مجله جراحی استخوان و مفاصل ایران
دوره ۱۳، شماره ۲ (شماره مسلسل ۵۱)، بهار ۱۳۹٤، صفحه‌های ۱۰۰-۹۰

Iranian Journal of Orthopaedic Surgery
Vol 13, No 2 (Serial No 51), Spring 2015: 90-100

سطوح تماسی در پروتزهای مفصل ران: گذشته، حال و افق‌های پیش رو

*دکتر حمیدرضا سید حسین‌زاده، **تهمینه مختاری، *دکتر محمد قریشی

«دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی»

خلاصه

آرتروپلاستی کامل مفصل ران، جایگزین پروتزهای مصنوعی به جای مفصل ران است و یکی از موفق‌ترین جراحی‌های ارتوپدی محسوب می‌شود. مهم‌ترین چالشی که در این خصوص وجود دارد، سطوح تماسی ایمپلنت‌هاست که ارتباط نزدیکی با میزان بقای پروتز دارد. پس از ساخت اولین ایمپلنت موفق، تاکنون پیشرفت‌های زیادی در زمینه افزایش قدرت و کاهش میزان شکنندگی و سایش این سطوح صورت گرفته است؛ زیرا ساییدگی با ایجاد استئولیز، باعث کاهش بقای ایمپلنت می‌شود. این پیشرفت‌ها باعث به وجود آمدن سطوحی همچون فلز بر روی پلی‌اتیلن، فلز بر روی فلز و سرامیک بر روی سرامیک‌های پولی اتیلن همراه با نسل‌هایی با ویژگی‌های بهتر شده است تا بتوان از آنها علاوه بر افراد مسن که فعالیت کمتری دارند، در افراد جوان‌تر و فعال‌تر نیز استفاده نمود. در این مطالعه به بحث در زمینه انواع ایمپلنت‌ها و نسل‌های جدید آنها و همچنین مزایا و مضرات هر کدام از این سطوح پرداخته شده است.

واژه‌های کلیدی: مفصل ران، آرتروپلاستی، ایمپلنت پروتز

دریافت مقاله: ٦ ماه قبل از چاپ ؛ **مراحل اصلاح و بازنگری:** ۲ بار ؛ **پذیرش مقاله:** ۲۰ روز قبل از چاپ

Bearing Surfaces in the Hip Joint Prosthesis: Past, Present and Future

*Hamid Reza Seyyed Hosseinzadeh, MD; **Tahmineh Mokhtari; *Mohamad Qoreishy, MD

Abstract

Total hip arthroplasty (THA) is the replacement of the hip joint by artificial prosthesis. This surgery is one of the most successful orthopaedic surgeries. The most important challenge to the THA is bearing surface of these implants, which is closely related to the survival of the prosthesis. Following the introduction of the first successful implant in THA, there has been great progress in implant production, by increasing the power and reducing the friability and wear of the bearing surfaces. The wear particles can remain in the host tissue, generate osteolysis and reduce the implant survival. These problems with bearing surfaces have led to creation of other bearing surfaces such as metal-on-polyethylene, metal-on-metal, ceramic-on-ceramic and ceramic-on-polyethylene with improved characteristics. Such types of implants can be used for young and more active patient, in addition to the elderly who is less active. In the present review, the different type of bearing surfaces with their advantages and disadvantages has been discussed.

Keywords: Hip; Arthroplasty; Prosthesis implantation

Received: 6 months before printing ; Accepted: 20 days before printing

*Orthopaedic Surgeon, Orthopaedic Department, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, IRAN.
**PhD Student of Anatomy, Anatomy Department, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, IRAN.

Corresponding author: Mohamad Qoreishy, MD
Akhtar Hospital, Pol-e-Roomi, Shariati Avenue, Tehran, Iran.
E-mail: qoreishy@gmail.com

مقدمه

در آرتروپلاستی کامل مفصل ران، پروتزهای مصنوعی جایگزین مفصل ران می‌شود. این جراحی یکی از موفق‌ترین جراحی‌های ارتوپدی محسوب می‌شود، به‌طوری‌که در سال بیش از ۲۸۵۰۰۰ جراحی در ایالات متحده گزارش شده است[۱]. با توجه به افزایش امید به زندگی در میان مردم، انتظار می‌رود در طول دهه‌های آینده عمل جراحی آرتروپلاستی حتی بیشتر از آمار فعلی انجام شود[۲].

همچنین براساس مطالعات انجام شده در ایالات متحده، با وجود رکود اقتصادی، تقاضا برای انجام این جراحی کاهش نیافته است و پیش‌بینی می‌شود با آغاز سال ۲۰۲۰ سالانه بیش از ۵۰۰۰۰۰ تعویض مفصل و ٦۵۰۰۰ تعویض مجدد آن انجام شود[۳]. کاربرد این جراحی در بیماران جوان‌تر و فعال‌تر رو به افزایش است. جراحی تعویض مفصل ران در بیماران مسن‌تر نتایج بسیار عالی را نشان داده است که احتمالاً به‌علت تحرک کمتر آنها می‌باشد. در بیماران جوان‌تر (کمتر از ٤۰ سال)، میزان عدم موفقیت در طی پنج سال بین ۲۱ تا ۲۸ درصد گزارش شده است[٤,۵,٦].

افزایش تقاضا برای انجام این نوع جراحی، باعث صرف هزینه‌های فراوانی می‌شود که در کنار آن، بحث میزان اطمینان و عملکرد سطوح تماسی ایمپلنت مطرح است[۷]. مطالعات طولانی مدت نشان داده‌اند که در پنج سال اول پس از جراحی، ۲٤/۱٪ از موارد تعویض مفصل ران، نیاز به تعویض مجدد داشته‌اند که علل شایع آن شل‌شدگی بدون عفونت، عفونت، بی‌ثباتی، متالوزیس و شکستگی گزارش شده است[۸].

پیشرفت در مواد سازنده ایمپلنت و طراحی آن، باعث بقاء تعویض مفصل ران از ۱۰ سال به ۱۵ سال شده است. همچنین پیشرفت در ایمپلنت و روش‌های جراحی تعویض مفصل ران باعث کاربرد این روش در بیماران جوان‌تر و فعال‌تر گردیده است. به علاوه، با انجام این نوع جراحی، امید به زندگی افزایش یافته است[۹]. «رمیه»[1] و همکاران نشان دادند که امید به زندگی افرادی که تحت جراحی تعویض مفصل ران اولیه قرار گرفتند، به مدت ۱۰ سال افزایش یافت[۱۰]. همچنین «گرلیک»[2] و همکاران نشان دادند میزان مرگ و میر بیمارانی که تحت درمان با تعویض مفصل ران قرار گرفته‌اند نسبت به گروه سنی مشابه در جامعه کمتر است[۱۱]. بررسی در زمینه بهبود سطوح تماسی در تعویض کامل مفصل ران منجر به پیشرفت در تولید موادی با قابلیت تحمل بالا شده است و این مواد جایگزین مواد قدیمی‌تر شده‌اند[۱۲].

طبق گزارش‌های موجود، اولین تعویض مفصل ران در سال ۱۹۳۸ توسط «ویلز»[3] انجام شد. نوع آرتروپلاستی انجام شده «فلز بر روی فلز»[4] و نوع ماده مورد استفاده در آن فولاد ضدزنگ بود. وی با انجام شش جراحی با این نوع ایمپلنت، دریافت که موارد عدم موفقیت به علل شل‌شدگی پروتز بود[۱۳].

سپس در سال ۱۹۵۸، «چارنلی»[5] روش مؤثرتری را برای انجام آرتروپلاستی معرفی کرد. از آنجا که وی غضروف مفصلی را در کاهش اصطکاک مؤثر می‌دانست، از کلاهک‌های تفلونی[6] بر روی سر فمور و داخل حفره استابولوم استفاده نمود تا بتواند خاصیت غضروف مفصلی را تأمین کند[۱٤,۱۵].

به دلیل میزان بالای گزارش‌های عدم موفقیت این روش، «چارنلی» کلاهکی با ضخامت بیشتر و سر کوچکتر برای فمور انتخاب نمود. در این روش نیز عدم موفقیت بسیار قابل ملاحظه و ناشی از التهاب بسیار زیاد ناحیه بود[۱٤,۱۵,۱٦]. سپس وی برای اولین بار از ماده پلی‌متیل‌متاکریلیت[7] (PMMA) در زمان جراحی در ناحیه غضروف مفصلی استفاده نمود و به نتایج بسیار عالی دست یافت. در این ماده، یک پلی‌اتیلن با وزن مولکولی بالا استفاده شده است. براساس نتایج به‌دست‌آمده، ویژگی‌های آن ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ بار بهتر از روش استفاده از تفلون بود و اولین تعویض مفصل ران با استفاده از این ماده موفق‌آمیز بود. بعد از سال ۱۹٦۱ انواع مختلفی از این نوع پروتز ساخته شد[۱۵]. سپس برای بهبود مدت زمان بقای پروتز، نسل‌های دوم و سوم

1. Ramiah

2. Garellick
3. Wiles
4. Metal on metal (MOM)
5. Charnley
6. Teflon shells
7. Poly methyl methacrylate (PMMA)

اندوپروتزهای سیمانی مورد بررسی قرار گرفت. «اندوپروتزهای سیمانی با سطوح تماسی فلز روی فلز»[1] که توسط «مک کی‌فرر»[2] (۱۹۷٦-۱۹۷۳) ساخته شد، از نظر بالینی و پرتونگاری، به مدت طولانی پیگیری و ارزیابی گردید. طبق گزارش‌های موجود، طی سال‌های ۱۹۸۰ تا ۱۹۹۰ علت عدم موفقیت این نوع ایمپلنت‌ها، استئولیز و شل‌شدگی بدون عفونت معرفی شد که از مشکلات عمده در تعویض مفصل ران بود و باعث کاهش عمر پروتز می‌شد[۱۷,۱۸,۱۹].

به منظور کاهش استئولیز، در سال‌های ۱۹۹۰ سیستم جدیدی به نام «سرامیک بر روی سرامیک»[3] (COC) طراحی شد. همچنین در ٤۰ سال گذشته، چندین ترکیب مختلف برای سطوح تماسی معرفی گردید که این سطوح شامل فلز روی فلز، سرامیک روی سرامیک، و فلز بر روی پلی‌اتیلن[4] بود. پلی‌اتیلن با وزن مولکولی بسیار بالا[5]، سرامیک آلومینا و آلیاژ کروم کبالت نیز استفاده شد[۲۰].

انواع سطوح تماسی، مزایا و عوارض

فلز بر روی پلی‌اتیلن:

در چندین دهه گذشته فلز بر روی این نوع پلی‌اتیلن یکی از موارد مورد استفاده در تعویض مفصل ران بوده است که از روش‌های سنتی در این نوع جراحی است[۲۱]. مزیت آن این است که ارزان‌تر می‌باشد، از نظر فنی مکانیک ساده‌تری دارد، توانایی تحمل بار فوری را دارد، و جراحان تجربه بیشتری در استفاده از این روش دارند[۲].

عارضه اصلی این نوع پلی‌اتیلن با سر فلزی، سایش اولیه آن است که مرتبط با عواملی همچون استرلیزه کردن، خواص مواد و ژئومتری آن است و منجر به کاهش عمر مفید ایمپلنت می‌شود[۲۲]. ذرات سایشی تولید شده توسط فلزی که بر روی پلی‌اتیلن با وزن مولکولی بسیار بالا (UHMWPE) قرار دارد، باعث ایجاد واکنش التهابی مزمن به جسم خارجی می‌شود که توسط ماکروفاژها القا می‌شود. این سلول‌ها با انتشار آنزیم‌های لیتیک، واسطه‌های جذب مجدد استخوان و سیتوکین‌های التهابی این فرآیند را به وجود می‌آورند. این پاسخ در نهایت منجر به استئولیز در استخوان اطراف پروتز شده و باعث شل‌شدگی بدون عفونت و عدم موفقیت ایمپلنت می‌شود[۲۳,۲٤,۲۵]. در گذشته باور غلط به این که استئولیز در اثر واکنش به سیمان استخوانی ایجاد می‌شود، منجر به ابداع واژه «بیماری سیمان» گردید[۲۶,۲۷].

این سطح، بیشترین سایش را نسبت به سطوح جدیدتر دیگر نشان می‌دهد و در نتیجه میزان ذرات تشکیل شده توسط آن بیشتر است. به همین دلیل در افراد مسن که کم‌تحرک‌تر هستند، بیشتر انجام می‌شود؛ اما در افراد فعال‌تر و جوان‌تر باعث تولید ذرات سایشی بیشتری می‌گردد[۲۱]. میزان بقا توسط «بری»[6] و همکاران برای پروتزهای معمولی که توسط «چارنلی» معرفی شد، پس از ۱۰ سال پیگیری ۹۲٪ و بعد از ۲۵ سال ۷۷/۵٪ گزارش گردید[۲۸]. مطالعات مختلف نتایج خوب استفاده از پروتز «چارنلی» را بین ٦۹ تا ۹۰ درصد گزارش کردند[۲۹-۳۲]. همچنین «روبلسکی»[7] و همکاران طی پیگیری ۲۰ تا ۳۰ ساله ۹۰٪ نتایج خوب ارائه نمودند[۳۳].

به‌طور کلی، نرخ خطی سایش پلی‌اتیلن کمتر از ۰/۱ میلی‌متر در سال محاسبه شده است. باوجود اینکه این مقدار سایش نسبت به سایر ایمپلنت‌ها کمتر است، اما واکنش ایجاد شده از آن بیشتر بوده و منجر به استئولیز می‌شود. در نتیجه تقاضا برای استفاده از این نوع ایمپلنت کاهش یافته است. درضمن سایشی که ایجاد می‌شود مربوط به ساختار مولکولی پلی‌اتیلن خطی است. در طول مولکول‌ها، بریدگی‌های زنجیره‌ای وجود دارد که با اکسیداسیون مولکول همراه است[۳٤]. براساس پرتونگاری، میزان سایش کاپ‌های استابولار بین ۰/۰۷ تا ۰/۱۵ میلی‌متر در سال تعیین شده است[۳۵]. همچنین نشان داده شده است که طول زنجیره‌های پلی‌اتیلن بعد از پرتوافشانی در حضور اکسیژن کاهش می‌یابد و دچار فرسایش می‌شوند. «پرمنت»[8] و همکاران در سال ۱۹۹٦ نشان دادند که استفاده از پرتودهی گاما در جهت

1. Cement endoprosthesis with metal-on-metal bearing
2. McKee-Farrar
3. Ceramic-on-Ceramic
4. Polyethylene-on-metal
5. Ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE)
6. Berry
7. Wroblewski
8. Premnath

استریل نمودن پولی‌اتیلن باعث اکسیداسیون ساختارهای پلی‌اتیلنی می‌شود[۳٦].

اخیراً تلاش‌هایی برای بهبود سایش پلی‌اتیلن انجام شده است که شامل تغییراتی در کریستالینه شدن پلی‌اتیلن، تابش و بسته‌بندی محصول در محیط بدون اکسیژن، استفاده از حرارت‌های بالاتر از نقطه ذوب و یا ذوب و سرد کردن متوالی پلی‌اتیلن و تولید «پلی‌اتیلن کراس‌لینک»[1] بوده است. این روش کمترین میزان رادیکال‌های آزاد را داشته و پروتکل تابش‌های اشعه گاما و ذوب و سرد کردن متوالی و افزودن سطح پوششی مقاوم به رادیکال‌های آزاد، باعث بهبود ویژگی‌های آن شده است[۳۷,۳۸,۳۹].

«پلی اتیلن کراس‌لینک» برای اولین بار در سال ۱۹۹۸، از نظر بالینی مورد استفاده قرار گرفت و بهبود قابل توجهی در سطوح تماسی UHMWPE ایجاد شد. بررسی‌های بالینی و همچنین مطالعات شبیه‌سازی شده برای بررسی طول عمر مورد انتظار برای این ایمپلنت‌ها، حداقل میزان سایش در کامپوننت استابولوم را نشان داد. همچنین در مطالعات کوتاه‌مدت و میان‌مدت، نتایج بالینی مواد تولید شده به روش‌های جدید بسیار مطلوب گزارش شده است. از آنجا که فقط یک دهه از به وجود آمدن آنها گذشته است، نیاز به بررسی‌ها و پیگیری‌های درازمدت (۲۰+سال) و رسیدن به نتایج بالینی دقیق وجود دارد تا بتواند به‌عنوان سطح تماسی با عوارض کمتر استفاده شود[٤۰].

بعضی خواص مکانیکی «پلی‌اتیلن کراس‌لینک» نظیر سختی، شکل‌پذیری و مقاومت در برابر خستگی، در مقایسه با پلی‌اتیلن معمولی نامطلوب‌تر است[٤۱,٤۲,٤۳]. مشکلات مربوط به استفاده از سر پروتز بزرگتر (برای جلوگیری از دررفتگی) که با استابولومی که با لایه نازک‌تری از پلی‌اتیلن پوشیده شده، میزان شکستگی لبه‌های «پلی‌اتیلن کراس‌لینک» را افزایش می‌دهد به‌طوری که باید عمل جراحی مجدد انجام شود[٤٤]. اگرچه در مقایسه با پلی‌اتیلن معمولی، تعداد ذرات تولید شده با مواد «پلی‌اتیلن کراس‌لینک» کمتر است، اما مطالعات آزمایشگاهی، واکنش‌های زیستی بالقوه بالاتری را برای این ماده نشان داده‌اند[٤۵,٤٦,٤۷]. با این حال، نتایج به دست آمده از تمام «پلی‌اتیلن کراس‌لینک»ها مشابه هم نیست و پروتکل‌های تابش، پردازش، بسته‌بندی و سایر متغیرها برای هر تولید کننده متفاوت است[٤۰].

همچنین چندین نوع «پلی‌اتیلن عالی کراس‌لینک»[2] تجاری در دسترس می‌باشد که فرآیندهای تولید، خواص مواد و محتوای رادیکال‌های آزادشان متفاوت است و براساس نوع فرایندهای تولید می‌توانند سایش بیشتر یا کمتری داشته باشند که مستلزم مطالعات بیشتر و درازمدت جهت انتخاب بهترین فرایند می‌باشند.

فلز بر روی فلز:

پروتز فلزی دارای قدرت و چقرمگی[3] بالا می‌باشد. تاریخچه استفاده از سطوح تماسی فلز روی فلز مربوط به سال‌های ۱۹٦۰ است که نخستین نسل این سطوح توسط «مک‌کی‌فرر» ارائه شد[٤۸]. نتایج اولیه این نوع پروتز مطلوب گزارش گردید[٤۹]، اما میزان عدم موفقیت میان‌دوره‌ای نسل اول، مشابه انواع فلز بر روی پلی‌اتیلن بود[۵۰]. همچنین میزان بالایی از سست شدگی ایمپلنت در موارد بدون عفونت ثبت شد[۵۱,۵۲] و نیز به علت خوردگی، ساییدگی و واکنش با بافت میزبان، باعث ایجاد عوارضی در بدن انسان گردید.

یون‌های فلزی، نمک‌های فلزی محلول تولید می‌کنند که می‌توانند وارد مایعات بدن مثل خون و ادرار شوند[۵۳]. نیکل معمولا از طریق ادرار و به سرعت از بدن دفع می‌شود، درحالی که کبالت و کروم به مدت طولانی‌تری در بدن باقی می‌مانند. کروم می‌تواند در بافت‌های بدن حبس شود[۵٤,۵۵,۵٦]. به این ترتیب از ابتدا نقش حساسیت فلز[۵۷,۵۸] و سمیت یونی[۵۹] مورد بحث قرار گرفت و در نهایت اولین نسل پروتزهای «فلز برروی فلز» مورد استفاد قرار نگرفت و حذف شد.

نسل دوم این پروتزها از اواسط سال‌های ۱۹۹۰ پدیدار شد که منجر به طراحی و استفاده از تعداد زیادی ایمپلنت‌های تعویض مفصل ران از این نوع گردید. فرضیاتی به وجود آمد که

1. Cross-linked polyethylene (XLPE)

2. Highly cross-linked polyethylene (HXLPE)
3. Toughness

ایمپلنت‌های نسل دوم همراه با بهبود روش جراحی باعث کاهش حجم سایش و رهایش یون فلزی شود[٦٠]. در سطوح «فلز برروی فلز» علاوه بر سایش سطح، عفونت ناحیه اتصال دهنده قطعه سری به ناحیه گردن فمور یا ترانیونزیس[1] در ایمپلنت نیز مشاهده می‌شود که در ارتباط با بزرگی قطر سر فمور و ژئومتری ترانیون است. سر بزرگ باعث افزایش فشارهای چرخشی یر روی ترانیون می‌شود و میزان شکست در سطوح تماسی «فلز روی فلز» افزایش می‌یابد که به میزان ۱۹٪ بعد از ۱۲ سال گزارش شده است[٦١]. عفونت ترانیون علاوه بر سطوح تماسی «فلز روی فلز»، در سطوح تماسی «فلز بر روی پلی‌اتیلن» نیز مشاهده می‌شود[٦٢].

علاوه بر شکست زودهنگام که به علل مشکلات چندعاملی ایجاد می‌شود، شواهدی مبنی بر باقی ماندن ذراتی از مواد مورد استفاده در سطوح تماسی «فلز برروی فلز» در بافت اطراف پروتز در بدن میزبان وجود دارد که باعث ایجاد سمیت سلولی و آسیب DNA [٦٣,٦٤]، تومورهای کاذب[٦٥]، حساسیت به فلز[٦٦,٦٧] و استئولیز[٦٨] می‌شود. اندازه ذرات فلزی تولید شده در حدود ۳۰۰-۲۰ نانومتر است. تجمع یونی نیز ممکن است به علت خوردگی و فرآیندهای دیگر در آلیاژها ایجاد شود که تعداد این ذرات یونی کوچک‌تر، ۲ تا ۳ برابر بیشتر است. ذرات کوچک فلزی به اندازه کافی کوچک هستند که از جفت عبور کنند[٦٩]. اخیرا نگرانی‌ها در مورد اثرات بالینی ذرات فلزی باقی مانده از سایش در ایمپلنت‌های «فلز برروی فلز» تا حد زیادی افزایش یافته است[٧٠]. درنهایت، گزارش‌هایی از عدم موفقیت سریع و غیرمنتظره پروتزهای «فلز روی فلز» نسل دوم ارائه شد[٧١,٧٢,٧٣].

موقعیت، اندازه و نوع طراحی ایمپلنت، خطر شکست را تحت تاثیر قرار می‌دهد. جایگاه نامناسب کامپوننت استابولوم می‌تواند منجر به اصطکاک سریع و شکست زودهنگام ایمپلنت شود. به ویژه برخی از مدل‌ها به جایگاه نامناسب حساس هستند[٧٤]. به علاوه، در سرهای کوچک‌تر احتمال ایجاد اصطکاک و بالا رفتن سطوح سرمی یون‌ها و عدم موفقیت ایمپلنت بیشتر است که علت آن افزایش بارگذاری لبه[2] و کاهش سطح تماس می‌باشد[٧٤,٧٥]. اگر چه در برخی از مدل‌های «فلز برروی فلز» میزان شکست گزارش شده است، لیکن در میان مدت، مشابه با انواع سطوح تماسی «فلز بر روی پلی‌اتیلن» می‌باشد[٧٦]. البته عوامل جمعیت‌شناسی و فاکتورهای میزبان نیز در شکست زود هنگام تاثیر دارند[٧٧].

در بیمارانی که از پروتز «فلز برروی فلز» استفاده شده، سطح سرمی یون‌های فلزی به راحتی قابل اندازه‌گیری است. مطالعات متعددی به دنبال به دست آوردن میزانی از سطح سرمی یون‌ها هستند که بتوان از طریق آن وجود استئولیز را تفسیر نمایند. «راندلِی»[3] و همکاران در ۷ نفر از ١٤ بیمار تحت جراحی تعویض مفصل ران با پروتز «فلز برروی فلز»، استئولیز شدید مشاهده نمودند. یافته‌های آزمایشگاهی نشان دادند سطح سرم کبالت (١٤٧ میلی‌گرم در لیتر و p=۰/۰۲) و کروم (١٤٧ میلی‌گرم در لیتر و p=۰/۰۲) در بیماران همراه با استئولیز، بیشتر از بیماران بدون استئولیز بود[٧٨].

«مکنِر»[4] و همکاران با استفاده از ام‌آرآی با توالی کاهش آرتیفکت‌های فلزی[5] و اندازه‌گیری سطح سرمی یون فلزی، ۵۷ بیمار (٦٢ ران) همراه با پروتز «فلز روی فلز» را بررسی کردند. در ۲۲ مورد سطح سرمی کروم و ۲۹ مورد سطح سرمی کبالت بیشتر از ۷ میلی‌گرم در لیتر بود. سطح سرمی یون‌های فلزی با متغیرهای جنسیت زن، اندازه سر کمتر از ۵۲ میلی‌متر و زاویه ابداکشن کاپ بیشتر از ۵۰ درجه همبستگی داشت. با استفاده از ام‌آرآی، واکنش‌های جانبی به بقایای فلزی در ۱۸ ران شناسایی شد. در ۸ بیمار حداقل علایم و سطوح سرمی یون‌های فلزی کمتر از ۷ میلی‌گرم در لیتر مشاهده شد[٧٩]. «آمستوتز»[6] و همکاران در یک پیگیری ۱۱ ساله گزارش نمودند که میانگین سطح یون فلزی برای بیماران همراه با ایمپلنت یک طرفه (سطح کروم ۱/۰٦ میلی‌گرم در لیتر و سطح کبالت ۱/۷۵۸ میلی‌گرم در لیتر) و بیماران همراه با ایمپلنت دو طرفه (سطح کروم ۵/۰۸

1. Trunnionsis

2. Edge loading
3. Randelli
4. Macnair
5. Metal artifact reduction sequence (MARS)
6. Amstutz

میلی‌گرم در لیتر و سطح کبالت ۲/۸ میلی‌گرم در لیتر) بود[۸۰]. نتایج به دست آمده در مطالعه حاضر بسیار کمتر از گزارش‌های موجود بود. «هارتمن»[1] و همکاران در یک مطالعه دریافتند که متوسط سطح سرمی یون‌های فلزی پس از گذشت ده سال در سطح پایینی باقی ماند (سطح کروم ۱/۹ میلی‌گرم در لیتر، سطح کبالت ۳/ میلی‌گرم در لیتر)[۸۱].

با وجود تحقیقات صورت گرفته، سایش و رهایش یون‌های آزاد به تنهایی نمی‌تواند تغییرات هیستوپاتولوژی ایجاد شده را توجیه نماید و ایجاد سودوتومورها در این موارد، چندعاملی است. با این وجود، هدف اصلی در این نوع ایمپلنت‌ها، کاهش حجم فرسایش است و نشان داده شد که واکنش سیستم ایمنی بیماران در مواجهه با یون‌های آزاد شده متفاوت است و این مساله نقش مهمی در نتایج جراحی تعویض مفصل ران دارد[۸۲].

سرامیک بر روی سرامیک:

سطح تماسی «سرامیک برروی سرامیک» در اواخر دهه ۶۰، برای اولین بار توسط «بوتین»[2] در مفصل ران معرفی شد[۸۳]. در طولانی‌مدت نسل‌های بسیاری از این نوع سطوح تماسی جهت غلبه بر شکستگی (که مشکل اصلی در سرامیک‌های نسل اول بود) به وجود آمد. به طوری که در حال حاضر سرامیک‌ها سخت‌تر از فلزات هستند. این مواد از نظر زیستی بی‌اثر می‌باشند. به همین دلیل یکی از مزایای مهم استفاده از ایمپلنت‌های «سرامیک برروی سرامیک» در برابر «فلز برروی فلز» این است که پروتز «سرامیک برروی سرامیک» سایش کمتر و مدت بقای طولانی‌تری دارد و ذرات سایشی ایجاد شده از سرامیک حداقل میزان واکنش را ایجاد می‌کند[۲۲]. این سطوح مقاومت مکانیکی بالا و سازگاری مناسبی دارند و کامپوننت‌های آن سایش پایین‌تری در مقایسه با پروتزهای دیگر دارد که باعث افزایش بقای آن می‌شود[۸٤،۸۵]. میزان ذرات حاصل از سایش در آن کمتر است و باعث حساسیت کمتری می‌شود و در نتیجه احتمال ایجاد استئولیز کمتر است[۸٦،۸۷]، اما در مقایسه با فلزات یا پلیمرها، پروتزهای سرامیکی مقدار سختی شکست[3] کمتری دارد که ویژگی نامطلوبی برای پروتز محسوب می‌شود و به این علت استفاده از آن محدود شد[۸۸].

شایع‌ترین سرامیک مورد استفاده آلومینا و زیرکونیا هستند که مربوط به نسل اول این پروتزها می‌باشند. نسل دوم و سوم پروتز آلومینا بعد از سال‌های ۱۹۹۰ معرفی شد و بیشترین چقرمگی در مقایسه با نسل‌های قبلی داشت[۸۹].

در گذشته آلومینا به زیرکونیا ترجیح داده می‌شد، زیرا دارای نتایج بهتری بود. اما اکنون نسل جدیدی از سرامیک‌ها پدید آمده که با کاهش استفاده از آلومینا همراه بوده است. این نسل از سرامیک که عملکرد بهتری دارد با نام تجاری «سرامیک دلتا» معرفی شده است. این نوع سرامیک به روش‌های جدید ساخته شده و در آن زیرکونیا به شکل ترکیبات چهار وجهی در اندازه نانو (نزدیک به ۲۵٪) استفاده شده است و در ماتریکسی از آلومینا (نزدیک به ۷۵٪) قرار دارد. این ویژگی ساختاری باعث بهبود خواص مکانیکی کامپوزیت شده و از ایجاد و گسترش ترک در سطوح تماسی جلوگیری می‌کند. مقدار کمی (کمتر از ۱٪) از اکسید کروم در آن وجود دارد که باعث تقویت بیشتر ساختار سرامیک می‌شود. مقدار سایش سطوح تماسی کامپوزیت‌های سرامیکی جدید به میزان قابل توجهی کمتر از سطوح تماسی از جنس آلومینای قدیمی‌تر است[۸٤،۹۰] و استفاده از این نوع ایمپلنت‌ها، نتایج پایدارتر و بهتری در بیماران نشان داده است[۹۱]. همچنین در مقایسه با سطح تماسی «سرامیک بر روی پلی‌اتیلن کراس لینک» نتایج مشابه گزارش شد[۸۸]. با وجود معرفی این نوع سرامیک، تاکنون خطر شکسته شدن کامپوننت که یک رویداد فاجعه بار است و نیاز به عمل جراحی مجدد دارد، در درصد اندکی از بیماران گزارش شده است[۸۸،۹۲] و نتایج آن از نظر بقا ایمپلنت و عوارض ممکن است غیرقابل پیش‌بینی باشد[۹۳].

در نسل سوم ایمپلنت «سرامیک برروی سرامیک» که برای افراد جوان و فعال کاربرد دارد، مشکلات جدیدی گزارش شد که مربوط به ایجاد صدا در ناحیه پروتز است و حتی در مواردی باعث تعویض مجدد مفصل شده است[۹٤]. از عوارض

1. Hartmann
2. Boutin
3. Fracture toughness

دیگر آن می‌توان به ایجاد نوارهای سایشی[1]، شکستگی یا ترک برداشتن سطوح در زمان جاگذاری، که بسیار نادر است، اشاره نمود. این عوارض معمولا با کاپ‌های عمودی، سرهای کوچک‌تر فمور و عدم پیروی جراح از روش جراحی صحیح در ارتباط هستند[۹۵،۹٦].

کامپوننت سرامیک شکسته نیاز به برداشتن دقیق قطعات سرامیک دارد و فقط می‌تواند با یک سطح تماس سرامیکی دیگر جایگزین شود. گزارش‌های موجود در زمینه علل ایجاد صدا در این سطوح حاکی از جایگاه نامناسب کامپوننت تا فشار بر روی لبه‌ها می‌باشد. همچنین در همه موارد بین نوارهای سایشی و تولید صدا ارتباط وجود دارد[۹۷،۹۸].

سرامیک بر روی پلی‌اتیلن:

«سِملیچ»[2] و همکاران در سال ۱۹۷۷ روش جدید سطوح تماسی در جراحی تعویض مفصل ران برای افزایش عمر ران مصنوعی معرفی نمودند. در یک مطالعه نشان دادند که سرامیک آلومینا بر روی پلی‌اتیلن باعث کاهش ۲۰ به ۱ اصطکاک در برابر کروم و کبالت بر روی سطوح پلی‌اتیلنی می‌شود. در نتیجه سرامیک آلومینا بر روی پلی‌اتیلن به‌طور غیرمنتظره‌ای رفتار تریبولوژیکی مطلوب‌تری دارد که مربوط به ویژگی‌های خاص آن در مقابل ایمپلنت‌های فلزی است؛ شامل مقاومت بیشتر در برابر خوردگی، قابلیت ترشدن با مایعات (در نتیجه مواد لوبریکنت بر روی این سطوح ماندگاری بیشتری دارند)، سطح براق، سطحی با میزان سختی بیشتر و مقاومت بیشتر در برابر خراش[۹۹]. این موارد باعث محبوبیت استفاده از این نوع ایمپلنت‌ها در آسیا و اروپا شده است.

«اونیشی»[3] و همکاران در سال ۱۹۸۹ گزارش نمودند که میزان نفوذ سرهای فمور از نوع سرامیک آلومینا ۰/۱ میلی‌متر در سال در مقایسه با سر استخوانی با جنس فلز با میزان ۰/۲۵ میلی‌متر در سال است[۱۰۰]. در مطالعه «اربن»[4] و همکاران، ٦٤ مورد پروتز ران در ٤٦ بیمار از ۱۹۷۸ تا ۱۹۸۱ بررسی شدند. در ۵ مورد جای‌گذاری مجدد انجام شد و نتایج مطالعات نشان داد که میزان بقا در ۵ سال ۹۵٪، در ۱۰ سال ۹۵٪ و در ۱۵ سال ۸۹٪ بود. میزان خطی و حجمی اصطکاک در پلی‌اتیلن به ترتیب ۰/۰۳٤ میلی‌متر در سال و ۲۸ میلی‌متر مربع گزارش شد[۱۰۱].

«کالاگان»[5] و «لیو»[6] در سال ۲۰۰۹ در یک مطالعه یک ساله ویژگی بیماران با ایمپلنت «سرامیک بر روی پلی‌اتیلن کراس‌لینک» را با بیماران با سرهای فلزی در جراحی جایگزینی مفصل ران بررسی نمودند و دریافتند که این نوع ایمپلنت در بیماران جوان‌تر استفاده می‌شود و از لحاظ هزینه ارزانترند[۱۰۲].

نتیجه‌گیری

علی‌رغم پیشرفت‌های فراوان در تولید و استفاده از ایمپلنت‌ها در جراحی تعویض مفصل ران، مهم‌ترین عامل موفقیت، تجربه جراح و توجه به جزییات روش جراحی است. همچنین در انواع مختلف ایمپلنت‌های موجود، یکی از عوارض مهم ایجاد استئولیز می‌باشد که می‌تواند منجر به شل‌شدگی ایمپلنت و درنتیجه کاهش بقای آن گردد. با نگاهی به گذشته می‌توان دریافت که پیشرفت در انواع مختلف ایمپلنت‌ها، با خاصیت شکنندگی و ساییدگی کمتر و قدرت بیشتر مواد مرتبط بوده است، به طوری‌که بتوان از آنها در افراد جوان‌تر و فعال‌تر نیز استفاده نمود. آخرین نوآوری، تولید سطوح تماسی «سرامیک برروی سرامیک» و «سرامیک بر روی پلی‌اتیلن کراس‌لینک» بوده است و طبق مطالعات انجام شده چنین به نظر می‌رسد که کمترین میزان اصطکاک را دارند. جدیدترین روش پیشنهادی نیز مربوط به resurfacing مفصل ران است که در حال حاضر مطالعات انجام شده نمی‌توانند موید استفاده از آن باشند.

1. Wear stripes
2. Semlitsch
3. Oonishi
4. Urban
5. Callaghan
6. Liu

References

1. Traina F, De Fine M, Di Martino A, Faldini C. Fracture of ceramic bearing surfaces following total hip replacement: a systematic review. *Biomed Res Int.* 2013;2013:157247. doi: 10.1155/2013/157247.

2. Schwartsmann CR, Boschin LC, Gonçalves RZ, Yépez AK, Spinelli LdF. Novas superfícies em artroplastia total do quadril. *Rev Bras Ortop.* 2012;47(2):154-9. doi.org/10.1590/S0102-36162012000200002.

3. Brown TS, Banerjee S, Russell RD, Mont MA, Huo MH. What's New in Total Hip Arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2014;96(18):1576-82. doi.org/10.2106/JBJS.N.00629.

4. Duffy GP, Prpa B, Rowland CM, Berry DJ. Primary uncemented Harris-Galante acetabular components in patients 50 years old or younger: results at 10 to 12 years. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;(427):157-61.

5. Smith SE, Estok DM 2nd, Harris WH. 20-year experience with cemented primary and conversion total hip arthroplasty using so-called second-generation cementing techniques in patients aged 50 years or younger. *J Arthroplasty.* 2000;15(3):263-73.

6. Amstutz HC, Beaulé PE, Dorey FJ, Le Duff MJ, Campbell PA, Gruen TA. Metal-on-metal hybrid surface arthroplasty: two to six-year follow-up *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A(1):28-39.

7. Huo MH, Stockton KG, Mont MA, Parvizi J. What's new in total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92(18):2959-72. doi:10.2106/JBJS.J.00851.

8. Melvin JS, Karthikeyan T, Cope R, Fehring TK. Early failures in total hip arthroplasty-a changing paradigm. *J Arthroplasty.* 2014;29(6):1285-8. doi:10.1016/j.arth.2013. 12. 024.

9. Capello W, D'Anthonio J, Feinberg J, Manley M. Alternative bearing surfaces: alumina ceramic bearings for total hip arthroplasty. Bioceramics and Alternative Bearings in Joint Arthroplasty: Springer; 2005. p 87-94.

10. Ramiah RD, Ashmore AM, Whitley E, Bannister GC. Ten-year life expectancy after primary total hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89(10):1299-302.

11. Garellick G, Malchau H, Herberts P, Hansson E, Axelsson H, Hansson T. Life expectancy and cost utility after total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1998; (346):141-51.

12 Boutin P, Christel P, Dorlot JM, Meunier A, de Roquancourt A, Blanquaert D, Herman S, Sedel L, Witvoet J. The use of dense alumina-alumina ceramic combination in total hip replacement. *J Biomed Mater Res.* 1988;22(12):1203-32.

13. Bierbaun BE, Howe KK. Total hip arthroplasty: learning from both successes, failure Early improvements involved techniques, materials; current issues focus on wear debris. *Orthopedics today*, Oct 1999.

14. Dorr LD, Kane TJ 3rd, Conaty JP. Long-term results of cemented total hip arthroplasty in patients 45 years old or younger. A 16-year follow-up study. *J Arthroplasty*. 1994;9(5):453-6.

15. Charnley J. Low friction arthroplasty of the hip: theory and practice. Springer-Verlag, Berlin; 1979.

16. Cornell CN, Ranawat CS. The impact of modern cement techniques on acetabular fixation in cemented total hip replacement. *J Arthroplasty*. 1986;1(3):197-202.

17. Higuchi F, Inoue A, Semlitsch M. Metal-on-metal CoCrMo McKee-Farrar total hip arthroplasty: characteristics from a long-term follow-up study. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1997;116(3):121-4.

18. Cornell CN, Ranawat CS. Survivorship analysis of total hip replacements. Results in a series of active patients who were less than fifty-five years old. *J Bone Joint Surg Am.* 1986;68(9):1430-4.

19. Boeree NR, Bannister GC. Cemented total hip arthroplasty in patients younger than 50 years of age. Ten- to 18-year results. *Clin Orthop Relat Res*. 1993;(287):153-9.

20. Pramanik S., Agarwal A. K., Rai K. N. Development of high strength hydroxyapatite for hard tissue replacement. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs.* 2005;19 (1):46–51.

21. Schmalzried TP, Shepherd EF, Dorey FJ, Jackson WO, dela Rosa M, Fa'vae F, McKellop HA, McClung CD, Martell J, Moreland JR, Amstutz HC. The John Charnley Award. Wear is a function of use, not time. *Clin Orthop Relat Res.* 2000;(381):36-46.

22. Kumar N, Arora GN, Datta B. Bearing surfaces in hip replacement-Evolution and likely future. *Med J Armed Forces India.* 2014;70(4):371-6. doi: 10.1016/j.mjafi. 2014. 04.015.

23. Maloney WJ, Jasty M, Harris WH, Galante JO, Callaghan JJ. Endosteal erosion in association with stable uncemented femoral components. *J Bone Joint Surg Am.* 1990;72(7):1025-34.

24. Vernon-Roberts B, Freeman MAR. The tissue response to total joint replacement prostheses. In: Swanson SAV, Freeman MAR, eds. The scientific basis of joint replacement. NY: Wiley; 1977. p 86-129.

25. Willert HG, Semlitsch M. Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint prostheses. *J Biomed Mater Res.* 1977;11(2):157-64.

26. Archibeck MJ, Jacobs JJ, Roebuck KA, Glant TT. The basic science of periprosthetic osteolysis. *Instr Course Lect.* 2001;50:185–95.

27. Amstutz HC, Campbell P, Kossovsky N, Clarke IC. Mechanism and clinical significance of wear debris-induced osteolysis. *Clin Orthop Relat Res.* 1992;(276):7-18.

28. Berry DJ, Harmsen WS, Cabanela ME, Morrey BF. Twenty-five-year survivorship of two thousand consecutive primary Charnley total hip replacements: factors affecting survivorship of acetabular and femoral components. *J Bone Joint Surg Am*. 2002;84-A(2):171-7.

29. Schulte KR, Callaghan JJ, Kelley SS, Johnston RC. The outcome of Charnley total hip arthroplasty with cement after a minimum twenty-year follow-up. The results of one surgeon. *J Bone Joint Surg Am*. 1993;75(7):961-75.

30. Keener JD, Callaghan JJ, Goetz DD, Pederson DR, Sullivan PM, Johnston RC. Twenty-five-year results after Charnley total hip arthroplasty in patients less than fifty years old: a concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*. 2003;85-A(6):1066-72.

31. Callaghan JJ, Templeton JE, Liu SS, Pedersen DR, Goetz DD, Sullivan PM, Johnston RC. Results of Charnley total hip arthroplasty at a minimum of thirty years. A concise follow-up of a previous report. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A(4):690-5.

32. Buckwalter AE, Callaghan JJ, Liu SS, Pedersen DR, Goetz DD, Sullivan PM, Leinen JA, Johnston RC. Results of Charnley total hip arthroplasty with use of improved femoral cementing techniques. a concise follow-up, at a minimum of twenty-five years, of a previous report. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(7):1481-5.

33. Wroblewski BM, Siney PD, Fleming PA. Charnley low-frictional torque arthroplasty: follow-up for 30 to 40 years. *J Bone Joint Surg Br.* 2009;91(4):447-50. doi: 10.1302/0301-620X.91B4.21933.

34. Dumbleton JH, Manley MT, Edidin AA. A literature review of the association between wear rate and osteolysis in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2002; 17(5):649-61.

35. Bono JV, Sanford L, Toussaint JT. Severe polyethylene wear in total hip arthroplasty. Observations from retrieved AML PLUS hip implants with an ACS polyethylene liner. *J Arthroplasty*. 1994;9(2):119-25.

36. Premnath V, Harris WH, Jasty M, Merrill EW. Gamma sterilization of UHMWPE articular implants: an analysis of the oxidation problem. Ultra High Molecular Weight Poly Ethylene. *Biomaterials*. 1996;17(18):1741-53.

37. Kurtz SM, Gawel HA, Patel JD. History and systematic review of wear and osteolysis outcomes for first-generation highly crosslinked polyethylene. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(8):2262-77. doi:10.1007/s11999-011-1872-4.

38. Oral E, Muratoglu OK. Vitamin E diffused, highly crosslinked UHMWPE: a review. *Int Orthop.* 2011;35 (2): 215-23. doi: 10.1007/s00264-010-1161-y.

39. Gordon AC, D'Lima DD, Colwell CW Jr. Highly cross-linked polyethylene in total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg.* 2006;14(9):511-23.

40. Jacobs CA, Christensen CP, Greenwald AS, Mc-Kellop H. arthroplasty. Clinical performance of highly cross-linked polyethylenes in total hip. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(12):2779-86.

41. Rimnac C, Pruitt L. Implant Wear Symposium 2007 Engineering Work Group. How do material properties influence wear and fracture mechanisms? *J Am Acad Orthop Surg*. 2008;16 Suppl 1:S94-100.

42. Atwood SA, Van Citters DW, Patten EW, Furmanski J, Ries MD, Pruitt LA. Tradeoffs amongst fatigue, wear, and oxidation resistance of cross-linked ultra-high molecular weight polyethylene. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2011;4(7):1033-45. doi: 10.1016/j.jmbbm.2011.03.012.

43. Schroder DT, Kelly NH, Wright TM, Parks ML. Retrieved highly crosslinked UHMWPE acetabular liners have similar wear damage as conventional UHMWPE. *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469(2):387-94. doi:10.1007/s11999-010-1552-9.

44. Waewsawangwong W, Goodman SB. Unexpected failure of highly cross-linked polyethylene acetabular liner. *Arthroplasty*. 2012;27(2):323.e1-4. doi:10.1016/j.arth. 2011. 04. 010.

45. Fisher J, McEwen HM, Tipper JL, Galvin AL, Ingram J, Kamali A, Stone MH. Wear, debris, and biologic activity of cross-linked polyethylene in the knee: benefits and potential concerns. Ingham E. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;(428):114-9.

46. Illgen RL 2nd, Forsythe TM, Pike JW, Laurent MP, Blanchard CR. Highly crosslinked vs conventional polyethylene particles--an in vitro comparison of biologic activities. *J Arthroplasty*. 2008;23(5):721-31. doi: 10.1016/ j.arth.2007.05.043.

47. Illgen RL 2nd, Bauer LM, Hotujec BT, Kolpin SE, Bakhtiar A, Forsythe TM. Highly crosslinked vs conventional polyethylene particles: relative in vivo inflammatory response. *J Arthroplasty*. 2009;24(1):117-24. doi:10.1016/j.arth.2008.01.134.

48. McKee GK, Watson-Farrar J. Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *J Bone Joint Surg Br.* 1966;48(2):245-59.

49. Patterson FP, Brown CS. The McKee-Farrar total hip replacement. Preliminary results and complications of 368 operations performed in five general hospitals. *J Bone Joint Surg Am.* 1972;54(2):257-75.

50. Djerf K, Wahlström O. Prostheses in a 5-year follow-up study. Total hip replacement comparison between the McKee-Farrar and Charnley. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1986;105(3):158-62.

51. Tillberg B. Total hip arthroplasty using the McKee & Watson-Farrar prosthesis: a prospective follow-up study of 327 arthroplasties. *Acta Orthop Scand*. 1982; 53 (1):103-7.

52. Visuri T. Long-term results and survivorship of the McKee-Farrar total hip prosthesis. *Arch Orthop Trauma Surg*. 1987;106(6):368-74.

53. MacDonald SJ. Metal-on-metal total hip arthroplasty: the concerns. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;(429):86-93.

54. Brodner W, Grohs JG, Bitzan P, Meisinger V, Kovarik J, Kotz R. Serum cobalt and serum chromium level in 2 patients with chronic renal failure after total hip prosthesis implantation with metal-metal gliding contac. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*. 2000;138(5):425-9. German.

55. Schaffer AW, Pilger A, Engelhardt C, Zweymueller K, Ruediger HW. Increased blood cobalt and chromium after total hip replacement. *J Toxicol Clin Toxicol.* 1999;37(7):839-44.

56. Willert HG, Buchhorn GH, Göbel D, Köster G, Schaffner S, Schenk R, Semlitsch M. Wear behavior and histopathology of classic cemented metal on metal hip endoprostheses. *Clin Orthop Relat Res*. 1996;(329 Suppl):S160-86.

57. Deutman R, Mulder TJ, Brian R, Nater JP. Metal sensitivity before and after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1977;59(7):862-5.

58. Brown GC, Lockshin MD, Salvati EA, Bullough PG. Sensitivity to metal as a possible cause of sterile loosening after cobalt-chromium total hip-replacement arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 1977;59(2):164-8.

59. Jones DA, Lucas HK, O'Driscoll M, Price CH, Wibberley B. Cobalt toxicity after McKee hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 1975;57(3):289-96.

60. Jacobs JJ, Urban RM, Hallab NJ, Skipor AK, Fischer A, Wimmer MA. Metal-on-metal bearing surfaces. *J Am Acad Orthop Surg*. 2009;17(2):69-76.

61. Esposito CI, Wright TM, Goodman SB, Berry DJ. Clinical, Biological and Bioengineering Study Groups from Carl T. Brighton Workshop. What is the trouble with trunnions? *Clin Orthop Relat Res*. 2014;472(12):3652-8. doi:10.1007/s11999-014-3746-z. Review.

62. Tan SC, Teeter MG, Del Balso C, Howard JL, Lanting BA. Effect of Taper Design on Trunnionosis in Metal on Polyethylene Total Hip Arthroplasty. *J Arthro-plasty.* 2015;30(7):1269-72. doi: 10.1016/j.arth. 2015.02.031.

63. Gill HS, Grammatopoulos G, Adshead S, Tsialogiannis E, Tsiridis E. Molecular and immune toxicity of CoCr nanoparticles in MoM hip arthroplasty. *Trends Mol Med*. 2012;18(3):145-55. doi:10.1016/j. molmed. 2011.12.002.

64. Mabilleau G, Kwon YM, Pandit H, Murray DW, Sabokbar A. Metal-on-metal hip resurfacing arthroplasty: a review of periprosthetic biological reactions. *Acta Orthop*. 2008;79(6):734-47. doi: 10.1080/17453670810016795.

65. Campbell P, Ebramzadeh E, Nelson S, Takamura K, De Smet K, Amstutz HC. Histological features of pseudotumor-like tissues from metal-on-metal hips. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(9):2321-7. doi:10.1007/s11999 - 010-1372-y.

66. Browne JA, Bechtold CD, Berry DJ, Hanssen AD, Lewallen DG. Failed metal-on-metal hip arthroplasties: a spectrum of clinical presentations and operative findings. *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468(9):2313-20. doi:10.1007/ s11999-010-1419-0.

67. Goodman SB, Gómez Barrena E, Takagi M, Konttinen YT. Biocompatibility of total joint replacements: A review. *J Biomed Mater Res A*. 2009; 90(2):603-18. doi: 10.1002/jbm.a.32063.

68. Park YS, Moon YW, Lim SJ, Yang JM, Ahn G, Choi YL. Early osteolysis following second-generation metal-on-metal hip replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 2005;87(7):1515-21.

69. Mäkelä KT, Visuri T, Pulkkinen P, Eskelinen A, Remes V, Virolainen P, Junnila M, Pukkala E. Risk of cancer with metal-on-metal hip replacements: population based study. *BMJ*. 2012;345:e4646. doi: 10.1136/bmj.e4646.

70. Golish SR, Anderson PA. Bearing surfaces for total disc arthroplasty: metal-on-metal versus metal-on-polyethylene and other biomaterials. *Spine J.* 2012;12(8):693-701. doi: 10.1016/j.spinee.2011.05.008.

71. Green TR, Fisher J, Stone M, Wroblewski BM, Ingham E. Polyethylene particles of a 'critical size' are necessary for the induction of cytokines by macrophages in vitro. *Biomaterials*. 1998;19(24):2297-302.

72. Hall RM, Unsworth A, Siney P, Wroblewski BM. Wear in retrieved Charnley acetabular sockets. *Proc Inst Mech Eng H.* 1996;210(3):197-207.

73. Callaghan JJ, Albright JC, Goetz DD, Olejniczak JP, Johnston RC. Charnley total hip arthroplasty with cement. Minimum twenty-five-year follow-up. *J Bone Joint Surg Am.* 2000;82(4):487-97.

74. Sakalkale DP, Eng K, Hozack WJ, Rothman RH. Minimum 10-year results of a tapered cementless hip replacement. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(362):138-44.

75. Shih CH, Lee PC, Chen JH, Tai CL, Chen LF, Wu JS, Chang WH. Measurement of polyethylene wear in cementless total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 1997;79(3):361-5.

76. Devane PA, Robinson EJ, Bourne RB, Rorabeck CH, Nayak NN, Horne JG. Measurement of polyethylene wear in acetabular components inserted with and without cement. A randomized trial. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79 (5):682-9.

77. Kim YH, Kim JS, Cho SH. Primary total hip arthroplasty with the AML total hip prosthesis. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;(360):147-58.

78. Randelli F, Banci L, Favilla S, Maglione D, Aliprandi A. Radiographically undetectable periprosthetic osteolysis with ASR implants: the implication of blood metal ions. *J Arthroplasty.* 2013;28(8):1259-64. doi: 10.1016/j.arth.2013. 02.019.

79. Macnair RD, Wynn-Jones H, Wimhurst JA, Toms A, Cahir J. Metal ion levels not sufficient as a screening measure for adverse reactions in metal-on-metal hip arthroplasties. *J Arthroplasty*. 2013;28(1):78-83. doi: 10. 1016/j.arth.2012.05.029.

80. Amstutz HC, Campbell PA, Dorey FJ, Johnson AJ, Skipor AK, Jacobs JJ. Do ion concentrations after metal-on-metal hip resurfacing increase over time? A prospective study. *J Arthroplasty*. 2013;28(4):695-700. doi: 10.1016/j.arth.2012.07.040.

81. Hartmann A, Lützner J, Kirschner S, Witzleb WC, Günther KP. Do survival rate and serum ion concentrations 10 years after etal-on-metal hip resurfacing provide evidence for continued use? *Clin Orthop Relat Res.* 2012;470(11):3118-26. doi:10.1007/s11999-012-2329-0.

82. Ebramzadeh E, Campbell P, Tan TL, Nelson SD, Sangiorgio SN. Can wear explain the histological variation around metal-on-metal total hips? *Clin Orthop Relat Res.* 2015;473(2):487-94. doi:10.1007/s11999-014-3874-5.

83. Boutin P. Total arthroplasty of the hip by fritted aluminum prosthesis.Experimental study and 1st clinical applications. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*. 1972;58(3):229-46. French.

84. D'Antonio JA, Sutton K. Ceramic materials as bearing surfaces for total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 2009;17(2):63-8.

85. Aldrian S, Nau T, Gillesberger F, Petras N, Ehall R. Medium-term analysis of modern ceramic-on-ceramic bearing in THA. *Hip Int.* 2009;19(1):36-40.

86. Oonishi H, Clarke IC, Good V, Amino H, Ueno M. Alumina hip joints characterized by run-in wear and steady-state wear to 14 million cycles in hip-simulator model. *J Biomed Mater Res A*. 2004;70(4):523-32.

87. Hamadouche M, Boutin P, Daussange J, Bolander ME, Sedel L. Alumina-on-alumina total hip arthroplasty: a minimum 18.5-year follow-up study. *J Bone Joint Surg Am.* 2002;84-A(1):69-77.

88. Hamilton WG, McAuley JP, Dennis DA, Murphy JA, Blumenfeld TJ, Politi J. THA with Delta ceramic on ceramic: results of a multicenter investigational device exemption trial. *Clin Orthop Relat Res*. 2010;468(2):358-66. doi:10.1007/s11999-009-1091-4.

89. Bal BS, Garino J, Ries M, Rahaman MN. A review of ceramic bearing materials in total joint arthroplasty. *Hip Int.* 2007;17(1):21-30.

90. Tateiwa T, Clarke IC, Williams PA, Garino J, Manaka M, Shishido T, Yamamoto K, Imakiire A. Ceramic total hip arthroplasty in the United States: safety and risk issues revisited. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2008;37(2):E26-31.

91. Lombardi AV Jr, Berend KR, Seng BE, Clarke IC, Adams JB. Delta ceramic-on-alumina ceramic articulation in primary THA: prospective, randomized FDA-IDE study and retrieval analysis. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(2):367-74. doi:10.1007/s11999-009-1143-9.

92. Taheriazam A, Mohajer MA, Aboulghasemian M, Hajipour B. Fracture of the alumina-bearing couple delta ceramic liner. *Orthopedics*. 2012;35(1):e91-3. doi: 10.3928/01477447-20111122-33.

93. Traina F, Tassinari E, De Fine M, Bordini B, Toni A. Revision of ceramic hip replacements for fracture of a ceramic component: AAOS exhibit selection. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93(24):e147. doi:10.2106/JBJS.K.00589.

94. Kuo FC, Liu HC, Chen WS, Wang JW. Ceramic-on-ceramic total hip arthroplasty: incidence and risk factors of bearing surface-related noises in 125 patients. *Orthopedics*. 2012;35(11):e1581-5. doi: 10.3928/01477447-20121023-12.

95. Yang CC, Kim RH, Dennis DA. The squeaking hip: a cause for concern-disagrees. *Orthopedics*. 2007;30(9):739-42.

96. Ranawat AS, Ranawat CS. The squeaking hip: a cause for concern-agrees. *Orthopedics*. 2007;30(9):738, 743.

97. Restrepo C, Parvizi J, Kurtz SM, Sharkey PF, Hozack WJ, Rothman RH. The noisy ceramic hip: is component malpositioning the cause*? J Arthroplasty*. 2008;23(5):643-9. doi: 10.1016/j.arth.2008.04.001.

98. Manley MT, Sutton K. Bearings of the future for total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2008;23(7 Suppl): 47-50. doi:10.1016/j.arth.2008.06.008.

99. Semlitsch M, Lehmann M, Weber H, Doerre E, Willert HG. New prospects for a prolonged functional life-span of artificial hip joints by using the material combination polyethylene/aluminium oxide ceramin/metal. *J Biomed Mater Res*. 1977;11(4):537-52.

100. Oonishi H, Kawai H, Igaki H, Takayama Y. Comparisons of wear of U.H.M.W. polyethylene sliding against metal and alumina in total hip prostheses-Wear test and clinical results. *J Biomechanics*. 1990;23(4):382. doi.org/10.1016/0021-9290(90)90122-J.

101. Urban JA, Garvin KL, Boese CK, Bryson L, Pedersen DR, Callaghan JJ, Miller RK. Ceramic-on-polyethylene bearing surfaces in total hip arthroplasty. Seventeen to twenty-one-year results. *J Bone Joint Surg Am.* 2001;83-A(11):1688-94.

102. Callaghan JJ, Liu SS. Ceramic on crosslinked polyethylene in total hip replacement: any better than metal on crosslinked polyethylene? *Iowa Orthop J.* 2009;29:1-4.