

تنشهای تماسی مفصل تیبیوفمورال در مفاصل مصنوعی کامل زانو

دکتر فرزاد فرهمند^۱، دکتر محمدنقی طهماسبی^۲

Title: *Contact stresses of the tibio-femoral joint in total knee prostheses.*

Authors: *Farahmand F,(PhD); Tahmasbi MN,(MD).*

Abstract: *A major cause of early failure of prosthetic joints, particularly total knee prostheses, has been reported to be wear of the articulating surfaces and release of wear debris in patient's body, which is mostly related to the joint contact stresses. In previous studies, the variation of the contact area has been always analyzed in knee extension and semi-flexion positions.*

We studied the contact area of femoral and tibial components of a commercial total knee prosthesis across the whole range of knee flexion, including deep flexion, using casting technique. The femoral component was fixed rigidly on a horizontal shaft beneath of a compression testing machine, being able to rotate with the shaft and provide a full range of knee flexion angles. The tibial component was mounted, with enough laxity for abduction –adduction rotation, on the end of a vertical rod at the moving cross head of the testing machine. At each flexion angle, the surfaces of the femoral and tibial components were covered with silicon rubber solution, then a compressive load of 2000 N was applied to the joint for 5 minutes and removed following the setting of the silicon. The silicon casts were then photographed to obtain the contact areas of the tibio-femoral joint at different flexion angles.

The contact area appeared to be almost consistent between 0 to 90 degrees knee flexion with a mean of 173 mm². The maximum and minimum contact areas were found to be 247 mm² and 72 mm², occurring at 120 degrees and 140 degrees of knee flexion, respectively. The mean contact stresses were obtained across the range of knee flexion, using the measured contact areas and appropriate force data from the literature. The contact stress had a maximum of 7 MPa at early knee flexion and 21 MPa at semi-flexion, but increased to more than 68 MPa at 140 degrees knee flexion.

These results approve the clinical suggestion that the physiological activities which include deep knee flexion are critical for knee arthroplasty patients.

Keywords: *total knee prosthesis, contact area, contact stress, knee arthroplasty.*

۱- دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف

۲- بیمارستان شریعتی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده:

یکی از مهمترین عوامل شکست زودرس مفاصل مصنوعی، بخصوص پروتزهای زانو، ساییدگی سطوح مفصلی و آزاد شدن ذرات حاصله در بدن بیمار است که عمدتاً تابعی از تنشهای تماسی مفصل محسوب میشود. مطالعات انجام شده پیشین در این زمینه عموماً به بررسی تغییرات سطح تماس در زوایای اولیه و میانی فلکشن زانو پرداخته اند.

در این مطالعه، سطح تماس اجزای فمور و تیبیا در یک پروتز تجاری زانو، در دامنه کامل فلکشن زانو از جمله فلکشن عمیق، با استفاده از روش قالب گیری اندازه گیری گردید. جزء فمورال پروتز بصورت صلب بر روی یک محور افقی به فک ثابت تحتانی دستگاه تست فشار نصب شد بگونه ای که با دوران محور مزبور دستیابی به زوایای مختلف فلکشن امکانپذیر گردد. جزء تیبیال پروتز نیز به انتهای یک میله عمودی متصل به فک متحرک دستگاه تست نصب شد بگونه ای که از لقی کافی برای دوران ابداکشن-ادداکشن برخوردار باشد. در هر زاویه فلکشن، سطوح اجزای فمورال و تیبیال پروتز با محلول لاستیک سیلیکون پوشانده شدند و سپس مفصل به مدت ۵ دقیقه تحت بار فشاری ۲۰۰۰ نیوتن قرار گرفت تا سیلیکون سفت شود. با عکسبرداری از قالبهای سیلیکونی حاصله، نواحی تماس مفصل تیبیا-فمورال در زوایای مختلف فلکشن زانو اندازه گیری شدند. سطح تماس در زوایای فلکشن صفر تا ۹۰ درجه تقریباً مشابه و دارای متوسط ۱۷۳ میلیمتر مربع بود. بیشترین سطح تماس در زاویه فلکشن ۱۲۰ درجه برابر ۲۴۷ و کمترین سطح تماس در زاویه فلکشن ۱۴۰ درجه برابر ۷۲ میلیمتر مربع بدست آمدند. با استفاده از نواحی تماس اندازه گیری شده و داده های نیروی ارائه شده در مقالات، تنشهای تماسی متوسط در زوایای مختلف فلکشن محاسبه شدند. حداکثر تنشهای تماسی در زوایای اولیه فلکشن ۷ مگاپاسکال و در زوایای میانی فلکشن ۲۱ مگاپاسکال بود که در زاویه فلکشن ۱۴۰ درجه به ۶۸ مگاپاسکال افزایش یافت. این نتایج، خطر فعالیتهای بدنی شامل فلکشن عمیق زانو را در بیماران استفاده کننده از پروتز تأیید می کنند.

کل واژگان: مفصل مصنوعی کامل زانو، سطح تماس، تنش تماسی، آرتروپلاستی زانو.**مقدمه:**

درشت نی نسبت به ران به میزان حدود ۳۰ درجه به وقوع می پیوندد.

با توجه به نیروهای بزرگ و دامنه حرکت قابل توجه مفصل

زانو یکی از نگرانیهای اصلی در بکارگیری پروتزهای این مفصل، فساد استخوانی^۱ ناشی از آزاد شدن ذرات سایشی^۲ در بدن است که عمدتاً از سایش سطح پلی اتیلنی پروتز بوجود می آیند(۴). به علاوه سایش سطوح مفصلی در شرایط پیشرفته می تواند به سایش کلی و نهایتاً تماس فلز-فلز در پروتز منجر گردد. عوامل متعددی بر سایش سطوح مفصلی در مفاصل مصنوعی تأثیر می گذارند که مهمترین آنها تنشهای وارده، خواص ماده پلی اتیلنی و تعداد سیکلهای حرکت می باشند (۵). تنشها به نوبه خود تابعی از وزن بیمار، نوع فعالیت بدنی و طراحی مفصل مصنوعی

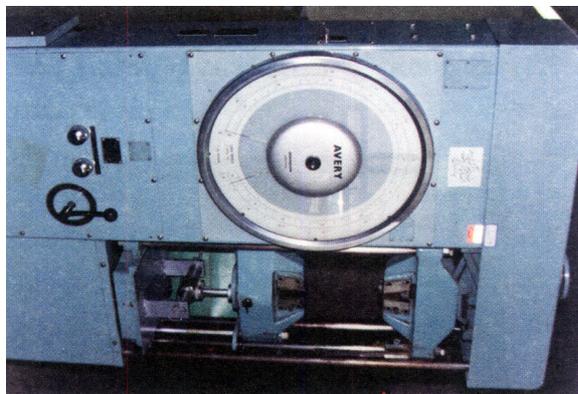
مفصل زانو از مهمترین مفاصل تحمل کننده وزن بدن محسوب می شود و بارهای وارده بر آن در فعالیتهای مختلف بدنی قابل توجه اند. محاسبات و اندازه گیریها نشان داده اند که نیروی وارده بر مفصل در راه رفتن ۳ تا ۴ برابر وزن بدن است و در فعالیتهای نظیر بالا رفتن از پله و برخاستن از حالت نشسته تا ۷ برابر وزن بدن افزایش می یابد (۳-۱). مهمترین حرکت مفصل زانو، حرکت فلکشن - اکستنشن است که از حدود ۱۰-۵ درجه هایپر اکستنشن شروع شده و به حدود ۱۵۰ درجه فلکشن ختم می گردد. علاوه بر فلکشن جابجایی و دوران در سایر امتدادها نیز به میزان اندک در مفصل زانو رخ می دهند که مهمترین این حرکات روتیشن یا چرخش محوری است. این حرکت عمدتاً در ۱۵ تا ۳۰ درجه آخر دامنه فلکشن زانو به صورت چرخش به خارج

¹ - bone osteolysis

² - wear debris

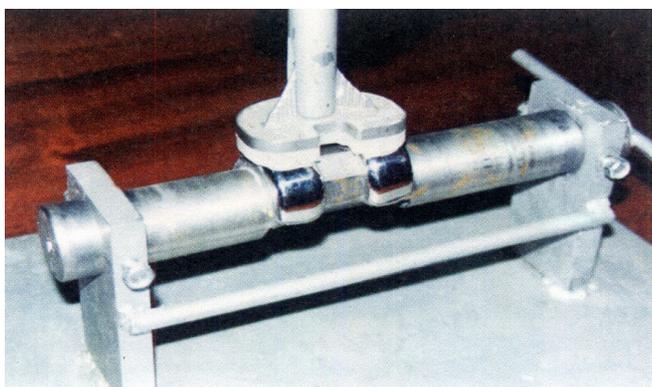
سطح تماسی نسبتاً گسترده، سبب مقید شدن حرکات جانبی و کاهش لقی^۳ مفصل نگردد.

برای بارگذاری فشاری مفصل مصنوعی یک دستگاه تست فشار AVERY, CCG 7108 مورد استفاده قرار گرفت (شکل ۱). دستگاه مزبور با ظرفیت بارگذاری شش تن دارای یک فک متحرک فوقانی و یک فک ثابت تحتانی است. فک تحتانی که توسط دو ستون عمودی به شاسی دستگاه متصل شده است. بصورت کامل مقید نیست و می تواند نسبت به فک متحرک، حرکات جانبی در صفحه افقی انجام دهد. بدین ترتیب عملاً تماس اجزای فمورال و تیبیال پروتز به گونه‌ای تنظیم می‌گردد که بار وارده بر مفصل مصنوعی کاملاً محوری و فاقد مؤلفه‌های برشی باشد.



شکل ۱- دستگاه تست فشار در حال آزمایش

سیستم نگهدارنده مفصل زانو بگونه‌ای طراحی و ساخته شد که پس از نصب بر روی دستگاه تست فشار، امکان نگهداری جزء فمورال را بصورت صلب و جزء تیبیال را بصورت انعطاف‌پذیر تحت بار فشاری وارده فراهم نماید و ضمناً تغییر زاویه فلکشن زانو را امکانپذیر سازد (شکل ۲).



³ - laxity

محسوب می‌شوند و به نیروهای وارده و سطوح تماس بستگی دارند. لذا افزایش سطوح تماس، که با بکارگیری سطوح مفصلی همدیس^۱ بدست می‌آید، از ملاحظات مهم در طراحی پروتزهای زانو محسوب می‌شود. اما از سوی دیگر همدیسی بیش از حد می‌تواند به کاهش دامنه حرکت مفصل و درجات آزادی آن در تحمل حرکات جانبی (بخصوص چرخش سطوح نسبت به یکدیگر) و نیز انحرافات جای‌گذاری منجر شود و به شل شدن پروتز بیانجامد (۶). لذا معمولاً طراحی پروتز به گونه‌ای انجام می‌شود که همدیسی سطوح در حد مناسب رعایت شده و با فراهم شدن سطوح تماس کافی، تنشهای تماسی از حد مجاز فراتر نروند و همزمان از مقید سازی بیش از حد مفصل جلوگیری گردد.

مروری بر مطالعات انجام شده (۴-۸) نشان می‌دهد که در طراحی پروتزهای زانو عمدتاً فعالیت‌های بدنی انسان غربی مورد نظر بوده است که در آن زاویه فلکشن زانو از ۹۰ و یا حداکثر ۱۲۰ درجه فراتر نمی‌رود و آزمایشات و اندازه‌گیریها در زمینه همدیسی سطوح و تنشهای مفصلی به همین حوزه حرکتی محدود گردیده اند. این در حالی است که در فعالیت‌های بدنی ملل شرقی مانند نشستن بر روی زمین، نماز خواندن و ... زانو تا زاویه حدود ۱۵۰ درجه خم می‌شود. هدف از این مطالعه، اندازه‌گیری سطوح تماسی یک پروتز متداول زانو در زوایای مختلف فلکشن، بخصوص فلکشن عمیق، بوده است تا با ترکیب نتایج حاصله و داده‌های نیرو، تنشهای تماسی متوسط به عنوان شاخصی از نرخ ساییدگی و شکست مفصل تعیین گردند.

روش کار:

یک نمونه تجاری مفصل مصنوعی کامل زانو ساخت شرکت Osteonics, US برای آزمایش انتخاب گردید. مفصل مزبور شامل اجزای فمورال، تیبیال و پاتلار می‌باشد که در این آزمایش تنها از دو جزء نخست استفاده شد. جزء فمورال پروتز از جنس آلیاژ تیتانیوم و جزء تیبیال آن از جنس پلی‌اتیلن با وزن مولکولی بالا (UHMWPE) همراه با پشتی فلزی^۲ از جنس آلیاژ تیتانیوم می‌باشد. از دیدگاه همدیسی سطوح مفصلی، پروتز زانوی مزبور از انواع نیمه‌همدیس محسوب می‌شود بطوریکه ضمن فراهم‌سازی

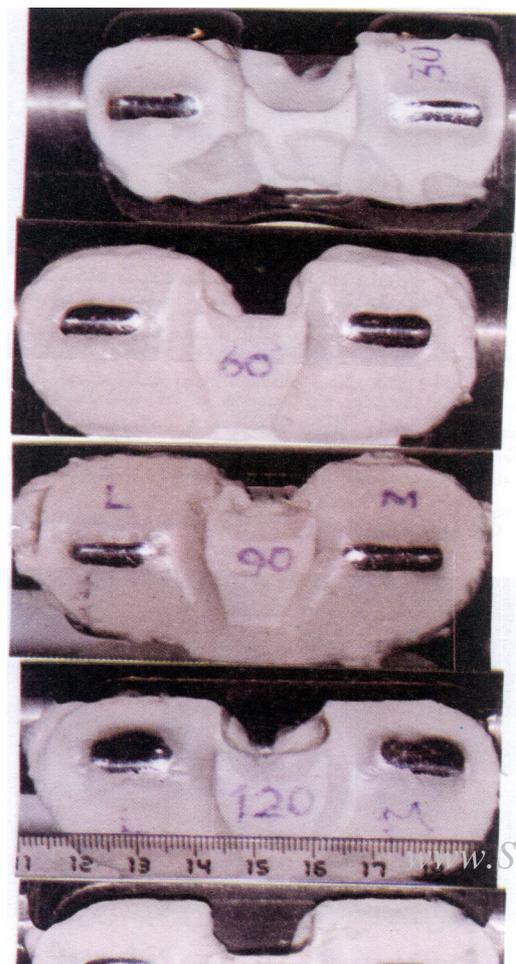
¹ - conforming

² - metal back

شکل ۲- سیستم مزبور، نگهدارنده مفصل مصنوعی زانو

سیستم مزبور، شامل یک شاسی ثابت و یک محور قابل تنظیم است که جزء فمورال به آن متصل می‌شود. کندیلهای جزء فمورال مفصل مصنوعی دارای پروفیل دایره‌ای در صفحه ساجیتال فرض شده و خط مرکز دواپر مزبور به عنوان محور دوران مفصل زانوی مصنوعی بدست آمد. دو انتهای محور قابل تنظیم به گونه‌ای تراشکاری شدند که خط مراکز آنها بر محور دوران مفصل زانوی مصنوعی منطبق باشد. بدین ترتیب با دوران محور قابل تنظیم می‌توان زاویه فلکشن مورد نظر را در زانوی مصنوعی ایجاد نمود. دو انتهای محور قابل تنظیم پس از عبور از یاتاقانهای شاسی ثابت در دو انتها پیچ می‌شوند تا از چرخش محور تحت بار جلوگیری بعمل آید.

نگهدارنده جزء تیبیال، میله‌ای تو خالی با شیار طولی بر روی دیواره‌ها است که زائده پشت جزء تیبیال درون آن قرار می‌گیرد (شکل ۲). بدین ترتیب جزء تیبیال مفصل مصنوعی، همانند شرایط جایگذاری در بدن، دارای لقی کافی برای دوران ابداکشن-ادداکشن و تنظیم موقعیت خود تحت بار فشاری وارده می‌باشد.



شکل ۳- سطوح تماس اجزای ساقی- رانی در زوایای خمش ۳۰، ۶۰، ۹۰، ۱۲۰ و ۱۴۰ درجه مفصل مصنوعی زانو که بصورت حفراتی در قالب ظاهر شده‌اند.

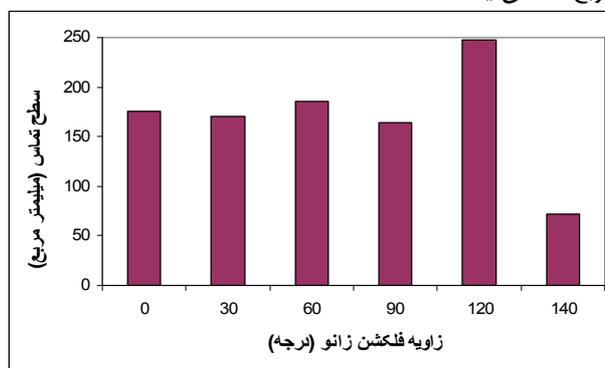
برای اندازه‌گیری سطوح تماس مفصل مصنوعی از روش قالب‌گیری استفاده گردید. ابتدا سطوح قطعات تیبیال و فمورال توسط محلول لاستیک سیلیکان پوشانده شدند. سپس قطعات در زاویه فلکشن مورد نظر تحت بار فشاری به میزان سه برابر وزن بدن (۲۰۰۰ نیوتن) قرار گرفتند و در شرایط مزبور نگهداری شدند تا محلول سیلیکان صورت جامد در آمده و قالبی از شرایط تماس قطعات فمورال و تیبیال مفصل مصنوعی زانو فراهم آید (شکل ۳). سطوح تماس در این قالبها بصورت حفره‌هایی ظاهر شدند و با عکسبرداری و دیجیتایز کردن مرز حفرات مساحت آنها اندازه‌گیری گردید. با انجام آزمایش در زوایای فلکشن صفر، ۳۰، ۶۰، ۹۰، ۱۲۰ و ۱۴۰ درجه، سطوح تماس مفصل مصنوعی در زوایای مزبور بدست آمدند.

برای محاسبه تنشهای تماسی متوسط در مفصل مصنوعی زانو، از داده‌های نیروی ارائه شده در مطالعه فرهمند و همکاران استفاده شد (۳). در مقاله مزبور نیروهای وارده بر مفصل زانو در هنگام برخاستن از حالت نشسته با استفاده از آزمایش و حل مدل ریاضی به روش بهینه‌سازی عددی بدست آمده‌اند. نتایج ارائه شده نشان می‌دهد که در زوایای فلکشن صفر، ۳۰، ۶۰، ۹۰، ۱۲۰ و ۱۴۰ درجه، نیروی تماسی مفصل زانو به ترتیب برابر ۱/۲، ۱/۷، ۳/۶، ۵، ۶/۱ و ۷ برابر وزن بدن هستند. بر این اساس تنش‌های تماسی متوسط با فرض وزن متوسط ۷۰ کیلوگرم و تقسیم مقدار نیرو در هر زاویه فلکشن بر سطح تماس اندازه‌گیری شده در زاویه مزبور در این مطالعه محاسبه گردید.

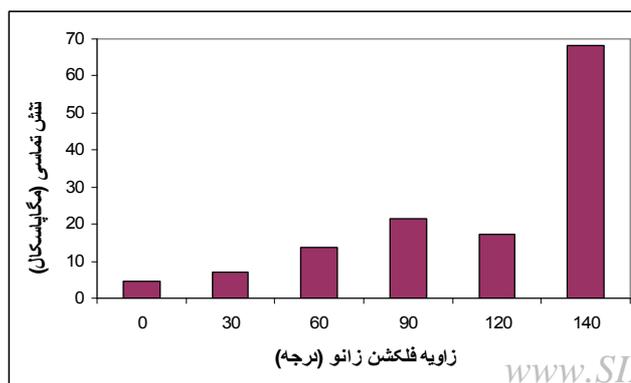
یافته‌ها:

شکل ناحیه تماس در کلیه زوایای فلکشن همانند و شامل دو باریکه مستطیلی با طولی نزدیک به پهنای کندیل‌های داخلی و خارجی جزء فمورال پروتز و عرضی متغیر، بسته به همدیسی سطوح مفصلی در زاویه فلکشن متناظر، ظاهر گردید (شکل ۳). همچنین مشاهده شد که موقعیت سطح تماس از زوایای اولیه فلکشن به زوایای فلکشن عمیق، بتدریج از نواحی قدامی کندیل‌های جزء فمورال به نواحی خلفی انتقال می‌یابد. در زاویه فلکشن ۱۴۰ درجه، تماس تنها در لبه انتهایی خلفی کندیل‌های جزء فمورال مشاهده گردید. نتایج حاصل از اندازه‌گیری مساحت نواحی تماس برای زوایای فلکشن مختلف مفصل در نمودار ۱ مشاهده می‌شود.

اندازه سطح تماس در حالت باز شدن کامل زانو و زوایای اولیه و میانی فلکشن در دامنه محدود ۱۶۴ تا ۱۸۵ میلی‌متر مربع تغییر یافت. اما در زوایای فلکشن عمیق تغییرات قابل ملاحظه‌ای در سطح تماس مفصل مصنوعی مشاهده گردید. نخست در زاویه فلکشن ۱۲۰ درجه سطح تماس به حداکثر خود یعنی ۲۴۷ میلی‌متر مربع رسید و سپس در زاویه فلکشن ۱۴۰ درجه به ۷۲ میلی‌متر مربع کاهش یافت.



نمودار ۱- مساحت سطوح تماس تی‌بی‌و-فمورال در زوایای مختلف خمش زانو



نمودار ۲- تنش‌های متوسط تماسی تی‌بی‌و-فمورال در زوایای مختلف خمش زانو

تنش‌های تماسی متوسط وارده بر سطح پلی‌اتیلنی جزء تی‌بی‌و در زوایای مختلف فلکشن زانو در نمودار ۲ نشان داده شده‌اند. تنش متوسط در حالت اکستنشن کامل زانو برابر ۴/۷ مگاپاسکال بود که بتدریج با فلکشن زانو افزایش یافته و در زاویه فلکشن ۹۰ درجه به ۲۱/۶ مگاپاسکال رسید. بدلیل افزایش قابل ملاحظه سطح تماس در زاویه فلکشن ۱۲۰ درجه، تنش تماسی در این زاویه به ۱۷/۳ مگاپاسکال کاهش یافت اما در زاویه فلکشن ۱۴۰ درجه، در پی کاهش شدید سطح تماس، با یک افزایش ناگهانی به حداکثر خود معادل ۶۸/۴ مگاپاسکال رسید.

بحث:

نخستین گزارش در زمینه اندازه‌گیری سطوح تماس مفصل طبیعی زانو در سال ۱۹۷۲ توسط Kettelkamp و همکاران منتشر گردید (۴). بیشترین سطوح تماس در حالت اکستنشن کامل زانو با متوسط ۴۷۰ میلی‌متر مربع بر روی قسمت داخلی و ۲۹۰ میلی‌متر مربع بر روی قسمت خارجی بدست آمدند که با فلکشن زانو بتدریج کاهش یافته و در حالت فلکشن ۳۵ درجه به ترتیب به مقادیر متوسط ۳۷۰ میلی‌متر مربع و ۲۳۰ میلی‌متر مربع رسیدند.

نخستین گزارش در زمینه اندازه‌گیری سطوح تماس در مفاصل مصنوعی زانو در سال ۱۹۸۵ توسط Bartel و همکاران منتشر گردید (۵). مطالعه انجام شده بر روی سطح تماس در انواع مختلفی از پروتزهای زانو نشان داد که با افزایش همدیسی، سطوح تماس مفصلی افزایش می‌یابند اما بندرت از ۷۰ میلی‌متر مربع تجاوز می‌کنند. با افزایش اندک لقی در پروتزهای زانو با سطوح همدیس، تنش‌های تماسی افزایش قابل ملاحظه‌ای یافتند اما بعکس در پروتزهای با سطوح غیر همدیس، افزایش اندک همدیسی اثر قابل توجهی بر سطوح و تنش‌های تماسی نداشت. نتایج حاصل از مطالعه حاضر برای زوایای فلکشن اولیه زانو در مقایسه با نتایج منتشر شده توسط Bartel و همکاران اندکی بزرگتر است ولی تفاوت مزبور قابل ملاحظه نیست و احتمالاً از روشهای متفاوت اندازه‌گیری ناشی می‌شود. سطوح

کشکک در صفحه frontal می‌تواند عمر مفصل مصنوعی را تا ۲۰ برابر افزایش دهد. Collir و همکاران صدمات وارده بر جزء پلی‌اتیلن پروتز تییبیا را در ۱۲۲ مفصل مصنوعی زانو مورد بررسی قرار دادند (۹). مقایسه صدمه پلی‌اتیلن با تنشهای تماسی نشان داد که در طراحی‌های زانو با همدیسی کمتر و در نتیجه سطوح تماس کوچکتر و تنشهای تماسی بزرگتر، صدماتی از انواع delamination, pitting و cracking رخ می‌دهند.

نتایج مطالعه حاضر نشان می‌دهد که تنشهای تماسی متوسط در دامنه فلکشن صفر تا ۱۲۰ درجه زانو از ۲۱/۶ مگاپاسکال فراتر نمی‌روند که تحت چنین تنشهایی مقاومت سایشی مناسبی برای قطعه پلی‌اتیلنی تییبیا قابل پیش‌بینی است. اما در زاویه

فلکشن ۱۴۰ درجه بدلیل کاهش شدید سطح تماس که تنها در لبه انتهایی لقمه‌های جزء فمورال رخ می‌دهد، تنش تماسی با یک افزایش ناگهانی به ۶۸/۴ Mpa می‌رسد. تحت چنین تنشهایی وقوع صدمات سایشی بر روی سطوح پلی‌اتیلنی مفصل مصنوعی اجتناب‌ناپذیر و بسیار شدید خواهد بود. بخصوص حرکت غلتشی / لغزشی مفصل مصنوعی زانو منجر به پیدایش تنش متناوب کششی - فشاری در پلی‌اتیلن و بروز برش در زیر سطح آن می‌گردد که می‌تواند به سایش زودرس مفصل بیانجامد و عمر آن را بشدت کاهش دهد.

نتیجه‌گیری:

با توجه به این که فلکشن عمیق زانو در فعالیتهای بدنی ملل شرقی شرایطی متداول محسوب می‌شود، نتایج حاصل از این مطالعه نشان می‌دهد که برای عملکرد مطلوب پروتزهای متداول زانو لازم است بیماران جدا از چنین حرکاتی اجتناب نمایند و در فعالیتهای بدنی روزمره خود تغییرات لازم را اعمال کنند. البته بی‌شک راه حل قطعی مشکل فوق طراحی پروتزهای زانوی مناسب برای ملل شرقی با امکان فراهم‌سازی سطوح تماس کافی برای شرایط فلکشن عمیق زانو می‌باشد.

تشکر و قدردانی

از همکاری معاونت پژوهشی دانشگاه صنعتی شریف در تأمین بودجه، و مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی و آزمایشگاه مقاومت مصالح دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف در فراهم‌سازی امکانات آزمایش تقدیر می‌شود.

تماس در زوایای فلکشن عمیق مفاصل مصنوعی زانو توسط Bartel و همکاران گزارش نشده‌اند.

در مطالعه‌ای دیگر، Mc Namara و همکاران سطوح و تنش‌های تماسی اجزای تییبال و فمورال را در انواع متفاوتی از مفاصل مصنوعی زانو بررسی کردند (۶). اجزای پروتز در یک ماشین تست سروهیدرولیک نصب شده و تحت بار دوره‌ای از صفر تا سه برابر وزن بدن (۲۱۳۰ نیوتن) قرار گرفتند. اندازه‌گیری سطح تماس و تنش فشاری با استفاده از فیلم حساس به فشار که بین اجزای پروتز قرار داده شده بود انجام پذیرفت. نتایج حاصله نشان داد که برای انواع مختلف پروتز، حداکثر تنش تماسی در زاویه فلکشن ۱۵ درجه، در دامنه ۲۸-۱۰ و در زاویه فلکشن ۹۰ درجه در دامنه ۴۸-۲۳ مگاپاسکال تغییر می‌کند. مفاصل مصنوعی با همدیسی کمتر اجزاء دارای تنش‌های تماسی بزرگتری بودند که با گذشت زمان در اثر خزش، سایش و تغییر شکل سطوح مفصلی پلی‌اتیلنی در طی بار گذاری طولانی کاهش می‌یافتند. اما میزان این کاهش هیچگاه از ۱۸٪ تجاوز نکرده و به حد مفاصل مصنوعی همدیس نرسید. در مطالعه حاضر، تنش‌های تماسی متوسط در زوایای فلکشن صفر، ۳۰ و ۹۰ درجه به ترتیب برابر ۴/۷، ۷/۱ و ۲۱/۶ مگاپاسکال بدست آمدند که در مقایسه با نتایج منتشر شده توسط Mc Namara و همکاران کوچکتر است. دلیل واضح این امر، اندازه‌گیری و گزارش حداکثر تنش تماسی توسط محققین مزبور است در حالیکه در این مطالعه تنش‌های تماسی متوسط محاسبه شده‌اند. تنشهای تماسی در زوایای فلکشن

عمیق مفاصل مصنوعی زانو توسط Mc Namara و همکاران گزارش نشده‌اند. نتایج این مطالعه و مطالعات پیشین نشان می‌دهد که سطوح تماس مفصل مصنوعی زانو در مقایسه با مفصل طبیعی بمراتب کوچکترند. در مفصل طبیعی زانو، منیسک با قرار گرفتن در بین سطوح مفصلی، همدیسی سطوح مزبور را افزایش می‌دهد و در نتیجه سبب افزایش سطح تماس و کاهش تنش‌های وارده بر سطوح مفصلی می‌گردد. اما در مفاصل مصنوعی زانو، افزایش بیش از حد همدیسی سطوح مفصلی به بهای افزایش قیود حرکتی و کاهش دامنه و درجات آزادی حرکت مفصل تمام میشود و لذا باید به سطوح مفصلی نیمه همدیس اکتفا کرد که تشدید تنشهای تماسی در این شرایط اجتناب‌ناپذیر خواهد بود (۷). ارتباط شدت تنش‌های تماسی و سایش سطوح مفصلی و در نتیجه شکست پروتز در مطالعات متعدد تایید شده است. Hsu و Walker انواع مختلف پروتزهای کشکک را در زانوهای مصنوعی در یک دستگاه شبیه ساز مفصل نصب و مورد آزمایش قرار دادند (۸). نتایج آنها نشان داد که افزایش همدیسی

References:

- 1- Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. J Biomech 1970 ; 3: 51-61.
- 2- Ellis ML, Seedhom BB, Wright V. Forces in knee joint whilst rising from a seated position. J Biomed Engin 1984 ; 6: 113-8.
- ۳- فرهمند، ف. نریمانی، ر. مقداری، ع. فکورعلاقهبند، ح. نیروهای ماهیچه ای و مفصلی زانو در حین برخاستن از حالت نشسته. فصلنامه علمی و پژوهشی شریف، ۱۳۸۱، ۲۲: ۶۶-۷۲.
- 4- Kettelkamp DB, Jacobs AW. Tibiofemoral contact area determination and implication. J Bone Joint Surg 1972 ; 54A: 349-56.
- 5- Bartel DL, Burstein AH, Toda MD, et al. The effect of conformity and plastic thickness on contact stresses in metal-backed plastic implants. J Biomech Engin 1985 ; 107: 193-8.
- 6- McNamara JP, Mayor MB, Jensen RE. A comparison of contact pressures in tibial and patellar total knee components before and after service in vivo. Clin Ortho Related Res 1994 ; 299: 104-13.
- 7- Farahmand F. Design evaluation of conforming patellofemoral joints for total knee arthroplasty. Proceedings of the IASTED International Conference on Applied Simulation and Modeling, Crete, Jun 2002 : 198-203.
- 8- Hsu HP, Walker PS. Wear and deformation of patellar components in total knee arthroplasty. Cli Ortho Related Res 1989; 246: 260-4.
- 9- Collier JP, Mayor MB, McNamara JL, et al. Analysis of the failure of 122 polyethylene inserts from uncemented tibial knee components. Clin Ortho Related Res 1991 ; 273: 232-40.