

## Improving the sharpness index of the surgical blade using Zirconium-based bulk amorphous alloy

\*Reza Gholamipour<sup>1</sup>

1-Associate professor, Advanced Materials and renewable energy department, Iranian Research Organization for Science and Technology(IROST), Tehran, Iran.

**Citation:** Gholamipour R. Improving the sharpness index of the surgical blade using Zirconium-based bulk amorphous alloy. Metallurgical Engineering 2021; 24(1): 4-9 <http://dx.doi.org/10.22076/ME.2022.123442.1306>

 <http://dx.doi.org/10.22076/ME.2022.123442.1306>

### ABSTRACT

The sharpness of the edges of surgical incision blades is very important to control the cutting efficiency. The desired property depends mainly on the geometry of the blade and its material. Sharpness means faster cutting and higher quality. According to the principles of fracture mechanics, the blade sharpness index was introduced and after melting and alloying under vacuum and casting of amorphous alloys ( $Zr_{55}Cu_{30}Al_{10}Ni_5}_{100-X}Nb_x$  ( $X = 0, 2$ ) in that atmosphere, grinding operation for sharpness was performed and the its sharpness index was compared to a commercial sample of stainless steel. The present study showed that under the same conditions of blade geometry, the mentioned bulk amorphous alloys can increase the blade sharpness by up to 57% compared to commercial stainless steel blades.

**Keywords:** bulk amorphous alloy, surgical blade, sharpness, Zirconium.

Received: 18 January 2021

Accepted: 19 April 2022

■ ..... ■

\* *Corresponding Author:*

Reza Gholamipour, PhD

Address: Advanced Materials and renewable energy department, Iranian Research Organization for Science and Technology(IROST), Tehran, Iran.

Tel: +98 (21) 57416234

E-mail: rgholamipour@gmail.com

## بهبود اندیس تیزی تیغه جراحی با استفاده از آلیاژ آمورف حجمی پایه زیر کونیوم

 \* رضا غلامی پور<sup>۱</sup>

۱. دانشیار، پژوهشکده مواد پیشرفته و انرژیهای نو، سازمان پژوهشهای علمی و صنعتی ایران، تهران، ایران.

### چکیده

تیزی لبه تیغه‌های برش جراحی جهت کنترل کارایی برش از اهمیت زیادی برخوردار است. خاصیت مورد نظر اساساً به هندسه تیغه و جنس آن وابسته است. تیزی به معنی برش سریع‌تر و با کیفیت بالاتر است. بر اساس اصول مکانیک شکست شاخص تیزی تیغه معرفی شد و پس از ذوب و آلیاژسازی تحت خلاء و ریخته‌گری آلیاژهای آمورف حجمی  $(Zr_{55}Cu_{30}Al_{10}Ni_5)_{100-x}Nb_x$  ( $x=0,2$ ) در آن اتمسفر، عملیات سنگ‌زنی انجام شد و شاخص تیزی آن با نمونه تجاری از جنس فولاد ضد زنگ مقایسه گشت. پژوهش حاضر نشان داد که در شرایط یکسان از هندسه تیغه، آلیاژهای آمورف حجمی مذکور می‌توانند تا ۵۷ درصد تیزی تیغه‌ها را نسبت به تیغه‌های تجاری از جنس فولاد ضد زنگ افزایش دهند.

واژه‌های کلیدی: آلیاژ آمورف حجمی، تیغه جراحی، تیزی و زیر کونیوم.

دریافت: ۱۳۹۹/۱۰/۲۹ | پذیرش: ۱۴۰۱/۱/۳۰

### ۱. مقدمه

پایداری حرارتی آلیاژ بیش از ۷۰ درجه سانتی‌گراد محاسبه می‌شود. [۴] البته لیو و همکارانش [۵] نشان دادند که تغییر شکل پلاستیک دما بالا، بر پایداری حرارتی تاثیر منفی دارد. همچنین نشان داده شد [۶] که در دمای اتاق، شکست در راستای صفحه تنش برشی حداکثر در زاویه ۴۵ درجه نسبت به محور اعمال نیرو رخ می‌دهد و در سطح شکست الگوی رگه ای مشاهده می‌شود. قابلیت‌شیشه‌ای شدن منحصر به فرد این آلیاژ و عناصر آلیاژی متعارف، پژوهشگران را به تحقیق درباره خواص مختلف این آلیاژ ترغیب نموده است.

تیزی تیغه در نوک لبه آن جهت افزایش کارایی برش، جدا کردن و تکه تکه کردن از اهمیت زیادی برخوردار است. تیزی اساساً به هندسه تیغه‌ها و خواص جنس آنها وابسته است. تیزی بالا به معنی برش سریعتر و ظریفتر است و در این صورت است که می‌توان به موقعیت‌هایی چون درد کمتر و التیام بهتر و هراس کمتر از زخم دست یافت. تیزی با روشی شبیه به اصول مکانیک شکست مورد بررسی قرار می‌گیرد. به این مفهوم که انرژی بحرانی ویژه‌ای جهت شروع یک ترک در ماده ای با شکل و خواص مکانیکی معین مورد نیاز است.

از کلیه موادی که برای ابزارهای جراحی استفاده شده‌اند، فولادهای زنگ نزن مارتنزیتی عمومی ترین آنها، به ویژه در تیغه‌های جراحی می‌باشند. ساختارهای چند بلوری در فولادهای مذکور شامل تعداد زیادی دانه با اندازه متوسط حدود ۱۰ میکرومتر می‌باشند. وجود تعداد زیادی از مرزهای دانه، در حین سنگ‌زنی و فرایند تیز کردن تیغه، مکان‌های شروع ترک و شکست خواهند بود. وقتی چنین تیغه جراحی توسط جراح مورد استفاده قرار می‌گیرد سطوح قطعه قطعه شده بافت زخم به سهولت به وجود خواهد آمد که به راحتی ترمیم و التیام نمی‌یابند. مشخصات مذکور موقعیتی ایجاد کرده‌اند که آلیاژهای آمورف حجمی عاری از مرز در ساختار، که مورد استفاده در حوزه پزشکی هستند، بتوانند جایگزینی مناسب برای مواد مرسوم باشند. [۱ و ۲]

اینوی<sup>۱</sup> و همکارانش [۳] در سال ۱۹۹۶ شیشه فلز حجمی  $Zr_{55}Cu_{30}Al_{10}Ni_5$  را به صورت میله‌ای یا استوانه‌ای شکل به قطر ۳۰ میلی‌متر در قالب مسی تولید کردند. (شکل ۱-۲) طبق آنچه از آنالیز حرارتی آلیاژ مزبور گزارش نمودند،

1. Inoue, A.

\* نویسنده مسئول:  
دکتر رضا غلامی پور

نشانی: تهران، سازمان پژوهش‌های علمی و صنعتی ایران، پژوهشکده مواد پیشرفته و انرژی‌های نو.  
تلفن: ۵۷۴۱۶۲۳۴ (۲۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: rgholampour@gmail.com

## ۲. مواد و روش تحقیق

در پژوهش حاضر آلیاژهای  $(Zr_{55}Cu_{30}Al_{10}Ni_5)_{100-x}Nb_x$  ( $X=0,2$ ) (اعداد به درصد اتمی هستند) با استفاده از کوره ذوب مجدد قوس الکتریکی تحت خلاء تولید شد (هر یک با شناسه Nb0 و Nb2). خلوص عناصر مورد استفاده بیش از ۹۹/۸ درصد اتمی بود. فلزات بعد از اکسیدزدایی سطحی و توزین، جهت چربی‌زدایی با استون به مدت ۵ دقیقه و سپس الکل به مدت ۵ دقیقه شسته شده و بعد از خشک شدن در کوره مذکور قرار گرفت. ذوب در دمای بیش از ۲۵۰۰ °C تحت گاز آرگون با خلوص ۹۹/۹۹۹۹ درصد حجمی و فشار نیم اتمسفر در بوته ای آبگرد از جنس مس انجام شد. قبل از ذوب شارژ مذکور، عنصر خالص (تجاری) تیتانیوم به عنوان فداشونده (اکسیدزدا) در جایگاهی مجاور جایگاه شارژ فوق ذوب شد. برای افزایش یکنواختی در آلیاژ، هر نمونه ۴ بار ذوب مجدد شد. شمش‌های تهیه شده مزبور، به روش ریخته‌گری مکشی تحت خلاء، مجدداً ذوب و در قالب‌های مسی آبگرد با ابعاد  $1 \times 1 \times 30$  (با شناسه 1Nb0 یا 1Nb2) و  $0.5 \times 1 \times 30$  (با شناسه 05Nb0 یا 05Nb2)، ریخته‌گری و به شیشه فلز حجمی تبدیل شد. نمونه‌های تهیه شده با دستگاه سنگ‌زنی (صنعتی) با زاویه ۳۳ درجه (مجموع دو طرف) تیز شد و جهت بررسی‌های ساختاری به ابعاد مورد نظر رسید. برای ثبات زاویه ای در نوک تیغه‌های آزمایشی نمونه تجاری نیز با همان روش تیز شد.

پراش پرتو ایکس<sup>۳</sup> با دستگاه PHILIPS-X'PERT PRO انجام شد؛ که لامپ مس با طول موج تک فام  $1.54 \text{ \AA}$   $\lambda_{Cu-K\alpha 1}$  به عنوان منبع تولید پرتو X مورد استفاده قرار گرفت. پراش در بازه ۲۰ تا ۹۰ درجه و با نمو ۰/۰۲ درجه اندازه‌گیری شد. تصاویر میکروسکوپ الکترونی روبشی<sup>۵</sup> با دستگاه VEGA-TESCAN انجام شد. ولتاژ کاری دستگاه 15-20kV انتخاب گردید. شکل ۲ طراحی نحوه آزمون تیزی را نشان می‌دهد که برای تیغه‌های مورد بررسی در پژوهش حاضر به کار رفته است. آزمون فوق بوسیله دستگاه آزمون کشش- فشار ساخت شرکت سنتام مدل STM-250 با سنسور فشار ۱۰۰ نیوتن و فیکسچر خاص سنسور فوق انجام شد. دستگاه در حالت فشاری با سرعت فک ۹ mm/min مورد استفاده قرار گرفت. همانطور که از شکل ۲ مشخص است تیغه‌ها به فک بالایی با زاویه ۴۵ درجه متصل بود و لاستیک SBR را برش می‌داد در حالی که لاستیک مذکور در فیکسچر مخصوص آن نصب بود. لاستیک مذکور با ضخامت ۵ و ارتفاع ۱۰ میلیمتر مورد استفاده قرار می‌گرفت. آزمون فوق یک بار برای برش لاستیک و بار دوم برای اندازه‌گیری اصطکاک بین لاستیک و تیغه انجام شد.

3. Vacuum Arc Remelting (VAR)

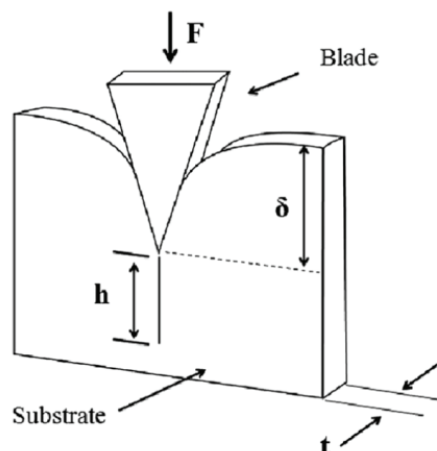
4. X-Ray Diffractometry (XRD)

5. Scanning Electron Microscopy (SEM)

بر طبق این مفهوم اندیس تیزی تیغه-BSI<sup>۲</sup> جهت ارزیابی تیزی آن به صورت رابطه ۱ تعریف می‌شود:

$$BSI = \frac{\int_0^{\delta_i} F dx}{\delta_i t J_c} \quad (1)$$

همین طور که در شکل ۱ مشخص است F نیروی اعمالی بر نمونه، dx نمو جابجایی تیغه،  $\delta_i$  عمق اولیه جابجایی تیغه قبل از شکست ماده در حال برش،  $J_c$  مدول نخست از تافنس شکست است که به مقاومت به شکست ماده اشاره دارد. h طول سطح شکست و ضخامت ماده در حال برش است. به لحاظ فیزیکی اندیس تیزی تیغه: نسبت کار خارجی انجام شده بوسیله نیرو به انرژی مورد نیاز جهت برش اولیه یا ترکی به سطح  $\delta_i t$  داخل ماده ای با تافنس شکست  $J_c$  است. فرمول فوق همچنین بیان می‌دارد که تیزی تیغه با عمق فرو روی یک برش در ماده به صورت معکوس متناسب است. BSI عموماً بین ۰/۲ برای تیغه تیز و ۰/۵ برای تیغه کند، متغیر است. [۱]

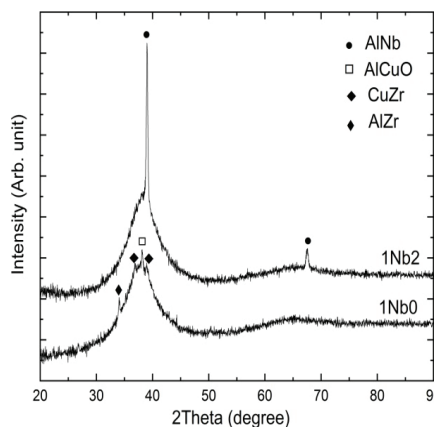
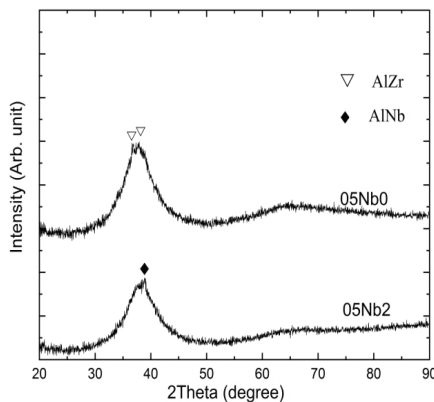


شکل ۱. نمایی ایده آل از فرایند برش [۱]

به طور کلی چهار ویژگی زیر برای ماده ای که تیغه از آن ساخته می‌شود نام برده شده است: ۱- استحکام آنها در حد آلیاژ تیتانیوم باشد تا صلیبیت تیغه در عمل حفظ شود. ۲- اندازه دانه ماده در حدی باشد که بتوان به شعاع مورد نیاز در نوک تیغه رسید (بین ۲۰ الی ۵۰ نانو متر) ۳- هزینه‌های تولید تیغه به نحوی باشد که نسبت به هزینه‌های ساخت الماس توجیه پذیر باشد. ۴- ماده باید زیست سازگار باشد. قابل به ذکر است که آلیاژهای آمورف حجمی ماده‌ای است که بالقوه هر چهار عامل فوق را دارا می‌باشند. [۷] بدین خاطر در مقاله حاضر اندیس تیزی تیغه از جنس آلیاژ آمورف حجمی  $(Zr_{55}Cu_{30}Al_{10}Ni_5)_{100-x}Nb_x$  ( $X=0,2$ ) با اندیس تیغه از جنس فولاد زنگ نزن مارتنزیتی مقایسه خواهد شد.

2. Blade Sharpness Index

تا آغاز برش لاستیک ادامه می‌یابد یعنی تا مرحله‌ای که انرژی اعمالی دستگاه در لاستیک ذخیره می‌شود بدون آنکه برشی رخ دهد. این ناحیه تا حدود ۲ میلی‌متری نمودار گسترش یافته است. ناحیه دوم با شیبی کندتر از ناحیه اول و تقریباً ثابت ادامه می‌یابد در ناحیه مذکور اندر کنش تیغه و لاستیک به حداکثر خود رسیده و در واقع ناحیه اصلی برش است.

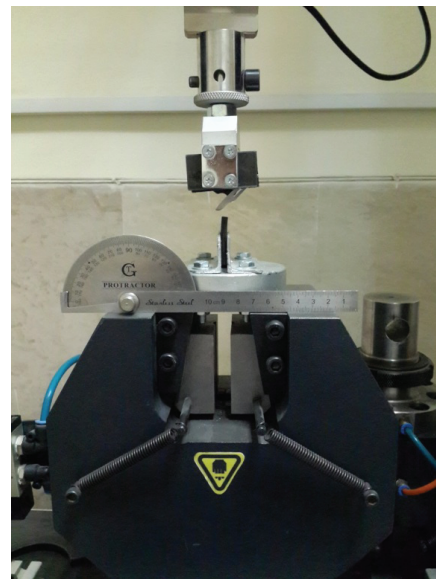


شکل ۳. الگوهای پراش نمونه‌های آمورف حجمی در حالت ریختگی

برای بدست آوردن شاخص تیزی طبق فرمول ۱ سطح زیر نمودار بار - جابجایی کلیه نمونه‌ها (شکل ۵-الف) با استفاده از انتگرال  $\int_0^{\delta} Fdx$  محاسبه شد و نتایج در جدول ۱ ارائه شد. تانفس شکست بحرانی اولیه ( $J_{IC}$ ) نیز از رابطه ۲ و محاسبات انجام شده بر منحنی بار - جابجایی اولیه (Cutting pass) و ثانویه (Freepass) بدست آمد و نتایج در جدول ۱ ارائه شد.

$$J_{IC} = \frac{(C-F)X}{dA} \quad \text{رابطه (۲)}$$

جایی که C بار اعمالی بر تیغه و F نیروی اصطکاک بین تیغه و لاستیک و X جابجایی تیغه در حین برش است. dA نمو سطحی است که در حین برش ایجاد می‌شود و در کل طبق شکل ۱ برابر  $2ht$  است. این مقدار برای آزمون‌های مختلف محاسبه شد و نتیجه در اشکال ۵-ب و جدول ۱ ارائه شده است. چون ماده برش داده شده (لاستیک SBR) در انجام آزمون‌های



شکل ۲. تصویر نحوه آزمون تیزی تیغه‌ها

### ۳. نتایج و بحث

شکل ۳ الگوی پراش پرتو ایکس تیغه‌های ریخته‌گری شده را نشان می‌دهد. الگوی پراش پهن از مشخصات ساختار شیشه‌ای است. چنین پیک‌هایی در الگوهای شکل ۳ در نمونه‌های نیم میلیمتری تا حدود زیادی قابل رویت است. اگرچه پیک‌های ریزی در آن‌ها مشاهده می‌شود که نشانه حضور فازهای نانو متری می‌باشند. این در حالی است که در تیغه‌های ۱ میلی متری پیک‌ها از شدت بیشتری برخوردارند. در نمونه‌های Nb2 فازهای نانو متری موجود ترکیبی از AINb هستند، البته بدلیل ضخامت بیشتر نمونه 1Nb نسبت به نمونه 05Nb نرخ سرمایه‌گذاری کمتر حاصل خواهد شد که نتیجه افزایش درصد حجمی فازهای مذکور و یا کاهش درصد حجمی فاز آمورف در نمونه یک میلیمتری خواهد بود.

مشاهدات میکروسکوپی (SEM) سطوح تیز شده نمونه‌های آزمایشی در شکل ۴ نشان داده شده است. اگرچه سعی بسیاری شد تا زبری سطح لبه تیز تیغه‌ها با دستگاه زبری سنج و حتی AFM انجام شود، اما بدلیل شیب و ابعاد کوچک سطح مذکور تلاش‌ها موفقیت آمیز نبود. به هر حال مقایسه تصاویر میکروسکوپی شکل ۴ و نتایج کار محققان دیگر [۱] حاکی از آن است که می‌توان زبری سطح لبه نمونه‌ها را با ارتقای روش‌های تیز کردن، بهبود داد.

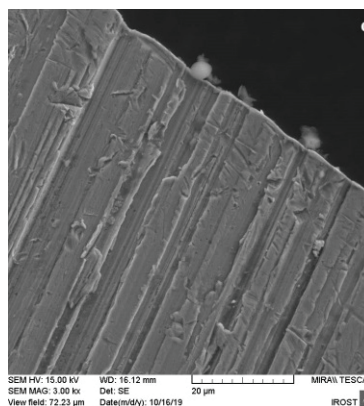
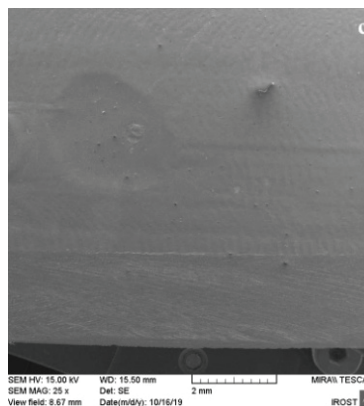
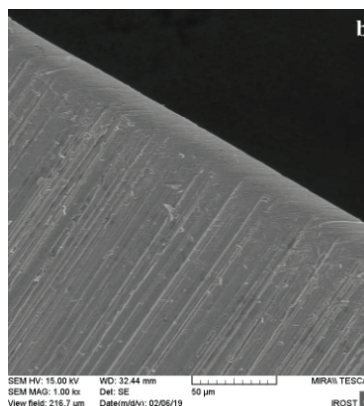
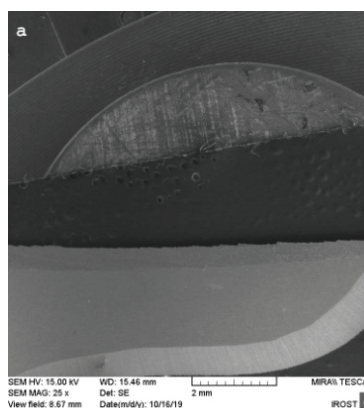
در شکل ۵-الف نمودارهای بار اعمالی بر لاستیک SBR در حین برش بوسیله تیغه‌های مختلف برحسب جابجایی آنها نشان داده شده است (Cutting pass). همانطور که پیش از این بیان شد آزمون فوق دو بار انجام شد تا اثر اصطکاک بین تیغه و لاستیک در حین برش حذف شود (Free pass). با بررسی آزمون نخست (مرحله برش یا نمودار بار - جابجایی) دو ناحیه در نمودار قابل ردیابی می‌باشد: ناحیه اول با شیبی نسبتاً تند

مختلف ثابت بوده است، تافنس شکست بحرانی اولیه برای ماده لاستیکی حدود عدد یک نیوتن بر متر بدست آمد. گستره خطایی برای عدد فوق حاصل از خطاهای آزمایشی و محاسباتی است که در پژوهش حاضر قابل نظر کردن است. با استفاده از رابطه ۱ و نتایج استخراج شده از اندازه گیری‌ها و محاسبات فوق، شاخص تیزی محاسبه و در جدول ۱ ارائه شد. اندازه شاخص تیزی برآمده از نتایج فوق نشان می‌دهد که تیغه‌های تولید شده در پروژه حاضر از تیغه تجاری مورد استفاده جراحان تا ۵۷ درصد تیزتر است. در نمونه 1Nb2 که میزان فاز بلوری بسیار بیشتر از دیگر نمونه‌های آمورف حجمی (حاصل از نتایج XRD) است، شاخص تیزی تا ۳۲ درصد کاهش یافته است و یا به زبان دیگر هر چه ساختار حاوی درصد بالاتری از فاز آمورف باشد، دارای شاخص تیزی کمتری خواهد بود. تغییرات مذکور با نتایج پژوهش‌های پیشین [۱] در یک راستا بوده و نشان می‌دهد که وجود فازهای بلوری و به تبع آن ایجاد مرزهای دانه می‌تواند در افت تیزی تیغه‌ها اثر بخشی چشمگیری از خود نشان دهند. [۷]

جدول ۱. اطلاعات تیزی تیغه‌های آزمایشی به همراه تیغه تجاری

	$d_i$	$E_i$	$J_c$	BIS
05Nb0	۲/۴	۵/۰۲	۱/۴	۰/۲۹
1Nb0	۲/۳۸	۴/۳۷	۱/۳	۰/۲۸
05Nb2	۱/۰۵	۱/۵۳	۱/۱۷	۰/۲۵
1Nb2	۱/۱	۱/۸۵	۱	۰/۳۳
تیغه تجاری	۲/۰۵	۴/۱۸	۰/۹۳	۰/۴۴

نتیجه پژوهشی نشان داده است که هندسه لبه تیز تیغه در تیزی و عمر آن بسیار موثر است. [۹و۸] علیرغم یکسان بودن هندسه تیغه‌های تولیدی با تیغه تجاری به لحاظ زاویه تیغه، میتوان بیان داشت که شعاع تیغه تجاری نسبت به شعاع تیغه‌های یک میلیمتری از جنس آمورف حجمی (به دلیل کمتر بودن ضخامت) کمتر است اما قابل مشاهده است (جدول ۱) که نمونه‌های آمورف مذکور از تیزی بیشتری برخوردار هستند. بنابراین از لحاظ هندسی تیغه تجاری مزیت برتری را به خود اختصاص داده است. اما شاخص ارائه شده نشان داد که ساختار آمورف نسبت به هندسه لبه تیغه اثر بخشی بیشتری را بر تیزی دارد. پدیده فوق می‌تواند اهمیت استفاده از آلیاژهای آمورف حجمی را در کاربردهای پزشکی نشان دهد. از سوی دیگر، تیغه‌هایی با ضخامت نیم میلیمتر بدلیل تنش سطحی مذاب نسبت به قالب مسی قاعدتا باید از شعاع لبه کمتری نسبت به نمونه یک میلیمتری برخوردار باشند این مسئله میتواند اثر خود را در شاخص تیزی بوجود آورد. کما اینکه این مطلب در نمونه‌های حاوی ۲ درصد نیوبیوم دیده می‌شود. اگر چه مجدداً به نظر میرسد حضور فاز آمورف (به ویژه در نمونه‌های بدون نیوبیوم) هندسه نمونه را تحت تاثیر خود قرار داده است.



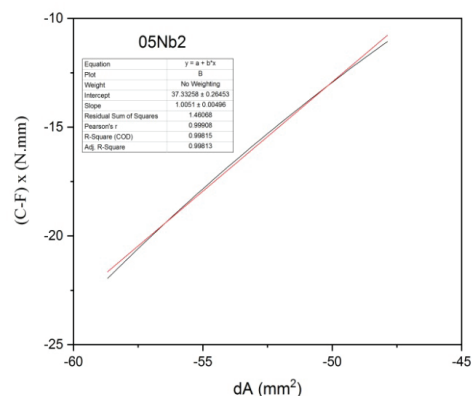
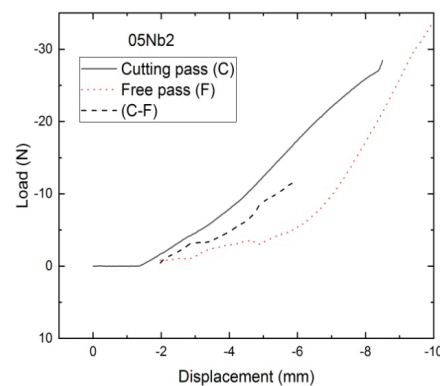
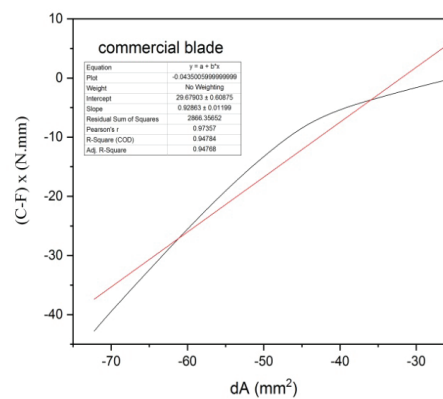
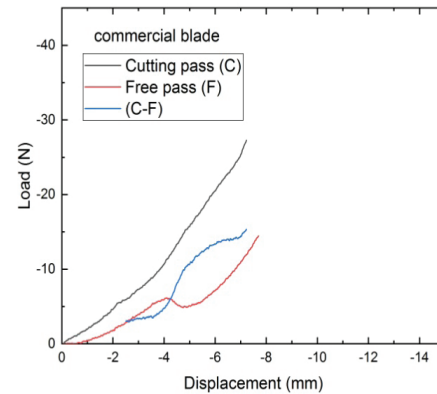
شکل ۴. تصاویر میکروسکوپی از سطح تیز شده نمونه تجاری (a,b) و 05Nb2 (c,d)

#### ۴. نتیجه گیری

- ۱- افزایش ضخامت نمونه‌های ریختگی از نیم میلی‌متر به یک میلی‌متر باعث کاهش فاز آمورف و افزایش نانو بلورها در ریزساختار شد. مطلب مذکور در نمونه‌های حاوی نیوبوم به دلیل قابلیت پایینتر شیشه‌ای شدن از شدت بیشتری برخوردار بود.
- ۲- در شرایط یکسان از هندسه تیغه، آلیاژهای آمورف حجمی پایه زیرکونیوم (مورد استفاده در پژوهش حاضر) می‌توانند تا ۵۷ درصد تیزی تیغه‌ها را نسبت به تیغه‌های تجاری از جنس فولاد ضد زنگ افزایش دهند.
- ۳- با افزایش ضخامت تیغه‌ها نرخ انجماد کاهش داشته با توجه به نتایج پراش پرتو ایکس کسر حجمی فاز آمورف در زمینه کاهش می‌یابد و تیغه‌ها در حضور فاز بلوری از شاخص تیزی بیشتری برخوردار خواهند بود.
- ۴- نشان داده شد که ساختار آمورف نسبت به هندسه لبه تیغه اثر بخشی بیشتری را بر تیزی دارد. علاوه بر کمیت تیزی پدیده فوق می‌تواند اهمیت استفاده از آلیاژهای آمورف حجمی را در تیغه پزشکی نشان دهد.

#### References

- [1] P.H. Tsai, Y.Z. Lin, J.B. Li, S.R. Jian, J.S.C. Jang, C.Li, J.P. Chu, J.C. Huang, "Sharpness improvement of surgical blade by means of ZrCuAlAgSi metallic glass and metallic glass thin film coating", *Intermetallics* 31 (2012) 127-131
- [2] H.F. Li, Y.F. Zheng, "Recent advances in bulk metallic glasses for biomedical applications", *Acta Biomaterialia*, 36 (2016) 1-20
- [3] Y Yokoyama, E Mund, A Inoue, and L Schultz, "Production of Zr55Cu30Ni5Al10 glassy alloy rod of 30 mm in diameter by a cap-cast technique", *Mater. Trans.*, 48 (2007) 3190-3192.
- [4] Mingwei Chen, "A brief overview of bulk metallic glasses", *NPG Asia Mater.*, 3, (2011) 82-90
- [5] Liu, L., et al., "The effect of high temperature plastic deformation on the thermal stability and microstructure of Zr55Cu-30Ni5Al10 bulk metallic glass", *Materials Science and Engineering: A*, 449-451 (2007) 949-953.
- [6] Zhang, Q.S., et al., Compressive fracture of Zr55Al10Ni5Cu30 bulk amorphous alloy at high temperatures. *Materials Science and Engineering A*, 360 (2003) p. 280-284.
- [7] Alex J. Krejcie, Shiv G. Kapoor, Richard E. DeVor, "A hybrid process for manufacturing surgical-grade knife blade cutting edges from bulk metallic glass", *Journal of Manufacturing Processes* 14 (2012) 26-34
- [8] C.T. McCarthy, A. NiAnnaidh, M.D. Gilchrist, "On the sharpness of straight edge blades in cutting soft solids: Part II - Analysis of blade geometry", *Engineering Fracture Mechanics* 77 (2010) 437-451
- [9] C.T. McCarthy, M. Hussey, M.D. Gilchrist, "On the sharpness of straight edge blades in cutting soft solids: Part I - indentation experiments", *Engineering Fracture Mechanics* 74 (2007) 2205-2224



شکل ۵. نمودارهای بار-جابجایی برخی تیغه‌های آزمایشی و نمودارهای (C-F)X برحسب dA مربوطه