

## Review of the Concept of Stiffness in the Research on Mechanical Properties and Behavior of Human Body and Its Measurement Methods in Lower Extremity

Mojtaba Ashrotaghi<sup>1\*</sup>, Heydar Sadeghi<sup>2</sup>, Elham Shirzad<sup>3</sup>

1. Department of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran,
2. Department of Sports Biomechanics, Kharazmi University, Tehran, Iran,
3. Department of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran,

**Received: 2015. December.29   Revised: 2016. May.23   Accepted: 2016. May.30**

### Abstract

**Background and Aim:** The material's resistance to deformation under loading is named "Stiffness". This concept is considered as an important factor in movement generation and neuromechanical control of human body and is related to musculoskeletal performance and injury risk. Various methods are presented to in vivo measurement of stiffness that may partially justify the mechanical properties and behavior of structures, joints, or overall body. The purpose of the present review article was to state the basic principles of stiffness in biomechanics, classification of various types of stiffness measured in lower extremity, and presentation of the methods introduced to in vivo measuring of them.

**Conclusion:** Seven types of stiffness including vertical stiffness, leg stiffness, joint stiffness, musculo-articular stiffness, musculotendinous stiffness, tendon stiffness, and muscle stiffness were recognized. Mass-spring model, dynamometry, free oscillation technique, quick-release method, ultrasonography, and myotonometry are used to measure these variables. In the assessment of vertical and leg stiffness, overall lower body is considered as a unit component. Also, joint stiffness, musculo-articular stiffness, and musculotendinous stiffness are measured in the level of one joint. As for muscle stiffness and tendon stiffness, these structures are separately studied.

**Keywords:** Stiffness; Mass-spring model; Free oscillation technique; Ultrasonography, Myotonometry

**Cite this article as:** Mojtaba Ashrotaghi, Heydar Sadeghi, Elham Shirzad, Review of the Concept of Stiffness in the Research on Mechanical Properties and Behavior of Human Body and Its Measurement Methods in Lower Extremity. *J Rehab Med.* 2017; 6(2): 258-270.

\*Corresponding author: Mojtaba Ashrotaghi, Department of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran,  
Email : mojtabaashr@yahoo.com

## مروری بر کاربرد مفهوم سفتی در مطالعه‌ی خواص و رفتار مکانیکی بدن انسان و روش‌های تعیین آن در اندام تحتانی

مجتبی عشرستاقی<sup>۱\*</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup>، الهام شیرزاد<sup>۳</sup>

۱. دانشجوی دکتری، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۲. استاد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
۳. استادیار، گروه آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۵/۰۳/۱۰ \*

بازنگری مقاله ۱۳۹۵/۰۳/۰۳

\* دریافت مقاله ۱۳۹۴/۱۰/۰۸

### چکیده

#### مقدمه و اهداف

مقاومت مواد در برابر تغییر شکل ناشی از بارگذاری، «سفتی» نامیده می‌شود. این مفهوم به‌عنوان عاملی مهم در تولید حرکت و کنترل نورومکانیکی بدن انسان شناخته می‌شود و با ریسک آسیب و عملکرد اسکلتی-عضلانی ارتباط دارد. روش‌های مختلفی برای سنجش سفتی ارائه شده‌اند که هر یک می‌توانند تا حدی خواص و رفتار مکانیکی ساختارها، مفاصل یا کل بدن را توجیه کنند. هدف پژوهش حاضر مروری، بیان مبانی پایه‌ی مبحث سفتی در بیومکانیک، تفکیک انواع سفتی اندام تحتانی و ارائه‌ی آزمایش‌های ابداع‌شده برای تعیین آن‌ها در محیط طبیعی بود.

#### نتیجه‌گیری

هفت نوع سفتی با عناوین سفتی عمودی، سفتی پا، سفتی مفصل، سفتی عضلانی-مفصلی، سفتی تاندونی-عضلانی، سفتی تاندون و سفتی عضله مشخص شدند که برای سنجش آن‌ها از مدل جرم-فنر، دینامومتری، تکنیک نوسان آزاد، روش رهایش سریع، اولتراسونوگرافی و مایوتونومتری استفاده می‌شود. در تعیین سفتی عمودی و سفتی پا، کل اندام تحتانی به‌عنوان یک جزء واحد در نظر گرفته می‌شود؛ سفتی مفصل، سفتی عضلانی-مفصلی و سفتی تاندونی-عضلانی در سطح یک مفصل اندازه‌گیری می‌شوند و سفتی عضله و سفتی تاندون، این ساختارها را به‌طور مجزا مورد مطالعه قرار می‌دهند.

#### واژگان کلیدی

سفتی؛ مدل جرم-فنر؛ تکنیک نوسان آزاد؛ اولتراسونوگرافی؛ مایوتونومتری

\* آدرس نویسنده مسؤل: مجتبی عشرستاقی. دانشجوی دکتری، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه خوارزمی،

تهران، ایران

آدرس الکترونیکی: mojtabaashr@yahoo.com

## مقدمه و اهداف

سفتی<sup>۱</sup>، مفهومی فیزیکی است که به مقاومت مواد الاستیک در برابر تغییر شکل ناشی از بارگذاری دلالت دارد.<sup>[۱، ۲]</sup> بر اساس قانون هوک، سفتی به صورت نسبت بار اعمال شده به تغییر شکل تعریف می‌گردد. بار مورد نظر می‌تواند به صورت‌های مختلف از جمله نیرو، گشتاور یا تنش<sup>۲</sup> اعمال گردد که تغییر شکل‌های خطی، زاویه‌ای یا کرنش<sup>۳</sup> را در پی خواهد داشت.<sup>[۱، ۲]</sup> به‌طور خاص، نسبت گشتاور به تغییر شکل زاویه‌ای را سفتی پیچشی و نسبت تنش به کرنش را مدول (ضریب) الاستیسیته یا مدول یانگ نامیده‌اند. مواد الاستیک مانند فنر بر اثر تغییر شکل، انرژی را ذخیره و بازتولید می‌کنند. ساختارهای اسکلتی-عضلانی و مفصلی بدن موجودات زنده نیز در برابر بارگذاری، رفتارهای فنر مانند بروز می‌دهند. توجه به این موضوع در ساختارهای زنده، از اواسط قرن نوزدهم شروع شد.<sup>[۱]</sup> در نیمه اول قرن بیستم، مدل‌های عضلانی ارائه شدند که عناصر الاستیک موازی و سری را در برداشتند و مکانیزم تولید نیرو در بدن را از انحصار انقباضات عضلانی خارج کردند.<sup>[۳]</sup> از سوی دیگر، مدل‌هایی برای توجیه رفتار کل بدن در حفظ پاسچر<sup>۴</sup> (قامت) عمودی یا برای توصیف مسیر حرکت مرکز جرم بدن حین راه رفتن، دویدن و پریدن به وجود آمدند که از فنر و قوانین حاکم بر آن استفاده می‌کردند.<sup>[۴]</sup> به این ترتیب مفهوم سفتی از فیزیک وام گرفته شد و در طیفی گسترده برای توجیه رفتار کوچک‌ترین ساختارهای آناتومیکی بدن در برابر اعمال نیرو تا توصیف رفتار فنر مانند کل بدن در حرکت، مورد استفاده قرار گرفت. با وجود بحث‌ها و انتقاداتی که در مورداستفاده از این مفهوم فیزیکی در ساختارهای زنده مطرح شده است<sup>[۱]</sup>، به دست آمدن شواهدی مبنی بر وجود ارتباط میان سفتی با عملکرد ورزشی و ریسک وقوع آسیب، موجب علاقه روزافزون محققین به این حوزه شده است.<sup>[۵]</sup>

مطالعات انجام شده در زمینه سفتی (در حوزه علوم مرتبط با حرکت انسان) رویکردهای مختلفی را دنبال کرده‌اند. ابداع روش‌های مختلفی برای محاسبه سفتی و تعیین روایی و پایایی این روش‌ها، بررسی تمرین‌پذیری سفتی و ارتباط آن با عملکردهای ورزشی، نقش سفتی در حفظ ثبات ایستا و پویای مفاصل، تعیین رابطه سفتی با خطر وقوع آسیب، تغییر سفتی در بیماری‌های نورولوژیکی و ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی، تأثیر داروها و روش‌های درمانی بر سفتی، تفاوت‌های جنسیتی، تفاوت بین اندام‌های دو طرف بدن، تأثیر رشد، تأثیر خستگی، تأثیر کفش و جنس سطح و ساخت مدل‌هایی برای شبیه‌سازی حرکات انسان، شاخه‌های مختلفی هستند که گروه‌های تحقیقاتی در سراسر دنیا را درگیر پژوهش کرده است. با توجه به گستره وسیع پژوهش‌ها، تنوع روش‌ها و انواع نام‌گذاری‌های صورت پذیرفته توسط گروه‌های مختلف تحقیقی، مطالعه و جمع‌بندی نتایج دشوار و گیج‌کننده است. از آنجایی که گام نخست در ورود به این حوزه تحقیقی، داشتن اطلاعات کافی از روش‌های اندازه‌گیری و نام‌گذاری این روش‌ها و متغیر به‌دست‌آمده در هر یک از آن‌ها است، هدف اصلی مقاله مروری حاضر، تفکیک انواع سفتی و مروری بر آزمایش‌های ابداع شده برای تعیین آن است. این مقاله، به‌طور خاص روی آزمایش‌های اجرا شده در محیط طبیعی برای تعیین سفتی در اندام تحتانی متمرکز می‌شود. در بخش نخست، اجزای اصلی سیستم ارتعاشی و مدل‌های عضلانی و حرکتی انسان به‌طور مختصر معرفی می‌شوند و در بخش دوم، هدف اصلی پژوهش ارائه خواهد شد.

### ۱. اجزای سیستم ارتعاشی و مدل‌های عضلانی و حرکتی

با توجه به استفاده از یک مدل ارتعاشی برای محاسبه سفتی، نیاز است که اجزای یک سیستم ارتعاشی ساده معرفی شوند. سه جزء این سیستم، جرم، فنر و دمپر هستند. در مورد جرم که عموماً به‌صورت نقطه‌ای در نظر گرفته می‌شود بحث بیشتری صورت نمی‌گیرد و تنها به بررسی فنر و دمپر پرداخته می‌شود. در ادامه این بخش یکی از مدل‌های معروف عضلانی یعنی مدل هیل و پس از آن مدل‌های حرکتی یک‌بعدی و دوبعدی جرم-فنر معرفی خواهند شد.

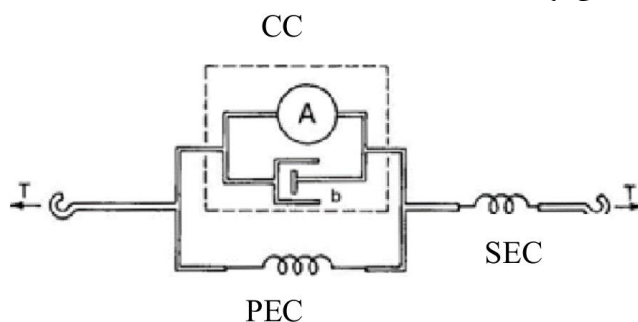
**۱-۱. فنر:** خاصیت الاستیک یا کشسانی که فنر به‌عنوان مظهر آن شناخته می‌شود، خاصیتی است که در تمام اجسام به مقدار کم یا زیاد وجود دارد.<sup>[۲]</sup> در واقع هر جسمی که در برابر تغییر شکل مقاومت کند را می‌توان فنر نامید. فنرها را می‌توان به دو دسته ساده و پیچشی تقسیم نمود. فنر ساده تحت تأثیر نیرو، تغییر طول می‌دهد و فنر پیچشی تحت اثر گشتاور، تغییر زاویه خواهد داد. فنرها به لحاظ عکس‌العمل در برابر بار اعمال شده، به سه دسته سفت‌شونده، نرم‌شونده و خطی (هوکی) تقسیم می‌گردند. بیشتر ساختارهای آناتومیکی بدن به لحاظ خواص الاستیک، فنر خطی نیستند<sup>[۱]</sup>؛ با این حال اغلب مطالعات انجام شده در زمینه سفتی اندام تحتانی، برای سهولت کار، آن‌ها را فنر خطی در نظر گرفته‌اند و از قانون استفاده نموده‌اند. بر اساس قانون هوک، بار وارد بر فنر با تغییر شکل به وجود آمده در آن متناسب

1. Stiffness
2. Stress
3. Strain
4. Posture

است ( $F = kx$ ). ضریب تناسب  $k$ ، سفتی نامیده می‌شود. واحد سفتی در سیستم بین‌المللی واحدها (SI)، بسته به این که فنر ساده یا پیچشی باشد، نیوتن بر متر (N/m) یا نیوتن متر بر رادیان (Nm/rad) می‌باشد.

**۲-۱. دمپر (میران):** یکی دیگر از خاصیت‌های مکانیکی مواد، خاصیت ویسکوز نام دارد. دمپر یا میران، عنصری است که به‌عنوان مظهر خاصیت ویسکوز اجسام شناخته می‌شود و عامل استهلاک نوسان سیستم است. هرچه سرعت اعمال بار بیشتر باشد، مقاومت جسم ویسکوز در برابر تغییر شکل بیشتر خواهد بود.<sup>[۱]</sup> دمپرها نیز مانند فنرها انواع مختلف خطی و غیرخطی دارند. نیروی مقاومت‌کننده در یک دمپر متناسب با سرعت تغییر شکل آن است. ضریب تناسب در اینجا، میرایی خوانده می‌شود. به بیان دیگر  $F = b\dot{x}$  که در این رابطه  $b$  ضریب میرایی و  $\dot{x}$  سرعت می‌باشد. واحد ضریب میرایی، نیوتن بر متر بر ثانیه (N/m/s) است. هر ماده دارای جرم، با داشتن خواص ویسکوز و الاستیک، ماده ویسکوالاستیک نامیده می‌شود و رفتار آن را می‌توان به صورت یک سیستم ارتعاشی جرم-فنر-دمپر مدل کرد.

**۳-۱. مدل هیل:** نیروی کل یک عضله زنده به دو بخش فعال و غیرفعال تقسیم می‌شود. بخش فعال، حاصل انقباض عضلانی و بخش غیرفعال، ناشی از خواص ویسکوالاستیک عضله است. مدل عضلانی هیل<sup>[۳]</sup> که از سه بخش شامل جزء انقباضی<sup>۵</sup>، جزء الاستیک موازی<sup>۶</sup> و جزء الاستیک سری<sup>۷</sup> تشکیل می‌شود، یکی از معروف‌ترین مدل‌ها برای توجیه رفتار ارتعاشی و نیروی تولیدشده در عضلات است. آرایش اجزاء مدل هیل در تصویر ۱ مشاهده می‌شود.



تصویر ۱: آرایش اجزاء در مدل هیل: جزء انقباضی (CC)، جزء الاستیک موازی (PEC) و جزء الاستیک سری (SEC)<sup>[۴]</sup>

مدل هیل یک مدل ریاضی و پدیده‌شناسی<sup>۸</sup> است و تطبیق دادن اجزای آن با ساختارهای فیزیکی عضله چندان صحیح نمی‌باشد. با این حال عموماً جزء انقباضی به‌عنوان عملکرد اکتین و میوزین‌ها در تشکیل پل‌های عرضی و تولید نیروی انقباضی در نظر گرفته می‌شود، جزء الاستیک موازی نماینده رفتار فاسیا و سایر بافت‌های همبندی است که بخش‌های انقباضی را احاطه کرده‌اند و جزء الاستیک سری نماینده رفتار الاستیک تاندون‌ها و میوفیلامان‌ها است. تحقیقات نشان داده‌اند که نیروی تولیدشده در عضله در حالت ایزومتریک بیشتر از نیرویی است که به هنگام کوتاه شدن تولید می‌کند.<sup>[۶]</sup> ضعیف شدن مکانیزم عملکرد پل‌های عرضی به موازات کوتاه شدن عضله و همچنین خاصیت ویسکوز عضله دلایل این امر هستند. بر این اساس، جزء انقباضی در مدل هیل از یک دمپر ( $b$ ) و یک تابع مناسب ( $A$ ) برای بیان انقباض عضلانی تشکیل شده است (تصویر ۱). در برابر مدل هیل، مدل هاکسلی<sup>۹</sup> وجود دارد که بر اساس نظریه لغزش فیلامان‌ها به وجود آمده است و رفتار عضله را با نگاهی دقیق‌تر به ساختارهای تشکیل‌دهنده آن توجیه می‌کند.<sup>[۷]</sup> با این حال در مطالعات عملی و شبیه‌سازی‌های حرکات انسان، چنین مدل پیچیده‌ای خطای محاسباتی زیادی به دنبال دارد و همچنان مدل هیل ترجیح داده می‌شود.

**۴-۱. مدل‌های جرم-فنر:** ساده‌ترین مدل برای توصیف حرکت انسان مدلی است که توسط Saunders و همکاران در سال ۱۹۵۳ ارائه شد.<sup>[۸]</sup> این مدل، حرکت بدن در مرحله استنس راه رفتن را همانند حرکت یک پاندول معکوس در نظر می‌گیرد و شش استراتژی برای اصلاح و دقیق‌تر شدن مدل ارائه می‌کند. مدل پاندول معکوس برای توجیه رفتار اندام تحتانی در حرکت‌هایی مانند دویدن و هایپینگ (پرش‌های عمودی متوالی) مناسب نیست. به دنبال مشاهدات Cavagna و همکاران<sup>[۹]</sup> در دهه ۶۰ و ۷۰ و گزارش رفتار فنر مانند اندام تحتانی در این حرکات، Blickhan در سال ۱۹۸۹ و McMahon و Cheng<sup>[۴]</sup> در سال ۱۹۹۰ مدل‌های جرم-فنر را ارائه نمودند که در آن جرم بدن در مرکز جرم متمرکز می‌شود و کل اندام تحتانی با یک فنر ساده مدل می‌گردد. مدل جرم-فنر برای دویدن

5 Contractile Component (CC)

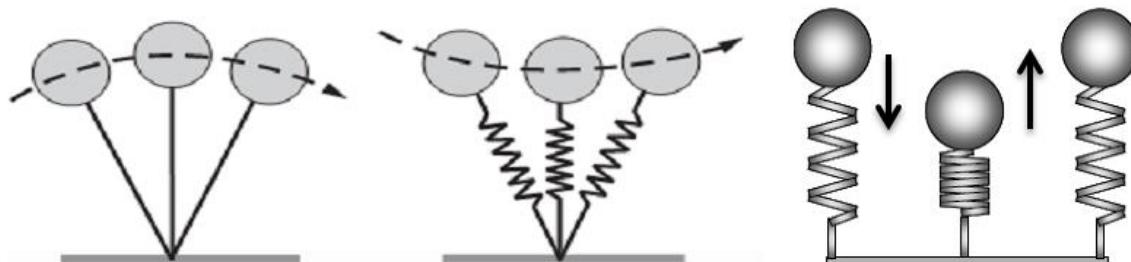
6 Parallel Elastic Component (PEC)

7 Series Elastic Component (SEC)

8. Phenomenological

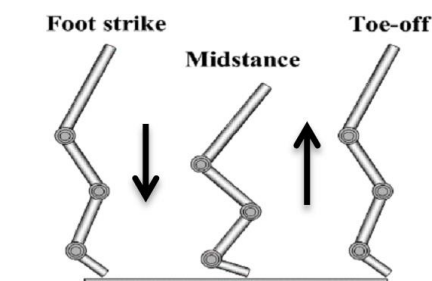
9. Huxley Model

مانند مدل پاندول معکوس، یک مدل دوبعدی است، اما برای دوییدن درجا یا هایپینگ، به صورت یک بعدی درمی آید. تصویر ۲ مدل های جرم-فنر یک بعدی و دوبعدی را در کنار مدل پاندول معکوس نشان می دهد.



تصویر ۲: از راست به چپ: مدل جرم-فنر یک بعدی برای هایپینگ، مدل جرم-فنر دو بعدی برای دوییدن، مدل پاندول معکوس برای راه رفتن [۴]

علاوه بر این مدل های یک بخشی که کل پا را به صورت یک میله صلب یا یک فنر در نظر می گیرند، مدل های چندبخشی نیز ارائه شده اند؛ به این صورت که بدن به قسمت های تنه، ران، ساق و پا تقسیم می شود و این قسمت ها در محل اتصال، با یک فنر پیچشی به هم مرتبط می شوند (تصویر ۳).



تصویر ۳: مدل چند بخشی جرم-فنر برای هایپینگ [۴]

به لحاظ نظری، تمام عضلات را می توان با مدل هیل مناسب جایگزین نمود و روی ساختار اسکلتی بدن سوار کرد. ساده سازی بیشتر می تواند به معادل کردن مجموعه عضلات عمل کننده روی هر مفصل با یک سیستم ارتعاشی مناسب بیانجامد. مدل چندبخشی جرم-فنر در واقع حاصل چنین عملی است که در آن تنها با استفاده از یک فنر پیچشی، رفتار ارتعاشی همه ساختارهای فعال و غیرفعال عمل کننده روی مفصل تقریب زده می شود. حال اگر این سه فنر پیچشی با یک فنر ساده معادل جایگزین گردند، مدل یک بخشی جرم-فنر حاصل می شود. ملاحظه می گردد که برای به دست آمدن مدل یک بخشی جرم-فنر تا چه اندازه ساده سازی صورت پذیرفته است. علی رغم تمام این ساده سازی ها، این مدل به طرز جالبی قابلیت توضیح برخی حرکات انسان را دارد.

## ۲. انواع سفتی در اندام تحتانی و روش های تعیین آن ها

بسته به رویکرد پژوهش و نگاه محقق منظور از سفتی ممکن است بسیار جزء نگر (مثلاً سفتی یک تار عضلانی) یا کاملاً کل نگر (سفتی فنر معادل کل بدن در یک حرکت نوسانی) باشد. تعیین سفتی در مقیاس هایی به کوچکی تار عضلانی در محیط طبیعی امکان پذیر نیست، اما برای تعیین آن در مقیاس هایی بزرگ تر یعنی عضله، تاندون، مفصل، اندام و یا کل بدن آزمایش هایی طراحی شده است. آزمون های مختلف به صورت های زنجیره باز یا زنجیره بسته و فعال یا غیرفعال اجرا می شوند. در این بخش به مرور پرکاربردترین آزمایش های تعیین سفتی در اندام تحتانی پرداخته می شود.

۲-۱. **سفتی عمودی:** همان طور که در معرفی مدل های جرم-فنر دوییدن و هایپینگ (تصویر ۲) ملاحظه شد، مرکز جرم بدن در اجرای این حرکات، دو مرحله سقوط و صعود را تجربه می کند. سفتی عمودی یکی از پارامترهای حرکت است که برای توجیه مسیر مرکز جرم ارائه شده است. بر اساس مدل جرم-فنر در لحظه میانی فاز تماس، بیشترین سقوط مرکز جرم رخ می دهد و نیروی عمودی عکس العمل زمین به اوج خود می رسد و Cheng و McMahon (۱۹۹۰) مطابق معادله (۱)، سفتی عمودی را از تقسیم نیروی عمودی بیشینه عکس العمل زمین ( $F_{max}$ ) بر تغییر ارتفاع مرکز جرم ( $\Delta y$ ) به دست آوردند. [۴] یک صفحه نیرو می تواند مقدار  $F_{max}$  را مشخص کند. برای محاسبه  $\Delta y$  (تصویر ۴ را ببینید) روش های مختلفی پیشنهاد شده است. برای مثال می توان با داشتن جرم آزمودنی و نیروی عکس العمل

زمین، شتاب حرکت را مشخص نمود و با دو بار انتگرال گیری از شتاب،  $\Delta y$  را به دست آورد. [۱۸] Dalleau و همکاران (۲۰۰۴) و Morin و همکاران (۲۰۰۵) روش دیگری را ارائه نمودند [۱۳، ۱۲] که بدون استفاده از صفحه نیرو و بر پایه تقریب زدن نیروی عمودی عکس العمل زمین به صورت یک نیروی سینوسی، سفتی عمودی را محاسبه می کند (معادلات ۲ تا ۴). در معادله به دست آمده برای سفتی عمودی، نیرو و تغییر طول حذف شده و به جای آن ها زمان تماس ( $t_c$ )، زمان پرواز ( $t_f$ ) و جرم ( $m$ ) مورد استفاده قرار می گیرد.

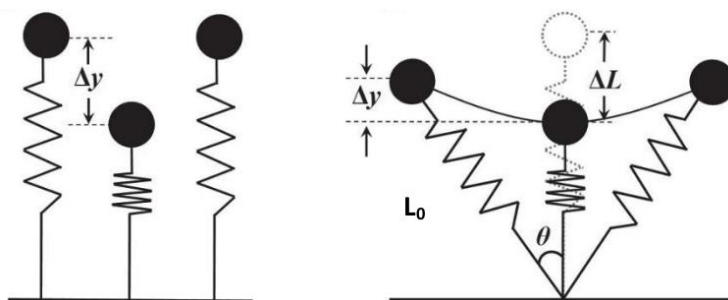
$$k_{\text{vert}} = F_{\text{max}}/\Delta y \quad \text{معادله ۱}$$

$$F_{\text{max}} = mg\pi(1 + t_f/t_c)/2 \quad \text{معادله ۲}$$

$$\Delta y = - (F_{\text{max}} \cdot t_c^2)/(m \pi^2) + gt_c^2/8 \quad \text{معادله ۳}$$

$$k_{\text{vert}} = F_{\text{max}}/\Delta y = [m\pi(t_f + t_c)] / \{t_c^2[(t_f + t_c)/\pi] - t_c/4\} \quad \text{معادله ۴}$$

علاوه بر این روش ها، روش های دیگری نیز بر اساس فرکانس طبیعی نوسان ارائه شده اند که به ندرت مورد استفاده محققین قرار گرفته است.



تصویر ۲: پارامترهای تعیین سفتی در مدل جرم-فنر [۴]

**۲-۲. سفتی پا:** با داشتن جرم بدن و مشخص بودن نیروی عکس العمل زمین و رفتار حرکتی سیستم جرم-فنر، سفتی پا قابل محاسبه است. سفتی پا در حقیقت سفتی فنری است که در مدل جرم-فنر به جای اندام تحتانی قرار داده شده است و بر اساس قانون هوک از تقسیم نیروی عمودی بیشینه عکس العمل زمین ( $F_{\text{max}}$ ) بر تغییر طول فنر یا پا ( $\Delta L$ ) به دست می آید (معادله ۵). با داشتن  $\Delta y$  و به کارگیری روش های مثلثاتی و یا با استفاده از آنالیز ویدئویی حرکت،  $\Delta L$  تعیین می شود. اگر طول اولیه پا  $L_0$  و زاویه اولیه پا با خط عمود  $\theta$  باشد، تغییر طول پا به صورت معادله ۶ خواهد بود. طول اولیه پا بر اساس جداول آنتروپومتری در حدود ۰/۵۳ برابر قد فرد می باشد. با توجه به ارتباطی که میان  $\theta$  و سرعت افقی حرکت ( $V$ ) وجود دارد (معادله ۷)،  $\Delta L$  را می توان به صورت معادله ۸ نیز بیان نمود. نیروی  $F_{\text{max}}$  همان طور که در محاسبه سفتی عمودی بیان شد با استفاده از یک صفحه نیرو یا به کارگیری معادله ۲ به دست می آید.

$$k_{\text{leg}} = F_{\text{max}}/\Delta L \quad \text{معادله ۵}$$

$$\Delta L = L_0(1 - \cos \theta) + \Delta y \quad \text{معادله ۶}$$

$$\theta = \sin^{-1}(Vt_c/2L_0) \quad \text{معادله ۷}$$

$$\Delta L = L_0 - (L_0^2 - (V \cdot t_c/2)^2)^{1/2} + \Delta y \quad \text{معادله ۸}$$

سفتی پا و سفتی عمودی حین دویدن با سرعت های مختلف و هایپینگ به شکل های گوناگون قابل محاسبه هستند. در سال های اخیر بیشتر مطالعات از آزمون هایپینگ برای محاسبه سفتی استفاده کرده اند. این آزمون می تواند به صورت جفت پا یا تک پا اجرا شود. [۱۴] برخی از محققین آزمون هایپینگ را به صورت کنترلی و برخی دیگر به صورت ترجیحی اجرا نموده اند. از جمله کنترل های اعمال شده، تعیین فرکانس جهش مشخص، دست یابی به بیشترین ارتفاع و یا کمترین زمان تماس پا با زمین بوده است. تحقیقات مختلف نشان داده اند که فرکانس ترجیحی جهش انسان در اجرای هایپینگ در حدود ۲/۲ هرتز می باشد بر این اساس آزمون هایپینگ با فرکانس کنترل شده ۲/۲ هرتز (که اکثر آزمودنی ها به راحتی با آن سازگار می شوند) توسط بسیاری از محققین برای محاسبه سفتی به کار گرفته شده است. [۱۴، ۱۲] دو پرس عمودی دراپ جامپ و کانترومومنت جامپ، حرکت های دیگری هستند که برای محاسبه سفتی مورد توجه محققین قرار گرفته اند. لازم به ذکر است که در هایپینگ و پرس های عمودی، سرعت افقی حرکت برابر با صفر است و در نتیجه زاویه  $\theta$  نیز صفر می گردد؛ بنابراین سفتی عمودی و سفتی پا در حرکت هایی که از مدل یک بعدی جرم-فنر استفاده می کنند، برابر خواهند بود. با توجه به استفاده از مدل های

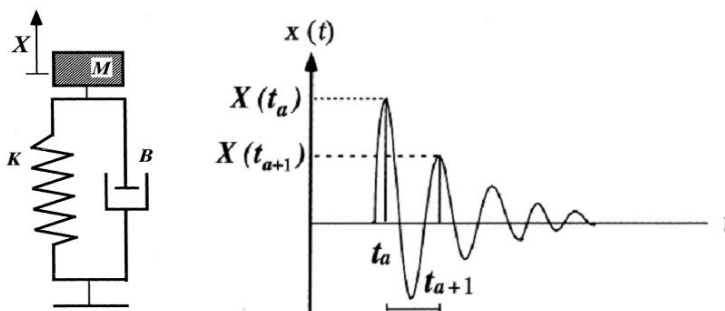
مکانیکی جرم-فنر که حرکت کل بدن را تقریب می‌زنند، این نوع سفتی‌ها به نام سفتی مکانیکی<sup>[۱۵]</sup> یا سفتی کل اسکلتی-عضلانی<sup>[۱۶]</sup> خوانده می‌شوند.

**۲-۳. سفتی مفصل:** سفتی مفصل در اندام تحتانی که عبارت است از سفتی پیچشی هر یک از مفاصل ران، زانو یا مچ پا، از تقسیم تغییرات گشتاور مفصل بر تغییر زاویه آن در دو حالت فعال و غیرفعال حاصل می‌شود.<sup>[۱۷، ۱۸]</sup>

$$\text{معادله ۹} \quad k_{\text{joint}} = \Delta M_{\text{joint}} / \Delta \theta_{\text{joint}}$$

در صورتی که برای مدل کردن حرکت‌های زنجیره بسته و چند مفصلی از قبیل دویدن، هاپینگ و دراپ جامپ از مدل چندبخشی جرم-فنر استفاده شود، سفتی مفاصل به‌طور همزمان و در حالت فعال قابل تعیین است.<sup>[۱۷]</sup> برای این کار یک سیستم آنالیز حرکت و صفحه نیرو نیاز است تا با معلوم بودن ویژگی‌های آنتروپومتریک آزمودنی‌ها و حل دینامیک معکوس مسئله، تغییرات گشتاور هر یک از مفاصل از لحظه تماس پا با زمین تا پایان فاز ترمزی معین شود. تغییرات زاویه مفاصل نیز با استفاده از گونیامتر یا از آنالیز ویدئویی حرکت حاصل می‌گردد. در مطالعات کلینیکی معمولاً سفتی غیرفعال مفاصل مورد توجه قرار می‌گیرد.<sup>[۱۸]</sup> برای تعیین این متغیر، می‌توان از دستگاهی مانند دینامومتر ایزوکینتیک بهره گرفت. دستگاه طوری تنظیم می‌شود که مفصل مورد نظر به آرامی (معمولاً با سرعتی در حدود پنج درجه بر ثانیه) و بدون فعال شدن عضلات تغییر زاویه دهد. برای کنترل غیرفعال بودن عضلات می‌توان از الکترومیوگرافی استفاده کرد. تغییرات گشتاور غیرفعال مفصل توسط دینامومتر ثبت می‌شود و با تقسیم آن بر تغییر زاویه مفصل، سفتی غیرفعال مفصل به دست می‌آید. این رویکرد عموماً برای تعیین سفتی غیرفعال مفصل مچ پا مورد استفاده قرار گرفته است.<sup>[۱۷، ۱۸]</sup> روش‌های کلینیکی دیگری نیز ارائه شده‌اند که از آن‌ها برای محاسبه سفتی غیرفعال هر سه مفصل مچ پا، زانو و ران<sup>[۱۹]</sup> و یا حتی در صفحاتی غیر از سطح ساجیتال، مانند محاسبه سفتی غیرفعال مفصل ران حین اجرای چرخش داخلی<sup>[۲۰]</sup>، بهره‌گیری شده است.

**۲-۴. سفتی عضلانی-مفصلی:** سیستم عضلانی-مفصلی بدن انسان در پاسخ به یک اغتشاش اولیه شروع به نوسان می‌کند. با توجه به ویژگی ویسکوالاستیک ساختارهای بدن، این نوسان پس از مدتی مستهلک می‌شود و دامنه آن به صفر می‌رسد.<sup>[۲۱]</sup> این نوع رفتار در پاسخ به اغتشاش به‌صورت یک سیستم ارتعاشی جرم-فنر-دمپر مدل می‌شود (تصویر ۵).



تصویر ۵: سیستم ارتعاشی جرم-فنر-دمپر و نمودار پاسخ آن به یک اغتشاش<sup>[۲۲]</sup>

میزان سفتی فنر در این مدل قابل محاسبه است و به‌صورت معادله ۱۰ می‌باشد.<sup>[۲۱]</sup> در این معادله  $m$  جرم حمل شده توسط سیستم و  $b$  ضریب میرایی است. ضریب  $f$  فرکانس میرایی نوسان سیستم است که از رابطه  $f = 1/\Delta t$  تعیین می‌شود. در این رابطه  $\Delta t$  فاصله زمانی بین دو پیک پیاپی در نمودار نوسان میرایی سیستم می‌باشد.

معادله ۱۰

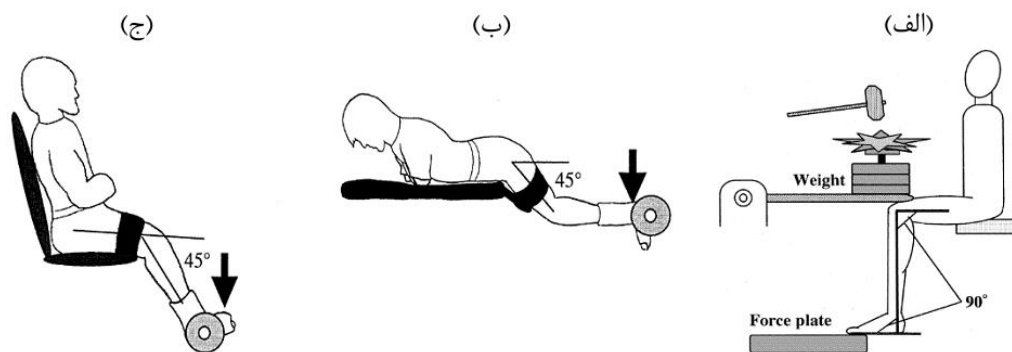
$$k = 4\pi^2 mf^2 + b^2/4m$$

این روش محاسبه سفتی که تکنیک نوسان آزاد نام دارد، سفتی واحد تاندونی-عضلانی، پوست، لیگامنت‌ها و سطوح مفصلی را به‌صورت یکجا می‌سنجد<sup>[۲۳]</sup>؛ بنابراین متغیر به‌دست آمده را می‌توان سفتی عضلانی-مفصلی نامید.<sup>[۲۱]</sup> در ساختارهای عضلانی-مفصلی بدن انسان، سهم جمله دوم این معادله ناچیز و کمتر از یک درصد محاسبه شده است.<sup>[۲۴]</sup> با صرف نظر از این جمله، معادله ۱۱ تقریب خوبی از سفتی عضلانی-مفصلی به دست می‌دهد که با داشتن جرم و نمودار نوسان میرایی سیستم قابل تعیین است.

معادله ۱۱

$$k = 4\pi^2 mf^2$$

بر اساس معادله ۱۱ سفتی تنها به جرم حمل شده توسط سیستم و فرکانس نوسان میرای آن بستگی دارد. معمولاً برای مشخص نمودن  $\Delta t$  و  $f$  به جای نمودار مکان که در تصویر ۵ نشان داده شده است، از سیگنال‌های نیرو یا شتاب استفاده می‌شود. Cavagna در سال ۱۹۷۰ آزمایشی ترتیب داد که در آن آزمودنی‌ها درحالی که مفصل زانویشان در حالت اکتشن کامل ثابت شده بود، از عضلات پشت ساق پای خود کمک می‌گرفتند و با پنجه پا روی یک صفحه نیرو فرود می‌آمدند.<sup>[۱۰]</sup> ضربه اعمال شده به پای آزمودنی‌ها حین فرود به‌عنوان اغتشاش در نظر گرفته شد و با ثبت نوسان آزاد میرای سیگنال نیرو، سفتی ساختارهای ویسکوالاستیک مسئول این رفتار ارتعاشی محاسبه شد. Shorten در سال ۱۹۸۷ به صورتی دیگر از این تکنیک در محاسبه سفتی عضلانی-مفصلی پلاتنارفلکسورهای مچ پا استفاده کرد.<sup>[۲۱]</sup> آزمودنی‌ها به‌صورت تصویر ۶-الف با مچ پا و زانوی ۹۰ درجه نشستند و متاتارسال‌های پا را روی لبه یک صفحه نیرو قرار دادند. مقدار مشخصی بار روی زانو قرار داده شد که با انقباض پلاتنارفلکسورهای مچ پا تحمل می‌شد. با اعمال یک اغتشاش به زانو نوسان میرا آغاز و توسط صفحه نیرو ثبت می‌گشت؛ بنابراین سفتی عضلانی-مفصلی قابل محاسبه بود. این آزمایش به همراه آزمایش دیگری که توسط McNair در سال ۱۹۹۲ برای تعیین سفتی عضلانی-مفصلی فلکسورهای زانو ارائه شد<sup>[۲۵]</sup> به‌دفعات توسط محققین مورد استفاده قرار گرفته‌اند. در آزمایش McNair بار مورد نظر توسط فلکسورهای زانو تحمل می‌شد (تصویر ۶-ب) و پاسخ نوسانی میرای سیستم به اغتشاش، توسط یک شتاب‌سنج ثبت می‌گشت. تصویر ۶-ج آزمایشی مشابه را نشان می‌دهد که برای تعیین سفتی عضلانی-مفصلی اکتسنسورهای زانو طراحی شده است.<sup>[۲۶]</sup>



تصویر ۶: وضعیت قرارگیری آزمودنی در آزمون تعیین سفتی عضلانی-مفصلی (الف) پلاتنارفلکسورهای مچ پا، (ب) فلکسورهای زانو، (ج) اکتسنسورهای زانو<sup>[۲۶، ۲۲]</sup>

در بعضی از تحقیقات انجام شده به‌جای معادلات ۱۰ و ۱۱، از معادلات زاویه‌ای معادل استفاده شده و در نتیجه سفتی عضلانی-مفصلی به‌صورت پیچشی به‌دست آمده است.<sup>[۲۴-۲۶]</sup> میزان بار تحمل شده در مطالعات، بسته به اهداف تحقیق، متفاوت بوده است. به‌طور کلی بارهای نسبتاً سنگین‌تر برای ارزیابی‌های مرتبط با ورزش و بارهای نسبتاً سبک‌تر برای وضعیت‌های کلینیکی و فعالیت‌های کاربردی روزمره زندگی مناسب هستند.<sup>[۲۷]</sup> بی‌خبر بودن آزمودنی از زمان اعمال اغتشاش و کنترل عدم فعالیت ناگهانی آگونیسست و آنتاگونیسست به کمک الکترومیوگرافی از نکاتی هستند که هنگام اجرای آزمون باید مدنظر قرار گیرند.

**۲-۵. سفتی تاندونی-عضلانی:** یکی از آزمایش‌های طراحی شده برای تعیین خواص مکانیکی واحد تاندونی-عضلانی، آزمایش رهایش سریع<sup>۱۰</sup> نام دارد. مبنای تفکیک اجزای مختلف در مدل هیل، همین آزمایش می‌باشد که روی عضله در محیط آزمایشگاهی انجام شده است. در این آزمایش، عضله به‌طور الکتریکی تحریک شده و با انقباض ایزومتریک در برابر یک نیروی خارجی مقاومت می‌کند. در لحظه‌ای خاص نیروی خارجی ناگهان برداشته می‌شود. نمودار تغییر طول عضله دو مرحله مجزا را نشان می‌دهد. مرحله اول که در آن تغییر طول ناگهانی رخ می‌دهد به عملکرد اجزاء الاستیک سری و مرحله دوم که تغییر طول با شیب ملایم ادامه می‌یابد به خواص ویسکوز و اجزای الاستیک موازی نسبت داده می‌شود.<sup>[۶، ۷]</sup> آزمایشی مشابه برای تعیین سفتی تاندونی-عضلانی در محیط طبیعی طراحی شده است.<sup>[۲۷]</sup> برای اجرای این آزمایش، آزمودنی در وضعیتی مناسب قرار می‌گیرد و با انقباض ایزومتریک گروه عضلانی موردنظر، در برابر یک نیروی خارجی (F) مقاومت می‌کند. حاصل ضرب مقدار این نیرو (که توسط دینامومتر ثبت می‌شود) در فاصله محل اعمال نیرو از مرکز دوران مفصل (L)، گشتار استاتیک ( $M_{iso}$ ) اعمال شده را به دست می‌دهد. در یک لحظه و به‌طور ناگهانی، نیروی خارجی برداشته می‌شود؛



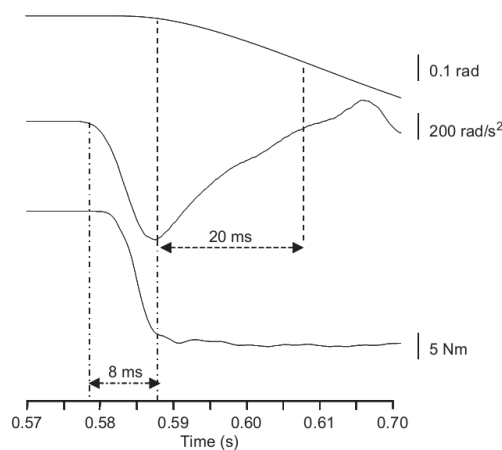
در نتیجه مفصل شتاب زاویه‌ای می‌گیرد. مطابق مبانی آزمایش رهائش سریع، این شتاب و جابجایی زاویه‌ای در لحظات ابتدایی حرکت ناشی از عملکرد اجزای الاستیک سری است که به صورت یک فنر پیچشی، گشتاور  $M = k \Delta\theta$  را تولید می‌کنند.<sup>[۲۸]</sup> بنابراین با توجه به معادله حرکت سیستم، میزان سفتی از معادله ۱۲ قابل محاسبه است.

$$k = I \Delta\ddot{\theta} / \Delta\theta \quad \text{معادله ۱۲}$$

در این معادله  $\Delta\ddot{\theta}$  تغییرات شتاب زاویه‌ای و  $\Delta\theta$  جابجایی زاویه‌ای هستند که با استفاده از ابزارهایی نظیر شتاب‌سنج و الکتروگونیاومتر ثبت می‌شوند. برای یافتن  $I$  (مان اینرسی) می‌توان از این نکته استفاده کرد که در لحظه انتقال بین فاز استاتیک و دینامیک، شتاب زاویه‌ای به بیشترین مقدار می‌رسد ( $\ddot{\theta}_{max}$ ) و گشتاور استاتیک و دینامیک برابر هستند؛ بنابراین  $I$  از معادله ۱۳ به دست می‌آید.

$$I = M_{iso} / \ddot{\theta}_{max} \quad \text{معادله ۱۳}$$

مدت‌زمان موردنظر برای برقراری مفروضات این روش حدود ۱۵ تا ۲۰ میلی‌ثانیه پس از رسیدن به  $\ddot{\theta}_{max}$  است.<sup>[۲۹]</sup> تصویر ۷ نمودار تغییرات گشتاور، شتاب و جابجایی زاویه‌ای را در آزمایش تعیین سفتی تاندونی-عضلانی پلانترفلکسورهای مچ پا نشان می‌دهد.



تصویر ۷: تغییرات گشتاور (منحنی پایینی)، شتاب زاویه‌ای (منحنی وسطی) و جابجایی زاویه‌ای (منحنی بالایی) حین آزمایش رهائش سریع<sup>[۲۸]</sup>

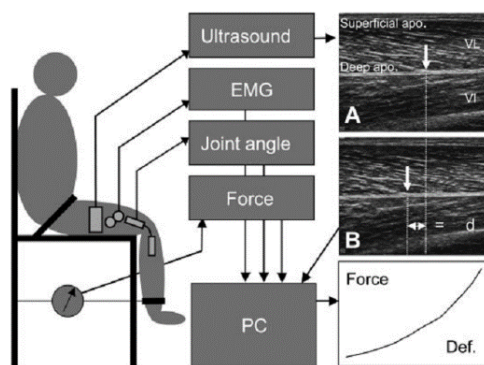
با توجه به رابطه مستقیم سفتی تاندونی-عضلانی با گشتاور استاتیک اولیه، اغلب با تقسیم سفتی بر  $M_{iso}$  آن را نرمال می‌کنند. برای تعیین سفتی تاندونی-عضلانی در مفاصل مختلف بدن ابزارهای مناسبی ساخته شده است که می‌توانند آزمایش رهائش سریع را به بهترین نحو اجرا کنند.<sup>[۲۸]</sup>

**۲-۶. سفتی تاندون:** استفاده از اولتراسونوگرافی برای مشاهده تغییر طول تاندون و آپونوروزیس حین اعمال نیرو رویکردی است که توسط بعضی از محققین به منظور محاسبه سفتی تاندون دنبال شده است.<sup>[۳۰]</sup> برای محاسبه سفتی با این روش که اغلب برای تعیین سفتی تاندون‌های عضلات عبورکننده از مفاصل زانو و مچ پا مورد استفاده قرار گرفته است، ابتدا مفصل مورد نظر در وضعیتی خاص ثابت می‌شود؛ سپس پروب دستگاه اولتراسونوگرافی در محل مناسب قرار می‌گیرد تا تصاویر مورد نیاز از عضله و تاندون قابل تهیه باشد. از یک دینامومتر برای اندازه‌گیری گشتاور استفاده می‌شود. از آزمودنی خواسته شد که با یک انقباض ایزومتریک تدریجی (معمولاً حدود پنج تا ۱۰ ثانیه) به حد انقباض ارادی بیشینه (MVC) برسد. در این حین، تغییر طول تاندون با استفاده از تصاویر اولتراسونوگرافی مشخص می‌شود و دینامومتر نیز گشتاور را ثبت می‌کند. گشتاور باید تبدیل به نیروی تاندون شود. برای این امر کافی است بازوی گشتاوری نیرو یعنی فاصله تاندون از مرکز دوران مفصل معلوم باشد. این فاصله برحسب ویژگی‌های آنترپومتریکی افراد تقریب زده شده است.<sup>[۳۱]</sup> از تقسیم گشتاور بر طول بازو، نیرو به دست می‌آید.<sup>[۳۱]</sup> با رسم نمودار نیرو-طول برای تاندون، سفتی قابل محاسبه است. بعضی از محققین با فرض خطی بودن نمودار، سفتی را به عنوان خارج قسمت تغییرات نیرو بر تغییرات طول در کل نمودار تعریف نموده‌اند و برخی دیگر شیب قسمت خاصی از این نمودار را لحاظ کرده‌اند. اگر سفتی تاندون عضله‌ای خاص از گروه عضلات شرکت‌کننده در انقباض ایزومتریک مورد نظر باشد (مثلاً سفتی مدیال گسترکنیموس در بین گروه پلانترفلکسورهای مچ پا)، باید سهم آن عضله در تولید نیرو لحاظ شود. این سهم بر اساس سطح مقطع عضلات تقریب زده شده است.<sup>[۳۲]</sup>

معادله ۱۴ ( $F_t = M/A$ ) (گشتاور،  $A$  بازوی گشاور،  $M$  نیروی تاندون)

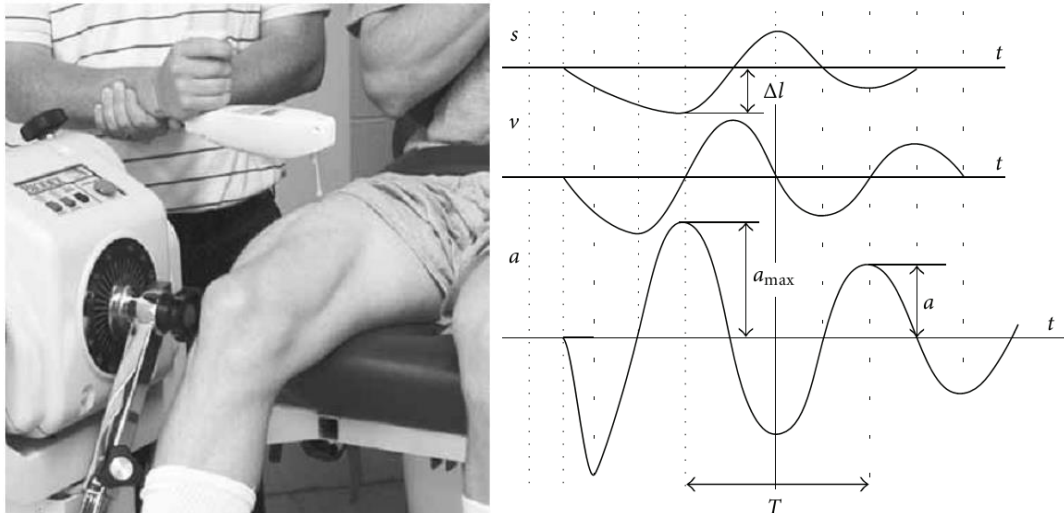
معادله ۱۵ ( $F_m = S * M/A$ ) (سهم عضله مورد نظر،  $S$  سهم عضله)

روشی که مورد اشاره قرار گرفت، سفتی تاندون را حین انقباض عضله می‌سنجد (روش فعال). Mohagheghi و Theis در سال ۲۰۱۲ با استفاده از روشی مشابه، سفتی تاندون آشیل را به صورت غیرفعال محاسبه نمودند.<sup>[۳۳]</sup> در این آزمایش، تغییر زاویه مفصل مچ پا به صورت غیرفعال اعمال می‌شد. در این مطالعه سفتی تاندون آشیل در روش فعال در حدود شش درصد بیشتر از سفتی در روش غیرفعال بود و همبستگی بالایی بین این دو متغیر مشاهده شد. حرکت غیرفعال مفصل می‌تواند تغییر شکل قابل ملاحظه‌ای در آپونوروزیس ایجاد کند!<sup>[۳۱]</sup> بنابراین برای بالا بردن دقت آزمون فعال، باید اثر تغییر طول ناشی از حرکت غیرفعال مفصل را حذف نمود. برای این منظور یک آزمون غیرفعال نیز اجرا می‌شود (مثلاً در تعیین سفتی پلانترفلکسورهای مچ پا پلانترفلکشن غیرفعال از ۹۰ تا ۷۰ درجه انجام می‌گیرد) تا سهم این خطای آزمایش حذف گردد. برای سنجش سفتی تاندون حین حرکتی مانند راه رفتن و دویدن نیز از اولتراسونوگرافی استفاده شده است. در این روش که توسط Komi (۱۹۹۰ و ۱۹۹۶) ارائه شده و می‌توان آن را ته‌اجمی به حساب آورد، از فیبر نوری<sup>[۳۴]</sup> یا نوعی مبدل نیرو<sup>[۳۵]</sup> برای تعیین مستقیم نیروی عضله استفاده می‌شود. در این روش نیز منحنی نیرو-طول، سفتی تاندون را مشخص می‌نماید.



تصویر ۸: وضعیت قرارگیری آزمودنی و ابزارهای مورد استفاده در محاسبه سفتی تاندون اکستنسورهای زانو<sup>[۳۱]</sup>

**۲-۷. سفتی عضله:** همانند تعریف سفتی در بخش‌های دیگر، سفتی عضله نیز به صورت مقاومت عضله در برابر تغییر شکل ناشی از اعمال نیرو تعریف می‌شود.<sup>[۳۶]</sup> این مفهوم معمولاً در کنار تون و الاستیسیته عضله مورد بحث قرار می‌گیرد و با توجه به نقش تعیین‌کننده آن در پاسخ به اغتشاشات و حفظ ثبات مفصل و در نتیجه کاهش ریسک آسیب، اهمیت زیادی در مباحث آسیب‌شناختی، توان‌بخشی و پزشکی دارد. با توجه به اهمیت کلینیکی تعیین سفتی عضله، در سال‌های اخیر دستگاه‌های ویژه‌ای به نام مایومتر یا مایوتونومتر ساخته شده است. اساس فناوری این دستگاه‌ها مانند تکنیک نوسان آزاد است که در بخش سفتی عضلانی-مفصلی به آن اشاره شد.<sup>[۳۶]</sup> با این حال کار کردن با این ابزار پیچیدگی تکنیک نوسان آزاد و حل معادلات حاکم بر آن را ندارد و از سوی دیگر برخلاف سفتی عضلانی-مفصلی که در آن لیگامنت‌ها و سیستم اسکلتی و مفصل‌بندی و همه ساختارهای غیرفعال و فعال حول مفصل سهیم هستند، در این روش سفتی عضلات مختلف به طور مجزا سنجیده می‌شود که این مورد از نظر کلینیکی بسیار حائز اهمیت است.<sup>[۳۷]</sup> مایومترها ابزاری کوچک هستند که آزمونگر آن را در دست می‌گیرد. پروب دستگاه روی عضله مورد ارزیابی قرار داده می‌شود و یک ضربه مکانیکی کوچک (حدود ۰/۳ تا ۰/۴ نیوتن) در مدت زمان ۱۵ میلی‌ثانیه به عضله وارد می‌آید. این ضربه رفتار نوسانی میرای عضله را در پی خواهد داشت که توسط حسگر شتاب‌سنج دستگاه ثبت می‌شود. رفتار عضله جنبه‌های عصبی و غیرعصبی را در بر دارد که عواملی مانند استرچ رفلکس و خواص مکانیکی بافت عضله از جمله مهم‌ترین آن‌ها هستند.<sup>[۳۸]</sup> سهم هر یک از این عوامل در شرایط استراحتی و انقباضی و در زمان‌های مختلف تغییر می‌کند. مدت زمان ۱۵ میلی‌ثانیه برای این در نظر گرفته می‌شود که فرصت لازم برای فعال‌سازی عصبی عضله فراهم نشود. در این صورت وضعیت عضله عمدتاً توسط خواص ویسکوالاستیک آن تعیین می‌شود.<sup>[۳۶]</sup> سیگنال شتاب ثبت‌شده توسط مایومتر، اساس محاسبات بعدی است. سفتی عضله از تقسیم نیروی اعمال شده ( $F$ ) بر تغییر شکل ( $\Delta L$ ) به دست می‌آید. مقدار  $F$  برابر با حاصل ضرب جرم پروب دستگاه ( $m$ ) در مقدار اولین پیک مثبت سیگنال شتاب ( $a_{max}$ ) است و  $\Delta L$  نیز تغییر مکان پروب دستگاه در لحظه متناظر با  $a_{max}$  می‌باشد که با دو بار انتگرال‌گیری از سیگنال شتاب به دست می‌آید (تصویر ۹). روش دیگر برای محاسبه سفتی عضله، استفاده از معادله حرکت نوسانی میرا (مانند معادله ۱۰) است.<sup>[۳۷]</sup>



تصویر ۹: چپ: اندازه‌گیری سفتی عضله رکتوس فموریس در حالت فعال، راست: نمودارهای شتاب، سرعت و مکان [۳۷]

یک نکته مهم در استفاده از مایومترها برای تعیین سفتی عضله، توجه به نوع شتاب‌سنج آن‌ها است. در مایومترهایی که از شتاب‌سنج تک‌محوره استفاده می‌کنند، پروب دستگاه باید به‌طور عمود بر روی عضله قرار گیرد، اما در مایومترهای پیشرفته‌تر که شتاب‌سنج سه‌محوره دارند، این محدودیت رفع شده است. سفتی عضله، هم در وضعیت استراحتی [۳۸، ۳۹] و هم در وضعیت انقباضی [۳۶] تعیین شده است. تحقیق در زمینه مایوتونومتری شامل رویکردهای گوناگون از جمله تعیین روایی و پایایی مایومترها، تعیین یک پایگاه داده گسترده از مقادیر نرمال و بهینه سفتی عضلات مختلف، تعیین سفتی عضلات افراد با هدف پیشگیری از آسیب‌های ورزشی یا بررسی مراحل بهبود بیماری‌هایی مانند پارکینسون و سکت که با تغییر در تون و سفتی عضله همراه هستند و ارزیابی میزان اثربخشی داروها در این‌گونه بیماری‌ها و ناهنجاری‌های نورولوژیکی و اسکلتی-عضلانی می‌شود. علاوه بر این کاربردها، روش مایوتونومتری وارد مطالعات حوزه ورزش و بررسی ارتباط میان سفتی و عملکرد حرکتی نیز شده است. [۴۰] با این حال یک تفاوت عمده میان سفتی عضله که با استفاده از این روش به دست می‌آید با سایر انواع سفتی وجود دارد؛ در سایر روش‌ها تغییر طول یا تغییر زاویه در راستای طولی عضله و تاندون اعمال می‌شود، اما در مایوتونومتری تغییر شکل عمقی عضله مدنظر است. این که آیا خواص مکانیکی عضله در راستاهای مختلف مشابه است یا خیر جای تحقیق دارد.

## نتیجه‌گیری

در مجموع هفت روش مختلف برای تعیین انواع سفتی در اندام تحتانی شناسایی، تبیین و طبقه‌بندی شدند. همان‌گونه که توضیح داده شد، در مورد نام‌گذاری انواع سفتی اتفاق نظر وجود ندارد، بنابراین در مطالعه ادبیات تحقیق توجه به آزمایش مورد استفاده ضروری است. همه روش‌های ذکرشده در محیط طبیعی قابل اجرا هستند و هر کدام به جنبه‌ای از ویژگی‌های مکانیکی ساختاری یا رفتار حرکتی بدن می‌پردازند. متغیر به‌دست‌آمده از آزمایش‌های اجرائده روی یک عضله یا تاندون خاص یا آزمایش‌های تک‌مفصلی و زنجیره‌باز را می‌توان به‌عنوان یک ویژگی مکانیکی ساختاری آزمودنی دانست، اما در مورد آزمایش‌های زنجیره بسته چندمفصلی، نقش پررنگ عوامل عصبی کنترل‌کننده حرکت، مکانیزم‌های جبرانی و سینرژی مفاصل در تولید حرکت، مسئله را بسیار پیچیده می‌کند. به نظر می‌رسد که متغیر به‌دست‌آمده از این‌گونه آزمایش‌ها، بیش از این که ویژگی ساختاری آزمودنی را بیان کند، توصیف‌کننده رفتار آزمودنی در اجرای آن حرکت است. دانش وسیع‌تر درباره چگونگی تعامل سفتی ساختارها و مفاصل مختلف با در نظر گرفتن قدرت عضلانی و کنترل‌های عصبی حاکم بر سیستم می‌تواند به درک کامل‌تر از حرکت کلی بدن کمک کند.

## تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از رساله دکترای بیومکانیک ورزشی آقای مجتبی عشرستاقی، به راهنمایی آقای دکتر حیدر صادقی و مشاوره خانم دکتر الهام شیرزاد و خانم دکتر رغد معمار می‌باشد.

## منابع

1. Latash ML, Zatsiorsky VM. Joint stiffness: Myth or reality? Hum Mov Sci. 1993;12(6):653-92.

2. Baumgart F. Stiffness-an unknown world of mechanical science? *Injury*. 2000;31(2):14-23.
3. Hill A. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London Series B, Biological Sciences*. 1938;126(843):136-95.
4. McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *J Biomech*. 1990;23:65-78.
5. Serpell BG, Ball NB, Scarvell JM, Smith PN. A review of models of vertical, leg, and knee stiffness in adults for running, jumping or hopping tasks. *J Sport Sci*. 2012;30(13):1347-63.
6. Shadmehr R. *The computational neurobiology of reaching and pointing: a foundation for motor learning*: MIT press; 2005.
7. McMahon TA. *Muscles, reflexes, and locomotion*. Princeton, Princeton. 1984.
8. Saunders J, Inman V, Eberhart H. The major determinants in normal and pathological gait. *J Bone Joint Surg Am*. 1953;35(3):543-58.
9. Cavagna G, Saibene F, Margaria R. Mechanical work in running. *J Appl Physiol*. 1964;19(2):249-56.
10. Cavagna GA. Elastic bounce of the body. *J Appl Physiol*. 1970;29(3):279-82.
11. Cavagna GA. Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol*. 1975;39(1):174-9.
12. Dalleau G, Belli A, Viale F, Lacour J, Bourdin M. A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping. *Int J Sports Med*. 2004;25(3):170-6.
13. Morin J, Dalleau G, Kyröläinen H, Jeannin T, Belli A. A simple method for measuring stiffness during running. *J Appl Biomech*. 2005;21(2):167-80.
14. Brauner T, Sterzing T, Wulf M, Horstmann T. Leg stiffness: Comparison between unilateral and bilateral hopping tasks. *Hum Mov Sci*. 2014;33:263-72.
15. Brughelli M, Cronin J. A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. *Scand J Med Sci Spor*. 2008;18(4):417-26.
16. Moresi MP, Bradshaw EJ, Greene DA, Naughton GA. The impact of data reduction on the intra-trial reliability of a typical measure of lower limb musculoskeletal stiffness. *J Sport Sci*. 2015;33(2):180-91.
17. Hobara H, Baum BS, Kwon H-J, Miller RH, Ogata T, Kim YH, et al. Amputee locomotion: Spring-like leg behavior and stiffness regulation using running-specific prostheses. *J Biomech*. 2013;46(14):2483-9.
18. Chino K, Takahashi H. Measurement of gastrocnemius muscle elasticity by shear wave elastography: association with passive ankle joint stiffness and sex differences. *Eur J Appl Physiol*. 2016;116(4):823-30.
19. Silder A, Heiderscheit B, Thelen DG. Active and passive contributions to joint kinetics during walking in older adults. *J Biomech*. 2008;41(7):1520-7.
20. Carvalhais VODC, Araújo VLd, Souza TR, Gonçalves GGP, Ocarino JdM, Fonseca ST. Validity and reliability of clinical tests for assessing hip passive stiffness. *Man ther*. 2011;16(3):240-5.
21. Ditroilo M, Watsford M, Murphy A, De Vito G. Assessing musculo-articular stiffness using free oscillations: theory, measurement and analysis. *Sports Med*. 2011;41(12):1019-32.
22. Fukashiro S, Noda M, Shibayama A. In vivo determination of muscle viscoelasticity in the human leg. *Acta Physiol Scand*. 2001;172(4):241-8.
23. Ditroilo M, Watsford M, De Vito G. Validity and inter-day reliability of a free-oscillation test to measure knee extensor and knee flexor musculo-articular stiffness. *J Electromyogr and Kines*. 2011;21(3):492-8.
24. Blackburn JT, Riemann BL, Padua DA, Guskiewicz KM. Sex comparison of extensibility, passive, and active stiffness of the knee flexors. *Clin Biomech*. 2004;19(1):36-43.
25. McNair P, Wood G, Marshall R. Stiffness of the hamstring muscles and its relationship to function in anterior cruciate ligament deficient individuals. *Clin Biomech*. 1992;7(3):131-7.
26. Granata KP, Wilson SE, Padua DA. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part I: Quantification in controlled measurements of knee joint dynamics. *J Electromyogr and Kines*. 2002;12(2):119-26.
27. Pousson M, Van Hoecke J, Goubel F. Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise. *J Biomech*. 1990;23(4):343-8.
28. Lambertz D, Paiva MG, Marinho SM, Aragão RS, Barros KM, Manhães-de-Castro R, et al. A reproducibility study on musculotendinous stiffness quantification, using a new transportable ankle ergometer device. *J Biomech*. 2008;41(15):3270-3.
29. Farcy S, Nordez A, Dorel S, Hauraix H, Portero P, Rabita G. Interaction between gastrocnemius medialis fascicle and Achilles tendon compliance: a new insight on the quick-release method. *J Appl Physiol*. 2014;116(3):259-66.
30. Fukashiro S, Rob M, Ichinose Y, Kawakami Y, Fukunaga T. Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1995;71(6):555-7.

31. Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. Influences of tendon stiffness, joint stiffness, and electromyographic activity on jump performances using single joint. *Eur J Appl Physiol*. 2007;99(3):235-43.
32. Fukunaga T, Roy R, Shellock F, Hodgson J, Edgerton V. Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *J Appl Physiol*. 1996;80(1):158-65.
33. Theis N, Mohagheghi AA, Korff T. Method and strain rate dependence of Achilles tendon stiffness. *J Electromyogr and Kines*. 2012;22(6):947-53.
34. Komi P, Belli A, Huttunen V, Bonnefoy R, Geysant A, Lacour J. Optic fibre as a transducer of tendomuscular forces. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1996;72(3):278-80.
35. Komi PV. Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics. *J Biomech*. 1990;23:23-34.
36. Gavronski G, Verakstis A, Vasar E, Maaros J. Evaluation of viscoelastic parameters of the skeletal muscles in junior triathletes. *Physiol Meas*. 2007;28(6):625-37.
37. Zinder SM, Padua DA. Reliability, validity, and precision of a handheld myometer for assessing in vivo muscle stiffness. *J Sport Rehabil*. 2011;6:1-8.
38. Aird L, Samuel D, Stokes M. Quadriceps muscle tone, elasticity and stiffness in older males: reliability and symmetry using the myotonPRO. *Arch Gerontol Geriatr*. 2012;55(2):e31-e9.
39. Ditroilo M, Cully L, Boreham CA, De Vito G. Assessment of musculo-articular and muscle stiffness in young and older men. *Muscle Nerve*. 2012;46(4):559-65.
40. Pruyn EC, Watsford M, Murphy A. The relationship between lower-body stiffness and dynamic performance. *Appl Physiol Nutr Me*. 2014;39(10):1144-50.