نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر، دوره ۵۴، شماره ۳، سال ۱۴۰۱، صفحات ۶۷۱ تا ۶۸۶
DOI: 10.22060/mej.2021.19790.7112

طراحی، ساخت و آزمون حسگرهای پوشیدنی آنالیز حرکات ورزشی

مهدی صادقیان، حامد شهبازی*،شهرام هادیان، پیمان نوروزی

دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران.

خلاصه: در راستای کاهش محدودیت‌ها و بررسی حرکات بدن فرد در حین ورزش، در این پژوهش دستگاهی مبتنی بر حسگرهای پوشیدنی معرفی شده است. این دستگاه برای توصیف کردن، کمیت دادن و طبقه بندی حرکت‌های حاصل از عملکرد مکانیکی بدن انسان استفاده می‌شود و به پردازش تصویر نیاز ندارد. حسگر پوشیدنی طراحی شده از تعدادی ماژول به صورت بی‌سیم طراحی و ساخته شده که علاوه بر هزینه کم، قابلیت استفاده آسان در محیط‌های واقعی و بدون محدودیت حرکتی را دارد. در این روش توصیف کمی حرکت بدن فرد مورد آزمایش ، توسط ماژول‌های بی‌سیم ساخته شده و با استفاده از داده‌های جمع‌آوری‌شده توسط این ماژول‌ها صورت می‌پذیرد. در ادامه جهت تحلیل داده‌های استخراج‌شده از حرکات بدن یک ورزشکار، این داده‌ها بر روی محیط متلب شبیه‌سازی‌شده و برخی پارامترهای سینماتیکی و سینتیکی آن مورد بررسی قرار گرفته است. سپس مقایسه کیفیت حرکت یک ورزشکار حرفه‌ای و ورزشکار مبتدی مورد مقایسه قرار گرفت که کارایی دستگاه طراحی شده مورد سنجش قرار گرفت و نتایج حاصله آورده شده است. پس از ساخت چند نمونه از این ماژول حرکت سنج، از آن برای بررسی چندین حرکت ورزشی شامل حرکت لگدزدن در کاراته، حرکت جلو بازو با وزنه، راه‌رفتن استفاده شد. همچنین برای بررسی صحت داده‌های ثبت‌شده و محاسبه گشتاورها و نیروهای دینامیکی برای هریک از فعالیت‌های فوق یک مدل ریاضی در قسمت مدل‌سازی مکانیکی نرم‌افزار متلب توسعه داده‌شده است.

تاریخچه داوری:
دریافت: ۱۴۰۰/۰۱/۰۵
بازنگری: ۱۴۰۰/۰۷/ ۱۸
پذیرش: ۱۴۰۰/۰۷/۱۹
ارائه آنلاین: ۱۴۰۰/۰۸/۳۰

کلمات کلیدی:
حسگر پوشیدنی
حرکت سنج
شبیه‌سازی حرکت
گشتاور
ارزیابی کمی

۱- مقدمه

ازآنجاکه فناوری در تأمین ایمنی، اندازه‌گیری و ارزیابی و به‌تبع آن بالا بردن سطح عملکرد مهارت‌های ورزشی ورزشکار مؤثر است، همگام با توسعه فناوری ، در حوزه ورزش نیز ساخت تجهیزات موردتوجه قرار گرفته است [۱]. حوزه تحقیقات پایه‌ای در بیومکانیک درباره مسائل پایه‌ای و مبنایی این علم و نظریه‌پردازی‌های موردنظر برای درک بهتر مفاهیم موجود و علت چرایی پدیده‌ها است. در این حوزه محققان گوناگونی از جمله مهندسان، ریاضی‌دانان، زیست‌شناسان و ... به توصیف کردن، کمیت دادن و طبقه‌بندی حرکت‌های حاصل از عملکرد مکانیکی بدن انسان می‌پردازند. از روش‌های مطرح برای بررسی ابعاد مکانیکی مربوط به حرکت جسم روش توصیفی و روش کمی است. در روش توصیفی، به توصیف ابعاد یک پدیده پرداخته می‌شود، اما در روش کمی، به تجزیه و تحلیل مهارت یا حرکت با استفاده از اعداد (کمیت) توجه می‌گردد. به کمیت درآوردن مهارت‌ها یا تکنیک حرکتی، ضمن افزایش دقت در درک چگونگی و ابعاد حرکت، کیفیت توصیف پدیده را نیز بالا می‌برد. به جهت تبدیل مهارت‌ها و تکنیک‌های حرکتی به کمیت، روش‌های فناورانه جهت انجام این‌گونه تحلیل‌ها با استفاده از پردازش تصویر و تجهیزات آزمایشگاهی در محیط آزمایشگاه و با هزینه زیادی انجام می‌شود.

آنالیز حرکت به علم مطالعه نحوه حرکت حیوانات، و به طور تخصصی‌تر نحوه حرکت انسان، با استفاده از ابزارهای اندازه گیری حرکت بدن، مکانیک بدن و فعالیت عضلات بدن و همچنین چشم و مغز مشاهده کننده، گفته می‌شود. آنالیز حرکت برای ارزیابی، برنامه ریزی و درمان نحوه حرکت کردن افراد و به خصوص افراد آسیب دیده به کار می‌رود. همچنین از این علم در بیومکانیک ورزشی برای کمک به ورزشکاران جهت بهتر و موثرتر دویدن استفاده می‌شود. پیشگامان آنالیز علمی حرکت آریستول و کمی بعدتر در سال ۱۶۸۰ میلادی، جووانو آلفونسو بورلی بودند. در سال ۱۸۹۰، آناتومیست آلمانی کریستین ویلهلم بران به همراه اتو فیشر مجموعه‌ای از مقالات را در مورد بیومکانیک حرکت انسان در شرایط بارگذاری شده و بی بار را منتشر کردند. با پیشرفت علوم عکس‌برداری و فیلم‌برداری، تهیه تصاویر پشت سر هم از روند حرکت انسان میسر شد. این امر به کشف شدن برخی از زوایای

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: shahbazi@eng.ui.ac.ir

حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه امیرکبیر داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Creative Commons License) در دسترس شما قرار گرفته است. برای جزئیات این لیسانس، از آدرس https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode دیدن فرمائید.

پنهان بیومکانیک حرکت انسان منجر شد که تا پیش از آن زمان، فهمش با چشم غیرمسلح امکان‌پذیر نبود. ادوارد می‌بریج و ژولز ماری از پیشگامان استفاده از این روش در آنالیز حرکت بودند.

تولید علم و کشف حقایق جدید در بسیاری از حیطه‌ها، نیازمند ابزار مناسب و دقیق برای اندازه‌گیری است. امروزه بررسی و شناخت دقیق حرکات انسان همچون راه رفتن، حالت ایستادن، ارتوپدی جهت بررسی پروتزهای جایگزین، فیزیوتراپی مفاصل آسیب‌دیده و تحلیل حرکات ورزشی، ضروری است [۴-۲]. محاسبات سینماتیک به روش‌های مختلفی انجام می‌گیرد که گونیامتر و شتاب‌سنج دو مورد از مهمترین ابزاری هستند که برخی پارامترهای سینماتیک حرکت را به‌طور مستقیم محاسبه می‌کنند. پرتابل بودن، قابلیت انتقال سریع اطلاعات به رایانه و قیمت نه‌چندان زیاد این وسائل، از جمله مزایای آن‌ها به شمار می‌رود. البته وجود معایبی همچون ناتوانی در محاسبه زوایای مطلق در گونیامتر و زمان‌بر بودن فرایند نصب و ایجاد محدودیت حرکتی برای کاربر، استفاده از این وسائل را با محدودیت‌هایی همراه کرده است [۵]. در سالیان اخیر، نسخه‌هایی از حسگرهای اینرسی- مغناطیسی ارائه شد که بدون نیاز به دوربین، پارامترهای سینماتیکی را اندازه‌گیری می‌کنند [۸-۶]. مشکل اصلی این دستگاه‌ها، ایجاد محدودیت حرکتی برای کاربر بود که استفاده از حسگرهای اینرسی- مغناطیسی بی‌سیم توانست این مشکل را به نحوی رفع کند و در مطالعات بسیاری استفاده شود [۱۱-۹]. گفتنی است الگوسازی حرکت انسان و استفاده از دستگاه‌هایی که نیازی به نشان‌گر نداشتند، روش‌های دیگری برای تحلیل حرکت بودند که البته هرکدام با محدودیت‌هایی همراه بودند. امروزه، متداول‌ترین روش برای محاسبه سینماتیک حرکت، استفاده از تکنیک‌های تصویربرداری و الگوریتم‌های پردازش تصویر است. دقت مطلوب، قابلیت پردازش در لحظه و نداشتن محدودیت حرکتی برای کاربر توسط نشان‌گر، ازجمله مزایای این دستگاه‌هاست. بیشتر این دستگاه‌ها از دو بخش سخت‌افزاری و نرم‌افزاری شامل دوربین و نرم‌افزار پردازش تصویر تشکیل شده‌اند. دو قابلیت مهمی که در بخش سخت‌افزاری این دستگاه‌ها وجود دارد، سرعت و تعداد دوربین‌ها است که می‌تواند منجر به محو و پنهان‌شدن نشانگرها شود. عامل نرم‌افزاری که می‌تواند خطا را افزایش دهد، عدم دقت کافی الگوریتم‌های پردازش تصویر در تعیین موقعیت نشانگرها در فضا است که استفاده از الگوریتم‌های دقیق‌تر و افزایش تعداد دوربین‌ها می‌تواند احتمال بروز این خطاها را کاهش دهد. در سالیان اخیر، محققان زیادی با استفاده از نشانگرهای بازتابی و دوربین‌های مادون‌قرمز، سعی در کاهش این خطا داشتند. امروزه دستگاه‌های اپتوالکترونیک که برپایه نشانگر و ویدیو ساخته می‌شوند، در محاسبه سه‌بعدی سینماتیک حرکت به فراوانی مورد استفاده قرار می‌گیرند. باوجود قابلیت‌های بسیار زیاد این دستگاه‌ها، امکان استفاده از این ابزار، در فضای باز با محدودیت‌هایی همراه است و قیمت بسیار زیاد این وسائل، امکان استفاده از آن را به تمامی محققان نمی‌دهد. به‌علاوه، دشواری فرایند راه‌اندازی و به‌کارگیری، از دیگر معایب این دستگاه‌ها است. با این اوصاف، این نیاز وجود دارد که ابزاری طراحی شود تا بدون این محدودیت‌ها، سینماتیک حرکت را با کمترین خطا اندازه‌گیری کند [۱۲]. سه نوع ردیابی حرکت، سیستم‌های مبتنی بر نشانگرها (حسگرهای نوری یا الکترومغناطیسی که روی بدن فرد قرار گرفته‌اند ردیابی می‌کنند و اندازه گیری‌های با دقت بالا را ارائه می‌دهند)، روش‌های بدون نشانگر (که مستلزم پردازش تصویر ویدئوها برای ردیابی حرکت اجسام و بدون مشارکت نشانگرهای فیزیکی است) و ردیابی حرکت اینرسی (حرکات سه بعدی را اندازه‌گیری می‌کند و می‌تواند در تنظیمات مختلف مورد استفاده قرار گیرد)، مورد بحث قرار گرفته است که خود را به کاربردهای توسعه‌ای می‌رساند [۱۳]. روش فیلتر مقایسه‌ای، بر اساس مجموعه پارامترهای مربوط به عدم قطعیت، سیگنال‌های شبیه سازی شده و تجربی پیشنهاد شده است. همچنین به دلیل روش پردازش، دستورالعمل‌هایی برای بهینه‌سازی اندازه‌گیری بیومکانیکی پویا و با توجه به سهم عدم قطعیت در اندازه‌گیری ارائه شده است [۱۴]. لباس حسگر پوشیدنی که می‌تواند به عنوان یک دستگاه جمع آوری داده‌های چند منظوره برای تجزیه و تحلیل داده‌های کاربردی مورد استفاده قرار گیرد پیشنهادشده، که ابزاری برای اندازه گیری حرکات بدن بیمار برای دانشمندان و پزشکان فراهم می‌کند [۱۵]. طبقه بندی و فناوری یک حسگر پوشیدنی و همچنین مشکلات یک حسگر پوشیدنی را از جنبه‌ی تجربه تعامل انسان با کامپیوتر و داده‌ها را مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌دهد [۱۶]. سنسورهای اینرسی یک ابزار مفید برای نظارت طولانی مدت در مراقبت‌های بهداشتی هستند. در برخی شرایط، داشتن اطلاعات از چند سنسور اینرسی، به جای تکیه بر یک سنسور ممکن است دقت تحلیل را افزایش داده و خطاهای حسگر را بهتر تحمل کند [۱۷].

در این پژوهش جهت کاهش محدودیت‌های اندازه‌گیری کمیت‌های سینماتیک بدن و هزینه‌های آن، به طراحی و ساخت نوعی حسگر پرداخته می‌شود که دستگاه فوتبال متر حرکتی نامیده شده و به شماره ۱۳۹۴۵۰۱۴۰۰۰۳۰۰۳۷۴۵ در پایگاه ثبت اختراعات ایران ثبت ملی شده است. این دستگاه حرکتی، با به دست آوردن کمیت‌های سینماتیکی می‌تواند

به توصیف مهارت‌ها، تکنیک‌ها و آسیب‌های احتمالی وارده به ورزشکار بپردازد. با استفاده از اطلاعات ثبت شده توسط حسگرها در انواع حرکات ورزشی و سپس شبیه‌سازی در نرم‌افزار متلب، می‌توان به تحلیل این اطلاعات در راستای بهبود عملکرد فرد مورد آزمایش پرداخت. اساس این سامانه به دست آوردن زوایای بدن ورزشکار، بدون استفاده از پردازش تصویر و در محیط‌های باز می‌باشد. در این سامانه از حسگرهای اینرسی استفاده می‌شود که توسط پوشش خاصی به اندام ورزشکار متصل می‌شود. هر بسته حسگر، بخشی از حرکات ورزشکار را بر روی یک کارت حافظه ضبط می‌کند و سپس جهت تحلیل این اطلاعات ضبط شده از رایانه استفاده می‌گردد. از این داده‌ها می‌توان در زمینه‌های مختلف نظیر ورزش، تحلیل حرکات افراد برای اهداف ایمنی و پزشکی بخصوص پزشکی ورزشی استفاده کرد. در ادامه به بررسی برخی مقالات ارائه شده در این زمینه پرداخته می‌شود.

۲- طراحی دستگاه پوشیدنی آنالیز حرکت

در این پژوهش برای توصیف کمی حرکات ورزشی دستگاهی طراحی و ساخته شده تا بتوان با استفاده از آن مقادیر سینماتیکی حرکت را استخراج و آن را توصیف کرد. در ساخت این دستگاه مواردی از قبیل هزینه کم و کاهش محدودیت حرکتی و بی‌سیم بودن آن مدنظر بوده است. این دستگاه از تعدادی ماژول جهت استخراج پارامترهای سینماتیکی بدن فرد ساخته شده است. هر ماژول از چهار بخش حسگرهای استخراج داده، ، فیلتر جهت رفع نویز، منبع تغذیه، محل ذخیره اطلاعات و پردازش داده تشکیل شده است. جهت استخراج داده‌ها در این پژوهش از یک ماژول اینرسی[1] استفاده شده است. با توجه به خروجی پرنوسان این حسگر، از یک فیلتر پایین‌گذر جهت هموارسازی خروجی‌ها استفاده شده است. بخش دیگر این ماژول حرکت سنج، بخش ذخیره داده می‌باشد که در این پژوهش از یک ماژول حافظه[2] به عنوان پایگاه داده استفاده شده است. این ماژول به دلیل سرعت قابل قبول در ذخیره داده و قابلیتی که برای استفاده از ماژول در محیط‌های باز ایجاد می‌کند مورد توجه قرار گرفته است. این ماژول با توجه به ظرفیت کارت حافظه انتخابی، می‌تواند ظرفیت بالایی را برای ذخیره داده فراهم آورد. جهت تغذیه ماژول در این پژوهش از باتری لیتیوم پلیمر با سایز ۲,۵*۳ سانتی‌متر استفاده شده است. این باتری ولتاژ موردنیاز ماژول حرکت سنج را با ولتاژ ۳,۷ ولت و ۳۷۰۰ میلی‌آمپر ساعت تأمین می‌کند.

پردازنده مرکزی این سیستم را یک برد آردیونو از نوع نانو تشکیل داده که به علت اشغال فضای کم و آسانی کار با این نوع ماژول مورد توجه قرار گرفته است. بردهای الکترونیکی آردیونو که ساخته‌شده بر اساس یک برد میکروکنترلر می‌باشند، یک بستر محاسباتی متن‌باز هستند که استفاده از آن‌ها برای پردازش اطلاعات و محاسبات کنترلی سهل و آسان می‌باشد. ماژول پوشیدنی طراحی شده در این پژوهش توسط پوششی خاص به بدن فرد مورد آزمایش نصب می‌شود تا بتوان از آن برای آنالیز حرکت استفاده کرد. با استفاده از ماژول‌ها به تعداد مورد نیاز جهت بررسی حرکت مورد نظر و نصب آن‌ها بر روی اندام ورزشکار داده‌های سینتیکی مورد نیاز استخراج می‌شود و در اختیار کاربر قرار می‌گیرد. در شکل ۱ نمایی از حسگرهای پوشیدنی طراحی شده آورده شده‌اند. بنا به اطلاعات مورد نیاز تعداد ماژول‌ها را می‌توان کاهش یا افزایش داد.

ماژول اینرسی با استفاده از پردازشگر دیجیتال، ۴ خروجی را برای دستیابی به دقت بالا در حرکت‌های کند و سریع در سنسور فراهم کرده تا کاربر بتواند بازه اندازه گیری را متناسب با شتاب یا سرعت تغییر دهد. بدین منظور در قسمت ژیروسکوپ سنسور چهار بازه ۲۵۰±، ۵۰۰±، ۱۰۰۰± و ۲۰۰۰± درجه در ثانیه و در قسمت شتاب سنج سنسور چهار بازه ۲g±، ۴g±، ۸g±، ۱۶g± برای کاربر قابل انتخاب خواهد بود.این حسگر دارای نوعی فیلتر برای ترکیب اطلاعات خام حسگرها و گرفتن زاویه‌ایی دقیق پس از انجام محاسبات فیلتر کردن است که این محاسبات داخل خود حسگر صورت می‌گیرد. در این پژوهش از زاویه رول و شتاب و سرعت زاویه‌ایی استفاده شده است.لازم به ذکر است که حسگر اینرسی زاویه را به‌طور مستقیم در اختیار کاربر قرار نمی‌دهد و استخراج زاویه از داده‌های اندازه‌گیری شده توسط حسگرهای اینرسی به محاسبات و ریاضیات نیاز دارد. در ادامه نحوه محاسبه زاویه و شتاب و سرعت زاویه‌ایی توسط حسگر آورده شده است. توسط رابطه زیر دیتای خام شتاب در راستای محور X اندازه‌گیری می‌شود به همین طریق دیتای خام شتاب در راستای Y و Z محاسبه می‌گردد.

$$ax = -(Buf[0] \ll 8 \,|Buf[1] \qquad (۱)$$

$$ax = \frac{981.\text{ax}}{16384} \qquad (۲)$$

1 Inertial Measurement Unit (IMU)
2 SD card

شکل ۱. ماژول‌های آنالیز حرکت پوشیدنی استفاده شده در این پژوهش

Fig. 1. The designed wearable sensors

توسط دستور زیر دیتای خام اندازه‌گیری شده توسط شتاب‌سنج تبدیل به دیتا برحسب متر بر مجذور ثانیه می‌گردد. و شتاب در این مرحله محاسبه‌شده است. عدد ۱۶۳۸۴ از دیتاشیت حسگر استخراج شده است. که نشان‌دهنده حساسیت در رنج $\pm g^2$ می‌باشد.

لازم به ذکر است در دو محور دیگر نیز خطوط برنامه به همین صورت نوشته می‌شود. توسط خط بالا دیتای خام سرعت زاویه‌ایی در راستای محور X اندازه‌گیری می‌شود به همین طریق دیتای خام در راستای Y و Z محاسبه می‌گردد.

$$gx = -(Buf[8] \ll 8 \,|Buf[9] \quad (۳)$$

$$gx = gx/131 \quad (۴)$$

در رابطه ۴ دیتای خامی که قبلاً توسط جایروسکوپ اندازه‌گیری شده بود بر عدد ۱۳۱ تقسیم می‌گردد و با این عملیات تبدیل به سرعت زاویه‌ایی در محور X برحسب درجه بر ثانیه می‌گردد. عدد ۱۳۱ مقدار حساسیت حسگر در رنج اندازه‌گیری می‌باشد که از دیتاشیت حسگر استخراج شده است. همان‌طور که قبلاً در متن اشاره شد حسگر اینرسی زاویه را به‌طور مستقیم در اختیار کاربر قرار نمی‌دهد و نیازمند کمی محاسبات می‌باشد که در ادامه این محاسبات آورده شده است. توسط خط بالا زاویه رول برحسب درجه محاسبه

می‌گردد. مقادیر xa و ya با دو بار انتگرال‌گیری از شتاب در خود حسگر محاسبه‌شده‌اند. در پایان زاویه برحسب درجه به دست می‌آید.

$$roll = \frac{180.\,atan2(-ya, za)}{\pi} \quad (۵)$$

$$pitch = \frac{180.\,atan2(-xa, \sqrt{ya^2 + za^2})}{\pi} \quad (۶)$$

۳- روش تحلیل داده‌ها

هدف از این بخش، ارائه یک مدل ریاضی به‌منظور شبیه‌سازی حرکت ثبت‌شده توسط ماژول حرکت سنج ساخته‌شده در این تحقیق است. این شبیه‌سازی اولاً می‌تواند درستی اندازه‌گیری‌های انجام‌شده توسط ماژول را نشان دهد و ثانیاً می‌تواند یک تحلیل دینامیکی از حرکت نیز ارائه نماید. به این منظور از جعبه‌ابزار سیم‌مکانیک[1] در نرم‌افزار متلب استفاده شده است. با استفاده از این جعبه ابزار امکان نمایش گرافیکی یک مدل مکانیکی در فضای سیمولینک[2] در نرم‌افزار متلب فراهم شده است. به این صورت که طراح با استفاده از این محیط نمایشی، می‌تواند تغییرات لحظه‌ای در متغیرهای مفصلی و بخش‌های مکانیکی موجود در مدل را مشاهده کند. برای تعریف سیستم نیازی به دست آوردن معادلات ریاضی و دیفرانسیل نیست، بلکه نرم‌افزار پس از توصیف هندسه ماشین و مشخصات عناصر مکانیکی، مدل ریاضی ماشین را ایجاد می‌کند.

به کمک این جعبه ابزار انواع تحلیل‌های مرسوم به خصوص در رباتیک قابل انجـام و بررسـی است. تحلیل‌هایی مانند دینامیک معکوس، دینامیک مستقیم و سینماتیک مستقیم، با تغییرات اندکی در مدل قابل‌اجرا است. این محیط با نمایش سه‌بعدی تمامی اطلاعات واردشده، ازجمله نحوه قرارگیری محورهای مختصات تعریف‌شده، نحوه اتصال بدنه‌ها، توزیع جرم بدنه‌ها و مرکز جرم آن‌ها، درک ما را از مدل ساخته‌شده بالا می‌برد و اشتباهات ساده‌تر مشخص می‌شوند. در پایان کار نیز می‌توان حرکـت مـدل سـاخته‌شده را به صورت سه‌بعدی و با نمای دلخواه مشاهده کرد. این حرکت می‌تواند ناشـی از نیـروی جاذبـه، ورودی‌ها، اغتشاشات و غیره باشد.

در این قسمت مراحل ساخت یک مدل مکانیکی به‌منظور بازیابی و شبیه‌سازی حرکت ثبت شده توسط ماژول حرکت سنج معرفی می‌گردد. لازم به ذکر است که مدل توسعه‌یافته در این بخش برای حرکت ورزشی لگدزدن ارائه می‌شود و برای هر حرکت دیگری توسعه داده می‌شود. برای مرتبط کردن یک بدنه به زمین و یا متصل کردن دو بدنه به یکدیگر باید از مفصل استفاده کرد. با این کار بسته به نوع مفصل امکان ایجاد حرکت نسبی مشخصی در راستای دستگاه‌های مختصات متصل به دو بدنه ایجاد می‌شود. یک مفصل همواره به یک نقطه مشخص از بدن وصل می‌شود. یک بدنه می‌تواند بیش از دو مفصل نیز داشته باشد. عملگرها برای ایجاد حرکت از پیش تعیین‌شده به مدل مورد استفاده قرار می‌گیرند. این عملگرها می‌توانند به بدنه‌ها اعمال نیرو یا گشتاور کنند و یا حرکت را از طریق مفاصل به سیستم منتقل نمایند. انتخاب نوع عملگر بستگی به نوع نیروی اعمالی به بدنه‌ها و یا نوع مفاصل به کار گرفته‌شده در مدل دارد. در این تحقیق عملگرها از طریق مفاصل سیستم ا به حرکت درمی‌آورند و به همین دلیل به مفاصل متصل می‌شوند.

در مرحله قبل از طریق عملگر سیگنال لازم به مفصل اعمال شد. اکنون برای مشاهده خروجی این مفصل باید از بلوکی بنام حسگر استفاده کرد. این خروجی می‌تواند شامل متغیرهای سینماتیکی نظیر موقعیت، سرعت و شتاب خطی و زاویه‌ای و گشتاورها و نیروهای عکس‌العملی باشد. همچنین حسگر می‌تواند به بدنه یا مفصل متصل شود. مدل ساخته شده برای شبیه‌سازی حرکت لگدزدن در کاراته در شکل ۲ نشان داده‌شده است. همان‌گونه که قبلاً نیز گفته شد این مدل برای شبیه‌سازی هر حرکت دیگری باید متناسب با آن حرکت توسعه یابد.

۴- شبیه‌سازی حرکت و داده‌های استخراج شده

در این قسمت با استفاده از نرم‌افزار متلب سعی شده تا داده‌های جمع‌آوری‌شده توسط ماژول‌های پوشیدنی، در این نرم‌افزار شبیه‌سازی‌شده و رفتار فرد را توسط سینماتیک محاسباتی با استفاده از نرم‌افزار متلب توصیف کرد. در این شبیه‌سازی اندام بدن به عنوان لینک‌های صلب معرفی‌شده‌اند که بنا به ساختار بدنی فرد موردمطالعه، مقادیر طول، وزن و مرکز ثقل هر عضو متفاوت می‌باشد که با اعمال این مقادیر در برنامه شبیه‌سازی‌شده در محیط سیمولینک متلب، می‌توان به شبیه‌سازی حرکت سه‌بعدی فرد پرداخت. در این شبیه‌سازی، مفاصل زانو و لگن نیز به صورت لینک یک درجه آزادی در نظر گرفته‌شده است.

1 Simmechanic
2 Simulink

$$\text{طول ران} = \text{قد} * ۰/۲۴۵ \quad (۷)$$

$$\text{طول ساق} = \text{قد} * ۰/۲۸۵ \quad (۸)$$

$$\text{طول پا} = \text{قد} * ۰/۱۵۲ \quad (۹)$$

$$\text{وزن ران} = \text{وزن} * ۰/۱ \quad (۱۰)$$

$$\text{وزن ساق} = \text{وزن} * ۰/۰۴۶۵ \quad (۱۱)$$

$$\text{وزن پا} = \text{وزن} * ۰/۰۱۴۵ \quad (۱۲)$$

$$\text{ممان اینرسی ران} = (\text{وزن ران}) * (\text{طول ران}) * ۰/۳۲۳ \quad (۱۳)$$

$$\text{ممان اینرسی ساق} = (\text{وزن ساق}) * (\text{طول ساق}) * ۰/۳۰۲ \quad (۱۴)$$

$$\text{ممان اینرسی پا} = (\text{وزن پا}) * (\text{طول پا})^{۲} * ۰/۴۷۵ \quad (۱۵)$$

۴- ۱- محاسبات آنتروپومتریکی

در شبیه‌سازی مدل دینامیکی باید طول لینک‌ها به‌دقت محاسبه شود. برای این کار ابتدا قد و وزن افراد مورد آزمایش محاسبه‌شده و سپس با استفاده از معادلات (۷) تا (۹) مواردی مثل طول اندام، وزن اندام، مرکز ثقل اندام و ممان اینرسی آن‌ها محاسبه گردید [۵]. معادلات زیر نحوه انجام محاسبات را نشان می‌دهد.

۴- ۲- محیط گرافیکی در مدل توسعه‌یافته

جهت تحلیل و نمایش بهتر حرکت انجام‌شده توسط فرد مورد آزمایش، محیط گرافیکی برای نمایش حرکت توسط مدل توسعه‌یافته در محیط سیمولینک متلب شبیه‌سازی‌شده و در شکل ۳ آورده شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود در این قسمت امکاناتی مثل انتخاب زاویه دید، نمایش محل مرکز جرم، امکان فیلم‌برداری از نحوه حرکت مدل و ذخیره آن در دسترس است.

۵- شبیه‌سازی

در این بخش با استفاده از ماژول حرکت سنج حرکت ورزشی مای‌گری[1] در ورزش کاراته مورد تحلیل و بررسی قرار گرفته و نتایج حاصل آورده شده است.

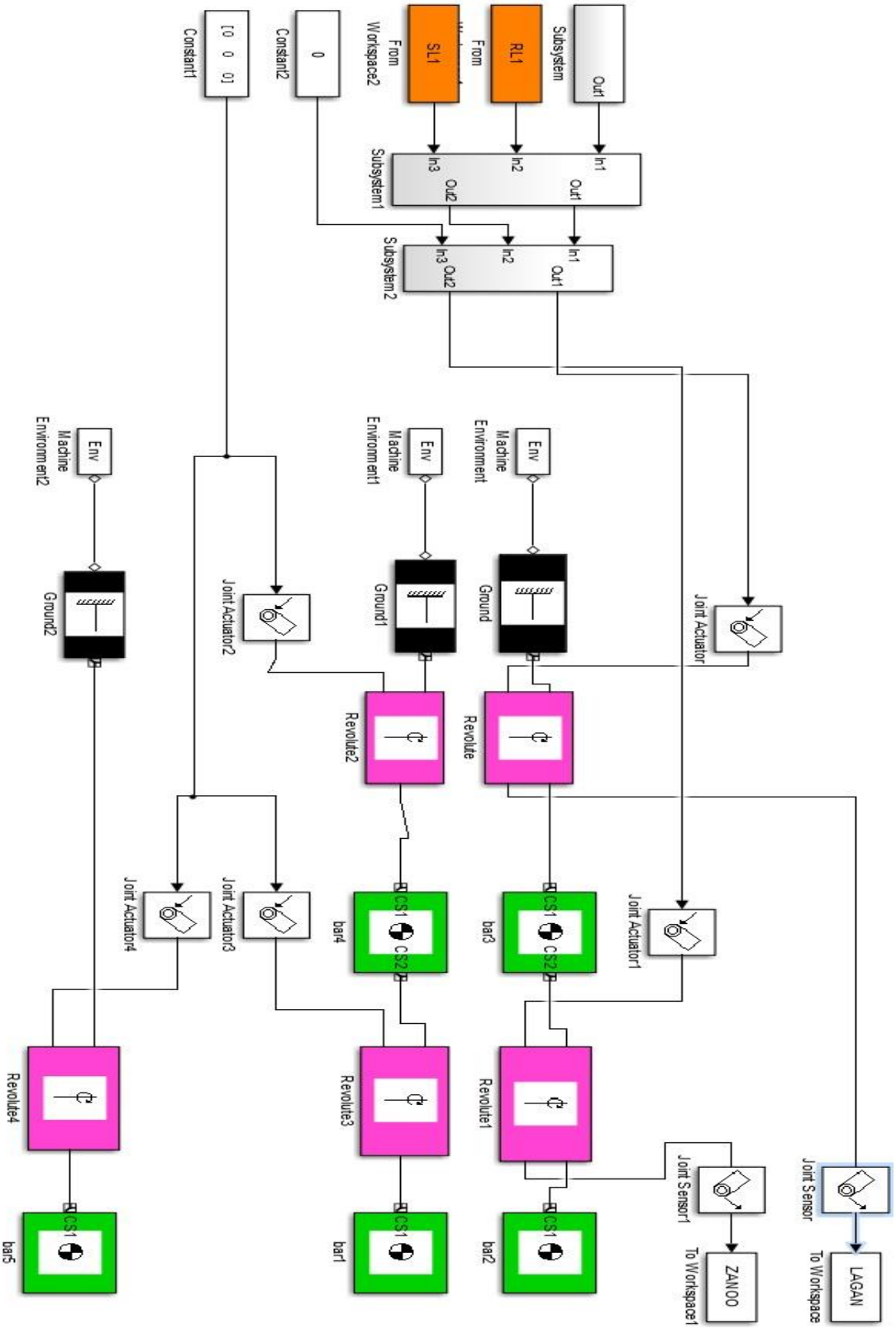
۵- ۱- حرکت مستقیم مای‌گری در ورزش کاراته

اجرای حرکات دقیق و حساب‌شده اندام‌های مختلف بدن لازمه انجام صحیح حرکات می‌باشد. لذا با بررسی دقیق حرکات ورزشکاران ماهر می‌توان به الگوی کمی مناسب از حرکات دست‌یافت و سپس با استفاده از الگوی مرجع، به آموزش ورزشکاران مبتدی پرداخت و حرکات دیگر ورزشکاران را اصلاح کرد. برای دستیابی به این اطلاعات کمی، می‌توان از ماژول حرکت‌سنج ساخته‌شده استفاده نمود.

حرکت مای‌گری به‌منظور اعمال ضربه مؤثر پا به جلو انجام می‌شود و از حرکات پایه‌ای در کاراته است. برای انجام این حرکت ابتدا ورزشکار با پای جفت و زانوی خم‌شده به شکلی می‌ایستد که تنه عمود بر زمین قرار بگیرد. سپس مفصل ران و زانوی پای ضربه زننده را حدود ۹۰ درجه خم می‌کند به‌طوری‌که مفصل ران موازی با سطح زمین، ساق عمود بر ران و مچ پا در زاویه ۹۰ درجه نسبت به ساق قرار گیرند. پس از آن پاشنه پا به سرعت به سمت جلو پرتاب‌شده و هم‌راستا با ران قرار می‌گیرد.

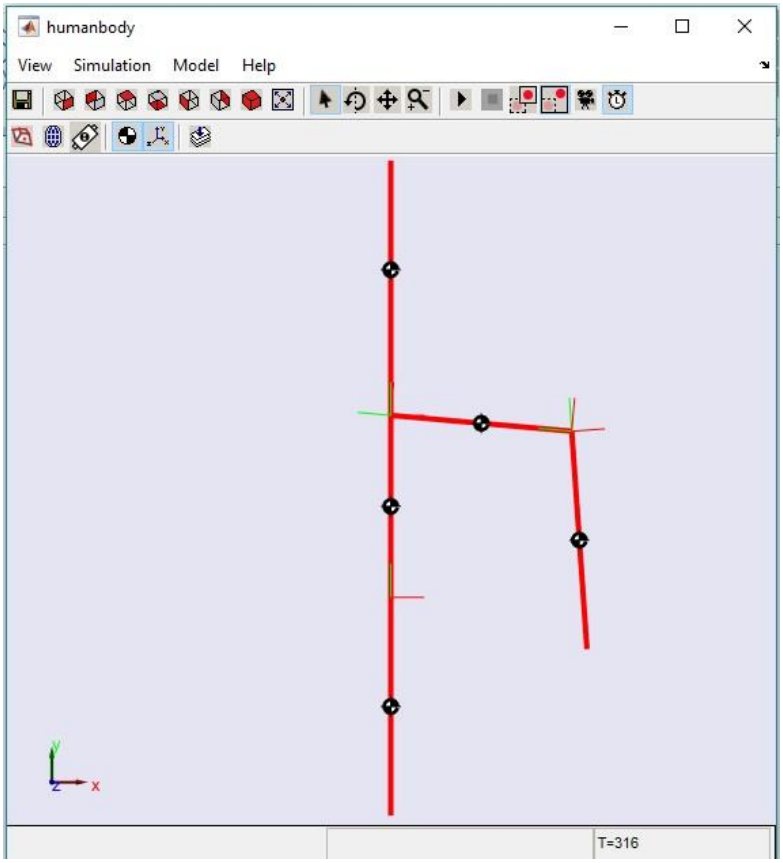
برای شبیه سازی حرکت مای‌گری یک ماژول حرکت‌سنج بر روی ران ورزشکار و یک ماژول نیز روی ساق پای ورزشکار نصب می‌گردد. از ورزشکار خواسته می‌شود تا حرکت مای‌گری را مطابق مراحل بالا اجرا کند. پس از اجرای حرکت ماژول‌ها را خاموش و حافظه ماژول‌ها برای استخراج اطلاعات به دست آمده به کامپیوتر وصل می‌شوند. سپس داده‌ها هموارسازی شده و به نرم‌افزار جهت شبیه‌سازی انتقال داده می‌شود. در شکل ۴ و شکل ۵ نحوه صحیح انجام این حرکت در سه مرحله توسط ورزشکار ماهر و ورزشکار مبتدی و در شکل ۶ مدل شبیه‌سازی‌شده حرکت واقعی آورده شده است.

1 KARATE- MAE GERI



شکل ۲. مدل توسعه‌یافته برای حرکت لگدزدن در ورزش کاراته در نرم‌افزار متلب-سیمولینک

Fig. 2. The designed model to simulate KARATE- MAE GERI in MATLAB



شکل۳. نمایی از محیط گرافیکی مدل توسعه‌یافته در متلب برای حرکات کاراته

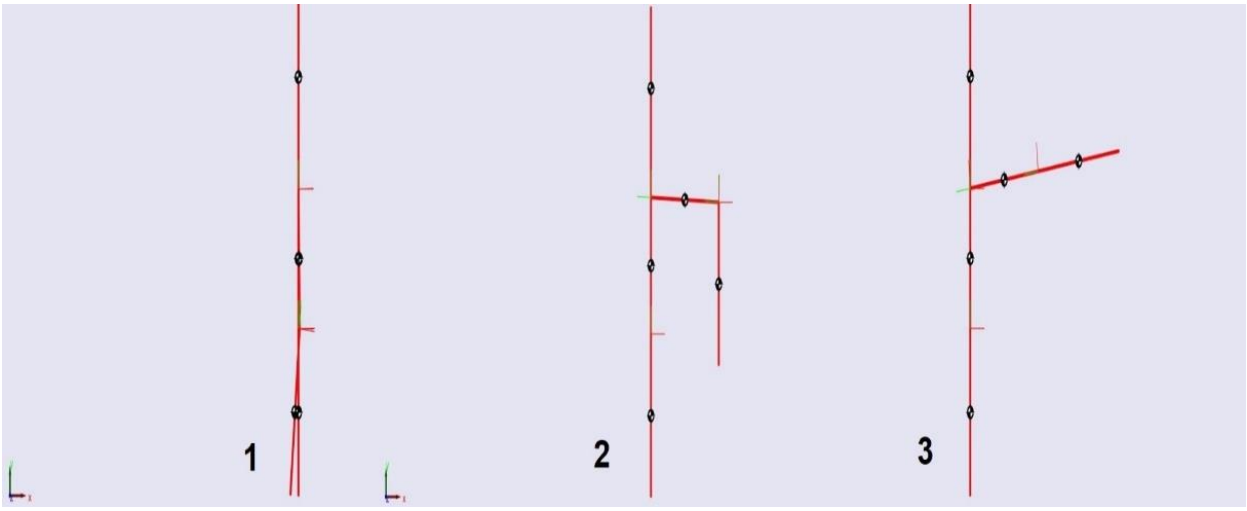
Fig. 3. The graphic model of athlete body in MATLAB

شکل۴. نحوه انجام حرکت مای‌گری کاراته توسط ورزشکار ماهر

Fig. 4. A professional athlete is doing KARATE- MAE GERI

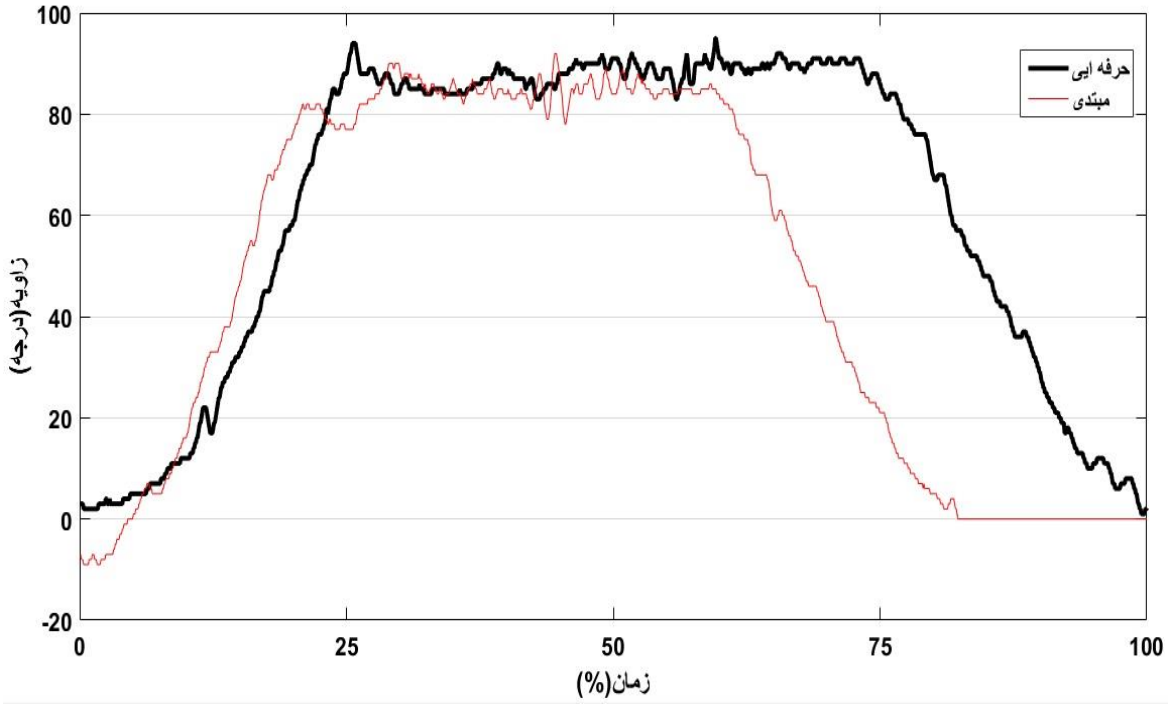
شکل۵. نحوه انجام حرکت مای‌گری کاراته توسط ورزشکار مبتدی

Fig. 5. A beginner athlete is doing KARATE- MAE GERI



شکل۶. مراحل حرکات مای‌گری کاراته اجرا شده توسط ورزشکار در شبیه‌ساز

Fig. 6. KARATE- MAE GERI steps are shown in simulation



شکل۷. تغییرات اندازه گیری شده توسط ماژول‌ها برای زاویه ران در مای‌گری

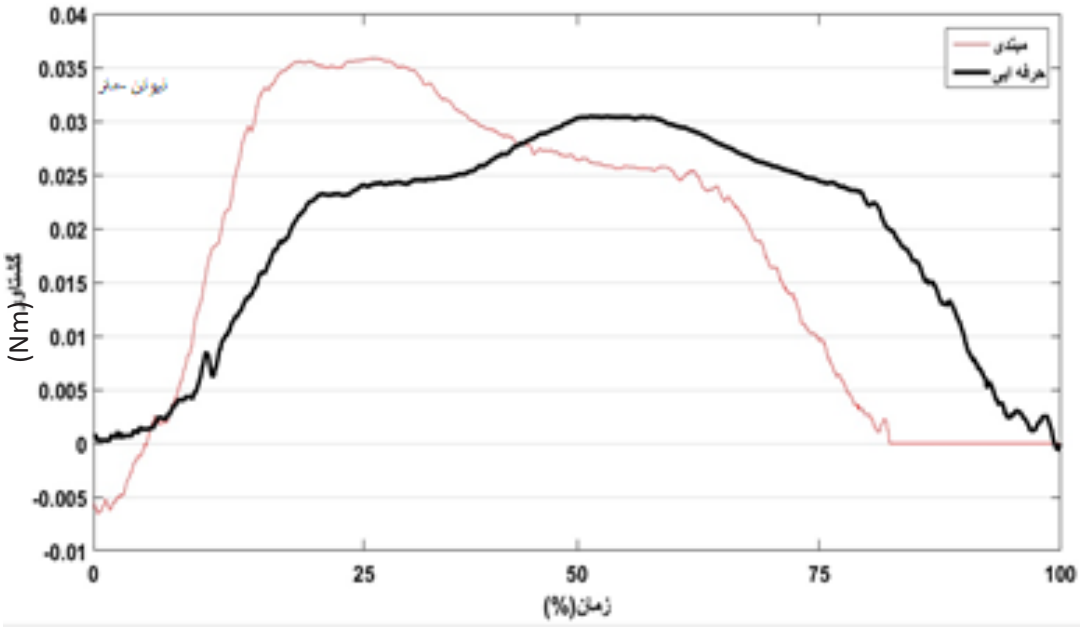
Fig. 7. Thigh angle in KARATE- MAE GERI

۵- ۲- تغییرات زاویه ران

شکل ۷ تغییرات زاویه ران پای دو ورزشکار را نشان می‌دهد. همان‌گونه که مشخص است ورزشکار حرفه‌ای مدت زمان بیشتری ران خود را در زاویه ۹۰ درجه نگه‌داشته است. اما ورزشکار مبتدی خیلی زودتر پای خود را پایین آورده است. این را می‌توان به دو عامل نسبت داد. یکی اینکه عضلات پای ورزشکار مبتدی ضعیف است که این مشکل را با تمرینات منظم با وزنه می‌توان برطرف کرد و دوم اینکه ورزشکار در حفظ تعادل بر روی یک پا مشکل دارد که باید تمرین در این مورد بخصوص، تمرین برای داشتن میان تنه قوی را افزایش دهد. عضلات شکمی نیز در حفظ تعادل بر روی یک پا بسیار مؤثر است. انجام تمرین بر روی این عضلات سبب افزایش و بهبود کارایی و اجرای هر چه صحیح‌تر این تکنیک می‌شود. همچنین با توجه به نمودار مشخص است که در ابتدای حرکت ورزشکار مبتدی پای خود را به سمت عقب پرتاب کرده که این یک نکته بسیار منفی در انجام این حرکت می‌باشد که با چشم غیر مسلح به سادگی نمی‌توان این موضوع را تشخیص داد و جهت بهبود آن حرکت اقدام نمود. .

۵- ۳- تغییرات گشتاور مفصل لگن

در قسمت‌های قبل تفاوت حرکت زاویه‌ای در یک ورزشکار حرفه‌ای و یک ورزشکار مبتدی بررسی شد. از این قسمت به بعد به بررسی دینامیکی مسئله یعنی تفاوت گشتاورها و نیروهای ایجادشده در طی این حرکت پرداخته می‌شود. ابتدا گشتاور ایجادشده در مفصل لگن یک ورزشکار حرفه‌ای و مبتدی مورد بررسی قرار می‌گیرد. برای این کار پس از استخراج سینماتیک مفاصل، این حرکات به مدل توسعه‌یافته برای شبیه‌سازی منتقل می‌شود و گشتاور اعمالی برای انجام حرکت محاسبه شد. شکل ۸ گشتاور مفصل لگن در دو ورزشکار را حین انجام حرکت مای‌گری نشان می‌دهد. این گشتاورها نسبت به قد و وزن ورزشکاران نرمال‌سازی شده است. در ورزشکار مبتدی بیشترین گشتاور در لگن در ابتدای حرکت است درحالی‌که در ورزشکار حرفه‌ای بیشترین گشتاور در میانه حرکت یعنی درست زمانی که ساق پا به‌طرف جلو پرتاب‌شده، اعمال‌شده است که این موضوع سبب افزایش اثرگذاری نهایی ضربه می‌گردد. در اینجا مربی با تعریف تمرینات منظم دوره‌ای جهت تقویت عضلات و همچنین بررسی دوره‌ای میزان



شکل۸. تغییرات اندازه گیری شده توسط ماژول‌ها برای گشتاور مفصل لگن در مای‌گری

Fig. 8. Thigh torque in KARATE- MAE GERI

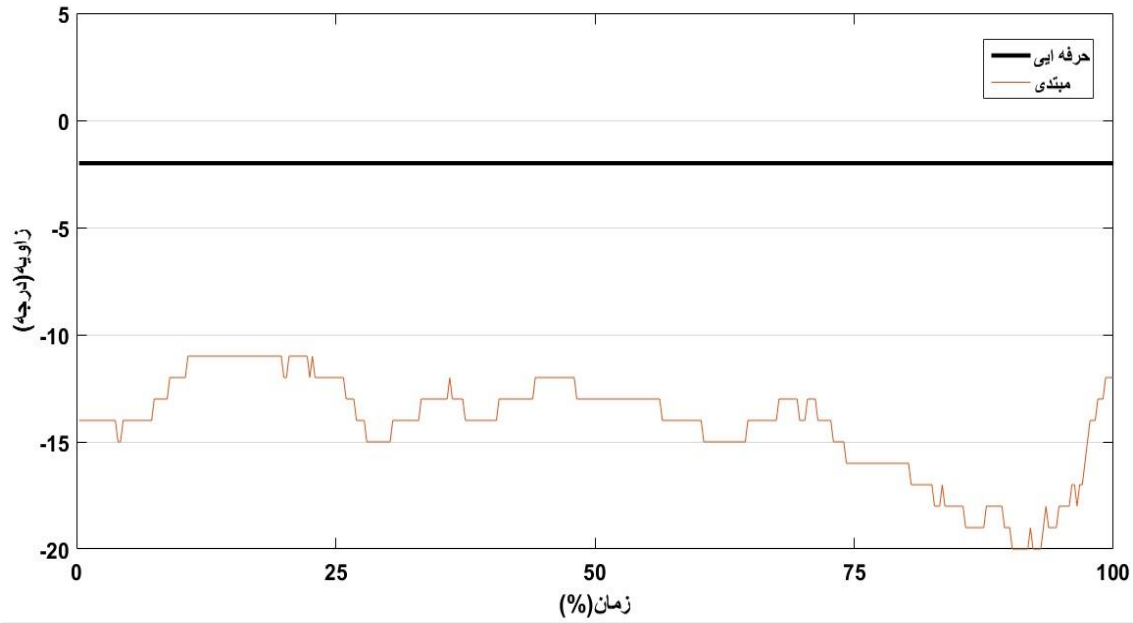
پیشرفت ورزشی ورزشکار مبتدی که با مقایسه نمودارهای بالا به دست می‌آید می‌تواند روند پیشرفت ورزشکار خود را به نحو احسن و با کمترین هزینه و بدون محدودیت مکانی به دست آورد.

حرکت توصیف‌شده در این بخش توسط یک ورزشکار حرفه‌ای و یک ورزشکار مبتدی انجام و هر دو حرکت توسط ماژول حرکت‌سنج ثبت شد. شکل ۹ تغییرات زاویه ساق پا نسبت به ران در ورزشکار حرفه‌ای و ورزشکار مبتدی را نشان می‌دهد. ازآنجاکه زیبایی حرکت در ورزش کاراته یک امتیاز محسوب می‌شود، لذا در این قسمت به تحلیل زیبایی حرکت انجام‌شده توسط دو ورزشکار حرفه‌ای و مبتدی پرداخته‌شده است. برای اینکه انجام این حرکت دارای زیبایی خاص خود باشد باید زاویه ساق نسبت به ران قبل از پرتاب پا (مرحله ۲ در شکل ۶) ثابت باقی بماند. شکل ۱۱ تغییرات زاویه ساق نسبت به ران در این مرحله را برای دو ورزشکار نشان می‌دهد. همان‌گونه که ملاحظه می‌شود این تغییرات در ورزشکار حرفه‌ای ثابت و نزدیک دو یا سه درجه است درحالی‌که در ورزشکار مبتدی این زاویه در یک بازه تقریباً ۲۵ درجه‌ای در حال نوسان است. این موضوع نشان‌دهنده تمرکز بالای ورزشکار حرفه‌ای روی حرکت خود و زیبایی بالای حرکت اجرا شده توسط وی می‌باشد.

۶- حرکت جلو بازو با وزنه

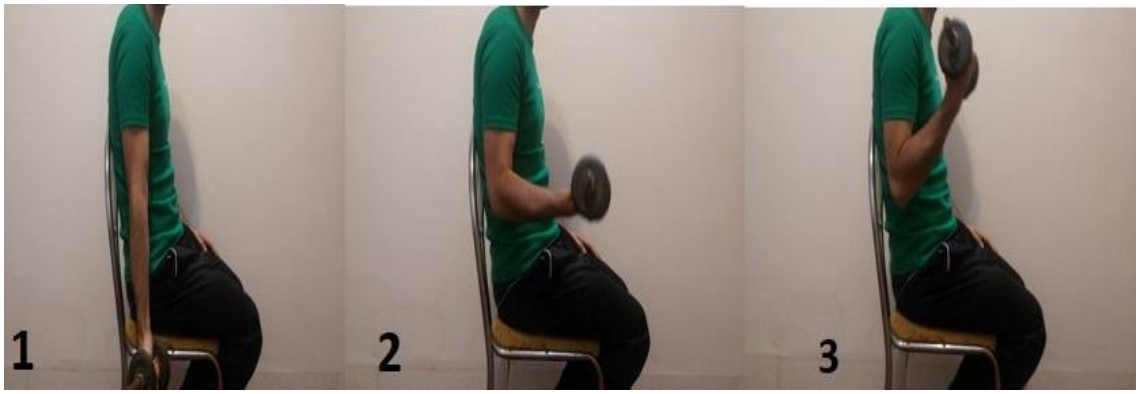
در هر ورزشی برای اجرای صحیح و با بازده مناسب حرکات یک ورزشکار علاوه برداشتن مهارت در اجرای تکنیک، آیتم‌های دیگری نیز جهت بالا بردن کارایی خود باید داشته باشد. از جمله این موارد تقویت عضلات ورزشکار است. در این قسمت به بررسی یک حرکت در ورزش بدن‌سازی پرداخته‌شده است. این حرکت جلو بازو با وزنه نام دارد. این حرکت برای تقویت عضلات جلو بازو می‌باشد. نحوه انجام حرکت بدین گونه است که ورزشکار بر روی صندلی می‌نشیند و وزنه مناسب را انتخاب کرده و در بازه‌هایی که توسط مربی تعیین می‌گردد حرکت را اجرا می‌کند. بدین‌صورت که ابتدا وزنه را بالا می‌آورد و سپس در همین مسیر پایین می‌برد تا عضله به‌طور کامل منبسط و منقبض گردد. تکرار این کار در زمان‌های مناسب سبب افزایش قدرت عضله جلو بازو می‌شود. در شکل ۱۰ نحوه صحیح اجرای حرکت نشان داده‌شده است.

برای ثبت حرکات در این بخش، ابتدا روش صحیح حرکت توسط مربی ورزشی بیان شد. سپس یک‌بار حرکت صحیح مربی توسط ماژول حرکت‌سنج ثبت شد. در ادامه از یک ورزشکار مبتدی خواسته شد که همین حرکت را انجام دهد و حرکت وی نیز توسط ماژول حرکت‌سنج ثبت شد. برای ثبت



شکل ۹. تغییرات اندازه گیری شده توسط ماژول‌ها برای زاویه ساق نسبت به ران در مای‌گری

Fig. 9. Leg angle in KARATE- MAE GERI



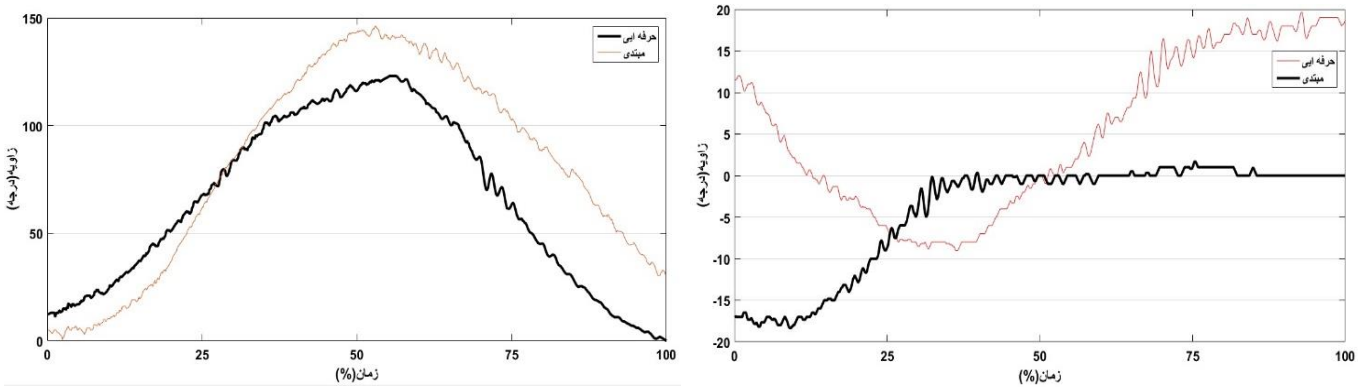
شکل ۱۰. نحوه انجام حرکت جلو بازو موردمطالعه در این پژوهش

Fig. 10. An athlete is doing forearm movement

حرکت دو ماژول، یکی بر روی ساعد دست فرد مورد آزمایش و دیگری را بر روی بازوی دست وی نصب شد.

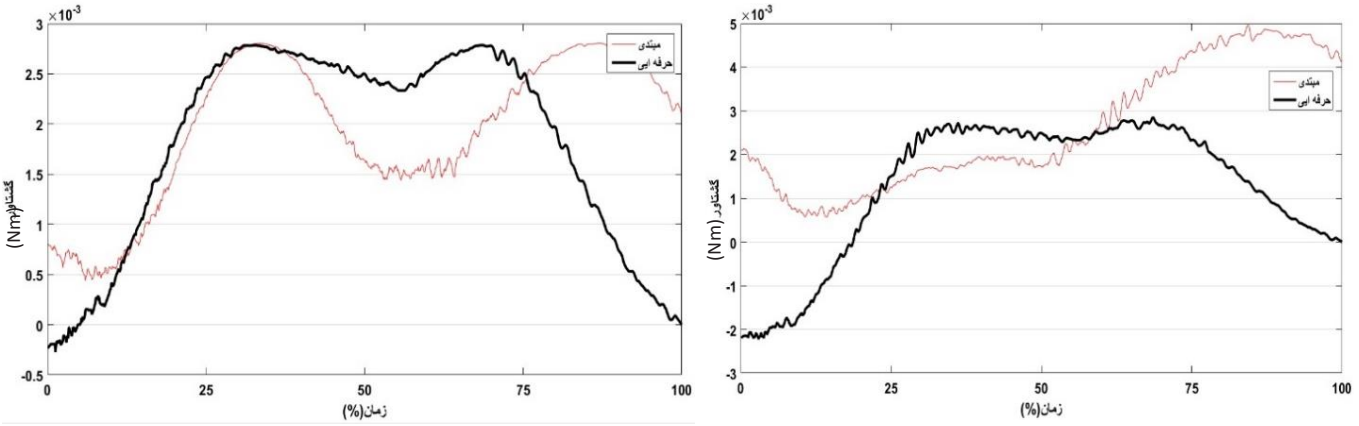
شکل ۱۱ سمت راست تغییرات زاویه بازوی دو فرد حرفه‌ای و مبتدی را نشان می‌دهد. همان‌گونه که مشخص است دامنه حرکتی بازوی ورزشکار حرفه‌ای بسیار کم و در حد ۱۸ درجه است. درحالی‌که در ورزشکار مبتدی این دامنه حرکتی تا ۳۰ درجه هم رسیده است. اهمیت این موضوع زمانی مشخص می‌شود که بدانیم درحرکت جلو بازو تمرکز بر عضله جلو بازو بوده و تغییرات مفصل کتف سبب کاهش اثرگذاری روی این عضله می‌گردد و ورزشکار به نتایج مطلوب دست نخواهد یافت و حتی احتمال آسیب به عضله نیز وجود دارد. درواقع تمرکز بر روی عضله جلو بازو کمتر می‌شود.

تغییرات زاویه ساعد دو فرد مورد آزمایش در شکل ۱۱ سمت چپ ترسیم شده‌اند. با توجه به این شکل مشخص است که تغییرات زاویه ساعد دست در ورزشکار حرفه‌ای دارای یک الگوی متقارن‌تری نسبت به فرد مبتدی است. این بدان معنی است که ورزشکار حرفه‌ای حرکت را با تمرکز و با زمان‌بندی



شکل ۱۱. زاویه‌های اندازه گیری شده بازو(راست) و ساعد(چپ) در جلو بازو

Fig. 11. Arm and Forearm angle in Forearm movement



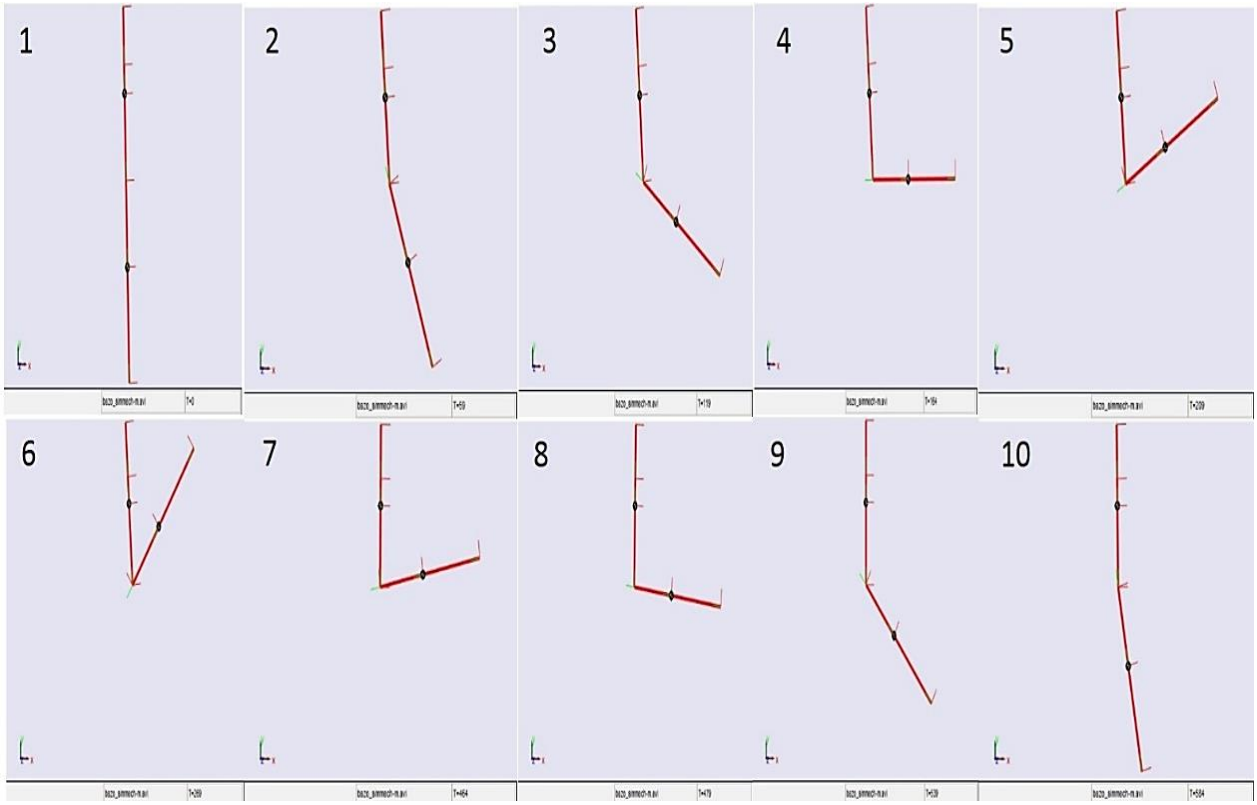
شکل ۱۲. گشتاور زاویه‌های اندازه گیری شده شانه (راست) و گشتاور آرنج(چپ) در جلو بازو

Fig. 12. Arm and Forearm torque in Forearm movement

مناسب‌تری انجام داده است. اما در ورزشکار مبتدی این نمودار مخصوصاً در انتهای حرکت نشان‌دهنده عدم تمرکز ورزشکار و یا خستگی ناشی از حرکت و یا ضعف عضلات است.

شکل ۱۲ (راست) گشتاور مفصل شانه ورزشکار حرفه‌ای و مبتدی را نشان می‌دهد. این گشتاورها به کمک مدل توسعه‌یافته در نرم‌افزار متلب محاسبه شده‌اند. همان‌گونه که از شکل مشخص است، گشتاور شانه ورزشکار حرفه‌ای با ریتم مناسبی افزایش‌یافته و در پایان حرکت به نزدیک صفر رسیده است. اما در ورزشکار مبتدی نمودار کاملاً متفاوتی دیده می‌شود. در ابتدای حرکت گشتاور کاهش‌یافته و به نزدیک صفر می‌رسد اما در ادامه گشتاور افزایش‌یافته و سیر صعودی پیدا می‌کند. این موضوع سبب فشار بیش‌ازحد به بازوی دست می‌شود. ضمن آنکه در پایان حرکت گشتاور همچنان به مفصل اعمال می‌شود و همانند ورزشکار حرفه‌ای صفر نشده است.

گشتاور مفصل آرنج درحرکت جلو بازو با وزنه برای دو فرد مورد آزمایش حرفه‌ای و مبتدی در شکل ۱۲ (چپ) داده‌شده است. با مقایسه این دو گشتاور مشاهده می‌شود که روند تغییرات گشتاور در هر دو فرد مشابه است ولی تغییرات گشتاور در ورزشکار حرفه‌ای نسبت به فرد مبتدی کمتر است. ضمن آنکه گشتاور در پایان حرکت در ورزشکار حرفه‌ای تقریباً صفر شده است درحالی‌که در فرد مبتدی این اتفاق نیفتاده است. این موضوع می‌تواند باعث آسیب رساندن به مفصل آرنج فرد شود. شکل ۱۳ مراحل انجام حرکت که توسط مدل توسعه‌یافته شبیه‌سازی‌شده است را نشان می‌دهد.



شکل ۱۳. مراحل انجام شبیه‌سازی در جلو بازو در نرم‌افزار متلب

Fig. 13. Forearm movement is simulated in MATLAB

۷- نتیجه‌گیری

در این پژوهش روشی نوین جهت بررسی حرکات بدن و توصیف کمی آن‌ها ارائه‌شده است. در این روش از یک ماژول حرکت سنج پوشیدنی که قابلیت ثبت و ضبط داده به مدت طولانی در محیط‌های ورزشی را با کمترین هزینه دارا می‌باشد، استفاده شده است. پس از ساخت چند نمونه از این ماژول حرکت‌سنج، از آن برای بررسی چندین حرکت ورزشی شامل حرکت لگدزدن در کاراته، حرکت جلو بازو با وزنه، راه‌رفتن استفاده شد. همچنین برای بررسی صحت داده‌های ثبت‌شده و محاسبه گشتاورها و نیروهای دینامیکی برای هریک از فعالیت‌های فوق یک مدل ریاضی در قسمت مدل‌سازی مکانیکی نرم‌افزار متلب توسعه داده شد. تحلیل‌های سینماتیکی و دینامیکی روی فعالیت‌های فوق نتایج زیر را نشان داد:

۱. حرکات به شکل کلی درست ثبت شده‌اند. تحلیل‌های سینماتیکی که برای حرکات مختلف انجام شد بر واقعیات منطبق بود. به عنوان مثال تحلیل سینماتیکی حرکت مای‌گری ثبت‌شده نشان می‌داد که حرکت مربی زیباتر اجرا شده است و این موضوع به‌صورت کیفی در حین انجام حرکت نیز مشهود بود.

۲. با توجه به کیفیت داده‌ها و تحلیل‌های ارائه‌شده، می‌توان این‌طور نتیجه گرفت که دستگاه ساخته‌شده از اطمینان کافی برخوردار است. البته این به معنی قابلیت اطمینان ۱۰۰٪ نیست و برای رسیدن به این مرحله باید کارهای زیادی روی ماژول حرکت‌سنج انجام شود.

با شبیه‌سازی این حرکت در نرم‌افزار متلب و مقایسه داده‌ها و تحلیل‌های سینماتیکی و دینامیکی انجام‌شده، برخی نقص‌های حرکتی فرد مبتدی نسبت به فرد حرفه‌ای مشخص شد که می‌تواند از این نتایج جهت بهبود انجام حرکات توسط فرد مبتدی استفاده کرد. از مزیت‌های این طرح می‌توان به بی‌سیم بودن ماژول پوشیدنی، قابلیت استفاده در فضاهای باز و ارزان بودن آن اشاره کرد.

ماژول ارائه‌شده در این تحقیق یک ماژول آزمایشگاهی است و برای ارتقا آن به حالت صنعتی یا نیمه‌صنعتی می‌توان امکان روشن شدن و ثبت داده به صورت اینترنتی را بدان افزود تا اطلاعات ثبت شده با دقت بالاتری هماهنگ‌سازی شوند. این موضوع یکی از انتظارات از این محصول در

کشورهای پیشرو در مهندسی ورزش و بیومکانیک است . از نکات دیگر در توسعه ابن محصول استفاده از حسگرهای اینرسی پیشرفته‌تر به‌منظور بالا بردن قابلیت اطمینان ماژول حرکت‌سنج و ثبت حرکت‌های سریع‌تر می‌باشد. از کارهای دیگری که می‌توان انجام داد ارتقا نحوه ذخیره اطلاعات به‌منظور ثبت اطلاعات بیشتر در فعالیت‌های طولانی‌تر یا پایش برخط اطلاعات در حین انجام فعالیت‌های روزانه است که عامل مهمی در تکامل آینده محصول به‌حساب می‌آید. با افزودن قابلیت‌های جدید و برخط کردن حسگرها حجم داده‌های بیشتری را می‌توان ثبت نموده و از فنون آماری پیشرفته و هوشمند در تحلیل داده‌ها بهره برد. در راستای بهبود این پژوهش می‌توان یک مدل کامل از دینامیک حرکت انسان با استفاده از مدل‌ها و نرم‌افزارهای تخصصی ارائه نمود تا تحلیل‌های دینامیکی دقیق‌تری حاصل گردد.

منابع

[1] H.S. M. Hafezi, A. Banai, Design and fabrication of three axes accelerometer, Research in Sport Medicine and Technology, 2(4) (2012) 11-17.

[2] J.G. Richards, The measurement of human motion: A comparison of commercially available systems, Human Movement Science, 18(5) (1999) 589-602.

[3] J. Crosbie, R. Vachalathiti, R. Smith, Patterns of spinal motion during walking, Gait & Posture, 5(1) (1997) 6-12.

[4] M. Yeasin, S. Chaudhuri, Development of an Automated Image Processing System for Kinematic Analysis of Human Gait, Real-Time Imaging, 6(1) (2000) 55-67.

[5] D.A. Winter, Biomechanics and Motor Control of Human Movement, Wiley, 2009.

[6] Z. Rong, Z. Zhaoying, A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 12(2) (2004) 295-302.

[7] K.J. O'Donovan, R. Kamnik, D.T. O'Keeffe, G.M. Lyons, An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement, Journal of Biomechanics, 40(12) (2007) 2604-2611.

[8] D. Roetenberg, Inertial and magnetic sensing of human motion, These de doctorat, 2006.

[9] E. Olsen, P. Haubro Andersen, T. Pfau, Accuracy and precision of equine gait event detection during walking with limb and trunk mounted inertial sensors, Sensors, 12(6) (2012) 8145-8156.

[10] T.-H. Ha, K. Saber-Sheikh, A.P. Moore, M.P. Jones, Measurement of lumbar spine range of movement and coupled motion using inertial sensors–A protocol validity study, Manual Therapy, 18(1) (2013) 87-91.

[11] A. Pellegrini, P. Tonino, P. Paladini, A. Cutti, F. Ceccarelli, G. Porcellini, Motion analysis assessment of alterations in the scapulo-humeral rhythm after throwing in baseball pitchers, Musculoskeletal surgery, 97(1) (2013) 9-13.

[12] S. Bagheri Koodakani, S. Lenjan Nejhadian, M. Haj Lotfalian, Designing, validation, and reliability assessment of software to acquire kinematics parameters of motion by image processing, Research in Sport Medicine and Technology, 14(11) (2016) 40-52.

[13] J.E. van Schaik, N. Dominici, Motion tracking in developmental research: Methods, considerations, and applications, Progress in Brain Research, 254 (2020) 89-111.

[14] F. Crenna, G.B. Rossi, M. Berardengo, Filtering Biomechanical Signals in Movement Analysis, Sensors, 21(13) (2021) 4580.

[15] A. Ancans, M. Greitans, R. Cacurs, B. Banga, A. Rozentals, Wearable Sensor Clothing for Body Movement Measurement during Physical Activities in Healthcare, Sensors, 21(6) (2021) 2068.

[16] R. Xiangfang, S. Lei, L. Miaomiao, Z. Xiying, C. Han, Research and sustainable design of wearable sensor for clothing based on body area network, Cognitive Computation and Systems, (2021).

[17] U. Jayasinghe, W.S. Harwin, F. Hwang, Comparing clothing-mounted sensors with wearable sensors for movement analysis and activity classification, Sensors, 20(1) (2020) 82.

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

M. Sadeghian, H. Shahbazi , S. Hadian, P. Norouzi, Design, Manufacturing, and Test of a Wearable Device to Monitor Athlete's Body Movements, Amirkabir J. Mech Eng., 54(3) (2022) 671-686.

DOI: 10.22060/mej.2021.19790.7112