

زیست‌ماده‌های مورد استفاده در پروتز مفصل ران - به روز رسانی فنی (مقاله مروری)

چکیده

زمینه: تعویض کلی مفصل ران، THA (Total Hip Arthroplasty) یکی از موفق‌ترین جراحی‌های انجام شده در تاریخ پزشکی است. تعویض مفصل ران با استفاده از مفصل مصنوعی با اصطکاک کم (Low-Friction Arthroplasty)، توسط سر جان چارنلی (Sir John Charnley) در دهه ۱۹۶۰ آغاز شد. پس از آن، مواد لغزشی (Bearing surfaces)، روش‌های تثبیت و طراحی‌های جدید، بهبود یافتند و اصلاح شدند. نگرانی اصلی در مورد THA، پاسخ بیولوژیکی به ذرات تولید شده توسط سطوح لغزشی است که منجر به تخریب استخوان (Osteolysis) و از دست رفتن پروتز می‌شود. برای حل این مشکل، زیست‌ماده‌های مدرن THA توسعه یافتند.

روش‌ها: جستجوی نشریات با به کارگیری کلید واژه‌های مختلف انجام شد. مقاله‌ها و گزارش‌های فنی با بالاترین کیفیت که شامل بهترین و جدیدترین مطالب مرتبط بودند انتخاب شدند. کلیدواژه‌های جستجو شامل پروتز ران، زیست‌ماده، سایش، تیتانیوم، زیرکونیا، آلومینا، UHMWPE (Ultra-High-Molecular-Weight-Polyethylene) و کبالت-کروم بودند. در نهایت ۶۹ منبع انتخاب و در این تحقیق از آنها استفاده شد.

نتایج: مطالعه انجام شده نشان می‌دهد که پیشرفت‌های اخیر در حوزه پروتزهای ران بر روی استحکام مکانیکی، زیست‌سازگاری، زیست‌فعالی، افزایش مقاومت سایشی و قابلیت اطمینان با استفاده از فن‌آوری‌های جدید و اصلاح ساختار و هیبرید کردن با فن‌آوری نانو، متمرکز شده‌اند. طراحی‌های هیبریدی در نانو سرامیک‌ها باعث افزایش مقاومت تا ۴ برابر آلومینا شده است به طوری که امکان طراحی سر فمورال کوچک‌تر را فراهم می‌کند. به دلیل افزایش بیماران جوانی که نیازمند تعویض مفصل ران هستند و سطح فعالیت بالاتر این بیماران، به ثبات و عمر طولانی‌تر و قابلیت اطمینان بیشتر پروتز نیاز است که این فقط با روش‌های علمی و مواد جدید بهبود یافته قابل دستیابی می‌باشد.

نتیجه‌گیری: در این مقاله زیست‌ماده‌های به کار رفته در پروتز مفصل ران به خوبی معرفی شده و از جنبه‌های مختلف مورد بحث قرار گرفته‌اند. همچنین زیست‌ماده‌های پیشرفته‌تر برای THA که ممکن است در آینده باعث کاهش بیشتر سایش شوند و عمر پروتز را افزایش دهند بررسی شده‌اند.

واژه‌های کلیدی: آلومینا، پروتز مفصل ران، زیست‌ماده، تعویض کل مفصل ران، سرامیک‌ها.

دریافت مقاله: ۲ ماه قبل از چاپ؛ پذیرش مقاله: ۱۰ روز قبل از چاپ.

دکتر اصغر صادق آبادی، دکتر ناهید حسن زاده نعمتی، دکتر محمد رضا واعظی، دکتر محمد تقی خراسانی

مقدمه

۱ - مقدمه و زمینه

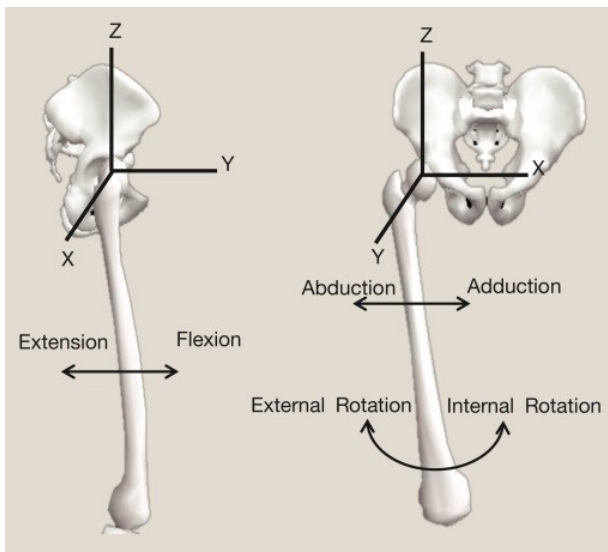
تعویض کل مفصل ران (THA) یکی از عمل‌های جراحی متداول و با تعداد زیاد در سراسر جهان است. از سال ۲۰۰۳، سالانه بیش از ۲۰۰ هزار عمل THA در ایالات متحده انجام گرفته است. حدود ۲/۵ میلیون نفر با مفصل ران تعویض شده در جهان زندگی می‌کنند. انتظار می‌رود تا سال ۲۰۰۳، به این تعداد ۵۷۲ هزار نفر اضافه شود. پیشرفت‌های اخیر در حوزه مفصل‌های مصنوعی ران بر روی استحکام مکانیکی، زیست‌سازگاری، زیست‌فعالی و موادی که مقاومت سایشی و قابلیت اطمینان مکانیکی بهتری دارند متمرکز شده‌اند^(۱).

کاهش تراکم و تخریب استخوان به دلیل واکنش بدن نسبت به پروتز (Periprosthetic Osteolysis) حالت اولیه شکست است که در نتیجه فعالیت ذاتی سیستم ایمنی بدن و پاسخ آن به ذرات حاصل از سایش مواد لغزشی در THA به وجود می‌آید. فعالیت ماکروفاژها و حضور ذرات باقی مانده از سایش ممکن است باعث رهایش سیتوکین‌ها (Cytokines) شود، لذا در نتیجه التهاب، فعالیت‌های استخوان شکن (Osteoclasts) بیشتر شده و در نهایت منجر به سست شدن ایمپلنت می‌شود^(۲). هدف کاربردی تعویض مفصل، بازگشت بیمار به فعالیت روزانه زندگی و دستیابی به محدوده حرکت بدون درد است. بنابراین برای رسیدن به این هدف از زیست‌ماده‌های گوناگونی استفاده می‌شود که به طور مداوم در حال توسعه هستند. هدف این مرور بررسی پروتز ران و به روز رسانی داده‌های یافت‌شده از زیست‌ماده‌های گوناگون در THA است^(۳).

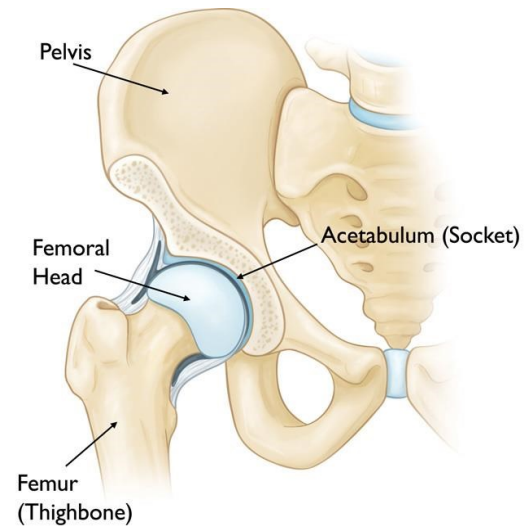
نویسنده مسئول:
اصغر صادق آبادی

Email:
sadeghabadi89@gmail.com

1. Total Hip Arthroplasty.

شکل ۱: (۱) مفصل ران (۲) طرح بیومکانیک مفصل ران^(۷)

۲



۱

UHMWPE^(۷) (پلی اتیلن با وزن مولکولی بالا) و سرامیک‌های آلومینا (alumina) و زیرکونیا (zirconia) هستند.^(۵)

۳- آناتومی و بیومکانیک مفصل ران

مفصل ران یک مفصل سینوویال از نوع گوی و کاسه‌ای است که از قرار گرفتن سراسنخوان ران در داخل حفره استابولار استخوان ران ایجاد می‌شود. این مفصل بزرگترین مفصل بدن پس از مفصل زانو است و از ویژگی‌های مهم آن، داشتن ثبات و تحرک توأم است. مفصل ران در انتقال وزن بدن از کمر بند لگنی به اندام‌های تحتانی نقش دارد. ثبات و استحکام مفصل ران جهت تحمل وزن بدن در فعالیت‌های روزمره لازم است. مفصل ران دارای سه درجه آزادی حرکتی است که به معنای داشتن حرکات در هر سه صفحه سهمی (سازیتال)، پیشانی (فروناتال) و عرضی (ترانسورس) است. عواملی که در ایجاد ثبات و استحکام این مفصل نقش دارند عبارتند از عمیق بودن حفره استابولار، وجود رباط‌های قوی در اطراف مفصل ران، وسعت و استحکام کپسول مفصلی و زاویه طبیعی گردن استخوان ران با تنه فمور که در یک فرد بزرگسال حدود ۱۲۰ الی ۱۳۰ درجه است. این زاویه که باعث مایل قرار گرفتن گردن استخوان ران می‌شود، یک عامل مهم تطابق با جهت رو به پایین استابولم است^(۵). مفصل ران و طرح بیومکانیک آن در شکل ۱ نشان داده شده است.

۴- نیازهای کلی زیست‌ماده‌ها در پروتزهای ران

زیست‌ماده‌هایی که به عنوان سطوح مفصلی در جایگزینی مفصل به کار می‌روند باید از چند ویژگی برخوردار باشند. این ویژگی‌ها در جدول ۱ خلاصه شده است. شرایطی که در بدن انسان بر زیست‌ماده

۲ - تاریخچه توسعه پروتز مفصل هیپ

سیستم لغزشی فلز روی فلز، MoM (metal-on-metal)، با استفاده از توپی با قطر زیاد در فاصله سال‌های ۱۹۵۵ تا ۱۹۶۵ ساخته شد. سیر جان چارنلی^(۲) در دهه ۱۹۶۰، یک ابزار کمکی THA بر پایه فلز روی پلی‌اتیلن، MoP (metal-on-polyethylene) را معرفی کرد اما استفاده از این سیستم در دهه ۱۹۷۰ کاهش یافت^(۳). ۲۵ سال بعد از کاشت، ارزیابی‌ها نشان داد که بقای طولانی‌مدت این ایمپلنت‌های اولیه، با نرخ موفقیتی در حدود ۷۷ تا ۸۱ درصد، خوب بوده است^(۴). با افزایش عمل تعویض مفصل ران در بیماران جوان‌تر و فعال‌تر، نرخ شکست بالاتر رفت و نگرانی‌هایی در مورد نقش ذرات سایشی پلی‌اتیلن در تخریب استخوان (Osteolysis) و سست شدن ایمپلنت ایجاد شد.

لذا مواد جدید برای جلوگیری از سایش و تخریب استخوان معرفی شدند. پیر بوتین (Pierre Boutin) یک جراح فرانسوی بود که در دهه ۱۹۷۰، مشکل ساختاری پلی‌اتیلن را با استفاده از سرامیک آلومینا در ایمپلنت‌های ران رفع کرد. به این ترتیب، ایمپلنت‌های سرامیک روی سرامیک، CoC (ceramic-on-ceramic) در THA به کار رفتند. همچنین، در سال‌های ۱۹۶۳ تا ۱۹۷۳، پیشرفت‌های دیگری ترکیب سرامیک روی پلی‌اتیلن، CoP (ceramic-on-polyethylene) را به عنوان یک انتخاب جایگزین سطوح لغزشی رقیب در جفت‌های MoM و CoC مطرح ساخت. مفاصل مصنوعی ران از یک کپ استابولار، لاینر، هد و استم تشکیل شده‌اند. زیست‌ماده‌های اصلی در عمل‌های تعویض کلی مفصل ران، شامل آلیاژ تیتانیوم (titanium)، آلیاژ کبالت-کروم (cobalt-chromium)،

3. Ultra-High Molecular Weight Polyethylene.

2. Sir John Charnley.

طی چند دهه پیش، به عنوان رقیب جفت-مفصلی فلز-پلیمر معرفی شده و مورد استفاده بالینی قرار گرفته‌اند. تا دهه ۱۹۷۰ میلادی، استاندارد سطح مفصلی، جفت UHMWPE/Co-Cr بود. یعنی سر فمورال پروتز از آلیاژ کبالت-کروم و قسمت استابولار از UHMWPE تشکیل می‌شد. البته علت استفاده از این سیستم جفت-مفصلی، قیمت پایین آن بود. نرخ سایش این جفت بالا است و به میزان تحرک بیمار و قطر سر پروتز بستگی دارد. طول عمر چنین سیستمی حدود ۱۰ سال است. به همین دلیل سیستم مذکور اغلب برای بیماران مسن و بی‌تحرک پیشنهاد می‌شود^(۱۲).

سختی زیاد آلومینا، با اصطکاک و سایش کم آن همراه است ولی چقرمگی (Toughness) پایین آلومینا، محدودیتی برای آن به شمار می‌آید. نتایج حاصل از آزمون‌های خستگی نشان داده‌اند که ایمپلنت‌های آلومینایی، به منظور تضمین کیفیت، باید با بالاترین استانداردهای ممکن تولید شوند، به ویژه اگر قرار باشد در بیماران جوان به کار برده شوند. برای برخورداری از امکان ردیابی محصول در زمان وقوع شکست یا نارسایی، تک تک بیوسرامیک‌ها با درج کدهایی از یکدیگر متمایز می‌شوند. برخی از کوپل‌های مفصلی آلومینا-آلومینا پس از خارج‌سازی از بدن بیمار، نشانه‌هایی از آسیب یا سایش معروف به آسیب شیاری (stripe wear) از خود نشان داده‌اند. این نوع سایش به صورت یک منطقه باریک بلند آسیب روی سطح فمورال و یک منطقه روی لبه قسمت سرامیک استابولار نمایان می‌شود. مطالعات صورت گرفته روی بیوسرامیک‌های آلومینایی چندبلوری، حاکی از آن است که خواص تریبولوژیکی آلومینا به مراتب بهتر از سایر بیومواد است.

با اینکه عدم موفقیت یا شکست در سطح مفصلی سرامیکی در شرایط درون تنی نادر است، ولی موضوعی جدی محسوب می‌شود. وقوع چنین شرایطی پیامدهای سنگین و حادی برای بیمار، جراح و صنعت ایمپلنت‌های ارتوپدی به همراه دارد. نتایج بالینی حاکی از آن است که بیشتر شکست‌های درون تنی در قسمت سر فمورال آلومینایی، در همان زمان‌های اولیه پس از جراحی رخ می‌دهند (۶۰ درصد کل شکست‌ها تا ۱۲ ماه پس از جراحی)^(۱۳).

به طور کلی، شکست اجزای سرامیکی سطوح مفصلی در شرایط درون تنی ناشی از رشد آهسته ترک تحت بارگذاری ایستا یا مکرر در بدن است که در نهایت به شکست منجر می‌شود.

شکست سطوح مفصلی سرامیکی از دو منبع ناشی می‌شود:

عیب‌هایی که طی ساخت بیوسرامیک یا در مرحله پرداخت‌کاری سطحی ایجاد شده‌اند.

عیب‌هایی که در نتیجه خوردگی و تخریب در شرایط درون تنی به وجود آمده‌اند.

تحرک زیاد بیمار تأثیر قابل توجهی بر شکست سریع بیوسرامیک‌های مورد استفاده در سطوح مفصلی ندارد زیرا بار اعمال شده کمتر از استحکام شکست بیوسرامیک است. هر چند که می‌تواند بر رشد آرام

مفصلی اعمال می‌شود بسیار سخت و پیچیده است. برای مثال هنگام راه رفتن معمولی، حدود سه برابر وزن بدن و هنگام دویدن حدود هشت برابر وزن بدن، تنش به مفصل وارد می‌شود^(۸). زیست‌ماده مورد استفاده در حوزه جایگزینی مفاصل باید در شرایط درون تنی (in vivo) برای بیش از ۱۰ سال پایدار باقی بمانند^(۹). این زیست‌ماده‌ها در هر سال بیش از دو میلیون چرخه بارگذاری را تحمل می‌کنند^(۱۰).

جدول ۱: ویژگی‌های مطلوب برای زیست‌ماده سطوح مفصلی

ویژگی‌ها	خواص
استحکام زیاد، مدول یانگ بالا، چقرمگی شکست بالا و مقاومت زیاد در برابر خستگی، مقاومت در برابر تغییر شکل در هنگام بارگذاری در بدن، چون بخش فمورال باید توانایی تحمل تنش‌های بزرگ و متغیر را در محیط بدن انسان داشته باشد و تعداد سیکل‌های تنشی زیاد را تحمل کند ^(۱۱) .	خواص مکانیکی
مقاومت خوردگی بالا در بدن انسان، زیست سازگاری و بی‌اثر بودن در محیط بیولوژیکی و غیرمغناطیسی.	رفتار در محیط بیولوژیکی
سختی بالا و پرداخت سطحی خوب (زبری سطحی کم) به منظور مقاومت سایشی بلند مدت و اصطکاک کم.	خواص تریبولوژیکی
تر شونده‌گی خوب و زاویه تماس کم بین سطوح مفصلی و مایع بین مفصلی به منظور دستیابی به روان روی خوب در بدن.	خواص سطحی
قابلیت دسترسی، تعادل توجیه‌پذیر بین کیفیت، قابلیت دوام و قیمت.	ملاحظات تولید و تجاری

۵- زیست‌ماده‌های استفاده شده در پروتز هیپ

زیست‌ماده‌های به کار رفته در ساخت پروتزهای ران بسیار متنوع و دارای خواص مختلفی هستند و تولید آنها روز به روز پیشرفته‌تر می‌شود. این زیست‌ماده‌ها شامل طیف گسترده‌ای از فلزات، پلیمرها، سرامیک‌ها و کامپوزیت‌ها هستند. بخش استم (stem) الزاماً باید از فلزات زیست‌سازگار باشد و با استحکام مکانیکی کافی ساخته شود. از بیوسرامیک‌ها و پلیمرها در بخش لغزشی استفاده می‌شود. در ادامه، زیست‌ماده‌های مذکور به طور دقیق مورد بررسی قرار می‌گیرند.

۵-۱- آلومینا

کاربرد اصلی بیوسرامیک‌های آلومینایی چند بلوری در اجزای سایشی پروتزهای جایگزین مفصل ران است. بیوسرامیک‌ها به ویژه آلومینا،

نانو کامپوزیت ۴ تا ۵ برابر آلومینا و استحکام خمشی آن حدود ۲ برابر آلومینا گزارش شده است. نرخ سایش این نانو کامپوزیت ۴ برابر کمتر از آلومینا است. استفاده از این بیوسرامیک امکان طراحی سر فمورال کوچک‌تر را فراهم می‌کند^(۲۲،۲۳).

۵-۲-۱- طراحی هیبریدی لایه‌ی سرامیکی روی فلز اکسینیوم (Oxinium™) (لایه‌ی زیرکونیایی روی زیرکونیم به کمک فرایند اصلاح سطح)

رفتار پوشش‌های سرامیکی در حوزه‌ی سطوح مفصلی غیرقابل پیش‌بینی است. در این روش آلیاژ کار شده زیرکونیم (Zr-2.5Nb) به وسیله‌ی ساز و کار نفوذ حرارتی اکسید می‌شود تا یک لایه‌ی سطحی از زیرکونیم اکسیده به ضخامت ۵ میکرومتر بر روی سطح آلیاژ تشکیل شود و سپس سطح اکسیده شده به اندازه‌ی آلیاژ استاندارد Co-Cr (کبالت کروم) استاندارد پرداخت کاری می‌شود. در واقع در اثر اکسایش سطحی، سطح فلزی به سرامیک ZrO_2 (اکسید زیرکونیا) با خواص چسبندگی و پیوستگی عالی تبدیل می‌شود. این لایه‌ی سرامیکی محاسن زیرکونیا مثل اصطکاک کم، مقاومت در برابر سایش غیرچسبندگی و زبرشدگی را دارا می‌باشد و 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 CoCr ارائه کرده است. در یک مطالعه شبیه‌سازی، سرهای اکسینیوم (Oxinium) ۴۵٪ سایش کمتر نسبت به سرهای صاف Co-Cr نشان دادند. همچنین وقتی که سرها زیر شدند این تفاوت بیشتر شد و سایش برای اکسینیوم ۶۱٪ کمتر شد^(۲۴).

۵-۳- آلیاژهای تیتانیوم - قابل مقایسه با استخوان

آلیاژهای تیتانیوم $\alpha+\beta$ مانند Ti-6Al-4V بیشترین استفاده را برای استم (STEM) و اجزای THA و استابولار بدون سیمان داشته‌اند. این آلیاژها دارای دانسیته‌ی کم قابل مقایسه با استخوان و زیست‌سازگاری با استخوان، استحکام مکانیکی بالا و مقاومت خوب در برابر خوردگی هستند^(۲۵،۲۶). آلیاژهای تیتانیوم به علت مقاومت سایشی پایین برای ساخت سر فمورال استفاده نمی‌شوند. طی دو دهه‌ی اخیر، آلیاژهای تیتانیوم بدون وانادیم (Vanadium) مانند آلیاژ $\alpha+\beta$ Ti-6Al-7Nb با زیست‌سازگاری بهبودیافته، توسط عناصر زیست‌سازگار همراه، مانند نیوبیم (Niobium) توسعه پیدا کرده‌اند^(۲۸،۲۷).

۵-۴- آلیاژهای کبالت - کروم

آلیاژهای کبالت - کروم (Co-Cr) در حال حاضر یکی از مواد اصلی استفاده شده برای پروتز ران است. استحکام مطلوب، مقاومت در برابر خوردگی و خواص سایشی آلیاژهای Co-Cr، یکی از انتخاب‌های اصلی برای مواد ایمپلنت است. این آلیاژها به علت دارا بودن مدول‌های یانگ بیشتر از آلیاژهای تیتانیوم به عنوان مواد stem فمورال از نوع تثبیت

ترک تاثیرگذار باشد. با اینکه بیوسرامیک در برابر سایش مقاومت کافی دارد ولی به دلیل چقرمگی کم و فرایند ساخت ممکن است دچار شکستگی و صدادار بودن مفصل ضمن حرکت شود. با ظهور طرح مخروطی مورس^۴ برای سطوح مفصلی بیوسرامیکی، میزان وقوع شکست سر فمورال کاهش یافت. شکل، ابعاد و میزان جفت‌شدگی و خوردند^۵ مخروط مورس برای سطوح مفصلی سرامیکی بسیار مهم است^(۱۳).

۵-۲- زیرکونیا

زیرکونیا یک بیوسرامیک جدید است که به دلیل خواص منحصر به فرد در بخش سر فمورال و استابولوم پروتز ران مورد استفاده قرار می‌گیرد ولی در استم از آن استفاده نمی‌شود^(۱۴). تخریب سطحی سر زیرکونیایی پروتز مفصل ران را می‌توان محصول ترکیبی از پیری و سایش دانست. مطالعه‌ی دلایل شکست ایمپلنت‌های سر فمورال زیرکونیایی، مؤید اهمیت کنترل ترکیب و ریزساختار در حساسیت به فرآیند تخریب دمای پائین^{۱۵}، LTD (Low Thermal Degradation) است^(۱۵). اندازه‌ی دانه و مقدار ایتریا (yttria) هم بر تخریب زیرکونیا تأثیر دارد. از اکسید ایتریا، Y_2O_3 (Yttrium oxide) یا ایتریا برای پایدار کردن زیرکونیا استفاده می‌شود. زیرکونیای حاوی سریا (ceria) حساسیت کمتری نسبت به نوع حاوی ایتریا دارد. چقرمگی و مقاومت در برابر شکست بسیار بالایی برای زیرکونیای تثبیت شده با سریا گزارش شده است^(۱۶). در حال حاضر، سرامیک‌های $12Ce-TZP^7$ به عنوان ایمپلنت سرامیکی برای کاربرد ارتوپدی (سطوح مفصلی) پیشنهاد شده است^(۱۷). کامپوزیت‌های میکرو-نانو، نانو کامپوزیت‌های غنی از آلومینا هستند که نانو ذرات زیرکونیا در دانه‌های میکرونی آلومینا پخش شده‌اند. در کامپوزیتی که آلومینا و زیرکونیا در آن در حد میکرون هستند، افزایش مقاومت در برابر ترک به موجب دو ساز و کار افزایش چقرمگی در اثر وقوع استحاله فازی و تا اندازه‌ای کمتر به دلیل پل زدن ترک است^(۱۸). کامپوزیت‌های نانو - نانو (nano-nano)، نانو کامپوزیت‌های غنی از زیرکونیا هستند که اندازه‌ی هر دو فاز در آنها کمتر از ۵۰۰ نانومتر است. این نوع کامپوزیت بر مبنای زیرکونیای حاوی سریا - آلومینا توسعه یافته است^(۱۹). یکی از سیستم‌های جدید که نویدبخش حضور نسل جدید بیوسرامیک‌های سایشی مفصل است، نانو کامپوزیتی با زمینه‌ی $ZrO_2-10 CeO_2$ (اکسید زیرکونیم - اکسید سریم) دارای درصد کمی TiO_2 (اکسید تیتانیوم) به همراه ۳۰ درصد حجمی آلومینا است^(۲۱،۲۰). چقرمگی شکست این

4. The Morse taper design.

۵. منظور جفت‌شدگی و انطباق دو جسم در هم است. در مباحث فنی برای این منظور از واژه tolerance استفاده می‌شود که فرهنگستان زبان و ادب فارسی واژه خوردند را برای آن تدوین کرده است. تولرانس در گفتار عام به معنی رواداری و تحمل‌پذیری است.

۶. تخریب دمای پایین که گاهی «پیری» نامیده می‌شود فرآیندی است که در آن سرامیک استحکام و خواص مطلوب خود را از دست می‌دهد.

7. Tetragonal Zirconia Polycrystal

شکل ۲: سطوح متخلخل و زیست‌فعال شده پروتز ران^(۳۳)

ایمپلنت، استفاده از فلزات و پوشش‌های متخلخل توسعه داده شدند. تیتانیوم و بعضی از آلیاژهای آن و تانتالم به شکل مواد فلزی متخلخل برای کاربردهای ارتوپدی مناسب هستند^(۳۱،۳۰). همچنین از پوشش هیدروکسی آپاتیت ممکن است به منظور دستیابی به تثبیت مکانیکی پایدار یک ایمپلنت در بستر استخوان استفاده شود^(۳۲). شکل ۲ نمونه‌هایی از سطوح متخلخل و زیست‌فعال شده پروتز ران را نشان می‌دهد.

۵-۶- پلیمر UHMWPE و XLPE (UHMWPE کراس لینک شده با هدف بهبود و اصلاح خواص سایشی)

UHMWPE یکی از زیرمجموعه‌های پلی‌اتیلن است^(۳۴). در این پلیمر زنجیره‌های بلندتر با تقویت واکنش‌های بین مولکولی، به انتقال مؤثرتر بار به پیکره اصلی پلیمر کمک می‌کنند. در نهایت، ماده‌ای بسیار محکم و قوی به وجود می‌آید که در برابر سایش و ضربه استحکام بسیار بالایی دارد و این مقدار در مقایسه با سایر انواع ترموپلاستیک‌ها از همه بیشتر است. پلی‌اتیلن با جرم مولکولی فوق سنگین ضریب اصطکاک پایینی دارد و در برابر سایش هم بسیار مقاوم است که در مواردی این مقدار ۱۵ برابر بیشتر از فولادهای کربنی است^(۳۵). ضریب اصطکاک UHMWPE خیلی پایین‌تر از نایلون و استال (nylon and acetyl) است و می‌توان آن را با ضریب اصطکاک پلی‌تترافلورواتیلن مقایسه کرد^(۳۷،۳۶). UHMWPE اولین بار در سال ۱۹۶۲ توسط جان چارنلی (Sir John Charnley) به عنوان سطح لغزشی (bearing) در پروتز ران معرفی شد. ذرات سایشی UHMWPE به عنوان عامل اصلی تخریب استخوان (Osteolysis) شناخته شده‌اند و چالش جدی در تعویض مفصل ران به حساب می‌آیند^(۳۹،۳۸).

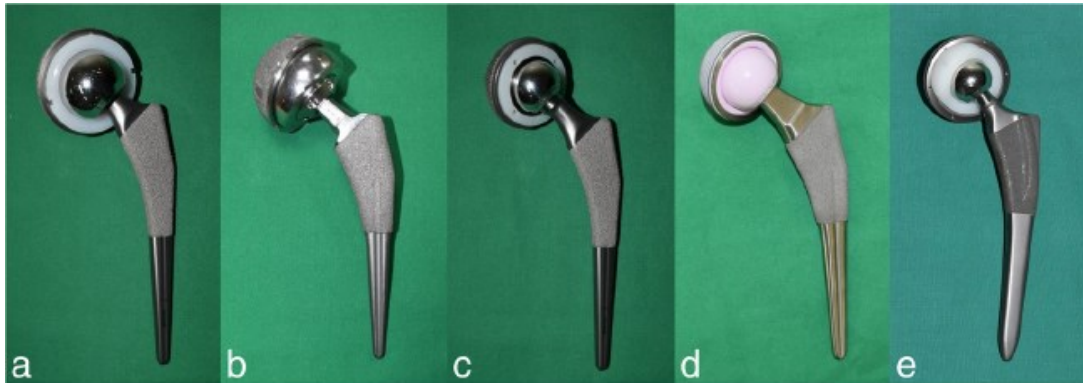
شونده با سیمان به کار می‌روند. همچنین به علت مقاوم بودن در برابر سایش در سر مفصلی از آنها استفاده می‌شود. آلیاژهای کبالت-کروم در برابر خوردگی حفره‌ای و خوردگی شیبی در بدن انسان مقاوم هستند. سه نوع آلیاژهای کبالت که برای ایمپلنت‌های ران به کار می‌روند در زیر ذکر شده‌اند.

- آلیاژ کار شده کبالت - کروم - نیکل - مولیبدوم با ترکیب ASTM F562 و بر اساس استاندارد (Co-20Cr-35Ni-10Mo)
- آلیاژ کار شده کبالت - کروم - نیکل - مولیبدوم - آهن با ترکیب ASTM F1058 و بر اساس استاندارد (Co-20Cr-5Ni-7Mo-Fe)
- آلیاژ کبالت - نیکل - کروم - مولیبدوم فرایند شده ترمومکانیکی با ترکیب (35Co-35Ni-20Cr-10Mo) و بر اساس استاندارد MP 35N.
آلیاژ کبالت - نیکل - کروم - مولیبدوم (CoNiCrMo) کار شده، آلیاژ نسبتاً جدیدی است. استحکام خستگی و استحکام کششی بالایی این آلیاژ، این ماده را مناسب کاربرد در محل‌ها یا دوره‌های سرویس دهی طولانی مدت، بدون ایجاد خستگی تنشی یا شکست می‌کند. آلیاژ مذکور مناسب استفاده در بدنه اصلی پروتزهای مفصل ران است. این مزیت بخصوص در مواردی که باید کاشتنی را تعویض کرد مورد توجه است. زیرا خارج کردن قسمت تخریب شده کاشتنی محاط شده در داخل کانال استخوان ران مشکل است. علاوه بر آن، آرتروپلاستی جدید، جراحی‌های ثانویه ناشی از تثبیت ضعیف و عدم کارایی کاشتنی را مردود می‌شمارد^(۳۹،۳۸).

۵-۵- سطوح زیست‌فعال شده، اصلاحات سطح آلیاژ

برای دستیابی به یک اتصال خوب استخوان به ایمپلنت، کاهش خطر شل‌شدگی و تولید و پل‌زنی مؤثر سلول‌های استخوان به سطح

شکل ۳: مواد لغزشی استفاده شده در THA



(a) MoP لغزشی^(۴۸،۴۷)، (b) MoM لغزشی با سر بزرگ^(۴۹)، (c) MoM لغزشی با سر کوچک^(۵۰،۵۱)، (d) CoC مفصلی^(۵۲،۵۳)، (e) CoP مفصلی^(۵۴،۵۵)

۷- سایش در پروتزهای مفصل ران

مطالعه و بررسی اثر اصطکاک و سایش در سیستم‌های بیولوژیکی، بیوتربولوژی^{۱۰} نامیده می‌شود^(۵۶). سایش از جمله مسائل قابل توجه در سطوح مفصلی است. در حقیقت حرکت نسبی دو سطح تحت بار مکانیکی در مقابل یکدیگر می‌تواند ذرات حاصل از سایش را تولید کند. ورود مقادیر زیاد این ذرات به محیط بیولوژیکی ممکن است شل‌شدگی ایمپلنت را به همراه داشته باشد^(۵۷). طی ۳۱ سال گذشته، تجهیزاتی به عنوان شبیه‌سازهای مفاصل ران و زانو توسعه یافته و مورد استفاده قرار گرفته‌اند. به کمک این تجهیزات می‌توان چرخه‌های مختلف بارگذاری را همانند آنچه که در بدن رخ می‌دهد بر پروتز مورد نظر اعمال کرد^(۵۸). سایش، مقوله بسیار با اهمیتی برای پروتزهاست زیرا وقوع و آسیب‌های ناشی از آن می‌تواند عملکرد وسیله را با اختلال روبرو سازد. مواردی همچون جذب استخوان در اثر شل شدن پروتزهای مفصلی (در اثر حضور خرده ذرات حاصل از سایش) از جمله چنین مشکلاتی است. سایش، اغلب غیرقابل پیش‌بینی است و بر مبنای ساز و کارهای مختلفی اتفاق می‌افتد. این پدیده حذف شدنی نخواهد بود و عامل مهمی در تعیین طول عمر وسیله محسوب می‌شود^(۵۹).

در یک پروتز مفصلی چهار نوع مختلف رفتار سایشی مشاهده می‌شود. سایش نوع ۱، بین سطوح مفصلی مورد نظر اتفاق می‌افتد. مثل سر فمورال با لاینر استابولار در پروتز مفصل ران.

سایش نوع ۲، بین یک سطح مفصلی اصلی و سطحی که به عنوان سطح مفصلی مد نظر نبوده است اتفاق می‌افتد. مثل سر فمورال و قطعه پشت‌بند فلزی (کاپ) یک لاینر استابولار.

سایش نوع ۳، بین سطوح مفصلی در حضور یک جسم سوم اتفاق می‌افتد. مثل سر فمورال و لاینر استابولار به همراه خرده‌های سیمان

توسعه XLPE جدید با هدف بهبود و اصلاح خواص UHMWPE در هر دو ایمپلنت تثبیت شده با سیمان و بدون سیمان انجام گرفت. تحقیقات و تلاش‌ها برای بهبود مقاومت سایشی و همچنین حفظ خواص مکانیکی و جلوگیری از فرآیند اکسیداسیون انجام شد^(۴۰،۴۱). پیوند عرضی^۸ توسط به کارگیری پرتو گاما یا پرتو الکترونی برای شکست باندهای مولکولی انجام می‌شود. با به کارگیری پرتوفاکنی با گاما یا الکترون، چگالی پیوند عرضی بالاتر برای افزایش مقاومت سایشی به دست می‌آید. هدف عملیات حرارتی زدودن رادیکال‌های آزاد است که بعد از پیوند عرضی ظاهر می‌شوند. در مطالعاتی که روی موجود زنده انجام شده، ۹۵٪ کاهش نرخ سایشی نشان داده شده است. همچنین ۴۲٪ تا ۵۰٪ کاهش نرخ سایش با استفاده از XLPE در مقایسه با PE متداول گزارش شده است^(۴۲،۴۳). در ضمن، فعالیت بیولوژیکی ذرات سایشی و میزان تخریب استخوان به طور چشمگیری کاهش یافت^(۴۴).

۶- کوپل‌های لغزشی مفصل

در کاربردهای کلینیکی از چندین کوپل لغزشی مفصل استفاده می‌شود که نرخ سایش آنها در جدول ۲ خلاصه شده است. کوپل‌های لغزشی مفصل باید ضریب اصطکاک پایین، سختی سطح بالا با شکل‌پذیری و کشایی اندک (ductility)^۹ و مقاومت در برابر خراش داشته باشند. همچنین ذرات سایشی کمی تولید کنند. به علاوه، سطوح در ارتباط با بافت باید غیرسمی، زیست‌سازگار و زیست‌خنثی باشند^(۴۵،۴۶). شکل ۳ انواع مواد لغزشی استفاده شده در THA را نشان می‌دهد.

8. Crosslink density.

9. Ductility، کشایی یا شکل‌پذیری، خاصیت ذاتی هر ماده است که قابلیت خم‌شدگی و مقاومت آن در مقابل گسیختگی را نشان می‌دهد و میزان آن را می‌توان اندازه‌گیری کرد.

10. Bio Tribology.

جدول ۲: نرخ سایش سطوح لغزشی مفصل ران
در آزمون شبیه‌سازی در محیط IN VIVO

منبع	میزان سایش خطی (میکرومتر در سال)	جفت مفصلی
۴۷	۲۰۰	Co-Cr/UHMWPE*
۴۸	کمتر از ۱۰۰	Alumina/UHMWPE
۵۳	کمتر از ۱۰۰	Zirconia (Y-TZP**) /UHMWPE
۵۲	کمتر از ۵	Alumina/Alumina
۵۲	ناموفق	Zirconia (Y-TZP) /Zirconia (Y-TZP) (زیرکونیای تتراگونال تثبیت شده با ایتریا)
* - Ultra-High Molecular Weight Polyethylene ** - Tetragonal Zirconia Polycrystal		

ذرات پلی‌اتیلنی تولید می‌کند که در نهایت باعث انهدام استخوان می‌شوند. خصوصیات طراحی باید به گونه‌ای باشد که کاشتنی بتواند بیش از هشت برابر وزن بدن را تحمل کند. طول مناسب گردن فمورال و تصحیح مرکز حرکت و توازن فمورال باعث کاهش تنش خمشی بر روی فصل مشترک استخوان- پروتز می‌شود^(۶۶). در شکل ۵ اجزای مختلف پروتز ران دیده می‌شود.

۹- تثبیت پروتزه‌های ران

یکی از مشکلات اساسی کاشتنی‌های ارتوپدیک که حالت مفصلی دارند، تثبیت و نگهداری فصل مشترکی پایدار بین وسیله و بافت میزبان در سطوح سلولی و اندام است. عمل تثبیت را می‌توان به گروه‌های مختلفی تقسیم کرد. اغلب مشکلات متداول تثبیت چنین ایمپلنت‌هایی عبارتند از (۱) عفونت، (۲) سایش و ذرات ناشی از آن، (۳) حرکت و جابه‌جایی و شکست کاشتنی‌ها و (۴) شل شدن ایمپلنت در دراز مدت. این مشکلات به صورت مرگ بافت استخوان (osteolysis) در بستر استخوان ظاهر می‌شوند که دلیل عمده شل شدن بدنه فمورال در دراز مدت است.

دلایل دیگری که منجر به شل شدن ایمپلنت می‌شوند عبارتند از (۱) عدم انطباق خصوصیات مکانیکی بافت‌ها با ایمپلنت، (۲) زیست سازگاری کم ایمپلنت، (۳) کاهش کیفیت مواد ایمپلنت، (۴) روش‌های جراحی، (۵) طراحی ایمپلنت، (۶) انتخاب بیمار و (۷) مراقبت‌های بعد از عمل جراحی.

باید در نظر داشت که هر نوع از پروتز به روش خاصی تثبیت می‌شود. در مواردی بازده thr به خصوصیات سیمان استخوان به کار رفته بستگی دارد. بعضی از این خصوصیات عبارتند از (۱) ویسکوزیته بالا یا پایین سیمان، (۲) استفاده از آنتی‌بیوتیک‌ها یا عدم استفاده از آنها و (۳) حرارت ایجاد شده در ضمن پلیمریزاسیون سیمان^(۶۷).

عوامل دیگری که در کوتاه مدت در تثبیت سرپوش‌های سیمان نخورده اهمیت دارند عبارتند از پایداری سریع و امکان رشد بافت.

پلیمری (پلی‌متیل متاکریلات)، خرده‌های فلزی، ذرات هیدروکسی آپاتیت (در پروتز بدون سیمان)، ذرات استخوان یا خرده ذرات سرامیک مفصلی.

سایش نوع ۴، بین سطوح ثانویه اتفاق می‌افتد. سطوحی که به عنوان سطوح مفصلی مطرح نبوده‌اند^(۶۰).

پروتزهای مفصلی سرامیک - سرامیک نرخ سایش بسیار کمی در حد یک میکرون در سال از خود نشان می‌دهند در حالی که در جفت UHMWPE-Ceramic سایشی در حدود ۱۰۰ میکرون در سال گزارش شده است^(۶۱).

جدول ۲ نرخ سایش انواع کوپل‌های سطوح لغزشی مفصل ران را در آزمون شبیه‌سازی درون تنی نشان می‌دهد. شکل ۴ سایش و آسیب مفصل ران مصنوعی MoP را در یک بیمار نشان می‌دهد.

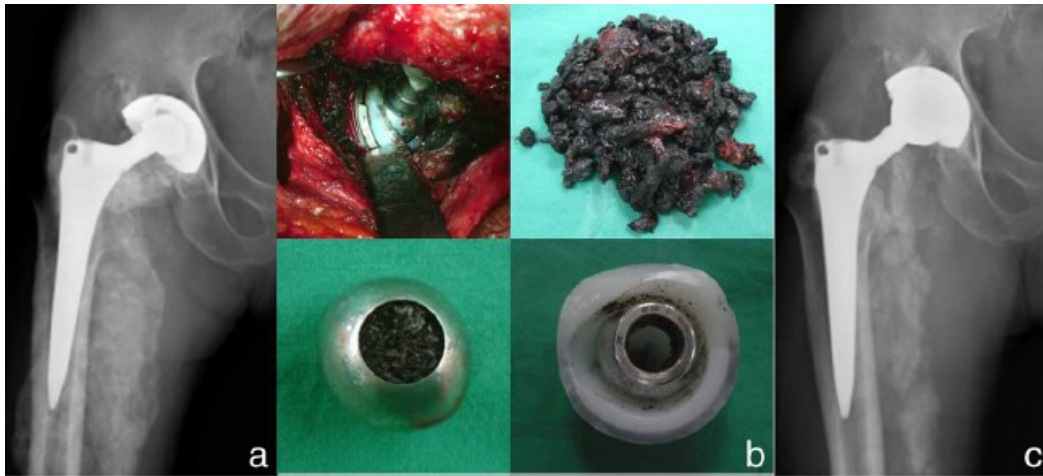
۸- تعویض مفصل ران

پروتزی که برای تعویض مفصل کلی ران مورد استفاده قرار می‌گیرد متشکل از قسمت رانی (فمورال) و قسمت استابولار است. ساقه یا بدنه فمورال نیز از سه قسمت سر، گردن و دسته تشکیل شده است. بدنه فمورال از آلیاژ تیتانیوم یا آلیاژ کبالت-کروم ساخته می‌شود و از طریق سیمان کاری یا جایگذاری فشاری در داخل کانال استخوان قرار داده می‌شود. قسمت سر فمورال را از آلیاژ کبالت-کروم، آلومینا و یا زیرکونیا می‌سازند. قسمت استابولار را از پلی‌اتیلن با وزن مولکولی فوق‌العاده بالا و یا سرامیک می‌سازند^(۶۲،۶۳).

پروتزهای ران در دو نوع یکپارچه و بخش-بخش (Modular) موجود هستند. پروتزهای یکپارچه اغلب ارزان‌تر بوده و کمتر مستعد خوردگی یا از هم باز شدن هستند. اما پروتزهای چند قسمتی این اجازه را می‌دهند که کاشتنی، متناسب با وضعیت آناتومی بیمار تنظیم شود. در کاشتنی‌های چند قسمتی، سر فمورال را با Morse Taper به گردن فمورال متصل می‌کنند. با این کار می‌توان تغییراتی در اندازه و نوع ماده سازنده سر فمورال و طول گردن اعمال کرد^(۶۵).

در مواردی که بعد از عمل جراحی نیاز به جابه‌جایی مفصل ران است پوسته فلزی امکان تعویض آستر قدیمی را با آستری جدید فراهم می‌کند. هدف از این کار ایجاد پایداری مضاعف در پروتز است. کوشش زیادی در جهت توسعه یک سیستم نگهدارنده مؤثر برای جایگذاری و افزایش انطباق بین پوسته فلزی و سایر قسمت‌های پروتز صورت گرفته است. با توجه به اینکه مفصل ران به طور مستقیم با پوسته فلزی در تماس است، در صورتی که پروتز در محل مورد نظر به خوبی جایگیری نکند، مفصل ران جابه‌جا شده و به قسمت سر فمورال آسیب وارد می‌شود. حرکت میکرونی بین پروتز جایگذاری شده و پوسته،

شکل ۴: پرتونگاری از بیمار ۶۲ ساله مذکر با تعویض مفصل ران راست با استفاده از پروتز MoP:

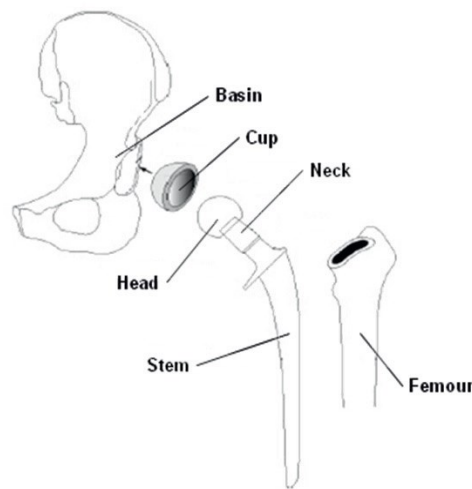


(a) سایش لاینر و metallosis.

(b) osteolysis و metallosis شدید

(c) پس از جراحی اصلاحی، شامل excising mass، تغییر در metasul لاینر و سر فلزی بعد از سیمان کردن^(۵۹،۸).

شکل ۵: تعویض مفصل ران

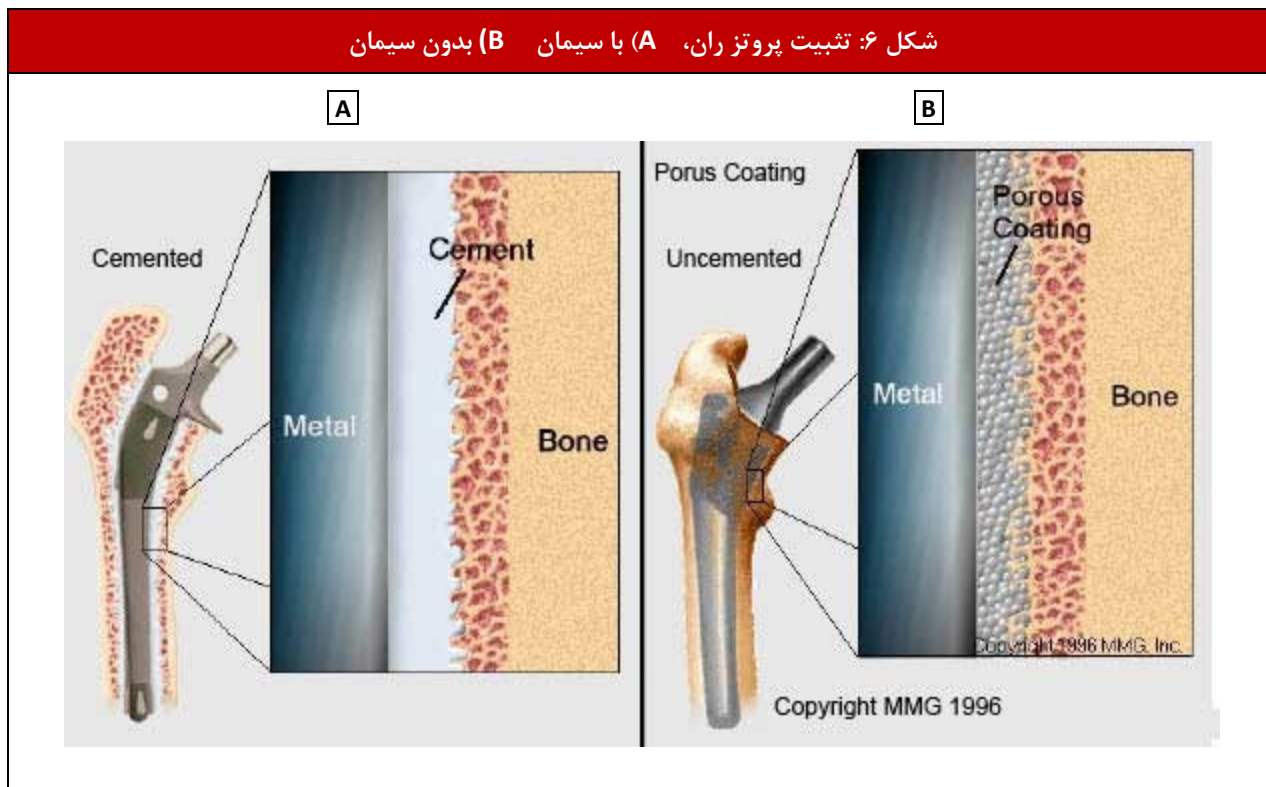


اجزای مختلف پروتز ران

چگالی استخوان را به واسطه الگوی تنش تغییر یافته، تغییر دهد و به دلیل ایجاد ذرات در سطوح مفصلی بین سرپوش استابولار و سر فمورال، تخریب استخوان تسریع می‌شود. اغلب، تجزیه استخوان در قسمت دیستال و پروگزیمال پروتز رخ می‌دهد. فرآیند تجزیه استخوان، با شل شدن غیرعادی ایمپلنت تسریع می‌شود که این مشکل باعث افزایش سرعت سایش کپ UHMWPE می‌شود. به دنبال تجزیه استخوان در قسمت دیستال ساقه یا بدنه پروتز، مد اولیه شکست پروتز فمورال در اثر از هم گسستن فصل مشترک بین سیمان استخوان و بدنه پروتز رخ می‌دهد. همچنین ذرات ایجاد شده به واسطه نیروی جاذبه در کنار یکدیگر جمع می‌شوند^(۶۶،۶۷).

گروهی از محققان شل شدن غیر عادی کپ‌های سیمان خورده را مورد مطالعه قرار داده اند و به این نتیجه رسیدند که مکانیزم شل شدن، به دلیل مرگ بافت استخوان، بیولوژیکی است نه مکانیکی^(۶۸،۶۷). طراحی بدنه فمورال نیاز به اتصال سطح مفصل با کپ استابولار دارد که می‌تواند فاکتور بسیار مهمی برای عمر طولانی و عملکرد بدنه باشد. تثبیت بدنه با دو روش استفاده از سیمان و بدون استفاده از سیمان صورت می‌گیرد. روش بدون سیمان را می‌توان در قالب روش‌های تثبیت مکانیکی و استفاده از پوشش متخلخل برای افزایش امکان رشد بافت قرار داد. در راهکار استفاده از پوشش متخلخل، پوششی از هیدروکسی آپاتیت برای هدایت رشد بافت به کار برده می‌شود. هر ماده سفتی که در تماس با سطح استخوان باشد می‌تواند

شکل ۶: تثبیت پروتز ران، (A) با سیمان، (B) بدون سیمان



۹-۱- تثبیت با سیمان

سیمان استخوان ضعیف‌ترین بخش بین استخوان و پروتز است. شکست سیمان استخوان و شل شدن فصل مشترک سیمان و بدنه ممکن است مهم‌ترین فاکتور مؤثر در عدم موفقیت تثبیت پروتز باشد. شکل ۶ تثبیت با سیمان و بدون سیمان را نشان می‌دهد.

به واسطه تثبیت سیمان استخوان دو فصل مشترک ایجاد می‌شود. فصل مشترک استخوان-سیمان (۱) فصل مشترک پروتز-سیمان. طبق تحقیقات صورت گرفته، میزان شل شدن پروتزهای فمورال به دلیل ضعف فصل‌های مشترک سیمان-استخوان و پروتز-سیمان، به ترتیب ۱۰٪ و ۱۱٪ است. گزارش شده است که شل شدن اجزای فمورال سیمان خورده از ناحیه فصل مشترک سیمان-پروتز در اثر تخلخل‌های به دام افتاده در بین آنها است.

آغاز شکست پیوندها در منطقه‌ای بین سیمان و پروتز است و پیرو آن، شل شدن تدریجی از ناحیه فصل مشترک سیمان-استخوان به وقوع می‌پیوندد. تجزیه شدید استخوان در بسیاری از مفاصل ران بعد از شکستن پیوندها رخ می‌دهد. متوسط زمان بروز اولین علائم عدم موفقیت پس از جراحی، ۹ ماه است. پژوهشگران بر این عقیده هستند که شل شدن پیش رونده، به هندسه ساقه پروتز و سطح نهایی آن بستگی دارد. شکل استوانه‌ای اجازه چرخش پروتز را می‌دهد و امکان خراشیدن سیمان استخوان را توسط سطح نهایی پرداخت نشده، ایجاد می‌کند. این موارد در اثر شل شدن و تجزیه استخوان حاصل می‌شوند^(۶۹).

استحکام برشی سیمان استخوان PMMA در حدود یک سوم استحکام کششی آن است. بنابراین اگر سیمان استخوان برای تحمل نیروی برشی ناشی از چرخش بدنه در نظر گرفته شود، قادر به مقاومت در برابر بار اعمال شده نخواهد بود. توصیه شده که ساقه پروتز باید دارای مقطع مربع شکل با سطح نهایی صاف باشد. همچنین سطح نهایی پرداخت نشده ممکن است در ابتدا، به دلیل ناحیه سطحی بزرگتر، کاشتنی‌ها را بهتر در محل نگه دارد. ولی چنین سطحی در موقع شل شدن پروتز باعث خراشیدن سیمان استخوان می‌شود^(۶۹). مشکلات موجود در فصل مشترک استخوان-سیمان ناشی از خصوصیات ذاتی سیمان استخوان و فاکتورهای خارجی نظیر روش سیمانکاری، وضعیت و شرایط سطح استخوان است. سمی بودن مونومر و خواص ضعیف سیمان به علت حضور اجتناب‌ناپذیر خلل و فرج می‌توانند موجب شل شدن پروتز از ناحیه فصل مشترک استخوان-سیمان شوند. استحکام فصل مشترک استخوان-سیمان به واسطه رشد استخوان در داخل سیمان پس از تثبیت افزایش داده می‌شود. سیمان استخوان که برای تثبیت سریع مورد استفاده قرار می‌گیرد با تلفیق ذرات قابل جذب (نظیر ذراتی از جنس مواد غیرآلی استخوان)، شرایط لازم را برای رشد بافت فراهم می‌کند. مقدار ذرات افزوده شده به سیمان باید به دقت کنترل شود زیرا افزایش زیاد از حد باعث افزایش ویسکوزیته و کاهش استحکام می‌شود. همچنان که ذرات در داخل سیمان استخوان جای می‌گیرند میزان تخلخل در سیمان کاهش می‌یابد و اندازه متوسط خلل و فرج‌ها افزایش می‌یابد. استحکام کششی با افزایش مقدار ذرات استخوانی کاهش می‌یابد.

منابع

- Maradit Kremers H, Larson D.R, Crowson C.S, Kremers W.K, Washington R.E, Steiner C.A. et al. Prevalence of Total Hip and Knee replacement in the United States. *J Bone Joint Surg Am.* 2015;97:1386-97. doi: 10.2106/JBJS.N.01141. PubMed PMID: 26333733; PubMed Central PMCID: PMC4551172.
- Mayor S. Registry data show increase in joint replacement surgery. *BMJ.* 2017;1:385. doi: 10.1136/bmj.j4324
- Kurtz S.M, Ong K.L, Schmier J, Mowat F, Saleh K, Dybvik E, et al. Future clinical and economic impact of revision total hip and knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89:144-151. doi: 10.2106/JBJS.G.00587. PubMed PMID:17908880.
- Bozic K.J., Kurtz S.M, Lau E, Ong K, Vail P.T, Berry D.J. The epidemiology of revision total hip arthroplasty in United States. *J Bone surgery-American.* 2009;91(1):128-133. doi: 10.2106/JBJS.H.00155. PubMed PMID: 19122087.
- Charnely J. Arthroplasty of the hip: a new operation. *Lancet.* 1961;1(7187): 1129-32. doi: 10.1016/s0140-6736(61)92063-3. PubMed PMID: 15898154.
- Hernigou P. Smith-Petersen and early development of hip arthroplasty. *Int. Orthop.* 2014;38(1):193-198. doi: 10.1007/s00264-013-2080-5. PubMed PMID: 24173675; PubMed Central PMCID: PMC3890113.
- Lunn D.E, Lampropoulos A, Stewart T.D. Basic Biomechanics of the Hip. *Orthopaedics and Trauma.* 2016;30(3):9239-246. doi: 10.1016/j.mporth.2016.04.014.
- Pramanik S, Agarwal AK, Rai K.N. Chronology of total hip joint replacement and materials development. *Trends Biomater.Artif. Organ.* 2005;19(1):15-26.
- Yong Hu C, Yoon T. Recent updates for biomaterials used in total hip arthroplasty. *Biomaterials Research.* 2018;22:33. doi: 10.1186/s40824-018-0144-8. PubMed PMID: 30534414; PubMed Central PMCID: PMC6280401.
- Aherwar A, Singh AK, Patnaik A. Current and future biocompatibility aspects of biomaterials for hip prosthesis. *AIMS Bioeng.* 2015; 3(1):23-43. doi: 10.3934/bioeng.2016.1.23.
- Zivic F, Affatato S, Miroslav Trajanovic M, et al. *Biomaterials in clinical practice: Advances in clinical research and medical devices 1st ed.* 2018 Edition.
- Boutin P. Total arthroplasty of the hip by fritted alumina prosthesis. *Experimental study and 1st clinical applications.* *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014;100(1):15-21. doi: 10.1016/j.otsr.2013.12.004. PubMed PMID: 24456766.
- Merola M, Affatato S. *Materials for hip prostheses.* *Materials.* 2019; 12(495): 1-26.
- Gremillard L., Martin L, Zych L, Crosnier E, Chevalier J, Charbouillot A, et al. Combining ageing and wear to assess the durability of zirconia-based ceramic heads for total hip arthroplasty. *Acta Biomater.* 2013;9(7):7545-7555. doi: 10.1016/j.actbio.2013.03.030. PubMed PMID: 23541600.
- Piconi C, Maccauro G, Muratori F, Brach Del Prever E. Alumina and Zirconia ceramics in joint replacements. *JABB.* 2003;1(1):19-32. PubMed PMID: 20803469.
- Begand S, Oberbach T, Glien W. Investigations of the mechanical properties of an alumina toughened zirconia ceramic for an application in joint prostheses. *Key Eng Mater.* 2005;284:1019-22. doi: 10.4028/www.scientific.net/KEM.284-286.1019.

خواص خستگی با افزودن ذرات بیشتر اصلاح می‌شود. با وجود این، مشخص شده مقدار بهینه ذرات استخوانی ۳۰٪ وزنی می‌باشد. تحت این شرایط به اندازه کافی تخلخل مرتبط برای رشد استخوان فراهم می‌شود^(۶۹،۶۷).

۹-۲- تثبیت بدون استفاده از سیمان

تلاش‌ها برای توسعه فصل مشترکی بادوام و زیست‌سازگار بین بافت و پروتز، منجر به طراحی پروتز فمورال توسط موور (Moore's design) شد. این پروتز دارای روزه‌های بزرگ سوراخ‌دار در ناحیه پروگزیمال است و عمل تثبیت به صورت مکانیکی صورت می‌گیرد. در کل، هر ماده زیست‌سازگاری که دارای فضای کافی برای جایگیری استئون‌ها (واحد پایه ساختمان استخوان متراکم) باشد، اجازه رشد بافت‌های استخوانی را به داخل فضای خود می‌دهد. مشکلات روش تثبیت بیولوژیکی عبارتند از (۱) طبیعت خشن و تهاجمی جراحی، (۲) نیاز به زمان طولانی بی‌حرکت ماندن عضو برای ایجاد شرایط مناسب رشد بافت، (۳) زمانی که شخص قادر به قدم زدن شود غیرقابل پیش‌بینی است، (۴) مشکلات از بین بردن عفونت و (۵) در صورتی که فصل مشترک ایجاد شده به طور تصادفی در اثر بارگذاری اضافی تخریب شود، امکان رشد مجدد آن به طور یقین وجود ندارد. علاوه بر آن، پوشش متخلخل ممکن است باعث تضعیف خود پروتز گردد و به خصوص در مورد فلزات در اثر افزایش نواحی کاشتنی، خطر خوردگی ناشی از خستگی به شدت وجود دارد^(۶۹،۶۷).

۱۰- نتیجه گیری

THA روشی با موفقیت بالا است که باعث تسکین درد و دستیابی به سطوح فعالیت بالاتر در بیماران می‌شود. با وجود موفقیت این روش، به دلیل افزایش بیماران جوانی که نیازمند تعویض پروتز ران هستند و سطح فعالیت بالاتر این بیماران، به ثبات و عمر طولانی‌تر پروتز نیاز است. در کنار روش تثبیت پروتز، روش خوب جراحی و توجه به سطوح لغزشی، در طول عمر پروتزهای ران تعیین کننده و دارای بیشترین اهمیت است. سطوح لغزشی جدید باعث کاهش سایش می‌شوند و در آزمون‌های کلینیکی نتایج امیدبخشی را نشان داده‌اند. نیاز است که جوامع علمی جهان کاهش سایش فرسایشی را بیشتر مورد توجه قرار دهند و همچنین بر سپر تنشی (stress shielding) خوب و طراحی بهتر متمرکز شوند. تحقیق مداوم در مورد زیست‌ماده‌های آینده برای استفاده در پروتز ران ضروری است و همه محققان باید تا رسیدن به داده‌های مطلوب و قابل اطمینان برای هر نوع کاشتنی، مطالعات خود را دنبال کنند. امید است این مقاله مورد استفاده بهینه جراحان، دانشجویان، طراحان و سازندگان داخلی ایمپلنت‌های ارتوپدی قرار گرفته و موجب پیشرفت کشور در این زمینه شود.

17. De Aza AH, Chevalier J, Fantozzi G, Schehl M, Torrecillas R. Crack growth resistance of alumina, zirconia and zirconia toughened alumina ceramics for joint prostheses. *Biomaterials*, 2002;23(3):937-45. doi: 10.1016/s0142-9612(01)00206-x. PubMed PMID: 11774853.
18. Kelly J.R, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent. Mater.* 2008;24(3):289-298. doi: 10.1016/j.dental.2007.05.005. PubMed PMID: 17624420.
19. Platt P, Frank P, Gass M, Howells R, Preuss M. Finite element analysis of the tetragonal to monoclinic phase transformation during oxidation of zirconium alloys. *J. Nucl. Mater.* 2014;454:290-297. doi:10.1016/j.jnucmat.2014.08.020.
20. Masonis JL, Bourne RB, Ries MD, McCalden RW, Salehi A, Kelman DC. Zirconia femoral head fractures: a clinical and retrieval analysis. *J Arthroplast.* 2004;19(7):898-905. doi: 10.1016/j.arth.2004.02.045. PubMed PMID: 15483807.
21. Good V, Ries M, Barrack R.L, Widding K, Hunter G, Heuer D. Reduced Wear With Oxidized Zirconium Femoral Heads. *J. Bone Jt. Surgery-american.* 2003;85:105-110. doi: 10.2106/00004623-200300004-00013. PubMed PMID: 14652400.
22. Affatato S, Torrecillas R, Taddei P, Rocchi M, Fagnano C, Ciapetti G, Toni A. Advanced nanocomposite materials for orthopaedic applications. A long-term in vitro wear study of zirconia-toughened alumina. *J. Biomed. Mater. Res. Part B Appl. Biomater.* 2006;78(1):76-82. doi: 10.1002/jbm.b.30462. PubMed PMID: 16292765.
23. Gadow R, Kern F. Noval zirconia-alumina nanocomposites combining high strength and toughness. In *Advanced Eng. Mat.*; John Wiley & Sons. Hoboken, NJ, USA. 2010; 12(12): 1220-1223. doi: 10.1002/adem.201000181.
24. Tribe H, Malek S, Stammers J, Ranawat V, Skinner J.A. Advanced wear of an Oxinium™ femoral head implant following polyethylene liner dislocation. *Ann R Coll Surg Engl.* 2013;95(8):133-5. PubMed PMID: 24165329; PubMed Central PMCID: PMC4311548.
25. Yang X, Hutchinson C.R. Corrosion-wear of β -Ti alloy TMZF(Ti-12Mo-6Zr-2Fe) in simulated body fluid. *Acta Biomater.* 2016;42:429-439. doi:10.1016/j.actbio.2016.07.008. PubMed PMID: 27397494.
26. Guo S, Bao ZZ, Meng QK, Hu L, Zhao XQ. A novel metastable Ti-25Nb-2Mo-4Sn alloy with high strength and low Young's modulus. *Metall Mater Trans A Phys Metall Mater Sci.* 2012;43:3447-51.
27. Head W.C, Bauk D.J, Emerson R.H. Titanium as the material of choice for cementless femoral components in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1995;311:85-90. PubMed PMID: 7634595.
28. Niinomi M, Hattori T, Morikawa K, Kasuga T, Suzuki A, Fukui H, Niwa S. Development of lowrigidity beta-type titanium alloy for biomedical applications. *Mater Trans.* 2002;43(12):2970-7. doi:10.2320/matertrans.43.2970.
29. Hodgson A, Kurz S, Virtanen S, Fervel V, Olsson C.O.A, Mischler S. Passive and transpassive behavior of CoCrMo in simulated biological solutions. *Electrochim. Acta.* 2004; 49(13):2167-2178. doi:10.1016/j.electacta.2003.12.043.
30. Balla VK, Bodhak S, Bose S, Bandyopadhyay A. Porous tantalum structures for bone implants: fabrication, mechanical and in vitro biological properties. *Acta Biomater.* 2010; 6(8): 3349-59. doi: 10.1016/j.actbio.2010.01.046. PubMed PMID: 20132912; PubMed Central PMCID: PMC2883027.
31. Matassi F, Botti A, Sirleo L, Carulli C, Innocenti M. Porous metal for orthopedics implants. *Clin Cases Miner Bone Metab.* 2013;10(2): 111-5. PubMed PMID: 24133527; PubMed Central PMCID: PMC3796997.
32. Landor I, Vavrik P, Sosna A, Jahoda D, Hahn H, Daniel M. Hydroxyapatite porous coating and the osteointegration of the total hip replacement. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2007;127(2):81-9. doi: 10.1007/s00402-006-0235-1. PubMed PMID: 17013602.
33. Stephanie H. How topology Optimization Could be the Key to Longer-Lasting Hip Implants. *Manufacturing Additive.* 2019.
34. Kurtz S. UHMWPE Biomaterials Handbook. Ultra high molecular weight polyethylene in total joint replacement and medical devices. 2nd Edition. 2009.
35. Young A.M, Sychterz C.J, Hopper R.H Jr, Engh C.A. Effect of acetabular modularity on polyethylene wear and osteolysis in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2002; 84(1):58-63. doi: 10.2106/00004623-200201000-00009. PubMed PMID: 11792780.
36. ISO 11542-1:2001-Plastics-Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene(UHMWPE) moulding and extrusion Materials-Part1: Designation system and basis for specifications. International Organization for Standardization: Geneva, Switzerland, 2001.
37. Massin P, Achour S. Wear products of total hip arthroplasty: The case of polyethylene Produits des arthroplasties totales de hanche: le cas du polyethylene. *Morphologie.* 2017;101(332):1-8. doi:10.1016/j.morpho.2016.06.001.
38. Maguire J.K, Coscia M.F, Lynch M.H. Foreign body reaction to polymeric debris following total hip arthroplasty. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 1987;216:213-223. PubMed PMID: 3545602.
39. Ishihara K. Highly lubricated polymer interfaces for advanced artificial hip joints through biomimetic design. *Polym J.* 2015;47:585-97.
40. Dumbleton J.H, DAntonio J.A, Manley M.T, Capello W.N, Wang A. The basis for a second-generation highly cross-linked UHMWPE. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;453:265-71. doi: 10.1097/01.blo.0000238856.61862.7d. PubMed PMID: 17016228.
41. Muratoglu O.K., Bragdon C.R. Highly Cross-Linked and melted UHMWPE. In *UHMWPE Biomaterials Handbook: Ultra High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement and Medical Devices.* USA, 2015.
42. Moro T, Takatori Y, Kyomoto M, Ishihara K, Kawaguchi H, Hashimoto M, et al. Wear resistance of the biocompatible phospholipid polymer-grafted highly cross-linked polyethylene liner against larger femoral head. *J. Orthop. Res.* 2015;33(7):1103-1110. doi: 10.1002/jor.22868. PubMed PMID: 25764495.
43. Digas G, Karrholm J, Thanner J, Malchau H, Herberts P. Highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty: randomized evaluation of penetration rate in cemented and uncemented sockets using radiostereometric analysis. *Clin Orthop Relat Res.* 2004; 429: 6-16. PubMed PMID: 15577460.
44. Manning D.W, Chiang P.P, Martell J.M, Galante J.O, Harris W.H. In vivo comparative wear study of traditional and highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty. *J Arthroplast.* 2005;20(7):880-6. PubMed PMID: 16230239.

45. Kumar N, Arora G, Datta. Bearing surfaces in hip replacement-Evolution and likely future. *Med.J.Armed Forces India*. 2014;70(4):371-376. doi: 10.1016/j.mjafi.2014.04.015. PubMed PMID: 25382913; PubMed Central PMCID: PMC4223187.
46. Grupp T.M, Utzschneider S, Schröder C, Schwiesau J, Fritz B, Maas A, et al. Biotribology of alternative bearing materials for unicompartmental knee arthroplasty. *Acta Biomater*. 2010;6(9):3601-3610. doi: 10.1016/j.actbio.2010.04.003. PubMed PMID: 20371387.
47. Topolovec M, Cor A, Milošev L. Metal-on-metal vs. metal-on-polyethylene total hip arthroplasty tribological evaluation of retrieved components and periprosthetic tissue. *J.Mech.Behav.Biomed.Mater*. 2014;34:243-252. doi: 10.1016/j.jmbbm.2014.02.018. PubMed PMID: 24608233.
48. Hu D, Tie K, Yang X, Tan Y, Alaidaros M, Chen L. Comparison of ceramic-on-ceramic to metal-on-UHMWPE bearing surfaces in total hip arthroplasty: a meta-analysis of randomized controlled trials. *J.Orthop.Surg.Res*. 2015;10:22. PubMed PMID: 25645809; PubMed Central PMCID: PMC4324779.
49. Triclot P. Metal-on-metal: History, state of the art. *Int.Orthop*. 2011;35(2):201-206. doi: 10.1007/s00264-010-1180-8. PubMed PMID: 21234564.
50. Affatato S, Traina F, Ruggeri O, Toni A. Wear of metal-on-metal hip bearings: Metallurgical considerations after hip simulator studies. *Int. J.Artif.Organs*. 2011;34(12):1155-1164. doi: 10.5301/ijao.5000065. PubMed PMID: 22198601.
51. Delaunay C, Petit I, Learmonth I.D, Oger P, Vendittoli P.A. Metal-on-metal bearings total hip arthroplasty: The cobalt and chromium ions release concern. *Orthop. Traumatol. Surg.Res*. 2010; 96(8): 894-904. doi: 10.1016/j.otsr.2010.05.008. PubMed PMID: 20832379.
52. Jeffers J.R, Walter W.L. Ceramic-on-ceramic bearings in hip arthroplasty: state of art and the future. *J Bone joint surg Br*.2012;94(6):735-45. doi: 10.1302/0301-620X.94B6.28801. PubMed PMID: 22628586.
53. Affatato S, Spinelli M, Squarzone S, Traina F, Toni A. Mixing and matching in ceramic-on-metal hip arthroplasty: an in-vitro hip simulator study. *J.Biomech*. 2009;42(15):2439-2446. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.07.031. PubMed PMID: 19758592.
54. Williams S, Al-Hajjar M, Isaac G.H, Fisher J. Comparison of ceramic-on-metal and metal-on-metal hip prostheses under adverse conditions. *J.Biomed.Mater.Res.Part B Appl. Biomater*. 2013;101(5):770-775. doi: 10.1002/jbm.b.32880. PubMed PMID: 23359608
55. Affatato S, Spinelli M, Zavalloni M, Traina F, Carmignato S, Toni A. Ceramic-on-metal for total hip replacement: mixing and matching can lead to high wear. *Artif. Organs*. 2010;34(4):319-323. doi: 10.1111/j.1525-1594.2009.00854.x. PubMed PMID: 20420614.
56. Merola M, Affatato S. Materials for Hip Prostheses: A Review of Wear and Loading Considerations. *Materials*. 2019;12(3):495. doi: 10.3390/ma12030495. PubMed PMID: 30764574; PubMed Central PMCID: PMC6384837.
57. Suner S, Tipper J.L, Emami N. Biological effects of wear particles generated in total joint replacements: trends and future prospects. *Tribol.Mater.Surfaces Interfaces*. 2012; 6(2):39-52. doi:doi.org/10.1179/1751584X12Y.0000000005
58. Al-Hajjar M, Jennings LM, Begand S, Oberbach T, Delfosse D, Fisher J. Wear of novel ceramic-on-ceramic bearings under adverse and clinically relevant hip simulator conditions. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater*.2013;101(8):1456-62. doi: 10.1002/jbm.b.32965. PubMed PMID: 23744622.
59. Orishimo K.F, Claus A.M, Sychterz C.J, Engh C.A. Relationship between polyethylene wear and osteolysis in hips with a second-generation porous-coated cementless cup after seven years of follow-up. *J.Bone Joint Surg.Am*. 2013;85(6):1095-1099. doi: 10.2106/00004623-200306000-00018. PubMed PMID: 12784009.
60. Affatato S, Jaber S.A, et al. Ceramics for hip joint replacement. In *Biomaterials in Clinical Practice*: Berlin, Germany,2017.
61. Wu G.L, Zhu W. Ma Q, Weng X.S. Hip squeaking after ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty. *Chin Med J (Engl)*. 2016;129:1861-1866. doi: 10.4103/0366-6999.186654. PubMed PMID: 27453238; PubMed Central PMCID: PMC4976577.
62. Learmonth I.D, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet*. 2007;370:1508-1519. doi: 10.1016/S0140-6736(07)60457-7. PubMed PMID: 17964352.
63. Hallab N.J, Anderson S, Stafford T, Glant T, Jacobs J.J. Lymphocyte responses in patients with hip arthroplasty. *J.Orthop. Res*. 2005;23:384-391. doi: 10.1016/j.orthres.2004.09.001. PubMed PMID: 15734252.
64. Schramm M, Wirtz D.C, Holzwarth U, Pitto R.P .The Morse taper junction in modular revision hip replacement--a biomechanical and retrieval analysis. *Biomed Tech (Berl)*. 2000; 45(4):105-9. doi: 10.1515/bmte.2000;45(4):105-9. PubMed PMID: 10829545.
65. Harris W.H. Wear and periprosthetic osteolysis: the problem. *Clin. Orthop.Rel.Res*. 2001; 393:66-70. doi: 10.1097/00003086-200112000-00007. PubMed PMID: 11764372.
66. Abdulkarim A, Ellanti P, Motterlini N, Fahey T, O'Byrne J.M. Cemented versus uncemented fixation in total hip replacement: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *rthop Rev (Pavia)*. 2013;5(1):e8. doi: 10.4081/or.2013.e8. PubMed PMID: 23705066; PubMed Central PMCID: PMC3662257.
67. Maggs J, Wilson M. The Relative Merits of Cemented and Uncemented Prostheses in Total Hip Arthroplasty. *Indian J Orthop*. 2017;51(4): 377-385. doi: 10.4103/ortho.IJOrtho_405_16. PubMed PMID: 28790466; PubMed Central PMCID: PMC5525518.