مروری بر مدل‌های دینامیکی راه رفتن انسان جهت بررسی نیروهای وارد بر بدن کشاورز

صدیقه کریمی آورگانی*[۱]، علی ملکی[۲]، شاهین بشارتی[۳]، رضا ابراهیمی[۴]

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک بیوسیستم دانشگاه شهرکرد، Email: sediqe.karimi1373@gmail.com
۲. دانشیار گروه مهندسی مکانیک بیوسیستم دانشگاه شهرکرد Email: maleki.ali2000@gmail.com
۳. مربی گروه مهندسی مکانیک بیوسیستم دانشگاه شهرکرد Email: shahin_besharati@yahoo.com
۴. دکتری گروه مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی اصفهان Email: r.ebrahimi1988@gmail.com

چکیده

کار کشاورزی نیاز به تلاش جسمی قابل‌توجهی دارد و می‌تواند منجر به آسیب‌های اسکلتی عضلانی و ازکارافتادگی شود. کار در مزرعه شامل حرکات تکراری، بلند کردن و حمل اجسام سنگین، خم شدن، چمباتمه زدن، راه رفتن، حفظ تعادل به همراه جابجایی بدن است. اگرچه گام‌های معمولی انسان، طبیعی و ساده هستند اما پیاده‌روی شامل دینامیک غیرخطی و چند متغیره با رویدادهای گسسته و تنظیمات متفاوت است. حمل بار بخشی اجتناب‌ناپذیر از زندگی کشاورزان طی عملیات کشاورزی است که باعث افزایش خطر آسیب به همراه ایجاد تغییرات نامطلوب در مکانیک راه رفتن می‌شود. وقوع مکرر آسیب‌های شکستگی ناشی از تنش، نگرانی اصلی برای کشاورزان طی حمل بار است. کشاورزان اغلب نیاز به حمل بارهایی دارند که درصد قابل‌توجهی از وزن بدن آن‌ها است که نشان می‌دهد با افزایش خطر شکستگی ناشی از تنش همراه است. قسمت زیادی از پیچیدگی حرکت انسان مربوط به دینامیک حرکت عضلانی اسکلتی است. مدل‌سازی دینامیک حرکت کارگران بخش کشاورزی هنگام حمل بار و حمل سم‌پاش پشتی با وزن‌های مختلف آن می‌تواند دانش و بینش را از بیومکانیک حرکت افزایش داده تا در صورت امکان راهکاری برای کاهش نیروهای وارد بر اندام مختلف کارگران این بخش ارائه شود. در این مقاله متداول‌ترین مدل‌های چند لینکی هنگام راه رفتن انسان شامل مدل‌های پنج لینکی، شش لینکی، هفت لینکی، مدل جرم و فنر و مدل‌های حمل بار موردبررسی قرارگرفته است. با تطابق این مدل‌ها با حمل بار هنگام عملیات کشاورزی امکان بررسی نیروها در مفاصل میسر می‌گردد تا بتوان راهکاری برای کمینه نمودن نیروهای وارد بر بدن اپراتور به دست آورد. همچنین ناراحتی و اختلال‌های اسکلتی-عضلانی در کارکنان بخش حمل بار و برداشت میوه موردبررسی قرارگرفته تا در صورت امکان راه‌حلی جهت کاهش نیروی واردشده بر بدن کارکنان این بخش صورت گیرد.

کلمات کلیدی: *مدل‌سازی؛ دینامیک راه رفتن؛ حمل بار؛ سم‌پاش پشتی.*

*نویسنده مسئول: sediqe.karimi1373@gmail.com

مروری بر مدل‌های دینامیکی راه رفتن انسان جهت بررسی نیروهای وارد بر بدن کشاورز

مقدمه

کشاورزی جز یکی از گسترده‌ترین و ریسک‌پذیرترین فعالیت‌های شغلی محسوب می‌شود. این شغل حدود ۶۳ درصد جمعیت کشورهای درحال‌توسعه را به خود اختصاص داده است[۱]. انجام وظایف این شغل باعث ایجاد وضعیت فیزیکی نامناسب مانند خم شدن، زانو زدن و پیچیدن به یک‌طرف و کار تکراری، در بدن افراد می‌شود، که استرس و صدمات سنگینی را به دنبال خواهد داشت. به دلیل شرایط نامناسبی که فرد در حین انجام‌وظیفه درگیر آن می‌شود، آسیب‌های اسکلتی عضلانی، جز جدا نشدنی این شغل بوده و تقریباً تمامی کشاورزان از آن رنج می‌برند[۲]. این آسیب‌ها می‌توانند بسیار ناتوان‌کننده باشند و باعث افت راندمان، غرامت‌های دستمزد و ازکارافتادگی کارگر شوند.

حرکت انسان نتیجه کنترل سیستم عصبی روی آزادسازی انرژی‌های داخلی در عضلات و ایجاد حرکت در یک سیستم متصل به هم از لینک‌های صلب یا غیرصلب است. تقریباً همه اجزاء بدن، شامل سیستم اسکلتی، عضلات، تاندون‌ها، لیگامنت‌ها، نیروهای خارجی و سیستم عصبی در حرکت انسان نقش دارند. مدل‌سازی ساختار طبیعی نیازمند دانش عمیق در زمینه مدل‌سازی ریاضی، دینامیک حرکت، ساختار فیزیولوژیکی بدن انسان و نحوه ارتباط آن با محیط اطراف است. اصولاً مدل‌سازی را به‌طور عمده برای دستیابی به دو هدف اصلی ارائه می‌دهند که به‌طور خلاصه عبارت‌اند از «شناخت بهتر سیستم» و «پیش‌بینی رفتار سیستم». مدل‌سازی در دستگاه‌های حیاتی نیز با توجه به همین اهداف انجام می‌شود. با استفاده از مدل‌سازی، بسیاری از سیستم‌ها با خطر و هزینه کمتر تحلیل می‌گردند. با این روش پارامترهایی که در حالت واقعی امکان تغییر در آن‌ها وجود ندارد را می‌توان مطالعه و بررسی کرد [۳].

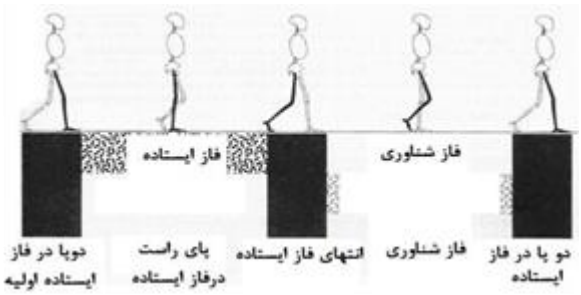
هدف از مدل‌سازی سیستم اسکلتی، ارائه یک سیستم صلب یا غیرصلب متشکل از لینک‌ها و اتصالاتی است که نشان‌دهنده رفتار سینماتیکی و سینتیکی استخوان‌ها و مفاصل باشد. حدود ۲۰۰ استخوان در بدن انسان با اندازه‌ها، اشکال و خواص مکانیکی مختلف وجود دارد. بنابراین بدن با این ویژگی، می‌تواند به‌طور قابل‌ملاحظه‌ای در پاسخ به عوامل تنش‌زای خارجی دچار تغییر شده و لذا حالت‌های دینامیکی متفاوتی داشته باشد [۴]. بسیاری از فرآیندهای پایداری انسان در زمان ایستادن (پایداری استاتیکی) و در زمان راه رفتن (پایداری دینامیکی)، به کمک مفاصل اندام تحتانی، عضلات خم و راست کننده این مفاصل و حسگرهایی است که در داخل این مفاصل و اطراف آن‌ها قرار دارند [۵]. هنگام حمل بار نیروهای زیادی بر مفاصل مختلف بدن وارد می‌شود که اگر این بار به مدت طولانی باشد آسیب‌های جدی به اندام مختلف وارد می‌کند. حمل بارهای سنگین در بخش کشاورزی، سبب آسیب به قسمت‌های مختلف بدن ازجمله ستون فقرات، مفاصل زانو و مچ پا می‌شود که این مشکلات حتی باعث خانه نشین شدن برخی از کارگران بخش کشاورزی شده است.

سیکل راه رفتن

حرکت و جابجایی پاها شامل یک چرخه است که برای هر پا شامل دو مرحله‌ی شناوری[1] و ایستایش[2] می‌شود. یک چرخه کامل راه رفتن (تماس پاشنه یک پا تا تماس بعدی پاشنه همان پا) را یک گام گویند. از شروع ضربه پاشنه یک پا تا

[1] Swing
[2] Stance

پاشنه پای دیگر را یک قدم[3] می‌نامند که نصف یک گام است. ایستایش ۶۰٪ یک گام را تشکیل می‌دهد. این مرحله از شروع تماس یک پا با زمین تا جدا شدن همان پا به طول می‌انجامد. در این مرحله پا وزن بدن را تحمل می‌کند. ۴۰٪ از چرخه‌ی راه رفتن شامل مرحله‌ی شناوری است. در این مرحله، بخشی از پا در هوا قرار دارد.



شکل ۱. فازهای راه رفتن انسان. فاز ایستاده (سمت چپ) و فاز شناوری(سمت راست)[۶].

مراحل ایستایش و شناوری شامل چند بخش می‌شوند. مرحله ایستایش شامل ضربه پاشنه، بارگذاری (ضربه پاشنه تا تخت شدن کف پا)، اتکای میانه (تخت شدن کف پا تا بلند کردن پاشنه)، پیش راندن (بلند کردن پاشنه تا بلند کردن پنجه) و بلند کردن پنجه پا از زمین می‌باشد. مرحله شناوری شامل شروع شناوری (از زمان بلند شدن انگشتان پا تا زمان رسیدن پا به مرحله میانی شناوری)، مرحله میانی شناوری (پا در هوا می‌باشد و زمانی پایان می‌یابد که درشت‌نی پای در حال نوسان به‌طور عمود بر زمین در هوا قرار گیرد) و مرحله پایانی شناوری (لحظه‌ای که ضربه پاشنه توسط همان پا انجام می‌شود) است.

قیود

تحلیل سیستم‌های دینامیکی از جمله سیستم‌های رباتیک و بیومکانیک، مستلزم به‌کارگیری مجموعه مختصات تعمیم‌یافته‌ای برای دستیابی به معادلات حرکت این سیستم‌ها است. درصورتی‌که این مختصات از هم مستقل نباشند، یا دارای یک فرم کلی نسبت به زمان باشند، معادلات قید به وجود می‌آیند. در حالت کلی یک قید حرکتی با یک معادله دیفرانسیل توصیف می‌شود که ممکن است انتگرال‌پذیر یا انتگرال ناپذیر باشد. درصورتی‌که تابع قید انتگرال‌پذیر باشد، به آن قید هولونومیک[4] گویند [۷].

مدل‌های دینامیکی راه رفتن و حمل بار

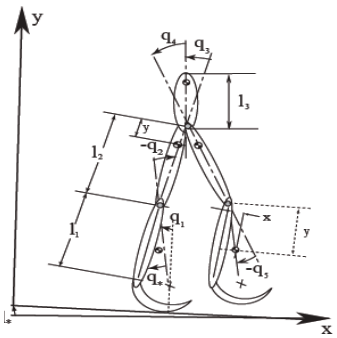
در این قسمت به برخی از مهم‌ترین مدل‌های دینامیکی ارائه‌شده برای راه رفتن انسان، اشاره می‌شود.

مدل پنج لینکی

در این مدل که برای یک ربات پنج لینکی ارائه‌شده است، اثر عناصر غیرفعال به کار رفته در مفاصل، روی رفتار دینامیکی سیستم بررسی شده است [۸]. همان‌طور که در شکل ۲ مشاهده می‌شود هر پا دارای دو لینک مربوط به ران و ساق

3 Step
4 Holonomic

است و پاها به‌صورت نیم‌دایره مدل شده‌اند. تماس پاها با زمین به‌صورت نقطه‌ای در نظر گرفته‌شده است. در ادامه، حالت-های مختلفی از جمله راه رفتن غیرفعال، راه رفتن غیرفعال با دمپرهای خطی، راه رفتن غیرفعال با فنرهای پیچشی در مفصل ران و نهایتاً راه رفتن غیرفعال با فنرهای پیچشی و دمپرهای خطی مورد مطالعه قرارگرفته است. نتایج به‌دست‌آمده نشان می-دهد که میزان پایداری را می‌توان با اضافه کردن دمپرهای خطی در مفصل ران مدل بهبود داد.



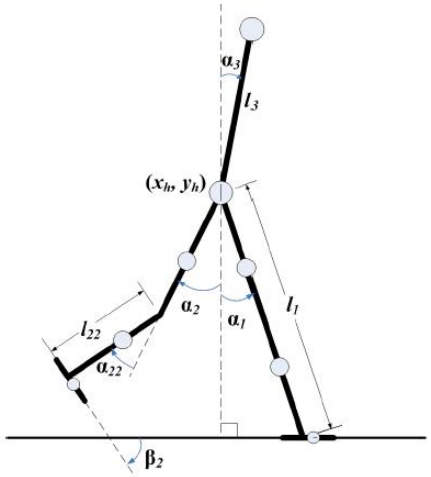
شکل ۲. نمایش دو بعدی مدل دینامیکی پنج لینکی[۸].

مدل شش لینکی

آن‌ها و همکاران، چرخه راه رفتن انسان را با یک مدل دو وجهی ساده بررسی کردند[۹]. در این مطالعه از دو مدل چهار و شش لینکی برای بدن انسان استفاده شد. هر دو مدل را از سرعت بسیار کند تا سرعت زیاد موردبررسی قرار دادند. در ادامه داده‌های به‌دست‌آمده را با داده‌های تجربی مقایسه کردند و مشاهده کردند که مدل شش لینکی در طول آزمایش، سرعت و میانگین قدرتی مطابق با داده‌های تجربی داشت درصورتی‌که مدل چهار لینکی فقط در سرعت آهسته با داده‌های تجربی مطابقت داشت. همچنین دریافتند که در مدل چهار لینکی با افزایش سرعت طول گام کاهش یافت. نتایج نشان داد که مچ پا یک عنصر اساسی در مدل‌های پیاده‌روی انسان است. بر اساس نتایج این مطالعه، فقط از مدل شش لینکی برای پیش‌بینی راه رفتن طبیعی انسان استفاده‌شده است.

مدل هفت لینکی

در مطالعه دیگری برای تحلیل دینامیک راه رفتن پایدار روی زمین، یک مدل هفت لینکی غیرفعال با پای تخت، ارائه گردیده است [۱۰]. همان‌طور که در شکل ۳ نشان داده شده است، جرم هر پا به‌صورت متمرکز در مرکز جرم ساق پا و ران در نظر گرفته‌شده است. برای پایداری، از یک کوپلینگ سینماتیکی استفاده‌شده 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.

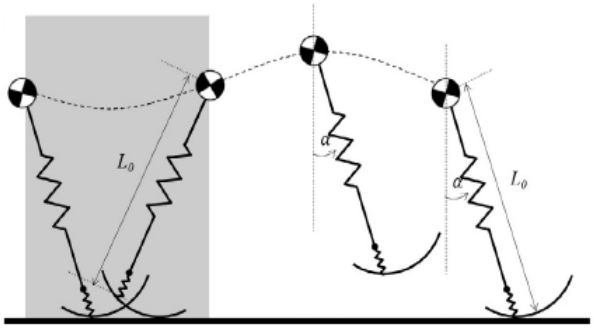


شکل ۳: مدل دینامیکی غیرفعال هفت لینکی[۱۰].

در مطالعه دیگری برای تحلیل دینامیک راه رفتن پایدار روی زمین، یک مدل هفت لینکی غیرفعال ارائه‌شده است به‌طوری‌که اندام فوقانی، حرکت مفصل ران و مفاصل مچ پا با فنرهای پیچشی به مدل اضافه شدند [۱۱]. سپس اثرات سختی مچ پا بر سرعت راه رفتن، بازده و پایداری موردبررسی قرار گرفت. نتایج نشان داد که تغییر سختی مچ پا در فازهای ایستایش یا شناوری می‌تواند اثرات مختلفی داشته باشد.

مدل جرم فنر

سینماتیک اندام تحتانی در طی راه رفتن، با یک مدل جرم و فنر و پایه منحنی شکل نیز موردبررسی قرار گرفته است [۱۲]. در این مدل که مانند یک آونگ معکوس عمل می‌کند (شکل ۴)، دینامیک مرکز جرم در سرعت‌های مختلف بررسی شده است. به‌منظور اعتبارسنجی، نتایج حاصل از شبیه‌سازی با نتایج تجربی در سرعت‌های مختلف مقایسه شد. همچنین گشتاور مفصل با استفاده از دینامیک معکوس برای اندام تحتانی که شامل مفصل ران، زانو و مچ پا می‌باشد محاسبه شد.



شکل ۴. مدل دینامیکی جرم و فنر در چرخه راه رفتن[۹].

مدل‌های حمل بار هنگام راه رفتن

آلامودی[5] و همکاران [۱۳] روش‌های مختلف حمل بار را بر پایداری حرکت و تنش‌های ستون فقرات مورد مطالعه قرار دادند. آزمایش‌ها روی بیست مرد انجام شد. در حین راه رفتن، افراد بارهای ۱۰ پوند یا ۳۰ پوند را حمل می‌کردند. شرایط

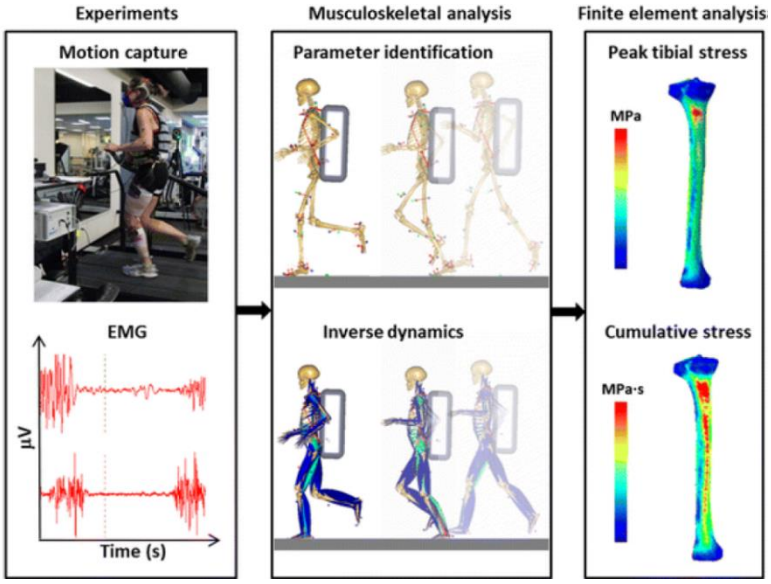
[5] Alamoudi

حمل مختلف از جمله حمل جلو، جانبی، دو طرفه و حمل پشتی با استفاده از یک کوله‌پشتی مخصوص موردبررسی قرار گرفت (شکل ۵). نتایج نشان داد که حمل بار به‌صورت جلویی پایداری پایینی داشته، درحالی‌که حمل دو طرفه پایدارترین روش حمل در فازهای حرکت است.

شکل ۵. روش‌های حمل موردبررسی: جلو(A)، جانبی(B)، دو طرفه(C) و پشتی(D)[۱۳].

یک مطالعه مقطعی نیز در مورد اثرات حمل بار بر ویژگی‌های راه رفتن و تنش مکانیکی ناشی از آن در زنان انجام شد [۱۴]. برای این کار از یک مدل عضلانی اجزای محدود استفاده شد (شکل ۶). تمامی آزمایش‌ها برای افراد در سه حالت بدون بار، بار به میزان ۲۰ درصد و ۳۰ درصد وزن بدن انجام شد. نتایج نشان داد که تیبیا[۶]، فمور[۷]، ناویکولار[۸]، متاتارس[۹] و لگن در معرض بیشترین آسیب ناشی از تنش هستند. برای اطمینان از اعتبار مدل اسکلتی عضلانی، دوره‌های زمانی نیروهای پیش‌بینی‌شده عضلات و سیگنال‌های الکترومیوگرافی ثبت شده عضلات[۱۰] (EMG)، در شرایط اولیه مقایسه گردیدند. حمل بار ۳۰درصد وزن بدن، بازشدگی[۱۱] در مفصل ران را محدود کرد اما تاشدگی[۱۲] را افزایش داد. همچنین نتایج نشان داد که هر دو سینماتیک و سینتیک لگن به‌طور قابل‌ملاحظه‌ای در حین حمل بار تغییر می‌یابند. اگر عضله‌های بازکننده[۱۳] ران به اندازه کافی قدرت تولید نکنند، در این صورت یا دیگر عضلات اندام تحتانی نیروی کاهش یافته را جبران می‌کنند، یا الگوهای حرکت تغییر خواهند کرد که به نوبه‌ی خود باعث افزایش انرژی مصرفی و خستگی عضلانی می‌شود.

6 Tibia
7 Femur
8Navicular
9 Metatarsal
10 Electromyography
11 Extension
12 Flexion
13 Extensor



شکل ۶. مدل‌سازی اسکلتی ـ عضلانی المان محدود[۱۴].

پارک[14] و همکاران به مطالعه اثر زره و حمل بار بر تعادل بدن و عملکرد عضلات پا پرداخته‌اند [۱۵]. مجموعه آزمایش‌هایی با هفت دانشجوی نظامی مرد، سالم، راست دست و در توزیع وزن‌های متفاوت انجام شد. نتایج نشان داد که توزیع وزن بر تعادل استاتیکی بدن تأثیر می‌گذارد. همچنین تغییرات توزیع وزن، اثر قابل‌ملاحظه‌ای را روی نیروی ایجادشده در مچ پای چپ نشان داد. درحالی‌که نیروی مچ پای راست، تغییر قابل‌توجهی را در هر شرایطی نشان نداد. این موضوع بیان می‌کند که تغییر در توزیع وزن ممکن است تأثیر بیشتری بر روی پای چپ افراد راست دست داشته باشد.

در مطالعه‌ای دیگر تأثیر حمل بار به‌صورت پایدار و ناپایدار بر چرخه راه رفتن، دینامیک پایدار و فعالیت عضلات در افراد مسن موردبررسی قرار گرفت[۱۶]. هفت مرد و هفت زن داوطلب شرکت در این مطالعه شدند. همه شرکت‌کنندگان در آزمایشی شرکت کردند که طی آن ۴ دقیقه پیاده‌روی روی تردمیل با سرعت پیاده‌روی تعیین‌شده بود. این آزمایش‌ها در سه شرایط بدون بار، حمل بار پایدار و حمل بار ناپایدار انجام شد. در شرایط حمل بار از یک کوله‌پشتی با وزن حدود ۱۵٪ از وزن شرکت‌کنندگان استفاده شد و در هر کوله‌پشتی ظرف آب با حجم ۳٫۶ لیتر قرار دادند. در ادامه طی هر آزمایش، سینماتیک ۳ بعدی حرکات اندام تحتانی و تنه و فعالیت الکترومیوگرافی ۶ عضله اندام تحتانی ثبت شد. نتایج نشان داد که عرض گام و تغییرپذیری عرض گام در حمل ناپایدار و تغییرپذیری عرض گام در حمل پایدار در مقایسه با راه رفتن بدون بار بیشتر است. زاویه مفاصل در سه شرایط ثابت بود اما در حمل ناپایدار فعالیت عضلات رکتوس فموریس[15] و سولئوس[16] افزایش یافت. در حمل بار پایدار نیز فعالیت عضله رکتوس فموریس افزایش یافت. این نتایج حاکی از آن است که حمل ناپایدار باعث کاهش پایداری در راه رفتن می‌شود.

روی موقعیت‌یابی بار کوله‌پشتی و اثرات شیب سطح پیاده‌روی بر پاسخ‌های فیزیولوژیکی در سربازان نیز مطالعه‌ای انجام شد[۱۷]. در ابتدا پنج سرباز داوطلب انجام آزمایش را انتخاب کردند. شرایط آزمایش شامل دو سرعت متفاوت پیاده‌روی و

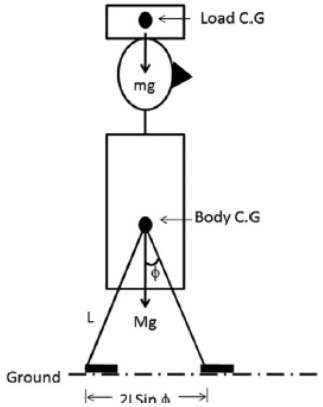
14 Park
15 Rectus Femoris
16 Soleus

دو شیب صفر و شش درصد بود. در ادامه وزن کوله‌پشتی را ۱۵٪ از وزن شرکت‌کنندگان انتخاب کردند و در شرایط مختلف میزان تنفس، مصرف اکسیژن و ضربان قلب را ثبت کردند. در نهایت نتایج حاصل از این آزمایش نشان داد که سرعت بر همه شاخص‌های فیزیولوژیکی تأثیرگذار است. مصرف اکسیژن و ضربان قلب در سطح شیب‌دار بیشتر است. همچنین مشاهده شد زمانی که بار، بیشتر در موقعیت بالاتر قرار دارد، میانگین تنفس بیشتر می‌شود. زمانی که شرکت-کنندگان روی سطح شیب‌دار حرکت کرده و موقعیت بار در قسمت بالایی کوله‌پشتی باشد، میزان مصرف اکسیژن نیز افزایش می‌یابد. هنگام حمل بار، مرکز ثقل بار باید تا حد ممکن به بدن نزدیک باشد و از عضلات بزرگ‌تر استفاده شود، اما حمل بارهای سنگین نزدیک به تنه می‌تواند بر عملکرد ریه تأثیر بگذارد.

مطالعه‌ی دیگری روی اختلالات اسکلتی ـ عضلانی هنگام برداشت سیب در شهر سپیدان، استان فارس در کشور ایران انجام شد[۱۸]. مطالعات انجام‌شده روی ۳۰ کارگر، در دو گروه سنی جوان(۲۰-۳۵ ساله) و گروه مسن(۳۶-۵۵ ساله) انجام شد. این تعداد افراد از ده باغ به‌صورت تصادفی انتخاب شدند. میزان اختلالات اسکلتی- عضلانی با استفاده از پرسش‌نامه استاندارد نوردیک مورد ارزیابی قرار گرفت و حجم کار کارگران با استفاده از ابزار سریع ارزیابی وضعیت بدنی ارزیابی شد. عملیات برداشت را به ۸ مرحله تقسیم کردند که شامل: ۱. آوردن جعبه خالی به مزرعه، ۲. قرار دادن جعبه نزدیک درخت، ۳. بررسی اولیه درخت، ۴. قرار دادن جعبه در مکانی مناسب برای برداشت سیب، ۵. بچیدن میوه از درخت، ۶. بررسی میوه‌های چیده شده، ۷. قرار دادن میوه‌ها در جعبه و ۸. حمل جعبه‌های میوه به بیرون از باغ.

نتایج حاصل از بررسی‌ها نشان داد که مراحل ۵، ۶ و ۷ در دو گروه متفاوت بوده و سرعت این مراحل در گروه سنی جوان بیشتر بود. مرحله ۸ نیاز به زمان بیشتری نسبت به سایر مراحل داشت. همچنین این نتایج نشان داد که میزان آسیب به بدن در هر دو گروه یکسان بود. مراحل ۵ و ۸ خطرناک‌ترین مراحل شناخته‌شده و بیشترین آسیب را به بدن کارگران می-زدند. اختلالات شایع مربوط به نواحی خاص بدن از جمله کمر، زانو، گردن و شانه بود. در هنگام استفاده از وضعیت ارگونومی اصلاح‌شده با کمک زمان استراحت مناسب، درصد اختلالات به‌طور قابل‌توجهی کاهش یافت.

یک مدل بیومکانیکی هنگام حمل بار در مزارع کشاورزی در کشور هند ارائه شد. جهت ارائه این مدل از شش مرد و شش زن کشاورز خواسته شد تا در آزمایش‌های شرکت کنند. آزمایشات در سه حالت بارگیری(روی سر، روی کمر و روی شانه) ، بار با سه وزن مختلف (۱۰ ، ۱۵ ، ۲۰ کیلوگرم) در سه شیب (۰ ، ۵ ، ۱۰ درصد) در آزمایشگاه انجام شد. شکل زیر یکی از مدل‌های ارائه‌شده در این مطالعه را نشان می‌دهد.



شکل۷. مدل بیومکانیکی حمل بار روی سر در شیب صفر درجه در مزارع کشاورزی

در این مطالعه پارامترهای فیزیولوژیکی(مانند ضربان قلب)، پارامترهای فیزیکی(مانند قد و وزن) و همچنین پارامترهای بار(میزان و موقعیت بار). در نظر گرفته‌شده‌است. نتایج حاصل از این مطالعه نشان داد که مصرف انرژی فیزیولوژیکی برای حمل بار با جرم ۲۰ کیلوگرم در حالت‌های روی سر و کمر و در هر سه حالت شیب زمین، باز هم در دسته‌ی کار با سختی متوسط دسته‌بندی می‌شود. اما حمل بار روی شانه در دسته کار سنگین قرار دارد.

نتیجه‌گیری

مدل‌های راه رفتن باید در هر دو شرایط حمل بار و بدون حمل بار موردبررسی قرار گیرد. تعداد لینک‌های در نظر گرفته‌شده برای مدل‌سازی تأثیر زیادی روی نتایج به‌دست‌آمده از بررسی‌ها و آزمایش‌های خواهد داشت. هرچه تعداد لینک‌ها به تعداد لینک‌های بدن انسان نزدیک‌تر باشد، نتایج به‌دست‌آمده نیز دقیق‌تر خواهد بود. در بعضی از مطالعات، مچ پای انسان را به‌صورت گرد در نظر گرفته‌اند و در بعضی دیگر از مطالعات، به‌صورت تخت در نظر گرفته‌شده‌است. پای تخت مشابه پای انسان است، بنابراین در این نوع مدل‌سازی می‌توان ضربه پاشنه و پنجه را نیز در نظر گرفته و آن را موردبررسی قرار داد. در مدل‌های چند لینکی، پا به‌صورت چند جسم صلب در نظر گرفته می‌شود. در این مدل‌سازی تأثیر ماهیچه‌ها
مورد بررسی قرار نمی‌گیرد. در روش تجزیه‌وتحلیل عناصر محدود نیروهای ماهیچه‌ای نیز در نظر گرفته می‌شود. بنابراین در این روش تجزیه‌وتحلیل، روابط به‌دست‌آمده به راه رفتن انسان شبیه‌تر بوده و اطلاعات دقیق‌تری را از راه رفتن انسان ارائه می‌دهد. حمل بار در بخش کشاورزی بسیار مهم است. حمل سم‌پاش‌های پشتی در عملیات کشاورزی مرسوم بوده و کشاورزان اغلب در مرحله داشت از این دستگاه استفاده می‌کنند. توزیع بار و شیب پیاده‌روی از نظر کارایی حمل بار مهم‌ترین فاکتورها هستند و باید در طراحی و بارگیری سم‌پاش پشتی و سایر بارها مانند حمل جعبه‌های میوه مورد توجه قرار گیرد. با تطابق سم‌پاش‌های پشتی با کوله‌پشتی می‌توان از مطالعات گذشته جهت اصلاح ساختمان سم‌پاش استفاده کرده و میزان نیروی واردشده به اندام اپراتورهای سم‌پاش را کاهش داد. یکی از مشکلات مدیریت امروزه کشاورزی، مشکلات بهره‌وری، رضایتمندی، بهداشت و ایمنی در کشاورزی است .طراحی ارگونومیک محل کار، با در نظر داشتن جنبه‌های فیزیکی و روانی، افزایش رضایتمندی و کاهش میزان حوادث را در پی خواهد داشت. در مجموع، زانوها، دست‌ها و سر و گردن از جمله نواحی مفصلی هستند که احساس ناراحتی و درد در این مفاصل، مستقل از عملیات مختلف نیست. به‌همین جهت، می‌توان گفت انجام عملیات کشاورزی سبب بروز اختلالات در قسمت‌های مختلف بدن می‌شود که متناسب با درگیری چند عضو و میزان سختی یک عملیات کشاورزی، شدت احساس درد مفاصل نیز متغیر است. تکرار این ناراحتی‌ها در طی سالیان مورد استفاده، منجر به از کارافتادگی یا بروز اختلالات غیرقابل جبران در مفاصل و کل بدن می‌گردد.
بنابراین، جایگزینی تکنولوژی تحت علوم بیومکانیکی و ارگونومیکی، و در نظر گرفتن جنبه ایمنی تجهیزات و ماشین‌های کشاورزی با توجه به ابعاد تن‌سنجی و نیروهای وارد بر مفاصل در طراحی ماشین‌های مورد استفاده در عملیات کشاورزی (آماده‌سازی، کاشت، داشت و برداشت) می‌تواند در کاهش ناراحتی‌های مفصلی و سلامت کشاورزان، تأثیر بسزایی داشته باشد.

مراجع

1. Levy, B., and Wegman, D. 2000. Occupational health recognizing an preventing work-related disease and injury, 4th Ed, p.729.
2. Palmer, K., and Walker, B. 2002. Musculoskeletal disorders in farmers and farm workers, Journal of Occupational Medicine, 52(8): 441-450.
3. Wismans, J. et al. 1980. A three-dimensional mathematical model of the knee joint, Journal of Biomechanics, 677-685.
4. Andersson, G.B.J., Chaffin, D.B., and Martin, B.J. 1999. Occupational biomechanics (3rd ed). John Wiley and Sons. New York.
5. Cholewicki, J., and McGill, S. M. 1994. EMG assisted optimization. A hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model, Journal of Biomechanics. 27: 1287–1289.
6. Close, J.R., and Inman, V.T. 2002.The Action of the Ankle Joint. Prosthetic Devices Research Project, Institute of Engineering Research. University of California, Berkeley, Series II, Issue 22. Berkeley.
7. Garg, V. K., and Souza, A. F. D. 1984. Advanced dynamics modeling and analysis, Prentice Hall, Michigan.
8. Borziva, E., and Hurmuzla,Y. 2004. Passively walking five-link robot. Automatica ;40(4):621–629.
9. Martin, A. E., and Schmiedeler, J.P. 2014. Predicting human walking gaits with a simple planar model, Journal of Biomechanics, 47: 1416–1421.
10. Chen, B., Huang, Y., Wang, L., Wang, Q., and Xie, G. 2012. Modeling and gait selection of passivity-based seven-link bipeds with dynamic series of walking phases, Article in Robotica, Vol. 30, 39-51.
11. Chen, B., Huang, Y., Wang, L., Wang, Q., and Xie, G. 2012. Modeling and gait selection of passivity-based seven-link bipeds with dynamic series of walking phases, Article in Robotica. Vol. 30, 39-51.
12. Hyerim, L., Sukyung, P. 2018. Kinematics of lower limbs during walking emulated by springy walking model with a compliantly connected, off-centered curvy foot, Journal of Biomechanics. 71: 119-126.
13. Alamoudi, M., Travascio, F., Onar-Thomas, A., Eltoukhy, M., and Asfour, S. 2018. The effects of different carrying methods on locomotion stability, gait spatiotemporal parameters and spinal stresses, Journal of Industrial Ergonomics. 67: 81-88.
14. Xu, C., Silder, A., Zhang, J., Reifman, J., and Unnikrishnan, G. 2017. A cross-sectional study of the effects of load carriage on running characteristics and tibial mechanical stress: implications for stress fracture injures in women. BMC Musculoskeletal Disorders. 18:125.
15. Park, H., Branson, D., Kim, S., Warren, A., Jacobson, B., Petrova, A., Peksoz, S. and Kamenidis, P. 2014. Effect of armor and carrying load on body balance and leg muscle function. 39:430-435.
16. Gregory S, W., Daniel C, L., and Marco, A. 2018. Effect of stable and unstable load carriage on walking gait variability, dynamic stability and muscle activity of older adult, Journal of Biomechanics.73:18-23.
17. Bor-Shong, L. 2007. Backpack load positioning and walking surface slope effects on physiological responses in infantry soldiers, Journal of Industrial Ergonomics, 37: 754–760.

18. Houshyar, E and Kim, I.J. 2018. Understanding musculoskeletal disorders among Iranian apple harvesting, Journal of Industrial Ergonomics, 67: 32-40.
19. Kumar.A, S.J and Mani.I, J.K.S. 2016. Biomechanical model for energy consumption in manual load carrying on Indian farms, Journal of Industrial Ergonomics, 55: 69-76.

A review of the dynamic model of human gait to study the forces of the farmer's body.

Sedigheh Karimi Avargani[1*], Ali Maleki[2], Shahin Besharati[3] and Reza Ebrahimi[4]

1. Department of Biosystems Engineering, University of Shahrekord
2. Department of Biosystems Engineering, University of Shahrekord
3. Department of Biosystems Engineering, University of Shahrekord
4. Ph.D., Department of Mechanical Engineering, Isfahan University of Technology

Abstract

Agricultural work requires considerable physical effort and can lead to musculoskeletal injuries and absenteeism. The work on the farm involves repetitive movements, lifting and carrying heavy objects, bending, squatting, walking, maintaining balance with body movement. Walking is maintaining equilibrium with the movement of the body. Although normal human steps are natural and simple, walking involves nonlinear and multivariate dynamic with discrete events and settings. Carrying load is an unavoidable part of farmers ' lives during farming operations, which increase the risk of injury coupled with adverse changes in the mechanics of walking. Frequent occurrence of fracture damage caused by tension is the main concern for farmers during load carrying. Farmers often need to carry loads that represent a significant percentage of their body weight, which indicates that they increase the risk of fracture due to stress. Much of the complexity of human motion is related to the dynamics of musculoskeletal movement. Dynamic modeling of the movement of workers in the agricultural sector was in the stage and especially when carrying backpack sprayers and carrying load with different weights, it can increase knowledge and insight from the biomechanics of motion to provide a solution for reducing the forces in the various forms of workers in this sector. In this paper, the most common multi - link models have been investigated while human walking consists of five link models, six links, seven links, mass and spring models and load - carrying models. By adapting these models to load carrying during agricultural operations it is possible to examine forces in the joints in order to find a solution to minimize the forces applied to the operator body. Discomfort and musculoskeletal disorders have been studied in workers in the carrying load and harvesting workers, if possible, a solution should be found to reduce the force entering the body of the workers in this sector.

Key words: Modeling, walking dynamics, Carrying load, Backpack sprayer

*Corresponding author
E-mail: Sediqe.karimi1373@gmail.com