مجله دانشکده پزشکی ـ دانشگاه ملی ایران
سال هفتم ـ شماره اول ـ صفحه ۱۲۵ ـ ۱۱۷

Medical Journal
National University of Iran
Vol.7 No.1 P. 117–125

جراحی تعویض کامل مفصل زانو

Complete Replacement of Knee-Joint By Operation

دکتر محمد اسماعیل پورارباب ❁

SUMMARY

In normal activities such as walking, running, kneeling, climbing stairs and getting in and out of chairs the load put on the human knee joint can exceed five times the weight of the body. Nowadays large numbers of people make further demands on the knee in participating in such sports as football, tennis and long distance running. It is no wonder that many people go into their later years with one knee or both knees so badly deteriorated as to crippling.

It is now possible to replace such a knee with a mechanical device that imitates the subtle and complex motions of which around knee is capable.

In this article the use of a new kind of artificial knee (Sphero Centeric Knee) is discussed. the indications and advantages of this new device which is currently have been used are encountered, but patients, surgeons and engineers have been warrned that the natural human knee joint is a remarkable product and also it can be imitated with increasing success, it will never be duplicated.

در فعالیتهای طبیعی روز مره مثل: راه رفتن، دویدن، زانوزدن، از پله بالا رفتن و برروی صندلی نشستن یا برخاستن، مقدار وزنی که برروی زانوها وارد میشود میتواند پنج برابر بیشتر از وزن عادی بدن ـ که در حال معمولی به زانوها وارد میشود ـ باشد. در حالیکه در ورزشهائی مانند: فوتبال، بیس بال، و دوهای استقامت این مقدار وزن وارد شده بر روی زانوها میتواند چندین برابر بیشتر از حالات بالا باشد. بنابراین جای تعجبی نخواهد بود که بسیاری از افراد بشر وقتی سنشان بالا رفت یک یا هر دو زانویشان دچار بیماری شود و گاهی اینحالت بقدری بیشرفته شود که آنها را زمین گیر کند.

امروزه تعویض چنین زانوهای خراب شده ای امکان یافته است، که میتوان آنها را با وسائل مکانیکی جایگزین نمود تا بتواند تقریبا تمام حرکات پیچیده یک مفصل زانوی طبیعی را انجام دهد. در حال حاضر تعویض مفصل را در بیمارانی که بشدت دچار مفاصل زانو شده و قادر به استفاده از زانوهای خود نمی باشند و از طرفی بعد از تعویض مفصل کار فوق العاده ای از زانوهای خود نخواهند کشید، انجام میدهند.

مفاصل مصنوعی زانوها هنوز جواب افرادی را ـ که قدرت جوانی دارند و انتظار دارند بعد از تعویض مفصل قادر باشند تمام کارهای یک مفصل طبیعی را با آن انجام

❁ دانشکده پزشکی دانشگاه ملی ایران

دهند ـ نمیتواند بدهد: و علت اساسی این مسئله هم در این است که با تکنیک‌هائی که در دسترس ما میباشد دستگاه ساخت بشر، که بجای مفصل اصلی بکار برده میشود قادر به تحمل وزنی ـ که در اثر فعالیتهای شدید وجود دارد و همانطور که در بالا یادآوری شد میتواند چندین برابر وزن بدن باشد ـ نخواهد بود و خراب میگردد.

۱۵۰ سال پیش از این تاریخ، تجسس و پژوهش در ساختن مفصل مصنوعی ران در انسان شروع شد. یکی از جراحان استخوان که بیش از دیگران در اینمورد تحقیق کرده و زحمات او باعث معرفی کردن مواد لازم در تهیه مفصل مصنوعی برای ران شده است، جراح استخوان انگلیسی سرجان چارنلی میباشد که در مرکز جراحی مفصل ران در رای‌تینگتون منچستر کار خود را شروع کرد و یافته‌های او انقلابی در جراحی استخوان ایجاد نمود و میلیونها نفر از نتیجه تحقیقات او بهره میبرند و پژوهشهای او کمک فراوانی در طرح و نقشه ریزی سایر مفاصل بدن و بخصوص مفصل زانو نموده است.

مفصل ران در بدن بصورت یک مکانیسم Ball - and - Socket میباشد که اجازه حرکت در تمام جهات را از طریق مرکز چرخش خود باین مفصل میدهد (برای ساختن مفصل ران نیز از همین مکانیسم استفاده کرده و حرکات آنهم مشابه حرکات مفصل طبیعی میباشد). علاوه بر این مفصل ران بوسیله گروه بسیاری از عضلات و بافت‌های هم‌بند احاطه شده که این عضلات و بافت‌های هم‌بند محافظ خوبی هم برای این مفصل میباشند. برخلاف این، مفصل زانو با اینکه از نظر انجام حرکات مشابهت‌هائی با مفصل ران دارد ولی اطرافش عضلات زیادی نیستند که آنرا محافظت کنند، در نتیجه این مفصل میتواند آزار ببیند، که این آزار میتواند ضربه مستقیم وارد به آن ـ یا بعلت توقف ناگهانی و یا چرخش پا ـ باشد.

باین دلایل است که نمیتوان تمام موفقیت‌هائی را که در مورد مفصل مصنوعی ران تا بحال بدست آمده برروی مفصل زانو پیاده کرد. امروزه در بیشتر موارد تعویض مفصل را در بیمارانی که دچار ارتروز مفاصل هستند و بیماری آنها پیشرفته و باعث ناراحتی فراوان گردیده است بکار میبرند.

در پزشکی عنوان آرتریت را تقریباً در مورد ۱۰۰ بیماری گوناگون ـ که بیماران از درد دائمی یا راجعه، سختی، حساسیت و تورم یک یا چند مفصل ـ رنج میبرند بکار میبرند. براساس آمار بنیاد آرتراتیس در حدود ۳۶۳ میلیون یا در حدود ده درصد تمام جمعیت دنیا باین بیماری‌ها مبتلا هستند، که تقریباً ۴۰٪ این بیماران احتیاج به درمان پزشکی ـ که شامل: استعمال داروهای گوناگون، فیزیوتراپی، استراحت در بستر، بکار بردن وسائل ارتوپدی مانند عصا، چوب زیر بغل و Brace میباشد ـ دارند. باید یادآوری شود که هنوز علت ایجاد اکثر اشکال آرتریت معلوم نیست. شایعترین اشکال استئو آرتریت و آرتریت روماتوئید میباشد.

استئو ارتریت شکلی از بیماری است که دژنراتیو میباشد و بصورت Wear and tear تظاهر می‌کند و هر قدر مفصل بیشتر مورد استفاده قرار گیرد پیشرفت بیماری بیشتر خواهد شد.

ارتریت روماتوئید یک شکل التهابی از بیماریست که در نسج هم‌بند مفصلی پیدا می‌شود و یکی از بیماریهائی است که مفاصل مبتلا را میتواند بشدت خراب کند.

هر دو شکل این ارتریت‌ها با وجود درمانهای موجود میتواند پیشرفت کرده و باعث: درد شدید، بی ثباتی مفصلی دفورمیتی، محدود شدن فعالیت شخص مبتلا و بالاخره عاجزی بیمار گردد.

بنابراین در اینجاست که جراحی میتواند کمک موثری در اینگونه بیماران باشد.

آناتومی مفصل زانو: مفصل دارای دو سطح مفصلی میباشد. یکی سطح مفصلی کشککی رانی که بین کشکک و ران قرار دارد و دیگری سطح مفصلی رانی ـ درشت نئی می‌باشد. فلکسیون زانو توسط دو گروه عضلانی انجام می‌شود که عبارتند از عضلات خلف ران یا Hamstring و عضلات خلف ساق پا یا Gastrocnemius

اکستانسیون مفصل توسط گروه عضلات چهارسر رانی یا Quadriceps انجام می گیرد. لیگامانهای (رباطها) زانو که از فیبرهای موازی کلاژنی قابل تا شدن و ارتجاعی هستند به مفصل اجازه میدهند که حرکات قابل کنترل ازادانه‌ای انجام دهند.

لیگامان کشککی که اتصال کشکک را به درشت نی برعهده دارد در هنگام خم و راست شدن زانو یک حرکت لغزشی در محل آرتیکولاسیون کشککی رانی دارد.

دو جفت دیگر از لیگامانهای زانو که لیگامانهای کولاترال و Cruciates باشند، باعث استحکام آرتیکولاسیون درشت نی رانی هستند.

در سطح درشت‌نی در ارتیکولاسیون درشت نی رانی دو عضو هلالی شکل از جنس فیبروکارتیلاژ بنام مینیسک وجود دارد که برحسب قرار گرفتنشان بنام مینیسک داخلی یا خارجی نامیده می‌شوند. سطح فوقانی مینیسک‌ها مقعر میباشد، و این سطح مقعر باعث دادن عمق به این آرتیکولاسیون میگردد. چسبندگی مینیسک‌ها به درشت نی این اجازه را به مینیسک‌ها میدهد که در هنگام حرکت درشت نی این غضروفها هم حرکت کنند. کوندیلهای داخلی و خارجی استخوان ران که دائماً در اثر حرکت شعاعهای تحد بی آن تغییر می کند، توام با لیگامانها و شکل ژئومتریک مینیسک‌ها و درشت نی ایجاد یک مفصل قابل اطمینان را کرده که اجازه حرکات لازم را به این مفصل میدهد. مشخصات حرکت این مفصل از ویژگیهای زانو است. مثلاً در هنگام خم و راست شدن زانو نه تنها بصورت یک لولا عمل می کند بلکه حرکات چرخشی مخصوصی هم انجام

میدهد که مرکز این حرکات چرخشی ـ بستگی به ارتباطی که هرکوندیل استخوان ران با استخوان درشت‌نی دارد و کاملاً از یکدیگر مستقل می باشد ـ دارد.

بنابراین آرتیکولاسیون درشت‌نی رانی شامل یک سری حرکات تنظیم شده ایست که عبارت از حرکات Gliding لغزشی، غلطکی و رتاسیونی میباشد. در حالیکه زانو بحالت اکستانسیون کامل درامده باشد، رتاسیون خارجی درشت‌نی نسبت به استخوان ران ایجاد یک مکانیسم قفل شونده ای می کند که باعث ایستادن شخص بصورت مستقیم برروی این مفصل میگردد.

سطوحی از کشگک، درشت‌نی و استخوان ران که وزن وارده بر خود را تحمل می کنند از یک ورقه بسیار نازک کارتیلاژپوشیده شده اند که این کارتیلاژها دائماً توسط مایع سینوویال در حقیقت روغن کاری می‌شوند. گرچه هنوز اطلاعات دقیقی راجع به مکانیسم این روغن کاری Lubrication در دست نیست ولی توأم بودن مایع سنیوویال و کارتیلاژ مفصلی ایجاد یک سطح صاف، با مکانیسم فرسایش حداقل را مینماید که حتی بهترین مفاصلی که توسط دست بشر ساخته شده است نمیتواند با آن رقابت نماید.

بکار بردن اجسام فلزی برای ترمیم یا استحکام اسکلت بشر شاید باندازه خود جراحی قدمت داشته باشد. بدن انسان در مقابل این اشیاء خارجی واکنش بسیار شدیدی نشان میدهد؛ اما اواخر این قرن بود که با دانستن مشابهت‌های بیولوژیکی، استریل بودن جسم بکار رفته، قدرت ماده مصرف شده و مقاومت این جسم در مقابل خوردگی فلزی امکان مصرف این اشیاء را بوجود آورده است. فقط مقدار کمی از فلزات شناخته شده را میتوان بدین منظور بکار برد و از فلزاتیکه بیش از همه مصرف می شوند میتوان فولاد آبدیده یا یک آلیاژ از کبالت، کرم و مولیبدیون را نام برد.

اخیراً مصرف تای تانیوم Titanium بسیار زیاد شده است.

در اوایل سالهای ۱۹۵۰ میلادی بعد از مطالعاتی که برروی مناسب بودن فلزات یاداور شده در بالا انجام شد، اولین مفصل مصنوعی زانو توسط Borge Waldius از انستیتو کارولینسکا استکهلم ساخته شد، که پروتز او شامل یک مفصل لولائی است که ابتدا از جنس آکری لیک ساخته شد ولی بعداً تغییر کرد و از آلیاژی از کبالت، کرم مولیبدیون درست شد. پروتز دارای دو دسته نسبتاً بلند است که با جا سازی در محوطه کانال استخوانی در داخل استخوانهای ران و درشت‌نی قرار می گیرد. در مواردی که این مفصل مصنوعی عدم موفقیت پیدا می کند دو علت مسئول آن میباشد. یکی شل شدن پروتز بعلت خورده شدن استخوانهائی که اطراف دسته‌های انرا احاطه کرده‌اند و دیگری تورم بافتهائی است که در اطراف سطوح تحمل وزن مفصلی قرار دارند. که علت انهم برخورد دو سطح فلزی پروتز بهم میباشد. هنوز این نوع پروتز در بعضی از بیماران که زانوهای بسیار خراب شده ای دارند بکار برده میشود.

با تجربیاتی که Charnley در روی مفصل ران بدست آورده است، دو اصل مهم تکنولوژیکی نتایج این تجربیات بوده است. یکی از این اصول، بکار بردن دو سطح مفصلی که یکی از فلز صیقل داده شده و دیگری از پولی اتیلن با وزن مولکولی بسیار بالا بوده است که برخورد این دو سطح با یکدیگر سائیدگی را بحداقل ممکن خود میرساند و از برخورد آنها باهم براده زیادی ایجاد نمی شود. اصل دیگری که بکار برده شد استعمال سیمان مخصوص بنام پولی متیل متاکری لیت میباشد که باعث ثابت کردن پروتز به استخوان می شود. این سیمان یک وسیله چسباندن ساده نیست بلکه سیمانی است که کیفیت مکانیکی دارد. باین معنی که آنرا بصورت خمیر مانند استفاده می کنیم و وقتی در عرض چند دقیقه خوب سخت شد، کاملا در داخل خلل فرج استخوان نفوذ کرده بصورت یک جفت دست مکانیکی عمل می‌کند و پروتز را کاملا به استخوان می چسباند. اولین پروتز زانوئی که با استفاده از تجربیات بالا طراحی شد توسط Frank.H. Gunston بوده است که ارتوپد Winnipeg General Hospital و دانشگاه Manitoba است. پروتزGunston شامل قسمت رانی است که از فلز ساخته شده بوسیله سیمان به استخوان ران ثابت می شود و قسمت تی بیا از پولی اتیلن است که انهم بوسیله سیمان به درشت‌نی ثابت می شود. در سالهای اخیر برای اینکه یک پروتز ایده آل برای مفصل زانو ساخته شود زحمات زیادی کشیده شده و همیشه مسائل زیر مورد توجه بوده است:

۱ـ مقدار حرکات نسبی که باید بین قسمتهای ران و درشت‌نی مفصل ـ دریک زانوی عمل شده ـ پیدا شود.

۲ـ نوع فلزی که باید در سطوح تحمل وزن بکار برد.

۳ـ نوع و کیفیت ماده پلاستیکی بکار برده شده در قسمت دیگر پروتز.

۴ـ چگونگی شکل پروتز برای پوشاندن سطوح مفصلی.

۵ـ چه مقدار از استخوان برداشته شود تا بتوان پروتز را جای سازی کرد.

۶ـ چگونگی انتخاب بیماران برای این تعویض مفصلی.

بیش از ۸۰ نوع مختلف پروتز زانو در دسترس جراحان ارتوپد قرار دارد و فراوانی انواع گوناگون پروتز ـ که اکثراً مختصر تفاوتی با یکدیگر دارند ـ نشان دهنده این است که هنوز طرح نهائی برای یک پروتز ایدهآل پیدا نشده است. بطور کلی پروتزهای زانو را میتوان به دو دسته اساسی تقسیم کرد. یکی انواع بدون اتصال قسمت رانی و

درشت نئی که نمونه انرا میتوان پروتز Gunston دانست که بیشتر بنام ژئومتریک مشهور است و دیگری فرم لولائی که مشهورترینش همان پروتز Waldius است.

پروتز از نوع ژئومتریک، که از دو قسمت رانی و درشت نئی ساخته شده بیشتر از تمام انواع پروتزها تا بحال در دنیا مصرف شده است. سطوح مفصلی انها بخوبی باهم تماس دارد و باعث تحمل وزن بیشتری شده و در نتیجه حرکات مفصلی بخوبی انجام پذیر است. قسمت رانی از آلیاژ: کرم، کبالت، مولیبدیون و قسمت درشت نئی از پولی اتیلن است. خم شدن مفصل میتواند تا ۱۳۰ باشد، علاوه براین مختصر حرکات جانبی هم میتواند داشته باشد.

هر قسمت از پروتز شکلی شبیه u دارد و چون بین هر دو قسمت یک نیمه از پروتز پلی قرار دارد بنابراین به جراح این اجازه را میدهد که بدون اینکه لیگامانهای Cruciates را آسیب برساند پروتز را بخوبی جایسازی نماید.

برای اینکه پروتز ژئومتریک را بتوان در زانو کار گذاشت جراح باید یک ورقه نازک از سطح مفصلی زانوی بیمار را بردارد. انتهای تحتانی فمور و انتهای فوقانی تی بیا که سطح مفصلی زانو را میسازند باید طوری اماده گردند که حاضر به قبول مفصل مصنوعی باشند.

برای اینکه قطعات مفصل جدید بتوانند در جای خود ثابت شوند از سیمان مخصوص ارتوپدی که بنام متیل متاکریلیت، نامیده می‌شود استفاده میگردد. البته برای جایگزینی بهتر قطعات مفصل جدید، این قطعات دارای stem یا پایه و فرورفتگی ها و برجستگی هائی هستند که بخوبی بتوانند قالب محل جدید خود بگردند.

بیماری که از یک مفصل ژئومتریک زانو استفاده می کند باندازه کافی از یک سطح مفصلی قابل تحمل وزن خود برخوردار است. در ده سال اخیر که مفصل ژئومتریک زانو مورد استفاده بشر قرار گرفته است، بیمار مفصل بی دردی داشته و حرکات کاملا فعالانه ای که غیر قابل مقایسه با زانوی آرتیبک او بوده انجام داده است. گاهی اوقات این دستگاه ممکن است دچار نارسائی شود که درصد آن بسیار کم است و اکثر اوقات بعلت اینست که قسمت تی بیائی پروتز شل شده یا دچار دفورمیتی گردیده است.

در چنین مواردی است که میتوان از وسیله دیگری مانند زانوی Spherocentric استفاده کرد. زانوی اسفروسنتریک بعلت کوشش مداوم گروه Sonstegard, Mathews and Kaufer از دانشگاه میشیگان که از سال ۱۹۷۱ برروی آن کار کرده اند بوجود امده است. این مفصل مصنوعی بصورت ارتیکولاسیون کار می کند. پروتزهای غیر ارتیکولیت مانند پروتز ژئومتریک در افرادی که گرفتاری اساسی شان سطح مفصلی تحمل وزن میباشد که خراب شده اما دارای لیگامانهای مفصلی سالمی هستند بسیار خوب کار می کند. در افرادی که بعلت زانوهای گرفتار با بیماری پیشرفته ارتریتی دارند، نه تنها سطح مفصلی خراب شده بلکه رباطهای نگهدارنده انهم از بین رفته اند. تنها وسیله ای که قابل مصرف بود پروتز لولائی Waldius بود. با در نظر گرفتن تکنیک پیشرفته، مؤلفین فوق طرح جدیدی راضه کرده اند که شرح آن در زیر می اید. هدف های اساسی در طرح این پروتز جدید از این قرار بود:

۱- برای باثبات بودن عوامل لیگامانی مفصلی بکار بردن یک مفصل مصنوعی Articulate - که بطور مکانیکی بتواند بین دو قسمت فمور وتی بیا خود بخود در وضعیت دلخواه قفل گردد - می باشد.

۲- دارای حرکات Triaxial که مشابه یک مفصل زانوی عادی باشد.

۳- محدود شدن حرکات مفصلی بوسیله کند شدن تدریجی تا توقف ناگهانی آن در یک وضعیت مخصوص.

۴- قرار دادن فلز در مقابل پولی اتیلن در محلی که دو قسمت پروتز تحمل وزن را مینمایند.

۵- حفاظت کردن تمام قسمتهای پولی اتیلن بوسیله فلز، تا اینکه دفورمیتی این ماده را در اثر استعمال بحداقل خود برساند.

۶- بکار بردن پولی متیل متاکریلیت برای ثابت کردن قطعات پروتز در جای جدید خود.

۷- طرح قسمتهای پولی اتیلن طوری باشد که بتوان آنها را در صورت خراب شدن مستقلا بدون ناراحتی تعویض نمود.

۸- و بالاخره دستگاهی باشد که جراح استخوان آنرا بدون اشکال بتواند برای بیمارش جایسازی نموده و بکار برد.

با در نظر گرفتن نکات فوق بهترین طرح پیشنهادی یک پروتز Ball, and, Socket میتواند باشد.

بنابراین با یک حفره شبیه حفره سر استخوان که از جنس پولی اتیلن ساخته شده است و در قسمت رانی پروتز قرار دارد و Ball که از جنس فلزی و در قسمت تی بیا قرار دارد با دقت بسیار در طرح کامل حفره و Ball - که بتوان کنترل کامل در هنگام اکستانسیون و فلکسیون مفصل زانو را در اختیار داشت - پروتز آماده مصرف می شود.

در ازمونهای تحمل وزن که با استخوانهای کاداور انجام شده قدرت تحمل وزن پروتزهای Waldius و اسفروسنتریک یکسان بوده و از یک مفصل طبیعی انسان قدرت بیشتری در تحمل وزن را نشان دادند. چون نیروی وارده به پروتز به محلی که استخوان بوسیله سیمان به پروتز اتصال پیدا کرده است منتقل می شود و این نیرو یک سوم کمتر از پروتز Waldius است بنابراین احتمال شل شدن در این پروتز خیلی کمتر از پروتز Waldius میباشد.

از سال ۱۹۷۳ این پروتز مورد استفاده کلینیکی قرار گرفته است. بیمارانی که جهت این عمل برگزیده شده باید دارای شرایط زیر باشند:

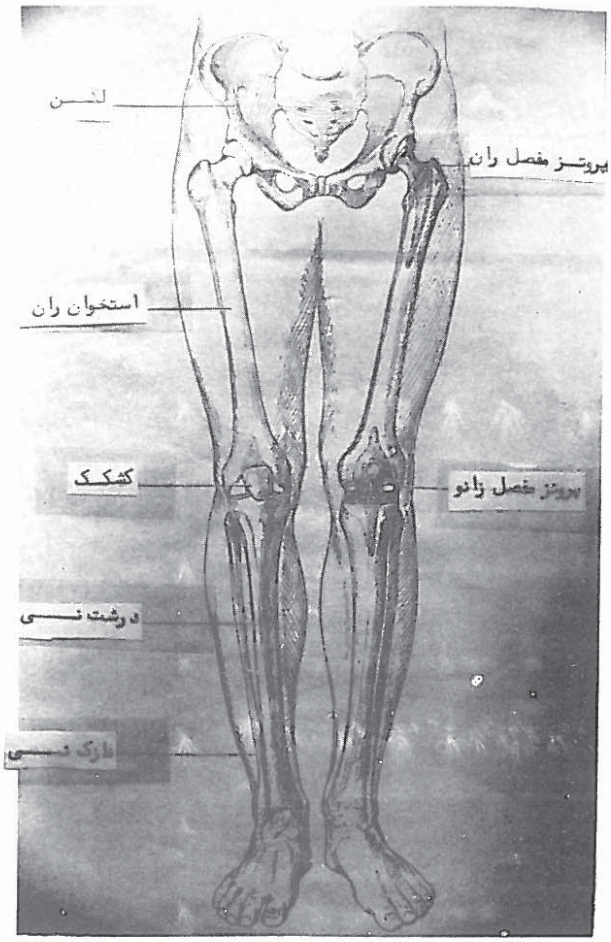
۱ـ دفورمیتی شدید زانوها.
۲ـ بی ثباتی شدید مفصلی بعلت خرابی کامل رباطهای نگهدارنده زانو.
۳ـ شکست در بکار بردن پروتزهای قبلی.

در بیمارانی که این پروتز بکار برده شده است، درد کاملاً از بین رفته و فعالیت بیشتری را پیدا کرده اند.

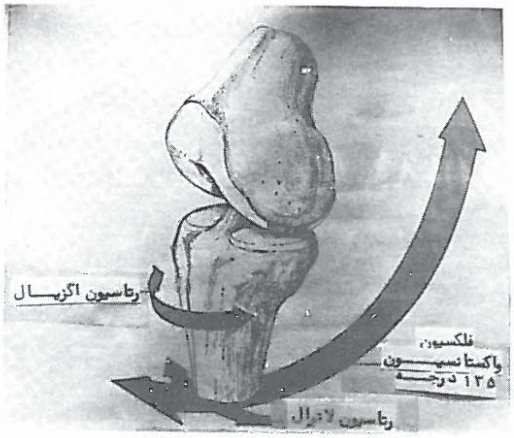
تا این تاریخ در دانشگاه میشیگان ۱۲۰ زانو توسط پروتز اسفروسنتریک تعویض شده اند، و بنظر میرسد که بخاطر طرح جالب پروتز، مسئله شل شدن قسمتهای پروتز

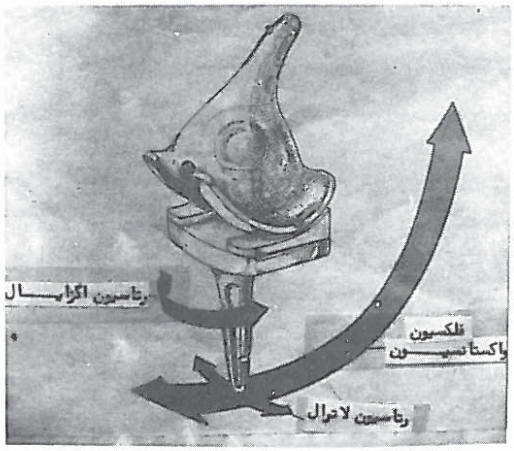
بعدی شود نکات زیر قابل یاداوری است:

۱ـ بهتر کردن موادی که در ساختن پروتز بکار میرود.
۲ـ شناختن تکنیک‌های آزمایشگاهی دقیق برای امتحان پروتزهای طرح شده.
۳ـ بکار بردن قسمت‌های صحیح برای برآورد کردن گام برداشتن بیمار قبل از اینکه در روی بیمار عمل جراحی انجام گیرد و نیز بعد از اینکه بیمار تحت عمل جراحی قرار گرفت.
۴ـ بالاخره باید علت اساسی شکست کلینیکی عمل

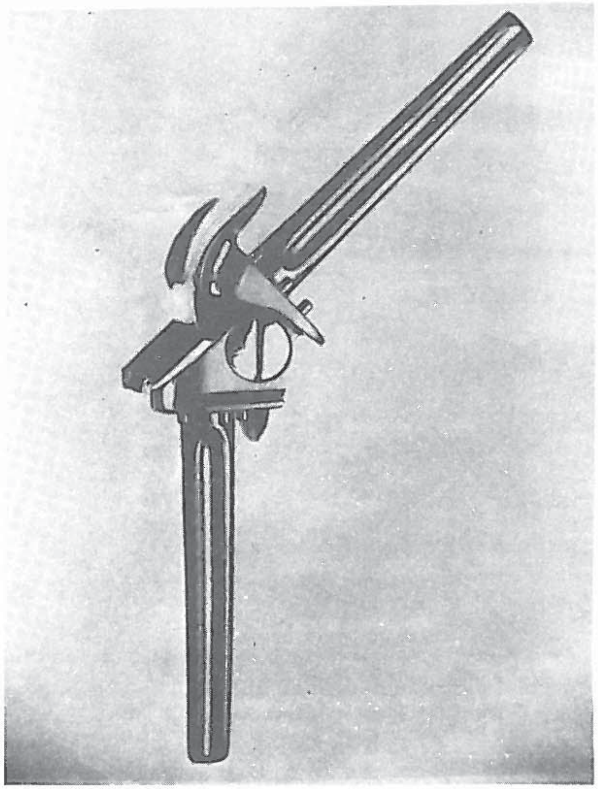


شکل (۲): مهمترین قسمت های استخوانی در اندام تحتانی که مسئول حرکت در پاها میباشند در تصویر بالا نشان داده شده است. پروتزهائی که میشود امروزه مصرف کرد شامل پروتز مفصل ران و پروتز مفصل زانو میباشد. موفقیت در پروتز زانو بدنبال موفقیت در ایجاد مفاصل مصنوعی ران بدست آمده است.

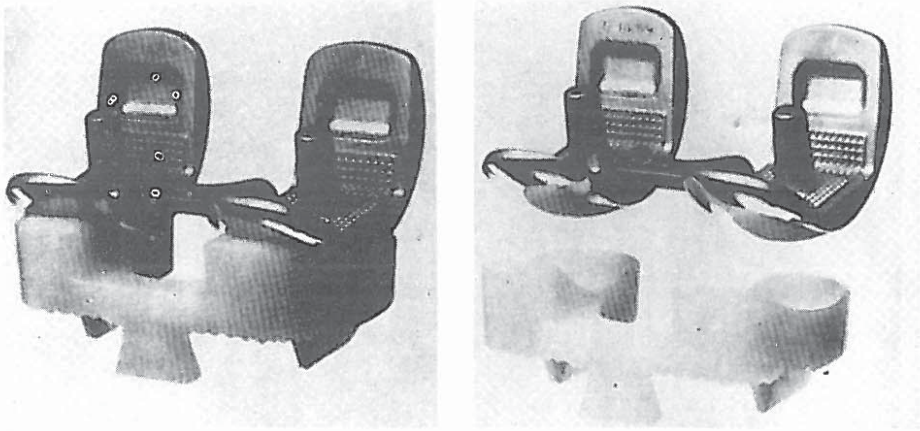




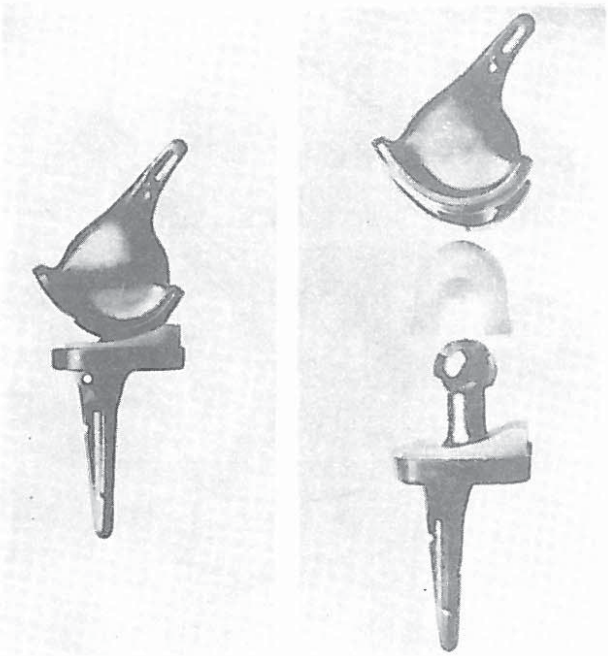
(شکل ۳): حرکات Triaxial یا سه محوری که در یک مفصل طبیعی زانو دیده می شود در تصویر بالا نشان داده شده و مخصوصا برروی حرکت چرخشی زانو تاکید گردیده است.



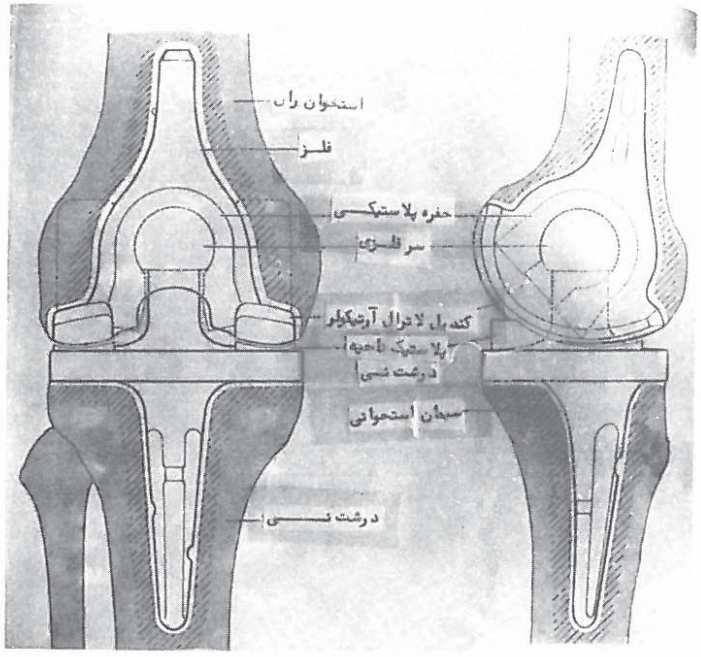
شکل (۴): پروتز والدیوس جزو اولین پروتزهای لولائی است که در زانو بکار برده شده است و در سال ۱۹۵۰ ببازار آمد. این پروتز محدودیت حرکت داشته و جنس آن آلیاژی از: کبالت، کروم و مولیبدیون میباشد.



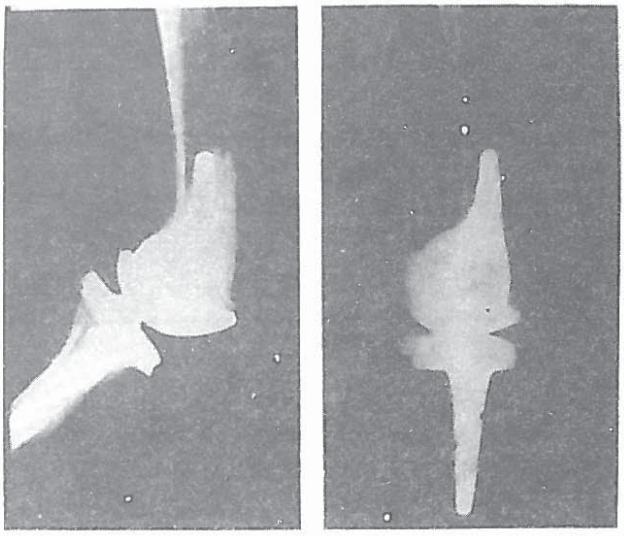
شکل (۵): پروتز زانوی ژئومتریک ـ نماینده مفصل مصنوعی غیر لولائی ـ در مفاصل زانوئی که عضلات و رباطهای سالمی دارند میتوان از این نوع پروتز استفاده نمود. این پروتز میتواند تا ۱۳۰ درجه فلکسیون را ایجاد نماید.



شکل (۶): در مفصل مصنوعی اسفروسنتریک بیمار قادر است که ۱۲۰ درجه فلکسیون واکستانسیون به زانو بدهد، ۳۰ درجه رتاسیون اکسیالی و ۵ درجه رتاسیون چرخشی داشته باشد. کنترل حرکات بوسیله تغییر وضعیت شعاعهای انتهای سطوح پروتز امکان پذیر خواهد بود.
سه قسمت متفاوت پروتز اسفروسنتریک در نماهای بالا نمایان است.



شکل (۷): متد جراحی در مفصل مصنوعی اسفروسنتریک در تصاویر بالا نشان داده شده است. سطح تحمل وزن سطح فلزی برروی سطح پلاستیک میباشد.



شکل (۸): مفصل زانوی مصنوعی که در زانوی چپ بیماری که از آرتریت بسیار پیشرفته رنج میبرده کار گذاشته شده و تصاویر رادیولوژیک اثرا نشان میدهند. پروتز مصرفی از نوع اسفروسنتریک میباشد. از مشخصات این پروتز اینست که بتدریج حرکات را کند می کند و توقف ناگهانی درآن بوجود نمی آید.

REFERENCES

1- Bargren, J.H Freeman, M.A.R, Swanson, S,A.V and Todd, R.C (1976) I C L H Arthroplasty in the treatment of arthritic knee. Clinical ortho. and related 120.

2- Bryan, R.S, Peterson L,F.A and combs, J.H. (1973) Polycentric total knee Arthroplasty clin. ortho. and related research 94.

3- Freeman M.A.R, Swanson. S.A.V and Todd, R. C (1973) total replacement of the knee design consideration and early clinical results. Acta Orthopaedica Belgica 39.

4- Gunston, F.H (1973) polycentric knee Arthroplasty, clin, ortho 94.

5- Perry, J. Antonelli, Dand ford W. (1975) Analysis of knee joint forces during flexed knee stance J.B .J.S 57 -A.

6- Ranawat, C.S and shine, JJ. (1973). Due - condylar total knee arthroplasty, clin, ortho, 94.

7- The surgical replacement of the human knee joint (1978). David, A. Sonstegard, MATTEW. L.A. and kaufter H. - scientific America.

8- T.A. Brady -J.N. Garber J.B.J.S 56 -A. DEC 74.

9- Coventry. M.B, freeman, G.A. .M a new geometric knee for total knee arthroplasty clin, orthop 83 1972.

10- Wilson F.C. total replacement of knee in rheumatoid Arthritis. with waldius prosthesis J.B.J.S 54 -A OCT 1972.

11- Charnley. J. Acrylic cement in orthopaedic surgery 1970.

12- Charnley J. present status of total hip replacement Ann. Rheumat. dis. 301971.