

PROYECTO

**ANÁLISIS INSTRUMENTAL DEL CONTROL POSTURAL Y LA MARCHA EN
EL PACIENTE AMPUTADO.**

*“Por muy alta que sea una colina, siempre
hay un sendero hacia su cima”*

INTRODUCCIÓN.

Generalidades.

El control postural consiste en la capacidad de mantenimiento de la estabilidad dentro de los límites de la base de soporte, así como el mantenimiento de la orientación y la relación entre los segmentos corporales ante los requerimientos del entorno y las tareas a realizar. El control postural puede afectarse por diversos motivos. En el caso de los pacientes con amputación de miembro inferior (en adelante MI) se produce no sólo una pérdida de soporte estático, además ocasiona un déficit funcional del complejo articular, y de información sensorial propioceptiva y exteroceptiva.

Los amputados de MI presentan en situación estática mayores desplazamientos de su centro de gravedad que sujetos sin amputación, dependiendo en mayor medida de la información visual¹. En equilibrio estático, la estrategia de tobillo es la encargada de controlar los desplazamientos en el eje antero-posterior, modulando la cantidad de “torque” desarrollada por los flexores plantares y dorsales de tobillo. En los amputados de MI, la capacidad para utilizar una estrategia de tobillo está severamente afectada, lo que explicaría la inestabilidad que presentan en esa dirección¹. Como la deambulación requiere movimientos del cuerpo fundamentalmente en el plano sagital, se ha de presuponer que el amputado de MI manifestará mayor dificultad para controlar y mantener el equilibrio durante la marcha. De hecho, aquellos presentan un mayor riesgo de caídas comparado con sujetos de igual edad sin discapacidad (52% de los amputados transtibiales refieren al menos una caída en un período de doce meses)^{2,3}, lo que conlleva un gasto sanitario adicional y un retroceso en la adaptación social y laboral del paciente amputado.

La marcha en el ser humano consiste en un proceso complejo cuyo objetivo básico es realizar el movimiento de traslación entre dos puntos de manera eficaz y segura, patrón que es altamente automatizado y eficiente⁴. El conocimiento de los aspectos esenciales que intervienen en una marcha funcional es imprescindible para el estudio de la marcha patológica, de tal manera, que se pueda establecer una correlación y adjudicar así la causa y el efecto a cualquier anomalía.

En general, la deambulación del paciente con amputación de MI se caracteriza por un descenso de la velocidad y de la cadencia media, así como por un incremento de las demandas metabólicas. Además, existen alteraciones cinemáticas, que afectan principalmente a la articulación inmediatamente superior al nivel de amputación, y una actividad muscular muy aumentada y que se mantiene más tiempo. Por lo tanto, se sabe que la marcha del amputado es asimétrica, pero se sabe poco sobre cómo y cuánto es asimétrica y en qué parámetros lo es.

El análisis sistemático del control postural y de la marcha debe servir para cuantificar y evaluar las causas responsables de las desviaciones observadas. Rutinariamente se utiliza la evaluación clínica visual sistemática en el paciente con amputación de MI. Este tipo de evaluación no provee de información cuantitativa y tiene multitud de limitaciones⁵. Además, este proceso se complica más debido a las desviaciones y compensaciones que afectan al paciente

amputado. Por ello, para ser exhaustivos en el análisis y asegurar el empleo óptimo de la prótesis⁶, se debe recurrir al estudio mediante sistemas instrumentales objetivos de la postura y del movimiento humano.

Epidemiología.

La amputación es un proceso potencialmente discapacitante, considerado a nivel mundial como un significativo problema de salud pública. La incidencia global de la amputación es muy variable entre los distintos países. Se estima que en EE.UU. 185.000 personas sufren una amputación cada año, incluyendo miembro superior e inferior⁷. La incidencia de las amputaciones de las extremidades inferiores, en los países occidentales desarrollados, es de 17,1 amputados por cada 100.000 habitantes^{8,9}. En nuestro país según cifras basadas en el Conjunto Mínimo Básico de Datos al Alta Hospitalaria (CMBDA), del Ministerio de Sanidad y Consumo, durante el año 2004 se realizaron 5804 amputaciones en todo el territorio nacional, incluyendo tanto el miembro superior como el inferior.

Aunque la incidencia de la amputación varía de forma importante de unos países a otros, la distribución por edad y sexo resulta similar en todos. Así, con respecto a la edad, la mayor incidencia se produce a partir de la edad de 40 años, siendo mayor la tasa en varones que en mujeres.

En cuanto al uso de la prótesis, sólo el 33-38% de los amputados la usa de forma continua¹⁰, lo que puede tener su origen en una prescripción protésica no basada en las demandas funcionales de cada paciente. Normalmente, la prescripción de prótesis a personas que han sufrido una amputación de MI se basa principalmente en el conocimiento empírico. Existen en el mercado multitud de dispositivos protésicos sustitutivos de MI, si bien, actualmente, los criterios que se aplican en su prescripción suelen derivar de las experiencias de médicos, terapeutas y técnicos ortopédcas¹¹. Por otro lado, las aseguradoras sanitarias exigen una justificación para la compra de prótesis tan costosas¹² y los usuarios demandan transparencia en la elección del mecanismo protésico correcto para la extremidad inferior que deberán usar. Todo ello hace necesario la correcta prescripción de la prótesis, exigiendo coherencia entre los beneficios funcionales propios de la misma y las necesidades funcionales de quien la precisa¹³. El desarrollo de pautas y guías clínicas favorecería una atención sanitaria más uniforme y eficiente, y disminuiría el espacio vacío existente entre el personal sanitario y el científico. Por ello, el diseño, prescripción y adaptación de las prótesis deberían ser realizados mediante un método de análisis de la marcha y del control postural objetivo, cuantitativo, sencillo y fiable.

Antecedentes.

Existen diversas líneas de investigación que estudian el control postural y la marcha del paciente amputado de MI. La mayoría de los trabajos recientes, analizan las posibles adaptaciones y compensaciones durante la marcha utilizando sistemas objetivos de análisis tridimensional, bien del miembro amputado¹⁴, del miembro intacto^{15,16,17}, de ambos^{18,19} o del tronco²⁰. Además, se han efectuado estudios que analizan la marcha en circunstancias diversas: sobre escalones^{21,22}, a distintas velocidades^{23,24} o sobre planos inclinados²⁵.

Otra línea de investigación consiste en el estudio y comparación de diferentes prótesis^{26,27,28}.

En cualquier caso, los estudios utilizan una gran variedad de protocolos experimentales, velocidad de marcha no estandarizada, edad y etiología de la amputación diferentes, por lo que es difícil comparar resultados.

Con respecto al control postural en amputados, las líneas de investigación se centran en estudiar el equilibrio en bipedestación^{29,30}, las oscilaciones posturales¹ y el control postural modulando los sistemas encargados de regularlo (somatosensorial, equilibrio y vestibular)². No obstante, a pesar de que la población de amputados presenta un riesgo obvio de caídas por la alteración del equilibrio, fuerza y patrón de marcha, la información acerca del control postural en estos pacientes es limitada y poco actual.

En definitiva, no existen estudios que correlacionen las alteraciones posturales y de la marcha, cuantificadas ambas de forma objetiva, en el paciente amputado de MI.

HIPÓTESIS.

El estudio del control postural y de la marcha por medio de sistemas instrumentales, puede constituir un método de evaluación objetivo para la detección de las alteraciones funcionales en los individuos con amputación de la extremidad inferior, las cuales repercuten de forma directa en el éxito de la prótesis y del tratamiento rehabilitador; y finalmente en la participación social y laboral del individuo.

OBJETIVOS.

- Cuantificar el control postural en el paciente amputado.
- Determinar las posibles alteraciones que interfieren en la consecución de una marcha funcional.
- Cuantificar y evaluar las causas estáticas y dinámicas de las posibles adaptaciones y compensaciones observadas.
- Aportar pautas clínicas que favorezcan la optimización de la prótesis.

MATERIAL Y MÉTODOS.

Equipamiento e instalaciones.

La Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad Rey Juan Carlos (URJC) cuenta con el Laboratorio de Análisis del Movimiento, Ergonomía y Control Motor (LAMBECOM), integrado en la Red de Laboratorios de la Comunidad de Madrid. El laboratorio nace con el propósito de convertirse en centro de referencia del análisis del movimiento humano y el control postural, con una inquietud clínica e investigadora que repercuta directamente en el beneficio de los sujetos con discapacidad. Para esta misión se dispone de la más avanzada tecnología:

- **Posturografía Dinámica Computerizada (PDC)** Smart Equitest System Versión 8.0 (NeuroCom International Inc, Clackamas, Oregon, EE.UU.) → se basa en el uso de plataformas dinamométricas que miden el desplazamiento del centro de presiones, en diferentes situaciones de equilibrio estático y dinámico.
- **Estudio computerizado de la marcha** → se emplea un sistema de análisis computerizado tridimensional optoelectrónico (VICON Motion Systems, OMG plc, Oxford, Reino Unido) compuesto por ocho cámaras infrarrojas de alta definición que detectan marcadores pasivos y dos cámaras de vídeo, plataformas dinamométricas (AMTI) y electromiografía dinámica inalámbrica Zero Wire. Todos estos equipos están integrados en un único Software para su procesamiento y análisis.

En el ámbito humano, el LAMBECOM cuenta con un destacado equipo investigador integrado por múltiples profesionales del área de rehabilitación y medicina física con amplia experiencia clínica y en el manejo instrumental de los equipos del laboratorio.

Protocolo experimental.

El Comité de Ética se encuentra actualmente valorando la viabilidad del proyecto.

La selección inicial de la muestra (pacientes con amputación del MI) se realizará a través de diversos centros ortopédicos que disponen de acuerdos con la Universidad Rey Juan Carlos (URJC). En función de los criterios de inclusión y exclusión definidos (Tabla 1), se conformará la muestra definitiva, que deberá dar su consentimiento para la participación en el estudio.

Posteriormente, se procederá a realizar las mediciones que son objeto de este trabajo (Tabla 2). Dicho estudio se llevará a cabo en el Laboratorio de Análisis del Movimiento, Biomecánica, Ergonomía y Control Motor (LAMBECOM), del Departamento de Fisioterapia, Terapia Ocupacional, Medicina física y Rehabilitación de la Facultad de Ciencias de la Salud de la URJC.

La evaluación constará de tres valoraciones realizadas en una única sesión:

1. **Historia clínica individual**, que incluya una anamnesis y una exploración física detallada, llevada a cabo por un médico especialista en Rehabilitación.
2. **Análisis del control postural** utilizando el sistema PDC.
3. **Estudio computerizado de la marcha** por medio del equipo VICON Motion Systems.

Tabla 1. Criterios de inclusión y exclusión.

Criterios de inclusión.
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Paciente protetizado con amputación de MI (unilateral o bilateral). ▪ Periodo de adaptación a la prótesis mayor de tres meses. ▪ Edad superior a 18 años. ▪ Capacidad de mantener la bipedestación sin ayuda durante al menos dos minutos. ▪ Paciente colaborador con capacidad de comprender instrucciones básicas. ▪ Firmar consentimiento informado.
Criterios de exclusión.
<ul style="list-style-type: none"> ▪ Presentar patologías asociadas que interfieran en el análisis de la marcha y el control postural. ▪ Ingesta de fármacos psicotropos y/o sedantes.

Tabla 2. Mediciones del estudio.

Historia Clínica.	Análisis de la marcha. VICON MOTION SYSTEM.	Control Postural. SMART EQUITEST SYSTEM.
Edad, sexo, nivel de amputación, etiología de la amputación, etc.	<i>Parámetros espacio-temporales:</i> velocidad, cadencia, longitud del paso, porcentaje de doble apoyo.	Análisis del equilibrio estático y dinámico: <ul style="list-style-type: none"> ▪ Contribución sensorial. ▪ Coordinación respuesta motora refleja. ▪ Coordinación respuesta motora voluntaria. ▪ Estrategias de equilibrio.
Análisis cuantitativo y cualitativo articular.	<i>Cinemática</i> del miembro amputado y del miembro intacto.	
Análisis cuantitativo y cualitativo muscular.	<i>Electromiografía de superficie</i> del miembro amputado y del miembro intacto.	

CONCLUSIÓN.

La misión de este proyecto consiste en profundizar en el análisis de la postura y el movimiento de los individuos con amputación del MI por medio de sistemas instrumentales, aumentado así, el conocimiento sobre este tema en nuestro país. Se pretende que la consecuencia directa de este trabajo sea aportar pautas clínicas mediante las cuales se logren protetizaciones más funcionales, es decir, adaptadas a las características del individuo; y facilitar, de esta manera, el desempeño y la participación de las personas con amputación en cualquier contexto.

El saber y el estudio deben constituir el punto de partida que propicie la consecución de una vida sin obstáculos, libre de ataduras y con ilusiones plausibles.

REFERENCIAS.

-
- ¹ Buckley JG, O'Driscoll D, Bennett SJ. Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees. *Am J Phys Med Rehabil* 2002; 81: 13-20.
 - ² Vanicek N, Strike S, McNaughton L, Polman R. Postural responses to dynamic perturbations in amputee fallers versus nonfallers: a comparative study with able-bodied subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 2009; 90: 1018-1025.
 - ³ Miller CW, Speechley M, Deathe B. The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 1031-1037.
 - ⁴ Salomonidis SE. Gait Analysis of lower limb amputee. The effect of Alignment Proceedings International Symposium Gait Analysis State of the Art of Measuring Systems and their importance in prosthetic and orthotic technology. February 2-3 1990; Berlín (Germany), 290-297.
 - ⁵ Esquenazi A. Analysis of Prosthetic Gait in Physical Medicine and Rehabilitation. *State of the Art Reviews*; 8(1): 201-220.
 - ⁶ Esquenazi A. Valoración de la marcha en el amputado de miembro inferior. En: Zambudio R. Prótesis, órtesis y ayudas técnicas. Barcelona: Elsevier Masson, 2009; pp. 111-122.
 - ⁷ Epphram PL, Dillingham TR, Sector M, Pezzin LE, Mackenzie EJ. Epidemiology of limb loss and congenital limb deficiency: a review of the literature. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84: 747-761.
 - ⁸ Pernot HF, Winnubat GM, Cluitmans JJ, De Witte LP. Amputees in limburg: incidence, morbidity and mortality, prosthetic supply, care utilization and functional level after one year. *Prosthet Orthot Int* 2000; 24: 90-6.
 - ⁹ Pernot HF, De Witte LP, Linderman E, Cluitmans JJ. Daily functioning of the lower extremity amputee: an overview of the literature. *Clin Rehabil* 1997; 11: 93-106.
 - ¹⁰ Huang ME, Levy CE, Webster JB. Acquired limb deficiencies. Prosthetic components, prescriptions and indications. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 17-24.
 - ¹¹ Hofstad C, Van der Linde H, Van Limbeek J, Postema K. Prescripción de mecanismos protésicos para tobillo y pie después de la amputación de miembros inferiores (Revisión Cochrane traducida). En: *La Biblioteca Cochrane Plus*, 2008 Número 4. Oxford: Update Software Ltd. Disponible en: <http://www.update-software.com>.
 - ¹² Menard MR, McBride ME, Sanderson DJ, Murray DD. Comparative biomechanical analysis of energy-storing prosthetic feet. *Arch Phys Med Rehabil* 1992;73(5):451-8.
 - ¹³ Cortes A, Viosca E, Hoyos J V, Prat J, Sanchez-Lacuesta J. Optimisation of the prescription for trans-tibial (TT) amputees. *Prosthet Orthot Int* 1997;21(3):168-74.
 - ¹⁴ Powers CM, Rao S, Perry J. Knee kinetic in trans-tibial amputee gait. *Gait & Posture* 1998; 8: 1-7.
 - ¹⁵ Seroussi RE, Gitter A, Czerniecki JM, Weaver K. Mechanical work adaptations of above-knee amputee ambulation. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77: 1209-1214.

- ¹⁶ Beyaert C, Grumillier C, Martinet N, Paysant J, André JM. Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees. *Gait & Posture* 2008; 28: 278-284.
- ¹⁷ Grumillier C, Martinet N, Paysant J, André JM, Beyaert C. Compensatory mechanism involving the hip joint of the intact limb during gait in unilateral trans-tibial amputees. *Journal of Biomechanics* 2008; 41: 2926-31.
- ¹⁸ Sanderson DJ, Martin PE. Lower extremity Kinematic and Kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking. *Gait & Posture* 1997; 6: 126-136.
- ¹⁹ Isakov E, Burger H, Krajnik J, Gregoric M, Marincek C. Knee muscle activity during ambulation of trans-tibial amputees. *J Rehab Med* 2001; 33: 196-199.
- ²⁰ Goujon-Pillet H, Sapin E, Fodé P, Lavaste F. Three-dimensional motions of trunk and pelvis during transfemoral amputee gait. *Arch Phys Med Rehabil* 2008; 89: 87-94.
- ²¹ Soo T, Choi K, Hong D, Mun M. Dynamic analysis of above-knee amputee gait. *Clin Biomech* 2007; 22: 557-566.
- ²² Schmalz T, Blumentritt S, Marx B. Biomechanical análisis of stair ambulation in lower limb amputees. *Gait & Posture* 2007; 25: 267-278.
- ²³ Sanderson DJ, Martin PE. Joint Kinetics in unilateral below-knee amputee patients during running. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77: 1279-1285.
- ²⁴ Detrembleur C, Vanmarsenille JM, De Cuyper F, Dierick F. Relationship between energy cost, gait speed, vertical displacement of centre of body mass and efficiency of pendulum-like mechanism in unilateral amputee gait. *Gait & Posture* 2005; 21: 333-340.
- ²⁵ Vickers DR, Palk C, McIntosh AS, Beatty KT. Elderly unilateral transtibial amputee gait on an inclined walkway: A biomechanical analysis. *Gait & Posture* 2008; 27: 518-529.
- ²⁶ Zmitrewicz RJ, Neptune RR, Walden JG, Rogers WE, Bosker GW. The effect of foot and ankle prosthetic components on braking and propulsive impulses during transtibial amputee gait. *Arch Phys Med Rehabil* 2006; 87: 1334-1339.
- ²⁷ Underwood AH, Tokuno CD, Eng JJ. A comparasion of two prosthetic feet on the multi-joint and multi-plane kinetic gait compensations in individuals with unilateral trans-tibial amputation. *Clin Biomech* 2004; 19:609-616.
- ²⁸ Perry J, Burnfield JM, Newsam CJ, Conley P. Energy expenditure and gait characteristics of a bilateral amputee walking with C-Leg prostheses compared with Stubby and conventional articulating prostheses. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85: 1711-1717.
- ²⁹ Hermodsson Y, Ekdahl C, Persson BM, Roxendal G. Standing balance in tras-tibial amputes following vascular-disease or trauma: a comparative study with healthy subject. *Prosthec Orthot Intact* 1994;18: 150-158.
- ³⁰ Isakov E, Mizrahi J, Susak Z, Ona I, Hakim N. Influence of prosthesis alignment on the standing balance of below-knee amputees. *Clin Biomech* 1994;9: 258-262.