

Prótesis neurales y amputados

Lamas-Figueira S, González-González Y, Da Cuña-Carrera I

Facultad de Fisioterapia. Departamento de Biología Funcional y Ciencias de la Salud. Universidad de Vigo. España

Correspondencia: Iria Da Cuña Carrera. Facultad de Fisioterapia. Campus Xunqueira S/N 36005 Pontevedra. España
E mail: iriadc@uvigo.es

Recibido 18-junio-2019
Aceptado 3-septiembre-2019
Publicado 10-noviembre-2019

Resumen

Introducción: Los pacientes amputados pueden portar una prótesis, lo que permite al usuario seguir realizando sus actividades diarias. Podemos definir las prótesis como un elemento artificial dotado de autonomía para realizar la función de la extremidad faltante. Dentro de las prótesis, las neurales son un sistema de transducción bidireccional entre el organismo y la propia prótesis, que registran las señales biológicas mediante electrodos.

Objetivo: Conocer la evidencia científica actual acerca del posible uso de las prótesis neurales en amputados.

Material y métodos: se llevó a cabo una revisión de la literatura científica entre diciembre de 2018 y enero de 2019 en las bases de datos Medline, Cinahl, Web of Science y Scopus así como en el buscador Pubmed, con las palabras clave "amputation", "neural prostheses", "upper extremity" y "lower extremity" y se amplió la búsqueda con "upper limb" y "lower limb", quedando 15 resultados válidos tras aplicar los criterios de inclusión y exclusión.

Resultados: Se observó que el uso de estas prótesis neurales permitía mayor funcionalidad a los usuarios de las mismas, así como mejoras a la hora de realizar los movimientos.

Conclusión: Podemos concluir que las prótesis neurales en amputados tienen una evidencia científica comprobada actualmente, pudiendo aportar grandes beneficios a su vida diaria. Sin embargo; debido a que son elementos tecnológicos que en la actualidad se encuentran en vías de desarrollo, no es posible aprovechar al máximo su rendimiento. Por lo tanto, su optimización iría ligada a un mayor desarrollo científico y tecnológico.

Palabras claves: amputación, extremidad superior, extremidad inferior, prótesis neurales

2019, Da Cuña-Carrera, et al.. Este es un artículo de acceso abierto distribuido bajo los términos de la Creative Commons Attribution License CC BY 4.0 International NC, que permite el uso, la distribución y la reproducción sin restricciones en cualquier medio, siempre que se acredite el autor original y la fuente.

Neural prostheses and amputation

Abstract

Summary: Most of patients amputated are carrier of a prosthesis, what allows to the user follow realizing part or the whole of his daily activities. We can define the prostheses like an artificial element endowed of some able autonomy to realize the function that would realize the part amputated of the body. Inside the prostheses, the neural prostheses are a system of transduction bidirectional between the organism and the proper prosthesis, which commission to register the biological signals of the body through electrodes. Will carry out a bibliographic review with the aim to know the scientific evidence current about the possible use of the prostheses neurales in amputados.

Methods: It was made a revision of the scientific literature between December of 2018 and January of 2019 in the data bases Medline, Cinahl, Web of Science, Pubmed and Scopus and the searched with the terms: "amputation", "neural prostheses", "upper extremity" and "lower extremity" and broadened the research whit "upper limb" and "lower limb". It showed up a total of 15 valid results after applying the criteria of inclusion and exclusion

Results: The articles dissected used different types of prosthetic controllers, as they are the electrodes surgically implants, the prosthesis myoelectric the neural interfaces (agonist-antagonist), the measurement units inertial or the EMSSA system. Observed that the use of these neural prostheses allowed main functionality to the users of the same, like this like improvements to the hour to realize the movements.

Conclusion: Can conclude that the neural prostheses in amputees have a scientific evidence checked in the actuality, being able to contribute big profits to his daily life. However, due to the fact that you treat of technological elements that in the actuality find in roads of development, is not possible to take advantage of to the maximum his performance. Therefore, his optimization would go tied to a main scientific development and technological

Keywords: amputation, neural prostheses, upper extremity, lower extremity.

Introducción

La amputación, es el proceso por el cual se produce la resección de parte o la totalidad de una extremidad en un ser vivo, ya sea por motivos traumáticos o no. Cuando se produce una amputación, se acompaña de limitaciones funcionales que acaban influyendo en el ámbito biopsicosocial del afectado.

En la mayoría de los casos, el paciente es usuario de una prótesis que reduce su dependencia en las actividades de la vida diaria¹.

En una revisión realizada en el Hospital del Mar en Barcelona, España; establece que, en los países desarrollados, el 50% de las amputaciones

realizadas son en pacientes diabéticos². En cuanto a la diferenciación por género, un estudio realizado en Sevilla demostró que los más afectados eran los hombres de los cuales el 81% eran amputados del miembro inferior. Otro trabajo realizado en Perú, con el objetivo de analizar las características clínicas y demográficas de los pacientes amputados, estableció que la edad promedio era los 43 años, siendo el motivo de la amputación vascular si la edad era mayor y traumática, si la edad era inferior. El sexo más afectado era el masculino y la extremidad amputada más comúnmente, era la inferior por encima de la rodilla¹.

En relación a las prótesis, podemos definir las como un elemento artificial dotado de cierta autonomía capaz de realizar la función que realizaría la parte amputada del cuerpo. Esta autonomía surge de los sensores, procesadores y complejos algoritmos de control con los que cuentan^{3,4}. Dentro de las prótesis, las neurales son un sistema de transducción bidireccional entre el organismo y la propia prótesis, las cuales se encargan de registrar las señales biológicas del cuerpo a través de electrodos. Estas prótesis reciben la información de las señales nerviosas emitidas por la extremidad residual, ya sea mediante electrodos implantados quirúrgicamente o por EMG de superficie. Estas señales son convertidas por la prótesis en comandos de activación muscular, que acaban generando un movimiento igual o similar al que realizaría la estructura anatómica en condiciones normales⁵.

Con el paso del tiempo los avances científicos han ido mejorando las prótesis. Sin embargo; hoy en día siguen existiendo grandes déficits en aspectos tales como la propiocepción, a nivel de miembros inferiores; los grados de funcionalidad, el registro de señales, la creación de comandos de control o la motricidad fina en el caso de las prótesis de

miembro superior⁵. Corregir todo esto es un proceso largo, sobre todo si tenemos en cuenta que la tecnología implicada en las prótesis supone un alto coste en relación al bajo número de personas que se beneficiarían. Esto a su vez dificulta el desarrollo de los productos y la inversión por parte de los organismos en I+D⁴.

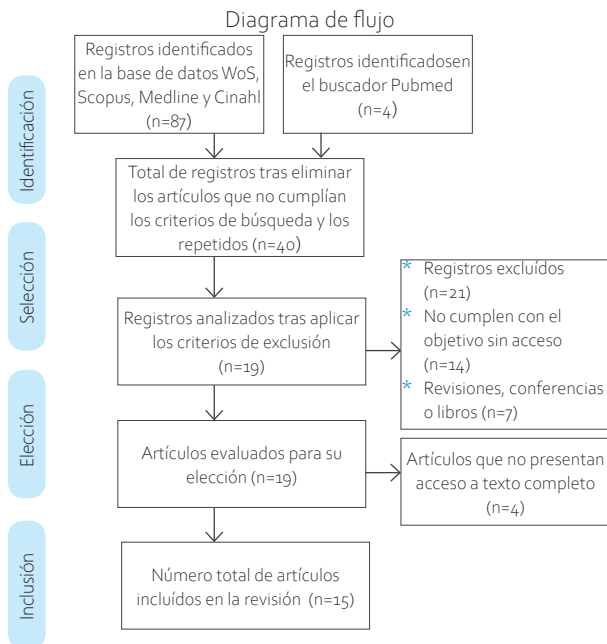
El objetivo de este trabajo es conocer la evidencia científica actual de las prótesis neurales y su viabilidad futura en amputados.

Material y método

Para éste trabajo se llevó a cabo una revisión de la literatura científica entre diciembre de 2018 y enero de 2019. Se realizó una búsqueda en las bases de datos Medline, Cinahl, Web of Science y Scopus así como, en el buscador Pubmed, utilizando las palabras clave: "amputation", "neural prostheses", "upper extremity" y "lower extremity". Para seleccionar los estudios referentes al posible uso de las prótesis neurales en amputados se utilizó como criterios de inclusión artículos publicados en los últimos cinco años y en inglés. Como criterios de exclusión, se aplicó: falta de acceso a texto completo; revisiones bibliográficas, cartas al editor y capítulos de libro; artículos repetidos en otras bases de datos; artículos que no cumplan el objetivo del trabajo y que la muestra del estudio no fuese en humanos.

Se realizó una primera búsqueda combinando los términos MeSH: "amputation", "neural prostheses", "upper extremity" y "lower extremity" y una segunda búsqueda con el fin de incorporar un mayor número de resultados, utilizando las palabras clave: "amputation", "neural prostheses", "upper limb" y "lower limb".

Tras aplicar todos los criterios de inclusión y exclusión se han incluido en la revisión 15 artículos válidos para la realización del trabajo.



Resultados

Dentro de esta revisión se pueden diferenciar dos tipos de artículos: los experimentales, en los cuales existe una muestra de estudio sobre la que se aplica una intervención (cuyas características se muestran en las [tablas 1, 2 y 3](#)), y los artículos descriptivos de perspectiva futura, en los cuales no existe una muestra de estudio, puesto que se limitan a explicar los pros y contras de la reinervación muscular dirigida (TMR), en el manejo de las prótesis neurales (estudios que se analizarán a continuación).

Los estudios de Kuiken, et al.⁶ y Bergmeister et al.⁷ hacen referencia a la TMR y a sus posibles usos dentro del mundo de las prótesis neurales. Se trata de una técnica que usa los nervios seccionados que ya no tienen función, para reinervar las estructuras que van unidas a la prótesis y, por lo tanto, devolverle así al nervio el control sobre su función primaria.

Kuiken, et al.⁶ publicaron en 2017 un estudio referente a la TMR, para hablar sobre la utilidad práctica de esta técnica en el manejo de las prótesis. El manejo de las prótesis se realiza a través de los músculos residuales que conservan la inervación tras la amputación. Cuanta más alta es la amputación, menor número de músculos residuales se conservan en el muñón, para poder controlar el movimiento de la prótesis. Es uno de los principales motivos de rechazo por parte de los usuarios. Por lo tanto; el objetivo de la TMR es reinervar los músculos residuales con las terminaciones nerviosas libres de los músculos que han sido amputados. De este modo, los músculos conservados estarán inervados por diferentes fibras nerviosas de ésta manera se harán cargo de un mayor número de movimientos, proporcionando un control más rápido e intuitivo de la prótesis.

Para que este método sea efectivo, se necesita que la sección muscular reinervada genere respuestas EMG sólo ante las señales del nervio transferido, por lo que se suele realizar previamente una denervación quirúrgica de esa sección del músculo diana. Una vez reinervado el músculo, ocurre la denominada hiper-reinervación, es decir, que las placas motoras existentes quedan reinervadas por un mayor número de fibras nerviosas motoras. Esto permite crear unidades más pequeñas y selectivas, además de una mejor recuperación muscular.

El contar con unidades motoras más pequeñas que aportan movimientos más selectivos, haría de la TMR una técnica que aportaría grandes beneficios funcionales a los amputados de miembros inferiores, donde una de las grandes limitaciones de las prótesis es la transición entre los distintos tipos de marchas y terrenos, que en ocasiones implica movimientos antifisiológicos y peligrosos para el usuario. La TMR podría usarse en amputados por encima y debajo de la rodilla,

pero como las prótesis actuales de tobillo sólo permiten un grado de libertad, el potencial de esta técnica no podría aprovecharse, al contrario de lo que ocurre en las prótesis de miembro superior.

Bergmeister, et al.⁷, explican que durante la maduración del sistema nervioso cada tipo de células adopta una fisiología y función concreta. Con la TMR, la unidad motora y sus axones se vincularán a fibras musculares funcionalmente distintas a las originarias. Aunque, se ha observado que las fibras nerviosas motoras reinervantes pueden modificar la fisiología de las fibras musculares seleccionadas, volviéndolas similares a sus originarias, facilitando el manejo de la prótesis. Finalmente, proponen como método de medición ideal de la condición neuromuscular, la EMG multicanal con implantación directa en los distintos segmentos musculares. Sin embargo, se trata de una técnica de registro que necesitaría un ancho de banda mayor que las de la EMG de superficie, metodología que aún está en vías de desarrollo.

No obstante, se ha comprobado que las señales internas proporcionan una información más directa sobre la actividad neural, lo que permitiría que las prótesis se aproximasen mucho más a los grados de control de la extremidad humana además de mayor funcionalidad.

En lo referente a los estudios experimentales⁸⁻²⁰, la *tabla 1* muestra el tipo de artículo, el tamaño muestral de cada uno de ellos y su objetivo. Dentro de las características del estudio se especifica en cuales se formaron grupos y, además, en aquellos artículos que lo indican, la edad de los pacientes y los criterios de inclusión. La *tabla 2* muestra el tipo de prótesis que utiliza cada estudio, las actividades que se le solicitan al paciente durante el mismo, la duración y el tipo de métodos utilizados para la recogida de datos. Dentro del apartado duración, se establece el tiempo de la intervención y, en caso de existir, el del seguimiento. Finalmente, en la *tabla 3* podemos observar los resultados obtenidos en cada estudio.

Tabla 1. Características generales del estudio.

Autor	Tipo de estudio	Características	Objetivo
Clites, et al. ⁸ (2018)	Estudio de caso	n=1H (edad 53) Ge:1H y Gt:4H	Demostrar la eficacia del sistema AMI + Rehabilitación en dos apartados: control de una articulación robótica con múltiples Dof e interpretación de la retroalimentación propioceptiva.
Dietrich, et al. ⁹ (2018)	Estudio experimental	n=14 (5M edad media 56,3±11'6) y 9H) Inclusión: PLP y caminar 800m	Evaluar la reducción del PLP y la mejora funcional en pacientes con prótesis SAF.
Charkhkar, et al. ¹⁰ (2018)	Ensayo clínico.	n= 2 (edad 67 y 54)	Demostrar la viabilidad de los FINE para restaurar la percepción sensitiva en los amputados transtibiales.
Kuiken, et al. ⁶ (2017)	Estudio descriptivo.		Presentar la utilidad práctica de la TMR en el manejo de prótesis
Christie et al. ¹¹ (2017)	Estudio experimental.	n=14 (13LM y 1amputado)	Analizar el funcionamiento de los NCE a largo plazo y su posible utilidad en el control protésico de pacientes amputados.
Parri, et al. ¹² (2017)	Prot. Experimental	n=4 (edad 63±11)	Demostrar la viabilidad del WBAC en las prótesis CYBERLEG descritas en el estudio de Ambrozic, et al.
Mehryar, et al. ¹³ (2017)	Prot. Experimental.	n=5 G1:4H (edad media 21,3) y G2:1H (edad 76)	Estudiar las sinergias musculares en amputados en comparación con pacientes sanos.

Continúa Tabla 1. Características generales del estudio.

Autor	Tipo de estudio	Características	Objetivo
Mai y Commuri ¹⁴ . (2016)	Estudio experimental.	n=9 (edad 40±12) Inclusión: 6 meses desde la amputación	Demostrar los beneficios de la ANN en el control de un pie protésico.
Pagel, et al. ¹⁵ (2015)	Prot. Experimental	n=3 (edad 21, 54 y 73)	Validar la EMSSA en la estática y dinámica de pacientes amputados.
Li, et al. ¹⁶ (2018)	Estudio experimental.	n=15 (7M y 8H edad 20-30).	Presentar un sistema de control PCA+DNN para las manos protésicas, centrado en el pellizco de 3 dedos.
Bergmeister, et al. ⁷ (2017)	Estudio descriptivo		Presentar la TMR como un mecanismo futuro para el control de prótesis.
Blana, et al. ¹⁷ (2016)	Ensayo clínico.	n=10 (7H y 3M edad 22-35)	Evaluar la realidad virtual como sistema de validación de algoritmos de control protésicos en general y, en concreto, de un sistema basado en EMG y señales cinemáticas.
Davis, et al. ¹⁸ (2016)	Ensayo clínico	n=2	Demostrar la viabilidad de la USEA en el control de extremidades protésicas.
Engdahl, et al. ¹⁹ (2015)	Estudio descriptivo.	n=104 >18 años	Conocer el interés de los usuarios de prótesis en cuanto a las técnicas invasivas o no invasivas.
Schiefer, et al. ²⁰ (2016)	Ensayo clínico	n=2 (amputación en el miembro superior)	Comprobar los efectos de la restauración sensorial en pacientes amputados usuarios de prótesis

AMI: interfaz mioneural agonista-antagonista; ANN: red neuronal artificial; DNN: red neuronal profunda; DoF: grados de libertad; EMG: electromiografía; EMSSA: Sensación de movimiento electrotáctil para el aumento sensorial; FINE: electrodo de nervio de interfaz plana; Ge: grupo de estudio; Gt: grupo de amputación tradicional; H: hombres; LM: lesionado medular; M: mujeres; n: muestra; NCE: electrodos del manguito nervioso; PCA: análisis de componentes principales; PLP: dolor de miembro fantasma; SAF: Retroalimentación de la actividad somatosensorial; TMR: reinervación muscular dirigida; USEA: matriz de electrodos inclinados de Utah; WBAC: controlador de conciencia corporal.

Tabla 2. Características de los programas aplicados.

Autor	Aparato	Ejercicio	Duración	Método
Clites, et al. ⁸ (2018)	2 AMI implantados quirúrgicamente.	Flx/Ext y Inv/Ev de tobillo con o sin estimulación del AMI. Cocontracción agonista antagonista.	Total: + de 1 año	Control de la Flx/Ext con un AMI y de la Inv/Ev con otro. Medición EMG del movimiento.
Dietrich, et al. ⁹ (2018)	Cada paciente usó su propia prótesis más el sistema SAF adherido	Discriminación de estímulos sensoriales. GAS: propiocepción en terreno inestable, escaleras, etc... Pista de obstáculos y caminar 2min. Diario PLP.	10 días hábiles. 2h al día. Total: + de 1 mes.	T0: evaluación base. T1: dos semanas de reposo. T2: evaluación pre. T3: dos semanas de entrenamiento. T4: evaluación post
Charkhkar, et al. ¹⁰ (2018)	3 FINE de 16 contactos cada uno implantados en: •SJ1: nervio ciático, tibial y peroneo común. •SJ2: ciático proximal y distal y tibial posterior.	Representación en mapas corporales de la zona en la que percibieron la estimulación. Descripción del tipo de sensación.	3 meses de estudio. Seguimiento + de 1 año tras la intervención.	Estimulación sensorial de la extremidad.
Christie, et al. ¹¹ (2017)	Puños en espiral de entre 2 y 10 mm de diámetro implantados quirúrgicamente.	Movimientos articulares sobre un dinamómetro Biodex.	Desde 2005 hasta 2017	Medición de los momentos articulares de rodilla y tobillo a 150Hz y de las curvas de reclutamiento con anchos de pulso de 0-255 µs.

Autor	Aparato	Ejercicio	Duración	Método
Parri, et al. ¹² (2017)	ATP CYBERLEG.	Propiocepción: •10 veces 6m en paralelas. •2min de cinta rodante •5 veces subir y bajar 3 escalones. •10 ciclos de levantarse-sentarse	No especificada.	Detección del reparto de cargas en la pisada mediante sensores no invasivos. Seguimiento cinemático mediante IMU.
Mehryar, et al. ¹³ (2017)	Electrodos SEMG de Noraxon	Caminar a velocidad seleccionada por el usuario.	No especificada.	Recogida de señales EMG a 1500Hz de los músculos objetivo para comparar: el HS con la IL del amputado; el HS UKN y la IL UKN del amputado; la UKN HS y la UKN de la PL y finalmente la UKN IL y la UKN PL.
Mai y Commuri, ¹⁴ (2016)	Cada usuario su propia prótesis conectado a una ANN.	3 tipos de marcha Cada marcha ejecutada a velocidad lenta, media y rápida.	2min cada marcha con su respectiva velocidad	
Pagel, et al. ¹⁵ (2015)	Cada usuario su prótesis. EMSSA en región lumbar.	Propiocepción con 3 implementos: •Estímulo visual. •Terreno. •Actividad cognitiva. •Caminar 2 minutos de cinta para ver el efecto de la retroalimentación.	Cada tarea se realizó 30s. Total: 1 semana	1ªses: calibración de la prótesis y cálculo de los umbrales con ensayos de 7s. 2ªses: entrenamiento estático con los distintos implementos, con o sin retroalimentación de la prótesis.
Li, et al. ¹⁶ (2018)	Prótesis MYO	Ejecutar el pellizco de tres dedos a 8 niveles de fuerza (0-40N).	6s cada tarea. 10s de descanso. Entre cada dos niveles de fuerza, 20min de descanso.	Recogida de EMG superficie y señales de fuerza a 200Hz por cada canal.
Blana, et al. ¹⁷	3 IMU Xsens MTx para medir los movimientos de tórax, hombro y antebrazo. Casco de realidad virtual Oculus Rift DK1	Movimientos de alcance en VRE desde una posición inicial seleccionada por el usuario. Flx/Ext controlado con un AMI y Pron/sup controlado con otro AMI	Ensayos de 60s. Pruebas de 30s para el entrenamiento de la ANN e idem para su posterior validación	64 tareas: 32 con pronación de 30° y otras 32 con pronación de 90°. Registro de EMG cada 50ms.
Davis, et al. ¹⁸ (2016)	Implantación quirúrgica del USEA: •Nervio mediano (SJ1) •Nervio cubital (SJ2)	Representación en un manipulandum de los movimientos percibidos en el lado sano (SJ1 y 2) Mover una mano virtual con los dedos fantasma. (SJ2)	3 veces por semana Sesiones de 2h. Total: 1 mes	Movimientos objetivo en VRE a distancias y velocidades variables. Frecuencia de estimulación entre 1-320 Hz.
Engdahl, et al. ¹⁹ (2015)	Encuesta diseñada usando Qualtrics Research Suite	Preguntas sobre demografía, uso de la prótesis y funcionalidad. Dibujos y explicación de la MYO, TMR, PNI y la IC y preguntas sobre 6 tareas, para saber si usarían la prótesis.	15-30min	Encuesta online abierta y con opción de dejar comentarios. Adaptadas las preguntas en función de algunas respuestas.

AMI: interfaz mioneural agonista-antagonista; AMI: interfaz mioneural agonista-antagonista; ANN: red neuronal artificial; ATP: prótesis transfemoral activa; EMG: electromiografía; EMSSA: Sensación de movimiento electrotáctil para el aumento sensorial; Flx/Ext: flexión/extensión; GAS: actividades objetivo; HS: sujeto sano; IC: interfaces corticales; IL: pierna intacta amputado; IMU: unidad de medida inercial; Inv/Ev: inversión/eversión; MCF: metacarpofalángicas; MYO: control mioeléctrico; VRE: entorno de realidad virtual; PL: pierna protésica; PNI: interfaces nerviosas periféricas; pron/sup: prono supinación; SHAP: procedimiento de evaluación de la mano de Southampton; SJ: sujeto; TMR: reinervación muscular dirigida; UKN: por encima de la rodilla; USEA: matriz de electrodos inclinados de Utah.

Tabla 3. Resultados del estudio

Autor	Resultados	
Clites, et al. ⁸ (2018)	Mejora de la trayectoria no ideal en un 39%; del tiempo de ejecución en un 33% y reducción del movimiento desperdiciado en un 66% con respecto al Gt.	La prótesis con el AMI se percibió como propia mientras que en el Gt existió mala interacción SJ-prótesis, las cuales se mitigaban con el FES en el SJ estudio.
Dietrich, et al. ⁹ (2018)	Aumento de la discriminación sensorial. Disminución del PLP nocturno (P valor = 0.024) Mejor control de la marcha sobre terrenos inestables.	P valor entre 0.0001 - 0.038 comparando el rendimiento del paciente antes y después del tt°.
Charkhkar, et al. ¹⁰ (2018)	Mejora de la sensación fantasma, en forma y distancia percibida (p < 0.01). Sensaciones variables en función del ancho de pulso usado.	Validez para amputados transfemorales dada la superposición de estímulos.
Christie, et al. ¹¹ (2017)	Se logró que los NCE excedieran los 0'135nm/kg necesarios para mantener la rodilla bloqueada en Ext en bipedestación entre 2 y 4,5 años.	Superposición de unidades motoras mantenida hasta 6,3 años desde la implantación. Umbrales de carga estables entre 5-11 años.
Parri, et al. ¹² (2017)	Cinta rodante: reconocimiento del 100% de la intención de movimiento Paralelas: tasa del 98%. Errores cuando el movimiento era lento, se reconocía como parada.	Escaleras: tasa 97%. Errores si intentaban subir/ bajar muy rápido. Levantarse-sentarse: tasa del 94'8%. Necesario reconocer todas las fases del movimiento, por lo que mayor nº de errores.
Mehryar, et al. ¹³ (2017)	Primer músculo reclutado es distinto en pacientes sanos y amputados. Actividad del SNC similar.	HS UKN y UKN PL no mostraron músculos 1º comunes. La mayor correlación se dio entre HS e IL
Mai y Commuri. ¹⁴ (2016)	Biomecánica del pie protésico con ANN similar al pie sano Control más seguro de la marcha con ANN ante perturbaciones externas.	Necesario un ciclo entre cambios de marcha para evitar inestabilidades.
Pagel, et al. ¹⁵	Cuanto más compleja la tarea, menos control postural consciente existe.	El sistema EMMSA empeora la estabilidad. Los resultados equivalen a tener los ojos cerrados o terrenos inestables.
Blana, et al. ¹⁷ (2016)	Tiempo reducido de adaptación al algoritmo de control. Menor nº de objetivos alcanzados durante el uso de la ANN.	Mayor nº de errores por probar el algoritmo en tiempo real. Entrenamiento de la ANN en 10 minutos.
Davis, et al. ¹⁸ (2016)	El mayor nº de canales permite medir más patrones neuromusculares (13 movimientos distintos) Aumento de las sensaciones fantasmas tras el estudio.	La modulación de la microestimulación generó diferentes sensaciones sensoriales como respuesta (86 distintas)
Engdahl, et al. ¹⁹ (2015)	Mayor interés por la MYO y menor por la IC y Menor interés en las tareas más complejas, lo que no coincidió con lo esperado.	Preocupación por la complejidad del uso, el peso de la prótesis y su durabilidad.
Schiefer, et al. ²⁰ (2016)	Mejora significativa en el reconocimiento de objetos (p=0.059), en el traspaso de objetos (p<0.001) y en el test de SHAP para el SJ1 (p00.026) con la retroalimentación doble.	Ambos sujetos refirieron la prótesis como propia tras la retroalimentación sensorial. En el SJ1 se logró que existiese percepción cinestésica, mientras que en el SJ2 no.
<p>AMI: interfaz mioneural agonista-antagonista; ANN: red neuronal artificial EMG: electromiografía; EMSSA: Sensación de movimiento electrotáctil para el aumento sensorial; Ext: extensión; FES: estimulación eléctrica funcional; GAS: actividades objetivo; Gt: grupo de amputación tradicional; HS: sujeto sano; IC: interfaces corticales; IL: pierna intacta amputado; MYO: control mioeléctrico; NCE: electrodos del manguito nervioso; PCA: análisis de componentes principales; PL: pierna protésica; PLP: dolor de miembro fantasma; SHAP: procedimiento de evaluación de la mano de Southampton SJ: sujeto; SNC: sistema nervioso central; tt°: tratamiento; UKN: por encima de la rodilla.</p>		

Discusión

La mayoría de estudios encontrados son casos clínicos, que pese a tener una baja aportación al conocimiento científico, son una herramienta de aprendizaje muy útil. Es indudable el interés de este tipo de estudios para las ciencias de la salud, dado que permiten analizar situaciones complejas particulares, dando lugar a nuevas propuestas de mejora que afectarán de forma positiva al paciente.¹⁹

En lo referente al estudio de caso, su importancia radica en su potencial para explicar fenómenos generales a partir de un contexto propio. En el ámbito clínico, los casos permiten observar situaciones reales sucedidas en la práctica, facilitando el análisis de los procedimientos, conocimientos y prácticas desarrolladas en la atención a ese paciente, pudiendo así plantear intervenciones y estrategias de mejora globales²⁰. Sin embargo; los hallazgos derivados de un estudio de casos presentan una fiabilidad limitada, dado que la credibilidad del investigador es cuestionada. Existe una visión generalizada que establece que los resultados obtenidos de un solo paciente no pueden ser representativos de una población. Además, los resultados podrían verse modificados por factores externos o sesgos si el estudio se realizase de nuevo²¹.

El primer apartado que podemos comentar es el tamaño de la muestra de los estudios, desde 1 paciente⁸ hasta 1516. La excepción son los estudios de perspectiva futura^{6,7} que no presentan muestra y el estudio cualitativo de Engdahl, et al.¹⁹ en el cual se realiza una encuesta a 104 personas. La presencia de una muestra reducida en los estudios hace más difícil la obtención de diferencias significativas en los resultados, con lo que se reduce la eficiencia a la hora de aplicar dichos resultados sobre una población global.

Por otro lado, y coincidiendo con lo ya citado en la introducción, la mayoría de los participantes son hombres¹, existiendo sólo dos estudios dentro de la revisión con mujeres en su muestra^{9,16}, lo que viene evidenciando que el sexo hombre es más común dentro de los pacientes afectados. Otro aspecto comparable es la edad de la muestra analizada. La mayoría de artículos son pacientes entre los 40 y 70 años de edad. Como excepciones, están los estudios cuya media de edad está entre los 20 y 30 años^{16,17}, y el estudio de Mehryar, et al.¹³ donde compara a un hombre de 76 años con un grupo de chicos de 21 años. Esto es importante, pues las características fisiopatológicas no son similares dado el deterioro asociado al envejecimiento en el sujeto de estudio.

Sí analizamos las características de los sujetos, podemos observar que en tres estudios⁸⁻¹⁰ incluyeron amputados transtibiales; Christie, et al.¹¹, 1 amputado transradial y 13 lesionados medulares; Dos estudios^{12,15} analizaron sujetos con amputación transfemorales; Mehryar, et al.¹³, 4 sujetos sanos y uno con amputación transtibial; los sujetos del estudio de Mai y Commuri¹⁴ presentaban amputación unilateral por debajo de la rodilla y, finalmente, tres estudios¹⁶⁻¹⁸ se realizaron en pacientes sanos. En la mayoría de estudios,^{8,10-11,13,16-17} la técnica utilizada para la obtención de datos era la EMG, pues las señales nerviosas son invariables independientemente de que el sujeto tenga patología o no. Esto hace posible que señales obtenidas en pacientes sanos o en lesionados medulares puedan usarse para diseñar algoritmos de control para prótesis que en un futuro se usarán en amputados. En cuanto a las características del estudio, nos encontramos con aspectos muy dispares. En lo referente al tipo de procedimiento usado observamos estudios que usan intervenciones quirúrgicas^{8,10,11,18} y los que no. Dentro de los que no realizan intervenciones quirúrgicas, están los que

permiten al paciente usar su propia prótesis^{9,14,15}; el estudio de Parri, et al.¹² que se centra en las ATP CYBERLEG; el estudio de Li, et al.¹⁶ que usa prótesis MYO y el estudio de Blana, et al.¹⁷ que usa IMU. Dentro de esto, dos estudios^{17,18} utilizan a mayores el entorno de realidad virtual, puesto que es una forma sencilla de validar un algoritmo de control protésico en tiempo real sin generar riesgo para el paciente. En cuanto a la duración del estudio, hay investigaciones que analizan los resultados de la aplicación de una intervención y, por otra parte, las hay que sólo hacen un seguimiento. Así, en los estudios con seguimiento, la duración total varía desde 1^{8,10} hasta 12 años¹¹; por el contrario, en los estudios sin seguimiento, tenemos intervenciones de 10 días⁹, 1 semana¹⁵ ó 1 mes¹⁸. La presencia o no de un seguimiento tras la realización del estudio es relevante para conocer la durabilidad de las prótesis. Según el uso dado a la prótesis y la carga de trabajo impuesta, el usuario se verá obligado a someterse a intervenciones futuras de reemplazo o ajuste, lo cual puede favorecer el abandono del uso. Consecuentemente, es importante realizar un seguimiento de los usuarios tras el estudio, para determinar si el deterioro es debido a un problema interno de la prótesis, o a un agente externo.

Por último, en las tareas analizadas podemos diferenciar actividades funcionales y actividades sensitivas. En los estudios, podemos observar la realización de tareas tales como: movimientos de tobillo, marcha en cinta rodante^{9,12,15}, subir y bajar escaleras^{9,12}, marcha por terreno inestable, mantenimiento de postura estática; y a nivel de miembros superiores el principal aspecto valorado es la capacidad de realizar alcances y prensiones de forma correcta. Sin embargo; el estudio de Charkhkar, et al.¹⁰ es el único que valora aspectos perceptivos, y en él se solicita a los sujetos que representen sus sensaciones en un mapa corporal y que definan el tipo de sensación.

Los aspectos perceptivos son fundamentales para poder generar un movimiento correcto. Aunque, la mayoría de estudios se limitan a analizar los movimientos de forma aislada, sin tener en cuenta que percibir un movimiento es una condición necesaria para que el sujeto pueda darse cuenta de sí lo está haciendo bien o mal, o incluso para evitar lesiones en ciertos casos. Los estudios de Charkhkar, et al.¹⁰ y Davis, et al.¹⁸ se analiza el síndrome del miembro fantasma. En el primero, se estudia a nivel perceptivo, valorando aspectos como la distancia percibida o la forma, mientras que; en el segundo, se utilizan los dedos fantasma para controlar la prótesis neural, para dar un enfoque más funcional, generando así un campo de investigación muy interesante.

Finalmente, el estudio de Dietrich, et al.⁹ analiza el dolor de miembro fantasma, que difiere del síndrome fantasma por la presencia de estímulos nociceptivos.

Dos de los estudios analizados^{10,11} utilizan métodos similares, los electrodos del manguito nervioso (NCE) y los electrodos de nervio de interfaz plana (FINE), ambos electrodos de implantación quirúrgica.

En el estudio de Christie, et al.¹¹ concluyeron que los NCE permiten un mejor manejo de la prótesis durante la bipedestación, pues se logró el bloqueo de la rodilla y mantener el pie en posición neutra. Aunque, en algunos sujetos no se logró la estimulación suficiente para la marcha. Se vio también que la viabilidad de los NCE era optima a largo plazo en lo que a manejo de neuroprótesis implantadas se refiere. Este tipo de electrodos son comparables a los usados en el estudio de Charkhkar, et al.¹⁰, los denominados FINE. Estos son electrodos con un mayor número de contactos individuales, por que ofrecen un grado mayor de selectividad muscular. Pero, el manejo de este tipo de electrodos requiere de un tipo de estimulación

más avanzada, puesto que las densidades de corriente necesarias por electrodo son mayores. En este estudio se observó que la estimulación del nervio ciático medial daba lugar a aferencias en zonas del pie propias del nervio tibial, y lo mismo ocurría con el ciático lateral y el peroneo. Por todo esto, podemos concluir que los FINes son electrodos aplicables tanto a pacientes con amputaciones transtibiales como transfemorales.

En lo referente a los dos estudios descriptivos^{6,7}, la técnica descrita es la TMR. Kuiken, et al.⁶ defienden que es una técnica con grandes posibilidades en un futuro, pero limitada en el momento del estudio por los escasos grados de libertad de las prótesis de miembros inferiores actuales. Estas limitaciones surgen en el campo de la electrónica aplicada a los amputados, donde anchos de pulsos mayores, electrodos más sensibles o redes neuronales más simples evitarían fallos de procesado y mayores grados de libertad. No obstante; para los miembros superiores los beneficios son mayores, dado que se asemejan más a la extremidad amputada.

Por su parte, Bergmeiste, et al.⁷ añaden que un aspecto interesante para hacer más funcional la aplicación de la TMR sería su combinación con EMG multicanal implantada internamente, lo que permitiría registrar las señales nerviosas de forma directa y aproximarse mucho más a los grados de control propios de la extremidad amputada. Aunque, esto no es viable actualmente por el tipo de ancho de banda necesario.

Conclusión

Podemos concluir que las prótesis neurales en amputados tienen una evidencia científica comprobada en la actualidad, aportando grandes beneficios a su vida diaria. Sin embargo; debido a que se trata de elementos tecnológicos

que en la actualidad se encuentran en vías de desarrollo, no es posible aprovechar al máximo su rendimiento. Por lo tanto, su optimización iría ligada a un mayor desarrollo científico y tecnológico.

Cabe destacar un nuevo enfoque en el estudio del miembro fantasma. Este fenómeno, abordado tradicionalmente como una complicación de los sujetos amputados que comúnmente se trata de reducir, se aborda en esta bibliografía analizada como un mecanismo perceptivo del que poderse valer para crear algoritmos de control, puesto que las señales de activación del miembro fantasma son las señales originarias de esa función.

El uso de las prótesis neurales se ve comprometido en los miembros superiores por el reducido número de grados funcionales en comparación con los grados de libertad reales que presenta una articulación humana.

A nivel de miembros inferiores el déficit más destacable es la propiocepción. Se trata de un parámetro olvidado en muchas ocasiones, pero en la actualidad es pieza clave en el manejo de los amputados, puesto que su falta de control es uno de los principales motivos de caída y abandono en el uso. Esto, unido a limitaciones funcionales a nivel de tobillo, dificulta la realización de tareas como caminar por terrenos inestables o subir y bajar escaleras.

Debido a que se trata de un campo de la biotecnología en vías de desarrollo, la mayoría de investigaciones cuentan con muestras de estudio muy reducidas, sería interesante que se desarrollaran futuras líneas de investigación con muestras más amplias y con estudios de una calidad científica mayor.

Bibliografía

1. Farro L, Tapia R, Bautista L, Montalvo R, Iriarte H. Características clínicas y demográficas del paciente amputado. *Rev Med Her* 2012; 23(4):240. <http://www.scielo.org.pe/pdf/rmh/v23n4/v23n4ao4.pdf>
1. Esteve MC, Fernández M. Revisión de las complicaciones crónicas de la diabetes mellitus en España. 2007;5.
2. González JMD. Robótica y prótesis inteligentes. *RDU* 2005; 6(1):15.
3. Sermas, Mad. Fisioterapietas del servicio madrileño de salud. Madrid: ADAMS; 2012; 1ed.2 (26): 1-58.
4. Quiroz FG, Moreno AV, Jaramillo PC. Interfaces neuronales y sistemas máquina-cerebro: fundamentos y aplicaciones. *Revisión. EIA*. 2007;1:14-22. <http://www.scielo.org.co/pdf/rinbi/v1n1/v1n1a04.pdf>
5. Kuiken TA, Barlow AK, Hargrove LJ, Dumanian GA. Targeted muscle reinnervation for the upper and lower extremity: *Tech Orthop* 2017; 32(2):109-16. doi: 10.1097/BTO.000000000000194
6. Bergmeister KD, Vujaklija I, Muceli S, Sturma A, Hruba LA, Prahm C, et al. Broadband Prosthetic Interfaces: Combining Nerve Transfers and Implantable Multichannel EMG Technology to Decode Spinal Motor Neuron Activity. *Front Neurosci* 2017;11. doi: 10.3389/fnins.2017.00421
7. Clites TR, Carty MJ, Ullauri JB, Carney ME, Mooney LM, Duval JF, et al. Proprioception from a neurally controlled lower-extremity prosthesis. *Sci Transl Med* 2018; 10(443):eaap8373. doi:10.1126/scitranslmed.aap8373
8. Dietrich C, Nehrdich S, Seifert S, et al. Leg prosthesis with somatosensory feedback reduces phantom limb pain and increases functionality. *Front Neurosci* 2018; 9. doi: 10.3389/fneur.2018.00270
9. Charkhkar H, Shell CE, Marasco PD, et al. High-density peripheral nerve cuffs restore natural sensation to individuals with lower-limb amputations. *J Neural Eng* 2018;15(5):056002. doi: 10.1088/1741-2552/aac964
10. Christie BP, Freeberg M, Memberg WD, Pinault GJC, Hoyen HA, Tyler DJ, et al. Long-term stability of stimulating spiral nerve cuff electrodes on human peripheral nerves. *J Neural Eng* 2017;14(1). doi: 10.1186/s12984-017-0285-3
11. Parri A, Martini E, Geeroms J, Flynn L, Pasquini G, Crea S, et al. Whole body awareness for controlling a robotic transfemoral prosthesis. *Frontiers in Neurobotics*. 2017; 11. doi: 10.3389/fnbot.2017.00025
12. Mehryar P, Shourijeh MS, Rezaeian T, Iqbal N, et al. Changes in synergy of transtibial amputee during gait: a pilot study. *IEEE EMBS Inter Conf Biomed Health Info (BHI)* 2017; 325-8. DOI: 10.1109/BHI.2017.7897271
13. Mai A, Commuri S. Intelligent control of a prosthetic ankle joint using gait recognition. *Con Engineer Prac* 2016;49:1-13.
14. Pagel A, Arieta AH, Riener R, Vallery H. Effects of sensory augmentation on postural control and gait symmetry of transfemoral amputees: a case description. *Med Biol Eng Comput* 2016;54(10):1579-89. doi: 10.1007/s11517-015-1432-2
15. Li C, Ren J, Huang H, Wang B, Zhu Y, Hu H. PCA and deep learning based myoelectric grasping control of a prosthetic hand. *BMC*. 2018;17(1).
16. Blana D, Kyriacou T, Lambrecht JM, Chadwick EK. Feasibility of using combined EMG and kinematic signals for prosthesis control: A simulation study using a virtual reality environment. *J Electro Kinesiol* 2016;29:21-7.
17. Davis TS, Wark HAC, Hutchinson DT, Warren DJ, O'Neill K, Scheinblum T, et al. Restoring motor control and sensory feedback in people with upper extremity amputations using arrays of 96 microelectrodes implanted in the median and ulnar nerves. *J Neural Eng*. 2016;13(3):036001.
18. Engdahl SM, Christie BP, Kelly B, Davis A, Chestek CA, Gates DH. Surveying the interest of individuals with upper limb loss in novel prosthetic control techniques. *J Neuroeng Rehabil* 2015 doi: 10.1186/s12984-015-0044-2
19. Schiefer M, Tan D, Sidek SM, Tyler DJ. Sensory feedback by peripheral nerve stimulation improves task performance in individuals with upper limb loss using a myoelectric prosthesis. *J Neural Eng*. 2016;13(1):016001.
20. Urra-Medina E, Núñez-Carrasco R, Retamal-Valenzuela C, Jure-Cares L. Enfoques de estudio de casos en la investigación de enfermería. *Ciencia y enfermería*. 2014;20(1):131-42.
21. Orkaizagirre Gómara A, Amezcua M, Huércanos Esparza I, Arroyo Rodríguez A. El Estudio de casos, un instrumento de aprendizaje en la Relación de Cuidado. *Index de Enfermería*. 2014;23(4):244-9.
22. Valencia MMA, Mora CVG. El rigor científico en la investigación cualitativa. 2011;29(3):15.

Artículo sin conflicto de interés

© Archivos de Neurociencias