

A review of tribological performance of implants and metallic objects used in the body and the coating techniques employed to improve their wear resistance

Razieh Chaharmahali¹, *Meisam Nouri², Arash Fattah-alhosseini³

1- M.Sc., Department of materials engineering, Faculty of engineering, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

2- Assistant Professor, Department of materials engineering, Faculty of engineering, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

3- Professor, Department of materials engineering, Faculty of engineering, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

Citation: Chaharmahali R, Nouri M, Fattah-alhosseini A. A review of tribological performance of implants and metallic objects used in the body and the coating techniques employed to improve their wear resistance. Metallurgical Engineering 2021; 24(2): 145-163 <http://dx.doi.org/10.22076/ME.2022.542837.1335>

 <http://dx.doi.org/10.22076/ME.2022.542837.1335>

ABSTRACT

Metallic alloys are utilized widely as implants and bio-tools due to their prominent mechanical properties. They can be used as endoprostheses, dental implants, cardiovascular devices parts, and surgery tools. The working conditions and the environmental characteristics of the body cause the implants to be exposed to various types of wear. Abrasion is a critical factor in controlling the life cycle of the implant and the metallic parts used in the body and many of these objects fail to function properly due to abrasion phenomena. Moreover, the fine particles produced due to abrasion can actively produce inflammation and loosening at the interface between the implant and the host tissue. In this paper, various metallic alloys that are used as implants and the bio-tools and their corresponding wear mechanisms have been reviewed, comprehensively. Moreover, the coating techniques that enhance the tribological performance of the objects and implants have been studied and their advantages and disadvantages have been discussed.

Keywords: Metallic implants, Failure, Tribology, Wear, Coating.

Received: 14 November 2021

Accepted: 8 May 2022

■ ■
* *Corresponding Author:*

Meisam Nouri, PhD

Address: Department of materials engineering, Faculty of engineering, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran.

Tel: +98 (81) 38292505

E-mail: m.nouri@basu.ac.ir

مروری بر عملکرد تریبولوژیکی کاشتنی‌ها و قطعه‌های فلزی مورد استفاده در بدن و راه کارهای بهبود مقاومت به سایش آن‌ها با استفاده از روش‌های پوشش‌دهی

راضیه چهارمحالی^۱، میثم نوری^۲، آرش فتاح‌الحسینی^۳

۱- کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مواد، دانشکده مهندسی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

۲- استادیار، گروه مهندسی مواد، دانشکده مهندسی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

۳- استاد، گروه مهندسی مواد، دانشکده مهندسی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

چکیده

آلیاژهای فلزی به دلیل دارا بودن خواص مکانیکی مناسب، کاربردهای گسترده‌ای به‌عنوان کاشتنی و ابزارهای مورد استفاده در بدن دارند. این آلیاژها در کاربردهایی چون ترمیم و تعویض مفاصل اسکلتی انسان، دندان پزشکی، دستگاه‌های قلبی و عروقی و جراحی استفاده می‌شوند. شرایط کاری این قطعه‌ها و محیط بدن موجب می‌شود این کاشتنی‌ها در معرض انواع مختلف سایش قرار گیرند. سایش یکی از عوامل اصلی کنترل‌کننده عمر کاشتنی و قطعه‌های فلزی مورد استفاده در بدن است و بسیاری از آن‌ها به‌دلیل پدیده‌های سایشی پس از مدتی توانایی عملکرد مناسب خود را از دست می‌دهند. به‌علاوه، ذرات تولیدشده در اثر سایش می‌توانند موجب التهاب و سست شدن فصل مشترک بین کاشتنی و بافت میزبان شوند. در مقاله حاضر، انواع آلیاژهای فلزی مورد استفاده به‌عنوان کاشتنی و ابزارهای مورد استفاده در بدن و سازوکارهای سایشی که با آن‌ها مواجه هستند، مورد بررسی قرار گرفته است. در ادامه، روش‌های پوشش‌دهی که می‌توانند به‌منظور افزایش مقاومت به سایش قطعه‌ها و کاشتنی‌ها مورد استفاده قرار بگیرند، بررسی شده و مزیت‌ها و عیب‌های هر یک بیان شده است. با توجه به در دسترس نبودن مطالعه جامع در این حوزه به زبان فارسی، این مقاله می‌تواند مورد استفاده پژوهشگران و فعالان حوزه‌های ایمپلنت‌ها، بیوتریبولوژی و برهم‌کنش بین کاشتنی‌ها و بدن قرار بگیرد.

واژه‌های کلیدی: کاشتنی‌های فلزی، سایش، تریبولوژی، پوشش‌دهی.

دریافت: ۱۴۰۰/۰۸/۲۳ | پذیرش: ۱۴۰۱/۰۲/۱۸

۱. مقدمه

شانه، آرنج و انگشتان استفاده می‌شود زیرا جایگزین مناسبی برای عملکرد بافت‌های سخت در ارتوپدی هستند. همچنین در دندان پزشکی از فلزات برای ترمیم، سیم‌های ارتودنسی و کاشت دندان استفاده می‌شود (۵،۶).

از خواص مهم کاشتنی‌های فلزی می‌توان به استحکام و سازگاری زیستی بالا اشاره کرد. با توجه به اینکه کاشتنی‌ها در طول عمر خود باید در برابر حرکت نسبی و نیروهای اعمالی به آن‌ها مقاومت داشته باشند، مقاومت در برابر سایش یکی از نیازهای اساسی در کاشتنی‌ها است. واژه «بیوتریبولوژی»^۱ ابتدا توسط داوسون^۲ در سال ۱۹۷۰ به‌منظور تبیین جنبه‌های تریبولوژیکی مربوط به دستگاه‌های بیولوژیکی تعریف شد (۷).

به‌طور کلی کاشتنی‌ها به‌عنوان جایگزین در بافت‌های سخت یا برای حمایت از بافت‌های نرم استفاده می‌شوند (۱). ستون فقرات، مفصل ران و زانو قسمت‌هایی از بدن هستند که به دلیل بیماری‌های مختلف مانند پوکی استخوان، آرتروز یا آسیب مکانیکی، اغلب به کاشتنی‌ها نیاز دارند. کاشتنی‌های مصنوعی درد را کاهش داده و کیفیت زندگی بیماران را بهبود می‌بخشند. گستردگی و تنوع زیست مواد و کاربرد آن‌ها در علوم پزشکی باعث شده تا آن‌ها را به گروه‌های فلزی، پلیمری و سرامیکی دسته‌بندی کنند (۲-۴). در میان این مواد مورد استفاده، فلزات و آلیاژها به‌طور گسترده‌ای به‌عنوان مواد زیست پزشکی استفاده می‌شوند. از مواد فلزی معمولاً برای کاشت ارتوپدی، تثبیت‌کننده‌های استخوان، مفاصل مصنوعی و جایگزینی عملکرد مچ پا، زانو، مفصل ران، ستون فقرات،

1. Biotribology
2. Dowson

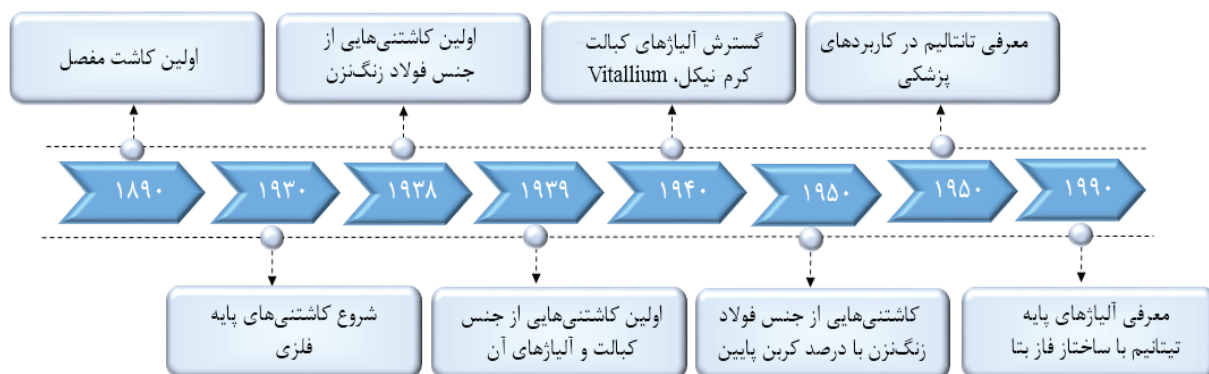
* نویسنده مسئول:

دکتر میثم نوری

نشانی: همدان، دانشگاه بوعلی سینا، دانشکده مهندسی، گروه مهندسی مواد.

تلفن: +۹۸ ۳۸۲۹۲۵۰۵ (۸۱)

پست الکترونیکی: m.nouri@basu.ac.ir



شکل ۱. روند تاریخی در توسعه کاشتنی‌های فلزی (۲۸).

با این حال، خواص تریبولوژیکی ضعیف برخی از فلزات و در نتیجه تخریب سطوح قطعات، استفاده از آن‌ها را به‌عنوان مواد زیستی ایده‌آل محدود کرده است (۸). از طرف دیگر ماهیت زیست خنثی فلزات موجب می‌شود که سرعت تشکیل استخوان جدید بر روی کاشتنی‌ها در داخل بدن بسیار اندک بوده و زمان بهبودی عضو آسیب‌دیده طولانی باشد که در نتیجه سبب تشکیل فصل مشترک سستی با استخوان اطراف خواهد شد (۹). به همین دلیل ایجاد یک پوشش زیست‌سازگار مناسب به‌منظور برطرف کردن نقایص اشاره‌شده، ایده‌ای است که در سال‌های اخیر مورد توجه بسیاری از پژوهشگران بیومواد قرار گرفته است (۱۰، ۱۱). بر طبق این ایده، با ایجاد یک لایه پوشش زیست‌سازگار و زیست فعال، علاوه بر کاهش درصد تخریب ناشی از سایش، می‌توان از برهمکنش‌های ناخواسته اجتناب کرد و سرعت تشکیل استخوان را بهبود بخشید (۱۲-۱۵). تاکنون روش‌های پوشش‌دهی متنوعی برای این منظور مطالعه شده است که از جمله می‌توان به روش‌های رسوب شیمیایی بخار^۳ (۱۶)، رسوب فیزیکی بخار^۴ (۱۷)، پاشش مگنترون^۵ (۱۸)، پلاسما اسپری^۶ (۱۹)، رسوب لیزری پالسی^۷ (۲۰)، سل-ژل^۸ (۲۱) و اکسیداسیون الکترولیتی پلاسمایی^۹ (۲۲، ۲۳) اشاره کرد. در حال حاضر محققان زیادی در تلاش هستند تا کاشتنی‌هایی با خواص سازگاری مناسب، هزینه کم و مقاوم در برابر اصطکاک و سایش توسعه دهند.

۲. تاریخچه

اولین کاشت مفصل بزرگ انسانی در سال ۱۸۹۰ انجام شد (۲۴، ۲۵). کاشتنی‌های مبتنی بر فلز از اوایل دهه ۱۹۳۰ مورد

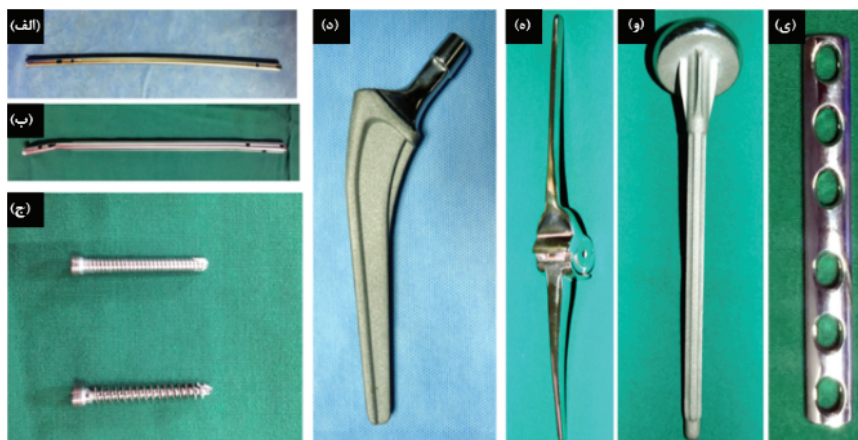
3. Chemical vapor deposition (CVD)
4. Physical vapor deposition (PVD)
5. Magnetron Sputtering
6. Plasma Spray
7. Pulsed laser deposition
8. Sol-gel
9. Plasma electrolytic oxidation (PEO)

۳. انواع کاشتنی‌های فلزی

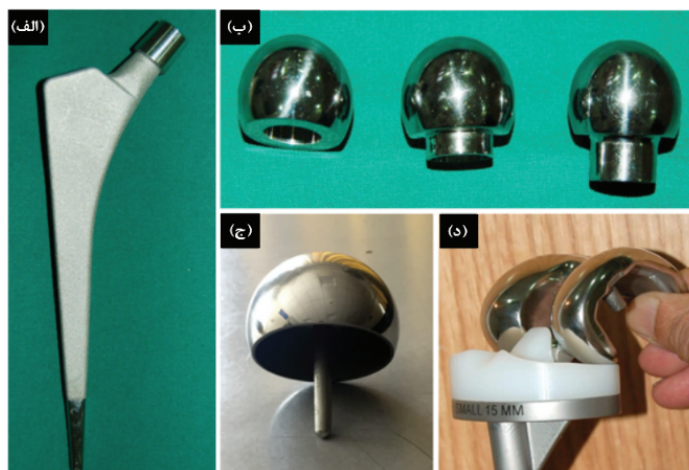
مواد فلزی کاربردهای گسترده‌ای در زمینه پزشکی و مهندسی زیستی دارند و در ادامه انواع فلزات مورد استفاده در کاشتنی‌ها به طور مختصر بیان شده است.

فولاد زنگ زن

به‌طور کلی، فولادهای زنگ زن را می‌توان با ترکیبات شیمیایی آن‌ها (مقدار کروم و مقدار کروم و نیکل) مشخص کرد (۲۴).



شکل ۲. ساختارهای فلزی ساخته شده از فولاد زنگ‌نزن برای پشتیبانی و جایگزینی استخوان (الف) میخ به هم پیوسته استخوان ران، (ب) میخ به هم پیوسته برای استخوان درشت نی (تیبیا)، (ج) پیچ‌های قشری و مخروطی، (د) ساقه استخوان ران، (ه) کاشت مورد استفاده برای جایگزینی آرنج، (و) کاشت مورد استفاده در تعویض مفصل شانه و (ی) صفحه فشرده دینامیکی (۳۲).



شکل ۳. ساختارهای فلزی ساخته شده از آلیاژهای کبالت-کروم (الف) ساقه استخوان ران از جنس آلیاژ کبالت-کروم با پوشش هیدروکسی آپاتیت، (ب) سرهای استخوان ران، (ج) کاشتنی برای استفاده مجدد در سطح مفصل ران و (د) پروتز زانو (۳۲).

است. تمام فولادهای زنگ‌نزن آستنیتی حاوی ۲۰-۱۰ درصد وزنی کروم هستند که عنصر مهم برای تشکیل لایه اکسید سطحی است که مقاومت در برابر خوردگی چشمگیر آن‌ها را فراهم می‌کند (۳۱). شکل ۲ نمونه‌هایی از ساختارهای فلزی ساخته شده از فولاد زنگ‌نزن در کاربردهای استخوانی را نشان می‌دهد (۳۲).

آلیاژهای کبالت-کروم

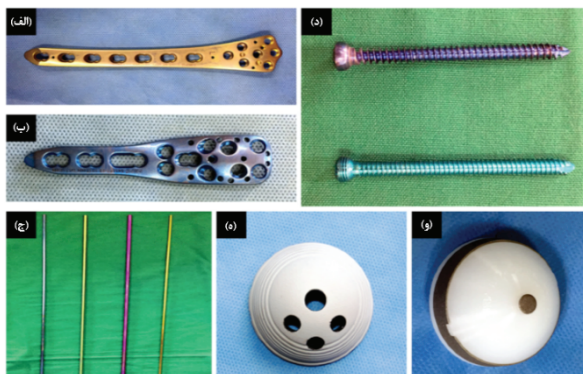
چندین نوع اساسی از آلیاژهای کبالت-کروم که دارای ترکیبات شیمیایی متفاوتی هستند به‌طور خاص برای جایگزینی مفاصل طراحی شده‌اند (۳۳). شکل ۳ نمونه‌هایی از کاربردهای آلیاژهای کبالت-کروم در کاربردهای ارتوپدی را نشان می‌دهد (۳۲). کبالت به‌عنوان عنصر اساسی در همه این آلیاژها می‌تواند در دو شبکه مختلف به‌صورت شش‌ضلعی

ریزساختارهای آن می‌توانند ساختار فریتی^{۱۰} با شبکه مکعبی مرکزپر^{۱۱}، مارتنزیتی با شبکه‌های تتراگونال و یا ساختار آستنیتی با شبکه مرکز سطح^{۱۲} باشند. دو مورد اخیر به‌طور خاص در حوزه پزشکی کاربرد دارند. از فولادهای مارتنزیتی برای تولید ابزارهای جراحی و دندانپزشکی استفاده می‌شود (۲۹،۳۰). فولادهای آستنیتی تنها نوع فولاد مناسب برای کاشت‌های جراحی دائمی و طولانی مدت و جایگزین مفصل هستند زیرا ساختار بلوری FCC آن‌ها سبب غیرفرومغناطیسی بودن آن‌ها می‌شود. فولادهای زنگ‌نزن مورد استفاده در بدن باید استانداردهای کیفیت بالایی داشته و از سطح بالایی از پاکیزگی و حداقل محتوای ناخالصی برخوردار باشند که امروزه با به‌کارگیری فناوری‌های نوین ساخت قابل دستیابی

10. Ferrite

11. Body-centered cubic (BCC)

12. Face-centered cubic (FCC)



شکل ۴. ساختارهای فلزی ساخته شده از تیتانیوم برای پشتیبانی و جایگزینی استخوان (الف) صفحه فشرده استخوان ران، (ب) صفحه فشرده برای شکستگی استخوان بازو، (ج) میخ‌هایی برای ترمیم شکستگی استخوان بلند کودکان، (د) پیچ‌ها، (ه) و (و) سر استخوان مفصل ران (۳۲).

Ta_2O_5 ضخیم (۵ میکرومتر)، پایدار و محافظ با مقاومت در برابر خوردگی عالی فراهم کند (۴۰). با این وجود، علی‌رغم رفتار خوردگی و سایشی عالی و خواص بیولوژیکی برتر مانند تکثیر و تمایز استئوبلاست‌های انسانی، به دلیل قیمت، چگالی و مدول الاستیسته بالا، برای کاشتنی‌های بزرگ مناسب نیست. برای غلبه بر این معایب قطعه‌های متخلخل تانتالیوم تولید شده است (۴۱، ۴۲). این قطعه‌ها دارای خواص مکانیکی کافی، مدول الاستیک کم و مقاومت بالا در برابر سایش و اصطکاک هستند. از طرف دیگر، مقاومت سازه‌های متخلخل کم است که آن‌ها را فقط برای کاربردهای غیر تحمل بار و پوشش‌ها مناسب می‌کند. پوشش تانتالیوم باعث افزایش زیست سازگاری و مقاومت در برابر سایش اجزای ساخته شده از آلیاژهای سایر فلزها می‌شود (۴۳).

زیرکونیوم و آلیاژهای آن

زیرکونیوم مانند تانتالیوم به دلیل استحکام بالا، مقاومت در برابر سایش و خوردگی، زیست سازگاری خوب و غیر سمی بودن از امیدوارکننده‌ترین مواد مدرن است که از نظر زیست‌سازگاری قابل استفاده است. رفتار کلی بیولوژیکی آن شبیه رفتار تیتانیوم است و آلیاژهای $TiNbTaZr$ ، $TiZrTaNb$ و $TiNbZrSn$ در کاربردهای پزشکی گسترش یافته‌اند (۴۴). زیرکونیوم به دلیل توانایی در ایجاد یک لایه استخوان مانند آپاتیت در سطح، یک ماده زیست‌سازگار مناسب است. زیرکونیوم در دو ساختار شبکه‌ای، یک ساختار تتراگونال^{۱۴} با درجه حرارت پایین و یک ساختار مرکز پر^{۱۵} با درجه حرارت بالا متبلور می‌شود (۴۵، ۴۶). زیرکونیوم می‌تواند ساختارهای آمورف و شیشه‌ای را تشکیل دهد که به طور معمول دارای مقاومت و خستگی بالا، مدول الاستیک کم و مقاومت در برابر سایش و

فشرده^{۱۳} (HCP) در دمای پایین و ساختار مکعبی سطوح مرکز پر در دماهای بالا متبلور شود (۳۴). آلیاژهای مبتنی بر کبالت-کروم به دلیل افزایش زیست سازگاری و خواص مکانیکی مطلوب، گزینه مناسبی برای جایگزینی مفصل‌ها است. کبالت و کروم هر دو در محیط و مواد غذایی وجود دارند و به عنوان عناصر کمیاب در بدن برای انسان ضروری هستند اما در غلظت زیاد سمی هستند. غلظت‌های بالا از یون‌های کبالت و کروم باعث می‌شود عملکردهای بیولوژیکی و سلولی تحت تأثیر قرار گیرند و تأثیرات بالقوه‌ای بر سیستم ایمنی بدن و سرطان‌زایی داشته باشند. دو نوع آلیاژ کبالت-کروم-مولیبدن (CoCrMo) و کبالت-نیکل-کروم-مولیبدن (CoNiCrMo) عمدتاً برای کاشت ارتوپدی استفاده می‌شود. از آنجایی که سختی زیاد با مقاومت در برابر سایش و خراش زیاد رابطه مستقیم دارد، آلیاژهای CoCrMo به دلیل بالاترین میزان سختی (۳۰۰-۴۰۰ HV) برای قسمت‌هایی که دچار سایش لغزشی هستند ترجیح داده می‌شوند (۳۵).

تیتانیوم و آلیاژهای آن

تیتانیوم عنصری راهبردی است که خواص فیزیکی، مکانیکی و شیمیایی جالب توجهی از جمله استحکام به وزن بالا و چگالی نسبی پایین از خود بروز می‌دهد. استفاده از تیتانیوم در حوزه زیست پزشکی، بسیار فراگیر شده است زیرا تیتانیوم الزامات مورد نیاز برای این کاربردها را بهتر از ماده‌های رقیب (فولاد زنگ زن و آلیاژهای CoCr) برآورده می‌سازد (۲۴، ۲۶). از جمله خواصی که برای کاربردهای زیست پزشکی مورد توجه است می‌توان به مقاومت به خوردگی، زیست‌سازگاری، چسبندگی (رویش درونی استخوان)، مدول الاستیسیته (باید تا حد ممکن نزدیک به مدول استخوان که در حدود ۱۰-۳۰ گیگاپاسکال است، باشد)، استحکام خستگی و فرآیند پذیری مناسب (ریخته‌گری و برقراری اتصال) اشاره کرد. تیتانیوم به سبب خواصی نظیر مدول الاستیک نسبتاً پایین با مقاومت به خوردگی عالی، رفتار فیزیکی-مکانیکی خوب در دمای بالا و نسبت استحکام به وزن بالا در شمار کاشتنی‌های پرکاربرد فلزی قرار دارد (۳۶-۳۸). شکل ۴ نمونه‌هایی از کاربردهای تیتانیوم و آلیاژهای آن را نشان می‌دهد (۳۲).

تانتالیوم

تانتالیوم یکی از امیدوارکننده‌ترین مواد قابل استفاده در حال ظهور است که قادر به تبلور در دو ساختار تتراگونال و مکعبی مرکز پر است (۳۹). دمای تغییر شکل در محدوده وسیعی متغیر است و به ترکیب شیمیایی و وجود ناخالصی‌ها، به ویژه به محتوای اکسیژن بستگی دارد. همچنین تانتالیوم میل زیادی به ترکیب شدن با اکسیژن دارد و می‌تواند یک لایه سطحی

14. Hexagonal close packed (HCP)

15. Body-centred cubic (BCC)

13. Hexagonal close packed (HCP)

گیگا پاسکال) به ضریب کشسانی استخوان طبیعی (۲۰-۳ گیگا پاسکال) نزدیک‌تر است. در نتیجه اثر حفاظت تنشی در حین عمل پیوند استخوان می‌تواند تا زمانی که منیزیم به‌عنوان کاشتنی عمل می‌کند، کاهش یابد یا از آن جلوگیری شود. این مواد نیاز به جراحی ثانویه برای حذف کاشتنی ندارند اما مواد متداول و غیرقابل تجزیه‌پذیر مانند آلیاژهای تیتانیوم و کبالت نمی‌توانند خودبه‌خود از بین بروند و لذا نیاز به جراحی مجدد پس از فرآیند بهبود است (۵۰-۵۲). در واقع هیچ واکنش التهابی در ناحیه مجاور آلیاژهای منیزیم گزارش نشده است. علی‌رغم مزایای ذکرشده و مطالعات قابل‌توجه در این زمینه توسعه آلیاژهای منیزیم به‌عنوان مواد زیستی هنوز رشد نکرده است. مقاومت به خوردگی و سایش پایین ذاتی آلیاژهای منیزیم به‌طور قابل‌توجهی کاربرد بالینی آن‌ها را محدود کرده است (۵۳، ۵۴). تجزیه زود هنگام کاشتنی‌های منیزیمی در بدن باعث از دست دادن خواص مکانیکی آلیاژ خواهد شد و قبل از آنکه بافت بیمار بهبود پیدا کند کاشتنی از بین خواهد رفت (۵۵-۵۷). جدول ۱ مزایا، معایب و کاربردهای کاشتنی‌های فلزی که در مورد آن‌ها بحث شد را به‌طور مختصر نشان می‌دهد.

۴. سازوکارهای سایش در کاشت‌ها

با هر حرکت، مفاصل بدن انسان در معرض نیروهای خارجی مانند اصطکاک قرار می‌گیرند و همین اصطکاک دلیل اصلی غیرقابل استفاده شدن کاشتنی‌ها در بدن است. اعضای ستون فقرات و مفاصل اندام تحتانی احتمالاً تحت چالش‌برانگیزترین شرایط هستند (۲۴). نیرویی که در حین یک گام بر مفصل ران وارد می‌شود (اندام تحتانی منحرف می‌شود) چندین برابر وزن بدن فرد است (۵۹، ۶۰). قرار گرفتن طولانی‌مدت مفاصل در برابر بارهای نامناسب زیاد منجر به ایجاد شرایط نامناسب شده و در نهایت نیاز به کاشت می‌شود. به‌طور کلی، مفاصل مصنوعی در بافت استخوانی لنگر می‌اندازند؛ بنابراین خواص مواد جایگزین مفصل باید تا حد ممکن با خواص استخوان‌های انسان مطابقت داشته باشد. کاشتنی‌های فلزی که به‌طور مستقیم با استخوان ادغام می‌شوند معمولاً دارای قدرت کافی هستند، اما مدول الاستیک آن‌ها معمولاً زیاد است و باعث سست شدن کاشتنی‌ها در استفاده طولانی‌مدت می‌شود. سست شدن کاشتنی باعث کاهش توانایی استخوان‌زایی یا مقاومت در برابر سایش می‌شود. از طرف دیگر، سازگاری بیولوژیکی کم و مقاومت در برابر خوردگی کم می‌تواند منجر به التهاب در بافت‌های اطراف شود (۶۱-۶۳). کاشتنی‌های دندان و استخوان اسکلت نیز تحت بارگذاری چرخه‌ای هستند که می‌تواند منجر به شکست خستگی شود (۶۰). سازوکارها و نرخ سایش برای مفاصل متقارن (مفصل ران، شانه و غیره)، جایی که توزیع تنش کم‌وبیش همگن است و مفاصل

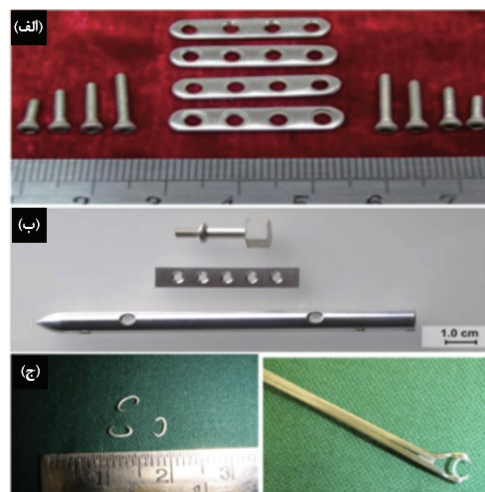
خوردگی خوب هستند با این‌حال، ساختارهای آمورف معمولاً عناصری مانند آلومینیوم، مس، کبالت و نیکل را در خود دارند (۴۷). امروزه از آلیاژ زیرکونیوم، Zr-2.5Nb در کاشت سرامیک جدید زانو استفاده می‌شود (شکل ۵) (۲۴).



شکل ۵. زیرکونیوم اکسید شده برای کاهش میزان سایش در کاشت زانو (۲۴).

منیزیم و آلیاژهای آن

گسترش آلیاژهای منیزیم برای کاربردهای بیومواد، اخیراً موضوع بسیاری از پژوهش‌های علمی قرار گرفته است. منیزیم و آلیاژهای آن از جمله مواد جدید در تولید بیومواد زیست‌تخریب‌پذیر تلقی می‌شوند و توسعه آن‌ها امکانات بیشتری را برای کاربردهای بدون تحمل بار فراهم کرده است (۴۸). نمونه‌ای از کاربردهای مختلف منیزیم و آلیاژهای آن در شکل ۶ نشان داده است (۴۹).



شکل ۶. (الف) کاشتنی‌های مختلف منیزیم برای تثبیت استخوان، (ب) کاشتنی‌های ارتوپدی قابل جذب و (ج) ابزارهای جراحی حنجره (۴۹).

مزایای اصلی این بیوماده خواص مکانیکی خوب و زیست‌سازگاری مناسب، چگالی پایین (۷۲-۱/۷۴ گرم بر سانتی‌متر مکعب) و ضریب کشسانی ۴۵-۴۱ گیگا پاسکال است که نسبت به سایر بیومواد فلزی از جمله آلیاژهای تیتانیوم (۱۱۷-۱۱۰ گیگا پاسکال) و فولادهای زنگ نزن (۲۱۰-۲۰۵

جدول ۱. مزایا، معایب و کاربرد کاشتنی‌های فلزی (۵۸)

نوع کاشتنی	مزایا	معایب	کاربرد
فولاد زنگ نزن	- هزینه کم - دسترسی آسان - زیست‌سازگاری قابل قبول	- مدول الاستیسته بالا - مقاومت خوردگی پایین - واکنش‌های آلرژیک	ایمپلنت دندان، سوند، صفحات ارتوپدی، پوسته مجسمه، پروتز مفصلی
آلیاژ کبالت کروم	- مقاومت به سایش و خوردگی بالا - استحکام خستگی مناسب	- مدول الاستیسته بالا - گران قیمت - سمی بودن بیولوژیکی	میله‌های نخاع، دریچه قلب، ایمپلنت دندان، سوند، صفحات ارتوپدی، پروتز مفصلی
تیتانیوم و آلیاژهای آن	- زیست‌سازگار - مقاوم به خوردگی - استحکام خستگی کافی - مدول الاستیسته کم	- مقاومت به سایش پایین	عضوهای مصنوعی بدن، سیم‌های ارتودنسی، ایمپلنت‌های دندان، سوند، صفحات ارتوپدی، پوسته مجسمه، پروتز مفصلی
تانتالیم	- مقاوم به خوردگی - مقاوم به سایش	- هزینه بالا - مدول الاستیک بالا	سیم بخیه، صفحات و کاشت نخاع
زیرکونیوم و آلیاژهای آن	- مقاوم به خوردگی - زیست‌سازگاری عالی	- مقاومت به سایش پایین	کاربردهای دندانپزشکی
منیزیم و آلیاژهای آن	- زیست‌سازگار - زیست تجزیه پذیر - مدول الاستیک کم	- مقاومت به سایش پایین - مقاومت به خوردگی کم - آزادسازی هیدروژن	استنت‌های قلبی، پیچ و مهره‌های داخلی

خراشان، چسبان، فرسایش، خوردگی و خستگی تقسیم شوند که در ادامه به‌طور مختصر بررسی می‌شوند.

سایش خراشان

سایش خراشان زمانی پدید می‌آید که سطح سخت و زبر در مقابل یک سطح نرم‌تر، حرکت لغزشی داشته و در آن فرورفته و شیاری را به وجود آورد (۶۷). ذرات سایشی که بر اثر مکانیزم مزبور حاصل شده‌اند می‌توانند به‌صورت تراشه‌های کشیده درآیند. در این حالت سایش خراشان از نوع دو جسمی^{۱۶} است. سایش خراشان می‌تواند در موقعیت‌های متفاوت دیگری نیز پدید آید. برای مثال وقتی ذرات ساینده در فصل مشترک دو سطح در حالت لغزش قرار گرفته و از هر سطح ذراتی را جدا می‌سازد. سایش خراشان در این صورت سه جسم^{۱۷} نامیده می‌شود. در کاشتنی‌های ارتوپدی، سایش خراشان سه جسمی ایجاد می‌شود که می‌تواند در سطح مواد آسیب ایجاد کند و مواد را در حین حرکت از بین ببرد. سایش سه جسمی می‌تواند ناشی از وجود ذره‌های سخت سرامیکی باشد. به‌عنوان مثال، ذره‌های سرامیکی سخت از جنس سولفات باریم یا زیرکونیا که در سیمان استخوان (متیل متاکریلات) وجود دارد می‌تواند سبب ایجاد خراش‌های شدید روی سطح قطعه‌های ساخته شده از آلیاژ کبالت-کروم-مولیبدن شود (۶۸).

نامتقارن (زانو، مچ پا و غیره) که توزیع تنش به دلیل تماس سخت با آن‌ها ناهمگن است، متفاوت است. میزان سایش معمولاً در مدت زمان کوتاهی پس از کاشت، بالاترین است و تا رسیدن به مقدار ثابت کم‌وبیش به‌طور مداوم کاهش می‌یابد. به دلیل حرکت نسبی اجزای کاشته شده، بقایای سایش به‌طور حتم در همه جفت‌هایی که در تماس با هم هستند، ایجاد می‌شود. جفت‌های کاشتنی در تماس با یکدیگر ذراتی تولید می‌کنند که از نظر اندازه و شکل متفاوت هستند. شکل ذرات ایجادشده بر روی کاشتنی‌های فلز بر روی فلز معمولاً ذرات گرد در اندازه زیر میکرون است. این ذرات ایجادشده توسط کارکرد لیمفاتیک قابل زدایش نیستند و در نتیجه تجمع آن‌ها باعث التهاب شده و می‌توانند به بافت‌های اطراف منتقل شده و باعث ایجاد رفتارهای زیستی مضر شوند (۶۴). به علاوه، در مفاصلی که دارای اجزای کاشتنی هستند، به دلیل جبران نشدن اصطکاک توسط غضروف یا آب مفصلی، اصطکاک می‌تواند زیاد شده و سبب ایجاد ساییدگی شود. در خوش‌بینانه‌ترین حالت می‌توان گفت که شرایط تریبولوژیکی یک کاشتنی شبیه یک مفصل دچارشده به آرتروز است (۶۵). بنابراین، داشتن یک درک جامع از سازوکارهای سایش برای به دست آوردن راه کارهای جامعی در مورد کاهش سایش در سطوح کاشتنی، از اهمیت زیادی برخوردار است. سازوکارهای مختلف سایش را می‌توان با توجه به روش‌های مکانیکی از دست دادن مواد از سطح تحمل‌کننده تعریف کرد (۶۶). در این حالت، پنج سازوکار سایش می‌تواند به‌عنوان سایش

16. Two-body

17. Three-body

سایش چسبان

چسبندگی یک مکانیزم سایش بسیار متداول برای اتصالات مصنوعی است. این نوع سایش زمانی اتفاق می‌افتد که ناهنجاری‌ها در سطوح متقابل باهم ادغام شده و در ادامه به خاطر حرکت نسبی دو سطح از یکدیگر جدا می‌شوند. به عبارت دیگر، وقتی دو جسم بر روی هم بلغزند یا به یکدیگر فشار وارد کنند، باعث انتقال مواد بین دو سطح شده که به آن سایش چسبان گفته می‌شود. ناهنجاری‌ها (به عنوان مثال نقاط بلند میکروسکوپی) موجود در سطوح، به سطح مخالف نفوذ کرده و یک ناحیه پلاستیکی در اطراف ناهنجاری ایجاد می‌کنند (۶۹). چنین نوع سایشی در کاشتنی‌های فلزی تیتانیومی (۷۰) و کاشتنی‌های غیرفلزی اتیلنی (۷۱) مشاهده شده است. استیوارت^{۱۸} (۷۲) نتیجه گرفت که مفاصل مصنوعی، بارهایی سه برابر بیشتر از وزن بدن ما را تحمل می‌کنند. در این حالت، دما در سطح تماس بالا می‌رود و نفوذ ماده از سطح نرم به سطح سخت اتفاق می‌افتد. علاوه بر این، چسبندگی مقادیر زیادی ذرات فعال تولید می‌کند که مقیاس آن‌ها زیر میکرومتر است. هنگام بحث در مورد راه‌حل‌های کاهش آسیب ناشی از سایش چسبان، می‌توان به کاهش نیروی اتصال چسبان بین سطوح مفصلی را اشاره کرد (۷۲).

فرسایش

این سایش به علت پرتاب شدن ذرات به سطح ایجاد می‌گردد به صورتی که به علت انرژی حرکتی بالا مقداری از ماده را از سطح جدا می‌کند. این نوع سایش تابعی از زاویه برخورد، سرعت ضربه و خصوصیات ذرات است. این عوامل باعث جدا شدن مواد از سطح بستر به دلیل حرکت سطح می‌شود. از بین سه عامل مؤثر بر این نوع سایش، زاویه برخورد مهم‌ترین عامل است. دو راه حل برای کاهش سایش فرسایشی وجود دارد: اولین مورد این است که از مواد زیستی با مقاومت در برابر ضربه بالا استفاده کرد و راه حل دیگر کاهش تعداد ذرات برخورد کننده بر روی سطح است (۷۳، ۷۴).

سایش خوردگی

سایش خوردگی یک پدیده رایج است که هنگامی اتفاق می‌افتد که از آلیاژهای فعال فلزی برای ساخت اتصالات مصنوعی استفاده می‌شود و سطوح این مواد فلزی در تماس با محیط شبیه‌ساز بدن قرار می‌گیرند (۷۵). برای مفاصل مصنوعی، کاشتنی‌ها توسط مایع مفصلی *in vivo* احاطه شده‌اند که شامل آب و اکسیژن است و ممکن است به راحتی فلز فعال را اکسید کنند. در این حالت، یک لایه سخت و نازک زیرلایه را می‌پوشاند با این حال اتصال بین لایه اکسیدی و زیرلایه ضعیف است و در مناطق ضعیف‌تر حفراتی ایجاد

18. Stewart

می‌شود که از این طریق مایع خورنده به سطح رسیده و در نتیجه باعث سایش خورنده می‌شود. سایش خوردگی ممکن است باعث صدمات فاجعه بار مفاصل مصنوعی شود بنابراین باید موادی با مقاومت به خوردگی بالا استفاده شود (۷۶، ۷۷).

سایش خستگی

این نوع سایش به دلیل اعمال نیروهای سیکلی حین اصطکاک و در صورتی که نیروها از استحکام خستگی ماده بیشتر باشند، ایجاد می‌گردد. کاشتنی‌ها در محیط فیزیولوژیکی بدن با میلیون‌ها چرخه روبرو می‌شوند که می‌تواند باعث ایجاد و رشد ترک‌های کوچک در سطح آن‌ها شود. آزمایش‌ها نشان داده است که شکستگی فاجعه بار ممکن است در مفاصل مصنوعی زانو به دلیل انتشار میکرو ترک‌ها ایجاد شود که ناشی از بارگذاری چرخه‌ای است. در این شرایط برای کاهش سایش ناشی از خستگی می‌توان هندسه اتصالات مصنوعی را تغییر داد تا تنش تماسی کاهش یابد (۷۸).

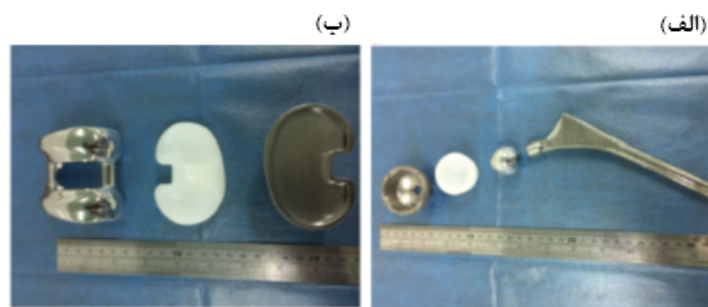
۵. کاشتنی‌های در معرض سایش

کاشتنی‌های مفصلی، کاشتنی‌های دندانی و قلبی عروقی و همچنین ابزارهای جراحی به‌طور گسترده‌ای استفاده می‌شوند و در معرض سایش قرار دارند. در ادامه به‌طور مختصر این قطعه‌ها و سایش رخ‌دهنده در آنها بررسی شده است.

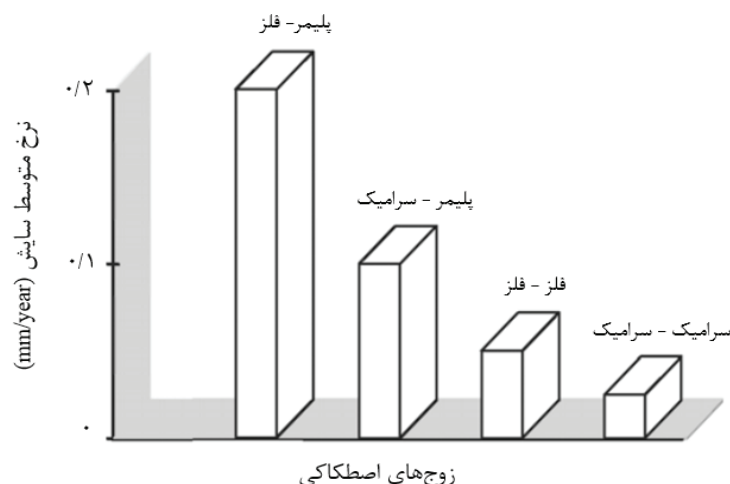
مفاصل مصنوعی

مفاصل مصنوعی یکی از موفق‌ترین وسایل پزشکی است که در انسان استفاده می‌شود. ۲۰۶ استخوان و بیش از ۳۰۰ مفصل در بدن وجود دارد. مفاصلی که در بدن حرکت‌های نسبتاً بزرگی را امکان‌پذیر می‌کند شامل مفصل ران، زانو، شانه و غیره است. کاشت مفصل کوچک‌تر مانند مچ پا، آرنج، مچ دست و انگشت نیز به‌طور فزاینده‌ای در جراحی‌های بالینی انجام می‌شود. کاشتنی‌های مفصلی همچنین شامل جایگزینی دیسک ستون فقرات و پروتز مفصل فک پایین است. این اتصالات طیف وسیعی از حرکت سه‌بعدی پیچیده را فراهم کرده و در عین حال مقدار قابل توجهی بار را تحمل می‌کنند. تخمین زده می‌شود که در حال حاضر سالانه بیش از یک میلیون مفصل مصنوعی در سراسر جهان برای بیماران کاشته می‌شود. شکل ۷ نمونه‌هایی از کاشتنی‌های مفصل ران و زانو را نشان می‌دهد. مسائل تریبولوژیکی شامل اصطکاک، روان کاری و سایش در سطوح مفصلی و همچنین در اتصال بین اجزا و ثابت شدن به استخوان موارد مهمی هستند و سایش نقش قابل توجهی در عملکرد موفقیت‌آمیز مفاصل مصنوعی و مشکلات بالینی بالقوه دارد.

ترکیبات مواد، طراحی و فاکتورهای مؤثر در جراحی از عوامل تأثیرگذار در سایش مفاصل هستند. نتایج نشان داده



شکل ۷. نمونه‌هایی از کاشتنی‌های فلزی: الف) مفصل ران و ب) مفصل زانو (۸۰).



شکل ۸. متوسط نرخ سایش پروتزهای مورد استفاده در کمر در شرایط *in vivo* در صورت استفاده از زوج‌های اصطکاکی مختلف (۶۵).

سطحی برای بهبود مقاومت در برابر سایش آن لازم است (۸۱). مساله عمده‌ای که در حال حاضر با سطوح تحمل‌کننده اتصالات مصنوعی مرتبط است، سایش و تبعات بعدی سایش است که می‌تواند باعث واکنش‌های جانبی بافت و سست شدن اجزای پروتز شود؛ بنابراین بهبود مقاومت سطوح در برابر سایش یکی از اصلی‌ترین مسایل در اتصالات مصنوعی است (۸۲). پارامترهای اصلی در طراحی کاشتنی شامل شعاع (اندازه) سطوح و همچنین انطباق بین دو سطح مفصلی است. به‌عنوان مثال، افزایش شعاع سر کاشتنی‌های استخوانی ران پا باعث بهبود عملکردهای بیومکانیکی مانند افزایش دامنه حرکت و پایداری آن می‌شود. در کاشت زانو افزایش انطباق بین سطوح مفصلی فشار تماس را کاهش می‌دهد، اما ممکن است دامنه حرکات را محدود کند و همچنین به‌طور بالقوه سایش را افزایش دهد (۸۳). به‌علاوه، فعالیت‌های بیمار می‌تواند تا حد زیادی بر سایش تأثیر بگذارد؛ به‌عنوان مثال، بالا رفتن از پله ممکن است در مقایسه با راه رفتن در سطح صاف سایش در کاشت زانو را دو برابر کند. تکنیک‌های جراحی می‌توانند بر نحوه قرارگیری و تراز شدن اجزای اتصالات مصنوعی و در نتیجه انتقال بار و سایش تأثیر بگذارند.

است که ترکیبات مواد عامل اصلی در عملکرد سایش مفاصل مصنوعی است. به‌طور مثال سطوح فلز بر روی فلز در شرایط مناسب روان‌کاری می‌توانند سایش کمی داشته باشند و همچنین ترکیبات سرامیک روی سرامیک در بین ترکیبات موادی که در حال حاضر استفاده می‌شود کمترین سایش را ایجاد می‌کنند (۷۹).

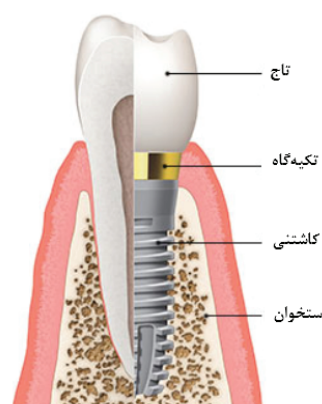
برای ترکیب مفاصل مصنوعی از ترکیبات مختلف استفاده می‌شود که می‌توان آن‌ها را به‌طور کلی به ترکیبات نرم و سخت تقسیم کرد. ترکیبات نرم روی مواد سخت عمدتاً شامل پلی‌اتیلن با وزن مولکولی فوق‌العاده بالا در برابر آلیاژهای کروم-کبالت یا سرامیک کامپوزیت آلومینا است. این ترکیبات به‌صورت زوج‌های اصطکاکی در پروتزهای داخلی می‌توانند استفاده شوند که البته هر یک از این زوج‌ها می‌توانند سبب ایجاد نرخ‌های سایش مختلف شوند. شکل ۸ مقایسه کلی بین نرخ سایش زوج‌های مختلف اصطکاکی در پروتزها را نشان می‌دهد. زوج‌های سرامیک-سرامیک و فلز-فلز دارای پایین‌ترین نرخ‌های سایش هستند (۶۵). آلیاژهای تیتانیوم در اکثر موارد به‌ویژه برای جایگزینی دیسک در ستون فقرات به دلیل دارا بودن مدول الاستیک پایین‌تر و کیفیت تصویربرداری بهبودیافته ترجیح داده می‌شوند اما پوشش‌های

جدول ۲. مواد دندانپزشکی و مشکلات تریبولوژیکی آن‌ها (۸۱)

مواد	مشکلات اصلی تریبولوژی	فاکتورهای موثر
فلزات و آلیاژهای آن	سایش و خوردگی در سیستم ارتودنسی	ماهیت فلز و عوامل آلیاژی
سرامیک‌ها	پتانسیل سایشی در برابر مینای دندان، شکنندگی	ریزساختار سرامیکی و ویژگی‌های سطح
کامپوزیت‌ها	سایش بیش از حد در ترمیم‌های کامپوزیت	خصوصیات، محتوا و نحوه توزیع پرکننده، مقاومت پیوند سطحی بین پرکننده و زمینه

سایش در دندان

به دلیل افزایش سن، عوامل مختلف آسیب‌زا و ضایعات دندان مانند پوسیدگی، از بین رفتن نسبی یا کلی بافت دندان به‌طور اجتناب‌ناپذیری رخ می‌دهد. به‌طور کلی ضایعات دندان‌های انسان با ترمیم‌های دندان‌های درمان می‌شود. ترمیم‌های دندان‌های شامل مواد ترمیمی برای بازگرداندن عملکرد، یکپارچگی و ریخت‌شناسی ساختار از دست‌رفته دندان هستند و با استفاده از کاشت‌نی‌ها ساختار از دست‌رفته جایگزین می‌شود. به دلیل عملکردهای فیزیولوژیکی، دندان هر روز دچار اصطکاک و سایش در دهان می‌شود. امروزه از آلیاژهای فلزی، سرامیک‌ها و کامپوزیت‌ها به‌طور گسترده‌ای برای ترمیم و کاشت دندان استفاده می‌شود (۶۲). شکل ۹ ترمیم و کاشت دندان متداول را که معمولاً در کلینیک استفاده می‌شود، نشان می‌دهد.



شکل ۹. ترمیم و کاشت دندان متداول در کلینیک.

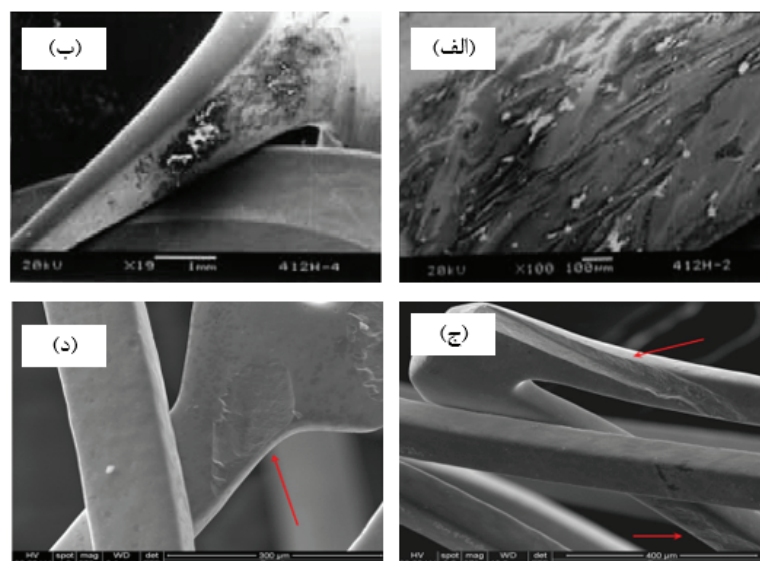
می‌شود. همچنین دندان‌قروچه نیز می‌تواند باعث سایش دندان شود. علاوه بر این، اثرات شیمیایی مانند مصرف زیاد نوشیدنی‌های اسیدی نقش مهمی در سایش دندان دارند (۸۵). علاوه بر این، سایش دندان همچنین می‌تواند در نتیجه تمیز کردن دندان مانند مسواک زدن دندان و عاداتی مانند نخ دندان یا خلال دندان ایجاد شود (۸۶). در کاربردهای ارتودنسی، افزایش اصطکاک بین بافت و سطح براکت‌های فلزی می‌تواند باعث درد و ناراحتی مخاط دهان شود (۸۷، ۸۸). رفتار اصطکاک ترکیبات براکت و سیم فلزی ارتودنسی به عواملی مانند سیم و براکت، اندازه و شکل آن‌ها، عرض و ابعاد شکاف، ترکیب سطح، زبری و تمیز کردن مرتبط است. مشکل اصلی کامپوزیت‌های دندانپزشکی مقاومت در برابر سایش ضعیف است و بسیاری از فناوری‌ها و روش‌های جدید برای بهینه‌سازی کامپوزیت‌ها به‌منظور بهبود مقاومت آن‌ها در برابر سایش ایجاد شده است (۸۹). تلاش قابل توجهی برای بهبود خواص تریبولوژیکی مواد دندانپزشکی اختصاص داده شده است. با این وجود هنوز تعدادی چالش وجود دارد. در حالت ایده‌آل، خواص تریبولوژیکی کاشت‌نی‌ها باید مانند مینای دندان انسان باشد. تا به امروز، این خصوصیات ممکن است فقط در مواد سرامیکی دندان و آلیاژهای خاص فلزی وجود داشته باشد (۶۲).

دستگاه‌های قلبی و عروقی

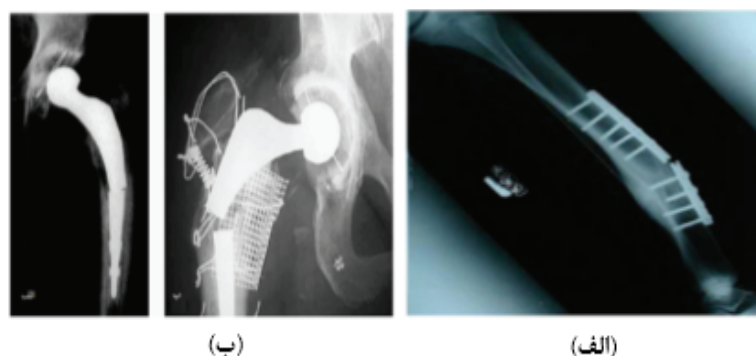
بیماری قلبی و عروقی مانند بیماری انسداد شریان عروق، نارسایی قلبی و بیماری دریچه قلب بر ساختار یا عملکرد قلب یا عروق تأثیر می‌گذارد. این مهم‌ترین علت مرگ در سراسر جهان در میان بیماری‌های غیرواگیر است. گاهی اوقات مداخلات مکانیکی با استفاده از تجهیزات قلبی و عروقی در مرحله درمان بسیار ضروری است. این تجهیزات شامل پروتز رگ‌های خونی، دریچه قلب، ضربان‌ساز قلب، استنت، دستگاه‌های کمکی قلب و غیره هستند. این دستگاه‌ها در حرکت نسبی با خون در تعامل هستند. علاوه بر این، دستگاه‌های کمک‌کننده قلب و عروق اغلب حرکات نسبی بین اجزا را نشان می‌دهند. اصول تریبولوژیکی ایمپلنت‌های قلبی و عروقی از موارد مهم در طراحی این دستگاه‌های پزشکی است (۹۰). به‌طور کلی مشکلات تریبولوژیکی در دستگاه‌های

به‌طور معمول مواد مختلف دندانپزشکی در مصارف بالینی خود با مشکلات تریبولوژیکی مختلفی روبرو می‌شوند، همان‌طور که در جدول ۲ نشان داده شده است (۸۴). سایش بیش از حد می‌تواند منجر به عدم موفقیت در ترمیم و کاشت دندان شود؛ به‌منظور بررسی رفتار تریبولوژیکی دندان‌های مصنوعی و بهبود خواص ضد سایش آن‌ها پژوهش‌های زیادی انجام شده است.

سایش دندان عمدتاً ناشی از جویدن است. در حین غذا خوردن، ذرات سخت موجود در مواد غذایی بر روی سطوح مخالف کشیده می‌شود و باعث سایش خراشان سطح دندان



شکل ۱۰. (الف و ب) خراش‌های ناشی از سایش روی سطح دریچه مصنوعی ساخته‌شده از آلیاژ تیتانیوم (۹۲) و (ب و ج) سایش خستگی رخ داده در استنت‌های نیتینول در اثر هم‌پوشانی استنت‌ها (۹۳).



شکل ۱۱. (الف) تصویر رادیوگرافی شکست کاشتنی فولاد زنگ‌نزن در بدن بیمار و (ب) شکست کاشتنی مفصل گوی ران بعد از ۶ سال (۹۷).

شوند شکل ۱۰ (ج و د) یکی از این موارد را نشان می‌دهد (۹۳). از دریچه‌های مکانیکی قلب هنوز هم به‌طور گسترده برای درمان بیماری‌های دریچه‌ای استفاده می‌شود (۹۴). پوشش‌های جدید به‌طور مداوم ابداع می‌شوند تا تشکیل لخته در عروق را به حداقل برسانند و در عین حال مقاومت به سایش را بهبود بخشند. اصطکاک هنگام وارد شدن استنت عروقی به دلیل اینکه این استنت‌ها در تماس با رگ خونی هستند، مهم است (۹۵).

۶. مشکلات استفاده از کاشتنی‌های فلزی و راهکار موجود

همان‌طور که بررسی شد، فلزات بیشترین استفاده را برای جایگزینی اتصالات دارند. کاشتنی‌های فلزی به دلیل سازگاری بیولوژیکی خوب و توانایی تحمل تغییر شکل‌های

قبل و عروقی به سه دسته قابل تقسیم هستند. این سه دسته شامل سایش و اصطکاک در اجزایی که دارای تحرک مکانیکی هستند مانند دریچه‌های قلب مصنوعی، اصطکاک تولید شده روی سطح اکثر دستگاه‌های قلبی و عروقی در اثر جریان خون و اصطکاک رخ داده بین دستگاه و بافت‌های بدن به هنگام کار گذاشتن دستگاه یا هنگام کار کردن آن، هستند (۹۱). برای مثال شکل ۱۰ دو نمونه از سایش رخ داده در اجزای این دستگاه‌ها را نشان می‌دهد. شکل ۱۰ (الف و ب) سطح یک دریچه مصنوعی قلب ساخته‌شده از آلیاژ تیتانیوم را نشان می‌دهد که بعد از ۱۸۵۴۰۰۰ چرخه کار خراش‌های شدیدی روی سطح آن مشاهده می‌شود (۹۲). در بعضی از موارد انسداد رگ‌ها بیشتر از یک استنت استفاده می‌شود و در این حالت امکان دارد که استنت‌ها حین کار دچار روی هم افتادگی و هم‌پوشانی شوند. در این صورت ممکن است استنت‌ها در جاهایی که با هم تماس دارند، دچار سایش

درصد تخریب کاشتنی‌ها را کاهش دهند. پوشش‌های ایجاد شده موجب افزایش سختی و کاهش ضریب اصطکاک می‌شود. کاشتنی‌های دارای پوشش باید دوام بالایی داشته باشند تا عملکرد طولانی مدت خود در بدن را حفظ کنند. شاید بتوان گفت که سخت‌ترین خواسته‌ای که می‌توان از یک کاشتنی داشت این است که بتواند در حین حرکت لغزشی با تحمل بارهای زیاد برای میلیون‌ها چرخه بدون تخریب باقی بماند. حرکت لغزشی همراه با اعمال نیروهایی زیاد توام با چرخه‌های حرکتی متناوب می‌تواند سبب شکستگی و غیرقابل استفاده شدن کاشتنی به دلیل وقوع پدیده‌های مختلفی از جمله سایش و سایش خستگی شود. یکی از روش‌های مطلوب جهت افزایش عمر کاری کاشتنی‌هایی که در مواجهه با حرکت‌های سایشی و خستگی هستند، استفاده از پوشش‌های سطحی است. پوشش‌دهی و اصلاح سطح با هدف دستیابی به شاخصه‌هایی از جمله بهبود رفتار سایشی، افزایش مقاومت به خوردگی، چسبندگی سطحی بهتر، افزایش مقاومت به شکست، بهبود ضریب انبساط حرارتی، زیست سازگاری، ایجاد پایداری و یکنواختی و تثبیت سریع‌تر بیومواد در استخوان، جلوگیری از ایجاد شکاف و لخته‌زایی و افزایش هدایت الکتریکی انجام می‌شود (۹۸،۹۹).

اصلاح سطح بیومواد روشی مناسب برای عملکرد زیستی در فصل مشترک ماده- بافت است تا پاسخ‌های بیولوژیکی بدون تغییر خواص بالک ماده تنظیم و تعدیل شوند. واکنش کلی بدن به یک جسم خارجی توسط مجموعه‌ای از عامل‌ها که تعیین‌کننده قبول یا عدم پذیرش آن جسم خارجی در بدن هستند، کنترل می‌شود. با توجه به اینکه برهم‌کنش سلول‌ها یا بافت با بیومواد در فصل مشترک بافت و بیومواد روی می‌دهد، خواص سطحی کاشتنی بسیار حائز اهمیت است. به‌همین دلیل، برای درک بهتر از ناحیه سطحی مواد زیستی خواص سطحی مانند شیمی سطح، انرژی سطح و مورفولوژی سطح باید مورد مطالعه قرار بگیرد.

به‌طورکلی با استفاده از اصلاح سطح و پوشش‌دهی می‌توان عمر عملکردی کاشتنی را به میزان قابل‌توجهی افزایش داد. اصلاح سطح می‌تواند توسط اعمال پوشش‌های سرامیکی سخت باشد. این پوشش‌ها علاوه بر بهبود مقاومت به سایش، باعث زیست‌فعالی و زیست‌سازگاری کاشتنی‌ها می‌شوند و از این رو بسیار حائز اهمیت هستند (۱۰۰،۱۰۱).

امروزه روش‌هایی نظیر رسوب‌دهی بخار فیزیکی^{۱۹}، رسوب بخار شیمیایی^{۲۰} و پاشش حرارتی^{۲۱} برای ایجاد یک لایه سرامیکی سخت روی سطح ابداع شده‌اند (۱۶،۱۸).

فرآیند پوشش‌دهی ایده‌آل فرآیندی است که بتواند کیفیت خوب نظیر تراکم، یکنواختی و چسبندگی مناسب را در پوشش ایجاد کند. فرآیند رسوب‌دهی فاز بخار یک

بزرگ پلاستیکی، در بسیاری از کاربردها مورد استفاده قرار می‌گیرند. مزایای استفاده از کاشتنی‌های فلزی و کاربرد آن‌ها در بخش‌های قبل بحث شد اما برای این کاشتنی‌ها عوامل محدودکننده‌ای وجود دارند که استفاده از آن‌ها را در شرایط خاص تحت تاثیر قرار داده است. در این بخش ابتدا به‌صورت مختصر به بررسی مشکلات ایجادشده ناشی از این کاشتنی‌ها پرداخته و در ادامه راهکار موجود برای حل این مشکلات ارائه شده است.

یکی از این مشکل‌ها مربوط به فولاد زنگ‌نزن است. همان‌طور که گفته شد فولاد زنگ نزن برای کاربردهای مختلفی مانند صفحات شکستگی، پروتزهای زانو، استخوان ران و پیچ و مهره‌ها قابل استفاده است؛ اما این ماده دارای محتوای زیاد کروم و مقدار قابل توجهی نیکل است. یون‌های فلزی آزادشده می‌توانند وارد مایعات بدن مثل خون و ادرار شوند. نیکل معمولاً از طریق ادرار و به‌سرعت از بدن دفع می‌شود اما کروم به مدت طولانی‌تری در بدن باقی می‌ماند. کروم می‌تواند در بافت‌های بدن حبس شود و به این ترتیب از ابتدا نقش حساسیت فلزی و سمیت یونی از خود نشان می‌دهد (۹۶)(۲۴). شکل ۱۱ نمونه‌های شکستگی کاشتنی‌های از جنس فولاد زنگ نزن را در محیط بدن نشان می‌دهد. دیگر مساله مربوط به فولادهای زنگ‌نزن مقاومت به سایش کم آن‌ها است که یکی دیگر از دلایل محدودکننده کاربرد آن‌ها در کاشتنی‌های دائمی است.

یکی از مشکلات تیتانیوم و آلیاژهای آن مدول الاستیک بالاتر نسبت به استخوان‌های انسان است. آلیاژ تیتانیوم Ti6Al4V نیز به دلیل سمی بودن و انادایوم تأثیرات مضر در کاشت مفاصل دارد. با وجود ابداع و توسعه مواد زیست‌سازگار و زیست تجزیه‌پذیر بر پایه منیزیم و آلیاژهای آن که خواص مناسبی هم دارند، به دلیل ضعف بودن این آلیاژها در برابر سایش و خوردگی، در کاربردهای تحت بار از آن‌ها استفاده نمی‌شود.

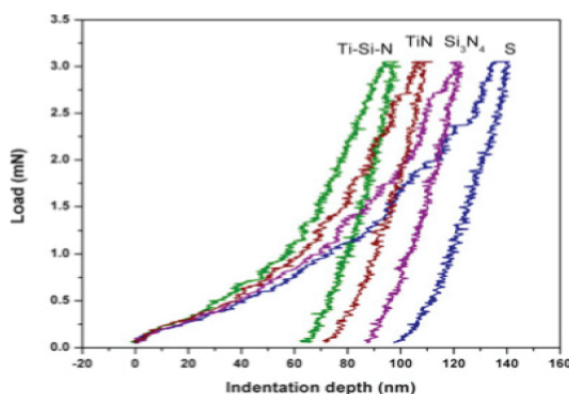
راهکارها به‌منظور بهبود خواص تریبولوژیکی

برای ساخت مفاصل مصنوعی که بتوانند به‌طور طولانی مدت (به‌عنوان مثال در دوره‌ای حدود ۱۵ سال) عملکرد مناسبی در بدن داشته باشند، به مواد زیستی پیشرفته‌ای نیاز است که زیست‌سازگاری عالی، مقاومت در برابر سایش، مقاومت در برابر خوردگی، استحکام مکانیکی و چقرمگی شکست بالا دارند. بیش‌تر بیومواد مورد استفاده مانند پلیمرها به دلیل مقاومت به سایشی کم و سرامیک‌ها به دلیل شکست زود هنگام دارای معایبی هستند بنابراین باید از فناوری و مواد موجود برای افزایش طول عمر اتصالات مصنوعی استفاده شود. عواملی مانند اصطکاک و سایش در کاشتنی‌های پزشکی موجب تخریب سطوح قطعات می‌شود از این‌رو برای حل این مشکل، طراحان با استفاده از مهندسی سطح توانسته‌اند

19. Physical vapor deposition

20. Chemical vapor deposition

21. Thermal spray



شکل ۱۲. منحنی‌های بار-جایایی برای فولاد زنگ‌زن بدون پوشش و پوشش داده شده Ti-Si-N و TiN (۱۸).

تریبولوژیکی داشته باشند. لیاو^{۲۸} و همکاران (۱۰۶) استحکام مکانیکی و زیست‌سازگاری مواد DLC را آزمایش کردند و به این نتیجه رسیدند که این ماده برای پوشش‌دهی بر روی سطوح کاشتنی مناسب است. مواد پوششی دیگر مانند زیرکونیای تثبیت شده با ایتریا (۱۰۷) و TiN (۱۲) نیز جایگزین خوبی برای پوشش هستند. ملاحظات دیگر این است که رویکردهای جدید پردازش مورد نیاز است یا روش‌های موجود باید اصلاح شوند تا نیروهای چسبندگی بین بستر و لایه پوشش افزایش یابد. جیمز^{۲۹} تاکید کرد که پیش‌آماده‌سازی سطح روش خوبی برای افزایش استحکام چسبندگی است (۱۰۸). اخیراً ثابت شده است که بافت سطحی روشی ارزشمند برای افزایش نیروی پیوند بین لایه پوشش و ماده زیرلایه است. پوشش TiN معمولاً برای جایگزین‌های مفصل ران، زانو، شانه و مچ مورد استفاده قرار می‌گیرد. کاشتنی‌های پوشش داده شده با TiN معمولاً دو برابر کاشتنی‌های بدون پوشش در برابر سایش مقاومت می‌کنند. در کاشتنی‌های بدون پوشش، در اثر سایش بالا و چسبندگی پایین، ذره‌های فلز کاشتنی از سطح کاشتنی جدا می‌شود. اجزای حرکتی مانند مفصل ران، مچ و غیره به سایش خراشان به‌وسیله ذرات استخوان و یا سیمان استخوانی حساس هستند. بنابراین می‌توان با بهره‌گیری از پوشش‌دهی بر روی کاشتنی‌ها از سایش آن‌ها جلوگیری کرد و موجب افزایش طول عمر این قطعات شد. همچنین با استفاده از پوشش‌های چندجزی می‌توان انتشار یون‌ها را کاهش و جذب پروتئین‌ها را افزایش داد. روش‌های پوشش‌دهی متنوعی برای اصلاح خواص سایشی و بیولوژیکی کاشتنی‌های فلزی وجود دارد. این روش‌ها را می‌توان به چند دسته تقسیم کرد که در جدول ۳ نشان داده شده است (۱۰۹). هر یک از این روش‌ها به‌منظور رفع عیب‌های دیگر روش‌ها ایجاد شده و مزیت‌های خاص خود را دارد. با این حال، انتخاب یک روش خاص به عوامل مختلفی مانند جنس کاشتنی (شیشه،

روش تجاری برای اعمال پوشش‌های سرامیکی بدون آسیب رساندن به خواص مکانیکی زیرلایه است (۱۰۲). این فرایند شامل روش‌هایی چون کندوپاش مگنترونی^{۲۲}، کندوپاش قوس کاتدی^{۲۳} و رسوب‌دهی لیزر پالسی^{۲۴} می‌گردد. در روش قوس کاتدی نیاز به تارگت گران‌قیمت است که هزینه این روش را تا حدودی بالا می‌برد (۱۸)؛ اما روش کندوپاش مگنترونی و رسوب‌دهی لیزر پالسی به دلیل امکان کنترل ترکیب، کاهش چگالی عیوب و بهبود تراکم دانه بسیار مورد توجه هستند (۱۰۳). استفاده از گازهای سمی و دماهای بالا از معایب روش رسوب بخار شیمیایی است. دماهای بالا ممکن است منجر به تحولات فازی و تغییرات ریزساختاری در زیر لایه فلزی شود که برای کاربردهای حساس مانند کاشتنی‌ها قابل قبول نیست. همچنین اعمال پوشش‌های یکنواخت با روش پلاسما اسپری بر روی زیرلایه‌هایی با هندسه پیچیده مشکل بوده و چسبندگی پوشش ضعیف است (۱۶). برای افزایش دوام مفاصل مصنوعی در مقابل سایش، اصلاح سطوح با پوشش‌های سرامیکی کاربردی امکان‌پذیر است. همچنین پوشش‌های سه‌تایی (Ti, X)N که در آن X عناصری نظیر B, C, Al, Si, Cr است می‌تواند به‌عنوان پوشش‌های مقاوم به سایش لحاظ گردند. برای مثال، مطابق منحنی‌های بار-عمق فروروندگی در شکل ۱۱، عمق نفوذ فرورونده برای پوشش‌های Ti-Si-N و TiN اعمالی به روش کندوپاش مگنترونی روی فولاد زنگ زن در بیشینه بار اعمالی ۳ میلی نیوتن به ترتیب ۹۳ و ۸۰ نانومتر است، در حالی که عمق فرورفتگی برای نمونه بدون پوشش در حدود ۱۴۰ نانومتر هست. از آنجایی که عمق نفوذ کمتر نشانگر سختی بیشتر و مقاومت به سایش بالاتر است، ملاحظه می‌شود که افزودن سیلیسیم سختی سطحی و لذا مقاومت به سایش پوشش نیتریدی را افزایش می‌دهد (۱۸). به‌علاوه، بررسی‌های انجام‌گرفته توسط سان^{۲۵} و همکاران (۱۴) نشان داد که حضور عنصر سیلیسیم در پوشش‌های سرامیکی سخت اکسید نیتريد تیتانیم اعمالی بر روی NiTi سبب کاهش ضریب اصطکاک می‌شود. کاهش ضریب اصطکاک در این پوشش می‌تواند به دلیل تشکیل لایه هیبریدی SiO₂/TiO₂ روی سطح و ویژگی روان‌کاری SiO₂ باشد. لازم به ذکر است که گرمای تولیدشده در نتیجه اصطکاک می‌تواند شرایط مناسب را برای اکسیداسیون فراهم می‌سازد.

انواع زیادی از بیومواد از جمله کربن شبه الماس (DLC^{۲۶}) (۱۰۴)، تانتالم (۱۰۵) و نیتريد تیتانیم^{۲۷} (۱۲) و غیره وجود دارد که می‌توانند برای پوشش استفاده شوند. مواد برای پوشش باید استحکام مکانیکی عالی، زیست‌سازگاری و عملکرد

22. Magnetron sputtering
23. Cathodic arc sputtering
24. Pulsed laser deposition
25. Sun
26. Diamond like carbone
27. Titanium nitride (TiN)

28. Liao

29. James

جدول ۳. روش‌های مختلف پوشش‌دهی (۱۰۹)(۱۱۰)

روش پوشش‌دهی	تعریف مختصر	مزایا	معایب
رسوب شیمیایی بخار	یک لایه نازک از اکسید فلز بر روی یک لایه گرم شده از یک فاز گازی در یک محفظه بسته تشکیل می‌شود	- سازگاری با چسبندگی خوب - پوشش سطح پیچیده - پوشش سریع	- هزینه بالا - دمای واکنش بالا
رسوب فیزیکی بخار	یک فرایند فیزیکی تبخیر خلأ در دمای بالا شامل انتقال مواد در مقیاس اتمی به یک بستر جامد است.	- امکان کنترل ضخامت - پوشش فیلم با مساحت زیاد	- تجهیزات بزرگ - دشوار بودن پوشش در سطح پیچیده
سل-ژل	یک روش شیمیایی مرطوب شامل هیدرولیز و چگالش پیش‌سازهای آلکوکسید فلزی - آلی برای تشکیل ژل و به دنبال آن پوشش غوطه‌وری/چرخش/اسپری	- پوشش روی سطح پیچیده - چسبندگی شدید - روش آسان	- فرآیند حرارتی
هیدروترمال	شامل واکنش‌های تک فاز یا ناهمگن در محلول آبی در دمای بالا و فشار برای متبلور شدن مستقیم مواد از محلول	- ساده برای کار کردن - کریستال‌های با کیفیت بالا	- اتوکلاوهای گران قیمت
پلازما اسپری	از قوس الکتریکی استفاده می‌شود که مواد پودری را ذوب کرده و پاشش بر روی سطح جامد	- مقرون به صرفه - سهولت کار	- عدم یکنواختی پوشش
اکسیداسیون الکترولیتی پلاسمایی	یک فرآیند اصلاح سطح الکتروشیمیایی برای تولید پوشش‌های اکسید بر روی فلزات است. در ولتاژهای بالا کار کرده به طوری که تخلیه رخ می‌دهد و اصلاح ساختار لایه اکسید به دلیل پلازما	- بهره‌وری اقتصادی - سازگاری با محیط زیست - سختی بالا - چسبندگی خوب	- عوامل تأثیرگذار زیاد

در قطعه مفصل مصنوعی شود. فلزهای استفاده شده در کاربردهای دندانی به واسطه عمل جویدن در معرض سایش و سایش خوردگی قرار می‌گیرند. در ابزارهایی چون دستگاه‌های آندوسکوپی، پدیده‌های تریبولوژیک در سطح تماس بین دستگاه و دستگاه گوارش رخ می‌دهد که منجر به افزایش اصطکاک و وارد شدن صدمه به سطح تماس دستگاه گوارش می‌شود. راه حل مناسب به منظور کاستن از تأثیرهای سوء پدیده‌های تریبولوژیک در کاشتنی‌ها و قطعه‌های فلزی مورد استفاده در بدن، استفاده از فناوری‌های پوشش‌دهی قطعه‌ها و کاشتنی‌های فلزی است. اصلاح سطح کاشتنی‌ها با استفاده از این فناوری‌های پوشش‌دهی می‌تواند به کاهش چشمگیر سایش و اصطکاک منجر شود که سبب افزایش عمر کاشتنی و عدم نیاز به جایگزینی قطعه‌ها و هزینه‌های مربوط است. اعمال پوشش‌های سرامیکی سخت با استفاده از روش‌هایی مانند رسوب‌دهی بخار فیزیکی، رسوب‌دهی بخار شیمیایی و اکسیداسیون الکترولیتی پلاسمایی علاوه بر بهبود رفتار تریبولوژیک کاشتنی، سبب افزایش مقاومت به خوردگی آن نیز می‌شود. به علاوه این پوشش‌های سرامیکی رفتار زیست‌فعالی و زیست‌سازگاری کاشتنی را نیز بهبود می‌بخشد. در انتخاب هر یک از روش‌های پوشش‌دهی باید به ویژگی‌ها و عملکرد مورد انتظار از کاشتنی و محدودیت‌هایی که برای هر یک از این روش‌ها وجود دارد، توجه نمود.

فلز، پلاستیک، سرامیک و غیره) و خصوصیات پوشش مد نظر (ضخامت، مورفولوژی، ساختار بلوری، فاز بلوری و پایداری فیزیکی) بستگی دارد. متأسفانه معایب هر یک از این روش‌ها از قبیل ایجاد سطح پوشش زیر و ناهموار، کنده شدن پوشش، پیچیدگی فرآیند و هزینه بالا سبب محدودیت‌هایی برای استفاده از آن‌ها می‌شود. با این حال، مزایای هر یک از این روش‌ها سبب می‌شود که هر یک از آن‌ها کاربردهای خاص خود را داشته باشند. مزایا و محدودیت‌های روش‌های پوشش‌دهی در جدول ۳ خلاصه شده است.

۷. نتیجه‌گیری

سایش پدیده مخربی است که سبب تأثیر بر ویژگی‌های تریبولوژیک انواع پروتزها و کاشتنی‌های فلزی ساخته شده از فولاد زنگ‌نزن، آلیاژهای کبالت-کروم، آلیاژهای تیتانیوم، آلیاژهای زیرکونیوم، آلیاژهای منیزیم و سایر فلزها می‌شود. این اثرگذاری به گونه‌ای است که کارایی و عمر پروتزها و کاشتنی‌ها کاهش یافته و می‌تواند سبب شکستگی در قطعه و نیاز به جراحی به منظور تعویض قطعه شود.

قطعه‌های مختلف فلزی در کاشتنی‌های فلزی و ابزارهای مورد استفاده در پزشکی قرار می‌گیرند که به دلایل مختلف می‌توانند سبب ایجاد پدیده‌های تریبولوژیک شوند. این پدیده‌های تریبولوژیک در مواردی چون مفصل‌های مصنوعی سبب ایجاد انواع سایش‌های خراشان، چسبان و خستگی

References:

- [1] Hänzi AC, Gerber I, Schinhammer M, Löffler JF, Uggowitzer PJ. On the in vitro and in vivo degradation performance and biological response of new biodegradable Mg-Y-Zn alloys. *Acta Biomater* [Internet]. 2010 May;6(5):1824-33. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1742706109004437>
- [2] E SF, Shi L, Guo ZG, Liu WM. The recent progress of tribological biomaterials. *Biosurface and Biotribology* [Internet]. 2015 Jun;1(2):81-97. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2405451815000318>
- [3] Evis Z, Webster TJ. Nanosize hydroxyapatite: doping with various ions. *Adv Appl Ceram* [Internet]. 2011 Jul 22;110(5):311-21. Available from: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1179/1743676110Y.0000000005>
- [4] Wang Q, Xue Q, Liu H, Shen W, Xu J. The effect of particle size of nanometer ZrO₂ on the tribological behaviour of PEEK. *Wear* [Internet]. 1996 Oct;198(1-2):216-9. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0043164896072018>
- [5] Affatato S, Ruggiero A. Surface analysis on revised hip implants with stem taper for wear and failure incidence evaluation: A first investigation. *Measurement* [Internet]. 2019 Oct;145:38-44. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0263224119305470>
- [6] Ruggiero A, Merola M, Affatato S. On the biotribology of total knee replacement: a new roughness measurements protocol on in vivo condyles considering the dynamic loading from musculoskeletal multibody model. *Measurement* [Internet]. 2017 Dec;112:22-8. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0263224117305067>
- [7] Gang S, Fengzhou F, Chengwei K. Tribological Performance of Bioimplants: A Comprehensive Review. *Nami Jishu yu Jingmi Gongcheng/Nanotechnology Precis Eng* [Internet]. 2018;1(2):107-22. Available from: <http://dx.doi.org/10.13494/j.npe.20180003>
- [8] Fu Y, Loh NL, Batchelor AW, Liu D, Xiaodong Zhu, He J, et al. Improvement in fretting wear and fatigue resistance of Ti-6Al-4V by application of several surface treatments and coatings. *Surf Coatings Technol* [Internet]. 1998 Aug;106(2-3):193-7. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0257897298005283>
- [9] Piscanec S. Bioactivity of TiN-coated titanium implants. *Acta Mater* [Internet]. 2004 Mar 8;52(5):1237-45. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1359645403007055>
- [10] Fathyunes L, Khalil-Allafi J, Sheykholeslami SOR, Moosavifar M. Biocompatibility assessment of graphene oxide-hydroxyapatite coating applied on TiO₂ nanotubes by ultrasound-assisted pulse electrodeposition. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2018 Jun;87:10-21. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0928493117317496>
- [11] Jin S, Zhang Y, Wang Q, Zhang D, Zhang S. Influence of TiN coating on the biocompatibility of medical NiTi alloy. *Colloids Surfaces B Biointerfaces* [Internet]. 2013 Jan;101:343-9. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0927776512003700>
- [12] Ching HA, Choudhury D, Nine MJ, Abu Osman NA. Effects of surface coating on reducing friction and wear of orthopaedic implants. *Sci Technol Adv Mater* [Internet]. 2014 Feb 13;15(1):014402. Available from: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.1088/1468-6996/15/1/014402>
- [13] Mutlu I. Sinter-coating method for the production of TiN-coated titanium foam for biomedical implant applications. *Surf Coatings Technol* [Internet]. 2013 Oct;232:396-402. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0257897213004854>
- [14] Sun T, Xue N, Liu C, Wang C, He J. Bioactive (Si, O, N)/(Ti, O, N)/Ti composite coating on NiTi shape memory alloy for enhanced wear and corrosion performance. *Appl Surf Sci* [Internet]. 2015 Nov;356:599-609. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0169433215017523>
- [15] Wang G, Zreiqat H. Functional Coatings or Films for Hard-Tissue Applications. *Materials (Basel)* [Internet]. 2010 Jul 9;3(7):3994-4050. Available from: <http://www.mdpi.com/1996-1944/3/7/3994>
- [16] Movassagh-Alanagh F, Abdollah-zadeh A, Aliofkhazraei M, Abedi M. Improving the wear and corrosion resistance of Ti-6Al-4V alloy by deposition of TiSiN nanocomposite coating with pulsed-DC PACVD. *Wear* [Internet]. 2017 Nov;390-391:93-103. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0043164817305100>
- [17] Lotfi-khojasteh E, Sahebazamani M, Elmkhah H, Nouri M, Imantalab O, Fattah-alhosseini A. A study of the electrochemical and tribological properties of TiN/CrN nano-layer coating deposited on carburized-H13 hot-work steel by Arc-PVD technique. *J Asian Ceram Soc* [Internet]. 2021 Jan 2;9(1):270-82. Available from: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/21870764.2020.1863577>
- [18] Balasubramanian S, Ramadoss A, Kobayashi A, Muthirulandi J. Nanocomposite Ti-Si-N Coatings Deposited by Reactive dc Magnetron Sputtering for Biomedical Applications. Bandyopadhyay A, editor. *J Am Ceram Soc* [Internet]. 2012 Sep;95(9):2746-52. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1551-2916.2011.05029.x>
- [19] Dugaard H, Elmengaard B, Bechtold JE, Jensen T, Soballe K. The effect on bone growth enhancement of implant coatings with hydroxyapatite and collagen deposited electrochemically and by plasma spray. *J Biomed Mater Res Part A* [Internet]. 2009;9999A:NA-NA. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/jbm.a.32303>
- [20] Ismail RA, Salim ET, Hamoudi WK. Characterization of nanostructured hydroxyapatite prepared by Nd:YAG laser deposition. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2013 Jan;33(1):47-52. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0928493112003670>
- [21] Domínguez-Trujillo C, Peón E, Chicardi E, Pérez H, Rodríguez-Ortiz JA, Pavón JJ, et al. Sol-gel deposition of hydroxyapatite coatings on porous titanium for biomedical applications. *Surf Coatings Technol* [Internet]. 2018 Jan;333:158-62. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0257897217311209>
- [22] Fattah-alhosseini A, Chaharmahali R, Babaei K. Effect of particles addition to solution of plasma electrolytic oxidation (PEO) on the properties of PEO coatings formed on magnesium and its alloys: A review. *J Magnes Alloy* [Internet]. 2020 May; Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2213956720300566>
- [23] Chaharmahali R, Fattah-alhosseini A, Babaei K. Surface characterization and corrosion behavior of calcium phosphate (Ca-P) base composite layer on Mg and its alloys using plasma electrolytic oxidation (PEO): A review. *J Magnes Alloy* [Internet]. 2020 Aug; Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2213956720301171>

- [24] Chen Q, Thouas GA. Metallic implant biomaterials. *Mater Sci Eng R Reports* [Internet]. 2015 Jan;87:1-57. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0927796X14001077>
- [25] Eynon-Lewis NJ, Ferry D, Pearse MF. Themistocles Gluck: an unrecognised genius. *BMJ* [Internet]. 1992 Dec 19;305(6868):1534-6. Available from: <https://www.bmj.com/lookup/doi/10.1136/bmj.305.6868.1534>
- [26] Fokter S, editor. Recent Advances in Arthroplasty [Internet]. InTech; 2012. Available from: <http://www.intechopen.com/books/recent-advances-in-arthroplasty>
- [27] Song E-K, Seon J-K, Moon J-Y, Ji-Y. The Evolution of Modern Total Knee Prostheses. In: *Arthroplasty - Update* [Internet]. InTech; 2013. Available from: <http://www.intechopen.com/books/arthroplasty-update/the-evolution-of-modern-total-knee-prostheses>
- [28] Kunčická L, Kocich R, Lowe TC. Advances in metals and alloys for joint replacement. *Prog Mater Sci*. 2017;88:232-80.
- [29] Muruve NGG, Cheng YF, Feng Y, Liu T, Muruve DA, Hassett DJ, et al. Peptide-based biocoatings for corrosion protection of stainless steel biomaterial in a chloride solution. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2016 Nov;68:695-700. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0928493116306221>
- [30] Fonseca-García A, Pérez-Alvarez J, Barrera CC, Medina JC, Almaguer-Flores A, Sánchez RB, et al. The effect of simulated inflammatory conditions on the surface properties of titanium and stainless steel and their importance as biomaterials. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2016 Sep;66:119-29. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0928493116303332>
- [31] Talha M, Behera CK, Sinha OP. A review on nickel-free nitrogen containing austenitic stainless steels for biomedical applications. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2013 Oct;33(7):3563-75. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0928493113003615>
- [32] Ghosh S, Sanghavi S, Sancheti P. Metallic biomaterial for bone support and replacement. In: *Fundamental Biomaterials: Metals* [Internet]. Elsevier; 2018. p. 139-65. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780081022054000064>
- [33] Casabán Julián L, Igual Muñoz A. Influence of microstructure of HC CoCrMo biomedical alloys on the corrosion and wear behaviour in simulated body fluids. *Tribol Int* [Internet]. 2011 Mar;44(3):318-29. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X10002768>
- [34] Barucca G, Santecchia E, Majni G, Girardin E, Bassoli E, Denti L, et al. Structural characterization of biomedical Co-Cr-Mo components produced by direct metal laser sintering. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2015 Mar;48:263-9. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0928493114008078>
- [35] McGrory BJ, Ruterbories JM, Pawar VD, Thomas RK, Salehi AB. Comparison of Surface Characteristics of Retrieved Cobalt-Chromium Femoral Heads With and Without Ion Implantation. *J Arthroplasty* [Internet]. 2012 Jan;27(1):109-15. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0883540311001070>
- [36] Verma RP. Titanium based biomaterial for bone implants: A mini review. *Mater Today Proc* [Internet]. 2020;26:3148-51. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2214785320314048>
- [37] Sidhu SS, Singh H, Gepreel MA-H. A review on alloy design, biological response, and strengthening of β -titanium alloys as biomaterials. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2021 Feb;121:111661. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0928493120335797>
- [38] Kaur M, Singh K. Review on titanium and titanium based alloys as biomaterials for orthopaedic applications. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2019 Sep;102:844-62. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0928493118338232>
- [39] Zardiackas LD, Parsell DE, Dillon LD, Mitchell DW, Nunnery LA, Poggie R. Structure, metallurgy, and mechanical properties of a porous tantalum foam. *J Biomed Mater Res* [Internet]. 2001;58(2):180-7. Available from: [https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1097-4636\(2001\)58:2%3C180::AID-JBM1005%3E3.0.CO;2-5](https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1097-4636(2001)58:2%3C180::AID-JBM1005%3E3.0.CO;2-5)
- [40] Bayer BC, Hofmann S, Castellarin-Cudia C, Blume R, Baetz C, Esconjauregui S, et al. Support-Catalyst-Gas Interactions during Carbon Nanotube Growth on Metallic Ta Films. *J Phys Chem C* [Internet]. 2011 Mar 24;115(11):4359-69. Available from: <https://pubs.acs.org/doi/10.1021/jp102986f>
- [41] Findlay DM, Welldon K, Atkins GJ, Howie DW, Zannettino AC., Bobyn D. The proliferation and phenotypic expression of human osteoblasts on tantalum metal. *Biomaterials* [Internet]. 2004 May;25(12):2215-27. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0142961203007397>
- [42] Balagna C, Faga MG, Spriano S. Tantalum-based multilayer coating on cobalt alloys in total hip and knee replacement. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2012 May;32(4):887-95. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0928493112000598>
- [43] Levine BR, Sporer S, Poggie RA, Della Valle CJ, Jacobs JJ. Experimental and clinical performance of porous tantalum in orthopedic surgery. *Biomaterials* [Internet]. 2006 Sep;27(27):4671-81. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S014296120600439X>
- [44] Yilmazer H, Niinomi M, Nakai M, Cho K, Hieda J, Todaka Y, et al. Mechanical properties of a medical β -type titanium alloy with specific microstructural evolution through high-pressure torsion. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2013 Jul;33(5):2499-507. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0928493113000866>
- [45] Li C, Zhan Y, Jiang W. Zr-Si biomaterials with high strength and low elastic modulus. *Mater Des* [Internet]. 2011 Sep;32(8-9):4598-602. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0261306911002470>
- [46] Kondo R, Nomura N, Suyalatu, Tsutsumi Y, Doi H, Hanawa T. Microstructure and mechanical properties of as-cast Zr-Nb alloys. *Acta Biomater* [Internet]. 2011 Dec;7(12):4278-84. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1742706111003291>
- [47] Hua N, Huang L, Wang J, Cao Y, He W, Pang S, et al. Corrosion behavior and in vitro biocompatibility of Zr-Al-Co-Ag bulk metallic glasses: An experimental case study. *J Non Cryst Solids* [Internet]. 2012 Jul;358(12-13):1599-604. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022309312002359>
- [48] Waizy H, Seitz J-M, Reifenrath J, Weizbauer A, Bach F-W, Meyer-Lindenberg A, et al. Biodegradable magnesium implants for orthopedic applications. *J Mater Sci* [Internet]. 2013 Jan 24;48(1):39-50. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s10853-012-6572-2>
- [49] Ali M, Hussein MA, Al-Aqeeli N. Magnesium-based composites and alloys for medical applications: A review of mechani-

- cal and corrosion properties. *J Alloys Compd* [Internet]. 2019 Jul;792:1162-90. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0925838819313465>
- [50] Zhou H, Liang B, Jiang H, Deng Z, Yu K. Magnesium-based biomaterials as emerging agents for bone repair and regeneration: from mechanism to application. *J Magnes Alloy* [Internet]. 2021 May;9(3):779-804. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2213956721000578>
- [51] Luque-Agudo V, Fernández-Calderón MC, Pacha-Olivenza MA, Pérez-Giraldo C, Gallardo-Moreno AM, González-Martín ML. The role of magnesium in biomaterials related infections. *Colloids Surfaces B Biointerfaces* [Internet]. 2020 Jul;191:110996. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0927776520302265>
- [52] R V, G S, Velusamy R, Ramakrishna S. An in-vitro evaluation study on the effects of surface modification via physical vapor deposition on the degradation rates of magnesium-based biomaterials. *Surf Coatings Technol* [Internet]. 2021 Apr;411:126972. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0257897221001456>
- [53] Molaei M, Babaei K, Fattah-alhosseini A. Improving the wear resistance of plasma electrolytic oxidation (PEO) coatings applied on Mg and its alloys under the addition of nano- and micro-sized additives into the electrolytes: A review. *J Magnes Alloy* [Internet]. 2020 Dec; Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2213956720302462>
- [54] Nouri M. The Effect of Yttrium on Wear, Corrosion and Corrosive Wear of Mg-Al Alloys. *Occup Med (Chic Ill)*. 2017;53(4):130.
- [55] Xu L, Yu G, Zhang E, Pan F, Yang K. In vivo corrosion behavior of Mg-Mn-Zn alloy for bone implant application. *J Biomed Mater Res Part A* [Internet]. 2007 Dec 1;83A(3):703-11. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/jbm.a.31273>
- [56] Pietak A, Mahoney P, Dias GJ, Staiger MP. Bone-like matrix formation on magnesium and magnesium alloys. *J Mater Sci Mater Med* [Internet]. 2008 Jan 3;19(1):407-15. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s10856-007-3172-9>
- [57] Nouri M, Li DY. Maximizing the benefit of aluminizing to AZ31 alloy by surface nanocrystallization for elevated resistance to wear and corrosive wear. *Tribol Int* [Internet]. 2017 Jul;111:211-9. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X17301263>
- [58] Matsushita T, Takahashi H. Orthopedic applications of metallic biomaterials [Internet]. 2nd ed. *Metals for Biomedical Devices*. Elsevier Ltd.; 2019. 431-473 p. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-08-102666-3.00017-1>
- [59] Bachtar F, Chen X, Hisada T. Finite element contact analysis of the hip joint. *Med Biol Eng Comput* [Internet]. 2006 Aug 6;44(8):643-51. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-006-0074-9>
- [60] Kutzner I, Heinlein B, Graichen F, Bender A, Rohlmann A, Halder A, et al. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *J Biomech* [Internet]. 2010 Aug;43(11):2164-73. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929010002095>
- [61] Geetha M, Singh AK, Asokamani R, Gogia AK. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - A review. *Prog Mater Sci* [Internet]. 2009 May;54(3):397-425. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0079642508001126>
- [62] Zhou ZR, Jin ZM. Biotribology: Recent progresses and future perspectives. *Biosurface and Biotribology* [Internet]. 2015 Mar;1(1):3-24. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2405451815000082>
- [63] Gebeshuber IC. Biotribology inspires new technologies. *Nano Today* [Internet]. 2007 Oct;2(5):30-7. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S174801320770141X>
- [64] Fischer A, Weiß S, Wimmer MA. The tribological difference between biomedical steels and CoCrMo-alloys. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2012 May;9:50-62. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616112000276>
- [65] Pinchuk. *Tribology and Biophysics of Artificial Joints*. 2005. 375 p.
- [66] Ko PL. Metallic wear — a review with special references to vibration-induced wear in power plant components. *Tribol Int* [Internet]. 1987 Apr;20(2):66-78. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0301679X87900922>
- [67] Sawano H, Warisawa S, Ishihara S. Study on long life of artificial joints by investigating optimal sliding surface geometry for improvement in wear resistance. *Precis Eng* [Internet]. 2009 Oct;33(4):492-8. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0141635909000439>
- [68] Santavirta SS, Lappalainen R, Pekko P, Anttila A, Kontinen YT. The counterface, surface smoothness, tolerances, and coatings in total joint prostheses. *Clin Orthop Relat Res*. 1999;(369):92-102.
- [69] Molinari J-F, Aghababaei R, Brink T, Frérot L, Milanese E. Adhesive wear mechanisms uncovered by atomistic simulations. *Friction* [Internet]. 2018 Sep 6;6(3):245-59. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s40544-018-0234-6>
- [70] Harman MK, Banks SA, Andrew Hodge W. Wear analysis of a retrieved hip implant with titanium nitride coating. *J Arthroplasty*. 1997;12(8):938-45.
- [71] WANG Q liang, GE S rong. Comparison of Biotribology of Swine Compact Bone Against UHMWPE. *J China Univ Min Technol*. 2007;17(1):133-7.
- [72] Stewart TD. Tribology of artificial joints. *Orthop Trauma* [Internet]. 2010 Dec;24(6):435-40. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1877132710001004>
- [73] Wang YQ, Huang LP, Liu WL, Li J. The blast erosion behaviour of ultrahigh molecular weight polyethylene. *Wear* [Internet]. 1998 Jun;218(1):128-33. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0043164897002895>
- [74] Tewari U., Harsha A., Häger A., Friedrich K. Solid particle erosion of carbon fibre- and glass fibre-epoxy composites. *Compos Sci Technol* [Internet]. 2003 Feb;63(3-4):549-57. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0266353802002105>
- [75] Sinnett-Jones PE, Wharton JA, Wood RJK. Micro-abrasion-corrosion of a CoCrMo alloy in simulated artificial hip joint environments. *Wear* [Internet]. 2005 Jul;259(7-12):898-909. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0043164805001328>
- [76] Nouri M, Sun X, Li DY. Beneficial effects of yttrium on the performance of Mg-3%Al alloy during wear, corrosion and corrosive wear. *Tribol Int* [Internet]. 2013 Nov;67:154-63. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0301679X13002739>

- [77] Sun X, Nouri M, Wang Y, Li DY. Corrosive wear resistance of Mg-Al-Zn alloys with alloyed yttrium. *Wear* [Internet]. 2013 Apr;302(1-2):1624-32. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0043164813000239>
- [78] Ansari F, Ries MD, Pruitt L. Effect of processing, sterilization and crosslinking on UHMWPE fatigue fracture and fatigue wear mechanisms in joint arthroplasty. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2016 Jan;53:329-40. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1751616115003069>
- [79] Liu F, Fisher J, Jin Z. Wear prediction of orthopaedic implants. In: *Wear of Orthopaedic Implants and Artificial Joints* [Internet]. Elsevier; 2013. p. 403-18. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780857091284500157>
- [80] Jin ZM, Zheng J, Li W, Zhou ZR. Tribology of medical devices. *Biosurface and Biotribology*. 2016;2(4):173-92.
- [81] Jin Z, Fisher J. Tribology in joint replacement*Note: This chapter is an updated version of Chapter 2, from the first edition of *Joint replacement technology*, edited by P. A. Revell and published by Woodhead Publishing, 2008*. In: *Joint Replacement Technology* [Internet]. Elsevier; 2014. p. 31-61. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780857098412500023>
- [82] Bauer TW, Campbell PA, Hallerberg G. How Have New Bearing Surfaces Altered the Local Biological Reactions to Byproducts of Wear and Modularity? *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 2014 Dec 31;472(12):3687-98. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s11999-014-3817-1>
- [83] Abdelgaied A, Brockett CL, Liu F, Jennings LM, Jin Z, Fisher J. The effect of insert conformity and material on total knee replacement wear. *Proc Inst Mech Eng Part H J Eng Med* [Internet]. 2014 Jan 2;228(1):98-106. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0954411913513251>
- [84] Zhou ZR, Zheng J. Tribology of dental materials: A review. *J Phys D Appl Phys*. 2008;41(11).
- [85] Hooper SM, Newcombe RG, Faller R, Eversole S, Addy M, West NX. The protective effects of toothpaste against erosion by orange juice: Studies in situ and in vitro. *J Dent* [Internet]. 2007 Jun;35(6):476-81. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0300571207000152>
- [86] Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent* [Internet]. 1996 Jan;24(1-2):141-8. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0300571295000437>
- [87] Willems G, Clocheret K, Celis J-P, Verbeke G, Chatzicharalampous E, Carels C. Frictional behavior of stainless steel bracket-wire combinations subjected to small oscillating displacements. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2001 Oct;120(4):371-7. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0889540601072651>
- [88] Klumper GT, Hiser DG, Rayens MK, Jay MJ. Efficacy of a wax containing benzocaine in the relief of oral mucosal pain caused by orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2002 Oct;122(4):359-65. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0889540602000860>
- [89] Heintze SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. *J Adhes Dent* [Internet]. 2012;14(5):407-31. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23082310>
- [90] Jennings DL, Weeks PA. Thrombosis in Continuous-Flow Left Ventricular Assist Devices: Pathophysiology, Prevention, and Pharmacologic Management. *Pharmacother J Hum Pharmacol Drug Ther* [Internet]. 2015 Jan;35(1):79-98. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1002/phar.1501>
- [91] Xie D, Leng YX, Jing FJ, Huang N. A brief review of bio-tribology in cardiovascular devices. *Biosurface and Biotribology* [Internet]. 2015;1(4):249-62. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bsbt.2015.11.002>
- [92] Leng YX, Chen JY, Yang P, Wang J, Zhao AS, Wan GJ, et al. The microstructure and mechanical properties of TiN and TiO₂/TiN duplex films synthesized by plasma immersion ion implantation and deposition on artificial heart valve. *Surf Coatings Technol*. 2006;201(3-4):1012-6.
- [93] Kapnis KK, Halwani DO, Brott BC, Anderson PG, Lemons JE, Anayiotos AS. Stent overlapping and geometric curvature influence the structural integrity and surface characteristics of coronary nitinol stents. *J Mech Behav Biomed Mater* [Internet]. 2013;20:227-36. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2012.11.006>
- [94] Zhao DF, Seco M, Wu JJ, Edelman JB, Wilson MK, Vallye MP, et al. Mechanical Versus Bioprosthetic Aortic Valve Replacement in Middle-Aged Adults: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Ann Thorac Surg* [Internet]. 2016 Jul;102(1):315-27. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003497515017646>
- [95] Ielasi A, Anzuini A. Guide-catheter extension system facilitated multiple bioresorbable vascular scaffolds (ABSORB®) delivery in a very long and resistant coronary artery lesion. *Cardiovasc Revascularization Med* [Internet]. 2014 Mar;15(2):117-20. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S155383891300122X>
- [96] Wan P, Ren Y, Zhang B, Yang K. Effect of nitrogen on blood compatibility of nickel-free high nitrogen stainless steel for biomaterial. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2010 Oct;30(8):1183-9. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0928493110001505>
- [97] Manam NS, Harun WSW, Shri DNA, Ghani SAC, Kurniawan T, Ismail MH, et al. Study of corrosion in biocompatible metals for implants: A review. *J Alloys Compd* [Internet]. 2017 Apr;701:698-715. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S092583881730230X>
- [98] Roy S. Functionally graded coatings on biomaterials: a critical review. *Mater Today Chem* [Internet]. 2020 Dec;18:100375. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S246851942030135X>
- [99] Harun WSW, Asri RIM, Alias J, Zulkifli FH, Kadirgama K, Ghani SAC, et al. A comprehensive review of hydroxyapatite-based coatings adhesion on metallic biomaterials. *Ceram Int* [Internet]. 2018 Feb;44(2):1250-68. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0272884217323635>
- [100] Chaharmahali R, Fattah-alhosseini A, Esfahani H. Increasing the in-vitro corrosion resistance of AZ31B-Mg alloy via coating with hydroxyapatite using plasma electrolytic oxidation. *J Asian Ceram Soc* [Internet]. 2020;8(1):39-49. Available from: <https://doi.org/10.1080/21870764.2019.1698143>
- [101] Chaharmahali R, Babaei A, Fattah-alhosseini. Corrosion Behavior of Calcium-Phosphorus Coatings on AZ31B Mg Alloy by Plasma Electrolytic Oxidation in Hank's Balanced Salt Solution. *Anal Bioanal Electrochem*. 2019;11(6):703-14.
- [102] Wisbey A, Gregson PJ, Tuke M. Application of PVD TiN coating to Co-Cr-Mo based surgical implants. *Biomaterials* [Internet]. 1987 Nov;8(6):477-80. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/0142961287900858>

- [103] V.V. AT, Bendavid A, Martin PJ, Vaithilingam V, Bean PA, Evans MDM, et al. Biomineralisation with Saos-2 bone cells on TiSiN sputtered Ti alloys. *Colloids Surfaces B Biointerfaces* [Internet]. 2017 Jul;155:1-10. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0927776517301571>
- [104] Affatato S, Ruggiero A, Merola M. Advanced biomaterials in hip joint arthroplasty. A review on polymer and ceramics composites as alternative bearings. *Compos Part B Eng* [Internet]. 2015 Dec;83:276-83. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1359836815004473>
- [105] Balagna C, Faga MG, Spriano S. Tribological behavior of a Ta-based coating on a Co-Cr-Mo alloy. *Surf Coatings Technol* [Internet]. 2014 Nov;258:1159-70. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S025789721400588X>
- [106] Liao TT, Deng QY, Wu BJ, Li SS, Li X, Wu J, et al. Dose-dependent cytotoxicity evaluation of graphite nanoparticles for diamond-like carbon film application on artificial joints. *Biomed Mater* [Internet]. 2017 Jan 24;12(1):015018. Available from: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1748-605X/aa52ca>
- [107] Berni M, Lopomo N, Marchiori G, Gambardella A, Boi M, Bianchi M, et al. Tribological characterization of zirconia coatings deposited on Ti6Al4V components for orthopedic applications. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2016 May;62:643-55. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0928493116301084>
- [108] James DH. A review of experimental findings in surface preparation for thermal spraying. *J Mech Work Technol* [Internet]. 1984 Jul;10(2):221-32. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/037838048490069X>
- [109] Uwais ZA, Hussein MA, Samad MA, Al-Aqeeli N. Surface Modification of Metallic Biomaterials for Better Tribological Properties: A Review. *Arab J Sci Eng* [Internet]. 2017 Nov 12;42(11):4493-512. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/s13369-017-2624-x>
- [110] Qiu Z-Y, Chen C, Wang X-M, Lee I-S. Advances in the surface modification techniques of bone-related implants for last 10 years. *Regen Biomater* [Internet]. 2014 Nov 1;1(1):67-79. Available from: <https://academic.oup.com/rb/article-lookup/doi/10.1093/rb/rbu007>