مطالعات طب ورزشی دوره ۱۲، شماره ۲۷، بهار و تابستان ۱۳۹۹. صص ۵۲-۳۵

مقایسهٔ روش‌های مارکرگذاری پیش‌بین و عملکردی در بازسازی حرکت مفصل زانو حین گیت نرمال

مصطفی حاج‌لطفعلیان[1]، محمدهادی هنرور[2]، فاطمه اکبری‌فر[3]

۱. دکتری بیومکانیک ورزش، هستهٔ سامانه‌های پشتیبان در توسعهٔ سلامت، دانشگاه یزد، یزد، ایران (نویسندهٔ مسئول)

۲. استادیار، گروه مهندسی مکانیک/هستهٔ سامانه‌های پشتیبان در توسعهٔ سلامت، دانشگاه یزد، یزد، ایران

۳. دانشجوی کارشناسی‌ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

تاریخ ارسال ۱۳۹۹/۰۱/۱۶ تاریخ پذیرش ۱۳۹۹/۰۷/۲۰

چکیده

روش‌های متفاوتی برای بازسازی حرکت با استفاده از دوربین‌های استریوفتوگرامتری وجود دارد که مرسوم‌ترین آن‌ها استفاده از روش‌های پیش‌بین از طریق مارکرگذاری نشانگرهای آناتومیکی است. برخلاف روش‌های پیش‌بین، روش‌های عملکردی به نشانگرهای آناتومیکی وابسته نیستند و از حرکت نسبی اندام‌های مجاور برای شناسایی مرکز دوران و سپس بازسازی حرکت استفاده می‌کنند. این پژوهش با هدف مقایسهٔ روش‌های مارکرگذاری پیش‌بین و عملکردی برای امکان‌سنجی بهره‌برداری از روش برازش دایره در بازسازی حرکات بدن انسان انجام شد. بدین‌ترتیب سه مرتبه از حرکت راه‌رفتن روی تردمیل شش نفر آزمودنی سالم، درحالی‌که مارکرگذاری هم‌زمان طبق سه روش پلاگین گیت، خوشه‌ای و برازش دایره صورت گرفته بود، داده‌برداری شد. نتایج با وجود تفاوت در برخی از مشخصه‌های سیگنال، همبستگی زیاد روش‌ها را نشان داد. با گسترش روش‌های عملکردی مانند برازش دایره می‌توان بسیاری از عوامل ایجاد خطا را در روش‌های پیش‌بین کنترل کرد و تحولی در بازسازی حرکات انسان ایجاد کرد.

واژگان کلیدی: بازسازی حرکت، روش مارکرگذاری، مرکز دوران.

1. Email: Mostafa.h.lotfalian@gmail.com
2. Email: hadihonarvar@gmail.com
3. Email: f.akbarifar1995@gmail.com

مقدمه

شناسایی بیماری و اختلالات حرکتی (۱) طراحی و ارزیابی ابزارهای حرکتی متصل به بدن مانند ارتزها، پروتزها و برون‌پوش‌ها (۳، ۲) و محاسبهٔ تغییرات نیرو، گشتاور و انرژی مکانیکی و رابطهٔ آن‌ها با پارامترهای سیستم، ازجمله کاربردهای بازسازی دقیق حرکات هستند. تخمین دقیق موقعیت مرکز دوران[۱] و محور دوران[۲] مفاصل یکی از چالش‌های مهم در بازسازی حرکت سیستم‌های اسکلتی-عضلانی به کمک دوربین‌های استریوفوتوگرومتری است. در استفاده از این ابزار می‌توان از دو روش پیش‌بین[۳] و عملکردی[۴] برای بازسازی حرکات بهره برد.

در روش پیش‌بین[۵] از روابط تجربی بین برخی از نشانه‌های آناتومیکی با فرض نرمال‌بودن آناتومی استفاده می‌شود (۴). در این روش متداول است که مارکرهایی روی نشانه‌های آناتومیکی[۶] بدن نصب می‌شوند و با اتکا به آن‌ها حرکت بازسازی می‌شود. مزیت اصلی این روش‌ها، تنظیم بیشتر سیستم‌های متداول ثبت و آنالیز حرکت مانند وایکون[۷]، کوالیسیس[۸] و موشن آنالیسیس[۹]، با روش‌های مارکرگذاری پیش‌بین مانند پلاگین گیت[۱۰]، هلن هیس[۱۱] و کلیولند[۱۲] است؛ البته این شیوه محدودیت‌هایی نیز دارد که عمده‌ترین آن‌ها نصب و جابه‌جایی مارکرهاست. شناسایی نشانه‌ها در برخی مفاصل مانند مچ پا (قوزک خارجی پا) نسبتاً ساده است، ولی برای برخی مفاصل مانند ران تقریباً نشانهٔ آناتومیک خارجی وجود ندارد (۵). بدین‌ترتیب فرد آموزش‌دیده باید پس از شناسایی نشانه‌های آناتومیک مارکرها را نصب کند که دقت مکان نصب مارکرها به تخصص و تجربهٔ وی بستگی دارد. به‌هرحال، این نشانه‌ها ظرافت ندارند و شناسایی و نصب مارکر روی آن‌ها فرایندی زمان‌بر است و نمی‌تواند از حدی دقیق‌تر انجام شود. از دیگر عوامل بروز خطا در روش‌های پیش‌بین، رفتار غیرصلب مارکرها روی پوست است که در حرکات شتاب‌دار باعث ایجاد تغییر شکل دینامیکی

1. Center of Rotation
2. Axes of Rotation
3. Predictive
4. Functional
5. Predictive
6. Anatomical landmarks
7. Vicon
8. Qualisys
9. Motion Analysis
10. Plug-in Gait
11. Helen Hayes
12. Cleveland

و ارتعاش بین پوست و قسمت‌های صلب تر می‌شوند (۶). همچنین انقباض عضلات باعث تغییر شکل و جابه‌جایی مارکرها می‌شود؛ درنتیجه، حین انجام‌دادن یک حرکت، مکان ثبت‌شده از مارکر با مکان مورد انتظار با توجه به موقعیت مفاصل و نشانه‌های آناتومیک متفاوت است که این یک منشأ خطا در ثبت موقعیت مفاصل و به‌دنبال آن بازسازی حرکت است. از بین روش‌های پیش‌بین، پلاگین گیت یکی از متداول‌ترین مدل‌های بیومکانیکی است که توسط شرکت وایکون برای بازسازی حرکت و انجام تحلیل سینماتیکی و سینتیکی حرکات انسان به‌کار می‌رود (۷). در این روش با استفاده از مارکرهای فیزیکی[1] نصب‌شده روی اندام‌ها و مارکرهای مجازی[2] که از طریق تخمین اندازه و ابعاد بدن آزمودنی‌ها و موقعیت مارکرهای فیزیکی به‌دست می‌آیند، مدل بیومکانیکی طراحی می‌شود؛ براین‌اساس، دقت مدل برای بازسازی حرکت، به دقت تخمین موقعیت مارکرهای مجازی و تخصص آزمون‌گر در نصب دقیق مارکرهای فیزیکی وابسته است که قطعاً با مقداری خطا همراه است.

استفاده از مارکرگذاری خوشه‌ای از دیگر روش‌های پیش‌بین برای تحلیل سینماتیکی حرکات است. در این روش از تعدادی نشانگر متصل به یک صفحهٔ صلب استفاده می‌شود. در افراد با ساختار اسکلتی طبیعی می‌توان این نشانگرها را بدون توجه به داشتن موقعیت نشانگرهای آناتومیکی بدن، به‌صورت مستقیم روی اندام‌ها نصب کرد (۸). در روش مارکرگذاری خوشه‌ای با داشتن حداقل سه نشانگر غیرهم‌راستا روی صفحه می‌توان دستگاه مختصات محلی هریک از اندام‌ها را تشکیل داد و همانند سیستم‌های آنالیز حرکت مبتنی بر اینرسی[3]، با محاسبهٔ ماتریس دوران بین دو اندام مجاور، جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل را به‌صورت سه‌بعدی محاسبه کرد. افزایش سرعت نصب و کاهش حرکت مارکرها روی پوست ازجمله مزایای این روش است و محدودیت آن تعداد زیاد مارکرهای مورد نیاز و ناتوانی در بازسازی حرکت افراد دچار اختلالات استخوانی و مفصلی، بدون به‌کارگیری نشانگرهای آناتومیکی است.

در روش‌های عملکردی برخلاف روش‌های پیش‌بین، بازسازی حرکت بدون استفاده از نشانه‌های آناتومیکی و تنها با ثبت موقعیت تعدادی مارکر پراکنده روی دو قطعه انجام می‌شود. در این روش از حرکت نسبی اندام‌های مجاور برای محاسبهٔ موقعیت مرکز دوران استفاده می‌شود (۹). روش‌های عملکردی متعددی مانند ریلوس[4] (۱۱، ۱۰)، تکنیک تبدیل مرکز[5] (۱۲)، تکنیک امتیاز[6] (۱۳) و

1. Physical Markers
2. Virtual Markers
3. Inertial Measurement Unit
4. Reuleaux
5. Center Transformation Technique
6. Score Technique

برازش دایره[1] (۱۴) برای محاسبهٔ مرکز و محور دوران دو قطعه، بدون داده‌برداری مستقیم از آن ارائه شده است. در این روش‌ها به نصب هر مارکر در محلی معین (مفاصل) نیاز نیست و موقعیت مارکرها روی هر قطعه اهمیت ندارد. از مزایای این روش‌ها امکان محاسبهٔ مرکز دوران مفاصلی که نشانه‌های آناتومیکی مشخص ندارند (مفصل ران) و حین حرکت جابه‌جا می‌شوند (مفصل زانو) و کاهش خطای مربوط به نصب و جابه‌جایی مارکرهاست؛ البته روش‌های عملکردی نیز با چالش‌هایی مانند دقت تخمین، پویایی مرکز دوران، زمان‌بربودن فرایند حل مسئله و خطا در دوران‌های کوچک مواجه هستند که این موارد استفاده از این روش‌ها را محدود کرده‌اند. برخلاف سایر روش‌های عملکردی، برازش دایره با توجه به روند حل سریع و دقت مطلوب در سرعت‌های داده‌برداری بالا، می‌تواند انتخاب مناسبی برای مطالعات بیومکانیک حرکت باشد.

برای شناسایی موقعیت مرکز دوران مفاصل، تکنیک‌های عکس‌برداری پزشکی[2] به‌عنوان گلد استاندارد مطرح‌اند، اما استفاده از این روش عموماً در شرایط شبه‌استاتیک انجام می‌شود، هزینهٔ زیادی دارد و فرد را درمعرض پرتوهای سرطان‌زا قرار می‌دهد (۱۷-۱۵). ضمن اینکه کلینیک‌های آنالیز گیت و حرکت معمولاً براساس سهولت استفاده و برمبنای تنظیمات اولیهٔ سیستم به داده‌برداری اقدام می‌کنند و انعطاف چندانی در تغییر پروتکل مارکرگذاری ندارند. این موضوع در صورت وجود تفاوت در نتایج خروجی هریک از پروتکل‌ها می‌تواند مقایسهٔ نتایج روش‌های مختلف را امکان‌پذیر نکند. دربارهٔ دقت روش پلاگین گیت در شناسایی مرکز دوران مفاصل با نصب مارکرهای ثابت روی نشانه‌های آناتومیکی تردید است، اما در بسیاری از مطالعات از آن به‌عنوان مرجع مقایسه استفاده شده است (۱۸)؛ بنابراین، مقایسه و بررسی همبستگی موجود بین حرکات بازسازی‌شده توسط این مدل با سایر روش‌ها می‌تواند ثمربخش باشد؛ براین‌اساس، مرکز دوران مفاصل زانو حین گیت نرمال، در دو روش پلاگین گیت و خوشه‌ای با استفاده از مارکرگذاری مستقیم (پیش‌بین) و در روش برازش دایره با استفاده از حرکت نسبی اندام‌های مجاور مفصل (عملکردی) برآورد خواهد شد. در ادامه روابط و تفاوت‌های موجود بین حرکات بازسازی‌شدهٔ حاصل از سه روش مارکرگذاریِ پلاگین گیت، خوشه‌ای و برازش دایره بررسی خواهد شد. رویکرد این مطالعه امکان‌سنجی ارائهٔ یک پروتکل جدید مارکرگذاری بر پایهٔ روش‌های عملکردی و بدون نیاز به نشانگرهای آناتومیکی است.

7. Circle Fitting
1. Medical Imaging Techniques

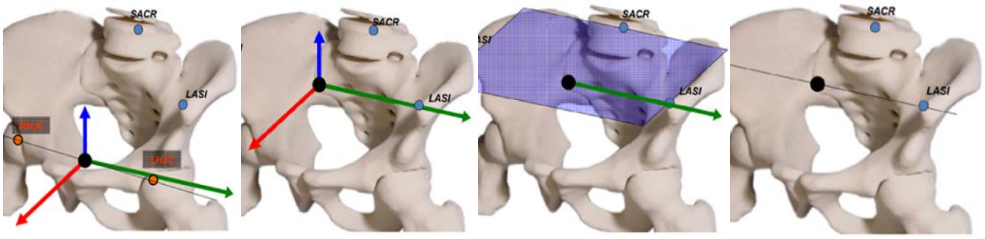
روش پژوهش

آزمودنی‌ها

در این مطالعه که از نوع همبستگی است، شش مرد سالم و جوان (سن ۰/۹±۲۰/۱ سال، وزن ۱۰/۵±۶۷/۷ کیلوگرم، قد ۸/۷±۱۷۲ سانتی‌متر) به‌صورت نمونهٔ دردسترس انتخاب شدند. از دو روش مارکرگذاری پیش‌بین شامل پلاگین گیت و خوشه‌ای به‌عنوان روش‌های وابسته به نشانگرهای آناتومیکی استفاده شد. همچنین از الگوریتم برازش دایره به‌عنوان روشی عملکردی برای تخمین موقعیت مرکز دوران و متعاقب آن بازسازی حرکت بهره‌برداری شد.

بازسازی حرکت با روش پلاگین گیت

در روش پلاگین گیت، مدل‌هایی برای تحلیل سینماتیکی و سینتیکی اندام‌های بالاتنه و پایین‌تنه ارائه شده است. در مدل سینماتیکی پایین‌تنه که استفاده از آن در مطالعات آنالیز گیت متداول است، دستگاه مختصات اندام‌ها، مرکز دوران و زاویهٔ مفاصل ارائه می‌شود. این مدل به حداقل ۱۵ مارکر فیزیکی برای تحلیل حرکات اندام تحتانی نیاز دارد که سه مارکر روی لگن و دو مارکر روی هریک از اندام‌ها نصب می‌شود.



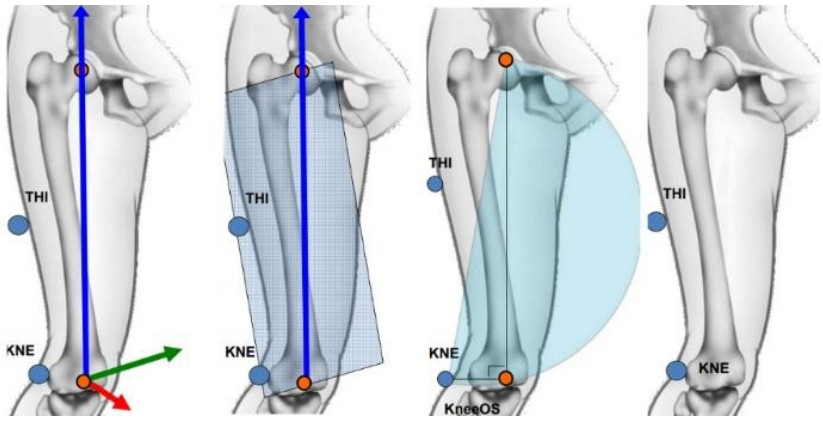
الف ب ج د

شکل ۱- مراحل تشکیل دستگاه مختصات لگن به روش پلاگین گیت

براین‌اساس، دو مارکر روی خارهای خاصرهٔ فوقانی قدامی[1] و یک مارکر روی استخوان خاجی نصب می‌شود و نقطهٔ میانی خارهای خاصرهٔ چپ و راست، به‌عنوان مرکز دستگاه مختصات تعیین می‌شود (شکل شمارهٔ یک- قسمت الف). در ادامه به‌کمک مارکر متصل به خاجی و انجام‌دادن ضرب داخلی، دستگاه مختصات سه‌بعدی لگن تعریف می‌شود (شکل شمارهٔ یک-قسمت‌های ب و ج). مدل نیوئینگنون-گیج[2] برای تعریف مرکز دوران مفصل ران از طریق دستگاه مختصات لگن استفاده

1. Anterior Superior Iliac Spine
2. Newington-Gage

می‌شود (۷). این مدل برای یافتن مرکز دوران ران نیازمند فاصلهٔ بین خار خاصرهٔ قدامی و برجستگی بزرگ ران است که می‌تواند به‌صورت دستی یا از طریق معادلات رگرسیونی محاسبه شود و به مسئله وارد شود. پس از یافتن موقعیت مرکز دوران ران، دستگاه مختصات لگن به نقطهٔ میانی مرکز ران‌های چپ و راست منتقل می‌شود (شکل شمارهٔ یک- قسمت د). مدل پلاگین گیت برای تعریف دستگاه مختصات ران، تنها از دو مارکر فیزیکی استفاده می‌کند و از موقعیت مرکز دوران ران به‌عنوان یک مارکر مجازی کمک می‌گیرد؛ براین‌اساس، یکی از مارکرها به کندیل خارجی ران و دیگری به خارج ران که دقیقاً بر صفحهٔ فرونتال منطبق است، نصب می‌شود. برای یافتن مرکز دوران زانو، پس از محاسبهٔ پهنای مفصل، از معادلهٔ وتر[1] استفاده می‌شود. در ادامه، دستگاه مختصات ران به‌کمک مارکر متصل به خارج ران تعریف می‌شود (شکل شمارهٔ دو) و با انتقال آن به دستگاه لگن، امکان بازسازی حرکات ران فراهم می‌شود. از همین روند برای یافتن مرکز دوران مچ و تعریف دستگاه‌های مختصات ساق و پا استفاده می‌شود.



د ج ب الف

شکل ۲- مراحل تشکیل دستگاه مختصات ران به روش پلاگین گیت

بازسازی حرکت با روش مارکرگذاری خوشه‌ای

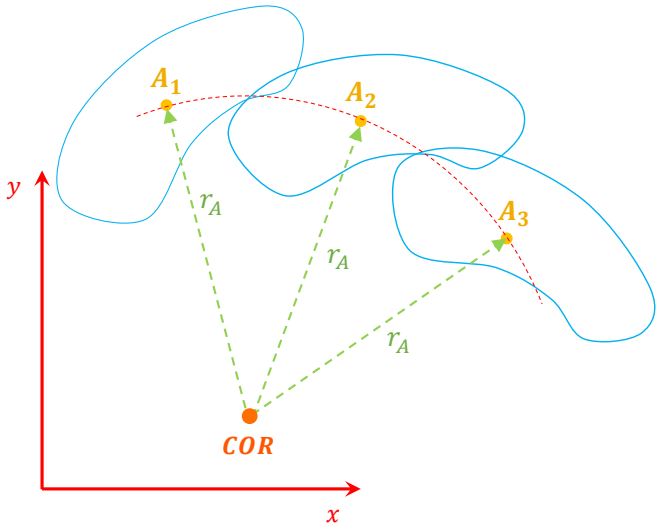
برخلاف روش پلاگین گیت که تشکیل دستگاه مختصات هریک از اندام‌ها به مرکز مفصل فوقانی وابسته است، در روش مارگذاری خوشه‌ای با افزایش تعداد مارکرها (حداقل سه مارکر غیرهم‌راستا روی هریک از اندام‌ها) می‌توان برای هریک از اندام‌ها دستگاه مختصاتی مستقل از سایر اندام‌های مجاور ایجاد کرد. در آنالیز گیت وجود سه درجهٔ آزادی دورانی کافی است، اما در روش خوشه‌ای،

1. Chord Function

درجات آزادی خطی نیز فراهم می‌شوند و برخلاف پلاگین گیت می‌توانند از انتشار خطا به اندام‌های دیستال جلوگیری کنند (۸). در این روش با انتقال مارکرهای نصب‌شده روی هر اندام به دستگاه مختصات اندام مجاور بالایی می‌توان سینماتیک حرکت را به‌صورت سه‌بعدی محاسبه کرد. شایان ذکر است که در مرحلهٔ داده‌برداری استاتیک، مارکرگذاری لندمارک‌های آناتومیکی مفاصل به‌منظور شناسایی مبدأ حرکت، به‌خصوص در افراد دچار اختلالات اسکلتی-عضلانی ضرورت دارد.

شناسایی مرکز دوران با روش برازش دایره

برازش دایره ازجمله روش‌های عملکردی برای شناسایی مرکز دوران و متعاقب آن بازسازی حرکت است. همان‌طورکه پیش‌تر بیان شد، این روش به لندمارک‌های آناتومیک وابسته نیست و از حرکت نسبی اندام‌های مجاور برای محاسبهٔ موقعیت مرکز دوران استفاده می‌کند (۹). طبق این روش، اگر جسم صلبی حول نقطهٔ ثابتی در حال دوران باشد، در این صورت براساس روش تطبیق دایره، هر نقطه از این جسم صلب روی قطاعی از دایره حرکت خواهد کرد. براساس شکل شمارهٔ سه، اگر نشانگر A روی نقطه‌ای از جسم صلب نصب شود و مختصات این نشانگر در هر لحظه توسط سیستم ثبت حرکت محاسبه شود، در این صورت می‌توان محل مرکز دوران را تخمین زد.



شکل ۳- شماتیک محاسبهٔ مرکز دوران به روش برازش دایره در سه لحظه با یک مارکر نصب‌شده روی جسم

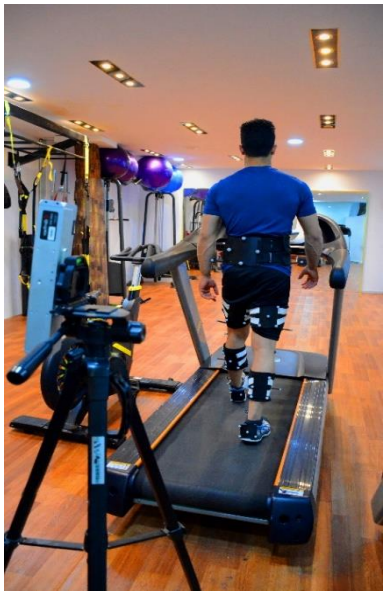
براین‌اساس، اگر مختصات نشانگر A در سه لحظه $A_1 = \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \end{bmatrix}, A_2 = \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \end{bmatrix}, A_3 = \begin{bmatrix} x_3 \\ y_3 \end{bmatrix}$ و مختصات مرکز دوران $COR = \begin{bmatrix} x_c \\ y_c \end{bmatrix}$ باشد، مقادیر x_c و y_c را می‌توان از روابط ۱ و ۲ به‌دست آورد.

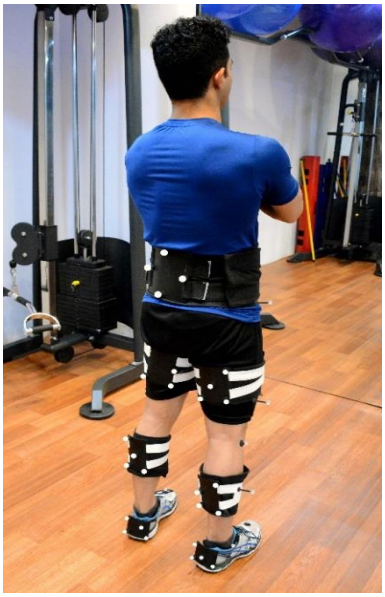
رابطهٔ ۱:
$$x_c = \frac{1}{2}\frac{(y_1-y_3)\left((x_2^2+y_2^2)-(x_1^2+y_1^2)\right)+(y_2-y_1)\left((x_3^2+y_3^2)-(x_1^2+y_1^2)\right)}{(y_2-y_1)(x_3-x_1)+(y_1-y_3)(x_2-x_1)}$$

رابطهٔ ۲:
$$y_c = \frac{1}{2}\frac{(x_1-x_3)\left((x_2^2+y_2^2)-(x_1^2+y_1^2)\right)+(x_2-x_1)\left((x_3^2+y_3^2)-(x_1^2+y_1^2)\right)}{(x_2-x_1)(y_3-y_1)+(x_1-x_3)(y_2-y_1)}$$

روند اجرای آزمون

طبق پروتکل پژوهش می‌باید سینماتیک مفصل زانوی آزمودنی‌ها حین اجرای گیت نرمال با سه روش مارکرگذاری پلاگین گیت، خوشه‌ای و برازش دایره محاسبه شود؛ براین‌اساس، مارکرگذاری به‌صورت هم‌زمان برای هر سه روش صورت گرفت (شکل شمارهٔ چهار- قسمت الف). برای ثبت داده‌های حرکتی از سیستم آنالیز گیت کلینیکال سه‌بعدی که در مرکز آنالیز گیت هوشمند دانشگاه یزد طراحی و گسترش یافت، استفاده شد. این سیستم متشکل از دوربین ثبت حرکت اپتی‌ترک (V120duo)، مارکرهای خوشه‌ای، تردمیل و یک نرم‌افزار کاربردی است و می‌تواند راه‌رفتن و دویدن افراد را آنالیز کند و با انجام مقایسهٔ خودکار با الگوهای گیت افراد فلج مغزی، اختلالات حرکتی را شناسایی کند (شکل شمارهٔ چهار- قسمت ب).





الف ب

شکل ۴- (الف) مارکرگذاری براساس دو روش پلاگین گیت و خوشه‌ای، (ب) سیستم آنالیز گیت و دویدن

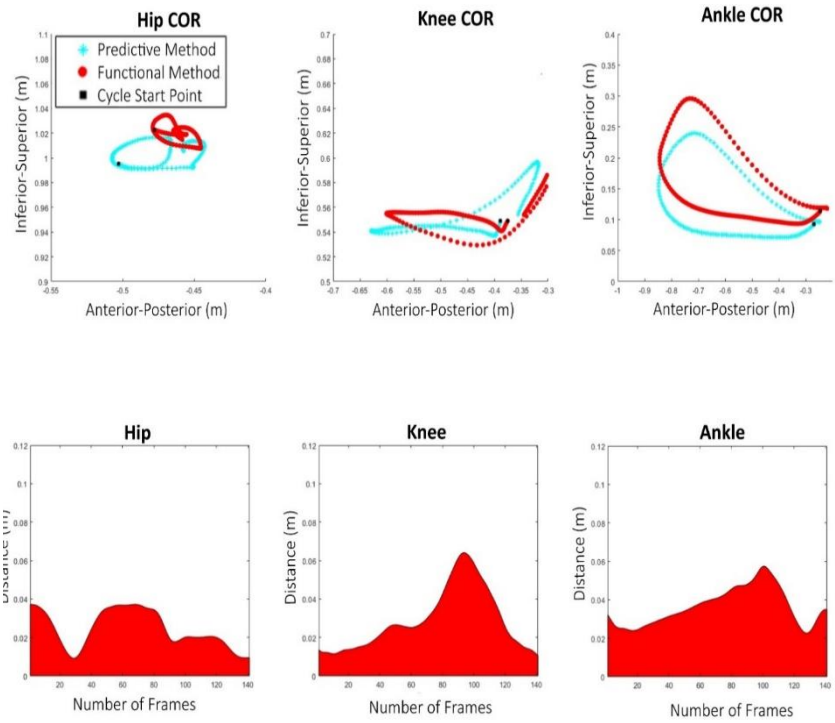
ازآنجاکه ست‌آپ این سیستم برمبنای روش مارکرگذاری خوشه‌ای تنظیم می‌شود، از برخی مارکرهای خوشه‌ای به شکلی که بر ماهیت روش پلاگین گیت خدشه‌ای وارد نشود، به‌عنوان جایگزین برخی از مارکرهای مدل پلاگین گیت استفاده شد. علاوه‌براین، برای تخمین مرکز دوران با روش عملکردی، از مارکرهای خوشه‌ای متصل به هریک از اندام‌ها استفاده شد.

پروتکل آزمون بدین‌ترتیب بود که ابتدا افراد به‌منظور آشنایی با روند آزمون، به‌مدت پنج دقیقه با سرعت سه متر بر ثانیه اقدام به راه‌رفتن روی تردمیل کردند. به محض توقف، داده‌برداری در وضعیت استاتیک انجام گرفت و با تنظیم سرعت تردمیل از آزمودنی‌ها خواسته شد با سرعت دلخواه شروع به راه‌رفتن کنند. پس از ثابت‌شدن سرعت تردمیل، داده‌برداری به‌مدت یک دقیقه انجام شد. برای جلوگیری از بروز خطایی مانند پنهان‌شدن مارکرها از دید دوربین، فرایند آزمون سه مرتبه تکرار شد و مناسب‌ترین داده برای تحلیل انتخاب شد. اطلاعات سینماتیکی به‌دست‌آمده توسط فیلتر گوسین هموار شد و به‌صورت درصدی از سیکل گیت بیان گردید.

برای مقایسهٔ آماری روش‌ها، ابتدا از آزمون شاپیرو-ویلک برای بررسی طبیعی‌بودن توزیع داده‌ها و سپس از آزمون تی وابسته برای مقایسهٔ روش‌ها به‌صورت دوبه‌دو استفاده شد. فرایندهای بررسی همبستگی و تفاوت‌های آماری موجود بین روش‌ها، در نرم‌افزار متلب (B ۲۰۱۹) انجام شد.

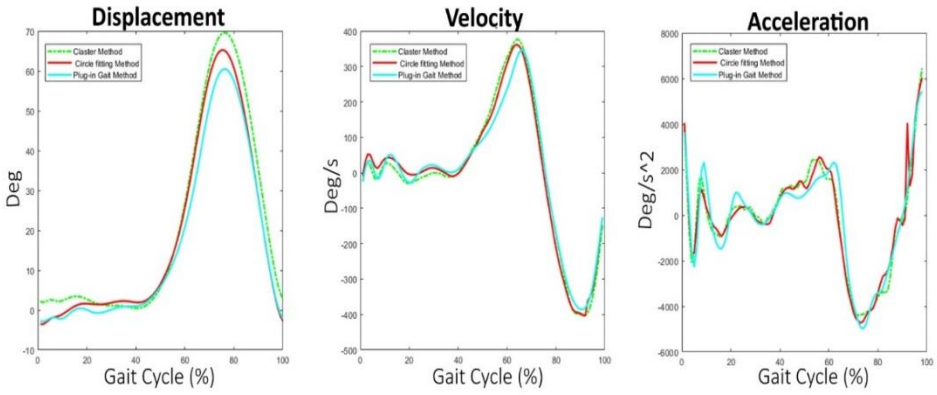
نتایج

برخلاف روش‌های عملکردی، موقعیت مرکز دوران مفاصل در روش‌های پیش‌بین از طریق مارکرگذاریِ لندمارک‌ها صورت می‌گیرد. شکل شمارهٔ پنج موقعیت مرکز دوران ران، زانو و مچ چپ آزمودنی شمارهٔ دو را با و بدون استفاده از لندمارک‌های آناتومیکی حین گیت نرمال نشان می‌دهد. همان‌طورکه مشاهده می‌شود، در برخی از لحظات سیکل گیت، فاصلهٔ موجود در موقعیت مرکز دوران حاصل از روش‌های پلاگین گیت و برازش دایره تا شش سانتی‌متر افزایش می‌یابد و می‌تواند به ایجاد تفاوت در حرکت بازسازی‌شده توسط هریک از روش‌ها منجر شود.



شکل ۵- موقعیت مرکز دوران مفاصل پایین‌تنهٔ چپ در صفحهٔ ساجیتال با دو روش پلاگین گیت (پیش‌بین) و برازش دایره (عملکردی) و میزان فاصلهٔ موجود بین دو روش در فریم‌های یک سیکل کامل گیت

شکل شمارهٔ شش سینماتیک مفصل زانوی آزمودنی شمارهٔ دو را که از سه روش مارکرگذاری پلاگین گیت، خوشه‌ای و برازش دایره به‌دست آمده است، در یک سیکل کامل گیت نشان می‌دهد. گرفتن مشتق از جابه‌جایی می‌تواند نتایج سرعت و شتاب را دچار تفاوت‌های محسوس‌تری کند، اما در این آزمودنی سیگنال‌های سرعت و شتاب حاصل از سه روش مارکرگذاری شباهت زیادی با یکدیگر داشتند.



شکل ۶- جابه‌جایی، سرعت و شتاب زاویه‌ای حاصل از سه روش مارکرگذاری پلاگین گیت، خوشه‌ای و برازش دایره در یک سیکل کامل گیت

پس از استخراج ۱۰ سیکل نرمال از سینماتیک زانوی چپ و راست هریک از آزمودنی‌ها و بیان آن به‌صورت ماتریسی، از ضریب همبستگی دوبعدی استفاده شد. مقادیر ضریب همبستگی و خطای جذر میانگین مربعات[1] در سه روش مارکرگذاری متفاوت به‌صورت دوبه‌دو در جدول شمارهٔ یک آمده است. نتایج این قسمت از مطالعه نشان داد که همبستگی بسیار زیادی بین سه روش وجود دارد؛ ضمن اینکه خطای جذر میانگین مربعات در بیشتر روش‌ها کمتر از ۱۰ درجه برآورد شد.

جدول ۱- مقادیر ضریب همبستگی و خطای جذر میانگین مربعات در سه روش مارکرگذاری متفاوت

	پلاگین گیت / خوشه‌ای		پلاگین گیت / برازش دایره		خوشه‌ای / برازش دایره	
	راست	چپ	راست	چپ	راست	چپ
ضریب همبستگی	۰/۹۹۶۵	۰/۹۸۹۰	۰/۹۳۷۵	۰/۹۸۷۶	۰/۹۶۰۴	۰/۹۹۰۹
خطای جذر میانگین مربعات	۵/۵۶	۵/۸۳	۱۰/۸۷	۴/۷۸	۷/۱۱	۳/۴۱

یک سیکل گیت نرمال شامل فازها و رخدادهای[2] متفاوتی می‌شود. در مطالعات بیومکانیک، مقادیر و لحظهٔ به‌وقوع‌پیوستن بسیاری از این رخدادها از اهمیت ویژه‌ای برخودار است و می‌تواند نشان‌دهندهٔ پاتولوژی خاص در فرد باشد. مقادیر تعدادی از این رخدادها که توسط سه روش مارکرگذاری متفاوت به‌دست آمد است، در جدول شمارهٔ دو آورده شده است. بدین‌منظور، ۱۰ سیکل کامل از

1. Root Mean Square Error
2. Events

زانوی چپ و راست هریک از آزمودنی‌ها انتخاب شد و پس از استخراج اطلاعات مرتبط، مقایسهٔ آماری بین روش‌ها انجام شد.

جدول ۲- مقایسهٔ سه روش مارکرگذاری در برخی از متغیرهای بیومکانیکیِ گیت

	متغیر	پلاگین گیت	خوشه‌ای	برازش دایره	پلاگین گیت / خوشه‌ای	پلاگین گیت / برازش دایره	خوشه‌ای / برازش دایره
		میانگین ± انحراف استاندارد			مقدار پی		
زانوی راست	فلکشن زانو در HC	0/6 ± 3/4	5/5 ± 4/2	12 ± 6/8	0/00*	0/00*	0/00*
	پیک فلکشن در فاز SW	61 ± 2/1	69 ± 2/3	69 ± 3/6	0/00*	0/00*	0/601
	لحظهٔ پیک فلکشن در GC	75 ± 1/8	76 ± 1/7	79 ± 1/7	0/253	0/00*	0/00*
	دامنهٔ زانو در GC	62 ± 2/4	68 ± 2/4	73 ± 5/6	0/00*	0/00*	0/00*
	انتگرال سیکل در GC	18 ± 1/8	22 ± 1/3	24 ± 1/7	0/00*	0/00*	0/00*
	مینیمم فلکشن در GC	-1/3 ± 1/2	1/1 ± 1	-1/7 ± 2	0/00*	0/00*	0/00*
زانوی چپ	فلکشن زانو در HC	-1± 3/4	1/4 ± 2	0 ± 2/2	0/00*	0/01*	0/00*
	پیک فلکشن در فاز SW	56 ± 6/1	65 ± 6/1	63 ± 4/2	0/00*	0/00*	0/262
	لحظهٔ پیک فلکشن در GC	76 ± 1/8	77 ± 1/9	76 ± 2/2	0/789	0/532	0/399
	دامنهٔ حرکتی زانو در GC	61 ± 5	66 ± 5/2	67 ± 4/5	0/00*	0/00*	0/241
	انتگرال سیکل گیت در GC	14 ± 3/1	17 ± 3/9	16 ± 2/9	0/00*	0/00*	0/127
	مینیمم فلکشن در GC	-2/5 ± 3	0 ± 1/4	-1 ± 1	0/00*	0/01*	0/00*

* : **تفاوت معنادار در سطح معناداری ۰/۰۵ ≥ P**

مقایسهٔ سه روش مارکرگذاری پلاگین گیت، خوشه‌ای و برازش دایره تفاوت‌های معنادار متعددی را در برخی از متغیرهای گیت آزمودنی‌ها نشان داد. از بین متغیرها، لحظهٔ وقوع حداکثر فلکشن زانو، کمترین تفاوت‌ها را بین روش‌ها داشت و فلکشن زانو در لحظهٔ برخورد پا به زمین و مینیمم فلکشن یا هایپراکستنشن زانو در تمامی حالت‌های مقایسه، تفاوت معناداری را بین روش‌ها نشان داد.

بحث و نتیجه‌گیری

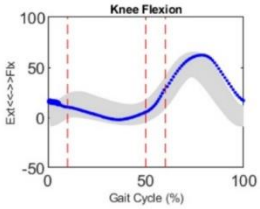
وجود خطاهای بسیار در آنالیزهای کیفی، پژوهشگران حوزهٔ بیومکانیک را به استفاده از ابزارهای دقیق و کمّی سوق داده است. امروزه سیستم‌های آنالیز حرکت که با استفاده از دوربین‌های استریوفتوگرامتری موقعیت مارکرهای بازتابی را در فضا شناسایی می‌کنند، دقت زیادی دارند، اما عوامل متعددی می‌توانند نتایج حرکت بازسازی‌شده توسط این سیستم‌ها را دچار اختلال و خطا کنند. پروتکل‌های نصب مارکر که برای ساخت مدل‌های بیومکانیکی استفاده می‌شوند، ازجمله عواملی‌اند که می‌توانند به‌شدت بر نتایج خروجی تأثیر بگذارند. اگرچه بیشتر پروتکل‌های مارکرگذاری براساس اصول دانش مکانیک طراحی شده‌اند، وجود تنوع در ساختار اسکلتی و آنتروپومتریکی انسان می‌تواند نتایج را دستخوش تغییر کند. ضمن اینکه ساده‌سازی‌های زیادی نیز در روابط و پروتکل‌ها صورت گرفته است تا مسئله را حل‌شدنی کند. در روش پلاگین گیت که یکی از متداول‌ترین روش‌های پیش‌بین برای بازسازی حرکات بدن انسان است، شناسایی مرکز دوران با مارکرگذاری مستقیم روی مفاصل صورت می‌گیرد که می‌تواند تحت‌تأثیر خطا در شناسایی لندمارک‌ها توسط کاربر و رفتار غیرصلب مارکرها روی پوست قرار گیرد (۶). در نقطهٔ مقابل، روش‌های عملکردی مانند برازش دایره به لندمارک‌ها وابسته نیستند و برای یافتن مرکز دوران مفاصل می‌توانند از یک تا بی‌نهایت مارکر استفاده کنند (۱۹). متأسفانه به‌دلیل نبود گلد استاندارد برای مرکز دوران مفاصل، شناسایی دقیق‌ترین روش بازسازی حرکت امکان‌پذیر نیست، اما این اطمینان وجود دارد که نتایج روش پلاگین گیت با وجود بهره‌برداری از آن به‌عنوان گلد استاندارد در تعدادی از مطالعات (۱۸)، به‌واسطهٔ وجود حرکت خطی و نبود لندمارک آناتومیکی در برخی از مفاصل، با خطا همراه است. اگرچه خطای حاصل از روش‌های پیش‌بین ممکن است نمود چندانی در الگوهای زاویه‌ای مفاصل نداشته باشد، این خطا پس از مشتق‌گیری و در مواردی که به‌طور مستقیم به موقعیت مرکز دوران مفاصل نیاز است، می‌تواند اثرگذار باشد. با وجود محدودیت‌ها و استفاده‌نشدن گسترده از روش‌های عملکردی برای بازسازی حرکت (۱۹)، این قابلیت وجود دارد که دقت و کاربرد این روش‌ها افزایش یابد. در شکل شمارهٔ پنج سینماتیک زانو در صفحهٔ ساجیتال نشان داده شده است. همان‌طورکه مشاهده می‌شود، الگوی بازسازی‌شده با این روش که از طریق نصب چهار مارکر روی اندام به‌دست آمده است، قرابت زیادی با دو روش دیگر دارد و نتایج ذکرشده در جدول شمارهٔ یک نیز این موضوع را تأیید می‌کند. شایان ذکر است که استفاده از تعداد بیشتر و ترکیب‌های متفاوتی از مارکرهای پراکنده روی اندام‌ها می‌تواند بر دقت نتایج اثرگذار باشد (۱۹). این قابلیت روش‌های عملکردی امکان استفاده از ابزارهای ارزان‌قیمتی مانند دوربین‌های عمق‌سنج[1] را

1. Depth Cameras

در مطالعات بازسازی حرکت فراهم می‌کند (۲۰). این دوربین‌ها می‌توانند ابرنقاطی سه‌بعدی از سطح اندام ارائه دهند و به‌واسطهٔ تعداد بسیار زیاد نقاط، موقعیت مرکز دوران مفاصل را با دقت خوبی تخمین بزنند. در فرایند بازتوانی بیماران پس از جراحی لیگامان و تعویض مفصل، استخراج موقعیت مرکز دوران لحظه‌ای می‌تواند اطلاعات ارزشمندی از وضعیت مفصل و طول اندام ارائه دهد و روش‌های عملکردی می‌توانند نیاز به تصویربرداری پزشکی را در بسیاری از مواقع کاهش دهند و با روشی غیرتهاجمی این اطلاعات را فراهم کنند.

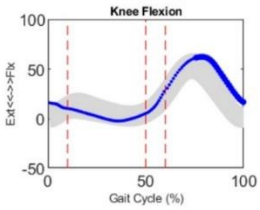
به‌طورکلی، یکی از مهم‌ترین کاربردهای آنالیز گیت، استفاده از آن برای تشخیص مشکلات حرکتی است. اختلالاتی مانند مشکلات استخوانی، اسپاسم، کوتاهی، ضعف و فلج عضلانی به ایجاد الگوهای متعدد راه‌رفتن منجر می‌شوند که تشخیص و تفکیک آن‌ها بسیار دشوار است. پژوهشگران با بهره‌گیری از آنالیز گیت، الگوهای حرکتی را دسته‌بندی کردند که مهم‌ترین دسته‌بندی به رودا و گراهام[1] (۲۱) متعلق است که نُه طبقهٔ گوناگون برای راه‌رفتن افراد فلج مغزی پیشنهاد دادند که امروزه از این طبقه‌بندی برای بررسی سلامت حرکتی سایر افراد نیز استفاده می‌شود. متغیرهایی که در جدول شمارهٔ دو بررسی شدند، در کنار اطلاعات سینماتیکی و سینتیکی سایر مفاصل، اهمیت زیادی در تشخیص اختلالات حرکتی دارند؛ برای مثال، فلکشن بیش از حد زانو در لحظهٔ برخورد پاشنه به زمین می‌تواند نشان‌دهندهٔ فعالیت بیش از حد یا سختی همسترینگ باشد (۲۲). سیستم آنالیز گیتی که در این پژوهش استفاده شد، با بهره‌گیری از نتایج مطالعات گیتِ فلج مغزی (۲۳)، قابلیت استخراج خودکار انحراف‌ها از الگوی حرکتی نرمال و تشخیص اختلالات حرکتی را داشت. به‌علاوه، پایگاه دادهٔ این سیستم با هر آزمون به‌روز می‌شد و امکان مقایسهٔ هر فرد با جامعهٔ نرمال متعلق به خودش فراهم بود. استفاده از این سیستم به‌منظور مقایسهٔ روش‌های مارکرگذاری برای شناسایی اختلالات حرکتی نشان داد که در روش برازش دایره دو اختلالال برای الگوی زانو استخراج می‌شود؛ این در حالی است که اجرای نرم‌افزار با الگوهای حاصل از روش پلاگین گیت و خوشه‌ای برای همان سیکل هیچ اختلالی را نشان نمی‌دهد (شکل شمارهٔ هفت).

2. Rodda & Graham



Discription — *Impairments*

O Increased knee flexion (Right Leg)
- o Hamstring overactivity
- o Plantarflexors contracture or overactivity



O delayed knee flexion (Right Leg)
- o Rectus femoris overactivity
- o Stiffoknee gait, hamstring/rectus coocontraction

شکل ۷- قسمتی از گزارش سیستم تشخیص خودکار اختلالات گیت پس از ورود اطلاعات سینماتیکی زانو با روش برازش دایره

ممکن است در تشخیص اختلالات گیت تفاوت‌های موجود در نتایج جدول شمارهٔ دو چندان اهمیتی نداشته باشد و در بسیاری از مواقع با وجود تفاوت اختلالی شناسایی نشود، اما در روند درمان بیماران به‌طور حتم استفاده از یک پروتکل مارکرگذاری واحد و دقیق برای جلوگیری از تأثیرگذاری خطای ناشی از تغییر روش مارکرگذاری بر تشخیص پزشک ضرورت دارد.

در جمع‌بندی این پژوهش برای انتخاب مناسب‌ترین گزینه برای داده‌برداری حرکتی، با توجه به نبود گلد استاندارد و همبستگی زیاد بین سه روش مارکرگذاری در محاسبهٔ سینماتیک مفصل زانو، بررسی دیگر قابلیت‌های سه روش پلاگین گیت، خوشه‌ای و برازش دایره اهمیت دارد. دربارهٔ سهولت در مارکرگذاری باید گفت در روش برازش دایره به شناسایی لندمارک‌های آناتومیکی نیاز نیست و درپی آن خطای ناشی از نصب نامناسب مارکر روی لندمارک نیز وجود ندارد؛ باوجوداین، در روش پلاگین گیت می‌توان با نصب حداقل ۱۵ مارکر روی نشانگرهای آناتومیکی، سینماتیک پایین‌تنه را به‌صورت کامل و سه‌بعدی بررسی کرد؛ این در حالی است که برای رسیدن به دقت مطلوب در روش برازش دایره، به تعداد زیادی مارکر روی هر سگمان نیاز است. برای ساخت مدل بیومکانیکی با روش مارکرگذاری خوشه‌ای، به حداقل سه مارکر روی هر سگمان نیاز است که البته در بیشتر مواقع از تعداد بیشتری استفاده می‌شود. دلیل این موضوع نصب مارکرها روی یک قطعهٔ صلب و جابه‌جانشدن مارکرها نسبت به یکدیگر است که این امکان را فراهم می‌کند که با تشکیل بدن سخت[1] بین مارکرهای هر سگمان، موقعیت مارکرهایی که احتمالاً از میدان دید دوربین پنهان

1. Rigid Body

شده‌اند، تخمین زده شود؛ قابلیتی که در پلاگین گیت امکان‌پذیر نیست؛ زیرا، در این روش مارکرها روی سطح پوست نصب می‌شوند و کاملاً تحت‌تأثیر رفتار غیرصلب پوست و انقباض عضلات هستند. علاوه‌براین، در روش پلاگین گیت به‌استثنای استخوان لگن، تنها از دو مارکر روی هر اندام و یک مارکر مجازی برای تشکیل دستگاه مختصات محلی استفاده می‌شود و امکان تشکیل بدن سخت نیز وجود ندارد. استفاده از مارکرهای مجازی و وابستگی هر سگمان به سگمان بالایی در روش پلاگین گیت باعث افزایش خطا در تشکیل دستگاه مختصات اندام‌های دیستال می‌شود و پنهان‌شدن لحظه‌ایِ یک مارکر از میدان دید دوربین، محاسبهٔ سینماتیک اندام‌های پایین‌تر را غیرممکن می‌کند؛ این در حالی است که در روش مارکرگذاری برازش دایره و خوشه‌ای، تحلیل سینماتیکی تنها به مارکرهای نصب‌شده روی سگمان بالایی و پایینی مفصل وابسته است.

از دیگر مزایای روش‌های مارکرگذاری برازش دایره و خوشه‌ای در مقایسه با پلاگین گیت، این است که در این روش‌ها به تعداد کمتری دوربین ثبت حرکت برای پوشش تمامی مارکرها نیاز است؛ به‌طوری‌که در روش خوشه‌ای، امکان آنالیز سه‌بعدی راه‌رفتن و دویدن روی تردمیل با حداقل دو دوربین نیز وجود دارد؛ براین‌اساس می‌توان گفت روش‌های عملکردی بسیاری از محدودیت‌های نظریِ روش‌های پیش‌بین را پوشش می‌دهند، اما درحال‌حاضر نمی‌توان این انتظار را داشت که در تجزیه‌وتحلیل‌های سه‌بعدی، دقت بیشتری از روش‌های پیش‌بین ارائه دهند.

برای اولین بار در این مطالعه روش برازش دایره برای بازسازی حرکات انسان مطرح شد. در مطالعات آینده تحلیل خطای این روش انجام می‌شود و عوامل مؤثر بر خطا و روش‌های افزایش دقت تخمین شناسایی خواهند شد. درنهایت، تلاش خواهد شد یک پروتکل مارکرگذاری جدید برمبنای تئوری برازش دایره ارائه شود تا خطا و محدودیت‌های روش‌های مرسوم را پوشش دهد و دقت بازسازی حرکت را در مطالعات بیومکانیک بهبود بخشد.

مرسوم‌ترین شیوه برای یافتن مرکز دوران و متعاقب آن بازسازی حرکت، مارکرگذاری نشانه‌های آناتومیک و پیش‌بینی مرکز دوران است که با محدودیت‌هایی مانند جابه‌جایی پوست، نیاز به تخصص آزمونگر و زمان‌بربودن فرایند مارکرگذاری همراه است.

نتایج این مطالعه نشان داد که در بازسازی حرکات صفحه‌ای، روش عملکردیِ برازش دایره همبستگی زیادی با روش پیش‌بین دارد و با رعایت برخی ملاحظات می‌تواند جایگزین‌های مناسبی برای آن در آنالیز گیت و دویدن باشد.

منابع

1. Chruscikowski E, Fry NR, Noble JJ, Gough M, Shortland AP. Selective motor control correlates with gait abnormality in children with cerebral palsy. Gait Posture. 2017;(52):107-9.
2. van Hal E, Otten E, Hijmans JM, Postema K. A new leg prosthesis to improve lateral balance in prosthetic walking. Gait Posture. 2015;(42):S81-2.
3. Attias M, Bonnefoy-Mazure A, Cheze L, DeCoulon G, Armand S. Feasibility and reproducibility of using an exoskeleton able to emulate muscle contractures during walking. Gait Posture. 2015;(42):S82-3.
4. Meskers CG, Van der Helm FC, Rozendaal LA, Rozing PM. In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapular bony landmarks by linear regression. J Biomech. 1997;31(1):93-6.
5. Cappozzo A, Catani F, Della Croce U, Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: Anatomical frame definition and determination. Clin Biomech. 1995;10(4):171-8.
6. De Rosario H, Page Á, Besa A. Analytical study of the effects of soft tissue artefacts on functional techniques to define axes of rotation. J Biomech. 2017;(62):60-7.
7. Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. Hum Mov Sci. 1991;(10):575-87.
8. Collins TD, Ghoussayni SN, Ewins DJ, Kent JA. A six degrees-of-freedom marker set for gait analysis: repeatability and comparison with a modified Helen Hayes set. Gait Posture. 2009;30(2):173-80.
9. Halvorsen K. Bias compensated least squares estimate of the center of rotation. J Biomechanics. 2003;36(7):999-1008.
10. Reuleaux, F. Theoretische kinematik: Grundzüge einer Theorie des Maschinenwesens. Available at: [https://books.google.com]
11. Moorehead JD, Montgomery SC, Harvey DM. Instant center of rotation estimation using the Reuleaux technique and a Lateral Extrapolation technique. J Biomech. 2003;36(9):1301-7.
12. Piazza SJ, Erdemir A, Okita N, Cavanagh PR. Assessment of the functional method of hip joint center location subject to reduced range of hip motion. J Biomech. 2004;37(3):349-56.
13. Ehrig RM, Taylor WR, Duda GN, Heller MO. A survey of formal methods for determining the centre of rotation of ball joints. J Biomech. 2006;39(15):2798-809.
14. Crenna F, Rossi GB, Palazzo A. Instantaneous centre of rotation in human motion: measurement and computational issues. In J Phys: Conference Series 2016;772(1):012027.
15. Nikooyan AA, van der Helm FC, Westerhoff P, Graichen F, Bergmann G, Veeger HD. Comparison of two methods for in vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center (GH-JRC) of the patients with shoulder hemiarthroplasty. PLoS One. 2011;6(3): e18488.
16. Lempereur M, Leboeuf F, Brochard S, Rousset J, Burdin V, Rémy-Néris O. In vivo estimation of the glenohumeral joint centre by functional methods: Accuracy and repeatability assessment. J Biomech. 2010;43(2):370-4.

17. Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ, Berdon WE. Estimated risks of radiation-induced fatal cancer from pediatric CT. Am J of Roentgenol. 2001;176(2): 289-296.
18. Ferrari A, Benedetti MG, Pavan E, Frigo C, Bettinelli D, Rabuffetti M, Crenna P, Leardini A. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. Gait Posture. 2008;28(2):207-16.
19. Akbarifar F. Design, simulation, experimental data acquisition, comparison and analysis of a method of motion reconstruction based on randomly distribution of markers [Master thesis]. [Yazd]: Yazd University; 2018. (In Persian).
20. Auvinet E, Multon F, Aubin CE, Meunier J, Raison M. Detection of gait cycles in treadmill walking using a Kinect. Gait Posture. 2015;41(2):722-5.
21. Rodda J, Graham HK. Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm. Eur J Neurol. 2001;(8):98-108.
22. Armand S, Decoulon G, Bonnefoy-Mazure A. Gait analysis in children with cerebral palsy. EFORT Open Rev. 2016;1(12):448-60.
23. Gage JR, Schwartz MH, Koop SE, Novacheck TF, editors. The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy. London: John Wiley & Sons; 2009. p. 30-64.

ارجاع‌دهی

حاج‌لطفعلیان مصطفی، هنرور محمدهادی، اکبری‌فر فاطمه. مقایسهٔ روش‌های مارکرگذاری پیش‌بین و عملکردی در بازسازی حرکت مفصل زانو حین گیت نرمال. مطالعات طب ورزشی. بهار و تابستان ۱۳۹۹؛ ۱۲(۲۷)، ۳۵-۵۲. شناسهٔ دیجیتال: 10.22089/smj.2020.8624.1420

Haj Lotfalian M, Hadi Honarvar M, Akbarifar F. Comparison of Predictive and Functional Marker Sets in Motion Reconstruction of Knee Joint, During Normal Gait. Sport Medicine Studies. Spring & Summer 2020; 12 (27): 35-52. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2020.8624.1420

Comparison of Predictive and Functional Marker Sets in Motion Reconstruction of Knee Joint, During Normal Gait

M. Haj Lotfalian[1], M. Hadi Honarvar [2], F. Akbarifar[3]

1. Center of Excellence for Support Systems in Health Development, Yazd University, Yazd, Iran (Corresponding Author)
2. Faculty of Mechanical Engineering, Yazd university, Yazd, Iran
3. Faculty of Mechanical Engineering, Yazd university, Yazd, Iran

Received Date: 2020/04/04 **Accepted Date: 2020/10/11**

Abstract

There are various methods for motion reconstruction using stereophotogrammetric cameras. The most common method is the use of predictive methods by attaching markers to anatomical landmarks. In contrast, functional methods are not depending on anatomical landmarks and use the relative motion of adjacent segments to identify the center of rotation and subsequently motion reconstruction. The goal of this study was to conduct a comparison between the predictive and functional methods to investigate the feseability of using circle fitting algurithm in human body motion reconstruction. Six healthy subjects have been studied (three times each) using the three marker sets: plug-in gait, cluster and circle fitting method. However, some differences between methods were found in some signal characteristics, the results showed a high correlation Among three methods. By expanding functional methods such as circle fitting, can be controlled many sources of errors in predictive methods and can be made a change in human movement reconstruction.

Keywords: Motion Reconstruction, Marker Set Protocol, Center of Rotation

1. Email: Mostafa.h.lotfalian@gmail.com
2. Email: hadihonarvar@gmail.com
3 Email: f.akbarifar1995@gmail.com