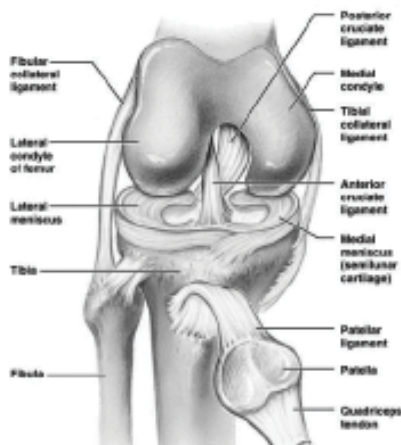


بیومکانیک مفصل زانو و پروتزهای آن

زانو و آناتومی آن

زانو بزرگترین مفصل بدن است و هم حرکات لولایی به صورت خم و باز شدن دارد و هم تا حدودی می‌تواند حرکات چرخشی حول محور طولی انجام بدهد. مفصل زانو بیش از هر مفصل دیگری در بدن مستعد آسیب دیدن است و این به خاطر نیروهای زیادی است که این مفصل تحمل می‌کند. زانو از کنار هم قرار گرفتن سه استخوان تشکیل شده است. استخوان ران در بالا و استخوان درشت‌نی (تیبیا) در پایین مهم‌ترین استخوان‌های تشکیل‌دهنده زانو هستند. در قسمت جلوی پایین‌ترین قسمت استخوان ران، استخوانی به نام کشکک (پاتلا) قرار گرفته است. در کنار استخوان درشت‌نی هم استخوان نازک‌نی (فیولا) قرار دارد. زانو در واقع دو مفصل است. دو منیسک لیفی - غضروفی (هر کدام یک طرف) بین کوندیل‌های فمور و تیبیا، با تغییرات در شکل سطوح مفصلی در جریان حرکات مفصل تطابق می‌یابند. همچنین دو رباط صلیبی در ناحیه اینترکوندیلار زانو وجود دارند و با فمور و تیبیا مرتبط هستند. آن‌ها به این دلیل صلیبی نامیده می‌شوند که مثل صلیب در صفحه سائیتال بین محل‌های اتصالشان به فمور و تیبیا یکدیگر را قطع می‌کنند. رباط صلیبی خلفی در پشت زانو قرار داشته و مانع از سرخوردن کندیل‌های ران بر روی پلاتوی تیبیا به سمت جلو می‌شود. در صورتی که نیروی زیادی به زانو وارد شود به طوری که این رباط نتواند مانع از جلو رفتن کندیل‌های ران شود، خودش پاره می‌شود.



شکل ۱: اجزای مفصل زانو

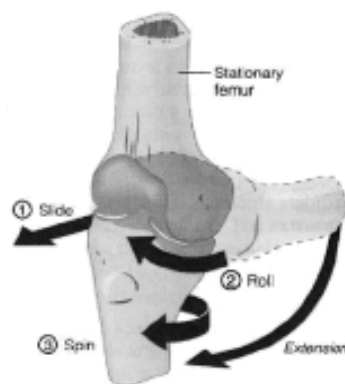
زانو بزرگ‌ترین مفصل بدن است و با توجه به حرکات آن و تنش‌هایی که تحمل می‌کند بیش از سایر مفاصل بدن مستعد آسیب و تخریب است. این مفصل از مکانیک حرکتی پیچیده‌ای برخوردار است و مرکز حرکت آن توسط هندسه لیگامنت‌ها کنترل می‌شود. زانو همچنین دارای مکانیسم خود قفل‌شوندگی است تا مقدار انرژی لازم برای حفظ موقعیت ایستاده کاهش یابد. در صورت آسیب و تخریب شدید به تعویض مفصل نیاز است. ایمپلنت زانو از چندین بخش تشکیل شده است و با توجه به عملکرد هر قسمت از بیومتریال‌های خاصی استفاده می‌شود. OX-INIUM که به عنوان یک بیومتریال جدید در ایمپلنت زانو استفاده می‌شود، یک ماده فلزی با سطح سرامیکی است که خواص خوب فلز و سرامیک را با هم دارد. تعویض مفصل زانو یکی از شایع‌ترین عمل‌های جراحی در کشورهای پیشرفته جهان است. بهبود ایمپلنت‌های جدید از لحاظ بیومتریال و بیومکانیک همچنان ادامه دارد.

کلمات کلیدی: زانو، بیومکانیک، ایمپلنت،
OXINIUM، بیومتریال



بیومکانیک زانو

در مقایسه با مفصل هیپ، مفصل زانو از نظر هندسی و مکانیک حرکت، پیچیده تر بوده و به خودی خود پایدار نیست. در یک زانوی طبیعی، مرکز حرکت به وسیله هندسه لیگامنت‌ها کنترل می‌شود. وقتی زانو حرکت می‌کند، لیگامنت‌ها روی اتصالات استخوانی خود می‌چرخند و مرکز حرکت نیز جابه‌جا می‌شود. حرکت مختلف مرکز (خارج از مرکز) زانو، به توزیع بار در سرتاسر سطح مفصل کمک می‌کند. استخوان کشکک موجب می‌شود فاصله تاندون چهارسر از جلوی مفصل بیشتر شود و در نتیجه با ایجاد یک تکیه‌گاه قدرت اثر نیروی عضله چهارسر بر روی استخوان تیبیا بیشتر شود.



شکل ۲: حرکات مختلف مفصل زانو

استخوان کشکک بر روی شیبی که در سطح قدامی کندیل‌های استخوان ران قرار داشته و در واقع بین دو کندیل است قرار گرفته و در حین خم و راست شدن زانو، کشکک بر روی این شیب به سمت بالا و پایین حرکت می‌کند. در صورتی که عمق این شیب کم باشد و یا پرده‌های رتیناکولر دو طرف کشکک به درستی به آن متصل نشده باشند و یا قدرت عضلات واستوس مدیالیس و لترالیس که به دو طرف کشکک متصل می‌شوند نامتعادل باشند حرکات کشکک بر روی این شیب اینترکنڈیلر به درستی انجام نشده و در اصطلاح بیمار دچار واماندگی استخوان کشکک می‌شود. زانو حول محور عرضی که از دو کندیل ران می‌گذرد حرکت خم و راست شدن (فلکشن) و اکستنشن را انجام می‌دهد و همچنین وقتی که زانو خم است می‌تواند حول محور طولی ساق مختصری حرکات چرخشی داشته باشد. حرکات چرخشی ران بر روی ساق به صورت حرکت کندیل خارجی ران و منیسک خارجی زانو بر روی پلاتوی تیبیا است و حرکات خم و راست شدن زانو به صورت هم چرخش و هم لغزش کندیل‌های ران بر روی منیسک‌ها است. محور عرضی حرکات خم و راست شدن زانو دقیقاً جایی است که رباط‌های متقاطع یکدیگر را قطع می‌کنند. این محور در حین خم شدن زانو به بالا و عقب

تغییر مکان می‌دهد و بدین ترتیب در حالات مختلف خم شدن زانو فاصله این محور از سطح مفصلی دائماً در حال تغییر است و این پدیده به علت تغییر در انحناهای کندیل‌های ران است که در قسمت عقب کمتر از جلو است. وقتی زانو صاف است یا در حالت اکستنشن قرار دارد رباط‌های کلترال و قسمت قدامی رباط متقاطع قدامی سفت و کشیده می‌شوند و وقتی زانو در حالت ایستاده کاملاً صاف می‌شود ران حدود ۵ درجه روی تیبیا چرخش داخلی پیدا می‌کند و در حین مستقیم شدن زانو ساق کمی به سمت خارج می‌چرخد. در حالت زانوی خم یا حالت فلکشن رباط‌های جانبی شل شده و رباط‌های متقاطع یا صلیبی سفت و محکم می‌شوند. با خم شدن زانو پلاتوی تیبیا در زیر کندیل‌های استخوان ران به سمت عقب هم می‌لغزد، پس خم شدن و لغزیدن زانو باهم اتفاق می‌افتد. زانو به‌طور طبیعی می‌تواند حدود ۱۳۵ درجه خم شده و تا صفر درجه صاف شود. توزیع نیروهای وارده بر زانو و نوع حرکاتی که در این مفصل انجام می‌شود تأثیر زیادی بر سلامتی یا بیماری‌های آن دارد.

مکانیسم قفل شدن

هنگام ایستادن، مفصل زانو در موقعیت خود قفل می‌شود تا مقدار انرژی عضلانی لازم برای حفظ موقعیت ایستاده کاهش یابد. یکی از اجزای مکانیسم قفل شدن، تغییر در شکل و اندازه سطوح فمورال است که با تیبیا مفصل می‌شوند:

- در فلکسیون، سطوح به شکل مناطق انحنا دار و مدور بر روی بخش خلفی کوندیل‌های فمور هستند.
- در اکستنسیون، سطوح به مناطق پهن و تخت بر روی بخش تحتانی کندیل‌های فمور تبدیل می‌شوند.

به این ترتیب، در اکستنسیون، سطوح مفصلی بزرگ‌تر و باثبات‌تر می‌شوند. یکی دیگر از اجزای مکانیسم قفل شدن، روتاسیون داخلی فمور بر روی تیبیا در جریان اکستنسیون کامل، تمام رباط‌های همراه را سفت می‌کند. ویژگی دیگری که در هنگام ایستادن، زانو را در وضعیت اکستنسیون نگه می‌دارد، این واقعیت است که مرکز ثقل بدن در طول یک خط عمودی قرار می‌گیرد که از جلوی مفصل زانو عبور می‌کند. عضله پوپلیتئوس با آغاز روتاسیون خارجی فمور بر روی تیبیا، زانو را از وضعیت قفل شده خارج می‌کند.

بیماری دژنراتیو زانو

زانو یکی از پیچیده‌ترین مفاصل بدن است و تقریباً تمام وزن بدن را به زمین منتقل می‌کند بنابراین بسیار مستعد آسیب و تخریب و آرتروز است. تخریب و آرتروز زانو که به دلایل مختلف از جمله وزن زیاد، استفاده نابه‌جا، تصادفات و شکستگی‌ها، آسیب‌های ورزشی و بیماری‌های تخریب‌کننده زانو مثل روماتیسم، نقرس و... صورت می‌گیرد، باعث دردهای شدید و ناتوان‌کننده در زانو

در مفاصل مبتلا با استئوآرتریت، بافت‌های غضروفی و استخوانی درگیر می‌شوند

می‌شود و می‌تواند باعث کج شدن زانو و پرانتری شدن و بدشکل شدن اندام شود. بیماری دژنراتیو مفصل در مفاصل سینوویال روی می‌دهد و به این فرایند، استئوآرتریت گفته می‌شود. در مفاصل مبتلا با استئوآرتریت، بافت‌های غضروفی و استخوانی درگیر می‌شوند و تغییرات در داخل غشا سینوویال محدود هستند. یافته‌های تیپیک عبارت‌اند از کاهش فضای مفصلی، عاجی شدن (اسکلروز مفصل)، استئوفیتوز (رشد‌های استخوانی کوچک) و تشکیل کیست استخوانی. با پیشرفت بیماری، تراز طبیعی مفصل ممکن است به شدت محدود شود و درد شدیدی به وجود آید. درمان در مرحله اول شامل تغییر شیوه زندگی برای پیشگیری از درد و تجویز مسکن‌های ساده است. با پیشرفت علائم بالینی، تعویض مفصل ممکن است ضرورت یابد.

طراحی ایمپلنت

پروتزی که برای تعویض مفصل زانو مورد استفاده قرار می‌گیرد شامل قسمت‌های فمورال، تیبیا (استخوان درشت‌نی) و یا کاسه زانو (کشکک) است. پروتزهایی که برای تعویض کلی زانو مورد استفاده قرار می‌گیرند را می‌توان با توجه به نقش لیگامنت‌ها در حفظ پایداری، به گروه‌های زیر تقسیم کرد: ۱) محدودشده: این کاشتنی‌ها لولایی مفصلی با یک محور گردشی تثبیت شده دارند و هنگامی مورد استفاده قرار می‌گیرند که لیگامنتی وجود نداشته باشد. (در فرایند تجدید ساختار پس از جراحی تومور از این نوع پروتز بهره گرفته می‌شود). ۲) نیمه محدودشده: این کاشتنی‌ها، حرکت خلفی تیبیا روی فمور و حرکت زاویه‌دار زانو را کنترل می‌کنند، اما برای استفاده از این نوع پروتز باید، لیگامنت‌ها و کپسول مفصل حفظ شود. پروتزهای نیمه محدودشده، اغلب در بیمارانی با بالاترین درجه تغییر شکل استخوان یا در بیمارانی که نیاز به جراحی اصلاحی دارند مورد استفاده قرار می‌گیرد. ۳) پروتزهای محدود نشده: این کاشتنی‌ها هیچ نوع قیدوبندی ندارند و یا اینکه کمترین قیدوبند را دارند. به‌منظور استفاده از چنین پروتزهایی لازم است که در طی عمل کاشت، لیگامنت صلیبی خلفی برداشته شود و قیدوبندهای مصنوعی مجدداً برقرار شود. این کاشتنی‌ها در بیمارانی که دچار تخریب مفصل شده‌اند و مفصل آن‌ها دارای هیچ نوع لیگامنتی جهت پایداری نیست، مورد استفاده قرار می‌گیرد. همچنان که درجه محدودیت با تعویض زانو افزایش می‌یابد، نیاز به استفاده از رابط‌های داخل کانالی فمورال و تیبیا در پروتز افزایش می‌یابد، در این حال بارهای اعمال شده به‌طور عادی بین لیگامنت‌ها توزیع شده و سپس به فصل مشترک استخوان- پروتز منتقل می‌گردد.

تعویض‌های کلی مفصل زانو را می‌توان با یا بدون استفاده از سیمان، در محل مورد استفاده نصب کرد. در صورتی که در کاشت پروتز از سیمان استفاده نشود، تثبیت بستگی به پوشش متخلخل روی پروتز دارد. اجزای فمورال از آلیاژ Co-Cr و یا آلیاژ تیتانیوم ساخته و قسمت‌های تیبیای یکپارچه را از UHMWPE ساخته می‌شود. برای جلوگیری از آزاد شدن یون‌های کروم و کبالت که سبب التهاب و حساسیت می‌شوند از پوشش نیتريد تیتانیم استفاده می‌شود. در پروتزهای چندتکه، قسمت پلی‌اتیلن تیبیال بر روی سینی تیبیال از جنس آلیاژ تیتانیوم به قسمت‌های دیگر اضافه می‌گردد. اندازه نسبتاً کوچک کاسه زانو در مقایسه با نیروهایی که به‌واسطه مکانیزم اکستنسور (باز شدن) به آن منتقل می‌شود و همچنین کوچک بودن ناحیه استخوان که پروتز برای اثبات خود از آن بهره می‌گیرد، باعث شده که قسمت کاسه زانو آسیب‌پذیر شود. خصوصیت سایشی سطح پلی‌اتیلن تیبیا با خصوصیت سایشی قسمت‌های استابولار تفاوت دارد. تنش تماسی نقطه‌ای و حرکت کشویی قسمت‌های مختلف باعث لایه‌لایه شدن و سایش خستگی UHMWPE می‌شود. احتمالاً به دلیل اندازه ذرات بزرگ‌تر پلی‌اتیلن، پدیده تجزیه استخوان در پیرامون مفصل کلی زانو کمتر از تعویض کلی مفصل ران رخ می‌دهد.

اجزای ایمپلنت

در طی تعویض کامل زانو امکان تعویض حداکثر سه استخوان وجود دارد.

- انتهای پایینی استخوان ران
- سطح بالایی درشت‌نی
- سطح پشتی کشکک زانو

قطعات به‌گونه‌ای طراحی می‌شوند که همیشه فلز در کنار پلاستیک قرار گرفته تا حرکت صیقلی را فراهم کرده و کمترین فرسایش اتفاق می‌افتد.

بخش فموری

اجزای فلزی رانی اطراف انتهای استخوان ران پیچ‌خورده و یک شیار داخلی دارد که به هنگام خم و راست شدن مفصل، کشکک زانو در مقابل استخوان به‌صورت نرم و یکنواخت در آن بالا و پایین برود. اگر تنها یک وجه استخوان ران آسیب‌دیده باشد می‌توان تنها قطعه کوچک همان بخش از استخوان را تعویض کرد. برخی طراحی‌ها که ثابت شده خلفی نام دارد، یک ستون داخلی با یک گیره مرکزی دارد که با جزء متناظر درشت‌نی کار می‌کند تا استخوان ران را در هنگام خم شدن زانو از لغزش بیش‌ازحد به جلو مصون دارد.

بخش تیبیا

بخش درشت‌نی یک پایگاه فلزی مسطح با نوعی ضربه‌گیر از جنس

اینکه ایمپلنت‌های تکیه‌گاه متحرک قیمت بالاتری نیز دارد.

ساختمان و جنس ایمپلنت زانو

سایش مقوله بسیار مهمی برای پروتزهاست زیرا وقوع و آسیب‌های ناشی از آن می‌تواند عملکرد وسیله را با اختلال روبرو سازد. سایش اغلب غیرقابل پیش‌بینی است و بر مبنای سازوکارهای مختلفی اتفاق می‌افتد، که حذف شدنی نخواهد بود و عامل مهمی در تعیین طول عمر پروتز محسوب می‌شود. در کل موادی که برای تعویض کلی مفصل استفاده می‌شوند باید دارای صافی سطح و مقاومت سایشی بالا باشند تا از تولید ذرات سایشی جلوگیری به عمل آید. این ترکیب خواص، یافتن ماده ایده آل برای این منظور را بسیار مشکل می‌کند. به دلیل نوع حرکت‌های زانو (چرخشی و لغزشی تکرار شونده) موادی که برای ساخت ایمپلنت زانو استفاده می‌شوند باید دارای مقاومت سفتی و سختی (Toughness) بالا باشند. ایمپلنت‌های زانو از اجزای فلزی و پلاستیکی تشکیل شده‌اند. برای حرکت نرم و سبک و جلوگیری از اصطکاک، هیچ نوع برخوردی بین سطوح فلزی با یکدیگر نباید ایجاد شود. در ایمپلنت زانو بخش‌های فلزی از آلیاژهای کروم - کبالت و بخش‌های پلاستیکی آن از UHMWPE ساخته شده است. ایمپلنت‌هایی از جنس سرامیک (زیرکونیا) برای مفصل هیپ طراحی شده است. به خاطر موفقیت ایمپلنت‌های سرامیکی در تعویض مفصل هیپ، این ایمپلنت‌ها برای تعویض مفصل زانو نیز استفاده می‌شوند. وزن کل ایمپلنت بسته به سایز آن ۲۰-۱۵ اونس است. مواد استفاده شده در ساختمان ایمپلنت باید خصوصیات زیر را داشته باشد: سازگار با بدن، منطبق با مشخصه‌های مکانیکی محل قرارگیری، قدرت تحمل وزن بارگذاری شده بدون شکستن و دوام زیاد بدون فرسودگی.

نصب ایمپلنت

در حین عمل تعویض مفصل کامل زانو، زانو در وضعیت خمیده قرار دارد تا تمامی سطوحی که باید تعویض شوند در معرض دید باشند. پس از ایجاد برش، عضله چهار سر ران و کاسه زانو را جابجا کرده تا سطوح استخوان پدیدار شود. پس از انجام چند اندازه‌گیری جهت اطمینان از مناسب بودن ایمپلنت لبه ناصاف استخوان صیقل داده می‌شود. بسته به نوع ایمپلنت استفاده شده، جراح کار خود را با استخوان ران یا استخوان درشت‌نی آغاز می‌کند. نوع خاصی از برش استفاده می‌شود تا سطح آسیب‌دیده انتهای استخوان ران به‌دقت تراشیده شود. استخوان درشت‌نی را صاف برش زده و بخشی از مرکز استخوان را خارج می‌کند. جراح قدری از استخوان را خارج کرده تا پروتز را وارد کند و سپس خط مفصل را به همان سطحی که قبل از جراحی بوده برمی‌گرداند. در صورتی که لیگامنت‌های اطراف زانو پیش از عمل بر اثر درد منقبض شده باشد یا شکل آن‌ها تغییر یافته باشد، جراح به‌دقت آن‌ها را آزاد کرده تا عملکرد آن به حالت طبیعی نزدیک شود. پروتز

پلی‌اتیلن است. این ضربه‌گیر ممکن است مسطح باشد یا اینکه در قسمت مرکز آن برآمدگی وجود داشته باشد.

کشکک زانو

بخش کاسه زانو، بخشی گنبدی شکل از جنس پلی‌اتیلن با وزن مولکولی فوق‌العاده بالا است که همانند کشکک زانو کار می‌کند.

پروتز تکیه‌گاه ثابت

بسیاری از بیماران از پروتز تکیه‌گاه ثابت استفاده می‌کنند. بخش‌های مختلف این پروتز به شرح زیر هستند:

- رانی: یک‌لایه صیقلی و محکم فلزی روی انتهای پایانی استخوان بلند ران
 - درشت‌نی: بخشی از UHMWPE که در بالای سینی فلزی قرار گرفته است.
 - کشکک زانو: یک بخش UHMWPE که در سطح پایینی کاسه زانو در مرکز زانو قرار گرفته است.
- در موارد خاص فعالیت بیش‌ازحد یا اضافه‌وزن زیاد، پروسه فرسایش پروتز سریع‌تر صورت گرفته که منجر به شل شدن پروتز و درد شدید استخوان می‌شود. شل شدن پروتز یکی از دلایل اصلی مشکلات مفصل مصنوعی است. گاهی اوقات اگر بیمار جوان‌تر، فعال‌تر باشد یا سنگین‌تر باشد، مهندس پزشکی به‌منظور دستیابی به عملکرد طولانی‌تر با فرسایش کمتر، جایگزینی زانویی با تکیه‌گاه متحرک و چرخان توصیه می‌کند.

پروتز تکیه‌گاه متحرک

زانوهای تکیه‌گاه- متحرک به‌منظور فراهم کردن حرکت نسبتاً طبیعی و تقابل با بدن از سه بخش تشکیل شده است. اختلاف این نوع ایمپلنت با نوع قبلی در سطح تکیه‌گاه است. در یک زانوی تکیه‌گاه متحرک، بخش رانی و درشت‌نی در داخل UHMWPE جاسازی شده حرکت می‌کند تا مفصلی با دو سطح ایجاد کند. این مسئله به کاهش مقدار فرسایش تکیه‌گاه کمک کرده و از شل شدن در نقطه‌ای که پروتز به استخوان چسبیده جلوگیری می‌کند. همچنین پروتزهای زانو تکیه‌گاه متحرک با طراحی خاص خود امکان چرخش بیشتری برای زانو فراهم می‌کند.

پروتز تکیه‌گاه متحرک می‌تواند باعث کاهش مشکلات ناشی از شل شدن و فرسایش پروتز شود. حرکت داخلی آن با ایجاد هماهنگی بین اجزای رانی و درشت‌نی و مطابقت سطوح آن‌ها باعث راحتی فعالیت و تسهیل خم و راست شدن و چرخش زانو می‌شود. در استفاده از این نوع ایمپلنت علاوه بر امکان حرکت زانو از دو قسمت ران و درشت‌نی، می‌توان کمی نیز آن را حول درشت‌نی چرخاند. در مقایسه با طرح‌های تکیه‌گاه ثابت، ایمپلنت‌های تکیه‌گاه متحرک توانایی کمتری در توازن بافت‌های نرم دارند و احتمال بروز دررفتگی در آن‌ها بیشتر است. علاوه بر

ویژگی ها	خواص
استحکام زیاد، مدول یانگ بالا، چقرمگی شکست بالا و مقاومت زیاد در برابر خستگی به منظور اعتماد پذیری مکانیکی، مقاومت در برابر تغییر شکل در هنگام بارگذاری در بدن	خواص مکانیکی
مقاومت خوردگی بالا در بدن انسان، زیست سازگاری و بی اثر بودن در محیط بیولوژیکی	رفتار در محیط بیولوژیکی
سختی بالا و پرداخت سطحی خوب (زبری سطحی کم) به منظور مقاومت سایشی بلند مدت (سایش کم) و اصطکاک کم	خواص تریبولوژیکی
تر شونده‌گی خوب (زاویه تماس کم) بین سطوح مفصلی و مابعد بین مفصلی به منظور دستیابی به روان رویی خوب در بدن	خواص سطحی

جدول ۱: ویژگی‌های مطلوب برای بیومتریال سطوح مفصلی

Oxinium بیومتریالی است که از رویکرد نوینی که به منظور تولید سطوح مناسب سایشی در پروتزهای مفاصل مطرح شده است استفاده می‌کند.

Oxinium یک ماده فلزی با سطح سرامیکی است که مقاومت عالی در برابر سایش را بدون تردی فراهم می‌کند. در واقع این ماده ترکیبی از خواص خوب فلز و سرامیک را دارد و توسط شرکت Smith & Nephew ابداع شده است. در این رویکرد اصلاح سطح زیر لایه فلزی مدنظر است. در این فن‌آوری، اکسیژن به وسیله سازوکار نفوذ حرارتی جذب سطح فلز زیرکونیوم شده و سطح آن را تبدیل به سرامیک می‌کند در نتیجه مقاومت سایشی آن بالا می‌رود. سپس سطح اکسید شده به اندازه آلیاژ Co-Cr استاندارد تحت پرداخت کاری قرار می‌گیرد. در واقع در اثر اکسایش سطحی، سطح فلزی به سرامیک ZrO₂ با خواص چسبندگی و پیوستگی عالی تبدیل می‌شود. این لایه سرامیکی محاسن سرامیک‌های سایشی مرسوم را همچون اصطکاک کم، مقاومت در برابر سایش غیر چسبنده و زبر شدگی را دارد. از سوی دیگر، مشکلات مربوط به تردی اجزای تمام سرامیکی را نخواهد داشت. سختی سطحی این لایه از آلومینا کمتر است اما از لحاظ نرخ سایش نتایج بهتری نسبت به آلیاژ Co-Cr ارائه کرده است. در واقع Oxinium یک فلز (زیرکونیوم) با مقاومت عالی در برابر شکست و دارای تافنس خوب (مانند آلیاژ Co-Cr) است همچنین دارای یک سطح سرامیکی (زیرکونیا) است که باعث مقاومت سایشی در سطح بیرونی می‌شود. مقاومت شکست این

وارد شده، تست شده و تراز می‌شود. حال جراح باید مطمئن شود که خط مفصل در جای صحیح خود جای گرفته و کاسه زانو جهت تسهیل حرکت مفصل تراز شده است. اگر بازسازی کاسه زانو لازم باشد، جراح از قطعه پلی اتیلنی شکل گرفته‌ای استفاده می‌کند تا پهنای اصلی کشکک زانو را حفظ کند.

بسته به نوع جاسازی مورد نیاز ایمپلنت، می‌توان پروتز را به صورت تثبیت با سیمان، بدون سیمان یا ترکیبی از این دو در جای خود قرار داد. ایمپلنت‌های بدون سیمان دارای سطح فلزی متخلخل هستند. وجود منافذ در سطح ایمپلنت به بافت استخوانی مجاور اجازه می‌دهد پیرامون اجزای ایمپلنت رشد کند.



شکل ۳: اجزای مختلف پروتز زانو

وزن، سایز و جنسیت بیمار در انتخاب نوع ایمپلنت تأثیر دارد. ایمپلنت‌های زانو در گذشته سایزهای محدودی داشت، اما در حال حاضر تمام اندازه‌ها متناسب با بیماران وجود دارند. حتی ایمپلنت‌های زنانه برای استخوان‌بندی‌های باریک‌تر خانم‌ها در دسترس است. این تنوع در ایمپلنت‌ها به منظور گرفتن بهترین نتیجه و کارایی ایجاد شده است.

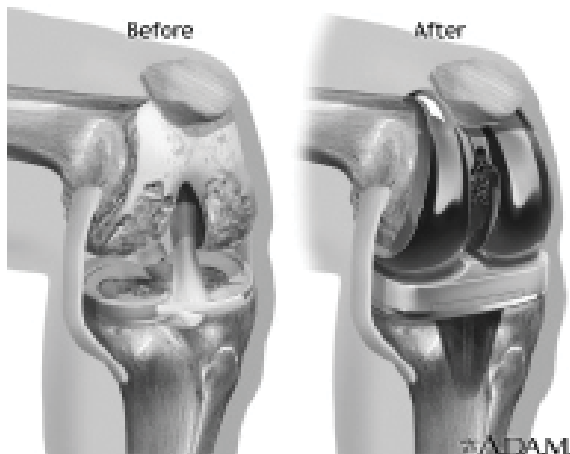
Oxinium ماده جدید مورد استفاده در ایمپلنت زانو

شرایطی که در بدن انسان بر بیومتریال مفصلی اعمال می‌شود بسیار سخت و پیچیده است. ایمپلنت‌های سرامیکی از صافی و مقاومت سایشی خوبی برخوردار هستند ولی سختی و مقاومت کافی در برابر شکست ترد را ندارند و امکان شکست در اثر ضربه آن‌ها بالاست. از طرف دیگر ایمپلنت‌های فلزی سختی خوبی دارند اما به مرور زمان دچار سایش و خراش شده و در صورت تماس با اجزای پلاستیکی، آن‌ها را ساییده و خرده ایجاد می‌کنند.

عمل تعویض مفصل زانو

Top of form

این عمل شامل حذف غضروفها و بافت‌های آسیب‌دیده از انتهای استخوان ران، بالای استخوان درشت‌نی و کشکک و جایگزین کردن آنها با زانوی مصنوعی ساخته‌شده از بیومتریال‌ها است.



شکل ۶: مفصل زانوی آسیب‌دیده قبل از عمل و بعد از نصب پروتز

معمولاً تعویض مفصل زانو بیشتر در بیمارانی صورت می‌گیرد که دچار آرتروز زانو در سنین بین ۸۰-۶۰ سالگی هستند. هرچند بیماران جوان‌تر که درد و تخریب مفصل آن‌ها شدید است می‌توانند در سنین پایین‌تری از این عمل سود ببرند. تعویض مفصل زانو یکی از اعمال شایع روی زانو در کشورهای پیشرفته دنیا است. جراح معمولاً قبل از عمل معاینات بالینی لازم و مشاوره لازم با همکاران متخصص داخلی، بیهوشی و مهندسی پزشکی انجام داده و گرافی‌های لازم از اندام و قفسه سینه گرفته و در صورت لزوم تست‌های قلبی مثل نوار قلب و سایر تست‌های اندام‌ها را برحسب شرایط لازم انجام خواهند داد. همچنین کمی خون رزرو خواهد شد.

در ۵ مورد خاص بیمار به‌طور قطع نباید عمل شود.

۱. وجود عفونت در اطراف زانو
۲. عدم وجود عضلات راست کننده زانو که به خوبی فعال باشند.
۳. بیماری‌های عروقی شدید در اندام‌ها
۴. ضعف شدید عضلات اندام‌ها بخصوص وقتی موقع ایستادن زانو به عقب برود.
۵. قفل بودن کامل و بدون درد زانو (آرتروز) قدیمی

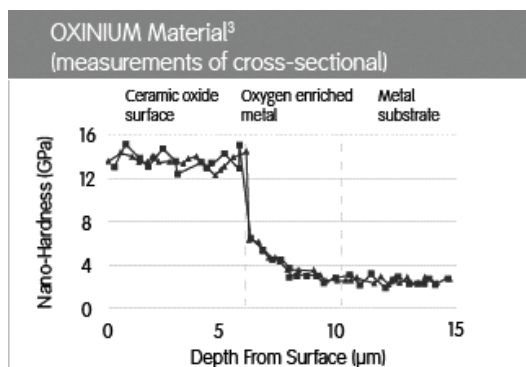
در مواردی می‌توان عمل جراحی را انجام داد ولی با پذیرش ریسک بالاتر مثل: چاقی بیش‌ازحد، وجود مشکلات پوستی شدید در اطراف محل عمل، بیماری‌های نوروپاتی مفصل و بیماری‌های داخلی بسیار شدید که بیهوشی را سخت می‌کند. بسیار مهم است که راجع به نتایج پروتز واقع‌بین بود و بهتر است در این مورد قبل از عمل با جراح

ماده بسیار بالاتر از ایمپلنت‌های سرامیکی است. همچنین دارای سختی سطحی بیشتری از آلیاژ Co-Cr است. در ضمن ۲۰٪ نیز سبک‌تر از آلیاژ Co-Cr است. Oxinium حاوی کمتر از ۰,۰۳۵ درصد نیکل است. این مسئله باعث استفاده بهتر و ایمن‌تر در بیمارانی که به نیکل حساسیت دارند می‌شود. لازم به ذکر است به‌طور معمول ۶۰٪ بیماران دارای پروتزهای زانو که دچار مشکل بالینی می‌شوند به آلیاژهای فلزی حساسیت دارند.

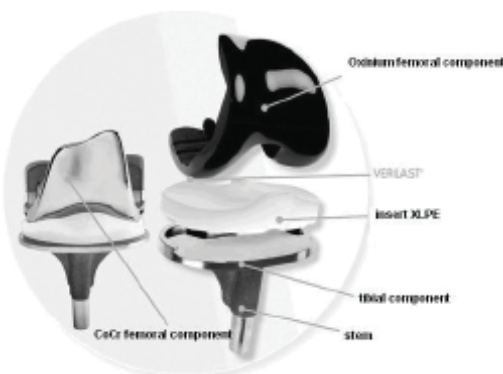
کنترل کیفی Oxinium

تحقیقات گسترده چهار نقطه بحرانی در کنترل کیفی این ماده برای رسیدن به خواص مطلوب را مشخص نموده است که عبارت‌اند از:

- بازرسی مواد خام
 - آماده‌سازی سطوح قبل انجام اکسیداسیون
 - انجام فرایند اکسیداسیون
 - صیقل‌کاری بعد از اکسیداسیون
- کلیه اجزا برای دستیابی به اکسید سرامیکی یکدست و ضخامت یکنواخت باید مورد بازرسی قرار گیرند. در این فرایند از یک تکنیک اندازه‌گیری لیزری غیر مخرب که ۱۰۰٪ کیفیت سطح را تضمین می‌کند استفاده می‌شود.



شکل ۴: سختی در سطح و بالک Oxinium



شکل ۵: پروتز زانو با استفاده از بیومتریال Oxinium

- [1] MD, FRACS MAR freeman" The patellofemoral joint in total knee prostheses: Design considerations" The journal of Arthroplasty, volume 4, 1989.
- [2] Kim C. Bertin" Effect of total Knee prosthesis Design on patellar Tracking and need for lateral retinacular release" The journal of Arthroplasty, volume 28, May 2013.
- [3] Jos Vader Sloten" Materials selection and design for orthopaedic implants with improved long-term performance" Biomaterials, volume 19, August 1998.
- [4] R.H. Zimlich, M. Levesque, W. Jones, H.D. Schutte, Jr., B.J. Livingston, W. Sauer, M. Spector, and K. Weaver, "In-vitro and in-vivo effect of particulate debris on TKA articulating surfaces", scientific exhibit SE038, 65th Ann. Mtg. Am. Acad. Orthop. Surg., New Orleans, LA, March 19-23, 1998.
- [5] G. Hunter, "Adhesion testing of oxidized zirconium", Trans. Soc. Biomaterials, 24, 2001, p. 540.
- [6] N.J. Hallab, K. Merritt, and J.J. Jacobs "Metal sensitivity in patients with Orthopaedic implants", J. Bone Joint Surg., 83-A, March, 2001, pp. 428-436.
- [7] G. Hunter, W.M. Jones, and M. Spector, "Oxidized zirconium", Total Knee Arthroplasty, J. Bellemans,

خود مشاوره کرد. به طور کلی انتظار از بین رفتن درد تا حدودی بالای ۹۰٪ وجود دارد و دامنه حرکتی بیماران پس از عمل در صورت فیزیوتراپی مناسب، معمولاً بین ۱۳۰-۰ و حتی بیشتر خواهد بود. راه رفتن و حتی دویدن و ورزش ملایم و انجام فعالیت‌های روزمره زندگی به راحتی قابل انجام خواهد بود.

M.D. Ries, and J. Victor (eds.), Springer Verlag, Heidelberg, Germany, 2005, pp. 370-377. Jani et al, ORS, 49, 2002.

[8] S. Tsai, J. Sprague, G. Hunter, R. Thomas, and A. Salehi, "Mechanical testing and finite element analysis of oxidized zirconium femoral components", Trans. Soc. Biomaterials, 24, 2001, p. 163.

[9] R.A. Poggie, J.J. Wert, A.K. Mishra, and J.A. Davidson, "Friction and wear characterization of UHMWPE in reciprocating sliding contact with Co-Cr, Ti-6Al-4V and zirconia implant bearing surfaces", Wear and Friction of Elastomers, ASTM STP 1145, R. Denton and M.K. Keshtavan (eds.), American Society for Testing and Materials, Philadelphia, PA, 1992, pp. 65-81.

articular cartilage counterface: a novel material for potential use in hemiarthroplasty", Biomaterials, 18 (5), 1997, pp. 441-447.

جناب آقای دکتر محمد جعفر حسینی شیرازی

خانواده ما هنامه مهندسی پزشکی درگذشت والده گرمی تان را تسلیت عرض می کند.
ضمن آرزوی آمرزش و آرامش برای مرحومه مغفوره، برای شما و خانواده گرمی تان از درگاه ایزد منان صبر و شکیبایی را خواستاریم.

روحشان شاد و یادشان گرمی

بدینوسیله ضایعه تأسف بار درگذشت همکاران گرمی آقایان مهندس حامد امیری از شرکت آمیکو یسنا پارس و مهندس علی اکبر نجمی و مهندس مصطفی رضایی از شرکت آرکا تجهیز پاریسیان در سانحه هواپیمای تهران- یاسوج را به خانواده این عزیزان و همکارانشان تسلیت عرض می کنیم.

ما هنامه مهندسی پزشکی