



نقش شرایط خستگی در بهینه سازی طراحی کفش دوندگان

آرش خاسه تراش¹، رضا حسن نژاد قدیم^{2*}

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز

2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز

*تبریز، صندوق پستی 51666-14766، hassannejad@tabrizu.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل
دریافت: 30 اردیبهشت 1393
پذیرش: 17 تیر 1393
ارائه در سایت: 23 مهر 1393

کلید واژگان:

دویدن

خستگی

تنظیم عضله

توزیع جرم

الگوریتم اجتماع ذرات

چکیده

در سال‌های اخیر، فراهم نمودن مدلی برای بررسی ارتعاشات بدن در هنگام دویدن و همچنین ارائه روشی برای شبیه‌سازی عملکرد سیستم عصبی مرکزی انسان در تنظیم عملکرد عضلات به منظور طراحی کفش ورزشی قبل و بعد از خستگی، موضوع مقالات بسیاری بوده است. در تحقیق حاضر، مدل چهار درجه آزادی بدن انسان به همراه تابع هدف سیستم عصبی مرکزی در قالب یک مسئله بهینه‌سازی با قیدهای قبل و بعد از خستگی در نظر گرفته شد. ابتدا نشان داده شد که روش بهینه‌سازی استفاده شده در ادبیات فن برای این نوع مسئله بهینه‌سازی به نتایج غیردقیقی می‌انجامد. سپس برای یافتن جواب‌های دقیق‌تر، مسئله مذکور با استفاده از الگوریتم اجتماع ذرات، بهینه‌سازی گردید. مقایسه نتایج حاصل از این تحقیق، با ادبیات فن، نشان داد که روش پیشنهادی، سازگاری بیشتری با نتایج تجربی دارد. نتایج شبیه‌سازی حاکی از آن بود که با افزایش زمان دویدن و به دنبال آن افزایش خستگی، محدوده مناسب پارامترهای ارتعاشی کفش ورزشی، به شدت کاهش می‌یابد. همچنین دامنه ارتعاشی بافت نرم عضلانی پایین‌تنه به طرز چشمگیری افزایش می‌یابد. علاوه بر این، با استفاده از الگوریتم پیشنهادی، به صورت پارامتریک، اثرات تغییر در توزیع جرم و همچنین سرعت‌های تماسی، بر محدوده مناسب پارامترهای ارتعاشی کفش ورزشی قبل و بعد از خستگی مورد بررسی قرار گرفت. نتایج، وابستگی شدید این محدوده به توزیع جرم پایین‌تنه و سرعت‌های تماسی پایین‌تنه را نشان داد. نتایج این تحقیق می‌تواند در طراحی کفش‌های ورزشی، به ویژه کفش دوندگان و رشته‌های مشابه، جهت بهبود عملکرد ورزشکاران مفید فایده واقع شود.

The role of fatigue on optimal design of sport footwear

Arash Khassestarash¹, Reza Hassannejad^{2*}

1- Department of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

2- Department of Mechanical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

*P.O.B. 51666-14766 Tabriz, Iran, hassannejad@tabrizu.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 20 May 2014
Accepted 08 July 2014
Available Online 15 October 2014

Keywords:

Running
Fatigue
Muscle tuning
Mass distribution
Particle Swarm Optimization

ABSTRACT

Recently, providing a model in order to investigate human body vibrations and also finding a methodology to simulate the functionality of the central nervous system in muscle tuning while pre and post fatigue conditions during running has been discussed in numerous papers. In the current study, a 4 degree of freedom vibration model of human body and an objective function that mimics the functionality of the central nervous system with bounds for pre-fatigue and post fatigue conditions were considered. Firstly, it was shown that the optimization method used in the literature leads to inaccurate results. Then, in order to achieve more accurate results, the optimization problem was solved using Particle Swarm Optimization method. A comparison between the results of the current study with those in literature showed that our results are more consistent with the experiments. Our findings indicated that an increase in running time followed by an increase in fatigue leads to a significant decrease in the safe region and increase in vibration amplitude of lower body wobbling mass. Moreover, a parametric study was conducted to investigate the effects of mass distribution and variations in touchdown velocities on the area of the safe region for both pre and post fatigue conditions. High dependency of this area to the mass distribution and touchdown velocities of lower extremities was also indicated. The results of this study can be useful in the shoe design for running and similar activities.

1- مقدمه

نتایج به دست آمده دارای تناقض است. برخی از تحقیقات، افزایش نیروی عکس‌العمل زمین [4-6] و برخی دیگر کاهش [7-9] این نیرو را در اثر خستگی گزارش کرده‌اند. همچنین مسئله دیگری که در آسیب‌های ناشی از دویدن حائز اهمیت است، ارتعاشات بافت نرم عضلانی می‌باشد. بر طبق مسئله تنظیم عضله [10,11] سیستم عصبی مرکزی انسان، مشخصات مکانیکی بافت نرم عضلانی را چنان تنظیم می‌کند تا ارتعاشات بافت نرم

خستگی ناشی از دویدن طولانی مدت مسئله‌ای است که در سال‌های اخیر توجه محققان را به خود جلب کرده است [1-3]. بسیاری از محققان بر این باورند که نیروی منتقل شده از زمین در فاز فرود، در آسیب‌های ناشی از دویدن، نقش اساسی را ایفا می‌کند. در ادبیات فن، مطالعات تجربی فراوانی برای بررسی تأثیر خستگی بر نیروی عکس‌العمل زمین انجام شده است، اما

به جرم غیر صلب بالاتنه، در محدوده بهینه پارامترهای کفش ورزشی، در دو حالت قبل و بعد از خستگی، بررسی شد. همچنین، اثرات تغییر سرعت‌های تماسی بر محدوده بهینه پارامترهای کفش ورزشی مورد بررسی قرار گرفت تا معلوم گردد که آیا فعالیت‌های مختلف ورزشی، نیازمند طراحی متفاوتی برای پارامترهای کفش ورزشی هست یا خیر.

2- روش‌ها

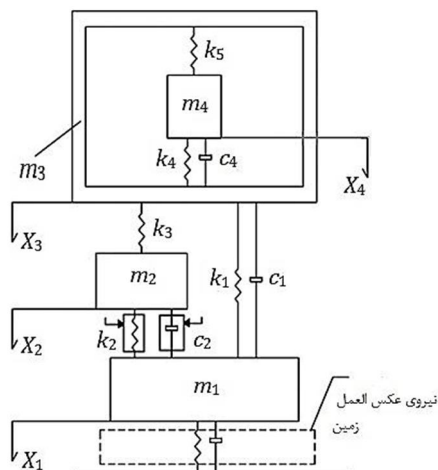
مدل فعال چهار درجه آزادی ارائه شده در مرجع [21] در شکل 1 نشان داده شده است. این مدل، بهبود یافته مدل غیر فعال ارائه شده در مرجع [17] و ویرایش شده در مرجع [19] است و به منظور شبیه سازی نیروی عکس العمل زمین در هنگام دویدن ارائه شده است. پارامترهای دخیل، در مرجع [19] به طور کامل توضیح داده شده اند. همچنین، این پارامترها، در فهرست علائم به طور مختصر توضیح داده شده اند. نیروی عکس العمل عمودی زمین به صورت ترکیب فنر و میراگر غیر خطی مدل شده است که تابعی از پارامترهای کفش ورزشی، سطح تماس، جابجایی و سرعت پا می باشد و در رابطه 1 مشاهده می شود.

$$F_g = \begin{cases} A_c [ax_1^b + cx_1^d v_1^e] & , \quad x_1 > 0 \\ 0 & , \quad x_1 \leq 0 \end{cases} \quad (1)$$

شرح کامل رابطه 1 و پارامترهای آن، در مراجع [17,19] آمده است. مقادیر ثابت‌ها به کار برده شده در شبیه سازی، در جدول 1 ارائه شده است. با

$$\begin{aligned} m_1 \ddot{x}_1 &= m_1 g - F_g - k_1(x_1 - x_3) - k_2 < b_i, d_i \\ &> (x_1 - x_2) - c_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_3) - c_2 \\ &< b_i, d_i > (\dot{x}_1 - \dot{x}_2) \\ m_2 \ddot{x}_2 &= m_2 g + k_2 < b_i, d_i \\ &> (x_1 - x_2) - k_3(x_2 - x_3) + c_2 \\ &< b_i, d_i > (\dot{x}_1 - \dot{x}_2) \\ m_3 \ddot{x}_3 &= m_3 g + k_1(x_1 - x_3) + k_3(x_2 - x_3) \\ &- (k_4 + k_5)(x_3 - x_4) + c_1(\dot{x}_1 \\ &- \dot{x}_3) - c_4(\dot{x}_3 - \dot{x}_4) \\ m_4 \ddot{x}_4 &= m_4 g + (k_4 + k_5)(x_3 - x_4) + c_4(\dot{x}_3 - \dot{x}_4) \end{aligned} \quad (2)$$

در شکل 2 نیروی عکس العمل زمین در برابر زمان، براساس پارامترهای جداول 1 و 2 رسم شده است. مقادیر سرعت‌های تماسی به صورت 0/96m/s برای جرم‌های m_1 و m_2 و 2m/s برای جرم‌های m_3 و m_4 در نظر گرفته شده است. نیروی عکس العمل زمین دارای دو مقدار حداکثر می باشد که قله اول تحت عنوان قله ضربه و قله دوم تحت عنوان قله فعال نامگذاری



شکل 1 شکل شماتیک مدل ارتعاشی چهار درجه آزادی بدن انسان [21]

عضلانی در سریع ترین حالت ممکن، میرا گردد. در ادبیات فن، تاکنون، یک تحقیق به بررسی اثر خستگی بر ارتعاشات بافت نرم عضلانی پایین تنه پرداخته است که نتایج آن افزایش دامنه ارتعاشات را گزارش می کند [1]. در این میان، علاوه بر دیدگاه تجربی، مدل های ارتعاشی نیز از اهمیت بالایی برخوردار می باشند. از دیدگاه علم مکانیک، بدن انسان را در طی جابجایی، می توان یک سیستم ارتعاشی فرض کرد که در هر لحظه با بارهای ضربه ای تکراری مواجه می شود. این نیروها، نتیجه ی عکس العمل زمین در فاز فرود می باشند. نیروی عکس العمل زمین دارای یک مولفه ی فرکانس بالا در 50 میلی ثانیه اول برخورد پا با زمین است [12]. قرار گرفتن مفاصل در معرض این نیروهای فرکانس بالا، باعث از بین رفتن غضروف مفصلی خواهد شد [13]. نشان داده شده است که مقدار عددی نیروی عکس العمل زمین می تواند بین 2 الی 11 برابر وزن بدن در دویدن [14] و پریدن [15] باشد. بنابراین توانایی اندازه گیری نیروی ضربه و شناخت پارامترهای دخیل در کاهش این نیرو می تواند راه گشای طراحی بهتر کفش های ورزشی در جهت کاهش آسیب های وارده به دوندگان در اثر خستگی گردد. قله اول نیروی عکس العمل زمین معروف به قله ضربه و قله دوم معروف به قله فعال است [16]. در واقع پریود نیروی ضربه، کوتاه تر از زمان لازم برای عکس العمل عضله به سیگنال حسی تولید شده هنگام ضربه می گرفت [17]. در ابتدا به منظور شبیه سازی نیروی عکس العمل زمین در حین دویدن، مدل هایی ارتعاشی ارائه شده بود که فقط اجرام صلب بدن را در نظر می گرفت [18]. لیو و نیگ، یک مدل ارتعاشی چهار درجه آزادی از بدن انسان ارائه دادند [17]. دو ویژگی مبتکرانه در این مدل وجود دارد که این مدل را از سایر مدل های ارائه شده متمایز می کند. اول اینکه مدل مذکور هم اجرام صلب، و هم اجرام غیر صلب بدن را در نظر می گیرد. و دوم، ارائه رابطه ای برای بر هم کنش میان زمین و کفش که در نتیجه نقش سفتی کف کفش را در تحلیل ارتعاشی، وارد می کند. با توجه به اینکه، مقادیر سرعت های تماسی در این مدل، کم در نظر گرفته شده بود و همچنین، سرعت های تماسی بالاتنه و پایین تنه برابر فرض شده بود، مدل مذکور، در سال 2007 توسط زادپور و نیکویان تصحیح شده و مقادیر بهینه سرعت های تماسی بالاتنه و پایین تنه محاسبه شد [19]. براساس مسئله تنظیم عضله [11,20]. زادپور و نیکویان، مدلی ارتعاشی از بدن انسان ارائه دادند که قابلیت شبیه سازی رفتار سیستم عصبی مرکزی را با فعال در نظر گرفتن سفتی و میرایی عضلات پایین تنه داشت [21]. ایشان با استفاده از این مدل، و بر اساس مسئله تنظیم عضله، برای شبیه سازی عملکرد سیستم عصبی مرکزی انسان، تابع هدفی پیشنهاد داده و با استفاده از الگوریتم جستجوی الگویی مقید، به مینیمم کردن تابع مورد نظر پرداختند تا محدوده بهینه ای از پارامترهای ارتعاشی کفش ورزشی را ارائه دهند [22] و همچنین اثرات خستگی را با استفاده از مدل و تابع هدف مذکور، بررسی نمایند [2]. با توجه به اهمیت محدوده بهینه طراحی کفش ورزشی، در این تحقیق، ابتدا تغییر کوچکی در نحوه محاسبه تابع هزینه انجام گرفت و سپس نشان داده شد که تابع هدف مذکور دارای مقادیر مینیممتری نسبت به آنچه در مرجع [22] به دست آمده است، می باشد. سپس تابع هدف مذکور، با استفاده از الگوریتم اجتماع ذرات، مینیمم سازی شد تا محدوده دقیقتری برای طراحی کفش ورزشی به دست آید. علاوه بر این، با توجه به اینکه نسبت جرم های شبیه سازی شده در مدل، می تواند برای افراد مختلف، متفاوت باشد، اثرات تغییر در نسبت جرم بالاتنه به پایین تنه، نسبت جرم صلب پایین تنه به جرم غیر صلب پایین تنه و همچنین نسبت جرم صلب بالاتنه

جدول 1 مقادیر پارامترهای مدل ارتعاشی [19]

C_4 (Ns/m)	C_2 (Ns/m)	C_1 (Ns/m)	k_5 (kN/m)	k_4 (kN/m)	k_3 (kN/m)	k_2 (kN/m)	k_1 (kN/m)	m_4 (kg)	m_3 (kg)	m_2 (kg)	m_1 (kg)
1900	650	300	18	10	10	6	6	50/34	12/15	6	6/15

3- شبیه سازی

از میان پارامترهای رابطه 1، b و d ، وابسته به جنس کفش و معیاری از سفتی و میرایی آن می باشند. بازه تغییرات سفتی و میرایی کفش در شبیه سازی پیش رو در رابطه 4 ارائه شده است. نشان داده شده است که سفتی عضلات در محدوده 3.6-fold [24] و همچنین میرایی آن ها در محدوده 4-fold می تواند تغییر کند [25]. لذا قید رابطه 5 به عنوان معادلات محدودیت برای تابع هدف رابطه 3 به کار برده می شود.

$$1.00 \leq b_i \leq 2.00, \quad b_{i+1} - b_i = 0.01 \quad (4\text{-الف})$$

$$0.60 \leq d_i \leq 0.90, \quad d_{i+1} - d_i = 0.01 \quad (4\text{-ب})$$

$$\frac{1}{4} k_{2,0} \leq k_{2,i} \leq 4k_{2,0}, \quad \frac{1}{4} c_{2,0} \leq c_{2,i} \leq 4c_{2,0} \quad (5)$$

به منظور در نظر گرفتن خستگی عضلات در شبیه سازی، فرض می شود که خستگی، در قابلیت سیستم عصبی مرکزی در تغییر سفتی و میرایی عضلات تأثیرگذار باشد. فرانکین و همکاران نشان دادند که نیروی عضلات در اثر خستگی با تابعی نمایی تغییر می کند [26]. زادپور و نیکویان از تابع مشابهی برای شبیه سازی خستگی استفاده کردند [2]. در تحقیق جاری نیز از تابع رابطه 6 استفاده می شود.

$$\xi(t) = \xi_{\max} \left[(1 - \xi_{\min}) \exp\left(-\frac{t}{\tau}\right) + \xi_{\min} \right] \quad (6)$$

در رابطه اخیر، $\xi_{\max}$ و $\xi_{\min}$ نشان دهنده حد بالا و پایین متغیر مورد نظر می باشد که طبق رابطه 5، به ترتیب برابر 4 و 0/25 هستند. t زمان سپری شده از شروع فعالیت ورزشی و $\xi(t)$ پارامتری است که نشان می دهد چقدر محدوده قیدها کوچکتر شده است. بنابراین محدوده تغییرات k_2 و c_2 با توجه به زمان فعالیت ورزشی، به صورت رابطه 7 محاسبه می گردد.

$$\frac{k_{2,0}}{\xi(t)} \leq k_{2,i} \leq \xi(t) k_{2,0}, \quad \frac{c_{2,0}}{\xi(t)} \leq c_{2,i} \leq \xi(t) c_{2,0} \quad (7)$$

$k_{2,0}$ و $c_{2,0}$ مقادیر پیش فرض ارائه شده در جدول 1 می باشند. شبیه سازی برای چهار حالت بدون خستگی ($t/\tau=0$)، خستگی کم ($t/\tau=1$)، خستگی متوسط ($t/\tau=2$) و خستگی شدید ($t/\tau=3$) انجام می شود. همچنین اثرات تغییر در جرم های مدل شده در عملکرد سیستم عصبی مرکزی، نیز در دو حالت بدون خستگی و خستگی شدید بدین صورت بررسی می شود:

اثر تغییر نسبت جرم صلب پایین تنه به جرم غیرصلب پایین تنه به صورتی که مجموع دو جرم، برابر مجموع دو جرم ارائه شده در جدول 1 باشد. این فرض به روابط 8 و 9 می انجامد.

$$r_1 = \frac{m_1}{m_2} \quad (8)$$

$$m_1 + m_2 = 12.15 \quad (9)$$

اثر تغییر نسبت جرم صلب بالاتنه به جرم غیرصلب بالاتنه به صورتی که مجموع دو جرم، برابر مجموع دو جرم ارائه شده در جدول 1 باشد. این فرض به روابط 10 و 11 می انجامد.

$$r_2 = \frac{m_3}{m_4} \quad (10)$$

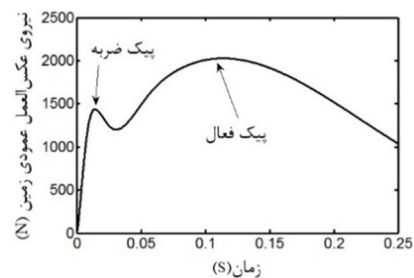
$$m_3 + m_4 = 62.92 \quad (11)$$

شده است [16]. همان طور که در رابطه 2 مشخص است، k_2 و c_2 تابعی از خاصیت سفتی و میرایی کفش (b, d) هستند. پارامترهای سفتی و میرایی جرم غیرصلب پایین تنه توسط کنترلی که رفتار سیستم عصبی مرکزی را شبیه سازی می کند، تنظیم می شوند. با توجه به مقادیر قله های اول و دوم نیروی عکس العمل زمین و دامنه ارتعاشی جرم غیرصلب پایین تنه، می توان تابعی تعریف کرد که تابع هدف سیستم عصبی مرکزی، برای مینیمم سازی باشد. این تابع در رابطه 3 نشان داده شده است [22].

$$J_{fv} = \left| \frac{P_1(b_i, d_i) - P_{10}(b_0, d_0)}{P_{10}} \right| + \left| \frac{P_2(b_i, d_i) - P_{20}(b_0, d_0)}{P_{20}} \right| + \left| \frac{\Lambda_i(b_i, d_i) - \Lambda_0(b_0, d_0)}{\Lambda_0} \right| \quad (3)$$

توجه به مدل ارائه شده در شکل 1، معادلات حاکم بر حرکت سیستم به صورت رابطه 2 می باشد.

مقادیر P_1 و P_2 به ترتیب قله های اول و دوم نیروی عکس العمل زمین هستند. P_{10} و P_{20} مقادیر پیش فرض قله های نیروی عکس العمل زمین می باشند که به صورت $P_{10}=1436.8\text{N}$ و $P_{20}=2026.4\text{N}$ می باشند که با استفاده از مقادیر پیش فرض سفتی و میرایی کفش $b_0=1.38$ و $d_0=0.75$ محاسبه شده اند. در واقع کفش پیش فرض، کفشی است که در ویرایش مدل به کار رفته در تحقیق حاضر، به عنوان پارامترهای مرجع، برای مسئله بهینه سازی انجام گرفته در مرجع [19] استفاده شده است و می تواند معیاری از کفش مناسب برای دویدن باشد. Λ مقدار دامنه ارتعاشی جرم غیرصلب پایین تنه می باشد که در مرجع [22] از طریق برازش منحنی سینوسی بر نمودار x_2 به دست آمد. با توجه به اینکه نشان داده شده است که ارتعاش جرم غیرصلب پایین تنه را نمی توان با یک موج سینوسی کامل تقریب زد [23]، لذا در این تحقیق در راستای تکمیل تابع هدف و برای جلوگیری از خطای حاصل از برازش، مقدار حداکثر جابجایی x_2 به عنوان دامنه ارتعاشی در نظر گرفته می شود. مقدار پیش فرض به دست آمده از مقادیر b_0 و d_0 برابر $\Lambda_0 = 10.1\text{cm}$ می باشد.

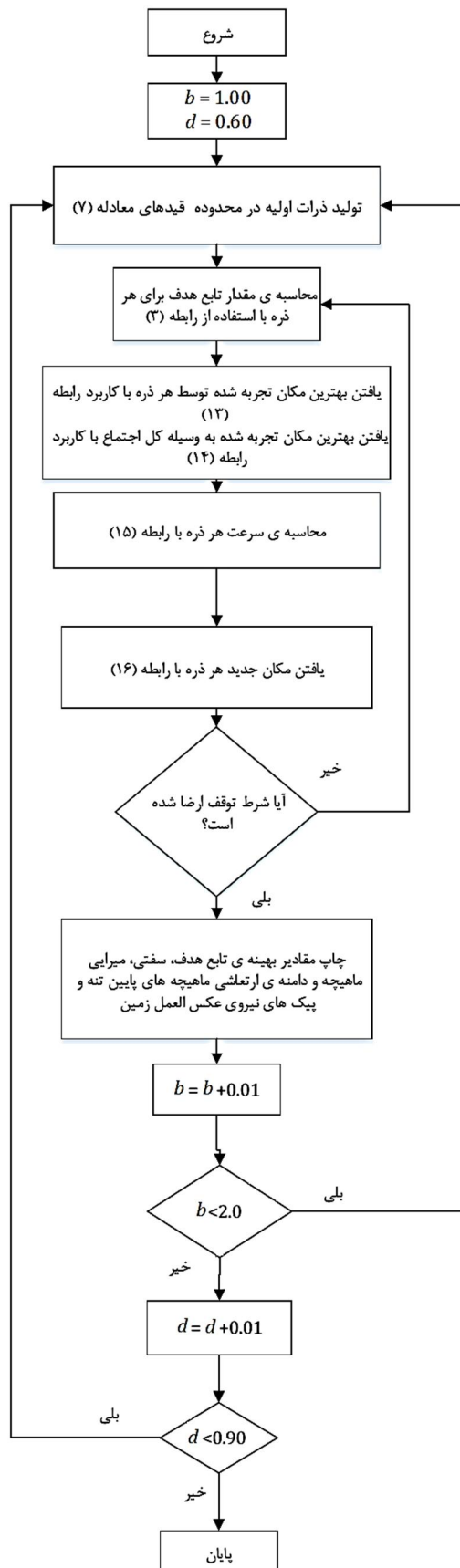


شکل 2 نیروی عکس العمل زمین در برابر زمان به ازای $b=1.38$ ، $d=0.75$ (مقادیر کفش پیش فرض). قله ضربه و قله فعال در شکل با پیکان مشخص شده است.

جدول 2 مقادیر پارامترهای نیروی عکس العمل زمین برای کفش پیش فرض [16]

e	d	c	b	a	مقادیر کفش پیش فرض
1	0/75	2×10^4	1/38	6×10^6	

این مراحل در فلوچارت شکل 3، نشان داده شده است.



شکل 3 فلوچارت روند حل مسئله. این فلوچارت برای هر چهار حالت خستگی تکرار شده است.

اثر تغییر نسبت جرم پایین تنه به بالاتنه، به صورتی که مجموع جرم بدن، برابر مجموع ارائه شده در جدول 1 باشد، یعنی روابط 8، 9، 10 و 11، به ازای $r_1=1.025$ و $r_2=0.25$ و روابط 12 و مقادیر پیش فرض ارائه شده در جدول 1 به طور همزمان ارضا شوند.

$$r_3 = \frac{m_1 + m_2}{m_3 + m_4} \quad (12)$$

علاوه بر این، اثرات تغییر سرعت های تماسی برای جرم های پایین تنه و بالاتنه نیز بررسی می شود. بدیهی است که با تغییر مقدار r_1 ، r_2 و r_3 ، و یا تغییر در مقادیر سرعت های تماسی، مقادیر P_{10} ، P_{20} و A_0 نیز تغییر خواهند کرد. لذا این مقادیر برای هر مقدار r_1 ، r_2 و r_3 و یا تغییر در مقادیر سرعت های تماسی، محاسبه شده و در جدول 3 آورده شده است. در بهینه سازی، از این مقادیر به عنوان مقادیر پیش فرض قله اول و دوم و دامنه ارتعاشی جرم غیرصلب پایین تنه در رابطه 3 استفاده خواهد شد.

هر تغییر در مقدار b_i یا d_i یک مسئله ی بهینه سازی جدید ایجاد می کند. فلوچارت روند حل مسئله در شکل 3 نشان داده شده است. ابتدا با استفاده از روش جستجوی الگویی مقید، مسائل رابطه 4 و تابع هدف رابطه 3 به ازای قیدهای رابطه 5 مینیمم سازی می شود. سپس برای یافتن جواب های دقیق تر، از الگوریتم اجتماع ذرات [27] استفاده می شود. روش کار در این الگوریتم، بدین صورت است:

گام اول: یک جمعیت اولیه به صورت N ذره تصادفی $X_i = \{k_2, c_2\}$ در محدوده ی قیدهای رابطه 5 و رابطه 7، تولید می شود. با توجه به اینکه روند بهینه سازی در مسئله ی پیش رو، به شدت زمان بر می باشد، در تحقیق جاری از هفت پردازشگر موازی استفاده شد. بنابراین اگر تعداد جمعیت اولیه، ضریبی از عدد هفت باشد، بهترین حالت کارکرد سخت افزاری به دست می آید. در تحقیق حاضر، $N=21$ انتخاب شد.

گام دوم: مقدار تابع هدف برای هر ذره، محاسبه می شود. گام سوم: در هر تکرار، مقدار فعلی تابع هدف هر ذره با بهترین مقدار بدست آمده از آن ذره (P_{best})، به وسیله رابطه 13 مقایسه می شود.

$$P_{best} = \begin{cases} P_{best} & , f(x_i) \geq f(P_{best}) \\ x_i & , f(x_i) < f(P_{best}) \end{cases} \quad (13)$$

گام چهارم: بهترین مقداری که در کل اجتماع به دست آمده است (G_{best})، با رابطه مقایسه ای 14 تعیین می شود.

$$G_{best} \{x_1, x_2, x_3, \dots, x_N | f(G_{best}) = \min(f(x_1), f(x_2), \dots, f(x_N))\} \quad (14)$$

گام پنجم: سرعت هر ذره برای تکرار بعدی از رابطه 15 محاسبه می شود که در آن w یک ضریب وزنی می باشد که به صورت تجربی تعیین می گردد و $rand$ عدد تصادفی بین 0 و 1 می باشد. مقادیر c_1 و c_2 به صورت تجربی تعیین می شوند. در این تحقیق این مقادیر به صورت $c_0 = c_g = 2.05$ انتخاب شدند.

$$V_i^j = w * V_i^j + c_p * rand() * (P_{best}[i] - X_i) + c_g * rand() * (G_{best} - X_i) \quad (15)$$

گام ششم: مکان جدید ذره در تکرار بعدی، از رابطه 16 به دست می آید.

$$X_i^{j+1} = X_i^j + V_i^j \quad (16)$$

گام هفتم: شرط توقف، به صورت عدم پیشرفت قابل ملاحظه در مقدار مینیمم تابع هدف برای چند تکرار متوالی تعریف می شود.

گام هشتم: شماره تکرار z را یک واحد اضافه کرده و از گام اول، مراحل، تکرار می شود.

جدول 3 مقادیر P_{20} و A_0 به ازای تغییر در مقادیر r_1 ، r_2 ، r_3 و سرعت های تماسی. این مقادیر در رابطه 3 برای محاسبه مقدار تابع هدف، به کار گرفته شده اند. پارامتر متغیر در هر سطر، با قلم درشت نوشته شده است.

$A_0(m)$	$P_{20}(N)$	$P_{10}(N)$	سرعت تماسی جرم های m_3 و m_4	سرعت تماسی جرم های m_2 و m_1	r_3	r_2	r_1	
0/1042	2037/5	1284/2	2/00	0/96	0/19	0/25	0/5	
0/1023	2031/0	1379/6	2/00	0/96	0/19	0/25	0/8	
0/1009	2062/2	1452/8	2/00	0/96	0/19	0/25	1/1	تغییرات r_1
0/1002	2023/6	1490/9	2/00	0/96	0/19	0/25	1/4	
0/1006	1992/9	1415/0	2/00	0/96	0/19	0/10	1/025	
0/1012	2027/2	1436/5	2/00	0/96	0/19	0/25	1/025	
0/1018	2056/3	1447/1	2/00	0/96	0/19	0/40	1/025	تغییرات r_2
0/1022	2073/0	1451/5	2/00	0/96	0/19	0/55	1/025	
0/1042	2066/6	1153/6	2/00	0/96	0/10	0/25	1/025	
0/0996	2006/7	1570/5	2/00	0/96	0/25	0/25	1/025	تغییرات r_3
0/0971	1969/8	1763/3	2/00	0/96	0/35	0/25	1/025	
0/1006	2015/0	1248/4	2/00	0/56	0/19	0/25	1/025	
0/1012	2027/1	1436/5	2/00	0/96	0/19	0/25	1/025	تغییرات v_1
0/1019	2039/2	1696/5	2/00	1/36	0/19	0/25	1/025	
0/0907	1771/6	1300/1	1/60	0/96	0/19	0/25	1/025	
0/1012	2027/1	1436/5	2/00	0/96	0/19	0/25	1/025	تغییرات v_2
0/1122	2432/6	1578/7	2/40	0/96	0/19	0/25	1/025	

الگوریتم اجتماع ذرات به هم نزدیک شده است. به خوبی مشخص است که مقادیر به دست آمده از الگوریتم اجتماع ذرات، دقیق تر بوده و مورد اعتمادتر هستند.

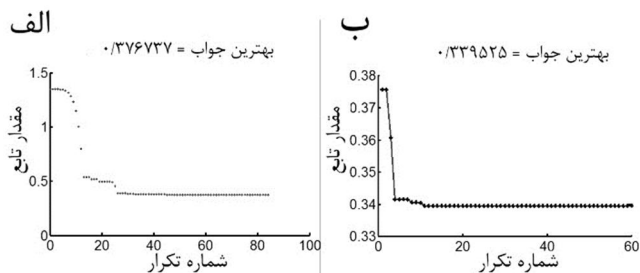
4- نتایج

4-1- محدوده ی مناسب پارامترهای کفش ورزشی

کد مربوط به الگوریتم اجتماع ذرات در محیط متلب نوشته شده و مسئله بهینه سازی برای چهار حالت بدون خستگی ($t/\tau=0$)، خستگی کم ($t/\tau=1$)، خستگی ($t/\tau=2$) و خستگی شدید ($t/\tau=3$)، حل گردید. نتایج در شکل 5 قابل مشاهده است. در هر زیر شکل از شکل 5، نرم ترین کفش در گوشه بالای سمت چپ و سفت ترین کفش، در گوشه ی پایین سمت راست قرار دارد. مشابه مرجع [2] منطقه ای وجود دارد که مقدار تابع هدف بسیار نزدیک به صفر می باشد. مقدار تابع هدف در این منطقه کمتر از 0/05 است. این منطقه تحت عنوان منطقه امن طراحی نامگذاری می شود و در اولین سطر شکل 5 بین دو خط چین نشان داده شده است. مقایسه نتایج به دست آمده در شکل های 5 و 6 با نتایج موجود در مرجع [2] و مرجع [22] تفاوت عمده ای را آشکار می کند. برای حالت بدون خستگی، مقدار مینیمم شده تابع هدف برای کفش های خیلی نرم، حدود 20 درصد کاهش یافته است و این مقدار برای کفش های خیلی نرم و خیلی سفت، تقریباً برابر است. مطلب دیگر اینکه منطقه امن طراحی برای حالت بدون خستگی، حدود 60 درصد بیشتر شده است که نشان می دهد سیستم عصبی مرکزی بدن انسان، قابلیت کنترل

علت استفاده از الگوریتم اجتماع ذرات، دقت خوب و سرعت بالای الگوریتم است. با توجه به اینکه متغیرهای طراحی دارای محدوده بودند، در کدنویسی مسئله روشی استفاده شده است تا در هر تکرار، متغیرها در محدوده قیدها قرار گیرند. این روش در مرجع [28] آمده است. در شکل 4، یک نمونه از فرآیند بهینه سازی با هر دو الگوریتم، نشان داده شده است و همچنین در جدول 4، مقادیر به دست آمده از الگوریتم جستجوی الگویی مقید، با مقادیر به دست آمده با الگوریتم اجتماع ذرات، در چند نقطه دلخواه، مقایسه گردیده است.

جواب های به دست آمده با الگوریتم جستجوی الگویی مقید به شدت به حدس اولیه وابسته است و حدس اولیه دور از جواب بهینه، به نتایج غیردقیق خواهد انجامید. در هر نقطه که حدس اولیه این الگوریتم، به جواب های بهینه مسئله نزدیک شده است، جواب این الگوریتم با جواب به دست آمده از



شکل 4 نمونه ای از فرآیند بهینه سازی به ازای $b_1 = 1.7$ و $d_1 = 0.80$. (الف) با استفاده از الگوریتم جستجوی الگویی مقید. (ب) با استفاده از الگوریتم اجتماع ذرات

جدول 4 مقایسه‌ی نتایج الگوریتم اجتماع ذرات با الگوریتم جستجوی الگویی مقید در چند نقطه از صفحه‌ی b-d

b	d	مقدار مینیمم شده‌ی تابع هدف با کارد الگوریتم اجتماع ذرات	مقدار مینیمم شده‌ی تابع هدف با کارد الگوریتم جستجوی الگویی مقید	درصد خطا (جستجوی الگویی مقید - اجتماع ذرات)/جستجوی الگویی مقید
1/1	0/7	0/6046	0/7638	21
1/2	0/7	0/2380	0/4118	42
1/3	0/7	0/0103	0/1646	94
1/4	0/7	0/0509	0/0594	14
1/5	0/7	0/1418	0/1906	26
1/6	0/7	0/3402	0/3402	4
1/7	0/7	0/5131	0/5237	2
1/8	0/7	0/6772	0/6819	1
1/9	0/7	0/8110	0/8404	4
1/1	0/85	0/7715	0/9262	17
1/2	0/85	0/4421	0/6037	27
1/3	0/85	0/1881	0/3651	48
1/4	0/85	0/0166	0/1728	90
1/5	0/85	0/0021	0/0391	95
1/6	0/85	0/0877	0/0982	11
1/7	0/85	0/2581	0/2633	2
1/8	0/85	0/4397	0/4394	0
1/9	0/85	0/6129	0/6185	0

پایین‌تنه در منطقه امن طراحی، حدود 10% و در خارج از این منطقه و برای کفش‌های خیلی سفت، حدود 20% افزایش یافته است که در توافق با نتایج تجربی مرجع [1] است. علاوه بر این، مشخص است که مقدار قله اول نیروی عکس‌العمل زمین، قبل و بعد از خستگی، ثابت مانده است و مقدار قله دوم برای کفش‌های خیلی نرم، در حالت بعد از خستگی، به مقدار بسیار ناچیزی کاهش یافته است.

4-2- اثر تغییر در نسبت جرم صلب به جرم غیرصلب پایین‌تنه

در شکل 7، منطقه امن طراحی برای مقادیر مختلف نسبت جرم صلب به جرم غیرصلب پایین‌تنه (r_1) قبل و بعد از خستگی آورده شده است. در تمامی زیرشکل‌ها، منطقه‌ای که مقدار مینیمم تابع هزینه، کمتر از 0/05 است، بین دو خط چین، به عنوان منطقه امن طراحی، نشان داده شده است.

از این شکل، دو نتیجه عمده به دست می‌آید. اولاً با افزایش r_1 ، منطقه امن طراحی، به مقدار بسیار زیادی، کوچکتر می‌شود. بنابراین وابستگی شدید منطقه امن طراحی به توزیع وزن پایین‌تنه را می‌توان نتیجه گرفت. مشخص است که این منطقه، به شدت به مقادیر r_1 وابسته است. بدین ترتیب که برای مقادیر کوچک r_1 ، کفش‌های خیلی نرم، نیز در منطقه امن طراحی قرار می‌گیرند اما برای مقادیر بزرگ r_1 کفش‌های خیلی سفت و خیلی نرم، خارج از منطقه امن طراحی قرار دارند. همچنین با افزایش r_1 ، مقدار مینیمم تابع هدف برای کفش‌های خیلی سفت، افزایش می‌یابد. ثانیاً، ملاحظه می‌شود که مساحت منطقه امن طراحی، بعد از خستگی، حدود 50% کمتر از حالت قبل از خستگی است.

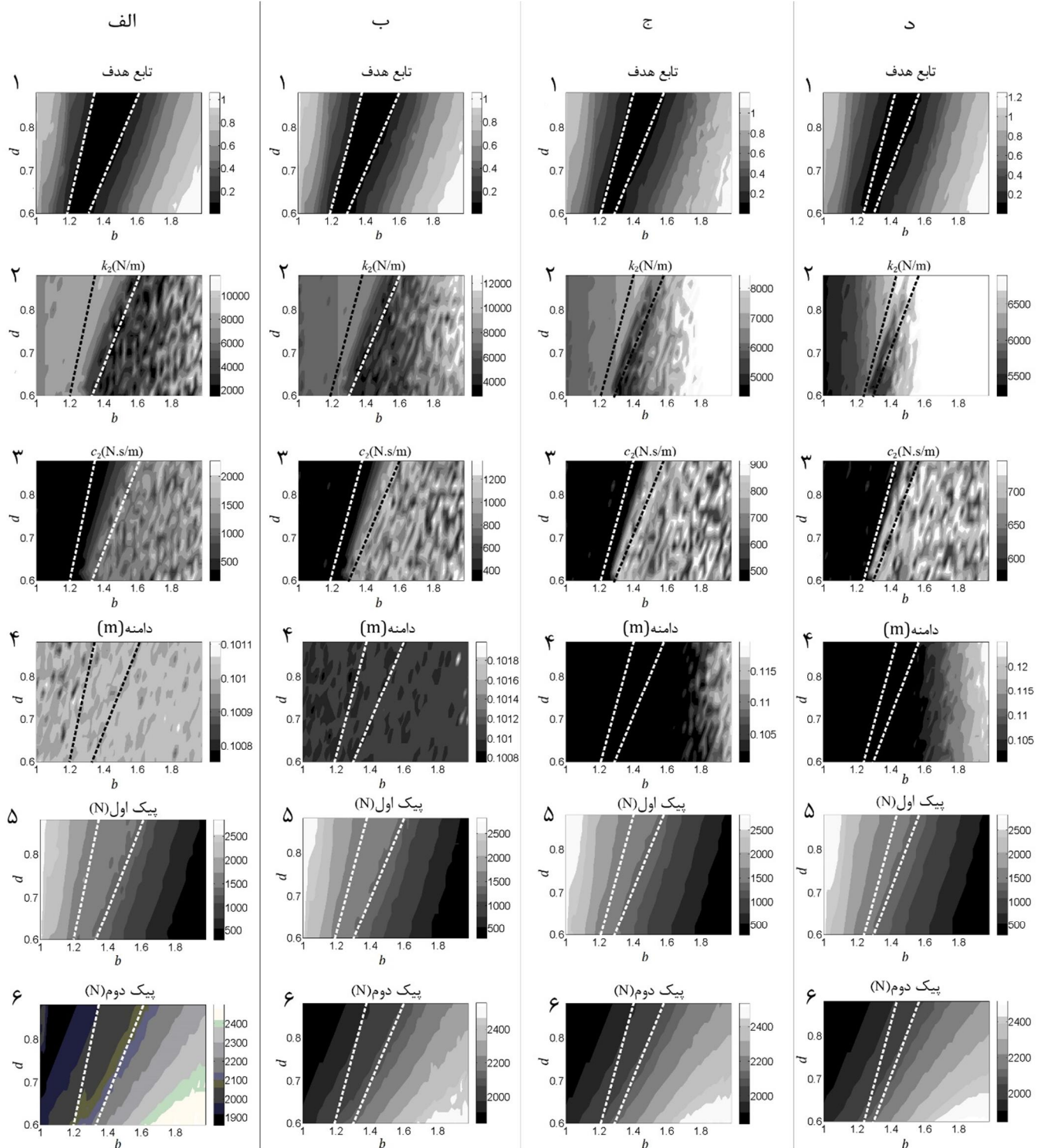
نتایج شبیه‌سازی در شکل 8 نشان می‌دهد که مساحت منطقه امن به مقدار r_2 بستگی ندارد. با تغییرات این پارامتر نیز، کاهش در مساحت منطقه امن بر اثر خستگی را می‌توان مشاهده نمود. علاوه بر این، نتایج شبیه‌سازی در شکل 9 نشان می‌دهد که مساحت منطقه امن بستگی ناچیزی به مقدار r_3 دارد. بدین ترتیب که با افزایش r_3 مساحت این منطقه به مقدار بسیار کمی کاهش می‌یابد.

4-3- اثر تغییر در سرعت‌های تماسی

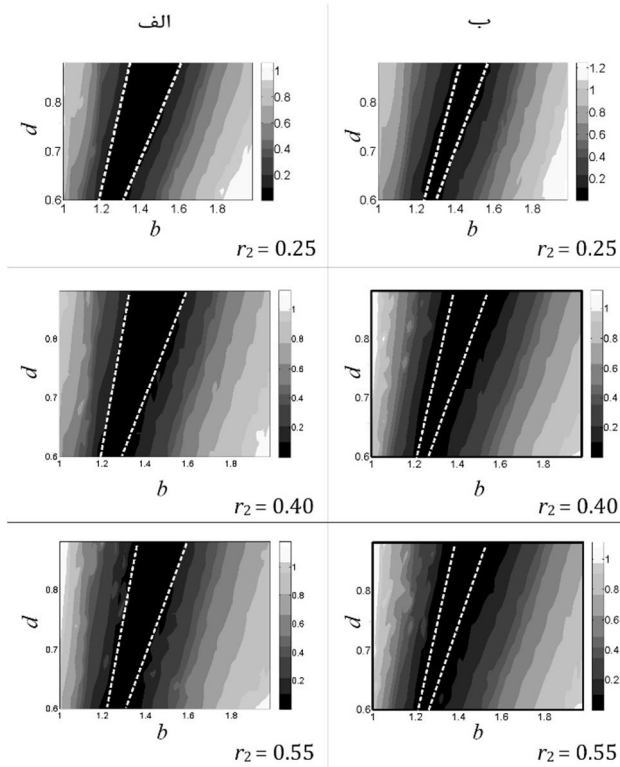
در شکل 10، منطقه امن طراحی به ازای مقادیر مختلف سرعت‌های تماسی جرم‌های پایین‌تنه (v_1) برای حالت قبل و بعد از خستگی نشان داده شده است. این شکل، وابستگی نسبتاً بالای منطقه امن را به سرعت تماسی جرم‌های پایین‌تنه، نشان می‌دهد. به طوری که با افزایش سرعت تماسی، مساحت منطقه امن طراحی کاهش می‌یابد. همچنین، در سرعت‌های تماسی پایین، مقدار مینیمم شده‌ی تابع هدف برای کفش‌های خیلی سفت، تقریباً به مقدار 20 درصد بیشتر از کفش‌های خیلی نرم می‌باشد، اما در سرعت‌های تماسی بالا، تفاوت چندانی در مقدار مینیمم‌شده تابع هدف بین کفش‌های خیلی سفت و خیلی نرم دیده نمی‌شود.

در شکل 11 منطقه امن طراحی به ازای مقادیر مختلف سرعت‌های تماسی جرم‌های بالاتنه (v_2) نشان داده شده است. این شکل، وابستگی نسبتاً ناچیز منطقه امن را به سرعت‌های تماسی جرم‌های بالاتنه نشان می‌دهد. به طوری که با افزایش سرعت تماسی جرم‌های بالاتنه، مساحت منطقه امن نیز افزایش می‌یابد. به طور کلی می‌توان نتیجه گرفت که منطقه امن طراحی کفش ورزشی، برای فعالیت‌هایی که دارای سرعت تماسی پایین هستند (مانند راه رفتن)، بزرگتر از منطقه امن برای فعالیت‌های دارای سرعت تماسی بالا همچون دویدن، می‌باشد.

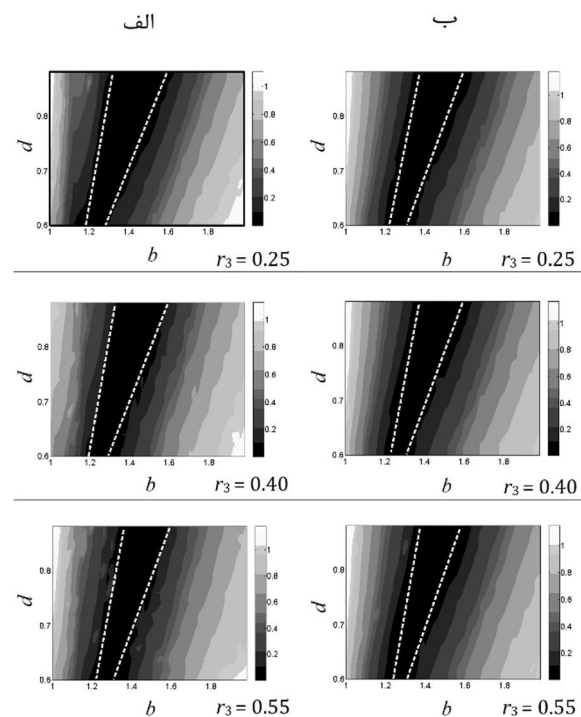
نیروی عکس‌العمل وارده از زمین و ارتعاشات بدن را در محدوده بزرگتری از پارامترهای کفش داراست. با توجه به اینکه، این منطقه امن، به دست آمده از شبیه‌سازی عملکرد سیستم عصبی مرکزی است، این مطلب، دست طراحان کفش ورزشی را برای طراحی با توجه به بهترین محدوده عملکرد بدن، بازتر می‌کند. این دو تفاوت در شکل 6 به صورت یک نمودار مقایسه‌ای آورده شده است. از سطر اول شکل 5 مشخص است که منطقه امن طراحی، در حالت خستگی شدید، حدود 50% کمتر از حالت بدون خستگی می‌باشد. همچنین از سطر چهارم شکل 5 می‌توان مشاهده کرد که دامنه ارتعاشی جرم غیرصلب



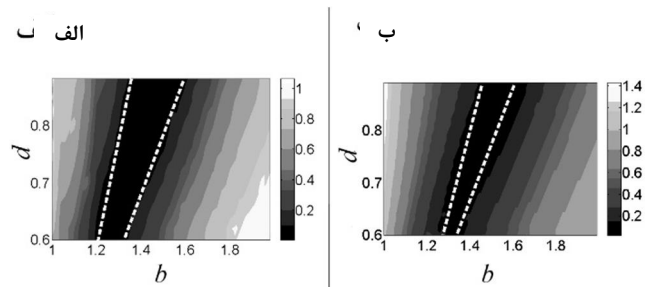
شکل 5 نتایج شبیه سازی به ازای چهار حالت خستگی. ستون الف) قبل از خستگی ($t/\tau=0$)، ستون ب) خستگی کم ($t/\tau=1$)، ستون ج) خستگی ($t/\tau=2$)، ستون د) خستگی شدید ($t/\tau=3$)، در هر ستون، برای هر زیر شکل شماره ای اختصاص یافته است که به ترتیب زیر نشان دهنده پارامترهای مختلف به ازای جواب بهینه به دست آمده از الگوریتم ازدحام ذرات هستند. (1) تابع هدف مینیمم شده، (2) خاصیت سفتی بافت نرم عضلانی، (3) خاصیت میرایی بافت نرم عضلانی، (4) دامنه ارتعاشی جرم غیر صلب پایین تنه، (5) قله اول نیروی عکس العمل زمین، (6) قله دوم نیروی عکس العمل زمین.



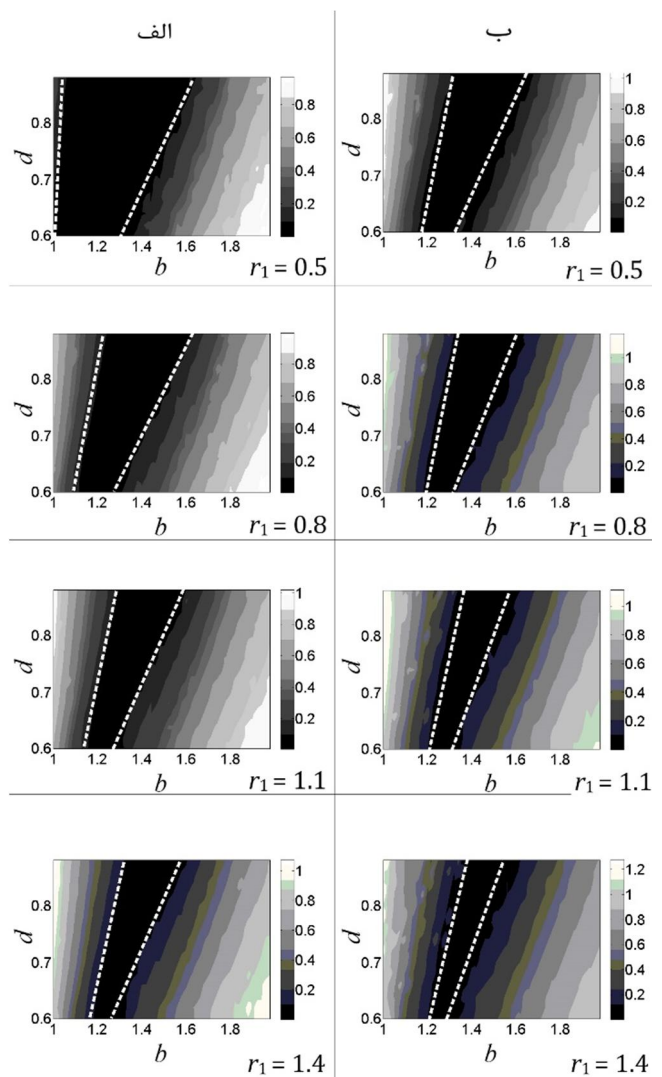
شکل 8 اثر تغییر در نسبت جرم صلب به جرم غیرصلب بالاته (r_2). ستون الف، حالت قبل از خستگی ($t/\tau=0$) و ستون ب، حالت بعد از خستگی ($t/\tau=3$) را نشان می‌دهند. مقدار r_2 برای هر شبیه‌سازی در گوشه پایین سمت راست هر زیرشکل نوشته شده است.



شکل 9 اثر تغییر در نسبت جرم صلب به جرم غیرصلب بالاته (r_3). ستون الف، حالت قبل از خستگی ($t/\tau=0$) و ستون ب، حالت بعد از خستگی ($t/\tau=3$) را نشان می‌دهند. مقدار r_3 برای هر شبیه‌سازی در گوشه پایین سمت راست هر زیرشکل نوشته شده است.



شکل 6 مقایسه مقادیر بهینه تابع هدف به دست آمده از دو روش بهینه‌سازی. الف) الگوریتم اجتماع ذرات. ب) الگوریتم جستجوی الکویی مقید

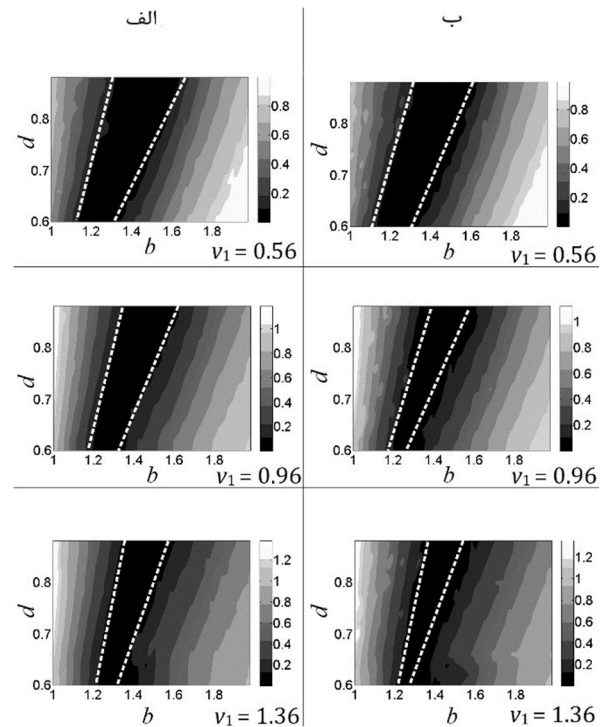


شکل 7 اثر تغییر در نسبت جرم صلب به جرم غیرصلب پایین تنه (r_1). ستون الف، حالت قبل از خستگی ($t/\tau=0$) و ستون ب، حالت بعد از خستگی ($t/\tau=3$) را نشان می‌دهند. مقدار r_1 برای هر شبیه‌سازی در گوشه پایین سمت راست هر زیرشکل نوشته شده است.

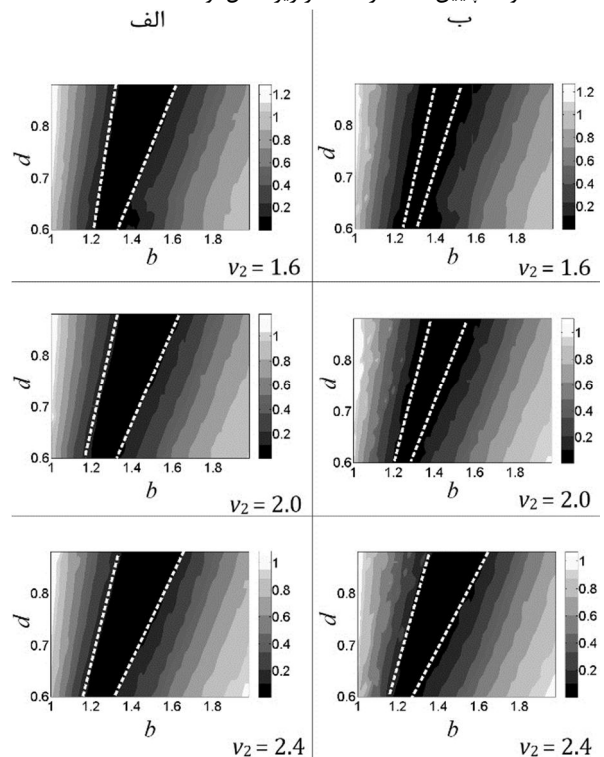
5- بحث و جمع بندی

در این تحقیق، مدل فعال چهار درجه آزادی و تابع هدف ارائه شده در مرجع [22] برای مدل سازی رفتار سیستم عصبی مرکزی، قبل و بعد از خستگی، مورد استفاده قرار گرفت. ابتدا نشان داده شد که الگوریتم هایی نظیر جستجوی الگویی مقید که وابسته به نقطه شروع هستند، برای این نوع مسئله که ترکیبی از تعداد بسیار زیادی مسئله بهینه سازی می باشد مناسب نیست و انتخاب نامناسب روش حل مسئله، سبب نتایج غیردقیق خواهد شد. سپس با استفاده از الگوریتم اجتماع ذرات، به شبیه سازی عملکرد سیستم عصبی مرکزی پرداخته شد. چند تفاوت عمده بین نتایج حالت قبل از خستگی بین این تحقیق و تحقیق انجام شده در ادبیات فن [22] مشاهده می شود. اول اینکه در تحقیق حاضر مقدار مینیمم شده تابع هزینه برای کفش های بسیار نرم و بسیار سفت، دارای تفاوت زیادی نیست. این در حالی است که نتایج شبیه سازی مرجع [22] مقدار تابع هدف را برای کفش های نرم، بسیار بیشتر از کفش های سفت پیش بینی می کند. نتایج تجربی مرجع [29] نشان می دهد که نیروی عکس العمل زمین برای کفش های سفت بیشتر از کفش های نرم می باشد. بنابراین نتایج حاصل از شبیه سازی تحقیق حاضر، سازگاری بیشتری با نتایج تجربی دارد. دوم اینکه در تحقیق حاضر برای کفش های خیلی نرم، مقدار مینیمم شده تابع هدف به مراتب کمتر است بدین معنا که مسئله، جواب های مینیمم تری داشته است که با الگوریتم جستجوی الگویی مقید قابل دسترسی نبوده است. سوم اینکه منطقه امن طراحی در تحقیق حاضر، به مراتب بزرگتر است. چهارم اینکه در منطقه امن طراحی، مقادیر میرایی عضلات (C_2) به مقدار بسیار زیادی تغییر می کند که این یافته، در توافق با فرضیات حاصل از نتایج تجربی است، که نقش میرایی را در تنظیم عضلات، بیشتر دانسته اند [30,25]. علاوه بر این، برای حالت بعد از خستگی، مقایسه نتایج تحقیق جاری با مرجع [2] دو تفاوت عمده را نشان می دهد. اولاً، در تحقیق حاضر، مساحت منطقه امن طراحی بعد از خستگی، به میزان قابل توجهی کاهش می یابد حال آنکه در مرجع [2]، تغییر قابل توجهی در این مقدار قبل و بعد از خستگی گزارش نشده است. ثانیاً، در تحقیق جاری، دامنه ارتعاشی جرم غیرصلب پایین تنه، هم برای کفش های داخل منطقه امن و هم خارج از این منطقه، به میزان قابل توجهی افزایش یافته است. این در حالی است که در مرجع [2] افزایش دامنه، تنها برای کفش های بسیار سفت مشاهده می شود. فریشتن بیشلرن و همکاران [1] در یک تحقیق نشان دادند که دامنه ارتعاشی بافت نرم عضلانی پایین تنه در اثر خستگی به میزان قابل توجهی افزایش می یابد. با توجه به اینکه در تحقیق مذکور از کفش ورزشی مناسب (و نه کفش های خیلی سفت) استفاده شده بود، بنابراین نتایج تحقیق حاضر، همخوانی بیشتری با ادبیات فن دارد.

همچنین برای بررسی پارامتریک وابستگی منطقه امن طراحی به توزیع جرم بدن، با تغییرات نسبت جرم های مدل شده، شبیه سازی ها به منظور یافتن منطقه امن قبل و بعد از خستگی انجام شد. نتایج حاکی از آن است که این منطقه، به شدت به نسبت جرم صلب به جرم غیرصلب پایین تنه، وابسته است و با افزایش این نسبت، به شدت، کاهش می یابد. این مطلب، بدین صورت می تواند کاربرد داشته باشد که در طراحی کفش ورزشی برای افرادی با نسبت جرم صلب به جرم غیرصلب پایین تنه (r_1) پایین، می توان کفش های ورزشی خیلی نرم را نیز جزء کفش های مناسب در نظر گرفت، هرچند اندازه گیری دقیق این پارامتر از لحاظ کلینیکی امکان پذیر نبوده و برای ورود نتایج این تحقیق در صنعت، نیازمند تحقیقات بیشتری است. علاوه بر این معلوم



شکل 10 اثر تغییر در سرعت تماسی جرم های پایین تنه (v_1). زیر شکل های ستون الف، حالت قبل از خستگی ($t/\tau=0$) و زیر شکل های ستون ب، حالت بعد از خستگی ($t/\tau=3$) را نشان می دهند. مقدار v_1 در هر شبیه سازی در گوشه پایین سمت راست هر زیر شکل نوشته شده است.



شکل 11 اثر تغییر در سرعت تماسی جرم های بالاتنه (v_2). زیر شکل های ستون الف، حالت قبل از خستگی ($t/\tau=0$) و زیر شکل های ستون ب، حالت بعد از خستگی ($t/\tau=3$) را نشان می دهند. مقدار v_2 در گوشه پایین سمت راست هر زیر شکل نوشته شده است.

- [4] K. A. Christina, S. C. White, L. A. Gilchrist, Effect of localized muscle fatigue on vertical ground reaction forces and ankle joint motion during running, *Human Movement Science*, Vol. 20, No. 3, pp. 257-276, 2001.
- [5] J. A. Dickinson, S. D. Cook, T. M. Leinhardt, The measurement of shock waves following heel strike while running, *Journal of Biomechanics*, Vol. 18, No. 6, pp. 415-422, 1985.
- [6] Wikstrom EA, Powers ME, T. MD, Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue, *J Athl Training*, Vol. 39, No. 3, pp. 247-253, 2004.
- [7] Augustsson J, Thomee R, Linden C, Folkesson M, Tranberg R, K. J, Single-leg hop testing following fatiguing exercise: reliability and biomechanical analysis, *Scand J Med Sci Sports*, Vol. 16, 2006.
- [8] E. Kellis, V. Kouvelioti, Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, Vol. 19, No. 1, pp. 55-64, 2009.
- [9] C. Nicol, P. V. Komi, P. Marconnet, Fatigue effects of marathon running on neuromuscular performance, *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, Vol. 1, No. 1, pp. 10-17, 1991.
- [10] K. A. Boyer, B. M. Nigg, Muscle activity in the leg is tuned in response to impact force characteristics, *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, No. 10, pp. 1583-1588, 2004.
- [11] J. M. Wakeling, V. Von Tscharnner, B. M. Nigg, P. Stergiou, Muscle activity in the leg is tuned in response to ground reaction forces, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 91, pp. 1307-1317, 2001.
- [12] B. M. Nigg, H. A. Bahlisen, S. M. Luethi, S. Stokes, The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running, *Journal of Biomechanics*, Vol. 20, No. 10, pp. 951-959, 1987.
- [13] S. Dekel, Weissman, S.L, Joint changes after overuse and peak overloading of rabbit knees in vivo, *Acta orthopaedica Scandinavica*, Vol. 49, pp. 519-528, 1978.
- [14] J. Perry, Anatomy and biomechanics of the hindfoot, No. 0009-921X (Print), 19830811 DCOM- 19830811. eng
- [15] M.-G. J.L, Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights, *Journal of Applied Biomechanics*, Vol. 7, No. 2, pp. 201-224, 1991.
- [16] W. Liu, B. M. Nigg, A mechanical model to determine the influence of masses and mass distribution on the impact force during running, *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, No. 2, pp. 219-224, 2000.
- [17] B. M. Nigg, W. Liu, The effect of muscle stiffness and damping on simulated impact force peaks during running, *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, No. 8, pp. 849-856, 1999.
- [18] K. G. M., A. J. Gerritsen, van den Bogert , B. M. Nigg, DIRECT DYNAMICS SIMULATION OF THE IMPACT PHASE IN HEEL-TOE RUNNING, *Journal of Biomchanics*, Vol. 28, No. 6, pp. 661-668, 1995.
- [19] A. A. Zadpoor, A. Asadi Nikooyan, A. Reza Arshi, A model-based parametric study of impact force during running, *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, No. 9, pp. 2012-2021, 2007.
- [20] K. A. Boyer, B. M. Nigg, Soft tissue vibrations within one soft tissue compartment, *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, pp. 645-651, 2006.
- [21] A. A. Zadpoor, A. A. Nikooyan, Modeling muscle activity to study the effects of footwear on the impact forces and vibrations of the human body during running, *Journal of Biomechanics*, Vol. 43, No. 2, pp. 186-193, 2010.
- [22] A. A. Nikooyan, A. A. Zadpoor, An improved cost function for modeling of muscle activity during running, *Journal of Biomechanics*, Vol. 44, No. 5, pp. 984-987, 2011.
- [23] V. v. T. Hendrik Endersn , Benno M. Nigg, Analysis of damped tissue vibrations in time-frequency space: A wavelet-based approach, *Journal of Biomchanics*, Vol. 45, pp. 2855-2859, 2012.
- [24] D. P. Ferris, C. T. Farley, Interaction of leg stiffness and surface stiffness during human hopping, *Journal of Applied Physiology*, Vol. 82, No. 1, pp. 15-22, 1997.
- [25] B. M. Nigg, J. M. Wakeling, Impact forces and muscle tuning: a new paradigm, *Exercise and Sport Sciences Reviews*, Vol. 21, No. 1, pp. 37-41, 2001.
- [26] H. M. Franken, P. H. Veltink, M. Fidler, H. B. K. Boom, Fatigue of intermittently stimulated quadriceps during imposed cyclical lower leg movements, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 3(1), 3-12, 1993.
- [27] J. Kennedy, R. Eberhart, Particle Swarm Optimization, Neural Networks, Proceedings, IEEE International Conference on, 4, 1942-1945, 1995.
- [28] K. Deb, An efficient constraint handling method for genetic algorithms, Computer methods in applied mechanics and engineering, Vol. 186, pp. 311-338, 2000.
- [29] T. J. Lane, K. B. Landorf, D. R. Bonanno, A. Raspovic, H. B. Menz, Effects of shoe sole hardness on plantar pressure and comfort in older people with forefoot pain, *Gait & Posture*, Vol. 39, No. 1, pp. 247-251, 2014 .
- [30] A. M. Wilson, M. P. McGuigan, A. Su, A. J. van den Bogert, Horses damp the spring in their step, *Nature*, Vol. 414, pp. 895-899, 2001.

شد که منطقه امن، با افزایش نسبت جرم پایین تنه به بالاتنه، به مقدار ناچیزی کاهش می یابد. همچنین معلوم شد افزایش یا کاهش نسبت جرم صلب به جرم غیرصلب بالاتنه، تقریباً تأثیری در منطقه امن طراحی ندارد. به علاوه، توزیع جرم بدن باعث تغییر در روند تغییر منطقه امن طراحی در اثر خستگی نمی شود. در نهایت، وابستگی منطقه امن به سرعت های تماسی جرم های بالاتنه و پایین تنه نیز بررسی شد. معلوم شد که با افزایش سرعت تماسی پایین تنه، منطقه امن طراحی کوچکتر می شود یعنی اینکه برای فعالیت هایی مثل راه رفتن (که دارای سرعت تماسی پایین تری است)، منطقه امن بزرگتری نسبت به فعالیت هایی همچون دویدن را می توان متصور بود. همچنین معلوم شد که منطقه امن، وابستگی چندانی به سرعت های تماسی جرم های بالاتنه ندارد.

به طور خلاصه، در این تحقیق، از الگوریتم اجتماع ذرات، برای شبیه سازی عملکرد سیستم عصبی مرکزی در تنظیم عضلات قبل و بعد از خستگی استفاده شد و نتایج شبیه سازی، موفقیت این روش را در تقلید عملکرد سیستم عصبی مرکزی نشان داد. همچنین تأثیر فیزیولوژی بدن (نسبت توزیع جرم) و سرعت های تماسی پایین تنه و بالاتنه، بر عملکرد سیستم عصبی مرکزی و منطقه امن طراحی بررسی گردید. با توجه به اینکه انجام آزمایشات عملی، بسیار پرهزینه و زمان بر می باشد، نتایج این تحقیق می تواند در طراحی بهینه کفش های ورزشی به منظور انجام فعالیت های مختلف ورزشی، و برای گستره متفاوتی از توزیع جرم بدن، مفید باشد.

6- فهرست علائم

b مشخصه سفتی کفش

C_1 میراگر متصل کننده جرم صلب و غیرصلب پایین تنه

C_2 مشخصه میرایی عضلات و تاندون پایین تنه

C_4 مشخصه میرایی اجزای غیرصلب بالاتنه

d مشخصه میرایی کفش

F_g نیروی عکس العمل عمودی زمین

k_1 فنر فشاری متصل کننده جرم صلب و غیرصلب پایین تنه

k_2 مشخصه سفتی عضلات و تاندون پایین تنه

k_3 مشخصه سفتی عضلات و تاندون متصل کننده پایین تنه به بالاتنه

k_4 مشخصه سفتی اجزای غیرصلب بالاتنه

k_5 مشخصه سفتی متصل کننده جرم صلب و غیرصلب بالاتنه

m_1 جرم صلب پایین تنه

m_2 جرم غیرصلب پایین تنه

m_3 جرم صلب بالاتنه

m_4 جرم غیرصلب پایین تنه

v_1 سرعت تماسی جرم های پایین تنه

v_2 سرعت تماسی جرم های بالاتنه

7- مراجع

- [1] L. M. S. Bernd Friesenbichlern, Peter Federolf, Benno M. Nigg, Tissue vibration in prolonged running, *Journal of Biomechanics*, Vol. 44, pp. 116-120, 2011.
- [2] A. A. N. A. A. Zadpoor, Effects of Muscle Fatigue on the Ground Reaction Force and Soft Tissue Vibrations during Running: A Model Study *IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING*, 2012.
- [3] Zadpoor. A. A., N. A. A., The effects of lower-extremity muscle fatigue on the vertical ground reaction force: A meta-analysis, *Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 226, No. 8, pp. 579-588, 2012.