

## تغییر شکل پلاستیک شدید؛ نقش آن در بهبود خواص ایمپلنت‌های تیتانیومی

حسن غفوریان نصرتی<sup>۱\*</sup>، خلیل خلیلی<sup>۲</sup>، مهدی گردویی<sup>۳</sup><sup>۱</sup> دانشجوی دکتری مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه بیرجند، بیرجند<sup>۲</sup> استاد دانشکده مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه بیرجند، بیرجند<sup>۳</sup> استادیار دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود

\*مسئول مکاتبات: h.ghafuriannosrati@birjand.ac.ir

## ◀ واژگان کلیدی

تغییر شکل پلاستیک شدید  
تیتانیوم  
ریزدانه  
ایمپلنت  
خواص مکانیکی

## ◀ تاریخچه مقاله

تاریخ دریافت ۱۳۹۵/۰۹/۱۰  
تاریخ پذیرش ۱۳۹۶/۱۱/۰۳

## ◀ چکیده

مواد پایه تیتانیومی از جمله مهمترین مواد مورد استفاده در مهندسی پزشکی به‌شمار می‌روند. امروزه تیتانیوم خالص تجاری به دلیل زیست سازگاری بالا با بدن انسان، به‌طور فزاینده‌ای مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته است. به‌منظور دستیابی به خواص مکانیکی بهتر، بدون به‌خطر انداختن دیگر خواص مفید تیتانیوم، همچنین به‌جهت رسیدن به ساختار ریزدانه از روش تغییر شکل پلاستیک شدید استفاده می‌شود. اصلاح اندازه دانه توسط این روش به بهبود خواص مکانیکی و کاربردی تیتانیوم منجر خواهد شد. در این مقاله به مرور تکنیک‌های مورد استفاده در تغییر شکل پلاستیک شدید به‌منظور ساخت تیتانیوم خالص ریزدانه پرداخته شده است. همچنین طیف وسیعی از خواص تیتانیوم خالص تجاری که با ریزدانه کردن ساختار آن به روش تغییر شکل پلاستیک شدید به‌دست آمده است، از قبیل ریزساختاری، خواص مکانیکی، عملکرد در برابر خوردگی و زیست‌سازگاری مورد مطالعه قرار گرفته است.

## ۱ مقدمه

چندین دهه است که بیومتریال‌ها به‌دلیل استحکام بالا، شکل‌پذیری خوب و عملکرد بسیار عالی در خستگی و شکست، به‌طور گسترده‌ای در جراحی استفاده می‌شوند؛ اگرچه نقطه ضعف قابل توجه این مواد، تمایل به خوردگی آنها در شرایط فیزیولوژیکی می‌باشد. اکثر فلزات و آلیاژها برای استفاده در بدن انسان به‌علت مقاومت خوردگی کم و همچنین سمی بودن آنها مناسب نیستند. به‌همین سبب، اغلب در مهندسی پزشکی از آلیاژهای آهن - کروم - نیکل، آلیاژهای پایه کبالت - کروم، تیتانیوم و آلیاژهای آن استفاده می‌گردد. در دهه ۱۹۳۰ برای نخستین بار از یک فلز زیست‌سازگار به اسم ویتالوم (آلیاژ کوبالت - کروم) توسط برادران استروک برای ساخت ایمپلنت استخوانی با موفقیت استفاده شد. در ۱۹۳۸ م، آدامز یک ایمپلنت اندوسپوس دارای رزوه داخلی و خارجی طراحی کرد. فورمیگینی<sup>۱</sup>، پدر علم ایمپلنت نوین، و زپونی طرح آدامز را گسترش دادند. آنها یک ماریپیچ از فولاد ضدزنگ ساختند که به استخوان اجازه می‌داد درون آن رشد کند [۱]. نخستین ایمپلنت‌های ساخته‌شده از آلیاژ تیتانیوم درشت‌دانه در اوائل دهه ۶۰ به‌عنوان جایگزین ریشه دندان، توسط برینمارک<sup>۲</sup> به‌طور موفقیت‌آمیز کار گذاشته شد [۲].

به‌طور کلی عوامل تعیین‌کننده سازگاری و تطابق بیولوژیکی ایمپلنت را می‌توان به دو دسته عوامل تعیین‌کننده مربوط به ایمپلنت و عوامل تعیین‌کننده مربوط به میزبان تقسیم نمود. برای شناخت تطابق بیولوژیکی بیومتریال‌ها، درک وضعیت و شناخت وقایع ناحیه تماس بین بیومتریال و سیستم بیولوژیکی میزبان اهمیت دارد. بدین لحاظ، ترکیب و ساختار لایه سطحی بیومتریال نقش مهمی در رخدادهای ناحیه تماس بازی می‌کند [۳].

سازگاری بیولوژیک به‌صورت توانایی ماده برای استفاده در یک کاربرد خاص که با واکنش مناسبی از سوی میزبان همراه باشد تعریف می‌شود. به این ترتیب، برای اینکه یک ماده بتواند در محیط‌های بیولوژیک به‌خوبی عمل کند باید زیست‌سازگار باشد. وجود سازگاری بیولوژیک به‌صورت قطعی و مطلق برای یک ماده ممکن است در حد یک رویا باشد؛ زیرا احتمالاً هیچ ماده‌ای وجود ندارد که روی بافت‌ها کاملاً بی‌تأثیر باشد. در بین آلیاژها و موادی که برای ساخت و تهیه ایمپلنت‌ها به‌کار می‌رود، تیتانیوم و آلیاژهای آن خاصیت همبندی با استخوان را دارند و ضمن ترویج رشد استخوان، امکان رشد استخوان از روی سطح به‌درون حفره‌های ایمپلنت را میسر می‌سازند، در حالی‌که در مورد سایر فلزات، بافت رشته‌ای موسوم به غشاء، اطراف ایمپلنت (بین استخوان و کاشت) پدید می‌آید که برای طول عمر و دوام ایمپلنت مضر است. تیتانیوم یک فلز نسبتاً سبک است که مقاومت خوردگی عالی، نسبت استحکام به وزن بالا و رفتار فیزیکی - مکانیکی خوب در دمای بالا دارد. حضور لایه چسبنده و محافظ اکسید تیتانیوم ( $TiO_2$ ) بر سطح این فلز، مقاومت خوردگی عالی حتی تا دمای ۵۳۵ درجه سانتی‌گراد را تأمین می‌کند [۴]. در شکل ۱ اجزای مکانیکی ایمپلنت به‌همراه پروتز دندانی نمایش داده شده است. برای تولید ایمپلنت‌های دندانی از میله‌های نانو ساختار تیتانیوم با قطر کوچکتر استفاده می‌شود. ایمپلنت‌های مدرن با قطر ۲ و ۲/۴ میلی‌متر توسط شرکت تیمپلنت<sup>۳</sup> ساخته شده است و نتایج حاصل از آنها به‌صورت موفقیت‌آمیز ارائه شده است. علاوه بر مقاومت در برابر خوردگی و زیست‌سازگاری ذاتی تیتانیوم، از مدول الاستیسیته (حدود ۱۱۵ گیگاپاسکال) و چگالی پایین می‌توان نام برد. عیب این جنس ایمپلنت‌ها در نازیبایی آن، به‌خصوص در

ساخته می‌شوند. در رویکرد اول، منظور تغییر ساختار اندازه ماده و رساندن آن به ابعاد نانومتری است و در رویکرد دوم، منظور این است که ماده بالک را از ابتدا به وسیله چپش اتم‌های اجزای نانو ساختار خلق کنند [۶]. در رویکرد بالا به پایین، روش‌های گوناگونی وجود دارد که دسته‌ای از آنها به صورت اعمال کار مکانیکی روی ماده‌اند. یکی از روش‌های اصلی این دسته، روش تغییر شکل پلاستیک شدید است. این روش در واقع مجموعه روش‌هایی است که طی آن می‌توان کار مکانیکی نسبتاً زیادی را به فلز اعمال نمود، بدون اینکه فلز دچار شکست و ترک خوردگی شود. نکته جالب توجه در روش SPD این است که نه تنها موجب افزایش استحکام فلز می‌شود، بلکه در بسیاری از موارد افت داکتیلیته حذف و گاهی افزایش نرمی نیز مشاهده می‌شود. این موضوع دقیقاً وجه تمایز این روش با سایر روش‌های تغییر شکل پلاستیک است، که علت این ویژگی خاص را باید در ساختار نانو ایجاد شده در فلز توسط روش تغییر شکل پلاستیک شدید جستجو نمود [۷].

ارتباط بین تنش تسلیم فلزات پلی کریستالی با قطر دانه توسط معادله هال - پچ (رابطه (۱)) نشان داده می‌شود:

$$\sigma_y = \sigma_0 + A d^{-1/2} \quad (1)$$

به طوری که در این رابطه  $\sigma_0$  استحکام شبکه،  $d$  اندازه دانه و  $A$  یک ثابت است که به جنس ماده بستگی دارد (ضریب هال - پچ). با توجه به رابطه (۱)، تنش تسلیم با کاهش ریشه مربع اندازه دانه افزایش می‌یابد. کاهش اندازه دانه‌ها به استحکام کششی بالاتر بدون کاهش چقرمگی منجر می‌شود که با روش‌های تقویتی دیگر مانند عملیات حرارتی متفاوت است [۶].

## ۱.۲ فشردن در کانال همسان زاویه‌دار

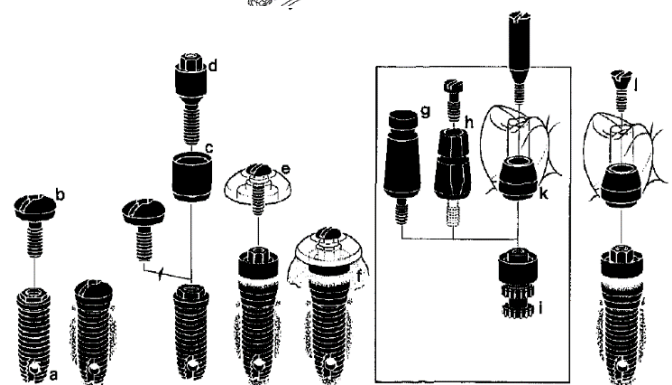
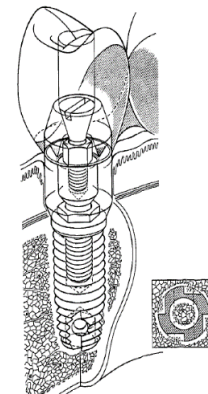
اولین تکنیک مربوط به روش SPD، فشردن در کانال همسان زاویه‌دار<sup>۶</sup> می‌باشد. این تکنیک به عنوان یکی از مؤثرترین روش‌های SPD است که در سال ۱۹۸۱م کشف شد. در این تکنیک نمونه درون قالبی با دو کانال متقاطع و هم مقطع که تحت زاویه تیز خم نسبت به هم قرار دارند فشرده می‌شود. شکل ۲ نمایی شماتیک از این فرایند را در قالبی با زاویه کانال ۹۰ درجه نمایش می‌دهد. این دو کانال تحت زاویه برخورد  $\psi$  به هم متصل شده‌اند و ممکن است در گوشه خارجی تقاطع دو کانال نیز انحنایی با زاویه  $\psi$  وجود داشته باشد. برای توضیح هرچه بهتر این زوایا، به شماتیک فرایند در شکل ۳ مراجعه شود. با عبور ماده از تقاطع دو کانال، تغییر شکل برشی ساده درون آن ایجاد می‌شود. با ثابت بودن سطح مقطع ماده در هر عبور مقدار قابل ملاحظه‌ای کرنش مطابق رابطه (۲) درون آن ذخیره می‌شود. این مسئله سبب کوچک شدن شبکه کریستالی ماده می‌شود. از دیگر مزایای این تکنیک می‌توان به دستیابی حجم بسیار قابل توجهی از دانه‌های بسیار ریز درون مواد پلی کریستال برای مصارف صنعتی با قیمت مناسب اشاره کرد [۷].

$$\epsilon_N = \frac{N}{\sqrt{3}} \left[ 2 \cot \left( \frac{\theta}{2} + \frac{\psi}{2} \right) + \psi \csc \left( \frac{\theta}{2} + \frac{\psi}{2} \right) \right] \quad (2)$$

در این رابطه  $N$  تعداد دفعات عبور ماده از کانال‌های قالب و  $\epsilon_N$  کرنش معادل به ازای هر مرحله انجام فرایند می‌باشند. رابطه (۲) بدون در نظر گرفتن

دندان‌های جلویی به علت رنگ مایل به خاکستری آن است. با این وجود، تیتانیوم خالص تجاری<sup>۱</sup> (CP Ti) به دلیل استحکام خستگی و مکانیکی پایین به منظور تحمل بار ایمپلنت‌ها مناسب نیست. از طرفی استفاده از عناصر آلیاژی آلومینیوم (Al) و وانادیوم (V) به طور قابل توجهی خواص مکانیکی تیتانیوم را افزایش داده و موجب شده تا آلیاژ Ti-6Al-4V به طور گسترده‌ای در جراحی‌ها استفاده شود. اما به دلیل تجمع عناصر آلیاژی در بافت، احتمال ابتلا به مسمومیت برای بدن انسان را افزایش می‌دهند، لذا باید در پی راه‌حلی مناسب بود.

امروزه، با توسعه روش تغییر شکل پلاستیک شدید<sup>۲</sup> امکان تولید ساختار ریزدانه<sup>۳</sup> از تیتانیوم خالص تجاری وجود دارد و به طور قابل توجهی سبب افزایش خواص مکانیکی آن می‌شود. هدف اصلی از مقاله حاضر، ارائه پیشرفت‌های اخیر در استفاده از روش تغییر شکل پلاستیک شدید به منظور تولید تیتانیوم ریزدانه و بهبود خواص آن در کاربردهای پزشکی است.

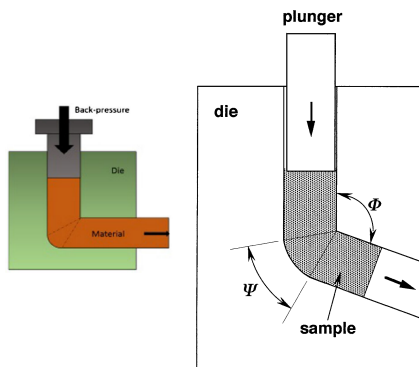


شکل ۱: اجزای مکانیکی (پایه یا فیکسچر، ابامنت) ساخته شده از تیتانیوم خالص به همراه تاج یا پروتز دندان؛ (الف) پایه یا فیکسچر، (ب) درپوش پیچی، (ج) ابامنت، (د) پیچ مرکزی، (ه) درپوش پلاستیکی، (و، ز، ح) پک جراحی برای مدل‌های مختلف کاری، (ت) پیچ و محفظه طلا [۵]

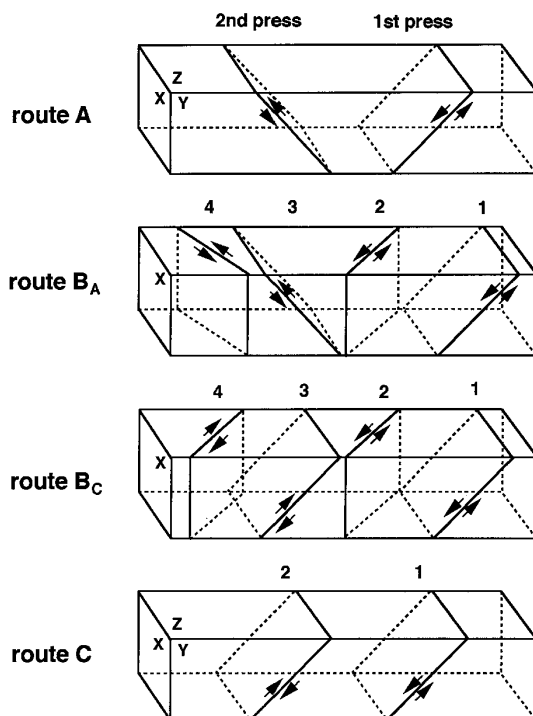
## ۲ تغییر شکل پلاستیک شدید و روش‌های آن

از جمله فرایندهایی که طی سالیان اخیر مورد توجه محققان بوده است، فرایند تولید فلزات ریزساختار فوق ریزدانه و نانو است. هدف از ارائه و انجام این فرایندها عمدتاً تولید قطعات سبک وزن با استحکام و قابلیت اطمینان بالاست. مواد نانو ساختار به موادی گفته می‌شود که ابعاد ظاهری آنها به صورت بالک است، اما ساختار تشکیل دهنده آنها در ابعاد نانو قرار دارد. مواد نانو ساختار با دو رویکرد اصلی (بالا به پایین<sup>۴</sup>) و (پایین به بالا<sup>۵</sup>)

<sup>1</sup>commercially pure titanium <sup>2</sup>sever plastic deformation <sup>3</sup>ultra fine-grained <sup>4</sup>top-down <sup>5</sup>bottom-up <sup>6</sup>equal-channel angular pressing



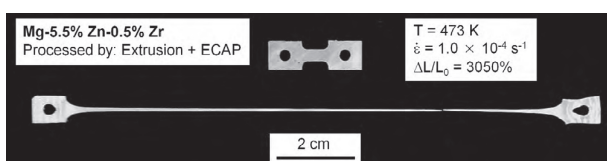
شکل ۳: پارامترهای هندسی  $\phi$  و  $\psi$  قالب کانال همسان زاویه‌دار [۹]



شکل ۴: سیستم لغزش در چهار مسیر متفاوت فرایند کانال همسان زاویه‌دار [۹]

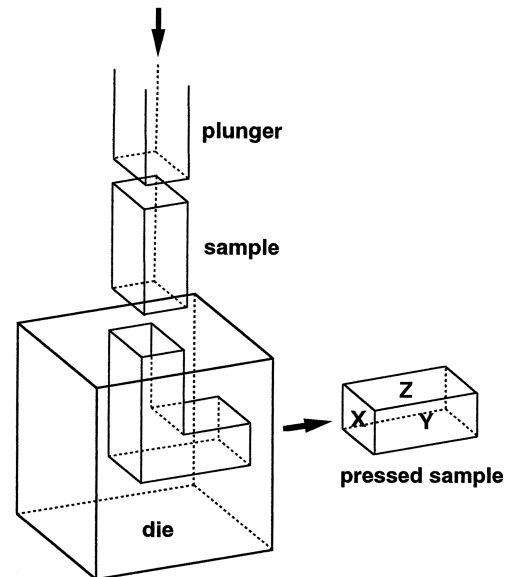
## ۲.۲ فشردن در کانال همسان زاویه‌دار مداوم

مسیرهای متداول در تکنیک ECAP برای اجرا روی نمونه‌های طولانی به صورت پیوسته مناسب نیستند. برای حل این مشکل، مسیری جدید براساس طرح Conform که ECAP-Conform نامیده می‌شود، ارائه شده است. شماتیک این فرایند در شکل ۶ نمایش داده شده است. با استفاده از این تکنیک تولید نمونه‌های بلند امکان‌پذیر و به‌طور قابل توجهی اتلاف مواد در حین فرایند کاهش و راندمان به‌طور چشمگیری افزایش می‌یابد.



شکل ۵: خاصیت ابرومسانی استثنایی در آلیاژ منیزیم ZK60 به‌وسیله فرایند ECAP [۱۰]

ضریب اصطکاک بین سطح ماده با قالب و همچنین تأثیر ضریب کارسختی ماده روی رفتار سیلان آن و تنها با در نظر گرفتن تأثیر پارامترهای هندسی قالب در آن محاسبه شده است. یکنواختی ساختار و خواص مکانیکی ماده تولیدشده به‌روش ECAP، به میزان و نحوه توزیع کرنش پلاستیک در حین سیلان ماده درون کانال‌های قالب بستگی دارد [۷]. از مهمترین عواملی که بر این کمیت‌ها تأثیرگذارند می‌توان به زاویه برخورد کانال‌ها  $\phi$  و زاویه انحنای خارجی قالب  $\psi$  اشاره نمود.

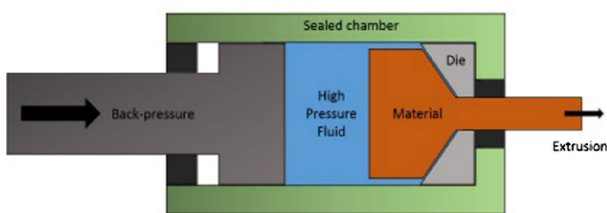


شکل ۲: فرایند ECAP با استفاده از یک قالب با زاویه کانال ۹۰ [۸]

در این فرایند تکرار فشردن به‌منظور اعمال کرنش بیشتر انجام می‌شود. نانو ساختار ارائه‌شده به‌وسیله فرایند ECAP وابسته به جهت یا مسیر انتخابی نمونه در هر عبور متوالی نمونه می‌باشد. به‌طور کلی چهار مسیر متمایز در این فرایند شناسایی شده است (شکل ۴). در مسیر A، نمونه پس از خارج شدن از قالب بدون چرخش دوباره درون قالب جایگذاری می‌شود. در مسیر BA، بین هر عبور متوالی، نمونه ۹۰ درجه در جهات خلاف عقربه ساعت چرخانده می‌شود. در مسیر BC، نمونه بین هر عبور متوالی، ۹۰ درجه در جهات عقربه ساعت چرخانده می‌شود و در مسیر C نمونه ۱۸۰ درجه در جهت عقربه ساعت چرخانده می‌شود. تفاوت در مسیرها بسیار مهم هستند؛ زیرا سبب ایجاد سیستم‌های لغزش متفاوت در داخل نمونه می‌شوند. برای مثال در مسیر C، چرخش ۱۸۰ درجه موجب می‌شود که سیستم لغزش در عبور دوم همانند سیستم لغزش در عبور اول در همان صفحه لغزش قبلی باشد، اما در جهت مخالف با سیستم لغزش اولی، در نتیجه با ادامه دادن فرایند یک سیستم لغزش متناوب بین هر دو عبور متوالی وجود دارد. فلزی که تحت فرایند ECAP قرار گرفته است، وقتی تحت آزمایش کشش در دمای بالا قرار می‌گیرد باید خواص ابرومسانی خوبی از خود نشان دهد. یک نمونه از ازدیاد طول ابرومسان برای آلیاژ منیزیم ZK60 که شامل ۵/۵ درصد روی و ۰/۵ درصد زیرکونیوم می‌باشد، در شکل ۵ نمایش داده شده است.

## ۴.۲ اکستروژن یا روزنرانی هیدرواستاتیک<sup>۲</sup>

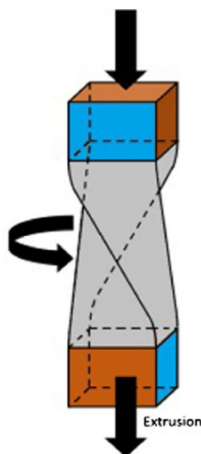
روزنرانی هیدرواستاتیک روش دیگری است که برای تولید میله‌های مستحکم با ساختار ریزدانه از تیتانیوم خالص تجاری استفاده می‌شود. در شکل ۹ این فرایند نمایش داده شده است. مشاهده می‌شود که قطعه توسط سیال با فشار بالا در داخل یک محفظه آب‌بندی شده احاطه شده است. سیال فشاری همه‌جانبه روی تمام سطوح قطعه کار اعمال می‌کند. وقتی رم رو به جلو حرکت می‌کند، نیروی حاصل از سیال تراکم‌پذیر قطعه را از درون قالب به بیرون اکستروژن می‌کند. این روش به دلیل تولید نمونه‌های با طول بلند و همچنین داشتن راندمان بالا به علت ایجاد نرخ کرنش بسیار بالا حدود  $10^3 s^{-1}$  یکی از مهمترین تکنیک‌های SPD برای ساخت تیتانیوم خالص ریزساختار است [۱۳].



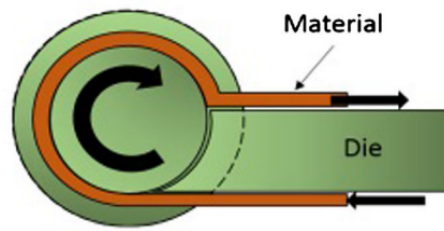
شکل ۹: شماتیک فرایند اکستروژن هیدرواستاتیک

## ۵.۲ اکستروژن پیچشی<sup>۳</sup>

اکستروژن پیچشی یکی دیگر از روش‌های مناسب برای ساخت میله‌های ریزساختار بلند از جنس تیتانیوم خالص تجاری است [۱۴]. در این تکنیک شمش از داخل قالبی که یک ناحیه پیچشی شکل بین کانال ورودی و خروجی دارد عبور می‌کند (شکل ۱۰). گفتنی است می‌توان این روش را با استفاده از روش اکستروژن هیدرواستاتیک نیز اجرا نمود. در ادامه تکنیک‌های ذکر شده یک طیف وسیعی از تکنیک‌های تغییرشکل مبنی بر نورد برای تولید تیتانیوم خالص ریزدانه از قبیل نورد تجمعی<sup>۴</sup>، کرای‌رولینگ<sup>۵</sup> و نورد با نرخ سرعت بالا<sup>۶</sup> توسعه داده شده است. هرچند کاربرد آنها در مهندسی پزشکی محدود شده است [۱۵]. باید توجه داشت که گزارش‌های کمی روی تولید تیتانیوم خالص تجاری ریزدانه به وسیله روش‌های مبنی بر فرایند نورد در مقایسه با دیگر روش‌های SPD ارائه شده است.



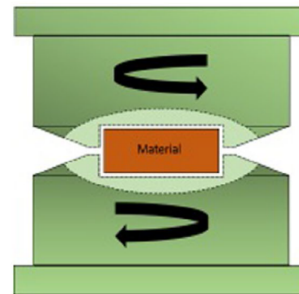
شکل ۱۰: شماتیک فرایند اکستروژن پیچشی



شکل ۶: شماتیک فرایند ECAP-Conform

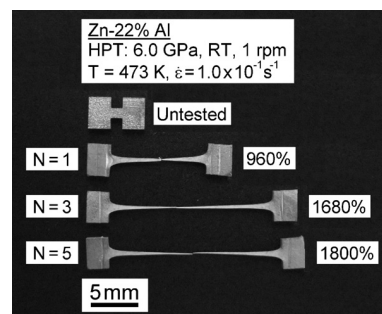
## ۳.۲ تغییر شکل پیچشی تحت فشار بالا

تکنیک سوم که اغلب در روش SPD مورد استفاده قرار می‌گیرد، تکنیک تغییرشکل پیچشی تحت فشار بالا<sup>۱</sup> می‌باشد. در سال ۱۹۳۰ م، تأثیر فشار بالا بر خواص مکانیکی مواد بالک ارائه و بر این اساس روش HPT کشف شد. به‌طور معمول در این تکنیک یک نمونه دیسکی شکل نازک بین دو فک بالا و پایین تحت فشار قرار گرفته و کرنش از طریق چرخش دو فک اعمال می‌گردد [۱۱]. شماتیک این فرایند در شکل ۷ نمایش داده شده است.



شکل ۷: شماتیک فرایند تغییر شکل پیچشی تحت فشار بالا

در فرایند HPT دو عیب اصلی وجود دارد که باید به آنها توجه داشت. اول محدود بودن این تکنیک به نمونه‌های دیسکی شکل کوچک (معمولاً ۱۰ تا ۲۰ میلی‌متر در قطر و ۲ تا ۲۰ میلی‌متر در ضخامت) است که کاربرد صنعتی این روش را تحت تأثیر قرار می‌دهد. نقطه ضعف دوم، ساختار ناهمگن در سرتاسر شعاع نمونه دیسکی شکل است، مگر اینکه کرنش زیادی به آن اعمال شود. همانند نمونه‌های تولید شده به وسیله تکنیک ECAP، نمونه‌های تولیدی از طریق HPT نیز شرایط مناسبی را در مورد ویژگی ابرموسان از خود نشان می‌دهند. در شکل ۸ نمونه‌هایی از جنس آلیاژ یوتکتیک آلومینیوم با ۲۲ درصد روی را که تحت آزمون کشش در دمای بالا قرار گرفته‌اند مشاهده می‌شود.



شکل ۸: سوپر پلاستیسته در آلیاژ آلومینیوم یوتکتیک Zn-۲۲٪ بعد از فرایند [۱۲]

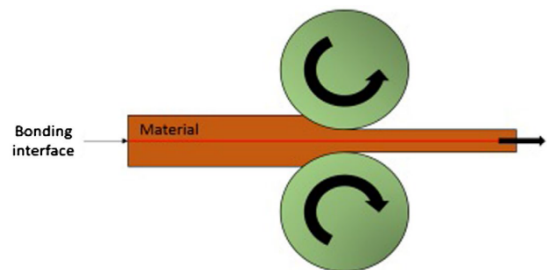
<sup>1</sup>high-pressure torsion <sup>2</sup>hydrostatic extrusion <sup>3</sup>twist extrusion rolling

<sup>4</sup>accumulative roll bonding <sup>5</sup>cryorolling <sup>6</sup>high-ratio differential speed



## ۶.۲ فرایند نورد تجمعی<sup>۱</sup>

فرایند نورد تجمعی شامل مراحل تکراری از قبیل آماده‌سازی سطح دو ورق فلز یکسان، روی هم قرار دادن آنها، نورد دو ورق با کاهش در ضخامت ۵۰ درصد و برش در راستای طولی ورق پس از پیوند می‌باشد. در این روش ابتدا دو ورق هم‌اندازه پس از آماده‌سازی سطحی روی هم قرار گرفته و نورد می‌شوند. پس از نورد ضخامت مجموع به ضخامت ورق اولیه می‌رسد. سپس ورق به دست آمده به دو قسمت بریده می‌شود و عملیات نورد تکرار می‌شود و این فرایند تا چند مرحله ادامه می‌یابد. قبل از روی هم قرار دادن ورق‌ها عملیات سطحی مانند چربی‌زدایی و برسکاری حتماً باید انجام شود تا اتصال مناسبی بین دو ورق به وجود آید. (شکل ۱۱) گفتنی است که این روش نه تنها شامل تغییر شکل، بلکه همچنین شامل اتصال ورق‌ها نیز می‌شود.



شکل ۱۱: شماتیک فرایند نورد تجمعی

## ۳ تغییر شکل پلاستیک شدید در تولید ایمپلنت‌های تیتانیومی

همان‌گونه که پیشتر ذکر شد، تحقیقات زیادی است که نشان می‌دهد فلزاتی نظیر کبالت، کروم، نیکل، آلومینیوم و وانادیوم در بدن یون آزاد می‌کنند. آزاد شدن یون، بدن را مستعد آلرژی و پس‌زدن ایمپلنت می‌کند. لذا نیاز به تولید و توسعه دیگر بیومتریال‌ها می‌باشد. در مورد تیتانیوم خالص مشکلات آزادسازی یون وجود ندارد. اما استحکام مکانیکی تیتانیوم خالص به نسبت فلزات دیگر به کار رفته در تجهیزات پزشکی پایین‌تر است. استحکام این ماده با آلیاژسازی یا فرایندهای ثانویه از جمله نورد، کشش و غیره افزایش می‌یابد. اما معمولاً این بهبود در مقاومت ماده با کاهش زیست‌سازگاری و مقاومت به خستگی همراه است. یک روش برای غلبه بر مشکل آزاد شدن یون‌های مضر، کنارگذاشتن و یا عدم استفاده از آلیاژهای تیتانیوم می‌باشد. تیتانیوم خالص نانو ساختار که به وسیله تغییر شکل مومسان شدید ساخته می‌شود، راه و ایده جدید برای ساخت ایمپلنت برای بهبود خواص مکانیکی آن محسوب می‌شود. ضمن اینکه این روش می‌تواند زیست‌سازگاری را نیز افزایش دهد [۱۶]. بسیاری از محققان علاقمند به استفاده از روش‌های SPD برای بیومتریال‌ها به منظور استفاده به عنوان ایمپلنت‌های پزشکی شدند. ابتدا از آلیاژ مشهور تیتانیوم گرید ۵ (Ti6Al4V) با ساختار درشت‌دانه به دلیل خواص خوب مکانیکی برای ساخت ایمپلنت استفاده می‌شد. بعدها آلرژی‌زا بودن وانادیوم و آلومینیوم اثبات شد و با کشف روش‌های SPD، تیتانیوم خالص ریزدانه جایگزین آن شد. ضمن اینکه تیتانیوم خالص ریزدانه خواص خوردگی بهتری

نسبت به تیتانیوم گرید ۵ دارد. تیتانیوم خالص تجاری در واقع کاملاً خالص نیست و دارای مقادیر کمی اکسیژن، آهن، کربن و نیتروژن است. درصد این ناخالصی‌ها به خواص مکانیکی متفاوتی منجر خواهد شد. بر همین اساس چهار گرید تیتانیوم خالص وجود دارد. از گرید ۱ به گرید ۴ ناخالصی‌ها زیاد شده و مدول یانگ و استحکام افزایش پیدا می‌کند. اما شکل‌پذیری و مقاومت به خوردگی کاهش پیدا می‌کند. امروزه از گریدهای ۲ تا ۴ تیتانیوم خالص بدون نیاز به پوشش و از گرید ۵ با شرط پوشش‌دهی برای ساخت ایمپلنت استفاده می‌شود. فرآوری گرید ۲ با روش‌های تغییر شکل پلاستیک شدید با توجه به اینکه شکل‌پذیری و خواص خوردگی بالاتری نسبت به گریدهای ۱ تا ۵ و استحکام بالاتری از گرید ۱ دارد، حائز اهمیت است و نیاز به مطالعه بیشتری دارد [۱۷، ۱۸].

## ۴ بهبود خصوصیات تیتانیوم ریزدانه

### ۱.۴ استحکام و شکل‌پذیری

به علت رخ دادن تورق و ترک خوردگی، گزارش‌های اولیه نشان می‌دهد که از روش SPD در دمای بالا می‌توان برای تیتانیوم استفاده کرد. با اینحال توسعه استفاده از تکنیک ECAP و استفاده از قالب‌هایی با زاویه بزرگتر، اجازه انجام این تکنیک در دمای اتاق را می‌دهد. یافته‌های پژوهشی اخیر از پیشرفت‌های قابل توجهی در خواص مکانیکی تیتانیوم تحت تکنیک ECAP و جایگزینی آنها به جای آلیاژهای دیگر نام برده‌اند. در حالت ایده‌آل، یک ماده فلزی برای ساخت ایمپلنت‌ها و پروتزها باید سطح بالایی از استحکام و مدول الاستیک پایین را داشته باشد. در سال ۲۰۱۲ فیلهو [۱۷] استحکام‌دهی تیتانیوم گرید ۲ با ECAP گرم و سپس نورد سرد را مورد بررسی قرار داد. جدول ۱ تکامل استحکام تیتانیوم گرید ۲ را پس از اجرای تکنیک ECAP نشان می‌دهد [۱۷]. مشخصه‌های سطحی تیتانیوم خالص ریزدانه و سنجش زیست‌سازگاری آن به عنوان ماده ایمپلنت دندان، بعد از اجرای فرایند سنبلاست و اسید اچ<sup>۲</sup> (SLA) در شرایط آزمایشگاهی و در داخل بدن توسط شن و همکاران بررسی شد [۱۸]. در این پژوهش آلیاژ ریزدانه از تیتانیوم تجاری خالص (گرید ۲) با استفاده از تکنیک ECAP تهیه (شکل ۱۲ الف) و میکروساختار و استحکام تسلیم آن مورد بررسی قرار گرفته است.

جدول ۱: تکامل استحکام تیتانیوم گرید ۲

| وضعیت                         | کرنش معادل | سختی (Hv) |
|-------------------------------|------------|-----------|
| دانه درشت                     | -          | ۱۴۵       |
| بعد از یک مرحله فرایند ECAP   | ۰/۶۶       | ۲۰۵       |
| بعد از دو مرحله فرایند ECAP   | ۱/۳۲       | ۲۰۸       |
| بعد از سه مرحله فرایند ECAP   | ۱/۹۸       | ۲۱۳       |
| بعد از چهار مرحله فرایند ECAP | ۲/۶۴       | ۲۶۹       |

برای جلوگیری از شکست تیتانیوم در طی این روش، میله به قطر ۱۶ میلی‌متر از تیتانیوم خالص را با لایه‌ای از مس (به ضخامت ۲ میلی‌متر) پوشش داده‌اند. نمونه به دست آمده (شکل ۱۲ ب) برای استفاده در شرایط آزمایشگاهی به شکل دیسک‌هایی (قطر ۶ میلی‌متر و ضخامت ۲/۵ میلی‌متر) در می‌آیند و ایمپلنت‌های دندان (شکل ۱۲ ج) با قطر ۴/۸ میلی‌متر و طول ۸

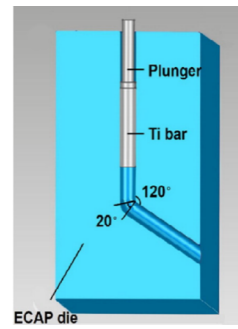
<sup>1</sup>ARB <sup>2</sup>sandblasted with large grits and acid etched



(ج)



(ب)



(الف)

**شکل ۱۲:** الف) تصویر شماتیک از قالب ECAP با دو زاویه  $\Phi$  و  $\Psi$ ، میله تیتانیومی ریزدانه (ب) میله تیتانیومی پس از فرایند ECAP، ج) ایمپلنت ساخته شده توسط دستگاه کنترل عددی کامپیوتری [۱۸]

تیتانیوم خالص تجاری برای ایمپلنت‌های دندانی توسط لاپوک و همکاران اجرا گردید [۲۲]. آنها تست خستگی خمشی غیر معمولی را در هوا و با حضور مایع شبیه‌سازی شده بدن<sup>۵</sup>، برای تیتانیوم خالص درشت دانه و ریزدانه گرید ۴ طراحی و اجرا کرده‌اند. در تحقیق مزبور از روش وایرکات برای ماشینکاری نمونه‌های تحت خمش استفاده گردید. میکروساختار تیتانیوم درشت دانه و ریزدانه به دست آمده در این پژوهش با استفاده از تکنیک ECAP در شکل ۱۳ قابل مشاهده است. اندازه دانه در تیتانیوم درشت دانه و فوق ریزدانه به ترتیب حدود ۲۰ میکرومتر و ۱۵۰ نانومتر می‌باشد. نمونه‌ها برای تست خستگی از میله تیتانیومی به شکل صفحه‌هایی به ابعاد  $1/5 \times 3 \times 18$  میلی‌متر مربع توسط فرایند وایرکات بریده و این نمونه‌ها در هوای محیط (شکل ۱۴ب) و در حضور مایع شبیه‌سازی شده بدن (شکل ۱۴ج) تست شده‌اند. حرکت انتقالی سیکلی رم دستگاه (جابه‌جایی  $\Delta$ ) به وسیله بازوهای به حرکت چرخشی تبدیل می‌شود که نتیجه آن خم شدن سیکلی نمونه با انحراف  $\delta$  و شعاع انحنا  $R$  است (شکل ۱۴الف). نمونه‌های صفحه‌ای به‌طور مکرر در یک جهت خم شده (به شکل قوسی با همان طول) و سپس بار برداری شده تا نمونه به وضعیت صفر نیرو برگردد. وتر قوس  $(2a)$ ، برابر است با  $2h - 20$  که در آن  $h$  از مکانیک حرکت بازوها محاسبه می‌شود. مقدار این پارامترها برای جابه‌جایی‌های متفاوت رم دستگاه محاسبه و در جدول ۲ درج شده است.

در بحث مقاومت در برابر خوردگی بیشتر تحقیقات روی رفتار خوردگی تیتانیوم خالص ریزدانه روی عملکرد آن در محیط‌های تهاجمی صورت گرفته است. در پژوهش‌هایی نشان داده شده است که فرایند خوردگی از طریق تسهیل ایجاد ترک و رشد آن ممکن است منجر به شکست نمونه تحت بارگذاری شود [۲۲]. بنابراین حضور یک واسط خورنده در اطراف ایمپلنت ممکن است باعث عوارض در تمام جنبه‌های کارایی ایمپلنت شود.

یک بخش ضروری از آزمایشات زیست‌سازگاری، ارزیابی عملکرد خستگی ماده ایمپلنت در مواد خورنده مانند مایع شبیه‌سازی بدن می‌باشد. این امر به دلیل نگرانی‌هایی است که بازگوکننده این است که فرایندهای خورنده ممکن است منجر به انتشار محصولات فلزی به مجاورت ایمپلنت‌ها، تجمع در بافت و باعث واکنش‌های در بدن میزبان شود [۲۳-۲۵]. مایعات

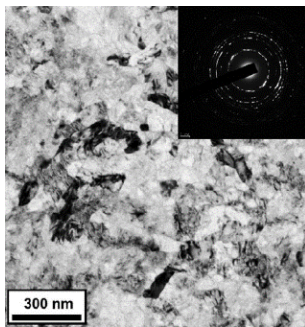
میلی‌متر و گام پیچ  $0/8$  میلی‌متر برای آزمایش در داخل بدن استفاده شده‌اند. برای آزمایش درون بدن، ایمپلنت‌های ریزدانه تیتانیوم بعد از اصلاح سطح به روش SLA در داخل استخوان ران خرگوش نیوزلندی جایگذاری شده است. ادغام ایمپلنت از طریق تحلیل میکروسکوپی، ارزیابی بافت شناسی و انجام تست پول<sup>۱</sup> (آزمونی جهت بررسی استحکام و خواص کلگی پیچ‌های مورد استفاده در صنایع پزشکی براساس استاندارد ASTM F 543) مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان می‌دهد که استحکام تسلیم به میزان  $157/3$  درصد و سختی ویکرز به مقدار  $63/4$  درصد افزایش پیدا کرده است.

پس از اصلاح به روش SLA، ساختار متخلخل روی سطح نمونه ترشوندگی عالی به نمایش گذاشته است. چسبندگی و تکثیر سلول‌های کشت شده روی تیتانیوم ریزدانه بسیار بالاتر نسبت به تیتانیوم خالص بوده است. در مطالعه داخل بدن ادغام ایمپلنت و استخوان ران در هر دو گروه تیتانیوم ریزدانه و خالص مطلوب می‌باشد. شدت ترکیب شدن ایمپلنت تیتانیوم ریزدانه با استخوان با توجه به تست پول اوت بالاتر است [۱۸]. همچنین مشاهده می‌شود که روش SPD انعطاف-پذیری را کاهش می‌دهد. انعطاف‌پذیری را می‌توان با استفاده از عملیات حرارتی آنیلینگ به منظور بهبود عدم تعادل مرزهای دانه، بدون اینکه ریزدانه‌ها رشد قابل توجهی داشته باشند و استحکام مکانیکی کاهش بیابد را افزایش داد [۱۹].

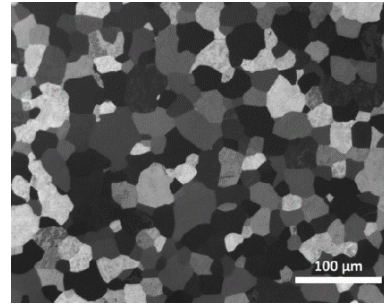
## ۲.۴ خستگی و مقاومت در برابر خوردگی

علاوه بر بارهای استاتیکی، اسکلت بدن انسان به‌طور مداوم تحت بارگذاری سیکلی در تمام قسمت خود قرار می‌گیرد. به‌طور مثال در زمان پیاده‌روی استخوان‌های پا و ران و یا عمل جویدن در دهان تحت بارگذاری سیکلی قرار دارند. بنابراین ایمپلنت‌های پزشکی هم در معرض بارگذاری‌های سیکلی قرار دارند و عملکرد خستگی آنان یک موضوع جدی در طراحی آنها به‌شمار می‌آید. نتایج نشان داده است که تیتانیوم خالص ریزدانه منجر به افزایش عمر خستگی در هر دو حالت خستگی با سیکل پایین<sup>۲</sup> (LCF) و خستگی با سیکل بالا<sup>۳</sup> (HCF) شده است [۲۰، ۲۱]. استحکام خستگی یک ایمپلنت تحت بارگذاری سیکلی در حضور مایع خورنده (مایعات موجود در بدن<sup>۴</sup>) ممکن است به‌طور بالقوه به‌خطر بیافتد. به‌همین منظور تست خستگی خمشی

<sup>1</sup>pull-out test    <sup>2</sup>low cycle fatigue    <sup>3</sup>high cycle fatigue    <sup>4</sup>bodily fluids    <sup>5</sup>simulated body fluid (SBF)

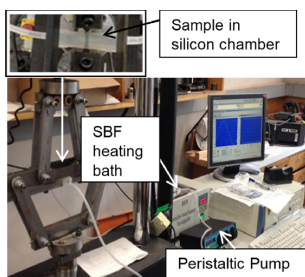


(ب)

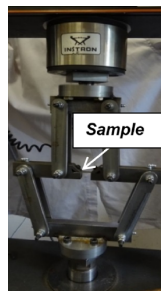


(الف)

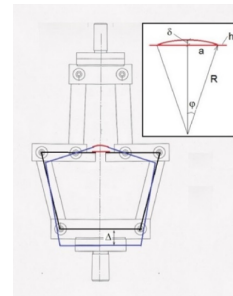
شکل ۱۳: ریزساختار تیتانیوم خالص گرید ۴ در شرایط الف) اولیه (درشت‌دانه)، ب) ریزدانه (به وسیله فرایند ECAP) [۲۲]



(ج)



(ب)



(الف)

شکل ۱۴: ریزساختار تیتانیوم خالص گرید مجموعه طراحی شده به منظور انجام تست خستگی خمش الف) شماتیک ب) انجام تست در محیط، ج) انجام تست در حضور مایعات شبیه‌سازی شده بدن (SBF) [۲۲]

جدول ۲: پارامترهای تست خمش [۲۲]

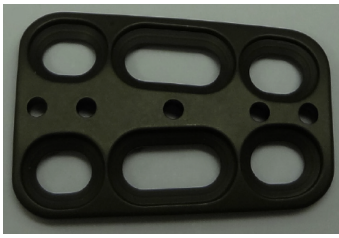
| $\Delta$ mm | $\gamma h$ mm | $\gamma a$ mm | $\emptyset$ mm | $R$ mm | $\delta$ mm | $\epsilon_t^*$ |
|-------------|---------------|---------------|----------------|--------|-------------|----------------|
| ۰           | ۰             | ۲۰            | ۰              | -      | ۰           | ۰              |
| ۰/۲۵        | ۰/۱۷          | ۱۹/۸۳         | ۱۲/۹           | ۴۴/۵   | ۰/۰۰۹       | ۰/۰۸۶          |
| ۰/۵         | ۰/۳۳          | ۱۹/۶۷         | ۱۸/۲           | ۳۱/۵   | ۰/۰۱۵۶      | ۰/۱۱۲          |
| ۰/۷۵        | ۰/۵۰          | ۱۹/۵۰         | ۲۲/۳           | ۲۵/۷   | ۰/۰۲۹۶      | ۰/۱۲۹          |
| ۱           | ۰/۶۶          | ۱۹/۳۴         | ۲۵/۷           | ۲۲/۳   | ۰/۰۳۹۱      | ۰/۱۳۹          |
| ۲           | ۱/۳۰          | ۱۸/۷۰         | ۳۶/۱           | ۱۵/۹   | ۰/۱۱۴۳      | ۰/۱۶۱          |
| ۳           | ۱/۹۱          | ۱۸/۰۹         | ۴۳/۹           | ۱۳/۰   | ۰/۱۶۵۱      | ۰/۱۷۱          |
| ۴           | ۲/۴۸          | ۱۷/۵۲         | ۵۰/۴           | ۱۱/۴   | ۰/۲۴۱۳      | ۰/۱۷۴          |
| ۵           | ۳/۰۴          | ۱۶/۹۶         | ۵۶/۰           | ۱۰/۲   | ۰/۲۹۶۷      | ۰/۱۷۶          |
| ۶           | ۳/۵۸          | ۱۶/۶۵         | ۵۸/۲           | ۹/۸    | ۰/۳۹۳۷      | ۰/۱۷۷          |

(استئوسنتز استفاده از ایمپلنت‌های فلزی برای تثبیت استخوان‌های شکسته) در مناطق صورت و فک پایین پرداخته‌اند [۲۷]. اغلب صفحات و پیچ‌ها ساخته شده از تیتانیوم و آلیاژ تیتانیوم 6Al-4V برای استئوسنتز در ناحیه فک پایین، مجموعه و صورت در مقایسه با آلیاژ کوبالت - کروم ترجیح داده می‌شوند [۲۸، ۲۹]. در جراحی فک و صورت، محدوده ضخامت صفحات کوچک و ریز معمولاً بین ۰/۶ تا ۱/۵ میلی‌متر است. این صفحات که به شکل‌های مختلف از قبیل مستقیم،  $L$  شکل،  $C$  شکل و  $X$  شکل هستند به‌طور گسترده استفاده می‌شوند (شکل ۱۵) [۳۰].

یکی از پارامترهای مهم برای این چنین ایمپلنت‌ها، رفتار الاستیک آنها تحت بارهای سیکلی یا دینامیکی است. پارامتر صلیبیت صفحه (ماکزیمم

شبیه‌سازی شده طبق مرجع [۲۶] آماده شده‌اند. با توجه به موارد ذکر شده، نتایج نشان می‌دهد که تیتانیوم ریزدانه به‌طور قابل توجهی خواص خستگی بهتری نسبت به تیتانیوم درشت دانه دارد (برای هر دو سطح وایرکات و SLA شده). نشان داده شده است که اثر اصلاح دانه‌ها با SPD به‌طور قابل توجهی استحکام خستگی را حتی در محیط خورنده با حضور مایعات شبیه‌ساز بدن افزایش می‌دهد. نتایج تست خستگی نشان داد که حضور مایع شبیه‌ساز بدن اثر کمی روی استحکام خستگی تیتانیوم درشت دانه داشته و اثری بر تیتانیوم ریزدانه ندارد [۲۲].

در پژوهشی دیگر، والی‌یف و همکاران به مطالعه تیتانیوم نانو ساختار خالص مورد استفاده در تولید ایمپلنت‌های مینیاتوری برای استئوسنتز



(ج)



(ب)



(الف)



(ه)



(د)

**شکل ۱۵:** نمونه‌هایی از وسایل یکپارچه و غیریکپارچه پزشکی؛ (الف) بستن مجموعه، (ب) صفحه برای بستن استخوان جناغ سینه، (ج) صفحه برای ستون فقرات (د) صفحه مورد استفاده در شکستگی‌های صورت، (ه) صفحه مورد استفاده در بازسازی گیجگاه [۳۰]

تیتانیوم‌های ریزساختار شرایطی را برای توسعه قطعاتی که مقطع کوچکتری نسبت به قطعات در ساینز استاندارد دارند ایجاد می‌کند. در این طرح سطح مقطع کاهش یافته اما میزان استحکام استاتیکی و خستگی همچنان حفظ شده است.

### ۳.۴ مقاومت در برابر سایش

مقاومت سایشی مواد فلزی یکی از مهمترین مشخصه‌های آنها در کاربردهایی است که دو سطح در تماس نزدیک به هم و در حرکت نسبی نسبت به هم قرار دارند می‌باشد. این امر معمولاً به صورت آسیب‌های سطحی و شل شدن ماده خود را نشان می‌دهد. در مهندسی پزشکی نیز تمامی تعویض مفصل‌ها مثل مفصل ران و یا زانو مستعد شکست سایشی هستند به دلیل تماس لغزشی که سطح دو فلز روی هم دارند [۳۲]. این آسیب‌های سطحی اگر به اندازه کافی بزرگ باشند می‌توانند سبب شروع ترک به علت تمرکز تنش شدند. شل شدن مواد ممکن است باعث خستگی فرسایشی یا خوردگی سایشی شود [۳۳]. این شل شدن مواد می‌تواند باقی مانده‌هایی تولید کند که باعث افزایش سایش در بین دو سطح شده و از طرفی باقی مانده می‌تواند اطراف بافت را آلوده و باعث بیماری‌های متالوسیز<sup>۱</sup> (مسمومیت با فلزات) شود [۳۲، ۳۳]. اگرچه به‌طور کلی ساختار ریزدانه تیتانیوم منجر به بالا رفتن خواص مکانیکی می‌شود، اما مقاومت در برابر سایش تیتانیوم ریزدانه افزایش قابل توجهی به‌ویژه در بارهای زیاد ندارد یا حتی ممکن است بسته به شرایط روانکاری آن را کاهش دهد (جدول ۴). نشان داده شده است که مقاومت سایشی در تیتانیوم خالص ریزدانه می‌تواند به‌طور قابل توجهی از طریق رسوب پوشش قلع بهبود یابد. دیگر مزایای این پوشش‌دهی عبارت‌اند از استحکام مکانیکی بالاتر، عمر

مقدار انحراف از مسیر مستقیم) خاصیتی بسیار مهم است. برای مثال نسبت مقدار انحراف الاستیک برای فولاد و تیتانیوم ۲ به ۳ است، بنابراین صفحات تیتانیوم نسبت به فولاد در پیوسته‌کردن استخوان‌ها ارجحیت دارند. در پژوهش مورد اشاره، رفتار الاستیک یک صفحه استاندارد در تست خستگی با صفحه‌ایی که با کاهش در سطح مقطع از تیتانیوم ریزساختار ساخته شده است (به‌وسیله فرایند ECAP-Conform تیتانیوم خالص گرید ۴) مقایسه شده است.

استحکام خستگی قطعات استاندارد بررسی شده است. در این بررسی از فرمول شناخته‌شده گودمن برای ارزیابی احتمالی عمر خستگی محصولات استفاده شده است.

$$S_f = \frac{1}{\frac{\sigma_a}{\sigma_{-1}} + \frac{\sigma_m}{\sigma_f}} \quad (۳)$$

که  $\sigma_a$  دامنه تنش،  $\sigma_m$  تنش متوسط،  $\sigma_f$  برخی از خواص مربوط به استحکام ماده (در این مطالعه آن است تنش نهایی)،  $\sigma_{-1}$  حد استحکام خستگی در نسبت تنش  $R = -1$  است. جدول ۳ نتایج حاصل از ارزیابی ضریب ایمنی خستگی برای صفحات را نشان می‌دهد. برای ساده‌سازی ارزیابی آثار سوراخ‌های صفحات در نظر گرفته نشده است؛ زیرا اندازه سوراخ‌ها در هر دو صفحه مشابه است. ضریب ایمنی خستگی  $S_f$  برای صفحه استاندارد ۲/۲۲ و برای صفحه تیتانیومی ریزساختار مورد آزمایش تقریباً دو برابر (حدود ۵/۲۶) است. در نتیجه دیدگاهی امیدوارکننده برای کوچک‌سازی ایمپلنت‌های ساخته‌شده از تیتانیوم ریزساختار با استحکام بالا، که نقش مهمی در جراحی دهان، فک و صورت بازی می‌کند خواهد بود؛ زیرا سبب کاهش صدمات بافتی در بیمار خواهد شد. به‌طور خلاصه می‌توان بیان کرد که استحکام بالای

<sup>1</sup>metallosis



**جدول ۳:** نتایج ارزیابی برای ضریب ایمنی خستگی برای صفحات استاندارد و ساخته شده از تیتانیوم ریزساختار (با کاهش در سطح مقطع) در حین انجام آزمایش سیکلی با دامنه ثابت [۳۱]

|                | $\sigma_{-1} [MPa]$ | $\sigma_f [MPa]$ | $\sigma_{max} [MPa]$ | $\sigma_a [MPa]$ | $\sigma_m [MPa]$ | $[S_f]$ |
|----------------|---------------------|------------------|----------------------|------------------|------------------|---------|
| Standard plate | ۳۵۰                 | ۷۰۰              | ۲۰۹                  | ۱۰۴/۵            | ۱۰۴/۵            | ۲/۲۲    |
| Nano-Ti plate  | ۶۰۰                 | ۱۲۴۰             | ۱۵۸                  | ۷۹               | ۷۹               | ۵/۲۶    |

**جدول ۴:** مقاومت سایشی [۱۵]

| Material                        | SPD method | Wear rig               | Lubrication condition | Effect of SPD nanostructuring on friction coefficient | Effect of SPD nanostructuring on wear resistance |
|---------------------------------|------------|------------------------|-----------------------|---|--|
| Pure Ti                         | ECAP       | -                      | Unlubricated          | Reduced   | Increases  |
| Pure Ti                         | ECAP       | SRV oscillating tester | Unlubricated          | No effect   | Increases  |
| Pure Ti                         | HE         | Pin-on-disc            | Unlubricated          | N/A   | No effect  |
| Pure Ti                         | HE         | Pin-on-disc            | Various conditions    | N/A   | Decreases  |
| Pure Ti                         | ECAP       | Pin-on-disc            | Unlubricated          | N/A   | No effect  |
| Pure Ti (grade 2)               | HPT        | Microscratch testing   | Unlubricated          | No effect   | Increases  |
| Pure Ti (grade 2) + TiN coating | HPT        | Microscratch testing   | Unlubricated          | Reduced   | Increases  |

[4] H. Ishizawa, M. Ogino, Formation and characterization of anodic titanium oxide films containing Ca and P, *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 29, no. 1, pp. 65-72, Jan. 1995.

[5] R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler, P.-I. Brånemark, A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, *Int. J. Oral Surg.*, vol. 10, no. 6, pp. 387-416, Jan. 1981.

[6] M. Ghadiri, M. M. Mashhadi, M. Ghamami, Study of effective parameters of Parallel Tubular Channel Angular Pressing (PTCAP), *Modares Mech. Eng.*, vol. 14, no. 16, pp. 27-33, 2015.

[7] M. A. Ranaei, A. Afsari, S. Yousef, A. Brooghani, Microstructure, Mechanical and Electrical Properties of Commercially Pure Copper Deformed Severely by Equal Channel Angular Pressing, *Modares Mech. Eng.*, vol. 14, no. 15, pp. 257-266, 2015.

[8] A. V. Polyakov, I. P. Semenova, Y. Huang, R. Z. Valiev, T. G. Langdon, Fatigue life and failure characteristics of an ultrafine-grained Ti-6Al-4V alloy processed by ECAP and extrusion, *Adv. Eng. Mater.*, vol. 16, no. 8, pp. 1038-1043, 2014.

[9] M. Furukawa, Z. Horita, M. Nemoto, and T. G. Langdon, "Processing of metals by equal-channel, *J. Mater. Sci.*, vol. 6, pp. 2835-2843, 2001.

[10] R. B. Figueiredo, T. G. Langdon, Record Superplastic Ductility in a Magnesium Alloy Processed by Equal-Channel Angular Pressing, *Adv. Eng. Mater.*, vol. 10, no. 1-2, pp. 37-40, Feb. 2008.

[11] C. Xu, Z. Horita, T. G. Langdon, the evolution of homogeneity in an aluminum alloy processed using high-pressure torsion, *Acta Mater.*, vol. 56, no. 18, pp. 5168-5176, 2008.

[12] M. Kawasaki, T. G. Langdon, developing superplasticity and a deformation mechanism map for the Zn-Al eutectoid alloy processed by high-pressure torsion, *Mater. Sci. Eng. A*, vol. 528, no. 19-20, pp. 6140-6145, 2011.

[13] M. Lewandowska, K. J. Kurzydowski, Recent development in grain refinement by hydrostatic extrusion, *J. Mater. Sci.*, vol. 43, no. 23, p. 7299, 2008.

خستگی بهتر و انتشار یون غیرسمی [۱۵].

## ۵ نتیجه گیری

پیشرفت‌های قابل توجهی اخیراً در توسعه روش SPD برای تولید خالص ریزدانه صورت گرفته است. به نظر می‌رسد تکنیک ECAP-Conform به‌عنوان جذاب‌ترین روش برای تولید تیتانیوم خالص تجاری ریزدانه به‌علت راندمان بالا، اتلاف کم مواد و امکان ترکیب آن با دیگر روش‌های تغییر شکل شناخته شده است. گفتنی است بیشتر تمرکز تحقیقات روی خواص عملکردی ماده است. علت این امر را می‌توان وجود یک شکاف گسترده در درک اساسی اثر ریزدانه شدن روی این خواص، که نقش مهمی در تجاری شدن این مواد در مهندسی پزشکی بازی می‌کنند، دانست. نتایج نشان می‌دهد که استحکام بالای تیتانیوم خالص ریزدانه با افزایش عمر خستگی، راه و ایده‌ای جدید را در فناوری وسایل پزشکی با توجه به چند مزیت آن باز کرده است. نخست اینکه عناصر آلیاژی سمی در آن حضور نداشته و ایمپلنت‌های پزشکی ساخته شده از آن زیست‌سازگارتر می‌باشند. دوم، اندازه ایمپلنت پزشکی می‌تواند به‌طرز محسوسی کاهش یابد و موجب کاهش سطح جراحت در داخل بدن انسان شود. سوم، این مواد می‌تواند زیست‌فعال را بر روی سطح خود بهبود داده و سبب کاهش دوره توانبخشی پس از جراحی شود.

## مراجع

[1] C. M. Abraham, A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments, *Open Dent. J.*, vol. 8, pp. 50-55, May 2014.

[2] R. M. Sullivan, Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective, *J Calif Dent Assoc*, vol. 29, no. 11, pp. 737-745, 2001.

[3] S. Guizzardi et al., Different Titanium Surface Treatment Influences Human Mandibular Osteoblast Response, *J. Periodontol.*, vol. 75, no. 2, pp. 273-282, Feb. 2004.

- [28] A. Oyane, H.-M. Kim, T. Furuya, T. Kokubo, T. Miyazaki, T. Nakamura, Preparation and assessment of revised simulated body fluids, *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 65A, no. 2, pp. 188–195, May 2003.
- [29] I. P. Semenova, G. V. Klevtsov, N. A. Klevtsova, G. S. Dyakonov, A. A. Matchin, R. Z. Valiev, Nanostructured Titanium for Maxillofacial Mini-Implants, *Adv. Eng. Mater.*, no. 7, 2016.
- [30] J. Prein, A. für Osteosynthesefragen, Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton.: Techniques as recommended by the AO/ASIF-Maxillofacial Group, Springer, 1998.
- [31] D. M. Brunette, *Principles of Cell Behavior on Titanium Surfaces and Their Application to Implanted Devices*, 2001, pp. 485–512.
- [32] C. N. Elias, M. A. Meyers, R. Z. Valiev, S. N. Monteiro, Ultrafine grained titanium for biomedical applications: An overview of performance, *J. Mater. Res. Technol.*, vol. 2, no. 4, pp. 340–350, Oct. 2013.
- [33] I. P. Semenova, A. V. Polyakov, V. V. Polyakova, Y. Huang, R. Z. Valiev, T. G. Langdon, High-Cycle Fatigue Behavior of an Ultrafine-Grained Ti-6Al-4V Alloy Processed by ECAP and Extrusion, *Adv. Eng. Mater.*, no. 14, pp. 1–6, 2016.
- [34] Q. Chen, G. A. Thouas, Metallic implant biomaterials, *Mater. Sci. Eng. R Reports*, vol. 87, pp. 1–57, 2015.
- [35] H. Güleriyüz, H. Çimenoğlu, Effect of thermal oxidation on corrosion and corrosion-wear behaviour of a Ti-6Al-4V alloy, *Biomaterials*, vol. 25, no. 16, pp. 3325–3333, 2004.
- [36] R. Kumazawa, F. Watari, N. Takashi, Y. Tanimura, M. Uo, Y. Totsuka, Effects of Ti ions and particles on neutrophil function and morphology, *Biomaterials*, vol. 23, no. 17, pp. 3757–3764, 2002.
- [37] N. Coen, M. A. Kadhim, E. G. Wright, C. P. Case, C. E. Mothersill, Particulate debris from a titanium metal prosthesis induces genomic instability in primary human fibroblast cells, *Br J Cancer*, vol. 88, no. 4, pp. 548–552, 2002.
- [14] V. V Stolyarov, Y. E. Beigel'zimer, D. V Orlov, and R. Z. Valiev, Refinement of microstructure and mechanical properties of titanium processed by twist extrusion and subsequent rolling, *Phys. Met. Metallogr.*, vol. 99, no. 2, pp. 204–211, 2005.
- [15] H. Mora-Sanchez, I. Sabirov, M. A. Monclus, E. Matykina, J. M. Molina-Aldareguia, Ultra-fine grained pure Titanium for biomedical applications, *Mater. Technol.*, pp. 1–16, Oct. 2016.
- [16] R. Z. Valiev, R. K. Islamgaliev, I. V. Alexandrov, *Bulk nanostructured materials from severe plastic deformation*, vol. 45. 2000.
- [17] A. A. Mendes Filho, V. L. Sordi, M. Ferrante, The effects of severe plastic deformation on some properties relevant to Ti implants, *Mater. Res.*, vol. 15, no. 1, pp. 27–31, 2012.
- [18] B. An et al., In vitro and in vivo studies of ultrafine-grain Ti as dental implant material processed by ECAP, *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 67, pp. 34–41, 2016.
- [19] A. V. Polyakov, I. P. Semenova, R. Z. Valiev, Y. Huang, T. G. Langdon, Influence of annealing on ductility of ultrafine-grained titanium processed by equal-channel angular pressing-Conform and drawing, *MRS Commun.*, vol. 3, no. 4, pp. 249–253, Dec. 2013.
- [20] H. Mughrabi, H. Höppel, M. Kautz, Fatigue and microstructure of ultrafine-grained metals produced by severe plastic deformation, *Scr. Mater.*, vol. 51, no. 8, pp. 807–812, 2004.
- [21] I. P. Semenova, A. V. Polyakov, G. I. Raab, T. C. Lowe, R. Z. Valiev, Enhanced fatigue properties of ultrafine-grained Ti rods processed by ECAP-Conform, *J. Mater. Sci.*, vol. 47, no. 22, pp. 7777–7781, Nov. 2012.
- [22] A. E. Medvedev, R. Lapovok, Y. Estrin, T. C. Lowe, V. N. Anumalasetty, Bending Fatigue Testing of Commercial Purity Titanium for Dental Implants, *Adv. Eng. Mater.*, vol. 18, no. 7, pp. 1166–1173, 2016.
- [23] C. Fleck, D. Eifler, Corrosion, fatigue and corrosion fatigue behaviour of metal implant materials, especially titanium alloys, *Int. J. Fatigue*, vol. 32, no. 6, pp. 929–935, Jun. 2010.
- [24] R. A. Antunes, M. C. L. de Oliveira, Corrosion fatigue of biomedical metallic alloys: Mechanisms and mitigation, *Acta Biomater.*, vol. 8, no. 3, pp. 937–962, Mar. 2012.
- [25] M. C. Pereira, M. L. Pereira, J. P. Sousa, Evaluation of nickel toxicity on liver, spleen, and kidney of mice after administration of high-dose metal ion, *J. Biomed. Mater. Res.*, vol. 40, no. 1, pp. 40–47, Apr. 1998.
- [26] M. E. Ferreira, M. de L. Pereira, F. G. e Costa, J. P. Sousa, G. Simões de Carvalho, Comparative study of metallic biomaterials toxicity: a histochemical and immunohistochemical demonstration in mouse spleen, *J. Trace Elem. Med. Biol.*, vol. 17, no. 1, pp. 45–49, Jan. 2003.
- [27] H. Matusiewicz, Potential release of in vivo trace metals from metallic medical implants in the human body: From ions to nanoparticles – A systematic analytical review, *Acta Biomater.*, vol. 10, no. 6, pp. 2379–2403, Jun. 2014.