

افزایش توان وزنه‌بردار از طریق بهبود تکنیک حرکت یک‌ضرب به کمک الگوریتم گرادیان نزولی

نیما جمشیدیⁱ؛ مصطفی رستمیⁱⁱ؛ سیامک نجاریانⁱⁱⁱ

چکیده

در این مطالعه، بدن ورزشکار، در فاز کشش حرکت یک‌ضرب وزنه‌برداری، برای محاسبه گشتاورهای تولیدی در مفاصل مدل شده، سپس با استفاده از الگوریتم گرادیان نزولی، گشتاور تولیدی در مفاصل کمینه و توان ورزشکار در مدل ریاضی افزایش یافته است. نحوه بلند کردن وزنه به وسیله دوربین‌های سرعت بالا فیلم‌برداری و با تحلیل فیلم‌ها با نرم‌افزارهای تحلیل حرکت، داده‌های سینماتیکی مورد نیاز در مدل ریاضی وزنه‌بردار تهیه شد. در این پژوهش برخلاف سایر تحقیقات، به جای بررسی اثر پارامترهای بدنی و تجهیزات ورزشی، سعی شده با اصلاح تکنیک‌های بلند کردن وزنه به کمک مدل‌سازی ریاضی، توان ورزشکاران افزایش یابد. این روش تجربه جدیدی از کاربرد مدل‌سازی در بهبود حرکات و اصلاح تکنیک قهرمانان است.

کلمات کلیدی

حرکت یک‌ضرب وزنه‌برداری، بهینه‌سازی، مدل‌سازی بیومکانیکی و دینامیک معکوس

Power Enhancement of Weightlifter Through Improvement of Snatch Technique by Descending Gradient Algorithm

N. Jamshidi; M. Rostami; S. Najarian

ABSTRACT

In this research, an athlete's body on sagittal plane in the tension phase of snatch weightlifting has been modeled for calculating the generated torques in joints. Then, by means of descending gradient algorithm, the generated torque in joints has been minimized and the power of athlete has been maximized. The method of weightlifting has been captured by high speed camera and the films have been analyzed through motion analysis software. Consequently, the required kinematic data for mathematical model of weightlifter have been produced. In this research, unlike previous research activities, instead of studying the effect of body parameters and sport facilities, the technique of weightlifting has been modified in aid of mathematical modeling in order to enhance the power of athlete. This method is a new experiment to apply modeling for optimization of motions and techniques.

KEYWORDS

Snatch, Weightlifting, Optimization, Biomechanical Modeling, Inverse Dynamic

ⁱ دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر: nima_jamshidi@yahoo.com

ⁱⁱ استادیار، دانشکده مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر: rostami@cic.aut.ac.ir

ⁱⁱⁱ استاد، دانشکده مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر: najarian@aut.ac.ir

سرعت نسبت به زمان و مسیر حرکتی میله هالتر برای هر ورزشکار را به دست آورد [۸]. در تحقیقات قبلی، نگارنده و همکاران به کمک محاسبات دینامیک معکوس، داده‌های سینماتیکی حاصل از تصویر برداری را به داده‌های سینماتیکی تبدیل و سپس به کمک الگوریتم‌های شبکه عصبی [۱۶] و فازی [۱۷]، مسیر بهینه‌ای را برای بالا بردن وزنه پیشنهاد کردند. در تحقیقاتی دیگر به کمک الگوریتم ژنتیک، مسیر بهینه برای حرکت میله هالتر ارایه شد [۱۸] و همچنین الگوریتم‌های کنترل بهینه برای بهینه‌سازی حرکت وزنه برداری به کار رفته‌اند [۲۰]-[۱۹].

در اکثر تحقیقات در این زمینه، بیشتر به بررسی و مدل‌سازی حرکت برای شناخت و محاسبه پارامترهای سینماتیکی وزنه برداری پرداخته شده و تحقیقات کمتری بر روی افزایش توان ورزشکاران انجام شده است. تحقیقات انجام شده بر روی افزایش توان ورزشکاران را می‌توان به دو دسته تقسیم‌بندی کرد: دسته اول شامل بررسی اثر پارامترهای بدنی و تجهیزات وزنه برداری؛ مانند کمربندهای ورزشکاران است [۱۵]-[۹]؛ دسته دوم شامل بررسی تکنیک‌های بلند کردن وزنه و اصلاح آن از طریق تصحیح در نحوه بلند کردن وزنه است [۲۰]-[۱۶].

روش‌های بهینه‌سازی را شاید بتوان به دو دسته عمده تقسیم‌بندی کرد. در دسته اول، الگوریتم‌های هوش محاسباتی و در دسته دوم، الگوریتم‌های کنترل بهینه و متدهای کلاسیک را می‌توان قرار داد. با توجه به مزایای فراوان الگوریتم‌های گرادیان نزولی از جمله توانایی در بهینه‌کردن و حل توابع غیرخطی در سیستم‌های با تعداد پارامتر زیاد و همگرایی سریع این روش در حل مسائلی که حدود بالا و پایین برای پارامترهای هدف وجود دارد، در تحقیق حاضر، از این متد برای به دست آوردن حرکت بهینه استفاده شده است [۲۲]-[۲۱].

با توجه به اینکه در رشته وزنه برداری، هدف افزایش توان و اصلاح حرکت ورزشکار برای بلندکردن وزنه‌های سنگین‌تر است، در این تحقیق سعی شده با اصلاح مسیر بلندکردن وزنه، گشتاور تولید شده در مفصل هیپ را کاهش داد تا ورزشکار بتواند، وزنه سنگین‌تری را بلند کند.

۲- مدل بیومکانیکی بدن (توزیع جرم بدن و مقادیر آنتروپومتریک مدل)

در مدل‌سازی‌های دینامیکی حرکت انسان، از پارامترهای سینماتیک و آنتروپومتریک استفاده و به طور غیرمستقیم گشتاور موجود در مفاصل محاسبه می‌شوند. در این

امروزه، مطالعه و مدل‌سازی حرکات ورزشکاران از دیدگاه بیومکانیکی، از موضوعات مهم تحقیقاتی در جهان است. اغلب این تحقیقات، برای شناخت بهتر حرکات از دیدگاه بیومکانیکی و کمک در بهینه‌سازی آنهاست. چنین شناختی مستلزم تعریف صحیح یک مدل دینامیکی از فرد ورزشکار و اعمال محدودیت‌های بیومکانیکی لازم برای توصیف حرکت وی است. حرکت بهینه را می‌توان با استفاده از روش‌های بهینه‌سازی بر اساس معیار مناسب، مشخص کرد؛ البته، با این دید و فرض اولیه که حرکات قهرمانان ورزش‌های متفاوت را می‌توان به عنوان نزدیک‌ترین حرکت به حرکت بهینه در آن ورزش خاص مورد توجه و بررسی قرار داد. هدف این مقاله، استفاده از روشی جدید از کاربرد مدل‌سازی در حوزه بیومکانیک ورزش است که می‌تواند در بهبود حرکات قهرمانان رشته‌های مختلف استفاده شود. نتایج حاصل از این‌گونه مطالعات ممکن است بتواند کمک قابل توجهی در شناخت و بهبود حرکات قهرمانان ورزشی داشته باشد.

از مطالعات بیومکانیکی در حرکت وزنه برداری می‌توان به تحقیقات زیر اشاره کرد که در آنها به روش‌های مختلف، سعی در مدل‌سازی و شناخت بهتر حرکت صورت گرفته است. گرهامر، یک مدل ریاضی با پنج لینک صلب در صفحه ساجیتال را تعریف کرد و با استفاده از اطلاعات به دست آمده از فیلم برداری و روابط دینامیکی نیوتن - اولر، مقادیر نیرو و گشتاور را در حرکت یکضرب در فاز کشش استخراج کرد [۱]. وربیف، تحلیل‌هایی را روی مسیر حرکت وزنه و زوایای مفصلی برای افراد با ساختارهای بدنی متفاوت بررسی کرد [۲]. گرهامر، تحلیلی را روی تولید توان در طی حرکت وزنه برداری با کمک تکنیک فیلم برداری انجام داد و تغییرات انرژی سگمنت‌های بدن را محاسبه کرد [۳]؛ سپس با تحلیل مسیر حرکت میله هالتر، دامنه توان خروجی را برای پنج ورزشکار دارنده مدال المپیک به دست آورد [۴]. ابانی و براون، نیروی مفاصل را برای یک مدل شش سگمنتی در صفحه ساجیتال، در طول حرکت وزنه برداری محاسبه کردند [۵]. تعیین نقاط بحرانی در حرکت یکضرب وزنه برداری را نیز کامپیلو انجام داد [۶].

مطالعه روی محل قرارگیری پاها و رابطه آن با عملکرد وزنه بردار و مسیر حرکتی میله هالتر در حرکت یکضرب نشان داد که ابداعش و اداکشن پا حول محور طولی ساق پا در موفقیت حرکت تأثیری نمی‌گذارد [۷]. گرهامر در ادامه تحقیقات خود روی حرکت یکضرب، حرکت دو ورزشکار زن در رقابت‌های وزنه برداری جهانی را بررسی کرد و تغییرات

جدول (۲): نتایج حاصل از تخمین طول سگمنت‌ها

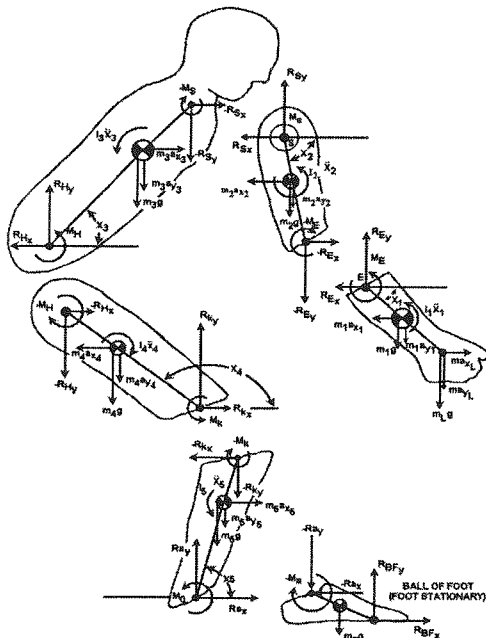
شماره سگمنت	نام سگمنت	طول تخمینی (m)
۱	ساق پا (Shank)	۰.۳۹۳۴
۲	ران (Thigh)	۰.۵۲۰۲
۳	تنه (Trunk)	۰.۶۰۶۵
۴	بازو (Upper arm)	۰.۳۳۱۸
۵	ساعد (Lower arm)	۰.۲۵۱۲

جدول (۳): نتایج حاصل از تخمین مرکز جرم سگمنت‌ها نسبت به مفصل پروکسیمال

شماره سگمنت	نام سگمنت	مرکز جرم تخمینی (m)
۱	ساق پا (Shank)	۰.۲۳۴۲
۲	ران (Thigh)	۰.۲۸۳۶
۳	تنه (Trunk)	۰.۲۹۶۵
۴	بازو (Upper arm)	۰.۱۹۷۱
۵	ساعد (Lower arm)	۰.۱۰۷۴

جدول (۴): نتایج حاصل از تخمین ممان اینرسی سگمنت‌ها

شماره سگمنت	نام سگمنت	ممان اینرسی تخمینی ($kg \cdot cm^2$)
۱	ساق پا (Shank)	۰.۰۴۱۸۷۵
۲	ران (Thigh)	۰.۲۷۲۳۳
۳	تنه (Trunk)	۰.۵۸۹۱۲
۴	بازو (Upper arm)	۰.۰۲۱۷۷۷
۵	ساعد (Lower arm)	۰.۰۶۶۴۰۵



شکل (۱): دیاگرام آزاد نیرویی شش سگمنتی بدن انسان در هنگام بلند کردن وزنه [۲۵]

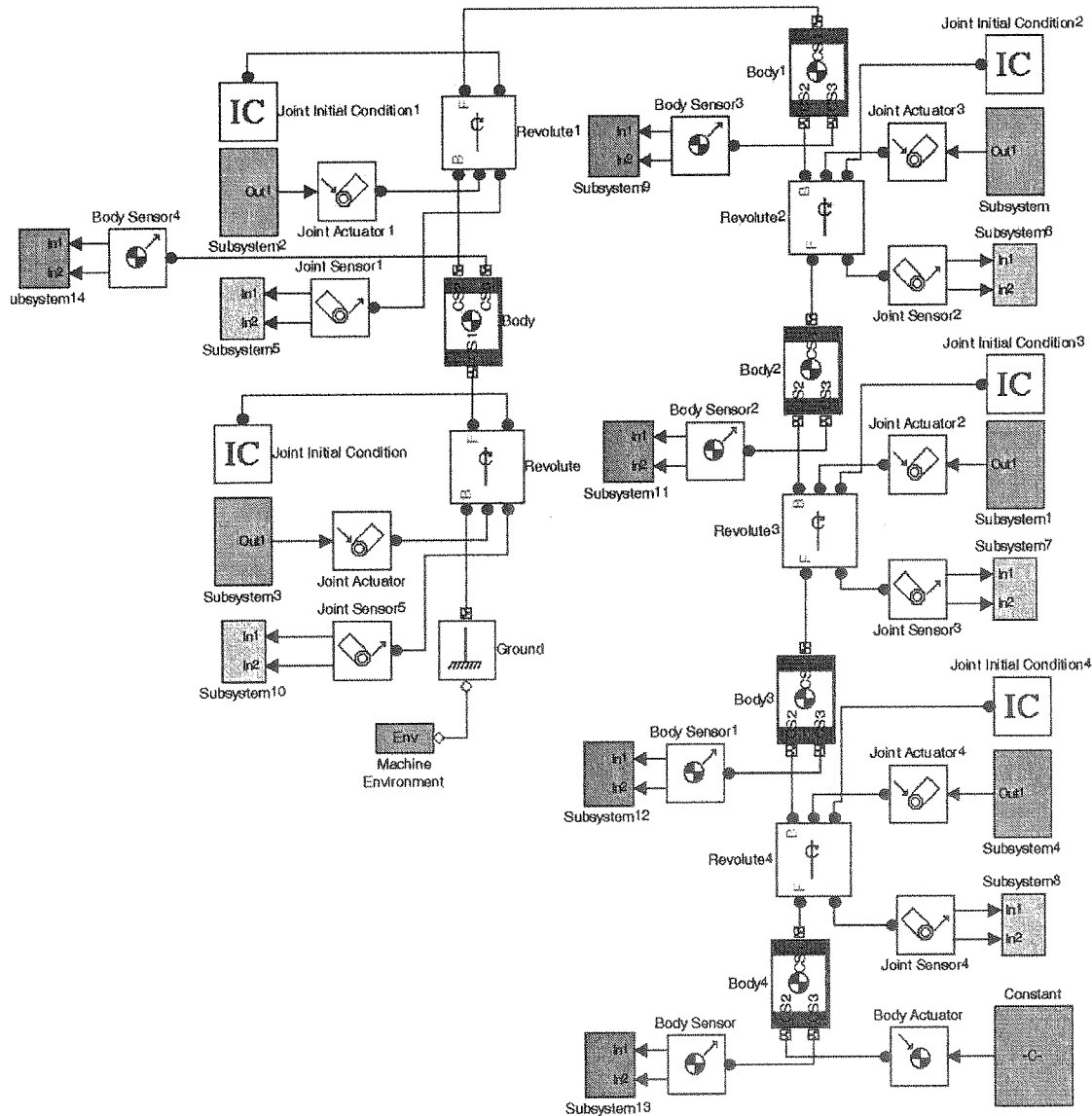
مدلسازی برای تخمین جرم سگمنت‌های بدن انسان از روش زتسپروسکی استفاده شده است. در این روش از فرمولی که متغیرهای آن ارتفاع و جرم شخص موردنظر است برای محاسبه و تخمین جرم هر سگمنت استفاده می‌شود [۲۳]. برای تخمین طول هر سگمنت از مدلی که به وسیله مفتیک منتشر شده، استفاده شده است [۲۴]. وزنه مورد استفاده وزنه بردار ۴۰ kg بوده است. استفاده از وزنه نسبتاً سبک بدین منظور صورت گرفته است که وزنه بردار بتواند بدون آسیب، چندبار حرکت را انجام دهد. در مقایسه‌ای که بر روی یک ورزشکار در بلند کردن دو وزنه به وزنه‌های ۴۰ و ۹۰ کیلوگرم صورت پذیرفت، تغییر محسوسی در مسیر حرکت وزنه و تکنیک استفاده شده از طرف وزنه بردار مشاهده نشد. ذکر این مطلب لازم است که تصویربرداری از وزنه بردار و گرفتن اطلاعات سینماتیکی وی فقط به منظور تهیه داده‌های اولیه است. با مقایسه نزدیکی مسیر حرکت وزنه با مسیرهای داده شده در مقالات نیز، صحت سنجی روش تصویربرداری و مدلسازی بررسی خواهد شد؛ ولی هدف اصلی از این تحقیق، استفاده از یک روش ریاضی برای محاسبه حرکت بهینه در فضای قابل قبول براساس کمینه کردن گشتاورها در مفاصل است؛ داده‌های گرفته شده از ورزشکاران فقط به عنوان ورودی‌های اولیه مورد استفاده قرار می‌گیرند. برای شخصی به جرم ۸۰ kg و قد ۱۷۱ cm، نتایج حاصل از تخمین جرم، طول و مرکز جرم سگمنت‌ها در جدول‌های (۱)، (۲) و (۳) آورده شده است. برای تخمین ممان اینرسی حول مرکز جرم از فرمول (۱) استفاده شده است:

$$I_{cm} = 0.09ML^2 \quad (1)$$

در این فرمول، M جرم و L طول سگمنت است و نتایج حاصل از محاسبه، در جدول (۴) ارائه شده است.

جدول (۱): نتایج حاصل از تخمین جرم سگمنت‌ها

شماره سگمنت	نام سگمنت	جرم تخمینی (kg)
۱	ساق پا (Shank)	۲.۳۶۹۹
۲	ران (Thigh)	۱۱.۸۸۲
۳	تنه (Trunk)	۱۷.۷۶۱
۴	بازو (Upper arm)	۲.۱۹۷۹
۵	ساعد (Lower arm)	۱.۲۷۹۶

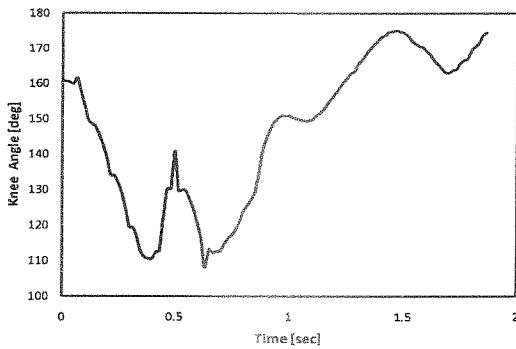


شکل (۲): مدل کامل SimMechanics از یک وزنه‌بردار در صفحه‌ساجیتال برای انجام حرکت یک‌ضرب وزنه‌برداری

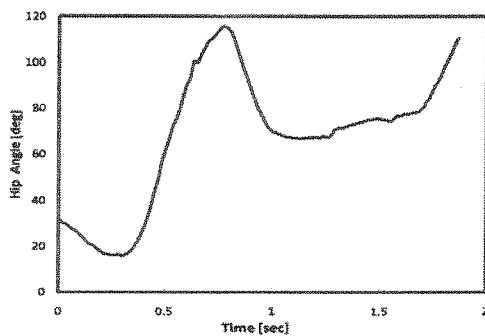
دوربین‌های سرعت بالا بانرخ ۶۰ فریم بر ثانیه، فیلم‌برداری انجام شده است. نرم‌افزار WinAnalyze بر اساس این مارکرها و موقعیت آنها، تجزیه و تحلیل حرکت را انجام می‌دهد و داده‌های سینماتیکی نسبی را به عنوان خروجی در اختیار قرار می‌دهد [۲۶]. در این مدل، با داشتن داده‌های سینماتیکی موجود در مفاصل، حرکت یک‌ضرب وزنه‌برداری با روش دینامیک معکوس تحلیل و داده‌های سینماتیکی یا همان نیروها و گشتاورهای تولید شده در مفاصل، به کمک نرم‌افزار SimMechanics استخراج می‌شوند [۲۷]. نرم‌افزار SimMechanics یک ابزار توسعه‌یافته با زبان برنامه نویسی،

شکل (۱)، یک مدل شش سگمتتی را نشان می‌دهد که از مرجع [۲۵] استخراج شده است. در عمل، چون حرکت سگمتت پا (foot)، بسیار ناچیز و در کل حرکت، قابل صرف‌نظر کردن است، لذا این سگمتت را می‌توان ساکن فرض نمود و مدل را به‌صورت پنج سگمتتی در صفحه‌ساجیتال بررسی کرد. سگمتت‌های مدل به‌ترتیب از سطح زمین عبارتند از: ساق پا، ران، تنه، بازو و ساعد.

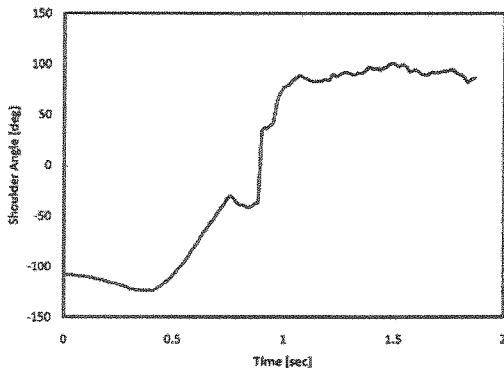
در این پژوهش، برای استخراج داده‌های مورد نیاز مدل برای شبیه‌سازی حرکت یک‌ضرب وزنه‌برداری، از مارک‌هایی روی مفاصل در نمای ساجیتال و در فضای کالیبره شده، با



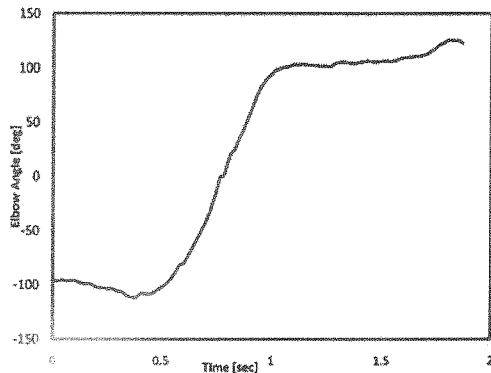
شکل (۴): تغییرات مطلق زاویه مفصل زانو



شکل (۵): تغییرات مطلق زاویه مفصل هیپ



شکل (۶): تغییرات مطلق زاویه مفصل شانه



شکل (۷): تغییرات مطلق زاویه مفصل آرنج

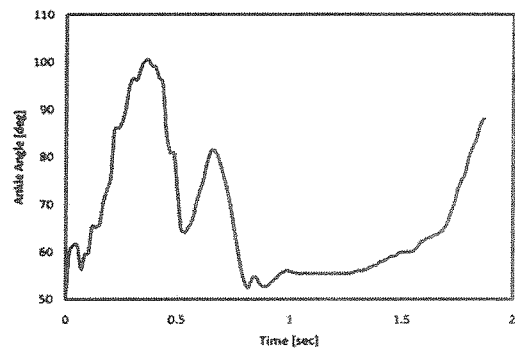
MATLAB 7.0 است که محققان برای شبیه‌سازی و حل مسایل دینامیکی در تحقیقات متعددی به‌کار برده‌اند. مدل ایجاد شده در نرم‌افزار SimMechanics، برای شبیه‌سازی حرکت یکضرب در شکل (۲) آورده شده است. ورودی‌های مدل شامل جرم فرد، قد فرد، جرم وزنه و تغییرات زوایای مطلق مفاصل مچ پا (ankle)، زانو (knee)، هیپ (hip)، شانه (shoulder)، آرنج (elbow) است. جرم، طول، مرکز جرم و ممان اینرسی هر سگمنت محاسبه شده است. خروجی‌ها، گشتاورهای این مفاصل هستند.

در شکل‌های (۳) تا (۷)، زوایای مطلق مفاصل نمایش داده شده است. معادلات نیوتن-ویلر برای هر کدام از پنج سگمنت ساق پا، ران، تنه، بازو و ساعد به کمک اطلاعات سینماتیکی و با روش دینامیک معکوس حل شده‌اند و نیروها و گشتاورهای موجود در مفاصل به‌دست آمده‌اند. در این پژوهش، از روش نیوتن-ویلر تکرار شونده برای به‌دست آوردن معادلات حرکت استفاده شده است [۲۳]. برای محاسبه نیروها و گشتاورها در مفاصل از روابط (۲) و (۳) استفاده شده است:

$$\vec{F}_p = m(\vec{a}_G - \vec{g}) - \vec{F}_D \quad (۲)$$

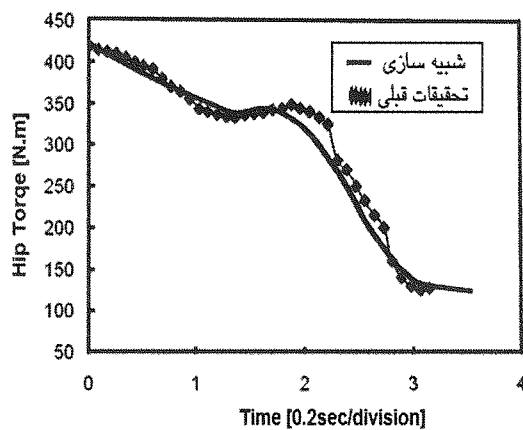
$$\vec{M}_p = I_G \vec{\alpha}_G - (\vec{r}_{GP} \times \vec{F}_p) - (\vec{r}_{GD} \times \vec{F}_D) - \vec{M}_D \quad (۳)$$

زیرنویس G نشانگر مرکز ثقل عضو، زیرنویس P نشانگر مفصل نزدیک (proximal) و زیرنویس D نشانگر مفصل دور (distal) است؛ F بیانگر نیروهای موجود در مفاصل، M گشتاور تولیدی در مفاصل، r بازوی گشتاور، a شتاب خطی عضو، I ممان اینرسی عضو حول مرکز جرم و α شتاب زاویه‌ای عضو است. برای مفصل آرنج، \vec{F}_D برابر با وزن وزنه است. با شروع از این نقطه، به‌صورت زنجیره‌ای نیرو و گشتاور برای تمام مفاصل قابل محاسبه می‌باشند.

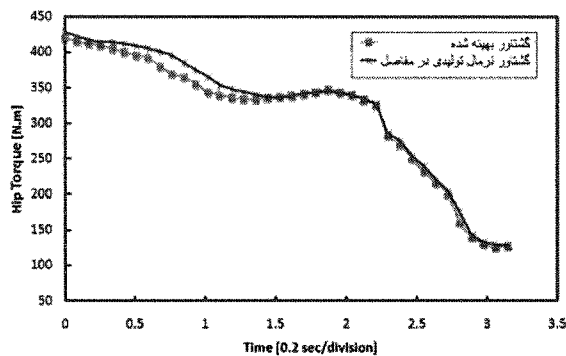


شکل (۸): تغییرات مطلق زاویه مفصل مچ پا

بعد از اجرای مدل مطابق شکل (۲) و شبیه‌سازی حرکت یک‌ضرب وزنه‌برداری، نیروها و گشتاورها در مفاصل مچ پا، زانو، لگن، کتف و آرنج محاسبه می‌شوند. گشتاور محاسبه شده مفصل هیپ در مدت زمان شبیه‌سازی ارایه شده، با نتایج تغییرات گشتاور در مفصل هیپ در طول فاز کشش حرکت یک‌ضرب در کلاس وزنی ۸۰ kg [۲]، در شکل (۸) مقایسه شده است. همخوانی نتایج حاصل از شبیه‌سازی با نتایج تحقیقات قبلی [۲] می‌تواند مؤید رفتار صحیح مدل دینامیکی تهیه شده باشد. با توجه به شکل (۹)، بیشترین مقدار گشتاور در لحظات اولیه بلند کردن وزنه؛ یعنی در فاز کشش به مفصل هیپ ورزشکار وارد می‌شود که بعد از بهینه‌سازی این مقدار کاهش می‌یابد.



شکل (۸): مقایسه گشتاور مفصل هیپ به دست آمده از شبیه‌سازی با نتایج حاصل از تحقیقات وربیف [۲]



شکل (۹): مقایسه گشتاور مفصل هیپ به دست آمده از شبیه‌سازی و گشتاور پس از انجام بهینه‌سازی

در شکل (۱۰)، سه نمونه از روش‌های مختلف بلند کردن وزنه به وسیله مدال‌آوران طلای مسابقات جهانی وزنه‌برداری

در این پژوهش، بهینه‌سازی حرکت، با استفاده از الگوریتم گرادیان نزولی برای ایجاد تغییرات لازم در زوایای حرکتی مفاصل، با هدف کمینه کردن گشتاور تولیدی در مفصل هیپ، انجام شده است. بدین منظور با کدنویسی و بهره گرفتن از نرم‌افزار MATLAB 7.0 و با اعمال محدودیت‌های گشتاوری در عضلات، به عنوان قیود، حرکت بهینه بررسی شده و با کم کردن گشتاور در مفصل هیپ، مسیر بهینه هالتر مشخص شده است.

۳-۱- معرفی الگوریتم گرادیان نزولی

الگوریتم گرادیان نزولی، یک روش انعکاسی-درونی برگرفته از متد عددی نیوتن است که برای کمینه کردن توابع غیرخطی با تعداد متغیر زیاد؛ که حدود بالا و یا پایین دارند، استفاده می‌شود [۲۲]-[۲۱].

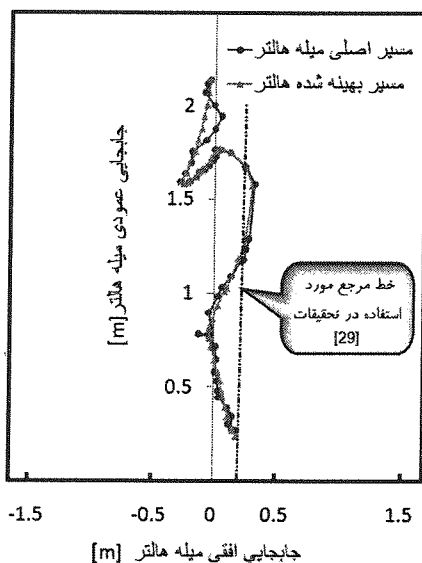
۳-۲- معرفی قیود

برای بهینه‌سازی حرکت، قیود در نظر گرفته شده شامل قیود فیزیولوژیکی است که این قیود محدوده مجاز گشتاور تولیدی در مفاصل را نشان می‌دهد و با دستگاه‌های ایزوکینتیک محاسبه شده است. در این پژوهش از اطلاعات مربوط به حداکثر گشتاور تولیدی در مفاصل ورزشکاران مرد؛ که دایر گردآوری کرده، بهره گرفته شده است [۲۸].

جدول (۱): حداکثر گشتاور تولیدی در مفاصل ورزشکاران مرد [۲۸]

مفصل	سرعت زاویه‌ای (deg/sec)			حداکثر گشتاور (N.m)
	۱۲۰	۶۰	۳۰	
مفصل مچ پا	۹۵	۱۴۵	۱۸۳	خم کننده
	۶۰	۹۶	۱۲۶	باز کننده
مفصل زانو	۳۰۰	۱۸۰	۶۰	سرعت زاویه‌ای (deg/sec)
	۱۰۸/۸	۱۵۳/۲	۲۶۷/۸	خم کننده
	۹۶/۷	۱۱۸	۱۷۱/۵	باز کننده
مفصل هیپ	-	۹۰	۳۰	سرعت زاویه‌ای (deg/sec)
	-	۴۰۷	۴۶۲	خم کننده
	-	۲۲۰	۴۴۸	باز کننده
مفصل شانه	۱۸۰	۱۲۰	۶۰	سرعت زاویه‌ای (deg/sec)
	۷۷/۱	۷۵/۲	۷۲/۴	خم کننده
	۱۱۳/۸	۱۱۳/۵	۱۱۲/۲	باز کننده
مفصل آرنج	۱۸۰	۶۰	۳۰	سرعت زاویه‌ای (deg/sec)
	۲۷	۲۵	۵۰	خم کننده
	۳۰	۲۷	۴۳	باز کننده

برداری دارند، تشخیص داد؛ زیرا هرچه تکنیک وزنه بردار بالاتر باشد مسیر حرکت میله هالتر به مسیر بهینه نزدیکتر است. معمولاً بیشترین گشتاور در ناحیه مفصل هیپ و کمر در لحظه شروع حرکت وزنه برداری؛ به دلیل طول زیاد تنه به عنوان بازوی گشتاور رخ می‌دهد که با اعمال تغییرات اندکی در مدل ساخته شده در این پژوهش، همان‌طور که در بعضی تحقیقات به طور کیفی به آن پرداخته شده است [۱۱]، می‌توان اهمیت کمربندهای مختص وزنه برداران را به طور کمی بررسی کرد. با بررسی نتایج گرفته شده از داده‌های سینماتیکی ورزشکاران به کمک این مدل و وارد کردن اطلاعات مربوط به پارامترهای بدنی ورزشکاران، می‌توان آنها را در پیدا کردن بهترین روش بلند کردن وزنه و بالا بردن توان، از طریق بهبود تکنیک‌های حرکتی یاری کرد.

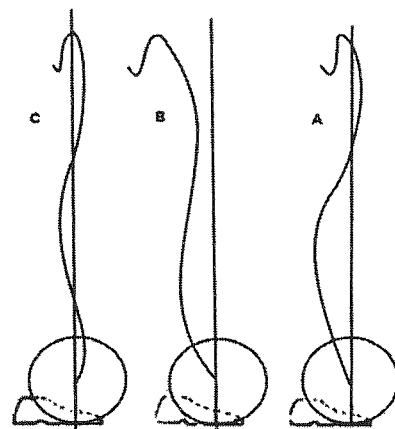


شکل (۱۱): مسیر حرکت هالتر با استفاده از داده‌های اولیه و مسیر بهینه شده حرکت هالتر

۵- تقدیر و تشکر

در انتها، نویسندگان این مقاله بر خود لازم می‌دانند تا از قطب مهندسی پزشکی ایران (دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر) در انجام این تحقیق تقدیر و تشکر کنند.

۱۹۸۷ نشان داده شده است. ۶۲ درصد از ورزشکاران مطابق مسیر A، ۲۱ درصد مطابق مسیر B و ۶ درصد مطابق مسیر C میله هالتر را بالای سر برده بودند. با وارد کردن مختصات انتهای مچ دست، مسیر حرکت میله هالتر در طول حرکت یکضرب محاسبه شده است. نتایج بهینه‌سازی نیز در شکل (۱۱) نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل (۱۱) ملاحظه می‌شود، مسیر بهینه به دست آمده از حرکت میله هالتر به مسیر A نزدیکتر می‌شود؛ البته باید اختلاف قد و وزن و نیروها را در آن در نظر گرفت. در مسیر بهینه میله هالتر در فاصله افقی کمتر جابجا می‌شود و ورزشکار توان و انرژی کمتری نیز مصرف می‌کند.



شکل (۱۰): روش‌های مختلف مسیر میله هالتر [۲۹]

مزیت و برتری این مدل نسبت به سایر مدل‌های دینامیکی این است که در آن امکان اضافه کردن ساختار ماهیچه‌ای براساس فنر و دمپر و اطلاعات حاصل از الکترومایوگرافی وجود دارد و نمونه مشابه آن برای مدل‌سازی حرکت راه رفتن، در تحقیقات پیشین انجام شده است [۳۰]. در ساخت این مدل از نگرش جدید مدل‌سازی دینامیکی استفاده شده است که هر عضو به صورت یک بلوک در نظر گرفته شده و امکان وارد کردن اطلاعات مختلف سینماتیکی و سینتیکی به عنوان ورودی و خروجی در آن وجود دارد. حل معادلات دیفرانسیل حرکت به کمک نگرش بلوک دیاگرامی انجام شده است. تغییرات اندک در ورودی و خروجی‌های مدل، امکان بررسی پارامترهای مختلف بدنی مانند قد، وزن و الگوهای مختلف بدنی را فراهم می‌کند. با گسترش این مدل می‌توان از بین ورزشکاران، آنهایی را که تکنیک مناسب‌تری نسبت به سایرین در انجام حرکت وزنه

- Byrd, R.; Pierce, K.; Rielly, L.; Brady, J.; "Young Weightlifters' Performance Across Time", *Journal of Sports Biomechanics*, 2(1): 133-40, 2003. [۱۵]
- Jamshidi, N.; Rostami, M.; Arshi, A.; Salaami, F.; "Weightlifting (Snatch) Optimization by Artificial Neural Networks", The 4th IASTED International Conference on Biomechanics, Spain, 2006. [۱۶]
- Jamshidi, N.; Rostami, M.; Arshi, A.; "Weightlifting (Snatch) Modeling Simulation and Optimization by Fuzzy Logic", The 13th Iranian Conference on Biomedical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran, 2007. [۱۷]
- Nejadian, S.L.; Rostami, M.; "Optimization of Barbell Trajectory during the Snatch Lift Technique by Using Genetic Algorithm", *BioMech 2007*, Honolulu, Hawaii, USA, 2007. [۱۸]
- Nejadian, S.L.; Rostami, M.; "Mathematical Modeling and Optimization of Snatch Lift Technique", 25th International Symposium on Biomechanics in Sports, Ouro Preto, Brazil, 2007. [۱۹]
- Nejadian, S.L.; Rostami, M.; Towhidkhal, F.; "Optimization of Barbell Trajectory during The Snatch Lift Technique by Using Optimal Control Theory", *American Journal of Applied Sciences*, 5(5): 524-531, 2008. [۲۰]
- Coleman, T.F.; Li, Y.; "An Interior, Trust Region Approach for Nonlinear Minimization Subject to Bounds", *SIAM Journal on Optimization*, 6: 418-445, 1996. [۲۱]
- Coleman, T.F.; Li, Y.; "On the Convergence of Reflective Newton Methods for Large-Scale Nonlinear Minimization Subject to Bounds", *Mathematical Programming*, 67(2): 189-224, 1994. [۲۲]
- Zatsiorsky, M.; "Kinetics of Human Motion", Library of Congress Cataloging-in-Publication Data, 1997. [۲۳]
- Muftic, O.; "Modeling of Biomechanical Systems", Hormozgan University Publication Center, 1998. [۲۴]
- Chaffin, D.B.; Anderson, G.B.J.; "Occupational Biomechanics", John Wiley & Sons, New York, 1991. [۲۵]
- WINalyze, Mikromak Service Brinkmann, Retrieved June 5, 2006, from <http://www.winalyze.com/index.htm>. [۲۶]
- SimMechanics, The MathWorks Inc., Retrieved June 8, 2007, from [http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/ toolbox/phymod/mech](http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/toolbox/phymod/mech). [۲۷]
- Dvir, Z.; "Isokinetics", Second Edition, Churchill, Livingstone, 2004. [۲۸]
- Garhammer, J.; "Weightlifting Performance and Techniques of Men and Women", First International Conference on Weightlifting and Strength Training, Lahti, Finland. Conference Book, 89-94, 1998. [۲۹]
- Wolkotte, P.T.; "Modelling Human Locomotion", <http://cswww.essex.ac.uk/technical-reports/2003/csm378.pdf>, 2002. [۳۰]
- Garhammer, J.; "Biomechanical Analysis of Selected Snatch Lifts at the U.S. Senior National Weightlifting Champions", In *Biomechanics of Sports and Kinanthropometry* (F. Landry & W. Orban), Symposia Specialist; Inc, Miami, Florida, 475-484, 1978. [۱]
- Vorobyev, A.N.; "A Textbook on Weightlifting", W.J. Brice Translation, International Weightlifting Federation, Budapest, 1978. [۲]
- Garhammer, J.; "Power Production by Olympic Weightlifters", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 12(1): 54-60, 1980. [۳]
- Garhammer, J.; "Energy Flow during Olympic Weightlifting", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 14(5): 353-360, 1982. [۴]
- Brown, E. W.; Abani, K.; "Kinematics and Kinetics of the Dead Lift in Adolescent Power Lifters", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(5): 554-566, 1985. [۵]
- Campillo, P.; "Localisation de Points Critiques Lors du Triage a Larrache en Halterophilie", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 13: 90-92, 1998. [۶]
- Schiling, B. K.; "Snatch Technique of Coolegiate National Level Weightlifters", *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16(4): 551-555, 2002. [۷]
- Garhammer, J.; "Barbell Trajectory, Velocity, and Power Changes: Six Attempts and Four World Record", *Weightlifting USA*, 19(3): 27-30, 2001. [۸]
- Fry, A.C.; Ciroslan, D.; Fry, M.D.; LeRoux, C.D.; Schilling, B.K.; Chiu, L.Z.; "Anthropometric and Performance Variables Discriminating Elite American Junior Men Weightlifters", *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(4): 861-6, 2006. [۹]
- Markovic, G.; Sekulic, D.; "Modeling the Influence of Body Size on Weightlifting and Powerlifting Performance", *Collegium Antropologicum*, 30(3): 607-13, 2006. [۱۰]
- Kingma, I.; Faber, G.S.; Suwarganda, E.K.; Bruijnen, T.B.; Peters, R.J.; Van Dieen, J.H.; "Effect of a Stiff Lifting Belt on Spine Compression During Lifting", *Spine*, 31(22): E833-9, 2006. [۱۱]
- Hoover, D.L.; Carlson, K.M.; Christensen, B.K.; Zebas, C.J.; "Biomechanical Analysis of Women Weightlifters during the Snatch", *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(3): 627-33, 2006. [۱۲]
- Cleather, D.J.; "Adjusting Powerlifting Performances for Differences in Body Mass", *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(2): 412-21, 2006. [۱۳]
- Stone, M.H.; Sands, W.A.; Pierce, K.C.; Carlock, J.; Cardinale, M.; Newton, R.U.; "Relationship of Maximum Strength to Weightlifting Performance", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(6): 1037-43, 2005. [۱۴]