

ارائه یک روش نوین کلینیکی جهت تشخیص شدت آسیب در آرتروز و پیچ خوردگی مفصل مچ پا و مقایسه پارامترهای حرکتی بین گروه‌های مختلف

حامد اسدی^۱، مجید عابدی^۱، مهدیه حاجی‌بزرگی^۱، محمد ایمان مخلص‌پور اصفهانی^{۲،۳}، رؤیا نریمانی^۴

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

۲- پژوهشگر، کارشناسی ارشد، آزمایشگاه فناوری‌های پوشیدنی و تحقیقات عصبی اسکلتی عضلانی، گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

۳- دانشجو دکتری، دانشگاه Virginia Tech، بلکسبرگ، ایالات متحده آمریکا

۴- عضو هیئت علمی گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

چکیده

زمینه و هدف: در سال‌های اخیر ارائه الگوهای کمی برای تشخیص آسیب در مفاصل و شدت آن، بررسی روند بهبود و میزان کارایی روش‌های درمانی، بسیار مورد توجه قرار گرفته است. برای اندازه‌گیری حرکت و کمی‌سازی اطلاعات مربوط به حرکت مفاصل، روش‌های اندازه‌گیری گوناگونی وجود دارد که از آن جمله می‌توان به استفاده از سنسورهای اینرسی اشاره کرد. هدف این پژوهش کمی‌سازی میزان آسیب در مفصل مچ پا می‌باشد.

روش بررسی: به منظور اندازه‌گیری کمی حرکت مفصل مچ پا، سنسورهای اینرسی بر روی ساق و پنجه پای دو گروه افراد سالم و بیمار دچار آرتروز یا پیچ‌خوردگی نصب شدند و در طی ۸ حرکت مشخص مچ پا در سه صفحه آناتومیکی، میزان سرعت و شتاب حرکت اندازه‌گیری شد.

یافته‌ها: با استفاده از مقادیر ثبت شده توسط سنسورها در حرکات مختلف برای هر فرد و معیارهای در نظر گرفته شده، پارامترهای مختلفی محاسبه می‌شوند که با توجه به مقادیر آنها، می‌توان مقایسه‌ای نسبتاً دقیق و کمی بین پای سالم و دردناک بیمار و همچنین میان افراد سالم و بیمار انجام داد. با مقایسه نتایج، به طور کلی می‌توان نتیجه گرفت که پارامترهای RAV (Range of Angular Velocity - تابعی از دامنه سرعت زاویه‌ای)، P (تابعی از حاصل ضرب سرعت و شتاب خطی) و M (حداکثر گشتاور در مفصل) به خوبی تفاوت بین افراد سالم و بیمار را در یک جامعه آماری نشان می‌دهند، هرچند عملکرد آنها به عنوان پارامتری تشخیصی برای تشخیص میزان آسیب‌دیدگی افراد مناسب نیست.

نتیجه‌گیری: آنالیز حرکتی مفصل مچ پا و مقایسه نتایج بین دو گروه بیمار و سالم نشان می‌دهد که معیارهای ارائه شده برای این بررسی می‌توانند به عنوان مشخصه‌ای جهت تشخیص میزان آسیب‌دیدگی مفصل مچ پا مورد استفاده قرار گیرند. همچنین با انجام همین بررسی بر روی دو گروه افراد سالمند و جوان مشاهده می‌گردد که معیارهای ارائه شده می‌توانند اختلاف موجود بین پارامترهای حرکتی دو گروه در نظر گرفته شده را نشان دهند.

کلیدواژه‌ها: پیچ‌خوردگی مفصل مچ پا، اندازه‌گیری حرکت، آرتروز، سنسورهای اینرسی

(ارسال مقاله ۱۳۹۳/۶/۲۶، پذیرش مقاله ۱۳۹۳/۱۲/۵)

نویسنده مسئول: تهران، دانشگاه صنعتی شریف، دانشکده مهندسی مکانیک، گروه بیومکانیک

Email: narimani@sharif.edu

مقدمه

سری آزمایش‌های ساده در حرکات فرد، مد نظر محققان بوده است.

تعیین وضعیت و اندازه‌گیری حرکت بدن انسان با اهداف مختلف کلینیکی قسمت مهمی از علم بیومکانیک و توانبخشی را تشکیل داده است. روش‌های تصویربرداری همچون فتوگرامتری، اپتوالکترونیک و آنالیز تصویر در این زمینه پیشرفت‌های زیادی داشته‌اند. ناتوانی این سیستم‌ها در مانیتور کردن حرکات روزانه بیمار در کنار هزینه بالای این سیستم‌ها محققان را به سوی استفاده از ابزار سبک‌تر، قابل حمل، کم‌مصرف و ارزان سوق داده است. در این بین می‌توان به سنسورهای شتاب‌سنج، ژایروسکوپ، مغناطیس‌سنج و سنسورهای منعطف اشاره کرد (۱). در میان سنسورهای یاد شده، شتاب‌سنج‌ها به علت داده‌های

معرفی الگوهایی برای ارزیابی مفاصل بدن در سال‌های اخیر مورد توجه مهندسين پزشکی قرار گرفته است. این الگوها اطلاعاتی با هدف تشخیص آسیب در مفاصل و میزان شدت آنها و همچنین بررسی روند بهبود پس از عمل جراحی به منظور ارزیابی روش درمانی در اختیار متخصصان ارتوپدی قرار می‌دهد. از مهمترین اهداف این الگوها ارائه اطلاعات کمی از وضعیت بیمار است. به عنوان مثال می‌توان به پرسش‌نامه‌هایی اشاره کرد که براساس میزان درد، فعالیت و رضایت‌مندی بیمار تنظیم شده و وضعیت بیمار را به صورت نمره‌ای ارائه می‌دهد. از مشکلات این الگو مؤثر بودن وضعیت روحی بیمار در پاسخگویی به سوالات می‌باشد. در نتیجه عمومیت نتایج آن مورد سوال خواهد بود. بنابراین ارائه ابزاری برای سنجش وضعیت مفاصل، طی یک

ارائه شد. آنها با هدف کاهش هزینه و پردازش آسان تر و سریع تر نتایج نسبت به سیستم تصویربرداری، از شتابسنج‌های سه بعدی، سنسور ژيروسکوپ و گیرنده‌های فرا صوت برای تعیین تغییرات زاویه‌ای، سرعت زاویه‌ای و شتاب خطی مفصل شانه استفاده کردند. آنها با تعریف نه آزمایش ساده، نتایج را بر روی دو فرد بیمار و ده فرد سالم بررسی نمودند. آزمایش بر روی هر دو شانه افراد انجام شد. اگرچه دامنه حرکتی مفصل تفاوت چندانی میان مفصل سالم و بیمار نشان نداد و تغییرات زاویه‌ای مفصل به علت تفاوت استراتژی افراد بیمار برای کاهش درد، معیار مناسبی جهت شناسایی افراد بیمار نبود، سه معیار RAV (تابعی از دامنه سرعت زاویه‌ای)، P (تابعی از حاصل ضرب سرعت و شتاب خطی) و M (حداکثر گشتاور در مفصل) به خوبی نشان‌دهنده تفاوت میان مفصل سالم و آسیب دیده بود. همچنین افزایش این مقادیر در آزمایش‌های مکرر به فاصله چند ماه بر روی افراد بیمار پس از عمل جراحی نشان‌دهنده بهبود تدریجی بیماران بود. آزمایشات مکرر نشان‌دهنده حساسیت بهتر این روش نسبت به پرسش‌نامه‌ها و تکرارپذیری آن می‌باشد. الگو ارائه شده تنها برای بررسی آسیب‌های یک‌طرفه استفاده شد. این روش تنها قادر به بررسی میزان آسیب بوده و نمی‌تواند نوع آسیب را تشخیص دهد.

جمالی و همکاران (۸) آزمایشی مشابه با کار ارزیابی مفصل شانه (۷) برای بررسی آسیب‌دیدگی لیگامان لترال مچ پا ارائه دادند. در این آزمایش از سنسورهای اینرسی شریف برای اندازه‌گیری تغییرات زاویه‌ای، سرعت زاویه‌ای و شتاب خطی مفصل مچ پا استفاده شد. آزمایش بر روی دو فرد سالم و دو فرد آسیب‌دیده انجام شد که آزمایش روی هر فرد شامل سه حرکت دورسی فلکشن - پلنتر فلکشن، حرکت مچ پا به سمت مدیال و لترال در صفحه ترنسورس و روتیشن فضایی بود که بر روی مچ هر دو پای فرد و با حداکثر سرعت و در بیشترین دامنه حرکتی انجام شد. پس از جمع‌آوری اطلاعات پنج معیار برای افراد مورد ارزیابی قرار گرفت. دامنه حرکتی مچ پا که در راستای زوایای اوپلر محاسبه شد، مانند کار قبلی معیار مناسبی برای تشخیص مفصل سالم و آسیب دیده نبود. معیارهای P، Range of RAV: Angular Velocity و M تا حدودی تفاوت مفصل سالم و بیمار را نشان داد اما مسائلی از جمله راست یا چپ بودن و وزن فرد مانع از عمومیت نتایج این معیارها بود. اما معیار Mean Range of Angular Velocity: MRV که به عنوان تابعی از میانگین ماکزیمم‌ها و میانگین مینیمم‌ها معرفی شد، تفاوت مفصل سالم و آسیب دیده را بهتر نمایش داد.

کیفی و کمی مناسب و قابلیت ساخت در ابعاد بسیار کوچک جهت مانیتور کردن حرکت بیمار در خانه مورد توجه مهندسان، فیزیک‌دانان و متخصصان بالینی بوده است (۲)، اما همچنان نمی‌توان از حساسیت این سنسورها به نویز و مشکلات نصب آن‌ها روی بدن بیمار چشم پوشید.

در سال‌های اخیر واحدهای ترکیبی از سنسور اینرسی و سنسور مغناطیسی در کاربردهای بیومکانیک برای تعیین جهت‌گیری سه بعدی اعضای بدن انسان رایج شده‌اند. از فواید این سنسورها قابلیت استفاده به صورت پوشیدنی جهت اندازه‌گیری اطلاعات سینماتیکی بیمار در فعالیت‌های روزانه می‌باشد. ساباتینی (۳) علاوه بر بررسی نحوه فیلتر و ترکیب داده‌های این واحد ترکیبی دستورعمل‌های مفید برای پیاده‌سازی آن را نیز ارائه کرده است. مخلص‌پور و همکاران (۴) ضمن ساخت یک سنسور اینرسی با قابلیت اتصال به لباس به عنوان یک سنسور پوشیدنی، نرم‌افزاری جهت جمع‌آوری داده‌ها، فیلتر و ترکیب اطلاعات سنسورهای اینرسی برای اندازه‌گیری تغییرات زاویه‌ای مفاصل بدن ارائه دادند.

فانگ و همکاران (۵) با دیدگاهی آماری آسیب‌های ورزشی را که موجب صدمه دیدن قوزک پا شده است از سال ۱۹۹۷ تا ۲۰۰۵ مورد بررسی قرار دادند. در این مقاله ۷۰ رشته ورزشی در ۳۸ کشور مورد بررسی قرار گرفت. آمارها نشان می‌دهند که آسیب‌دیدگی قوزک پا بعد از زانو رایج‌ترین آسیب‌دیدگی ورزشی بوده به طوریکه از ۲۰۱۶۰۰ بیمار مورد ارزیابی، در ۳۲۵۰۹ مورد منجر به این آسیب‌دیدگی شده است. همچنین پیچ‌خوردگی مچ پا رایج‌ترین آسیب این مفصل است و ورزشکاران در رشته‌های تیمی همچون والیبال، فوتبال، هندبال و راگی بیش از سایرین در معرض این آسیب‌دیدگی هستند.

بینان و همکاران (۶) با بررسی ۱۱۸ دسته ورزشکار در رشته‌هایی همچون فوتبال، هاکی و لاکراس، به معرفی عواملی پرداختند که منجر به آسیب دیدگی لیگامان قوزک پا می‌شوند. با مانیتور کردن این عوامل پیش از آغاز فصل ورزشی و در حین فصل، بررسی‌ها نشان می‌دهند که این عوامل برای زنان و مردان متفاوت است. افزایش ژنوارיום استخوان و افزایش دامنه حرکت مفصل در زنان منجر به بالا رفتن خطر این آسیب‌دیدگی می‌شود، در حالی که افزایش انحراف تالار مردان را در خطر بیشتر این آسیب‌دیدگی قرار می‌دهد.

برین کالی و همکاران (۷) روشی برای ارزیابی مفصل شانه ارائه دادند که در این روش برخلاف نتایج عکس‌های رادیوگرافی، وضعیت دینامیکی مفصل شانه مورد ارزیابی قرار گرفت و سه معیار براساس سرعت و شتاب زاویه‌ای مفصل شانه

گروهی از افراد سالمند (+۵۰) و افراد جوان (۲۰-۳۰) می‌تواند صورت بگیرد. در این مطالعه این بررسی بر روی سه فرد سالمند انجام گرفته و نتایج آنها با نتایج حاصل از انجام آزمایش بر روی افراد سالم مقایسه گردیده است.

روش بررسی

معیارهای ورود به مطالعه، افراد مبتلا به به پیچ‌خوردگی مچ پا بودند که برای درمان به پزشک مراجعه نموده‌اند. همچنین افراد دارای آرتروز در مفصل مچ پا نیز به عنوان جامعه هدف دیگر در نظر گرفته شده‌اند. اطلاعات مربوط به بیماران شرکت‌کننده در این پژوهش در جدول ۱ آورده شده است.

معیارهای خروج از مطالعه به این صورت در نظر گرفته شدند که افراد مورد آزمایش در هنگام انجام تست‌ها درد نداشته و ممنوعیتی از جانب پزشک برای انجام ارزیابی‌های این آزمون نداشتند. حداقل در ۴۸ ساعت گذشته از داروهای مسکن و یا خواب‌آور استفاده نکرده بودند. همچنین تاریخچه عوارضی چون اختلال دیداری اصلاح نشده، سرگیجه، بی‌حسی، شکستگی، درد و جراحی در بالاتنه و اندام تحتانی در ۶ ماه گذشته نداشتند. لازم به ذکر است افراد مورد آزمایش در صورت عدم موفقیت در انجام حرکات در دفعات تعیین شده و یا عدم اکتساب نمره مناسب در آزمون احساسی از مطالعه خارج می‌گشتند. ابزارهای گردآوری اطلاعات شامل موارد زیر بود:

- ۱- پرسشنامه ثبت اطلاعات زمینه‌ای مربوط به سن، قد، وزن، سمت آسیب‌دیده، سمت سالم و فاصله زمانی آسیب تا آزمون
- ۲- پرسشنامه (Brunel Mood Scale) BRUMS برای تعیین سطح احساسی فرد در زمان انجام آزمایش
- ۳- پرسشنامه Foot and Ankle Ability Measure: FAAM - مقیاس سنجش توانایی مچ و پا) و Foot and Ankle Outcome Score: FAOS - پرسشنامه پیامدهای مچ و پا) برای اندازه‌گیری سطح ناتوانی
- ۴- استفاده از سنسورهای اینرسی شریف برای اندازه‌گیری پارامترهای سینماتیکی مفصل مچ پا در هنگام انجام حرکات تعیین شده همه شرکت‌کنندگان فرم رضایت آگاهانه را پر نمودند. توضیحات کلی در مورد نحوه انجام تست و آموزش حرکات تعیین شده به فرد مورد آزمایش داده شده و اطمینان لازم جهت آگاهی کامل فرد به نحوه انجام آزمایش به عمل آمد. پس از انجام چند حرکت آزمایشی بدون وجود سنسورها، سنسورها در محل تعیین شده نصب گردیده و فرد مورد آزمایش حرکات تعیین شده را با سرعت ماکزیمم انجام داد.

میرانی و همکاران (۹) در سال ۲۰۱۰ با انجام مطالعه‌ای بر روی افراد بیمار و سالم، نحوه حرکت آنها را مورد بررسی قرار دادند. آنها این کار را با استفاده از آنالیز سه بعدی حرکت قدم برداشتن توسط سنسورهای اینرسی انجام دادند. گانا و همکاران (۱۰) در سال ۲۰۱۱ با انجام مطالعه‌ای مشابه با استفاده از یک سنسور اینرسی پارامترهای حرکتی افراد سالمند را در حرکت‌های نشستن و برخاستن مورد بررسی قرار دادند. این آنالیز بر روی افراد سالمند آسیب‌دیده‌ای که به مدت سه هفته تحت توانبخشی قرار گرفته بودند نیز انجام گرفت. نتایج بدست آمده در این مطالعه می‌تواند برای تشخیص شرایط فیزیکی افراد سالمند مورد استفاده قرار گیرد.

مطالعات ذکر شده بر روی مفصل مچ پا در بیماری آسیب‌دیدگی لیگامان استفاده شده‌اند. در این مطالعه هدف استفاده از سنسورهای مشابه با مطالعات قبلی در تشخیص بیماری آرتروز مفصل مچ پا و پیچ‌خوردگی آن می‌باشد.

هدف از انجام این پژوهش ارائه الگویی به منظور تشخیص بیماری‌های مچ پا (در این مطالعه آرتروز مفصل مچ پا و پیچ‌خوردگی آن) با استفاده از سنسورهای اینرسی است. در این پژوهش با انجام آزمایش مشابه بر روی دو گروه سالم و گروه افراد مبتلا به بیماری آرتروز مفصل مچ پا و پیچ‌خوردگی آن، الگوی حرکتی این دو دسته را مشخص نموده و تغییرات و تفاوت‌های ایجاد شده در الگوی حرکتی در اثر بروز بیماری مشخص می‌گردد. پارامترهای مورد توجه در مقایسه حرکت دو گروه شامل محدوده حرکتی، سرعت و شتاب زاویه‌ای می‌باشد. پس از انجام این پژوهش و ارائه نتایج و الگوی حرکتی هر دو دسته از افراد، می‌توان از نتایج و الگوی حرکتی به عنوان مرجعی برای تشخیص بیماری و همچنین در صورت وجود بیماری، برای تشخیص میزان پیشرفت آن استفاده نمود. همچنین می‌توان برای ارزیابی روش‌های درمانی و بررسی این مسأله که درمان تا چه اندازه محدوده حرکتی و الگوی حرکتی مفصل را به حالت طبیعی نزدیک کرده است، بهره برد.

بدین ترتیب از این روش می‌توان به عنوان جایگزینی برای روش‌هایی که به منظور تشخیص بیماری و میزان پیشرفت آن وجود دارند، نظیر آرتروسکوپی که به صورت تهاجمی می‌باشد، استفاده نمود. در نهایت هدف این مطالعه، ارائه روشی غیرتهاجمی، ارزان، با کاربری راحت برای تشخیص میزان آسیب در بیماری آرتروز مفصل مچ پا و پیچ‌خوردگی آن می‌باشد.

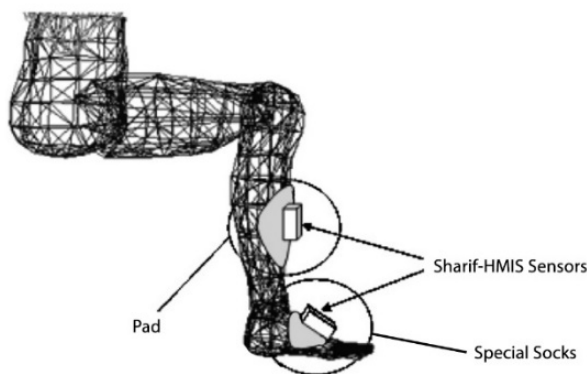
با استفاده از ایده دو مطالعه (۹) و (۱۰)، می‌توان با انجام آنالیز مشابه بین دو گروه سالمند و جوان، شرایط فیزیکی مفصل مچ پا را با افزایش سن مورد بررسی قرار داد. این مطالعه بر روی

می‌گردد. به دلیل قرارگیری پد مخصوص سنسورها در کف پا و احتمال ایجاد مانع در حرکت آزادانه مفصل، یک محل قرارگیری سنسور بر روی یک جوراب عادی تعبیه شده و سنسور دوم در تمامی آزمایش‌ها در محل تعیین شده قرار می‌گیرد.

برای آنالیز حرکتی مفصل مچ‌پا با استفاده از دو سنسور اینرسی می‌توان پارامترهای سینماتیکی مورد نیاز را ثبت نمود. محل قرارگیری سنسورها در شکل ۱ نشان داده شده است. سنسور اول با استفاده از پد مخصوص در ناحیه ساق پا متصل

جدول ۱- اطلاعات مربوط به بیماران

بیمار	جنسیت	قد	وزن	سن	پای آسیب دیده	درصد آسیب بر اساس نتایج پرسشنامه‌ها
بیمار ۱	مرد	۱۷۰	۶۸	۵۲	راست	۶۰٪
بیمار ۲	مرد	۱۸۵	۷۷	۲۵	چپ	۴۲/۶۷٪
بیمار ۳	زن	۱۶۷	۹۶	۴۹	چپ	۶۴/۳۹٪
بیمار ۴	زن	۱۶۵	۷۵	۵۰	راست	۶۱/۵۷٪



شکل ۱- محل قرارگیری سنسورها (۱۱)

جدول ۲- جزئیات حرکات تعیین شده برای مفصل مچ‌پا

توضیحات	شماره حرکت
دورسی فلکشن	۱
پلاتنار فلکشن	۲
ادداکشن	۳
ابداکشن	۴
اینورژن	۵
اورژن	۶
چرخش ساعتگرد مفصل مچ‌پا	۷
چرخش پادساعتگرد مفصل مچ‌پا	۸

مورد آزمایش با خم کردن زانو حرکت چرخش مچ‌پا در دو جهت را انجام داد. جزئیات حرکات تعیین شده در جدول ۲ و نحوه انجام آنها در شکل ۲ نشان داده شده است

برای آنالیز حرکتی مفصل مچ‌پا ۸ حرکت تعیین گردید. حرکات در حالتی انجام شد که فرد روی یک صندلی نشسته و کف هر دو پای او روی زمین قرار داشت. در حرکات ۲ تا ۶ همواره یک نقطه از پای فرد روی زمین قرار داشته و در حرکات ۷ و ۸ فرد

$$V \text{ score} = \left(1 - \text{mean} \left[\sum_{r=est=1}^3 \Delta RAVr \right] \right) \times 100\% \quad (4)$$

در فرد سالم معیار RAV بر اساس سرعت زاویه‌ای پای راست و چپ فرد بیان می‌شود.

معیار P

این معیار بر اساس سرعت زاویه‌ای و شتاب خطی و با تخمین مساحت درون منحنی سرعت زاویه‌ای-شتاب خطی می‌باشد. به این ترتیب سطح مستطیلی که منحنی شتاب بر حسب سرعت زاویه‌ای را احاطه می‌کند به عنوان معیار تحلیل سینماتیک مفصل در نظر گرفته می‌شود.

$$P = \sum_{r=est=1}^3 \frac{\text{range (angular velocity)}}{\text{rang (acceleration)}} \quad (5)$$

با محاسبه ΔPr بر اساس اختلاف مفصل سالم و آسیب دیده (رابطه ۵) معیار P طبق رابطه ۶ محاسبه می‌شود.

$$\Delta Pr = \frac{P_{\text{healthy}} - P_{\text{painful}}}{P_{\text{healthy}}} \quad (6)$$

$$P \text{ score} = \left(1 - \text{mean} \left[\sum_{r=est=1}^3 \Delta Pr \right] \right) \times 100\% \quad (7)$$

معیار M

این معیار با تخمین اختلاف گشتاور اعمالی در پای آسیب دیده و پای سالم با استفاده از سرعت زاویه‌ای ($\bar{\omega}$) پنجه پا و داده‌های آنتروپومتری بیمار محاسبه می‌شود. گشتاور \bar{M} به صورت رابطه (۸) محاسبه می‌شود.

$$\bar{M} = I_x \bar{\omega} + \bar{\omega} \times (I_x \bar{\omega}) \quad (8)$$

با استفاده از جداول آنتروپومتری، مولفه‌های ماتریس ممان اینرسی برای پنجه پا به صورت معادلات (۸) تا (۱۰) بیان می‌شود که m جرم کل بدن و L طول عضو را نشان می‌دهد.

$$I_x = (0.0145) \times (0.26)^2 \times mL^2 \quad (9)$$

$$I_y = \frac{(0.12)^2}{(0.26)^2} I_x \quad (10)$$

$$I_z = \frac{(0.25)^2}{(0.26)^2} I_x \quad (11)$$

در بخش آنالیز نتایج مربوط به مفصل مچ‌پا، با استفاده از نتایج بدست آمده برای افراد سالم، می‌توان نسبت حرکت‌های دلخواه و ناخواسته مفصل را مطابق مطالعه (۵) بدست آورد و به صورت نسبتی از حرکات خاص گزارش نمود. برای انجام این بررسی در هنگام انجام حرکات دلخواه میزان چرخش مفصل در صفحات دیگر نیز مورد بررسی قرار گرفته و به صورت نسبتی از حرکت خاص گزارش می‌گردد.

با استفاده از داده‌های سنسورهای اینرسی، زاویای اویلر هر کدام از سنسورها نسبت به مختصات مرجع بدست می‌آیند. سپس با استفاده از زاویای حاصل از سنسور اول (متصل به ساق پا) قبل از شروع حرکت، مختصات اولیه سنسور (R_1) محاسبه می‌گردد. ماتریس دوران (R_{01}) بین مختصات مرجع (R_0) و مختصات ۱ نیز قابل محاسبه است.

با استفاده از زاویای اویلر حاصل از سنسور دوم (متصل به پنجه پا) می‌توان مختصات لحظه‌ای (R_2) سنسور دوم را محاسبه نمود. مشابه حالت قبل ماتریس دوران (R_{02}) بین مختصات مرجع (R_0) و مختصات ۲ نیز محاسبه می‌گردد. حال با استفاده از رابطه (۱) می‌توان ماتریس تبدیل بین مختصات ۱ و ۲ (R_{12}) را محاسبه نمود.

$$R_{12} = R_{01}^{-1} * R_{02} \quad (1)$$

معیارهای استفاده شده در آنالیز داده‌های سنسورها در ادامه آورده شده است.

معیار RAV

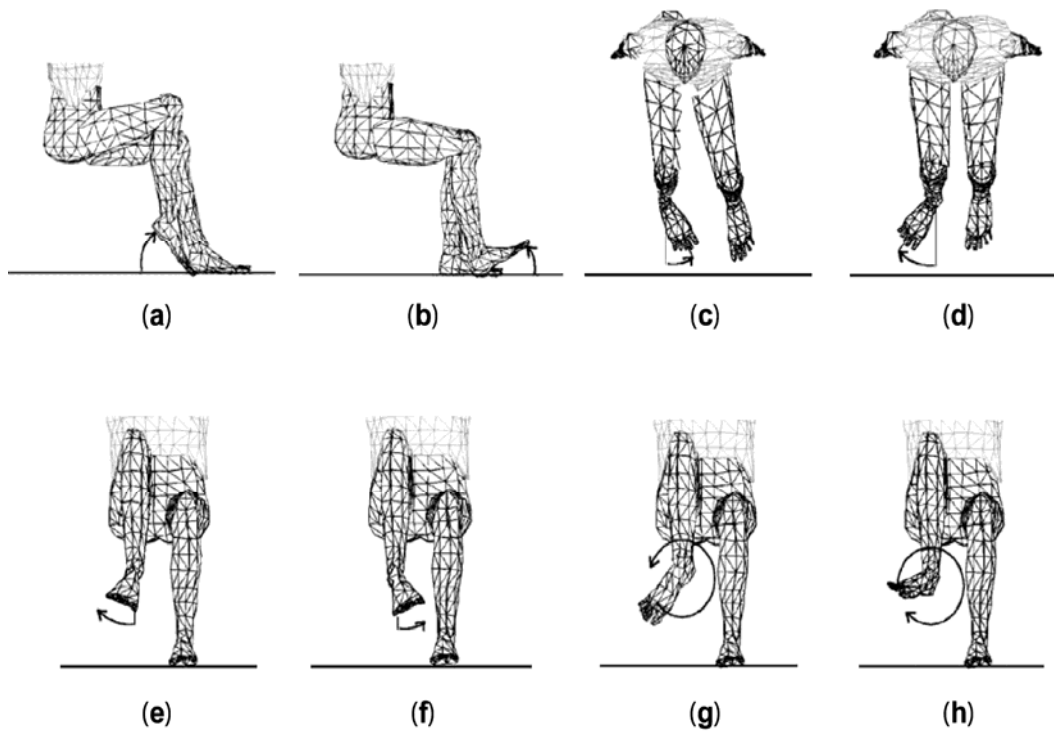
در معیار RAV (Range of Angular Velocity) سرعت زاویه‌ای اساس آنالیز سینماتیکی مفصل است. محدوده‌ی سرعت زاویه‌ای از اختلاف بین ماکزیمم و مینیمم سرعت زاویه‌ای اندازه‌گیری شده توسط ژيروسکوپ محاسبه و $RAVr$ طبق رابطه (۲) از میانگین محدوده سرعت زاویه در سه صفحه محاسبه می‌شود.

$$r = \frac{\sum_{r=est=1}^3 \text{range (angular velocity)}}{3} \quad (2)$$

اختلاف RAV بین پای سالم و بیمار طبق رابطه (۳) به صورت درصد RAV پای سالم بیان می‌شود.

$$\Delta RAVr = \frac{RAV_{\text{healthy}} - RAV_{\text{painful}}}{RAV_{\text{healthy}}} \quad (3)$$

معیار RAV به صورت میانگین $\Delta RAVr$ هشت تست تعریف می‌شود.



÷

شکل ۲ - حرکات تعیین شده برای مفصل مچ پا - (a) پلاننار فلکشن (b) دورسی فلکشن (c) ادداکشن (d) ابداکشن (e) ایورژن (f) اینورژن (g) چرخش

$$E_{ij} = \begin{bmatrix} E_{11} & E_{12} & E_{13} \\ E_{21} & E_{22} & E_{23} \\ E_{31} & E_{32} & E_{33} \end{bmatrix} \quad (15)$$

روابط مورد نیاز برای محاسبه ΔA_i و A_{score} نیز به ترتیب در روابط (۱۶) و (۱۷) آورده شده است.

$$\Delta A_i = \frac{(E_{ij})_{Right} - (E_{ij})_{Left}}{(E_{ij})_{Right}} \quad (16)$$

$$A_{score} = (1 - \text{mean}(\Delta A_i)) \times 100 \quad i = 1, (17)$$

یافته‌ها

نمونه‌هایی از نتایج معیارهای مختلف برای افراد بیمار و سالم در شکل‌های ۳ و ۴ نشان داده شده است. همانگونه که مشاهده می‌گردد، بین نتایج حاصل از آزمایش روی افراد مختلف اختلاف زیادی مشاهده می‌شود. به دلیل در نظر گرفتن تمام حرکات‌های موجود برای مفصل مچ پا و با توجه به اینکه در هر کدام از بیماری‌های در نظر گرفته شده، محدودیت ایجاد شده در اثر آسیب می‌تواند در برخی از حرکات‌ها اثرگذار باشد، بنابراین اختلاف‌های موجود بین نتایج غیرمنطقی نمی‌باشد.

در این معیار ابتدا بازه تغییرات اندازه‌ی بردار گشتاور در دو پای بیمار محاسبه می‌شود.

$$I = \max \|M_{healthy}\| - \max \|M_{painful}\| \quad (12)$$

اختلاف بین سمت سالم و آسیب دیده به صورت درصد گشتاور سالم در رابطه (۱۳) بیان می‌شود.

$$\Delta M_r = \frac{\Delta M}{\max \|M_{healthy}\|} \quad (13)$$

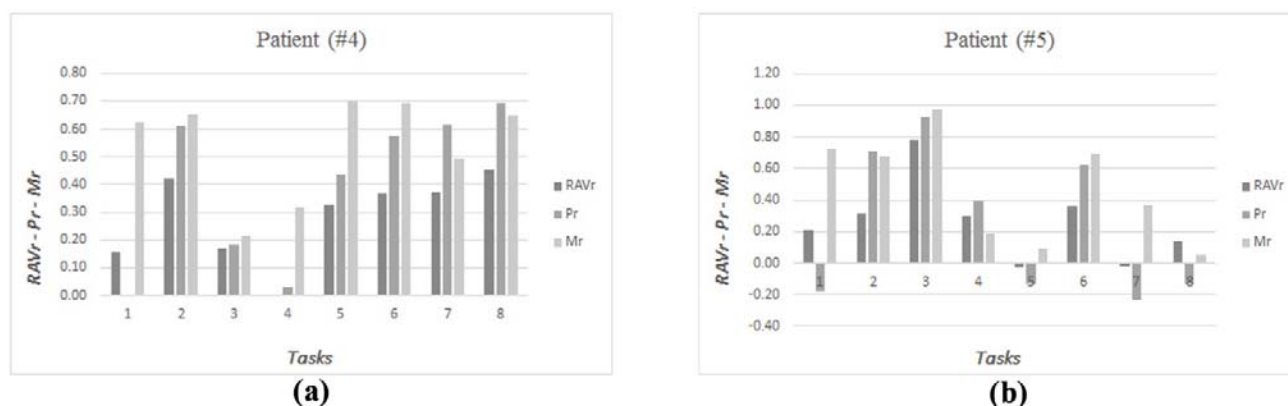
معیار M به صورت رابطه (۱۳) تعریف می‌شود.

$$score = \left(1 - \text{mean} \left[\sum_{r=1}^i \Delta M_r \right] \right) \times 100\% \quad (14)$$

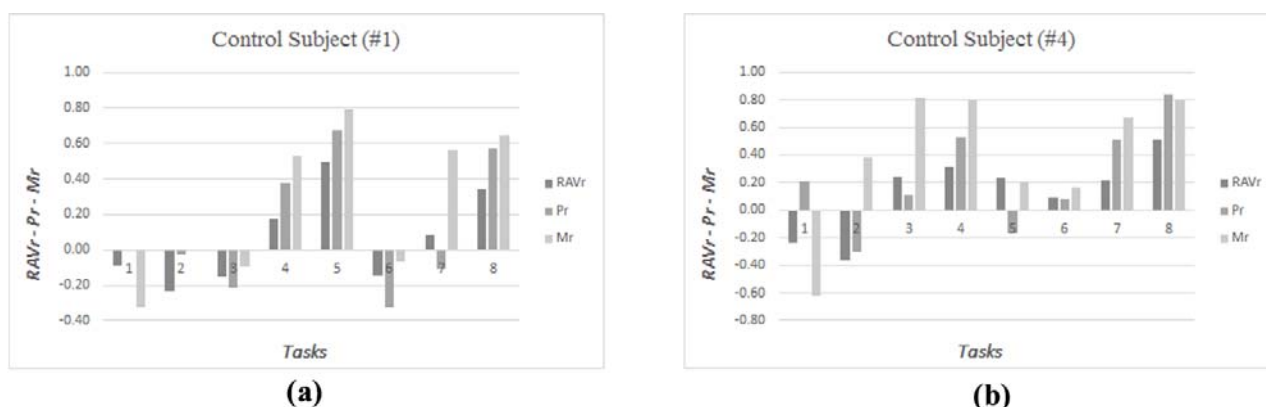
معیار A

این معیار بر اساس تغییر الگوی حرکتی در تست‌های انجام شده تعریف می‌شود. در این معیار با استفاده از زوایای حرکت مفصل در صفحات مختلف، پارامتری محاسبه می‌گردد که با استفاده از آن می‌توان تطابق حرکت مفاصل مچ پای فرد را بررسی نمود.

ماتریس E_{ij} شامل تغییرات زاویه مفصل در حرکات در صفحات مختلف می‌باشد.



شکل ۳- نتایج حاصل از آزمایش روی افراد بیمار با استفاده از معیارهای $RAVr$ ، P و M



شکل ۴- نتایج حاصل از آزمایش روی افراد سالم با استفاده از معیارهای $RAVr$ ، P و M

است. همچنان دیده می‌شود که با وجود پراکندگی نمرات افراد تفاوت قابل توجهی در میانگین نمره افراد سالم و بیمار دیده می‌شود.

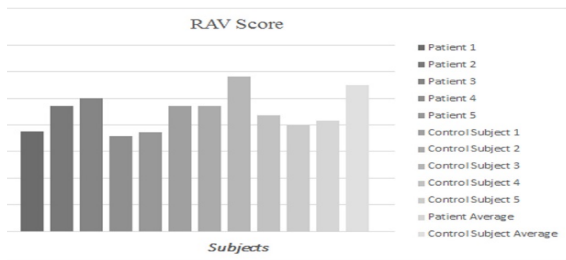
در نمودار (d) شکل ۵ نتایج معیار A آورده شده است. همانطور که در بخش‌های قبل نیز ذکر گردید، پارامتر A بر اساس الگوی حرکتی مفصل و بازه تغییرات زاویه‌ای تعریف گردیده است. بنابراین مقدار این پارامتر برخلاف سه پارامتر قبلی که تابعی از سرعت و شتاب بودند، بیشتر بر پایه دقت فرد در انجام حرکات و توانایی او در انجام حرکات خالص در یک صفحه است.

نتایج حاصل از آنالیز حرکتی برای معیارهای مختلف بین دو گروه سالمند و جوان به صورت میانگین همه حرکات برای افراد مختلف و میانگین کلی در شکل ۶ برای معیارهای مختلف آورده شده است. همانگونه که مشاهده می‌شود، مطابق انتظار افراد جوان میانگین معیارهای بالاتری نسبت به افراد سالم دارند. این امر در مورد تمامی افراد سالمند و جوان نیز مشاهده می‌گردد.

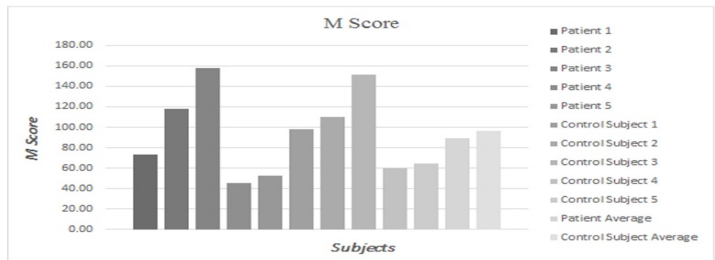
با مقایسه نتایج حرکات به صورت جداگانه، می‌توان تأثیر محدودیت ایجاد شده در اثر آسیب به وجود آمده را به صورت خاص مشاهده نمود. برای مثال حرکات ۲ و ۶ به جز یک مورد تطابقی نسبی بین نتایج مشاهده می‌گردد.

نتایج مربوط به معیارها به صورت میانگین حرکات در نظر گرفته شده در شکل ۵ نشان داده شده است. مقدار $RAVr$ برای افراد مورد آزمایش و میانگین این پارامتر برای افراد بیمار و سالم در نمودار (a) آورده شده است. همانطور که مشاهده می‌شود برخلاف پراکندگی زیاد در نمره افراد، تفاوت مشخصی در میانگین نمرات افراد سالم و افراد بیمار وجود دارد. در این نمودار میانگین نمرات افراد سالم مطابق انتظار بیشتر از افراد بیمار محاسبه شده است، با این وجود مشاهده می‌شود که نمره تعدادی از بیماران حتی از برخی افراد سالم بیشتر است.

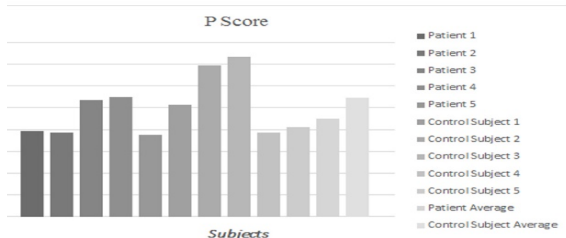
به طور مشابه نمودارهای (b) و (c) وضعیت افراد مورد بررسی را به ترتیب با استفاده از پارامتر P و M نشان می‌دهند. وضعیتی مشابه با نمودار قبل در این دو نمودار قابل مشاهده



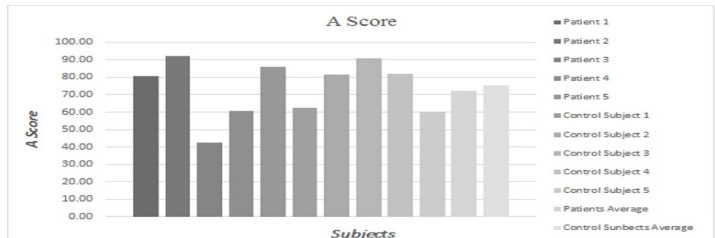
(a)



(c)



(b)



(d)

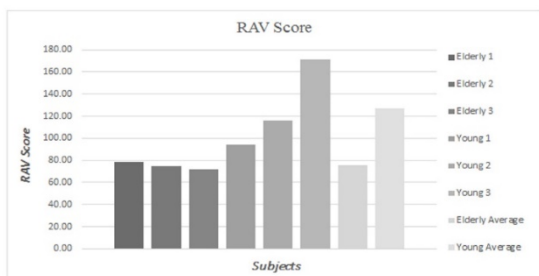
شکل ۵- نتایج معیارهای مختلف برای افراد بیمار و سالم

بحث

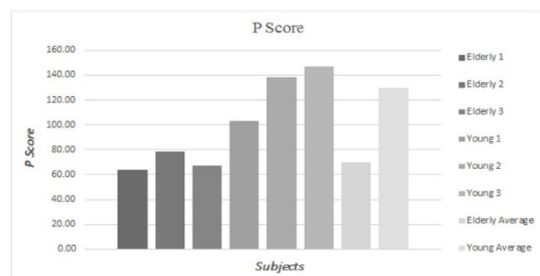
سرعت بیشینه، انجام گرفته و پارامتر A برای این حرکات محاسبه و نتایج مورد بررسی قرار گیرد.

بنابراین به طور کلی می‌توان نتیجه گرفت که پارامترهای **RAV** و **M** به خوبی تفاوت بین افراد سالم و بیمار را در یک جامعه آماری نشان می‌دهند، در صورتی که با توجه به پراکندگی مشاهده شده در نتایج، عملکرد آنها به عنوان پارامتری تشخیصی برای تشخیص میزان آسیب‌دیدگی افراد مناسب نیست. علت این پراکندگی را می‌توان در عواملی همچون سنسورها، تعریف پارامترها، الگوی‌های حرکتی انتخاب شده در هر تست و خطای محاسبات جستجو کرد.

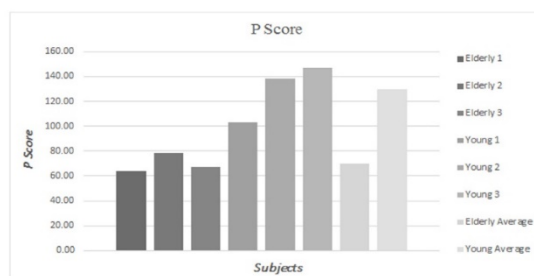
همانگونه که در نمودارهای بخش قبل مشاهده می‌شود، میزانی اختلاف میان نتایج معیارهای در نظر گرفته شده مشاهده می‌گردد. از عوامل مؤثر در این مسأله می‌توان به کاهش دقت در انجام حرکات با افزایش سرعت اشاره کرد. با توجه به آنکه از افراد خواسته شده بود که حرکات را با نهایت سرعت انجام دهند، لذا دقت در انجام حرکات کاهش یافته که منجر به پراکندگی نتایج به خصوص در مورد افراد سالم شده است. در انتها پیشنهاد می‌گردد که این آزمایش بار دیگر با حرکات در نظر گرفته شده همراه با تقاضای دقت کافی فرد در هنگام انجام حرکت به جای



(a)



(b)



(c)

شکل ۶- نتایج معیارهای مختلف برای دو گروه سالمند و جوان

مفصل سالم و آسیب دیده تعریف شوند. همچنین به منظور یکسان‌سازی بیشتر آزمایش‌ها لازم است روشی ابداع گردد که افراد مورد آزمایش درک یکسانی از سرعت انجام حرکات داشته باشند. همچنین در بخش مربوط به بررسی دو گروه سالمند و جوان، به عنوان ایده‌ای برای ادامه پروژه، می‌توان این بررسی را بر روی گروه‌های سنی بیشتری انجام داد و روند تغییرات مشخصه‌های حرکتی مفصل را با افزایش سن مورد بررسی قرار داد. همچنین به نظر می‌رسد که اگر گروه سنی افراد سالمند به جای بالاتر از ۵۰ سال به بالاتر از ۷۰ تغییر کند، اختلاف مشاهده شده محسوس‌تر خواهد بود.

قدردانی

نویسندگان مقاله از کارکنان بخش فیزیوتراپی بیمارستان بقیه الله تهران به خاطر همکاری در انجام تست‌ها و همچنین آقای دکتر عابدی و آقای گرگان‌بیک برای همکاری‌های ارزشمند ایشان در انجام پژوهش، قدردانی می‌کنند.

همان طور که پیش‌تر نیز بیان گردید، سه پارامتر مورد بررسی براساس محدوده تغییرات سرعت و شتاب تعریف می‌شوند. با وجود اینکه به نظر می‌رسد محدوده سرعت و شتاب برای مفصل آسیب دیده کمتر از مفصل سالم باشد اما در عمل ممکن است در یک لحظه سرعت مفصل آسیب دیده بیشتر از مفصل سالم شود که این موضوع منجر به نتیجه‌ای بر خلاف انتظار قبلی گردد.

همچنین با وجود اینکه از افراد خواسته شده بود که حرکات را با حداکثر سرعت انجام دهند، با این حال تفاوت قابل مشاهده‌ای در سرعت حرکات مشاهده می‌شد که نمی‌توان از اثر آن در نتایج نهایی به خصوص در مورد افراد سالم صرف نظر کرد. از سوی دیگر در طول آزمایشات با وجود شباهت کامل و سادگی در بیان حرکات، پیاده‌سازی دقیق و یکسان آنها توسط افراد مشکل بود که این امر نیز می‌تواند موجب ایجاد اختلاف بین نتایج افراد مختلف گردد.

به عنوان ایده‌ای برای پژوهش‌های بعدی و تکمیل این پروژه، پیشنهاد می‌گردد که پارامترهایی جدید، با قابلیت بررسی کل سیگنال دریافتی از مفاصل به منظور تشخیص تفاوت میان

REFERENCES

1. Wong WY, MS Wong, and KH Lo. Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: a review. *Prosthetics and orthotics international* 2007; 31(1): 62-75.
2. Godfrey A, Conway R, Meagher D, & ÓLaighin G. Direct measurement of human movement by accelerometry. *Medical engineering & physics* 2008; 30(10):1364-1386.
3. Sabatini AM. Estimating three-dimensional orientation of human body parts by inertial/magnetic sensing. *Sensors* 2011; 11(2): 1489-1525.
4. Mokhlespour M, Zobeiri O, Akbari A, Milani Y, Narimani R, Moshiri B, et al. Sharif-human movement instrumentation system (SHARIF-HMIS) for daily activities. in *Biomedical Engineering (ICBME) 2012, 19th Iranian Conference of*.
5. Fong D TP, Hong Y, Chan LK, Yung PS & Chan KM. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Medicine* 2007; 37(1): 73-94.
6. Beynon BD, Renström PA, Alosa DM, Baumhauer JF & Vacek PM, et al. Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *Journal of Orthopaedic Research* 2001; 19(2): 213-220.
7. Coley B, Jolles BM, Farron A, Bourgeois A, Nussbaumer F, Pichonnaz et al. Outcome evaluation in shoulder surgery using 3D kinematics sensors. *Gait & posture* 2007; 25(4): 523-532.
8. Jamali Z, DaaeiNejad FS, Mokhlespour MI, Narimani R. "Provide a new clinical method to determine the severity of injury in the sprains of ankle joint", 20th Conference of Biomechanical Engineering, Tehran, Iran, 2013.
9. Mariani B, Hoskovec C, Rochat S, Büla C, Penders J & Aminian K. 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors. *Journal of biomechanics* 2010; 43(15): 2999-3006.
10. Ganea R, Paraschiv-Ionescu A, Büla C, Rochat S & Aminian K. Multi-parametric evaluation of sit-to-stand and stand-to-sit transitions in elderly people. *Medical engineering & physics* 2011; 33(9):1086-1093.
11. O'Donovan KJ, Kamnik R, O'Keefe DT & Lyons GM. An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement. *Journal of biomechanics* 2007; 40(12):2604-2611.

A new clinical method to determine the severity of injury in the arthritis and sprains of ankle joint

Asadi H¹, Abedi M¹, Hajibozorgi M¹, Makhlespour M I^{2,3}, Narimani R^{4*}

1- Msc Student of Mechanical Engineering, School of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

2- Researcher, Laboratory of Wearable Technologies and Neuromusculoskeletal Research, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

3- PhD Student of Industrial and Systems Engineering, Virginia Tech University, Blacksburg, USA

4- Instructor of Mechanical Engineering Department, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

Abstract

Background and Aim: In recent years, introducing the quantitative methods for diagnosing the joints injuries and its level of severity, surveying the recovery progress and effectiveness of rehabilitation methods are important for clinical practice. Using the inertial sensors is one of the custom methods for quantifying joints motion. The purpose of this study is to quantify injuries in ankle joint.

Materials and Methods: By setting the Sharif-HMIS inertial sensors on the leg and ankle of patients and control subjects, the motion of their ankle was evaluated and the amount of velocity and acceleration in 8 distinct motions were measured.

Results: Using the gathered data from the sensors in different motions and by implementing the assumed criterions, several parameters are calculated that can give a rather precise and quantitative distinction between injured people and control subjects. The results showed that RAV, M and P scores indicate the differences between patients and control subjects clearly, although their performance as a parameter for qualifying the level of ankle injuries is not good.

Conclusion: Motion analysis of ankle and comparing the results of patients and control subjects showed that the assumed criterions are valid and can be used for diagnosing the ankle injury. Also, this method is utilized to measure the ankle motion of both elderly and young groups and the results showed that this method is suitable for indicating the ankle motion differences between two groups.

Key words: Ankle sprain, Motion measurement, Arthritis, Inertial sensors.

***Corresponding Author:** Biomechanics Group, Mechanical Engineering Department, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

Email: narimani@sharif.edu