تعیین فشار وارد بر مفصل مصنوعی زانو در فعالیت های مختلف بدن

دکتر مهدی بهزاد (دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی مکانیک)

دکتر فرزام فرهمند (دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شریف)

پریساحجازی نیا (دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه الزهرا .)

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

فهرست مطالب — صفحه

چکیده مقاله ۷۷

مقدمه ۷۷

روش شناسی پژوهش ۸۱

یافته های پژوهش ۸۳

بحث و نتیجه گیری ۸۶

کتابنامه ۸۶

چکیده مقاله

یکی از مهمترین عوامل شکست زودرس مفاصل مصنوعی، بخصوص پروتزهای زانو، ساییدگی سطوح مفصلی و آزاد شدن ذرات سایشی در بدن افراد است که عمدتاً تابعی از تنش های تماسی در سطوح مفصلی محسوب می شود. برای یک پروتز متداول زانو سطوح تماس اجزای رانی و ساقی در فعالیت های بدنی که منجر به خمش زانو در زوایای مختلف میگردد، با استفاده از روش قالبت گیری اندازه گیری گردید. سطح تماس در زوایای خمش صفر تا ۹۰ درجه تقریباًمشابه و دارای متوسط ۱۷۳ میلیمتر مربع بود. بیشترین سطح تماس در زاویه خمش ۱۲۰ درجه برابر ۲۴۷ و کمترین سطح تماس در زاویه خمش ۱۴۰ درجه برابر ۷۲ میلیمتر مربع بدست آمدند. با ترکیب نتایج حاصله و داده های نیرو تنش های تماسی متوسط در زوایای مختلف خمش محاسبه شدند.

تنش تماسی در زوایای خمش حداکثر Mpa ۷ و در زوایای میانی خمش حداکثر Mpa ۲۱ بود، ولی در زاویه خمش ۱۴۰ درجه به بیش از Mpa ۶۸ افزایش یافت. نتایج تحقیق، خطر فعالیت های بدنی شامل خمش عمیق زانو را درافراد استفاده کننده از پروتز تأیید می کنند.

واژه های کلیدی: بیومکانیک؛ تحقیق تجربی؛سطح تماس؛فعالیت بدنی.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

مقدمه

مفصل زانو بزرگترین، و از نظر ساختاری یکی از پیچیده ترین مفاصل بدن انسان است. این مفصل که در وسط اندام تحتانی قرار گرفته و بلندترین استخوان های بدن را به یکدیگر متصل می کند شامل لقمه های استخوان های ران و درشت نی است که توسط لیگامنتها، کپسول و عضلات قوی احاطه شده اند. گروه های عضلانی در مفصل زانو گروه عضلات خم کننده شامل عضلات سطحی خلفی ران و عضله دوقلوی پشت ساق، و گروه عضلات بازکننده شامل عضلات چهارسررانی می باشند. با توجه به اینکه میزان همدیسی سطوح مفصلی در زانو اندک است پایداری این مفصل عمدتاً توسط لیگامنت ها و بافت های نرم اطراف مفصل تأمین می گردد. مهمترین لیگامنت های زانو عبارتند ازلیگامنت ها ی متقاطع جلو و عقب(ACL,PCL) که با

اتصال سطوح مفصلی به یکدیگر پایداری مفصل را بدر برابر لغزش به جلو و عقب تأمین می کنند و لیگامنت های دوطرفه داخلی و خارجی (MCL,LCL) که تأمین پایداری مفصل را در برابر لغزشهای جانبی و پیچش بر عهده دارند. منیسک زانو با قرار گرفتن در بین سطوح مفصلی، سبب افزایش سطح تماس و کاهش تنش های وارده بر سطوح مفصلی میگردد.

مهمترین حرکت مفصل زانو، حرکت خمش - کشش[1] است که از حدود ۱۰-۵ درجه فوق کشش شروع شده و به حدود ۱۵۰ درجه خمش ختم می گردد. در حین خمش زانو حرکات غلتش و لغزش به صورت توام انجام می پذیرند که نسبت لغزش به غلتش در زوایای اولیه خمش حدود ۲ به ۱ و در زوایای نهائی خمش حدود ۴ به ۱ است. علاوه بر خمش، جابجائی و دوران در سایر امتداد ها نیز به میزان اندک در مفصل زانو رخ می دهند که مهمترین این حرکات چرخش محوری است. این حرکت عمدتاً در ۱۵ تا ۳۰ درجه آخر دامنه خمش زانو، به صورت چرخش به خارج درشت نی نسبت به ران به میزان حدود ۳۰ درجه به وقوع می پیوندند.

از آنجا که مفصل زانو در وسط اندام تحتانی قرار گرفته و از مفاصل تحمل کننده وزن بدن محسوب می شود، بارهای وارده بر آن در فعالیت های مختلف قابل توجه می باشند. محاسبات و اندازه گیری ها نشان می دهند که نیروی وارده بر مفصل در راه رفتن معمولی ۳تا۴ برابر وزن بدن است که در فعالیتهایی نظیر دویدن، بالا رفتن از پله و برخاستن از حالت نشسته به میزان قابل توجهی افزایش می یابد. با توجه به نیروهای بزرگ و دامنه حرکت قابل توجه مفصل زانو یکی از نگرانی های اصلی در بکار گیری پروتزهای این مفصل، فساد استخوانی[2] ناشی از آزادشدن ذرات سایشی[3] در بدن می باشد که عمدتاً از سایش سطح پلی اتیلنی پروتزبوجود می آیند. به علاوه سایش سطوح مفصلی در شرایط پیشرفته می تواند به سایش کلی و نهایتاً تماس فلز - فلز در پروتز منجر گردد.

سایش سطوح مفصلی در مفاصل مصنوعی از عوامل متعددی تاثیر می پذیرد که مهمترین آنها تنش های وارده، خواص ماده پلی اتیلنی و تعداد سیکلهای حرکت می باشند. تنش ها نیز به نوبه خود تابعی از وزن بیمار، نوع فعالیت بدنی و طراحی مفصل مصنوعی محسوب می شوند. در این میان شرایط تنش در مفصل مصنوعی زانو به مراتب پیچیده تر از مفصل مصنوعی هیپ است زیرا سینماتیک سطوح مفصلی در زانو شامل دو حرکت غلتش و لغزش است;در حالیکه در هیپ فقط لغزش خالص رخ می دهد. حرکت

1-Flexion- Extention 2-Bone osteolysis 3-Wear debris

غلتشی/لغزشی منجر به پیدایش تنش متناوب کششی - فشاری در سطوح پلی اتیلنی پروتز و بروز برش در زیر سطح آن می گردد که می تواند به سایش زودرس مفصل بیانجامد.

بی شک شدت تنش های وارده مستقیماً به تنش های تماسی در سطوح مفصلی بستگی دارد که خود تابعی از نیروهای وارده و سطوح تماس می باشد. از این روی افزایش سطوح تماس از ملاحظات مهم در طراحی پروتزهای زانو محسوب می شود که با به کار گیری سطوح مفصلی همدیس[1] بدست می آید. اما از سوی دیگر همدیسی بیش از حد می تواند به کاهش آزادی حرکت مفصل و انعطاف پذیری آن در تحمل حرکت جانبی (بخصوص چرخش سطوح نسبت به یکدیگر) و انحرافات جایگذاری منجر شود و به شل شدن[2] مفصل بیانجامد. لذا معمولاً طراحی پروتز به گونه ای انجام می شود که همدیسی سطوح در حد مناسب رعایت شده و با فراهم شدن سطوح تماس کافی، تنش های تماسی از حد مجاز فراتر نروند و همزمان از مقید سازی بیش از حد مفصل جلوگیری گردد.

مروری بر مطالعات انجام شده (۶-۲) نشان می دهد که در طراحی پروتزهای زانو عمدتاً فعالیت های بدنی مورد نظر بوده است که در آن زاویه خمش زانو از ۹۰ و یا حداکثر ۱۲۰ درجه فراتر نمی رود و آزمایشات و اندازه گیری هادر زمینه همدیسی سطوح و تنش های مفصلی به این حوزه حرکتی محدود گردیده اند. این در حالی است که در فعالیت های بدنی مانند نشستن بر روی زمین و بالا رفتن از پله ها و زانو تا زاویه حدود ۱۵۰ درجه خم می شود. ضمن اینکه افزایش نیروهای مفصلی در این شرایط می تواند به تشدید تنش های تماسی بیانجامد. هدف از این مطالعه، اندازه گیری سطوح تماسی یک پروتز متداول زانو در زوایای مختلف خمش، بخصوص خمش عمیق، بوده است تا با ترکیب نتایج حاصله و داده های نیرو، تنش های تماسی متوسط به عنوان شاخصی از نرخ سایدگی و شکست مفصل تعیین گردند.

مهمترین عوامل در سایش سطوح مفصلی مفاصل مصنوعی، تنش های وارده، خواص ماده پلی اتیلنی و تعداد سیکل های حرکت می باشند. که تنش ها به میزان زیادی از سطوح تماس مفصل مصنوعی تأثیر می پذیرند. هدف از این پروژه اندازه گیری سطوح تماسی یک پروتز متداول زانو در زوایای مختلف خمش، بخصوص خمش عمیق، بوده است تا با ترکیب نتایج حاصله و داده های نیرو، تنش های تماسی متوسط که شاخصی از نرخ سایدگی و شکست مفصل محسوب می شوند، تعیین گردند.

1-Conforming 2- Loosening

نخستین گزارش در زمینه اندازه گیری سطوح تماس مفصل طبیعی زانو در سال ۱۹۷۲ توسط کتل کامپ و همکاران[1] منتشر گردید(۲). یک محلول کدر نسبت به اشعه X (سولفات باریم) به فضای داخل مفصل زانو در ۳۰ نمونه جسد تزریق شد. پس از اعمال بار ۳۰ تا ۸۰ نیوتن از نمونه ها که در زوایای خمش صفر تا ۳۵ درجه قرار داده شده بودند بر امتداد عمودی عکس برداری به عمل آمد که در نتیجه سطوح تماس مفصلی به صورت مناطق شفاف در تصاویر ظاهر شدند. بیشترین سطوح تماس در حالت کشش کامل زانو با متوسط ۴/۷ سانتیمتر مربع بر روی قسمت داخلی و ۲/۹ سانتیمتر مربع بر روی قسمت خارجی مفصل بدست آمدند. با خمش زانو، سطوح تماس به تدریج کاهش یافته و در حالت خمش ۳۵ درجه به ترتیب به مقادیر متوسط ۳/۷ سانتیمتر مربع و ۲/۳ سانتیمتر مربع رسیدند.

نخستین گزارش در زمینه اندازه سطوح تماس در مفاصل مصنوعی زانو در سال ۱۹۸۵ توسط بارتل و همکاران[2] منتشرگردید(۳) مطالعه انجام شده بر روی سطح تماس در انواع مختلفی از پروتزهای زانو نشان داد که با افزایش همدیسی، سطوح تماس مفصلی افزایش می یابند اما به ندرت از ۰/۷ سانتیمتر مربع تجاوز می کنند. با افزایش اندک لقی در پروتزهای زانو با سطوح همدیس، تنش های تماسی افزایش قابل ملاحظه ای یافتند اما بعکس در پروتزهای با سطوح غیر همدیس، افزایش اندک همدیسی اثر قابل توجهی بر سطوح و تنش های تماسی نداشت. نتایج حاصل از مطالعه حاضر برای زوایای خمش اولیه زانو در مقایسه با نتایج منتشر شده توسط بارتل و همکاران اندکی بزرگترند ولی تفاوت مزبور قابل ملاحظه نیست و احتمالا از روش های اندازه گیری متفاوت ناشی میشود. سطوح تماس در زوایای خمش عمیق زانوهای مصنوعی توسط بارتل و همکاران گزارش نشده اند.

هسو و واکر[3] انواع مختلف پروتزهای کشکک را در زانوهای مصنوعی در یک دستگاه شبیه ساز مفصل نصب و مورد آزمایش قرار دادند(۴). نتایج آنها نشان داد که افزایش همدیسی کشکک در صفحه فرونتال می تواند عمر مفصل مصنوعی را تا ۲۰ برابر افزایش دهد. کولر و همکاران [4] صدمات وارده بر جزء پلی اتیلن پروتز ساق را در ۱۲۲ مفصل مصنوعی زانو مورد بررسی قرار دادند (۵). مقایسه صدمه پلی اتیلن با تنش های تماسی نشان داد که در طراحی های زانو با همدیسی کمتر و در نتیجه سطوح تماس کوچکتر و تنش های تماسی بزرگتر، صدماتی از انواع cracking و delamination, pitting رخ می دهند. مک نامار و همکاران[1]

1- Kettel kamp and et.al (1972) 2-Bartel and et. al (1985)
3-Hsu and Walker (1989) 4-Collier and et.al (1991)

سطوح و تنش‌های تماسی اجزای ساقی و رانی را در انواع متفاوتی از مفاصل مصنوعی زانو بررسی کردند. (۶) اجزای پروتز در یک ماشین تست سروهیدرولیک نصب شده و تحت بار دوره ای از صفر تا سه برابر وزن بدن (۲۱۳۰نیوتن) قرار گرفتند.

اندازه گیری 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 تنش تماسی در زاویه خمش ۱۵درجه، Mpa ۲۸-۱۰ و در زاویه خمش ۹۰ درجه، Mpa ۴۸-۲۳ برای انواع مختلف پروتز می باشد. مفاصل مصنوعی با همدیسی کمتر اجزا، دارای تنش‌های تماسی بزرگتری بودند که با گذشت زمان در اثر خزش، سایش و تغییر شکل سطوح مفصلی پلی اتیلنی در طی بارگذاری طولانی کاهش می یافتند. اما میزان این کاهش هیچگاه از ۱۸٪ تجاوز نکرده و به حد مفاصل مصنوعی همدیس نرسید. کلیه مطالعات فوق ارتباط تنشهای تماسی و سایش سطوح مفصلی و در نتیجه شکست پروتز را تایید می کنند.

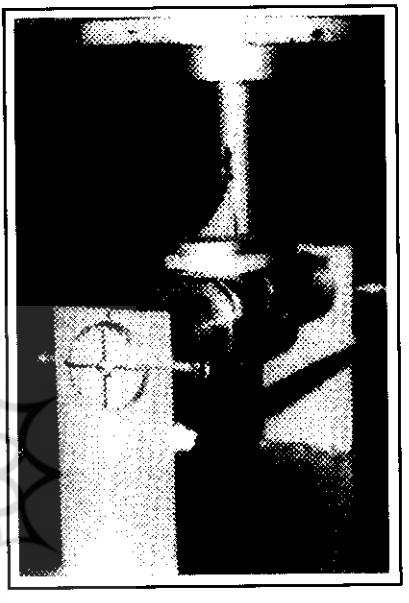
روش شناسی پژوهش

یک نمونه تجاری مفصل مصنوعی کامل زانو ساخت شرکت Osteonics,US برای آزمایش انتخاب گردید، مفصل مزبور شامل اجزای رانی، ساقی و کشککی می باشد که در این آزمایش تنها از دو جزء نخست استفاده شد. جزء رانی پروتز از جنس آلیاژ تیتانیوم و جزء ساقی آن از جنس Ultra high mollecular weight polyethlen همراه با یک قطعه پشتی فلزی از جنس آلیاژ تیتانیوم می باشد. یک برآمدگی در قسمت قدامی جزء ساقی، پایداری قدامی - خلفی مفصل را که در زانوی طبیعی بر عهده لیگامنت متقاطع جلویی می باشد تامین می کند. این لیگامنت در حین عمل جای گذاری مفصل مصنوعی، قطع می شود. از دیدگاه همدیسی سطوح مفصلی، پروتز زانوی مزبور ازانواع نیمه همدیس محسوب می شودبه طوری‌که ضمن فراهم سازی سطح تماسی نسبتاً گسترده، سبب مقید شدن حرکات جانبی و کاهش انعطاف پذیری مفصل نگردد.

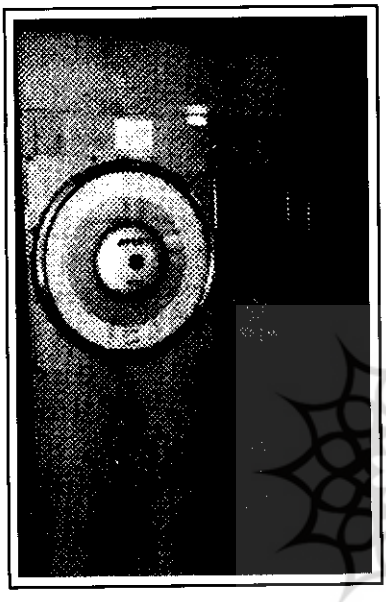
برای بارگذاری مفصل مصنوعی یک دستگاه تست فشار AVERY, CCG ۷۱۰۸ مورد استفاده قرار گرفت (شکل۱)دستگاه عمودی به شاسی دستگاه در قسمت فوقانی آن متصل شده است. این امر سبب

1-McNamara and et.al(1994)

می شود که فک ثابت دستگاه بصورت کامل مقید نبوده و امکان یابد نسبت به فک متحرک، حرکات جانبی در صفحه افقی انجام دهد. بدین ترتیب اطمینان حاصل می شود که عملاً تماس اجزاء رانی و ساقی پروتز به گونه ای تنظیم می گردد که بار وارده بر مفصل مصنوعی کاملاً محوری و فاقد مؤلفه های برشی باشد.



شکل ۱ - دستگاه تست فشاردر حال آزمایش.



شکل۲ - سیستم نگهدارنده مفصل مصنوعی زانو.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

سیستم نگهدارنده مفصل مصنوعی زانو به‌گونه‌ای طراحی و ساخته شد که پس از نصب بر روی دستگاه تست فشار، امکان نگهداری جزء رانی را بصورت صلب و جزء ساقی را بصورت انعطاف پذیر تحت بار فشاری وارده فراهم نماید و ضمناً تغییر زاویه خمش زانو را امکانپذیر سازد (شکل ۲). سیستم مزبور، شامل یک شاسی ثابت و یک محور قابل تنظیم است که جزء رانی مفصل با استفاده از دو حفره تعبیه شده که زائده های جزء رانی را در خود جای می دهند به آن متصل می شود. لقمه ها[1] در جزء رانی مفصل مصنوعی دارای پروفیل دایره ای در صفحه ساجیتال فرض شده و خط مرکز دوایر مزبور به عنوان محور دوران مفصل زانوی

1- Condyles

مصنوعی بدست آمد . دو انتهای محور قابل تنظیم، به گونه ای تراشکاری شدند که خط مراکز آنها بر محور دوران مفصل زانوی مصنوعی منطبق باشد . بدین ترتیب با دوران محور قابل تنظیم می توان زاویه خمش مورد نظر را در زانوی مصنوعی ایجاد نمود . دو انتهای محور قابل تنظیم پس از عبور از یاتاقان های شاسی ثابت در دو انتها پیچ می شوند تا از چرخش محور تحت بار جلوگیری بعمل آید و سیستم دارای صلبیت کافی برای تحمل بار فشاری وارد ه باشد .

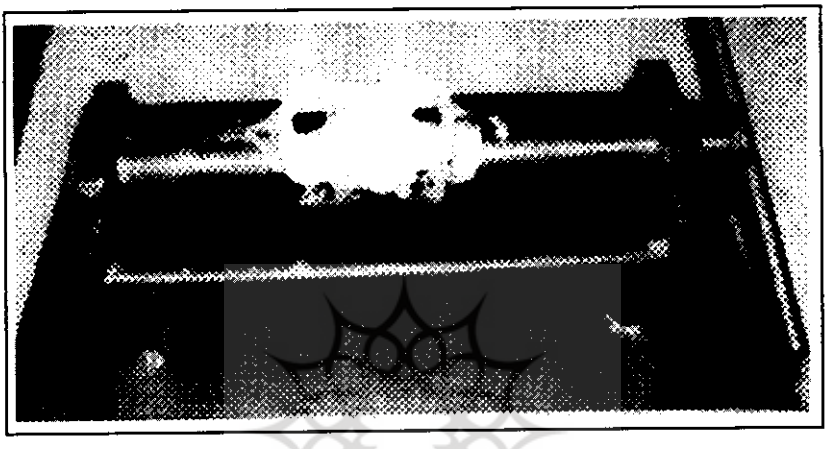
نگهدارنده جزء ساقی، محوری توخالی با شیار طولی بر روی دیواره ها است که زائده پشت جزء ساقی درون آن قرار می گیرد (شکل ۲) . بدین ترتیب جزء ساقی دارای انعطاف پذیری کافی برای دوران و تنظیم موقعیت خود تحت بار فشاری وارده می باشد . ضرورت شرایط نصب انعطاف پذیر برای جزء ساقی با توجه به شرایط پایدا ری مفصل مصنوعی پس از جای گذاری در بدن بیمار روشن می شود . در شرایط مزبور بدلیل انعطاف پذیری بافت های نرم، مفصل دارای آزادی حرکت برای تنظیم موقعیت خود و تحمل یکسان بارهای فشاری در سطوح داخلی و خارجی می باشد .

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

یافته های پژوهش

شکل ناحیه تماس در کلیه زاوایای خمش همانند و شامل دو باریکه مستطیلی با طولی نزدیک به پهنای لقمه‌های داخلی و خارجی جزء رانی پروتز و عرضی متغیر، بسته به همدیسی سطوح مفصلی در زاویه خمش متناظر، ظاهر گردید(شکل ۳) نتایج حاصل از اندازه گیری مساحت نواحی تماس برای زوایای خمش مختلف

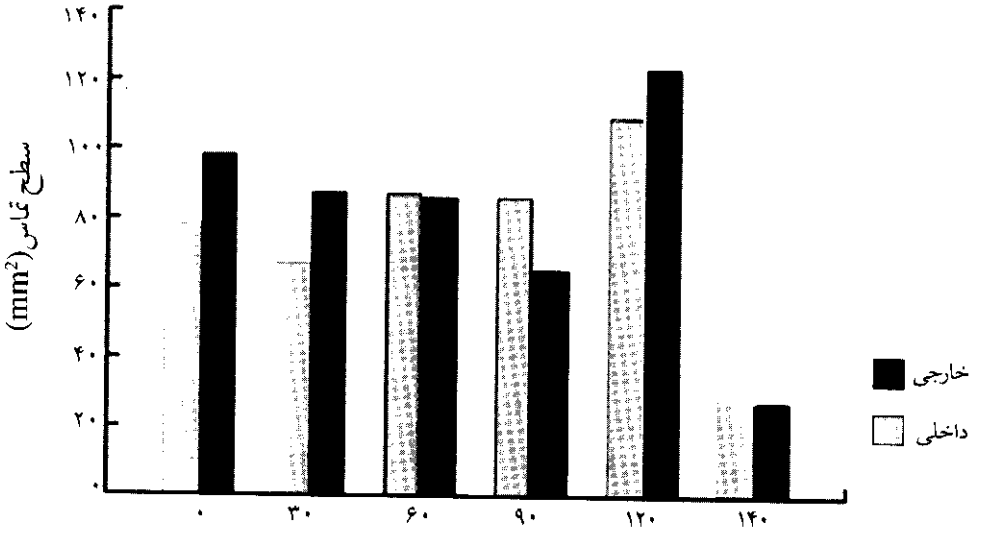
مفصل در شکل ۴ مشاهده می شوند . اندازه سطح تماس در حالت بازشدن کامل زانو و زوایای اولیه و میانی خمش در دامنه محدود ۷۸ تا ۱۰۰ میلیمتر مربع تغییر یافت . اما در زوایای خمش عمیق تغییرات قابل ملاحظه ای در سطح تماس مفصل مصنوعی مشاهده گردید . نخست در زاویه خمش ۱۲۰ درجه سطح تماس به حداکثر خود یعنی ۱۳۵ میلیمتر مربع رسید و سپس در زاویه خمش ۱۴۰ درجه به ۲۵ میلیمتر مربع کاهش یافت . بین اندازه سطوح تماس در قسمتهای داخلی و خارجی مفصل تفاوت معنی داری ملاحظه نشد .



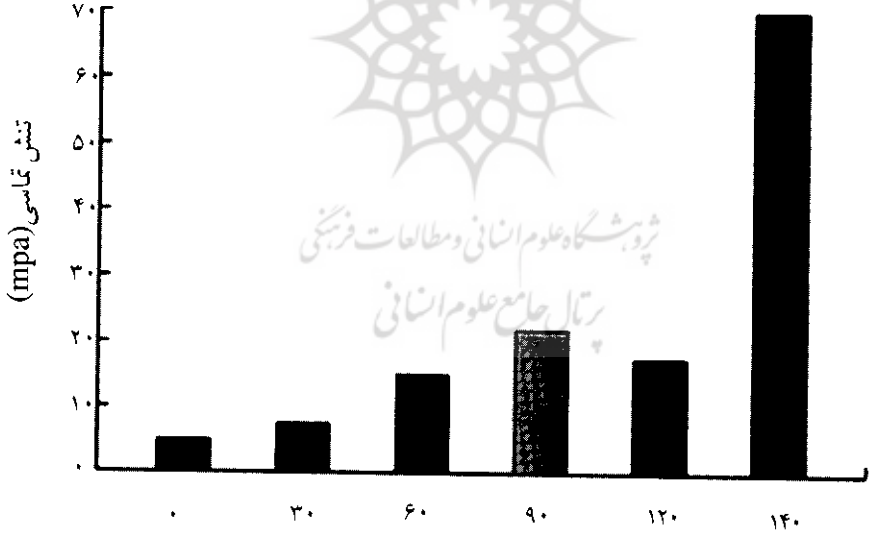
شکل ۳- اندازه گیری سطوح تماس به روش قالبگیری .

با ترکیب نتایج آزمایش و نیروهای وارده بر زانو در زوایای مختلف خمش (۱) تنشهای تماسی که بر سطح پلی اتیلنی جزء ساقی پروتز وارد می شوند محاسبه گردیدند (شکل ۵) . میزان تنش در حالت بازشدگی کامل زانو در راه رفتن های معمولی برابر Mpa ۴/۷ بدست آمد که بتدریج با خمش زانو افزایش یافته و به Mpa ۲۱/۶ ، در زاویه خمش ۹۰ درجه رسید . زاویه خمش ۹۰ درجه به هنگام بالا رفتن از پله بوجود می آید .

بدلیل افزایش قابل ملاحظه سطح تماس در زاویه خمش ۱۲۰ درجه تنش تماسی در این زاویه به Mpa ۱۷/۳ کاهش یافت امادر زاویه خمش ۱۴۰ درجه با یک افزایش ناگهانی به حد اکثر خود معادل Mpa ۶۸/۴ رسید . این مقدار تنش می تواند به هنگام نشستن فرد در مفصل بوجود آیند .



شکل ۴- مساحت تماس در زوایای مختلف خمش زانو.



پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

شکل ۵- تنش های تماسی در زوایای مختلف خمش زانو.

بحث و نتیجه گیری

نتایج این مطالعه نشان می دهد که سطوح تماس مفصل مصنوعی زانو در مقایسه با مفصل طبیعی به مراتب کوچکترند. ترکیب نتایج مزبور و داده های نیرو نشان می دهد که بدلیل افزایش نسبی نیرو و کاهش قابل ملاحظه سطح تماس، تنش تماسی در زوایای خمش عمیق زانو (پس از ۱۲۰ درجه) بشدت افزایش می یابد و به حدود Mpa ۷۰ می رسد. تحت چنین تنش هائی وقوع صدمات سایشی بر روی سطوح پلی اتیلنی مفصل مصنوعی اجتناب ناپذیر و بسیار شدید خواهد بود و عمر مفصل مصنوعی را بشدت کاهش خواهدداد. با توجه به اینکه خمش عمیق زانو در فعالیت های بدنی مختلف شرایطی متداول محسوب می شود، نتایج حاصل از این مطالعه نشان می دهد که برای عملکرد مطلوب پروتزهای متداول زانو لازم است بیماران جداً از چنین حرکاتی اجتناب نمایند و حتی در فعالیت های بدنی روزمره خود نیز تغییرات لازم را اعمال کنند. البته بی شک راه حل قطعی مشکل فوق طراحی پروتزهای زانوی مناسب با امکان فراهم سازی سطوح تماس کافی برای شرایط خمش عمیق زانو می باشد.

کتابنامه

۱ - فکور علاقه بند حمید، فرهمند فرزام، تحلیل نیروهای وارده به زانو هنگام بلند شدن از حالت چمباتمه، مجموعه مقالات کنفرانس مکانیک ۲۰۰۰، تهران، ۱۳۷۹.

2-Kettelkamp, D.B., Jacobs, A.W.: Tibiofemoral Contact Area Determination and Implication. . Bone and Joint Surg., Vol. 54A, 1972, pp 349-356.

3- Bartel, D. L., Burstein, A.H., Toda, M.D., Edwards, D.L.: The Effect of Conformity and Plastic Thickness on Contact stresses in Metal- backed Plastic Implants. J.Biomech. Eng., Vol. 107, 1985,pp 193-198.

4- Hsu, H.P., Walker, P.S.: Wear and Deformation of Patellar Components in Total Knee Arthroplasty. Clin. Orthop., Vol.246, 1989, pp 260-264.

5- Collier, J.P., Mayor, M.B., McNamara, J.L., Surprenant, V.A., Jensen, R,E.: Analysis of the Failure of 122 Polyethylene Inserts from Uncemented Tibial Knee Components. clin. Orthop.,
Vol. 273,1991.pp:232-240.

6- McNamara, J.P., Mayore, M.B., Jensen, R.E.,: A Comparison of Contact Pressures in Tibial and Patellar Total Knee Components Before and After Service in Vivo. Clin. Otrhop.Rel. Res., Vol.299, 1994, pp 104- 113.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی