Iranian Corrosion Association
انجمن خوردگی ایران

دانشگاه صنعتی شریف

5th National Iranian Corrosion Congress
2-4 September 1997

Title

Corrosion of Metallic Parts in Human Body

Authors

K. Sadrnezhaad - A. Rasooli

Organisers

Sharif University of Technology

Iranian Corrosion Association

Corrosion of Metallic Parts in Human Body

K. Sadrnezhaad[1] - A. Rasooli[2]

Abstract

Human body is a corrosive environment with pH=7.35-7.45 which contains 100-106 mmole/L of chloride salts and organic compounds, inorganic compounds and oxygen at the saturation level. Corrosion is intensified at the surgical position, because of variation of pH from 5.5 to 9 inside the body. The rate of corrosion should, however, remain bellow 0.01 mpy and is usually controlled through the activation polarization. This rate is generally determined through the application of the physiologic solutions or implantation of a metallic object in the body of an animal. In this paper, corrosion of metallic objects inserted in biologic media, is discussed as a reason for failure of the metallic implants.

1- Professor of Metallurgy, Sharif Univ. of Technology

2- Academic Staff, Dept. of Technology, Univ. of Tabriz

خوردگی قطعات فلزی در بدن انسان

خطیب‌الاسلام صدرنژاد[1] - علی رسولی[2]

چکیده

بدن انسان محیطی با خوردگی متوسط (pH = ۷/۳۵ - ۷/۴۵) و مقادیر نمک (۱۰۶ mmole/L - ۱۰۰ کلرید)، ترکیبات آلی (اتانول، اسید اسکوربیک و ...)، مواد معدنی (سرب، مس، سولفاتها، آهن و ...) و اکسیژن در حد اشباع (اکسیژن شریانی ۱/۰۰ L - ۰/۹۶ و فشار ۱۳/۳ KPa - ۱۰/۰) است. در موضع جراحی بدلیل تغییرات pH (۹ - ۵/۵)، مکانیزم دفاعی در برابر عوامل خارجی و لخته شدن، باعث تشدید خوردگی هنگام ترمیم زخمها می‌شود و در نتیجه از کار افتادگی ایمپلنت‌ها (از قبیل شل‌شدگی، خم‌شدگی و شکستگی)، عفونت، دردهای شدید و بیماریهای خطرناک (مانند سرطان و ناراحتی قلبی) برای بیمار ایجاد می‌کند. طبق تخمینهای کیفی برای جلوگیری از تحریک های بافتی سرعت خوردگی بایستی کمتر از ۰/۰۱ mpy باشد. بعلت استفاده از آلیاژهای فعال - غیرفعال (فولاد زنگ نزن ۳۱۶L، آلیاژ Ti-۶Al-۴V، تیتانیوم خالص تجارتی و آلیاژ Co-Cr-Mo) کنترل کننده سرعت خوردگی پلاریزاسیون اکتیواسیون بوده و به روش پلاریزاسیون خطی در محلولهای فیزیولوژیکی یا در بدن حیوانات اندازه‌گیری می‌شود. در این مقاله به بررسی ترمودینامیک و سینتیک خوردگی آلیاژهای مورد استفاده، نقش خون، علت ازکارافتادگی ایمپلنت‌ها، عوارض بیولوژیکی و روشهای ارزیابی خوردگی پرداخته می شود.

---

۱ - استاد دانشگاه صنعتی شریف - دانشکده مهندسی متالورژی

۲ - عضو هیئت علمی دانشگاه تبریز - دانشکده فنی - گروه سرامیک

مقدمه

از ایمپلنت‌های[1] فلزی بطور وسیعی در بدن انسان استفاده می‌شود. خون بدلیل دارا بودن یون کلر، مواد معدنی و اکسیژن سبب ایجاد خوردگیهای حفره‌ای، شیاری، تنشی، سایشی، خستگی و در موارد خاص گالوانیکی در ایمپلنت‌ها می‌شود [۱ - ۳]. نکته قابل توجه اینست که هیچکدام از ایمپلنت‌ها بسبب خوردگی از بین نمی روند، بلکه با ایجاد محصولات خوردگی بافتها را تحریک کرده و عوارض جنبی بوجود می آورند. لذا برای جلوگیری از تحریک توسط محصولات خوردگی، لازم است ایمپلنتها را از بدن بیرون آورد.

سازگاری[2] ایمپلنتهای فلزی بیشتر بهمین پدیده مربوط می شود [۱]. در تحقیقات قبلی یک رابطه خطی مثبت بین از کار افتادگی[3] ایمپلنت‌ها و محصولات خوردگی در بافت بدست آمده است. در شکل ۱ مشاهده می‌شود هر چه میزان فلزات یا محصولات خوردگی در اطراف بافت بیشتر شود، ایمپلنت بیشتر از کار خواهد افتاد [۴].

ترمودینامیک و سینتیک خوردگی ایمپلنت‌های فلزی در بدن

خورندگی خون شباهت زیادی به خورندگی آب دریاهای گرم (اکسیژن دار) دارد. لذا خوردگی در محیطهای آبی (بخصوص آب دریا) قابل تعمیم به بدن انسان است. از آنجاکه واکنشهای الکتروشیمیایی چه بطور یکنواخت و چه بصورت غیر یکنواخت روی سطح ایمپلنتها رخ می‌دهند، بنابراین در فصل مشترک ایمپلنت با خون، لایه دوگانه[4] ایجاد می‌شود و میدان الکتریکی در فصل مشترک خون با ایمپلنت باعث اختلاف پتانسیلی در سرتاسر لایه دوگانه می‌شود[٦]. در حالتیکه سطح آلیاژ پسیو نشده باشد، اختلاف پتانسیل برای تیتانیوم، فولاد زنگ نزن و کبالت به ترتیب ۰۳۱/۲، ۸۴۱/۰ و ٦۷۸/۰ ولت می‌باشد. و اگر سطح آلیاژ پسیو شده باشد، اختلاف پتانسیل خوردگی برای هر سه آلیاژ به حدود ۳/۰ می‌رسد و جریان خوردگی تا 10^{-3} میلی آمپر بر سانتیمتر مربع تقلیل می‌یابد و سرعت خوردگی تقریبا" به صفر می‌رسد [۲] (شکل ۲).

سرعت خوردگی آلیاژها به دلیل تشکیل لایه پسیو به وسیله عبور یونها از لایه اکسیدی (سطح ۷ - شکل ۳) و یا در صورت وجود نقصهای فیلم سطحی از قبیل حفره‌ها و مرزدانه‌ها به هدایت الکترونیکی (سطح ۸ -

1- Implants 2 - Bio - Compatibility 3 - Failure 4- Double Layer

شکل ۳) بستگی دارد که توسط پلاریزاسیون اکتیواسیون[1] کنترل می‌شود[۶]. برای اندازه‌گیری سرعت خوردگی در بدن از روش پلاریزاسیون خطی[2] بعلت نداشتن خطرات بیولوژیکی و دقت بالا استفاده می‌شود [۱ و ۴].

آلیاژهای مورد استفاده در بدن

اوائل از فولاد وانادیم‌دار، فولاد زنگ‌نزن ساده (AISI 304) و آلیاژهای نیکل در بدن استفاده می شد. اما اکنون بدلیل مقاومت کم فولاد در برابر خوردگی و ایجاد آلرژی[3] توسط نیکل، از این آلیاژها استفاده نمی‌شود. ولی در عوض از آلیاژهای دیگری که توانایی فراوان در پسیو شدن دارند را بکار می‌برند (جدول ۱).

فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶ L بدلیل مقاومت کم در برابر خوردگی حفره‌ای (پتانسیل حفره‌دار شدن (SCE) ۰/۳ - ۰/۲)، خوردگی خستگی و تنشی، استحکام کم نسبت به سایر آلیاژهای مورد استفاده در ایمپلنت‌های جراحی (استحکام تسلیم ۲۸۹/۶MN/m^2، استحکام کششی ۵۵۸/۵MN/m^2 و چگالی ۷/۸۷۹gr/cm^3 نسبت به چگالی استخوان ۱/۹۱gr/cm^3) و ورود عناصر مضر آلیاژی (کروم - نیکل) برای ساخت ایمپلنت‌های موقت[4] استفاده می‌شود.

آلیاژهای کبالت بدلیل مقاومت عالی در برابر خوردگی و استحکام نسبتا" مناسب، برای ساخت ایمپلنت‌های دائمی بکار می‌روند. اما چگالی بالا (۸/۸۵gr/cm^3) باعث تخریب استخوانهای مجاور ایمپلنت در مدت زمان طولانی می‌شود. از دهه ۷۰، آلیاژ Co-Ni-Cr بعلت درصد بالای نیکل (۳۵٪) کنار گذاشته شد. زیرا استفاده از این آلیاژ بمدت یک دهه، باعث ایجاد گزارشهایی در مورد عوارض بیولوژیکی نیکل در بدن بیماران شده بود.

تیتانیوم و آلیاژهای آن بدلیل مقاومت عالی در برابر خوردگی و استحکام بالا (۶۶۱/۸۷MN/m^2 و ۱۰۲۰/۳۹MN/m^2) و دانسیته پایین (۴/۵gr/cm^3) برای ساخت ایمپلنت‌های دائمی بخصوص پیچهای داخل استخوان (استحکام تسلیم مورد نیاز: ۸۲۷/۳۴MN/m^2)، استفاده می‌شوند.

1- Activation Poiarization 2- Linear polarization 3- Allergy

4- Temporary Implants

محیط خورنده (خون)

خون دارای ۷/۴۵ - ۷/۳۵ = pH بوده و آمفوتر است. در خون انواع یونهای معدنی، آلی، پروتئینها، اسیدها و الکل وجود دارد. بخش مایع خون بنام پلاسما[1]، حاوی مواد معدنی و یون کلر بوده و دارای خاصیت خورندگی است. بنظر می‌رسد گلبولهای سفید[2] بدلیل حمله به آلیاژ و ترشح آنزیمهای خاص شرایط خورندگی حادتری در اطراف ایمپلنت ایجاد کنند [۸] (شکل ۴).

پلاکتها[3] که سلولهای بسیار ریزی هستند دارای خاصیت چسبندگی بوده و باعث لخته شدن خون می‌شوند. اگر سطح ایمپلنت صاف نباشد پلاکتها پاره شده و بدلیل خروج آنزیمهای خاص، شبکه‌های تور مانندی ایجاد شده و گلبولهای قرمز[4] را بدام انداخته و باعث تولید لخته و نهایتاً نطفه‌های اولیه برای خوردگی حفره‌ای می‌شوند [۸].

یکی از اعمالی که برای ترمیم بافت مجروح شده بعد از جراحی بدن انجام می‌دهد، تغییر pH است. این موضوع قبلاً از دید پزشکان و مهندسین طراح دور مانده است زیرا معمولاً pH را در تمام شرایط ۷/۴ در نظر می‌گیرند ولی تحقیقات نشان داده است که میزان pH در موضع جراحی تغییرات محسوسی می‌کند [۲] (شکل ۵).

در حالت طبیعی، pH در موضع جراحی شده در ۳-۲ روز اول تا ۸ بالا می‌رود و بعد از ۷-۶ روز کم شده و به ۵/۵ می‌رسد. سرانجام بعد از ۱۷-۱۵ روز به حالت طبیعی خود برمی‌گردد. حال اگر موضع جراحی عفونی شود pH در مدت ۳۴ - ۳۰ روز تا ۹ بالا رفته و بعد از ۵۵ - ۵۰ روز به حالت طبیعی برمی‌گردد. اما در صورت خون مردگی در موضع جراحی pH در ۵/۵ باقی می‌ماند و به حالت طبیعی برنمی‌گردد. بنابراین بایستی آلیاژهای مورد استفاده در ساخت ایمپلنت در pHهای بین ۹ - ۵/۵ مقاومت عالی داشته باشند.

رخدادهای خوردگی

خوردگیهای مختلفی روی ایمپلنت‌ها مشاهده شده است که عبارتند از:

1- Plasma 2- White Blood Cell 3- Platelet 4- Red Blood Cell

خوردگی حفره‌ای

این خوردگی بیشتر روی ایمپلنت‌های فولاد ۳۱۶ L اتفاق می افتد زیرا لایه پسیو فولاد در برابر یونهای کلر مقاومت خوبی نداشته و در اثر نفوذ یون کلر به داخل لایه و تشکیل ترکیبات با حجم بزرگتر، ترک خوردن لایه پسیو و خوردگی حفره‌ای بوجود می‌آید. نکته مورد توجه این است که حفره‌ها در جهت جاذبه رشد نکرده بلکه مایل می‌باشند. این اتفاق بدلیل حالتهای خواب و بیداری شخص در طول استفاده از ایمپلنت پیش می آید. در این نوع خوردگی علاوه بر ورود مواد مضر به بدن، با هجوم یونهای کلسیوم به موضع جراحی برای ترمیم شکستگی، یونهای کلسیم به درون حفره‌های ایمپلنت نفوذکرده و باعث رشد استخوان در داخل ایمپلنت می‌شوند و در نتیجه در اثر سخت شدن یونهای کلسیم جوش خوردگی ایمپلنت به استخوان ایجاد می‌گردد. مثلا" در مورد شخصی که برای ترمیم شکستگی استخوان ران از کنچر[1] استفاده شده بود، بعد از ترمیم شکستگی، کنچر از درون استخوان خارج نمی‌شد و در صورت فشار زیاد برای خروج کنچر امکان آسیب دیدگی و یا خرد شدن استخوان وجود داشت و با وجود عوارض خطرناک عناصر آلیاژی می‌بایست ایمپلنت برای همیشه در پای بیمار باقی می‌ماند[2] (شکل (C) ٦ یک نمونه خوردگی حفره‌ای کنچر را نشان می‌دهد).

خوردگی شیاری

این خوردگی در اثر ایجاد مناطق مرده و تجمع خون در بین شیارها (بخصوص محل اتصال اجزاء ایمپلنت‌ها) و ایجاد پیل غلظتی اکسیژن و اسیدی شدن درون شیار ایجاد شده و سریعا" پیشرفت می‌کند. خوردگی شیاری باعث لق شدن محل اتصالات و دردهای شدید و حتی شکستگی مجدد می شود (شکل (b)، ٦).

بررسیهای انجام شده در مورد پارامترهای مختلف هندسی و الکتروشیمیایی، بهترین شرایط برای مقاومت در برابر خوردگی شیاری را دارابودن منطقه انتقال فعال به غیرفعال باریک، دانسیته جریان بحرانی کوچک و منطقه غیرفعال وسیع بدست داده است.

---

۱ - کنچر میله‌ای است که در داخل استخوان ران برای ترمیم شکستگی فمور در مغز استخوان قرار می‌دهند.

۲ - نمونه بیان شده در اتاق عمل بیمارستانهای آموزشی ایران مشاهده شده است.

خوردگی تنشی و خستگی

خوردگی تنشی در فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L مشاهده شده است. اما بیشترین از کارافتادگی ایمپلنت به خاطر خوردگی خستگی بوده زیرا اکثر ایمپلنت‌های داخل بدن تحت تأثیر تنشهای سیکلی قرار دارند (تنشهای حین راه رفتن، حرکت دستها، پاها، دم و باز دم و... همه از نوع تنشهای سیکلی هستند) این تنشها گاهی آنقدر زیاد هستند که فقط آلیاژ تیتانیوم (Ti-۶AL-۴V) مناسب است. (مثلا" تنشهای حین راه رفتن پیچهای داخل استخوان ۸۲۷/۳MN/m^۲ می‌باشد (شکلهای ۶ و ۷).

بررسیهای انجام شده در مورد خستگی آلیاژ ریختگی کبالت - کرم - مولیبدن در محلول رینگر[1] و هوا نشان می‌دهد که مقاومت خوردگی خستگی در محلول فیزیولوژیکی کاهش پیدا کرده است [۲] (شکل ۸).

خوردگی سایشی

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 کلا" پروتزهای متحرک و ایمپلنت‌های موقتی که تحت تنشهای بالایی بوده‌اند، مشاهده شده است (شکل ۹).

برای کم کردن سایش بین اجزاء متحرک از مواد پلیمری استفاده می‌شود اما بدلیل واکنش با خون، این مواد بعد از مدتی فاسد شده و خاصیت خود را از دست می‌دهند و صداهای چندش آور مربوط به خوردگی سایشی را ایجاد می‌کنند[2].

خوردگی گالوانیکی

این خوردگی در اثر اختلاف پتانسیل بین اجزاء فلزی ایمپلنت صورت می‌گیرد. با توجه به اینکه سعی می‌شود تمام قسمتهای ایمپلنت از یک آلیاژ خاص ساخته شود، اما برای کاهش قیمت و افزایش استحکام گالوانیکی (E/G)، از چسب گرافیت[3]، ماده کامپوزیتی[4] و آلیاژهای تیتانیوم، اجزاء مختلف را می‌سازند.

اختلاف پتانسیل در طی زمان تغییر می‌کند و با بررسی رفتار فولاد زنگ‌نزن Cr8Ni9Ti و آلیاژ کبالت - کرم - مولیبدن رفتار خوردگی بغرنجی مشاهده شده، زیرا جریان گالوانیکی و پتانسیل مخلوط با زمان تغییر

1- Ringger

۲- گفته یکی از پزشکان بخش جراحی ارتوپدی بیمارستان شفا

3- Graphite Epoxy

4- Composite Material

می‌کند. نتایج نشان می‌دهد که جریان خوردگی گالوانیکی به ترتیب از $TN_{۱}$ ،$TC_{۴}$ ،$TC_{۶}$ بطرف Cr8Ni9Ti و Co-Cr-Mo افزایش پیدا می‌کند [۱۰].

بررسیهای انجام شده در مورد خوردگی گالوانیکی ایمپلنت‌های آهنی و برنجی، خوردگی شدیدی را نشان می دهد بطوریکه تحت این شرایط پیچ بکلی خورده شده و سرپیچ از میله آن جدا می‌گردد (شکل‌های ۱۰،۱۱،۱۲) [۱۴]. در انتهای این قسمت مقایسه‌ای بین مقاومت در برابر خوردگی حفره‌ای و خستگی آلیاژهای مورد استفاده برای ایمپلنت‌ها انجام شده است. با توجه به اینکه مقاومت خوردگی آلیاژها بستگی به لایه پسیو تشکیل شده روی سطح آنها دارد، بنابراین برای کاهش خوردگی حفره‌ای بایستی پتانسیل حفره‌دارشدن[1] آلیاژ بالا باشد. بیشترین پتانسیل شکست[2] مربوط به آلیاژ Ti - ۴/۵Al - ۵Mo - ۱/۵Cr و تیتانیوم خالص و کمترین مربوط به فولاد زنگ‌نزن ۳۱۶L است. (جدول ۲).

آزمایش خوردگی خستگی با تنشهای برشی متفاوت، بهترین خواص را برای آلیاژ Ti-۶AL-۴V و ضعیف‌ترین خواص را برای آلیاژ کبالت - کروم - مولیبدن بدست داده است (شکل ۱۳). آزمایش خوردگی خستگی تا شکست ایمپلنت برای تخمین عمر آلیاژ در برابر خوردگی خستگی نشان می دهد که بیشترین طول عمر مربوط به آلیاژ Ti-۶AL-۴V بوده به شرطی که سطح آلیاژ از سایش دور بماند و کمترین طول عمر مربوط به آلیاژ Co-Cr-Mo است (جدول ۳).

عوارض بیولوژیکی عناصر آلیاژی

سرعت خوردگی آلیاژها از نظر بیولوژیکی اهمیت دارد بدین معنی که در اثر خوردگی مواد خارجی (محصولات خوردگی) وارد بدن می‌شوند و ممکن است باعث اختلال در اعمال طبیعی گردند. اگر فلز و محصولات خوردگی در فرآیندهای بیولوژیکی تأثیر مهمی نداشته باشند در این صورت از نظر بیولوژیکی سازگار هستند. شکل ۱۴ نشان می‌دهد که هر چه میزان محصولات خوردگی در اطراف بافت بیشتر باشد، درجه واکنش بافت با مواد بیشتر بوده و احتمال تخریب بافت بیشتر خواهد بود.

سازگاری را می‌توان به صورت موضعی و سیستمی تعریف کرد. محصولات خوردگی می‌توانند باعث تضعیف سلولهایی که در برابر مکانیزمهای دفاعی در برابر عفونت بحرانی هستند، بشوند ودر نتیجه باعث کاهش واکنشهای ترمیمی و موضعی بافتها گردند (عدم التیام یافتن زخمها) و همچنین بعضی از یونهای فلزی

1- Pitting Potential 2- Breakdown potential

به سرعت در داخل بدن پراکنده می‌شوند و بعضی دیگر در اجزاء حساس بدن تمرکز می‌یابند. مثلا" ید و نیکل در صورتیکه از بدن خارج شوند باز هم خطرات بیولوژیکی دارند.

در تحقیقاتی که آقایان بس‌شو[1] و آی‌زوکا[2] در مورد خوردگی صفحات تیتانیومی انجام دادند، مشاهده شده که صفحات تیتانیومی به مقدار خیلی کمی خورده شده و تیتانیوم توسط گردش خون به سایر قسمتها منتقل شده و بخصوص در ریه حیوان تجمع پیدا کرده است. از صفحات کوچک تیتانیوم در بدن انسان بکار برده شده گزارشهای زیان‌آور بیان شده است [۱۱].

خرده ذرات علاوه بر عوارض بیولوژیکی باعث دردهای شدید و طاقت‌فرسا در بیمار می‌شود. بطور مثال در گزارشی که از مرکز تعویض ایمپلنت در هند بدست آمده است، تعدادی از بیماران که با درد شدید برای تعویض ایمپلنت به آن مرکز مراجعه کرده بودند بعد از آزمایش بافت متوجه خرده ذرات در درون بافت شده بودند (شکل ۱۵).

دکتر جراح یکی از جانبازان که در جبهه شلمچه از زانو به پایین مجروح شده بود، در موقع خروج کنچر قرار داده شده در استخوان پا با مشکل روبرو شد. بطوریکه بعد از درآوردن کنچر، شخص قدرت راه رفتن نداشت و طی عمل مجدد جراحی و فیکس کردن استخوان از بیرون پا و ریختن خرده استخوان در محل، بعد از مدتی مغز استخوان فاسد شد. فساد مغز استخوان احتمالا" بدلیل تولید محصولات خوردگی بوده است.

محل جراحی جانباز دیگری که از ایمپلنت برای ترمیم شکستگی استخوان فمور وی استفاده شده، بعد از مدتی عفونت می‌کند. و با تجویز آنتی‌بیوتیک نیز عفونت التیام نمی یابد. سرانجام با خارج ساختن ایمپلنت از پای جانباز، عفونت بتدریج برطرف می‌شود. این امر نشان می‌دهد عامل اصلی عفونت احتمالا" ذرات ناشی از محصولات خوردگی بوده است[3]. در شکل ۱۶ بنظر می‌رسد پیچ به دلیل عدم استحکام کافی از جای خودش خارج شده است.

تحقیقاتی که در مورد مسمومیت اکسیدها، فسفاتها و سولفیدهای فلزات و آلیاژهای مورد استفاده در دندانپزشکی نشان می دهد که اکسیدهای کروم و کبالت مسمومیت شدیدی ایجاد می کنند ولی اکسیدهای آهن و اکسیدها و فسفاتهای تیتانیوم و آلومینوم و هیدروکسی هپاتایت مسمومیتی نداشته‌اند (جدول ۴) [۱۲].

1- Bessho 2- Iizuka

۳- عکسها و موضوع از آسایشگاه جانبازان تهیه شده است

بطور کلی هیچ عنصر آلیاژی وجود ندارد که فاقد ضررهای بیولوژیکی نباشد [۱]. بنابراین بایستی بعد از ساخت نمونه ایمپلنت آزمایشهای خوردگی از نظر (شکل، عملیات حرارتی، ترکیب شیمیایی، روش ساخت و ...) انجام شود و میزان ورود این مواد به بدن و عوارض عناصر دقیقاً" مورد ارزیابی و بررسی قرارگیرد.

آزمایش خوردگی آلیاژها برای بدن

برای بررسی میزان خوردگی فلزات در بدن به دو صورت عمل می‌شود:

۱ - آزمایش خوردگی در محلولهای فیزیولوژیکی «شرایط مصنوعی»

۲ - آزمایش خوردگی در بدن حیوانات «شرایط واقعی»

رفتار الکتروشیمیایی خوردگی عمومی ایمپلنت‌های فلزی، براساس منحنیهای پلاریزاسیون خطی صورت می‌گیرد و از Scan rateهای پایین در محلولهای فیزیولوژیکی استفاده می‌شود[۱۳]. در این روش بایستی pH و درجه حرارت در طی آزمایش ۷/۴ و ۳۷/۵°C بوده و دقیقاً"کنترل شود.

برای آزمایش در شرایط واقعی نمونه را در داخل اپوکسی قرارداده و به یک مولد خارجی «پتانسیواستات» از طریق یک رابط پوستی که روی سر حیوان بخیه شده است، متصل می‌کنند. یک سیم پلاتینی کوچک در زیر رابط به عنوان الکترود کمکی عمل می‌کند، در حالیکه الکترود مقایسه از طریق مجرای مقعدی متصل می‌شود. موقع اندازه‌گیری سرعت خوردگی، حیوان را بیهوش می‌کنند. سپس مدار را متصل کرده و اطلاعات الکتروشیمیایی را بدست می‌آورند. آزمایشها در طی ۴۰ روز انجام می‌شود و نتایج براساس میزان سرعت خوردگی - روز رسم می‌شود و با تغییر مکان قطعه «ایمپلنت» می‌توان سرعت خوردگی را در سایر نقاط بدن بدست آورد. نتایج حاصله بسیار دقیق است و برای بدست آوردن پتانسیل شکست و منطقه خطر خوردگی حفره‌ای، می‌توان منحنیهای برگشتی را رسم کرد.

آزمایشهای خوردگی خستگی، تنشی، سایشی و گالوانیکی در محلولهای فیزیولوژیکی در شرایط استاندارد با بدن انجام می‌شود و نتایج بدست آمده به بدن انسان تعمیم داده می‌شود.

نتیجه‌گیری

۱ - خوردگی یکی از پارامترهای مهم از کارافتادگی ایمپلنت‌ها در بدن بوده و خوردگی حفره‌ای و خستگی بیشترین خسارت را به ایمپلنت‌ها وارد می‌کند. طبق تحقیقات در بیمارستان Sofar jang هند، ۵۰٪ از کار افتادگی ایمپلنت‌ها برای ۲۹ مریض در طول ۳ سال (سپتامبر ۸۳ تا می ۸۶) به علت خوردگی بوده است.

(شکل ۱۷).

۲ـ بهترین آلیاژ برای ایمپلنت‌های دائمی آلیاژ (Ti-٦AL-۴V) و برای ایمپلنت‌های موقتی از نظر اقتصادی فولاد زنگ نزن ۳۱٦L توصیه می‌شود.

۳ـ خسارات مکانیکی در ایمپلنت‌ها بدلیل خوردگی خستگی و سایشی رخ می‌دهد.

۴ـ آلیاژ بایستی pH بین ۵/۵ تا ۹ و مقاومت عالی در برابر خوردگی داشته باشد.

۵ـ خوردگی آلیاژها اکثرا" در موقع خوب شدن زخمها رخ می‌دهد و بدلیل تشدید خوردگی در اثر خون مردگی و عفونت بایستی از ایجاد آنها در موضع جراحی جلوگیری کرد.

٦ـ در موقع بروز اشکال مانند (عفونت، دردهای شدید، دیر التیام یافتن زخمها و...) آنالیز بافت در موضع جراحی انجام شده و از تجویز آنتی‌بیوتیکهای اضافی باید خودداری شود.

۷ـ استفاده از فولاد زنگ نزن ۳۱٦L در بدن به مدت طولانی مجاز نبوده و بعد از ترمیم شکستگی حتما" باید از بدن خارج شود زیرا نیکل و کروم موجود در آلیاژ بسیار خطرناک و سرطانزاست.

۸ـ آنالیز خون و تست قسمتهای حساس بدن (قلب، کبد، کلیه و ...) برای بیمارانی که ایمپلنت‌های دائمی دارند ضروری بوده و لازم است از ابتلاء به ناراحتیهای بعدی در این افراد جلوگیری شود.

۹ـ ایمپلنت‌های ساخته شده حتما" بایستی قبل از استفاده در بدن انسان، با آزمایشهای خوردگی در محلولهای فیزیولوژیکی و یا بکارگیری در بدن حیوانات تست شوند.

۱۰ـ استفاده از آلیاژهای دارای نیکل بالا (مانند Co-Cr-Ni) بدلیل ایجاد حساسیت و سرطانزایی مجاز نمی‌باشد.

تشکر و قدردانی

از پژوهشکده مهندسی و علوم پزشکی جانبازان بخاطر حمایت مالی سپاسگزای می‌شود.

مراجع

1. M. G. Fontana and N.D. Greene, "Corrosion Engineering", Second Edition, 1978, USA.

2. K. Nielsen, "Corrosin of Metallic Implant", Br. Corrosion Journal, 1987, Page 30-36.

3. M. Green and D. M. Nokes, "Engineering theory in the Orthopaedics", 1988, Page 29-37.

4. A. P. Singh, "Orthopaedic Implants Failures A Clinical, Historogical & Metallurgical Study", Paper published in Biomechanics procd. in 1988, page 190-199.

5. "CORROSION" , Metals Handbook, ASM, Vol.13, 1991.

6. M. I. Mark, "Thermodynamics of Aqueous Corrosion", in Ref.5, Page 18.

7. D. W. Shoesmith, "Kineticss of Aqueous Corrosion", in Ref.5, Page 30 -36.

۸- فرخ انصاری، خون چیست؟، تهران، ۱۳۶۳، صفحه ۳۷-۴۵.

9. Tylor, Lillis and Leone, "Foundamentals of Nursing", 1990.

10. Pu. S, "Galvanic Corrosion Behaviour of Implant Metallic Materials in the Human Body", Bull. Electrochem, Vol.4, No.6, 1988, Page 527 - 530.

11. K. Bessho and T. Iizuka, "Clinical and Animal Experiments on Stress Corrosion of Titanium Miniplates", Clinical Materials, Vol14, NO.3, 1993, page 223 - 227.

12. T. Hanawa and M. Kaga, "Cytotoxicities of Oxides, Phosphates and Sulphides of metals", Biomaterials, Vol. 23, No.l, 1992, page 20 - 24.

13. Pu. Sy and Wu. Ks, "Electrochemical Study of General Corrosion Behaviour of Implant Metallic Materials in the Human Body", Bull. Electrochem Vol.3, No.2, Mar. & Apr., 1987, page 93-96.

14. H. Zitter and K. Pauluzzi, "Galvanic Corrosion of an Implant Consisting of Iron and Brass", Materials in Medicine, Vol.4, 1993, page 159 - 164.

جدول ۱ - آلیاژهای مورد استفاده برای ساخت ایمپلنت [۲]

Alloy	Type	Chemical analysis, wt·%
Stainless steel	AISI 316L	18Cr, 12Ni, 2·5Mo, <0·03C, remainder iron
Cobalt alloy	Co-Cr ASTM F75	28Cr, 6Mo, 2Ni, remainder cobalt (vitallium)
	Co-Ni-Cr ASTM 5758	20Cr, 35Ni, 20Cr, 10Mo, remainder cobalt
Titanium	commercial purity	100Ti
Titanium alloys	ELI Ti-6Al-4V	6Al, 4V remainder titanium

جدول ۲ - پتانسیل شکست آلیاژهای ایمپلنت [۲]

Metal	Breakdown potential, V(SCE)
Type 316L stainless steel	+0·2 to +0·3*
Co-Cr-Mo	+0·42
Co-Ni-Cr	+0·42
Ti-Ni	+1·14
Ti-6Al-4V	+2·0
Tantalum	+2·25
Titanium (pure)	+2·4
Ti-4·5Al-5Mo-1·5Cr	+2·4

* Breakdown varies within this range.

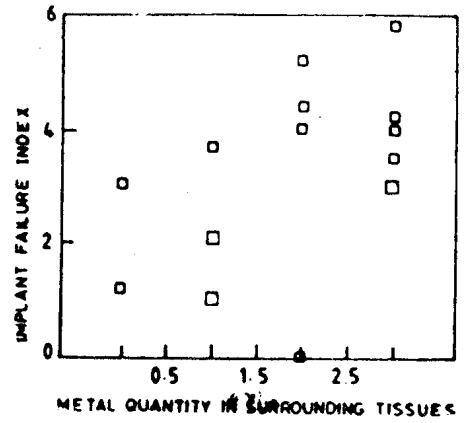
جدول ۳ - طول عمر آلیاژ در آزمایش خوردگی خستگی [۴]

Material	Shear strain	Average life, h	Standard deviation, h
Ti-6Al-4V (mill annealed, 760°C)	±0·018	$3·5 \times 10^4$	$0·14 \times 10^4$
Ti-6Al-4V (900°C heat treated and quenched)	±0·018	$5·3 \times 10^4$	$0·54 \times 10^4$
316L stainless steel*	±0·010	$2·5 \times 10^4$	$0·87 \times 10^4$
Co-Cr-Mo*	±0·0085	$1·4 \times 10^3$	...

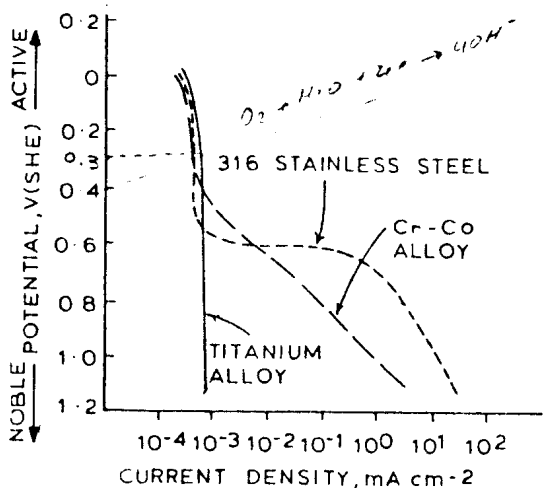
* Stress amplitude is estimated. The stress corresponding to the shear strain is above the yield stress. Since the test is made under constant strain, the actual stress applied will be smaller than the values indicated in the table.

جدول ۴ - میزان مسمومیت خرده ذرات (اکسیدی، سولفیدی، فسفاتی) [۲]

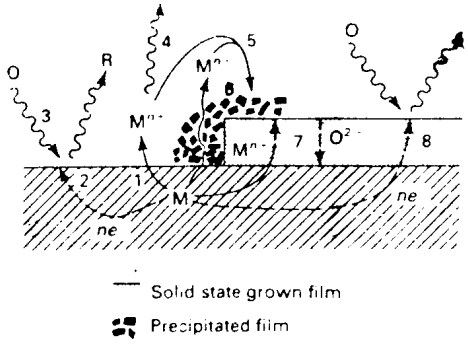
Specimen	Mean (SD)	n*
Al_2O_3 (III)	0.0 (0.0)	3
$AlPO_4$ (III)	0.0 (0.0)	3
$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$	0.0 (0.0)	3
TiO_2 (IV)	0.0 (0.0)	3
$Ti_3(PO_4)_4$ (IV)	0.0 (0.0)	3
Cr_2O_3 (III)	178.7 (55.7)	6
$CrPO_4$ (III)	30.5 (14.0)	7
Fe_2O_3 (II)	0.0 (0.0)	3
Fe_3O_4 (II,III)	0.0 (0.0)	3
CoO (II)	203.1 (19.4)	3
Co_3O_4 (II,III)	43.3 (8.1)	7
Co_2O_3 (III)	0.0 (0.0)	3
$Co_3(PO_4)_2$ (II)	11.8 (2.6)	6
NiO (II)	0.0 (0.0)	3
Ni_2O_3 (III)	11.2 (3.7)	5
Cu_2O (I)	177.5 (53.9)	6
CuO (II)	132.2 (10.8)	6
CuS (II)	92.8 (9.2)	6
ZnO (II)	112.2 (48.6)	6
Ga_2O_3 (III)	0.0 (0.0)	6
Ag_2O (I)	56.2 (6.4)	6
Ag_2S (I)	80.5 (13.3)	6
SnO (II)	0.0 (0.0)	6
SnO_2 (IV)	0.0 (0.0)	3
HgO (Yellow) (II)	0.0 (0.0)	6
HgO (Red) (II)	0.0 (0.0)	4



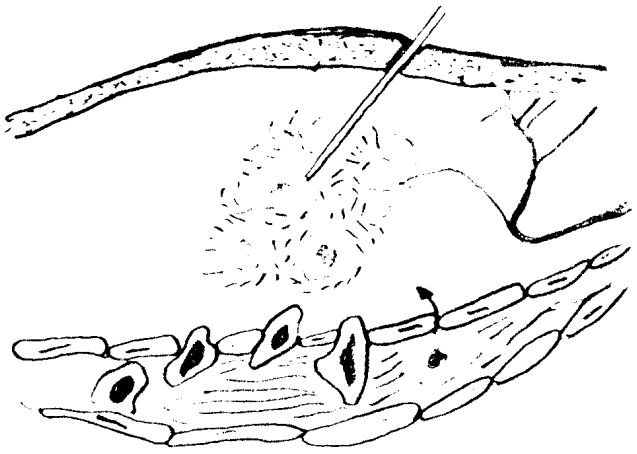
شکل ۱ - ارتباط بین خرده ذرات آلیاژ در بافت و از کارافتادگی ایمپلنت [۲]



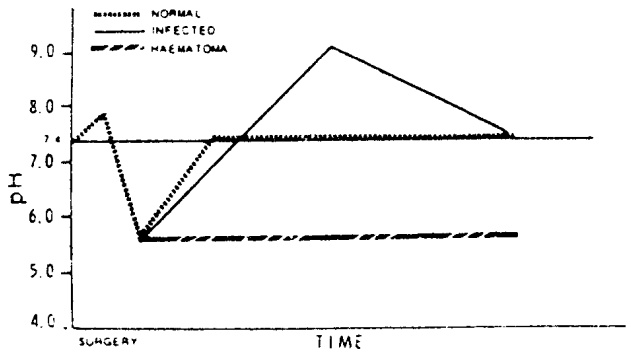
شکل ۲ - منحنیهای پلاریزاسیون ایمپلنت‌های جراحی در محلول ساختگی تیرودیس "Tyrode's Solution" [۳]



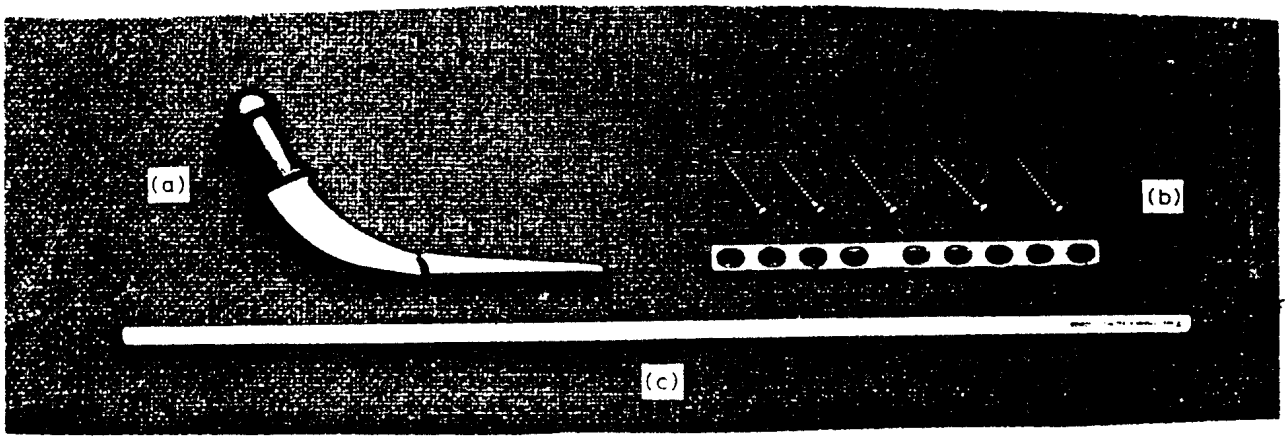
شکل ۳ - واکنشهای کنترل‌کننده سرعت خوردگی در سطح فلز فعال - غیرفعال [۷]



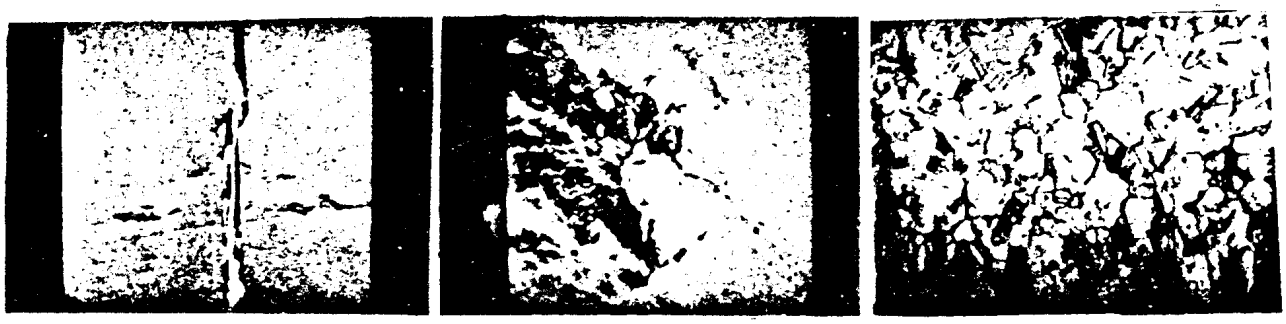
شکل ۴ - دفاع بدن در مقابل سوزن آلوده [۹]



شکل ۵ - تغییرات pH در موضع جراحی در طی ترمیم زخم [۲]

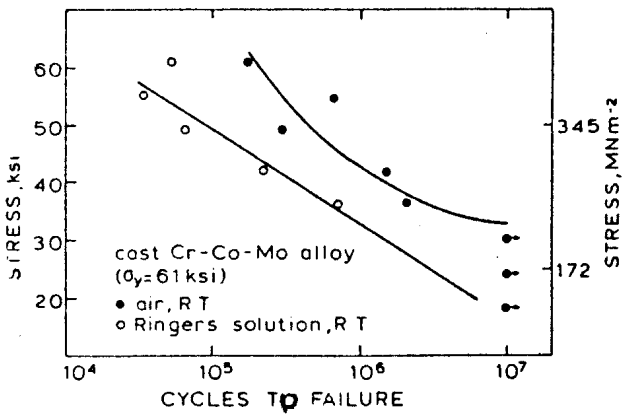


شکل ٦ - (a) خوردگی خستگی، (b) خوردگی شیاری، (c) خوردگی حفره‌ای ایمپلنت‌های مختلف [۲]

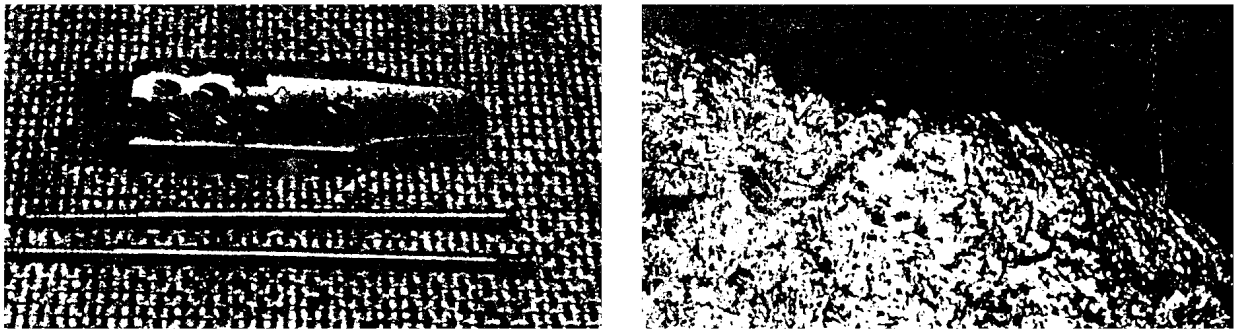


الف)خوردگی بین دانه‌ای ب)ترک خستگی که باعث شکست شده ج)خوردگی خستگی که باعث از کارافتادگی دراثر شکست شده

شکل ۷ - خوردگی خستگی و تنشی که باعث از کارافتادگی ایمپلنت در بدن بیماران در هند شده [۴]

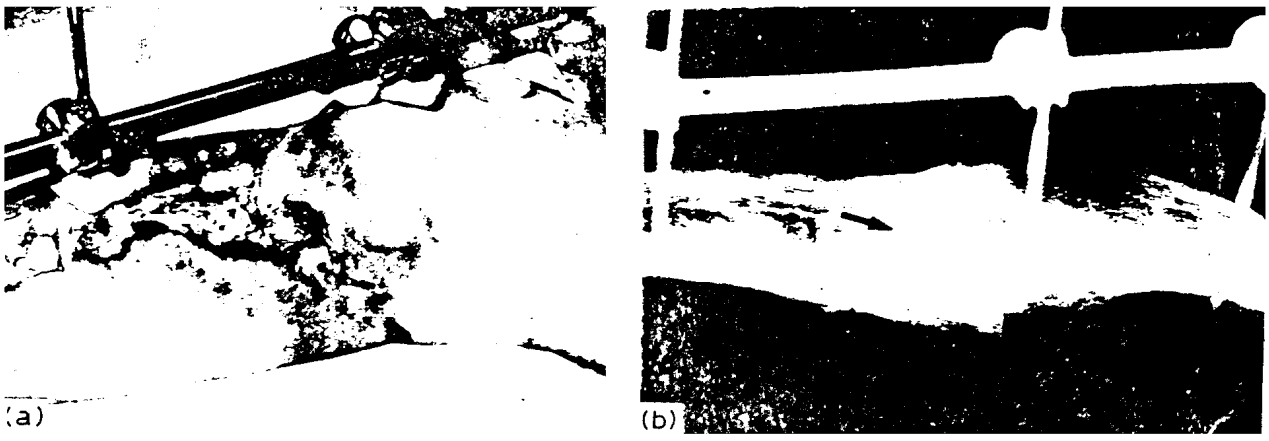


شکل ۸ - مقایسه بین تعداد سیکلهای تنشی آلیاژ کبالت - کروم - مولیبدن ریختگی در هوا و محلول رینگر [۲]

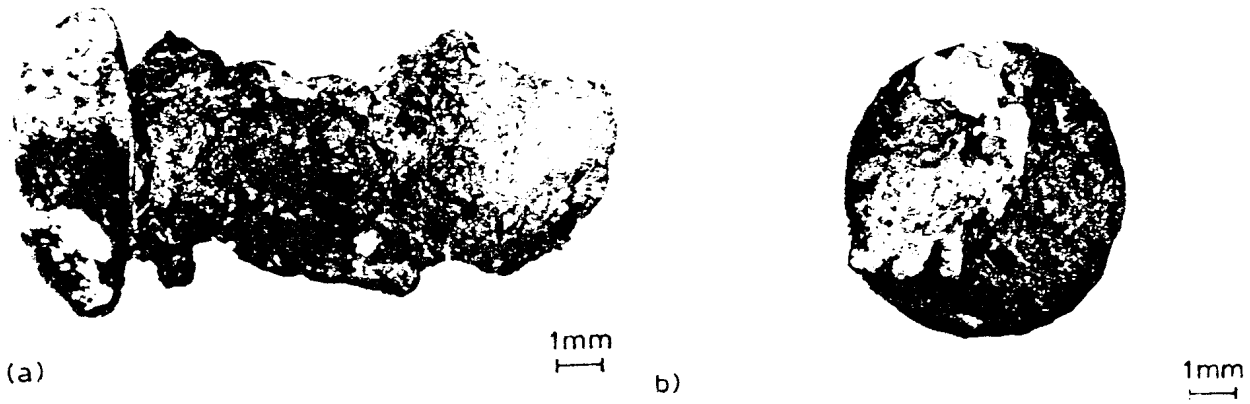


ب)سطح مقطع ترک الف)ترکهای ایجاد شده در اثر خوردگی سایشی

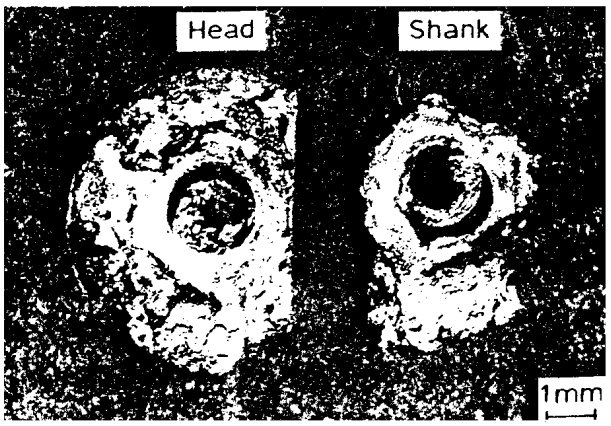
شکل ۹ - خوردگی سایشی در یک صفحه برای محکم کردن استخوان فمور شکسته [۲]



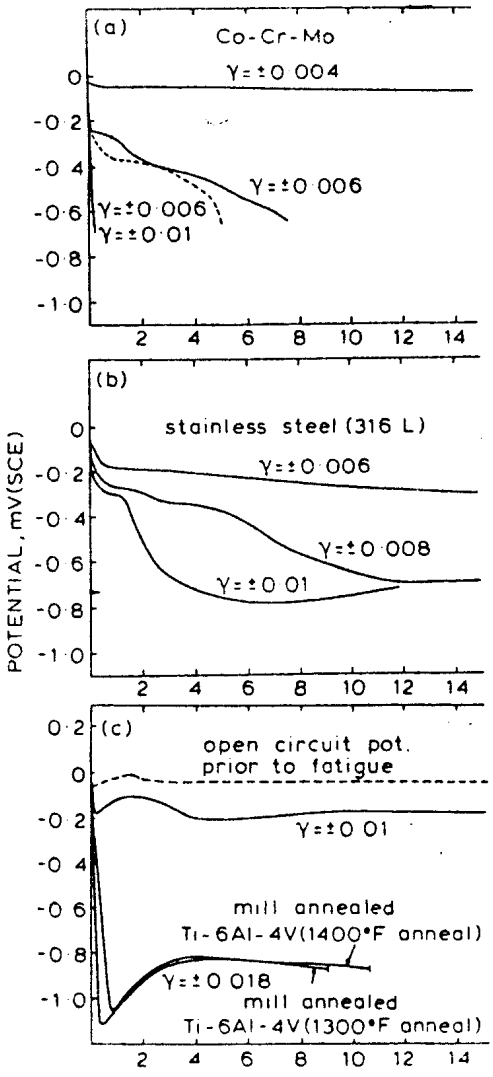
شکل ۱۰ - (a) بعد از برداشت سطوح مفصلی و جوش دادن دو استخوان به یکدیگر با عمل جراحی مفصل زانو در نتیجه عفونت ماده استخوان به وسیله میکروب چرکز (b) موقعیت پیچها را نشان می‌دهد. [۱۴]



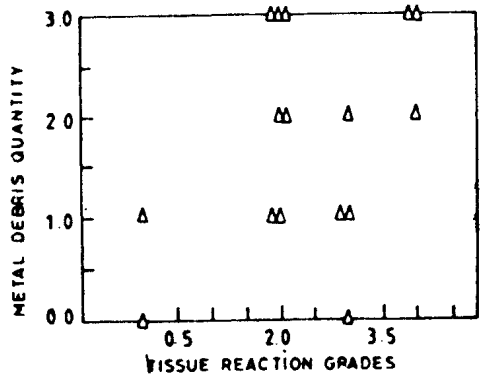
شکل ۱۱ - شکل پیچ بعد از کاربرد a) حالت کلی پیچ، b) موقعیت پیچها [۱۴]



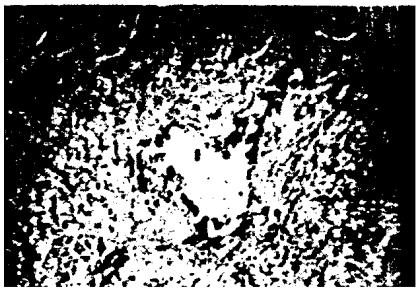
شکل ۱۲ - شکست بین سر و میله پیچ بعد از کاربرد در بدن [۱۴]



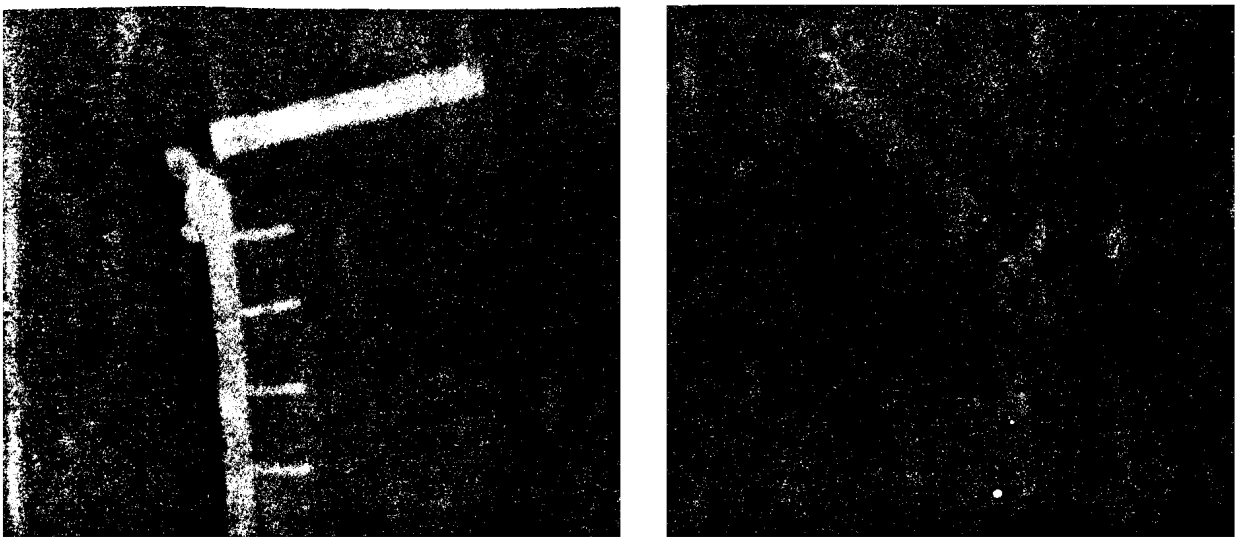
شکل ۱۳ - منحنی های پتانسیل - زمان الیاژها در طی خوردگی در محلول هانکس [۲]



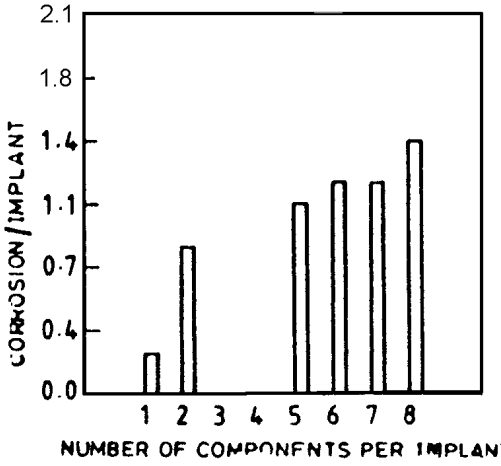
شکل ۱۴ - رابطه بین مقدار محصولات خوردگی و واکنش بافت را نشان می دهد[۴]



شکل ۱۵ - خرده ذرات کبالت در اطراف بافت مجاور ایمپلنت مشاهده شد [۴]



شکل ۱۶ - تصویر رادیوگرافی ایمپلنت بکار رفته در بدن جانباز از دو جهت



شکل ۱۷ - ارتباط بین تعداد ایمپلنت‌ها و درجه خوردگی آنها [۴]

دانشگاه صنعتی شریف

انجمن خوردگی ایران
Iranian Corrosion Association

پنجمین کنگره ملی خوردگی
۱۳-۱۱ شهریور ماه ۱۳۷۶

عنوان مقاله:

خوردگی قطعات فلزی در بدن انسان

نویسندگان:

دکتر خطیب الاسلام صدرنژاد - مهندس علی رسولی

برگزار کنندگان:

دانشگاه صنعتی شریف - انجمن خوردگی ایران