



UNIVERSITÀ DEGLI STUDI  
DI GENOVA



## **Università degli Studi di Genova**

Scuola di Scienze Mediche e Farmaceutiche

Dipartimento di Neuroscienze, Riabilitazione, Oftalmologia, Genetica e Scienze Materno-Infantili

### **Master in Riabilitazione dei Disordini Muscoloscheletrici**

A.A. 2018/2019

Campus Universitario di Savona

## **TITOLO TESI**

Meccanismo lesionale degli hamstrings nella corsa ad alta  
velocità: una revisione narrativa

Candidato:

Dott. FT Salvatore Di Liberto

Relatore:

Dott. FT OMPT Attanasio Lorenzo

## SOMMARIO

<b>ABSTRACT .....</b>	<b>2</b>
<b>INTRODUZIONE .....</b>	<b>3</b>
<b>ANATOMIA .....</b>	<b>3</b>
<b>CLASSIFICAZIONE DELLE LESIONI (ASKLING).....</b>	<b>3</b>
<b>SISTEMI DI ANALISI DELLA CORSA.....</b>	<b>4</b>
<b>OBIETTIVO DELLO STUDIO .....</b>	<b>6</b>
<b>MATERIALI E METODI.....</b>	<b>7</b>
<b>STRATEGIA DI RICERCA .....</b>	<b>7</b>
<b>CRITERI DI ELEGGIBILITÀ .....</b>	<b>7</b>
<b>CRITERI DI INCLUSIONE .....</b>	<b>7</b>
<b>CRITERI DI ESCLUSIONE .....</b>	<b>8</b>
<b>RISULTATI.....</b>	<b>9</b>
<b>PROCESSO DI SELEZIONE DEGLI ARTICOLI .....</b>	<b>9</b>
<b>FLOW CHART DI SELEZIONE DEGLI ARTICOLI .....</b>	<b>9</b>
<b>TABELLA SINOTTICA DEGLI ARTICOLI SELEZIONATI .....</b>	<b>10</b>
<b>DISCUSSIONE.....</b>	<b>22</b>
<b>CINEMATICA DELL'ANCA E DEL GINOCCHIO.....</b>	<b>22</b>
<b>CINETICA DELL'ANCA E DEL GINOCCHIO .....</b>	<b>24</b>
<b>ATTIVAZIONE MUSCOLARE DEGLI HAMSTRINGS.....</b>	<b>24</b>
<b>CARICHI MECCANICI NELL'UNITÀ MIO-TENDINEA .....</b>	<b>25</b>
<b>ALLUNGAMENTO DELL'UNITÀ MIO-TENDINEA .....</b>	<b>26</b>
<b>FORZA DELL'UNITÀ MIO-TENDINEA .....</b>	<b>28</b>
<b>IN CHE MOMENTO DEL CICLO DELLA CORSA GLI HAMSTRINGS SONO MAGGIORMENTE SOGGETTI A LESIONE? .....</b>	<b>30</b>
<b>LE PROVE A SOSTEGNO DELLA LATE SWING PHASE .....</b>	<b>30</b>
<b>LE PROVE A SOSTEGNO DELLA EARLY STANCE PHASE .....</b>	<b>31</b>
<b>QUALI SONO LE ULTIME EVIDENZE IN MERITO AL RAPPORTO TRA LA COMPONENTE CONTRATTILE E TENDINEA .....</b>	<b>32</b>
<b>CONCLUSIONI.....</b>	<b>34</b>
<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>35</b>

**BACKGROUND:** Diversi studi nel corso degli anni hanno cercato di capire quale sia il momento della corsa in cui gli hamstrings sono maggiormente vulnerabili al carico e più a rischio di lesione. Gli orientamenti prevalenti sono due: la maggioranza sostiene avvengano durante la *late swing phase*, ma qualcuno crede si verifichino durante la *early stance phase*. Inoltre, sono stati posti dei dubbi sul comportamento della unità miotendinea durante quest'ultima fase, con alcuni autori che sostengono ci sia un disaccoppiamento del comportamento muscolo-tendine e la contrazione muscolare sia di tipo isometrico.

**OBIETTIVI:** Obiettivo di questo elaborato è quello revisionare criticamente la letteratura che indaga il meccanismo lesionale degli hamstrings nelle *high speed running injuries*, ponendo particolare attenzione alle nuove evidenze in merito alla biomeccanica dell'intera unità miotendinea.

**MATERIALI E METODI:** È stata condotta una revisione sul database Medline. La popolazione presa in analisi è composta da soggetti sani, senza limiti di età, sesso e livello di attività sportiva (runners e non), escludendo soggetti che presentavano lesioni agli hamstring nei sei mesi precedenti e gli studi in cui la velocità testata fosse inferiore ai 5 m/s (18 km/h). La ricerca è stata condotta dal mese di Ottobre 2019 a Marzo 2020. Successivamente i dati raccolti sono stati estratti e sintetizzati in una tabella, la quale è stata argomentata nei paragrafi successivi.

**RISULTATI:** La ricerca effettuata ha condotto inizialmente all'identificazione di 358 articoli. Dopo lettura di titolo e abstract, sono stati esclusi 296 articoli. Dei rimanenti 62 articoli è stata effettuata una seconda selezione tramite lettura dei full-text: 49 articoli sono stati esclusi, mentre 13 articoli rispettavano i criteri di inclusione ed esclusione; essi sono stati infine inclusi nella revisione.

**CONCLUSIONI:** Gli studi inclusi in questa revisione mostrano come esiste un'alta probabilità che vi sia un alto rischio di lesione durante la *late swing phase*.

Durante questa fase sembra che i dati ad oggi esistenti in letteratura convergano nel sostenere il verificarsi di una contrazione eccentrica, e non isometrica come ipotizzato da alcuni autori.

## INTRODUZIONE

Le lesioni ai muscoli hamstring sono tra gli infortuni più ricorrenti nello sport, nello specifico in tutte quelle discipline che richiedono frequenti cambi di velocità, sprint o rapidi allungamenti muscolari. Inoltre, rappresentano una delle principali cause di assenza dagli allenamenti e dalle competizioni; di conseguenza il processo decisionale per l'autorizzazione al ritorno allo sport è complesso <sup>1</sup>.

## ANATOMIA

Gli hamstrings sono un gruppo di muscoli situati nella parte posteriore della coscia e superiore della gamba. Essi comprendono: il bicipite femorale (che è composto da due capi: lungo e breve), il semitendinoso ed il semimembranoso.

I loro tendini originano dalla tuberosità ischiatica (semimembranoso, semitendinoso e capo lungo del bicipite femorale) e dalla linea aspra del femore (capo breve del bicipite femorale). Il muscolo più mediale, il semimembranoso, si inserisce sull'aspetto postero mediale del condilo mediale della tibia. Il semitendinoso si inserisce nella parte superiore-mediale della tibia a livello della zampa d'oca (fascicolo inserzionale fibroso a cui partecipano il muscolo gracile e sartorio). Il muscolo più laterale, bicipite femorale, si inserisce sul bordo laterale del perone ed invia ulteriori tendini inserzionali a livello della parte supero-laterale della tibia. Essi sono innervati da rami terminali del nervo sciatico <sup>2</sup>.

## CLASSIFICAZIONE DELLE LESIONI (ASKLING)

Secondo Askling, esistono due meccanismi principali di lesione degli hamstrings, distinguibili in base all'attività che porta alla lesione <sup>3</sup>.

La tipologia di lesione più frequente si verifica durante gli sprint <sup>3-5</sup>, essa viene definita *sprinting type lesion* e colpisce maggiormente il capo lungo del muscolo bicipite femorale soprattutto a livello della giunzione prossimale <sup>6</sup>.

Il secondo tipo di lesione si verifica durante attività che richiedono un forte allungamento delle fibre <sup>7-9</sup>, e viene comunemente denominata *stretching type*

*lesion*; quest'ultima solitamente coinvolge il muscolo semimembranoso in prossimità della sua origine <sup>8</sup>.

Le prime si verificano in condizioni quali sprint ad alta velocità e sono quelle a più alta prevalenza. Le seconde al contrario avvengono durante attività di salto, calci alti o tackle; hanno una frequenza inferiore, un minore deterioramento delle fibre ma tempi di recupero maggiori <sup>7</sup>.

#### SISTEMI DI ANALISI DELLA CORSA

Diversi ricercatori hanno cercato di analizzare in laboratorio la corsa ad alta velocità al fine di capire durante quali fasi gli hamstring subiscono carichi maggiori. Questi studi si possono sostanzialmente dividere in due categorie: analisi in vivo tramite sistemi optoelettronici, pedane di forza ed elettromiografia di superficie (s-EMG); oppure sistemi computazionali in cui vengono fatte delle simulazioni di carico biomeccanico.

I primi vengono effettuati tramite l'utilizzo di telecamere capaci di rilevare movimenti ad alta velocità (*motion capture systems*), le quali registrano il movimento grazie a dei markers di superficie posti sulle articolazioni principali.

I dati vengono poi elaborati da un software, che calcola i principali parametri cinematici del movimento. Il loro utilizzo combinato a pedane di forza o sensori di pressione posti nella suola della scarpa del soggetto permette inoltre di associare i dati cinematici con i valori di forza derivanti dalle reazioni al suolo, permettendo quindi in ultima analisi di ottenere anche i parametri cinetici.

Alcuni sistemi, maggiormente performanti, permettono inoltre la registrazione e la sincronizzazione del segnale elettromiografico attraverso l'utilizzo di elettrodi di superficie posti ventre muscolare. Vale la pena notare che la registrazione tramite segnale elettromiografico superficiale può essere suscettibile a errori di misura come il *crosstalk*, che è la misurazione dell'attività elettrica di qualsiasi altro muscolo diverso dal muscolo bersaglio <sup>10</sup>. Inoltre, a causa della contiguità anatomica dei diversi capi del complesso degli hamstring, l'elettromiografia superficiale è in grado di discernere in maniera affidabile e accurata solamente l'attivazione dei muscoli

mediali (Semimembranoso e Semitendinoso) e laterali (Capo lungo e capo breve del bicipite) e non di ogni singolo muscolo <sup>10</sup>.

Tramite la modellizzazione muscoloscheletrica è possibile invece eseguire delle simulazioni di un modello biomeccanico, a patto che le unità mio-tendinee stimate possiedano dei valori fisiologicamente ragionevoli e rilevabili. Lo sviluppo di tali sistemi si basa sull'utilizzo di equazioni matematiche complesse, capaci di rappresentare la funzione del modello biomeccanico noto <sup>11</sup>.

Il livello di complessità nell'utilizzo dei sistemi computazionali varia a seconda del modello scelto. In letteratura, per lo studio dei muscoli hamstrings, vengono utilizzati due tipi di modellizzazione <sup>11</sup>:

La dinamica inversa (*inverse dynamic model*) è il tipo di modellizzazione maggiormente utilizzato. Essa si basa sulla misurazione del movimento di un soggetto e sulla combinazione dei dati raccolti con un modello corporeo per stimare le forze che sono necessarie affinché si produca tale moto. A causa della dipendenza dai dati rilevati, questo sistema di modellizzazione ha dei limiti intrinseci dati dagli strumenti di misura (e dai loro relativi errori) e dalla complessità del calcolo delle equazioni di moto dei modelli <sup>12</sup>.

Il secondo tipo di modellizzazione che viene utilizzato in laboratorio è il *forward dynamic model*. A differenza del primo, questo tipo di modello è meno diffuso malgrado sia una tecnica che possiede maggiori capacità predittive <sup>12</sup>.

Esso utilizza un modello matematico già noto, per descrivere come le coordinate e le loro velocità cambino a causa delle coppie di forza articolari. Il motivo per cui questo tipo di sistema è più accurato è che la logica del software imita il modo in cui il corpo umano funziona realmente: sulla base di un input neurale si sviluppano quindi delle forze muscolari che generano reazioni a livello articolare e al suolo facendo in modo che il corpo possa effettuare un movimento. In altre parole, tramite l'utilizzo di questo modello è possibile analizzare il rapporto di causa/effetto tra le forze muscolari ed il moto <sup>12</sup>.

Grazie agli studi di modellizzazione che sono stati effettuati negli ultimi dieci anni sono migliorate le evidenze sulla biomeccanica degli hamstrings durante la corsa ad alta velocità (*sprint*).

Essi sembrerebbero indicare che il meccanismo di lesione possa dipendere dalla simultaneità in cui si verificano il picco di lavoro negativo ed il massimo allungamento dell'unità muscolo-tendinea<sup>13,14</sup>. Questi picchi si verificherebbero in fasi distinte del ciclo del passo in risposta alle esigenze dell'individuo.

Ad oggi, però, nessuno tra i vari modelli che sono stati studiati ha fornito prove definitive riguardo il meccanismo lesionale degli hamstrings nella corsa ad alta velocità.

#### OBIETTIVO DELLO STUDIO

Lo scopo di questo elaborato è quello di revisionare criticamente la letteratura che ha esaminato la biomeccanica degli hamstring durante la corsa ad alta velocità negli anni, con l'obiettivo di comprendere quale sia il momento del ciclo del running con maggior rischio di lesione. Secondariamente, verranno analizzate le nuove evidenze relative al comportamento dell'intera unità mio-tendinea durante la contrazione di questo gruppo muscolare.

## MATERIALI E METODI

### STRATEGIA DI RICERCA

La ricerca della letteratura è stata effettuata sul database Medline, tramite il motore di ricerca Pubmed <sup>15</sup>, nel periodo compreso tra ottobre 2019 e marzo 2020.

Per identificare le *key-words* più appropriate, si è proceduto preventivamente alla lettura di alcuni tra gli articoli più rilevanti presenti in letteratura. Le parole chiave identificate sono state quindi combinate tra loro tramite l'utilizzo degli operatori booleani per formare la stringa seguente:

*((("Running"[Mesh] OR "High speed running" OR Sprint\* OR Running OR runners OR "Running/injuries"[MAJR])) AND ("Hamstring Muscles"[Mesh] OR hamstring\* OR semitendinosus OR semimembranosus OR biceps femoris)) AND (biomechanics OR kinematic OR kinetics OR Emg OR Electromyograph\* OR "Stress, Mechanical"[Mesh] OR "Biomechanical Phenomena"[Mesh] OR "Kinetics"[Mesh] OR "Electromyography"[Mesh])*

### CRITERI DI ELEGGIBILITÀ

Gli studi sono stati valutati in base ai seguenti criteri di eleggibilità

---

#### CRITERI DI INCLUSIONE

- Disegno e lingua dello studio: sono stati inclusi tutti i tipi di disegno, purché studi in lingua inglese o italiana;
- Popolazione: sono stati inclusi tutti gli studi condotti su soggetti sani, senza limiti di età, sesso e livello di attività sportiva (runners e non);
- Misure di outcome: sono stati inclusi tutti gli studi che analizzavano la biomeccanica di anca e ginocchio, con focus sui muscoli hamstrings sia da un punto cinematico che cinetico attraverso l'utilizzo di EMG e/o sistemi optoelettronici con pedane di forza.

---

## CRITERI DI ESCLUSIONE

- Tipologia di studio: sono stati esclusi gli studi in cui non era possibile accedere al full-text o in lingue diverse dall'italiano e inglese;
- Popolazione: sono stati esclusi gli studi che includessero soggetti con precedenti lesioni agli hamstrings (< di 6 mesi) e quelli in cui la velocità testata fosse inferiore ai 5 m/s (18 km/h);
- Misure di outcome: Sono stati esclusi gli studi che avevano come scopo principale il testing di calzature, soles o in cui l'esperimento fosse condotto su superfici non piane (salita/discesa). Infine, non sono stati considerati gli articoli che utilizzavano sistemi di registrazione analogici, in quanto dotati di minor precisione.

## RISULTATI

### PROCESSO DI SELEZIONE DEGLI ARTICOLI

La ricerca effettuata ha condotto inizialmente all'identificazione di 358 record. Dopo lettura di titolo e abstract, sono stati esclusi 296 articoli. Dei rimanenti 62 articoli è stata effettuata una seconda selezione tramite lettura dei full-text: 49 articoli sono stati esclusi, mentre 13 articoli sono stati infine inclusi per l'analisi.

Di seguito è riportata la flow chart di selezione e la tabella sinottica degli articoli inclusi nella revisione.

### FLOW CHART DI SELEZIONE DEGLI ARTICOLI

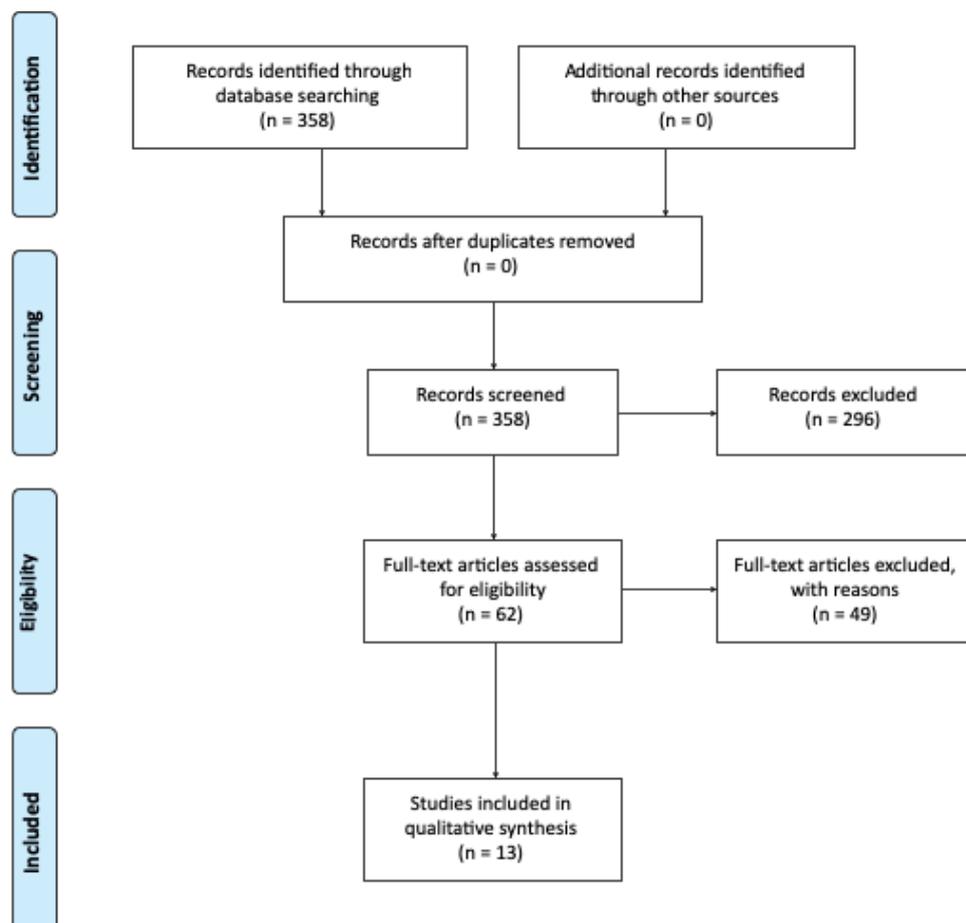


TABELLA SINOTTICA DEGLI ARTICOLI SELEZIONATI

Autore e anno	Obiettivo dello studio	Popolazione	Strumenti di misura utilizzati	Superficie di corsa	Velocità media (m/s)	Risultati
Hegyí 2019 <sup>16</sup>	<p>1) Analizzare l'impatto dell'aumento della velocità nella corsa sull'attività contrattile del BFH e ST</p> <p>2) Analizzare i cambiamenti di lunghezza nell'UM del BFH e ST al fine di comprendere le loro relazioni meccaniche</p>	13 M	sEMG, Sistema optoelettronico, 4 sensori di pressione sull'alluce del piede sinistro	Treadmill	<p>Test 1: 4.07 +/- 0.23 m/s</p> <p>Test 2: 5.42 +/- 0.31 m/s</p> <p>Test 3: 6.78 +/- 0.39 m/s</p>	<p>I. Il picco di attivazione muscolare del BFH ha mostrato valori massimi durante la LSP. (63% +/- 9% a 4.07 m/s – 90% +/- 11% a 5.42 m/s – 115 % +/- 13% a 6.78 m/s rispetto alla MVIC)</p> <p>II. Il picco di attivazione muscolare del ST ha mostrato valori massimi durante la LSP (69% +/- 9% a 4.07 m/s – 102% +/- 28% a 5.42 m/s – 121% +/- 18% a 6.78 m/s rispetto alla MVIC)</p> <p>III. L'allungamento della UM del BFH era significativamente (<math>p &lt; 0.001</math>) maggiore di quello del ST durante l'intero ciclo della corsa e a tutte le velocità</p>

						IV. All'aumentare dell'attivazione muscolare di ogni muscolo (in seguito all'aumento della velocità di corsa), l'incremento dell'allungamento dell'UM durante la LSP era minore se comparato alle altre fasi della corsa. Ciò suggerisce alti valori di rigidità durante alte velocità di corsa
Y.Zong 2017 <sup>17</sup>	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Quantificare il contributo dei momenti rotatori delle articolazioni dell'arto inferiore e la potenza di alcuni gruppi muscolari per comprendere meglio il carico sugli hamstrings e la loro meccanica lesionale durante lo sprint</li> <li>2. Verificare che i momenti delle articolazioni dell'arto inferiore potessero essere influenzati da EXF e MDT rispettivamente durante la fase di appoggio e di volo</li> </ol>	8 M; sprinters di livello nazionale	Pedana di forza (GRF), sistema optoelettronico, sistema computazionale (intersegmental dynamic analysis)	Overground (tracciato sintetico)	9.7 $\pm$ 0.3 m/s	<p>I. Durante l'intero ciclo della corsa il picco di forza degli hamstrings era significativamente maggiore rispetto ai muscoli antagonisti:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• a livello prossimale (anca) 3396 <math>\pm</math> 1120 W vs 1735 <math>\pm</math> 113 W durante il lavoro positivo, -1606 <math>\pm</math> 781 W vs -630 <math>\pm</math> 108 W durante il lavoro negativo;</li> <li>• mentre a livello distale (ginocchio) 1110 <math>\pm</math> 208 W vs 627 <math>\pm</math> 113 W durante il lavoro positivo; -1402 <math>\pm</math> 933 W vs -655 <math>\pm</math> 126 W durante</li> </ul>

						<p>il lavoro negativo)</p> <p>II. Il picco di forza degli hamstrings a livello dell'anca era significativamente maggiore durante il lavoro positivo rispetto a quello negativo: 3396 +/- 1120 W vs -1606 +/- 781 W</p> <p>III. Il picco di forza degli hamstrings a livello del ginocchio era significativamente maggiore durante il lavoro negativo rispetto a quello positivo: -1402 +/- 372 vs 1010 +/- 208 W</p>
Sun 2015 <sup>18</sup>	<p>1) Comprendere la biomeccanica degli hamstrings tramite lo studio dei carichi sui muscoli.</p> <p>2) Verificare se è possibile identificare uno sforzo maggiore durante la LSP e ESP rispetto alle altre fasi</p>	8 uomini sprinters d'élite	Dinamometro (MVIC), Sistema optoelettronico, pedana di forza, sistema computazionale (intersegmental dynamic analysis)	Overground (tracciato sintetico)	9.7 +/- 0.3 m/s	<p>Durante la ESP sono stati trovati alti livelli di MST, EXT a livello del ginocchio e dell'anca, e massimi livelli di GRF:</p> <p>I. MST (N x m): ginocchio -203.4 +/- 93.6; anca 455.2 +/- 198.7</p> <p>II. EXT (N x m): ginocchio 96.8 +/- 76.1; anca -218.6 +/- 131.0</p>

						<p>III. GRF (N): 1037.9 +/- 350.3</p> <p>Durante la LSP sono stati trovati alti livelli di MST e massimi livelli di MDT:</p> <p>I. MST (N x m): ginocchio -249.3 +/- 38.8; anca 650.8 +/- 101.1</p> <p>II. MDT (N x m): ginocchio 191.1 +/- 35.6; anca -406.7 +/- 89.6</p>
Higashihara 2015 <sup>19</sup>	<p>1) Identificare i pattern di attivazione muscolare degli hamstrings laterali (BF) e di quelli mediali (ST e SM)</p> <p>2) Stimare le caratteristiche funzionali inter-muscolo.</p>	13 uomini atleti specializzati nella corsa da tracciato e da campo (sub-elite)	Sistema optoelettronico, EMG di superficie	Overground	9.52 +/- 0.23 m/s	<p>I. L'attivazione del BF<sub>lh</sub> era significativamente maggiore durante la ESP rispetto alle late stance phase (p&lt; 0.01)</p> <p>II. L'attivazione del BF<sub>lh</sub> era significativamente minore durante la prima parte della mid-swing rispetto alle altre fasi (p&lt;0.05)</p> <p>III. L'attivazione dei muscoli mediali (ST e SM) era significativamente maggiore rispetto ai valori massimi raccolti dagli stessi durante la corsa comparato al BF<sub>lh</sub> durante le late stance (p&lt;0.05) e la mid-swing</p>

						(p<0.01) phase.
Y.Nagano, 2014 <sup>20</sup>	<p>1) Verificare che i muscoli che attraversano l'anca mostrano un ciclo allungamento-accorciamento che accompagna la cinematica articolare</p> <p>2) Verificare che il timing del picco di forza dell'UM del BF sia sincrono con il muscolo iliaco controlaterale</p>	8 uomini atleti specializzati nella corsa da tracciato e da campo (sub-elite)	Sistema optoelettronico e computazionale (inverse dynamic analysis)	Overground	9.52 +/- 0.23 m/s	<p>I. Picco di allungamento dell'UM del BFlh è stato registrato all'82.8% del ciclo della corsa corrispondente alla LSP</p> <p>II. Il picco di forza del Bflh registrato al 80,3% (LSP) del ciclo della corsa era di 10.5 N/kg</p> <p>II. Il picco di forza del Bflh registrato al 5% (ESP) del ciclo della corsa era di 3 N/kg</p>
Higashihara 2016 <sup>21</sup>	<p>1) Paragonare il timing in cui vi è il picco di allungamento dell'UM e l'attivazione muscolare (EMG) durante lo sprint negli hamstrings</p> <p>2) Verificare se le relazioni tra i</p>	13 uomini atleti specializzati nella corsa da tracciato e da campo (sub-elite)	Sistema optoelettronico e computazionale, EMG	Overground	9.52 +/- 0.23 m/s	<p>I. Il picco di allungamento dell'UM del ST si è verificato a 81.1 % del ciclo. Tale picco si è manifestato significativamente (p&lt;0.001) prima rispetto a quello del BFlh 87.7%.</p> <p>II. I picchi di attivazione muscolare del ST e Bflh hanno mostrato differenze significative (p&lt;0.01) durante la loro attività rispetto al</p>

	<p>differenti timing di allungamento e attivazione muscolare possano spiegare l'incidenza dei differenti muscoli nelle lesioni degli hamstrings</p>					<p>timing del ciclo della corsa. Il ST ha mostrato i suoi massimi valori attorno al 76.2% del ciclo ed il Bflh attorno al 86.0% del ciclo (corrispondente al LSP).</p> <p>III. Il picco di allungamento dell'UM del ST si è manifestato in un timing significativamente (<math>p &lt; 0.05</math>) diverso rispetto al picco di attivazione muscolare (81.1% vs 76.2%)</p> <p>IV. Il picco di allungamento dell'UM del Bflh è apparso sincrono rispetto al picco di attivazione muscolare (86,7% vs 86.0%)</p>
Schache 2012 <sup>13</sup>	<p>1) Quantificare il carico biomeccanico sugli hamstrings (sforzo UM, velocità, forza, potenza e lavoro) durante lo sprint</p> <p>2) Determinare la differenza tra i carichi biomeccanici</p>	7 soggetti volontari (5 uomini e 2 donne)	Sistema optoelettronico, sistema computazionale (inverse dynamic analysis) e EMG	Overground (tracciato indoor)	8.95 $\pm$ 0.7 m/s	<p>I. SM, ST e Bflh hanno prodotto il massimo sforzo, picco di forza e il massimo lavoro negativo durante la LSP</p> <p>II. BFlh ha mostrato il maggiore picco di sforzo: 11.98 <math>\pm</math> 2.63 % di cambiamento rispetto alla posizione di riposo</p>

	sui differenti muscoli					<p>II. Il ST ha mostrato il maggiore picco di velocità di allungamento negativa (eccentrica): <math>-1.04 \pm</math> m/s</p> <p>V. Il SM ha: mostrato il maggiore picco di forza, <math>46.81 \pm 6.25</math> N/kg; ha assorbito e prodotto il maggiore quantitativo di potenza, <math>22.39 \pm 5.40</math> W/kg e <math>7.66 \pm 1.14</math> W/kg; prodotto il maggiore quantitativo di lavoro positivo e negativo, <math>0.31 \pm 0.06</math> J/kg e <math>-1.06 \pm 0.25</math> j/kg</p>
--	------------------------	--	--	--	--	--

Chumanov 2011 <sup>14</sup>	<p>1) Comparare la cinetica degli hamstrings durante la fase di appoggio e di volo nello sprint</p> <p>2) Verificare che il picco di sforzo e di lavoro negativo fossero maggiori durante il volo rispetto alla fase di appoggio e che queste misure aumentino significativamente con la velocità</p>	12 soggetti volontari (9 uomini e 3 donne)	Sistema optoelettronico, sistema computazionale (forward dynamic simulation) e EMG	Treadmill	8.0 m/s per gli uomini 7.1 m/s per le donne	<p>I. Il picco di forza delle UM degli hamstrings è aumentato significativamente (<math>p &lt; 0.001</math>) all'aumentare della velocità durante la fase di volo, mentre era indipendente dalla velocità durante la fase di appoggio</p> <p>II. Il Bflh ha mostrato picchi di forza, allungamento e lavoro negativo durante la swing phase rispetto alla stance phase.</p> <p>Rispettivamente: <math>13.2 \pm 1.5</math> N/kg; <math>1.13 \pm 0.02\%</math> rispetto alla posizione eretta; <math>0.46 \pm 0.09</math> J/kg. Tali picchi si sono manifestati tra l'85% ed il 95% del ciclo della corsa</p>
Higashihara 2010 <sup>22</sup>	1) Esaminare l'attivazione muscolare degli hamstrings a diverse velocità al fine di conoscere le caratteristiche funzionali di ogni	8 uomini atleti specializzati nella corsa da tracciato e da campo (sub-elite)	Sistema optoelettronico e EMG	Treadmill	<p><math>4.5 \pm 0.2</math> m/s (al 50%max)</p> <p><math>6.72 \pm 0.4</math> m/s (al 75%max)</p> <p><math>7.64 \pm 0.4</math> m/s (al 85%max)</p> <p><math>8.47 \pm 0.5</math> m/s (al 95%max)</p>	<p>I. Il massimo angolo di flessione dell'anca è aumentato significativamente (<math>p &lt; 0.05</math>) all'aumentare della velocità, eccetto tra l'85% e il 95% max</p> <p>II. L'aumento della velocità dal 85% max al 95% ha mostrato un</p>

	<p>hamstrings</p> <p>2) Individuare il rischio di lesione per ognuno di loro</p>					<p>aumento significativo dell'attivazione degli hamstrings durante la LSP (BFlh <math>p &lt; 0.05</math> e ST <math>p &lt; 0.01</math>).</p> <p>III. Sono state trovate differenze significative nei picchi di attivazione muscolare tra il Bflh ed il ST durante la corsa al 95%max (<math>p &lt; 0.05</math> per la fase di appoggio e <math>p &lt; 0.01</math> per la LSP)</p>
Yu 2008 <sup>23</sup>	<p>1) Comprendere la cinematica e l'attivazione muscolare degli hamstrings durante lo sprint.</p> <p>2) Verificare che gli hamstrings sono sottoposti a lavoro eccentrico durante la fase di appoggio e di volo</p>	20 uomini (runners, soccer, lacrosse players)	EMG di superficie e sistema optoelettronico	Overground	7.77 +/- 0.34 m/s	<p>I. L'attivazione degli hamstrings durante la LSP era due\tre volte maggiore rispetto alle late stance phase e alla ESP.</p> <p>II. Durante la LSP è stato trovato un picco della velocità di allungamento concentrica significativamente maggiore (<math>p = 0.001</math>) rispetto alle late stance phase, questo picco era significativamente maggiore per il SM (<math>p = 0.003</math>) ed il ST (<math>p = 0.001</math>) rispetto al BFlh</p> <p>III. Durante lo stesso picco,</p>

						<p>l'allungamento dell'UM degli hamstrings era significativamente maggiore (<math>p=0.001</math>) durante le late stance phase rispetto alla LSP</p> <p>IV. Il picco di allungamento dell'UM del Bflh (<math>p=0.001</math>) e del ST (<math>p=0.008</math>) erano significativamente maggiore durante la LSP rispetto alle late stance phase</p>
Chumanov 2007 <sup>24</sup>	Valutare gli effetti dell'aumento della velocità di corsa sull'allungamento, lo sforzo ed il lavoro degli hamstrings durante la fase di volo	19 atleti (14 uomini e 5 donne)	EMG di superficie, sistema optoelettronico e sistema computazionale (forward dynamic analysis)	Treadmill	<p>9.1 <math>\pm</math> 0.6 m/s per gli uomini</p> <p>8.2 <math>\pm</math> 0.8 m/s per le donne</p>	<p>I. Il picco di allungamento dell'UM degli hamstrings è stato rilevato al 90% del ciclo, ovvero durante la LSP. Ed è stato visto che è indipendente dalla velocità di corsa.</p> <p>II. Il picco di forza e di lavoro negativo (eccentrico) degli hamstrings è aumentato significativamente (<math>p&lt;0.05</math>) all'aumentare della velocità</p> <p>III. Il Bflh ha mostrato maggiori valori di stretch rispetto al SM e al ST in tutte le velocità testate</p>

Thelen, 2005 <sup>25</sup>	Tramite l'utilizzo di un sistema computazionale comprendere la meccanica del BF durante la fase di volo nello sprint	1 uomo è stato utilizzato per il modello computazionale  5 uomini sono stati utilizzati per raccogliere i dati EMG	EMG, sistema computazionale (forward dynamic analysis) e sistema optoelettronico	Treadmill	9.3 m/s	<p>I. Il Bflh ha mostrato un ciclo di contrazione-allungamento nella seconda fase del volo.</p> <p>II. Il picco di allungamento del Bflh è stato raggiunto al 90% del ciclo della corsa</p> <p>III. La componente muscolare dell'UM del Bflh si è accorciata meno rispetto all'UM intera tra l'80% ed il 90% del ciclo della corsa, mentre il tendine ha raggiunto uno stretch massimo di 15mm</p> <p>IV. Il picco di forza dell'UM è aumentato con l'aumento della velocità di corsa (a 7.9 m/s sono stati prodotti 934 N vs 9.3 m/s 1195 N)</p>
Thelen 2005 <sup>26</sup>	<p>1) Verificare se il BF si allunga maggiormente rispetto al ST e SM</p> <p>2) Verificare se</p>	14 atleti (9 uomini e 5 donne)	Sistema optoelettronico e sistema computazionale (non linear optimization algorithm)	Treadmill	9.4 +/- 0.6 m/s per gli uomini  8.1 +/- 0.8 per le donne	I. Il picco di allungamento dell'UM degli hamstrings si è manifestato al 90% del ciclo della corsa. Il SM presentava un aumento della lunghezza del 7.4%, il ST del 8.1% ed il Bflh del 9.5% rispetto alla

	<p>passando da una velocità submassimale ad una velocità massima vi è un aumento della grandezza e del ritardo del picco di allungamento negli hamstrings</p>					<p>posizione eretta.</p> <p>II. Il picco di allungamento dell'UM era significativamente maggiore (<math>p &lt; 0.01</math>) nel Bflh rispetto al SM e al ST e si manifestava significativamente più tardi nel ciclo della corsa al massimo della velocità testata (<math>p &lt; 0.01</math>)</p>
--	---	--	--	--	--	--

BF= Bicipite Femorale ST= Semitendinoso SM= Semimembranoso UM= Unità mio-tendinea ESP= Early stance phase LSP= Late swing phase MVIC= Maximum isometric knee flexion contractions MDT= Momento di forze dipendente dal movimento EXT= Momento di forze generato nelle articolazioni dalla forza di reazione al suolo GRF= forza di reazione al suolo MST= Momento di forze generato dai muscoli

### CINEMATICA DELL'ANCA E DEL GINOCCHIO

Gli angoli di anca e ginocchio presi in considerazione in questo elaborato sono definiti come gli angoli relativi tronco-coscia e coscia-gamba. Il ciclo del passo si riferisce all'intera sequenza di eventi che avviene tra il *foot strike* (cioè il momento di contatto del piede al suolo, corrispondente allo 0% del ciclo) ed il successivo impatto dello stesso piede (cioè il 100% del ciclo). Inoltre, i dati che sono analizzati provengono da studi che hanno analizzato lo sprint su tapis-roulant e *overground*.

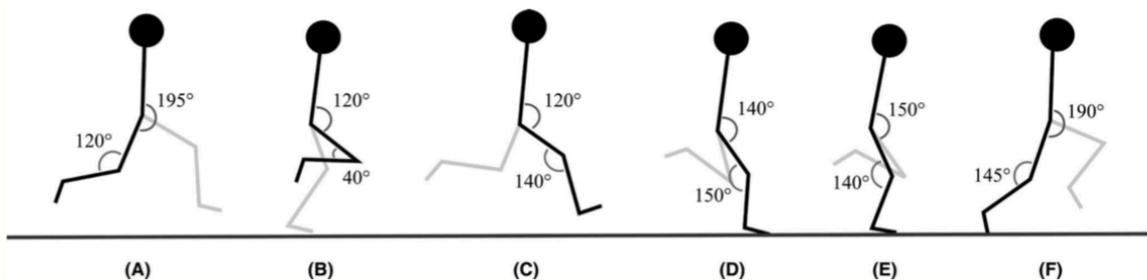
Il ciclo del passo (e dunque dello sprint), è comunemente diviso in due macro-fasi: *swing phase* (fase di volo) e *stance phase* (fase di appoggio) [Figura 1]. In questa analisi la fase di volo verrà analizzata per prima.

La *swing phase* può essere ulteriormente suddivisa, ai fini della descrizione, in ulteriori sotto-fasi:

- *early swing phase* (circa tra 22% e il 57%), il cui inizio coincide con il momento in cui il piede abbandona il contatto con il suolo. Durante tale fase vi è la transizione dalla massima estensione dell'anca (circa  $195^\circ$ , picco dell'angolo) alla flessione ad una velocità angolare di circa  $-740^\circ/\text{sec}$  <sup>27</sup>. Il ginocchio anch'esso si flette.
- *mid-swing phase* (tra il 57% e il 76% del ciclo) durante la quale il ginocchio raggiunge il picco di flessione (circa  $40^\circ$ ), mentre l'anca continua nella sua flessione per poi estendersi repentinamente con un picco di velocità angolare di  $1195^\circ/\text{s}$  <sup>27</sup>.
- L'ultima fase del volo, ovvero la *late swing phase* (tra il 76% e il 100% del ciclo) è caratterizzata da un picco iniziale di flessione dell'anca (circa  $100^\circ$ ); in seguito vi è un'estensione dell'articolazione che coincide con l'ultima parte della *late swing phase*, poco prima del contatto con il suolo (*foot strike*). Il ginocchio, invece, raggiunge un picco di velocità angolare in estensione (oltre i  $1150^\circ/\text{sec}$ ) al fine di contrastare il movimento della gamba in avanti, il quale viene prodotto come conseguenza del lavoro negativo degli hamstrings (contrazione eccentrica); in seguito comincia a flettersi in prossimità del contatto al suolo <sup>27</sup>.

L'inizio della fase di appoggio viene convenzionalmente fatto coincidere con il contatto del piede al suolo (*foot strike*). Anche questa è divisibile in sottofasi:

- L'*early stance* (tra lo 0% e il 7% del ciclo) inizia con il *foot strike*, nella quale vi è un'estensione dell'anca mentre il ginocchio continua a flettersi <sup>27</sup>.
- La *mid-stance* è definita come la fase di transizione dalla flessione all'estensione del ginocchio. Su questa fase non vi è accordo, in quanti molti autori definiscono che sia poco rilevante ai fini dell'analisi, altri la definiscono come un passaggio necessario; probabilmente le differenze stanno nell'utilizzo di sistemi di misura (optoelettrico vs videografico) e superfici (*overground vs treadmill*) differenti.
- Nell'ultima fase di appoggio (*late stance*), tra il 7% ed il 22% del ciclo, il ginocchio si estende raggiungendo un picco di velocità angolare a circa 200°/sec prima del distacco dal suolo (*toe-off*) dove ricomincia a flettersi (picco di velocità angolare a circa 600°/sec). L'anca continua a estendersi durante tutta questa fase, raggiungendo il picco di velocità angolare di estensione di circa 800°/sec, per poi invertire il movimento successivamente al *toe-off* <sup>27</sup>.



**FIGURE 1** The sprinting gait cycle. (A) Early swing (B) Mid-swing (C) Late swing (D) Early stance/ foot strike (E) Mid-stance (F) Late stance/ toe-off<sup>25,26</sup>

Figura 1. Nella seguente figura sono rappresentate le due macro-fasi del ciclo del passo divise in: Early-swing, Mid-swing, Late-swing, Early stance (foot strike), Mid-stance e Late-stance (toe-off). Riprodotto da Kenneally-Dabrowski et al 2019 <sup>27</sup>

## CINETICA DELL'ANCA E DEL GINOCCHIO

Durante la fase di volo (*swing*) le due articolazioni hanno comportamenti opposti, i quali si alternano se consideriamo la prima fase e la seconda fase dello *swing*. Infatti, nella prima parte l'anca produce un momento di forze flessorie di circa 4.3 N•m•Kg, mentre il ginocchio sviluppa un momento estensorio di piccola entità <sup>13</sup>. Nella seconda parte dello *swing* si comportano inversamente: l'anca produce un momento di forze estensorie (circa 4.2 N•m•Kg) mentre il ginocchio sviluppa un minimo momento flessorio (circa 1.8 N•m•Kg) <sup>18</sup>.

Nella fase di *swing* il totale delle coppie di forza è dato dal momento sviluppato dai muscoli sulle articolazioni, tramite la loro contrazione, che ha lo scopo di contrastare il momento dato dal movimento passivo della gamba durante l'oscillazione <sup>17,18,28</sup>.

In merito alla fase di *stance*, l'anca mostra una propensione ad un momento estensorio raggiungendo picchi di circa 4.1 N•m•Kg, in particolar modo nella prima parte prima di trasformarsi in momento flessorio nell'ultima <sup>13</sup>; riguardo al ginocchio non vi è opinione comune in quanto probabilmente i sistemi di analisi che vengono utilizzati nei vari studi non sono sovrapponibili <sup>27</sup>. *Schache et al* <sup>13</sup> descrivono comunque un momento estensorio nella prima parte della *stance* (circa 3.6 N•m•Kg), ed uno flessorio nella fase tardiva della *stance* poco prima del *toe-off*.

In contrasto alla fase di *swing*, durante questa fase il totale dei momenti di forza sviluppati dall'anca e dal ginocchio è dato dalle forze esterne risultanti dal contatto con il suolo (*ground reaction forces*) <sup>17,18,28</sup>.

## ATTIVAZIONE MUSCOLARE DEGLI HAMSTRINGS

Durante tutto il ciclo del passo vi è attività elettromiografica negli hamstrings. Gli studi che sono stati analizzati comprendono sprint su terreno (*overground*) e tapis-roulant (*treadmill*).

In quasi tutti gli studi sono stati rilevati due grandi picchi di attivazione del Bicipite femorale durante la *late swing phase* e la *early stance phase* <sup>14,19,22,23,29</sup>. Al contrario, semitendinoso e semimembranoso mostrano una maggiore attivazione durante la fase di propulsione (*late stance*) e la fase media di oscillazione (*mid-swing*), malgrado

l'attività registrata sia notevolmente minore nella *mid-swing* rispetto alla *late stance* <sup>19,29</sup>.

In due soli studi viene verificato se all'aumentare della velocità (prossima a quella massimale) vi sia un aumento significativo dell'attivazione muscolare, in particolare nel bicipite femorale durante la *late swing phase* <sup>22,24</sup>. Entrambi questi studi però sono stati effettuati con l'utilizzo di tapis roulant, il quale non consente di poter generalizzare i risultati alla corsa su terreno. L'esatta magnitudine dei due picchi muscolari non è però stata riportata in letteratura, comunque quando è stata effettuata una normalizzazione alla massima attivazione muscolare durante un ciclo di corsa, l'attivazione del bicipite femorale si è rivelata comparabile durante *late swing* e *early stance phases* <sup>19</sup>. Inoltre, l'attività del Bicipite femorale durante i due picchi eccede il 100% della MVIC <sup>27</sup>. Paragonando la grandezza dell'attivazione muscolare durante la *late swing phase* rispetto alle altre fasi del ciclo, è stata riportata essere da due e tre volte maggiore rispetto la *early swing* e *late stance phases* <sup>19</sup>.

Relativamente ai pattern di attivazione intra-muscolare, non vi sono ancora molti studi che analizzino in dettaglio questo aspetto. *Haegyi et al* <sup>16</sup> riportano ad esempio come non vi siano differenze a livello prossimo-distale nello stesso muscolo; inoltre risultava evidente un'elevata eterogeneità nell'attivazione muscolare a livello individuale. Lo studio dei cambiamenti regionali all'interno dello stesso muscolo potrebbe essere una chiave di lettura per studi futuri in merito, in quanto è noto in letteratura come la regione prossimale a livello della giunzione mio-tendinea sia maggiormente affetta da lesioni durante gli sprint <sup>27</sup>.

#### CARICHI MECCANICI NELL'UNITÀ MIO-TENDINEA

Nel corso degli ultimi anni sono stati prodotti studi di modellizzazione muscolo-scheletrica al fine di studiare nel dettaglio la biomeccanica dell'unità mio-tendinea durante lo sprint. Grazie alla previsione di variabili quali i cambiamenti di lunghezza e di forza dell'unità mio-tendinea è possibile rilevare informazioni che altrimenti non sarebbe stato possibile studiare direttamente sull'atleta.

L'utilizzo dei sistemi di modellizzazione possiede dei limiti intrinseci poiché si basano su approssimazioni e ipotesi anatomiche, tuttavia tali limiti sono ragionevoli se i risultati sono interpretati in tale contesto <sup>27</sup>. Pertanto, questi studi sono indispensabili per promuovere la comprensione del funzionamento del complesso muscolo-tendineo.

Ad oggi comunque, i risultati di tali studi si basano primariamente su dati raccolti tramite l'utilizzo di tapis roulant<sup>14,24-26</sup> e meno su modellizzazione di overground running<sup>13,23</sup>, il che si traduce in una applicabilità limitata in quanto gli adattamenti cinematici e cinetici messi in atto dall'atleta non sono sovrapponibili.

Inoltre, mentre alcuni autori hanno utilizzato popolazioni sportive amatoriali o semiprofessionisti<sup>13,23,26</sup>, non sono frequenti gli studi relativi alle popolazioni sportive, come i *runners* di elite e i giocatori di calcio, per i quali lo studio della biomeccanica nelle lesioni degli hamstrings è più rilevante<sup>30</sup>.

---

#### ALLUNGAMENTO DELL'UNITÀ MIO-TENDINEA

Durante lo sprint gli hamstring sono sottoposti ad un ciclo di allungamento-accorciamento dell'unità mio-tendinea<sup>20,25</sup>: la fase di allungamento riguarda la parte finale dell'oscillazione (*late swing*), mentre quella di accorciamento comincia poco prima del contatto col suolo (*foot-strike*) e continua durante tutta la fase di appoggio<sup>13,14</sup>.

Molti autori sono in accordo nell'identificare due picchi nella velocità di allungamento: uno durante il passaggio dalla flessione all'estensione di ginocchio, che corrisponde circa alla prima parte della *late swing phase* e in cui il muscolo Bicipite femorale è sottoposto ad alti carichi di lavoro<sup>13,14,21,25,26</sup>. Un secondo picco è presente poco prima del *foot-strike*, durante il quale la forza maggiore è sviluppata dal muscolo semimembranoso (da 27,9 a 46,81 N/Kg)<sup>13,14</sup>.

Di conseguenza, nell'ultima fase dell'oscillazione gli hamstrings sono tutti costretti ad allungarsi rapidamente a causa dell'estensione del ginocchio, con un associato picco nella velocità angolare di allungamento. In tale contesto il muscolo Bicipite femorale lo raggiunge in anticipo rispetto agli altri raggiungendo maggiori valori<sup>13,14,21,24</sup>.

Durante la fase di appoggio l'anca continua ad estendersi mentre il ginocchio si flette in una prima fase per poi estendersi nuovamente<sup>25,26</sup>. La maggior parte degli autori sono comuni nell'affermare che durante la fase di *stance* vi sia un accorciamento delle unità mio-tendinea degli hamstrings. Ciononostante, due autori riportano una contrazione eccentrica (allungamento) durante la fase di appoggio<sup>23,31</sup>, anche se sembra probabile che, nella maggior parte dei casi, vi sia comunque un accorciamento durante la fase tardiva dell'appoggio.

È dunque possibile supporre che la variazione di lunghezza dei muscoli dipenda dal grado di estensione dell'anca e del ginocchio di ogni singolo individuo <sup>27</sup>.

Successivamente è stato analizzata l'influenza della velocità di sprint sul ciclo di accorciamento-allungamento. Lo studio di Higashihara et al <sup>22</sup> mostra come all'aumentare della velocità di corsa vi sia un aumento significativo dell'angolo di flessione dell'anca, dell'estensione del ginocchio e delle loro relative velocità angolari, suggerendo che di conseguenza gli hamstrings si allunghino più velocemente.

Chumanov et al e Thelen et al <sup>24,26</sup> hanno al contrario evidenziato un aumentato picco di forza e di lavoro eccentrico a carico dei muscoli <sup>24</sup>, ma entrambi hanno mostrato come il picco della velocità di allungamento non cambi all'aumentare della velocità di corsa, suggerendo in ultima analisi come questa non venga influenzata dai cambi di velocità. È probabile che i diversi autori abbiano ragione, in quanto è frequente riscontrare infortuni agli hamstrings nei cambi rapidi di direzione o nelle accelerazioni, resta da capire se ciò sia legato all'aumento della velocità di allungamento o se sia dovuto ad un aumentato lavoro eccentrico dei muscoli o di forza.

Sebbene questi studi forniscano una panoramica sul funzionamento degli hamstrings durante lo sprint, vi è un limite dato dal considerare i cambiamenti della loro lunghezza come un'unità muscolo-tendinea capace di modificarsi in maniera unitaria.

Sia Chumanov che Thelen avevano già differenziato il contributo dei muscoli e dei tendini all'interno dell'unità mio-tendinea utilizzando la modellizzazione muscolo-scheletrica, prevedendo delle discrepanze nell'allungamento delle due strutture <sup>24,25</sup> [Figura 2]. Thelen, nella fattispecie, aveva notato che l'allungamento della componente muscolare nel Bicipite femorale rallenta quando il muscolo è contratto durante la *late swing phase* e che l'allungamento del tendine sembrerebbe il principale responsabile del lavoro eccentrico. Sembrerebbe, dunque, che vi sia un disaccoppiamento tra il tendine ed il muscolo durante questa fase; l'autore suggerisce inoltre che se la parte tendinea del Bicipite femorale avesse una maggiore capacità di assorbire e rilasciare energia, probabilmente si potrebbero ridurre i picchi di allungamento e lavoro eccentrico sull'unità mio-tendinea <sup>25</sup>.

Recentemente, Hooren e Bosch <sup>30</sup> hanno proposto che il tendine si allunghi eccentricamente durante la fase tardiva dell'oscillazione mentre i fascicoli rimangono contratti isometricamente. Tuttavia, la loro revisione prende in esame studi su modelli

animali, o considera esperimenti effettuati su altri muscoli dell'arto inferiore. Non vi è quindi alcuna prova diretta per suffragare le loro affermazioni.

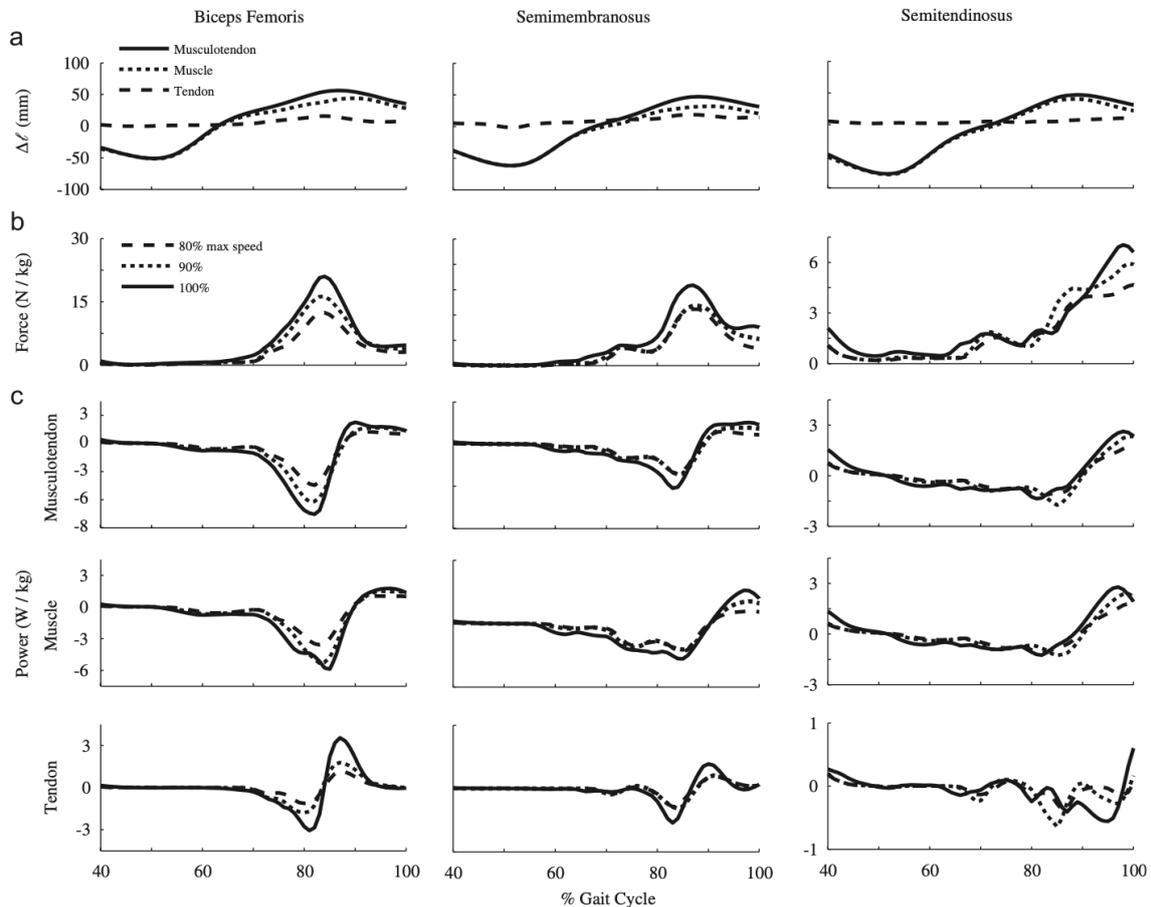


Figura 2. Nella figura sono mostrate le simulazioni meccaniche per ogni muscolo di un singolo individuo, con un focus sui cambiamenti dell'unità mio-tendinea (UM), a livello del tendine e della parte muscolare. a) corrisponde al cambiamento di lunghezza dell'UM al massimo della velocità testata. b) mostra la forza sviluppata dalle UM negli hamstrings. È possibile notare come il Bflh ed il SM producano il loro picco di forza prima rispetto al ST. c) vengono mostrare le UM e come esse sviluppano un lavoro considerevolmente negativo (eccentrico) attorno all'80% del ciclo della corsa, in particolar modo il Bflh. Riprodotto da E.Chumanov et al 2007 <sup>24</sup>

#### FORZA DELL'UNITÀ MIO-TENDINEA

Durante l'intero ciclo del passo vengono riportati principalmente due picchi di forza: uno nella *late swing phase* e l'altro nella *early stance phase* <sup>13,20,24</sup>. Durante la prima è stato rilevato un picco di forza tra 10.5 e 26.4 N/Kg; durante la fase precoce di appoggio (*early stance*) vi è un secondo picco di entità inferiore, compreso tra i 3 e gli 11.6 N/Kg <sup>13,20</sup>.

Secondo *Schache et al*<sup>13</sup> durante la *late swing phase* vi è un carico maggiore rispetto le altre fasi del ciclo, poiché simultaneamente gli hamstrings producono un picco di: sforzo, forza e lavoro eccentrico. Dei tre muscoli, il Bicipite femorale mostra un maggiore incremento dell'allungamento, il Semitendinoso mostra una maggiore velocità di allungamento mentre il Semimembranoso produce la maggiore quantità di forza, creando alti valori di lavoro eccentrico.

Il gruppo di *Nagano et al*<sup>20</sup> mostra invece come il picco di forza analizzato durante la *late swing phase* sia a carico del Bicipite femorale e non del Semimembranoso, ed inoltre sia sincrono con il picco di allungamento massimo analizzato anche nello studio precedente di Schache<sup>13</sup>. Inoltre, lo stesso autore analizza anche il timing dei picchi di forza dei muscoli grande gluteo e degli ileo-psoas -omo e contro-laterali, arrivando alla conclusione che anch'essi si manifestino simultaneamente al picco di forza massima del Bicipite femorale. Secondo questo autore quindi l'azione dei muscoli situati attorno all'anca in associazione all'aumentato tilt pelvico potrebbero influire positivamente sul raggiungimento del picco di forza del Bicipite femorale.

*Chumanov et al*<sup>24</sup> analizzano come l'aumento della velocità di corsa possa influire sul raggiungimento del picco di forza durante la fase tardiva dell'oscillazione, arrivando alla conclusione che essa influisca positivamente e significativamente sul raggiungimento dei picchi di forza e di lavoro eccentrico negli hamstrings, mostrando maggiori livelli di stress nel Bicipite femorale [Figura 3].

Tuttavia, è stato anche proposto che la forza sviluppata dall'unità muscolo-tendinea del Bicipite femorale durante la *early stance phase* sia sottostimata a causa di un eccessivo filtraggio dei dati analizzati, causando erroneamente bassi di livelli di momenti di forza all'anca e al ginocchio<sup>27</sup>.

Sembrerebbe che, durante la fase iniziale dell'appoggio, le forze di reazione al suolo producano una grande coppia di forze data dall'estensione del ginocchio e dalla flessione d'anca. Ciò indurrebbe gli hamstrings ad un carico elevato dato dalla produzione di forze attive da un lato al fine di contrastare le forze di allungamento passive dall'altro.

Measure	Speed (% max)	BF		SM		ST		NET	
$\Delta l^{MT}$ (mm)	80	51.4	(5.6)	43.5	(5.1)	44.7	(5.5)		
	85	52.2	(4.8)	44.1	(4.6)	45.1	(5.2)		
	90	51.4	(4.3)	42.8	(4.0)	43.4	(4.4)		
	95	49.9	(7.9)	41.2	(8.6)	41.3	(10.4)		
	100	51.2	(4.4)	42.6	(4.6)	42.9	(5.4)		
$F_{max}$ (N/kg) <sup>a</sup>	80	15.1	(6.3)	18.9	(6.2)	6.4	(1.3)	36.0	(12.4)
	85	16.8	(6.4)	21.4	(6.9)	6.7	(1.2)	40.5	(13.8)
	90	18.6	(6.8)	23.3	(8.6)	7.1	(1.3)	45.2	(15.4)
	95	19.8	(7.0)	25.7	(9.7)	7.4	(1.4)	49.2	(16.1)
	100	21.4	(5.4)	27.9	(7.6)	7.9	(1.8)	52.0	(13.4)
$W_{neg}^{MT}$ (J/kg) <sup>a</sup>	80	0.47	(0.23)	0.50	(0.26)	0.21	(0.06)	1.40	(0.62)
	85	0.53	(0.26)	0.59	(0.31)	0.23	(0.08)	1.65	(0.73)
	90	0.61	(0.31)	0.69	(0.37)	0.25	(0.10)	1.92	(0.88)
	95	0.65	(0.31)	0.79	(0.42)	0.27	(0.13)	2.23	(0.97)
	100	0.77	(0.28)	0.99	(0.44)	0.35	(0.18)	2.61	(1.01)

<sup>a</sup>Significant speed effects.

Figura 3. Nell'immagine vengono mostrate le medie e le loro relative deviazioni standard delle misure cinetiche e cinematiche rilevate negli hamstrings per ogni singolo soggetto durante la *late swing phase*. È evidente come i Bflh mostri dei valori di allungamento dell'UM maggiori rispetto al SM e al ST a tutte le velocità testate. Inoltre, relativamente alla forza e al lavoro negativo, vi è un aumento significativo ( $p < 0.01$ ) dei valori registrati all'aumentare della velocità. (La media dei picchi di forza degli hamstrings è variata da 36 N/kg all'80% di velocità al 52 N/kg alla massima velocità, mentre la media del lavoro netto negativo degli stessi è variata da 1.4 a 2.6 J/kg). Riprodotto da E.Chumanov et al 2007<sup>24</sup>

### IN CHE MOMENTO DEL CICLO DELLA CORSA GLI HAMSTRINGS SONO MAGGIORMENTE SOGGETTI A LESIONE?

Le lesioni degli hamstrings, come precedentemente documentato, sono sempre state argomento di discussione da parecchi anni in quanto tutt'ora le recenti evidenze non sono capaci di fornirci un contesto chiaro riguardo al momento del ciclo della corsa in cui essi sono maggiormente soggetti a lesioni. Comunque, la maggior parte degli studi sembra essere concorde nell'affermare che le lesioni avvengano maggiormente durante la *late swing phase*, sebbene alcuni autori abbiano mostrato dati a supporto della *early stance phase*.

### LE PROVE A SOSTEGNO DELLA *LATE SWING PHASE*

La teoria che analizza la possibilità di lesione da sforzo durante la *late swing phase* è attualmente la più accreditata. Infatti, la contemporaneità in cui avvengono il massimo picco di forza dell'unità mio-tendinea, la massima attivazione muscolare registrata tramite EMG, il picco di lavoro negativo ed il picco di allungamento dell'unità mio-tendinea, suggeriscono come vi sia un alto contributo all'aumento del rischio di lesione durante tale fase<sup>13,14,23,32</sup>.

Nello studio di Chumanov <sup>32</sup> è stato osservato come il picco di allungamento e di lavoro negativo avvenga esclusivamente durante questa fase, mentre alti carichi di lavoro fossero presenti nella *late swing* e nella *early stance phase*. Inoltre, il picco di forza identificato a livello del Bicipite femorale aumenta significativamente all'aumentare della velocità di corsa solo durante *late swing phase* <sup>27</sup>. Gli autori concludono affermando che nel momento in cui i picchi di forza si associano ad alti livelli di lavoro negativo (contrazione eccentrica), aumenta drasticamente la possibilità che vi sia un evento lesivo. Secondo la loro analisi, quel momento corrisponde alla parte finale dell'oscillazione.

L'eccessivo allungamento a cui è sottoposto il Bicipite femorale durante la *late swing phase* è inoltre comunemente considerato come la principale causa di lesione durante la corsa <sup>13,14,32</sup>. Alcuni autori, come Schache <sup>13</sup>, suggeriscono che il capo lungo del Bicipite è maggiormente suscettibile a lesione poiché sviluppa dei cambiamenti di lunghezza dell'unità mio-tendinea maggiori, tra il 2.2% e il 3.3%, rispetto a semitendinoso e semimembranoso. Inoltre, l'ampio momento estensorio sviluppato dall'anca a livello del bicipite femorale è responsabile dell'allungamento dello stesso quando l'anca è in flessione durante la *late swing phase* <sup>26</sup>. Pertanto, gli alti valori di allungamento prodotti dal capo lungo del Bicipite femorale durante la *late swing phase* sembrano essere il parametro che lo distingue dagli altri muscoli e che quindi potrebbe spiegare in maniera più chiara perché il bicipite femorale è particolarmente vulnerabile alle lesioni durante gli sprint <sup>27</sup>.

---

#### LE PROVE A SOSTEGNO DELLA EARLY STANCE PHASE

La fase precoce dell'appoggio (*early stance phase*) è anch'essa indicata come un potenziale momento critico durante lo sprint a causa del ruolo chiave che gli hamstrings hanno nel produrre una propulsione anteriore del centro di massa <sup>28</sup>.

Alcuni autori suggeriscono che gli alti valori di flessione del ginocchio e di estensione dell'anca nel momento del contatto al suolo, inducono gli hamstrings ad alti carichi di lavoro, traducendosi in un aumento del rischio di lesione <sup>33</sup>.

A questo proposito Orchard <sup>34</sup> sostiene che durante questa fase il rischio aumenti in quanto gli hamstrings sono costretti a produrre alti livelli di forza per contrastare le forze di reazione al suolo che si producono a seguito del *foot-strike*.

Altri studi <sup>17,18</sup> evidenziano degli alti carichi di lavoro durante la fase precoce dell'appoggio tramite l'utilizzo di modelli dinamici inversi. Nello specifico sottolineano come per un periodo relativamente breve, successivamente al contatto con il suolo, la sommatoria dei vettori delle forze di reazione al suolo passa anteriormente al ginocchio generando dunque un ulteriore momento di forze esterno che spinge il ginocchio verso l'estensione. Gli hamstrings si ritroverebbero dunque a doversi opporre a questo movimento. Inoltre, spiegano come nei precedenti studi a sostegno della *late swing phase* si sia sottostimata la forza muscolare prodotta durante la *early stance phase* a causa di un sovra-filtraggio dei dati; di conseguenza essa costituirebbe un'ulteriore prova a sostegno di un'aumentata sollecitazione degli hamstrings durante questa fase.

#### QUALI SONO LE ULTIME EVIDENZE IN MERITO AL RAPPORTO TRA LA COMPONENTE CONTRATTILE E TENDINEA

Considerato che le lesioni degli hamstrings coinvolgono comunemente il capo lungo del bicipite <sup>35</sup>, che spesso si verificano durante gli sprints <sup>36</sup> e che i picchi di allungamento dell'unità mio-tendinea durante la *late swing phase* sono maggiori nel bicipite rispetto agli altri muscoli, molti studi hanno cercato di trovare un legame da queste osservazioni nel tentativo di darvi una spiegazione <sup>13,14,24,26</sup>.

Risulta dunque di estrema importanza capire quali fattori modulano il raggiungimento dei picchi nell'unità mio-tendinea al fine di modificare il rischio di lesione negli hamstrings.

Tuttavia, ad oggi, non è ancora noto se i cambiamenti di lunghezza dell'unità mio-tendinea siano necessariamente accompagnati da cambiamenti di lunghezza all'interno delle fibre muscolari. Questo disaccoppiamento tra le fibre muscolari e gli elementi elastici durante i cambiamenti di lunghezza dell'intera unità mio-tendinea è già stato studiato in vivo su altri muscoli dell'arto inferiore quali i flessori plantari della caviglia <sup>37,38</sup>.

Attualmente non esistono però dati provenienti da studi in vivo per gli hamstrings, ma tramite l'utilizzo dei modelli computazionali è stato possibile verificare che la parte tendinea è sottoposta ad agli alti valori di rigidità e che dunque i picchi di lavoro sperimentati dall'unità mio-tendinea siano a carico prevalentemente della componente contrattile durante la *late swing phase* <sup>25</sup>.

Van Hooren <sup>30</sup> spiega che l'aumento della distanza tra i punti di inserzione dell'unità mio-tendinea non debba rappresentare per forza un allungamento della componente muscolare e che l'allungamento dell'unità mio-tendinea non può essere solamente interpretato come un'azione eccentrica degli hamstrings.

Grazie all'analisi di studi effettuati su animali e tramite l'utilizzo di modelli computazionali <sup>24,25</sup> egli suggerisce che la componente muscolare degli hamstrings si allunghi passivamente durante la fase iniziale dell'oscillazione, per poi rimanere in isometria durante la *late swing phase*, durante la quale vi è un'alta attivazione muscolare e degli alti valori di forza. Inoltre, l'allungamento attivo che è presente durante la *mid-swing phase* non spiegherebbe totalmente il lavoro eccentrico prodotto poiché questo potrebbe almeno in parte dipendere dall'influenza dello *slack* muscolare.

Dovremmo dunque iniziare a prendere in considerazione che gli hamstrings si trovano in una posizione molto prossima all'isometria durante la fase terminale dello swing e che questo porterebbe a un disaccoppiamento con gli elementi elastici i quali a causa di un effetto catapulta sviluppano un lavoro negativo.

Tuttavia, studi molto recenti <sup>39</sup> spiegano come i presupposti su cui si basa l'analisi di Van Hooren siano infondati, in quanto l'evidenza empirica supporta fortemente le teorie di un comportamento eccentrico degli hamstrings durante la *late swing phase*.

Infatti, tramite studi con elettromiografia è stato ampiamente dimostrato che i muscoli rimangono attivi durante tutto il ciclo dello sprint; questo significa che non vi è in nessun momento un allungamento passivo della componente muscolare dell'unità-miotendinea.

Di conseguenza affinché vi sia un comportamento isometrico durante la fase tardiva dell'oscillazione, gli hamstrings dovrebbero: resistere all'allungamento eccentrico e favorire l'allungamento della sola parte tendinea, produrre un accorciamento attivo con un aiuto minimo da parte dei componenti fibrillari ed infine generare del movimento a livello dell'anca e del ginocchio solo a livello dei tendini, sapendo che l'anca sperimenta alte velocità angolari, il tutto con un dispendio energetico che comprometterebbe l'attività muscolare.

Futuri studi in vivo sugli hamstrings potrebbero risolvere il problema della meccanica lesionale e fornire nuove evidenze in merito ai programmi riabilitativi da mettere in atto per le lesioni da sforzo.

## CONCLUSIONI

I risultati di questa revisione hanno mostrato che nella corsa ad alta velocità è possibile individuare due momenti critici nel ciclo del passo: la fase tardiva dell'oscillazione (*late swing phase*) e la fase precoce del contatto al suolo (*early stance phase*).

Dall'analisi cinetica e cinematica degli studi inclusi nella revisione si evince che esiste un'alta probabilità che vi sia un alto rischio di lesione durante la *late swing phase*, in quanto caratterizzata da una sincronicità di eventi biomeccanici che sottopongono gli hamstring ad alti livelli di sforzo.

Inoltre, dall'analisi degli studi inclusi si evince che i soggetti analizzati corrono pressoché tutti a velocità costante senza prendere in considerazione l'eventuale lavoro aggiuntivo dato da accelerazioni o decelerazioni che possono esserci durante alcuni sport.

In merito alle cause che portano alla lesione non è ancora chiaro quale sia il reale meccanismo.

Per molto tempo si è parlato di un allungamento eccentrico passivo eccessivo come principale causa di lesione durante gli sprint, negli ultimi anni è stata introdotta la possibilità che nell'unità mio-tendinea si verifichi un disaccoppiamento tra le componenti elastiche e muscolari della stessa.

Gli studi a sostegno di questa tesi sono basati su studi animali e su studi che derivano da altri gruppi muscolari dell'alto inferiore, i quali presentano un'architettura differente rispetto agli hamstrings.

## BIBLIOGRAFIA

1. Valle X, Alentorn-Geli E, Tol JL, et al. Muscle Injuries in Sports: A New Evidence-Informed and Expert Consensus-Based Classification with Clinical Application. *Sports Medicine*. 2017;47(7):1241-1253. doi:10.1007/s40279-016-0647-1
2. Jacob E. Vaughn, Wayne B. Cohen-Levy. *Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Posterior Thigh Muscles*. StatPearls. (Treasure Island (FL), ed.); 2019.
3. Askling CM, Tengvar M, Saartok T, Thorstensson A. Proximal Hamstring Strains of Stretching Type in Different Sports. *The American Journal of Sports Medicine*. 2008;36(9):1799-1804. doi:10.1177/0363546508315892
4. Ekstrand J, Hägglund M, Waldén M. Epidemiology of Muscle Injuries in Professional Football (Soccer). *The American Journal of Sports Medicine*. 2011;39(6):1226-1232. doi:10.1177/0363546510395879
5. Askling C, Thorstensson A. Hamstring muscle strain in sprinters. *New Studies in Athletics*. Published online 2008.
6. Brooks JHM, Fuller CW, Kemp SPT, Reddin DB. Incidence, Risk, and Prevention of Hamstring Muscle Injuries in Professional Rugby Union. *The American Journal of Sports Medicine*. 2006;34(8):1297-1306. doi:10.1177/0363546505286022
7. Askling CM, Tengvar M, Saartok T, Thorstensson A. Acute First-Time Hamstring Strains during High-Speed Running. *The American Journal of Sports Medicine*. 2007;35(2):197-206. doi:10.1177/0363546506294679
8. Askling CM, Tengvar M, Saartok T, Thorstensson A. Acute First-Time Hamstring Strains during Slow-Speed Stretching. *The American Journal of Sports Medicine*. 2007;35(10):1716-1724. doi:10.1177/0363546507303563
9. Askling C. Type of acute hamstring strain affects flexibility, strength, and time to return to pre-injury level. *British Journal of Sports Medicine*. 2006;40(1):40-44. doi:10.1136/bjism.2005.018879
10. Mesin L. Crosstalk in surface electromyogram: literature review and some insights. *Physical and Engineering Sciences in Medicine*. Published online May 1, 2020. doi:10.1007/s13246-020-00868-1
11. Otten E. Inverse and forward dynamics: models of multi-body systems. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London Series B: Biological Sciences*. 2003;358(1437):1493-1500. doi:10.1098/rstb.2003.1354

12. Erdemir A, McLean S, Herzog W, van den Bogert AJ. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics*. 2007;22(2):131-154. doi:10.1016/j.clinbiomech.2006.09.005
13. SCHACHE AG, DORN TW, BLANCH PD, BROWN NAT, PANDY MG. Mechanics of the Human Hamstring Muscles during Sprinting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2012;44(4):647-658. doi:10.1249/MSS.0b013e318236a3d2
14. CHUMANOV ES, HEIDERSCHEIT BC, THELEN DG. Hamstring Musculotendon Dynamics during Stance and Swing Phases of High-Speed Running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2011;43(3):525-532. doi:10.1249/MSS.0b013e3181f23fe8
15. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov>. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov>
16. HEGYI A, GONÇALVES BAM, FINNI T, CRONIN NJ. Individual Region- and Muscle-specific Hamstring Activity at Different Running Speeds. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2019;51(11):2274-2285. doi:10.1249/MSS.0000000000002060
17. Zhong Y, Fu W, Wei S, Li Q, Liu Y. Joint Torque and Mechanical Power of Lower Extremity and Its Relevance to Hamstring Strain during Sprint Running. *Journal of Healthcare Engineering*. 2017;2017:1-7. doi:10.1155/2017/8927415
18. SUN Y, WEI S, ZHONG Y, FU W, LI L, LIU Y. How Joint Torques Affect Hamstring Injury Risk in Sprinting Swing–Stance Transition. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2015;47(2):373-380. doi:10.1249/MSS.0000000000000404
19. Higashihara A, Nagano Y, Ono T, Fukubayashi T. Differences in activation properties of the hamstring muscles during overground sprinting. *Gait & Posture*. 2015;42(3):360-364. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.07.002
20. Nagano Y, Higashihara A, Takahashi K, Fukubayashi T. Mechanics of the muscles crossing the hip joint during sprint running. *Journal of Sports Sciences*. 2014;32(18):1722-1728. doi:10.1080/02640414.2014.915423
21. Higashihara A, Nagano Y, Ono T, Fukubayashi T. Relationship between the peak time of hamstring stretch and activation during sprinting. *European Journal of Sport Science*. 2016;16(1):36-41. doi:10.1080/17461391.2014.973913
22. Higashihara A, Ono T, Kubota J, Okuwaki T, Fukubayashi T. Functional differences in the activity of the hamstring muscles with increasing running speed. *Journal of Sports Sciences*. 2010;28(10):1085-1092. doi:10.1080/02640414.2010.494308
23. Yu B, Queen RM, Abbey AN, Liu Y, Moorman CT, Garrett WE. Hamstring muscle kinematics and activation during overground sprinting. *Journal of Biomechanics*. 2008;41(15):3121-3126. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.09.005

24. Chumanov ES, Heiderscheit BC, Thelen DG. The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *Journal of Biomechanics*. 2007;40(16):3555-3562. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.05.026
25. THELEN DG, CHUMANOV ES, BEST TM, SWANSON SC, HEIDERSCHEIT BC. Simulation of Biceps Femoris Musculotendon Mechanics during the Swing Phase of Sprinting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2005;37(11):1931-1938. doi:10.1249/01.mss.0000176674.42929.de
26. THELEN DG, CHUMANOV ES, HOERTH DM, et al. Hamstring Muscle Kinematics during Treadmill Sprinting. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2005;37(1):108-114. doi:10.1249/01.MSS.0000150078.79120.C8
27. Kenneally-Dabrowski CJB, Brown NAT, Lai AKM, Perriman D, Spratford W, Serpell BG. Late swing or early stance? A narrative review of hamstring injury mechanisms during high-speed running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. Published online May 22, 2019:sms.13437. doi:10.1111/sms.13437
28. Morin J-B, Gimenez P, Edouard P, et al. Sprint Acceleration Mechanics: The Major Role of Hamstrings in Horizontal Force Production. *Frontiers in Physiology*. 2015;6. doi:10.3389/fphys.2015.00404
29. Hansen C, Einarson E, Thomson A, Whiteley R. Peak medial (but not lateral) hamstring activity is significantly lower during stance phase of running. An EMG investigation using a reduced gravity treadmill. *Gait & Posture*. 2017;57:7-10. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.05.012
30. Van Hooren B, Bosch F. Is there really an eccentric action of the hamstrings during the swing phase of high-speed running? part I: A critical review of the literature. *Journal of Sports Sciences*. 2017;35(23):2313-2321. doi:10.1080/02640414.2016.1266018
31. Higashihara A, Nagano Y, Takahashi K, Fukubayashi T. Effects of forward trunk lean on hamstring muscle kinematics during sprinting. *Journal of Sports Sciences*. 2015;33(13):1366-1375. doi:10.1080/02640414.2014.990483
32. Chumanov ES, Schache AG, Heiderscheit BC, Thelen DG. Hamstrings are most susceptible to injury during the late swing phase of sprinting. *British Journal of Sports Medicine*. 2012;46(2):90-90. doi:10.1136/bjsports-2011-090176
33. Mann R, Sprague P. A Kinetic Analysis of the Ground Leg During Sprint Running. *Research Quarterly for Exercise and Sport*. 1980;51(2):334-348. doi:10.1080/02701367.1980.10605202

34. Orchard JW. Hamstrings are most susceptible to injury during the early stance phase of sprinting: Table 1. *British Journal of Sports Medicine*. 2012;46(2):88-89. doi:10.1136/bjsports-2011-090127
35. Koulouris G, Connell DA, Brukner P, Schneider-Kolsky M. Magnetic Resonance Imaging Parameters for Assessing Risk of Recurrent Hamstring Injuries in Elite Athletes. *The American Journal of Sports Medicine*. 2007;35(9):1500-1506. doi:10.1177/0363546507301258
36. Silder A, Sherry MA, Sanfilippo J, Tuite MJ, Hetzel SJ, Heiderscheit BC. Clinical and Morphological Changes Following 2 Rehabilitation Programs for Acute Hamstring Strain Injuries: A Randomized Clinical Trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2013;43(5):284-299. doi:10.2519/jospt.2013.4452
37. Lai A, Lichtwark GA, Schache AG, Lin Y-C, Brown NAT, Pandy MG. In vivo behavior of the human soleus muscle with increasing walking and running speeds. *Journal of Applied Physiology*. 2015;118(10):1266-1275. doi:10.1152/jappphysiol.00128.2015
38. Farris DJ, Sawicki GS. Human medial gastrocnemius force-velocity behavior shifts with locomotion speed and gait. *Proceedings of the National Academy of Sciences*. 2012;109(3):977-982. doi:10.1073/pnas.1107972109
39. Judd T, Kalkhoven, Deborah L. Sides, Blake D. McLean, Mark L. Watsford. The evidence indicates that the hamstrings do not behave isometrically during the swing phase of the sprint cycle: a narrative review. *pre-print*. Published online 2020.