

ویژگی‌های آنتروپومتریک و کینماتیک حسین رضازاده، قهرمان ایرانی المپیک و جهان در اجرای حرکت لیفت یک ضرب

*دکتر حیدر صادقی^۱، روح‌اله بساطنیا^۲

پژوهشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی وزارت علوم، تحقیقات و فناوری

تاریخ دریافت مقاله: ۸۸/۶/۲۵

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۳/۲۳

چکیده

شناسایی ویژگی‌های فیزیکی ورزشکاران نخبه با هدف الگوسازی، یکی از روش‌های مورد توجه در بهینه سازی و یا اصلاح تکنیک اجرای مهارت‌های ورزشی به شمار می‌رود. با این فرض که حسین رضازاده (آزمودنی این تحقیق) به خاطر ویژگی‌های منحصر به فرد آنتروپومتریک و مزیت‌های خاص بیومکانیکی قابلیت لیفت کردن وزنه‌های سنگین را داراست، این تحقیق با هدف بررسی ویژگی‌های آنتروپومتریک و کینماتیک حرکت لیفت یک ضرب آزمودنی انجام گرفت. پس از اندازه‌گیری‌های آنتروپومتریک با استفاده از ترازو و متر از آزمودنی، با قراردادن دو دوربین پاناسونیک با قابلیت تثبیت تصویر و مشخصات فنی زوم ۲۲X نوری و ۲۵۰X دیجیتال با توان ضبط ۱۶۰ فریم در ثانیه در جهت سطوح افقی و فرونتال، از سه لیفت یک ضرب آزمودنی تصویربرداری شد. اطلاعات جمع‌آوری شده با استفاده از نرم‌افزارهای اسپرت موشنز، کمرا ترکر، استیت فری و انیمیشن شاپ‌پرو مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. اختلاف حاصله بین جرم واقعی آزمودنی با آنچه که از جدول‌هاناون به دست آمد، برابر ۱۷/۸۴۲ کیلوگرم بود که می‌تواند ما را به این نکته رهنمون سازد که ساختار بدنی آزمودنی، ساختاری استثنایی و منحصر به فرد است که در قالب مدل رایج‌هاناوان که در مطالعات بیومکانیکی از آن استفاده می‌شود، قرار نمی‌گیرد. همبستگی بین زوج مارکرهای زانو در پایین ترین (۰/۱۴۴-) و در میچ دست در بالاترین (۱) حد بود در حالی که طول اندام‌های آزمودنی به صورت سری-دمی کوتاه‌تر بود. بیشترین نرخ تغییرات مکانی مفاصل آزمودنی در ۰/۸ ثانیه میانی از دو ثانیه کل اجرای حرکت که هم‌زمان با اجرای فاز انتقالی لیفت یک ضرب بود، مشاهده شد. بالاترین میزان سرعت تغییرات در کلیه مفاصل در زمان فاز انتقالی که وزنه به ثبات اولیه در شانه می‌رسد و لیفت عمودی انجام می‌گیرد،

۱. دانشیار دانشگاه تربیت معلم تهران

۲. کارشناس ارشد تربیت بدنی

مشاهده شد. لیفت یک‌ضرب آزمودنی در مؤلفه افقی حرکت در همهٔ مفاصل متقارن، اما در مؤلفه عمودی حرکت در مفاصل مچ دست و آرنج نامتقارن بود. به سبب اینکه طول اندام‌های ضمیمه‌ای آزمودنی در جهت سری-دمی کوتاه‌تر است (آرنج کوتاه‌تر از بازو و ساق کوتاه‌تر از ران) تغییرات زاویه‌ای متناظر با هر کدام، بر اساس قانون اهرم‌ها در این جهت کمتر بود که می‌تواند یکی از مزایای منحصر به فرد آزمودنی در اجرای لیفت وزنه‌های سنگین محسوب شود. به طور کلی، الگوی حرکت آزمودنی با افزایش وزنه از حالت ایستا به پویا تبدیل می‌شود؛ بدین معنی که آزمودنی در وزنه‌های پایین‌تر دارای تغییرات مفصلی کمتری است اما این روند با افزایش وزنه به صورت تغییرات زاویه‌ای بیشتر، به ویژه در اندام تحتانی خود را به نمایش می‌گذارد. ضمن اینکه با توجه به اختلافات و تشابهات مشاهده شده در لیفت سه وزنه ۵، ۱۰۰ و ۱۵۰ کیلوگرمی می‌توان به نوعی، در درستی بخشی از اصول تمرینی رایج مانند افزایش تدریجی بار تمرین شک کرد، چرا که الگوی کینماتیک منظمی در وزنه‌های مختلف مشاهده نشد.

کلیدواژه‌های فارسی: آنترپومتری، کینماتیک، لیفت یک‌ضرب، حسین رضازاده.

مقدمه

ورزش وزنه‌برداری، از جمله ورزش‌های انفرادی است که موفقیت ورزشکاران قهرمان در آن، نه تنها به قدرت عضلات (۳-۱) بلکه به ویژگی‌های مختلف آنترپومتری و ساختار آناتومیکی و مکانیکی ورزشکاران بستگی دارد (۵،۴)، از همین رو، شناخت این ویژگی‌ها می‌تواند در موضوع استعداد یابی، جهت دهی تمرینات، و میزان توقع از ورزشکاران برای دستیابی به مدارج بالای قهرمانی (۶) و یا جلوگیری از حوادث و آسیب‌ها که مهم‌ترین مانع برای ادامهٔ حضور در عرصهٔ قهرمانی قلمداد می‌شود، مؤثر واقع شود.

با توجه به پذیرش اصل تأثیر ویژگی‌های آنترپومتری، کینماتیک و کینتیک در اجرای بهینهٔ مهارت‌های مختلف ورزشی (۸،۷) از جمله وزنه‌برداری، شناسایی عوامل یادشده مورد توجهٔ محققان در رشته‌های مختلف ورزشی قرار گرفته است (۹،۱۱). به‌طور مثال، ماراس و همکاران^۱ (۲۰۰۱) که توجه به نقش عضلات تنه در تجزیه و تحلیل بیومکانیکی مردان و زنان را توصیه کرده‌اند (۱۲)، بیشترین سطح مقطع عضلات کمری را به هنگام حالت ایستاده طبیعی قامت در تنه گزارش کردند. اگرچه در پژوهش یادشده ارتباط معنی‌داری بین خم شدن تنه - در فعالیت‌هایی مانند لیفت- مشاهده نشد. کاهونین و همکاران^۲ (۱۹۸۴) به این نکته اشاره دارند که وزنه برداران نخبه در لیفت

1. Marras & et al.

2. Kauhanen & et al.

یک‌ضرب، حرکات فاز انتقالی (یعنی زمان حرکت وزنه از روی سینه تا قرارگیری کامل آن روی دست‌ها در حالت نشسته وزنه) را سریع‌تر از ورزشکاران مبتدی انجام می‌دهند. رومن و ترسکوف^۱ (۱۹۸۴) گزارش کردند که حرکات روبه جلو و عقب تنه در طی فاز انتقال وزنه، به ثابت سازی یا راندن زانو به جلو کمک می‌کند. استون و همکاران^۲ (۱۹۹۸) در تحقیقی نتیجه‌گیری کردند که به خاطر وجود تفاوت در وزن میله، سرعت انتقال در دو تکنیک اختلاف وجود دارد. وید^۳ (۱۹۹۶) در تحقیقی اعلام کرد که حرکت پلانتر فلکشن در لیفت یک‌ضرب می‌تواند سرعت نهایی میله را افزایش دهد. در تحقیق گاراس و ماورومتیس^۴ (۲۰۰۰) چنین نتیجه‌گیری شده است که عناصر اصلی تکنیک لیفت یک‌ضرب ورزشکاران نخبه در دسته بندی وزنی جدید تغییر نمی‌کند. انوکا^۵ (۱۹۸۸) در تحقیقی با بررسی اثرات تغییرات بار لیفت شده بر مشارکت اندام‌ها اعلام کرد که آزمودنی‌های باتجربه‌تر، از طریق افزایش متوسط توانشان و نه با افزایش اوج توان خود، بارهای سنگین تر را لیفت می‌کنند. از این رو، توانایی اجرای موفقیت‌آمیز لیفت به توانایی ورزشکار در تولید توان کافی در مفاصل برای سازماندهی فاز نخست لیفت و حفظ آن در برهه کوتاهی از لیفت مرتبط شده است. جیسون و همکاران^۶ (۲۰۰۵) در تحقیقی اعلام داشتند که متغیرهای کینتیک لیفت‌ها در وزنه برداری از طریق تمرین و بازخورد بهبود پیدا می‌کند، ضمن اینکه رعایت اصول تکنیک صحیح لیفت از طریق نگاه داشتن میله در مسیر صحیح در طول لیفت و متغیرهای کینتیک نظیر اوج توان و نیرو، نقش مهمی را ایفاء می‌کند.

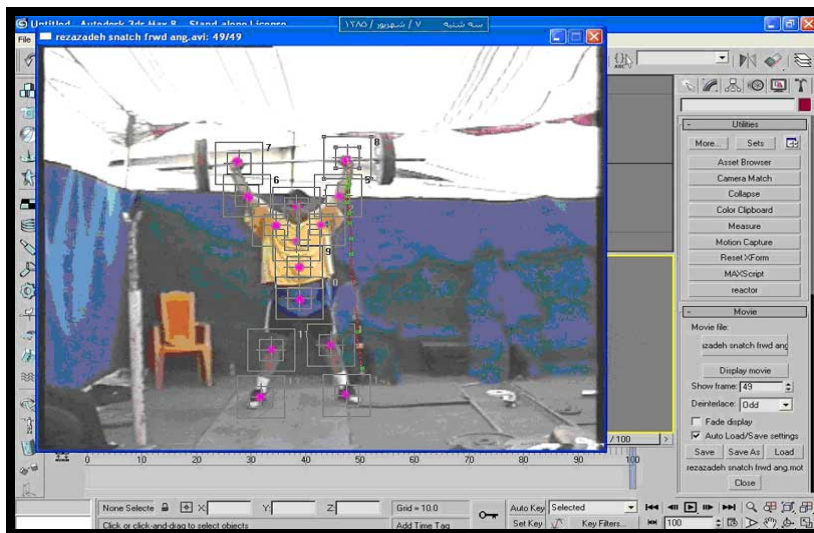
با توجه به دلیل حضور نخبگان ورزشی در رشته وزنه برداری در دو دهه اخیر و افتخارات بسیاری که در سطح آسیا و جهان کسب کرده‌اند، استقبال رو به رشد برای ورود به این عرصه را شاهد هستیم. بنابراین، ضروری است تا به صورت شایسته‌ای در جهت توسعه علمی این رشته گام برداشته شود. با توجه به اصل پذیرفته شده استفاده از ویژگی‌های قهرمانان نخبه از طریق شناسایی عوامل تأثیرگذار در اجرای بهینه مهارت‌ها و اصلاح تکنیک‌ها در جهت الگوسازی، در این مطالعه با این فرض که مزیت‌های بیومکانیکی، عاملی برای موفقیت حسین رضازاده قهرمان المپیک و جهان (آمودنی) محسوب می‌شود، بررسی ویژگی‌های آنترپومتریک و کینماتیک حرکت لیفت یک‌ضرب آزمودنی هدف اصلی تحقیق قرار گرفته است. امید است نتایج این پژوهش بتواند برای مقایسه و

-
1. Roman & Treskov
 2. Stone & et al.
 3. Weide
 4. Garas & Mavromatis
 5. Enoka
 6. Jason et al.

عملکرد مهارتی ورزشکاران رشته وزنه‌برداری مورد استفاده قرار گیرد.

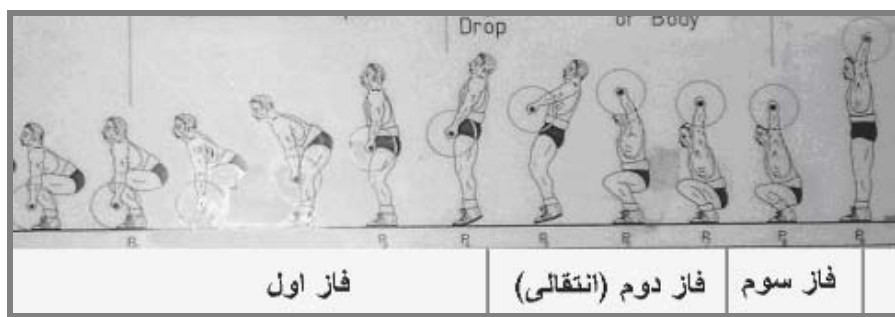
روش تحقیق

حسین رضا زاده، قهرمان ایرانی المپیک و جهان به عنوان آزمودنی در این تحقیق شرکت کرد، از همین رو، به سبب موردی بودن این تحقیق جامعه با نمونه آماری برابر بود. اندازه‌گیری در سالن تمرین مجموعه شورابیل اردبیل، محل تمرین تیم ملی وزنه‌برداری قبل از اعزام مسابقات آسیایی دوحه انجام گرفت. مشخصات آنترپومتریکی آزمودنی بر اساس جدول مرتبط با مدل هاناوان با متر نواری با علامت تجاری STT ساخت کشور چین و ترازوی سنجش وزن، اندازه‌گیری شد. ثبت اجرای تکنیک لیفت یک‌ضرب آزمودنی توسط دو عدد دوربین پاناسونیک با قابلیت تثبیت تصویر و با مشخصات فنی زوم X ۲۲ نوری و X ۲۵۰ دیجیتال با قابلیت ضبط ۱۶۰ فریم در ثانیه انجام گرفت. با قراردادن دوربین‌ها در سطوح افقی و فرونتال به فاصله ۴ متر از بین پنجه‌های آزمودنی و ارتفاع ۱۳۰ سانتی متر از زمین (حدود مرکز ثقل آزمودنی) از سه اجرای ۵۰، ۱۰۰ و ۱۵۰ کیلوگرم لیفت یک‌ضرب آزمودنی در شش نوبت اندازه‌گیری به عمل آمد. از میان این سه اجرا، اجرای سوم که از لحاظ بار و زمان به شرایط مسابقه نزدیک‌تر بود انتخاب شد (شکل شماره ۱). انتخاب وزنه‌های فوق به جای لیفت واقعی (۶۵ کیلو کمتر از رکورد واقعی آزمودنی) به این علت بود که آزمودنی به طور تقریبی هر چهار ماه یکبار و در مسابقات و روزهای قبل از آن، به انجام لیفت در سطح مسابقات مبادرت می‌ورزید.



شکل ۱. آزمودنی در حال انجام اولین لیفت یک‌ضرب و محل قرارگیری مارک‌های نشانگر

با نشانه‌گذاری^۱ نقاط مفصلی اصلی آرنج، بازو، لگن، زانو و میانه ستون فقرات (نصف قامت نشسته آزمودنی) و نشانه‌گذاری میله هالتر و محل تماس پا با زمین در قسمت پاشنه، اطلاعات جمع‌آوری شده توسط دوربین، مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. اطلاعات ویدیویی به صورت فریم شده در نرم افزار انیمیشن شاپ پرو، مورد استفاده قرار گرفت. ردیابی این نقاط در زیر برنامه «کمرا ترکر» از برنامه «تری دی مکس» با استفاده از قابلیت نرم افزار یاد شده که موقعیت قرارگیری مارکرها را از حالت توصیفی به حالت کمی تبدیل می‌کند، انجام گرفت. داده‌ها با فیلتر پائین گذر مرتبه سوم با فرکانس ۲۵ هرتز، فیلتر شدند. با استفاده از روش اسپیرمن، رابطه بین اطلاعات مربوط به زوج مارکهای تعبیه شده در مفاصل مورد بررسی قرار گرفت. به منظور سهولت در تجزیه و تحلیل حرکت لیفت یک‌ضرب، این تکنیک در مطالعه حاضر به سه فاز اول (حرکات مربوط به لحظه شروع لیفت تا لحظه بالا رفتن وزنه تا سطح سینه نشسته)، فاز دوم یا فاز انتقالی (از انتهای فاز اول تا قرار گرفتن وزنه بالای دست‌ها در حالت نشسته [بالای سر] و فاز سوم (از این لحظه تا پایان حرکت که شامل باز شدن زانوها و رسیدن به ارتفاع کامل است) تقسیم شد (شکل شماره ۲).



شکل ۲. تقسیم‌بندی فازهای اجرای لیفت یک‌ضرب

نتایج

ویژگی‌های آنتروپومتریک آزمودنی در جدول شماره ۱ ارائه شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، طول اندام‌های ضمیمه‌ای آزمودنی در جهت سری-دمی کوتاه‌تر (آرنج کوتاه‌تر از بازو و ساق کوتاه‌تر از ران) و پهنای تنه در ناحیه کمر کمتر از پهنای تنه در دو ناحیه سینه و لگن

است. طول اندام تحتانی روی هم رفته، از طول کل تنه آخرین پارامتر جدول شماره ۱، ۲۷ سانتی‌متر بیشتر است.

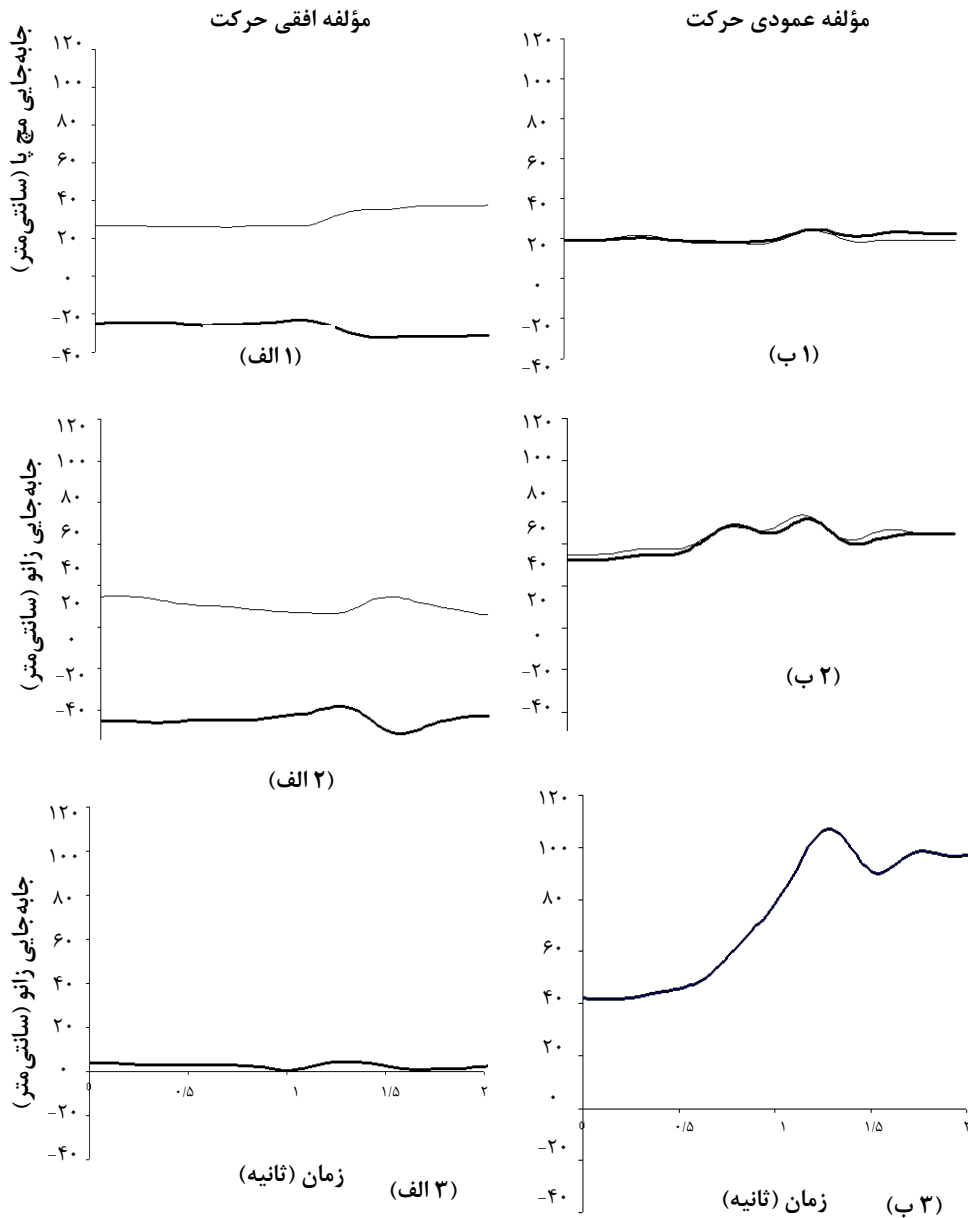
جدول ۱. مقادیر به دست آمده برای اندام‌های مختلف بر حسب سانتی‌متر حسین رضا زاده

با خطای فتوگرامتری برابر ± 1 سانتی‌متر

ردیف	پارامتر	حسین رضازاده
۱	طول دست (از مچ تا سرانگشت وسط)	۲۱
۲	مچ تا برآمدگی استخوان اول انگشت وسط	۱۰
۳	طول ساعد	۳۸
۴	طول بازو	۳۹
۵	طول آرنج تا زائدهٔ آخرمی	۳۶/۵
۶	طول مچ پا تا سر انگشت شست	۲۳
۷	طول ساق پا	۵۵
۸	طول ران	۵۷
۹	طول سر	۲۸/۵
۱۰	طول تنهٔ فوقانی	۳۱
۱۱	طول جناغ تا نقطه ای در سطح زائدهٔ آخرمی	۲۷
۱۲	طول تنهٔ میانی	۴۹
۱۳	طول تنهٔ تحتانی	۲۷/۵
۱۴	ضخامت دست	۱۵
۱۵	ضخامت مچ دست	۲۲
۱۶	ضخامت پا	۳۳
۱۷	ضخامت مچ پا	۱۳
۱۸	عمق لگن	۳۰
۱۹	پهنای سینه	۴۲/۵
۲۰	پهنای تنه در سطح جناغ سینه	۴۹
۲۱	پهنای تنه در سطح کمر	۴۵
۲۲	پهنای تنه در ناحیهٔ لگن	۴۸
۲۳	طول جناغ تا شروع گردن	۲۹/۵
۲۴	$P12 + P13 + P40$ = طول لگن تا سینه و سینه تا ابتدای گردن	۸۵

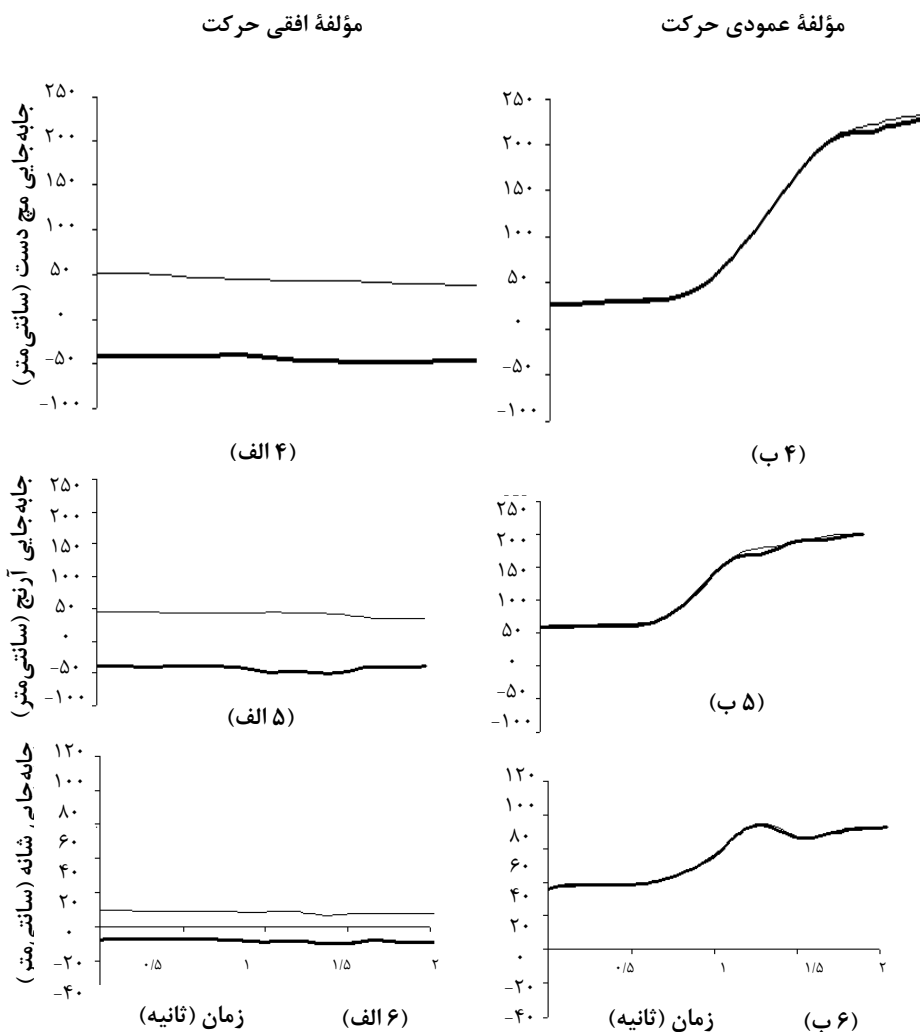
نمودار شماره‌های ۱ و ۲، موقعیت مکانی- زمانی مفاصل مچ پا و زانوی طرف چپ و راست و تنه را در طول اجرای لیفت یک‌ضرب در صفحهٔ قدامی نشان می‌دهند. همان‌طور که مشاهده

می‌شود، در نمودارها، تشابهات و اختلافاتی در نقاط عطف، بیشینه و کمینه در بین منحنی‌ها وجود دارد. از جمله تشابهات می‌توان به زوج منحنی‌های زانو و مچ پا در مؤلفه عمودی حرکت اشاره کرد. در مؤلفه افقی حرکت نیز کمابیش چنین تشابهی به چشم می‌خورد (مچ راست- مچ چپ و زانوی راست- زانوی چپ) با این تفاوت که به خاطر تفاوت موقعیت مکانی مفاصل در این محور نسبت به مبدأ مختصات، شاهد اختلاف فاز کمی در مؤلفه افقی حرکت نسبت به هم هستیم. بیشترین تغییرات در مؤلفه عمودی حرکت در زانوی راست و چپ در نیمه میانی لیفت یک‌ضرب (مقارن با فاز انتقالی) مشاهده می‌شوند. اما به‌طور کلی، نوسانات این منحنی‌ها که نمایانگر دامنه جابه‌جایی مؤلفه‌های حرکت هستند، نسبت به دیگر مفاصل کمتر به نظر می‌رسند. در نمودار شماره ۳ (الف و ب) که حرکات لگن در صفحه قدامی توصیف شده است، مشاهده می‌گردد که در مؤلفه عمودی، حرکات لگن تا ۱/۵ ثانیه اول، دارای تغییرات قابل توجهی است، در حالی که در ثانیه بعدی که متناظر با فاز انتقالی و بخش دوم لیفت یک‌ضرب می‌باشد، حرکات لگن تقریباً کمتر است.



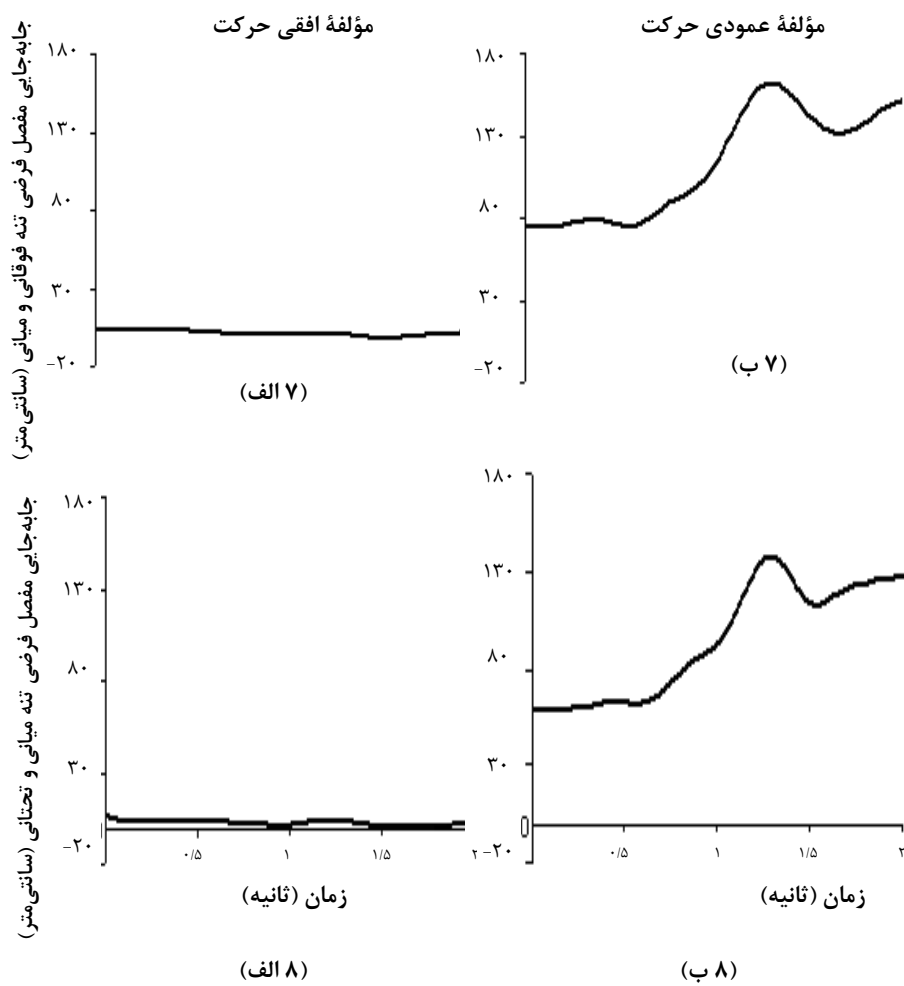
نمودارهای ۱ تا ۳. تغییرات موقعیت مکانی- زمانی مفاصل اندام تحتانی طرف راست (خطوط ضخیم) و چپ (خطوط نازک) در طول حرکت لیفت یک‌ضرب با توجه به قرارگیری دوربین در قسمت قدامی آزمودنی

در نمودارهای میچ دست، آرنج و شانه (نمودار شماره‌های ۴-۶) بیشترین تغییرات مکانی مفاصل یادشده در نیمه میانی در مؤلفه عمودی حرکت است که منحنی‌ها به ترتیب دارای دو نقطه کمینه و بیشینه هستند. اختلاف فاز مکانی منحنی‌ها به علت اختلاف فاصله مارکر متناظر با آنها از مبدأ مختصات می‌باشد. نکته قابل توجه به منحنی‌های شانه‌ها مربوط می‌شود که در آن، دو نقطه بیشینه و کمینه قابل مشاهده است که دارای سه نقطه عطف هستند، در حالی که آرنج تنها یک نقطه عطف دارد.



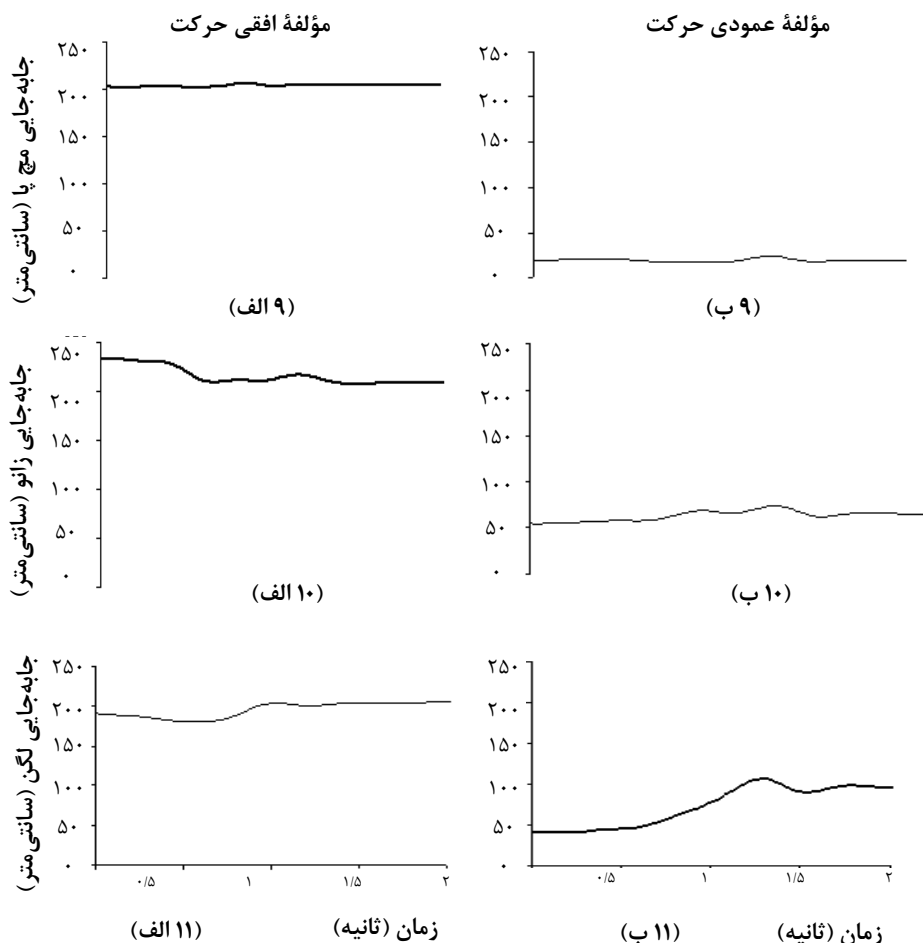
نمودارهای ۴ تا ۶. تغییرات موقعیت مکانی- زمانی مفاصل اندام فوقانی طرف راست (خطوط ضخیم) و چپ (خطوط نازک) در طول حرکت لیفت یک‌ضرب، با توجه به فرارگیری دوربین در قسمت قدامی آزمودنی

در نمودار مکانی- زمانی تنه (نمودار شماره‌های ۷ و ۸) نیز در صفحه قدامی، بیشترین تغییرات مکانی در نیمه میانی نمودار به چشم می‌خورد که نمایانگر تحرک بیشتر این قسمت در ۱/۵ ثانیه پایانی لیفت یک‌ضرب است. این تغییرات عموماً در مؤلفه عمودی حرکت می‌باشند، که منحنی‌ها به ترتیب دارای دو نقطه کمینه و بیشینه هستند و تغییرات، روند یکسانی را طی می‌کنند. در مؤلفه افقی حرکت، منحنی‌ها دارای نقاط عطف و بیشینه یا کمینه قابل توجهی نیستند.



نمودار ۷ و ۸. تغییرات موقعیت مکانی- زمانی مفاصل فرضی تنه در طول حرکت لیفت یک‌ضرب، با توجه به قرارگیری دوربین در قسمت قدامی آزمودنی

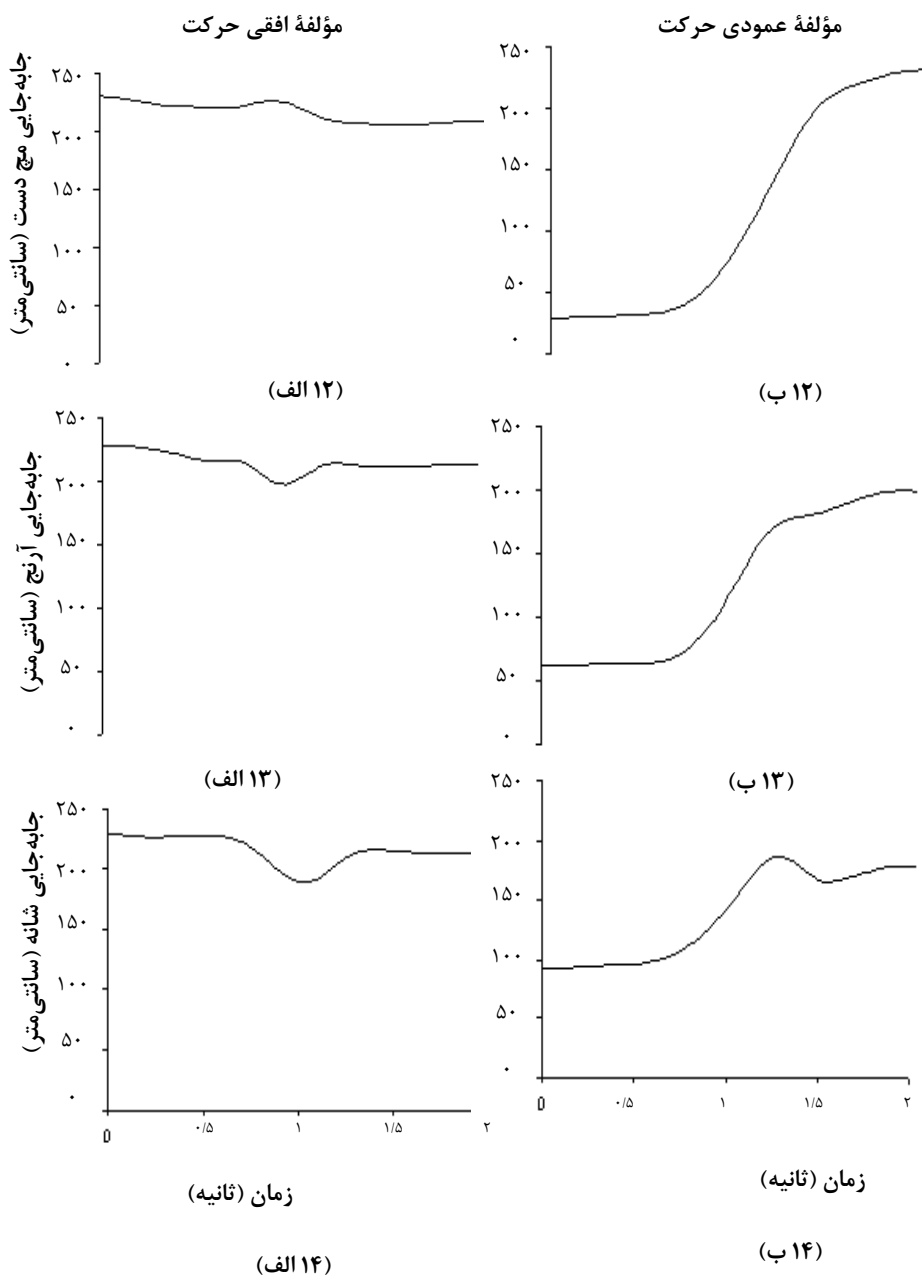
در نمودار مربوط به مچ پا، زانو و لگن (نمودار شماره‌های ۹-۱۱) بیشترین تغییرات مکانی در میانه نمودار (ثانیه میانی) به چشم می‌خورد، در حالی که این تغییرات عموماً در مؤلفه عمودی حرکت بوده است. در این نواحی، صرف نظر از اینکه بیشترین تغییرات مربوط به مفصل ران (لگن) بود، باقی مانده منحنی‌ها نشان‌دهنده تغییرات مکانی تقریباً یکنواختی بودند. در مؤلفه افقی حرکت، مانند صفحه قدامی تغییرات بطئی بود و افزایش تغییرات حرکت ابتدا در مفصل زانو، سپس در مفصل لگن نشان داده شده است و بیشترین آن، در زانو و لگن دیده می‌شود. به‌طور کلی، منحنی‌های حرکت مفاصل اندام تحتانی نسبت به دیگر اندام‌ها (سر و تنه) روند ثابت‌تری را نشان می‌دهند.



نمودار ۹ تا ۱۱. تغییرات موقعیت مکانی- زمانی مفاصل اندام تحتانی طرف چپ در طول حرکت لیفت یک‌ضرب، با توجه به قرارگیری دوربین در قسمت چپ آزمودنی

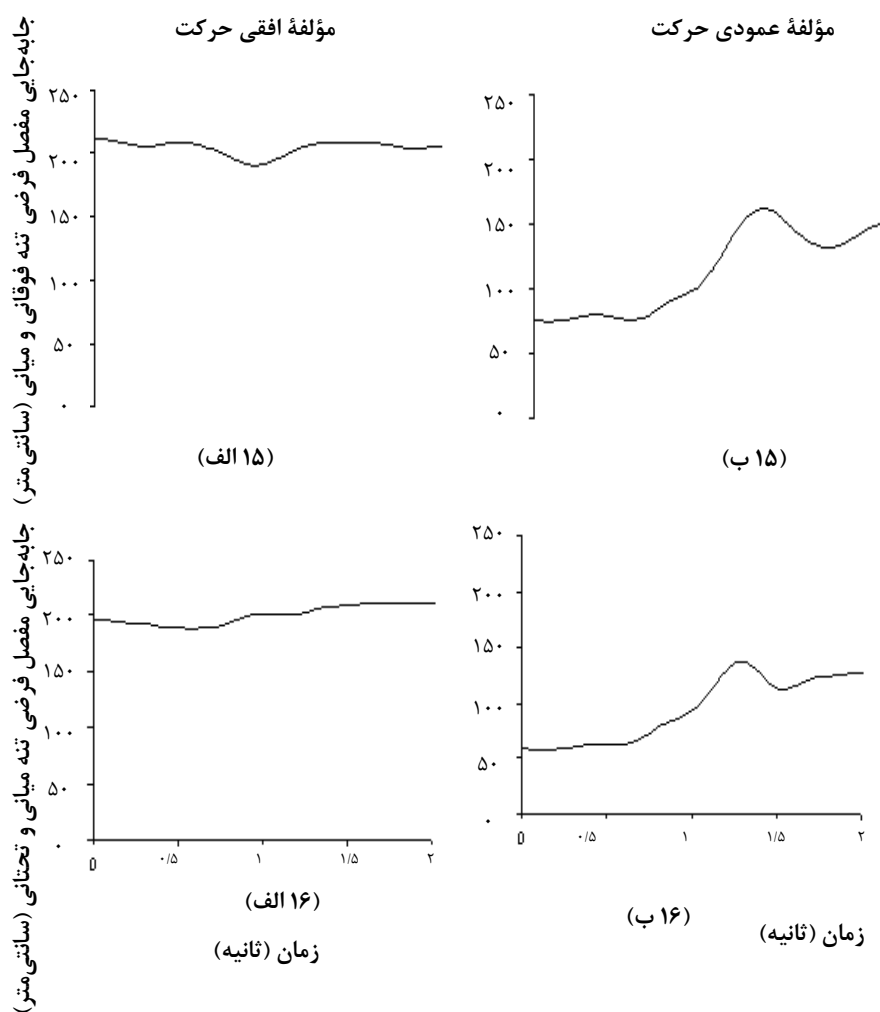
نمودار شماره‌های ۱۲ تا ۱۴، حرکات اندام فوقانی از منظر جانبی را نشان می‌دهند. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، تغییرات عمده مکانی در مؤلفه عمودی حرکت صورت گرفته، و این تغییرات همواره با فاز انتقالی لیفت یک‌ضرب همراه بوده است. میزان این تغییرات مکانی در مؤلفه عمودی حرکت با حفظ حالت منحنی از مچ به سمت شانه کمتر می‌شود. در محور دیگر مشاهده می‌شود که در آغاز فاز دوم لیفت یک‌ضرب، منحنی بیانگر تغییرات مکانی مفاصل شانه، آرنج و مچ می‌باشد که ترتیب این تغییرات در مسیر معکوس تغییرات مکانی این مفاصل در مؤلفه افقی حرکت بوده است. این یافته بدین معناست که میزان تغییر مکان در مؤلفه افقی حرکت در مچ کمتر، و در شانه بیشتر بوده است.

در نمودارهای یاد شده، بیشترین تغییرات مکانی مفاصل شانه، آرنج و مچ دست در ثانیه دوم لیفت به چشم می‌خورد. این تغییرات عموماً در مؤلفه عمودی حرکت بود که در این نواحی منحنی‌ها روند خاصی را در تغییرات نشان ندادند. بیشترین تغییرات مربوط به مفصل مچ دست و پس از آن در آرنج و سپس شانه مشاهده شده است. در این مفاصل در صفحه جانبی مانند یافته‌های صفحه قدامی تغییرات بطئی بود، اما در نیمه دوم این نمودارها، که تغییرات حرکتی در فاز دوم لیفت یک‌ضرب را نشان می‌دهد، منحنی‌های مربوط به شانه و آرنج، در بخش‌های پایانی لیفت یک‌ضرب دارای تغییرات قابل ملاحظه‌ای بوده‌اند. به‌طور کلی، منحنی‌های اندام فوقانی در این صفحه نسبت به دیگر اندام‌ها روند متغیرتری داشته، که جهت‌گیری افزایش تغییرات نیز از مفصل شانه به مفصل مچ بوده است.



نمودار ۱۲ تا ۱۴. تغییرات موقعیت مکانی - زمانی مفاصل اندام فوقانی طرف چپ در طول حرکت لیفت یک‌ضرب، با توجه به قرارگیری دوربین در قسمت چپ آزمودنی

در نمودار شماره‌های ۱۵ و ۱۶، بیشترین تغییرات مکانی مفاصل در نیمه دوم نمودار به چشم می‌خورد. این تغییرات در هر دو مؤلفه عمودی و افقی حرکت مشهود بوده، در حالی که بیشترین تغییرات مربوط به مفاصل تنه فوقانی و سر و گردن بوده است. در مؤلفه افقی حرکت، کمترین تغییرات در تنه تحتانی و بیشترین آن در تنه فوقانی و سر و گردن بوده است. به‌طور کلی، منحنی‌های اندام‌ها در نیمه اول لیفت یک‌ضرب، تغییرات خطی و ثابتی را نمایش می‌دهند.



نمودار ۱۵ و ۱۶. تغییرات موقعیت مکانی- زمانی مفاصل فرضی تنه در طول حرکت لیفت یک‌ضرب، با توجه به فرارگیری دوربین در قسمت چپ آزمودنی

نکته مهمی که در همه نمودارها به غیر از نمودارهای تنه وجود دارد این است که بیشترین شیب تغییرات، غالباً در $0/8$ ثانیه میانی حرکت لیفت یک ضرب رخ داده است. به عبارت دیگر، آزمودنی در دو نقطه شروع و پایان حرکت وضعیت پایداری را نسبت به زمان میانی حرکت تجربه کرده است. نمودارها بیانگر آن است که بر خلاف تصور عمومی، تغییرات در تنه زودتر از تغییرات در نقاط دیگر آغاز شده است. نکته دیگر اینکه، اغلب منحنی‌هایی که دارای شیب بیشتری می‌باشند، مربوط به مفاصلی مانند آرنج، شانه دست در مؤلفه عمودی حرکت هستند. همبستگی بین زوج مارکرهای در نظر گرفته شده برای تعریف مفاصل متناظر، در جدول شماره ۲ ارائه شده است. همان گونه که در این جدول مشاهده می‌شود، ضریب همبستگی بین مفاصل متناظر چپ و راست به استثنای آرنج راست و چپ و زانوی راست و چپ، بسیار بالاست.

جدول ۲. ضریب همبستگی بین زوج مارکرهای دو طرف بدن در صفحه قدامی

مفاصل	شانه	آرنج	مچ دست	زانو	مچ پا
مؤلفه حرکت افقی	۰/۷۸۴	۰/۳۲۹	۰/۸۳۳	-۰/۱۳۳	-۰/۷۲۴
عمودی	۰/۹۹۲	۰/۹۹۸	۱/۰۰۰	۰/۹۵۹	۰/۸۸۱

بحث و نتیجه گیری

این تحقیق، با هدف بررسی ویژگی‌های آنتروپومتریک و کینماتیک حسین رضازاده قهرمان ایرانی المپیک و جهان در اجرای حرکت لیفت یک ضرب انجام گرفت. در سنجش و بررسی ویژگی‌های آنتروپومتریک آزمودنی، مشاهده شد که اختلاف طول تنه با اندام تحتانی تنها ۷ سانتی متر است؛ یعنی تقریباً طول آنها را می‌توان مساوی فرض کرد. بر این اساس، با توجه به اینکه در طی مراحل اولیه لیفت که در طی آن اندام تحتانی در کوتاه‌ترین حالت خود قرار دارد، و با عنایت به اینکه انحنای تنه و در نتیجه بازوی محرک مفید آن بسیار کمتر از اندام تحتانی است، می‌توان احتمال داد که این گونه تساوی نسبی بین تنه و اندام تحتانی، به عنوان یکی از مزایای بیومکانیکی آزمودنی محسوب می‌شود، چرا که در فاز دوم بلند کردن وزنه (برخاستن از زمین) که کار اصلی اندام تحتانی در آن هنگام صورت می‌گیرد (بر اساس نمودار شماره‌های ۱ تا ۶) به هر مقدار که پاهای نسبت به تنه کوتاه‌تر باشند، با کار عمودی کمتری می‌توان وزنه را به ارتفاع بیشینه رساند (۲۱). با توجه به اصول فیزیکی، تفسیر این یافته را می‌توان بر این مبنا استوار کرد که هر چه ارتفاع اهرم‌های اندام‌های پایین تر آزمودنی کمتر باشد، اهرم‌های بالاتر با طی فاصله مکانی کمتر و بهره‌انرژی بیشتری (بر اساس قوانین نیوتن - اولر) به ارتفاع نهایی

خود می‌رسند (۱۹). نکته‌ی مشابهی هم در مورد ساعد و بازو مشاهده می‌شود؛ طول ساعد آزمودنی حدود ۶ سانتی‌متر از بازو کوتاه‌تر است که می‌توان نظریه‌ی مطرح شده‌ی فوق را مجدداً لحاظ کرد. کوتاه‌تر بودن اندام‌های آزمودنی در مسیر سری - دمی (سفالوکودال) به معنای کاهش بازوی مقاوم در اهرم‌های اندام فوقانی آزمودنی است که می‌تواند موجب کاهش گشتاور زاویه‌ای این اندام‌ها در اهرم‌های دورتر شوند، که این موضوع می‌تواند یکی از دلایل احتمالی موفقیت آزمودنی در لیفت سنگین یک‌ضرب محسوب شود (۲۱).

در خصوص تعیین مزیت یا مزیت‌های مکانیکی در ساختار آناتومیکی آزمودنی، با در نظر گرفتن این فرض که آزمودنی این مطالعه، به سبب دارا بودن اندام تحتانی بلندتر به نسبت قد تمرکز جرم بیشتر در ناحیه‌ی پایینی بدن (تنه‌ی میانی و تنه‌ی تحتانی و اندام تحتانی) و پایین‌تر بودن مرکز ثقل دارد، این امکان برای آزمودنی مهیاست که با اعمال نیروی کمتر، وزنه‌های سنگین‌تری را لیفت نماید (۱۹).

اختلاف حاصله بین جرم واقعی آزمودنی با اطلاعات محاسبه شده در جدول هاناوان برابر ۱۷/۸ کیلوگرم بود، این نتیجه می‌تواند ما را به این نکته رهنمون سازد که ساختار بدنی منحصر به فرد آزمودنی خارج از قاعده‌های رایجی است که مدل هاناوان بر اساس آنها طراحی شده است. البته مقداری از این اختلاف که برابر ۵/۵ کیلو است، به لباس، کفش و کمربند آزمودنی برمی‌گردد.

پایین‌ترین ضریب همبستگی در مؤلفه‌ی افقی حرکت در زانو دیده می‌شود (۰/۱۳۳) این امر نشان‌دهنده‌ی آن است که احتمالاً آزمودنی به‌طور ناخود آگاه از این حرکت نامتقارن، برای پخش بار وارده بر بدن در جهت تقسیم متناسب تر نیرو بر عضو برتر (طرف راست بدن) استفاده می‌کند (۲۰، ۲۱). با در نظر گرفتن این اصل که وجود اهرم‌های کوتاه اندام فوقانی به معنای کوتاه‌تر بودن بازوی مقاوم و در نتیجه، افزایش بهره‌ی مکانیکی این اندام‌هاست (۲۱)، بنابراین فاصله‌ی مجازی وزنه از بدن ورزشکار کمتر است، و این امر نیز موجب می‌شود که آزمودنی برای فایق آمدن بر وزنه نیروی کمتری را در بالا تنه اعمال کند (۲۱، ۲۴). با وجود اینکه همبستگی زوج مارکرهای آرنج در فاز دوم حرکت؛ یعنی بالا بردن وزنه در جهت مؤلفه‌ی عمودی حرکت بسیار بالاست (۰/۹۹۸) اما پایین بودن آن در مؤلفه‌ی افقی حرکت می‌تواند این احتمال را موجب شود که حرکات افقی متفاوت از هم در طرفین و تأخیر زمانی حاصله از آن در این فاز از حرکت، نوعی مزیت مکانیکی برای آزمودنی ایجاد کرده است که مشابه آن را می‌توان در زانو مشاهده کرد (۲۲)؛ یعنی اینکه با تقسیم نامتقارن نیروی بین اندام‌های سمت راست و چپ، امکان استفاده از نیروی بیشتر دست برتر (راست) بهتر فراهم می‌آید (۲۲، ۲۳).

به‌طور کلی، همبستگی بین مارکرها در مؤلفه افقی حرکت، همیشه پایین تر از مؤلفه عمودی حرکت بوده است، که این موضوع می‌تواند ما را به این نتیجه‌گیری احتمالی هدایت کند که آزمودنی بر آن است تا از ناهماهنگی طرفین بدن خود، به لحاظ اثرات توزیع جرم در جهت غلبه تدریجی بر بار وزنه در حرکات افقی بیشتر از حرکات عمودی سود ببرد.

در مفاصل مچ پای راست و چپ، همبستگی بین اعداد در مؤلفه افقی حرکت با ۰/۰۱ سطح خطا بالا بوده است (۰/۷۲۴-) اما علامت منفی آن تنها ناشی از موقعیت جایگذاری مبدأ مختصات می‌باشد (در صفحه قدامی حرکات اعضای چپ و راست با هم قرینه‌اند)، بدین ترتیب می‌توان موقعیت مکانی این دو مفصل را در این صفحه تقریباً هماهنگ فرض کرد. بنابراین چنین نتیجه‌گیری می‌شود که مجموع اثرات نیروهایی که بر این دو مفصل وارد می‌شوند، و برآیند اثرات کلی آنها طبق رابطه نیوتن - اولر ($\sum F = ma_G$ و $\sum M_A = I_A \alpha$) تقریباً برابر و مساوی است. منظور از اثرات نیرو در این پژوهش، تمامی پارامترهای مربوط به جرم، مکان و زمان است، با توجه به اینکه بنا بر قواعد ریاضی (اصول بهینگی در برنامه ریزی ریاضی پویا) (۲۵) نمی‌توان فرض را بر این قرار داد که خود نیروهای وارد بر این مفاصل برابر و مساوی است. در مفاصل (مچ پای راست و چپ) همبستگی بین اعداد در مؤلفه عمودی حرکت با ۰/۰۱ سطح خطا بالا بوده است (۰/۸۸۱)، بنابراین می‌توان موقعیت مکانی این دو مفصل را در مؤلفه عمودی حرکت تقریباً هماهنگ فرض کرد. با توجه به یافته‌های یاد شده شاید بتوان چنین نتیجه‌گیری کرد که مجموع اثرات نیروهایی که بر این دو مفصل وارد می‌شوند، و برآیند اثرات کلی آنها طبق روابط گفته شده تقریباً برابر و مساوی است (۲۱).

در مفاصل زانوی پای راست و چپ، همبستگی بین اعداد در مؤلفه افقی با ۰/۰۱ سطح خطا پایین بوده است (۰/۱۳۳-) بنابراین، می‌توان موقعیت مکانی این دو مفصل را در صفحه قدامی، تقریباً ناهماهنگ فرض کرد. نتیجه‌گیری شاید مبین این مطلب باشد که مجموع اثرات نیروهایی که در این محور بر این دو مفصل وارد می‌شوند، و برآیند اثرات کلی آنها طبق رابطه نیوتن - اولر تقریباً نابرابر است. در همین دو مفصل، در مؤلفه عمودی حرکت همبستگی بین اعداد با ۰/۰۱ سطح خطا بالا بوده است (۰/۹۵۹)، بنابراین می‌توان موقعیت مکانی این دو مفصل را در مؤلفه عمودی حرکت تقریباً هماهنگ فرض کرد. در مفاصل شانه راست و چپ همبستگی بین اعداد در مؤلفه افقی حرکت با ۰/۰۱ سطح خطا بالا بوده است (۰/۷۸۴)، بنابراین می‌توان موقعیت مکانی این دو مفصل را در صفحه قدامی تقریباً هماهنگ فرض کرد. در همین مفاصل همبستگی بین اعداد در مؤلفه عمودی حرکت با ۰/۰۱ سطح خطا بالا بوده است (۰/۹۹۲)، بنابراین می‌توان موقعیت مکانی این دو مفصل را در مؤلفه عمودی حرکت

تقریباً هماهنگ فرض کرد. در مفاصل آرنج راست و چپ همبستگی بین اعداد در مؤلفه افقی با ۰/۰۱ سطح خطا پایین بوده است (۰/۳۲۹)، بنابراین می‌توان موقعیت مکانی این دو مفصل را در صفحه قدامی، تقریباً نامتشابه فرض کرد. پس احتمالاً مجموع اثرات نیروهایی که بر این دو مفصل وارد می‌شوند، و برآیند اثرات کلی آنها طبق رابطه نیوتن - اولر نابرابر است. در همین مفاصل همبستگی بین اعداد در مؤلفه عمودی حرکت با ۰/۰۱ سطح خطا بالا بوده است (۰/۹۹۸)، بنابراین می‌توان موقعیت مکانی این دو مفصل را در مؤلفه عمودی حرکت تقریباً هماهنگ فرض کرد. در مفاصل مچ دست راست و چپ همبستگی بین اعداد در مؤلفه افقی حرکت با ۰/۰۱ سطح خطا بالا بوده است (۰/۸۳۳)، بنابراین می‌توان موقعیت مکانی این دو مفصل را در صفحه قدامی تقریباً هماهنگ فرض کرد. پس احتمالاً مجموع اثرات نیروهایی که بر این دو مفصل وارد می‌شوند، برابر است. در همین مفاصل همبستگی بین اعداد در مؤلفه عمودی حرکت با ۰/۰۱ سطح خطا بالا بوده است (۱)، بنابراین می‌توان موقعیت مکانی این دو مفصل را در مؤلفه عمودی حرکت با در نظر گرفتن کمی اختلاف فاز زمانی، تقریباً هماهنگ فرض کرد.

جمع‌بندی نهایی

بررسی‌های آنتروپومتریک آزمودنی نشان داد که طول اندام‌های آزمودنی به‌صورت سری-دمی کوتاه‌تر بوده است (آرنج کوتاه‌تر از بازو و ساق کوتاه‌تر از ران)، بدین سبب از لحاظ کینتیک، تخمین زده می‌شود که گشتاور زاویه ای متناظر با هر کدام از اندام‌ها در این جهت کمتر باشد. در بررسی‌های کینماتیک اجرای حرکت لیفت یک‌ضرب آزمودنی، بیشترین عدم تقارن در زانو و بیشترین شباهت در مچ دست مشاهده شد. بالاترین میزان سرعت تغییرات در کلیه مفاصل در زمان فاز انتقالی که وزنه به ثبات اولیه در شانه رسیده است و لیفت عمودی انجام می‌گیرد، مشاهده گردید. لیفت یک‌ضرب آزمودنی در مؤلفه عمودی حرکت در همه مفاصل متقارن، اما در مؤلفه افقی حرکت در مفاصل مچ دست و آرنج نامتقارن بوده است.

منابع:

1. Cholewicki, J., McGill, SM. (1994). EMG assisted optimization: a hybrid approach for estimating muscle forces in an indeterminate biomechanical model. Department of Kinesiology, Faculty of Applied Health Sciences, University of Waterloo, Ont, Canad. J Biomech. 27(10): 1287-9.

2. Roach, KE., Persky, V., Miles, T., Budiman-Mak, E. (1994). Biomechanical aspects of occupation and osteoarthritis of the hip: a case-control study. Department of Veterans Affairs, Midwest Health Services Research and Development Field Program, Chicago, IL. *J Rheumatol.* 21(12): 2334-40.
3. Riener, R., Quintern, J., Schmidt, G. (1996). Biomechanical model of the human knee evaluated by neuromuscular stimulation. Laboratory for Automatic Control Engineering, Technical University of Munich, Germany. *J Biomech.* 29(9): 1157-67.
4. Crisco, JJ., Panjabi, MM. (1991). The intersegmental and multisegmental muscles of the lumbar spine. A biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. Department of Orthopaedics and Rehabilitation, Yale University Medical School, New Haven, Connecticut. *Spine.* 16(7): 793-9.
5. McClure, PW., Flowers, KR. (1992). Treatment of limited shoulder motion: a case study based on biomechanical considerations. Department of Orthopedic Surgery and Rehabilitation, Hahnemann University, Philadelphia, PA 19102. *Phys Ther.* 72(12): 929-36.
6. Scott, SH., Winter, DA. (1993). Biomechanical model of the human foot: kinematics and kinetics during the stance phase of walking. Department of Systems Design Engineering, University of Waterloo, Ontario, Canada. *J Biomech.* 26(9): 1091-104.
7. Anderson, CK., Chaffin, DB., Herrin, GD., Matthews, LS. (1985). A biomechanical model of the lumbosacral joint during lifting activities. *J Biomech.* 18(8):571-84.
8. Mahler, DA., Nelson, WN., Hagerman, FC. (1984). Mechanical and physiological evaluation of exercise performance in elite national rowers. *The J Am Med Assoc.* 252-74.
9. Mijovic, B., Ujevic, D., Baksa, S. (2001). Visualization of anthropometric measures of workers in computer 3D modeling of work place. Faculty of Textile Technology, University of Zagreb, Croatia. *Coll Antropol.* 25(2): 639-50.
10. Marras, WS., Granata, KP. (1995). A biomechanical assessment and model of axial twisting in the thoracolumbar spine. Biodynamics Laboratory, Ohio State University, Columbus, USA. *Spine.* 20(13):1440-51.
11. Winter, DA., MacKinnon, CD., Ruder, GK., Wieman, C. (1993). An integrated EMG/biomechanical model of upper body balance and posture during human gait. Department of Kinesiology, University of Waterloo, Ont., Canada. *Prog Brain Res.* 97: 359-67.
12. Marras, WS., Jorgensen, MJ., Granata, KP., Wiand, B. (2001). Female and male trunk geometry: size and prediction of the spine loading trunk muscles derived from MRI. *Clin Biomech.* 16: 38-46.

13. Jorgensen, MJ., Marras, WS., Gupta, P. (2003). Cross-sectional area of the lumbar back muscles as a function of torso flexion. *Clin Biomech.* 18: 280-6
14. Kauhanen, H., Hakkinen, K., Komi, PV. (1984). A biomechanical analysis of the snatch and clean & jerk techniques of Finnish elite and district level weightlifters. *Scand J Sport Sci.* 6:47-56.
15. Roman, R., Treskov, VV. (1984). Snatch technique of world record holder Y. Zakharevitch. In, (S. Lelikov, eds) 1983 Weightlifting Yearbook, Sportivny Press. 15-23.
16. Stone, MH., O'Bryant, HS., Williams, FE., Pierce, KC., Johnson, RL. (1998). Analysis of bar paths during the snatch in elite male weightlifters. *J Strength & Conditioning.* 20(5): 56-64.
17. Weide, U. (1996). Mathematical modeling and movement simulation in weightlifting toward the further improvement of the aim technique for the Olympic snatch. Leipzig: Research Institute for Physical Culture and Sport (Dissertation) - Cited in Bartonietz K.
18. Garas, A., Mavromatis, G. (2000). Three dimensional kinematic analysis of the snatch of elite Greek weightlifters. *J Sports Sci.* 18(8): 56-64
19. Enoka, RM. (1988). Load- and skill-related changes in segmental contributions to a weightlifting movement. *Med Sci Sports Exe.* 20(2):178-87.
20. Jason, B., Winchester, T., Erickson, M., Blaak, J., Jeffrey, MM. (2005). Changes in barpath kinematics and kinetics after power clean training. *J Strength & Cond Res.* 19(1); 177-83.
21. Nig, BM. (2003). Modeling. *Human Kinetics.* 424-629
22. Marras, WS., Love, AC., Hamrick, CA., Gallagher, S. (1994). Dynamic biomechanical modeling of symmetric and asymmetric lifting tasks in restricted postures. *J Ergonomics.* 37(8):1289-310.
23. Marras, WS., Jorgensen, MJ., Davis, KG. (2000). Effect of foot movement and an elastic lumbar back support on spinal loading during free-dynamic symmetric and asymmetric lifting exertions. *J Ergonomics.* 43(5): 653 - 68

۲۴. صادقی، حیدر (۱۳۸۴). «مقدمات بیومکانیک ورزشی». انتشارات سمت.

۲۵. فردریک س. هیلیر و جرالدرج. لیبرمن (۱۳۷۴). «تحقیق در عملیات، برنامه‌ریزی ریاضی». ترجمه اردوان آصف وزیری، نشر تندر، صص: ۱۷۷-۲۴۶.