



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

CÓDIGO:00

### EFFECTO INHIBITORIO DEL KINESIO TAPE SOBRE EL NIVEL DE ACTIVIDAD MUSCULAR DURANTE LA MARCHA.

Martínez-Gramage J., Lisón JF., Merino Ramírez MA.

#### RESUMEN

**Objetivo:** Valorar en una muestra de sujetos sanos el efecto inmediato, a las 24 h y 72 h de una aplicación de KT sobre el nivel de activación del gemelo externo durante la marcha. Establecer la fiabilidad test-retest y la consistencia interobservador de las variables de estudio. **Material y métodos:** 40 deportistas sanos. Para la medición del nivel de activación del gemelo externo se utilizó un electromiógrafo de superficie (Biopac Systems Inc.). Para determinar el promedio de activación muscular todos los valores RMS SEMG fueron normalizados respecto al pico máximo de activación de tres test consecutivos mediante una máxima contracción voluntaria isométrica (MVICs). Con el fin de establecer unas condiciones estandarizadas de la marcha, se utilizó una cinta modelo BH Fitness Columbia Pro con una inclinación de 0° y velocidad constante de 1.1 m/s. El tipo de KT empleado fue el KINESIO® Tex Gold™, aplicado en el tríceps sural. También fue evaluada la fiabilidad de todas las variables de estudio mediante un test-retest realizado el mismo día y pasadas dos semanas. **Resultados:** El nivel de intensidad relativa y timing de activación disminuyó significativamente transcurridas 72 h ( $p < 0.05$ ). El onset incrementó significativamente transcurridas 72h ( $p < 0.05$ ). El ICC de todas las variables fue alto ( $0.843 \leq ICC \leq 0.990$ ). **Conclusión:** La aplicación ininterrumpida de KT en gemelo externo durante 72 horas produjo 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, sin modificar la cinemática del tobillo, cadencia y longitud de zancada.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

### COMUNICACIÓN VIRTUAL

#### 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



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

La eficacia de este tipo de vendaje se atribuye fundamentalmente a dos factores: una apropiada evaluación de las características 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



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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%.

## COMUNICACIONES VIRTUALES

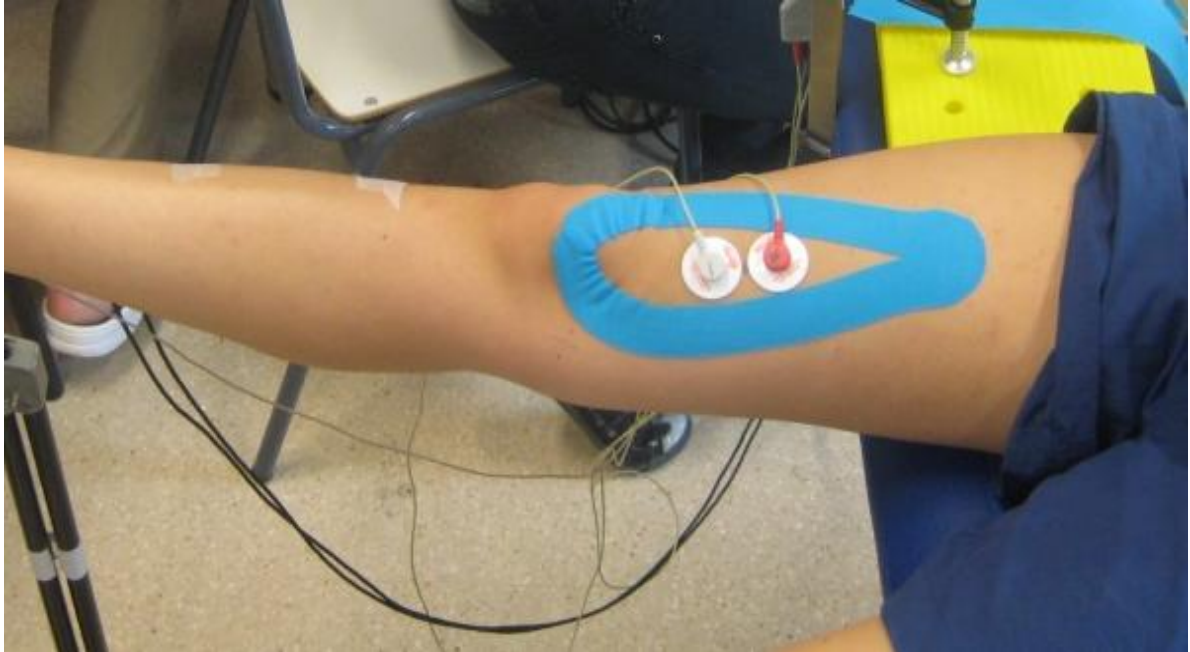


Figura 2. Aplicación de KT sobre vasto interno de origen a inserción.

### 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



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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 (García-Muro, Rodríguez-Fernández & 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



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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 deambulacion 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).





## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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).



## COMUNICACIONES VIRTUALES

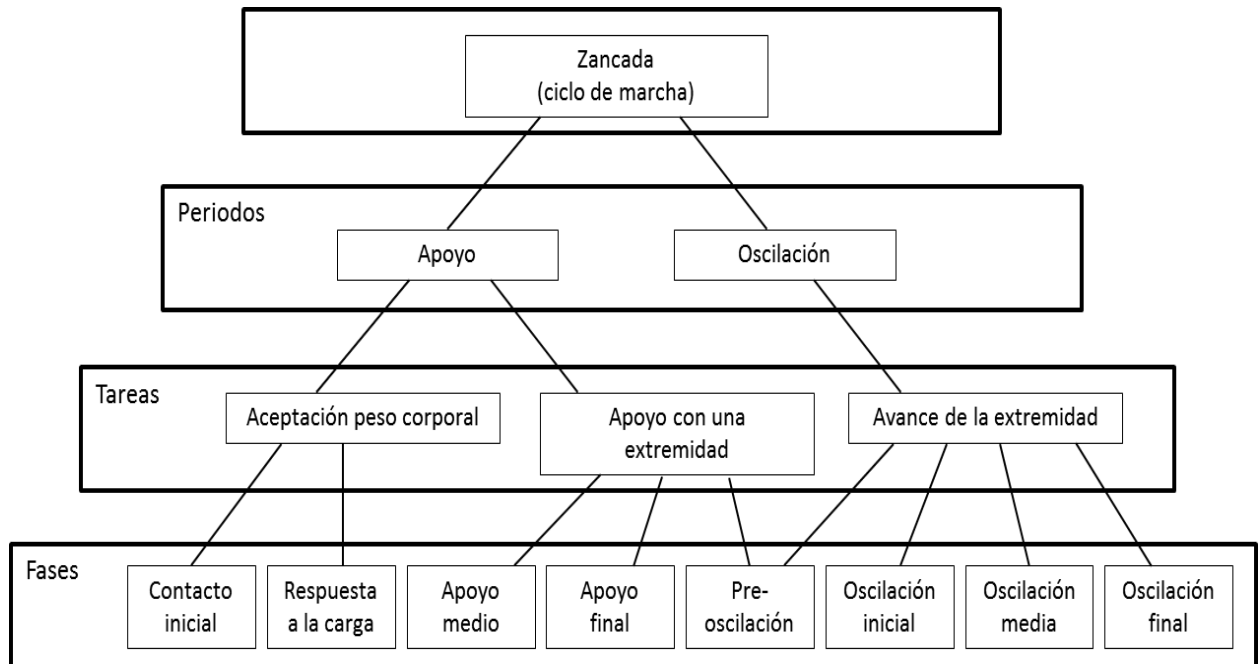


Figura 3. División del ciclo de marcha en períodos, tareas y fases (Gage 2009).

### 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,



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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).

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.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

### II. 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/m<sup>2</sup>).
- 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.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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 0° 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 quedarán alineados longitudinalmente (Fig.7).



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---



Figura 5. Biopac Systems MP150 empleado en el registro.



Figura 6. Cinta BH Fitness Columbia Pro.

## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

### 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 tendinitis 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.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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





## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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 (Bolglia 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).



## COMUNICACIONES VIRTUALES

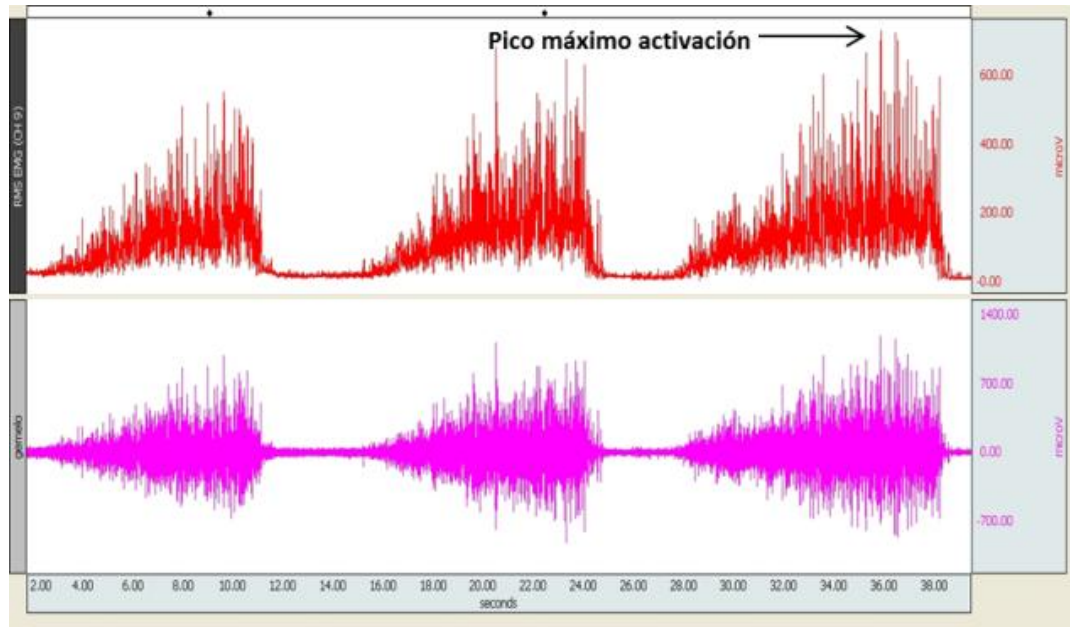


Figura 8. En la parte inferior se representa la señal raw SEMG y en la superior la RMS SEMG de tres test consecutivos para determinar el pico máximo de activación tras una MVICs.

### 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).



## COMUNICACIONES VIRTUALES

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.

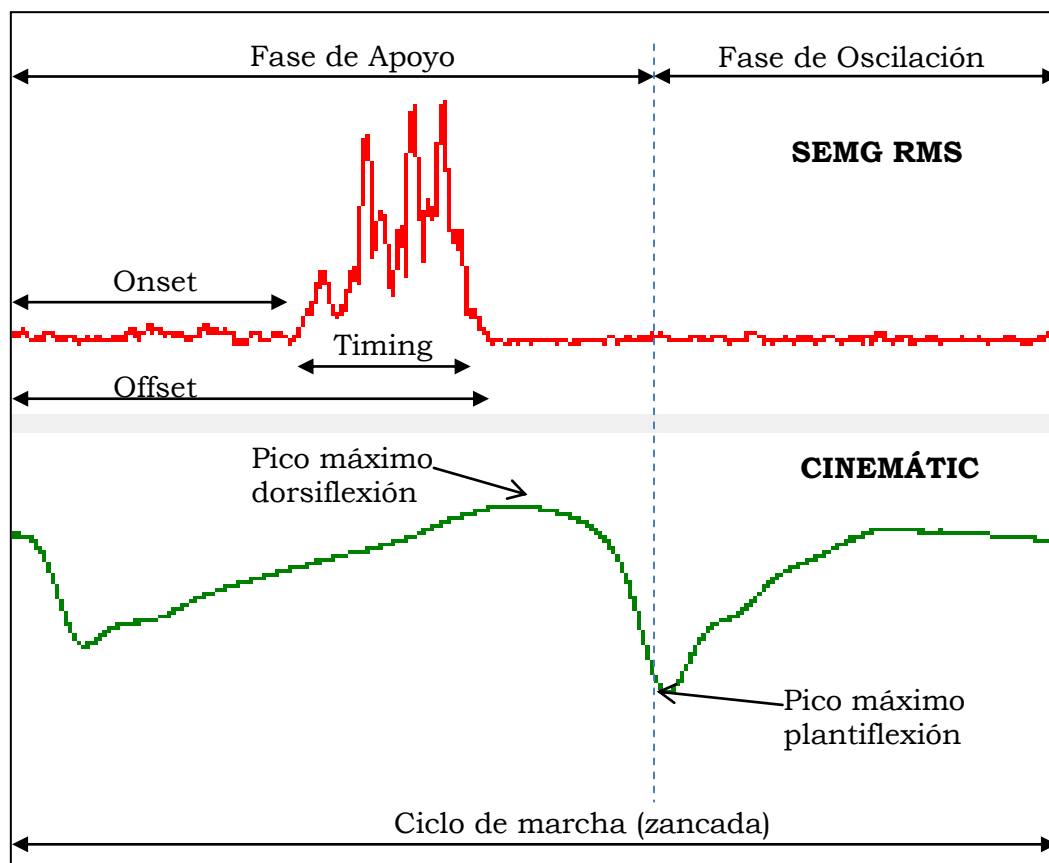


Figura 9. Representación de las variables de estudio durante una zancada. En rojo señal SEMG RMS del gemelo externo. En verde señal de la cinemática de tobillo.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

### 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 I):

**Tabla I. Variables del estudio**

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

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,



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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).

### III. 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 =  $24.6 \pm 4.2$  años; altura =  $175.5 \pm 9.9$  cm; peso =  $73.2 \pm 15$  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).



## COMUNICACIONES VIRTUALES

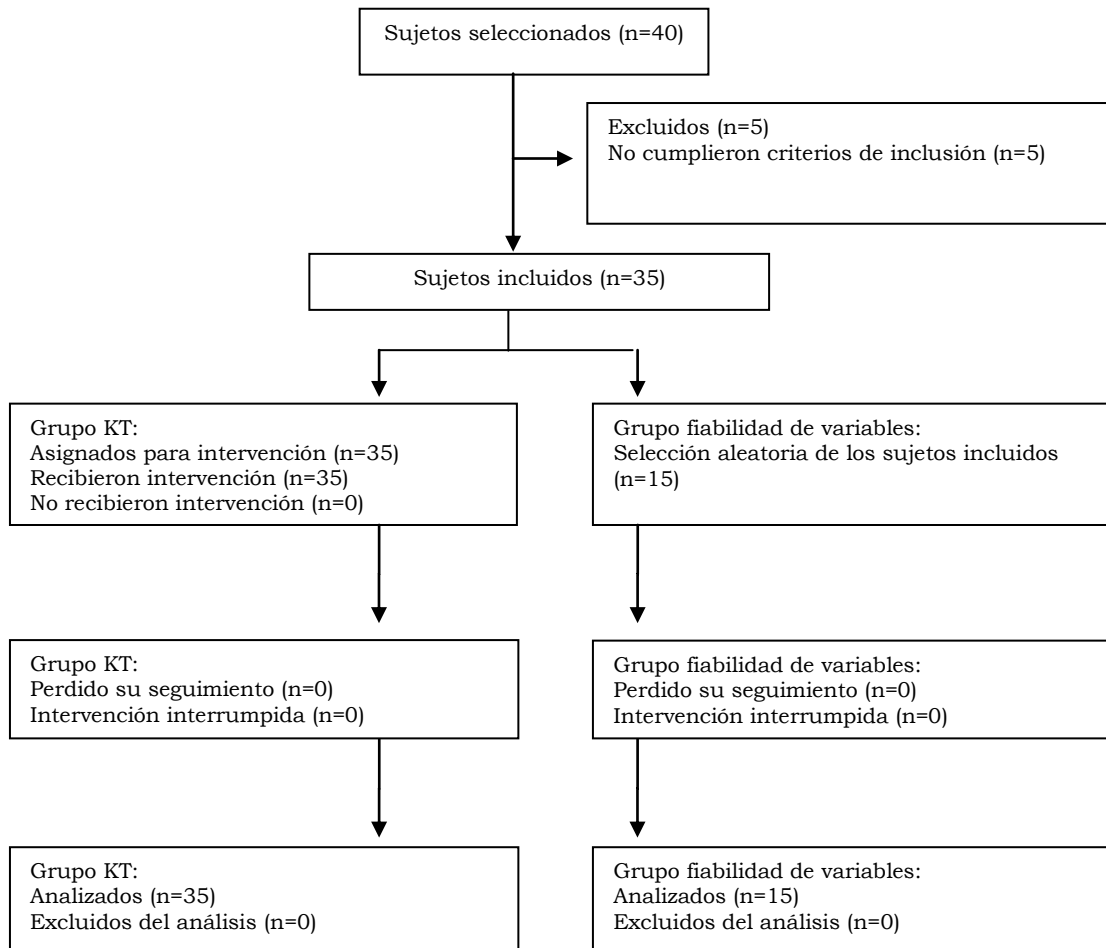


Figura 10. Diagrama de flujo de los sujetos del estudio.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

### 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 (°)	3.13 (1.68)	3.60 (2.19)	0.904	0.250
Plantiflexión (°)	-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 intraclass (ICC), t-test de contraste de medias para muestras relacionadas con una  $n=15$ . La medición post se realiza en el mismo día.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

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 (°)	3.13 (1.68)	3.76 (2.09)	0.940	0.150
Plantiflexión (°)	-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 (°)	3.13 (1.68)	3.23 (1.50)	0.980	0.190
Plantiflexión (°)	-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.





## COMUNICACIONES VIRTUALES

### 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  $\pm$  desviación estándar:  $5.18 [\pm 2.04]$  vs  $5.03 [\pm 2.47]$ ), sí lo fue transcurridas 72 horas, tanto con el vendaje colocado como tras su retirada inmediata ( $4.28 [\pm 1.30]$  vs  $4.30 [\pm 1.40]$ ). La figura 11 muestra las diferencias en los resultados obtenidos sobre la SEMG% en las cinco mediciones realizadas.

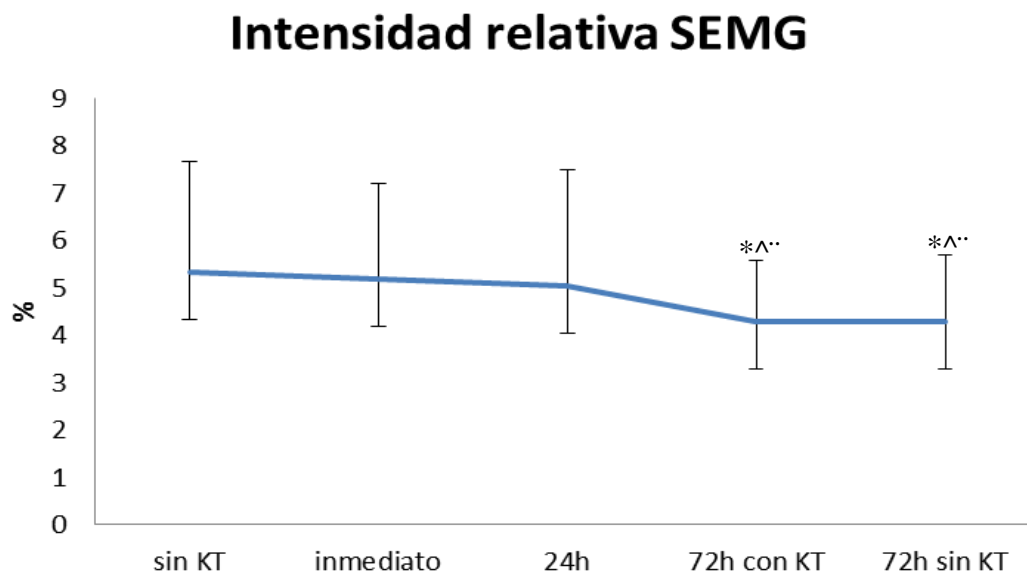


Figura 11. La figura representa la media  $\pm$  desviación estándar sobre el nivel de intensidad relativa del gemelo externo durante la fase de apoyo (SEMG %) en las cinco medidas realizadas: Sin KT, Efecto inmediato, Trascurridas 24 horas, Trascurridas 72 horas con KT, Trascurridas 72 horas sin KT.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



## COMUNICACIONES VIRTUALES

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  $\pm$  desviación estándar:  $31.41 [\pm 6.73]$ ), ni transcurridas 24 horas ( $30.90 [\pm 7.35]$ ), sí lo fue transcurridas 72 horas, tanto con el vendaje colocado como tras su retirada inmediata ( $24.92 [\pm 3.74]$  vs  $22.66 [4.38]$ ). La figura 12 muestra las diferencias en los resultados obtenidos sobre el timing en las cinco mediciones realizadas.

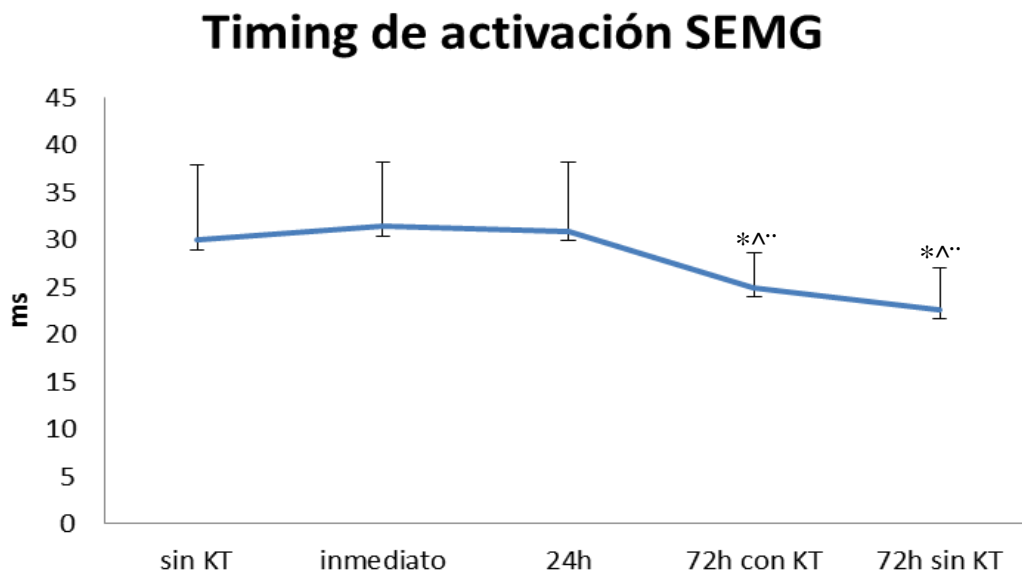


Figura 12. La figura representa la media  $\pm$  desviación estándar sobre el timing de activación del gemelo externo durante la fase de apoyo en las cinco medidas realizadas: Sin KT, Efecto inmediato, Trascurridas 24 horas, Trascurridas 72 horas con KT, Trascurridas 72 horas sin KT. \*Diferencia significativa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



## COMUNICACIONES VIRTUALES

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  $\pm$  desviación estándar:  $17.40 [\pm 5.95]$ ), ni transcurridas 24 horas ( $19.27 [\pm 8.41]$ ), sí lo fue transcurridas 72 horas, tanto con el vendaje colocado como tras su retirada inmediata ( $23.24 [\pm 4.67]$  vs  $25.93 [\pm 3.54]$ ). La figura 13 muestra las diferencias en los resultados obtenidos sobre el onset en las cinco mediciones realizadas.

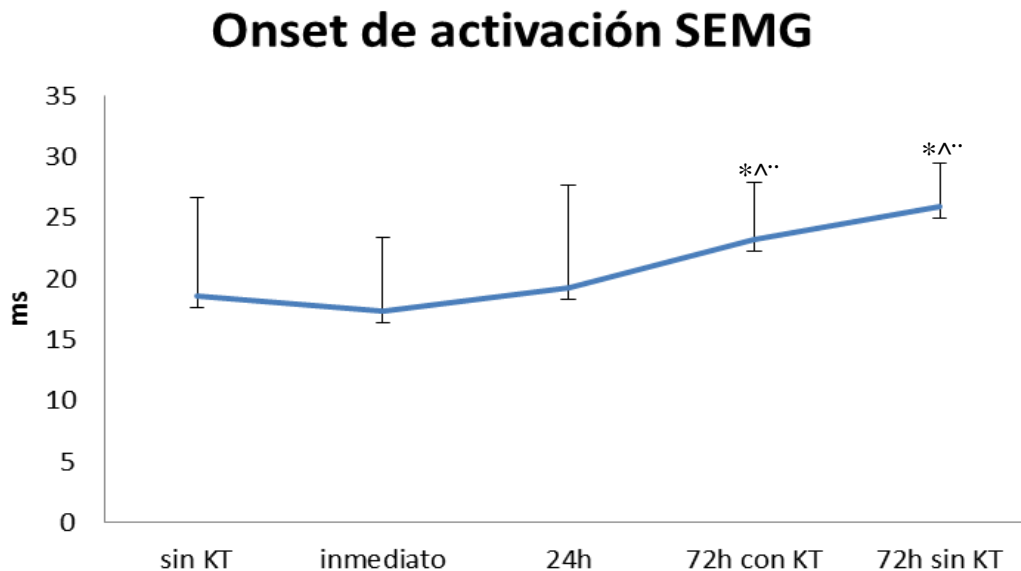


Figura 13. La figura representa la media  $\pm$  desviación estándar sobre el onset de activación del gemelo externo durante la fase de apoyo las cinco medidas realizadas: Sin KT, Efecto inmediato, Trascurridas 24 horas, Trascurridas 72 horas con KT, Trascurridas 72 horas sin KT. \*Diferencia significativa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



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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).

## COMUNICACIONES VIRTUALES

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 (°)	3.37 ± 1.39	3.49 ± 2.06	3.69 ± 1.76	3.94 ± 2.07	3.54 ± 2.00	0.225
Plantiflexión (°)	-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.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

### IV. 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 las 72h 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 deambulaci3n (Pérez Soriano et al. 2010). En este estudio se investigó el efecto inmediato del KT sobre la presi3n plantar, cadencia y tiempo de fase



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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 (Briem et al. 2011).

Huang et al. 2011, encontraron un incremento en la actividad SEMG del gemelo externo tras una aplicación inmediata en personas sanas. Sin embargo, su estudio 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



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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 (Slupik et al. 2007). 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 (Szczegieliak 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, Szczegieliak 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





## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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 (Baur et al. 2011). 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



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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 (McCroory 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 (Baur et al. 2004). 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



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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 (Simşek et al. 2011). 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.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

### V. CONCLUSIONES

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.

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.

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

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.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

### VI. 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.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

- 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.
- Bolgia, 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*, 10<sup>a</sup> edn, Bohn Stafleu Van Loghum, Holanda.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

- 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 proprioception at the ankle", *Journal of Sports Science and Medicine*, vol. 3, pp. 1-7.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

- 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", *Supportive 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.





## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

- 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.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

- 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.
- McCrary, 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 reducción" 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.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

- 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.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

- 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.
- Szczegieliński, 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.
- Vithoulka, I., Benekab, A., Mallioub, P., Aggelousis, N., Karatsolisa, K. & Diamantopoulou, 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 analysis: An introduction*. 4<sup>a</sup> 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.)*.



## COMUNICACIONES VIRTUALES

---

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.