مجله علوم پزشکی دانشگاه آزاد اسلامی
دوره ۲۲، شماره ۱، بهار ۹۱، صفحات ۴۴ تا ۵۰

Original Article

بررسی مقایسه‌ای اثرات ضد میکروبی و چسبندگی در دو فرم لایه نازک و شکل کپه‌ای آلیاژ نایتینول

محمد کریم رحیمی[۱]، مهدی معروف[۲]، احسان صائب نوری[۳]، پریسا فرشید[۴]، سعید ذاکر بستان‌آباد[۱]، پروانه عدیمی[۵]، زهرا طیبی[۶]، مژگان معصومی[۶]، سمیرا صائمیان[۲]

[۱] استادیار،دکترای میکروبیولوژی،گروه میکروب شناسی، دانشگاه آزاداسلامی واحدپزشکی تهران
[۲] پزشک عمومی ، دانشگاه آزاداسلامی واحدپزشکی تهران
[۳] کارشناس ارشد مهندسی متالوژی ، دانشکده متالوژی ، دانشگاه تربیت مدرس
[۴] کارشناس ارشد مدارک پزشکی ، دانشگاه آزاداسلامی واحدپزشکی تهران
[۵] مربی ، گروه قارچ شناسی ، دانشگاه آزاداسلامی واحدپزشکی تهران
[۶] کارشناس علوم آزمایشگاهی ، دانشگاه آزاداسلامی واحدپزشکی تهران

چکیده

سابقه و هدف: *آلیاژ نایتینول (Nitinol) کاربرد وسیعی در ساخت پروتزها در پزشکی دارد. از طریق دست‌کاری کردن آلیاژ، چسبندگی سلول‌ها و میکروارگانیسم‌ها به سطح آن کاهش می‌یابد، هم‌چنین، از اثرات سمیت آلیاژ بر روی سلول‌های زنده کاسته می‌شود. هدف این مطالعه، مقایسه اثرات ضدمیکروبی و چسبندگی شکل کپه‌ای این آلیاژ با شکل جدید لایه نازک می‌باشد.*

روش بررسی: *در این پژوهش تحلیلی- مقایسه‌ای، قطعاتی از شکل‌های کپه‌ای و لایه نازک نایتینول در مجاورت با ۵ میکروارگانیسم متفاوت قرار گرفتند. میکروارگانیسم‌ها قبل و بعد از مجاورت با فلز و در حضور شاهد شمارش شدند. خاصیت چسبندگی آلیاژها از طریق عکس‌برداری و مشاهده در زیر میکروسکوپ الکترونی بررسی و مقایسه گردید.*

یافته‌ها: *در مجاورسازی با فرم لایه نازک، کاهش تعداد به میزان ۱۴ درصد برای اشریشیاکولی، ۴۴ درصد برای پسودوموناس آئروژینوزا، ۳۰/۱ درصد برای استافیلوکوک اورئوس، ۲۲ درصد برای باسیلوس سرئوس و ۶/۴ درصد برای کاندیدا مشاهده گردید. اما در مجاورسازی باکتری‌ها با فرم کپه‌ای، کاهش تعداد به میزان بیشتری اتفاق افتاد که به ترتیب کاهش تعداد به میزان ۳۹ درصد، ۶۲ درصد، ۶۱/۹ درصد، ۴۹ درصد و ۳۱ درصد حاصل شد. در تمام موارد، اختلاف معنی‌داری از نظر کاهش تعداد در مجاورت با فرم لایه نازک و فرم کپه‌ای وجود داشت ($p<۰/۰۵$).*

نتیجه‌گیری: *احتمالاً در فرم لایه نازک، آزاد شدن ذرات فلز کم‌تر است و اثرات تخریبی کم‌تری برای میکروارگانیسم‌ها و سلول‌های زنده دارد و به نظر می‌رسد که سازگاری زیستی میکروارگانیسم‌ها در فرم لایه نازک نسبت به فرم کپه‌ای بیش‌تر باشد.*

واژگان کلیدی: *نایتینول، اثرات ضدمیکروبی، چسبندگی، لایه نازک، شکل کپه‌ای.*

مقدمه

آلیاژنیکل- تیتانیوم (Nickel-Titanium alloy) یا نایتینول با نسبت مولار ۱ به ۱ از هر یک از فلزات فوق، ویژگی‌های مکانیکی خاصی دارد که به نام اثر حافظه شکلی (Shape memory effect) و انعطاف‌پذیری بالا (Super elasticity) شناخته می‌شود. این اثر حافظه‌داری به این ترتیب است که اگر در دماهای پایین، تغییر شکل به آن داده شود بعد از افزایش حرارت، دوباره به شکل قبلی خود برمی‌گردد. در مطالعه دینکا وهمکارانش نشان داده شد که سلول‌های کشت بافت در مجاورت با نایتینول، زیست سازگاری خوبی دارند و در مقایسه با کنترل اثرات سیتوتوکسیک دیده نمی‌شود. علاوه بر این، در مطالعه فوق نشان داده شد که باکتری‌ها (*اشریشیا کولی*) ومخمرها (*ساکارومیس سرویسیه*) تمایل چسبندگی به

آدرس نویسنده مسئول: تهران، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد پزشکی، دکتر محمدکریم رحیمی
(**email**: mohammadkrahimi@yahoo.com)

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱۲/۱۵
تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۰/۸/۲۱

[Downloaded from tmuj.iautmu.ac.ir on 2026-11-13]

سطح نایتینول وتشکیل بیوفیلم را ندارند. آنها نتیجه گرفتند که نایتینول آلیاژ مناسبی برای پروتزها و وسایل پزشکی است. در هر دو مورد، تغییر شکل از یک مرحله در هم پیچیدگی مولکولی در دمای پایین یا فاز مونوکلینیک (monoclinic) به مرحله بازشدگی فضایی (Austenitic) در دمای بالا یا فاز مکعبی (Cubic)، مسئول رفتار مکانیکی ویژه این آلیاژ می‌باشد (۱). با توجه به این ویژگی‌های خارق العاده، چندین کاربرد پزشکی برای این آلیاژ پیشنهاد شده است. استفاده از این آلیاژ در سیم‌های ارتودنسی، کاشت‌های ارتوپدی (Orthopedic implants) برای ساخت استخوان، استنت‌های داخل عروقی و مواد جایگزین شونده استخوان از کاربردهای آن هستند (۲). اگر محتوای نیکل این آلیاژ افزایش یابد موجب افزایش توانایی ایجاد واکنش‌های آلرژیک در بدن خواهد شد. در مطالعه آنا کریستینا و همکارانش نشان داده شد که سیم‌های ساخته شده از نایتینول برای ارتودونسی دندان‌ها مناسب‌تر هستند (۳).

آلیاژ نایتینول در ساختن استنت‌های داخل عروقی و دریچه‌های مصنوعی قلب کاربرد دارد. در مطالعه استوک و همکارانش، یک استنت نایتینول توسط یک بافت موکوسی بدون سلول پوشانده شد و دریچه‌های قلب خوک توسط نخ بخیه متصل گردیدند. به این وسیله از آسیب بافتی در هنگام کارگذاری دریچه‌ها به درون قلب ممانعت شد (۴).

خصوصیات شیمیایی سطحی این آلیاژ نیز به گونه‌ای است که در محل کاشت از ثبات سطحی برخوردار است و از آن، نیکل به بافت‌های مجاور منتشر نمی‌شود. روش‌های جدیدی ابداع شده‌اند که در آن‌ها لایه‌ای از داروها به آهستگی از سطوح پروتزهای نایتینول که در بدن کاشته شده‌اند، آزاد می‌شوند (۵). یون‌های نیکل، اثرات سیتوتوکسیک برروی سلول‌های اندوتلیوم دارند.

براساس تحقیقات الکتروشیمیایی، آلیاژ نایتینول برای کارهای دندان پزشکی مناسب است و در برابر اثر خورندگی میکروب‌های اکسید کننده‌ی آهن و منگنز و باکتری‌های تولید کننده اسید، که در بزاق وجود دارند، مقاومت می‌کند (۶). سازگاری بیولوژیک این آلیاژ نسبت به تیتانیوم خالص کم‌تر است اما در مقایسه با استیل بدون رنگ ونیکل خالص بیشتر است (۷). خوردگی آلیاژ در مجاورت عوامل الکتروشیمیایی و مکانیکی در چندین مورد از سیم‌های ارتودنسی توصیف گردیده و در برخی از موارد، آزاد شدن مقادیر قابل توجهی از نیکل مشاهده شده است (۸). نایتینول به علت داشتن سازگاری بیولوژیک بالا، کاربردهای زیادی دارد اما در هنگامی که برای مدت‌های طولانی در بافت کاشته می‌شود (از قبیل استنت‌ها و گرافت‌های استخوانی) تردیدهایی وجود دارد. در طی مطالعات اخیر، که سازگاری بیولوژیک نایتینول با آلیاژی حاوی سه فلز نیکل، تیتانیوم، مس (NiTiCu) برروی سلول‌های کشت بافتی اپیتلیال و فیبروبلاست مقایسه گردید، نشان داده شد که به علت حضور مس، سازگاری بیولوژیک، کاهش می‌یابد. این کاهش سازگاری به علت آزاد شدن یون‌های مس می‌باشد (۹). معمولاً سازگاری بیولوژیک نایتینول به علت مقاومت بالای آن در برابر خوردگی است (۱۰). مقاومت نایتینول در برابر خوردگی ممکن است به فاکتورهای دیگری از قبیل میزان صیقلی بودن سطح فلز (Quality Surface finish)، مقدار واحدها و درجه هموژن بودن ریز ساختارها (Microstructure) بستگی داشته باشد. تمامی این فاکتورها از طریق تثبیت کردن عناصر خورده شونده و جلوگیری از آزاد شدن یون‌های فلزی از بروز سمیت بر روی سلول‌ها (سیتوتوکسیسیتی) ممانعت می‌کنند (۱۱). نایتینول به لحاظ داشتن خاصیت الاستیسیته مضاعف، کاربرد زیادی در ساخت استنت‌ها برای باز نگاه داشتن عروق دارد، اما در درمان آترواسکلروز به دلیل این‌که یون‌های نیکل، اثرات سیتوتوکسیسیته و سرطان‌زایی (کارسینوژنی) دارند، کاربرد چندانی را دارا نمی‌باشد. اثرات سمی نیکل ناشی از استرس اکسیداتیو (Oxidative stress) است که برروی سلول‌ها وارد می‌شود. استنت‌های نایتینول که به یک جریان الکتریکی متصل باشند، می‌توانند برای تخریب باکتری‌ها در پروستاتیت‌های عفونی استفاده شوند (۱۲). اما در هر حال، اکنون نایتینول، گسترش زیادی در دنیای مهندسی پزشکی پیدا کرده است. در مقایسه با آلیاژهای دیگر، سازگاری بیولوژیک خوبی دارد که به علت شکل‌گیری یک لایه غیرفعال تیتانیوم- اکسید (TiO_2) می‌باشد. این لایه اکسید شده موجب پایداری لایه‌های سطحی در برابر خوردگی شده و یک مانع فیزیکی و شیمیایی را در برابر اکسیداسیون نیکل ایجاد می‌کند. بنابراین، مسیرهای اکسیداسیون نیکل اصلاح می‌شود (۱۳). میکروارگانیسم‌ها تمایل چسبندگی کم‌تری برای اتصال به سطح نایتینول دارند. چسبیدن میکروارگانیسم‌ها اهمیت زیادی در تشکیل بیوفیلم و شروع عفونت دارد. محتوای شیمیایی، ناهمگونی، کریستالی بودن و خشونت سطحی اهمیت زیادی در پاسخ‌های بیولوژیک، سمیت برای سلول‌ها، مقاومت در برابر خورندگی و چسبندگی این آلیاژ دارد (۱۴).

هدف از این مطالعه، بررسی مقایسه‌ای اثرات سمی دو شکل متفاوت نایتینول (شکل کپه‌ای و شکل لایه نازک) بر روی

[Downloaded from tmuj.iautmu.ac.ir on 2026-11-13]

میکروارگانیسم‌ها و چسبندگی میکروارگانیسم‌ها به سطح این آلیاژها می‌باشد. برای این منظور، کشت‌های سلولی باکتری‌ها (*اشریشیاکولی، استافیلوکوک اورئوس، پسودوموناس آئروژینوزا*) و مخمرها (*کاندیدا آلبیکانس*) در آزمون‌های جداگانه با شکل‌های متفاوت نایتینول مجاور می‌شود. درصد کاهش تعداد میکروارگانیسم‌ها در مجاورت با هر یک از شکل های آلیاژ فوق در مقایسه با شاهد منفی بررسی می‌شود. علاوه بر این، با استفاده از میکروسکوپ الکترونی، خشونت سطحی و میزان چسبندگی میکروارگانیسم‌ها به هر یک از شکل‌های فلز بررسی شد.

مواد و روشها

دراین مطالعه تحلیلی- مقایسه‌ای، در حضور شاهد، دو شکل متفاوت آلیاژ نایتینول با پنج میکروارگانیسم متفاوت مجاور شدند و اثر ضدمیکروبی و زیست سازگاری فلز بررسی گردید. علاوه بر این، میزان چسبندگی میکروارگانیسم‌ها به سطح فلز و تشکیل بیوفیلم با استفاده از میکروسکوپ الکترونی مدل LEO 4401 ارزیابی شد. در این تحقیق، آلیاژ نایتینول (NiTi) در دو فرم لایه نازک (Thin film) و کپه‌ای (Bulk) مورد استفاده قرار گرفت. نمونه لایه نازک به صورت پوششی با ضخامت µm ۱ برروی یک ویفر سیلیکونی به ابعاد mm ۱۰×۵ و به ضخامت mm ۱ نشانده شد. ترکیب این لایه‌ها از آلیاژ نیکل (Ni) و تیتانیوم (Ti) به نسبت اتمی ۵۰:۵۰ انتخاب شد. نمونه‌ها توسط دستگاه اسپاترینگ (Sputtering) در شرایط خلاء بالا ($۱۰^{-۶}$ میلی بار) به مدت ۱ ساعت قرار گرفتند. به این ترتیب، لایه نازک نایتینول با ویفر سیلیکونی، جفت (Anealling) شد و در قطعاتی به ابعاد mm ۱۰×۵ بریده شد. نمونه کپه‌ای مستقیماً از آلیاژ نایتینول با نسبت اتمی ۵۰:۵۰ از فلزات نیکل و تیتانیوم انتخاب گردید. برای این منظور، لایه‌ای با ضخامت mm ۱ و ابعاد mm ۱۰×۵ از آلیاژ نایتینول بریده شد.

برای انجام آزمایش اثر ضدمیکروبی و زیست سازگاری، پنج میکروارگانیسم با هر یک از نمونه‌های لایه‌ی نازک و کپه‌ای آلیاژ نایتینول در شرایطی شبیه به شرایط بدن مجاور گردیدند. پنج میکروارگانیسم از گروه‌های متفاوت عبارت بودند از: اشریشیاکولی ATCC:11303 و *پسودوموناس آئروژینوزا* PTCC:1557 از گروه باکتری‌های گرم- منفی، *استافیلوکوک اورئوس* ATCC:6538 از گروه باکتری‌های گرم- مثبت، *باسیلوس سرئوس* ATCC:12711 از گروه باکتری‌های اسپوردار و *کاندیدا آلبیکانس* ATCC:1203 از گروه قارچ‌ها. ویال‌های هر یک از سوش‌های لیفوفیلیزه استاندارد باکتری‌ها در محیط لاکتوز براث (Lactose broth, Hi media code No: Mo26) با pH=7.0-7.5 و *کاندیدا آلبیکانس* در محیط عصاره مخمر، پپتون،گلوکز (Yeast Pepton Glucose, code No:Mo14) با pH=5.5-6 وارد شدند. سپس برای فعال‌سازی این سوش‌های لیوفیلیزه، آنها در دمای ۳۷° درجه سانتی‌گراد برای مدت ۲۴ ساعت قرار گرفتند.

بعد از این‌که میکروارگانیسم‌های استاندارد از شکل لیوفیلیزه خارج شده و از زنده ماندن آن‌ها اطمینان حاصل گردید، کشت‌های خالصی از هر یک در محیط‌های اختصاصی در دمای ۴° درجه سانتی‌گراد نگه‌داری شدند. در هنگام انجام آزمایش، مقدار یک لوپ پر از کلونی‌ها برداشته شد و در لوله‌های آزمایش مجزا، با استفاده از سرم فیزیولوژی (محلول ۰/۹٪ از Nacl)رقت‌های متوالی ۰/۱، ۰/۰۱، ۰/۰۰۱ و ۰/۰۰۰۱ تهیه شد. در ۵ سری آزمایش جداگانه، هر یک از رقت‌های میکروارگانیسم‌ها در سه سری مجزا (در مجاورت با فرم لایه نازک، در مجاورت با فرم کپه‌ای و بدون مجاورت با آلیاژهای فلزی) در دمای ۳۷° درجه سانتی‌گراد برای مدت زمان ۲۴ ساعت انکوباسیون شدند. هر یک از سوسپانسیون‌ها قبل و بعد از انکوباسیون به روش پورپلیت از نظر تعداد باکتری‌ها شمارش شده و با واحد CFU/mL بیان شدند (۶).

برای سهولت در شمارش کلونی‌های موجود در سطح محیط کشت جامد، با استفاده از نقاله و خط‌کش، سطح پلیت‌ها به ۱۶ قطعه مساوی تقسیم شد و به صورت تصادفی حداقل سه قطعه از نظر تعداد کلونی‌ها شمارش شد و میانگین تعداد در عدد ۱۶ ضرب شد تا تعداد کلونی‌های سطح پلیت به دست آید. در هر یک از پلیت‌ها مقدار µL۵۰ از سوسپانسیون میکروبی افزوده شده بود، بنابراین، تعداد کلونی‌های سطح پلیت در عدد ۲۰ ضرب شد تا تعداد در هر میلی‌لیتر محاسبه شود. در نهایت با استفاده از فرمول زیر میزان کاهش میکروارگانیسم‌ها محاسبه گردید:

$$R = \frac{A - B}{A} \times 100$$

دراین فرمول، A= تعداد کلونی‌های اولیه (شاهد)، B= تعداد کلونی‌های ثانویه (بعداز مجاورت با آلیاژ) و R= درصد کاهش تعداد میکروارگانیسم‌ها در مجاورت با آلیاژ فلزی است (۶).

چسبندگی میکروارگانیسم‌ها به سطح آلیاژ نایتینول اهمیت زیادی در تشکیل بیوفیلم و سپس بروز عفونت در بدن دارد. بیوفیلم، یک لایه چسبنده نازک است که در اثر چسبیدن

[Downloaded from tmuj.iautmu.ac.ir on 2026-11-13]

جدول ۱– درصد کاهش تعداد میکروارگانیسم‌ها بعد از مجاورت با آلیاژهای فلزی

آزمون	میکروارگانیسم	مجاورت با آلیاژ		میانگین تعداداولیه (CFU/ml)	میانگین تعداد ثانویه (CFU/ml)	درصدکاهش
		فرم کپه‌ای	لایه نازک			
۱	پسودوموناس آئروژنیوزا	×		۲/۰۸×۱۰^{۷}	۰/ ۷۹×۱۰^{۷}	٪۴۴
۲	پسودوموناس آئروژنیوزا		×	۲/۰۸×۱۰^{۷}	۱/۲۲×۱۰^{۷}	٪۶۲
۳	استافیلوکوک اورئوس	×		۲/۴×۱۰^{۲}	۰/۹۲×۱۰^{۲}	٪۶۱/۹
۴	استافیلوکوک اورئوس		×	۲/۴×۱۰^{۲}	۱/۷×۱۰^{۲}	٪۳۰/۹
۵	باسیلوس سرئوس	×		۲/۶×۱۰^{۶}	۱/۳۵×۱۰^{۶}	٪۴۹
۶	باسیلوس سرئوس		×	۲/۶×۱۰^{۶}	۲/۰×۱۰^{۶}	٪۲۲
۷	کاندیدا آلبیکانس	×		۸/۱۲×۱۰^{۲}	۷/۶×۱۰^{۳}	٪۳۱
۸	کاندیدا آلبیکانس		×	۸/۱۲×۱۰^{۲}	۵/۵×۱۰^{۲}	٪۶/۴

میکروارگانیسم‌ها به سطح مواد خنثی از قبیل سنگ، فلز یا چوب ایجاد می‌شود (۸). برای بررسی میزان چسبندگی میکروارگانیسم‌ها، در درون لوله‌های آزمایش، هر یک از شکل‌های لایه‌ی نازک و کپه‌ای آلیاژ نایتینول برای مدت ۲۴ ساعت در دمای ۳۷ درجه سانتی‌گراد در مجاورت با *باسیلوس‌سرئوس*، انکوباسیون شدند. سپس هر یک از این قطعات آلیاژ به روش رنگ‌آمیزی منفی (با استفاده از املاح فلزی) آماده‌سازی شده و در زیر میکروسکوپ الکترونی مقطع‌نگار (LEO 4401) بررسی شده و عکس‌برداری شدند (شکل ۱).

بعد از جمع آوری داده‌ها، با استفاده از آنالیز آماری SPSS نسخه ۱۵ و با به کارگیری تست T وتست لونز Leven's Test ارتباط آماری آنها بررسی گردید.

یافته‌ها

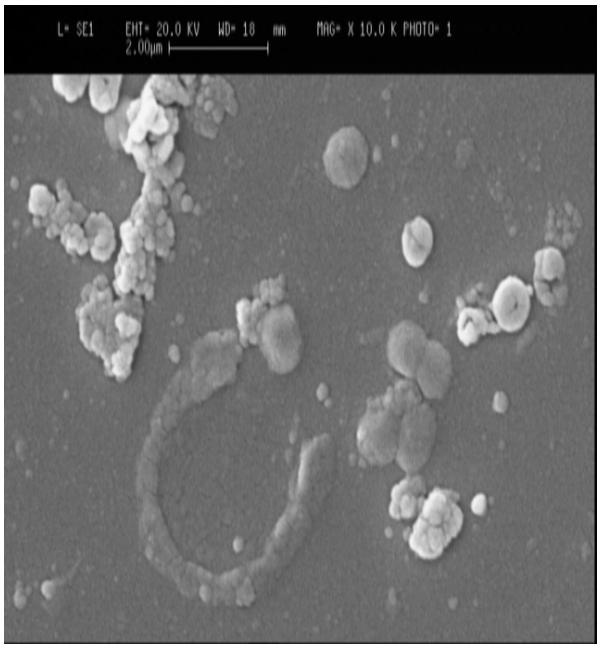
در آزمایشی که آلیاژهای فلزی با *اشریشیاکولی* مجاور شدند، اثرات ضدمیکروبی آلیاژهای فلزی موجب کاهش تعداد باکتری‌ها بعداز مدت زمان ۲۴ ساعت شد. پنج سوسپانسیون میکروبی با تعداد باکتری‌های شمارش شده اولیه CFU/mL ۶/۵ x۱۰^{۴} CFU/mL، ۶/۶۰ x۱۰^{۴} CFU/mL، ۸/۰۹ x۱۰^{۴} CFU/mL، ۶/۰۷ x۱۰^{۴} CFU/mL و ۸/۸۸ x۱۰^{۴} CFU/mL با میانگین ۷/۲۳ x۱۰^{۴} CFU/mL انتخاب شدند و در سه سری مجزا، آزمایش شدند. در مجاورت با فرم لایه نازک، تعداد باکتری‌ها به میانگین ۶/۲۵ x۱۰^{۴} CFU/mL (با درصد کاهش ۱۴ درصد) و در فرم کپه‌ای، تعداد باکتری‌ها به میانگین x۱۰^{۴} CFU/mL ۴/۴۴ (با درصد کاهش ۳۹ درصد) کاهش یافتند.

در آزمایش مجاورت آلیاژهای فلزی با *پسودوموناس آئروژینوزا*، پنج سوسپانسیون میکروبی با تعداد شمارش شده اولیه CFU/mL ۱/۰۶ x۱۰^{۷} CFU/mL، ۱/۷۶ x۱۰^{۷} CFU/mL، ۲/۵۶ x۱۰^{۷} CFU/mL، ۲/۲۴ x۱۰^{۷} CFU/mL و ۲/۲۵ x۱۰^{۷} CFU/mL با میانگین ۲/۰۸ x۱۰^{۷} CFU/mL انتخاب شدند. در مجاورت با فرم لایه‌ی نازک، تعداد باکتری‌ها به میانگین تعداد CFU/mL ۱/۲۲ x۱۰^{۷} (با درصد کاهش ۴۴ درصد) و در مجاورت با فرم کپه‌ای، تعداد باکتری‌ها با میانگین تعداد CFU/mL ۰/۷۹ x۱۰^{۷} (با درصد کاهش ۶۲ درصد) کاهش یافت.

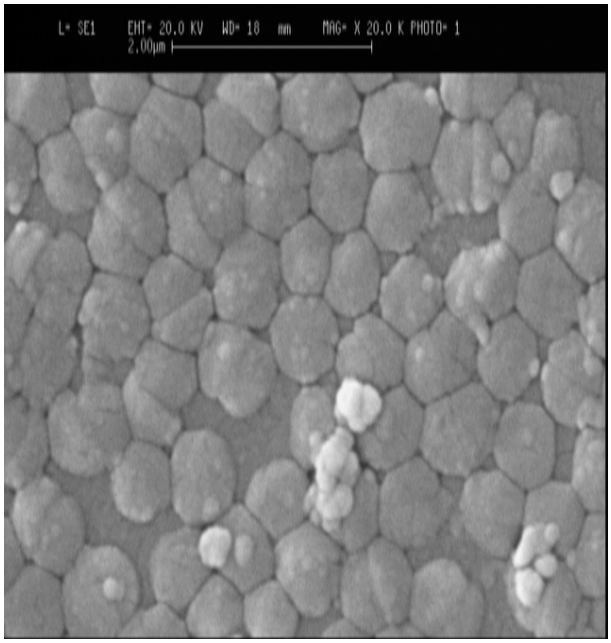
در آزمایش مجاورت آلیاژهای فلزی با *استافیلوکوک اورئوس* پنج سوسپانسیون میکروبی با تعداد شمارش شده اولیه CFU/mL ۴/۰۱ x۱۰^{۲} CFU/mL، ۳/۷۱ x۱۰^{۲} CFU/mL، ۱/۵۱ x۱۰^{۲} CFU/mL، ۱/۶۱ x۱۰^{۲} CFU/mL و ۱/۴۹ x۱۰^{۲} CFU/mL با میانگین ۲/۴۶ x۱۰^{۲} CFU/mL انتخاب شدند. در مجاورت با فرم لایه نازک، تعداد باکتری‌ها به میانگین تعداد CFU/mL ۱/۷۰ x۱۰^{۲} (با درصد کاهش ۳۰/۹ درصد) و در مجاورت با فرم کپه‌ای تعداد باکتری‌ها به میانگین تعداد CFU/mL x۱۰^{۲} ۰/۹۲ (با درصد کاهش ۶۱/۹ درصد) کاهش یافت.

در آزمایش مجاورت آلیاژهای فلزی با *باسیلوس سرئوس*، پنج سوسپانسیون میکروبی با تعداد شمارش شده اولیه CFU/mL ۲/۲۷ x۱۰^{۶} CFU/mL، ۲/۶۰ x۱۰^{۶} CFU/mL، ۲/۴۰ x۱۰^{۶} CFU/mL، ۲/۷۰ x۱۰^{۶} CFU/mL و ۲/۲۳ x۱۰^{۶} CFU/mL با میانگین تعداد CFU/mL ۲/۶۰ x۱۰^{۶} انتخاب شدند. در مجاورت با فرم لایه نازک، تعداد باکتری‌ها به میانگین تعداد CFU/mL x۱۰^{۶} ۲/۰۳ (با درصد کاهش ۲۲ درصد) و در مجاورت با فرم کپه‌ای به میانگین تعداد CFU/mL ۱/۳۵ x۱۰^{۶} (با درصد کاهش ۴۹ درصد) کاهش یافت (شکل ۱).

[Downloaded from tmuj.iautmu.ac.ir on 2026-11-13]



(الف)



(ب)

شکل ۱- تصاویر میکروسکوپ الکترونی مقطع‌نگار از آلیاژ فلزی مجاور شده با باسیلوس‌سرئوس. (الف): شکل لایه نازک، (ب): شکل کپه‌ای. به چسبیدن تعداد بیشتری از باکتری‌ها به شکل کپه‌ای توجه کنید.

در آزمایش مجاورت آلیاژهای فلزی با *کاندیدا آلبیکانس*، پنج سوسپانسیون میکروبی باتعداد شمارش شده اولیه CFU/mL ۱×۱۰^{۳}، ۶×۱۰^{۲} CFU/mL، $۷/۸۵ \times ۱۰^{۲}$ CFU/mL، $۹/۹۵ \times ۱۰^{۲}$ CFU/mL و $۶/۸۰ \times ۱۰^{۲}$ CFU/mL با میانگین تعداد $۸/۱۲ \times ۱۰^{۲}$ CFU/mL انتخاب شدند. در مجاورت با فرم لایه نازک، تعداد مخمرها به میانگین تعداد $\times ۱۰^{۲}$ CFU/mL ۷/۶۰ (درصد کاهش ۶/۴ درصد) و در مجاورت با فرم کپه‌ای، تعداد مخمرها به میانگین تعداد $۵/۵ \times ۱۰^{۲}$ CFU/mL (با درصد کاهش ۳۱ درصد) کاهش یافت (جدول ۱).

بحث

مجاور کردن میکروارگانیسم‌ها با آلیاژهای فلزی در مقایسه با کنترل نشان داد که در تمامی موارد، آلیاژهای فلزی موجب کاهش تعداد ارگانیسم‌ها شده بودند. در مورد فرم لایه نازک، این کاهش به میزان ۱۴ درصد برای *اشریشیاکولی*، ۴۴ درصد برای *پسودوموناس آئروژینوزا*، ۳۰/۱ درصد برای *استافیلوکوک اورئوس*، ۲۲ درصد برای *باسیلوس سرئوس* و ۶/۴ درصد برای *کاندیدا آلبیکانس* با میانگین کلی ۳۴/۸ درصد برای تمامی ارگانیسم‌ها مشاهده گردید. اما در مورد فرم کپه‌ای، کاهش تعداد ارگانیسم‌ها به میزان ۳۹ درصد برای اشریشیاکولی، به میزان ۶۲ درصد برای پسودوموناس آئروژینوزا، به میزان ۶۱/۹ درصد برای استافیلوکوک اورئوس، به میزان ۴۹ درصد برای باسیلوس سرئوس، به میزان ۳۱ درصد برای کاندیدا آلبیکانس و با میانگین کلی ۴۸/۶ درصد برای تمامی ارگانیسم‌ها مشاهده گردید. در مجموع، نتایج فوق نشان داد که در فرم لایه نازک نسبت به فرم کپه‌ای، میانگین کلی کاهش تعداد ارگانیسم‌ها، کم‌تر بود (کاهش ۳۴/۸ درصد در فرم لایه نازک نسبت به کاهش ۴۸/۶ درصد در فرم کپه‌ای؛ $P<۰/۰۵$). این اختلاف معنی‌دار که در بین دو آلیاژ فوق دیده می‌شود، حکایت از آن دارد که احتمالاً در فرم لایه‌ی نازک، آزاد شدن ذرات فلز، کم‌تر است و اثرات تخریب سلولی کم‌تری را نشان می‌دهد. این آلیاژها در بدن میزبان انسانی می‌توانند از طریق آزاد نمودن ذرات فلز علاوه بر اثرات تخریبی برروی میکروارگانیسم‌ها، برروی سلول‌های میزبان نیز اثرات آسیب سلولی و تخریب بافتی را به همراه داشته باشند. لذا در مقایسه به نظر می‌رسد که قدرت زیست سازگاری فرم لایه نازک آلیاژ نایتینول بیش‌تر باشد. این فرم در مجاورت ارگانیسم‌های زنده از قبیل باکتری‌ها و قارچ‌ها به علت داشتن خاصیت زیست سازگاری بیش‌تر توانست شرایط زیستی مناسب‌تری را برای آن‌ها فراهم سازد. بنابراین در هنگام مجاورسازی فرم لایه نازک، کاهش تعداد ارگانیسم‌ها نسبت به فرم کپه‌ای به میزان قابل توجهی (با اختلاف معنی‌داری $P<۰/۰۵$) کم‌تر بود. در مطالعه مداوار در سال ۲۰۰۲، لایه‌ای از آلیاژ نایتینول برای ارتودنسی دندان‌ها مورد استفاده قرار گرفت. علاوه بر این‌که آلیاژ فوق توانست دندان‌ها را به شکل بیولوژیک طبیعی

[Downloaded from tmuj.iautmu.ac.ir on 2026-11-13]

برگرداند، زیست سازگاری بالایی را با سلول‌های بدن نشان داد و موجب گردید دندان‌ها به شکل طبیعی برگردند و نیاز به درمان‌های دارویی کاهش یابد (۵). این پژوهش در مقایسه با مطالعه ما زیست سازگاری آلیاژ نایتینول راتأیید کرد، اما در آن از فرم کپه‌ای استفاده شده بود. استنت‌های درون نای که از جنس نایتینول هستند، درمان نگهدارنده مناسبی برای کولاپس نای می‌باشند و برای ماه‌ها تا سال‌ها موجب بهبود در عملکرد تنفسی می‌شوند (۱۵). در مطالعه ویرث در سال ۲۰۰۵، اثرات خشونت سطحی نایتینول برروی پاسخ سلول‌های فیبروبلاست و اوستئوبلاست در شرایط آزمایشگاه مطالعه شد. با استفاده از رنگ‌آمیزی ایمونوفلوئورسانس و مشاهده آن در زیر میکروسکوپ و هم‌چنین با استفاده از روش آلکالن فسفاتاز، کم بودن خشونت سطحی برروی کاهش چسبندگی و افزایش زیست سازگاری نشان داده شد. نتایج این مطالعه با نتایج مطالعه ما هماهنگی دارد. چون در مطالعه ما نیز فرم لایه نازک که خشونت سطحی کم‌تری دارد، زیست سازگاری بهتری را نشان داد و میکروارگانیسم‌های کم‌تری به آن چسبیدند (۱۶). در مطالعه مورگان در سال ۲۰۰۳، کاربردهای آلیاژ نایتینول در پزشکی نشان داده شد. در این پژوهش، اثرات سیتوتوکسیسیته نایتینول نسبت به بقیه آلیاژهای فلزی مقایسه شد و پاسخ‌های آلرژیک یا ژنوتوکسیک نایتینول نشان داده شد. در این مطالعه نتیجه‌گیری شد که فن‌آوری و ساختار سطحی فلز برروی اثرات سیتوتوکسیسیته تأثیر به سزایی دارد (۱۷). در مطالعه کلارک دالتون و همکارانش، کاهش باکتری‌های داخل کانال در مورد نیکل- تیتانیوم با کاهش باکتری‌ها در استیل بدون لعاب مقایسه شد. در ۴۸ بیمار، شمارش باکتری‌ها در قبل، در هنگام و بعد از جای‌گذاری پیچ‌ها انجام گرفت. هیچ‌گونه عفونت یا افزایش باکتری‌ها بعد از جای‌گذاری نیکل- تیتانیوم مشاهده نشد (۱۸). در مطالعه فراگو و همکارانش اثر فلوراید برروی آلیاژهای تیتانیوم بررسی شد. میزان آزاد شدن نیکل احیا شده مورد محاسبه قرار گرفت. سیم‌های ارتودنسی نیکل- تیتانیوم که در دهان بیماران قرار داده شدند، توسط به کارگیری محلول‌های فلوراید، محافظت شدند. کاهش معنی‌داری در بروز عفونت و عوارض جانبی در مقایسه با موارد شاهد که توسط فلوراید محافظت نشده بودند مشاهده گردید (۱۹). در مطالعات گذشته ما نیز نشان داده شد که صیقلی بودن هر چه بیشتر سطح فلز که در آلیاژ لایه نازک دیده می‌شود موجب اثرات سیتوتوکسیک کمتری بر روی ارگانیسم‌ها شده و همچنین چسبیدن میکروارگانیسم‌ها به سطح فلز و تشکیل بیوفیلم کاهش می‌یابد. بدیهی است که هرچه امکان تشکیل بیوفیلم کمتر باشد، احتمال کلونیزاسیون بر روی پروتزها و شروع عفونت کمتر است. فرم لایه نازک، قدرت ضدمیکروبی پایینی را داشت اما به دلیل نداشتن واکنش‌های آلرژیک، توکسیک و همچنین جلوگیری از تشکیل بیوفیلم استفاده از آن توصیه می‌شود. لذا بر اساس پژوهش حاضر، پیشنهاد می‌شود که برای ساختن استنت‌ها و پروتزهای پزشکی از فرم لایه نازک به جای فرم کپه‌ای استفاده شود.

REFERENCES

1. Dinca VC, Soare S, Barbalat A, Dinu CZ, Moldovan A, Stoica I, et al. Nickel-titanium alloy: cytotoxicity evaluation on microorganism culture. Appl Surf Sci 2006; 252: 4619-24.
2. Yahina L, ed. Shape memory implants. Berlin: Springer; 2000.
3. Santos AC, Tortamano A, Naccarato SR, Dominguez-Rodriguez GC, Vigorito JW. An in vitro comparison of the force decay generated by different commercially available elastomeric chains and NiTi closed coil springs. Braz Oral Res 2007; 21: 51-57.
4. Stock UA, Degenkolbe I, Attmann T, Schenke-Layland K, Freitag S, Lutter G. Prevention of device-related tissue damage during percutaneous deployment of tissue-engineered heart valves. J Thorac Cardiovasc Surg 2006; 131: 1323-30.
5. Mani G, Johnson DM, Marton D, Feldman MD, Patel D, Ayon AA, et al. Drug delivery from gold and titanium surfaces using self-assembled monolayers. Biomaterials 2008; 29: 4561-73.
6. Brantley WA, Iijima M, Grentzer TH. Temperature-modulated DSC study of phase transformations in nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003; 124: 387-94.
7. Kim K, Oh K, eds. Corrosion properties on dental restorative alloys. In proceedings of international conference on electrochemistry. SAEST: Chennai; 2002.
8. Sipert CR, HussneRP, NishiyamaCK, Torres SA. In vitro antimicrobial activity of fill canal, seal apex, mineral trioxide aggregate, Portland cement and EndoRez. Int Endodont J 2005; 38: 539-43.
9. Es-Souni M, Es-Souni M, Brandies HF. On the transformation behaviour, mechanical properties and biocompatibility of two niti-based shape memory alloys: NiTi42 and NiTi42Cu7. Biomaterials 2001; 22: 2153-61.

[Downloaded from tmuj.iautmu.ac.ir on 2026-11-13]

10. Maruthamuthu S, Rajasekar A, Sathiyanarayanan S, Muthukumar N, Palaniswamy N. Electrochemical behavior of microbes on orthodontic wires. Current Science 2005; 89: 988-96.

11. Es- Souni M, Fischer-Brandies H, Kock N, Bock O, Ratzke K. Chemische Zusammensetzung, Unwandlungs Verh alten und mechanische Biegeeigenschaften ausgewahlter kieferorthopadischer NiTi-Drahtbogen. Informationen aus Orthodontie und Kieferorthopädie 2001; 33: 87-106.

12. Liatsikos EN, Dinlenc CZ, Kapoor R, Fogarty J, Bernardo NO, Isenberg HD, et al. In vitro bactericidal effect of a modified thermal Nitinol electrode. J Endourol 2001; 15: 303-306.

13. Tanzer JM, Livingston J, Thompson AM. The microbiology of primary dental caries in humans. J Dent Educ 2001; 65: 1028-37.

14. Ijima M, Ohno H, Kawashima I, Endo K, Brantley WA, Mizoguchi I. Micro X-ray diffraction study of super elastic nickel-titanium orthodontic wires at different temperatures and stresses. Biomaterials 2002; 23: 1769-74.

15. Sura PA, Krahwinkel DJ. Self-expanding nitinol stents for the treatment of tracheal collapse in dogs: 12 cases (2001-2004). J Am Vet Med Assoc 2008; 232: 228-36.

16. Wirth C, Comte V, Lagneau C, Exbrayat P, Lissac M, Jaffrezic-Renault N, et al. Nitinol surface roughness modulates in vitro cell response: a comparison between fibroblasts and osteoblasts. Mater Sci Eng C 2005; 25: 51–60.

17. Morgan NB. Medical shape memory alloy applications- the market and its products. Mater Sci Eng A 2004; 378: 16-23.

18. Dalton BC, Orstavik D, Phillips C, Pettiette M, Trope M. Bacterial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation. J Endod 1998; 24: 763-67.

19. Pataky L, Iványi I, Grigár A, Fazekas A. Antimicrobial efficacy of various root canal preparation techniques: an in vitro comparative study. J Endod 2002; 28: 603-605.

[Downloaded from tmuj.iautmu.ac.ir on 2026-11-13]