

مدل دینامیکی برای تحلیل پارامترهای بیومکانیکی پرتاب آزاد بسکتبال

علی سلیمی^۱، شهرام لنجان نژادیان^۲، احمد رضا موحدی^۳

۱- کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزش، دانشکده علوم ورزشی دانشگاه اصفهان*

۲- استادیار بیومکانیک ورزش، دانشکده علوم ورزشی دانشگاه اصفهان

۳- استادیار رفتار حرکتی، دانشکده علوم ورزشی دانشگاه اصفهان

تاریخ پذیرش: ۹۲/۰۵/۲۵

تاریخ دریافت: ۹۱/۱۱/۲۴

چکیده

هدف از انجام تحقیق حاضر، بررسی سینماتیکی و سینتیکی پرتاب‌های آزاد موفق و ناموفق بسکتبال با استفاده از اطلاعات به‌دست‌آمده از برنامه‌ی پردازش تصویر و مدل‌سازی دینامیکی بود. شرکت‌کنندگان شش نفر از بسکتبالیست‌های حرفه‌ای با میانگین سن $23 \pm 2/09$ سال بودند. برنامه‌ی پردازش تصویر در MATLAB طراحی شد تا مختصات دو بعدی به‌دست‌آمده از تصویر دوربین‌ها (u & v) را به زوایای بین مفاصل تبدیل کند. زوایای محاسبه‌شده‌ی بین مفاصل به‌عنوان ورودی به مدل دینامیکی داده‌شد و اطلاعات سینتیکی مانند ضربه‌ی زاویه‌ای و بیشینه‌ی گشتاور به‌عنوان خروجی به‌دست آمد. از آزمون ناپارامتریک ویلکاکسون با نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۱۸ برای مقایسه‌ی پرتاب‌های موفق و ناموفق در سطح $0/05$ استفاده شد. نتایج نشان داد در پرتاب‌های موفق، مفصل میچ دست ($p \leq 0/046$) دارای فلکشن بیشتر و مفصل آرنج ($p \leq 0/028$) دارای فلکشن کمتر نسبت به پرتاب‌های ناموفق است. سرعت زاویه‌ای هر سه مفصل در لحظه‌ی رهایی در پرتاب‌های موفق بیشتر از پرتاب‌های ناموفق بود، اما در سرعت زاویه‌ای میچ دست و آرنج اختلافات، معنی‌دار شد. در بررسی ضربه‌ی زاویه‌ای اختلاف معنی‌داری بین پرتاب موفق و ناموفق وجود نداشت، اما در پرتاب‌های موفق، بیشینه‌ی گشتاور مفصل میچ دست بیشتر از پرتاب‌های ناموفق بود ($p \leq 0/046$). در یک نگاه کلی، به‌نظر می‌رسد افزایش در سرعت زاویه‌ای مفصل میچ دست که ناشی از گشتاور بیشتر در این مفصل می‌باشد، در موفقیت پرتاب‌های آزاد تأثیر داشته‌است.

واژگان کلیدی: مدل دینامیکی، بیومکانیک، پرتاب آزاد بسکتبال، دوربین پرسرعت

Email: salimiali2011@yahoo.com

* نویسندهٔ مسئول:

مقدمه

بیومکانیک حرکات انسان یک علم بین رشته‌ای شامل اصول فیزیکی و بیولوژیکی است که حرکات انسان را توصیف، تحلیل و ارزیابی می‌کند (۲۹). بنابراین به کمک پارامترهای سینماتیکی و سینتیکی آن می‌توان تمامی حرکات ورزشی از جمله پرتاب آزاد بسکتبال را مورد بررسی قرار داد. مطالعات بیومکانیکی به دو روش کلی صورت می‌گیرد. روش اول به صورت تجربی و آزمایشگاهی^۱ است که با دستگاه‌های مختلف مانند دوربین، الکترومایوگرام^۲، صفحه‌ی نیرو^۳ و صفحه‌ی فشار^۴ به ثبت پارامترهای بیومکانیکی می‌پردازند که به نوعی توصیف مکانیکی حرکت است و در روش دوم، مدل‌سازی حرکات ورزشی صورت می‌گیرد که هدف آن استخراج و استنتاج کمیت‌های ثانویه‌ای است که برای تحلیل حرکت مورد استفاده قرار می‌گیرند. دینامیک شاخه‌ای از علم مکانیک است که به بررسی حرکت می‌پردازد و تمامی حرکات از جمله حرکات ورزشی را می‌توان با استفاده از آن مورد بررسی قرار داد. برای استفاده از دینامیک حرکت باید مدلی از سیستم مورد نظر ارائه داد. در مدل‌سازی حرکات انسان به دلیل پیچیدگی آن نیاز به یک سری ساده‌سازی‌ها است که مثلاً در مدل‌های اجسام صلب^۵ اندام انسان به‌عنوان عضوهای صلب در نظر گرفته می‌شوند (۲۷). در ساخت مدل باید تعداد عضوها، تعداد و نوع مفاصل و صلب یا غیرصلب بودن عضوها را مشخص کرد. در مدل‌سازی دینامیکی حرکات ورزشی از دو روند دینامیک مستقیم^۶ و دینامیک معکوس^۷ استفاده می‌شود. در رهیافت دینامیک مستقیم از ورودی‌های سینتیکی مانند نیرو، خروجی‌های سینماتیکی مانند سرعت به دست می‌آید که تحقیقاتی در این زمینه در رشته‌های مختلف انجام شده است (۱۷، ۱۸). در حالی که در رهیافت دینامیک معکوس از ورودی‌های سینماتیکی مانند سرعت و شتاب خروجی‌های سینتیکی مانند نیرو و گشتاور محاسبه می‌شود که کاربرد آن در بیومکانیک ورزش بیشتر است و در ورزش‌های مختلف از این روند برای انجام تحقیقات بهره برده‌اند (۱۶، ۱۹). محققان زیادی از پارامترهای سینماتیکی شخص ورزشکار مانند توالی حرکت اندام‌ها، زمان‌بندی این حرکات، جابه‌جایی و سرعت حرکت اندام‌ها و مفاصل برای توصیف انواع شوت بسکتبال بهره برده‌اند (۹-۱). بعضی از محققان توجه خود را بر روی پارامترهای سینماتیکی

-
1. Experimental
 2. Electromyogram
 3. Force platform
 4. Pressure platform
 5. Rigid-body models
 6. Forward dynamic
 7. Inverse dynamic

توپ بسکتبال مانند سرعت اولیه‌ی توپ، زاویه‌ی رهایی توپ، ارتفاع رهایی و چرخش توپ معطوف کرده‌اند (۱۲-۴۰۷،۹). در مورد استفاده از پارامترهای سینتیکی تحقیقات محدودی صورت گرفته‌است که در طی آن نیروهای خارجی وارد بر بسکتبالیست (۹) و نیروهای داخلی تولیدشده توسط فعالیت عضلانی (۱۵-۱۳) بررسی شده‌است. همچنین محققان در تحقیقاتی به بررسی تأثیر فاصله‌ی بسکتبالیست از حلقه بر روی پارامترهای بیومکانیکی اجرا (۳،۴،۶)، سهم هر یک از اندام‌ها در اجرای شوت (۳،۵،۱۲)، مقایسه‌ی سینماتیکی اندام‌ها و پارامترهای رهایی توپ مانند سرعت رهایی و ارتفاع رهایی در شوت‌های مختلف (۵،۶) و مقایسه‌ی سینماتیک حرکت اندام‌های بازیکنان در پست‌ها و سطح‌های مختلف (۴،۱۳) پرداخته‌اند.

پرتاب آزاد در بسکتبال یکی از تکنیک‌های مهم در این رشته‌ی ورزشی و راهی برای کسب امتیاز بدون مزاحمت یار حریف است. بررسی بیومکانیکی پرتاب آزاد به صورت تجربی در دنیا مورد توجه محققان بوده‌است (۷،۸،۱۰،۱۱). روش‌های تجربی در حیطه‌ی بیومکانیک که اغلب توسط دستگاه‌های مختلف آزمایشگاهی صورت می‌گیرد، دارای محدودیت‌هایی است؛ از جمله نیاز به دستگاه‌های آزمایشگاهی پیشرفته، وقت‌گیر بودن و صرف هزینه‌ی زیاد. این روش تنها قادر است به بررسی پارامترهای بیومکانیکی فرد یا افرادی بپردازد که در شرایط خاصی به انجام حرکتی ورزشی پرداخته‌اند و قابل تعمیم به افراد دیگر با شرایط متفاوت نیست. از طرفی در سالیان اخیر محققان برای تحلیل و بررسی حرکات ورزشی به مدل‌سازی دینامیکی روی آورده‌اند (۱۸-۲۰). همچنین اجرای مدل در شرایط متفاوت و افراد متفاوت قابلیت تعمیم و پیش‌گویی پارامترهای بیومکانیکی را در این روش فراهم می‌سازد. مدل‌های دینامیکی که تا کنون برای پرتاب آزاد بسکتبال ارائه شده‌اند، همگی توپ و پارامترهای مربوط به آن را مورد توجه قرار داده‌اند. در این مدل‌ها محققان با شبیه‌سازی^۱ توپ در لحظه‌ی رهایی، مسیر پرواز و لحظه‌ی برخورد توپ با حلقه یا تخته بر آن بوده‌اند که ورزشکار بتواند با الگوگرفتن از این مدل‌ها اجرای بهتری در پرتاب آزاد داشته‌باشد (۲۶-۲۱). بنابراین، با توجه به توانایی بالقوه مدل‌سازی جهت پیش‌بینی الگوهای اجرایی و تحلیل بیومکانیکی حرکات، در تحقیق حاضر بر آن خواهیم بود که با ارائه‌ی مدلی دینامیکی از اندام فوقانی و بررسی پارامترهای بیومکانیکی به تجزیه و تحلیل پرتاب آزاد بپردازیم.

1. Simulation

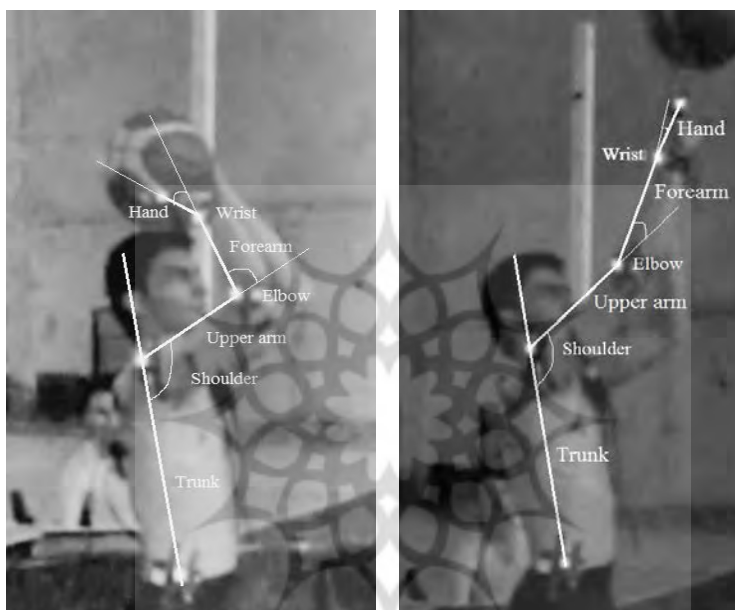
روش پژوهش

شرکت کنندگان

شش نفر از بسکتبالیست‌های حرفه‌ای که در سوپرلیگ بسکتبال سابقه‌ی عضویت داشتند، با میانگین سنی $23 \pm 2/09$ سال، قد $183 \pm 5/21$ سانتی‌متر، وزن $80/33 \pm 11/58$ کیلوگرم و سابقه‌ی ورزشی $9/16 \pm 2/33$ سال، با کسب رضایت در آزمون شرکت کردند. شرکت‌کننده‌ها همگی راست دست بودند و دارای هیچ‌نوع آسیب‌دیدگی در اندام پرتاب‌کننده‌ی خود نبودند. شرکت‌کنندگان پس از گرم‌کردن و اعلام آمادگی برای انجام آزمون‌ها و پس از نصب مارکرها پرتاب‌های خود را انجام دادند. از بین پرتاب‌های شرکت‌کنندگان برای تحلیل اطلاعات بیومکانیکی، دو پرتاب موفق و دو پرتاب ناموفق هر فرد انتخاب شد. برای ثبت سینماتیک پرتاب آزاد از دو دوربین پرسرعت استفاده شد تا سینماتیک مچ دست و آرنج در صفحه‌ی ساجیتال و سینماتیک شانه در صفحات ساجیتال و فرونتال به‌دست آید. پس از اتمام آزمون‌ها و اخذ سینماتیک حرکت، در نرم‌افزار شبیه‌ساز مکانیکی، مدل دینامیکی از اندام بالاتنه‌ی پرتاب‌کننده‌ی آزاد بسکتبال ساخته شد تا با ورودی‌های سینماتیکی شامل زوایای مفاصل در هر لحظه از زمان و آنتروپومتری بدن به سینتیک حرکت شامل گشتاور تولیدی در مفاصل دست یابیم.

از آنجا که سینماتیک حرکت مفاصل یکی از ورودی‌های مدل دینامیکی است، از دوربین جهت ثبت سینماتیک حرکت مفاصل حین پرتاب آزاد بسکتبال استفاده شد. فرض شد که حرکت اندام بالاتنه پرتاب‌کننده‌ی آزاد بسکتبال در دو صفحه‌ی ساجیتال و فرونتال صورت می‌گیرد. به این منظور از دو دوربین پرسرعت Casio ZR-200 در فرکانس ۲۴۰ هرتز برای ثبت سینماتیک مفاصل و تحلیل حرکت در سه بعد استفاده شد. دوربین‌ها با زاویه‌ی ۹۰ درجه نسبت به هم در سمت راست پرتاب‌کننده‌ها و در فاصله‌ی ۳ متری نسبت به مرکز فریم کالیبره قرار داده شد. فریم کالیبراسیون که پرتاب‌کننده در آن حرکات خود را انجام می‌داد، به‌صورت یک فضای مکعبی به ابعاد $1/5 \times 1/75 \times 1/5$ متر طراحی شد. جهت ثبت موقعیت مفاصل از ۵ مارکر LED که همگی در طرف راست اندام پرتاب‌کننده قرار داشت، استفاده شد. مارکرها بر روی مفاصل مچ دست، آرنج، شانه، لگن و مفصل بین استخوان کف دست و اولین بند انگشت کوچک قرار داده شد. شکل شماره‌ی ۱ ابتدا و انتهای فاز حرکتی بسکتبالیست را جهت تحلیل حرکت نشان می‌دهد. پس از به‌دست آوردن مختصات XYZ مارکرها در فضا، با استفاده از هندسه و ضرب داخلی بردارها زوایای بین مفاصل در هر لحظه از زمان حرکت محاسبه شد. مثلاً میزان اکستنشن آرنج توسط زاویه‌ی بین ساعد و راستای بازو مشخص شده‌است. همان‌طور که در

شکل ۱ مشخص است، زوایای مفاصل در صفحه‌ی حرکتی ساجیتال، اندام‌ها و محل قرارگیری مارکرها نشان داده شده‌است. با استفاده از موقعیت فضایی (X,Y,Z) مفاصل پارامترهای سینماتیکی شامل زوایا و سرعت زوایای مفاصل مچ دست، آرنج و شانه محاسبه شد. فاز مورد نظر برای تحلیل حرکت یک فریم قبل از لحظه‌ای که توپ بالای سر آزمودنی است، شروع شد و تا یک فریم بعد از لحظه‌ی رهایی توپ مورد بررسی قرار گرفت.



شکل ۱. اندام فوقانی بسکتبالیست و زوایای مفاصل در ابتدا (سمت چپ) و انتهای (سمت راست) فاز حرکتی انتخاب شده

ساخت مدل دینامیکی

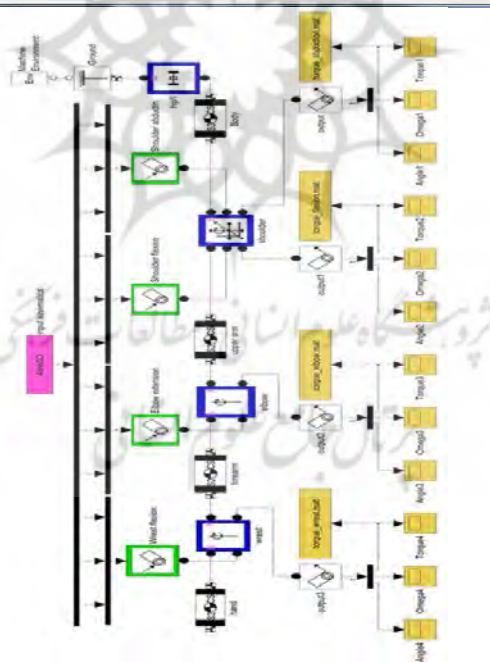
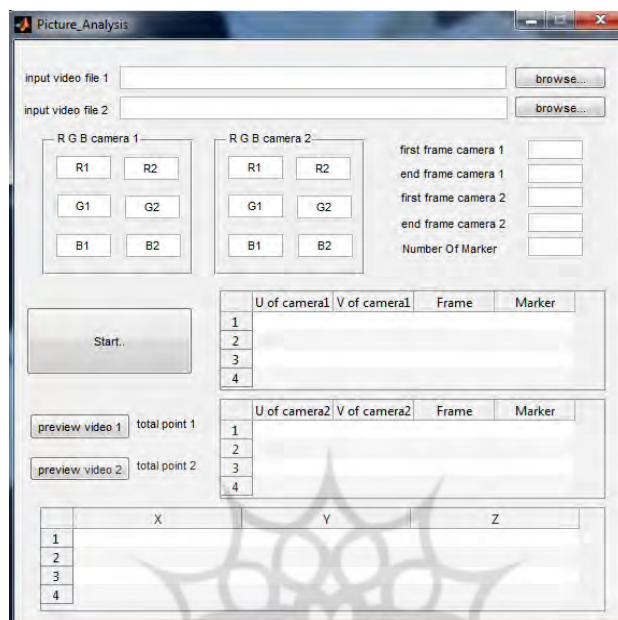
برای تجزیه و تحلیل حرکت با استفاده از خروجی‌های مدل دینامیکی پرتاب آزاد بسکتبال، نیاز به استفاده از نرم‌افزار شبیه‌ساز مکانیکی وجود داشت. نرم‌افزار مورد استفاده در این تحقیق جهت ساخت مدل دینامیکی پرتاب آزاد بسکتبال، بسته‌ی نرم‌افزار شبیه‌ساز مکانیکی SimMechanics بود که جعبه ابزاری در نرم‌افزار MATLAB^۱ است. جعبه‌ی نرم‌افزاری SimMechanics یک محیط مدل‌سازی است که هدف آن شبیه‌سازی مدل‌های مکانیکی اجسام صلب متصل به هم است و یک سیستم مکانیکی متصل به هم را به وسیله‌ی بلوک‌هایی

1. MATLAB

که توسط رابط به هم متصل شده‌اند، ارائه می‌دهد. علاوه بر SimMechanics از نرم‌افزار MATLAB جهت برنامه‌نویسی نیز استفاده شد. نرم‌افزار MATLAB قابلیت خواندن فیلم با فرمت‌های متعددی را دارا است. بنابراین جهت به‌دست‌آوردن موقعیت فضایی مارکرها در نرم‌افزار MATLAB برنامه‌ای به‌صورت یک رابط گرافیکی طراحی شد. این رابط گرافیکی فایل‌های ویدیویی ثبت‌شده توسط دو دوربین را به‌عنوان ورودی دریافت می‌کند و موقعیت فضایی مارکرها را محاسبه می‌کند. تمامی رنگ‌های موجود در یک تصویر با دامنه‌ی عددی صفر تا ۲۵۵ برای سه رنگ اصلی قرمز، سبز و آبی (RGB) قابل شناسایی است. مثلاً رنگ مشکی هر سه عدد RGB صفر و رنگ قرمز دارای $R = 255$ و $G = B = 0$ است. برای محاسبه‌ی موقعیت مارکرها، برنامه‌ی طراحی‌شده بر اساس محدوده‌ی RGB عمل می‌کند. بنابراین از دیودهای نورانی (LED) که دارای محدوده‌ی RGB بالا و نزدیک به عدد ۲۵۵ برای هر سه رنگ اصلی است، استفاده شد. عملکرد برنامه به این صورت بود که مارکرها را با توجه به دامنه‌ی RGB پیدا می‌کرد و میانگین مختصات پیکسلی هر مارکر را در هر فریم به‌دست می‌آورد. مختصات پیکسلی هر مارکر در دو دوربین، در رابطه‌ی تبدیل خطی مستقیم^۱ قرار می‌گرفت تا مختصات سه بعدی یا XYZ مارکرها که بر روی مفاصل قرار داشت را محاسبه کند. در ادامه از مختصات XYZ به‌دست‌آمده‌ی زوایای بین مفاصل محاسبه شد که ورودی سینماتیکی مدل دینامیکی ساخته شده در SimMechanics است. مدل ساخته شده از پرتاب‌کننده‌ی آزاد بسکتبال در جعبه‌ی نرم‌افزاری SimMechanics، شامل بلوک‌ها و ارتباط آنها در شکل ۲ (سمت چپ) نشان داده شده است. همچنین رابط گرافیکی طراحی‌شده در نرم‌افزار متلب در شکل ۲ (سمت راست) نشان داده شده است.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتاب جامع علوم انسانی

1. Direct Linear Transformation (DLT)



شکل ۲. مدل دینامیکی ساخته شده در نرم افزار SimMechanics (بالا) رابط گرافیکی طراحی شده در MATLAB (سمت پایین)

برای محاسبه‌ی XYZ هر مارکر در فضا، ابتدا باید پارامترهای L1 تا L11 هر دو دوربین محاسبه شود. جهت محاسبه‌ی L1 تا L11 هر دوربین، شش نقطه در فضا را که مختصات فضایی آنها مشخص است و فریم کالیبراسیون را تشکیل می‌دهد، در نظر گرفته شد. مختصات پیکسلی یا U و V شش نقطه در برنامه به‌دست آمد و همراه با مختصات فضایی شش نقطه در رابطه‌ی ۱ قرار داده شد تا دوازده معادله برای هر دوربین به‌دست آید. سپس از روش عددی حداقل مربعات ۱ برای حل معادلات و به‌دست آوردن یازده پارامتر مجهول هر دوربین از دوازده معادله موجود، استفاده شد (۲۸).

$$V = \frac{L_2X + L_6Y + L_7Z + L_8}{L_9X + L_{10}Y + L_{11}Z + 1} \quad U = \frac{L_1X + L_2Y + L_5Z + L_4}{L_3X + L_{10}Y + L_{11}Z + 1} \quad \text{رابطه (۱)}$$

در رابطه‌ی فوق U و V مختصات پیکسلی شش نقطه در تصویر، XYZ مختصات فضایی شش نقطه است که می‌دانیم و L1 تا L11 پارامترهای دوربین است که باید محاسبه شود. در ادامه برای به‌دست آوردن مختصات XYZ هر مارکر، U و V مارکرها و پارامترهای محاسبه‌شده در مرحله‌ی قبل در رابطه‌ی ۱ برای هر دو دوربین نوشته شد و چهار معادله به‌دست آمد و تنها سه مجهول (XYZ) وجود داشت که از روش عددی حداقل مربعات برای حل معادلات و به‌دست آوردن مختصات فضایی مارکرها استفاده شد.

برای اجرای مدل ساخته‌شده، داده‌هایی مناسب مورد نیاز است که به‌عنوان ورودی به مدل داده شود. این داده‌ها بستگی به روش انتخابی برای تحلیل و اجرای مدل دارد. برای تحلیل مدل به روش دینامیک معکوس یا مدل‌سازی با محرک سینماتیکی، زوایای مفاصل در هر لحظه از زمان به‌عنوان داده‌های ورودی نیاز است تا نیروها و گشتاورهای مفاصل در هر لحظه از زمان به‌عنوان اطلاعات خروجی محاسبه شود (۲۷). در این تحقیق مدل دینامیکی ساخته‌شده در نرم‌افزار MATLAB با روش دینامیک معکوس تحلیل شد. علاوه بر داده‌های سینماتیکی مفاصل و اندام‌ها که با استفاده از رابط گرافیکی مذکور به‌دست آمد، پارامترهای آنتروپومتریک مانند جرم، طول و محل مرکز ثقل هر عضو نیز به‌عنوان ورودی به مدل داده شد. برای به‌دست آوردن آنتروپومتری اندام‌های بدن در کتاب‌های بیومکانیکی روش‌های مختلفی بیان شده‌است که یکی از این روش‌ها مدل آنتروپومتریک تناسبی است. دو مقدار قد و جرم فرد به‌عنوان ورودی به مدل آنتروپومتریک داده می‌شود و خروجی‌هایی مانند جرم، محل مرکز جرم، طول و ممان اینرسی هر عضو به‌دست می‌آید (۲۹).

پس از محاسبه‌ی پارامترهای سینماتیکی و سینتیکی حاصل از مدل دینامیکی پرتاب آزاد بسکتبال با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS نسخه‌ی ۱۸، شاخص‌های آماری میانگین و انحراف معیار برای توصیف اطلاعات جمع‌آوری شده محاسبه شد. در ادامه برای استفاده از آزمون‌های استنباطی به علت کمبود تعداد نمونه‌ها، جهت بررسی طبیعی و یا غیرطبیعی بودن داده‌ها از آزمون آماری شاپیرو-ویلک^۱ استفاده شد و به علت طبیعی نبودن داده‌ها برای مقایسه‌ی پرتاب‌های موفق و ناموفق از آزمون ناپارامتریک ویلکاکسون^۲ با سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

نتایج

نتایج سینماتیکی مفاصل حین پرتاب آزاد در صفحه‌ی حرکتی ساجیتال در جدول ۱ و در صفحه‌ی حرکتی فرونتال در جدول ۲ نشان داده شده‌است. در پرتاب‌های موفق در لحظه‌ی رهایی، مفاصل مچ دست و شانه دارای فلکشن بیشتر و مفصل آرنج دارای فلکشن کمتر نسبت به پرتاب‌های ناموفق بودند که از نظر آماری در دو مفصل مچ (p = ۰/۰۴۶) و آرنج (p = ۰/۰۲۸) معنی‌دار شد. سرعت زاویه‌ای هر سه مفصل مچ دست، آرنج و شانه در لحظه‌ی رهایی در پرتاب‌های موفق بیشتر از پرتاب‌های ناموفق بود، اما این تفاوت در سرعت زاویه‌ای مفاصل مچ دست (p = ۰/۰۴۶) و آرنج (p = ۰/۰۴۶) در لحظه‌ی رهایی معنی‌دار شد. در بررسی مفصل شانه در صفحه‌ی فرونتال مشخص شد که در پرتاب‌های ناموفق مفصل شانه در لحظه‌ی رهایی دارای سرعت زاویه‌ای بیشتر است، اما اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

1. Shapiro - Wilk
2. Wilcoxon test

جدول ۱. زاویه‌ی مفاصل در لحظه‌ی رهایی و سرعت زاویه‌ای مفاصل در لحظه‌ی رهایی در صفحه‌ی ساجیتال

زاویه‌ی مفاصل در لحظه‌ی رهایی (درجه)		سرعت زاویه‌ای مفاصل (رادیان بر ثانیه)		مفاصل
پرتاب موفق	پرتاب ناموفق	پرتاب موفق	پرتاب ناموفق	
مچ دست				
۹/۹۲	۷/۱۸	۸/۳۸	۶/۲۷	میانگین
۶/۰۹	۴/۵۷	۵/۵۷	۴/۱۸	انحراف استاندارد
-۱/۹۹۲		-۱/۹۹۲		آماره Z
۰/۰۴۶*		۰/۰۴۶*		معنی‌داری
آرنج				
۲۸/۴	۳۴/۸۵	-۱۴/۴۱	-۱۳/۰۷	میانگین
۱۱/۳۶	۷/۵۳	۱/۸۸	۱/۳	انحراف استاندارد
-۲/۲۰۱		-۱/۹۹۲		آماره Z
۰/۰۲۸*		۰/۰۴۶*		معنی‌داری
شانه				
۱۲۸/۶	۱۲۶/۴۲	۵/۹۳	۵/۴۹	میانگین
۷/۲۱	۸/۶۲	۱/۲۲	۱/۶۲	انحراف استاندارد
-۱/۷۸۲		-۱/۷۸۲		آماره Z
۰/۰۷۵		۰/۰۷۵		معنی‌داری

معنی‌داری * (p < ۰/۰۵)

جدول ۲. زاویه‌ی مفصل شانه و سرعت زاویه‌ای مفصل شانه در لحظه‌ی رهایی در صفحه‌ی فرونتال

زاویه‌ی مفصل شانه در لحظه‌ی رهایی (درجه)		سرعت زاویه‌ای (رادیان بر ثانیه)		مفاصل
پرتاب موفق	پرتاب ناموفق	پرتاب موفق	پرتاب ناموفق	
۱۶۷/۴۷	۱۶۷/۴۶	۰/۵۲	۰/۶۴	میانگین
۵/۱۳	۴/۰۱	۰/۱۴	۰/۲۹	انحراف استاندارد
-۰/۱۳۵		-۰/۹۴۳		آماره Z
۰/۸۹۳		۰/۳۴۵		معنی‌داری

نتایج سینتیکی مفاصل حین پرتاب آزاد بسکتبال در صفحه‌ی حرکتی ساجیتال در جدول ۳ و در صفحه‌ی حرکتی فرونتال در جدول ۴ آورده شده است. در جدول ۳ میانگین، انحراف استاندارد و معنی‌داری آماری پارامترهای سینتیکی شامل قدر مطلق سطح زیر منحنی گشتاور بر حسب زمان و قدر مطلق بیشینه‌ی گشتاور مفاصل مچ دست، آرنج و شانه در صفحه‌ی

حرکتی ساجیتال نشان داده شده است. در پرتاب‌های موفق، بیشینه گشتاور مفصل مچ دست بیشتر، اما در مفاصل آرنج و شانه کمتر از پرتاب‌های ناموفق بود که تفاوت معنی‌داری در مفصل مچ دست یافت شد ($p = ۰/۰۴۶$). همان‌طور که در جدول ۴ مشاهده می‌کنید، در حرکت آبداکشن شانه در پرتاب‌های موفق، بیشینه‌ی گشتاور کمتر از پرتاب‌های ناموفق بود، اما از لحاظ آماری معنی‌دار نبود.

جدول ۳. سطح زیر منحنی گشتاور - زمان با ضربه‌ی زاویه‌ای و بیشینه‌ی گشتاور مفاصل

در صفحه‌ی ساجیتال

مفاصل	ضربه‌ی زاویه‌ای (نیوتن متر در ثانیه)		بیشینه گشتاور (نیوتن متر)	
	پرتاب ناموفق	پرتاب موفق	پرتاب ناموفق	پرتاب موفق
مچ دست				
میانگین	۰/۲۷	۰/۲۶	۲/۹۴	۳/۷۸
انحراف استاندارد	۰/۰۵	۰/۰۶	۱/۱۵	۱/۱۳
آماره Z	-۰/۸۴۳			-۱/۹۹۲
معنی‌داری	۰/۳۹۹			۰/۰۴۶*
آرنج				
میانگین	۱/۶۰	۱/۶۵	۲۵/۱۸	۲۳/۰۰
انحراف استاندارد	۰/۳۰	۰/۲۵	۶/۱۰	۷/۹۴
آماره Z	-۰/۷۳۴			-۰/۳۱۴
معنی‌داری	۰/۴۶۳			۰/۷۵۳
شانه				
میانگین	۲/۳۱	۲/۳۵	۶۹/۹۰	۶۶/۷۵
انحراف استاندارد	۰/۸۱	۰/۸۶	۲۱/۴۲	۲۰/۰۴
آماره Z	-۰/۷۳۴			-۰/۱۰۵
معنی‌داری	۰/۴۶۳			۰/۹۱۷

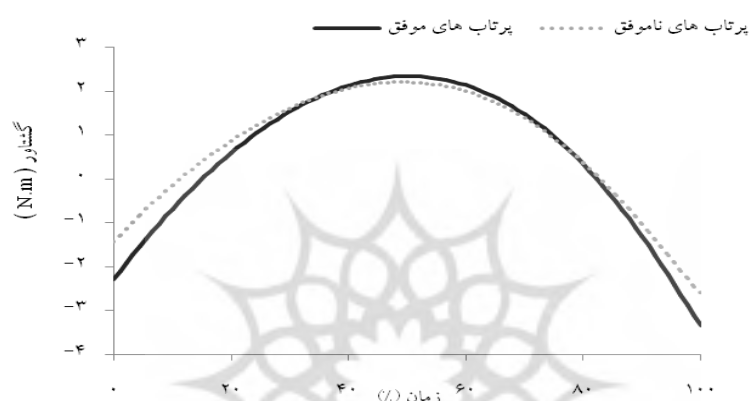
معنی‌داری * ($p = ۰/۰۵$)

جدول ۴. سطح زیر منحنی گشتاور - زمان با ضربه‌ی زاویه‌ای و بیشینه‌ی گشتاور مفصل شانه در

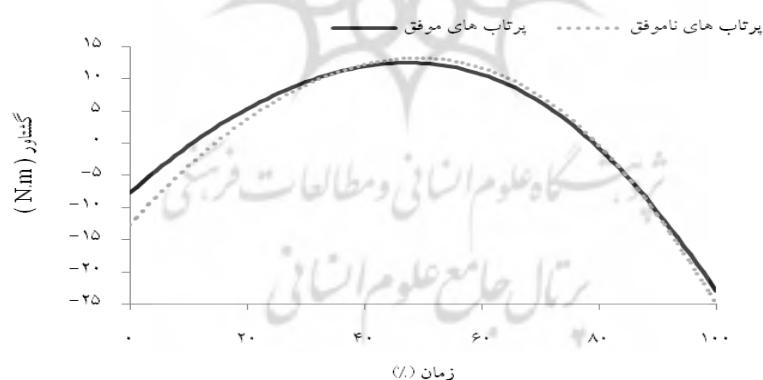
حرکت آبداکشن

مفاصل	ضربه‌ی زاویه‌ای (نیوتن متر در ثانیه)		بیشینه گشتاور (نیوتن متر)	
	پرتاب ناموفق	پرتاب موفق	پرتاب ناموفق	پرتاب موفق
میانگین	۰/۵۲	۰/۵۳	۸/۲۱	۶/۹۵
انحراف استاندارد	۰/۳۹	۰/۳۵	۳/۵۰	۲/۲۳
آماره Z		۰/۱۰۵		-۱/۵۷۲
معنی‌داری		۰/۹۱۶		۰/۱۱۶

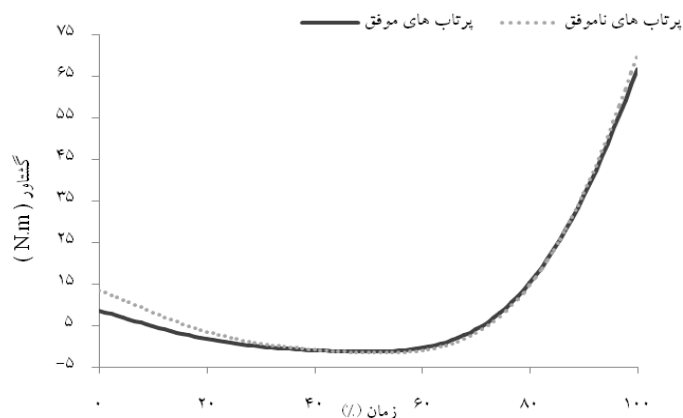
شکل ۳ گشتاور تولیدی حول مفصل مچ دست را در طول حرکت پرتاب آزاد نشان می‌دهد. تقعر منفی در منحنی گشتاور به این معنی است که در مدل دینامیکی مفصل حرکتی ساعت‌گرد داشته‌است. گشتاور به‌دست‌آمده از مدل دینامیکی حول مفصل آرنج در شکل ۴ آورده شده‌است. همچنین گشتاور فلکشن مفصل شانه حین پرتاب آزاد بسکتبال در شکل ۵ و گشتاور آبداکشن مفصل شانه در شکل ۶ نشان داده شده‌است.



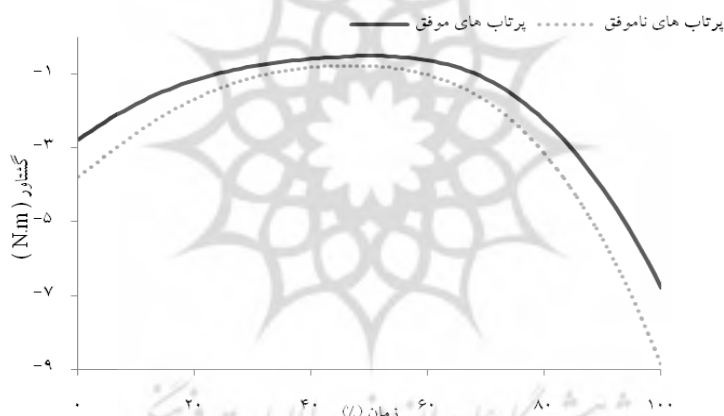
شکل ۳. گشتاور تولیدی حول مفصل مچ دست در طول حرکت



شکل ۴. گشتاور تولیدی حول مفصل آرنج در طول حرکت



شکل ۵. گشتاور تولیدی حول مفصل شانه در حرکت فلکشن



شکل ۶. گشتاور تولیدی حول مفصل شانه در حرکت آبداکشن

بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام تحقیق حاضر، بررسی سینماتیکی و سینتیکی پرتاب‌های آزاد موفق و ناموفق بسکتبال با استفاده از اطلاعات به دست آمده از برنامه‌ی پردازش تصویر و مدل‌سازی دینامیکی در بسکتبالیست‌های حرفه‌ای با میانگین سن $23 \pm 2/09$ سال بود. در بررسی زاویه‌ی فلکشن، مفاصل در صفحه‌ی حرکتی ساجیتال در لحظه‌ی رهایی، مشخص شد که در پرتاب‌های موفق، مفاصل میچ دست و شانه دارای فلکشن بیشتر و مفصل آرنج دارای فلکشن کمتر نسبت به پرتاب‌های ناموفق است. سرعت زاویه‌ای هر سه مفصل در لحظه‌ی رهایی در پرتاب‌های موفق نیز بیشتر از پرتاب‌های ناموفق بود، اما در سرعت زاویه‌ای میچ دست ($0/046 p$) و آرنج

($p < 0/046$) اختلافات معنی‌دار شد. در بررسی مفصل شانه در صفحه‌ی فرونتال مشخص شد که در پرتاب‌های ناموفق مفصل شانه در لحظه‌ی رهایی دارای سرعت زاویه‌ای بیشتر و زاویه‌ی آبداکشن کمتری نسبت به پرتاب‌های موفق است، اما اختلاف معنی‌داری بین تفاوت‌های بدست آمده مشاهده نشد.

دهیل^۱ (۸) در بررسی دو نوع شوت جفت و درجا به اهمیت و سهم جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل مچ دست در شوت درجا برای رسیدن توپ به سرعت مطلوب رهایی پی برد. مولی نیوکس^۲ (۷) دریافت که با وجود نداشتن اختلاف معنی‌دار سرعت زاویه‌ای مفصل مچ دست در پرتاب‌های آزاد موفق بیشتر از پرتاب‌های آزاد ناموفق است (پرتاب‌های موفق = ۳۹۶، پرتاب‌های ناموفق = ۳۹۲ درجه بر ثانیه). از آنجا که پرتاب آزاد نیز به نوعی شوت درجا محسوب می‌شود و بررسی سینماتیکی آن در تحقیق حاضر نشان داد مفصل مچ در پرتاب‌های موفق دارای فلکشن بیشتر ($p < 0/046$) در لحظه‌ی رهایی بوده و سرعت زاویه‌ای ($p < 0/046$) آن نیز نسبت به پرتاب‌های ناموفق بیشتر است، اهمیت مفصل مچ در پرتاب آزاد مشخص می‌شود و تأییدی بر یافته‌های دهیل نیز می‌باشد. به نظر می‌رسد سرعت زاویه‌ای بیشتر در لحظه‌ی رهایی در مفصل مچ دست عاملی در به‌وجودآوردن چرخش زیر توپ باشد و چرخش زیر توپ عاملی است که در اوج گرفتن بیشتر توپ نقش دارد تا اینکه توپ به‌صورت عمودتر وارد حلقه شود.

میزان اکستنشن بیشتر در مفصل آرنج در لحظه‌ی رهایی ($p < 0/028$) در پرتاب‌های موفق، نشان‌دهنده‌ی این است که مفصل آرنج بیشتر باز شده و می‌توان گفت که احتمالاً توپ در پرتاب‌های موفق نسبت به پرتاب‌های ناموفق می‌تواند در ارتفاع بالاتری رها شود. این احتمال با یافته‌های هادسون^۳ که در بررسی سینماتیکی پرتاب آزاد نشان داد افراد با سطح مهارت بالا نسبت به سطح متوسط و پایین، توپ را در ارتفاع بالاتری رها می‌کنند، هم‌خوانی دارد. همچنین مولی نیوکس^۴ (۷) متوجه شد که شرکت‌کنندگان تحقیقش، علی‌رغم معنی‌دارنشدن ارتفاع رهایی توپ، توپ را در پرتاب‌های موفقشان در ارتفاع بالاتری رها کرده‌اند. ساروچاس^۴ (۱۲) در تحقیق خود افراد را به دو گروه تقسیم کرده بود؛ به این صورت که گروه اول با میانگین قد ۱/۹۲ متر، بیشتر از ۸۰ درصد و گروه دوم با میانگین قد ۲/۰۷ متر، کمتر از ۶۰ درصد پرتاب‌های آزاد خود را حین مسابقه گل کرده‌بودند. ساروچاس به این نتیجه دست یافت که بازیکنان گروه دوم به‌صورت معنی‌داری در پرتاب‌هایشان توپ را در ارتفاع بالاتری رها می‌کنند که با یافته‌های هادسون (۱۰) مغایرت دارد.

همچنین در تحقیق حاضر ضربه‌ی زاویه‌ای و بیشینه‌ی گشتاور مفاصل مچ دست و آرنج در صفحه‌ی حرکتی ساجیتال و مفصل شانه در صفحه‌ی فرونتال با استفاده از مدل‌سازی

1. Diehl
2. Mullineaux
3. Hudson
4. Tsarouchas

دینامیکی به دست آمد. در بررسی ضربه‌ی زاویه‌ای مشخص شد که در پرتاب‌های موفق، میزان این پارامتر در مفاصل شانه و آرنج بیشتر و در مفصل مچ دست کمتر از پرتاب‌های ناموفق است، اما اختلاف معنی‌داری بین تفاوت‌ها وجود نداشت. در پرتاب‌های موفق، بیشینه‌ی گشتاور مفاصل آرنج و شانه کمتر و در مفصل مچ دست بیشتر از پرتاب‌های ناموفق بود، اما تنها معنی‌داری بین تفاوت‌ها، در مفصل مچ دست یافت شد ($p = 0.046$). در حرکت آبداکشن شانه در پرتاب‌های موفق، ضربه‌ی زاویه‌ای بیشتر و بیشینه‌ی گشتاور کمتر از پرتاب‌های ناموفق بود، اما اختلاف معنی‌داری بین آنها مشاهده نشد. در تحقیق حاضر، بیشینه‌ی گشتاور مفاصل و همچنین بیشینه‌ی سرعت زاویه‌ای مفاصل در صفحه‌ی حرکتی ساجیتال، در لحظه‌ی رهایی قرار داشت که ارتباط بین سینماتیک و سینتیک مفاصل را نشان می‌دهد. طبق رابطه‌ی $(T = I\alpha = (mr^2)\alpha)$ ، گشتاور با افزایش شتاب زاویه‌ای مفصل یا با افزایش ممان اینرسی افزایش می‌یابد. بنابراین، سرعت زاویه‌ای بیشتر باعث شتاب زاویه‌ای بیشتر و در نهایت گشتاور بیشتر حول یک مفصل می‌شود. بیشینه‌ی گشتاور مچ دست در پرتاب‌های آزاد موفق بیشتر از پرتاب‌های آزاد ناموفق بود ($p = 0.046$) که به احتمال زیاد ناشی از سرعت زاویه‌ای بیشتر در مفصل مچ دست در لحظه‌ی رهایی در پرتاب‌های موفق باشد. در یک نگاه کلی با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر می‌توان گفت که به نظر می‌رسد افزایش در سرعت زاویه‌ای مچ دست که ناشی از گشتاور تولیدی بیشتر در این مفصل است، در موفقیت پرتاب‌های آزاد تأثیر داشته‌است.

منابع

1. Satern, M. Kinematic Parameters of Basketball Jump Shots Projected from Varying Distances. *Proceedings of the 11th International Symposium on Biomechanics in Sports, Amherst, Massachusetts, USA*. 1993. 313-17.
2. Rojas, F., Cepero, M., Oña, A., & Gutiérrez, M. Kinematic adjustments in the basketball jump shot against an opponent. *Ergonomics*. 2000. 43. 1651-60.
3. Miller, S., & Bartlett, R. M. The effects of increased shooting distance in the basketball jump shot. *Journal of sports sciences*. 1993. 11. 285-93.
4. Miller, S., & Bartlett, R. The relationship between basketball shooting kinematics, distance and playing position. *Journal of sports sciences*. 1996. 14. 243-53.
5. Hayes, D. Body Segment contributions to free throw shooting in basketball. *Proceedings of the 5th International Symposium on Biomechanics in Sports, Athens, Greece*. 1987. 205-11.
6. Busko, K., & Klossowski, M. Muscle torque of male basketball players playing at different floor positions. *Proceedings of the 16th International Symposium on Biomechanics in Sports, Konstanz, Germany*. 1998. 19-22.
7. Mullineaux, D. R., & Uhl, T. L. Coordination-variability and kinematics of

- misses versus swishes of basketball free throws. *Journal of sports sciences*. 2010. 28, 1017-24.
8. Diehl, D., Tant, C., Emmons, S., & Osborn, R. A kinematic comparison of the basketball set shot and jump shot at two different distances of female division intercollegiate players. *Proceedings of the 11th International Symposium on Biomechanics in Sports, Amherst, Massachusetts, USA*. 1993. 309-12.
۹. صادقی حیدر، شریعتزاده جنیدی. محمد برهانی کاخکی. زهره احمدآبادی. سمیه. بیومکانیک اجرای شوت جفت موفق و ناموفق بسکتبالیستهای مرد نخبه. نشریه المپیک، سال هفدهم. ۱۳۸۸. ۳: ۱۸-۷.
10. Hudson, J. L. A biomechanical analysis by skill level of free throw shooting in basketball. *Biomechanics in sports*. 1982. 95-02.
11. Satti, S. The Perfect Basketball Shot. *International J Non-Linear Mechanics*. 2004. 22-9.
12. Tsarouchas, E. Kalamaras, K. Giavroglou, A. & Prassas, S. Biomechanical analysis of free shooting in basketball. *Biomech. Sports*. 1990. 6, 551-60.
13. Miller, S. Contribution of selected muscles to basketball shooting. *Proceedings of the 15th International Symposium on Biomechanics in Sports, Denton, Texas, USA*. 1997. 475-81.
14. Miller, S. Electromyographic considerations of inaccuracy in basketball shooting. *Proceedings of the 17th International Symposium on Biomechanics in Sports, Perth, Western Australia, Australia*. 1999. 209-12.
15. Zachry, T., Wulf, G., Mercer, J., & Bezodis, N. Increased movement accuracy and reduced EMG activity as the result of adopting an external focus of attention. *Brain Research Bulletin*. 2005. 67, 304-9.
16. Koh, M. T. H., & Jennings, L. S. Dynamic optimization: inverse analysis for the Yurchenko layout vault in women's artistic gymnastics. *Journal of biomechanic*. 2003. 36, 1177-83.
17. Mills, C., Pain, M. T. G., & Yeadon, M. R. Reducing ground reaction forces in gymnastics' landings may increase internal loading. *Journal of biomechanic*. 2009., 42, 671-8.
18. Neptune, R., & Hull, M. Evaluation of performance criteria for simulation of submaximal steady-state cycling using a forward dynamic model. *Transactions-american society of mechanical engineers journal of biomechanical engineering*. 1998. 120, 334-41.
19. Yokozawa, T., Fujii, N., & Ae, M. Muscle activities of the lower limb during level and uphill running. *Journal of biomechanic*. 2007. 40, 3467-75.
20. Kautz, S., & Hull, M. Dynamic optimization analysis for equipment setup problems in endurance cycling. *Journal of Biomechanic*. 1995., 28, 1391-401.
21. Hamilton, G. R., & Reinschmidt, C. Optimal trajectory for the basketball free throw. *Journal of sports sciences*. 1997. 15, 491-504.

22. Huston, R. L., & Grau, C. A. Basketball shooting strategies—the free throw, direct shot and layup. *Sports Engineering*. 2003. 6, 49-4.
23. Okubo, H., & Hubbard, M. Dynamics of the basketball shot with application to the free throw. *Journal of sports sciences*. 2006. 24, 1303-14.
24. Okubo, H., & Hubbard, M. Identification of basketball parameters for a simulation model. *Procedia Engineerin*. 2010. 2, 3281-6.
25. Okubo, H., & Hubbard, M. Basketball free-throw rebound motions. *Procedia Engineering*. 2011. 13, 194-9.
26. Tran, C. M., & Silverberg, L. M. Optimal release conditions for the free throw in men's basketball. *Journal of sports sciences*. 2008. 26, 1147-55.
27. Payton, C., & Bartlett, R. Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise: the British Association of Sport and Exercise Sciences guidelines. London and New York: Taylor & Francis. 2008. 176-99.
28. Bartlett, R. Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns, Routledge. 2007. 184- 7.
29. Winter, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons Inc. 2005. 9-11, 59-64.
30. Ali Salimi, M.A of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, University of Isfahan.
31. Shahram Lenjannejadian, Assistant professor of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, University of Isfahan.
32. Ahmadreza Movahedi, Assistant professor of Motor Behavior, Faculty of Sport Sciences, University of Isfahan.

ارجاع مقاله به روش ونگوور

سلیمی علی، لنجان نژادیان شهرام، موحدی احمدرضا. مدل دینامیکی برای تحلیل پارامترهای بیومکانیکی پرتاب آزاد بسکتبال. مطالعات طب ورزشی، ۱۳۹۲؛ ۵ (۱۴):

۹۱-۱۰۸



پروہشگاہ علوم انسانی و مطالعات فرہنگی
پرتال جامع علوم انسانی

مدل دینامیکی برای تحلیل پارامترهای بیومکانیکی پرتاب آزاد بسکتبال

علی سلیمی^۱، شهرام لنجان نژادیان^۲، احمد رضا موحدی^۳

۱- کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزش، دانشکده علوم ورزشی دانشگاه اصفهان*

۲- استادیار بیومکانیک ورزش، دانشکده علوم ورزشی دانشگاه اصفهان

۳- استادیار رفتار حرکتی، دانشکده علوم ورزشی دانشگاه اصفهان

تاریخ پذیرش: ۹۲/۰۵/۲۵

تاریخ دریافت: ۹۱/۱۱/۲۴

چکیده

هدف از انجام تحقیق حاضر، بررسی سینماتیکی و سینتیکی پرتاب‌های آزاد موفق و ناموفق بسکتبال با استفاده از اطلاعات به‌دست‌آمده از برنامه‌ی پردازش تصویر و مدل‌سازی دینامیکی بود. شرکت‌کنندگان شش نفر از بسکتبالیست‌های حرفه‌ای با میانگین سن $23 \pm 2/09$ سال بودند. برنامه‌ی پردازش تصویر در MATLAB طراحی شد تا مختصات دو بعدی به‌دست‌آمده از تصویر دوربین‌ها (u & v) را به زوایای بین مفاصل تبدیل کند. زوایای محاسبه‌شده‌ی بین مفاصل به‌عنوان ورودی به مدل دینامیکی داده‌شد و اطلاعات سینتیکی مانند ضربه‌ی زاویه‌ای و بیشینه‌ی گشتاور به‌عنوان خروجی به‌دست آمد. از آزمون ناپارامتریک ویلکاکسون با نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۱۸ برای مقایسه‌ی پرتاب‌های موفق و ناموفق در سطح $0/05$ استفاده شد. نتایج نشان داد در پرتاب‌های موفق، مفصل مچ دست ($p \leq 0/046$) دارای فلکشن بیشتر و مفصل آرنج ($p \leq 0/028$) دارای فلکشن کمتر نسبت به پرتاب‌های ناموفق است. سرعت زاویه‌ای هر سه مفصل در لحظه‌ی رهایی در پرتاب‌های موفق بیشتر از پرتاب‌های ناموفق بود، اما در سرعت زاویه‌ای مچ دست و آرنج اختلافات، معنی‌دار شد. در بررسی ضربه‌ی زاویه‌ای اختلاف معنی‌داری بین پرتاب موفق و ناموفق وجود نداشت، اما در پرتاب‌های موفق، بیشینه‌ی گشتاور مفصل مچ دست بیشتر از پرتاب‌های ناموفق بود ($p \leq 0/046$). در یک نگاه کلی، به‌نظر می‌رسد افزایش در سرعت زاویه‌ای مفصل مچ دست که ناشی از گشتاور بیشتر در این مفصل می‌باشد، در موفقیت پرتاب‌های آزاد تأثیر داشته‌است.

واژگان کلیدی: مدل دینامیکی، بیومکانیک، پرتاب آزاد بسکتبال، دوربین پرسرعت

Email: salimiali2011@yahoo.com

* نویسندهٔ مسئول:

مقدمه

بیومکانیک حرکات انسان یک علم بین رشته‌ای شامل اصول فیزیکی و بیولوژیکی است که حرکات انسان را توصیف، تحلیل و ارزیابی می‌کند (۲۹). بنابراین به کمک پارامترهای سینماتیکی و سینتیکی آن می‌توان تمامی حرکات ورزشی از جمله پرتاب آزاد بسکتبال را مورد بررسی قرار داد. مطالعات بیومکانیکی به دو روش کلی صورت می‌گیرد. روش اول به صورت تجربی و آزمایشگاهی^۱ است که با دستگاه‌های مختلف مانند دوربین، الکترومایوگرام^۲، صفحه‌ی نیرو^۳ و صفحه‌ی فشار^۴ به ثبت پارامترهای بیومکانیکی می‌پردازند که به نوعی توصیف مکانیکی حرکت است و در روش دوم، مدل‌سازی حرکات ورزشی صورت می‌گیرد که هدف آن استخراج و استنتاج کمیت‌های ثانویه‌ای است که برای تحلیل حرکت مورد استفاده قرار می‌گیرند. دینامیک شاخه‌ای از علم مکانیک است که به بررسی حرکت می‌پردازد و تمامی حرکات از جمله حرکات ورزشی را می‌توان با استفاده از آن مورد بررسی قرار داد. برای استفاده از دینامیک حرکت باید مدلی از سیستم مورد نظر ارائه داد. در مدل‌سازی حرکات انسان به دلیل پیچیدگی آن نیاز به یک سری ساده‌سازی‌ها است که مثلاً در مدل‌های اجسام صلب^۵ اندام انسان به‌عنوان عضوهای صلب در نظر گرفته می‌شوند (۲۷). در ساخت مدل باید تعداد عضوها، تعداد و نوع مفاصل و صلب یا غیرصلب بودن عضوها را مشخص کرد. در مدل‌سازی دینامیکی حرکات ورزشی از دو روند دینامیک مستقیم^۶ و دینامیک معکوس^۷ استفاده می‌شود. در رهیافت دینامیک مستقیم از ورودی‌های سینتیکی مانند نیرو، خروجی‌های سینماتیکی مانند سرعت به دست می‌آید که تحقیقاتی در این زمینه در رشته‌های مختلف انجام شده است (۱۷، ۱۸). در حالی که در رهیافت دینامیک معکوس از ورودی‌های سینماتیکی مانند سرعت و شتاب خروجی‌های سینتیکی مانند نیرو و گشتاور محاسبه می‌شود که کاربرد آن در بیومکانیک ورزش بیشتر است و در ورزش‌های مختلف از این روند برای انجام تحقیقات بهره برده‌اند (۱۶، ۱۹). محققان زیادی از پارامترهای سینماتیکی شخص ورزشکار مانند توالی حرکت اندام‌ها، زمان‌بندی این حرکات، جابه‌جایی و سرعت حرکت اندام‌ها و مفاصل برای توصیف انواع شوت بسکتبال بهره برده‌اند (۹-۱). بعضی از محققان توجه خود را بر روی پارامترهای سینماتیکی

-
1. Experimental
 2. Electromyogram
 3. Force platform
 4. Pressure platform
 5. Rigid-body models
 6. Forward dynamic
 7. Inverse dynamic

توپ بسکتبال مانند سرعت اولیه‌ی توپ، زاویه‌ی رهایی توپ، ارتفاع رهایی و چرخش توپ معطوف کرده‌اند (۱۲-۴۰۷،۹). در مورد استفاده از پارامترهای سینتیکی تحقیقات محدودی صورت گرفته‌است که در طی آن نیروهای خارجی وارد بر بسکتبالیست (۹) و نیروهای داخلی تولیدشده توسط فعالیت عضلانی (۱۵-۱۳) بررسی شده‌است. همچنین محققان در تحقیقاتی به بررسی تأثیر فاصله‌ی بسکتبالیست از حلقه بر روی پارامترهای بیومکانیکی اجرا (۳،۴،۶)، سهم هر یک از اندام‌ها در اجرای شوت (۳،۵،۱۲)، مقایسه‌ی سینماتیکی اندام‌ها و پارامترهای رهایی توپ مانند سرعت رهایی و ارتفاع رهایی در شوت‌های مختلف (۵،۶) و مقایسه‌ی سینماتیک حرکت اندام‌های بازیکنان در پست‌ها و سطح‌های مختلف (۴،۱۳) پرداخته‌اند.

پرتاب آزاد در بسکتبال یکی از تکنیک‌های مهم در این رشته‌ی ورزشی و راهی برای کسب امتیاز بدون مزاحمت یار حریف است. بررسی بیومکانیکی پرتاب آزاد به صورت تجربی در دنیا مورد توجه محققان بوده‌است (۷،۸،۱۰،۱۱). روش‌های تجربی در حیطه‌ی بیومکانیک که اغلب توسط دستگاه‌های مختلف آزمایشگاهی صورت می‌گیرد، دارای محدودیت‌هایی است؛ از جمله نیاز به دستگاه‌های آزمایشگاهی پیشرفته، وقت‌گیر بودن و صرف هزینه‌ی زیاد. این روش تنها قادر است به بررسی پارامترهای بیومکانیکی فرد یا افرادی بپردازد که در شرایط خاصی به انجام حرکتی ورزشی پرداخته‌اند و قابل تعمیم به افراد دیگر با شرایط متفاوت نیست. از طرفی در سالیان اخیر محققان برای تحلیل و بررسی حرکات ورزشی به مدل‌سازی دینامیکی روی آورده‌اند (۱۸-۲۰). همچنین اجرای مدل در شرایط متفاوت و افراد متفاوت قابلیت تعمیم و پیش‌گویی پارامترهای بیومکانیکی را در این روش فراهم می‌سازد. مدل‌های دینامیکی که تا کنون برای پرتاب آزاد بسکتبال ارائه شده‌اند، همگی توپ و پارامترهای مربوط به آن را مورد توجه قرار داده‌اند. در این مدل‌ها محققان با شبیه‌سازی^۱ توپ در لحظه‌ی رهایی، مسیر پرواز و لحظه‌ی برخورد توپ با حلقه یا تخته بر آن بوده‌اند که ورزشکار بتواند با الگوگرفتن از این مدل‌ها اجرای بهتری در پرتاب آزاد داشته‌باشد (۲۶-۲۱). بنابراین، با توجه به توانایی بالقوه مدل‌سازی جهت پیش‌بینی الگوهای اجرایی و تحلیل بیومکانیکی حرکات، در تحقیق حاضر بر آن خواهیم بود که با ارائه‌ی مدلی دینامیکی از اندام فوقانی و بررسی پارامترهای بیومکانیکی به تجزیه و تحلیل پرتاب آزاد بپردازیم.

1. Simulation

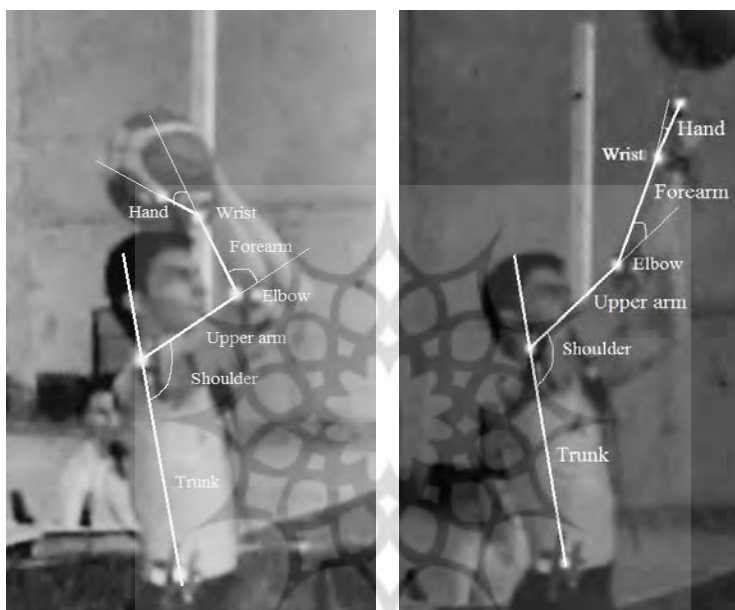
روش پژوهش

شرکت کنندگان

شش نفر از بسکتبالیست‌های حرفه‌ای که در سوپرلیگ بسکتبال سابقه‌ی عضویت داشتند، با میانگین سنی $23 \pm 2/09$ سال، قد $183 \pm 5/21$ سانتی‌متر، وزن $80/33 \pm 11/58$ کیلوگرم و سابقه‌ی ورزشی $9/16 \pm 2/33$ سال، با کسب رضایت در آزمون شرکت کردند. شرکت‌کننده‌ها همگی راست دست بودند و دارای هیچ‌نوع آسیب‌دیدگی در اندام پرتاب‌کننده‌ی خود نبودند. شرکت‌کنندگان پس از گرم‌کردن و اعلام آمادگی برای انجام آزمون‌ها و پس از نصب مارکرها پرتاب‌های خود را انجام دادند. از بین پرتاب‌های شرکت‌کنندگان برای تحلیل اطلاعات بیومکانیکی، دو پرتاب موفق و دو پرتاب ناموفق هر فرد انتخاب شد. برای ثبت سینماتیک پرتاب آزاد از دو دوربین پرسرعت استفاده شد تا سینماتیک مچ دست و آرنج در صفحه‌ی ساجیتال و سینماتیک شانه در صفحات ساجیتال و فرونتال به‌دست آید. پس از اتمام آزمون‌ها و اخذ سینماتیک حرکت، در نرم‌افزار شبیه‌ساز مکانیکی، مدل دینامیکی از اندام بالاتنه‌ی پرتاب‌کننده‌ی آزاد بسکتبال ساخته شد تا با ورودی‌های سینماتیکی شامل زوایای مفاصل در هر لحظه از زمان و آنتروپومتری بدن به سینتیک حرکت شامل گشتاور تولیدی در مفاصل دست یابیم.

از آنجا که سینماتیک حرکت مفاصل یکی از ورودی‌های مدل دینامیکی است، از دوربین جهت ثبت سینماتیک حرکت مفاصل حین پرتاب آزاد بسکتبال استفاده شد. فرض شد که حرکت اندام بالاتنه پرتاب‌کننده‌ی آزاد بسکتبال در دو صفحه‌ی ساجیتال و فرونتال صورت می‌گیرد. به این منظور از دو دوربین پرسرعت Casio ZR-200 در فرکانس ۲۴۰ هرتز برای ثبت سینماتیک مفاصل و تحلیل حرکت در سه بعد استفاده شد. دوربین‌ها با زاویه‌ی ۹۰ درجه نسبت به هم در سمت راست پرتاب‌کننده‌ها و در فاصله‌ی ۳ متری نسبت به مرکز فریم کالیبره قرار داده شد. فریم کالیبراسیون که پرتاب‌کننده در آن حرکات خود را انجام می‌داد، به‌صورت یک فضای مکعبی به ابعاد $1/5 \times 1/75 \times 1/5$ متر طراحی شد. جهت ثبت موقعیت مفاصل از ۵ مارکر LED که همگی در طرف راست اندام پرتاب‌کننده قرار داشت، استفاده شد. مارکرها بر روی مفاصل مچ دست، آرنج، شانه، لگن و مفصل بین استخوان کف دست و اولین بند انگشت کوچک قرار داده شد. شکل شماره‌ی ۱ ابتدا و انتهای فاز حرکتی بسکتبالیست را جهت تحلیل حرکت نشان می‌دهد. پس از به‌دست آوردن مختصات XYZ مارکرها در فضا، با استفاده از هندسه و ضرب داخلی بردارها زوایای بین مفاصل در هر لحظه از زمان حرکت محاسبه شد. مثلاً میزان اکستنشن آرنج توسط زاویه‌ی بین ساعد و راستای بازو مشخص شده‌است. همان‌طور که در

شکل ۱ مشخص است، زوایای مفاصل در صفحه‌ی حرکتی ساجیتال، اندام‌ها و محل قرارگیری مارکرها نشان داده شده‌است. با استفاده از موقعیت فضایی (X,Y,Z) مفاصل پارامترهای سینماتیکی شامل زوایا و سرعت زوایای مفاصل مچ دست، آرنج و شانه محاسبه شد. فاز مورد نظر برای تحلیل حرکت یک فریم قبل از لحظه‌ای که توپ بالای سر آزمودنی است، شروع شد و تا یک فریم بعد از لحظه‌ی رهایی توپ مورد بررسی قرار گرفت.



شکل ۱. اندام فوقانی بسکتبالیست و زوایای مفاصل در ابتدا (سمت چپ) و انتهای (سمت راست) فاز حرکتی انتخاب شده

ساخت مدل دینامیکی

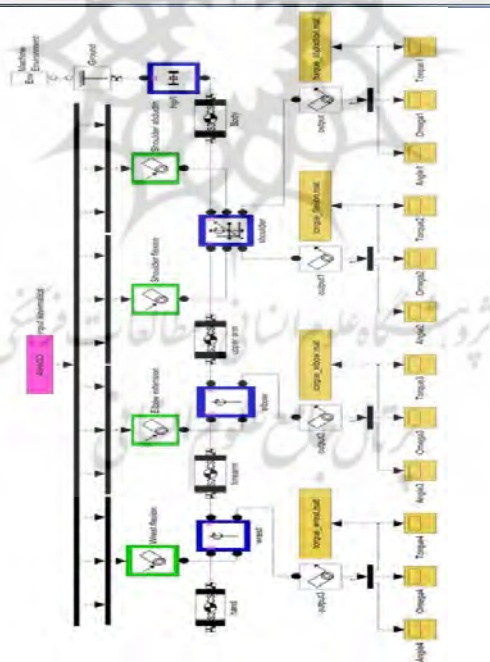
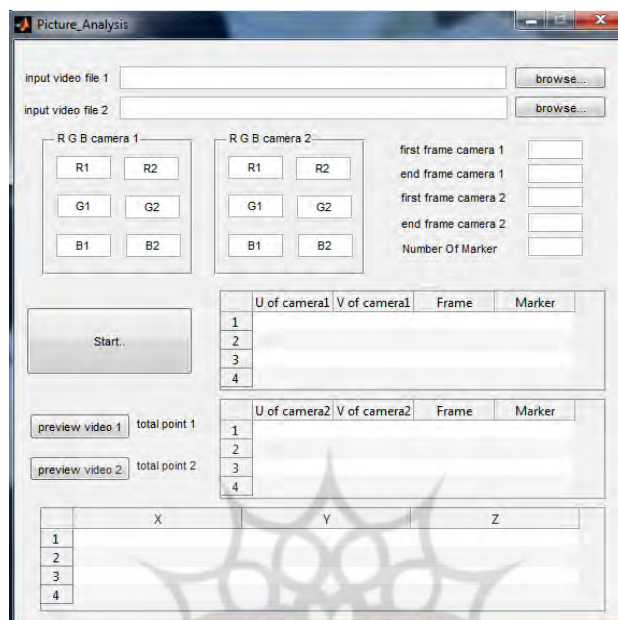
برای تجزیه و تحلیل حرکت با استفاده از خروجی‌های مدل دینامیکی پرتاب آزاد بسکتبال، نیاز به استفاده از نرم‌افزار شبیه‌ساز مکانیکی وجود داشت. نرم‌افزار مورد استفاده در این تحقیق جهت ساخت مدل دینامیکی پرتاب آزاد بسکتبال، بسته‌ی نرم‌افزار شبیه‌ساز مکانیکی SimMechanics بود که جعبه ابزاری در نرم‌افزار MATLAB^۱ است. جعبه‌ی نرم‌افزاری SimMechanics یک محیط مدل‌سازی است که هدف آن شبیه‌سازی مدل‌های مکانیکی اجسام صلب متصل به هم است و یک سیستم مکانیکی متصل به هم را به وسیله‌ی بلوک‌هایی

1. MATLAB

که توسط رابط به هم متصل شده‌اند، ارائه می‌دهد. علاوه بر SimMechanics از نرم‌افزار MATLAB جهت برنامه‌نویسی نیز استفاده شد. نرم‌افزار MATLAB قابلیت خواندن فیلم با فرمت‌های متعددی را دارا است. بنابراین جهت به‌دست‌آوردن موقعیت فضایی مارکرها در نرم‌افزار MATLAB برنامه‌ای به‌صورت یک رابط گرافیکی طراحی شد. این رابط گرافیکی فایل‌های ویدیویی ثبت‌شده توسط دو دوربین را به‌عنوان ورودی دریافت می‌کند و موقعیت فضایی مارکرها را محاسبه می‌کند. تمامی رنگ‌های موجود در یک تصویر با دامنه‌ی عددی صفر تا ۲۵۵ برای سه رنگ اصلی قرمز، سبز و آبی (RGB) قابل شناسایی است. مثلاً رنگ مشکی هر سه عدد RGB صفر و رنگ قرمز دارای $R = 255$ و $G = B = 0$ است. برای محاسبه‌ی موقعیت مارکرها، برنامه‌ی طراحی‌شده بر اساس محدوده‌ی RGB عمل می‌کند. بنابراین از دیودهای نورانی (LED) که دارای محدوده‌ی RGB بالا و نزدیک به عدد ۲۵۵ برای هر سه رنگ اصلی است، استفاده شد. عملکرد برنامه به این صورت بود که مارکرها را با توجه به دامنه‌ی RGB پیدا می‌کرد و میانگین مختصات پیکسلی هر مارکر را در هر فریم به‌دست می‌آورد. مختصات پیکسلی هر مارکر در دو دوربین، در رابطه‌ی تبدیل خطی مستقیم^۱ قرار می‌گرفت تا مختصات سه بعدی یا XYZ مارکرها که بر روی مفاصل قرار داشت را محاسبه کند. در ادامه از مختصات XYZ به‌دست‌آمده‌ی زوایای بین مفاصل محاسبه شد که ورودی سینماتیکی مدل دینامیکی ساخته شده در SimMechanics است. مدل ساخته شده از پرتاب‌کننده‌ی آزاد بسکتبال در جعبه‌ی نرم‌افزاری SimMechanics، شامل بلوک‌ها و ارتباط آنها در شکل ۲ (سمت چپ) نشان داده شده است. همچنین رابط گرافیکی طراحی‌شده در نرم‌افزار متلب در شکل ۲ (سمت راست) نشان داده شده است.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتاب جامع علوم انسانی

1. Direct Linear Transformation (DLT)



شکل ۲. مدل دینامیکی ساخته شده در نرم افزار SimMechanics (بالا) رابط گرافیکی طراحی شده در MATLAB (سمت پایین)

برای محاسبه‌ی XYZ هر مارکر در فضا، ابتدا باید پارامترهای L1 تا L11 هر دو دوربین محاسبه شود. جهت محاسبه‌ی L1 تا L11 هر دوربین، شش نقطه در فضا را که مختصات فضایی آنها مشخص است و فریم کالیبراسیون را تشکیل می‌دهد، در نظر گرفته شد. مختصات پیکسلی یا U و V شش نقطه در برنامه به‌دست آمد و همراه با مختصات فضایی شش نقطه در رابطه‌ی ۱ قرار داده شد تا دوازده معادله برای هر دوربین به‌دست آید. سپس از روش عددی حداقل مربعات ۱ برای حل معادلات و به‌دست آوردن یازده پارامتر مجهول هر دوربین از دوازده معادله موجود، استفاده شد (۲۸).

$$V = \frac{L_2X + L_6Y + L_7Z + L_8}{L_9X + L_{10}Y + L_{11}Z + 1} \quad U = \frac{L_1X + L_2Y + L_5Z + L_4}{L_3X + L_{10}Y + L_{11}Z + 1} \quad \text{رابطه (۱)}$$

در رابطه‌ی فوق U و V مختصات پیکسلی شش نقطه در تصویر، XYZ مختصات فضایی شش نقطه است که می‌دانیم و L1 تا L11 پارامترهای دوربین است که باید محاسبه شود. در ادامه برای به‌دست آوردن مختصات XYZ هر مارکر، U و V مارکرها و پارامترهای محاسبه‌شده در مرحله‌ی قبل در رابطه‌ی ۱ برای هر دو دوربین نوشته شد و چهار معادله به‌دست آمد و تنها سه مجهول (XYZ) وجود داشت که از روش عددی حداقل مربعات برای حل معادلات و به‌دست آوردن مختصات فضایی مارکرها استفاده شد.

برای اجرای مدل ساخته‌شده، داده‌هایی مناسب مورد نیاز است که به‌عنوان ورودی به مدل داده شود. این داده‌ها بستگی به روش انتخابی برای تحلیل و اجرای مدل دارد. برای تحلیل مدل به روش دینامیک معکوس یا مدل‌سازی با محرک سینماتیکی، زوایای مفاصل در هر لحظه از زمان به‌عنوان داده‌های ورودی نیاز است تا نیروها و گشتاورهای مفاصل در هر لحظه از زمان به‌عنوان اطلاعات خروجی محاسبه شود (۲۷). در این تحقیق مدل دینامیکی ساخته‌شده در نرم‌افزار MATLAB با روش دینامیک معکوس تحلیل شد. علاوه بر داده‌های سینماتیکی مفاصل و اندام‌ها که با استفاده از رابط گرافیکی مذکور به‌دست آمد، پارامترهای آنتروپومتریک مانند جرم، طول و محل مرکز ثقل هر عضو نیز به‌عنوان ورودی به مدل داده شد. برای به‌دست آوردن آنتروپومتری اندام‌های بدن در کتاب‌های بیومکانیکی روش‌های مختلفی بیان شده‌است که یکی از این روش‌ها مدل آنتروپومتریک تناسبی است. دو مقدار قد و جرم فرد به‌عنوان ورودی به مدل آنتروپومتریک داده می‌شود و خروجی‌هایی مانند جرم، محل مرکز جرم، طول و ممان اینرسی هر عضو به‌دست می‌آید (۲۹).

پس از محاسبه‌ی پارامترهای سینماتیکی و سینتیکی حاصل از مدل دینامیکی پرتاب آزاد بسکتبال با استفاده از نرم‌افزار آماری SPSS نسخه‌ی ۱۸، شاخص‌های آماری میانگین و انحراف معیار برای توصیف اطلاعات جمع‌آوری شده محاسبه شد. در ادامه برای استفاده از آزمون‌های استنباطی به علت کمبود تعداد نمونه‌ها، جهت بررسی طبیعی و یا غیرطبیعی بودن داده‌ها از آزمون آماری شاپیرو-ویلک^۱ استفاده شد و به علت طبیعی نبودن داده‌ها برای مقایسه‌ی پرتاب‌های موفق و ناموفق از آزمون ناپارامتریک ویلکاکسون^۲ با سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

نتایج

نتایج سینماتیکی مفاصل حین پرتاب آزاد در صفحه‌ی حرکتی ساجیتال در جدول ۱ و در صفحه‌ی حرکتی فرونتال در جدول ۲ نشان داده شده‌است. در پرتاب‌های موفق در لحظه‌ی رهایی، مفاصل مچ دست و شانه دارای فلکشن بیشتر و مفصل آرنج دارای فلکشن کمتر نسبت به پرتاب‌های ناموفق بودند که از نظر آماری در دو مفصل مچ (p = ۰/۰۴۶) و آرنج (p = ۰/۰۲۸) معنی‌دار شد. سرعت زاویه‌ای هر سه مفصل مچ دست، آرنج و شانه در لحظه‌ی رهایی در پرتاب‌های موفق بیشتر از پرتاب‌های ناموفق بود، اما این تفاوت در سرعت زاویه‌ای مفاصل مچ دست (p = ۰/۰۴۶) و آرنج (p = ۰/۰۴۶) در لحظه‌ی رهایی معنی‌دار شد. در بررسی مفصل شانه در صفحه‌ی فرونتال مشخص شد که در پرتاب‌های ناموفق مفصل شانه در لحظه‌ی رهایی دارای سرعت زاویه‌ای بیشتر است، اما اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

1. Shapiro - Wilk
2. Wilcoxon test

جدول ۱. زاویه‌ی مفاصل در لحظه‌ی رهایی و سرعت زاویه‌ای مفاصل در لحظه‌ی رهایی در صفحه‌ی ساجیتال

زاویه‌ی مفاصل در لحظه‌ی رهایی (درجه)		سرعت زاویه‌ای مفاصل (رادیان بر ثانیه)		مفاصل
پرتاب موفق	پرتاب ناموفق	پرتاب موفق	پرتاب ناموفق	
مچ دست				
۹/۹۲	۷/۱۸	۸/۳۸	۶/۲۷	میانگین
۶/۰۹	۴/۵۷	۵/۵۷	۴/۱۸	انحراف استاندارد
-۱/۹۹۲		-۱/۹۹۲		آماره Z
۰/۰۴۶*		۰/۰۴۶*		معنی‌داری
آرنج				
۲۸/۴	۳۴/۸۵	-۱۴/۴۱	-۱۳/۰۷	میانگین
۱۱/۳۶	۷/۵۳	۱/۸۸	۱/۳	انحراف استاندارد
-۲/۲۰۱		-۱/۹۹۲		آماره Z
۰/۰۲۸*		۰/۰۴۶*		معنی‌داری
شانه				
۱۲۸/۶	۱۲۶/۴۲	۵/۹۳	۵/۴۹	میانگین
۷/۲۱	۸/۶۲	۱/۲۲	۱/۶۲	انحراف استاندارد
-۱/۷۸۲		-۱/۷۸۲		آماره Z
۰/۰۷۵		۰/۰۷۵		معنی‌داری

معنی‌داری * (p < ۰/۰۵)

جدول ۲. زاویه‌ی مفصل شانه و سرعت زاویه‌ای مفصل شانه در لحظه‌ی رهایی در صفحه‌ی فرونتال

زاویه‌ی مفصل شانه در لحظه‌ی رهایی (درجه)		سرعت زاویه‌ای (رادیان بر ثانیه)		مفاصل
پرتاب موفق	پرتاب ناموفق	پرتاب موفق	پرتاب ناموفق	
۱۶۷/۴۷	۱۶۷/۴۶	۰/۵۲	۰/۶۴	میانگین
۵/۱۳	۴/۰۱	۰/۱۴	۰/۲۹	انحراف استاندارد
-۰/۱۳۵		-۰/۹۴۳		آماره Z
۰/۸۹۳		۰/۳۴۵		معنی‌داری

نتایج سینتیکی مفاصل حین پرتاب آزاد بسکتبال در صفحه‌ی حرکتی ساجیتال در جدول ۳ و در صفحه‌ی حرکتی فرونتال در جدول ۴ آورده شده است. در جدول ۳ میانگین، انحراف استاندارد و معنی‌داری آماری پارامترهای سینتیکی شامل قدر مطلق سطح زیر منحنی گشتاور بر حسب زمان و قدر مطلق بیشینه‌ی گشتاور مفاصل مچ دست، آرنج و شانه در صفحه‌ی

حرکتی ساجیتال نشان داده شده است. در پرتاب‌های موفق، بیشینه گشتاور مفصل مچ دست بیشتر، اما در مفاصل آرنج و شانه کمتر از پرتاب‌های ناموفق بود که تفاوت معنی‌داری در مفصل مچ دست یافت شد ($p = ۰/۰۴۶$). همان‌طور که در جدول ۴ مشاهده می‌کنید، در حرکت آبداکشن شانه در پرتاب‌های موفق، بیشینه‌ی گشتاور کمتر از پرتاب‌های ناموفق بود، اما از لحاظ آماری معنی‌دار نبود.

جدول ۳. سطح زیر منحنی گشتاور - زمان با ضربه‌ی زاویه‌ای و بیشینه‌ی گشتاور مفاصل

در صفحه‌ی ساجیتال

مفاصل	ضربه‌ی زاویه‌ای (نیوتن متر در ثانیه)		بیشینه گشتاور (نیوتن متر)	
	پرتاب ناموفق	پرتاب موفق	پرتاب ناموفق	پرتاب موفق
مچ دست				
میانگین	۰/۲۷	۰/۲۶	۲/۹۴	۳/۷۸
انحراف استاندارد	۰/۰۵	۰/۰۶	۱/۱۵	۱/۱۳
آماره Z	-۰/۸۴۳			-۱/۹۹۲
معنی‌داری	۰/۳۹۹			۰/۰۴۶*
آرنج				
میانگین	۱/۶۰	۱/۶۵	۲۵/۱۸	۲۳/۰۰
انحراف استاندارد	۰/۳۰	۰/۲۵	۶/۱۰	۷/۹۴
آماره Z	-۰/۷۳۴			-۰/۳۱۴
معنی‌داری	۰/۴۶۳			۰/۷۵۳
شانه				
میانگین	۲/۳۱	۲/۳۵	۶۹/۹۰	۶۶/۷۵
انحراف استاندارد	۰/۸۱	۰/۸۶	۲۱/۴۲	۲۰/۰۴
آماره Z	-۰/۷۳۴			-۰/۱۰۵
معنی‌داری	۰/۴۶۳			۰/۹۱۷

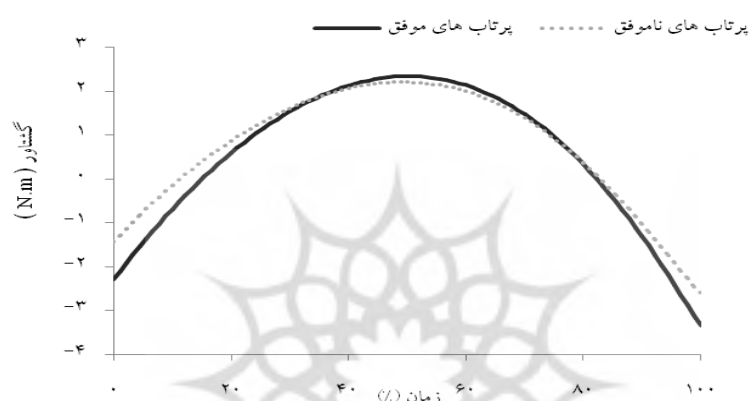
معنی‌داری * ($p = ۰/۰۵$)

جدول ۴. سطح زیر منحنی گشتاور - زمان با ضربه‌ی زاویه‌ای و بیشینه‌ی گشتاور مفصل شانه در

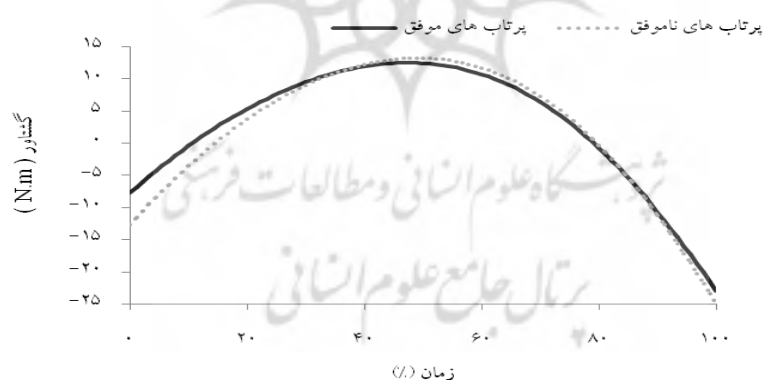
حرکت آبداکشن

مفاصل	ضربه‌ی زاویه‌ای (نیوتن متر در ثانیه)		بیشینه گشتاور (نیوتن متر)	
	پرتاب ناموفق	پرتاب موفق	پرتاب ناموفق	پرتاب موفق
میانگین	۰/۵۲	۰/۵۳	۸/۲۱	۶/۹۵
انحراف استاندارد	۰/۳۹	۰/۳۵	۳/۵۰	۲/۲۳
آماره Z		۰/۱۰۵		-۱/۵۷۲
معنی‌داری		۰/۹۱۶		۰/۱۱۶

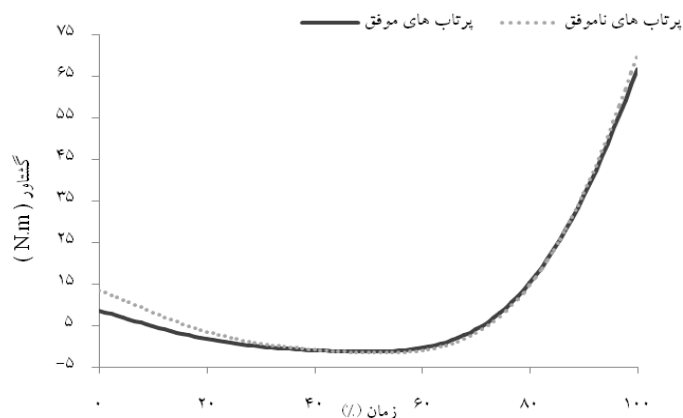
شکل ۳ گشتاور تولیدی حول مفصل مچ دست را در طول حرکت پرتاب آزاد نشان می‌دهد. تقعر منفی در منحنی گشتاور به این معنی است که در مدل دینامیکی مفصل حرکتی ساعت‌گرد داشته‌است. گشتاور به‌دست‌آمده از مدل دینامیکی حول مفصل آرنج در شکل ۴ آورده‌شده‌است. همچنین گشتاور فلکشن مفصل شانه حین پرتاب آزاد بسکتبال در شکل ۵ و گشتاور آبداکشن مفصل شانه در شکل ۶ نشان داده‌شده‌است.



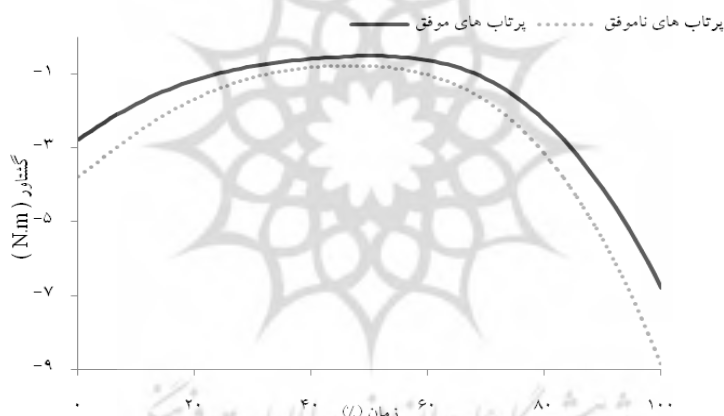
شکل ۳. گشتاور تولیدی حول مفصل مچ دست در طول حرکت



شکل ۴. گشتاور تولیدی حول مفصل آرنج در طول حرکت



شکل ۵. گشتاور تولیدی حول مفصل شانه در حرکت فلکشن



شکل ۶. گشتاور تولیدی حول مفصل شانه در حرکت آبداکشن

بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام تحقیق حاضر، بررسی سینماتیکی و سینتیکی پرتاب‌های آزاد موفق و ناموفق بسکتبال با استفاده از اطلاعات به دست آمده از برنامه‌ی پردازش تصویر و مدل‌سازی دینامیکی در بسکتبالیست‌های حرفه‌ای با میانگین سن 21.09 ± 23 سال بود. در بررسی زاویه‌ی فلکشن مفاصل در صفحه‌ی حرکتی ساجیتال در لحظه‌ی رهایی، مشخص شد که در پرتاب‌های موفق، مفاصل میچ دست و شانه دارای فلکشن بیشتر و مفصل آرنج دارای فلکشن کمتر نسبت به پرتاب‌های ناموفق است. سرعت زاویه‌ای هر سه مفصل در لحظه‌ی رهایی در پرتاب‌های موفق نیز بیشتر از پرتاب‌های ناموفق بود، اما در سرعت زاویه‌ای میچ دست (0.46 rad/s) و آرنج

($p = 0/046$) اختلافات معنی‌دار شد. در بررسی مفصل شانه در صفحه‌ی فرونتال مشخص شد که در پرتاب‌های ناموفق مفصل شانه در لحظه‌ی رهایی دارای سرعت زاویه‌ای بیشتر و زاویه‌ی آبداکشن کمتری نسبت به پرتاب‌های موفق است، اما اختلاف معنی‌داری بین تفاوت‌های بدست آمده مشاهده نشد.

دهیل^۱ (۸) در بررسی دو نوع شوت جفت و درجا به اهمیت و سهم جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل مچ دست در شوت درجا برای رسیدن توپ به سرعت مطلوب رهایی پی برد. مولی نیوکس^۲ (۷) دریافت که با وجود نداشتن اختلاف معنی‌دار سرعت زاویه‌ای مفصل مچ دست در پرتاب‌های آزاد موفق بیشتر از پرتاب‌های آزاد ناموفق است (پرتاب‌های موفق = ۳۹۶، پرتاب‌های ناموفق = ۳۹۲ درجه بر ثانیه). از آنجا که پرتاب آزاد نیز به نوعی شوت درجا محسوب می‌شود و بررسی سینماتیکی آن در تحقیق حاضر نشان داد مفصل مچ در پرتاب‌های موفق دارای فلکشن بیشتر ($p = 0/046$) در لحظه‌ی رهایی بوده و سرعت زاویه‌ای ($p = 0/046$) آن نیز نسبت به پرتاب‌های ناموفق بیشتر است، اهمیت مفصل مچ در پرتاب آزاد مشخص می‌شود و تأییدی بر یافته‌های دهیل نیز می‌باشد. به نظر می‌رسد سرعت زاویه‌ای بیشتر در لحظه‌ی رهایی در مفصل مچ دست عاملی در به‌وجودآوردن چرخش زیر توپ باشد و چرخش زیر توپ عاملی است که در اوج گرفتن بیشتر توپ نقش دارد تا اینکه توپ به‌صورت عمودتر وارد حلقه شود.

میزان اکستنشن بیشتر در مفصل آرنج در لحظه‌ی رهایی ($p = 0/028$) در پرتاب‌های موفق، نشان‌دهنده‌ی این است که مفصل آرنج بیشتر باز شده و می‌توان گفت که احتمالاً توپ در پرتاب‌های موفق نسبت به پرتاب‌های ناموفق می‌تواند در ارتفاع بالاتری رها شود. این احتمال با یافته‌های هادسون^۳ که در بررسی سینماتیکی پرتاب آزاد نشان داد افراد با سطح مهارت بالا نسبت به سطح متوسط و پایین، توپ را در ارتفاع بالاتری رها می‌کنند، هم‌خوانی دارد. همچنین مولی نیوکس^۴ (۷) متوجه شد که شرکت‌کنندگان تحقیقش، علی‌رغم معنی‌دارنشدن ارتفاع رهایی توپ، توپ را در پرتاب‌های موفقشان در ارتفاع بالاتری رها کرده‌اند. ساروچاس^۴ (۱۲) در تحقیق خود افراد را به دو گروه تقسیم کرده بود؛ به این صورت که گروه اول با میانگین قد ۱/۹۲ متر، بیشتر از ۸۰ درصد و گروه دوم با میانگین قد ۲/۰۷ متر، کمتر از ۶۰ درصد پرتاب‌های آزاد خود را حین مسابقه گل کرده‌بودند. ساروچاس به این نتیجه دست یافت که بازیکنان گروه دوم به‌صورت معنی‌داری در پرتاب‌هایشان توپ را در ارتفاع بالاتری رها می‌کنند که با یافته‌های هادسون (۱۰) مغایرت دارد.

همچنین در تحقیق حاضر ضربه‌ی زاویه‌ای و بیشینه‌ی گشتاور مفاصل مچ دست و آرنج در صفحه‌ی حرکتی ساجیتال و مفصل شانه در صفحه‌ی فرونتال با استفاده از مدل‌سازی

1. Diehl
2. Mullineaux
3. Hudson
4. Tsarouchas

دینامیکی به دست آمد. در بررسی ضربه‌ی زاویه‌ای مشخص شد که در پرتاب‌های موفق، میزان این پارامتر در مفاصل شانه و آرنج بیشتر و در مفصل مچ دست کمتر از پرتاب‌های ناموفق است، اما اختلاف معنی‌داری بین تفاوت‌ها وجود نداشت. در پرتاب‌های موفق، بیشینه‌ی گشتاور مفاصل آرنج و شانه کمتر و در مفصل مچ دست بیشتر از پرتاب‌های ناموفق بود، اما تنها معنی‌داری بین تفاوت‌ها، در مفصل مچ دست یافت شد ($p = 0.046$). در حرکت آبداکشن شانه در پرتاب‌های موفق، ضربه‌ی زاویه‌ای بیشتر و بیشینه‌ی گشتاور کمتر از پرتاب‌های ناموفق بود، اما اختلاف معنی‌داری بین آنها مشاهده نشد. در تحقیق حاضر، بیشینه‌ی گشتاور مفاصل و همچنین بیشینه‌ی سرعت زاویه‌ای مفاصل در صفحه‌ی حرکتی ساجیتال، در لحظه‌ی رهایی قرار داشت که ارتباط بین سینماتیک و سینتیک مفاصل را نشان می‌دهد. طبق رابطه‌ی $(T = I\alpha = (mr^2)\alpha)$ ، گشتاور با افزایش شتاب زاویه‌ای مفصل یا با افزایش ممان اینرسی افزایش می‌یابد. بنابراین، سرعت زاویه‌ای بیشتر باعث شتاب زاویه‌ای بیشتر و در نهایت گشتاور بیشتر حول یک مفصل می‌شود. بیشینه‌ی گشتاور مچ دست در پرتاب‌های آزاد موفق بیشتر از پرتاب‌های آزاد ناموفق بود ($p = 0.046$) که به احتمال زیاد ناشی از سرعت زاویه‌ای بیشتر در مفصل مچ دست در لحظه‌ی رهایی در پرتاب‌های موفق باشد. در یک نگاه کلی با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر می‌توان گفت که به نظر می‌رسد افزایش در سرعت زاویه‌ای مچ دست که ناشی از گشتاور تولیدی بیشتر در این مفصل است، در موفقیت پرتاب‌های آزاد تأثیر داشته‌است.

منابع

1. Satern, M. Kinematic Parameters of Basketball Jump Shots Projected from Varying Distances. *Proceedings of the 11th International Symposium on Biomechanics in Sports, Amherst, Massachusetts, USA*. 1993. 313-17.
2. Rojas, F., Cepero, M., Oña, A., & Gutiérrez, M. Kinematic adjustments in the basketball jump shot against an opponent. *Ergonomics*. 2000. 43. 1651-60.
3. Miller, S., & Bartlett, R. M. The effects of increased shooting distance in the basketball jump shot. *Journal of sports sciences*. 1993. 11. 285-93.
4. Miller, S., & Bartlett, R. The relationship between basketball shooting kinematics, distance and playing position. *Journal of sports sciences*. 1996. 14. 243-53.
5. Hayes, D. Body Segment contributions to free throw shooting in basketball. *Proceedings of the 5th International Symposium on Biomechanics in Sports, Athens, Greece*. 1987. 205-11.
6. Busko, K., & Klossowski, M. Muscle torque of male basketball players playing at different floor positions. *Proceedings of the 16th International Symposium on Biomechanics in Sports, Konstanz, Germany*. 1998. 19-22.
7. Mullineaux, D. R., & Uhl, T. L. Coordination-variability and kinematics of

- misses versus swishes of basketball free throws. *Journal of sports sciences*. 2010. 28, 1017-24.
8. Diehl, D., Tant, C., Emmons, S., & Osborn, R. A kinematic comparison of the basketball set shot and jump shot at two different distances of female division intercollegiate players. *Proceedings of the 11th International Symposium on Biomechanics in Sports, Amherst, Massachusetts, USA*. 1993. 309-12.
۹. صادقی حیدر، شریعتزاده جنیدی. محمد برهانی کاخکی. زهره احمدآبادی. سمیه. بیومکانیک اجرای شوت جفت موفق و ناموفق بسکتبالیستهای مرد نخبه. نشریه المپیک، سال هفدهم. ۱۳۸۸. ۳: ۱۸-۷.
10. Hudson, J. L. A biomechanical analysis by skill level of free throw shooting in basketball. *Biomechanics in sports*. 1982. 95-02.
11. Satti, S. The Perfect Basketball Shot. *International J Non-Linear Mechanics*. 2004. 22-9.
12. Tsarouchas, E. Kalamaras, K. Giavroglou, A. & Prassas, S. Biomechanical analysis of free shooting in basketball. *Biomech. Sports*. 1990. 6, 551-60.
13. Miller, S. Contribution of selected muscles to basketball shooting. *Proceedings of the 15th International Symposium on Biomechanics in Sports, Denton, Texas, USA*. 1997. 475-81.
14. Miller, S. Electromyographic considerations of inaccuracy in basketball shooting. *Proceedings of the 17th International Symposium on Biomechanics in Sports, Perth, Western Australia, Australia*. 1999. 209-12.
15. Zachry, T., Wulf, G., Mercer, J., & Bezodis, N. Increased movement accuracy and reduced EMG activity as the result of adopting an external focus of attention. *Brain Research Bulletin*. 2005. 67, 304-9.
16. Koh, M. T. H., & Jennings, L. S. Dynamic optimization: inverse analysis for the Yurchenko layout vault in women's artistic gymnastics. *Journal of biomechanic*. 2003. 36, 1177-83.
17. Mills, C., Pain, M. T. G., & Yeadon, M. R. Reducing ground reaction forces in gymnastics' landings may increase internal loading. *Journal of biomechanic*. 2009., 42, 671-8.
18. Neptune, R., & Hull, M. Evaluation of performance criteria for simulation of submaximal steady-state cycling using a forward dynamic model. *Transactions-american society of mechanical engineers journal of biomechanical engineering*. 1998. 120, 334-41.
19. Yokozawa, T., Fujii, N., & Ae, M. Muscle activities of the lower limb during level and uphill running. *Journal of biomechanic*. 2007. 40, 3467-75.
20. Kautz, S., & Hull, M. Dynamic optimization analysis for equipment setup problems in endurance cycling. *Journal of Biomechanic*. 1995., 28, 1391-401.
21. Hamilton, G. R., & Reinschmidt, C. Optimal trajectory for the basketball free throw. *Journal of sports sciences*. 1997. 15, 491-504.

22. Huston, R. L., & Grau, C. A. Basketball shooting strategies—the free throw, direct shot and layup. *Sports Engineering*. 2003. 6, 49-4.
23. Okubo, H., & Hubbard, M. Dynamics of the basketball shot with application to the free throw. *Journal of sports sciences*. 2006. 24, 1303-14.
24. Okubo, H., & Hubbard, M. Identification of basketball parameters for a simulation model. *Procedia Engineerin*. 2010. 2, 3281-6.
25. Okubo, H., & Hubbard, M. Basketball free-throw rebound motions. *Procedia Engineering*. 2011. 13, 194-9.
26. Tran, C. M., & Silverberg, L. M. Optimal release conditions for the free throw in men's basketball. *Journal of sports sciences*. 2008. 26, 1147-55.
27. Payton, C., & Bartlett, R. Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise: the British Association of Sport and Exercise Sciences guidelines. London and New York: Taylor & Francis. 2008. 176-99.
28. Bartlett, R. Introduction to sports biomechanics: Analysing human movement patterns, Routledge. 2007. 184- 7.
29. Winter, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons Inc. 2005. 9-11, 59-64.
30. Ali Salimi, M.A of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, University of Isfahan.
31. Shahram Lenjannejadian, Assistant professor of Sports Biomechanics, Faculty of Sport Sciences, University of Isfahan.
32. Ahmadreza Movahedi, Assistant professor of Motor Behavior, Faculty of Sport Sciences, University of Isfahan.

ارجاع مقاله به روش ونگوور

سلیمی علی، لنجان نژادیان شهرام، موحدی احمدرضا. مدل دینامیکی برای تحلیل پارامترهای بیومکانیکی پرتاب آزاد بسکتبال. مطالعات طب ورزشی، ۱۳۹۲؛ ۵ (۱۴):

۹۱-۱۰۸



پروہشگاہ علوم انسانی و مطالعات فرہنگی
پرتال جامع علوم انسانی

**A dynamic model for analyzing biomechanical parameters of
basketball free throws**

A. Salimi, Sh.Lenjannejadian, A.Movahedi

1. Master of Esfahan University*
- 2, 3. Assistant Professor at University of Esfahan

Abstract

The main purpose of the present study was to investigate the kinematics and kinetics of successful versus unsuccessful basketball free throws using data from picture analyzer program and dynamic modeling. Six professional basketball players (age = 23 ± 2.09 years) participated in our study. The picture analyzer program was designed in MATLAB software to convert the two-dimensional coordinate obtained from two cameras picture (u & v) to the joints angles. The joint angles were given as input to the dynamic model. Outputs were obtained kinetic data including the angular impulse and maximum torque. Wilcoxon test using SPSS statistical software version 18 was used to compare successful and unsuccessful free throws at significant levels of 0.05. The results showed that wrist joint ($p \leq 0.046$) had significantly more flexion in successful versus unsuccessful shots while elbow ($p \leq 0.028$) remained significantly less flexed in successful shots. Wrist and elbow angular velocity was found to be significantly higher in successful versus unsuccessful shots at the time of ball release. The results showed that there were no significant differences between successful and unsuccessful free throws in angular impulse but in successful free throws, wrist maximum torque was more than it in unsuccessful free throws ($p \leq 0.046$). In general seems increase the wrist angular velocity that it is due the greater torque, had been effected on successful free throws.

Keywords: Dynamic model, Biomechanics, Basketball free throws, High speed camera.

*(Corresponding Author)

Email:salimiali2011@yahoo.com