Universidad CEU-Cardenal Herrera

Departamento de Fisioterapia

Efecto del Kinesio Tape sobre la actividad electromiográfica de superficie del músculo gemelo externo durante la marcha en sujetos sanos

TESIS DOCTORAL

Presentada por: D. Javier Martínez Gramage

Dirigida por: Dr. D. Juan Francisco Lisón Párraga

Dr. D. Miguel Ángel Merino Ramírez

VALENCIA

2012

CEU
Universidad
Cardenal Herrera

D. Juan Francisco Lisón Párraga, Director y Profesor del Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia

CERTIFICA:

Que el trabajo titulado "*Efecto del Kinesio Tape sobre la actividad electromiográfica de superficie del músculo gemelo externo durante la marcha en sujetos sanos*", realizado bajo mi dirección en el Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia por D. Javier Martínez Gramage, Máster en Fisioterapia, reúne todos los requisitos legales y académicos necesarios para que el interesado pueda optar al título de Doctor por dicha Universidad.

Valencia, 9 de noviembre de 2010

Dr. D. Juan Francisco Lisón Párraga

CEU
Universidad
Cardenal Herrera

D. Miguel Ángel Merino Ramírez, Doctor en Medicina, **Profesor Asociado de la Universidad CEU Cardenal Herrera y Médico Adjunto del Servicio de Neurofisiología Clínica del Hospital Universitario de La Ribera.**

CERTIFICA:

Que D. Javier Martínez Gramage, Diplomado en Fisioterapia y Profesor Titular de la Universidad CEU Cardenal Herrera, ha realizado bajo mi dirección y supervisión el trabajo de investigación titulado "*Efecto del Kinesio Tape sobre la actividad electromiográfica de superficie del músculo gemelo externo durante la marcha en sujetos sanos*".

Dicho trabajo está concluido y reúne, a mi juicio, las condiciones para ser leído y defendido públicamente ante el tribunal correspondiente, para optar al grado de Doctor en Fisioterapia.

Y para que conste a los efectos oportunos se firma el presente certificado en Valencia a nueve de enero de 2012.

Fdo.: Miguel Ángel Merino Ramírez.

A Ana, Pablo y Hugo

Índice

Índice de contenidos

ÍNDICE DE CONTENIDOS..... 9

ÍNDICE DE TABLAS..... 11

ÍNDICE DE FIGURAS..... 12

I.INTRODUCCIÓN..... 15

I.1.1 Características principales..... 15

I.1.2 Técnica de aplicación..... 17

I.1.3 Estiramiento del KT/tensión..... 18

I.1.4 Dirección del KT..... 19

I.1.5 Efectos mecánicos y neurofisiológicos..... 20

I.1.6 Marcha normal..... 22

I.1.7 Electromiografía dinámica de superficie (SEMG)

en el análisis de la marcha..... 25

I.1.8 Evidencia sobre el efecto de KT durante la marcha..... 26

II.OBJETIVOS E HIPÓTESIS..... 39

III.MATERIAL Y MÉTODOS..... 43

III.1. SUJETOS..... 43

III.2. DISEÑO..... 44

III.3. PROCEDIMIENTO..... 44

III.3.1 Instrumentos..... 44

III.3.2 Aplicación del KT..... 46

III.4. REGISTROS Y VARIABLES DE ESTUDIO..... 48

III.4.1. Registro de la SEMG..... 48

III.4.2. Procesamiento y normalización de la SEMG..... 48

III.4.3 Variables del estudio..... 50

III.5. ANÁLISIS ESTADÍSTICO..... 52

IV.RESULTADOS..... 57

IV.1. SUJETOS..... 57

IV.2. FIABILIDAD TEST-RETEST

Y CONSISTENCIA INTEROBSERVADOR..... 59

IV.3. NIVEL DE ACTIVACIÓN..... 61

V.DISCUSIÓN..... 69

VI.CONCLUSIÓN..... 79

VII.AGRADECIMIENTOS..... 83

VIII.REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS..... 87

Índice de tablas

Tabla I. Resumen sobre los artículos seleccionados..... 29

Tabla II. Variables del estudio..... 52

Tabla III. Test-retest en el mismo día..... 59

Tabla IV. Test-retest tras dos semanas..... 60

Tabla V. Concordancia interobservador..... 60

Tabla VI. Resultados del offset, longitud de zancada,

cadencia, dorsiflexión y plantiflexión..... 65

Índice de figuras

Figura 1. Generación de arrugas en la cinta..... 18

Figura 2. Aplicación de KT sobre vasto interno..... 20

Figura 3. División del ciclo de marcha..... 24

Figura 4. Diagrama de flujo selección de artículos..... 28

Figura 5. Biopac Systems MP150..... 45

Figura 6. Cinta BH Fitness Columbia Pro..... 45

Figura 7. KT colocado sobre el gemelo..... 46

Figura 8. Pico máximo de activación tras una MVICs..... 49

Figura 9. Tratamiento de la señal SEMG y cinemática..... 51

Figura 10. Diagrama de flujo sujetos del estudio..... 58

Figura 11. Intensidad relativa del gemelo externo..... 61

Figura 12. Timing de activación del gemelo externo..... 62

Figura 13. Onset de activación del gemelo externo..... 63

Introducción

I. INTRODUCCIÓN

I. INTRODUCCIÓN

La historia de los vendajes terapéuticos se remonta a la Grecia clásica en la cual Hipócrates fue el primero en usar vendajes compresivos para el manejo de úlceras venosas. Con el transcurso de los años tanto el material, como el uso y la técnica de los vendajes fueron evolucionando.

Según Neiger (Neiger 1990), se diferencian dos tipos de vendajes adhesivos en el uso clínico: los inextensibles y los elásticos. En los primeros se emplea el esparadrapo y son aplicados como método terapéutico para limitar de forma selectiva un solo grado de libertad en una articulación determinada, no dejando distender ni en anchura ni en longitud. Los vendajes elásticos presentan la característica de volver a su estado inicial de reposo tras el cese de la fuerza exterior causante de su deformación por estiramiento.

Hoy en día el uso de vendajes con fin preventivo y terapéutico en el ámbito del deporte es sumamente importante ya que permiten mantener, estabilizar, suplir y/o reforzar estructuras biológicas bien definidas (Neiger 1990, Williams et al. 2011). Por ello, es importante el uso de un tipo de vendaje que ayude al movimiento fisiológico, activando así el proceso de recuperación del propio cuerpo (Sijmonsma 2007)

I.1 Kinesio Taping.

I.1.1 Características principales.

El KT fue creado por Kenzo Kase en 1973, siendo hoy en día un tipo de vendaje ampliamente utilizado por una gran variedad de profesionales de la salud para tratar o prevenir lesiones músculo-esqueléticas y/o neurológicas en diversos ámbitos del deporte, tanto aficionado como profesional. Su uso

se popularizó durante los Juegos Olímpicos de 2008 al ser utilizado por atletas de alto rendimiento (Williams et al. 2011).

Se afirma que el KT ayuda en el proceso de recuperación de lesiones músculo-articulares, aliviando el dolor mediante la elevación de la piel, permitiendo una mejora en la fluidez de la sangre y flujo linfático. Sin embargo, el nivel de evidencia para apoyar su uso tanto en la prevención como en el tratamiento de lesiones deportivas es insuficiente (Williams et al. 2011).

Se trata de una cinta de algodón elástica diseñada para imitar las cualidades naturales de la piel humana, permitiendo un estiramiento longitudinal superior al 55-60% de su longitud de reposo y aplicable en cualquier tipo de piel (Kase, Wallis & Kase 2003).

Su espesor es similar al de la epidermis para limitar la percepción de peso y permitir la estimulación sensorial. De hecho, a los 10 minutos de su colocación el sujeto suele dejar de percibir su contacto sobre la piel (Kase, Wallis & Kase 2003).

Está compuesto por un polímero elástico envuelto por fibras de algodón (100%) que permiten la evaporación de la humedad corporal y un rápido secado (Kase, Wallis & Kase 2003). La duración para el mantenimiento de este componente elástico oscila de 3 a 5 días (Kase, Wallis & Kase 2003). No contiene látex, es 100% acrílico y se activa con el calor debido al adhesivo contenido. La piel debe limpiarse antes de su aplicación para garantizar una máxima adherencia. Ésta aumenta con el uso y no deja restos adhesivos tras la retirada, permitiendo múltiples aplicaciones sobre la piel, sin irritarla. En este sentido, si la persona tiene la piel sensible se recomienda aplicar una tira pequeña de KT y evaluar la reacción antes de su uso completo (Kase, Wallis & Kase 2003).

Las contraindicaciones de este vendaje son (Sijmonsma 2007):

- Trombosis
- Heridas
- Trauma severo
- Edema por causa de problemas cardíacos o renales
- Carcinomas
- Embarazo

I.1.2 Técnica de aplicación.

La eficacia de este tipo de vendaje se atribuye fundamentalmente a dos factores: una apropiada evaluación de las caracetrísticas del paciente y una correcta aplicación (Kase, Wallis & Kase 2003).

Para su colocación, el músculo a tratar debe estar situado en una posición de estiramiento que, combinado con la capacidad de elongación del vendaje, permita formar pliegues cutáneos superficiales llamados ondas, arrugas o circunvoluciones (Kase, Wallis & Kase 2003). Éstas deben estar presentes en cualquier aplicación básica o pueden aparecer durante el movimiento articular. Las circunvoluciones actuarían ocasionando un aumento del espacio celular subcutáneo, donde se encuentran capilares sanguíneos y perilinfáticos, incrementando la circulación sanguínea y linfática local (Fig.1). Asimismo, de acuerdo con la teoría del gate control, la hipotética sobre estimulación de los mecanorreceptores disminuiría el dolor (Kase, Wallis & Kase 2003).

Figura 1. Colocación de KT en Y sobre tríceps sural. A) Posición neutra de tobillo. B) Tobillo en plantiflexión con generación de arrugas en la cinta.

I.1.3 Estiramiento del KT/tensión

Cuando se emplea KT es importante hacerlo con un correcto grado de tensión, siendo este un factor crítico en su aplicación.

La tensión de estiramiento es expresada en porcentaje y se obtiene en base al 100% de su tensión máxima permitida. Los tipos de tensión aplicados descritos son (Kase, Wallis & Kase 2003):

- Tensión Completa (100%)
- Tensión Severa (75%)

- Tensión Moderada (50%)
- Tensión Ligera o "paper off" (15-25%)
- Tensión Muy ligera (0-15%)
- Ninguna (sin tensión)

Cada una de ellas es utilizada para un fin concreto; por ejemplo, para incrementar la estimulación de los mecanorreceptores del ligamento y/o tendón se recomienda una tensión del 50-75% mientras que para facilitar/limitar un movimiento se sugiere de un 50-100% (Kase, Wallis & Kase 2003). Sin embargo, estos fundamentos teóricos parecen ser arbitrarios, careciendo de una base científica sólida, empíricamente contrastada.

I.1.4 Dirección del KT.

Kenzo Kase describe dos direcciones de aplicación básica para el tratamiento muscular (Kase, Wallis & Kase 2003):

De ORIGEN a INSERCIÓN: para facilitar la función muscular, aplicando una tensión del 25-50% (Fig. 2)

De INSERCIÓN a ORIGEN: para inhibir la función muscular, aplicando una tensión del 15-25%.

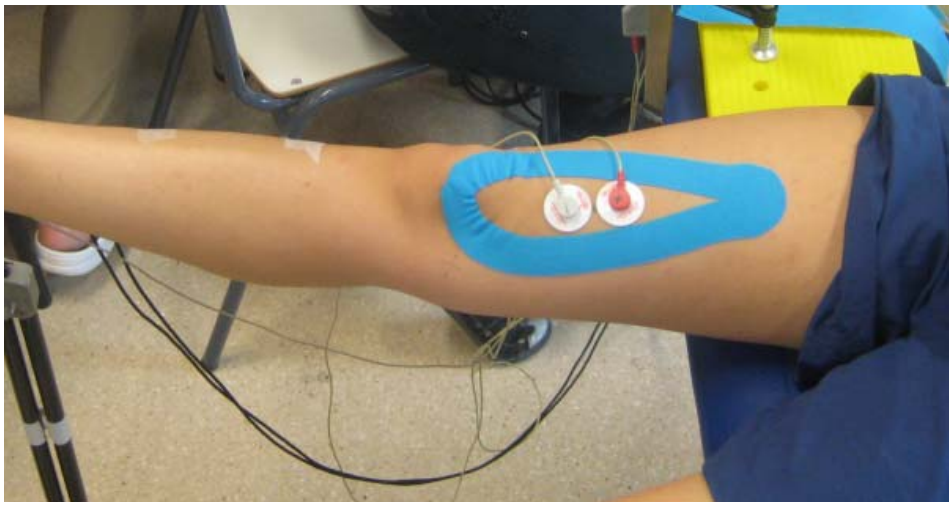

Figura 2. Aplicación de KT sobre vasto interno de origen a inserción.

I.1.5 Efectos mecánicos y neurofisiológicos

Existe una relación segmental basada en la inervación entre el dermatoma, el miotoma, el esclerotoma y el viscerotoma. Ésta hace posible el tratamiento de trastornos en los órganos más profundos a través de la piel (Sijmonsma 2007). Así, un estímulo aferente del dermatoma por medio de KT, puede generar un efecto en cualquiera de las otras estructuras a través del segmento espinal correspondiente (Sijmonsma 2007). Una explicación neurofisiológica parece tener su origen en la iniciación de reflejos somato-autonómicos, es decir, la aplicación de KT en una zona determinada de la piel provoca un impulso en la médula espinal originando una cadena de impulsos a fibras eferentes autonómicas en el asta lateral que influyen sobre los órganos del segmento (Sijmonsma 2007).

La aplicación de KT disminuye la presión ejercida sobre la dermis y tejido subcutáneo restableciendo la circulación sanguínea y la evacuación linfática. Esto es debido a la manera de colocar el KT estirando previamente la piel, de manera que al volver a la posición inicial la elasticidad de la cinta hace que se levante ligeramente la piel y por consiguiente los vasos puedan abrirse mejor (Figura 1B). Además, la disminución de la presión provocada

por esta función mejora el flujo linfático hacia la región de menos presión, estimulando así la eliminación linfática (Sijmonsma 2007). Este hecho ha sido demostrado en dos estudios previos en personas con linfedema consiguiendo una disminución del edema linfático tras la aplicación de KT (Han-Ju et al. 2009, Lipinska et al. 2007).

La disminución de presión sobre los nociceptores disminuye también la sensación dolorosa facilitando un patrón de movimiento más fisiológico y por consiguiente una recuperación del tejido (Sijmonsma 2007). Kalichman et al. 2010, demostraron una disminución del dolor y mejora de la calidad de vida en personas con meralgia tras cuatro semanas de haber aplicado el KT (Kalichman, Vered & Volchek 2010). En otro estudio, realizado en 21 jugadores de baloncesto con tendinitis del supraespinoso se consiguió una mejora de la movilidad de hombro pero no del dolor a las 72 horas de la aplicación de la cinta (Thelen, Dauber & Stoneman 2008). Estos mismos resultados fueron obtenidos por García-Muro en una nadadora con idéntica lesión (Garcia-Muro, Rodriguez-Fernandez & Herrero-de-Lucas 2009).

Los efectos secundarios a la inmovilización parcial o total de la cápsula y ligamentos implican una pérdida de flexibilidad en el tejido conjuntivo debido a las adherencias y a los cambios producidos en éste. Los ligamentos debilitados no pueden ejercer correctamente su función de dirigir los movimientos articulares, y la sinergia entre músculos y ligamentos cambia. En consecuencia aumenta el componente de rodamiento en los movimientos y el componente de deslizamiento disminuye. De este modo aparece una limitación de la movilidad (De Morree 2008).

En este sentido, la aplicación de KT mediante un estiramiento máximo de la cinta conseguiría una estimulación de los mecanorreceptores, con la consiguiente respuesta corporal de adaptación postural. En definitiva, el objetivo es mejorar el eje de movimiento de las carillas articulares para que la articulación esté mejor alineada y sostenga correctamente el patrón de movimiento (Sijmonsma 2007).

Diversos trabajos han investigado la hipotética acción sobre la actividad muscular del KT, usando para ello dos modelos básicamente de análisis: el reflejo H (cuyo parámetro de amplitud, habitualmente usado, está sometido a una intensa modulación central y debe usarse con cautela) y la EMG de superficie.

I.1.6 Marcha normal

La marcha es una actividad compleja. Requiere (1) un sistema de control, (2) una fuente de energía, (3) palancas que proporcionen movimiento y (4) fuerzas que muevan estas palancas (Gage 2009).

El control de la locomoción es iniciado en la región del córtex motor, necesitando una completa integración sensorial y motora para ser realizada adecuadamente. Además, el complejo sistema de control central de la locomoción requiere la interacción entre varias áreas cerebrales y la médula espinal mediante un sistema jerárquico de control motor que empieza en el córtex cerebral y termina en la neurona motora. Las partes de este sistema incluyen: el córtex motor, los ganglios de la base, el tálamo e hipotálamo, el cerebelo, el tronco cerebral y médula espinal (Gage 2009).

Para la deambulación es necesaria una fuente de energía dependiente del aporte metabólico y de oxígeno a los músculos y de la producción y utilización de ésta, por lo que su conservación es fundamental para el normal funcionamiento de la marcha (Gage 2009).

Los movimientos del cuerpo humano son generados por momentos, definidos como un conjunto de fuerzas que actúan sobre una palanca alrededor de un eje de rotación, es decir, lo que produce una aceleración angular sobre el eje. Los momentos surgen de los efectos de dos componentes: una fuerza y un brazo de palanca (Gage 2009).

En el cuerpo humano los músculos son los motores fisiológicos que generan la fuerza necesaria para poder movernos. Al hacerlo, producen momentos internos en torno a los centros articulares. Sin embargo, cuando estamos de pie o realizamos actividades en las cuales los músculos resisten

la fuerza de la gravedad, de reacción del suelo y/o de inercia, se generan fuerzas externas al cuerpo que también actúan sobre palancas del esqueleto para producir momentos articulares externos. La marcha humana es una compensación entre momentos internos generados por los músculos y momentos externos generados por las fuerzas de reacción del suelo y las fuerzas de inercia (Gage 2009).

Durante la marcha humana suceden secuencias repetidas de las extremidades inferiores, también denominada cadencia, para mover el cuerpo mientras se mantiene simultáneamente la estabilidad en bipedestación (Perry 1992). En esta acción una extremidad actúa como fuente de soporte móvil mientras que la otra avanza hacia delante. De este modo se invierten sus roles. Para transferir el peso corporal de una extremidad hacia la otra, ambos pies deben estar en contacto con el suelo. Esta serie de eventos es repetida por cada extremidad (Perry 1992). La secuencia de marcha realizada por la misma extremidad es denominada ciclo de marcha y el momento en el que se produce el contacto con el suelo es considerado como el inicio de este ciclo (Perry 1992).

Cada ciclo es dividido en dos períodos: apoyo y oscilación. El apoyo es el período para designar el tiempo durante el cual el pie está en contacto con el suelo y tiene su comienzo con el contacto inicial. La oscilación hace referencia al tiempo en el que el pie está en el aire durante el avance de la extremidad y tiene su comienzo cuando el pie se despega del suelo (Perry 1992).

La duración precisa de cada periodo del ciclo de marcha depende de la velocidad, pero generalmente en personas adultas sin patología, el 60% corresponde al apoyo y el 40% a la oscilación (Perry 1992).

El ciclo de marcha también es identificado con el término de zancada, y su duración comprende el intervalo entre las dos secuencias del contacto inicial realizado por el mismo pie, es decir, contacto inicial del pie derecho y nuevo contacto inicial del mismo pie. El paso hace referencia al

intervalo entre el contacto inicial de un pie y el contacto inicial del otro pie (Perry 1992).

El ciclo de marcha consiste en una zancada y las tareas que incluye son: la aceptación del peso corporal, apoyo con una sola extremidad y avance de ésta. Además, el ciclo de la marcha se subdivide en 8 fases: Contacto inicial (CI) , respuesta a la carga (RC), apoyo medio (AM), apoyo final (AF), pre-oscilación (PO), oscilación inicial (OI), oscilación media (OM) y oscilación final (OF) (Fig.3).

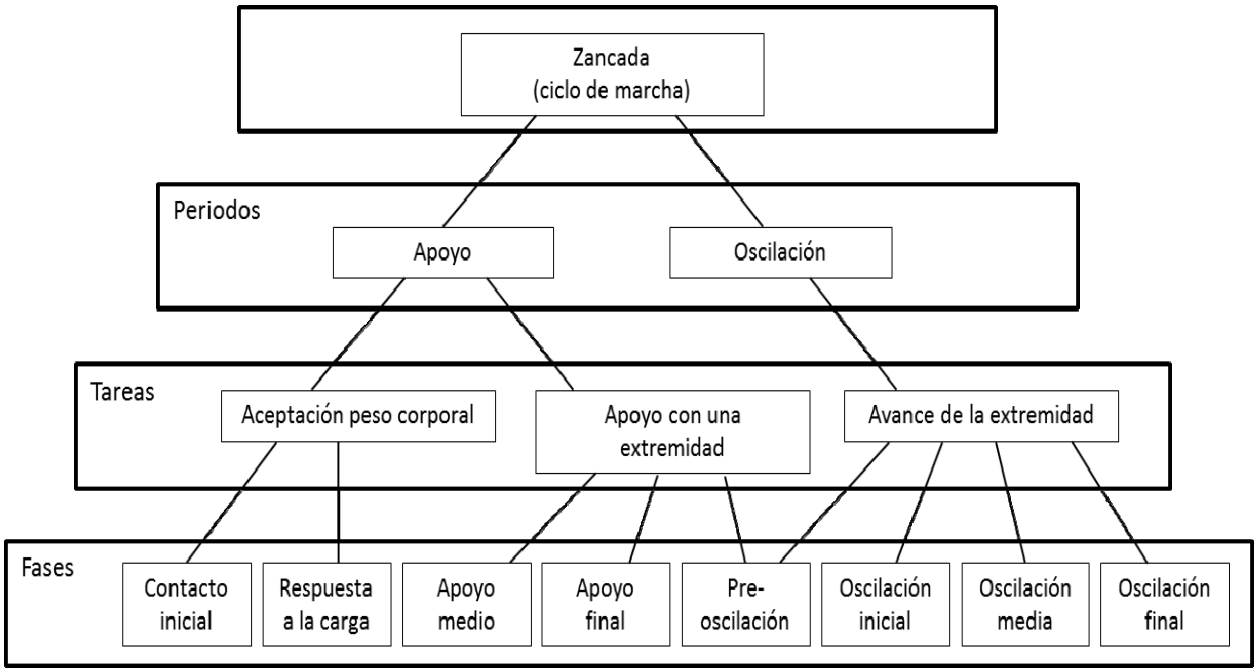

Figura 3. División del ciclo de marcha en períodos, tareas y fases (Gage 2009).

I.1.7 Electromiografía dinámica de superficie (SEMG) en el análisis de la marcha.

La marcha humana es empleada como ejemplo paradigmático de aplicación de la SEMG para el estudio del ejercicio dinámico aportando información sobre todo el sistema involucrado en la actividad muscular (Felici 2004).

Los músculos están compuestos por varios miles de elementos contráctiles. Cada unidad estructural y funcional contráctil existente en las miofibrillas de las células musculares estriadas se denomina sarcómero. Por otro lado, el conjunto de fibras musculares inervadas por la motoneurona de la que dependen constituyen una unidad funcional y estructural que recibe el nombre de unidad motora. La señal SEMG indica la activación de las unidades motoras de uno o varios músculos y su objetivo en el uso del estudio de la marcha es determinar con precisión la acción muscular realizada (Perry 1992). Ésta se caracteriza por dos parámetros: el timing de activación muscular y su intensidad relativa. Durante la zancada el timing está definido por el intervalo entre los puntos de inicio, también denominado onset, y cese de la actividad muscular u offset, y la intensidad relativa por su nivel de activación muscular (Perry 1992).

Durante la deambulación es necesaria una intensidad y tiempo de activación muscular óptima para el soporte, absorción de peso corporal durante la fase de apoyo y avance de la extremidad durante la oscilación, por lo que el timing y/o intensidad relativa pueden evidenciar una mejora funcional de la actividad muscular durante la marcha (Perry 1992).

La actividad SEMG varía en cada zancada, por lo que son necesarios estudios que validen la reproducibilidad del método con registro en gemelo externo durante la marcha en cinta rodante. Por otro lado, es importante evaluar el tiempo mínimo necesario para producir habituación a la marcha bajo estas condiciones. Hwang et al. 1994, confirmaron que son necesarios

al menos 2 minutos para que el gemelo experimente habituación y por consiguiente un hipotético efecto de "aprendizaje" (Hwang 1994).

I.1.8 Evidencia sobre el efecto de KT durante la marcha

Con el objetivo de comprobar el estado actual de la investigación de KT sobre la actividad electromiográfica de superficie (SEMG) del gemelo durante la marcha, se planteó una revisión de la literatura relacionada con el uso de este vendaje tanto en sujetos sanos como en sujetos con patología.

A nivel metodológico, se siguieron los siguientes pasos:

Criterios de inclusión y exclusión: Se incluyeron todos aquellos estudios (revisiones sistemáticas, ensayos clínicos aleatorizados, ensayos clínicos y publicaciones en congresos nacionales e internacionales) que trataban sobre la utilización del KT en el ámbito clínico o en personas sanas. Fueron excluidos los estudios centrados únicamente en un tipo de vendaje que no fuera el KT.

Estrategia de búsqueda: Las bases de datos consultadas para identificar los estudios relevantes fueron: Academic Search Complete, Biomedical Reference Collection, Fuente Académica Premier, MedicLatina, Medline, Cinahl, Nursing & Allied Health Collection, ISI Web of Knowledge, Embase, Ebsco, Dialnet. Índice Médico Español y SportDiscus, desde la primera fecha disponible hasta 31 de diciembre de 2011.

La estrategia de búsqueda se realizó mediante la palabra clave: "KINESIO TAPE". Posteriormente, para centrar la búsqueda se utilizaron las siguientes palabras clave: "KINESIO TAPE AND GAIT", "KINESIO TAPE AND EMG", "KINESIO TAPE AND (EMG AND GASTROCNEMIUS)". No se impuso ninguna restricción en el lenguaje, por lo que fueron incluidos todos los trabajos en español y en inglés. Todos los estudios fueron analizados por el doctorando, siendo los directores los que validaron la elegibilidad de los

estudios seleccionados. Todas las ambigüedades fueron resueltas por consenso unánime entre los investigadores.

Resultados de la búsqueda: La búsqueda identificó un total de treinta y tres (Fig.4) (Tabla I), de los cuales solamente doce estaban directamente relacionados con el objeto de esta tesis.

De los once estudios incluidos, solamente dos trataban sobre el efecto del KT durante la marcha (Pérez Soriano et al. 2010, Martínez-Gramage et al. 2010) y ambos estudiaban el efecto inmediato tras la aplicación de KT. Otro era una revisión sistemática para determinar la efectividad del uso de KT en la prevención de lesiones deportivas (Williams et al. 2011). El resto trataban sobre el efecto en la fuerza muscular, rango de movilidad articular, dolor y respuesta refleja (Pérez Soriano et al. 2010, Slupik et al. 2007, Vera-García et al. 2010, Hsu 2009, Chen 2008, Martínez-Gramage et al. 2010, Martínez-Gramage et al. 2011, Firth el al. 2010, Briem et al. 2011, Merino et al. 2011).

En la tabla I se muestra el resumen de los artículos incluidos.

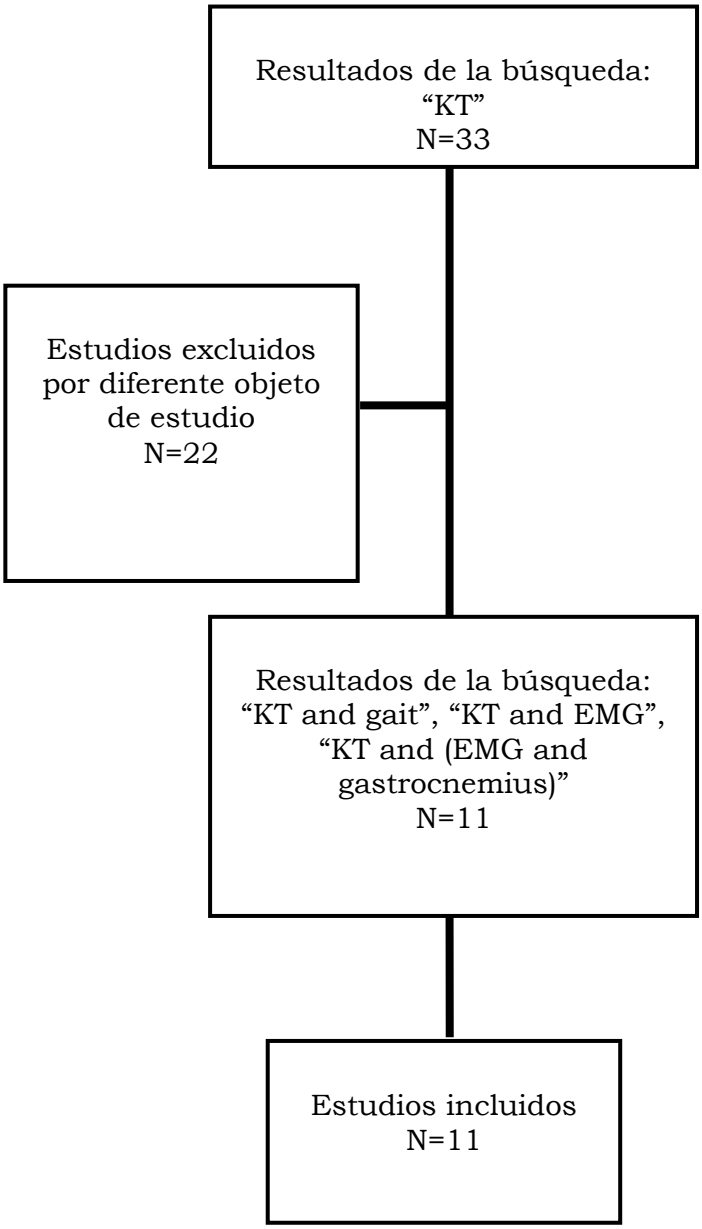

Figura 4. Diagrama de flujo sobre la selección de artículos.

Tabla I. Tabla resumen sobre los artículos incluidos con el término de búsqueda "Kinesio Tape".

Autor (año) País	Tipo estudio	Sujetos	Aplicación de KT	Variable	Efecto	Resultados	P
(Nosaka 1999) Japón	EC	KT N=12 (sanos) Control N=12 (sanos	KT: bíceps y braquial Control: sin KT	1) Máxima fuerza isométrica a 90º 2) EAD 3) Perímetro muscular 4) Creatin Kinasa (CK) 5) Movilidad articular	Inmediato 24h 48h 72h 96h	Facilitación de la recuperación en grupo con KT.	No especificada
(Halseth T, McChesney JW, DeBeliso M, Vaughn R, Lien J 2004)USA	EC	KT N = 30 (sanos) Control N=30 (sanos)	KT: parte anterior y lateral del tobillo. Control: sin KT	1) Reproducción de la posición sentida en la articulación (RJPS)	Inmediato	1) KT=Control	1) >0.05
(Osterhues 2004) USA	CC	N=1 (luxación rótula)	KT: cuádriceps, de origen a inserción	1) Fuerza, equilibrio, coordinación y movilidad (NeuroCom)	5 semanas (cambio de KT cada 3-4 días)	1) Mejora de todas las variables	
(Jaraczewska 2006) USA	OE					KT + Fisioterapia convencional reduce el dolor del hombro hemipléjico, facilita o inhibe la función muscular, facilita el soporte articular y proporciona feedback propioceptivo para la alineación corporal.	
(Yasukawa, Patel & Sisung 2006) USA	EC	KT N=15 (encefalitis, tumor cerebral, accidente cerebrovascular y lesión medular)	KT: extremidad superior.	1) Melbourne Assessment	Inmediato 72h	1) ↑	1) <0.05
(Lipińska et al. 2007) Polonia	EC	KT N=25 (linfedema)	KT: extremidad con linfedema	1) Edema linfático 2) Fuerza muscular 3) ROM en hombro, codo y muñeca.	20 días	1) ↓24% 2) Normalización fuerza 3) ↑20%	No especificada

Autor (año) País	Tipo estudio	Sujetos	Aplicación de KT	Variable	Efecto	Resultados	P
(Szczegielniak, J. Krajczy, M. Bogacz, K. Łuniewski, J. Śliwiński, Z. 2007) Polonia	ECA	KT N=11 con cirugía abdominal Control N=11 con cirugía abdominal	KT: abdomen + tratamiento convencional Control: tratamiento convencional	1) Circunferencia abdominal de ombligo a ombligo.	24h 48h 72h 96h	1) ↓ circunferencia abdominal en KT	
(Slupik et al. 2007) Polonia	EC	KT N=27 (sanos)	KT: vasto interno de origen a inserción	1) MCVI(SEMG)	Protocolo 1: inmediato, 24h, 72h y 96h Protocolo 2: 24h, retiran el KT a las 48h y miden a las 72h	1) Protocolo 1: KT↑ 24h y 72h 2) Protocolo 2: KT↑24h y 72h	1) <0.0003 y <0.0015 2) <0.0109 y <0.028
(Yoshida, Kahanov 2007) USA	EC	KT: N=30(sanos) Control: N=30 (sanos)	KT: zona lumbar	1) Flexión de tronco 2) Extensión de tronco 3) Flexión lateral de tronco	Inmediato	1) KT↑ 2) KT=Control 3) KT=Control	1) <0.05 2) >0.05 3) >0.05
(Thelen, Dauber & Stoneman 2008) USA	ECA, doble ciego	KT N=21 (tendinitis manguito rotador) Control N=21 (tendinitis manguito rotador)	KT: deltoides y supraespinoso en forma de Y Control: deltoides en forma de I	1) Shoulder Pain and Disability Index (SPADI) 2) ROM hombro 3) EAD	Inmediato, 3 y 6 días	1) KT=Control 2) KT↑ inmediato 3) KT=Control	1) >0.05 2) <0.05 3) >0.05
(Fu et al. 2008) Taiwan	EC	KT: N = 14 (sanos) Control N=14 (sanos)	KT: recto femoral Control: sin KT	1) Fuerza muscular (Cybex NORM)	Inmediato 12h	1) KT=Control	1) >0.05
(Chen PL, Hong WH, Lin CH, Chen WC 2008) Taiwan	EC	KT: N=15 (dolor femoropatelar) Control: N=10 (sanos)	Grupo KT: vasto externo y vasto interno Grupo control: No vendaje Placebo tape: : vasto externo y vasto interno	1) VGRF 2) Onset activación vasto interno (SEMG)	Inmediato	1) KT↑ al bajar escaleras 2) KT↓ onset de vasto interno al bajar escaleras	1) <0.05 2) <0.05

Autor (año) País	Tipo estudio	Sujetos	Aplicación de KT	Variable	Efecto	Resultados	P
(Hsu et al. 2009) Taiwan	ECA, diseño cruzado	KT: N=17(jugadores baloncesto impingement) Control N=17 (jugadores baloncesto impingement)	KT: fibras inferiores del trapecio de inserción a origen Control: placebo (Micropore tape) fibras inferiores del trapecio	1) ROM tridimensional de escápula(Polhemus) 2) SEMG (Telemyo 900, Noraxon) de fibras inferiores y superiores de trapecio y serrato anterior durante elevación de hombro 3) Fuerza fibras inferiores del trapecio.	Inmediato	1) KT↑ inclinación posterior de la escápula a los 30º y 60º en la elevación de hombro. 2) KT↓SEMG durante el descenso de 60º a 30º. 3) KT↑ fuerza	1) <0.05 2) <0.05 3) <0.05
(Han-Ju et al. 2009) Taiwan	ECA, simple ciego	KT: N=20 (linfedema) Control: N=21 (linfedema)	KT: extremidad superior + DLM + presoterapia Control: vendaje + DLM	1) Tamaño de la extremidad 2) Composición del agua 3) Síntomas	A las 4 semanas sin tratamiento. A las 4 semanas con tratamiento. A los 3 meses.	1) KT↓ 2) KT↓ 3) KT↓	1) <0.05 2) <0.05 3) <0.05
(Garcia-Muro, Rodriguez-Fernandez & Herrero-de-Lucas 2009) España	CC	KT: N=1 (nadadora con impingement)	KT: deltoides	1) ROM abducción hombro 2) ROM flexión hombro 3) ROM rotación externa 4) EAD 5) Algometría 6) Superior Apley's scratch test 7) Inferior Apley's scratch test 8) Jobe's test 9) Anterior deltoids test 10) Medial deltoids test 11) Painful arc	Inmediato 48h	1) Mejora inmediata y tras 48h 2) Mejora tras 48h 3) Sin cambios 4) No mejora EAD 5) Mejoría tras 48h 6) Mejoría tras 48h 7) Sin cambios 8) Mejora inmediata y tras 48h 9) Mejora tras 48h 10) Sin cambios 11) Sin cambios	

Autor (año) País	Tipo estudio	Sujetos	Aplicación de KT	Variable	Efecto	Resultados	P
(Gonzalez-Iglesias et al. 2009) España	ECA	KT N=21 (latigazo cervical agudo) Control N=20 (latigazo cervical agudo)	KT: KT cervical con tensión (15%-25%). Control: KT cervical sin tensión.	1) Numerical Pain Rating Scale (NPRS) 2) ROM cervical	Inmediato 24h	1) KT=Control 2) KT=Control	1) <0.01 2) <0.01 Pequeña mejora sin significado clínico en dolor y ROM
(Vera-García et al. 2010) España	ECA	KT: N=11 (sanos) Control N=11 (sanos)	KT: isquiotibiales y gemelos Control: sin KT	1) Latencia respuesta refleja 2) Amplitud respuesta refleja	Inmediato	1) KT=Control 2) KT=Control	1) >0.05 2) >0.05
(Pérez Soriano et al. 2010) España	EC	KT: N=29 (sanos) Control N=29 (sanos)	KT: peroneos y gemelos	1) Presión plantar (Biofoot IBV® 6.0) 2) Cadencia 3) Tiempo apoyo	Inmediato	1) KT=Control 2) KT=Control 3) KT↑	1) >0.05 2) >0.05 3) <0.05
(Martínez-Gramage et al. 2010) España	MR	KT: N=27 (sanos) Control: N=27 (sanos)	KT: tríceps sural de inserción a origen Control: sin KT	1) Activación SEMG (Biopac MP150) 2) Cinemática tobillo (Biometrics LTD)	Inmediato	1) KT=Control 2) KT=Control	1) >0.05 2) >0.05
(Salvat Salvat, Alonso Salvat 2010) España	ECA, doble ciego	N=33 (sanos)	KT: lumbar Tensoplas: lumbar Placebo: sin KT	1) Sit-and-reach 2) Flexión de tronco	Inmediato	1)KT=Tensoplas=Placebo 2) KT=Tensoplas=Placebo	1) >0.05 2) >0.05
(Firth et al. 2010) Inglaterra	EC	KT: N=29 (tendinitis aquiles) Control: N=26 (sanos)	KT: tendón aquiles, aplicación en I Control: tendón aquiles, aplicación en I	1) Reflejo H (amplitud) 2) EAD 3) Salto con una pierna	Inmediato	1) Control↑ 2) KT=Control 3) KT=Control	1) <0.05 2) >0.05 3) >0.05
(Chang et al. 2010) Taiwan	EC	KT N=21 (sanos) Sin KT: N=21 (sanos) Placebo: N=21 (sanos)	KT: flexores de muñeca en Y de inserción a origen Placebo: : flexores de muñeca en I de inserción a origen	1) Máxima fuerza de prensión	Inmediato	1) KT=Control=placebo	1)>0.05

Autor (año) País	Tipo estudio	Sujetos	Aplicación de KT	Variable	Efecto	Resultados	P
(Kalichman, Vered & Volchek 2010) Israel	EC	KT N=10 (meralgia) Control N=10 (meralgia)	KT: en Y desde ligamento inguinal hasta parte externa de rodilla con tensión del 50-75%. En I sobre ligamento inguinal con tensión del 15-25%. Control: sin KT	1) EAD 2) QOL 3) Longitud y anchura del área afectada	4 semanas	1) KT<Control 2) KT<Control 3) KT<Control	1) <0.05 2) <0.05 3) <0.05
(Vithoulkaa et al. 2010)	MR	KT N=20 sanos Control N=20 sanos Tape N=20 sanos	KT: recto femoral, vasto interno y externo de origen a inserción Tape: transversalmente en cuádriceps	1) Isokinetic concentric strength peak torque 2) Isokinetic eccentric strength peak torque	Inmediato	1) KT=control=tape 2) Control<KT>tape	1) >0.05 2) <0.05
(Martínez-Gramage et al. 2011) España	ECA	KT: N=30 (sanos) Control N=30 (sanos)	KT: vasto interno, de origen a inserción Control: vasto interno. de inserción a origen	1) Latencia respuesta refleja 2) Amplitud respuesta refleja	Inmediato	1) KT=Control 2) KT=Control	1) >0.05 2) >0.05
(Hombrados-Hernández, Segura-Ortí & Buil-Bellver 2011) España	ECA	KT N=17 sanos Control N=17 sanos	KT: diafragma Control: sin KT	1) Peso muscular 2) VO_2max 3) Test 6' marcha	Inmediato	1) KT=Control 2) KT=Control 3) KT=Control	1) >0.05 2) >0.05 3) >0.05
(Espejo 2011) España	RS	37 artículos incluidos de 2000 a 2010	Estudios experimentales, cuasiexperimentales, EC y CC	↑ Publicaciones científicas en la última década. 78,38% sobre el sistema músculoesquelético No existe consenso sobre la duración que se debe mantener el vendaje.			
(Simşek et al. 2011) Turquía	ECA	KT N= 15 (PCI, III, IV, V) Control N=15 (PCI, III, IV, V)	KT: aplicación bilateral en espalda de inserción a origen en Y + fisioterapia Control: fisioterapia	1) GMFM 2) WeeFIM 3) SAS	12 semanas	1) KT=Control 2) KT>Control 3) KT=Control	1) <0.05 2) <0.05 3) <0.05

Autor (año) País	Tipo estudio	Sujetos	Aplicación de KT	Variable	Efecto	Resultados	P
(Briem et al. 2011) Islandia	MR	KT N=30 sanos Control N=30 sanos Tape N=30 sanos	KT: peroneo lateral largo de origen a inserción Tape: peroneo lateral largo	1) Promedio activación muscular 2) Pico máximo de activación muscular 2) Latencia hasta pico máximo de activación	Inmediato	1) Control=KT=Tape Tape>Control 2) Control=KT=Tape 3) Control=KT=Tape	1) >0.05 <0.05 2) >0.05 3) >0.05
(Williams et al. 2011) Nueva Zelanda	RS	10 artículos incluidos	Estudios experimentales, cuasiexperimentales y EC	Sólo dos artículos están relacionados con la lesión deportiva (impingement) No hay resultados clínicos importantes sobre la disminución del dolor. Resultados poco consistentes sobre la ROM. No efectos significativos sobre la propiocepción de tobillo. Resultados insignificantes sobre la fuerza muscular en cuádriceps, isquiotibiales y fuerza prensil. Considerable efecto sobre la actividad muscular pero sin esclarecer que estos cambios sean beneficiosos o perjudiciales. Evidencia de baja calidad para apoyar el uso de KT en la prevención y tratamiento de lesiones deportivas.			
(Merino et al. 2011) España	MR	KT N=6 triatletas	KT: tríceps sural en I de inserción a origen.	1) Borg's scale CR10	Inmediato	1)No aparición de dolor	
(Huang et al. 2011) Taiwan	EC	KT N=31 sanos Control N=31	KT: Gemelo en Y de inserción a origen. Control: (micropore) Gemelo en Y de inserción a origen	1) VGRF 2) Jump height 3) SEMG de gemelo tibial anterior y soleo.	Inmediato	1) KT>Control 2) KT=Control 3) KT>Control (gemelo)	1) <0.05 2) >0.05 1) <0.05
(Kaya, Zinnuroglu & Tugcu 2011) Turquía	ECA	KT N=30 (impingement) Control N=25 (impingement)	KT: Supraespinoso en I, deltoides en Y de inserción a origen, fibras anteriores deltoides, en las aplicaciones tensión del 15 al 25%.	1) Disability of Arm, Shoulder and Hand (DASH) 2) EAD	A la1ª y 2ª semana	1) KT>Control en 1ª semana 2) KT=Control en 2ª semana	1) <0.05 2) >0.05

RS, *Revisión sistemática;* ***ECA,*** *Ensayo clínico aleatorio;* ***EC,*** *Ensayo clínico;* ***OE,*** *Opinión de experto;* ***CC,*** *Caso clínico* ***EAD, MR,*** *Medidas repetidas; Escala analógica del dolor;* ***MCVI,*** *Máxima contracción voluntaria isométrica;* ***SEMG,*** *Electromiografía de superficie;* ***↑,*** *Incremento;* ***↓,*** *Disminución;* ***DLM,*** *Drenaje linfático manual;* ***ROM,*** *Movilidad articular;* ***QOL,*** *Global Quality of life;* ***GMFM,*** *Gross motor function measure;* ***SAS,*** *Sitting assessment scale;* ***VGRF,*** *Vertical ground reaction force*

Hipótesis y objetivos

II. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

El objetivo principal del presente estudio fue valorar en una muestra de sujetos sanos el efecto inmediato, a las 24 horas y 72 horas de una aplicación de KT sobre la activación del gemelo externo durante la marcha.

El objetivo secundario del presente estudio fue establecer la fiabilidad test-retest y la consistencia interobservador de las siguientes variables de estudio:

- Nivel de intensidad relativa, timing, onset y offset de la SEMG del gemelo externo durante la fase de apoyo.
- Pico máximo de dorsiflexión y plantiflexión durante el ciclo de marcha.
- Longitud de zancada.
- Cadencia.

Las hipótesis a contrastar en nuestro estudio fueron las siguientes:

El uso de KT en gemelo externo de manera inmediata, a las 24 y a las 72 horas de aplicación ininterrumpida, comparado con el efecto sin KT:

- Disminuirá significativamente el nivel de intensidad relativa del gemelo externo durante la fase de apoyo.
- Disminuirá significativamente el timing del gemelo externo durante la fase de apoyo.
- Retrasará significativamente el onset del gemelo externo durante la fase de apoyo.

- Incrementará significativamente la plantiflexión durante el ciclo de marcha.
- No producirá ningún cambio significativo sobre la longitud de zancada y cadencia durante la marcha.

Material y métodos

III. MATERIAL Y MÉTODOS

III.1. SUJETOS

En el presente estudio se incluyeron 40 sujetos sanos, estudiantes de Fisioterapia de la Universidad Cardenal Herrera CEU.

Los criterios de inclusión fueron:

- Persona sana, hombre o mujer.
- Práctica de deporte 2-3 veces por semana.

Los criterios de exclusión de este estudio fueron:

- Índice de masa corporal (IMC>30 kg/m2).
- Cualquier tipo de patología en extremidad inferior.
- Enfermedad cardiovascular o neurológica conocida.
- Historia de lesión traumática o cirugía en extremidad inferior.
- Colocación de KT o cualquier otro tipo de vendaje previo a las cuatro semanas antes de la realización del estudio.

El estudio se llevó a cabo siguiendo los requerimientos éticos establecidos en la Declaración de Helsinki de 1975 (Williams 2008). El estudio contó con la aprobación del Comité Ético de la Universidad CEU Cardenal Herrera. Todos los sujetos estudiados fueron convenientemente informados sobre la naturaleza de su participación en el estudio y firmaron un documento de consentimiento informado.

III.2. DISEÑO

El trabajo realizado fue un estudio longitudinal prospectivo, de medidas repetidas, controlado bajo la condición de grupo sin KT.

Tras ser incluidos en el estudio, un subgrupo de 15 sujetos elegidos aleatoriamente de la muestra inicial mediante el programa informático Random Allocation versión 1.0 (Saghaei 2004), fueron seleccionados para determinar la repetibilidad test-retest de las variables del estudio.

III.3. PROCEDIMIENTO

III.3.1 Instrumentos

Los registros de SEMG se realizaron mediante electrodos de superficie pre-gel (Ag-AgCl), desechables, adhesivos, de 20 mm de diámetro (Infant Electrode, Lessa, Barcelona) y un sistema de adquisición de señales biológicas (Biopac Systems Inc.) con una unidad de adquisición MP150 de 16 canales analógicos de entrada (Fig.5).

Todas las señales electromiográficas fueron amplificadas (TEL100M, BIOPAC Systems Inc., ganancia 1000), filtradas con un paso de banda entre 8 y 500 Hz, con una razón de rechazo al modo común (common-mode rejection ratio) de 110 dB y digitalizadas con una frecuencia de muestreo de 1 KHz, usando un conversor analógico-digital de 16 bits. Tras su adquisición, fueron almacenadas y posteriormente analizadas mediante el programa informático AcqKnowledge 4.1 para Windows.

Con el fin de establecer unas condiciones estandarizadas de la marcha, se utilizó una cinta modelo BH Fitness Columbia Pro con una inclinación de 0º y velocidad constante (Fig.6).

Para el registro de la señal cinemática del tobillo se utilizó un goniómetro electrónico de doble eje TSD130A (Biometrics Ltd., Gwent, UK). El goniómetro se fijó fuertemente con adhesivo de doble cara en la parte

posterior de tobillo y pierna, teniendo en cuenta que un extremo y otro quedaran alineados longitudinalmente (Fig.7).

Figura 5. Biopac Systems MP150 empleado en el registro.

Figura 6. Cinta BH Fitness Columbia Pro.

III.3.2 Aplicación del KT

El tipo de KT empleado fue el KINESIO® Tex Gold™ y fue aplicado por un fisioterapeuta experimentado de acuerdo a la aplicación descrita por Kenzo Kase para la tendinits de Aquiles (Kase, Wallis & Kase 2003), utilizando dos tipos de tiras (Fig.7):

- En forma de I sobre el tendón de Aquiles, colocado de inserción a origen y tensión de moderada a severa (50-75%).
- En forma de Y sobre el gemelo, colocado de inserción a origen y tensión ligera o "paper off" (15-25%).

Figura 7. KT colocado sobre el gemelo para el registro de la marcha en cinta.

Para su aplicación, el sujeto fue colocado en decúbito prono con el pie suspendido por fuera de la camilla y la rodilla en extensión.

La primera tira (en forma de I) fue aplicada manteniendo la dorsiflexión del pie para elongar el tríceps sural, colocando la base sin tensión en la cara plantar del calcáneo. El resto de la tira fue adherida sobre el tendón de Aquiles con una tensión moderada (50%). Una vez fijada y, para activar el adhesivo se frotó suavemente.

Para el cálculo de la tensión se midió previamente el tamaño total de la cinta en reposo y a la máxima tensión, correspondiendo la diferencia a la elongación máxima, siendo entonces que el 50% de esa diferencia correspondería al 50% de la elongación, que fue la que finalmente se aplicó.

Para la colocación de la segunda tira (en forma de Y), el sujeto permanecía en la misma posición.

La base de esta tira fue colocada sin tensión sobre la cara plantar del calcáneo y manteniendo la dorsiflexión del pie fueron adheridas las dos colas sobre el gemelo interno y externo respectivamente, con una tensión ligera o "paper off" (15-25%). Al finalizar, también fueron frotadas para activar el adhesivo.

Esta aplicación fue seleccionada debido a que la tendinitis del tendón de Aquiles es una de las cuatro lesiones más comunes en corredores de fondo, junto con el dolor femoropatelar, síndrome de la cintilla iliotibial y fascitis plantar (Junior et al. 2011). En la población adulta (21-60 años), la incidencia es de 2,35 por cada 1.000, de los que el 35% de casos se relaciona con la práctica deportiva (De Jonge et al. 2011). Por otro lado, esta aplicación permite un correcto registro del gemelo externo mediante el uso de la electromiografía dinámica de superficie (SEMG) sin modificar la técnica de aplicación.

III.4. REGISTROS Y VARIABLES DE ESTUDIO

III.4.1. Registro de la SEMG

Los electrodos de EMG fueron situados sobre el tercio proximal del músculo gemelo externo de la pierna dominante en el sentido de las fibras musculares subyacentes y con una distancia entre electrodos de 2 cm (Fig. 10) (Konrad 2005, SENIAM 1999, Hermens et al. 2000).

Para determinar la pierna dominante se siguió el procedimiento descrito por Hoffman et al. 1998, en el que se debían cumplir dos de los tres siguientes supuestos con la misma pierna (Hoffman et al. 1998); chutar un balón, subir escaleras y recuperar la posición de equilibrio.

La actividad SEMG del gemelo externo fue registrada durante 3 minutos de marcha en cinta rodante a velocidad de 1.1 m/s (Barr 1998, Whittle 2007). El sujeto era instruido para andar con la mirada al frente y sin sujeción de las manos, con el fin de permitir un movimiento natural de sus brazos.

III.4.2. Procesamiento y normalización de la SEMG

La señal amplificada (raw SEMG) fue procesada usando la Root Mean Square (RMS). La RMS es un algoritmo que constituye la mejor recomendación para suavizar la señal raw SEMG y refleja la potencia media de la señal (Konrad 2005). Posteriormente, los valores RMS SEMG fueron normalizados respecto al pico máximo de activación de 3 test consecutivos de máxima contracción voluntaria isométrica (MVICs) (Bogey, Cerny & Mohammed 2003), demostrando ser la forma más fiable de normalización de la señal SEMG en sujetos sanos (Bolgla 2007, Knutson et al. 1994) (Fig. 8). Los sujetos fueron instruidos para la realización de la MVICs durante una sesión previa de habituación.

La prueba fue realizada con el sujeto sentado, la rodilla completamente extendida, la cadera flexionada a 90 grados y los brazos cruzados contra el pecho, donde tenía que realizar una flexión plantar máxima contra una máxima resistencia externa.

Las contracciones isométricas del músculo eran mantenidas durante 5 segundos, dejando un intervalo de 2 minutos de descanso entre cada repetición (Konrad 2005). Dado que la motivación de los sujetos podría determinar el logro de un esfuerzo máximo, el mismo examinador supervisó la MVICs y dio ánimos de motivación a todos los sujetos durante la prueba (Vera-García et al. 2010).

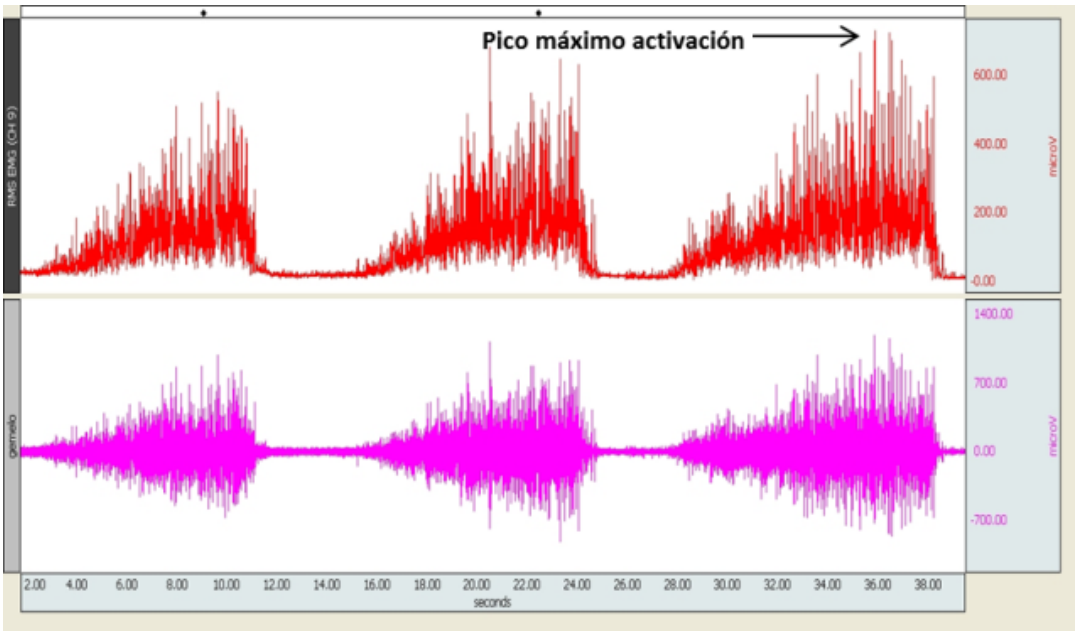

Figura 8. En la parte inferior se representa la señal raw SEMG y en la superior la RMS SEMG de tres test consecutivos para determinar el pico máximo de activación tras una MVICs.

III.4.3 Variables del estudio.

Los ciclos de marcha se determinaron en la pierna dominante tras la sincronización en tiempo real de los datos de la SEMG, y del electrogoniómetro TSD130A (Biometrics Ltd., Gwent, UK), marcando el contacto inicial y el despegue de los dedos del pie (toe off) (Eastlack et al. 1991) (Brunnekreef et al. 2005).

El análisis se centró en los diez primeros ciclos de marcha del tercer minuto de registro, siguiendo el protocolo descrito en un estudio previo para determinar el efecto sobre la SEMG del gemelo en corredores tras entrenamiento en cinta (Baur et al. 2011). Este procedimiento fue demostrado con una buena fiabilidad en estudios previos (Perry 1992, Shiavi, Frigo & Pedotti 1998), mostrando además una alta repetibilidad (Bogey, Cerny & Mohammed 2003, Kadaba et al. 1989).

El timing de activación muscular fue determinado por dos instantes: el offset, momento a partir del cual desaparecía la actividad mioeléctrica del gemelo externo, y el onset, instante en el que se producía un incremento abrupto de su actividad. Los criterios utilizados para la determinación del offset y onset fueron, respectivamente, el cese brusco y sostenido, y el ascenso abrupto y continuado de la actividad SEMG del gemelo externo, (Fig.9) (Lisón-Párraga et al. 2010).

Para determinar el promedio del onset, offset y timing de activación muscular de los diez primeros ciclos, todos los tiempos fueron normalizados respecto al tiempo total de cada zancada.

El investigador que trató tanto la señal EMG como el resto de variables fue ciego a la condición de KT.

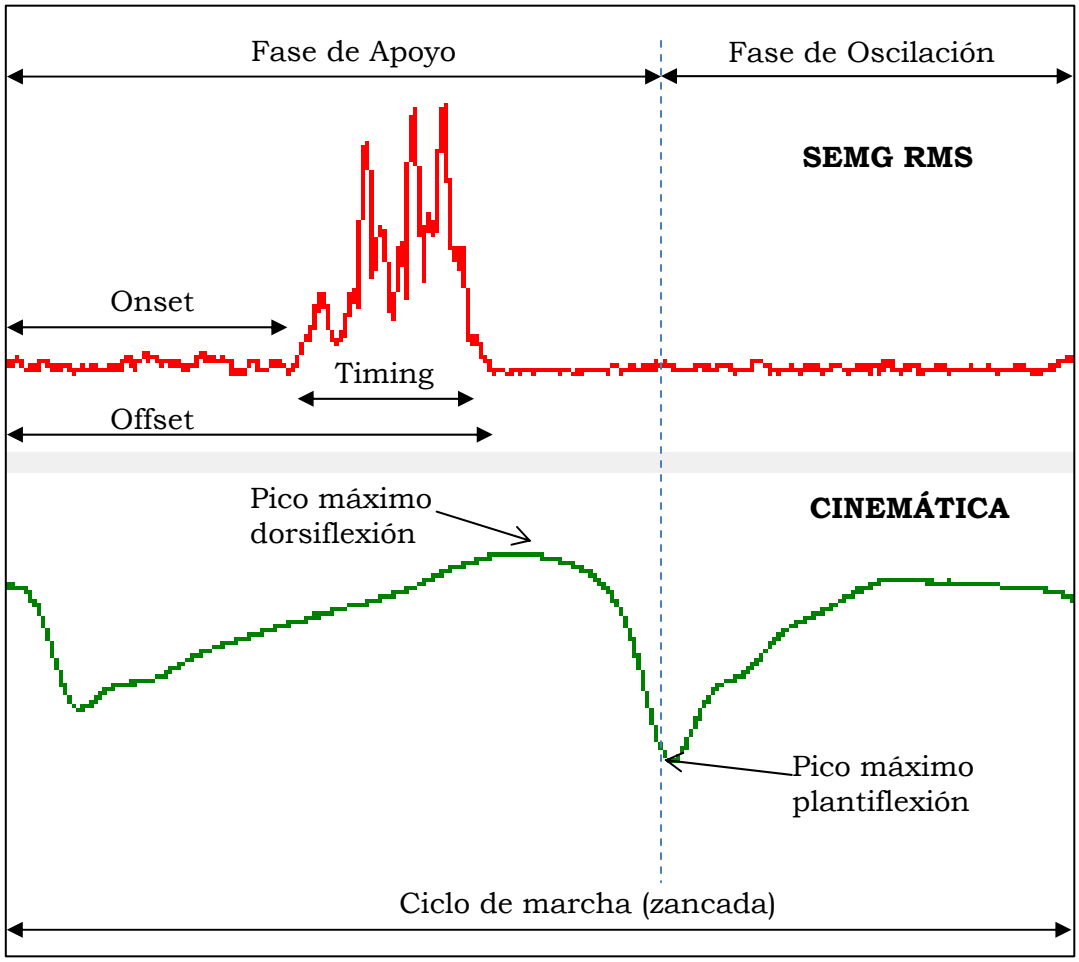

Figura 9. Representación de las variables de estudio durante una zancada. En rojo señal SEMG RMS del gemelo externo. En verde señal de la cinemática de tobillo.

III.5. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

El análisis estadístico fue realizado con intención de tratar.

El cálculo del tamaño muestral fue realizado por un investigador externo no implicado en el procedimiento, y por consiguiente ciego a la intervención. El cálculo se basó en la media y desviación estándar del promedio normalizado del nivel de intensidad relativa y timing de activación muscular de la SEMG del gemelo externo durante los diez primeros ciclos del tercer minuto del registro de marcha, correspondientes a los primeros 20 sujetos que participaron en el estudio. Para alcanzar un $\alpha=0.05$, con un poder=95% se requirió un tamaño de 35 sujetos para la variable promedio normalizado del nivel de intensidad relativa y de 19 sujetos para timing de activación muscular de la SEMG.

Las variables analizadas se clasifican del siguiente modo (Tabla II):

Tabla II. Variables del estudio

Variables dependientes	Variables independientes		
		Niveles	Naturaleza
SEMG Stance (%) Onset (%) Offset (%) Timing (%) Dorsiflexión (º) Plantiflexión (º) Zancada (m) Cadencia (pasos/min)	Tiempo	5 (1 Sin KT 2 efecto inmediato 3 efecto a las 24h 4 efecto a las 72h con KT 5 efecto a las 72h sin KT)	Intra-sujetos

Los datos procedentes de las variables del estudio fueron analizados individualmente en busca de posibles valores extremos o dispares, no encontrando ninguno. El modelo estadístico para calcular las diferencias intragrupo fue un ANOVA de un factor (tiempo) de medidas repetidas. En el presente estudio, se realizó el análisis estadístico empleando técnicas paramétricas, tras haber alcanzado un tamaño muestral suficiente, así como haberse comparado para cada variable dependiente el cumplimiento de los supuestos de normalidad de la muestra (prueba de Kolgomorov-Smirnov) y de homogeneidad de varianzas (prueba de esfericidad de Mauchy). Al cumplirse la homogeneidad de varianzas, la prueba post-hoc empleada fue el test de Tukey. Para evitar una inflación del error tipo I al realizarse varios análisis sobre una misma muestra se aplicó una corrección de Bonferroni. La significatividad para todos los casos se situó en $P < 0.05$.

Se analizaron los datos buscando diferencias entre géneros mediante una prueba t-test de muestras relacionadas y al no encontrarse diferencias ($P > 0.05$) todos los datos fueron agrupados.

Para determinar la fiabilidad del método establecido de las variables dependientes, se calculó el coeficiente de correlación intraclase (ICC) y el t-test de contraste de medias para muestras relacionadas entre los datos obtenidos. El rango de valores del ICC se encuentra entre 0.0 hasta 1.0 y los descriptores utilizados son: “justa”, “moderada” y “alta fiabilidad”, asignando valores de corte entre 0.41-0.60, entre 0.61-0.80 y >0.80, respectivamente (Shrout 1998).

Para llevar a cabo los cálculos estadísticos se utilizó el programa SPSS versión 15.0 para Windows (SPSS Inc, Chicago, IL, EEUU).

Resultados

IV. RESULTADOS

IV.1. SUJETOS

Un total de 40 sujetos aceptaron participar en el estudio. Tras la entrevista inicial, 5 sujetos fueron excluidos debido a:

- Lesiones en miembro inferior (n=3)
- Cirugía previa en miembro inferior (n=2)

Finalmente 35 sujetos fueron incluidos en el estudio con edades comprendidas entre 20 y 30 años (16 mujeres y 24 hombres; edad = 24.6±4.2 años; altura = 175.5±9.9 cm; peso = 73.2±15 kg) para comparar los resultados obtenidos bajo cinco condiciones diferentes (sin KT, efecto inmediato, efecto a las 24 horas, efecto a las 72 horas con KT y efecto a las 72 horas sin KT) (Figura 10).

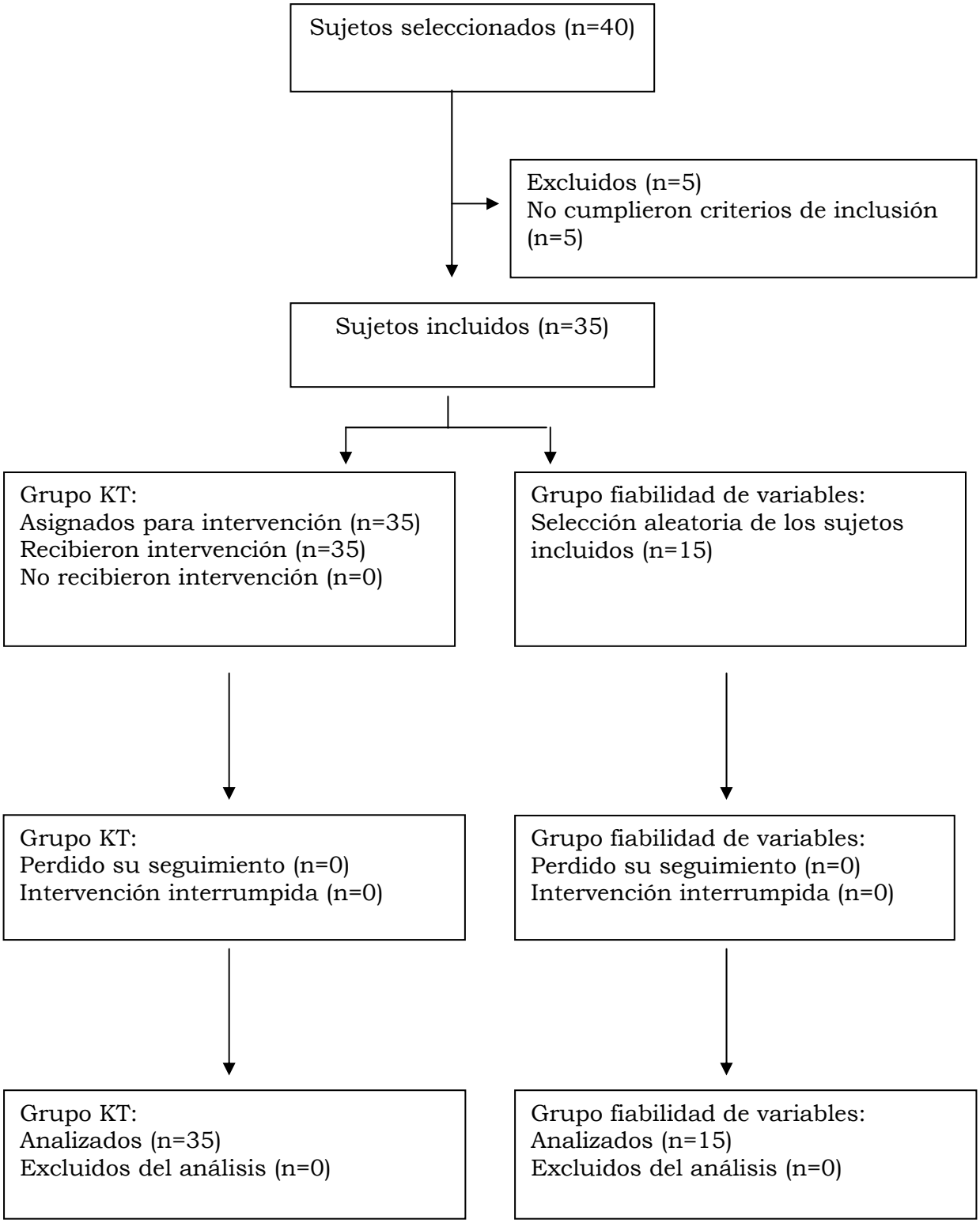

Figura 10. Diagrama de flujo de los sujetos del estudio.

IV.2. FIABILIDAD TEST-RETEST Y CONSISTENCIA INTEROBSERVADOR

Como muestran las tablas III y IV, el ICC obtenido para la repetibilidad de las variables de estudio mostró alta fiabilidad (>0.8). Por otro lado, tal como se muestra en la tabla V, el ICC entre los datos obtenidos por los dos investigadores que calcularon por separado la consistencia interobservador mostró también alta fiabilidad. Estos resultados nos permiten realizar un análisis fiable de los datos obtenidos para las variables de estudio.

Variable	Medición pre	Medición post	ICC	t-test
SEMG Stance (%)	5.13 (1.24)	5.01 (1.18)	0.918	0.781
Onset (%)	20.86 (8.27)	18.66 (5.99)	0.830	0.347
Offset (%)	48.33 (3.24)	48.46 (2.55)	0.975	0.872
Timing (%)	27.46 (7.51)	30.00 (6.83)	0.871	0.270
Dorsiflexión (º)	3.13 (1.68)	3.60 (2.19)	0.904	0.250
Plantiflexión (º)	-10.93 (4.38)	-11.53 (4.20)	0.910	0.643
zancada (m)	1.17 (0.08)	1.15 (0.07)	0.970	0.169
Cadencia (pasos/min)	112.33 (6.74)	112.86 (5.70)	0.977	0.512

Tabla III. Media y desviación estándar de las variables de estudio. Coeficiente de correlación intraclase (ICC), t-test de contraste de medias para muestras relacionadas con una n=15. La medición post se realiza en el mismo día.

Variable	Medición pre	Medición post	ICC	t-test
SEMG Stance (%)	5.13 (1.24)	5.30 (2.01)	0.910	0.571
Onset (%)	20.86 (8.27)	21.30 (5.75)	0.843	0.734
Offset (%)	48.33 (3.24)	49.01 (2.34)	0.957	0.278
Timing (%)	27.46 (7.51)	26.71 (8.01)	0.898	0.720
Dorsiflexión (º)	3.13 (1.68)	3.76 (2.09)	0.940	0.150
Plantiflexión (º)	-10.93 (4.38)	-11.02 (4.74)	0.920	0.346
zancada (m)	1.17 (0.08)	1.17 (0.07)	0.990	0.765
Cadencia (pasos/min)	112.33 (6.74)	111.54 (5.78)	0.978	0.215

Tabla IV. Media y desviación estándar de las variables de estudio. Coeficiente de correlación intraclase (ICC), t-test de contraste de medias para muestras relacionadas con una n=15. La medición post se realiza tras dos semanas.

Variable	Investigador A	Investigador B	ICC	t-test
SEMG Stance (%)	5.13 (1.24)	5.06 (1.01)	0.970	0.472
Onset (%)	20.86 (8.27)	21.01 (6.32)	0.821	0.234
Offset (%)	48.33 (3.24)	49.12 (3.12)	0.921	0.132
Timing (%)	27.46 (7.51)	28.01 (6.02)	0.908	0.513
Dorsiflexión (º)	3.13 (1.68)	3.23 (1.50)	0.980	0.190
Plantiflexión (º)	-10.93 (4.38)	-10.04 (3.99)	0.911	0.152
zancada (m)	1.17 (0.08)	1.16 (0.06)	0.992	0.234
Cadencia (pasos/min)	112.33 (6.74)	112.31 (6.01)	0.981	0.157

Tabla V. Análisis de la fiabilidad interobservador del método utilizado. Media y desviación estándar de las variables de estudio. Coeficiente de correlación intraclase (ICC), t-test de contraste de medias para muestras relacionadas con una n=15.

IV.3. NIVEL DE ACTIVACIÓN

El ANOVA de los efectos principales (factor tiempo) mostró diferencias significativas entre las distintas mediciones para la variable nivel de intensidad relativa del gemelo externo durante la fase de apoyo (SEMG%) (F=4.236, P=0.016). Las pruebas post hoc mostraron diferencias significativas en las siguientes comparaciones: mientras que la media de la SEMG% no fue significativamente diferente tras una aplicación inmediata ni tras haber transcurrido 24 horas (media ± desviación estándar: 5.18 [±2.04] vs 5.03 [±2.47]), sí lo fue transcurridas 72 horas, tanto con el vendaje colocado como tras su retirada inmediata (4.28 [±1.30] vs 4.30 [±1.40]). La figura 11 muestra las diferencias en los resultados obtenidos sobre la SEMG% en las cinco mediciones realizadas.

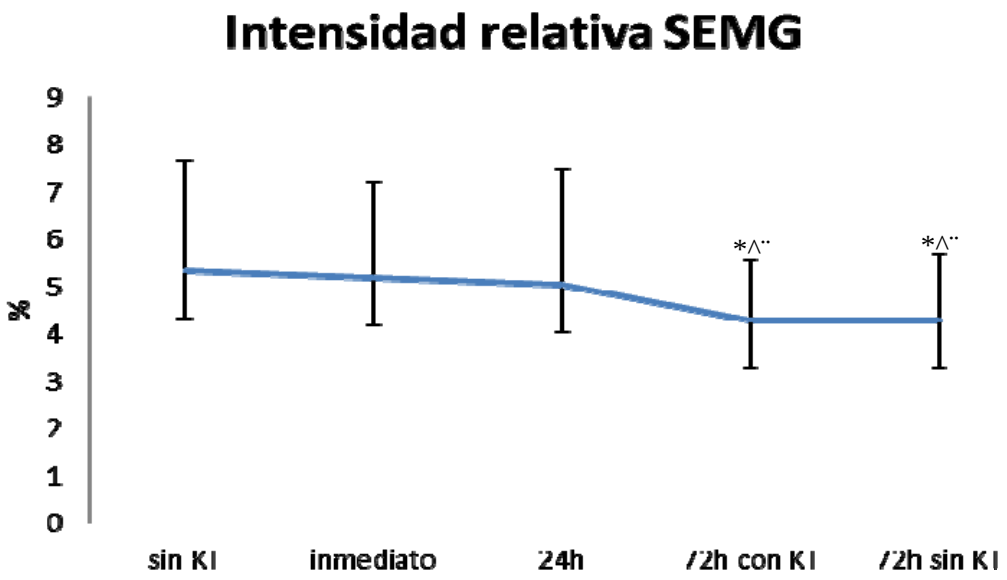

Figura 11. La figura representa la media ± desviación estándar sobre el nivel de intensidad relativa del gemelo externo durante la fase de apoyo (SEMG %) en las cinco medidas realizadas: Sin KT, Efecto inmediato, Trascurridas 24 horas, Trascurridas 72 horas con KT, Trascurridas 72 horas sin KT. *Diferencia significativa respecto a sin KT, ^Diferencia significativa respecto al efecto inmediato, ¨Diferencia significativa respecto a 24h. *^¨ P < 0.05.

El ANOVA de los efectos principales también mostró diferencias significativas entre las distintas mediciones para la variable timing del gemelo externo durante la fase de apoyo (F=14.486, P=0.000). Las pruebas post hoc mostraron diferencias significativas en las siguientes comparaciones: mientras que la media del timing no fue significativamente diferente tras una aplicación inmediata (media ± desviación estándar: 31.41 [±6.73]), ni transcurridas 24 horas (30.90 [±7.35]), sí lo fue trascurridas 72 horas, tanto con el vendaje colocado como tras su retirada inmediata (24.92 [±3.74] vs 22.66 [4.38]). La figura 12 muestra las diferencias en los resultados obtenidos sobre el timing en las cinco mediciones realizadas.

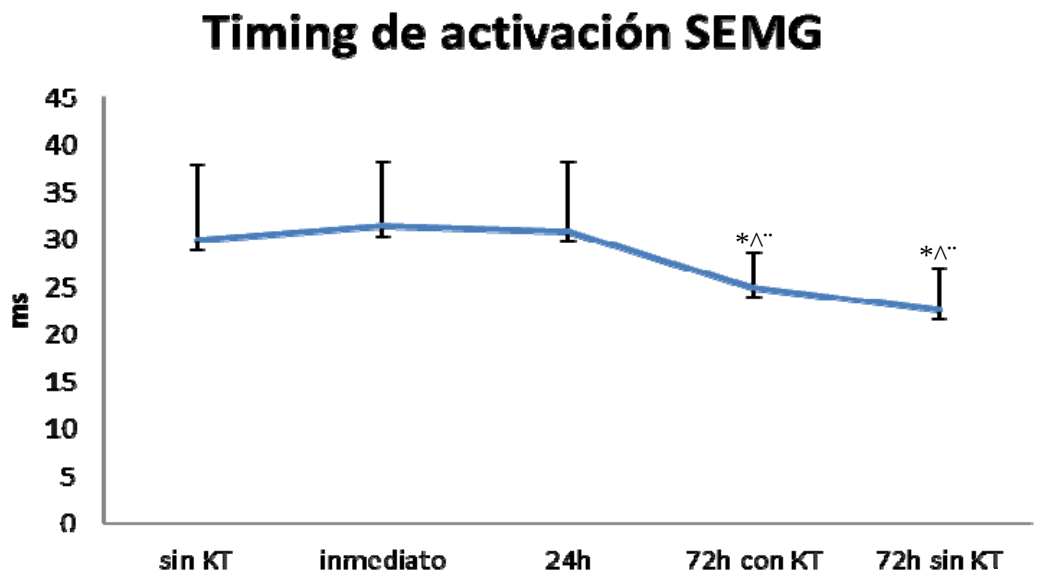

Figura 12. La figura representa la media ± desviación estándar sobre el timing de activación del gemelo externo durante la fase de apoyo en las cinco medidas realizadas: Sin KT, Efecto inmediato, Trascurridas 24 horas, Trascurridas 72 horas con KT, Trascurridas 72 horas sin KT. *Diferencia significativa respecto a sin KT, ^Diferencia significativa respecto al efecto inmediato, ¨Diferencia significativa respecto a 24h. *^¨ P < 0.05.

El ANOVA de los efectos principales mostró diferencias significativas entre las distintas mediciones para la variable onset de activación del gemelo externo durante la fase de apoyo (F=20.583, P=0.000). Las pruebas post hoc mostraron diferencias significativas en las siguientes comparaciones: mientras que la media del onset no fue significativamente diferente tras una aplicación inmediata (media ± desviación estándar: 17.40 [±5.95]), ni transcurridas 24 horas (19.27 [±8.41]), sí lo fue trascurridas 72 horas, tanto con el vendaje colocado como tras su retirada inmediata (23.24 [±4.67] vs 25.93 [±3.54]). La figura 13 muestra las diferencias en los resultados obtenidos sobre el onset en las cinco mediciones realizadas.

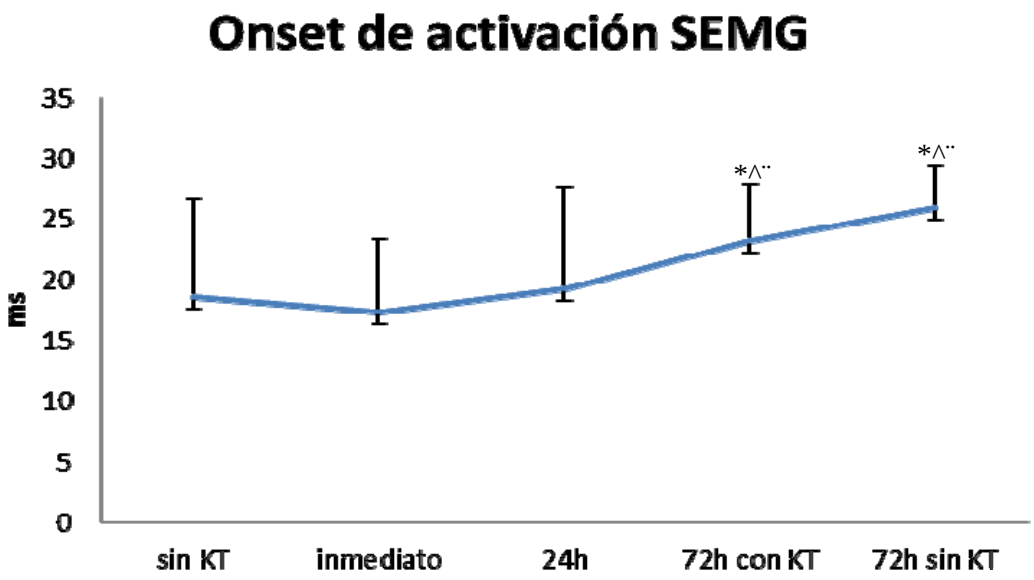

Figura 13. La figura representa la media ± desviación estándar sobre el *onset* de activación del gemelo externo durante la fase de apoyo las cinco medidas realizadas: Sin KT, Efecto inmediato, Trascurridas 24 horas, Trascurridas 72 horas con KT, Trascurridas 72 horas sin KT. *Diferencia significativa respecto a sin KT, ^Diferencia significativa respecto al efecto inmediato, ¨Diferencia significativa respecto a 24h. *^¨ P < 0.05.

Respecto al resto de variables estudiadas (offset, longitud de zancada, cadencia, dorsiflexión y plantiflexión máxima durante la fase de apoyo), no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las distintas medidas (Tabla VI).

Variable	Mediciones					P
	Sin KT	Inmediato	24h	72h con KT	72h sin KT	
Offset (%)	48.63 ± 3.03	48.71 ± 2.70	48.17 ± 2.58	48.16 ± 2.39	48.97 ± 3.10	0.732
Zancada (m)	1.19 ± 0.09	1.18 ± 0.07	1.20 ± 0.09	1.20 ± 0.09	1.20 ± 0.08	0.237
Cadencia (pasos/min)	120.0 ± 0.09	112.52 ± 6.38	110.38 ± 8.45	110.7 ± 7.81	110.51 ± 7.46	0.210
Dorsiflexión (º)	3.37 ± 1.39	3.49 ± 2.06	3.69 ± 1.76	3.94 ±2.07	3.54 ± 2.00	0.225
Plantiflexión (º)	-9.81 ± 4.46	-11.01 ± 4.84	-11.39 ± 5.13	-10.85 ± 4.83	-10.51 ± 4.40	0.133

Tabla VI. Valores presentados como media ± desviación estándar. P valor correspondiente a las diferencias en el efecto principal factor tiempo.

Discusión

V. DISCUSIÓN

Este estudio analiza el efecto inmediato, a las 24 horas y a las 72 horas de una aplicación de KT sobre el nivel de activación del gemelo externo durante la marcha, demostrando que su uso ininterrumpido durante 72 horas tiene un efecto estadísticamente significativo sobre la activación muscular, produciendo una disminución en el nivel de intensidad relativa, una disminución en el timing muscular y un retraso en el onset durante la fase de apoyo sin modificar la cinemática del tobillo, cadencia y longitud de zancada.

En primer lugar, este estudio permite conocer el efecto inmediato, a las 24h y a las72h del KT, ya que estos períodos de tiempo constituyen el uso habitual de este tipo de vendaje según la recomendación de su autor (Kase, Wallis & Kase 2003). En nuestro estudio los sujetos no padecían ningún tipo de patología y fueron incluidos aquéllos que practicaban deporte 2-3 veces por semana. Diversos autores destacan el uso creciente de este tipo de vendaje tanto en atletas amateurs como profesionales, siendo utilizado por deportistas sanos con el fin de prevenir lesiones (Williams et al. 2011, Thelen, Dauber & Stoneman 2008, Firth et al. 2010).

En segundo lugar, este estudio establece el punto de partida sobre un posible uso en el ámbito clínico, no existiendo hasta la fecha ningún estudio previo que lo haya demostrado.

Un objetivo importante del presente estudio ha sido demostrar la fiabilidad test-retest y la consistencia interobservador de las distintas variables analizadas durante la marcha. Los resultados obtenidos muestran una alta fiabilidad y sientan las bases metodológicas para la realización de futuros trabajos que analicen los efectos del KT sobre el gemelo externo en poblaciones patológicas. Asimismo, el poder estadístico utilizado (95%) para el cálculo del tamaño muestral y el cegado de los investigadores dan consistencia a los resultados del estudio.

Que tengamos constancia, ningún estudio ha obtenido hasta la fecha efectos estadísticamente significativos sobre la actividad SEMG del gemelo externo durante la marcha tras una aplicación inmediata, y solamente uno aporta un efecto significativo con poca relevancia clínica sobre la deambulación (Pérez Soriano et al. 2010). En este estudio se investigó el efecto inmediato del KT sobre la presión plantar, cadencia y tiempo de fase de apoyo en 29 sujetos sanos, colocando el vendaje sobre peroneo largo y gemelo externo, con una aplicación de inserción a origen. Los resultados del estudio concluyen que no existen diferencias significativas sobre la presión plantar y cadencia pero sí un incremento del tiempo en la fase de apoyo (Pérez Soriano et al. 2010). A diferencia de este estudio y, pese haber utilizado la misma cinta de marcha, a la misma velocidad (1,1 m/s) y con una muestra de sujetos de características similares, no hemos encontrado cambios significativos sobre el tiempo de apoyo. No obstante, el estudio de Pérez Soriano et al. 2010, se realizó con calzado deportivo mientras que en el nuestro los sujetos caminaban descalzos. Las diferencias en los resultados podrían explicarse por el uso del calzado más que por la aplicación de KT.

Firth et al. 2010, demostraron que en sujetos sanos tras una aplicación inmediata de KT sobre el tendón de Aquiles no existe mejora en la capacidad de salto. Briem et al. 2011, en un estudio realizado a 30 deportistas de élite en el que tras una perturbación en el tobillo estudiaban la respuesta electromiográfica del peroneo lateral largo, no encontraron resultados significativos tras la aplicación inmediata de KT pero sí un incremento en el promedio de activación muscular tras la aplicación de tape rígido.

Huang et al. 2011, encontraron un incremento en la actividad SEMG del gemelo externo tras una aplicación inmediata en personas sanas. Sin embargo, su estudió se realizó con una muestra de personas sedentarias y el efecto de KT se evaluó durante la realización de un salto. Además, presenta una importante limitación metodológica en la normalización de la señal SEMG al utilizar un procedimiento con una fiabilidad inter e intrasujeto baja (Knutson et al. 1994). La correcta normalización de la señal

SEMG es un aspecto importante, ya que aporta información sobre el nivel eficiente de capacidad de trabajo del músculo (Konrad 2005).

Otros trabajos sí que han demostrado cambios significativos tras la aplicación inmediata de KT, pero lo han hecho en otras variables como la movilidad de hombro en personas con impingement (Thelen, Dauber & Stoneman 2008, Garcia-Muro, Rodriguez-Fernandez & Herrero-de-Lucas 2009), la funcionalidad de extremidad superior en personas con lesión cerebral y medular (Yasukawa, Patel & Sisung 2006), sobre la flexión de tronco en personas sanas (Yoshida, Kahanov 2007), sobre la movilidad de la escápula y actividad EMG de trapecio y serrato anterior en jugadores de baloncesto con impingement (Hsu et al. 2009) y sobre la fuerza de reacción del suelo (GRFs) y onset de activación muscular del vasto interno en personas con dolor femoropatelar (Chen PL, Hong WH, Lin CH, Chen WC 2008). Algunos de estos estudios presentan limitaciones metodológicas, como no especificar los criterios de inclusión/exclusión, incluir una muestra heterogénea de sujetos (Yasukawa, Patel & Sisung 2006), no tener grupo control (Yasukawa, Patel & Sisung 2006, Yoshida, Kahanov 2007), tratarse de un caso clínico (Garcia-Muro, Rodriguez-Fernandez & Herrero-de-Lucas 2009) o no realizar el cálculo del tamaño muestral (Thelen, Dauber & Stoneman 2008, Garcia-Muro, Rodriguez-Fernandez & Herrero-de-Lucas 2009, Yasukawa, Patel & Sisung 2006, Yoshida, Kahanov 2007, Chen 2008, Hsu et al. 2009).

Asimismo, tampoco existen publicaciones que muestren cambios estadísticamente significativos sobre la actividad SEMG del gemelo externo durante la marcha a las 24h de aplicar KT.

Slupik et al. 2007, encontraron un incremento en la actividad SEMG del cuádriceps a las 24h y 72h de aplicar KT tras una MCVI en personas sanas, siendo el único estudio hasta la fecha que aporta resultados significativos a largo del tiempo. Este estudio presenta limitaciones metodológicas importantes como son: no indicar el tipo de KT utilizado ni la técnica de aplicación y no determinar los criterios de inclusión/exclusión de los sujetos.

Otro estudio muestra una disminución en la circunferencia abdominal a las 24h de aplicar KT tras cirugía (Szczegielniak 2007), mostrando importantes limitaciones metodológicas al no indicar la significatividad de los resultados.

Que tengamos constancia y hasta la fecha, este es el primer estudio que demuestra un efecto significativo de KT sobre la actividad SEMG del gemelo externo durante la marcha tras 72h de aplicación ininterrumpida. Otros estudios han analizado la fuerza muscular en bíceps braquial, el dolor postquirúrgico tras cirugía abdominal y el dolor en tríceps sural de triatletas post competición (Merino et al. 2011, Nosaka 1999, Szczegielniak 2007). Sin embargo, sus resultados no son fiables al no indicar la significatividad de los mismos.

En relación a la cinemática del tobillo, no se encontraron cambios estadísticamente significativos ni en la dorsiflexión ni en la plantiflexión, esperando encontrar un incremento en esta última variable debido a que el KT era colocado en estiramiento del gemelo con una tensión de la cinta que a priori hacía intuir que su capacidad retráctil facilitaría la plantiflexión en el momento del despegue de los dedos. Esta hipótesis no fue contrastada, por lo que desestimamos que la tensión de la cinta utilizada en este estudio pudiera incrementar la movilidad articular del tobillo durante la marcha.

Baur et al. 2011, realizan un estudio en cinta de marcha para comparar el promedio de la actividad SEMG del gemelo, tibial anterior y peroneo lateral en corredores con tendinitis de aquiles y corredores sin patología, obteniendo una disminución significativa en la intensidad de la SEMG del gemelo durante la fase de apoyo en los corredores con tendinitis de Aquiles. Nuestros resultados también muestran un comportamiento similar, pero en sujetos sanos y tras aplicar KT durante 72h ininterrumpidamente.

Según Baur et al. 2011, el enfoque terapéutico para reducir el dolor en personas con tendinitis de Aquiles debe centrarse en el entrenamiento propioceptivo y reentrenamiento de la marcha para aumentar el control

neuromuscular en tareas más complejas como la carrera (Baur et al. 2011, Azevedo et al. 2009). Por otro lado, la reducción de la actividad neuromuscular en el gemelo de personas con tendinitis de Aquiles podría disminuir la generación de fuerza en tríceps sural, lo cual disminuiría la capacidad de estabilizar la articulación durante el soporte de peso corporal dificultando la producción de fuerza efectiva durante el despegue de talón (Baur et al. 2011).

Varios estudios concluyen que el mejor tratamiento en la tendinitis de Aquiles se basa en el entrenamiento de fuerza mediante ejercicios excéntricos de tríceps sural con el objetivo de incrementar la fuerza tensil del tendón (Alfredson, Lorentzon 2000, Alfredson et al. 1998, Shalabi et al. 2004) y que el dolor forma parte del proceso normal de recuperación (Alfredson, Lorentzon 2000, Alfredson et al. 1998).

La aplicación de KT utilizada en la presente investigación sigue las recomendaciones de su autor, que indica su uso en la tendinitis de Aquiles con el fin de crear un incremento en la estimulación de los mecanorreceptores del área del tendón y una inhibición muscular con una colocación de inserción a origen (Kase, Wallis & Kase 2003). Uno de los objetivos de la presente tesis ha sido la posible extrapolación de los resultados obtenidos en sujetos sanos como punto de partida para la práctica clínica (basada en la evidencia científica). A la vista de nuestros resultados y contrastadas las recomendaciones según la literatura para el tratamiento de la tendinitis de Aquiles, podríamos hipotetizar que se podría incluso generar un doble efecto de inhibición muscular en el gemelo; uno por la propia tendinitis (Baur et al. 2011) y otro por el efecto del KT a las 72h de su aplicación, predisponiendo al deportista al empeoramiento de su lesión debido a que durante la marcha es necesario un control muscular dinámico correcto para prevenir rigideces en el tobillo y en la articulación subtalar (Baur et al. 2011). Efectivamente, en pacientes con tendinitis de Aquiles existe un incremento en la eversión de esta articulación durante la fase media de apoyo (Ryan et al. 2009). Esta excesiva pronación del pie incrementa la carga sobre el tendón de Aquiles y tríceps sural predisponiéndolo a lesión (McCrory et al. 1999). Además, a la disminución

de la actividad SEMG debemos sumar el retraso en el onset, que implica también un menor control muscular (Baur et al. 2011).

Baur et al. 2004, han demostrado que en personas con tendinitis de Aquiles existe un retraso en el onset de activación del gemelo externo que predispone a un incremento en el tiempo de actividad de los flexores plantares, prolongado así la carga sobre el tendón de Aquiles y contribuyendo al desarrollo de la tendinitis de Aquiles. En nuestro estudio el KT también retrasa el onset de activación del gemelo externo a las 72 horas, por lo que podría predisponer al deportista a sufrir una lesión en su tendón de Aquiles.

Diversos estudios con vendaje rígido (Kilbreath et al. 2006, Alexander et al. 2003, Alexandre C.M., McMullan M. & Harrison P.J. 2008), se basan en su acción exteroceptiva al traccionar el plano cutáneo para postular un hipotético mecanismo neurofisiológico y justificar sus resultados. Sin embargo, hasta la fecha, no existen estudios realizados con KT que aporten una explicación neurofisiológica convincente sobre el efecto diferido que su autor describe tras una aplicación de inserción a origen.

Como se desprende de nuestros resultados una posible aplicación de KT sería aquella en la que su finalidad fuera disminuir el exceso de actividad muscular. En este sentido, Kellis et al. 2011, realizaron un estudio en corredores de fondo para determinar el nivel de activación muscular del vasto interno, bíceps femoral, tibial anterior y gemelo externo en condiciones de fatiga muscular, ya que ésta es la causante de la mayoría de lesiones en corredores. Este estudio demostró una disminución significativa en la actividad SEMG de vasto interno, bíceps femoral y tibial anterior, y un incremento significativo en gemelo externo durante la fase de respuesta a la carga, tras someter a los corredores a un protocolo de fatiga muscular. Según los autores, este desequilibrio entre la musculatura agonista y antagonista durante la respuesta a la carga podría tener implicaciones negativas sobre lesiones articulares en corredores de fondo debido a que el incremento en el gemelo externo podría reducir la capacidad de generar fuerza de los isquiotibiales sobre la rodilla y estimular la

producción de fuerza en el tobillo como estrategia de compensación para mantener la estabilidad de la pierna durante la fase de impacto en condiciones de fatiga (Kellis, Katis 2008). En otro sentido, Simşek et al. 2011, demuestran una mejora significativa sobre la independencia funcional evaluada mediante la WeeFIM en niños con parálisis cerebral espástica aplicando KT de inserción a origen sobre la musculatura paravertebral sumado a un programa de fisioterapia. El grupo control sólo recibía el programa de fisioterapia y no presentó ningún cambio significativo. No obstante, en este trabajo, al no indicar el grado de espasticidad en la musculatura paravertebral de cada sujeto en cada uno de los dos grupos, no se puede afirmar si esta mejoría es debida a la aplicación de KT o al menor grado de espasticidad en el grupo intervención. Por otro lado, Williams et al. 2011, concluyen en una revisión sistemática sobre el uso de KT en el tratamiento y prevención de lesiones deportivas, que pese a las evidencias de baja calidad para apoyar o no su uso en este ámbito, es importante determinar el efecto sobre la actividad muscular para esclarecer si los cambios producidos son beneficiosos o perjudiciales para el deportista. En este sentido, nuestros resultados son una ayuda para entender el efecto en el tiempo que tiene el KT sobre la activación del gemelo externo durante la marcha en personas sanas e hipotetizar sobre su transferencia al ámbito clínico.

Una de las limitaciones del estudio fue que los sujetos sólo fueron comparados con su condición previa al uso de KT, siendo conveniente para futuros estudios comparar con otro grupo control o placebo.

Por otro lado, el uso de la SEMG para analizar movimientos puede generar artefactos en la señal por el movimiento de los cables y electrodos. Para reducir la probabilidad de estos errores, fueron fijados con cinta adhesiva durante el tiempo que duró el protocolo. Además, demostramos que la fiabilidad del método de estudio era alta.

Futuras líneas de investigación deben centrarse en el efecto de esta aplicación sobre deportistas con tendinitis de Aquiles. Por otro lado, futuras investigaciones son requeridas para demostrar el efecto neurofisiológico de

KT y si este tiene una correlación directa con el tipo de aplicación, es decir, de inserción a origen y viceversa.

Conclusiones

VI. CONCLUSIONES

1. La aplicación inmediata o las 24 horas de KT en gemelo externo no produce cambios estadísticamente significativos sobre la activación del gemelo externo durante la marcha.

2. La aplicación ininterrumpida de KT en gemelo externo durante 72 horas produce una disminución significativa en el timing e intensidad de activación muscular y un retraso significativo en el onset durante la fase de apoyo durante la marcha.

3. El uso del KT en gemelo externo, independientemente del tiempo de aplicación, no modifica los parámetros cinemáticos de la marcha en una población sana.

4. La alta fiabilidad test-retest y la consistencia interobservador de todas las variables de estudio sientan las bases metodológicas para la realización de futuros trabajos que analicen los efectos del KT sobre el gemelo externo en poblaciones patológicas con un exceso de activación muscular.

Agradecimientos

VII. AGRADECIMIENTOS

A mis hijos Pablo y Hugo, y muy especialmente a mi mujer Ana por su compresión y paciencia para poder realizar esta tesis. Soy un afortunado al tener la familia que tengo y quiero daros las gracias por vuestra entrega y estar siempre cuando uno más lo necesita.

A mis padres Inma y Toni, y a mi hermano José. Ellos siempre han puesto todo su empeño en transmitir unos valores que han marcado mi persona. Gracias por todo lo que habéis hecho para ayudarme a crecer personal y profesionalmente.

A mis directores de tesis, los doctores, D. Juan Francisco Lisón y D. Miguel Ángel Merino, por aceptar dirigir esta tesis. De ellos he aprendido que en este complicado mundo de la investigación son necesarias dos cosas; ilusión y pasión por tú trabajo. Gracias por vuestra constancia y paciencia.

A mis compañeros de profesión Héctor Conesa, Nati Delgado, Pablo Fuster y Estefania Catalá por su predisposición incondicional en este trabajo de investigación.

A mis compañeros de Departamento y al Capellán Mayor de la Universidad D. Juan Francisco Castelló. De ellos me queda la satisfacción de trabajar con un grupo de personas extraordinarias y venir a trabajar cada día con una sonrisa.

Referencias bibliográficas

VIII. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Alexander, C.M., Stynes, S., Thomas, A., Lewis, J. & Harrison, P.J. 2003, "Does tape facilitate or inhibit the lower fibres of trapezius?", Manual therapy, vol. 8, no. 1, pp. 37-41.

Alexandre C.M., McMullan M. & Harrison P.J. 2008, "What is effect of taping along or across a muscle on motoneurone excitability? A syudy using triceps surae.", Manual Therapy, vol. 13, pp. 57-62.

Alfredson, H. & Lorentzon, R. 2000, "Chronic Achilles tendinosis: recommendations for treatment and prevention", Sports medicine (Auckland, N.Z.), vol. 29, no. 2, pp. 135-146.

Alfredson, H., Pietila, T., Jonsson, P. & Lorentzon, R. 1998, "Heavy-load eccentric calf muscle training for the treatment of chronic Achilles tendinosis", The American Journal of Sports Medicine, vol. 26, no. 3, pp. 360-366.

Azevedo, L.B., Lambert, M.I., Vaughan, C.L., O'Connor, C.M. & Schwellnus, M.P. 2009, "Biomechanical variables associated with Achilles tendinopathy in runners", British journal of sports medicine, vol. 43, no. 4, pp. 288-292.

Barr, A.E. 1998, "Gait analysi" in Orthopedics: A Comprehensive Study Guide, eds. J. Spivak & J. Zucherman, MCGraw-Hill, New York.

Baur, H. Divert, C. Hirschmuller, A. Muller, S. Belli, A. Mayer, F. 2004, "Analysis of gait differences in healthy runners and runners with chronic Achilles tendon complaints", Isokinet Exerc Sci, vol. 12, no. 2, pp. 111-116.

Baur, H., Muller, S., Hirschmuller, A., Cassel, M., Weber, J. & Mayer, F. 2011, "Comparison in lower leg neuromuscular activity between runners with unilateral mid-portion Achilles tendinopathy and healthy individuals", Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, vol. 21, no. 3, pp. 499-505.

Bogey, R., Cerny, K. & Mohammed, O. 2003, "Repeatability of wire and surface electrodes in gait", American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists, vol. 82, no. 5, pp. 338-344.

Bolgla, L.A. & Uhl, T.L. 2007, "Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature", Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, vol. 17, no. 1, pp. 102-111.

Briem, K., Eythorsdottir, H., Magnusdottir, R.G., Palmarsson, R., Runarsdottir, T. & Sveinsson, T. 2011, "Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes", The Journal of orthopaedic and sports physical therapy, vol. 41, no. 5, pp. 328-335.

Brunnekreef, J.J., van Uden, C.J., van Moorsel, S. & Kooloos, J.G. 2005, "Reliability of videotaped observational gait analysis in patients with orthopedic impairments", BMC musculoskeletal disorders, vol. 6, pp. 17.

Chang, H.Y., Chou, K.Y., Lin, J.J., Lin, C.F. & Wang, C.H. 2010, "Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes", Physical therapy in sport : official journal of the Association of Chartered Physiotherapists in Sports Medicine, vol. 11, no. 4, pp. 122-127.

Chen PL, Hong WH, Lin CH, Chen WC 2008, "Biomechanics Effects of Kinesio Taping for Persons with Patellofemoral Pain Syndrome During Stair Climbing" in 4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2008, ed. Noor Azuan Abu Osman, Fatimah Ibrahim, Wan Abu Bakar Wan Abas, Herman Shah Abdul Rahman and Hua-Nong Ting, Biomed, Malasya, pp. 395-397.

De Jonge, S., Van den Berg, C., de Vos, R.J., van der Heide, H.J., Weir, A., Verhaar, J.A., Bierma-Zeinstra, S.M. & Tol, J.L. 2011, "Incidence of midportion Achilles tendinopathy in the general population", British journal of sports medicine, vol. 45, no. 13, pp. 1026-1028.

De Morree, J. 2008, Dynamike van het menselijk bindweefsel, 10ª edn, Bohn Stafleu Van Loghum, Holanda.

Eastlack, M.E., Arvidson, J., Snyder-Mackler, L., Danoff, J.V. & McGarvey, C.L. 1991, "Interrater reliability of videotaped observational gait-analysis assessments", Physical Therapy, vol. 71, no. 6, pp. 465-472.

Espejo, L.A., M.D. 2011, "Revisión bibliográfica de la efectividad del kinesiotaping", Rehabilitación, vol. 45, pp. 145-58.

Felici, F. 2004, "Applications in Exercise Physiology" in Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications, ed. R.P. Merletti P., Institute for Electrical and Electronics Engineers, Inc., , pp. 365-379.

Firth, B.L., Dingley, P., Davies, E.R., Lewis, J.S. & Alexander, C.M. 2010, "The effect of kinesiotape on function, pain, and motoneuronal excitability in healthy people and people with achilles tendinopathy", Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine, vol. 20, no. 6, pp. 416-421.

Fu, T.C., Wong, A.M., Pei, Y.C., Wu, K.P., Chou, S.W. & Lin, Y.C. 2008, "Effect of Kinesio taping on muscle strength in athletes-a pilot study", Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia, vol. 11, no. 2, pp. 198-201.

Gage, J.R.S., M.H. 2009, "Normal Gait" in The Identification and Treatment of Gait Problems in Cerebral Palsy, 2nd edn, Mac Keith Press, London, pp. 31-64.

Garcia-Muro, F., Rodriguez-Fernandez, A.L. & Herrero-de-Lucas, A. 2009, "Treatment of myofascial pain in the shoulder with Kinesio Taping. A case report", Manual therapy, vol. 15, no. 3, pp. 292-5.

Gonzalez-Iglesias, J., Fernandez-de-Las-Penas, C., Cleland, J.A., Huijbregts, P. & Del Rosario Gutierrez-Vega, M. 2009, "Short-term effects of cervical kinesio taping on pain and cervical range of motion in patients with acute whiplash injury: a randomized clinical trial", The Journal of orthopaedic and sports physical therapy, vol. 39, no. 7, pp. 515-521.

Halseth T, McChesney JW, DeBeliso M, Vaughn R, Lien J 2004, "The effects of Kinesio taping on propioception at the ankle", Journal of Sports Science and Medicine, vol. 3, pp. 1-7.

Han-Ju, T., Hsiu-Chuan, H., Jing-Lan, Y., Chiun-Sheng, H. & Jau-Yih, T. 2009, "Could Kinesio tape replace the bandage in decongestive lymphatic therapy for breast-cancer-related lymphedema? A pilot study", Support ive Care in Cancer, vol. 17, no. 11, pp. 1353-1360.

Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. & Rau, G. 2000, "Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures", Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, vol. 10, no. 5, pp. 361-374.

Hoffman, M., Schrader, J., Applegate, T. & Koceja, D. 1998, "Unilateral postural control of the functionally dominant and nondominant extremities of healthy subjects", Journal of athletic training, vol. 33, no. 4, pp. 319-322.

Hombrados-Hernández, R., Segura-Ortí, E. & Buil-Bellver, M.A. 2011, "Efectos de la aplicación del Kinesio taping en el diafragma en el resultado la cicloergoespirometría y la prueba marcha de 6 minutos.", Fisioterapia, vol. 33, no.02, pp. 64-9 .

Hsu, Y.H., Chen, W.Y., Lin, H.C., Wang, W.T. & Shih, Y.F. 2009, "The effects of taping on scapular kinematics and muscle performance in baseball players with shoulder impingement syndrome", Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, vol. 19, no. 6, pp. 1092-1099.

Huang, C.Y., Hsieh, T.H., Lu, S.C. & Su, F.C. 2011, "Effect of the Kinesio tape to muscle activity and vertical jump performance in healthy inactive people", Biomedical engineering online, vol. 10, pp. 70.

Hwang, I.S.C.,J. J. 1994, "Electromyographic analysis of habituation processes of treadmill walking to floor walking", Proc Natl Sci Counc Repub China B, vol. 18, no. 3, pp. 118-116.

Jaraczewska, E.L., C. 2006, " Kinesio® Taping in Stroke: Improving Functional Use of the Upper Extremity in Hemiplegia.", Topics in Stroke Rehabilitation, vol. 13, no. 3, pp. 31-42.

Junior, L.C., Carvalho, A.C., Costa, L.O. & Lopes, A.D. 2011, "The prevalence of musculoskeletal injuries in runners: a systematic review", British journal of sports medicine, vol. 45, no. 4, pp. 351-352.

Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K., Wootten, M.E., Gainey, J., Gorton, G. & Cochran, G.V. 1989, "Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait", Journal of orthopaedic research : official publication of the Orthopaedic Research Society, vol. 7, no. 6, pp. 849-860.

Kalichman, L., Vered, E. & Volchek, L. 2010, "Relieving symptoms of meralgia paresthetica using Kinesio taping: a pilot study", Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, vol. 91, no. 7, pp. 1137-1139.

Kase, K., Wallis, J. & Kase, T. 2003, Clinical therapeutic applications of the Kinesio taping method, Ken Ikai Co Ltd, Tokyo.

Kaya, E., Zinnuroglu, M. & Tugcu, I. 2011, "Kinesio taping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingement syndrome", Clinical rheumatology, vol. 30, no. 2, pp. 201-207.

Kellis, E. & Katis, A. 2008, "Reliability of EMG power-spectrum and amplitude of the semitendinosus and biceps femoris muscles during ramp isometric contractions", Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, vol. 18, no. 3, pp. 351-358.

Kilbreath, S.L., Perkins, S., Crosbie, J. & McConnell, J. 2006, "Gluteal taping improves hip extension during stance phase of walking following stroke", The Australian journal of physiotherapy, vol. 52, no. 1, pp. 53-56.

Knutson, L.M., Soderberg, G.L., Ballantyne, B.T. & Clarke, W.R. 1994, "A study of various normalization procedures for within day electromyographic data", Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, vol. 4, no. 1, pp. 47-59.

Konrad, P. 2005, The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiology electromyography, Noraxon INC, USA.

Lipińska, A., Śliwiński, Z., Kiebzak, W., Senderek, T. & Kirenko, J. 2007, "The influence of kinesiotaping applications on lymphoedema of an upper limb in women after mastectomy", Fizjoterapia Polska, vol. 7, no. 3, pp. 258-269.

Lisón-Párraga, J.F., Biviá-Roig, G., Rubio-López, A.C.:.P.,F., Riveiro-Ferrerira, N. & Vera-García, F.J. 2010, "Efectos del estiramiento isquiotibial sobre el patrón de activación muscular del erector spinae durante la flexoextensión de tronco", Fisioterapia, vol. 32, no. 04, pp. 165-171.

Martínez-Gramage, J., Conesa Medina, H., Delgado, N.L., J.F. & Merino-Ramirez, M. 2010, "Efecto del Kinesio Tape sobre la activación muscular durante la marcha en sujetos sanos.", XXXIII Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales BioVALENCIA'10., .

Martínez-Gramage, J., Ibáñez Segarra, M., López Ridaura, A., Merelló Peñalver, M. & Tolsá Gil, F.J. 2011, "Efecto inmediato del Kinesio Taping sobre la respuesta refleja del vasto interno ante la utilización de dos técnicas diferentes de aplicación: de facilitación y de inhibición muscular", Fisioterapia., vol. 33, pp. 13-8.

McCrory, J.L., Martin, D.F., Lowery, R.B., Cannon, D.W., Curl, W.W., Read, H.M.,Jr, Hunter, D.M., Craven, T. & Messier, S.P. 1999, "Etiologic factors associated with Achilles tendinitis in runners", Medicine and science in sports and exercise, vol. 31, no. 10, pp. 1374-1381.

Merino, R., Fernández, E., Iglesias, P. & Mayorga, D. 2011, "The effect of Kinesio taping on calf's injuries prevention in triathletes during competition. Pilot experience.", J. Hum. Sport Exerc., vol. 6, no. 2, pp. 305-308.

Neiger, H. 1990, "Los vendajes funcionales. Aplicaciones en traumatología del deporte y en reducación" MASSON. España.

Nosaka, K. 1999, "The Effect of Kinesio Taping® on Muscular Micro-Damage Following Eccentric Exercises.", 15th Annual Kinesio Taping International Symposium Review, , pp. 70-73.

Osterhues, D. 2004, "The use of Kinesio Taping$ in the management of traumatic patella dislocation. A case study", Physiotherapy Theory and Practice, vol. 20, pp. 267-270.

Pérez Soriano, P., Gascó López de Lacalle, J., Merino Josa, M., Sandá Meijide, A., Moll Puigcerver, R. & Castillo Antúnez, V. 2010, "Influencia del vendaje neuromuscular sobre la presión plantar durante la marcha", Fisioterapia, vol. 32, pp. 111-115.

Perry, J. 1992, "Gait Cycle" in Gait Analysis: Normal and Pathological Function Slack International, USA, pp. 3-8.

Ryan, M., Grau, S., Krauss, I., Maiwald, C., Taunton, J. & Horstmann, T. 2009, "Kinematic analysis of runners with achilles mid-portion tendinopathy", Foot & ankle international / American Orthopaedic Foot and Ankle Society [and] Swiss Foot and Ankle Society, vol. 30, no. 12, pp. 1190-1195.

Saghaei, M. 2004, "Random allocation software for parallel group randomized trials", BMC medical research methodology, vol. 4, pp. 26.

Salvat Salvat, I. & Alonso Salvat, A. 2010, "Efectos inmediatos del Kinesio taping en la flexión lumbar", Fisioterapia, vol. 32, pp. 57-65.

SENIAM. 1999, European recommendations for surface electromyography, results of the SENIAM project, Roessingh Research and Development b.v.

Shalabi, A., Kristoffersen-Wilberg, M., Svensson, L., Aspelin, P. & Movin, T. 2004, "Eccentric training of the gastrocnemius-soleus complex in chronic Achilles tendinopathy results in decreased tendon volume and intratendinous signal as evaluated by MRI", The American Journal of Sports Medicine, vol. 32, no. 5, pp. 1286-1296.

Shiavi,R. Frigo,C. Pedotti,A. 1998, " Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides ", Med Biol Eng Comput, vol. 36, pp. 171-178.

Shrout, P.E. 1998, "Measurement reliability and agreement in psychiatry", Stat Methods Med Res, vol. 7, pp. 301-317.

Sijmonsma, J. 2007, Taping Neuro Muscular, 1ª edn, Aneid Press, Portugal.

Simşek, T.T., Türkücüoğlu, B., Cokal, N., Ustünbaş, G. & Simşek, I. 2011, "The effect of kinesio taping on sitting posture, functional independence and gross motor function in children with cerebral palsy", Disability and Rehabilitation, , pp. 1-6.

Slupik, A., Dwornik, M., Bialoszewski, D. & Zych, E. 2007, "Effect of Kinesio Taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report", Ortopedia, traumatologia, rehabilitacja, vol. 9, no. 6, pp. 644-651.

Szczegielniak, J. Krajczy, M. Bogacz, K. Łuniewski, J. Śliwiński, Z. 2007, "Kinesiotaping in physiotherapy after abdominal surgery.", Fizjoterapia Polska, vol. 7, no. 3, pp. 299-307.

Thelen, M.D., Dauber, J.A. & Stoneman, P.D. 2008, "The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial", The Journal of orthopaedic and sports physical therapy, vol. 38, no. 7, pp. 389-395.

Vera-García, F.J., Martínez-Gramage, J., San Miguel, R., Ortiz, R., Vilanova, P., Salvador, E.M., Delgado, N., Tortajada, N. & Valero, J. 2010, "Efecto del Kinesio taping sobre la respuesta refleja de los músculos bíceps femoral y gemelo externo", Fisioterapia, vol. 32, pp. 4-10.

Vithoulkaa, I., Benekab, A., Mallioub, P., Aggelousisb, N., Karatsolisa, K. & Diamantopoulosa, K. 2010, "The effects of Kinesio-Taping on quadriceps strength during isokinetic exercise in healthy non athlete women", Isokinetics and Exercise Science, vol. 18, pp. 1-6.

Whittle, M.W. 2007, Gait analysi: An introduction. 4ª edn, Oxford: Butterworth-Heinemann.

Williams, J.R. 2008, "The Declaration of Helsinki and public health. ", Bulletin of the World Health Organization, vol. 86, no. 6, pp. 650-651.

Williams, S., Whatman, C., Hume, P.A. & Sheerin, K. 2011, "Kinesio Taping in Treatment and Prevention of Sports Injuries: A Meta-Analysis of the Evidence for its Effectiveness", Sports medicine (Auckland, N.Z.), .

Yasukawa, A., Patel, P. & Sisung, C. 2006, "Pilot study: investigating the effects of Kinesio Taping in an acute pediatric rehabilitation setting", The American journal of occupational therapy.: official publication of the American Occupational Therapy Association, vol. 60, no. 1, pp. 104-110.

Yoshida, A. & Kahanov, L. 2007, "The effect of kinesio taping on lower trunk range of motions", Research in sports medicine (Print), vol. 15, no. 2, pp. 103-112.