Original Article

Studying the effect of perturbation training on gait kinematics of patients with anterior cruciate ligament injury

Abbasi L, Jamshidi AA*, Sanjari MA, Sayadi S, Seyed Mohseni S

Rehabilitation Research Center, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, I. R. Iran.

Received December 5, 2010; Accepted January 29, 2011

Abstract:

Background: Anterior cruciate ligament (ACL) damage is the most common injury of knee. It can change gait kinematics. Neuromuscular training and perturbation treatment programs are supposed to be effective in modifying gait kinematics of patients with ACL damage. The purpose of this study was to determine the effect of modified perturbation training protocol on gait kinematics in ACL deficient patients.

Materials and Methods: Ten professional male athletes, between 18 and 45 years, with at least 6 and at most 24 months history of unilateral ACL rupture were enrolled in the study. Kinematics data of hip, knee and ankle joints were recorded using electrogoniameter device during walking before and after ten sessions of perturbation training. IKDC Subjective and Lysholm questionnaires scores were analyzed before and after training.

Results: IKDC Subjective and Lysholm questionnaires scores significantly improved after treatment (P=0.005). Hip range of motion (P=0.02), peak flexion of hip (P=0.02), hip angle at stance phase (P=0.02) and peak dorsiflexion of ankle (P=0.03) were significantly increased after training.

Conclusion: Perturbation training probably affects neuromuscular control and modifies feed-forward control, thus it can improve compensatory patterns of ACL deficient patients during gait. ACL deficient patients may adapt their problem with further use of hip joint and increasing hip flexion.

Keywords: Anterior cruciate ligament, Gait kinematics, Perturbation training

* **Corresponding Author.**
Email: aa-jamshidi@tums.ac.ir
Tel: 0098 912 393 7686
Fax: 0098 711 627 2495

Conflict of Interests: ***No***

Feyz, Journal of Kashan University of Medical Sciences, Supplement, 2011; Vol. 14, No 5, Pages 473-482

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2025-12-19]

بررسی تاثیر تمرینات اغتشاشی بر کینماتیک راه رفتن افراد با ضایعه لیگامنت صلیبی قدامی

لیلا عباسی [۱]، علی اشرف جمشیدی [۲*]، محمد علی سنجری [۲]، سعید صیادی [۳]، سعیده سید محسنی [٤]

خلاصه

سابقه و هدف: آسیب لیگامنت صلیبی قدامی (Anterior Cruciate Ligament; ACL) شایع‌ترین آسیب لیگامنتی زانو بوده و ضایعه آن منجر به تغییر کینماتیک راه رفتن می‌شود. برنامه‌های تمرینی نوروماسکولار همانند روش اغتشاش درمانی می‌تواند به آرامی کینماتیک راه رفتن بیماران با ضایعه لیگامنت صلیبی قدامی (ACLD) را اصلاح کند. هدف از انجام این مطالعه بررسی تاثیر پروتکل تعدیل شده اغتشاش درمانی بر کینماتیک راه رفتن افراد ACLD است.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه۱۰ مرد ورزشکار حرفه ای (٤٥-۱۸ سال) که حداقل ٦ ماه و حداکثر ۲ سال از بروز ضایعه آنها گذشته بود، شرکت داده شدند. کینماتیک راه رفتن این بیماران در مفاصل هیپ، زانو و مچ، قبل و بعد از دریافت ۱۰ جلسه تمرینات اغتشاشی به‌وسیله دستگاه الکتروگونیامتر ارزیابی شد. نمرات پرسشنامه‌هایIKDC Subjective و Lysholm قبل و بعد از درمان نیز بررسی شدند.

نتایج: یافته‌های مطالعه نشان دادند که نمرات پرسشنامه‌ها (P=۰/۰۲)، دامنه حرکتی مفصل هیپ (P=۰/۰۲)، حداکثر زاویه فلکشن مفصل هیپ (P=۰/۰۲) و زاویه مفصل هیپ در فاز stance (P=۰/۰۲) و حداکثر زاویه دورسی فلکشن مچ (P=۰/۰۳) در مقایسه با قبل از درمان افزایش قابل توجهی پیدا کردند.

نتیجه‌گیری: احتمالا تمرینات اغتشاشی با ایجاد تاثیرات عصبی عضلانی و بهبود کنترل فید فوروارد سبب بهبود الگوهای جبرانی بیماران ACLD می‌شود. این افراد احتمالا با استفاده بیشتر از مفصل هیپ و ایجاد فلکشن بیشتر و نیز دامنه حرکتی بیشتر در این مفصل می‌توانند کنترل را به‌طور موثری از زانو دور کنند و به‌عهده مفصل هیپ بگذارند.

واژگان کلیدی: لیگامنت صلیبی قدامی، کینماتیک راه رفتن، تمرینات اغتشاشی

فصلنامه علمی – پژوهشی فیض، دوره چهاردهم، شماره ٥، ضمیمه ۱۳۸۹، صفحات ٤۸۲-٤۷۳

مقدمه

آسیب لیگامنت صلیبی قدامی شایع‌ترین آسیب لیگامنتی زانو می‌باشد [۱]. این لیگامنت نه تنها نقش مکانیکی در مقید کردن حرکت غیرفعال زانو دارد، که از طریق مکانورسپتورهای موجود در بافت خود نقش حسی نیز دارد که در ارتباط با سیستم عصبی عضلانی فیدبک حس عمقی را در حین ورزش و تمرین فراهم می‌کند [۲]. ضایعه لیگامنت صلیبی قدامی منجر به تغییر در کینتیک، کینماتیک و الگوی مصرف انرژی در حین راه رفتن می‌شود [٥-۳]. الگوی راه رفتن در افراد مبتلا به ضایعه لیگامنت صلیبی قدامی کاملا با افراد نرمال متفاوت است [٦].

برخی افراد بعد از پارگی لیگامنت صلیبی قدامی قادر به ایجاد ثبات بسیار خوبی در زانوی خود هستند ولی بیشتر افراد در فعالیت‌های روزمره دچار بی‌ثباتی می‌شوند [۷]. پاسخ‌های فیزیولوژیکی و استراتژی‌های کنترل حرکتی در افرادی که به خوبی با ضایعه لیگامنت صلیبی قدامی سازگاری حاصل می‌کنند با گروهی که به خوبی قادر به جبران نیستند، متفاوت است [٦]. از آن جا که مدت زمان لازم برای شروع رفلکس حفاظتی عضلانی لیگامنتی بسیار بیشتر از مدت زمان ایجاد ضایعه می‌باشد [۸]. لذا حفاظت از مفصل توسط مکانیسم رفلکسی بالا یعنی فیدبک زیر سوال می‌رود و ضرورت استفاده از مکانیسم دیگری به نام فیدفوروارد مطرح می‌شود [۹]. اغتشاش درمانی یکی از روش‌های آموزشی عصبی عضلانی است که بر پایه فیدفوروارد طراحی شده است [۹]. در کل توانبخشی با درمان‌های پروپریوسپتیو می‌تواند سبب بهبود ثبات دینامیک زانو در افراد مبتلا به ضایعه لیگامنت صلیبی قدامی گردد [۱۱،۱۰]. به دنبال اغتشاش درمانی در این افراد کینماتیک به آرامی تغییر یافته و فعالیت ابنرمال عضلانی در حین راه رفتن تحت تاثیر قرار می‌گیرد، تغییرات اندکی هم در الگوی فعالیت عضلانی ایجاد می‌شود که منجر به افزایش ثبات دینامیک زانو می‌شود [۱۳،۱۲]. در کل افرادی که دچار ضایعه لیگامنت

[۱] دانشجوی دکتری تخصصی فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

[۲] استادیار، مرکز تحقیقات توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

[۳] کارشناس ارشد کاردرمانی جسمانی، مرکز تحقیقات توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

[۴] کارشناسی ارشد ارتوپدی فنی، مرکز تحقیقات توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

* **نشانی نویسنده مسوول:**

تهران، خیابان میر عماد، میدان مادر، خیابان شاه نظری، دانشکده علوم و توانبخشی ایران

تلفن: ۰۹۱۲ ۳۹۳۷۶۸۶ **دورنویس:** ۰۷۱۱ ۶۲۷۲۴۹۵

پست الکترونی: aa-jamshidi@tums.ac.ir

تاریخ دریافت: ۸۹/۹/۱۴ **تاریخ پذیرش نهایی:** ۸۹/۱۱/۹

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2025-12-19]

صلیبی قدامی می‌شوند با استفاده از الگوهای جبرانی راه می روند تا با این شرایط تطابق حاصل نمایند و مانع از اعمال کشش و آسیب دوباره به سایر عناصر حمایتی شوند. از آن جا که برخی افراد پس از آسیب لیگامنت صلیبی قدامی بدون انجام جراحی به سطح بالایی از فعالیت می رسند و به عملکرد قبل از آسیب برمی-گردند، شاید بتوان گفت که علت شکست بقیه افراد نقص در یافتن برنامه‌های توانبخشی کارآمد باشد. همانطور که Berchuck و Andriacchi در سال ۱۹۹۰ نشان دادند، عمده مشکل افرادی که ضایعه لیگامنت صلیبی قدامی دارند در راه رفتن است [۳] و در این مطالعه هم سعی بر آن است که تاثیر این درمان‌ها بر روی مهمترین عملکرد این افراد یعنی راه رفتن بررسی گردد. در این تحقیق اغتشاش درمانی بر اساس اصول پروتکل Fitzgerald که در سال ۲۰۰۰ ارائه گردیده است طراحی شده است [۱٤]. تاثیر پذیری این درمان با استفاده از آنالیز کینماتیکی راه رفتن در مفاصل اندام تحتانی قبل و بعد از درمان مشخص گردید. انتظار آن بود که اغتشاش درمانی بتواند الگوی کینماتیکی مفاصل را در حین راه رفتن تغییر بدهد و به افراد نرمال نزدیک کند. در مقالات و مطالعاتی که تا کنون انجام شده است، راه رفتن در محیط آزمایشگاه و در فضایی بسته و با ابعاد محدود صورت گرفته است و فرد تعداد سیکل‌های معدودی را انجام می‌داده است اما در این مطالعه افراد در فضای باز (دور حیاط دانشکده) و در شرایطی مشابه وضعیت نرمال به مدت طولانی تر راه رفتند.

مواد و روش‌ها

برای انجام این مطالعه بالینی نمونه‌گیری به روش غیراحتمالی قضاوتی از بین بیماران در دسترس صورت پذیرفت و در آن ۱۰ مرد ورزشکار حرفه‌ای مبتلا به پارگی کامل لیگامنت صلیبی قدامی که تحت عمل جراحی قرار نگرفته بودند در آزمایشگاه بیومکانیک مرکز تحقیقات دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی ایران مورد بررسی قرار گرفتند (حجم نمونه توسط متخصص آمار تعیین شد). بیماران در دامنه سنی ٤٥-۱۸ سال که حداقل ٦ ماه و حداکثر ۲ سال از آسیب آنها گذشته بود پس از مراجعه به پزشک ارتوپد و تایید پارگی کامل لیگامنت صلیبی قدامی به‌وسیله MRI و یا آرتروسکوپی جهت ورود به به مطالعه معرفی شدند. پس از معاینات بالینی توسط آزمون‌گر و دارا بودن شرایط تحقیق جهت ورود به مطالعه تایید شدند. بیمارانی که درد و التهاب حاد در زانو، ناراحتی‌های قلبی ریوی و مشکلات دیگری از جمله ژنوواروم، پیچ خوردگی مچ پا، کمر درد و سرگیجه داشتند به مطالعه وارد نمی‌شدند. بیماران قادر به راه رفتن بدون وسیله کمکی بودند و توانایی حفظ تعادل روی یک پا در تمام صفحات حرکتی و با چشم باز روی سطح صاف را داشتند. دامنه حرکتی حداقل ۹۰ درجه در مفصل زانو و قدرت عضلانی حداقل ٤+ را نیز در عضلات اندام تحتانی داشتند. ضمن روند مطالعه در صورتی‌که بیماران تمایل به ادامه همکاری نداشتند از مطالعه خارج می شدند. از دستگاه الکتروگونیامتر بیومتریکس مدل SG برای اندازه گیری حرکات زاویه‌ای اندام‌ها استفاده شد و حرکات مفاصل هیپ، زانو و مچ پا در صفحه ساژیتال حین راه رفتن ثبت شد. دو foot switch، یکی زیر پاشنه، در محل برخورد آن با زمین در لحظه heel contact و دیگری زیر انگشت شست در محلی که در زمان toe off از زمین جدا می شود، وصل شد تا به این وسیله سیکل‌های راه رفتن و فاز stance و swing مجزا شوند. از تخته تعادل دو جهته و تخته تعادل چند جهته برای وارد نمودن اغتشاش در صفحات مختلف حرکتی، و تخته چرخ دار جهت وارد نمودن اغتشاش در حالت بی ثبات تر استفاده شد. در مراحل آخر تمرینات از پرتاب توپ نیز برای کاربردی تر کردن تمرینات استفاده شد. پس از ورود بیماران به مطالعه توانایی بیماران در حفظ وضعیت متعادل روی یک اندام روی سطح صاف و تخته دو جهته با چشم باز ارزیابی گردید. بیماران پرسشنامه‌های lysholm و IKDC سابژکتیو را که راجع به علائم و سابقه ورزشی و سطح فعالیت فیزیکی بیمار است، پر کردند و رضایت نامه کتبی از آنها اخذ شد. قبل از شروع ارزیابی روش کار و مراحل انجام تست برای بیماران توضیح داده شد. و در صورت عدم تمایل بیماران به همکاری، از مطالعه خارج می-شدند. الکتروگونیامترها روی هیپ، زانو و مچ بیمار مطابق شکل شماره ۱ متصل گردید. پس از ثابت نمودن الکترودها با استفاده از چسب دو طرفه، سیم‌های مربوطه به کانال‌های آنالوگ دستگاه وصل شدند. در این مرحله یکی از foot switch ها به زیر پاشنه در محلی که هنگام heel strike با زمین برخورد می کند، متصل شد و foot switch دوم به زیر شست در مکانی که هنگام toe off از زمین بلند می‌شود چسبید، سیم مربوط به foot switch به کانال دیجیتال دستگاه متصل گردید نرخ نمونه برداری foot switch و الکتروگونیامتر ۱۰۰ هرتز تعیین شد. سپس سیم‌ها به گونه‌ای که مزاحم حرکت بیمار نگردد، جمع شد، بیمار کفش و لباس خود را پوشیده و دستگاه داخل یک ویلچر گذاشته شد. قبل از آنکه بیمار شروع به حرکت کند، در وضعیت ایستادن نوترال زوایای مفصلی صفر شد. بیمار به مدت ۱۰ دقیقه دور حیاط دانشکده با سرعت معمول خود راه می رفت آزمونگر هم پشت سر بیمار همراه با ویلچر حرکت می کرد. بعد از ارزیابی اول، در

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2025-12-19]

جلسات بعد درمان شروع شده و هر جلسه درمانی به مدت ۹۰ دقیقه طول می‌کشید. از دوچرخه ثابت به مدت ۵ دقیقه و با لود ۱ برای warm up استفاده می‌گردید و حرکات کششی اندام تحتانی قبل از شروع درمان برای هر دو سمت سالم و مبتلا و هر کدام به مدت ۳۰ ثانیه در هر جلسه انجام می‌شد. در جلسات اول درمان روی تخته های تعادلی در پارالل بار انجام می‌شد. با پیشرفت درمان به تدریج راهنمایی‌های شفاهی حذف شد و سرعت و شدت اغتشاش به تدریج با توجه به وضعیت بیمار افزایش می یافت. میزان اغتشاش و جابه‌جایی صفحات ۱-۲ اینچ بود و بیمار می-بایست ۱ دقیقه وضعیت خود را روی صفحات حفظ نماید. در جلسات انتهایی درمان حفظ تعادل با حرکات خاصی همانند پرتاب توپ با دست و با اندام تحتانی همراه شد که البته زمان شروع آن بسته به بهبود مهارت‌های بیمار بود. به این ترتیب که آزمونگر توپ را ابتدا در صفحه ساژیتال و سپس با پیشرفت بیمار در صفحه فرونتال و دیاگونال برای بیمار پرتاب می‌کرد و بیمار ضمن حفظ تعادل توپ را با دو دست پرتاب می‌نمود. با کسب این مهارت بیمار با استفاده از یک دست توپ را در صفحات ساژیتال، فرونتال و دیاگونال بر می‌گرداند. پس از کسب این مهارتها آزمونگر توپ را در صفحه ساژیتال برای بیمار پرتاب می کرد و بیمار هم به آن لگد می‌زد، در ابتدا با پای مبتلا و در صفحه ساژیتال سپس در صفحات فرونتال و دیاگونال، به نحوی که بیمار برای لگد زدن به توپ از داخل و خارج پا نیز استفاده می کرد، مثلا آزمون‌گر در صفحه فرونتال توپ را به پشت پای بیمار پرتاب می کرد و بیمار مجبور می شد برای لگد زدن به آن اندام را به داخل بچرخاند و با داخل پا به آن ضربه بزند. در مرحله بعد با یادگیری این مهارت‌ها، همین روند برای پای سالم نیز تکرار می گردید. در ضمن در اوایل از بیمار خواسته می‌شد پس از ضربه زدن پا را روی تخته تعادل قرار دهد و مکث کند اما به تدریج بدون گذاشتن پا روی تخته، با ضربات متوالی به توپ ضربه میزد بدون اینکه پا را روی تخته تعادل قرار دهد. لذا تمام مراحل درمان بر روی تخته های تعادلی انجام می گرفت. بعد از اتمام ۱۰ جلسه درمان، کینماتیک راه رفتن بیمار عینا شبیه جلسه اول ارزیابی گردید. هزینه ای بابت درمان از بیماران گرفته نشد. شکل شماره ۱ اتصال الکتروگونیامترها را روی مچ و زانو نشان می‌دهد. پارامترها با استفاده از انطباق منحنی مفصل با منحنی foot switch به‌دست آمد. به این صورت که در زمان برخورد پاشنه پای بیمار با زمین ابتدا foot switch پاشنه روشن می‌شد و این لحظه برخورد به عنوان زمان Heel Strike در نظر گرفته شد. با انطباق این دوره بر منحنی مفصل، زاویه مفصل در لحظه Heel Strike محاسبه شد. در زمانی از سیکل راه رفتن که فشار انگشت شست بر فوت سوییچ برداشته می‌شد، اندام وارد فاز swing می‌گردید، که مجددا با انطباق منحنی میانگین مفاصل بر آن، زاویه هر کدام از مفاصل در این فاز از راه رفتن محاسبه می‌شد. این پارامترها برای مفصل هیپ و مچ نیز محاسبه شد. آنالیزهای آماری با استفاده از نرم افزار SPSS ویرایش ۱۱/۵ انجام شد. لازم به توضیح است که قبل از انجام مقایسات، نرمالیتی داده‌ها به وسیله تست Kolmogorov Smironov بررسی شد و به علت نرمال نبودن توزیع داده‌ها از تست nonparametric Wilcoxon test استفاده شد.

شکل شماره ۱- نحوه اتصال الکترودهای الکتروگونیامتر بیومتریکس را بر مفصل زانو و مچ نشان می‌دهد

نتایج

جدول شماره ۱ نتایج حاصل از بررسی نرمالیتی تعدادی از پارامترهای مورد مطالعه را نشان می‌دهد. جداول زیر میانگین، انحراف معیار و نتایج حاصل از مقایسه آماری متغیرهای کینماتیکی مورد مطالعه در کل افراد ACLD قبل از درمان و بعد از درمان می‌باشد. همانطور که از جدول شماره ۲ بر می‌آید نتایج پرسشنامه IKDC Subjective و Lysholm بهبود قابل ملاحظه‌ای را بعد از درمان در همه افراد شرکت کننده در مطالعه نشان می‌دهد. میانگین نمره ۱۰ فرد شرکت کننده در آزمون از پرسشنامه IKDC Subjective قبل از درمان ۵۷ بوده است که بعد از درمان به ۸۲/۶ ارتقا یافته است و از طرفی نمره میانگین مجموع نمونه‌ها در پرسشنامه Lysholm قبل از درمان ۷۱/۵ بوده است و پس از درمان به ۹۰/۱ بهبود یافته است. متغیرهای کینماتیکی مورد مطالعه که قبل و بعد از درمان با تمرینات اغتشاشی تغییر معنی‌داری پیدا کرده اند در جدول شماره ۳ آمده است و همانطور که پیداست این متغیرها همگی مربوط به مفصل ران و مچ پا هستند و متغیرهای مورد مطالعه در مفصل زانو اعم از دامنه حرکتی و میانگین زاویه مفصل زانو و سایر متغیرها بعد از درمان تفاوت قابل ملاحظه‌ای با قبل از درمان پیدا نکرده است ($P>۰/۰۵$). هر چند که مثلا میانگین زاویه مفصل زانو در افراد شرکت کننده در مطالعه قبل از درمان از

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2025-12-19]

۱۵/٤ به ۱٦/٤ درجه بعد از درمان رسیده است (P=۰/۷۲) و یا دامنه حرکتی مفصل زانو قبل از درمان ۵۵/٤ درجه بوده است و بعد از درمان به ۵٦/۷ درجه رسیده است (P=۰/۹۵) و همچنین میانگین زاویه زانو در افراد مورد مطالعه در فاز سکون راه رفتن قبل از درمان ٤/۸ درجه بوده است و بعد از دریافت تمرینات اغتشاشی به ٦/۱ درجه رسیده است (P=۰/۳۸)، ولی این افزایش از نظر آماری قابل توجه نمی‌باشد. از طرفی معلوم است که الگوی کینماتیکی مفصل ران بعد از درمان تفاوت معناداری یافته است و دامنه حرکتی مفصل ران، حداکثر زاویه فلکشن مفصل ران، بعد از تمرینات اغتشاشی افزایش یافته است. همانطور که از داده‌های موجود در جدول پیداست میانگین حداکثر زاویه فلکشن مفصل هیپ در همه افراد شرکت کننده در مطالعه قبل از درمان ۱۹/۰۳ درجه بوده است و بعد از درمان به ۲۲/۰٦ درجه بعد از درمان رسیده است (P=۰/۰۲) و همچنین دامنه حرکتی مفصل هیپ قبل از درمان ۲٤/٤ درجه بوده است و بعد از درمان به ۲۹ درجه رسیده است (P=۰/۰۲). البته حداکثر زاویه دورسی فلکشن مچ نیز بعد از درمان افزایش معناداری یافته است یعنی از ۲/۷ درجه به ٤/۹ افزایش یافته است (P=۰/۰۳). البته دامنه حرکتی مفصل مچ از ۲۰/۳ به ۲۲/٤ بعد از درمان نیز افزایش یافته است ولی این تفاوت از نظر آماری معنادار نمی باشد (P= ۰/۳۵). شکل‌های شماره ۲، ۳ و ٤ منحنی میانگین مفاصل زانو، ران و مچ را قبل و بعد از درمان در همه افراد مورد مطالعه نشان می‌دهد. همانطور که از شکل شماره ۲ پیداست منحنی میانگین مفصل زانو بعد از درمان تقریبا بر منحنی زانو قبل از درمان منطبق می باشد.

جدول شماره ۱- نتایج حاصل از بررسی نرمالیتی داده ها را در تعدادی از پارامت‌های مورد مطالعه با استفاده از آزمون Kolmogorov Smironov نشان می‌دهد

	دامنه مچ قبل از درمان	دامنه مچ بعد از درمان	میانگین نمره IKDC قبل ازدرمان	میانگین نمره IKDC قبل از درمان	میانگین نمره LYSHOM قبل از درمان	میانگین نمره LSHOLM بعد از درمان
تعداد	۱۰	۱۰	۱۰	۱۰	۱۰	۱۰
Kolmogorov-Smirnov Z	۰/٤۳	۰/۵۲	۰/٤۷	۰/۵٦	۰/۹۱	۰/۵۹
Asymp. Sig.	۰/۹۹	۰/۹٤	۰/۹۷	۰/۹۰	۰/۳۷	۰/۸٦
	دامنه هیپ قبل از درمان	دامنه هیپ بعد از درمان	میانگین زاویه زانو قبل از درمان	میانگین زاویه زانو بعد از درمان	حداکثر زاویه دورسی فلکشن مچ قبل از درمان	حداکثر زاویه دورسی فلکشن مچ بعد از درمان
تعداد	۱۰	۱۰	۱۰	۱۰	۱۰	۱۰
Kolmogorov-Smirnov Z	۰/۷٦	۰/۷۲	۰/۳٦	۰/٤۱	۰/۸٦	۰/٤٤
Asymp. Sig	۰/٦۰	۰/٦٦	۰/۹۹	۰/۲۲	۰/٤٤	۰/۹۸

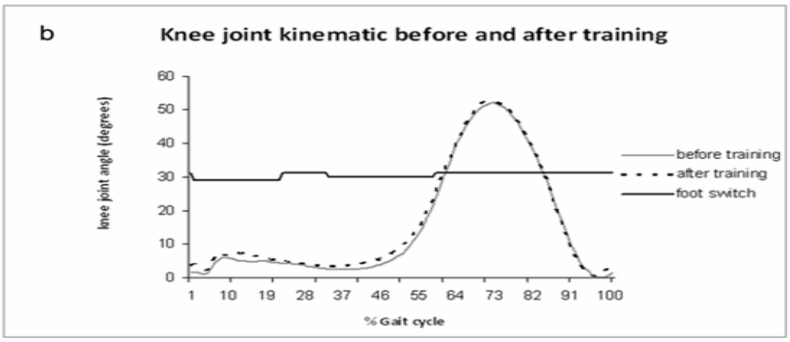
جدول شماره ۲ - نتایج حاصل از مقایسه پرسشنامه‌ها را قبل و بعد از درمان نشان می‌دهد

	پرسشنامه IKDC subjective			پرسشنامه Lysholm		
	میانگین (انحراف معیار)	دامنه	P	میانگین (انحراف معیار)	دامنه	P
قبل از درمان	۵۷(٤/۸)	۵۰-٦٤	۰/۰۰۵	۷۱/۵(۱۱/۱)	۵٦-۸٤	۰/۰۰۵
بعد از درمان	۸۲/٦(۲/۹)	۷۹-۸۷		۹۰/۱(۳/٦)	۸٤-۹۵	

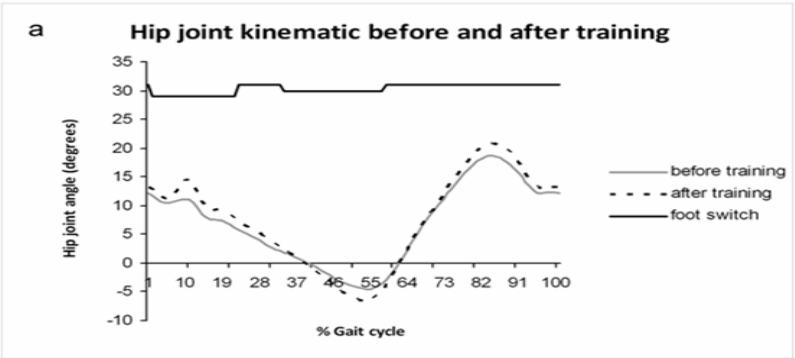
[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2025-12-19]

جدول شماره ۳- میانگین، انحراف معیار و P متغیرهای کینماتیکی مورد بررسی در مفصل ران و مچ پا را در کل افراد قبل از درمان و بعد از درمان نشان می‌دهد

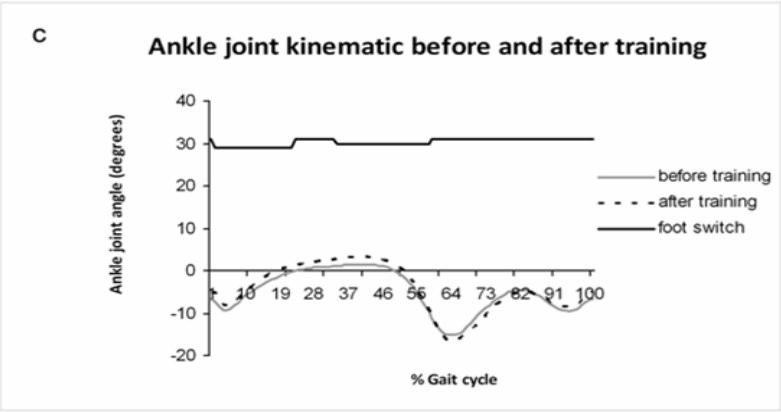
	میانگین و انحراف معیار	P
حداکثر زاویه فلکشن مفصل هیپ قبل از درمان	۱۹/۰۳(۳/۵)	۰/۰۲
حداکثر زاویه فلکشن مفصل هیپ بعد از درمان	۲۲/۰۶(۳/۷)	
دامنه حرکتی مفصل هیپ قبل از درمان	۲٤/٤(٤/٤)	۰/۰۲
دامنه حرکتی مفصل هیپ بعد از درمان	۲۹(۵/۷)	
میانگین زاویه مفصل هیپ در فاز stance قبل از درمان	۲/۹(۲/٤)	۰/۰۲
میانگین زاویه مفصل هیپ در فاز stance بعد از درمان	٤/٦(۲/٤)	
حداکثر دامنه دورسی فلکشن مفصل مچ حین راه رفتن قبل از درمان	۲/۷(۳/٦)	۰/۰۳
حداکثر دامنه دورسی فلکشن مفصل مچ حین راه رفتن بعد از درمان	٤/۹(۲/۵)	



شکل شماره ۲- منحنی میانگین زانو را قبل و بعد از درمان نشان می دهد.



شکل شماره ۳ - منحنی میانگین هیپ را قبل و بعد از درمان نشان می‌دهد.



شکل شماره ٤- منحنی میانگین مفصل مچ را قبل و بعد از درمان نشان می‌دهد.

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2025-12-19]

بحث

در این مطالعه نمرات پرسشنامه‌ها قبل و بعد از درمان تغییر قابل ملاحظه‌ای پیدا کرده است. پرسشنامه IKDC Subjective به علایم بیماری مانند درد، ادم، خالی کردن، قفل شدن زانو و سطح فعالیت‌های ورزشی، میزان توانایی فرد در انجام فعالیت‌های روزمره و همچنین احساس فرد نسبت به عملکرد خود قبل و بعد از ضایعه می پردازد. از آنجا که بیماران اکثرا پس از آسیب ACL، تقریبا همه فعالیت‌های ورزشی حرفه‌ای خود و حتی ورزش‌های سبکتر را هم محدود کرده بودند، لذا در ارزیابی قبل از درمان تصور انجام فعالیت‌های سنگین مورد سوال در پرسشنامه‌ها را نداشتند. اما پس از دوره تمرینات اغتشاشی و حفظ تعادل روی تخته‌ها در صفحات و وضعیت‌های مختلف و حتی انجام فعالیت-های ورزشی ضمن حفظ تعادل خود روی صفحات بدون بروز درد، ادم و بی ثباتی، اعتماد به نفس بیماران افزایش یافت. هر چند که در جلسه اول بیمار خود را قادربه اتمام دوره تمرینات نمی دید اما با پیشرفت تدریجی و بهبود این تلقی ذهنی در آنها به وجود آمد که تمرینات در روند بهبودشان موثر است. افراد گزارش می‌نمودند که کیفیت عملکردهای روزمره شان بهتر شده است. احتمالا در جلسات انتهایی تمرینات که بیمار ضمن حفظ تعادل فعالیت‌های فانکشنال ورزشی انجام می‌داده است این اعتماد در او به وجود آمده است که می‌تواند فعالیت‌های زندگی روزمره خود را هم ارتقا دهد. در IKDC Function از عملکرد قبل از آسیب و عملکرد فعلی بیمار سوال می شود و در همه بیماران بعد از دریافت تمرینات اغتشاشی نمره فعالیت فعلی بهتر شده بود. البته در محاسبه نمره فقط نمره عملکرد فعلی محاسبه می گردد. نمره پرسشنامه LYSHOLM هم بعد از درمان بهبود معناداری را نشان داد و می‌توان علت را همانند همان توجیه پرسشنامه IKDC Subjective عنوان کرد. لازم به تذکر است که هر چند نمرات پرسشنامه‌ها به طور معنی‌داری بهبود را نشان می‌دهد ولی نمی‌توان تاثیر درمان را تنها با استفاده از این نوع پرسشنامه‌ها سنجید چرا که درمان می تواند هم سطح تصور روانی فرد را بهبود دهد و هم وضعیت فیزیکی فرد را، این پرسشنامه‌ها بیشتر جنبه روانی و تلقی فرد از خویشتن را می‌سنجد و معیار کاملی برای ارزیابی کلی بیمار نیست. با مقایسه منحنی میانگین زانوی افراد ACLD مورد مطالعه قبل از درمان با منحنی زانو در افراد نرمال متوجه می شویم که فلکشن زانوی افراد نرمال در حین راه رفتن بیش از فلکشن زانوی افراد مورد مطالعه است، بنابراین افراد پس از آسیب ACL تمایل به سفت کردن زانو داشته‌اند، که البته در پژوهش‌های متعددی این مورد عنوان شده است [۱۵]، ولی همچنان که از نتایج و نمودارهای پس از درمان مشخص است فلکشن زانو در فاز Stance افزایش یافته و به افراد نرمال نزدیکتر شده است البته لازم به ذکر است که منحنی زانو در افراد ACLD مورد بررسی کاملا به موازات منحنی زانوی افراد سالم است که منطبق بر یافته Ferber در سال ۲۰۰۲ است [۱٦]. افراد ACLD مورد مطالعه در فاز Swing فلکشن و در کل دامنه حرکتی کمتری نسبت به افراد نرمال دارند که این مورد مشابه یافته Devita در سال ۱۹۹۸ است [۱۷]. چنین به نظر می‌رسد که به هر حال این تمرینات تا حدی توانسته است مفصل زانو را انعطاف پذیرتر کند و به زاویه زانوی افراد نرمال در این فاز نزدیکتر گرداند هر چند که مشاهده کردیم در فاز Stance فلکشن زانو نسبت به قبل از درمان بیشتر شده است ولی این افزایش زاویه به حدی نبوده است که از نظر آماری معنی‌دار شود. عدم مشاهده تغییر کینماتیکی بارز در زانوی افراد مورد مطالعه ما می تواند به این دلیل باشد که از فاکتورهای ورود به مطالعه ما آن بوده است که حداقل ٦ ماه از آسیب این افراد گذشته باشد و در این مدت افراد سعی می کنند مکانیسمی جبرانی پیدا کنند و به بهترین شکل با این ضایعه سازگاری حاصل کنند، با گذشت حداقل ٦ ماه افراد می‌توانند الگویی اتخاذ کرده باشند که با حداقل تغییرات کینماتیکی در زانو و استفاده از مفاصل بالا و پایین با این ضایعه سازگار شده باشند. از مقایسه منحنی قبل و بعد از درمان چنین به نظر می‌رسد که عمده تاثیر تمرینات اغتشاشی بر زانو در فاز Stance بوده که اندام در تماس با زمین بوده و استرس بیشتری بر مفاصل وارد می‌شود. در مطالعه‌ای که Torry در سال ۲۰۰٤ [۱۸] نیز به این یافته رسید که افراد مبتلا به ضایعه لیگامنت صلیبی قدامی که سازگاری خوبی با آسیب ندارند فلکشن کمتری در زانوی خود ایجاد می‌کنند ولی گروهی که بعد از آسیب به فعالیت قبلی خود بر می‌گردند فلکشن بیشتری در زانوی خود ایجاد می‌کنند و چنین عنوان نمود که اگر سفتی زانو مربوط به هم انقباضی عضلانی باشد می تواند منجر به افزایش نیروهای فشاری مفصلی شود. ایجاد سفتی هر چند که یک مکانیسم تطابقی بعد از آسیب ACL است اما قادر به ثبات بخشیدن به زانو در همه وضعیت‌ها نیست، خصوصا در پاسخ به اغتشاشات ناگهانی و غیر منتظره کارایی ندارد. افراد ACLD که به دفعات دچار خالی کردن زانو می شوند به علت تحمیل دو نوع نیرو، یکی نیروهای فشاری که در قبل آمد و دیگری نیروهای برشی حاصل از خالی کردن، تغییرات بیومکانیکی و متابولیکی در زانوی خود به وجود می آورند و این امر سبب دژنراسیون غضروف مفصلی می‌گردد. بنابراین احتمالا تغییر مشاهده شده در یافته‌های این مطالعه نیز تغییر مطلوبی است. البته در برخی مطالعات نیز عنوان شده است

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2025-12-19]

که افرادی که ضایعه مزمن دارند رفتاری متفاوت از افراد با ضایعه حاد از خود نشان می دهند و با گذشت زمان الگوهای کینماتیکی افراد ACLD به گروه نرمال بیشتر شبیه می‌شود و به این طریق جابه‌جایی تیبیا به جلو را به طور اکتیو به حداقل می‌رسانند. البته هنوز ثابت نشده است که آیا چنین الگویی به نفع آنهاست یا نه [۱۵]. همان طور که از نتایج آنالیزهای آماری مشخص است دامنه حرکتی مفصل هیپ، حداکثر زاویه فلکشن مفصل هیپ و میانگین زاویه مفصل هیپ در فاز Stance بعد از درمان افزایش معنی داری را نسبت به قبل از درمان نشان می‌دهد. لذا می‌توان نتیجه گرفت که تمرینات اغتشاشی روی افراد ACLD مورد مطالعه توانسته است کینماتیک مفصل هیپ آنها را حین راه رفتن تغییر دهد و به سمت استفاده بیشتر از این مفصل ببرد. شاید این افزایش زاویه این امکان را فراهم بنماید که اکستنسورهای هیپ در شرایط بهتری فعالیت کنند و گشتاور اکستنسوری بالاتری را فراهم نمایند و احتمالا تمرینات اغتشاشی این قابلیت را داشته باشد که مکانیسم‌های تطابقی را در افراد ACLD بهبود بخشد. در مطالعه-ای که در سال ۲۰۰۸، Button به منظور بررسی استراتژی‌هایی که افراد ACLD استفاده می‌کنند، انجام داد به این نتیجه رسید که تطابق‌های هیپ تاثیر بیشتری نسبت به تغییر فلکشن زانو روی عملکرد راه رفتن دارد، لذا یافتن تطابق‌های هیپ نکته بسیار مهمی در توانبخشی و کمک به بهبود افراد ACLD است [۱۹]. در مطالعه‌ای هم که درسال ۱۹۹۹ توسط Roberts انجام شد مشخص گردید که این افراد از دو استراتژی تطابقی استفاده می‌کنند: یکی هیپ استراتژی و دیگری استراتژی زانو. در افرادی که از استراتژی هیپ استفاده می‌کردند گشتاور اکستنسوری هیپ افزایش و گشتاور اکستنسوری زانو کاهش می‌یافت و کینماتیک زانو مشابه افراد نرمال باقی می ماند ولی زاویه فلکشن در هیپ افزایش پیدا می-کرد. در کسانی که از استراتژی زانو استفاده می‌کردند ضمن راه رفتن تمایل به فلکشن بیشتر در زانوی خود داشتند و فعالیت الکترومیوگرافیکی عضلات همسترینگ این افراد نسبت به عضله کوادری سپس افزایش پیدا می‌کرد [۲۰]. استراتژی‌های مشابهی توسط سایر محققین نیز گزارش شده است [۱۶،٤]. در صورتیکه گشتاور اکستنسوری هیپ از طریق افزایش نیروی همسترینگ افزایش یابد، این احتمال وجود دارد که در اوایل فاز سکون که تیبیا به جلو می آید افزایش نیروی همسترینگ بتواند جلو آمدن تیبیا را جبران نماید و به این طریق کینماتیک زانو به طور نرمال حفظ شود [۱۷]. همچنین Devita تغییر اساسی در رابطه طول – تنشن عضلات اکستنسور هیپ افراد ACLD در فاز Stance را ناشی از فلکشن بیشتر هیپ می‌داند تا احتمالا جابه‌جایی قدامی تیبیا را کاهش دهد. اگر وضعیت زانو تغییری نکند، فلکشن بیشتر هیپ رابطه طول-تنشن همسترینگ را تغییر می‌دهد که احتمالا سبب کاهش جابه‌جایی قدامی تیبیا می‌شود [٤]. در مطالعه حاضر هر چند که فاکتور گشتاور و فعالیت الکترومیوگرافیکی عضلات مورد بررسی قرار نگرفته است اما عدم تغییر قابل ملاحظه در کینماتیک مفصل زانو و مشاهده تغییر در منحنی هیپ و مچ می-تواند بیان کند که احتمالا درمان اغتشاشی باعث می شود که افراد ACLD کنترل را از زانو دور کرده و به عهده مفاصل پایین و بالا بگذارند. در یافته‌های مربوط به مچ نیز مشاهده کردیم که زاویه میانگین مفصل مچ در زمان اولین برخورد پاشنه با زمین و حداکثر زاویه دورسی فلکشن مفصل مچ در حین راه رفتن پس از درمان افزایش قابل ملاحظه‌ای پیدا کرده است. زاویه مچ افراد ACLD مورد مطالعه در زمان برخورد پاشنه با زمین کمتر از افراد نرمال بوده و بیشتر تمایل به پلانتار فلکشن دارند، همچنین دامنه حرکت مچ و میزان دورسی فلکشن مچ در حین راه رفتن کمتر از افراد نرمال بوده، لذا افراد پس از آسیب ACL الگوی کینماتیکی متفاوتی نسبت به افراد نرمال اتخاذ می‌کنند، ولی بعد از درمان میزان دورسی فلکشن و دامنه حرکتی مچ افزایش یافته و به گروه نرمال نزدیکتر شده است. شاید بتوان این تغییر کینماتیکی مشاهده شده در مفصل مچ را به این صورت توجیه کرد که بیماران مورد مطالعه با وجود عدم تغییر الگوی کینماتیکی در مفصل زانوی خود سعی داشته‌اند با استفاده از مفاصل پایین و بالا الگوی تطابقی و جبرانی مطلوبی را اتخاذ کنند. Kate در سال ۲۰۰٦ ضمن بررسی استراتژی‌هایی که افراد ACLD استفاده می کنند، به این نتیجه رسید که افراد ACLD که به خوبی با ضایعه سازگاری حاصل نمی‌کنند، میزان دورسی کمتری نسبت به گروهی دارند که بعد از آسیب ACL به فعالیت‌های پیشین خود بر می‌گردند [۱۹]. لذا احتمالا تغییر مشاهده شده در این پژوهش مطلوب است. مزیت آنالیز حرکت برای توانبخشی آن است که این امر سبب شناختن استراتژی‌های حرکتی تغییر یافته می‌شود و لذا با برنامه های توانبخشی مناسب می توان علت زمینه هر فرد را مورد هدف قرار داد. درمان ایده آل نیازمند شروع سریع است تا از ثابت شدن الگوهای جبرانی ناصحیح جلوگیری شود. ممکن است بعد از گذشت زمان طولانی به علت خالی کردن مکرر زانو و ایجاد آسیب‌های ثانویه اصلاح این شرایط دشوار باشد. علت نتایج و گزارشات متفاوت راجع به الگوهایی که افراد ACLD اتخاذ می-کنند، ممکن است ناشی از جمعیت‌های متفاوت بیماران، متدلوژی و یا فاکتورهای ورود مختلف مورد استفاده باشد [۱۹].

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2025-12-19]

نتیجه‌گیری

همان طور که از بررسی الگوی کینماتیکی مفاصل زانو، هیپ و مچ در افراد ACLD مورد مطالعه مشخص است، الگوی کینماتیکی راه رفتن بیماران پس از آسیب ACL نسبت به افراد نرمال تفاوت پیدا کرده است، هر چند که منحنی کینماتیکی در هر سه مفصل به موازات منحنی مربوط به افراد نرمال است ولی زوایا با هم متفاوتند. پس از درمان احتمالا در اثر تغییر برنامه حرکتی و تغییر کنترل نوروماسکولار، کینماتیک مفاصل نسبت به قبل از درمان تفاوت‌هایی پیدا کرده است. از میان این تغییرات کینماتیکی، تغییرات ایجاد شده در مفصل هیپ بسیار برجسته است و پس از درمان بیماران به طور فعالتری از هیپ خود استفاده می‌کنند. از آنجا که این تغییرات با بهبود قابل توجه نمرات پرسشنامه LYSHOLM و IKDC همراه بوده است لذا احتمالا تغییرات مثبتی در بیماران ایجاد شده است. بنابراین تمرینات اغتشاشی با تغییر برنامه حرکتی و تاثیر بر کنترل نوروماسکولار راه رفتن سعی بر بهبود و تصحیح الگوهای جبرانی اتخاذ شده پس از آسیب ACL در افراد مبتلا دارند.

تشکر و قدردانی

از آقای دکتر محمود جبل عاملی که در ارجاع بیماران به ما کمک کردند و بیمارانی که در انجام این پژوهش حضور مستمر داشتند، سپاسگزاریم. از خانم دکتر شایان از گروه آمار دانشگاه علوم پزشکی شیراز که در زمینه مشاوره آماری به ما کمک نمودند کمال تشکر را داریم. از خانم آذر نجف پور، مهدی ناصر پور، مسعود عباسی و کاظم جنتی نیز که در انجام مطالعه به ما کمک کردند بسیار متشکریم.

References:

[1] Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, et al. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. ***J Am Acad Orthop Surg*** 2000; 8(3): 141-50.

[2]Cook G, Burton L, Fields K. Reactive Neuromuscular Training for the Anterior Cruciate Ligament-Deficient Knee: A Case Report. ***J Athl Train*** 1999; 34(2): 194-201.

[3] Berchuck M AT, Bach BR, Reider B. Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. ***J Bone Joint Surg Am*** 1990; 72(6): 871-7.

[4] DeVita P, Hortobagyi T, Barrier J, Torry M, Glover KL, Speroni DL, et al. Gait adaptations before and after anterior cruciate ligament reconstruction surgery. ***Med Sci Sports Exerc*** 1997; 29(7): 853-9.

[5] Wexler G, Hurwitz DE, Bush-Joseph CA, Andriacchi TP, Bach BR, et al. Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time. ***Clin Orthop Relat*** 1998; (348): 166-75.

[6] Rudolph KS, Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler L. 1998 Basmajian Student Award Paper: Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. ***J Electromyogr Kinesiol*** 1998; 8(6): 349-62.

[7] Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Laxity, instability and functional outcome after ACL injury: copers versus noncopers. ***Med Sci Sports Exerc*** 1999; 31(2): 210-5.

[8]Solomonow M, Krogsgaard M. Sensorimotor control of knee stability. ***Scand J Med Sci Sports*** 2001; 11(2): 64-8.

[9] Williams GN, Chmielewski T, Rudolph K, Buchanan TS, Snyder-Mackler L. Dynamic knee stability: current theory and implications for clinicians and scientists. ***J Orthop Sports Phys*** 2001; 31(10): 546-66.

[10]Beard DJ, Dodd CA, Trundle HR, Simpson AH. Proprioception enhancement for anterior cruciate ligament deficiency. A prospective randomised trial of two physiotherapy regimes. ***J Bone Joint Surg Br*** 1994; 76(4): 654-9.

[11] Ihara H, Nakayama A. Dynamic joint control training for knee ligament injuries. ***Am J Sports Med*** 1986; 14(4): 309-15.

[12] Chmielewski TL, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Development of dynamic knee stability after acute ACL injury. ***J Electromyogr Kinesiol*** 2002; 12(4): 267-74.

[13] Chmielewski TL, Rudolph KS, Fitzgerald GK, Axe MJ, Snyder-Mackler L. Biomechanical evidence supporting a differential response to acute ACL injury. ***Clin Biomech (Bristol, Avon)*** 2001; 16: 586-91.

[14] Fitzgerald GK, Axe MJ, Snyder-Mackler L. The efficacy of perturbation training in non-operative anterior cruciate ligament rehabilitation programs for physical active individuals. ***Phys Ther*** 2000; 80(2): 128-40.

[15] Knoll Z, Kiss RM, Kocsis L. Gait adaptation in ACL deficient patients before and after anterior cruciate ligament reconstruction surger. ***J Electromyogr Kinesiol*** 2004; 14(3): 287-94.

[16] Ferber R, Osternig LR, Woollacott MH, Wasielewski NJ, Lee JH. Gait mechanics in chronic ACL deficiency and subsequent repair. ***Clin Biomech (Bristol, Avon)*** 2002; 17(4): 274-85.

[17] DeVita P, Lassiter T, Hortobagyi T, Torry M. Functional knee brace effects during walking in

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2025-12-19]

patients with anterior cruciate ligament reconstruction. ***Am J Sports Med*** 1998; 26(6): 778-84.
[18] Torry MR, Decker MJ, Ellis HB, Shelburne KB, Sterett WI, Steadman JR. Mechanisms of compensating for anterior cruciate ligament deficiency during gait. ***Med Sci Sports Exerc*** 2004; 36(8): 1403-12.
[19] Button K, Deursen RV, Price P. Classification of functional recovery of anterior cruciate ligament copers, non-copers, and adapters. ***Br J Sports Med*** 2006; 40(10): 853-9.
[20] Roberts CS, Rash GS, Honaker JT, Wachowiak MP, Shaw JC. A deficient anterior cruciate ligament does not lead to quadriceps avoidance gait. ***Gait Posture*** 1999; 10(3): 189-99.

[Downloaded from feyz.kaums.ac.ir on 2025-12-19]