DOI: 10.22041/ijbme.2012.13098

Iranian Journal of Biomedical Engineering 6 (2012) 49- 55

To Design and Make a Mechanical System for Clinical Studying on Rotational Deformities of Tibia Affecting the Tibiofemoral Contact Pressure under Standing Position Loading of Human Cadavers

S. S. Farshidfar [1*], M. Mallakzadeh [2], H. Yazdi [3]

[1] M.Sc. Biomechanics Group, School of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

[2] Assistant Professor, Biomechanics Group, School of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran, mmallak@iust.ac.ir

[3] Assistant Professor, Orthopedics Group, School of Medicine, Tehran University of Medical Science, Tehran, Iran, dr.yazdi88@yahoo.com

Abstract

The aim of this study was to compare the contact area and pressure within medial and lateral compartments of tibiofemoral joint during internal and external rotational deformities of tibia bone. Methods: five lower extremities of fresh frozen human cadavers were tested by using a mechanical system was designed for the first time in IRAN to simulate the static position loading of standing on two legs in full extension knee under 400N loading along the longitudinal axis of each foot. The contact area and pressure were measured by FUJIfilm Prescale films under axial loading in neutral rotation and serial mal-rotations of tibia from 40 degrees external to 40 degrees internal mal-rotations in 10 degrees increments by tibial osteotomy. Results: contact area and lateral compartment contact pressure was not significantly affected by mal-rotations. Medial compartment contact pressure increased with external and decreased with internal mal-rotations. Changing the medial compartment contact pressure of tibiofemoral joint in various rotational alignments of tibia can be very effective in rapid growth of knee osteoarthritis symptoms specially in people with unilateral medial knee osteoarthritis.

Key words: knee osteoarthritis, tibial rotations, contact area, contact pressure, tibiofemoral joint.

***Corresponding author**

Address: *School of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, P.O.Box:16765-163, I.R. Iran. , Postal Code: 1684613114, Tehran, I.R. Iran*
Tel: *+983116532003*
Fax: *+983116532004*
E-mail: *Sara.farshidfar@gmail.com*

© Copyright 2013 ISBME, http://www.ijbme.org

DOI: 10.22041/ijbme.2012.13098

طراحی و ساخت وسیله آزمایشگاهی جهت بررسی اثر پیچش استخوان تیبیا بر روی سطح تماس و فشار وارد بر مفصل تیبیوفمورال زانوی جسد در حالت ایستاده

سارا سادات فرشیدفر[۱*]، محمدرضا ملاک‌زاده[۲]، حمیدرضا یزدی[۳]

[۱]کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی- بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران

[۲]عضو هیأت علمی و استادیار گروه مهندسی پزشکی- بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران
Mmallak@iust.ac.ir

[۳]جراح زانو و استادیار گروه ارتوپدی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران Dr.yazdi88@yahoo.com

چکیده

هدف از انجام این مطالعه، مقایسه سطح تماس و فشار وارده بر مفصل تیبیوفمورال در حین اعمال پیچش‌های داخلی و خارجی استخوان تیبیا است. برای این منظور استخوان تیبیای پای سالم جسد ۵ مرد تازه یخ زده با روش استئوتومی از ۴۰ درجه داخلی تا ۴۰ درجه خارجی در گام‌های ۱۰ درجه پیچش یافته؛ سپس در هر مرحله با استفاده از سیستم مکانیکی طراحی شد. به منظور شبیه‌سازی موقعیت استاتیک انسان ایستاده بر روی ۲ پا، مفصل تیبیوفمورال هر پا به‌طور جداگانه در حالت فول‌اکستنشن زانو، تحت بارگذاری ۴۰۰ نیوتن در امتداد محور طولی پا قرار گرفت. سطح تماس و مقدار متوسط و بیشینه فشار وارد بر مفصل تیبیوفمورال با استفاده از فیلم‌های *Fujifilm prescale* اندازه‌گیری شد. نتایج نشان دادند که سطح تماس‌ها در حین دوران‌ها تغییر چندانی نکرده است. فشار وارد بر کمپارتمنت میانی مفصل تیبیوفمورال، به‌طور قابل ملاحظه‌ای در پیچش‌های خارجی افزایش و در پیچش‌های داخلی، کاهش یافت. فشار وارد بر کمپارتمنت جانبی مفصل تیبیوفمورال در حین پیچش‌های خارجی و داخلی، تغییر محسوسی نداشت. تغییر فشار اعمال شده بر بخش میانی تیبیوفمورال در موقعیت‌های پیچشی مختلف استخوان تیبیا، می‌تواند در تغییر سرعت گسترش آرتروز زانو و به‌خصوص در افراد دچار اُستئوآرتریت یک‌طرفه میانی زانو بسیار مؤثر باشد.

کلیدواژگان: استئوآرتریت زانو، پیچش تیبیا، سطح تماس، فشار تماسی، مفصل تیبیوفمورال.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، دانشگاه علم و صنعت ایران، دانشکده مهندسی مکانیک، گروه بیومکانیک، **کدپستی:** ۱۶۸۴۶۱۳۱۱۴

تلفن: ۰۲۱۷۷۲۴۰۵۴۰، **دورنگار:** ۰۲۱۷۷۲۰۹۰۷۲ ، **پیام نگار:** Sara.farshidfar@gmail.com

© Copyright 2013 ISBME, http://www.ijbme.org

۱- مقدمه

اُستئوآرتریت[1] یا آرتروز مفصلی یکی از نگران‌کننده‌ترین مسائلی است که با رشد سریع خود، در کشورهای توسعه‌یافته سلامت انسان‌ها را تهدید می‌کند؛ اما مطالعه عوامل مؤثر بر آرتروز مفصلی عمدتاً بر مفصل تیبیوفمورال[2] زانو، متمرکز می‌شود، چرا که مفصل تیبیوفمورال زانو یکی از اصلی‌ترین مفاصل در تحمل بارهای وارده است. ما اغلب قادر به شناسایی این‌گونه آسیب‌ها نیستیم تا زمانی‌که به قدری توسعه یابند تا غضروف مفصلی نازک و دردناک شده؛ سبب لاغر شدن منیسک[3] زانو و تغییرات آناتومیک در تصاویر رادیوگرافی و رشد استئوفیت‌ها[4] شود. یکی از جدیدترین خطر عوامل احتمالی مطرح شده و مؤثر بر گسترش اُستئوآرتریت مفصل تیبیوفمورال، چرخش استخوان تیبیا[5] است که بالطبع تغییر نرخ و میزان بارگذاری روی بخش‌های میانی[6] و جانبی[7] مفصل تیبیوفمورال ایجاد شده؛ ممکن است این حالت در دراز مدت سبب بروز و گسترش نشانه‌های اُستئوآرتریت تیبیوفمورال شود.

عضلات، قسمت داخلی سیستم عضلاتی اسکلتی هستند. عملکرد عضلات، کنترل مفصل و حفظ پایداری آن است. عضلات در بدن به صورت جذب کننده‌های شوک و ضربات عمل می‌کنند و بارهای اعمال شده به مفصل را به‌طور مناسبی توزیع می‌کنند. در بیماران مبتلا به آرتروز استخوان، قدرت عضله چهار سران در حالت ایزوکنیتیک به‌شدت کاهش می‌یابد.

بیشتر مطالعات بیومانیک، درک حس عمقی را معیار اندازه‌گیری و قابلیت درک و تشخیص دورانی مفصل و یا قابلیت نگاه داشتن و برگرداندن زانو در فضا می‌دانند. حس عمقی در سیستم عصبی- عضلانی در کنترل گیت نقش بسیار مهمی دارد. حس عمقی بارهای اعمال شده به مفصل را پیش‌گویی می‌کند و در نتیجه می‌تواند واکنش مناسبی را برای توزیع و انتقال مناسب نیروهای وارده به مفصل به سیستم عضلانی القا کند.

گیرنده‌های مکانیکی یا همان مکانورسپتورها[8] که تأمین‌کنندهٔ عمل حس‌عمقی هستند، در تاندون‌ها، لیگامنت‌ها، منیسک‌ها، کپسول‌های مفصلی و عضلات قرار دارند. بدیهی است قدرت عضله و حس عمقی از نظر فیزیولوژیک در کنترل حرکات عضو و توزیع بی‌ضرر بارها در مفاصل، یکدیگر وابسته هستند.

ضعف عضلانی، کاهش حس عمقی و تغییر بارگذاری دینامیک مفصل در عملکرد و هماهنگی حرکات هر عضو بسیار مؤثر است و در نهایت پایداری و یکپارچگی مفصل ساینوویال را تهدید می‌کند[۱]. اینها همان عواملی هستند که بطور معمول در مطالعات بیومکانیک اجساد، نادیده گرفته می‌شوند. این عوامل به‌طور مستقل می‌توانند با بروز آرتروز، ارتباط داشته باشند. عوامل ضعف عضلات، کاهش حس عمقی و تغییر باردینامیکی وارد بر مفصل، همگی می‌توانند مستقیماً در پاتوفیزیولوژی آرتروز مشارکت داشته باشند. چه‌بسا وجود آرتروز می‌تواند ضعف عضلانی و کاهش حس عمقی را تشدید کند، همان‌طور که می‌تواند بارگذاری روی مفصل آسیب‌دیده و دیگر مفاصل پایین تنه را نیز دگرگون کند.

تاکنون به‌منظور یافتن ارتباط موقعیت دورانی اندام پایین تنه و استخوان لگن با ناهنجاری‌های مفصل زانو، مطالعات زیادی انجام شده است. آن‌چنان‌که گروهی سعی در پیدا کردن ارتباطی بین آنتی‌ورژن[9] گردن فمور[10] و اُستئوآرتریت میانی زانو بودند[۲] و محققان دیگری اعلام کردند که بیماران مبتلا به اُستئوآرتریتِ میانی زانو، در مقایسه با افراد بالغ بدون نشانه‌های بیماری در استخوان تیبیای خود، در امتداد محور طولی آن، چرخش خارجی کوچکتری دارند[۳]. یافته‌های مشابه دیگری حاکی از آن است که کاهش چرخش استخوان تیبیا به سمت خارج، به علت تغییرات ایجاد شده در ساختار و عملکرد غضروف‌های مفصل زانو در اثر بروز اُستئوآرتریت است[٤]. به موازات این پژوهش‌ها، مطالعات دیگری نیز به‌منظور بررسی اثر تغییر شکل‌های دورانی استخوان فمور انجام شده است و از مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به پژوهشی اشاره کرد که در آن با استفاده از منیسکتومی[11] کامل بخش میانی و جانبی تیبیوفمورال زانوی اجساد و قرار دادن حسگر فشار درون بخش‌های میانی و جانبی مفصل، به بررسی تأثیر تغییر شکل دورانی استخوان فمور بر عملکرد و موقعیت مفصل تیبیوفمورال پرداخته‌اند[۵].

۲- روش تحقیق

برای برآورده‌کردن شرایط شبیه‌سازی موقعیت ایستادن انسان برروی دو پا در نمونه‌های بی‌جان انسان و اعمال نیروی ثابت در راستای محور طولی استخوان تیبیا و فمور به طراحی و ساخت

[1] Osteoarthritis
[2] Tibiofemoral
[3] Meniscus
[4] Osteophyte
[5] Tibia
[6] Medial
[7] Lateral
[8] Mechanoreceptors
[9] Anteversion
[10] Femor
[11] Meniscectomy

© Copyright 2013 ISBME, http://www.ijbme.org

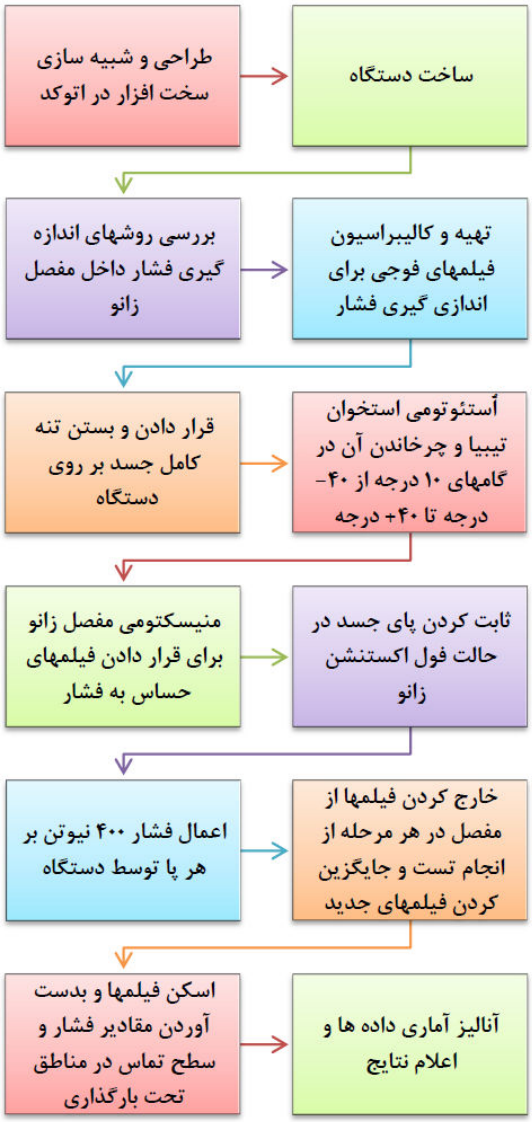
دستگاهی نیاز است. اولویت بعدی نیز فراهم کردن حسگری برای اندازه‌گیری فشار درون مفصلی و انجام جراحی‌های لازم در نمونه‌ها است. در روندنمای شکل (۱) سیر انجام کار، از طراحی دستگاه تا رسیدن به مقادیر دقیق فشار و سطح در زانو قابل مشاهده است.

۲-۱- شرح ساخت دستگاه اعمال نیرو

هدف کلی انجام آزمونهای کلینیکی بر روی اجساد، شبیه‌سازی این موقعیت است که فرد به‌طور کاملاً عمود و استاندارد در حالت استاتیک روی دو پای خود بایستد و با اعمال چرخش‌های داخلی و خارجی روی استخوان تیبیا با روش استئوتومی[12] در گام‌های زاویه‌ای متفاوت، در راستای محور طولی استخوان، فشار و سطح تماس در بخش میانی و جانبی مفصل تیبیوفمورال اندازه‌گیری و مقایسه شود.

محدودیت‌هایی که در مطالعهٔ اجساد وجود دارد، این است که معمولاً امکان جدا کردن مفصل تیبیوفمورال به همراه بخشی از استخوان‌های تیبیا و فمور وجود ندارد و نیز طبیعی است که نمی‌توان از وزن خود اجساد در حالت خوابیده برای اعمال نیرو به زانو استفاده کرد. پس در قدم اول برای مقابله با این محدودیت‌ها، هدف، پیدا کردن راه حلی برای اعمال نیرویی معادل وزن تقریبی اجساد، در راستای محور طولی استخوان تیبیا و فمور در حالت فول‌اکستنشن[13] زانو، بر روی مفصل تیبیوفمورال است. به‌همین منظور با توجه به امکانات موجود، برای اولین بار در ایران سیستمی کاملاً مکانیکی ابتدا طراحی و سپس با استفاده از نرم افزار اتوکد ۲۰۱۰ شبیه‌سازی و در نهایت پیاده‌سازی و ساخته شد(شکل۲).

برای اعمال نیرو به کف پای جسد از سیستم‌های بالابر خودرو (جک‌های غیر هیدرولیک و پیچ و مهره‌ای) استفاده کردیم. همان‌طور که در شکل‌های (۱) و (۲) مشاهده می‌شود طرز کار این سیستم بدین صورت است که ابتدا باید قسمت انتهایی جک بر روی صفحه زیرین- که به واسطه ریل تلسکوپی قابلیت جلو و عقب بردن صفحه کوچکتر بالایی را دارد- در محل بین زانوی راست و چپ، ثابت شود. با چرخاندن دسته جک، طول بازوی انتهایی جک کوتاه شده و صفحه بالایی که بدنه اصلی جک و ترازوی اندازه‌گیری نیرو و صفحه‌ای که کف



شکل(۱)- نمایش مراحل انجام کار از ابتدای ساخت دستگاه تا مقایسه میزان فشار در بخش‌های میانی و جانبی مفصل تیبیوفمورال

پا بر روی آن ثابت شده‌است، به سمت صفحه زیرین حرکت می‌کند. نتیجه این حرکت نسبی همراه با کوتاه شدن بازوی جک، اعمال نیرو به کف پای جسد است. برای اندازه‌گیری و خواندن مقدار نیروی وارد شده به کف پا، از یک ترازوی عقربه‌ای استفاده شده است که قابلیت نمایش وزن صفر تا ۱۲۰۰ نیوتن را دارد.

۲-۲- حسگرهای اندازه‌گیری فشار و سطح تماس

گروهی به‌منظور مطالعه آرتروپلاستی[14] زانو برای اندازه‌گیری نیروهای وارده بر مفصل تیبیوفمورال، به‌طور مستقیم از

[12]Osteotomy [13]Full Extension [14]Arthroplasty

© Copyright 2013 ISBME, http://www.ijbme.org

فیلم‌های فوجی پریسکیل[15] استفاده کرده‌اند و این روش را جایگزینی برای اندازه‌گیری‌های بر پایه مشاهده و زاویه‌سنج‌های دستی و یا مادون‌قرمز اعلام کرده‌اند[٦]. اگر این روشی تهاجمی است؛ اما صرفاً در شرایط استاتیک -که آن نیز به خاطر عدم توانایی فیلم‌ها در پاسخگویی هم‌زمان است- می‌تواند جایگزین مناسبی برای استفاده از سیستم‌های تحلیل حرکت بر پایه دینامیک معکوس باشد.

شکل(۲)- تصویری از دستگاه ساخته شده برای اعمال نیرو به کف پای اجساد جهت شبیه‌سازی نیروی عمودی حاصل از وزن بدن

این نوع فیلم برای اندازه‌گیری سطح تماس و فشار بین سطوح استفاده می‌شود و در ۵ نوع مختلف برحسب میزان فشار اعمال شده، قابلیت ثبت فشار ۰/۵-۳۰۰۰ مگاپاسکال (PSI ٤٣٢٠٠ -۷/۲) را دارد. ساختار فیزیکی فیلم‌ها به‌صورتی است که از یک ماده زمینه‌ای با نام PET[16] بدون هیچ نوع ترکیبی از جیوه، سرب، کادمیوم و PBDE[17] ساخته شده‌است. تحت فشار، میکروکپسول‌های محتوی مواد رنگ‌ساز روی سطح لایه اول فیلم‌ها می‌ترکند و مواد فعال‌کننده رنگِ روی لایه دوم، فعال و سبب رنگی‌شدن سطح اعمال فشار می‌شوند. حال بسته به میزان فشار وارده، تعداد متفاوتی از میکروکپسول‌ها می‌ترکند و نتیجه آن پیدایش سطوح مختلف رنگ قرمز برروی سطح فیلم خواهد بود.

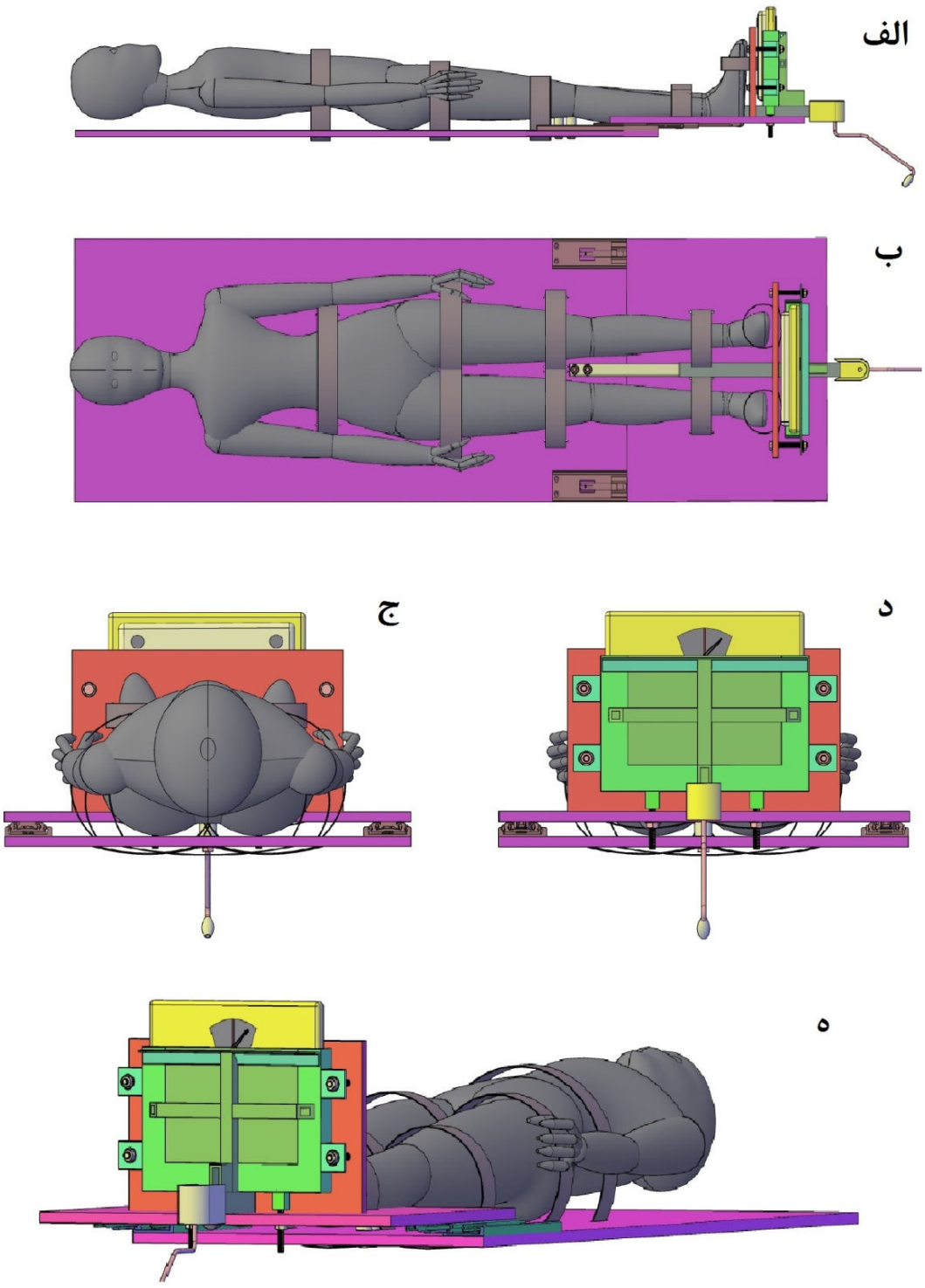
در شرایط اعمال بار محوری حدود ٤٠٠ نیوتن به هر پا، برای اندازه‌گیری فشار وارد به منیسک میانی و جانبی در مفصل تیبیوفمورال، باید از نوع super-low آن‌ها استفاده شود که با ساختار دولایه‌ای خود قادر به تحمل و ثبت فشار در محدوده ۰/۵-۲/۵ مگاپاسکال و یا PSI ۷۰-۳۵۰ است. این فیلم‌ها به صورت نیم‌دایره‌هایی با قطر۳ سانتی‌متر برای قرارگیری در شکاف ایجاد شده در زیر منیسک میانی و جانبی زانو، بریده شده و برای جلوگیری از نفوذ رطوبت، درون پوشش نازک پلاستیکی قرار می‌گیرند. همانند شکل(٤) نحوه محاسبه مقادیر فشار و سطح اندازه‌گیری‌شده با استفاده از فیلم بدین صورت است- که بعد از قرار دادن فیلم‌ها در محل فشار و تغییر رنگ نقاط مختلف سطح فیلم که براساس میزان تنش وارد شده به‌صورت طیف ۲٥٦ پله‌ای از سفید تا قرمز است- می‌بایست حدود یک ساعت در شرایطی که فیلم‌ها تا حد ممکن از نور ماوراء بنفش دور نگه داشته شده باشند، صبر کرد تا روند تغییر رنگ کامل شده و رنگ‌ها تثبیت شوند. سپس لازم است فیلم‌ها با یک اسکنر با قدرت تفکیک[18] ٩٦٠٠×٤٨٠٠ dpi اسکن شوند تا دقت لازم در مقادیر ثبت شده فراهم شود. در نهایت برای تحلیل تصاویر بدست آمده از اِسکن فیلم‌ها، از نرم‌افزار مکمل فیلم‌های Fujifilm Prescale -که با نام تجاری FPD-8010E عرضه شده است، استفاده می‌شود- این نرم‌افزار که برنامه‌ای بر پایه پردازش تصویر است، می‌تواند براساس طیف مختلف رنگی ایجاد شده بر روی فیلم‌ها و مقادیر ثابت معرفی شده به آن در طی فرایند کالیبراسیون، میزان دقیق فشار و سطوح تحتِ بارگذاری را به ترتیب با دقت ۰/۰۵± مگاپاسکال و ۰/۱± میلیمتر نمایش دهد.

۳- نتایج

برای بررسی توانایی عملکرد سیستم طراحی و ساخته شده، در سه مرحله با استفاده از قرار گرفتن سه مرد بالغ در محدودهٔ وزنی ۷۷-۸۵ کیلوگرم بر روی دستگاه، توانستیم بیشینه ۹۰۰ نیوتن نیرو را به مجموع دو کف پا و بیشینه ٤٨٠ نیوتن را به یک کف پا وارد و مقدار آن را با استفاده از ترازو مشاهده و اندازه‌گیری کنیم، بدون اینکه هیچ حرکت و جابجایی ناخواسته‌ای در اندام تحتانی آن‌ها مشاهده شود.

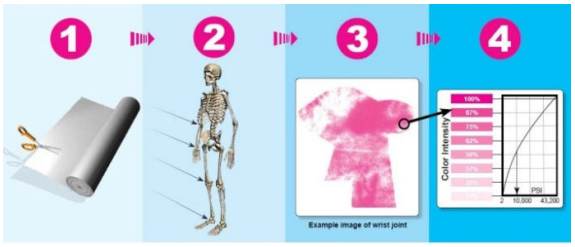
[15]Fujifilm Prescale [16]Polyethylene Terephthalate [17]Poly Brominated Diphenyl Ethers [18]Resolution

© Copyright 2013 ISBME, http://www.ijbme.org



شکل(۳)- تصویر نمونه شبیه‌سازی شده از سیستم اعمال نیرو در اتوکد در نمای راست، بالا، روبرو، پشت و سه‌بعدی از کل سیستم به ترتیب در (الف) ، (ب) ، (ج) ، (د) ، (ه)

© Copyright 2013 ISBME, http://www.ijbme.org

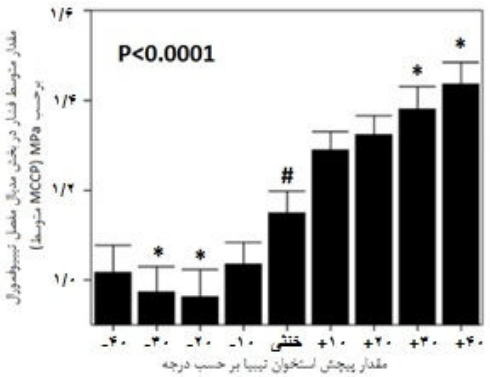


شکل(٤)- تصویری از مراحل کار با فیلم فوجی برای ثبت فشار داخل مفصلی

مهم‌ترین دستاورد این مطالعه، طراحی و ساخت دستگاهی برای شبیه‌سازی موقعیت ایستادن انسان بر روی دو پا در نمونه‌های بی‌جان انسان و اعمال نیروی ثابت در راستای محور طولی استخوان تیبیا و فمور و در نتیجه فراهم کردن شرایط لازم برای بررسی تأثیر چرخش استخوان تیبیا بر الگوی بارگذاری بر روی مفصل تیبیوفمورال، است.

مطالعات بالینی زیادی برای یافتن ارتباط ساختار دورانی استخوان‌های اندام تحتانی و گسترش نشانه‌های اُستئوآرتریت انجام شده است. تغییر شکل استخوان‌های اندام تحتانی در صفحه فرونتال سبب توزیع غیر متعارف بار در مفصل زانو و در نتیجه بارگذاری نامناسب روی غضروف مفصلی می‌شود. این پدیده سبب افزایش گرایش مفصل برای ظاهر شدن و گسترش نشانه‌های اولیه اُستئوآرتریت می‌شود[۷]. دوران استخوان تیبیا حول راستای طولی آن سبب بروز هیچ تغییری در موقعیت استخوان تیبیا در صفحه فرونتال[19] نمی‌شود؛ اما با وجود این تغییر زاویه سبب تغییر بارگذاری مفصلی می‌شود[۸].

مطالعات تحلیل حرکت بیان می‌کنند که در الگوی گیتِ Toe-in، ممانِ اداکشن[20] و میزان بارگذاری روی بخش میانی زانو افزایش می‌یابد و برعکس در الگوی گیتِ Toe-out ممان اداکشن کاهش می‌یابد[۹]. در گیتِ Toe-in امتداد بردار عکس‌العمل زمین از مرکز زانو دور شده و این مسأله سبب افزایش ممان اداکشن می‌شود، در حالی که در Toe-out امتداد بردار عکس العمل زمین، به مرکز زانو نزدیک شده؛ ممان اداکشن کاهش می‌یابد[۱۰]. در این‌جا حین اعمال دوران‌های خارجی به استخوان تیبیا- در حالی‌که کفِ پا ثابت نگه داشته شده و هیچ دورانی ندارد- دقیقاً همانند الگوی گیت Toe-in ، مفصل لگن و زانو به‌سمت داخل می‌چرخند و در مقابل، دوران داخلی استخوان تیبیا سبب چرخش زانو و لگن به‌سمت خارج و کاهش تنش وارده به بخش میانی زانو می‌شود. دوران داخلی بیش از حد تیبیاست که می‌تواند سبب بروز و گسترش نشانه‌های اُستئوآرتریت میانی زانو شود[۱۱]. بر اساس یافته‌های مطالعه‌ای جدید[۱۲] -که در آن با روش متفاوتی ابتدا میزان دوران دلخواه به ترتیب در استخوان تیبیا و فمور ایجاد و سپس با حسگرهای همزمان[21] میزان فشار وارده اندازه‌گیری شده است- می‌توان نشان داد و انتظار داشت که سطح تماس در قسمت میانی و جانبی مفصل تیبیوفمورال زانو، حین تغییرات دامنه فشار و جهت چرخش استخوان تیبیا، تغییر چندانی نکرده است. نمودار شکل(۵) نشان داد که فشار وارد بر بخش میانی مفصل تیبیوفمورال به‌طور قابل ملاحظه‌ای تحت تأثیر مقدار زاویه چرخش تیبیا قرار گرفت و با افزایش زاویه پیچش خارجی تیبیا افزایش یافت و با کاهش زاویه پیچش تیبیا کم شد؛ در حالی‌که این مقدار چرخش در میزان فشار وارد شده بر قسمت جانبی مفصل، چندان مؤثر نبود.



شکل(۵)- منحنی مقدار فشار در بخش میانی مفصل تیبیوفمورال زانو بر حسب میزان چرخاندن استخوان تیبیا [۱۱]

مشکل عمدهٔ اکثر مطالعات بیومکانیک بالینی، محدودیت اعمال نیروها به صورت in-vivo است. در طی آزمون‌ها با فرض اعمال نیمی از نیروی حاصل از وزن در حالت ایستاده، نیرویی معادل ٤۰۰ نیوتن در راستای طول استخوان تیبیا به زانو وارد می‌شود که در مقایسه با بارگذاری‌های دینامیکی روی مفصل زانو در چرخه کامل گیت- که در فازی از آن تا ۲/۵ برابر وزن بدن می‌رسد- بسیار کوچک است.

عدم حیات نمونه‌ها و همچنین دستکاری‌شدن کپسول مفصلی به‌منظور منیسکتومی و قرار دادن حسگرهای فشار

[19]Frontal [20]Addaction [21]On-line

© Copyright 2013 ISBME, http://www.ijbme.org

درآنها، منجر به عدم فعالیت سیستم عصبی مرکزی برای کنترل فعالیت عضلات پایین تنه و درک حس عمقی و در نتیجه ناپایداری مفصل می‌شود. در چنین وضعیتی عناصر کنترل‌کننده حرکت و مسبب پایداری مفصل تیبیوفمورال، قادر نخواهند بود عملکرد واقعی خود را نشان دهند و نتایج با خطای زیادی همراه خواهند بود و بطور صد در صد نمی‌توان نتایج مطالعه بیومکانیکی گیت روی اجساد را با نتایج مطالعات بالینی در آزمایشگاههای تحلیل گیت بر نمونه‌های جاندار، مقایسه کرد و باید در گروه‌های مشابه مقایسه و نتایج استخراج شوند. به‌علاوه به‌دلیل محدودیت مطالعهٔ اجساد، امکان جداکردن کلِ پا و بستن آن به دستگاه‌های اعمال تنش به‌منظور اعمال نیروهای متغیر با زمان برای شبیه‌سازی دوره کامل گیت، وجود ندارد و استفاده از حسگرهای فشار همزمان همانند Tekscan-4000 برای مشاهده لحظه به لحظه میزان فشار و سطح تماس نیز مهیّا نیست.

٤- نتیجه‌گیری و جمع‌بندی

با استفاده از دستگاه ساخته شده می‌توان موقعیتی را شبیه‌سازی کرد که فرد سالم استاتیک با وزن تقریبی۵۰ تا ۱۲۰ کیلوگرم به طور کاملاً عمود در حالت استاتیک روی دو پای خود ایستاده است و می‌توان هم‌زمان با چرخش داخلی و خارجی استخوان تیبیا با روش‌های متفاوت ارتوپدی، فشار و سطح تماس را در مفصل تیبیوفمورال اندازه‌گیری کرد. این دستگاه به‌خصوص برای بیماران دچار اُستئوآرتریت زانو و شبیه‌سازی موقعیت‌های مختلف استاتیک می‌تواند بسیار با اهمیت باشد.

سپاسگزاری

در اینجا گروه نویسندگان برخود لازم می‌دانند که از جناب آقای دکتر باقری در بیمارستان یحیاییان، جناب آقای مهندس سیدمحمد فرشیدفر و جناب آقای مهندس امیرحسین کیوانپور به خاطر راهنمایی‌ها و زحمات بی‌دریغشان در طی طراحی و ساخت دستگاه و فراهم کردن شرایط آزمایش، کمال تشکر را عرض نمایند.

۵- مراجع

[1] B.L. O'Connor and K.D. Brandt, Neurogenic factors in the etiopathogenesis of osteoarthriti; Rheumatic Diseases Clinics of North America, 1993; 19: 581–605.
[2] D.G. Eckhoff, R.C. Kramer, Femoral anteversion and arthritis of the knee; Pediatric Orthop, 1994; 14: 608–610.
[3] T. Yagi, Tibial torsion in patients with medial-type osteoarthrotic knees; Clin Orthop Relat, 1994; 302: 52–56.
[4] M.S. Turner, The association between tibial torsion and knee joint pathology; Clin Orthop Relat, 1994; 302: 47–51.
[5] P. Bretin, P.F. O'Loughlin, Influence of femoral malrotation on knee joint alignment and intra-articular contract pressures; Arch Orthop Trauma Surg, PMID: 21069363.
[6] M. Tanzer, C.A. McLean, Effect of femoral component designs on the contact and tracking characteristics of the unresurfaced patella in total knee arthroplasty; Canadian Journal of Surgery , 2001; 44(2):127–13.
[7] H.A. McKellop, G. Sigholm, The effect of simulated fracture-angulations of the tibia on cartilage pressures in the knee joint; Bone Joint Surg, 1991; 73:1382–1391.
[8] J.J. Gugenheim, R.A. Probe, The effects of femoral shaft malrotation on lower extremity anatomy; Orthop Trauma, 2004; 18: 658–664.
[9] S.K. Lynn, T. Kajaks, P.A. Costigan, The effect of internal and external foot rotation on the adduction moment and lateral-medial shear force at the knee during gait; Sci Med Sport, 2008; 11: 444–451.
[10] A.J. Teichtahl, M.E. Morris, Foot rotation–a potential target to modify the knee adduction moment; Sci Med Sport, 2006; 9: 67–71.
[11] J.R. Davids, R.B. Davis, Tibial torsion: significance and measurement; Gait & Posture, 2007; 26:169–171.
[12] M. Kenawey, E. Liodakis, C. Krettek, Effect of lower limb rotational alignment on tibiofemoral contact pressure; Knee Surg Sport Taumatol Arthrosc, 2011.

© Copyright 2013 ISBME, http://www.ijbme.org