Published by: Iranian Society for Biomedical Engineering / www.isbme.ir

Iranian Journal of Biomedical Engineering

www.ijbme.org / P-ISSN: 2008-5869 / E-ISSN: 8006-9685

Volume 17, Issue 3, Autumn 2023, 273 - 283

Investigating the Effect of Muscle Co-Contraction in Providing Stability while Standing in Patients with Knee Osteoarthritis

Yaghmaei, Zahra [1] / Hosseini, Iman [2] / Ashtiani, Mohammed N. [3*]

[1] - M.Sc. Student, Department of Physical Therapy, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
[2] - M.Sc., Department of Physical Therapy, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
[3] - Assistant Professor, Department of Physical Therapy, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2024.2028321.1898
Received: 6 May 2024 Revised: 3 July 2024 Accepted: 26 July 2024

KEYWORDS

Knee Osteoarthritis
Muscle Co-Contraction
Stability
Articular Pain

ABSTRACT

Knee osteoarthritis is a prevalent chronic musculoskeletal disorder that has a significant impact on postural stability and increases the risk of falls. Individuals with knee osteoarthritis often experience pain and proprioceptive deficits, highlighting the importance of muscle contraction in maintaining stability. Visual feedback also plays a crucial role in balance maintenance, particularly on unstable surfaces. This study aims to explore the co-contraction index of knee and ankle muscles in patients with moderate knee osteoarthritis while standing on an unstable surface, with and without visual feedback. A cross-sectional study involving 28 participants (14 men with knee osteoarthritis and 14 healthy men) was conducted to assess postural control during standing on an unstable surface with eyes open and closed. Electromyography with surface electrodes was utilized to measure the activity of seven muscles during the standing tests. The findings revealed that knee osteoarthritis leads to distinct changes in the co-contraction patterns of the ankle and knee joints. Closing the eyes during the tests resulted in increased ankle co-contraction variability and decreased knee and ankle joint co-contraction patterns. The co-contraction differential zeros cross of knee muscles with eyes open exhibited a significant positive correlation with the WOMAC questionnaire score ($p = 0.048$, $r = 0.52$). The central nervous system compensates for reduced co-contraction in the knee joint of individuals with knee osteoarthritis by adjusting the co-contraction rate of ankle muscles to prevent falls. The study also demonstrated increased instability when visual feedback was removed, emphasizing the role of visual cues in balance maintenance. The significant correlation between disease severity and co-contraction changes suggests that the body utilizes ankle muscles as a compensatory mechanism in response to knee pain.

[*]Corresponding Author

Address: Department of Physical Therapy, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
Postal Code: *14115-111* E-Mail: *mnashtiani@modares.ac.ir* **Tel:** *+98-21-82883821*

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

ناشر: انجمن مهندسی پزشکی ایران / www.isbme.ir

نشریه‌ی مهندسی پزشکی زیستی

شاپای چاپی: ۵۸۶۹-۲۰۰۸ / شاپای الکترونیکی: ۹۶۸۵-۸۰۰۶ / www.ijbme.org

دوره: ۱۷، شماره: ۳، پاییز ۱۴۰۲، ۲۷۳ - ۲۸۳

بررسی اثر هم‌انقباضی عضلانی در تامین پایداری حین ایستادن بیماران با استئوآرتریت زانو

یغمائی، زهرا [۱] / حسینی، ایمان [۲] / نجفی آشتیانی، محمد [۳*]

[۱] – دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیوتراپی، دانشکده‌ی علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

[۲] – کارشناسی ارشد، گروه فیزیوتراپی، دانشکده‌ی علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

[۳] – استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده‌ی علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2024.2028321.1898

ثبت در سامانه: ۱۷ اردیبهشت ۱۴۰۳ بازنگری: ۱۳ تیر ۱۴۰۳ پذیرش: ۵ مرداد ۱۴۰۳

واژه‌های کلیدی

استئوآرتریت زانو

هم‌انقباضی عضلانی

پایداری

درد مفصلی

چکیده

استئوآرتریت زانو یکی از رایج‌ترین بیماری‌های مزمن اسکلتی عضلانی است که به طور قابل توجهی بر پایداری وضعیتی اثر گذاشته و احتمال افتادن فرد را افزایش می‌دهد. با توجه به درد و اختلالات حس عمقی در این افراد، هم‌انقباضی عضلانی نقش مهمی در ایجاد پایداری دارد. هم‌چنین بازخوردهای بینایی در حفظ تعادل به خصوص هنگام ایستادن روی سطوح ناپایدار نقشی کلیدی ایفا می‌کنند. هدف این پژوهش بررسی شاخص هم‌انقباضی عضلات زانو و مچ پا حین ایستادن روی سطح ناپایدار، با و بدون بازخوردهای بینایی در بیماران مبتلا به استئوآرتریت متوسط زانو است. در این مطالعه‌ی مقطعی، ۲۸ نفر (۱۴ مرد مبتلا به استئوآرتریت زانو و ۱۴ مرد سالم) از نظر کنترل وضعیتی حین ایستادن روی سطح ناپایدار با چشم‌های باز و بسته مورد بررسی قرار گرفته‌اند. از روش الکترومایوگرافی با الکترودهای سطحی برای ثبت فعالیت هفت عضله حین آزمون‌های ایستادن استفاده شده است. نتایج نشان داده است که وجود بیماری استئوآرتریت زانو متغیر قطع صفر تفاضلی در مفصل مچ پا و زانو را به دنبال دارد. بستن چشم‌ها در هر دو گروه منجر به افزایش بازه‌ی تغییرات هم‌انقباضی مچ پا و کاهش قطع صفر تفاضلی مفاصل زانو و مچ پا شده است. قطع صفر تفاضلی هم‌انقباضی عضلات زانو در حالت با چشمان باز به طور معناداری با نمره‌ی پرسش‌نامه‌ی وومک همبستگی مثبت داشته است ($p=۰/۰۴۸$، $r=۰/۵۲$). با توجه به کاهش تغییرات هم‌انقباضی در مفصل زانوی افراد بیمار، دستگاه عصبی مرکزی به منظور جلوگیری از افتادن از تغییر میزان هم‌انقباضی عضلات مچ پا استفاده می‌کند. نتایج مشاهده شده در حین بستن چشم‌ها حاکی از افزایش ناپایداری در پی حذف بازخوردهای بینایی است. همبستگی مثبت و معنادار مشاهده شده بین میزان وخامت بیماری و تغییرات هم‌انقباضی نشان می‌دهد که بدن در واکنش به درد از مچ پا به عنوان واکنش جبرانی استفاده می‌کند.

[*]نویسنده‌ی مسئول

نشانی: گروه فیزیوتراپی، دانشکده‌ی علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

کد پستی: ۱۴۱۱۵-۱۱۱ **پست الکترونیک:** *mnashtiani@modares.ac.ir* **تلفن:** ۸۲۸۸۳۸۲۱-۲۱-۹۸+

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

۱- مقدمه

استئوآرتریت شایع‌ترین بیماری مزمن اسکلتی عضلانی و یکی از علل اصلی ناتوانی در سراسر جهان است [۱]. این عارضه با از دست دادن غضروف مفصلی، هایپرتروفی استخوان و درگیری التهابی بافت اطراف مفصلی مشخص شده [۲] و درد، از دست دادن عمل‌کرد و بعضا سفتی مفاصل از عوارض اصلی آن است [۳]. به علت افزایش چاقی و پیری جمعیت کشور، شیوع این بیماری طی سه دهه‌ی اخیر در ایران افزایش چشم‌گیری داشته [۴] به طوری که ۲۱/۵٪ از جمعیت بالای ۱۵ سال را شامل می‌شود [۵]. شایع‌ترین مفصل درگیر در این بیماری زانو بوده [۶] که حدود ۳۰۰ میلیون نفر در جهان از آن رنج می‌برند [۷]. عوامل اصلی این عارضه به طور قابل توجهی بر ثبات وضعیتی تاثیر گذاشته و خطر سقوط را در افراد مبتلا افزایش می‌دهد [۳]. تحقیقات اخیر نشان می‌دهد که الگوهای فراخوانی عضلانی تغییر یافته و به ویژه افزایش انقباض عضلانی نقش مهمی در اختلال کنترل وضعیتی ایفا می‌کند. هم‌انقباضی عضلانی به فعال شدن هم‌زمان گروه‌های عضلانی آگونیست و آنتاگونیست در اطراف یک مفصل اشاره دارد. با این حال در بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو، درد و اختلال حس عمقی (از دست دادن اطلاعات حسی از مفصل) می‌تواند سیستم حسی حرکتی مسئول کنترل وضعیتی را مختل کند [۸، ۹]. مطالعات نشان داده که انقباض عضلانی زانو در افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو بیش‌تر از افراد سالم است [۱۰، ۱۱] که این می‌تواند مکانیسمی جبرانی برای ایجاد پایداری بیش‌تر مفصل در مواجهه با درد و اختلالات حس عمقی باشد. در حالی که انقباض هم‌زمان ممکن است در ابتدا کنترل وضعیتی را افزایش دهد، اما می‌تواند اثرات مضر طولانی‌مدت داشته باشد. افزایش هم‌انقباضی می‌تواند منجر به بارگذاری بیش‌تر روی مفصل شده و با تغییر بیومکانیک آن به طور بالقوه پیش‌رفت استئوآرتریت را تسریع کند [۱۰، ۱۲]. علاوه بر این، انقباض مداوم می‌تواند منجر به خستگی و ناکارآمدی عضله شود و پایداری وضعیتی را بیش‌تر به خطر بیندازد. چنین موقعیتی ممکن است با سخت‌تر شدن شرایط آزمون مانند ایستادن روی سطحی ناپایدار که ذاتا تلاش بیش‌تری را از سوی سیستم عصبی-عضلانی می‌طلبد و یا حذف بازخوردهای بینایی تشدید شود [۱۳، ۱۴].

دیکسون و هم‌کارانش در سال ۲۰۱۸ به بررسی هم‌انقباضی عضلات در بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو درحین راه رفتن پرداخته‌اند. افزایش شاخص هم‌انقباضی عضلات کوادریسپس و همسترینگ منجر به افزایش ثبات می‌شود [۱۵]. در سال ۲۰۲۱ شرایورش و هم‌کارانش نورومکانیک زانوی مبتلا به استئوآرتریت در پاسخ به اغتشاش حین راه رفتن روی تردمیل را مورد بررسی قرار داده‌اند. این الگوی نورومکانیک در بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو که از بی‌ثباتی رنج می‌برند متفاوت بوده و افزایش زاویه‌ی فلکشن زانو، افزایش هم‌انقباضی عضلات و یا هر دو را به دنبال دارد. علی‌رغم افزایش شاخص هم‌انقباضی، الگوی فعالیت عضلانی مشابهی در پاسخ به این اغتشاش در بیماران و افراد سالم گزارش شده است [۱۶]. کیس و هم‌کارانش در سال ۲۰۱۲ به بررسی میزان توانایی تعادلی بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو در پاسخ به اغتشاش فیزیکی روی یک پلتفورم نوسانی پرداخته‌اند. این مطالعه در سه وضعیت ایستادن دوپا، ایستادن روی پای درگیر و ایستادن روی پای غیردرگیر انجام شده است. بنا بر نتایج به دست آمده شدت پیش‌رفت بیماری بر ظرفیت تعادلی فرد اثر منفی داشته که نشان دهنده‌ی کاهش سازگاری‌های محیطی و افزایش احتمال افتادن است. با این حال در ایستادن دوپا اندام غیردرگیر نقش غالبی را در حفظ تعادل ایفا کرده‌اند. بر خلاف افراد سالم و بیماران سطوح متوسط، سن و جنسیت بیماران در مراحل پیش‌رفته‌ی بیماری تاثیری بر ظرفیت تعادلی آن‌ها ندارد. با این حال فعالیت عضلات اندام تحتانی تاثیر معناداری بر این پاسخ‌ها داشته و استفاده از الکترومایوگرافی برای بررسی آن در این بیماران از اهمیت بالایی برخوردار است [۱۷].

سیگنال شاخص هم‌انقباضی مستخرج از داده‌های الکترومایوگرافی حاوی اطلاعات سودمندی است که از طریق متغیرهایی مانند جذر میانگین مربعی (RMS)، تغییرپذیری (Var)، بازه‌ی تغییرات (Range) و قطع صفر تفاضلی سیگنال (DZC) مورد بررسی قرار می‌گیرد. جذر میانگین مربعی بیان‌گر میانگین کلی هم‌انقباضی بوده و امکان مقایسه‌ی شدت هم‌زمانی فعالیت عضلات در حالات مختلف را فراهم می‌کند. تغییرپذیری، میزان تغییر شاخص هم‌انقباضی و در واقع انحراف معیار آن را نشان می‌دهد. افزایش تغییرپذیری هم‌انقباضی ممکن است بیان‌گر از دست دادن کنترل حرکتی و یا مشکل در حفظ میزان هم‌انقباضی در یک سطح ثابت باشد. بازه‌ی تغییرات حاکی از دامنه‌ی فعالیت عضلات بوده و محدوده‌ی بین بیش‌ترین و کم‌ترین مقدار هم‌انقباضی را شامل می‌شود. محدوده‌ی وسیع‌تر ممکن است نشان دهنده‌ی طیف وسیع‌تری از سطوح هم‌انقباضی مورد استفاده در طول یک فعالیت باشد در حالی که یک محدوده‌ی کوچک می‌تواند یک الگوی فعال‌سازی سازگارتر را نشان دهد. قطع صفر تفاضلی متغیری جدید و سودمند برای بررسی دفعات شروع هم‌زمانی انقباض عضلات و رها کردن این هم‌انقباضی است. به منظور محاسبه‌ی

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

این متغیر، از سیگنال هم‌انقباضی مشتق گرفته شده و تعداد تقاطع سیگنال با محور افقی یا خط صفر محاسبه می‌شود. در واقع متغیر قطع صفر تفاضلی بیان‌گر تغییرات هم‌انقباضی است. با توجه به این که تکنیک‌های بازآموزی عصبی-عضلانی، در کاهش انقباض و بهبود پایداری وضعیتی در این افراد امیدوار کننده بوده [۱۸] درک نقش انقباض عضلانی در کنترل وضعیتی بیماران استئوآرتریت زانو برای توسعه و طراحی تمرین‌های توان‌بخشی موثر بسیار مهم است. تا کنون تاثیر ایستادن در شرایط فیزیکی سخت‌تر بر نحوه‌ی هم‌انقباضی عضلات زانو و مچ پا در بیماران مبتلا به استئوآرتریت متوسط زانو بررسی نشده است. بنابراین مطالعه‌ی حاضر با هدف بررسی شاخص هم‌انقباضی حین ایستادن روی سطح بی‌ثبات، با و بدون بازخوردهای بینایی در بیماران مبتلا به استئوآرتریت متوسط زانو انجام شده است. فرضیه‌های این پژوهش به شرح زیر است.

۱) بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو نسبت به افراد سالم هم‌انقباضی بیش‌تری در زانو و مچ پا دارند

۲) حذف بازخورد بینایی میزان هم‌انقباضی را افزایش می‌دهد

۳) بین وخامت وضعیت بالینی بیماران و میزان شاخص هم‌انقباضی زانو همبستگی مثبت وجود دارد

۲- مواد و روش‌ها

۲-۱- شرکت کنندگان

تعداد ۲۸ مرد شامل ۱۴ فرد مبتلا به استئوآرتریت زانو و ۱۴ فرد سالم بدون علامت بالینی در این مطالعه‌ی مقطعی شرکت کرده‌اند. نمونه‌گیری به روش در دسترس از طریق فراخوانی در یک کلینیک خصوصی و نیز در دانشگاه تربیت مدرس انجام شده است. گروه بیماران شامل افرادی است که پس از تایید بیمار توسط پزشک متخصص و تایید درجه‌ی استئوآرتریت متوسط بر اساس معیار K-L[1] موجود در رادیوگرافی از زانوی مبتلا انتخاب شده‌اند. معیار K-L پرکاربردترین طبقه‌بندی رادیولوژیک برای شناسایی و درجه‌بندی شدت استئوآرتریت بوده که آن را در چهار درجه‌ی ۱ (خفیف)، ۲ تا ۳ (متوسط) و ۴ (بالاترین وخامت) تقسیم‌بندی می‌کند [۱۹]. کمیته‌ی اخلاق دانشگاه تربیت مدرس این مطالعه را با کد IR.MODARES.REC.1398.094 تایید کرده است. پس از ارائه‌ی توضیحات کامل به داوطلبان، فرم رضایت‌نامه‌ی آگاهانه‌ی ورود به تحقیق (مصوب دانشگاه تربیت مدرس) توسط افراد شرکت کننده پذیرفته و امضا شده است. پس از معرفی توسط پزشک متخصص، داوطلبان در گروه بیماران استئوآرتریت با معیارهای ورودی مانند وجود استئوآرتریت یک‌طرفه‌ی زانو با معیار K-L برابر ۳، درد با معیار VAS بیش‌تر از ۳ در نیمی از روزهای یک ماه گذشته و کم‌تر از ۲ در روز آزمون، سن بین ۵۰ تا ۶۵ سال، فشار خون طبیعی (بین ۹ و ۱۴ سانتی‌متر جیوه) در روز آزمون، عدم ابتلا به کم‌فشاری وضعیتی و توانایی ایستادن بدون وسایل کمکی به مطالعه وارد شده‌اند. بیماران در صورت داشتن شرایطی مانند جراحی مفصل، برنامه‌ی منظم ورزشی در ۶ ماه گذشته، والگوس زانوی بیش از ۱۵ درجه، واروس زانوی بیش از ۵ درجه، اورژن کالکانئوس بیش از ۱۵ درجه، اینورژن بیش از ۱۰ درجه، صافی کف پا، اختلالات دهلیزی گوش درونی، اختلالات بینایی و یا ابتلا به هر گونه بیماری عصبی-عضلانی-اسکلتی موثر بر تعادل از مطالعه خارج شده‌اند. معیار ورود افراد سالم به مطالعه، تمایل به شرکت در آزمون و معیار خروج آن‌ها علاوه بر عدم تمایل به ادامه‌ی آزمون‌ها، مصرف داروهای موثر بر تعادل و نیز استفاده از الکل ۲۴ ساعت پیش از مطالعه بوده است.

۲-۲- رویه‌ی انجام آزمون

از افراد خواسته شده تا با پای برهنه و دست‌ها به صورت ضرب‌دری روی سینه در دو آزمون سنجش تعادل دینامیکی با چشم‌های باز و بسته شرکت کنند. آن‌ها به مدت ۳۰ ثانیه روی یک راکربورد چوبی به ابعاد ۴۰×۵۵ سانتی‌متر که به سه نیم‌بیضی با قطر کوچک ۲۶ سانتی‌متر متصل شده است ایستاده‌اند. این راکربورد با دو فنر به ضریب سفتی ۴ کیلونیوتن‌برمتر از سطح زیرین حمایت شده است. ایستادن در حالت چشم‌بسته با استفاده از یک چشم‌بند انجام شده است. در تمام حالات از داوطلبان خواسته شده است تا با تمرکز بر تعادل خود کم‌نوسان‌ترین وضعیت را حین ایستادن از خود بروز دهند. با رعایت ۱ دقیقه استراحت، هر آزمون ۳ بار تکرار شده است. در صورت از دست رفتن تعادل داوطلبان به هر صورتی نظیر باز شدن دست‌ها و کمک گرفتن از سازوکار بال زدن، جدا شدن پنجه یا پاشنه از سطح راکربورد و یا قدم برداشتن و افتادن از آن، آزمون دوباره تکرار شده است.

۲-۳- داده‌برداری

از پرسش‌نامه‌ی وومک برای بررسی درد (۵ سوال)، خشکی مفصلی (۲ سوال) و عمل‌کرد فیزیکی (۱۷ سوال) استفاده شده است. این پرسش‌نامه‌ی ارزیابی بالینی با مقیاس لیکرت ۵ نمره‌ای در مجموع ۹۶ نمره دارد که نمره‌ی بالاتر وخیم‌تر بودن

[1] Kelgren-Lawrence

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

وضعیت بالینی زانو را نشان می‌دهد. فعالیت الکتریکی عضلات مهم اندام تحتانی که در صفحه‌ی ساژیتال موثر هستند به روش داده‌برداری الکترومایوگرافی (شرکت مایون، سوئیس) در کل بازه‌ی زمانی ایستادن (۳۰ ثانیه) ثبت شده است. در تمام حالات آزمون از عضلات گاستروکنمیوس، سولئوس، تیبیالیس انتریور، بایسپس فموریس و مجموعه‌ی عضلات کوادریسپس (رکتوس فموریس، واستوس لترالیس و واستوس مدیالیس) ثبت به عمل آمده است. محل نصب الکترودها روی عضلات نیز برگرفته شده از دستورالعمل سنیام بوده که در شکل (۱) به نمایش در آمده است. داده‌برداری با بسامد ۱۲۰۰ هرتز انجام شده است. قبل از ثبت فعالیت الکتریکی عضلات، مراحل آماده‌سازی نظیر اصلاح مو، سنباده‌زنی و تمیز کردن با الکل انجام شده است.

شکل (۱)- محل نصب الکترودهای ثبت داده‌های الکترومایوگرافی از عضلات

۲-۴- تحلیل داده‌ها

داده‌های خام الکترومایوگرافی ابتدا با فیلتر باترووورث مرتبه‌ی سوم به صورت میان‌گذر با بسامدهای قطع پایین ۱۵ هرتز و بالای ۳۵۰ هرتز فیلتر شده است [۲۰]. بسامد قطع پایین برای حذف نویزهای حرکتی و بسامد قطع بالا جهت حذف نویزهای محیط داده‌برداری انتخاب شده است. پس از یک‌سوسازی، با پنجره‌هایی به عرض ۱۰۰ میلی‌ثانیه نرم‌سازی انجام شده و بر مقدار بیشینه‌ی ثبت شده‌ی هر عضله تقسیم شده است تا مقادیر به صورت نرمال بر بیشینه‌ی ارادی فعالیت عضلات (٪) گزارش شود. سپس هم‌انقباضی برای عضلات عمل کننده بر دو مفصل زانو و مچ پا بر اساس رابطه‌ی (۱) محاسبه شده است.

$$\mathrm{CCI}(t) = \frac{2\,EMG_{low}}{EMG_{low} + EMG_{high}} \times 100 \qquad (۱)$$

در این رابطه EMG_{low} و EMG_{high} به ترتیب کم‌ترین و بیش‌ترین مقدار فعالیت در بین تمام عضلات همل کننده بر مفاصل در هر لحظه از زمان است. از سیگنال شاخص هم‌انقباضی متغیرهای جذر میانگین مربعی (RMS)، تغییرپذیری (Var)، بازه‌ی تغییرات (Range) و قطع صفر تفاضلی سیگنال (DZC) محاسبه شده که روابط آن‌ها در مطالعه‌ی لی و هم‌کارانش [۲۱] آمده است.

۲-۵- تحلیل آماری

از آزمون شاپیرو-ویلک برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها، از آزمون پیرسون برای بررسی همبستگی بین نمره‌ی پرسش‌نامه‌ی وومک و متغیرهای هم‌انقباضی و از آزمون آنووا روش خطی مخلوط برای بررسی اثر استئوآرتریت و بینایی بر متغیرهای هم‌انقباضی استفاده شده است. در تمام آزمون‌ها سطح معناداری برابر ۰/۰۵ در نظر گرفته شده است.

۳- یافته‌ها

۳-۱- متغیرهای دموگرافیک

متغیرهای دموگرافیک شرکت کنندگان در جدول (۱) ارائه شده است. دو گروه سالم و بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو در سن، قد، وزن و شاخص توده‌ی بدنی همسان بوده و تفاوت معناداری بین داده‌های آن‌ها به دست نیامده است. نمره‌ی مجموع پرسش‌نامه‌ی وومک که فقط از بیماران اخذ شده نیز به طور میانگین برابر با ۴۰/۷ ثبت شده است.

جدول (۱)- میانگین (انحراف معیار) داده‌های دموگرافیک شرکت کنندگان در دو گروه سالم و بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو، تحلیل آماری با استفاده از آزمون تی مستقل بین دو گروه انجام شده است

	سن (سال)	قد (cm)	وزن (kg)	شاخص توده‌ی بدنی (kg/m^2)	نمره‌ی مجموع پرسش‌نامه‌ی وومک
گروه سالم	۵۵/۴ (۵/۶)	۱۷۰/۷ (۵/۳)	۷۷/۹ (۹/۲)	۲۶/۷ (۲/۴)	-
گروه استئوآرتریت	۵۶/۸ (۶/۱)	۱۷۲/۴ (۸/۱)	۷۶/۹ (۱۱/۹)	۲۵/۹ (۳/۸)	۴۰/۷ (۱۱/۵)
مقدار p	۰/۶۸۱	۰/۸۳۶	۰/۸۲۹	۰/۹۵۴	-

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

۳-۲- هم‌انقباضی عضلات مفصل مچ پا

استئوآرتریت زانو منجر به تغییر شاخص‌های جذر میانگین مربعی، تغییرپذیری و بازه‌ی هم‌انقباضی نشده ($p>0/05$) اما قطع صفر تفاضلی هم‌انقباضی در گروه بیماران با چشمان باز به طور معناداری بیش‌تر از گروه افراد سالم بوده است ($p=0/013$). حذف بازخوردهای بینایی با بستن چشم‌ها منجر به افزایش معنادار بازه‌ی تغییرات هم‌انقباضی مچ پا در هر دو گروه سالم ($p=0/007$) و بیمار ($p=0/005$) شده است. مقدار قطع صفر تفاضلی با بستن چشم‌ها به طور معناداری در گروه‌های سالم ($p=0/031$) و بیمار ($p<0/001$) کاهش یافته است (شکل ۲).

۳-۳- هم‌انقباضی عضلات مفصل زانو

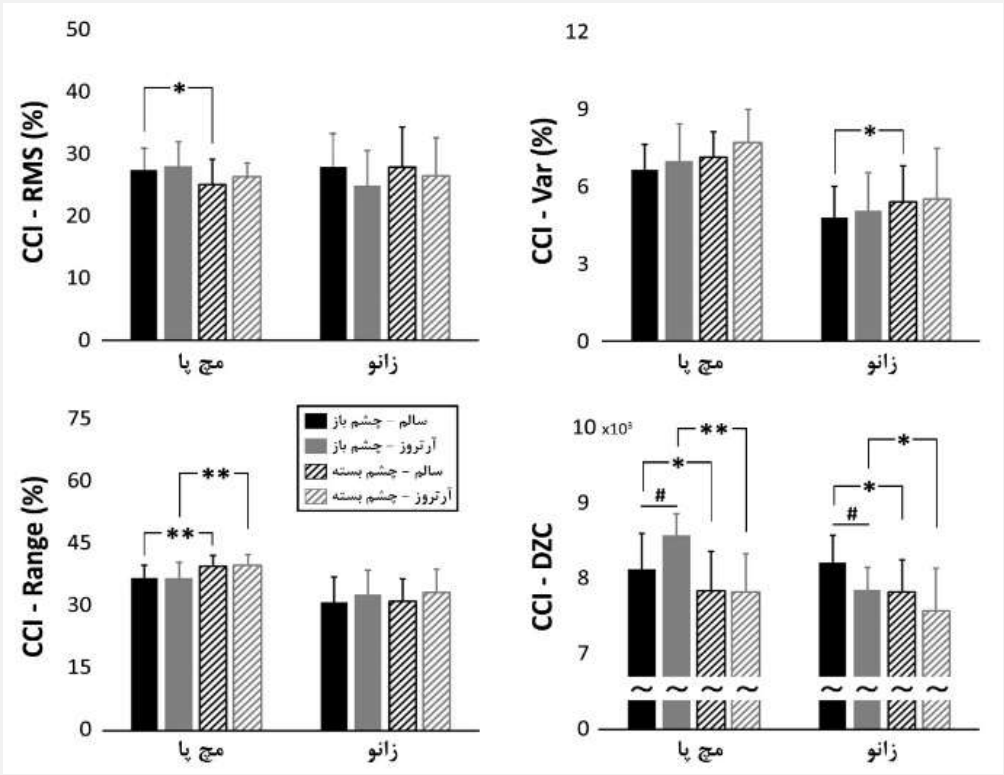
استئوآرتریت زانو باعث تغییر معنادار شاخص‌های جذر میانگین مربعی، تغییرپذیری و بازه‌ی هم‌انقباضی نشده ($p>0/05$) اما قطع صفر تفاضلی هم‌انقباضی در گروه بیماران با چشمان باز به طور معناداری کم‌تر از گروه سالم است ($p=0/015$). بستن چشم‌ها باعث تغییر معناداری در متغیرهای بازه، تغییرپذیری و جذر میانگین مربعی نشده ($p>0/05$) اما موجب کاهش معنادار قطع صفر تفاضلی هم‌انقباضی زانو در افراد سالم ($p=0/011$) و بیمار ($p=0/045$) شده است (شکل ۲).

۳-۴- همبستگی با نمره‌ی پرسش‌نامه‌ی وومک

قطع صفر تفاضلی از هم‌انقباضی عضلات زانو در حالت با چشم باز که بیش‌ترین معناداری نسبت به بیماری را داشته، به طور معناداری با نمره‌ی پرسش‌نامه‌ی وومک همبستگی مثبت دارد ($p=0/048$، $r=0/52$). با افزایش نمره‌ی پرسش‌نامه‌ی وومک مقدار قطع صفر تفاضلی هم‌انقباضی زانو نیز بیش‌تر شده است (شکل ۳). سه متغیر دیگر هم‌انقباضی هیچ همبستگی با نمره‌ی مجموع پرسش‌نامه‌ی وومک نداشته‌اند ($p>0/05$).

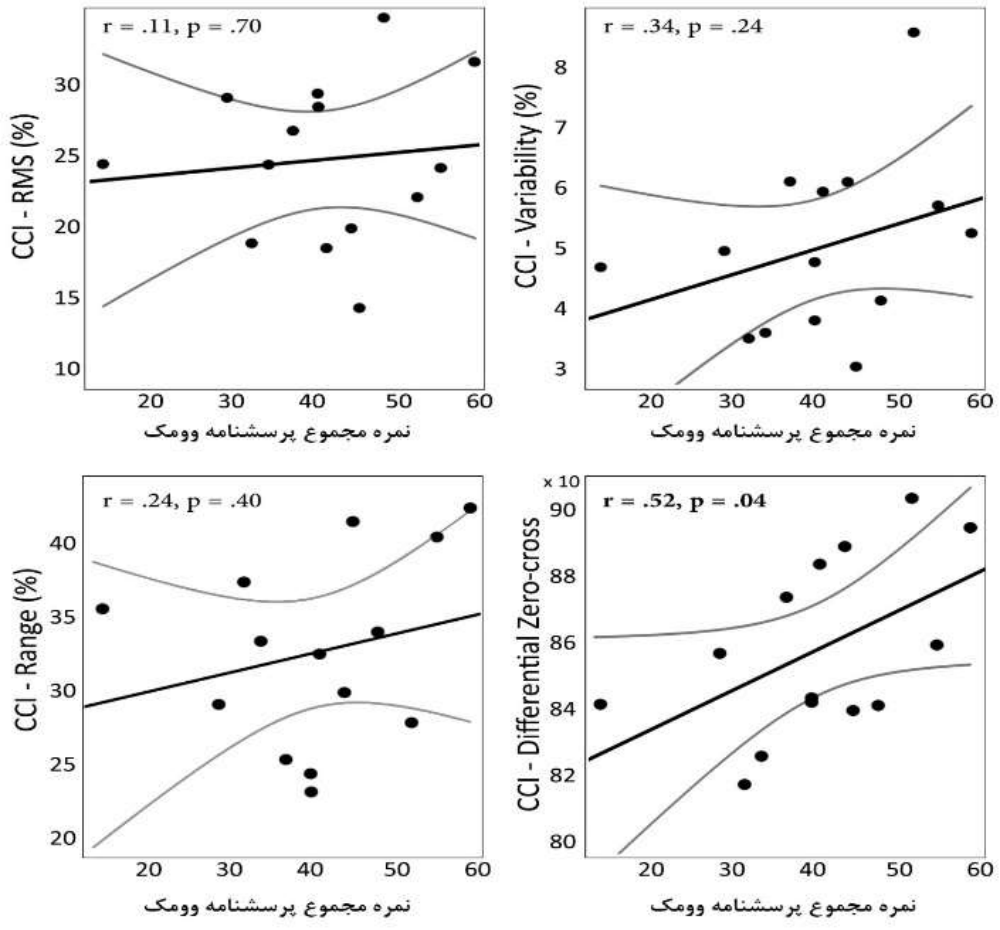
۴- بحث

در این مطالعه به بررسی میزان هم‌انقباضی عضلات ناحیه‌ی زانو و مچ پا در پاسخ به اغتشاش ناشی از ایستادن روی سطح بی‌ثبات در بیماران مبتلا به استئوآرتریت متوسط زانو و افراد سالم هم‌سن پرداخته شده است. بنا بر نتایج، متغیر قطع صفر تفاضلی شاخص هم‌انقباضی عضلات مچ و زانو تحت تاثیر استئوآرتریت زانو قرار گرفته است. حذف بازخورد بینایی، افزایش بازه‌ی تغییرات هم‌انقباضی مچ و کاهش متغیر قطع صفر تفاضلی هم‌انقباضی زانو و مچ پا در هر دو گروه سالم و بیمار را به دنبال داشته است. همبستگی مثبت و معناداری بین میزان وخامت بیماری و تغییرات هم‌انقباضی مشاهده شده است.



شکل (۲)- شاخص‌های جذر میانگین مربعی، تغییرپذیری، بازه و قطع صفر تفاضلی هم‌انقباضی عضلات مچ پا و زانو در ایستادن با چشمان باز و بسته در دو گروه افراد سالم و بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو به صورت میانگین + یک انحراف معیار، علامت‌های * و ** به ترتیب بیان‌گر سطوح معناداری $p<0/05$ و $p<0/01$ برای اثر بازخوردهای بینایی و علامت # بیان‌گر معناداری با سطح $p<0/05$ برای اثر بیماری است

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License



شکل (۳)- نمودار همبستگی پیرسون بین شاخص‌های جذر میانگین مربعی، تغییرپذیری، بازه و قطع صفر تفاضلی هم‌انقباضی عضلات زانو و نمره‌ی مجموع پرسش‌نامه‌ی وومک در ایستادن با چشمان باز در بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو

ساختار بدن به صورت ذاتی ناپایدار بوده [۲۲] و حفظ تعادل در کنترل وضعیت قرارگیری بدن به خصوص در اعمال اغتشاش از اهمیت بالایی برخوردار است [۲۳]. در این میان افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو توانایی کم‌تری برای مقابله با اغتشاش دارند [۲۴] که افزایش هم‌انقباضی یکی از راه‌کارهای این افراد برای مقابله با بی‌ثباتی است [۲۵]. کم‌تر بودن میزان قطع صفر تفاضلی هم‌انقباضی زانو بیان‌گر تعداد دفعات کم‌تر انقباض عضلات دو طرف مفصل است. به عبارت دیگر دستگاه عصبی مرکزی تمایل کم‌تری به استفاده از سازوکار سفت کردن مفصل زانو به صورت متناوب دارد. در برخی از مطالعات با ارجح دانستن الگوی تنظیم وضعیتی (افزایش جابه‌جایی برای حفظ قدرت مانور در مقابل اغتشاش) بیان شده که کاهش نوسان بدن ممکن است به کاهش توانایی فرد برای مقابله با چالش‌های تعادلی منتهی شود [۲۶]. با توجه به این که در این مطالعه امکان استفاده از راه‌برد گام برداشتن برای افراد حین آزمون‌ها وجود ندارد، دستگاه عصبی مرکزی باید راه‌بردی جبرانی برای جلوگیری از افتادن اتخاذ کند اما به احتمال زیاد وجود درد و یا حتی ترس از ایجاد درد در زانوی درگیر در گروه بیماران مانع از استفاده از سازوکار سفت کردن مفصل زانو شده است [۲۷]. از این رو دستگاه عصبی مرکزی تعداد دفعات شروع و رهاسازی هم‌انقباضی عضلات مچ پا را افزایش داده که این استراتژی با مفهوم کنترل نوبتی نزدیک است.

متغیر قطع صفر تفاضلی می‌تواند دریچه‌ای به درک مفهوم کنترل نوبتی باز کند. در کنترل نوبتی، سیستم اجازه می‌دهد که متغیر فضای حالت تا حد ممکن از نقطه‌ی تعادل دور شود اما به محض رسیدن به آستانه‌ای که بازگشت به وضعیت تعادلی را به خطر می‌اندازد، کنترل‌گر با کشاندن متغیر فضای حالت روی یکی از خطوط جذب، آن را مجددا به نقطه‌ی تعادل نزدیک می‌کند [۲۸]. از دیدگاه الکترومایوگرافی، در این حالت کنترلی، نزدیک کردن فرد به نقطه‌ی تعادل با افزایش هم‌انقباضی و رها کردن و دور شدن از آن با کاهش هم‌انقباضی همراه است. دلیل استفاده از این حالت کنترلی در سیستم‌های مختلف از جمله دستگاه عصبی-عضلانی انسان کاهش مصرف انرژی عنوان شده است [۲۹-۳۱]. هم‌انقباضی ممتد میزان انرژی زیادی را مصرف می‌کند و خستگی را به دنبال دارد. این عوامل در بلندمدت احتمال افتادن و نزدیک شدن سیستم به ناپایداری را افزایش

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

می‌دهد [۱۴]. البته در برخی مطالعات نشان داده شده است که بدن از هر دو حالت کنترل نوبتی و ممتد به صورت هم‌زمان استفاده کرده و ایفای این دو نقش را به عضلات مختلفی واگذار می‌کند [۳۲، ۳۳]. الیاس و هم‌کارانش در سال ۲۰۱۴ نشان داده‌اند که عضلات تیبیالیس قدامی و گاستروکنمیوس به صورت نوبتی به کنترل وضعیت بدن می‌پردازند در حالی که عضله‌ی سولئوس انقباض ممتد و غیرنوبتی برای حفظ تعادل دارد. آن‌ها این تفاوت را به میزان طول و نوع فیبر عضلانی غالب در این عضلات نسبت داده‌اند. عضله‌ی سولئوس با دارا بودن درصد بیش‌تری (حدود ۸۰٪) از فیبرهای نوع ۱ (کند انقباض) می‌تواند به مدت طولانی‌تری انقباض انجام دهد اما سایر عضلات پشت ساق نهایتا ۵۰٪ فیبرهای نوع ۱ دارند [۳۴].

علی‌رغم بیش‌تر بودن میزان هم‌انقباضی در افراد بیمار در مقایسه با افراد سالم در فعالیت‌هایی مانند ایستادن آرام [۳۵] و راه رفتن [۳۶]، عدم مشاهده‌ی تفاوت در میزان هم‌انقباضی این مطالعه حاکی از سختی زیاد ایستادن روی سطح بی‌ثبات است. در واقع دشواری بالای این فعالیت، افزایش هم‌انقباضی عضلات در افراد سالم و تشابه میزان فعالیت عضلات را به دنبال داشته است. فالک و هم‌کارانش بیان کرده‌اند که در سالمندی، افزایش سفتی ناشی از فیدبک به دنبال اغتشاش با کاهش کنترل پوسچرال همراه بوده که علت آن به ناتوانی فرد مانند ضعف عضلات نسبت داده شده است. سفتی فیدفوروارد نیز لزوما باعث افزایش پایداری در ایستادن نمی‌شود [۳۷].

به طور کلی سه منبع بازخورد حسی شامل بینایی، وستیبولار و حس عمقی در حفظ تعادل موثر هستند [۳۸]. بر اساس مطالعات انجام شده نقش سیستم وستیبولار نسبت به دو سیستم دیگر کم‌تر است [۳۹]. هم‌چنین اعمال اغتشاشات بالا نیز تاثیر حس عمقی را کاهش می‌دهد [۴۰]. بنابراین سیستم بینایی به جبران کمبود فعالیت در سایر سیستم‌ها پرداخته و از این رو اهمیت بسیار بالایی دارد [۴۱]. بستن چشم‌ها در این مطالعه منجر به افزایش معنادار محدوده‌ی تغییرات هم‌انقباضی مچ پا در هر دو گروه سالم و بیمار شده که این مساله حاکی از افزایش بی‌ثباتی به دنبال حذف فیدبک‌های بینایی است. با این حال تفاوتی در این رابطه در گروه بیمار مشاهده نشده که علت آن را می‌توان به افزایش شباهت شرایط افراد سالم به بیماران در سختی زیاد فعالیت نسبت داد. با حذف بازخوردهای بینایی سهم دیگر منابع حسی کمک کننده به حفظ تعادل افزایش می‌یابد. جدای از افزایش نقش سیستم وستیبولار، میزان استفاده از داده‌های حس عمقی نیز بیش‌تر می‌شود [۴۲] اما بیش‌تر حسگرهای حس عمقی به مفصل مچ پا نزدیک‌تر هستند [۴۳]. بخش قابل توجهی از حس عمقی از فشار وارد به کف پا به دستگاه عصبی مرکزی انتقال می‌یابد [۴۴]. علاوه بر این تجمع فیبرهای نوع Ia و II نیز عمدتا در عضلات پشت ساق بوده که هم‌زمان مسئول حفظ سفتی مناسب مفصل مچ پا هستند. تولید هم‌زمان نیرو با انقباض فیبرهای عضلانی و ارسال اطلاعات حس عمقی با فیبرهای عصبی، دشواری ایستادن را دو چندان می‌کند [۴۵-۴۸]. مقدار قطع صفر تفاضلی در مفاصل مچ پا و زانو با بستن چشم‌ها به طور معناداری در گروه‌های سالم و بیمار کاهش یافته که نشان دهنده‌ی اهمیت ترس از افتادن است. از عوامل موثر بر ترس از افتادن می‌توان به درد اشاره کرد [۴۹]. درد بر قدرت و هماهنگی عضلات تاثیر گذاشته [۵۰] و آن را کاهش می‌دهد که این خود ناپایداری بیش‌تر را به دنبال دارد [۵۱]. بنابراین عضلات مچ پا برای حفظ ثبات بیش‌تر، تغییرات هم‌انقباضی را کاهش می‌دهند.

با توجه به همبستگی مثبت و معنادار مشاهده شده بین قطع صفر تفاضلی و وخامت بیماری می‌توان نتیجه گرفت که افزایش هم‌انقباضی منجر به افزایش فشار مفصلی شده و عدم تغییر آن بیش‌تر شدن درد را به دنبال دارد. درد یکی از سه زیربخش پرسش‌نامه‌ی وومک بوده که در این مطالعه برای وخامت بیماری استئوآرتریت زانو استفاده شده است. بنابراین دستگاه عصبی مرکزی به منظور جلوگیری از این عارضه استفاده از سیستم کنترل نوبتی را افزایش می‌دهد.

مطالعه‌ی حاضر با محدودیت‌هایی مواجه بوده است. فعالیت الکتریکی عضلات هیپ، کمر و شکم علی‌رغم اهمیت بالای آن‌ها در راه‌برد هیپ حین ایستادن روی سطح بی‌ثبات [۵۲] بررسی نشده چرا که به علت محدودیت‌های پوششی و سن بالای افراد امکان نصب الکترودهای ثبت الکترومایوگرافی در این نواحی وجود نداشته است. علاوه بر این هم‌انقباضی عضلات در صفحه‌ی فرونتال به خصوص در سمت داخل زانو در افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو در شرایط بی‌ثبات بالا گزارش شده [۵۳] با این حال در این مطالعه تنها به بررسی هم‌انقباضی عضلات در صفحه‌ی ساژیتال (فلکسورها و اکستانسورها) پرداخته شده است. محدودیت دیگر این مطالعه، عدم بررسی میزان خستگی یا یادگیری افراد حین ایستادن (با چشم باز یا بسته) بوده است. ایستادن در مدت ۳۰ ثانیه می‌تواند آثاری از خستگی در بیماران ایجاد کند که روی متغیرهای تعادلی ثبت شده موثر است. با این حال با در نظر گرفتن ۱ دقیقه استراحت بین هر آزمون سعی شده است تا این آثار به حداقل رسانده شود. هم‌چنین حجم نمونه تنها متشکل از مردها بوده و از این رو نتایج و تفسیرهای این مطالعه لزوما قابل نسبت دادن به بانوان نیست.

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

۵- نتیجه‌گیری

در این مطالعه شاخص هم‌انقباضی حین ایستادن روی سطح بی‌ثبات با و بدون بازخوردهای بینایی در بیماران مبتلا به استئوآرتریت متوسط زانو بررسی شده است. تنها تفاوت موجود بین گروه سالم و بیمار در ایستادن با چشم باز، میزان قطع صفر تفاضلی بوده که در مفصل مچ پا و زانو به ترتیب بیش‌تر و کم‌تر گزارش شده است. در چنین شرایطی دستگاه عصبی مرکزی به منظور جلوگیری از افتادن از تغییر میزان هم‌انقباضی عضلات مچ پا استفاده می‌کند. افزایش بازه‌ی تغییرات هم‌انقباضی ناحیه‌ی مچ و کاهش تغییرات هم‌انقباضی ناحیه‌ی زانو و مچ پا به دنبال بستن چشم‌ها در هر دو گروه، حاکی از افزایش ناپایداری در این وضعیت است. همبستگی مثبت و معناداری بین میزان وخامت بیماری و تغییرات هم‌انقباضی مشاهده شده که حاکی از واکنش جبرانی در پاسخ به درد زیاد است.

بر مبنای یافته‌های این پژوهش مبنی بر همبستگی بالای میزان درد و هم‌انقباضی عضلات و نیز توجه به کاهش دقت حس عمقی این بیماران، پیشنهاد می‌شود که تمرین‌ها به افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو صرفا متمرکز بر افزایش قدرت عضلات نبوده و تمرینات تقویت حس عمقی نیز در برنامه‌های تمرینی گنجانده شود. این تمرینات می‌تواند موجب افزایش پایداری و کاهش ترس از افتادن در بیماران مبتلا به استئوآرتریت زانو شود. علاوه بر این با توجه به اهمیت بالای نقش عضلات ناحیه‌ی مچ پا حین ایستادن در شرایط بی‌ثبات و تاثیر به سزای آن‌ها در کاهش میزان درد در ناحیه‌ی زانو و سطح مصرف انرژی، تقویت ویژه‌ی این عضلات نیز پیشنهاد می‌شود.

با توجه به تاثیر به سزای عضلات ناحیه‌ی شکم، کمر و هیپ در ایستادن روی سطوح بی‌ثبات، پیشنهاد می‌شود که در مطالعات آینده میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات این نواحی و هم‌انقباضی آن‌ها حین این فعالیت مورد بررسی قرار گیرد. علاوه بر این، بررسی هم‌انقباضی عضلات زانو در صفحه‌ی فرونتال (به ویژه ابداکتورهای ران) از جمله موضوعات پیشنهادی دیگری بوده که در بیماران مبتلا به استئوآرتریت از اهمیت بالایی برخوردار است. انجام مطالعه‌ی حاضر در حجم نمونه‌ی بیش‌تر و مقایسه‌ی تاثیر جنسیت بر این فاکتورها نیز می‌تواند جنبه‌های نامکشوف این مطالعه را روشن نماید.

۶- مراجع

[1] Cross M, Smith E, Hoy D, Nolte S, Ackerman I, Fransen M, et al. The global burden of hip and knee osteoarthritis: estimates from the global burden of disease 2010 study. Annals of the rheumatic diseases. 2014; 73 (7): 1323-30.

[2] Bortoluzzi A, Furini F, Scirè CA. Osteoarthritis and its management-Epidemiology, nutritional aspects and environmental factors. Autoimmunity reviews. 2018; 17 (11): 1097-104.

[3] Zhang Y, Li X, Wang Y, Ge L, Pan F, Winzenberg T, et al. Association of knee and hip osteoarthritis with the risk of falls and fractures: a systematic review and meta-analysis. Arthritis Research & Therapy. 2023; 25 (1): 184.

[4] Darbandi M, Shadmani FK, Miryan M, Ghalandari M, Mohebi M, Jam SA, et al. The burden of osteoarthritis due to high Body Mass Index in Iran from 1990 to 2019. Scientific Reports. 2023; 13 (1): 11710.

[5] Dehghan A, Soleimani Salehabadi H, Jamshidi A, Kamali Z, Mali M, Faezi ST, et al. Epidemiology of musculoskeletal symptoms, rheumatologic disorders, and disability in the Zoroastrian population in Yazd, Iran: a WHO-ILAR COPCORD study (stage 1). BMC rheumatology. 2021; 5: 1-9.

[6] Huang L, Zhang Y, Li Q. Investigating the causal relationship between physical activity and incident knee osteoarthritis: a two-sample Mendelian randomization study .Scientific Reports. 2024; 14 (1): 1663.

[7] El-Adham NA, Abdelhady MS, Osman ZHH. Effect of Nursing Education program on Knowledge, Uncertainty, Mastery, Pain, and Quality of Life for Knee Osteoarthritis Patients. Int J Novel Res Healthc Nurs. 2019; 6 (3): 867-81.

[8] Hosseini I, Najafi Ashtiani MN, Bahrpeyma F. Correlation between the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC) scores and the stability metrics in patients with knee osteoarthritis. International Journal of Musculoskeletal Pain Prevention. 2022; 7 (3): 741-9.

[9] Peixoto JG, Dias JMD, Dias RC, da Fonseca ST, Teixeira-Salmela LF. Relationships between measures of muscular performance, proprioceptive acuity, and aging in elderly women with knee osteoarthritis. Archives of gerontology and geriatrics. 2011; 53 (2): e253-e7.

[10] Li G, Shourijeh MS, Ao D, Patten C, Fregly BJ. How well do commonly used co-contraction indices approximate lower limb joint stiffness trends during gait for individuals post-stroke? Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2021; 8: 588908.

[11] Rashid SA, Hussain ME, Bhati P, Veqar Z, Parveen A, Amin I, et al. Muscle activation patterns around knee following neuromuscular training in patients with knee osteoarthritis: secondary analysis of a randomized clinical trial. Archives of physiotherapy. 2022; 12 (1): 19.

[12] Heiden TL, Lloyd DG, Ackland TR. Knee joint kinematics, kinetics and muscle co-contraction

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

[25] Sanders O, Hsiao HY, Savin DN, Creath RA, Rogers MW. Aging changes in protective balance and startle responses to sudden drop perturbations. Journal of neurophysiology. 2019; 122 (1): 39-50.
[26] Kal EC, Young WR, Ellmers TJ. Balance capacity influences the effects of conscious movement processing on postural control in older adults. Human movement science. 2022; 82: 102933.
[27] Preece SJ, Jones RK, Brown CA, Cacciatore TW, Jones AK .Reductions in co-contraction following neuromuscular re-education in people with knee osteoarthritis. BMC musculoskeletal disorders. 2016; 17: 1-12.
[28] Asai Y, Tateyama S, Nomura T. Learning an intermittent control strategy for postural balancing using an EMG-based human-computer interface. PLoS One. 2013; 8 (5): e62956.
[29] Asai Y, Tasaka Y, Nomura K, Nomura T, Casadio M, Morasso P. A model of postural control in quiet standing: robust compensation of delay-induced instability using intermittent activation of feedback control. PloS one. 2009; 4 (7): e6169.
[30] Suzuki Y, Nomura T, Casadio M, Morasso P. Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing: a theoretical proposal based on a double inverted pendulum model. Journal of theoretical biology. 2012; 310: 55-79.
[31] Yoshikawa N, Suzuki Y, Kiyono K, Nomura T. Intermittent feedback-control strategy for stabilizing inverted pendulum on manually controlled cart as analogy to human stick balancing. Frontiers in computational neuroscience. 2016; 10: 34.
[32] Vieira TM, Loram ID, Muceli S, Merletti R, Farina D. Recruitment of motor units in the medial gastrocnemius muscle during human quiet standing: is recruitment intermittent? What triggers recruitment? Journal of neurophysiology. 2012; 107 (2), 666-76.
[33] Héroux ME, Dakin CJ, Luu BL, Inglis JT, Blouin J-S. Absence of lateral gastrocnemius activity and differential motor unit behavior in soleus and medial gastrocnemius during standing balance. Journal of applied physiology. 2014; 116 (2): 140-8.
[34] Elias LA, Watanabe RN, Kohn AF. Spinal mechanisms may provide a combination of intermittent and continuous control of human posture: predictions from a biologically based neuromusculoskeletal model. PLoS computational biology. 2014; 10 (11): e1003944.
[35] Preece S, Brookes N, Walsh N, Williams A, Starbuck C, Griffiths B, et al. The development of a new EMG biofeedback intervention for people with knee osteoarthritis. Osteoarthritis and Cartilage. 2020; 28: S238.
in knee osteoarthritis patient gait. Clinical biomechanics. 2009; 24 (10): 833-41.
[13] Ivanenko YP, Levik YS, Talis V, Gurfinkel V. Human equilibrium on unstable support: the importance of feet-support interaction. Neuroscience letters. 1997; 235 (3): 109-12.
[14] Hosseini I, Ashtiani MN, Bahrpeyma F. Postural Stability in Patients with Moderate Knee Osteoarthritis: Roles of Visual Feedback and Dynamic Perturbations. Journal of Rehabilitation Sciences & Research. 2021; 8 (4): 189-97.
[15] Dixon PC, Gomes S, Preuss RA, Robbins SM. Muscular co-contraction is related to varus thrust in patients with knee osteoarthritis . Clinical Biomechanics. 2018; 60: 164-9.
[16] Schrijvers JC, van den Noort JC, van der Esch M, Harlaar J. Neuromechanical assessment of knee joint instability during perturbed gait in patients with knee osteoarthritis. Journal of Biomechanics. 2021; 118: 110325.
[17] Kiss RM. Effect of degree of knee osteoarthritis on balancing capacity after sudden perturbation. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2012; 22 (4): 575-81.
[18] Hafezi M, Rahemi Z, Ajorpaz NM, Izadi FS. The effect of the Alexander Technique on pain intensity in patients with chronic low back pain: A randomized controlled trial. Journal of Bodywork and Movement Therapies. 2022; 29: 54-9.
[19] Schiphof D, Boers M, Bierma-Zeinstra SM. Differences in descriptions of Kellgren and Lawrence grades of knee osteoarthritis. Annals of the rheumatic diseases. 2008; 67 (7): 1034-6.
[20] Kim J, Son J, Kim Y. Consistency of the optimized bandwidth in filter-based fatigue index. International journal of precision engineering and manufacturing. 2014; 15: 2473-7.
[21] Li Y, Song H, Shen L, Wang Y. The efficacy and safety of moderate aerobic exercise for patients with Parkinson's disease: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. Annals of Palliative Medicine. 2021; 10 (3): 2638649-2649.
[22] Shanbhag J, Wolf A, Wechsler I, Fleischmann S, Winkler J, Leyendecker S, et al. Methods for integrating postural control into biomechanical human simulations: a systematic review. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2023; 20 (1): 111.
[23] Kaewmanee T ,Aruin AS. The role of predictability of perturbation in control of posture: a scoping review. Motor control. 2021; 26 (1): 97-143.
[24] Pater ML, Rosenblatt NJ, Grabiner MD. Knee osteoarthritis negatively affects the recovery step following large forward-directed postural perturbations. Journal of Biomechanics. 2016; 49 (7): 1128-33.

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

[36] Zeni JA, Rudolph K, Higginson JS .Alterations in quadriceps and hamstrings coordination in persons with medial compartment knee osteoarthritis. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2010; 20 (1): 148-54.
[37] Falk J, Strandkvist V, Pauelsen M, Vikman I, Nyberg L, Röijezon U. Increased co-contraction reaction during a surface perturbation is associated with unsuccessful postural control among older adults. BMC geriatrics. 2022; 22 (1): 438.
[38] Gaerlan MG, Alpert PT, Cross C, Louis M, Kowalski S. Postural balance in young adults: the role of visual, vestibular and somatosensory systems. Journal of the American Association of Nurse Practitioners. 2012; 24 (6): 375-81.
[39] Eikema DJ, Hatzitaki V, Tzovaras D, Papaxanthis C. Application of intermittent galvanic vestibular stimulation reveals age–related constraints in the multisensory reweighting of posture. Neuroscience letters. 2014; 561: 112-7.
[40] Peterka RJ. Sensorimotor integration in human postural control. Journal of neurophysiology. 2002; 88 (3): 1097-118.
[41] Diener H-C, Dichgans J. On the role of vestibular, visual and somatosensory information for dynamic postural control in humans. Progress in brain research. 1988; 76: 253-62.
[42] Daneshmandi H, Norasteh AA, Zarei H. Balance in the blind: A systematic review. Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal. 2021; 11 (1): 1-12.
[43] Wright WG, Ivanenko YP, Gurfinkel VS. Foot anatomy specialization for postural sensation and control. Journal of neurophysiology. 2012; 107 (5): 1513-21.
[44] Inglis JT, Kennedy PM, Wells C, Chua R. The role of cutaneous receptors in the foot. Sensorimotor control of movement and posture: Springer; 2002, 111-7.
[45] Applegate C, Gandevia S, Burke D. Changes in muscle and cutaneous cerebral potentials during standing. Experimental brain research. 1988; 71: 183-8.
[46] Eklund G. General features of vibration-induced effects on balance. Upsala journal of medical sciences. 1972; 77 (2): 112-24.
[47] Katz R, Meunier S, Pierrot-Deseilligny E. Changes in presynaptic inhibition of Ia fibres in man while standing. Brain. 1988; 111 (2): 417-37.
[48] Błaszczyk JW, Fredyk A, Błaszczyk PM, Ashtiani M. Step response of human motor system as a measure of postural stability in children. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2020; 28 (4): 895-903.
[49] Fernandes SG, Sales WB, Tavares DV, da Silva Pereira D, de Negreiros Nóbrega PV, de Almeida Holanda CM, et al. Relationship between pain, fear of falling and physical performance in older people residents in long-stay institutions: a cross-sectional study. International journal of environmental research and public health. 2022; 19 (19): 12014.
[50] Graven-Nielsen T, Arendt-Nielsen L. Impact of clinical and experimental pain on muscle strength and activity. Current rheumatology reports. 2008; 10 (6): 475-81.
[51] Henriksen M ,Alkjær T, Lund H, Simonsen EB, Graven-Nielsen T, Danneskiold-Samsøe B, et al. Experimental quadriceps muscle pain impairs knee joint control during walking. Journal of Applied Physiology. 2007; 103 (1): 132-9.
[52] Hwang S, Agada P, Kiemel T, Jeka JJ. Identification of the unstable human postural control system. Frontiers in systems neuroscience. 2016; 10: 22.
[53] Schmitt LC, Rudolph KS. Muscle stabilization strategies in people with medial knee osteoarthritis: the effect of instability. Journal of Orthopaedic Research. 2008; 26 (9): 1180-5.

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License