

## **Relationship between Mechanics of the Negative and Positive Phases of the Hopping; Identify the Effect of Stiffness and Stretch Shortening Cycle on the Optimal Performance of the Cyclic Movements**

A. Farjad Pezeshk<sup>1</sup>, H. Sadeghi<sup>2</sup>, M. Shariat Zadeh Joneidy<sup>3</sup>, Z. Safaie Pour<sup>4</sup>

<sup>1</sup> PhD in Sports Biomechanics, Kharazmi University, Tehran, Iran

<sup>2</sup> Full professor of Sports Biomechanics, Kharazmi University, Tehran, Iran

<sup>3</sup> Assistance professor of sports research science institute

<sup>4</sup> Assistance professor of social welfare and rehabilitation sciences

Receipt in the online submission system: 19 August 2017, received in revised form: 29 September 2017, accepted: 14 November 2017

---

### **Abstract**

**Background and Aim:** The Stiffness of human could have the substantial effect on motion efficiency by the influence in Stretch-Shortening cycle. The purpose of this study was to investigate the relationship between mechanics of the negative and positive phases of hopping; to identify the effect of stiffness and stretch shortening cycle on the optimal performance of the cyclic movements. **Materials and Methods:** To calculate the leg stiffness, knee and ankle joint stiffness and also angular velocity of the 30 young male with the age range of 18-33 and weight range of 60-88 kg during hopping, we used motion analysis and force platform system. **Results:** the results of the Principle component analysis showed that all of the ankles related parameters were classified on the first PC. Pearson correlation coefficient also showed that there are a significant relationship between joint stiffness, negative and positive mechanical energy and angular velocity ( $P < 0.05$ ,  $P < 0.01$ ). **Conclusion:** Due to results of this study, it seems that during cyclic motions, the common mechanism for performing strength and power activity is not useful for having the maximum advantage from stretch shortening cycle, though the ankle joint stiffness reduction is an efficient way to decrease required energy for performing these activities.

**Key words:** *Stiffness, Stretch Shortening Cycle, Hopping, Motion Mechanics*

---

#### **Corresponding author**

**Address:** No 39, Zand Street, Valasr Street, Azadi Avenue, Enghlab Squire, P. O. Box: 141944818, Tehran, Iran

**Tel:** +98-21-88826502

**Fax:** +98-21-88830893

**E-mail:** [ehan.farjad.pezeshk@gmail.com](mailto:ehan.farjad.pezeshk@gmail.com)

## ارتباط بین مکانیک فازهای مثبت و منفی هاپینگ؛ بررسی نقش سفتی و چرخه کشش انقباض در اجرای بهینه حرکات چرخه‌ای

عباس فرجاد پزشک<sup>۱\*</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup>، محمد شریعت‌زاده جنیدی<sup>۳</sup>، زهرا صفایی پور<sup>۴</sup>

<sup>۱</sup> دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران  
<sup>۲</sup> استاد، گرایش بیومکانیک ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران  
<sup>۳</sup> استادیار، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی  
<sup>۴</sup> استادیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۶/۵/۲۸، بازنگری: ۱۳۹۶/۷/۷، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۸/۲۳

### چکیده

زمینه و هدف: سفتی اندام از طریق تغییر در چرخه کشش و انقباض، می‌تواند تأثیر زیادی در بازده حرکت داشته باشد؛ با این وجود، اطلاعات کمی درباره نقش متقابل این دو پدیده مشاهده می‌شود. هدف این تحقیق، تعیین ارتباط بین مکانیک مفاصل مچ پا و زانو در فازهای منفی و مثبت هاپینگ است، تا از این طریق، ارتباط بین سینتیک و سینماتیک با سفتی و عملکرد چرخه کشش و انقباض، شناسایی شود. روش تحقیق: سفتی اندام تحتانی، سفتی مفاصل زانو، مچ پا و سرعت زاویه‌ای مفاصل مچ پا و زانوی ۳۰ مرد جوان در بازه سنی ۱۸-۳۰ سال و محدوده وزنی ۶۰ تا ۸۸ کیلوگرم در تکلیف هاپینگ، با استفاده از صفحه نیرو و سیستم تحلیل حرکت، اندازه‌گیری شدند. یافته‌ها: نتایج تحلیل اجزای اصلی نشان داد که تمام پارامترهای مرتبط با مچ پا در طول هاپینگ، به‌عنوان اجزای اصلی اول قرار گرفتند. ضریب همبستگی پیرسون نیز ارتباط مستقیم و قوی بین سفتی مفصل، انرژی مکانیکی منفی و مثبت و سرعت زاویه‌ای نشان داد ( $P < 0.05$  و  $P < 0.01$ ). نتیجه‌گیری: با توجه به یافته‌های این تحقیق، مکانیسم رایج استفاده‌شده در فعالیت‌های قدرتی و توانی برای بهره‌برداری بیشینه از چرخه کشش و انقباض در طول اجرای حرکات چرخه‌ای، کاربردی ندارد؛ در حالی که کاهش سفتی مفصل مچ پا، روش بهینه‌تری برای کاهش انرژی موردنیاز برای اجرای این قبیل فعالیت‌ها است.

کلیدواژه‌ها: سفتی، چرخه کشش و انقباض، هاپینگ، مکانیک حرکت

\*نویسنده مسئول

نشانی: تهران، میدان انقلاب، خیابان ولعصر، خیابان زند، پلاک ۳۹، کد پستی: ۱۴۱۹۴۴۸۱۸

تلفن: ۸۸۸۲۶۵۰۲ (۲۱) ۹۸+

دورنگار: ۸۸۸۳۰۸۹۳ (۲۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: ehan.farjad.pezeshk@gmail.com

## ۱- مقدمه

سفتی در مطالعات بیومکانیکی، به ساده‌ترین زبان، ارتباط جابجایی و نیروی وارده بر جسم است. سفتی حقیقی بدن انسان، در واقع ترکیبی از تمام سفتی‌های عضلات، تاندون، رباط، غضروف و استخوان است (لاتاش و زاتسیروسکی<sup>۱</sup>، ۱۹۹۳). یکی از چالش‌های مهم در مطالعات حوزه سفتی، نقش سفتی بر عملکرد است. چنین به نظر می‌رسد که میزان معینی از سفتی برای استفاده و استفاده بهینه از چرخه کشش و انقباض، ضروری است؛ به طوری که در صورت وجود سفتی بهینه، فرد می‌تواند استفاده بهتری از انرژی الاستیک ذخیره شده در فاز برخورد با زمین ببرد (لاتاش و زاتسیروسکی، ۱۹۹۳). در این چنین حرکات و به دنبال طولانی شدن، عضلات به صورت اکسنتریکی عمل می‌کنند و سپس با انقباض کانسنتریک ادامه می‌یابد. ترکیب انقباض اکسنتریک و کانسنتریک، عملکردی معروف به چرخه کشش انقباض را ایجاد می‌کند (نورمن و کومی<sup>۲</sup>، ۱۹۷۹؛ کومی، ۱۹۸۴؛ کومی و نیکول<sup>۳</sup>، ۲۰۰۰). نتیجه نهایی چرخه کشش- انقباض، بهبود عملکرد در طول فاز نهایی یا همان فاز کانسنتریک در مقایسه با عملکرد کانسنتریک تنها است، که در هنگام تلاش بیشینه انسان به دنبال چرخه کشش- انقباض نشان داده شده است (کاوآگنا<sup>۴</sup> و دیگران، ۱۹۶۸؛ کومی، ۱۹۸۳). با توجه به این موضوع، ترکیب سفتی و چرخه کشش- انقباض، برای موفقیت در بسیاری از فعالیت‌های قدرتی و بالستیک ضروری به نظر می‌رسند.

هاپینگ از فعالیت‌هایی است که اغلب برای مدل‌سازی رفتار فنی و همچنین چرخه کشش- انقباض انسان استفاده می‌شود (فریس و فیروی<sup>۵</sup>، ۱۹۹۷؛ کومی و گلهافر<sup>۶</sup>، ۱۹۹۷). در طول اجرای هاپینگ، ابتدا عضلات، قبل از برخورد با زمین، از پیش فعال می‌شوند، فعالیتی که به پیش‌فعالیت عضلانی معروف است. سپس و بلافاصله بعد از برخورد پا با زمین، به صورت اکسنتریکی و سریع طویل می‌شوند و در نهایت با انتقال سریع بین فازهای کشش و کوتاه شدن، حرکت به سمت بالا انجام می‌شود. ویت<sup>۷</sup> و همکارانش (۱۹۹۷) بیان کردند که کشش عضلات ناحیه خلف ساق در طول هاپینگ، تا حدی است که می‌تواند دوک عضلانی را تحریک کند؛ از این رو بسته به نوع هاپینگ، مقدار رفلکس

کششی با تأخیر کوتاه و پتانسیل تولید نیروی تولیدی ناشی از آن، می‌تواند به طور قابل توجهی افزایش یابد. مطالعات زیادی بر این مسئله تأکید داشتند که میزان سفتی مورد نیاز برای اجرای فعالیت، با توجه به تقاضای تکلیف افزایش می‌یابد (آرامپاتزیس<sup>۸</sup> و دیگران، ۱۹۹۹؛ گراناتا<sup>۹</sup> و دیگران، ۲۰۰۱؛ آرامپاتزیس و دیگران، ۲۰۰۱؛ استفانیشین<sup>۱۰</sup> و دیگران، ۲۰۰۲؛ استفانیشین و نیک<sup>۱۱</sup>، ۱۹۹۸). به طور اختصاصی تر بیان شده که در طول هاپینگ، با افزایش فرکانس هاپینگ، سفتی اندام افزایش می‌یابد (گرانتا و دیگران، ۲۰۰۱؛ فیروی و دیگران، ۱۹۹۸)؛ در حالی که اطلاعات زیادی درباره این افزایش و تأثیر احتمالی آن بر چرخه کشش- انقباض، موجود نیست. از سوی دیگر، با توجه به نقش حفظ انرژی در فعالیت‌های چرخه‌ای زیربیشینه، به نظر نمی‌رسد که در فعالیت‌هایی مانند هاپینگ، سفتی بیشتر ملاک باشد. این چنین بیان شده که در وقایع چرخه‌ای که برای مدت طولانی ادامه دارد، عکس وقایع لحظه‌ای مانند پرش و دراپ جامپ، تعامل بین سطح و فرد، در راستای حفظ الگوی بهینه و کاهش انرژی تولیدی در طول اجرای حرکت است (فریس و فیروی، ۱۹۹۸)؛ از این رو به نظر می‌رسد تعامل بین سفتی و چرخه کشش- انقباض در این گونه تکالیف، به جای بهبود عملکرد انفجاری و توانی، در اجرای بهینه تر عملکرد، نقش داشته باشد. همچنین الگوی رفتاری اندام تحتانی در هنگام اجرای حرکات چرخه‌ای نظیر هاپینگ به صورت چرخه‌ای و چگونگی تصرف در متغیرهایی مانند عملکرد چرخه کشش- انقباض، همچنان ناشناخته است. هدف این تحقیق، تعیین ارتباط بین مکانیک مفاصل مچ پا و زانو در فازهای منفی (که فرد با زمین تماس دارد) و مثبت (که فرد نیروی مورد نیاز برای صعود را تولید می‌کند) هاپینگ است، تا از این طریق، ارتباط بین سینتیک و سینماتیک با سفتی و عملکرد چرخه کشش- انقباض شناسایی شود.

## ۲- مواد و روش‌ها

در این مطالعه نیمه تجربی با طرح مقایسه‌ای و مدل همبستگی، ۳۰ مرد جوان سالم و فعال در بازه سنی ۲۸±۸ سال و بدون هیچ گونه آسیب و ناهنجاری تأثیرگذار بر الگوی حرکتی، به

<sup>۷</sup> Voigt<sup>۸</sup> Arampatzis<sup>۹</sup> Granata<sup>۱۰</sup> Stefanyshyn<sup>۱۱</sup> Nigg<sup>۱</sup> Latash & Zatsiorsky<sup>۲</sup> Norman & Komi<sup>۳</sup> Nichol<sup>۴</sup> Cavagna<sup>۵</sup> Ferris & Farley<sup>۶</sup> Golhoffer

(۲) که  $L$  موقعیت عمودی مرکز جرم،  $m$  جرم بخش و  $X$  موقعیت عمودی مرکز جرم بخش مورد نظر است.

$$K_{Leg} = \frac{F_{Peak}}{\Delta L} \quad (3)$$

در این جا  $K_{Leg}$  سفتی کل سیستم اندام تحتانی است.  $F_{Peak}$  بیشینه نیروی اعمالی و  $\Delta L$  بیشینه تغییر ارتفاع مرکز جرم نسبت به ارتفاع مرکز جرم در لحظه برخورد اولیه با زمین و در زمانی مشابه با زمان اعمال بیشینه نیرو است. برای محاسبه گشتاور مفاصل اندام تحتانی از روش نیوتن-اولبر استفاده شد. برای این منظور، اطلاعات سینتیکی و سینماتیکی با استفاده از فیلتر مرتبه چهارم باترورث و با شیفت فازی صفر در فرکانس برش به ترتیب ۵۰ و ۸ هرتز، فیلتر شدند و پس از درون‌یابی اطلاعات نیرو و یکسان‌سازی فرکانس ها<sup>۳</sup> (اطلاعات مربوط به نیرو برگرفته از صفحه نیرو، که در فرکانس ۱۰۰۰ هرتز ثبت شده بودند، با این روش به فرکانس ۵۰۰ هرتز، مانند اطلاعات سینماتیکی برگرفته از دوربین‌ها، تقلیل پیدا کردند)، اطلاعات وارد مدل دینامیک معکوس شدند. برای این هدف، ابتدا متغیرهای سینماتیک خطی شامل جابجایی، سرعت ( $v$ ) و شتاب ( $a$ ) (به روش مشتق‌گیری عددی<sup>۴</sup>) در سه نقطه برای هر بخش، با عنوان لندمارک پروگزیمال، مرکز جرم و لندمارک دیستال آن بخش، محاسبه شدند.

$$v_i = \frac{S_{i+1} - S_{i-1}}{2\Delta t} \quad (4)$$

$$a_i = \frac{S_{i+2} - 2S_i + S_{i-2}}{4(\Delta t)^2}$$

که  $S$  موقعیت خطی لندمارک‌ها در بازه زمانی  $i$  و  $\Delta t$  فاصله بین دو داده ثبت‌شده پشت‌سرهم است. در مرحله بعد، زاویه هر بخش در فضای دوبعدی با استفاده از رابطه تانژانت تعیین شد و دوباره با استفاده از روش مشتق‌گیری عددی، سرعت ( $\omega$ ) و شتاب زاویه‌ای ( $\alpha$ ) هر بخش محاسبه شدند.

$$\omega_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_{i-1}}{2\Delta t} \quad (5)$$

$$\alpha_i = \frac{\theta_{i+2} - 2\theta_i + \theta_{i-2}}{4(\Delta t)^2}$$

صورت نمونه دردسترس، شرکت کردند. میانگین و انحراف استاندارد قد و وزن شرکت‌کننده‌ها در این تحقیق، به ترتیب  $174 \pm 24$  سانتی‌متر و  $72 \pm 23$  کیلوگرم بود.

روند اندازه‌گیری این پژوهش، در آزمایشگاه بیومکانیک ورزشی پژوهشگاه تربیت‌بدنی و علوم ورزشی انجام شد. برای اندازه‌گیری نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، از صفحه نیرو<sup>۱</sup> ساخت کشور آمریکا و در فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز و برای اندازه‌گیری اطلاعات سینماتیکی، از سیستم شش‌دوربینی تحلیل حرکت مدل راپتور<sup>۲</sup> در فرکانس ۵۰۰ هرتز استفاده شد (اطلاعات سینتیکی و سینماتیکی، به صورت هم‌زمان ثبت شدند). مراحل اجرای کار به این صورت بود، که ابتدا پنج مارکر بازتابی روی لندمارک‌های آخرمی، تروکانتر بزرگ، اپی‌کندیل خارجی ران، قوزک خارجی و سر پنجمین متاتارسال و سطح موردنظر روی صفحه نیرو قرار داده می‌شد و سپس برای اندازه‌گیری سفتی اندام و نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، فرد عمل هاپینگ را روی صفحه نیرو انجام می‌داد. اجرای هاپینگ در هر تکرار به این صورت بود، که ابتدا مترونومی با فرکانس ۲/۲ هرتز شروع به نواختن می‌کرد و سپس فرد در فرکانس ذکرشده در هر تکرار، ۱۵ هاپ را اجرا می‌کرد. مراحل بالا، در سه تکرار اجرا شدند.

پس از اندازه‌گیری اطلاعات، داده‌ها به صورت بصری بررسی شدند تا اطلاعاتی به اشتباه گرفته نشده یا به غلط وارد نشده باشد. متغیرهای وابسته تحقیق بالا عبارت‌اند از: سفتی اندام تحتانی، سفتی مفاصل زانو، مچ پا، انرژی مکانیکی مفاصل زانو و مچ پا و همچنین سرعت زاویه‌ای مفاصل زانو و مچ پا. برای محاسبه سفتی با فرض ماهیت فنر خطی بودن کل اندام با ضریب سفتی معین، بیشینه نیروی عکس‌العمل زمین باید متناظر با بیشینه تغییر شکل اندام باشد؛ از این‌رو برای محاسبه سفتی عمودی اندام، از تقسیم بیشینه نیروی عکس‌العمل عمودی در هنگام تماس پا با سطح زمین بر بیشینه تغییر طول عمودی مرکز جرم بدن استفاده شد. برای محاسبه تغییر طول عمودی مرکز جرم بدن، ابتدا مرکز جرم بخش‌های پا، ساق، ران و تنه محاسبه شده و سپس مرکز جرم کلی بدن با استفاده از رابطه زیر محاسبه شد:

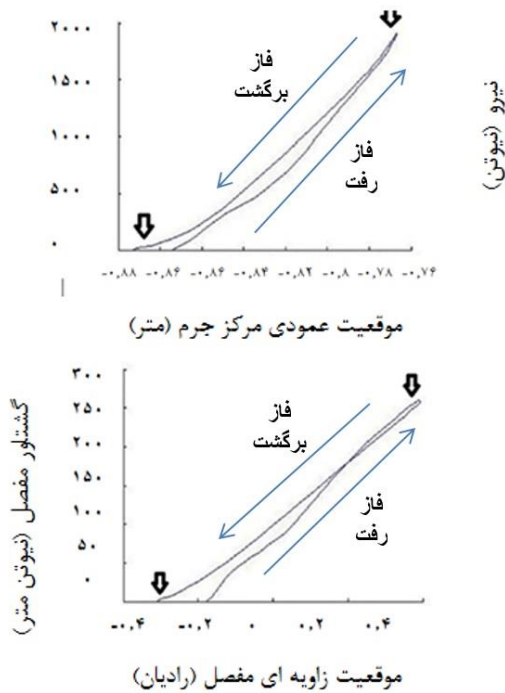
$$L = \frac{m_{1y1} + m_{2y2} + m_{3y3} + \dots + m_{ny_n}}{m_1 + m_2 + m_3 + \dots + m_n} \quad (1)$$

<sup>۱</sup> Frequency Reduction

<sup>۲</sup> Numerical differentiation

<sup>۱</sup> AMTI model ACCGAI32

<sup>۲</sup> Raptor-4 Digital RealTime System



شکل (۱) - بالا: برای تخمین سفتی اندام، از محاسبه شیب نمودار تغییرات نیرو در برابر تغییر ارتفاع مرکز جرم و پایین: برای محاسبه گشتاور مفصل، از محاسبه شیب نمودار تغییرات گشتاور مفصل در برابر تغییرات موقعیت زاویه ای مفصل استفاده شد.

از آمار توصیفی، میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف اطلاعات، از آزمون کولموگروف اسمیرنوف برای اطلاع از چگونگی توزیع اطلاعات، از تحلیل اجزای اصلی برای تعیین شاخص‌های اصلی (با ماتریس همبستگی، چرخش و ریمکس و نگاه‌داری بارهای عاملی<sup>۲</sup> بالای ۰/۷)، دسته‌بندی اطلاعات و تعیین الگوی اطلاعات و از آزمون ضریب همبستگی پیرسون برای تعیین رابطه همبستگی بین شاخص‌های اصلی تحقیق استفاده شد ( $P \leq 0.05$ ).

### ۳- یافته‌ها و بحث

نتایج آزمون کولموگروف اسمیرنوف، نشان‌دهنده نرمال بودن اطلاعات هستند. میانگین و انحراف استاندارد، کمینه، بیشینه و ضریب تغییرات متغیرهای بیومکانیکی اندازه‌گیری شده در طول هاپینگ، در جدول ۱ ارائه شده‌اند. نتایج جدول ۱ نشان می‌دهند که هرچه از مفصل مچ پا به مفصل زانو می‌آییم، ضریب تغییرات سفتی، انرژی مکانیکی و سرعت زاویه‌ای افزایش می‌یابند؛ از این رو نتایج مربوط به مفصل مچ پا، پراکندگی کمتری دارند.

در اینجا  $\theta$ ، موقعیت زاویه‌ای بخش در بازه زمانی  $\Delta t$  و  $\dot{\theta}$  فاصله بین دو داده ثبت شده پشت سرهم است. سپس با استفاده از قوانین دوم و سوم نیوتن و روابط بین بخشی<sup>۱</sup> پایه، نیروهای عکس‌العمل بین بخش‌ها محاسبه شدند:

$$\begin{aligned} \sum F_x &= ma_x \\ R_{xp} - R_{xd} &= ma_x \\ \sum F_y &= ma_y \\ R_{yp} - R_{yd} - mg &= ma_y \end{aligned} \quad (6)$$

که  $R_d$  و  $R_p$ ، نیروهای عکس‌العمل به ترتیب پروگزیمال و دیستال هستند. در مرحله بعد، با داشتن گشتاور ناشی از تمام نیروهای محاسبه شده (عکس‌العمل زمین، عکس‌العمل بین بخش‌ها، وزن و اینرسی ناشی از شتاب مرکز جرم) و همچنین شتاب زاویه‌ای ( $\alpha$ ) و گشتاور اینرسی حول محور پروگزیمال ( $I$ )، گشتاور مفصل حول لندمارک پروگزیمال ( $M$ ) محاسبه شد:

$$\sum M = I_p \alpha \quad (7)$$

سپس با داشتن گشتاور و جابجایی زاویه‌ای مفصل از طریق رابطه فیرولی و همکارانش (۱۹۹۸)، سفتی مفصل محاسبه شد (تصویر ۱):

$$K_{joint} = \frac{\Delta M_{joint}}{\Delta \theta_{joint}} \quad (8)$$

که  $K_{joint}$  سفتی مفصل،  $M$  گشتاور و  $\theta$  موقعیت زاویه‌ای مفصل است. لازم به ذکر است که سفتی مفصلی تنها در شرایطی قابل محاسبه است که رابطه بین گشتاور و جابجایی زاویه‌ای مفصل، خطی باشد. از سوی دیگر، اگر اختلاف بین به بیشینه رسیدن بیشینه گشتاور و بیشینه جابجایی زاویه‌ای مفصل، بیش از ۱۰٪ زمان فاز استنس هاپینگ باشد، سفتی اعتباری نخواهد داشت (فیرولی و همکاران، ۱۹۹۹). همچنین برای اطمینان از وجود رابطه خطی بین نیرو و جابجایی و نیز گشتاور و جابجایی زاویه‌ای، از معیار وجود رابطه همبستگی بیشتر از ۰.۸ استفاده شد و اگر متغیرها، ضریب همبستگی کمتر از این مقدار داشتند، با فرض نبود رفتار فنری، از اطلاعات حذف می‌شدند.

<sup>۲</sup> Factor loading

<sup>۱</sup> Link-Segment

**جدول (۱) - میانگین و انحراف استاندارد، کمینه، بیشینه و ضریب تغییرات متغیرهای بیومکانیکی در طول هاپینگ**

متغیر	میانگین (انحراف استاندارد)	کمینه	بیشینه	ضریب تغییرات (درصد)
سفتی اندام (کیلو نیوتن بر متر)	۷۴/۱۹ (۰۶/۳)	۳۵/۱۶	۳۳/۲۴	۱۵
سفتی مفصل مچ پا (کیلو نیوتن متر بر رادیان)	۱۴/۵۰۳ (۱۱۳)	۲۶/۳۴۳	۴۶/۷۵۵	۲۳
سفتی مفصل زانو (کیلو نیوتن متر بر رادیان)	۴۸/۵۹۸ (۵/۱۴۱)	۵۱/۴۶۴	۴۲/۹۱۳	۲۴
سرعت زاویه‌ای منفی مفصل مچ پا (رادیان بر ثانیه)	۷۱/۶ (۴۱/۰)	۱۰/۶	۵۰/۷	۵
سرعت زاویه‌ای مثبت مفصل زانو (رادیان بر ثانیه)	۹۹/۶ (۶۴/۰)	۸۰/۵	۷۵/۷	۸
سرعت زاویه‌ای منفی مفصل مچ پا (رادیان بر ثانیه)	۱۳/۳ (۳۹/۰)	۶/۲	۷۰/۳	۱۱
سرعت زاویه‌ای مثبت مفصل زانو (رادیان بر ثانیه)	۶۷/۳ (۶۳/۰)	۲۰/۳	۱۹/۵	۱۵
انرژی مکانیکی منفی مفصل مچ پا (ژول بر کیلوگرم)	۰۹/۱ (۲۲/۰)	۸۸/۴۸	۹۳/۱۱۳	۲۳
انرژی مکانیکی مثبت مفصل مچ پا (ژول بر کیلوگرم)	۱۱/۱ (۱۹/۰)	۶۷/۵۸	۵۵/۱۱۵	۱۷
انرژی مکانیکی منفی مفصل زانو (ژول بر کیلوگرم)	۳۹/۰ (۱۷/۰)	۱۸/۱۵	۱۹/۵۹	۴۶
انرژی مکانیکی مثبت مفصل زانو (ژول بر کیلوگرم)	۳۱/۰ (۱۳/۰)	۱۱/۱۰	۴۳/۴۳	۴۵

مچ پا به‌عنوان مفصل اصلی مسئول تنظیم مکانیک هاپینگ و مفصل زانو در جای دوم قرار دارد.

**جدول (۲) - اجزای اصلی بیومکانیکی در طول اجرای هاپینگ در**

فرکانس ۲/۲ هرتز

PC1	PC2
۳۸٪ واریانس	۳۱٪ واریانس
سفتی اندام (۰/۷۹)	سفتی مفصل زانو (۰/۸۸)
سفتی مچ پا (۰/۸۷)	انرژی منفی زانو (۰/۸)
انرژی منفی مچ پا (۰/۸۴)	انرژی مثبت زانو (۰/۹۱)
انرژی مثبت مچ پا (۰/۹۴)	-
سرعت زاویه‌ای مثبت مچ پا (۰/۸۸)	-
سرعت زاویه‌ای منفی مچ پا (۰/۷۴)	-

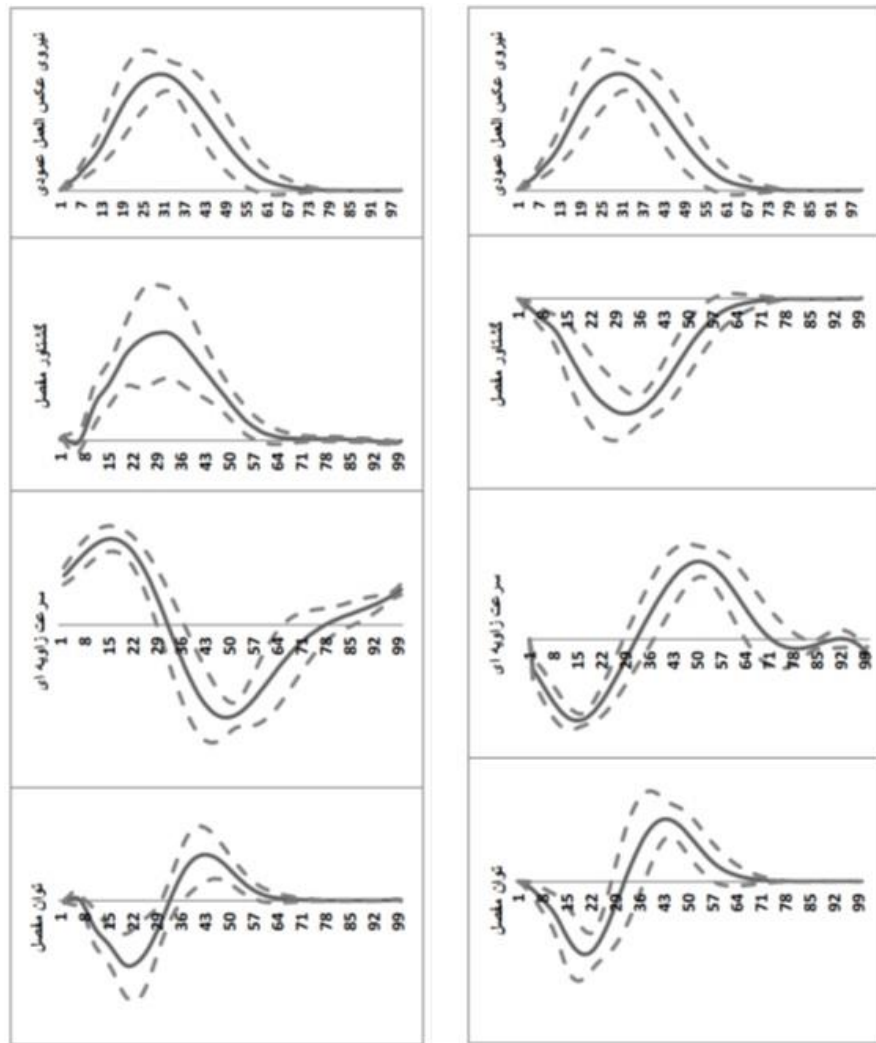
PC = مؤلفه‌های اصلی

اعداد داخل پرانتز نشان‌دهنده وزن عاملی یا ضریب عاملی متغیر در هر کدام از مؤلفه‌ها هستند.

ضرایب همبستگی پیرسون بین مؤلفه‌های دارای فکتورلودینگ بالای ۰/۷، در جدول ۳ ارائه شده‌اند. نتایج ضریب همبستگی پیرسون نشان داد که رابطه معناداری بین سفتی مفصل مچ پا، انرژی مکانیکی مفصل مچ پا و سرعت زاویه‌ای مفصل مچ پا و همچنین بین سفتی مفصل زانو و انرژی مکانیکی مفصل زانو، وجود دارد ( $P < ۰/۰۵$  و  $P < ۰/۰۱$ ).

در نمودار ۱، نیروی عکس‌العمل زمین، گشتاور، سرعت زاویه‌ای و همچنین توان مفاصل زانو و مچ پا به‌عنوان درصدی از چرخه هاپینگ، به نمایش درآمده است. الگوی رفتاری مفاصل اندام تحتانی در اثر نیروی اعمالی از سوی زمین، تقریباً مشابه است؛ به این صورت که نیروی عکس‌العمل زمین به ایجاد گشتاور پلاتتار فلکسوری در طول فاز استقرار منجر می‌شود. با توجه به دوفازی شدن سرعت زاویه‌ای در طول چرخه هاپینگ، می‌توان نتیجه گرفت که عملکرد سینتیکی مفصل در طول فاز استقرار هاپینگ به دو بخش انقباض اکسنتریک و انقباض کانسنتریک تقسیم می‌شود، که به‌خوبی در نمودار توان (بخش‌های منفی و مثبت) مشخص است.

نتایج تحلیل اجزای اصلی در جدول ۲ نشان می‌دهند که تمام متغیرهای مربوط به مفصل مچ پا (متغیرهای با بارهای عاملی بیشتر از ۰/۷) شامل سفتی، انرژی مکانیکی و سرعت زاویه‌ای در دو فاز اکسنتریک و کانسنتریک، در مؤلفه اول قرار می‌گیرند و شامل بیشترین درصد واریانس داده‌ها هستند (۳۳٪). همچنین سفتی مفصل زانو به همراه انرژی مکانیکی مفصل زانو، در مؤلفه دوم با حدود ۳۰٪ واریانس اطلاعات، قرار گرفت. با توجه به این نتایج، می‌توان گفت که در طول هاپینگ، مفصل



نمودار (۱) - نیروی عکس‌العمل عمودی زمین، گشتاور، سرعت زاویه‌ای و توان مفصل مچ پا (سمت راست) و زانو (سمت چپ)، به‌عنوان تابعی از درصد چرخه‌ها پینگ

جدول (۳) - ضریب همبستگی پیرسون بین مؤلفه‌های دارای فکتورلودینگ بالای ۰/۷

شماره	متغیر	میانگین (انحراف استاندارد)
۱	سفتی اندام (کیلونیوتن بر متر)	۲ <sup>**</sup> (۵۸/۰) ۹ <sup>**</sup> (۶۸/۰)
۲	سفتی مفصل مچ پا (کیلو نیوتن متر بر رادیان)	۵ <sup>**</sup> (۶۶/۰) ۸ <sup>**</sup> (۹۲/۰) ۹ <sup>**</sup> (۹۶/۰)
۳	سفتی مفصل زانو (کیلونیوتن متر بر رادیان)	۱۱ <sup>**</sup> (۷۳/۰)
۴	سرعت زاویه‌ای منفی مفصل مچ پا (رادیان بر ثانیه)	۸ <sup>*</sup> (۴۳/۰)
۵	سرعت زاویه‌ای مثبت مفصل مچ پا (رادیان بر ثانیه)	۸ <sup>**</sup> (۶۷/۰) ۹ <sup>**</sup> (۷۷/۰)
۸	انرژی مکانیکی منفی مفصل مچ پا (ژول بر کیلوگرم)	۹ <sup>**</sup> (۹۱/۰)
۹	انرژی مکانیکی مثبت مفصل مچ پا (ژول بر کیلوگرم)	-
۱۰	انرژی مکانیکی منفی مفصل زانو (ژول بر کیلوگرم)	۱۱ <sup>**</sup> (۹۲/۰)
۱۱	انرژی مکانیکی مثبت مفصل زانو (ژول بر کیلوگرم)	-

\*معناداری در سطح ۰/۰۵

\*\*معناداری در سطح ۰/۰۱

تحقیقات مربوط به دویدن نیز مشاهده شد (کویتون<sup>۵</sup> و همکاران، ۲۰۰۱؛ سیفارس<sup>۶</sup> و همکاران، ۲۰۰۲). این نتایج در تحقیق حاضر نیز به تأیید رسید؛ چون با توجه به یافته‌ها، ارتباط مستقیم و قوی بین متغیرهای مختلف در فازهای مثبت و منفی هاپینگ وجود دارد. در مفاصل مچ پا و زانو نیز ارتباط قوی و مستقیمی بین سفتی مفصل و انرژی مکانیکی تولید و جذب شده وجود داشت که نشان‌دهنده کاهش جذب و تولید انرژی در مفصل در اثر کاهش سفتی آن مفصل است؛ برعکس، برای دستیابی به حرکت با عملکرد رکوردی بهتر، حرکت با سفتی بیشتر به افزایش انرژی تولید و جذب شده در مفصل و در نتیجه عملکرد رکوردی منجر می‌شود. در توجیه این یافته، می‌توان از مفهوم چرخه کشش انقباض استفاده کرد؛ به طوری که در این نوع حرکات و با طول شدن، عضلات به صورت اکسنتریکی عمل می‌کنند و سپس از طریق انقباض کانسنتریک، عمل ادامه می‌یابد. ترکیب انقباض اکسنتریک و کانسنتریک، عملکردی معروف به چرخه کشش انقباض را ایجاد می‌کند (نورمن و کومی، ۱۹۷۹؛ کومی، ۱۹۸۴؛ کومی و نیکول، ۲۰۰۰). نتیجه نهایی چرخه کشش-انقباض، بهبود عملکرد در طول فاز نهایی یا همان فاز کانسنتریک در مقایسه با عملکرد کانسنتریک تنها است، که در هنگام تلاش بیشینه انسان به دنبال چرخه کشش-انقباض نشان داده شده است (کاوگانا و همکاران، ۱۹۶۸؛ کومی، ۱۹۸۳). با توجه به این مطلب، ترکیب سفتی و چرخه کشش-انقباض، برای موفقیت در بسیاری از فعالیت‌های قدرتی و بالستیک، ضروری به نظر می‌رسد. برخی از محققان بیان کردند که سرعت ریکویل تاندون، بیشتر از سرعت کوتاه شدن عضله است و تمرینات با افزایش سرعت کشش، موجب کاهش فعالیت عضلانی می‌شود؛ چون درگیری تاندون بیشتر می‌شود (بابت<sup>۷</sup> و همکاران، ۱۹۹۶؛ کویتون و همکاران، ۲۰۰۲). با اعمال نیروی خارجی به یک سیستم، سیستم وادار می‌شود تا برای مقابله با نیروی خارجی، نیروی الاستیک تولید کند، که در اثر این عمل، ذخیره و رهاسازی انرژی الاستیکی را داریم (لاتاش و زاتسیروفسکی، ۱۹۹۳). در همین راستا، نشان داده شد که رفتار فنری سفت‌تر مفاصل به بهتر شدن عملکرد چرخه کشش-انقباض منجر می‌شود (فریس و فیروی، ۱۹۹۷). فوکوناگا<sup>۸</sup> و همکارانش (۲۰۰۲) بیان کردند که در طول فاز استنس، عضله دوقلوی انسان به صورت ایزومتریکی منقبض

هدف این تحقیق، تعیین ارتباط بین مکانیک مفاصل مچ پا و زانو در فازهای منفی (که فرد با زمین تماس دارد) و مثبت (که فرد نیروی مورد نیاز برای صعود را تولید می‌کند) هاپینگ بود، تا از این طریق، ارتباط بین سنتیک و سینماتیک با سفتی و عملکرد چرخه کشش-انقباض تعیین شود.

نتایج این تحقیق نشان می‌داد که با توجه به ارتباط مثبت بین سینماتیک و انرژی فازهای مثبت و منفی هاپینگ و همچنین ارتباط مثبت بین سفتی مفاصل با این متغیرها، نمی‌توان سفتی زیاد در تکلیف هاپینگ به عنوان یک تکلیف چرخه‌ای را یک مزیت تلقی کرد. در طول اجرای هاپینگ در فرکانس ثابت با ملاک عملکردی، حرکت به صورت بهینه‌تر و با انرژی مصرفی پایین‌تر است (فریس و فیروی، ۱۹۹۸)؛ بنابراین می‌توان بیان کرد که انرژی مکانیکی کمتر در مفاصل اصلی درگیر در هاپینگ برای تولید حرکت، می‌تواند نشان‌دهنده عملکرد بهینه‌تر فرد باشد. این یافته‌ها بر نتایج تحقیقاتی تأکید کردند که بیان کردند در تکالیف چرخه‌ای، سفتی بالا نمی‌تواند ملاکی برای عملکرد بهتر باشد. در همین راستا، در تحقیقات پیشین مطرح شده بود که طول گام، ارتباط مستقیم با سفتی پایین‌تر دارد و این طول کمتر می‌تواند از نظر اقتصادی برای دهنده بهتر باشد (مک ماهون و چنگ<sup>۱</sup>، ۱۹۹۰؛ فیروی و گونزالز<sup>۲</sup>، ۱۹۹۶؛ دریک<sup>۳</sup> و دیگران، ۲۰۰۰). همچنین مک ماهون و چنگ (۱۹۹۳) نشان دادند که افزایش سفتی اندام در ارتباط با افزایش اقتصاد دویدن است. با توجه به مهم نبودن رکورد در اجرای تکلیف، می‌توان گفت این نتایج در تناقض با تحقیقاتی است که افزایش سفتی را موجب بهبود عملکرد در مهارت‌های رکوردی دانستند. فیروی و همکارانش (۱۹۹۱)، گراناتا و همکارانش (۲۰۰۱) و هوبارا<sup>۴</sup> و همکارانش (۲۰۱۰) گزارش کردند که با افزایش در فرکانس هاپینگ، سفتی پا افزایش می‌یابد. آرامپاتزیس و همکارانش (۲۰۰۱) نیز بیان کردند که با افزایش در سفتی اندام، سرعت ریباند افزایش می‌یابد. این تحقیقات چنین اعتقاد داشتند که افزایش سفتی اندام در اثر افزایش سرعت حرکت، ممکن است برای افزایش مقاومت در هنگام برخورد، ضروری باشد و بتواند به بیشترین بازگشت انرژی در طول برگشت منجر شود (فیروی و همکاران، ۱۹۹۱؛ گراناتا و همکاران، ۲۰۰۱؛ آرامپاتزیس و همکاران، ۲۰۰۱). این نتایج تنها به هاپینگ و پرش ختم نمی‌شود و افزایش سفتی در اثر افزایش سرعت دویدن، در

<sup>۵</sup> Kuitunen<sup>۶</sup> Seyfarth<sup>۷</sup> Bobbert<sup>۸</sup> Fukunaga<sup>۱</sup> McMahon & Cheng<sup>۲</sup> Gonzalez<sup>۳</sup> Derrick<sup>۴</sup> Hobara



#### ۴- نتیجه گیری

براساس نتایج تحقیق، برای اجرای بهینه تر مهارت هایپینگ، سفتی مفصلی کمتر، بهخصوص در مفصل مچ پا بهعنوان مفصل اصلی تنظیم کننده مکانیک اندام تحتانی در طول هایپینگ، نیاز است. بنابراین تمرینات آماده سازی با هدف تغییر در سفتی مفصل، باید با توجه به ماهیت تکلیف و مهارت اصلی لازم انجام شود؛ چون به نظر می رسد در مهارت های توانی و قدرتی، سفتی بالا و در مهارت های چرخه ای، سفتی کم می توانند با تنظیم بهتر چرخه کشش و انقباض، به اجرای موفق تر فرد کمک کنند.

#### ۴-۱- محدودیت های پژوهش

سفتی محاسبه شده در مدل جرم-فنر، در واقع میانگین سفتی تمام عناصر عبوری از مفصل و اندام است و تخمینی کلی از رفتار اندام در برابر بارهای اعمالی است؛ در نتیجه عوامل بسیاری مانند خاصیت ویسکوالاستیک بافت های نرم بدن، خواص طول نیرو و سرعت نیرو و همچنین خطای محاسباتی، می توانند بر دقت محاسبه این متغیر اثر بگذارند.

#### ۵- سپاسگزاری

از پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی برای در اختیار قرار دادن تجهیزات آزمایشگاهی مورد نیاز برای انجام این مقاله، تشکر و قدردانی می کنیم.

#### ۶- مراجع

- [1] Arampatzis, A., Brüggemann, G. P., & Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of biomechanics*, 32(12), 1349-1353.
- [2] Arampatzis, A., Brüggemann, G. P., & Klapsing, G. M. (2001). Leg stiffness and mechanical energetic processes during jumping on a sprung surface. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(6), 923-931.
- [3] Bobbert, M. F., Gerritsen, K. G., Litjens, M. C., & Van Soest, A. J. (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height?. *Medicine and science in sports and exercise*, 28(11), 1402-1412.
- [4] Cavagna, G. A., Dusman, B., & Margaria, R. (1968). Positive work done by a previously stretched muscle. *Journal of applied physiology*, 24(1), 21-32.
- [5] Derrick, T. R., Caldwell, G. E., & Hamill, J. (2000). Modeling the stiffness characteristics of the human

می شود؛ در حالی که تاندون به دلیل انعطاف پذیر بیشتر، در حدود ۷ میلی متر طول می شود. در این شرایط، تاندون به عنوان فنر عمل کرده و امکان ذخیره و رهاسازی مقدار زیادی انرژی مکانیکی در هر گام را فراهم می کند (زاتسیروسکی و کرامر، ۲۰۰۶)؛ از این رو می توان ارتباط مستقیمی بین سفتی مفصل و فعالیت چرخه کشش- انقباض در فازهای منفی (جذب و ذخیره انرژی) و همچنین مثبت (تولید حرکت) برقرار کرد. در هنگام فرود و برخورد فرد با سطح، انرژی مکانیکی در سیستم ذخیره می شود، انرژی که ذخیره آن با افزایش سفتی، بیشتر می شود (با توجه به رابطه مثبت بین سفتی مفصل و انرژی مکانیکی مفصل) و با ذخیره انرژی بیشتر، انرژی تولیدی بیشتری در سیستم داریم (با توجه به رابطه مستقیم بین سفتی و انرژی جذب شده با انرژی تولید شده مفصل). رابطه مثبت بین سرعت زاویه ای منفی و مثبت در مفصل نیز دلیل دیگری بر نقش چرخه کشش- انقباض در اجرای مهارت بود؛ به این معنی که با فرود سریع تر فرد (انقباض اکسنتریک سریع تر)، انرژی ذخیره شده بیشتری در سیستم وجود دارد و این ذخیره انرژی بیشتر، موجب پرش با سرعت زاویه ای بیشتر خواهد شد. از آن جایی که در اجرای هایپینگ با فرکانس ثابت، عکس فعالیت هایی مانند پرش و دوی سرعت، عملکرد توانی مهم نیست و عکس آن، حرکت به صورت بهینه، ملاک است؛ بنابراین سفتی فرود کمتر، انرژی مکانیکی تولیدی و جذب شده کمتر، می تواند موجب اجرای بهینه و پربازده تر حرکت شود.

از سوی دیگر، با توجه به نتایج تحلیل اجزای اصلی، از آن جایی که تمام پارامترهای مرتبط با مفصل مچ پا در اولین مؤلفه قرار گرفتند و مسئول بیشترین واریانس اطلاعات بودند، می توان بیان کرد که مفصل مچ پا در هنگام هایپینگ با فرکانس معین مفصل اصلی، تنظیم کننده مکانیک حرکت است. این نتایج در تأیید یافته های مطالعات پیشین است، که بیان کردند مفصل مچ پا، مفصل اصلی تعیین کننده مکانیک حرکت است (فیرلی و همکاران، ۱۹۹۹). از این رو کنترل عملکرد فازهای منفی و مثبت برای دستیابی به عملکرد بهینه تر در این مفصل، می تواند در تحقق هدف اجرای حرکت بهینه تر، مفیدتر باشد؛ به عبارت دیگر حرکت با مفصل مچ پای کامپلینت تر، حرکت با انرژی جذبی و تولیدی کمتر و با بازده حرکتی مشابه را به دنبال خواهد داشت.

- [15] Komi, P. V. (2000). Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *Journal of biomechanics*, 33(10), 1197-1206.
- [16] Komi, P. V. (1973). Measurement of the force-velocity relationship in human muscle under concentric and eccentric contractions. In *Biomechanics III* (pp. 224-229). Karger Publishers.
- [17] Komi, P. V. (2008). Stretch-shortening cycle. *Strength Power Sport*. Oxford: Blackwell Science, 184-201.
- [18] Kuitunen, S., Komi, P. V., & Kyröläinen, H. (2002). Knee and ankle joint stiffness in sprint running. *Medicine and science in sports and exercise*, 34(1), 166-173.
- [19] Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (1993). Joint stiffness: Myth or reality?. *Human movement science*, 12(6), 653-692.
- [20] McMahon, T. A., & Cheng, G. C. (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed?. *Journal of biomechanics*, 23, 65-78.
- [21] Norman, R. W., & Komi, P. V. (1979). Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiologica*, 106(3), 241-248.
- [22] Stefanyshyn, D. J., & Nigg, B. M. (1998). Dynamic angular stiffness of the ankle joint during running and sprinting. *Journal of applied biomechanics*, 14(3), 292-299.
- [23] Seyfarth, Andre, et al. "A movement criterion for running." *Journal of biomechanics*, 35.5 (2002): 649-655.
- [24] Voigt, Michael, P. Dyhre-Poulsen, and E. B. Simonsen. "Modulation of short latency stretch reflexes during human hopping." *Acta Physiologica Scandinavica*, 163.2 (1998): 181-194.
- [25] Zatsiorsky, V. M., & Kraemer, W. J. (2006). *Science and practice of strength training*. Human Kinetics.
- body while running with various stride lengths. *Journal of Applied Biomechanics*, 16(1), 36-51.
- [6] Granata, K. P., Padua, D. A., & Wilson, S. E. (2002). Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(2), 127-135.
- [7] Farley, C. T., & Gonzalez, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of biomechanics*, 29(2), 181-186.
- [8] Farley, C. T., Blickhan, R., Saito, J., & Taylor, C. R. (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of applied physiology*, 71(6), 2127-2132.
- [9] Ferris, D. P., Louie, M., & Farley, C. T. (1998). Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, 265(1400), 989-994.
- [10] Ferris, D. P., & Farley, C. T. (1997). Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping. *Journal of applied physiology*, 82(1), 15-22.
- [11] Fukunaga, T., Kawakami, Y., Kubo, K., & Kanehisa, H. (2002). Muscle and tendon interaction during human movements. *Exercise and sport sciences reviews*, 30(3), 106-110.
- [12] Hobar, H., Inoue, K., Muraoka, T., Omuro, K., Sakamoto, M., & Kanosue, K. (2010). Leg stiffness adjustment for a range of hopping frequencies in humans. *Journal of biomechanics*, 43(3), 506-511.
- [13] Komi, P. V. (Ed.). (1992). *Strength and power in sport* (pp. 169-179). Oxford: Blackwell scientific publications.
- [14] Komi, P. V. (1984). Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise and sport sciences reviews*, 12(1), 81-122.