



MECHANICS OF SMART STRUCTURES

Available Online at: <http://jmss.qut.ac.ir/>



Exploring Nickel-Titanium Shape Memory Alloys: Advancements in Metallic Biomaterials for Medical Applications

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Milad Badr*

Research Center for Advanced Materials, Faculty of Materials Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

Mahdiyeh Soltanalipour

Research Center for Advanced Materials, Faculty of Materials Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

Jafar Khalil-Allafi

Research Center for Advanced Materials, Faculty of Materials Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

* Correspondence

Milad_badr@ymail.com
Postal Code: 51335-1996

Article History

Received: 22 Feb, 2025

Accepted: 06 Nov, 2025

ePublished: 13 Nov, 2025

ABSTRACT

Shape memory alloys are a group of alloys with distinctive and superior properties compared to other alloys. These materials strongly respond to certain thermodynamic and mechanical parameters. They can return to their original shape upon application of the parameters mentioned in a way that evokes the behavior of living organisms. When a conventional alloy is subjected to an external load more than yield strength, it deforms permanently, but this deformation remains after the load is removed. However, shape memory alloys exhibit a different behavior. This behavior establishes the alloy as highly valuable for medical applications, including bone implants, orthodontic arch-wires, orthopedics, artificial joints, cardiac stents, and internal treatments. Shape memory alloys are generally categorized into three groups: nickel-titanium alloys, copper-based alloys, and iron-based alloys. Nickel-titanium shape memory alloy is one of the most important and practical materials for medical implants due to its low density, which allows for the creation of lighter and stronger structures. The elastic modulus of these alloys is close to that of bone, which means they do not cause a stress-shielding effect; consequently, bone cells remain intact. This article emphasizes the exceptional properties and benefits of the NiTi alloy, demonstrating its potential as a remarkable metallic biomaterial.

Keywords: NiTi Alloy; Shape Memory Effect; Pseudoelasticity; Biological Behavior.

کاوش در آلیاژهای حافظه دار شکلی نیکل-تیتانیوم: پیشرفت درزیست مواد فلزی برای کاربردهای پزشکی

میلاد بدر*

دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

مهدیه سلطانعلی پور

دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

جعفر خلیل علافی

دانشکده مهندسی مواد، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

قوسی ارتودنسی ۲، استخوان پزشکی، مفصل های مصنوعی، استنت های ۳ مربوط به قلب و معالجات داخلی می شود. بطور کلی آلیاژهای حافظه دار به سه گروه آلیاژهای حافظه دار نیکل-تیتانیوم، آلیاژهای حافظه دار پایه مس و آلیاژهای حافظه دار پایه آهن تقسیم بندی می شوند. در این میان آلیاژ حافظه دار نیکل-تیتانیوم به دلیل چگالی پایین و لذا ایجاد ساختارهای سبک تر و مستحکم تر جزو مهمترین و کاربردی ترین آلیاژها در مواد پزشکی و ایمپلنت ها بشمار می رود. از آنجایی که مدول الاستیک این آلیاژها به مدول استخوان نزدیک تر است، لذا منجر به بروز تاثیر حفاظتی تنش^۴ نمی گردد و در نتیجه، سلول های استخوانی از بین نمی روند. این مقاله بر خواص و مزایای استثنایی آلیاژ NiTi تاکید می کند و پتانسیل آن را به عنوان یک زیست ماده ی فلزی قابل توجه نشان می دهد.

کلید واژه ها

آلیاژ NiTi، اثر حافظه داری، سوپرالاستیسیته، رفتار زیستی.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۱۲/۰۴

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۸/۱۵

* نویسنده مسئول: Milad_badr@gmail.com

۱ مقدمه

در بین زیست مواد فلزی رایج، آلیاژ NiTi به دلیل خواص منحصر به فرد آن، بسیار مورد توجه محققین قرار گرفته است. در سال ۱۹۶۲ پدیده ی حافظه داری به طور کاملاً اتفاقی در ترکیب بین فلزی NiTi توسط Buheler و همکارانش (۱)، کشف شد و به افتخار کشف آن در مرکز تحقیقات نیروی دریایی آمریکا^۵.

چکیده

آلیاژهای حافظه دار گروهی از آلیاژها می باشند که خواص متمایز و برتری نسبت به سایر آلیاژها دارند. عکس العمل شدید این مواد نسبت به برخی پارامترهای ترمودینامیکی، مکانیکی و قابلیت بازگشت به شکل اولیه در اثر اعمال پارامترهای مذکور به گونه ای است که رفتار موجودات زنده را تداعی می کند. وقتی یک آلیاژ معمولی تحت بار خارجی بیش از تنش تسلیم قرار گیرد، تغییر شکل دائمی می دهد اما این نوع تغییر شکل بعد از حذف بار باقی می ماند. این در حالی است که آلیاژهای حافظه دار رفتار متفاوتی از خود نشان می دهند. چنین رفتاری باعث استفاده از این آلیاژ در برخی از ملزومات پزشکی نظیر ایمپلنت های^۱ استخوانی، سیم های

⁴ Stress shielding effect

⁵ Naval ordnance laboratory

¹ Implants

² Orthodontic

³ Stents

است، بر روی غلاف نصب می‌شود. توسط شستشوی ابزار با محلول نمکی خنک، در فاز مارتنزیتی نگه داشته می‌شود. فیلتر در زمان کاشت در موضع مورد نظر در فاز مارتنزیتی است. بعد از کاشت، وقتی از غلاف رها می‌شود و توسط خون گرم می‌شود به شکل از پیش تعریف شده‌ی خود (فاز آستنیتی) در اثر خاصیت حافظه‌داری تبدیل می‌شود (۳).

بعلاوه، اگر آلیاژ در فاز دما بالا (آستنیت^{۱۳})، تحت بارگذاری قرار گیرد، می‌تواند تا ۱۰٪ کرنش‌های غیرخطی را با باربرداری بازیابی کند و به شکل اولیه خود بازگردد، این رفتار، "سوپرالاستیسیته" نامیده می‌شود. نکته‌ی مهم این است که تنش اعمال شده باید کمتر از تنش تسلیم ماده باشد تا به تغییر فرم پلاستیکی آلیاژ منجر نشود. این آلیاژها در دماهای بالاتر از M_d (۱۵۰-۱۰۰°C)، مشابه فلزات عادی تغییر شکل دائمی پیدا می‌کنند (۲). از خاصیت سوپرالاستیسیته‌ی این آلیاژها در در کاربردهای مختلف پزشکی و دندان‌پزشکی استفاده می‌شود. برای مثال، سیم‌های ارتودنسی NiTi از دهه‌ی ۱۹۷۰ استفاده شده و بسیار موثرتر از دیگر مواد جایگزین است. در مواد الاستیک خطی نظیر فولاد زنگ‌نزن، برای افزایش جزئی کرنش، تنش به مقدار زیادی افزایش می‌یابد. لذا دندان‌ها متحمل نیروی بیشتری برای حرکت اصلاحی جزئی می‌شوند. مزیت سیم‌های ارتودنسی سوپرالاستیک، توانایی آن‌ها برای عمل کردن در پلاتو^{۱۴} سوپرالاستیسیته است. به طوری که ماده برای کرنش‌های بزرگ، تغییرات تنشی نزدیک به صفر را دارد. در نتیجه، مواد سوپرالاستیک، نیرویی تقریباً ثابت و ملایمی را برای حرکت دندان‌ها به مدت زمان‌های طولانی‌تری نسبت به فولاد زنگ‌نزن فراهم می‌کنند (۴). یکی از کاربردهای رایج قلبی-عروقی آلیاژهای NiTi، استنت‌های خودبازشونده است. استنت‌ها، لوله‌های

نایتینول^۶ نامیده شد. این آلیاژ از خواص منحصربه‌فردی نظیر سوپرالاستیسیته و حافظه‌داری حرارتی برخوردار است. اثر حافظه‌داری شکلی و سوپرالاستیسیته، خواص منحصربه‌فرد آلیاژهای خاصی هستند که تحت استحاله‌های مارتنزیتی ترموالاستیک قرار می‌گیرند. در شکل ۱ رفتار حافظه‌داری و سوپرالاستیسیته^۷ در آلیاژ NiTi نشان داده شده است. اگر آلیاژ در فاز دما پایین (مارتنزیت^۸) تغییر شکل داده شود، شکل اولیه‌ی خود را با حرارت دادن تا دمای بحرانی تحت استحاله‌ی معکوس، باز می‌یابد، این پدیده، اثر حافظه‌داری شکلی نامیده می‌شود. اثر حافظه‌داری شکلی به دو دسته "حافظه‌داری یک‌طرفه"^۹ و "حافظه‌داری دوطرفه"^{۱۰} طبقه‌بندی می‌شود. در "حافظه‌داری یک‌طرفه" فقط شکل اولیه به خاطر سپرده می‌شود. با حرارت دادن نمونه به طور کامل به شکل اولیه خود باز می‌گردد. در "حافظه-داری دوطرفه" آلیاژ هم شکل اولیه و هم شکل ثانویه خود را به خاطر می‌سپارد. در این حالت کار مکانیکی اعمال نمی‌شود و صرفاً با گرم و سرد کردن، حالت‌های اولیه و ثانویه به وجود می‌آیند (۲).

یکی از مشخصه‌های منحصر به فرد ابزارهای ساخته شده از آلیاژهای NiTi، آرایش گرفتن با استفاده از اثر حافظه‌داری است. یکی از مثال‌های بارز، فیلترهای سایمون^{۱۱} است. از آنجایی که خون از پایین بدن به طرف قلب حرکت می‌کند، این ابزار برای فیلتر کردن لخته‌های بزرگ خونی در سیاهرگ^{۱۲} طراحی شده است. لخته‌ها توسط پاهای فیلتر سایمون به تله می‌افتند و توسط قسمت شکوفه مانند آن، با گذشت زمان، حل می‌شود. در بیمارانی که به مدت طولانی بستری هستند، تشکیل این لخته‌های بزرگ خونی بسیار رایج است و اگر به قلب یا شش‌ها راه پیدا کند، خطرات جدی را در پی دارد. این ابزار در حالی که در حالت مارتنزیتی

¹⁰ Two way shape memory effect (2WE)

¹¹ Simon filter

¹² Vena cave vein

¹³ Austenite

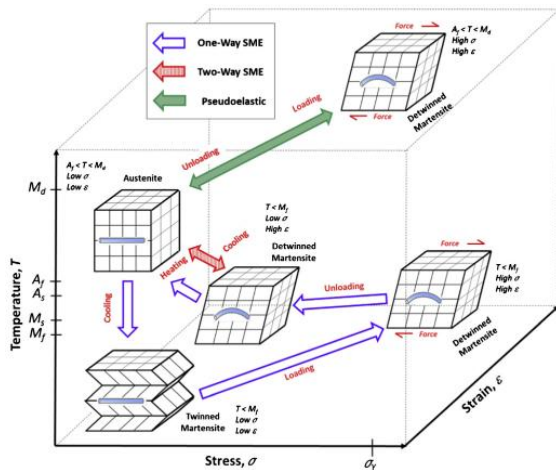
¹⁴ Plateau

⁶ Nitinol (Nickel-Titanium/Naval Ordnance Laboratory)

⁷ Pseudoelasticity (PE)

⁸ Martensite

⁹ One way shape memory effect (1WE)



شکل ۱: رفتار حافظه داری و سوپرالاستیسیته در آلیاژهای NiTi (۶).

۲ ویژگی‌های مطلوب آلیاژ NiTi به عنوان زیست‌ماده‌ی فلزی

۱-۲ خواص مکانیکی آلیاژ NiTi

یکی از جذاب‌ترین ویژگی مکانیکی NiTi که قبلاً نیز اشاره شد، کرنش‌های الاستیک زیاد و مدول الاستیک نزدیک آن به استخوان است (۹). مدول الاستیک NiTi در حالت مارتنزیتی و آستنیتی به ترتیب در حدود ۲۳-۴۸ GPa و ۷۰-۸۳ GPa است (۱۰). همچنان که در شکل ۲ قسمت (a) نشان داده شده است، مدول الاستیک این آلیاژها حتی در مقایسه با دیگر زیست‌مواد فلزی رایج نظیر فولاد زنگ‌زن، آلیاژ کبالت-کروم و آلیاژهای تیتانیوم به مدول

مشبکی هستند که برای باز نگه‌داشتن شریان‌ها و رگ‌های خونی در صورت انسداد، طراحی شده‌اند. استنت‌های خودبازشو بر روی نوک کاتتر^{۱۵} به قطر رگ یا کمی بزرگ‌تر محدود می‌شوند. این استنت‌ها بر روی غلاف نصب می‌شوند و پس از کاشت در محل مورد نظر، غلاف جمع می‌شود و استنت به طور مستقل مستقر می‌شود. اغلب این خود-استقراری با رفتار سوپرالاستیسیته در آلیاژهای حافظه‌دار حاصل می‌شود (۵). آلیاژ حافظه‌دار NiTi برای مقابله با برخی از چالش‌های ناشی از استنت‌گذاری، به دلیل دارا بودن خاصیت سوپرالاستیسیته، ماده‌ای عالی به شمار می‌رود. به طوری که با رفتار فشاری استخوان و تاندون انسان مطابقت دارد. استنت‌های ساخته شده از آلیاژهای حافظه‌دار انعطاف‌پذیرتر هستند و اجازه می‌دهند رگ‌های خونی به طور طبیعی خم شوند. در مقابل استنت‌های ساخته شده از فولاد زنگ‌زن تمایل دارند رگ‌های خونی را کاملاً مستقیم نگه دارند (۶). استنت‌های سوپرالاستیک قبل از کاشت در فاز آستنیت قرار دارند و بعد از کاشت در داخل غلاف به فاز مارتنزیت تبدیل می‌شوند. استنت‌های NiTi از مزایای هیستریزیس^{۱۶} و تنش پلاتو بهره می‌برند، این ویژگی شاید بهترین ویژگی برای استفاده در استنت‌های NiTi باشد (۷،۸). به طوری که استنت‌های NiTi، با اعمال نیروهای شعاعی در برابر له شدن در طول فرایند فیزیولوژیکی^{۱۷} طبیعی مقاومت کرده و پس از بازیابی نیروی کمی به دیواره‌ی رگ وارد می‌کنند (۶). در این میان استنت‌های مجاری صفراوی از آلیاژهای NiTi ساخته می‌شوند، زیرا به انعطاف‌پذیری بالایی نیاز دارند و باید از طریق حلقه‌ها، منحنی‌ها و آناتومی زاویه‌دار^{۱۸} قابلیت مانور داشته باشند. از استنت خودبازشو در عروق کاروتید^{۱۹} و رگ‌های مغزی استفاده می‌شود، زیرا استنت‌های بالون‌بازشو به دلیل فشار زیاد مورد نیاز برای انبساط توصیه نمی‌شوند، چون ممکن است به دیواره‌های نازک رگ‌ها آسیب برساند (۵).

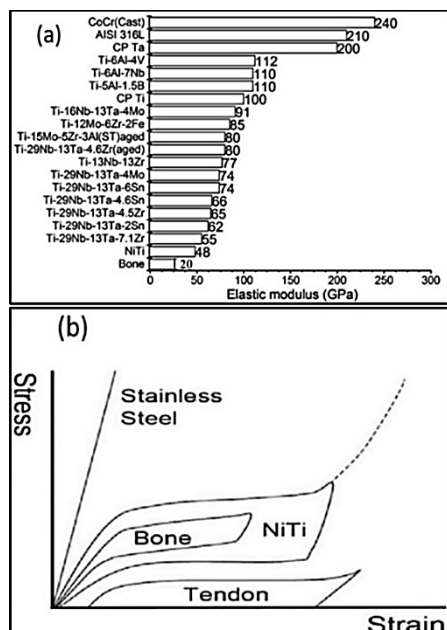
¹⁸ Angulated anatomy

¹⁹ Carotid vessels: عروق کاروتید یک جفت رگ خونی است که در دو طرف گردن وجود دارند و خون را به مغز می‌رسانند

¹⁵ Catheter tip

¹⁶ Hysteresis

¹⁷ Physiological



شکل ۲: (A) مقایسه‌ای از مدول الاستیک آلیاژهای زیست پزشکی مختلف با استخوان (۱۳)، (B) طرحواره‌ی منحنی‌های تنش-کرنش در فولاد زنگ‌زن، آلیاژ NiTi، استخوان و بافت‌های زردپی (۶).

خواص مکانیکی به‌خصوص خواص خستگی آلیاژهای NiTi حساس به دماهای تغییر شکل است که در چه فازی (مارتنزیتی یا آستنیتی) قرار دارد. استحکام خستگی NiTi در فاز آستنیتی عموماً بیشتر از فاز مارتنزیتی است و حتی استحکام خستگی این آلیاژها در فاز آستنیتی در دماهای بالاتر نیز بیشتر است. در هر دو دمای اتاق و دمای بدن، استحکام خستگی آلیاژهای آستنیتی NiTi عموماً در حدود ۴۰۰ MPa است. آلیاژهای NiTi نسبت به دیگر زیست‌مواد فلزی رایج از نظر خواص خستگی ارجحیت ندارند

الاستیک استخوان‌های متراکم^{۲۰} انسان نزدیک‌تر است (۹). این ویژگی باعث توزیع مناسب بار بین کاشتنی و بافت اطراف می‌شود که از شل شدن کاشتنی در دراز مدت جلوگیری می‌کند. مطابق قانون وولف^{۲۱}، کاهش سفتی در کاشتنی به میزانی مساوی با استخوان، می‌تواند بار را در مرحله‌ی التیام تحمل کرده و روند بهبود استخوان را تسهیل کند (۱۱). با به‌کارگیری آلیاژهایی با مدول نزدیک به استخوان نظیر آلیاژهای NiTi در کاشتنی‌ها، می‌توان روند بهبود استخوان را سهولت بخشید (۱۰). طرحواره‌ی دیاگرام تنش-کرنش سه ماده‌ی مختلف در شکل ۲ قسمت (b) نشان داده شده است. میزان کرنش‌های بازیابی شده به ترتیب در فولادهای زنگ‌زن و آلیاژهای NiTi، کمتر از ۰/۵ درصد و تا حدود ۸ درصد است. استخوان، کرنش بیش از ۱ درصد را بازیابی می‌کند. تشابه رفتار تغییر شکل در NiTi با استخوان و بافت‌های بدن، بیانگر رفتار زیست‌تقلیدی^{۲۲} کاشتنی‌های NiTi تحت شرایط بارگذاری-باربرداری در داخل بدن است (۱۲).

²⁰ Cortical bone (compact bone)

^{۲۱} مطابق قانون Wolff، استخوان در بدن انسان یا حیوان سالم، خود را با تنشی که بر آن وارد می‌شود، تطبیق می‌دهد: اگر بار وارد شده بر استخوان افزایش یابد، استخوان با گذر زمان، مستحکم‌تر می‌شود، حتی ممکن است ضخیم‌تر شود تا بتواند بر بار وارد شده مقاومت کند. برعکس،

اگر در نتیجه‌ی جایگزینی عضو مصنوعی بار وارده بر استخوان کاهش یابد، استخوان ضعیف‌تر می‌شود، چگالی آن کاهش می‌یابد و اثر حفاظتی تنش ایجاد می‌شود.

²² Biomimetic behavior

کاشت، قابل تشخیص نیست؛ بنابراین بررسی‌ها در محیط شبیه-سازی شده‌ی کوتاه‌مدت از نمونه‌های بالک نمی‌تواند شاخص مورد اعتمادی برای کارکرد طولانی‌مدت کاشتنی‌ها در درون بدن باشد (۹). تانتالم به عنوان ماده‌ی رادی‌آپک برای ایجاد پوشش روی سطح آلیاژ NiTi انتخاب شده است، زیرا پتانسیل خوردگی مشابهی با NiTi دارد و از خوردگی گالوانیکی^{۲۳} و در نتیجه رها شدن یون‌های فلزی نظیر نیکل، ممانعت می‌کند (۸). M. Soltanalipour و همکاران (۲۱-۲۳)، با لایه‌نشانی پوشش‌های پایه تانتالم به روش کندوپاش مغناطیسی، توانستند مقاومت به خوردگی در آلیاژ NiTi به طور چشمگیری افزایش دهند. در این بررسی‌ها نشان داده شده است، که دمای زیرلایه‌ی °C ۲۰۰، لایه‌ی پسیو نسبتاً پایداری تشکیل شده و نفوذ پذیری بالای سطح به افزایش تراکم و چسبندگی پوشش منجر شده و رفتار مکانیکی بهبود یافته است. نمونه‌ی لایه‌نشانی شده در توان بهینه‌ی W ۲۸۰ از نظر تراکم پوشش، چسبندگی، زبری و رفتار الکتروشیمیایی ارجحیت دارد.

۳-۲ رفتار زیستی آلیاژ NiTi

آلیاژهای NiTi زیست‌خنثی هستند، بنابراین به عنوان کاشتنی-های ایمن زیستی در نظر گرفته می‌شوند (۲۴). لذا در اطراف کاشتنی‌های متخلخل NiTi، کپسول رشته‌ای چسبنده و ظرفی تشکیل می‌شود که این رشته‌ها به درون حفرات کاشتنی نفوذ می‌کنند. گزارش شده است که کاشتنی‌های NiTi سمی و سوزش‌آور نیستند. NiTi هیچ‌گونه اثرات منفی بر تشکیل استخوان جدید ندارد. فاصله‌ی تماسی استخوان تا NiTi بسیار نزدیک است که نشان‌دهنده‌ی تحمل خوب بافت است. در پژوهش‌های محققین ترمیم استخوان برش یافته توسط NiTi متخلخل با فعالیت یاخته استخوان‌ساز، به خوبی نشان داده شده است. آلیاژهای نیکل-تیتانیوم به دلیل تشکیل لایه‌ی پسیو TiO₂، حتی بعد از کاشت به مدت طولانی زیست‌سازگاری خوبی دارند. مطالعات نشان داده

و به این دلیل در جایگذاری مفاصل اتصالی انتخاب نمی‌شوند (۹). M. Soltanalipour و J. Khalil-Allafi (۱۴)، نشان دادند پوشش‌های لایه‌نشانی شده روی آلیاژ NiTi، در اتمسفر حاوی نیتروژن نسبت به پوشش‌های لایه‌نشانی شده در اتمسفرهای حاوی اکسیژن یا آرگون خالص از پایداری مکانیکی بهتری برخوردار هستند. به طوری که بعد از کشش به میزان ۲/۵٪ علاوه بر حفظ رفتار سوپرالاستیسته، ترک یا پارگی در سطح آن‌ها مشاهده نشد.

۲-۲ رفتار خوردگی آلیاژ NiTi

آلیاژهای نیکل-تیتانیوم بدون پوشش به دلیل تشکیل لایه‌ی پسیو TiO₂، حتی بعد از کاشت به مدت طولانی زیست‌سازگاری خوبی دارند (۱۵-۱۷). محیط درون بدن انسان، محیطی نسبتاً خورنده برای کاشتنی‌های کاشت شده به مدت طولانی است. در مقایسه با دیگر زیست‌مواد فلزی، تحقیقات نشان داده که آلیاژهای NiTi مقاومت خوردگی بهتری نسبت به آلیاژهای Co-Cr-Mo و فولادهای زنگ‌نزن دارند، اما در مقایسه با تیتانیوم نسبت به خوردگی حساس‌تر هستند. اگرچه سینتیک آزاد شدن یون‌های فلزی در این آلیاژها آهسته است، با این حال آزادسازی نیکل در اثر خوردگی در محیط زیستی اجتناب‌ناپذیر است (۹). نیکل زیست‌سازگاری ضعیفی دارد و اثرات منفی از جمله حساسیت به خوردگی در مایعات زیستی، سمیت سلولی نسبتاً بالا، آسم، ذات‌الریه، سرطان ریه، سمیت ژنتیکی و جهش‌زایی را در سراسر آزمون‌های زیستی از خود نشان می‌دهد (۱۸، ۱۹). سمیت وابسته به غلظت است، یعنی در غلظت‌هایی بالاتر از یک مقدار بحرانی، سمیت ایجاد می‌شود (۱۸). مقدار بحرانی سمیت نیکل در بافت/اندام کمتر از ۱ μg.g⁻¹ و در خون ۵ μg.l⁻¹ است (۲۰). این در حالی است که سرطان‌زایی، تصادفی است و در نهایت یک سلول سرطانی حتی به‌تنهایی می‌تواند به تشکیل توموری مرگبار منجر شود (۱۸). کاربردهای بالینی گذشته نشان داده که سمیت یون-های فلزی آزاد شده از این آلیاژها از جمله نیکل بعد از سال‌ها

²³ Galvanic corrosion

عبور کند، لذا ردیابی این استنت‌ها به خصوص استنت‌هایی در ابعاد کوچک، هنگام استقرار یا بعد از جراحی دشوار است (۲۸). علاوه بر عبور پرتو X برای بسیاری از دستگاه‌ها مشکل ایجاد می‌کند و به مواد متراکم رادی‌آپک با ضریب جذب بالای پرتو X نیاز پیدا می‌شود (۳). پوشش‌های پایه تانتالم برای استفاده به عنوان پوشش در آلیاژهای NiTi، به منظور بهبود خواص رادی‌آپستی^{۲۸} و مقاومت به خوردگی یک کاندیدای عالی به شمار می‌روند (۲۹). ضریب جذب پرتو X در تانتالم زیاد ($4/3 \text{ cm}^2 \cdot \text{kg}^{-1}$) برای eV (۱۰۰) است که قابلیت رؤیت آن را توسط پرتو X را افزایش می‌دهد (۲۸). این خاصیت رادی‌آپک در اکسیدهای تانتالم (۳۰) و نیتريدی‌های آن نیز وجود دارد (۳۱)؛ M. Soltanalipour و J. Khalil-Allafi (۲۱)، با استفاده از اکسید تانتالم به عنوان پوشش برای آلیاژ NiTi به روش کندوپاش مغناطیسی، توانستند بر این چالش غلبه کنند.

۳ نتیجه

کاشت‌نی‌های NiTi برای بافت ماهیچه‌ای تقریباً زیست‌خنثی هستند. به همین علت بعد از کاشت به مدت طولانی در بدن موجود زنده، در اطراف آن، کپسول رشته‌ای یا همان بافت همبندی فیبری چسبنده و ظرفی تشکیل می‌شود، در نتیجه آلیاژ از محیط اطراف خود جدا شده و فضایی کوچک بین استخوان و کاشت‌نی NiTi ایجاد می‌شود. این پدیده در نهایت به شکست کاشت‌نی منجر شده و بیمار نیاز به جراحی مجدد پیدا می‌کند. همچنین یون‌های نیکل می‌توانند از سطح آلیاژ NiTi آزاد شوند، اگر مقدار این یون در بدن از حد مجاز تجاوز کند، اثرات مخربی نظیر واکنش‌های آلرژیک،

است که آلیاژ NiTi به‌خوبی درون استخوان پذیرفته شده است (۹). این آلیاژها توانایی ترویج و تکثیر یاخته‌ی استخوان‌ساز و ساخت استخوان نیمه‌طبیعی را دارند (۲۵). با این حال در صورت کاشت NiTi به مدت طولانی در بدن، باید عملیات سطحی بهینه صورت بگیرد. ایجاد پوشش‌های زیستی می‌تواند، زیست‌فعالی و زیست‌سازگاری این آلیاژها را در مراحل اولیه‌ی کاشت، بهبود دهد و از آزاد شدن یون‌های سمی نیکل ممانعت کند. اخیراً، سازگاری سلولی^{۲۴} آلیاژهای NiTi بعد از عملیات اصلاح سطحی حاصل شده است. عموماً، در این آلیاژها چسبندگی و توزیع سلولی، بعد از عملیات سطحی و ایجاد پوشش‌های زیستی افزایش می‌یابد. NiTi به عنوان یک ماده‌ی کاشتنی در هر دو بافت نرم و سخت انسان مورد استفاده قرار گرفته است. پاسخ کلی التهابی و ضخامت کپسول^{۲۵} در اطراف این آلیاژها مشابه فولادهای زنگ‌زن و آلیاژهای تیتانیوم است. تاکنون هیچ گزارشی از بافت‌مردگی (اجتماعی حتی کوچک از سلول‌های التهابی تک‌هسته‌ای) و علائمی از نقص تغذیه‌ای یا کلسیفیکاسیون^{۲۶} بافت ارائه نشده است (۹). M. Soltanalipour و همکاران (۲۶،۲۷)، نشان دادند، با اعمال پوشش‌های پایه تانتالم روی آلیاژ NiTi چسبندگی و توزیع سلولی افزایش یافته است و سطوح آنتی‌باکتریال برای ممانعت از چسبیدن باکتری‌ها ایجاد شده است.

۴-۲ سازگاری با رزونانس مغناطیسی

آلیاژ NiTi فرومغناطیس^{۲۷} نیست؛ بنابراین در تصویربرداری رزونانس مغناطیسی، دچار جابجایی، چرخش و یا گرم شدن نمی‌شود (۳). با این حال، چگالی کم آلیاژهای NiTi سبب شده که در حین رادیوگرافی پرتو X، در استنت‌های ساخته‌شده از این آلیاژها

²⁶ Calcification فرایندی است که در آن کلسیم در بافت بدن انباشته می‌شود و باعث سخت شدن بافت می‌شود:

²⁷ Ferromagnetic در اثر همسویی گشتاورهای مغناطیسی داخلی در ماده، خاصیت مغناطیسی قوی در آن ایجاد می‌شود:

²⁸ Radiopacity

²⁴ Cytocompatibility

^{۲۵} در اطراف کاشت‌نی‌های زیست‌خنثی بافت همبندی (به ضخامت $10-100 \mu\text{m}$) تشکیل می‌شود، منظور از کپسول همین بافت همبندی فیبری است که از رشته‌های کلازنی سفیدرنگ و بی‌کرانی تشکیل شده و در راستای سلول‌های پیوندی قرار دارد. این کپسول به سطح کاشت‌نی نمی‌چسبد.

7. Duerig T. The metallurgy of Nitinol as it pertains to medical devices. In: *Titanium in Medical and Dental Applications*. 2018. p. 555–70.
8. Stoeckel D, Pelton A, Duerig T. Self-expanding Nitinol stents: Material and design considerations. *Eur Radiol*. 2004;14(2):292–301.
9. Chen Q, Thouas GA. Metallic implant biomaterials. *Mater Sci Eng R Reports* [Internet]. 2015;87:1–57. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mser.2014.10.001>
10. Pfeifer R, Müller CW, Hurschler C, Kaierle S, Wesling V, Haferkamp H. Adaptable orthopedic shape memory implants. *Procedia CIRP* [Internet]. 2013;5:253–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.procir.2013.01.050>
11. Pearson OM, Lieberman DE. The aging of Wolff's "law": Ontogeny and responses to mechanical loading in cortical bone. *Yearb Phys Anthropol*. 2004;47:63–99.
12. Elahinia MH, Hashemi M, Tabesh M, Bhaduri SB. Manufacturing and processing of NiTi implants: A review. *Prog Mater Sci* [Internet]. 2012;57(5):911–46. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmatsci.2011.11.001>
13. Zhang LC, Chen LY. A Review on Biomedical Titanium Alloys: Recent Progress and Prospect. *Adv Eng Mater*. 2019;21(4):1–29.
14. Soltanalipour M, Khalil-allafi J, Soltanalipour M, Khalil-allafi J. Study of mechanical properties and biocompatibility of tantalum-containing coatings on NiTi orthodontic archwires Study of mechanical properties and biocompatibility of tantalum-containing. *Trans IMF* [Internet]. 2025;0(2):1–10. Available from: <https://doi.org/10.1080/00202967.2025.2450138>
15. Soltanalipour M, Khalil-Allafi J, Ghareshabani E, Khalili V. Electrochemical behaviour of NiTi alloy coated with TiN using DPF. *Surf Eng* [Internet]. 2017;33(0):1–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/02670844.2017.1283834>
16. Badr M, Mohammadzadeh A, Khalil-Allafi J, Khoshghadam-Pireyousefan M, Mostafaei A. In-situ formation of TiN-TiO₂ composite layer on NiTi shape memory alloy via fluidized bed reactor. *Ceram Int*. 2020;46(13):21097–106.
17. Hosseini M, Khalil-Allafi J, Etminanfar M, Safavi MS, Bloise N, Ghalandarzadeh A. Tackling the challenges facing the clinical applications of pure PEO hydroxyapatite layers: Co-deposition of YSZ nanoparticles. *Mater Chem Phys* [Internet]. 2023;293(August 2022):126899. Available from:
7. تخریب DNA و مرگ سلولی در بافت‌های مجاور را در پی خواهد داشت. بعلاوه ردیابی زیست‌مواد با ابعاد کوچک ساخته شده از آلیاژهای NiTi در آنژیوگرافی پرتو ایکس هنگام استقرار یا بعد از جراحی دشوار است. بنابراین اصلاح سطح آلیاژ NiTi به عنوان مثال لایه‌نشانی پوشش‌های پایه تانتالم روی سطح، برای سهولت ردیابی با پرتو ایکس، بهبود رفتار زیستی و جلوگیری از رهاش نیکل برای کاربردهای زیست‌پزشکی ضروری است.

۴ تقدیر و تشکر

نویسندگان از "دانشگاه صنعتی سهند" برای حمایت مالی در پژوهش، تقدیر و قدردانی می‌کنند.

منابع

1. Buehler WJ, Gilfrich J V., Wiley RC. Effect of Low-Temperature Phase Changes on the Mechanical Properties of Alloys near Composition TiNi. *J Appl Phys*. 1963;34(5):1475–7.
2. K. Otsuka and C. M. Wayman. Shape memory materials. first publ. United Kingdom: Cambridge University Press; 1999.
3. Duerig T, Pelton A, Stöckel D. An overview of nitinol medical applications. *Mater Sci Eng A*. 1999;273–275:149–60.
4. Lagoudas DC. Shape Memory Alloys: modeling and engineering applications [Internet]. 1 Edition. Lagoudas DC, editor. Springer New York, NY. New York: Springer Science & Business Media; 2008. 435 p. Available from: <https://link.springer.com/book/10.1007/978-0-387-47685-8>
5. Tsuchiya K, Yamamoto A. Stents: Functions, Characteristics, and Materials. In: Niinomi M, Narushima T, Nakai M, editors. Springer, Berlin, Heidelberg; 2015. p. 233–50.
6. Mohd J, Leary M, Subic A, Gibson MA. A review of shape memory alloy research , applications and opportunities. *Mater Des* [Internet]. 2014;56:1078–113. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.matdes.2013.11.084>

- Soltanalipour M, Khalil-Allafi J. Preparation of tantalum-containing coatings on NiTi shape memory alloys with enhanced in vitro cytocompatibility and antibacterial effectiveness. *J Mater Res Technol* [Internet]. 2024;30(May):8419–32. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2024.05.211>
- Soltanalipour M, Khalil-Allafi J, Motalebzadeh A. Influence of sputtering atmosphere on the structural, biological, and electrochemical properties of tantalum-containing coatings on the NiTi alloy. *Surf Coatings Technol* [Internet]. 2024;481(March):130675. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2024.130675>
- Park C, Kim S, Kim HE, Jang TS. Mechanically stable tantalum coating on a nano-roughened NiTi stent for enhanced radiopacity and biocompatibility. *Surf Coatings Technol* [Internet]. 2016;305:139–45. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.surfcoat.2016.08.014>
- Ostapenko MG, Meisner LL, Zakharova MA, Gudimova EY. X-ray analysis of the structure-phase states of the tantalum coating on NiTi substrate treated by electron beams. *Mater Today Proc*. 2015;2(3822):S901–4.
- Mohandas G, Oskolkov N, McMahon MT, Walczak P, Janowski M. Porous tantalum and tantalum oxide nanoparticles for regenerative medicine. *Acta Neurobiol Exp (Wars)*. 2014;74(2):188–96.
- Mani G, Porter D, Grove K, Collins S, Ornberg A, Shulfer R. A comprehensive review of biological and materials properties of Tantalum and its alloys. *J Biomed Mater Res - Part A*. 2022;110(6):1291–306.
- [1]
26. <https://doi.org/10.1016/j.matchemphys.2022.126899>
18. Shah FA, Trobos M, Thomsen P, Palmquist A. Commercially pure titanium (cp-Ti) versus titanium alloy (Ti6Al4V) materials as bone anchored implants - Is one truly better than the other? *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2016;62:960–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2016.01.032>
19. Michalska J, Sowa M, Socha RP, Simka W, Cwalina B. The influence of *Desulfovibrio desulfuricans* bacteria on a Ni-Ti alloy: electrochemical behavior and surface analysis. *Electrochim Acta* [Internet]. 2017;249:135–44. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.electacta.2017.08.024>
20. Bansiddhi A, Sargeant TD, Stupp SI, Dunand DC. Porous NiTi for bone implants: A review. *Acta Biomater*. 2008;4(4):773–82.
21. Soltanalipour M, Khalil-Allafi J. Superior in vitro corrosion resistance of the novel amorphous Ta/TaxOy multilayer coatings on self-expanding nitinol stents. *Surf Coatings Technol* [Internet]. 2022;446(May):128767. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2022.128767>
22. Soltanalipour M, Khalil-Allafi J, Mehrvarz A, Kahaie Khosrowshahi A. Effect of sputtering rate on morphological alterations, corrosion resistance, and endothelial biocompatibility by deposited tantalum oxide coatings on NiTi using magnetron sputtering technique. *J Mater Res Technol* [Internet]. 2024;29(November 2023):3279–90. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2024.02.098>
23. Soltanalipour M, Khalil-Allafi J, Mehrvarz A. Study of tantalum-based coatings magnetron sputtered on NiTi alloy in argon and argon/nitrogen atmosphere. *Ceram Int* [Internet]. 2023;50(November):4994–5006. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2023.11.242>
24. Zheng CY, Nie FL, Zheng YF, Cheng Y, Wei SC, Valiev RZ. Enhanced in vitro biocompatibility of ultrafine-grained biomedical NiTi alloy with microporous surface. *Appl Surf Sci* [Internet]. 2011;257(21):9086–93. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.apsusc.2011.05.105>
25. Ghasemi A, Hosseini SR, Sadrnezhad SK. Pore control in SMA NiTi scaffolds via space holder usage. *Mater Sci Eng C* [Internet]. 2012;32(5):1266–70. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.msec.2012.04.002>

