

## تشخیص پارگی رباط متقاطع قدامی زانو به کمک دستگاه مفصل سنج زانو

دکتر محمدنقی طهماسبی<sup>(۱)</sup>، مهندس دامون سودبخش<sup>(۲)</sup>، دکتر محمد پرنیان پور<sup>(۳)</sup>، مهندس رضا شیرازی<sup>(۴)</sup>

## Diagnosis of Anterior Cruciate Ligament by Knee Arthrometer

Mohammad Naghi Tahmassebi, MD; Damoon Soudbakhsh, MSc student; Mohammad Parnianpour, PhD;  
Reza Shirazi, MSc

«Tehran University of Medical Sciences»

## خلاصه

پیش زمینه: برای تشخیص پارگی رباط متقاطع قدامی زانو روش های مختلفی به کار می روند؛ دستگاه لقی سنج زانو با الگوگیری از دستگاه مفصل سنج زانو KT با امکانات بیشتر طراحی و ساخته شد. هدف بررسی اعتبار این دستگاه در تعیین پارگی های رباط متقاطع قدامی زانوست. مواد و روش ها: برای اعتبارسنجی دستگاه، آزمون هایی روی ۶۰ فرد سالم و ۲۰ بیمار انجام شدو تحلیل آماری تابع ممیز روی داده ها صورت گرفت.

یافته ها: از ۳۰ آزمون انجام شده تکرارپذیری دستگاه برای اختلاف جابه جایی پلاتو تی بیا نسبت به فمور بیش از ۹۰٪ موارد کمتر از ۱/۶ میلی متر بود. برای بررسی اثر محل اعمال نیرو، در دو محل نیرو اعمال شد و از بین دستگیره های دستگاه، دستگیره نزدیک مفصل انتخاب گردید. با استفاده از آزمون تحلیل ممیز، حساسیت و اختصاصی بودن دستگاه در تشخیص پارگی رباط متقاطع قدامی به ترتیب ۸۵٪ و ۹۵٪ محاسبه گردید. نتیجه گیری: دستگاه مفصل سنج طراحی شده یک وسیله حساس و اختصاصی در تشخیص پارگی های رباط متقاطع قدامی است و به عنوان یک روش عینی برای درجه بندی میزان لقی زانو توصیه می شود. واژه های کلیدی: زانو، رباط متقاطع قدامی، بی ثباتی مفصل، حرکت

## Abstract

**Background:** Different methods have been used to diagnose ACL injuries; a knee arthrometer was designed and constructed, taking into account the design of the arthrometer produced by Medmetric Co (KT).

**Materials and Methods:** To evaluate the sensitivity and the specificity of the device and its clinical applicability, clinical examinations on 60 healthy subjects and 20 patients with ACL tear was performed and the results were statistically analyzed.

**Results:** from 30 performed test-retests to evaluate device reproducibility, 90% had side to side differences lower than 1.6 mm. To investigate the effects of location of applied force, force was applied in 2 locations, and proximal handle of the instrument was selected. The sensitivity and the specificity of the device for compliance index criterion was 85% and 95%, respectively.

**Conclusion:** The designed knee arthrometer is clinically applicable, sensitive and specific and the results are reliably reproducible. We recommend utilizing this device in diagnosis and grading of ACL tears.

**Keywords:** Knee, Anterior cruciate ligament (ACL); Joint instability; Motion

(۱): ارتوپد، دانشگاه علوم پزشکی تهران

(۲) و (۳): دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف

(۴): دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه پلی تکنیک مونترال، کانادا

محل انجام تحقیق: تهران، بیمارستان شریعتی

نشانی نویسنده: تهران، خیابان کارگر شمالی، بیمارستان شریعتی، بخش ارتوپدی

E-mail: mntahmassebi@hotmail.com

دکتر محمدنقی طهماسبی

Fax: 2458011

## مقدمه

هر ساله تعداد قابل توجهی از افراد در جهان دچار آسیب زانو ناشی از فعالیت‌های ورزشی، سوانح و تصادفات می‌شوند. در میان آسیب‌های زانو بخش عمده‌ای مربوط به پارگی رباط‌ها و به خصوص رباط متقاطع قدامی (ACL)<sup>۱</sup> است.<sup>(۱)</sup> برای تشخیص آسیب رباط متقاطع قدامی از آزمون‌های بالینی مانند لاکمن<sup>۲</sup> و کشش قدامی<sup>۳</sup> و پی‌ووت<sup>۴</sup> استفاده می‌شود. این آزمون‌ها نتایج را به صورت کیفی (و نه کمی) ارائه می‌دهند. آزمون لاکمن نسبت به سایر آزمون‌های بالینی نتایج بهتری در تشخیص پارگی این رباط ارائه می‌دهد.<sup>(۲)</sup> مشکل اساسی این آزمون ذهنی بودن آن است و هیچ اندازه‌گیری عینی از زانو انجام نمی‌شود، به علاوه حالت تدافعی گرفتن فرد یا انقباض عضلانی نیز مانع تشخیص وضعیت واقعی رباط متقاطع قدامی می‌شود. مشکل دیگر، انجام آزمون توسط آزمونگری با دست‌های کوچک به‌ویژه بر روی فردی چاق و عضلانی است.<sup>(۳)</sup> دستگاه‌های مختلفی با استفاده از روش‌های گوناگون برای مقایسه کمی زانوهای سالم و آسیب‌دیده طراحی شده‌اند.

اولین بار «کندی»<sup>۵</sup> و «فاولر»<sup>۶</sup> جابجایی قدامی-خلفی زانو را با استفاده از یک دستگاه و پرتونگاری اندازه‌گیری کردند.<sup>(۴)</sup> سپس «یاکوبسن»<sup>۷</sup> و «تورزیلی»<sup>۸</sup> و همکاران با اندازه‌گیری نیروی وارد شده به زانو این کار را تکرار کردند.<sup>(۵-۷)</sup> در ۱۹۷۶، «مارکوف»<sup>۹</sup> و همکاران با استفاده از یک دستگاه آزمایشگاهی لقی مفصل زانوی ۳۵ جسد با زانوی سالم را در جهات مختلف از جمله قدامی-خلفی اندازه‌گیری کردند. برای جهت قدامی-خلفی این اندازه‌گیری در چهار زاویه مختلف با خمیدگی ۰، ۲۰، ۴۵ و ۹۰ درجه انجام شد.<sup>(۸)</sup>

در ۱۹۸۰، «باتلر»<sup>۱۰</sup> و همکاران با استفاده از دستگاه اینسترون<sup>۱۱</sup> بر روی ۱۴ جسد با زانوی ۲۰ درجه خمیدگی نیروی قدامی-خلفی وارد کردند و نتایج نیرو را بر حسب تغییر مکان وارد شده ارائه نمودند.<sup>(۹)</sup> در ۱۹۸۴ بار دیگر مارکوف از دستگاه آزمایشگاهی خود استفاده کرد.<sup>(۱)</sup>

دستگاه مفصل سنج زانو<sup>۱۲</sup> (KT1000) در سال ۱۹۸۴ ساخته شد.<sup>(۱)</sup> این دستگاه براساس اندازه‌گیری جابه‌جایی بین ناحیه بالای استخوان ساق و ناحیه پایین استخوان ران (لقی مفصل)، به صورت سریع و آسان و با ایجاد کمترین ناراحتی در بیمار، وضعیت رباط‌های متقاطع قدامی و خلفی را تعیین می‌کند. مزیت دیگر KT1000 تأمین سیستمی برای اندازه‌گیری کمی وضعیت رباط متقاطع قدامی و امکان اندازه‌گیری جابه‌جایی قدامی-خلفی زانو است که در آزمون لاکمن امکان نداشت. در این دستگاه از سیستم مرجع ساق برای اولین بار استفاده و از بستن ران در آن پرهیز شده است. این امر از مقاومت بیمار که منجر به انقباض عضلات می‌شود جلوگیری و امکان آزمون افراد با آسیب‌دیدگی شدید را فراهم نمود. با مقایسه زانوی آسیب‌دیده و داده‌های آماری برای زانوهای سالم و آسیب‌دیده یک تشخیص معتبر برای پارگی رباط فراهم می‌شود.<sup>(۱)</sup> البته در مطالعات بعدی مشاهده شد که مقایسه بین دو پای بیمار شاخص بهتری برای پارگی رباط می‌باشد. دقت مفصل سنج KT در مقالات متعددی بررسی شده است و حتی ۹۳٪ اختلاف کمتر از ۲ میلی‌متر را در آزمون و آزمون مجدد گزارش نموده‌اند. اعتبار و روایی دستگاه نیز تایید شده است.<sup>(۱۱-۱۶)</sup> هدف از این مطالعه اعتبارسنجی دستگاه مذکور در تعیین پارگی‌های رباط متقاطع قدامی زانو می‌باشد.

## مواد و روش‌ها

## پارامترهای ساخت دستگاه

از آنجا که دستگاه بر روی انسان‌ها آزمایش می‌شود، برای ساخت آن باید علاوه بر هزینه و مقاومت اجزا، شاخص‌هایی

1. Anterior cruciate ligament
2. Lachman
3. Anterior drawer
4. Pivot
5. Kennedy
6. Fowler
7. Jacobsen
8. Torzilli
9. Markolf

10. Butler

11. Instron

12. Knee arthrometer

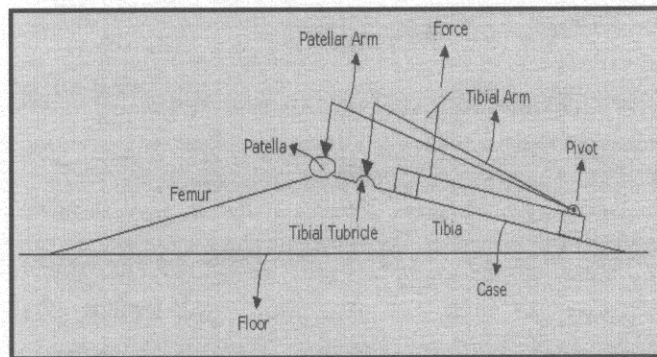
استخوان درشتنی که ساق را به قدام می‌کشد یا به خلف می‌فشارد؛ ۳) پد پایینی استخوان درشتنی که توسط یک نوار از شیاری که در بالای این قطعه تعبیه شده است به روی ساق پا بسته می‌شود؛ ۴) پد مرجع استخوان درشتنی که در حفره‌ای در پدبالایی استخوان درشتنی به همین منظور ایجاد شده است و روی برجستگی استخوان درشتنی قرار می‌گیرد؛ ۵) بدنه اصلی که بر روی پدهای درشتنی سوار می‌شود و به عنوان پایه دستگاه تلقی می‌شود؛ ۶) نگهدارنده ران که برای انجام آزمون در زاویه ۲۰-۳۵ درجه خمیدگی زانو در بالای خط مفصل زانو زیر دو پای بیمار استفاده می‌شود و علاوه بر ایجاد زاویه مطلوب، استخوان ران را از پایین نیز ثابت می‌کند. همچنین در این دامنه از زاویه خمیدگی، بیشترین شانس تشخیص آسیب ACL گزارش شده است<sup>(۱۲)</sup>؛ ۷) نگه‌دارنده پا که از دوران پاها به سمت خارج جلوگیری می‌کند؛ ۸) رایانه و مدارهای مربوطه که در آن از یک کارت A/D برای دریافت داده‌های حسگرها استفاده می‌شود، و سیگنال‌های خروجی را پس از تقویت به رایانه منتقل می‌کند (شکل‌های ۲ و ۳).

در این دستگاه سیگنال‌های ولتاژ که به صورت آنالوگ هستند به سیگنال‌های دیجیتال تبدیل می‌شوند تا برای رایانه قابل درک باشد. در این مطالعه از کارت PCL818HG و برنامه نرم‌افزاری Labview™ استفاده شد.

برای اندازه‌گیری نیرو از دو نیروسنج که قابلیت اندازه‌گیری نیرو در حالت کشش و فشار را دارند (شکل ۲-۲ قطعه ۹)، و برای اندازه‌گیری لقی از یک تغییر طول‌سنج خطی (شکل ۲-۲ قطعه ۱۰) استفاده می‌شود.

پد مرجع اندازه‌گیری استخوان درشتنی بر روی برجستگی بالایی استخوان درشتنی قرار دارد، در حالی که مقدار جابه‌جایی در مفصل زانو هدف اصلی مباحث بالینی به شمار می‌رود. بنابراین با ضرب کردن نسبت هندسی این دو فاصله نسبت به لولای واقع در پایین دستگاه در مقدار جابه‌جایی اندازه‌گیری شده، مقدار جابه‌جایی در مفصل‌ها به دست آمده و ثبت می‌شود. در هر ثانیه ۳۰ بار از خروجی حسگرهای تغییر مکان و نیرو نمونه‌برداری می‌شود. سیگنال‌ها پس از ضرب شدن

نظیر هندسه، بار اعمالی و ارگونومی را در نظر داشت تا در طول آزمون استخوان کشکک و ران در جای خود ثابت و بدون حرکت بمانند و نقاط اندازه‌گیری به راحتی در دسترس باشند (شکل ۱).



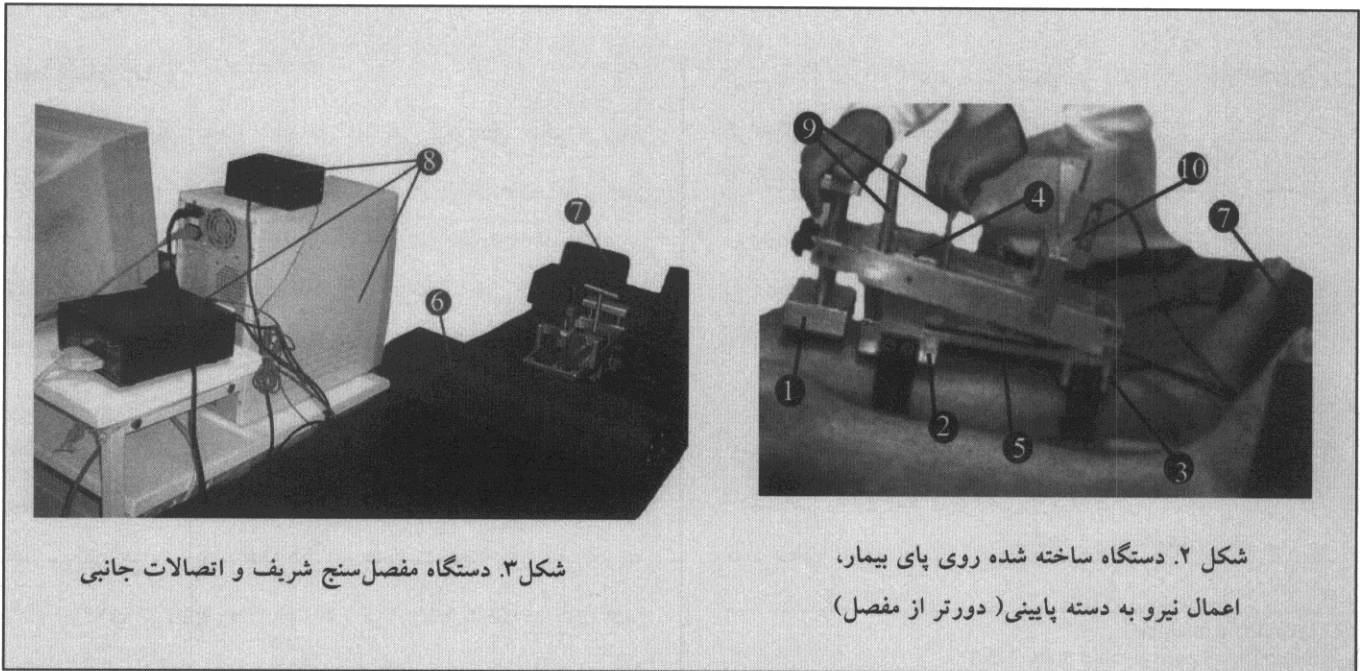
شکل ۱. شماتیک دستگاه مفصل سنج

در این آزمایش بار به صورت تقریباً یکنواخت و به کندی تا ۱۵۰ نیوتن در جهت قدامی به پا وارد می‌شود. همچنین این نیرو بر دو دستگیره (شکل ۲، قطعه ۹)، در دو نقطه روی استخوان درشتنی اعمال می‌گردد تا اثر تغییر محل اعمال نیرو بر روی نتایج بررسی و بهترین نقطه محل اعمال نیرو برای ایجاد بیشترین تمایز زانوهای آسیب‌دیده و سالم در دسته بالایی به صورت تجربی مشخص شود. «هارلی»<sup>۱</sup> و همکاران اثر تغییر محل اعمال نیرو را با قرار دادن انگشت شست در دو نقطه مختلف بر روی خط مفصل و دیگری درست پایین برجستگی استخوان درشتنی به هنگام انجام آزمون بالینی لاکمن بررسی کردند<sup>(۱۴)</sup>.

دستگاه نباید ایجاد مقاومت عضلانی در بیمار نماید، فقط بایستی جابه‌جایی قدامی-خلفی را اندازه‌گیری کند، هنگام تست نلغزد یا نغلند، بیمار باید با کمال آرامش و راحت روی تخت دراز کشیده باشد.

#### اجزای دستگاه

دستگاه دارای هشت قسمت اصلی می‌باشد: ۱) پد کشکک که استخوان کشکک را روی فمور ثابت نگاه می‌دارد؛ ۲) پدبالایی



شکل ۲. دستگاه ساخته شده روی پای بیمار، اعمال نیرو به دسته پایینی (دورتر از مفصل)



شکل ۳. دستگاه مفصل سنج شریف و اتصالات جانبی

### روش انجام آزمون‌ها

این دستگاه به بیمارستان شریعتی منتقل شد تا بر روی افراد سالم و افراد با پارگی رباط متقاطع قدامی آزموده شود. اعتبارسنجی دستگاه بر روی ۶۰ فرد سالم و ۲۰ بیمار مبتلا به پارگی رباط متقاطع قدامی انجام شد. بر روی ۳۰ فرد سالم از مجموعه فوق آزمون مجدد انجام گرفت تا تکرارپذیری دستگاه نیز مورد بررسی قرار گیرد. کلیه بیمارانی که در این تحقیق بررسی شدند قبلاً توسط متخصص ارتوپد معاینه شده بودند و پس از تأیید پارگی به کمک آرتروسکوپی، تست لقی زانو روی آنها انجام گرفت. پس از تفهیم بیماران و افراد سالم در مورد نحوه آزمون و رضایت آگاهانه آنان، آزمایش سنجش لقی قدامی-خلفی زانو بر روی هر دو زانو انجام شد.

پس از نصب دستگاه روی بدن فرد، صفر دستگاه به صورت نرم افزاری تنظیم، و همزمان با اعمال نیرو توسط آزمونگر به دسته دستگاه، اطلاعات نیرو و تغییر مکان در کامپیوتر ثبت و ضبط، و نتایج با استفاده از روش‌های آماری تحلیل شد.

در فرمول‌های مربوط به آنها و تبدیل شدن به مقادیر نیرو و تغییر مکان در یک پرونده ذخیره می‌شوند که بر اساس آنها می‌توان نیرو را بر حسب تغییر مکان رسم نمود و محاسبات مربوط به معیارهای تشخیص را معمول نمود.

حسگرهای دستگاه پس از نصب باید کالیبره شوند. در مورد تغییر طول سنج خطی، تغییرات سیگنال با تغییر دادن بازوی مرجع مربوط به استخوان درشت‌نی نسبت به بازوی مرجع استخوان ران توسط صفحات دقیق اندازه‌گیری و ثبت، و بر این اساس بهره کانال مربوطه در کارت آنالوگ به دیجیتال انتخاب شد. در مورد نیروسنج‌ها، تغییرات سیگنال با تغییر دادن مقدار وزنه‌هایی که بر روی نیروسنج‌ها فشار می‌آورند یا آنها را می‌کشند اندازه‌گیری و ثبت گردید. بهره کانال مربوط به این سیگنال با توجه به مقدار و محدوده سیگنال‌های خروجی از نیروسنج انتخاب شد. سپس با استفاده از نقاط به دست آمده، فرمول‌های منحنی‌هایی که این نقاط را به هم وصل می‌کنند تقریب زده و در برنامه نرم‌افزاری وارد شد.

## تحلیل‌های آماری

در آزمون‌های انجام شده نه تنها لقی زانوهای سالم و بیمار اندازه‌گیری شد، بلکه تکرارپذیری دستگاه نیز بررسی شد. تعیین چگونگی عملکرد دستگاه و به‌دست‌آوردن معیاری مناسب برای تشخیص پارگی رباط متقاطع قدامی، با آزمون آماری تحلیل ممیز<sup>۱</sup> انجام و داده‌ها با نرم‌افزار Minitab<sup>TM</sup><sup>۲</sup> پردازش گردید.

در این آزمون، تحلیل خطی یا کوادراتیک (درجه دو) برای طبقه‌بندی مشاهدات در دو گروه براساس پیش‌بینی‌کننده‌های اولیه صورت گرفت. در نمودارها شاخص نرمی<sup>۳</sup> به اختصار با Comp و تفاوت لقی بین دو پا با SS Diff<sup>۴</sup>، به صورت مجزا و ترکیبی در دو حالت خطی و کوادراتیک در دو گروه سالم و رباط پاره مورد بررسی قرار گرفتند. شش آزمون شاخص نرمی به تنهایی با تابع ممیز خطی، تفاوت لقی دو زانو به تنهایی با تابع ممیز خطی،

ترکیب دو معیار با تابع ممیز خطی و سه آزمون بالا با تابع ممیز کوادراتیک انجام شد (جدول ۱).

شاخص نرمی به صورت اختلاف لقی یک پای شخص در نیروی ۹۰ نیوتن و لقی همان پا در نیروی ۶۰ نیوتن، و تفاوت لقی بین دو پا نیز به صورت اختلاف لقی پای چپ و راست در نیروی ۹۰ نیوتن تعریف شد (شکل‌های ۴ و ۵).

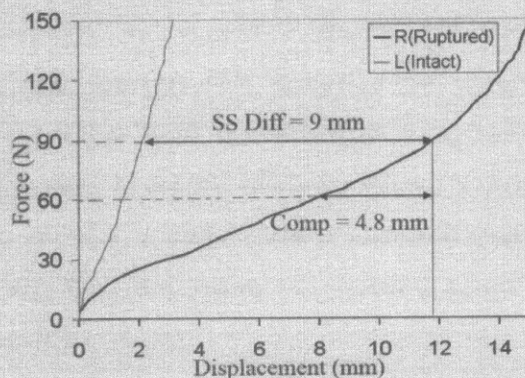
با توجه به داده‌های به دست آمده، حساسیت (میزان توانایی آزمون برای تشخیص بیماران به کمک پارامترهای گفته شده) و اختصاصی بودن (میزان توانایی آزمون برای تشخیص دقیق درست افراد سالم) آزمون را نیز می‌توان به‌دست آورد<sup>(۱۸)</sup>.

1. Discriminant analysis
2. Minitab Inc., Pennsylvania State, USA
3. Compliance index
4. Side to side difference

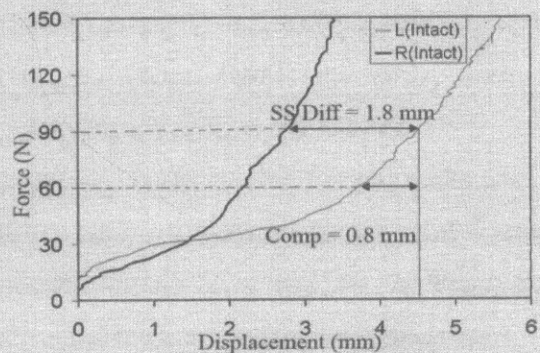
جدول ۱. آزمون‌های آماری برای بررسی معیارهای تشخیص پارگی و کارایی دستگاه

نوع عملکرد	شاخص (ها)	شماره آزمون	سالم		بیمار	
			*N	اختصاصی بودن	*N	حساسیت
هر دو	شاخص نرمی	۱	۵۸	۰/۹۷	۱۶	۰/۸
	تفاوت لقی دو زانو	۲	۴۷	۰/۸۸	۱۲	۰/۶
	هر دو	۳	۵۹	۰/۹۸	۱۵	۰/۷۵
کوادراتیک	شاخص نرمی	۴	۵۷	۰/۹۵	۱۷	۰/۸۵
	تفاوت لقی دو زانو	۵	۵۳	۰/۸۸	۱۱	۰/۵۵
	هر دو	۶	۵۸	۰/۹۷	۱۶	۰/۸

\*تعداد افراد با تشخیص درست



شکل ۵. منحنی پاسخ دوزانوی یک فرد بیمار، زانوی راست سالم و چپ آسیب‌دیده، در زاویه ۳۰ درجه خمیدگی زانو (نمونه ۲۰)



شکل ۴. منحنی پاسخ دوزانوی سالم راست و چپ یک آزمودنی در زاویه ۳۰ درجه خمیدگی زانو (نمونه ۱۴)

نرمی خطی به ترتیب بهترین حساسیت را به خود اختصاص می دهند. ولی از نظر اختصاصی بودن، شاخص نرمی خطی در اولویت اول، و شاخص نرمی کوادراتیک در اولویت دوم است. در مجموع تفاوت بین دو پا شاخص خوبی برای تشخیص پارگی رباط متقاطع قدامی نبوده است.

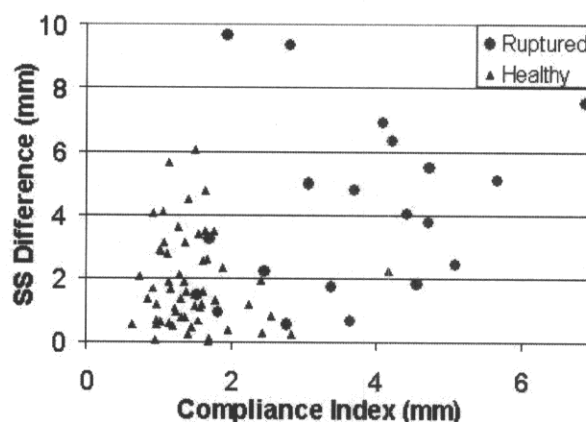
تحلیل‌های آماری نشان داد که دستگاه و آزمون آن قابلیت تعیین افراد سالم را با دقت بالای ۹۵٪ دارند و حساسیت آن برای تشخیص بیماران تا ۸۵٪ می‌باشد. این ارقام نشان‌دهنده کارایی دستگاه و امکان کاربرد بالینی شدن آن است. از مزایای این دستگاه نسبت به نمونه‌های مشابه و دستگاه KT1000 قابل دسترس بودن، قابلیت تغییر نرم‌افزار به مقتضای نیاز بالینی، امکان رسم داده‌ها و دسترسی به داده‌های به‌دست‌آمده برای بررسی بیشتر نتایج است. همچنین سیستم به‌کار رفته برای اندازه‌گیری نیرو در این دستگاه نسبت به دستگاه KT متفاوت است که باعث می‌شود اعمال نیروی غیرعمودی خطای بسیار کمتری در این دستگاه ایجاد کند و انجام آزمون ساده‌تر شود<sup>(۱۷،۱)</sup>.

گرچه حساسیت و اختصاصی بودن معاینه بالینی به‌طور محسوس از دستگاه مفصل‌سنج بالاتر است؛ دستگاه طراحی شده حساسیت و اختصاصی بودن قابل مقایسه‌ای با دستگاه KT شرکت مدمتریک دارد و نباید فراموش کرد که یکی از کاربردهای اصلی دستگاه مفصل‌سنج، درجه‌بندی میزان لقی زانو و ثبت عینی این میزان جهت مقایسه‌های آینده است؛ که توسط دستگاه ما این مطلب حاصل آمد. بر اساس بررسی‌های «لیو»<sup>۱</sup> و همکاران<sup>(۱۸)</sup> در سال ۱۹۹۵ حساسیت دستگاه KT برای نیروهای ۶۷ و ۹۰ نیوتن به ترتیب برابر ۸۴ و ۸۷ درصد و در ۱۹۹۰ براساس مطالعه «باخ»<sup>۲</sup> و همکاران<sup>(۱۹)</sup> حساسیت و اختصاصی بودن به ترتیب برابر ۹۱ و ۸۸ درصد بود و این اعداد نشان‌دهنده قابل مقایسه بودن دستگاه با نمونه مشابه است، هرچند در بعضی از مطالعات اختصاصی بودن بالاتری نیز از دستگاه KT گزارش شده است<sup>(۲۰)</sup>.

## یافته‌ها

تکرارپذیری دستگاه در ۳۰ آزمون - آزمون مجدد توسط یک آزمون‌گر انجام شد و نتایج نشان داد در ۹۰٪ موارد تفاوت جابه‌جایی پلاتو تی‌بیا روی کندیل فمور در دو طرف کمتر از ۱/۶ میلی‌متر بود. همچنین در بیش از ۷۶٪ موارد، آزمون‌ها اختلاف بیشتر از ۱ میلی‌متر نداشتند.

از بین ۸۰ نفر که دستگاه بر روی آنها آزمایش شد، در ۴ آزمون از ۶ آزمون آماری، وضعیت رباط ۷۴ نفر به کمک معیار تعیین شده به درستی تشخیص داده شد (جدول ۱). شکل ۶ پراکندگی افراد بر اساس معیارهای شاخص نرمی و تفاوت لقی دو زانو را نشان می‌دهد.



شکل ۶ توزیع افراد براساس معیارهای شاخص نرمی و اختلاف لقی دو پا

## بحث

دستگاه لقی سنج زانو زیر نظر پزشکان متخصص در بیمارستان شریعتی مورد آزمایش قرار گرفت. پس از آزمون ۶۰ فرد سالم و ۲۰ بیمار مبتلا به پارگی رباط متقاطع قدامی، تحلیل آماری بر روی داده‌ها انجام شد و دو گروه بیمار و سالم به کمک تابع ممیز از یکدیگر تمیز داده شدند.

بین دو معیار شاخص نرمی و اختلاف لقی دو پا، در این دستگاه، شاخص نرمی اطلاعات بیشتری در زمینه وضعیت پارگی رباط در اختیار قرار داد (شکل ۶ و جدول ۱). جدول ۱ نشان می‌دهد که بین آزمون‌های آماری انجام شده، شاخص نرمی کوادراتیک و شاخص

## References

1. **Malcom et al.** United States Patent No 4,583,555. Apr 22, 1986.
2. **Liu SH, Osti L, Henry M, Bocchi L.** The diagnosis of acute complete tears of the anterior cruciate ligament. Comparison of MRI, arthrometry and clinical examination. *J Bone Joint Surg Br.* 1995;77(4):586-8.
3. **Malcom L, Daniel DM, Stone ML, Sachs R.** The measurement of anterior knee laxity after ACL reconstructive surgery. *Clin Orthop Relat Res.* 1985; (196): 35-41.
4. **Kennedy JC, Fowler PJ.** Medial and anterior instability of the knee. An anatomical and clinical study using stress machines. *J Bone Joint Surg Am.* 1971; 53 (7):1257-70.
5. **Jacobsen K.** Stress radiographical measurement of the anteroposterior, medial and lateral stability of the knee joint. *Acta Orthop Scand.* 1976; 47(3):335-4.
6. **Torzilli PA, Greenberg RL, Hood RW, Pavlov H, Insall JN.** Measurement of anterior-posterior motion of the knee in injured patients using a biomechanical stress technique. *J Bone Joint Surg Am.* 1984;66(9):1438-42.
7. **Torzilli PA, Greenberg RL, Insall J.** An in vivo biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Roentgenographic measurement technique, stress machine, and stable population. *J Bone Joint Surg Am.* 1981;63(6):960-8.
8. **Markolf KL, Graff-Radford A, Amstutz HC.** In vivo knee stability. A quantitative assessment using an instrumented clinical testing apparatus. *J Bone Joint Surg Am.* 1978;60(5):664-74.
9. **Butler DL, Noyes FR, Grood ES.** Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am.* 1980; 62 (2):259-70.
10. **Markolf KL, Kochan A, Amstutz HC.** Measurement of knee stiffness and laxity in patients with documented absence of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1984; 66(2):242-52 .
11. **Myrer JW, Schulthies SS, Fellingham GW.** Relative and absolute reliability of the KT-2000 arthrometer for uninjured knees. Testing at 67, 89, 134, and 178 N and manual maximum forces. *Am J Sports Med.* 1996; 24(1): 104-8 .
12. **Wroble RR, Van Ginkel LA, Grood ES, Noyes FR, Shaffer BL .** Repeatability of the KT-1000 arthrometer in a normal population. *Am J Sports Med.* 1990; 18(4): 396-9 .
13. **Daniel DM, Malcom LL, Losse G, Stone ML, Sachs R, Burks R.** Instrumented measurement of anterior laxity of the knee. *J Bone Joint Surg Am.* 1985; 67(5):720-6 .
14. **Malcom LL, Daniel DM, Stone ML, Sachs R .** The measurement of anterior knee laxity after ACL reconstructive surgery. *Clin Orthop Relat Res.* 1985; (196):35-41 .
15. **Hanten WP, Pace MB.** Reliability of measuring anterior laxity of the knee joint using a knee ligament arthrometer. *Phys Ther.* 1987;67(3):357-9 .
16. **Hurley WL, Boros RL, Challis JH.** Influences of variation in force application on tibial displacement and strain in the anterior cruciate ligament during the Lachman test. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004; 19 (1): 95-8 .
17. **Design and construction and validation of knee instability testing machine.** Annual International Mechanical Engineering Meeting. 2004 May, Isfahan, Iran.
18. **Liu SH, Osti L, Henry M, Bocchi L.** The diagnosis of acute complete tears of the anterior cruciate ligament.. Comparison of MRI, arthrometry and clinical examination. *J Bone Joint Surg Br.* 1995;77(4):586-8 .
19. **Bach BR Jr, Warren RF, Flynn WM, Kroll M, Wickiewicz TL .** Arthrometric evaluation of knees that have a torn anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72(9):1299-306 .
20. **Cannon WD.** Use of Arthrometers to Assess Knee Laxity and Outcomes. *Sports Medicine & Arthroscopy Review.* 2002;10(3):191-200.