

## Research Paper

**Determination of Allometric Scaling Equations for Elastic Behavior of Human Body during Kangaroo-like Hopping in Different Styles and Strategies****M. Ashroostaghi<sup>1</sup>, H. Sadeghi<sup>2</sup>, E. Shirzad<sup>3</sup>**

1. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Sport Science Research Institute of Iran, Tehran (Corresponding Author)
2. Professor of Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran
3. Assistant Professor of Medical Engineering, University of Tehran, Iran

**Received Date: 2021/02/27****Accepted Date: 2021/04/27**

---

**Abstract**

The purpose of the current study was to determine allometric equations for leg stiffness, the main parameter of elastic behavior of the human body. Totally, 30 young healthy men participated voluntarily in this study and performed a vertical hopping test on a force plate and in front of a high-speed camera. Leg stiffness was calculated, and its relationship with individual characteristics such as body mass, height, body mass index and age was determined by Pearson correlation test, and the allometric equations were formed by regression analysis. Positive significant correlations were observed between leg stiffness of the controlled hopping test and body mass. Allometric scaling equations were  $K_{\text{bilateral}}=190M^{1.1}$  for bilateral leg stiffness,  $K_{\text{dominant}}=501M^{0.84}$  for dominant leg stiffness and  $K_{\text{nondominant}}=549M^{0.82}$  for non-dominant leg stiffness. These equations can help in the correct normalization of the elastic behavior of the human body and allow the estimation of leg stiffness based on body mass.

**Keywords:** Elastic Behavior, Leg Stiffness, Allometry, Body Size, Normalizing

---

- 
1. Email: mojtabaashr@yahoo.com
  2. Email: sadeghih@yahoo.com
  3. Email: eshirzad@ut.ac.ir

## Extended Abstract

### Objectives

Elastic behavior of the human body, an important factor for stretch-shortening cycle efficiency, perturbation control and force transmission in the musculoskeletal system, is measured by hopping test (1). Leg stiffness is the most important parameter of this test, as it indicates the resistance of the leg spring to compression. Various methods have been utilized by researchers to normalize this variable to body size.. However, allometry could be a more effective scaling method that has been usually neglected in human movement studies (2). Furthermore, the formation of the allometric equations can be helpful in the estimation of the leg stiffness from body size parameters. The aim of the current study was to determine allometric equations for leg stiffness during hopping in different styles and strategies.

### Materials and Methods

Totally, 30 young healthy men participated voluntarily in this study and performed vertical hopping test in three styles (bilateral, on dominant leg and non-dominant leg) and three-movement strategy (preferred, controlled and maximal) on a force plate and in front of a high-speed camera. The sampling frequency was 300 Hz for video recording and 500 Hz for force acquisition.

The study was reviewed in the Research Ethics Committee of Sport Sciences Research Institute of Iran and was approved in accordance with the ethical principles as well as national norms and standards for conducting Medical Research in Iran, with the code IR.SSRC.REC.1399.112. All procedures were explained to each subject thoroughly before signing the informed consent. After that, they were allowed to do a 5-minute warm-up and train adequately to adapt to the test conditions.

As the leg behavior in the contact time of the hopping task is similar to a linear spring, the leg stiffness ( $K$ ) can be defined as the ratio of maximum ground reaction force ( $F_{max}$ ) to maximum compression of the leg during the eccentric phase of the contact time ( $\Delta L$ ). A self-written MATLAB code helped us to calculate the leg stiffness in 9 (3 styles  $\times$  3 strategies) conditions.

Body mass ( $M$ ), height ( $L$ ), the ratio of height to mass ( $L/M$ ), body mass index (BMI) and age were considered as the predictive variables and leg stiffness was the criterion variables. Pearson correlation test and regression analysis were applied to determine the relationship between predictive and criterion variables. Regression analysis was also done between  $\log(\text{predictive})$  and  $\log(\text{criterion})$  to establish the allometric equations. If  $R^2$  of the regression line were statistically significant ( $p < 0.05$ ), an allometric equation would be formed. The regression line slope was considered as the allometric power.

### Findings

Based on the results of descriptive statistics, mean and standard deviation were  $67.67 \pm 8.20$  kg for body mass,  $1.77 \pm 0.06$  m for height,  $0.026 \pm 0.003$  m/kg for height to body mass ratio,  $21.69 \pm 2.63$  for body mass index and  $22.28 \pm 2.88$  yrs for age. The leg stiffness in all conditions was  $17004 \pm 4608$  N/m.

When applying the preferred or maximal strategy for the hopping test, there were no statistically significant correlations between the leg stiffness and none of the individual characteristics ( $p > 0.01$ ). However, significant relationships were observed between leg stiffness during the controlled hopping test and some predictive variables ( $p < 0.01$ ). In this case, correlation coefficients of  $K_{\text{bilateral}}$  to M, L/m and BMI were relatively 0.53, -0.49 and 0.44, correlation coefficients of  $K_{\text{dominant}}$  to M, L/m and BMI were relatively 0.59, -0.56 and 0.49, and correlation coefficients of  $K_{\text{nondominant}}$  to M, L/m and BMI were relatively 0.61, -0.60 and 0.51. Obviously, body mass was the most correlated variable to leg stiffness; The negative and positive correlations of two other parameters are because of the appearance of M in their calculation formulas. It wasn't found any significant relationships between leg stiffness and height or age.

In accordance with the Pearson correlation test, regression analysis parameters were statistically significant just for the leg stiffness measured by the controlled hopping test. Body mass was the only predictive variable entered into the regression line equation.  $R^2$ , B and C have been reported in table 1. The slope of the M-K regression line was 323, 203 and 196 for bilateral, dominant and non-dominant hopping relatively.

The most important findings of this study were the allometric equations presented in Table 1. Regression analysis of  $\log(\text{predictive variables})$  and  $\log(\text{criterion variable})$  was also successful just for controlled hopping and  $\log(M)$  was the only variable entered to it. B is the allometric power of M and  $10^C$  is the constant coefficient of M in the allometric equation. The equation established for bilateral leg stiffness is clearly different from the two others. The allometric power was more than 1 and less than 1 relatively for bilateral and unilateral conditions. Allometric equations for dominant and non-dominant leg stiffness were approximately identical, showing the lateral asymmetry between two legs in a controlled hopping task.

**Table 1- the Results of Regression Analysis of Leg Stiffness Variables in Controlled Hopping and the Allometric Scaling Equations**

variables	regression analysis of K and individual characteristics			regression analysis to the formation of allometric equations			allometric equations
	R <sup>2</sup>	B	C	R <sup>2</sup>	B	C	
Kbilateral	0.28	323 (0.00)*	-1961 (0.77)	0.29	1.10 (0.00)*	2.28 (0.00)	Kbilateral=190M <sup>1.1</sup>
Kdominant	0.35	203 (0.00)*	3750 (0.30)	0.36	0.84 (0.00)*	2.70 (0.00)	Kdominant=501M <sup>0.84</sup>
Knondominant	0.37	196 (0.00)*	4160 (0.22)	0.40	0.82 (0.00)*	2.74 (0.00)	Knondominant=549M <sup>0.82</sup>

\* p ≤ 0.05

### Conclusion

The results of this study indicated that the scaling method for leg stiffness normalizing was dependent on the task conditions. It seems when hopping is performed maximal or preferred by subjects, leg stiffness is independent of individual characteristics and do not need to normalize. However, the leg stiffness measured during 2.2 Hz controlled hopping should be normalized to body mass. Previous studies have typically utilized the absolute or dimensionless values of leg stiffness or have normalized it to body mass. The base of this normalizing is the research conducted by Farely et al. (1993) on several species of mammals (3). They reported allometric equation of  $K \propto m^{0.67}$  for horizontal movement of mammals. Although our study can approve the dependence of leg stiffness on body mass under certain conditions, the allometric scaling parameter differs from the previous study and may be variable depending on the assumed exercise styles. This study can be useful for normalizing leg stiffness and estimating it from body mass. More extensive allometric studies are required to make final decisions on the normalization of the elastic behavior of the human body during different movements with body size.

**Keywords:** Elastic behavior, Leg stiffness, Allometry, Body size, Normalizing

### References

1. Ashrotaghi M, Sadeghi H, Shirzad E. 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 Rehabil Med.* 2017;6(2):258-70. (Persian)
2. Jaric S, Mirkov D, Markovic G. Normalizing physical performance tests for body size: a proposal for standardization. *J Strength Cond Res.* 2005;19(2):467-74.
3. Farley CT, Glasheen J, McMahon TA. Running springs: speed and animal size. *J Exp Biol.* 1993;185(1):71-86.

## تعیین معادلات مقیاس گذاری آلومتریک برای رفتار الاستیک بدن انسان در اجرای حرکت کانگوروی هاپینگ با شیوه‌ها و راهبردهای مختلف

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

۱. دکترای بیومکانیک ورزشی، استادیار پژوهشگاه علوم ورزشی ایران، تهران، ایران (نویسنده مسئول)

۲. دکترای بیومکانیک ورزشی، استاد دانشگاه خوارزمی تهران، ایران.

۳. دکترای مهندسی پزشکی، استادیار دانشگاه تهران، تهران، ایران.

تاریخ پذیرش ۱۴۰۰/۰۲/۰۷

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۱۲/۰۹

### چکیده

مطالعه حاضر با هدف تعیین معادلات آلومتریک سفتی پا انجام شد که مهم‌ترین پارامتر تعیین‌کننده رفتار الاستیک بدن است. ۳۰ مرد جوان سالم به‌طور داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند و آزمون هاپینگ عمودی را روی صفحه نیرو و در برابر دوربین سرعت بالا انجام دادند. پس از محاسبه سفتی پا، ارتباط آن با ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها نظیر جرم، قد، شاخص توده بدن و سن، از طریق آزمون همبستگی پیرسون تعیین شد. برای تشکیل معادلات آلومتریک، از تحلیل رگرسیونی استفاده شد. بین سفتی پای تعیین‌شده در هاپینگ کنترلی با جرم آزمودنی‌ها روابط معنادار و مثبت مشاهده شد. معادله مقیاس‌گذاری آلومتریک برای سفتی پای دوطرفه به صورت  $K_{bilateral}=190M^{1/1}$ ، برای سفتی پای برتر به صورت  $K_{dominant}=501M^{0/84}$  و برای سفتی پای غیربرتر به صورت  $K_{nondominant}=190M^{0/82}$  به دست آمد. این معادلات، مبنایی برای نرمال‌سازی صحیح رفتار الاستیک بدن به‌وجود می‌آورند و برآورد سفتی پا را بر اساس جرم افراد امکان‌پذیر می‌کنند.

**واژگان کلیدی:** رفتار الاستیک، سفتی پا، آلومتري، ابعاد بدن، نرمال‌سازی

1. Email: mojtabaashr@yahoo.com

2. Email: sadeghih@yahoo.com

3. Email: eshirzad@ut.ac.ir

## مقدمه

آلومتری علمی است که به مطالعه نحوه تغییر یک ویژگی معین (Y) با تغییر ابعاد بدن (X) می‌پردازد (۱-۳). الگوهای مقیاس‌گذاری آلومتریک معمولاً بر اساس تحلیل‌های رگرسیونی به‌دست می‌آیند و در نهایت به‌صورت تناسبی با معادله کلی  $Y \propto X^b$  بیان می‌شوند؛ پارامتر b، توان آلومتری خوانده می‌شود. کاربرد نخست این معادله در نرمال‌سازی ویژگی مورد نظر است (۲). اگر متغیر ابعادی X، مزاحم خط اصلی پژوهش باشد، باید اثر آن را حذف کرد. متأسفانه بسیاری از پژوهشگران، به این نکته توجه کافی نمی‌کنند و از مقادیر مطلق یا نرمال‌سازی از طریق تقسیم ویژگی بر X (به توان یک) استفاده می‌کنند. این کم‌توجهی می‌تواند خطایی قابل‌ملاحظه به‌همراه داشته باشد (۱). راه درست، تقسیم ویژگی بر  $X^b$  است. کاربرد دیگر معادله آلومتری، برآورد ویژگی Y برای افراد بر اساس X است که می‌تواند صرفه‌جویی زیادی در زمان و هزینه‌های آزمایشگاهی در پی داشته باشد (۳). آلومتری با مبحث آنالیز ابعادی و تشابه رابطه‌ای تنگاتنگ دارد که در فیزیک و مکانیک به‌منظور تبیین روابط کمیت‌های ترکیبی مانند سرعت (V)، توان (P)، سفتی (K) با کمیت‌های ساده یعنی جرم (M)، طول (L) و زمان (T) مطرح شده است و چگونگی تعمیم اصول مکانیکی حاکم بر مدل‌ها و ماکت‌های کوچک آزمایشگاهی به نمونه‌های عظیم واقعی را تشریح می‌کند (۴). در جانورشناسی نیز از مطالعات آلومتری برای تبیین قوانین کلی حاکم بر زیست و حرکت جانوران با ابعاد مختلف از چند گرم تا چندصد کیلوگرم (۵) و حتی شبیه‌سازی ویژگی‌های دایناسورها استفاده می‌شود (۶). معادلاتی نظیر  $t = 11.6 M^{0.2}$  و  $P_{met} = 70 M^{0.75}$ ، طول عمر و نرخ سوخت‌وساز استراحتی جانوران را برآورد می‌کنند (۱).

از لحاظ نظری اگر معادلات آلومتریک ارائه‌شده در جانورشناسی دقیق و بدون خطا باشند، باید در جوامع انسانی نیز صادق باشند؛ اما از آنجا که این معادلات، بر اساس تخمین‌های رگرسیونی تشکیل می‌شوند، ممکن است هنگام استفاده برای انسان‌ها (که بخشی کوچک از دامنه ابعادی جانوران را شامل می‌شوند)، به روایی‌سنجی و بازتعریف نیاز داشته باشند (۱،۷). در حیطه انسان‌ها از آلومتری برای مطالعه تغییرات حاصل از دوران رشد و تفاوت‌های حاصل از ابعاد بدن استفاده می‌شود؛ برای مثال، چندین معادله آلومتریک برای حداکثر اکسیژن مصرفی انسان ارائه شده و در ایران روایی‌سنجی شده است (۸،۹). گروه دیگری از پژوهشگران نیز روش‌هایی برای نرمال‌سازی قدرت عضلانی و عملکردهای حرکتی انسان بر اساس معادلات آلومتریک ارائه کرده‌اند (۱۰،۱۱)

یکی از نظریه‌های مطرح در مطالعات آلومتری، تشابه هندسی است که بر اساس آن، شیء (یا جانور) بزرگ‌تر، نسخه‌ای دقیق و مقیاس‌شده از شیء کوچک‌تر است (۷). در صورت برقراری این تشابه، رابطه ایزومتری بین اشیاء موردنظر برقرار خواهد بود: مساحت (A) با توان دوم طول ( $L^2$ ) و حجم

(V) با توان سوم طول ( $L^3$ ) متناسب خواهد بود و اگر چگالي يکسان باشد ( $V \propto M$ )، آن‌گاه رابطه طول و مساحت با جرم نيز به صورت  $L \propto M^{1/3}$  و  $A \propto M^{2/3}$  خواهد شد (۱۱). انحراف از اين توان‌ها اگر با شيب خط تندتر همراه شود، آلومتری مثبت و اگر با شيب خط کمتر همراه شود، آلومتری منفي خوانده می‌شود (۳). نظریه تشابه هندسی براي اجسام ساکن ارائه شده است، اما می‌توان آن را به اجسام متحرک نيز تعمیم داد. بر اساس نظریه تشابه دینامیک، که توسط الکساندر<sup>۱</sup> و جیس<sup>۲</sup> (۱۲) ارائه شده است، جانورانی که از نظر هندسی مشابه‌اند، می‌توانند از نظر خواص الاستیک نيز مشابه باشند؛ یعنی تغییر شکل آن‌ها حين حرکت (با در نظر گرفتن سرعت حرکت و وزن بدن)، مشابه است. بر مبنای اصول تشابه دینامیک، نیروی عکس‌العمل زمین با  $M^1$  و تغییر شکل پا حين حرکت با  $M^{1/3}$  متناسب است؛ بنابراین سفتی پا (K)، که نسبت بين این دو متغیر است، باید با  $M^{2/3}$  متناسب باشد. فارلی<sup>۳</sup> و همکاران (۱۳) در مطالعه‌ای روی هشت گونه جانوری با جرم‌هایی از حدود ۰/۱ تا ۱۴۰ کیلوگرم، به رابطه تجربی  $K \propto M^{0.67}$  رسیدند که هم‌خوانی بسیار خوبی با رابطه نظری داشت.

سفتی مهم‌ترین متغیر براي توصیف رفتار الاستیک اجسام است که در بدن انسان، با تأثیرگذاري در سازوکارهای انتقال نیرو، ذخیره انرژی و غلبه بر اغتشاشات، کارکردهای فراوانی در عملکرد حرکتی و پیشگیری از بروز آسیب دارد (۱۴-۱۶). آزمون‌های مختلفی براي تعیین سفتی در بدن انسان طراحی شده‌اند (۱۷). هاپینگ عمودی، بهترین نمود از حرکت فرمانمند انسان است (۱۸) که از آن براي ارزیابی رفتار الاستیک بدن استفاده می‌شود و در مراحل تکمیل مبانی نظری و پذیرش به‌عنوان آزمون استاندارد تعیین متغیر سفتی پا قرار دارد. از آنجا که مطالعه آلومتری مستقلی براي این آزمون انجام نشده است، روند نرمال‌سازی سفتی پا در مطالعات مختلف يکسان نیست و به روش‌های مختلف انجام می‌شود. صرف‌نظر از برخی مطالعات که مقادیر مطلق را ارائه می‌دهند (۱۹) و مطالعاتی که با ضرب کردن در قد و تقسیم کردن بر وزن فرد، این متغیر را بی‌بعد می‌کنند (۲۰، ۲۱)، برخی مطالعات نيز براي نرمال‌سازی به مطالعه فارلی و همکاران (۱۳) استناد می‌کنند که اولاً به‌طور اختصاصی روی انسان‌ها انجام نشده و ثانیاً در مورد حرکات افقی جانوران است. ناهماهنگی بين پژوهشگران در نرمال‌سازی سفتی پا، امکان تجميع یافته‌ها و ارائه تفسیر کلی از مطالعات این حوزه را با مشکل مواجه کرده است. به‌منظور رفع این خلأ پژوهشی و در راستای استانداردسازی شرایط آزمون هاپینگ براي سنجش سفتی پا، پژوهش حاضر با هدف تعیین

- 
1. Alexander
  2. Jayes
  3. Farley

معادلات مقیاس‌گذاری آلومتری سفتی پا به‌عنوان معیاری از رفتار الاستیک بدن حین هاپینگ عمودی انجام شد.

### روش پژوهش

۳۰ مرد جوان سالم از دانشجویان دانشکده تربیت‌بدنی دانشگاه خوارزمی به‌طور داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. آزمودنی‌ها ابتدا فرم رضایت‌نامه و مشخصات فردی را تکمیل کردند و در صورت نداشتن آسیب، وارد پژوهش شدند. پای برتر، پای تعیین شد که با آن به توپ ضربه می‌زنند و سپس، مراحل اجرای آزمون‌ها برایشان شرح داده شد. رعایت اصول اخلاقی در این پژوهش، تأیید و با کد IR.SSRC.REC.1399.112 در سامانه ملی اخلاق در پژوهش‌های زیست پزشکی ثبت شد. مدل مطالعه حاضر، ارتباط‌سنجی از طریق تعیین همبستگی و تحلیلی از طریق تعیین معادلات رگرسیونی است. متغیرهای پیش‌بین این مدل عبارت‌اند از: جرم (M) با واحد کیلوگرم، قد (L) با واحد متر، نسبت قد به جرم (L/M) با واحد متر بر کیلوگرم، شاخص توده بدن (BMI) با واحد کیلوگرم بر متر به توان دو و سن (age) با واحد سال. چهار متغیر اول از طریق ترازو، قدسنج و فرمول‌های مربوطه محاسبه شدند و متغیر پنجم یعنی سن، از طریق خوداظهاری آزمودنی‌ها به‌دست آمد.

متغیر ملاک، سفتی پا، (K) با واحد نیوتن بر متر، با استفاده از آزمون‌های هاپینگ تعیین شد که در ادامه تشریح می‌شود. پس از پنج دقیقه گرم کردن، شامل دویدن، حرکات کششی و حرکات جهشی، پنج نشانگر در سمت راست و پنج نشانگر در سمت چپ آزمودنی، روی مفصل متاتارسوفالانژیال پنجم، قوزک خارجی، اپی‌کندیل خارجی استخوان ران، تروکانتر بزرگ استخوان ران و زائده آکرومیون قرار گرفت (۲۲). هر کوشش آزمون هاپینگ، شامل ۱۵ جهش متوالی عمودی روی قسمت جلویی پا بود که آزمودنی باید به‌صورت پابرنه و دست به کمر انجام می‌داد. آزمون‌ها به سه شیوه دوطرفه، روی پای برتر و روی پای غیربرتر<sup>۱</sup> با سه راهبرد حرکتی ترجیحی، کنترلی و بیشینه<sup>۲</sup> به هر آزمودنی آموزش داده و اجرا شد.

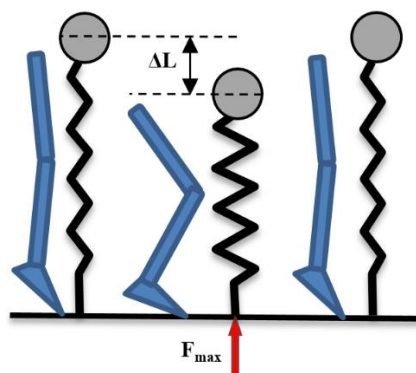
در راهبرد ترجیحی، فقط شکل اجرای هاپینگ به آزمودنی نشان داده شد و تنظیم فرکانس و ارتفاع جهش‌ها به عهده خود آزمودنی بود. در راهبرد کنترلی، آزمودنی همان حرکت قبلی را به‌صورت هاپینگ کنترلی و با فرکانس ۲/۲ جهش در ثانیه (۲/۲ هرتز) انجام داد. برای تنظیم فرکانس، از یک مترونوم استفاده شد و از آزمودنی خواسته شد جهش‌هایش را با صدای ضربان تولیدشده توسط

1. Bilateral, Dominant and Non-Dominant
2. Preferred, Controlled and Maximal



مترونوم تطبيق دهد. در راهبرد بيشينه از آزمودنی خواسته شد عمل هاپينگ را با هدف رسيدن به بيشترين ارتفاع ممکن و با کمترین زمان تماس با زمين انجام دهد (۲۳). آزمودنی بايد هر یک از اين سه راهبرد را با هر یک از سه شيوه، دو بار اجرا می‌کرد؛ درنتيجه هر آزمودنی مجموعاً  $18 = 3 \times 3 \times 2$  آزمون هاپينگ عمودی را انجام داد. آزمودنی مجاز بود برای يادگيري حرکات، به ميزان کافی تمرين کند. فاصله بين آزمون‌ها به اندازه‌ای بود که اثر خستگی به حداقل برسد (با توجه به شدت آزمون، بين یک تا سه دقيقه). همه آزمون‌ها روی صفحه نيروبی با فرکانس نمونه‌برداری ۵۰۰ هرتز و در برابر دوربين فيلم‌برداری سرعت‌بالایی با فرکانس ۳۰۰ هرتز که عمود بر سطح سجیتال حرکت قرار داشت، اجرا و ثبت شد. از بين کل داده‌های ثبت‌شده توسط صفحه نيرو و دوربين (برای ۱۵ جهش متوالی)، داده‌های مربوط به پنج جهش میانی (از جهش ششم تا جهش دهم) جدا شدند تا در ادامه، تجزيه و تحليل شوند (۲۴).

با توجه به مدل جرم-فنر هاپينگ (شکل ۱)، سفتی پا از تقسيم مقدار بيشينه نيروی وارد بر فنر ( $F_{max}$ ) بر ميزان فشردگی فنر ( $\Delta L$ ) به دست می‌آید (۲۵). پارامتر  $F_{max}$  در واقع مؤلفه عمودی نيروی عکس‌العمل زمين است که توسط صفحه نيرو ثبت شد و پارامتر  $\Delta L$  ميزان جابه‌جایی عمودی مرکز جرم آزمودنی در فاز تماس با زمين است که از طريق تصاویر دوربين سرعت‌بالا، ردگيري حرکت نشانگرها، برنامه‌نویسی کامپيوتری در نرم‌افزار متلب و تعيين مختصات مرکز جرم طی حرکت، محاسبه شد. به اين ترتيب سفتی پا برای هریک از جهش‌ها به‌طور جداگانه تعيين شد و میانگين مقادير حاصل برای پنج جهش، متغير مربوط به آزمون هاپينگ در نظر گرفته شد. با توجه به اينکه هریک از آزمون‌ها دو بار تکرار شد متغير نهایی سفتی پا برای هر راهبرد و هر شيوه، با استفاده از میانگين اين دو تکرار به دست آمد. با اجرای اين مراحل، نه متغير سفتی پا (سه شيوه  $\times$  سه راهبرد) برای ۳۰ شرکت‌کننده به دست آمد؛ اين نه متغير سفتی پا به‌طور جداگانه متغير ملاک در نظر گرفته شدند.



شکل ۱- مدل جرم-فنر برای هایپینگ‌های عمودی و پارامترهای اصلی تعیین سفتی پا بر اساس این مدل

در بخش تحلیل آماری، ابتدا ارتباط متغیر ملاک (سفتی پا) با متغیرهای پیش‌بین، به‌طور جداگانه از طریق آزمون همبستگی پیرسون ارزیابی شد. با توجه به تعدد متغیرهای پیش‌بین، از تحلیل رگرسیون نیز برای برقراری ارتباط بین متغیرهای ملاک و پیش‌بین استفاده شد. در صورت معناداری ضریب  $R^2$ ، پارامترهای معادله رگرسیون گزارش شدند. برای تشکیل معادلات آلومتری، لگاریتم پنج ویژگی فردی آزمودنی‌ها به‌منزله پیش‌بین و لگاریتم سفتی پا به‌منزله ملاک، با روش گام‌به‌گام وارد مدل رگرسیونی شدند. در صورت معنادار بودن  $R^2$ ، پارامترهای معادله رگرسیون لگاریتم متغیرها گزارش شد و با اعمال تبدیل مناسب، معادله آلومتری به‌دست آمد. در تمام تحلیل‌های آماری، سطح معناداری برابر با ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

## یافته‌ها

بر اساس نتایج آزمایش‌های این پژوهش، مقدار میانگین و انحراف استاندارد برای جرم  $8/20 \pm$  ۶۷/۶۷ کیلوگرم، قد  $1/77 \pm 0/06$  متر، نسبت قد به جرم  $0/003 \pm 0/026$  متر بر کیلوگرم، شاخص توده بدن  $2/63 \pm 21/69$  کیلوگرم بر مترمربع، سن  $2/88 \pm 22/28$  سال و سفتی پا در مجموع شیوه‌ها و راهبردهای اجرای آزمون هایپینگ برابر با  $4608 \pm 17004$  نیوتن بر متر به‌دست آمد. در جدول شماره ۱، نتایج ارتباط‌سنجی بین سفتی پا و ویژگی‌های فردی نشان داده شده است. چنان‌که ملاحظه می‌شود، هیچ‌یک از ضرایب همبستگی مربوط به آزمون‌های هایپینگ با راهبردهای ترجیحی و بیشینه، از نظر آماری معنادار نیستند. تمام ضرایب معنادار، در بخش متغیرهای سفتی پای حاصل از آزمون هایپینگ کنترلی ظاهر شده‌اند. نکته دیگر این است که بالاترین مقادیر همبستگی به ارتباط سفتی پا با جرم بدن مربوط است و در میان سایر ویژگی‌های فردی نیز تنها

شاخص‌هایی ارتباط معنادار نشان داده‌اند که جرم بدن جزئی از فرمول محاسبه آن‌هاست. هیچ‌یک از متغیرهای سفتی پا، ارتباط معناداری با قد و سن آزمودنی‌های این پژوهش نداشتند.

جدول ۱- نتایج آزمون‌های همبستگی بین سفتی پا و ویژگی‌های فردی

سن (age)	شاخص توده بدن (BMI)	نسبت قد به جرم (L/M)	قد (L)	جرم (M)	متغیر	راهبرد
۰/۲۷ (۰/۱۵)	۰/۱۸ (۰/۳۴)	-۰/۲۲ (۰/۲۳)	۰/۰۳ (۰/۸۹)	۰/۲۰ (۰/۲۸)	سفتی پای دوطرفه	
-۰/۲۷ (۰/۱۳)	۰/۲۰ (۰/۳۰)	-۰/۲۶ (۰/۱۷)	۰/۱۶ (۰/۴۰)	۰/۳۰ (۰/۱۱)	سفتی پای برتر	ترجیحی
-۰/۰۶ (۰/۷۵)	۰/۰۵ (۰/۸۱)	-۰/۱۲ (۰/۵۲)	۰/۱۲ (۰/۵۲)	۰/۱۱ (۰/۵۵)	سفتی پای غیربرتر	
۰/۱۷ (۰/۳۶)	۰/۴۴ (۰/۰۲)*	-۰/۴۹ (۰/۰۱)*	۰/۱۵ ۰/۴۵	۰/۵۳ (۰/۰۰)*	سفتی پای دوطرفه	
۰/۱۹ (۰/۳۱)	۰/۴۹ (۰/۰۱)*	-۰/۵۶ (۰/۰۰)*	۰/۱۹ (۰/۳۲)	۰/۵۹ (۰/۰۰)*	سفتی پای برتر	کنترلی
۰/۲۸ (۰/۱۴)	۰/۵۱ (۰/۰۰)*	-۰/۶۰ (۰/۰۰)*	۰/۱۷ (۰/۳۶)	۰/۶۱ (۰/۰۰)*	سفتی پای غیربرتر	
-۰/۰۳ (۰/۸۹)	-۰/۰۹ (۰/۶۲)	۰/۰۶ (۰/۷۶)	-۰/۰۳ (۰/۹۰)	-۰/۱۰ (۰/۵۹)	سفتی پای دوطرفه	
۰/۰۳ (۰/۸۷)	-۰/۰۰ (۱/۰۰)	۰/۰۲ (۰/۹۴)	-۰/۱۶ (۰/۴۱)	-۰/۰۸ (۰/۶۹)	سفتی پای برتر	بیشینه
-۰/۰۸ (۰/۷۰)	۰/۰۲ (۰/۹۲)	-۰/۱۱ (۰/۵۸)	۰/۱۷ (۰/۳۹)	۰/۱۴ (۰/۴۷)	سفتی پای غیربرتر	

مقدار P در پرانتز آورده شده است و همبستگی‌های معنادار با علامت \* مشخص شده‌اند.

با توجه به معنادار نبودن ضرایب همبستگی مربوط به راهبردهای ترجیحی و بیشینه، معادله خط رگرسیون نیز در هیچ‌یک از این موارد، معنادار نبود؛ بنابراین جدول شماره ۲، تنها به تحلیل‌های رگرسیونی راهبرد کنترلی اختصاص یافت. این جدول از دو بخش مجزا تشکیل شده است. بخش نخست، ضرایب معادله رگرسیون بین متغیرهای ملاک و پیش‌بین را نشان می‌دهد. جرم بدن، تنها شاخصی بود که در معادلات رگرسیون سفتی پا وارد شد. مقدار  $R^2$  به همراه ضریب جرم در معادله

خط رگرسیون (B) و مقدار ثابت (C) در جدول آورده شده است. علی‌رغم معناداری  $R^2$  و B، مقدار ثابت C به لحاظ آماری معنادار نیست.

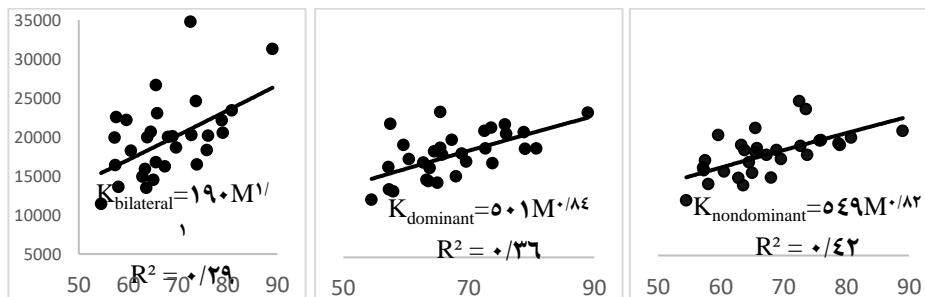
بخش دوم جدول شماره ۲ به تحلیل رگرسیونی لگاریتم متغیر ملاک و لگاریتم متغیرهای پیش‌بین اختصاص یافته که پیش‌نیاز تشکیل معادله آلومتری است. در تحلیل رگرسیونی لگاریتم‌ها نیز تنها لگاریتم جرم از بین متغیرهای پیش‌بین وارد معادله رگرسیون شد. مقدار  $R^2$  ضریب B و ثابت C در جدول گزارش شدند و همگی به لحاظ آماری معنادار بودند. ستون آخر جدول، معادله آلومتری را نشان می‌دهد که در آن، توان آلومتری همان ضریب B معادله رگرسیون لگاریتم‌هاست و ضریب جرم، به صورت  $10^C$  محاسبه می‌شود.

جدول ۲- نتایج تحلیل رگرسیون متغیرهای سفتی پا در هایپینگ با راهبرد کنترلی و معادله مقیاس‌گذاری آلومتری

متغیرها	تحلیل رگرسیون سفتی پا و ویژگی‌های فردی			تحلیل رگرسیون لگاریتم سفتی پا و لگاریتم ویژگی‌های فردی		
	C	B	$R^2$	C	B	$R^2$
سفتی پای دوطرفه	۰/۲۸	۳۲۳	-۱۹۶۱ (۰/۷۷)	۰/۲۸	۲/۲۸	۱/۱۰ (۰/۰۰)*
سفتی پای برتر	۰/۳۵	۲۰۳	۳۷۵۰ (۰/۳۰)	۰/۳۵	۲/۷۰	۰/۸۴ (۰/۰۰)*
سفتی پای غیربرتر	۰/۳۷	۱۹۶	۴۱۶۰ (۰/۲۲)	۰/۳۷	۲/۷۴	۰/۸۲ (۰/۰۰)*

\*  $p \leq 0.05$

شکل شماره ۱، ارتباط سفتی پا و جرم بدن را در هایپینگ کنترلی با سه شیوه اجرا نشان می‌دهد. معادلات مربوط به سفتی پای برتر و غیربرتر، شباهت زیادی به هم دارند که نشان‌دهنده تقارن جانبی بین دو اندام است. معادله مربوط به سفتی پای دوطرفه، تفاوت مشهودی با دو مورد دیگر دارد که قابل پیش‌بینی بود. باید توجه داشت، اگرچه منحنی‌های ارائه شده در شکل شماره ۱ خط راست به نظر می‌رسند، در واقع منحنی‌هایی با توان بیشتر از ۱ (برای سفتی دوطرفه) و کمتر از ۱ (برای سفتی‌های یک‌طرفه) به‌شمار می‌روند. با امتداد دادن منحنی به سمت چپ و راست، انحنا آن بیشتر مشهود خواهد بود.



شکل ۱- نمودار سفتی پا (محور عمودی) در برابر جرم (محور افقی) در هاپینگ با راهبرد کنترلی و منحنی‌های آلومتریکی مرتبط

### بحث و نتیجه‌گیری

هدف از مطالعه حاضر، تعیین معادلات مقیاس‌گذاری آلومتریکی برای مهم‌ترین پارامتر رفتار الاستیک بدن یعنی سفتی پا بود. یافته‌های این پژوهش، شواهدی مبنی بر وجود ارتباط میان جرم بدن و سفتی پای حاصل از آزمون هاپینگ کنترلی نشان می‌دهد و توان‌های آلومتریکی حدود ۱/۱ و ۰/۸ را به ترتیب برای سفتی پای دوطرفه و یک‌طرفه پیشنهاد می‌کند.

مقادیر مطلق به‌دست‌آمده برای سفتی پا ( $170.04 \pm 46.08$ ) با مقادیر گزارش‌شده در مطالعات پیشین، که از روشی مشابه پژوهش حاضر بهره برده‌اند، مطابقت دارد (۲۳،۲۵). جدول شماره ۱ که ضرایب همبستگی میان متغیرهای پیش‌بین و ملاک را نشان داده، حاوی چند نکته مهم است. تفاوت فاحش ضرایب همبستگی در بخش هاپینگ‌های کنترلی، در مقایسه با هاپینگ‌های ترجیحی و بیشینه، نخستین نتیجه این جدول است. معمولاً، در آزمون‌های حرکتی به‌منظور حذف اثرات نامطلوب دستورالعمل‌ها و بازخوردهای آزمونگر بر اجرای آزمودنی‌ها از راهبرد ترجیحی و به‌منظور ارزیابی پاسخ‌های حرکتی آزمودنی‌ها در وضعیت آسیب‌زای اوج عملکرد ورزشی از راهبرد بیشینه استفاده می‌شود. راهبرد کنترلی (برخلاف دو راهبرد قبلی که حرکتی طبیعی محسوب می‌شوند)، در واقع حرکتی آزمایشگاهی است که با هدف کاهش تغییرپذیری حرکت و قابل مقایسه کردن پاسخ آزمودنی‌های مختلف اجرا می‌شود. فرکانس ۲/۲ هرگز در هاپینگ کنترلی، میانگین فرکانس هاپینگ ترجیحی گزارش‌شده برای انسان است (۲۶). احتمالاً، کم بودن و معنادار نبودن ضرایب همبستگی مربوط به این بخش‌ها به دلیل تغییرپذیری زیاد آزمون‌های ترجیحی (۲۶) و بیشینه است و اینکه افراد با ابعاد بدنی مختلف محدودیتی برای استفاده از سازوکارهای جبرانی مستقل از سفتی پا ندارند. از سوی دیگر، مقید بودن آزمودنی‌ها در آزمون کنترلی به بهره‌گیری از ویژگی‌های فرماند بدن، می‌تواند علت احتمالی روابط معنادار این بخش باشد. به‌طور بالقوه و با توجه به فرمول محاسبه سفتی پا، دو متغیر جرم و قد می‌توانستند عوامل تعیین‌کننده در این متغیر باشند، اما از

بین این دو متغیر، فقط جرم بدن ارتباطی معنادار با سفتی پا (در هاپینگ کنترلی) داشت. دو متغیر BMI و L/M نیز به ترتیب همبستگی‌های منفی و مثبت معنادار با سفتی پا داشتند. علامت این ضرایب همبستگی و کمتر بودن اندازه این ضرایب در مقایسه با همبستگی بین جرم و سفتی پا نشان‌دهنده اثر خنثی‌کننده قد بر این روابط است. میزان  $\Delta L$  آزمودنی‌ها در آزمون‌های هاپینگ حدوداً ۰/۱ قد آن‌هاست در حالی که  $F_{max}$  مقادیری در حدود سه برابر وزن بدن آزمودنی‌ها دارد. به نظر می‌رسد تفاوت‌های بین فردی این  $\Delta L$  کوچک در دامنه نسبتاً کوچک قدی ( $1/77 \pm 0/06$ ) آزمودنی‌های این پژوهش، در برابر اثر چند برابری  $F_{max}$  در دامنه جرمی نسبتاً بزرگ‌تر ( $8/20 \pm 67/67$ )، ناچیز بوده است. معنادار نبودن ارتباط بین سن و سفتی پا را نیز می‌توان به تکامل‌یافتگی مراحل رشد حرکتی آزمودنی‌های این پژوهش نسبت داد. علی‌رغم تفاوت مشهود بین نتایج راهبردهای مختلف هاپینگ، همبستگی‌های مشاهده‌شده در سه شیوه اجرای هاپینگ بسیار به هم نزدیک بودند؛ یعنی کمترین همبستگی‌ها در سفتی پای دوطرفه و بیشترین همبستگی‌ها در سفتی پای غیربرتر مشاهده شد.

با در نظر گرفتن نتایج آزمون همبستگی، ورود متغیر جرم به‌منزله تنها عامل در معادله خط رگرسیون سفتی پا در هاپینگ کنترلی منطقی به نظر می‌رسد. مقادیر  $R^2$  برای هر سه متغیر سفتی پا کمتر از ۰/۴ است (جدول شماره ۲) که نشان می‌دهد بخش اعظم واریانس سفتی پا به دلیل عواملی به‌جز پنج ویژگی فردی این بخش است. تفاوت تکنیک افراد در اجرای هاپینگ و تنظیم فرکانس تحمیلی جهش‌ها و نیز عواملی همچون قدرت عضلانی و انعطاف‌پذیری آزمودنی‌ها می‌توانند از عوامل تعیین‌کننده واریانس سفتی پا باشند که موضوع پژوهش حاضر نبودند. ضریب B در سفتی پای یک‌طرفه ۳۲۳ و در سفتی پای برتر و غیربرتر به ترتیب ۲۰۳ و ۱۹۶ به‌دست آمد که از لحاظ آماری معنادار بود، اما ضرایب C معادلات رگرسیون از نظر آماری معنادار نبود. به این ترتیب می‌توان به شیب خط رگرسیون به‌دست‌آمده برای تعیین سفتی پا برحسب جرم (که بیانگر مقدار تغییرات سفتی پا در ازای تغییرات مشخصی از جرم است) استناد کرد، اما با توجه به معنادار نبودن عرض از مبدأ خط رگرسیون، تخمین مقداری مشخص برای سفتی پا برحسب جرم، دقت قابل قبولی نخواهد داشت. پیش از این، گراناتا<sup>۱</sup> و همکاران (۲۷) در پژوهشی روی سفتی پا حین هاپینگ دوطرفه با راهبردهای مختلف، چند ویژگی از جمله جنسیت، جرم، قد و سن را به‌عنوان پیش‌بین و سفتی پا را به‌عنوان ملاک وارد مدل رگرسیونی کردند. از بین این متغیرها، جرم با مقدار p معنادار وارد معادله رگرسیون شد و ضریب B برای آن (در هاپینگ کنترلی با فرکانس ۲/۵ هرتز) برابر با ۳۶۲ به‌دست آمد که هم‌خوانی خوبی با پژوهش حاضر دارد. البته در پژوهش مذکور، برخلاف

مطالعه حاضر، متغیر جرم در معادله رگرسیونی سفتی پا حین هاپینگ ترجیحی نیز وارد شد. گستره جرمی وسیع‌تر آزمودنی‌ها، استفاده از آزمودنی‌های زن و مرد، تفاوت در جزئیات دستورالعمل‌های اجرای آزمون و روش محاسبه سفتی، می‌تواند از علل احتمالی معناداری خط رگرسیون باشد.

بخش دوم جدول شماره ۲ نشان می‌دهد خط رگرسیون، ضریب B و ثابت C در تحلیل رگرسیونی لگاریتم متغیرهای پیش‌بین در برابر لگاریتم متغیر ملاک از نظر آماری معنادار است. به این ترتیب می‌توان معادلات آلومتریکی حاصل را برای تخمین یا نرمال‌سازی سفتی پا برحسب جرم قابل قبول دانست. از لحاظ نظری، بسیاری از پژوهشگران فرض کرده‌اند سفتی پا در واقع برآیندی از سفتی‌های ساختارهای تاندونی، عضلانی و مفصلی اندام تحتانی است؛ در نتیجه قواعد و معادلات حاکم بر این سطوح مختلف ساختاری را می‌توان به سفتی پا تعمیم داد. بوچسن-مولر<sup>۱</sup> و همکاران (۲۸)، در مطالعه‌ای روی سفتی تاندون که از تقسیم نیروی تاندون بر تغییر طول آن در هر آزمونی تعیین می‌شود (۱۷)، با استناد به ارتباط نیرو با مساحت سطح مقطع عضله و در نتیجه  $M^{2/3}$  و ارتباط تغییر طول تاندون با  $M^{1/3}$ ، توان آلومتریکی یک‌سوم یا  $0.33$  را برای سفتی تاندون تعیین کردند. این توان در برخی مطالعات بعدی برای نرمال‌سازی سفتی پا نیز استفاده شد (۲۹). از آنجا که ارتباط بین سفتی پا با سفتی ساختارهای تاندونی در بیشتر مطالعات به اثبات نرسیده است (۲۹)، تعمیم توان آلومتریکی خالی از اشکال نیست. مطالعه مرجع دیگر، که در بخش مقدمه به آن اشاره شد، روی سفتی پا حین حرکت افقی گونه‌های مختلف جانوری انجام شد و توان آلومتریکی  $0.67$  را پیشنهاد کرد. کاروترز<sup>۲</sup> و فارلی (۳۰) پژوهش را روی ۲۱ نمونه انسانی تکرار کردند و علی‌رغم تفاوت در توان آلومتریکی پیش‌سازهای سفتی پا، یعنی  $F_{max}$  و  $\Delta L$  که به ترتیب  $0.87$  و  $0.21$  محاسبه شدند، توان آلومتریکی سفتی پا برابر با  $0.66$  به دست آمد که با نتیجه مطالعه روی گونه‌های جانوری مختلف موافق بود. مطالعه‌ای دیگر نیز در سال ۲۰۲۰ با هدف تعیین توان آلومتریکی جرم برای تعیین سفتی پا حین دویدن انسان انجام شد و برای سرعت دویدن کم و زیاد، به ترتیب اعداد  $0.52$  و  $0.55$  را گزارش کرد (۳). اگر این پژوهش‌ها مبنای مقایسه قرار داده شوند، یافته‌های مطالعه حاضر هم‌خوانی مناسبی با یافته‌های پیشین ندارند؛ با این حال تفاوت‌های ماهوی بین هاپینگ عمودی و حرکت افقی انسان، به‌ویژه از نظر  $F_{max}$  و  $\Delta L$  نکته‌ای است که نمی‌توان از آن چشم‌پوشی کرد. تنها پژوهش موجود درباره مطالعه نحوه مقیاس‌گذاری سفتی پا حین هاپینگ دوطرفه کنترل‌ی  $2/2$  هرتز به‌وسیله فارلی و کورف<sup>۳</sup> (۳۱) انجام شده که رابطه  $K \propto M^{1.00 \pm 0.23}$  را ارائه داده است و می‌توان آن را با پژوهش حاضر هم‌خوان دانست. اگرچه این پژوهش تاکنون کمتر مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته

1. Bojsen-Møller
2. Carruthers
3. Korff

است، به نظر می‌رسد برای تخمین و نرمال‌سازی سفتی پا حین هاپینگ عمودی باید به مطالعاتی استناد کرد که به‌طور اختصاصی روی همین حرکت کار کرده‌اند. به نظر می‌رسد مقیاس‌گذاری هاپینگ عمودی کاملاً تحت تأثیر نیروی عکس‌العمل زمین ( $F_{max}$ ) قرار می‌گیرد که بر اساس اصل تشابه دینامیک با  $M^1$  متناسب است و  $\Delta L$  نقشی حداقلی در آن ایفا می‌کند. توان آلومتریکی سفتی پای برتر و غیربرتر، کمتر از توان آلومتریکی سفتی پای دوطرفه به‌دست آمد. ممکن است یک‌طرفه بودن آزمون‌های هاپینگ مربوط و شباهت نسبی آن‌ها از این نظر با دویدن، توجیهی برای نزدیک‌تر شدن توان آلومتریکی در سفتی‌های پای برتر و غیربرتر به سفتی پای محاسبه‌شده حین دویدن باشد.

تحلیل کلی مطالعه مقیاس‌گذاری آلومتریکی حاضر روی سفتی پا حین هاپینگ با راهبردهای مختلف، نشان می‌دهد سفتی پا به جرم در راهبردهای ترجیحی و بیشینه وابسته نیست. در راهبرد کنترلی که ارتباطی مشخص بین جرم و سفتی پا مشاهده شد، مطابق نمودارهای شکل شماره ۲، سفتی‌های یک‌طرفه در مقایسه با دوطرفه توان آلومتریکی کمتر و دقت برآورد بیشتری برحسب جرم دارند.

### پیام مقاله

مطالعه حاضر بر ضرورت توجه به مقیاس‌گذاری آلومتریکی در ارزیابی رفتار الاستیک بدن انسان تأکید می‌کند و نیاز به اجرای مطالعات جداگانه برای حرکات مختلفی را نمایان می‌کند که به صورت آزمون سفتی پا به کار می‌روند. از میان راهبردهای مختلف اجرای هاپینگ عمودی، شواهدی دال بر ارتباط سفتی پا حین هاپینگ‌های ترجیحی و بیشینه با ویژگی‌های فردی یافت نشد، اما به نظر می‌رسد سفتی پا حین هاپینگ کنترلی با جرم بدن ارتباط دارد و برای نرمال‌سازی یا برآورد آن می‌توان از نتایج مطالعات آلومتری نظیر این پژوهش استفاده کرد.

### منابع

1. Rowland TW. Children's exercise physiology. Gaeini AA, Khaledi N, translators. Tehran: Samt; 2017. (Persian)
2. Norton K, Eston R. Kinanthropometry and Exercise Physiology: Volume One: Anthropometry: Routledge; 2018.
3. Fox MC. The biomechanical consequences of body size differences in humans: University of Illinois at Urbana-Champaign; 2020.
4. Chemloul N-ES. Dimensional Analysis and Similarity in Fluid Mechanics: John Wiley & Sons; 2020.
5. Biewener A, Patek S. Animal locomotion: Oxford University Press; 2018.
6. Alexander RM. Dinosaur biomechanics. Proc R Soc Lond B Biol Sci. 2006;273(1596):1849-55.



7. Stergiou N. Biomechanics and Gait Analysis: Academic Press; 2020.
8. Shakerin A, Ostovan Z. Title; Determining the correlation of vital capacity of 11 to 17 years old girl students measured by spirometry and Allometry equation in Tehran. *Sport Physiol*. 2016;8(29):119-30. (Persian)
9. Shahriari M, Nazem F, Sharif MAS. Validation of Allometric Equations of VO<sub>2</sub>peak with Anthropometric Intervention and Biological Maturation in 12-17-Year-Old Girls in Hamedan City. *Sport Biosci*. 2016;8(28):51-63. (Persian)
10. Markovic G, Jaric S. Movement performance and body size: the relationship for different groups of tests. *Eur J Appl Physiol*. 2004;92(1):139-49.
11. Jaric S, Mirkov D, Markovic G. Normalizing physical performance tests for body size: a proposal for standardization. *J Strength Cond Res*. 2005;19(2):467-74.
12. Alexander RM, Jayes A. A dynamic similarity hypothesis for the gaits of quadrupedal mammals. *J Zool*. 1983;201(1):135-52.
13. Farley CT, Glasheen J, McMahon TA. Running springs: speed and animal size. *J Exp Biol*. 1993;185(1):71-86.
14. Pruyt EC, Watsford M, Murphy A. The relationship between lower-body stiffness and dynamic performance. *Appl Physiol Nutr Metab*. 2014;39(10):1144-50.
15. Sporri D, Pine MJ, Cameron ML, Spurrs RW, Sheehan WB, Bower RG, et al. Relationship between vertical stiffness and soft-tissue injuries in professional Australian football. *J Sports Sci*. 2019;37(21):2425-32.
16. Rogers SA, Whatman CS, Pearson SN, Kilding AE. Assessments of mechanical stiffness and relationships to performance determinants in middle-distance runners. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017;12(10):1329-34.
17. Ashrotaghi M, Sadeghi H, Shirzad E. 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 Rehabil Med*. 2017;6(2):258-70. (Persian)
18. Lamontagne M, Kennedy MJ. The biomechanics of vertical hopping: a review. *Res Sports Med*. 2013;21(4):380-94.
19. Allen SP, Grabowski AM. Hopping with degressive spring stiffness in a full-leg exoskeleton lowers metabolic cost compared with progressive spring stiffness and hopping without assistance. *J Appl Physiol*. 2019;127(2):520-30.
20. Rumpf MC, Cronin JB, Oliver JL, Hughes MG. Vertical and leg stiffness and stretch-shortening cycle changes across maturation during maximal sprint running. *Hum Mov Sci*. 2013;32(4):668-76.
21. Croix MBDS, Hughes JD, Lloyd RS, Oliver JL, Read PJ. Leg stiffness in female soccer players: Intersession reliability and the fatiguing effects of soccer-specific exercise. *J Strength Cond Res*. 2017;31(11):3052-8.
22. Diggin D, Anderson R, Harrison AJ. Limits in reliability of leg-spring and joint stiffness measures during single-leg hopping within a sled-based system. *PloS One*. 2019;14(12): e0225664.
23. Hobara H, Inoue K, Kanosue K. Effect of hopping frequency on bilateral differences in leg stiffness. *J Appl Biomech*. 2013;29(1):55-60.

24. Hobara H, Kobayashi Y, Yoshida E, Mochimaru M. Leg stiffness of older and younger individuals over a range of hopping frequencies. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015;25(2):305-9.
25. Morin J-B, Samozino P. *Biomechanics of Training and Testing*: Springer; 2018.
26. Joseph CW, Bradshaw EJ, Kemp J, Clark RA. The interday reliability of ankle, knee, leg, and vertical musculoskeletal stiffness during hopping and overground running. *J Appl Biomech.* 2013;29(4):386-94.
27. Granata K, Padua D, Wilson S. Gender differences in active musculoskeletal stiffness. Part II. Quantification of leg stiffness during functional hopping tasks. *J Electromyogr Kinesiol.* 2002;12(2):127-35.
28. Bojsen-Møller J, Magnusson SP, Rasmussen LR, Kjaer M, Aagaard P. Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J Appl Physiol.* 2005;99(3):986-94.
29. Rabita G, Couturier A, Lambertz D. Influence of training background on the relationships between plantarflexor intrinsic stiffness and overall musculoskeletal stiffness during hopping. *Eur J Appl Physiol.* 2008;103(2):163-71.
30. Carruthers A, Farley C, editors. *Leg stiffness in running humans: effects of body size*. Presented at The Third North American Congress on Biomechanics; 1998; Waterloo, Ontario, Canada.
31. Farley CT, Korff WL, editors. *Musculoskeletal basis for the scaling of leg stiffness with body mass in humans*. Proceedings of the 23rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics; 1999; Pittsburgh.

## ارجاع دهی

عشرستاقی مجتبی، صادقی حیدر، شیرزاد الهام. تعیین معادلات مقیاس گذاری آلومتریک برای رفتار الاستیک بدن انسان در اجرای حرکت کانگورویی هاپینگ با شیوه‌ها و راهبردهای مختلف. *مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۸)، ۷۱-۸۸*. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2021.10198.1470

Ashrostaghi M, Sadeghi H, Shirzad E. Determination of Allometric Scaling Equations for Elastic Behavior of Human Body During Kangaroo-Like Hopping in Different Styles and Strategies. *Sport Medicine Studies.* Fall & Winter 2020; 12 (28): 71-88. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2021.10198.1470