



بررسی اثر دینامیکی ارتفاع پاشنه کفش بر روی مفاصل پایین تنه در حین راه رفتن

اعظم کریمی¹، علی مختاریان^{2*}، محمدتقی کریمی³

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد خمینی شهر، خمینی شهر

2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد خمینی شهر، خمینی شهر

3- دانشیار، ارتوپدی فنی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز، شیراز

* خمینی شهر، صندوق پستی 84175-119، mokhtarian@iaukhsh.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 21 آذر 1395

پذیرش: 21 اسفند 1395

ارائه در سایت: 09 اردیبهشت 1396

کلید واژگان:

کفش پاشنه بلند

پای ایستا

نیرو

گشتاور

مفاصل پایین تنه

چکیده

هدف از پژوهش حاضر بررسی دینامیکی و تعیین اثر کفش‌های پاشنه بلند بر میزان نیروها و گشتاورهای داخلی ایجاد شده در مفاصل پایین تنه (مفصل ران، زانو و مچ پا) در حین راه رفتن بر روی زمین بوده است. برای انجام این کار، آنالیز حرکتی فرد مورد آزمایش در دو حالت راه رفتن با پای پرهنه و با کفش پاشنه بلند را در یک مرکز تحقیقاتی عضلانی-اسکلتی انجام داده و اطلاعات سینماتیکی مورد نیاز از جمله ماتریس‌های دوران، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای اعضای پایین تنه به کمک اطلاعات به دست آمده از تست حرکت و با استفاده از تحلیل سینماتیکی اعضا استخراج شده است. همچنین نیروی کف پای ایستا با استفاده از صفحه نیروسنج نصب شده در آزمایشگاه اندازه‌گیری شده و با ارائه یک مدل دینامیکی سه بعدی از اعضای پایین تنه، با حل مسأله دینامیک معکوس مدل ارائه شده، نیروها و گشتاورهای مفاصل در دو حالت فوق‌الذکر در طی فاز ایستای یک سیکل گامی محاسبه شده است. براساس نتایج به دست آمده از بررسی اثر دینامیکی کفش‌های پاشنه بلند بر روی مفاصل پایین تنه در حین راه رفتن، بین دو حالت راه رفتن بدون کفش و با کفش پاشنه بلند تغییرات نیرویی داخلی چشمگیری در مفاصل ران، زانو و مچ پا مشاهده نشد. این در حالیست که گشتاورهای داخلی این مفاصل در حالت راه رفتن با کفش پاشنه بلند افزایش قابل توجهی نسبت به حالت راه رفتن بدون کفش به همراه داشته است. با توجه به نتایج به دست آمده، پوشیدن کفش‌های پاشنه بلند در درازمدت می‌تواند منجر به آسیب دیدن مفاصل پایین تنه و به ویژه مفصل زانو و همچنین عضلات محرک این مفاصل شود.

Investigation of Dynamic Heel Height Effect of Shoe on Joints of Lower Body during Walking

Azam Karimi¹, Ali Mokhtarian^{1*}, Mohammad Taghi Karimi²

1- Department of Mechanical Engineering, Khomeinishahr Branch Islamic Azad University, Khomeinishahr/Isfahan, Iran

2- Department of Orthotics and Prosthetics, Shiraz University of Medical Sciences, Shiraz, Iran

* P.O.B. 84175-119, Khomeinishahr, Iran, mokhtarian@iaukhsh.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper

Received 11 December 2016

Accepted 11 March 2017

Available Online 29 April 2017

Keywords:

High-heel shoe

Stance leg

Force

Moment

Joints of lower legs

ABSTRACT

The aim of this research is to dynamically investigate the effect of high-heel shoes on the amount of internal forces and torques produced in the lower body joints (hip, knee, and ankle joints) during walking. To do so, the gait analysis of the subject, in two states of walking barefoot and with high-heel shoes, has been conducted in a Musculoskeletal Research Center and then the required kinematic data including rotation matrices, angular velocity and angular acceleration of lower legs using kinematic analysis of legs have been derived. Also, the ground reaction forces have been measured using a force plate installed in the lab and by presenting a 3D dynamic model of lower legs and solving the inverse dynamic problem of model, forces and moments of the joints for the two above modes during stance phase of a gait cycle have been calculated. Based on obtained results from investigation of dynamic effect of high-heel shoes during walking, variations of internal joint forces have not been salient. However, internal joint moments in state of gait with high-heel shoes with respect to barefoot walking increased considerably. According to the results, long-term use of high-heel shoes can lead to damage of lower body joints, especially the knee joint, as well as driving muscles of these joints.

1- مقدمه

باعث قوس زیاد کمر شده و برای جلوگیری از متمایل شدن بدن به سمت جلو، گردن به جلو کشیده شده و رشته‌های عصبی کمر و گردن تحت فشار قرار می‌گیرد. به‌طور کلی پوشیدن کفش پاشنه بلند موجب تغییر سینماتیک راه رفتن شده و می‌تواند اثرات بالقوه منفی بر بدن ایجاد کند [2]. ایسن هاردت و همکاران در مورد توزیع فشار اندازه‌گیری شده در کف پا برای پای

در یک چشم انداز تاریخی مشخص می‌شود که سابقه زنان در پوشیدن کفش پاشنه بلند از چند صد سال پیش بوده و مقالات متعددی در مورد جنبه‌های ناسالم استفاده از کفش‌های پاشنه بلند هشدار داده است [1]. مطابق تحقیقات آناتومی در زمینه کفش پاشنه دار، بلندی پاشنه کفش

Please cite this article using:

A. Karimi, A. Mokhtarian, M. T. Karimi, Investigation of Dynamic Heel Height Effect of Shoe on Joints of Lower Body during Walking, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 4, pp. 399-409, 2017 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

A. Karimi, A. Mokhtarian, M. T. Karimi, Investigation of Dynamic Heel Height Effect of Shoe on Joints of Lower Body during Walking, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 4, pp. 399-409, 2017 (in Persian)

خواهیم پرداخت. در ادامه با شبیه‌سازی معادلات حرکت اعضا، نمودار زمانی مقادیر برآیند نیروها و گشتاورهای داخلی مفاصل پایین‌تنه تعیین و نتایج در دو حالت راه رفتن با کفش پاشنه بلند و بدون کفش مقایسه شده و در مورد تأثیر دینامیکی پوشیدن کفش پاشنه بلند بحث می‌شود.

2- تحلیل سینماتیکی پایین‌تنه در حین راه رفتن

پیش از ارائه یک مدل سه‌بعدی از حرکت اعضای پایین‌تنه، لازم است یک تحلیل سینماتیکی کامل منطبق بر حرکت واقعی اعضای بدن در هنگام راه رفتن صورت پذیرد. در این‌جا با ثبت لحظه‌ای مختصات حرکت سه نقطه معین غیر واقع بر یک خط راست برای هر عضو کاربر انتخاب شده در حین راه رفتن می‌توانیم با استفاده از مبانی و اصول سینماتیکی، زوایای اوپلر، ماتریس دوران، سرعت زوایای و شتاب زوایای متناظر آن عضو را برحسب زمان استخراج کنیم. جزئیات مربوطه در ادامه ارائه می‌شود.

2-1- ثبت حرکت با استفاده از تصویربرداری مادون قرمز

آنالیز حرکت و تعیین زوایای حرکتی هر یک از اعضای بدن در حین راه رفتن به روش‌های متعددی در مراکز تحقیقات عضلانی-اسکلتی توانبخشی انجام می‌گیرد [11, 12]. روش تصویربرداری مادون قرمز⁴ یک روش نوین و بسیار دقیق در آنالیز سه‌بعدی حرکت به شمار می‌رود که در حال حاضر نیز بسیار رایج گردیده است. در این روش پس از چسباندن نشانگرهای نوری⁵ خاص منعکس‌کننده مادون قرمز بر نقاط برجسته استخوانی⁶ معین شده بر روی هر عضو فرد، مسیر سه‌بعدی حرکت هر یک از آن‌ها توسط دوربین‌های مادون قرمز کار گذاشته شده در آزمایشگاه، در طی زمان و با فرکانس زمانی بسیار بالا ثبت می‌شود. جهت ثبت موقعیت، در هر لحظه از حرکت هر نشانگر باید حداقل به‌وسیله دو دوربین دیده شود؛ همان‌طور که می‌دانیم جهت تحلیل سینماتیکی هر عضو به مسیر زمانی حرکت حداقل سه نشانگر غیر واقع بر یک خط راست بر روی عضو نیاز است. بنابراین برای هر عضو وجود حداقل سه برجستگی استخوانی جهت اتصال نشانگرها ضروری می‌باشد. در تحلیل سینماتیکی، استفاده از نشانگرهای قرار گرفته بر روی برجستگی‌های استخوانی هر عضو پایین‌تنه خطای کمتری را از نقطه‌نظر انطباق محاسبات با واقعیت می‌تواند ایجاد نماید. "شکل 1" نمایی از ثبت حرکت نشانگرهای متصل شده بر برجستگی‌های استخوانی یک کاربر سالم در حین راه رفتن، در مرکز تحقیقات عضلانی-اسکلتی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان را نشان می‌دهد.

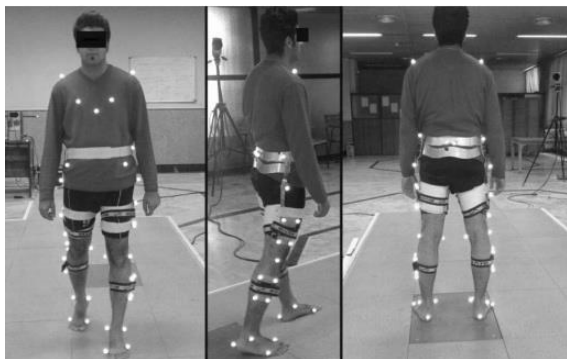


Fig. 1 The motion analysis of a healthy subject

شکل 1 آنالیز حرکتی راه رفتن یک کاربر سالم

برهنه در مقابل استفاده از کفش پاشنه بلند و افزایش فشار ناشی از ارتفاع پاشنه تحقیقاتی را انجام دادند. در طی این مطالعه دریافتند که پوشیدن کفش پاشنه‌بلند باعث افزایش دامنه خمشی در زانو می‌شود [3]. کریگان و همکاران دریافتند که کشش تاندون‌های خم‌کننده اندام فوقانی یا تحتانی در اثر پوشیدن کفش‌های پاشنه بلند افزایش می‌یابد و در هنگام استفاده از کفش پاشنه بلند خمیدگی مفصل زانو (واروس خارجی) در صفحه فرونتال¹ رو به افزایش است [4]. استیل و همکاران به بررسی عملکرد مفاصل پایین‌تنه شامل حرکت زاویه‌ای و نیروی ماهیچه‌ها در صفحات فرونتال و ساجیتال² پرداختند. نتایج مطالعه آن‌ها نشان‌دهنده آن است که پوشیدن کفش‌های پاشنه بلند عملکرد و نیروی عضله خم‌کننده در کف پا را کاهش می‌دهد. این در حالیست که نیروی عضلات خم‌کننده کمر در طول انتقال از مرحله کشیدگی به چرخش افزایش می‌یابد. همچنین، در صفحه فرونتال، واروس زانو و کمر افزایش می‌یابد [5]. کریگان و همکاران به بررسی تأثیر پوشیدن کفش‌های پاشنه بلند در افزایش گشتاور در مفصل زانو و ارتباط آن با پیشرفت بیماری ساییدگی زانو (آرتروز) با ارائه یک تحلیل سه‌بعدی پرداختند [6]. بارکما و همکاران به تعیین گشتاور داخلی مفاصل مچ پا، زانو و مفصل ران پای ایستا در صفحه فرونتال در حین راه رفتن پرداختند. آن‌ها مطالعات خود را برای ارتفاع‌های متفاوت پاشنه به انجام رساندند و مشاهده کردند که با افزایش ارتفاع پاشنه دامنه گشتاور داخلی زانو و مفصل ران افزایش قابل توجه‌ای می‌یابد [7]. سیمنسن و همکاران با استفاده از تحلیل دینامیکی سه بعدی به محاسبه گشتاورهای داخلی مفاصل پای ایستا پرداختند. ایشان همچنین با اندازه‌گیری میزان فعالیت ماهیچه‌های اصلی مؤثر در راه رفتن به نتایجی که گویای افزایش فعالیت ماهیچه‌ای در حین استفاده از کفش پاشنه-بلند می‌باشد دست یافتند [8]. لیو و همکاران به بررسی چگونگی تغییر گشتاور داخلی مچ پا در صفحات اصلی بدن با پوشیدن کفش‌های پاشنه‌بلند پرداختند. نتیجه پژوهش آن‌ها بیانگر افزایش گشتاور مچ پا در صفحه ساجیتال همراه با افزایش نیروی ماهیچه‌های محرک مچ پا و همچنین عدم تغییر محسوس در گشتاور مچ در صفحه افقی بدن بوده است [9]. ناواگ و همکاران به بررسی اثر سینماتیکی ناشی از پوشیدن کفش‌های پاشنه‌دار پرداخته‌اند. آن‌ها همچنین سعی نموده‌اند تا ارتفاع مناسب پاشنه برای کفش را نیز بیابند. نتایج تحقیق آن‌ها نشان می‌دهد که مناسب‌ترین ارتفاع برای پاشنه 4.13 سانتی‌متر است [10].

در تحقیق حاضر نیز با ارائه یک مدل دینامیکی سه‌بعدی از اعضا و مفاصل پایین‌تنه به بررسی و تحلیل اثر پاشنه بلند کفش بر روی نیروها و گشتاورهای داخلی مفاصل پرداخته شده است. مطابق جستجوی جامع انجام گرفته، تاکنون به روند تحلیل سه بعدی سینماتیکی و دینامیکی اعضا و به ویژه چگونگی تغییرات نیروی داخلی مفاصل پایین‌تنه در هنگام راه رفتن با کفش‌های پاشنه بلند در مقایسه با راه رفتن بدون کفش اشاره‌ای نشده است. البته در این پژوهش مقدار گشتاور داخلی مفاصل نیز با شبیه‌سازی معادلات دینامیک معکوس در طی راه رفتن در دو حالت مذکور تعیین و بررسی می‌شود. در ادامه ارائه این مقاله، ابتدا با استفاده از اطلاعات به‌دست آمده از آنالیز حرکت راه رفتن فرد مورد آزمایش در یک مرکز تحقیقاتی، به تحلیل سینماتیکی اعضای پایین‌تنه با فرض مدل جسم صلب برای آن‌ها می‌پردازیم. پس از آن به تشریح استخراج معادلات دینامیکی مدل دینامیکی اعضای پای ایستا³ به روش نیوتن- اوپلر جهت تعیین نیروها و گشتاور داخلی مفاصل

⁴ Infrared Television Imaging

⁵ Optical markers

⁶ Bony landmarks

¹ Frontal plane

² Sagittal plane

³ Stance leg

نشانگرهای اولیه و نشانگرهای کالبراسیون هر عضو (M_2, M_3, C_1, C_2) در حالت نرمال ایستادن فرد، وضعیت دستگاه مختصات آناتومی متناظر آن عضو معین می‌شود. البته لازم به ذکر است که پس از انجام عملیات کالبراسیون می‌توان نشانگرهای اضافی (C_1, C_2) را از کاربر جدا کرده و پس از آن نسبت به انجام مرحله ثبت الگوی راه رفتن کاربر با استفاده از نشانگرهای اصلی اولیه (M_1, M_2, M_3) و در طی سیکل‌های متناوب گامی اقدام نمود.

2-3- زوایای اوپلر و ماتریس‌های دوران اعضا

همان‌طور که می‌دانید در تحلیل سینماتیکی اجسام صلب در حرکت فضایی کلی و در تعیین روابط سرعت‌ها و شتاب‌ها به ماتریس دوران آن‌ها نسبت به چارچوب مرجع در طی زمان حرکت نیاز است. با توجه به این‌که در مدل ارائه شده از پایین‌تنه، هر عضو به صورت یک جسم صلب در نظر گرفته شده است لازم است ماتریس دوران و ارتباط آن با زوایای اوپلر انتخاب شده برای هر عضو را در طی زمان حرکت و تحلیل دینامیکی مسأله، معین کنیم [14]. در اینجا، مقصود از ماتریس دوران عضو، همان ماتریس دوران دستگاه مختصات آناتومی عضو نسبت به دستگاه مختصات مرجع می‌باشد.

جهت دستیابی به ماتریس دوران هر عضو، در ابتدا و پس از تعیین دو دستگاه مختصات محلی نشانگرها و آناتومی بر روی هر عضو، با در اختیار داشتن داده‌های عددی مختصات نشانگرها در زمان کالبراسیون، ماتریس دوران بین این دو دستگاه مختصات محلی را به سادگی استخراج می‌کنیم. چنانچه ماتریس دوران تبدیل دستگاه مختصات محلی نشانگرها به دستگاه مختصات محلی آناتومی هر عضو را با R_{MA} نشان دهیم، با توجه به "شکل 2" و با استفاده از بردارهای یک‌ه این دو دستگاه محلی، درایه‌های ماتریس دوران بین آن‌ها مطابق رابطه (1) قابل بیان می‌باشد.

$$(R_{MA})_{ij} = \hat{m}_i \cdot \hat{c}_j \quad (1)$$

که در رابطه (1)، بردارهای یک‌ه دستگاه مختصات نشانگرها در هر لحظه از طریق روابط (2)، (3) و (4) با استفاده از بردارهای مکان سه نشانگر نوری (M_1, M_2, M_3) واقع بر عضو براساس توضیح ارائه شده برای "شکل 2" قابل محاسبه می‌باشد.

$$\hat{m}_3 = \frac{\vec{r}_{OM_3} - \vec{r}_{OM_1}}{\|\vec{r}_{OM_3} - \vec{r}_{OM_1}\|} \quad (2)$$

$$\hat{m}_2 = \frac{(\vec{r}_{OM_3} - \vec{r}_{OM_1}) \times (\vec{r}_{OM_2} - \vec{r}_{OM_1})}{\|(\vec{r}_{OM_3} - \vec{r}_{OM_1}) \times (\vec{r}_{OM_2} - \vec{r}_{OM_1})\|} \quad (3)$$

$$\hat{m}_1 = \frac{\hat{m}_2 \times \hat{m}_3}{\|\hat{m}_2 \times \hat{m}_3\|} \quad (4)$$

با در نظر گرفتن صلبیت اعضا و مبتنی بر استفاده از موقعیت برجستگی‌های استخوانی آن‌ها، می‌توان اذعان نمود که ماتریس دوران بین دستگاه مختصات نشانگرها و دستگاه مختصات آناتومی متناظر هر عضو، ثابت بوده و در طی راه رفتن فرد تغییری نخواهد کرد. همچنین با وجود مختصات ثبت‌شده هر یک از نشانگرهای معرف دستگاه مختصات محلی نشانگرهای هر عضو پایین‌تنه، در هر لحظه از راه رفتن کاربر می‌توان ماتریس دوران بین این دستگاه مختصات محلی و دستگاه مختصات مرجع را تعیین کرد. چنانچه ماتریس دوران تبدیل دستگاه مختصات مرجع به دستگاه مختصات نشانگرها را با R_{GM} نشان دهیم، با استفاده از بردارهای یک‌ه این دو دستگاه (که در "شکل 2" نمایش داده شده‌اند) درایه‌های ماتریس دوران متناظر مطابق رابطه (5) به سادگی قابل محاسبه می‌باشد.

$$(R_{GM})_{ij} = \hat{g}_i \cdot \hat{m}_j \quad (5)$$

با استفاده از قضیه حاصل‌ضرب ماتریس‌های دوران متوالی، ماتریس

در این مرکز تعداد هفت دوربین در نقاط مختلف آزمایشگاه در اطراف کاربر قرار گرفته که پیش از ثبت حرکت، تنظیمات لازم بر روی آن‌ها جهت دیده شدن تمامی نشانگرها، با به‌کارگیری نرم‌افزار مدیریت تعقیب مسیر¹ نصب شده بر کامپیوتر رابط، ایجاد می‌شود. با استفاده از QTM، سیگنال‌های خروجی از دوربین‌ها، در هر دوره زمانی (با فرکانس 100 فریم در ثانیه) به مقادیر عددی مختصات نشانگرها در دستگاه مختصات مرجع از پیش تعیین شده تبدیل می‌شود. همچنین این نرم‌افزار قابلیت فیلتر کردن داده‌ها و پُر نمودن گپ‌های ایجاد شده در ثبت داده‌ها و نیز رسم نمودارهای متناظر حرکت نشانگرها و نمایش سه‌بعدی نشانگرها و غیره را در حین راه رفتن کاربر دارا می‌باشد.

2-2- تعیین دستگاه‌های مختصات محلی اعضا

در آنالیز سینماتیکی سیکل راه رفتن علاوه بر دستگاه مختصات کلی، دو دستگاه مختصات محلی نیز برای هر عضو در نظر گرفته می‌شود. مطابق "شکل 2"، یک دستگاه مختصات محلی با استفاده از سه نشانگر اصلی قرار داده شده بر برجستگی‌های استخوانی عضو تعریف می‌شود که با عنوان دستگاه مختصات نشانگرها² شناخته می‌شود.

این دستگاه به طریق دلخواه به‌گونه‌ای بنا می‌شود که خط واصل دو نشانگر نوری (M_1, M_3)، منطبق بر یکی از محورهای مختصات (z_m) بوده و همچنین یکی دیگر از محورها (y_m) بر صفحه در برگیرنده سه نشانگر (M_1, M_2, M_3) عمود باشد. بدیهی است محور دیگر (x_m) نیز به صورت عمود بر دو محور قبلی تعریف می‌شود. دستگاه مختصات محلی دیگر همان دستگاه مختصات آناتومی³ هر عضو است که دارای تعاریف استاندارد معینی در حیطه موضوعات بیومکانیکی بدن انسان می‌باشد [13]. تعیین دستگاه‌های مختصات آناتومی قبل از شروع حرکت کاربر و ثبت مسیر نشانگرهای اعضا و در طی یک پروسه کالبراسیون انجام می‌گیرد. در این مرحله به تعداد کافی نشانگر اضافی با نام نشانگر کالبراسیون (C_1, C_2) در نقاط اضافی برجسته اعضا و مفاصل آن‌ها قرار داده می‌شود و از کاربر خواسته می‌شود در حالت ایستاده نرمال به مدت چند ثانیه قرار بگیرد. در این مدت سیستم جهت ثبت موقعیت همگی نشانگرها فعال می‌باشد. با استفاده از موقعیت مکانی برخی از

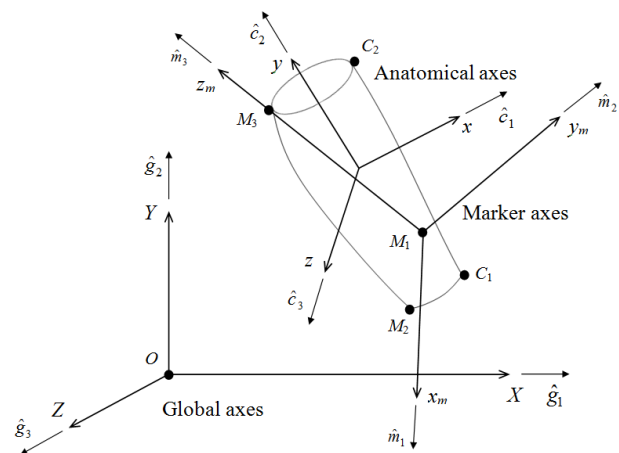


Fig. 2 The marker and anatomical coordinate systems of a lower segment

شکل 2 دستگاه‌های مختصات محلی نشانگرها و آناتومی یک عضو پایین‌تنه

¹ Qualisys Track Manager (QTM)

² Marker axes

³ Anatomical axes

روابط (14) و (15) قابل محاسبه می‌باشد.

$$\ddot{\alpha} = \frac{d}{dt} \dot{\omega} = R \dot{R}^T + \ddot{R} R^T \quad (14)$$

$$\ddot{\alpha} = -\ddot{\alpha}(2,3)\hat{I} + \ddot{\alpha}(1,3)\hat{J} - \ddot{\alpha}(1,2)\hat{K} \quad (15)$$

بنابراین با در نظر گرفتن بیان ماتریس دوران هر عضو برحسب زوایای اوایلر متناظر در هنگام راه رفتن، بردار سرعت زوایای و شتاب زوایای هر عضو به صورت تابعی از زوایای سه‌گانه اوایلر و مشتقات آن‌ها، به شکل کلی ارائه شده در روابط (16) و (17) بیان می‌شود.

$$\vec{\omega} = (s_{\theta}\dot{\psi} + \dot{\theta})\hat{I} + (c_{\theta}\dot{\theta} - s_{\theta}c_{\theta}\dot{\psi})\hat{J} + (s_{\theta}\dot{\theta} + c_{\theta}c_{\theta}\dot{\psi})\hat{K} \quad (16)$$

$$\ddot{\alpha} = \frac{d\vec{\omega}}{dt} = \ddot{\alpha}(\psi, \theta, \phi, \dot{\psi}, \dot{\theta}, \dot{\phi}, \ddot{\psi}, \ddot{\theta}, \ddot{\phi}) \quad (17)$$

حال با به کارگیری روابط سینماتیکی تعیین سرعت و شتاب بین دو نقطه از جسم صلب می‌توان سرعت و شتاب هر نقطه از عضو موردنظر را با استفاده از بردارهای سرعت‌زوایای و شتاب زوایای متناظر محاسبه کرد. در این‌جا، جهت تشکیل معادلات حرکت سیستم به روش نیوتن- اوایلر، محاسبه شتاب مرکز جرم هر عضو از مدل ارائه شده ضروری می‌باشد. در مدل ارائه شده، هر عضو به شکل یک جسم صلب مدل شده و کلیه مفاصل پایین‌تنه با مفصل کروی مدل شده‌اند که در مورد این فرضیات در بخش‌های بعد توضیح بیشتری ارائه خواهد گردید (شکل 3).

به این ترتیب با شروع از نقطه پاشنه پای ایستا، شتاب نقاط مفصلی و مراکز جرم اعضا را برحسب زوایای اوایلر اعضای پاها برحسب زمان و مشتقات آن‌ها مطابق روابط (18) تا (22) می‌توان بیان کرد [17]. مطابق "شکل 3"، در این روابط O_K, O_A, O_H به ترتیب نقاط پاشنه، مفصل مچ و مفصل زانوئی پای ایستا و نیز C_T, C_S, C_F مراکز جرم اعضای کف، ساق و ران پای ایستا می‌باشند.

$$\vec{a}_{C_F} = \vec{a}_{O_H} + \vec{\alpha}_F \times \vec{r}_{O_H C_F} + \vec{\omega}_F \times (\vec{\omega}_F \times \vec{r}_{O_H C_F}) \quad (18)$$

$$\vec{a}_{O_A} = \vec{a}_{O_F} + \vec{\alpha}_F \times \vec{r}_{O_F O_A} + \vec{\omega}_F \times (\vec{\omega}_F \times \vec{r}_{O_F O_A}) \quad (19)$$

$$\vec{a}_{C_S} = \vec{a}_{O_A} + \vec{\alpha}_S \times \vec{r}_{O_A C_S} + \vec{\omega}_S \times (\vec{\omega}_S \times \vec{r}_{O_A C_S}) \quad (20)$$

$$\vec{a}_{O_K} = \vec{a}_{O_A} + \vec{\alpha}_S \times \vec{r}_{O_A O_K} + \vec{\omega}_S \times (\vec{\omega}_S \times \vec{r}_{O_A O_K}) \quad (21)$$

$$\vec{a}_{C_T} = \vec{a}_{O_K} + \vec{\alpha}_T \times \vec{r}_{O_K C_T} + \vec{\omega}_T \times (\vec{\omega}_T \times \vec{r}_{O_K C_T}) \quad (22)$$

3- تحلیل دینامیکی حرکت بدن در حین راه رفتن

پس از انجام تحلیل سینماتیکی و استخراج سرعت زوایای و شتاب زوایای

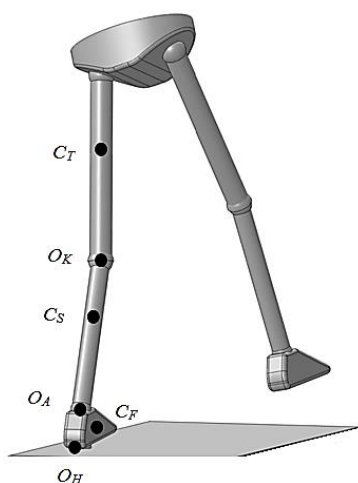


Fig. 3 The kinematic model of stance leg during ground walking

شکل 3 مدل سینماتیکی پای ایستا در طی راه رفتن بر روی زمین

دوران تبدیل دستگاه مختصات مرجع به دستگاه مختصات آناتومی که معرف ماتریس دوران عضو موردنظر نسبت به دستگاه مرجع واقع بر چارچوب اینرسی می‌باشد را با استفاده از رابطه (6) می‌توان در هر لحظه محاسبه نمود.

$$R = R_{GA} = R_{GM} R_{MA} \quad (6)$$

همان‌طور که می‌دانید دوازده حالت ممکن از نقطه‌نظر ترتیب دوران‌های سه‌گانه دستگاه مختصات حول محورهای دستگاه جاری برای دستیابی به زوایای اوایلر وجود دارد [15]. انتخاب هر یک از این حالت‌ها هر چند از نظر تحلیل دینامیکی تفاوتی ندارد لکن از دیدگاه بیومکانیکی با توجه به تعریف آناتومی موجود برای هر یک از زوایای چرخشی هر یک از اعضای پایین‌تنه حائز اهمیت است.

ماتریس دوران دستگاه مختصات آناتومی هر عضو نسبت به دستگاه مختصات مرجع، براساس زوایای متوالی اوایلر (ψ, θ, ϕ) حول محورهای به ترتیب x, y و z را می‌توان با ضرب ماتریس‌های دوران متناظر محورها با استفاده از رابطه (7) بیان کرد.

$$R = R_{z(\phi)} R_{x(\theta)} R_{y(\psi)} = \begin{bmatrix} c_{\psi}c_{\theta} & -s_{\psi}c_{\theta} & s_{\theta} \\ s_{\psi}c_{\theta} + c_{\psi}s_{\theta}s_{\phi} & c_{\psi}c_{\theta} - s_{\psi}s_{\theta}s_{\phi} & -c_{\theta}s_{\phi} \\ s_{\psi}s_{\theta} - c_{\psi}c_{\theta}s_{\phi} & c_{\psi}s_{\theta} + s_{\psi}s_{\theta}s_{\phi} & c_{\theta}c_{\phi} \end{bmatrix} \quad (7)$$

که در آن c و s به ترتیب جایگزین $\cos$ و $\sin$ شده‌اند. همچنین، رابطه بین مؤلفه‌های یک بردار دلخواه در دستگاه مختصات آناتومی xyz و دستگاه مختصات مرجع XYZ با استفاده از ماتریس دوران عضو و از طریق رابطه (8) بیان می‌شود.

$$[X, Y, Z] = R[x, y, z]^T \quad (8)$$

پس از بیان ماتریس دوران هر عضو برحسب زوایای اوایلر می‌توان با استفاده از مقادیر عددی محاسبه شده برای درایه‌های ماتریس دوران، مقدار عددی هر یک از این زوایا را در هر لحظه از زمان حرکت تعیین کرد. روابط (9) تا (11) بیانگر چگونگی محاسبه زوایای اوایلر عضو (ψ, θ, ϕ) با استفاده از مقادیر به دست آمده برای درایه‌های ماتریس دوران عضو (R) در هر لحظه از سیکل گامی می‌باشد.

$$\theta = \sin^{-1}(R(1,3)) \quad (9)$$

$$\phi = \begin{cases} \sin^{-1}\left(\frac{-R(1,3)}{\cos(\theta)}\right) & \text{اگر } \frac{R(3,3)}{\cos(\theta)} > 0 \\ \pi - \sin^{-1}\left(\frac{-R(1,3)}{\cos(\theta)}\right) & \text{اگر } \frac{R(3,3)}{\cos(\theta)} \leq 0 \end{cases} \quad (10)$$

$$\psi = \begin{cases} \sin^{-1}\left(\frac{-R(1,2)}{\cos(\theta)}\right) & \text{اگر } \frac{R(1,1)}{\cos(\theta)} > 0 \\ \pi - \sin^{-1}\left(\frac{-R(1,2)}{\cos(\theta)}\right) & \text{اگر } \frac{R(1,1)}{\cos(\theta)} \leq 0 \end{cases} \quad (11)$$

4-2- سرعت زوایای و شتاب زوایای اعضا

پیش از استخراج معادلات حرکت لازم است سرعت زوایای و شتاب زوایای هر عضو را محاسبه کنیم. از سینماتیک اجسام صلب می‌دانیم که بردار سرعت زوایای هر جسم صلب با استفاده از ماتریس پادمتقارن حاصل از حاصل ضرب ماتریس دوران و مشتق زمانی آن و از طریق روابط (12) و (13) قابل محاسبه بوده و می‌توان آن را در دستگاه مختصات مرجع بیان کرد [16].

$$\vec{\omega} = \dot{R} R^T \quad (12)$$

$$\vec{\omega} = -\vec{\omega}(2,3)\hat{I} + \vec{\omega}(1,3)\hat{J} - \vec{\omega}(1,2)\hat{K} \quad (13)$$

همچنین بردار شتاب زوایای هر عضو نیز پس از مشتق‌گیری از ماتریس پادمتقارن نظیر سرعت زوایای $(\vec{\omega})$ ، در دستگاه مرجع اینرسی و از طریق

اعضا و نیز ارائه روابط سرعت و شتاب نقاط به تحلیل مدل دینامیکی مفروض جهت استخراج معادلات حرکت خواهیم پرداخت. در این جا، سعی بر آن بوده است مدل سه‌بعدی ارائه شده از نظر حرکت اعضا در حین راه رفتن کاربر و همچنین شرایط اعمال نیروها و گشتاورها به سیستم، از انطباق خوبی با واقعیت برخوردار باشد. در ادامه به توضیحات کامل‌تری در این رابطه خواهیم پرداخت.

3-1- تعیین مرکز مفصل ران

یک مسأله بسیار مهم در مباحث بیومکانیکی حرکات پایین‌تنه، تعیین موقعیت دقیق مرکز مفصل ران¹ در لگن به‌عنوان مرکز دوران استخوان ران نسبت به لگن می‌باشد. تعیین موقعیت مرکز مفصل کروی ران در لگن هنوز به‌عنوان یک چالش مهم در آنالیز راه رفتن مطرح بوده و تحقیقات متعددی جهت تعیین دقیق موقعیت مرکز این مفصل به انجام رسیده است. برخی از روش‌های ارائه شده در این زمینه براساس تکنیک‌های اندازه‌گیری با استفاده از تصاویر رادیولوژی گرفته شده از لگن فرد موردنظر می‌باشد. روش‌هایی نیز مبتنی بر استفاده از یک دسته معادلات معین که با استفاده از بررسی اجساد و تصاویر گرفته شده از عضو به‌دست آمده وجود دارد. در برخی دیگر از روش‌ها نیز با ایجاد حرکت‌های چرخشی مشخص برای ران نسبت به لگن و ثبت مختصات نشانگرهای قرار گرفته بر آن‌ها و سپس اعمال الگوریتم نوشته شده بر حرکت نشانگرها، موقعیت مفصل ران در لگن تعیین می‌شود [18].

تعیین نقطه مرکزی مفصل ران در لگن در ارائه یک مدل دینامیکی دقیق‌تر از اعضای پایین‌تنه از اهمیت ویژه‌ای در مدل‌های بیومکانیکی و از جمله در تحقیق حاضر برخوردار است. در این جا، روش ارائه شده توسط پل و همکارانش جهت تعیین موقعیت مرکز مفصل ران در لگن به‌کار برده شده است [19]. در این روش، موقعیت مفصل ران پای راست با استفاده از روابطی که براساس موقعیت چهار برجستگی استخوانی قابل دسترسی جلو² و پشت³ لگن تعیین شده‌اند، مطابق روابط (23)، (24) و (25) تخمین زده می‌شود.

$$x_H = -0.19 PW \quad (23)$$

$$y_H = -0.30 PW \quad (24)$$

$$z_H = 0.36 PW \quad (25)$$

که در آن x_H و y_H و z_H مختصه‌های مرکز مفصل ران پای راست در دستگاه مختصات آناتومی تعریف شده لگن مطابق "شکل 4" می‌باشند.

همچنین، PW فاصله بین دو برجستگی‌های استخوانی جلوی لگن

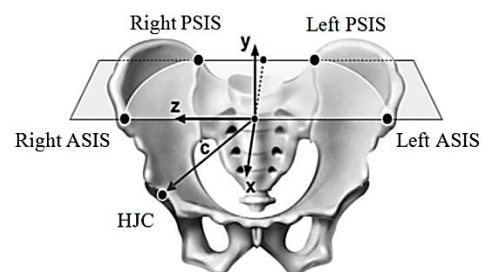


Fig. 4 The aspect of position of hip joint center in pelvis respect to origin of anatomical coordinate system (Ref.[20])

شکل 4 نمای موقعیت مرکز مفصل ران در لگن نسبت به مبدأ دستگاه مختصات آناتومی (مرجع [20])

¹ Hip Joint Center (HJC)

² Anterior Superior Iliac Spine (ASIS)

³ Posterior Superior Iliac Spine (PSIS)

3-2- مدل دینامیکی اعضا و مفاصل پایین‌تنه بدن

در این پژوهش، تلاش بر ارائه یک مدل مناسب دینامیکی که دارای سازگاری مناسب با حرکت واقعی اعضای بدن و به‌ویژه اعضای پایین‌تنه در حین راه رفتن فرد می‌باشد، بوده است. ساختار استخوانی اندام‌های پایین‌تنه که شامل لگن و پاها همراه با مفاصل ارتباطی آن‌هاست در اسکلت نمونه ارائه شده در "شکل 5" نشان داده شده است. در این بخش به انتخاب مدلی مناسب به لحاظ ویژگی‌های فیزیکی، هندسی و حرکتی برای اعضای پایین‌تنه پرداخته می‌شود.

در مدل مفروض، لگن، ران، ساق و کف پا به‌صورت اجسام صلبی که از طریق مفاصل کروی با یکدیگر لینک می‌باشند، مدل شده‌اند. در مدل دینامیکی ارائه شده همگی مفاصل پای ایستا به شکل کروی منظور شده است. دلیل این انتخاب به‌ویژه در مورد مفصل زانو، انجام آنالیز سینماتیکی سه بعدی برای هر یک از اعضای پایین‌تنه و استخراج زوایای اوایل سه‌گانه متناظر هر یک از آن‌ها است. به بیان دیگر با توجه به وجود توابع زمانی تعیین شده از تحلیل سینماتیکی برای کلیه زوایای اوایل اعضا، توجیه حرکت اعضای مدل سینماتیکی ارائه شده تنها با فرض مدل مفصل کروی برای همگی مفاصل پایین‌تنه امکان‌پذیر می‌باشد. لازم به تأکید است که تنها با این شکل فرضیات بر مدل می‌توان حرکت و سینماتیک سه‌بعدی واقعی اعضای پایین‌تنه را در حین سیکل گام‌زدن توصیف کرد.

3-3- استخراج معادلات حرکت

پس از ارائه جزئیات ساختاری مدل دینامیکی سه‌بعدی مفروض برای بدن و به‌ویژه اعضای پایین‌تنه در حین راه رفتن کاربر و تعیین شرایط سینماتیکی و نیرویی حرکت مدل در فازهای مختلف حرکت، می‌توانیم به استخراج معادلات حرکت حاکم بر سیستم بپردازیم. مدل دینامیکی ارائه شده شامل ران، ساق و کف پا برای هریک از پاها در قالب جسم صلب می‌باشد. در

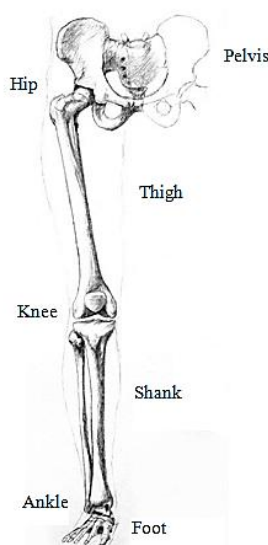


Fig. 5 The aspect of exoskeleton sample of lower legs and joints

شکل 5 نمای نمونه اسکلت استخوانی اعضا و مفاصل پایین‌تنه بدن

محلی متناظر جسم صلب به شکل رابطه (30) بیان کرد.

$$\vec{H}_C = H_x \hat{i} + H_y \hat{j} + H_z \hat{k} \quad (30)$$

با جایگذاری روابط (29) و (30) در رابطه (28) و سپس جایگذاری در معادله اوپلر، رابطه (27) را به شکل رابطه (31) می‌توان بازنویسی نمود.

$$\sum \vec{M}_C = (\dot{H}_x - H_y \omega_z + H_z \omega_y) \hat{i} + (\dot{H}_y - H_z \omega_x + H_x \omega_z) \hat{j} + (\dot{H}_z - H_x \omega_y + H_y \omega_x) \hat{k} \quad (31)$$

که مؤلفه‌های بردار $\vec{H}_C$ در دستگاه مختصات محلی با استفاده از درایه‌های ماتریس اینرسی جسم صلب در این مختصات و حول مرکز جرم، به صورت روابط (32)، (33) و (34) قابل بیان است.

$$H_x = I_{xx} \omega_x + I_{xy} \omega_y + I_{xz} \omega_z \quad (32)$$

$$H_y = I_{xy} \omega_x + I_{yy} \omega_y + I_{yz} \omega_z \quad (33)$$

$$H_z = I_{xz} \omega_x + I_{zy} \omega_y + I_{zz} \omega_z \quad (34)$$

و به دنبال آن مشتق زمانی مؤلفه‌های بردار $\vec{H}_C$ در دستگاه مختصات محلی با استفاده از روابط (35)، (36) و (37) قابل محاسبه می‌باشد.

$$\dot{H}_x = I_{xx} \alpha_x + I_{xy} \alpha_y + I_{xz} \alpha_z \quad (35)$$

$$\dot{H}_y = I_{xy} \alpha_x + I_{yy} \alpha_y + I_{yz} \alpha_z \quad (36)$$

$$\dot{H}_z = I_{xz} \alpha_x + I_{zy} \alpha_y + I_{zz} \alpha_z \quad (37)$$

که در این روابط α_x ، α_y و α_z مؤلفه‌های بردار شتاب‌زاویه‌ای جسم صلب (نسبت به چارچوب اینرسی) در دستگاه مختصات محلی متصل به آن می‌باشد.

پس از استخراج معادلات حرکت مربوط به هر عضو، می‌توانیم به حل آن‌ها در راستای تعیین توابع زمانی مؤلفه‌های نیرو و گشتاور داخلی مفاصل مچ، زانو و ران پا در طی فاز ایستا بپردازیم. با در اختیار داشتن اطلاعات صفحه نیروسنج که شامل مؤلفه‌های نیرو و گشتاور عکس‌العمل اعمال شده از طرف زمین به کف پا و نیز مختصات نقطه اثر نیروی برآیند عکس‌العمل کف پا می‌باشد ابتدا به تحلیل روابط حاکم بر عضو کف پا در جهت تعیین بردار نیرو و گشتاور داخلی مفصل مچ پا می‌پردازیم. پس از آن به سراغ معادلات حاکم بر حرکت ساق پا رفته و بردار نیرو و گشتاور داخلی مفصل زانو را در طی زمان بدست می‌آوریم و در آخر با حل معادلات دینامیکی حاکم بر ران پا به تعیین بردار نیرو و گشتاور داخلی مفصل ران پای ایستا خواهیم پرداخت. در این تحقیق حل جبری معادلات حرکت در نرم‌افزار میپل¹ به انجام رسیده است.

4- شبیه‌سازی و ارائه نتایج نمودارها

در این قسمت به شبیه‌سازی معادلات حرکت و ارائه نتایج و نمودارهای نیرو و گشتاور داخلی مفاصل و مقایسه آن‌ها در دو حالت راه رفتن با کفش پاشنه-بلند و راه رفتن بدون کفش خواهیم پرداخت. کاربر سالم مورد آزمایش، خانمی 28 ساله با مشخصات قد 165 سانتی‌متر و جرم 61 کیلوگرم بوده که تست آنالیز حرکت وی در دو حالت راه رفتن با کفش پاشنه‌بلند و بدون کفش در مرکز تحقیقات عضلانی-اسکلتی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان که مجهز به هفت دوربین تصویربرداری مادون قرمز و یک صفحه نیروسنج می‌باشد به انجام رسیده است (شکل 7).

مشخصات طولی و جرمی هر عضو کاربر از پارامترهای ثابت در معادلات حرکت بوده که باید برای هر کاربر انتخابی به‌صورت جداگانه محاسبه شود. در این‌جا، مشخصات جرمی و هندسی اعضای پایین‌تنه کاربر انتخاب شده

این‌جا، از روش مستقیم نیوتن-اوپلر جهت استخراج معادلات حرکت سیستم استفاده شده است [17]. همان‌طور که می‌دانید در روش نیوتن-اوپلر، اجسام صلب زنجیره دینامیکی مدل را از یکدیگر جدا کرده و دیاگرام نیرویی متناظر هر یک از آن‌ها را به شکل جداگانه‌ای مشابه "شکل کلی 6" در نظر می‌گیریم. پس از آن به بیان معادلات حاکم بر حرکت هر یک از اجسام صلب به‌طور جداگانه می‌پردازیم. لازم به ذکر است در هر یک از مفاصل پایین‌تنه شامل مچ پا، زانو و مفصل ران دو بردار مجهول متناظر نیرو و گشتاور داخلی مفصل در نظر گرفته شده است.

در این‌جا، معادله برداری نیوتن برای هر جسم صلب (متناظر با هر عضو پایین‌تنه) در دستگاه مختصات مرجع XYZ مطابق رابطه (26) نوشته شده است.

$$\sum_{i=1}^n \vec{f}_i = m \vec{a}_C = m(\ddot{X}_C \hat{i} + \ddot{Y}_C \hat{j} + \ddot{Z}_C \hat{k}) \quad (26)$$

که در آن $\vec{a}_C$ بردار شتاب مرکز جرم جسم صلب در چارچوب اینرسی می‌باشد. همچنین، X_C و Y_C و Z_C مختصات مرکز جرم جسم صلب مربوطه در دستگاه مختصات مرجع متصل به زمین هستند.

همچنین معادله برداری اوپلر حول مرکز جرم هر جسم صلب به شکل رابطه کلی (27) بیان می‌شود.

$$\sum \vec{M}_C = \dot{\vec{H}}_C \quad (27)$$

که در رابطه (27)، طرف چپ مجموع کوپل‌ها و گشتاور نیروهای خارجی وارد بر جسم صلب حول مرکز جرم آن می‌باشد. همچنین، طرف راست مشتق زمانی بردار تکانه زاویه‌ای جسم صلب حول مرکز جرم آن و در چارچوب اینرسی است که می‌توان ارتباط آن را با مشتق زمانی در چارچوب متناظر جسم صلب با استفاده از رابطه (28) بیان کرد.

$$\dot{\vec{H}}_C = \left. \frac{d\vec{H}_C}{dt} \right|_{\text{Frame}} = \left. \frac{d\vec{H}_C}{dt} \right|_{\text{Body}} + \vec{\omega} \times \vec{H}_C \quad (28)$$

که در رابطه (28)، $\vec{\omega}$ بردار سرعت‌زاویه‌ای جسم صلب نسبت به چارچوب اینرسی است و بیان آن در دستگاه مختصات محلی متصل به جسم صلب مطابق رابطه (29) می‌باشد.

$$\vec{\omega} = \omega_x \hat{i} + \omega_y \hat{j} + \omega_z \hat{k} \quad (29)$$

به همین ترتیب می‌توان بردار تکانه زاویه‌ای $\vec{H}_C$ را در دستگاه مختصات

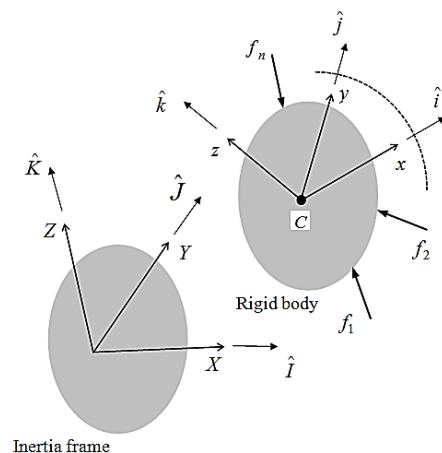


Fig. 6 The force free diagram of the rigid body corresponding to each leg with coordinate systems

شکل 6 نمودار آزاد نیرویی جسم صلب نظیر هر عضو به همراه دستگاه‌های مختصات

¹ Maple

به محورهای دستگاه مختصات موازی با مختصات آناتومی تعریف شده (و انتقال داده‌شده به مرکز جرم عضو) برای هر عضو پایین‌تنه، حاصل‌ضرب‌های اینرسی برابر صفر به‌دست می‌آیند [13].

در ابتدا آنالیز حرکتی راه رفتن کاربر را در دو حالت انجام می‌دهیم. در حالت اول، بدن فرد مورد آزمایش را بدون پوشیدن کفش در دوازده نقطه مارکرگذاری کرده و تست آنالیز حرکت را انجام داده و خروجی مربوط به مختصات نشانگرها را در طی زمان تست جمع‌آوری می‌کنیم. در حالت دوم نیز بدن فرد مورد آزمایش را با کفش پاشنه بلند با ارتفاع پاشنه 6 سانتی‌متر نشان داده شده در "شکل 8"، در دوازده نقطه اعضای پا مارکرگذاری کرده و تست آنالیز حرکت را به انجام می‌رسانیم. در هر دو حالت، سرعت راه رفتن کاربر در شرایط نرمال و متعادل توسط وی انتخاب شده است. دلیل این انتخاب، امکان بررسی واقع‌گرایانه تأثیر دینامیکی پاشنه بلند کفش بر روی مفاصل پایین‌تنه در حین راه رفتن بوده است.

با توجه به آنالیز حرکت‌های به‌دست آمده و همچنین نتایج حاصل از تحلیل مدل که در دو حالت راه رفتن با کفش پاشنه بلند و بدون کفش می‌باشد، خروجی‌های شبیه‌سازی مدل دینامیکی ارائه خواهد شد. با حل معادلات دینامیک معکوس به‌دست آمده در نرم‌افزار میپل روابطی برای گشتاورها و نیروهای مفاصل به‌دست آمد. با شبیه‌سازی روابط در نرم‌افزار متلب² در طی یک سیکل کامل راه رفتن، نمودارها برحسب درصد زمان فاز ایستای یا یعنی بازه زمانی برخورد پا به صفحه نیروسنج تا جدایش پنجه همان پا از روی صفحه نیروسنج ارائه می‌شود.

4-1- بررسی نتایج نیروی داخلی مفاصل پایین‌تنه

پس از انجام شبیه‌سازی معادلات حرکت اعضای پایین‌تنه، نمودار مقدار کلی نیروی داخلی مفاصل ران، زانو و مچ پای ایستا برحسب درصد زمان فاز ایستای پا در دو حالت راه رفتن با کفش پاشنه‌بلند و بدون کفش در "شکل‌های 9، 10 و 11" ارائه شده است.

همچنین مقادیر میانگین، کمینه و بیشینه نیروی داخلی هر یک از مفاصل پایین‌تنه در طی فاز ایستا در دو حالت راه رفتن بدون کفش و با کفش پاشنه‌بلند در جداول 2، 3 و 4 آورده شده است.

همان‌طور که از نتایج به‌دست آمده برای نیروی داخلی مفاصل پایین‌تنه در "شکل‌های 9، 10 و 11" مشاهده می‌شود تفاوت چشمگیری در نمودار نیروی هیچ یک از مفاصل ران، زانو و مچ پا در فاز ایستای پا در حالت راه رفتن با کفش پاشنه بلند در مقایسه با حالت راه رفتن بدون کفش دیده



Fig. 8 The high-Heel shoe with heel height of 6 cm used in current research

شکل 8 کفش پاشنه بلند با ارتفاع 6 سانتی‌متری مورد استفاده در تحقیق حاضر



Fig. 7 The Musculoskeletal Research Center of Department of Rehabilitation sciences of Isfahan University of Medical sciences

شکل 7 مرکز عضلانی- اسکلتی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

براساس جداول سنجش و اندازه‌گیری بدن انسان¹ که در مرجع [11] آورده شده، به‌صورت کسری از قد و جرم کل بدن فرد تخمین زده شده است. همچنین موقعیت مرکز جرم هر عضو نیز به شکل کسری از طول عضو مربوطه و نسبت به یک انتهای معلوم آن در جداول مربوطه تعیین شده است. اطلاعات ثبت شده در این زمینه جنبه آماری داشته که برخی از آن‌ها براساس کالبد شکافی اجساد و تعدادی از طریق اندازه‌گیری حجم عضو و استفاده از جداول چگالی و برخی دیگر با استفاده از دستگاه‌های اسکن و تولید تصاویر از مقاطع عرضی در فواصل متعدد از طول عضو محاسبه شده است [11]. البته در این‌جا، برخی مشخصات هندسی نیز با اندازه‌گیری‌های طولی روی هر یک از اعضا و یا با محاسبه فواصل بین نشانگرهای نوری واقع بر برجستگی‌های استخوانی در مرحله کالیبراسیون (جهت تعیین مختصات آناتومی اعضا) به شکل دقیق تعیین شده است. به علاوه در تحقیق حاضر، حاصل‌ضرب‌ها و ممان‌های اینرسی اعضای پایین‌تنه با استفاده از جرم هر عضو و نیز تخمین کلی شکل و اندازه‌های هندسی آن عضو، نسبت به محورهای دستگاه مختصات آناتومی متناظر محاسبه شده است.

در این‌جا، ران و ساق پا به شکل هندسی مخروط ناقص و کف پا به صورت یک استوانه، جهت محاسبه ماتریس اینرسی آن‌ها در نظر گرفته شده است. البته همان‌طور که اشاره شد، ابعاد این مدل‌های هندسی ارائه شده با استفاده از جداول ارائه شده در این زمینه و همچنین اندازه‌گیری‌های مستقیم بر روی اعضا قابل تعیین می‌باشد. مقادیر به‌دست آمده برای ممان‌های اینرسی اعضای پایین‌تنه کاربر مورد آزمایش در جدول 1 ارائه شده است.

لازم به‌ذکر است که با توجه به تقارن مدل‌های هندسی مفروض نسبت

جدول 1 مقادیر محاسبه شده ممان‌های اینرسی اعضای پایین‌تنه‌ی کاربر در دستگاه مختصات آناتومی

Table 1 The calculated values of moment of inertia of lower body legs of subject in anatomical coordinate system			
عضو پایین‌تنه	ممان اینرسی حول محور x (kgm ²)	ممان اینرسی حول محور y (kgm ²)	ممان اینرسی حول محور z (kgm ²)
ران پا	0.0726	0.0726	0.0205
ساق پا	0.0274	0.0274	0.0055
کف پا	0.0023	0.0010	0.0023

¹ Anthropometry

² MATLAB

جدول 2 مقادیر میانگین، کمینه و بیشینه نیروی مفصل ران در طی فاز ایستای راه رفتن

Table 2 Average, minimum and maximum value of hip joint force during stance phase of gait

حالت راه رفتن	میانگین (N)	کمینه (N)	بیشینه (N)
بدون کفش	418	74	544
با کفش پاشنه دار	403	19	544

جدول 3 مقادیر میانگین، کمینه و بیشینه نیروی مفصل زانو در طی فاز ایستای راه رفتن

Table 3 Average, minimum and maximum value of knee joint force during stance phase of gait

حالت راه رفتن	میانگین (N)	کمینه (N)	بیشینه (N)
بدون کفش	477	124	604
با کفش پاشنه دار	462	42	604

جدول 4 مقادیر میانگین، کمینه و بیشینه نیروی مفصل مچ پا در طی فاز ایستای راه رفتن

Table 4 Average, minimum and maximum value of ankle joint force during stance phase of gait

حالت راه رفتن	میانگین (N)	کمینه (N)	بیشینه (N)
بدون کفش	505	150	632
با کفش پاشنه دار	490	69	632

خود در حین راه رفتن باشد.

2-4- بررسی نتایج گشتاور داخلی مفاصل پایین‌تنه

از دیگر نتایج به‌دست آمده از شبیه‌سازی مدل دینامیکی ارائه شده برای اعضا و مفاصل پایین‌تنه، مقدار گشتاور داخلی مفاصل در طی فاز ایستای پا بوده که نمودارهای آن در دو حالت راه رفتن با کفش پاشنه بلند و بدون کفش در "شکل‌های 12، 13 و 14" ارائه شده است.

همچنین، مقادیر میانگین، کمینه و بیشینه گشتاور داخلی هر یک از مفاصل ران، زانو و مچ پا در طی فاز ایستای پا در دو حالت راه رفتن بدون کفش و همراه با کفش پاشنه بلند در جداول 5، 6 و 7 آورده شده است. با مقایسه نمودارهای گشتاور داخلی مفاصل پایین‌تنه در "شکل‌های 12، 13 و 14" تغییر قابل‌توجهی برای گشتاور مفاصل به‌ویژه دو مفصل ران و

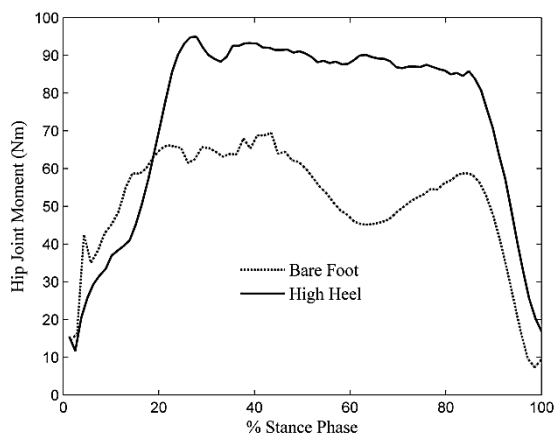


Fig. 12 Diagram of hip joint moment during stance phase of gait

شکل 12 نمودار گشتاور مفصل ران در طی فاز ایستای راه رفتن

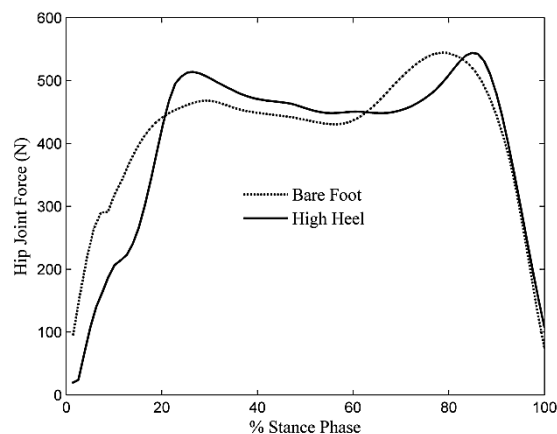


Fig. 9 Diagram of hip joint force during stance phase of gait

شکل 9 نمودار نیروی مفصل ران در طی فاز ایستای راه رفتن

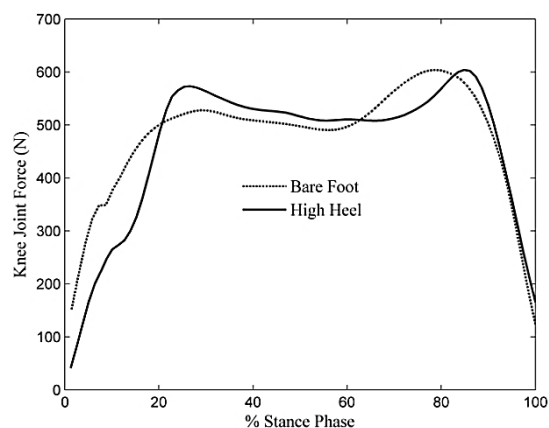


Fig. 10 Diagram of knee joint force during stance phase of gait

شکل 10 نمودار نیروی مفصل زانو در طی فاز ایستای راه رفتن

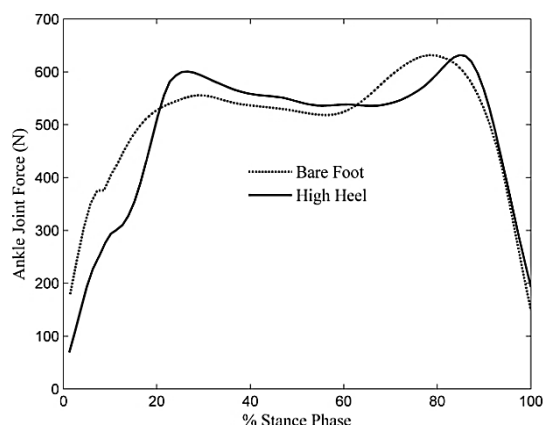


Fig. 11 Diagram of ankle joint force during stance phase of gait

شکل 11 نمودار نیروی مفصل مچ پا در طی فاز ایستای راه رفتن

نمی‌شود. این در حالیست که با توجه به جداول 2، 3 و 4 کاهش مقادیر میانگین و کمینه نیروی داخلی همگی مفاصل در حالت پوشش کفش پاشنه بلند در مقایسه با حالت بدون کفش مشاهده می‌شود، که البته این کاهش نیرو می‌تواند به دلیل کاهش سرعت راه رفتن فرد همراه با کفش پاشنه بلند و به واسطه محدودیت‌های حرکتی ناشی از آن و تلاش کاربر برای حفظ تعادل

زانوی پای ایستا با پوشش کفش‌های پاشنه بلند در مقایسه با حالت بدون کفش دیده می‌شود. همان‌طور که از جداول 5، 6 و 7 نتیجه می‌شود مقادیر میانگین، کمینه و بیشینه گشتاور مفاصل (به ویژه دو مفصل ران و زانو) تغییر چشمگیری در حالت راه رفتن با کفش پاشنه بلند در مقایسه با حالت راه رفتن بدون کفش داشته است. به‌طور کلی می‌توان گفت افزایش قابل‌توجه میانگین گشتاور مفاصل پایین‌تنه به‌واسطه‌ی پوشش کفش پاشنه بلند در مقایسه با شرایط آناتومیک راه رفتن می‌تواند گویای اثر نامطلوب پوشیدن این کفش‌ها بر روی این مفاصل و آسیب به آن‌ها و نیز افزایش فعالیت ماهیچه‌های مرتبط باشد [8.6].

5- اعتبارسنجی نتایج

در این بخش به اعتبارسنجی نتایج به‌دست آمده از روش تحلیلی ارائه شده در این تحقیق با استفاده از مدل‌سازی راه رفتن در نرم‌افزار بیومکانیکی ویزوال تری دی¹ خواهیم پرداخت. در این‌جا، با توجه به این‌که هدف اصلی تعیین اعتبار مدل دینامیکی ارائه شده برای راه رفتن می‌باشد، تنها به مقایسه نتایج شبیه‌سازی نرم‌افزاری با نتایج تحلیلی در حالت راه رفتن بدون کفش اشاره شده است. "شکل‌های 15، 16 و 17" بیانگر نمودار مقادیر نیروهای مفاصل پایین‌تنه در طی فاز ایستا حاصل از دو روش تحلیلی و نرم‌افزاری هستند.

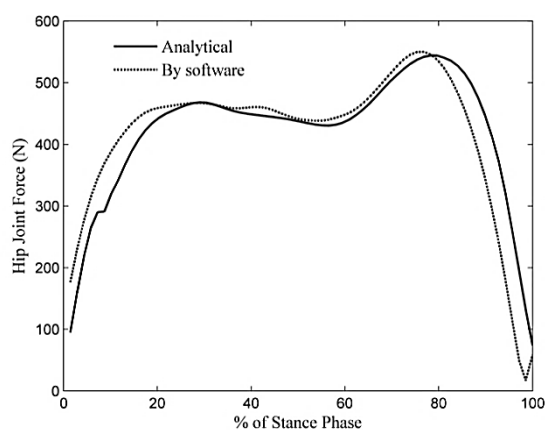


Fig. 15 Diagram of hip joint force during stance phase of gait

شکل 15 نمودار نیروی مفصل ران در طی فاز ایستای راه رفتن

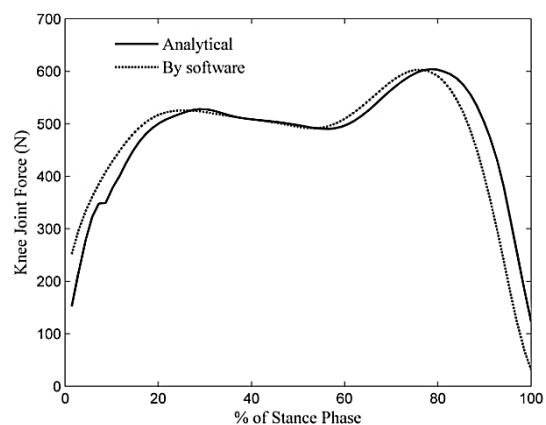


Fig. 16 Diagram of knee joint force during stance phase of gait

شکل 16 نمودار نیروی مفصل زانو در طی فاز ایستای راه رفتن

¹ Visual 3D

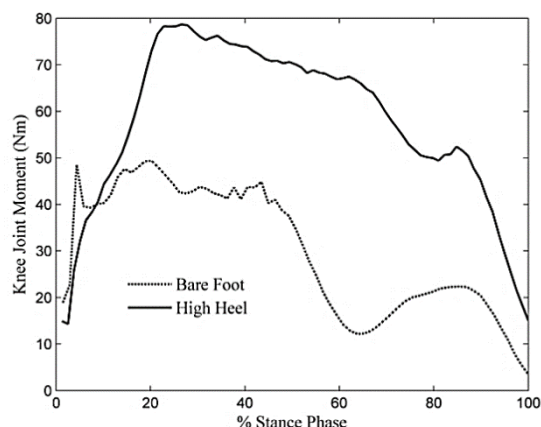


Fig. 13 Diagram of knee joint moment during stance phase of gait

شکل 13 نمودار گشتاور مفصل زانو در طی فاز ایستای راه رفتن

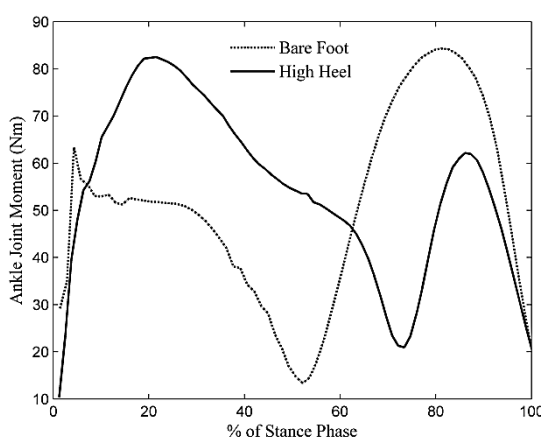


Fig. 14 Diagram of ankle joint moment during stance phase of gait

شکل 14 نمودار گشتاور مفصل مچ پا در طی فاز ایستای راه رفتن

جدول 5 مقادیر میانگین، کمینه و بیشینه گشتاور مفصل ران در طی فاز ایستای راه رفتن

Table 5 Average, minimum and maximum value of hip joint moment during stance phase of gait

حالت راه رفتن	میانگین (Nm)	کمینه (Nm)	بیشینه (Nm)
بدون کفش	51	7	70
با کفش پاشنه دار	73	12	95

جدول 6 مقادیر میانگین، کمینه و بیشینه گشتاور مفصل زانو در طی فاز ایستای راه رفتن

Table 6 Average, minimum and maximum value of knee joint moment during stance phase of gait

حالت راه رفتن	میانگین (Nm)	کمینه (Nm)	بیشینه (Nm)
بدون کفش	30	4	49
با کفش پاشنه دار	58	14	79

جدول 7 مقادیر میانگین، کمینه و بیشینه گشتاور مفصل مچ پا در طی فاز ایستای راه رفتن

Table 7 Average, minimum and maximum value of ankle joint moment during stance phase of gait

حالت راه رفتن	میانگین (Nm)	کمینه (Nm)	بیشینه (Nm)
بدون کفش	51	13	84
با کفش پاشنه دار	55	10	83

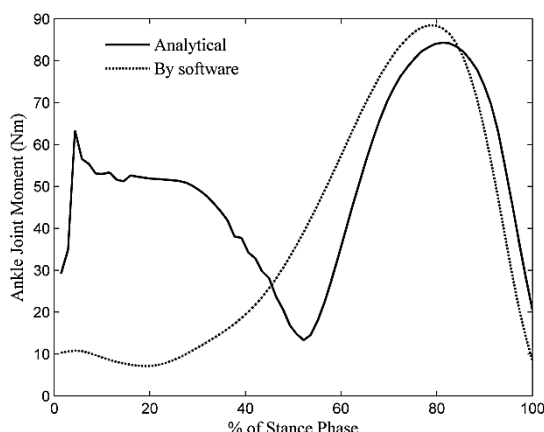


Fig. 20 Diagram of ankle joint moment during stance phase of gait

شکل 20 نمودار گشتاور مفصل مچ پا در طی فاز ایستای راه رفتن

تحلیلی و شبیه سازی‌های ارائه شده در این پژوهش می‌باشد.

6- نتیجه گیری

در این تحقیق، به بررسی تأثیر پوشیدن پاشنه بلند بر نیرو و گشتاور داخلی مفاصل با ارائه یک مدل دینامیکی مناسب برای اعضا و مفاصل پایین‌تنه پرداخته شد. تحلیل سینماتیکی مدل ارائه شده پس از انجام تست آنالیز حرکت بر روی کاربر و تعیین مختصات نشانگرها در طی زمان فاز ایستای یک پا (پایی که بر روی صفحه نیروسنج قرار می‌گیرد) در حین راه رفتن در دو حالت بدون کفش و همراه با کفش پاشنه بلند به انجام رسید. پس از آن معادلات حرکت هر عضو با استفاده از روش نیوتن-اوپلر برای مدل سه‌بعدی ارائه شده بیان شد. با شبیه‌سازی معادلات حرکت، نمودار نیروها و گشتاورهای داخلی مفاصل در طی فاز ایستا در دو حالت راه رفتن فوق‌الذکر ترسیم و مقادیر میانگین، کمینه و بیشینه آن‌ها آورده شد. همچنین، اعتبارسنجی مدل تحلیلی ارائه شده و صحت‌گذاری نتایج شبیه‌سازی با استفاده از نرم‌افزار بیومکانیکی ویژوال تری دی به انجام رسید.

با مقایسه نتایج به‌دست آمده، هر چند تفاوت چشمگیری در نمودار و مقادیر نیروی داخلی مفاصل در دو حالت راه رفتن با کفش پاشنه بلند و حالت بدون کفش مشاهده نشد لکن تغییر و افزایش گشتاور داخلی در مفاصل ناشی از پوشیدن کفش پاشنه بلند به ویژه در مفصل ران و زانو قابل ملاحظه بود. این در حالیست که سرعت و شرایط کلی راه رفتن در هر دو حالت در اختیار و با انتخاب کامل کاربر و با در نظر گرفتن بهترین وضعیت در طی گام برداشتن بوده است. واضح است که در این شرایط، کاربر در حین پوشش کفش پاشنه بلند تلاش در جهت حفظ تعادل و ایجاد کمترین فشار در ماهیچه‌ها و مفاصل پایین‌تنه از طریق کوتاه‌تر کردن طول گام‌ها و کاهش سرعت راه رفتن دارد. البته اعمال این شرایط در آنالیز، نتایج واقع‌گرایانه‌تری را در اختیار ما در جهت بررسی تأثیر این‌گونه کفش‌ها به دنبال دارد. با این وجود، می‌توان اذعان نمود که پوشیدن کفش‌های پاشنه بلند حتی در بهترین شرایط وضعیتی راه رفتن نیز می‌تواند موجب ایجاد بار مضاعف غیر طبیعی بر روی مفاصل شود که در درازمدت منجر به آسیب به مفاصل خواهد شد.

7- فهرست علائم

$\vec{a}$	بردار شتاب (ms^{-2})
$\vec{H}$	بردار تکانه زاویه‌ای (m^2s^{-1})

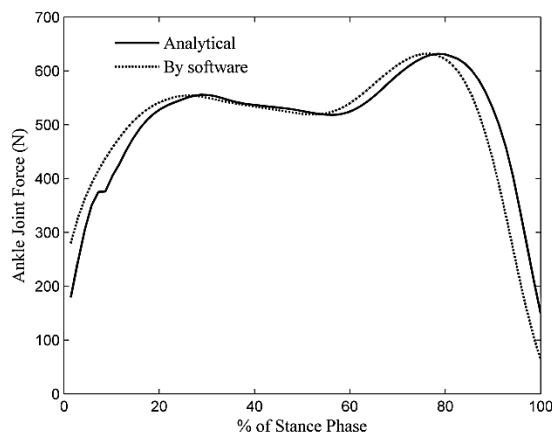


Fig. 17 Diagram of ankle joint force during stance phase of gait

شکل 17 نمودار نیروی مفصل مچ پا در طی فاز ایستای راه رفتن

همچنین "شکل‌های 18، 19 و 20" بیان‌کننده نمودارهای گشتاور مفاصل ران، زانو و مچ پای ایستا در دو حالت مدل‌سازی تحلیلی ارائه شده در این مقاله و با استفاده از نرم‌افزار ویژوال تری دی می‌باشند.

با مقایسه نمودار مقادیر نیروها و گشتاورهای مفاصل پایین‌تنه، تطابق قابل قبولی بین نتایج مدل‌سازی تحلیلی و نتایج مدل نرم‌افزاری به‌ویژه در مورد نیروی مفاصل مشاهده می‌شود. مقایسه نتایج گویای صحت مدل

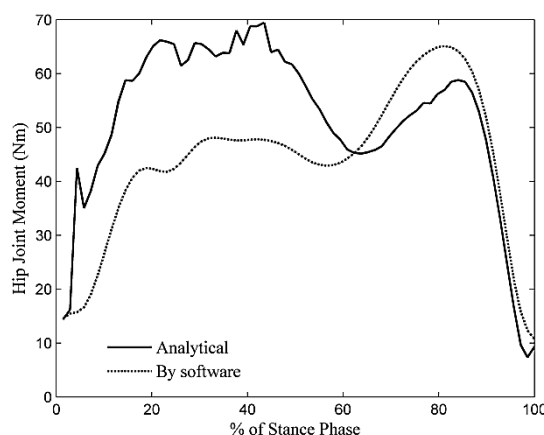


Fig. 18 Diagram of hip joint moment during stance phase of gait

شکل 18 نمودار گشتاور مفصل ران در طی فاز ایستای راه رفتن

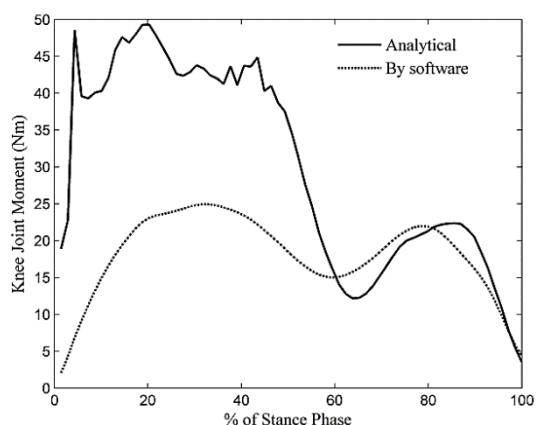


Fig. 19 Diagram of knee joint moment during stance phase of gait

شکل 19 نمودار گشتاور مفصل زانو در طی فاز ایستای راه رفتن

- [3] J. R. Eisenhardt, D. Cook, I. Pregler, H. C. Foehl, Changes in temporal gait characteristics and pressure distribution for bare feet versus various heel heights, *Gait & Posture*, Vol. 4, No. 4, pp. 280-286, 1996.
- [4] D. C. Kerrigan, J. L. Lelas, M. E. Karvosky, Women's shoes and knee osteoarthritis, *The Lancet*, Vol. 357, No. 9262, pp. 1097-1098, 2001.
- [5] M. Esenyel, K. Walsh, J. G. Walden, A. Gitter, Kinetics of high-heeled gait, *Journal of the American Podiatric Medical Association*, Vol. 93, No. 1, pp. 27-32, 2003.
- [6] D. C. Kerrigan, J. L. Johansson, M. G. Bryant, J. A. Boxer, U. Della Croce, P. O. Riley, Moderate-heeled shoes and knee joint torques relevant to the development and progression of knee osteoarthritis, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 86, No. 5, pp. 871-875, 2005.
- [7] D. D. Barkema, T. R. Derrick, P. E. Martin, Heel height affects lower extremity frontal plane joint moments during walking, *Gait & Posture*, Vol. 35, No. 3, pp. 483-488, 2012.
- [8] E. B. Simonsen, M. B. Svendsen, A. Nørreslet, H. K. Baldivinsson, T. Heilskov-Hansen, P. K. Larsen, T. Alkjær, M. Henriksen, Walking on high heels changes muscle activity and the dynamics of human walking significantly, *Journal of Applied Biomechanics*, Vol. 28, No. 1, pp. 20-28, 2012.
- [9] H. B. Liu, Z. Q. He, W. X. Yuan, Z. L. Meng, Women ankle Joint torques comparison between bare foot and high heel, *Applied Mechanics and Materials*, Vol. 378, pp. 382-386, 2013.
- [10] K. F. E. Nadege, F. Jean-Marie, L. M. Mansourou, G. Polycarpe, A. Y. Gabriel, L. Sophia, Wearing high heel shoes during gait: kinematics impact and determination of comfort height, *American Journal of Life Sciences*, Vol. 3, No. 2, pp. 56-61, 2015.
- [11] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Fourth Edition, pp. 82-106, New York: Wiley, 2009.
- [12] C. Kirtley, *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*, First Edition, Churchill Livingstone, pp. 39-72, 2006.
- [13] M. G. Benedetti, A. Capozzo, F. Catani, A. Leardini, Anatomical Landmark Definition and Identification, *CAMARC II Internal Report*, 15 March 1994.
- [14] A. Mokhtarian, A. Fattah, S. K. Agrawal, Design of a novel passive pelvic orthosis for gait rehabilitation using 3D dynamic model, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 13, No. 9, pp. 111-125, 2013. (in Persian فارسی)
- [15] H. Winter, *Analytical Mechanics Of Space Systems*, Third Edition, pp. 797-800, American Institute of Aeronautics and Astronautics, 2014.
- [16] M. W. Spong, S. Hutchinson, M. Vidyasagar, *Robot Modeling and Control*, First Edition, pp. 113-148, New York: Wiley, 2005.
- [17] J. L. Meriam, L.G. Kraige, *Dynamics*, Sixth Edition, pp. 331-418, New York: Wiley, 2007.
- [18] E. De Momi, N. Lopomo, P. Cerveri, S. Zaffagnini, M. R. Safran, G. Ferrigno, In-vitro experimental assessment of a new robust algorithm for hip joint center estimation, *Journal of Biomechanics*, Vol. 42, No. 8, pp. 989-995, 2009.
- [19] A. L. Bell, D. R. Pedersen, R. A. Brand, A Comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods, *Journal of Biomechanics*, Vol. 23, No. 6, pp. 617-621, 1990.
- [20] V. Camomilla, A. Cereatti, G. Vannozzi, A. Cappozzo, An optimized protocol for hip joint center determination using the functional method, *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, No. 6, pp. 1096-1106, 2006.

R_{GA}	ماتریس دوران تبدیل دستگاه مختصات مرجع به دستگاه مختصات آناتومی
R_{GM}	ماتریس دوران تبدیل دستگاه مختصات مرجع به دستگاه مختصات نشانگرها
R_{MA}	ماتریس دوران تبدیل دستگاه مختصات نشانگرها به دستگاه مختصات آناتومی

علائم یونانی

ψ, θ, ϕ	زوایای اوپلر متناظر دوران (rad)
$\tilde{\omega}$	ماتریس پادمقارن سرعت‌زاویه‌ای
$\vec{\omega}$	بردار سرعت‌زاویه‌ای (rad/s)
$\tilde{\alpha}$	ماتریس پادمقارن شتاب‌زاویه‌ای
$\vec{\alpha}$	بردار شتاب‌زاویه‌ای هر عضو (rad/s^2)

زیرنویس‌ها

C	مرکز جرم
C_F	مرکز جرم کف پای ایستا
C_S	مرکز جرم ساق پای ایستا
C_T	مرکز جرم ران پای ایستا
O_A	مفصل مج پای ایستا
O_K	مفصل زانوی پای ایستا

8- تقدیر و تشکر

نویسندگان این مقاله پژوهشی مایل به تشکر و سپاس از گروه آرتوپدی فنی و مرکز تحقیقات عضلانی- اسکلتی دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان به جهت همکاری تام ایشان در انجام این تحقیق می‌باشند.

9- مراجع

- [1] M. Linder, C. L. Saltzman, A history of medical scientists on high heels, *International Journal of Health Services*, Vol. 28, No. 2, pp. 201-225, 1998.
- [2] M. A. Davis, W. H. Ettinger, J. M. Neuhau, K. P. Mallon, Knee osteoarthritis and physical functioning: evidence from the NHANES I Epidemiologic Followup Study, *The Journal of Rheumatology*, Vol. 18, No. 4, pp. 591-598, 1991.