

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه صنعتی امیرکبیر
(پلی تکنیک تهران)

دانشکده مهندسی پزشکی

پایان نامه کارشناسی ارشد
رشته مهندسی پزشکی - گرایش بیومتریال

**تأثیر دی کلسیم فسفات دی هیدرات (براشیت) بر تخریب پذیری بیو سرامیک
کلسیم فسفاتی متخلخل در محلول شبیه سازی شده با محیط بدن
(SBF)**

نگارش:

داود بی زری

استاد راهنما:

پروفسور فتح‌الله... مضطرزاده

شهریور ۸۶

بسمه تعالی

شماره:

تاریخ:

معاونت پژوهشی

فرم پروژه تحصیلات تکمیلی ۷

فرم اطلاعات پایان نامه
کارشناسی ارشد و دکترا

۱- مشخصات دانشجو

نام و نام خانوادگی: داود بی‌زری

شماره دانشجویی: ۸۴۱۳۳۰۵۹

دانشگاه: تهران

دانشکده: مهندسی پزشکی

رشته تحصیلی: مهندسی پزشکی - بیومتریال

موضوع: مهندسی پزشکی

نام و نام خانوادگی استاد راهنما: دکتر فتح‌الله مضطرزاده

عنوان به فارسی: تأثیر دی‌کلسیم فسفات دی‌هیدرات (براشیت) بر تخریب پذیری بیو سرامیک کلسیم فسفاتی متخلخل در محلول شبیه سازی شده با محیط بدن (SBF)

عنوان به انگلیسی: Effect of dicalcium phosphate dihydrate (brushite) on biodegradation of the porous calcium phosphate bioceramic in simulated body fluid (SBF)

نوع پروژه:

کاربردی

توسعه

نظری

تاریخ شروع: ۸۵/۸/۳۰

تاریخ خاتمه: ۸۶/۶/۳۱

تعداد واحد: ۶

سازمان تأمین کننده اعتبار: -----

واژه های کلید به فارسی: کلسیم فسفات متخلخل، هیدروکسی آپاتیت، براشیت، قابلیت تخریب پذیری، محیط شبیه سازی شده بدن

واژه های کلیدی به انگلیسی: porous calcium phosphate, hydroxyapatite, brushite, biodegradable, simulated body fluid (SBF)

تقدیم بہ:

پدر و مادر دلسوز

و فداکارم

تقدیر و تشکر

سپاس بیکران فدای را که توفیق علم آموزی به من داد و در همه حال یاور من بود.

تشکر صمیمانه دارم از:

استاد راهنمای بزرگوار جناب آقای **پروفسور دکتر فتح‌ا... مضطرزاده**
بفاطر مساعدتهای بی‌دریغشان در طول پروژه،

استاد مشاور ارجمند جناب آقای **دکتر سید محمود ربیعی** بفاطر
راهنمایی‌هایشان در انجام پروژه،

اساتید گرانقدر جناب آقای **دکتر مهران صولتی** و جناب آقای **دکتر**
پازوکی بفاطر دآوری و تصحیح این پروژه،

دوستان گرامی آقایان مهندس ممد رضا تصریری، مهندس مسعود شافغلی، و به ویژه
دوست و برادر گرامی جناب آقای مهندس امیرحسین بهسیری اصفهانی، و خانمها
مهندس آزاده گودرزی، مهندس زهرا افوان،

... و همه دوستانی که در طول این پروژه مرا یاری نمودند.

چکیده

بیوسرامیک‌های کلسیم فسفاتی به دلیل دارا بودن خواص زیست‌سازگاری عالی و شباهت ترکیب شیمیایی با استخوان طبیعی، توجه بسیاری را به خود جلب نموده‌اند. هیدروکسی‌آپاتیت و تری‌کلسیم فسفات در جراحی‌های ارتوپدی هم به عنوان داربست‌های حمایت‌کننده موقت و هم به صورت خمیرهای ویژه جهت پرکردن عیوب استخوانی مورد استفاده قرار می‌گیرند. در سال‌های اخیر بیش‌ترین تحقیقات در زمینه گرافت‌های استخوانی تخریب‌پذیر، بر روی بیو سرامیک‌های هیدروکسی-آپاتیت/تری‌کلسیم فسفات انجام گرفته است. توسعه سایر ترکیبات کلسیم فسفاتی تخریب‌پذیر جهت کاربرد به عنوان گرافت استخوانی، می‌تواند فرایند جذب بیومتریال در بدن و جایگزینی استخوان طبیعی با آن را بهبود بخشد. در این پروژه تخریب‌پذیری بیوسرامیک کلسیم فسفاتی دوفازی هیدروکسی‌آپاتیت و دی‌کلسیم فسفات دی‌هیدرات (براشیت)، در نسبت‌های مختلف، مورد بررسی قرار گرفته است. اساس کار با هدف بدست آوردن نسبت بهینه بین فاز نسبتاً پایدار، یعنی هیدروکسی‌آپاتیت و فاز تخریب‌پذیر، یعنی براشیت انجام گرفته است. در این پژوهش قطعات متخلخل کلسیم فسفاتی دوفازی از روش اسفنج پلیمری در پنج نسبت تهیه شده‌اند:

(۱) ۱۰۰٪ هیدروکسی‌آپاتیت به عنوان نمونه شاهد (۲) ترکیب شامل هیدروکسی‌آپاتیت و ۱۰٪ براشیت (۳) ترکیب شامل هیدروکسی‌آپاتیت و ۲۰٪ براشیت (۴) ترکیب شامل هیدروکسی‌آپاتیت و ۳۰٪ براشیت (۵) ترکیب شامل هیدروکسی‌آپاتیت و ۴۰٪ براشیت. قطعات بدست آمده سپس در دمای ۱۲۰۰ درجه سانتی‌گراد سینتر گردیدند و آنالیز فازی پراش پرتو ایکس بر روی آنها انجام گرفته است. پس از آن جهت انجام مطالعات تخریب‌پذیری بلند مدت، در بازه‌های زمانی ۰، ۴، ۸، ۱۲، و ۲۰ هفته، نمونه‌ها در محیط شبیه سازی شده با بدن قرار داده شده‌اند. ارزیابی‌های مختلف مانند تغییر وزن، بررسی تخلخل و دانسیته، بررسی ریز ساختار سطح، و اندازه‌گیری استحکام فشاری نیز در این فواصل زمانی بر روی نمونه‌های تهیه شده انجام گرفته است.

برخی از نتایج حاصل از این پژوهش عبارتند از:

(۱) افزایش فاز براشیت در دوغاب اولیه باعث افزوده شدن درصد بتا تری کلسیم فسفات در

نمونه‌های سینتر شده می‌گردد.

(۲) بررسی ریزساختار و اندازه تخلخل نمونه‌های مختلف نشان می‌دهد که اندازه اکثر

تخلخل‌ها در حدود $200-300 \mu\text{m}$ بوده است

(۳) در شرایط یکسان با افزایش درصد براشیت در دوغاب اولیه، دانسیته نمونه‌ها نسبتاً افت داشته و میزان تخلخل‌های موجود در ساختار افزایش می‌یابد.

(۴) در نمونه‌های دارای ۳۰ درصد و بیشتر براشیت، با افزایش زمان انکوباسیون، مقادیر استحکام فشاری و مدول الاستیسیته نمونه‌ها به طور قابل ملاحظه‌ای کاهش می‌یابند.

(۵) با افزایش فاز براشیت در دوغاب اولیه، میزان تخریب‌پذیری نمونه‌ها افزایش می‌یابد. کلیدواژه‌ها: براشیت، هیدروکسی‌آپاتیت، تخریب‌پذیری، روش اسفنج پلیمری، محیط شبیه‌سازی شده با بدن (SBF)

فصل اول- مروری بر منابع مطالعاتی.....	۱
۱- بافت استخوانی.....	۱
۱-۱- استخوان متراکم.....	۱
۱-۲- استخوان اسفنجی.....	۱
۱-۳- انواع استخوان ها.....	۲
۱-۳-۱- استخوان های بلند.....	۲
۱-۳-۲- استخوان های کوتاه.....	۴
۱-۳-۳- استخوان های پهن.....	۴
۱-۳-۴- استخوان های نامنظم.....	۴
۱-۳-۵- استخوان های غضروفی.....	۵
۱-۴- ساختار میکروسکوپی.....	۵
۱-۵- ترکیب شیمیایی شبکه استخوان.....	۶

- ۱-۶-سلولهای بافت استخوان..... ۸
- ۲- مواد مورد مصرف در ایمپلنت‌های ارتوپدی..... ۱۰
- ۲-۱- بیومتریالها..... ۱۰
- ۲-۲- بیوسرامیک‌ها..... ۱۵
- ۲-۳-سرامیکهای کلسیم فسفاتی..... ۱۷
- ۲-۳-۱- انواع کلسیم فسفاتها..... ۲۰
- ۲-۳-۱-۱- کلسیم فسفاتهای دمای پایین..... ۲۰
- ۲-۳-۱-۲- کلسیم فسفاتهای دمای بالا..... ۲۳
- ۲-۳-۲- کلسیم فسفاتهای دارای کاربرد بیولوژیک..... ۳۴
- ۲-۳-۳- شیمی حلالیت کلسیم فسفاتها..... ۳۵
- ۲-۳-۳-۱- کلسیم فسفاتهای قابل جذب..... ۳۶
- ۲-۳-۳-۲- تشکیل کلسیم فسفاتها..... ۳۷
- ۲-۳-۳-۳- پایداری کلسیم فسفاتها..... ۳۹

۳- بیوسرامیکهای متخلخل.....	۴۲
۳-۱- مواد متخلخل.....	۴۲
۳-۲- روش های ساخت بدنه های سرامیکی متخلخل.....	۴۵
۳-۳- تهیه بدنه های هیدروکسی آپاتیت متخلخل.....	۴۸
۴- ترکیبات کلسیم فسفاتی به عنوان پیوند استخوان.....	۵۲
۴-۱- زیست تخریب پذیری سرامیکهای کلسیم فسفاتی.....	۵۳
فصل ۲ - فعالیت های عملی و آزمایشگاهی.....	۵۵
۲-۱- مواد اولیه.....	۵۵
۲-۲- روش کار.....	۵۷
۲-۳- آزمایشهای انجام شده بر روی نمونه ها.....	۵۸
۲-۳-۱- آنالیز توسط پراش اشعه ایکس (XRD).....	۵۸
۲-۳-۲- آنالیز توسط انتقال فوریه مادون قرمز (FTIR).....	۵۹
۲-۳-۳- بررسی توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی (SEM).....	۵۹

۶۰	۲-۳-۴- بررسی خواص مکانیکی.....
۶۰	۲-۳-۵- بررسی حالیت و تخریب نمونه ها.....
۶۱	۲-۳-۶- بررسی تخلخل و دانسیته
۶۲	فصل ۳- نتایج و بحث.....
۶۲	۳-۱- شناسایی نمونه های مختلف.....
۸۲	۳-۲- بررسی های میکروسکوپی.....
۸۵	۳-۳- استحکام فشاری.....
۸۸	۳-۴- بررسی میزان تخریب پذیری قطعات متخلخل.....
۹۱	۳-۵- اندازه گیری دانسیته و میزان تخلخلها.....
۹۵	فصل ۴- نتیجه گیری و پیشنهادها.....

شکل ۱-۱- تصویر انتهای سر استخوان ران که ساختار داخلی استخوان بلند.

شکل ۱-۲- قسمت‌های یک استخوان بلند.

شکل ۱-۳- ساختار میکروسکوپی استخوان.

شکل ۱-۴- ساختار پروتئین کلاژن.

شکل ۱-۵- تقسیم بندی بیوسرامیک ها از نظر پاسخ بیولوژیک با بدن .

شکل ۱-۶- ساختار بلوری هیدروکسی آپاتیت. تصویر بر صفحه ۰۰۱ .

شکل ۱-۷- ساختار هیدروکسی آپاتیت- الف: ستونهای با مختصات ۹ تایی از تتراندراهای کلسیم I-
ب: سه گوشهایی با مختصات ۷ تایی از تتراندراهای کلسیم II .

شکل ۱-۸- دیاگرام تخریب پذیری چند کلسیم فسفات در دمای ۳۷ درجه سانتیگراد

شکل ۱-۹- تغییرات چقرمگی شکست با درصد تخلخل در سرامیکهای آپاتیتی.

شکل ۱-۱۰- تغییرات استحکام فشاری با درصد حجمی تخلخل در سرامیکهای HAp .

شکل ۱-۱۱- پایداری فازهای کلسیم فسفاتی بر اساس میزان کلسیم در pH مختلف .

شکل ۱-۱۲- دیاگرام فازی سیستم CaO-P2O5 در دمای بالا بدون حضور آب.

شکل ۱-۱۳- حلالیت فازهای مختلف در سیستم CaO-P2O5-H2O تابع pH.

شکل ۱-۱۴- مثال‌هایی از انواع مواد متخلخل.

شکل ۱-۱۵- شمایی از انواع مختلف مورفولوژی‌های تخلخل.

شکل ۱-۱۶- تقسیم بندی مواد متخلخل برحسب اندازه تخلخل‌ها.

شکل ۱-۱۷- شمایی از گونه‌های متفاوت تخلخل.

شکل ۱-۱۸- برش مقطعی از یک نوع بیوسرامیک خنثی متخلخل جهت رشد استخوان.

شکل ۱-۱۹- شمایی از تشکیل بدنه متخلخل از طریق خروج مواد فرار در حین پخت.

شکل ۱-۲۰- مراحل ایجاد بدنه متخلخل به روش فومینگ.

شکل ۱-۲۱- تصویر SEM از یک نمونه فوم سرامیکی (قطر تخلخل‌ها ۵۰۰ میکرون است).

شکل ۱-۲۲- ریزساختار مرجان (HA200)Porties .

شکل ۱-۲۳- ریزساختار مرجان (HA500) Goinopora .

شکل ۳-۱- الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به نمونه شاهد (۰ روز انکوباسیون در SBF): پودر اولیه شامل ۱۰۰٪ هیدروکسی آپاتیت

شکل ۳-۲- الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به نمونه شاهد (۰ روز انکوباسیون در SBF): پودر اولیه شامل HA/DCPD= 90/10

شکل ۳-۳- الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به نمونه شاهد (۰ روز انکوباسیون در SBF): پودر اولیه شامل HA/DCPD= 80/20

شکل ۳-۴- الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به نمونه شاهد (۰ روز انکوباسیون در SBF): پودر اولیه شامل HA/DCPD= 70/30

شکل ۳-۵- الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به نمونه شاهد (۰ روز انکوباسیون در SBF): پودر اولیه شامل HA/DCPD= 60/40

شکل ۳-۶- الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به نمونه پس از ۸ هفته انکوباسیون در SBF: پودر اولیه شامل HA/DCPD= 100/0

شکل ۳-۷-الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به نمونه پس از ۸ هفته انکوباسیون در SBF: پودر اولیه
شامل HA/DCPD= 90/10

شکل ۳-۸-الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به نمونه پس از ۸ هفته انکوباسیون در SBF: پودر اولیه
شامل HA/DCPD= 80/20

شکل ۳-۹-الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به نمونه پس از ۸ هفته انکوباسیون در SBF: پودر اولیه
شامل HA/DCPD= 70/30

شکل ۳-۱۰-الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به نمونه پس از ۸ هفته انکوباسیون در SBF: پودر اولیه
شامل HA/DCPD= 60/40

شکل ۳-۱۱-الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به نمونه پس از 20 هفته انکوباسیون در SBF: پودر اولیه
شامل HA/DCPD= 100/0

شکل ۳-۱۲-الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به نمونه پس از 20 هفته انکوباسیون در SBF: پودر اولیه
شامل HA/DCPD= 90/10

شکل ۳-۱۳-الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به نمونه پس از 20 هفته انکوباسیون در SBF: پودر اولیه
شامل HA/DCPD= 80/20

شکل ۳-۱۴-الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به نمونه پس از 20 هفته انکوباسیون در SBF: پودر اولیه
شامل HA/DCPD= 70/30

شکل ۳-۱۵-الگوی پراش پرتو ایکس مربوط به نمونه پس از 20 هفته انکوباسیون در SBF: پودر
اولیه شامل HA/DCPD= 60/40

شکل ۳-۱۶-طیف فروسرخ مربوط به نمونه شاهد (۰ روز انکوباسیون در SBF): پودر اولیه شامل
HA/DCPD= 100/0

شکل ۳-۱۷-طیف فروسرخ مربوط به نمونه شاهد (۰ روز انکوباسیون در SBF): پودر اولیه شامل
HA/DCPD= 90/10

شکل ۳-۱۸- طیف فرسرخ مربوط به نمونه شاهد (۰ روز انکوباسیون در SBF): پودر اولیه شامل
HA/DCPD= 80/20

شکل ۳-۱۹- طیف فرسرخ مربوط به نمونه شاهد (۰ روز انکوباسیون در SBF): پودر اولیه شامل
HA/DCPD= 70/30

شکل ۳-۲۰- طیف فرسرخ مربوط به نمونه شاهد (۰ روز انکوباسیون در SBF): پودر اولیه شامل
HA/DCPD= 60/40

شکل ۳-۲۱- طیف فرسرخ مربوط به نمونه پس از 20 هفته انکوباسیون در SBF: پودر اولیه شامل
HA/DCPD= 100/0

شکل ۳-۲۲- طیف فرسرخ مربوط به نمونه پس از 20 هفته انکوباسیون در SBF: پودر اولیه شامل
HA/DCPD= 90/10

شکل ۳-۲۳- طیف فرسرخ مربوط به نمونه پس از 20 هفته انکوباسیون در SBF: پودر اولیه شامل
HA/DCPD= 80/20

شکل ۳-۲۴- طیف فرسرخ مربوط به نمونه پس از 20 هفته انکوباسیون در SBF: پودر اولیه شامل
HA/DCPD= 70/30

شکل ۳-۲۵- طیف فرسرخ مربوط به نمونه پس از 20 هفته انکوباسیون در SBF: پودر اولیه شامل
HA/DCPD= 60/40

شکل ۳-۲۶- مقایسه الگوی پراش اشعه X نمونه ها

شکل ۳-۲۷- مقایسه الگوی پراش اشعه ایکس HA/DCPD=100/0 در زمانهای ۰ و ۸ هفته پس از
۲۰ هفته پس از ماندگاری در محلول SBF

شکل ۳-۲۸- مقایسه طیف فرسرخ نمونه HA/DCPD=100/0 در زمانهای ۰ و ۲۰ هفته پس از
ماندگاری در محلول SBF

شکل ۳-۲۹- مقایسه الگوی پراش اشعه ایکس HA/DCPD=90/10 در زمانهای ۸ و ۲۰ هفته پس
از ماندگاری در محلول SBF

شکل ۳-۳۰- مقایسه طیف فروسرخ نمونه HA/DCPD=90/10 در زمانهای ۰ و ۲۰ هفته پس از ماندگاری در محلول SBF

شکل ۳-۳۱- مقایسه الگوی پراش اشعه ایکس HA/DCPD=80/20 در زمانهای ۸ و ۲۰ هفته پس از ماندگاری در محلول SBF

شکل ۳-۳۲- مقایسه طیف فروسرخ نمونه HA/DCPD=80/20 در زمانهای ۰ و ۲۰ هفته پس از ماندگاری در محلول SBF

شکل ۳-۳۳- مقایسه الگوی پراش اشعه ایکس HA/DCPD=70/30 در زمانهای ۸ و ۲۰ هفته پس از ماندگاری در محلول SBF

شکل ۳-۳۴- مقایسه طیف فروسرخ نمونه HA/DCPD=70/30 در زمانهای ۰ و ۲۰ هفته پس از ماندگاری در محلول SBF

شکل ۳-۳۵- مقایسه الگوی پراش اشعه ایکس HA/DCPD=60/40 در زمانهای ۸ و ۲۰ هفته پس از ماندگاری در محلول SBF

شکل ۳-۳۶- مقایسه طیف فروسرخ نمونه HA/DCPD=60/40 در زمانهای ۰ و ۲۰ هفته پس از ماندگاری در محلول SBF

شکل ۳-۳۷- تصاویر SEM از ریزساختار نمونه HA/DCPD=60/40

شکل ۳-۳۸- تصویر SEM از حفره در حدود $300 \mu\text{m}$

شکل ۳-۳۹- تصویر تخلخل با اندازه حدود ۲۰۰ میکرومتر

شکل ۳-۴۰- استحکام فشاری قطعات متخلخل پس از گذشت زمانهای مختلف انکوباسیون

شکل ۳-۴۱- مدول الاستیسیته قطعات متخلخل پس از گذشت زمانهای مختلف انکوباسیون

شکل ۳-۴۲- بررسی تخریب پذیری از طریق اندازه گیری تغییرات وزنی قطعات متخلخل پس از گذشت زمانهای مختلف انکوباسیون

شکل ۳-۴۳- بررسی دانسیته قطعات متخلخل پس از گذشت زمانهای مختلف انکوباسیون

شکل ۳-۴۴- بررسی میزان تخلخلها در قطعات متخلخل پس از گذشت زمانهای مختلف انکوباسیون

جدول ۱-۱- خلاصه ای از تاریخچه بیومتریال.

جدول ۲-۱- میزان حلالیت ترکیبات کلسیم فسفاتی.

جدول ۳-۱- مقایسه خواص مکانیکی HAp با استخوان‌های متراکم و اسفنجی.

جدول ۴-۱- سیمان های آپاتیتی عمده.

جدول ۵-۱- عمده‌ترین کلسیم‌فسفات‌های دارای کاربرد بیولوژیک.

جدول ۶-۱- برخی از فرایندهای تولید سرامیک‌های متخلخل.

جدول ۷-۱- کلسیم‌فسفات‌ها و ثابت حلالیت آنها.

جدول ۱-۲- میزان عناصر، ترکیبات ناخالصی و اندازه ذرات برایشیت یا دی کلسیم فسفات آبدار (DCPD) با فرمول $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$.

جدول ۲-۲- ترکیب محلول رینگر (کارخانجات دارو پنخش).

جدول ۳-۲- تجهیزات آزمایشگاهی مورد استفاده.

جدول ۴-۲- مراحل تهیه دوغاب‌های سرامیکی.

جدول ۵-۲- سیکل عملیات حرارتی نمونه‌ها.

جدول ۱-۳- طول موج مربوط به برخی از گروه‌های شیمیایی در الگوهای FTIR.

جدول ۲-۳- مقایسه استحکام فشاری نمونه‌های مختلف کلسیم فسفاتی.

جدول ۳-۳- بررسی میزان تخریب نمونه‌ها از طریق اندازه‌گیری تغییرات وزنی پس از زمانهای مختلف انکوباسیون در محلول رینگر.

جدول ۳-۴- بررسی میزان تخریب نمونه های دارای ۰، ۲۰، و ۴۰ درصد براشیت از طریق طیف سنجی جذب اتمی (AAS) مربوط به عنصر کلسیم در زمان های مختلف انکوباسیون.

جدول ۳-۵- بررسی دانسیته و میزان تخلخل دارای ۰، ۱۰، ۲۰، ۳۰، و ۴۰ درصد براشیت.

فصل اول

مروری بر منابع مطالعاتی

۱- بافت استخوانی

استخوان یکی از سخت‌ترین بافت‌های پیوندی است و وظیفه آن حفظ ساختار بدن، حفاظت از ارگان‌های داخلی بدن، انتقال نیرو، و تسهیل حرکات ماهیچه‌هاست. علاوه بر این استخوان به عنوان یک منبع کلسیم برای بدن عمل میکند و بعد از تولد، مغز استخوان‌ها اصلی‌ترین منبع خون‌سازی در بدن به شمار می‌روند. بافت سخت، بافت معدنی و بافت کلسیمی اسامی متشابهی هستند که اغلب برای استخوان به‌کار می‌روند تا توضیح‌دهنده ساختمان و خصوصیات آن باشند. بافت سخت در مقایسه با دیگر بافت‌های بدن که اغلب به آنها بافت نرم گفته می‌شود، استخوان نامیده می‌شود. استفاده از عنوان بافت معدنی و کلسیمی نیز به این خاطر است که عنصر اصلی سازنده استخوان، مواد معدنی مانند کلسیم است. به طور خلاصه استخوان یک ماده غیر ایزوتروپ، نامتجانس، غیر همگن، غیرخطی و ویسکوالاستیک پیچیده است. کل استخوان از دو نوع بافت تشکیل شده است: استخوان قشری یا متراکم و استخوان اسفنجی یا متخلخل. [۱]

۱-۱- استخوان متراکم

در شکل ۱-۱، تصویری از انتهای سر استخوان ران مشاهده می‌شود که ساختار داخلی استخوان بلند را نشان می‌دهد. بافت استخوانی در سطح خارجی از استخوان متراکم یا قشری تشکیل شده است که بسیار فشرده بوده و درجه تخلخل آن کمتر از ۱۵٪ می‌باشد. [۱]

۱-۲- استخوان اسفنجی

به جز بدنه استخوان‌های بلند، داخل بافت استخوان اسفنجی، یا متخلخل است. این استخوان اسفنجی و شبکه مانند درجه تخلخلی بالای ۷۰٪ دارد. اگرچه ساختار استخوان اسفنجی کاملاً صلب است، ولی ضعیف‌تر و دارای سختی کمتر از استخوان متراکم می‌باشد. تخلخل شدید ظرفیت ذخیره بالای انرژی را به استخوان اسفنجی می‌دهد و یک المان مهم در جذب انرژی و پخش تنش به هنگام اعمال نیرو به ساختمان اسکلت خواهد بود. استخوان اسفنجی به محکمی استخوان فشرده نیست و وقوع شکستگی در