



Assessment of Three-Dimensional Changes in Lower Limb Joint Angles in People with Leg Length Discrepancy during Stair Climbing with and without using Insoles

Ayati Najafabadi, Seyed Mehran¹ / Hashemi Oskooi, Alireza^{2*} / Rafiaei, Seyed Masoud³

¹ - M.Sc., Department of Biomechanics, Department of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

² - Assistant Professor, Department of Biomechanics, Department of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

³ - Assistant Professor, Department of Rehabilitation, University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2021.141814.1647

Received: 30 November 2020

Revised: 18/4/2021 – 5/5/2021

Accepted: 5 May 2021

KEYWORDS

Leg Length Discrepancy
Compensatory Insoles
Kinematics
Motion Analysis
Stair

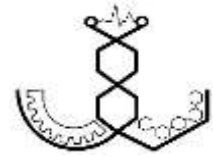
ABSTRACT

People who suffer from leg length discrepancy (LLD) due to the shortening of one side of the lower extremities change their movement pattern because of using compensatory mechanisms. Methods such as manipulating a compensating insole are used to correct the movement pattern to normal. Therefore, the knowledge of movement pattern changes in with and without using of insoles can help to develop rehabilitation methods. The aim of this study was to investigate the kinematics of the lower extremities of people with leg length discrepancy during stair climbing with and without using insoles. Twenty participants including 10 normal and 10 LLD people took part in this study. Their movement on stair was recorded using a 7 camera 3-D motion analysis system. Changes in the angles of the hip, the knee and the ankle joints were calculated by the 7-member Euler model and compared by independent and paired sample t-test at 95% confidence level. The results showed that there was a significant difference between healthy people and people with LLD without using insoles. These people had higher extension of the knee, pelvis and ankle at the initial contact and toe off in sagittal plane and more knee and pelvis range of movement, less adduction of the knee and pelvis at the initial contact in frontal plane, higher internal and external rotation of pelvis at the initial contact and ankle in toe off in horizontal plane ($p < 0.05$). The results also showed that maximum abduction of the pelvis and maximum adduction of the ankle, maximum internal rotation and the value of the angle of the knee and ankle had no significant different between normal and LLD people ($p > 0.05$) when using insoles. Therefore, the use of insoles can correct some parameters of the movement pattern of the lower joints.

*Corresponding Author

Address	Department of Biomechanics, Department of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran		
Postal Code	51335-1996	Tel	+98-41-33459466
E-Mail	ali.hashemi@sut.ac.ir	Fax	+98-41-33444309





بررسی تغییرات سه‌بعدی زوایای مفاصل اندام تحتانی افراد دارای اختلاف طول پا در هنگام بالا رفتن از پله با و بدون استفاده از کفی جبران کننده

آیتی نجف‌آبادی، سید مهران^۱ / هاشمی اسکویی، علیرضا^{۲*} / رفیعیایی، سید مسعود^۳

^۱ - کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

^۲ - استادیار، گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

^۳ - استادیار، گروه توان‌بخشی، دانشکده‌ی توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی، اصفهان، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2021.141814.1647

پذیرش: ۱۵ اردیبهشت ۱۴۰۰

بازنگری: ۱۴۰۰/۱/۲۹ - ۱۴۰۰/۲/۱۵

ثبت در سامانه: ۱۰ آذر ۱۳۹۹

چکیده

واژه‌های کلیدی

افرادی که از اختلاف طول پا ناشی از کوتاهی یک طرف اندام تحتانی رنج می‌برند، به دلیل به کار بردن مکانیسم‌های جبرانی، الگوی حرکت خود را تغییر می‌دهند. برای بازگرداندن الگوی حرکت به حالت نرمال، استفاده از روش‌های اصلاحی مانند به کار بردن کفی جبران کننده تجویز می‌شود. بنابراین آگاهی از تغییرات حرکتی با و بدون استفاده از کفی می‌تواند در طراحی روش‌های درمانی به این افراد کمک کند. هدف از این مطالعه بررسی تغییرات سینماتیک اندام تحتانی، با و بدون استفاده از کفی در افراد دارای کوتاهی پا در بالا رفتن از پله است. در این مطالعه حرکت ۲۰ شرکت کننده در هنگام بالا رفتن از پله در دو گروه افراد سالم و افراد دارای کوتاهی پا توسط سیستم سه‌بعدی آنالیز حرکت ثبت شده است. تغییرات زوایای سه مفصل لگن، زانو و مچ پا با مدل ۷ عضوی از روش اویلر محاسبه شده و با استفاده از آزمون آماری t مستقل و زوجی در سطح اطمینان ۰.۹۵٪ مقایسه شده است. نتایج نشان داده است که بین افراد سالم و کوتاه پای بدون کفی، تفاوت معنی‌داری وجود دارد. افراد بیمار دارای باز شدن بیش‌تر زانو، لگن و مچ پا در لحظه‌ی تماس اولیه و لحظه‌ی جدا شدن پا از پله در صفحه‌ی ساجیتال، دامنه‌ی حرکتی بیش‌تر و نزدیک شدن کم‌تر پا در تماس اولیه با پله برای زانو و لگن در صفحه‌ی فرونتال و چرخش داخلی و خارجی بیش‌تر لگن و مچ پا به ترتیب در تماس اولیه و لحظه‌ی جدا شدن پا از پله در صفحه‌ی عرضی، نسبت به افراد سالم هستند ($p < 0.05$). پس از استفاده از کفی، تنها بیشینه‌ی دور شدن و نزدیک شدن لگن و مچ پا، بیشینه‌ی چرخش داخلی و مقدار زاویه در تماس اولیه و جدا شدن زانو و مچ پا بین دو گروه آزمون و کنترل تفاوت معنی‌داری نشان نداده است ($p > 0.05$). بنابراین استفاده از کفی می‌تواند بسیاری از تغییرات الگوی حرکت مفاصل تحتانی را به حالت طبیعی برگرداند.

اختلاف طول پا

کفی جبران کننده

سینماتیک

آنالیز حرکت

پله

*نویسنده‌ی مسئول

گروه بیومکانیک، دانشکده‌ی مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

نشانی

تلفن ۹۸-۴۱-۳۳۴۵۹۴۶۶+

۵۱۳۳۵-۱۹۹۶

کد پستی

دورنگار ۹۸-۴۱-۳۳۴۴۴۳۰۹+

ali.hashemi@sut.ac.ir

پست الکترونیک



۱- مقدمه

اختلاف طول پا یکی از مشکلات رایج بوده که در ۴۰-۷۰٪ از افراد رخ داده و کوتاهی پا بیش از ۲ cm حداقل یک نفر از هر ۱۰۰۰ نفر را تحت تاثیر قرار می‌دهد [۱]. کوتاهی پا به دو عامل ساختاری ناشی از کوتاه بودن اندازه‌ی استخوان‌ها در اندام تحتانی بین بخش تروکانتر^۱ استخوان ران و مچ پا و عمل کردی ناشی از کوتاهی عضلات اندام تحتانی در هنگام حرکت تقسیم شده که باعث کوتاهی یک طرف اندام تحتانی می‌شود [۲].

اختلاف طول پا از نظر بیومکانیکی دارای اهمیت زیادی است، زیرا بدن به صورت تجربی با ایجاد تغییراتی در الگوی حرکت، تاثیرات ناشی از اختلاف طول پا را جبران می‌کند. از جمله تغییرات بیومکانیکی در راه رفتن معمولی چنین افرادی می‌توان به افزایش معنی‌دار بستن شدن^۲ مچ پا، بستن شدن^۳ زانو و ران برای کوتاه کردن طول پای بلند و باز شدن^۴ مچ پا، باز شدن^۵ زانو و ران برای افزایش طول پای کوتاه اشاره کرد [۳، ۴]. در نتیجه، این اختلال باعث ایجاد عدم تقارن و تغییرات تعادلی در راه رفتن [۵-۷]، سایش مفصل لگن و زانو [۸]، افزایش فعالیت و درد در عضلات پا [۹] و کمردرد [۱۰] می‌شود.

حرکت روی پله یک فعالیت روزمره‌ی معمولی است که خطر بالقوه‌ی زیادی برای سقوط دارد [۱۱] به طوری که سقوط از پله‌ها حدود ۱۰٪ از مرگ و میر ناشی از سقوط را به خود اختصاص می‌دهد [۱۲]. از آن‌جا که در توان‌بخشی از پله به عنوان یک رویکرد موثر در افزایش فعالیت عضلات و توانمند کردن آن‌ها استفاده می‌شود، بهره‌گیری از پله در کاربردهای کلینیکی دارای اهمیت است [۱۳-۱۵]. با توجه به این که افراد دارای اختلاف طول پا در پیاده‌روی معمولی دارای تغییرات سینماتیکی در اندام تحتانی از جمله تغییرات در زوایای مفاصل زانو، لگن و مچ پا هستند، انتظار می‌رود که الگوی حرکتی این افراد در حرکت روی پله با افراد سالم متفاوت باشد. از این رو بررسی سینماتیک اندام تحتانی افراد دارای اختلاف طول پا در هنگام استفاده از پله دارای اهمیت است.

برای کاهش عوارض اختلال اختلاف طول پا می‌توان از کفش‌های جبران‌کننده‌ی اختلاف طول پا دارای کفی‌های جبران‌کننده که از نظر شکل و انعطاف‌پذیری تطابق بالایی با کف پا دارد استفاده کرد [۵، ۱۶]. کفی جبران‌کننده در هنگام پیاده‌روی معمولی می‌تواند با جبران تقارن از بین رفته در این افراد و افزایش تعادل، درد مفاصل و عضلات در اندام تحتانی

[۱۷] و همچنین درد کمر ناشی از تغییر سطح شیب لگن [۱۸] را کاهش دهد. اگر چه این روش نسبت به روش‌های دیگر مانند عمل‌های جراحی برای یک‌سان‌سازی طول هر دو پا [۱۹] و فیکساتورهای افزایشی برای تحت کشش قرار دادن پای کوتاه [۲۰، ۲۱]، متداول‌تر است اما باید الگوی سینماتیک اندام تحتانی در هنگام استفاده از این کفی‌ها بررسی شده تا میزان تاثیر آن در عادی‌سازی الگوی حرکت ارزیابی شود.

در مطالعات گذشته الگوی بیومکانیکی راه رفتن در سطح صاف برای افراد دارای اختلاف طول پا مورد بررسی قرار گرفته اما تغییرات سینماتیکی اندام تحتانی در هنگام حرکت روی پله و همچنین تاثیر استفاده از کفی جبران‌کننده‌ی اختلاف طول پا به عنوان رایج‌ترین روش درمانی اختلاف طول پا مورد مطالعه قرار نگرفته است. هدف از این مطالعه، بررسی سینماتیک اندام تحتانی افراد دارای اختلاف طول پا، با و بدون استفاده از کفی جبران‌کننده در هنگام بالا رفتن از پله است.

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- افراد شرکت‌کننده

این مطالعه با حضور ۲۰ نفر شامل ۱۰ فرد مبتلا به اختلاف طول پا در گروه آزمون و ۱۰ فرد سالم در گروه کنترل انجام شده است. کوتاهی پای این افراد با معاینات کلینیکی پزشک معتمد و تصویربرداری تایید شده که اختلاف طول پای آن‌ها 10 ± 30 mm و از نوع ساختاری است. این افراد با جرم 70 ± 9 kg، سن 35 ± 10 سال و قد 175 ± 10 cm از بین داوطلبانی که به آگهی شرکت در مطالعه اظهار تمایل کرده بودند به صورت تصادفی انتخاب شده و از آن‌ها دعوت شد تا برای یک آزمون آنالیز حرکت یک ساعته در مرکز تحقیقات دانشکده‌ی توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان حضور یابند. اهداف و روش کار به صورت شفاهی و عملی به آن‌ها توضیح داده شده و در صورت ادامه‌ی تمایل به شرکت، رضایت‌نامه‌ی کتبی مبنی بر شرکت داوطلبانه در این مطالعه از آن‌ها اخذ شده است.

۲-۲- وسایل و تجهیزات

در مرکز تحقیقات دانشگاه علوم پزشکی اصفهان تعداد ۷ دوربین Qualisys Motion Capture در نقاط مختلف در محیط مورد آزمایش قرار گرفته که پیش از ثبت حرکت، تنظیمات لازم روی آن‌ها برای مشاهده‌ی تمام نشان‌گرها^۶، با به کارگیری

^۱ Plantar Flexion

^۲ Extension

^۳ Marker

^۱ Trochanter

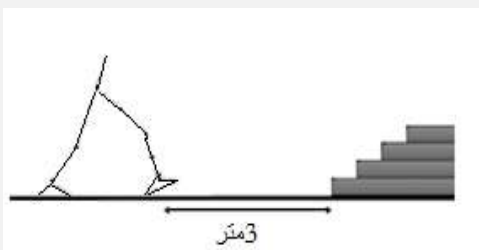
^۲ Dorsi Flexion

^۳ Flexion

تحریک و تعریق تشکیل شده است. این طراحی باعث شده تا بیمار با راحتی بیش‌تر از یک کفی جبران‌کننده در کفش خود استفاده کند. تراکم‌پذیری فوم استفاده شده در لایه‌ی میانی در هنگام تحمل وزن ۱۰٪ بوده بنابراین مقدار کوتاهی به علاوه‌ی ۱۰٪ از ضخامت فوم در نظر گرفته شده است [۲۵].

جدول (۱) - نام و محل قرارگیری نشان‌گرها

نام	محل قرارگیری نشان‌گرها
N1	اپی‌کندل خارجی قوزک مچ پای راست
N2	اپی‌کندل داخلی قوزک مچ پای راست
N2	اپی‌کندل خارجی زانوی راست
N4	اپی‌کندل داخلی زانوی راست
N5	سر استخوان ران راست
N6	قسمت میانی ران راست
N7	قسمت میانی ساق پای راست
N8	پاشنه‌ی پای راست
N9	انگشت اول پای راست
N10	انگشت پنجم پای راست
N11	قسمت جلویی بالایی راست استخوان لگن
N12	استخوان خاجی
N13	اپی‌کندل خارجی قوزک مچ پای چپ
N14	اپی‌کندل داخلی قوزک مچ پای چپ
N15	اپی‌کندل خارجی زانوی چپ
N16	اپی‌کندل داخلی زانوی چپ
N17	سر استخوان ران چپ
N18	قسمت میانی ران چپ
N19	قسمت میانی ساق پای چپ
N20	پاشنه‌ی پای چپ
N21	انگشت اول پای چپ
N22	انگشت پنجم پای چپ
N23	قسمت جلویی بالایی چپ استخوان لگن



شکل (۱) - نمایی از مسیر حرکت طراحی شده

نرم‌افزار مدیریت تعقیب مسیر نصب شده روی کامپیوتر، انجام شده است. با استفاده از نرم‌افزار Qualisys Track Manager ورژن ۲/۷، سیگنال‌های خروجی از دوربین‌ها در هر دوره‌ی زمانی با فرکانس ۱۰۰ فریم در ثانیه به مقادیر عددی مختصات نشان‌گرها در دستگاه مختصات مرجع تبدیل شده است. این نرم‌افزار دارای قابلیت فیلتر کردن داده‌ها و پر کردن گپ‌های موجود در ثبت داده‌ها و رسم نمودار است.

۲-۳- جمع‌آوری داده‌ها

در مجموع ۲۳ نشان‌گر انعکاسی در مکان‌های مشخص آناتومیکی اندام تحتانی برای مشاهده‌ی رفتار اعضا مطابق جدول (۱) قرار داده شده است. در این روش مسیر سه‌بعدی حرکت روی چهار پله‌ی چوبی با عرض ۸۰، ارتفاع ۱۷ و عمق ۲۷ سانتی‌متر مشخص شده است [۲۲]. برای داده‌برداری ابتدا از تمام شرکت‌کنندگان دو گروه آزمون و کنترل خواسته شده تا با پای برهنه در حالت آناتومیکی متداول بدون حرکت در فضای مورد نظر قرار گرفته و در این حالت اطلاعات استاتیکی توسط دوربین‌ها به مدت ۵ ثانیه ثبت شده است. سپس از تمام شرکت‌کنندگان (سالم و کوتاه پا) خواسته شده تا با پای برهنه به صورت معمول و مانند همیشه از پله‌ها بالا رفته و پس از توقف ۵ ثانیه‌ای از پله‌ها پایین آیند. حرکت بالا رفتن و پایین آمدن از پله‌ها سه بار توسط هر فرد با فاصله‌ی استراحت ۱۵ ثانیه‌ای تکرار شده است. داده‌برداری به روش فوق در افراد دارای کوتاهی پا با قرار دادن کفی جبران‌کننده‌ی مخصوص در زیر پای کوتاه، عیناً تکرار شده است. نمایی از مسیر طراحی شده برای حرکت روی پله در شکل (۱) نشان داده شده است.

۲-۴- کفی جبران‌کننده‌ی اختلاف طول پا

برای اصلاح اختلاف طول پا از کفی جبران‌کننده در زیر پای کوتاه استفاده شده که در یک کارگاه کفش‌سازی از سه لایه ساخته شده است. پایین‌ترین لایه از یک لاستیک ۳ میلی‌متری که در طول کفی گسترش یافته تشکیل شده است. لایه‌ی میانی که لایه‌ی اصلاحی هم نامیده می‌شود از یک فوم سخت که ضخامت آن در عقب معادل مقدار کوتاهی پا بوده ساخته شده است. این ضخامت به تدریج با شیب ملایمی کاهش یافته تا به ۵۰٪ در وسط و ۲۵٪ در ناحیه‌ی جلوی پا برسد [۲۳]. شیب ایجاد شده در ساخت کفی از ایجاد فشار بیش از حد روی سر انگشتان جلوگیری می‌کند [۲۳، ۲۴]. بالاترین لایه از چرم طبیعی برای ایجاد ظاهری زیبا و محافظت از پوست در برابر

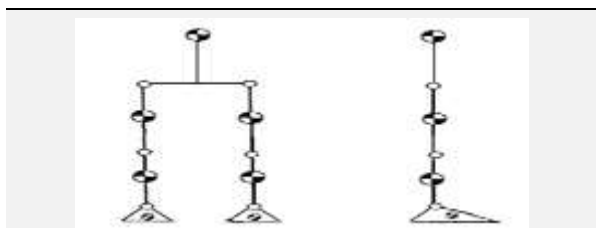
۲-۵- تحلیل داده‌ها

۲-۵-۱- تعیین چرخه‌ی حرکتی

یک چرخه‌ی حرکتی، شامل اولین تماس پای پیش‌تاز با پله تا تماس مجدد پای پیش‌تاز با پله‌ی بعدی است. دامنه‌ی حرکتی^۱

^۱ Range of Motion

محاسبه‌ی زوایای β ، α و γ به ترتیب از زوایای اوایلر دوران حول سه محور x ، y و z استفاده شده است [۲۷]. ماتریس‌های دوران حول سه محور با استفاده از روابط (۱) محاسبه شده است.



شکل (۲) - مدل ارائه شده با γ جسم صلب و جرم مشخص در سمت راست و چپ به ترتیب در صفحه‌ی ساجیتال و فرونتال

$$\begin{aligned}
 R(\beta)y &= \begin{bmatrix} \cos\beta & 0 & \sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin\beta & 0 & \cos\beta \end{bmatrix} \\
 R(\alpha)x &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\alpha & -\sin\alpha \\ 0 & \sin\alpha & \cos\alpha \end{bmatrix} \\
 R(\gamma)z &= \begin{bmatrix} \cos\gamma & -\sin\gamma & 0 \\ \sin\gamma & \cos\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
 \end{aligned} \quad (1)$$

ماتریس دوران دستگاه مختصات آناتومی هر عضو نسبت به دستگاه مختصات مرجع، بر اساس زوایای متوالی اوایلر به ترتیب حول محوره‌های z ، x و y را می‌توان با ضرب ماتریس‌های دوران متناظر محورها به صورت رابطه‌ی (۲) نشان داد.

$$R = R_z R_x R_y = \begin{bmatrix} c\alpha c\beta & s\alpha c\beta & s\beta \\ s\alpha c\gamma + c\alpha s\beta s\gamma & c\alpha c\gamma + s\alpha s\beta s\gamma & c\beta s\gamma \\ s\alpha s\gamma + c\alpha s\beta c\gamma & c\alpha s\gamma + s\alpha s\beta c\gamma & c\beta c\gamma \end{bmatrix} \quad (2)$$

برای تعیین سیستم مختصات ران، ساق و کف پا، به بردارهای یکه نیاز است که با موقعیت سه نقطه‌ی $M1$ ، $M2$ و $M3$ می‌توان آن‌ها را با استفاده از روابط (۳) محاسبه کرد.

$$\begin{aligned}
 x &= \frac{M1 - M2}{|M1 - M2|} \\
 y &= \frac{(M1 - M2) \times (M1 - M3)}{|(M1 - M2) \times (M1 - M3)|} \\
 z &= x \times y
 \end{aligned} \quad (3)$$

بردارهای یکه‌ی ساق پا با استفاده از خط اتصال بین مرکز مفاصل زانو و مچ پا به عنوان محور اول، محور دوم با استفاده از نشان‌گر موجود در اپی‌کندیل خارجی زانو و موقعیت مرکز مفصل زانو و با استفاده از نشان‌گر موجود در قسمت میانی ساق

زوایای مفاصل لگن، زانو و مچ پا در هنگام بالا رفتن از پله و نیز زوایای مفاصل در لحظه‌ی شروع حرکت^۱ روی پله، در لحظه‌ی جدا شدن پا از پله^۲، بیشینه‌ی زوایای بسته-باز^۳ شدن در صفحه‌ی ساجیتال^۴، دور-نزدیک^۵ شدن در صفحه‌ی فرونتال^۶ و چرخش داخلی^۷-خارجی^۸ در صفحه‌ی عرضی^۹ برای پای پیش‌تاز پیش‌تاز در یک چرخه‌ی حرکتی تجزیه و تحلیل شده است. با استفاده از نرم‌افزار متلب R2019B، زمان حرکت با تقسیم یک سیکل حرکتی به ۱۰۰ قسمت نرمال‌سازی شده است.

۲-۵-۲- پیش‌پردازش‌ها

در این مطالعه از دو پیش‌پردازش استفاده شده است. اولین پیش‌پردازش در داده‌ها برای داده‌های ناموجود انجام شده است. در برخی موارد ممکن است به دلایلی مقادیری در مجموعه موجود نباشد که برای پر کردن این داده از روش میان‌یابی استفاده شده است. دومین پیش‌پردازش برای داده‌های پرت انجام شده است. ممکن است به دلایلی مقادیری در مجموعه‌ی داده ظاهر شود که تفاوت زیاد و غیرمعمولی با سایر مقادیر داشته باشد که این داده‌ها داده‌های پرت نام دارد. در واقع منظور از داده‌های پرت، داده‌ها یا نمونه‌هایی هستند که با رفتار کلی، یا مدل مجموعه‌ی کل داده‌ها شباهت نداشته و از آن تبعیت نمی‌کنند. ساده‌ترین روش مدیریت داده‌های پرت، حذف آن‌ها است. در یک روش متداول برای انجام این فرایند، ابتدا بازه‌ای که داده‌ها در آن قرار دارند مشخص شده، سپس مقادیر معینی از داده‌های بالا و پایین این بازه به عنوان داده‌ی پرت در نظر گرفته شده و از مجموعه‌ی داده حذف می‌شوند.

۲-۵-۳- تحلیل سینماتیکی پایین‌تنه

می‌توان حرکت انسان را به دو قسمت بالاتنه و پایین‌تنه تقسیم کرد [۲۶]. با توجه به نقش اصلی پایین‌تنه در سینماتیک اندام تحتانی و پیچیدگی‌های مربوط به تحلیل، مدلی با γ جسم صلب و ۹ درجه‌ی آزادی در هر پا طراحی شده به طوری که ۳ درجه‌ی آزادی در مچ، ۳ درجه در لگن و ۳ درجه در زانو در نظر گرفته شده است تا بیش‌ترین نزدیکی به حرکت طبیعی پاها را داشته باشد. مدل طراحی شده در شکل (۲) نشان داده شده است. زوایای مفاصل لگن، زانو و مچ شامل سه زاویه‌ی باز/بسته شدن، دور/نزدیک شدن و چرخش داخلی/خارجی است. به منظور

^۶ Frontal

^۷ Internal Rotation

^۸ External Rotation

^۹ Transverse

^۱ Heel Strike

^۲ Toe Off

^۳ Extension

^۴ Sagittal

^۵ Adduction

صفحه‌ی فرونتال و چرخش داخلی/خارجی در صفحه‌ی عرضی برای پای پیش‌تاز در یک چرخه‌ی حرکتی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته است. تمام آزمون‌های آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS ویرایش ۲۳ در سطح اطمینان ۹۵٪ انجام شده است.

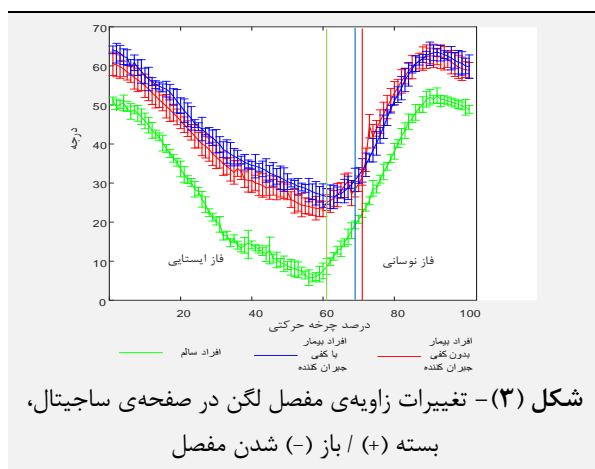
۳- یافته‌ها و بحث

۳-۱- یافته‌ها

۳-۱-۱- تغییرات زاویه‌ی مفصل لگن

۳-۱-۱-۱- صفحه‌ی ساجیتال

تغییرات زاویه‌ی مفصل لگن در صفحه‌ی ساجیتال در یک چرخه‌ی حرکتی در بین سه گروه در شکل (۳) نشان داده شده است. نتایج آزمون‌های آماری در جدول (۲) نشان می‌دهد که تفاوت معنی‌داری در دامنه‌ی حرکتی مفصل لگن، زاویه‌ی مفصل لگن در لحظه‌ی تماس اولیه و لحظه‌ی جدا شدن پای پیش‌تاز از پله، بیشینه‌ی زاویه‌ی بسته شدن در فاز نوسانی و باز شدن در فاز ایستایی بین افراد سالم و افراد دارای عارضه در حالت با و بدون استفاده از کفی وجود دارد ($p < 0.05$) اما این تفاوت بین افراد دارای اختلاف طول پا در هر دو حالت با و بدون استفاده از کفی جبران‌کننده معنی‌دار نیست ($p > 0.05$).



۳-۱-۲- صفحه‌ی فرونتال

تغییرات زاویه‌ی مفصل لگن در صفحه‌ی فرونتال در یک چرخه‌ی حرکتی در سه گروه در شکل (۴) نشان داده شده است. نتایج آزمون‌های آماری در جدول (۲) نشان می‌دهد که تفاوت معنی‌داری در دامنه‌ی حرکتی مفصل لگن و لحظه‌ی جدا شدن پا از پله بین افراد سالم و دارای عارضه بدون کفی وجود دارد ($p < 0.05$) اما پس از استفاده از کفی تفاوت معنی‌داری بین افراد دارای عارضه با کفی و افراد سالم مشاهده نشده است ($p > 0.05$). زاویه‌ی مفصل لگن در لحظه‌ی جدا شدن پای پیش‌تاز از پله، بیشینه‌ی زاویه‌ی نزدیک شدن پا در فاز ایستایی

پا، عمود و نرمال کردن بر محور اول و محور سوم حاصل از ضرب خارجی محور اول و دوم برای ساق پا، محاسبه شده است. بردارهای یک‌ه‌ی ران با استفاده از خط اتصال بین مرکز مفاصل ران و زانو به عنوان محور اول، محور دوم با استفاده از نشان‌گر موجود در تروکانتر ران و موقعیت مرکز مفصل ران و با استفاده از نشان‌گر موجود در قسمت میانی ران، عمود و نرمال کردن بر محور اول و محور سوم حاصل از ضرب خارجی محور اول و دوم برای ران محاسبه شده است. بردارهای یک‌ه‌ی کف پا نیز با استفاده از خط اتصال بین نشان‌گر پاشنه و مرکز مفصل انگشت پا به عنوان محور اول، محور دوم با استفاده از نشان‌گر موجود در پاشنه و مرکز مفصل انگشت و موقعیت مرکز مفصل مچ پا، عمود و نرمال کردن بر محور اول و محور سوم حاصل از ضرب خارجی محور اول و دوم برای کف پا، محاسبه شده است. مکان مرکز مفاصل با روابط Vaughan محاسبه شده است [۲۸]. ماتریس‌های دوران اندام نسبت به سیستم مختصات آزمایشگاه (مرجع) در روابط (۴) ارائه شده که در آن x ، y و z بردارهای یک‌ه‌ی ران، ساق و کف پا نسبت به مختصات آزمایشگاه است.

$$LAB_{SHANKR} = [X_{SHANK} \ Y_{SHANK} \ Z_{SHANK}]$$

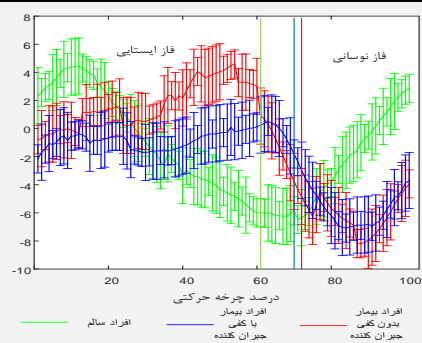
$$LAB_{THIGHR} = [X_{THIGH} \ Y_{THIGH} \ Z_{THIGH}] \quad (4)$$

$$LAB_{FOOTR} = [X_{FOOT} \ Y_{FOOT} \ Z_{FOOT}]$$

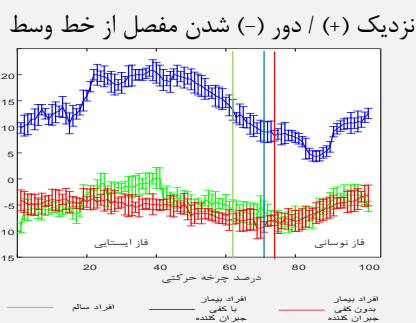
ماتریس دوران زانو از ضرب دو ماتریس دوران ران و ساق پای تصویر شده بر مفصل زانو، ماتریس دوران مچ پا از ضرب دو ماتریس دوران ساق و کف پای تصویر شده بر مفصل مچ پا و ماتریس دوران لگن از ضرب دو ماتریس دوران ران و لگن تصویر شده بر مفصل لگن محاسبه شده است. با استفاده از توالی ضرب ماتریس‌های دوران دو عضو و برابر قرار دادن با ماتریس حاصل از سه دوران اوپلر، می‌توان زوایای مفاصل زانو، مچ و لگن نسبت به مختصات آزمایشگاه را به دست آورد.

۲-۶- تحلیل آماری

برای مقایسه‌ی سینماتیک سه‌بعدی زوایای مفاصل بین پای افراد سالم و دارای عارضه با و بدون کفی جبران‌کننده از آزمون آماری t مستقل و برای مقایسه‌ی بین افراد با کفی جبران‌کننده و افراد بدون کفی جبران‌کننده از آزمون آماری نمونه‌های جفت شده استفاده شده است. دامنه‌ی حرکتی زوایای مفاصل لگن، زانو و مچ، زوایای مفاصل در لحظه‌ی شروع حرکت و در لحظه‌ی جدا شدن پا از پله در سه صفحه‌ی حرکتی در بین گروه‌ها مورد بررسی قرار گرفته است. همچنین بیشینه و کمینه‌ی زوایای بسته/باز شدن در صفحه‌ی ساجیتال، دور/نزدیک شدن در



شکل (۴) - تغییرات زاویه‌ی مفصل لگن در صفحه‌ی فرونتال،



شکل (۵) - تغییرات زاویه‌ی مفصل لگن در صفحه‌ی عرضی،

چرخش داخلی (+) / خارجی (-)

و دور شدن از خط وسط در فاز نوسانی بین افراد سالم و دارای عارضه بدون کفی، تفاوت معنی‌داری ندارد ($p > 0.05$). این تفاوت بین افراد دارای عارضه با و بدون کفی و افراد سالم در بیشینه‌ی زاویه‌ی نزدیک شدن معنی‌دار است ($p < 0.05$).

۳-۱-۱-۳- صفحه‌ی عرضی

تغییرات زاویه‌ی مفصل لگن در صفحه‌ی عرضی در یک چرخه حرکتی در سه گروه در شکل (۵) نشان داده شده است. مقایسه‌ی نتایج آزمون‌های آماری در جدول (۲) نشان می‌دهد که تفاوت معنی‌داری در دامنه‌ی حرکتی مفصل لگن، لحظه‌ی تماس اولیه، بیشینه‌ی زاویه‌ی چرخش داخلی در فاز ایستایی و لحظه‌ی جدا شدن پا از پله بین افراد سالم و افراد دارای عارضه در حالت با و بدون استفاده از کفی وجود دارد ($p < 0.05$). از سوی دیگر تفاوت معنی‌داری در بیشینه‌ی چرخش خارجی مفصل لگن در فاز نوسانی و دامنه‌ی حرکتی بین افراد سالم و افراد دارای عارضه بدون کفی مشاهده نشده ($p > 0.05$) اما پس از استفاده از کفی این تفاوت معنی‌دار است ($p < 0.05$).

جدول (۲) - مقایسه‌ی اندازه‌ی زاویه‌ی مفصل لگن در سه صفحه‌ی ساجیتال، فرونتال و عرضی، در بین گروه‌های افراد سالم، افراد دارای اختلاف طول پا بدون کفی جبران‌کننده و افراد دارای اختلاف طول پا با کفی جبران‌کننده در موقعیت‌های کلیدی چرخه‌ی حرکتی

مقایسه‌ی آماری افراد دارای عارضه با و بدون کفی	مقایسه‌ی آماری افراد دارای عارضه با کفی با افراد سالم	مقایسه‌ی آماری افراد دارای عارضه بدون کفی با افراد سالم	میانگین افراد دارای عارضه با کفی (درجه)	میانگین افراد دارای عارضه بدون کفی (درجه)	میانگین افراد سالم (درجه)	زاویه و صفحه‌ی عمل‌کردی مفصل لگن
Sig	Sig	Sig				
۰/۱۴	*۰/۰۰	*۰/۰۰	۶۴/۱۱	۶۰/۵۴	۵۱/۰۳	زاویه‌ی مفصل لگن در لحظه‌ی تماس اولیه
۰/۶۰	*۰/۰۰	*۰/۰۰	۶۳/۵۰	۶۲/۵۵	۵۲/۳۶	صفحه‌ی ماکسیمم فلکشن مفصل لگن در فاز نوسانی
۰/۲۷	*۰/۰۰	*۰/۰۰	۲۶/۴۵	۲۳/۴۳	۴۸/۹۳	ساجیتال ماکسیمم اکستنشن مفصل لگن در فاز ایستایی
۰/۱۳	*۰/۰۰	*۰/۰۰	۳۴/۶۸	۳۱/۴۷	۹/۸۷	زاویه مفصل لگن در لحظه جدا شدن پا از پله
۰/۴۵	*۰/۰۳	*۰/۰۰	۳۷/۶۶	۳۹/۱۷	۴۶/۶۴	دامنه حرکتی
*۰/۰۴	*۰/۰۳	*۰/۰۰	-۲/۱۵	-۰/۷۹	۲/۳۳	زاویه مفصل لگن در لحظه تماس اولیه
*۰/۰۰	*۰/۰۳	۰/۹۳	۰/۵۱	۴/۵۹	۴/۴۵	صفحه‌ی ماکزیمم اداکشن مفصل لگن در فاز ایستایی
۰/۵۳	۰/۷۸	۰/۳۲	-۷/۰۸	-۸/۱۸	-۶/۵۲	فرونتال ماکزیمم ایداکشن مفصل لگن در فاز نوسانی
۰/۱۴	۰/۰۶	۰/۳۱	-۲/۹۵	-۴/۳۳	-۶/۰۲	زاویه مفصل لگن در لحظه جدا شدن پا از پله
۰/۹۲	۰/۳۵	*۰/۰۱	۷/۵۹	۱۲/۷۹	۱۰/۹۲	دامنه حرکتی
*۰/۰۰	*۰/۰۰	*۰/۰۱	۹/۷۸	-۴/۱۰	-۹/۲۶	زاویه مفصل لگن در لحظه تماس اولیه
*۰/۰۰	*۰/۰۰	*۰/۰۱	۱۹/۹۹	-۳/۸۲	۰/۲۱	صفحه‌ی ماکزیمم چرخش داخلی در فاز ایستایی
*۰/۰۰	*۰/۰۰	۰/۹۵	۴/۳۱	-۸/۴۹	-۸/۳۵	عرضی ماکزیمم چرخش خارجی در فاز نوسانی
*۰/۰۰	*۰/۰۰	۰/۰۵	۸/۹۷	-۹/۲۰	-۶/۰۰	زاویه مفصل لگن در لحظه جدا شدن پا از پله
*۰/۰۰	*۰/۰۴	۰/۰۹	۱۶/۵۵	۶/۳۱	۹/۴۸	دامنه حرکتی

علامت (*) نشان دهنده‌ی تفاوت معنادار است



۳-۱-۲- تغییرات زاویه‌ی مفصل زانو

۳-۱-۲-۱- صفحه‌ی ساجیتال

تغییرات زاویه‌ی مفصلی زانو در صفحه‌ی ساجیتال در شکل (۶) نشان داده شده است. با توجه به نتایج آماری جدول (۳)، دامنه‌ی حرکتی، زاویه‌ی لحظه‌ی تماس اولیه، بیشینه‌ی زاویه‌ی باز شدن مفصل زانو در فاز ایستایی و لحظه‌ی جدا شدن پا از پله بین افراد سالم در مقایسه با هر دو حالت با و بدون استفاده از کفی تفاوت معنی‌داری دارد ($p < 0.05$). بیشینه‌ی زاویه‌ی بسته شدن مفصل زانو در فاز نوسانی بین افراد سالم و دارای عارضه بدون کفی تفاوت معنی‌داری ندارد ($p > 0.05$) اما پس از استفاده از کفی، تفاوت معنی‌داری در مقایسه با افراد سالم و هم‌چنین بین افراد دارای عارضه با و بدون کفی در دامنه‌ی حرکتی و لحظه‌ی جدا شدن پا مشاهده شده است ($p < 0.05$).

۳-۱-۲-۲- صفحه‌ی فرونتال

مقایسه‌ی زاویه‌ی مفصلی زانو در صفحه‌ی فرونتال در شکل (۷) و جدول (۳) نشان می‌دهد که دامنه‌ی حرکتی، بیشینه‌ی زاویه‌ی نزدیک شدن مفصل زانو در فاز نوسانی و لحظه‌ی جدا شدن پا از پله بین افراد سالم و افراد دارای عارضه در هر دو حالت با و بدون کفی تفاوت معنی‌داری دارد ($p < 0.05$). بیشینه‌ی زاویه‌ی دور شدن مفصل زانو از خط وسط در فاز ایستایی در افراد سالم و افراد دارای عارضه بدون کفی تفاوت معنی‌داری ندارد ($p > 0.05$) اما پس از استفاده از کفی تفاوت معنی‌داری در مقایسه با افراد سالم و دارای عارضه بدون کفی مشاهده شده است ($p < 0.05$). در لحظه‌ی تماس اولیه بین افراد سالم و دارای عارضه با و بدون کفی هیچ تفاوت معنی‌داری در هیچ یک از نقاط کلیدی مشاهده نشده است ($p > 0.05$).

جدول (۳) - مقایسه‌ی اندازه‌ی زاویه‌ی مفصل زانو در سه صفحه‌ی ساجیتال، فرونتال و عرضی، در بین گروه‌های افراد سالم، افراد دارای اختلاف طول پا بدون کفی جبران‌کننده و افراد دارای اختلاف طول پا با کفی جبران‌کننده در موقعیت‌های کلیدی چرخه‌ی حرکتی

مقایسه‌ی آماری افراد دارای عارضه با و بدون کفی	مقایسه‌ی آماری افراد دارای عارضه با کفی با افراد سالم	مقایسه‌ی آماری افراد دارای عارضه بدون کفی با افراد سالم	میانگین افراد دارای عارضه با کفی (درجه)	میانگین افراد دارای عارضه بدون کفی (درجه)	میانگین افراد سالم (درجه)	زاویه و صفحه‌ی عمل‌کردی مفصل زانو
Sig	Sig	Sig				
۰/۳۵	*۰/۰۰	*۰/۰۰	۶/۰۴	۶۲/۳۸	۵۳/۶۶	زاویه‌ی مفصل زانو در لحظه‌ی تماس اولیه
۰/۸۵	*۰/۰۱	۰/۱۱	۷۳/۳۶	۷۳/۶۵	۷۷/۳۰	صفحه‌ی ماکسیمم فلکشن مفصل زانو در فاز نوسانی
۰/۵۵	*۰/۰۰	*۰/۰۰	۱۹/۳۷	۱۷/۶۵	۵/۳۷	ساجیتال ماکسیمم اکستنشن مفصل زانو در فاز ایستایی
*۰/۰۱	*۰/۰۰	*۰/۰۰	۴۳/۰۴	۵۵/۴۷	۱۲/۵۲	زاویه‌ی مفصل زانو در لحظه‌ی جدا شدن از پله
۰/۰۹	*۰/۰۰	*۰/۰۰	۵۴/۰۲	۵۶/۰۵	۷۲/۶۲	دامنه‌ی حرکتی
۰/۶۰	۰/۳۰	*۰/۰۰	۸/۰۶	۸/۸۸	۶/۳۷	زاویه‌ی مفصل زانو در لحظه‌ی تماس اولیه
۰/۳۲	*۰/۰۰	*۰/۰۱	۱۵/۷۰	۱۳/۹۳	۹/۸۲	صفحه‌ی ماکسیمم اداکشن مفصل زانو در فاز نوسانی
۰/۱۸	*۰/۰۰	۰/۱۳	-۲/۹۵	-۱/۰۵	۱/۶۴	فرونتال ماکسیمم اداکشن مفصل زانو در فاز ایستایی
۰/۱۱	*۰/۰۰	*۰/۰۰	۱۲/۰۵	۸/۱۱	۲/۰۷	زاویه‌ی مفصل زانو در لحظه‌ی جدا شدن از پله
۰/۴۵	*۰/۰۰	*۰/۰۰	۱۸/۷۰	۱۴/۹۸	۸/۱۸	دامنه‌ی حرکتی
*۰/۰۰	*۰/۰۰	۰/۷۴	۵/۸۹	۱۶/۱۳	۱۵/۶۵	زاویه‌ی مفصل زانو در لحظه‌ی تماس اولیه
*۰/۰۰	۰/۵۰	*۰/۰۰	۱۶/۵۹	۲۳/۹۰	۱۴/۳۲	صفحه‌ی ماکسیمم چرخش داخلی در فاز ایستایی
*۰/۰۰	*۰/۰۰	*۰/۰۰	-۱۰/۳۴	۸/۸۰	۰/۵۷	عرضی ماکسیمم چرخش خارجی در فاز نوسانی
*۰/۰۰	۰/۰۹	*۰/۰۰	۵/۰۳	۱۴/۷۸	۳/۶۹	زاویه‌ی مفصل زانو در لحظه‌ی جدا شدن از پله
*۰/۰۰	*۰/۰۰	۰/۹۵	۲۶/۹۳	۱۵/۱۰	۱۵/۰۷	دامنه‌ی حرکتی

علامت (*) نشان دهنده‌ی تفاوت معنادار است

۳-۱-۲-۳- صفحه‌ی عرضی

تغییرات زاویه‌ی مفصل زانو در صفحه‌ی عرضی در یک چرخه‌ی حرکتی در سه گروه در شکل (۸) نشان داده شده است. نتایج آزمون‌های آماری در جدول (۳) نشان می‌دهد که تفاوت

معنی‌داری در دامنه‌ی حرکتی و زاویه‌ی مفصل زانو در لحظه‌ی تماس اولیه بین افراد سالم و دارای عارضه بدون کفی وجود ندارد ($p > 0.05$). از سوی دیگر تفاوت معنی‌داری در بیشینه‌ی چرخش خارجی در فاز نوسانی، بیشینه‌ی زاویه‌ی چرخش

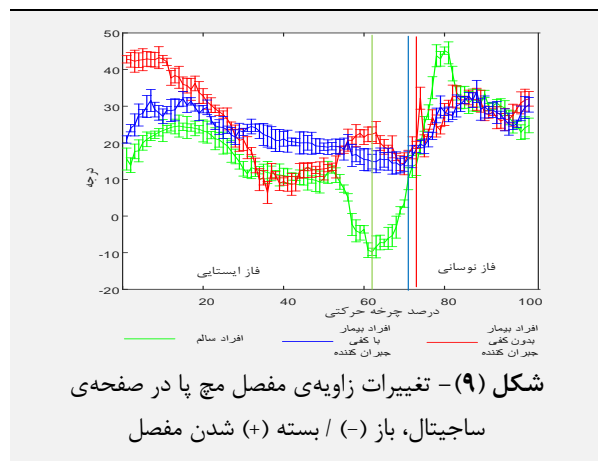
شدن، بیشینه‌ی باز شدن مفصل مچ پا در جدا شدن پا از پله و لحظه‌ی تماس اولیه بین افراد سالم و دارای عارضه با و بدون کفی مشاهده شده است ($p < 0.05$). هم‌چنین تفاوت معنی‌داری در لحظه‌ی تماس اولیه و دامنه‌ی حرکتی بین افراد دارای عارضه با و بدون کفی مشاهده شده است ($p < 0.05$).

۳-۱-۳-۲- صفحه‌ی فرونتال

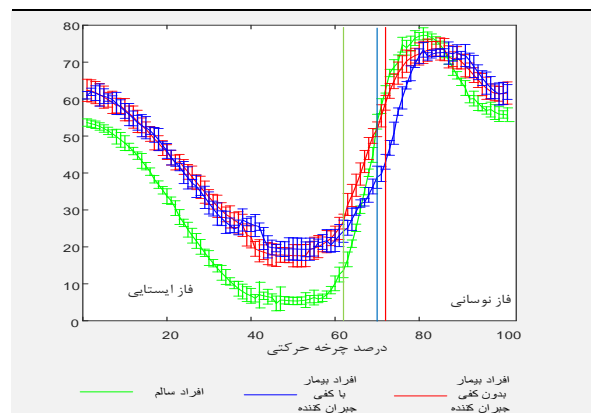
تغییرات زاویه‌ی مفصل مچ پا در صفحه‌ی عرضی در یک چرخه‌ی حرکتی در سه گروه در شکل (۱۰) نشان داده شده است. نتایج آزمون‌های آماری در جدول (۴) نشان می‌دهد که تفاوت معنی‌داری در بیشینه‌ی زاویه‌ی دور شدن مچ پا از خط وسط و لحظه‌ی جدا شدن پا از پله بین افراد سالم و دارای عارضه بدون کفی وجود دارد ($p < 0.05$). از سوی دیگر در بیشینه‌ی زاویه‌ی نزدیک شدن مچ پا به خط وسط در فاز نوسانی و جدا شدن پا از پله بین افراد سالم و دارای عارضه با کفی تفاوت معنی‌داری مشاهده نشده است ($p > 0.05$).

۳-۱-۳-۳- صفحه‌ی عرضی

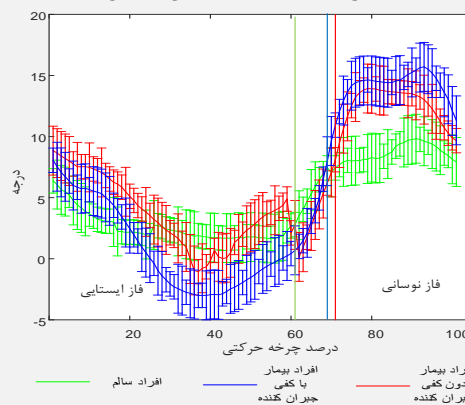
تغییرات زاویه‌ی مفصل مچ پا در صفحه‌ی عرضی در یک چرخه‌ی حرکتی در سه گروه در شکل (۱۱) نشان داده شده است. نتایج آزمون‌های آماری در جدول (۴) نشان می‌دهد که تفاوت معنی‌داری در لحظه‌ی تماس اولیه، بیشینه‌ی چرخش داخلی در فاز ایستایی و بیشینه‌ی زاویه‌ی چرخش خارجی در فاز نوسانی بین افراد سالم و افراد دارای عارضه بدون کفی مشاهده شده است ($p < 0.05$). تفاوت معنی‌داری در دامنه‌ی حرکتی، بیشینه‌ی زاویه‌ی چرخش داخلی در فاز ایستایی و لحظه‌ی جدا شدن پا از پله بین افراد سالم و افراد دارای اختلاف طول پا بدون استفاده از کفی جبران کننده مشاهده شده است ($p < 0.05$). تفاوت معنی‌داری در دامنه‌ی حرکتی، بیشینه‌ی زاویه‌ی چرخش داخلی در فاز ایستایی و لحظه‌ی جدا شدن پا از پله بین افراد سالم و افراد دارای اختلاف طول پا با کفی جبران کننده مشاهده نشده است ($p > 0.05$). هم‌چنین تفاوت معنی‌داری در فاز نوسانی در افراد دارای عارضه با و بدون کفی مشاهده نشده است ($p > 0.05$).



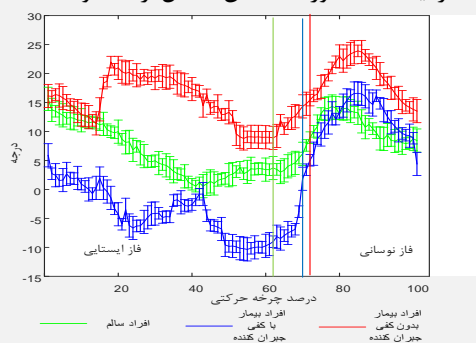
داخلی در فاز ایستایی، لحظه‌ی جدا شدن پا از پله، دامنه‌ی حرکتی و زاویه‌ی مفصل زانو در لحظه‌ی تماس اولیه بین افراد سالم و افراد دارای اختلاف طول پا با و بدون استفاده از کفی جبران کننده مشاهده نشده است ($p > 0.05$).



شکل (۶) - تغییرات زاویه‌ی مفصل زانو در صفحه‌ی ساجیتال، باز (-) / بسته (+) شدن مفصل



شکل (۷) - تغییرات زاویه‌ی مفصل زانو در صفحه‌ی فرونتال، نزدیک (+) / دور (-) شدن مفصل از خط وسط

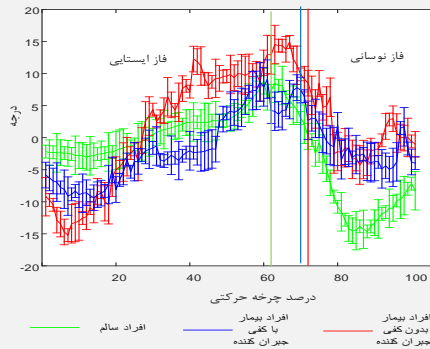


شکل (۸) - تغییرات زاویه‌ی مفصل زانو در صفحه‌ی عرضی، چرخش داخلی (-) / خارجی (+)

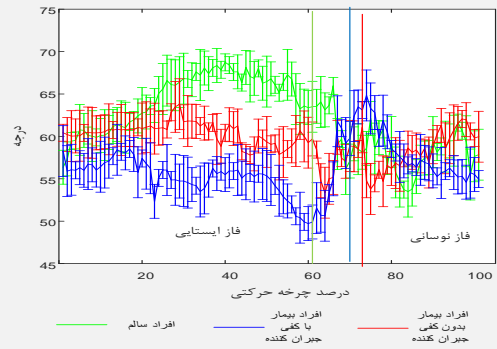
۳-۱-۳-۳- تغییرات زاویه‌ی مفصل مچ پا

۳-۱-۳-۱-۱- صفحه‌ی ساجیتال

تغییرات زاویه‌ی مفصل مچ پا در صفحه‌ی ساجیتال در یک چرخه‌ی حرکتی در سه گروه در شکل (۹) نشان داده شده است. نتایج آزمون‌های آماری در جدول (۴) نشان می‌دهد که تفاوت معنی‌داری در دامنه‌ی حرکتی، بیشینه‌ی زاویه‌ی بسته



شکل (۱۱) - تغییرات زاویه‌ی مفصل مچ پا در صفحه‌ی عرضی، چرخش داخلی (+) / خارجی (-)



شکل (۱۰) - تغییرات زاویه‌ی مفصل مچ پا در صفحه‌ی فرونتال، نزدیک (-) / دور (+) شدن مفصل از خط وسط

جدول (۴) - مقایسه‌ی اندازه‌ی زاویه‌ی مفصل مچ پا در سه صفحه‌ی ساجیتال، فرونتال و عرضی، در بین گروه‌های افراد سالم، افراد دارای اختلاف طول پا بدون کفی جبران کننده و افراد دارای اختلاف طول پا با کفی جبران کننده در موقعیت‌های کلیدی چرخه‌ی حرکتی

مقایسه‌ی آماری افراد دارای عارضه با و بدون کفی	مقایسه‌ی آماری افراد دارای عارضه با کفی با افراد سالم	مقایسه‌ی آماری افراد دارای عارضه بدون کفی با افراد سالم	میانگین افراد دارای عارضه با کفی (درجه)	میانگین افراد دارای عارضه بدون کفی (درجه)	میانگین افراد سالم (درجه)	زاویه و صفحه‌ی عمل کردی مفصل مچ پا
Sig	Sig	Sig				
*./۰۰	*./۰۲	*./۰۰	۲۰/۹۱	۴۲/۸۱	۱۵/۵۷	زاویه‌ی مفصل مچ در لحظه‌ی تماس اولیه
۰/۴۵	*./۰۰	*./۰۰	۳۴/۰۵	۳۲/۷۶	۴۵/۱۷	صفحه‌ی ماکسیمم فلکشن مفصل مچ در فاز نوسانی
۰/۶۶	*./۰۰	*./۰۰	۱۶/۲۰	۱۶/۹۸	-۹/۷۵	ساجیتال ماکسیمم اکستنشن مفصل مچ
۰/۶۶	*./۰۰	*./۰۰	۱۶/۲۰	۱۶/۹۸	-۹/۷۵	زاویه‌ی مفصل مچ در لحظه‌ی جدا شدن از پله
*./۰۰	*./۰۲	*./۰۲	۲۰/۲۴	۳۶/۸۱	۵۴/۹۲	دامنه‌ی حرکتی
۰/۰۹	*./۰۱	۰/۳۲	۴۳/۷۰	۵۸/۲۶	۵۶/۳۴	زاویه‌ی مفصل مچ در لحظه‌ی تماس اولیه
*./۰۳	*./۰۰	*./۰۴	۵۸/۵۲	۶۳/۷۹	۶۸/۷۳	صفحه‌ی ماکسیمم ابداکشن مفصل مچ در فاز نوسانی
۰/۰۹	۰/۱۷	۰/۸۴	۵۵/۲۸	۵۳/۷۹	۵۳/۴۹	فرونتال ماکسیمم اداکشن مفصل مچ در فاز ایستایی
*./۰۰	۰/۹۴	*./۰۰	۶۳/۴۷	۵۸/۸۲	۶۳/۵۴	زاویه‌ی مفصل مچ در لحظه‌ی جدا شدن از پله
*./۰۱	*./۰۰	۰/۶۵	۱۵/۱۱	۱۰/۴۳	۱۵/۲۴	دامنه‌ی حرکتی
*./۰۱	*./۰۰	*./۰۰	-۵/۸۳	-۹/۲۰	-۲/۱۷	زاویه‌ی مفصل مچ در لحظه‌ی تماس اولیه
*./۰۰	۰/۳۲	*./۰۰	۹/۱۳	۱۴/۹۳	۷/۵۰	صفحه‌ی ماکسیمم چرخش داخلی در فاز ایستایی
۰/۶۹	*./۰۰	*./۰۰	-۴/۹۱	-۴/۲۷	-۱۴/۶۲	عرضی ماکسیمم چرخش خارجی در فاز نوسانی
*./۰۱	۰/۰۶	۰/۴۲	۲/۷۱	۹/۱۳	۷/۳۳	زاویه‌ی مفصل مچ در لحظه‌ی جدا شدن از پله
*./۰۱	۰/۲۸	۰/۰۹	۱۸/۵۰	۳۰/۱۴	۲۳/۴۴	دامنه‌ی حرکتی

علامت (*) نشان دهنده‌ی تفاوت معنادار است

از چرخه‌ی حرکتی اتفاق افتاده در حالی که در افراد بیمار در هنگام عدم استفاده از کفی جبران کننده در درصد 72 ± 0.5 و در هنگام استفاده از کفی در درصد 71 ± 0.5 از چرخه‌ی حرکتی اتفاق می‌افتد. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که فاز ایستایی در افراد دارای اختلاف طول پا طولانی‌تر از افراد سالم است.

۳-۱-۴ - مقایسه‌ی درصد فاز ایستایی و فاز نوسانی همان‌طور که در شکل‌های (۱) تا (۹) مشاهده می‌شود لحظه‌ی جدا شدن پا از پله در افراد دارای اختلاف طول پا (در دو حالت با و بدون استفاده از کفی) دیرتر از افراد سالم اتفاق می‌افتد. به عبارت دقیق‌تر جدا شدن پا از پله در افراد سالم در درصد 62 ± 1

۲-۲- بحث

این مطالعه اولین تحقیق انجام شده با هدف بررسی تغییرات سه‌بعدی زوایای مفاصل اندام تحتانی در سه صفحه‌ی حرکتی در افراد با اختلال اختلاف طول پا و با در نظر گرفتن کفی جبران کننده به عنوان یکی از روش‌های جبران اختلاف طول پا است. افراد سالم دارای یک الگوی حرکتی استاندارد در هنگام استفاده از پله هستند [۲۹] که نزدیک شدن به این الگوی استاندارد در بیماران می‌تواند نتایج مفیدی از جمله کاهش عوارض ناشی از بیماری در پی داشته باشد.

نتایج این مطالعه نشان داده که فاز ایستایی برای پای بلند در افراد دارای اختلاف طول پا بیش‌تر از افراد سالم است. این تغییر می‌تواند در اثر تغییر الگوی حرکتی ناشی از تغییرات زاویه‌ی مفصلی در افراد دارای اختلاف طول پا به وجود آید. افزایش طول فاز ایستایی می‌تواند باعث افزایش زمان زیر بار قرار گرفتن پای بلند و در نتیجه ایجاد عوارضی چون درد، ریزشکستگی‌های استخوانی و خستگی عضلات در پای بلند شود [۹، ۳۰]. هم‌چنین تغییرات زاویه‌ای ایجاد شده در مفاصل زانو، لگن و مچ پا در افراد دارای اختلاف طول پا می‌تواند سبب ایجاد نوساناتی در حین حرکت شود. این نوسانات در حین حرکت‌های روزمره، می‌تواند باعث عدم تقارن یک‌طرفه، بروز تغییرات تعادلی [۵-۷]، ایجاد عوارض مفصلی و در نهایت بیماری‌های زنجیره‌ای شود [۸، ۱۰، ۳۱]. عوارض ناشی از کوتاهی پا می‌تواند در هنگام استفاده از پله به عنوان یکی از چالش برانگیزترین حرکات [۱۱] شدیدتر ظاهر شود.

این یافته‌ها وجود تفاوت در تغییرات زوایای مفاصل در افراد بیمار نسبت به افراد سالم در یک چرخه‌ی حرکت روی پله را به خوبی تایید می‌کند. برخی از زوایای مفاصل پس از استفاده از کفی جبران کننده تغییر کرده و به الگوی حرکتی مفاصل در افراد سالم نزدیک شده اما برخی دیگر از تغییرات جبران نشده و هم‌چنان باقی مانده است. مشابه نتایج این مطالعه، نتایج سایر مطالعات انجام شده روی افراد دارای اختلاف طول پا حاکی از آن است که کفی جبران کننده‌ی اختلاف طول، علاوه بر جبران کوتاهی پا بر الگوی حرکت نیز تاثیر دارد اما به تنهایی نمی‌تواند تمام تاثیرات ناشی از کوتاهی پا و هم‌چنین الگوی حرکتی این افراد را به طور کامل تغییر دهد زیرا مواردی چون کنترل حرکت و یادگیری بر اثر گذشت زمان، الگوی حرکت این افراد را تغییر داده و باعث عادت کردن به الگوی حرکتی نادرست شده است. این موضوع در حرکتی چون بالا رفتن از پله که نسبت به حرکت روی سطح صاف دارای پیچیدگی‌های بیش‌تری از نظر کنترل حرکت است تاثیر بیش‌تری دارد [۳-۷].

بنابراین می‌توان درمان بیماری اختلاف طول پا با استفاده از کفی جبران کننده به عنوان یک روش درمانی برای جبران تغییرات زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی در هنگام استفاده از پله را ثمربخش دانست.

۳-۲-۱- اهمیت نتایج و محدودیت‌ها

از جمله محدودیت‌های این مطالعه، وجود افراد با بیماری اختلاف طول پا با آسیب در بازه‌های زمانی متفاوت است. این عامل ممکن است باعث تغییر مکانیسم‌های جبرانی افراد با گذشت زمان پس از آسیب شده و در نهایت به گستردگی نتایج منجر شود. هم‌چنین عدم تجربه‌ی کافی برای استفاده از کفی جبران کننده در این افراد می‌تواند فقدان راحتی در استفاده از آن را در پی داشته، یادگیری و کنترل حرکت را برای این افراد دچار مشکل ساخته و نتایج را تحت تاثیر قرار دهد. محدودیت دیگر این مطالعه استفاده از نشان‌گرهای سطحی انعکاس دهنده برای تحلیل‌های سینماتیکی است. حرکات ثبت شده از نشان‌گرها توسط دوربین‌ها ممکن است ناشی از حرکت نشان‌گر نسبت به پوست و نه حرکت واقعی استخوان باشد. تاثیر این خطا به خصوص در چرخش‌ها در صفحه‌ی عرضی که دامنه‌ی حرکتی کمی دارد، چشم‌گیرتر است. ساختار پله با پنج گام از محدودیت‌های دیگر این مطالعه است. با افزایش تعداد گام‌های موجود و ضبط داده‌ها در گام‌های میانی، داده‌های آزمایشگاهی مطمئن‌تری از تغییرات سینماتیکی افراد با اختلاف طول پا در بالا رفتن از پله به دست آمده که به افزایش دقت نتایج منجر خواهد شد. نتایج این مطالعه می‌تواند در بهبود تمرین‌های توان‌بخشی و نیز تدابیر اتخاذی در اصلاح رویکردهای جبرانی برای جلوگیری از عوارض ناشی از کوتاهی پا در این گروه افراد موثر باشد. این مطالعه افراد را به نگاهی دقیق به تاثیر کفی جبران کننده در طولانی مدت و تاثیر آن بر تغییر زوایای مفاصل در هنگام پایین آمدن از پله تشویق می‌کند. از سوی دیگر بررسی تعادل افراد دارای اختلاف طول پا در هنگام استفاده از پله می‌تواند نتایج ثمربخشی را به همراه داشته باشد.

۴- نتیجه‌گیری

به طور کلی از نتایج این مطالعه می‌توان دریافت که اولاً افراد دارای اختلاف طول پا، تغییر الگوی سینماتیک مفاصل اندام تحتانی را به عنوان یک مکانیسم جبرانی به کار گرفته و ثانیاً استفاده از کفی جبران کننده فقط برخی از پارامترهای سینماتیکی مفاصل را به حالت طبیعی باز می‌گرداند. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که کفی جبران کننده به عنوان یک روش

- [14] Teh, K.C. and A.R. Aziz, Heart rate, oxygen uptake, and energy cost of ascending and descending the stairs. *Medicine and science in sports and exercise*, 2002. 34(4): p. 695-699.
- [15] Riahi, H., A.H. Oskouei, and A.E. Oskouei, Activity of Quadriceps muscle among people with knee osteoarthritis during stair ascending and descending with different heights. *Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences and Health Services*, 2017. 39(6): p. 29-34.
- [16] Palmanovich, E., et al., The effect of eliminating leg length difference on plantar foot pressure distribution in patients wearing forefoot offloading shoe. *The Foot*, 2017. 33: p. 39-43.
- [17] Wang, K., et al., Research and development of 3D printing orthotic insoles and preliminary treatment of leg length discrepancy patients. *Technology and Health Care*, 2020(Preprint): p. 1-10.
- [18] Menez, C., et al., Effects of Orthotic Insoles on Gait Kinematics and Low Back Pain in Subjects with Mild Leg Length Discrepancy. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 2020.
- [19] Moseley, C., Leg length discrepancy and angular deformity of the lower limbs. *Lovell and Winter's pediatric orthopedics*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1996: p. 849-901.
- [20] Nagi, O., M. Dhillon, and V. Goni, Does the piriformis compress the sciatic nerve during limb length equalization? *Singapore medical journal*, 1999. 40(12): p. 749-751.
- [21] Price, C.T. and A.C. Carantzas, Severe growth retardation following limb lengthening: a case report. *The Iowa Orthopaedic Journal*, 1996. 16: p. 139.
- [22] Zietz, D., L. Johannsen, and M. Hollands, Stepping characteristics and Centre of Mass control during stair descent: Effects of age, fall risk and visual factors. *Gait & posture*, 2011. 34(2): p. 279-284.
- [23] Subotnick, S.I., Limb length discrepancies of the lower extremity (the short leg syndrome). *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 1981. 3(1): p. 11-16.
- [24] Basford, J.R. and M.A. Smith, Shoe insoles in the workplace. *Orthopedics*, 1988. 11(2): p. 285-288.
- [25] Defrin, R., et al., Conservative correction of leg-length discrepancies of 10mm or less for the relief of chronic low back pain. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 2005. 86(11): p. 2075-2080.
- [26] Frederic, H.M., *Fundamentals of anatomy & physiology*. 2015: Pearson.
- [27] Mokhtarian, A., A. Fattah, and S. Agrawal, Design of a novel passive pelvic orthosis for gait rehabilitation using 3D dynamic model.

درمانی رایج در افراد دارای اختلاف طول پا می‌تواند علاوه بر جبران کوتاهی، الگوی حرکت اندام تحتانی در صفحات سه‌گانه را در هنگام بالا رفتن از پله تحت تاثیر قرار داده و زوایای مفصلی در افراد دارای اختلاف طول پا را به زوایای مفصلی در افراد سالم نزدیک کند.

۵- مراجع

- [1] Gurney, B., Leg length discrepancy. *Gait & posture*, 2002. 15(2): p. 195-206.
- [2] Blake, R. and H. Ferguson, Limb length discrepancies. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 1992. 82(1): p. 33.
- [3] Resende, R.A., et al., Biomechanical strategies implemented to compensate for mild leg length discrepancy during gait. *Gait & posture*, 2016. 46: p. 147-153.
- [4] Song, K.M., S.E. Halliday, and D.G. Little, The effect of limb-length discrepancy on gait. *JBJS*, 1997. 79(11): p. 1690-8.
- [5] Ashour, R., et al., Effect of footwear modification on postural symmetry and body balance in leg length Discrepancy: A randomized controlled study. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 2019. 32: p. 13-20.
- [6] Muratagic, H., T. Ramakrishnan, and K.B. Reed, Combined effects of leg length discrepancy and the addition of distal mass on gait asymmetry. *Gait & posture*, 2017. 58: p. 487-492.
- [7] Murrell, P., M.W. Cornwall, and S.K. Doucet, Leg-length discrepancy: effect on the amplitude of postural sway. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 1991. 72(9): p. 646-648.
- [8] Murray, K.J. and M.F. Azari, Leg length discrepancy and osteoarthritis in the knee, hip and lumbar spine. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 2015. 59(3): p. 226.
- [9] Dixon, P.C. and D.J. Pearsall, Gait dynamics on a cross-slope walking surface. *Journal of applied biomechanics*, 2010. 26(1): p. 17-25.
- [10] Kendall, J.C., A.R. Bird, and M.F. Azari, Foot posture, leg length discrepancy and low back pain—Their relationship and clinical management using foot orthoses—An overview. *The foot*, 2014. 24(2): p. 75-80.
- [11] Stel, V.S., et al., Consequences of falling in older men and women and risk factors for health service use and functional decline. *Age and ageing*, 2004. 33(1): p. 58-65.
- [12] Startzell, J.K., et al., Stair negotiation in older people: a review. *Journal of the American Geriatrics Society*, 2000. 48(5): p. 567-580.
- [13] Meyer, P., et al., Stairs instead of elevators at workplace: cardioprotective effects of a pragmatic intervention. *European Journal of Cardiovascular Prevention & Rehabilitation*, 2010. 17(5): p. 569-575.



- [30] Brand, R.A. and H.J. Yack, Effects of leg length discrepancies on the forces at the hip joint. *Clinical orthopaedics and related research*, 1996(333): p. 172-180.
- [31] Lewis, C.E. and D.T. Felson, Association of Leg-Length Inequality With Knee Osteoarthritis. *Ann Intern Med*, 2010. 152: p. 287-295.

- Modares Mechanical Engineering, 2013. 13(9): p. 111-125.
- [28] Vaughan, C.L.K., *The biomechanics of human locomotion*. 2009, University of Cape Town.
- [29] Park, S.-E., et al., Measurement and Analysis of Gait Pattern during Stair Walk for Improvement of Robotic Locomotion Rehabilitation System. *Applied bionics and biomechanics*, 2019. 2019.