

Research Paper

Dynamic Analysis of Gait in Patients with Chronic Heart Failure Using Statistical Parametric Mapping (SPM)

Kamran Salimi¹ , Korosh Nakhaei^{*2} , Farhad Tabatabai Ghomsheh³ , Pedram Tehrani¹ , Shahrokh Shojaei¹ 

¹ Department of Biomedical Engineering, Faculty of Technology and Engineering, Tehran Center, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

² Department of Biomedical Engineering, Faculty of Technology and Engineering, Islamshahr Branch, Islamic Azad University, Islamshahr, Iran.

³ Pediatric Neurorehabilitation Research Center, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran.



[10.22080/jaep.2026.32616.2273](https://doi.org/10.22080/jaep.2026.32616.2273)

Received:

August 6, 2026

Accepted:

August 29, 2026

Keywords:

Chronic heart failure, Gait analysis, Kinetics, Kinematics, Statistical Parametric Mapping

Abstract

Background and Objective: Chronic heart failure (CHF) is associated with reduced cardiac output, diminished muscle strength, and impaired balance. Conventional biomechanical studies often focus on discrete variables and may therefore overlook important continuous, time-dependent changes throughout the gait cycle. This study aimed to provide a more comprehensive biomechanical assessment using Statistical Parametric Mapping (SPM) to analyze kinetic and kinematic data during the stance phase of gait in patients with CHF compared with healthy individuals.

Materials and Methods: In this case-control study, 20 patients with CHF, characterized by an ejection fraction <40%, New York Heart Association functional class II–III, and independent walking ability, were compared with 20 healthy controls matched for age, sex, and body mass. Three-dimensional kinematic data and ground-reaction forces were collected during walking. Hip, knee, and ankle joint angles and moments were calculated using inverse dynamics, and joint moments were normalized to body mass. Stance-phase data were time-normalized to 101 points, and SPM{t} tests were used to compare time-series curves between groups. Where appropriate, gait speed was controlled for using analysis of covariance.

Results: Compared with healthy controls, patients with CHF demonstrated greater mediolateral ground-reaction force during 18–55% and 85–93% of the stance phase. Hip extension in the sagittal plane was greater during 42–53% of stance, while hip adduction in the frontal plane was greater during 10–100% of stance. In the transverse plane, hip internal-rotation moment was greater during early stance (3–8%) and lower during late stance (72–90%). Similarly, knee internal-rotation moment was greater during early stance (4–10%) and lower during late stance (78–90%). At the ankle, eversion moment was greater during 2–7% and 15–18% of stance, whereas internal-rotation moment was lower during 18–26% and 43–80% of the stance phase.

Conclusion: Patients with CHF exhibit significant alterations in whole-trajectory gait mechanics during the stance phase, including greater mediolateral ground-reaction force, increased hip adduction, and time-dependent alterations in hip, knee, and ankle joint moments. The direction of some joint-moment differences varied across the stance phase, highlighting temporal patterns that may be overlooked by conventional discrete analyses. SPM provides a useful approach for identifying the timing and duration of biomechanical alterations throughout the stance phase. Accounting for gait speed is also important when interpreting biomechanical differences in this population. These findings may inform rehabilitation interventions targeting lower-limb strength, balance, and neuromuscular control.

***Corresponding Author:** Korosh Nakhaei

Email: koorosh.nakhaei@gmail.com

Extended Abstract

1. Introduction

Chronic heart failure (CHF) is a clinical syndrome in which structural or functional cardiac impairment reduces cardiac output and compromises oxygen delivery to peripheral tissues, resulting in symptoms such as dyspnea, fatigue, and reduced exercise tolerance (1). Mobility impairment and frailty are common consequences of CHF and are associated with reduced functional independence, decreased quality of life, and increased mortality (2). Additionally, reduced muscle mass and strength (sarcopenia) are prevalent in these patients and are independently associated with adverse outcomes (3–5).

As a fundamental daily activity, gait is altered in patients with CHF. Previous studies have primarily described discrete variables and have shown that these patients walk at slower speeds, with shorter step lengths and poorer balance (6). Panizzolo et al., in one of the few detailed biomechanical analyses, demonstrated that despite similar preferred walking speeds between the two groups, patients with CHF produce greater mechanical work in the ankle plantarflexor muscles for a given muscle volume and rely more on the ankle than the hip for propulsion (7). However, a critical review of the literature indicates that most previous studies have adopted a descriptive and discrete approach, such as recording peak values or mean angles, and have predominantly focused on the sagittal plane.

Exclusive focus on the sagittal plane and discrete variables has two important limitations. First, motor control and lateral stability during the single-leg stance phase involve joint moments and angles in the

frontal and transverse planes, which may provide important information about balance and gait stability. Second, biomechanical gait signals are inherently continuous and time-dependent. Summarizing a continuous waveform into a single peak or mean value can result in the loss of information regarding the timing and duration of abnormalities and the pattern of mechanical loading throughout the stance phase (8).

To address this methodological gap, Statistical Parametric Mapping (SPM), based on random field theory, enables hypothesis testing across the entire temporal trajectory without a priori assumptions about the location of differences while controlling the type I error across the time series (8,9). Although SPM has been applied to gait analysis in patients with neurological disorders, such as multiple sclerosis and stroke (10), its application to patients with CHF remains limited. In particular, whole-trajectory biomechanical differences in the frontal and transverse planes during gait in patients with CHF remain insufficiently characterized.

Therefore, the present study aimed to compare kinetic and kinematic gait parameters throughout the stance phase between patients with CHF and healthy individuals using SPM. We hypothesized that patients with CHF would exhibit different movement and joint-loading patterns, particularly in the frontal and transverse planes, during the stance phase and that SPM analysis would reveal temporal abnormalities that may remain undetected by conventional discrete analyses.

2. Methods

Twenty patients with CHF (reduced ejection fraction <40%, NYHA functional

class II–III, able to walk independently, and free of neurological or musculoskeletal disorders) and 20 age-, sex-, and mass-matched healthy controls participated in this case-control study, which was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki. Kinematic data were captured using six Basler cameras at 200 Hz with the Cleveland Clinic marker set, while ground-reaction forces were recorded using a single Kistler force plate at 1000 Hz along a 6-m walkway. Marker trajectories were low-pass filtered using a fourth-order Butterworth filter at 6 Hz, and ground-reaction forces were filtered at 30 Hz. Joint angles and moments were calculated using inverse dynamics in MATLAB, and joint moments were normalized to body mass.

Only the stance phase (0–100%) was analyzed, and all time-series data were time-normalized to 101 points. Two-sample SPM{t} tests ($\alpha = 0.05$) were used to compare the mediolateral ground-reaction force, hip sagittal- and frontal-plane angles, and hip, knee, and ankle joint moments between groups. Discrete variables were compared using independent-samples t-tests. Because gait speed may influence several gait parameters, analyses incorporating gait speed as a covariate were performed where appropriate.

3. Results

Demographic and clinical characteristics of both groups are presented in Table 1. SPM revealed significant supra-threshold clusters distinguishing the CHF and healthy groups across the stance phase. The CHF group demonstrated a greater mediolateral ground-reaction force during 18–55% and 85–93% of the stance phase. In the sagittal plane, greater hip extension was observed during 42–53% of

stance. In the frontal plane, hip adduction was significantly greater in the CHF group throughout 10–100% of the stance phase.

In the transverse plane, hip internal-rotation moment was greater during early stance (3–8%) but lower during late stance (72–90%) in the CHF group. Similarly, knee internal-rotation moment was greater during early stance (4–10%) and lower during late stance (78–90%). At the ankle, eversion moment was greater during early stance (2–7% and 15–18%), whereas internal-rotation moment was lower during 18–26% and 43–80% of the stance phase. The timing, direction, statistical significance, and effect sizes of the significant SPM clusters are summarized in Table 2.

4. Conclusion

Patients with CHF exhibit altered whole-trajectory gait mechanics during the stance phase, characterized by greater mediolateral ground-reaction force, increased hip extension and persistent hip adduction, together with time-dependent alterations in transverse-plane hip, knee, and ankle joint moments. Notably, the direction of some joint-moment differences varied across the stance phase, with greater internal-rotation moments during early stance and lower moments during late stance at the hip and knee. These temporal patterns may be overlooked when gait is characterized solely by discrete variables. SPM provides a useful framework for identifying the timing and duration of biomechanical differences throughout the stance phase. Because gait speed may influence biomechanical gait parameters, its potential confounding effect should be considered when interpreting group differences. The findings may help inform rehabilitation strategies targeting lower-

limb strength, balance, and neuromuscular control in patients with CHF.

Funding

There is no funding support.

Authors' Contribution

All authors contributed to the design, implementation, and preparation of this study. Kamran Salimi: Data collection, research implementation, preparation of tables and figures, and scientific review and editing of the manuscript. Kourosh Nakhaei and Farhad Tabatabaei Ghomsheh: Scientific supervision, project management, provision of research resources, and final review of the manuscript. All authors have read and

approved the final version of the manuscript and accept responsibility for the accuracy and integrity of all aspects of the research.

Conflict of Interest

Authors declared no conflict of interest.

Acknowledgment

The authors would like to thank all participants for their valuable cooperation and the staff of the Biomechanics Laboratory for their support and assistance with data collection. The authors also sincerely thank Dr. Seyed Esmail Hosseini Nejad from Mazandaran University for his valuable contributions to data collection and data processing.

پژوهشی

تحلیل دینامیکی راه رفتن بیماران مبتلا به نارسایی مزمن قلبی با استفاده از نداشت آماری پارامتریک (SPM)

کامران سلیمی^۱، کوروش نخعی^{۲*}، فرهاد طباطبایی قمشه^۳، پدرام طهرانی^۴، شاهرخ شجاعی^۵

^۱ دانشجوی دکتری مهندسی پزشکی، گروه مهندسی پزشکی، واحد تهران مرکز، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
^۲ استادیار گروه مهندسی پزشکی، واحد اسلامشهر، دانشگاه آزاد اسلامی، اسلامشهر، ایران.
^۳ مرکز تحقیقات توانبخشی اعصاب اطفال، دانشگاه علوم توانبخشی و سلامت اجتماعی، تهران، ایران.
^۴ استادیار گروه مهندسی پزشکی، واحد تهران مرکز، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
^۵ دانشیار گروه مهندسی پزشکی، واحد تهران مرکز، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

 [10.22080/jaep.2026.32616.2273](https://doi.org/10.22080/jaep.2026.32616.2273)

چکیده

زمینه و هدف: نارسایی مزمن قلبی (CHF) با کاهش برون‌ده قلبی، کاهش قدرت عضلانی و اختلال در تعادل همراه است. مطالعات بیومکانیکی متداول اغلب بر متغیرهای گسسته تمرکز دارند و ممکن است بخش مهمی از تغییرات پیوسته و وابسته به زمان در چرخه راه رفتن را نادیده بگیرند. هدف از مطالعه حاضر، ارزیابی جامع‌تر تغییرات بیومکانیکی راه رفتن با استفاده از روش نداشت پارامتریک آماری (SPM) و بررسی داده‌های کینتیکی و کینماتیکی در فاز ایستایی راه رفتن در بیماران مبتلا به CHF در مقایسه با افراد سالم بود.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه مورد-شاهدی، ۲۰ بیمار مبتلا به CHF با کسر جهشی کمتر از ۴۰ درصد، کلاس عملکردی II-III انجمن قلب نیویورک و توانایی راه رفتن مستقل، با ۲۰ فرد سالم همسان‌شده از نظر سن، جنس و جرم بدن مقایسه شدند. داده‌های سه‌بعدی کینماتیکی و نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن ثبت شدند. زوایای مفصلی و گشتاورهای مفاصل ران، زانو و مچ پا با استفاده از روش دینامیک معکوس محاسبه و گشتاورها نسبت به جرم بدن نرمال‌سازی شدند. داده‌های فاز ایستایی به ۱۰۱ نقطه نرمال‌سازی زمانی شدند و برای مقایسه منحنی‌های سری زمانی از آزمون‌های SPM(t) استفاده شد. همچنین، در تحلیل‌های مربوطه، اثر سرعت راه رفتن با استفاده از تحلیل کوواریانس کنترل شد.

یافته‌ها: بیماران مبتلا به CHF در مقایسه با افراد سالم، نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی بیشتری در بازه‌های ۱۸-۵۵٪ و ۸۵-۹۳٪ فاز ایستایی نشان دادند. اکستنشن مفصل ران در صفحه ساجیتال در بازه ۴۲-۵۳٪ و اداکشن مفصل ران در صفحه فرونتال در بازه ۱۰-۱۰۰٪ بیشتر بود. در صفحه عرضی، گشتاور چرخش داخلی مفصل ران در اوایل فاز ایستایی (۳-۸٪) بیشتر و در اواخر فاز ایستایی (۷۲-۹۰٪) کمتر بود. به‌طور مشابه، گشتاور چرخش داخلی مفصل زانو در اوایل فاز ایستایی (۴-۱۰٪) بیشتر و در اواخر فاز ایستایی (۷۸-۹۰٪) کمتر بود. در مفصل مچ پا، گشتاور اورژن در بازه‌های ۲-۷٪ و ۱۵-۱۸٪ بیشتر، درحالی‌که گشتاور چرخش داخلی در بازه‌های ۱۸-۲۶٪ و ۴۳-۸۰٪ فاز ایستایی کمتر بود.

نتیجه‌گیری: بیماران مبتلا به CHF تغییرات معناداری در مکانیک راه رفتن در طول فاز ایستایی نشان می‌دهند که شامل افزایش نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی، افزایش اداکشن ران و تغییرات وابسته به زمان در گشتاورهای مفاصل ران، زانو و مچ پا است. تغییر جهت برخی از تفاوت‌های گشتاوری در بخش‌های مختلف فاز ایستایی نشان می‌دهد که تحلیل‌های مبتنی بر متغیرهای گسسته ممکن است بخشی از الگوی واقعی تغییرات را نادیده بگیرند. روش SPM امکان شناسایی زمان وقوع و تداوم این تغییرات را در کل فاز ایستایی فراهم می‌کند. همچنین، در تفسیر تفاوت‌های بیومکانیکی راه رفتن در این بیماران، در نظر گرفتن اثر سرعت راه رفتن اهمیت دارد. این یافته‌ها می‌توانند در طراحی مداخلات توانبخشی با تمرکز بر قدرت اندام تحتانی، تعادل و کنترل عصبی-عضلانی مورد استفاده قرار گیرند.

تاریخ دریافت:

۱۵ مرداد ۱۴۰۵

تاریخ پذیرش:

۷ شهریور ۱۴۰۵

کلیدواژه‌ها:

نارسایی مزمن قلبی، تحلیل راه رفتن، کینماتیک، کینماتیک، نداشت پارامتریک آماری

* نویسنده مسئول: کوروش نخعی

ایمیل: koorosh.nakhaei@gmail.com

۱ مقدمه

نارسایی مزمن قلبی (CHF) سندرمی بالینی است که در آن اختلال ساختاری یا عملکردی قلب به کاهش برون‌ده قلبی و رساندن ناکافی اکسیژن به بافت‌های محیطی می‌انجامد و با علائمی چون تنگی نفس، خستگی و کاهش تحمل فعالیت همراه است (۱). ناتوانی حرکتی و شکنندگی (Frailty) از پیامدهای شایع CHF هستند و با کاهش استقلال عملکردی، کیفیت زندگی و افزایش مرگ و میر پیوند دارند (۲). همچنین کاهش توده و قدرت عضلانی (سارکوپنی) در این بیماران رایج است و به‌طور مستقل با پیامدهای نامطلوب مرتبط می‌باشد (۳، ۵). به عنوان یک فعالیت بنیادین روزمره، راه رفتن در بیماران CHF دچار تغییر می‌شود. پژوهش‌های پیشین عمدتاً به توصیف متغیرهای ساده پرداخته و نشان داده‌اند که این بیماران با سرعت کندتر، گام کوتاه‌تر و تعادل ضعیف‌تر راه می‌روند Panizzolo و همکاران (۶). در یکی از تحلیل‌های دقیق بیومکانیکی نشان دادند که علی‌رغم مشابهت سرعت ترجیحی راه رفتن میان دو گروه، بیماران CHF به ازای حجم عضلانی معین، کار مکانیکی بیشتری در عضلات پلان‌تارفلکسور مچ پا انجام می‌دهد و برای انجام نیروی پیش‌رانش بیشتر به مچ پا متکی هستند تا ران (۷). با این حال، مرور انتقادی ادبیات پژوهش نشان می‌دهد که بیشتر مطالعات گذشته رویکردی توصیفی و گسسته ثبت فقط مقادیر اوج یا میانگین زوایا داشته و عمدتاً بر صفحه ساجیتال متمرکز بوده‌اند. تمرکز انحصاری بر صفحه ساجیتال و متغیرهای گسسته دارای دو محدودیت بنیادین است. اولاً، کنترل حرکتی و پایداری جانبی در طول فاز ایستایی تک پا عمدتاً به گشتاورها و زوایای مفصلی در صفحات فرونتال و عرضی وابسته است؛ صفحاتی که تغییرات آن‌ها با خطر افتادن و عدم تعادل در بیماران قلبی ارتباط مستقیم دارد. ثانیاً، سیگنال‌های بیومکانیکی راه رفتن ذاتاً پیوسته و وابسته به زمان هستند. خلاصه‌سازی یک منحنی پیوسته در یک نقطه منجر به از دست رفتن داده‌های مربوط به

زمان وقوع تغییرات، مدت زمان ناهنجاری‌ها و نحوه انتقال بار در طول فاز ایستایی می‌شود (۸).

برای رفع این محدودیت روش شناختی، روش منحنی پارامتریک آماری (Statistical Parametric Mapping / SPM) که بر نظریه میدان‌های تصادفی استوار است، امکان آزمون فرضیه روی کل مسیر زمانی متغیر را بدون فرض پیشینی درباره محل تفاوت فراهم می‌کند و خطای نوع اول را در طول کل سری زمانی کنترل می‌نماید (۸، ۹). اگرچه SPM در بیماران با اختلالات نورولوژی (مانند مولتیپل اسکلروزیس یا سکته) به کار رفته است (۱۰)، اما کاربرد آن در بیماران CHF که دچار خستگی عضلانی محیطی، سارکوپنی و تغییر در کنترل تعادل هستند، ناکافی بوده و نوآوری این پژوهش محسوب می‌شود. توصیف زیست مکانیکی سطح مسیر (Whole-trajectory) راه رفتن در CHF به ویژه در صفحات فرونتال و عرضی همچنان نامشخص است. همچنین با وجود پژوهش‌های پیشین، بیشتر مطالعات به تحلیل گسسته و صفحه‌ی ساجیتال محدود شده‌اند و از بررسی پیوسته‌ی هر سه صفحه‌ی حرکتی در بیماران CHF غفلت کرده‌اند. همچنین کاربرد روش SPM در این جمعیت، علی‌رغم موفقیت در سایر بیماران، بسیار ناکافی بوده است.

از این‌رو، پژوهش حاضر با هدف مقایسه پارامترهای کینتیکی و کینماتیکی راه رفتن در سراسر فاز ایستایی بین افراد سالم و بیماران CHF با استفاده از روش SPM انجام شد. فرض ما این بود که بیماران CHF در صفحات فرونتال و عرضی، الگوهای حرکتی متفاوتی را در طول فاز ایستایی نشان خواهند داد و تحلیل SPM قادر به کشف ناهنجاری‌های زمانی خواهد بود که در روش‌های گسسته سنتی پنهان می‌مانند.

۲ مواد و روش‌ها

۱-۲ طرح شناسی پژوهش

این مطالعه‌ی مورد-شاهدی با ماهیت کاربردی با مشارکت ۲۰ بیمار مبتلا به نارسایی مزمن قلبی

پرسرعت Basler (شرکت Basler AG)، نرخ نمونه برداری ۲۰۰ هرتز ثبت شدند. نشانگرهای بازتابنده بر روی برجستگی‌های آناٹومیک بر اساس مجموعه نشانگر کلینیک نصب شدند که به طور گسترده برای تحلیل راه رفتن اندام تحتانی اعتبارسنجی شده است (۱۳). نیروی عکسالعمل زمین به طور همزمان با استفاده از یک صفحه‌ی نیروی Kistler (شرکت Kistler Instruments AG)، سوئیچ که در میانه‌ی مسیر راه رفتن ۶ متری کار گذاشته شده بود، با نرخ ۱۰۰۰ هرتز جمع آوری شد. طول مسیر ۶ متری بر اساس مطالعات پیشین انتخاب شد که نشان داده اند این فاصله برای دستیابی به راه رفتن پایدار در جمعیت‌های بالینی کافی است (۱۴).

شرکت کنندگان با پای برهنه و با سرعت ترجیحی خود راه رفتند. پس از آشناسازی، هر فرد حداقل سه آزمون موفق را کامل کرد؛ با این حال، برای افزایش پایایی، تعداد آزمون‌ها به ۵ تا ۷ بار افزایش یافت (۱۵). آزمون موفق به صورت تماس کامل پا با صفحه‌ی نیرو بدون هدف‌گیری عمدی و با الگوی راه رفتن پایدار تعریف شد. پایایی درون ارزیاب و بین ارزیاب با استفاده از ضریب همبستگی درون خوشه‌ای دوطرفه با سازگاری مطلق ($ICC(2,1)$) برای متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی کلیدی محاسبه شد که دامنه‌ای بین ۰/۸۵ تا ۰/۹۵ را نشان داد که حاکی از پایایی عالی است (۱۶). سرعت راه رفتن با استفاده از سامانه‌ی تحلیل حرکت و نرم‌افزار Simi Motion ثبت شد. راه رفتن با سرعت ترجیحی خودشان و کنترل آن از طریق پایش سرعت در نرم افزار تحلیل حرکت انجام شد تا اثر سرعت بر متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی به حداقل برسد. سرعت راه رفتن توسط دوربین و سیستم نرم افزاری کنترل شد و پس از میانگین گرفتن سرعت افراد، سرعت میانگین آزمودنی $3/3 \pm 7/07$ متر بر ثانیه محاسبه شد.

مسیرهای خام نشانگرها برچسب‌گذاری و با استفاده از نرم افزار MATLAB نسخه R2024a پردازش شدند. مسیرهای نشانگرها با فیلتر پایین

(CHF) با کسر تخلیه‌ی کمتر از ۴۰ درصد و ۲۰ فرد سالم هم‌تا شده از نظر سن، وزن و شاخص توده‌ی بدنی انجام شد. همه‌ی شرکت کنندگان رضایت‌نامه آگاهانه را تکمیل کردند و مطالعه بر اساس بیانیه‌ی هلسینکی و با تأیید کمیته‌ی اخلاق (IR.ACECR.JDR.REC.1402.045) انجام شد.

۲-۲ آزمودنی‌ها

در این مطالعه حجم نمونه با استفاده از نرم افزار G*Power (نسخه ۳.۱.۹.۷) به صورت پیشینی تعیین شد. با فرض اندازه‌ی اثر متوسط تا حداقل حجم نمونه ۱۸ نفر برای هر گروه محاسبه شد؛ برای جبران احتمال افت داده، ۲۰ نفر در دو گروه سالم و گروه بیمار (CHF) وارد مطالعه شدند. این حجم نمونه با مطالعات بیومکانیکی پیشین که از روش نگاشت پارامتریک آماری (SPM) در جمعیت‌های بالینی استفاده کرده اند، همخوانی دارد (۱۱، ۱۲).

در این پژوهش تشخیص و طبقه بندی نارسایی قلبی بر اساس تعریف جهانی ارائه شده توسط Bozkurt و همکاران انجام شد و ظرفیت عملکردی بر اساس کلاس عملکردی II-III انجمن قلب نیویورک (NYHA) دسته‌بندی گردید (۱). معیارهای ورود برای گروه CHF عبارت بودند از: الف: تشخیص تأییدشده‌ی نارسایی مزمن قلبی با کسر تخلیه‌ی کاهش‌یافته (کمتر از ۴۰ درصد) توسط متخصص قلب؛ ب: کلاس عملکردی II-III نیویورک؛ ج: توانایی راه رفتن مستقل بدون وسایل کمکی؛ و د: عدم وجود اختلالات عصبی یا اسکلتی-عضلانی که بتواند بر راه رفتن تأثیر بگذارد. معیارهای خروج شامل آثرین ناپایدار، سکته‌ی قلبی اخیر یا جراحی ارتوپدی طی شش ماه پیش از جمع آوری داده‌ها بود. افراد گروه کنترل سابقه‌ی بیماری‌های قلبی-عروقی، عصبی یا اسکلتی-عضلانی و همچنین سابقه‌ی افتادن نداشتند.

۳-۲ روش‌های اندازه‌گیری

داده‌های کینماتیکی با استفاده از یک سامانه‌ی تحلیل حرکت سه بعدی شامل شش دوربین

خطای نوع اول را در کل سری زمانی کنترل می‌نماید (۲۰، ۲۳). آزمون دو نمونه‌ای $\{t\}$ SPM با استفاده از بسته‌ی متن باز spm1d نسخه (M 0.1.7) در محیط MATLAB (24) اجرا شد تا منحنی‌های سری زمانی بین دو گروه CHF و کنترل برای هر متغیر مقایسه شود. نظریه‌ی میدان‌های تصادفی آستانه‌ی بحرانی متناظر با سطح آلفای ۰/۰۵ را تعیین کرد و خوشه‌هایی از آماره‌ی آزمون که از این آستانه عبور می‌کردند، معنادار در نظر گرفته شدند (۲۵). برای هر خوشه‌ی معنادار، درصد پوشش فاز ایستایی، مقدار p و اندازه‌ی اثر کوهن در نقطه‌ی بیشینه‌ی تفاوت (d_{peak}) گزارش شد (۲۶).

از آنجا که سرعت راه رفتن بین دو گروه کنترل شد و با بسیاری از پارامترهای راه رفتن همبستگی دارد، برای تفکیک اثر واقعی نارسایی قلبی از اثر سرعت، سرعت به عنوان یک متغیر، کنترل و ثبت شد. برای متغیرهای گسسته، این تعدیل با استفاده از تحلیل کوواریانس (ANCOVA) انجام شد و برای منحنی‌های منحنی‌های پیوسته‌ی زمانی، مدل کوواریانس پیوسته در SPM1D اجرا گردید (۲۷، ۲۸). سطح معناداری برای تمامی آزمون‌ها $p \leq 0/05$ در نظر گرفته شد.

۳ نتایج

ویژگی‌های دموگرافیک و بالینی دو گروه در جدول ۱ ارائه شده است. مقایسه سن، قد، جرم، شاخص توده‌ی بدنی و مقدار p در این جدول درج شده است.

گذر باترورت مرتبه‌ی چهارم با تأخیر صفر و فرکانس برش ۶ هرتز فیلتر شدند که توصیه‌ی استاندارد برای داده‌های کینماتیکی راه رفتن است (۱۸، ۱۷). نیروی عکس العمل زمین با فرکانس برش ۳۰ هرتز فیلتر شد (۱۹). زوایای مفصلی و گشتاورهای خالص داخلی مفاصل ران، زانو و مچ پا با استفاده از روش دینامیک معکوس و مدل قطعه‌های بهم پیوسته محاسبه شدند (۲۱، ۲۰). هم‌ی گشتاورهای مفصلی نسبت به جرم بدن نرمال سازی و بر حسب نیوتن‌متر بر کیلوگرم ($N \cdot m/kg$) گزارش شدند تا مقایسه بین گروه‌ها امکان پذیر شود (۲۲). رخداد‌های چرخه‌ی گام (برخورد پاشنه و جداسدن پنجه) با استفاده از آستانه‌ی نیروی عمودی عکس العمل زمین به مقدار ۱۰ نیوتن تعیین شدند (۲۴، ۲۳). تنها فاز ایستایی (۰ تا ۱۰۰ درصد) تحلیل شد و سیگنال‌های سری زمانی با استفاده از درون‌یابی هرمیت مکعبی تکه‌ای به ۱۰۱ نقطه نرمال سازی شدند، همان‌گونه که برای تحلیل SPM توصیه شده است (۸).

۴-۲ تجزیه و تحلیل آماری

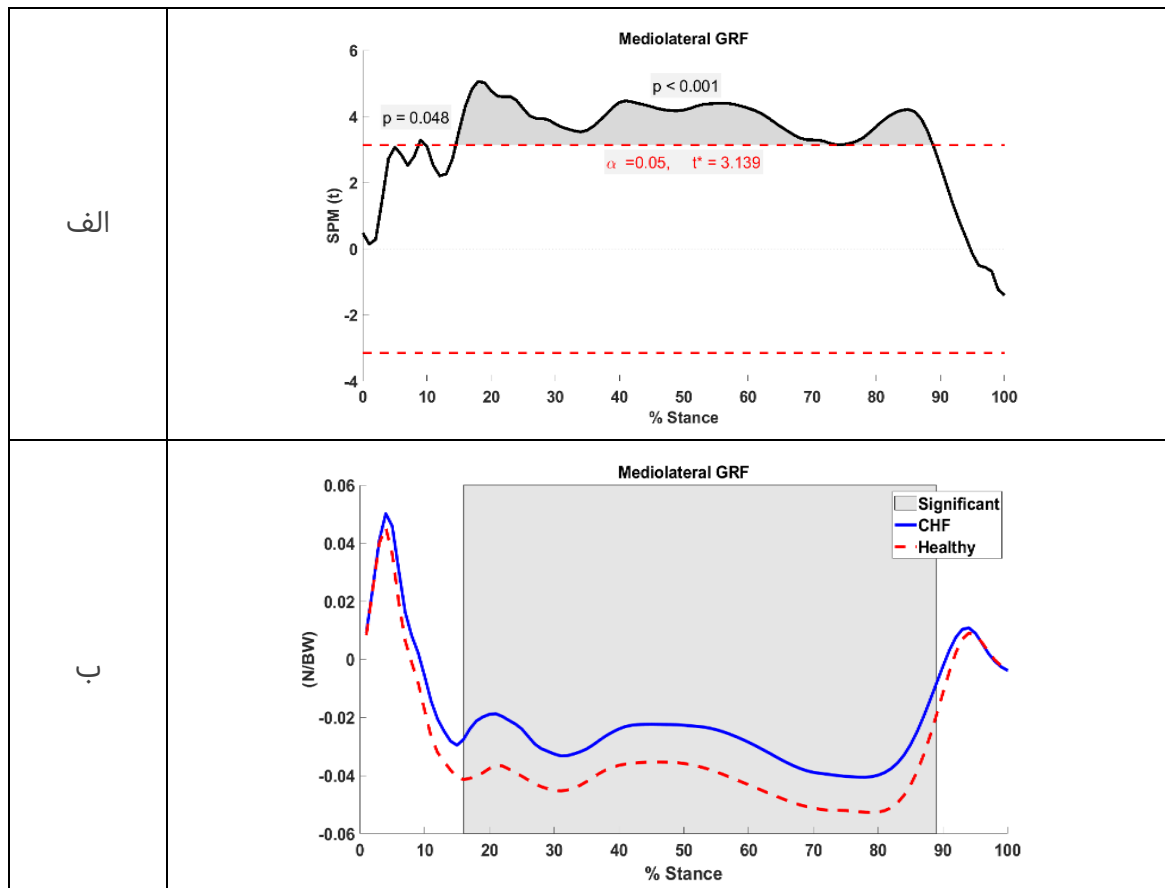
آماره‌های توصیفی (میانگین $\pm$ انحراف معیار) برای متغیرهای دموگرافیک، بالینی و فضایی-زمانی محاسبه شدند. برای مقایسه‌ی متغیرهای گسسته بین دو گروه از آزمون t مستقل استفاده شد و سطح معناداری $p < 0/05$ در نظر گرفته شد. برای داده‌های پیوسته‌ی سری زمانی، از روش نگاشت پارامتریک آماری (SPM) استفاده شد. SPM که بر اساس نظریه‌ی میدان‌های تصادفی استوار است، امکان آزمون فرضیه را در کل مسیر زمانی متغیر بدون فرض پیشینی درباره‌ی محل تفاوت فراهم می‌کند و

جدول ۱. ویژگی‌های دموگرافیک و بالینی (میانگین $\pm$ انحراف معیار) گروه‌های مطالعه

متغیر	گروه سالم	گروه CHF	مقدار p
سن (سال)	۵۱/۳۵ $\pm$ ۲/۲۷	۵۴ $\pm$ ۱/۹۱	۰/۱
قد (سانتی‌متر)	۱۷۰/۰۷ $\pm$ ۰/۵	۱۷۰/۹۵ $\pm$ ۰/۲۹	۰/۱
جرم بدن (کیلوگرم)	۷۷/۶۵ $\pm$ ۲/۹۱	۷۹/۸۵ $\pm$ ۲/۰۹	۰/۶
شاخص توده‌ی بدنی (kg/m^2)	۲۶/۵۷ $\pm$ ۱/۵۵	۲۷/۸۳ $\pm$ ۲/۹۰	۰/۲

نیروی داخلی-خارجی کمتری تولید کرد. آماره‌ی $SPM\{t\}$ در محدوده‌ی میانه تا اواخر فاز ایستایی از آستانه‌ی بحرانی عبور کرد.

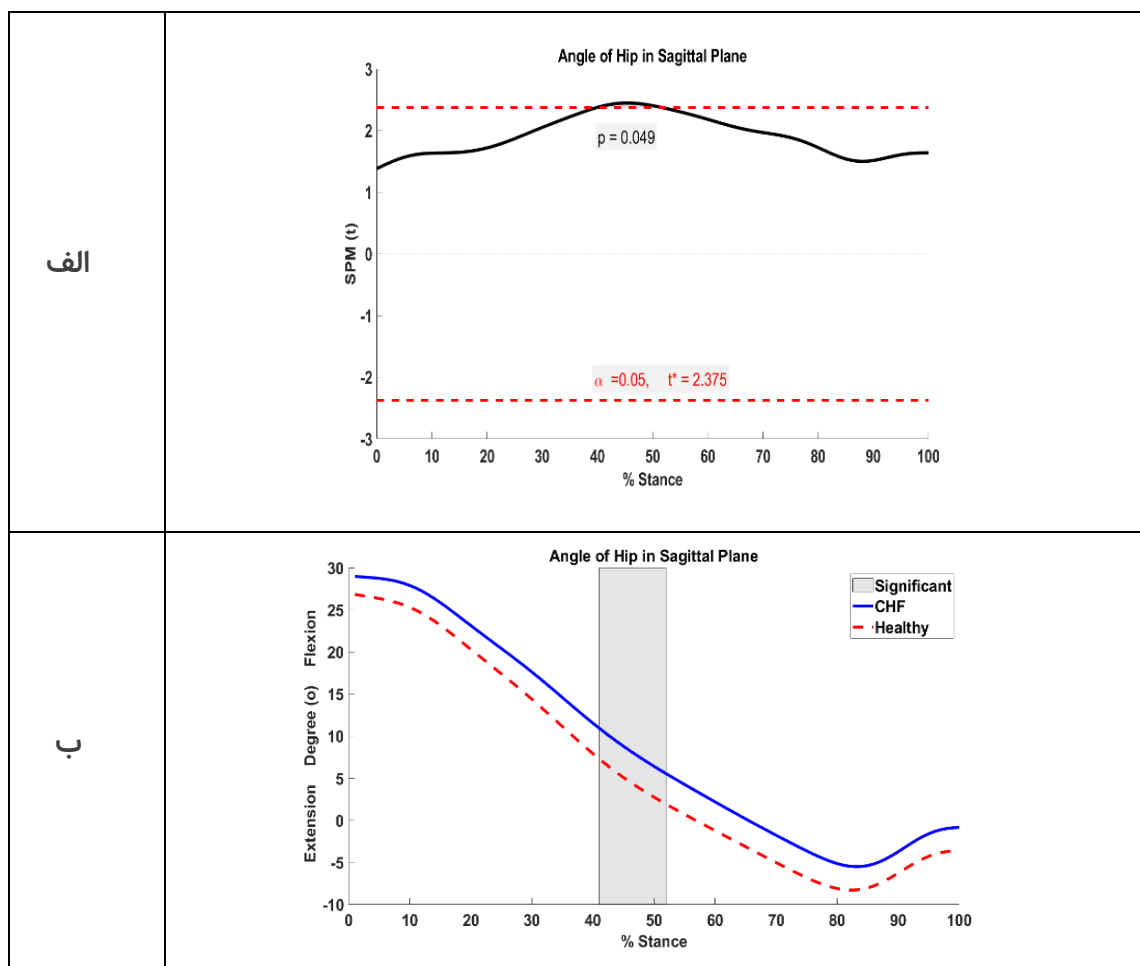
نیروی عکس‌العمل زمین داخلی-خارجی: شکل ۱
منحنی‌های نیروی عکس‌العمل زمین داخلی-خارجی و نتیجه‌ی $SPM\{t\}$ تفاوت بین دو گروه را نشان می‌دهد. گروه CHF در بخش عمده‌ی فاز ایستایی



شکل ۱. نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی؛ (الف) منحنی‌های خام دو گروه، (ب) نتیجه‌ی $SPM\{t\}$ تفاوت بین گروه CHF و سالم (جهت مثبت بالا: خارجی)

متغیر اندک بود؛ گروه CHF در میانه‌ی فاز ایستایی اکستشن بیشتری داشت و آماره‌ی $SPM\{t\}$ در این بازه از آستانه‌ی عبور کرد (جدول ۲).

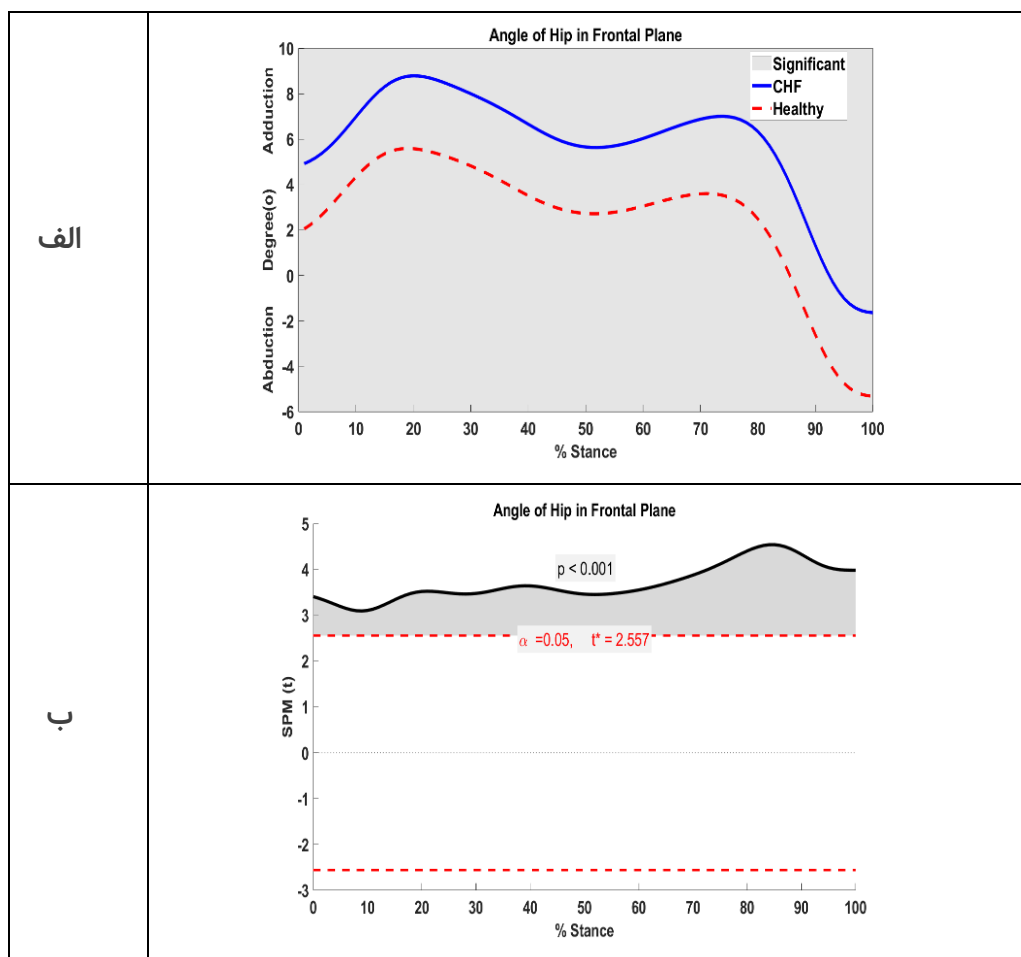
زاویه‌ی مفصل ران در صفحه‌ی ساجیتال: شکل ۲
منحنی زاویه‌ی فلکشن-اکستشن ران و نتیجه‌ی $SPM\{t\}$ آن را نشان می‌دهد. تفاوت دو گروه در این



شکل ۲. زاویه‌ی مفصل ران در صفحه‌ی ساجیتال؛ (الف) منحنی‌های خام فلکشن-اکستنشن، (ب) نتیجه‌ی $SPM\{t\}$ (جهت مثبت: فلکشن)

۱۰۰ درصد فاز ایستایی) اداکشن ران معنادار بیشتری نسبت به گروه کنترل نشان داد و خوشه‌ی معنادار SPM این بازه را تأیید کرد (جدول ۲).

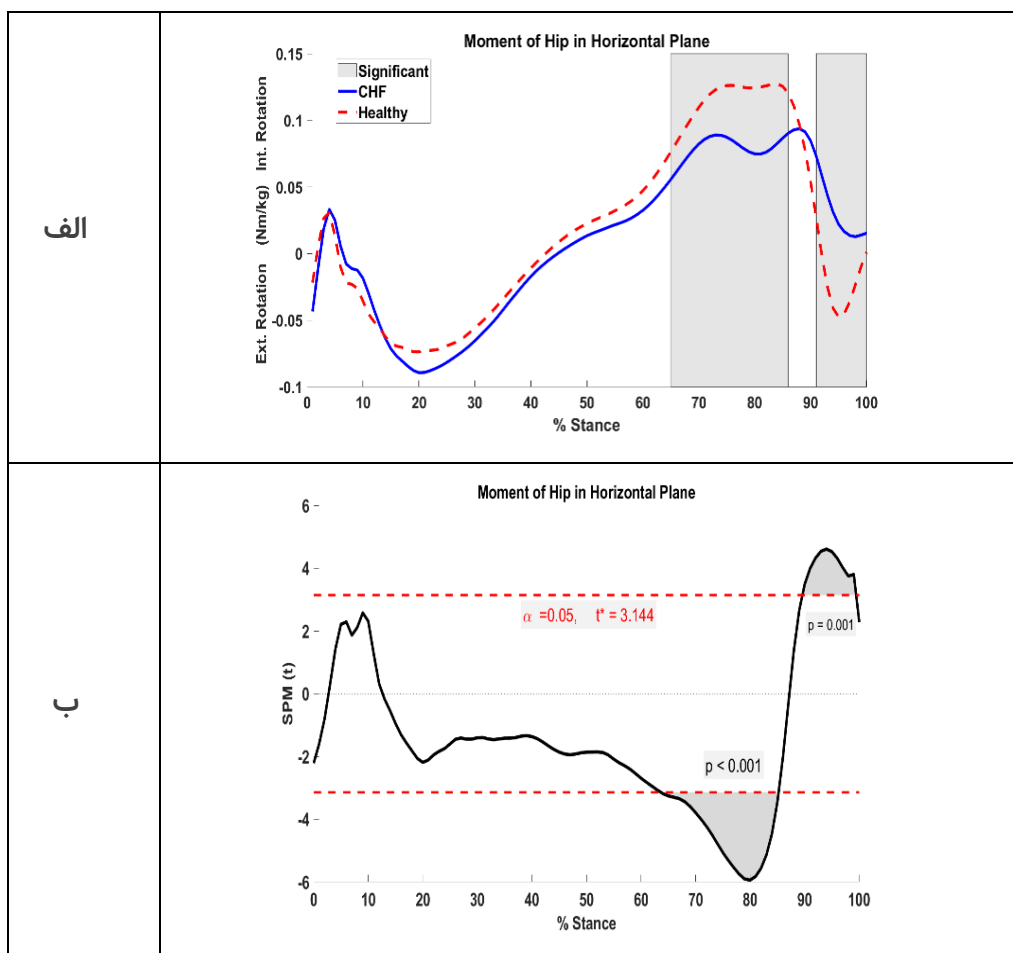
زاویه‌ی مفصل ران در صفحه‌ی فرونتال: شکل ۳ منحنی زاویه‌ی اداکشن-آبداکشن ران و نتیجه‌ی $SPM\{t\}$ پس از تعدیل اثر سرعت را نشان می‌دهد. گروه CHF در بخش عمده‌ی فاز ایستایی (از ۱۰ تا



شکل ۳. زاویه ی مفصل ران در صفحه ی فرونتال؛ (الف) منحنی‌های خام اداکشن-آبداکشن، (ب) نتیجه ی $SPM\{t\}$ (جهت مثبت: اداکشن)

۶۵ تا ۸۶ درصد و ۹۲ تا ۱۰۰ درصد فاز ایستایی) گشتاور چرخش داخلی کمتری نسبت به گروه کنترل تولید کرد و خوشه‌ی معنادار SPM در این بازه مشاهده شد (جدول ۲).

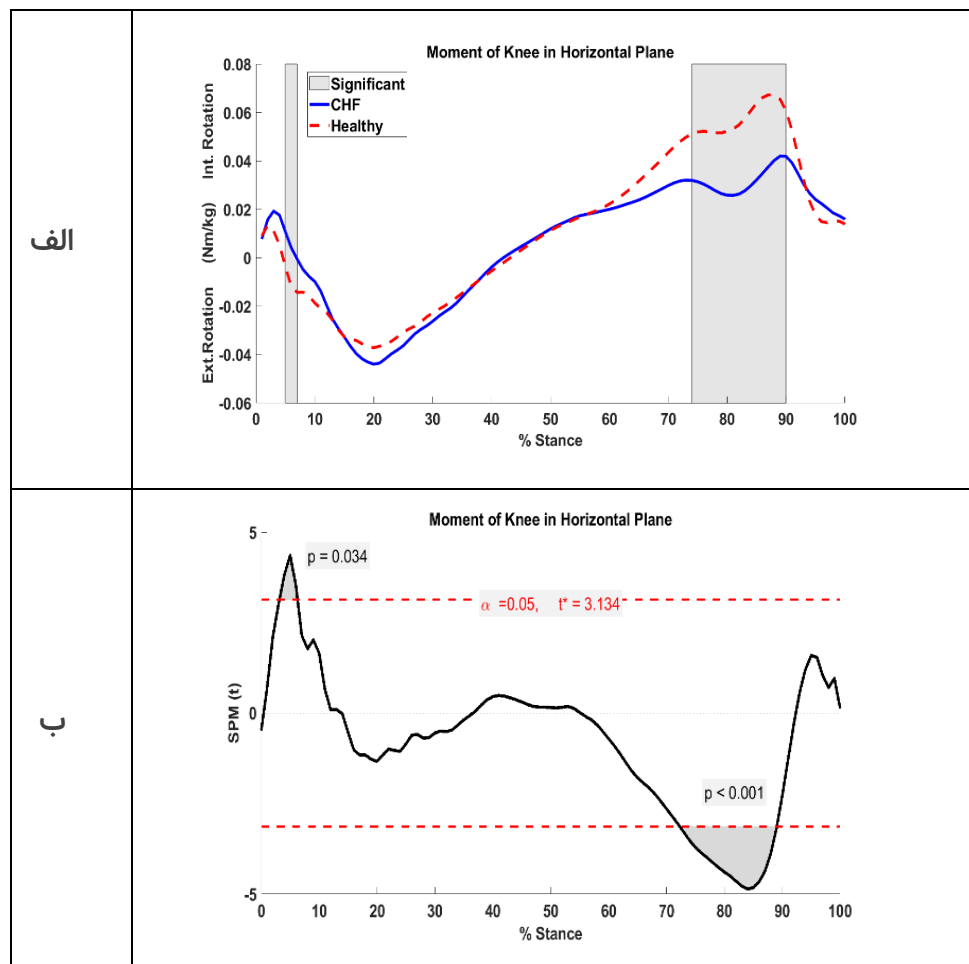
گشتاور مفصل ران در صفحه‌ی عرضی: شکل ۴ منحنی گشتاور چرخش داخلی-خارجی ران و نتیجه-ی $SPM\{t\}$ تعدیل شده بر پایه‌ی سرعت را نشان می‌دهد. گروه CHF در اواخر فاز ایستایی در دو بازه (از



شکل ۴. گشتاور مفصل ران در صفحه‌ی عرضی (افقی)؛ (الف) منحنی‌های خام چرخش داخلی-خارجی، (ب) نتیجه-ی $SPM\{t\}$ (جهت مثبت: چرخش داخلی)

درصد) و اواخر فاز ایستایی (از ۷۴ تا ۹۰ درصد فاز ایستایی) گشتاور چرخش داخلی معنادار کمتری نسبت به گروه کنترل تولید کرد و خوشه‌ی معنادار SPM در این بازه مشاهده شد (جدول ۲).

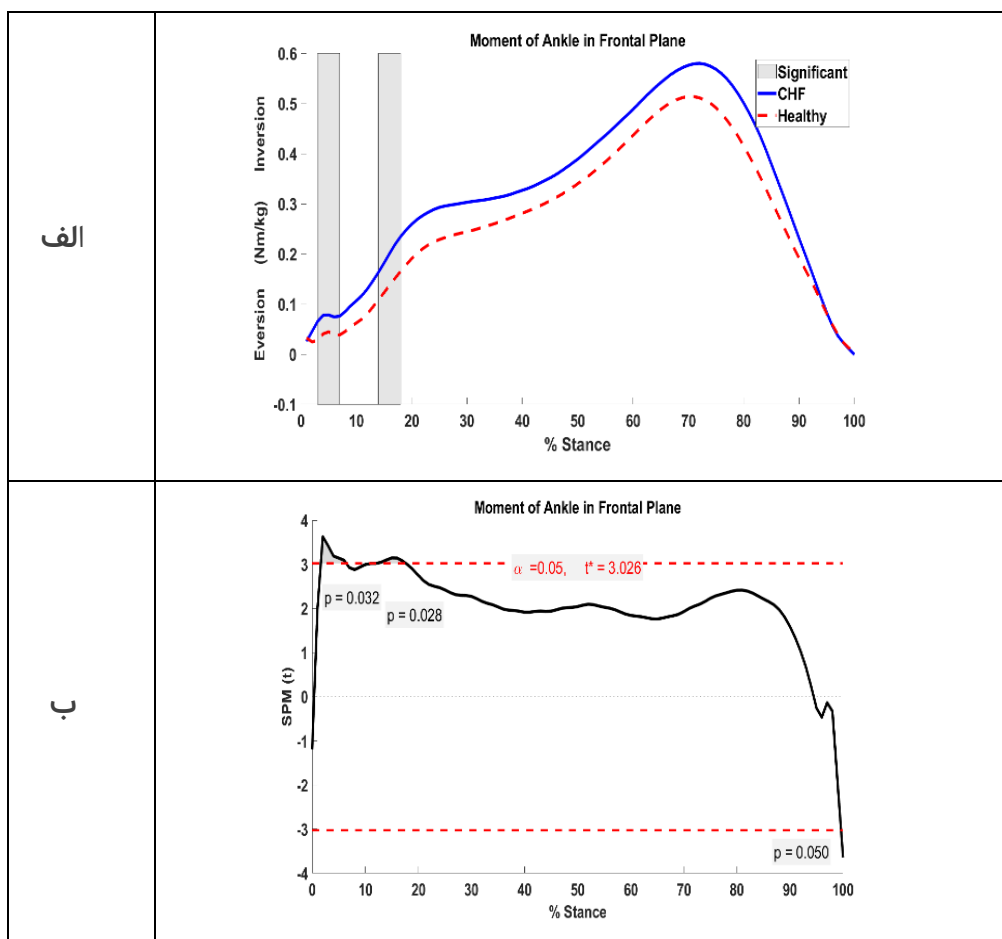
گشتاور مفصل زانو در صفحه‌ی عرضی: شکل ۵ منحنی گشتاور چرخش داخلی-خارجی زانو و نتیجه $SPM\{t\}$ پس از کنترل هم متغیر سرعت را نشان می‌دهد. گروه CHF در اوایل فاز ایستایی (از ۵ تا ۷



شکل ۵. گشتاور مفصل زانو در صفحه ی عرضی؛ (الف) منحنی‌های خام چرخش داخلی-خارجی، (ب) نتیجه ی $SPM\{t\}$ (جهت مثبت: چرخش داخلی)

(از ۲ تا ۷ درصد و ۱۵ تا ۱۸ درصد فاز ایستایی) گشتاور اورژن بزرگ‌تری نسبت به گروه کنترل تولید کرد و خوشه‌ی معنادار SPM در این بازه مشاهده شد (جدول ۲).

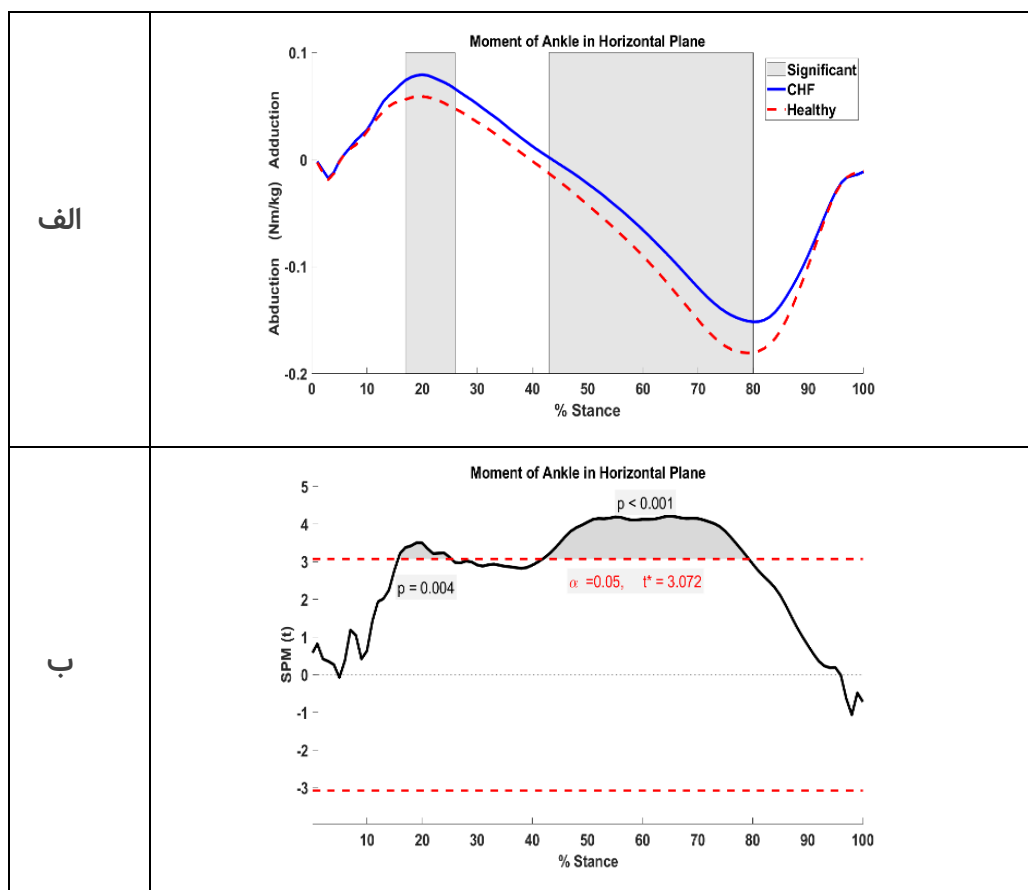
گشتاور مفصل مچ پا در صفحه‌ی فرونتال: شکل ۶ منحنی گشتاور اورژن-اینورژن مچ پا و نتیجه-ی $SPM\{t\}$ تعدیل شده بر پایه‌ی سرعت را نشان می‌دهد. گروه CHF در اوایل فاز ایستایی دو دو بازه



شکل ۶. گشتاور مفصل مچ پا در صفحه ی فرونتال؛ (الف) منحنی‌های خام اورژن-اینورژن، (ب) نتیجه ی $SPM\{t\}$ جهت مثبت: اورژن

از ۴۳ تا ۸۰ درصد فاز ایستایی) گشتاور چرخش داخلی معنادار کمتری نسبت به گروه کنترل تولید کرد و خوشه‌ی معنادار SPM در این بازه مشاهده شد (جدول ۲).

گشتاور مفصل مچ پا در صفحه‌ی عرضی: شکل ۷ منحنی گشتاور چرخش داخلی-خارجی مچ پا و نتیجه‌ی $SPM\{t\}$ پس از کنترل هم متغیر سرعت را نشان می‌دهد. گروه CHF در اوایل فاز ایستایی (از ۱۸ تا ۲۶ درصد) و حدود میانه‌ی فاز ایستایی به بعد



تصویر ۷. گشتاور مفصل مچ پا در صفحه‌ی عرضی؛ (الف) منحنی‌های خام چرخش داخلی-خارجی، (ب) نتیجه‌ی $SPM\{t\}$ (جهت مثبت: چرخش داخلی)

که گروه CHF مقادیر بزرگ‌تر (بالا) یا کوچک‌تر (پایین) از گروه کنترل تولید کرده است.

جدول ۲ زمان‌بندی، جهت و معناداری گروه‌های شناسایی شده در تحلیل‌های SPM را همراه با اندازه‌ی اثر خلاصه می‌کند. فلش‌ها نشان می‌دهند

جدول ۲. خلاصه‌ی گروه‌های معنادار شناسایی شده در تحلیل‌های SPM

متغیر	بازه‌های معنادار فاز stance (درصد)	جهت و معنی‌داری تفاوت در گروه CHF
متغییر نیروی عکس‌العمل زمین داخلی-خارجی	۱۸-۵۵ درصد و ۸۵-۹۳ درصد	نیروی داخلی-خارجی در گروه CHF بیشتر از گروه سالم، $p < ۰/۰۰۱$ برای گروه سالم ($p = ۰/۰۴۹$) نخست و $p = ۰/۰۴۸$ برای گروه دوم
متغییر زاویه مفصل ران در صفحه‌ی ساجیتال	۴۲-۵۳ درصد	اکستنشن ران در گروه CHF بیشتر، $p = ۰/۰۴۹$
متغییر زاویه مفصل ران در صفحه‌ی فرونتال	۱۰-۱۰۰ درصد	اداکشن ران در گروه CHF بیشتر ($p < ۰/۰۰۱$)
متغییر گشتاور مفصل ران در صفحه‌ی عرضی	۳-۸ درصد (افزایش) و ۷۲-۹۰ درصد (کاهش)	گشتاور چرخش داخلی ران در اوایل فاز stance بیشتر ($p = ۰/۰۱۴$) و در اواخر فاز stance کمتر ($p = ۰/۰۰۱$) در گروه CHF نسبت به گروه سالم
متغییر گشتاور مفصل زانو در صفحه‌ی عرضی	۴-۱۰ درصد (افزایش) و ۷۸-۹۰ درصد (کاهش)	در گروه CHF گشتاور چرخش داخلی زانو در اوایل فاز stance بیشتر ($p = ۰/۰۱۴$) و در اواخر فاز stance کمتر ($p < ۰/۰۰۱$)

۴ بحث

هدف پژوهش حاضر مقایسه پارامترهای کینتیکی و کینماتیکی راه رفتن بین افراد سالم و بیماران نارسایی مزمن قلبی (CHF) با استفاده از روش SPM بود. یافته‌ها نشان داد که بیماران CHF در فاز ایستایی الگوی متفاوتی از مکانیک راه رفتن دارند که با تغییرات نیروی داخلی-خارجی، زاویه‌های مفصل ران در صفحات ساجیتال و فرونتال، و گشتاورهای صفحه‌ی عرضی در مفاصل ران، زانو و مچ پا مشخص می‌شود.

در بررسی متغیر نیروی عکس‌العمل زمین در جهت داخلی خارجی، گروه CHF در بازه‌های ۱۸ تا ۸۹ درصد از فاز ایستایی، نیروی داخلی خارجی کمتری نسبت به گروه سالم نشان داد. این افزایش ممکن است با تغییرات کنترل تعادل جانبی همراه باشد. هرچند این یافته با گزارش‌های پیشین درباره اختلال تعادل و افزایش خطر افتادن در این بیماران همسو است (۶، ۱۴، ۱۵)، اما از آنجا که در مطالعه حاضر تعادل و کنترل وضعیتی به‌طور مستقیم اندازه‌گیری نشده است، نسبت دادن این تغییرات به

نقص تعادل تنها در حد فرضیه مطرح می‌شود. الگوهای مشابهی از تغییر بارگذاری جانبی و کینماتیک مفصلی در مطالعات SPM در سایر جمعیت‌های بالینی نیز گزارش شده است (۲۴-۲۶).

در متغیر زاویه‌ی مفصل ران در صفحه‌ی ساجیتال، گروه CHF در بازه‌ی ۴۲ تا ۵۲ درصد از فاز ایستایی، اکستنشن ران بیشتری نشان داد. همچنین در صفحه‌ی فرونتال، در بازه‌ی ۱ تا ۱۰۰ درصد فاز ایستایی، اداکشن ران در گروه CHF به طور معناداری بیشتر از گروه سالم بود. این تغییرات احتمالاً با تغییر در کنترل فرونتال لگن مرتبط است و احتمالاً می‌تواند ناشی از ضعف عضلات ابداکتور ران (به‌ویژه گلوئئوس مدیوس) و تغییرات جبرانی لگن باشد؛ با این حال، چون فعالیت الکترومایوگرافی در این پژوهش ثبت نشده است، ارزیابی دقیق این سازوکار نیازمند مطالعات آینده همراه با ثبت EMG است (۲۷-۳۰).

در بررسی گشتاورهای صفحه‌ی عرضی، کاهش گشتاور چرخش داخلی ران در اواخر فاز ایستایی در گروه CHF مشاهده شد، در حالی که در اواخر فاز ایستایی (۶۵ تا ۸۶ و ۹۲ تا ۱۰۰) گشتاور چرخش

محیط‌های واقعی، افق‌های تازه‌ای برای پیشرفت مدیریت بیماری می‌گشایند (۳۶-۳۴).

یافته‌های این مطالعه را می‌توان بر اساس دو مکانیسم پاتوفیزیولوژیک اصلی در نارسایی مزمن قلبی توجیه کرد: اول، کاهش برون‌ده قلبی و به دنبال آن کاهش پرفیوژن عضلات اسکلتی که منجر به خستگی زودرس و افت عملکرد عضلات مسئول کنترل تعادل پویا در صفحات فرونتال و عرضی (همانند عضلات ابداکتور ران و چرخاننده‌های داخلی) می‌شود؛ دوم، سارکوپنی و تغییرات کیفی در بافت عضلانی که به ویژه در عضلات پروگزیمال مانند گلوئئوس مدیوس، به‌طور مستقیم با افزایش اداکشن ران (نشانه ضعف ابداکتورها) و افت کنترل عرضی زانو و لگن ارتباط دارد. (۳۷-۴۰) بنابراین، الگوی راه رفتن بیماران CHF شامل افزایش نیروی داخلی-خارجی، اداکشن پایدار ران و کاهش گشتاورهای چرخش داخلی در اواخر فاز ایستایی، می‌تواند بازتابی از ناتوانی این عضلات در تولید نیروی کافی و یک استراتژی جبرانی برای حفظ پایداری در شرایط کاهش ظرفیت تولید نیرو باشد.

لازم به ذکر است در این پژوهش محدودیت‌هایی نیز وجود داشت. حجم نمونه نسبتاً کوچک (۲۰) بیمار و ۲۰ فرد سالم) تعمیم‌پذیری یافته‌ها را محدود می‌کند؛ پژوهش‌های آینده باید نمونه‌های بزرگ‌تر و طبقه‌بندی شده بر پایه کلاس NYHA، جنس و بیماری‌های همراه را در بر گیرند. فعالیت عضلانی (EMG) و آزمون‌های تعادل به‌طور مستقیم اندازه‌گیری نشدند؛ از این رو تبیین‌های نوروماسکولر و مرتبط با تعادل تنها در حد فرضیه هستند. عدم کنترل کامل سرعت و شرایط تست: راه رفتن تنها روی زمین صاف (Flat) و با سرعت خود برگزیده تحلیل شد و متغیر سرعت به‌طور کامل در تحلیل SPM کنترل نگردید. بررسی سایر شرایط (سرعت‌های متفاوت، شیب و تکلیف دوگانه) پیشنهاد می‌شود. همچنین تنها زیرمجموعه‌ای از متغیرها (نیروی داخلی-خارجی، زوایای ران و گشتاورهای صفحات فرونتال و عرضی) تحلیل شد و

داخلی ران در گروه CHF کمتر از گروه سالم بود. همین الگو برای مفصل زانو نیز تکرار شد؛ به گونه‌ای که در اوایل فاز ایستایی گشتاور چرخش داخلی زانو در گروه CHF و در اواخر فاز ایستایی کمتر از گروه سالم بود. مطالعاتی که با SPM بارگذاری و کینماتیک مفصلی را بررسی کرده‌اند نشان داده‌اند که تفاوت‌ها در صفحات عرضی و فرونتال اغلب تنها با تحلیل سطح مسیر (پیوسته) آشکار می‌شوند (۹، ۳۷-۳۱، ۸). این ارتباط‌ها و پیامدهای احتمالی آن بر ثبات حرکت، فرضیه‌هایی برای پژوهش‌های آینده اند.

در مفصل مچ پا نیز تغییرات معناداری مشاهده شد. گشتاور اورژن مچ پا در گروه CHF در صفحه فرونتال بازوی ۲ تا ۷ و ۱۵ تا ۱۸ درصد فاز ایستایی به طور معناداری بیشتر از گروه سالم بود. همچنین گشتاور چرخش داخلی مچ پا در صفحه عرضی در بازوی ۱۸ تا ۲۶ و ۴۳ تا ۸۰ درصد فاز ایستایی در گروه CHF افزایش نشان داد. Panizzolo و همکاران نشان دادند که بیماران CHF ممکن است الگوی متفاوتی در توزیع بار میان ران و مچ پا داشته باشند (۷). با این حال، تبیین دقیق این یافته‌ها بر پایه عملکرد عصبی-عضلانی، بدون ثبت مستقیم EMG و آزمون‌های تخصصی، فراتر از شواهد مطالعه حاضر است.

سرعت راه رفتن یکی از متغیرهای کلیدی و تأثیرگذار بر پارامترهای بیومکانیکی است (۴۰-۳۸، ۱۰-۱۳). اگرچه سرعت راه رفتن بین گروه‌ها می‌تواند یک متغیر مخدوش‌کننده باشد، در پژوهش‌های آینده باید با روش‌های آماری مناسب کنترل و تأثیر آن به دقت تفکیک شود تا سهم مستقیم خود بیماری قلبی بر الگوی راه رفتن شفاف‌تر گردد.

از منظر بالینی، الگوهای توصیف شده می‌توانند راهنمای اولیه برای طراحی برنامه‌های توان‌بخشی (تمرینات هوازی، مقاومتی و تعادلی) باشند (۳۳-۳۱)؛ با این حال، اثربخشی این مداخلات نیازمند ارزیابی در کارآزمایی‌های بالینی اختصاصی است. همچنین فناوری‌های پوشیدنی و تحلیل SPM در

فناوری‌های پوشیدنی و ثبت داده‌ها در محیط‌های واقعی، پایش عملکرد حرکتی و ارزیابی اثربخشی مداخلات فردی شده را توسعه دهند.

حمایت مالی

این پژوهش هیچگونه کمک مالی از سازمانهای دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در طراحی، اجرا و نگارش همه بخشهای پژوهش حاضر مشارکت داشته اند. کامران سلیمی : گردآوری داده‌ها، اجرای پژوهش، تهیه جداول و نمودارها، بازبینی و ویرایش علمی مقاله. کوروش نخعی، فرهاد طباطبایی قمشه : نظارت علمی، مدیریت پروژه، تأمین منابع پژوهشی، بازبینی نهایی مقاله. تمامی نویسندگان نسخه نهایی مقاله را مطالعه و تأیید کرده‌اند و مسئولیت صحت و یکپارچگی تمامی بخش‌های پژوهش را می‌پذیرند.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان، این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از همکاران آزمایشگاه زیست مکانیک برای یاری در جمع آوری داده‌ها سپاسگزاری می‌شود. همچنین از جناب آقای دکتر سید اسماعیل حسینی نژاد عضو هیئت علمی دانشگاه مازندران که در امر جمع‌آوری و پردازش داده‌ها همکاری داشته‌اند، قدردانی و می‌گردد.

مؤلفه‌های دیگر (گشتاور و توان صفحه ساجیتال و مؤلفه‌های عمودی و قدامی-خلفی نیرو) باید در پژوهش‌های آینده افزوده شوند.

۵ نتیجه گیری

این مطالعه نشان داد که بیماران مبتلا به نارسایی مزمن قلبی در مقایسه با افراد سالم، تغییرات معناداری در نیروی عکس العمل زمین داخلی-خارجی، زاویه‌ی فرونتال ران و گشتاورهای مفصلی در سراسر فاز ایستایی نشان می‌دهند. تحلیل نگاشت پارامتریک آماری (SPM) توانست بخش‌های مشخصی از فاز ایستایی را که دو گروه در آن‌ها تفاوت داشتند شناسایی کند تفاوت‌هایی که با پارامترهای گسسته به طور کامل آشکار نمی‌شوند. این یافته‌ها حتی پس از تعدیل و کنترل کامل اثر سرعت راه رفتن همچنان معنادار باقی ماندند که نشان دهنده کاهش کنترل مفصلی در صفحات فرونتال و عرضی و راهبردهای جبرانی مرتبط با خود بیماری است. با این حال، تبیین دقیق‌تر سازوکارهای عصبی-عضلانی (مانند الگوی دقیق ضعف عضلانی یا اختلالات تعادلی) نیازمند اندازه‌گیری‌های مستقیم در تحقیقات آتی، از جمله الکترومایوگرافی است. در مجموع، یافته‌های این پژوهش بر سودمندی روش SPM برای تحلیل بیومکانیک پیوسته تأکید داشته و بر ضرورت طراحی برنامه‌های توان‌بخشی متمرکز بر تقویت عضلانی، تمرینات تعادلی و بهبود کنترل عصبی-عضلانی در این بیماران دلالت دارند. پژوهش‌های آینده می‌توانند با بهره‌گیری از

منابع

1. Bozkurt B, Coats AJ, Tsutsui H, Abdelhamid M, Adamopoulos S, Albert N, et al. Universal definition and classification of heart failure. *J Card Fail.* 2021;27(4):387-413. doi: 10.1016/j.cardfail.2021.01.022.
2. Vitale C, Spoletini I, Rosano GMC. The dual burden of frailty and heart failure. *Int J Heart Fail.* 2024;6(3):107-116. doi:10.36628/ijhf.2023.0057.
3. Prokopidis K, Triantafyllidis KK, Kechagias KS, Mitropoulos A, Sankaranarayanan R, Isanejad M. Are sarcopenia and its individual components linked to all-cause mortality in heart failure? A systematic review and meta-analysis. *Clin Res Cardiol.* 2023;114(5):532-540. doi:10.1007/s00392-023-02360-8.
4. Nakamura K, Kinugasa Y, Sota T, Hirai M, Kato M, Yamamoto K. The water imbalance of skeletal muscle and muscle weakness in patients with heart failure. *ESC Heart Fail.* 2024;11(6):3757-3766. doi: 10.1002/ehf2.14950.
5. Cejka V, Riepl H, Schwegel N, Kolesnik E, Zach D, Santner V, et al. Prognostic impact of gait speed, muscle strength and muscle mass in chronic heart failure: a prospective cohort study. *ESC Heart Fail.* 2025;12(3):2113-2124. doi: 10.1002/ehf2.15221.
6. Ozcan EB, Saglam M, Vardar-Yagli N, Calik-Kutukcu E, Inal-Ince D, Altinsoy M, et al. Impaired balance and gait characteristics in patients with chronic heart failure. *Heart Lung Circ.* 2022;31(6):832-840. doi: 10.1016/j.hlc.2021.10.015.
7. Panizzolo FA, Maiorana AJ, Naylor LH, Dembo L, Lloyd DG, Green DJ, et al. Gait analysis in chronic heart failure: the calf as a locus of impaired walking capacity. *J Biomech.* 2014;47(15):3719-3725. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.09.015.
8. Pataky TC. Generalized n-dimensional biomechanical field analysis using statistical parametric mapping. *J Biomech.* 2010;43(10):1976-1982. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.03.008.
9. Yona T, Kamel N, Cohen-Eick G, Ovadia I, Fischer A. One-dimension statistical parametric mapping in lower limb biomechanical analysis: a systematic scoping review. *Gait Posture.* 2024;109:133-146. doi: 10.1016/j.gaitpost.2024.01.018.
10. Fernández-Vázquez D, Calvo-Malón G, Molina-Rueda F, López-González R, Carratalá-Tejada M, Navarro-López V, et al. Kinematic gait analysis in people with mild-disability multiple sclerosis using statistical parametric mapping: a cross-sectional study. *Sensors (Basel).* 2023;23(18):7671. doi:10.3390/s23187671.
11. Alhossary A, Pataky T, Ang WT, Chua KSG, Kwong WH, Donnelly CJ. Versatile clinical movement analysis using statistical parametric mapping in MovementRx. *Sci Rep.* 2023;13(1):2414. doi: 10.1038/s41598-023-29635-4.

12. Herb CC, Custer L, Blemker S, Saliba S, Hart J, Hertel J. Gait kinematics and kinetics in patients with chronic ankle instability and healthy controls: a statistical parametric mapping analysis. *Foot (Edinb)*. 2024;59:102089. doi: 10.1016/j.foot.2024.102089.
13. Ropic Z, Kuenze C, Andersen MS, Theodorakos I, Signorile J, Eltouk M. Ground reaction force and joint moment estimation during gait using an Azure Kinect-driven musculoskeletal modeling approach. *Gait Posture*. 2022;95:49-55. doi: 10.1016/j.gaitpost.2022.04.005.
14. Teloudi A, Anifanti M, Chatzinikolaou K, Grouios G, Hatzitaki V, Chouvarda I, et al. Assessing static balance, balance confidence, and fall rate in patients with heart failure and preserved ejection fraction: a comprehensive analysis. *Sensors (Basel)*. 2024;24(19):6423. doi: 10.3390/s24196423.
15. Yakut Ozdemir H, Bozdemir Ozel C, Dural M, Yalvac HE, Al A, Murat S, et al. The 6-minute walk test and fall risk in patients with heart failure: a cross-sectional study. *Heart Lung*. 2023;64:80-85. doi: 10.1016/j.hrtlng.2023.11.012.
16. Mantashloo Z, Abbasi A, Tazji MK, Pedram MM. Lower body kinematics estimation during walking using an accelerometer. *J Biomech*. 2023;151:111548. doi: 10.1016/j.biomech.2023.111548.
17. Chen S, Van Hooren B, Jiang S, Zhang Q, Zhang Q, Shi Y, et al. Interaction between muscle activation, co-activation, and lower extremity stiffness in recreational runners: a statistical parametric mapping approach. *Med Sci Sports Exerc*. 2025;57(11):2419-2428. doi: 10.1249/MSS.00000000000003794.
18. Mazzella N, Trowell D, Fox A, Saunders N, Vicenzino B, Bonacci J. Gait biomechanics do not differ between adolescents with and without patellofemoral pain. *Scand J Med Sci Sports*. 2024;34(2):e14587. doi: 10.1111/sms.14587.
19. Lithgow MJ, Maharaj JN, Buldt AK, Munteanu SE, Mentilpay BF, Menz HB. Lower limb kinematics of people with midfoot osteoarthritis during level walking and stair climbing. *J Foot Ankle Res*. 2025;18(2):e70054. doi: 10.1002/jfa2.70054.
20. Hu Y, Teng P, Wu TL, Clark R, Pua YH, Roberts O, et al. Biomechanical differences of Asian knee osteoarthritis patients during standing and walking using statistical parametric mapping: a cross-sectional study. *Knee*. 2024;52:155-163. doi: 10.1016/j.knee.2024.10.022.
21. De Pieri E, Nüesch C, Pagenstert G, Viehweger E, Egloff C, Mündermann A. High tibial osteotomy effectively redistributes compressive knee loads during walking. *J Orthop Res*. 2022;41(3):591-600. doi:10.1002/jor.25403.
22. Vandenberg NW, Stoneback JW, Davis-Wilson H, Christiansen CL, Awad ME, Melton DH, et al. Unilateral transfemoral osseointegrated prostheses improve joint loading during walking. *J Biomech*.

- 2023;155:111658. doi: 10.1016/j.jbio-mech.2023.111658.
23. Hu M, He Y, Hisano G, Hobara H, Kobayashi T. Coordination of lower limb during gait in individuals with unilateral transfemoral amputation. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2023;31:3835-3843. doi: 10.1109/TNSRE.2023.3316749.
24. Alhossary A, Ang WT, Chua KSG, Tay MRJ, Ong PL, Murakami T, et al. Identification of secondary biomechanical abnormalities in the lower limb joints after chronic transfemoral amputation: a proof-of-concept study using SPM1D analysis. *Bioengineering (Basel).* 2022;9(7):293. doi: 10.3390/bioengineering9070293.
25. Kong L, Lai H, Zeng X, Gao P, Liang W, Gao Q, et al. The evolution of three-dimensional knee kinematics after ACL reconstruction within one year. *Front Bioeng Biotechnol.* 2025;13:1572160. doi: 10.3389/fbioe.2025.1572160.
26. Wagener N, Bohle S, Kirschberg J, Rohe S, Heinecke M, Di Fazio P, et al. Knee arthrodesis affects gait kinematics more in the ankle than in the hip joint. *Medicina (Kaunas).* 2022;58(6):696. doi: 10.3390/medicina58060696.
27. Aleksandrowicz K, Kosowski W, Michalska A, Winiarski S. SPM differences in gait pattern of women after total hip replacement: a longitudinal study. *J Clin Med.* 2025;14(12):4316. doi: 10.3390/jcm14124316.
28. Shepherd HR, Robinson MA, Ranganath LR, Barton GJ. Identifying joint-specific gait mechanisms causing impaired gait in alkaptonuria patients. *Gait Posture.* 2021;91:312-317. doi: 10.1016/j.gait-post.2021.10.034.
29. Santos GF, Jakubowitz E, Hurschler C. Predicting prosthetic gait and the effects of induced stiff-knee gait. *PLoS One.* 2025;20(1):e0134758. doi: 10.1371/journal.pone.0134758.
30. Liu W, Xu L, Wu H, Wang Y, Jiang H, Gao Z, et al. Bilateral asymmetries of plantar pressure and foot balance during walking, running, and turning gait in typically developing children. *Bioengineering (Basel).* 2025;12(2):151. doi:10.3390/bioengineering12020151.
31. Malaya CA, Parikh PJ, Smith DL, Riaz A, Chandrasekaran S, Layne CS. Effects of simulated hypo-gravity on lower limb kinematic and electromyographic variables during antigravitational treadmill walking. *Front Physiol.* 2023;14:1141015. doi: 10.3389/fphys.2023.1141015.
32. Vale-Lira A, Turri-Silva N, Verboven K, Durigan JLQ, de Lima ACGB, Bottaro M, et al. Muscle-skeletal abnormalities and muscle oxygenation during isokinetic strength exercise in heart failure with preserved ejection fraction phenotype: a cross-sectional study. *Int J Environ Res Public Health.* 2022;19(2):709. doi: 10.3390/ijerph19020709.
33. Takeshita H, Yamamoto K, Mogi M, Rakugi H. Muscle mass, muscle strength and the renin-angiotensin system. *Clin Sci (Lond).* 2024;138(24):1561-1577. doi: 10.1042/CS20220501.

34. Kanzaki S, Ogawa A, Ikeda Y, Iwakawa M, Nakagami T, Kido S, et al. Short physical performance battery and cardio-ankle vascular index association in older patients with heart failure. *Int Heart J*. 2024;65(5):866-872. doi: 10.1536/ihj.24-378.
35. Shah RV, Cahalin LP, Haus JM, Allsup K, Delligatti A, Wolf C, et al. The role of maximal inspiratory pressure on functional performance in adults with heart failure. *ESC Heart Fail*. 2024;11(6):4231-4241. doi: 10.1002/ehf2.14984.
36. Noda T, Kamiya K, Hamazaki N, Miki T, Nozaki K, Ichikawa T, et al. Improved appendicular muscle strength predicts lower mortality in patients with heart failure. *Nutrition*. 2025;136:112774. doi: 10.1016/j.nut.2025.112774.
37. Noda T, Kamiya K, Hamazaki N, Nozaki K, Uchida S, Ueno K, et al. Effect of change in hepato-renal function and cardiac rehabilitation on mortality in patients with heart failure. *J Cardiol*. 2024;84(6):355-361. doi: 10.1016/j.jjcc.2024.06.006.
38. Noda T, Kamiya K, Hamazaki N, Nozaki K, Ichikawa T, Yamashita M, et al. Prognostic impact of the coexistence of hepato-renal dysfunction and frailty in patients with heart failure. *J Cardiol*. 2022;81(2):215-221. doi: 10.1016/j.jjcc.2022.08.015.
39. Noda T, Kamiya K, Hamazaki N, Nozaki K, Ichikawa T, Yamashita M, et al. SARC-F predicts poor motor function, quality of life, and prognosis in older patients with cardiovascular disease and cognitive impairment. *Exp Gerontol*. 2022;171:112021. doi: 10.1016/j.exger.2022.112021.
40. Yamamoto S, Yamasaki S, Higuchi S, Kamiya K, Saito H, Saito K, et al. Prevalence and prognostic impact of cognitive frailty in elderly patients with heart failure: sub-analysis of FRAGILE-HF. *ESC Heart Fail*. 2022;9(3):1574-1583. doi:10.1002/ehf2.13844.