



**PONTIFICIA  
UNIVERSIDAD  
CATÓLICA DE  
VALPARAÍSO**

**FACULTAD DE CIENCIAS  
ESCUELA DE KINESIOLOGIA**

“JÓVENES CON INESTABILIDAD CRÓNICA DE TOBILLO PRESENTAN ALTERACIÓN DEL CONTROL NEUROMUSCULAR Y MENOR ABSORCIÓN DE CARGA AL REALIZAR UN DROP VERTICAL JUMP Y UN DROP LANDING”

Seminario para optar al  
Grado de Licenciado en Kinesiología y  
Título Profesional de Kinesiólogo

**PROFESOR GUIA**

O. Achiardi Tapia

**ESTUDIANTES**

T. Castillo Álvarez  
J. Cayul Osorio  
J. Hernández Miranda  
J. Robert Valenzuela  
C. Sepúlveda Campos

**Valparaíso  
CHILE  
2018**

## Resumen

El propósito de este estudio fue comparar los parámetros de tiempo de pre-activación neuromuscular, fuerza de reacción en el suelo y tasa de carga entre sujetos con y sin inestabilidad crónica de tobillo, al momento de realizar un Drop vertical jump y un Drop landing.

Se evaluaron 19 participantes jóvenes, clasificados en un grupo de sujetos con inestabilidad crónica de tobillo y un grupo control. Cada participante realizó 5 repeticiones de drop vertical jump y drop landing desde una plataforma, aterrizando en una plataforma de fuerza. Se registró la actividad electromiográfica del tibial anterior, fibular largo y fibular corto en todo momento y se colocó un sensor de presión debajo de la primera articulación metatarsofalángica para identificar el tiempo de contacto.

Al realiza el drop vertical jump se encontraron diferencias significativas en el tiempo de preactivación neuromuscular del tibial anterior y fibular largo, así como un aumento de la fuerza máxima y tasa de carga en comparación con el grupo control. Respecto al drop landing se evidenció una diferencia significativa sólo en la pre-activación muscular del tibial anterior.

Los sujetos con inestabilidad crónica de tobillo mostraron un control neuromuscular alterado y una menor absorción de la fuerza de reacción del suelo después de caer desde una altura media, lo que podría contribuir como un factor de riesgo para la lesión de tobillo. Los pacientes con inestabilidad crónica de tobillo podrían beneficiarse al incluir estrategias de absorción de carga en sus protocolos de rehabilitación.

Palabras clave: *Control neuromuscular, pre-activación, inestabilidad mecánica.*

## Índice

Introducción	4
Metodología	7
Resultados	11
Discusión	14
Referencias	18

## Introducción

La inestabilidad crónica de tobillo (ICT) está definida como un estado de inestabilidad mecánica, inestabilidad funcional, y esguinces recurrentes o cada uno por sí solo <sup>1,2</sup>. Es común, tanto en deportistas como en la población en general, la presencia de esguinces de tobillo repetitivos, siendo esta lesión la más común del aparato locomotor <sup>2</sup>. Los síntomas agudos suelen resolverse en un corto periodo de tiempo, sin embargo, una parte considerable de la población suele presentar sintomatología persistente como dolor, debilidad muscular, edema y la sensación de ceder del pie, que finalmente podría tener como consecuencias deficiencias en la laxitud ligamentosa y déficits propioceptivos<sup>3,4</sup>. Dadas estas características, una ICT podría provocar limitaciones en actividades funcionales tales como la marcha, saltos y transferencias, siendo perjudicial para actividades realizadas en la vida diaria o deportivas <sup>4</sup>.

Estudios han demostrado que personas con ICT presentan estrategias de aterrizaje posterior a un salto diferentes a personas sin ICT<sup>5,6,7</sup>. Esta estrategia se presenta como una disminución de los rangos de movimiento tanto en plantiflexión como en dorsiflexión y un aumento en el rango de eversión<sup>8</sup>. Para los sujetos con ICT, esta estrategia podría ser contraproducente, ya que su patrón de aterrizaje más rígido (un ROM disminuido) en el plano sagital y el descenso del arco medial producto de la mayor eversión, podrían alterar la absorción de cargas y hacerlos más susceptibles a episodios de pérdida transitoria de la estabilidad mecánica y, eventualmente, una mayor incidencia de esguinces de tobillo.

Se ha evidenciado que personas que presentan una inestabilidad funcional de tobillo tienden a generar una mayor fuerza máxima al momento de realizar el aterrizaje de un salto<sup>9</sup>. Dentro de los diferentes saltos que se pueden realizar, se ha descrito que en el Drop vertical jump (DVJ) existe un aumento de la fuerza de reacción del suelo durante el periodo post-contacto inmediato en sujetos con ICT en comparación con sujetos sanos<sup>8,10,11</sup>. Por otro lado, en otros estudios se describe el mismo comportamiento descrito anteriormente pero en Drop landing (DL)<sup>12</sup>. Esto se relaciona con lo mencionado anteriormente respecto a la posible alteración de absorción de cargas en sujetos con ICT, disminuyendo la capacidad de la articulación de tobillo de disipar la fuerza al momento del aterrizaje y, por ende, aumentando la fuerza máxima.

Si bien existen múltiples estudios que analizan la fuerza máxima durante la recepción en diferentes saltos, no existen estudios que comparen esta variable al realizar un DVJ y un

DL, los cuales al ser diferentes podrían implicar un desafío distinto para cada sujeto, difiriendo en las técnicas de amortiguación utilizadas por estos. Además, no ha sido documentado si los patrones de carga observados como resultado de estas adaptaciones varían entre sujetos con ICT y sujetos sanos, lo cual podría ser mejor identificado a través de la tasa de carga, variable que cuantifica la relación entre la carga máxima alcanzada y el tiempo en que esta se desarrolla, pero que no ha sido utilizada en el análisis de la recepción posterior a un DVJ o un DL.

La alteración mecánica y disminución de la disipación de energía en la articulación del tobillo se han propuesto como una consecuencia de alteraciones neuromusculares de los músculos de tobillo<sup>12</sup>. Mark y cols. analizaron la actividad electromiográfica de musculatura de miembro inferior al realizar la marcha, encontrando que el tiempo de pre activación muscular (TPA) era mayor en sujetos con ICT en comparación con el grupo control, concluyendo que las estrategias neuromusculares eran diferentes entre ellos al caminar<sup>13</sup>.

Por otro lado, se han observado diferencias en las estrategias neuromusculares en donde varía el TPA de la musculatura peri articular de tobillo durante el aterrizaje al realizar diferentes saltos, para personas con ICT en comparación con sujetos sanos<sup>14</sup>. Li y cols<sup>12</sup>, obtuvieron como resultado una disminución y retraso en la activación del fibular largo previo al aterrizaje, mientras que en la fase de aterrizaje las personas con ICT mostraron mayor activación del tibial anterior. Sierra- Guzman y cols<sup>15</sup> midieron el tiempo de reacción del fibular corto en respuesta a la inversión repentina en atletas recreativos con ICT, obteniendo como resultado un tiempo de reacción tardía del fibular corto en pacientes con ICT en comparación con el grupo control. Dada estas contradicciones, no existe claridad con respecto al TPA de los músculos fibular largo, fibular corto y tibial anterior, siendo necesario aclarar las adaptaciones neuromusculares que ocurren a nivel de la articulación de tobillo para comprender las adaptaciones neuromusculares presentes en personas con ICT.

Por todo lo expuesto anteriormente, resulta de gran importancia determinar el tiempo de pre activación del fibular corto, fibular largo y tibial anterior, junto con el nivel de la fuerza máxima de reacción del suelo y el comportamiento de la tasa de carga durante el aterrizaje en tareas funcionales, tales como el DVJ y DL, tanto en sujetos con ICT como en sujetos sanos, con el fin de describir estos factores para conocer su comportamiento durante la realización de estos gestos. Este conocimiento sería de mucha utilidad para la programación de protocolos

de rehabilitación kinésica tanto para prevenir y tratar la ICT como para evitar posibles esguinces repetitivos, buscando re-incorporar de la manera adecuada a cada paciente a su respectiva actividad.

De este modo, el objetivo de este trabajo es comparar el tiempo de pre activación de los músculos anteriormente descritos, como también el componente vertical de la fuerza de reacción del suelo, a través de la fuerza máxima y tasa de carga, entre sujetos con y sin ICT en saltos verticales.

## **Metodología**

### *Participantes*

Este estudio fue de tipo observacional transversal. Los participantes fueron estudiantes universitarios entre 18 y 25 años, a los cuales se les invitó a participar de manera voluntaria. Aquellos interesados en participar debieron completar y contestar un archivo en línea que contenían preguntas acerca de datos personales y el cuestionario CAIT<sup>16</sup>. El tamaño muestral se calculó utilizando la fórmula de Levy y Lemeshow para estimación de una media, utilizando como referencia la variable velocidad del centro de presión, considerando una significancia estadística de un 95%, una precisión de 0,2 cm/s y una varianza de 0,04 cm/s<sup>17</sup>, se estima que el número de sujetos debe ser no menor a 14 integrantes, para cada grupo de estudio.

Se conformaron dos grupos, uno ICT (n:15) y otro control (CON; n:5), de acuerdo a las recomendaciones del Consorcio Internacional de Tobillo<sup>18</sup>. Los criterios de inclusión correspondiente al grupo ICT fueron tener una historia de al menos un esguince significativo de tobillo que haya ocurrido al menos 12 meses antes de la inscripción en el estudio (significativo se refiere a presentar síntomas inflamatorios como dolor o hinchazón posterior al evento) y aquellos con una lesión reciente, debe haber ocurrido hace más de 3 meses antes de la evaluación. También se incluyeron personas que tengan una historia de sensación de inestabilidad o esguince recurrente (2 o más esguinces en el mismo pie) o sensación de que la articulación de tobillo cede al menos 2 veces en los últimos 6 meses, pero que no produce un esguince agudo del tobillo. En cuanto al grupo CON no debieron presentar historial de esguince de tobillo.

Los criterios de exclusión del estudio fueron presentar antecedentes de cirugías previas o lesiones agudas en los últimos 3 meses que afecten la integridad de las estructuras musculoesqueléticas (huesos, estructuras articulares y nervios) en cualquiera de las extremidades inferiores, dando como resultado al menos un día interrumpido de actividad física deseada, además de aquellos de antecedentes de fractura en la misma zona, requiriendo realineación. Otros criterios de exclusión fueron presencia de enfermedades neuromusculares, haber consumido relajantes musculares 48 horas previas a la evaluación, estar participando en algún tipo de terapia de rehabilitación o utilizando algún vendaje sobre extremidades inferiores que interfiera en los resultados de la evaluación.

El comité de ética de la Pontificia Universidad Católica de Valparaíso aprobó el protocolo de la investigación y cada participante firmó un consentimiento informado para confirmar su inscripción. Además, se respetaron las normas expuestas en las pautas éticas internacionales para la investigación relacionada con la salud con seres humanos<sup>19</sup>.

### *Procedimientos*

Los sujetos inscritos fueron citados un día específico al Laboratorio de Rendimiento Físico y Salud de la Escuela de Kinesiología de la Pontificia Universidad Católica de Valparaíso, al cual debían asistir con ropa deportiva que permitiera descubrir desde la rodilla hacia distal, sin haber realizado actividad física moderada o intensa durante las últimas 24 horas. Se procedió a medir el peso y talla de los sujetos. Posterior a eso, se ubicaron los puntos de sensor de EMG para los músculos tibial anterior, fibular largo y fibular corto, según las recomendaciones de la SENIAM<sup>20</sup> los cuales se afeitaron y limpiaron con papel abrasivo y alcohol al 90%, previo a la colocación de los sensores. Además, se ubicaron sensores de presión bajo la cabeza del 1<sup>er</sup> metatarsiano y del talón. En el grupo ICT, el miembro inferior en que se ubicaron los sensores fue aquel con el menor puntaje en el cuestionario CAIT, mientras que en el grupo CON, se utilizó el miembro inferior dominante. En la Tabla 1 se resumen las características generales de los participantes incluidos en este estudio.

	ICT (n:14)	CON (n:5)
Hombres	7	3
Mujeres	7	2
Edad (años)	22,2 ± 1,6	21,2 ± 1,9
Peso (Kg)	67,7 ± 13,3	69,2 ± 7,6
Talla (cms)	164,4 ± 8,1	166,7 ± 4,9
CAIT	15,85 ± 4,3	28,4 ± 1,8

**Tabla 1:** Características de los participantes. *ICT:* Inestabilidad crónica de tobillo. *CON:* Control. *CAIT:* Cumberland Ankle Instability Tool.

Antes de la realización de los saltos, cada sujeto se mantuvo sentado con ambos pies apoyados en el suelo para registrar la actividad muscular durante 15 s, a una frecuencia de 2 KHz, correspondiente a la actividad de reposo. El umbral de reposo se definió como el nivel de activación promedio durante los últimos 10 s registrados más el doble de la desviación estándar de la activación en el mismo periodo. Se consideró al músculo como activo cuando la señal sobrepasó el umbral por al menos 30 ms.

Los sujetos debían completar un total de 10 saltos, 5 DVJ y 5 DL, cuyo orden fue determinado a través de un randomizador online. La ejecución del DVJ por parte de cada participante consistía en mantenerse de pie sobre un escabel de 40 cm de altura, con las manos en la cintura y la vista fija en un objetivo ubicado a 6,3 m frente a él, a la altura de sus ojos. Luego, se le dio la instrucción de levantar la extremidad con los sensores y dejarse caer sobre la plataforma de fuerza, apoyando con ambos pies al mismo tiempo, para inmediatamente luego de contactar el suelo, elaborar un rechazo para saltar de forma vertical, lo más alto que le fuera posible, aterrizando nuevamente sobre la plataforma de fuerza. La ejecución del DL fue exactamente igual al DVJ, con la excepción de que los participantes no debían rechazar para ejecutar un salto, sino que sólo debían aterrizar para mantenerse de pie en forma erguida, tan pronto como les fuera posible.

Cada salto fue realizado sobre una plataforma de fuerza (marca Bertec, modelo FP-4060-15, Estados Unidos), la cual registró el componente vertical de la fuerza de reacción del suelo a una frecuencia de 100 Hz. Las señales de EMG se registraron de forma inalámbrica (marca Delsys, modelo Trigno, Estados Unidos) a una frecuencia de 2 KHz. Luego, las señales de EMG fueron filtradas (Butterworth de 4° orden, BP: 10-450 Hz) y procesadas (RMS 20 ms, 50% de superposición) para determinar el tiempo de pre activación muscular (TPA), definido como el tiempo entre el momento en que el nivel de activación sobrepasó el umbral de reposo y el momento del contacto inicial, expresada en ms. Las señales cinéticas fueron filtradas (Butterworth 2° orden, LP: 20 Hz) y luego procesadas en MatLab mediante un código hecho especialmente para determinar la fuerza máxima, definido como el valor peak de la fuerza vertical durante la recepción, normalizada por el peso corporal, expresada en  $N \cdot N^{-1}$  y la tasa de carga, definida como la relación entre la fuerza vertical y el tiempo en que se desarrolló (pendiente inicial de la curva fuerza-tiempo), normalizada por el peso corporal y expresada en  $N \cdot N^{-1} \cdot s^{-1}$ .

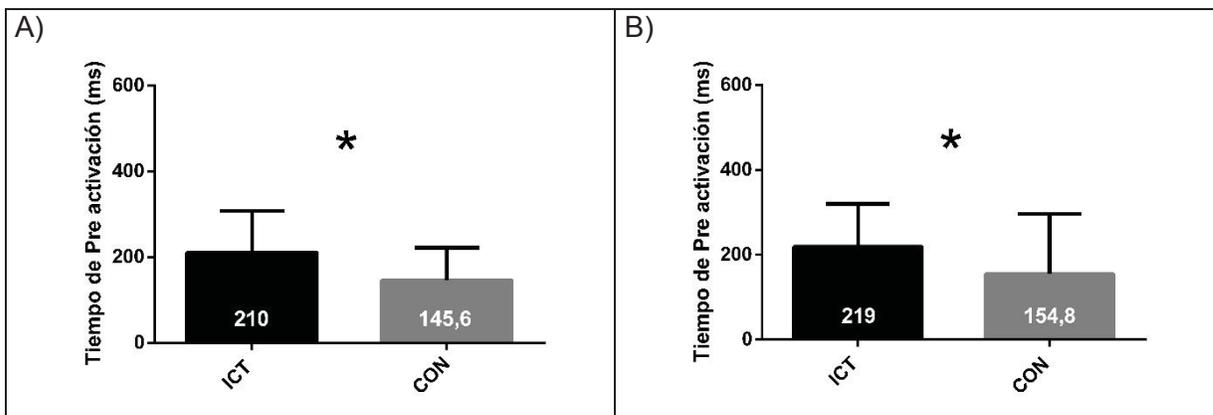
#### *Análisis estadístico*

Se determinó la normalidad de cada variable mediante el test de D'Agostino & Pearson. Los datos paramétricos fueron analizados con t de Student no pareada y no paramétricos con el test de Mann-Whitney, para comparar las variables entre ambos grupos. Se consideró un valor de  $p < 0,05$  como estadísticamente significativo.

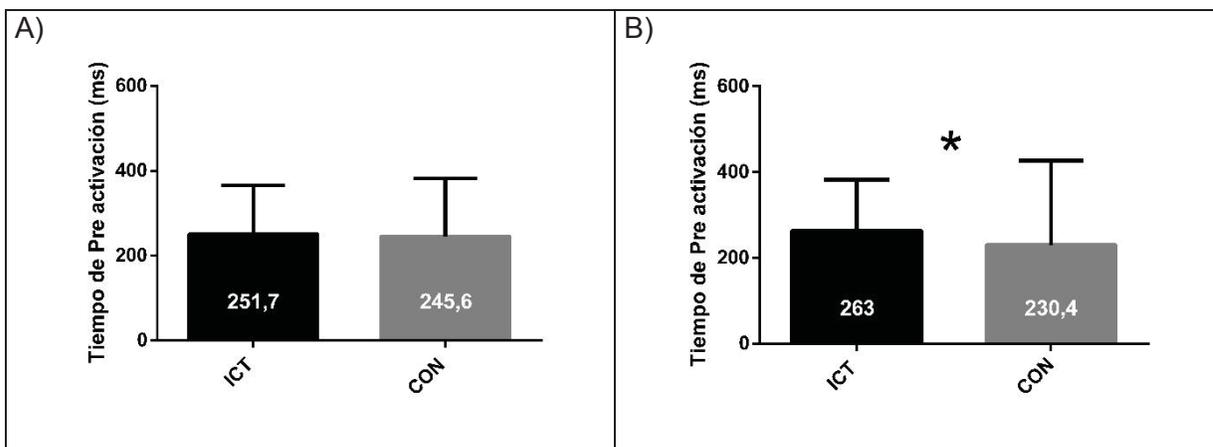
## Resultados

A continuación, se expondrán los resultados por variables medidas previo a la caída y posterior a esta.

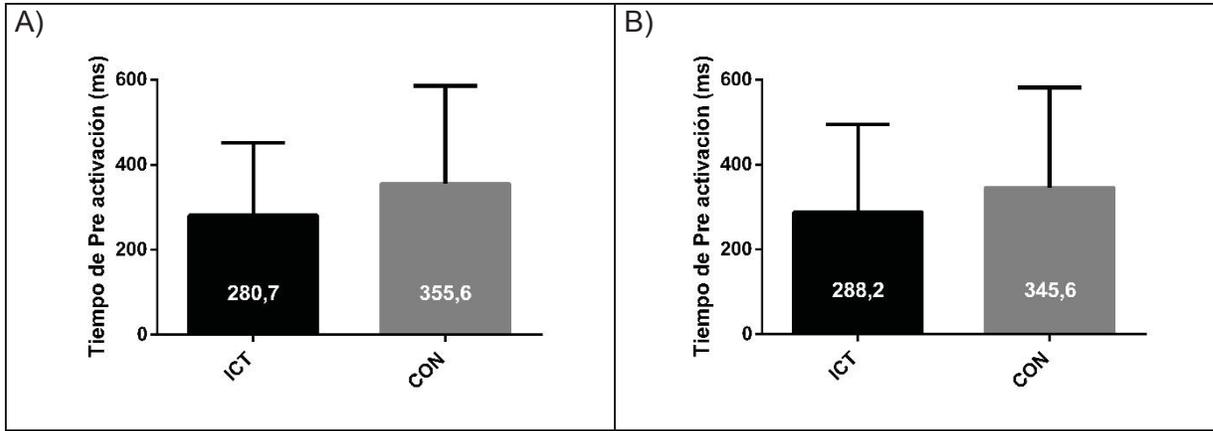
Con respecto a la electromiografía en el músculo TA se observó que el tiempo de pre activación fue significativamente mayor en el grupo ICT en ambos saltos, respecto al grupo control. Referente al músculo FL se observaron diferencias significativas sólo al realizar el DVJ, siendo mayor el grupo ICT. En relación al músculo FC no se encontraron diferencias significativas entre los grupos. (Figura 2).



**Figura 2.1** Comparación de tiempo de pre activación de TA en ambos saltos verticales A) Drop Landing B) Drop Vertical Jump. TA: Tibial anterior; ICT: Inestabilidad crónica de tobillo; CON: Control. \*:  $p < 0,05$ .

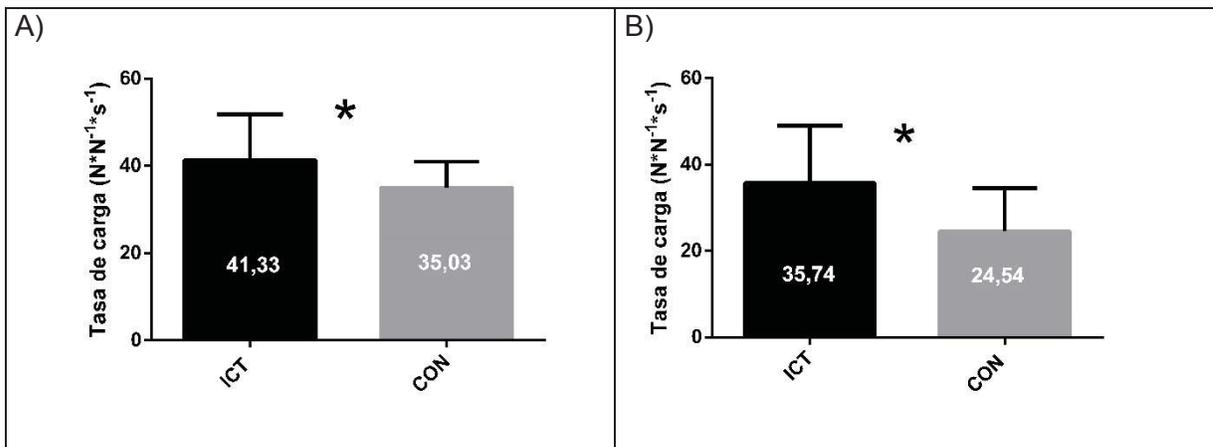


**Figura 2.2** Comparación de tiempo de pre activación de FL en ambos saltos verticales A) Drop Landing B) Drop Vertical Jump. FL: Fibular largo; ICT: Inestabilidad crónica de tobillo; CON: Control. \*:  $p < 0,05$ .



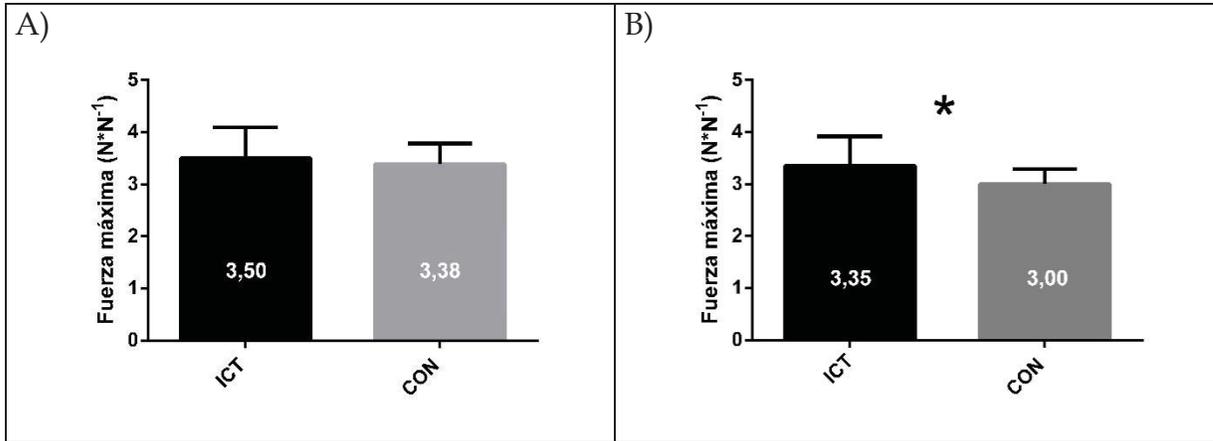
**Figura 2.3** Comparación de tiempo de pre activación de FC en ambos saltos verticales A) Drop Landing B) Drop Vertical Jump. FC: Fibular corto; ICT: Inestabilidad crónica de tobillo; CON: Control.

Con respecto a la tasa de carga se encontró una diferencia significativa entre ambos grupos en los saltos DL y DVJ, siendo mayor en el grupo ICT (Figura 3).



**Figura 3.** Comparación de Tasa de carga en salto vertical. A) Drop Landing B) Drop Vertical Jump. ICT: Inestabilidad crónica de tobillo; CON: Control. \*:  $p < 0,05$ .

En cuanto a la fuerza máxima no se encontraron diferencias significativas entre grupo control e ICT al realizar el DL, al contrario del DVJ, en el cual se obtuvo un mayor valor en el grupo ICT (Figura 4).



**Figura 4.** Comparación de Fuerza máxima en salto vertical. A) Drop Landing B) Drop Vertical Jump. *ICT*: Inestabilidad crónica de tobillo; *CON*: Control. \* :  $p < 0,05$ .

## Discusión

De acuerdo a nuestros resultados los sujetos con ICT presentan una alteración en el control neuromuscular previo al aterrizaje y una menor capacidad de absorción del componente vertical de la fuerza de reacción del suelo.

El músculo TA presentó un mayor TPA en el grupo ICT al realizar ambos saltos, lo cual coincide con el estudio de Suda E y cols. (2009)<sup>14</sup>, quienes analizaron el aterrizaje después de un salto de bloqueo de voleibol y con Fu y cols. (2007)<sup>21</sup>, quienes analizaron una caída desde una altura de 30 cm en sujetos que presentaban esguinces de tobillo recurrentes. Además, Feger y cols. (2015)<sup>13</sup> también obtuvieron resultados coincidentes con nuestro estudio respecto al TA, sin embargo, el TPA fue evaluado en la fase previa al contacto inicial durante la marcha de personas con ICT y comparado con un grupo control. Múltiples autores han descrito alteraciones en los mecanismos neuromusculares de “feedforward” en sujetos con ICT, cuya premisa es que, producto de los esguinces de tobillo recurrentes característicos de la ICT, los sujetos desarrollarían adaptaciones para proteger a la articulación de una posible lesión<sup>2</sup>. Esto se reflejaría especialmente en casos donde exista una tarea voluntaria, en la cual los sujetos utilizarían cualquier estrategia neuromuscular con el fin de lograr una mayor estabilidad<sup>22</sup>.

El músculo FL presentó una diferencia significativa en su TPA en el grupo ICT respecto al grupo CON, pero sólo en el salto DVJ. Tal resultado es similar al de Feger y cols. (2015)<sup>13</sup>, sin embargo, en este estudio se evaluó dicho músculo en la fase previa al contacto inicial durante la marcha. Yumeng Li y cols. (2017)<sup>12</sup> analizaron la actividad muscular en la fase de pre- aterrizaje y aterrizaje en sujetos con ICT al realizar un DL sobre plataformas de fuerza, encontrando que en la fase previa al aterrizaje el grupo ICT exhibía una activación del FL significativamente más baja en comparación con el grupo control. En estudios similares tal como el de Herb y cols (2018)<sup>10</sup> en el cual evaluó DVJ, como también Webster y cols (2016)<sup>22</sup>, que analizó un salto lateral, ambos encontraron diferencias significativas en la activación muscular del FL, lo que reflejaría un mecanismo de protección anticipatorio durante el aterrizaje de un salto, similar a lo descrito anteriormente.

Según nuestros resultados los músculos TA y FL presentan mayores TPA durante el DVJ en el grupo ICT, a diferencia del DL en donde sólo hubo diferencias en el TA. Estos

resultados podrían indicar que el DVJ corresponde a una tarea voluntaria más demandante a nivel del tobillo y que, por ende, requeriría de una mayor co-contracción de estos músculos antagonistas y de esta forma, lograr una mayor estabilidad articular.

Sierra-Guzmán y cols (2018)<sup>15</sup> describen que el FC presenta un retraso en el tiempo de reacción ante un estímulo de inversión, lo cual puede estar relacionado con una alteración neuromuscular. Sin embargo, no se han encontrado estudios que analicen el TPA de este músculo, pero si se ha descrito la magnitud de activación muscular, en la cual no existen diferencias significativas entre personas con y sin ICT, tal como lo describe Herb y cols. (2018)<sup>10</sup>, lo cual se asemeja a los resultados encontrados en nuestro estudio, donde tampoco existen diferencias significativas en el TPA del FC entre ambos grupos. Estos resultados podrían indicar que el FC no altera su mecanismo anticipatorio, probablemente relacionado con que no cumple un rol importante como estabilizador articular, debido a que presenta un brazo de palanca menor comparado a los otros músculos analizados como el TA y el FL.

Referente a la fuerza máxima, ésta fue mayor en el grupo ICT respecto al grupo control, al realizar el DVJ. Delahunt y cols. (2006)<sup>11</sup> observaron que los sujetos con ICT presentaron un aumento del componente vertical de la fuerza de reacción del suelo en comparación con grupos control, en el cual, a diferencia de nuestro estudio, analizaron a sujetos con inestabilidad funcional de tobillo al realizar un salto unipodal sobre una plataforma de fuerza. Resultados similares fueron observados en un estudio de Herb y cols. (2018)<sup>10</sup>, donde encontraron que en sujetos con ICT la fuerza máxima fue mayor que en sujetos control al realizar DVJ. Este aumento de fuerza máxima en sujetos con ICT podría ser producto de la anteriormente mencionada estrategia neuromuscular de “feedforward” que produciría una mayor rigidez a nivel local, generando así una menor capacidad de absorción del componente vertical de la fuerza de reacción del suelo, tal como lo propone Gutiérrez y cols (2009)<sup>23</sup>, lo que también es coherente con De Ridder and Cols (2015)<sup>8</sup>. quienes analizaron la cinemática articular de tobillo encontrando que sujetos con ICT presentan menor rango de movimiento en el plano sagital durante el impacto al realizar DVJ, Esto a largo plazo podría generar mayor estrés articular, el que podría predisponer a sujetos con ICT a sufrir un nuevo esguince de tobillo y/o lesiones articulares degenerativas<sup>23</sup>.

Haciendo alusión a la tasa de carga, si bien se observó un aumento de ésta en el grupo ICT al realizar ambos saltos, no se encontraron estudios similares que midieran esta variable

directamente. Al respecto, Caulfield y cols. (2006)<sup>9</sup>, realizaron un estudio en el que al comparar fuerzas máximas obtenidas en la fase de aterrizaje de un salto unipodal, no encontraron diferencias entre grupos control e ICT, pero al analizar los tiempos en que ocurrían estos peak de fuerza, evidenciaron que en el grupo ICT eran menores que en el grupo control, por ende los sujetos del grupo ICT alcanzarían el peak de fuerza máxima mucho antes que los sujetos de grupo control, lo cual correspondería a una mayor tasa de carga en las personas con ICT.

Las diferencias encontradas en el componente vertical de la fuerza de la reacción del suelo llevan a sugerir que los sujetos con ICT podrían además presentar diferencias en saltos que involucren cambios de dirección o múltiples planos de movimientos. Debido a esto sería interesante incluir la medición de componentes anteroposteriores y laterales de la fuerza de reacción del suelo.

Por otra parte, si bien el número de participantes de nuestro estudio cumple adecuadamente con el cálculo muestral, contar con una mayor cantidad de sujetos podría contribuir a una mayor validez externa del estudio, para así favorecer los resultados de la población.

Dentro de las posibles proyecciones para este nuestro estudio se encuentra comprobar si las diferentes variables estudiadas se correlacionan en magnitud y tiempo, lo cual podría manifestar que este aumento de TPA muscular es o no un factor causante o sólo coexistente del aumento de la fuerza de reacción del suelo vertical. Esto cobra relevancia en sujetos deportistas, que realizan repetitivamente gestos de alto impacto, ya que, al presentar un aumento en las fuerzas de reacción del suelo, su fase de aterrizaje no sería de la mejor calidad debido a la alteración existente a nivel de tobillo. Esta mala recepción de peso, conlleva a una alterada distribución de cargas a través de los MMII que, si se mantiene repetitivamente a lo largo del tiempo de entrenamiento, podría generar otras alteraciones degenerativas y/o eventos traumáticos que afectan los hábitos deportivos del sujeto.

Nuestro estudio no permite identificar si el aumento del TPA es una compensación de la ICT o si un mayor TPA conlleva a una ICT. Es por esto que sería interesante determinar cuál es la causalidad de esta alteración neuromuscular. Sin embargo, los hallazgos rescatados desde nuestra investigación permiten identificar diferencias existentes entre las personas sanas e ICT. Si efectivamente estas diferencias correspondieran a un método de adaptación

de estos sujetos con el fin de mejorar su estabilidad, sería interesante estudiar si la incorporación de adecuadas estrategias de aterrizaje en los protocolos de tratamiento de sujetos con ICT podrían traer consigo una mejora en los parámetros de activación muscular y capacidad de absorción de la fuerza de reacción del suelo.

## Referencias

1. Hertel J. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl Train.* 2002;37(4):364–375.
2. Martín Urrialde J, Patiño Núñez S, Bar del Olmo A. Inestabilidad crónica de tobillo en deportistas. Prevención y actuación fisioterápica. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología.* 2006;9(2):57-67.
3. KIM H, SON S, SEELEY M, HOPKINS J. Kinetic Compensations due to Chronic Ankle Instability during Landing and Jumping. *Medicine & Science in Sports & Exercise.* 2018;50(2):308-317.
4. Hiller C, Kilbreath S, Refshauge K. Chronic Ankle Instability: Evolution of the Model. *Journal of Athletic Training.* 2011;46(2):133-141.
5. Eechaute C, De Ridder R, Maes T, Beckwée D, Swinnen E, Buyl R et al. Evidence of a different landing strategy in subjects with chronic ankle instability. *Gait & Posture.* 2017;52:62-67.
6. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Delahunt E. Single-leg drop landing movement strategies in participants with chronic ankle instability compared with lateral ankle sprain ‘copers’. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy.* 2015;24(4):1049-1059.
7. Doherty C, Bleakley C, Hertel J, Caulfield B, Ryan J, Sweeney K et al. Coordination and Symmetry Patterns During the Drop Vertical Jump in People With Chronic Ankle Instability and Lateral Ankle Sprain Copers. *Physical Therapy.* 2016;96(8):1152-1161.
8. De Ridder R, Willems T, Vanrenterghem J, Robinson M, Palmans T, Roosen P. Multi-segment foot landing kinematics in subjects with chronic ankle instability. *Clinical Biomechanics.* 2015;30(6):585-592.

9. Caulfield B, Garrett M. Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clinical Biomechanics*. 2004;19(6):617-621.
10. Herb C, Grossman K, Feger M, Donovan L, Hertel J. Lower Extremity Biomechanics During a Drop-Vertical Jump in Participants With or Without Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*. 2018;53(4):364-371.
11. Delahunt E, Monaghan K, Caulfield B. Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *Journal of Orthopaedic Research*. 2006;24(10):1991-2000.
12. Li Y, Ko J, Walker M, Brown C, Schmidt J, Kim S et al. Does chronic ankle instability influence lower extremity muscle activation of females during landing?. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2018;38:81-87.
13. Feger M, Donovan L, Hart J, Hertel J. Lower Extremity Muscle Activation in Patients With or Without Chronic Ankle Instability During Walking. *Journal of Athletic Training*. 2015;50(4):350-357.
14. Suda E, Amorim C, de Camargo Neves Sacco I. Influence of ankle functional instability on the ankle electromyography during landing after volleyball blocking. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009;19(2):e84-e93.
15. Sierra-Guzmán R, Jiménez F, Abián-Vicén J. Predictors of chronic ankle instability: Analysis of peroneal reaction time, dynamic balance and isokinetic strength. *Clinical Biomechanics*. 2018;54:28-33.
16. Cruz-Díaz D, Hita-Contreras F, Lomas-Vega R, Osuna-Pérez M, Martínez-Amat A. Cross-cultural adaptation and validation of the Spanish version of the Cumberland Ankle Instability Tool (CAIT): an instrument to assess unilateral chronic ankle instability. *Clinical Rheumatology*. 2012;32(1):91-98.

17. Raymakers J, Samson M, Verhaar H. The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*. 2005;21(1):48-58.
18. Gribble P, Delahunt E, Bleakley C, Caulfield B, Docherty C, Fourchet F et al. Selection Criteria for Patients With Chronic Ankle Instability in Controlled Research: A Position Statement of the International Ankle Consortium. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2013;43(8):585-591.
19. International ethical guidelines for health-related research involving humans. Geneva: CIOMS; 2017.
20. Hermens H, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000;10(5):361-374.
21. FU S, HUI-CHAN C. Modulation of Prelanding Lower-Limb Muscle Responses in Athletes with Multiple Ankle Sprains. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2007;39(10):1774-1783.
22. Webster K, Pietrosimone B, Gribble P. Muscle Activation During Landing Before and After Fatigue in Individuals With or Without Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*. 2016;51(8):629-636.
23. Gutierrez G, Kaminski T, Douex A. Neuromuscular Control and Ankle Instability. *PM&R*. 2009;1(4):359-365.