مجله جراحی استخوان و مفاصل ایران
دوره ۱۴، شماره ۲و۳ (شماره مسلسل ۵۵) ، بهار و تابستان ۱۳۹۵، صفحه‌های ۸۷- ۷۷
Iranian Journal of Orthopaedic Surgery
Vol 14, No 2 &3 (Serial No 55), Spring & Summer 2016:77-87

مقاله پژوهشی

فمورال «تیپروسیس» در تعویض مفصل لگن

***مهندس محمدعلی صاحب الزمانی، **دکتر افشین طاهری اعظم**

** دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران پزشکی*

*** دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم تحقیقات تهران*

خلاصه

عمل جراحی تعویض مفصل لگن تبدیل به یکی از متداول ترین اعمال جراحی ارتوپدی شده است، به گونه ای که به واسطه آن امکان زندگی مطلوبی برای بیماران مبتلا به ضایعات پیچیده و دردناک مفصل لگن فراهم می‌شود. با توجه به افزایش روز افزون این عمل‌های جراحی، معرفی چالش‌ها و تهدیدات جدید در این زمینه ضروری است. سایش و خوردگی در متغیرهای طراحی و تولید استم‌ها در عمل تعویض مفصل لگن، همواره مورد بحث بوده است. این مقاله تلاش می‌کند دانش علمی مربوط به مسائل موجود در بحث «خوردگی» و «سایش» در ناحیه مخروطی گردن استم را تشریح کند چرا که بی‌توجهی به این مهم می‌تواند منجر به یک فاجعه شود. به دنبال وجود نیروهای برشی متعدد در ناحیه مشترک بین پروتز سر فمور و ناحیه مخروطی پروتز استم، خوردگی ناشی از اصطکاک و سایش در سطح مشترک این دو که تحت عنوان تیپروزیس[1] قلمداد می‌شود، سبب تولید یون‌های فلزی و ذرات بسیار ریز رها شده از سطح فلزی موجود، بر روی لاینرهای پلی‌اتیلنی مفصل هیپ می‌شود که این خود سبب بروز پیامد هایی چون متالوزیس، استئولیز استخوان و از بین رفتن ثبات پروتز و... می‌شود. اهمیت بالینی تیپروزیس هنوز ناشناخته باقی مانده است، اما نقش تیپروزیس در واکنش‌های تخریبی مشاهده شده و روبه افزایش است. این مقاله با بررسی مقالات به‌روز سعی در بیان و معرفی این چالش و ضروت توجه بیشتر به آن را دارد.

کلمات کلیدی: تعویض مفصل هیپ، استم، تیپروسیس، سایش و خوردگی

دریافت مقاله: ۱۲ ماه قبل از چاپ ؛ مراحل اصلاح و بازنگری: ۲ بار ؛ پذیرش مقاله: ۲ ماه قبل از چاپ

Femoral Taperosis in Total Hip Arthroplasty

*MohammadAli Sahebalzamani, **Afshin Taheriazam, MD

Abstract:

Total Hip Replacement has become one of the very common orthopedic surgeries that provide better life conditions for patients suffering from complex and painful hip problems. Considering the increasing growth of such surgeries, it is necessary to get familiarized with new challenges and threats in the hip arthroplasty. The wear and corrosion in variable design of stems has always been a debated issue. This paper tries to describe the scientific knowledge of problems in wear and corrosion of stem's neck cone region because neglecting this issue may cause a disaster.

The corrosion caused by friction and wear in the surface shared between prosthetic head and cone region of prosthetic stem neck is called taperosis. Small particles and metallic ions are released onto the polyethylene liners of a hip arthroplasty and result into metalosis, leading to osteolysis and eventually to instability of prosthesis. Although the clinical importance of taperosis is still unclear; its destructive interaction in hip arthroplasty medium is gaining more importance. This article reviews the key papers of previous and recent studies in this context to describe this challenge, and also tries to clarify the importance of this issue.

Keywords: Total Hip Replacement, Corrosion, Prosthesis Implantation, Joint Prosthesis

Received: 12 mounts before printing **; Accepted:** 2 months before printing

*Department of Biomaterials , Faculty of Biomedical Engineering , Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
**Department of Orthopedic Surgery, Tehran Medical Sciences Branch, Islamic Azad University (IAU), Tehran, Iran
Corresponding author: MohammadAli Sahebalzamani,
Department of Biomaterials, Faculty of Biomedical Engineering, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.
Tel: +98 2122399258. Email: Ali_bme@yahoo.com , M.sahebalzamani@srbiau.ac.ir

1. Taperosis

Archive of SID
www.SID.ir

مقدمه

امروزه جراحان آرتروپلاستی از مزایای مرتبط با طرح‌های پیشرفته پروتزهای مختلف هیپ بهره‌مند هستند. متداول‌ترین طرح‌های ایمپلنتی دارای یک اتصال تیپری گردن استم با سر می‌باشد. این اتصال شامل یک تیپر (مخروط) با یک سطح معمولاً صیقلی است که امکان قرارگرفتن و تداخل با قسمت گویی شکل سر را به شکل صحیح فراهم می‌کند[۳-۱]. سطح مشترک تیپر قسمت مخروطی است که در آن پروتز فمورال «سر فمور» به گردن استم متصل می‌شود. علیرغم عدم وجود شواهد مشخص، نگرانی‌هایی در مورد اتصال بین سر و استم به واسطه خوردگی ناشی از اصطکاک و سایش تولید باقیمانده‌های فلزی وجود دارد. تیپروزیس ممکن است به آزادشدن یون‌های فلزی و ایجاد ذرات ریز در سطح فلزی موجود بر روی پلی‌اتیلن مفصل منجر شود. یون‌ها و ذرات ریز فلزی ممکن است در سطح مشترک ناحیه سر با گردن و به واسطه خوردگی ناشی از اصطکاک ایجاد شوند. از اثرات جانبی آن می‌توان به افزایش غلظت کبالت و کروم با واکنش‌پذیری سیستم لنفاوی، افزایش حساسیت، ایجاد مسمومیت در بافت موضعی، آسیب کروموزومی و اختلال در عملکرد کلیه اشاره کرد[۸-٤]. محققین بر این باورند که به‌علت اینکه بارگذاری مکانیکی بیشتری در سرهای بزرگتر رخ می‌دهد و روی ناحیهٔ اتصال تیپری سر با استم نیز مؤثراست، ابتلای به این ضایعه در سرهای فلزی بزرگ و خیلی بزرگ (هدهای ۳٦ و ٤۰ میلی‌متر) بیشتر خواهد بود. موفقیت یک عمل تعویض مفصل لگن به سه عامل همکاری بیمار، مهارت جراح و نوع ایمپلنت بستگی دارد که هر سه باید درکنار هم برای یک نتیجه ایده‌آل موجود باشند.[۹،۱۰].

عمل تعویض مفصل لگن یکی از عمل‌های بسیار مهم و حساس در حوزهٔ جراحی ارتوپدی است و استفاده از سرهای بزرگ با توجه به بعضی مزایای آن، توسط بیشتر شرکت‌ها تبلیغ می‌شود و تقاضای تولید این محصول توسط بسیاری از پزشکان نیز وجود دارد[۱۳-۱۱].

در سال ۲۰۱۰، (NJR)[1]، گزارش کرد که مشکلات اصطکاک و سایش پروتزهای با سر بزرگ در پروتزهای «فلز روی فلز» MoM[2] با سرهای بزرگ بسیار واضح و رایج شده است و به‌طور فزاینده‌ای بر روی محل اتصال تیپری متمرکز شده است[۱٤،۱۵]. اما اخیراً تیپر به‌عنوان کانون توجه سرهای فلزی بزرگ مدولار برای آرتروپلاستی هیپ به وجود آمده است، البته این سرهای بزرگ به علت توانایی‌هایشان برای کاهش خطر ابتلا به دررفتگی، که دومین عارضهٔ عمده در تعویض مفصل لگن می‌باشد، بیشتر مورد استقبال گرفته است[۲۰-۱٦].

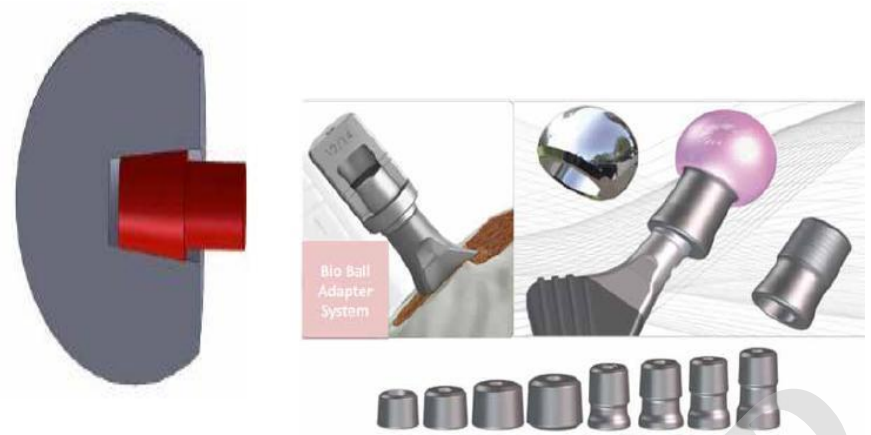
به‌دلیل توجه عمومی به این واقعیت که بقایای ریز و براده‌ای فلزی تولید شده توسط سایش و خوردگی، به طور ناگهانی و مستقیم، با علائم بالینی و محیط سیال و بیولوژیک بدن که در بسیاری از موارد منجر به عمل مجدد می‌شود، مرتبط است، این خطر و تهدید جدی بیش از پیش مورد توجه قرار گرفت. این موضوع بعد از سال ۲۰۰۵ شروع شد و برای اولین بار در مورد پروتزهای نوع resurfacing مورد توجه قرار گرفت. تعداد مقالات مربوط به مسئله تیپروسیس از تعداد کل مقالات بین سال‌های ۱۹۸۸ تا ۲۰۰۹ (۲۱ سال)، ۵۷ مقاله بوده است، ولی در بین سال‌های ۲۰۱۰ تا ۲۰۱٤ (٤ سال) این تعداد به ۸۷ مقاله رسید[۲۵-۲۱]. در این مقاله با بررسی کامل و همه جانبهٔ این خطر، به آگاه‌سازی در بارهٔ این پدیده به عنوان یک فاجعه در عمل‌های تعویض مفصل لگن می‌پردازیم.

اهمیت فرآیند فرسایش و خوردگی در ایمپلنت‌ها

تنش‌های متغیری روی یک اتصال مخروطی «سر فمور پروتز» به گردن وجود دارند درنتیجه، اتصالات مخروطی مدولار می‌توانند سایش یافته[3] و یا خورده شوند[4] و همین‌طور، ذرات، یون‌های فلزی و دیگر محصولات خوردگی را تولید کنند. سایش، آسیبی سطحی است که ناشی از واکنش مکانیکی در اثر تماس دو سطح با هم می‌باشد و منجر به تولید ذرات ساییده می‌گردد. تعریف بین‌المللی و استاندارد از خوردگی عبارت

1. National Joint Registries
2. Metal on Metal
3. Wear
4. Corrosion

Archive of SID
www.SID.ir

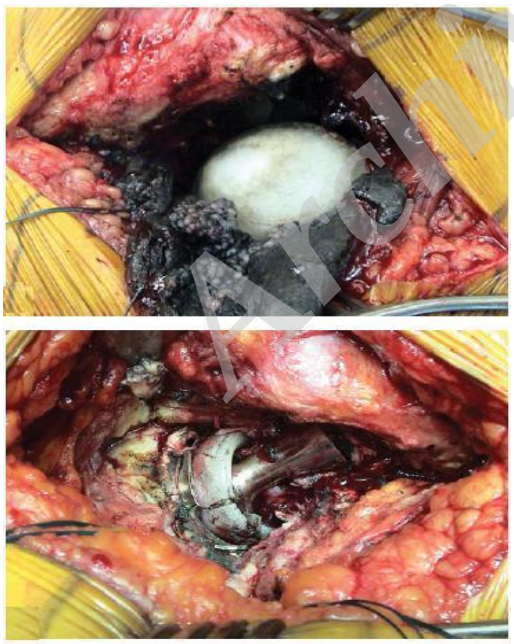


شکل ۱- نمونه‌های ناحیهٔ تماس مخروطی استم با هد (نواحی تیپری) به‌صورت شماتیک

است از واکنش فیزیوشیمیایی بین یک فلز و محیط آن که منجر به تغییر خصوصیات فلز می‌شود و اغلب می‌تواند به اختلال عملکرد فلز، محیط یا سیستم دربرگیرنده آنها بیانجامد. واکنش عمده‌ای که در طی خوردگی رخ می‌دهد، از دست‌دادن الکترون‌های اتم فلز و تشکیل یون‌های فلزی آزاد به‌صورت محلول است که می‌توانند از سطح فلز جابه‌جا شده یا به تشکیل اکسیدهای فلز، کلریدهای فلز یا ترکیبات آلی فلزی منجر شوند. این محصولات می‌توانند قابل حل باشند یا به‌صورت جامد رسوب کنند[۲۶،۲۷].

مشاهدات فیزیکی اولیه نشان داده‌اند که خوردگی شیاری و حفره‌ای، بعد از خوردگی یکنواخت، از اهمیت بیشتری برخوردارند. خوردگی‌هایی از این دست، وقتی کشف می‌شوند که دردهای مزمن و کاملاً موضعی در محل عمل، گزارش می‌شوند. البته این نوع خوردگی ممکن است بدون ایجاد هیچ‌گونه دردی نیز رخ دهد؛ کما اینکه مشاهدات بسیاری که در هنگام خارج کردن ایمپلنت به عمل آمده و حاکی از تغییر رنگ بافت مجاور ایمپلنت در اثر خوردگی گالوانیک است، این مطلب را تأیید می‌کند. خوردگی گالوانیکی ظاهری سوخته یا سیاه در سطوح تماس برجای می‌گذارد[۲۸-۳۳].

یک حالت جامد از خوردگی فرسایشی ممکن است در فصل مشترک‌ها رخ دهد. حرکت نسبی و کوچک ممکن است به جدا شدن فیزیکی ماده از سطح فلز[1] یا نوعی سایش بیانجامد. این امر ممکن است باعث از بین‌رفتن لایهٔ غیرفعال و تسریع خوردگی به روشی مشابه خوردگی فرسایشی شود. تمایز قائل شدن بین این حالت و سایش (wear) کار دشواری است. این خوردگی، خوردگی سایشی[2] نامیده می‌شود که بسیار شایع و مستعد در ایجاد پدیدهٔ تیپروسیس است[۳۴].



شکل۲- نمونه‌ای از خوردگی گالوانیکی ایجاد شده در عمل تعویض مفصل ران

1. Fretting
2. Fretting Corrosion

Archive of SID
www.SID.ir

در حالت کلی، نقش و اهمیت انواع خوردگی‌های مؤثر در پروتزهای تعویض مفصل لگن باید به‌عنوان یک چالش شناخته شود و تحت کنترل قرار گیرد[۳۵].

متغیرهای طراحی بر سرعت خوردگی

اثر خوردگی شیاری Crevice Corrosion

خوردگی شیاری یکی از انواع خوردگی‌ها است که به جزئیات ساختاری قطعات بستگی دارد. اولین و اساسی‌ترین شرط برای وقوع این خوردگی وجود یک شیار باریک، یا یک ترک عمیق در سطح یا بین دو جزء یک قطعه است. این خوردگی در بین شیارها، به خصوص محل اتصال اجزای ایمپلنت‌ها ایجاد می‌شود و به سرعت پیشرفت می‌کند. خوردگی شیاری باعث لق شدن محل اتصالات و دردهای شدید و حتی شکستگی می‌شود[۳۶,۳۷].

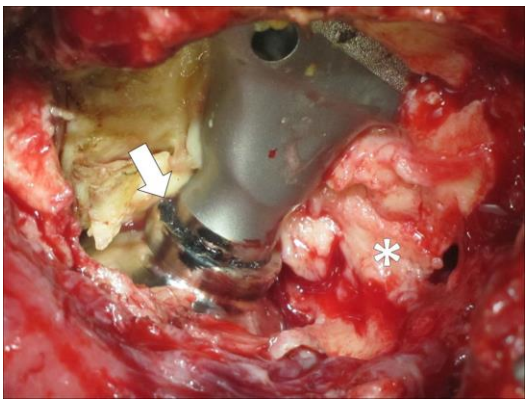
غلظتی از اکسیژن و اسیدی شدن درون شیار ایجاد می‌شود و سریعاً پیشرفت می‌کند. خوردگی شیاری باعث لق شدن محل اتصالات و دردهای شدید و حتی شکستگی می‌شود[۳۶,۳۷].

خوردگی سایشی Fretting Corrosion

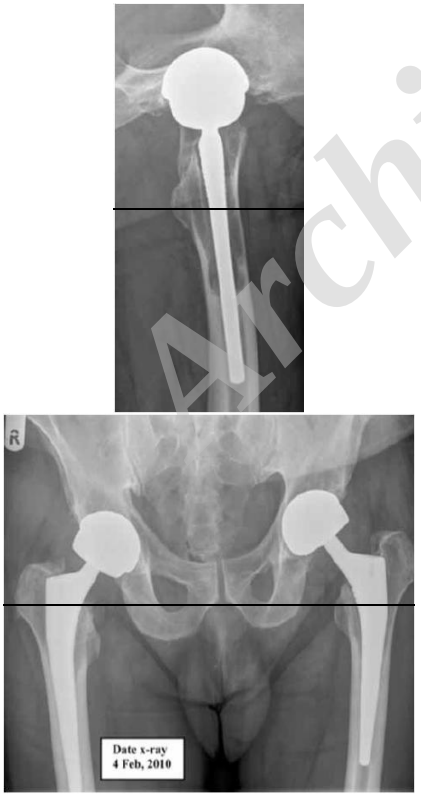
این خوردگی علاوه بر خراب کردن ایمپلنت‌ها، باعث تشدید خوردگی‌های تنشی، خستگی و حفره‌ای می‌شود و بیشتر بر روی زانوها، آرنج‌های مصنوعی، پروتزهای لگن و در کل، پروتزهای متحرک و ایمپلنت‌های موقتی که تحت تنش‌های بالایی بوده‌اند، مشاهده شده است.

علی‌رغم امکان بالای شیوع انواع خوردگی در ایمپلنت‌ها، **در دراز مدت**، سرعت تخریب ساختاری یا عملکردی در اثر خوردگی بسیار پایین و ناچیز است. اما چرا یک ایمپلنت یا وسیلهٔ خاص، برای ۹۹ بیمار به خوبی عمل می‌کند ولی در صدمین بیمار مشکلاتی ایجاد می‌کند؟ پاسخ به این سؤال چندان ساده نیست. در این مورد علاوه بر تمام عوامل بیولوژیکی مؤثر در سلامتی یا بیماری انسان، باید متغیرهای مهندسی طراحی را نیز در نظر بگیریم[۳۸-۴۴].

شکل ۳- خوردگی در نواحی تیپری استم‌ها



شکل ٤- محل رخداد پدیدهٔ تیپروسیس



شکل ۵- خوردگی شیاری که باعث شل شدن استم می شود

Archive of SID
www.SID.ir

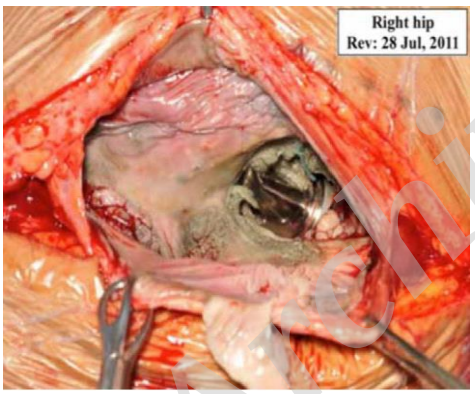
مسائل اولیه مربوط به تیپروسیس

در تلاش برای افزایش دامنهٔ حرکتی بیمار و کاهش دررفتگی‌ها، استفاده از سرهای با قطر بزرگتر از ۳۲ میلی‌متر به شدت در دههٔ گذشته افزایش یافته است و بسیاری از آنها با قرارگیری فلز روی فلز مرتبط بوده‌اند؛ اما امروزه، حامل‌های فلز روی فلز به ندرت در عمل توتال هیپ استفاده می‌شوند و همگی با لاینرهای پلی‌اتیلنی به کارمی‌روند. در حال حاضر، تکنولوژی‌های جدید به سمت کاهش ابعاد گردن استم فمور و تیپرهای کوچک‌تر سوق یافته است که می‌توانند گسترهٔ بهبود را نیز افزایش دهند. کاهش ابعاد گردن استم و تیپر نیز سبب کاهش ایجاد نیروهای خمشی می‌شود که این خود با افزایش سایش و خوردگی منجر به تیپروسیس مرتبط است[۴۵,۴۶].

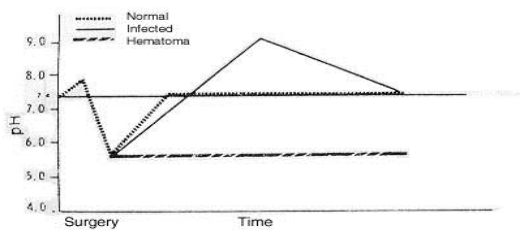
لانگتون و همکارانش، سایش و خوردگی خطی و حجمی محل اتصال تیپری را در سرهایی با قطر $36\ mm \geq$، با استفاده از یک وسیلهٔ اندازه‌گیری مختصات برآورد کردند. آهنگ فرسایش و توزیع تخریب ماده از سطوح مخروطی، ظاهراً نشان داد که عامل اصلی در آسیب‌های تیپروسیس، افزایش بازوی اهرم افقی از سرهایی با قطر بزرگ‌تر است که روی محل اتصال مخروطی اعمال می‌شوند. نقش متغیرهای تولید نظیر طراحی‌های تیپر و مهندسی سطح هنوز مورد بحث هستند[۴۷].

در طول دههٔ گذشته، توجه‌ها به سمت جراحی با رویکرد برش کوچک‌تر و تهاجم کمتر وجود داشته است. باید متوجه بود که یک برش کوچکتر می‌تواند جاگذاری گردن‌های مدولار به‌خصوص با سرهای با قطر بزرگتر را به چالش کشاند. عوامل تأثیرگذار دیگر عبارتند از: افزایش وزن متوسط بیمار، بیماران جوان‌تر و فعال‌تر و افزایش اجتناب‌ناپذیر تجمع تنش‌ها در ناحیهٔ مخروطی. درنتیجه می‌توان به‌طور قابل‌توجهی شاهد افزایش سایش، خوردگی و پدیدهٔ تیپروسیس از نظر کلینیکی در استم‌هایی بود که در طی ده سال گذشته ایمپلنت شده‌اند[۴۷-۵۰].

شکل ٦- خوردگی سایشی در ناحیه تیپری و ایجاد پدیده تیپروسیس

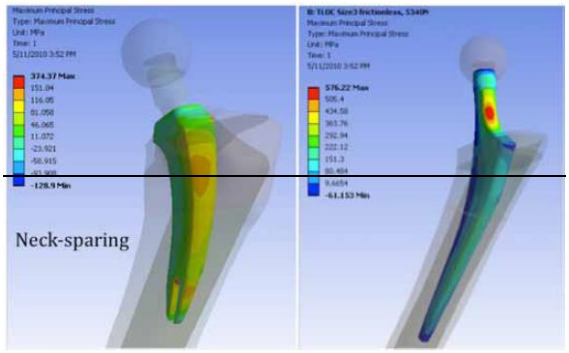


شکل ۷- خارج سازی پروتزهای تعویض مفصل ران به دلیل ایجاد خوردگی مخصوصاً در ناحیه تیپری

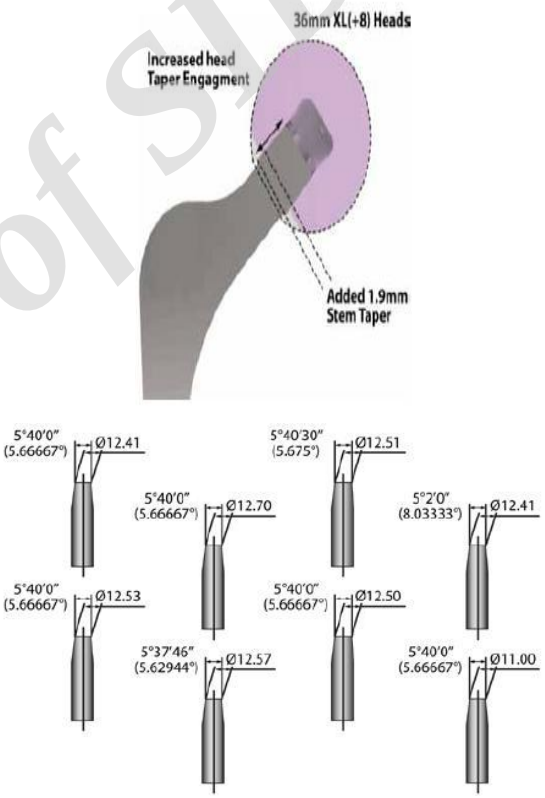


شکل ۸- تغییرات pH در موضع جراحی در طی ترمیم زخم

Archive of SID
www.SID.ir



شکل ۹- طراحی استم‌ها با سیستم طراحی کامپیوتری که بارگذاری در ناحیه تیپری را نشان می‌دهد



شکل ۱۰- طراحی‌های مختلف نواحی تیپری گردن استم و نقش افزایش سایز سر در درگیری بیشتر با ناحیه تیپری[۶۰].

بیماران و روش‌ها بر مبنای مشاهدات بالینی

ایدهٔ احتمال وقوع خوردگی در ناحیهٔ تیپر سر با گردن، در پروسهٔ تعویض کامل مفصل لگن، برای اولین بار در اوایل دههٔ ۱۹۸۰ مطرح شد و پس از آن، خوردگی مکانیکی تیپرها به شکل ترکیبی از فرسایش و خوردگی عنوان شد. از آن زمان، گزارش‌های متعددی در زمینه خوردگی سطح مشترک این نوع تیپر، در مطالعات بازیابی انجام شده و به ثبت رسیده بود. با این وجود، همچنان، نگرانی‌هایی در زمینهٔ فرسایش و خوردگی تیپرهای مدولار وجود دارد، چون امکان تولید باقیمانده‌ها، ذرات محلولی، مهاجرت موضعی و سیستماتیک وجود دارد[۵۵-۵۱].

در این قسمت، مطالعات انجام شده در این زمینه از گذشته تا تحقیقات اخیر، مورد بررسی قرار می‌گیرد. کالیر[1] ۱۹۹۱[۲۲]، خوردگی بین سر کبالت کروم و استم تیتانیوم را مورد بررسی قرار داد و معلوم شد در ۵۷٪ قطعات آنالیز شدهٔ تعویض مفصل لگن (۳۰ قطعه ایمپلنت شده در ۰/۵تا ۶۷ ماه) یون‌های فلزی ایجاد شده و در ادامه باعث افزایش خوردگی ناحیهٔ اتصال گردن استم با هد شده بود. ماتیزن[2] در سال ۱۹۹۱[۲۳]، ۹ بیمار مبتلا به نکروز هیپ که بعد از عمل به خاطر آزاد شدن ذرات فلزی، کارشان به عمل مجدد کشیده شده بود را مورد بررسی قرار داد. علت این موضوع، خوردگی در ناحیه گردن بر روی ناحیه مخروطی بین سر و استم مطرح شد. کالیر در سال ۱۹۹۲[۲۵]، ۲۵۰ ایمپلنت خارج شده را آنالیز کرد و به این نتیجه رسید که مشکلات ناشی از خوردگی باید از طریق طراحی‌های جدیدتر بهبود یابد به طوری که در ناحیه تماس هد با استم حداقل اصطکاک ایجاد شود. خوردگی مشکلی است که باید از طریق بهبود طراحی و کاهش مقاومت به ناحیه مخروطی از آن جلوگیری شود. کالیر در سال ۱۹۹۲[۲۵]، محل اتصال سر ۲۳۰ ایمپلنت را بررسی کرد. در ۵۰٪ اتصالات بدون وجود خوردگی، جنس دو فلز یکی بود و در مقایسه با جنس فلزات مختلف، خوردگی از نوع گالوانیک به‌عنوان علت در نظرگرفته شد. گیلبرت در سال ۱۹۹۳[۲۶]، محل اتصال سر مدولار ۱۴۸ مورد استم خارج شده را بررسی کرد. خوردگی به‌طور چشمگیری با طول مدت ایمپلنت شده در بدن افزایش یافته بود. افزایش این نوع خوردگی که بیشتر از نوع سایشی و خوردگی شیاری است باعث شل شدن و در نهایت منجر به خروج ایمپلنت می‌شود و یا باعث انباشته شدن یون‌های فلزی در بافت می‌شود. بهبود طراحی به‌منظور جلوگیری از حرکات بسیار کوچک

1. Collier
2. Mathiesen

Archive of SID
www.SID.ir

micro motion باید مورد توجه قرار بگیرد. کوک[1] در سال ۱۹۹٤[۲۹]، محل اتصال سر مدولار ۱۰۸ مورد خارج شده استم را بررسی کرد. به‌طور واضح درصد بیشتری از خوردگی‌ها بعد از حدود ۲ سال دیده شد. عمدهٔ خوردگی‌ها از نوع تنشی و خستگی بوده است. استم‌های با خوردگی کمتر، احتمالاً باعث رشد استخوان در سطح خود شده بودند. براوون[2] در سال ۱۹۹۵[۳۱]، محل اتصال سر مدولار ۷۹ استم را بررسی کرد. نتایج کوتاه‌مدت، هیچ‌گونه افزایشی در مشکلات خوردگی با فلزات آلیاژی را نشان نداد. براون معتقد است، طراحی باید قدرت اتصال ناحیهٔ تیپری را افزایش دهد و در نتیجه منجر به کاهش خوردگی سایشی شود. کالیر در سال ۱۹۹۵[۳۳]، مجموع ۷۳۱ اتصال استم مدولار با هد آنها را آنالیز کرد. در بررسی در تولید کنندگان مختلف، خوردگی از نوع شیاری در ناحیه تیپری اتصال سر با استم مدولار به‌عنوان عامل اصلی شناخته شد. بسته به طراحی‌ها و آلیاژهای مختلف مواد، خوردگی در ۷٪ تا بیش از ۳۰٪ نمونه‌ها دیده شد.

شکل ۱۱- تیپروسیس به طور کاملاً مشهود در فصل مشترک ناحیهٔ اتصال هد با استم دیده می‌شود

گلدبرگ[3] در سال ۲۰۰۲[۳٤]، ۲۳۱ مجموعهٔ اتصالات استم مدولار با هد را مورد بررسی قرار داد. عنوان شد خوردگی در فلزات با ترکیبات مختلف و در تنش‌های مکانیکی بیشتر، افزایش می‌یابد. قطر مخروط بزرگ‌تر به‌عنوان یک احتمال برای کاهش خوردگی سایش شناسایی شده است، چرا که تنش مکانیکی پخش می‌شود؛ اما قطعاً در طراحی ناحیهٔ تیپری نیز محدودیت‌هایی وجود دارد که اجازهٔ قطرهای بزرگ را نمی‌دهد. جونز[4] در سال ۲۰۰۱[۳۵]، شکستگی فیکساتورهای داخلی را بررسی کرد. سایش فلزی به‌عنوان عامل استئولیزیس و ایجاد کنندهٔ واکنش با بافت نرم نشان داده شد. وایندلر[5] درسال ۲۰۰۳[٤۹]، ۱۵۵ تیپر ۱٤/۱۲ با سرهای (کبالت- کروم) Cr-Co را بررسی کرد. بعد از ٤ سال، حدود ۵۰ درصد از پروتزهای سر، آثار خوردگی سایشی را به طور مشهودی نشان دادند. هیچ اثری بر روی طول گردن دیده نشد. مشاهدات تا حدی شبیه به نتایج تجربیات آزمایشگاهی بود.

خلاصهٔ مطالعات انجام شده:

تقریباً همه مطالعات گزارش کرده‌اند که خوردگی در محل اتصال ناحیهٔ تیپری (تیپروسیس) با اثرات مخربی چون ایجاد خوردگی‌هایی از نوع سایشی، شیاری، تنشی و خستگی، شل شدن ایمپلنت، رهایش ذرات یونی و مشکلات ناشی از جنس مواد و آلیاژهای آن با بافت اطراف می‌باشد. تقریباً همه نتیجه‌گیری‌ها، متکی به توجه به بهبود طراحی و به حداقل واکنش رسیدن و عوارض بیولوژیکی پروتز با بافت است.

شکل ۱۲- تیپروسیس در آنالیزهای استم‌های خارج شده در دو ناحیهٔ اتصال در گردن و سر بسیار چشمگیر و خطرناک گزارش شده است.

1. Cook
2. Brown
3. Goldberg
4. Jones
5. Windler

Archive of SID
www.SID.ir

بحث

با افزایش طول سر، فاصلهٔ بین ناحیهٔ درگیر تیپر و مرکز سر افزایش می‌یابد. با این افزایش فاصله، مؤلفهٔ نیروی به کاررفته از طریق مرکز سر در ناحیهٔ درگیر شده افزایش می‌یابد و این وضعیت منجر به افزایش گشتاور سر با گردن می‌شود و در نتیجه با میزان فرسایش و خوردگی بیشتر درناحیهٔ اتصال سر با گردن همراه است.

به منظور تفکیک تفاوت‌های نواحی مختلف پروتز استم در میزان فرسایش و خوردگی، نواحی مختلف مورد آنالیز قرار گرفتند، که نتیجه بررسی‌ها نشان دهندهٔ افزایش میزان سایش در ناحیهٔ مرکزی تیپر بود. دلیل افزایش میزان فرسایش در ناحیهٔ مرکزی تیپر، وجود حداکثر ناحیهٔ تماس بین سر و تیپر استم است. مکانیسم موجود در این زمینه، ورود مایع، بارگیری مکانیکی و تأثیرات شکل هندسی موجود در این قسمت است که منجر به شکل‌گیری محیط خورندهٔ مخربی می‌شود.

همچنین تأثیر آفست استم بر میزان فرسایش و خوردگی مشهود است، در سرهای ساخته شده از جنس کبالت-کروم، استم‌های با میزان آفست زیاد، با میزان فرسایش کلی بیشتری همراه بودند. با توجه به طول بیشتر گردن استم‌های با آفست زیاد، در مقایسه با استم‌های با آفست استاندارد، آفست بیشتر، باعث شکل‌گیری بازوی گشتاور بلندتری برای ابداکتورهای هیپ می‌شود و بدین ترتیب نیروی واکنشی بیشتری در محل مفصل ایجاد می‌شود. این وضعیت نیروهای اعمال کننده نسبتاً بیشتری را در سطح مشترک تیپر گردن استم با سر به وجود می‌آورد و در نتیجه میزان خوردگی و سایش افزایش می‌یابد[۵۶,۵۷].

همچنین، در مطالعه‌ای نشان داده شد که با افزایش زمان پروسهٔ قرار دادن ایمپلنت در بدن بیمار، آسیب ناشی از خوردگی افزایش می‌یابد که به‌علت افزایش احتمال لایهٔ اکسیدی است. بررسی‌های قبلی در این زمینه نیز نتایج مشابهی را به همراه داشته‌اند، به‌طوری که در این مطالعات نیز با افزایش زمان ایمپلنت‌گذاری، فرسایش و خوردگی بیشتری رخ داده است. فرسایش، خیلی زود با خوردگی همراه می‌شود، که این رخداد از طریق خوردگی شکافی به کمک عوامل مکانیکی قابل توجیه است. بار مکانیکی می‌تواند تنش‌های برشی ایجاد کند، این تنش‌ها به فرسایش سطوح مشترک تیپر، شکستگی لایهٔ اکسیدی غیرفعال و خوردگی شکافی منتهی می‌شوند. به‌همین دلیل فرسایش و خوردگی اغلب با هم اتفاق می‌افتند.

اهمیت بالینی تیپروزیس هنوز ناشناخته باقی مانده است. ALTR[1] ها (واکنش های جانبی نامطلوب بافت موضعی اطراف ایمپلنت که در نتیجه خوردگی رخ می دهد) نتیجهٔ باقی‌مانده‌های تولید شده در سطوح تماس در محل اتصال سر با گردن هستند. معلوم شد که در بیشتر موارد توتال هیپ فلز روی فلز، سایش در سطح تماس سر و تیپر ایجاد شده و در بعضی موارد سایش ناشی از تیپر، بیشتر از حجم سایش حاصل از سطح برخورد با سر بوده است. البته نقش دقیق تیپروزیس در واکنش‌های تخریبی مشاهده شده در بافت موضعی مشخص نیست و نیازمند بررسی بیشتری است[۵۷-۶۰].

نتیجه‌گیری

صرفنظر از مشخصه‌های بیمار، متغیرهایی در ایمپلنت وجود دارند که ممکن است فرسایش و خوردگی را تحت تأثیر قرار دهند. این متغیرها شامل طراحی تیپر، اندازه و طول سر هستند. تا به امروز، طراحی و ساخت تیپر استانداردسازی نشده است. در حال حاضر، تعداد زیادی طرح تیپر سر- گردن وجود دارند که مورد استفاده قرار می‌گیرند. شواهد به‌دست‌آمده از نمونه‌های بازسازی شده نشان می‌دهند که اندازهٔ سر ممکن است باعث افزایش خوردگی تیپر سر-گردن شود، به‌طوری‌که سرهای بزرگتر (یعنی ۳۶ و ۴۰ میلی‌متری) نسبت به سرهای کوچکتر (یعنی ۳۲ و ۲۸ میلی‌متری) خوردگی بیشتری ایجاد می‌کنند.

هنگامی که ایمپلنت‌های فلزی به درون بدن وارد شوند، بر اثر تماس با مایعات بدن وجود خوردگی تقریباً اجتناب‌ناپذیر است، به‌خصوص در دو طرف اتصالی که در آن حرکت نسبی وجود دارد و یا در شکاف‌ها، شیارها و بین فلزات مختلف خوردگی ممکن است رخ دهد. به همین دلیل تقریباً همه

1. Adverse local tissue reaction

Archive of SID
www.SID.ir

ایمپلنت‌های قرار گرفته در بدن، بعد از یک مدت‌زمان طولانی، آثار خوردگی نشان می‌دهند. ارزیابی میزان خوردگی دشوار است و معمولاً از نظر کیفی (ارزیابی تصویری) و یا از طریق اندازه‌گیری غلظت یون در مایعات صورت می‌گیرد. باید اشاره کرد که بسیاری از مطالعات صرفاً به بهبود طراحی و روش‌های ساخت می‌پردازد، اما هیچ مقاله‌ای در مورد چگونگی بهبود ساخت وجود ندارد. ابعاد ابتدایی مشکلات تیپر تا قرن ۲۱ احتمالاً وابسته به قطر سرها نیز بوده است. کاهش قطر مخروط (از ۱۴/۱۶ به ۱۲/۱۴) و همچنین کاهش طول تیپر (مخروط) از ۲ سانتی‌متر تا زیر ۱ سانتی‌متر برای گسترش دامنهٔ حرکت بدون به‌دنبال داشتن مشکلات جدید انجام شد. ۳ پارامتر قطر تیپر، طول تیپر و قطر سر، بسیار تأثیرگذار بوده‌اند و در ایجاد اصطکاک، خوردگی و سایش پروتزهای تعویض مفصل ران اثرگذار است. در مرحلهٔ بعدی، مزایای بزرگ سر مدولار در تعویض مفصل ران را نباید به طور کلی با موضوع اتصال مخروط به خطر انداخت. «فاجعهٔ تیپروسیس» نشان داده که به راحتی نمی‌توان با تغییر طراحی ایمپلنت مشکل را حل کرد و حل یک مشکل با ایجاد یک مشکل بزرگتر و جدید همراه است. در آینده تمرکز اصلی بهتر است بر روی شناسایی گام به گام پدیده تیپروسیس و همچنین خلاقیت و نوآوری در طراحی و ساخت جهت حل این مشکل قرار گیرد تا نهایتا منجر به کنترل نواحی مستعد خوردگی شود.

References

1. Hozack WJ, Mesa JJ, Rothman RH. Head-neck modularity for total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 1996;11:397–399.

2. Barrack RL, Burke DW, Cook SD, Skinner HB, Harris WH. Complications related to modularity of total hip components. *J Bone Joint Surg [Br]* 1993;75-B:688–692.

3. Buly RL, Hou MH, Salvati E, et al. Titanium wear debris in failed cemented total hip arthroplasty. An analysis of 71 cases. *J Arthroplasty.* 1992;7(3):315-23.

4. Comparison of clinical outcomes in total hip arthroplasty using rough and polished cemented stems with essentially the same geometry. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84–A:586–592.

5. Mathiesen EB, Lindgren JU, Blomgren GGA, Reinholt FP. Corrosion of modular hip prostheses. *J Bone Joint Surg [Br]* 1991;73-B:569–575.

6. McKellop HA, Sarmiento A, Brien W, Park SH. Interface corrosion of a modular head total hip prosthesis. *J Arthroplasty* 1992;7:291–294.

7. Garbuz DS, Tanzer M, Greidanus NV, Masri BA, Duncan CP. The John Charnley Award: metal-on-metal hip resurfacing versus large-diameter head metal-on-metal total hip arthroplasty: a randomized clinical trial. *Clin Orthop Relat Res* 2010;468:318– 325.

8. Langton DJ, Sidaginamale R, Lord JK, Nargol AVF, Joyce TJ. Taper junction failure in large-diameter metal-on-metal bearings. *Bone Joint Res* 2012;1:56–63.

9. Cooper HJ, Della Valle CJ, Berger RA, et al. Corrosion at the head-neck taper as a cause for adverse local tissue reactions after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg [Am]* 2012;94-A:1655–1661.

10. Beaulé PE, Kim PR, Hamdi A, Fazekas A. A prospective metal ion study of large head metal-on-metal bearing: a matched-pair analysis of hip resurfacing versus total hip replacement. *Orthop Clin North Am* 2011;42:251–257.

11. Grose A, Gonzalez A, Bullough P, et al. High failure rate of a modern, proximally roughened, cemented stem for total hip arthroplasty. *Int Orthop*. 2006;30(4):243–247.

12. Patel A, Bliss J, Calfee RP, et al. Modular femoral-sleeve junction failure after primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2009;24(7):1143-5.

13. Urban RM, Jacobs JJ, Gilbert JL, Galante JO. Migration of corrosion products from modular hip prostheses: particle microanalysis and histopathological findings. *J Bone Joint Surg [Am]* 1994;76-A:1345–1359.

14. Kurtz SM, Kocagöz SB, Hanzlik JA, et al. Do ceramic femoral heads reduce taper fretting corrosion in hip arthroplasty? A retrieval study. *Clin Orthop Relat Res* 2013;Epub.

15. Meneghini RM, Hallab NJ, Jacobs JJ. Evaluation and treatment of painful total hip arthroplasties with modular metal taper junctions. *Orthopedics* 2012;35:386–391.

16.Gilbert JL, Buckley CA, Jacobs JJ. In vivo corrosion of modular hip prosthesis components in mixed and similar metal combinations. The effect of crevice, stress, motion, and alloy coupling. *J Biomed Mater Res* 1993;27:1533–1544.

17. Berry DJ. Utility of modular implants in primary total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty* 2014;29:657-658.

18. Chana R, Esposito C, Campbell PA, et al. Mixing and matching causing taper wear: corrosion associated with pseudotumour formation. *J Bone Joint Surg Br* 2012;94:281.

19. Jacobs JJ, Gilbert JL, Urban RM. Corrosion of metal orthopaedic Implants. *J Bone Joint Surg Am.* 1998;80(2):268-282.

20. Pivec R, Meneghini M, Hozack W, et al. Modular Taper Junction Corrosion and failure: How to Approach

Archive of SID

www.SID.ir

a Recalled Total Hip Arthroplasty Implant. *J Arthroplasty.* 2014;29(1):1-6.

21. Nassutt R, Wimmer MA, Schneider E, Morlock MM. The influence of resting periods on friction in the artificial hip. *Clin Orthop Relat Res.* 2003;407:127-138.

22. Collier JP, Surprenant VA, Jensen RE, Mayor MB. Corrosion at the interface of cobalt-alloy heads on titanium-alloy stems. *Clin Orthop Relat Res.* 1991;(271):305-312.

23. Mathiesen EB, Lindgren JU, Blomgren GG, Reinholt FP. Corrosion of modular hip prostheses. *J Bone Joint Surg Br.*1991;73(4):569-575.

24. McKellop HA, Sarmiento A, Brien W, Park SH. Interface corrosion of a modular head total hip prosthesis. *J Arthroplasty.*1992;7(3):291-294.

25. Collier JP, Surprenant VA, Jensen RE, Mayor MB, Surprenant HP. Corrosion between the components of modular femoral hip prostheses. *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74(4):511-517.

26. Gilbert JL, Buckley CA, Jacobs JJ. In vivo corrosion of modular hip prosthesis components in mixed and similar metal combinations. The effect of crevice, stress, motion, and alloy coupling. *J Biomed Mater Res.* 1993;27(12):1533-1544.

27. Lieberman JR, Rimnac CM, Garvin KL, Klein RW, Salvati EA. An analysis of the head-neck taper interface in retrieved hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res*. 1994;(300):162-167.

28. Boggan RS, Lemons JE, Rigney ED. Clinical and laboratory investigations of fretting and corrosion of a three-component modular femoral stem design. *J Long Term Eff Med Implants.* 1994;4(4):177-191.

29. Cook SD, Barrack RL, Clemow AJ. Corrosion and wear at the modular interface of uncemented femoral stems. *J Bone Joint Surg Br.* 1994;76(1):68-72.

30. Urban RM, Jacobs JJ, Gilbert JL, Galante JO. Migration of corrosion products from modular hip prostheses. Particle microanalysis and histopathological findings. *J Bone Joint Surg Am.* 1994;76(9):1345-1359.

31. Brown SA, Flemming CA, Kawalec JS, et al. Fretting corrosion accelerates crevice corrosion of modular hip tapers. *J Appl Biomater.* 1995;6(1):19-26.

32. Jacobs JJ, Urban RM, Gilbert JL, et al. Local and distant products from modularity. *Clin Orthop Relat Res.* 1995;(319):94-105.

33. Collier JP, Mayor MB, Williams IR, Surprenant VA, Surprenant HP, Currier BH. The tradeoffs associated with modular hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* 1995;(311):91-101.

34. Goldberg JR, Gilbert JL, Jacobs JJ, Bauer TW, Paprosky W, Leurgans S. A multicenter retrieval study of the taper interfaces of modular hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* 2002;401:149-161.

35. Jones DM, Marsh JL, Nepola JV, et al. Focal osteolysis at the junctions of a modular stainless-steel femoral intramedullary nail. *J Bone Joint Surg Am*. 2001;83(4):537-548.

36. Schaaff P. The role of fretting damage in total hip arthroplasty with modular design hip joints -evaluation of retrieval studies and experimental simulation methods. *J Appl Biomater Biomech.* 2004;2(3):121-135.

37. Fricker DC, Shivanath R. Fretting corrosion studies of universal femoral head prostheses and cone taper spigots. *Biomaterials.* 1990;11(7):495-500.

38. Cook SD, Manley MT, Kester MA, Dong NG. Torsional resistance and wear of a modular sleeve-stem hip system. *Clin Mater.*1993;12(3):153-158.

39. Bobyn JD, Tanzer M, Krygier JJ, Dujovne AR, Brooks CE. Concerns with modularity in total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;(298):27-36.

40. Viceconti M, Ruggeri O, Toni A, Giunti A. Design-related fretting wear in modular neck hip prosthesis. *J Biomed Mater Res.* 1996;30(2):181-186.

41. Baleani M, Viceconti M, Walchholz K, Toni A. Metallic wear debris in dual modular hip arthroplasty. *Chir Organi Mov.* 1997;82(3):231-238.

42. Gilbert JL, Buckley CA, Jacobs JJ. In vivo corrosion of modularhip prosthesis components in mixed and similar metal combinations.The effect of crevice, stress, motion, and alloy coupling. *J Biomed Mater Res.* 1993;27(12):1533-1544.

40. Lieberman JR, Rimnac CM, Garvin KL, Klein RW, Salvati EA. An analysis of the head-neck taper interface in retrieved hip prostheses. *Clin Orthop Relat Res.* 1994;(300):162-167.

41. Boggan RS, Lemons JE, Rigney ED. Clinical and laboratory investigations of fretting and corrosion of a three-component modular femoral stem design. *J Long Term Eff Med Implants.*1994;4(4):177-191.

42. Langton DJ, Jameson SS, Joyce TJ, Hallab NJ, Natu S, Nargol AV. Early failure of metal-on-metal bearings in hip resurfacing and large-diameter total hip replacement: A consequence of excess wear. *J Bone Joint Surg Br.* 2010;92(1):38-46.

43. Innman M, Gotterbarm T, et al. Minimum ten-year results of a 28-mm metal-on-metal bearing in cementless total hip arthroplasty in patients fifty years of age and younger. *International Orthopaedics* May 2014, Volume 38, Issue 5, pp 929-934

44. Chana R, Esposito C, Campbell PA, et al. Mixing and matching causing taper wear: corrosion associated with pseudotumour formation. *J Bone Joint Surg Br* 2012;94:281.

45. Woolson ST, Pottorff GT. Disassembly of a modular femoral prosthesis after dislocation of the femoral component: A case report. *J Bone Joint Surg Am* 1990;72:624-625.

46. Srinivasan A, Jung E, Levine BR. Modularity of the femoral component in total hip arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg* 2012;20:214-22.

47. Kop AM, Keogh C, Swarts E. Proximal component modularity in THA at what cost? An implant retrieval study. *Clin Orthop Relat Res* 2012;470:1885-94.

48. Karaismailoglu TN, Tomak Y, Gulman B. Late detachment modular femoral component after primary total hip replacement. *Arch Orthop Trauma Surg* 2001;121:481–2.

Archive of SID

www.SID.ir

49. Chu CM, Wang SJ, Lin LC. Dissociation of modular total hip arthroplasty at the femoral head-neck interface after loosening of the acetabular shell following hip dislocation. *J Arthroplasty*. 2001;16:806-809.
50. Talmo CT, Sharp KG, Malinowska M, Bono JV, Ward DM, LaReau J: Spontaneous modular femoral head dissociation complicating total hip arthroplasty. *Orthopaedics*. 2014;37:e592-5.
54. Chu Y, Elias JJ, Duda GN, Frassica FJ, Chao EY. Stress and micromotion in the taper lock joint of a modular segmental bone replacement prosthesis. *J Biomech*. 2000;33(9):1175-1179.
55. Schramm M, Wirtz DC, Holzwarth U, Pitto RP. The Morse taper junction in modular revision hip replacement a biomechanical and retrieval analysis. *Biomed Tech (Berl).* 2000;45(4): 105-109.
56. Bishop NE, Waldow F, Morlock MM. Friction moments of large metal-on-metal hip joint bearings and other modern designs. *Med Eng Phys.* 2008;30(8):1057-1064.
57. Jauch SY, Huber G, Sellenschloh K, et al. Micromotions at the taper interface between stem and neck adapter of a bimodular hip prosthesis during activities of daily living. *J Orthop Res.* 2013;31(8):1165-1171.
58. Cooper HJ, Della Valle CJ, Berger RA, et al. Corrosion at the head-neck taper as a cause for adverse local tissue reactions after total hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2012;94(18):1655-1661.
59. Learmonth ID, Young C, Rorabeck C. The operation of the century: total hip replacement. *Lancet.* 2007;370(9597):1508-1519.
60. McTighe T, Brazil D, Clarke I, et al. Metallic Modular Taper Junctions in Total Hip Arthroplasty. *Reconstructive Review*,2015;5(2):29-42.
61. Malchau H, Bragdon CR, Muratoglu OK. The stepwise introduction of innovation into orthopedic surgery: the next level of dilemmas. *J Arthroplasty.* 2011;26(6):825-831.

Archive of SID

www.SID.ir