

XLIV CONGRESO DE LA SIBB

SOCIEDAD IBÉRICA DE BIOMECÁNICA Y BIOMATERIALES



PROGRAMA SIBB 2022

Viernes, 25 de Noviembre 2022

ACTO DE INAUGURACIÓN

9:00 - 9:15

Centro de Cirugía de Mínima Invasión "Jesús Usón"

AUDITORIO "Pizarro"

9:15 - 9:30

CAFÉ

COMUNICACIONES LIBRES

9:30 - 12:30

Centro de Cirugía de Mínima Invasión "Jesús Usón"

AUDITORIO "Pizarro"

Presidente de la mesa: Dr. Luis Rodríguez Lorenzo - CSIC

9:30 - 9:45

HOW PROTEOMICS BRINGS SOME LIGHT INTO HUMAN BLOOD PLASMA PROTEINS INTERACTION WITH GRAPHENE SURFACES

P.C. Henriques, H. Osório, F.D. Magalhães, I.C. Gonçalves

9:45 - 10:00

"DRUG-LOADED NANOPARTICLES FOR PERI-IMPLANTITIS TREATMENT"

Raquel Osorio, Manuel Toledano-Osorio, Elvira de Luna-Bertos, Manuel Toledano, Victor J Costela-Ruiz, Concepción Ruiz, Antonio L Medina-Castillo, Francisco Javier Gil, Francisco Javier Manzano-Moreno

10:00 - 10:15

"NEW NANOBIMATERIALS FOR STROKE NEUROPROTECTION AND NEURORECOVERY: A NOVEL BIODEGRADABLE VECTOR APPLIED IN VIVO FOR mRNA THERAPEUTICS"

Marília Torrado, Victoria Leiro, Sofia Duque Santos, Ana Paula Pêgo

10:15 - 10:30

"CLASIFICACIÓN DE LOS EVENTOS DE RUPTURA MOLECULAR ENTRE ESTREPTAVIDINA Y BIOTINA MEDIDOS MEDIANTE MICROSCOPIA DE FUERZA ATÓMICA DE AFINIDAD."

Daniel Corregidor, Raquel Tabraue, Luis Colchero, Rafael Daza, Manuel Elices, Gustavo V. Guinea, José Pérez-Rigueiro.

10:30 - 10:45

"MAGNETOACTIVE SOFT MATERIALS TO REPRODUCE COMPLEX DEFORMATION STATES IN LIVING TISSUE"

Jorge Gonzalez-Rico, Miguel Angel Moreno-Mateos, Emanuel Nunez-Sardinha, Maria Luisa Lopez-Donaire, Sergio Lucarini, Angel Arias, Arrate Muñoz-Barrutia, Diego Velasco, Daniel Garcia-Gonzalez

<p>10:45 - 11:00</p>	<p>“ANTIBIOFILM COATINGS BASED ON PROTEIN-ENGINEERED POLYMERS AND ANTIMICROBIAL PEPTIDES FOR PREVENTING IMPLANT-ASSOCIATED INFECTIONS”</p> <p>Desiré Venegas, Sergio Acosta, Arturo Ibáñez, Conrado Aparicio and J. Carlos Rodríguez</p>
<p>11:00 - 11:15</p>	<p>“SUSTAINED RELEASE OF LACTIC ACID EMBEDDED IN ELR HYDROGELS FOR CARDIOVASCULAR REGENERATION”</p> <p>Julio Fernández Fernández, Ana Herrero Gallardo, Mercedes Santos García, Elisabeth Engel López, Matilde Alonso Rodrigo</p>
<p>11:15 - 11:30</p>	<p>“ANTIMICROBIAL PEPTIDE DECORATED CHITOSAN MICROSPHERES FOR POTENTIAL USE IN SKIN CHRONIC WOUND DRESSINGS”</p> <p>Pedro M Alves, Diana R Fonseca, Rúben Pereira, Berta N. Estevinho, Cátia Teixeira, Paula Gomes, M Cristina L Martins</p>
<p>11:30 - 11:45</p>	<p>“TRIBOCORROSION BEHAVIOR OF BIO-FUNCTIONALIZED TITANIUM OXIDE COATINGS INCORPORATED WITH ZrO₂ NANOPARTICLES”</p> <p>Natália A. Costa, André L. Rossi, Alexandra C. Alves, Ana Maria P. Pinto, Fatih Toptan, Luís A. Rocha</p>
<p>11:45 - 12:00</p>	<p>“FIGHTING ORTHOPEDIC DEVICE-RELATED INFECTIONS WITH MICROFLUIDIC GENERATED AMP-CHITOSAN NANOGELS”</p> <p>B. Costa, P. Alves, D. Fonseca, R. Pereira, F. Costa, P. Gomes, G. Martínez-de-Tejada, C. Monteiro and M.C.L. Martins</p>
<p>12:00 - 12:15</p>	<p>“MULTIFUNCTIONAL COATING TO IMPROVE BKPRO COMPATIBILITY”</p> <p>Silvia Gómez, Carles Mas, Javier Gil, Rafael Barraquer, José Maria Manero</p>
<p>12:15 - 12:30</p>	<p>“GRAPHENE OXIDE THE KEY TO EFFECTIVE APPLICATION OF DECELLULARIZED ARTERIES AS SMALL DIAMETER VASCULAR GRAFTS”</p> <p>Andreia T. Pereira, Karl H. Schneider, Patrícia C. Henriques, Christian Grasl, Sofia F. Melo, Inês P. Fernandes, Herbert Kiss, M. Cristina L. Martins, Helga Bergmeister, and Inês C. Gonçalves</p>
<p>12:30 - 14:00</p>	<p>Mesa Redonda – BIOMATERIALES</p> <p>Centro de Cirugía de Mínima Invasión “Jesús Usón”</p> <p>AUDITORIO “Pizarro”</p> <p>“3D PRINTING AND ANTIMICROBIAL DEVICES”</p> <p>Presidente de la mesa: Dr. Diego Velasco Bayón – Universidad Carlos III de Madrid</p>

	<p>Dra. I. Gonçalves: “Can graphene bring lighth into catheter infections? From antimicrobial 2D films to a medical device” - Instituto Nacional de Engenharia Biomédica (INEB), Universidade do Oporto, Portugal</p> <p>Dr. J.C. Rodríguez Cabello: “Enhanced printability of recombinant polypeptide bioinks as result of precise molecular desing” - Universidad de Valladolid</p> <p>Dr. D. Rodríguez Rius: “Formación de recubrimientos antibacterianos sobre estructuras de titanio mediante electrodeposición” - Escuela de Ingeniería de Barcelona Este (EEBE)</p>
14:00 - 15:30	COMIDA
15:30 - 17:30	<p>COMUNICACIONES LIBRES</p> <p>Centro de Cirugía de Mínima Invasión “Jesús Usón”</p> <p>AUDITORIO “Pizarro”</p> <p>Presidente de la mesa: Dr. Kostas Gianikellis – Universidad de Extremadura</p>
15:30 - 15:45	<p>“ESTABILIDAD DINÁMICA EN INDIVIDUOS CON ENFERMEDAD DE PARKINSON”</p> <p>A. Torres-Pardo, J.A. Gómez-García, Juan C. Moreno, Diego Torricelli</p>
15:45 - 16:00	<p>“VALORACIÓN CINEMÁTICA DE LA ESTABILIDAD DINÁMICA Y ROM PASIVO DEL TOBILLO EN JUGADORES DE BALONCESTO”</p> <p>Marta Domínguez-Díez, Guillermo Muñoz, Asunción Bustos, Rafael Navarro</p>
16:00 - 16:15	<p>“TRANSMISSION AND ACTUATION SYSTEMS IN CABLE-DRIVEN, WALKING-ASSISTANCE EXOSUITS BASED ON POSTURAL AND DYNAMIC SYNERGIES”</p> <p>Rodríguez J.D., Bermejo G.J., Jayakumar A., Romero S.F., Agujetas O.R., Alonso S.J</p>
16:15 - 16:30	<p>“ENSAYO DE ACTUACION BASADA EN SINERGIAS EN UN BANCO DE PRUEBAS MODULAR PARA EXOSUIT ACTUADO POR CABLES”</p> <p>Ashwin Jayakumar, Daniel Rodríguez Jorge, Javier Bermejo García, Rafael Agujetas Ortiz, Francisco Romero Sánchez, Francisco Javier Alonso Sánchez</p>
16:30 - 16:45	<p>“CAMBIOS EN LAS ACTIVIDADES MUSCULARES EN LOS MIEMBROS INFERIORES CON UN EXOSUIT ACTUADO POR CABLE”</p> <p>Javier Bermejo García, Daniel Rodríguez Jorge, Ashwin Jayakumar, Francisco Romero Sánchez</p>
16:45 - 17:00	<p>“ERGONOMÍA APLICADA A LA CIRUGÍA MÍNIMAMENTE INVASIVA”</p> <p>Miguel Rodal, Santiago Gomez-Paniagua, Maria Jose Gonzalez-Becerra, Kostas Gianikellis</p>

<p>17:00 - 17:15</p>	<p>“CARACTERIZACIÓN DE LAS ACELERACIONES ANGULARES ARTICULARES DURANTE LA MARCHA EN ADOLESCENTES CON DIPLEJÍA ESPÁSTICA”</p> <p>Santiago Gomez-Paniagua, Maria Jose Gonzalez-Becerra, Kostas Gianikellis, Emilio Arrayales, Miguel Rodal</p>
<p>17:15 – 17:30</p>	<p>“BIOACTIVE COATINGS FOR TITANIUM DENTAL IMPLANTS CONTAINING SR/ZN PHYTATES: OSTEOGENIC AND ANTIBACTERIAL PROPERTIES”</p> <p>Gerardo Asensio, Ana M. Hernández-Arriaga, Marcela Martín del campo, Auxiliadora M. Prieto, Agustín R. Gonzalez-Elipe, Blanca Vázquez-Lasa, Luis Rojo</p>
<p>18:00</p>	<p>FINALIZACIÓN EVENTO</p>
<p>Sábado, 26 de Noviembre 2022</p>	
<p>09:00 - 11:00</p>	<p>COMUNICACIONES LIBRES</p> <p>Facultad de Ciencias del Deporte</p> <p>Salón de Actos “Juan De Dios Román”</p> <p>Presidente de la mesa: Dr. Enrique Navarro Cabello – Universidad Politécnica de Madrid</p>
<p>9:00 - 9:15</p>	<p>“EVALUATION OF THORAX DIAMETER CHANGES THROUGH DIFFERENT RUNNING INTENSITIES USING OPTOELECTRONIC PLETHYSMOGRAPHY”</p> <p>Gonzalo Garrido López, Javier Rueda Ojeda, Alejandro San Juan Ferrer, Enrique Navarro Cabello.</p>
<p>9:15 - 9:30</p>	<p>“IS D-MAX A GOOD MODEL FOR DETECTING MUSCLE OXYGEN SATURATION BREAKPOINTS”</p> <p>Carlos Sendra-Pérez, Alberto Encarnación-Martínez, Rosario Salvador-Palmer, Joaquín Martín Marzano-Felisatti, Jose Luis Sanchez-Jimenez, Jose Ignacio Priego-Quesada</p>
<p>9:30 - 9:45</p>	<p>“PROPOSAL OF THE OPTIMAL MINIMUM VELOCITY TO ESTIMATE THE 1RM THROUGH THE INDIVIDUAL LOAD-VELOCITY RELATIONSHIP”</p> <p>Amador García-Ramos, Sergio Miras-Moreno, María Dolores Morenas-Aguilar, Danica Janicijevic</p>
<p>9:45 - 10:00</p>	<p>“CHANGES IN INTER-LIMB ASYMMETRIES FOLLOWING UNILATERAL AND BILATERAL FATIGUE PROTOCOLS”</p> <p>Danica Janicijevic y Amador García Ramos</p>

<p>10:00 - 10:15</p>	<p>“EFECTOS FISIOLÓGICOS, BIOMECÁNICOS Y PERCEPTUALES DE LA CARRERA PROLONGADA SOBRE DIFERENTES TIPOS DE LAZADA EN LAS ZAPATILLAS”</p> <p>Esther Sánchez-Ribes, Ignacio Catala-Vilaplana, Julia Rizo-Albero, Roberto Sanchis-Sanchis, Pedro Pérez-Soriano, Alberto Encarnación-Martínez</p>
<p>10:15 - 10:30</p>	<p>“NON-INVASIVE SKIN TEMPERATURE MONITORING DURING AN INCREMENTAL TEST IN INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY: A PILOT STUDY”</p> <p>José Luis Sánchez Jiménez; José Ignacio Priego Quesada; Pedro Pérez Soriano; Rosa María Cibrián Ortiz de Anda; Inmaculada Aparicio</p>
<p>10:30 - 10:45</p>	<p>“DETERMINACIÓN DE UNA VARIABLE DE RENDIMIENTO EN EL GOLPEO DE CABEZA EN FÚTBOL”</p> <p>William Becerra Muñoz, Gonzalo Garrido López</p>
<p>10:45 - 11:00</p>	<p>“EFECTO DE LA MASA DEL BALÓN SOBRE LA POTENCIA EN LOS LANZAMIENTOS DE BALONMANO”</p> <p>Marcos Gutiérrez-Dávila, Carmen Gutiérrez-Cruz, Francisco Sánchez-Sánchez, Amador Garcia-Ramos</p>
<p>11:00 – 11:30</p>	<p>CAFÉ</p>
<p>11:30 – 12:15</p>	<p>PONENCIA INVITADA</p> <p>“ROBÓTICA APLICADA A LA CIRUGÍA DE MÍNIMA INVASIÓN”</p> <p>D. Francisco Miguel Sánchez Margallo – Director Científico del Centro de Cirugía de Mínima Invasión “Jesús Usón” (CCMIJU)</p> <p>Facultad de Ciencias del Deporte</p> <p>Salón de Actos “Juan De Dios Román”</p>

<p>12:15 - 14:15</p>	<p align="center">Mesa Redonda – NEUROREHABILITACIÓN</p> <p align="center">Facultad de Ciencias del Deporte</p> <p align="center">Salón de Actos “Juan De Dios Román”</p> <p align="center">“BIOMECÁNICA Y BIOMECATRÓNICA APLICADAS EN LOS PROCESOS DE LA NEURO-REHABILITACIÓN”</p> <p align="center">Presidente de la mesa: Dr. Kostas Gianikellis – Universidad de Extremadura</p> <p align="center">D. Javier Ferrer “Biomecánica y neurorehabilitación, eficiencia, control y precisión en la recuperación del paciente” – Director Desarrollo de Negocio (Movard)</p> <p>Dr. J. Sánchez Lacuesta “Tecnología biomecánica aplicada a patologías degenerativas del sistema neuromusculoesquelético” - Director del Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV)</p> <p>Dr. D. Torricelli “Benchmarking de la robótica de rehabilitación: Desde el laboratorio a la vida real” CSIC</p> <p>Dr. A. Forner Cordero “Privación de sueño y control de tareas motoras” - Universidad de São Paulo</p>
<p>14:15 – 15:30</p>	<p align="center">COMIDA</p>
<p>15:30 - 16:30</p>	<p align="center">ASAMBLEA GENERAL DE LA SIBB</p>
<p>16:30 – 17:30</p>	<p align="center">COMUNICACIONES LIBRES</p> <p align="center">Facultad de Ciencias del Deporte</p> <p align="center">Salón de Actos “Juan De Dios Román”</p> <p align="center">Presidente de la mesa: Dr. Víctor Soto Hermoso – Instituto Mixto Universitario Deporte y Salud (iMUDS)</p>
<p>16:30 - 16:45</p>	<p align="center">“CONTRIBUCIÓN DE BRAZOS Y TRONCO EN LAS SALIDAS DE VELOCIDAD”</p> <p align="center">Marcos Gutiérrez-Dávila, Carmen Gutiérrez-Cruz, Jose Campos Granell</p>
<p>16:45 - 17:00</p>	<p align="center">“LAS NUEVAS TECNOLOGÍAS DEL CALZADO MEJORAN EL RENDIMIENTO EN LAS CARRERAS DE VELOCIDAD”</p> <p align="center">Alba Herrero-Molleda, Ángela García-Sancho y Juan García-López</p>
<p>17:00 - 17:15</p>	<p align="center">“LA RESISTENCIA AERODINÁMICA DEL CICLISTA LÍDER DISMINUYE CUANDO OTRO CICLISTA LO PERSIGUE (“DRAFTING”): UN ESTUDIO DE CAMPO”</p> <p align="center">Miguel Ángel Benito, Alba Herrero-Molleda y Juan García-López</p>

<p>17:15 - 17:30</p>	<p>“EFECTOS DE LA SUPERFICIE DE CARRERA SOBRE LOS PARÁMETROS ESPACIOTEMORALES”</p> <p>Ignacio Catalá-Vilaplana, Julia Rizo-Albero, Esther Sánchez-Ribes, Roberto Sanchis-Sanchis, Alberto Encarnación-Martínez, Pedro Pérez-Soriano</p>
<p>17:30 – 17:45</p>	<p>CAFÉ</p>
<p>17:45 - 18:45</p>	<p>COMUNICACIONES LIBRES</p> <p>Facultad de Ciencias del Deporte</p> <p>Salón de Actos “Juan De Dios Román”</p> <p>Presidente de la mesa: Dr. Víctor Soto Hermoso – Instituto Mixto Universitario Deporte y Salud (iMUDS)</p>
<p>17:45 - 18:00</p>	<p>“MÉTODO DE LOS DOS PUNTOS EN CONDICIONES DE CAMPO: UNA PROPUESTA FIABLE PARA EVALUAR LAS VARIABLES DE LA RELACIÓN CARGA-VELOCIDAD”</p> <p>Sergio Miras-Moreno, Amador García-Ramos, Francisco Javier Rojas-Ruiz, María Dolores Morenas-Aguilar, Alejandro Pérez-Castilla.</p>
<p>18:00 – 18:15</p>	<p>“EVOLUCIÓN DE LAS TESIS DOCTORALES EN BIOMECÁNICA DEPORTIVA EN ESPAÑA EN FUNCIÓN DE LOS CAMPOS DE INVESTIGACIÓN”</p> <p>José Campos Granell, Marcos Gutiérrez-Dávila, José María Campos Coll</p>
<p>18:15 – 18:30</p>	<p>“METODOLOGÍA INNOVADORA PARA EL BENCHMARKING DE LAS TECNOLOGÍAS WEARABLES EN EL ANÁLISIS DEL RENDIMIENTO Y LA PREVENCIÓN DE LESIONES EN EL FÚTBOL”</p> <p>María Jose Gonzalez-Becerra, Santiago Gomez-Paniagua, Miguel Rodal, Francisco García-Muro San José, Kostas Gianikellis</p>
<p>18:30 – 18:45</p>	<p>“DETECCIÓN DE EVENTOS TEMPORALES DEL CICLO DE LA MARCHA A PARTIR DE LA SEÑAL DE ACCELERACIÓN MEDIDA CON SENSORES INERCIALES COLOCADOS SOBRE LOS PIES: ESTUDIO PILOTO”</p> <p>Álvaro Fernandez-Romero, Santiago Gomez-Paniagua, María Jose Gonzalez-Becerra, Miguel Rodal, Francisco García-Muro San José, Kostas Gianikellis</p>
<p>18:45 – 20:15</p>	<p>Mesa Redonda – BIOMECÁNICA DEPORTIVA</p> <p>Facultad de Ciencias del Deporte</p> <p>Salón de Actos “Juan De Dios Román”</p> <p>“LA FORMACIÓN CIENTÍFICA TÉCNICA Y PROFESIONAL DEL BIOMECÁNICO DEPORTIVO”</p>

	<p>Presidente de la mesa: Dr. Juan García López – Universidad de León</p> <p>Dr. J. Campos Granell – Universidad de Valencia</p> <p>Dr. M. Gutiérrez Dávila – Universidad de Granada</p> <p>Dr. V. Soto Hermoso – Instituto Mixto Universitario Deporte y Salud (iMUDS)</p>
20:15	CIERRE
21:30	CENA DE GALA

POSTERS

POSTERS BIOMATERIALES, BIOMECÁNICA MÉDICA, BIOMECÁNICA-DEPORTIVA, BIOMECÁNICA MÉDICA-DEPORTIVA SÁBADO 26 NOVIEMBRE 2022

10:20	<p>“DEXAMETHASONE AND ZINC LOADED POLYMERIC NANOPARTICLES REINFORCE AND REMINERALIZE CORONAL DENTIN”</p> <p>Manuel Toledano, Estrella Osorio, Fátima S. Aguilera, Manuel Toledano-Osorio, María T. Osorio, Raquel Toledano, Modesto T. López-López, Christopher D Lynch, Raquel Osorio</p>
10:25	<p>“DETERMINACIÓN DE LAS VARIABLES DE INTERÉS EN EL MOVIMIENTO LUMBAR DE SENTARSE Y LEVANTARSE: UN ESTUDIO PILOTO”</p> <p>Marina Gil-Calvo, Álvaro Marco, Sandra Calvo, Diego Lapuente, Juan A. Martín, João M. Mota, Pablo Herrero y Roberto Casas</p>
10:30	<p>“IMPACTOS DE ACELERACIÓN, EFECTOS FISIOLÓGICOS Y PERCEPTUALES DE LA CARRERA SOBRE DIFERENTES TIPOS DE LAZADA EN LAS ZAPATILLAS”</p> <p>Esther Sánchez-Ribes, Ignacio Catala-Vilaplana, Julia Rizo-Albero, Roberto Sanchis-Sanchis, Pedro Pérez-Soriano, Alberto Encarnación-Martínez</p>
10:35	<p>“PROPUESTA DE INFORME TÉCNICO DE HALTEROFILIA PARA EL MOVIMIENTO DE YERK”</p> <p>Flores FJ, Centeno M, Redondo JC, García J, de Benito AM</p>
10:40	<p>“PROPUESTA DE INFORME TÉCNICO DE HALTEROFILIA: MOVIMIENTOS DE ARRANCADA Y CARGADA”</p> <p>Flores FJ, Centeno M, Redondo JC, García J, de Benito AM</p>
10:45	<p>“ANÁLISIS DE LOS EFECTOS DEL CAMBIO DE REOTROCESO DEL SILLÍN SOBRE LA CINEMÁTICA, PRESIONES Y CONFORT DURANTE EL PEDALEO”</p> <p>Julia Rizo-Albero, Ignacio Catala-Vilaplana, Carlos Sendra-Pérez</p>
10:50	<p>“EXERCISE AND HEART RATE VARIABILITY VIA DETRENDED FLUCTUATION ANALYSIS OF INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY: A PILOT STUDY”</p> <p>José Luis Sánchez-Jiménez, Ignacio Català-Vilaplana, Raquel Zamora-Torrijos, Clara Carrión-González, José Ignacio Priego-Quesada, Inmaculada Aparicio</p>
10:55	<p>“SEX DIFFERENCES IN MUSCLE OXYGEN SATURATION IN TRAINED CYCLISTS”</p> <p>Carlos Sendra-Pérez, Jose Ignacio Priego-Quesada, Rosario Salvador-Palmer, Fran Oficial-Casado, Inmaculada Aparicio, Alberto Encarnación-Martínez</p>

ÍNDICE

COMUNICACIONES LIBRES	1
HOW PROTEOMICS BRINGS SOME LIGHT INTO HUMAN BLOOD PLASMA PROTEINS INTERACTION WITH GRAPHENE SURFACES	2
DRUG-LOADED NANOPARTICLES FOR PERI-IMPLANTITIS TREATMENT.....	5
NEW NANOBIMATERIALS FOR STROKE NEUROPROTECTION AND NEURORECOVERY: A NOVEL BIODEGRADABLE VECTOR APPLIED IN VIVO FOR mRNA THERAPEUTICS	8
CLASIFICACIÓN DE LOS EVENTOS DE RUPTURA MOLECULAR ENTRE ESTREPTAVIDINA Y BIOTINA MEDIDOS MEDIANTE MICROSCOPIA DE FUERZA ATÓMICA DE AFINIDAD	12
MAGNETOACTIVE SOFT MATERIALS TO REPRODUCE COMPLEX DEFORMATION STATES IN LIVING TISSUE.....	23
ANTIBIOFILM COATINGS BASED ON PROTEIN-ENGINEERED POLYMERS AND ANTIMICROBIAL PEPTIDES FOR PREVENTING IMPLANT-ASSOCIATED INFECTIONS	28
SUSTAINED RELEASE OF LACTIC ACID EMBEDDED IN ELR HYDROGELS FOR CARDIOVASCULAR REGENERATION	35
ANTIMICROBIAL PEPTIDE DECORATED CHITOSAN MICROSPHERES FOR POTENTIAL USE IN SKIN CHRONIC WOUND DRESSINGS	41
TRIBOCORROSION BEHAVIOR OF BIO-FUNCTIONALIZED TITANIUM OXIDE COATINGS INCORPORATED WITH ZrO ₂ NANOPARTICLES.....	43
FIGHTING ORTHOPEDIC DEVICE-RELATED INFECTIONS WITH MICROFLUIDIC GENERATED AMP-CHITOSAN NANOGELS.....	46
MULTIFUNCTIONAL COATING TO IMPROVE BKPRO COMPATIBILITY	50
FORMACIÓN DE RECUBRIMIENTOS ANTIBACTERIANOS SOBRE ESTRUCTURAS DE TITANIO MEDIANTE ELECTRODEPOSICIÓN.....	56
GRAPHENE OXIDE THE KEY TO EFFECTIVE APPLICATION OF DECELLULARIZED ARTERIES AS SMALL DIAMETER VASCULAR GRAFTS	59
MESA REDONDA-BIOMATERIALES	61
CAN GRAPHENE BRING LIGHT INTO CATHETER INFECTION? FROM ANTIMICROBIAL 2D FILMS TO A MEDICAL DEVICE	62
ENHANCED PRINTABILITY OF RECOMBINANT POLYPEPTIDE BIOINKS AS RESULT OF PRECISE MOLECULAR DESIGN	64
FORMACIÓN DE RECUBRIMIENTOS ANTIBACTERIANOS SOBRE ESTRUCTURAS DE TITANIO MEDIANTE ELECTRODEPOSICIÓN.....	65
COMUNICACIONES LIBRES	66
ESTABILIDAD DINÁMICA EN INDIVIDUOS CON ENFERMEDAD DE PARKINSON	67
VALORACIÓN CINEMÁTICA DE LA ESTABILIDAD DINÁMICA Y ROM PASIVO	74
DEL TOBILLO EN JUGADORES DE BALONCESTO	74



TRANSMISSION AND ACTUATION SYSTEMS IN CABLE-DRIVEN, WALKING-ASSISTANCE EXOSUITS BASED ON POSTURAL AND DYNAMIC SYNERGIES	80
ENSAYO DE ACTUACION BASADA EN SINERGIAS EN UN BANCO DE PRUEBAS MODULAR PARA EXOSUIT ACTUADO POR CABLES.....	85
CAMBIOS EN LAS ACTIVIDADES MUSCULARES EN LOS MIEMBROS INFERIORES CON UN EXOSUIT ACTUADO POR CABLE.....	93
ERGONOMÍA APLICADA A LA CIRUGÍA MÍNIMAMENTE INVASIVA.....	100
CARACTERIZACIÓN DE LAS ACELERACIONES ARTICULARES DURANTE LA MARCHA EN ADOLESCENTES CON DIPLEJÍA ESPÁSTICA	102
BIOACTIVE COATINGS FOR TITANIUM DENTAL IMPLANTS CONTAINING SR/ZN PHYTATES: OSTEOGENIC AND ANTIBACTERIAL PROPERTIES	103
EVALUATION OF THORAX DIAMETER CHANGES THROUGH DIFFERENT RUNNING INTENSITIES USING OPTOELECTRONIC PLETHYSMOGRAPHY.....	106
IS D-MAX A GOOD MODEL FOR DETECTING MUSCLE OXYGEN SATURATION BREAKPOINTS?	113
PROPOSAL OF THE OPTIMAL MINIMUM VELOCITY TO ESTIMATE THE 1RM THROUGH THE INDIVIDUAL LOAD-VELOCITY RELATIONSHIP	117
CHANGES IN INTER-LIMB ASYMMETRIES FOLLOWING UNILATERAL AND BILATERAL FATIGUE PROTOCOLS.....	123
EFFECTOS FISIOLÓGICOS, BIOMECÁNICOS Y PERCEPTUALES DE LA CARRERA PROLONGADA SOBRE DIFERENTES TIPOS DE LAZADA EN LAS ZAPATILLAS.....	130
NON-INVASIVE SKIN TEMPERATURE MONITORING DURING AN INCREMENTAL TEST IN INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY: A PILOT STUDY.....	134
DETERMINACIÓN DE UNA VARIABLE DE RENDIMIENTO EN EL GOLPEO DE CABEZA EN FÚTBOL	140
EFFECTO DE LA MASA DEL BALÓN SOBRE LA POTENCIA EN LOS LANZAMIENTOS DE BALONMANO	147
MESA REDONDA-NEUROREHABILITACIÓN.....	153
BENCHMARKING DE LA ROBÓTICA DE REHABILITACIÓN: DESDE EL LABORATORIO A LA VIDA REAL.....	154
PRIVACIÓN DE SUEÑO Y CONTROL DE TAREAS MOTORAS.....	155
COMUNICACIONES LIBRES	157
CONTRIBUCIÓN DE BRAZOS Y TRONCO EN LAS SALIDAS DE VELOCIDAD.....	158
LAS NUEVAS TECNOLOGÍAS DEL CALZADO MEJORAN EL RENDIMIENTO EN LAS CARRERAS DE VELOCIDAD.....	165
LA RESISTENCIA AERODINÁMICA DEL CICLISTA LÍDER DISMINUYE CUANDO OTRO CICLISTA LO PERSIGUE (“DRAFTING”): UN ESTUDIO DE CAMPO.....	168
EFFECTOS DE LA SUPERFICIE DE CARRERA SOBRE LOS PARÁMETROS ESPACIOTEMPORALES	176



MÉTODO DE LOS DOS PUNTOS EN CONDICIONES DE CAMPO: UNA PROPUESTA FIABLE PARA EVALUAR LAS VARIABLES DE LA RELACIÓN CARGA-VELOCIDAD	181
EVOLUCIÓN DE LAS TESIS DOCTORALES EN BIOMECÁNICA DEPORTIVA EN ESPAÑA EN FUNCIÓN DE LOS CAMPOS DE INVESTIGACIÓN	187
METODOLOGÍA INNOVADORA PARA EL BENCHMARKING DE LAS TECNOLOGÍAS WEARABLES EN EL ANÁLISIS DEL RENDIMIENTO Y LA PREVENCIÓN DE LESIONES EN EL FÚTBOL	192
DETECCIÓN DE EVENTOS TEMPORALES DEL CICLO DE LA MARCHA A PARTIR DE LA SEÑAL DE ACELERACIÓN MEDIDA CON SENSORES INERCIALES COLOCADOS SOBRE LOS PIES: ESTUDIO PILOTO	197
MESA REDONDA-BIOMECÁNICA DEPORTIVA.....	198
D r. J. Campos Granell	199
D r. M. Gutiérrez Dávila	200
D r. V. Soto Hermoso	202



COMUNICACIONES LIBRES



HOW PROTEOMICS BRINGS SOME LIGHT INTO HUMAN BLOOD PLASMA PROTEINS INTERACTION WITH GRAPHENE SURFACES

P.C. Henriques ^{1,2}, H. Osorio ^{1,3}, F.D. Magalhaes ⁴, I.C. Goncalves ^{1,2}

¹ Instituto de Investigacao e Inovacao em Saude, Universidade do Porto, Porto, Portugal

² Instituto de Engenharia Biomedica, Universidade do Porto, Porto, Portugal

³ Instituto de Biologia Molecular e Celular, Universidade do Porto, Porto, Portugal

⁴ Laboratory for Process Engineering, Environment, Biotechnology and Energy, Department of Chemical Engineering, Faculty of Engineering, University of Porto, Porto, Portugal

INTRODUCTION

Proteins are the first biological component to arrive to the surface of any medical device inserted in the body, thus determining subsequent interactions with other biological systems (mammalian cells or bacteria), and ultimately the device's biological fate. Graphene-based materials (GBMs), promising candidates for biomedical applications [1, 2], have been shown to interact strongly with proteins [3]. The physicochemical features of GBMs-integrated surfaces, as surface roughness, chemistry and wettability, drive the mechanisms of interaction and the type of proteins that adsorb [3, 4], and so it is of paramount relevance to better understand this interaction. Studies focused on the potential and impact of this GBMs-protein interaction are however scarce, with proteins being often neglected in biological studies. Here, films produced with GBMs with different features were incubated with human plasma proteins and evaluated by proteomic analysis, to clarify the impact of surface features, as oxidation degree, roughness, or wettability, on protein adsorption.

EXPERIMENTAL METHODS

GBMs with different layer thickness and oxidation degree, namely graphene oxide (GO) and reduced GO (rGO) (0.34 nm thick) and graphene nanoplatelets (FLG) and their oxidized form (FLGO) (6-8 nm thick), were used to produce films by vacuum filtration. GBMs films were characterized regarding elemental composition and functional groups (XPS), crystallinity and structural properties (XRD), surface topography (SEM, AFM), and wettability (contact angle measurements). Protein adsorption to films was conducted using a pool of four donors of human plasma, to reduce the impact of plasma donor variability. Plasma was added on top of GBMs films and incubated for 3 h at 37 °C under



static conditions. Surfaces were then gently rinsed with dH₂O to remove unbound proteins. Adsorbed proteins were solubilized and each sample was processed for proteomics analysis following the solid-phase enhanced sample-preparation protocol [5]. Enzymatic digestion was performed and peptide concentration determined using the quantitative fluorometric peptide assay, followed by injection of peptides from each condition in the nanoscale liquid chromatography coupled with mass spectrometry (nanoLC-MS/MS) for protein identification and quantification. Raw data was processed using Proteome Discoverer 2.4.0.305 software and searched against the UniProt database for Homo sapiens Proteome 2019_09. At least two unique peptides were considered for protein analysis.

RESULTS AND DISCUSSION

XPS shows high content of O-containing groups in oxidized films (GO and FLGO, ~32%), with intermediate levels in rGO (13.5%) and negligible amounts in FLG (3.5%) films. XRD confirms that intrinsic crystallinity and structural properties of raw GBMs is kept in films. SEM shows sharp edges exposed in FLG films, while a wrinkled surface with fused platelets is observed on oxidized and rGO films. AFM however highlights some differences: GO and FLGO films have a smoother surface, nanotopography and low height variation, while rGO and FLG present microtopography, high peak to valley height heterogeneity and more flat areas. Oxidized surfaces are hydrophilic, while rGO and FLG get closer to hydrophobicity.

Plasma proteins incubation with films clearly shows that proteins adsorb in higher amounts to reduced or nonoxidized films (26.5% on rGO, 49.3% on FLG), contrary to oxidized surfaces (8.3% on GO, 7.6% on FLGO), highlighting the impact of GBMs oxidation degree on protein adsorption. The most abundant proteins in human plasma and adsorbed to GBMs films are similar: albumin (~75%), immunoglobulins (~8%), serotransferrin (~4%), and fibrinogen (~1–2%), with these percentages being proportional to the total amount of adsorbed proteins. Focusing on most abundant proteins (higher than 1%), differences appear between GBMs films. Proteins such as complement C3 and α -2-macroglobulin adsorb more to oxidized surfaces, while proteins as α -1-antitrypsin and haptoglobin prefer reduced and nonoxidized films. Apolipoprotein A-I (major component of HDL) is identified only in oxidized surfaces without being within the 1% most abundant proteins in the plasma. In some cases, despite belonging to the 1% most abundant proteins in oxidized films (e.g. α -2-macroglobulin and complement C3), higher amounts can be found on rGO and FLG films.



CONCLUSION

Overall, human plasma proteins adsorb less to oxidized films than to rGO and FLG, highlighting the importance of fine-tuning surface features for a better control of the biological outcome. Proteins adsorbed in higher amounts are mainly related with complement activation (complement factor H, complement C3), coagulation (fibrinogen, antithrombin-III), lipid metabolism (apo A-I, apo B-100), and protease inhibitors (α -1-antitrypsin, α -2-macroglobulin). Such insights on the type and amount of adsorbed proteins to each surface are valuable to better tune and design surfaces according to an envisaged biomedical application.

ACKNOWLEDGEMENTS

Financial support from FCT and FEDER for PhD grant SFRH/BD/120154/2016, and Projects PTDC/CTM-BIO/4033/2014 (NewCat), PTDC/CTM-COM/32431/2017 (SoftStrong), UID/BIM/04293/2020 - i3S and UIDB/00511/2020 - LEPABE base funding.

REFERENCES

1. Borges, I., Henriques, P. C., Gomes, R. N., *et al.*, Exposure of Smaller and Oxidized Graphene on Polyurethane Surface Improves its Antimicrobial Performance, *Nanomaterials (Basel)* 10(2) (2020). <https://doi.org/10.3390/nano10020349>
2. Melo, S. F., Neves, S. C., Pereira, A. T., *et al.*, Incorporation of graphene oxide into poly(ϵ -caprolactone) 3D printed fibrous scaffolds improves their antimicrobial properties, *Materials Science and Engineering: C* 109 (2020) 110537. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.110537>
3. Kumar, S., Parekh, S. H., Linking graphene-based material physicochemical properties with molecular adsorption, structure and cell fate, *Commun Chem* 3(1) (2020). ARTN 8 10.1038/s42004-019-0254-9
4. Hampitak, P., Melendrez, D., Iliut, M., *et al.*, Protein interactions and conformations on graphene-based materials mapped using a quartz-crystal microbalance with dissipation monitoring (QCM-D), *Carbon* 165 (2020) 317-327. 10.1016/j.carbon.2020.04.093
5. Hughes, C. S., Moggridge, S., Muller, T., *et al.*, Single-pot, solid-phase-enhanced sample preparation for proteomics experiments, *Nat Protoc* 14(1) (2019) 68-85. 10.1038/s41596-018-0082-x



DRUG-LOADED NANOPARTICLES FOR PERI-IMPLANTITIS TREATMENT

Raquel Osorio¹, Manuel Toledano-Osorio^{1,2}, Elvira de Luna-Bertos^{4,5}, Manuel Toledano¹, Victor J Costela-Ruiz^{4,5}, Concepción Ruiz^{4,5,6}, Antonio L Medina-Castillo¹, Francisco Javier Gil⁷, Francisco Javier Manzano-Moreno^{3,4}.

¹ University of Granada, Facultad de Odontología.

² Programa Doctorado. Medicina Clínica y Salud Pública. Universidad de Granada.

³ Grupo Investigación BIO277. Facultad Odontología. Universidad de Granada.

⁴ Instituto Investigación Biosanitaria, IBS. Granada, Granada, Spain.

⁵ Grupo Investigación BIO277. Facultad Enfermería. Universidad de Granada.

⁶ Instituto de Neurociencias, Universidad de Granada, Centro de Investigación Biomédica (CIBM). Granada.

⁷ Universidad Internacional de Cataluña (UIC), Barcelona.

Keywords: <peri-implantitis>, <antibiotics>, <immunomodulation>, <nanoparticles>, <titanium>.

INTRODUCTION

Peri-implantitis is a prevalent disease affecting up to 20% of all the inserted dental implants. Two main factors are crucial in the development of this disease: i) a bacterial infection and ii) the activation of the immune system of the body which is leaded by bacteria and titanium elutes, ions and particles, therefore an inflammatory reaction against implants is prone to occur. At this stage, bone destruction together with a proliferation of connective tissue are produced, resulting in tissue fibrosis, finally leading to the implant loss. The aim of the present study is to evaluate the effect of doxycycline and dexamethasone doped nanoparticles (NPs) covering titanium surfaces on osteoblasts proliferation and differentiation gene expression.

METHODS

Doxycycline (DOX) and dexamethasone (DEX) doped polymeric nanoparticles were applied onto titanium (Ti) discs (*Klockner SA*). The following groups were established: 1) Ti discs (TiD), 2) Ti discs covered with undoped NPs (UTiD), 3) Ti discs covered with DOX doped NPs (DOXTiD) and 3) Ti discs covered with DEX doped NPs (DEXTiD). Discs were subjected to MG63 osteoblast-like cells culturing (ATCC, Manassas, VA, USA). Osteoblasts proliferation was tested by MTT testing. Alkaline phosphatase (ALP) production was analyzed.



Differentiation gene expression was also assessed by real-time quantitative polymerase chain reaction (RT-qPCR) and after Scanning Electron Microscopy (SEM) was performed to assess osteoblasts morphology. In the RT-qPCR; ALP, OPG, RANKL and BMP-2 were studied. Mean comparisons were conducted by one-way ANOVA and Tukey tests ($p < 0.05$).

RESULTS AND DISCUSSION

Proliferation was studied by MTT assay, and no differences were found among the experimental groups and the control (titanium discs). This result is crucial as at this point it is demonstrated that osteoblasts may grow onto titanium surfaces treated with the experimental NPs. Therefore, it seems that NPs are not harmful to osteoblastic cells and may be proposed as carriers for therapeutic drugs. To analyze these results it should be taken into account that SLA titanium surfaces are currently the 'gold standard' for osteoblasts proliferation. Osteoblasts grown on Ti-DOXNPs significantly increased ALP production. The incorporation of doxycycline and dexamethasone to the experimental NPs produced in cultured osteoblasts an over-expression of the main tested osteogenic proliferative genes. Dox-NPs and Dex-NPs up-regulated TGF- β 1 TGF- β R1 and TGF- β R2. the expression Runx-2 was up-regulated when DOXNPs and DEXNPs were present (3-fold and 4-fold times, respectively). Moreover, the expression of specific osteogenic proteins (ALP, OSX and OPG) were also higher on osteoblasts cultured on Ti-DoxNPs and Ti-DexNPs. It indicates the participation of the tested drug-loaded NPs, at both steps of the process of osteoblasts differentiation. DOXNPs and DEXNPs groups attained a marked down-regulation of the expression of RANKL. In the case of DOXNPs OPG was also overexpressed. Therefore, The OPG/RANKL ratio was very high when DOXNPs were present (75-fold increase respect to the control group). DEXNPs did also produce a significantly higher OPG/RANKL ratio respect to the control group, and it was about 20 times higher. These results are showing a clearly increased osteogenic activity of cells grown on DOXTiD and DEXTiD. After SEM analysis it was probed that cells were grown in every experimental group, and difference in number of cells is not appreciable. Osteoblasts grown on titanium discs are mainly flat and polygonal in shape, with inter-cellular connections. However, osteoblasts grown in the presence of DOXNPs and DEXNPs are spindle-shaped and have more abundant secretions on their surfaces. Cytoplasmatic extensions towards each other are also clearly evidenced.

CONCLUSIONS

Doxycycline (DOX) and dexamethasone (DEX) doped polymeric nanoparticles are able to stimulate osteoblasts proliferation and differentiation, being a potential useful in-chair therapeutic procedure to fight against peri-implantitis disease.



ACKNOWLEDGEMENTS

Grant PID2020-114694RB-I00 funded by MCIN/AEI 10.13039/501100011033. M.T.-O. is fellow FPU of Ministry of Universities [grant: FPU20/00450]. *Klockner SA* provided the titanium discs.

REFERENCES

1. Yuan P, Qiu X, Liu T, Tian R, Bai Y, Liu S, Chen X, Jin Y (2020). Substrate-independent polymer coating with stimuli-responsive dexamethasone release for on-demand fibrosis inhibition. *J Mater Chem B*;8(34):7777-7784.
2. Toledano-Osorio M, López-García S, Osorio R, Toledano M, García-Bernal D, Sánchez-Bautista S, Rodríguez-Lozano FJ (2022). Dexamethasone and Doxycycline Doped Nanoparticles Increase the Differentiation Potential of Human Bone Marrow Stem Cells. *Pharmaceutics*.;14(9):1865.
3. Bueno J, Virto L, Toledano-Osorio M, Figuera E, Toledano M, Medina-Castillo AL, Osorio R, Sanz M, Herrera D (2022). Antibacterial Effect of Functionalized Polymeric Nanoparticles on Titanium Surfaces Using an In Vitro Subgingival Biofilm Model. *Polymers (Basel)*;14(3):358.
4. Toledano M, Osorio MT, Vallecillo-Rivas M, Toledano-Osorio M, Rodríguez-Archilla A, Toledano R, Osorio R. Efficacy of local antibiotic therapy in the treatment of peri-implantitis: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2021 Oct;113:103790. doi: 10.1016/j.jdent.2021.103790. Epub 2021 Aug 27. PMID: 34455016.



NEW NANOBIMATERIALS FOR STROKE NEUROPROTECTION AND NEURORECOVERY: A NOVEL BIODEGRADABLE VECTOR APPLIED IN VIVO FOR mRNA THERAPEUTICS

Marília Torrado¹, Victoria Leiro², Sofía Duque Santos³, Ana Paula Pêgo⁴

¹ Centro de Tecnología Biomédica. Universidad Politécnica de Madrid. 28223 Pozuelo de Alarcón (Madrid). Spain

² Departamento de Ciencia de Materiales. ETSI Caminos, Canales y Puertos. Universidad Politécnica de Madrid. 28040 Madrid. Spain

Abstract: Stroke is the first cause of death and of permanent disabilities in Europe. Current therapies for stroke are not effective to most patients, being applied to less than 1/10 of the cases. Thus, there is an urgent need for more effective treatments, namely therapies with neuroprotective and/or regenerative properties. For that, nanomaterials play a relevant role, as carriers of neurotherapeutic molecules, that otherwise would not reach the brain affected with stroke.

Here, we propose the use of a new family of proprietary dendrimers as carriers of mRNA encoding a neurotrophin molecule, with a recognized role in neurons after stroke. We have established the ability of biocompatible fully-biodegradable dendrimers (fbB) to complex nucleic acids, forming dendriplexes. These were characterized by physico-chemical analysis and biological studies. Characterization studies showed that dendriplexes are suitable for our proposed biological application. Importantly, dendriplexes were successfully internalized by cultured mice cortical neurons, without cytotoxicity. This allowed us to perform a safe intravenous administration to an animal mice model of stroke. We are analysing the ischemic brain - both the ipsilateral and contralateral hemispheres as well as other organs which do not synthesize the delivered neurotrophin.

In sum, our fully biodegradable dendrimers are a potential nanomaterial to deliver therapeutic mRNAs in neurological disorders, like stroke.

Keywords: <Dendrimers>, <Gene Therapy>, <Pre-clinical Studies>, <Stroke>.



INTRODUCTION

According to the WHO (World Health Organization), Stroke is the 2nd cause of death worldwide and the 1st in Europe. 15 million people suffer a stroke per year, of which 5 million are left permanently disabled. Besides the evident social impact, this high morbidity represents an annual economic burden of over \$72 billion (US).

Ischemic stroke occurs when blood supply to the brain is blocked, resulting in a cascade of events that leads to neuronal death. Yet, the only FDA approved therapy (tissue plasminogen activator or tPa) is not applicable to 1/10 of patients [1]. Also, this therapy only mitigates the effects of occlusion by restoring the blood flow, lacking neuroprotective properties.

Neurotrophins have been put forward as a promising neuroprotective approach. However, its reduced plasma half-life and the poor blood-brain-barrier (BBB) permeation have limited its therapeutic administration. Additionally, their uncontrollable delivery can lead to deleterious side effects [2].

Gene therapy through coding mRNA has been identified as a solution for effective therapeutic expression at the lesion site. Nevertheless, a biocompatible vector, capable of protecting the mRNA from endonuclease degradation, crossing the BBB and reaching the ischemic brain in an efficient way, remains an unmet challenge.

Herein, we propose the use of a family of biodegradable dendrimers, recently developed and patented in our group [3,4], as delivery vectors of mRNA encoding for a neurotrophin as a novel neuroprotective strategy (Fig. 1). Their nanosize, full biodegradability, multivalency and the possibility of fine-tuning their properties is expected to make them multifaceted candidates for a successful therapy, which is here being pursued.

METHODS

The explored dendrimers rely on a gallic acid-triethylene glycol-ester (GATGE) repeating unit and a poly(ethylene glycol) (PEG) chain. Dendriplexes with mRNA were prepared at different N/P ratios (moles of dendrimer primary amines/moles of mRNA phosphate groups) and characterized in terms of size and polydispersity index (Pdl) by dynamic-light scattering (DLS), and Zeta-potential by laser doppler electrophoresis. mRNA complexation was evaluated with gel retardation and SYBRGold exclusion assays. Dendriplexes internalization and cytotoxicity were assessed in mice cortical neuronal cultures, using Lipofectamine as a transfection agent control.

To evaluate safety for intravenous administration, hemolysis and clotting assays were performed, incubating dendriplexes with purified human red blood cells and re-calcified human plasma, respectively.



Finally, nanoparticles biodistribution and neurotrophin expression was evaluated in a mice model of stroke induced by permanent occlusion of the middle cerebral artery. The administration was systemic, by tail vein injection of Cy5.5-labeled dendriplexes or vehicle. Additionally, two groups were used as controls: no surgery and SHAM (i.e. animals subjected to the entire procedure, with the exception of the artery occlusion).

RESULTS AND DISCUSSION

Our dendriplexes showed appropriate characteristics for the proposed strategy as they present sizes <100 nm (essential for BBB permeation), positive net charges, and mRNA complexation efficiencies >90%. The in vitro internalization studies revealed that our dendriplexes were present in virtually all neuronal cells in culture (100% transfection), with higher accumulation in perinuclear regions, contrary to L2k, whose internalization was substantially lower. Also, no cytotoxicity was obtained with our nanoparticles at the used N/Ps, whereas only less than 50% of cells were viable with L2k. Also, haemolytic studies revealed that dendriplexes are non-thrombogenic. Coagulation assays further confirmed the hemocompatibility of our system.

In vivo, we were able to observe our nanoparticles in the brain and in the specific case of stroke animals, an increased accumulation of dendriplexes was detected in the ipsilateral side, due to the stroke-compromised BBB.

This demonstrates the great ability of the dendrimer to protect and effectively deliver the mRNA to the ischemic area after systemic administration, where it is expected to enhance neuronal survival in conditions of ischemic stroke.

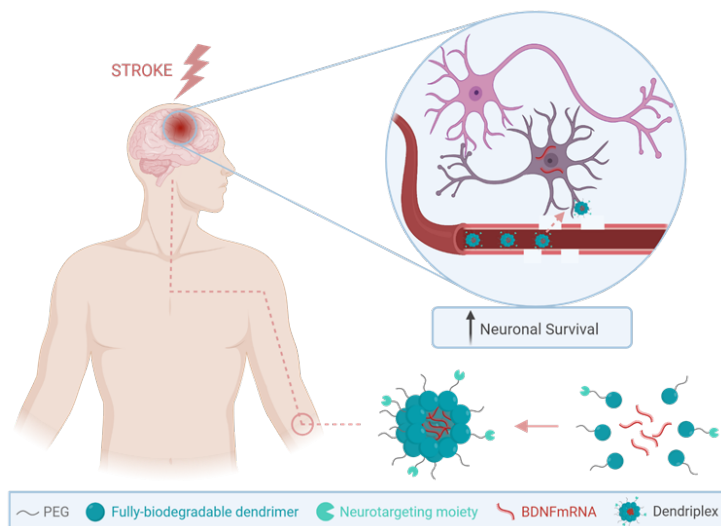


Figure 1. Schematic representation of the neuroprotective strategy. The cationic, fully-biodegradable PEG-Gallic acid-triethylene glycol-ester (PEG-GATGE) dendrimers can complex mRNA, through electrostatic interactions, forming dendriplexes. After i.v. administration and taking advantage of the stroke-compromised BBB, these dendriplexes can deliver the neuroprotective nucleic acid to ischemic neurons in a safe and effective way, increasing neuronal survival.



CONCLUSIONS

The explored dendrimers can complex mRNA, shielding it from degradation after intravenous administration, promoting its delivery at the lesion site. Together, these results point to a novel nanosystem in the context of stroke, using a biocompatible tool that is able to reach neurons and to deliver therapeutic nucleic acids in a safe and controllable way. Also, with the emerging field of mRNA therapeutics, these vectors represent a valuable asset to be explored in further applications of the central nervous system.

ACKNOWLEDGEMENTS

FCT for the grants PTDC/CTM-NAN/3547/2014, PTDC/BTM-MAT/4156/2021, DL57/2016/CP1360/CT0013 and SFRH/BD/146754/2019. Bioimaging (PPBI-POCI-01-0145-FEDER-022122), HEMS and Animal House i3S Scientific Platforms.

REFERENCES

1. Katan M, Luft A. (2018) Global Burden of Stroke. *Semin Neurol.* 38: 208-211.
2. Adachi N, Numakawa T, Richards M, Nakajima S, Kunugi H. (2014) New insight in expression, transport, and secretion of brain-derived neurotrophic factor: Implications in brain-related diseases. *World J Biol Chem.* 5: 409-428.
3. Pêgo AP, Leiro V et al inventors; Biodegradable Dendritic Structure, Methods and Uses Thereof. WO/2017/203437
4. Leiro V, Spencer AP, Magalhães N, Pêgo AP. (2022) Versatile fully biodegradable dendritic nanotherapeutics. *Biomaterials.* 281: 121356.



CLASIFICACIÓN DE LOS EVENTOS DE RUPTURA MOLECULAR ENTRE ESTREPTAVIDINA Y BIOTINA MEDIDOS MEDIANTE MICROSCOPIA DE FUERZA ATÓMICA DE AFINIDAD

Daniel Corregidor^{1,2}, Raquel Tabraue^{1,2}, Luis Colchero^{1,2}, Rafael Daza^{1,2}, Manuel Elices^{1,2}, Gustavo V. Guinea^{1,2}, José Pérez-Rigueiro^{1,2*}

¹ Centro de Tecnología Biomédica. Universidad Politécnica de Madrid. 28223 Pozuelo de Alarcón (Madrid). Spain

² Departamento de Ciencia de Materiales. ETSI Caminos, Canales y Puertos. Universidad Politécnica de Madrid. 28040 Madrid. Spain

Resumen: Durante las últimas dos décadas se ha producido un crecimiento significativo del número de estudios centrados en la caracterización de las interacciones a nivel molecular que se producen en los sistemas biológicos. Una de las técnicas más versátiles y con mayor resolución para la caracterización de dichas interacciones es la Microscopía de Fuerza Atómica (AFM). Pese a las ventajas de esta técnica, las dificultades asociadas al proceso de preparación y la dificultad de la realización de los propios experimentos hacen que la aplicación de esta técnica esté lejos de considerarse un procedimiento habitual.

En este trabajo, se presenta una alternativa robusta y versátil para el uso de la técnica de A-AFM (Microscopía de fuerza atómica de afinidad) en la caracterización de la interacción entre moléculas individuales. La funcionalización de las puntas se realiza mediante la técnica de silanización por vapor activado (AVS), con la que se deposita sobre la punta sensora una densidad superficial elevada de grupos amino empleados para el anclaje de diferentes moléculas orgánicas y biomoléculas, habiéndose utilizado en este caso como modelo la molécula biotina. Así, se ha caracterizado los eventos de unión-rotura entre la molécula biotina y la estreptavidina inmovilizada sobre un sustrato plano.

Palabras clave: <Microscopía de afinidad>, <Funcionalización>, <Biotina>.



Abstract: For the last two decades there has been a significant growth in the number of studies focused on the characterization of interactions at the molecular level that occur in biological systems. One of the most versatile techniques with the highest resolution for the characterization of these interactions is Atomic Force Microscopy (AFM). Despite the advantages of this technique, the difficulties associated with the preparation process and the difficulty of carrying out the experiments themselves mean that the application of this technique is far from being considered a common procedure.

In this work, a robust and versatile alternative is presented for the use of the A-AFM (Affinity Atomic Force Microscopy) technique in the characterization of the interaction between individual molecules. The functionalization of the tips is carried out using the activated vapor silanization (AVS) technique, with which a high surface density of amino groups used for the anchoring of different organic molecules and biomolecules is deposited on the sensor tip, having been used in this case as a model the molecule biotin. Thus, the binding-breaking events between the biotin molecule and streptavidin immobilized on a flat substrate have been characterized.

Keywords: <Affinity microscopy>, <Functionalization>, <Biotin>.

INTRODUCCIÓN

El interés por conocer el comportamiento y las características de las interacciones biomoleculares en condiciones fisiológicas hace de la microscopía de fuerzas atómicas una gran opción por la resolución que ofrece y la variedad de pruebas que es posible desarrollar [1-3]. Entre estas pruebas, tienen singular relevancia aquellas que implican medir fuerzas intermoleculares con una resolución de piconewtons y aquellas que realizan una caracterización morfológica con una resolución nanométrica [4, 5]. Sin embargo, y aunque a veces se pasa por alto, el estudio de estas interacciones y estructuras biológicas requiere del uso de puntas AFM químicamente funcionalizadas. La funcionalización de las puntas permite la unión fiable de las moléculas sensoras típicamente empleadas en microscopía de fuerza atómica de afinidad (o química), entre las que se incluyen, por ejemplo, anticuerpos y cadenas sencillas de ADN [6, 7].

Actualmente, la oferta comercial de puntas AFM funcionalizadas es relativamente reducida en términos de materiales, constante elástica y frecuencias de resonancia de los cantilévers. En consecuencia, muchos grupos de investigación prefieren funcionalizar las puntas adaptadas a sus experimentos previstos siguiendo algunos de los procedimientos disponibles desarrollados para este fin [8].



Varias técnicas se utilizan comúnmente para funcionalizar las puntas AFM. Estas técnicas se pueden dividir ampliamente en técnicas de funcionalización líquidas [9-11] y de vapor [12-14].

Sin embargo, estos procesos de funcionalización tienden a mostrar una gran variabilidad debido a factores como su dependencia crítica de la química de la superficie del material [15] que representan un gran inconveniente para la realización de experimentos de microscopia de fuerzas atómicas de afinidad robustos y fiables. En este contexto, el proceso de silanización por vapor activado (AVS) [16] ha demostrado ser compatible con la geometría singular de las puntas AFM [17]. En este trabajo, la biotina (una molécula comúnmente empleada en estudios de AFM de afinidad) se utiliza como molécula modelo para demostrar que las puntas funcionalizadas con AVS se pueden modificar fácilmente con moléculas sensoras empleando químicas de entrecruzamiento ampliamente establecidas. Además, las puntas funcionalizadas con AVS permiten repetir las interacciones entre el sensor y las moléculas objetivo (se utilizó estreptavidina como molécula objetivo) sin observar ningún signo de degradación en la punta. Por último, estas puntas funcionalizadas permiten identificar una serie de interacciones punta-sustrato que incluyen, lo que es más importante, eventos de una sola molécula que implican la interacción de solo biotina con una molécula de estreptavidina.

MATERIAL Y MÉTODOS

Las puntas AFM comerciales modelo PNP-DB (frecuencia de resonancia nominal 67 kHz-17 kHz; $k=0,48-0,06$ N/m) fueron suministrados por Nanoworld. El 3-Aminopropiltriethoxisilano, 99%, AcroSeal® se obtuvo de Acros Organics. 5(6)-isotiocianato de fluoresceína, solución de peróxido de hidrógeno al 30 %, solución de glutaraldehído al 50 % en H₂O, estreptavidina de Streptomyces avidinii, BSA marcado con biotina, poli(etilenglicol) (N-hidroxisuccinimida 5-pentanoato) éter 2-(biotinilamino)etano fueron proporcionados por Sigma-Aldrich. La solución de amoníaco al 32% p/p se obtuvo de Scharlau. El dodecilsulfato de sodio (SDS) fue proporcionado por Fisher Scientific.

2.1 Limpieza de muestras

Las puntas AFM se limpiaron como se describe en [17]. Brevemente, las puntas se sumergieron durante 15 min en acetona, seguido de inmersión durante 15 min en isopropanol y finalmente sumergidos durante 15 min en solución RCA (H₂O: NH₃: H₂O₂ 5:1:1). Posteriormente, las puntas se limpiaron en acetona durante 5 min y se secaron con argón. Las superficies de silicio (una cara pulida) se cortaron en muestras cuadradas de 5 x 5 mm y se limpiaron por inmersión durante 10 min en una solución de HF: isopropanol (1:9). Posteriormente, se sonicaron a 50 °C en isopropanol durante 15 min y, nuevamente, a 50 °C en acetona durante 15 min. Después de limpiarlas, las muestras de silicio se secaron con argón y se almacenaron hasta que se funcionalizaron.



2.2 Funcionalización de la muestra

Las puntas limpias se funcionalizaron mediante silanización con vapor activado (AVS) [16]. Se utilizó como precursor para depositar una película delgada APTES. Los parámetros de funcionalización fueron: temperatura de evaporación: 150 °C, temperatura de activación: 750 °C y presión de argón: 1 mbar. Se utilizaron dos tiempos de funcionalización diferentes: 2,5 min y 5 min. Durante el proceso AVS, las muestras se colocaron a 10 mm de la entrada de gas en la cámara de activación. Después de la funcionalización, las puntas se limpiaron con acetona y se almacenaron. Las muestras de silicio se funcionalizaron utilizando la técnica AVS descrita en [18]. En este caso los parámetros de deposición utilizados fueron: $T_{\text{evap}} = 150 \text{ }^{\circ}\text{C}$, $T_{\text{act}} = 750 \text{ }^{\circ}\text{C}$, $P_{\text{Ar}} = 1 \text{ mbar}$ y 15 min de tiempo de deposición.

2.3 Caracterización de grupos amino en la superficie de las puntas

La presencia de grupos amina en la superficie de las puntas funcionalizadas se determinó mediante microscopía de fluorescencia. Las puntas funcionalizadas se incubaron en 1 ml de una solución de FITC 0,25 mg/ml en PBS (Na_2HPO_4 8 mM y KH_2PO_4 2 mM, NaCl 137 mM y KCl 2,7 mM pH 7,4) durante 20 min. Luego, las muestras se sumergieron en una solución de SDS al 10 % en PBS durante 5 min, seguido de inmersión en PBS tres veces, 5 min cada vez. Por último, las puntas se aclararon con agua desionizada y se montaron en un portaobjetos de vidrio para su observación al microscopio. Como control, se emplearon puntas sin funcionalizar.

2.4 Topografía de la superficie

Las puntas funcionalizadas se caracterizaron mediante microscopía electrónica de barrido (SEM) y microscopía de fuerza atómica (AFM). Previo a la observación en el SEM, las muestras fueron metalizadas. La topografía de las puntas funcionalizadas, 3 muestras por cada condición de funcionalización, se caracterizó mediante un CERVANTES AFM (NANOTEC S.L.). Se utilizaron los siguientes parámetros de escaneo: velocidad de escaneo 1 línea/s, resolución 512 puntos y tamaño de imagen: 15 μm . La altura promedio y el valor RMS se calcularon utilizando el software WSxN [19].

2.5 Caracterización de la frecuencia de resonancia y constante elástica

La frecuencia de resonancia y la constante elástica de los cantilévers funcionalizados, 12 muestras para cada geometría de cantiléver y condición de funcionalización, también se midieron con un AFM CERVANTES. Tanto la frecuencia de resonancia como la constante de resorte se midieron en el aire, y la constante elástica se calculó mediante el método de Sader [20].



2.6 Mediciones de microscopía de afinidad con un sistema de modelo biotina-estreptavidina

La interacción entre las puntas funcionalizadas con AVS modificadas con biotina y los sustratos recubiertos con estreptavidina se caracterizó mediante curvas de fuerza-distancia (F-d).

Los sustratos de silicio recubiertos con estreptavidina se prepararon mediante la unión covalente de estreptavidina a sustratos funcionalizados con AVS. Las muestras de silicio funcionalizadas con AVS se sumergieron secuencialmente en acetona e isopropanol durante 15 minutos cada vez. La estreptavidina se inmovilizó a los grupos amina del silicio funcionalizado sumergiendo las muestras inicialmente en 500 uL de una solución de glutaraldehído (GA) al 25% durante 30 min y, posteriormente, añadiendo 500 uL de una solución de 0,5 mg/ml de estreptavidina en PBS) Las muestras se incubaron en la solución de estreptavidina durante 30 min. Después de completar el paso de incubación, las piezas de silicio se limpiaron varias veces con PBS para eliminar la estreptavidina no inmovilizada.

Las moléculas de biotina-PEG-NHS se inmovilizaron covalentemente en los grupos amina de las puntas funcionalizadas con AVS. Las puntas se sumergieron inicialmente en 150 uL de PBS pH 8,5 como se describe en [21] durante 1 h. Posteriormente, las puntas de AFM se incubaron en 100 uL de una solución de biotina-PEG-NHS de 5,5 mg/ml en DMSO durante 30 min. Finalmente, las puntas se limpiaron con agua ultrapura y se almacenaron en PBS pH 7.4 a 4 °C hasta su uso (máximo 24 horas).

La constante elástica y la frecuencia de resonancia de los cantilévers se caracterizaron en aire utilizando el método de Sader. La sensibilidad óptica se calibró utilizando la pendiente de la región de contacto de una curva Fuerza-distancia (F-d) realizada directamente sobre un sustrato de silicio.

Las curvas F-d se adquirieron en PBS con un AFM NANOLIFE (NANOTEC SL). Las condiciones de operación fueron: velocidad de avance: 1000 nm/s, velocidad de retroceso: 2600 nm/s, límite relativo de fuerza: 0,25 V, tiempo de contacto: 1 s y tiempo entre curvas: 2 s. Se registraron 250 curvas F-d en el Si recubierto con estreptavidina. Posteriormente, los sustratos de silicio se incubaron 30 min con 1 mL de una solución de 0,5 mg/mL de biotina-albúmina en PBS para bloquear los sitios de unión de las moléculas de estreptavidina y se registraron otras 250 curvas F-d adicionales con la misma punta AFM. El experimento se repitió dos veces con sustratos de Si diferentes y puntas AFM diferentes. Se programó una rutina MATLAB para procesar las curvas F-d.



RESULTADOS

3.1 Reactividad de los grupos amino

La presencia de grupos amino funcionales sobre la superficie se evaluó mediante microscopía de fluorescencia. La figura 1 compara la fluorescencia observada en las muestras funcionalizadas durante 2,5 min, las muestras funcionalizadas durante 5 min el control (muestras no funcionalizadas). El aumento de la fluorescencia de las muestras funcionalizadas en comparación con el control es evidente, pero no se observa una diferencia significativa entre los dos tiempos de funcionalización.

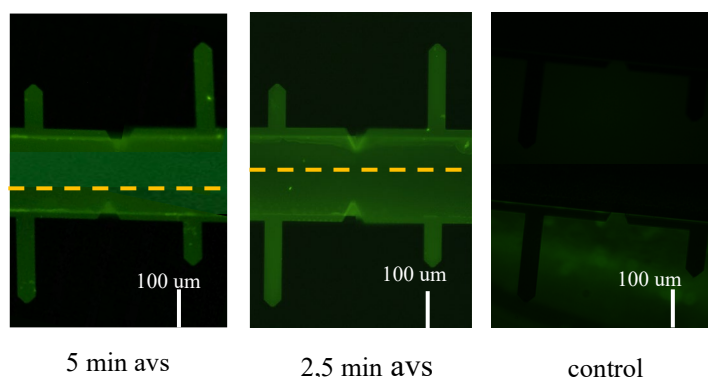


Figura 1. Imágenes de microscopía de fluorescencia de cantilévrs funcionalizados con AVS y del control. De izquierda a derecha: cantilévrs funcionalizados con 5 min AVS, cantilévrs funcionalizados con 2,5 min AVS y control.

3.2 Frecuencia de resonancia y constante elástica

La constante elástica y la frecuencia de resonancia de 12 cantilévrs funcionalizados durante 2,5 min y 12 cantilévrs funcionalizados durante 5 min se caracterizaron y compararon con los valores medidos en cantilévrs de control (no funcionalizados). Se analizaron cantilévrs con dos geometrías diferentes (100 x 40 µm y 200 x 40 µm). La Tabla 1 muestra los resultados de la frecuencia de resonancia y la constante elástica.

Tabla 1. Valores de frecuencia de resonancia y constante elástica de cantilévrs funcionalizados con AVS a diferentes tiempos.

Tiempo	Frecuencia de resonancia (Hz)		Constante elastica (N/m)	
	100x40 µm	200x40 µm	100x40 µm	200x40 µm
Control	46700 ± 100	12740 ± 30	0,22 ± 0,01	0,032 ± 0,002
2.5 min	45200 ± 400	12550 ± 50	0,18 ± 0,01	0,026 ± 0,001
5 min	45800 ± 200	12660 ± 30	0,20 ± 0,01	0,028 ± 0,002

Si bien existe una variación en los valores de la frecuencia de resonancia y de la constante elástica de los cantilévrs funcionalizadas con respecto al control, todos los valores se encuentran dentro del rango proporcionado por el fabricante. En consecuencia, no está claro si estas variaciones son un efecto genuino del proceso de funcionalización o el resultado de la variabilidad esperada de estas



muestras. En cualquier caso, la diferencia en ambos parámetros entre las muestras funcionalizadas y las de control no es superior al 4%.

3.3 Topografía y rugosidad de la superficie

El estado de la punta AFM es fundamental para la correcta adquisición de los datos y para evitar artefactos. Por lo tanto, se debe preservar el estado de las puntas durante todos los procesos previos al inicio del experimento para realizar experimentos reproducibles y fiables. Las figuras 2A y 2B muestran imágenes SEM de puntas funcionalizadas y pueden compararse con la micrografía obtenida de una punta de control (2C). No se aprecia ninguna modificación significativa de las puntas en estas micrografías en comparación con el control, excepto por la aparición de pequeñas islas en las muestras funcionalizadas. Estas islas se observan más claramente en la muestra funcionalizada de 5 min. Además de la observación SEM, las muestras se analizaron con un AFM para caracterizar su topografía a escala nanométrica. (Figura 2 D, E y F).

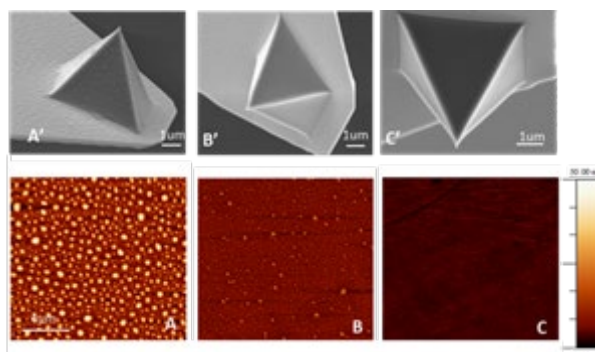


Figura 2. Imágenes SEM (fila superior) e imágenes de topografía AFM (fila inferior) de cantilévares funcionalizados. De izquierda a derecha: cantilévares funcionalizados 5 min AVS (A'-A: cantilévares funcionalizados 2,5 min AVS (B'-B), cantilévares no funcionalizados (control)(C-C').

La topografía se caracterizó cuantitativamente a través del parámetro RMS, cuyos valores se muestran en la Tabla 2. Se observa que los valores más altos de los RM corresponden a la muestra funcionalizada de 5 min.

Tabla 2. Valores RMS de la superficie de los cantilévares después del proceso AVS.

Deposition Time	5 min (A)	2.5 min (B)	Control (C)
RMS (nm)	9.31	2.78	1.68

3.4 Medida de interacción biotina-estreptavidina con el AFM

Para probar la eficiencia de las puntas de AFM funcionalizadas mediante AVS en experimentos de reconocimiento molecular, se empleó el sistema biotina-estreptavidina como modelo.



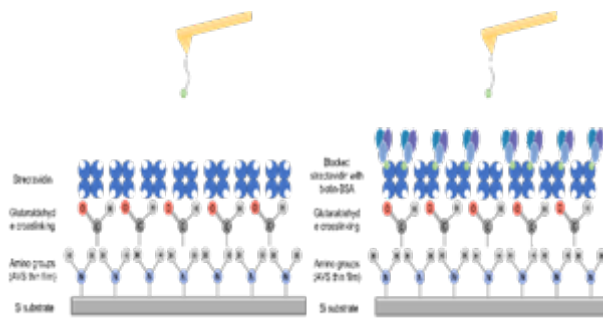


Figura 3. Representación esquemática del sustrato funcionalizado con estreptavidina. Izquierda: estreptavidina desbloqueada. Derecha: muestra después de bloquear estreptavidina con biotina-BSA.

Como resultado de los experimentos, se obtuvieron 500 curvas con cada condición y se analizaron con una rutina MATLAB de desarrollo propio para calcular, fuerza de adhesión, fuerza de contacto y clasificación de las curvas. Las curvas se clasificaron atendiendo al valor de las fuerzas máximas de adhesión y el número de picos presentes en las curvas. Observando estos dos parámetros, se definieron seis grupos: curvas sin eventos de adhesión (tipo 1), curvas con adhesión inespecífica (tipo 2), curvas con un evento de adhesión (un pico) e intensidad relacionada con un evento de unión biotina-estreptavidina (tipo 3), curvas con varios eventos de adhesión (varios picos) pero relacionadas con una sola interacción entre biotina y estreptavidina (tipo 4), curvas con un evento de adhesión (un pico) pero relacionadas con más de un evento de unión biotina-estreptavidina al mismo tiempo (tipo 5) y curvas con varios eventos de adhesión relacionados con más de un evento de unión biotina-estreptavidina al mismo tiempo (tipo 6). En la figura 4 se muestra una curva representativa de cada uno de los grupos.

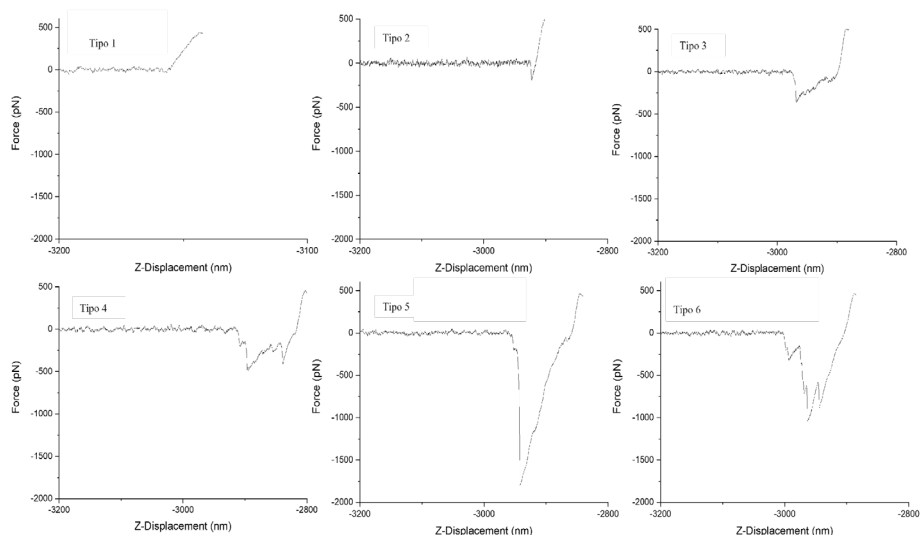


Figura 4. Tipos de curvas obtenidas tras ser analizadas con rutina de MATLAB. Fila superior de izq. a dcha.: tipo 1, tipo 2, tipo 3. Fila inferior de izq. a dcha.: tipo 4, tipo5, tipo 6.

Además, se calculó el porcentaje de cada grupo en ambas condiciones experimentales como se refleja en la figura 5.



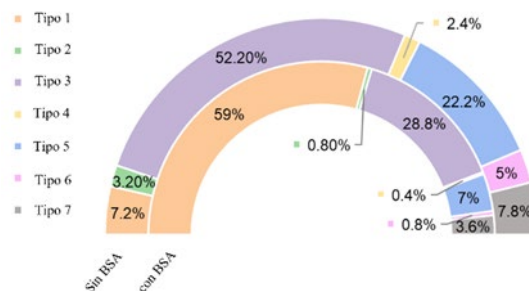


Figura 5. Gráfico con los porcentajes de cada grupo de curvas en ambas condiciones experimentales. Se refleja también un tipo 7 correspondiente a las curvas descartadas del análisis.

CONCLUSIONES

Como se observa en los resultados obtenidos, el proceso AVS de funcionalización permite depositar laminas delgadas reactivas sobre la superficie de las puntas de AFM sobre las que se pueden fijar otros tipos de biomoléculas. Además, el proceso AVS no modifica significativamente los parámetros intrínsecos de los cantilévers tales como la frecuencia de resonancia y constante elástica permitiendo así mantener los parámetros inalterados para un correcto desarrollo de las medidas de afinidad. Por otro lado, tampoco se observa una modificación geométrica de las puntas tras la funcionalización como se aprecia en las micrografías SEM y los valores de rugosidad de la superficie de los cantilévers funcionalizados no dista del estado de partida sin funcionalizar.

Por otro lado, es posible emplearlos para la realización de medidas de afinidad de biomoléculas como se ha mostrado en este trabajo con el modelo biotina-estreptavidina. Tras la realización de las medidas, no hay signos aparentes de degradación de una punta funcionalizada puesto que no se ha observado un cambio de comportamiento a medida que transcurre el proceso de adquisición de datos.

AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer, en primer lugar, al programa propio de I+D+I para contratos predoctorales de la Universidad Politécnica de Madrid junto con Santander Universidades.

REFERENCIAS

1. P. Hinterdorfer, W. Baumgartner, H.J. Gruber, K. Schilcher and H. Schindler, "Detection and localization of individual antibody-antigen recognition events by atomic force microscopy (ligand-receptor interaction/human serum albumin/imaging/crosslinker)," *Biophysics*, vol. 93, -04, pp. 3477.
2. A.C. Dumitru, L. Conrard, C. Lo Giudice, P. Henriët, M. Veiga-da-Cunha, S. Derclaye, D. Tyteca and D. Alsteens, "High-resolution mapping and recognition of lipid domains using AFM with toxin-derivatized probes," *Chemical communications (Cambridge, England)*, vol. 54, no. 50, Jun 19, pp. 6903-6906.



3. M. Delguste, C. Zeippen, B. Machiels, J. Mast, L. Gillet and D. Alsteens, "Multivalent binding of herpesvirus to living cells is tightly regulated during infection," *Science advances*, vol. 4, no. 8, Aug, pp. eaat1273.
4. H. Yu, M.G.W. Siewny, D.T. Edwards, A.W. Sanders and T.T. Perkins, "Hidden dynamics in the unfolding of individual bacteriorhodopsin proteins," *Science (American Association for the Advancement of Science)*, vol. 355, no. 6328, Mar 3, pp. 945-950.
5. M. Pfreundschuh, D. Alsteens, R. Wieneke, C. Zhang, S.R. Coughlin, R. Tampé, B.K. Kobilka and D.J. Müller, "Identifying and quantifying two ligand-binding sites while imaging native human membrane receptors by AFM," *Nature communications*, vol. 6, no. 1, Nov 12, pp. 8857.
6. T. Puntheeranurak, L. Wildling, H.J. Gruber, R.K.H. Kinne and P. Hinterdorfer, "Ligands on the string: single-molecule AFM studies on the interaction of antibodies and substrates with the Na⁺-glucose co-transporter SGLT1 in living cells," *Journal of Cell Science*, vol. 119, no. 14, Jul 15, pp. 2960-2967.
7. A.C. Dumitru, E.T. Herruzo, E. Rausell, V. Ceña and R. Garcia, "Unbinding forces and energies between a siRNA molecule and a dendrimer measured by force spectroscopy," *Nanoscale*, vol. 7, no. 47, Nov 26, pp. 2267-2276.
8. L. Wildling, B. Unterauer, R. Zhu, A. Rupprecht, T. Haselgrübler, C. Rankl, A. Ebner, D. Vater, P. Pollheimer, E.E. Pohl, P. Hinterdorfer and H.J. Gruber, "Linking of Sensor Molecules with Amino Groups to Amino-Functionalized AFM Tips," *Bioconjugate chemistry*, vol. 22, no. 6, Jun 15, pp. 1239-1248.
9. C.K. Riener, C.M. Stroh, A. Ebner, C. Klampfl, A.A. Gall, C. Romanin, Y.L. Lyubchenko, P. Hinterdorfer and H.J. Gruber, "Simple test system for single molecule recognition force microscopy," *Analytica chimica acta*, vol. 479, no. 1, pp. 59-75.
10. F. Kienberger, A. Ebner, H.J. Gruber and P. Hinterdorfer, "Molecular Recognition Imaging and Force Spectroscopy of Single Biomolecules," *Accounts of chemical research*, vol. 39, no. 1, Jan 17, pp. 29-36.
11. L.R. Ditzler, A. Sen, M.J. Gannon, A. Kohen and A.V. Tivanski, "Self-Assembled Enzymatic Monolayer Directly Bound to a Gold Surface: Activity and Molecular Recognition Force Spectroscopy Studies," *Journal of the American Chemical Society*, vol. 133, no. 34, Aug 31, pp. 13284-13287.
12. A. Ebner, P. Hinterdorfer and H.J. Gruber, "Comparison of different aminofunctionalization strategies for attachment of single antibodies to AFM cantilevers," *Ultramicroscopy*, vol. 107, no. 10, pp. 922-927.
13. H. Wang, R. Bash, J.G. Yodh, G.L. Hager, D. Lohr and S.M. Lindsay, "Glutaraldehyde Modified Mica: A New Surface for Atomic Force Microscopy of Chromatin," *Biophysical journal*, vol. 83, no. 6, pp. 3619-3625.
14. T. Mori, M. Asakura and Y. Okahata, "Single-Molecule Force Spectroscopy for Studying Kinetics of Enzymatic Dextran Elongations," *Journal of the American Chemical Society*, vol. 133, no. 15, Apr 20, pp. 5701-5703.
15. A. Álvarez-López, L. Colchero, M. Elices, G.V. Guinea, J. Pérez-Rigueiro and D. González-Nieto, "Improved cell adhesion to activated vapor silanization-biofunctionalized Ti-6Al-4V surfaces with ECM-derived oligopeptides," *Materials Science and Engineering: C*, pp. 112614.
16. R.J. Martín-Palma, M. Manso, J. Pérez-Rigueiro, J.P. García-Ruiz and J.M. Martínez-Duart, "Surface biofunctionalization of materials by amine groups," *J.Mater.Res.*, vol. 19, no. 8, pp. 2415-2420.
17. R. Daza, L. Colchero, D. Corregidor, M. Elices, G.V. Guinea, F.J. Rojo and J. Pérez-Rigueiro, "Functionalization of atomic force microscopy cantilevers and tips by activated vapour silanization," *Applied surface science*, vol. 484, Aug 1, pp. 1141-1148.
18. J.N. Calvo, M. Elices, G.V. Guinea, J. Pérez-Rigueiro and M. Arroyo-Hernández, "Stability and activity of lactate dehydrogenase on biofunctional layers deposited by activated vapor



- silanization (AVS) and immersion silanization (IS)," *Applied surface science*, vol. 416, Sep 15, pp. 965-970.
19. I. Horcas, R. Fernández, J.M. Gómez-Rodríguez, J. Colchero, J. Gómez-Herrero and A.M. Baro, "WSXM: A software for scanning probe microscopy and a tool for nanotechnology," *Review of scientific instruments*, vol. 78, no. 1, Jan, pp. 013705.
 20. J.E. Sader, J.W.M. Chon and P. Mulvaney, "Calibration of rectangular atomic force microscope cantilevers," *Review of scientific instruments*, vol. 70, no. 10, Oct, pp. 3967-3969.
 21. K. Blank, J.L. Zimmermann, T. Nicolaus and G. Neuert, "Thiol-based, site-specific and covalent immobilization of biomolecules for single-molecule experiments," *Nature protocols*, vol. 5, no. 6, Jun, pp. 975-985.



MAGNETOACTIVE SOFT MATERIALS TO REPRODUCE COMPLEX DEFORMATION STATES IN LIVING TISSUE

Jorge Gonzalez-Rico¹, Miguel Angel Moreno-Mateos¹, Emanuel Nunez-Sardinha², Maria Luisa Lopez-Donaire¹, Sergio Lucarini³, Angel Arias¹, Arrate Muñoz-Barrutia⁴, Diego Velasco⁴, Daniel Garcia-Gonzalez^{1,*}

¹ Department of Continuum Mechanics and Structural Analysis, Universidad Carlos III de Madrid, Avda. de la Universidad 30, 28911 Leganés, Madrid, Spain

² Bristol Robotic Lab, University of West England, Bristol BS16 1QY, UK

³ Department of Civil and Environmental Engineering, Imperial College London, London SW7 2AZ, UK

⁴ Department of Bioengineering and Aerospace Engineering, Universidad Carlos III de Madrid, Avda. de la Universidad 30, 28911 Leganés, Madrid, Spain

Abstract: We present a novel experimental framework to modulate the mechanical properties of cell substrates using magnetorheological elastomers (MREs). These composites consist of an elastomeric matrix filled with magnetic particles that, under the actuation of an external magnetic field, responds by mechanically deforming. We demonstrated reversible mechanical changes in substrates of more than one order of magnitude in stiffness and large local deformations. In parallel, we developed a multiscale computational model to simulate the coupling between magnetics and mechanics within the MREs. The whole experimental-computational framework is coupled to a customised imaging system for live cellular assays that allows for magneto-mechanical stimulation in real time. These results open a series of possibilities for real time observation of mechanical stimulation on living cells.

Keywords: <Magnetorheological polymers>, <Mechanobiology>, <Multifunctional materials>.

INTRODUCTION

Tremendous research efforts are dedicated to unravelling the effects of mechanics in biology. Biological processes like wound healing or neural crest cell migration during development are highly influenced by physical stimuli from the surrounding extracellular matrix (ECM), from mechanical characteristics of the ECM to forces acting on the cells (Chaudhuri et al., 2020; Mascharak et al., 2021). Many studies have tried to evaluate the effect of these physical stimuli on live



cells. Critical limitations are related to the isolation, combination and non-invasive control of the aimed mechanical actions affecting the biological structure of interest (Bianchi et al., 2019; Chen et al., 2018; Walker et al., 2020). In this work, we propose an experimental-computational framework that allows for non-invasive and real-time control of physical stimuli applied directly on a cell culture via controlled deformation mode of the cellular substrate. For this goal, we have developed a system based on the remote actuation through magnetic fields of a magnetoactive substrate on which the cells are seeded. Extensive studies to evaluate the effect of magnetic fields on the substrate have been carried out. Furthermore, the effect of the physical stimuli that arises from the deformation of the magnetoactive substrate on living cells has also been studied.

METHODS

We developed a multi-component stimulator imaging system to influence in vitro biological responses by the application of remote magnetic fields on multifunctional substrates. For this purpose, an in-house magnetic stimulation system was designed and fabricated, and then fitted onto a suitable imaging system (a direct microscope specifically fabricated with no magnetic materials). Furthermore, the development of a multifunctional substrate involved the fabrication and extensive characterization of the magneto-mechanical behavior of a magnetic-particle laden PDMS matrix. For ensuring biocompatibility, the PDMS substrate was functionalized with a collagen type 1 coating. The experimental setup is backed by a computational framework that allows for the determination of the magnitude of deformations and forces exerted on the cells at the surface of the substrate (Moreno et al., 2021).

The whole computational-experimental setup is then tested with a human dermal fibroblast culture on top of the PDMS substrate. Different modes of actuation lead to different deformation patterns on the substrate, which in turn exert different mechanical stimuli on the cell culture.



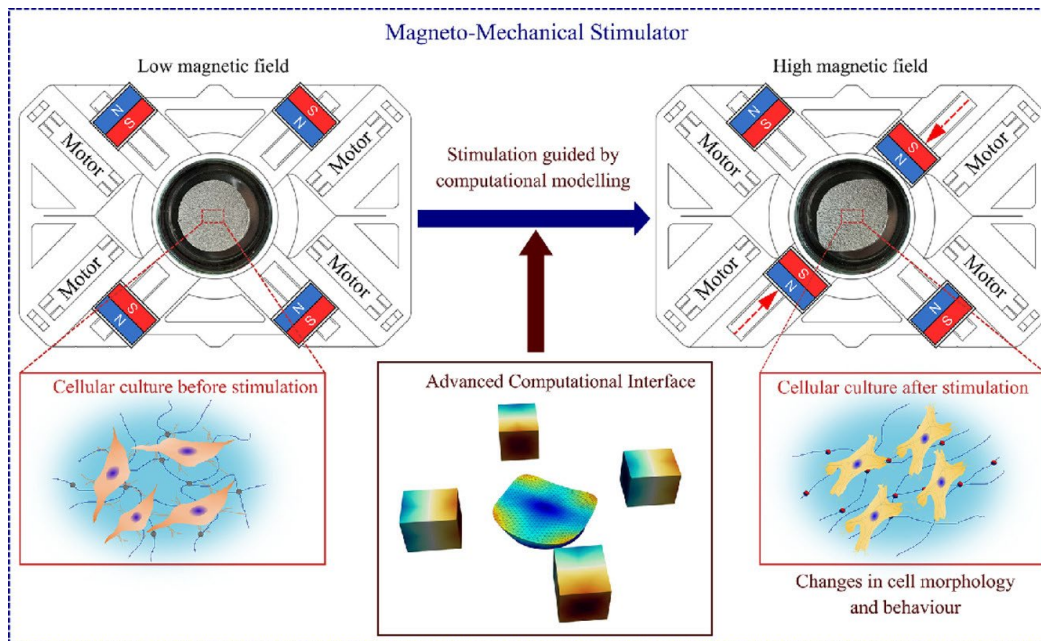


Figure 1. Graphical representation of the system. A magneto-responsive material is placed in a magnetic stimulator. This substrate is subjected to physical changes in shape and properties due to the application of magnetic fields. The system can be used to reproduce complex patterns of deformation and to evaluate the biological response of living tissues in real time. The deformation patterns and mechanical changes to the substrate are evaluated both experimentally and numerically by using a computational model.

RESULTS AND DISCUSSION

A system for evaluating physical stimuli on living cells has been successfully developed in this work. This system allows for real-time controlled large deformations on a soft cellular substrate. Furthermore, complex modes of deformation have also been reached using this system. This opens the gate for investigating the effect of complex patterns of deformation in space and different modes of deformation in time (be it dynamic repeating patterns of deformation, slow deformation velocities or static deformations, for example). The mechanical characterization of the MRE, coupled with the computational framework allowed for the complete development of a map of the magnitudes of deformation on the whole of the substrate.

Lastly, human dermal fibroblast culture on top of the substrate allowed for the evaluation of short-time influence of mechanical stimuli on derma fibroblasts. Results showed the capacity of the system to induce cell polarization to different degrees depending on the deformation magnitude of the substrate.



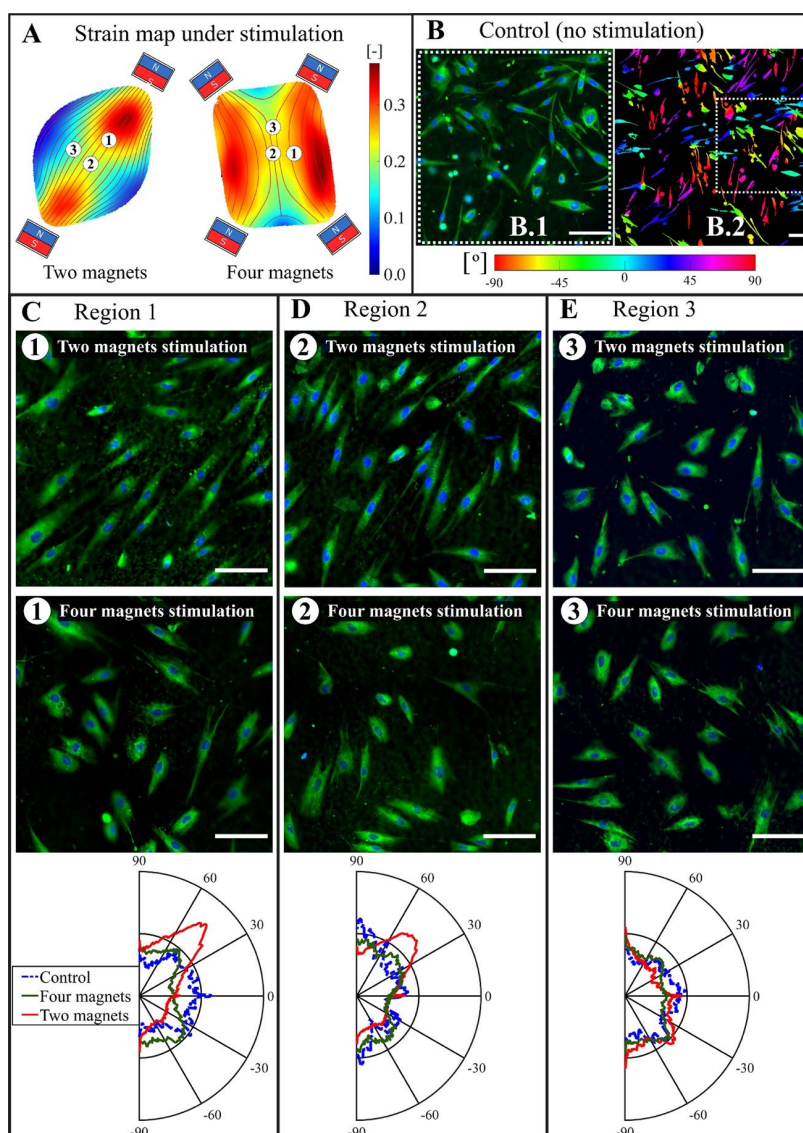


Figure 2. Short-time response of living cells to complex deformation patterns. Thanks to the evaluation of deformation patterns within the surface of the MRE substrate, different degrees of cell polarization are achieved.

CONCLUSIONS

The system developed in this work aims to bring an easy and versatile method for the recreation of complex patterns of deformation and tension forces acting on living cells. The use of magnetic fields to induce substrate deformations is especially interesting due to the low magnetic permeability of biological tissues, which allows a remote control of the substrate mechanical properties with a negligible effect on living cells. The results obtained from this methodology will offer direct benefits for health purposes by paving the path to models that reproduce mechanistic-mediated biological processes.



REFERENCES

1. Bianchi, F., George, J. H., Malboubi, M., Jerusalem, A., Thompson, M. S., & Ye, H. (2019). Engineering a uniaxial substrate-stretching device for simultaneous electrophysiological measurements and imaging of strained peripheral neurons. *Medical Engineering & Physics*, 67, 1–10. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2019.02.014>
2. Chaudhuri, O., Cooper-White, J., Janmey, P. A., Mooney, D. J., & Shenoy, V. B. (2020). Effects of extracellular matrix viscoelasticity on cellular behaviour. *Nature*, 584(7822), 535–546. <https://doi.org/10.1038/s41586-020-2612-2>
3. Chen, L., Yan, C., & Zheng, Z. (2018). Functional polymer surfaces for controlling cell behaviors. *Materials Today*, 21(1), 38–59. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.mattod.2017.07.002>
4. Mascharak, S., desJardins-Park, H. E., Davitt, M. F., Griffin, M., Borrelli, M. R., Moore, A. L., Chen, K., Duoto, B., Chinta, M., Foster, D. S., Shen, A. H., Januszyk, M., Kwon, S. H., Wernig, G., Wan, D. C., Lorenz, H. P., Gurtner, G. C., & Longaker, M. T. (2021). Preventing Engrailed-1 activation in fibroblasts yields wound regeneration without scarring. *Science*, 372(6540). <https://doi.org/10.1126/SCIENCE.ABA2374>
5. Moreno, M. A., Gonzalez-Rico, J., Lopez-Donaire, M. L., Arias, A., & Garcia-Gonzalez, D. (2021). New experimental insights into magneto-mechanical rate dependences of magnetorheological elastomers. *Composites Part B: Engineering*, 224, 109148. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2021.109148>
6. Walker, M., Rizzuto, P., Godin, M., & Pelling, A. E. (2020). Structural and mechanical remodeling of the cytoskeleton maintains tensional homeostasis in 3D microtissues under acute dynamic stretch. *Scientific Reports*, 10(1), 7696. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-64725-7>



ANTIBIOFILM COATINGS BASED ON PROTEIN-ENGINEERED POLYMERS AND ANTIMICROBIAL PEPTIDES FOR PREVENTING IMPLANT-ASSOCIATED INFECTIONS

Desiré Venegas¹, Sergio Acosta¹, Arturo Ibáñez¹, Conrado Aparicio¹ and J. Carlos Rodríguez¹

¹ Bioforge Lab, CIBER-BBN, Edificio LUCIA, University of Valladolid, Valladolid 47011, Spain

² MDRCB, Minnesota Dental Research Center for Biomaterials and Biomechanics, University of Minnesota, Minnesota, United States

Abstract: Implant-associated infections (IAIs) are one of the leading concerns in orthopedics and dentistry. The presence of biofilms and drug-resistant bacteria further impairs the efficacy of conventional antibiotics. Immobilization of antimicrobial peptides (AMPs) on implant surfaces is a promising alternative. In addition, the use of functional linkers for AMP tethering enables the increase in the antimicrobial potential and the bioactivities of the coating. In this study, an extracellular-matrix-mimicking system based on elastin-like recombinamers (ELRs) has been developed for the covalent anchoring of AMPs. A drip-flow biofilm reactor was used to simulate relevant in vivo environmental dynamic conditions, thus showing that the presence of the AMPs in the hybrid coatings provided strong antibiofilm activity against monospecies and microcosm biofilm models. These results, together with excellent cytocompatibility, encourage the use of ELRs as multivalent platforms for AMPs.

Keywords: <antibiofilm>, <nanocoating>, <antimicrobial peptides>, <elastin-like recombinamers>.

INTRODUCTION

Implantable biomedical devices have revolutionized patient rehabilitation, although their use increases the risk of infection. Implant-associated infections (IAIs) are one of healthcare intervention's most common and severe complications [1]. Furthermore, in many cases, conventional antibiotics are ineffective due to the presence of biofilms and the increasing prevalence of antibiotic-resistant bacteria. Natural and designer antimicrobial peptides (AMPs) have gained increasing attention in recent years because of their broad-spectrum activity and immunomodulatory properties. AMPs are anti-infective agents that are present in



animals, plants, fungi and bacteria. Most of them are small (10–50 amino acids) and cationic peptides with amphipathic behavior. Their amphipathicity allows them to acquire different conformations, through aggregation and self-assembling, and interact with multiple molecular targets. The modes of action are wide and varied, specific to each AMP. However, they may also show toxicity and sensitivity to proteases that limit their application.

Notably, immobilization of AMPs onto surfaces enhances their stability and increases their local concentration and biological availability. Although AMPs may show bactericidal and antibiofilm activity when directly immobilized onto surfaces [2], recent studies suggest that attachment of the peptides to the substrate via a spacer enhances the flexibility, exposure and functional conformation of the AMPs, thereby improving the anti-infective potential of the coatings. In this sense, extracellular matrix (ECM)-inspired polymers, such as elastin-like recombinamers (ELRs), are attractive candidates for the fabrication of bioactive coatings that incorporate AMPs on the implant surface.

ELRs are protein-engineered polymers inspired by hydrophobic intrinsically disordered domains of the tropoelastin that mimic its unique biomechanical properties [3]. ELRs are biocompatible, non-immunogenic and their recombinant nature offers both tunable bioactivity and extreme control over composition. Indeed, ELRs have demonstrated their applicability as covalent coatings, offering a versatile tool to control the biological response of biomedical materials.

In the present study, we developed an ECM-mimicking system based on ELRs to tether AMPs on indwelling devices and assessed its potential use as a cytocompatible and antibiofilm coating for preventing IAls. The versatility of the biomimetic platform allowed both enantiomeric forms (L and D) of the designer peptide GL13K to be incorporated into the polymeric backbone. Subsequently, the resulting hybrid ELRs were tethered to commercially pure titanium discs and their biological response was tested. Cytocompatibility against human primary gingival fibroblasts was assessed and their antibiofilm efficacy against two oral biofilm models. *Streptococcus gordonii* was tested because it is one of the first colonizers of the oral cavity, whereas an oral microcosm biofilm model derived from cariogenic dental plaque was also assayed in order to mimic the high complexity and heterogeneity of the oral microbiota.

METHODS

1. Production of covalent coatings: all the protein polymers were based on the polycationic recombinamer VC (MESLLP VG (VPGVG VPGKG (VPGVG)₄)₈ VCC). VC, used as a negative control, and the hybrid ELR, which contained the L-enantiomer of GL13K (VCL), were recombinantly produced in *E. coli* BLR (DE3). For the production of the hybrid ELR containing D-enantiomers of the GL13K (VCD), the lysine side chains of VC were chemically modified using 'click chemistry' with the designer D-peptide. Immobilization of AMP/ELR/AMP-ELRs onto titanium surfaces was performed using organosilanes as covalent linkers.



2. Oral biofilms culture: monospecies (*S. gordonii* DL-1) and microcosm biofilms (769-NS, Rudney et al.[4]) were grown on coated Ti discs. Biofilms were formed following a two two-stage method: (1) inoculation/static stage (2) growth/dynamic stage in a drip flow bioreactor (DFBR) that simulates oral cavity conditions.
3. Evaluation of the antibiofilm activity: After the incubation in the DFBR, all the samples were visualized by confocal laser scanning microscopy (CLSM) using a LIVE/DEAD™ Biofilm Viability kit for the bacteria staining and by scanning electron microscopy (SEM). The antibiofilm activity was quantified by counting the remaining CFUs or DNA in the surfaces, in the case of *S. gordonii* or microcosm biofilms, respectively. Furthermore, metabolic activity was assessed in both cases (BacTiter-Glo™ Microbial Cell Viability Assay).
4. Cytocompatibility assay: human primary gingival fibroblasts were used to assess the cytocompatibility. After 1 and 3 days, samples were stained with the LIVE/DEAD® kit and visualized with an inverted fluorescence microscope.

RESULTS AND DISCUSSION

1. Hybrid design and synthesis

Hybrid protein polymers (AMP-ELR) were based by a polycationic ELR, named VC, which is based on the repetition of the pentapeptide(VPGXG) where X is K : V in a 1 : 5 ratio, and contains a C-terminal Cys–Cys motif intended for site-specific tethering to surfaces. L-GL13K was incorporated at the N-terminus of the VC ELR using recombinant DNA techniques, thus resulting in the hybrid VCL. In contrast, chemical derivatization was needed to synthesize an ELR containing the D-enantiomer of the GL13K peptide (VCD).

2. Coating fabrication

Covalent coatings of D-GL13K peptide or the ELR/AMP-ELRs were produced by immobilization with organosilanes on Ti surfaces, as shown schematically in Fig. 1.

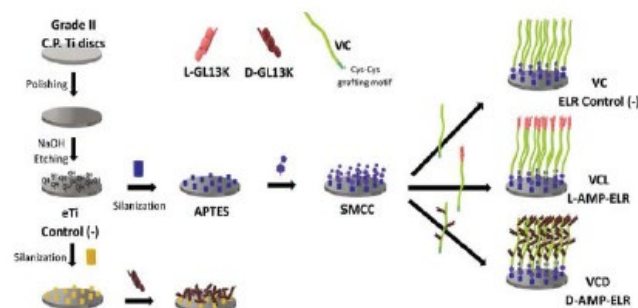


Figure 1. Schematic representation of the immobilization of D-GL13K peptides and the oriented tethering of protein-engineered polymers on titanium surfaces by titanium etching and silanization.



3. Antibiofilm activity against monospecies biofilm

Functionalized Ti surfaces were tested against *S. gordonii* biofilms under dynamic conditions in a DFBR to assess the antibiofilm capacity of the coatings. After incubation, LIVE/DEAD images of the biofilms (Fig. 2a) revealed that eTi discs were completely covered by *S. gordonii* biofilm, while D-GL13K coatings provided antibiofilm and bactericidal activity to the surface. ELR coatings also hindered biofilm maturation. The VC coating (ELR control) prevented the formation of a mature biofilm, but without a bactericidal effect due to a low-fouling effect [6]. However, the combination of GL13K peptides (L or D enantiomers) with the VC polymer in the hybrid coatings (VCL and VCD) provided additional bactericidal activity against the bacteria remaining on the surface. SEM evaluation (Figs. 2b and c) confirmed the antibiofilm activity of the coatings against *S. gordonii*. Thus, ruptured bacteria and/or elongated bacteria were found on positive control (D-GL13K) and on the hybrid AMP-ELR coated surfaces (VCL and VCD).

ELR-coatings showed dynamic response and they might allow proper folding of the AMPs; hence, the peptides were active within the recombinant polymer (Fig. 2). Recent studies evidenced that the antimicrobial potential of amphiphilic AMPs is related to their ability to adopt secondary conformations with high content in β -sheets [6]. Thus, polymeric platforms should enable the functional folding of the AMPs.

Furthermore, quantification of the antibiofilm activity of the coatings was successfully assessed by CFU counting and evaluation of the metabolic activity of the remaining biofilms after the incubation period. In comparison to eTi discs, all coatings reduced biofilm formation, with significantly lower CFU and ATP values. VC coatings showed a notable reduction in bacteria, as shown in Fig. 2, but the CFU and ATP values revealed that the antimicrobial effect of these coatings was moderate and lower than for all other coatings.

4. Antibiofilm activity against oral microcosm

A well-characterized oral microcosm biofilm model collected from cariogenic patients was grown onto the hybrid coatings (VCL and VCD) using a DFBR. After incubation of the surfaces with oral microcosm biofilm for 6 days, CLSM evaluation of the biofilms by CLSM showed that a thick complex biofilm covered the entire surface of the eTi discs (Fig. 3a). On the contrary, all of the tested coatings hampered biofilm formation and/or growth, but with substantial differences in the way they did so. Thus, biofilm thickness was decreased on VCL coatings compared to eTi surfaces, but these coatings exhibited no discernable bactericidal activity. On the other hand, D-GL13K and VCD coatings exhibited both a decrease in the thickness of the biofilm in comparison to eTi surfaces and bactericidal activity against the bacteria that remained on the surface.



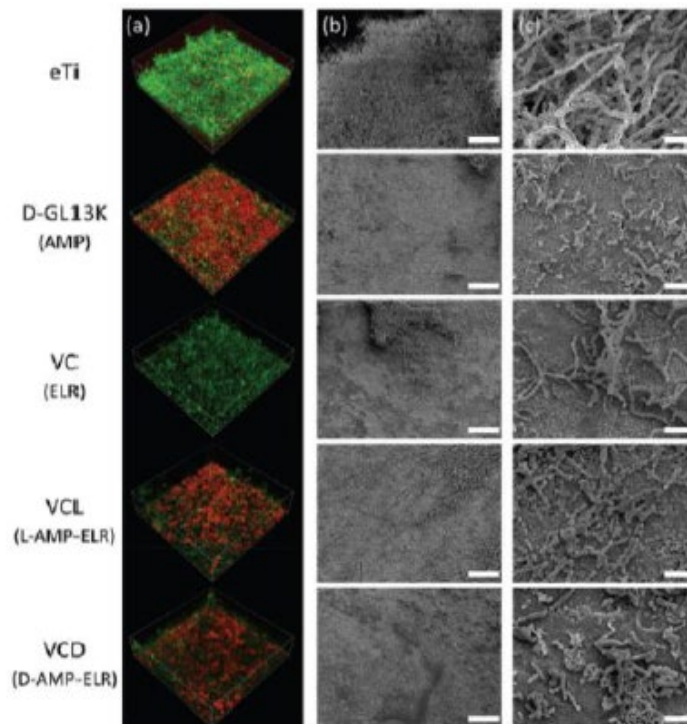


Figure 2. *S. gordonii* biofilms formed on the surfaces after incubation under dynamic conditions (DFBR): (a) LIVE/DEAD staining images of the streptococcal biofilms obtained by confocal laser scanning microscopy (CLSM). Green cells correspond to bacteria with intact membranes, whereas the bacterial membranes are compromised or damaged in red bacteria (area $xy = 126 \times 126 \mu\text{m}$). (b) and (c) SEM micrographs of the immobilized biofilms on the surfaces. After 48 h incubations, coatings prevented the grow of a mature biofilm on the surfaces, whereas eTi surfaces (control) were covered by multiple layers of bacteria and extracellular matrix that rendered an irregular *S. gordonii* biofilm. General view of the biofilms (b) shows the irregularities and multiple heights of the biofilms formed on control eTi surfaces (blank zone in the upper-right corner corresponds with low thickness region). Scale bars = $40 \mu\text{m}$ (b) and $4 \mu\text{m}$ (c).

SEM micrographs (Fig. 3b and c) confirmed the strong antibiofilm activity of the immobilized D-GL13K peptide coatings against oral microcosm biofilms. The presence of the D-enantiomeric form of the GL13K peptide in the coatings prevented the formation of a mature biofilm and provoked cell wall damage in bacteria. A continuous microcosm biofilm was formed on both eTi and VCL surfaces, but the biofilm was thinner on VCL coatings than on eTi surfaces (Fig. 3). However, there were no significant differences in either metabolic activity (luminescence intensity) or DNA content between the bacteria remaining on the eTi surfaces and the VCL coatings.

Recently, it has been demonstrated that the L-enantiomer of the GL13K peptide is less potent against Gram (+), Gram (-) bacteria and bacterial microcosms [6], and more sensitive to bacterial proteases, than the D-enantiomer. Although studies suggested that AMP-mimicking β -peptide polymer-coatings are likely to induce bacteria death via the depletion of divalent cations, the molecular mechanism of killing with GL13K peptides has been related to the direct interaction between peptides and the bacterial surface components. Thus, the



greater tendency of the D-enantiomer to fold into secondary β structures seems to enhance the affinity to these components, that may result in the disruption of the bacterial wall or LPS outer membrane.

Consequently, these results suggest the potential application of ELRs as multivalent platforms for AMPs in the development of ECM-mimicking coatings for indwelling devices.

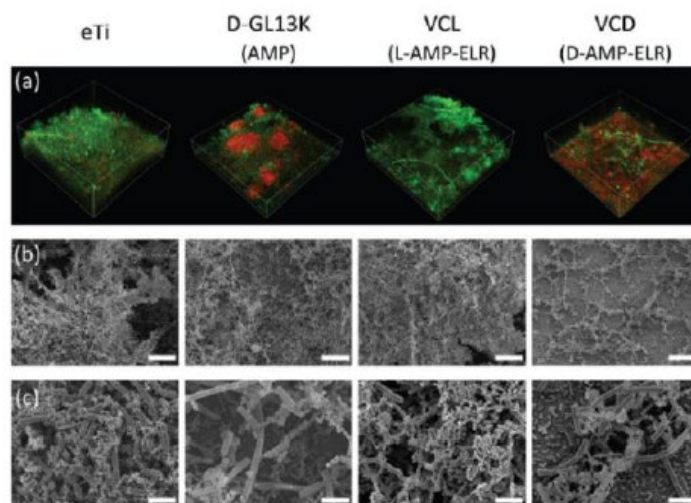


Figure 3. Representative CLSM and SEM images of oral microcosm biofilms after incubation in the DFBR for 6 days. (a) CLSM images of the biofilm with LIVE/DEAD staining (xy section = $126 \times 126 \mu\text{m}$). SEM micrographs: (b) general view (scale bar = $40 \mu\text{m}$) and (c) magnified images of the biofilms (scale bar = $4 \mu\text{m}$). eTi discs were found to be completely covered by a thick biofilm.

Although all the coatings prevented the development of a mature biofilm, bactericidal activity was only found for those coatings containing D-GL13K peptides (D-GL13K and VCD).

5. Cytocompatibility of the antimicrobial coatings

We evaluated the viability of primary human gingival fibroblasts (HGFs) cultured on the Ti discs. After incubation of HGFs for 24 and 72h, fluorescence micrographs revealed that the HGFs were able to adhere and proliferate in all samples, thus demonstrating the cytocompatibility of the coatings.

CONCLUSIONS

We have designed a safe protein-engineered molecular platform for tethering AMPs on titanium implants. We have demonstrated that hybrid VCD-based coatings paralleled the strong antimicrobial activity of D-GL13K coatings against both *S. gordonii* and oral microcosm biofilms when tested under challenging dynamic biofilm culturing conditions and, hence, their potential use as multivalent coatings.



REFERENCES

1. S. S. Magill, et al. (2014). *Emerging Infections Program Healthcare-Associated Infections and Antimicrobial Use Prevalence Survey Team*. N. Engl. J. Med., 370, 1198–1208.
2. K. V. Holmberg, M. Abdolhosseini, Y. Li, X. Chen, S.-U. Gorr and C. Aparicio (2013). *Bio-inspired stable antimicrobial peptide coatings for dental applications*. Acta Biomater., 9, 8224–8231.
3. S. Roberts, M. Dzuricky and A. Chilkoti (2015). *Elastin-like polypeptides as models of intrinsically disordered proteins*. FEBS Lett., 589, 2477–2486.
4. J. D. Rudney, et al. (2015). *Protein relative abundance patterns associated with sucrose-induced dysbiosis are conserved across taxonomically diverse oral microcosm biofilm models of dental caries*. Microbiome, 3, 69.
5. S. Acosta, L. Quintanilla, M. Alonso, C. Aparicio and J. C. Rodríguez-Cabello (2019). *Recombinant AMP/Polypeptide Self-Assembled Monolayers with Synergistic Antimicrobial Properties for Bacterial Strains of Medical Relevance*. ACS Biomater. Sci. Eng., 5, 4708–4716
6. Z. Ye, X. Zhu, S. Acosta, D. Kumar, T. Sang and C. Aparicio (2019). *Self-assembly dynamics and antimicrobial activity of all l- and d-amino acid enantiomers of a designer peptide*. Nanoscale, 11, 266–275.



SUSTAINED RELEASE OF LACTIC ACID EMBEDDED IN ELR HYDROGELS FOR CARDIOVASCULAR REGENERATION

Julio Fernández-Fernández¹, Ana Herrero Gallardo², Mercedes Santos García³, Elisabeth Engel López⁴, Matilde Alonso Rodrigo⁵

¹ G.I.R BIOFORGE, PhD Student, Valladolid, Spain. jfernandez@bioforge.uva.es

² G.I.R BIOFORGE, Graduate, Valladolid, Spain. ana.herrero.gallardo@gmail.com

³ G.I.R BIOFORGE, Associate Professor, Valladolid, Spain. msantos@bioforge.uva.es

⁴ Biomaterials for Regenerative Therapies, Full Profesor, Barcelona, eengel@ibecbarcelona.eu

⁵ G.I.R BIOFORGE, Full Professor, Valladolid, Spain. malonso@bioforge.uva.es

Abstract: Adult cardiovascular tissue regeneration is extremely challenging objective due to the limited regenerative capacity of cardiomyocytes (CMs). Previous research has shown that cardiomyocytes cultured with lactate-supplemented medium exhibit higher proliferative rates. We report herein a new delivery system for controlled and sustained lactic acid release based on hydrogels of recombinant elastin-like polypeptides, ELRs, with plasma-treated PLLA embedded within it. The results of this study have shown the appearance of two stages in the dosage of lactic acid from the treated PLLA. Oxygen plasma treatment initiated a first degradation stage in which lactate was released in the first 48 hours but then, there was an increase in dosage due to a second stage involving PLLA hydrolysis. Our approach has allowed the design of a therapeutic agent delivery platform that could stimulate cardiac tissue regeneration.

Keywords: <ELR>, <PLLA>, <lactate>, <hydrogels>, <release>

INTRODUCTION

Cardiovascular diseases (CVDs) such as congenital heart disease, acute coronary syndrome, hypertension and arrhythmias, account for >17.5million deaths per year, and will predictably increase to 23.6 million by 2030 (1). Adult cardiovascular tissue exhibits an inability to repair itself or self-renew after injury, due to the limited regenerative capacity of cardiomyocytes (CMs) (2). In the later stages of cardiovascular disease, transplantation or replacement is usually the only therapeutic option. As a promising alternative, cardiovascular tissue engineering is being explored to restore cardiac functionality and replace abnormal or necrotic cardiovascular tissues. However, the engineering of tissue for utility in cardiovascular regeneration is extremely challenging due to the



inherent structural complexity of the associated in vivo tissue (3). Although many advances have been made in tissue culturing methodologies, current approaches fail to achieve precise control of tissue structure, especially in a physiologically relevant manner. Recent results from the BRT-IBEC group (4,5) show that cardiomyocytes cultured with lactate-supplemented medium lacking glucose exhibit higher proliferative rates and can form a functional heart muscle, probably acting as cardiac progenitor cells. One of the main problems when supplementing nutrients or factors is their release and consumption in bursts, if an efficient management system is not implemented (6). Thus, there is the need of new biomaterials that have the required properties to ensure cell grafting, stimulate cardiac tissue regeneration and act as scaffolds for the sustained and continuous release of compounds, such as lactate. In the present research, these materials will be based on Elastin-like recombinamers (ELRs) (7). ELRs derive from the repetition of the L-Val-L-Pro-Gly-X-Gly domain found in natural elastin, where X can be any amino acid except L-Pro. These ELRs can be designed to form physically or chemically cross-linked hydrogels that have shown extreme biocompatibility due to their proteic composition. Furthermore, they can be easily tailored to fit a specific application. The aim of this research is the development of a device for controlled release of lactic acid applicable in cardiac regeneration. For this purpose, chemical hydrogels are formed by the click crosslinking between two recombinant elastin-like proteins and lactic acid release is feasible due to the initial encapsulation of lactic acid and its subsequent production in the hydrolysis of PLLA. The initial lactic acid embedded in the hydrogel is obtained by pre-treatment of PLLA with different oxygen plasma times.

METHODS

1. Design and synthesis of ELRs, chemical modification and hydrogels formation: The two ELRs used in this work, namely GTAR-ELR and RGD-ELR, have been previously described (8). They were produced by iterative-recursive recombinant technology, expression in *Escherichia coli*, and purification by the biocompatible inverse transition cycling (ITC). Both GTAR-ELR and RGD-ELR are based on the repetition of the ((VPGIG)₂VPGKG(VPGIG)₂) elastin-like block. In addition, GTAR-ELR includes fast (GTAR) uPA-sensitive proteolytic sequence, whereas the RGD-ELR contains the arginylglycylaspartic acid domain that promote cell adhesion (Fig. 1).



Figure 1. Amino-acid sequences of the ELRs



Regarding the chemical modification of ELRs, azide groups were tethered to RGD-ELR whereas cyclooctyne groups were conjugated to GTAR-ELR, by NHS ester methodology, to give the functionalized biopolymers necessary for the orthogonal “click” crosslinking resulting in hydrogel formation (8). Cyclooctyne- (GTAR-ELR) and azide-modified (RGD-ELR) recombinamers were dissolved (each ELR in a separate tube) in phosphate buffer saline (PBS 1X, pH 7.2) at 75 mg/mL through an overnight (O/N) incubation at 5°C. Subsequently, cyclooctyne- and azide-modified ELRs solutions were mixed at a 1:1 volume ratio and incubated at 5°C (below the Tt of every ELR used) for 2 min to obtain a homogeneous hydrogel. Then, they were incubated at 37°C for 15 additional minutes to obtain a more consistent hydrogel.

2. PLLA Treatment: Poly (L-lactic acid) (PLLA) (Mw= 75000-120000) was supplied by Merck Group. A plasma cleaner system (Advanced Plasma Systems Inc., USA) was used to promote the initial degradation of this polymer. Samples were placed in an RF plasma reactor chamber and Argon plasma treatment was performed for one minute. Additional oxygen plasma treatment (20 mTorr) was applied at 50 W for 15 and 40 minutes, respectively.
3. Encapsulation of PLLA/lactic acid in chemical hydrogels: After having both the two ELRs solutions and the PLLA treated with oxygen plasma, as indicated in the previous sections, the active principle (PLLA/lactic acid) is encapsulated into the hydrogels. For this purpose, 3 mg of PLLA (treated or untreated) are introduced in a separate tube and 100 µL of 75 mg/mL HRGD-N3 solution is added. Then, additional 100 µL of 75 mg/mL GTAR-Cycle solution is added. PLLA is gently resuspended to get a homogeneous distribution avoiding bubbles formation and the suspension is incubated at 37°C for 15 minutes.
4. L-Lactate delivery study: L-Lactate release from ELRs hydrogels was followed at 37°C over a period of two weeks. To study the burst effect before starting the dosing study, 500 µL of PBS are added to each PLLA-ELR hydrogel and collected immediately. Afterwards, a new 500 µL amount of PBS is added and 60 µL of the medium was collected and replaced by another 60 µL of PBS at different time intervals from 1 minute to two weeks. The concentration of L-lactate was determined using an enzymatic reaction based on the oxidation of L-lactate to pyruvate by lactate dehydrogenase in presence of NAD (Sigma Aldrich). The amount of NADH produced in the reaction is proportional to the amount of the L-lactate in the samples. NADH concentration was determined by measuring its absorbance (340 nm) using SpectraMax iD3 at 20 min after starting the reaction. The calibration curve was performed by using the control solution provided in the kit. For this purpose, a linear relationship was made



between different concentration of that solution and their corresponding absorbances. All experiments were carried out at least three times, the samples were diluted 1:20 for the data measurements.

RESULTS AND DISCUSSION

1. Design and synthesis of ELRs, chemical modification and ECM-inspired responsive ELRs-hydrogel: In this work, we have developed a degradable ELR-hydrogel composed of two ELRs. The first ELR, GTAR-ELR, includes uPA-sensitive proteolytic sequence, whereas the second, RGD-ELR, contains the RGD domain that promote cell adhesion. Their purities, molecular weight, amino acid composition and transition temperature had already been evaluated (RGD-ELR 60.7 KDa, 27.4°C and GTAR-ELR 41 KDa, 17.92°C) (8). Click chemistry allows hydrogel formation by cross-linking of the two molecules under physiological conditions. Thus, GTAR-ELR was modified with an activated alkyne group, whereas the RGD-ELR was functionalized with an azide residue. Both ELRs were characterized to determine the modification rate by NMR (about 60% for GTAR-ELR-cyclooctyne and 60% for RGD-ELR-azide). The strain-promoted alkyne-azide cycloaddition (SPAAC) click reaction permitted the formation of covalent bonds between the two ELRs (HR hydrogel) without the use of any potentially harmful catalyst or the formation of side products.
2. L-Lactate quantification for the oxygen plasma treated PLLA powder: To determine the amounts of lactic acid initially obtained by PLLA plasma treatment, the calibration curve was performed by using the control solutions provided in the NZYtech kit: $\text{Lactate } [\mu\text{g/ml}] = 192.31\Delta\text{AbsL-Lactic acid} + 0.54$, $R^2=0.9986$. The PLLA treated with oxygen plasma for 15 minutes gave rise to a lactic acid concentration of $47.5 \pm 2.3 \mu\text{g/mL}$ and the PLLA treated for 40 minutes gave rise to a lactic acid concentration of $63.1 \pm 1.9 \mu\text{g/mL}$. As is reasonable, the longer the plasma treatment time, the greater the degradation of the polymer and the higher the lactic acid content in the PLLA sample. Thanks to the one-dimensional NMR technique, the degradation of poly lactic acid into its different monomers, dimers and oligomers could be correlated. The amount of lactic acid initially embedded into the hydrogels allowed the active agent release from the first moment of the experiment, since PLLA degradation is known to start at approximately 48 h after encapsulation (9).
3. Modelling of dosing mechanisms: The previous experiment of lactate release from hydrogels with plasma-untreated PLLA (grey line, Fig. 2) showed how the degradation of the poly-L-lactic acid chains in PBS medium by the hydrolysis process starts at around 48h (orange vertical line, Fig. 2), since there is no appreciable lactic acid release before that time. On the other hand, the lactate release experiments from hydrogels with plasma treated PLLA (red and blue lines, Fig. 2) have shown two



different steps: the first one due to the delivery of initially encapsulated lactic acid, up to 48 hours, and the second subsequent step due to the lactic acid produced by PLLA degradation by hydrolysis. The release of the active agent produced by plasma treatment (red and blue lines, Fig. 2, zoom) conforms in both cases to the Korsmeyer-Peppas mathematical dosage model, with values of the release exponent "n" between 0.5 and 1. This implies an "Anomalous" transport model where there are two release mechanisms: diffusion and swelling or relaxation of the ELRs chains. Moreover, the hydrogels containing the PLLA treated with a longer plasma time (40 minutes, blue), had faster lactate release kinetics, with higher release rate constants "k" than the hydrogels with PLLA treated at a shorter time (15 minutes, red). This is because the PLLA treated for 40 minutes was more degraded by oxygen plasma and the concentration of monomers and oligomers was higher as corroborated by NMR studies, so its diffusion rate was also higher. After 48 hours, when the lactic acid released is only that produced by the hydrolysis of the PLLA, the models and dosing mechanisms fit better the Higuchi model (release exponent $n=0.5$) for all three cases. In this second part of the dosage, after 48h, in all three cases the mechanism leading the transport of the active ingredient is solely diffusion. For this type of dosing, the release rate constant, "k", also increases with PLLA treatment time: The 40-minute treatment is higher than the kinetics of poly L-lactic acid treated for 15-minute and untreated poly L-lactic acid. This could be due to the presence of oligomers in the PLLA treated with plasma for a longer time was higher and the hydrolysis of these chains is faster than that of the untreated polymer.

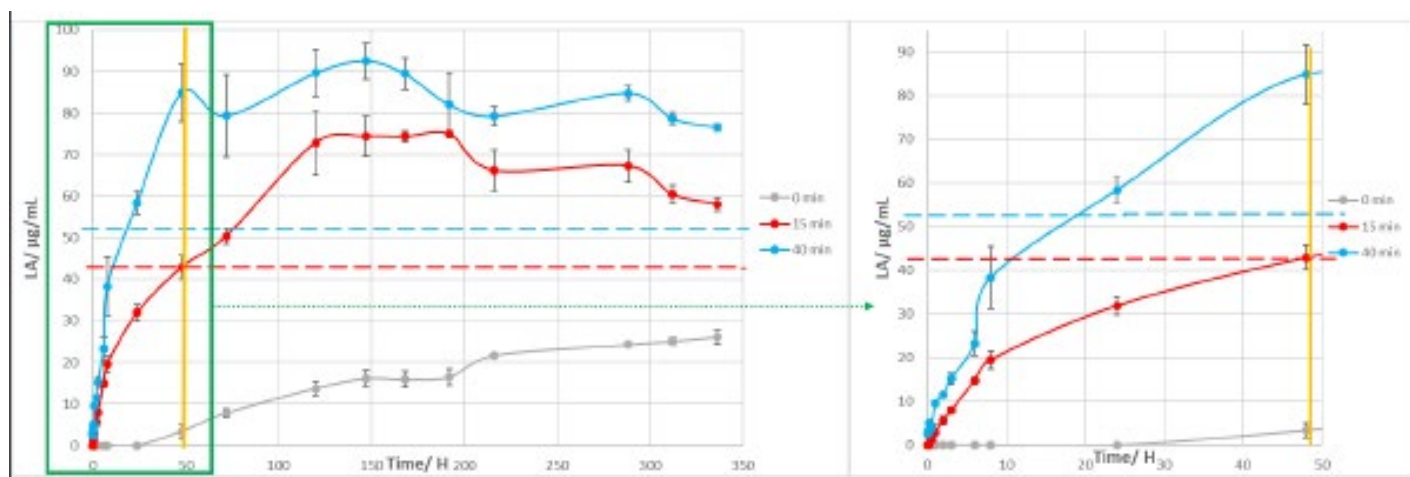


Figure 2. Dosage curves for different PLLA plasma treatment times. The orange line shows the beginning of the lactate release from PLLA hydrolysis at the different hydrogels. The two horizontal lines show the initial mass of lactic acid free embedded in the hydrogels.



CONCLUSION

A new system for controlled release of lactic acid from chemical hydrogels with PLLA plasma-treated encapsulation has been developed. ECM-inspired hydrogel formation was achieved by cross-linking ELR using click methodology and conferring degradable and cell adhesive properties to the system. Two independent lactic acid production processes drive the controlled and sustained release of lactic acid over time: PLLA degradation by oxygen plasma treatment and PLLA hydrolysis under physiological conditions. The results obtained during the tests show how the treatment of poly L-lactic acid with O₂ plasma produces a degradation of the polymer chains as a function of the treatment time. With this prior degradation of the polymer, it has been possible to encourage the initial dosage of the active principle through the hydrogel so that its beneficial effect on the cardiomyocytes begins much earlier, thus fulfilling the main objective of this research. These achievements predict future applications in cardiac tissue regeneration.

REFERENCES

1. Simon-Yarza T, Bataille I, Letourneur D. Cardiovascular Bio-Engineering: Current State of the Art. *J Cardiovasc Transl Res*. 2017 Apr;10(2):180–93.
2. Nishimura RA, Otto CM, Bonow RO, Carabello BA, Erwin JP 3rd, Fleisher LA, et al. 2017 AHA/ACC Focused Update of the 2014 AHA/ACC Guideline for the Management of Patients With Valvular Heart Disease: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines. *Circulation*. 2017 Jun;135(25):e1159–95.
3. Emmert MY, Hitchcock RW, Hoerstrup SP. Cell therapy, 3D culture systems and tissue engineering for cardiac regeneration. *Adv Drug Deliv Rev*. 2014 Apr;69–70:254–69.
4. Álvarez Z, Mateos-Timoneda MA, Hyroššová P, Castaño O, Planell JA, Perales JC, et al. The effect of the composition of PLA films and lactate release on glial and neuronal maturation and the maintenance of the neuronal progenitor niche. *Biomaterials*. 2013;34(9):2221–33.
5. Álvarez Z, Castaño O, Castells AA, Mateos-Timoneda MA, Planell JA, Engel E, et al. Neurogenesis and vascularization of the damaged brain using a lactate-releasing biomimetic scaffold. *Biomaterials*. 2014 Jun;35(17):4769–81.
6. Bhattacharjee S. Understanding the burst release phenomenon: toward designing effective nanoparticulate drug-delivery systems. *Ther Deliv*. 2021 Jan;12(1):21–36
7. Ibáñez-Fonseca A, Ramos TL, González de Torre I, Sánchez-Abarca LI, Muntión S, Arias FJ, et al. Biocompatibility of two model elastin-like recombinamer-based hydrogels formed through physical or chemical cross-linking for various applications in tissue engineering and regenerative medicine. *J Tissue Eng Regen Med*. 2018 Mar;12(3):e1450–60.
8. Flora T, González de Torre I, Alonso M, Rodríguez-Cabello JC. Use of proteolytic sequences with different cleavage kinetics as a way to generate hydrogels with preprogrammed cell-infiltration patterns imparted over their given 3D spatial structure. *Biofabrication*. 2019 Apr;11(3):35008.
9. Madhavan Nampoothiri K, Nair NR, John RP. An overview of the recent developments in polylactide (PLA) research. *Bioresour Technol [Internet]*. 2010;101(22):8493–501.



ANTIMICROBIAL PEPTIDE DECORATED CHITOSAN MICROSPHERES FOR POTENTIAL USE IN SKIN CHRONIC WOUND DRESSINGS

Pedro M Alves ^{1,2,3,4,*}, Diana R Fonseca ^{1,2,3}, Rúben Pereira ^{1,2,5}, Berta N. Estevinho ^{6,7}, Cátia Teixeira ⁴, Paula Gomes ⁴, M Cristina L Martins ^{1,2,5}

¹ i3s, Instituto de Investigação e Inovação em Saúde, Universidade do Porto, Rua Alfredo Allen, 208, 4200-135 Porto, Portugal

² INEB, Instituto de Engenharia Biomédica, Universidade do Porto, Rua Alfredo Allen, 208, 4200-135 Porto, Portugal

³ Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Rua Dr. Roberto Frias, 4200-465 Porto, Portugal

⁴ LAQV-REQUIMTE, Departamento de Química e Bioquímica, Faculdade de Ciências, Universidade do Porto, Rua do Campo Alegre 687, 4169-007 Porto, Portugal

⁵ ICBAS - Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar, Universidade do Porto, Rua de Jorge Viterbo Ferreira, 4050-313 Porto, Portugal

⁶ LEPABE, Departamento de Engenharia Química, Faculdade de Engenharia da Universidade Do Porto, Rua Dr. Roberto Frias, 4200-465, Porto, Portugal

⁷ ALiCE—Associate Laboratory in Chemical Engineering, Faculty of Engineering, University of Porto, Rua Dr. Roberto Frias, 4200 - 465 Porto, Portugal

*Presenting author: pmalves@i3s.up.pt

Abstract: In this work, an antimicrobial peptide (AMP), cysteine-modified Dhvar5 (Cys-Ahx-LLLFLKKRKRKY), was covalently conjugated onto chitosan-norbornene (NorChit) microspheres via thiol-norbornene photoclick chemistry. In the future, these microspheres may be used in combination with wound dressings for fighting infection in skin chronic wounds.

Keywords: <Chitosan microspheres>, <antimicrobial peptides>, <covalent conjugation>, <thiol-ene chemistry>

INTRODUCTION

Chitosan has a mild intrinsic antimicrobial effect, which may be improved by covalent conjugation of other molecules, such as AMP. Moreover, chitosan can also act as a sensitizer, potentiating the antimicrobial effect of the conjugated molecules ^{1,2}. The main hurdles associated with clinical implementation of AMP-based therapies are the poor stability of AMP in solution and their high cost ^{3,4}. Delivery of AMP freely in solution can suffer from rapid enzymatic degradation and fast clearance by the high amounts of exudate that are commonly present in infected skin chronic wounds ⁵. Covalent conjugation of AMP intend to shield



them from degradation, while providing better control over their exposure and biological activity.

METHODS

Chitosan-norbornene (NorChit) microspheres were firstly produced via spray-drying method. Then, Dhvar5 (LLLFLKKRKRKY) with a spacer and a terminal cysteine were conjugated via thiol-norbornene photoclick chemistry (TNPC) onto NorChit microspheres, by an adaptation of a previously reported method ⁶. Antimicrobial efficacy of resulting Dhvar5-chitosan microspheres was tested after incubation in Phosphate Buffer Saline (PBS 1x) or Mueller-Hinton Broth (MHB) for 2h and 6h in the presence of *Staphylococcus epidermidis* (ATCC 35984; 1x10⁵ CFU/mL). Samples were then plated for CFU counting.

RESULTS AND DISCUSSION

NorChit microspheres presented a size of $5.3 \pm 2.2 \mu\text{m}$ and remained stable in solution at pH 7.4 for, at least, 8 days. Moreover, thiol-ene conjugation of a model peptide (CGGGGRGDSP) with a fluorescein (FITC) tag suggests that around 45% (30% adsorbed) of initial peptide was present in NorChit microspheres, which corresponds to nearly 84 μg of peptide per mg of microspheres. Preliminary results using NorChit- Dhvar5 microspheres (106 microspheres/mL) tested against *Staphylococcus epidermidis* indicated a reduction in viable bacteria of almost 2-log (99.0%) after 2h and 3-log (99.9%) after 6h incubation in PBS and more than 3-log (99.9%) after 6h in MHB, when compared to the positive control at those time points.

CONCLUSIONS

NorChit microspheres were successfully produced by spray-drying and were subsequently decorated with an antimicrobial peptide. Peptide functionalized microspheres showed an antimicrobial effect against *Staphylococcus epidermidis*. Therefore, they may be incorporated in a topical formulation, which can have the potential to fight bacteria in infected skin chronic wounds.

REFERENCES

1. Si, Z. et al. Antimicrobial effect of a novel chitosan derivative and its synergistic effect with antibiotics. *ACS Appl. Mater. Interfaces* 13, 3237–3245 (2021).
2. Li, P. et al. Cationic peptidopolysaccharides show excellent broad-spectrum antimicrobial activities and high selectivity. *Adv. Mater.* 24, 4130–4137 (2012).
3. Mahlapuu, M. et al. Antimicrobial peptides: An emerging category of therapeutic agents. *Front. Cell. Infect. Microbiol.* 6, 194 (2016).
4. Xue, M. et al. Delivery systems of current biologicals for the treatment of chronic cutaneous wounds and severe burns. *Adv. Drug Deliv. Rev.* 129, 219–241 (2018).
5. Alves, P et al. Smart biomaterial-based systems for intrinsic stimuli-responsive chronic wound management. *Materials Today Chemistry.* 22, 100623 (2021).
6. Alves, P et al. Thiol-Norbornene Photoclick Chemistry for Grafting Antimicrobial Peptides onto Chitosan to Create Antibacterial Biomaterials. *Applied Polymer Materials.* 4, 7, 5012–5026 (2022).



TRIBOCORROSION BEHAVIOR OF BIO-FUNCTIONALIZED TITANIUM OXIDE COATINGS INCORPORATED WITH ZrO₂ NANOPARTICLES

Natália A. Costa^{1,2,3,4,5}, André L. Rossi⁶, Alexandra C. Alves^{7,8,9}, Ana Maria P. Pinto^{7,8,9,10}, Fatih Toptan^{7,8,9,11}, Luís A. Rocha^{2,12}

¹ UNESP – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Ciências, Bauru, SP, Brazil, n.costa@unesp.br

² IBTN/Br – Brazilian Branch of the Institute of Biomaterials, Tribocorrosion and Nanomedicine, Bauru, SP, Brazil

³ i3S - Instituto de Investigação e Inovação em Saúde, Universidade do Porto, Porto, Portugal

⁴ INEB - Instituto de Engenharia Biomédica, Universidade do Porto, Porto, Portugal

⁵ FEUP - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, Portugal

⁶ CBPF – Brazilian Center for Research in Physics, Rio de Janeiro, RJ, Brazil, alinhares@cbpf.br

⁷ CMEMS-UMinho – Center of MicroElectroMechanical Systems - Universidade do Minho, Azurém, Guimarães, Portugal, alexandra@dem.uminho.pt

⁸ LBBELS – Associate Laboratory, Braga, Guimarães, Portugal

⁹ IBTN/Euro - European Branch of the Institute of Biomaterials, Tribocorrosion and Nanomedicine, University of Minho, Guimarães, Portugal

¹⁰ Department of Mechanical Engineering, University of Minho, Azurém, Guimarães, Portugal, anapinto@dem.uminho.pt

¹¹ Department of Materials Science and Engineering, Izmir Institute of Technology, Urla, Izmir, Turkey, fatihoptan@iyte.edu.tr

¹² DTx - Digital Transformation CoLab, Guimarães, Portugal, luis.rocha@dtx-colab.pt

Abstract: Surface bio-functionalization has been investigated to improve the lifespan of bone implants. Therefore, in this work, a promising orthopedic Ti-40Nb alloy was treated by micro-arc oxidation (MAO), resulting in a multi-scale porous surface incorporated with multiple bioactive species (Ca, P, Mg, Zn, and Sr) and ZrO₂ nanoparticles (ZrO₂ NPs). A mechanism is proposed to explain the incorporation of NPs, based on the joint action of electrophoresis and strong micro-arcs during anodic treatment. The addition of ZrO₂ NPs may retard eventual phenomena of cracking associated with harder materials (rutile) under vigorous mechanical solicitations, providing better tribocorrosion protection to the surface.



Keywords: <orthopedic implant>, <Ti-40Nb alloy>, <micro-arc oxidation>, <nanoparticle incorporation>, <tribocorrosion>.

INTRODUCTION

Complications after joint arthroplasties, including short- or long-term need for revision surgery, associated to the inadequate response of the prosthesis materials have been widely reported [1]. Micro-arc oxidation (MAO) appears as a promising strategy to develop surfaces with improved osseointegrative, antibacterial, corrosion and tribological functions. This bio-functionalization can be achieved by incorporating bioactive and/or antimicrobial metallic agents or by adding ceramic particles into the MAO coatings [2]. In this regard, the main challenge of this work involved the acquisition of a better understanding of the tribocorrosion mechanisms of bio-functionalized ZrO₂ nanoparticles-containing MAO coatings formed on Ti-40Nb alloy.

METHODS

Ti-40Nb substrates were produced by arc-melting technique. As-cast Ti-40Nb samples were bio-functionalized by MAO treatment using electrolyte composed of 0.35 M calcium acetate monohydrate, 0.02 M β -glycerophosphate disodium salt pentahydrate, 0.1 M magnesium acetate tetrahydrate, 0.02 M zinc acetate dihydrate, and 0.04 M strontium acetate, with and without the addition of 9 g/L ZrO₂ nanoparticles (ZrO₂ NPs) (size of 40–60 nm). Using a DC power supply, each MAO treatment was carried out at room temperature during 1 min, with a limiting current of 2.5 A. To investigate the influence of the voltage on ZrO₂ NPs incorporation, values of 300 and 400 V were chosen to be applied between the electrodes. Surface and cross-section of the MAO coatings were investigated by field emission gun scanning electron microscopy (FEG-SEM) and energy dispersive X-ray spectroscopy (EDS). For this purpose, a dual beam instrument equipped with focused ion beam (FIB), operating a Ga⁺ source was used to obtain the cross-section. Structural characteristics of the coatings were evaluated by X-ray diffraction (XRD). The tribocorrosion tests were performed in PBS at 37°C by reciprocating sliding tribometer, using samples as working electrode and a saturated Ag/AgCl electrode as reference electrode. Alumina balls (10 mm diameter) were used as counter-body to slide for 30 min on the samples surface, under 2 and 3 N loading conditions, 3 mm stroke, and frequency of 1 Hz. Open circuit potential (OCP) curves and coefficient of friction (COF) were recorded during the experiments. Morphology and elemental composition of the worn surfaces were assessed by FEG-SEM and EDS. The wear track sub-surface was evaluated by FEG-SEM, with the support of FIB.



RESULTS AND DISCUSSION

The coatings presented a multi-scale (nm and μm) porous surface doped with multiple bioactive species (Ca, P, Mg, Zn, and Sr) and ZrO₂ NPs. Similar growth mechanisms were observed for all coatings, resulting in a triplex structure (barrier film, inner porous layer, and outer porous layer). The successful incorporation of ZrO₂ NPs may be a combined effect of electrophoresis and micro-arc events. Higher processing voltages increased the rutile content in the coatings. The presence of rutile (high hardness) can improve the wear resistance of the surface, but harder materials can also be more prone to brittle cracking under vigorous mechanical solicitations [3,4]. The incorporation of ZrO₂ NPs may have delayed this detrimental effect, providing better tribocorrosion protection to the anodic coatings [5].

CONCLUSIONS

ZrO₂ NPs can be incorporated by MAO during the formation of the porous oxide coatings. That incorporation of ZrO₂ NPs was shown to provide a better tribocorrosion behavior to the grown anodic coatings, possibly retarding eventual phenomena of brittleness and cracking associated with harder materials (rutile) under harsh loading conditions. This study provides a first insight on the tribocorrosion behavior of MAO coatings incorporated with ZrO₂ particles, opening new directions for the development of improved Ti surfaces for biomedical applications.

REFERENCES

1. Amirhosseini, M. et al. (2017). Mechanical instability and titanium particles induce similar transcriptomic changes in a rat model for periprosthetic osteolysis and aseptic loosening. *Bone Reports*, 7, 17–25.
2. Lu, X. et al. (2016). Plasma electrolytic oxidation coatings with particle additions – a review. *Surface and Coatings Technology*, 307, 1165–82.
3. Oliveira, F.G. et al. (2015). Understanding growth mechanisms and tribocorrosion behaviour of porous TiO₂ anodic films containing calcium, phosphorous and magnesium. *Applied Surface Science*, 341, 1–12.
4. Costa, A.I.; Viana, F.; Toptan F. (2021). Preliminary tribocorrosion evaluation of bio-functionalized Ti doped with Ca-P-Sr. *Materials Letters*, 283, 128775.
5. Costa, N.A. et al. (2021). Growth mechanisms and tribocorrosion behavior of bio-functionalized ZrO₂ nanoparticles-containing MAO coatings formed on Ti-40Nb alloy. *J Bio- Tribo-Corrosion*, 7



FIGHTING ORTHOPEDIC DEVICE-RELATED INFECTIONS WITH MICROFLUIDIC GENERATED AMP-CHITOSAN NANOGELS

B. Costa ^{1,2,3}, P. Alves ^{1,2,3}, D. Fonseca ^{1,2,3}, R. Pereira ^{1,2,4}, F. Costa ^{1,2},
P. Gomes ⁵, G. Martínez-de-Tejada ^{6,7}, C. Monteiro ^{1,2} and
M.C.L. Martins ^{1,2,4}

¹ i3S – Instituto de Investigação e Inovação em Saúde, Universidade do Porto, Porto, Portugal

² INEB – Instituto de Engenharia Biomédica, Universidade do Porto, Porto, Portugal

³ FEUP–Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, Portugal

⁴ ICBAS – Instituto de Ciências Biomédicas Abel Salazar, Universidade do Porto, Porto, Portugal

⁵ CIQ-UP e Centro de Investigação em Química, Departamento de Química e Bioquímica, Faculdade de Ciências, Universidade do Porto, Porto, Portugal

⁶ Department of Microbiology and Parasitology, University of Navarra, Pamplona, Spain

⁷ Navarra Institute for Health Research (IdiSNA), Pamplona, Spain

Abstract: Prevention of Orthopedic Device-Related Infections (ODRIs) is a major medical challenge. Current approaches have proven to be inefficient and infection prevalence may increase due to the spread of antibiotic resistance. Herein, we report an infection-preventive Dhvar5-based chitosan nanogel coating. Chitosan was first modified with norbornene groups, which were used for functionalization using Dhvar5. Dhvar5-nanogels were produced by microfluidic technology and its antimicrobial performance was assessed against relevant ODRIs etiological agents. The functionalization of chitosan was successfully achieved, and the obtained nanogels were capable of reducing more than 90% the initial inoculum of *Staphylococcus aureus*, *Escherichia coli*, *Pseudomonas aeruginosa* and *S. aureus* MRSA. Therefore, NorChit-Dhvar5 nanogels stand as a step forward for the implementation of antibiotic-free alternative strategies to fight ODRIs.

Keywords: <antimicrobial-peptides (AMPs)>, <bacterial infections>, <chitosan>, <microfluidic>, <nanoparticles>



INTRODUCTION

Prevention of Orthopedic Device-Related Infections (ODRIs) is a major medical challenge, particularly due to the involvement of biofilm-encased and multidrug-resistant bacteria¹. Current therapies, based on antibiotic administration, have proven to be inefficient, and infection prevalence may increase due to the spread of antibiotic resistance² and rise in life expectancy. Consequently, there is an imperative need for antibiotic-free alternatives^{3,4}. Antimicrobial peptides (AMPs) are a promising solution due to their broad-spectrum of activity, high efficacy at very low concentrations, and importantly, low propensity to induce resistance⁵. Thus, we aim to develop a new AMP-based chitosan nanogel coating to prevent ODRIs. Chitosan was used as it presents good osteogenic and antimicrobial properties, while being biocompatible and amenable to functionalization⁶.

METHODS

Chitosan (acetylation degree of 15-25% and Mw= 90-150 kDa), was purified and functionalized with norbornenes (NorChit) through reaction with carbic anhydride⁷. Then, the cysteine-modified AMP Dhvar5 with a flexible spacer (Cys-Ahx-LLLFLKKRKRKY) was covalently conjugated to NorChit (NorChit-Dhvar5). This conjugation occurs through a thiol-norbornene photoclick chemistry, using a non-toxic photoinitiator (VA-086) under UV photoactivation. Characterization was done by Fourier Transform Infrared Spectroscopy (FTIR) and Nuclear Magnetic Resonance spectroscopy (NMR) analyses.

For NorChit-Dhvar5 nanogels production, the NorChit-Dhvar5 solution (0.15% w/v) and Milli-Q water were injected separately into a microfluidic system at flow rates of 1 $\mu\text{L}/\text{min}$ and 10 $\mu\text{L}/\text{min}$, respectively. Nanogels were characterized regarding the size and shape using Nanoparticle Tracking Analysis. The nanogels antibacterial properties were assessed, against four relevant microorganisms (2X105 CFUs/mL), in phosphate buffer (PBS), for 6 hours, at 37 °C, at 150 rpm.

RESULTS AND DISCUSSION

The functionalization of chitosan with norbornenes was successfully achieved, as demonstrated by FTIR, where characteristic peaks of norbornene were detected (C=C bond (2965 cm^{-1}), C=O stretching in ester groups (1762 cm^{-1}), C=O of the carboxylic acid groups (1700 cm^{-1}), and =C-H deformation vibrations for the C double bond (844 cm^{-1})). In addition, NMR analyses also confirmed the presence of alkane peak at 1.7 ppm, and the doublet at 6.2-6.3 ppm assigned to the incorporation of alkene protons of the carbic group. Dhvar5 conjugation was demonstrated by the increase of the amide I (1650 cm^{-1}) and amide II (1553 cm^{-1}) peaks in FTIR, and the presence of the peaks at 7.5-6.5 ppm, 3.5 and 0.7 ppm in NMR, from Dhvar5. The obtained NorChit-Dhvar5 nanogels, presented round-shaped and \varnothing of~ 100 nm. NorChit-Dhvar5 nanogels in a concentration of 10^{10} nanogels/mL were capable of reducing the initial inoculum of *Staphylococcus*



aureus by 99%, *Escherichia coli* by 90%, *Pseudomonas aeruginosa* by 99% and *S. aureus* MRSA by 90%, having high potential to prevent antibiotic-resistant infection in the context of ODRIs.

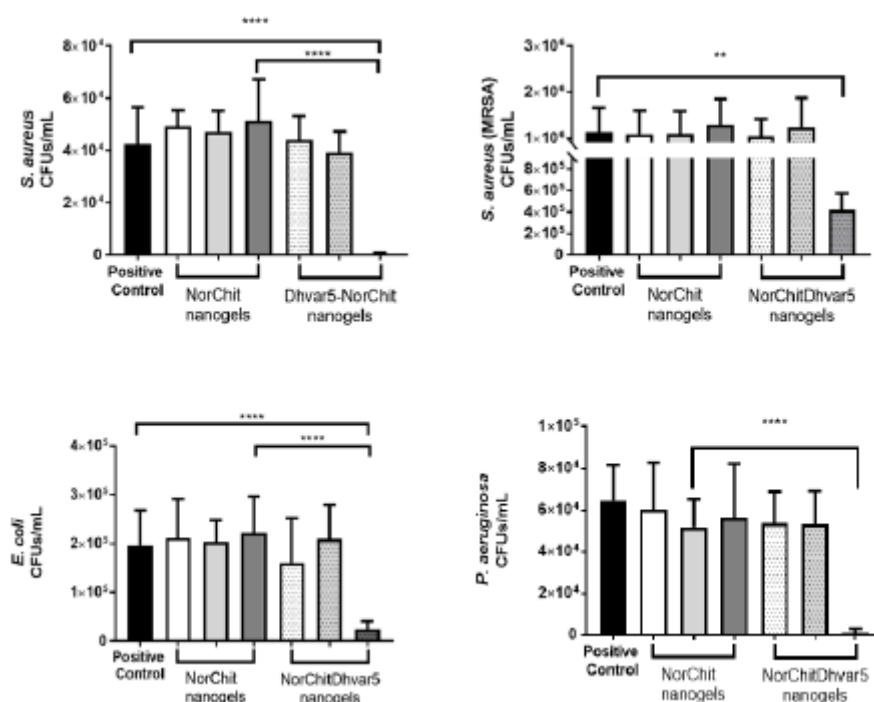


Figure 1. Dhvar5-nanogel antimicrobial performance after 6 h incubation at 37 °C in PBS (n=3). The black bar represents positive control; grey bars represent the nanogels concentration per mL ranging from white (1×10^8) to grey (1×10^9), and dark grey (1×10^{10}). Statistic analysis was performed by Holm-Sidak's multiple comparisons test and statistical differences are indicated with **** $p \leq 0.0001$ and ** $p \leq 0.01$.

CONCLUSIONS

NorChit-Dhvar5 nanogels were produced in a fast and reproducible way. The produced nanogels showed promising antibacterial activity, being a strategy with significant potential to prevent antibiotic-resistant infection in the context of ODRIs.

REFERENCES

1. Muthukrishnan G., Masters E. A., Daiss J.L., Schwarz E.M. (2019). *Mechanisms of Immune Evasion and Bone Tissue Colonization that make Staphylococcus aureus the Primary Pathogen in Osteomyelitis*. Curr. Osteoporos. Rep. 17:395–404.
2. Siljander M.P., Siljander M.P., McQuivey K.S., Fahs A.M., Galasso L.A., Serdahely, K.J., Karadsheh M.S. (2018). *Current Trends in Patient-Reported Outcome Measures in Total Joint Arthroplasty: A Study of 4 Major Orthopaedic Journals*. J. Arthroplasty, 33:85-194.
3. Sinha R., Shukla P. (2019). *Antimicrobial Peptides: Recent Insights on Biotechnological Interventions and Future Perspectives*. Protein Pept. Lett., 26:79–87.
4. Li T., Wang N., Chen S., Lu R., Li H., Zhang Z. (2017). *Antibacterial activity and cytocompatibility of an implant coating consisting of TiO₂ nanotubes combined with a GL13K antimicrobial peptide*. Int J Nanomedicine, 12:2995-3007.
5. Huan Y., Kong Q., Mou H., Yi H. (2020). *Antimicrobial Peptides: Classification, Design, Application and Research Progress in Multiple Fields*. Front. Microbiol., 1:582779.



6. Amaral I.F., Lamghari M., Sousa S. R., Sampaio P., Barbosa M.A. (2005). *Rat bone marrow stromal cell osteogenic differentiation and fibronectin adsorption on chitosan membranes: The effect of the degree of acetylation*. J. Biomed. Mater. Res. A, 75:387-397.
7. Alves P.M., Pereira R.F., Costa B., Tassi N., Teixeira C., Leiro V., Monteiro C., Gomes P., Costa F., Martins M.C.L. (2022). *Thiol–Norbornene Photoclick Chemistry for Grafting Antimicrobial Peptides onto Chitosan to Create Antibacterial Biomaterials*. ACS Appl. Polym. Mater., 4:5012–5026.



MULTIFUNCTIONAL COATING TO IMPROVE BKPRO COMPATIBILITY

Silvia Gómez ¹, Carles Mas ², Javier Gil ³, Rafael Barraquer ⁴, José Maria Manero ⁵

¹ Biomaterials, biomechanics, and Tissue Engineering Group, UPC-Barcelona TECH, Barcelona, Spain. PhD student. silvia.gomez.gonzalez@upc.edu

² Biomaterials, biomechanics, and Tissue Engineering Group, UPC-Barcelona TECH, Barcelona, Spain. Associated professor.

³ School of Dentistry, Universitat Internacional de Catalunya, Josep Trueta s/n, Sant Cugat del Vallès, Barcelona, Spain. Full professor.

⁴ Centro de Oftalmología Barraquer, Barcelona, Spain. Full profesor

⁵ Biomaterials, biomechanics, and Tissue Engineering Group, UPC-Barcelona TECH, Barcelona, Spain. Full professor

Abstract: Boston keratoprosthesis (BKPro) is a medical device used to restore vision in patients with corneal blindness. This device is made up of a polymethylmethacrylate (PMMA) lens and a backplate that is more widely used in the Titanium version. Despite the good retention rates of the BKPro, two main complications compromise patients' vision and the viability of the prosthesis: imperfect adhesion of the corneal tissue to the upper side of the backplate and infections. In this work, two topographies were generated and functionalized with a multifunctional peptide platform. The biological response was evaluated *in vitro* with human corneal keratocytes (HCKs) and with a bacterial strain *Pseudomonas aeruginosa*. This study suggests that the use of peptide platforms could be a good strategy to improve the *in vitro* and *in vivo* performance of the rough topographies used in commercial BKPro.

Keywords: <titanium>, <cornea>, <surface roughness>, <peptidic platform>

INTRODUCTION

In the world there are approximately 36 million blind people of which 12.7 million are blind due to corneal blindness (1). Corneal blindness is caused by the lack of integrity or transparency of the corneal tissue and generates vision loss despite the good functioning of the rest of the ocular structures. For the treatment of patients with severe eye damage, artificial corneas are used, which are medical devices that totally or partially replace the cornea. The Boston keratoprosthesis (BKPro) is the most widely used artificial cornea with biological support. It consists of a transparent polymethylmethacrylate (PMMA) optical cylinder and a fenestrated plate-shaped backplate or haptic. The corneal graft is placed between both pieces and the entire set is assembled thanks to the click-on



design. B-KPro modifications have been made over many years to get a better biointegration (2) (3). Despite the good results regarding implant retention, there are still short and mid-term post-surgical complications that compromise the viability of the device as the lack of union between the corneal tissue and the implant, microbial infections, and the formation of the retroprosthetic membrane.

The combination of synthetic peptides with cell adhesive functions and antimicrobial properties anchored to the Ti surface would solve most of the post-surgical complications aroused after BKPro implantation. The peptide platform are branched conformations that allow to expose, simultaneously, two peptide motifs for interaction with biological entities (cell receptors and/or bacteria) with optimally accessibility and improved biological effects (4,5).

In the current work a multifunctional peptide platform coating that combines the adhesive potential of the cyclic RGD peptide and the antibacterial activity of the LF1-11 peptide was tested for ophthalmologic applications (6,7,8,9).

METHODS

1. Preparation of Ti disks: Ti disks were prepared depending on the surface type. Smooth surfaces were achieved using silicon carbide grinding papers. Rough surfaces were achieved through sandblasting.
2. Solid-Phase Peptide Synthesis (SPSS): The synthesis of the platform (PTF) containing the cRGD and LF1-11 was performed by solid-phase peptide synthesis. SPSS was performed following the Fmoc/tBu strategy.
3. Static Contact Angel Measurements and Surface Energy Calculations: The wettability of the samples was assessed by the sessile drop method using a contact angle system. The measurements were done at room temperature using ultrapure water and diiodomethane as wetting liquids.
4. Roughness Analysis: The surface roughness was assessed using an optical profilometer. The most typical surface roughness parameters were acquired. The morphology of the smooth (STH) and rough surfaces (SB) and the commercial BKPro (BKPro) was studied by means of scanning electron microscopy (SEM).
5. X-ray Photoelectron Spectroscopy (XPS): The chemical composition of the samples was analyzed through X-ray photoelectron spectroscopy (XPS). The peak fitting and the spectral analysis were referenced to the C1s signal (284.8 eV).
6. Cell Adhesion and proliferation studies: Samples were seeded at a density of 5000 Human Corneal Keratocytes (HCK) per disk and allowed to attach in serum free medium. After 6 h of incubation at 37°C, samples were rinsed twice with PBS to remove non-adherent cells. The cell morphology and spreading were assessed through immunostaining.
For the proliferation studies, after 1, 3, 7 and 14 days of incubation, samples were washed with PBS and incubated with 500 µL of PrestoBlue to determine the cell number.



7. Bacterial adhesion, viability and Morphology by confocal microscopy and SEM: Live/dead assays were performed. Images were taken using confocal microscope using *Pseudomonas aeruginosa*. The morphology and integrity of the bacteria was checked by SEM.
8. Statistical Analysis: The experimental data was analyzed using ANOVA test followed by pairwise comparisons using Tukey's test, or Kruskal–Wallis non-parametric test followed by Mann-Whitney test.

RESULTS AND DISCUSSION

Rough samples mimicking commercial BKPro have been prepared by a sandblasting (Figure 1).

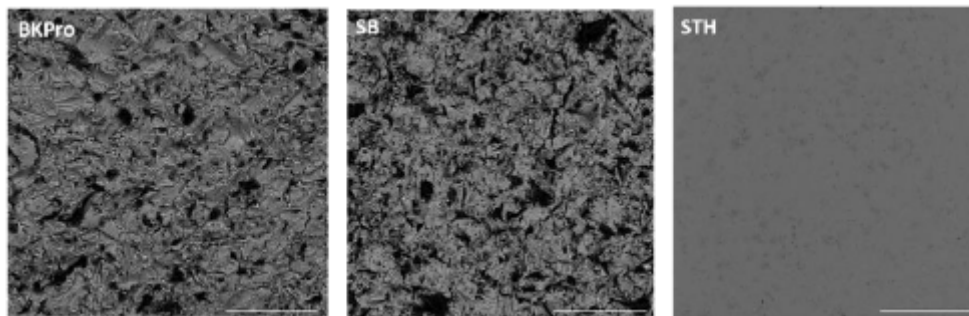


Figure 1. Titanium backplate of a commercial Boston keratoprotheses (BKPro); Titanium rough samples (SB) where the heavier element titanium appears bright compared to the dark area of the lighter alumina particles; Titanium smooth samples (STH). Scale bar equal 80 μm .

The dark particles in the SEM images correspond with the Al_2O_3 particles used for the sandblasting process. At a visual level, the surface topography of the rough samples was very similar to that of the commercial BKPro. The smooth surface was similar to those reported in other studies. The typical surface parameters were acquired using an optic profilometer. Since the BKPro backplate is a complex piece with curvature and multiple holes, it was difficult to make enough representative measurements to obtain the roughness map as well as the value of some parameters (Table I).

Table 1. Surface roughness parameters (nm). N.m= not measured

Sample	BKPro	SB	STH
SR_a (nm)	2011.87 ± 612.37	1739.21 ± 423.21	90.48 ± 8.05
SR_p (nm)	2501.72 ± 444.97	4466.02 ± 1259.73	340.33 ± 39.85
SR_v (nm)	2759.97 ± 510.82	-3218.36 ± 218.88	-305.48 ± 50.83
SR_{sk} (nm)	n.m	0.35 ± 0.17	-0.41 ± 0.19
SR_z (nm)	n.m	4680.43 ± 275.04	330.40 ± 69.75
Sdr (%)	n.m	3.679	0.048



The wettability of the samples was tested using the sessile drop method. The Wenzel approach was used to calculate the angles formed between the drops and the surface. For rough samples, it is necessary to calculate the real contact area between solid and liquid also called roughness ratio factor. The already correct contact angle values for the control and functionalized samples are shown in the Figure 2. The biofunctionalization renders to higher hydrophilicity in both surfaces as has been reported previously (5). The reduction of the contact angle is associated with the hydrophilic functional groups present in the peptide and it indicates the presence of a peptidic layer on the titanium surfaces in both cases.

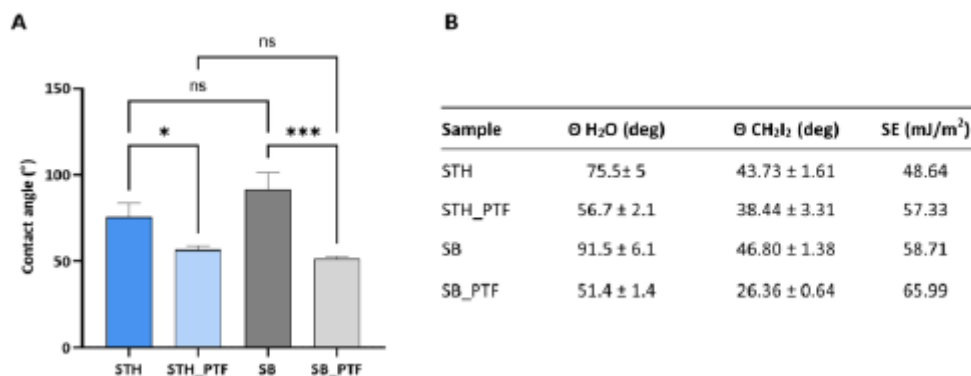


Figure 2. Contact angle measurements (θ) in smooth (STH), functionalized smooth (STH-PTF), sandblasted (SB) and functionalized sandblasted samples (SB-PTF). * $p < 0.05$, ** $p < 0.005$, *** $p < 0.0002$ and **** $p < 0.0001$.

XPS analysis confirmed changes in the chemical composition of Ti samples as shown in Table II. For smooth and rough samples, the peptide platform yielded an increase in the percentage of N 1s and a reduction in O 1s and Ti 2p signals, in comparison with Ti control groups. Both observations are typical indicators of peptide attachment. A decrease in percentage oxygen (O1s) and titanium (Ti 2p) in STH-PTF and SB-PTF samples with respect to control Ti samples, could be related with the decrease in the detection of the oxide layer of titanium. The layer thickness for smooth samples is similar but slightly lower than that reported in other studies with similar molecules using the same (5) or a different anchoring method. These differences as well as the use of a different technique to quantify the thickness of the layer, allows explaining the differences with the present study.

Table 2. Chemical composition (atomic percentage) measured by X-ray photoelectron spectroscopy, XPS. (Smooth (STH), functionalized smooth (STH-PTF), sandblasted (SB) and functionalized sandblasted samples (SB-PTF))

Sample	C 1s	O 1s	N 1s	Ti 2p	Thickness of layer (nm)
STH	30.7 ± 5.8	49.6 ± 4	2 ± 0.7	17.7 ± 2.5	
STH-PTF	37 ± 1.7	43 ± 0.8	6.6 ± 0.7	13.4 ± 0.2	0.15
SB	42.9 ± 2.1	50.3 ± 1.7	0.7 ± 0.1	6.1 ± 0.5	
SB-PTF	57.1 ± 4.3	26.8 ± 5.2	14 ± 2.2	2.2 ± 1.3	0.51



The adhesion of HCKs seemed to not be affected by the presence of the platform regarding the number of cells. However, changes were observed regarding the cell area, showing an increase in cell spreading ($p < 0.05$) (Figure 3: A, B). Regarding the proliferation, a decrease in proliferation on days 3 and 7 was observed for the functionalized samples. The stabilization of the number of cells in the roughened control and functionalized samples could be indicative of the development of other cellular processes such as differentiation. Further studies could be carried out to contrast that hypothesis. The maximum proliferation value was reached at day 14 for smooth and rough functionalized samples and statistically higher ($p < 0.05$) than the values of the control samples (Figure 3C).

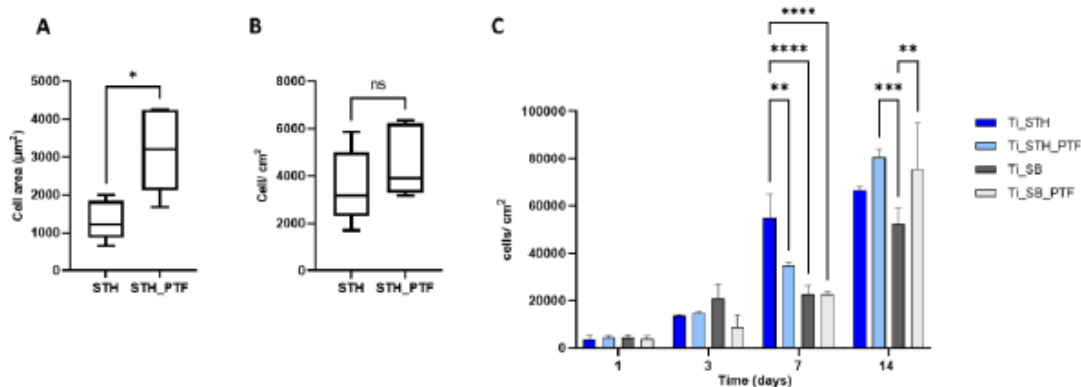


Figure 3. HCK's response to the titanium surfaces. A) Projected cell area. B) Quantification of cell number. Statistically significant differences ($p < 0.05$) compared to * STH. C) Cell proliferation after 1,3, 7 and 14 days of culture. Quantification of cells was done with Presto Blue assay. * $p < 0.05$, ** $p < 0.005$, *** $p < 0.0002$ and **** $p < 0.000$.

The antibacterial capacity of the multifunctional peptide was assessed through adhesion assays. The live/dead results confirmed the bactericidal effect of the peptide. The rough surfaces seemed to hinder the bacterial adhesion unlike has been reported in other studies previously. The SEM images shown distorted morphologies in both topographies (Figure 4).

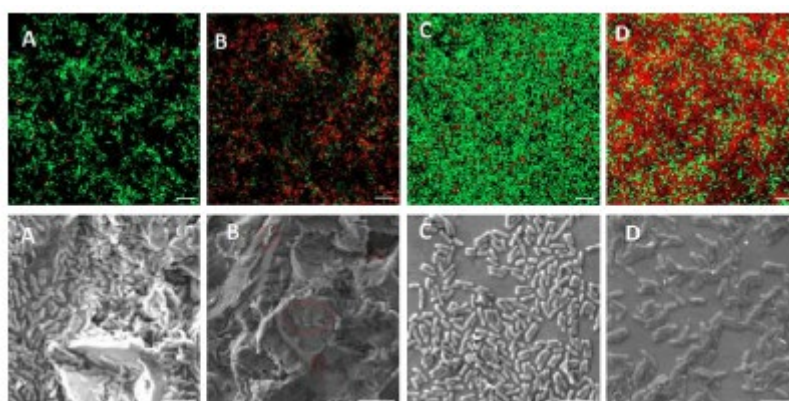


Figure 4. Adhesion at 6h of *P. aeruginosa* Up row: Live/ dead staining (scale bars= 10 µm) A) SB B) SB-PTF C) STH D) STH-PTF. Down row: Bacterial adhesion on the samples visualized by SEM (scale bar equals 10 µm)



CONCLUSIONS

The good results obtained support the possibility of using this peptide platform to solve two typical complications of BKPro: imperfect adhesion of the corneal tissue to the Ti backplate and prevention of bacterial infections.

REFERENCES

1. Bourne RRA, Steinmetz JD, Flaxman S, Briant PS, Taylor HR, Resnikoff S, et al. Trends in prevalence of blindness and distance and near vision impairment over 30 years: an analysis for the Global Burden of Disease Study. *Lancet Glob Health* [Internet]. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33275950/>
2. Claes H. Dohlman. 2022; Available from: <https://doi.org/10.1146/annurev-vision-100820->
3. Ghezzi CE, Rnjak-Kovacina J, Kaplan DL. Corneal Tissue Engineering: Recent Advances and Future Perspectives. *Tissue Eng Part B Rev*. 2015 Jun 1;21(3):278–87.
4. Clauder F, Czerniak AS, Friebe S, Mayr SG, Scheinert D, Beck-Sickingler AG. Endothelialization of Titanium Surfaces by Bioinspired Cell Adhesion Peptide Coatings. *Bioconjug Chem* [Internet]. 2019 Oct 16. Available from: <https://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/acs.bioconjchem.9b00573>
5. Oliver-Cervelló L, Martín-Gómez H, Reyes L, Noureddine F, Ada Cavalcanti-Adam E, Ginebra MP, et al. An Engineered Biomimetic Peptide Regulates Cell Behavior by Synergistic Integrin and Growth Factor Signaling. *Adv Healthc Mater*. 2021 Apr 1;10(7).
6. Bruni N, Capucchio MT, Biasibetti E, Pessione E, Cirrincione S, Giraud L, et al. antimicrobial activity of lactoferrin-related peptides and applications in human and veterinary medicine. Vol. 21, *Molecules*. MDPI AG; 2016.
7. Plow EF, Haas TA, Zhang L, Loftus J, Smith JW. Ligand binding to integrins. *J Biol Chem* [Internet]. 2000 Jul 21 [cited 2022 Oct 24];275(29):21785–8. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10801897/>
8. Bogdanowich-Knipp SJ, Chakrabarti S, Williams TD, Dillman RK, Siahaan TJ. Solution stability of linear vs. cyclic RGD peptides. *J Pept Res* [Internet]. 1999 [cited 2022 Oct 24];53(5):530–41. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10424348/>
9. Verrier S, Pallu S, Bareille R, Jonczyk A, Meyer J, Dard M, et al. Function of linear and cyclic RGD-containing peptides in osteoprogenitor cells adhesion process. *Biomaterials* [Internet]. 2002 [cited 2022 Oct 24];23(2):585–96. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11761179/>



FORMACIÓN DE RECUBRIMIENTOS ANTIBACTERIANOS SOBRE ESTRUCTURAS DE TITANIO MEDIANTE ELECTRODEPOSICIÓN

E. Rupérez ¹, D. Rodríguez ^{1,*}

¹ Dept. Materials Science and Engineering Universitat Politècnica de Catalunya
(Barcelona-TECH), EEBE-CEM, Av. Eduard Maristany, 10-14, 08930 Sant Adrià del Besòs,
Barcelona * mail: daniel.rodriguez.rius@upc.edu

Resumen: Las estructuras porosas de titanio creadas mediante fabricación aditiva pueden reducir la protección contra la tensión del implante hacia el hueso al presentar un módulo elástico aparente inferior al del material sólido, y que puede modularse en función de la estructura generada.

La aparición de infecciones en los tejidos que rodean a estas estructuras porosas es un problema importante, ya sea por una infección nosocomial en cirugía o por la formación de un biofilm en la superficie del biomaterial por bacterias planctónicas oportunistas. Una estrategia para evitar esto es cubrir la prótesis con una capa con propiedades antibacterianas. La electrodeposición es una técnica de procesamiento que se puede utilizar para crear recubrimientos antibacterianos sobre estructuras metálicas porosas.

Palabras clave: < titanio>, < antibacteriano>, <manufactura aditiva>, <electrodeposición>

INTRODUCCIÓN

La biomecánica del sistema esquelético requiere implantes y prótesis para soportar altas cargas mecánicas. Por ello, estos implantes suelen estar fabricados con biomateriales metálicos (acero inoxidable, aleaciones de cobalto-cromo o aleaciones de titanio) de alta resistencia mecánica. Estos biomateriales, sin embargo, pueden presentar problemas como el apantallamiento de tensiones debido a su alta rigidez, lo que puede provocar la reabsorción ósea y posiblemente el fracaso del implante. [Cristofolini 2017].

Las estructuras porosas de titanio reducen el apantallamiento de tensiones del implante hacia el hueso al presentar un módulo de elasticidad aparente inferior al del material sólido, y que puede modularse en función de la estructura generada. Sin embargo, la fabricación de tales estructuras no es fácil debido a la alta reactividad del titanio y su alto punto de fusión. A pesar de ello, se han fabricado estructuras porosas utilizando técnicas como el *space holder*, el



sinterizado por láser o la extrusión de tintas metálicas (*DIW, Direct Ink Writing*). [Vidal 2020].

Otro problema destacado en los implantes y prótesis metálicas es la posible aparición de infecciones en los tejidos que rodean al implante, ya sea por una infección nosocomial en la cirugía o por la formación de un biofilm en la superficie del biomaterial por bacterias planctónicas oportunistas. En aplicaciones ortopédicas que requieren una unión hueso-implante, la formación del biofilm bacteriano impide la osteointegración adecuada y puede provocar el fracaso de la prótesis.

Una estrategia para evitar la aparición de un biofilm, y la consiguiente infección, es cubrir la prótesis con una capa con propiedades antibacterianas. Existen diversas posibilidades para generar propiedades antibacterianas, tales como dopar la superficie con iones metálicos como la plata, recubrir la superficie con polímeros o péptidos con efecto antibacteriano, depositar una capa con efecto antiadherente (*antifouling*) o utilizar un recubrimiento como portador de un agente antimicrobiano [Chouirfa 2018]. Un ejemplo de la última aplicación es el uso del fosfato de calcio se puede utilizar como vehículo que libera fármacos antibacterianos.

MÉTODOS

Se prepararon muestras de titanio poroso mediante extrusión de tinta metálica utilizando hidrogel Pluronic 127 como aglutinante. Las muestras se sinterizaron a alta temperatura en ultra alto vacío en un horno tubular adaptado con una bomba de vacío y una bomba difusora. Los ensayos de compresión mecánica se realizaron con una máquina de ensayos de tracción-compresión MTS Bionix 858 especialmente diseñada para trabajar sobre biomateriales, con la capacidad añadida de realizar ensayos de fatiga y torsión, equipada con una celda de carga MTS de 25 KN. Se ensayaron las muestras según el estándar ISO 13314.

Se estudió la electrodeposición pulsada como un proceso de recubrimiento, con el fin de fabricar un recubrimiento de fosfato de calcio (CaP) sobre muestras de titanio poroso en un solo paso, dopado con un agente antibacteriano. El proceso electrolítico se realizó utilizando la muestra de titanio como cátodo y una solución de nitrato de calcio y dihidrógeno fosfato de amonio como electrolito. Se estudiaron diferentes condiciones de temperatura, polaridad de pulso y densidad de corriente para determinar las condiciones óptimas para la obtención de la capa. Se ha evaluado el recubrimiento de CaP obtenido como plataforma para la liberación controlada de fármacos para evitar posibles infecciones alrededor del implante.

Las propiedades fisicoquímicas del recubrimiento se determinaron mediante SEM/EDS, FIB, XRD y microCT. Estudios in vitro permitieron evaluar la respuesta antibacteriana a bacterias modelo Gram-positiva y Gram-negativa.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN



El análisis morfológico de las muestras mostró que se pueden obtener diferentes microestructuras variando los parámetros del proceso. Durante los ensayos de compresión no se presentó fractura, por lo que se midió el valor de la resistencia a la compresión al alcanzar el límite de deformación establecido, con un valor medio registrado de 250 MPa. Se calculó un módulo de elasticidad promedio de 7,5 GPa, con una desviación estándar de 0,4 GPa.

La incorporación del agente antimicrobiano no afectó la morfología del recubrimiento.

Finalmente, en las pruebas in vitro se obtuvieron buenos resultados de actividad antibacteriana del recubrimiento.

CONCLUSIONES

Se ha demostrado una solución prometedora para la biofuncionalización antibacteriana de implantes ortopédicos de titanio fabricados con una estructura porosa que limita el problema del estrés.

AGRADECIMIENTOS

Los autores reconocen el apoyo financiero a través de los proyectos 2021 PROD 00073 de la Agencia de Gestió d'Ajuts Universitaris i de Recerca (AGAUR, Generalitat de Catalunya), y del proyecto PID2021-126614OB-I00 del Ministerio de Ciencia e Innovación (MCI/FEDER,UE).

REFERENCIAS

1. Cristofolini L. (2017). Critical Examination of Stress Shielding Evaluation of Hip Prostheses. *Crit Rev Biomed Eng*, 45(1-6): 549-623, 2017.
2. Vidal, E.; Torres, D.; Guillem-Martí, J.; Scionti, G.; Manero, J.M.; Ginebra, M.-P.; Rodríguez, D.; Rupérez, E. (2020). Titanium Scaffolds by Direct Ink Writing: Fabrication and Functionalization to Guide Osteoblast Behavior. *Metals* v10: 1156, 2020.
3. Chouirfa H, Bouloussa H, Migonney V, Falentin-Daudré C. (2018). Review of titanium surface modification techniques and coatings for antibacterial applications. *Acta Biomater.* 83:37-54, 2018.



GRAPHENE OXIDE THE KEY TO EFFECTIVE APPLICATION OF DECELLULARIZED ARTERIES AS SMALL DIAMETER VASCULAR GRAFTS

Andreia T. Pereira ¹, Karl H. Schneider ^{2,3}, Patrícia C. Henriques ¹, Christian Grasl ⁴, Sofia F. Melo ¹, Inês P. Fernandes ¹, Herbert Kiss ⁵, M. Cristina L. Martins ¹, Helga Bergmeister ^{2,3}, and Inês C. Gonçalves ¹

¹ INEB/i3S – Instituto de Engenharia Biomédica, Portugal

² Center for Biomedical Research Medical University of Vienna, Austria

³ Ludwig Boltzmann Institute of Cardiovascular Research, Vienna, Austria

⁴ Center for Medical Physics and Biomedical Engineering, Medical University of Vienna, 1090 Vienna, Austria

⁵ Department of Obstetrics and Gynecology, Division of Obstetrics and Feto-Maternal Medicine, Medical University of Vienna, 1090 Vienna, Austria

Abstract: The lack of small-diameter vascular grafts (inner diameter < 5mm) to substitute autologous grafts in arterial bypass surgeries has a massive impact on the prognosis/progression of cardiovascular diseases, the leading cause of death. Decellularized arteries have been proposed as an alternative, but their poor mechanical performance and high collagen exposure, which promotes platelet/bacteria adhesion, limit their successful application. In this study, these limitations were surpassed for decellularized umbilical cord arteries through the coating of their lumen with graphene oxide (GO) [1]. Placental and umbilical cord arteries were decellularized and perfused with a suspension of GO (C/O ratio 2:1; ~1.5µm lateral size). A homogeneous GO coating that covered the collagen fibers was obtained for both arteries, with improvement of mechanical properties being achieved for umbilical cord decellularized arteries. GO coating increased 27% maximum force, 29% burst pressure, 25% strain, and 10% compliance, compared to decellularized arteries. The achieved theoretical burst pressure (1960 mmHg) and compliance (13.9%/100 mmHg) are similar to the human saphenous vein and mammary artery, respectively, which are used nowadays as the gold standard in bypass surgeries. Furthermore, coatings with GO did not compromise the endothelial cell adhesion but decreased platelet and bacteria adhesion to decellularized arteries, which will impact on the prevention of thrombosis and infection, until full re-endothelialization is achieved. Overall, our results reveal that GO coating has an effective role in the improvement of decellularized umbilical cord artery performance, which is a huge step toward their application as a small-diameter vascular graft.

ACKNOWLEDGMENTS



FCT/FEDER:PD/BD/114156/2016 and PTDC/CTM-COM/32431/2017

REFERENCES

1. A.T. Pereira, K.H. Schneider, P.C. Henriques, et al., *Acs Applied Materials & Interfaces*, 13 (2021) 32662-32672



MESA REDONDA-BIOMATERIALES

3D PRINTING AND ANTIMICROBIAL DEVICES

Presidente: Dr. Diego Velasco Bayón

Invitada: Dra. I. Gonçalves

Invitado: Dr. J.C. Rodríguez Cabello

Invitado: Dr. D. Rodríguez Rius



CAN GRAPHENE BRING LIGHT INTO CATHETER INFECTION? FROM ANTIMICROBIAL 2D FILMS TO A MEDICAL DEVICE

Dra. I. Gonçalves

Abstract: Biomaterials-related infection is a serious public health issue worldwide. Prevention of bacterial adhesion and consequent biofilm formation is a demanding and costly task, aggravated by the rise in drug-resistant bacteria, responsible for more than 500 000 deaths globally/year. As such, we propose the incorporation of graphene-based materials (GBM), known to have antimicrobial properties, to develop new antimicrobial biomaterials [1,2]. We have been designing GBM-containing biomaterials for several antimicrobial biomedical applications: i) as 3D-printed antimicrobial composites for tissue engineering [3,4]; ii) as anti-adhesive antimicrobial biostable hydrogels [5,6,7]; iii) as antimicrobial composites and coatings for dialysis catheters [8,9]; and iv) as light activated sterilization devices [10].

Dialysis catheters are a lifeline for kidney dialysis patients, but related infections can result in endocarditis or peritonitis, leading to sepsis and death in 15% of the cases. As the number of dialyzed patients is estimated to grow and bacteria antibiotics resistance to increase, catheter-related infections will become even more alarming. We have been developing novel biomaterials for use in dialysis catheters in order to prevent related infections. GBM have been incorporated in polyurethane and silicone rubber, two base polymers currently used to produce dialysis catheters. Two strategies have been evaluated, namely GBM incorporation in bulk polymers (creating composites), and GBM incorporation as coating of polymer surface by dip or spray coating. Coatings revealed higher exposition of GBMs on the surface and therefore better antimicrobial properties. Surprisingly, and independently of the coating technique, oxidized graphene formulations act by preventing bacterial adhesion (80% reduction), rather than killing them.

As graphene has the ability to absorb light and convert it into heat or ROS generation, we have explored the antibacterial properties of GBM after near-infrared (NIR) irradiation. We have seen that graphene can be used on its own (without coupled photosensitizers) as a light-activated platform even using a safe low power NIR diode, killing 99% of the bacteria from the supernatant (of notice, using graphene as catheter coatings without irradiation revealed no action in planktonic bacteria). We are now using this technology to develop light activated



self-sterilizable surfaces, including the GOcap[®], a catheter cap that prevents catheter-related infections.

REFERENCES

1. P.C. Henriques, ..., I.C. Gonçalves. Fabrication and antimicrobial performance of surfaces integrating graphene-based materials. *Carbon*, 132 (2018)
2. P.C. Henriques, ..., I.C. Gonçalves. Graphene Surfaces Interaction with Proteins, Bacteria, Mammalian Cells and Blood Constituents: the Impact of Graphene Platelets Oxidation and Thickness. *ACS Appl. Mater. Interfaces*, 12 (2020)
3. S.F. Melo*, S.C. Neves*, ..., I.C. Gonçalves. Incorporation of graphene oxide into poly(ϵ -caprolactone) 3D printed fibrous scaffolds improves their antimicrobial properties. *Materials Science & Engineering C*, 109 (2020)
4. D. Moura, ..., I.C. Gonçalves. Recent advances on bioprinting of hydrogels containing carbon materials. *Materials Today Chemistry*, 23, 100617 (2022).
5. A.T. Pereira, ..., I.C. Gonçalves. Graphene oxide-reinforced poly(2-hydroxyethyl methacrylate) hydrogels with extreme stiffness and high-strength. *Composites Science and Technology*, 184 (2019)
6. A.T. Pereira, ..., I.C. Gonçalves. Graphene-based materials: the key for a successful application of pHEMA as a blood-contacting device. *Biomaterials Science*, 9(9), pp.3362–3377 (2021)
7. H.P. Ferreira, ..., I.C. Gonçalves. Using graphene-based materials for stiff and strong poly(ethylene glycol) hydrogels. *International Journal of Molecular Sciences*, 23, 2312 (2022)
8. I. Borges*, P.C. Henriques*, ..., I.C. Gonçalves. Exposure of Smaller and Oxidized Graphene on Polyurethane Surface Improves its Antimicrobial Performance. *Nanomaterials* 10 (2020)
9. R.N. Gomes, ..., I.C. Gonçalves. Antimicrobial graphene nanoplatelets coatings for silicone catheters. *Carbon*, 139 (2018)
10. P.C. Henriques, ..., I.C. Gonçalves. Graphene films irradiated with safe low-power NIR-emitting diodes kill multidrug resistant bacteria. *Carbon*, 180 (12):10-21 (2021)



ENHANCED PRINTABILITY OF RECOMBINANT POLYPEPTIDE BIOINKS AS RESULT OF PRECISE MOLECULAR DESIGN

Dr. J.C. Rodríguez Cabello

Abstract: Natural structures are the result of complex hierarchical self-assembling processes. The complexity in those arrives from many fronts. First, the self-assembling molecules are already very complex in composition. Second, most, if not all, the organized structures correspond to far-from-equilibrium states. Third, in many cases they involve the concurrent self-assembling processes of different macromolecules. Fourth, dynamic interactions, environmental responsiveness and adaptability are common properties in those systems. In addition to all that, self-assembly of biological molecules seems to be the result of an order-disorder interplay in which intrinsically disordered molecules, or notable domains in them, play an essential role. Therefore, if one wants to understand and mimic such extraordinary processes, it is necessary to design model systems in which complexity, intrinsic disorder, dynamic behavior, and far-from-equilibrium states are preeminent. This draws a totally different paradigm to the one existing for the more conventional approach in designing current self-assembling systems.

Recombinant technology is a powerful tool to fabricate such complex, but well-defined, and multifunctional macromolecules. Its polypeptide nature permits to include in their molecular design any peptide domain existing on natural proteins that can be of interest. On the other hand, as recombinamers are based in a totally synthetic DNA, the combination of peptide domains is essentially not restricted by any factor and, practically any composition of interest can be produced. Those may include even peptide domains that are not found in natural proteins, but they could be of interest.

During those last years, different recombinamers have been designed and tested in our lab. Some of the molecular designs have proven to be, for example excellent 3D bioinks [1]. In those, superior printability is obtained by an adequate programming, at molecular level, of a sequence of self-organizing events with different strengths and dynamics while showing excellent bioactivity and biocompatibility.

REFERENCES

1. Soraya Salinas-Fernández, Mercedes Santos, Matilde Alonso, Luis Quintanilla, José Carlos Rodríguez-Cabello. Genetically engineered elastin-like recombinamers with sequence-based molecular stabilization as advanced bioinks for 3D bioprinting. Applied Materials Today. Volume 18, March 2020, 100500.



FORMACIÓN DE RECUBRIMIENTOS ANTIBACTERIANOS SOBRE ESTRUCTURAS DE TITANIO MEDIANTE ELECTRODEPOSICIÓN

Dr. D. Rodríguez Rius

Resumen: La biomecánica del sistema esquelético requiere implantes y prótesis para soportar altas cargas mecánicas. Por ello, estos implantes suelen estar fabricados con biomateriales metálicos (acero inoxidable, aleaciones de cobalto-cromo o aleaciones de titanio) de alta resistencia mecánica. Estos biomateriales, sin embargo, pueden presentar problemas como el apantallamiento de tensiones debido a su alta rigidez, lo que puede provocar la reabsorción ósea y posiblemente el fracaso del implante.

Las estructuras porosas de titanio creadas mediante fabricación aditiva pueden reducir el apantallamiento de tensiones del implante hacia el hueso al presentar un módulo elástico aparente inferior al del material sólido, y que puede modularse en función de la estructura generada.

La aparición de infecciones en los tejidos que rodean a estas estructuras porosas es un problema importante, ya sea por una infección nosocomial en cirugía o por la formación de un biofilm en la superficie del biomaterial por bacterias planctónicas oportunistas. Una estrategia para evitar esto es cubrir la prótesis con una capa con propiedades antibacterianas. La electrodeposición es una técnica de procesamiento que se puede utilizar para crear recubrimientos antibacterianos sobre estructuras metálicas porosas.



COMUNICACIONES LIBRES



ESTABILIDAD DINÁMICA EN INDIVIDUOS CON ENFERMEDAD DE PARKINSON

A. Torres-Pardo¹, J.A. Gómez-García¹, Juan C. Moreno¹, Diego Torricelli¹

¹ Grupo de Neurorehabilitación (NRG), Consejo Superior de Investigaciones

Científicas (CSIC), Madrid, España, {adriana.torres, jorge.gomez.garcia}

@cajal.csic.es, {jc.moreno, diego.torricelli} @csic.es

INTRODUCCIÓN

La enfermedad de Parkinson (EP) idiopática es un trastorno neurodegenerativo que afecta al sistema nervioso humano. Se asocia a la pérdida neuronal en la sustancia negra del cerebro, derivando en la aparición de inclusiones intracelulares con agregados de α -sinucleína, conocidas como cuerpos de Lewy, y deficiencia de dopamina (Poewe et al., 2017).

La EP es la segunda enfermedad neurodegenerativa más común en todo el mundo y afecta a unos 10 millones de personas, según la Organización Mundial de la Salud (OMS). Los síntomas clínicos de esta enfermedad son heterogéneos, e incluyen alteraciones motoras y no motoras. Entre los síntomas motores más comunes de la EP encontramos los siguientes: bradicinesia, rigidez, temblor, inestabilidad postural, deterioro de la marcha, congelación de los movimientos, discinesia, distonía y alteraciones del habla (Kalia & Lang, 2015; Poewe et al., 2017; Sveinbjornsdottir, 2016). Los síntomas no motores incluyen: apatía, somnolencias enra excesiva, trastornos del sueño, estreñimiento, anhedonia, pérdidas de memoria, pérdida del gusto, hiposmia, alteraciones del estado de ánimo, depresión, ansiedad, deterioro cognitivo leve, síntomas urinarios, hipotensión, alucinaciones visuales, demencia (Kalia & Lang, 2015; Poewe et al., 2017; Sveinbjornsdottir, 2016).

En nuestro caso, los síntomas no motores surgen diez años, o más antes del diagnóstico real de EP, normalmente desencadenado por los síntomas motores, en la llamada fase premotora o prodrómica. En el momento en que se presenten 50 síntomas, el 70% de las neuronas dopaminérgicas están muertas (Poewe et al., 2017). Estos síntomas empeoran con la progresión de la enfermedad (Fahn, 2003; Jankovic, 2008). Una detección temprana es crucial para evitar la pérdida de neuronas dopaminérgicas y para contener la aparición de los síntomas. Además, también podría aumentar la calidad de vida y la supervivencia de los pacientes si se logra una forma de diagnosticar con precisión la EP es buscar cuerpos de Lewy en el cerebro. Debido a su complejidad, esto sólo puede hacerse mediante una autopsia. Por tanto, es necesario un método de diagnóstico clínico. Aunque se han desarrollado varios criterios de diagnóstico,



como el Parkinson's Disease Society Brain Bank y el National Institute of Neurological Disorders and Stroke (NINDS), todavía no existe ningún método objetivo altamente fiable. El diagnóstico depende de la experiencia de los especialistas en trastornos del movimiento, que basan su decisión en el reconocimiento de alguna combinación de síntomas motores y en la respuesta a la levodopa (Eduardo Tolosa et al., 2006; Jankovic, 2008). La falta de un método de diagnóstico clínico objetivo da lugar a un 25% de fallos en el diagnóstico (Eduardo Tolosa et al., 2006). Lo mismo ocurre con el seguimiento de la progresión de la enfermedad. Se instituyeron algunas escalas que clasifican a los pacientes con EP según la gravedad y la evolución de la enfermedad. La Escala de Hoehn y Yahr (H&Y) y la Unified Parkinson's Disease Rating Scale (UPDRS) son las más utilizadas. Sin embargo, la resolución de estas escalas no suele ser suficiente para realizar un seguimiento preciso de la evolución de la gravedad. Incluso la escala más compleja se basa en el criterio subjetivo de un profesional clínico, lo que conlleva la posibilidad de obtener puntuaciones diferentes al ser evaluados por distintos especialistas. Además, también hay una parte del proceso de diagnóstico que depende del paciente, por ejemplo, aquellas preguntas relacionadas con los síntomas diarios y la respuesta al tratamiento (Rovini et al., 2017).

En conclusión, existe una clara necesidad de mejorar los métodos de diagnóstico y seguimiento clínico de la EP para hacerlos más objetivos y precisos. La definición de métricas que califiquen objetivamente el rendimiento de cada tarea evaluada con las diferentes pruebas clínicas explicadas anteriormente puede ser un primer paso para afrontar este reto.

Este estudio tiene como finalidad proponer nuevas métricas para evaluar objetivamente la estabilidad dinámica durante la marcha en pacientes con EP. Más concretamente, el objetivo de este trabajo es abordar la siguiente pregunta científica: ¿cómo se ve afectada la estabilidad dinámica en la EP durante la marcha?

MÉTODOS

Los participantes del estudio cumplían los criterios de inclusión/exclusión propuestos por neurólogos del Hospital Gregorio Marañón. Estos criterios son los siguientes:

Criterios de inclusión:

- Edad comprendida entre 50 y 80 años.
- Capacidad para comprender instrucciones verbales.
- Puntuación en la UPDRS entre I-III.
- Conservar la capacidad de caminar al menos 10 metros sin ayudas técnicas.
- No presentar fluctuaciones motoras en los últimos 3 meses.
- Encontrarse en la fase Off de la enfermedad (4 horas posteriores a la última toma de medicación).



- 2-6 años desde el diagnóstico de enfermedad de Párkinson idiopática. • Tratamiento farmacológico estable sin cambio en los últimos 3 meses. Criterios de exclusión:
- Diagnóstico de Parkinsonismo, como parálisis supranuclear progresiva o demencia por cuerpos de Lewy.
- Antecedentes de afecciones neurológicas diferentes a la EP (por ejemplo, Accidente Cerebrovascular) y/o psiquiátricas
- Personas que han sido sometidas a cirugía para implante de electrodo de estimulación cerebral profunda.

Los datos utilizados en este estudio se recogieron durante 2016-2020 en el Hospital Gregorio Marañón. El protocolo experimental se dividió en cuatro fases:

- **Fase 1:** Reclutamiento de sujetos siguiendo los criterios de inclusión y exclusión. En primer lugar, un neurólogo del Hospital General Gregorio Marañón reclutó sujetos que cumplieran los criterios de inclusión/exclusión.
- **Fase 2:** Información sobre la estructura, duración y otros temas relevantes sobre el experimento que puedan ser de interés para el participante. Firma del consentimiento informado para la participación y el tratamiento de datos del participante. El protocolo consistió en una única sesión experimental para cada caso evaluado. La sesión se inició explicando y aclarando el protocolo a seguir. El participante firmó el consentimiento informado antes de continuar.
- **Fase 3:** Valoración del paciente y recogida de medidas antropométricas. Previo a los experimentos, se tomaron las medidas antropométricas necesarias para la realización del experimento. Además, un especialista calificó a los sujetos con EP según la escala UPDRS.
- **Fase 4:** Experimentación y adquisición de datos. En primer lugar, se instrumentó al sujeto con diez IMU (Tech-MCS, Technaid). La ubicación de estos sensores fue el pecho, la pelvis, los brazos, los muslos, las pantorrillas, y los pies. Tras esto, se pidió al sujeto que caminara en línea recta durante 15m a su velocidad preferida, que girara 180° y que volviera a caminar 15m. Esto se repitió tres veces. Por último, se retiraron los IMU de los participantes y el estudio terminó.

Para evaluar la estabilidad de la marcha se calculó el Exponente de Lyapunov (LE). El protocolo de procesado de datos fue el siguiente:

1. **Segmentación de las capturas:** Se segmentó cada captura para separar las dos marchas en línea recta del giro.
2. **Segmentación de la marcha:** Se segmentó la marcha en pasos para calcular el LE a corto plazo y para eliminar el primer y el último paso de cada registro.
3. **Eliminación del primer y último paso:** Se eliminó el primer y el último paso de cada captura utilizando el resultado de la segmentación de la



marcha. Esto se hace porque estos pasos no son representativos, ya que corresponden al inicio de la marcha y la preparación del giro (en el caso del segmento de 15m antes del giro) y la recuperación del giro y la finalización de la marcha (en el caso del segmento de 15m después del giro).

4. **Cálculo del LE:** Existen dos tipos de LE en función de la longitud de la señal de entrada, el LE a corto plazo y el LE a largo plazo. En el caso de la marcha, la LE a corto plazo se refiere al calculado sobre 1-2 zancadas y el LE a largo plazo al calculado sobre 4 o más pasos. En este estudio se calcularon ambos. Se consideraron nueve observaciones diferentes: las señales del acelerómetro, el giróscopo y el magnetómetro en las direcciones X, Y y Z de los datos registrados por los IMU. Se colocaron diez IMU en el cuerpo del sujeto, por lo que se extrajeron 90 medidas de LE por captura. El LE se calculó siguiendo el método de Rosenstein' et al., 1993).
5. **Análisis de correlación y análisis estadístico:** se estudió el grado de relación lineal entre los LE obtenidos de los sensores ubicados en diferentes partes del cuerpo y entre los LE obtenidos en las tres direcciones de los ejes de coordenadas. El propósito de este análisis de correlación es confirmar si la información extraída de las distintas partes del cuerpo y ejes de coordenadas considerados es redundante o no. También se realizaron varios análisis estadísticos. En general, aplicamos test no paramétricos de ANOVA de una vía, ya que los datos no cumplían con los supuestos de normalidad o igualdad de varianzas. Realizamos las pruebas de Shapiro-wilk y Levene, respectivamente, para evaluar estos dos aspectos. Si se cumplían ambas premisas, se realizó la prueba de Fisher. Si se cumplía la premisa de normalidad, pero no la de igualdad de varianza, se hizo la prueba de Welch. Cuando no se cumplía ninguna de las dos, se realizó la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis.

Dado que este estudio se centra en la estabilidad general de la marcha, sólo se consideraron las señales provenientes de los sensores localizados en el pecho y zona lumbar para evaluar el equilibrio de la marcha. Estas regiones son las más centradas que se registran, y ambas se encuentran en la zona del tronco, donde se suele ubicar el centro de masa. Además, el tronco es el segmento más estable durante la marcha. También descartamos las señales del magnetómetro y del giróscopo, ya que no se utilizan en la literatura. En resumen, las señales utilizadas para analizar la estabilidad de la marcha son las señales de aceleración torácica y lumbar en los tres ejes (X, Y, Z).



RESULTADOS

Aunque para el cálculo de la LE y el análisis posterior sólo se han tenido en cuenta los datos del pecho y la zona lumbar, se realizó un análisis preliminar de correlación para comprobar si la información obtenida de los IMU en las diferentes ubicaciones y las distintas direcciones de los ejes es redundante o no. La correlación del LE de las diferentes partes del cuerpo donde se colocaron los sensores fue débil, excepto en el caso de los brazos, el pecho y ambos brazos, y las espinillas, que fue moderada. También la correlación del LE de los distintos ejes fue débil.

Del análisis estadístico observamos que hubo un aumento significativo en el LE a largo plazo de los sujetos con EP en la señal de aceleración del pecho en el eje Y (F de Fisher = 6,54, $p < 0,013$). No se encontraron diferencias significativas en el LE a largo plazo de EP y CS ni para la señal de aceleración torácica en el resto de ejes (X y Z) ni para la señal de aceleración lumbar en ningún eje. En el caso del LE a corto plazo, encontramos una disminución significativa en la señal de aceleración torácica en el eje X (Kruskal

Wallis $\chi^2 = 5,9$, $p < 0,015$) y la señal de aceleración lumbar en el eje Y (Kruskal-Wallis $\chi^2 = 4,26$, $p < 0,039$) en el grupo EP con respecto a los CS (ver Figura 1).

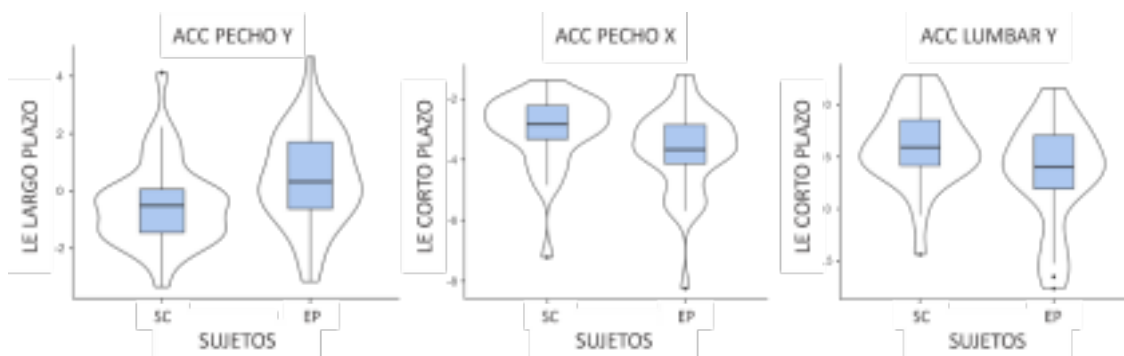


Figura 1. Boxplot del LE a largo plazo de la señal de aceleración torácica en el eje Y (izquierda) y del LE a corto plazo de la señal de aceleración torácica en el eje X (medio) y de la señal de aceleración lumbar en el eje Y (derecha) para los SC y EP.

DISCUSIÓN

Este estudio evaluó la estabilidad de la marcha de pacientes con EP y SC. Para ello, se calculó el LE de pruebas de marcha realizadas por los sujetos. La baja correlación del LE obtenido de los sensores colocados en diferentes partes del cuerpo y de los distintos ejes confirma que la información extraída de las diversas ubicaciones y ejes es diferente y que hay poca redundancia de los datos en cuanto al LE. Por tanto, la colocación de los sensores en experimentos para evaluar la estabilidad de la marcha no es trivial.



Un LE positivo significa que el sistema es caótico (Rosenstein' et al., 1993). Es decir, cuanto mayor es el valor del LE, más inestable es la marcha. En el caso del LE a largo plazo, observamos un aumento significativo del grupo con EP para la señal de aceleración del pecho en el eje Y, lo que significa que esta población tiene una marcha más inestable que los CS, como esperábamos.

Sin embargo, en el caso del LE a corto plazo, los resultados fueron los contrarios. El LE a corto plazo de los sujetos sanos es significativamente mayor que el LE a corto plazo de los sujetos con EP para la señal de aceleración torácica en el eje X y la señal de aceleración lumbar en el eje Y, lo que indica que la marcha de este último grupo es más estable que la de los CS (ver Figura 1). Estos resultados son contradictorios a los obtenidos para el LE a largo plazo, que muestran que los sujetos con EP tienen una marcha más inestable que los sujetos sanos. Esta contradicción puede deberse a que la señal (una zancada) es demasiado pequeña para obtener resultados precisos, lo que conduce a otra incoherencia: en la literatura se observan problemas para calcular la LE de señales pequeñas, pero se sigue utilizando el LE a corto plazo.

Este problema también se ha identificado en un estudio (Smith Hussain et al., 2021) en el que los autores estimaron el número mínimo de pasos necesarios para obtener un LE preciso y el número mínimo de pasos necesarios para poder distinguir con precisión entre dos poblaciones utilizando esta métrica. Observaron que se necesitan al menos 50 pasos en el primer caso, y 70 en el segundo. Este estudio evidencia que el cálculo de la LE a corto plazo no es fiable, al menos en el caso de las señales de marcha. En nuestro caso, incluso en el caso de la LE a largo plazo, no alcanzamos este límite de fiabilidad. Se deben realizar más estudios asegurando el registro de suficientes pasos, garantizando así la fiabilidad de los valores del LE.

CONCLUSIÓN

En el presente estudio evaluamos la estabilidad de la marcha de pacientes con EP y SC para examinar cómo se ve afectado el equilibrio por esta enfermedad y proponer una nueva forma de evaluarlo clínicamente de forma objetiva. Encontramos que el LE a largo plazo es capaz de distinguir entre los sujetos con EP y los SC. Este es mayor para el primer grupo que para el segundo, indicando que la marcha de los sujetos con EP es más inestable que la de los SC.

Sin embargo, también observamos que el LE es una métrica muy sensible que puede verse afectada por varios factores. El ruido y las señales pequeñas pueden derivar en resultados inexactos de esta métrica.

La ubicación del sensor elegido para calcular el LE no es trivial y debe definirse en función del objetivo del estudio. Para los estudios de la marcha, la mejor ubicación es en el tronco. La señal más utilizada en este tipo de estudios es la aceleración. La fiabilidad del LE para evaluar el equilibrio de la marcha debe



estudiarse más a fondo. Mientras tanto, se pueden utilizar otras métricas para apoyar los resultados extraídos con el LE.

REFERENCIAS

1. Eduardo Tolosa, Gregor Wenning, & Werner Poewe. (2006). The diagnosis of Parkinson's disease. *The Lancet Neurology*, 5(1), 75–86.
2. Fahn, S. (2003). Description of Parkinson's Disease as a Clinical Syndrome. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 991(1), 1–14.
3. Jankovic, J. (2008). Parkinson's disease: Clinical features and diagnosis. In *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry* (Vol. 79, Issue 4, pp. 368–376). BMJ Publishing Group. <https://doi.org/10.1136/jnnp.2007.131045>
4. Kalia, L. v., & Lang, A. E. (2015). Parkinson's disease. In *The Lancet* (Vol. 386, Issue 9996, pp. 896–912). Lancet Publishing Group. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(14\)61393-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(14)61393-3)
5. Poewe, W., Seppi, K., Tanner, C. M., Halliday, G. M., Brundin, P., Volkman, J., Schrag, A. E., & Lang, A. E. (2017). Parkinson disease. *Nature Reviews Disease Primers*, 3, 1–21. <https://doi.org/10.1038/nrdp.2017.13>
6. Rosenstein, M. T., Collins, J. J., de Luca, C. J., & Rapp, P. E. (1993). A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Physica D: Nonlinear Phenomena*, 65(1–2), 117–134.
7. Rovini, E., Maremmani, C., & Cavallo, F. (2017). How wearable sensors can support parkinson's disease diagnosis and treatment: A systematic review. In *Frontiers in Neuroscience* (Vol. 11, Issue OCT). Frontiers Media S.A. <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00555>
8. Smith Hussain, V., Frames, C. W., & Lockhart, T. E. (2021). Length of Time-Series Gait Data on Lyapunov Exponent for Fall Risk Detection. *International Journal of Prognostics and Health Management*, 12(4). <https://doi.org/10.36001/ijphm.2021.v12i4.2917>
9. Sveinbjornsdottir, S. (2016). The clinical symptoms of Parkinson's disease. In *Journal of Neurochemistry* (pp. 318–324). Blackwell Publishing Ltd. <https://doi.org/10.1111/jnc.13691>



VALORACIÓN CINEMÁTICA DE LA ESTABILIDAD DINÁMICA Y ROM PASIVO DEL TOBILLO EN JUGADORES DE BALONCESTO

Marta Domínguez-Díez ¹, Guillermo Muñoz-Andradas ¹, Rafael Navarro ¹,
Asunción Bustos ¹

¹ Faculty of Sport Sciences. Universidad Europea de Madrid, Madrid, España,
marta.dominguez2@universidadeuropea.es

Resumen: La estabilidad dinámica es uno de los factores determinantes en la valoración funcional del jugador de baloncesto. En el presente estudio se valoraron 24 jugadores pertenecientes a la categoría de primera división nacional. Se analizó la cinemática y rendimiento en una prueba de estabilidad dinámica (Y-balance) y el ROM del tobillo con el objetivo de analizar las diferencias entre chicos y chicas y establecer la correlación entre las variables analizadas en las pruebas. Los jugadores mostraron mayor rendimiento en la prueba posterolateral, mientras que las jugadoras reflejaron mayores valores de ROM pasivo de tobillo. Se encontró una asociación negativa entre el ROM pasivo y el ángulo analizado durante la prueba de estabilidad dinámica. Un mayor ROM de tobillo reflejó un mayor rendimiento de prueba. El mayor ROM de tobillo está asociado a una mayor estabilidad dinámica en el test Y balance en jugadores de baloncesto.

Palabras clave: <cinemática>, <estabilidad>, <ROM>, <baloncesto>.

INTRODUCCIÓN

En España el baloncesto es el segundo deporte más practicado considerando el número de licencias en hombres y el primero en mujeres (FEB, 2022). Estudios epidemiológicos recientes establecen que se producen 9.6 lesiones por 1,000 horas de entrenamiento y 47.3 lesiones por 1,000 horas de competición siendo la articulación del tobillo la que presenta una mayor incidencia de lesión tanto en chicos como en chicas [1]. Dadas las consecuencias que la lesión tiene sobre la salud del deportista y en términos económicos para un club detectar los factores de riesgo de lesión durante la pretemporada del deportista es fundamental para establecer los objetivos a trabajar posteriormente. El déficit de control neuromuscular de la extremidad inferior se ha asociado a una mayor predisposición de lesión en extremidad inferior [2]. El control neuromuscular es



definido como la habilidad de mantener el centro de gravedad dentro de la base de sustentación y puede ser categorizado como equilibrio estático y dinámico [3]. En este sentido, las pruebas de valoración de equilibrio dinámico se han utilizado ampliamente con el objetivo de evaluar el control postural durante la rehabilitación clínica [4] así como herramienta para detectar una alteración que pueda predisponer al deportista a una lesión [5]. La prueba Y-Balance permite valorar el equilibrio dinámico a una pierna en tres direcciones del movimiento, anterior (AN), posteromedial (PL) y posterolateral, con una excelente fiabilidad [6]. Pilsky et al. [7] demostraron que diferencias de más de cuatro centímetros entre extremidades en el movimiento AN suponían una mayor predisposición a sufrir una lesión en jugadores de baloncesto. Por otro lado, otros estudios han determinado que la cinemática de las articulaciones participantes en la cadena cinética del movimiento permitiría predecir un mayor rendimiento de la prueba, es decir una mayor estabilidad dinámica [8]. Otro de los factores asociados a una mayor predisposición de lesión en jugadores de baloncesto es el déficit de rango de movimiento (ROM). Algunos autores establecen que una restricción en el movimiento de flexión dorsal del tobillo puede estar asociada limitar el movimiento en acciones como la recepción del salto o el cambio de dirección afectando al movimiento de la rodilla y la cadera durante el gesto [9]. Por ejemplo, Hoch et al. [10] demostraron que en pacientes con inestabilidad de tobillo una menor dorsiflexión suponía una limitación en el control dinámico postural. En jugadores de baloncesto, Backman y Danielson [11] detectaron que una dorsiflexión de tobillo menor de 36, 5° suponía una mayor predisposición a presentar una tendinopatía rotuliana. Por otro lado, Kang et al. [12] reflejaron correlaciones entre el ROM de tobillo y la cinemática y rendimiento en la valoración del control postural dinámico durante la prueba Y-balance. En este sentido, los autores establecen la importancia de valorar la dorsiflexión del tobillo mediante test de ROM pasivo y su relevancia en el estudio del control dinámico postural. Si bien la evidencia ha demostrado la importancia de valorar la estabilidad dinámica y el ROM de tobillo en deportistas, la falta de estudios que se centren en jugadores de baloncesto de alto nivel y que diferencien entre hombres y mujeres nos ha llevado a plantear los siguientes objetivos: i) analizar la cinemática de la extremidad inferior durante un test dinámico de estabilidad y el ROM pasivo de tobillo diferenciando entre hombres y mujeres, ii) establecer las correlaciones entre las variables de rendimiento del test de estabilidad dinámica y las variables cinemáticas de los test de valoración.

MÉTODOS

Se realizó un diseño observacional para valorar la cinemática de la extremidad inferior durante una prueba de estabilidad dinámica y el ROM del tobillo. Participantes: Se analizaron 12 jugadores (edad: $23,92 \pm 2,43$; peso: $64,5 \pm 5,82$ (kg); altura: $1,65 \pm 0,15$ (m) y 12 jugadoras (edad: $24,58 \pm 3,18$; peso: $80,67 \pm 4,10$; altura: $1,75 \pm 0,15$) de baloncesto competidores en la categoría de primera división nacional. Protocolo: Para valorar la estabilidad dinámica del



tobillo se utilizó el Y-balance test. Se registraron las distancias alcanzadas en las posiciones anterior (AN), posterolateral (PL) y posteromedial (PM) con la pierna dominante y no dominante siguiendo el protocolo previamente establecido [6]. La media de dos repeticiones de la distancia obtenida se normalizó a la longitud individual de la pierna de cada deportista [(distancia alcanzada/longitud de la extremidad) × 100]. Se colocaron dos cámaras de video (Casio Exilim Pro EX-F1, 60HZ) perpendiculares al plano sagital del sujeto. La altura de la cámara se ajustó al centro de masas de cada jugador. Se colocaron marcadores sobre el maléolo externo del tobillo, epicóndilo lateral de la rodilla y trocánter del fémur. Se utilizó el software gratuito Kinovea para analizar la flexión de cadera, flexión de rodilla y flexión de tobillo en el instante en el que el jugador conseguía la máxima distancia de la prueba. Se realizaron dos valoraciones del ROM pasivo de tobillo utilizando un inclinómetro. Se analizó el ángulo de flexión de tobillo con rodilla extendida (EK) y rodilla flexionada (FK) siguiendo las indicaciones del protocolo ROM-sport [13]. La media de las dos repeticiones registradas se consideró en el análisis. Análisis estadístico: Se realizaron estadísticos descriptivos (media y desviación estándar) y la normalidad de la distribución de los datos fue analizada con la prueba Shapiro-Wilk. Considerando las variables paramétricas se realizó la prueba T-Test de medidas independientes para determinar las diferencias entre chicos y chicas. El nivel de significación se estableció en $p < 0.05$. Para establecer la correlación entre las variables cinemáticas y el rendimiento en la prueba de estabilidad dinámica se utilizó la correlación de Pearson. El análisis estadístico de los datos se realizó a través del sistema SPSS versión 25.0 (SPSS Inc, Chicago IL).

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos reflejaron diferencias significativas entre los dos grupos de participantes al analizar el movimiento posterolateral de la prueba de estabilidad dinámica Y-balance, con valores de rendimiento mayores en chicos ($p < 0.05$). Aunque no hay estudios similares con los que poder comparar esta población, diferentes estudios han mostrado el mismo resultado para este movimiento al analizar los resultados de forma individual entre sexos [7]. Estas diferencias podrían ser causadas debido a la implicación neuromuscular de la musculatura de la cadera durante el movimiento posterior [14] y una menor fuerza de la musculatura abductora de cadera. Los valores cinemáticos analizados en extremidad inferior mostraron valores muy variables entre los participantes para el ángulo de tronco. Estos resultados reflejan diferentes estrategias de los deportistas para mantener la estabilidad durante la prueba intentando conseguir un mayor rendimiento al flexionar más las articulaciones sin perder la estabilidad. Similares valores se encontraron entre chicos y chicas para la flexión de la rodilla (100- 121°), y valores flexión de tobillo de (69-75°) (Tabla 1). Al comparar los valores con un estudio de metodología similar, se refleja un mayor ángulo de flexión en rodilla y tobillo en la población analizada respecto a mujeres físicamente activas [15]. En relación con los resultados



obtenidos en las dos pruebas de ROM, para ambas pruebas se encontraron diferencias significativas con mayores valores de flexión dorsal de tobillo en chicas ($p < 0.05$) (Tabla 1). En consideración con el valor establecido por Backman y Danielson [11] los chicos con valores inferiores a $36,5^\circ$ podrían presentar mayor predisposición a lesión. La mayor diferencia se encontró en para la prueba de ROM de flexión dorsal con rodilla extendida ($p < 0.005$) lo cual podría venir determinado por una menor elasticidad en la musculatura biarticular del gemelo.

Tabla 1. Valores descriptivos (Media \pm SD) y diferencias entre jugadores y jugadoras de baloncesto, en las pruebas de estabilidad dinámica (% normalizado a la longitud de la pierna) cinemática articular y ROM pasivo del tobillo.

	Variables	Chicos (%)	Chicas (%)	p (sig.)
Rendimiento Y-balance (%)	AN-d	56,38 \pm 5,42	54,73 \pm 6,30	0,500
	PM-d	93,65 \pm 8,30	91,81 \pm 7,59	0,578
	PL-d	101,42 \pm 6,72	94,10 \pm 7,02	0,016*
	AN-nd	55,40 \pm 5,82	56,63 \pm 8,53	0,684
	PM-nd	94,85 \pm 7,99	88,52 \pm 8,96	0,081
	PL-nd	101,75 \pm 6,55	95,75 \pm 6,36	0,033*
Cinemática Y-balance ($^\circ$)	TF_d	148,38 \pm 18,67	118,65 \pm 31,65	29,721
	KF_d	119,15 \pm 10,85	101,35 \pm 9,95	17,804
	AF_d	75,97 \pm 4,81	69,97 \pm 6,00	5,996
	TF_nd	134,82 \pm 13,23	119,33 \pm 25,04	15,488
	KF_nd	121,35 \pm 9,23	109,40 \pm 16,24	11,940
	AF_nd	75,17 \pm 5,17	71,13 \pm 6,28	4,046
ROM ($^\circ$)	FK-d	30,83 \pm 5,50	39,00 \pm 7,71	0,007*
	FK-nd	30,46 \pm 6,87	39,29 \pm 5,04	0,002**
	EK-d	29,38 \pm 6,38	38,88 \pm 6,87	0,002**
	EK-nd	28,17 \pm 5,29	36,71 \pm 3,80	0,000**

Abreviaturas: AN: anterior ; PM: posteromedial ; PL: posterolateral ; d: dominante; nd: no dominante; TF: flexión de tronco; KF: flexión de rodilla; AF: flexión de tobillo; FK: ROM de tobillo con rodilla flexionada; EK; flexión de tobillo con rodilla extendida; ROM: rango de movimiento. * $p < 0.05$; ** $p < 0.005$



No se encontraron correlaciones entre las variables cinemáticas de cadera, rodilla y cadera con el rendimiento analizado en el Y-balance para ninguno de los participantes. Estos resultados reflejan que el rendimiento probablemente no se vea únicamente condicionado a una mayor o menor flexión de la extremidad de apoyo. Los valores de flexión de tobillo analizados durante la prueba de estabilidad reflejaron una correlación negativa con los valores de flexión dorsal analizados en la prueba. Esta asociación inversa indica que el máximo ROM pasivo de tobillo no estaría asociado a un mayor ángulo utilizado durante la prueba de estabilidad. Estos resultados son contrarios a estudios previos que determinaban una asociación ente la flexión medida en test de inclinómetro y la prueba dinámica de estabilidad [12]. Al comparar las variables de ROM se observó que a mayores valores de dorsiflexión mayor rendimiento de la prueba de estabilidad dinámica ($.411 < r < .490$). Estos resultados reflejan que mayores rangos de movimiento del tobillo permitirían a los deportistas alcanzar un máximo rendimiento en la prueba de estabilidad.

CONCLUSIONES

Las principales conclusiones de este estudio reflejan que en jugadoras de baloncesto el rendimiento en el movimiento posterolateral de la prueba Y-balance de estabilidad dinámica es menor que en jugadores de la misma categoría. En este sentido deberían considerarse las estrategias de fortalecimiento en la cadera de las jugadoras de baloncesto para intentar potenciar este movimiento. Las correlaciones encontradas determinaron que a un mayor ROM pasivo del tobillo mayor rendimiento en la prueba de estabilidad. Estos resultados reflejan que la prueba de ROM podría ser una herramienta apropiada para valorar de forma indirecta la estabilidad dinámica de tobillo durante un movimiento de flexión dorsal.

BIBLIOGRAFÍA

1. Mateos Conde J, Cabero Morán MT, Moreno Pascual C.. Phys Sportsmed [Internet]. 2022;50(4):349–58.
2. Read PJ, Oliver JL, De Ste Croix MBA, Myer GD, Lloyd RS. Sports Med [Internet]. 2016;46(8):1059–66.
3. Gabbard CP. Lifelong Motor Development (5th Edition) - [Internet].
4. Salas-Gómez D, Fernández-Gorgojo M, Sanchez-Juan P, Bercero EL, Isabel Perez-Núñez M, Barbado D. Gait Posture [Internet]. 2022; 95:249–55.
5. McGuine TA, Greene JJ, Best T, Levenson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. Clin J Sport Med [Internet]. 2000;10(4):239–44.
4. Shaffer SW, Teyhen DS, Lorenson CL, Warren RL, Koreerat CM, Straseske CA, et al. Mil Med [Internet]. 2013 [cited 2022 Oct 22];178(11):1264–70.
7. Plisky P, Schwartkopf-Phifer K, Huebner B, Garner MB, Bullock G. Int J Sports Phys Ther [Internet]. 2021;16(5):1190–209.
5. Nelson S, Wilson CS, Becker J. Int J Sports Phys Ther [Internet]. 2021;16(2):371–80.
6. Fong C-M, Blackburn JT, Norcross MF, McGrath M, Padua DA. J Athl Train [Internet]. 2011;46(1):5–10



7. Hoch MC, McKeon PO. J Orthop Res [Internet]. 2011;29(3):326–32. 11. Backman LJ, Danielson P. Am J Sports Med [Internet]. 2011;39(12):2626–33 12. Kang M-H, Lee D-K, Park K-H, Oh J-S. J Sport Rehabil [Internet]. 2015;24(1):62–7.
8. Cejudo A, Sainz de Baranda P, Ayala F, De Ste Croix M, Santonja Medina F. Int J Environ Res Public Health [Internet]. 2020;17(20):7606. 14. López-Valenciano A, Ayala F, De Ste Croix M, Barbado D, Vera-Garcia FJ. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc [Internet]. 2019;27(3):962–70. 15. Bulow A, Bellemare A, Anderson JE, Leiter JRS, MacDonald PB, Peeler JD. Int J Sports Phys Ther [Internet]. 2021;16(2):381–92.



TRANSMISSION AND ACTUATION SYSTEMS IN CABLE-DRIVEN, WALKING-ASSISTANCE EXOSUITS BASED ON POSTURAL AND DYNAMIC SYNERGIES

Rodríguez J.D.^{1A}, Bermejo G.J.^{1B}, Jayakumar A.^{1C}, Romero S.F.^{1D}, Agujetas O.R.^{1E}, Alonso S.J.^{1F}

¹Dpto. de Ingeniería Mecánica, Energética y de los Materiales, Universidad de Extremadura, España.

{^Adanielrj, ^Bjavierbg, ^Cashwinj, ^Dfromsan, ^Erao, ^Ffjas}@unex.es

Abstract: The design of walking-assistance exosuits is becoming increasingly popular among those who aim at developing a light, affordable and wearable system. They are indeed an alternative to traditional exoskeletons, which tend to be bulkier and more expensive. In order to further reduce their price and weight while keeping their functionality, postural and dynamic synergies can be studied to optimize their design. Here, both synergy types are reviewed from a design perspective, yielding different design philosophies, each with their own set of advantages and disadvantages. Thus, the design of exosuits is optimized via analysis of gait parameters related with its actuation, such as joint torque.

Keywords: <biomechanics>, <exosuit>, <cable-driven>, <joint torques>, <cable extensions>

INTRODUCTION

Currently, there is an increasing trend in the numbers among the elderly population in all societies: according to the World Health Organization, more than 500 million people are affected by any kind of motion pathology worldwide. People needing walking assistance are expected to significantly increase in number in both Europe and every other area. This trend is not expected to be reversed in the close future, specifically in Europe where the European population over 65 may very well grow by around 30% by the year 2080 [1]. In recent years, several solutions have been proposed to improve the mobility of humans, or even increase their capabilities, among which exoskeletons and exosuits for any kind of assistance are found. The interest in exosuits has increased substantially in the past few years, as shown in [2], where a constant increase trend in related publications is reported.



Traditionally, a single actuator was used to actuate each degree of freedom, although new designs opting for a lower number of actuators, key elements regarding the total weight, have been proposed, as in [3]. Also, there is a new design approach for exosuits that assist upper or lower limb joints: the so-called synergy-based approach. Using statistical analysis to determine the best way to approach the design of a mechanical system itself is not new, and similar applications such as hand assistance can be found in the literature. For instance, in [4], five fingers are assisted with only two actuators, significantly decreasing the weight and price of the device.

Synergies themselves are well known and have been used to decrease the dimensionality of any problem, including human movement. In applied biomechanics, and more specifically, in the design of exosuits, it is particularly relevant as a way of studying the coupling between degrees of freedom for motor control. Indeed, common basic patterns do exist among all human movements, which can be used to roughly describe such movements with a much lower number of variables, that being a key factor when simplifying the design of exosuits.

Now, since weight and wearability are determining factors when it comes to assisting human gait in pathological and older users, it is possible to review the impact synergies might have in the application field of low-weight, low-cost exosuits to assist hip, knee, and ankle during gait. That is, based on a new approach based on kinematic and/or synergies, two design approaches are studied and compared in their goal to significantly reduce the number of required actuators while still assisting both legs and multiple joints, reducing the price and weight of these devices and increasing their wearability.

One option to simplify the overall design of exosuits is Principal Component Analysis (PCA). The main goal of this document is reviewing the different actuation and transmission systems in cable-driven exosuits that result from the application of PCA upon different variables, including postural (cable extensions, related to segment angles) and dynamic (joint torques), determining which might be best in terms of design efficiency and performance.

METHODS

Statistical analysis of the variables involved in gait might simplify the exosuit design [5]. Principal component analysis (PCA) aims at generating a set of n^* components for each set of N variables, with $n^* \leq N$. The set of variables, so-called principal components, n may be directly related with parameters inherent to the actuation, such as the number of required actuators or the output motor torque during gait. In [5], a single-actuator system was proposed focusing on posture-related synergies (cable extensions), reaching 94% VAF (Variance Accounted For) for the first principal component (PC). Aside from that, the actuation system was reduced to a set of pulleys with fixed radii defined as:



$$r_{jk} = C \cdot e_{kj} \cdot \sqrt{\sigma_{jj}^2} \quad (1)$$

where C is a constant, e_{kj} stands for the eigenvectors of the covariance matrix and σ the standard deviation. Equation (1) was obtained in [5] using the cable extensions as the main target variable for the PCA. Following the same steps, but instead using the hip, knee and ankle torques, the resulting radii expression obtained is:

$$r_{ijk} = \frac{C \cdot \rho_{ij}}{C_{j\%} \cdot e_{kj} \cdot \sqrt{\sigma_{jj}^2}} \quad (2)$$

where $C_{j\%}$ allows the distinct application of torque at each joint. Equation (2) presents two main differences when compared to (1). First, pulley radii depend on i , just as the radius of gyration ρ , that is, variable pulleys are required. Second, (2) makes the variation in motor torque be constant at the same actuator, but not its absolute value.

Once such expressions are derived, a population of ten adult subjects, including male and female, is selected considering the final goal of a walking-assistance exosuit. In this case, subjects 27, 28, 29, 31, 33, 34, 35, 37, 41 and 42 from the public data base in [6]. In such data base, data for marker positions and ground force are provided, those being the main data necessary to perform an inverse dynamics analysis to predict the biological joint torques, from which motor torques are defined as a fraction of them.

RESULTS AND DISCUSSION

Studying the VAF for the resulting joint torques at hip, knee and ankle during the gait cycle for the ten selected subjects, a 45% value is obtained in average for the first principal component, a much lower value than the 94% reached for the cable extensions. Equation 1, applied to the selected population, yields the following transmission system using only the first PC, thus only one actuator:



Figure 1. Scheme of the resulting pulleys for ankle (left), knee (center) and hip (right) for the chosen population in [6].



However, equation (2) yields a much different result:

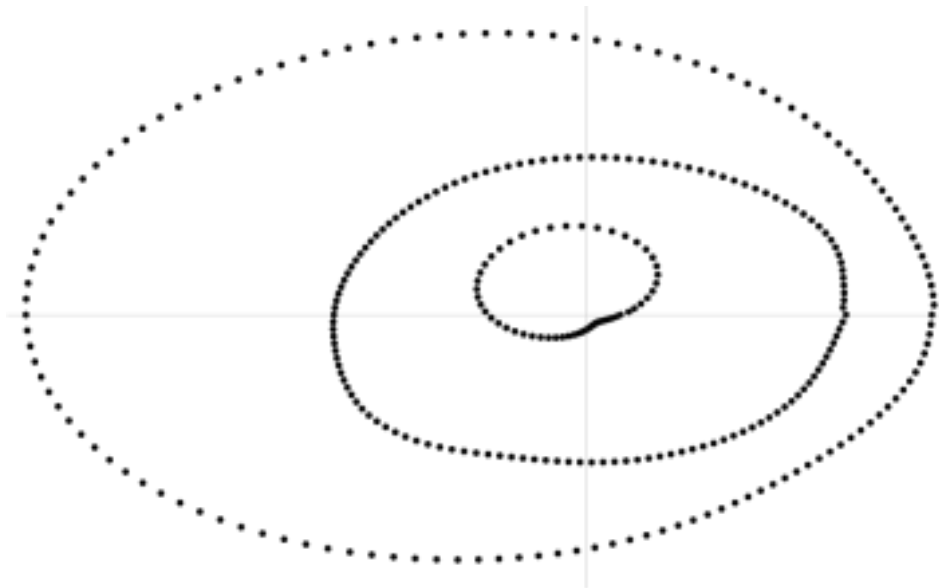


Figure 2. Scheme of the resulting pulleys knee, ankle and hip in size increasing order for one of the subjects in the selected population.

Figure 2 shows how, when focusing on joint torques to perform the PCA, not only is the CAF lower, thus more actuators are required, but also is the transmission system more complex: time-dependent radii means that no normal pulleys can be used, rather cams are needed.

CONCLUSIONS

Focusing on dynamic synergies instead of postural synergies seems to yield worse results when aiming at reducing the number of required actuators for walking assistance exosuits. While taking cable extensions as the target variable for PCA results in a low number of actuators (only one for both legs), as well as a rather simple transmission system, something the authors had already proven, transitioning to dynamic synergies rises the number of necessary motors and requires a more complex transmission system, not only given the geometric complexity of cams when compared to pulleys, but also given the fact that the output from several motors must be combined.

REFERENCES

1. Natali, C. *et al.* (2019). *Design and Evaluation of a Soft Assistive Lower Limb Exoskeleton*. *Robotica*, 37: 1 – 21.
2. Massardi, S. *et al.* (2022). *Characterization and Evaluation of Human-Exoskeleton Interaction Dynamics: A Review*. *Sensors*, 22.
3. Tricomi, E. *et al.* (2022). *Underactuated Soft Hip Exosuit Based on Adaptive Oscillators to Assist Human Locomotion*. *IEEE Robotics and Automation Letters*, Vol. 7, No. 2.



4. Brown C. and Asada, H. (2007). *Inter-finger coordination and postural synergies in robot hands via mechanical implementation of principal components analysis*. 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems.
5. Rodríguez-Jorge, D. et al. (2022). *A Synergy-Based Approach for the Design of a Lower-Limb, Cable-Driven Exosuit*. Journal of Mechanical Design, Vol. 144, No. 10.
6. Fukuchi, A., Fukuchi, K. and Duarte, M. (2018). *A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals*. PeerJ.



ENSAYO DE ACTUACION BASADA EN SINERGIAS EN UN BANCO DE PRUEBAS MODULAR PARA EXOSUIT ACTUADO POR CABLES

Ashwin Jayakumar¹, Daniel Rodríguez Jorge¹, Javier Bermejo García¹, Rafael Agujetas Ortiz¹, Francisco Romero Sánchez¹, Francisco Javier Alonso Sánchez¹

¹Grupo DÉDALO, Dpto. de Ingeniería Mecánica, Energética y de los Materiales, Área de Ingeniería Mecánica, Universidad de Extremadura, España.

Email: ajayakum@alumnos.unex.es, danielrj@unex.es, javierbg@unex.es, rao@unex.es, fromsan@unex.es, fjas@unex.es

Resumen: La Organización de Naciones Unidas predice que la población de mayores de 65 años pase del 9% actual al 16% para el año 2050. Este envejecimiento conlleva desgaste articular, pérdida de masa y fuerza muscular que resulta en mayor lentitud de movimientos y riesgo elevado de caídas. El uso de exoesqueletos asistenciales vestibles (Exotraje, exosuit) puede ayudar en un envejecimiento activo para este grupo poblacional. Dada el nivel de personalización de estos dispositivos en cuanto a control y diseño mecánico, se hace indispensable poder ensayar varios métodos antes de su construcción. Este trabajo describe el diseño de un banco de ensayos modular y la optimización del esquema total de control con el fin de ajustarlo a las características específicas del paciente.

Palabras clave: <Exotraje>, <Banco de Ensayos Modular>, <Sinergias Cinemáticas>

INTRODUCCIÓN

El campo de exoesqueletos vestibles o también conocido como 'exosuits' es relativamente reciente. Uno de los primeros trabajos que abordan el uso de exosuits de miembro inferior [1],[2] utiliza textiles para la transmisión de fuerza. Estos exoesqueletos actúan las articulaciones de la cadera y del tobillo, utilizando sensores de presión en la planta del pie para detectar las fases de la marcha. Este diseño permitió una reducción de coste metabólico del 6,4%. Algunos diseños más complejos [3], incluyen tres sensores de inercia (IMUs) por pierna y dos células de carga. El exosuit controla la tensión en los cables tipo bowden midiendo la fuerza y variando la posición del motor mediante un



controlador adaptivo. Esta propuesta de diseño era capaz de reducir el coste metabólico un 14,9%.

En cuanto al tren superior, trabajos recientes [4] [5] abordan el diseño de un exosuit vestible basado en sinergias. El diseño consiste en un motor que actúa un tren de poleas con el fin de agarrar objetos con los dedos. El diámetro de cada una de las poleas se determina mediante sinergias, permitiendo el sistema a actuar varios dedos utilizando tan solo un motor. Otro diseño de exotraje de miembro superior [6] describe la implementación de sinergias mecánicamente como engranajes planetarios. Este sistema transforma dos entradas de rotación convirtiéndolas en 13 salidas rotativas para cada articulación de la mano a través del sistema de engranajes diseñado.

Uno de los diseños más recientes [7] presenta un exosuit que pesa solamente 1,8kg. Con los IMUs, se detecta el ciclo de la marcha y, posteriormente, la fuerza y el tiempo de ejecución necesarios para la asistencia, teniendo en cuenta, las mediciones de fuerzas y de posición por los encoders del motor. Alcanzó un 11,52% de reducción de coste metabólico. La reducción de peso en un dispositivo de estas características no es sencilla. Un concepto utilizado para caracterizar el mayor número de movimientos posibles con el menor número de actuadores es el de sinergias [8][9]. Para caracterizar estas sinergias, tanto el modelo matemático como el sistema físico son importantes para verificar el funcionamiento del sistema. Para decidir sobre un método de actuación que pueda servir para el exotraje final, es necesario realizar varios ensayos modificando parámetros de diseño para ver cuál de ellos es el más adecuado para el resultado que se necesita para este proyecto: asistir correctamente la marcha del usuario en el instante adecuado. Por tanto, en este trabajo se presenta el diseño y control de un banco de ensayos modular que permitirá ensayar distintos tipos de sistemas de actuación (motores), estrategias de control y configuraciones (sólo tobillo, sólo rodilla, sólo cadera o cualquier combinación de ellas) permitiendo un fácil montaje y desmontaje para un desarrollo rápido de prototipos.

METODOLOGÍA

Diseño del banco de ensayos

Para el diseño de un exosuit basado en sinergias, se ha usado las curvas de par (Fig.1) de cada segmento de la pierna. Las curvas de par estaban calculadas con un modelo matemático a partir de información de una base de datos público [10], y datos antropométricos [11]. El objetivo es reproducir la actuación en las tres articulaciones, pero minimizando el número de actuadores. Partiendo de la suposición de que el exotraje sólo asiste en momentos determinados, el objetivo se convierte en aportar a la dinámica del sujeto un par necesario para poder asistir un determinado porcentaje del par articular total.



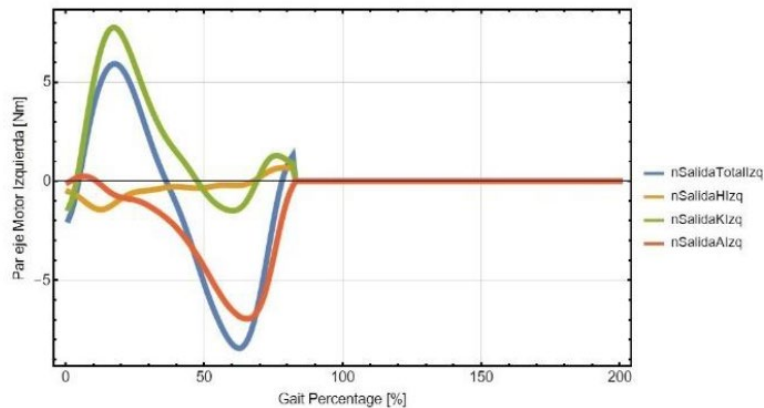


Figura 1. Pares articulares en la Pierna.

En la figura (1) de pares articulares, se observa que el par máximo en la cadera y el tobillo es positivo en los puntos de la marcha que se desea actuar. Por otro lado, el par necesario en la pierna inferior o rodilla es positivo solo una pequeña parte al final de la marcha. Por tanto, se puede actuar la rodilla al final del ciclo para asistir a la marcha e intentar a lograr una mayor reducción del coste metabólico. El modelo matemático utilizado se encuentre en [9]. Teniendo todo lo anterior en cuenta, se decidió actuar la cadera y tobillo al mismo tiempo, y la rodilla al final del ciclo. Para ello, se utilizan dos poleas diferentes. Un motor tiene un tren de dos poleas diseñado a partir de los datos de un sujeto de la base de datos ([10]) y la otra es un tren de tres poleas (de cual se utilizan solo dos en este ensayo teniendo en cuenta las explicaciones descritas). El primer motor actúa a base de su propia curva de marcha, generada con el modelo, controlando la cantidad de extensión del cable, al enrollar o desenrollar el cable según corresponda para generar la sinergia necesaria a partir de la tensión en los puntos de anclaje. Para eso, la curva deseada de cada motor esta procesada y registrada en los controladores de los motores. Los motores están controlados por un controlador basado en PID. Para estimar los valores de posición que enviar para controlar el motor en posición angular, se utiliza la expresión:

$$P_{deseada} = \frac{2^{n_{encoder}} \times G_A \times \omega_{req}}{2\pi \times G_R} \quad (1)$$

donde $P_{deseada}$ es la posición a enviar, $n_{encoder}$ es el número de bits del encoder del motor, G_A y G_B son los coeficientes de reducción de la caja reductora del motor, ω_{req} es la posición angular deseada. Se usa una ecuación similar para curvas de desplazamiento. Se calculó el error de seguimiento al comparar la posición detectada por el encoder frente a la posición deseada. El desplazamiento medido por el encoder del motor se calcula sabiendo los pulsos por revolución $penc$:



$$d_{cable}^{encoder} = \frac{n_{pulses} \times 2\pi r_{pulley}}{(2)^{p_{enc}}} \quad (2)$$

donde n_{pulsos} es el número de pulsos medido por el encoder, r_{pulley} es el radio de la polea. Para medir el desplazamiento, la salida del sensor de desplazamiento lineal pasa a través del convertidor analógico a digital del Arduino DUE para después calcular dicho desplazamiento:

$$d_{cable}^{lindisp} = \frac{V_{analog} \times d_{sensor}}{(2)^{N_{ADC}}} \quad (3)$$

donde d_{sensor} es la longitud de la pista del potenciómetro. En este caso, hay un recorrido de hasta 10cm.

Construcción del Banco y sus Módulos

Para determinar las dimensiones y tolerancias necesarias, se diseñó y evaluó el prototipo de banco en un modelo CAD 3D.

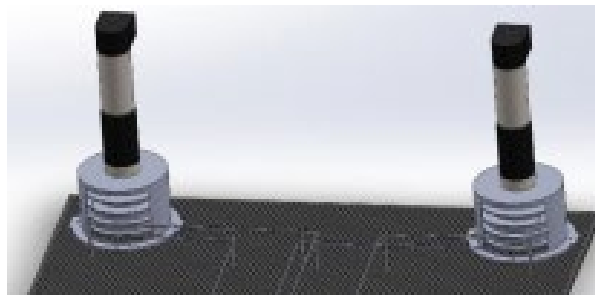


Figura 2. Modelo CAD del Ensayo de Sinergias en el Banco de Ensayos.

Este diseño permitió fabricar las piezas con las dimensiones y tolerancias adecuadas y verificar el montaje. Para las poleas y soportes, se utilizó la impresión 3D en filamento PLA 870 de alta resistencia. El banco de ensayos como tal está formado por varias chapas de acero perforada con un perfil de agujeros consistente (R4T6 de 1000mm x 500mm).

Los motores utilizados en el banco de ensayos son Maxon EC 4-pole (BLDC/sin escobillas) de 200W, con dos diferentes tipos de reductores montados: uno de 33:1, y otro de 79:1, con un par resultante de 3.13Nm y 7.5Nm respectivamente. Los dos motores tienen encoders absolutos multivuelta de 12/20 bits que comunican por el protocolo 'Serial Synchronous Interface' (SSI) como retroalimentación para implementar el control por posición de los motores. Los controladores de los motores son los Maxon EPOS4 50/8, a los cuales se conectan tanto los sensores de efecto Hall de los motores como el encoder



absoluto. Esta controladora se conecta al PC a través de USB COM, o al Arduino a través de RS232 siguiendo el diccionario de objetos del mismo, según necesidad.

Para la medición de fuerzas y tensiones, se optó por usar las células de carga tipo-S de Futek, (LSB201), conectados a un amplificador apropiado, capaces de medir una carga máxima de 445N. Como elementos de tracción se utilizaron dos tipos de cables para los ensayos: uno de los cables era de acero 1,5mm formado por 6 cuerdas, 7 hilos y una carga de hasta 26kg con factor de seguridad de 5:1. El otro, era un cable de freno de bicicleta de 1,5mm, con su correspondiente funda.

Para la interfaz de conexión de los sensores se implementó en un Arduino DUE de 32-bits. Este sistema también se ha utilizado para enviar comandos a los motores y para controlar los embragues. Para una mayor seguridad, se ha instalado interruptor de emergencia para parar el ensayo de inmediato en caso de necesidad.

Ensayos Realizados

Para poder actuar las articulaciones correctamente, es importante estimar bien los desplazamientos de los cables. Eso depende de varios factores como el enrollamiento, los puntos de anclaje, tensión del cable a la polea, etc. Para estos ensayos, las poleas tienen un enrollamiento inicial para que puedan liberar cable cuando sea necesario. Cuando el motor esté girando, se mide el desplazamiento y se compara con la curva deseada para verificar si el sistema de transmisión funciona correctamente, o si el enrollamiento de las poleas, las fundas de las poleas o las guías, puntos de anclaje etc. presentan algún problema.



Figura 3. Montaje Mecánica Sencilla para Sinergias con los Encoders, Células de Carga y Sensor de Desplazamiento Lineal

La figura 3 muestra el sistema de transmisión de fuerza por sinergias implementada. Se muestra el detalle de los resortes, los puntos de anclaje, las células de carga y el sensor de desplazamiento lineal para este ensayo. Cada par de sensores medirán un segmento: uno para la cadera, el otro para el tobillo. Las poleas estaban dimensionadas a base del modelo matemático definido previamente. El ensayo consiste en aplicar las curvas de actuación obtenidas mediante sinergias para estimar la diferencia de asistencia del exotraje con un solo motor y con dos motores.



RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El siguiente grafico figura 4a muestra la curva enviada al motor (azul) y el desplazamiento medido en el cable (rojo)

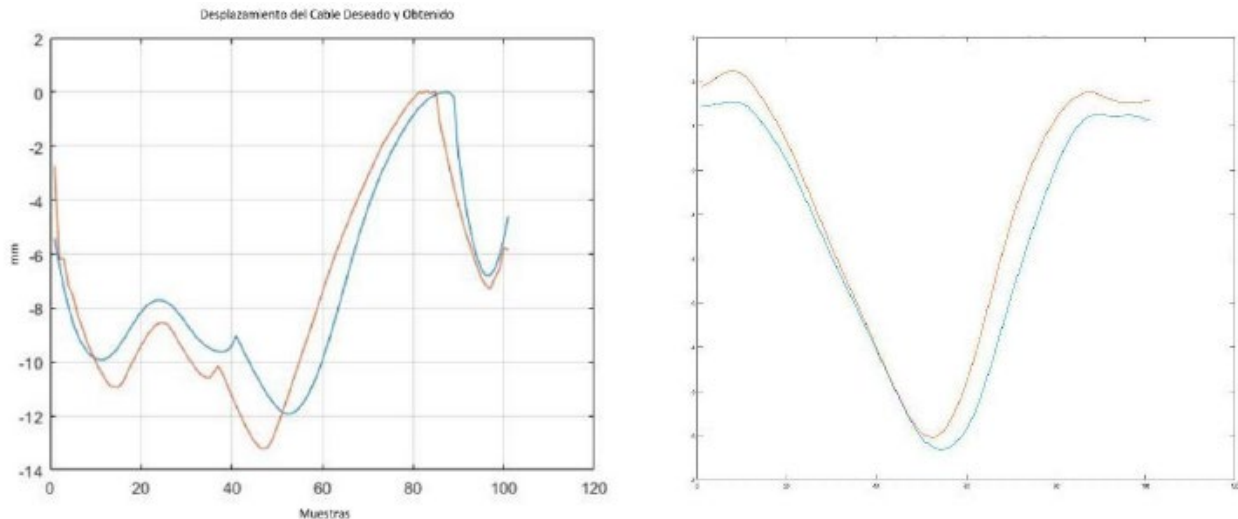


Figura 4. Ensayo de Desplazamiento del Cable. Rojo: curva original. Azul: medición
 Figura 4b: Ensayo de Sinergias: Un motor (azul) y dos motores (rojo)

Se puede apreciar que el desplazamiento medido (rojo) es muy parecido a la curva de entrada, y las variaciones corresponden a intervalos en los que hay algún leve rozamiento en los puntos de anclaje con el cable, o por enrollamiento. Este resultado indica que el sistema de transmisión es bastante similar al modelo calculado, y que las tolerancias del sistema están en niveles aceptables.

Dado que los desplazamientos son suficientemente precisos para la aplicación, se realizó un ensayo preliminar para obtener los resultados de la sinergia con dos motores actuando para compararlo con un solo motor. El valor medido de desplazamiento de la curva de sinergia de un solo motor (curva azul) sigue la sinergia resultante de ambos motores (curva roja) con diferencias mínimas, como se puede apreciar en el gráfico de la figura 4b. Las diferencias también se deben a pequeños errores de tensión en los cables y algún leve rozamiento en los puntos de anclaje.

CONCLUSIONES

El banco que ha sido desarrollado en este trabajo es indispensable en la optimización de parámetros del sistema para ajustarlos en el sistema de control de los motores, estimar tiempos de actuación, decidir los tamaños de varios componentes del sistema, etc. En este sentido, el banco de ensayos es una herramienta indispensable para el ensayo del sistema de actuación en exotrajes, reduciendo los costes de prototipado y construcción. Con el resultado de las sinergias descrita en el apartado anterior, se muestra que es posible actuar las articulaciones con un solo motor sin perder mucha



fuerza de apoyo al quitar el otro motor si las poleas están dimensionadas correctamente. Esto ayuda a simplificar el diseño final del exosuit final al reducir el número de componentes que tendrá.

Como mejoras pendientes, está el acoplamiento de un tercer motor en lugar de los resortes para poder simular mejor dinámicas no-lineales a la salida para ensayos de actuación por dos motores. Este motor se puede alimentar con curvas que representen alguna patología de la marcha como músculos débiles o marcha patológica, con el fin de diseñar, mejorar y medir como el sistema de control se adapta a estas irregularidades.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación – Agencia estatal de Investigación (MCIN/AEI/ 10.13039/ 501100011033) a través del proyecto PID2019- 107491RBI00 y por la Junta de Extremadura (Consejería de Economía, Ciencia y Agenda Digital) y el Fondo Europeo de Desarrollo Regional, “Una manera de hacer Europa” con el proyecto IB18103.

REFERENCIAS

1. T. Asbeck, R. J. Dyer, A. F. Larusson, and C. J. Walsh, “Biologically-inspired soft exosuit,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, no. June, pp. 1–8, 2013, doi: 10.1109/ICORR.2013.6650455.
2. A. T. Asbeck, S. M. M. De Rossi, K. G. Holt, and C. J. Walsh, “A biologically inspired soft exosuit for walking assistance,” *Int. J. Rob. Res.*, vol. 34, no. 6, pp. 744–762, 2015, doi: 10.1177/0278364914562476.
3. S. Lee *et al.*, “Autonomous multi-joint soft exosuit for assistance with walking overground,” *Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, pp. 2812–2819, 2018, doi: 10.1109/ICRA.2018.8460972.
4. M. Xiloyannis, L. Cappello, D. B. Khanh, S. C. Yen, and L. Masia, “Modelling and design of a synergy-based actuator for a tendon-driven soft robotic glove,” *Proc. IEEE RAS EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics*, vol. 2016-July, pp. 1213–1219, 2016, doi: 10.1109/BIOROB.2016.7523796.
5. M. Xiloyannis *et al.*, “Design and validation of a modular one-to-many actuator for a soft wearable exosuit,” *Front. Neurobot.*, vol. 13, no. June, pp. 1–14, 2019, doi: 10.3389/fnbot.2019.00039.
6. K. Xu, H. Liu, Y. Du, and X. Zhu, “Design of an underactuated anthropomorphic hand with mechanically implemented postural synergies,” *Adv. Robot.*, vol. 28, no. 21, pp. 1459–1474, 2014, doi: 10.1080/01691864.2014.958534.
7. L. Chen, C. Chen, Z. Wang, X. Ye, Y. Liu, and X. Wu, “A novel lightweight wearable soft exosuit for reducing the metabolic rate and muscle fatigue,” *Biosensors*, vol. 11, no. 7, pp. 1–15, 2021, doi: 10.3390/bios11070215.
8. V. Bartenbach, K. Schmidt, M. Naef, D. Wyss, and R. Riener, “Concept of a soft exosuit for the support of leg function in rehabilitation,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, vol. 2015-Septe, pp. 125–130, 2015, doi: 10.1109/ICORR.2015.7281187.
9. D. Rodríguez Jorge, J. Bermejo García, A. Jayakumar, R. Lorente Moreno, R. Agujetas Ortiz, and F. Romero Sánchez, “Force and Torque Characterization in the Actuation of a Walking-Assistance, Cable-Driven Exosuit,” *Sensors*, vol. 22, no. 11, p. 4309, 2022, doi: 10.3390/s22114309.



10. C. A. Fukuchi, R. K. Fukuchi, and M. Duarte, "A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals," *PeerJ*, vol. 2018, no. 4, pp. 1–17, 2018, doi: 10.7717/peerj.4640.
11. D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 4th editio. Wiley, 2009.



CAMBIOS EN LAS ACTIVIDADES MUSCULARES EN LOS MIEMBROS INFERIORES CON UN EXOSUIT ACTUADO POR CABLE

Javier Bermejo García¹, Daniel Rodríguez Jorge¹, Ashwin Jayakumar¹, Francisco Romero Sánchez¹

¹Escuela de Ingeniería Industriales, Badajoz, España, javierbg@unex.es ²Centro de procedencia, Ciudad, País, Correo electrónico

Resumen: El objetivo de este estudio es evaluar las modificaciones que se producen en el sistema neuromuscular durante el uso de un dispositivo de asistencia a la marcha a través de un exoesqueleto vestible o exosuit. Se propone un modelo del miembro inferior compuesto por un total de 12 segmentos corporales actuados por 92 músculos y un actuador adicional haciendo la función del cable. Este modelo permitirá estudiar las activaciones musculares obtenidas mediante la simulación dinámica (CMC) ante distintos niveles de actuación del exosuit y puntos de anclaje. Los resultados sugieren una reducción en las activaciones musculares por los músculos isquiotibiales de la pierna actuada, sobre todo en los grupos musculares encargados de la extensión de cadera con respecto a una marcha no actuada, mientras que, la activación y la fuerza muscular de los otros músculos no actuados por el exosuit no se ven modificadas. A través de las simulaciones se pueden estudiar aquellos parámetros.

Palabras clave: <Exosuit>, <Simulación Musculoesquelética>, <Dispositivo de Asistencia>, <Marcha Humana>.

INTRODUCCIÓN

Los exoesqueletos se definen como sistemas de actuación externos al cuerpo humano cuyo propósito es asistir la acción del sistema musculoesquelético [1]. Pueden agruparse en tres grandes categorías: (i) exoesqueletos industriales [2] (ii) exoesqueletos para uso militar [3, 4]; (iii) exoesqueletos para asistir la debilidad muscular ocasionada por accidentes [5]. Aunque mayoría de estos dispositivos se centran en la movilidad de los usuarios, con complejas estructuras, de gran volumen y peso, la tendencia es que el diseño de los dispositivos de asistencia a la marcha sea cada vez más ligeros, fáciles de usar y adaptados a la necesidad del paciente, lo que ha originado un nuevo concepto



de dispositivo asistencial conocido como exosuit. Los exosuits (también conocidos como exoesqueleto actuado por cable o exotrajés) son un tipo de exoesqueleto que, mediante el uso de actuadores más ligeros, puede ayudar al movimiento, aumentando la comodidad y reduciendo los costos de producción al eliminar las barras rígidas de los exoesqueletos tradicionales [1]. El principal beneficio del uso este tipo de dispositivos es que son ligeros, sencillos usar, además de no restringir el movimiento en el plano de marcha. La mayoría de estos dispositivos están diseñados, principalmente, para reducir las fuerzas musculares o el coste metabólico que el usuario debe realizar para desarrollar una actividad, como por ejemplo caminar. La dificultad en el diseño este tipo de dispositivos depende sobre todo en la estimación del momento articular asistido y la forma en la que se transmiten las fuerzas [6]. Por tanto, a la hora de diseñar un exoesqueleto asistido por cable, uno de los aspectos más importantes es conocer cuál es el mejor punto de anclaje que no interfiere en la cinemática y la dinámica del movimiento, a la vez, que se asiste una parte significativa del movimiento que permita una mejora en la realización de este.

A través de las simulaciones se calculan las activaciones musculares que permitirán estimar las fuerzas musculares o las fuerzas de reacción entre articulaciones. En un estudio reciente [7] se usó la optimización estática para calcular las activaciones musculares y la interacción de fuerzas entre puntos de contacto. Aunque es un método eficiente de optimización, la ausencia de términos de corrección puede dar lugar a errores [8]. Modelos más actuales proponen relacionar las activaciones musculares con los cambios del modelo (por ejemplo, posición o velocidad) para que, al considerar la fisiología muscular, los resultados sean más precisos [9, 10]. Estas simulaciones, que permiten obtener esfuerzos musculares y coste metabólico de la acción ejecutada constituyen herramientas no invasivas para cuantificar la acción del dispositivo sobre el cuerpo humano. En este sentido, el principal objetivo de este trabajo es evaluar cómo afecta el uso de un exosuit sobre el sistema neuromuscular mediante el estudio de las fuerzas musculares de los principales músculos que intervienen en la marcha humana variando el punto de anclaje del dispositivo.

MÉTODOS

Para la realización de la simulación dinámica, se utilizaron los datos de un participante extraído de una base de datos pública de Fukichi et al. [11]. Estos datos se analizaron en OpenSim [12] para obtener las activaciones musculares en una marcha no actuada. Del mismo modo, los datos fueron utilizados como cinemática patrón a la hora de analizar la marcha actuada. Se extrajeron las posiciones de los marcadores y las fuerzas de reacción del suelo (GRF) del participante a una velocidad de marcha confortable. Las posiciones de los marcadores siguen el protocolo propuesto por Leardini et al. [13] que utiliza un total de 26 marcadores para identificar cada segmento. Los elementos básicos del modelo son los cuerpos, 14 en este caso, de los cuales 12 pertenecen a los



segmentos corporales de los miembros inferiores (en gris, Figura 1.A) y los 2 restantes corresponden con los puntos de anclaje del exosuit (en verde, Figura 1.A). Estos cuerpos están unidos mediante un total de 14 articulaciones, modelizadas como articulaciones customizables (custom joint, Figura 1.B) otorgando al modelo 20 grados de libertad (GdL). La pelvis con 6 GdL (3 traslacionales y 3 rotacionales), la cadera con 3 GdL (3 rotacionales), la rodilla con 1 GdL (rotacional), el tobillo con 1 GdL (rotacional), la subastragalina con 1 GdL (rotacional) y, por último, la metatarsofalangica con 1 GdL (rotacional) para ambas piernas excepto la pelvis. Estos movilizares define un cuerpo hijo, B, con respecto a otro cuerpo padre P con n grados de libertad, con $0 \leq n \leq 6$ (Figure 1.B). Los 92 músculos de tipo Hill [9] (en rojo, Figura 1.A) se disponen sobre ellos y son capaces de generar las fuerzas, además, se ha introducido un actuador adicional que actúa como cable (en verde, Figura 1.A).

En general, el esquema seguido para la simulación se resume en la Figura 1.C. El escalado del modelo tiene como objetivo que las dimensiones de cada segmento del modelo se escalen para coincidan con las distancias entre los marcadores experimentales. El siguiente paso es realizar la cinemática inversa que posiciona el modelo en la postura que mejor se ajusta a los datos experimentales de marcadores y coordenadas para ese paso de tiempo. Para reducir la incoherencia entre las fuerzas de reacción del suelo (GRF) y los momentos medidos con la cinemática del modelo, debido fundamentalmente a errores experimentales o a suposiciones del modelo, aplicamos el Algoritmo de Reducción de Residuos (RRA) [14]. El RRA ajusta la masa de los cuerpos para reducir los valores medios de los residuos a lo largo del movimiento. Estos resultados se utilizan para calcular las excitaciones musculares a través del Computed Muscle Control (CMC). El objetivo del CMC es calcular un conjunto de excitaciones musculares (o, más generalmente, controles de actuadores) que guiarán un modelo musculoesquelético dinámico para seguir un conjunto de cinemáticas deseadas (cinemática ajustada a partir del RRA) en presencia de fuerzas externas aplicadas (GRF) [15, 16]. La siguiente función objetivo se utiliza en el CMC en cada instante de la simulación para equilibrar el uso de los actuadores de reserva:

$$J(\alpha, \tau) = \sum_{i=1}^m a_i^2 + \sum_{j=1}^n \left(\frac{\tau_j}{w_j} \right)^2 \quad (1)$$



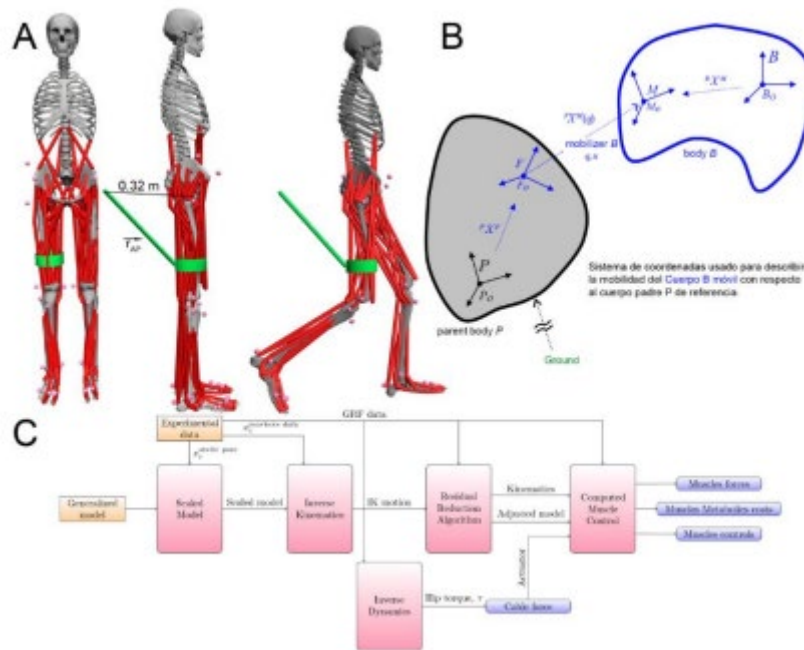


Figura 1. A, Modelo Generalizado para la realización de las simulaciones; B, Sistema de coordenadas que describe el movimiento de las articulaciones del modelo; C, esquema usado para la simulación dinámica y obtención de los resultados usados para el estudio.

Donde m y n es el número de músculos y de actuadores de reserva, respectivamente, a_i es la activación instantánea del músculo m ($0 \leq a_i \leq 1$), t_j es el momento instantáneo aplicado por el actuador de reserva j , y w_j es un factor de peso que escala la penalización de reclutar el j -ésimo actuador de reserva [12]. Para la actuación del cable, se ha usado la clase PathActuator. Esta clase simula un actuador al que se le aplica una tensión controlable a lo largo de una trayectoria geométrica definida. En nuestro caso, hemos colocado la parte proximal del cable a 0.32 m del centro de la articulación de la cadera. (Figura 1.A). Para el cálculo de la fuerza aplicada en el cable, se ha calculado el momento articular de la cadera a través de la dinámica inversa (ID) y, partir de la siguiente ecuación, se ha obtenido la fuerza del cable:

$$\tau_{m,z} = \begin{cases} -r_{AP} \times f|_z & \text{si } \tau_{m,z} > 0 \\ 0 & \text{si } \tau_{m,z} \leq 0 \end{cases} \quad (1)$$

Donde $\tau_{m,z}$ es la componente z del momento articular de la cadera, r_{AP} es la distancia total del cable anclado en el muslo. Como se puede ver en la ecuación anterior, el cable solamente actúa en el caso que el movimiento sea de tracción, de lo contrario, es cero.



RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A través del marco de simulación desarrollado se obtienen los datos de las activaciones musculares que participan en el movimiento de la marcha humana asistida por un exosuit. Estos resultados se presentan en la Figura 2. En ella se puede apreciar como las activaciones musculares disminuyen en la posición del punto de anclaje al 80% de la longitud total del muslo con respecto cuando se coloca al 30%. Esta reducción en la activación muscular supondrá una disminución en la fuerza realizada por cada uno de músculos, lo que supone una disminución del coste metabólico. Esta disminución de las activaciones musculares ocurre al principio de la fase del doble apoyo (60% en adelante), momento en el cual comienza a actuar el exosuit. Durante las fases previas a la actuación del exosuit, las activaciones de los músculos son similares a cuando no hay actuación externa. Con respecto a los músculos de la parte inferior de la pierna, se puede destacar que el exosuit no influye en la dinámica de activación de dichos músculos, es decir, que además de actuar y disminuir las activaciones musculares de los músculos de la parte superior de la pierna, el exosuit no modificaría la dinámica de la parte inferior de la pierna, por lo que, no se vería afectada de ninguna manera la cinemática impuesta por el sujeto.

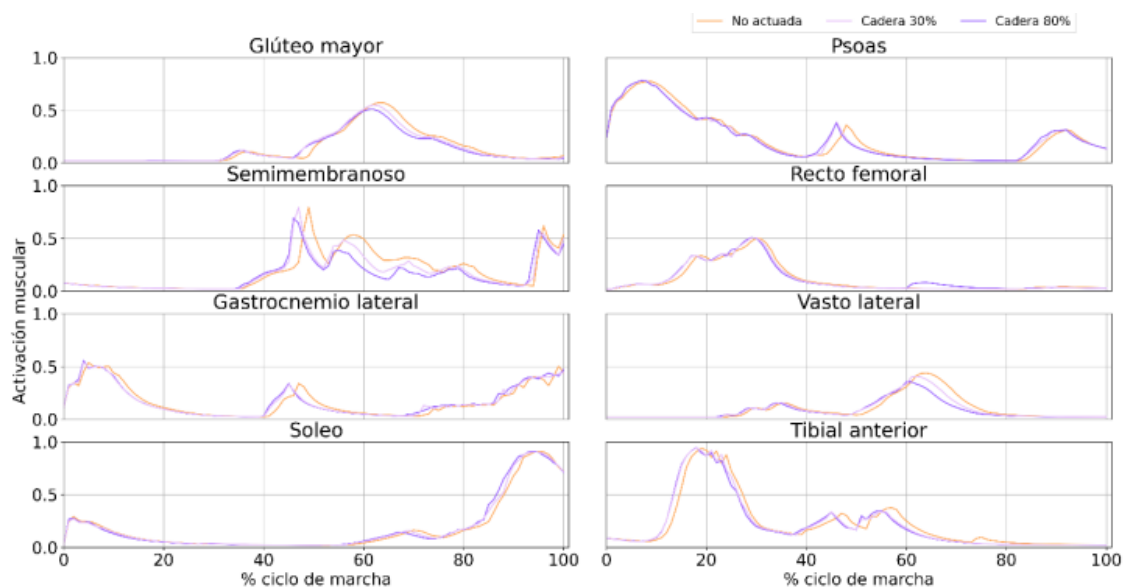


Figura 2. Niveles de actuación de los principales músculos que intervienen en el ciclo de marcha. Se puede ver como la actuación de los músculos extensores de cadera disminuye en la zona de actuación a partir del 60% del ciclo de marcha.

En la Figura 3, se muestran los resultados de la simulación del consumo metabólico. Cuando la actuación del exosuit se encuentra más alejada de la parte proximal de la cadera, se aprecia una reducción del coste metabólico. En el 30% de la longitud total del muslo, la reducción del coste metabólico es del 3.03%, mientras que en la posición más distal con respecto a la posición de la cadera, el 80%, se produce una disminución del coste metabólico del 6.48%.



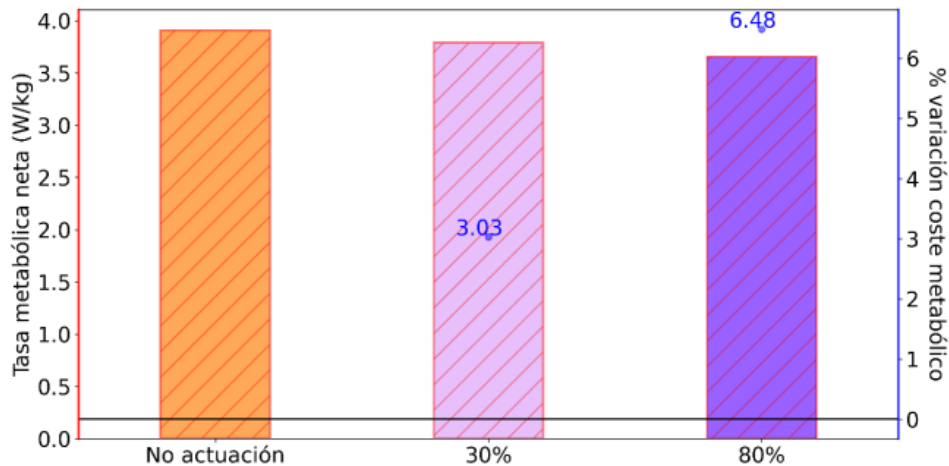


Figura 3. Consumo metabólico neto de los músculos del miembro inferior durante un ciclo de marcha. Se puede apreciar que, en la posición más distal, la reducción del coste metabólico es mayor.

CONCLUSIONES

En este estudio, se ha usado un modelo para la simulación de una actuación a través de un exoesqueleto (exosuit) en la que se evalúan las activaciones durante un ciclo de marcha. Nuestros resultados sugieren que a medida que el cable se sitúa más distal de la articulación de la cadera (articulación objetivo en este estudio), el nivel de activación disminuye durante la fase de actuación del exosuit, así como, una reducción del coste metabólico de los músculos implicados. Estas simulaciones sirven como base para la construcción de un exoesqueleto vestible que mejore las capacidades de las personas mayores.

BIBLIOGRAFÍA

1. Thalman, C., & Artemiadis, P. (2020). A review of soft wearable robots that provide active assistance: Trends, common actuation methods, fabrication, and applications. *Wearable Technologies*, 1.
2. German Bionic (2018). CrayX Exoskeleton [en línea]. Disponible en: <https://www.germanbionic.com/>
3. Army Technology (2020). Raytheon XOS 2 Exoskeleton, Second-Generation Robotics Suit [en línea]. Disponible en: <https://www.armytechnology.com/projects/raytheon-xos-2-exoskeletonus/>
4. Army Technology (2020). Human Universal Load Carrier (HULC) [en línea]. Disponible en: <https://www.army-technology.com/projects/humanuniversal-load-carrier-hulc/>
5. Font-Llagunes, J. M., Lúgrís, U., Clos, D., Alonso, F. J., & Cuadrado, J. (2020). Design, control, and pilot study of a lightweight and modular robotic exoskeleton for walking assistance after spinal cord injury. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 12(3), 031008.
6. Lotti, N., Xiloyannis, M., Durandau, G., Galofaro, E., Sanguineti, V., Masia, L., & Sartori, M. (2020). Adaptive model-based myoelectric control for a soft wearable arm exosuit: A new generation of wearable robot control. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 27(1), 43-53.
7. Zhang, L., Liu, Y., Wang, R., Smith, C., & Gutierrez-Farewik, E. M. (2021). Modeling and simulation of a human knee exoskeleton's assistive strategies and interaction. *Frontiers in neurorobotics*, 13.
8. Sambhav, R., Jena, S., Chatterjee, A., Roy, S., Bhasin, S., Santapuri, S., & Muthukrishnan, S. P. (2021). An integrated dynamic simulation platform for assistive human-robot interaction: application to upper limb exosuit.
9. Thelen, D. G. (2003). Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. *J. Biomech. Eng.*, 125(1), 70-77.



10. Lee, L. F., & Umberger, B. R. (2016). Generating optimal control simulations of musculoskeletal movement using OpenSim and MATLAB. *PeerJ*, 4, e1638.
11. Fukuchi, C. A., Fukuchi, R. K., & Duarte, M. (2018). A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals. *PeerJ*, 6, e4640.
12. Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., & Thelen, D. G. (2007). OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 54(11), 1940-1950.
13. Leardini, A., Sawacha, Z., Paolini, G., Ingrosso, S., Natio, R., & Benedetti, M. G. (2007). A new anatomically based protocol for gait analysis in children. *Gait & posture*, 26(4), 560-571.
14. Hicks, J. L., Uchida, T. K., Seth, A., Rajagopal, A., & Delp, S. L. (2015). Is my model good enough? Best practices for verification and validation of musculoskeletal models and simulations of movement. *Journal of biomechanical engineering*, 137(2).
15. Thelen, D. G., Anderson, F. C., & Delp, S. L. (2003). Generating dynamic simulations of movement using computed muscle control. *Journal of biomechanics*, 36(3), 321- 328.
16. Thelen, D. G., & Anderson, F. C. (2006). Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. *Journal of biomechanics*, 39(6), 1107-1115.



ERGONOMÍA APLICADA A LA CIRUGÍA MÍNIMAMENTE INVASIVA

Miguel Rodal ¹, Santiago Gomez-Paniagua ¹, Maria Jose Gonzalez-Becerra ¹,
Kostas Gianikellis ¹

BioErgon Research Group, University of Extremadura, 10003 Cáceres, Spain

Resumen: La ergonomía aplicada es muy importante en la cirugía laparoscópica, especialmente con la introducción de técnicas robotizadas que han cambiado las condiciones de trabajo de los cirujanos. Sin embargo, el objetivo principal sigue siendo una ingeniería que permita la compatibilidad del cumplimiento de las tareas del cirujano en un entorno físico, lógico y organizativo con seguridad, comodidad y eficiencia. La contribución de la ergonomía está orientada tanto al diseño como al rediseño de los equipos y la organización del trabajo. Los estudios epidemiológicos han demostrado la aparición de patologías musculoesqueléticas en los cirujanos que realizan CMI, por lo que es relevante identificar la intensidad, frecuencia y duración de los factores de riesgo (postura, repetitividad, nivel de esfuerzo, presión de contacto y vibración si es relevante) asociados a esta profesión. Otra consecuencia relevante del esfuerzo aplicado durante la CMI es la fatiga muscular local (FML), un factor importante a tener en cuenta en las patologías musculoesqueléticas. Doce nefrectomías parciales del polo caudal se llevaron a cabo en un modelo porcino, seis con instrumentos laparoscópicos convencionales y seis con los nuevos instrumentos, organizados de forma aleatoria. Para cada cirugía, se evaluaron las complicaciones, el tiempo de ejecución de cada paso quirúrgico y el tiempo de isquemia, así como la ergonomía del cirujano. Todos los procedimientos se completaron sin complicaciones importantes. El tiempo de cirugía ($42,85 \pm 8,89$ min frente a $37,69 \pm 4,76$ min) y el tiempo de isquemia ($26,09 \pm 6,14$ min frente a $22,86 \pm 7,71$ min) fueron significativamente más cortos con los nuevos instrumentos. Durante las tareas analizadas, el cuello presenta una menor extensión empleando el instrumental robotizado con un rango de movimiento más amplio. A nivel de hombro, empleando instrumental robotizado se experimenta una mayor separación (abducción) y una menor flexión de hombro acompañada de mayor rotación externa. En la articulación del codo, la flexión media durante las tareas analizadas es mayor con instrumental robotizado que con el convencional con un rango de movimiento más amplio. En la muñeca, se observan menores niveles de adducción, con una posición media cercana a la neutralidad con un rango de movimiento más amplio empleando el instrumental robotizado, los valores de extensión de muñeca son muy parecidos empleando ambos instrumentales. Como conclusión, podemos determinar que sobre todo a nivel de cuello y muñeca, el uso del instrumental robotizado favorece una posición más cercana a la neutralidad. Podemos determinar también que en la mayoría de los planos de movimiento favorece un mayor rango, lo que a priori podría



favorecer la reducción de un factor de riesgo biomecánico a la hora de padecer enfermedades musculoesqueléticas (mantenimiento durante un periodo largo de tiempo de posturas estáticas y forzadas).

Palabras clave: <ergonomía>, <laparoscopia>, <mínima invasión>, <patologías musculoesqueléticas>



CARACTERIZACIÓN DE LAS ACELERACIONES ARTICULARES DURANTE LA MARCHA EN ADOLESCENTES CON DIPLEJÍA ESPÁSTICA

Santiago Gomez-Paniagua ¹, María José González-Becerra ¹, Kostas Gianikellis ¹,
Miguel Rodal ¹

BioÉrgon Research Group, University of Extremadura, 10003 Cáceres, Spain

Resumen: la diplejía espástica es la forma de parálisis cerebral infantil más habitual, a pesar de ello, todavía no existen criterios de clasificación unificados que permitan agrupar las distintas alteraciones y compensaciones que sufre el individuo durante la marcha, con el fin de mantener el equilibrio. El objetivo de este trabajo es el análisis cinemático de aceleraciones angulares en el plano sagital de las articulaciones del tren inferior, para facilitar el diagnóstico de las variaciones y observar la consistencia del patrón motor de locomoción. El patrón de la marcha fue analizado en 10 participantes (5 varones y 5 mujeres) mediante un sistema de sensores inerciales, denominado MVN LINK. El cual nos permite obtener los sucesivos ciclos de marcha de los sujetos, en ambos miembros, a lo largo de los 10 registros realizados para cada uno. Los resultados adquiridos en la investigación confirman cierta homogeneidad en el esquema de la marcha a lo largo del ciclo, en relación a las aceleraciones angulares. Teniendo en cuenta las numerosas alteraciones provocadas por la PC en los participantes, cuyo aumento de la variabilidad durante determinadas fases puede servir de elemento identificador de las disfunciones primarias o compensaciones. Las representaciones gráficas posibilitan, a simple vista, llevar a cabo distintos diagnósticos, lo que facilita la identificación de patrones tipo y supone un primer acercamiento a la caracterización neuromecánica a través de sensores inerciales.

Palabras clave: <diplejía espástica>, <control motor>, <marcha patológica>, <sensores inerciales>



BIOACTIVE COATINGS FOR TITANIUM DENTAL IMPLANTS CONTAINING SR/ZN PHYTATES: OSTEOGENIC AND ANTIBACTERIAL PROPERTIES

Gerardo Asensio ¹, Ana M. Hernández-Arriaga ^{2,6}, Marcela Martín del campo ^{1,3}, Auxiliadora M. Prieto ^{2,6}, Agustín R. González-Elípe ^{4,6}, Blanca Vázquez-Lasa ^{1,5,6}, Luis Rojo ^{*1,5,6}

¹ Instituto de Ciencia y Tecnología de Polímeros (CSIC), Madrid, Spain; gerardo.asensio@ictp.csic.es; bvazquez@ictp.csic.es; rojodelolmo@ictp.csic.es; marcela@ictp.csic.es

² Centro de Investigaciones Biológicas – Margarita Salas (CSIC), Madrid, Spain; arriaga@cib.csic.es; auxi@cib.csic.es

³ Facultad de Estomatología, Universidad Autónoma San Luis Potosí (UASLP), San Luis Potosí, Mexico;

⁴ Instituto de Ciencia de Materiales de Sevilla (CSIC), Sevilla, Spain; arge@icmse.csic.es

⁵ Consorcio Centro de Investigación Biomédica en Red, Madrid, Spain.

⁶ Interdisciplinary Platform for Sustainable Plastics towards a Circular Economy (CSIC), Madrid, Spain.

Abstract: Materials science in the field of oral implantology is focused on the development of bioactive surfaces able to promote both osteogenic and antibacterial mechanisms. In this work, we propose an affordable and reproducible methodology for the fabrication of bioactive SAMs containing Sr/Zn phytate complexes. Phytate SAMs were fabricated by condensation reaction (pH 4) promoted by casting evaporation, and physicochemical features were studied by XPS, SEM, AFM and profilometry. *In vitro* biological studies performed with hObs cultures demonstrated the ability of modified surfaces for sustaining the cellular colonization and stimulating the ALP activity and the mineralization degree. Moreover, antibacterial assays performed with *S. mutans* cultures seeded over modified substrates corroborated the potential application of phytate-SAMs as bioactive coatings for titanium dental implants.

Keywords: <antibacterial>, <osteogenic>, <phytic acid>, <strontium>, <zinc, titanium>



INTRODUCTION

The increasing tendency of dental implant insertions has encouraged the fabrication of bioactive surfaces designed to ensure a long-lasting performance even when treating complicated patients. In this sense, the development of simple and affordable functional coatings is urgently demanded to promote osteogenic regeneration around bone trauma and to avoid post-operational infections and peri-implantitis disease. Here, phytic acid (PA) and its derivatives with bioactive strontium and zinc (SrPhy and ZnPhy), are prepared as self-assembled monolayers (SAMs) of titanium surfaces to explore synergic biological effects provided from the combined action of both the ligand and the cations [1, 2], and their osteogenic and antibacterial properties are evaluated in vitro.

METHODS

Firstly, SrPhy and ZnPhy were synthesised by hydrothermal reaction following an adapted method described in a previous work [2]. Before use, titanium discs were activated (Ti-Act) by alkali treatment (NaOH 5 M). The fabrication of phytate-SAMs was carried out by five condensation cycles of the corresponding aqueous phytate solution (1 mM, pH 4) over Ti-Act discs promoted by casting evaporation at 80 °C. Four experimental groups were obtained comprising Ti-PA, Ti-SrPhy, Ti-ZnPhy and Ti-SrPhy/ZnPhy, and Ti-Act group was used as control. SAMs formation was assessed by XPS analysis, and the topography studied by SEM, AFM and profilometry. The adhesion and colonization of human osteoblast cells (hObs) over modified surfaces were evaluated by SEM imaging. Their osteogenic ability was assessed in vitro with hObs cultures in terms of ALP activity and matrix mineralization degree. The antibiofilm capacity was tested against *S. mutans* cultures by crystal violet staining, colony forming unit (CFU) viability, LIVE/DEAD microscopy and SEM observation.

RESULTS AND DISCUSSION

Bioactive phytate-based SAMs were successfully fabricated as confirmed by XPS analysis, and the topographic characterization revealed a significant roughness increase for Ti-SrPhy, Ti-ZnPhy and Ti-SrPhy/ZnPhy groups ($SA > 1.2 \mu\text{m}$) in comparison with Ti-PA and Ti-Act ($SA > 1.0 \mu\text{m}$). SEM imaging of hObs seeded onto experimental groups displayed correct adhesion, spreading and proliferation over time, compared to Ti-Act (Figure 1A). The quantification of calcium deposits showed significantly higher mineralization for all phytate-SAMs with respect to Ti-Act control group at 14 days, and for Ti-SrPhy samples at 7 days. Interestingly, the activity of ALP/DNA was only statistically overexpressed by Ti-SrPhy, Ti-ZnPhy and Ti-SrPhy/ZnPhy regarding the control group, and Ti-SrPhy even presented a significant increase when comparable to Ti-PA. On the other hand, the disruption of the biofilm produced by *S. mutans* cultures and the viability of adhered bacteria was significantly reduced by all phytate-SAMs surfaces without



differences between the experimental groups. Moreover, SEM and LIVE/DEAD assays suggested that the cell membrane integrity of bacteria was altered when cultured over phytate-modified samples (Figure 1B).

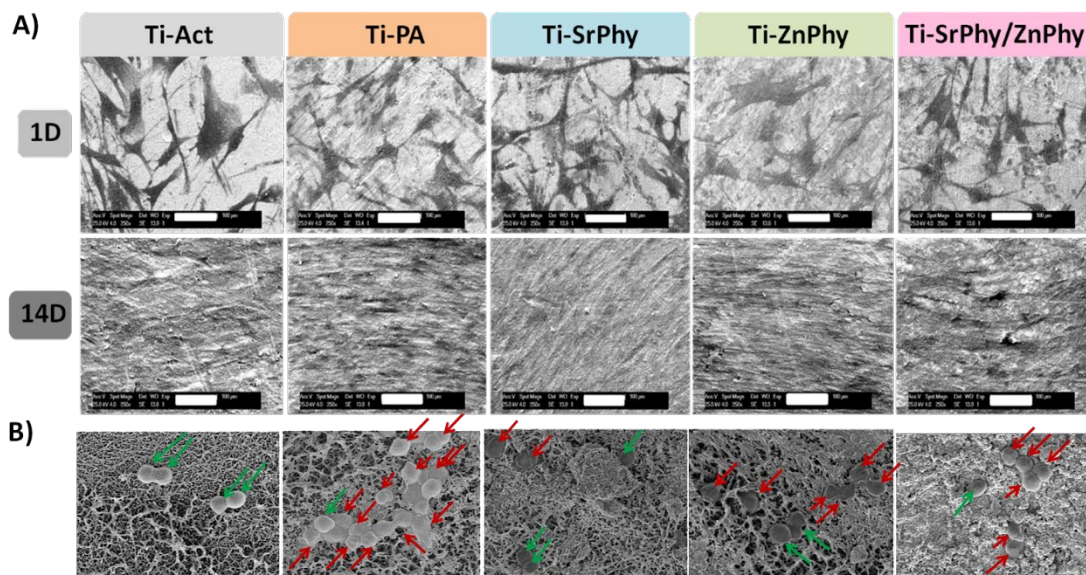


Figure 1. SEM imaging of A) hObs cells after 1 and 14 days of incubation, and B) *S. mutans* adhered to titanium surfaces indicating bacteria with the disrupted membrane (red arrows) and not affected (green arrows).

CONCLUSIONS

Bioactive phytate-based SAMs have been fabricated through an easy, reproducible and chemically-green process. The *in vitro* evaluation suggested adequate antibiofilm properties for all phytate-containing samples, and the quantification of ALP kinase activity results indicated evidence of the synergic effects produced by the bioactive cations and phytate moieties. Therefore, these promising findings envision an excellent potential of the developed SAMs as bioactive coatings for dental implants.

ACKNOWLEDGMENTS

CAM (IND2018/BMD-9485). B. Vázquez-Lasa and L. Rojo are members of the Nanomedicine CSIC HUB (ref 202180E048)

BIBLIOGRAPHY

1. Mora-Boza A, López-Donaire ML, Saldaña L, Vilaboa N, Vázquez-Lasa B, San Román J. Glycerolphytate compounds with tunable ion affinity and osteogenic properties. *Sci Rep.* 2019;9(1):1–12.
2. Fernández-Villa D, Asensio G, Silva M, Ramírez-Jiménez RA, Saldaña L, Vilaboa N, et al. Vitamin B9 derivatives as carriers of bioactive cations for musculoskeletal regeneration applications: Synthesis, characterization and biological evaluation. *Eur J Med Chem.* 2021; 212:113152.



EVALUATION OF THORAX DIAMETER CHANGES THROUGH DIFFERENT RUNNING INTENSITIES USING OPTOELECTRONIC PLETHYSMOGRAPHY

Gonzalo Garrido López ¹, Javier Rueda Ojeda ², Alejandro San Juan Ferrer ³, Enrique Navarro Cabello ⁴.

1 Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte—INEF, PhD student, Madrid, Spain, gonzalo.garrido.lopez@alumnos.upm.es

2 Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte—INEF, Associate Professor, Madrid, Spain, javier.rueda7792@gmail.com

3 Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte—INEF, Associate Professor, Madrid, Spain, alejandor.sanjuan@upm.es

4 Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte—INEF, Professor, Madrid, Spain, enrique.navarro@upm.es

Abstract: Introduction: During breathing, the human thorax seems to be static but it does not, it is expanded or contracted (1). The analysis of chest wall movements during breathing permit viewing the pathologies and sport from another perspective (2). The aim of this study is analysing how the diameters of the thorax vary among exercise at different intensities. Materials and methods: 22 healthy athletes were captured using optoelectronic plethysmography while they performed an incremental running test. Results and discussion: An increase in the thorax expansion was found in all the diameters while the running intensities increases. Conclusion: The thorax expansion increases while the running intensity rises. However, more investigations regarding the thorax kinematics are needed, in a way that breathing disorders and physical condition evaluations can be studied deeply.

Keywords: <biomechanics>, <movement capture system>, <photogrammetry>, <ribcage>

INTRODUCTION

The respiratory system and the breathing patterns are not simple processes, and that is why studying and analysing them is useful for clinical application and inside sports knowledge for quantification de fitness status (2,3). Ando et al. concluded that "thoracic ROM is one of the simplest and most useful indexes to evaluate the respiratory function (4). Although, the kinematic variables were not evaluated until



recent years (2). That is why Massaroni et al. in 2017 said “the movement of the chest and abdomen during exercise has not been considered in either the understanding of optimal breathing pattern nor in relation to exercise respiratory diseases” (2). The spirometric technique or expiration gas analyser are the methods traditionally used for measuring respiratory variables (5). These techniques do not detect changes in the kinematics on the chest wall and does not let the subject breath in a normal way (6). All these problems make some authors like Aoki and Nakamura (2018) think that a simple and cost-effect device should be developed to assess breathing variables, especially for performing safe and effective exercise (5). Inside non-invasive techniques, the most popular ones use motion capture systems, which describes human movement and are considered optoelectronic systems (7). Optoelectronic systems register the position of some reflective markers disposed over different body parts and represent the body movement (8). This technique has evolved to create the technology we have nowadays, optoelectronic plethysmography (OEP) (9). OEP method detects every movement the thorax does and registers how is that movement (10). It uses infrared cameras and a geometrical model to calculate from tracking markers’ trajectories, different variables. OEP reconstructs the shape of the chest and the 3-dimensional variables of each reflective marker from each breath (9). OEP has a lot of applications including physiological ones and clinical ones (11). The thorax has a complex shape, so the markers’ position is really important to compute in the correct way the variables needed (12). The number of markers varies among different studies. The information consulted gives an idea of the gaps that need to be filled up in this research area. A non-invasive technique capable of evaluating the physical condition or the health of athletes is needed. Apart from that, there is not information about if the movements of the thorax change throughout exercise in different intensities. This information will give knowledge of how the human body reacts to physical activity. That is why the main objective of this project is analysing how the diameters of the thorax vary in athletes among different heart rates during running exercise at different intensities.

MATERIAL AND METHODS

An optoelectronic system VICON® was used for determining the diameters of the thorax during running. It was composed of 6 high-speed video cameras at 120 Hz. The reflective markers model was designed to have easy access to various diameters and perimeters of the thorax (Table 1). One static capture and three dynamic ones (at different intensities) were recorded. Various softwares were used for the data processing. Other devices were used as a pulsometer and a treadmill device.



Table 1. Markers model description.

MARKER NAME	MARKER LOCATION
T1	T1 spinal apophysis
T5	T5 spinal apophysis
T10	T10 spinal apophysis
RCO1	Anterior part of the right first rib
LCO1	Anterior part of the left first rib
CLAV	Jugular suprasternal notch
STRN	Xiphoid process
TOAC5R	Mammillary line of the right fifth rib
TOAC5L	Mammillary line of the left fifth rib
TOLR	Lateral part of the right tenth rib
TOLL	Lateral part of the left tenth rib
TOAUCR	Anterior inferior part of the right tenth rib
TOAUCL	Anterior inferior part of the left tenth rib

The analysed variables were the three diameters of the thorax (anteroposterior, transversal, and longitudinal) in different running intensities. The running intensities were measured using the percentage of maximum heart rate (HRmax) with a pulsometer (45%, 70%, and 85% of HRmax). The different thorax diameters were calculated using the custom-made code on Body language programming language of VICON. Twenty-two healthy males were analysed. All of them were athletes of different disciplines, the most frequent disciplines were athletics, soccer, and basketball. The running test consisted of an incremental test on a treadmill device. The test started at a velocity of 7 km/h with a 1% slope. The velocity was increased 0,5 km/h every 30 seconds. The subject heartrate was monitored at every moment with a pulsometer. From each capture of every subject 10 intervals of 120 frames were analysed. The maximum, minimum and distance between the minimum and maximum of thorax diameters were collected of each interval. This data was normalized using the minimum diameter of each subject in each interval, obtaining results of increasement percentage (IP). The mean of the increasement percentage of the 10 intervals for each running intensity and each diameter was calculated. The statistical analysis done were three repeated measurements ANOVA. The variables used on this analysis are: IP of longitudinal thorax diameter during the 45%, 70% and 85% HRmax running intensity (LTD_45%) (LTD_70%) (LTD_85%); IP of antero-posterior thorax diameter during the 45%, 70% and 85% HRmax running intensity (ATD_45%) (ATD_70%) (ATD_85%); and IP of transversal thorax diameter during the 45%, 70% and 85% HRmax running intensity (TTD_45%) (TTD_70%) (TTD_85%).



RESULTS

The thorax expansion percentage on the longitudinal axis increased while the running intensity enhanced. The longitudinal diameter IP is shown on Fig. 1. Between LTD_45% and LTD_85% statistically significance differences were found for the IP of longitudinal thorax diameter ($p=0.047$), with a mean difference of 0.62 %, being superior in running intensities of 85% of HRmax. The effect size of these changes is medium ($\eta^2=0,131$).

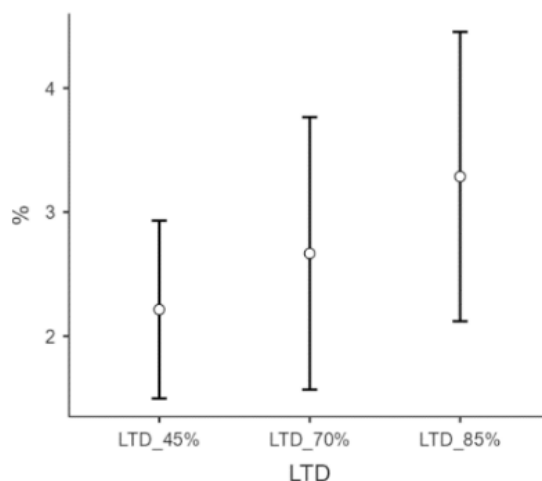


Figure 1. Change percentage of the longitudinal thorax diameter (LTD).

The thorax expansion percentage increased in the antero-posterior axis while the running intensity enhanced. The antero-posterior diameter IP is shown on Fig. 2. From ATD_45% to ATD_85%, an increase of 3.275% ($p<.001$) was found, being the IP higher in running intensities of 85% of HRmax. Moreover, from ATD_70% to ATD_85% something similar happened. An increase of 2.469% ($p<.001$) was found, reaching higher values of IP in running intensities of 85% of HRmax. In the case of the increasement between ATD_45% and ATD_70%, the statistic test showed differences marginally significant of 0.806% ($p=0.053$). This difference also followed the same structure as the previous ones, the higher IP was found at 85% HRmax. The effect size of these changes is large ($\eta^2=0,413$).



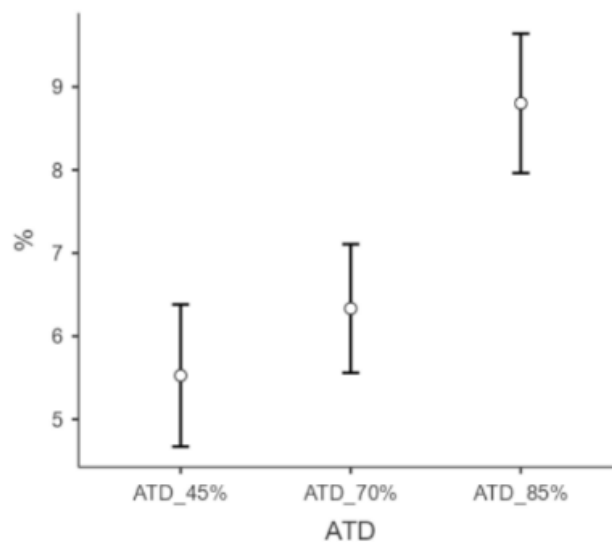


Figure 2. Change percentage of the antero-posterior thorax diameter (ATD).

The thorax expansion percentage increased in the transversal axis while the running intensity enhanced. The transversal diameter IP is shown on Fig. 3. From TTD_45% to TTD_70%, an increase of 1.545% ($p < .001$) was found, being the IP higher in running intensities of 70% of HRmax. Moreover, from TTD_45% to TTD_85% something similar happened. An increase of 3.327% ($p < .001$) was found, reaching higher values of IP in running intensities of 85% of HRmax. In the case of the increasement between TTD_70% and TTD_85%, the statistic test showed differences marginally significant of 0.781% ($p = 0.054$). This difference also followed the same structure as the previous ones, the higher IP was found at 85% HRmax. The effect size of these changes is large ($\eta^2 = 0.391$).

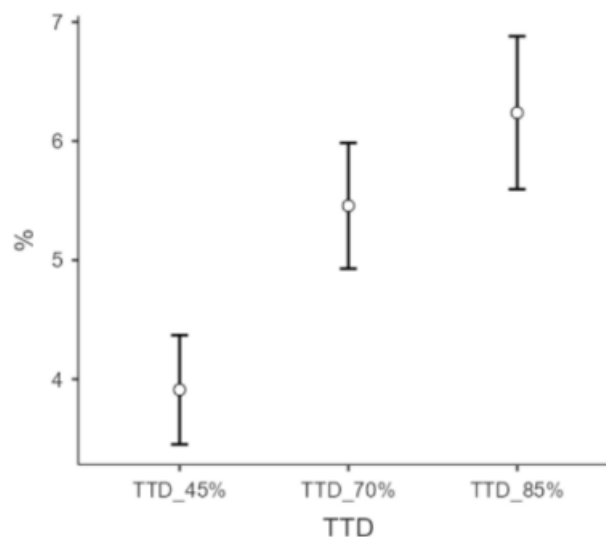


Figure 3. Change percentage of the transversal thorax diameter (TTD).



DISCUSSION

The results of this study showed a clearly increase on IP of the three thorax diameters when the running intensity raised. In the three diameters the larger expansion of the thorax took place when the subject was running at an intensity of 85% HRmax, and the smaller expansion in an intensity of 45% HRmax. The IP of the longitudinal and antero-posterior thorax diameters had a smaller change from 45% to 70% HRmax running than from 70% to 85% HRmax running. While in the transversal diameter the higher change took place from 45% to 70% HRmax running. These results agree with the ones discovered by Binazzi et al. in 2006, which said that the thorax volume increases when exercise is performed (13). Also, differences were assessed between the movement of the thorax during quite breathing and deep breathing, demonstrating that expansion of the thorax is possible when breathing pattern is modified (9). However, the body position is important for the thorax volume, so maybe the running technique could modify the thorax diameters (14).

The higher changes of IP of thorax diameters happened in the antero-posterior diameter, followed by the transversal one, and finally the smaller changes took place in the longitudinal diameter. This may be because the diaphragm closes the thorax from the bottom part, and the diaphragm contraction generates an expansion of the thorax on the antero-posterior and transversal diameters, making those diameters lengthier (15). On the longitudinal axis, the thorax also is expanded by the contraction of the diaphragm, which is flattened increasing the thorax volume for the lungs expansion (15). As the reflective markers of this paper marker model were only situated on anatomical places of the bones, that increasement could not be reflected on these results.

Massaroni et al. in 2017, compared different marker models with different number of reflective markers and concluded that little differences in thorax volumes were assessed when using a reduced marker model (12). Although, comparing the marker model used with others evaluating thorax diameters may be necessary for concluding if the marker mode lused is valid. Moreover, these results could not be comparable to females or to not athletes subjects, as the thorax breathing pattern changes among sex or physical condition (13,16,17).

CONCLUSION

The main conclusion stablished from the results of this investigation is that the thorax expansion increases while the running intensity also rises. Also, more investigations regarding the thorax kinematics are needed, in a way that breathing disorders, physical condition evaluations, and breathing diseases are well known. In this way, the kinematics of the thorax could be used for increasing life quality or sport performance.

REFERENCES

1. Bastir M, García-Martínez D, Torres-Tamayo N, Sanchis-Gimeno JA, O'Higgins P, Utrilla C, et al. In Vivo 3D Analysis of Thoracic Kinematics: Changes in Size and Shape During



- Breathing and Their Implications for Respiratory Function in Recent Humans and Fossil Hominins. *AnatRec*. 2017;300(2):255–64.
2. Massaroni C, Carraro E, Vianello A, Miccinilli S, Morrone M, Levai IK, et al. Optoelectronic Plethysmography in Clinical Practice and Research: A Review. *Respiration*. 2017;93(5):339–54.
 3. Zhang X, Kassem MAM, Zhou Y, Shabsigh M, Wang Q, Xu X. A brief review of non-invasive monitoring of respiratory condition for extubated patients with or at risk for obstructive sleep apnea after surgery. *Front Med*. 2017;4(MAR):1–6.
 4. Ando T, Kawamura K, Fujitani J, Koike T, Fujimoto M, Fujie MG. Thoracic ROM measurement system with visual bio-feedback: System design and biofeedback evaluation. *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc EMBS*. 2011;1272–4.
 5. Aoki H, Nakamura H. Non-contact respiration measurement during exercise tolerance test by using Kinect sensor. *Sports*. 2018;6(1):1–11.
 6. Askanazi J, Silverberg PA, Foster RJ, Hyman AI, Milic-Emili J, Kinney JM. Effects of respiratory apparatus on breathing pattern. *J Appl Physiol*. 1980 Apr;48(4):577–80.
 7. Massaroni C, Schena E, Bastianini F, Scorza A, Saccomandi P, Lupi G, et al. Development Of A Bio-Inspired Mechatronic Chest Wall Simulator For Evaluating The Performances Of Opto-Electronic Plethysmography. *Open Biomed Eng J*. 2014;8(1):120–30.
 8. Gianikellis K. Características técnicas y prestaciones de los sistemas optoelectrónicos más difundidos en el campo de la biomecánica del movimiento humano. *Mot Rev Ciencias la Act física y del Deport* ISSN 0214-0071, No 2, 1996, pags 191-210. 2010 Jan 1;
 9. Kaneko H, Horie J. Breathing movements of the chest and abdominal wall in healthy subjects. *Respir Care*. 2012;57(9):1442–51.
 10. Parreira VF, Vieira DSR, Myrrha MAC, Pessoa IMBS, Lage SM, Britto RR. Optoelectronic plethysmography: a review of the literature. *Rev Bras Fisioter [Internet]*. 2012;16(6):439–53. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23184278>
 11. Romagnoli I, Lanini B, Binazzi B, Bianchi R, Coli C, Stendardi L, et al. Optoelectronic plethysmography has improved our knowledge of respiratory physiology and pathophysiology. *Sensors*. 2008;8(12):7951–72.
 12. Massaroni C, Senesi G, Schena E, Saccomandi P, Silvestri S, Silvatti AP, et al. Assessment of breathing volumes and kinematics by motion capture systems: Comparison of protocols. *I2MTC 2017 - 2017 IEEE Int Instrum Meas Technol Conf Proc*. 2017;c:0–5.
 13. Binazzi B, Lanini B, Bianchi R, Romagnoli I, Nerini M, Gigliotti F, et al. Breathing pattern and kinematics in normal subjects during speech, singing and loud whispering. *Acta Physiol*. 2006;186(3):233–46.
 14. Massaroni C, Cassetta E, Levai IK, Winter S, Dickinson JW, Silvestri S. Optical measurement of breathing: Algorithm volume calibration and preliminary validation on healthy trained subjects. *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc EMBS*. 2016;2016 Oct (Cd):2153–6.
 15. De Troyer A, Wilson TA. Action of the diaphragm on the rib cage. *J Appl Physiol*. 2016;121(2):391–400.
 16. Rodrigues IM, Bernardina GRD, Sarro KJ, Baroni G, Cerveri P, Silvatti AP. Thoracoabdominal breathing motion pattern and coordination of professional ballet dancers. *Sport Biomech*. 2019;18(1):51–62.
 17. Martins Rodrigues I, Torres Pereira E, de Castro Lopes AL, Massaroni C, Baroni G, Cerveri P, et al. Is age rating enough to investigate changes in breathing motion pattern associated with aging of physically active women? *J Biomech [Internet]*. 2021;125(June):110582. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110582>



IS D-MAX A GOOD MODEL FOR DETECTING MUSCLE OXYGENSATURATION BREAKPOINTS?

Carlos Sendra-Pérez ¹, Alberto Encarnación-Martínez ^{1,2}, Rosario Salvador-Palmer ^{2,3}, Joaquín Martín Marzano-Felisatti ¹, Jose Luis Sanchez-Jimenez ¹, Jose Ignacio Priego-Quesada ^{1,2,3}

¹ Research group in sports biomechanics (GIBD), Department of Physical Education and Sports, Universitat de València, Valencia, Spain.

² Red Española de Investigación del Rendimiento Deportivo en Ciclismo y Mujer (REDICYM), Consejo Superior de Deportes (CSD), Spain.

³ Biophysics and Medical Physics Group, Department of Physiology, Universitat de València, Valencia, Spain.

Abstract: D-max is a mathematical method with different variants that was used for calculating the second lactate threshold. The purpose of the study was to assess the correlation between the detection of the second threshold using the different D-max methods for lactate and muscle oxygen saturation (SmO₂). 19 trained triathletes (11 men and 8 women) performed the incremental protocol in a cycle ergometer. The intensity of the second threshold was higher for SmO₂ than lactate and with ICC values in the exponential D-max excellent and very good in all muscles. In conclusion, we recommend using the exponential D-max to calculate the second threshold in an incremental cycling test using SmO₂ data.

Keywords: <near infra-red spectroscopy (NIRS)>, <muscle oxygen saturation (SmO₂)>, <cycling>, <threshold, lactate>

INTRODUCTION

Metabolic thresholds are commonly defined during testing by lactate data. In this sense, there are different mathematical methods for calculating lactate thresholds (1–3). The D-max is a mathematical method that was used for calculating the second threshold, consisting of creating a straight line with the two ends of the lactate curve and finding the farthest point that is the maximum perpendicular distance from the lactate curve to the straight line (3). This method has different variants based on the type of line calculated, such as the exponential D-max, the logarithmic-polynomic modified D-max, and the logarithmic-exponential modified D-max. However, lactated determinations present some limitations such as the necessity to acquire a drop of blood or the economical cost of the test strips.



A non-invasive technology that measures SmO₂ by near infra-red spectroscopy (NIRS) is used for controlling the internal load (4). Recently, it was suggested to calculate metabolic thresholds (5,6), although there is a lack of studies that analyze the best mathematical method for this aim.

The aim of the study was to assess the correlation between the detection of the second threshold using the different D-max methods for lactate and SmO₂ data.

METHODS

The study was carried out with a sample of 19 trained triathletes (11 men and 8 women), who were recruited using an online questionnaire. The triathletes had the following characteristics with the median and standard deviation: age 23 ± 6 years, height 1.73 ± 0.1 m, body mass 64.9 ± 8.7 kg, training hours 12 ± 3 hours, and experience years 9 ± 5 hours.

Protocol

The protocol was performed in a cycle ergometer (Cardgirus W3, Sabadell, Spain) to register data on cadence and power output. A 3-min warm-up was started with a constant load of 1 W.kg⁻¹. During the warm-up, they were instructed to maintain a cadence of around 90 ± 10 rpm. At the end of the warm-up, the incremental test was started with 3-min steps and power increments of 0.5 W.kg⁻¹ in the first 10sec of each step (7). The test ended when the cadence was below 80 rpm for 10-sec or the participant decided to give up the test.

Procedures

Lactate (Lactate Pro2, Netherlands) was determined at the last 30-sec of each step. Eight NIRS sensors (Moxy, Minneapolis, EE. UU.) were located in different muscles (vastus laterals right and left, tibialis anterior right and left, gastrocnemius right and left, triceps and biceps femoris dominant) for obtaining the SmO₂ data during the entire test. To calculate the metabolic thresholds with lactate and SmO₂ data, the library "lactate" in RStudio software (version 2022.02.3) was employed. With this library, we obtained the threshold in D-max, modified D-max, exponential D-max, logarithmic-polynomic modified D-max, and logarithmic-exponential modified D-max.

Statistical analysis

Statistical analyses were performed using the RStudio program (version 2022.02.3). Mean \pm standard error, and 95% confidence intervals (95%CI) were also determined for the differences between conditions. The normality of data distribution was confirmed using the Shapiro-Wilk test ($p > 0.05$). Firstly, it was assessed the differences in intensity determination (W/kg) of the second threshold using lactate or SmO₂ data by Student's t-tests. Secondly, it was calculated the intraclass correlation coefficient (ICC) between both methods and ICC values were classified as (8): 1.00-0.81 (excellent), 0.80-0.61 (very good), 0.60-0.41 (good), 0.40-0.21 (reasonable) and 0.20-0.00 (deficient).



RESULTS

The intensity of the second threshold was higher for SmO₂ than lactate data in most of the methods and the muscles (Table 1). The D-max method that present the higher ICC values was the exponential D-max in all muscles (Table 1; ICC 0.92-0.67; p-value <0.01), followed by the D-max (ICC 0.81-0.56; p-value < 0.01).

Table 1. Different variants for the D-max method for obtaining the intensity (W.kg⁻¹) of the second threshold using the lactated and SmO₂ data.

Muscle	Location	Method	Mean dif. (W.kg ⁻¹) Lactate vs SmO ₂	p-value	ICC	p-value
Vastus Lateralis	Right	D-max	-0.41	0.07	0.65	0.03
		Mod D-max	-0.18	0.04	0.81	< 0.01
		Exp D-max	-0.05	0.29	0.92	< 0.01
		Log-Poly-Mod D-max	-0.33	< 0.01	0.71	< 0.01
		Log-Exp-Mod D-max	-0.36	< 0.01	0.73	0.01
	Left	D-max	-0.57	< 0.01	0.42	0.06
		Mod D-max	-0.33	0.02	0.56	< 0.01
		Exp D-max	-0.09	0.24	0.78	< 0.01
		Log-Poly-Mod D-max	-0.48	< 0.01	0.40	0.04
		Log-Exp-Mod D-max	-0.43	< 0.01	0.51	0.02
Gastrocnemius	Right	D-max	-0.72	< 0.01	0.47	0.06
		Mod D-max	-0.31	0.05	0.58	< 0.01
		Exp D-max	-0.21	0.02	0.79	< 0.01
		Log-Poly-Mod D-max				
		Log-Exp-Mod D-max	-0.64	< 0.01	0.66	0.07
	Left	D-max	-0.75	0.01	0.47	0.08
		Mod D-max	-0.19	0.14	0.68	< 0.01
		Exp D-max	-0.11	0.20	0.77	< 0.01
		Log-Poly-Mod D-max				
		Log-Exp-Mod D-max	-0.39	0.08	0.75	0.02
Tibialis Anterior	Right	D-max	-0.51	0.02	0.41	0.03
		Mod D-max	-0.31	0.03	0.66	< 0.01
		Exp D-max	-0.19	< 0.01	0.84	0.00
		Log-Poly-Mod D-max	0.53	0.07	0.45	0.02
		Log-Exp-Mod D-max	-0.26	0.03	0.66	< 0.01
	Left	D-max	-0.55	< 0.01	0.59	0.03
		Mod D-max	-0.27	0.03	0.76	< 0.01
		Exp D-max	-0.15	0.04	0.81	< 0.01
		Log-Poly-Mod D-max	-0.14	0.47	0.61	< 0.01
		Log-Exp-Mod D-max	-0.42	0.01	0.76	0.03
Triceps	Dominant	D-max	-0.70	0.01	0.48	0.08
		Mod D-max	-0.32	0.01	0.72	< 0.01
		Exp D-max	-0.29	0.01	0.67	< 0.01
		Log-Poly-Mod D-max				
		Log-Exp-Mod D-max	-0.49	< 0.01	0.52	0.02
Biceps Femoris	Dominant	D-max	-0.36	< 0.01	0.62	0.01
		Mod D-max	-0.06	< 0.01	0.68	< 0.01
		Exp D-max	-0.23	< 0.01	0.82	< 0.01
		Log-Poly-Mod D-max				
		Log-Exp-Mod D-max	-0.58	< 0.01	0.70	0.06



DISCUSSION

The polynomial regression has already been used to detect breakpoints in SmO_2 in the study of Lin et al. (2020) but, this NIRS device was not portable (9). Our results showed that NIRS presents a good correlation between the breakpoints calculated with SmO_2 and lactate data. Vastus lateralis is the main muscle assessed using NIRS by SmO_2 on vastus lateralis in previous articles (10). We demonstrated that the vastus lateralis is the muscle most correlated with lactate in all methods of D-max and the values of ICC are classified between excellent or good.

CONCLUSION

The D-max applied to SmO_2 is a good mathematical method to predict the second threshold. However, the method that more adjustment is the exponential D-max. We recommend using the exponential D-max to calculate the second threshold in an incremental cycling test using SmO_2 data.

REFERENCES

1. Hofmann P, Tschakert G. Intensity- and Duration-Based Options to Regulate Endurance Training. *Frontiers in Physiology* [Internet]. 2017 [cited 2022 Jun 23];8. Available from: <https://www.frontiersin.org/article/10.3389/fphys.2017.00337>
2. Skinner JS, McLellan TH. The Transition from Aerobic to Anaerobic Metabolism. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 1980 Mar 1;51(1):234–48.
3. Cheng B, Kuipers H, Snyder AC, Keizer HA, Jeukendrup A, Hesselink M. A New Approach for the Determination of Ventilatory and Lactate Thresholds. *Int J Sports Med*. 1992 Oct;13(7):518–22.
4. Perrey S, Ferrari M. Muscle Oximetry in Sports Science: A Systematic Review. *Sports Med*. 2018 Mar 1;48(3):597–616.
5. McMorris RM, Joubert DP, Jones EJ, Faries MD. A Validation Study of a Noninvasive Lactate Threshold Device. *Int J Exerc Sci*. 2019 Jan 1;12(2):221–32.
2. Beever AT, Tripp TR, Zhang J, MacInnis MJ. NIRS-derived skeletal muscle oxidative capacity is correlated with aerobic fitness and independent of sex. *Journal of Applied Physiology*. 2020;129(3):558–68.
3. Possamai LT, Campos F de S, Salvador PC do N, de Aguiar RA, Guglielmo LGA, de Lucas RD, et al. Similar maximal oxygen uptake assessment from a step cycling incremental test and verification tests on the same or different day. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2020 Apr;45(4):357–61.
4. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res*. 2005 Feb;19(1):231–40.
5. Lin CW, Huang CF, Wang JS, Fu LL, Mao TY. Detection of ventilatory thresholds using near-infrared spectroscopy with a polynomial regression model. *Saudi Journal of Biological Sciences*. 2020;27(6):1637–42.
6. Salas-Montoro JA, Mateo-March M, Sánchez-Muñoz C, Zabala M. Determination of Second Lactate Threshold Using Near-infrared Spectroscopy in Elite Cyclists. *International Journal of Sports Medicine* [Internet]. 2022; Available from <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-85127379777&doi=10.1055>



PROPOSAL OF THE OPTIMAL MINIMUM VELOCITY TO ESTIMATE THE 1RM THROUGH THE INDIVIDUAL LOAD-VELOCITY RELATIONSHIP

Amador García-Ramos ¹, Sergio Miras-Moreno ¹, María Dolores Morenas-Aguilar ¹, Danica Janicijevic ²

¹ Universidad de Granada, Granada, España, amagr@ugr.es; smiras@ugr.es; loles_bailen4@hotmail.com

⁴ Universidad de Belgrado, Belgrado, Serbia, jan.danica@gmail.com

Abstract: This study compared the accuracy in the estimation of the bench press 1-repetition maximum (1RM) using a novel minimum velocity threshold (MVT) called “Optimal MVT” (MVT that minimized the differences between the actual and predicted 1RM in a preliminary session) with respect to 2 standard MVTs (general and individual MVTs). 126 young men completed 2 incremental loading test until reaching the 1RM. The first session was used to determine the pre-individual MVT and optimal MVT, while the second session was used to estimate the 1RM using 4 types of MVT. The absolute errors in the prediction of the 1RM were significantly lower for the optimal MVT (2.94 ± 2.40 kg) compared to the general MVT (3.66 ± 2.99 kg), pre-individual MVT (3.80 ± 3.15 kg), and actual-individual MVT (4.02 ± 3.21 kg). Therefore, the optimal MVT should be recommended because it provides more accurate estimates of the 1RM than the standard MVTs previously used in scientific research.

Keywords: <Bench press>, <Muscle strength>, <Resistance training>, <Velocity-based training>.

INTRODUCTION

The 4 main applications of velocity-based training (VBT) are (i) the prescription of the load (1), (ii) the prescription of the volume (number of sets and repetitions) (2), (iii) the provision of real-time velocity-feedback for an acute increase in mechanical performance (3), and (iv) the assessment of maximal neuromuscular performance (4). The ability to estimate the 1-repetition maximum (1RM) likely is the VBT application that has received the most scientific attention (5,6). The most accurate VBT method for predicting the 1RM consists of the assessment of the individual load-velocity relationship (6,7). This procedure requires recording the mean velocity (MV) of the lifting phase against 2 or more loads and then modelling the individual load-velocity relationship through a linear regression.



Finally, the 1RM can be estimated applying the linear regression as the load associated with the minimum velocity threshold (MVT).

The biggest problem faced by sport practitioners and researchers is how to select the MVT. The 2 options that have been implemented consist of selecting the same MVT for all subjects (general MVT) or selecting the individual velocity obtained during a 1RM trial or during the last repetition of a set performed to failure (individual MVT). However, there is also strong evidence, especially notable for lower-body exercises (e.g., squat or deadlift), that regardless of whether the 1RM is estimated using general or individual MVTs, its value can be significantly overestimated or underestimated (8–10). Although at first sight these systematic differences seem to be very problematic, there is a seemingly simple solution to avoid the systematic differences: use a lower MVT when the 1RM is systematically underestimated and use a higher MVT when the 1RM is systematically overestimated. But the logical question at this point is: how can we decide how much to increase or decrease the MVT? The solution proposed in this article is the use of the optimal MVT.

This is the first study to explore whether the optimal MVT (the MVT that minimizes the differences between the actual and predicted 1RM when both 1RMs are obtained in the same test) is capable of providing more accurate estimates of the 1RM than the 2 standard MVTs commonly used in scientific research (general and individual MVTs). Specifically, the main objective of the present study was to compare the accuracy (absolute errors) in the estimation of the Smith machine bench press 1RM between 4 types of MVT: (i) General MVT – the same velocity of 0.17 m·s⁻¹ for all participants, (ii) Pre-individual MVT – the velocity attained during the 1RM trial in a preliminary session, (iii) Actual-individual MVT – the velocity attained during the 1RM trial in the experimental session, and (iv) Optimal MVT – the MVT that minimized the differences between the actual and predicted 1RM in a preliminary session.

METHODS

126 physically active men (age = 21.3 ± 4.4 years [range = 18-36 years], body mass = 73.6 ± 14.4 kg, height = 1.72 ± 0.05 m, bench press 1RM = 80.7 ± 13.6 kg) participated in this study. All participants had previous experience with the bench press exercise and they did not present any injury that could affect bench press performance. The study protocol adhered to the tenets of the Declaration of Helsinki and was approved by the Institutional Review Board.

A repeated-measures design was used to explore the accuracy of 4 types of MVT (general MVT, pre-individual MVT, actual-individual MVT, and optimal MVT) for determining the bench press 1RM. Participants completed 2 identical testing sessions separated by 48-96 hours. An incremental loading test was used to determine the actual bench press 1RM and the MV against the different external loads applied during the test. The incremental loading test of the first session (preliminary test) was used to determine the pre-individual MVT and 4 optima



IMVTs (an optimal MVT for each final test velocity). The incremental loading test of the second session (experimental test) was used to estimate the 1RM using 4 types of MVT: (i) MV of $0.17\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ for all subjects (General MVT), (ii) MV of the 1RM trial obtained in the preliminary test (Pre-individual MVT), (iii) MV of the 1RM trial obtained in the experimental test (Actual-individual MVT), and (iv) MV that minimized the differences between the actual and predicted 1RM in the preliminary test (Optimal MVT). Four individual load-velocity relationships were modelled in each session. The load-velocity relationships considered all loading conditions from the first load in which the MV was lower than $1.25\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ until the load that showed the closest MV to $0.60\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (V0.60), $0.50\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (V0.50), $0.40\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (V0.40), and $0.30\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (V0.30).

A standardized warm-up was performed at the beginning of each session: 5 min of jogging, upper-body dynamic stretching, and five repetitions of the bench press exercise performed as fast as possible against an external load of 20 kg. The initial external load of the incremental loading test was set to 20 kg and it was increased in 10 kg increments when the MV of the barbell was greater than $0.50\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ and in 1-5 kg increments when the MV was lower than $0.50\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ until the 1RM load was achieved. Three repetitions were performed at each lighter load ($MV > 1.00\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), 2 for the medium ($0.65\text{ m}\cdot\text{s}^{-1} \leq MV \leq 1.00\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), and only 1 for the heavier loads ($MV < 0.65\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). Intra-set rest was 10 s and inter-set rest was 3-5 min. The benchpress exercise was performed in a Smith machine (FFittech, Taipei, Taiwan) using the touch-and-go and 5-point body contact position technique (head, upper back and buttocks firmly on the bench with both feet flat on the floor). Subjects were allowed to self-select the grip width. The position of the bench was adjusted so that the vertical projection of the bar corresponded to each subject's intermammary line. Participants were instructed to perform the lifting phase of all repetitions as fast as possible and they received MV feedback immediately after completing each repetition to encourage them to give maximal effort. Two trained spotters were present on each side of the barbell to ensure safety. Four individual load-velocity relationships were determined in each testing session by means of linear regression models. The first experimental point was always the first load in which the MV was above $1.25\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Repetitions with a MV lower than $1.25\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ were not considered because they are not commonly used in practice as they are very far from the 1RM load. The load-velocity relationships differed in the last experimental point considered for the modelling.

We used 4 different final test velocities: the closest MV to $0.60\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (V0.60), $0.50\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (V0.50), $0.40\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (V0.40), and $0.30\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (V0.30). Therefore, the 4 individual load-velocity relationships differed in the distance (i.e., difference in velocity) between the 1RM and the heaviest experimental point used for the load-velocity relationship modelling. Although the individual load-velocity relationships also differed in the number of loads, it should be noted that this is not problematic because there is compelling evidence that the number of loads does not affect the accuracy in the 1RM prediction (11,13).



The optimal MVTs were calculated in both testing sessions for the 4 individual load-velocity relationships (a total of 8 optimal MVTs). The optimal MVT represents the MV that minimizes the differences between the actual and predicted 1RM when both 1RMs are obtained in the same test. The optimal MVTs were computed in both testing sessions to determine their inter-day reliability, while only the optimal MVTs obtained in the preliminary session were used to estimate the 1RM of the experimental session. Specifically, 16 predicted 1RMs were considered in this study based on the combination of 4 types of MVT (general MVT, pre-individual MVT, actual-individual MVT, and optimal MVT) and 4 final test velocities (V0.30, V0.40, V0.50, and V0.60).

A 2-way repeated-measures analysis of variance (ANOVA) with the factors “type of MVT” (general MVT vs. pre-individual MVT vs. actual-individual MVT vs. optimal MVT) and “final test velocity” (V0.30 vs. V0.40 vs. V0.50 vs. V0.60) was applied to the absolute differences between the actual and predicted 1RMs. Pairwise comparisons were identified using Bonferroni posthoc corrections. Statistical analyses were performed using SPSS software version 25.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Statistical significance was set at an alpha level of 0.05.

RESULTS AND DISCUSSION

The ANOVA applied to the absolute errors revealed a significant main effect of the “type of MVT” ($F = 35.9$, $p < 0.001$) and “final test velocity” ($F = 11.3$, $p < 0.001$), but their interaction was not significant ($F = 1.2$, $p = 0.320$). The significant main effect of the type of load was caused by the lower errors of the optimal MVT ($2.94 \pm 2.40\text{kg}$) compared to the general MVT ($3.66 \pm 2.99\text{ kg}$; $p = 0.002$), pre-individual MVT ($3.80 \pm 3.15\text{kg}$; $p < 0.001$), and actual-individual MVT ($4.02 \pm 3.21\text{ kg}$; $p = 0.003$), while no significant differences were observed between the general MVT, pre-individual MVT, and actual-individual MVT (p range = 0.229-1.000). The significant main effect of the final test velocity was due to the fact that the absolute errors progressively increased with the increment in the distance between the 1RM and the heaviest experimental point of the incremental loading test: V0.30 ($2.55 \pm 2.09\text{ kg}$) < V0.40 ($3.18 \pm 2.54\text{ kg}$) < V0.50 ($4.02 \pm 3.22\text{ kg}$) < V0.60 ($4.65 \pm 3.44\text{kg}$). The comparison of the absolute errors between the types of MVT separately for each final test velocity is presented in Figure 1.

The findings of this study are in line with previous studies that have shown negligible differences between the general and individual MVTs in the accuracy in the estimation of the 1RM.(11–13) While previous studies suggested that the type of MVT was not a decisive factor because all options provided a comparable accuracy, the lower absolute errors observed in this study for the optimal MVT in all conditions (i.e., final test velocities) seem to place the optimal MVT as the most recommended MVT. Of note, unlike other types of MVT, the optimal MVT never overestimated or underestimated the actual 1RM. Note that several studies have discouraged the use of individual load-velocity relationship under the assumption that they systematically overestimate or underestimate the 1RM.(8–10)



Furthermore, the 4 optimal MVTs were obtained with an acceptable reliability, the reliability being considerably higher than that observed for the individual MVT in this and previous studies.(8,10,14) These results collectively support the optimal MVT over other types of MVT to estimate the 1RM through the individual load-velocity relationship.

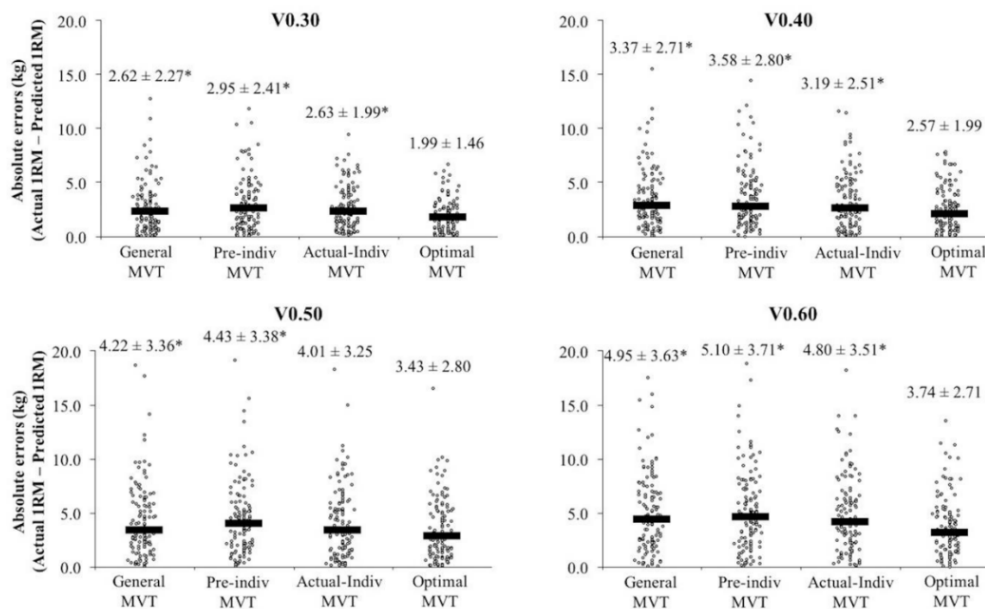


Figure 1. Comparison of the absolute errors in the estimation of the actual 1-repetition maximum (1RM) between 4 types of minimal velocity thresholds (MVT) for final test velocities of approximately $0.30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (V0.30; upper-left panel), $0.40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (V0.40; upper-right panel), $0.50 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (V0.50; lower-left panel), and $0.60 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (V0.60; lower-right panel). Individual (dots) and median (thick lines) differences are depicted. Numbers indicate means and standard deviations. *, significantly greater errors compared to the Optimal MVT ($p < 0.05$).

The accuracy in the estimation of the 1RM was reduced with the increment in the distance (i.e., difference in velocity) between the 1RM and the heaviest experimental point of the incremental loading test. These results are in line with the findings of Banyard et al. (8) who reported a higher validity in the estimation of the squat 1RM when the heaviest experimental point represented the 90%1RM in comparison to when the heaviest experimental point was the 80%1RM or 60%1RM. These results leave no doubt about the importance of, regardless of the type of MVT considered, finalizing the incremental loading test as close as possible to the 1RM to maximize the accuracy in the 1RM estimation. However, the important finding regarding the optimal MVT is that its magnitude was affected by the final test velocity (greater optimal MVTs for lower final test velocities). This information is of practical importance because it highlights that similar final test velocities should be used for both determining the optimal MVT and estimating the 1RM in subsequent sessions.



CONCLUSIONS

The optimal MVT (i.e., the MVT that minimizes the differences between the actual and predicted 1RM when both are obtained in the same test) should be used in subsequent sessions to maximize the accuracy in the estimation of the 1RM. The final test velocity should be similar in the session used to determine the optimal MVT and in the following sessions in which the 1RM is to be estimated.

REFERENCES

1. González-Badillo J, Sánchez-Medina L. Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *Int J Sports Med.* 2010 May;31(5):347–52.
2. Weakley J, McLaren S, Ramirez-Lopez C, García-Ramos A, Dalton-Barron N, Banyard H, et al. Application of velocity loss thresholds during free-weight resistance training: Responses and reproducibility of perceptual, metabolic, and neuromuscular outcomes. *J Sports Sci.* 2020;38(5):477–85.
3. Weakley J, Wilson K, Till K, Banyard H, Dyson J, Phibbs P, et al. Show me, tell me, encourage me: The effect of different forms of feedback on resistance training performance. *J Strength Cond Res.* 2020 Oct;34(11):3157–63.
4. Pérez-Castilla A, Jukic I, García-Ramos A. Validation of a novel method to assess maximal neuromuscular capacities through the load-velocity relationship. *J Biomech.* 2021;127:110684.
5. Jovanovic M, Flanagan EP. Researched applications of velocity based strength training. *J Aust Strength Cond.* 2014;22(2):58–69.
6. Weakley J, Mann B, Banyard H, McLaren S, Scott T, Garcia-Ramos A. Velocity-based training: From theory to application. *Strength Cond J.* 2021 May;43(2):31–49.
7. García-Ramos A, Haff GG, Pestaña-Melero FL, Pérez-Castilla A, Rojas FJ, Balsalobre-Fernández C, et al. Feasibility of the 2-point method for determining the 1-repetition maximum in the bench press exercise. *Int J Sports Physiol Perform.* 2018 Apr;13(4):474–81.
8. Banyard HG, Nosaka K, Haff GG. Reliability and validity of the load-velocity relationship to predict the 1RM back squat. *J Strength Cond Res.* 2017 Sep;31(7):1897–904.
9. Lake J, Naworynsky D, Duncan F, Jackson M. Comparison of different minimal velocity thresholds to establish deadlift one repetition maximum. *Sports.* 2017;5(3):70.
10. Ruf L, Chery C, Taylor K-L. Validity and reliability of the load-velocity relationship to predict the one-repetition maximum in deadlift. *J strength Cond Res.* 2018 Mar;32(3):681–9.
11. Janicijevic D, Jukic I, Weakley J, García-Ramos A. Bench press 1-repetition maximum estimation through the individualized load-velocity relationship: Comparison of different regression models and minimal velocity thresholds. *Int J Sports Physiol Perform.* 2021 Mar;16(8):1074–81.
12. Caven EJG, Bryan TJE, Dingley AF, Drury B, Garcia-Ramos A, Perez-Castilla A, et al. Group versus individualised minimum velocity thresholds in the prediction of maximal strength in trained female athletes. *Int J Environ Res Public Health.* 2020;17(21):7811.
13. Jukic I, García-Ramos A, Malecek J, Omcirk D, Tufano JJ. Validity of load-velocity relationship to predict 1RM during deadlift performed with and without lifting straps: the accuracy of six prediction models. *J Strength Cond Res.* 2022;36(4):902–10.
14. García-Ramos A, Janicijevic D, González-Hernández JM, Keogh JW, Weakley J. Reliability of the velocity achieved during the last repetition of sets to failure and its association with the velocity of the 1-repetition maximum. *PeerJ.* 2020;8:e8760.



CHANGES IN INTER-LIMB ASYMMETRIES FOLLOWING UNILATERAL AND BILATERAL FATIGUE PROTOCOLS

Danica Janicijevic¹ and Amador García-Ramos²

¹ University of Belgrade, Faculty of Sport and Physical Education, The Research Centre, postdoctoral researcher, Belgrade, Serbia (Email: jan.danica@gmail.com);

² University of Granada, Faculty of Sport Sciences, Department of Physical Education and Sport, assistant professor, Granada, Spain (Email: amagr@ugr.es)

Abstract: This study aimed to explore if two fatigue protocols, one targeting only one leg (unilateral) and another targeting both legs simultaneously (bilateral), induce a selective effect on the inter-limb asymmetries (ILA). Thirty-eight subjects performed two sessions consisting of (I) warm-up, (II) 9 “pre-fatigued” countermovement jumps (CMJs) (3 bilateral and 6 unilateral [3 with each leg]), (III) fatigue protocol, and (IV) 9 “post-fatigued” CMJs. Fatigue protocols included 5 sets of knee extensions to failure with a 15-repetition maximum load. The magnitude of all CMJ variables (mean force, impulse, and jump height) reduced after unilateral ($p \leq 0.002$) and bilateral fatigue protocols ($p \leq 0.018$). The ILA increased only after unilateral fatigue protocol and not after bilateral one. The ILA obtained following unilateral and bilateral CMJs were not significantly associated ($p \geq 0.301$). Only unilateral fatigue protocol induced increments in ILA which could be detected throughout all CMJ variables but only by applying unilateral CMJs.

Keywords: <countermovement jump>, <mean force>, <impulse>, <jump height>

INTRODUCTION

The concept of inter-limb asymmetries (ILA) has been widely used in the scientific literature when exploring the differences in the performance of one leg with respect to the other (1). In sports, ILA can be induced by the specific characteristics of the sports technique. There is strong evidence that excessive ILA can indicate a predisposition for injury incidence and performance deterioration (1,2). The most frequent manner to test ILA is in a rested state, despite the fact that athletes are frequently exposed to high-intensity protocols that inevitably lead to fatigue which is considered the factor that acutely and instantly increases the magnitude of the ILA. Different designs have been proposed for assessing ILA during fatigue. For example, ILA were assessed following a simulated and real sports matches (2,3), and also following a well-controlled fatigue protocols such as 10 sets of 10 bilateral countermovement



jumps (CMJ) (4) and short repetitive sprints (5). However, all of these fatigue protocols targeted both legs similarly, while sports activities sometimes require greater involvement of one leg which can potentially induce a higher increment in the ILA (e.g., long jump, handball, soccer, etc.).

Great accessibility of the dual force platforms, simplicity of the test protocols, and high reliability of derived variables prompted massive utilisation of the unilateral and bilateral CMJ for quantifying ILA (6). Although seemingly comparable, unilateral and bilateral CMJs reveal different limb dominance characteristics and present poor consistency in the direction of the ILA, which is why their interchangeable use was discouraged (7). What is not known is if the unilateral CMJ are an adequate option for exploring the effects of bilateral fatigue protocols and vice versa. Besides choosing an adequate CMJ type it is necessary to explore if the selection of the CMJ-derived variables can also affect the calculation of the ILA. Contradictory findings were reported regarding the utility of the CMJ height (2,5), peak force (2,3) and peak and mean power (3,4).

Main objective was to explore whether two highly-demanding fatigue protocols, one targeting only one leg (unilateral fatigue protocol) and another targeting both legs simultaneously (bilateral fatigue protocol), induce selective effects on ILA. In addition, we also aimed to elucidate whether a particular jump type (unilateral CMJ or bilateral CMJ) or mechanical variable (mean force, propulsive impulse, or jump height) could be more sensitive to detect the expected selective changes in inter-limb asymmetries between both fatigue protocols. We hypothesized that (i) the ILA would increase after both the unilateral and bilateral fatigue protocols, and (ii) the unilateral fatigue protocol would induce a selective impairment in the performance of the trained leg, while the bilateral fatigue protocol would indistinctly affect one leg more than the other. We also hypothesized that (iii) the unilateral CMJ would be more sensitive to detect the expected changes in ILA than the bilateral CMJ, while hypothesis regarding sensitivity of the three CMJ-derived mechanical variables could not be set due to the contradictory findings.

METHODS

Participants

Thirty-eight young healthy and physically active individuals, 27 men (age: 22.6 ± 3.7 years; body mass: 74.7 ± 7.2 kg) and 11 women (age: 21.9 ± 2.8 years; body mass: 57.3 ± 7.7 kg), volunteered to participate in this study.

Study design and procedures

A crossover pre-post study design was used to explore the effect of unilateral and bilateral leg extension fatigue protocols on the changes in inter-limb asymmetries. Participants complete done familiarization session and two testing sessions separated by 72-96 hours of rest. The familiarization session was used for practicing the unilateral and bilateral CMJs and also for determining the 15-repetition maximum load during the unilateral and bilateral leg extension



exercises. The two testing sessions consisted of (I) warm-up, (II) 9 “pre-fatigued” CMJs (3bilateral and 6 unilateral [3 with each leg]), (III) knee extension fatigue protocol, and (IV) 9 “post-fatigued” CMJ (3 bilateral and 6 unilateral [3 with each leg] jumps). The two testing sessions only differed in the fatigue protocol applied: unilateral or bilateral leg extension exercise. Unilateral fatigue protocol was performed with a leg associated with the lower jump height. The order of the two fatigue protocols was randomised.

Data acquisition and analysis

Bilateral CMJs were performed on two parallel synchronised force platforms (Kistler, model9260AA6, Winterthur, Switzerland). Kistler’s MARS (Measurement, Analysis and Reporting Software) software was used for synchronously acquiring the force-time signals from both force platforms. Acquired force-time signals were stored on a computer and later on analysed using a costume-made routine written in the LabView 8.2 software (National Instruments, USA). The program analysed the force-time signal of each force platform separately. The average values of the mean force, propulsive impulse and jump height of the three jumps performed prior and following fatiguing protocols were used as dependent variables. Two additional variables were calculated considering mean force, impulse and jump height:

- Unilateral inter-limb asymmetries: calculated as $(100 / [\text{maximum value from the trained and non-trained legs}] \times [\text{maximum value from the trained and non-trained legs}] \times [-1] + 100)$.
- Bilateral asymmetry index-1: calculated as $([\text{trained leg} - \text{non-trained leg}] / [\text{trained leg} + \text{non-trained leg}] \times 100)$.

Statistical analyses

Shapiro-Wilk test confirmed the normal distribution of the mean force, impulse and jump height ($P > 0.05$), however, the ILA were not normally distributed. A three-way repeated measures ANOVA (fatigue protocol [unilateral and bilateral] \times leg [trained and non-trained] \times time [pre and post]) were applied to the raw values of mean force, impulse and jump height separately for unilateral and bilateral CMJs. Paired simple t-tests have been used to compare the magnitudes of the ILA prior and following fatigue protocol. The Spearman’s rho correlation coefficient (r_s) was used to quantify the magnitude of the associations between the changes in the asymmetries (post fatigue-pre fatigue) between unilateral and bilateral jumps for mean force and impulse. The magnitude of the r_s coefficient was interpreted as suggested by Hopkins (2009). Alpha was set at a $p < 0.05$ level.



RESULTS

The presence of fatigue during unilateral jumps was confirmed by the significant reduction in the mean force, impulse and jump height following unilateral and bilateral protocols (main effect of time was always significant, $F \geq 10.65$, $p \leq 0.002$). Interaction fatigue protocol \times time \times leg was significant for the mean force ($F=9.19$, $p=0.004$) indicating decrease in the trained but not in not-trained leg following a unilateral protocol, while decrease in mean force was evident in both legs following a bilateral protocol. Interaction leg \times time was significant for the impulse ($F=6.06$, $p=0.019$) revealing higher decrement in trained compared to non-trained leg. And interaction protocol \times leg \times time was significant for the jump height ($F=5.19$, $p=0.029$) indicating greater deterioration in the jump height following a bilateral fatigue protocol, and overall greater deterioration in the jump height of the trained leg.

The presence of fatigue was also notable during bilateral jumps being the main factor of time significant for all variables ($F \geq 6.07$, $p \leq 0.018$). The main factor of protocol only reached statistical significance for jump height ($F=9.19$, $p=0.005$), but not for the other factors (all $F \leq 2.09$, $p \geq 0.157$). The only interactions that were significant were protocol \times time was for the impulse ($F=8.24$, $p=0.007$) and for jump height ($F=6.34$, $p=0.017$) revealing higher decrements following a bilateral training protocol compared to unilateral.

Unilateral CMJ have revealed increment in the ILA in all CMJ-derived variables following unilateral but not following bilateral fatigue protocol ($p \leq 0.05$). On the other hand, bilateral CMJ never revealed significant changes in the ILA, neither following unilateral nor following bilateral fatigue protocol ($p \geq 0.195$) (Table 1).

Table 1. Inter-limb asymmetries following a bilateral and unilateral fatigue protocol assessed through bilateral and unilateral jumps for mean force, impulse and jump height.

Protocol	Variable	Jump type	Pre fatigue protocol	Post fatigue protocol
Bilateral protocol	Mean force	Bilateral	1.66 ± 7.71	0.04 ± 3.59
		Unilateral	0.03 ± 3.78	1.23 ± 3.28
	Impulse	Bilateral	-1.89 ± 7.95	-1.47 ± 8.85
		Unilateral	-0.55 ± 6.02	-1.56 ± 5.14
	Jump height	Bilateral	/	/
		Unilateral	0.14 ± 9.50	1.63 ± 9.03
Unilateral protocol	Mean force	Bilateral	-0.56 ± 6.47	-1.20 ± 8.29
		Unilateral	0.80 ± 4.92	$-1.24 \pm 3.82^*$
	Impulse	Bilateral	-0.87 ± 8.98	-0.33 ± 11.81
		Unilateral	2.06 ± 7.07	$-0.27 \pm 5.81^*$
	Jump height	Bilateral	/	/
		Unilateral	-2.08 ± 10.90	$-6.41 \pm 13.41^*$



Positive ILA values indicate a higher mechanical performance for the trained leg. Data are presented as means \pm standard deviations. *, significantly higher asymmetries following a fatigue protocol.

The associations between the changes in the asymmetries (post fatigue-pre fatigue) between unilateral and bilateral jumps for mean force and impulse were trivial to small and non-significant (r_s range= 0.031- 0.172; $p \geq 0.301$) (Figure 1).

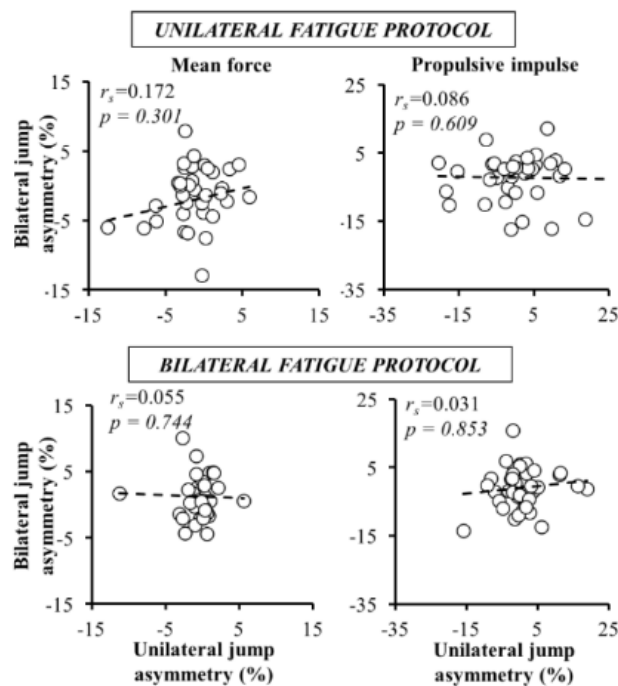


Figure 1. Associations of the changes in the magnitude of mean force (left panels) and propulsive impulse (right panels) inter-limb asymmetries detected by unilateral jump (x-axis) and bilateral jump (y-axis) following unilateral (upper panels) and bilateral (lower panels) fatigue protocols. r_s , Spearman's rho correlation coefficient; p , statistical significance. Positive inter-limb asymmetry values indicate a higher mechanical performance for the trained leg.

DISCUSSION

The present study aimed to explore if two highly-demanding fatigue protocols (unilateral and bilateral knee extensions to failure) provoke selective effects on the ILA and if these effects can be more successfully tracked using particular CMJ type and mechanical variable. The main findings revealed that magnitude of all CMJ-derived variables (mean force, impulse and jump height) decreased following both fatigue protocols, however the magnitude of the ILA increased only following a unilateral and not following a bilateral fatigue protocol. Additionally, the changes in the ILA following a unilateral fatigue protocol were detected using all mechanical variables, but only applying unilateral CMJ. These findings indicate that the unilateral fatigue protocol had higher deterioration effect on the ILA, and that these changes could be sensitively measured only applying unilateral CMJ.



Although both fatigue protocols induced decrements in all dependent variables, only unilateral fatigue protocol increased ILA, meaning that unilateral protocol compared to bilateral one had higher deterioration effect on ILA. To our knowledge, only one study explored effect of unilateral fatigue protocol on the ILA (9). Contrary to our results, Janicijevic et al. (2022) reported no increments in the ILA following a handball-specific fatigue protocol focused on the leg contralateral to the throwing arm. A possible explanation may lay in the fatigue protocol itself. In our study, unilateral fatigue protocol targeted exclusively knee extensors of the leg associated with the lower unilateral jump height (i.e., main agonists during the CMJ), while Janicijevic et al. (2022) implemented the fatigue protocol consisted both from unilateral (changes of direction and jump prior the throw performed always with the same leg), but also from bilateral activities (sprint). Another possible explanation might be the selection of the participants.

Unlike the unilateral, bilateral fatigue protocol did not induce increment in the ILA, although decrement in the magnitude of all dependent variables was evident. Possible explanation might be that the bilateral fatigue protocol induced similar relative fatigue changes in both legs, thus not increasing ILA. The findings of the present study are in line with the study of Lonergan et al. (2018) who failed to show any significant change in the ILA after a rugby match. Other studies argued that the changes in the ILA following a various bilateral protocols are somewhat metric-dependent (2–4). However, the metric-dependent nature of ILA reported in the previous studies showed to be inconsistent (i.e., certain variables enabled detecting ILA in some studies, while in other studies no). For instance, controversy exist even regarding utilization of the most commonly used variables for assessing ILA (i.e., jump height, mean force, impulse) following different fatigue protocols (2,5). Therefore, it is possible that the changes in the ILA following bilateral fatigue protocol depend mostly from the fatigue protocol itself and the preparedness of the athletes.

CONCLUSIONS

The ILA increased only following a unilateral fatigue protocol which was detected throughout all CMJ-derived variables but only by applying unilateral CMJs, although deterioration effect of the fatigue protocols was evident in all CMJ variables following both protocols. Low correlations found between the unilateral and bilateral protocols supports the arguments of the previous authors who suggested that unilateral and bilateral CMJ types cannot be used interchangeably for assessing ILA. Future studies should explore if athletes practicing sports that contain many unilateral activities would present similar increments in ILA as following a unilateral fatigue protocol used in our study.



REFERENCES

1. Bishop C, Turner A, Read P. Effects of inter-limb asymmetries on physical and sportsperformance: a systematic review. *Journal of Sports Sciences*. 2018;36(10):1135–44.
2. Bromley T, Turner A, Read P, Lake J, Maloney S, Chavda S, et al. Effects of a competitive soccer match on jump performance and interlimb asymmetries in elite academy soccer players. *Journal of Strength And Conditioning Research*. In press.
3. Kons RL, Pupo JD, Gheller RG, Costa FE, Rodrigues MM, Bishop C, et al. Effects of successive judo matches on interlimb asymmetry and bilateral deficit. *Physical therapy in sport : Official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine*. 2021; 47:15-22.
4. Kons RL, Orsatto LB da R, Sakugawa RL, da Silva Junior JN, Diefenthaler F, Detanico D. Effects of stretch-shortening cycle fatigue protocol on lower limb asymmetry and muscle soreness in judo athletes. *Sports Biomechanics*. In press.
7. Bishop C, McAuley W, Read P, Gonzalo-Skok O, Lake J, Turner A. Acute effect of repeated sprints on interlimb asymmetries during unilateral jumping. *Journal of strength and conditioning research* 2021;35(8):2127–32.
8. Lake JP, Mundy PD, Comfort P, Suchomel TJ. Do the peak and mean force methods of assessing vertical jump force asymmetry agree? *Sports Biomechanics*. 2020 Mar;19(2):227–34.
9. Bishop C, Abbott W, Brashill C, Turner A, Lake J, Read P. Bilateral vs. unilateral countermovement jumps: comparing the magnitude and direction of asymmetry in elite academy soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2022;36(6):1660–6.
10. Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2009;41(1):3–12.
11. Janicijevic D, Perez-Castilla A, Miras-Moreno S, Ortega-Becerra M, Morenas-Aguilar MD, Smajla D, et al. Effect of a high-intensity handball-specific fatigue protocol focused on the leg contralateral to the throwing arm on inter-limb asymmetries. *Journal of Strength & Conditioning Research*. In press.
12. Lonergan B, Senington B, Patterson SD, Price P. The effect of fatigue on phase specific countermovement jump asymmetries in ACL-R and non-injured rugby union players. *Translational Sports Medicine*. 2018;1(6):238–49.



EFECTOS FISIOLÓGICOS, BIOMECÁNICOS Y PERCEPTUALES DE LA CARRERA PROLONGADA SOBRE DIFERENTES TIPOS DE LAZADA EN LAS ZAPATILLAS

Esther Sánchez-Ribes ¹, Ignacio Catala-Vilaplana ¹, Julia Rizo-Albero ¹, Roberto Sanchis-Sanchis ¹, Pedro Pérez-Soriano ¹, Alberto Encarnación-Martínez ¹

¹ Grupo de investigación en Biomecánica Deportiva (GIBD), Departamento de Educación Física y Deportiva, Universitat de València, Valencia, España,

sanriest@alumni.uv.es, ignacio.catala@uv.es, jurial@alumni.uv.es,
roberto.sanchis@uv.es, pedro.perez-soriano@uv.es, alberto.encarnacion@uv.es

Resumen: El objetivo del estudio fue analizar los efectos del tipo de lazada en las variables espaciotemporales, la frecuencia cardiaca, la percepción de esfuerzo y el confort percibido durante un test de carrera prolongada. Un total de 24 atletas recreativos (12 hombres y 12 mujeres) realizaron dos pruebas de carrera prolongada con un calentamiento previo de 5 min a 8 km/h y posteriormente una prueba de 20 min de carrera a 10 km/h., empleando dos tipos de lazadas: a) lazada cruzada convencional y b) lazada “heel lock”. Los resultados arrojaron diferencias significativas en la frecuencia cardiaca ($p = 0.029$, $ES = 0.199$) y el esfuerzo percibido ($p = 0.000$, $ES = 0.745$) en relación con el instante y el sexo, siendo mayores los valores en mujeres hacia el final de la prueba. Por otro lado, se encontraron diferencias significativas en el confort percibido ($p = 0.033$, $ES = 0.191$) en función del tipo de lazada, siendo mejores los valores de confort percibido con la lazada “heel lock”. Finalmente, en cuanto a las variables espaciotemporales se observaron un incremento significativo en al final de la prueba en las variables de cadencia ($p = 0.018$, $ES = 0.183$) y un descenso en la longitud de paso ($p = 0.019$, $ES = 0.166$). El tiempo de vuelo, la altura y ángulo de paso fueron significativamente /mayores ($p < 0.05$) con el empleo de la lazada “convencional cruzada”. Asimismo, los resultados indican que la lazada “heel lock” es percibida como la más confortable en relación con la lazada convencional y, por otro lado, es la que ofrece un mayor tiempo de contacto y un menor tiempo de vuelo durante la carrera.

Palabras clave: <Lazada>, <biomecánica>, <confort>, <percepción del esfuerzo>, <espaciotemporales>, <frecuencia cardiaca>



INTRODUCCIÓN

La práctica regular de la carrera ha incrementado en popularidad debido a los beneficios que ésta aporta (Hespanhol Junior et al., 2015). Sin embargo, se observa un incremento de lesiones, siendo varios los factores relacionados con éstas: los impactos, la mecánica de carrera, la velocidad, la superficie, la longitud y la frecuencia de zancada (Werd, Knight, & Lange, 2017), el equipamiento deportivo (Hagen & Hennig, 2009) o la fatiga (Lucas Cuevas et al, 2015). Son varios los estudios que presentan la lazada como un factor de riesgo que tiene efectos sobre el rendimiento y el confort (Hagen, & Hennig, 2009), sin embargo, son pocos los estudios que han analizado su efecto sobre las variables analizadas en este estudio. El objetivo del presente estudio fue analizar los efectos del tipo de lazada en las variables espaciotemporales, la frecuencia cardiaca, la percepción de esfuerzo y el confort percibido. Inicialmente se plantearon dos hipótesis; a) La lazada solo afectaría a los valores de las variables espaciotemporales; en cuanto al tiempo de vuelo y de contacto de los participantes, y a la variable del confort, siendo la más confortable la lazada “heel lock” y b) La frecuencia cardiaca y la percepción de esfuerzo se verán relacionados con el sexo y el instante de la prueba, siendo estos valores mayores en mujeres y hacia el instante 20 de la misma.

MÉTODOS

Se analizó el efecto de dos tipos de lazada (Figura 1) sobre las variables espaciotemporales, la frecuencia cardiaca, la percepción de esfuerzo y el confort percibido. La lazada convencional cruzada se caracteriza por cruzar ambos cordones a lo largo de la zapatilla de manera simétrica, mientras que, la lazada “heel lock” se caracteriza por utilizar el ultimo ojal de la zapatilla. La muestra del estudio estuvo compuesta por un total de 24 corredores (12 hombres y 12 mujeres). Las características de la muestra analizada en mujeres tuvieron una media de 22 años, 55.9 kg, 1.63 metros de altura y 22 horas semanales de media de entrenamiento. Por otro lado, los hombres tuvieron una media de 27 años, 79 kg, 1,78 metros y 43 horas de entrenamiento semanales. Todos los participantes realizaron un test de carrera prolongada sobre cinta rodante ((h/p/cosmos pulsar® 3p, h/p/cosmos, Nußdorf, Alemania). Previamente realizaron un calentamiento de 5 min a 8 km/h y posteriormente el test consistió en 20 min de carrera a 10 km/h con una inclinación del 1%. Las variables espaciotemporales fueron analizadas empleando el sistema Optogait (Microgate, Bolazano Italy) a lo largo de la prueba (instantes 5', 15' y 20'), mientras que la frecuencia cardíaca (FC) (pulsómetro) y la percepción de esfuerzo (escala 6-20) se midieron en el instante 1', 5', 15' y 20'. Finalmente, el confort se registró una vez finalizada la carrera empleando una escala analógica visual. El tratamiento estadístico se realizó empleando el programa SPSS V-26. Las diferencias en las variables se comprobaron mediante un ANOVA de medidas repetidas, estableciendo el tipo



de lazada y el instante como factor intra-sujeto y el sexo de los participantes como factor entre-sujetos. Con un nivel de significación en $p < 0.05$.



Figura 1. De izquierda a derecha; a) Lazada convencional; b) Lazada “heel lock”.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los valores de frecuencia cardíaca y de percepción de esfuerzo aumentaron durante todos los instantes de la prueba, siendo superiores en las mujeres ($p = p=0.029$, $ES=0.199$). Sin embargo, el tipo de lazada no influyó en la frecuencia cardíaca ni en la percepción de esfuerzo de manera significativa. Estos resultados están en consonancia con los estudios de Requena-Bueno (2020) y Bransford y Howley (1977), mientras que, otros autores no encuentran diferencias significativas entre el sexo y la frecuencia cardíaca.

Por otro lado, en cuanto a las variables espaciotemporales, se encontraron diferencias significativas en función del instante: a) Se incrementó la cadencia en el minuto 20' en comparación con el 15' ($p = 0.018$, $ES=0.183$) y b) Se redujo la longitud del paso en el minuto 20 frente a 15' ($p = 0.019$, $ES=0.166$), estos resultados están en consonancia con los estudios de Castillo Domínguez (2020). En relación con el efecto de la lazada: a) El tiempo de vuelo fue mayor con la lazada convencional en comparación con la lazada “heel lock” ($p = 0.016$, $ES = 0.235$), b) El porcentaje de tiempo de contacto fue menor en la lazada convencional en comparación con la lazada “heel lock” ($p = 0.009$, $ES = 0.269$) y c) la altura ($p=0.022$, $ES=0.217$) y el ángulo de paso ($p=0.024$, $ES=0.212$) fueron mayores en la lazada convencional cruzada. Aunque no se encuentre literatura referida a las lazadas y estas variables, Abián-Vicén, Del Coso, Millán & Martín (2013) muestran que un aumento de la frecuencia de zancada aumenta el tiempo de contacto y disminuye el tiempo de vuelo creándose una mayor eficiencia de carrera. Finalmente, los resultados referidos al confort: a) no mostraron diferencias entre sexos, no obstante, se observó un descenso significativo de sensación de confort térmico plantar de la lazada convencional en comparación con la lazada “heel lock” ($p = 0.017$, $ES = 0.231$) (Figura 2) y b) la lazada con mejor confort fue la “heel lock”, entrando en consonancia con los estudios de Werd et al. (2017).



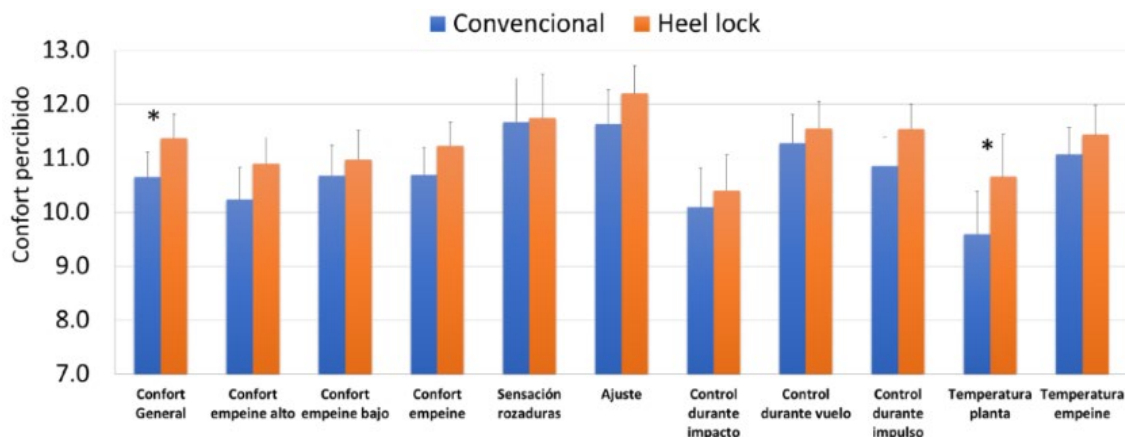


Figura 2. Resultados confort percibido. *: diferencias entre tipos de lazada.

CONCLUSIONES

Con el uso de la lazada “heel lock” la percepción de confort se incrementa respecto a la lazada convencional, modificando además determinadas variables espaciotemporales, como un incremento en el tiempo de contacto durante la carrera. Estos resultados muestran que el uso de una lazada u otra puede modificar la técnica de carrera y mejorar o empeorar el confort percibido durante el ejercicio.

BIBLIOGRAFÍA

1. Abián-Vicén, J., Del Coso, J. G., Millán, C. G., & Martín, J. J. S. (2013). La biomecánica y la tecnología aplicadas al calzado deportivo. Universidad Camilo José Cela. Cátedra Olímpica Marqués de Samaranch. Madrid: International Marketing & Communication.
2. Bransford K., Howley E. (1977) Oxygen cost of running in trained and untrained men and women. *Medicine & Science in Sports & exercise* 9: 41-44.
3. Castillo Domínguez, A. (2020). Prevención de lesiones en el pie mediante la técnica de carrera (Plan de Docencia, Universidad de Málaga).
4. Hagen, M., & Hennig, E. M. (2009). Effects of different shoe-lacing patterns on the biomechanics of running shoes. *Journal of Sports Sciences*, 27(3), 267-275. DOI: 10.1080/02640410802482425
5. Hespanhol Junior, L. C., Pillay, J. D., van Mechelen, W., & Verhagen, E. (2015). Meta-analyses of the effects of habitual running on indices of health in physically inactive adults. *Sports Medicine (Auckland, N.z.)*, 45(10), 1455-1468. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0359-y>
6. Lucas-Cuevas, A. G., Pérez-Soriano, P., Priego-Quesada, J. I., & Llana-Belloch, S. (2014). Influence of foot orthosis customisation on perceived comfort during running. *Ergonomics*, 57(10), 1590-1596. DOI: 10.1080/00140139.2014.938129
7. Requena Bueno, L. M. (2020). Análisis de la respuesta biomecánica, percepción del esfuerzo y confort en función del soporte plantar: termoconformable vs control durante un test de carrera prolongada en atletas recreativos. (Tesis doctoral. Universidad de Valencia).
8. Werd, M. B. (2017). Athletic Shoe Lacing in Sports Medicine. En M. B. Werd, E. L. Knight, & P. R. Langer (Eds.), *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine* (pp. 107-114). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-52136-7_8



NON-INVASIVE SKIN TEMPERATURE MONITORING DURING AN INCREMENTAL TEST IN INDIVIDUALS WITH SPINAL CORD INJURY: A PILOT STUDY

Jose Luis Sanchez-Jimenez¹, Jose Ignacio Priego-Quesada², Pedro Perez-Soriano³, Rosa María Cibrian-Ortiz de Anda⁴, Inmaculada Aparicio⁵

¹ Research Group of Sport Biomechanics (GIBD), PhD Candidate, University of Valencia, Valencia, Spain, josANJI2@alumni.uv.es

² Research Group of Sport Biomechanics (GIBD), Professor, University of Valencia, Valencia, Spain, j.ignacio.priego@uv.es

³ Research Group of Sport Biomechanics (GIBD), Professor, University of Valencia, Valencia, Spain, pedro.perez-soriano@uv.es

⁴ Research Group in Medical Physics (GIFIME), Professor, University of Valencia, Valencia, Spain, rosa.m.cibrian@uv.es

⁵ Research Group of Sport Biomechanics (GIBD), Professor, University of Valencia, Valencia, Spain, inmaculada.aparicio@uv.es

Abstract: This pilot study aimed to investigate the application of infrared thermography for skin temperature monitoring at baseline conditions, during exercise and the recovery after exercise in the spinal cord injury (SCI) population. Fourteen volunteers participated in the study: 8 able-bodied (Control), 3 with paraplegia (PP) and 3 with tetraplegia (TP). Participants performed an incremental test on an arm-crank ergometer (3 minutes of exercise separated by 1 minute of resting). Skin temperature was assessed using an infrared thermal camera in three moments: baseline (at the end of 10 min of room adaptation), exercise (immediately at the end of each exercise interval) and recovery (1, 5 and 10 minutes after the incremental test finished). Mean skin temperature of Anterior Lower Leg was lower in SCI than in able-bodied in all moments and decreased during exercise. Skin temperature variation in the Anterior Arm of TP increased while control and PP groups decreased during exercise.

Keywords: <thermoregulation>, <heat stress>, <physical exercise>, <infrared thermography>



INTRODUCTION

Physical exercise is frequently performed in warm environments and it contributes to disturbing athletes' thermic homeostasis during the activity (1). SCI suffer an impairment in the thermoregulation system (eg., sweatiness and vasodilation) (2), decreasing thermic gradient between core and skin temperature, making difficult heat dissipation (2,3).

For this reason, it would be interesting the implementation of non-invasive techniques which allows skin temperature monitoring during physical exercise to prevent heat stress illness (4). The aim of this pilot study was to investigate the application of infrared thermography for skin temperature monitoring at baseline, during exercise and the recovery after exercise in SCI population.

METHODS

14 volunteer's participated in the study: 8 able-bodied (Control) [Sex 6 male and 2 female; Age 29 ± 5 years; Height 176 ± 9 cm; Body Mass 75.3 ± 15.4 kg], 3 with PP [Sex 2 male and 1 female; Age 40 ± 13 ; Height 173 ± 13 cm; Body Mass 74.0 ± 14.9 kg; Injury Level D7, D12, L1; Completeness of the Injury 3 Complete] and 3 with TP [Sex 2 male and 1 female; Age 42 ± 5 years; Height 178 ± 7 cm; Body Mass 73.3 ± 20.8 kg; Injury Level C5-C7; Completeness of the Injury 1 Complete and 2 Incomplete].

The inclusion criteria established were (1) to do exercise at least two times per week, (2) age between 15 and 50 years and (3) to have a spinal cord injury duration of a minimum of one year. Participants were excluded if they suffered a musculoskeletal injury in the last three months or any cardiovascular or metabolic illness (eg., metabolic syndrome). All the participants signed their written informed consent before the study. This research protocol is in accordance with the Declaration of Helsinki and was approved by the University of Valencia Ethics Committee (register number: 1252293).

Participants visited the laboratory one time to perform an incremental test on an arm-crank ergometer (SCIFIT Systems Inc, Tulsa, OK, USA) (Figure 1). A room adaption period of ten minutes was conducted before the test for the correct stabilization of the skin temperature. The incremental test consisted of three minutes of exercise separated by one minute of resting. The intensity was increased in 15W, 10W and 5W for Control, PP and TP, respectively.



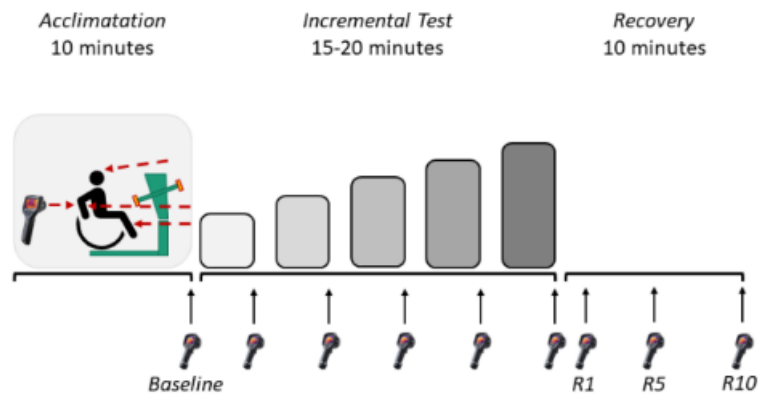


Figure 1. Graphical representation of the experimental design conducted in the study. R1, R5 and R10 = Measurement obtained in the first, fifth and tenth minute of the recovery.

Skin temperature was assessed using an infrared thermal camera (FLIR E54 Flir Systems Inc., Wilsonville, Oregon, USA) following the latest methodology guidelines (5). The environmental conditions of the room were $21.1 \pm 0.7^{\circ}\text{C}$ and $42.3 \pm 2.2\%$ of relative humidity. The images were taken in three moments: baseline (at the end of acclimatation), exercise (immediately at the end of each exercise interval) and recovery (one, five and ten minutes after the incremental test finished). The mean skin temperature of 5 regions of interest (ROI) was obtained: Forehead, Posterior Arm, Anterior Arm (dominant arm) and Anterior Lower Leg (both legs) (Figure 2). Skin temperature variation was calculated to normalise the results as the difference between skin temperature after each interval or recovery measurement and baseline values.

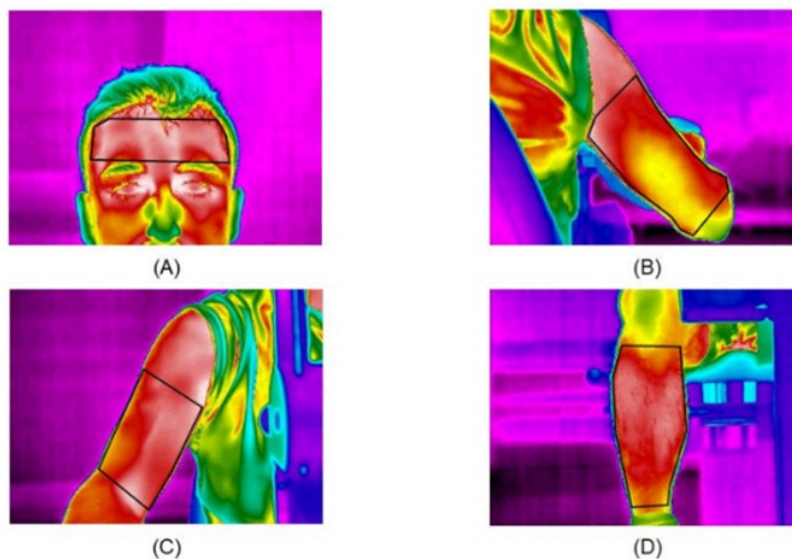


Figure 2. ROI's delimited in the upper and lower limbs. (A) Forehead, (B) Posterior Arm, (C) Anterior Arm (D) Anterior Lower Leg.



RESULTS AND DISCUSSION

1. Skin temperature at baseline condition: Similar values of mean skin temperature were obtained in Forehead and Anterior Arm ROIs in all the groups (Figure 3; Figure 4). However, Posterior Arm skin temperature was higher for PP group. [Posterior Arm; $30.1 \pm 0.5^\circ\text{C}$ (Control) vs. $31.4 \pm 1.3^\circ\text{C}$ (PP) vs. $30.0 \pm 0.7^\circ\text{C}$ (TP)]. This result may be due to P Pare wheelchair users and they practised activities which involve upper limb muscles (eg., hand-bike) and this musculature may be more developed than control participants. In the case of TP, their lower skin temperature values TP may be related to the impairment in elbow extensors produced by the injury above C7 (6), which reduces the metabolic activet issue and therefore, the heat production (7). Moreover, in the case of both Anterior Lower Legs, skin temperature was lower with the increase of the injury grade [Right Anterior Lower Leg; $29.7 \pm 0.5^\circ\text{C}$ (Control) vs. $27.5 \pm 0.5^\circ\text{C}$ (PP) vs. $26.2 \pm 0.4^\circ\text{C}$ (TP); Left Anterior Lower Leg; $29.4 \pm 0.7^\circ\text{C}$ (Control) vs. $27.5 \pm 0.2^\circ\text{C}$ (PP) vs. $26.1 \pm 0.8^\circ\text{C}$ (TP)]. The explanation of this result may be that TP suffers an impairment on the sympathetic branch of the heart, and it reduces contractile force affecting to heart rate (8). In this sense, the reduction in cardiac output may difficult the blood flow to the lower limbs. Moreover, during the recovery period, despite being resting in a seated position, the able-bodied participants have available the muscle pump function in the legs (9) and the changes in blood flow may alter skin temperature.

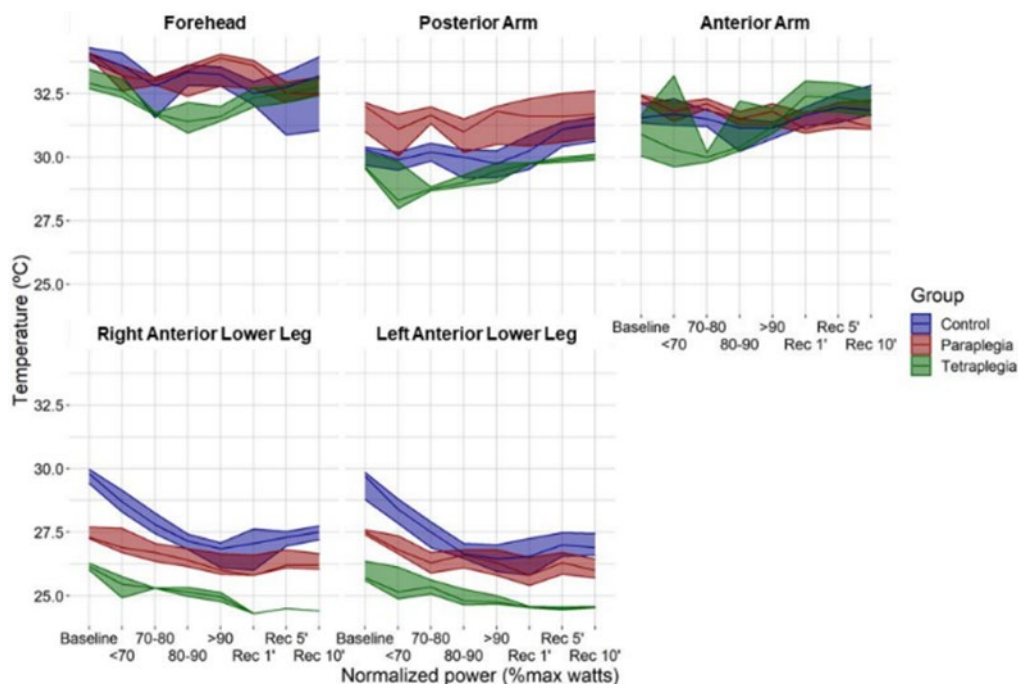


Figure 3. Mean skin temperature of the five ROI's obtained at baseline, during exercise and during the recovery period by control, paraplegia and tetraplegia groups.



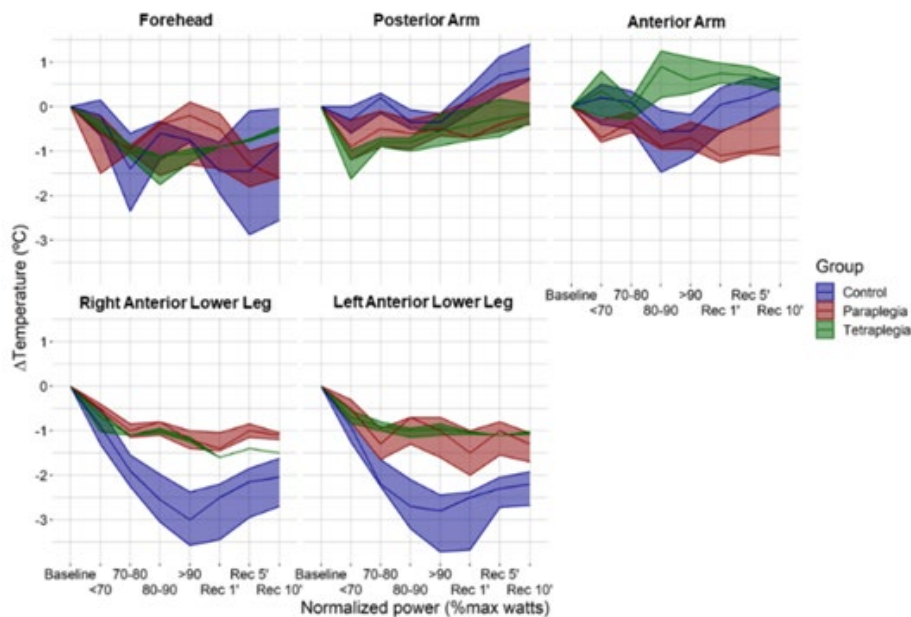


Figure 4. Skin temperature variation of the five ROI's obtained at baseline, during exercise and during recovery period by control, paraplegia and tetraplegia groups.

2. Skin temperature during exercise: A lower reduction in skin temperature was observed in Anterior Arm of Control ($-0.7 \pm 0.9^{\circ}\text{C}$) and PP ($-0.6 \pm 0.6^{\circ}\text{C}$), while TP increased their skin temperature ($0.8 \pm 0.7^{\circ}\text{C}$). Able-bodied participants and PP have available all the muscles of the arms and TP suffer an impairment in elbow extensors (6). In this sense, one possible explanation is that able-bodied and PP produce power output with a higher number of muscles than TP who employ mainly the force of the Anterior Arm increasing the activity of this tissue. A great reduction in mean skin temperature was obtained in both Anterior Lower Legs of Control [$-2.9 \pm 0.0^{\circ}\text{C}$ (Right); $-3.0 \pm 0.9^{\circ}\text{C}$ (Left)] in comparison with PP [$-1.2 \pm 0.4^{\circ}\text{C}$ (Right); $-1.2 \pm 0.9^{\circ}\text{C}$ (Left)] and TP [$-1.2 \pm 0.1^{\circ}\text{C}$ (Right); $-1.0 \pm 0.3^{\circ}\text{C}$ (Left)]. During exercise, there is a blood flow redistribution to actively tissues and therefore, during arm-crank exercise the upper limbs are highly activated. However, SCI lost vasomotor control in the regions affected and they cannot modulate the blood flow to the lower limbs (9).

3. Skin temperature during recovery: The Anterior Arm is the only ROI which finished the exercise with a skin temperature increase in TP ($0.8 \pm 0.7^{\circ}\text{C}$) and it did not decrease to baseline values during the 10-min of the recovery period (R10) ($0.5 \pm 0.4^{\circ}\text{C}$). In this sense, the impairment in thermoregulatory mechanisms of SCI may be responsible for this incapacity to reduce the skin temperature to basal values within 10-min of recovery. The skin temperature variation of the Anterior Lower Legs increased during R10 in control in comparison with PP and TP, which remained with similar values after exercise. This skin temperature increase may be produced by the blood flow redistribution of the upper limb (involved during the exercise) to the lower limbs once the



exercise ended. This study showed that infrared thermography can be applied to assess skin temperature indifferent ROI's of the human body during exercise in SCI, and the skin temperature responses were related with the ROI measured. Moreover, the results obtained in moderate environmental conditions suggests that the most interesting ROI's in SCI during exercise are the arms and lower legs. The reduced number of studies which apply infrared thermography in spinal cord injury population during exercise (4) and the positive results of the study show the necessity of further research.

CONCLUSIONS

Infrared thermography allowed to identify differences in mean skin temperature in the Anterior Lower Legs between groups. However, despite the impairment of thermoregulatory mechanisms, similar values were observed in the remaining ROIs, probably due to the environmental conditions of the study were normothermic and were not enough to produce heat stress. Therefore, future studies should be conducted in warm environments and with large sample size.

REFERENCES

1. Périard JD, Eijsvogels TMH, Daanen HAM. Exercise under heat stress: thermoregulation, hydration, performance implications, and mitigation strategies. *Physiol Rev* [Internet]. 1 de octubre de 2021 [citado 22 de septiembre de 2022];101(4):1873-979. Disponible en: <https://doi.org/10.1152/physrev.00038.2020>
2. Cramer MN, Gagnon D, Laitano O, Crandall CG. Human temperature regulation under heat stress in health, disease, and injury. *Physiol Rev* [Internet]. 1 de octubre de 2022 [citado 22 de septiembre de 2022];102(4):1907-89. Disponible en: www.prv.org
3. Cuddy JS, Hailes WS, Ruby BC. A reduced core to skin temperature gradient, not a critical core temperature, affects aerobic capacity in the heat. *J Therm Biol*. 1 de julio de 2014;43(1):7-12.
4. Sanchez JL, Aparicio I, Romero JL, Bellot C, Cibrián Ortiz de Anda RM, Priego-Quesada JI. Skin temperature measurement in individuals with spinal cord injury during and after exercise: Systematic review. *J Therm Biol*. 1 de abril de 2022; 105:103146.
2. Moreira DG, Costello JT, Brito CJ, Adamczyk JG, Ammer K, Bach AJE, et al. Thermographic imaging in sports and exercise medicine: A Delphi study and consensus statement on the measurement of human skin temperature. *J Therm Biol*. 1 de octubre de 2017;69:155-62.
3. Maynard FM, Bracken MB, Creasey G, Ditunno JF, Donovan WH, Ducker TB, et al. International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. *Spinal Cord* 1997 355 [Internet]. 1997 [citado 24 de septiembre de 2022];35(5):266-74. Disponible en: <https://www.nature.com/articles/3100432>
4. Farkas GJ, Sneij A, Gater DR. Energy Expenditure Following Spinal Cord Injury: A Delicate Balance. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* [Internet]. 2021 [citado 24 de septiembre de 2022];27(1):929. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33814887/>
5. Wecht JM, Harel NY, Guest J, Kirshblum SC, Forrest GF, Bloom O, et al. Cardiovascular Autonomic Dysfunction in Spinal Cord Injury: Epidemiology, Diagnosis, and Management. *Semin Neurol* [Internet]. 1 de octubre de 2020 [citado 25 de septiembre de 2022];40(5):550-9. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32906175/>
6. van Beekvelt MCP, van Asten WNJC, Hopman MTE. The effect of electrical stimulation on leg muscle pump activity in spinal cord-injured and able-bodied individuals. *Eur J Appl Physiol* [Internet]. 2000 [citado 26 de septiembre de 2022];82(5-6):510-6. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1098>



DETERMINACIÓN DE UNA VARIABLE DE RENDIMIENTO EN EL GOLPEO DE CABEZA EN FÚTBOL

William Becerra Muñoz¹, Gonzalo Garrido López²

¹Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte—INEF, Licenciado en Deporte, Madrid, España, william.becerra@alumnos.upm.es

²Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte—INEF, Graduado en CAFYD, Madrid, España, gonzalo.garrido.lopez@alumnos.upm.es

Resumen: El remate de cabeza es un tipo de golpeo muy frecuente en fútbol. Para golpear el balón se utiliza la frente, aunque otras partes del cuerpo juegan un papel muy importante. Los miembros inferiores son uno de los segmentos corporales que más determinantes son para mejorar la técnica del golpeo (1), por ello el objetivo de este estudio es descubrir una variable de rendimiento que involucre a los miembros inferiores y al tronco en el golpeo de cabeza. Para ello, se comparó la variable recorrido angular tronco-cadera en tres jugadores de fútbol experimentados y se relacionó con la eficacia del golpeo a través de otras variables. Se grabaron golpes de cabeza y se analizaron las variables cinemáticas a través del software Kinovea. Los resultados obtenidos determinaron que la variable seleccionada muestra una importante utilidad en el análisis de rendimiento del golpeo de cabeza, aunque es preciso analizar esta en complemento de otras variables.

Palabras clave: <biomecánica>, <amplitud angular>, <análisis cinemático>, <técnica deportiva>

INTRODUCCIÓN

El remate de cabeza es un gesto técnico de golpeo en fútbol que los jugadores utilizan en casi todos los partidos. En general, se usa en acciones ofensivas para marcar un gol, mientras que en acciones defensivas es usada para despejar el balón o evitar que el oponente marque un gol. En este gesto se utiliza principalmente la frente, utilizándose las eminencias del hueso frontal del cráneo como superficie de contacto con el balón (2,3). A pesar de que el golpeo se realiza con la cabeza, algunas partes del cuerpo juegan un papel sumamente importante en el golpeo. Kristensen et al. (2004) descubrieron que el movimiento de los miembros inferiores es uno de los factores más determinantes para desarrollar un golpeo de cabeza eficaz, tanto en la fase inicial de impulso como en el movimiento de estos durante la fase de vuelo. Por otro lado, el movimiento



de los miembros superiores no parece favorecer un mejor desarrollo del golpeo (1).

Las fases del golpeo de cabeza se han dividido de distintas maneras según los distintos autores que lo han estudiado. Filter et al. (2022) dividió el golpeo de cabeza en las siguientes fases: instante de máxima velocidad horizontal del centro de masas, contacto más reducido con el suelo, instante de máxima tasa de desarrollo de la fuerza, trayectoria parabólica, y altura máxima del salto (4). Sin embargo, Kristensen et al (2004) tuvieron en cuenta el movimiento de unas partes del cuerpo con respecto a otras para la división en diferentes fases: el despegue, el instante de máximo momento de torsión, el instante de momento de torsión cero, y el impacto (1).

Autores como Shewchenko et al. (2005) concluyen que la modificación de la técnica de este tipo de golpeo es muy difícil mientras no se haga un análisis biomecánico detallado de la técnica (3). La mayoría de estudios acerca del golpeo de cabeza se han enfocado hacia las posibles consecuencias negativas a mediano y largo plazo que este gesto puede suponer para la salud del jugador, centrándose en variables como la aceleración de la cabeza, las fuerzas de impacto, y las velocidades de los distintos segmentos corporales (5). Sin embargo, se evidencia una carencia de investigaciones relacionadas con la biomecánica de este gesto técnico que enfoquen su atención en analizar variables de rendimiento que mejoren la técnica, y que además, consideren el movimiento de los miembros inferiores respecto al tronco. Dado que el movimiento de los miembros inferiores en el golpeo es tan determinante para la efectividad de este, el objetivo de este trabajo consiste en determinar una variable cinemática de eficacia que relacione el movimiento del torso y de los miembros inferiores en el gesto técnico de remate de cabeza en fútbol.

MATERIAL Y MÉTODOS

Diseño: Se realiza un estudio transversal, con carácter observacional a través del análisis cinemático del gesto técnico del remate de cabeza en fútbol. Fue registrado a través de video y se analizaron las fases del gesto a partir de la propuesta de Kristensen et al (2004). Variables: Las variables analizadas fueron las siguientes:

Variables: Las variables analizadas fueron las siguientes:

- Velocidad de la cabeza durante el impacto con el balón: el espacio que recorre el segmento cabeza en función del tiempo que tarda en recorrer ese determinado espacio. Es la velocidad justo en el fotograma que se observa el impacto con el balón. Se expresa en metros dividido por segundo (m/s).
- Velocidad máxima del balón: la máxima velocidad obtenida por el balón desde que impacta con la cabeza del jugador hasta que sale del plano de captura. Se expresa en metros dividido por segundo (m/s).



- Recorrido angular tronco-cadera: sumatorio de la amplitud angular que recorre el segmento tronco y el segmento muslo desde el instante de máxima extensión hasta el momento de máxima flexión de cadera y de tronco. Es el ángulo que sumando el ángulo tronco-cadera de máxima flexión y el de máxima extensión completa los 360° del arco angular de una circunferencia. Se expresa en grados (°). Expresada gráficamente en la Fig. 1. La fórmula consiste en:

$$\text{recorrido angular tronco-cadera} = 360 - |\text{ángulo tronco-cadera de máxima flexión}| - |\text{ángulo tronco cadera de máxima extensión}|.$$



Figura 1. Descripción gráfica de la variable recorrido angular tronco-cadera.

Participantes: Se analiza el gesto técnico de golpeo de cabeza de tres sujetos (edad = 24.6 ± 1.5 años; altura = $177.3 \pm 7,5$ cm; masa = 78.6 ± 9.2 kg) que habían entrenado y competido en fútbol no profesional durante al menos 10 años. Los participantes tenían una rutina de ejercicio físico habitual de al menos 3 días por semana antes de realizar el estudio. Los participantes no habían tenido lesiones al menos en los últimos 6 meses anteriores a la fecha del análisis. El estudio se llevó a cabo en concordancia con la declaración de Helsinki y los participantes fueron informados de los riesgos y beneficios del estudio, y firmaron un consentimiento informado para su participación.

Técnica de adquisición de datos: Las capturas de video de los remates de cabeza fueron realizadas a través de la cámara de un teléfono móvil Realme 6 (Shenzhen, China) a una frecuencia de muestreo de 30 Hz. Con un ordenador portátil Hewlett-Packard (Palo Alto, California) se extrajeron los videos y se introdujeron en el software de análisis de la técnica deportiva Kinovea. Este software está validado para saltos verticales demostrando una gran fiabilidad de los resultados (6). Permite calcular variables cinemáticas durante la realización de distintos movimientos o gestos deportivos. Para ello se necesita una calibración del sistema de referencia situando un objeto con una determinada longitud que ayude a calcular la escala de medidas de las imágenes grabadas y



que el software pueda ofrecer una serie de resultados 3 lo más fiables posible. Además, dado que el software requiere del marcaje de unos puntos estratégicos del cuerpo del sujeto para extraer las variables requeridas es necesario marcar al jugador siguiendo un modelo mecánico.

Modelo mecánico: Se marcó al sujeto en los siguientes puntos anatómicos óseos: acromion izquierdo, trocánter mayor izquierdo y maléolo peroneo externo del pie izquierdo.

Descripción de la prueba: La prueba comenzaba con un calentamiento de los participantes que consistía en movilidad articular, tres saltos CMJ de menor a mayor intensidad, tres saltos de cabeza sin balón y dos saltos de práctica con balón. En la prueba se realizaban cuatro golpes de cabeza saltando con un balón lanzado por uno de los investigadores, de los cuales se seleccionó el mejor para su posterior análisis.

Protocolo: El protocolo que se siguió en las tomas de datos consistía en la llegada del sujeto, encendido del software, firma de consentimiento informado de los sujetos, cambio de atuendo del sujeto para la realización de la prueba, explicación de la prueba, marcaje del sujeto con esparadrapo, calentamiento, práctica de la prueba, grabación del objeto de calibración del Kinovea, grabación de los golpes y retirada de los marcadores de esparadrapo.

Análisis de datos: Las variables fueron analizadas a través del software Kinovea, la velocidad de la cabeza fue hallada mediante la asignación de un marcador de seguimiento en el software que se ubicó en la porción lateral de la cabeza (hueso temporal), verificando que en cada frame de la trayectoria el marcador siempre se mantuviera en el mismo lugar, la trayectoria de la cabeza fue analizada desde el momento de máxima extensión de cadera hasta el momento de impacto de la cabeza con el balón, se tomó el valor de velocidad (m/s) de la cabeza en el frame de impacto con el balón. Para la velocidad máxima del balón se asignó un marcador de seguimiento a través del software ubicado en el centro del balón, se verificó que durante la trayectoria el marcador siempre estuviera en posición central, la trayectoria fue tomada desde el primer frame en que el balón aparece en el plano hasta el frame en que el balón sale nuevamente del plano, se tomó el valor de velocidad (m/s) más alto en los frames posteriores al impacto del balón hasta que sale del plano. Finalmente, para el recorrido angular tronco-cadera se utilizaron los marcadores físicos ubicados en cada sujeto para determinar el ángulo tronco-cadera en el frame de máxima extensión y en el de máxima flexión de cadera y de tronco.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en la prueba realizada se reflejan en la Tabla 1 y en la Fig. 2.



Tabla 1. Resultados de las diferentes variables analizadas en el estudio.

SUJETO/VARIABLES	PARTICIPANTE 1	PARTICIPANTE 2	PARTICIPANTE 3
RECORRIDO ANGULAR TRONCO-CADERA (GRADOS)	76	98,8	30
VELOCIDAD DE LA CABEZA DURANTE EL IMPACTO CON EL BALÓN (m/s)	3,36	3,35	1,95
VELOCIDAD MÁXIMA DEL BALÓN (m/s)	8,08	9,18	6,3

Los valores para el recorrido angular tronco-cadera fueron significativamente más altos en el participante 2 y el participante 1 en comparación con el participante 3, existiendo una diferencia de 22.8° entre el participante 2 sobre el participante 1 y una diferencia de 68.8° entre el participante 2 y el participante 3. En la velocidad de la cabeza durante el impacto el participante 3 obtuvo valores inferiores respecto a los participantes 1 y 2 que obtuvieron valores similares, existiendo una diferencia de 1,4 m/s de estos en comparación con el participante 3. Finalmente, en los resultados de velocidad máxima del balón se evidenció el valor más alto en el participante 2, seguido del participante 1 y el participante 3 4 respectivamente, donde la diferencia entre el participante 2 y el participante 1 fue de 1,1 m/s y la diferencia entre el participante 1 y el participante 3 fue de 1.78 m/s.

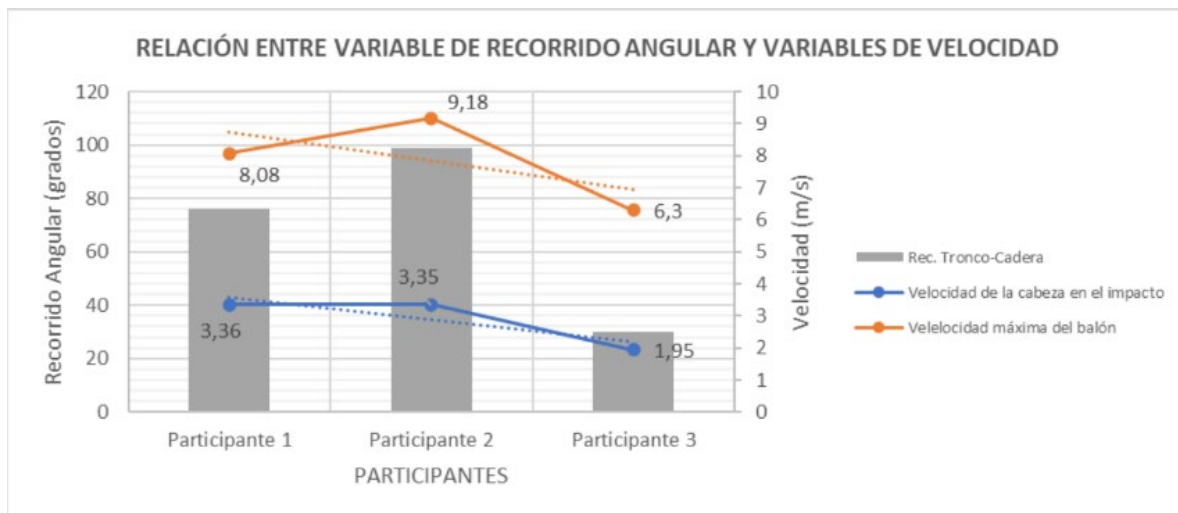


Figura 2. Expresión gráfica de los resultados. Relación entre la variable de recorrido angular con las variables de velocidad de la cabeza en el momento del impacto y velocidad máxima del balón.

Como se aprecia en la Fig. 2, los sujetos 1 y 2 obtuvieron un valor más alto en la velocidad de la cabeza comparado con el sujeto 3. A su vez alcanzaron un valor más alto en la velocidad máxima del balón, lo que podría sugerir que la velocidad de la cabeza es una variable a tener en cuenta para desarrollar un golpeo efectivo de cabeza, como ya indicó Kristensen et al. en 2004 (1). Sin embargo,



entre el sujeto 2 y el sujeto 1 hay una diferencia de 1,1 m/s que podría explicarse a partir del mayor recorrido angular tronco-cadera alcanzado por el sujeto 2. Por otro lado, el sujeto 3, el cual obtuvo los valores más bajos de velocidad de la cabeza y recorrido angular tronco-cadera, vio limitado su desarrollo de velocidad máxima del balón. Esto sugiere que la variable recorrido angular tronco-cadera es determinante para alcanzar valores más altos en la velocidad máxima del balón, y por tanto efectiva para lograr un golpeo de cabeza con mayor probabilidad de gol, teniendo en cuenta que según Sinclair et al. (2014) los golpes de mayor potencia o velocidad tienen más dificultad en ser parados por el portero rival (7).

CONCLUSIÓN

Apoyados en la revisión documental y los resultados obtenidos en este estudio, se considera la variable “recorrido angular tronco-cadera” como una variable determinante para un golpeo de balón de cabeza efectivo, y su estimación en el análisis técnico del golpeo de cabeza en fútbol podría ser de gran utilidad para mejorar la técnica individual de cada jugador. Sin embargo, sería necesaria un estudio más exhaustivo de otras variables que la bibliografía califica como determinantes para un desarrollo eficaz del gesto técnico, como la aceleración de la cabeza durante el gesto técnico y la velocidad horizontal del centro de masas.

Una de las limitaciones más grandes de este estudio es la incapacidad de estandarizar la velocidad a la que llega el balón para que el sujeto lo golpee. Sería necesario utilizar una máquina de lanzamiento para una veracidad mayor de los datos. Sin embargo, se analizó la velocidad de llegada del balón antes del impacto del jugador y no tuvo una variabilidad mayor a 1 m/s. Por otro lado, sería importante realizar un estudio con una mayor muestra de jugadores y de golpes de cabeza

BIBLIOGRAFÍA

1. Kristensen LB, Andersen TB, Sørensen H. Soccer: Optimizing segmental movement in the jumping header in soccer. *Sport Biomech.* 2004;3(2):195–208. 2.
2. Gu F. Biomechanics Analysis of Side Header in Soccer Players. 2016;(Mmebc):1305– 8.
3. Shewchenko N, Withnall C, Keown M, Gittens R, Dvorak J. Heading in football. Part 1: Development of biomechanical methods to investigate head response. *Br J Sports Med.* 2005;39(SUPPL. 1):10–25.
4. Fíltter A, Olivares Jabalera J, Molina-Molina A, Suárez-Arrones L, Robles-Rodríguez J, Dos'Santos T, et al. Effect of ball inclusion on jump performance in soccer players: a biomechanical approach. *Sci Med Footb [Internet].* 2022;6(2):241–7. Available from: <https://doi.org/10.1080/24733938.2021.1915495>
5. Shewchenko N, Withnall C, Keown M, Gittens R, Dvorak J. Heading in football. Part 2: Biomechanics of ball heading and head response. *Br J Sports Med.* 2005;39(SUPPL. 1):26– 32.
6. Pueo B, Penichet-Tomas A, Jimenez-Olmedo JM. Validity, reliability and usefulness of smartphone and kinovea motion analysis software for direct measurement of vertical jump height. *Physiol Behav [Internet].* 2020;227(August):113144. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.physbeh.2020.113144>



7. Sinclair J, Fewtrell D, Taylor PJ, Bottoms L, Atkins S, Hobbs SJ. Three-dimensional kinematic correlates of ball velocity during maximal instep soccer kicking in males. *Eur J Sport Sci* [Internet]. 2014;14(8):799–805. Available from: <https://doi.org/10.1080/17461391.2014.908956>



EFECTO DE LA MASA DEL BALÓN SOBRE LA POTENCIA EN LOS LANZAMIENTOS DE BALONMANO

Marcos Gutiérrez-Dávila¹, Carmen Gutiérrez-Cruz², Francisco Sánchez-Sánchez³, Amador Garcia-Ramos⁴

¹Universidad de Granada, España, marcosgd@ugr.es

²Universidad de Granada, España, cgutierrezc@ugr.es

³Universidad de Castilla la Mancha, Toledo, España, Fco.Sanchez@uclm.es

⁴Universidad de Granada, España, amagr@ugr.es

Resumen: El objeto de este estudio fue determinar el efecto de tres incrementos de la masa reglamentaria del balón de balonmano ($\Delta 15\%$; $\Delta 45\%$ y $\Delta 75\%$) sobre la potencia aplicada. Han participado doce jugadores masculinos especialistas en lanzamientos de primera línea y pertenecientes a la Liga Española Asobal de Balonmano. Los lanzamientos fueron filmados con dos cámaras sincronizadas temporalmente a 250 Hz y digitalizados a 125 Hz, lo que permitió obtener las coordenadas espaciales de un modelo compuesto por cinco marcadores corporales más el centro geométrico del balón. A partir de estas coordenadas, se determinó la potencia y velocidad del centro geométrico del balón. Los resultados mostraron que cuando se incrementa la masa del balón se reduce la máxima velocidad horizontal ($p < 0.001$) y la potencia máxima tiende a incrementarse, aunque sin alcanzar niveles de significación estadística y el tiempo en que se produce la potencia máxima se desplaza con respecto al despegue ($p < 0.001$).

Palabras clave: <Biomechanics>, <Cinemática>, <Fotogrametría 3D>, <Velocidad horizontal>

INTRODUCCIÓN

La propuesta de realizar lanzamientos de balonmano con balones sobrecargados, tiene como objetivo mejorar la potencia de lanzamiento utilizando el principio de especificidad del entrenamiento. La mayoría de los estudios previos han considerado el efecto del sobrepeso del balón sobre la cinemática del lanzamiento, concluyendo que la velocidad máxima alcanzada por el balón disminuye con el incremento de su masa (van den Tillaar y Ettema, 2007; van den Tillaar y Marques, 2011; Skejød et al., 2019; Gutiérrez-Dávila et al., 2022). Aparentemente, los datos confirman la teoría sobre la curva fuerza-velocidad propuesta por Hill (1938), donde la fuerza muscular tiende a reducirse



cuando aumenta la velocidad muscular de contracción concéntrica. Sin embargo, no se ha considerado que el lanzamiento implica una secuencia próximo distal (PD) de contracciones musculares balísticas en actividad excéntricas-concéntricas (Herring y Chapman, 1992; Putnam, 1993; Gutiérrez-Dávila et al., 2022), lo que está muy alejado de las condiciones en la que se ha obtenido la curva fuerza-velocidad. Posiblemente, debido a esta concepción fisiológica sobre la fuerza, los resultados reportados sobre los beneficios de este tipo de entrenamiento no han sido concluyentes (van Muijen et al., 1991; Ettema et al., 2008; Skoufas et al., 2008).

Por otra parte, los lanzamientos máximos de balonmano son movimientos acelerados complejos que implican la transferencia secuencial de impulsos musculares parciales que movilizan a sus respectivos segmentos, los cuales no siempre actúan en la misma dirección del lanzamiento. Así, las componentes de las fuerzas que actúan perpendiculares a la dirección del lanzamiento no contribuyen al incremento de la velocidad final del balón, lo que no es considerado desde la concepción fisiológica de la fuerza muscular. Siguiendo esta concepción biomecánica de la fuerza útil, en esta investigación se utiliza el análisis de videos para determinar el efecto que tienen tres incrementos de la masa reglamentaria del balón de balonmano ($\Delta 15\%$; $\Delta 45\%$ y $\Delta 75\%$) sobre la potencia, la fuerza y la velocidad horizontal aplicada al balón por lanzadores expertos de balonmano. Atendiendo a los antecedentes expuestos, consideramos como hipótesis que el incremento de la masa del balón reducirá su máxima velocidad horizontal (Máxima v_x), incrementará la máxima fuerza aplicada (Máxima F_x) y la máxima potencia (Máxima P) tenderá a incrementarse como producto entre la fuerza y la velocidad horizontal.

MÉTODOS

Han participado doce jugadores masculinos especialistas en lanzamientos de primera línea y pertenecientes a equipos de la Liga Española Asobal de Balonmano (edad 26.2 ± 2.6 años; masa 92.8 ± 13.7 m; talla 1.89 ± 0.07 kg). A todos ellos se les informó y solicitó su consentimiento para participar en este estudio y se respetaron el resto de indicaciones de la Declaración de Helsinki.

Después de 15 minutos de calentamiento, el lanzador se situaba a 13 m frente la portería, listo para recibir el pase desde su lado no dominante. Tras la recepción debían realizar un lanzamiento por encima del brazo en apoyo en el menor tiempo posible, debiendo obtener la máxima velocidad de salida del balón, en el menor tiempo posible y dirigido hacia la zona media superior de la portería. Se realizaron cuatro bloques de lanzamientos consecutivos con balones de 0.460, 0.529, 0.667 y 0.805 kg, respectivamente, hasta alcanzar 3 lanzamientos válidos en cada bloque. El descanso entre cada lanzamiento fue de 2 minutos y entre cada bloque de diez minutos. El orden se cambió para cada participante.

Todos los ensayos se grabaron con dos cámaras de vídeo JVC GC-PX100BE, a 250 Hz, situadas en el lado dominante del lanzador. Las dos cámaras se



sincronizaron temporalmente mediante el encendido de un led en el campo de visión común. Antes de la grabación, se filmó un sistema de referencia (SR) situado en la zona de lanzamientos. Para el análisis se seleccionó el ensayo cuya velocidad de salida del balón era la mediana de los tres lanzamientos registrados en cada bloque.

Para los lanzamientos elegidos, se determinaron las coordenadas tridimensionales de seis puntos corporales del lanzador (centro de la articulación de la cadera del lado dominante, los dos hombros, el codo, muñeca y final del tercer dedo del lado dominante) más el punto correspondiente al centro geométrico del balón. El proceso de obtención de las coordenadas espaciales se realizó en tres fases: a) Las posiciones de los siete marcadores se digitalizaron a partir de las imágenes procedentes de las dos cámaras de video, a una frecuencia de 125 Hz, b) Se utilizó el método de transformación lineal directa (Abdel-Azir y Karara, 1971) para obtener las coordenadas espaciales y c) Se aplicaron las funciones splines elevadas a la quinta potencia (Wood y Jennings, 1979) para interpolar dichas coordenadas a una frecuencia de 250 Hz, utilizando para ello un valor de suavizado de 0.0001.

Para cada intervalo de tiempo consecutivo ($\Delta t=0.004$ s) se determinó la velocidad media de componente horizontal del centro geométrico del balón (v_X). La potencia media aplicada al balón se calculó a partir del cambio de la energía cinética para cada intervalo de tiempo, según la siguiente expresión:

$$P = \frac{m(v_{X(f)}^2 - v_{X(i)}^2)}{2 \cdot \Delta t} \quad (1)$$

Donde P es la potencia media para cada intervalo de tiempo; m es la masa del balón, $v_X(f)$ y $v_X(i)$ corresponden a las velocidades horizontales del centro geométrico del balón al final e inicio de cada intervalo, respectivamente y Δt es el incremento temporal del intervalo (0.004 s).

La fuerza media de componente horizontal para cada intervalo se determinó a partir de la potencia media y la velocidad horizontal media. Para realizar las representaciones gráficas de la potencia, los datos se volvieron a muestrear utilizando una interpolación con splines elevados a la quinta potencia para obtener valores en porcentajes del tiempo de lanzamiento (para cada participante el 100% correspondía al tiempo de lanzamiento).

La fuerza media de componente horizontal para cada intervalo se determinó a partir de la potencia media y la velocidad horizontal media. Para realizar las representaciones gráficas de la potencia, los datos se volvieron a muestrear utilizando una interpolación con splines elevados a la quinta potencia para obtener valores en porcentajes del tiempo de lanzamiento (para cada participante el 100% correspondía al tiempo de lanzamiento).



RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Tabla 1 se presentan los datos de tendencia central y niveles de significación para la máxima velocidad horizontal (Máxima vX), la máxima fuerza horizontal (Máxima FX) y la máxima potencia (Máxima P) para las cuatro masas del balón (0.460, 0.529, 0.667 y 0.805 kg). Los datos indican que Máxima vX, se reduce de forma significativa con el incremento de la masa, la Máxima FX, se incrementa al aumentar la masa del balón ($F=7.25$; $p<0.05$).

Tabla 1. Datos de tendencia central y niveles de significación para los valores máximos de la velocidad horizontal (Máxima vX), la fuerza horizontal (Máxima FX) y potencia (Máxima PX), para las cuatro masas del balón.

Variables	Masa del balón (kg)				F
	Reglam. (0.460 kg)	$\Delta 15\%$ (0.529 kg)	$\Delta 45\%$ (0.667 kg)	$\Delta 75\%$ (0.805 kg)	
Máxima V_x (ms^{-1})	25.07 \pm 1.62	24.10.1 \pm 1.46 ¹	22.47 \pm 1.65 ^{1,2}	20.73 \pm 1.82 ^{1,2,3}	16.13 ^{***}
Máxima F_x (N)	159.5 \pm 31.5	178.5 \pm 30.7 ¹	194.8 \pm 26.2 ¹	221.0 \pm 29.5 ^{1,2,3}	7.25 ^{**}
Máxima P (W)	3233.6 \pm 671.5	3368.9 \pm 686.9	3540.4 \pm 578.0	3895.8 \pm 654.9 ^{1,2,3}	3.72

*** $p < 0,001$; ** $p < 0,01$; * $p < 0,05$; 1,2 3, representan las diferencias entre las condiciones ($p < 0,05$).

Estos resultados son similares a los reportados por van den Tillaar y Ettena (2004) para jugadores expertos y rangos similares de masa del balón y ligeramente superiores a los reportados por Cross (2004) para estudiantes no expertos en lanzamientos, aunque mantienen una tendencia similar con el incremento de la masa en estos mismos rangos. La potencia máxima, al estar relacionada con el producto entre la fuerza y la velocidad horizontal, mantiene un cierto incremento cuando aumenta de la masa del balón, aunque sin alcanzar un nivel de confianza superior al 95%. Sin embargo, cuando se compara la masa superior con respecto a las inferiores, se alcanzan niveles de significación estadística ($p < 0.05$). Unos resultados que podrían estar relacionados con los cambios producidos en la estructura del lanzamiento cuando la masa alcanza incrementos del 75% de la reglamentaria, como sugieren (Gutiérrez-Dávila et al., 2022).

Cuando los datos referidos a la máxima fuerza horizontal (Máxima F_x) se expresan con respecto al peso del balón, la máxima fuerza aplicada se reduce con respecto al incremento del peso del balón (para 0.46 kg, $F_x = 35.4 \pm 6.9$ N; para 0.529 kg, $F_x = 34.3 \pm 5.9$ N; para 0.667 Kg, $F_x = 29.8 \pm 4,0$ N; para 0.805 kg, $F_x = 28.0 \pm 3.7$ N). Estos datos confirman las aportaciones de Cross (2004), al sugerir que, para el rango de masas utilizado en este estudio, la reducción de la velocidad por efecto del incremento de la masa se debe a que la fuerza máxima aplicada se incrementa a un ritmo menor que aumenta el peso de la masa desplazada. Probablemente, con rangos de masas más elevadas (entre 2 y 3,5 kg), la fuerza se mantendría constante con el incremento de las masas, como sugiere Cross (2004). Una hipótesis que nos remite a las teorías explicativas



sobre la activación neural o la necesidad de incrementar el ritmo de producción de fuerza.

En las curvas Potencia/tiempo se observa un retardo en el incremento definitivo con respecto a inicio de la fase de aceleración cuando la masa alcanza incrementos el 75% de la masa reglamentaria (Figura 1), lo que podría estar relacionado con el incremento del impulso necesario para frenar del retroceso del balón en contracción muscular excéntrica. En este sentido, investigaciones precedentes para los saltos verticales han constatado que, cuando el impulso de frenado es excesivo, el tiempo de acoplamiento entre la fase excéntrica y concéntrica se incrementa, lo que supone disminuir la participación de los componentes elásticos en el acortamiento muscular y, en consecuencia, reducir el posterior impulso de aceleración (Hochmuth, 1967; Moran y Wallace, 2007; Waller et al., 2013). Los cambios descritos en las curvas potencia/tiempo con masas del 75% de la reglamentaria, sugieren cambios en la estructura del movimiento, lo que confirma nuestras investigaciones precedentes (Gutiérrez-Dávila et al., 2022).

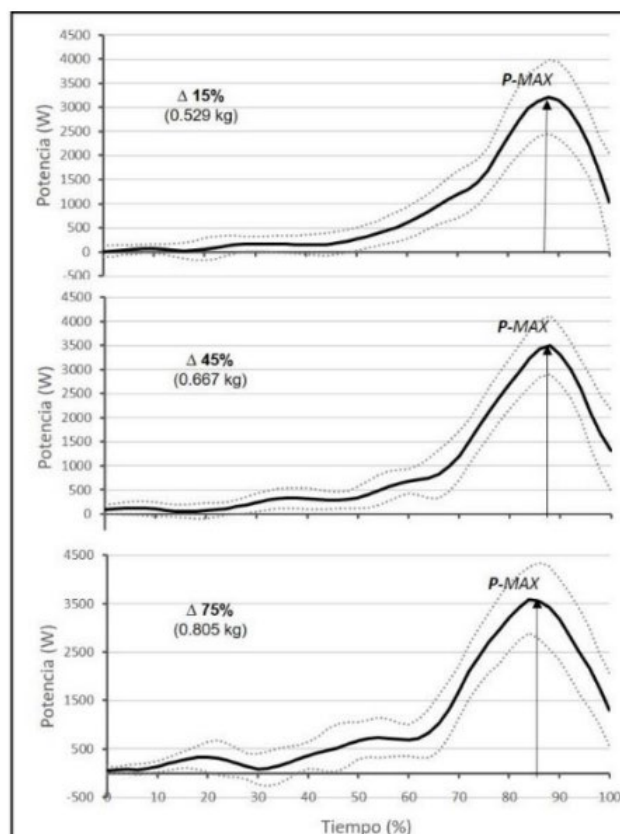


Figura 1. Potencia para los tres incrementos de masas del balón con respecto al tiempo de lanzamiento, expresado en porcentaje del tiempo total. Las líneas negras continuas corresponden a la media de la potencia de todos los participantes y las líneas puntuadas grises corresponde a su desviación.



CONCLUSIONES

El uso de balones sobrecargados en rangos utilizado en este estudio aumenta la fuerza aplicada y reduce la velocidad horizontal del balón, mientras que no existen evidencias sobre el incremento de la potencia desarrollada en este rango de masas. Sólo con el uso de balones sobrecargados con el 75%, se constata un cierto incremento de la potencia, aunque asociado a cambios en la estructura del lanzamiento, además de suponer un riesgo para su posterior recepción. A partir de los datos reportados y las investigaciones precedentes, los entrenamientos de resistencia específica con sobrecargas de fuerza no parecen ser los más apropiados para mejorar la potencia de lanzamiento.

REFERENCIAS

1. Abdel-Aziz YI, Karara HM. Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry. In: ASP Symposium on Close-Range Photogrammetry. Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry; 1971:1-18
2. Cross R. Physics of overarm throwing. *Am J Phys.* 2004;72(3):305-312.
3. Ettema G, Glosen T, Van Den Tillaar R. Effect of specific resistance training on overarm throwing performance. *Int J Sports Physiol Perform.* 2008; 3(2): 164-175.
4. Gutiérrez-Dávila, M., Sánchez-Sánchez, F., Gutiérrez-Castro, A. y Gutiérrez-Cruz, C. Effect of the mass of the ball on the kinematics of the handball throw. *EBm. JSS.* 2022; 18(1): 73-82.
5. Herring, R.M. and Chapman, A.E. Effects of changes in segmental values and timing of both torque and torque reversal in simulated throws. *J. Biomec.* 1992; 25:1173–1184.
6. Hill, A.V. The heat of shortening and the dynamic contents of muscle. *Proc. Roy. Soc. Series B.* 1938; 126:136–195.
7. Hochmuth, G. *Biomechanick sportlicher bewegungen.* Berlin: Sportverlag; 1967.
8. Moran KA, Wallace ES. Eccentric loading and range of knee joint motion effects on performance enhancement in vertical jumping. *Hum Mov Sci.* 2007;26(6):824-840.
9. Putnam, C. Sequential motion of body segments in striking and throwing skills: description and explanation. *J. Biomec.* 1993; 26, 125–135.
10. Skoufas D, Skoufa E, Christodoulidis T, Papadopoulou S, D. P, Zaggelidis G. The effect of arm and forearm loading on the throwing velocity of novice handball player: influences during training and detraining. *Phys Train.* 2008;11(2):1-11.
11. Skejgå, D., Møllerb, M., Benckec, J. y Sørensen, H. Shoulder kinematics and kinetics of team handball throwing: A scoping review. *Hum. Mov. Sci.* 2019; 64: 203-212.
12. van den Tillaar R, Marques M. Effect of training on ball release velocity and kinematics in overarm throwing among experienced female handball players. *Kinesiol Slov.* 2011;17(2):38-46.
13. Van Muijen AE, Joris H, Kemper HCG, Van Ingen Schenau GJ. Throwing practice with different ball weights: Effects on throwing velocity and muscle strength in female handball players. *Sport Med Train Rehabil.* 1991;2(2):103-113.
14. Van den Tillaar R, Ettema G. A force-velocity relationship and coordination patterns in overarm throwing. *J. Sports. Sci. Med.* 2004; 3(4):211-219.
15. Van den Tillaar, R. y Ettema, G. A Three-Dimensional Analysis of Overarm Throwing in Experienced Handball Players, *J. Appl. Biomech.* 2007; 23(1): 12-19.
16. Waller M, Gersick M, Holman D. Various jump training styles for improvement of vertical jump performance. *Strength Cond Journal.* 2013;35(1):82-89.
17. Wood GA, Jennings LS. On the use of spline functions for data smoothing. *J Biomech.* 1979;12(6):477-479.



MESA REDONDA- NEUROREHABILITACIÓN

BIOMECÁNICA Y BIOMECATRÓNICA APLICADAS EN LOS PROCESOS DE LA NEURO-REHABILITACIÓN

Presidente: Dr. Kostas Gianikellis

Invitado: D. Javier Ferrer

Invitado: Dr. J. Sánchez Lacuesta

Invitado: Dr. D. Torricelli

Invitado: Dr. A. Forner Cordero



BENCHMARKING DE LA ROBÓTICA DE REHABILITACIÓN: DESDE EL LABORATORIO A LA VIDA REAL

Dr. D. Torricelli

Resumen: Los exoesqueletos son robots portátiles vestibles que, dispuestos de manera paralela al cuerpo humano, permiten asistir los movimientos y/o aumentar las capacidades de un individuo por medio de fuerzas aplicadas sobre sus miembros a través de las interfaces físicas de conexión. Actualmente, el uso de exoesqueletos robóticos está llegando a múltiples campos tales como i) el industrial, enfocados en la mejora de la ergonomía y la reducción de las lesiones de los trabajadores durante tareas repetitivas, ii) la asistencia personal, centrado en la asistencia física a personas con problemas de movilidad, y iii) el médico, enfocado principalmente en su uso como herramienta para ayudar a movilizar los miembros afectados durante las terapias de rehabilitación.

En los últimos años, esta tecnología ha madurado y está abandonando cada vez más los laboratorios, estando disponible comercialmente en diversas aplicaciones. Sin embargo, a menudo no está muy claro si estas nuevas tecnologías son realmente seguras o si funcionan adecuadamente para un caso de aplicación específico. Esto dificulta la adopción de la tecnología existente, así como una mayor evolución hacia soluciones que satisfagan mejor las necesidades y expectativas de los usuarios. Para abordar este problema, apoyar la adopción temprana y hacer que las innovaciones de WR satisfagan las necesidades de la sociedad y los usuarios, el benchmarking es una nueva disciplina que tiene como finalidad la de establecer los mejores métodos y métricas para medir y cuantificar el nivel de seguridad y rendimiento de estos robots de una forma estandarizada.



PRIVACIÓN DE SUEÑO Y CONTROL DE TAREAS MOTORAS

Dr. A. Forner Cordero

Resumen: Un aspecto crucial en la plasticidad neural y, por tanto, en neurorrehabilitación es el sueño. Está muy bien documentado que la privación de sueño afecta el desempeño cognitivo y el aprendizaje. No obstante, la relación entre privación de sueño y control motor ha sido menos estudiada (Umemura et al, 2022).

Aunque la privación de sueño aguda, esto es, una noche entera sin dormir, es un evento relativamente raro, hay una epidemia silenciosa de privación de sueño crónica. Hay un gran número de personas que no duermen lo suficiente y esto perjudica su desempeño a diferentes niveles, incluyendo la realización y aprendizaje de tareas motoras como tareas de timing coincidente (Umemura et al., 2017) o incluso la marcha (Umemura et al, 2021).

Recientemente en nuestro grupo hemos estudiado la relación entre el desempeño de tres tipos de tareas motoras con personas sanas y hemos identificado que tanto la privación de sueño aguda como la falta de sueño crónica afectan el desempeño motor (Furtado et al, 2016).

Los tres tipos de tareas motoras incluyeron el control del equilibrio al estar de pie (Furtado et al, 2016), una tarea de timing coincidente (Umemura et al, 2017; Forner-Cordero et al, 2018) y la marcha humana, que fue estudiada por medio de un protocolo experimental novedoso utilizando un metrónomo variable (Forner-Cordero et al, 2019; Umemura et al, 2021).

La evaluación de la privación de sueño crónica es realizada por medio de actigrafía, cuestionarios y diarios de sueño (Forner-Cordero et al., 2018). Utilizando esta metodología hemos evaluado también lesionados medulares (Albu et al, 2019) reforzando la importancia de evaluar la calidad del sueño y los ritmos circadianos para mejorar la calidad de vida de los pacientes, incluyendo programas de actividad física y de higiene del sueño.

REFERENCIAS

1. Albu S, Umemura G, Forner-Cordero A. Actigraphy-based evaluation of sleep quality and physical activity in individuals with spinal cord injury. (2019). Spinal Cord Ser Cases. 2019 Jan 21;5:7. doi: 10.1038/s41394-019-0149-0.
2. Forner-Cordero A, Quadrado VH, Tsagbey SA, Smits-Engelsman BCM. Improved Learning a Coincident Timing Task With a Predictable Resisting Force. (2018). Motor Control. 2018 Apr 1;22(2):117-133. doi: 10.1123/mc.2016-0059.



3. Forner-Cordero A, Umemura GS, Furtado F, Gonçalves BDSB. (2018). Comparison of sleep quality assessed by actigraphy and questionnaires to healthy subjects. *Sleep Sci.* 2018 May-Jun;11(3):141-145. doi: 10.5935/1984-0063.20180027.
4. Forner-Cordero A, Pinho JP, Umemura G, Lourenço JC, Mezêncio B, Itiki C, Krebs HI. (2019). Effects of supraspinal feedback on human gait: rhythmic auditory distortion. *J Neuroeng Rehabil.* 2019 Dec 23;16(1):159. doi: 10.1186/s12984-019-0632-7.
5. Furtado F, Gonçalves BD, Abranches IL, Abrantes AF, Forner-Cordero A.(2016). Chronic Low Quality Sleep Impairs Postural Control in Healthy Adults. *PLoS One.* 2016 Oct 12;11(10):e0163310. doi: 10.1371/journal.pone.0163310.
6. de Melo GC, Martes Sternlicht V, Forner-Cordero A. EEG Analysis in Coincident Timing Task Towards Motor Rehabilitation. (2020). *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2020:3027-3030. doi: 10.1109/EMBC44109.2020.9175851.
7. Umemura GS, Noriega CL, Soares DF, Forner-Cordero A. (2017). Biomechanical procedure to assess sleep restriction on motor control and learning. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2017 Jul:1397-1400. doi: 10.1109/EMBC.2017.8037094.
8. Umemura GS, Pinho JP, Duysens J, Krebs HI, Forner-Cordero A. (2021). Sleep deprivation affects gait control. *Sci Rep.* 2021 Oct 26;11(1):21104. doi: 10.1038/s41598-021-00705-9.
9. Umemura GS, Furtado F, Dos Santos FC, Gonçalves BDSB, Forner-Cordero A. (2022). Is Balance Control Affected by Sleep Deprivation? A Systematic Review of the Impact of Sleep on the Control of Balance. *Front Neurosci.* 2022 May 16;16:779086. doi: 10.3389/fnins.2022.779086.



COMUNICACIONES LIBRES



CONTRIBUCIÓN DE BRAZOS Y TRONCO EN LAS SALIDAS DE VELOCIDAD

Marcos Gutiérrez-Dávila¹, Carmen Gutiérrez-Cruz², Jose Campos Granell³

¹Universidad de Granada, España, marcosgd@ugr.es

²Universidad de Granada, España, cgutierrezc@ugr.es

³Universidad de Valencia, España, jose.campos@uv.es

Resumen: El objeto de este estudio examinar la contribución de los brazos y el tronco más la cabeza al desplazamiento horizontal del CM en las salidas de tacos y explorar su relación con la velocidad horizontal del CM al final de 0.1s de la fase de aceleración. Han participado 20 velocistas con récord personal en 100 m de $11,05 \pm 0,31$ s. Se registraron las fuerzas horizontales de reacción mediante dos plataformas de fuerzas sincronizadas a una cámara de vídeo que registraba el plano sagital del movimiento. El tronco+cabeza es el primer grupo de segmentos que comienza a contribuir al desplazamiento horizontal del CM, alcanzando el 39.3 ± 24.3 % en los primeros 0.1s. Su rápida contribución hacia delante provoca una fuerza reactiva hacia atrás que podría estar relacionada con una dorsiflexión de los tobillos de $8^\circ \pm 3^\circ$ y $9^\circ \pm 3^\circ$, pierna retrasada y adelantada, respectivamente.

Palabras clave: <Biomecánica>, <Cinemática>, <Cálculo de medidas>, <Fotogrametría 2D>, <Atletismo>

INTRODUCCIÓN

El rendimiento en la salida de tacos es un factor decisivo en las carreras de 60 y 100 metros, llegándose a obtener alrededor del 30% de la máxima velocidad en un tiempo inferior a 0.4 s. (Slawinski et al., 2010, Bezodis et al., 2010). En la mayoría de las publicaciones se han utilizado tacos instrumentalizados para registrar las fuerzas externas y obtener, a partir de ellas, las variables de rendimiento asociadas al CM (Bezodis et al., 2019; Gutiérrez-Dávila et al., 2006; Otsuka, et al., 2014). En ocasiones también se han utilizado sistemas de análisis del movimiento que han permitido obtener la cinemática y cinética articular de los miembros inferiores (Brazil et al., 2017; Schrödter et al., 2017; Slawinski et al., 2010). Sin embargo, son escasas las publicaciones donde se ha estudiado la contribución de los segmentos corporales al rendimiento de las salidas de tacos. Una carencia que sorprende al considerar que las aceleraciones



producidas al CM son directamente proporcionales al sumatorio del producto entre las masas de los segmentos corporales y sus respectivas aceleraciones.

En relación a la contribución del tronco, es necesario considerar que, partiendo de una posición de “listos”, donde las caderas están más elevadas que los hombros, la extensión inicial del tronco y la cabeza producirá una aceleración horizontal de su centro de masas (cm) y, como reacción, una fuerza hacia atrás contra las piernas que incrementará la fuerza ejercida por los miembros inferiores contra los tacos. Un mecanismo que justificaría la importancia de cuantificar su contribución al desplazamiento horizontal del CM en el inicio de aplicación de fuerzas contra los tacos. Apoyando esta idea, son varias las publicaciones que sugieren la importancia de esta acción temprana del tronco al describir la existencia de un patrón próximodistal de participación articular que comienza con la actividad extensora de las articulaciones de las caderas y el desplazamiento angular del tronco (Bezodis et al., 2015; Brazil et al., 2017; Debaere et al., 2013; Slawinski, et al., 2010).

Son varias las aportaciones que han descrito un periodo de absorción de energía junto a la dorsiflexión de ambos tobillos antes de comenzar su flexión plantar definitiva, lo que ciertos autores han asociado a una actividad reactiva del ciclo de estiramiento acortamiento en el inicio de la salida de tacos (Brazil et al., 2017; Mero et al., 2006). El propósito principal de este estudio ha sido aplicar un novedoso sistema de cálculo para examinar la contribución de los brazos y tronco al desplazamiento horizontal del CM durante la aplicación de fuerzas contra los tacos. A partir de las consideraciones expuestas, planteamos las siguientes hipótesis: El movimiento horizontal del CM se inicia con la contribución positiva del tronco más la cabeza, acompañada de un cierto retroceso de las piernas por efecto de la fuerza reactiva que produce la aceleración hacia delante del tronco.

MÉTODOS

Han participado 20 velocistas masculinos (edad = $20,3 \pm 3,0$ años; talla = $1,78 \pm 0,06$ m; masa = 71 ± 6 kg; récord personal en 100 m = $11,05 \pm 0,31$ s). Se obtuvo el consentimiento informado de los participantes y se respetaron el resto de indicaciones de la Declaración de Helsinki.

El día anterior a la sesión de recolección de datos, los participantes practicaron salidas utilizando los tacos instrumentalizados para el estudio. Los tacos se ajustaron a una posición intermedia de distancia entre ellos (0.350 m). Esta distancia se mantuvo fija para todos los participantes, aunque se les permitió apoyar las manos en el suelo donde consideraron que mantenían la posición más cómoda. Se instruyó a los participantes para que corrieran lo más rápido posible hasta una línea de meta situada a 10 m del inicio. Cada participante realizó salidas consecutivas hasta obtener cinco ensayos válidos.



Todos los ensayos se grabaron a 250 Hz con una cámara de alta velocidad Redlake MotionScope PCI 1000S. Ésta se situó perpendicular al plano sagital del velocista en posición de “listos” y a una altura de 0.6 m. Antes de la grabación, se filmó un sistema de referencia a partir de la cual se obtuvo la escala de transformación. Las fuerzas de reacción se obtuvieron de dos plataformas de fuerza Dinascan / IBV, a una frecuencia de 250 Hz. Las dos plataformas de fuerza y la cámara de vídeo se sincronizaron a través de una señal electrónica producida por el sistema automático de salida.

Para cada participante se seleccionó un ensayo entre los cinco registrados para el análisis completo de vídeo, utilizando como criterio el valor mediano de la velocidad horizontal del CM en el despegue del pie adelantado, determinándose dichas velocidades a partir de los respectivos registros de las fuerzas horizontales.

Las imágenes de video se digitalizaron de forma manual a una frecuencia de 125 Hz. Se utilizó un modelo de 14 segmentos definido por 21 marcadores colocados en el cuerpo del velocista. Estos marcadores se posicionaron según el modelo y los parámetros inerciales propuestos por Zatsiorsky & Seluyanov (1983) y adaptados por de Leva (1996). Las coordenadas de los 21 marcadores corporales se interpolaron a 250 Hz, utilizando el método de splines elevados a la quinta potencia con nivel de suavizado cero (Wood & Jennings, 1979).

La contribución del centro de masa del brazo correspondiente a la pierna apoyada en el taco posterior (BTP), centro de masa del brazo del taco anterior (BTA) y Tronco+Cabeza (TC), al desplazamiento horizontal del CM del velocista se determinó según las siguientes relaciones:

$$C_{(BTP)i} = \Delta X_{BPI} \cdot m_B$$

$$C_{(BTA)i} = \Delta X_{BAi} \cdot m_B$$

$$C_{(TC)i} = (\Delta X_{(TC+2B)i} \cdot m_{(TC+2B)}) - (C_{(BTP)i} + C_{(BTA)i})$$

donde $C_{(BTP)i}$, $C_{(BTA)i}$, $C_{(TC)i}$, son contribuciones de los respectivos grupos de segmentos al movimiento horizontal del CM para el intervalo de tiempo i ; X_{BP} y X_{BA} , es la posición horizontal relativa del cm de los brazos con respecto al marcador supraesternal; X_{TC+2B} , es la posición horizontal relativa del cm del tronco+cabeza+brazos al punto intermedio de las dos caderas. ΔX_{BPI} , ΔX_{BAi} , $\Delta X_{(TC+2B)i}$, son sus respectivos cambios durante el intervalo de tiempo i ; m_B , $m_{(TC+2B)}$, son los porcentajes de sus respectivas masas a todo el cuerpo (%).

A partir de las relaciones expuestas, la contribución de los respectivos grupos de segmentos para cada periodo temporal se calculó sumando las contribuciones consecutivas para cada intervalo. Todos los datos fueron normalizados con respecto a la longitud de piernas de los velocistas (distancia entre el suelo y el epicóndilo externo del fémur estando de pie). Para las representaciones gráficas,



los datos se volvieron a muestrear utilizando una interpolación con splines elevados a la quinta potencia para obtener valores en porcentajes del tiempo total de la fase de aceleración (para cada participante el 100% correspondía al tiempo de aplicación de fuerzas contra los tacos).

Para evaluar el rendimiento y facilitar las comparaciones el tiempo se truncó para todos los participantes en el menor de los registrados en el instante de despegue de las manos (0.1 s). Para cada imagen se han obtenido los ángulos de las articulaciones de los dos tobillos, dos rodillas y las dos caderas, utilizando para ello el producto escalar de los vectores que identifican sus respectivos segmentos corporales. Para sus representaciones gráficas, los datos se interpolaron para obtener valores en porcentajes del tiempo total de la fase de aceleración, utilizando el mismo procedimiento que para la representación de las contribuciones de los distintos grupos de segmentos.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la figura 1 se ilustran los datos de tendencia central de la fuerza horizontal frente al tiempo, expresado en porcentaje de la fase de aceleración, así como las contribuciones de los distintos grupos de segmentos al desplazamiento del CM, frente al tiempo expresado en porcentaje de la fase de aceleración.

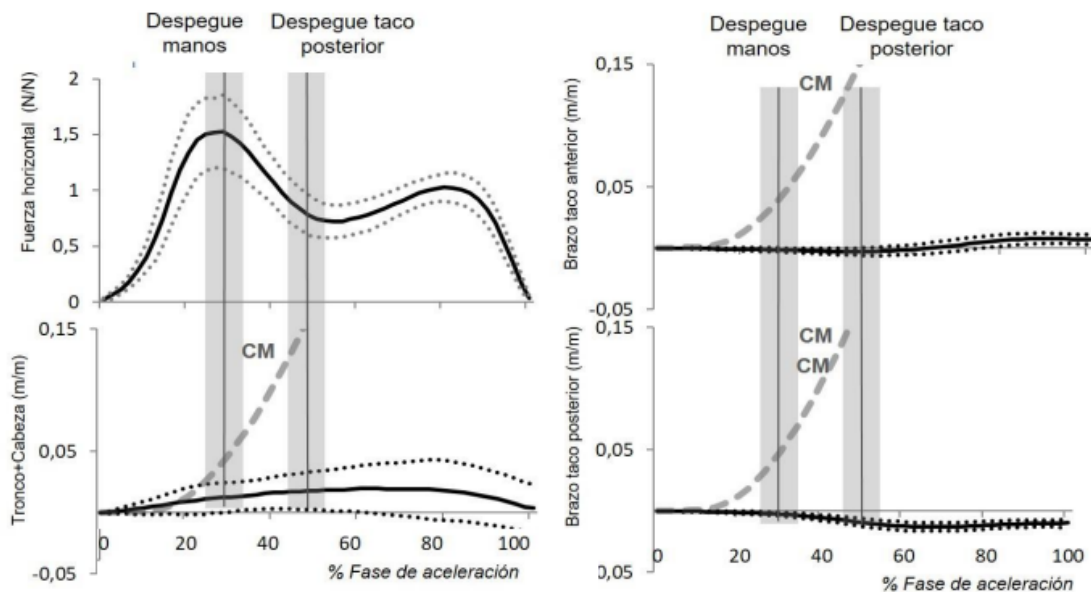


Figura 1. Fuerza horizontal resultante normalizada con respecto al peso y contribución al desplazamiento de los brazos y tronco más cabeza. La línea gris discontinua representa el desplazamiento del CM.

Se constata que el pico máximo de fuerza horizontal se produce antes del despegue de las manos. A continuación, la fuerza horizontal tiende a descender hasta el despegue del pie con el taco posterior, donde de nuevo vuelve a



incrementarse hasta alcanzar un segundo pico cuando sólo empuja contra el taco anterior y la pierna libre se acelera hacia delante.

En la tabla 1 se presentan estos mismos datos en forma numérica y expresados en porcentajes del desplazamiento del CM para los primeros 0.1 s de la fase de aceleración.

Tabla 1. Datos numéricos obtenidos para el desplazamiento y la velocidad horizontal en los primeros 0.1 s de la fase de aceleración.

VARIABLES	Primeros 0.1s de aceleración
<i>Desplazamiento horizontal CM (m/m)</i>	0.037 ± 0.019
<i>Contribución de tronco+cabeza (%)</i>	39.3 ± 24.3
<i>Contribución brazo taco anterior (%)</i>	-3.3 ± 3.4
<i>Contribución brazo taco posterior (%)</i>	-5.0 ± 4.1
<i>Velocidad horizontal del CM (ms⁻¹)</i>	0.72 ± 0.19

El tronco+cabeza es el primer grupo de segmentos que comienza a contribuir al desplazamiento horizontal hacia delante del CM, alcanzando una contribución de 39.3 ± 24.3 % en los primeros 0.1s de la fase de aceleración. Los brazos tienden a desplazar el CM hacia atrás hasta el despegue del taco posterior (contribución negativa).

El rápido incremento inicial de la contribución horizontal del tronco+cabeza indica la presencia de una aceleración horizontal hacia delante que, debido a su gran masa, produce una considerable fuerza reactiva hacia atrás que debe ser transmitida a los tacos a través de las piernas que están en contacto con ellos, lo que favorece al primer pico de la fuerza de reacción horizontal (ver figura 1). Así, las piernas reciben momentáneamente una fuerza horizontal compresiva que provocará un cierto desplazamiento hacia atrás de su cm (contribución negativa), a la que se suman los dos brazos. En esta situación, para conseguir un cierto desplazamiento horizontal hacia delante del CM, las contribuciones negativas de las piernas y los brazos tienen que ser compensadas y superadas por la mayor contribución positiva (hacia delante) del tronco+cabeza.

Los datos registrados para los ángulos articulares (figura 2), indican que existe una dorsiflexión en los dos tobillos antes de iniciar su flexión plantar definitiva (8°±3° y 9°±3°, para el tobillo de la pierna retrasada y adelantada, respectivamente). No se ha constatado flexión bilateral de las rodillas antes de iniciar su extensión definitiva, lo que indica que la fuerza compresiva debida a la contribución del tronco+cabeza es la causante de la dorsiflexión de los tobillos antes de iniciar su flexión plantar.



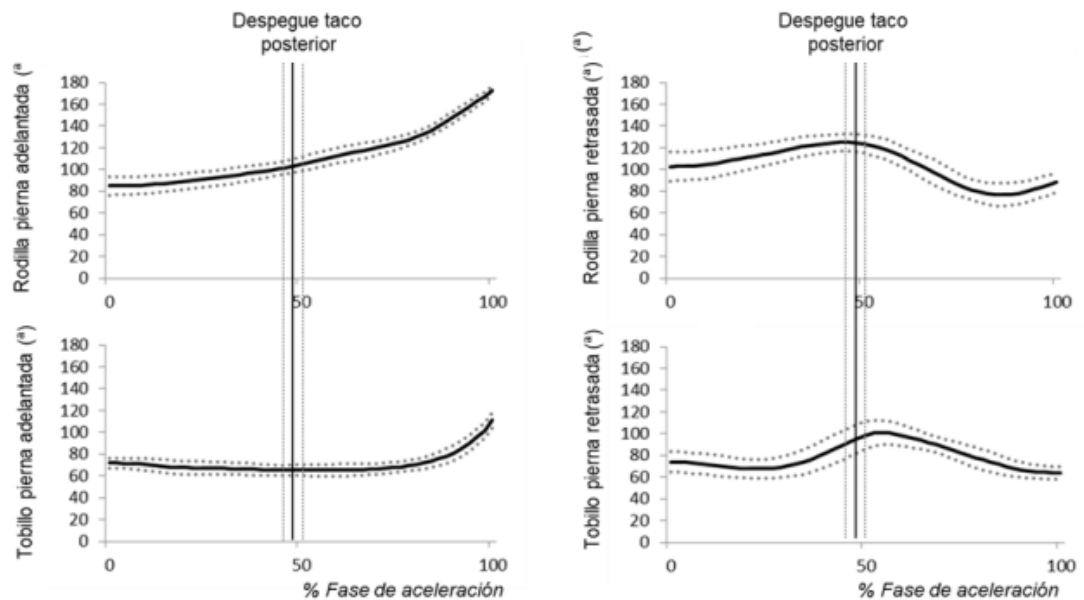


Figura 2. Media y desviación estándar de los ángulos las articulaciones de la, rodilla y tobillo de las dos piernas frente al tiempo expresado en porcentajes de la fase de aceleración

Los datos expuestos son coincidentes con los reportados en otras publicaciones donde se constata la existencia de una dorsiflexión bilateral de los tobillos antes de iniciarse su flexión plantar definitiva (Brazil et al., 2017; Debaere et al., 2013; Guissard et al., 1992; Mero et al., 2006; Schrödter et al., 2017). Sin embargo, debemos cuestionar la asociación de este movimiento dorsiflexor de los tobillos a una actividad reactiva del ciclo de estiramiento acortamiento, como se sugiere en algunas de estas aportaciones, al menos desde un criterio puramente fisiológico o biomecánico, donde se busca tener un cierto grado de activación de los músculos propulsores cuando comienza el movimiento hacia adelante. En estas condiciones, probablemente la musculatura extensora no tenga el tiempo necesario para resistirse activamente al estiramiento previo a su posterior actividad concéntrica, un requisito imprescindible para obtener un cierto beneficio del ciclo estiramiento acortamiento. Es más probable que la dorsiflexión sea el efecto de la fuerza reactiva que ejerce el tronco+cabeza en su aceleración hacia delante y los músculos flexores plantares no consigan activarse para resistirse a esa fuerza reactiva que produce el movimiento hacia atrás de las piernas.

CONCLUSIONES

A partir de las consideraciones expuestas sobre el origen de la dorsiflexión de los tobillos y las dudas sobre los posibles beneficios de una actividad reactiva del ciclo de estiramiento acortamiento, probablemente la mejor solución sería



evitar la dorsiflexión de los tobillos utilizando tacos más altos y más inclinados con respecto a la horizontal. Con esta propuesta, la musculatura extensora del tronco y las piernas podrían desarrollar más fuerza al estar en condiciones concéntricas más lentas, aunque no existiría la probable activación refleja de los músculos flexores plantares. Sin embargo, acerca de este problema existen ciertas controversias que deberían abordarse en investigaciones futuras.

REFERENCIAS

1. Bezodis, N.E., Salo, A.I.T., Trewartha, G. Choice of sprint start performance measure affects the performance-based ranking within a group of sprinters: which is the most appropriate measure? *Sports Biomech.* 2010; 9, 258-269.
2. Bezodis, N.E., Salo, A.I.T., Trewartha, G. Relationships between lower-limb kinematics and block phase performance in a cross section of sprinters. *Eur J Sport Sci.* 2015;15: 118– 24.
3. Bezodis, N.E., Willwacher, S., Salo, A.I.T. The biomechanics of the track and field sprint start: A narrative review, *J. Sports Med.* 2019, 49(9), 1345–1364.
4. Brazil, A., Exell, T., Wilson, C., Willwacher, S., Bezodis, I. y Irwin, G. Lower limb joint kinetics in the starting blocks and first stance in athletic sprinting, *J Sports Sci.* 2017: 35(16), 1629-1635,
5. Brazil, A., Exell, T., Wilson, C., Willwacher, S., Bezodis, I.N. y Irwin, G. Joint kinetic determinants of starting block performance in athletic sprinting. *J Sports Sci,* 36(14), 1656–1662,
6. Debaere, S., Delecluse, C., Aerenhouts, D., Hagman, F. y Jonkers, I. (2013). From block clearance to sprint running: characteristics underlying an effective transition. *J Sports Sci,* 31(2): 137-149,
7. de Leva, P. Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanovs segment inertia parameters. *J. Biomech,* 1996,29(9):1223–1230,
8. Gutiérrez-Dávila, M., Dapena, J. y Campos, J. (2006). The effect of muscular pre-tensing on the sprint start, *J. App. Biomech,* 22(3):194-201
9. Guissard, N., Duchateau, J. y Hainaut, K. EMG and mechanical changes during sprint starts at different front block obliquities. *Med Sci Sports Exerc,* 1992, 24(11):1257-1263.
10. Mero, A., Kuitunen, S., Harland, M., Kyröläinen, H. y Komi, P.V. Effects of muscle – tendon length on joint moment and power during sprint starts, *J Sports Sci,* 2006, 24(2),165- 173.
11. Otsuka, M., Shim, J.K., Kurihara, T., Yoshioka, S., Nokata, M. y Isaka, T. Effect of expertise on 3D force application during the starting block phase and subsequent steps in sprint running. *J App Biomech.* 2014, 30(3), 390–400
12. Slawinski, J., Bonnefoy, A., Ontanon, G., Leveque, J.M., Miller, C., Riquet, A., Chèze, L. y Dumaset, R. Segment-interaction in sprint start: analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters. *J. Biomech.* 2010, 43: 1494-1502.
13. Schrödter, E., Brüggemann, G.P. y Willwacher, S. Is soleus muscletendon-unit behavior related to ground-force application during the sprint start?, *Int J Sports Physiol Perform.* 2017, 12: 448–54.
14. Slawinski, J., Bonnefoy, A., Ontanon, G., Leveque, J.M., Miller, C., Riquet, A., Chèze, L. y Dumaset, R. Segment-interaction in sprint start: analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters. *J Biomech,* 2010, 43, 1494-1502.
15. Wood GA, Jennings LS. On the use of spline functions for data smoothing. *J Biomech.* 1979;12(6):477-479.
16. Zatsiorsky, V. M., & Seluyanov, N. V.. The mass and inertial characteristics of the main segments of the human body. En H. Matsui & K. Kobayashi (Eds.), *Biomechanics VIII-B* (pp. 1152–1159). 1983. Champaign, IL: Human Kinetics.



LAS NUEVAS TECNOLOGÍAS DEL CALZADO MEJORAN EL RENDIMIENTO EN LAS CARRERAS DE VELOCIDAD

Herrero-Molleda¹, Á. García-Sancho¹, J. García-López¹

¹ Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, Universidad de León, España. aherm@unileon.es

Resumen: El principal objetivo de este trabajo fue cuantificar el efecto de la introducción de fibras de carbono y otras tecnologías en la mediasuela de las zapatillas de clavos (*i.e.*, “super spikes”) en el rendimiento de una carrera de velocidad. En este estudio participaron ocho atletas féminas que realizaron cuatro sprints de 40 m utilizando dos tipos de calzado diferentes (*i.e.*, zapatillas de clavos convencionales y “super spikes”). Los principales resultados indicaron una mejora del 0.6% en el rendimiento gracias al uso de las “super spikes” (*i.e.*, reducción de 0.031 s en 40 m), principalmente en la fase de velocidad máxima (*i.e.*, 0.026 s en el tramo 30-40 m), lo que pudiera deberse al aumento en la rigidez de la pierna (*i.e.*, mayor “stiffness”, aportado por las “super spikes”) y a una menor deformación de la articulación metatarsofalángica. En conclusión, se ha demostrado un efecto positivo de las “super spikes” en el rendimiento en carreras de velocidad frente a las zapatillas de clavos convencionales.

Palabras clave: <biomecánica>, <material>, <zapatillas de clavos>, <atletismo>, <sprint>

INTRODUCCIÓN

En los últimos años se han producido una serie de avances tecnológicos en el ámbito del calzado deportivo, caracterizados por el uso de nuevos materiales más ligeros y que aportan una mayor rigidez [1]. Uno de los deportes donde más se ha podido apreciar su efecto sobre el rendimiento ha sido el atletismo, donde el uso de estas nuevas tecnologías ha supuesto una mejora en el rendimiento de mujeres y hombres, fundamentalmente en las carreras de larga distancia [1]. De este modo, las grandes marcas deportivas han incluido placas de fibra de carbono en la mediasuela con el objetivo de disminuir la pérdida de energía de la articulación metatarsofalángica al aumentar la rigidez de la zapatilla [2]. En pruebas como la maratón, el número de estudios científicos realizados es ampliamente extenso, observándose una mejora significativa, desde la inclusión de esta tecnología, en las 20 mejores marcas de la temporada tanto de hombres como de mujeres [3]. Igualmente, también se han detectado mejoras del 0.68% en las marcas de los corredores en comparación con las realizadas con zapatillas sin esta tecnología [4]. Sin embargo, el efecto de este tipo de calzado en las



pruebas de atletismo de pista aún debe ser investigado [1]. Por lo tanto, el principal objetivo de este trabajo es analizar el posible efecto de las nuevas tecnologías del calzado en el rendimiento de una carrera de velocidad de 40 m.

MÉTODOS

En este estudio participaron 8 mujeres atletas de nivel nacional especialistas en pruebas de velocidad (desde 60 a 200 m lisos) pertenecientes a las categorías Sub-20, Sub-23 y Absoluta (edad: 21.3 ± 3.4 años, masa: 55.4 ± 5.3 kg, estatura: 161.3 ± 4.1 cm). Todas ellas fueron informadas de los objetivos del estudio, dando su consentimiento por escrito. Tras completar un cuestionario sobre sus datos personales y deportivos, las participantes realizaron cuatro sprints de 40 m a máxima velocidad, alternando el tipo de calzado de forma aleatoria (*i.e.*, dos pruebas con zapatillas de clavos convencionales y dos con zapatillas de clavos con placa de carbono Nike Air Zoom Maxfly, denominadas “super spikes”) y disponiendo de recuperación completa entre cada esfuerzo. En todas las pruebas se registró el tiempo de paso en 10, 20, 30 y 40 m, mediante el uso de un sistema de cronometraje (DSD Láser System) y el uso de un taco de salida con detector de presión (AC010). Igualmente, se realizaron grabaciones de las fases de aceleración (0-10 m) y máxima velocidad (30-40 m) desde el plano sagital, a una velocidad de 240 fps (iPhone SE 2020). Por último, mediante el uso del programa Kinovea (v.0.9.5) se llevó a cabo un análisis cuantitativo, obteniéndose los valores de tiempo de contacto, frecuencia de zancada y amplitud de zancada; y cualitativo, analizándose la deformación de la articulación metatarsofalángica en el apoyo.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

El tiempo total de las participantes en 40 m fue significativamente menor con las “super spikes” que con las zapatillas de clavos convencionales (5.464 vs. 5.495 s, respectivamente), disminuyendo en 0.031 s (0.6%). Si bien esta mejora es bastante menor que la atribuida en estudios previos al uso de las zapatillas de clavos en carreras de velocidad (1.8-2.6% de mejora frente a zapatillas de carrera de resistencia) [5, 6], es similar al 0.6% que estos trabajos atribuyen al efecto del peso de la zapatilla (*i.e.*, zapatillas de clavos vs. zapatillas de clavos lastradas hasta el peso de una zapatilla de resistencia). Sin embargo, al realizar el análisis por fases, se observó que la mayor parte de esta mejora (0.026 s) se producía en la fase de máxima velocidad. El tiempo de contacto disminuyó 0.002 s en esta fase con las “super spikes”, pero no se encontraron diferencias significativas en la frecuencia ni en la amplitud de zancada, a pesar de obtenerse valores superiores en ambas con las “super spikes”. Diversos autores han descrito que las extremidades inferiores actúan como un resorte o muelle cargado por el peso de la masa corporal, lo que ha sido denominado modelo de muelle o “spring-mass model” [7, 8]. Por lo tanto, esta mejora en la fase de máxima velocidad podría deberse a la mayor capacidad de este tipo de zapatillas de almacenar y devolver la energía elástica a medida que la velocidad de carrera aumenta [9].



Por último, el análisis cualitativo reflejó una menor deformación de la articulación metatarsfalángica cuando las atletas utilizaban las “super spikes”. Esto podría deberse a la incorporación de las fibras de carbono en la mediasuela de la zapatilla, lo que aumenta su rigidez y permite acumular mayor energía en comparación con las zapatillas de clavos convencionales [2]. No obstante, la dificultad de medición del nivel de deformación de dicha articulación propició realizar el análisis de manera cualitativa. Por lo tanto futuros estudios deberían emplear herramientas que permitan llevar a cabo un análisis cuantitativo de esta variable.

CONCLUSIONES

El principal resultado de este trabajo ha sido demostrar que las “super spikes” tienen un efecto positivo sobre el rendimiento en las pruebas de velocidad, obteniéndose una mejora de 0.6% en 40 m. Además, esta mejora se produce mayoritariamente en la fase de máxima velocidad, lo que pudiera estar justificado por la menor deformación observada en la articulación metatarsfalángica cuando se utilizaban las “super spikes”.

REFERENCIAS

1. Healey L, Bertschy M, Kipp S, Hoogkamer W. Can we quantify the benefits of “super spikes” in track running? *Sports Med.* 2022;52(6): 1211-8. <https://doi.org/10.31236/osf.io/568ra>
2. Stefanyshyn DJ, Nigg BM. Energy aspects associated with sport shoes. *Sportverletzung Sportschaden.* 2000;14(3): 82-9. <https://doi.org/10.1055/s-2000-7867>
3. Bermon S, Garrandes F, Szabo A, Berkovics I, Adami PE. Effect of advanced shoe technology on the evolution of road race times in male and female elite runners. *Front Sports Act Living.* 2021;3: 653-73. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.653173>
4. Rodrigo-Carranza V, González-Mohino F, Santos del Cerro J, Santos-Concejero J, González-Ravé JM. Influence of advanced shoe technology on the top 100 annual performances in men's marathon from 2015 to 2019. *Sci Rep.* 2021;11(1): 224-58. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-01807-0>
5. Jiménez-Velayos A, García-López J. Análisis de la influencia de las zapatillas de clavos en el rendimiento de una prueba de 40 m en mujeres velocistas. *Rev. Int. de Cienc. del deporte.* 2017;13(49): 273-84. <https://doi.org/10.5232/ricyde2017.04906>
6. Corbí-Santamaría P, Jiménez-Velayos A, Corbí-Santamaría M, García-López J. Análisis biomecánico del efecto de las zapatillas de clavos en el rendimiento del esprint en hombres velocistas. *Rev. Int. de Cienc. del deporte.* 2018;14(53): 243-55. <https://doi.org/10.5232/ricyde2018.05305>
7. Brughelli M, Cronin J. Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness: modelling and recommendations for future research. *Sports med.* 2008;38(8): 647-57. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838080-00003>
8. Morin JB, Dalleau G, Kyröläinen H, Jeannin T, Belli A. A simple method for measuring stiffness during running. *J. Appl. Biomech.* 2005;21(2): 167-80. https://doi.org/10.1007/978-3-319-05633-3_8
9. Bergamini E. Biomechanics of sprint running: a methodological contribution [Tesis doctoral]. 2011. Università degli studi di Bologna.

AGRADECIMIENTOS

A las velocistas participantes en el estudio, por su total predisposición.



LA RESISTENCIA AERODINÁMICA DEL CICLISTA LÍDER DISMINUYE CUANDO OTRO CICLISTA LO PERSIGUE (“DRAFTING”): UN ESTUDIO DE CAMPO

Benito M.A.¹, Herrero-Molleda A.¹, García-López J.¹

¹ Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, Universidad de León, España, juan.garcia@unileon.es

Resumen: El efecto de “ir a rueda” ó “*drafting*” en la resistencia aerodinámica de un ciclista que persigue a otro ha sido ampliamente investigado en la literatura científica. A pesar de que estudios realizados en el túnel de viento y simulaciones por computadora han observado beneficios potenciales del ciclista perseguidor en el ciclista que es perseguido, ningún estudio experimental lo ha cuantificado en condiciones de campo, lo que constituye el principal objetivo del presente trabajo. Participaron siete ciclistas y triatletas con un mínimo de 6 años de experiencia con la bicicleta y más de 5000 km de entrenamiento en el momento de la valoración. En un velódromo cubierto se realizó una serie de pedaleo del ciclista solo y, en orden aleatorio, 4 series de pedaleo con los ciclistas agrupados en parejas, todas ellas a 45 km/h con 5 min de descanso entre ellas: 1-Posición original (ciclista solo); 2-Líder en posición aerodinámica (Líder); 3-Perseguidor en posición aerodinámica (Drafting); 4 (Líder-) y 5 (Drafting-), similares a las posiciones anteriores, pero en posición erguida (agarrados de los frenos del manillar), respectivamente. Se obtuvo el coeficiente de succión (SCx) en cada posición teniendo en cuenta la metodología de estudios previos (García-López *et al.*, 2014) y adicionalmente se registró la percepción subjetiva del esfuerzo de los ciclistas (RPE). Los resultados indicaron que el ciclista perseguidor disminuía el SCx del ciclista líder entre 2.6 y 3.3%, mientras que el ciclista líder disminuía el SCx del ciclista perseguidor entre 31.9 y 19.3%, dependiendo de la posición de ambos (acoplado vs. sin acople), respectivamente. El comportamiento cualitativo de la RPE fue similar al observado en el SCx, aunque cuantitativamente la RPE sobrestimó el beneficio en las posiciones 2-5. En conclusión, en condiciones de campo, la resistencia aerodinámica del ciclista líder disminuye (2.6-3.3%) cuando otro ciclista lo persigue.

Palabras clave: <ciclismo>, <rendimiento>, <aerodinámica>



INTRODUCCIÓN

En el ciclismo de ruta, cuando un ciclista pedalea en llano y no persigue a ningún otro ciclista (*“drafting”*), se acepta que la resistencia aerodinámica representa más del 90% de la resistencia total cuando la velocidad sobrepasa los 40 km/h (dependiendo del tipo de bicicleta utilizada y de la posición del ciclista). Por lo tanto, se asume que la resistencia aerodinámica es muy relevante en el rendimiento del ciclismo de ruta, y especialmente en las pruebas de contrarreloj (García-López *et al.*, 2014). Así, durante las competiciones en este deporte, es muy habitual observar cómo los ciclistas hacen *“drafting”*, ya que esta estrategia está permitida en todas las pruebas, a excepción de las pruebas de contrarreloj. Se ha estimado que al hacer *“drafting”* detrás de un solo ciclista la resistencia aerodinámica del ciclista perseguidor disminuye aproximadamente un 30%, dependiendo de la distancia entre las ruedas de ambas bicicletas y de las características antropométricas del ciclista que va en cabeza (Edwards & Byrnes, 2007; Blocken *et al.*, 2013). Este beneficio puede alcanzar hasta un 95% cuando un ciclista se encuentra específicamente ubicado en el medio de un pelotón de 121 corredores (Blocken *et al.*, 2018).

En los últimos años algunos estudios han estado dirigidos a analizar si también puede existir algún efecto del ciclista perseguidor en el ciclista líder, en términos de resistencia aerodinámica. Concretamente se han utilizado las técnicas de túnel de viento (Iñiguez-de-la-Torre & Iñiguez, 2009) y de simulación del comportamiento de fluidos por computadora -CFD- (Blocken *et al.*, 2013). Estos estudios han estimado una reducción de la resistencia aerodinámica entre 2.6 y 5.0% en el ciclista líder por

llevar detrás de él a un ciclista perseguidor, debido al incremento de la presión del aire delante del ciclista perseguidor, que provoca un menor gradiente o diferencial de presión de aire entre la parte delantera y trasera del ciclista líder. Sin embargo, hasta donde llega nuestro conocimiento, ningún estudio experimental realizado en condiciones de campo se ha realizado hasta la fecha para confirmar estos hallazgos, a pesar de que los tests realizados en velódromo han demostrado ser válidos, fiables y sensibles para valorar la resistencia aerodinámica (García-López *et al.*, 2014).

Adicionalmente a lo anterior, el uso de escalas de percepción del esfuerzo – RPE– han sido ampliamente utilizadas durante los últimos 25 años para monitorizar la intensidad del entrenamiento o esfuerzo físico realizado por los deportistas, y específicamente en ciclistas (Foster *et al.*, 2021). Hasta dónde llega nuestro conocimiento, ningún estudio previo ha utilizado estas escalas para valorar si existe coincidencia entre el aumento/disminución de la resistencia aerodinámica y el esfuerzo percibido por los ciclistas. Por lo tanto, el principal objetivo del presente estudio fue valorar, en condiciones de campo, los potenciales beneficios del ciclista perseguidor que hace *“drafting”* en la resistencia aerodinámica del ciclista que lo precede o líder. Los objetivos



secundarios fueron evaluar la influencia de la posición del ciclista en la bicicleta (posición aerodinámica vs. posición erguida) y comparar los cambios en la resistencia aerodinámica con los cambios en la percepción subjetiva del esfuerzo de los ciclistas.

MÉTODOS

Siete hombres ciclistas y triatletas formaron parte del estudio (edad: 28.3 ± 9.1 años, estatura: 177.2 ± 5.9 cm, masa corporal: 69.6 ± 6.9 kg, masa corporal + masa bicicleta: 81.5 ± 6.1 kg, y altura vertical del sillín medida desde el suelo: 101.6 ± 3.6 cm). Todos ellos eran ciclistas de club, de acuerdo con la clasificación de nivel de rendimiento de los ciclistas realizada por Ansley & Cangle (2009), con un mínimo de 6 años de experiencia en la práctica de ciclismo y de 5000 km de entrenamiento previo a la valoración. Todos ellos fueron informados de los procedimientos, métodos, beneficios y posibles riesgos del estudio, firmando un consentimiento por escrito para participar en el mismo. Los registros fueron tomados en el año 2021, bajo las restricciones propias de la pandemia por COVID-19.

Los tests fueron realizados en una única sesión, en un velódromo cubierto de 250 m de cuerda (Tafalla, Pamplona, España, 122.15 m en línea recta y 127.84 m en curva), utilizando los ciclistas sus propias bicicletas y teniendo un registro de las condiciones atmosféricas (estación meteorológica PCE-FWS 20, PCE Ibérica S.L., España). Todos los ciclistas realizaron un calentamiento de 15 minutos de duración antes de los tests, consistente en 3 min de pedaleo a baja intensidad y 3 series de 4 min de pedaleo a las velocidades de 35, 38 y 42 km/h en posición aerodinámica (con los antebrazos apoyados en el manillar aerodinámico), circulando sin ciclista perseguidor. Después de un descanso de 5 min, los ciclistas realizaron 5 series de pedaleo de 4 min de duración a una velocidad de 45 km/h, en orden aleatorio después de la primera de las posiciones, utilizando diferentes posturas encima de la bicicleta (Original, Líder, Drafting, Líder- y Drafting-), con 5 min de descanso entre series. Las cuatro últimas posiciones fueron testeadas con los ciclistas circulando por parejas (ciclista líder y ciclista perseguidor). En las posiciones 2 y 3 (Líder y Drafting), los ciclistas líder y perseguidor pedaleaban uno detrás del otro manteniendo una posición aerodinámica. En las posiciones 4 y 5 (Líder- y Drafting-), los dos ciclistas pedaleaban en las mismas condiciones que en las posiciones anteriores, con la diferencia de que el ciclista perseguidor utilizaba una posición erguida (agarrado de los frenos del manillar). La distancia entre las ruedas de los ciclistas líder y perseguidor debía mantenerse entre 0.5-1.0 m para que el registro fuese considerado válido, lo cual fue evaluado cualitativamente por un observador experto en ciclismo.

Durante todos los tests, la potencia de pedaleo, la velocidad de la bicicleta y la cadencia fueron registradas mediante un potenciómetro (Powertap G3-Disc Hub Powermeter, Sram LLC, EE.UU.) y un velocímetro (ANT+/Bluetooth Smart,



Garmin International, Inc, EE.UU.) ubicados en la rueda trasera de la bicicleta. La RPE fue monitorizada durante los 5 min de descanso entre series, utilizando la escala original de Borg (6-20) (Rodríguez-Marroyo et al., 2012). Posteriormente, el coeficiente de succión aerodinámica absoluto (SCx) y el coeficiente de succión aerodinámica relativo a la masa corporal del ciclista (SCx/kg) fueron calculados de manera similar a como se ha descrito en estudios previos realizados en velódromo (García-López et al., 2014). Brevemente, este modelo obtiene ambas variables a partir de la potencia de pedaleo y la masa del ciclista, considerando que la potencia es aprovechada en un 97.7%, tiene en cuenta los cambios en energía potencial (a partir de las variaciones en la altura del centro de masas resultante del ciclista y la bicicleta y de las secciones de curva y recta del velódromo) y cinética de la bicicleta (a partir de las variaciones de la velocidad de la bicicleta), y considera un coeficiente de rozamiento estándar de las ruedas con la pista del velódromo (0.0025) (García-López et al., 2014).

La prueba no paramétrica de Friedman fue utilizada para analizar el efecto de la posición del ciclista (Original, Líder, Drafting, Líder- y Drafting-) en el SCx, SCx/kg y la RPE, utilizando la prueba no paramétrica de Wilcoxon para datos apareados para analizar las diferencias individuales entre dos posiciones. El nivel de significación estadística se estableció en $P < 0.05$.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En general, la posición del ciclista (Original, Líder, Drafting, Líder- y Drafting-) afectó tanto al SCx (chi-cuadrado de 27.6 y $p = .0001$) como a la RPE (chi-cuadrado = 26.5 y $p = 0.0003$). En la posición Original, el SCx fue de $0.270 \pm 0.020 \text{ m}^2$ y el SCx/kg fue de $3.73 \pm 0.02 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2/\text{kg}$. La Figura 1 muestra una disminución significativa ($P < 0.05$) del SCx en las posiciones de Líder, Líder-, Drafting y Drafting- (2.6, 3.3, 31.9 y 19.3%, respectivamente) respecto a la posición Original, y varias diferencias significativas entre estas cuatro posiciones. Los cambios detectados en la RPE fueron mayores a los anteriores (6.9, 12.3, 36.2 y 22.3%, respectivamente), pero sin diferencias significativas ($P < 0.05$) entre la posición Original y la posición de Líder, ni entre la posición de Líder y Líder-.



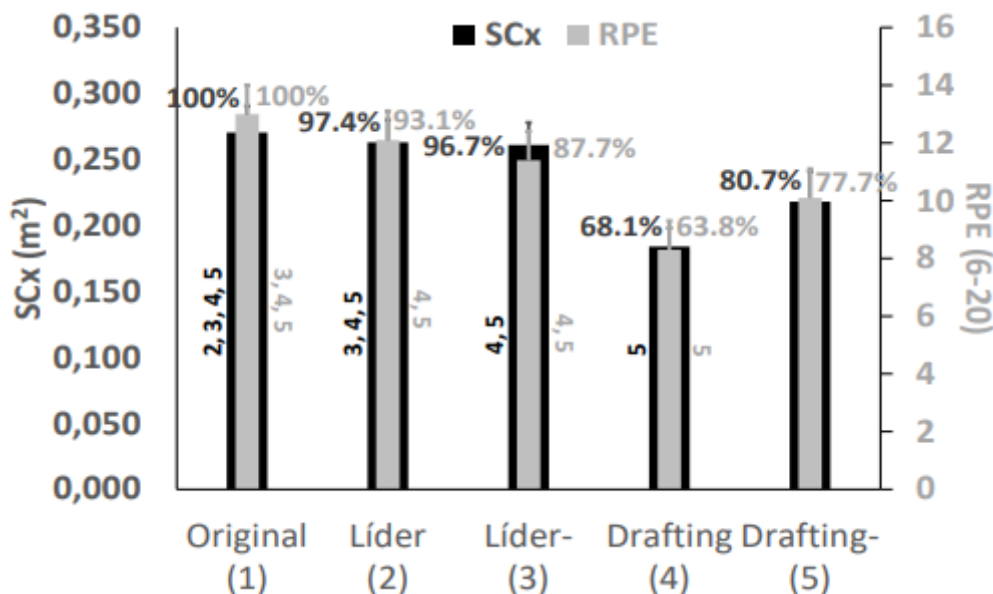


Figura 1. Coeficiente de succión (SCx) y percepción subjetiva del esfuerzo (RPE) en las 5 posiciones de pedaleo. Original (1) = los ciclistas pedaleaban de manera individual en posición aerodinámica; Líder (2) y Drafting (4) = los ciclistas líder y perseguidor pedaleaban alineados en posición aerodinámica, respectivamente; Líder- (3) y Drafting- (5) = los ciclistas líder y perseguidor pedaleaban alineados en posición erguida, respectivamente. Valores porcentuales respecto a la posición Original. Los números 1, 2, 3, 4 y 5 indican diferencias significativas ($P < 0.05$) respecto a las posiciones indicadas.

El principal hallazgo de este trabajo fue demostraren condiciones de campo que pedalear persiguiendo a otro ciclista supone una reducción entre el 2.6 y 3.3% de la resistencia aerodinámica del ciclista que va en cabeza. Estos valores son similares a los obtenidos en estudios previos llevados a cabo con la técnica de simulación del comportamiento de fluidos por computadora -CFD- (2.6%), pero es necesario destacar que estos estudios no tuvieron en cuenta la bicicleta en la simulación, considerando únicamente la resistencia ofrecida por el cuerpo del ciclista (Blocken et al., 2013). Sin embargo, ambos resultados son inferiores a los obtenidos en el túnel de viento, donde la reducción de la resistencia aerodinámica fue entre 4.0-5.0% (Iñiguez-de-la-Torre & Iñiguez, 2009). Estas diferencias podrían ser debidas a que en el túnel de viento no se tienen en cuenta los movimientos laterales de los ciclistas ni los pequeños movimientos en otros planos que el ciclista y la bicicleta realizan durante el pedaleo (García-López et al., 2014), así como las variaciones en la distancia entre la rueda trasera del ciclista líder y la delantera del ciclista perseguidor, que son frecuentes durante la conducción en condiciones de campo. Adicionalmente, el beneficio observado en el velódromo es mayor cuando el ciclista perseguidor utilizaba una posición erguida, posiblemente porque esta posición aumenta la presión de aire delante del ciclista perseguidor, disminuyendo el gradiente de presión entre la parte delantera y trasera del ciclista líder, de manera similar a lo que se ha descrito cuando un coche o motocicleta persiguen a un ciclista (Blocken et al., 2016).

La disminución del SCx observada en la posición Drafting (31.9%) es similar a la que se ha descrito en estudios previos, entre el 27-33% (Edwards & Byrnes,



2007; Blocken et al., 2013), por lo que este beneficio es aproximadamente 10 veces mayor que el observado en el ciclista líder (31.9 vs. 2.6-3.3%, respectivamente). Sin embargo, este beneficio es menor cuando la posición del ciclista perseguidor es erguida (19.3%), probablemente porque el gradiente de presión del aire en la parte delantera y trasera de este aumenta cuando adopta esta posición (Blocken et al., 2013). Por lo tanto, desde una perspectiva cualitativa y práctica, la posición del ciclista perseguidor (aerodinámica vs. erguida) tiene más efecto en él mismo (disminuye el beneficio del 31.9 al 19.3%, respectivamente) que en el ciclista líder (aumenta el beneficio del 2.6 al 3.3%, respectivamente).

La Figura 1 muestra que los valores de RPE y de SCx tienen un comportamiento cualitativo similar (es decir, cuando disminuye el SCx también lo hace la RPE). Sin embargo, cuantitativamente su comportamiento es diferente, porque los cambios observados en la RPE son más pronunciados que los observados en el SCx, a pesar de no haber obtenido diferencias significativas entre algunas posiciones (Original vs. Líder y Líder vs. Líder-). Aunque la RPE ha sido ampliamente utilizada en ciclismo para monitorizar la intensidad del esfuerzo (Foster et al., 2021), es posible que esta metodología sobrestime los efectos que diferentes posiciones pueden tener en la resistencia aerodinámica. De hecho, los cambios en la RPE no sólo se deberían al aumento o disminución de la resistencia aerodinámica, ya que en gran parte pueden deberse a la percepción de confort del ciclista durante el pedaleo en una y otra posición. Por lo tanto, a la vista de los resultados de este estudio, la sensibilidad de esta escala para detectar pequeños cambios en la resistencia aerodinámica es cuestionable. Futuros estudios podrían verificar estos hallazgos, utilizando mayor número de ciclistas y llevando a cabo un período de familiarización más extenso con la escala (aunque la mayoría de los ciclistas la utilizaban en sus entrenamientos, no se llevó a cabo un período de familiarización específico con la misma).

Finalmente, los valores medios obtenidos para el SCx y SCx/kg en la posición original a 45 km/h ($0.270 \pm 0.20 \text{ m}^2$ y $3.73 \pm 0.02 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2 / \text{kg}$, respectivamente) son claramente superiores a los reportados para ciclistas de élite evaluados en velódromo a la misma velocidad ($0.237 \pm 0.16 \text{ m}^2$ y $3.47 \pm 0.02 \cdot 10^{-3} \text{ m}^2 / \text{kg}$, respectivamente) (García-López et al., 2014). Una posible explicación podría ser que los ciclistas que participaron en el presente trabajo eran ciclistas de nivel club y, por lo tanto, no tenían la posición tan optimizada en la bicicleta ni las habilidades técnicas de conducción respecto a los ciclistas de élite del estudio mencionado. Futuros estudios podrían comprobar el posible efecto del nivel competitivo de los ciclistas en la disminución del SCx observada en el ciclista líder cuando es perseguido por otro ciclista.

La principal limitación de este trabajo ha sido el bajo número de ciclistas evaluados ($n= 7$), lo que fue debido a las restricciones de viaje y de uso de instalaciones públicas cubiertas durante el período de pandemia por COVID-19, dificultando el acceso a ciclistas competitivos. Además, aunque la mayoría de



los ciclistas utilizaban una escala RPE (0-10) durante sus sesiones de entrenamiento, no se llevó a cabo una familiarización específica con la escala de RPE de puntuación 6-20.

CONCLUSIONES

En la práctica de ciclismo de ruta, el ciclista perseguidor, al realizar “drafting”, disminuye la resistencia aerodinámica del ciclista que va en cabeza ó líder (entre 2.6 y 3.3%), dependiendo de la posición del ciclista perseguidor en la bicicleta (aerodinámica vs. erguida, respectivamente). Este beneficio del ciclista líder es unas 10 veces inferior al observado en el ciclista perseguidor (“drafting”), cuya posición sobre la bicicleta (aerodinámica vs. erguida) tiene más efectos en la resistencia aerodinámica para él mismo que para el líder. Los cambios observados en la resistencia aerodinámica se corresponden cualitativamente con los cambios en la percepción subjetiva del esfuerzo, aunque estos últimos sobreestiman las diferencias entre posiciones y parecen no ser sensibles a pequeñas modificaciones de la resistencia aerodinámica. Son necesarios futuros trabajos con mayor número de ciclistas y con un mayor tiempo de familiarización con la escala de RPE 6-20.

REFERENCIAS

1. Ansley, L., Cangle, P. (2009). Determinants of “optimal” cadence during cycling. *European Journal of Sport Science*, 9, 61–85.
2. Blocken, B., Defraeye, T., Koninckx, E., Carmeliet, J., Hespel, P. (2013). CFD simulations of the aerodynamic drag of two drafting cyclists. *Computers and Fluids*, 71, 435-445.
3. Blocken, B., Toparlar, Y. (2015). A following car influences cyclist drag: CFD simulations and wind tunnel measurements. *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, 145, 178-186.
4. Blocken, B., Toparlar, Y., Andrianne, T. (2016). Aerodynamic benefit for a cyclist by a following motorcycle. *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, 155, 1-10.
5. Blocken, B., van Druenen, T., Toparlar, Y., Malizia, F., Mannion, P., Andrianne, T., Marchal, T., Geert-Jan, M., Diepens, J. (2018). Aerodynamic drag in cycling pelotons: new insights by CFD simulation and wind tunnel testing. *Journal of Wind Engineering and Industrial Aerodynamics*, 179, 319-337.
6. Edwards, A. G., Byrnes, W. C. (2007). Aerodynamic characteristics as determinants of the drafting effect in cycling. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39, 170-76.
7. Foster, C., Boullosa, D., McGuigan, M., Fusco, A., Cortis, C., Arney, B. E., Orton, B., Dodge, C., Jaime, S., Radtke, K., van Erp, T., de Koning, J. J., Bok, D., Rodriguez-Marroyo, J. A., Porcari, J. P. (2021). 25 years of session rating of perceived exertion: Historical perspective and development. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 16(5), 612-621.
8. García-López, J., Ogueta-Alday, A., Larrazabal, J., Rodríguez-Marroyo, J. (2014). The use of velodrome tests to evaluate aerodynamic drag in professional cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 35(5), 451-455.
9. García-López, J., Rodríguez-Marroyo, J. A., Juneau, C. E., Peleteiro, J., Martínez, A. C., Villa, J. G. (2008). Reference values and improvement of aerodynamic drag in professional cyclists. *Journal of Sports Sciences*, 26(3), 277-286.
10. Iñiguez-de-la Torre, A., Iñiguez, J. (2009). Aerodynamics of a cycling team in a time trial: Does the cyclist at the front benefit? *European Journal of Physics*, 30(6), 1365.



10. Rodríguez-Marroyo, J. A., Villa, G., García-López, J., Foster, C. (2012). Comparison of heart rate and session rating of perceived exertion methods of defining exercise load in cyclists. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(8), 2249-2257



EFECTOS DE LA SUPERFICIE DE CARRERA SOBRE LOS PARÁMETROS ESPACIOTEMPORALES

Ignacio Catalá-Vilaplana, Julia Rizo-Albero, Esther Sánchez-Ribes,
Roberto Sanchis-Sanchis, Alberto Encarnación-Martínez, Pedro Pérez-
Soriano

GIBD, Departamento de Educación Física y Deportiva, Universidad de
Valencia, Valencia, España

ignacio.catala@uv.es, jurial@alumni.uv.es, sanriest@alumni.uv.es,
roberto.sanchis@uv.es, alberto.encarnacion@uv.es, [Pedro.Perez-
Soriano@uv.es](mailto:Pedro.Perez-Soriano@uv.es)

Resumen: Las cintas rodantes, y en concreto las nuevas cintas curvas no motorizadas están siendo frecuentemente empleadas en la actualidad. Sin embargo, existe una falta de evidencia sobre la biomecánica de carrera en este tipo de cintas rodantes. El objetivo de este estudio fue analizar el efecto de tres superficies de carrera diferentes (cinta rodante motorizada (MT), cinta curva no motorizada (cNMT) y suelo (SL)) sobre los parámetros espaciotemporales durante un test de carrera prolongada. 21 corredores/as recreacionales realizaron tres pruebas de carrera durante 30 minutos al 80% de la VAM en las tres condiciones de estudio. Se observó una mayor frecuencia de zancada ($p=0.023$) en MT, y menor longitud de zancada ($p=0.024$) en cNMT en comparación con SL. Además, la carrera en ambas cintas provocó un aumento ($p<0.001$) en la percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca.

Palabras clave: <cinta curva no motorizada>, <frecuencia y longitud de zancada>, <locomoción>, <biomecánica>

INTRODUCCIÓN

Recientemente, se han creado nuevos diseños de cintas rodantes, como es la cinta curva no motorizada (cNMT). Este tipo de cinta rodante permite a los corredores seleccionar la velocidad por sí mismos impulsando la cinta en cada paso (Encarnación Martínez et al., 2021), generando un aumento en las demandas cardiometabólicas (Edwards et al., 2017).

Por otro lado, los parámetros espaciotemporales están estrechamente relacionados con la economía de carrera, ya que dependen de la técnica de carrera y se ven afectados por la aparición de la fatiga, aumentando consecuentemente el riesgo de lesión (Williams & Cavanagh, 1987). Algunos de los factores que pueden alterar estos parámetros son la superficie de carrera y



la fatiga. En el caso de la superficie de carrera, se ha observado que la carrera en cinta motorizada (MT) produce una disminución en la longitud de zancada y un aumento en la frecuencia de zancada en comparación con la carrera sobre suelo (SL) (Wank et al., 1998). Sin embargo, se desconoce si el patrón de carrera en relación a los parámetros espaciotemporales podría verse alterado durante la carrera en cNMT.

Por ello, el objetivo del presente estudio fue analizar el efecto de tres superficies diferentes de carrera (MT, cNMT, SL) sobre los parámetros espaciotemporales durante un test de carrera prolongada.

MÉTODOS

Participantes

Veintiún corredores recreativos (17 hombres y 4 mujeres, 36 ± 9 años, altura $1,76 \pm 0,08$ m, peso 69 ± 10 kg, índice de masa corporal 22 ± 2 kg/m², 4 ± 1 entrenamientos/semana y entrenamiento de carrera de 41 ± 15 km/semana) participaron en este estudio. Todos los participantes dieron su consentimiento informado por escrito, aprobado por el Comité de Ética de la Universidad (número de registro: 1568868) y completaron una evaluación PAR-Q para excluir enfermedades que contraindiquen el ejercicio. Los corredores/as debían de correr al menos 20 km por semana durante el último año, y no tener lesiones o dolor en las extremidades inferiores durante al menos seis meses antes de la prueba. Todos los participantes tenían experiencia previa en la carrera en cinta rodante.

Protocolo

Los corredores/as completaron cuatro sesiones de evaluación, separadas por al menos 48-72 h y a la misma hora del día (± 1). El primer día, los participantes realizaron un test de carrera submáxima en una pista de 400 m, con el objetivo de cubrir la máxima distancia durante 5 minutos, y estimar la velocidad aeróbica máxima (VAM) (Berthon et al., 1997). En el segundo, tercer y cuarto día, los participantes realizaron tres pruebas de carrera en diferentes superficies: cinta de correr motorizada (h/p/cosmos pulsar® 3p, h/p/cosmos sports & medical gmbh. Nußdorf, Alemania) con 1 % de inclinación para replicar el coste energético de la carrera al aire libre (Jones & Doust, 1996), cinta curva no motorizada (Bodytone ZRO-T, Bodytone International Sport S.L., Molina del Segura, España) y sobre suelo. De manera similar, los corredores realizaron un calentamiento de 8 minutos, que también les permitió familiarizarse con la superficie (Arnold et al., 2019), seguido de una prueba de 30 minutos al 80 % de la VAM individual. Cada 5 minutos (T1, T5, T10, T15, T20, T25, T30) se registraron los parámetros espaciotemporales, el esfuerzo percibido (RPE) y la frecuencia cardíaca (FC).

Los parámetros espaciotemporales se registraron a 120 Hz mediante dos acelerómetros inalámbricos triaxiales ligeros (XSENS DOT, XSENS, Enschede, Países Bajos; masa total: 10,9 g; dimensiones: 36_30_11 mm, rango ± 16 g).



Los acelerómetros se colocaron en la porción distal y anteromedial de la tibia de la pierna y se sujetaron firmemente a la piel con cinta adhesiva de doble cara y asegurados con cintas elásticas de neopreno, ajustando la presión hasta el límite del confort de los participantes (Lucas

Cuevas et al., 2017). Se utilizó una escala de Borg 6-20 (Borg, 1982) y una banda de FC portátil (Polar V800, Polar Electro, Kempele, Finlandia) para registrar el RPE y la FC, respectivamente.

Análisis Estadístico

El análisis estadístico se llevó a cabo utilizando el software estadístico SPSS.26 (SPSS Inc., Chicago, IL, EE. UU.). La normalidad y homocedasticidad de los datos se verificaron mediante la prueba de Shapiro-Wilk y la prueba de Levene, respectivamente. Mediante un modelo lineal general de medidas, empleando comparaciones post hoc (Bonferroni), se identificaron las diferencias significativas ($p < 0,05$) entre los factores intra-sujeto de superficie de carrera (MT, cNMT y SL) y el instante de carrera (T1, T5, T10, T15, T20, T25 y T30).

RESULTADOS

El análisis estadístico mostró diferencias significativas ($p < 0,05$) entre las superficies de carrera para las diferentes variables analizadas. En concreto, se observó una menor longitud de zancada ($p = 0,024$) en cNMT frente a SL y mayor frecuencia de zancada en MT frente a SL ($p = 0,023$) (Figura 1). Además, se pueden observar diferencias significativas en RPE y HR entre cNMT y SL (RPE: $p < 0,001$; HR: $p = 0,001$), y entre MT y SL (RPE: $p < 0,001$; HR: $p = 0,010$), siendo superiores en cNMT, seguidamente de MT y SL, respectivamente, sin observarse diferencias entre cintas rodantes.

Por otro lado, se encontró una interacción positiva entre la superficie de carrera y la carrera prolongada en términos de frecuencia de zancada, donde se encontraron diferencias significativas entre los momentos iniciales y finales de la prueba en cNMT. En concreto, la frecuencia de zancada disminuyó durante el test, con diferencias significativas entre T1 vs T10 ($p = 0,007$), T1 vs T15 ($p = 0,009$), T1 vs T20 ($p = 0,005$), T1 vs T25 ($p < 0,001$), T5 vs T25 ($p = 0,010$), T5 vs T30 ($p = 0,020$), T10 vs T25 ($p = 0,047$); mientras la frecuencia de zancada aumentó en SL entre T10 vs T30 ($p = 0,036$). La RPE y FC aumentaron significativamente ($p < 0,05$) durante la carrera, encontrando diferencias significativas entre los momentos iniciales y finales de la prueba.

DISCUSIÓN

El presente estudio muestra una reducción estadísticamente significativa ($p < 0,05$) en la longitud de la zancada en cNMT y un aumento en la frecuencia de la zancada en MT, en comparación con la carrera sobre SL. Sin embargo, y en consonancia con el estudio de Encarnación-Martínez et al. (2021), no se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0,05$) en estos



parámetros entre ambas cintas rodantes, aunque se esperaban diferencias debido a la fricción, la curvatura y las dimensiones de las diferentes cintas (Bruseghini et al., 2019). En línea con otros autores (Riley et al., 2008), la mayor frecuencia de zancada y la menor longitud de zancada durante la carrera en cinta rodante frente a SL se deben a las percepciones de mayor velocidad de carrera experimentadas por los corredores (Milner et al., 2020), estando relacionado con la economía de carrera. Por lo tanto, las frecuencias de zancadas más altas elegidas por corredores experimentados conllevan una optimización del gasto de energía y una mejora en la economía de carrera (Hunter & Smith, 2007). Sin embargo, la frecuencia de zancada en cNMT disminuyó durante el test, lo que podría ser consecuencia del aumento de la fatiga (RPE y FC) en este tipo de cinta.

Por otro lado, cNMT generó significativamente ($p < 0,05$) superiores RPE y HR en comparación con SL, pero no se encontraron diferencias ($p > 0,05$) entre ambas cintas rodantes. En línea con estos resultados, investigaciones previas han sugerido que la cNMT es considerada como la superficie de carrera más fatigante por los participantes y genera un mayor gasto energético en comparación con MT o SL, ya que este tipo de cintas rodantes requieren energía no solo para impulsar el propio peso corporal, sino también para impulsar la cinta en cada paso, con su propia fricción y pendiente (Bruseghini et al., 2019; Edwards et al., 2017).

CONCLUSIÓN

La carrera en diferentes cintas rodantes produce cambios en los parámetros espaciotemporales, percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca en comparación con la carrera sobre suelo. En concreto, se observó una mayor frecuencia de zancada en cinta rodante motorizada y menor longitud de zancada en cinta curva no motorizada en comparación con el suelo. Además, durante la carrera en cinta, incrementó la percepción del esfuerzo y frecuencia cardíaca. Por todo ello, los corredores/as, entrenadores/as o investigadores/as deberían tener en cuenta estas diferencias a la hora de planificar sesiones de entrenamiento, prescribir ejercicio físico o llevar a cabo estudios de investigación.

REFERENCIAS

1. Arnold, B. J. W., Weeks, B. K., & Horan, S. A. (2019). An examination of treadmill running familiarisation in barefoot and shod conditions in healthy men. *Journal of Sports Sciences*, 37(1), 5 -12 <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1479533>
2. Berthon, P., Fellmann, N., Bedu, M., Beaune, B., Dabonneville, M., Coudert, J., & Chamoux, A. (1997). A 5-min running field test as a measurement of maximal aerobic velocity. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 75(3), 233-238. <https://doi.org/10.1007/s004210050153>
3. Borg, G. A. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(5), 377-381.



4. Bruseghini, P., Tam, E., Monte, A., Capelli, C., & Zamparo, P. (2019). Metabolic and kinematic responses while walking and running on a motorised and a curved non-motorised treadmill. *Journal of Sports Sciences*, 37(4), 396-403. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1504605>
5. Edwards, R. B., Tofari, P. J., Cormack, S. J., & Whyte, D. G. (2017). Non-motorized Treadmill Running Is Associated with Higher Cardiometabolic Demands Compared with Overground and Motorized Treadmill Running. *Frontiers in Physiology*, 8, 914. <https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00914>
6. Encarnación-Martínez, A., Catalá-Vilaplana, I., Berenguer-Vidal, R., Sanchis-Sanchis, R., Ochoa-Puig, B., & Pérez-Soriano, P. (2021). Treadmill and Running
7. Speed Effects on Acceleration Impacts: Curved Non-Motorized Treadmill vs. Conventional Motorized Treadmill. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 18(10), 5475. <https://doi.org/10.3390/ijerph18105475>
9. Hunter, I., & Smith, G. A. (2007). Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: Changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *European Journal of Applied Physiology*, 100(6), 653-661. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0456-1>
10. Jones, A. M., & Doust, J. H. (1996). A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *Journal of Sports Sciences*, 14(4), 321-327. <https://doi.org/10.1080/02640419608727717>
11. Lucas-Cuevas, A. G., Encarnación-Martínez, A., Camacho-García, A., Llana-Belloch, S., & Pérez-Soriano, P. (2017). The location of the tibial accelerometer does influence impact acceleration parameters during running. *Journal of Sports Sciences*, 35(17), 1734-1738. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1235792>
12. Milner, C. E., Hawkins, J. L., & Aubol, K. G. (2020). Tibial Acceleration during Running Is Higher in Field Testing Than Indoor Testing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 52(6), 1361-1366. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000002261>
14. Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J., Della Croce, U., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(6), 1093-1100. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181677530>
15. Wank, V., Frick, U., & Schmidtbleicher, D. (1998). Kinematics and electromyography of lower limb muscles in overground and treadmill running. *International Journal of Sports Medicine*, 19(7), 455-461. <https://doi.org/10.1055/s-2007-971944>
16. Williams, K. R., & Cavanagh, P. R. (1987). Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 63(3), 1236-1245. <https://doi.org/10.1152/jappl.1987.63.3.1236>



MÉTODO DE LOS DOS PUNTOS EN CONDICIONES DE CAMPO: UNA PROPUESTA FIABLE PARA EVALUAR LAS VARIABLES DE LA RELACIÓN CARGA- VELOCIDAD

Sergio Miras-Moreno¹, Amador García-Ramos², Francisco Javier Rojas-Ruiz³, María Dolores Morenas-Aguilar⁴, Alejandro Pérez-Castilla⁵

¹ Universidad de Granada, España, smiras@ugr.es

² Universidad de Granada, España, amagr@ugr.es

³ Universidad de Granada, España, fjrojas@ugr.es

⁴ Universidad de Granada, España, mdmorenas@ugr.es

⁵ Universidad de Almería, España, alexper@ual.es

Resumen: La relación fuerza-velocidad ha sido tradicionalmente usada para obtener una evaluación más comprensiva de las capacidades neuromusculares máximas (7). No obstante, la validez y fiabilidad de los parámetros de la relación fuerza-velocidad puede verse comprometida debido a la larga extrapolación que existe de los puntos experimentales (8). Las variables obtenidas de la relación carga-velocidad (máxima capacidad de carga [L_0], máxima capacidad de velocidad [V_0] y área bajo la línea de relación de carga-velocidad [A_{line}]) han sido propuestas como una alternativa (8). Estos resultados sugieren que el método de los dos puntos es un procedimiento para evaluar las capacidades neuromusculares más rápido, fiable y menos propenso a la fatiga que los métodos de múltiples puntos.

Palabras clave: <entrenamiento de fuerza basado en la velocidad>, <encoder lineal>

INTRODUCCIÓN

La relación fuerza-velocidad ha sido tradicionalmente usada para obtener una evaluación más comprensiva de las capacidades neuromusculares máximas (8). En este sentido, las variables mecánicas descritas por este sistema de evaluación neuromuscular están representadas por (a) fuerza máxima teórica [F_0], (b) velocidad máxima teórica [V_0] y (c) máxima potencia (P_{max}) (5). No obstante, la validez y fiabilidad de los parámetros de la relación fuerza-velocidad puede verse comprometida debido a la larga extrapolación que existe de los puntos experimentales (8). Esto está influenciado parcialmente por la extrapolación de los puntos experimentales hacia v_0 (8). Por otro lado, no es



necesario monitorizar los valores de fuerza para evaluar las capacidades máximas neuromusculares utilizando la relación carga-velocidad, de esta forma se reduce la cantidad de extrapolación hacia v_0 (cambio de unidades de N a kg). Debido a esto, no es sorprendente que las variables de relación carga-velocidad (máxima capacidad de carga [L_0], máxima capacidad de velocidad [v_0], y área bajo la línea de relación de carga-velocidad [$A_{line} = L_0 \times v_0 / 2$]) hayan sido propuestas como una alternativa, demostrando una gran fiabilidad y validez con respecto a test más tradicionales (7,8). Para adquirir estas variables, se requieren de puntos experimentales procedentes de múltiples cargas externas (método estándar-múltiple) y aplicando modelos de regresiones lineales (8). Aunque debido a la linealidad de esta relación, nuevos métodos se han utilizado como: (I) el método estándar-modificado, en el que el punto experimental que más se aleja de la linealidad es eliminado para mejorar la bondad de ajuste (2) y, (II) el método de los dos puntos, en el que la relación carga-velocidad es obtenida con dos puntos experimentales distantes (3). No obstante, a pesar de estos avances y beneficios, numerosos aspectos de este método son necesarios de explorar: (I) en diferentes ejercicios de fuerza, (II) utilizando diferentes métodos de relación carga-velocidad y (III) en diferentes variables cinemáticas. Por ello, el objetivo es explorar la fiabilidad de las variables de la relación carga-velocidad obtenidas a partir de diferentes métodos (múltiple estándar vs. múltiple estándar modificado vs. dos puntos) y variables cinemáticas (velocidad media vs. velocidad pico) durante el ejercicio de remo tumbado. Se hipotetiza que las variables de la relación carga-velocidad serán fiables durante el ejercicio de remo tumbado y que el método estándar-múltiple y dos puntos tendrán una mejor fiabilidad que el método estándar-modificado.

MÉTODOS

Se usó un diseño contralanceado de medidas repetidas para explorar la fiabilidad entre sesiones de las variables de relación carga-velocidad obtenidas por los métodos múltiples (estándar vs. modificado) y dos puntos. Después de realizar una sesión de familiarización para determinar su 1RM, 23 varones (media \pm DE: edad = 25.0 ± 7.3 años [rango: 18–45 años]; masa corporal = 82.6 ± 22.7 kg; altura = 1.78 ± 0.07 m; 1RM en remo tumbado = 84.8 ± 12.9 kg) realizaron 4 sesiones aleatorias: dos sesiones contra 6 cargas diferentes (14 kg, 4 cargas intermedias y 85% de la uno repetición máxima [1RM]) en una semana y dos sesiones contra 2 cargas diferentes (14 kg y 85% 1RM) en otra semana. Todas las sesiones de evaluación estuvieron separadas por 48 a 72 horas de descanso y se realizaron en el laboratorio de investigación de la universidad bajo la supervisión directa del mismo investigador, a la misma hora del día para cada sujeto (\pm 1 horas) y en condiciones ambientales similares ($\sim 22^\circ\text{C}$ y $\sim 60\%$ de humedad). No se informaron de limitaciones físicas o lesiones musculoesqueléticas que pudieran comprometer las pruebas. Se pidió a los sujetos que evitaran cualquier ejercicio extenuante durante el transcurso de este estudio, y se les informó de los procedimientos y firmaron un formulario de



consentimiento informado por escrito antes de iniciar este estudio. En todas las sesiones de prueba se utilizó una máquina Smith (Multipower Fitness Line, Peroga, Murcia, España) junto con un transductor de velocidad lineal validado (T-Force System; Ergotech, Murcia, España) que registraba directamente los datos de velocidad-tiempo a una frecuencia de 1.000 Hz. La versión 3.70 del software T-Force calculó automáticamente la velocidad media; VM (es decir, la velocidad promedio desde la primera velocidad positiva hasta que la velocidad es 0 m·s⁻¹) y velocidad pico; VP (es decir, la velocidad instantánea máxima registrada durante la fase de elevación). Las relaciones carga-velocidad se modelaron considerando 2 variables de velocidad (VM y VP) y utilizando 3 métodos diferentes: método múltiple-estándar (es decir, usando puntos de datos adquiridos de las 6 cargas para el modelado carga-velocidad), punto múltiple-modificado (es decir, excluyendo el punto de datos que más redujo el r^2 de la regresión lineal del método estándar de puntos múltiples para el modelado carga-velocidad), y 2 puntos (es decir, usando puntos de datos adquiridos de solo 2 cargas para el modelo carga-velocidad) (3,7,8).

Sesión preliminar (Sesión 1): los sujetos completaron una prueba de carga incremental para determinar su 1RM en remo tumbado. La carga externa inicial se fijó en 40 kg y se fue aumentando progresivamente en incrementos de 10 kg hasta que la VM fue inferior a 0,80 m·s⁻¹. Los períodos de descanso se establecieron en 3 minutos para cargas ligeras y moderadas y en 5 minutos para cargas más pesadas. Los sujetos recibieron retroalimentación auditiva de la VM inmediatamente después de completar cada repetición para familiarizarlos con el levantamiento de cargas submáximas a la velocidad máxima.

Sesión experimental (Sesión 2-5): El calentamiento específico consistió en 1 serie de 10, 5 y 2 repeticiones al 40, 60 y 80% de 1RM, respectivamente. Después del calentamiento, los sujetos descansaron durante 3 minutos y luego realizaron una prueba de carga incremental contra 6 cargas diferentes (método de puntos múltiples) o solo 2 cargas (método de 2 puntos). La carga mínima (L1) fue de 14 kg para todos los sujetos (masa de la barra de la máquina Smith descargada), y el 85% de 1RM fue la carga máxima (L6). Las 4 cargas intermedias se distribuyeron equidistantemente entre L1 y L6. Durante las sesiones en las que se estableció la relación carga-velocidad mediante el método de puntos múltiples, se aplicaron 6 cargas (L1-L2-L3-L4-L5-L6), mientras que en las sesiones en las que sólo se utilizó 2 cargas, se aplicó el método de los dos puntos.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La bondad de ajuste de la relación carga-velocidad individual usada en los métodos múltiples (estándar vs. modificado) fue muy fuerte para ambas variables cinemáticas VM (rango $r^2 = 0.868-0.995$ y $0.965-0.999$) y VP (rango $r^2 = 0.922-0.987$ y $0.961-0.999$).



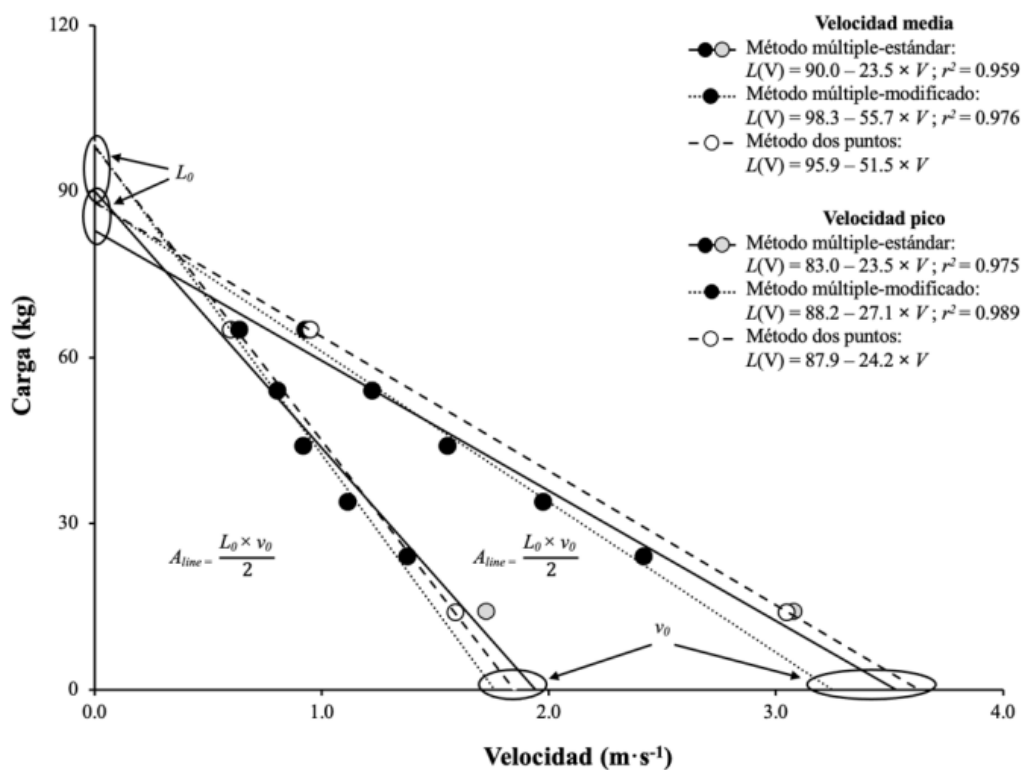


Figura 1. Relación carga-velocidad de un sujeto representativo obtenido por el método de múltiple-puntos estándar (círculos negro/gris y línea continua), método múltiple-modificado (círculos negros y línea puntos) y método de los dos puntos (círculos blancos y línea discontinua). Coeficiente de correlación de Pearson (r). L_0 , máxima capacidad de carga; v_0 , máxima capacidad de velocidad; A_{line} , área bajo la línea de relación carga-velocidad

La fiabilidad entre-sesiones fue aceptable para todos los métodos y variables (rango CV = 2.09-9.21%). La fiabilidad entre-sujetos fue notablemente menor para v_0 (rango CV = 6.42-10.81%) que para L_0 (rango CV = 12.35-16.56%) o A_{line} (rango CV = 15.31-17.35%).



Tabla 1. Fiabilidad entre-sesiones de las variables de relación carga-velocidad obtenidas con diferentes métodos y variables de velocidad.

Método	Velocidad	Variables relación carga-velocidad	Sesión 1 (media ± DE)	Sesión 2 (media ± DE)	CV intra-sujeto (%)	CV inter-sujeto (%)
Múltiple-Estándar	Velocidad media	L_0 (kg)	104 ± 14	104 ± 12	4.00 (3.09, 5.66)	12.35
		v_0 (m·s ⁻¹)	2.00 ± 0.13	2.00 ± 0.15	4.24 (3.28, 6.01)	6.84
		Aline (kg·m·s ⁻¹)	104 ± 16	104 ± 15	2.49 (1.93, 3.53)	15.38
	Velocidad pico	L_0 (kg)	93 ± 13	94 ± 12	2.63 (2.04, 3.73)	13.10
		v_0 (m·s ⁻¹)	3.65 ± 0.25	3.64 ± 0.26	3.75 (2.90, 5.30)	7.05
		Aline (kg·m·s ⁻¹)	169 ± 27	170 ± 26	2.68 (2.07, 3.79)	15.58
Múltiple-modificado	Velocidad media	L_0 (kg)	109 ± 19	110 ± 16	9.21 (7.12, 13.03)	16.23
		v_0 (m·s ⁻¹)	1.91 ± 0.17	1.89 ± 0.18	8.15 (6.30, 11.53)	9.24
		Aline (kg·m·s ⁻¹)	103 ± 16	104 ± 16	2.97 (2.29, 4.20)	15.49
	Velocidad pico	L_0 (kg)	97 ± 17	98 ± 15	6.78 (5.24, 9.59)	16.56
		v_0 (m·s ⁻¹)	3.48 ± 0.39	3.44 ± 0.36	7.55 (5.84, 10.68)	10.81
		Aline (kg·m·s ⁻¹)	166 ± 26	167 ± 25	3.88 (3.00, 5.48)	15.31
Dos puntos	Velocidad media	L_0 (kg)	110 ± 13	110 ± 14	2.19 (1.70, 3.11)	12.36
		v_0 (m·s ⁻¹)	2.06 ± 0.14	2.05 ± 0.16	2.85 (2.20, 4.03)	7.29
		Aline (kg·m·s ⁻¹)	113 ± 19	113 ± 20	3.19 (2.47, 4.52)	16.93
	Velocidad pico	L_0 (kg)	99 ± 13	99 ± 14	2.24 (1.74, 3.18)	13.68
		v_0 (m·s ⁻¹)	3.77 ± 0.23	3.80 ± 0.25	2.09 (1.62, 2.96)	6.42
		Aline (kg·m·s ⁻¹)	187 ± 32	189 ± 33	2.89 (2.24, 4.09)	17.35

DE, Desviación Estándar; CV, Coeficiente de variación; IC, Intervalo de confianza; L0, máxima capacidad de carga; v0, máxima capacidad de velocidad, Aline, área bajo la línea de relación carga velocidad.

Es extremadamente importante que las variables utilizadas para monitorear el estado de entrenamiento de un atleta se obtengan con una fiabilidad aceptable (1). Específicamente, la fiabilidad absoluta (es decir, CV dentro de los sujetos) está relacionada con la consistencia de las puntuaciones individuales. Apoyando nuestra primera hipótesis, la fiabilidad entre sesiones de las variables de relación carga-velocidad fue aceptable para los 3 procedimientos de modelado (múltiple puntos-estándar, multiple puntos-modificado y método 2 puntos). Estos hallazgos concuerdan con estudios previos que han proporcionado las variables de relación carga-velocidad con una fiabilidad aceptable para otros ejercicios como lanzamiento de press de banca (rango CV = 2.09–2.36%) (5), sentadilla trasera (rango CV = 2.58–9.01%) (7), y salto con contramovimiento (rango CV = 1,76-7.30%) (6). Además, en este estudio, los métodos múltiple-estándar y de 2 puntos proporcionaron una mayor fiabilidad en las variables de relación carga-velocidad en comparación con el método modificado de múltiples puntos.

CONCLUSIONES

Nuestros resultados indican que el método de 2 puntos aplicado en condiciones de campo es generalmente fiable para la evaluación de las capacidades neuromusculares máximas a través de la relación L-V en el ejercicio de tracción en banco prono. Además, los entrenadores deben tener en cuenta que el método de 2 puntos también es un procedimiento de prueba más simple, rápido y menos propenso a la fatiga en comparación con los métodos de puntos múltiples. Desde un punto de vista práctico, la determinación del método de 2 puntos requiere 3 pasos simples (2): (a) realizar un calentamiento adecuado, (b) registrar la velocidad de elevación contra 2 cargas externas distantes que representan aproximadamente el 20 y el 85% de 1RM, y (c) modelar la relación carga-



velocidad individual a través de estos 2 puntos de datos para determinar las variables de relación carga-velocidad.

REFERENCIAS

1. Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med* 26:217–238, 1998.
2. Fessl I, Wiesinger H-P, Kröll J. Power–Force–Velocity profiling as a function of used loads and task experience. *Int J Sports Physiol Perform* 17: 694–700, 2022.
3. García-Ramos A, Jaric S. Two-point method: A quick and fatigue-free procedure for assessment of muscle mechanical capacities and the onerepetition maximum. *Strength Cond J* 40: 54–66, 2018.
4. García-Ramos A, Pérez-Castilla A, Jaric S. Optimisation of applied loads when using the two-point method for assessing the force-velocity relationship during vertical jumps. *Sports BioMech* 20: 274–289, 2020.
5. Jaric S. Force-velocity relationship of muscles performing multi-joint maximum performance tasks. *Int J Sports Med* 36: 699–704, 2015.
6. Pérez-Castilla A, Jukic I, García-Ramos A. Validation of a novel method to assess maximal neuromuscular capacities through the load-velocity relationship. *J Biomech* 127: 110684, 2021.
7. Pérez-Castilla A, Ramirez-Campillo R, Fernandes JFT, García-Ramos A. Feasibility of the 2-point method to determine the load-velocity relationship variables during the countermovement jump exercise. *J Sport Health Sci*, 2021.
8. Pérez-Castilla A, Jukic I, Janicijevic D, et al. Load-velocity relationship variables to assess the maximal neuromuscular capacities during the backsquat exercise. *Sports Health*, 2022. Ahead of print.



EVOLUCIÓN DE LAS TESIS DOCTORALES EN BIOMECÁNICA DEPORTIVA EN ESPAÑA EN FUNCIÓN DE LOS CAMPOS DE INVESTIGACIÓN

José Campos Granell¹, Marcos Gutiérrez-Dávila², José María Campos Coll³

¹ Universitat de València, Valencia, España, jose.campos@uv.es

² Universidad de Granada, Granada, España, marcosgd@ugr.es

³ I.E.S Marítim, Valencia, España, josemariacamposcoll@gmail.com

Resumen: El objeto del estudio es realizar una revisión de las tesis doctorales que se han leído en España sobre Biomecánica Deportiva durante el periodo comprendido entre los años 1980 y 2019 en función de sus campos temáticos de investigación. La muestra está compuesta de 233 tesis después de un proceso de selección con el uso de criterios de inclusión/exclusión y términos de búsqueda específicos. Los resultados demuestran que existe un crecimiento progresivo en la producción de tesis doctorales a lo largo del tiempo con incrementos progresivos, especialmente en el tercer y cuarto periodo. Los campos temáticos con mayor número de tesis leídas son los de Biomecánica de Apoyo y de Biomecánica Aplicada. El campo de Biomecánica Básica resulta residual, con tres tesis leídas a lo largo del periodo investigado. En la Biomecánica de Apoyo, el subcampo más representado y con un crecimiento constante, es el del Área Médica, con 73 tesis leídas que representa el 68,2% del total del campo temático. En la Biomecánica Aplicada, los subcampos con más tesis leídas son los de Análisis de la Técnica Deportiva y de Análisis del Movimiento con 35 y 32 tesis leídas, respectivamente, sin que se observe un crecimiento constante a lo largo del tiempo. El campo de Biomecánica-Tecnologías es el tercero con 25 tesis que representa un 10,8% del total de las tesis leídas. El término más utilizado en los títulos de las tesis es el de la “marcha” que se convierte en un tema transversal que ha sido abordado desde diferentes perspectivas científicas.

Palabras clave: <Investigación documental>, <tesis doctorales>, <biomecánica deportiva>, <deporte>



INTRODUCCIÓN

En España, el desarrollo de la Biomecánica deportiva ha sido tardío en comparación con el proceso seguido en otros países. Sin embargo, en las últimas décadas se ha producido un avance extraordinario gracias a la actividad desarrollada en los laboratorios de los Departamentos de Educación Física y Deporte de los INEFs, de las Facultades de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (CAFD) y también de otros Centros y Departamentos en los que a pesar de no impartir el título de Licenciado en CAFD, han mantenido líneas de investigación y actividad continuada en esta materia.

Tradicionalmente, la Biomecánica Deportiva ha centrado su campo de estudio en el análisis de la técnica deportiva en su orientación al apoyo del entrenamiento de los deportistas. Sin embargo, la Biomecánica Deportiva ha evolucionado de forma notable ampliando su campo de acción. En la actualidad, hace referencia a un marco más amplio donde los especialistas en la Biomecánica Deportiva se acompañan de profesionales procedentes de disciplinas diversas como los técnicos deportivos, pedagogos, psicólogos, médicos, ingenieros, fisiólogos, o fisioterapeutas, con el objetivo de abordar en mejores condiciones el estudio de los sistemas que gobiernan las técnicas deportivas, el movimiento humano, la salud y la calidad de vida de ciudadanos y deportistas.

De la revisión realizada en la literatura se han encontrado escasas referencias de trabajos cuyo objetivo fuera el estudio de la evolución y análisis de contenido de tesis doctorales realizadas en el campo de la Actividad Física y del Deporte. Una deficiencia que es más acusada en el campo específico de la Biomecánica de la Actividad Física y del Deporte donde son prácticamente inexistentes. Por ello, el objeto de este trabajo que se presenta es el de realizar una revisión de las tesis doctorales leídas en España en el campo de la Biomecánica del Deporte durante el periodo comprendido entre el curso académico 1980-81 y 2018-19 con el objetivo de conocer la evolución de los campos temáticos de investigación en los que se integran.

MÉTODOS

La muestra ha estado compuesta por 233 tesis, tras un proceso de selección mediante el uso de criterios de inclusión/exclusión y 32 términos de búsqueda específicos. Para analizar los datos y su evolución en el tiempo, se distinguieron cuatro periodos académicos, así como cuatro campos de estudio: Biomecánica Básica; Biomecánica Aplicada; Biomecánica de Apoyo; y Biomecánica y Tecnología. Para la localización de las tesis doctorales se utilizó la base de datos TESEO del Ministerio de Educación, Cultura y Deporte, y de forma complementaria, la base de datos DIALNET y las de las propias universidades.

En el presente trabajo se presentan datos referidos a las siguientes variables: Año/periodo de lectura, Campos temáticos (4), y Subcampos temáticos (11).



Para el tratamiento de los datos se utilizó el paquete estadístico SPSS V21, a partir del cálculo de descriptivos (frecuencias y porcentajes), y de tablas de contingencia con análisis de residuos tipificados corregidos (Haberman, 1973) con la utilización de un contraste basado en el estadístico Chi-cuadrado (χ^2) para identificar relaciones de dependencia y fijando como valor de significación estadística $p \leq .05$.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados muestran que los campos de investigación mayoritarios en los que se realizaron las tesis son los de Biomecánica de Apoyo y Biomecánica Aplicada, con un crecimiento progresivo que concentran a un total de 107 y 98 tesis respectivamente, seguido del campo de Biomecánica y Tecnologías, con un total de 25 tesis leídas. Finalmente, está el campo de Biomecánica Básica, que engloba las teorías explicativas del movimiento humano y deportivo y está compuesto por 3 tesis (1,3% del total). (Figura 1). A pesar de estas tendencias, los resultados del análisis de contingencia demuestran que no existe una asociación estadísticamente significativa entre los periodos académicos y los campos temáticos de las tesis ($X: 6.755$ y $p: .344$).

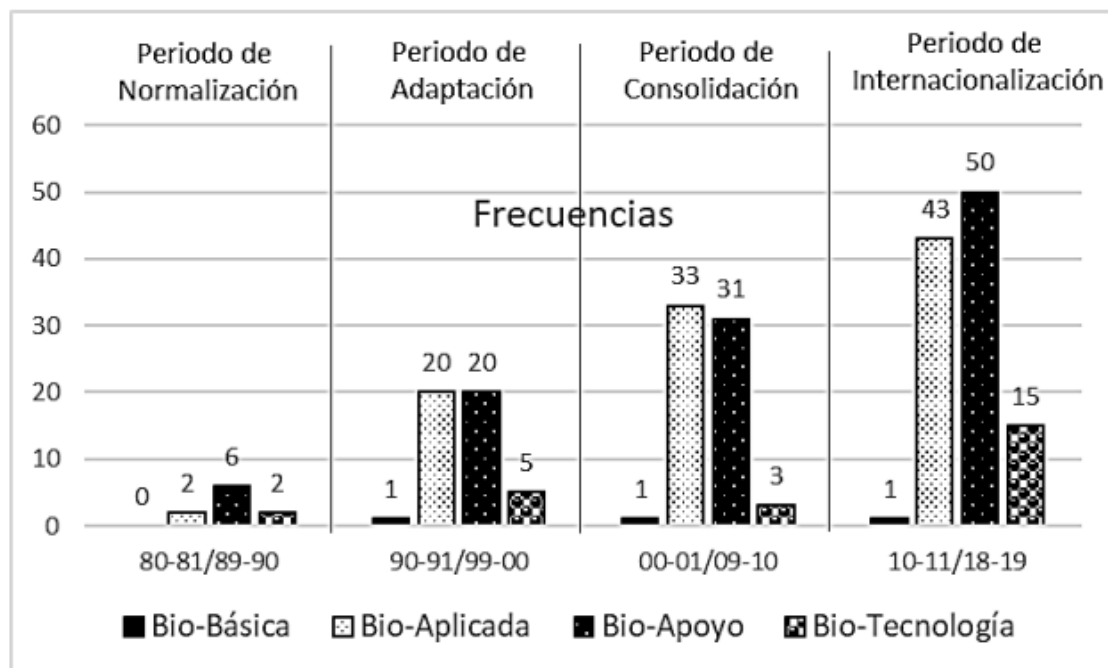


Figura 1. Evolución de la producción de tesis doctorales en función de los campos temáticos agrupados.

En cuanto a la distribución de los subcampos temáticos establecidos de las tesis, en la tabla 1 se puede observar que dentro del campo de Biomecánica de Apoyo, el subcampo que tiene mayor representación es el Área Médica, que agrupa 73 tesis (31,3% del total). A continuación, aparecen los tres subcampos de la Biomecánica Aplicada; (Análisis de la técnica deportiva (35 tesis), Análisis del movimiento humano (32 tesis), y Análisis Varios (31 tesis), que representan el



15%, 13,7% y 13,3% del total de tesis respectivamente. En último lugar, aparecen los tres subcampos de Biomecánica-Tecnologías (Fotogrametría, con 7 tesis; Dinamometría, con 8 tesis y Otras tecnologías, con 10 tesis) que representan el 3,1 %, 3,4 % y 4,3 % del total de tesis respectivamente.

Sin embargo, no ha sido posible encontrar asociaciones estadísticamente significativas entre campos temáticos y periodos académicos que justifiquen el número de tesis realizadas a lo largo del tiempo. A pesar de estas tendencias, los resultados del análisis de contingencia vienen a confirmar que no existe una asociación estadísticamente significativa entre los periodos académicos y los subcampos temáticos de este grupo (X²: 12.290 y p: .056).

Tabla 1. Evolución de las tesis doctorales leídas en los diferentes campos y subcampos temáticos.

CAMPOS Y SUBCAMPOS DE INVESTIGACIÓN	Periodo de Normalización 80-81/89-90		Periodo de Adaptación 90-91/99-00		Periodo de Consolidación 00-01/09-10		Periodo de Internacionalización 10-11/18-19		Totales	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
1-Bio-Básica	0	--	1	2,2	1	1,5	1	0,9	3	1,3
2.1- Bio-Aplicada_Análisis Técnica Deportiva	0	--	8	17,4	14	20,6	13	11,9	35	15
2.2- Bio-Aplicada_Análisis Movto	2	20	10	21,7	7	10,3	13	11,9	32	13,7
2.3- Bio-Aplicada_Análisis varios	0	--	2	4,3	12	17,6	17	15,6	31	13,3
3.1- Bio-Apoyo_Fisiología	0	--	1	2,2	2	2,9	8	7,3	11	4,7
3.2- Bio-Apoyo_Control Motor	0	--	1	2,2	4	5,9	1	0,9	6	2,6
3.3- Bio-Apoyo_Area Médica	6	60	14	30,4	22	32,4	31	28,5	73	31,3
3.4- Bio-Apoyo_Otros	0	--	4	8,7	3	4,4	10	9,3	17	7,3
4.1- Bio-Tecnología_Fotogrametría	1	10	3	6,6	7	--	3	2,7	7	3,1
4.2- Bio-Tecnología_Dinamometría/Acelerometría	1	10	2	4,3	2	2,9	3	2,7	8	3,4
4.3- Bio-Tecnología_Otras	0	--	0	--	1	1,5	9	8,3	10	4,3

Respecto de los contenidos de las tesis, el término que más aparece en los títulos de las tesis es el de la “marcha”. En concreto, aparece 61 veces, revelándose como un elemento transversal que se utiliza en el Área Médica, así como en Ingeniería, Educación Física y CAFD y también, vinculado a los tres campos temáticos considerados.

Los campos temáticos en los que más tesis se han realizado en los períodos analizados son Biomecánica de Apoyo y Biomecánica Aplicada. El primero está relacionado con estudios cuya variable independiente y objetivo específico no responde a ninguna variable biomecánica, como un entrenamiento específico, un programa de salud o una variable sociológica, conductual o psicológica evaluada mediante técnicas específicas de Biomecánica. Este último está vinculado a estudios cuya variable independiente es del ámbito específico de la Biomecánica, como el análisis de las técnicas deportivas, el movimiento humano, la fuerza o la coordinación.

Esta situación ha seguido reforzando el carácter aplicado de la investigación a lo largo del tiempo, y sitúa también a la Biomecánica Básica como un campo de investigación residual, dada su orientación hacia una explicación más teórica del movimiento humano y deportivo. Estas tendencias también muestran que el campo de la Biomecánica de Apoyo ha ido creciendo progresivamente y ampliando su campo de acción en varias áreas, como la Salud, la Biomecánica



Ocupacional y los equipos y materiales deportivos, gracias a un mejor acceso a sistemas de medición más sofisticados y precisos.

Además, la evolución de los temas y contenidos de las tesis de Biomecánica del Deporte ayudan a comprender mejor el efecto que esta perspectiva científica puede haber tenido en el desarrollo del sector deportivo en España. Esta evolución también ha potenciado la formación de equipos de investigación multidisciplinares formados por profesionales de diversos campos relacionados con el deporte, la salud y la ingeniería.

CONCLUSIONES

Los resultados de este estudio vienen a constatar que la Biomecánica Deportiva ha sido prolífica en la promoción de tesis doctorales con un crecimiento constante y progresivo desde el año 1983 hasta la actualidad. Una evolución que ha corrido paralela al crecimiento de la investigación en esta disciplina científica gracias al trabajo realizado por laboratorios y unidades de investigación universitarias.

Estas tendencias vienen también a demostrar que la Biomecánica deportiva ha ido creciendo y ampliando su campo de acción en ámbitos orientados a la salud y a la ergonomía, al encontrar los investigadores mayor masa crítica, mejores condiciones y financiación para estos campos en las convocatorias de ayudas nacionales y/o europeas.

Con todo, la Biomecánica Deportiva sigue manteniendo una presencia importante en el apoyo y desarrollo del deporte y de los deportistas de competición que ha ido conformando de forma progresiva equipos de investigación integrados por profesionales provenientes del campo del deporte, de las tecnologías, de la salud y de la ingeniería.

REFERENCIAS

1. Delgado, M.A., Medina, J. (1997). Investigación sobre las ciencias de la actividad física y el deporte en la universidad española. 1981-1996. *Motricidad*, 3, 131-150
2. Ferro, A. (2012). Tendencia en I+D+I en Biomecánica aplicada al deporte. *RICYDE. Revista internacional de ciencias del deporte*, 8 (30), 275. doi:10.5232/ricyde2012.030
3. García García, J. M. (2016). Evolución de las tesis doctorales en Educación Física y Deportes en España (1990-2013). *Apunts. Educación Física y Deportes*, 125, 21-34. [https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.\(2016/3\).125.02](https://doi.org/10.5672/apunts.2014-0983.es.(2016/3).125.02)
4. Ponce de León Elizondo, A., Gargallo, E., Loza, E. (1998). Anàlisi de les tendències a les tesis doctorals d'educació física. Cursos 1980-81 a 1995-96. *Apunts*, 52, 104-108
5. Michiyoshi Ae, Yasushi Enomoto, Norihisa Fujii, Hideki Takagi (ed). (2016). *Proceedings of the XXXIV International Conference of Biomechanics in Sport, ISBS, Tsukuba (Japan)*



METODOLOGÍA INNOVADORA PARA EL BENCHMARKING DE LAS TECNOLOGÍAS WEARABLES EN EL ANÁLISIS DEL RENDIMIENTO Y LA PREVENCIÓN DE LESIONES EN EL FÚTBOL

Maria Jose Gonzalez-Becerra¹, Santiago Gomez-Paniagua¹, Miguel Rodal¹,
Francisco García-Muro San José¹, Kostas Gianikellis¹

BioErgon Research Group, University of Extremadura, 10003 Cáceres, Spain

Resumen: La mejora del rendimiento deportivo y la prevención de lesiones han sido temas de estudio recurrentes durante la última década. Sin embargo, la falta de criterios biomecánicos para el análisis de las variables obtenidas por las tecnologías GPS implantadas en el deporte de alto rendimiento suponen un grave riesgo tanto para los deportistas como para los clubes. El objetivo de este trabajo es evaluar las diferencias encontradas en la velocidad registrada entre una tecnología gold standard (Xsens) y una marca comercial de GPS. Los resultados muestran diferencias significativas ($p < 0,001$) tanto en la velocidad media como en la máxima entre ambas tecnologías, lo que hace necesario seguir investigando en este campo. Por tanto, la programación del entrenamiento, el análisis del rendimiento y el diseño de estrategias de prevención de lesiones se ven comprometidos por el déficit en la veracidad de los resultados obtenidos por este tipo de tecnología.

Palabras clave: <fútbol>, <sensores inerciales>, <prevención de lesiones>, <gestos técnicos>

INTRODUCCIÓN

La literatura muestra que el correcto funcionamiento del complejo del sistema neuromuscular juega un papel clave en el control de la estabilidad articular y, por tanto, reduce el riesgo de patologías. Este hecho es esencial para diferentes campos de conocimiento relacionados con el deporte, como la mejora del rendimiento deportivo, la prevención de lesiones y la readaptación a la competición deportiva.

Los profesionales del fútbol necesitan monitorizar la actividad deportiva obteniendo datos para cuantificar el rendimiento durante la ejecución de acciones técnicas y movimientos específicos en el terreno de juego, y su potencial influencia en la salud de los jugadores (Coutinho et al., 2018). Esto ha



llevado a la implementación de muchas tecnologías en el alto rendimiento para evaluar estos aspectos. (Almulla et al., 2020).

Para generar criterios fiables, hay que tener en cuenta que el mayor número de lesiones se produce en acciones que se caracterizan por altos valores de aceleración ("sprints", "frenadas", "cambios de dirección", "patadas" y "aterizajes") (Harper & Kiely, 2018; Malone et al., 2018), siendo las lesiones del ligamento cruzado anterior (LCA) y las distensiones de isquiotibiales las más comunes (Ekstrand et al., 2011; Waldén et al., 2016).

Las tecnologías más implementadas en este sentido son los sensores wearables, que monitorizan el rendimiento midiendo parámetros fisiológicos de esfuerzo como la frecuencia cardíaca, parámetros metabólicos y fatiga muscular (Gabbett, 2016), y/o cuantifican el esfuerzo en términos y magnitudes físicas, como las distancias recorridas, la velocidad media de las distancias recorridas y las aceleraciones medias (Castagna et al., 2017); incorporando receptores de geolocalización (GPS) y sensores de acelerometría electromagnética (IMUs).

Sin embargo, estos dispositivos no tienen las características adecuadas ni la precisión suficiente para reconocer los patrones de lesión en los gestos técnicos de alta velocidad, por lo que la evidencia actual sugiere que hay una necesidad urgente de implementar intervenciones de prevención de lesiones con amplio apoyo científico y eficacia probada (Owoeye et al., 2020). Por ello, el objetivo de este estudio es realizar como piloto y validación metodológica una de las tecnologías comerciales más extendidas en el mundo del fútbol, dotada de acelerómetros y GPS, con un sistema de captura de movimiento considerado como "Gold Standard".

MÉTODOS

En el estudio participaron 4 jugadoras profesionales de fútbol femenino de la primera división española. Cada participante realizó un protocolo al aire libre compuesto por 15 acciones técnicas que incluían: (1) dos sprints a máxima velocidad; (2) cuatro cambios de dirección de 90°; (3) dos cambios de dirección de 45°; (4) dos pruebas de cambio de dirección de 505; (5) prueba de Illinois; y (6) cuatro carreras con trayectoria curvilínea.

Se utilizó el sistema XSens MVN LINK (Enschede, Países Bajos) para obtener la velocidad resultante del centro de masa (COM) desde el eje X (mediolateral) y Z (anteroposterior), con una frecuencia de muestreo de 240 Hz. Asimismo, se utilizó en los protocolos un sistema de posicionamiento global (GPS) comercial muy utilizado en la élite, con una frecuencia de muestreo de 10 Hz para el GNSS y de 100 Hz para el acelerómetro triaxial, el giroscopio y el magnetómetro; para obtener un vector resultante de la velocidad en todas las acciones técnicas.

Una vez registrados los protocolos de medición, se exportó la velocidad COM de los ejes X y Z desde el software Xsens (MVN Analyze Pro) y se calculó la velocidad resultante. Del mismo modo, los datos del GPS se exportaron desde el software propio de la tecnología que proporcionó el vector de velocidad resultante desde el eje mediolateral y anteroposterior.



Todos los datos fueron postprocesados con el programa MATLAB (versión 9.10.0. (R2021a). Natick, Massachusetts: The MathWorks Inc)), el suavizado se realizó mediante validación cruzada generalizada utilizando splines cúbicos (Woltring, 1986) y se normalizó en 1001 puntos de datos (equivalentes a una ejecución de 0-100%). Las señales se sincronizaron en ambas tecnologías a través del tiempo global.

Se extrajeron los valores medios y máximos de la velocidad resultante en ambas tecnologías en cada una de las acciones para los 4 jugadores. A continuación, se realizó una prueba T paramétrica de muestras pareadas para cuantificar las diferencias estadísticas entre tecnologías, tanto para la velocidad media como para la máxima, sobre las diversas acciones técnicas debido a los valores de normalidad obtenidos por la prueba de Kolgomorov-Smirnov en ambas muestras y variables (valores $p > 0,05$).

RESULTS

Las tablas 1 y 2 muestran los valores medios descriptivos de la velocidad máxima y media registrada por los participantes en los 15 gestos.

Table 1. Valores medios de velocidad para todas las acciones incluidas en el protocolo (comparación con respecto al Gold Standard).

Velocidad Media (m/s)		Gestos Técnicos					
		1	2	3	4	5	6
GS	Media	4.06	3.09	3.65	3.16	2.85	2.73
Comercial	Media	4.09	2.94	3.38	3.13	2.68	2.39
%	-5.16	0.78	-4.74	-7.41	-0.97	-0.06	-12.42

Tabla 2. Valores medios de velocidad máxima para todas las acciones incluidas en el protocolo (comparación con respecto al Gold Standard).

Velocidad Media (m/s)		Gestos Técnicos					
		1	2	3	4	5	6
GS	Media	7.34	5.51	6.34	6.21	5.71	4.49
Comercial	Media	6.84	4.90	5.85	5.50	5.16	3.90
%	-5.16	-6.78	-11.07	-7.68	-11.40	-9.64	-13.13

Con respecto a los resultados de la prueba t, se encontraron diferencias significativas en ambas variables: (1) valor $p < 0,001$ para la velocidad media; y (2) valor $p < 0,001$ para la velocidad máxima.

El análisis de los datos registrados ha determinado diferencias estadísticas entre varios gestos al comparar las dos tecnologías en las mismas condiciones de medición, lo que sugiere que esta tecnología comercial subestima los valores de velocidad máxima y media en la misma medida a lo largo de las acciones técnicas.



DISCUSIÓN

Ninguna de las tecnologías ampliamente empleadas integra en su desarrollo modelos teóricos y mecánicos que aporten información sobre el estado de movimiento del cuerpo del deportista en su conjunto (centro de masa del cuerpo, cinemática de los segmentos y cinemática de las articulaciones, etc.), ni utiliza datos antropométricos y parámetros inerciales, por lo que su funcionalidad y la información derivada de las mediciones originales es muy cuestionable y, por tanto, debe verificarse su contexto de aplicación.

A pesar de ello, los profesionales del fútbol basan sus actuaciones en muchas variables que bien pueden aportar información interesante pero que carecen de cualquier criterio válido, ya que la mayoría de los estudios de validez se centran en comparar los valores de velocidad máxima obtenidos con estas tecnologías con los de una pistola de radar (Sagiroglu et al., 2021) y/o en comparar la distancia total obtenida por la tecnología con la necesaria para completar un circuito (Beato et al., 2018). Estudios anteriores demostraron que el uso del GPS puede proporcionar una precisión útil de la velocidad (Linke et al., 2018), pero investigaciones recientes indican que los sensores inerciales generan menores errores de medición, lo que da lugar a una detección más precisa (Pillitteri et al., 2021). Como resultado, las tecnologías GPS subestiman los valores de velocidad en acciones técnicas propias de la modalidad deportiva (Chambers et al., 2015). Así, las nuevas líneas de investigación deben comparar las variables de salida obtenidas por las tecnologías GPS con los sistemas de fotogrametría o los sistemas de sensores inerciales que incluyen complejos algoritmos de corrección en su procesamiento de datos.

Por lo tanto, y ante la situación actual del mundo del fútbol donde las competiciones van en aumento, es fundamental establecer criterios biomecánicos para caracterizar y valorar el potencial de estas tecnologías a través del benchmarking, a la vez que se evalúa su aplicabilidad para mejorar el rendimiento deportivo y la prevención de lesiones.

CONCLUSIÓN

Este estudio ha evaluado la similitud de una tecnología comercial de GPS muy extendida entre los equipos de fútbol femenino profesional, reportando diferencias significativas con una tecnología Gold Standard de similares características, generando una primera aproximación metodológica que posibilita la comparación de las tecnologías utilizadas en el fútbol de élite. De este modo, se corrobora la necesidad de desarrollar futuras líneas de investigación sobre este tema, teniendo en cuenta las innumerables pérdidas económicas que provocan las lesiones deportivas en los clubes de todo el mundo.

AGRADECIMIENTOS

El Grupo de Investigación BioErgon quiere agradecer a Territorio Gaming SL su inestimable confianza en términos económicos y su indudable compromiso con el desarrollo científico en este campo. A los participantes en el estudio por su colaboración desinteresada en el avance de la ciencia en este campo.



REFERENCIAS

1. Almulla, J., Takiddin, A., & Househ, M. (2020). The use of technology in tracking soccer players' health performance: A scoping review. *BMC Medical Informatics and Decision Making*, 20(1), 184. <https://doi.org/10.1186/s12911-020-01156-4>.
2. Beato, M., Coratella, G., Stiff, A., & Iacono, A. D. (2018). The validity and between-unit variability of GNSS units (STATSports Apex 10 and 18 Hz) for measuring distance and peak speed in team sports. *Frontiers in physiology*, 9, 1288.
3. Chambers, R., Gabbett, T. J., Cole, M. H., & Beard, A. (2015). The Use of Wearable Microsensors to Quantify Sport-Specific Movements. *Sports Medicine*, 45(7), 1065-1081. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0332-9>.
4. Coutinho, D., Gonçalves, B., Wong, D. P., Travassos, B., Coutts, A. J., & Sampaio, J. (2018). Exploring the effects of mental and muscular fatigue in soccer players' performance. *Human movement science*, 58, 287-296.
5. Ekstrand J, Häggglund M, Waldén M. Epidemiology of Muscle Injuries in Professional Football (Soccer). *Am J Sports Med.* junio de 2011;39(6):1226-32.
6. Gabbett TJ. The training—injury prevention paradox: should athletes be training smarter and harder? *Br J Sports Med.* 2016;50(5):273-80.
7. Harper DJ, Kiely J. Damaging nature of decelerations: Do we adequately prepare players? *BMJ Open Sport Exerc Med.* agosto de 2018;4(1):e000379.
8. Linke, D., Link, D., & Lames, M. (2018). Validation of electronic performance and tracking systems EPTS under field conditions. *PLOS ONE*, 13(7), e0199519. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0199519>.
9. Malone S, Owen A, Mendes B, Hughes B, Collins K, Gabbett TJ. High-speed running and sprinting as an injury risk factor in soccer: Can well-developed physical qualities reduce the risk? *J Sci Med Sport.* marzo de 2018;21(3):257-62.
10. Owoeye OB, VanderWey MJ, Pike I. Reducing injuries in soccer (football): an umbrella review of best evidence across the epidemiological framework for prevention. *Sports Med-Open.* 2020;6(1):1-8.
11. Pillitteri, G., Thomas, E., Battaglia, G., Navarra, G. A., Scardina, A., Gammino, V., Ricchiari, D., & Bellafiore, M. (2021). Validity and Reliability of an Inertial Sensor Device for Specific Running Patterns in Soccer. *Sensors*, 21(21), 7255. <https://doi.org/10.3390/s21217255>.
12. Sagiroglu, İ., Akyildiz, Z., Yildiz, M., & Clemente, F. M. (2021). Validity and reliability of Polar Team Pro GPS units for assessing maximum sprint speed in soccer players. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part P: Journal of Sports Engineering and Technology*, 17543371211047224.
13. Waldén M, Häggglund M, Magnusson H, Ekstrand J. ACL injuries in men's professional football: a 15-year prospective study on time trends and return-to-play rates reveals only 65% of players still play at the top level 3 years after ACL rupture. *Br J Sports Med.* junio de 2016;50(12):744- 50.
14. Woltring, H. J. (1986). A Fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation. *Advances in Engineering Software* (1978), 8(2), 104-113. [https://doi.org/10.1016/0141-1195\(86\)90098-7](https://doi.org/10.1016/0141-1195(86)90098-7)



DETECCIÓN DE EVENTOS TEMPORALES DEL CICLO DE LA MARCHA A PARTIR DE LA SEÑAL DE ACELERACIÓN MEDIDA CON SENSORES INERCIALES COLOCADOS SOBRE LOS PIES: ESTUDIO PILOTO

Álvaro Fernandez-Romero¹, Santiago Gomez-Paniagua¹, Maria Jose Gonzalez-Becerra¹, Miguel Rodal¹, Francisco García-Muro San José¹, Kostas Gianikellis¹

BioErgon Research Group, University of Extremadura, 10003 Cáceres, Spain

Resumen: El análisis de la marcha humana como proceso de registro e interpretación de variables biomecánicas proporciona una metodología para la obtención de parámetros espaciotemporales que permiten comprender el control de la locomoción, mejorar el rendimiento, diagnosticar trastornos del movimiento y evaluar posibles tratamientos y programas de rehabilitación. Para ello, es fundamental una detección de manera precisa de los eventos que delimitan las distintas subfases de la marcha. El desarrollo de nuevas tecnologías en los últimos años brinda una amplia gama de opciones, que ofrecen distintos tipos de información para realizar un análisis biomecánico de la marcha. Una de estas tecnologías son los sensores inerciales, tienen un coste menor que la tecnología Gold Standard y permiten registros fuera de un laboratorio. Sin embargo, éstos todavía necesitan desarrollo y se requiere más trabajo de tratamiento de las señales obtenidas. En este trabajo se desarrolló un algoritmo para detectar los eventos de Heel Strike (HS) y Toe Off (TO) de ambos pies en 8 sujetos, a partir de la señal de aceleración registrada con un sensor inercial colocado sobre cada uno de ellos. Se analizó la fiabilidad de los eventos detectados, comparando los instantes de los eventos hallados con los detectados con la tecnología Gold Standard, compuesta por plataformas de fuerzas y fotogrametría 3D. Se obtuvo un coeficiente de correlación intraclase $>0,995$ en todos los casos, con un nivel de significancia $<0,001$. Por lo tanto, los resultados obtenidos demuestran que la señal de aceleración del pie permite detectar los eventos de HS y TO de manera precisa, en comparación con la tecnología Gold Standard.

Palabras clave: <marcha>, <sensores inerciales>, <validación>



MESA REDONDA- BIOMECÁNICA DEPORTIVA

LA FORMACIÓN CIENTÍFICA TÉCNICA Y PROFESIONAL DEL BIOMECÁNICO DEPORTIVO

Presidente: Dr. Juan García López

Invitado: D. J. Campos Granell

Invitado: Dr. M. Gutiérrez Dávila

Invitado: Dr. V. Soto Hermoso



D r. J. Campos Granell

Resumen: Tradicionalmente, la Biomecánica Deportiva ha centrado su campo de estudio en el análisis de la técnica deportiva en su orientación al apoyo del entrenamiento de los deportistas. Sin embargo, la Biomecánica Deportiva ha evolucionado de forma notable ampliando su campo de acción.

Hasta la fecha no hay evidencias de trabajos en los que se haya abordado el estudio de la formación científica, técnica y profesional de los docentes e investigadores que trabajan en la materia en universidades e institutos de investigación. Por ello, el objeto de este trabajo es describir el estado de la cuestión para construir un relato interno, tanto en el seno de la SIBB, como entre investigadores que ayude a conocer la realidad.

Para la obtención de datos se ha utilizado un cuestionario conformado por 32 preguntas, tanto abiertas, como cerradas. La muestra ha quedado conformada por un total de 61 docentes/investigadores de las universidades españolas, pertenecientes a 37 universidades, 22 de titularidad pública y 15 de titularidad privada.

De los resultados obtenidos se puede establecer un perfil que, sintéticamente y hablando de mayorías, podría responder a las siguientes características: Son hombres, con plaza estable en la universidad, con titulación de Licenciatura, o Grado en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, habiendo finalizado sus estudios entre los años 1991 y 2021, con el título de Doctor/a, habiendo finalizado estudios de doctorado entre 2001 y 2021, con tesis realizadas en el campo de la Biomecánica Deportiva, con titulaciones deportivas de grado superior y medias, con entre 1 y 10 años de experiencia como técnicos deportivos, con una percepción media de la formación recibida en la Licenciatura/Grado en Biomecánica Deportiva, con una formación especializada realizada a la finalización de la licenciatura/grado, con una percepción muy positiva sobre lo que ha sido su desarrollo profesional, con una percepción media sobre el nivel de información disponible en la materia, con una percepción muy positiva sobre los niveles adquiridos en capacidades de investigación, con el dominio preferente del inglés, con una percepción de dominio alto en las técnicas de registro de Fotogrametría, Acelerometría, Dinamometría y Células Fotoeléctricas, una percepción de dominio intermedio de la Electrogoniometría y Electromiografía, y una percepción de dominio bajo en Presurometría, Pedobariografía, que trabajan mayoritariamente en los campos de la Biomecánica Aplicada y la Biomecánica de Apoyo, y con un nivel medio de pertenencia a Asociaciones, o Sociedades Científicas donde, cabe resaltar que sólo el 23% declara ser miembro de la SIBB.



D r. M. Gutiérrez Dávila

Resumen: El objeto de esta intervención en la mesa: *Formación científica, técnica y profesional del Biomecánico deportivo*, ha sido realizar un análisis sobre la formación docente en Biomecánica Deportiva. Para ello se parte de ciertas evidencias que proceden de tres fuentes: *i)* Antecedentes como como disciplina científica propia de las Ciencias del Deporte, *ii)* Características del Sistema Educativo actual y peculiaridades de acceso a los estudios de Grado en ciencias del Deporte y *iii)* Datos aportados por el Informe sobre formación científica y técnica de los docentes y del estudio sobre las tesis doctorales desarrolladas en el ámbito de la Biomecánica Deportiva.

Con respecto a los antecedentes como como disciplina a impartir en los Centros de formación en Ciencias del deporte, se parte de la asignación de créditos que los diferentes planes de estudios han contemplado con respecto a la biomecánica, llegando a la evidencia de que ha existido una progresiva e importante pérdida de carga docente a lo largo del tiempo. Este análisis se completa con el desarrollo conceptual y formativo que ha tenido la biomecánica en España en los últimos 40 años, utilizando para ello los estudios sobre la evolución de la producción de tesis doctorales (Campos-Granell, J., Gutiérrez Dávila, M. y Campos-Coll, J.M., 2020), constatándose un incremento exponencial de la producción, especialmente orientada como disciplina aplicada y de apoyo para otras ciencias.

A continuación, se describen las características del Sistema Educativo actual y las peculiaridades de acceso a los estudios de Grado en ciencias del Deporte, constatándose que un número elevado de alumnos que acceden a estos estudios (~61%) tienen escasa o nula formación en disciplinas básicas para la formación en Biomecánica, como Física, Matemáticas o Biología y la eliminación de las pruebas físicas para el acceso al Grado en Ciencias del Deporte, puede haber reducido la motivación de los alumnos hacia los estudios.

Como fuente principal para el análisis, se han utilizado los datos aportados por el Informe sobre formación científica y técnica de los docentes, con el propósito de establecer las fortalezas y las debilidades de los programas formativos en Biomecánica Deportiva. Con respecto a las fortalezas, se señalan las más relevantes como: *i)* Se trata de una asignatura transversal y básica, así como de un campo de investigación que facilita sinergias entre grupos e investigadores, *ii)* Existe solidez del conocimiento científico y generación de proyectos de investigación y *iii)* Alta producción científica. Con respecto a las debilidades detectadas se señalan como más relevantes: *i)* Pérdida de interés del alumnado debido a su formación y perfil de acceso al Grado, *ii)* Falta de uniformidad en los contenidos de la materia entre universidades y *iii)* Como criterio general se



considera que los contenidos formativos están más orientados hacia el conocimiento de las tecnologías que los fundamentos básicos de la biomecánica, probablemente debido a la reducción de carga docente y la formación de los profesores.

Finalmente se exponen las conclusiones más relevantes y dos propuestas de actuación que tienen como objetivo intentar adaptar la formación en Biomecánica Deportiva a los cambios sociales, tecnológicos y académicos que se han producido en los últimos años. Entre ellos: *i)* se sugiere activar el asociacionismo creando Foros o Redes temáticas para debatir propuestas docentes e investigadoras acerca de la Biomecánica Deportiva en España, donde la SIBB puede ser un punto de encuentro y *ii)* Se sugiere desarrollar una plataforma de formación en Biomecánica Deportiva de apoyo a los docentes (Blogs, página web, youtube...).

REFERENCIAS

1. Campos-Granell, J., Gutiérrez Dávila, M. y Campos-Coll, J.M., (2020). Evolución de la Biomecánica Deportiva a partir de las tesis doctorales realizadas en España entre los años 1980 y 2019. *Biomecánica*, 28: 19-33



D r. V. Soto Hermoso

Resumen: El Instituto Mixto Universitario Deporte y Salud (iMUDS) es un instituto de investigación de naturaleza mixta en donde participan la Universidad de Granada y la Consejería con competencia en Deporte de la Junta de Andalucía (actualmente la Consejería de Turismo, Cultura y Deporte). Este instituto de investigación es fruto de la cooperación de las dos anteriores entidades, de ahí su naturaleza de instituto “mixto”.

El iMUDS, es un centro creado para aglutinar grupos de investigación, recursos y medios instrumentales suficientes que permitan el avance del conocimiento, el desarrollo y la innovación en el campo del Deporte y la Salud, al cual se le ha encomendado la investigación, así como la docencia en los estudios de posgrado y de otros niveles, y el asesoramiento en los ámbitos de esta especialidad científica. Además, también presta una actividad asistencial en medicina del deporte gracias al Centro Andaluz de Medicina del Deporte (CAMD). Su actividad tiene carácter interdisciplinar, interviniendo disciplinas muy diversas (ciencias del deporte, biomédicas, biomecánicas, ingenieriles, psicosociales, educativas, económicas, etc.) que trabajan de forma cooperativa en proyectos integrales en el ámbito de la promoción de hábitos saludables para la mejora de la calidad de vida, la práctica de actividad física saludable, la investigación en deporte de competición, el desarrollo de sensores para la monitorización de la actividad física y el deporte, etc. La integración de toda esta amplia información será posible mediante la implementación de metodologías basada en tecnologías informáticas aplicada a estos tópicos.

El iMUDS está ubicado en el Parque Tecnológico de la Salud (PTS) de Granada, ocupando un edificio de uso exclusivo que ha sido construido y equipado gracias a varias ayudas concedidas a la Universidad de Granada en la convocatoria INNPLANTA en 2010 y 2011 (cofinanciado por el MINECO y FEDER). La construcción de este centro se inició en verano de 2011, finalizándose en primavera de 2013. Se inauguró en septiembre de 2014. Hemos conseguido diversas ayudas estatales con que han permitido la adquisición de nuevo equipamiento científico-técnico.

Esto nos ha permitido dotarnos de infraestructuras y equipamiento de gama muy alta, destacando el equipamiento orientado hacia tópicos biomecánicos y desarrollo tecnológico asociado y otros tópicos afines que colaboran en sinergia con los biomecánicos como son ingenieros, fisioterapeutas, etc. Contamos con dos laboratorios orientados específicamente hacia la biomecánica: el HUMAN Lab y el MOTION Lab.



Contamos con grupos de trabajo del ámbito de las ciencias del deporte (especializados en biomecánica, entrenamiento, psicosocial, ejercicio y actividad física saludable); grupos biomédicos (especializados en fisiología, fisioterapia, medicina, enfermería, farmacia); grupos de trabajo especializados en nuevas tecnologías (informáticos, electrónicos y telecom), grupos de trabajo del ámbito psicosocial y educativo, grupos de económicas, etc.

En el iMUDS se han integrado las diversas áreas de conocimiento implicadas en ciencias del deporte, estableciéndose dinámicas de trabajo que estimulan la cooperación entre las unidades de investigación. Contamos con 6 grandes áreas de especialización Instituto Mixto Universitario Deporte y Salud (iMUDS) Universidad de Granada Instituto Mixto Universitario Deporte y Salud. Parque Tecnológico de Ciencias de la Salud. 18016 Granada. que denominamos como “UNIDADES DE INVESTIGACIÓN”, las cuales trabajan de forma conjunta e integrada en la generación de conocimiento y transferencia de conocimiento. Estas son nuestras Unidades de Investigación:

Unidades de Investigación
MOTION & MATCH ANALYSIS (Análisis del Movimiento y de la Competición) ... aquí están implicados, entre otros grupos, los “biomecánicos” .
SPORT PERFORMANCE & TRAINING (Rendimiento Deportivo y Entrenamiento)
PHYSICAL ACTIVITY & HEALTH PROMOTION (Actividad Física y Promoción de la Salud)
SPORT MEDICINE & PHYSIOTHERAPY (Medicina Deportiva y Fisioterapia)
PSYCHOLOGY, EDUCATION & SOCIAL RESEARCH (Psicología, Educación e Investigación Social)
INFORMATION & COMMUNICATION TECHNOLOGIES - ICT (Tecnologías de la Información y la Comunicación - TIC)

En la presente ponencia presentaremos las principales líneas de I+D+i, actuaciones de Transferencia y de divulgación científica en donde estamos involucrados los biomecánicos del iMUDS. Mención especial hacia nuestras actuaciones el análisis de la locomoción humana, el desarrollo de asesores virtuales, desarrollo de plataformas de formación innovadoras, y redes de investigación relacionadas con las nuevas tecnologías aplicadas.

