استفاده از نانوکامپوزیت های زمینه سرامیکی بر پایه هیدروکسی آپاتیت به عنوان کاشتنی

ایمان مباشرپور[۱]، مهران صولتی هشجین[۲]، اصغر کاظم زاده[۱]

[۱] پژوهشکده سرامیک, پژوهشگاه مواد و انرژی
[۲] دانشکده بیومواد، دانشگاه صنعتی امیرکبیر

I-Mobasherpoor@merc.ac.ir

چکیده: *مهمترین عضو گروه آپاتیت ها کلسیم هیدروکسی آپاتیت با فرمول $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ است که در حوزه های مختلفی از زیست شناسی، زمین شناسی، علم مواد و پزشکی کاربرد دارد. کلسیم هیدروکسی آپاتیت، یا آن طور که اغلب از آن نام برده می شود هیدروکسی آپاتیت، به عنوان جزء اصلی تشکیل دهنده استخوان و دندان از معدود بلورهایی است که به مقدار زیاد در بدن موجودات زنده وجود دارد و با توجه به قدرت زیست سازگاری مناسب این ماده با بدن می توان از آن به عنوان جایگزینی مناسب جهت استخوان ها یا دندان های آسیب دیده به عنوان کاشتنی استفاده نمود. باید توجه داشت که یکی از جدی ترین موانع در راه گسترش وسیع بیو سرامیک هایی چون هیدروکسی آپاتیت، تری کلسیم فسفات و... خواص مکانیکی ضعیف این بیوسرامیک ها در مقایسه با استخوان طبیعی است. به همین دلیل تلاشهای گسترده و وسیعی در جهت بهبود خواص مکانیکی این مواد بیو سرامیکی صورت گرفته است. یک ایده جهت بهبود این خواص، ساخت و تهیه مواد کامپوزیتی در مقیاس میکرو و نانو می باشد. هیدروکسی آپاتیت تقویت شده با دیگر مواد سرامیکی یا فلزات در شکلهای پودر، مواد صفحه ای شکل، و الیاف در این دسته از مواد طبقه بندی می شوند. این ایده و روش توسعه موفق مواد کامپوزیتی زمینه سرامیکی را به دنبال دارد.*

کلیدواژه‌ها: *بیو سرامیک ها، کاشتنی، هیدروکسی آپاتیت، نانوکامپوزیت، خواص مکانیکی*

۱- مقدمه

بیو سرامیک ها دسته ای از مواد سرامیکی (طبیعی و مصنوعی) هستند که به منظور تقویت، ترمیم و یا تعویض قسمتهایی از بافت، اعضای معیوب و یا از کار افتاده بدن انسان به مدت محدود یا نامحدود به کار برده می‌شوند که ممکن است خنثی (نظیر آلومینا و زیرکونیا)، قابل جذب (نظیر تری کلسیم فسفات) و یا فعال (نظیر هیدروکسی آپاتیت، شیشه‌ها و شیشه‌سرامیک ها) باشند. این مواد ممکن است صرفا به عنوان بیو مواد طراحی وساخته شده باشند (مانند انواع بیو شیشه‌ها) و یا ابتدا به منظورهای دیگر طراحی شده (مثل آلومینا) و بعد به عنوان بیومواد به کار رفته باشند. بیو سرامیک‌ها می توانند تک بلور (مثل سافیر)، پلی کریستال (مثل آلومینا و هیدروکسی آپاتیت) یا کامپوزیت باشند.

عامل اصلی برتری بیو مواد سرامیکی بر انواع فلزی و پلیمری در سازگاری بسیار خوب این مواد با ساز وکارهای موجود زنده می باشد. این سازگاری در وهله اول ناشی از آن است که سرامیک ها عمدتا حاوی عناصری هستند که در محیط های زنده یافت می شوند به عنوان مثال می توان به کلسیم، فسفر، سدیم، پتاسیم ومنیزیم اشاره کرد. همچنین عناصری نظیر آلومینیم و تیتانیم در سرامیک ها وجود دارند که خاصیت سمی آنها در مقابل بافت زنده بسیار محدود و ناچیز است.

بیو سرامیک ها برخلاف فلزات حتی پس از قرار گرفتن به مدت طولانی در محیط زنده دچار تغییرات شیمیایی شدید نمی شوند. حتی هنگامی که در دراز مدت تخریب شیمیایی و مکانیکی در آنها رخ می دهد غلظت محصولات ناشی از تخریب در همسایگی بافت زنده به آسانی توسط مکانیزم های طبیعی جذب در

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.17353351.1385.2.3.2.2]

بدن، قابل کنترل است. علاوه بر آنچه گفته شد، سرامیک ها بـه دلیـل داشـتن سـاختارهایی کـه بـر اسـاس پیوندهای کووالانت و یونی به وجود آمده اند عموما فاقد الکترون آزاد هـستند و در نتیجـه، در محـیط بافـت زنده که به علت وجود انواع یونهـا الکترولیـت محـسوب مـی گـردد دچـار خـوردگی ناشـی از تـشکیل پیـل الکتروشیمیایی نمی شوند.

بسیاری از اندیشمندان برآنند که با آغاز قرن بیست و یکم، سالهای شـکوفایی و بالنـدگی بیوتکنولـوژی آغـاز خواهد شد. از سویی دیگر، دانشمندان و متخصصان علم و مهندسی، هزاره سوم را عصر سرامیک نامیده‌انـد. برای درک اهمیت نظری و عملی این دو دیدگاه شاید بهتر باشد که آنها را با هم تلفیق کنیم. در سالهایی که خواهد آمد بیو تکنولوژی در شمار مهمترین چالشهایی خواهد بود که در قلمرو علم و فن فرآوری انسان قـرار خواهد گرفت و نقشی که بیو سرامیک ها در این میان بر عهده خواهند داشت بی گمان برجسته و انکار ناپذیر خواهد بود. امروزه نه تنها فعالیت های تحقیق و توسعه در خصوص استفاده از سرامیک ها به عنوان جانـشین بافت سخت به انجام می رسد، بلکه در زمینه استفاده از آنها در بافتهای نرم بدن نیـز پژوهـشهایی دشـوار بـا علاقه و جدیت پیگیری می شود. نگاهی به روند پیشرفت بیو سرامیکها از آغـاز تـا بـه امـروز مـا را بـه ایـن واقعیت می رساند کـه آغـاز سـده بیـست و یکـم فرصـتی بـرای پدیـد آوردن بنیـانی جهـت کـاربرد وسـیع بیوسرامیک‌ها در گستره متنوعی از کاربرد های پزشکی پدید آورده است.

۲- ویژگی های زیستی و خواص مکانیکی

برای استفاده در محیط های خورنده، مواد گوناگونی مورد استفاده قرار می گیرند. در اغلب کاربرد ها، وضعیت شیمیایی محیط مورد نظر به اندازه کافی شناخته شده است تا بتوان ماده مورد نیـاز را مطـابق بـا آن طراحـی کرد و ساخت. اما محیط زنده دنیایی کاملا متفاوت دارد. مایعات بدن عمدتا از محلول آبی یـک مـولار NaCl تشکیل شده است که در آن انواع اسید های آلی، پروتئین ها، آنزیم ها، ماکرومولکول های بیولوژیـک، انـواع الکترولیت ها و همچنین اکسیژن، نیتروژن و دی اکسید کربن حل شده یافت می شود[۱]. pH مـایع بـدن در حدود ۷/۳۵ است، اما بر اثر جراحت ممکن است تا ۵/۳ نیز کاهش پیدا کند که معمولا ظـرف ده روز بـه حـد طبیعی باز می گردد[۲]. علاوه بر پیچیدگی ناشی از انواع و تعداد اجزاء، اکتیویته شیمیایی هر جزء نیز همـواره در حال تغییر است. از این رو شگفت آور نیست که چنین محیطی، کاشتنی ها را از خـود برانـد و دوام آنهـا را دائما در معرض تهدید قرار دهد.

برای استفاده از یک کاشتنی باید به دو جنبه مهم توجه داشت: اول تـاثیری کـه محـیط بیولوژیـک بـر مـاده می‌گذارد و دوم اثری که ماده بر بدن دارد. حتی اگر تاثیر محیط فیزیولوژیک بر ماده نـاچیز باشـد و کاشـتنی بتواند یکپارچگی فیزیکی و مکانیکی خود را حفظ کند، چگونگی تاثیر مـاده بـر بـدن نهایـت اهمیـت را دارد. چنانچه کاشتنی موجب تغییراتی در بافت اطراف خود یا مایعات بـدن گـردد، ممکـن اسـت باعـث بـروز درد، بیماری، آسیب دیدگی اعضا و جوارح یا حتی مرگ شود. سازگاری زیستی، به معنای پذیرش یک ماده توسـط نظام ایمنی بدن، اصلی ترین عامل برای کاربرد یک ماده به عنـوان کاشـتنی در بـدن انـسان اسـت. قابلیـت تحلیل پذیری زیستی[1] و خواص مکانیکی از دیگر موارد مهمـی اسـت کـه در پایـداری یـک کاشـتنی تـاثیر بسزایی دارد[۳].

سرامیک های کلسیم فسفاتی در سیستم های بیولوژیک به طور گـسترده ای مـورد بررسـی و مطالعـه قـرار گرفته اند. از نظر خواص بیولوژیک، کلسیم فسفات ها را بسته به ترکیب و استوکیومتری مـی تـوان بـه سـه دسته دائمی، کمی تحلیل پذیر و کاملا تحلیل پذیر تقسیم کرد[۴]. تحلیل پذیری زیـستی تـابعی از دو عامـل ترکیب شیمیایی و سطح ویژه است. دلیل اصلی مقاومت هیدروکسی آپاتیت در برابر حلالیت و تحلیل پـذیری

[1] Biodegradability

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.17353351.1385.2.3.2.2]

در محیط های فیزیولوژیک، ترکیب شیمیایی آن است، به طوری که کاشتنی های آپاتیتی پس از چند سال تقریبا به همان صورت اولیه باقی می مانند[۴و۵و۷و۸]. در مقابل تری کلسیم فسفات تحلیل پذیر است و کاشتنی از جنس تری کلسیم فسفات ظرف مدت کوتاهی ناپدید می شوند و جای خود را به بافت طبیعی می‌دهند[۴و۶و۸]. در مقایسه با سایر ترکیبات کلسیم فسفاتی، حلالیت هیدروکسی آپاتیت بلورین و استوکیومتری در آب خالص بسیار کم است و از حل شدن آن در آب، محلولی اندکی قلیایی (pH۷-۹) به وجود می آید. هیدروکسی آپاتیت به خوبی در اسید حل می شود. باید توجه داشت که علاوه برترکیب، ساختار فیزیکی و بافت کاشتنی بر میزان تحلیل پذیری آن و قابلیت رشد استخوان به درون آن تاثیر دارد. به عنوان یک قاعده، هر چه میزان تخلخل در کاشتنی ها افزایش یابد، در عین حالی که از استحکام مکانیکی آن کاسته می شود، حلالیت و رشد استخوان به درون آن افزایش می یابد[۹].

امروزه همه محققان بر این نکته اتفاق نظر دارند که سرامیک های هیدروکسی آپاتیت از خاصیت زیست سازگاری و تشویق استخوان سازی[۲] بسیار خوبی برخوردارند. مستندات مربوط به این ویژگی هیدروکسی آپاتیت به فراوانی در مراجع پزشکی، دندان پزشکی و ارتوپدی یافت می شود. نتایج آزمایش های متعدد انجام شده در شرایط آزمایشگاهی In Vitro و In Vivo نشان داده است که هیدروکسی آپاتیت بسیار شبیه به مینرال استخوان است[۱۰و۱۱و۱۲و۱۳] و سرامیک های هیدروکسی آپاتیتی می توانند پیوند مستقیمی با استخوان برقرار کنند[۹و۱۴و۱۵و۱۶]. استخوان تقریبا حاوی ۵۸٪ آپاتیت، ۱۲٪ آب و ۲۵٪ مواد آلی به نام کلاژن[۳] است و آپاتیت در آن به صورت بلورک های بسیار ریز با ابعادی در حدود ۶۰ nm-۵ وجود دارد[۱۷].

به نظر می رسد که جالب ترین ویژگی هیدروکسی آپاتیت، یعنی زیست سازگاری آن، ناشی از توانایی آن برای برقراری نوعی پیوند شیمیایی با بافت سخت باشد. تصور بر این است که این پدیده به علت حل شدن سطح آپاتیت به مقدار کم و تبلور مجدد آن در فصل مشترک استخوان- آپاتیت رخ می دهد که در نتیجه آن، اتصال محکم و دو جانبه ای بین استخوان و هیدروکسی آپاتیت به وجود می آید. استفاده از هیدروکسی آپاتیت در ترمیم استخوان به صورت خود زا در جراحی هایی که به منظور بازسازی بافت های استخوانی معیوب انجام می شود بر همین مبنا قرار دارد. Jarcho فرآیند اتصال کاشتهای بدنی آپاتیتی به استخوان را به طور کامل بررسی نموده است[۱۸].

عامل دیگری که در مورد بیوسرامیک های هیدروکسی آپاتیت باید در نظر داشت خواص فیزیکی و مکانیکی آنهاست. دلیل اصلی توجه به خواص فیزیکی آپاتیت ها نقش مهمی است که این خواص در عملکردهای ساختاری- مکانیکی اسکلت بدن بر عهده دارند.

Jaroch و همکاران گزارش کردند که هیدروکسی آپاتیت تهیه شده توسط آنها در حالت کاملا متراکم به طور میانگین دارای استحکام فشاری برابر ۹۱۷ MPa و استحکام کششی برابر با ۱۹۶ MPa بوده است[۱۹]. Kato و همکاران استحکام فشاری و خمشی هیدروکسی آپاتیت را به ترتیب برابر با ۳۰۰۰ Kg/cm^2 (۲۹۴ MPa) و ۱۵۰۰ Kg/cm^2 (۱۴۷ MPa) و سختی آن را برابر ۳۵۰ Kg/mm^2 گزارش کردند[۲۰]. یک رابطه خطی بین مدول کشسانی و ضریب پواسون هیدروکسی آپاتیت سینتر شده و چگالی آن در محدوده ۷۵٪ چگالی تئوری و بالاتر توسط De With و همکاران مشاهده شد[۲۱].

در مجموع نتایج بررسی های مختلف انجام شده در مورد خواص مکانیکی قطعات هیدروکسی آپاتیتی نشان داده است که بسته به روش فرآوری و میزان تخلخل موجود در بدنه های آپاتیتی، استحکام کششی آنها در محدوده ۳۰۰-۲۰ MPa، استحکام فشاری در حدود ۹۰۰-۳۰ MPa، استحکام خمشی در محدوده ۲۰۰-۳۰ MPa، مدول کشسانی در حدود ۱۲۰-۳۰ GPa و چقرمگی شکست در محدوده ۱/۵-۰/۴۸ $MPa.m^{1/2}$

[2] Osteogenesis
[3] Collagen

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-06]
[DOR: 20.1001.1.17353351.1385.2.3.2.2]

قرار دارد[۲۲].

سختی کانی هیدروکسی آپاتیت در مقیاس Mohs همانند شیشه های معمولی و برابر ۵ است[۱۴] که اندکی سخت تر از مینای دندان می باشد. در جدول ۱ خواص مکانیکی سرامیک های هیدروکسی آپاتیتی و تری کلسیم فسفاتی با استخوان و دندان انسان مقایسه شده است. تغییرات زیاد کمیت های خواص مکانیکی در جدول را می توان به نوع فرآیندهای مختلف ساخت و تولید فازهای کلسیم فسفاتی نسبت داد. همانطور که مشاهده می شود قطعات سینتر شده هیدروکسی آپاتیت از استحکام فشاری مناسبی برخوردارند اما استحکام خمشی وچقرمگی شکست آنها جزء در مواردی که از تکنیک های بسیار پیشرفته نظیر پرس ایزواستاتیک گرم برای تهیه قطعات استفاده شده باشد عموما در عمل کافی نیست. زیرا وقتی که قصد استفاده از هیدروکسی آپاتیت به عنوان استخوان مصنوعی در میان باشد معمولا به استحکامی تا سه برابر استحکام استخوان طبیعی نیاز است. از این رو، در مواردی که تحمل بار مکانیکی ضروری ترین عامل باشد کاربرد هیدروکسی آپاتیت هنوز کاملا گسترش نیافته است.

جدول ۱- :مقایسه خواص مکانیکی هیدروکسی آپاتیت و β-TCP با استخوان ومینای دندان[۱۴].

ماده	استحکام کششی (MPa)	استحکام فشاری (MPa)	مدول کشسانی (GPa)	چقرمگی شکست ($MPa.m^{1/2}$)	سختی (Knoop)	ضریب پواسون
استخوان انسان	۶۰-۱۶۰	۱۳۰-۱۸۰	۳-۳۰	۲-۱۲	۱۳۲-۱۶۶	۰/۲۵
مینای دندان انسان	۱۰-۷۰	۲۵۰-۵۵۰	۱۰-۹۰	۱-۲	۴۰۰-۳۵۰۰	۰/۲۷
هیدروکسی آپاتیت	۴۰-۳۰۰	۳۰۰-۹۰۰	۸۰-۱۲۰	۰/۶-۱	۴۰۰-۴۵۰۰	۰/۲۸
بتا تری کلسیم فسفات	۴۰-۱۲۰	۴۵۰-۶۵۰	۹۰-۱۲۰	۱/۲	-	-

۳- نانو کامپوزیت ها و مکانیزم های استحکام بخشی

تحقیقات یک دهه اخیر در زمینه نانو کامپوزیت ها نشان می دهد که افزودن یک فاز ثانویه با ابعاد نانومتری به یک زمینه سرامیکی به دلیل کنترل بهتر ریز ساختار، سبب بهبود خواص مکانیکی زمینه می شود. از طرف دیگر به دلیل ماهیت پیوند اتمی در مواد سرامیکی که بیشتر از نوع کووالانت و یونی هستند این مواد دارای استحکام به ضربه پایین، چقرمگی پایین و عدم تغییر شکل پلاستیک می باشند که این نقطه ضعف سرامیک‌ها محسوب شده و کاربرد این مواد را محدود می کند. به همین دلیل بحث بررسی نانو کامپوزیت‌ها برای بهبود این خواص در سالهای اخیر مطرح شده است.

نانو کامپوزیت های سرامیکی یک زمینه سرامیکی تقویت شده به وسیله ذرات نانومتری هستند. فلسفه ساخت آنها در حقیقت ارائه راه حلی برای جبران نقطه ضعف عمده سرامیک ها یعنی تردی این مواد است. طبق نظریه گریفیث، استحکام شکست مواد ترد تنها با افزایش چقرمگی شکست و یا کاهش طول ترک بحرانی بهبود می یابد.

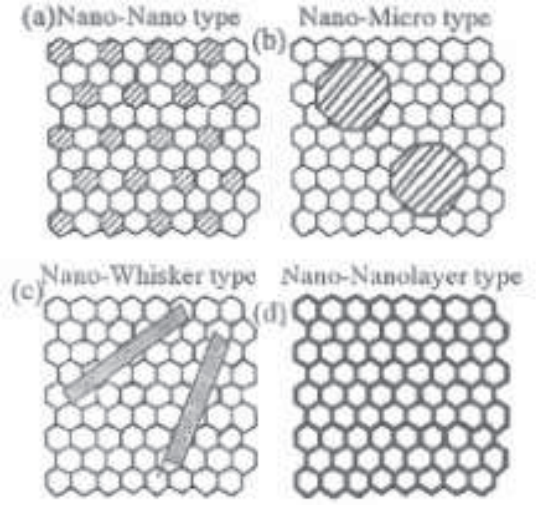
تعریفی که برای نانو کامپوزیت ها ارائه شده است بیان می کند که این دسته از مواد دارای بیش از یک فاز جامد هستند که حداقل یکی از این فازها دارای ابعاد نانومتری است. فاز جامد نانومتری می تواند کریستالی، شبه کریستالی و یا آمورف باشد. در حقیقت افزودن ذرات در ابعاد نانومتری سبب کنترل بهتر ریز ساختار و در نهایت رسیدن به خواص مطلوب می شود.

Niihara نانو کامپوزیت ها را بر اساس نحوه و چگونگی توزیع فاز تقویت کننده نانومتری در داخل زمینه‌ای

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.17353351.1385.2.3.2.2]

با ابعاد میکرومتر و یا نانومتر به چهار دسته نشان داده شده در شکل ۱ تقسیم بندی کرده است.



شکل ۱- تقسیم بندی انواع نانو کامپوزیت ها [۲۵].

به عنوان مثال Niihara توانسته است با ساخت نانوکامپوزیت Al_2O_3-%5volSiC استحکام بدنه آلومینا منولیتیک را از 350MPa به بیش از 1GPa و چقرمگی را از $3.25MPa.m^{1/2}$ به حدود $4.7MPa.m^{1/2}$ برساند[۲۳].

مهمترین ویژگی مواد اولیه نانومتری، میانگین اندازه ذرات خیلی ریز و خلوص بالاست. تنها در صورتی که فاز زمینه و تقویت کننده بسیار ریز دانه باشند امکان توزیع یکنواخت فاز نانومتری در بدنه نهایی به وجود می‌آید. خلوص بالای پودر اولیه نیز مانع از تشکیل فاز ثانویه در حین سینتر می شود.

در مورد مخلوط کردن پودرها برای ساخت نانو کامپوزیت ها می توان گفت پودرها را می توان به وسیله آسیاب تر در محیط آبی یا محلول های آلی به صورت مخلوط هموژن در آورد. مطالعات نشان داده است که استفاده از آب سبب تشکیل آگلومره های سخت در حین خشک کردن می شود. در صورتی که استفاده از محیط متانول سبب پایداری و دفلوکوله شدن ذرات می شود و از تشکیل آگلومره های سخت جلوگیری می‌کند. با این همه استفاده از آب هم کم هزینه و هم بی خطر است.

برای جلوگیری از تشکیل آگلومره ها به هنگام خشک کردن، پژوهشگران استفاده از مادون قرمز و نیز خشک کردن انجمادی را توصیه کرده اند، زیرا زمان خشک شدن سریع تر شده و امکان تشکیل آگلومره‌ها و جدایش در ذرات کمتر می شود.

برای شکل دادن بدنه نانو کامپوزیت از روش ریخته گری دوغابی، فیلتر پرس و قالبگیری تزریقی استفاده می‌شود. عواملی چون دانسیته خام، ترکیب پودرها و گاز خنثی بر سینتر بدنه ها تاثیر فراوانی دارد.

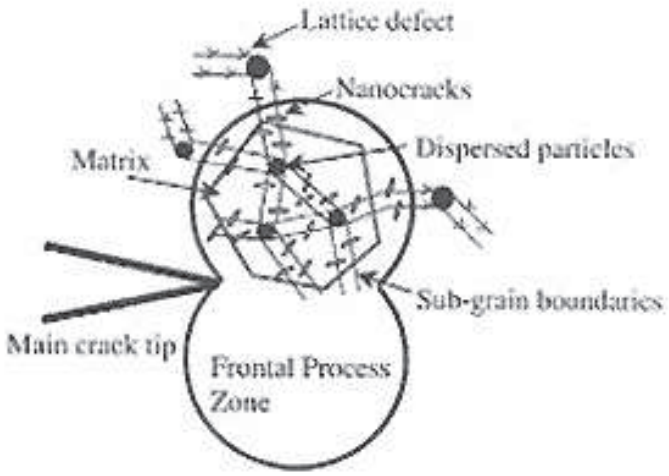
٤- مکانیزم موثر بر چقرمگی شکست نانوکامپوزیت‌ها

تحقیقات نشان می دهد که عدم انطباق ضرایب انبساط حرارتی مابین فاز زمینه و فاز تقویت کننده تنش موضعی شدیدی را در اطراف ذرات ایجاد می کند. این تنش موضعی سبب تشکیل مرزدانه های فرعی و نابجایی ها در اطراف ذرات در حین سرمایش بعد از سینتر می شود. ناحیه ای را که در آن مرزهای فرعی و نابجایی ها در اطراف ذرات ایجاد می شوند Frontal process zone می نامند. هنگامی که ترک اصلی به این ناحیه می رسد، میکروترک ها و نابجایی های غیر متحرک که نقش هسته میکروترک را بازی می کنند سبب شاخه ای شدن ترک اصلی و جذب انرژی نوک ترک شده و سبب بهبود چقرمگی نانو کامپوزیت می‌شوند[۲۴].

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.17353351.1385.2.3.2.2]

بر اساس رابطه Petch-Hall هر چه میانگین اندازه دانه ها کوچکتر باشد، طول بزرگترین ترک در زمینه کوچک خواهد بود و استحکام بدنه بالاتر خواهد رفت. در حالی که در نانو کامپوزیت ها، نانو ترکهای به وجود آمده از نابجایی ها در مقایسه با اندازه دانه ها خیلی کوچکتر است و به طور عمده بزرگترین حفره در نانو کامپوزیت ها، کنترل کننده استحکام است. بنابراین استحکام نانو کامپوزیت ها به دلیل عدم تشکیل ترکهای بزرگ در حین ساخت افزایش نشان می دهد.



شکل ۲- منطقه Frontal process در یک کامپوزیت [۲۶].

اگر چه مکانیزم هایی چون انشعاب ترک، انحراف ترک و نیز تنش پسماند ناشی از اختلاف ضریب انبساط حرارتی فاز تقویت کننده و فاز زمینه در افزایش چقرمگی مطرح هستند، در این بین مکانیزم های جذب کننده انرژی رشد ترک موثرتر بوده و به همین دلیل سعی شده است که با افزودن زیرکونیا، تاثیر تنش های ناشی از استحاله زیرکونیا بر چقرمگی و استحکام نانو کامپوزیت مورد بررسی قرار گیرد.

۵- نانوکامپوزیت های زمینه سرامیکی بر پایه هیدروکسی آپاتیت

یکی از محدودیت‌های استفاده از هیدروکسی آپاتیت به عنوان جایگزینی مناسب برای استخوان در بدن موجودات زنده، خواص مکانیکی پایین این ماده است. تهیه وساخت کامپوزیت های زمینه سرامیکی بر پایه هیدروکسی آپاتیت، یکی از روشهای حل این مشکل می باشد. نکته مهم در تهیه این کامپوزیت ها حفظ وکنترل خواص زیستی کامپوزیت به دست آمده است. در چند سال اخیر تعداد زیادی از تقویت کننده ها نظیر ذرات ثانویه، ویسکرها، الیاف بلند، پراکنده کردن ذرات فلزی در زمینه، استفاده از نانو تکنولوژی بر پایه تولید نانو کامپوزیت ها، استفاده از زیرکونیا تثبیت جزئی شده (PSZ) به عنوان ماده ای که باعث بهبود تافنس می‌شود، جهت بهبود خواص مکانیکی هیدروکسی آپاتیت های سنتز شده مورد استفاده قرار گرفته اند. جدول ۲ به خواص مکانیکی به دست آمده چندین کامپوزیت زمینه سرامیکی بر پایه هیدروکسی آپاتیت اشاره دارد. بهترین نتیجه به دست آمده توسط Dewith و Corbijn گزارش شده است که مربوط به کامپوزیت هیدروکسی آپاتیت با ۳۰-۲۰٪ فایبر فلزی آلیاژ Fe-Cr ، دارای تافنسی در محدوده K_{Ic} =6-7.4 $MPa.m^{1/2}$ و استحکامی در حدود σ_f = 175-224 MPa است[۲۵].

سوالی که مطرح می شود این است که آیا کامپوزیت های هیدروکسی آپاتیت تقویت شده با فلزات دارای قابلیت زیست سازگاری مناسب نسبت به هیدروکسی آپاتیت خالص هستند یا خیر؟

یکی از مزایای تهیه کامپوزیت ها افزایش تافنس واستحکام نسبت به هیدروکسی آپاتیت خالص است. اگر چه باید توجه کرد که با ورود مواد خارجی به داخل زمینه هیدروکسی آپاتیت، امکان کاهش قابلیت زیست

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-06]
[DOR: 20.1001.1.17353351.1385.2.3.2.2]

سازگاری به شدت زیاد شده و از طرف دیگر نیز با ورود این مواد احتمال تجزیه هیدروکسی آپاتیت به تری کلسیم فسفات نیز افزایش می یابد. حضور تری کلسیم فسفات در کنار هیدروکسی آپاتیت باعث افزایش سرعت اضمحلال ساختار آپاتیتی می شود و قابلیت رشد ترک نیز افزایش می یابد. همچنین تجزیه هیدروکسی آپاتیت بر مرحله سینتر کامپوزیتی تاثیر منفی دارد.

پیشتر از این گفته شد که بهترین ومناسب ترین تافنس به دست آمده مربوط به کامپوزیت های هیدروکسی آپاتیت تقویت شده با الیاف فلزی می باشد. ولی مشکلات فراوانی در راه استفاده از این کامپوزیت ها وجود دارد؛ مشکلاتی چون خوردگی، سایش یا واکنشهای زیان بار این مواد با بافت مورد اتصال. تقریبا همه کاشتنی های فلزی به وسیله بافت موجود کپسوله می شود که این امر از توزیع صحیح تنش ها در طول کاشتنی جلوگیری می کند و باعث سست شدن کاشتنی می شود. انتظار می رود که قابلیت زیست سازگاری کاشتنی کامپوزیتی هیدروکسی آپاتیت/فلز نسبت به بیوسرامیک هیدروکسی آپاتیت خالص تا حدی کمتر باشد[۲۶و۲۷].

جدول ۲-خواص مکانیکی چند کامپوزیت بر پایه هیدروکسی آپاتیت[۲۵].

فاز تقویت کننده (برحسب درصد حجمی)	دانسیته نسبی٪	استحکام خمشی MPa	تافنس $MPa.m^{1/2}$	فازهای به دست آمده	فرآیند ساخت (دما برحسب سانتیگراد)
۶۰-۵٪ویسکر SiC یا Si_3N_4	۷۲/۵-۹۸	۱۸۰-۳۰۰	۲/۵-۳/۲	HAP β-TCP α-TCP	سینتر ۱۳۰۰-۱۲۵۰ HP دردمای ۱۲۰۰-۱۰۰۰
۳۰-۱۰٪ فایبرهای فلزی	۹۴-۱۰۰	۹۶-۲۲۴	۳/۷-۷/۴	HAP	HP در دمای ۱۰۰۰
۳۰-۵٪ ذرات آلومینا	۹۶-۹۹/۷	۹۰-۲۵۰	۱/۴-۲/۵	HAP β-TCP جزئی	HP در دمای ۱۲۵۰-۱۰۰۰
۱۵-۵٪ صفحات SiC	۷۶-۸۱	--	--	HAP β-TCP α-TCP	سینتر در دمای ۱۲۰۰-۱۰۰۰
۱۰٪ فایبرهای ZrO_2 یا Al_2O_3	۶۸-۸۲	--	--	HAP β-TCP	سینتر در دمای ۱۱۵۰-۱۰۰۰
٪۱۰-۵۰ $(3Y)ZrO_2$	۹۳-۹۹/۵	۱۶۰-۳۱۰	۱-۳	HAP β-TCP α-TCP	HP در دمای ۱۴۰۰-۱۰۵۰ گاهیHIP

مزیت اصلی یک ماده سرامیکی به عنوان مواد کاشتنی، مقاومت سایشی و مقاومت به خوردگی خوب و داشتن حداقل واکنش بین بافت موجود و کاشتنی است. بنابراین تعداد زیادی از مواد سرامیکی نظیر ZrO_2 , Al_2O_3 , SiC می توانند به عنوان یک عامل تقویت کننده در کامپوزیت های زمینه آپاتیتی مورد استفاده قرار گیرند.

یکی دیگر ازمشکلات کامپوزیت های ساخته شده بر پایه هیدروکسی آپاتیت، مشکل ساخت قطعات متراکم از این مواد است که با روشهای معمولی اعمال فشار ساخت قطعات متراکم امکان پذیر نبوده و معمولا نیاز به استفاده از روشهای گرانی چون پرس گرم[۴] و یا پرس ایزواستاتیک گرم[۵] می باشد.

برای حل این مشکل همچنین می توان از افزودن مواد کمک سینتر استفاده کرد. این مواد می توانند شامل ترکیباتی نظیر فلوریدهای پتاسیم، سدیم، لیتیم، منیزیم، کلسیم و یا فسفات های پتاسیم، سدیم و لیتیم یا اکسید های سدیم، لیتیم، منیزیم، آلومینیم و یا سیلیسیم باشد. این ترکیبات با تشویق فرآیند سینتر در حضور فاز مایع یا با افزایش ضریب دیفوزیون در هیدروکسی آپاتیت باعث بهبود خواص تراکم یافتن قطعه ساخته

[4] Hot pressing
[5] Hot isostatic pressing

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-06]
[DOR: 20.1001.1.17353351.1385.2.3.2.2]

شده می شوند. باید توجه داشت که با افزودن این مواد کمک سینتر، حضور فازهای آلفا و یا بتا تـری کلـسیم فسفات افزایش نیابد، چون این دو فاز باعث پایین آمدن پایداری خاصیت زیست سازگاری و افزایش سـرعت جذب سرامیک هیدروکسی آپاتیت می شوند. حضور ترکیب CaO نیز باعث عدم اتصال و چسبیدن مـواد بـه دلیل ایجاد تنش ناشی از تبدیل شدن به $Ca(OH)_2$ و تغییر حجم می شود.

علی رغم بهبود استحکام و تافنس با ساخت کامپوزیت های سرامیک–هیدروکسی آپاتیت، به دلیل مـشکلات ناشی از کاهش قابلیت زیست سازگاری و همچنین فرآیند های ساخت گران و پرهزینه و سایر مشکلاتی کـه در بالا به آن اشاره شد، رویکردهای جدیدی نظیر ساخت کامپوزیت های زمینه آپاتیتی با شیشه های بیواکتیو یا پلیمرها و یا استفاده از فرآیند پوشش دهی هیدروکسی آپاتیت مورد توجه قرار گرفته است[۲۵].

٦- نتیجه‌گیری

به طور خلاصه، کاربردهای هیدروکسی آپاتیت به عنوان بیو سرامیک در حال حاضـر مربـوط بـه بازسـازی و ترمیم فک، معالجه ضایعات دندانی و استفاده در جراحی های پلاستیک و ارتوپدی می باشد. به جز کاربرد در پزشکی و دندان پزشکی به عنوان ماده جایگزین بافت سخت، هیدروکسی آپاتیت موارد استفاده دیگـری نیـز دارد. مواد نانو کامپوزیت کاشتنی خنثی از خواص مکانیکی کافی و قابل توجه ای برای استفاده به عنوان یک ایمپلنت برخوردارند. برای بهبود قابلیت زیست سازگاری نیز از کامپوزیت هایی بر پایه کلسیم فسفات ها نظیر هیدروکسی آپاتیت و تری کلسیم فسفات استفاده می شود تا پیوند و اتصال با استخوان ها سـریع تـر برقـرار شود. هیدروکسی آپاتیت و تری کلسیم فسفات به عنوان یک عامل جوانه زا برای رشـد اسـتخوان هـا عمـل کرده و وجود یونهای Ca و P برای سرعت بخشیدن به رشد و تغییر فرم رشد استخوان لازم است.

مراجع

1. Hulbert, S. F., Klawitter, J. J., and Leonard, R. B., Ceramics in Severe Environments. New York (1971).
2. White, A., Handler, P., and Smith, E., Principles o/Biochemistry. 3rd Edt., McGraw Hill, New York (1964).
3. Kokubo, T., Kim, H. M., Kawashita, M., "Novel Bioactive Materials with Different Mechanical Properties," Biomaterials [24] 2161-2175 (2003).
4. Lavemia, C., and Schoenung, J .M., "Calcium Phosphate Ceramics as Bone Substitutes," Ceram. Bull., 70 [1] 95-100 (1991).
5. De Wijs, F. L. J. A., De Lange, G. L., De Putter, C., Van Den Wijngaard, J. A., J and De Groot, K., "Hydroxylapatite Blocks for Correction of Resorption Defects in the Frontal Area of the Partly Edentulous Maxilla," pp.235-24 in Vincenzini, p. (ed.), Ceramics in Clinical Applications. Elsevier, Amsterdam (1987).
6. Klein, C. P.A. T., Driessen, A. A., De Groot, K., and Van Den Hooff, A., "Biodegradation Behavior of Various Calcium Phosphate Materials in Bone Tissue," J: Biomed. Mater. Res., 17, 769-784 (1983).
7. Ramselaar, M. M. A., Driessens, F. C. M., Kalk, W., De Wijn, J.R., and Van Mullen, P. J., "Biodegradation of Four Calcium Phosphate Ceramics; In Vivo Rates and Tissue interactions," J Mater. Sci. Mater. Med., **2,** 63-70 (1991).
8. Driessens, F. C. M., Ramselaar, M.M.A., Schaeken, H. G., Stols, A. L. H., Van Mullem, P. J., and De Wijn, J. R., "Chemical Reactions of Calcium Phosphate Implants After Implantation In Vivo," J Mater. Sci. Mater. Med., 3,413-417 (1992).
9. Hench, L. L., "Bioceramics :From Concept to Clinic" J. Am. Ceram. Soc ,74[7] 1487-510 (1991).
10. Montel, G., Bonel, G., Heughebaert, J. C., Trombe, J. C., and Rey, C., "New Concepts in the Composition, Crystallization and Growth of the Mineral Component of Calcified Tissues," J. Cryst. Growth, 53, 74-99 (1981)
11. Young, R. A., "Biological Apatite vs Hydroxyapatite at the Atomic Level," Clin.

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.17353351.1385.2.3.2.2]

Ortho. Rel. Res., 113, 249-262 (1975).
12. De Groot, K., Biocompatibility of Clinical Implant Materials, Vol.1. CRC Press, Boca Raton, P.199 (1981).
13. Nancollas, G. H., "The Mechanism of Biological Mineralization," J. Crystal Growth, 42, 185-193 (1977).
14. Cao, W., and Hench, L. L., "Bioactive Materials" Ceram. Inter., 22, 493-507 (1996).
15. Hench, L. L., Splinter, R. J., and Allen, W. C., and Greenlee, T. K., "Bonding Mechanisms at the Interface of Ceramic Prosthetic Materials, J. Biomed. Mater. Res., 2, 117-141 (1972).
16. Xingdong, Z., Pin, Z., Jianguo, Z., Weiqun, C., and Choung, W., "A Study of Hydroxyapatite Ceramics and its Osteogenesis," pp.408-416 in Ravaglioli, A., and Krajewsky, A. (eds.), Bioceramics and the Human body. Elsevier Applied Science, London and New York (1992).
17. Katz, J. L., and Harper, R. A., "Calcium Phosphates and Apatites," Encyclopedia of Materials Science and Engineering,. Vol.1. Oxford. (1986).
18. Jarcho, M., "Calcium Phosphate Ceramics as Hard Tissue Prosthetics," Clin. Orthop. Relat. Res., 157, 259-278 (1981).
19. Jarcho, M., Bolen, C. H., Thomas, M. B., Bobick, J., Kay, J.F., and Doremus, T .H., "Hydroxylapatite Synthesis and Charactrization in Dense Polycrystalline Form,"J. Mater. Sci, 11, 2027-2035 (1976).
20. Kato, K., Aoki, H., Tabata, T., and Ogiso, M, "Biocompatibility of Apatite Ceramics in Mandibles," Biomater. Med. Devices Artif. Organs, **7,** 291-297 (1979).
21. De With, G., Van Dijk, H. J. A., Hattu, N., and Prijs, K., "Preparation, Microstructure and Mechanical Properties of Dense Polycrystalline" J. Mater. Sci., 16, 1592-1598 (1981).
۲۲. مهران صولتی هشجین، "تاثیر روش سنتز پودر بر ریز ساختار و خواص هیدروکسی آپاتیت" رساله درجه دکتری با راهنمایی و مشاوره دکتر فتح ا...مضطرزاده، دکتر سید جلال حجازی و دکتر مرتضی سهرابی، پژوهشگاه مواد وانرژی، کرج، ۱۳۷۶.
23. Niihara, K., Jeorg, Y. K., J. Nanostructured Materials., No 9., 193-196. (1997).
24. Awaji, H., Choi, S.M., Yagi, E., J. Mechanics of Materials., No 34., 411-422 (2002).
25. Wojciech, S., Masahiro, Y., "Processing and Properties of Hydroxyapatite-based Biomaterials for Use as Hard Tissue Replacement Implant, "J. Mater.Res.Vol.13, No1. (1998).
۲۶. نرجس باقری سبزوار، "بررسی امکان تهیه بیو کامپوزیت های هیدروکسی آپاتیت و شیشه فسفات کلسیم" رساله درجه کارشناسی ارشد با راهنمایی و مشاوره دکتر علی اصغر بهنام، دکتر بابک رئیسی دهکردی، دکتر فتح ا... مضطرزاده، پژوهشگاه مواد وانرژی، کرج، تابستان ۱۳۸۳.
۲۷. محمد اصفهانیان، "لایه نشانی الکتروفورتیکی هیدروکسی آپاتیت بر روی ایمپلانتهای فلزی" رساله درجه کارشناسی ارشد با راهنمایی و مشاوره دکتر فتح ا... مضطرزاده، دکتر بابک رئیسی دهکردی، دکتر مهران صولتی هشجین، پژوهشگاه مواد وانرژی، کرج، اسفند ۱۳۷۹.

[Downloaded from jicers.ir on 2026-11-06]

[DOR: 20.1001.1.17353351.1385.2.3.2.2]