



Universidad de Valparaíso
Facultad de Medicina
Carrera de Kinesiología

ANÁLISIS DEL DESEMPEÑO FÍSICO DE FUERZA EXPLOSIVA Y
AGILIDAD EN JUGADORAS DE BALONCESTO, SIN Y CON
VENDAJE FUNCIONAL PROFILÁCTICO DE TOBILLO.

SEMINARIO DE TÍTULO PARA OPTAR AL GRADO DE LICENCIADO EN
KINESIOLOGÍA.

Autores: Yvonne Castellón Siles
Alejandra Ruiz Aros
Macarena Villarroel Molina

Profesor Guía: Frank Jackson Salinas, Klg. Mg.
Carrera de Kinesiología
Facultad de Medicina
Universidad de Valparaíso

Valparaíso – Chile
2009

*A Díos, a nuestros padres,
amigos y profesores.*

AGRADECIMIENTOS

Todo nuestro agradecimiento a:

- Nuestro tutor Frank Jackson por su apoyo, confianza, entrega y conocimientos.
- Los profesores: Leopoldo Galindo, Johana Soto y Lorena Villarroel por su disposición y orientación desinteresadas.
- La Asociación de *Basketball* de Viña del Mar por permitir la realización de la investigación.
- Nuestras familias y amigos por el cariño y motivación.
- Francisco Miranda por su colaboración y aportes relevantes.
- Jorge Donoso por su aporte tecnológico y computacional.

ÍNDICE

• Agradecimientos.	ii
• Índice.	iii
• Índice de tablas y figuras.	vi
• Siglas y abreviaturas.	vii
• <i>Abstract</i> .	viii
• Resumen.	ix
1. Introducción.	10
2. Marco teórico.	13
2.1. Vendaje funcional.	13
2.2. Vendaje funcional profiláctico de tobillo.	14
2.3. Otras consideraciones del vendaje funcional.	20
2.4. Técnicas de vendaje funcional de tobillo.	21
2.5. Capacidades físicas.	23
2.5.1. Capacidades coordinativas	24
2.5.2. Capacidades condicionales	24
2.5.3. Capacidades mixtas	28
2.6. Biomecánica de los <i>tests</i> físicos seleccionados.	31
2.6.1. <i>Test Abalakov</i>	31
2.6.2. <i>Test Sargent</i>	32
2.6.3. <i>Test Carrera lateral</i>	33

2.6.4. <i>Test Carrera</i> cuatro puntas.	34
2.7. Vendaje funcional en salto y agilidad.	38
3. Hipótesis.	41
4. Objetivo general.	42
5. Objetivos específicos.	43
6. Materiales y método.	45
6.1. Población y muestra.	45
6.1.1. Descripción de sujetos.	45
6.1.1.1. Criterios de exclusión.	45
6.2. Materiales.	46
6.3. Recolección de datos.	47
6.4. Procedimiento.	47
6.4.1. Técnica de vendaje funcional utilizada.	49
6.4.2. <i>Tests</i> físicos utilizados.	52
6.4.2.1. <i>Test Abalakov</i>	52
6.4.2.2. <i>Test Sargent</i>	54
6.4.2.3. <i>Test Carrera lateral</i>	56
6.4.2.4. <i>Test Carrera</i> cuatro puntas	57
7. Análisis estadístico.	60
8. Resultados.	61

8.1. Valores obtenidos para los <i>tests</i> físicos Abalakov, Sargent, Carrera lateral y Carrera cuatro puntas en la medición 1 (Sin VFPT) y medición 2 (Con VFPT).	61
8.2. Análisis de los <i>tests</i> físicos	63
8.2.1. Análisis del <i>test</i> Abalakov [cm].	63
8.2.2. Análisis del <i>test</i> Abalakov [Watts].	64
8.2.3. Análisis del <i>test</i> Sargent [m].	65
8.2.4. Análisis del <i>test</i> Carrera lateral [s].	66
8.2.5. Análisis del <i>test</i> Carrera cuatro puntas [s].	67
9. Discusión.	69
10. Conclusión.	73
11. Comentarios.	75
12. Referencias.	76
13. Anexos.	88
13.1. Anexo 1: Tabla de resultados.	88
13.2. Anexo 2: Consentimiento informado.	89
13.3. Anexo 3: Datos de participantes.	90
13.4. Anexo 4: Encuesta.	91
13.5. Anexo 5: Anatomía funcional.	92
13.6. Anexo 6: Patomecánica del esguince lateral de tobillo agudo.	95

ÍNDICE DE TABLAS Y FIGURAS

- Tabla 1: Ecuaciones propuestas para calcular la potencia del salto cuando no se cuenta con plataforma de fuerza. 27
- Tabla 2: Valores obtenidos para los *tests* físicos en medición 1 (Sin VFPT) y 2 (Con VFPT). 61
- Figura 1: Descripción de técnica de VF utilizada. 51
- Figura 2: *Test Abalakov*. 54
- Figura 3: *Test Sargent*. 55
- Figura 4: *Test Carrera lateral*. 56
- Figura 5: *Test Carrera cuatro puntas*. 57
- Figura 6: Procedimiento del estudio realizado a las jugadoras de baloncesto de la Asociación de *Basketball* de Viña del Mar. 59
- Figura 7: *Test Abalakov* [cm] sin y con VFPT. 63
- Figura 8: *Test Abalakov* [Watt] sin y con VFPT. 64
- Figura 9: *Test Sargent* [m] sin y con VFPT. 65
- Figura 10: *Test Carrera lateral* [s] sin y con VFPT. 66
- Figura 11: *Test Carrera cuatro puntas* [s] sin y con VFPT. 67

SIGLAS Y ABREVIATURAS

- [cm] = centímetros
- C/VFPT = tobillo con vendaje funcional profiláctico
- Etc. = etcétera
- [Kg] = Kilogramos
- LPAA = Ligamento peroneo astragalino anterior
- LPAP = Ligamento peroneo astragalino posterior
- [mm] = milímetros
- [m] = metros
- m/min = metros por minuto
- [s] = segundos
- SNC = Sistema Nervioso Central
- S/VFPT = tobillo sin vendaje funcional profiláctico
- VF = Vendaje Funcional
- VFPT = Vendaje Funcional Profiláctico de Tobillo
- [W] = *Watts*

ABSTRACT

Ankle injuries are frequent in sports, having basketball among the sports higher incidence for this kind of injury, especially lateral ankle sprain. Female basketball players have a greater risk of suffering it. This situation has led to the application of prophylactic actions, such as functional taping.

There is not enough research on how the functional tape works in a dynamic way and there is no consensus about its influence in physical performance of conditional and coordinative abilities in sport.

Hence, the aim of this research is to assess the influence of functional prophylactic ankle tape on the performance of conditional and coordinative abilities in female basketball players, specifically explosive power and agility, which are essential in this sport. The measurement is carried out through four physical tests: Abalakov, Sargent, lateral run and four points run. For this purpose, all female basketball players of "Asociación de Basketball de Viña del Mar" were enrolled for evaluative tests, with a total of 31 subjects, ages ranging from 18 to 23 years old. Subsequently the four tests were taken without and with ankle tape.

For the statistic analysis, the *Shapiro Wilk* and *t* tests were used. The resulting averages without and with ankle taping respectively were: Abalakov test [cm] 32.95 [cm] and 32.53 [cm], Abalakov test [W] 2736.5 and 2714.9 [W], Sargent test 1.61 [m] and 1.59 [m], lateral run test 3.45 [s] and 3.48 [s], four points run test 10.26 [s] and 10.36 [s].

Results indicated that there were no significant differences for the four tests, measured with and without the taping,

It may be concluded that the prophylactic functional taping does not influence the performance of the players among the four physical tests.

Keywords: *Functional taping, prophylaxis, conditional, coordinative, mixed abilities, explosive power, agility, test: Abalakov, Sargent, lateral run and four points run.*

RESUMEN

La lesión de tobillo es muy frecuente en deportes, siendo el baloncesto uno de los que presenta mayor incidencia, principalmente esguinces laterales de tobillo. Las mujeres que juegan baloncesto tienen más riesgo de sufrir esta lesión. Esto ha llevado a la aplicación de medidas profilácticas tales como vendaje funcional.

No existe suficiente investigación acerca de cómo se comporta el vendaje funcional de manera dinámica y no hay consenso en cuanto a la influencia de éste en el desempeño físico de capacidades coordinativas y condicionales en el deporte.

El objetivo de este estudio es comprobar si el vendaje funcional profiláctico de tobillo, influye en el desempeño de las capacidades condicionales y coordinativas en jugadoras de baloncesto, específicamente fuerza explosiva y agilidad, las cuales son fundamentales en este deporte. La medición se realizará a través de 4 tests físicos: *Abalakov*, *Sargent*, Carrera lateral y Carrera cuatro puntas. Para llevarlo a cabo, se reunieron a las deportistas de la “Asociación de *Basketball* de Viña del Mar”, conformando una muestra de 31 sujetos, entre 18 y 23 años. Posteriormente se evaluaron los 4 tests sin y con vendaje.

Para el análisis estadístico se utilizó el test de *Shapiro-Wilk* y el Test t. Los promedios resultantes sin y con vendaje fueron respectivamente: test *Abalakov* [cm] 32.95 [cm] y 32.53 [cm], test *Abalakov* [W] 2736,5 [W] y 2714,9 [W], test *Sargent* 1.61 [m] y 1.59 [m], Carrera lateral 3.45 [s] y 3.48 [s] y Carrera cuatro puntas 10.26 [s] y 10.36 [s].

Los resultados indican que para los 4 tests, medidos sin y con vendaje, los promedios no presentan diferencias significativas.

Se concluye que el vendaje funcional profiláctico de tobillo no influye en el desempeño físico de las jugadoras de baloncesto en los 4 tests. Por lo tanto, se apoya el uso de éste como instrumento de profilaxis.

Palabras clave: vendaje funcional, profilaxis, capacidades condicionales, coordinativas y mixtas, fuerza explosiva, agilidad, test: *Abalakov*, *Sargent*, Carrera lateral y Carrera cuatro puntas.

1. INTRODUCCIÓN

En una amplia variedad de deportes, el tobillo es el segmento que presenta mayor frecuencia de lesión (Wexler, 1988; Bahr y Bahr, 1997; Hutchinson, 1997; Bylak y Hutchinson, 1998; Creagh y Reilly, 1998). El 85% de estas lesiones corresponde al esguince lateral de tobillo (Miller y Hergenroeder, 1990), causado principalmente por el mecanismo de flexión plantar e inversión forzada (Robbins y Waked, 1998; McKay *et al*, 2001; Kofotolis y Kellis, 2007). El ligamento peroneo astragalino anterior (LPAA) es el que habitualmente se lesiona, ya que posee una limitada resistencia a la tracción (Hollis *et al*, 1995).

Entre los deportes con mayor incidencia de lesiones de tobillo, se encuentra el baloncesto ((a) Cumps *et al*, 2007). Esto se debe principalmente a los aterrizajes provenientes de saltos (Kofotolis y Kellis, 2007), detenciones repentinas y a cambios rápidos de dirección y sentido (Thacker *et al*, 1999; (b) Cumps *et al*, 2007), que provocan un estrés en la articulación (Cordova *et al*, 2002). Por otra parte, Chandy y Grana en 1985, encontraron que en el baloncesto, las mujeres se lesionan más frecuentemente que los hombres. Hosea y colaboradores en el año 2000, señalaron que éstas tienen 25 veces mayor riesgo de sufrir esguince de tobillo.

Por lo tanto, la alta incidencia de esguinces de tobillo, la discapacidad residual (McKay *et al*, 2001) y la recurrencia de esta lesión (Payne *et al*, 1997; McGuine *et al*, 2000; Beynnon *et al*, 2002; Deitch *et al*, 2006), han dado lugar a la aplicación de medidas profilácticas tales como ortesis y vendaje funcional (VF) (Olmsted *et al*, 2004), siendo éste último una de las más utilizadas en el deporte (Robbins y Waked, 1998; Osborne y Rizzo, 2003) y la más recomendada para prevenir esguinces laterales de tobillo (Garrick y Requa, 1973; Tropp *et al*, 1985; Barrett *et al*, 1993; Sitler *et al*, 1994; (a)Cumps *et al*, 2007).

En la mayoría de los estudios (Fumich *et al*, 1981; Hughes y Stetts, 1983; Myburgh *et al*, 1984; Seitz y Goldfuss, 1984; Gross *et al*, 1987; Greene y Hillman, 1990; Greene y Wight, 1990; Gehlsen *et al*, 1991; Alves *et al*, 1992; Gross *et al*, 1992; Martin y Harter, 1993; Shapiro *et al*, 1994; Anderson *et al*, 1995; Paris *et al*, 1995; Hume y Gerrard, 1998) el grado de restricción que genera el vendaje funcional profiláctico de tobillo (VFPT) se mide de manera pasiva. Por otro lado, los estudios que analizan la influencia del VFPT en actividades dinámicas (McCaw y Cerullo, 1999; Riemann *et al*, 2002) como caminar, correr, carreras laterales y saltos, son escasos y con resultados controversiales. De esta manera, se hace necesario definir si el VFPT impide al sujeto llevar a cabo tareas específicas del deporte (Cordova *et al*, 2002).

El presente estudio pretende determinar la influencia del VFPT sobre las capacidades condicionales y coordinativas de jugadoras de baloncesto,

específicamente fuerza explosiva ((a) García *et al*, 1996) y agilidad (Largadera, 1999), las cuales son fundamentales en este deporte. La medición se realizará a través de 4 *tests* físicos: *Abalakov*, *Sargent*, Carrera lateral y Carrera cuatro puntas, seleccionados *a priori* debido a que solicitan el tobillo en todos sus planos de movimiento y podrían reproducir el principal mecanismo de lesión.

Así surge la pregunta de investigación: ¿El VFPT influye en el desempeño físico de las capacidades condicionales y coordinativas: fuerza explosiva y agilidad, medidas a través de los *tests* físicos: *Abalakov* (Rodríguez *et al*, 1995), *Sargent* (Rodríguez *et al*, 1995), Carrera lateral (Esper, 2000) y Carrera cuatro puntas (Esper, 2000), de las jugadoras de baloncesto de la Asociación de *Basketball* de Viña del Mar durante Octubre del 2008?

2. MARCO TEÓRICO

2.1. Vendaje Funcional.

El VF corresponde a un vendaje de carácter no elástico, que aumenta la estabilidad de la articulación limitando el movimiento y otorgando propiocepción (Lephart *et al*, 1997). Su función es proteger y apoyar dentro de un rango de movimiento seguro, previniendo movimientos extremos (Gallego *et al*, 1995). Se aplica en diversas regiones del cuerpo y se adhiere firmemente a la piel por un periodo de tiempo determinado (Tokumura *et al*, 2006).

Se utiliza desde los primeros Juegos Olímpicos de Atenas, especialmente entre los boxeadores, para proteger las articulaciones de los dedos de la mano. Los primeros vendadores fueron los propios jugadores y el deporte pionero fue el baloncesto (Bové, 2005).

Actualmente, el VF se utiliza como medida profiláctica para prevenir un daño cápsulo-ligamentoso y como medida terapéutica con finalidad curativa en el caso de ya establecida una lesión ((a) Neiger, 1990). En el uso profiláctico, se realiza la técnica del VF con la articulación en posición neutra, para evitar una lesión de estructuras antagonistas ((a) Neiger, 1990). En cambio, al utilizarlo como medida terapéutica se realiza en posición

segmentaria corregida, la cual permite acercar los elementos cápsulo-ligamentosos, tendinosos y/o musculares lesionados. De esta manera, para acercar los ligamentos laterales lesionados en un esguince de tobillo externo, el pie se coloca en posición de eversión ((a) Neiger, 1990).

2.2. Vendaje funcional profiláctico de tobillo.

En los jugadores de baloncesto, el tobillo es el segmento que presenta mayor frecuencia de lesión (Neves *et al*, 2006). Por lo tanto, es común que utilicen medidas tales como el VF u ortesis, ya sea para rehabilitación o profilaxis de un esguince de tobillo (Neves *et al*, 2006). En este último aspecto, el más utilizado es el VF (Callaghan, 1997).

Existen diversos estudios que intentan establecer la efectividad del VF en la profilaxis de lesiones de tobillo y de la restricción de movimiento que este genera. El estudio más citado es el de Garrick y Requa en 1973, quienes estudiaron el efecto del VFPT en 2563 jugadores de baloncesto, demostrando una incidencia de esguinces de tobillo correspondiente al 30,4 por cada mil juegos de baloncesto en sujetos que no utilizaron VFPT, en comparación con 6,5 por cada mil juegos en los que si lo utilizaron. Por otra parte, Laughman y colaboradores en 1980, establecen que el VF limita los movimientos asociados al principal mecanismo de lesión de esguince lateral de tobillo (inversión y flexión plantar), incluso después del ejercicio. Fumich

y colaboradores en el año 1981, también aseveran que luego del ejercicio, el VF mantiene una restricción de este movimiento, perpetuando la función profiláctica del VF de tobillo.

Los mecanismos a través de los cuales, el VF actúa como método profiláctico en el tobillo son: la restricción mecánica (Cordova *et al*, 2000; Wilkerson, 2002), la información propioceptiva que otorga al Sistema Nervioso Central (SNC) (Feuerbach y Grabiner, 1993; Feuerbach *et al*, 1994; Heit *et al*, 1996; Simoneau *et al*, 1997), la activación de los músculos peroneos (Glick *et al*, 1976; Sprigings *et al*, 1981; Karlsson y Andréasson, 1992; Alt *et al*, 1999; Lohrer *et al*, 1999) y la disminución de la velocidad de inversión (Karlsson y Andréasson, 1992; Pederson *et al*, 1997; Vaes *et al*, 1998; Ricard *et al*, 2000).

a. Restricción mecánica.

La restricción mecánica es la función principal del VF (Cordova *et al*, 2000). Por lo tanto, la reducción del riesgo de esguince de tobillo (Laughman *et al*, 1980; Manfroy *et al*, 1997; Lohrer *et al*, 1999) y de la tasa de frecuencia de esta lesión (Garrick, 1977; Laughman *et al*, 1980; Garrick, 1982; Garrick y Requa, 1988; Bahr *et al*, 1994; Manfroy *et al*, 1997; Lohrer *et al*, 1999) se debe fundamentalmente a este mecanismo (Feuerbach *et al*, 1994).

Gallego y colaboradores en 1995, describen que el VF permite la inmovilización específica de un segmento, en uno o más planos de movimiento, dejando libertad para los otros movimientos de la articulación, manteniendo así la funcionalidad del segmento. Por lo tanto, se evitan los efectos nocivos de la inmovilización total, como son: rigidez articular, atrofia muscular, osteoartritis a mediano plazo y dolor post-inmovilización (Regis *et al*, 1995; Vericat y Rocha, 1997).

Si se analiza desde un punto biomecánico, el objetivo del VF es restringir los 3 planos de movimiento de la articulación subastragalina (Wilkerson, 2002). De esta manera, el VF estabiliza el complejo ligamentoso lateral de tobillo, limitando la inversión (Rarick *et al*, 1962; Callaghan, 1997; Wilkerson, 2002). Por lo tanto, previene la subluxación del astrágalo y otorga protección a la articulación subastragalina frente a una carga excesiva (Wilkerson, 2002). Además, Martin y Harter en el año 1993, concluyen que el VF de tobillo restringe la inversión que se produce en la etapa de oscilación, durante la marcha, carrera y salto, evitando esguinces laterales de tobillo.

Es importante tener en cuenta algunos factores que influyen en la restricción mecánica del VF: calidad de la cinta, sudor de la piel, movilidad del tobillo, uso de *spray* adherente y técnica del vendaje (Delacerda, 1978; Manfroy *et al*, 1997).

Por último, existen estudios donde se refiere que la estabilidad mecánica se reduce con el ejercicio (Fumich *et al*, 1981; Fischer, 1982; Bunch *et al*, 1985; Verbrugge, 1996; Pederson *et al*, 1997). En el estudio de Rarick y colaboradores en 1962, se describe que el VF de tobillo limita la flexión plantar e inversión, sin embargo esta restricción disminuyó a un 40%- 50% después de 10 a 20 minutos de ejercicio. Además, Gross y colaboradores en 1991, encontraron una disminución en la limitación de dicho movimiento, luego de 10 minutos de ejercicio. No obstante, posterior a este tiempo, todavía existe una restricción de la inversión en comparación con el tobillo sin VF. Estos resultados están apoyados por otros estudios que también informaron de una importante restricción del rango de movimiento de tobillo, después del ejercicio (Laughman *et al*, 1980; Greene y Wight, 1990; Sitler y Horodyski, 1995).

b. Información propioceptiva.

El VF genera estimulación aferente propioceptiva al SNC (Robbins *et al*, 1995, Lephart *et al*, 1997; Simoneau *et al*, 1997; Refshauge *et al*, 2000). La propiocepción hace referencia a la capacidad del cuerpo para detectar el movimiento y posición de las articulaciones. Es importante en los movimientos comunes que se realizan a diario, especialmente en los movimientos deportivos que requieren un mayor nivel de coordinación (Saavedra *et al*, 2003; Lephart *et al*, 2003; Griffin, 2003). Según diversos autores, esta propiedad es de igual importancia que la estabilidad mecánica

en la profilaxis de lesiones de tobillo (Freeman *et al*, 1965, Tropp *et al*, 1985; Lohrer *et al*, 1999). Por otra parte, Heit y colaboradores en el año 1996, señalaron que el VF es más eficaz que la ortesis para mejorar la propiocepción en esta articulación.

El mecanismo a través del cual el VF otorga propiocepción, es a través de la estimulación de los mecanorreceptores cutáneos (Freeman *et al*, 1965; Feuerbach *et al*, 1994; Jerosch *et al*, 1995; Heit *et al*, 1996; Lohrer *et al*, 1999). Estos responden a la deformación mecánica producida en los tejidos y es enviada al SNC, modulando constantemente el sistema neuromuscular. La información aferente, es procesada y modulada en la corteza y en el cerebelo. Este tiene un rol esencial en la planificación y modificación de las actividades motoras de forma subconsciente. A partir de lo anterior, los mecanorreceptores tienen un rol interactivo en el mantenimiento de la estabilidad articular (Childs e Irrgang, 2003).

c. Activación de los músculos peroneos.

Los músculos peroneos desempeñan un papel importante en la estabilidad dinámica del tobillo (Isakov *et al*, 1986; Cordova *et al*, 1998), mientras que los ligamentos laterales proporcionan la estabilidad pasiva en dicha articulación. Sin embargo, la lesión de estos es frecuente, por lo tanto la estimulación de los músculos peroneos se hace fundamental por su rol como estabilizadores dinámicos (Lassiter *et al*, 1989). Se propone que el

VFPT tiene un efecto estimulante en dichos músculos. No obstante, la medida en que este mecanismo de defensa pueda proteger al tobillo de una lesión, es compleja y todavía poco clara (Glick *et al*, 1976). Algunos autores sugieren que la información propioceptiva otorgada por el VF, facilita la activación de esta musculatura que protege al individuo de una nueva lesión (Alt *et al*, 1999, Christou, 2004).

Glick y colaboradores en el año 1976, fueron los primeros en presentar pruebas de la relación entre la actividad muscular de los peroneos y la aplicación de VF en el tobillo. Utilizando electromiografía, se comprobó que con el uso de VF, el músculo peroneo lateral corto se activaría durante un período de tiempo más largo, al final de la fase oscilatoria de la marcha. Además, Lohrer y colaboradores en 1999, observaron que los sujetos con lesión crónica e inestable de tobillo, mejoraban el tiempo de reacción de los músculos peroneos con el uso de VF durante una inversión repentina, en comparación con aquellos que no lo utilizaron. Por lo tanto, el control y la respuesta de los músculos peroneos en el tiempo, parece tener un efecto sustancial en la prevención de lesiones de tobillo.

d. Disminución de la velocidad de inversión en el tobillo.

En el estudio de Ricard y colaboradores en el año 2000, se cuantificó la velocidad media de inversión en la articulación de tobillo, utilizando electrogoniómetro. Se compararon sujetos con y sin VFPT, simulando el

movimiento de inversión a través de una plataforma. Se observó que la velocidad media de inversión en la articulación de tobillo, disminuyó en un 40% con VFPT en comparación con el grupo control que no lo utilizó. Estos hallazgos proporcionan información respecto a la capacidad que tiene el VF para reducir la velocidad de una inversión repentina. Además, se ofrecen datos preliminares que sugieren que el VF atenúa las fuerzas externas que causan este movimiento (Ricard *et al*, 2000), lo que sumado a la prolongación del tiempo de inversión en la que actúan dichas fuerzas, permite un mayor control del tobillo durante la simulación de una lesión (Hamill *et al*, 1986).

En general, se requiere más investigación para entender cómo el VF de tobillo actúa sobre la velocidad de los movimientos de las articulaciones tibioperonea-astragalina y astrágalo-calcánea, durante la actividad dinámica (Cordova *et al*, 2002).

2.3. Otras consideraciones del VF.

Se debe tener en cuenta que el VF puede provocar alergias daños al retirarlo por la presencia de vellos en la piel ((b) Neiger, 1990), descamación de la epidermis y edema superficial (Tokumura *et al*, 2006). Además, el VF depende del costo por cada aplicación, la percepción de comodidad, la preferencia personal y de una persona capacitada que aplique la técnica (Firer, 1990; Bennell y Mc Crory, 1992).

2.4. Técnicas de vendaje funcional de tobillo.

Existen una variedad de técnicas de VFPT descritas en la literatura. A continuación, se realizará un análisis de las más representativas, donde se exponen sus beneficios y desventajas, con el fin de seleccionar la técnica adecuada para este estudio.

La técnica de Gibney descrita en el año 1985, incluye estribos desde medial a lateral y tiras en forma de herradura a nivel subtalar. La ventaja de esta descripción corresponde a que los estribos ofrecen contención del desplazamiento medial del retropié en el plano frontal, resistiendo la inversión subtalar, movimiento que propensa la lesión de los ligamentos laterales de tobillo. Martin y Harter en el año 1993 le añaden a la técnica de Gibney 2 tiras en forma de ocho, descritas por Rarick y colaboradores en 1962, denominándola *Basketweave* cerrada. Por lo tanto, esta técnica ofrece mayor restricción a la inversión. La desventaja corresponde a que ambos vendajes se realizan en posición de eversión y pronación, lo que resulta controversial ya que al realizar una técnica profiláctica, la articulación debería permanecer en posición neutra para evitar lesiones de los ligamentos mediales del tobillo ((a) Neiger, 1990). Además, no otorgan la posibilidad de aumentar el número de estribos para generar mayor estabilización articular y así poder utilizarlo en deportes de gran exigencia física.

En el año 1994 se describe la técnica de Passerallo y Calabrese, la cual se realiza inicialmente con el tobillo en posición neutra. No obstante, al aplicar los estribos desde medial a lateral para el control de la inversión, se realiza una eversión vigorosa. Esto último significaría un riesgo de lesión importante en los ligamentos mediales de la articulación. Además, el vendaje no se cierra, por lo que no otorga la suficiente estabilidad del tobillo en deportistas.

Al igual que la técnica anterior, Neves y colaboradores en el año 2006, no utilizan la posición neutra de tobillo al aplicar el vendaje, sino que una dorsiflexión y eversión, lo que genera un riesgo de lesión como se mencionó anteriormente.

Otra técnica utilizada es la de Egocheaga en el año 2005, la cual se realiza con el tobillo en posición neutra, estabilizando el movimiento de inversión con estribos de medial a lateral. Luego se refuerza con un estribo que va desde la zona medial de la pierna, pasa a través del talón y termina en el punto de partida. Esta técnica es la utilizada en el presente estudio, ya que reúne aspectos de las técnicas mencionadas anteriormente como: utilización de anclaje proximal a los maléolos medial y lateral, anclaje en el arco tarsal y estribos desde medial a lateral. Por otro lado, se realiza en posición neutra, lo que podría evitar una posible lesión del complejo ligamentoso medial de tobillo. Además, otorga la posibilidad de aumentar la estabilidad a través de los estribos y se cierra completamente, lo que

entrega la adecuada contención que necesita un deportista para mantener la restricción durante la actividad. Entre los deportes que requieren de dicha contención, se encuentra el baloncesto, ya que presenta alta incidencia de esguince lateral de tobillo, debido a la exigencia de esta articulación (Wilderman *et al*, 2009) en inversión y flexión plantar (principal mecanismo de lesión) (Robbins y Waked, 1998; Mckay *et al*, 2001; Kofotolis y Kellis, 2007), movimientos que podrían reproducirse en actividades como saltos y cambios rápidos de dirección (Greene y Wight, 1990). Estas actividades, se realizan por medio de capacidades físicas: condicionales, coordinativas ((a) García *et al*, 1996) y mixtas (Largadera, 1999), las cuales se describirán a continuación.

2.5. Capacidades físicas.

Las habilidades motrices básicas que se relacionan con la locomoción, el equilibrio y la manipulación de objetos, se sustentan en capacidades: condicionales y coordinativas ((a) García *et al*, 1996) mixtas (Largadera, 1999).

2.5.1. Capacidades Coordinativas.

Son aquellas que están determinadas por los procesos de organización, control y regulación del movimiento (coordinación motriz) (Kosel *et al*, 1996). Corresponden a: capacidad de diferenciación, acoplamiento, orientación espacial y temporal, equilibrio, cambio y ritmización. Estas dependen de las capacidades de control y regulación muscular ((a) García *et al*, 1996).

2.5.2. Capacidades Condicionales.

Son aquellas que se fundamentan en el potencial metabólico y mecánico de músculos y estructuras anexas (huesos, ligamentos, articulaciones, sistemas, etc.). Corresponden a: resistencia, fuerza, velocidad y movilidad. ((a) García *et al*, 1996).

Existen 2 definiciones de fuerza; una ligada a la física y otra a la ejecución de un movimiento deportivo. Desde el punto de vista de la física, la fuerza es una influencia que al actuar sobre un objeto hace que éste cambie su estado de movimiento, expresándose como el producto de la masa por aceleración ($F=m \times a$) (Hewitt, 2004). Desde la perspectiva de la actividad física y el deporte, la fuerza representa la capacidad de un sujeto para vencer o soportar una resistencia. Los factores que determinan la fuerza son: factores biológicos, mecánicos, funcionales y sexuales ((b) García *et al*, 1996).

Dentro del concepto de fuerza, se pueden distinguir 2 manifestaciones: activa y reactiva ((b) García *et al*, 1996). La manifestación activa de la fuerza es la tensión que un músculo es capaz de generar por medio de una contracción voluntaria ((b) García *et al*, 1996). La manifestación reactiva es la capacidad que realiza un músculo como reacción a una fuerza externa que modifica o altera su propia estructura. Se ha demostrado que cualquier acción es más eficaz si previamente va acompañada de una fase de estiramiento, que permite desarrollar un incremento de la fuerza, vía deformación de componentes elásticos y activación refleja de unidades motoras ((b) García *et al*, 1996). Se pueden distinguir 2 formas diferentes de manifestación de fuerza reactiva: elástico – explosiva y explosiva ((b) García *et al*, 1996).

La fuerza explosiva puede definirse como el resultado de la relación entre la fuerza producida y el tiempo necesario para ello. Algunas de las acciones explosivas características del deporte son: los saltos, las aceleraciones en carrera y los lanzamientos. También, se puede hablar de 2 términos asociados a la fuerza explosiva: potencia máxima, que es el óptimo producto de fuerza y velocidad, y potencia específica, que es la potencia que se manifiesta en el gesto de competición (González y Ribas, 2002).

Existen algunos factores que contribuyen a la manifestación de la fuerza explosiva: frecuencia de los impulsos nerviosos que llegan del cerebro a los músculos, número de fibras musculares, influencia de los *biofeedback* de los

propioceptores, estado de entrenamiento y dimensión de cada fibra muscular (Bosco, 2000).

La expresión de fuerza explosiva es la más fisiológica y natural. Por lo tanto, golpear un balón o realizar un salto largo, son expresiones frecuentes y de práctica común para la activación muscular de tipo explosiva. Es interesante destacar que la expresión de fuerza explosiva, desde el punto de vista fisiológico, coincide con la máxima potencia muscular desarrollada por los músculos extensores de las extremidades inferiores (Bosco, 2000).

Los ejercicios más usuales para miembros inferiores, en función del tiempo son: saltos, saltos en profundidad ligeros, saltos en profundidad intensos, etc. ((b) García *et al*, 1996).

La utilización del salto vertical como método de valoración de la fuerza explosiva y de la potencia de la musculatura extensora de las extremidades inferiores, aparece ampliamente divulgada en la bibliografía específica, sobre todo en deportes que impliquen saltos o cambios rápidos de posición (Vandewalle *et al*, 1989).

El salto puede ser medido sin el apoyo de una tecnología muy sofisticada a través del *test Abalakov* y el *test Sargent* (Harman, 1991), o bien utilizando materiales de alta precisión como las plataformas de fuerza o plataformas de contacto (Bosco y Komi, 1979). Según Hertogh y Hue en el año 2002, la

utilización de una plataforma de fuerzas para calcular la potencia en un salto vertical es un método muy preciso, aunque algo caro e inaccesible (Mijares *et al*, 1993; Rodríguez y García, 1998).

Como se mencionó anteriormente, la potencia mecánica en los *tests* de salto se puede medir tanto de forma directa, mediante plataforma de fuerzas y de forma indirecta, calculada a partir de la altura del salto y de la masa corporal de los sujetos, a través de diferentes ecuaciones (Lara *et al*, 2005).

Tabla 1: Ecuaciones propuestas para calcular la potencia del salto cuando no se cuenta con plataforma de fuerza.

Autor	Ecuación
Lewis (Fox y Mathews, 1974)	$(\sqrt{4.9}) \times 9.8 \times \text{masa corporal [Kg]} \times \sqrt{\text{altura del salto [m]}}$
Harman <i>et al</i>, 1991	$(61.9 \times \text{altura del salto [cm]}) + (36 \times \text{masa corporal [Kg]}) - 1822$
Johnson y Bahamonde, 1996	$(78.5 \times \text{altura del salto [cm]}) + (60.6 \times \text{masa corporal [Kg]}) - (15.3 \times \text{altura [cm]}) - 1308$
Sayers <i>et al</i>, 1999	$(60.7 \times \text{altura del salto [cm]}) + (45.3 \times \text{masa corporal [Kg]}) - 2055$
Shetty, 2002	$(1925.72 \times \text{altura del salto [m]}) + (14.74 \times \text{masa corporal [Kg]}) - 666.3$
Canavan y Vescovi, 2004	$(65.1 \times \text{altura del salto [cm]}) + (25.8 \times \text{masa corporal [Kg]}) - 1413.1$

En el estudio de Lara y colaboradores en el año 2005, se evaluaron las 3 ecuaciones más utilizadas para medir potencia de manera indirecta: Lewis, Harman y Sayers. La conclusión de éste, fue que lo ideal sería evaluar la potencia de forma directa, pero si no se dispone de los instrumentos necesarios, los valores más aproximados a los de la plataforma de fuerzas se obtienen con la fórmula de Sayers. Lara y colaboradores en el año 2006, evaluaron las fórmulas de Lewis, Harman, Sayers y Canavan - Vescovi, obteniendo que la fórmula de Sayers fue la que más se acercó a la potencia medida con la plataforma (Lara *et al*, 2005).

Por último, otra forma de medir la fuerza explosiva de la musculatura de los miembros inferiores es a través del *Test Sargent* (salto largo), en el cual sólo se requiere la medición de la distancia del salto en centímetros (Bosco y Komi, 1979).

2.5.3. Capacidades mixtas.

Son aquellas resultantes de la integración de algunas capacidades condicionales y otras coordinativas. Una de ellas es la agilidad (Largadera, 1999).

Agilidad es definida como la facilidad que tiene el jugador de realizar movimientos cortos, veloces y explosivos, que son la base de fundamentos específicos del baloncesto (Esper, 2000). La capacidad o habilidad de

cambiar, de modo rápido y seguro, una conducta espacial o la dirección del movimiento durante una actividad, constituye la esencia de la agilidad (Martínez, 2002).

En la realización de una acción motriz rápida y con cambios de dirección, es necesaria la interacción de la agilidad con otras capacidades condicionales como: fuerza, resistencia y velocidad y capacidades coordinativas como: capacidad de ritmización, cambio, orientación temporal y espacial (Norris, 1998). Por tanto, el concepto de agilidad se amplía al considerarla como la capacidad de cambiar de posición y dirección del cuerpo en el espacio con velocidad (Largadera, 1999).

Cualquier ejercicio que contenga elementos nuevos en los cuales el deportista tenga que prestar mayor atención, puede ser empleado para desarrollar la agilidad. Los mejores ejercicios son aquellos en que el deportista requiere de una reacción en respuesta a situaciones de constante cambio o movimientos inesperados (Largadera, 1999). Metcalfe y colaboradores en el año 1997, hacen referencia a utilizar carreras en diferentes direcciones, para medir esta capacidad mixta. Además, Martínez en el año 2002, expone distintos *tests*, entre los cuales se encuentran: carrera de obstáculos y carrera en *zig – zag*. Finalmente, Salaj y colaboradores en el año 2007, realizaron mediciones a través de carreras laterales.

En el baloncesto, se aplican todas las capacidades condicionales y coordinativas, sin embargo, en el presente estudio, se profundizó en la valoración de la fuerza, específicamente fuerza reactiva y dentro de ella, fuerza explosiva, además de la agilidad, que es considerada como una capacidad mixta.

En general, en el entrenamiento de las capacidades condicionales y coordinativas, se dispone de herramientas básicas: los *tests* y las baterías de *test*. *Test* es la palabra inglesa que se emplea para denominar a las pruebas utilizadas para medir una o varias funciones en una persona. En relación a la condición física, permiten evaluar los niveles de rendimiento que un individuo tiene en su capacidad de movimiento, a la vez que nos sirven para estimar o pronosticar las posibilidades del mismo ((a) García *et al*, 1996).

En base a esta información, se seleccionan los *tests* físicos *Abalakov* (Rodríguez *et al*, 1995) y *Sargent* (Rodríguez *et al*, 1995) para la medición de fuerza explosiva; y los *tests* Carrera lateral (Esper, 2000) y Carrera cuatro puntas (Esper, 2000) para la medición de agilidad. Sin embargo, aún se requiere una descripción biomecánica de estos *tests* físicos, para determinar si podrían reproducir el principal mecanismo de lesión de un esguince lateral de tobillo, fundamentando así la utilización del VFPT.

2.6. Biomecánica de los tests físicos seleccionados.

2.6.1. Test Abalakov (Rodríguez *et al*, 1995).

El *test* consiste en medir la fuerza explosiva de la musculatura de los miembros inferiores, a través del salto en sentido vertical, marcando la distancia desde la posición bípeda hasta el lugar más alto que pueda llegar con sus dedos (Rodríguez *et al*, 1995).

En el presente estudio, la medición de este *test* se realizó en jugadoras de baloncesto, ya que un gran número de los esguinces de tobillo se producen posterior a los aterrizajes desde el salto (Thacker *et al*, 1999; (b) Cumps *et al*, 2007) y por desequilibrios (Mckay *et al*, 2001). La inversión ocurre con mayor frecuencia durante la locomoción y saltos (Nieuwenhuijzen *et al*, 2002).

En lo que respecta a la biomecánica, en la fase de preparación, la articulación talocrural se encuentra en dorsiflexión de aproximadamente 45°, con el fin de generar el impulso vertical (Ashby y Delp, 2006). Por otro lado, la articulación subastragalina, se encuentra en posición de apoyo completo (neutra). Luego se realiza el despegue desde la dorsiflexión a la flexión plantar para realizar el impulso vertical, en el cual, las articulaciones de cadera y rodilla realizan extensión y el tobillo flexión plantar, por lo tanto, la articulación subastragalina se encuentra en inversión. Durante el aterrizaje,

la articulación talocrural impacta el suelo desde la flexión plantar a la dorsiflexión (Kulasa *et al*, 2008) y la subastragalina desde la inversión a la eversión, en este momento el arco longitudinal plantar tiene una importante función de amortiguar las fuerzas de reacción (Nordin y Frankel, 2004). Un aterrizaje suave se caracteriza por la flexión de todas las articulaciones de las extremidades inferiores (Devita y Skelly, 1992; Zhang *et al*, 2000; Kulasa *et al*, 2008). Por lo tanto, si no existiera un adecuado control articular y los cambios de movimientos necesarios durante el aterrizaje (de flexión plantar a dorsiflexión y de inversión a eversión), se reproduciría el principal mecanismo de lesión, haciendo el tobillo susceptible a un esguince lateral.

2.6.2. Test Sargent (Rodríguez *et al*, 1995).

Este *test*, mide la fuerza explosiva de la musculatura de los miembros inferiores, a través del salto en sentido horizontal.

En lo que respecta a la biomecánica, en la fase de preparación, la articulación talocrural se encuentra en dorsiflexión de aproximadamente 45°, con el fin de generar el impulso horizontal, y la articulación subastragalina en posición de apoyo completo (neutra). Luego se realiza la fase de propulsión, con una acentuada flexión plantar, despegue de los dedos y la anteriorización del tronco, para desplazar el centro de gravedad. Así, las articulaciones de la cadera y rodilla realizan extensión y el tobillo se encuentra en flexión plantar, por lo tanto la articulación subastragalina tiende

a la inversión. Durante el aterrizaje, el arco longitudinal plantar tiene una función de amortiguar las fuerzas de reacción del suelo, la articulación talocrural impacta desde la flexión plantar a la dorsiflexión (Kulasa *et al*, 2008) y la subastragalina desde la inversión a la eversión, para finalmente adoptar una postura erguida, encontrando el equilibrio y ubicando las articulaciones en posición neutra.

Es importante tener en cuenta, que durante la fase de vuelo, la articulación subastragalina se encuentra en inversión, lo cual es un riesgo de lesión para el LPAA durante el aterrizaje.

2.6.3. Test Carrera lateral (Esper, 2000).

Corresponde a un *test* de agilidad, donde el sujeto recorre una distancia determinada, con desplazamiento defensivo lateral.

Este *test* se realizó en jugadoras de baloncesto, ya que un gran número de esguinces laterales de tobillo se deben a movimientos dinámicos como cambios bruscos de sentido y detenciones repentinas (Thacker *et al*, 1999; (b) Cumps *et al*, 2007).

La carrera lateral es un tipo de desplazamiento, en el cual la articulación subastragalina se mueve en el plano frontal: realizando movimientos de inversión y eversión, con el fin de propulsar el cuerpo de manera lateral

desde el impulso con el suelo. Por lo tanto, en esta fase, el tobillo sufre riesgo de lesión, ya que el aterrizaje desde la inversión a eversión, puede ser inestable. Por otra parte, al cambiar el sentido del desplazamiento y realizar una detención brusca, se producen movimientos de cizalla entre las articulaciones talocrural y subastragalina, teniendo como soporte directo a los ligamentos laterales del tobillo y el maléolo lateral. Si a esto se agrega el movimiento que tiende a la inversión, el ligamento con mayor probabilidad de ser dañado es el LPAA. Así, el VFPT en el retropié, disminuye la velocidad media de este movimiento (Ricard *et al*, 2000) y los desplazamientos angulares provocados en dicha articulación, al mismo tiempo que atenúa las fuerzas externas que actúan sobre el tobillo (Cordova *et al*, 2002).

2.6.4. Test Carrera cuatro puntas (Esper, 2000).

Corresponde a un *test* de agilidad, en el cual el sujeto recorre distancias en sentido antero-posterior y lateral en el menor tiempo posible.

Este *test* se realizó en jugadoras de baloncesto, ya que un gran número de esguinces laterales de tobillo se debe a movimientos dinámicos como cambios bruscos de dirección (Thacker *et al*, 1999; Cordova *et al*, 2002; (b) Cumps *et al*, 2007), los cuales exigen el complejo ligamentoso lateral. A continuación sólo se analizará la carrera hacia anterior y posterior, ya que el análisis para la carrera lateral se realizó anteriormente.

El ciclo de la marcha consta de 2 fases: 1) apoyo: cuando el pie está en contacto con la superficie de apoyo y 2) oscilación: cuando la extremidad se balancea hacia adelante. La fase de apoyo comprende aproximadamente el 60% y la fase de oscilación un 40% del ciclo de la marcha (Rodgers y Cavanagh, 1984). Correr, se define como una velocidad de marcha que supera los 201 m/min, desapareciendo el doble apoyo, por lo que se desarrolla una fase de flotación en la cual ambos pies no contactan con el suelo. Además, la magnitud de la carga experimentada por el pie de apoyo, alcanza el 275% del peso corporal aproximadamente (Nordin y Frankel, 2004).

Durante la fase de apoyo, se producen 5 eventos según la descripción tradicional: contacto del talón con el suelo, pie plano, posición de despegue, despegue de talón y despegue de los dedos (Rodgers y Cavanagh, 1984). El contacto de talón con el suelo se realiza en el borde lateral de éste, por lo que el tobillo tiende a una ligera flexión plantar y la articulación subastragalina se encuentra en inversión (Mann *et al*, 1981). Luego, en la fase de pie plano, la articulación subastragalina se mueve hacia la eversión en 8° (Henderson *et al*, 1984) y el antepié se vuelve flexible para absorber el impacto y adaptarse a las irregularidades del suelo. En la mitad de la fase de apoyo y en la posición de despegue, toda la extremidad inferior empieza a cambiar el movimiento y rotar externamente a medida que la articulación subastragalina realiza una inversión. A modo general, el tobillo se encuentra en leve dorsiflexión, a medida que el cuerpo sobrepasa el pie. Con la

inversión producida, el pié se transforma en una estructura rígida con capacidad de propulsión. De esta manera el pié inicia la fase de despegue de talón y dedos, en el cual el tobillo se encuentra en flexión plantar. El pie prosigue hacia la fase de oscilación, y en la mitad de ésta, el tobillo se encuentra en flexión dorsal, para cambiar a una ligera flexión plantar, tendiendo a la inversión (Mann *et al*, 1981; Viel, 2002) en el contacto del talón con el suelo (Nordin y Frankel, 2004). Por tanto, este contacto de talón con el suelo pone en riesgo la integridad de los ligamentos laterales de la articulación del tobillo, durante las fuerzas de impacto al correr (James *et al*, 1978; Mann *et al*, 1981). Harrison y colaboradores en el año 1987, concluyeron que la máxima fuerza de reacción del suelo sobre el complejo tobillo-pie, se produce en el apoyo del talón con fuerzas de compresión y cizalla. Stauffer y colaboradores en 1977, concluyeron que en el tobillo se generan fuerzas de cizalla en dirección posterior al realizar la carrera. Burdett en 1982 por su parte, concluye que las fuerzas de compresión en el pie a lo largo del eje longitudinal de la pierna, alcanzaron los valores máximos de 3,3 a 5,5 veces el peso del cuerpo, durante la carrera. Además, informó que las fuerzas de cizalla en el compartimento lateral del tobillo, osciló en una media de 0,5 veces la fuerza de apoyo.

Por otra parte, la carrera hacia posterior es lo inverso a la dinámica descrita anteriormente, pero es importante recalcar, que el ligamento que sufre mayor estrés es el peroneo astragalino posterior (LPAP), ya que está sometido a tensión máxima en flexión dorsal del tobillo y limita el

desplazamiento posterior del astrágalo dentro de la mortaja (Nordin y Frankel, 2004). Así en este desplazamiento, el tobillo se encuentra en una acentuada flexión dorsal, para la propulsión del cuerpo.

En resumen, el tobillo es exigido frecuentemente en movimientos de inversión provenientes del aterrizaje, movimientos laterales, detenciones repentinas y cambios bruscos de dirección y sentido. Es por esto, que se ha optado por restringir la inversión de tobillo, a través del VFPT, con el fin de disminuir la tasa de lesión de los ligamentos laterales de tobillo. Es importante tener en cuenta que el movimiento de inversión se compone de: aproximación, flexión plantar y supinación (Callaghan, 1997; Kapandji, 1998), el cual implica a las articulaciones talocrural, subastragalina y la medio-tarsiana. De esta manera, es necesario describir el mecanismo a través del cual, el vendaje de Egocheaga del año 2005, cumple un rol estabilizador. Esta técnica, se compone de tiras de anclaje en la porción proximal y distal del tobillo, para otorgar estabilidad a las tiras de estribos que realizarán la restricción del movimiento. Los estribos posicionados de manera perpendicular a la articulación talocrural, ofrecen restricción hacia el movimiento de inversión del retropié en el plano frontal. El vector de la fuerza creado por la tensión de los estribos, con orientación de medial a lateral, es lo suficientemente firme para contener dicho movimiento.

La otra tira de estribo que se inicia en la porción medial de la pierna, pasa a través de la articulación talocrural y termina en el mismo lugar de inicio,

restringe el movimiento en el plano frontal y sagital, además de estabilizar el tobillo en una posición neutra. Finalmente, el vendaje se cierra completamente para otorgar mayor estabilidad a los estribos que limitan el movimiento de la articulación subastragalina y talocrural de manera específica.

Existen diversos estudios que analizan el VFPT de manera pasiva (Fumich *et al*, 1981; Hughes y Stetts, 1983; Myburgh *et al*, 1984; Seitz y Goldfuss, 1984; Gross *et al*, 1987; Greene y Hillman, 1990; Greene y Wight, 1990; Gehlsen *et al*, 1991; Alves *et al*, 1992; Gross *et al*, 1992; Martin y Harter, 1993; Shapiro *et al*, 1994; Anderson *et al*, 1995; Paris *et al*, 1995; Hume y Gerrard, 1998). Sin embargo, los estudios que analizan la influencia del VFPT en actividades dinámicas que involucran agilidad (caminar, correr, carreras laterales) y saltos (McCaw y Cerullo, 1999; Riemann *et al*, 2002), son escasos y con resultados controversiales. Éstos se exponen a continuación.

2.7. Vendaje funcional en saltos y agilidad.

La utilización del VFPT es de gran importancia para prevenir esguinces laterales de tobillo ((a) Cumps *et al*, 2007). Los estudios que relacionan el VF y actividades dinámicas en deportistas presentan resultados controversiales y no se ha llegado a consenso que determine si éste influye o no en el desempeño físico de las capacidades de un deportista, lo que puede hacer

sospechar un posible efecto perjudicial sobre su rendimiento (MacKean *et al*, 1995).

Con respecto a las pruebas de salto, Burks y colaboradores en el año 1991, describen que disminuyó el rendimiento del salto vertical entre 3,4% a 4,6% para deportistas con VFPT. Además, otros autores han descrito una disminución del mismo (Juvenal, 1972; Mayhew, 1972; Paris, 1992; Verbrugge, 1996; Metcalfe *et al*, 1997). El análisis se centra en la restricción que podría generar el VF en la flexión plantar (Bunch *et al*, 1985; Gross *et al*, 1987; Rovere *et al*, 1988), afectando la propulsión del cuerpo y por lo tanto, el desempeño del salto vertical. Por otra parte, en el estudio de Van Dam y Ruhling en 1975, no se encontraron diferencias significativas en el desempeño de las pruebas de salto vertical y horizontal. Así mismo, otros autores apoyan dicha afirmación (Paris, 1992; Bocchinfuso *et al*, 1994; Macpherson *et al*, 1995; Pienkowski *et al*, 1995; Locke *et al*, 1997). Por tanto, se determina que aún existe discusión respecto a la influencia del VFPT en el salto vertical (Bunch *et al*, 1985; Gross *et al*, 1987; Rovere *et al*, 1988).

Con respecto a las pruebas de agilidad, estudios señalan que el VF no afecta el desempeño de éstas (Mayhew, 1972; Paris, 1992; Bocchinfuso *et al*, 1994; Verbrugge, 1996), sin embargo, Metcalfe y colaboradores en el año 1997, observaron que el VF disminuyó significativamente el rendimiento en pruebas de agilidad multidireccional.

En general, aún existe poca información acerca de cómo se comporta el VF de manera dinámica (Cordova *et al*, 2002) y aún está en debate la influencia de éste en el desempeño físico de las capacidades deportivas,

De esta manera, se propone investigar la influencia del VFPT en el desempeño físico de las capacidades condicionales y coordinativas de las jugadoras de baloncesto.

3. HIPÓTESIS

El uso del vendaje funcional profiláctico de tobillo influye en el desempeño físico de la fuerza explosiva y la agilidad, de las jugadoras de baloncesto de la “Asociación de *Basketball* de Viña del Mar”.

4. OBJETIVO GENERAL

Analizar el desempeño físico de la fuerza explosiva y la agilidad, de las jugadoras de baloncesto de la “Asociación de *Basketball* de Viña del Mar”, a través de los *tests* físicos: *Abalakov*, *Sargent*, Carrera lateral y Carrera cuatro puntas, sin y con vendaje funcional profiláctico de tobillo.

5. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Evaluar el desempeño físico de la fuerza explosiva en las jugadoras de baloncesto de la Asociación de *Basketball* de Viña del Mar, a través de los *tests* físicos *Abalakov* y *Sargent*, sin y con el uso de vendaje funcional profiláctico de tobillo.

2. Evaluar el desempeño físico de la agilidad en las jugadoras de baloncesto de la Asociación de *Basketball* de Viña del Mar, a través de los *tests* físicos Carrera lateral y Carrera cuatro puntas, sin y con el uso de vendaje funcional profiláctico de tobillo.

3. Comparar los resultados obtenidos por las jugadoras de baloncesto de la Asociación de *Basketball* de Viña del Mar, en el *test* físico denominado *Abalakov* sin y con el uso de vendaje funcional profiláctico de tobillo.

4. Comparar los resultados obtenidos por las jugadoras de baloncesto de la Asociación de *Basketball* de Viña del Mar, en el *test* físico denominado *Sargent*, sin y con el uso de vendaje funcional profiláctico de tobillo.

5. Comparar los resultados obtenidos por las jugadoras de baloncesto de la Asociación de *Basketball* de Viña del Mar, en el *test* físico denominado Carrera lateral, sin y con el uso de vendaje funcional profiláctico de tobillo.

6. Comparar los resultados obtenidos por las jugadoras de baloncesto de la Asociación de *Basketball* de Viña del Mar, en el *test* físico denominado Carrera cuatro puntas, sin y con el uso de vendaje funcional profiláctico de tobillo.

6. MATERIALES Y MÉTODO

6.1. Población y muestra.

La población corresponde a las jugadoras de baloncesto de la Región de Valparaíso, de la cual se seleccionó a las jugadoras de baloncesto de la “Asociación de *Basketball* de Viña del Mar”, de los equipos “Aconcagua” y “Villa Moderna”, conformando un total de 40 participantes.

6.1.1 Descripción de sujetos.

Sujetos de sexo femenino, entre 18 y 23 años, integrantes de los equipos: “Aconcagua” y “Villa Moderna” de la “Asociación de *Basketball* de Viña del Mar”, que tengan un año de entrenamiento como mínimo. Realizan 3 sesiones de entrenamiento durante la semana, cumpliendo 6 a 8 horas de práctica semanal. Para participar en el estudio se requirió firmar el consentimiento informado (Ver Anexo N° 2).

6.1.1.1. Criterios de exclusión.

- Presentar esguince de tobillo lateral grado 1, 2, 3 o cualquier patología traumatológica aguda que afecte a la articulación de tobillo, rodilla y cadera, de ambas extremidades inferiores.

- Haber sufrido lesiones de tobillo y extremidades inferiores sin tratamiento kinésico.
- Presentar deformaciones congénitas o condiciones degenerativas.
- Alteración de la circulación.
- Cualquier contraindicación del VF: alergias al material utilizado, trastornos tróficos, vasculares y neurosensitivos.

Del total de 40 jugadoras de baloncesto, 2 de ellas se negaron a participar del estudio, 4 presentaron esguinces de tobillo crónicos, 1 padecía esguince de tobillo agudo y 2 de ellas presentaron lesiones en la rodilla. Finalmente la muestra se conformó de 31 jugadoras de baloncesto hasta el término del estudio.

6.2. Materiales.

Dentro de los materiales que se utilizaron en el estudio de investigación se encuentran:

- 1 Cronómetro Casio *Water Resist 50M Lap Memory 10*.
- 1 Pesa SECA *Modell 713*
- 1 Huincha métrica metálica 5 [m] x 19 [mm] P & C JH5019 16ft.
- 1 Cinta adhesiva: *Masking tape Tesa 40 x 24*.
- 3 Tablas de madera de 15 [cm] x 7 [cm] x 2 [cm].

- 5 Tizas blancas.
- 4 Cartulinas negras.
- 1 Silbato deportivo Fox 40.
- 1 *Scotch Magic Tape* 3M 19 [mm] x 25,4.
- 18 *Adhesive Plaster* B.P. 5 [cm] x 5 [m].

6.3. Recolección de datos.

La recolección de datos se realizó durante 2 semanas del mes de Octubre del año 2008, en el “Gimnasio del Club Deportivo de la Asociación de *Basketball* de Viña del Mar”, donde entrenan regularmente los equipos de baloncesto femenino: “Aconcagua” y “Villa Moderna”. Se utilizó una tabla de datos para cada uno de los participantes (Ver Anexo N° 3).

6.4. Procedimiento

Previo a la aplicación del VFPT (técnica de Egocheaga en el año 2005), en las jugadoras de baloncesto, se realizó una capacitación práctica por un Kinesiólogo sobre este vendaje, durante el mes de Agosto y Septiembre del 2008. Se realizó el VFPT (técnica de Egocheaga en el año 2005) en 18 sujetos, vendando ambos pies de cada uno de ellos (36 veces). El

Kinesiólogo a cargo certificó que la técnica de vendaje fuera realizada de manera correcta.

Luego se realizó una capacitación con una Profesora de Educación Física, en relación a la voz de mando, indicaciones y realización del circuito para aplicar los 4 *tests* físicos,

Como control de los *tests* físicos y del vendaje, se dividieron los roles de cada una de las investigadoras:

1. Aplicación del VFPT.
2. Evaluación de las jugadoras en los *tests* físicos *Abalakov* y *Sargent*.
3. Evaluación de las jugadoras en los *tests* físicos Carrera lateral y Carrera cuatro puntas.

Una vez terminado el proceso de capacitación, se inició la evaluación de las jugadoras de baloncesto de la “Asociación de *Basketball* de Viña del Mar”, de los equipos “Aconcagua” y “Villa Moderna” en el Gimnasio del *Club* Deportivo de Viña del Mar, las cuales fueron sometidas a los 4 *tests* físicos: *Abalakov*, *Sargent*, Carrera lateral y Carrera de cuatro puntas, con el fin de medir las capacidades: fuerza explosiva y agilidad.

La primera medición se realizó sin VFPT (medición 1) y la segunda medición con él (medición 2), aplicado en el pie dominante de las jugadoras. Entre ambas mediciones transcurrieron 7 días.

Antes de las mediciones 1 y 2, se realizó un calentamiento de forma individual que consistió en 3 vueltas a la cancha (15 [m] x 28 [m]) con trote suave y elongación tanto de extremidad superior como inferior, durante 5 minutos. Es importante mencionar que en la medición 2, el calentamiento se realizó con el VFPT aplicado a cada uno de los sujetos. Posteriormente se realizaron los 4 *tests* físicos en el siguiente orden: *Abalakov*, *Sargent*, Carrera lateral y Carrera de cuatro puntas, realizando 3 intentos, con un descanso de 2 minutos entre cada uno (Figura 6).

6.4.1. Técnica de vendaje funcional utilizada.

1. Partiendo desde la posición inicial (Figura 1a), se colocan 2 tiras de anclaje; una se dispone 4 traveses de dedo por encima de los maléolos (Figura 1b) mientras que la otra se coloca sobre la parte media de la planta del pie (Figura 1c).
2. El tobillo se dispone en una posición de 90°, la cual se mantiene durante todo el vendaje (Figura 1d).
3. Se colocan de 3 tiras de estribos superpuestas en un 50% de manera que cubran totalmente la zona ocupada por ambos maléolos (Figura 1e y 1f).
4. Partiendo de la parte interna del tobillo (al ser el esguince más frecuente el del ligamento lateral externo), se inicia una tira en estribo que en vez de

acabar como tal, se finaliza en el mismo sitio de inicio (Figura 1g). El número de tiras así colocadas dependerá del grado de inmovilización que se desee aplicar. Este será mayor cuanto más sea el número de tiras empleadas.

5. La zona del talón queda libre de vendaje (Figura 1h). El vendaje se termina cerrando las ventanas (Figura 1i).

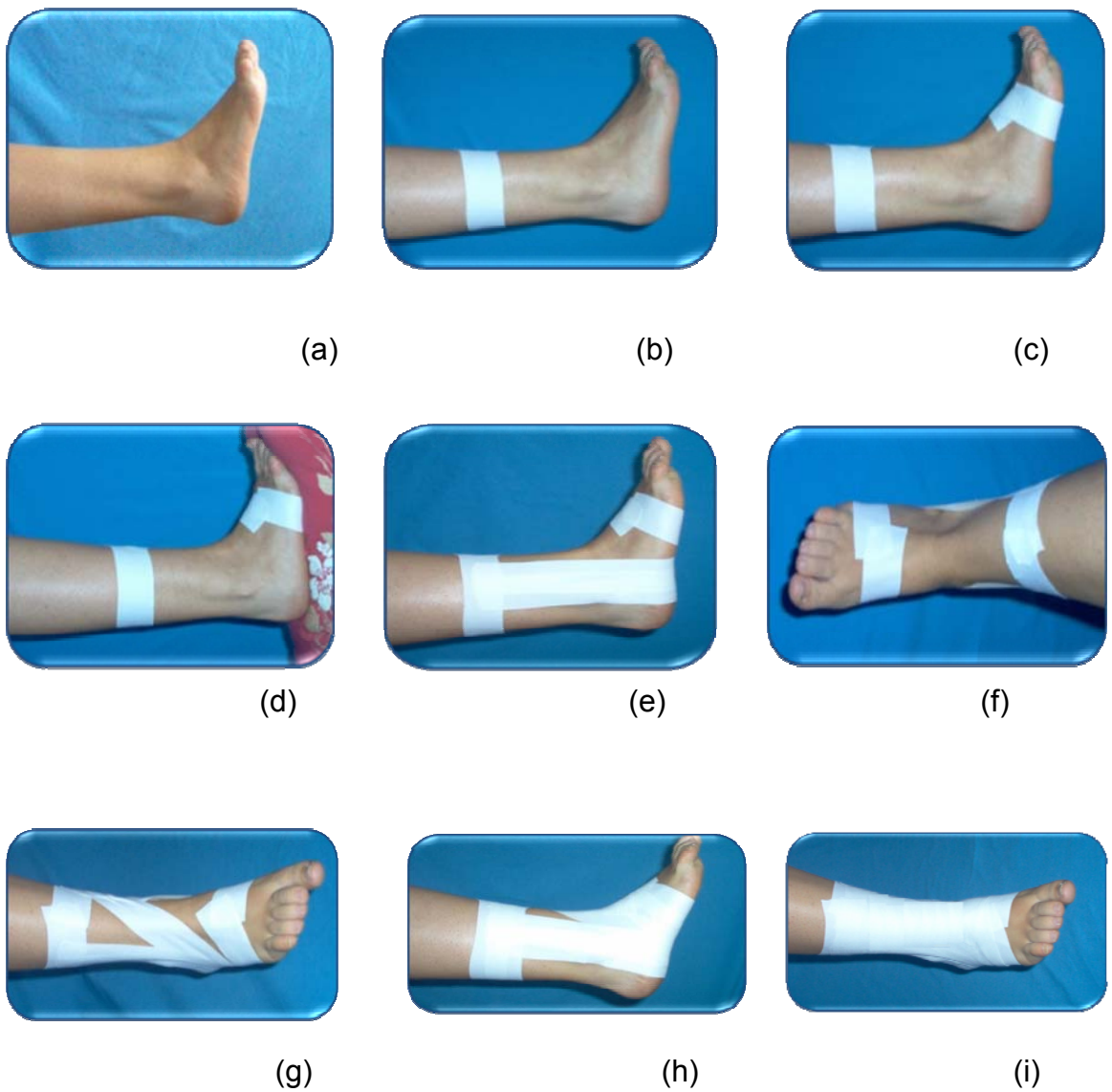


Figura 1: Descripción de la técnica de VF utilizada. (a): Posición inicial en 90°. (b): Anclaje, 4 traveses de dedo sobre maléolos. (c): Anclaje en el mediopié. (d): Posición neutra que se mantiene durante toda la aplicación del vendaje. (e-f): Estribos desde medial a lateral. (g): Estribo que comienza y termina por medial. (h): Talón queda libre. (i): El vendaje se termina cerrando las ventanas.

6.4.2. Test físicos utilizados.

En la metodología del presente estudio, se realizaron 4 *tests* físicos, con el fin de valorar las capacidades: fuerza explosiva y agilidad: *Abalakov*, *Sargent*, Carrera lateral y Carrera cuatro puntas. Éstos fueron seleccionados, ya que son descritos con mayor frecuencia en estudios de desempeño físico y entrenamiento deportivo, como el de Metcalfe y colaboradores en 1997, Salaj y colaboradores en el 2007 y Meana y colaboradores en el 2008. Además, el baloncesto implica: saltos (Kofotolis y Kellis, 2007), cambios de dirección y sentido (Thacker *et al*, 1999; (b) Cumps *et al*, 2007) y movimientos de aceleración y desaceleración (Greene y Wight, 1990), los cuales se representan en dichos *tests* físicos.

Por otra parte, tras realizar un análisis biomecánico, se determinó que estos *tests* físicos solicitan al tobillo en sus 3 planos y ejes de movimiento, pudiendo reproducir el principal mecanismo de lesión de un esguince lateral de tobillo.

6.4.2.1 Test de Abalakov (“saltar y alcanzar”) (Rodríguez *et al*, 1995).

El objetivo es valorar la fuerza explosiva de la musculatura de los miembros inferiores.

El sujeto, con la yema de sus dedos entalcadas, se coloca de costado a la pared. Con el brazo extendido y sin despegar los talones del piso, marca el lugar más alto al que puede llegar con sus dedos (Figura 2a). A continuación, se efectúa un movimiento preparatorio y salta lo más alto posible, marcando nuevamente con sus dedos en el punto más elevado que los mismos hayan logrado alcanzar (Figura 2b). Se mide la distancia que separa a ambas marcas.

La evaluación se expresa en centímetros por cada salto realizado o mediante el promedio de ellos. Se aconseja hacer como mínimo 2 saltos, separados por 2 minutos de recuperación

Observaciones: *Abalakov* no es un *test* de potencia, a menos que sus resultados se incorporen a una ecuación que contemple el peso corporal del sujeto. Sus resultados están estrechamente correlacionados con rendimiento deportivo.



Figura 2: *Test Abalakov* (a): Sujeto marca su máximo alcance sin despegar los talones del piso. (b): Sujeto marca su máximo alcance, posterior al salto.

6.4.2.2. Test de Sargent (salto largo, sin impulso) (Rodríguez *et al*, 1995).

El objetivo es medir la fuerza explosiva de la musculatura de los miembros inferiores.

El deportista de pie sobre la zona de impulso (Figura 3a), flexiona sus piernas todo lo posible llevando ambos brazos hacia atrás (Figura 3b) y salta hacia delante lo más lejos que pueda (Figura 3c). Se mide desde el borde de la zona de impulso hasta la parte de los talones más cercana a dicho borde.

La evaluación se consigna en metros y centímetros que expresan la distancia alcanzada en el salto.

Observaciones: Es indudable que el *Test Abalakov* se ha constituido en la forma más popular de evaluar la potencia de miembro inferior, el *Test de Sargent* en su variante más común tiene mayor correlación con el rendimiento en los saltos horizontales y algunos saltos de la gimnasia deportiva. A pesar de que ambos *tests* valoran la fuerza explosiva de los miembros inferiores, el último no posee una ecuación que permita medir específicamente la potencia mecánica, a diferencia del *Test de Abalakov*.



(a)



(b)



(c)

Figura 3: *Test Sargent*. (a): Sujeto de pie sobre la zona de impulso. (b): Sujeto flexiona las piernas y lleva ambos brazos hacia atrás. (c) Sujeto salta hacia adelante lo más lejos posible.

6.4.2.3. Test Carrera lateral (Esper, 2000)

Corresponde a un *test* de agilidad, donde se realizan 2 marcas en el suelo a 3 metros una de la otra. Se deja al lado de cada marca un bloque de madera de 15 [cm] x 7 [cm] x 2 [cm] (Figura 4a). A la orden, el jugador debe salir con desplazamiento defensivo lateral con un bloque en sus manos (Figura 4b). Al llegar al otro extremo, cambia el bloque por el que está en el suelo (Figura 4c). Retorna al punto de inicio y vuelve a cambiar el bloque (Figura 4d). La evaluación del tiempo se expresa en segundos.



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 4: *Test* Carrera lateral: (a): Sujeto en posición defensiva. (b): Desplazamiento defensivo lateral con bloque en la mano. (c): Cambio de bloques. (d): Retorno al punto de inicio y cambio de bloques.

6.4.2.4. Test Carrera cuatro puntas (Esper, 2000)

Corresponde a un *test* de agilidad, donde la posición de inicio es de espaldas al centro de la cruz marcada en el suelo. A la orden, el jugador se desplaza de espaldas hasta pisar la cruz central y luego, corre con velocidad hasta el próximo vértice con carrera de frente, y así sucesivamente va repitiendo el movimiento hasta llegar a la posición de partida.

Se mide el tiempo que el sujeto tarda en cumplir la prueba, expresándolo en segundos.



(a)



(b)



(c)



(d)



(e)

Figura 5: *Test Carrera cuatro puntas:* (a): El sujeto se ubica en la punta inferior de las cuatro cruces marcadas en el piso y corre de espaldas hacia el centro. (b): Realiza carrera lateral hacia la izquierda y retorna al centro. (c): Realiza carrera lateral hacia la derecha y retorna al centro. (d): Corre de espalda hacia la punta superior. (e) Regresa al punto de partida con carrera de frente.

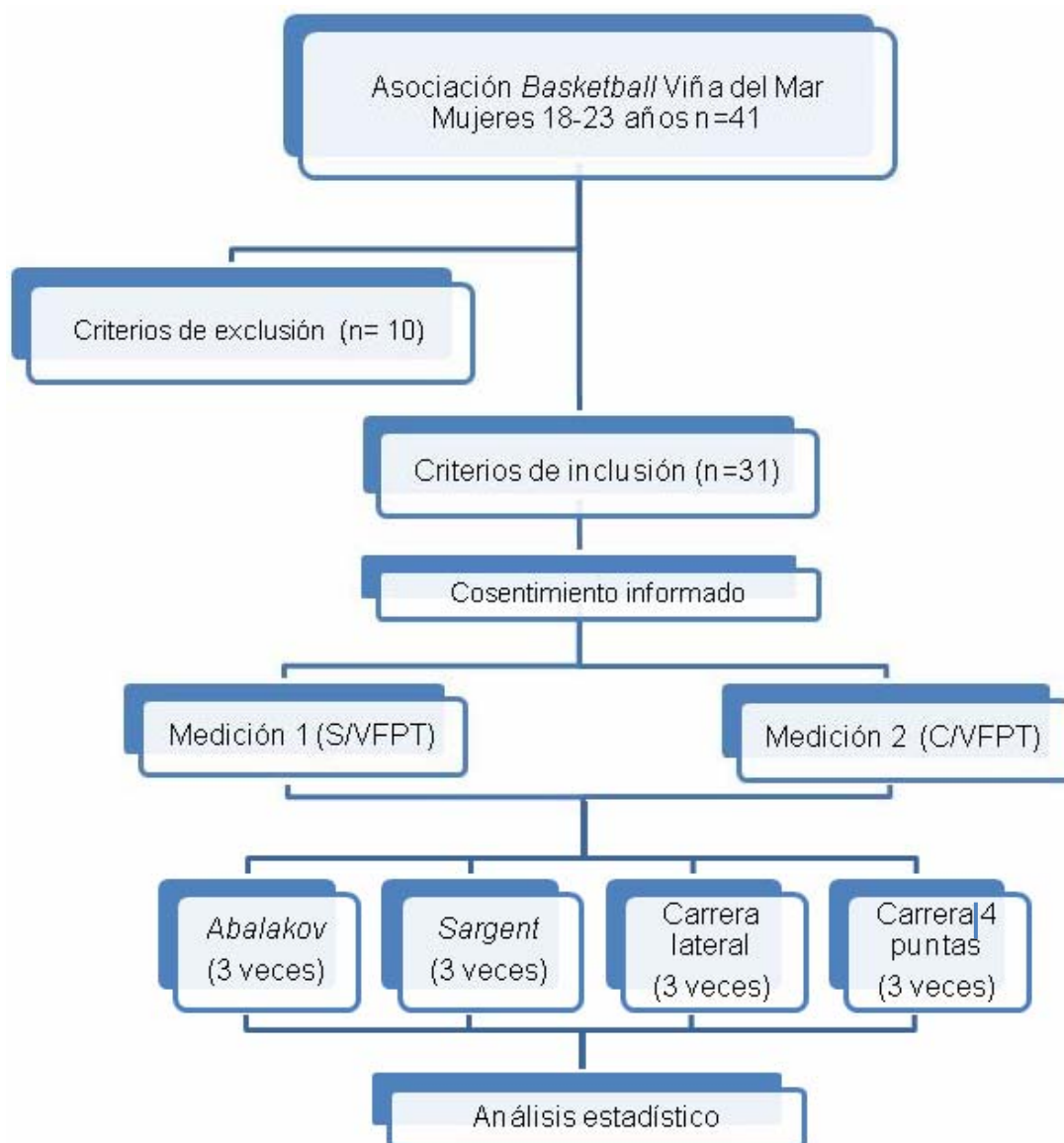


Figura N° 6: Procedimiento del estudio realizado a las jugadoras de baloncesto de la Asociación de *Basketball* de Viña del Mar.

7. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Se utilizó el *test* de “*Shapiro-Wilk*” para comprobar si se cumple el supuesto de normalidad para cada uno de los 4 *tests* físicos con y sin VFPT. Al verificar que las variables presentan una distribución normal, se utilizó el *test t* para la comparación de medias en muestras pareadas.

Para comparar el desempeño físico de las capacidades: fuerza explosiva y agilidad, sin y con VFPT, se utilizaron gráficos de barra, donde se exponen los promedios de los 4 *tests* físicos: *Abalakov*, *Sargent*, Carrera lateral y Carrera cuatro puntas.

8. RESULTADOS

8.1. Valores obtenidos para los tests físicos Abalakov, Sargent, Carrera lateral y Carrera cuatro puntas en la medición 1 (Sin VFPT) y medición 2 (Con VFPT).

A continuación se presentan los resultados de los 4 tests físicos realizados por las jugadoras de baloncesto de la Asociación de *Basketball* de Viña del Mar sin y con VFPT.

Tabla 2: Valores obtenidos para los tests físicos en medición 1 (Sin VFPT) y 2 (Con VFPT).

Test	VFPT	Promedio	Min.	Máx.
Test Abalakov [cm]	Sin VFPT	32.95 +- 6,89	23,00	47,00
	Con VFPT	32.53 +- 5,88	21,00	46,00
Test Abalakov [W]	Sin VFPT	2736,5 +- 0,169	2002,9	3683,5
	Con VFPT	2714,9 +- 0,168	1838,1	3744,2
Test Sargent [m]	Sin VFPT	1,61 +- 0,18	1,21	1,90
	Con VFPT	1,59 +- 0,17	1,22	1,92
Test Carrera lateral [s]	Sin VFPT	3,45 +-0,49	2,77	4,42
	Con VFPT	3,48 +- 0,43	2,73	4,58
Test Carrera cuatro puntas [s]	Sin VFPT	10,26 +- 0,79	8,95	12,13
	Con VFPT	10,36 +- 0,70	9,30	12,43

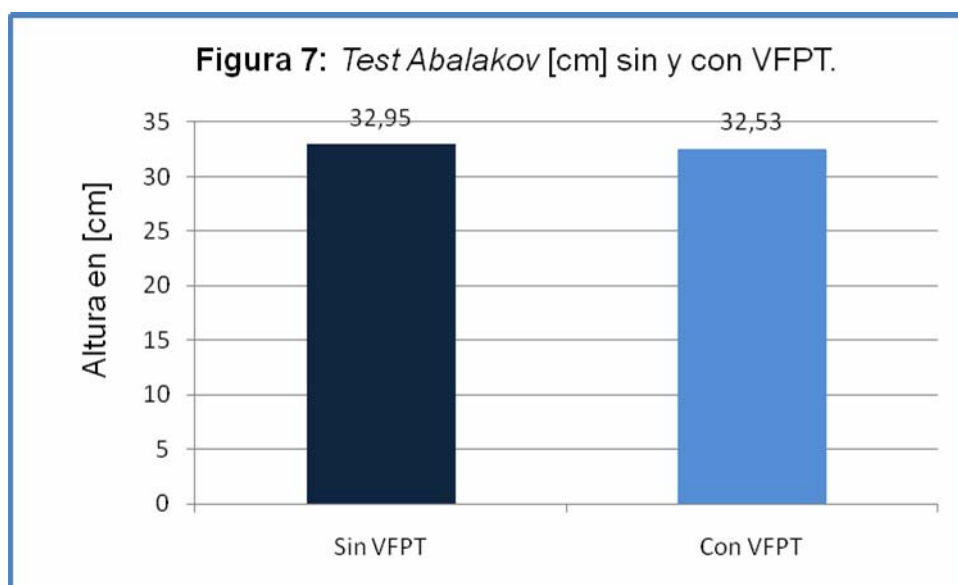
Fuente: tomada de tests aplicados a 31 jugadoras de baloncesto de la Asociación de *Basketball* de Viña del Mar.

En la tabla 2 se exponen los resultados de las mediciones para cada uno de los *tests* físicos: *Abalakov* [cm], *Abalakov* [W], *Sargent* [m], Carrera lateral [s] y Carrera cuatro puntas [s]. Se puede observar que para cada uno de los *tests* físicos, ambos promedios no muestran diferencias significativas. Así, para el *test Abalakov* [cm] sin VF corresponde a un promedio de 32.95 [cm] y con VF 32.53 [cm]. Para el *test Abalakov* [W] sin VF corresponde a un promedio de 2736,5 [W] y con VF 2714,9 [W]. Para el *test Sargent*, sin VF el promedio fue de 1.61 [m] y con VF fue 1.59 [m]. En la Carrera lateral, el promedio sin VF corresponde a 3.45 [s] y con VF a 3.48 [s]. En la Carrera cuatro puntas, el promedio sin VF es 10.26 [s] y con VF es 10.36 [s].

8.2. Análisis de los tests físicos

8.2.1. Análisis del Test Abalakov [cm]

Los resultados obtenidos del *test t*, entregan un valor *p* de 0,3970. Esto indica que no hay evidencia suficiente que permita concluir que el VFPT influya de algún modo en el desempeño físico de las jugadoras de baloncesto en el *test Abalakov* (medido en cm).



VFPT: Vendaje Funcional Profiláctico de Tobillo

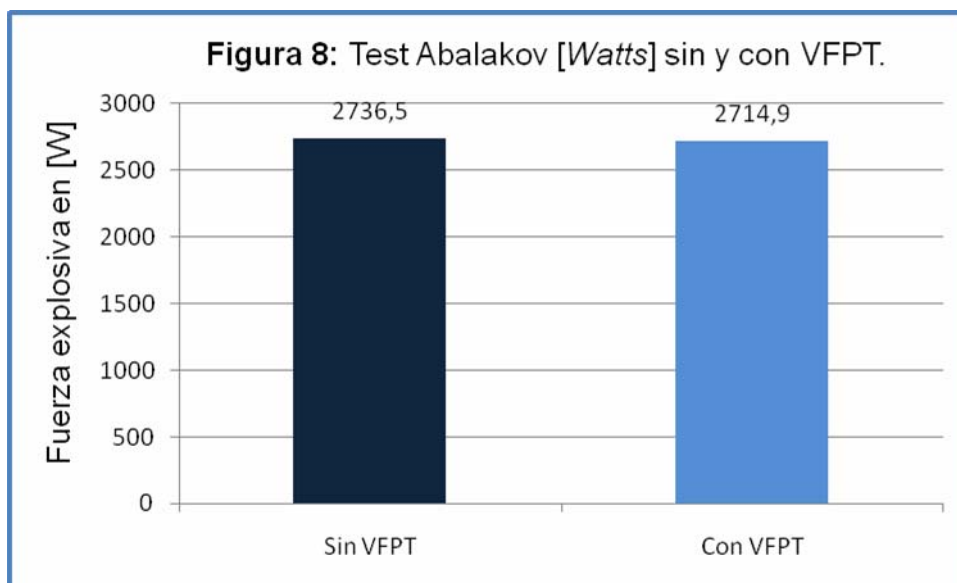
Las barras significan el promedio del desempeño físico de las jugadoras sin y con VFPT en el *Test Abalakov* [cm].

La figura 7 muestra el gráfico de barras que compara los promedios del *test Abalakov* (medido en cm) sin y con VFPT, siendo estos 32,95 y 32,53 centímetros respectivamente. En la medición sin VFPT, se observa un leve

aumento en la altura de salto de las jugadoras, sin embargo, este no es significativo, ya que el valor p es de 0,3970.

8.2.2. Análisis del Test Abalakov (W)

Los resultados obtenidos del *test t*, entregan un valor p de 0,849. Esto indica que no hay evidencia suficiente que permita concluir que el VFPT influya de algún modo en el desempeño físico de las jugadoras de baloncesto en el *test Abalakov* (medido en *Watts*).



VFPT: Vendaje Funcional Profiláctico de Tobillo

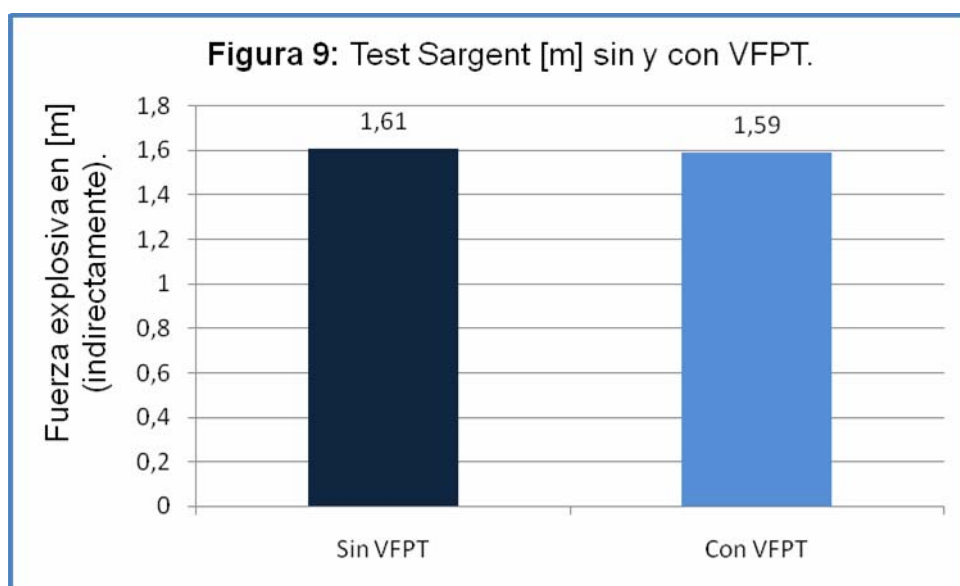
Las barras significan el promedio del desempeño físico de las jugadoras sin y con VFPT en el *Test Abalakov* [W].

La figura 8 muestra el gráfico de barras que compara los promedios del *test Abalakov* (medido en *Watts*) sin y con VFPT, siendo estos 2736,5 y 2714,9 *Watts* respectivamente. En la medición sin VFPT, se observa un leve

aumento en la potencia de salto de las jugadoras, sin embargo, este no es significativo, ya que el valor p es de 0,849.

8.2.3. Análisis del Test Sargent

Los resultados obtenidos del *test t*, entregan un valor p de 0,3155. Esto indica que no hay evidencia suficiente que permita concluir que el VFPT influya de algún modo en el desempeño físico de las jugadoras de baloncesto en el *test Sargent*.



VFPT: Vendaje Funcional Profiláctico de Tobillo

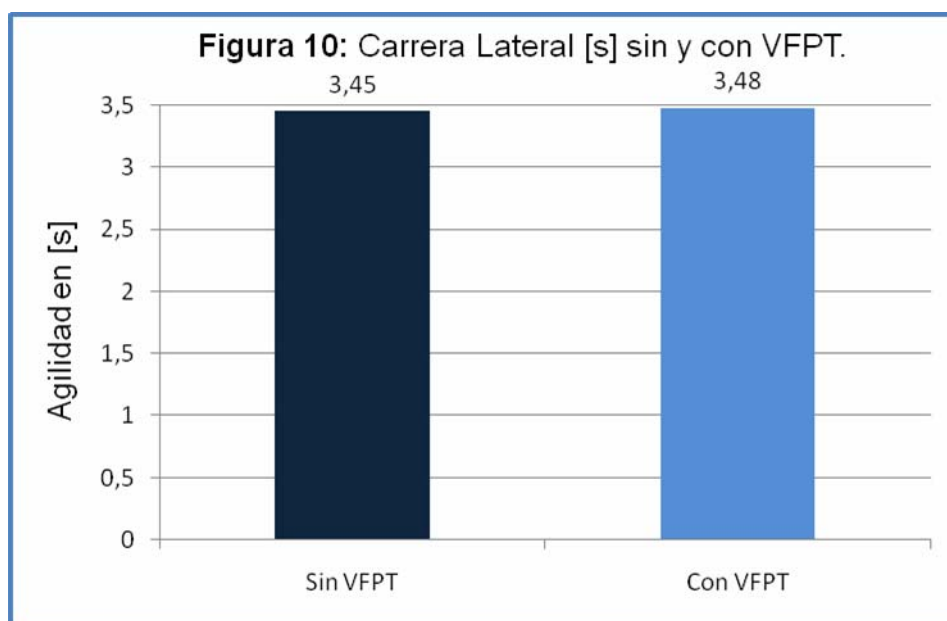
Las barras significan el promedio del desempeño físico de las jugadoras sin y con VFPT en el *Test Sargent* [m].

La figura 9 muestra el gráfico de barras que compara los promedios del *test Sargent* sin y con VFPT, siendo estos 1,61 y 1,59 metros respectivamente. En la medición sin VFPT, se observa un leve aumento en

la distancia de salto de las jugadoras, sin embargo, este no es significativo, ya que el valor p es de 0,3155.

8.2.4. Análisis del Test Carrera Lateral

Los resultados obtenidos del *test t*, entregan un valor p de 0,6953. Esto indica que no hay evidencia suficiente que permita concluir que el VFPT influya de algún modo en el desempeño físico de las jugadoras de baloncesto en el *test* Carrera lateral.



VFPT: Vendaje Funcional Profiláctico de Tobillo

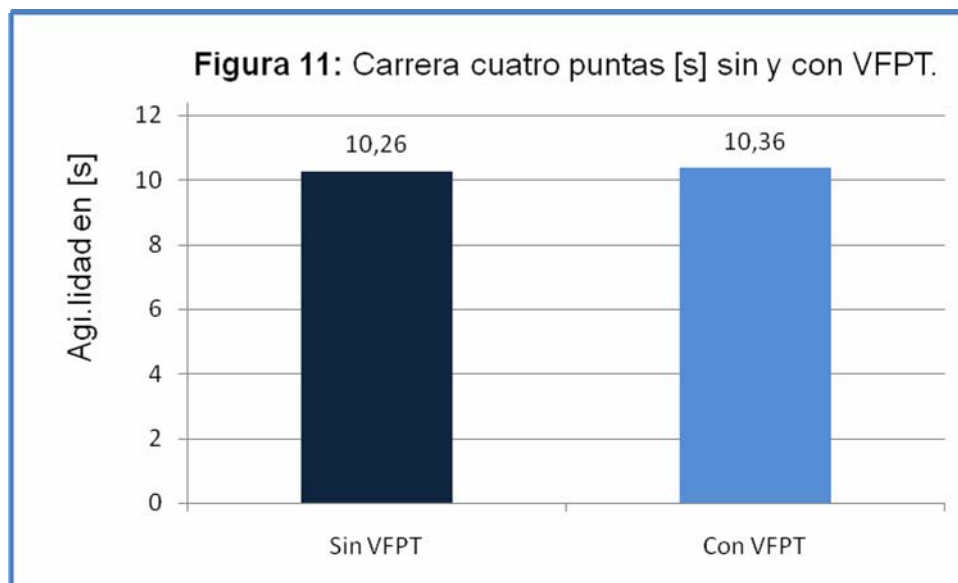
Las barras significan el promedio del desempeño físico de las jugadoras sin y con VFPT en el *Test* Carrera lateral [s].

La figura 10 muestra el gráfico de barras que compara los promedios del *test* Carrera lateral sin y con VFPT, siendo estos 3,45 y 3,48 segundos respectivamente. En la medición sin VFPT, se observa una leve disminución

del tiempo de ejecución del *test*, sin embargo, esta no es significativa, ya que el valor p es de 0,6953.

8.2.5. Análisis del Test Carrera cuatro puntas

Los resultados obtenidos del *test t*, entregan un valor p de 0,1437. Esto indica que no hay evidencia suficiente que permita concluir que el VFPT influya de algún modo en el desempeño físico de las jugadoras de baloncesto en el *test* Carrera cuatro puntas.



VFPT: Vendaje Funcional Profiláctico de Tobillo

Las barras significan el promedio del desempeño físico de las jugadoras sin y con VFPT en el *Test* Carrera cuatro puntas [s].

La figura 11 muestra el gráfico de barras que compara los promedios del *test* Carrera cuatro puntas sin y con VFPT, siendo estos 10,26 y 10,36 segundos respectivamente. En la medición sin VFPT, se observa una leve

disminución del tiempo de ejecución del *test*, sin embargo, esta no es significativa, ya que el valor p es de 0,1437.

Por lo tanto, al comprobarse que el uso del VFPT no influye en el desempeño físico de las capacidades: fuerza explosiva y agilidad, de las jugadoras de baloncesto de la “Asociación de *Basketball* de Viña del Mar” en los *test*: *Abalakov*, *Sargent*, Carrera lateral y Carrera cuatro puntas, no se rechaza la hipótesis nula, dado que no existe una diferencia estadísticamente significativa.

9. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en el presente estudio realizado a las jugadoras de baloncesto de la “Asociación de *Basketball* de Viña del Mar”, señalan que no existe diferencia significativa en el desempeño físico de las capacidades: fuerza explosiva y agilidad, medidas a través de los *tests* físicos: *Abalakov*, *Sargent*, Carrera lateral y Carrera cuatro puntas, sin y con VFPT. El análisis estadístico de estos resultados se exponen en la tabla 2, donde además se muestran los promedios para cada uno de los *tests* físicos sin y con VFPT. Estos se grafican en las figuras 7, 8, 9, 10 y 11.

Con respecto a la fuerza explosiva, específicamente el salto vertical (*Test Abalakov*), los resultados obtenidos en esta investigación no mostraron diferencias significativas (32,95 [cm] (S/VFPT) y 32,53 [cm] (C/VFPT), al igual que el estudio de Verbrugge en 1996 (61,72 [cm] (S/VFPT) y 59.94 [cm] (C/VFPT) y el de Metcalfe y colaboradores en 1997 (39.44 [cm] (S/VFPT) y 37.69 [cm] (C/VFPT). Además, Van Dam y Ruhling en 1975, no encontraron diferencias en el desempeño físico de los *tests* de salto vertical y horizontal. Sin embargo, estos hallazgos se contraponen con el estudio de Burks y colaboradores en el año 1991, quienes describen una disminución en el rendimiento del salto vertical entre 3,4% a 4,6% para los sujetos que utilizaron VFPT; y con el estudio de Paris en 1992 que también demostraron una disminución del rendimiento en esta prueba (23.50 [cm] (S/VFPT) y 22.94 [cm] (C/VFPT). Además, los estudios de: Juvenal en 1972, Mayhew en

1972, París en 1992 y Metcalfe y colaboradores en 1997, han descrito que el VFPT al ubicarse por anterior y posterior al eje talo-crural, restringe la flexo-extensión de tobillo, movimiento que puede impedir el buen desempeño físico del salto vertical.

Por tanto, se reafirma que hay controversia respecto a la influencia del VFPT en el salto vertical. Estas disimilitudes encontradas por los autores mencionados, se pueden deber a: los tipos de deportes analizados (Abdenour *et al*, 1979), la diversidad de *tests* utilizados en las mediciones de la fuerza explosiva (Juvenal 1972, Wiley y Nigg, 1996), la unidad de medición de la variable, pudiendo ser en centímetros o watts, los instrumentos de medición: plataforma de fuerza o simplemente mediante una huincha métrica y por último a la falta de estudios comparativos entre las diferentes técnicas de VFPT (Callaghan, 1997). Así mismo, Wilkerson en el año 2002, asevera que no existe consenso de una técnica específica para la profilaxis de tobillo. La técnica utilizada en este estudio, fue descrita por Egocheaga en el año 2005, elegida por el adecuado nivel de restricción para deportistas y por la posición neutra de tobillo que se utiliza al aplicar el vendaje.

Con respecto a la agilidad, París en el año 1992 concluyó que el VFPT no influye en el desempeño de ésta, ya que tanto el grupo control como el grupo que utilizó vendaje, obtuvieron resultados similares en la prueba de agilidad (11.69 [s] (S/VFPT) y 11.53 [s] (C/VFPT)). Lo mismo ocurrió en el estudio de

Verbrugge en 1996, donde ambos grupos obtuvieron un promedio de 11.90 [s] al realizar la prueba de agilidad. Metcalfe y colaboradores en 1997 llegaron a la misma conclusión (12.05 [s] (S/VFPT) y 12.37 [s] (C/VFPT). Estos resultados corroboran los obtenidos en el presente estudio, donde no se observó diferencia significativa en las pruebas de agilidad (Carrera lateral: 3,45 [s] (S/VFPT) y 3,48 [s] (C/VFPT) y Carrera cuatro puntas: 10,26 [s] (S/VFPT) y 10,36 [s] (C/VFPT)) realizadas sin y con VFPT.

Por otra parte, es necesario mencionar que el uso del VFPT se ve influido por: costo, comodidad, preferencia personal, profesional capacitado para su aplicación (Firer, 1990; Bennell y Mc Crory, 1992) y consenso de la técnica (Callaghan, 1997; Wilkerson, 2002).

Finalmente, Rarick y colaboradores en 1962 determinaron que después de 10 a 20 minutos de ejercicio vigoroso, la restricción otorgada por el VFPT disminuye a un 40%-50%. Así, autores como Hume y Gerrard en 1998, refieren que puede ser conveniente cambiar o reforzar el vendaje cada cierto tiempo. No obstante, posterior a 10 a 20 minutos, todavía existe una restricción de la inversión en comparación con el tobillo sin VF (Laughman *et al*, 1980; Gross, 1991; Greene y Wight, 1990; Sitler y Horodyski, 1995). En el presente estudio, los *tests* físicos se realizaron en un tiempo inferior a 20 minutos, por lo que no disminuiría la eficacia del VFPT durante el ejercicio, conservando así sus propiedades mecánicas (Laughman *et al*, 1980; Fumich *et al*, 1981; Greene y Hillman, 1990; Gross *et al*, 1991; Martin y Harter, 1993;

Gross *et al*, 1994; Metcalfe *et al*, 1997; Callaghan, 1997; Hume y Gerrard, 1998).

Las investigaciones revisadas son controversiales, sin embargo, entregan información para realizar comparaciones con los resultados obtenidos en el presente estudio, permitiendo debatir y finalmente concluir.

10. CONCLUSIÓN

En el presente estudio se concluye que el VFPT no influye en el desempeño físico de las jugadoras de baloncesto en los 4 *test* físicos que miden las capacidades fuerza explosiva y agilidad: *Abalakov*, *Sargent*, Carrera lateral y Carrera cuatro puntas; corroborando estos hallazgos con los estudios de Van Dam y Ruhling en 1975, Paris en 1992, Verbrugge en 1996 y Metcalfe y colaboradores en 1997.

Se debe tener en cuenta que la profilaxis de tobillo se ve opacada si el movimiento restringido impide un adecuado desempeño físico, siendo una consideración sustancial para determinar, como kinesiólogo(a), el tipo de profilaxis a utilizar, garantizando el desempeño físico de los deportistas. Por lo tanto, la profilaxis del esguince de tobillo y el desempeño físico, son los pilares fundamentales que se deben tener en cuenta, ya que ambos deben ser efectivos para garantizar la protección y a la vez la competitividad de los deportistas.

La información otorgada en este estudio, apoya el uso del VFPT como instrumento de profilaxis, ya que no influye en el desempeño físico de la agilidad y de la fuerza explosiva, en las jugadoras de baloncesto de la “Asociación de *Basketball* de Viña del Mar”. Además, refuerza el marco teórico y sobre todo las bases que sustentan la utilización del VFPT, tales como: restricción mecánica (*Feuerbach et al*, 1994; *Gallego et al*, 1995;

Wilkerson, 2002), información propioceptiva (Robbins *et al*, 1995, Lephart *et al*, 1997; Simoneau *et al*, 1997; Refshauge *et al*, 2000), activación de los músculos peroneos (Glick *et al*, 1976; Alt *et al*, 1999, Christou, 2004) y disminución de la velocidad de inversión en el tobillo (Ricard *et al*, 2000).

En base a estos antecedentes, es necesario a futuro efectuar estudios acerca de la eficacia del VFPT, en el baloncesto y/o otras disciplinas, en relación a los pilares fundamentales: profilaxis de esguince de tobillo y desempeño físico, obteniendo la incidencia total de esguinces de tobillo y evaluando el rendimiento de los deportistas. Otras consideraciones importantes son: llegar a un consenso de la técnica del VFPT, determinar el tiempo útil de éste y relacionarlo con el tiempo de partido, para garantizar su efectividad. Teniendo en cuenta todas estas aristas, se obtendrá más información relevante para masificar el uso del VFPT en variados deportes, especialmente aquellos más expuestos a lesiones de tobillo.

11. COMENTARIOS

La mención de algunas referencias “antiguas” en este estudio, obedece al hecho que investigadores actuales las validan en sus artículos, por lo que se estimó pertinente mantener la cita del autor original.

12. REFERENCIAS

1. Abdenour T, Saville W, White R, Abdenour M (1979). The effect of ankle taping up on torque and range of motion. *Athletic Training*; 14:227-228.
2. Alt W, Lohrer H, Gollhofer A (1999). Functional properties of adhesive ankle taping: neuromuscular and mechanical effects before and after exercise. *Foot Ankle Int.*; 20(4):238–245.
3. Alves J, Alday R, Ketcham D, Lentell G (1992). A comparison of the passive support provided by various ankle braces. *J Orthop Sports Phys Ther.*; 15(1):10–18.
4. Anderson D, Sanderson D, Henning E. (1995). The role of external nonrigid ankle bracing in limiting ankle inversion. *Clin J Sport Med.*; 5(1):18–24.
5. Ashby B, Delp S. (2006). Optimal control simulations reveal mechanisms by which arm movement improves standing long jump performance. *Journal of Biomechanics*; 39(9):1726–1734.
6. Ashton-Miller J, Ottaviani R, Hutchinson C, Wojtys E (1996). What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *Am J Sports Med*; 24(6):800–809.
7. Attarian D, McCrackin H, Devito D, McElhaney J, Garrett W (1985). Biomechanical characteristics of human ankle ligaments. *Foot Ankle*; 6(2):54–58.
8. Bahr R, Bahr I (1997). Incidence of acute volleyball injuries: a prospective cohort study of injury mechanisms and risk factors. *Scand J Med Sci Sports*; 7(3):166-171.
9. Bahr R, Karlsen R, Lian O, Ovrebo R (1994). Incidence and mechanisms of acute ankle inversion injuries in volleyball: a retrospective cohort study. *Am J Sports Med.*; 22(5):595–600.
10. Barrett J, Tanji J, Drake C, Fuller D, Kawasaki R, Fenton R (1993). High-versus low-top shoes for the prevention of ankle sprains in basketball players. A prospective randomised study. *American Journal of Sports Medicine*; 21: 582-585.
11. Bennell K, McCrory P (1992). The role of ankle support in the prevention of ankle injury. *Sport Health*; 10:13-16.
12. Beynnon B, Murphy D, Alosa D (2002). Predictive factors for lateral ankle sprains: a literature review. *J Athl Train*; 37(4):376–380.
13. Bocchinfusio C, Sitler M, Kimura I (1994). Effects of two semirigid prophylactic ankle stabilizers on performance involving speed, agility, and vertical jump. *J Sport Rehabil*; 3:125–134.

14. Bosco C (2000). La fuerza muscular. Aspectos metodológicos.1° Ed. Barcelona, INDE Publicaciones. Capítulo 4, 95-118.
15. Bosco C, Komi P (1979). Mechanical characteristics and fiber composition of human leg extensor muscles. *European Journal Applied Physiol*; 41: 275-284.
16. Bové T (2005). El vendaje funcional.4ª Ed. Madrid, Elsevier; Capítulo Filosofía del vendaje funcional, 1 (a).
17. Bunch R, Bednarski K, Holland D, Macinanti R (1985). Ankle joint support: a comparison of reusable lace-on braces with taping and wrapping. *Phys Sports Med*; 13(5):59-62.
18. Burdett R (1982). Forces predicted at the ankle during running. *Med Sci Sports Exerc*; 14(4):308- 316
19. Burks R, Bean B, Marcus R, Barker H (1991). Analysis of athletic performance with prophylactic ankle devices. *Am J Sports Med*; 19(2):104–106.
20. Bylak J, Hutchinson M (1998). Common sports injuries in young tennis players. *Sports Med*; 26(2):119-132.
21. Callaghan M (1997). Role of ankle taping and bracing in the athlete. *Br J Sports Med*; 31(2):102-108.
22. Canavan P, Vescovi J (2004). Evaluation of power prediction equations: peak vertical jumping power in women. *Med Sci Sports Exerc*. 36(9):1589-93.
23. Chandy T, Grana W (1985). Secondary school athletic injury in boys and girls: a three year study. *Phys Sports Med*; 13(3):106-111.
24. Childs J, Irrgang J (2003). The lenguaje of exercise and rehabilitation. Orthopaedic Sports Medicine: Principles and Practice. 2ª Ed. Philadelphia: Saunders. Capítulo 2,130-140
25. Christou E (2004). Patellar Taping Increases Vastus Medialis Oblique Activity in the Presence of Patellofemoral pain. *J Electromyogr Kinesiol*; 14(4):495-504.
26. Cordova M, Armstrong C, Rankin J, Yeasting R (1998). Ground reaction forces and EMG activity with ankle bracing during inversion stress. *Med Sci Sports Exerc*; 30(9):1363–1370.
27. Cordova M, Ingersoll C, LeBlanc M (2000). Influence of ankle support on joint range of motion before and after exercise: a meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther*.; 30(4):170–182.
28. Cordova M, Ingersoll C, Palmieri R (2002). Efficacy of Prophylactic Ankle Support: An Experimental Perspective. *J Athl Train*; 37(4):446-457.
29. Cordova M, Scott B, Ingersoll C, LeBlanc M (2005). Effects of ankle support on lower-extremity functional performance: a meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*; 37(4):635–641.

30. Creagh U, Reilly T (1998). Training and injuries amongst elite female orienteers. *J Sports Med Phys Fitness*; 38 (1):75-79.
31. Cumps E, Verhagen E, Meeusen R (2007) Prospective epidemiological study of basketball injuries during one competitive season: Ankle sprains and overuse knee injuries. *Journal of Sports Science and Medicine* 6, 204-211 (a).
32. Cumps E, Verhagen E, Meeusen R (2007). Efficacy of a sports specific balance training programme on the incidence of ankle sprains in basketball. *Journal of Sports Science and Medicine*; 6:212-219 (b)
33. Deitch J, Starkey C, Walters S, Moseley J (2006). Injury risk in professional basketball players: a comparison of Women's National Basketball Association and National Basketball Association athletes. *Am J Sports Med*; 34(7):1077–1083.
34. Delacerda F (1978). Effect of underwrap conditions on the supportive effectiveness of ankle strapping with tape. *J Sports Med Phys Fitness*; 18(1):77-81.
35. DeVita, P, Skelly, W. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Med. Sci. Sports Exerc.*; 24(1):108-115
36. Egocheaga R (2005). Vendajes y protocolo en el tratamiento de esguinces de tobillo. Curso de Actualización Pediatría. Exlibris Ediciones. Madrid; 171-175.
37. Esper P (2000). El entrenamiento de la agilidad en el baloncesto de divisiones formativas. P.E.D.C. Publicaciones [en línea]. Consultado el 31 de Julio 2008. Disponible en: <<http://www.baloncestoformativo.com.ar/>>.
38. Feuerbach J, Grabiner M (1993). Effect of the Aircast on unilateral postural control: amplitude and frequency variables. *J Orthop Sports Phys Ther.*; 17(3):149–154.
39. Feuerbach J, Grabiner M, Koh T, Weiker G (1994). Effect of an ankle orthosis and ankle ligament anesthesia on ankle joint proprioception. *AmJ Sports Med.*; 22(2):223–229.
40. Firer P (1990). Effectiveness of taping for the prevention of ankle ligament sprains. *Br J Sports Med*; 24(1):47–50.
41. Fischer R (1982). The measured effect of taping, joint range of motion, and their interaction, upon the production of isometric ankle torques. *J Athl Train J Natl Athl Train Assoc*; 17:218-223.
42. Fox E, Mathews D (1974). The interval training: conditioning for sports and general fitness. 1ª Ed. Filadelfia, W.B. Saunders. Capítulo 2, 257-258.
43. Freeman M, Dean M, Hanham I (1965). The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg Br.*; 47(4):678–685.
44. Fumich R, Ellison A, Guerin G, Grace P (1981). The measured effect of taping on combined foot and ankle motion before and after exercise. *Am J Sports Med*; 9(3):165-170.

45. Gallego D, Salvat S, Del Moral M, Sanchez R (1995). Tratamiento funcional de los esguinces de tobillo grado I-II. *Mapfre Medicina*; 6:165-172.
46. García J, Navarro M, Ruiz J. (1996). Bases teóricas del entrenamiento deportivo. Principios y aplicaciones. 1ª Ed. España , Gymnos, Capítulo Mejora de la capacidad motriz (a), 123 – 128; Capítulo 1 (b), 129 – 248.
47. Garrick J (1977). The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. *Am J Sports Med.*; 5(6):241–242.
48. Garrick J (1982). Epidemiologic perspective. *Clin Sports Med.*; 1(1):13–18.
49. Garrick J, Requa R (1973). Role of external support in the prevention of ankle sprains. *Med Sci Sport*; 5(3):200–203.
50. Garrick J, Requa R (1988). The epidemiology of foot and ankle injuries in sports. *Clin Sports Med.*; 7(1):29–36.
51. Gehlsen G, Pearson D, Bahamonde R (1991). Ankle joint strength, total work, and ROM: comparison between prophylactic devices. *J Athl Train J Natl Athl Train Assoc*; 26(1):62-65.
52. Gibney V (1985). Sprained ankle: a treatment that involves no loss of time, requires no crutches, and is not attended with an ultimate impairment of function. *NY Med J*; 61:193–197.
53. Glick J, Gordon R, Nishimoto D (1976). The prevention and treatment of ankle injuries. *Am J Sports Med.*; 4(4):136–141.
54. González J, Ribas J (2002). Bases de la programación del entrenamiento de fuerza. 1ª Ed. Barcelona, INDE, Capítulo 6, 225-248.
55. Greene T, Hillman S (1990). Comparison of support provided by a semirigid orthosis and adhesive ankle taping before, during, and after exercise. *Am J Sports Med*; 18(5):498-506.
56. Greene T, Wight C (1990). A comparative support evaluation of three ankle orthoses before, during, and after exercise. *J Orthop Sports Phys Ther*, 11(10):453-466.
57. Griffin L (2003). Neuromuscular Training and Injury Prevention. *Clin Orthop Relat Res*; 409: 53-60.
58. Gross M, Ballard C, Mears H, Watkins E (1992). Comparison of Donjoy Ankle Ligament Protector and Aircast Sport-Stirrup orthoses in restricting foot and ankle motion before and after exercise. *J Orthop Sports Phys Ther.*;16(2):60–67.
59. Gross M, Bradshaw M, Ventry L, Weller K (1987). Comparison of support provided by ankle taping and semirigid orthosis. *J Orthop Sports Phys Ther*, 9(1):33-9

60. Gross M, Everts J, Roberson S, Roskin D, Young K (1994). Effect of DonJoy Ankle Ligament Protector and Aircast Sport-Stirrup orthoses on functional performance. *J Orthop Sports Phys Ther.*; 19(3):150–156.
61. Gross M, Lapp A, Davis J (1991). Comparison of Swede-O Universal Ankle Support and Aircast Sport-Stirrup orthoses and ankle tape in restricting eversion-inversion before and after exercise. *J Orthop Sports Phys Ther*, 13(1); 11-19.
62. Hamill J, Knutzen K, Bates B, Kirkpatrick G (1986). Evaluation of two ankle appliances using ground reaction force data. *J Orthop Sports Phys Ther.*; 7(5):244–249.
63. Harman E (1991). The importance of testing power output. *National Strength Conditioning*; 13(5):72-72.
64. Harman E, Rosenstein M, Frykman P, Rosenstein R, Kramer W (1991). Estimation of human power output from vertical jump. *J. Appl. Sport Sci. Res.* 5(3):116-120.
65. Harper M (1991). The lateral ligamentous support of the subtalar joint. *Foot Ankle*; 11(6):354–358.
66. Harrison R, Lees A, McCullagh P, et al (1987). Bioengineering analysis of muscle and joint forces acting in the human leg during running. In Jonsson B Ed. *Biomechanics X-B*. Champaign, IL, Human Kinetics Publishers Inc; 855-861
67. Heit E, Lephart S, Rozzi S (1996). The effect of ankle bracing and taping on joint position senses in the stable ankle. *J Sport Rehabil*; 5: 206–213.
68. Henderson B, Wright D, Desai M (1984). Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking. *J Bone Joint Surg*; 46(2):361-382.
69. Hertel J (2002). Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Med*; 29(5):361–371.
70. Hertogh C, Hue O (2002). Jump evaluation of elite volleyball players using two methods: jump power equations and force platform. *J Sports Med Phys Fitness*; 42(3):300-3.
71. Hewitt P (2004). Física conceptual. 9a. Ed. México, Pearson Education. Capítulo 1, 19-200.
72. Hollis J, Blasier R, Flahiff C (1995). Simulated lateral ankle ligamentous injury. *Am J of Sports Med*; 23(6):672-677
73. Holmer P, Sondergaard L, Konradsen L, Nielsen P, Jorgensen L (1994). Epidemiology of sprains in the lateral ankle and foot. *Foot Ankle*; 15(2):72–74.
74. Hosea T, Carey C, Harrer M. (2000). The gender issue: epidemiology of ankle injuries who participate in basketball. *Clin Orthop Relat Res*; 372:45-49.

75. Hughes L, Stetls D (1983). A comparison of ankle taping and a semi rigid support. *Phys Sports Med*; 11(4): 99–103.
76. Hume P, Gerrard D (1998). Effectiveness of external ankle support. Bracing and taping in rugby union. *Sports Medicine*; 25(5):285-312.
77. Huson A (1987). Joints and movements of the foot: terminology and concepts. *Acta Morphol Neerl Scand*; 25(3):117–130.
78. Hutchinson M (1997). Cheerleading injuries: patterns, prevention, case reports. *Phys Sports Med*; 25(9): 83-96.
79. Isakov E, Mizrahi J, Solzi P (1986). Response of the peroneal muscles to sudden inversion of the ankle during standing. *Int J Sport Biomec*; 2(2):100–109.
80. James S, Bates B, Osternig L (1978). Injuries to runners. *Am J Sports Med*; 6(2):40-50.
81. Jerosch J, Hoffstetter I, Bork H, Bischof M (1995). The influence of orthoses on the proprioception of the ankle joint. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.*; 3(1):39–46.
82. Johnson D, Bahamonde R (1996). Power output estimate in university athletes. *J. Strength Cond. Res.*; 10(3):161-166.
83. Juvenal J (1972). The effects of ankle taping on vertical jumping ability. *Athl Train J Natl Athl Train Assoc*; 7:146–149.
84. Kapandji A (1998). Fisiología Articular. Tomo II. 5 Ed. Madrid, Editorial médica Panamericana. Capítulo 2, 160-174.
85. Karlsson J, Andréasson G (1992). The effect of ankle support in chronic lateral ankle joint instability: an electromyographic study. *Am J Sports Med.*; 20(3):257–261.
86. Kjaersgaard-Andersen P, Wethelund J, Helmig P, Soballe K (1988). The stabilizing effect of the ligamentous structures in the sinus and canalis tarsi on movements in the hindfoot: an experimental study. *Am J Sports Med.*; 16(5):512–516.
87. Kofotolis N, Kellis E (2007). Ankle Sprain Injuries: A 2-Year Prospective Cohort Study in Female Greek Professional Basketball Players. *J Athl Train*; 42(3):388–394
88. Kosel A, Hecker G, Bieg Pagel O (1996). Fichas de actividades gimnásticas. La coordinación motriz. 1ª Ed. Barcelona, Hispano Europea. Capítulo 6, 121-143.
89. Kulasa A, Zalewskib P, Hortobagyib T, Debitaba P (2008). Effects of added trunk load and corresponding trunk position adaptations on lower extremity biomechanics during drop-landings. *Journal of Biomechanics*; 41(1):180–185.
90. Lara A, Abián J, Alegre L, Aguado X (2006). Cálculo de la potencia mecánica en test de salto mediante fórmulas en aspirantes a una Facultad de Ciencias del

Deporte. V Curso Internacional de Medicina y Traumatología del Deporte. Laboratorio de Biomecánica. Universidad de Castilla La Mancha. Toledo.

91. Lara A, Abián J, Alegre L, Jiménez L, Aguado X (2005). Medición directa de la potencia con tests de salto en voleibol femenino. *Archivos de Medicina del Deporte*; 106: 111-120.

92. Largadera F. (1999). Diccionario Paidotribo de la actividad física y el deporte. 1ª Ed. Barcelona, Paidotribo. Capítulo 2; 91-92.

93. Lassiter T, Malone T, Garrett W (1989). Injury to the lateral ligaments of the ankle. *Orthop Clin North Am.*; 20(4):629–640.

94. Laughman R, Carr T, Chao E, Youdas J, Sim F (1980). Three-dimensional kinematics of the taped ankle before and after exercise. *Am J Sports Med*; 8(6):425-31.

95. Lephart S, Myers J, Riemann B (2003). Role of proprioception in functional joint stability. En: DeLee, Drez & Miller. *Orthopaedic Sports Medicine: Principles and Practice*, 2ª Ed. Philadelphia, Saunders. Capítulo 2; 30-50.

96. Lephart S, Pincivero D, Giraldo J, Fu F (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med*; 25(1):130-137.

97. Locke A, Sitler M, Aland C, Kimura I (1997). Long-term use of a softshell prophylactic ankle stabilizer on speed, agility, and vertical jump performance. *J Sport Rehabil*; 6(3):235–245

98. Lohrer H, Alt W, Gollhofer A (1999). Neuromuscular properties and functional aspects of taped ankles. *Am J Sports Med.*; 27(1):69–75.

99. MacKean L, Bell G, Burnham R (1995). Prophylactic ankle bracing vs. taping: effects of functional performance in female basketball players. *J Orthop Sports Phys Ther*; 22(2):77-81.

100. Macpherson K, Sitler M, Kimura I, Horodyski M (1995). Effects of a semirigid and softshell prophylactic ankle stabilizer on selected performance tests among high school football players. *J Orthop Sports Phys Ther*, 21(3):147–152.

101. Manfroy P, Ashton-Miller J, Wojtys E (1997). The effect of exercise, prewrap, and athletic tape on the maximal active and passive ankle resistance of ankle inversion. *Am J Sports Med.*; 25(2):156–163.

102. Mann R, Baxter D, Lutter L (1981). Running symposium. *Foot Ankle*; 1(4):190-224.

103. Martin N, Harter R. (1993). Comparison of Inversion Restraint Provided by Ankle Prophylactic Devices Before and After Exercise. *J Athl Train*; 28(4):324-329.

104. Martínez E (2002). Pruebas de aptitud física. 1ª Ed. Barcelona, Paidotribo, Capítulo 5, 242-253.

105. Mayhew J (1972). Effects of ankle taping on motor performance. *Athl Train J Natl Athl Train Assoc*; 7:10–11.
106. McCaw S, Cerullo J (1999). Prophylactic ankle stabilizers affect ankle joint kinematics during drop landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 31(5); 702-707.
107. McGuine T, Greene J, Best T, Levenson G (2000). Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clin J Sport Med*; 10(4):239–244.
108. McKay G, Goldie P, Payne W, Cakes B (2001). A prospective study of injuries in basketball: a total profile and comparison by gender and standard of competition. *J Sci Med Sports*; 4(2):196-211.
109. Meana M, Alegre L, Elvira J, Aguado X (2008). Kinematics of Ankle Taping after a Training Session. *J Sports Med*; 29(1):70–76.
110. Metcalfe R, Schlabach G, Looney M, Renehan E (1997). A comparison of moleskin tape, linen tape, and lace-up brace on joint restriction and movement performance. *J Athl Train*; 32(2):136–140.
111. Mijares H, Hernández J, Torres SH, Hernández N, Garmendia J (1993). La prueba del ergosalto y su relación con los tipos de fibras musculares en atletas de diferentes especialidades. *Arch Med Dep*; 10(37):19-22.
112. Miller E, Hergenroeder A. (1990). Prophylactic ankle bracing. *Pediatr Clin North Am*; 37(5):1175–1185.
113. Myburgh K, Vaughan C, Isaacs S. (1984). The effects of ankle guards and taping on joint motion before, during, and after a squash match. *Am J Sports Med*; 12(6):441–446.
114. Neiger H (1990). Los vendajes funcionales. 1ª Ed. Barcelona, Masson, S.A. Capítulo 1, 3-5 (a), Capítulo 2, 6-10 (b).
115. Neves I, Yuji H, Yuri E, Rizzo L, Akie C, Fernandes J, Peixoto J (2006). Ground reaction force in basketball cutting maneuvers with and without ankle bracing and taping. *Sao Paulo Med J*; 124(5):245-52.
116. Nieuwenhuijzen C, Gruneberg J. Duysens a,c. (2002). Mechanically induced ankle inversion during human walking and dumping. *Journal of Neuroscience Methods*; 117:133-140
117. Nordin M, Frankel H (2004). Biomecánica básica del sistema musculoesquelético, 3ª Ed. Madrid, McGraw Hill, Interamericana. Capítulo 9, 229-262.
118. Norris, C (1998). La Flexibilidad. Principios y práctica. 2ª Ed. Barcelona, Paidotribo, Capítulo 9, 189-204.

119. Olmsted L, Vela L, Denegar C, Hertel J (2004). Prophylactic Ankle Taping and Bracing: A Numbers-Needed-to-Treat and Cost-Benefit Analysis. *J Athl Train*; 39(1):95–100.
120. Osborne M, Rizzo T (2003) Prevention and treatment of ankle sprain in athletes. *Sports Medicine* 33(15):1145-50.
121. Paris D (1992). The effects of the Swede-O, New Cross, and McDavid ankle braces and adhesive ankle taping on speed, balance, agility, and vertical jump. *J Athl Train*; 27(3):253–256.
122. Paris D, Vardaxis V, Kokkaliaris J (1995). Ankle ranges of motion during extended activity periods while taped and braced. *J Athl Train.*; 30(3):223–228.
123. Passerallo A, Calabrese G (1994). Improving Traditional Ankle Taping Techniques With Rigid Strapping Tape. *J of Athl Train*; 29(1); 76-77.
124. Payne K, Berg K, Latin R (1997). Ankle injuries and ankle strength, flexibility, and proprioception in college basketball players. *J Athl Train*; 32(3):221–225.
125. Pederson T, Ricard M, Merrill G, Schulthies S, Allsen P (1997). The effects of spating and ankle taping on inversion before and after exercise. *J Athl Train.*; 32(1):29–33.
126. Pienkowski D, McMorrow M, Shapiro R, Caborn D, Stayton J (1995). The effect of ankle stabilizers on athletic performance: a randomized prospective study. *Am J Sports Med*; 23(6):757–762.
127. Rarick G, Bigley G, Karst R, Malina R (1962). The measurable support of the ankle joint by conventional methods of taping. *J Bone Joint Surg*; 44(6):1183-1190.
128. Refshauge K, Kilbreath S, Raymond J (2000). The effect of recurrent ankle inversion and taping on proprioception at the ankle. *Med Sci Sports Exerc*; 32(1):10–15.
129. Regis D, Montanari M, Magman B, Spagnol S, Bragantini A (1995). Dynamic orthopaedic brace in the treatment of ankle sprains. *Foot Ankle Int*, 16(7):422-426.
130. Renstrom P, Wertz M, Incavo S, Pope M, Ostgaard H, Arms S, Haugh L (1988). Strain in the lateral ligaments of the ankle. *Foot Ankle*; 9(2):59– 63.
131. Ricard M, Sherwood S, Schulthies S, Knight K (2000). Effects of tape and exercise on dynamic ankle inversion. *J Athl Train.*; 35(1):31–37.
132. Riemann B, Schmitz R, Gale M, McCaw S (2002). Effect of ankle taping and bracing on vertical ground reaction forces during drop landings before and after treadmill jogging. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*; 32(12): 628-635.
133. Robbins S, Waked E, Rappel R (1995). Ankle taping improves proprioception before and after exercise in young men. *Br J Sports Med*; 29:(24):1–7.

134. Robbins S, Waked E. (1998) Factors associated with ankle injuries. *Sports Medicine*; 25(1):63–72.
135. Rockar P (1995). The subtalar joint: anatomy and joint motion. *J Orthop Sports Phys Ther*; 21(6):361–372.
136. Rodgers M, Cavanagh P (1984). Glossary of biomechanical terms, concepts and units. *Phys Ther*; 64(12):1886-1902.
137. Rodríguez D, García J (1998). Efecto de dos modelos de entrenamiento de la fuerza especial en voleibol: aplicación práctica de dos temporadas en el C.V. Gran Canaria. *Arch Med Dep*; 15(57):25-30.
138. Rodríguez F, Litwin J, Fernández G. (1995). Entrenamiento de la capacidad de salto: la saltabilidad en distintos deportes. 3ª Ed. Buenos Aires, Stadium S.R.L, Capítulo 5, 39-47.
139. Rovere G, Clarke T, Yates C, Burley K (1988). Retrospective comparison of taping and ankle stabilizers in preventing ankle injuries. *Am J Sports Med*; 16(3):228-233.
140. Saavedra M, Coronado Z, Chávez A, Díez G (2003). Relación entre fuerza muscular y propiocepción de rodilla en sujetos asintomáticos. *Rev Mex Med Fis Rehab*; 15(1): 17-23.
141. Šalaj S, Milanović D, Jukić I (2007). The effects of propioceptivo training on jumping and agility performance. *Kinesiology*; 39(2):131-141
142. Sayers S, Harackiewicz D, Harman E, Frykman P y Rosenstein (1999). Cross-validation of three jump power equations. *Med Sci Sports Exerc*. 31(4):572-577.
143. Seitz C, Goldfuss A (1984). The effect of taping and exercise on passive foot inversion and ankle plantarflexion. *Athl Train J Natl Athl Train Assoc*; 19:178–182.
144. Shapiro M, Kabo J, Mitchell P, Loren G, Tsenter M. (1994). Ankle sprain prophylaxis: an analysis of the stabilizing effects of braces and tape. *Am J Sports Med*; 22(1):78–82.
145. Shetty A (2002). Estimation of leg power: a two-variable model. *Sports Biomech*. 1(2):147-155.
146. Simoneau G, Degner R, Kramper C, Kittelson K (1997). Changes in ankle joint proprioception resulting from strips of athletic tape applied over the skin. *J Athl Train*; 32(2):141-147.
147. Sinkjaer T, Toft E, Andreassen S, Hornemann B (1988). Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components. *J Neurophysiol*; 60(3):1110–1121.
148. Sitler M, Horodyski M (1995). Effectiveness of prophylactic ankle stabilisers for prevention of ankle injuries. *Sports Med*; 20(1):53-57.

149. Sitler M, Ryan J, Wheeler B, McBride J, Arciero R, Anderson J, Horodyski M (1994). The efficacy of a semirigid ankle stabilizer to reduce acute ankle injuries in basketball. A randomized clinical study at West Point. *American Journal Sports Medicine*; 22(4): 454-461.
150. Sprigings E, Pelton J, Brandell B (1981). An EMG analysis of the effectiveness of external ankle support during sudden ankle inversion. *Can J Appl Sports Sci.*; 6(2):72-75.
151. Staples O (1975). Rupture of the fibular collateral ligaments of the ankle: result study of immediate surgical treatment. *J Bone Joint Surg Am*; 57(1):101-107.
152. Stauffer R, Chao E, Brewster R (1977). Force and motion analysis of the normal, diseased, and prosthetic ankle joint. *Clin Orthop*; 127:189-196.
153. Thacker S, Stroup D, Branche C, Gilchrist J, Goodman R, Weitman E (1999). The prevention of ankle sprains in sports. A systematic review of the literature. *American Journal of Sports Medicine*; 27(6): 753-759.
154. Tokumura F, Yoshiura Y, Homma T, Nukatsuka H (2006). Regional differences in adhesive tape stripping of human skin. *Skin Res Technol*; 12(3):178-182.
155. Tropp H, Askling C, Gillquist J (1985). Prevention of ankle sprains. *Am J Sports Med.*; 13(4):259-262.
156. Vaes P, Duquet W, Casteleyn P, Handelberg F, Opdecam P (1998). Static and dynamic roentgenographic analysis of ankle stability in braced and nonbraced stable and functionally unstable ankles. *Am J Sports Med.*; 26(5):692-702.
157. Van Dam R, Ruhling R (1975). Tape composition and performance. *Athl Train, J Natl Athl Train Assoc.*; 10:214-216.
158. Vandewalle H, Péres G, Sourabié B, Stouvenel O, Monod H (1989). Force-velocity relationship and maximal anaerobic power during cranking exercise in young swimmers. *Int J Sports Med*; 10:439-45.
159. Verbrugge J (1996). The effects of semirigid Air-Stirrup bracing vs. adhesive ankle taping on motor performance. *J Orthop Sports Phys Ther*, 23(5):320-325.
160. Vericat X, Rocha J (1997). Tratamiento Fisioterapéutico de las Lesiones del Ligamento lateral externo del Tobillo Post-Quirúrgicas. *Fisioterapia*; 19:25-33.
161. Viel E (2002). La marcha humana, la carrera y el salto: biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones. 1ª Ed. Barcelona, Masson, Capítulo 12, 237 - 259.
162. Viladot A, Lorenzo J, Salazar J, Rodriguez A (1984). The subtalar joint: embryology and morphology. *Foot Ankle*; 5(2):54-66.
163. Wexler F. The injured ankle. (1988). *Am Fam Physician*; 57(3): 474-480.

164. Wilderman D, Ross S, Padua D (2009). Thigh Muscle Activity, Knee Motion, and Impact Force During Side-Step Pivoting in Agility-Trained Female Basketball Players. *Journal of Athletic Training*; 44(1):14–25.
165. Wiley J, Nigg B (1996). The effect of an ankle orthosis on ankle range of motion and performance. *J Orthop Sports Phys Ther*; 23:362–369.
166. Wilkerson G (2002). Biomechanical and Neuromuscular Effects of ankle Taping and Bracing. *J Athl Train*; 37(4):436–445.
167. Zhang S, Bates B, Dufek J (2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*; 32(4): 812–819.

13. ANEXOS

13.1. ANEXO 1: Tabla de Resultados

Sujeto	Talla	Peso	Edad	Abalakov				Sargent		Carrera lateral		Carrera 4 puntas	
				Sin VF (cm)	Sin VF (W)	Con VF (cm)	Sin VF (W)	Sin VF (mt)	Con VF (mt)	Sin VF (seg)	Con VF (seg)	Sin VF (seg)	Con VF (seg)
1	1.66	58.2	19	30	2402.5	34	2645.3	1.21	1.50	3.37	3.53	10.30	10.34
2	1.63	55	18	26.5	2045	26.5	2045.1	1.40	1.48	4.21	4.10	12.04	11.25
3	1.71	60.3	22	28	2376.2	31	2558.3	1.62	1.56	3.69	3.43	10.54	10.43
4	1.65	59	18	36	2802.9	32	2560.1	1.72	1.47	3.85	3.93	12.13	12.43
5	1.68	62.3	19	31	2648.9	30.5	2618.6	1.72	1.52	3.25	3.17	10.11	10.53
6	1.62	53.4	21	27	2002.9	28	2063.6	1.39	1.39	3.13	3.69	9.99	10.60
7	1.68	57.2	19	31.5	2448.3	33	2539.3	1.70	1.66	3.93	3.46	10.69	10.72
8	1.62	52.1	19	44	2975.9	42	2854.5	1.90	1.92	2.27	3.39	8.95	10.21
9	1.71	65	20	23	2285.6	26.5	2498.1	1.23	1.22	3.62	3.69	11.30	11.58
10	1.69	62.4	21	31	2653.4	29.5	2562.4	1.88	1.68	3.53	3.90	10.76	10.66
11	1.60	54.8	19	45	3158.9	42	2976.8	1.70	1.65	4.00	3.50	10.22	10.08
12	1.69	68.5	23	36	3233.3	37	3293.9	1.48	1.33	3.71	3.90	10.60	10.48
13	1.71	64.3	18	37	3103.7	35	2982.3	1.50	1.47	3.93	3.89	10.05	10.40
14	1.60	63.5	20	39	3188.9	35	2946.1	1.63	1.60	3.74	3.83	9.94	9.45
15	1.58	63.7	19	47	3683.5	48	3744.2	1.80	1.72	3.98	4.21	9.96	10.15
16	1.58	57	18	27	2166	25	2044.6	1.65	1.60	4.42	4.58	10.18	10.23
17	1.72	62.3	19	32	2709.6	30	2588.2	1.70	1.68	3.01	3.15	10.28	10.03
18	1.69	59	20	46.5	3440.3	45	3349.2	1.81	1.79	3.03	3.00	9.46	9.43
19	1.70	62.5	20	30	2597.3	31	2657.9	1.65	1.75	4.06	3.42	11.15	11.57
20	1.65	57.8	18	26	2141.5	21	1838.1	1.35	1.28	3.82	3.47	11.17	11.20
21	1.69	65.3	21	37	3148.9	36	3088.3	1.60	1.71	2.97	3.08	9.53	9.67
22	1.72	68.4	19	36.5	3259.1	34	3107.3	1.53	1.60	3.42	3.60	9.46	9.58
23	1.71	68	18	24.5	2512.6	26	2603.6	1.62	1.58	3.02	3.20	9.34	9.58
24	1.67	59.2	22	26	2204.9	25	2144.3	1.35	1.37	2.59	3.84	9.88	9.84
25	1.70	60.7	19	34	2758.5	33.5	2728.2	1.78	1.92	3.43	3.41	9.46	9.90
26	1.72	67.2	21	30.5	2840.6	35	3113.7	1.70	1.66	3.11	2.78	10.50	10.24
27	1.67	63.1	20	23	2199.5	28	2503.1	1.56	1.56	3.35	3.16	10.54	10.65
28	1.66	64.8	18	35.5	3035.3	35	3004.9	1.75	1.73	3.00	2.73	9.94	10.26
29	1.69	67.5	21	41.5	3521.9	36	3187.9	1.86	1.81	3.08	3.12	10.39	10.01
30	1.70	65.3	20	25.5	2450.9	28	2602.7	1.56	1.48	3.05	2.94	10.98	10.42
31	1.69	62.4	19	34	2835.5	32	2714.1	1.49	1.50	3.26	3.12	9.07	9.30

13.2. ANEXO 2: Consentimiento Informado: Análisis del desempeño físico de fuerza explosiva y agilidad en jugadoras de baloncesto, sin y con vendaje funcional profiláctico de tobillo.

El estudio al cual usted accedió, tiene como objetivo comparar el desempeño físico de las capacidades: fuerza explosiva y agilidad sin y con vendaje funcional profiláctico de tobillo, a través de 4 *tests* físicos orientados al entrenamiento del baloncesto, los cuales son: Abalakov, Sargent, Carrera lateral y Carrera de cuatro puntas.

Se requerirán 2 días; en el primero se realizarán los 4 *tests* físicos sin el vendaje funcional profiláctico de tobillo y 7 días después, se realizarán con él.

Toda la información recolectada, será manejada de manera estrictamente confidencial y sólo será utilizada en el marco de la investigación. Por lo tanto, los resultados serán publicados, pero sin revelar los nombres o identidad y se podrá hacer llegar una copia de los resultados a los voluntarios del estudio.

Cualquier inquietud que surja, con respecto al estudio, se podrá consultar en cualquier momento a las investigadoras.

Por lo tanto: Yo, _____, declaro haber recibido toda la información con respecto a este estudio, además tuve la posibilidad de manifestar mis inquietudes y éstas fueron respondidas satisfactoriamente. Por lo tanto, acepto participar en esta investigación de manera voluntaria y a su vez retirarme en el momento en que lo decida.

Firma del participante.

Firma de Investigadora.

Fecha: / / 08

13.3. ANEXO 3: Datos de participantes

Fecha medición S/VFPT: _____ Fecha medición C/VFPT: _____
 Nombre: _____
 Edad: _____ Criterios de inclusión correctos: _____
 Pie dominante: _____
 Tiempo que lleva en el equipo: _____
 Veces que entrena a la semana: _____
 Lesiones agudas extremidad inferior: _____
 Alergias: _____
 Lesiones de tobillo sin tratamiento kinésico: _____
 Deformidades congénitas o condiciones degenerativas: _____
 Alteraciones circulatorias: _____ Diabetes Mellitus: _____

<i>Test</i>	Resultado S/ VFPT	Resultado C/ VFPT
<i>Abalakov</i>	1.	1.
Promedio:	2.	2.
	3.	3.
<i>Sargent</i>	1.	1.
Promedio:	2.	2.
	3.	3.
Carrera lateral	1.	1.
Promedio:	2.	2.
	3.	3.
Carrera cuatro puntas	1.	1.
Promedio:	2.	2.
	3.	3.

13.4. ANEXO 4: Encuesta

En este estudio además, se realizó un análisis para proporcionar estadísticas descriptivas de una encuesta realizada a las jugadoras de baloncesto sobre el uso del VFPT.

A las deportistas (un total de 31) se les hizo 4 preguntas sobre la percepción del uso del VFPT, estas preguntas fueron las siguientes:

1. ¿Esta técnica de vendaje le da más seguridad en la cancha?
2. ¿Este vendaje funcional de tobillo le incomoda?
3. ¿Lo utilizaría durante el entrenamiento?
4. ¿Lo utilizaría durante los partidos?

En la pregunta número 1 la mayor cantidad de respuestas es “Sí” con una preferencia del 96,77%. En la pregunta 2, la mayoría de las deportistas respondieron que “No” con un 64.52%. Y en las preguntas que sí usaría el vendaje tanto en los entrenamientos como en partidos, en estas 2 últimas, la preferencias de las jugadoras de baloncesto fue que “Sí” las usaría con un 83,87% y 67,74% respectivamente.

13.5. ANEXO 5: Anatomía funcional.

El tobillo es un complejo articular que consta de 3 articulaciones: talocrural, subastragalina y la sindesmosis tibioperonea. Estas 3, trabajan en conjunto para permitir el movimiento coordinado del retropié. Éste tiene movimientos en el plano sagital (flexión plantar y dorsiflexión), en el plano frontal (inversión-eversión) y en el plano transversal (rotación interna y rotación externa) (Huson, 1987).

Las 3 articulaciones se combinan para generar un movimiento coordinado, sobre el eje de rotación oblicuo al eje longitudinal del tobillo. Estos movimientos no se producen en planos cardinales, sino que la articulación talocrural y subastragalina tienen ejes oblicuos de rotación (Rockar, 1995).

Estabilizadores articulares.

Los 3 principales contribuyentes a la estabilidad del tobillo son: congruencia de las superficies articulares, ligamentos y unidades músculo-tendinosas (Hertel, 2002).

Articulación talocrural.

Presenta ligamentos y cápsula articular que ofrece estabilidad a la articulación. Entre los ligamentos se encuentran: el LPAA, LPAP, peroneo calcáneo y deltoides. El LPAA en flexión plantar (Renstrom *et al*, 1988), presenta menor capacidad de carga máxima y el estrés articular termina por lesionar la estructura (Attarian *et al*, 1985). Esto puede explicar por qué el ligamento peroneo astragalino anterior es el que presenta mayor frecuencia de lesión (Holmer *et al*, 1994).

Articulación subastragalina.

Se encuentra formada por las articulaciones entre el astrágalo y el calcáneo, las cuales permiten los movimientos de pronación y supinación (Viladot *et al*, 1984). La distribución de la articulación subastragalina forma un eje de rotación oblicuo. Esencialmente, los ligamentos laterales de esta articulación se pueden dividir en 3 grupos: ligamentos profundos, superficiales y del retináculo (Viladot *et al*, 1984; Harper, 1991).

Articulación tibioperonea distal.

Es una articulación de sindesmosis. La articulación se estabiliza por una gruesa membrana interósea y el ligamento anterior y posterior tibioperonea.

La integridad de esta articulación forma la estructura superior de la articulación de la mortaja (Hertel, 2002).

Músculos-tendones.

Los músculos que cruzan la articulación de tobillo son el peroneo lateral largo y corto, los cuales son parte fundamental del control de la supinación del retropié, de esta manera son un medio de protección del esguince lateral de tobillo (Ashton-Miller *et al*, 1996).

La musculatura de la cara anterior de la articulación de tobillo, comprende: tibial anterior, extensor largo de los dedos y extensor corto de los dedos. Estos también pueden contribuir a la estabilidad dinámica del tobillo por lateral, con su respuesta muscular excéntrica, durante una supinación forzada del retropié (Sinkjaer *et al*, 1988).

Inervación.

A nivel motor y sensorial se origina la información desde los plexos lumbar y sacro (Viladot *et al*, 1984).

13.6. ANEXO 6: Patomecánica del esguince lateral de tobillo agudo.

Los esguinces de tobillo lateral ocurren con mayor frecuencia debido a un exceso de supinación del retropié. De esta manera, el aumento de tensión supera la resistencia de los ligamentos laterales (Hertel, 2002). El LPAA es el primero en dañarse, seguido por el ligamento peroneo calcáneo (Staples, 1975). La ruptura del LPAA produce inestabilidad en el plano frontal y sagital (Kjaersgaard-Andersen *et al*, 1988).