

بهینه‌سازی الگوی فعال‌سازی مدل اسکلتی عضلانی در شبیه‌سازی پرش عمودی توسط الگوریتم ژنتیک

سروش باقری کودکانی^۱، شهرام لنجان نژادیان^{۲*}، مهرداد پورسینا^۳

* نویسنده مسئول: sh.lenjani@spr.ui.ac.ir

واژه‌های کلیدی

مدل اسکلتی عضلانی، کنترل بهینه، پرش عمودی، الگوریتم ژنتیک

چکیده

برای شبیه‌سازی حرکت‌های بدن همانند پرش عمودی با استفاده از مدل‌های دینامیک مستقیم، می‌توان از تئوری‌های کنترل بهینه استفاده کرد. در سال‌های اخیر روش‌های مدرن همانند ازدحام ذرات، رقابت استعماری و الگوریتم ژنتیک برای حل مسائل بهینه‌سازی مطرح شده است که از رفتارهای حیوانات و پدیده‌های طبیعی الهام گرفته شده‌اند. در این تحقیق برای شبیه‌سازی پرش عمودی از یک مدل چهار لینکی صلب که شامل پا، ساق، ران و بخش چهارم شامل تنه، گردن و دستان می‌باشد، استفاده شد و تمامی مفاصل آن نیز لولایی و ایده‌آل در نظر گرفته شد. برای به حرکت در آوردن مدل و ایجاد گشتاور در مفاصل، بیست عضله موثر در حرکت پرش عمودی شبیه‌سازی شدند. همچنین برای شبیه‌سازی نیروی عکس‌العمل زمین از یک المان دمپر-فدر در کف پا استفاده شد و برای جلوگیری از حرکت مفاصل خارج از دامنه حرکتی، لیگامنت‌ها نیز در مفاصل لحاظ شدند. از الگوریتم ژنتیک نیز برای تولید بهترین تحریک عصبی در جهت دستیابی به حداکثر ارتفاع پرش استفاده شد و تحریکات عضلانی تولید شده به ضریب فعال‌سازی عضلات تبدیل گردید. ضرایب بدست آمده نیز برای تولید نیرو به مدل عضلات اعمال شدند. همچنین تابع معیار حداکثر ارتفاع پرش در نظر گرفته شد. نتایج نشان داد که مرکز جرم مدل پس از ۵۳۳ تکرار به ارتفاع ۱۲۱/۶۷ سانتیمتری رسیده است. البته به نظر می‌رسد با بهبود پارامترهای این الگوریتم و ترکیب الگوریتم‌های هوشمند بتوان به الگویی کامل‌تر دست یافت.

۱- کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان

۲- استادیار، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه اصفهان

۳- دانشیار، دانشکده فنی و مهندسی، گروه مکانیک، دانشگاه اصفهان

۱- مقدمه

بدن انسان را می‌توان به شکل یک سیستم با تعداد زیادی ورودی و یک خروجی در نظر گرفت. کنترل این سیستم پیچیده برای رسیدن به خروجی مطلوب برعهده مغز و به طور کلی سیستم عصبی بدن می‌باشد. برای ایجاد یک حرکت در بدن و ایجاد گشتاور در مفاصل، عضلات توسط سیستم عصبی تحریک می‌شوند. تعداد زیاد عضلات و مفاصل که در طی یک حرکت نقش موثری دارند به عبارت دیگر افزونگی درجه آزادی در طی یک حرکت، نشان‌دهنده پیچیدگی کار مغز در کنترل بهینه نیروی تولید شده توسط عضلات برای رسیدن به حرکت مطلوب می‌باشد. آگاهی از مکانیزم بخش‌های مختلف بدن و عملکرد یکپارچه این بخش‌ها برای ایجاد حرکت در بدن بسیار پرکاربرد و در زمینه‌های گوناگونی سودمند می‌باشد. یکی از بهترین راه‌های بررسی مکانیزم عملکرد بخش‌های مختلف بدن، طراحی مدل و شبیه‌سازی رفتارهای این بخش‌ها و یکپارچه کردن آنها برای بررسی چگونگی حرکات بدن می‌باشد [۱]. مدل‌های دینامیکی را می‌توان به دسته مدل‌های دینامیک مستقیم و معکوس تقسیم کرد. در مدل‌های دینامیک معکوس سینماتیک حرکت به عنوان ورودی در نظر گرفته می‌شود و خروجی مدل، سینتیک حرکت می‌باشد. اما در مدل‌های دینامیک مستقیم پارامترهای سینتیک به عنوان ورودی و پارامترهای سینماتیک به عنوان خروجی و جواب مدل در نظر گرفته می‌شود. همچنین مدل‌های دینامیک مستقیم را می‌توان به دو دسته تقسیم کرد. در دسته اول گشتاور به صورت مستقیم به مفاصل اعمال می‌شود^۱ و در دسته دوم عضلات به عنوان مولد نیرو در مفاصل، شبیه‌سازی می‌شوند^۲. بنابراین مدل‌های اسکلتی عضلانی از نوع مدل‌های دینامیک مستقیم

هستند و در این نوع مدل‌ها عضلات به عنوان مولد نیرو شبیه‌سازی می‌شود [۲]. البته بدن انسان برای اجرای یک حرکت علاوه بر سیستم اسکلتی و عضلانی به سیستم دیگری، که بتواند عضلات را برای اجرای حرکت کنترل کند، نیاز دارد که سیستم عصبی نامیده می‌شود. پس برای شبیه‌سازی یک حرکت علاوه بر ساخت یک مدل اسکلتی عضلانی باید عملکرد سیستم عصبی را برای کنترل مدل اسکلتی عضلانی شبیه‌سازی کرد. بنابراین می‌توان از تئوری‌های کنترل بهینه برای کنترل مدل اسکلتی عضلانی استفاده کرد. در این راستا محققین از روش‌های مختلفی برای کنترل بهینه حرکت مدل‌های اسکلتی و اسکلتی عضلانی بهره‌برده‌اند. در این رابطه می‌توان به تحقیقات اندرسون و پندی برای کنترل بهینه‌ی مدل اسکلتی عضلانی، اشاره کرد [۳]. همچنین تان و اندرسون در تحقیقات خود، مدل‌های اسکلتی عضلانی را با استفاده از روشی که CMC^۳ نام‌گذاری شده، کنترل کردند [۴] که در این روش پارامترهای تجربی سینماتیکی حرکت برای رسیدن به کنترل بهینه ضروری است. به عبارت دیگر در این روش یک الگو به عنوان الگوی مرجع در نظر گرفته می‌شود.

در سال‌های اخیر روش‌های مختلفی همانند الگوریتم کلونی مورچه^۴، ازدحام ذرات^۵، رقابت استعماری^۶ و الگوریتم ژنتیک^۷ بر اساس رفتارهای طبیعت و جانوران برای یافتن جواب بهینه مسائل در زمینه‌های گوناگون ظهور کرده‌اند. لازم به ذکر است که این روش‌ها توانسته‌اند جایگاهی مستحکمی در کنار روش‌های کلاسیک همانند حساب تغییرات، اصل حداقل یابی پونتریاگین^۸، روش‌های عددی تکرارپذیر برای حل مسائل بیابند. یکی از فواید این روش‌ها

3- Computed muscle control

4- Ant colony algorithm

5- Particle swarm algorithm

6- Imperialist competitive algorithm

7- Genetic algorithm

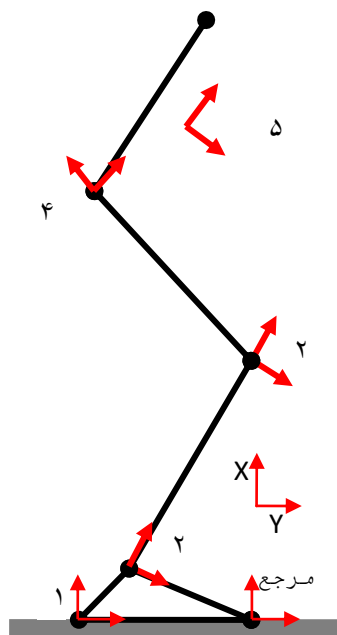
8- Pontryagin

1- Torque driven

2- Muscle driven

لینکی صلب شامل پا، ساق، ران و بخش چهارم شامل تنه، گردن و دستان می‌باشد و تمامی مفاصل نیز لولایی و ایده‌آل در نظر گرفته شدند (شکل ۱). خصوصیات آنتروپومتریکی اندام‌ها مانند جرم، طول، موقعیت مرکز ثقل و اینرسی زاویه‌ای نیز از جداول اطلاعات آنتروپومتریکی استخراج گردید [۳]. همچنین معادله حرکت مدل بر اساس معادلات حرکت نیوتون-اولیبر محاسبه شد.

$$A(\theta).\ddot{\theta} + B(\theta).\dot{\theta}^2 + C(\theta) + M(\theta).F^T + T_{Foot} + T_{Lig} = 0 \quad (1)$$



شکل (۱) مدل اسکلتی و محل قرار گیری دستگاه‌های مختصات

در معادله (۱)، $A(\theta)$ ماتریس (4×4) اینرسی سیستم می‌باشد و ماتریس (4×1) ، $C(\theta)$ بیانگر اثر نیروی گرانش و $B(\theta).\dot{\theta}^2$ بیانگر تاثیر شتاب کوریولیس و نیروهای مرکزگرا که به صورت یک ماتریس (4×1) می‌باشد. ماتریس (4×20) ، $M(\theta)$ بیانگر بازوی گشتاور عضلات و ماتریس (20×1) ، F^T متعلق به نیروی عضلات می‌باشد. در هنگام ایستادن، کف پا بر روی زمین قرار می‌گیرد و نیروی عکس‌العمل زمین مانع از فرورفتن پا در زمین می‌شود. بنابراین برای اولین مفصل که به زمین متصل است، زمین یک

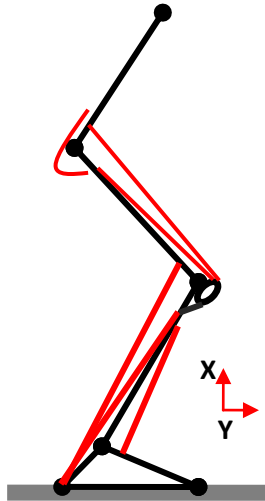
کاهش احتمال گیر افتادن در حداقل یا حداکثرهای محلی می‌باشد. همچنین با استفاده از این روش‌ها می‌توان در زمان کوتاه‌تری به جواب مناسب رسید و نیازمند پیش‌فرض‌هایی برای تابع معیار مانند مشتق‌پذیر بودن تابع معیار نمی‌باشند. اما نسبت به روش‌های کلاسیک دقت کمتری دارند. ولی دقت این روش‌ها در تعیین جواب مسئله کافی است. بنابراین استفاده از این روش‌ها می‌تواند بسیار سودمند باشد. محققین بسیار اندکی از این روش‌ها برای حل مسائل در گرایش بیومکانیک به خصوص برای کنترل مدل‌های اسکلتی عضلانی استفاده کرده‌اند [۵، ۶]. در این راستا می‌توان به الگوریتم ژنتیک اشاره کرد که یک الگوریتم اکتشافی مبتنی بر تکرار است و از علم ژنتیک اقتباس شده است. علم ژنتیک به بررسی چگونگی انتقال صفات و ویژگی‌ها به نسل‌های بعد می‌پردازد که عامل انتقال صفات به نسل بعد کروموزوم و ژن‌ها می‌باشند. در این الگوریتم بر اساس قانون داروین ژن‌ها و کروموزوم‌های قوی بر کروموزوم‌های ضعیف‌تر قالب می‌شوند و موجودات قوی و برتر باقی می‌مانند. در تحقیق حاضر هدف شبیه‌سازی عملکرد سیستم عصبی در کنترل عضلات برای اجرای حرکت پرش عمودی و رسیدن به کنترل بهینه با استفاده از الگوریتم ژنتیک و بررسی کارایی آن می‌باشد. شبیه‌سازی پرش عمودی در مقالات متعددی دیده می‌شود که در اغلب آنها گشتاور به عنوان ورودی مدل انتخاب شده است [۷، ۸]. شاید بتوان بدین وسیله به الگوهای حرکتی بهتری برای حرکات ورزشی و حرکات پایه همانند راه رفتن بدون در نظر گرفتن الگوهای موجود دست یافت.

۲- روش تحقیق

۲-۱- مدل اسکلتی عضلانی

در این تحقیق فرض شده است که در حرکت پرش عمودی، دو سمت بدن حرکتی شبیه به هم دارند. بر این اساس در این تحقیق از یک مدل دو بعدی استفاده شد. این مدل چهار

حرکت پرش عمودی انتخاب و بر اساس رفتارهای بخش‌های مختلف عضله-تاندون همانند رابطه نیرو-طول، نیرو-سرعت انقباض عضله و رابطه تنش-کرنش تاندون شبیه‌سازی شدند (شکل ۲) [۹].



شکل (۲) برخی از عضلات شبیه‌سازی شده در مدل همانند دوقلوی نعلی، ساقی قدامی، سرنی بزرگ، پهن میانی

این عضلات شامل دوقلوی میانی و خارجی، نعلی، ساقی قدامی و خلفی، نیمه وتری، نیمه غشایی، دوسر رانی (سر کوتاه و بلند)، سرنی بزرگ (سه بخش)، پهن میانی، داخلی و خارجی، راست رانی، خیاطه، پهن نیام، سوئز و خاصرای می-باشند [۹، ۱۲]. با نرمال سازی روابط نیرو-طول، نیرو-سرعت انقباض و رابطه تنش-کرنش، مدل عمومی و جامع برای مدل عضله-تاندون حاصل گردید [۱۳]. برای نرمال سازی این روابط از پارامترهای طول بهینه تارهای عضلانی، زاویه‌ی تشکیل شده بین خط کشش تارهای عضله و تاندون وقتی عضله به طول بهینه خود میرسد^۱، حداکثر نیروی فعال عضله در انقباض ایستا، طول تاندون در لحظه شروع اعمال نیرو به تاندون^۲ و حداکثر سرعت انقباض عضله استفاده شد. پارامترهای مورد نیاز برای هر عضله نیز براساس داده‌های گزارش شده در تحقیقات پیشین در نظر گرفته شد [۱۴، ۱۵].

قید محسوب می‌شود. برای شبیه‌سازی این قید، یک فنر-دمپر در زیر کف پا و مابین زمین و پا قرار داده شد [۹]. زمانی که کف پا به زمین نزدیک و زاویه بین آن دو به صفر نزدیک می‌شود نیرویی در راستای Y (عمودی) به پا وارد می‌شود و نیروی عکس‌العمل زمین را شبیه‌سازی می‌کند. برای محاسبه این نیرو از رابطه (۲) استفاده شد که تابعی از مکان و سرعت مرکز ثقل پا می‌باشد.

$$F_y = 0.5336e^{-1150(P_y - y_0)} - 1000v_y g(P_y); \quad (2)$$

$$g(P_y) = \frac{1}{1 + 10e^{500(P_y - g_0)}}$$

P_y, v_y بیانگر مکان و سرعت مرکز ثقل پا می‌باشد و y_0 مقدار ارتفاعی است که در آن نیروی فنر به شکل محسوسی افزایش می‌یابد که برابر با 0.065905 متر در نظر گرفته شد [۹]. در رابطه ۲، ضریب دمپر با استفاده از رابطه $g(P_y)$ محاسبه شد که در آن g_0 تعیین کننده ارتفاعی است که نیروی میرا کننده دمپر به شکل محسوسی افزایش می‌یابد و مقدار آن برابر 0.02 متر است [۹].

پس از محاسبه معادلات حرکت، لیگامنت‌ها به عنوان قید مفاصل، برای شبیه‌سازی دامنه حرکتی مفاصل به مدل اضافه شدند. دامنه حرکتی مفاصل مچ پا، زانو و ران نیز بر اساس داده‌های گزارش شده در نظر گرفته شدند [۱۰]. برای مدل کردن لیگامنت‌ها از رابطه ۳ که از مجموع دو تابع نمایی تشکیل شده، استفاده شد [۹].

$$T_{Lig} = K_{0j} + K_{1j}e^{K_{2j}(q_j - \theta_j)} + K_{3j}e^{K_{4j}(q_j - \phi_j)} \quad (3)$$

T_{Lig} ، گشتاور ایجاد شده توسط لیگامنت‌ها در مفصل j ($j=1..4$) می‌باشد و q_j نیز زاویه مفصل j می‌باشد. ضرایب ($K_0 \dots K_4$) مورد استفاده که نشان‌دهنده شکل منحنی گشتاور-زاویه، لیگامنت‌ها است، از تحقیقات پیشین بدست آمده است [۱۱]. همچنین θ_j و ϕ_j کران بالا و پایین دامنه حرکتی مفاصل می‌باشد. حال پس از ساخت مدل اسکلتی، برای شبیه‌سازی پرش عمودی، ۲۰ عضله موثر در

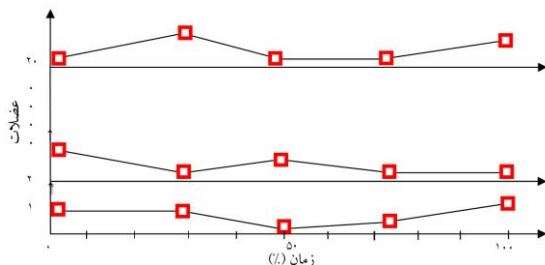
1- Pennation angle
2- Slack length

الگو برای تحریک عضلات و بهترین الگوی حرکتی برای رسیدن به حداکثر ارتفاع در پرش عمودی دست یافت بنابراین حداکثر ارتفاع پرش به عنوان تابع معیار (رابطه ۵) در نظر گرفته شد. در رابطه ۵، $Y_{COM}(t_f)$ برابر با ارتفاع مرکز ثقل بدن در لحظه جدایی از زمین و $\dot{Y}_{COM}(t_f)$ نیز سرعت عمودی مرکز ثقل بدن در لحظه جدایی از زمین می‌باشد و g نیز نیروی گرانش ($9/81 \text{ m/s}^2$) می‌باشد.

$$J = Y_{COM}(t_f) + \frac{\dot{Y}_{COM}(t_f)^2}{2g} \quad (5)$$

۲-۳- الگوریتم ژنتیک

برای بهینه‌سازی تکنیک پرش عمودی و پیدا کردن حداکثر تابع معیار (ارتفاع پرش) از الگوریتم ژنتیک استفاده شد. با توجه به نیازهای مسئله، داده‌های ورودی و برخی از بخش‌های این الگوریتم تغییر داده شد. در این راستا هر کروموزوم از ۲۰ رشته تحریک عصبی (u) برای ۲۰ عضله مدل شده در بازه زمانی ۰/۵ ثانیه که برابر با مدت زمان شبیه‌سازی می‌باشد، تشکیل شد. برای تشکیل هر رشته ابتدا به صورت تصادفی پنج عدد بین صفر و یک در نظر گرفته شد. سپس این ۵ نقطه در طول رشته با فواصل برابر قرار گرفتند. به هر یک از این نقاط یک گره گفته می‌شود و مقدار هر گره بین ۰ تا ۱ در نظر گرفته شد. مقادیر مابین هر گره نیز از طریق درون‌یابی خطی محاسبه شد (شکل ۳).



شکل (۳) الگوی تحریک عضلات (یک کروموزوم)

جمعیت اولیه شامل ۲۸ کروموزوم در نظر گرفته شد و پس از رقابت بین کروموزوم‌ها و تخصیص رتبه به هر یک از آن‌ها، نوبت به فرآیند انتخاب کروموزوم‌های برتر می‌رسد. برای

۲-۲- کنترل بهینه

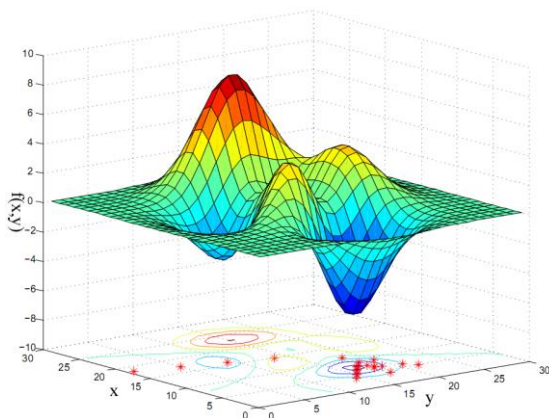
سیستم عصبی بدن با ارسال سیگنال‌های عصبی به عضلات مختلف، نیروی تولید شده توسط عضلات را کنترل می‌کند. این تحریک باعث آزاد سازی یون کلسیم در تارهای عضلانی می‌شود و در انتها باعث حرکت فیلامنت‌ها بر روی یکدیگر و فعالسازی عضله می‌شود. این فرآیند با استفاده از رابطه ۴ شبیه‌سازی شد، که در آن a و u به ترتیب بیانگر ضریب فعالسازی و تحریک عضله است. همچنین τ_{rise} برابر با مدت زمان بین تحریک و آغاز انقباض عضله یا به عبارتی مدت زمان مورد نیاز برای فرآیندهای درون سلولی همانند آزاد سازی کلسیم در تارهای عضله می‌باشد که برابر با ۱۰ میلی‌ثانیه است. τ_{fall} نیز زمان لازم برای جمع آوری یون کلسیم از درون غشای سلول عضله می‌باشد که برای افراد جوان ۵۰ میلی‌ثانیه و افراد مسن ۶۰ میلی‌ثانیه گزارش شده است [۱۶].

$$\dot{a} = (u - a) / (\tau_a(a, u)) \quad (4)$$

$$\tau_a(a, u) = \begin{cases} \tau_{rise}(0.5 + 1.5a); & u > a \\ \frac{\tau_{fall}}{0.5 + 1.5a}; & u \leq a \end{cases}$$

حال می‌توان با تحریک عضلات شبیه‌سازی شده، مدل اسکلتی عضلانی را همانند بدن انسان به حرکت درآورد. اما برای اجرای بهینه و صحیح یک حرکت نمی‌توان از نقش سیستم عصبی مرکزی به عنوان یک سیستم پیچیده که به کنترل یک سیستم حرکتی گسترده می‌پردازد، چشم‌پوشی کرد. به طور مشخص زمانی که سیستم عصبی به خصوص سیستم عصبی مرکزی دچار آسیب می‌شود بدن، دیگر قادر به اجرای حرکات و یا اجرای صحیح حرکات نخواهد بود. بنابراین در این تحقیق نیز برای شبیه‌سازی یک حرکت خاص مانند پرش عمودی در مدل، باید یک سیستم برای کنترل ۲۰ عضله‌ی مدل اسکلتی عضلانی طراحی گردید تا علاوه بر شبیه‌سازی حرکت پرش عمودی بتوان به بهترین

و تابع معیار نیز انتگرال این خط در نظر گرفته شد. جمعیت هر نسل در الگوریتم ژنتیک برابر ۲۸ کروموزوم بوده است. با توجه به نتایج، الگوریتم ژنتیک طراحی شده توانست در نسل بیست و ششم مقدار انتگرال خط تشکیل شده توسط ۲۰ نقطه را به ۶۹/۳۲- برساند. مقدار حداقل رابطه ۶ برابر ۶/۵۴ می‌باشد، بنابراین می‌توان گفت که الگوریتم طراحی شده قابلیت حل مسائل بهینه‌سازی را دارد.



شکل (۴) نتیجه بهینه‌سازی رابطه ۶ با استفاده از الگوریتم ژنتیک

۳-۲- شبیه‌سازی پرش عمودی

پس از تبدیل الگوهای تحریک عصبی به وجود آمده توسط الگوریتم ژنتیک به الگوی فعالیت عضلات، الگوی فعالیت عضلات به عنوان ورودی به مدل عضلات اعمال شد. با محاسبه بازوی گشتاور عضلات و نیروی تولید شده توسط عضلات، مقدار گشتاور ایجاد شده در مفاصل محاسبه گردید و وارد معادلات حرکت شد و در انتها بر اساس معادله حرکت، پارامترهای سینماتیکی محاسبه شدند. این روند تا رسیدن به نتیجه مطلوب ادامه یافت (شکل ۵). روند بهینه‌سازی مدل اسکلتی عضلانی برای شبیه‌سازی پرش عمودی و رسیدن به حداکثر ارتفاع در این حرکت در جدول ۱ گزارش شده است.

تولید نسل بعدی تنها ۱۰ کروموزوم برتر نسل قبل به عنوان والد انتخاب می‌شوند و تمامی آن‌ها به نسل بعد منتقل می‌شوند. اگر چه ممکن است روند الگوریتم کند شود اما احتمال از دست دادن ژن‌های برتر کاهش می‌یابد و همیشه در هر نسل ژن‌های برتر باقی می‌ماند. پس از انتخاب کروموزوم‌های والد یک کروموزوم که بیشترین امتیاز را دارد به عنوان نر در این گله ۱۰ کروموزومی انتخاب می‌شود و تنها این کروموزوم نر با دیگر کروموزوم‌های ماده جفت‌گیری می‌کنند و به روش دو نقطه‌ای ترکیب می‌شوند. سپس عمل جهش بر روی کروموزوم‌های فرزند اعمال می‌شود که باعث جهش یک رشته از رشته‌های کروموزوم می‌شود. در هر بار جفت‌گیری، دو کروموزوم فرزند وارد نسل بعدی می‌شود بنابراین از ۱۰ کروموزوم انتخاب شده ۱۸ فرزند متولد می‌شود و جمعیت نسل جدید را به ۲۸ کروموزوم می‌رسانند. در ادامه کروموزوم‌های نسل جدید به رقابت می‌پردازند و تمامی این روند برای تولید نسل بعدی تکرار می‌شود تا زمانی که تنوع ژنتیکی کاهش یابد و یا جواب تابع به حد قابل قبولی برسد. در پیوست ۱ دیاگرام مدل اسکلتی عضلانی نمایش داده شده است.

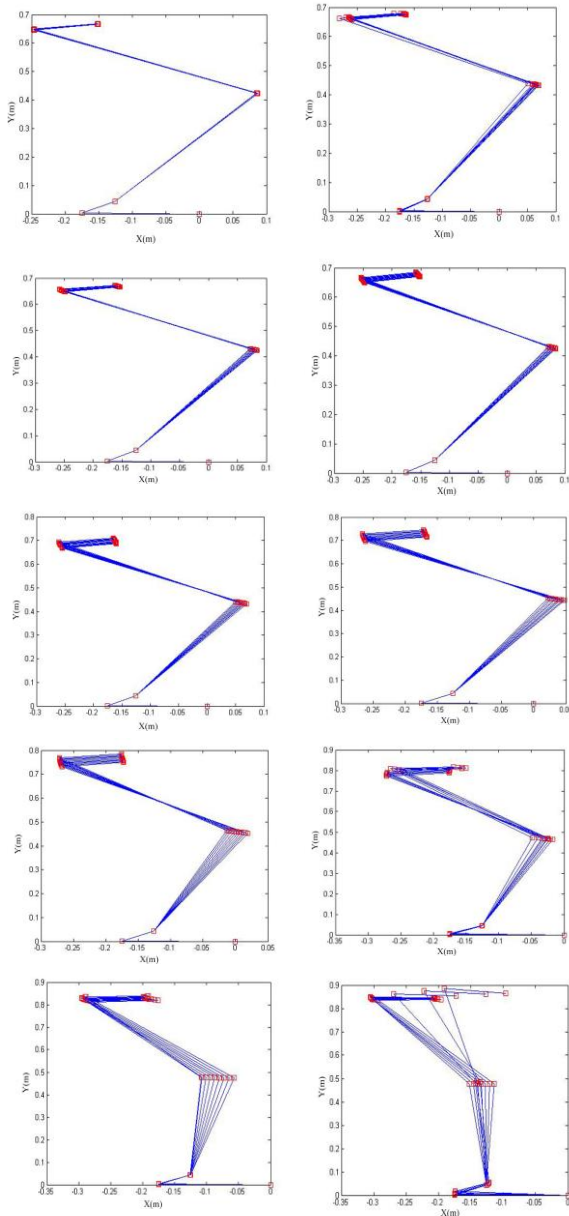
۳- نتایج و بحث

۳-۱- بررسی الگوریتم ژنتیک طراحی شده

برای بررسی عملکرد الگوریتم ژنتیک طراحی شده، حداقل مقدار (f) در رابطه ۶ که تابعی از x, y است، با استفاده از الگوریتم ژنتیک طراحی شده محاسبه شد.

$$f(x, y) = 3(1-x)^2 e^{-(x^2)-(y+1)^2} - 10\left(\frac{x}{5} - x^3 - y^5\right) e^{-(x^2)-y^2} - \frac{1}{3} e^{-(x+1)^2-y^2} \quad (6)$$

برای این که شرایط مسئله اصلی شبیه‌سازی شود، از ۲۰ نقطه (ستاره‌های قرمز رنگ در شکل ۴) که بر روی یک خط قرار دارند برای یافتن مسیری حداقلی و یا حداقل تابع استفاده شد



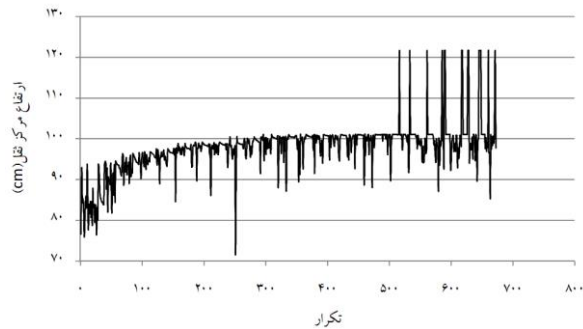
شکل (۶) بهترین الگوی محاسبه شده با استفاده از الگوریتم ژنتیک

۴- نتیجه گیری

به طور کلی هدف اصلی این تحقیق کنترل بهینه مدل اسکلتی عضلانی برای شبیه سازی حرکت پرش عمودی با استفاده از الگوریتم ژنتیک و شبیه سازی عملکرد سیستم عصبی برای ایجاد تحریک عصبی مناسب است تا بتوان به الگوی حرکتی بهینه برای رسیدن به حداکثر ارتفاع پرش عمودی دست یافت. نتایج تحقیق و مقایسه آنها با تحقیقات پیشین نشان داد که الگوریتم ژنتیک طراحی شده در کنترل عضلات برای شبیه سازی پرش عمودی موفق بوده است. همچنین در

جدول (۱) ارتفاع مرکز ثقل در سه تکرار نمونه

تکرار	ارتفاع مرکز ثقل (cm)	مدت زمان (s)
۱۶۰	۹۸/۰۴۷۵۲	۶۷۲۰
۴۵۰	۱۰۱/۰۱۶۳	۱۸۹۰۰
۵۳۳	۱۲۱/۶۷۹۱	۲۲۳۸۶



شکل (۵) روند بهبود ارتفاع مرکز ثقل

همان طور که در جدول ۱ نشان داده شده الگوریتم ژنتیک طراحی شده توانست پس از ۵۳۳ تکرار ارتفاع مرکز ثقل را به ۱۲۱/۶۷۹۱ سانتیمتر برساند که با داده‌های گزارش شده در تحقیقات دیگر همخوانی دارد [۱۲]. همچنین ارتفاع مرکز ثقل در حالت ایستاده یا آناتومیک مدل برابر ۱۰۵ سانتیمتر است.

در شکل ۶، نقاط قرمز مبدا دستگاه‌های مختصات محلی قرار داده شده بر روی مدل را نشان می‌دهد و همچنین جابه‌جایی مفاصل نشان دهنده چگونگی بهترین الگوی حرکت محاسبه شده می‌باشد. در طی حرکت، جابه‌جایی مفاصل زمین - پا، مچ، ران به ترتیب برابر ۵/۱۸، ۴۲/۱۳، ۲۸/۲۰ درجه می‌باشد و مفصل ران نیز به طور کامل باز شده است.

$g(P_y)$

ضریب دمپر

استفاده از این روش بر خلاف روش CMC به پارامترهای سینماتیکی تجربی نیازی نیست و الگوی حرکت از پیش تعیین نشده است. البته به نظر می‌رسد با ترکیب الگوریتم‌های هوشمند و بهینه کردن پارامترهای موثر بر پرش عمودی می‌توان به نتایجی کامل‌تر دست یافت.

مراجع

- [1] Reinbolt J.A., Seth A., Delp S.L., Simulation of human movement: applications using OpenSim, *IUTAM Symposium on Human Body Dynamics*, Waterloo, 2011, pp.186-198.
- [2] Millard M., Uchida T., Seth A., Delp S.L., Flexing computational muscle: Modeling and simulation of musculotendon dynamics, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 135(2), 2013, 021004 (11 pages).
- [3] Pandy M., Anderson F.C., Hull D., A parameter optimization approach for the optimal control of large-scale musculoskeletal systems, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 114(4), 1992, pp. 450.
- [4] Thelen D.G., Anderson F.C., Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data, *Journal of biomechanics*, Vol. 39(6), 2006, pp. 1107.
- [5] Gündoğdu Ö., Anderson K.S., Parnianpour M., Development of a genetic algorithm based biomechanical simulation of sagittal lifting tasks, *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, Vol. 17(01), 2005, pp. 12-18.
- [6] Lenjan nejadian Sh., Rostami M., Genetic algorithm optimization applied to a biomechanical model of snatch lift, *International Journal of Computer Science in Sport*, Vol. 9(1), 2010.
- [7] Cheng K.B., Wang C.H., Chen H.C., Wu C.D., Chiu H.T., The mechanisms that enable arm motion to enhance vertical jump performance – A simulation study, *Journal of biomechanics*, Vol. 41(9), 2008, pp. 1847-1854.
- [8] Ashby B.M., Delp S.L., Optimal control simulations reveal mechanisms by which arm movement improves standing long jump performance. *Journal of biomechanics*, Vol. 39(9), 2006, pp. 1726-1734.
- [9] Anderson F.C., Pandy M.G. A dynamic optimization solution for vertical jumping in three dimensions, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 2(3), 1999, pp. 201-231.
- [10] Chaffin D.B., Andersson G., Bernard J. M., *Occupational biomechanics*, Wiley, 1991.

فهرست علائم

$A(\theta)$	ماتریس اینرسی سیستم
$B(\theta).\dot{\theta}^2$	ماتریس شتاب کریولیس و نیروهای مرکز گرا
$C(\theta)$	ماتریس نیروی گرانش
$M(\theta)$	ماتریس بازوی گشتاور عضلات
F^T	ماتریس نیروی عضلات
T_{Foot}	گشتاور حاصل از نیروی عکس‌العمل زمین
T_{Lig}	ماتریس گشتاور حاصل از لیگامنت‌ها
θ	ماتریس جابه‌جایی زاویه‌ای مفاصل
$\dot{\theta}$	ماتریس سرعت زاویه‌ای مفاصل
$\ddot{\theta}$	ماتریس شتاب زاویه‌ای مفاصل
P_y	مکان مرکز جرم پا در راستای محور Y
v_y	سرعت مرکز جرم پا در راستای محور Y
y_0	ارتفاع مرجع جهت اعمال نیرو فتر به پا
g_0	ارتفاع مرجعی جهت اعمال نیروی دمپر به پا
e	تابع نمایی
θ_j	کران بالا دامنه حرکتی مفاصل
φ_j	کران پایین دامنه حرکتی مفاصل
τ_{rise}	مدت زمان بین تحریک و آغاز انقباض
τ_{fall}	مدت زمان بین قطع تحریک و پایان انقباض
u	ضریب تحریک عضله
a	ضریب فعال‌سازی عضله
$Y_{COM}(t_f)$	ارتفاع مرکز ثقل در لحظه رهایی
$\dot{Y}_{COM}(t_f)$	سرعت مرکز ثقل در لحظه رهایی
F_y	نیروی اعمال شده توسط فتر-دمپر

- [11] Audu, M.L., Optimal control modeling of lower extremity musculoskeletal motion, Ph.D. Dissertation, Case Western Reserve University, 1985.
- [12] Pandy M.G., Zajac F.E., Sim E., William S.L., An optimal control model for maximum-height human jumping, *Journal of biomechanics*, Vol. 23(12), 1990, pp. 1185-1198.
- [13] Zajac F.E., Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical reviews in biomedical engineering*, Vol. 17(4), 1989, pp. 359.
- [14] Delp S.L., Loan J.P., Hoy M.G., Zajac F.E., Topp E.L., Rosen J.M., An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopedic surgical procedures, *Biomedical Engineering*, IEEE Transactions on, Vol. 37, 8, 1990, pp. 757-767.
- [15] Anderson F.C., A dynamic optimization solution for a complete cycle of normal gait, Ph.D. Dissertation, University of Texas at Austin, 1999.
- [16] Thelen, D.G., Adjustment of muscle mechanics model parameters to simulate dynamic contractions in older adults. *Journal of biomechanical engineering*, Vol. 125(1), 2003, pp. 70-77.

پیوست

(۱) دیاگرام مدل اسکلتی عضلانی

