ماهنامه علمى پژوهشى



اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

کلید واژگان:

ميكرولوله

استنت زيستتخريبپذير

دريافت: 20 مهر 1395

پذيرش: 17 آبان 1395

ارائه در سایت: 05 دی 1395

پرس در کانال زاویهدار مساوی

ميكرو اكستروژن

شدید برای کاربردهای یزشکی

1- دانش آموخته کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران

3- استادیار، دانشکده فناوریهای نوین پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران

جكنده

2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران

* تهران، صندوق پستى 666–ghfaraji@ut.ac.ir ،11152

مهندسی مکانیک مدر س

mme.modares.ac.ir

تولید میکرولوله فوق ریزدانه منیزیمی با استفاده از فرایند ترکیبی تغییر شکل پلاستیک

روش تركيبي كاهش يافته و خواص مكانيكي به طور قابل ملاحظه اى بهبود يافت.

Fabrication of ultrafine-grained Mg micro tubes using a combined severe plastic

حسين كاظمى مهرآبادى1، قادر فرجى2*، سهيل امانى1، مراد كريميور2، حسين قنبرى3

Hossein Kazemi Mehrabadi¹, Ghader Faraji^{1*}, Soheil Amani¹, Morad Karimpour¹, Hossein Ghanbari² 1- Department of Mechanical Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran

2- School of Advanced Technologies in Medicine, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

ABSTRACT

deformation process for biomedical application

در سالهای اخیر آلیاژهای منیزیم به عنوان گزینهی مناسبی برای ماده اولیه استنتهای وریدی زیستتخریب پذیر مورد توجه قرار گرفتهاند.

شکل دادن آلیاژهای منیزیم به دلیل کارپذیری پایین آنها در دمای اتاق مشکل میباشد. لذا این مسأله مشکل تکنولوژیکی را در ساخت

میکرولوله اولیه برای استنت زیستتخریبپذیر ایجاد میکند. با توجه به قابلیت زیست سازگاری بالای آلیاژ منیزیم WE43 جهت کاربرد در

ساخت استنت زیست تخریب پذیر، این ماده به صورت خام با ساختار ریختگی انتخاب شد. در این مطالعه به منظور بهبود خواص مکانیکی و

حصول یک میکرولوله از روش ترکیبی پرس در کانال زاویهدار مساوی به همراه اکستروژن و میکرواکستروژن استفاده شد و میلههای منیزیمی

WE43 به میکرولولههای با کیفیت بالا با ساختار فوق ریزدانه تبدیل شدند. میله ریزدانه آلیاژ WE43 از طریق یک پاس فرایند پرس در کانال

زاویهدار مساوی حاصل شد و سپس بیلت منیزیمی فرآیند شده به میلهای با قطر 5 میلیمتر اکسترود میشود. نهایتاً با استفاده از فرایند میکرو

اكستروژن ميكرولولههايي فوق ريزدانه و مستحكم با قطر خارجي 3.4 ميلي متر و ضخامت 0.25 ميلي متر به صورت موفقيتآميز توليد شدند.

فرایندهای مذکور با استفاده از شبیهسازی المان محدود شبیهسازی شدند. نتایج نشان داد اندازه دانه منیزیم به طور قابلملاحظهای پس از این

* P.O.B. 11152-566 Tehran, Iran, ghfaraji@ut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION Original Research Paper Received 11 October 2016 Accepted 07 November 2016 Available Online 25 December 2016

Keywords: Micro-tube Stent Biodegradable Equal channel angular pressing Micro-extrusion

In recent years, Mg alloys have received much attention as a promising candidate for raw materials in the biodegradable vascular stent. Forming of Mg alloys is difficult because of poor workability of them at room temperature. Hence this presents a technological barrier to the fabrication of initial micro-tube for a biodegradable stent. About high biodegradability of the magnesium alloy WE43 to manufacture biodegradable stent, it has been selected as initial with cast structure. In this study, for enhancing mechanical properties and attaining micro tube a combination of equal channel angular pressing (ECAP) with extrusion and micro extrusion was used, and Mg bars were fabricated to high-quality micro-tubes with refined microstructure. Fine-grained billets of the WE43 alloy were obtained by ECAP through one pass. The processed Mg bar was extruded into a bar 5 mm in diameter. Finally, a UFG and high strength microtubes with an outside diameter of 3.4mm and a wall thickness of 0.25mm were successfully produced by a micro extrusion process. Mentioned processes were simulated using finite element (FE) simulations. The result shows the grain size of Mg incredibly reduced after this combined method and mechanical properties were significantly improved.

سالانه بیش از سه میلیون عمل پیوند استنت برای عروق آسیبدیده انجام می شود [2,1]. به طور کلی استنتها برای ترمیم و گشودگی عروق گرفته شده استفاده می شوند [3]. از این رو استنتهای زیست تخریب پذیر می توانند بر اثرات نامطلوبی مانند لخته شدن خون در عروق که معمولاً توسط

منيزيم و آلياژهاي آن به دليل قابليت سازگاري مناسب با بدن، مقاومت به خوردگی خوب و خواص مکانیکی مناسب به عنوان موادی مناسب در ساخت استنتهای زیستتخریبپذیر کاربرد زیادی پیدا کردهاند. در حال حاضر

Please cite this article using:

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

1- مقدمه

H. Kazemi Mehrabadi, Gh. Faraji, S. Amani, M. Karimpour, H. Ghanbari, Fabrication of ultrafine-grained Mg micro tubes using a combined severe plastic deformation process for biomedical application, Modares Mechanical Engineering, Vol. 16, No. 12, pp. 605-611, 2016 (in Persian)

DOR: 20.1001.1.10275940.1395.16.12.58.3

استنتهای دائم از قبیل آلیاژ نیکل-تیتانیم و فولاد ضدزنگ ایجاد می شود، جلوگیری کند [4]. همچنین خواص استنت مستقیماً به میکرولولهای بستگی دارد كه استنت از آن ساخته مي شود، بنابراين نوع آلياژ منيزيم انتخاب شده و خواص مکانیکی و مقاومت خوردگی میکرولوله اولیه بسیار مهم میباشد [5]. به هر حال، ساخت میکرولوله منیزیمی با خواص مکانیکی بالا، خواص زیستی مطلوب و ابعاد دقیق به دلیل کارپذیری پایین آلیاژ منیزیم در دمای محیط مشکل میباشد [6]. همچنین نرخ خوردگی بالا میتواند باعث از دست رفتن ناگهانی خواص مکانیکی استنت شود. مؤثرترین راه برای بهبود خواص مکانیکی اضافه کردن عناصر خاصی مانند Li و عناصر کمیاب خاکی به آلیاژهای منیزیم میباشد [7–9]. از طرفی گزارش شده است که عناصری مانند کلسیم، روی و منگنز با درصدهای متوسط اثرات مضری برای بدن ندارند، حتى اين عناصر براى متابوليسم بدن ضرورى هستند [10,3]، درحالي كه اگر عناصري از قبيل ألومينيوم، ايتريوم كه براي بهبود استحكام و مقاومت به خوردگی به آلیاژهای تجاری منیزیم اضافه می شوند با نرخ بالایی در بدن آزاد شده و باعث ایجاد اثرات نامطلوبی در بدن می شوند [11-13]. در این پژوهش از آلیاژ منیزیم WE43 که دارای عناصر کمیاب خاکی و فاقد آلومینیوم است، استفاده میشود. راه دیگر برای بهبود خواص مکانیکی و مقاومت به خوردگی در آلیاژهای منیزیم بهبود ریزساختار به کمک فرایندهای تغییر شکل پلاستیک شدید (SPD) میباشد [14]. با ساختارهای فوق ریزدانه که توسط فرایندهای SPD ایجاد میشود، خواص مکانیکی لولههای از جنس آلیاژ منیزیم به طور قابلملاحظهای بهبود پیدا می کند و حتی مقاومت به خوردگی بایو می تواند تا حد مناسبی افزایش یابد [15]. در نهایت بهبود این خواصها باعث افزایش کیفیت استنت تولیدی می شود. فرجی و همکارانش موفق شدند با چند پاس از فرایند فشردن در كانال زاویهدار لولهای (TCAP) لولهی فوق ریزدانه از آلیاژ منیزیم AZ31 توليد كنند [16]. مطالعات اخير توسط لوپز و همكاران نشان مىدهد كه مقاومت به خوردگی در آلیاژ منیزیم AZ31 با ریزدانه شدن ساختار توسط فرايند پرس در كانال زاويهدار بهبود پيدا ميكند [17]. علاوه بر اين ساختار میکرولوله تأثیر قابلملاحظهای روی خواص مکانیکی [18] و مقاومت به خوردگی [19] دارد. ودانی و همکارانش به کمک فرایند پرس در کانال زوایهدار برابر^۳ ECAP و اکستروژن لولههای ریزدانه تولید کردند و با فرایند. ماشین کاری میکرولوله های با قطر 2.4 و ضخامت 0.4 میلیمتر تولید کردند [15]

با وجود اهمیت بالای میکرولولههای منیزیمی هنوز تحقیقات کمی در این زمینه صورت گرفته است. در این پژوهش از فرایند ECAP که یک فرايند موفق تغيير شكل پلاستيک شديد مىباشد [20]، براى توليد ميله فوق ریزدانه اولیه از آلیاژ منیزیم WE43 استفاده می شود. در این مقاله یک فرایند تغيير شكل پلاستيک شديد ترکيبی برای ساخت ميکرو لوله فوق ريزدانه استحكام بالا شامل فشار در كانال زاويهدار مساوى، اكستروژن گرم، سوراخکاری و میکرو اکستروژن ارائه می گردد. فرایندهای مذکور جهت طراحی قالب و انتخاب تجهیزات مناسب با روش اجزاء محدود شبیهسازی می شوند. قالب های مناسب طراحی و ساخته شده و آزمایش های تجربی به منظور ساخت میکرو لوله فوق ریزدانه فوق مستحکم انجام میگیرند. نهایتاً میکرولولهای با کیفیت بالا و بدون ترک تولید شده و میکرو ساختار و خواص مکانیکی در کلیه مراحل مورد بررسی قرار می گیرند.

2- آزمایشهای تجربی 1-2– فر آيندهاي توليد ميكرولوله

در این پژوهش از آلیاژ منیزیم WE43 با ترکیب X3.7-4.3%، RE2.4-4.4%، %Zr0.4 به عنوان ماده اوليه استفاده شد. اين آلياژ داراي قابليت زیستی بالا، خواص مکانیکی کافی و خواص خوردگی مناسب برای کاربردهای پزشکی میباشد [22,21]. نمونهی استوانهای از آلیاژ منیزیم We43 ریختگی با قطر 10 میلیمتر و طول 7 سانتیمتر با ماشین کاری از بلیت اولیه تهیه شد. تمامی قالبها از جنس فولاد گرمکار H13 ساخته شدند. به این منظور پس از فرايند تراشكارى، قالبها عمليات حرارتى شدند و سختى 53 راكول حاصل شد. سپس با فرایند سنگزنی کیفیت و دقت لازم در هر قالب حاصل شد. سنبهی قالبها نیز به صورت آماده از جنس فولاد گرم H13 انتخاب شد و با سنگزنی به ابعاد مورد نیاز رسانده شدند.

نمونه استوانهای ساخته شده با استفاده از فرایند پرس در کانال زاویهدار مساوی (ECAP) تحت تغییر شکل پلاستیک شدید قرار گرفت. قالب ECAP با قطر كانال 10 ميلىمتر، زاويه داخلى 90 درجه و زاويه انحناى خارجی 20 درجه مورد استفاده قرار گرفت. شکل 1 قالب ECAP ساخته شده را نشان میدهد. قالب ECAP با استفاده از هیتر الکتریکی تا دمای 320 درجه سانتی گراد گرم شد و فرایند در این دما انجام شد.

قطر ميله ECAP شده با استفاده از فرايند اكستروژن گرم مستقيم با نسبت 4:1 در دمای 330 درجه سانتی گراد به 5 میلیمتر کاهش یافت، سپس با استفاده از فرایند ماشین کاری به لولههایی با قطر خارجی 5 میلیمتر و طول 1 سانتىمتر تبديل شدند. شكل 2 قالب اكستروژن ساخته شده را نشان میدهد. همچنین به منظور حذف پیچ و مهره و جلوگیری از



شکل 1 قالب پرس در کانال زاویهدار برابر (ECAP)

شكل 2 قالب اكستروژن



Fig. 2 Extrusion die

مهندسی مکانیک مدرس، اسفند 1395، دورہ 16، شمارہ 12

 ¹ Severe Plastic Deformation
 ² Tubular Channel Angular Pressing (TCAP)
 ³ Equal Channel Angular Pressing (ECAP)

شکل گیری پلیسه از یک تیکه واسط (قطر داخلی 5 میلیمتر) استفاده شد تا منطقه شکلدهی را بالاتر ببرد. زوایه قالب اکستروژن برابر با 70 درجه در نظر گرفته شد.

در نهایت با استفاده از فرایند میکرو اکستروژن^۱ (ME) با نسبت تقریبی 6:1 در دمای 320 درجه سانتی گراد لوله ای با قطر خارجی 3.4 میلی متر و ضخامت 250 ميكرون توليد شد. شكل 3 اجزاى قالب ميكرو اكستروژن ساخته شده را نشان مىدهد. اصول اين فرايند مشابه فرايند اكستروژن میباشد. در واقع قطر خارجی و ضخامت لوله با عبور از حفره کوچکتر کاهش پیدا میکند در حالی که سنبه قطر داخلی لوله را ثابت نگه میدارد. همانند فرایند اکستروژن برای حذف پلیسه از یک تیکه واسط استفاده شد. در این مرحله به منظور کنترل بهتر روی فرایند اکستروژن و جلوگیری از آسیب رسيدن به قالب سرعت پيشروى پرس برابر 0.5 ميلىمتر بر دقيقه انتخاب شد، همچنین با افزایش زاویه قالب نیروی اکستروژن کاهش پیدا میکند، اما زاویه 90 درجه منجر به ایجاد ناحیه مرده در منطقه تغییر شکل می شود به همین دلیل زاویه قالبهای اکستروژن برابر 70 درجه انتخاب شد. شماتیک فرایندهای انجام شده برای ساخت میکرولوله در شکل 4 نشان داده شده است. در تمامی فرایندها از دی سولفید مولیبدن ً به عنوان روان کار استفاده

برای انجام فرایند ECAP و اکستروژن از یک پرس 100 تنی استفاده شد. همچنین برای انجام فرایند میکرو اکستروژن به منظور کنترل بهتر روی فرایند از یک پرس دستی 2 تن استفاده شد (شکل 5)

2-2- آناليز ساختار

برای مشاهده ریزساختار نمونههای فرایند شده پس از فرایند ECAP و اکستروژن از مقطع عرضی برش خوردند و در داخل رزین اپوکسی مانت سرد شدند، سپس با استفاده از برگ سمبادههای سیلیکونی تا شماره 3000 سمباده زده شدند و سپس با خمیر پولیش جلاسنج پولیش شدند. در نهایت با استفاده از محلول 10 میلی گرم پیکریک اسید، 70 میلی گرم اتانول، 10 میلی گرم آب مقطر و 10 میلی گرم استیک اسید در مدت زمان کوتاهی 5 تا 20 ثانیه اچ شدند [23]. برای مشاهده ساختار از میکروسکوپ نوری استفاده

برای مشاهده ساختار و بررسی خواص میکرولولهها، ابتدا از هر دو مقطع عرضی و طولی برش خوردند و در داخل رزین اپوکسی مانت سرد شدند. سپس با استفاده از برگ سمبادههای سیلیکونی تا شماره 5000 سمباده زده شده و سپس با خمیر الماس پولیش شدند. در نهایت با محلول نایتال دو درصد در مدت زمان 5 تا 30 ثانیه اچ شدند. برای مشاهده ساختار از میکروسکوپ نوری استفاده شد.

3-2- بررسی خواص مکانیکی

به منظور ارزیابی خواص مکانیکی میله ی خام و فرایند شده از دستگاه تست کشش دو تنی SANTAM در دمای محیط استفاده شد. نمونههای تست کشش مطابق استاندارد ASTM E8M-00b آماده شده و تحت سرعت کشش 0.5 میلیمتر بر دقیقه در دمای محیط تحت آزمایش کشش قرار گرفتند. به دلیل محدودیت ابعادی جهت انجام آزمایش کشش، برای ارزیابی خواص مكانيكي ميكرولولهها تنها از آزمايش ميكروسختي استفاده شد. به منظور انجام تست میکروسختی میکرولولهها در جهت طولی و عرضی برش

¹ Micro Extrusion (ME)

خوردند و سپس مانت شدند و با سمباده تا شماره 5000 پولیش شدند تا هر گونه لایه اکسیدی از بین برود. سپس برای هر نمونه 5 تست انجام شد و میانگین آن به عنوان معیار در نظر گرفته شد

3- شبیهسازی اجزای محدود

به منظور شبیه سازی فرایند ECAP ابتدا قطعات با استفاده از نرم افزار سه بعدی کتیا مدل شدند و سپس وارد نرم افزار آباکوس شدند. برای مش زدن قطعه كار از 30000 المان سه بعدى 4 وجهى استفاده شد. سرعت سنبه متحرک برابر با 10 میلیمتر در دقیقه در نظر گرفته شد. فرایندهای اکستروژن و میکرو اکستروژن لوله در شرایط تقارن محوری^۵ با استفاده از نرم افزار آباکوس شبیهسازی شدند. برای مش زدن بیلت در قالب اکستروژن و ميكرو اكستروژن از 9000 و 6000 المان 4 وجهى استفاده شد. همچنين سرعت حركت سنبه در قالب اكستروژن 5 ميلىمتر در دقيقه و در قالب اکستروژن 1 میلیمتر در دقیقه فرض شد. در هر سه مدلسازی قالب و سنبه به صورت قطعات صلب در نظر گرفته شدند. بلیت اولیه به صورت ماده شکل پذیر در نظر گرفته شد و خواص مکانیکی و فیزیکی آلیاژ منیزیم WE43 در جدول 1 آورده شده است [24]. به علت تغییر شکل زیاد از تكنيك مشبندى تطبيقى جهت مشبندى مجدد اتوماتيك استفاده شد. میزان ضریب اصطکاک بیلت با قالبها برابر 0.1 در نظر گرفته شد. شبیه سازی های المان محدود به منظور امکان پذیری فرایندها صورت گرفت تا از عدم تغيير شكل پلاستيك قالبها و سنبهها اطمينان حاصل شده و نیروهای هر یک از فرایندها جهت طراحی قالبها محاسبه گردد.

4- نتايج و بحث

شکل 6 نیروهای مربوط به هر فرایند را نشان میدهد. بر اساس محاسبات

جدول 1 خواص آلياژ منيزيم WE43

شكل 3 قالب ميكرو اكستروژن

Table I Properties of WE43 Mg alloy	
مقدار	پارامتر
150 مگاپاسکال	استحكام تسليم
43 گيگاپاسكال	مدول الاستيسيته (E)
1.84 گرم/ سانتیمتر ³	چگالی (<i>q</i>)
0.33	ضريب پوانسون (v)
220 مگاپاسکال	استحكام نهايي



Fig. 3 Micro extrusion Die

² MoS₂

³ Catia Abaqus/Explicit

⁵ Abaqus/Explicit ⁶ Adaptive meshing



Fig. 4 Schematic illustration of the forming processes for the fabrication of seamless micro-tubes

شکل 4 نمای کلی از مراحل شکلدهی برای تولید میکرولوله

طراحی قالب، با توجه به اینکه قالبها و سنبههای مورد استفاده استحکام تسلیمی در محدوده 900–1200 مگاپاسکال دارند، میزان تنشی که در قالبها و سنبهها ایجاد میشود کمتر از این محدوده میباشد؛ بنابراین تمامی فرایندها بدون تغییر شکل پلاستیک قالب و سنبه انجام میشود. البته بعد از فرایند ECAP استحکام ماده افزایش پیدا خواهد کرد، بنابراین ضریب اطمینان 2 در طراحی قالب و سنبه در نظر گرفته شد. نتایج تجربی نشان میدهد، حداکثر نیروی پرس در فرایند ECAP برابر 35 کیلو نیوتن، فرایند میباشد، این نیروها کمتر از نیروهای پیش مینی شده میباشد و انطباق نسبتا میباشد، این نیروهای پیش بینی شده دارند.

شکل 7 تصاویر نمونهی خام و ECAP شده را نشان میدهد. همان طور که مشاهده می شود پلیسه در ناحیه درز قالب شکل گرفته است. شکل 8 تصاویر لوله ریزدانه و میکرولوله فوق ریزدانه پس از فرایند میکرواکستروژن ساخته شده از آلیاژ منیزیم WE43 را نشان میدهد. میکرولوله تولید شده فاقد هر گونه ترک و عیب ظاهری می باشد. همچنین بررسیها نشان می دهد میکرولوله از توزیع ضخامت یکنواخت، دقت ابعادی مناسب و صافی سطح مطلوبی برخوردار است. تلورانس ابعادی میکرولوله که در جدول 2 خلاصه شده است که در محدوده 4 درصد است. برای تولید میکرولوله با طول بیشتر یا استفاده از آلیاژ منیزیمی که استحکام بیشتری داشته باشد، نیروی وارد به



Fig. 5 Press for micro extrusion and die setup.

شکل 5 پرس برای فرایند میکرو اکستروژن

سنبه افزایش پیدا می کند و باعث می شود سنبه یا قالب دچار شکست شده یا باعث از دست رفتن دقت قالب می شود. از آنجایی که دقت ابعادی قالب به دلیل ضخامت میکرونی لوله بسیار بالا می باشد لذا طراحی و ساخت آن اهمیت بسیار بالایی دارد.

شکل 9 منحنیهای تنش-کرنش حقیقی حاصل از آزمایش کشش نمونههای فرایند شده و خام را در دمای محیط نشان میدهد. همان طور که انتظار میرفت منحنیها انعطاف پذیری بیشتری را پس از فرایند ECAP و اکستروژن نسبت به نمونه اولیه نشان میدهند. همچنین استحکام مادهی



Fig. 6 Required processes load predicted using finite element (FE) simulations

شکل 6 نیروی مورد نیاز فرایندها، پیشبینی شده با شبیهسازی اجزا محدود



Fig. 7 As received and ECAPed specimens شکل 7 عکس نمونه خام و ECAP شده



Fig. 10 True stress-stain diagram of as received, ECAP processed and ECAP+Extruded sample.

شکل 10 نمودار تنش و کرنش حقیقی نمونه خام، نمونه یک پاس ECAP شده و نمونهی ECAP اکسترود شده



Fig. 11 Micro-hardness test results for all samples شكل 11 نتايج آزمايش ميكرو سختى همه نمونهها

شده است. این افزایش قابل توجه سختی میتواند به دلیل ریز دانه شدن ماده باشد، چرا که استحکام و سختی موادی با ساختار HCP مانند منیزیم وابستگی زیادی به اندازهی دانههای آنها دارد [26]. همچنین سختی میکرولولهها در راستای عرضی و طولی از یکنواختی خوبی برخوردار است و تنها 5 درصد مقدار متوسط پراکندگی دارد.

شکل 12 ریزساختار مقطع عرضی ماده خام، ECAP شده و میکرولولهها را نشان میدهد. شکل 12- الف ریزساختار ماده ی خام را نشان میدهد، نقاط مشکی فازهای دارای عناصر خاکی هستند، متوسط اندازه دانهها 200 میکرون می باشد که بعد از فرایند ECAP اندازه ی دانههای خام اولیه به 50 میکرون کاهش یافته است. شکل 12- ب نمونه ECAP شده را نشان میدهد. شکل دارای اندازه ی دانه 40 میکرون می باشد؛ همچنین کشیدگی دانهها در جهت دارای اندازه ی دانه 40 میکرون می باشد؛ همچنین کشیدگی دانه ها در جهت اکستروژن کاملاً مشخص است. شکل 12- د میکرولولهای که با ماده ی یک دارای اندازه دانه 40 میکرون می باشد؛ همچنین کشیدگی دانه ها در جهت یک توژن کاملاً مشخص است. شکل 22- د میکرولوله ی که با ماده ی یک میکرون می باشد. این مسأله تأثیر فرایند PCAP را در کاهش اندازه دانه 5-6 میکرولوله ی پایانی نشان می دهد. هر چند به دلیل بالا بودن دمای انتخاب شده برای فرایند ECAP به منظور غلبه بر کارپذیری پایین آلیاژ منیزیم شده برای فرایند ECAP به منظور غلبه بر کارپذیری پایین آلیاژ منیزیم شده برای فرایند ECAP به منظور غلبه بر کارپذیری پایین آلیاژ منیزیم





Fig. 8 Pictures of ECAPed sample after extrusion, machined hollow billet and UFG micro-tube processed by micro extrusion

شکل 8 تصاویر لوله ریزدانه اولیه و میکرولوله فوق ریزدانه پس از فرایند میکرواکستروژن

جدول 2 تلرانس ابعادی میکرولوله (قطر خارجی 3.4 میلیمتر و ضخامت 0.25 میلیمتر)

 Table 2 Dimensional accuracy of micro-tube (outer diameter=3.4 mm, thickness=0.25 mm)

تلرانس ابعادي (%)	
5	ضخامت
1	قطر خارجی
0.4	قطر داخلی

خام پس از فرایند ECAP و اکستروژن به طور قابلملاحظهای افزایش یافته است. این افزایش استحکام میتواند به دلیل کرنش سختی که در فرایند ECAP رخ میدهد، باشد [25]. شکل 10 استحکام نهایی، استحکام تسلیم و ازدیاد طول نمونه خام، ECAP شده و اکسترود شده را در مقایسه با یکدیگر نشان میدهد. افزایش قابل توجه استحکام کششی و ازدیاد طول ماده بعد از اکستروژن میتواند به دلیل از بین رفتن عیوبی مانند ترک و حفره باشد که در مراحل قبلی در ماده ایجاد شده است، باشد.

شکل 11 تست سختی مادهی خام و ECAP شده و همچنین میکرولوله تولید شده با مادهی خام و ECAP شده را نشان میدهد. نتایج نشان میدهد که سختی ماده بعد از فرایندهای ECAP و اکستروژن افزایش پیدا میکند. همچنین میکرولولهای که با استفاده از مادهی ECAP شده تولید میشود، دارای سختی بالاتری نسبت به میکرولولهای است که با مادهی خام تولید



sample and Ecaped sample after extrusion

تولید میکرولوله فوق ریزدانه منیزیمی با استفاده از فرایند ترکیبی تغییر شکل پلاستیک شدید برای کاربردهای پزشکی



شکل 12 تصاویر میکروسکوپی ریزساختار الف) نمونه خام ب) نمونهی ECAP شده ج) میکرولوله میکرواکسترود شده مستقیماً از ماده خام د) میکرولوله ت میکرواکسترود شده از ماده ECAP و اکسترود شده

5- نتیجه گیری

یک فرایند مناسب برای تولید میکرولولههای با کیفیت بالا و بدون ترک برای کاربرد در استنت بیان شد. آلیاژ منیزیم WE43 به عنوان مادهی بایو استفاده شد و توسط ترکیب فرایند ECAP و اکستروژن به میکرولولهای با ابعاد مناسب تبدیل شد. به طور کلی نتایج زیر حاصل شد:

- از فرایند ECAP برای کاهش اندازهی دانههای بلیت خام آلیاژ
 منیزیم WE43 استفاده شده و اندازه دانهها از متوسط 250 میکرون به 60 میکرون کاهش یافت.
- میکرولولهای از جنس آلیاژ منیزیم WE43 با قطر خارجی 3.4 میلیمتر و ضخامت 250 میکرون به صورت موفقیت آمیز تولید شد.
- بررسی ریزساختار نشان میدهد که اندازهی دانههای میکرولوله بعد
 از یک پاس فرایند ECAP از 50 میکرون به 6-8 میکرون کاهش
 یافته است.

6- مراجع

سختی بالاتری دارد.

 H. M. van Beusekom, P. W. Serruys, Drug-eluting stent endothelium: presence or dysfunction, *JACC: Cardiovascular Interventions*, Vol. 3, No. 1, pp. 76-77, 2010.

سختی و استحکام ماده خام بعد از فرایند ECAP و اکستروژن

افزایش یافته است، همچنین میکرولوله تولید شده با بلیت ریزدانه

- pp. 76-77, 2010.
 [2] H. Zahedmanesh, H. Van Oosterwyck, C. Lally, A multi-scale mechanobiological model of in-stent restenosis: Deciphering the role of matrix metalloproteinase and extracellular matrix changes, *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, Vol. 17, No. 8, pp. 813-828, 2014.
- [3] H. Hermawan, D. Dubé, D. Mantovani, Developments in metallic biodegradable stents, *Acta biomaterialia*, Vol. 6, No. 5, pp. 1693-1697, 2010.
 [4] G. Mani, M. D. Feldman, D. Patel, C. M. Agrawal, Coronary stents: a
- materials perspective, *Biomaterials*, Vol. 28, No. 9, pp. 1689-1710, 2007.
 [5] F. Liu, C. Chen, J. Niu, J. Pei, H. Zhang, H. Huang, G. Yuan, The processing
- of Mg alloy micro-tubes for biodegradable vascular stents, *Materials Science* and Engineering: C, Vol. 48, pp. 400-407, 2015.

processed via multi pass tubular channel angular pressing (tcap), *Journal of Materials Science & Technology*, Vol. 30, No. 2, pp. 134-138, 2014.

- [17] M. Alvarez-Lopez, M. D. Pereda, J. Del Valle, M. Fernandez-Lorenzo, M. Garcia-Alonso, O. A. Ruano, M. Escudero, Corrosion behaviour of AZ31 magnesium alloy with different grain sizes in simulated biological fluids, *Acta Biomaterialia*, Vol. 6, No. 5, pp. 1763-1771, 2010.
- Acta Biomaterialia, Vol. 6, No. 5, pp. 1763-1771, 2010.
 [18] W. Kim, S. Hong, Y. Kim, S. Min, H. Jeong, J. Lee, Texture development and its effect on mechanical properties of an AZ61 Mg alloy fabricated by equal channel angular pressing, *Acta Materialia*, Vol. 51, No. 11, pp. 3293-3307, 2003.
- [19] R. Xin, Y. Luo, A. Zuo, J. Gao, Q. Liu, Texture effect on corrosion behavior of AZ31 Mg alloy in simulated physiological environment, *Materials Letters*, Vol. 72, pp. 1-4, 2012
- [20] P. Mahhadi Keshtiban, M. Zadshakouyan, G. Faraji, Optimization of geometrical parameters of equal channel multi-angular pressing process, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 16, No. 2, pp. 275-282, 2016. (in Persian, فارسی)
- [21] W. Jin, G. Wu, A. Gao, H. Feng, X. Peng, P. K. Chu, Hafnium-implanted WE43 magnesium alloy for enhanced corrosion protection and biocompatibility, *Surface and Coatings Technology*, Vol. 306, pp. 11-15, 2016.
- [22] G. Manivasagam, S. Suwas, Biodegradable Mg and Mg based alloys for biomedical implants, *Materials Science and Technology*, Vol. 30, No. 5, pp. 515-520, 2014.
- [23] J. E. Catalano, L. J. Kecskes, A Generic Metallographic Preparation Method for Magnesium Alloys, DTIC Document, pp. 2013.
- [24] G. Jiacheng, W. Qiang, W. Yong, L. Wei, N. Wenjuan, Microstructure and kinetics of hot deformation WE43 magnesium alloy, *Rare Metals*, Vol. 27, No. 4, pp. 405-409, 2008.
- [25] M. Reihanian, R. Ebrahimi, N. Tsuji, M. Moshksar, Analysis of the mechanical properties and deformation behavior of nanostructured commercially pure Al processed by equal channel angular pressing (ECAP), *Materials Science and Engineering: A*, Vol. 473, No. 1, pp. 189-194, 2008.
 [26] G. Faraji, M. Mashhadi, H. Kim, Microstructure inhomogeneity in ultra-fine
- [26] G. Faraji, M. Mashhadi, H. Kim, Microstructure inhomogeneity in ultra-fine grained bulk AZ91 produced by accumulative back extrusion (ABE), *Materials Science and Engineering: A*, Vol. 528, No. 13, pp. 4312-4317, 2011.

- [6] L. Wang, G. Fang, L. Qian, S. Leeflang, J. Duszczyk, J. Zhou, Forming of magnesium alloy microtubes in the fabrication of biodegradable stents, *Progress in Natural Science: Materials International*, Vol. 24, No. 5, pp. 500-506, 2014.
- [7] M. Leeflang, J. Dzwonczyk, J. Zhou, J. Duszczyk, Long-term biodegradation and associated hydrogen evolution of duplex-structured Mg–Li–Al–(RE) alloys and their mechanical properties, *Materials Science and Engineering: B*, Vol. 176, No. 20, pp. 1741-1745, 2011.
- [8] Y. Wang, S. Guan, X. Zeng, W. Ding, Effects of RE on the microstructure and mechanical properties of Mg-8Zn-4Al magnesium alloy, *Materials Science and Engineering: A*, Vol. 416, No. 1, pp. 109-118, 2006.
- [9] F. Feyerabend, J. Fischer, J. Holtz, F. Witte, R. Willumeit, H. Drücker, C. Vogt, N. Hort, Evaluation of short-term effects of rare earth and other elements used in magnesium alloys on primary cells and cell lines, *Acta Biomaterialia*, Vol. 6, No. 5, pp. 1834-1842, 2010.
- [10] L. Xu, G. Yu, E. Zhang, F. Pan, K. Yang, In vivo corrosion behavior of Mg-Mn-Zn alloy for bone implant application, *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, Vol. 83, No. 3, pp. 703-711, 2007.
- [11] R. Zeng, W. Dietzel, F. Witte, N. Hort, C. Blawert, Progress and challenge for magnesium alloys as biomaterials, *Advanced Engineering Materials*, Vol. 10, No. 8, pp. B3-B14, 2008.
 [12] C. Yuen, W. Ip, Theoretical risk assessment of magnesium alloys as
- [12] C. Yuen, W. Ip, Theoretical risk assessment of magnesium alloys as degradable biomedical implants, *Acta Biomaterialia*, Vol. 6, No. 5, pp. 1808-1812, 2010.
- [13] X.-N. Gu, Y.-F. Zheng, A review on magnesium alloys as biodegradable materials, *Frontiers of Materials Science in China*, Vol. 4, No. 2, pp. 111-115, 2010.
- [14] A. Yamashita, Z. Horita, T. G. Langdon, Improving the mechanical properties of magnesium and a magnesium alloy through severe plastic deformation, *Materials Science and Engineering: A*, Vol. 300, No. 1, pp. 142-147, 2001.
- [15] Q. Ge, D. Dellasega, A. G. Demir, M. Vedani, The processing of ultrafinegrained Mg tubes for biodegradable stents, *Acta biomaterialia*, Vol. 9, No. 10, pp. 8604-8610, 2013.
- [16] G. Faraji, P. Yavari, S. Aghdamifar, M. M. Mashhadi, Mechanical and microstructural properties of ultra-fine grained az91 magnesium alloy tubes