

Muscle Moment and Angle of Hip, Knee and Ankle Joints in a Seven- Link Model of Backpack Sprayer Operator

Sedigheh Karimi Avargani¹, Ali Maleki^{2*}, Shahin Besharati³, Reza Ebrahimi⁴

1. MSc Student, Department of Mechanical Engineering of Biosystems, Faculty of Agriculture, Shahrekord University, Shahrekord, Iran
2. Associate Professor, Department of Mechanical Engineering of Biosystems, Faculty of Agriculture, Shahrekord University, Shahrekord, Iran
3. Lecture, Department of Mechanical Engineering of Biosystems, Faculty of Agriculture, Shahrekord University, Shahrekord, Iran
4. Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Yasouj University, Yasouj, Iran

Article Info

Received: 2020/02/13;

Accepted: 2020/05/29;

ePublished: 2020/09/5

 [10.30699/jergon.8.3.36](https://doi.org/10.30699/jergon.8.3.36)

Use your device to scan
and read the article online



Corresponding Author

Ali Maleki

Associate Professor,
Department of Mechanical
Engineering of Biosystems,
Faculty of Agriculture,
Shahrekord University,
Shahrekord, Iran **Email:**
maleki@sku.ac.ir

ABSTRACT

Background and Objectives: Carrying of backpack sprayers is an inevitable part of agricultural operations that increases the risk of injury along with undesirable changes in walking mechanics. The purpose of this study is to formulate the muscle moment changes in the hip, knee and ankle for the backpack sprayer operator body.

Methods: In this study, a seven-link sprayer operator model is designed and the moment changes in the hip, knee and ankle joints are evaluated. Data are obtained using Plot-digitizer software. Excel software is used to fit the third degree curve on the data.

Results: In the hip joint, the moment is reduced by changing the angle from zero to 15°. At the end of the swing phase, the moment applied to the hip joint increases with increasing the angle up to 30°. In the beginning of the swing phase, the knee joint starts to open at -55°. At the end of the swing phase, the knee joint releases up to -5° and the moment applied to the knee joint increases slowly. The moment applied to the ankle joint increases by changing the ankle angle from -7.5° to 7.5°.

Conclusion: According to the results of this study, amount of moment changes of hip, knee and ankle joint affect the force applied to the backpack sprayer operator body. With the knowledge of the moment changes of joints, practical solutions can be provided to reduce amount of damage to these joints.

Keywords: Muscle moment, Body model, Seven-link model, Backpack sprayer

Copyright © 2020, This is an original open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution-noncommercial 4.0 International License which permits copy and redistribute of the material just in noncommercial usages with proper citation.

How to Cite This Article:

Karimi Avargani S, Maleki A, Besharati S, Ebrahimi R. Muscle Moment and Angle of Hip, Knee and Ankle Joints in a Seven- Link Model of Backpack Sprayer Operator. Iran J Ergon. 2020; 8 (3) :36-47

مقاله پژوهشی

گشتاور ماهیچه‌های و زاویه مفصل ران و زانو و مچ پا در یک مدل هفت‌لینکی اپراتور سمپاش پستی

صدیقه کریمی اورگانی^۱، علی ملکی^{۲*}، شاهین بشارتی^۳ و رضا ابراهیمی^۴

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک بیوسیستم، دانشکده کشاورزی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران
۲. دانشیار، گروه مهندسی مکانیک بیوسیستم، دانشکده کشاورزی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران
۳. مربی، گروه مهندسی مکانیک بیوسیستم، دانشکده کشاورزی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران
۴. استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه یاسوج، یاسوج، ایران

اطلاعات مقاله	خلاصه
دریافت: ۱۳۹۸/۱۱/۲۴ پذیرش: ۱۳۹۹/۰۳/۰۹ انتشار آنلاین: ۱۳۹۹/۰۶/۱۵	
نویسنده مسئول: علی ملکی دانشیار، گروه مهندسی مکانیک بیوسیستم، دانشکده کشاورزی، دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران پست الکترونیک: maleki@sku.ac.ir	زمینه و هدف: حمل سمپاش‌های پستی بخشی اجتناب‌ناپذیر در عملیات کشاورزی است که باعث افزایش خطر آسیب و ایجاد تغییرات نامطلوب در مکانیک راه رفتن می‌شود. این مطالعه با هدف فرموله کردن تغییرات گشتاورهای ماهیچه‌های مفصل زانو و ران و مچ پا برای بدن اپراتور سمپاش پستی انجام شد. روش کار: در مطالعه حاضر، مدل هفت‌لینکی اپراتور سمپاش طراحی و تغییرات گشتاور در مفصل ران و زانو و مچ پا بررسی شد. داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار Plot-digitizer به دست آمد و برای برازش منحنی درجه سه بر داده‌ها، نرم‌افزار Excel به کار رفت. یافته‌ها: در مفصل ران با تغییر زاویه از صفر تا ۱۵ درجه، اندازه گشتاور کاهش و در انتهای شناوری و افزایش تا ۳۰ درجه، گشتاور وارد شده به مفصل ران افزایش یافت. همچنین برای مفصل زانو در بخش شروع شناوری، زانو از ۵۵- درجه شروع به باز شدن کرد. با نزدیک شدن به بخش انتهای شناوری، زانو تا زاویه ۵- درجه باز و گشتاور وارد شده به مفصل زانو به طور ملایم زیاد شد. با تغییر زاویه مچ پا از ۷/۵- تا ۷/۵ درجه، مقدار گشتاور وارد شده به مفصل مچ پا افزایش یافت و زاویه مفصل نیز با گذشت زمان زیاد شد. نتیجه گیری: باتوجه به نتایج این مطالعه، میزان تغییرات گشتاور مفصل ران و زانو و مچ پا نیروی وارد شده به بدن اپراتور سمپاش پستی را تحت تأثیر قرار می‌داد. با علم به تغییرات همان مفصل، راه‌حل‌های کاربردی برای کاهش میزان آسیب وارد شده به این مفصل می‌تواند ارائه شود. کلیدواژه‌ها: گشتاور ماهیچه‌ای، مدل بدن، مدل هفت‌لینکی، سمپاش پستی موتوری
برای دانلود این مقاله، کد زیر را با موبایل خود اسکن کنید.	
	

مقدمه

اندام تحتانی و عضلات خم‌وراست‌کننده این مفصل و حسگرهایی است که در داخل این مفصل و اطراف آن‌ها قرار دارند [۵]. هنگام حمل بار در کشاورزی نیز نیروهای زیادی بر مفصل مختلف بدن وارد می‌شود که اگر به مدت طولانی باشد، آسیب‌های جدی به اندام مختلف وارد می‌کند. به‌عنوان مثال، حمل سمپاش‌های پستی سبب آسیب به قسمت‌های مختلف بدن، از جمله ستون فقرات و مفصل زانو و مچ پا و حتی خانه‌نشین شدن برخی از کارگران بخش کشاورزی می‌شود. در زمینه مدل‌های دینامیکی راه رفتن و مدل‌های حمل بار، بررسی‌های متعددی انجام شده است. این مطالعات طیف وسیعی از

مطالعه چرخه راه رفتن موضوعی است که در رشته‌های متفاوت بررسی می‌شود [۱]. در دنیای امروز، بسیاری از فرایندها مکانیزه شده‌اند؛ اما در بیشتر کارها باید بار را دستی حمل کرد [۲]. اختلافات اسکلتی-عضلانی یکی از آسیب‌های محیط کاری است که بر سلامت جسمی کارکنان تأثیر می‌گذارد [۳]. شیوع دردهای مفصلی و اسکلتی-عضلانی در مشاغل بیشتر است که بار فیزیکی زیاد، رفتارهای استاتیکی طولانی‌مدت، حرکات تکراری و حمل و نقل دستی دارند [۴]. بسیاری از فرایندهای پایداری انسان در زمان ایستادن (پایداری استاتیکی) و در زمان راه رفتن (پایداری دینامیکی) به کمک مفصل

جرم ساق پا و ران در نظر گرفته شده است. برای پایداری از کوپلینگ سینماتیکی استفاده شده است که نیم‌تنه بالایی را وسط دو پا نگه می‌دارد. نتایج حاصل از شبیه‌سازی و آزمایش‌های واقعی ربات نشان می‌دهد که با داشتن پارامترهای فیزیکی ثابت در طول راه رفتن و انطباق قوزک پا، ربات می‌تواند با تحریک مفصل ران به‌صورت پایدار گام بردارد.

افزون‌براین در مطالعه‌ای، اثر متقابل بازوی گشتاور عضلانی و سستی زانو و گشتاور در مدل اسکلتی عضلانی اندام تحتانی بررسی شد [۱۳]. برای این منظور، دو مدل اسکلتی عضلانی از اندام تحتانی در چهارچوب المانی محدود ساخته و کالیبره شدند تا مطابق با داده‌های گشتاور ایزومتریک جمع‌آوری شده از دوازده فرد سالم باشد. این مدل‌ها نمونه هندسه‌های مفصلی مدنظر و تغییر شکل‌پذیری رباط در زانو را شامل می‌شدند. پیک گشتاور ایزومتریک تخمین‌زده‌شده در تغییر شکل زانو بین ۴۵ تا ۶۰ درجه در کشش و ۴۵ درجه در خمش رخ داده است. نتایج حاصل از بررسی‌ها نشان داد که حداکثر گشتاور خمشی ایزومتریک تولیدشده در این مدل ۱۴/۶ و ۱۷/۹ درصد بیشتر از سایر مدل‌های سینماتیکی؛ اما حداکثر گشتاور کششی ایزومتریک تولیدشده مدل‌ها مشابه بود.

در پژوهشی دیگر، الگوهای گشتاور و انرژی مفصل در راه رفتن عادی مطالعه [۱۴] و آزمایش‌هایی برای تعیین سطح الگوی نیروهایی انجام شد که عامل ایجاد گشتاورهای مفصلی و جذب و انتقال انرژی مکانیکی بودند. بررسی‌های حاصل از این تحقیق نشان داد که مهم‌ترین عامل در هل دادن بدن گروه پلانتر فلکسور است.

به‌دلیل پیچیدگی گشتاور مفاصل و الگوهای انرژی، روابط بنیادی به‌دست‌آمده از آزمایش‌های ساده بیومکانیکی برای حرکات طبیعی، مانند راه رفتن جوابگو نیستند. براین‌اساس، سهم نسبی گشتاور مچ پا و زاویه اندام در حال حرکت روی نیروی محرکه هنگام راه رفتن با سرعت‌های مختلف بررسی شد [۱۵]. برای این منظور، بیست نفر انتخاب و با سرعت پیاپی خود و ۱۲۰ درصد سرعت پیاپی خود روی تردمیل راه رفتند. اطلاعات سینماتیکی با استفاده از سیستم ضبط حرکت با هشت دوربین جمع‌آوری شد و مدلی برای توصیف رابطه بین گشتاور مچ پا و زاویه اندام عقبی و نیروی محرکه از طریق آنالیز شبه‌استاتیکی به‌دست آمد. نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که گشتاور مچ پا و زاویه اندام عقبی هر یک به‌طور خطی به نیروی محرکه کمک می‌کنند. تغییر زاویه اندام عقبی تقریباً دوبرابر تغییر گشتاور مچ پا برای افراد با قدرت بدنی است. به‌عبارت‌دیگر، افراد دارای قدرت بدنی برای افزایش نیروی حرکت به‌سمت جلو

مدل‌ها با درجات پیچیدگی متفاوتی را شامل می‌شوند. مدل‌ها با پیچیدگی متفاوت به‌منظور بررسی جنبه‌های مختلف راه رفتن ایجاد شده‌اند. در برخی از این مطالعات، مدل‌هایی به‌کار رفته که تعداد لینک بررسی شده از تعداد لینک اندام تحتانی بدن انسان کمتر است؛ بنابراین، این مدل‌ها شباهت کمتری به راه رفتن انسان دارد [۷ و ۶]. در یکی از مدل‌های ارائه‌شده برای ربات پنج‌لینکی، اثر عناصر غیرفعال استفاده‌شده در مفاصل روی رفتار دینامیکی سیستم بررسی شده است [۸]. هر پا دو لینک مربوط به ران و ساق دارد و پاها به‌صورت نیم‌دایره مدل و تماس پاها با زمین به‌صورت نقطه‌ای در نظر گرفته شده است. در ادامه، حالت‌های مختلفی از جمله راه رفتن غیرفعال، راه رفتن غیرفعال با دمپرهای خطی، راه رفتن غیرفعال با فنرهای پیچشی در مفصل ران و راه رفتن غیرفعال با فنرهای پیچشی و دمپرهای خطی مطالعه شده است. نتایج به‌دست‌آمده نشان می‌دهد که میزان پایداری را می‌توان با اضافه کردن دمپرهای خطی در مفصل ران مدل بهبود داد.

مدلی محاسباتی نیز برای تجزیه و تحلیل دینامیک راه رفتن انسان و حرکت اندام تحتانی بررسی شد [۹]. مدل بررسی شده هفت لینک داشت. برای ضبط داده‌های سینماتیک و جنبشی از شش فرد سالم خواسته شد روی تردمیل راه بروند. با توجه به مدل بیومکانیکی ارائه‌شده از اندام‌های تحتانی، زاویه چرخش مفاصل و نیروهای واکنش زمین ارائه شد که می‌تواند به‌منظور ارزیابی الگوی راه رفتن به‌کار برده شود.

مطالعه دیگری به‌منظور شبیه‌سازی راه رفتن انسان انجام شد که در آن کف پا تخت در نظر گرفته شد [۱۰]. چرخه راه رفتن و تأثیر دوران پا حول انگشتان در فاز ایستاده روی میزان عملکرد بررسی شد. نتایج حاصل نشان داد که چرخه راه رفتن با در نظر گرفتن چرخش پا حول انگشتان عملکرد بهتری دارد.

Liu و همکاران [۱۱] روی ربات دوبا تحقیقاتی انجام دادند که شبیه انسان راه می‌رود. مدل ربات دوبا شامل هفت لینک با کف پای تخت است. چرخه راه رفتن استفاده‌شده در پژوهش آن‌ها شامل سه فاز پی‌درپی است؛ یعنی یک فاز کاملاً فعال شده که پاشنه بدن را پشتیبانی می‌کند و یک فاز تحت‌اثر تحرک که پنجه از بدن پشتیبانی می‌کند و یک فاز پشتیبانی دوی پای آنی که ضربه پا به زمین در آن اتفاق می‌افتد و پاها جای خود را عوض می‌کنند.

تأثیر ضربه پاشنه پا روی تحلیل مدل بدن انسان تأثیر بسزایی می‌گذارد. براین‌اساس در مطالعه دیگری برای تحلیل دینامیک راه رفتن پایدار روی زمین، مدل هفت‌لینکی غیرفعال با پای تخت ارائه [۱۲] و جرم هر پا به‌صورت متمرکز در مرکز

راه رفتن چندین بخش را شامل می‌شوند. هر چرخه کامل راه رفتن را یک گام^۴ می‌نامند که با وقوع یکی از بخش‌های این دو مرحله، شروع می‌شود و هرگاه به همان بخش با همان پا رسید، یک گام کامل می‌شود. به‌عنوان مثال، از زمان بلندشدن انگشتان یک پا تا بلندشدن بعدی انگشتان همان پا را یک گام می‌نامند. سیکل کامل راه رفتن شامل دو قدم^۵ است. قدم از زمان بلندشدن انگشتان یک پا تا بلندشدن بعدی انگشتان پای دیگر است. بخش ضربه پاشنه^۵ (*H.S*) از لحظه تماس پاشنه پا با زمین شروع می‌شود و تا زمانی ادامه پیدا می‌کند که کف پا به تدریج روی زمین قرار می‌گیرد. بخش قطع تماس پنجه^۶ (*T.O*) نیز بخش پایانی ایستایش است که انگشتان پا با زمین در تماس و در حال بلندشدن از زمین هستند.

مدل دینامیکی شخص در مرحله شناوری هنگام عملیات

سمپاشی

شکل ۱ مدل دینامیکی در نظر گرفته شده برای شخص در مرحله شناوری را هنگام عملیات سمپاشی نشان می‌دهد. در این مدل، پاهای صلب به‌صورت جداگانه در مفصل ران به نیم‌تنه بالایی متصل شده‌اند. هر پا ران و ساق و کف را شامل می‌شود. ساق و ران پا در مفصل زانو و کف و ساق پا در مفصل مچ پا به هم متصل شده‌اند. جرم نقطه‌ای m_h در مفصل ران اضافه شده که به لگن مربوط است. جرم نیم‌تنه بالایی m_b و سمپاش m_{sp} و هر کدام از قسمت‌های مختلف پا (*mf* و *ms*، *mt*، *ml*) در مرکز جرم آن‌ها نشان داده شده است. مرکز جرم سمپاش در مقایسه با مرکز جرم نیم‌تنه بالایی در موقعیت x_{sp} و y_{sp} قرار گرفته است. پارامترهای x_h و y_h مختصات مفصل ران θ_1 زاویه مچ پای جلو (قرار گرفته در مرحله ایستایش)، θ_2 زاویه ران پای عقب (قرار گرفته در مرحله شناوری)، θ_3 زاویه نیم‌تنه بالایی، θ_{2s} زاویه ساق پای عقب (قرار گرفته در مرحله شناوری) و θ_{2f} زاویه مچ پای عقب (قرار گرفته در مرحله شناوری) است.

جهت مثبت برای همه زوایا، پادساعتگرد در نظر گرفته می‌شود. در جدول ۱، پارامترهای فیزیکی به‌کاررفته در مدل دینامیکی ارائه شده، به‌همراه مقادیر عددی آن‌ها داده شده است.

هنگام مدولاسیون سرعت، غالباً زاویه اندام‌های عقبی را بیش از گشتاور مچ پا تعدیل می‌کنند.

هنگام حمل بار نیروهای زیادی بر مفاصل مختلف بدن وارد می‌شود که اگر این نیرو به مدت طولانی باشد، آسیب‌های جدی به اندام مختلف وارد می‌کند. بنابراین، ضرورت مدل‌سازی بدن اپراتور برای بررسی و کاهش نیروهای وارد شده بر اندام‌های مختلف لازم است.

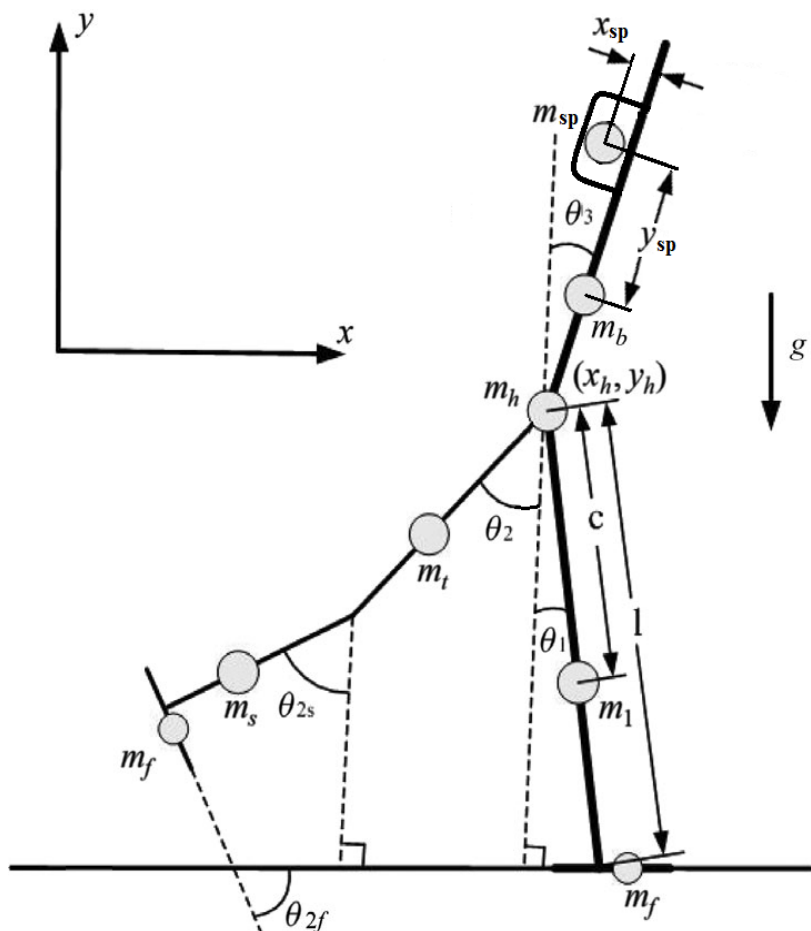
تاکنون، مطالعه‌ای روی مدل دینامیکی شخص برای بررسی نیروهای وارد شده به مفاصل هنگام عملیات سمپاشی با سمپاش‌های پشتی موتوری انجام نشده است. بنابراین، وجه تمایز این تحقیق با مطالعات پیشین در ارائه مدل هفت‌لینکی از بدن اپراتور همراه با سمپاش پشتی موتوری بود. این مدل دینامیکی می‌تواند برای شبیه‌سازی اثر عوامل کاری مختلف هنگام عملیات سمپاشی بر میزان نیروی وارد شده به مفاصل و در نتیجه، تلاش برای کمینه‌کردن این نیروها و آسیب‌های ناشی از آن به‌کار گرفته شود. لازمه این کار محاسبه تغییرات گشتاورهای ماهیچه‌ای باتوجه به تغییرات زاویه مفاصل بود. بدین ترتیب، هدف و وجه تمایز دیگر این تحقیق فرموله کردن تغییرات گشتاورهای ماهیچه‌ای باتوجه به تغییرات زاویه مفاصل و تعمیم آن‌ها به مدل ارائه شده با بهره‌گیری از نرم‌افزار Plot-digitizer و نتایج آزمایشگاهی موجود در مطالعات قبلی محسوب می‌شد. در همین زمینه، تغییرات گشتاور ماهیچه‌ای باتوجه به زاویه چرخش مفصل ران و زانو هنگام قرار گرفتن در مرحله شناوری و تغییرات گشتاور ماهیچه‌ای باتوجه به زاویه چرخش مفصل مچ پا هنگام قرار گرفتن در مرحله ایستایش برای مدل اپراتور سمپاش‌های پشتی بررسی شد که در این زمینه، تحقیقی انجام نشده است. همچنین، تغییرات زاویه مفاصل باتوجه به زمان برای مدل ارائه شده برآورد شد.

روش کار

راه رفتن شامل چرخه‌ای از فعالیت‌هاست که برای هر اندام نیم‌تنه پایینی، دو مرحله شناوری^۱ و ایستایش^۲ دارد. باتوجه به حرکات زاویه‌ای مفاصل اصلی، الگوی فعالیت عضلانی، تحمل وزن روی اندام‌های تحتانی و به‌طور کلی انتقال مرکز ثقل بدن، راه رفتن مهارتی متقارن است. چرخه کامل راه رفتن با وقوع متوالی مرحل شناوری و ایستایش با یک پا تعریف می‌شود. هر کدام از دو مرحله

⁴ Step
⁵ Heel Strike
⁶ Toe Off

¹ Swing
² Stance
³ Stride



شکل ۱. مدل دینامیکی ارائه شده برای شخص در مرحله شناوری هنگام عملیات سمپاشی

جدول ۱. مقادیر پارامترهای مدل دینامیکی ارائه شده برای شخص در مرحله شناوری هنگام عملیات سمپاشی

مقدار	پارامتر	نماد	ردیف
۰/۷ متر	طول پا	l	۱
۰/۳۱ متر	طول ساق پا	l_s	۲
۰/۳۸ متر	طول ران	l_t	۳
۲۶/۶۲ کیلوگرم	جرم نیم تنه بالایی	m_b	۴
۲/۶۶ کیلوگرم	جرم کف پا	m_f	۵
۱۹/۹۷ کیلوگرم	جرم لگن	m_h	۶
۱۱/۵۳ کیلوگرم	جرم پا	m_t	۷
۳/۴۵ کیلوگرم	جرم ساق پا	m_s	۸
۱۰/۵ کیلوگرم	جرم سمپاش	m_{sp}	۹
۸/۴۷ کیلوگرم	جرم ران	m_i	۱۰
۹/۸۱ متر بر مجذور ثانیه	شتاب گرانش	g	۱۱
۰/۱۷۵ متر	مختصات افقی مرکز جرم سمپاش باتوجه به مرکز جرم نیم تنه بالایی	x_{sp}	۱۲
۰/۰۳۸ متر	مختصات قائم مرکز جرم سمپاش باتوجه به مرکز جرم نیم تنه بالایی	y_{sp}	۱۳

گشتاورهای ماهیچه‌ای

گشتاور ماهیچه‌ای وارد به مفصل ران و گشتاور ماهیچه‌ای وارد به مفصل زانو و گشتاور ماهیچه‌ای وارد به مفصل مچ پا، از جمله نیروی‌های تعمیم‌یافته اعمال شده به بدن انسان هستند. گشتاور مفاصل در تجزیه و تحلیل راه رفتن معمولاً برحسب نیوتن در متر در هر کیلوگرم از وزن بدن اندازه‌گیری می‌شود؛ بدین معنی که گشتاور مفاصل درگیر در راه رفتن به نسبت وزن بدن نرمال می‌شود. در این مطالعه به منظور برآزش گشتاورهای ماهیچه‌ای وارد به مفاصل، از نتایج آزمایش الکترومایوگرافی^۷ (EMG) انجام شده در کار Frigo و همکاران [۱۶] استفاده شد. آزمایش EMG یکی از روش‌های آزمایشگاهی در ارتباط با ثبت و تحلیل سیگنال‌های الکتریکی عضله است. در این روش، مارکرهایی به مفاصل مدنظر باید متصل و موقعیت آن‌ها هنگام حرکت روی پلتفرم نیرو با دوربین‌هایی ثبت شود. قبل از شروع آزمایش برای نصب مارکرها، باید سطح پوست کاملاً تمیز و خشک باشد. با این کار، نویز کمتری در سیگنال ضبط شده ایجاد می‌شود. برای تحلیل سیگنال‌های ضبط شده نیز از دستگاه آنالایزر استفاده می‌شود.

آزمایش‌های EMG متعدد Frigo و همکاران [۱۶] روی افراد در حال راه رفتن با سرعت‌های مختلف نشان‌دهنده چگونگی ارتباط بین گشتاورهای ماهیچه‌ای اعمال شده در مفاصل نیم‌تنه پایینی باتوجه به زاویه این مفاصل است. در آزمایش آنان، از ۹ عدد مارکر نیم‌کره‌ای انعکاسی با قطر ۱۰ میلی‌متر استفاده شده بود که روی مکان‌های آناتومی مشخصی از بدن نصب شده بودند. آنالیز حرکت در آزمایشگاه در مسیری ۱۵ متری روی یک پلتفرم نیرو انجام شد. چهار دوربین ۵۰ هرترز در نقطه‌ای نزدیک به ۱ متر بالای لبه جلویی پلتفرم نیرو به طور متمرکز قرار داشتند. این دوربین‌ها در آرایشی عمودی، دوتا در سمت چپ و دوتا در سمت راست مسیر جفت شده بودند. آنالایزر ELITE مسیر حرکت مارکرهای چسبیده روی پوست فرد را تحلیل می‌کرد.

دقت اندازه‌گیری قبل از هر مرحله آزمایش بررسی و میله‌ای با دو مارکر گروهی در انتها (به فاصله ۰/۴ متر از هم) در کل مسیر آزمایش جابه‌جا شد. میانگین اختلاف بین فاصله مارکرهای اندازه‌گیری شده و واقعی کمتر از ۰/۳ میلی‌متر و دستیابی به داده‌های سینماتیکی و پلتفرم نیرو نیز هم‌زمان بود. نویز تصادفی در اندازه‌گیری‌ها با روش فیلتر کردن حذف شد و

وضعیت شخص هنگام ایستادن ثبت و به‌عنوان مرجعی برای زوایای مفاصل در طول راه رفتن استفاده شد. پارامترهای آنتروپومتریک وزن، قد، ارتفاع بدن، ران، طول ساق، طول پا، عرض لگن و ارتفاع آن نیز هنگام نشستن شخص روی صندلی سفت اندازه‌گیری شدند. برای هر مرحله پیاده‌روی، ۱۰ آزمایش از فرد ثبت و در مجموع، ۲۷۰ گام کامل فرد تجزیه و تحلیل شد. در نهایت، نمودار تغییرات گشتاورهای ماهیچه‌ای مفاصل ران و زانو و مچ پا در سیکل راه رفتن باتوجه به زمان و زاویه مفاصل ارائه شد.

همان‌طور که گفته شد، مدل‌سازی دینامیکی بدن اپراتور همراه با سمپاش پستی به منظور بررسی اثر عوامل کاری مختلف روی نیروی مفاصل، مستلزم داشتن فرم صریح معادلات گشتاور ماهیچه‌ای باتوجه به زاویه مفاصل است که در مطالعه Frigo و همکاران [۱۶] ارائه نشده است. بررسی‌های متعدد انجام شده با EMG مفاصل نشان می‌دهد که تغییرات گشتاورهای ماهیچه‌ای باتوجه به زاویه مفاصل مانند فنر با رفتار غیرخطی عمل می‌کنند [۱۷]. بنابراین، در ادامه با بهره‌گیری از نرم‌افزار Plot-digitizer و نتایج آزمایشگاهی حاصل از کار Frigo و همکاران، فرم صریح معادلات گشتاور ماهیچه‌ای باتوجه به زاویه مفاصل به دست آورده می‌شود.

استخراج اطلاعات از نمودارها یکی از اقداماتی است که در فعالیت‌های مختلف مهندسی کاربرد گسترده‌ای دارد. این کار که اصطلاحاً رقوم‌سازی^۸ نامیده می‌شود، به کمک نرم‌افزار Plot-digitizer انجام می‌شود. برای این منظور، ابتدا باید محورها کالیبره شوند. کالیبره کردن با انتخاب سه نقطه دلخواه روی نمودار انجام می‌شود. این سه نقطه باید مختصاتی معلوم داشته باشند و روی یک خط نباشند و تا حد ممکن از هم فاصله زیادی داشته باشند. به محض کالیبره شدن، نرم‌افزار محیط را برای رقوم‌سازی نمودار آماده می‌کند؛ به طوری که با کلیک روی هر نقطه از نمودار، مقادیر متناظر آن در سیستم مختصات نشان داده می‌شوند. در نهایت، می‌توان داده‌های حاصل از رقوم‌سازی را برای انجام عملیات بعدی به فرمت Excel ذخیره‌سازی کرد.

به منظور تعیین تغییرات گشتاور ماهیچه‌ای باتوجه به زاویه چرخش مفصل ران هنگام قرار گرفتن در مرحله شناوری برای مدل ارائه شده در این مطالعه، ابتدا تغییرات گشتاور ماهیچه‌ای باتوجه به زاویه چرخش مفصل ران هنگام قرار گرفتن در مرحله شناوری (بعد از بخش T.O و قبل از بخش H.S)، از کار

^۸ Digitize

^۷ Electromyography

صفر تا ۱۵ درجه، اندازه گشتاور به‌طورملازم کاهش و در بخش انتهایی شناوری و افزایش بیشتر زاویه تا ۳۰ درجه، گشتاور واردشده به مفصل ران به‌طورناگهانی افزایش می‌یابد. بنابراین باتوجه‌به این نمودار، تغییرات گشتاور ماهیچه‌ای باتوجه‌به زاویه چرخش مفصل ران برای مدل ارائه‌شده در این مطالعه برآورد و در قسمت «الف» شکل ۳ نشان داده شد.

قسمت «ب» شکل ۲ تغییرات گشتاور ماهیچه‌ای باتوجه‌به زاویه چرخش مفصل زانو را هنگام قرارگرفتن در مرحله شناوری (بعد از بخش *T.O* و قبل از بخش *H.S*) نشان می‌دهد. در این شکل، زاویه چرخش زانو باتوجه‌به راستای ران در نظر گرفته شده است. در بخش شروع شناوری، زانوی خم‌شده در ۵۵- درجه شروع به بازشدن می‌کند. با نزدیک‌شدن به بخش انتهایی شناوری، زانو تا زاویه ۵- درجه باز و گشتاور واردشده به مفصل زانو به‌طورملازم زیاد می‌شود. براساس این نمودار، تغییرات گشتاور ماهیچه‌ای باتوجه‌به زاویه چرخش مفصل زانو برای مدل ارائه‌شده در این مطالعه برآورد و در قسمت «ب» شکل ۳ نشان داده شد.

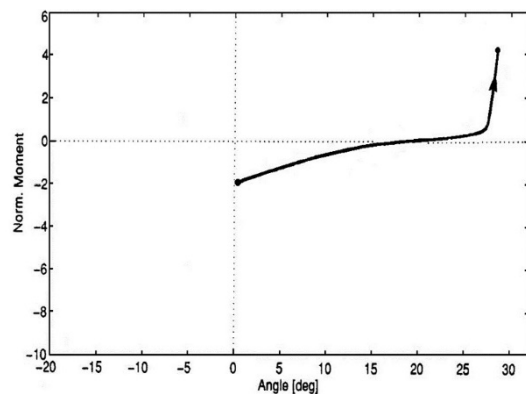
آزمایشگاهی Frigo و همکاران [۱۶] انتخاب شد. سپس با کمک نرم‌افزار Plot-digitizer، تعدادی از نقاط نمودار مدنظر تعیین مختصات شد. درادامه، با برازش منحنی درجه سه با استفاده از نرم‌افزار Excel، رابطه گشتاور ماهیچه‌ای باتوجه‌به زاویه چرخش مفصل ران برای مدل ارائه‌شده تعیین شد. همچنین، برای تعیین گشتاور ماهیچه‌ای باتوجه‌به زاویه چرخش مفصل زانو در مرحله شناوری (بعد از بخش *T.O* و قبل از بخش *H.S*) و گشتاور ماهیچه‌ای باتوجه‌به زاویه چرخش مفصل مچ پا در مرحله ایستایش (بعد از بخش *H.S* و قبل از بخش *T.O*) و نهایتاً تغییرات زاویه مفصل باتوجه‌به زمان نیز مانند مرحله قبل عمل شد.

یافته‌ها

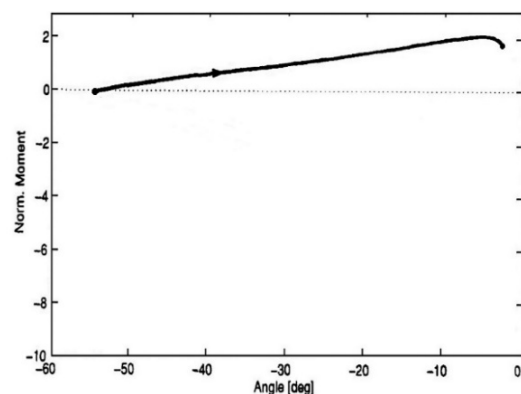
قسمت «الف» شکل ۲ تغییرات گشتاور ماهیچه‌ای باتوجه‌به زاویه چرخش مفصل ران را هنگام قرارگرفتن در مرحله شناوری (بعد از بخش *T.O* و قبل از بخش *H.S*) نشان می‌دهد. در بخش شروع شناوری (پایان بخش *T.O*) با افزایش این زاویه از مقادیر

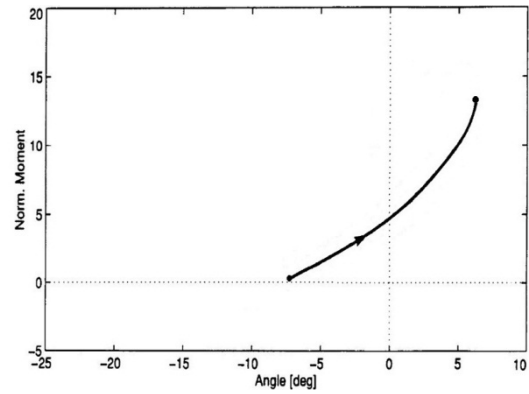
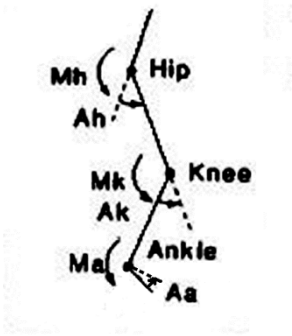


(الف)



(ب)



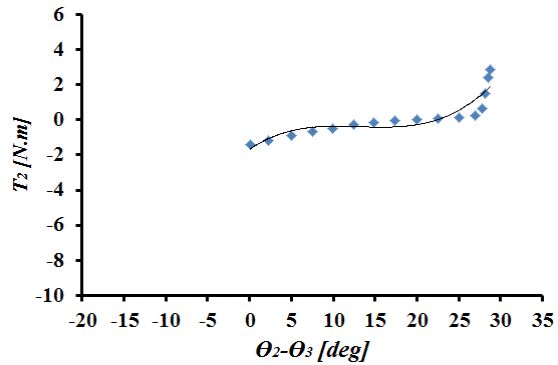
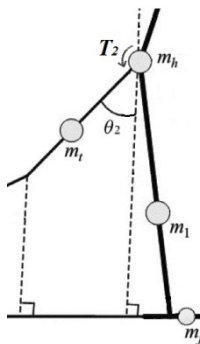


(ج)

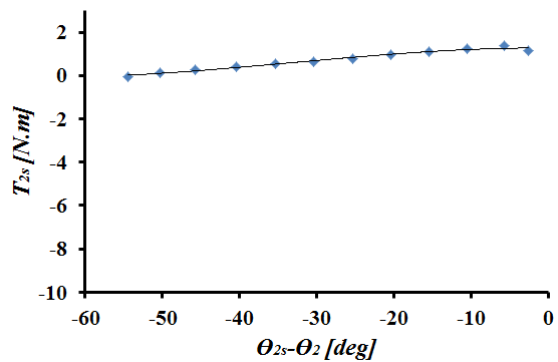
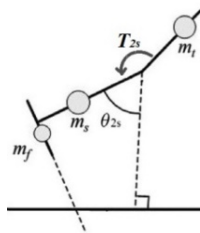
شکل ۲. تغییرات گشتاور ماهیچه‌های باتوجه به زاویه چرخش مفاصل هنگام راه رفتن واقعی انسان. (الف) ران و (ب) زانو و (ج) مچ پا در مرحله ایستایش [۱۶]

مقدار گشتاور وارد شده به مفصل مچ پا افزایش می‌یابد. براساس این نمودار، تغییرات گشتاور ماهیچه‌های باتوجه به زاویه چرخش مفصل مچ پا برای مدل ارائه شده در این مطالعه برآورد و در قسمت «ج» شکل ۳ نشان داده شد.

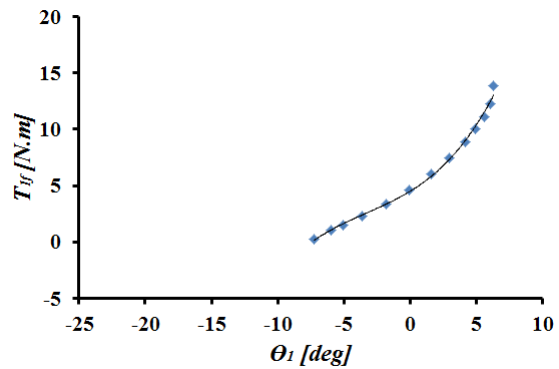
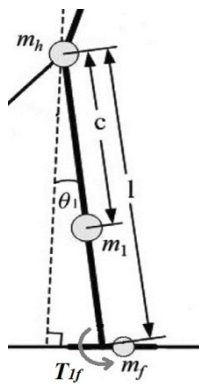
در قسمت «ج» شکل ۲، تغییرات گشتاور ماهیچه‌های باتوجه به زاویه چرخش مفصل مچ پا هنگام قرار گرفتن در مرحله ایستایش (بعد از بخش H.S و قبل از بخش T.O) نشان داده شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌کنید، با تغییر مقدار زاویه مچ پا از $7/5$ - (زاویه منفرد بین کف پا و ساق پا) تا $7/5$ درجه (زاویه حاده بین کف پا و ساق پا)،



(الف)



(ب)

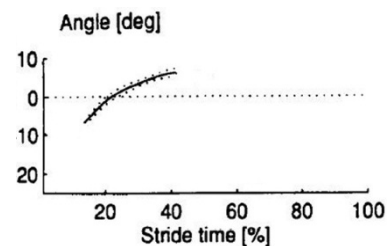
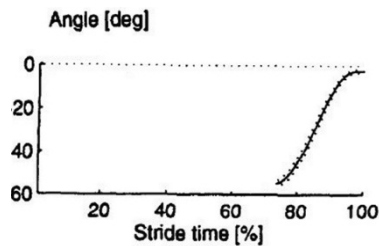
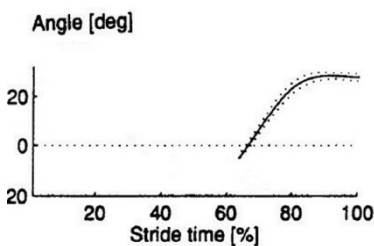


(ج)

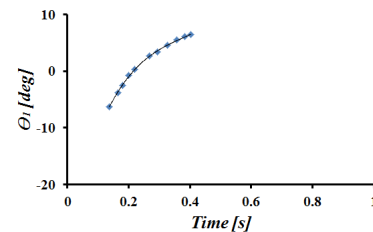
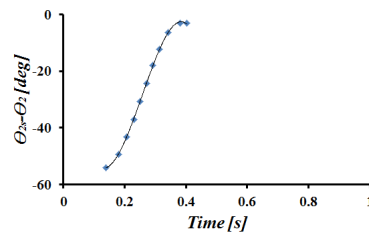
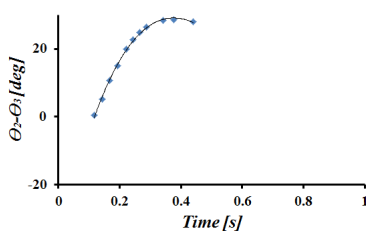
شکل ۳. تغییرات گشتاور ماهیچه‌ای باتوجه به زاویه چرخش مفصل در مدل ارائه شده. (الف) ران در مرحله شناوری و (ب) زانو در مرحله شناوری و (ج) مچ پا در مرحله ایستایش

را باتوجه به زمان برای راه رفتن واقعی انسان نشان می‌دهد [۱۶]. براساس نمودارهای قسمت «الف» شکل ۴، تغییرات زاویه مفصل باتوجه به زمان برای مدل ارائه شده در این مطالعه برآورد و در قسمت «ب» شکل ۴ نشان داده شد.

بررسی‌های متعدد انجام شده با EMG مفصل ران و زانو و مچ پا هنگام راه رفتن نشان می‌دهند که زاویه این مفصل باتوجه به زمان مطابق فرم خاصی تغییر می‌کند [۱۸ و ۱۶]. قسمت «الف» شکل ۴ تغییرات زاویه مفصل ران و زانو و مچ پا



(الف)



(ران)

(زانو)

(مچ پا)

(ب)

شکل ۴. تغییرات زاویه مفصل باتوجه به زمان. (الف) تغییرات زاویه مفصل باتوجه به زمان هنگام راه رفتن انسان [۱۶] و (ب) تغییرات زاویه مفصل باتوجه به زمان برای مدل ارائه شده

منحنی درجه سه به منحنی‌های به دست آمده، معادلات مرتبط تعیین و در جدول ۲ ارائه شده‌اند. پارامتر T_2 گشتاور ماهیچه‌ای وارد شده به مفصل ران، T_{2S} گشتاور ماهیچه‌ای وارد شده به زانو،

در قسمت‌های قبل، تغییرات گشتاور ماهیچه‌ای باتوجه به زاویه چرخش مفصل ران و زانو و مچ پا و تغییرات زاویه این مفصل‌ها باتوجه به زمان برای مدل ارائه شده برآورد شد. با برازش

T_{1f} گشتاور ماهیچه‌ای وارد شده به مفصل مچ پا و t زمان است. دیگر پارامترهای به کار رفته در این رابطه‌ها در قسمت معرفی مدل بیان شده است.

جدول ۲. معادلات به دست آمده از تغییرات گشتاورهای ماهیچه‌ای و تغییرات زاویه مفصل‌های ران و زانو و مچ پا

شماره رابطه	رابطه
۱	$T_2 = 0.0007(\theta_2 - \theta_3)^3 - 0.0258(\theta_2 - \theta_3)^2 + 0.3236(\theta_2 - \theta_3) - 1.6792$
۲	$T_{2s} = -0.0011(\theta_{2s} - \theta_2)^2 - 0.0029(\theta_{2s} - \theta_2) + 1.2683$
۳	$T_{1f} = 0.0043\theta_1^3 + 0.0429\theta_1^2 + 0.5052\theta_1 + 3.1455$
۴	$\theta_2 - \theta_3 = 373.64t^3 - 762.66t^2 + 414.86t - 38.89$
۵	$\theta_{2s} - \theta_2 = -6357.5t^3 + 4911.3t^2 - 958.48t + 1.24$
۶	$\theta_1 = 451.84t^3 - 513.31t^2 + 218.5t - 27.77$

بحث

این وابستگی ناشی از عوامل عصبی و خواص فیزیولوژیکی ماهیچه‌ها است [۲۱ و ۱۶].

در سال‌های اخیر، مطالعات متعددی روی گشتاور ماهیچه‌ای وارد به مفاصل انجام و در برخی از آن‌ها، از شیوه‌های بهینه‌سازی برای کمینه‌کردن نیروهای ماهیچه‌ای استفاده شده است [۲۲]. با اینکه تحقیقاتی در زمینه حمل بار در کشاورزی انجام شده است، محققان این مقاله مطالعه‌ای نیافتند که مدل دینامیکی شخص هنگام عملیات سمپاشی را ارائه کرده باشد. در نتایج پژوهش حاضر، معادلات گشتاور در مفاصل ران و زانو و مچ پا به دست آمد که با نتایج آزمایشگاهی حاصل از مطالعه Frigo و همکاران [۱۶] و Sinkjaer^۹ و همکاران [۲۱] مطابقت داشت. با استفاده از نتایج این پژوهش، استخراج معادلات حاکم بر کل مدل دینامیکی بدن اپراتور سمپاش در تحقیقات آتی پیشنهاد می‌شود تا به کمک آن بتوان نیروی وارد شده به مفاصل را تحت‌اثر پارامترهای کاری مختلف شبیه‌سازی و مقادیر کمینه این نیروها را برای کاهش آسیب‌های مفصلی هنگام راه رفتن و حمل سمپاش پشتی موتوری تعیین کرد.

نتیجه‌گیری

دردهای مفصلی در بین کشاورزان بسیار شایع است. با وجود آسیب‌های مفصلی، بسیاری از کارکنان این بخش خانه‌نشین

کشاورزی یکی از فعالیت‌های شغلی گسترده و ریسک‌پذیر محسوب می‌شود و حدود ۶۳ درصد جمعیت کشورهای در حال توسعه را از آن خود کرده است [۱۹]. به دلیل وضعیت نامناسبی که فرد حین انجام وظیفه درگیرش می‌شود، آسیب‌های اسکلتی-عضلانی جزء جدانشدنی این شغل است و تقریباً تمامی کشاورزان دچار آن هستند. بررسی اختلالات اسکلتی-عضلانی هنگام فعالیت‌های کشاورزی نشان‌دهنده آسیب‌های موجود در انجام این فعالیت‌ها است [۲۰]. از آنجاکه سمپاشی گیاهان و خاک نیز از جمله فعالیت‌های مهم کشاورزی محسوب می‌شود، حمل سمپاش‌های پشتی می‌تواند سبب آسیب به اندام تحتانی اپراتور سمپاش شود. این آسیب‌ها در مواقعی بسیار ناتوان‌کننده هستند و باعث افت بهره‌وری و غرامت‌های دست‌مزد و از کارافتادگی کارگر می‌شوند.

مطالعه و شبیه‌سازی اثر پارامترهای کاری مختلف روی نیروهای وارد بر مفاصل اپراتور سمپاش به منظور کمینه‌کردن خستگی عضلانی و آسیب‌های ناشی از این نیروها، مستلزم بهره‌مندی از مدل دینامیکی از بدن همراه با سمپاش است. قدم اول در ارائه مدل دینامیکی از بدن، پیدا کردن معادلات گشتاورهای ماهیچه‌ای است. آزمایش‌های انجام شده برای تخمین زدن گشتاور ماهیچه‌ای وارد به مفاصل نشان می‌دهند که گشتاور مفاصل فقط به تغییرات زاویه مفاصل وابسته هستند.

^۹ Sinkjaer

تقدیر و تشکر

نویسندگان از تمام حمایت‌های مالی و آزمایشگاهی و خدماتی دانشگاه شهرکرد برای انجام این پژوهش تشکر و قدردانی می‌کنند.

تعارض منافع

بین نویسندگان این مقاله هیچ‌گونه تعارضی در منافع وجود ندارد.

منابع مالی

منابع مالی این مطالعه توسط نویسندگان تامین شده است.

شده‌اند یا به دلیل سنگینی کارها تغییر شغل داده و از کشاورزی فاصله گرفته‌اند. سمپاشی گیاهان و خاک با سمپاش پشتی نیروی زیادی به بدن کشاورزان در این بخش وارد می‌کند. از آنجاکه گشتاور ماهیچه‌ای وارد شده به مفاصل ران و مچ پا و زانو، از جمله نیروهای تعمیم‌یافته مدل دینامیکی بدن محسوب می‌شود. نتایج این تحقیق راهکاری برای محققان ارگونومی برای استخراج معادلات حاکم بر کل مدل دینامیکی بدن اپراتور سمپاش در آینده فراهم می‌کند. بدین ترتیب، با داشتن این معادلات و شبیه‌سازی اثر پارامترهای کاری مختلف بر میزان نیروی وارد شده به مفاصل و تلاش برای کمینه کردن این نیروها، می‌توان از آسیب‌های مفصلی هنگام راه رفتن و حمل سمپاش پشتی موتوری جلوگیری و مقادیر استاندارد را تعیین کرد.

References

- Ju MS, Mansour JM. Simulation of the double limb support phase of human gait. *J Biomech Eng.* 1988 ; 110(3) :223-229. [DOI:10.1115/1.3108435] [PMID]
- Anbarian M, Rajabian F, Ghasemi MH, Heidari Moghaddam R. The effect of the heel wedges on the electromyography activities of the selected lower back muscles during load lifting. *Iran J Ergon.* 2018; 5(3):14-21. [DOI:10.30699/jergon.5.3.12]
- Azhdardor M, Tabatabaei Sh. Relationship between musculoskeletal disorders and quality of life in employees of selected hospitals in Golestan province. *Iran J Ergon.* 2019; 6(4):31-36. [DOI:10.30699/jergon.6.4.30]
- Ataei SS, Heydari P, Varmazyar S. Investigation of correlation of musculoskeletal disorders with work ability index and allowable load lifting limit. *Iran J Ergon.* 2017; 4(4):15-22. [DOI:10.21859/joe-04043]
- Cholewicki J, McGill SM. EMG assisted optimization: a hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. *J Biomech.* 1994; 27(10): 1287-1289. [DOI:10.1016/0021-9290(94)90282-8]
- Alexander RM. Simple models of human movement. 1995; 48: 461-470. [DOI:10.1115/1.3005107]
- Kuo AD. A simple model of bipedal walking predicts the preferred speed-step length relationship. *J Biomech Eng.* 2001; 123(3): 264-269. [DOI:10.1115/1.1372322] [PMID]
- Borzova E, Hurmuzlu Y. Passively walking five-link robot. *Automatica.* 2004; 40(4): 621-629. [DOI:10.1016/j.automatica.2003.10.015]
- Vimieiro C, Andrada E, Witte H, Pinotti M. A computational model for dynamic analysis of the human gait. *Comput Methods Biomech Biomed Eng.* 2015; 18(7): 799-804. [DOI:10.1080/10255842.2013.848859] [PMID]
- Tlalolini D, Chevallereau C, Aoustin Y. Human-like walking: Optimal motion of a bipedal robot with toe-rotation motion. *IEEE-ASME Trans Mech.* 2010; 16(2): 310-320. [DOI:10.1109/TMECH.2010.2042458]
- Liu Y, Zang X, Heng S, Lin Z, Zhao J. Human-Like Walking with Heel Off and Toe Support for Biped Robot. *Appl Sci.* 2017; 7(6): 499. [DOI:10.3390/app7050499]
- Huang Y, Wang L, Chen B, Wang Q, Xie G. Modeling and gait selection of passivity-based seven-link bipeds with dynamic series of walking phases. *Robotica.* 2012; 30(1): 39-51. [DOI:10.1017/S0263574711000397]
- Hume DR, Navacchia A, Ali AA, Shelburne KB. The interaction of muscle moment arm, knee laxity, and torque in a multi-scale musculoskeletal model of the lower limb. *J Biomech.* 2018; 76: 173-180. [DOI:10.1016/j.jbiomech.2018.05.030] [PMID]
- Winter DA, Robertson DGE. Joint torque and energy patterns in normal gait. *Biol Cybern.* 1978; 29(3): 137-142. [DOI:10.1007/BF00337349] [PMID]
- Hsiao H, Knarr BA, Higginson JS, Binder-Macleod SA. The relative contribution of ankle moment and trailing limb angle to propulsive force during gait. *Hum Mov Sci.* 2015; 39: 212-221. [DOI:10.1016/j.humov.2014.11.008] [PMID] [PMCID]
- Frigo C, Crenna P, Jensen LM. Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities. *J Electromyogr Kinesiol.* 1996; 6(3): 177-190. [DOI:10.1016/1050-6411(96)00030-2]

17. Weiss PL, Kearney RE, Hunter IW. Position dependence of ankle joint dynamics-I. Passive mechanics. *J Biomech.* 1986; 19(9): 727-735. [[DOI:10.1016/0021-9290\(86\)90196-X](https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90196-X)]
18. Agrawal SK, Banala SK, Fattah A, Sangwan V, Krishnamoorthy V, Scholz JP, et al. Assessment of motion of a swing leg and gait rehabilitation with a gravity balancing exoskeleton. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2007; 15(3):410-420. [[DOI:10.1109/TNSRE.2007.903930](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2007.903930)] [[PMID](#)]
19. Levy B, Wegman D. Occupational health recognizing and preventing work-related disease and injury. 4th Ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2000: 729.
20. Houshyar E, Kim IJ. Understanding musculoskeletal disorders among Iranian apple harvesting. *Int J Ind Ergon.* 2018; 67: 32-40. [[DOI:10.1016/j.ergon.2018.04.007](https://doi.org/10.1016/j.ergon.2018.04.007)]
21. Sinkjaer T, Toft E, Andreassen S, Hornemann BC. Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components. *J Neurophysiol.* 1988; 60(3): 1110-1121. [[DOI:10.1152/jn.1988.60.3.1110](https://doi.org/10.1152/jn.1988.60.3.1110)] [[PMID](#)]
22. Pedotti A, Krishnan VV, Stark L. Optimization of muscle-force sequencing in human locomotion. *Math Biosci.* 1978; 38(1-2): 57-76. [[DOI:10.1016/0025-5564\(78\)90018-4](https://doi.org/10.1016/0025-5564(78)90018-4)]