



الگوی بهینه حرکت برخاستن از وضعیت اسکوات با استفاده از توابع هزینهی مختلف

مصطفی حاج لطفعلیان^{۱*}، حیدر صادقی^۲

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی
۲. استاد گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی

دریافت ۱۸ مهر ۱۳۹۵؛ پذیرش ۱۲ اردیبهشت ۱۳۹۶

چکیده

زمینه و هدف: برخاستن یکی از تکراری‌ترین حرکات روزمره است که اجرای آن نیازمند اعمال گشتاور زیاد و حفظ دقیق تعادل می‌باشد. هدف از انجام این مطالعه، بهینه‌سازی الگوی حرکت برخاستن از وضعیت اسکوات با استفاده از چند تابع هزینهی مختلف بود.

روش بررسی: در این مطالعه از دو تابع هزینهی حداقل گشتاور و انرژی مکانیکی و یک تابع چند هزینه‌ای استفاده شد. تابع چند هزینه‌ای به‌شکلی طراحی گردید که گشتاور کل، انرژی مکانیکی، حداکثر گشتاور زانو و احتمال بی‌تعادلی، به‌طور همزمان کاهش یابد. جهت ساخت مدل و انجام مقایسه با الگوهای بهینه، از نمای ساجیتال حرکت برخاستن از وضعیت اسکوات شش نفر مرد جوان سالم (سن 24.6 ± 1.2 سال، وزن 72.5 ± 5.2 کیلوگرم، قد 177 ± 4.7 سانتی‌متر)، فیلم گرفته و مدلی دو بُعدی و چهار سگمنتی، بر اساس معادلات حرکت تعریف شد. پس از اعمال قیدها و توابع هزینه، از الگوریتم ژنتیک جهت یافتن الگوی بهینه استفاده گردید.

یافته‌ها: طبق نتایج پژوهش، الگوی حرکتی ناشی از تابع چند هزینه‌ای، کاهش $2/5$ درصدی در انرژی مکانیکی، $3/5$ درصدی در گشتاور کل مفاصل و $43/3$ درصدی در حداکثر گشتاور مفصل را به نسبت الگوی ارائه شده توسط آزمودنی‌ها نشان داد. علاوه بر این تابع چند هزینه‌ای، به نسبت دو تابع هزینهی دیگر، شباهت بیشتری با الگوی آزمودنی‌ها داشت و با کنترل هزینهی تعادل، ایمنی حرکت را نیز افزایش داد.

نتیجه‌گیری: در جریان بهینه‌سازی حرکات مختلف، مطلوب است که ابتدا فاکتورهای مؤثر بر حرکت شناسایی شود و سپس به‌کمک یک تابع هزینهی کامل و مناسب، بهترین الگو برای تکلیف مورد نظر انتخاب شود. نتایج این مطالعه می‌تواند الگوی بهینهی برخاستن از وضعیت اسکوات را با هدف طراحی وسایل توانبخشی و پروتکل‌های تمرینی ارائه نماید.

واژگان کلیدی

برخاستن از وضعیت اسکوات

الگوی حرکت

بهینه‌سازی

تابع هزینه

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۱۳۲۵۶۱۳۸۳

✉ پست الکترونیکی: Mostafa.H.Lotfalian@gmail.com

شناسه دیجیتال (DOI): 10.22084/rsr.2017.10591.1231

مقدمه

برخاستن از وضعیت نشسته یکی از تکراری‌ترین فعالیت‌هایی است که یک انسان در طول روز انجام می‌دهد و توانایی انجام آن بدون کمک گرفتن از دیگران، برای یک زندگی مستقل ضروری است (دوسانتوس، پاوانو، روخا، ۲۰۱۱: ۲۲۴۳-۲۲۵۲). امروزه افراد زیادی به علت وجود درد، ضعف عضلانی و ناهنجاری در اندام تحتانی، قادر نیستند گشتاور نسبتاً زیاد و تعادل لازم را برای انجام تکلیف برخاستن از وضعیت اسکوات اعمال کنند. افرادی که دارای عارضه یا ناتوانی در اندام تحتانی هستند، برای آسان‌تر کردن این حرکت، تغییراتی در الگوی حرکتی مفاصل ایجاد می‌کنند که این تغییرات ممکن است باعث ایجاد نیروهای غیر اصولی به سایر مفاصل و اندام‌های مجاور شود.

انجام یک حرکت هموار، منظم و تکراری در بدن انسان، توسط سیستم عصبی پیچیده کنترل می‌شود و یکی از روش‌های بررسی عملکرد این سیستم، استفاده از فرایند بهینه‌سازی است. در این حیطة، تلاش‌های بسیاری در جهت توصیف حرکات انسان در چارچوب تئوری کنترل بهینه، با استفاده از مدل‌های مبتنی بر بهینه‌سازی انجام گرفته است. امروزه توصیف و بازسازی حرکات انسان به کمک تکنیک‌های بهینه‌سازی، نقش مؤثری در ایجاد بینش مهندسی و بالینی جهت تفسیر مشخصات بهینه‌ی حرکت انسان دارد (پرنیان‌پور، وانگ، شیرازی عدل، خیاطیان و لافریر، ۱۹۹۹: ۲۷-۳۸). رویکردهای مختلفی جهت بهینه‌سازی حرکات انسان وجود دارد. برخی از نقطه نظر توصیفی تلاش کردند تا بهترین تابع هدف را برای یافتن مناسب‌ترین الگوی حرکتی مفاصل ارائه دهند (نیشی، تانیای، ۲۰۰۹: ۲۶۳۴-۲۶۴۷). عده‌ای دیگر با مدل‌های نوروفیزیولوژیکی، استراتژی‌های کنترل حرکات ارادی را توسط سیستم عصبی مرکزی (CNS) توصیف کردند (فریدمن، فلش، ۲۰۰۹: ۴۹۷-۵۰۹؛ بی‌یس، لیبرمن و فلش، ۲۰۰۷: ۱۳۰۴۵-۱۳۰۶۴). در سالیان اخیر، تمرکز اکثر مطالعات بهینه‌سازی روی حرکات دست و بالاتنه بود (نیشی، تانیای، ۲۰۰۹: ۲۶۳۴-۲۶۴۷؛ فریدمن و فلش، ۲۰۰۹: ۴۹۷-۵۰۹)؛ ولی اهمیت حرکات کل بدن در برنامه‌های بالینی و صنعتی مانند بازتوانی و ارگونومی باعث گردید تا بسیاری از محققان حرکاتی مانند لیفت، خم کردن تنه، راه رفتن و دویدن را

بهینه‌سازی کنند (پرنیان‌پور و همکاران، ۱۹۹۹: ۲۷-۳۸؛ گاندوگدو، اندرسون، پرنیان‌پور، ۲۰۰۵: ۵۷-۶۶؛ اندرسون، پندی، ۲۰۰۱: ۳۸۱-۳۹۰؛ مارتین، کاهوت، فری و فوک، ۲۰۰۶: ۱۷۰-۱۷۶). در حیطة‌ی ورزش نیز بهینه‌سازی مهارت‌هایی مانند حرکت یک ضرب وزنه‌برداری و شوت فوتبال از طریق مدل‌سازی انجام گرفت (لنجان‌نژادیان، رستمی، توحیدخواه، ۲۰۰۸: ۵۲۴-۵۳۱؛ سلامی، جمشیدی، ۲۰۰۸: ۱۶۷۰-۱۶۷۵؛ حاج لطفعلیان، صادقی، باقری، ۲۰۱۴: ۶۱-۷۵). طی سالیان اخیر در اکثر مطالعاتی که در رابطه با برخاستن از وضعیت اسکوات بوده، حرکت اسکوات با وزنه بررسی شده است (چاندلر و استون، ۱۹۹۱: ۵۱-۶۰؛ فری، آرو و باوئر، ۱۹۹۳: ۸۳-۹۵). به‌علاوه در سایر مطالعاتی که با رویکرد ارگونومی و بهبود سبک زندگی به این مسئله نگاه شده است، حرکت برخاستن از روی صندلی مدنظر بوده (پندی، گارنر و اندرسون، ۱۹۹۵: ۱۵-۲۵؛ صادقی، اندانی، بهرامی و پرنیان‌پور، ۲۰۱۳: ۲۲۱-۲۳۴) و برخاستن از وضعیت اسکوات کمتر مورد توجه محققان قرار گرفته است (ماتسوی، موتگی و ناتسوکی، ۲۰۱۶: ۱۵-۰۳۷۷).

تکلیف برخاستن از وضعیت اسکوات یک حرکت پر تکرار در جوامعی مانند ایران می‌باشد و از آنجایی‌که افراد مختلف بسته به شرایط جسمانی‌شان، می‌بایست استراتژی‌های حرکتی متفاوتی را برای انجام تکلیف یکسان در نظر بگیرند، داشتن الگوی حرکتی که حداقل گشتاور و انرژی را صرف کند و حداکثر تعادل را برای فرد فراهم کند، می‌تواند مانع بروز نیروها و گشتاورهای نامتعارف در مفاصل و به تبع آن آسیب در اندام شود. همچنین از منظر بالینی، استفاده از یک الگوی حرکتی مناسب، می‌تواند ایمنی را در افراد دارای سابقه‌ی زمین خوردن افزایش دهد. رویکرد مطالعه‌ی حاضر یافتن الگوی بهینه برای حرکت برخاستن از وضعیت اسکوات بود. این فرایند به کمک مدل‌سازی دینامیکی انجام پذیرفت. مزیت استفاده از مدل، امکان تغییر تک تک متغیرها و اجرای آن برای دفعات نامحدود می‌باشد. در این مطالعه سعی شد با توجه به قیدها و محدودیت‌های مکانیکی و حرکتی اعمال شده، مدلی ساخته شود تا با توابع هزینه‌ی مختلف اجرا گردد و بهینه‌ترین الگوی برخاستن از وضعیت اسکوات ارائه شود.

روش بررسی

آزمودنی و روش اجرا

در این مطالعه، شش نفر مرد جوان سالم (سن $24/6 \pm 1/2$ سال، وزن $72/5 \pm 5/2$ کیلوگرم، قد $177 \pm 4/7$ سانتی‌متر)، به صورت در دسترس انتخاب شدند. از این آزمودنی‌ها به منظور تعیین داده‌های آنتروپومتریکی و برخی از قیدهای تحقیق و همچنین به منظور بررسی روایی مدل پیشنهادی استفاده شد. برای محاسبه‌ی جابجایی زاویه‌ای مفاصل پایین‌تنه‌ی آزمودنی‌ها حین برخاستن از وضعیت اسکوات، تعداد پنج نشانگر روی برجستگی بزرگ بازوی راست، برجستگی بزرگ ران، اپی‌کندیدل خارجی فمور، قوزک خارجی و انگشت کوچک پای راست چسبانده و کاملاً ثابت شد. از یک دوربین ویدئویی با سرعت تصویربرداری ۶۰ فریم بر ثانیه استفاده شد و از حرکت افراد در فضایی کالیبره، به صورت دوطبقه‌ی و از نمای ساجیتال فیلم گرفته شد. جهت انجام فرایند پردازش تصویر، ابتدا موقعیت مکانی نشانگرها در کلیه فریم‌ها، به کمک فرایند پردازش تصویر در نرم‌افزار متلب محاسبه شد و سپس زاویه‌ی بین اندام‌ها در هر یک از فریم‌ها، به کمک یک سری روابط هندسی به دست آمد. در ادامه و به منظور هموار کردن و کاهش نویز و خطای داده‌های مکانی، از فیلتر باتروورث مرتبه چهار با فرکانس قطع هشت هرتز استفاده شد.

فرایند بهینه‌سازی

چگونگی عملکرد یک سیستم، در گرو تعیین پارامترهای ورودی آن می‌باشد؛ به عبارت دیگر هدف در کنترل بهینه، محاسبه پارامترهای ورودی برای رسیدن به بهترین خروجی بر اساس توابع هزینه و قیدهای سیستم است (ملانی، ۱۹۹۹: ۱۷-۱۵). هدف از این مطالعه، یافتن الگوی حرکتی مفاصل در برخاستن از وضعیت اسکوات بود؛ به طوری که میزان انرژی مکانیکی کل، گشتاور تمام مفاصل پایین‌تنه، گشتاور مفصل زانو به تنهایی و انحراف مرکز جرم بدن از مرکز تکیه‌گاه در راستای افقی به حداقل برسد و مرکز ثقل اندام‌ها کمترین مسافت را در حین حرکت طی کنند. بنابراین جابجایی زاویه‌ای مفاصل پایین‌تنه، به عنوان پارامتر ورودی و عاملی که می‌بایست بهینه شود در نظر گرفته شد. روابط یک تا پنج، طریقه‌ی محاسبه‌ی توابع

هزینه را که از طریق اطلاعات حاصل از معادلات نیوتن اولیبر^۱ داده‌های کینماتیکی به دست آمد، نشان می‌دهد (ژیانگ، آروا، عبدالملک، ۲۰۱۰: ۱-۲۳).

در رابطه یک C_{ME} ، هزینه‌ی انرژی مکانیکی سیستم است، τ بردار گشتاور مفاصل می‌باشد و \dot{q} نیز سرعت زاویه را در هر یک از مفاصل (j) نشان می‌دهد. در رابطه دو C_{MT} ، هزینه‌ی گشتاور مفاصل می‌باشد که جهت انجام فرایند بهینه‌سازی، از مجموع انتگرال مربع گشتاور کلیه‌ی مفاصل استفاده می‌شود. در رابطه سه C_{MKT} ، هزینه‌ی حداکثر گشتاور مفصل زانو می‌باشد. در رابطه چهار C_{ST} ، هزینه تعادل سیستم می‌باشد و K میزان انحراف مرکز جرم بدن از مرکز تکیه‌گاه در راستای افقی می‌باشد. در این مطالعه تابع هزینه‌ی دیگری نیز که در مطالعات گذشته رواج چندانی نداشت، اضافه گردید. در رابطه‌ی پنج C_{SM} ، هزینه‌ی هموار و یکنواخت بودن حرکت مفاصل است و از طریق محاسبه‌ی مجموع مسافت طی شده، توسط مرکز ثقل هر یک از اندام‌ها محاسبه می‌شود. در این معادله X جابجایی عرضی و Y جابجایی طولی مرکز ثقل‌ها بود که حاصل مجموع آن در کلیه فریم‌ها و اندام‌ها، مسافت طی شده‌ی مرکز ثقل‌ها را تشکیل می‌داد.

الگوریتم ژنتیک روشی عمومی و فرا ابتکاری برای بهینه‌سازی گسسته می‌باشد که از علم ژنتیک اقتباس شده و تئوری آن بر پایه فرایندهای ژنتیکی استوار است. الگوریتم ژنتیک نوعی روش جستجوی همسایه است که عملکردی مشابه ژن دارد و به مرور زمان تکامل پیدا می‌کند و در این مطالعه از آن برای یافتن الگوی بهینه‌ی برخاستن استفاده شد. برای کاهش تعداد اجرای مسئله تا رسیدن به الگوی بهینه، از قیدهای مکانیکی استفاده می‌شود که در این مطالعه بر اساس ساختار آناتومیکی بدن و عملکرد آزمودنی‌ها طراحی گردید. این قیدها کمک می‌کنند تا جواب‌هایی که غلط بودن آنها قطعی است، حذف گردند. همچنین باعث می‌شوند تا الگوی حرکتی ارائه شده توسط مدل با حرکت انسان قرابت داشته باشد؛ به عبارتی یکی از نقش‌های آنها تعمیم‌پذیر کردن مدل برای انسان است. چهار شرطی که قیدهای تحقیق بر اساس آنها شکل گرفت، در زیر آمده است.

در این روابط τ_{Max} حداکثر گشتاور مفاصل پایین‌تنه بود که مقدار این گشتاورها در سه مفصل هیپ، زانو و مچ، ۷ نیوتن متر بر کیلوگرم در نظر گرفته شد که مقادیری به مراتب بالاتر از گشتاور مورد نیاز برای هر یک از مفاصل جهت انجام حرکت برخاستن بود (گالی، کریولینی، سیبلا، مونتسانو، برتوکو و پارسیو، ۲۰۰۰: ۱۴۸۸-۱۴۹۲)؛ ضمن اینکه این مقدار برای یک انسان عادی قابل دستیابی بود (یدان، کینگ و ویلسون، ۲۰۰۶: ۴۷۶-۴۸۲). علاوه بر این θ بیانگر دامنه‌ی حرکتی و L موقعیت مکانی در راستای عرضی را در فضای کالیبره نشان می‌دهد.

ساخت مدل

سادگی و در عین حال نزدیکی به واقعیت، از ضروریات مدل‌سازی است. در این مطالعه، با توجه به پیچیدگی معادلات، مدلی دو بُعدی ساخته شد. این مدل ریاضیاتی از چهار سگمنت پا، ساق، ران و بالاتنه با طول ثابت و سه مفصل لگن، زانو و مچ که هر سه مفاصلی لولایی با یک درجه آزادی بودند و در صفحه‌ی ساجیتال حرکت داشتند، تشکیل شد. اطلاعات مربوط به خصوصیات آنترپومتریکی افراد شامل پارامترهای جرم، طول، ممان اینرسی و موقعیت مرکز جرم اندام نیز از معادلات رگرسیون خطی از قد و وزن فرد تخمین زده شد (وینتر، ۲۰۰۹: ۸۲-۱۰۷). همچنین نیروی عکس‌العمل زمین نیز از طریق محاسبه‌ی برآیند تغییرات شتاب مرکز ثقل‌ها در هر لحظه به‌دست آمد و در راستای مرکز فشار به مدل دینامیکی وارد شد. مزیت مدل‌سازی در این تحقیق، امکان تغییر تک‌تک متغیرها (جابجایی زاویه‌ای مفاصل) به‌صورت دلخواه و اجرای مدل برای دفعات نامحدود بود.

$$C_{ME} = \int_{t_i}^{t_f} \sum_j |\tau_j \cdot \dot{q}_j| dt \quad \text{رابطه ۱}$$

$$C_{MT} = \int_{t_i}^{t_f} \sum_j |\tau_j \cdot \tau_j| dt \quad \text{رابطه ۲}$$

$$C_{MKT} = \text{Max} \{|\tau_{knee}|\} \quad \text{رابطه ۳}$$

$$C_{ST} = \int_{t_i}^{t_f} S dt \quad \text{رابطه ۴}$$

$$C_{SM} = \sum_j \sqrt{X_j^2 + Y_j^2} \quad \text{رابطه ۵}$$

۱. مشخص و ثابت بودن زوایای مفاصل در آغاز و پایان حرکت که مقدار آن با مقدار این زوایا در الگوی اجرا شده توسط آزمودنی‌ها تنظیم شد.

۲. صفر بودن سرعت و شتاب زاویه‌ای مفاصل در لحظات ابتدایی و انتهایی حرکت.

۳. انجام حرکت در زوایای مفصلی که منجر به برهم خوردن تعادل نشود.

۴. ثابت بودن زمان کلی حرکت برای هر آزمودنی. علاوه بر موارد فوق که می‌بایست مدنظر قرار بگیرد، ایجاد محدودیت در جابجایی زاویه‌ای و گشتاور مفاصل، از جمله مهم‌ترین قیدهایی است که در مسائل بهینه‌سازی حرکات بدن انسان لحاظ می‌شود.

$$|\tau_{Ankle}| \leq \tau_{Max Ankle} \quad \frac{\pi}{2}$$

$$\leq \theta_{Ankle} \leq \frac{2\pi}{3} \quad \text{رابطه ۶}$$

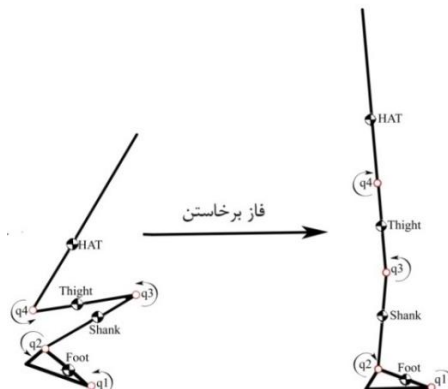
$$|\tau_{Knee}| \leq \tau_{Max Knee} \quad 0 \leq$$

$$\theta_{Knee} - \theta_{Ankle} \leq \frac{2\pi}{3}$$

$$|\tau_{Hip}| \leq \tau_{Max Hip} \quad -\pi \leq$$

$$\theta_{Hip} - \theta_{Knee} \leq \frac{2\pi}{3}$$

$$L_{Heel} \leq L_{COM} \leq L_{Toe}$$



شکل ۱: مدل مکانیکی بدن در دو موقعیت ابتدایی و انتهایی برخاستن از وضعیت اسکوات

از آمار توصیفی برای بیان تفاوت‌های الگوی بهینه با الگوی آزمودنی‌ها استفاده شد. همچنین برای بررسی کیفیت مسیر پیش‌بینی شده توسط مدل و مقایسه‌ی آن با الگوی آزمودنی‌ها، از خطای جذر میانگین مربعات (RMSE) استفاده گردید.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^3 (\theta_{js}(t_i) - \theta_{jo}(t_1))^2} \quad \text{رابطه ۸}$$

در رابطه ۸، S و 0 به ترتیب الگوی حرکتی آزمودنی‌ها و الگوی بهینه‌ی آنها و N تعداد سری داده‌های در دسترس می‌باشد (صادقی، اندانی، بهرامی، پرنیان‌پور، ۲۰۱۳: ۲۲۱-۲۳۴).

یافته‌ها

پس از تولید چندین نسل جدید از جمعیت اولیه، که تعداد آن وابسته به تابع هزینه‌ی تعریف شده بود، شرایط اتمام الگوریتم ژنتیک محقق شد و تمام ۵۰ الگوی حرکتی نسل آخر همگرا گردید؛ بنابراین کم هزینه‌ترین الگوی حرکتی با توجه به قیدها و محدودیت‌های حرکتی و آناتومیکی لحاظ شده، در سه تابع هزینه‌ی بررسی شده در این مطالعه، ارائه گردید. جدول ۱، میزان تأثیر انتخاب هر یک از این توابع را در برخی از پارامترهای مکانیکی و بالینی مؤثر در حرکت برخاستن از وضعیت اسکوات نشان می‌دهد.

جدول ۱: (میانگین ± انحراف استاندارد) پارامترهای مؤثر جهت برخاستن از وضعیت اسکوات در الگوی آزمودنی‌ها و سه الگوی بهینه‌ی آنها

پارامتر	الگوی آزمودنی‌ها	الگوی بهینه (تابع چند هزینه‌ای)	الگوی بهینه (انرژی مکانیکی)	الگوی بهینه (گشتاور کل)
انرژی مکانیکی مصرفی (J)	۳۹۹/۲۶ ± ۳۰	۳۸۸/۹۹ ± ۳۸	۳۷۶/۷ ± ۲۸	۴۸۲/۱ ± ۳۵
انتگرال گشتاور کل ($\frac{N.m.s}{kg}$)	۵۲۹/۸۹ ± ۹۰	۵۱۱/۴۴ ± ۴۲	۵۳۶/۹ ± ۶۶	۴۱۵/۹۸ ± ۵۲
انحراف مرکز جرم از مرکز تکیه‌گاه (cm)	۱۰/۴ ± ۱/۸	۲/۵ ± ۰/۸	۳/۴ ± ۰/۹۰	۶/۴ ± ۱/۵
ماکزیمم گشتاور زانو ($\frac{N.m}{kg}$)	۵/۵۷ ± ۱/۵	۳/۱۶ ± ۲/۲	۳/۳ ± ۲/۲	۳/۱ ± ۲/۱
مسافت طی شده مرکز ثقل اندام‌ها (m)	۳/۳۴ ± ۰/۰۸	۳/۵ ± ۰/۰۸	۳/۶۱ ± ۰/۱	۴/۷۳ ± ۰/۲

گردید، به ترتیب پارامترهای انرژی مکانیکی و انتگرال گشتاور کل کمترین هزینه را در برداشتند. با این وجود بهینه‌سازی براساس تابع چند هزینه‌ای (رابطه ۷)، اکثر پارامترهای مدنظر را نسبت به الگوی آزمودنی‌ها کاهش داد. اجرای این الگوی حرکتی، منجر به کاهش ۲/۵ درصدی در انرژی مکانیکی کل، ۳/۵ درصدی در انتگرال گشتاور کل و

بدین ترتیب ۵۰۰۰ حالت مختلف از تغییرات زاویه‌ای مفاصل پایین‌تنه که تحت تأثیر قیدهای تحقیق بودند، وارد مدل دینامیک معکوس شدند و بر اساس توابع هزینه‌ی مختلف اجرا گردیدند. در ابتدا تابع هزینه‌ی مسئله، براساس رابطه‌ی هفت تعریف گردید.

$$\text{Total Cost Function} = C_{ME} + C_{MT} + C_{MKT} + C_{ST} + C_{SM} \quad \text{رابطه ۷}$$

۵۰ الگوی حرکتی که کمترین هزینه را در برداشتند، جمعیت اولیه‌ی الگوریتم را تشکیل دادند. سپس در صورت همگرایی^۱ تابع هزینه، اطلاعات سینماتیکی بهترین الگو از مدل خارج می‌شد؛ در غیر این صورت، الگوریتم بهینه‌ساز نسل بعدی جمعیت را تولید و داده‌های ورودی جدیدی را به کمک فرایندهای ترکیب و جهش وارد مدل دینامیکی می‌کرد و تا زمان ارضای شرط بالا و همگرایی جمعیت، مدل کماکان به اجرای خود ادامه می‌داد. با توجه به کاربرد توابع هزینه‌ی انرژی مکانیکی کل (رابطه ۱) و گشتاور کل (رابطه ۲) در مطالعات گذشته، هریک از این توابع نیز به صورت جداگانه به عنوان تابع هزینه‌ی کل، وارد مدل دینامیکی شد و فرایند بهینه‌سازی بر اساس آنها انجام گرفت. لازم به ذکر است که در کلیه‌ی فرایند مدل‌سازی، از نرم‌افزار متلب نسخه R2010a و جعبه ابزار شبیه‌ساز مکانیک^۲ استفاده شد.

طبق جدول ۱، همان‌طور که پیش‌بینی می‌شد، زمانی که الگوی حرکتی آزمودنی‌ها بر اساس تابع هزینه‌ی انرژی مکانیکی (رابطه ۱) و گشتاور کل (رابطه ۲) بهینه‌سازی

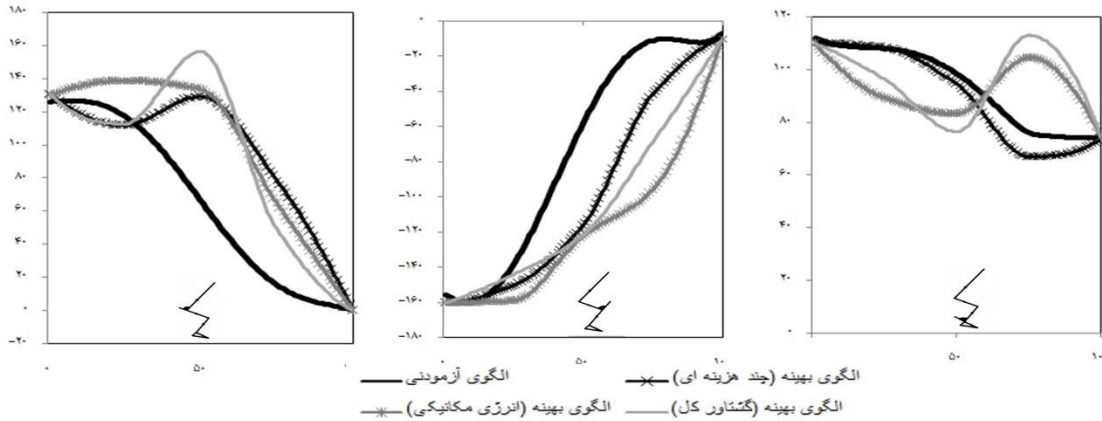
۱. یک جمعیت زمانی همگرا می‌شود که تمام اعضای آن دارای خصوصیات یکسانی باشند و اگر نسلی از آنها بوجود آمد، هیچ تفاوتی با والدین خود نکند.

2. SimMechanic

به صورت تابعی از زمان انجام حرکت در قالب نمودار نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل مشاهده می‌شود، زاویه‌ی هر مفصل، برابر با زاویه‌ی بین سگمنت بالایی با امتداد سگمنت پایینی بود.

۴۴/۳ درصدی در حداکثر گشتاور مفصل زانو در آزمودنی‌های تحقیق شد.

شکل ۲ موقعیت زاویه‌ی نسبی مفاصل ران، زانو و مچ را حین برخاستن از وضعیت اسکوات در صفحه‌ی ساجیتال و



شکل ۲: نمودار جابجایی (درجه) - زمان (%) مفاصل پایین تنه در الگوهای بهینه و الگوی آزمودنی‌ها

هزینه‌ای، بهینه‌سازی گردید. در این مورد سعی شد پنج فاکتور انرژی مکانیکی، گشتاور مفاصل، ماکزیمم گشتاور زانو، انحراف مرکز جرم از مرکز تکیه‌گاه و مجموع مسافت طی شده توسط مرکز جرم اندام‌ها، به صورت همزمان کاهش یابد؛ فرایندی که انجام آن در مطالعات مشابه گذشته یافت نشد. صادقی و همکاران (۲۰۱۳: ۲۲۱-۲۳۴)، حرکت برخاستن از روی صندلی را بر اساس موقعیت مرکز جرم بدن، به سه فاز مختلف تقسیم کردند و هر یک از فازها را با یک تابع هزینه‌ی متفاوت بهینه‌سازی کردند. با این عمل توانستند الگوی حرکت آزمودنی‌ها را با دقتی مناسب پیش‌بینی کنند و به استراتژی‌های سیستم عصبی مرکزی، جهت کنترل حرکت پیچیده‌ی برخاستن پی ببرند. در مطالعه‌ی ذکر شده برخلاف مطالعه‌ی فوق، تلاشی مبنی بر پیش‌بینی عملکرد CNS در کنترل حرکات صورت نگرفت؛ بلکه سعی شد الگوهای از حرکت برخاستن از وضعیت اسکوات ارائه شود که ایمنی و کارایی این حرکت را افزایش دهد و اجرای آن را برای افراد آسان‌تر و کم هزینه‌تر کند. همان‌طور که قبل‌تر نیز گفته شد، این اعتقاد وجود دارد که CNS از استراتژی‌های بهینه‌سازی جهت کنترل حرکات بدن استفاده می‌کند و مطالعات گسترده‌ای نیز در این رابطه انجام شده است (پرنیان‌پور و همکاران، ۱۹۹۹: ۲۷-۳۸؛ نیشی و تانیایی، ۲۰۰۹: ۲۶۳۴-۲۶۴۷؛ فریدمن و

بحث

الگویی که پس از بهینه‌سازی یک مهارت یا تکلیف ایجاد می‌شود، مستقیماً تحت تأثیر تابع هزینه و قیدهای سیستم است؛ یعنی در صورتی که تابع هزینه و قیدهای منظور شده متفاوت انتخاب شوند، نتیجه‌ی نهایی نیز متأثر از آن خواهد بود. در ضمن فاکتورهایی که برای بهینه‌سازی انتخاب می‌شوند، می‌بایست نقش مؤثر و کلیدی در اجرای تکلیف داشته باشند. در مطالعه‌ی حاضر، سه الگوی بهینه برای حرکت برخاستن از وضعیت اسکوات آزمودنی‌ها ارائه شد که هر کدام از این الگوها، تحت تأثیر یک تابع هزینه خاص بود. در اکثر مطالعات مشابه که با استفاده از مدل، حرکات انسان را بهینه‌سازی کرده‌اند، از یک تابع هزینه‌ی خاص جهت انجام فرایند بهینه‌سازی استفاده می‌شد. پرنیان‌پور و همکاران (۱۹۹۹: ۲۷-۳۸)، جهت بهینه‌سازی حرکت خم کردن تنه و چانگ (۲۰۰۱: پایان‌نامه)، برای حرکت لیفت، از حداقل گشتاور استفاده کردند. همچنین نیشی و تانیایی (۲۰۰۹: ۲۶۳۴-۲۶۴۷) و فریدمن و فلاش (۲۰۰۹: ۴۹۷-۵۰۹)، با استفاده از تابع هزینه‌ی انرژی، سعی کردند حرکات انسان را بهینه‌سازی کنند. دو الگوی بهینه‌ی مطالعه‌ی حاضر نیز با توابع هزینه‌ی حداقل گشتاور و حداقل انرژی مکانیکی به دست آمدند. اضافه بر این دو مورد، الگوی حرکتی آزمودنی‌های تحقیق، با استفاده از یک تابع چند

فلش، ۲۰۰۹: ۴۹۷-۵۰۹؛ بی‌یس و همکاران، ۲۰۰۷: ۱۳۰۴۵-۱۳۰۶۴؛ صادقی و همکاران، ۲۰۱۳: ۲۲۱-۲۳۴).

جدول ۲، خطای اندازه‌گیری را بین الگوی حرکتی آزمودنی‌ها و الگوهای بهینه‌ی آنها می‌دهد.

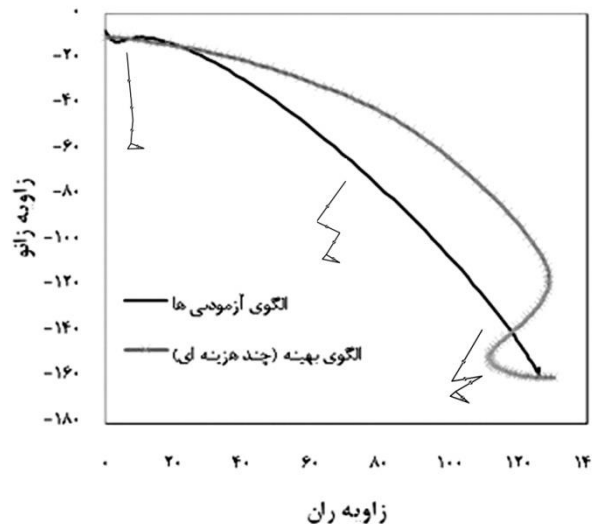
جدول ۲: (میانگین \pm انحراف استاندارد) خطای اندازه‌گیری بین الگوی آزمودنی‌ها و الگوهای بهینه‌ی آنها

الگوی آزمودنی‌ها	Vs	الگوی بهینه (چند هزینه‌ای)	الگوی بهینه (انرژی مکانیکی)	الگوی بهینه (گشتاور کل)
		$21/44 \pm 7$	$32/11 \pm 11$	28 ± 5

نسبتاً مشابه بود، به‌نظر می‌رسد تفاوت این دو الگو در پارامترهای بررسی شده در جدول ۱، بیشتر ناشی از توالی زمانی حرکت دو مفصل ران و زانو می‌باشد. شکل ۳، نمودار زاویه به زاویه‌ی دو مفصل ران و زانو را در الگوی برخاستن از وضعیت اسکوات آزمودنی‌ها و الگوی بهینه‌سازی شده‌ی آنها بر اساس تابع چند هزینه‌ای، نشان می‌دهد.

همان‌طور که مشاهده می‌شود، الگوی ارائه شده با روش تابع چند هزینه‌ای، علاوه بر کاهش هزینه‌های اجرای حرکت، نزدیکی بیشتری با الگوی اجرا شده توسط آزمودنی‌ها دارد و شاید بتواند تاحدی مسیر حرکات مختلف را نیز پیش‌بینی کند.

از آنجایی که طبق شکل ۲، موقعیت زاویه‌ای مفصل مچ در دو الگوی آزمودنی‌ها و الگوی بهینه (تابع چند هزینه‌ای)



شکل ۳: نمودار زاویه به زاویه‌ی مفصل ران و زانو در دو الگوی آزمودنی و الگوی بهینه (تابع چند هزینه‌ای)

مشابه و همزمان عمل اکستنشن (باز شدن) را انجام می‌دهد و نمودار زاویه به زاویه‌ی آنها تقریباً شبیه خط راست است و با نتایج مطالعات گذشته مطابقت دارد. بر اساس مطالعه‌ی الکساندر، گروس، میدل و هوفمیر (۲۰۰۱: ۵۳۸-۵۴۷) و ساولبرگ، فاستنائو، ویلمز و میجر (۲۰۰۷: ۸۰۵-۸۱۲)، افرادی مانند گروه سالمندان که دارای ضعف عضلات جهت تولید گشتاور لازم برای مفصل پایین تنه می‌باشند، عمل برخاستن را با فلکشن بیش از حد تنه شروع می‌کنند. در همین راستا فوجیموتو و چو (۲۰۱۲: ۵۴۳-۵۴۸)، نشان دادند که داشتن مقداری فلکشن تنه در ابتدای برخاستن،

در مطالعات انجام شده توسط اسکامینا، فلیسیگ، لوری، بارنتین و اندروز (۲۰۰۱: ۹۸۴-۹۹۸) و همریچ، براون، اسمیت، مارتاندام و وایز (۲۰۰۶: ۷۷۰-۷۸۱)، تغییرات زاویه‌ای دو مفصل ران و زانو در زمان انجام برخاستن از وضعیت اسکوات، تقریباً مشابه یکدیگر بود. همچنین در مطالعاتی به این مسئله تأکید شده است که در حرکات زنجیره بسته مانند برخاستن از وضعیت اسکوات، اندام‌های پایین تنه همزمان به ماکزیمم سرعت خود دست می‌یابند (کونایر، ۱۹۷۳). همان‌گونه که در شکل ۳ مشاهده می‌شود، دو مفصل ران و زانو در الگوی آزمودنی‌ها، با سرعتی نسبتاً

دامنه‌ی حرکتی وجود دارد. بنابراین در افراد مبتلا به آسیب یا ناهنجاری‌های مفصل زانو لازم است که مقدار ماکزیمم گشتاور این مفصل کاهش یابد. همچنین در افرادی که سابقه‌ی از دست‌دادن تعادل و یا زمین‌خوردن دارند، داشتن الگوی حرکتی که جابجایی‌های مرکز جرم بدن را کاهش دهد و عامل تعادل را در حد مطلوبی نگه دارد، می‌تواند ثمربخش باشد.

علاوه بر این، ورزشکاران رشته‌ی پاورلیفتینگ و وزنه‌برداری، با داشتن الگوی حرکتی که بر اساس تابع هزینه‌ی گشتاور کل بهینه‌سازی شده است، می‌توانند عملکرد بهتری در حرکت اسکوات با وزنه داشته باشند. بنابراین با وجود اهمیت کلیه‌ی توابع هزینه، ممکن است یک تابع در گروهی از افراد، از درجه‌ی اهمیت بیشتری برخوردار و لازم باشد در فرایند بهینه‌سازی تکلیف مورد نظر، وزن یا میزان تأثیر آن تابع افزایش پیدا کند. این مهم به کمک مدل محقق می‌شود. مدل ساخته شده در این مطالعه با امکان تغییر تک‌تک متغیرها و اجرای آن برای دفعات نامحدود، می‌تواند بسته به شرایط فیزیکی و جسمانی افراد تحت مطالعه، میزان تأثیر توابع هزینه را تغییر دهد و بهینه‌ترین الگوی حرکتی را برای تکلیف برخاستن از وضعیت اسکوات ارائه نماید.

نتیجه‌گیری

بهینه‌سازی حرکات به کمک یک تابع هزینه‌ی خاص (مانند انرژی مکانیکی و گشتاور کل)، اگر چه الگویی کم هزینه‌تر در پارامتر موردنظر ارائه می‌دهد، ولی ممکن است هزینه‌های سنگینی را برای فرد در برداشته باشد. این در حالی است که در الگوی ارائه شده توسط تابع چند هزینه‌ای، می‌توان تعداد زیادی از فاکتورهای مؤثر در حرکت را با وزن‌های مختلف به مدل اعمال کرد و الگویی ایمن و کارا را ارائه داد.

می‌تواند ماکزیمم سرعت و شتاب مرکز جرم را کاهش دهد و تا حدی به تعادل بیمار کمک کند؛ به‌عبارتی این استراتژی می‌تواند مقداری از هزینه‌های اعمالی بر فرد را کاهش دهد. در الگوی بهینه‌ی چند هزینه‌ای، ابتدا مفصل هیپ اندکی اکستنشن به تنه می‌دهد تا مقداری دامنه‌ی حرکتی برای حرکت فلکشن (خم‌شدن) خود ایجاد کند، سپس با انجام حرکت فلکشن، گشتاور رو به جلویی را ایجاد می‌کند که این گشتاور به اکستنشن مفصل زانو کمک می‌کند و باعث می‌شود که مفصل زانو در الگوی بهینه، سریع‌تر از الگوی آزمودنی‌ها باز شود و در عین حال نیاز کمتری به گشتاور تولیدی توسط عضلات اکستنسور زانو باشد. این حرکت رفت و برگشتی تنه در الگوی بهینه، با وجود افزایش مسافت طی‌شده توسط مرکز جرم اندام‌ها، منجر به کاهش پارامترهایی مانند انرژی مکانیکی و گشتاور کل و افزایش تعادل نسبت به الگوی حرکتی آزمودنی‌ها می‌شود (جدول ۱).

از دیدگاه بالینی و توانبخشی، انتخاب صحیح توابع هزینه و مقدار تأثیر هر کدام از آنها در ارائه‌ی الگوی بهینه‌ی مربوط به آزمودنی‌های تحقیق، می‌تواند مهم و با اهمیت باشد. در نتایج مربوط به تابع چند هزینه‌ای، وزن یا میزان تأثیر هر یک از اجزای تابع هزینه، برابر و مساوی با یک در نظر گرفته شد. این در حالی است که ممکن است در کلینیک و یا باشگاه، الگوی بهینه‌ی افرادی لازم باشد که شرایطشان با آزمودنی‌های تحقیق حاضر (افراد نرمال جامعه) متفاوت باشد. به‌عنوان مثال در گروه سالمندان، مصرف انرژی در حرکات تکراری همانند برخاستن، که بارها و بارها انجام می‌شود، می‌تواند یک عامل مهم تلقی شود و یافتن الگویی که انرژی کمتری صرف می‌کند، انجام این حرکت را برای دفعات متعدد آسان‌تر می‌کند. مفصل زانو بعد از مچ پا، دور از تنه‌ترین مفصل درگیر در حرکت برخاستن است و بیشترین گشتاور را متحمل می‌شود؛ با توجه به ثبات کمتر و دامنه‌ی حرکتی بیشتر این مفصل نسبت به مچ، احتمال اعمال گشتاورهای زیاد در طول

References

Alexander NB, Gross MM, Medell JL, Hofmeyer MR. (2001). Effects of functional ability and training on chair-rise biomechanics in older adults. *Journal of*

the Gerontology Series A. Biological Sciences and Medical Sciences. 56(9): 538-547.

- Anderson FC, Pandy MG. (2001). Dynamic optimization of human walking. *Journal of Biomechanics Engineering*. 123:381-390.
- Biess A, Liebermann DG, Flash T. (2007). A computational model for redundant human three-dimensional pointing movements: integration of simplifies spatial and temporal motor plans simplifies movement dynamics. *The Journal of Neuroscience*. 27: 13045-13064.
- Chandler, T.J., Stone, M.H. (1991). The squat exercise in athletic conditioning: A position statement and review of the literature. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 13: 51-60.
- Chung H. (2009). Optimization-based dynamic prediction of 3D human running. University of Iowa. Dissertation.
- Dos Santos AN, Pavao SL, Rocha NA. (2011). Sit-to-stand movement in children with cerebral palsy: A critical review. *Research in Developmental Disabilities*. 32: 2243-2252.
- Escamilla RF, Fleisig GS, Lowry TM, Barrentine SW, Andrews JR. (2001). A three-dimensional biomechanical analysis of the squat during varying stance widths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 33: 984-998.
- Friedman J, Flash T. (2009). Trajectory of the index finger during grasping. *Experimental Brain Research*. 196: 497-509.
- Fry, A.C., Aro, T.A., Bauer, J.A. (1993). A comparison of methods for determining kinematic properties of three barbell squat exercises. *Journal of Human Movement Study*. 24: 83-95.
- Fujimoto M, Chou LS. (2012). Dynamic balance control during sit-to-stand movement: an examination with the center of mass acceleration. *Journal of biomechanics*. 2; 45(3): 543-548.
- Galli M, Crivellini M, Sibella F, Montesano A, Bertocco P, Parisio C. (2000). Sit-to-stand movement analysis in obese subjects. *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders*. 24:1488-1492.
- Gundogdu O, Anderson KS, Parnianpour M. (2005). Simulation of manual materials handling: biomechanical assessment under different lifting conditions. *Technology Health Care*. 13:57-66.
- Hajlotfalian M, Sadeghi H, Bagherikudakani S. (2014). Optimization of soccer Instep Kick Pattern, Based on the Ball Speed. *Studies in Sport Medicine*. 6(16): 61-75.(Persian)
- Hemmerich A, Brown H, Smith S, Marthandam S SK, Wyss UP. (2006). Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *Journal of Orthopedic Research*, 24(4): 770-781.
- Konair, M. (1973). The biomechanical studies on the superposition of angular speeds in joints of lower extremities of sportsman. Baltimore, MD: University park press.
- Martin L, Cahouet V, Ferry M, Fouque F. (2006). Optimization model predictions for postural coordination modes, *Journal of Biomechanics*, 39: 170-176.
- Matsui T., Motegi M., Natsuki, T. (2016). Mathematical model for simulating human squat movements based on sequential optimization *Mechanical Engineering Journal*. 3(2), 15-00377.
- Melanie, M. (1999). An introduction to genetic algorithms. Cambridge, Massachusetts London, England. (1999). Fifth printing: 17-150.
- Nejadian SL, Rostami M, Towhidkhah F. (2008). Optimization of barbell trajectory during the snatch lift technique by using optimal control theory. *American Journal Applied Science*. 5(5): 524-531.
- Nishii J, Taniai Y. (2009). Evaluation of trajectory planning models for arm-reaching movements based on energy cost. *Neural Computation*. 21: 2634-2647.
- Pandy MG, Garner BA, Anderson FC. (1995). Optimal Control of Non-ballistic Muscular Movements: a constraint performance criterion for rising from a chair. *Journal of Biomechanics*. 117: 15-25.
- Parnianpour M, Wang JL, Shirazi-Adl A, Khayatian B, Lafferriere G. (1999). A computational method for simulation of trunk motion: towards a theoretical based quantitative assessment of trunk performance. *Biomedical Engineering*. 11:27-38
- Sadeghi M, Andani M, Bahrami F, Parnianpour M. (2013). Trajectory of human movement during sit to stand: a new modeling approach based on movement decomposition and multi-phase cost function. *Experimental brain research*. 229(2), 221-234.
- Salami F, Jamshidi N. (2008). Power Enhancement of Weightlifters during Snatch through Reducing Torque on Joints by Particle Swarm Optimization. *American Journal of Applied Sciences*, 5(12): 1670-1675.
- Savelberg HH, Fastenau A, Willems PJ, Meijer K. (2007). The load/capacity ratio affects the sit-to-stand movement strategy. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 22(7): 805-812.
- Winter DA. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. (2nd Edition Ed.). John Wiley and Sons Inc. 82-107.
- Xiang Y, Arora JS, Abdel-Malek K. (2010). Physics-based modeling and simulation of human walking: a review of optimization-based and other approaches. *Structural and Multidisciplinary Optimization*, 42(1): 1-23.
- Yeadon MR, King MA, Wilson C. (2006). Modeling the maximum voluntary joint torque/angular velocity relationship in human movement, *Journal of Biomechanics*, 39:476-482.