



شهرودشگاه پلیمر و تروشمی ایران

بژوهشکده علوم

تهیه چسب نانو کامپوزیتی آلکیل سیانواکریلات-POSS
برای ترمیم شکستگی های فک

پایان نامه کارشناسی ارشد رشته مهندسی علوم و تکنولوژی پلیمر

سمانه قصابان خوراسگانی

اساتید راهنما

دکتر محمد عطایی

دکتر مؤگان زندی

استاد مشاور

دکتر محمد ایمانی

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

تقدیم به

او که سال‌هاست برای شنیدن صدای گام‌های آمدنش به انتظار نشسته‌ایم تا بیاید و در
رگ‌های خشکیده زمین آب حیات جاری کند

به پدر مهربان و مادر عزیزم

و هر آنکه قلبش برای اعتلای دانش و آسایش و آرامش بشری می‌تپد.

فهرست عناوین

صفحه	عنوان
	فهرست چکیده فصل اول: مقدمه
۱	۱-۱ لزوم تثبیت شکستگی استخوان.....
۱	۲-۱ شیوه‌های مورد استفاده برای تثبیت استخوان و عیوب آنها.....
۲	۳-۱ چسب‌های بر پایه آلکیل سیانوآکریلات‌ها.....
۳	۴-۱ اهمیت موضوع و اهداف اصلی پروژه
۴	۵-۱ محتوای فصول بعدی.....
	فصل دوم: مروری بر مطالعات انجام شده
۵	۱-۲ سامانه و بافت استخوانی.....
۶	۲-۱-۱ اجزای تشکیل دهنده استخوان.....
۶	۲-۱-۲ سلول‌های استخوانی.....
۶	۳-۱-۲ استخوان‌های متراکم و اسفنجی.....
۷	۴-۱-۲ اشکال مختلف استخوان.....
۸	۲-۲ آسیب‌های وارد بر بافت‌های صورت.....
۹	۱-۲-۲ اسکلت صورت و شکستگی‌های متداول آن.....
۱۰	۳-۲ شیوه‌های قدیمی برای اتصال بافت.....
۱۰	۱-۳-۲ شیوه‌های اتصال بافت نرم.....
۱۱	۲-۳-۲ شیوه‌های اتصال بافت سخت.....
۱۲	۳-۳-۲ معایب شیوه‌های مکانیکی در شکستگی‌های استخوان‌های صورت.....
۱۳	۴-۲ معرفی چسب‌های بافت.....
۱۴	۱-۴-۲ ویژگی‌های یک چسب بافتی مطلوب.....
۱۵	۲-۴-۲ چسب‌های حساس به فشار (PSAs).....
۱۸	۳-۴-۲ چسب‌های زیستی.....
۱۹	۴-۴-۲ چسب‌های سنتزی.....

ب

- ۲۲-۵ معرفی سیانوآکریلات‌ها..... ۲۲
- ۲۲-۱-۵ سنتز مونومر..... ۲۲
- ۲۳-۲-۵ سنتز پلیمر و مکانیزم‌های پلیمر شدن..... ۲۳
- ۲۶-۳-۵ مونومرهای مختلف..... ۲۶
- ۲۶-۴-۵ خواص و مشخصات چسب‌های آلکیل سیانوآکریلات..... ۲۶
- ۲۷-۵-۵ پایدار کننده‌ها..... ۲۷
- ۲۸-۶-۵ کوپلیمرها..... ۲۸
- ۲۸-۷-۵ توسعه محصول چسبی..... ۲۸
- ۲۹-۶-۵ پایداری، تخریب و سمیت مواد حاصل از تخریب در آلکیل سیانوآکریلات‌ها..... ۲۹
- ۳۰-۱-۶-۵ پایداری و تخریب حرارتی..... ۳۰
- ۳۱-۲-۶-۵ تخریب شیمیایی پلیمرهای زیست تخریب پذیر..... ۳۱
- ۳۱-۳-۶-۵ تخریب پلی آلکیل سیانوآکریلات‌ها..... ۳۱
- ۳۳-۴-۶-۵ بررسی سمیت مواد حاصل از تخریب PACAs..... ۳۳
- ۳۴-۷-۵ خواص چسبی آلکیل سیانوآکریلات‌ها..... ۳۴
- ۳۵-۱-۷-۵ کاربرد به عنوان چسب بافت..... ۳۵
- ۳۶-۲-۷-۵ مزایای چسب‌های سیانوآکریلات نسبت به بخیه‌ها..... ۳۶
- ۳۷-۸-۵ شبکه‌ای کردن چسب‌های سیانوآکریلات..... ۳۷
- ۳۹-۹-۵ کارهای پیشین انجام شده و نتیجه‌گیری..... ۳۹

فصل سوم: بخش تجربی

- ۴۴-۱-۳ مواد..... ۴۴
- ۴۸-۲-۳ دستگاه‌ها..... ۴۸
- ۴۸-۳-۳ نرم افزارها..... ۴۸
- ۴۹-۴-۳ آزمون‌ها..... ۴۹
- ۴۹-۱-۴-۳ آزمون جمع شدگی..... ۴۹
- ۵۱-۲-۴-۳ آزمون دینامیکی مکانیکی گرمایی (DMTA)..... ۵۱
- ۵۲-۳-۴-۳ تصویر فازی از نانو کامپوزیت‌ها..... ۵۲
- ۵۳-۴-۴-۳ تعیین توزیع عنصر سیلیسیم در نانو کامپوزیت‌ها..... ۵۳

ت

۵۳ ۳-۴-۵ آزمون نانوسختی سنجی

۵۴ ۳-۴-۶ آزمون افزایش دما

۵۵ ۳-۴-۷ آزمون زیست سازگاری

۵۸ ۳-۴-۸ آزمون گرماوزن سنجی

فصل چهارم: نتایج و بحث

۵۹ ۴-۱-۱ آزمون جمع شدگی

۶۲ ۴-۱-۱ تغییر درصد شروع کننده

۶۹ ۴-۱-۲ تغییر درصد عامل شبکه ای کننده

۷۳ ۴-۱-۳ محاسبه تئوری جمع شدگی

۷۴ ۴-۱-۴ بررسی پس پخت

۷۶ ۴-۱-۵ بررسی گرمای ایجاد شده بر اثر تابش

۷۸ ۴-۲-۱ آزمون DMTA

۷۸ ۴-۲-۱ اثر میزان عامل شبکه ای کننده بر مدول ذخیره و ترم اتلافی

۸۳ ۴-۳-۱ تصویر فازی از نانو کامپوزیت های شبکه ای شده با POSS

۸۴ ۴-۴-۱ نقشه توزیع عنصر سیلیسیم در نانو کامپوزیت های شبکه ای شده با POSS

۸۵ ۴-۵-۱ آزمون نانوسختی سنجی

۹۲ ۴-۶-۱ افزایش دما حین پلیمر شدن

۹۶ ۴-۷-۱ آزمون زیست سازگاری

۱۱۰ ۴-۸-۱ آزمون گرماوزن سنجی

فصل پنجم: نتیجه گیری و پیشنهادات

۱۱۹ ۵-۱-۱ نتیجه گیری

۱۲۳ ۵-۲-۱ پیشنهادات

۱۲۵ پیوست ها

۱۴۱ منابع

فهرست شکل‌ها

- شکل ۱-۱ ساختار کلی مونومر آلکیل سیانوآکریلات ۲
- شکل ۱-۲ (الف) تصویر رادیوگرافی و (ب) تصویر برش انتهای استخوان ران ۷
- شکل ۲-۲ تصویر برش زخمی از ناحیه نزدیک درشت نی که بافت استخوانی متراکم و اسفنجی را نشان می‌دهد. استخوان اسفنجی شامل صفحات ترابکول عمودی متخلخل و شبکه‌ای از میله‌های ترابکول است که فضای داخلی ترابکول در گونه‌های زنده، با مغز استخوان پر شده است ۷
- شکل ۳-۲ آناتومی استخوان فک تحتانی (مندیبیل) ۹
- شکل ۴-۲ تصویری از یک بخیه ۱۰
- شکل ۵-۲ وسعت چسب‌های پزشکی ۱۳
- شکل ۶-۲ ساختار کلی مونومرهای (متا)اکریلیکی ۱۶
- شکل ۷-۲ ساختار شیمیایی کیتوسان ۱۹
- شکل ۸-۲ روند تولید مونومر آلکیل سیانوآکریلات ۲۳
- شکل ۹-۲ شماتیکی از مکانیزم‌های پلیمریزاسیون مونومر سیانوآکریلات ۲۴
- شکل ۱۰-۲ مراحل پلیمر شدن مونومر سیانوآکریلات ۲۵
- شکل ۱۱-۲ مکانیزم تخریب حرارتی پلی (آلکیل سیانوآکریلات) با مکانیزم unzipping زنجیر آلکیل ۳۰
- شکل ۱۲-۲ دو مکانیزم پیشنهادی برای تخریب پلی (آلکیل سیانوآکریلات) : (الف) هیدرولیز پیوند کربن-کربن و تشکیل فرمالدهید، (ب) هیدرولیز استر و تشکیل بخش‌های اسیدی و الکل ۳۲
- شکل ۱۳-۲ خواص قطبی در نتیجه قطبیت زیاد گروه‌های X و Y اتفاق می‌افتد ۳۵
- شکل ۱۴-۲ تشکیل استر دی سیانوآکریلات ۳۸
- شکل ۱-۳ ساختار شیمیایی ۱-۲ اکتیل سیانوآکریلات ۴۴
- شکل ۲-۳ ساختار شیمیایی TMPTMA ۴۵
- شکل ۳-۳ ساختار شیمیایی POSS متاکریله شده ۴۵
- شکل ۴-۳ ساختار شیمیایی PPD ۴۶
- شکل ۵-۳ ساختار شیمیایی آکرلیک اسید ۴۶
- شکل ۶-۳ شمای صفحه شیشه‌ای استفاده شده در شیوه Watts و Cash ۴۹
- شکل ۷-۳ ترتیب تصویر شماتیک از شیوه دیسک متصل ۵۰
- شکل ۸-۳ قالب‌های سیلکونی (الف) شکل قالب، (ب) نمونه پخت شده در قالب ۵۱

- شکل ۳-۹ دستگاه کابینت نوری (Tray Lux)..... ۵۲
- شکل ۳-۱۰ شمایی از تجهیزات مورد استفاده در آزمون افزایش دما..... ۵۵
- شکل ۳-۱۱ نمایش شماتیک رابطه تست Q..... ۵۷
- شکل ۴-۱ تبدیل فواصل واندروالس بین مولکولی به طول‌های پیوندی کووالانت..... ۵۹
- شکل ۴-۲ شمایی کلی از منحنی کرنش جمع‌شدگی بر حسب زمان..... ۶۰
- شکل ۴-۳ شمایی کلی از منحنی سرعت کرنش جمع‌شدگی بر حسب زمان..... ۶۱
- شکل ۴-۴ مکانیزم اثر شروع‌کننده نوری PPD..... ۶۲
- شکل ۴-۵ نمودار درصد کرنش جمع‌شدگی در ۱۰۰، ۵۰۰ و ۱۵۰۰ ثانیه برای نمونه‌های حاوی ۳۰٪ TMPTMA و درصدهای مختلف شروع‌کننده..... ۶۵
- شکل ۴-۶ نمودار درصد کرنش جمع‌شدگی در ۱۰۰، ۵۰۰ و ۱۵۰۰ ثانیه برای نمونه‌های حاوی ۳۰٪ POSS و درصدهای مختلف شروع‌کننده..... ۶۵
- شکل ۴-۷ مقایسه حداکثر سرعت کرنش جمع‌شدگی در درصدهای مختلف شروع‌کننده برای نمونه‌های حاوی (w/w) ۳۰٪ از دو نوع عامل شبکه‌ای کننده..... ۶۷
- شکل ۴-۸ مقایسه زمان رسیدن به سرعت کرنش جمع‌شدگی در درصدهای مختلف شروع‌کننده برای نمونه‌های حاوی (w/w) ۳۰٪ از دو نوع عامل شبکه‌ای کننده..... ۶۷
- شکل ۴-۹ درصد کرنش جمع‌شدگی در ۱۰۰، ۵۰۰ و ۱۵۰۰ ثانیه برای نمونه‌های حاوی (w/w) ۴٪ شروع‌کننده و درصدهای مختلف TMPTMA..... ۷۰
- شکل ۴-۱۰ درصد کرنش جمع‌شدگی در ۱۰۰، ۵۰۰ و ۱۵۰۰ ثانیه برای نمونه‌های حاوی (w/w) ۴٪ شروع‌کننده و درصدهای مختلف POSS..... ۷۰
- شکل ۴-۱۱ مقایسه حداکثر سرعت کرنش جمع‌شدگی در درصدهای مختلف دو نوع عامل شبکه‌ای کننده برای نمونه‌های حاوی (w/w) ۴٪ از شروع‌کننده..... ۷۱
- شکل ۴-۱۲ مقایسه زمان رسیدن به حداکثر سرعت کرنش جمع‌شدگی در درصدهای مختلف دو نوع عامل شبکه‌ای کننده برای نمونه‌های حاوی (w/w) ۴٪ از شروع‌کننده..... ۷۲
- شکل ۴-۱۳ نمودار درصد پس‌پخت در درصدهای مختلف شروع‌کننده برای نمونه‌های حاوی (w/w) ۳۰٪ از دو نوع عامل شبکه‌ای کننده..... ۷۵
- شکل ۴-۱۴ نمودار درصد پس‌پخت در درصدهای مختلف دو نوع عامل شبکه‌ای کننده برای نمونه‌های حاوی (w/w) ۴٪ از شروع‌کننده..... ۷۵
- شکل ۴-۱۵ نمودارهای تغییر درصد کرنش جمع‌شدگی بر حسب زمان در ترکیب درصدهای مختلف در پخت در مرحله اول و در تابش‌های بعدی پس از ۱۵۰۰ ثانیه..... ۷۷
- شکل ۴-۱۶ روش‌های مختلف تعیین Tg به کمک آزمون DMTA..... ۷۹
- شکل ۴-۱۷ تغییرات مدول ذخیره بر حسب دما برای نمونه‌های حاوی درصدهای مختلف TMPTMA در (w/w) ۴٪.....

ح

- شروع کننده..... ۸۱
- شکل ۴-۱۸ تغییرات ترم اتلافی بر حسب دما برای نمونه‌های حاوی درصد‌های مختلف TMPTMA در (w/w) ۴٪ شروع کننده..... ۸۱
- شکل ۴-۱۹ تغییرات مدول ذخیره بر حسب دما برای نمونه‌های حاوی درصد‌های مختلف POSS در (w/w) ۴٪ از شروع کننده..... ۸۲
- شکل ۴-۲۰ تغییرات ترم اتلافی بر حسب دما برای نمونه‌های حاوی درصد‌های مختلف POSS در (w/w) ۴٪ شروع کننده..... ۸۲
- شکل ۴-۲۱ تصاویر AFM: (الف) تصویر فازی نمونه دارای ۱۰ درصد وزنی POSS، (ب) تصویر زبری سطح، (ج) تصویر فازی نمونه دارای (w/w) ۴۰٪ POSS، (د) تصویر زبری سطح..... ۸۴
- شکل ۴-۲۲ (الف) تصویر نقشه توزیع عنصر Si و (ب) تصویر الکترونی سطح سمباده خورده در نمونه حاوی (w/w) ۱۰٪ POSS، (ج) تصویر نقشه توزیع عنصر Si و (د) تصویر الکترونی از سطح سمباده خورده در نمونه حاوی (w/w) ۴۰٪ POSS..... ۸۵
- شکل ۴-۲۳ تصویر شماتیک از منحنی نیرو بر حسب جابه‌جایی سوزن در آزمون نانوفوذ. در این منحنی P_{max} حداکثر نیروی بارگذاری شده، h_{max} جابه‌جایی سوزن در بار حداکثر، h_f عمق اثر تماس پس از برداشتن بار و S سفتی اولیه پس از برداشتن بار است..... ۸۶
- شکل ۴-۲۴ منحنی نیرو بر حسب زمان..... ۸۷
- شکل ۴-۲۵ منحنی تغییرات نیرو بر حسب عمق نفوذ سوزن..... ۸۸
- شکل ۴-۲۶ نمایش نواحی مختلف برهم‌کنش بین نمونه و نوک سوزن به وسیله مدل‌های مختلف..... ۸۹
- شکل ۴-۲۷ مدول سطحی نمونه‌های حاوی درصد‌های مختلف از عوامل شبکه‌ای کننده TMPTMA یا POSS (منظور از W نمونه‌های است که در آب قرار گرفته‌اند)..... ۹۰
- شکل ۴-۲۸ سختی سطحی نمونه‌های حاوی درصد‌های مختلف از عوامل شبکه‌ای کننده TMPTMA یا POSS (منظور از W نمونه‌های است که در آب قرار گرفته‌اند)..... ۹۱
- شکل ۴-۲۹ افت نیرو در مدت زمان نگهداشتن آن در نمونه‌های حاوی درصد‌های مختلف از عوامل شبکه‌ای کننده TMPTMA یا POSS (منظور از W نمونه‌های است که در آب قرار گرفته‌اند)..... ۹۲
- شکل ۴-۳۰ نمودارهای افزایش دمای کلی برای نمونه‌های دارای ۴ درصد وزنی شروع کننده و درصد‌های مختلف از POSS..... ۹۳
- شکل ۴-۳۱ نمودارهای افزایش دمای کلی برای نمونه‌های دارای ۴ درصد وزنی شروع کننده و درصد‌های مختلف از TMPTMA..... ۹۴
- شکل ۴-۳۲ نمودارهای افزایش دمای کلی برای نمونه‌های دارای ۳۰ درصد وزنی POSS و درصد‌های مختلف از PPD..... ۹۴
- شکل ۴-۳۳ تصاویر میکروسکوپ نوری نمونه‌ها ۲۴ ساعت پس از تماس مستقیم آنها با سلول‌های استئوبلاست انسانی (گروه کنترل با بزرگنمایی $100\times$ و بقیه با بزرگنمایی $300\times$)؛ (الف) گروه کنترل (ب) سیمان استخوانی پالاکوس (پ) چسب بافتی

- درماباند (ت) نمونه فاقد عامل شبکه‌ای کننده (ث) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) و POSS % ۱۰ (w/w) (ج) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) و POSS % ۲۰ (w/w) ۹۷
- شکل ۴-۳۴ تصاویر میکروسکوپ نوری نمونه‌ها ۲۴ ساعت پس از تماس مستقیم آنها با سلول‌های استوبلاست انسانی (کنترل با بزرگنمایی $\times 100$ و بقیه با بزرگنمایی $\times 300$)؛ (الف) کنترل (ب) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) و POSS % ۳۰ (w/w) (پ) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) و POSS % ۴۰ (w/w) (ت) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) و TMPTMA % ۱۰ (w/w) (ث) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) و TMPTMA % ۲۰ (w/w) (ج) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) و TMPTMA % ۳۰ (w/w) ۹۸
- شکل ۴-۳۵ تصاویر میکروسکوپ نوری نمونه‌ها ۲۴ ساعت پس از تماس مستقیم آنها با سلول‌های استوبلاست انسانی؛ (الف) کنترل با بزرگنمایی $\times 100$ (ب) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) و TMPTMA % ۴۰ (w/w) با بزرگنمایی $\times 300$ (پ) نمونه حاوی PPD % ۰/۵ (w/w) و POSS % ۳ (w/w) با بزرگنمایی $\times 300$ ۹۹
- شکل ۴-۳۶ نتایج MTT برای میانگین سه پلیت برای نانو کامپوزیت‌های شبکه‌ای شده با POSS به همراه نمونه کنترل و نمونه‌های استاندارد ۱۰۴
- شکل ۴-۳۷ نتایج MTT برای میانگین سه پلیت برای کامپوزیت‌های شبه‌ای شده با TMPTMA به همراه نمونه کنترل و نمونه‌های استاندارد ۱۰۵
- شکل ۴-۳۸ میکروسکوپ نوری تصاویر میکروسکوپی از سلول‌های استوبلاست انسانی ۲۴ ساعت پس از افزودن عصاره ۳ روزه و پیش از افزودن ماده MTT با بزرگنمایی $\times 100$ ؛ (الف) کنترل (ب) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) و POSS % ۴۰ (w/w) ۱۰۷
- شکل ۴-۳۹ تصاویر میکروسکوپ نوری تصاویر میکروسکوپی از سلول‌های استوبلاست انسانی ۲۴ ساعت پس از افزودن عصاره ۳ روزه و پیش از افزودن ماده MTT با بزرگنمایی $\times 100$ ؛ (الف) کنترل (ب) سیمان استخوانی پالاکوس (پ) چسب بافتی درماباند (ت) نمونه فاقد عامل شبکه‌ای کننده (ث) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) و POSS % ۱۰ (w/w) (ج) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) ۱۰۸
- شکل ۴-۴۰ میکروسکوپ نوری تصاویر میکروسکوپی از سلول‌های استوبلاست انسانی ۲۴ ساعت پس از افزودن عصاره ۳ روزه و پیش از افزودن ماده MTT با بزرگنمایی $\times 100$ ؛ (الف) کنترل (ب) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) و POSS % ۳۰ (w/w) (پ) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) و POSS % ۴۰ (w/w) (ت) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) و TMPTMA % ۱۰ (w/w) (ث) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) و TMPTMA % ۲۰ (w/w) (ج) نمونه حاوی PPD % ۴ (w/w) و TMPTMA % ۳۰ (w/w) ۱۰۹
- شکل ۴-۴۱ نتایج پایداری حرارتی برای نمونه‌های شامل درصد‌های مختلف از PPD و عامل شبکه‌ای کننده POSS ۱۱۲
- شکل ۴-۴۲ نتایج پایداری حرارتی برای نمونه‌های شامل درصد‌های مختلف از عامل شبکه‌ای کننده TMPTMA ۱۱۲
- شکل ۴-۴۳ نتایج پایداری حرارتی برای نمونه‌های شامل درصد‌های مختلف از عامل شبکه‌ای کننده POSS که پیش از آزمون، ۲۴ ساعت در آب قرار گرفته‌اند. ۱۱۳
- شکل ۴-۴۴ نتایج پایداری حرارتی برای نمونه‌های شامل درصد‌های مختلف از عامل شبکه‌ای کننده TMPTMA که پیش از آزمون، ۲۴ ساعت در آب قرار گرفته‌اند. ۱۱۳

فهرست جدول‌ها

- جدول ۱-۲ احتمال وقوع شکستگی در نواحی مختلف استخوان فک تحتانی..... ۱۰
- جدول ۲-۲ دمای انتقال شیشه‌ای هموپلیمرهای آکرلیک ساخته شده از مونومرهای متداول مورد استفاده در چسب‌های حساس به فشار پزشکی..... ۱۶
- جدول ۲-۳ خواص کلی چسب‌های بافتی در دسترس..... ۲۱
- جدول ۲-۴ مقایسه استحکام پیوند میانگین بین چسب‌های بافتی مختلف در اتصالات Butt..... ۲۲
- جدول ۲-۵ مقایسه نسبت مزایا به اثرات جانبی چسب‌های بافتی در دسترس..... ۲۲
- جدول ۲-۶ متداول‌ترین مونومرهای آلکیل سیانوآکریلات..... ۲۶
- جدول ۲-۷ پایدارکننده‌های اسیدی برای مونومرهای آلکیل سیانوآکریلات..... ۲۷
- جدول ۲-۸ نیمه عمر برخی از پلیمرهای تخریب‌پذیر براساس Park و همکارانش در سال ۱۹۹۳..... ۳۱
- جدول ۳-۱ جدول مقادیر Q بحرانی مورد استفاده در تست Q..... ۵۸
- جدول ۴-۱ مقادیر درصد‌های مولی معادل درصد‌های وزنی عوامل شبکه‌ای کننده در فرمول‌بندی‌های مورد استفاده..... ۶۲
- جدول ۴-۲ کسرهای حجمی عوامل (ϕ_i) و تعداد پیوندهای دوگانه در واحد حجم (\bar{n}_i) برای هر یک عوامل شبکه‌ای کننده و برای اکلیل سیانوآکریلات و تعداد کل پیوندهای دوگانه آکریلاتی در واحد حجم هر فرمول‌بندی (\bar{N})..... ۶۴
- جدول ۴-۳ نتایج جمع‌شدگی تئوری در فرمول‌بندی کامپوزیت‌های حاوی درصد‌های مختلف از عامل شبکه‌ای کننده در حضور ۴ (w/w) % شروع کننده..... ۷۳
- جدول ۴-۴ نتایج انبساط به وجود آمده در نمونه بر اثر تابش..... ۷۶
- جدول ۴-۵ داده‌های دمای انتقال شیشه‌ای، مدول ناحیه شیشه‌ای (E_g) و مدول ناحیه رابری (E_r) برای کامپوزیت‌های شبکه‌ای شده در حضور ۴ (w/w) % شروع کننده..... ۸۰
- جدول ۴-۶ دمای حداکثر و زمان در این دما برای فرمول‌بندی‌های مختلف شامل درصد‌های وزنی مختلف از شروع کننده و دو نوع عامل شبکه‌ای کننده..... ۹۳
- جدول ۴-۷ نتایج MTT برای عصاره‌گیری ۳ روزه..... ۱۰۱
- جدول ۴-۸ نتایج MTT برای عصاره‌گیری ۷ روزه..... ۱۰۲
- جدول ۴-۹ نتایج MTT برای عصاره‌گیری ۷ روزه..... ۱۰۳
- جدول ۴-۱۰ نتایج آنالیز گرماوزن‌سنجی..... ۱۱۱

چکیده

شکستگی استخوان فک از جمله شکستگی‌های متداول در میان آسیب‌های صورت هستند که تثبیت استخوان شکسته در طول ترمیم برای بازسازی صحیح ضروری است. هم‌اکنون شیوه‌های متعددی نظیر استفاده از سیم‌های فلزی یا صفحه و پیچ برای این منظور استفاده می‌شوند ولی این شیوه‌ها دارای معایبی شامل خروج قسمت شکسته از محل، احساس وجود جسم خارجی، ممانعت از رگزایی در محل، جذب مجدد استخوان، اختلال در رشد استخوان و ایجاد شکستگی‌های جدید هستند. این موضوع به ویژه برای کودکان اهمیت بالایی دارد. راه حل دیگر استفاده از چسب‌های بافتی است.

بنابراین چالش‌های اولیه پیش‌روی این تحقیق شامل انتخاب چسب مناسب، تأمین آزادی عمل کافی برای جراح در زمان اعمال چسب به بافت، انتخاب مناسب سامانه پخت و تأمین استحکام کافی برای کاربرد در بافت‌های سخت بود. با توجه به بالاتر بودن استحکام چسب‌های بافتی آلکیل‌سیانوآکریلات در میان سایر چسب‌های بافتی، این چسب‌ها به عنوان پایه چسبی انتخاب شدند. در مرحله بعد به جای پلیمر شدن با مکانیزم متداول آنیونی برای سیانوآکریلات‌ها، واکنش از طریق مکانیزم رادیکالی و با شروع کننده نوری هدایت شد تا زمان کافی و کنترل شده‌ای را برای جراح فراهم کند. این در حالی است که روش مورد استفاده در این پروژه این امکان را فراهم می‌کند تا پس از قرارگیری چسب در محل بافت، پلیمر شدن با تابش نور و در زمان کنترل-شده‌ای انجام شود. ۱- فنیل-۲- پروپان دیون (PPD) به عنوان شروع کننده نور مرئی انتخاب شد و در مقادیر ۰/۵ (w/w) و ۱/۵، ۳ و ۴٪ استفاده شد. از

مونومرهای ۲-اتیل- (هیدروکسی متیل)-۱ و ۳- پروپان دیول-تری متاکریلات (TMPTMA) یا نانو ساختارهای POSS متاکریله شده در مقادیر ۱۰، ۲۰، ۳۰ یا ۴۰٪ به عنوان عوامل شبکه‌ای کننده (به صورت جداگانه) استفاده شد.

از آزمون جمع‌شدگی با شیوه دیسک متصل برای بررسی واکنش پلیمر شدن و دنبال کردن سینتیک پخت استفاده شد. در این آزمون اثر غلظت شروع کننده و نوع و غلظت عوامل شبکه‌ای کننده بر زمان سفت شدن چسب، بیشینه سرعت واکنش (نقطه تشکیل ژل) و میزان پس‌پخت و سهم گرمای ناشی از تابش نور در پلیمر شدن بررسی شد. آزمون‌های مکانیکی برای تعیین خواص مکانیکی توده و سطح کامپوزیت‌های چسبی تهیه شده انجام شدند. روند افزایش دمای ناشی از تابش و واکنش پخت در طول تابش اندازه‌گیری شد. رفتار تخریب حرارتی نمونه‌ها با آزمون TGA دنبال شد و زیست‌سازگاری نمونه‌ها با انجام آزمایشات سلولی به صورت کمی و کیفی در شرایط برون‌تنی تعیین شدند.

نتایج نشان می‌دهند که با افزایش زمان تابش درصد کرنش جمع‌شدگی افزایش می‌یابد. درصد کرنش جمع‌شدگی و نیز سرعت کرنش جمع‌شدگی با افزایش غلظت شروع کننده تا ۳٪ (w/w) افزایش می‌یابد ولی افزودن بیشتر شروع کننده تأثیری بر سرعت واکنش ندارد. با افزودن عامل شبکه‌ای کننده نیز درصد کرنش جمع‌شدگی و نیز سرعت کرنش جمع‌شدگی افزایش و زمان رسیدن به حداکثر سرعت کرنش جمع‌شدگی کاهش می‌یابد. با افزایش درصد عامل شبکه‌ای کننده، مدول ناحیه رابری و دمای انتقال شیشه‌ای افزایش می‌یابند. علاوه بر آن پیکم مربوط به نمونه فاقد عامل شبکه‌ای کننده بلند و کم‌پهنا است، در حالی که نمونه‌های حاوی عامل شبکه‌ای کننده، پیکم‌های پهن‌تری دارند. افزایش مقدار عامل شبکه‌ای کننده به دلیل افزایش پیوندهای دوگانه و افزایش سرعت تشکیل اتصالات عرضی موجب می‌شود که در هر دو نوع کامپوزیت، نمونه‌ها در زمان کمتری به بیشینه دمای تولید شده برسند. نتایج آزمون زیست‌سازگاری نشان می‌دهند که سه نمونه شامل نمونه چسب بافتی درماباند، نمونه فاقد عامل شبکه‌ای کننده و نمونه دارای درصد پایین شروع کننده (حاوی ۰/۵ (w/w)٪ شروع کننده و (w/w) ۳۰٪ POSS) کاملاً سمی است. تصاویر میکروسکوپ نوری از این سه نمونه نیز به وضوح گرد شدن سلول‌ها و مرگ سلولی را نشان می‌دهند. نتایج سایر نمونه‌ها با یکدیگر و با نمونه کنترل تفاوت معنی‌دار ندارند ($p > 0.05$). ولی نتایج روش تماس مستقیم نشان می‌دهند که در تمامی نمونه‌ها سلول‌ها گرد شده‌اند که نشانه آغاز مرگ سلولی است. تخریب نمونه فاقد عامل شبکه‌ای کننده در یک مرحله صورت می‌گیرد ولی سایر نمونه‌ها شامل دو مرحله تخریب هستند. با افزایش درصد عامل شبکه‌ای کننده در هر دو نوع کامپوزیت دمای تخریب $T_{10\%}$ افزایش می‌یابد. وزن باقیمانده در 600°C در نانو کامپوزیت‌های شبکه‌ای شده با POSS بیشتر از کامپوزیت‌های شبکه‌ای شده با TMPTMA است. این مشاهده به حضور عناصر معدنی در ساختار POSS مربوط می‌شود. در واقع ساختارهای قفسی Si-O-Si در انتهای آنالیز حرارتی باقی می‌مانند.

فصل اول

مقدمه

۱-۱ لزوم تثبیت شکستگی استخوان

هرچند آسیب‌های صورت به ندرت تهدید کننده حیات هستند، ولی در صورت خونریزی شدید یا بستن مسیر تنفس می‌توانند کشنده باشند. از سوی دیگر این صدمات ممکن است باعث بدشکلی و از دست دادن عملکرد بافت‌های بدن (به عنوان مثال کوری یا سخت شدن حرکت فک) شوند. این آسیب‌ها می‌توانند منبع آسیب به بافت نرم یا شکستگی استخوان‌های صورت باشند [۱].

یکی از اصول درمان شکستگی‌ها، جااندازی و تثبیت درست استخوان شکسته است. بدین منظور باید استخوان شکسته به درستی در محل اولیه جفت شده و علاوه بر آن، ساختار سه بعدی آن از بعد طول، عرض، ارتفاع و برجستگی به خوبی بازسازی شود. این هدف جز با عدم تحرک کافی و تثبیت قسمت شکسته شده در محل اصلی حاصل نمی‌شود [۲ و ۳].

۲-۱ شیوه‌های مورد استفاده در تثبیت استخوان و عیوب آنها

شیوه مورد استفاده در دهه ۱۹۴۰ بر پایه کاربرد سیم‌های فلزی^۱ بود اما از دهه ۱۹۷۰ تاکنون از صفحه و پیچ^۲ استفاده می‌شود. هم اکنون کاربرد صفحه و پیچ روش استاندارد تثبیت استخوان شکسته است، ولی این شیوه علاوه بر بروز درد و احتمال عفونت، دارای معایبی نظیر خروج قسمت شکسته از محل^۳، احساس وجود جسم

^۱ Wiring

^۲ Screws and plate

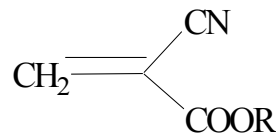
^۳ Extrusion

خارجی^۱، قیمت بالا، امکان اشتباه گرفتن آن با ضایعات بافتی در رادیوگرافی (اختلال در تصویربرداری پزشکی)^۲، ممانعت از رگزایی در محل^۳، جذب مجدد استخوان به واسطه ممانعت از تنش^۴ و ایجاد اختلال در رشد استخوان است [۴ و ۵]. علاوه بر آن بستن پیچ نیازمند مساحت کافی از استخوان است. بنابراین وارد کردن پیچها در سوراخهای مربوطه در نواحی استخوانی نازک به دلیل نیروی اعمالی به تکه های شکسته می تواند شکستگی های جدیدی به وجود آورد [۳].

بنابراین ضروری است روشی که از نظر پایداری با صفحات استخوانی فلزی قابل مقایسه باشد و نیز مشکلات آنها را نداشته باشد به جراحان اسکلت صورت عرضه شود. یکی از این گزینه ها می تواند کاربرد سامانه های چسبی باشد. استفاده از این سامانه ها تاکنون در پاره ای از مطالعات برون تنی^۵ و درون تنی^۶ گزارش شده است [۳ و ۶].

۳-۱ چسب های بر پایه آلکیل سیانوآکریلات ها

آلکیل سیانوآکریلات ها از جمله چسب هایی هستند که کاربرد وسیعی به عنوان چسب بافتی یا عامل بندآوری خون دارند. مونومر آلکیل سیانوآکریلات که از کندانسیون سیانواستات و فرمالدهید با حرارت دهی و در خلأ به دست می آید، مایعی با ویسکوزیته پایین است. مونومر سیانوآکریلات به شدت واکنش پذیر است و در تماس با بسترهای آنیونی مختلف مانند خون، پلیمر می شود و فیلم جامدی را تشکیل می دهد که روی زخم های بافتی پل زده و لبه های بریده شده را کنار هم نگاه می دارد. این خاصیت مونومرهای آلکیل سیانوآکریلات از گروه های نیتریلی و استری موجود در ساختار آن ناشی می شود (شکل ۱-۱). این دو گروه عاملی هردو الکترون کشنده هستند و باند دوگانه را حتی در حضور هسته دوست های خیلی ضعیف قطبیده می کنند. حتی آب نیز می تواند باند دوگانه موجود را قطبیده کرده و باعث آغاز واکنش پلیمر شدن با مکانیزم آنیونی باشد [۷-۹].



شکل ۱-۱ ساختار کلی مونومر آلکیل سیانوآکریلات [۹]

آلکیل سیانوآکریلات ها مشابه همه آکریلات ها، قادرند از طریق مکانیزم رادیکال آزاد نیز به پلیمر متناظر تبدیل شوند. مکانیزم پلیمر شدن آنیونی این مونومرها سریعتر از مکانیزم رادیکالی و به کاربرد آنها ساده تر است، بنابراین مناسب برای کاربردهای پزشکی است [۷]. برای جلوگیری از پلیمر شدن زود هنگام، باید به

¹ Palpability

² Radiological artifact

³ Devascularisation from exposure

⁴ Bone resorption by stress shielding

⁵ In vitro

⁶ In vivo

مونومر تقطیر شده و فرمولاسیون چسب، پایدار کننده افزود. در مورد پلیمر شدن آنیونی از اسیدهای لوئیس یا پروتونی قوی برای پایدار نمودن مونومر استفاده می شود [۹].

پلی آلکیل سیانوآکریلاتها از جمله موارد کمیابی هستند که در آنها پیوند کربن-کربن در اثر هیدرولیز شکسته می شود. این شکست ناشی از آن است که گروه های مجاور گروه متیلن در ساختار این مونومرها الکترون کشنده بوده و در نتیجه هیدروژن های متیلن را به شدت فعال می کنند [۱۰]. به بیان دیگر پلی آلکیل سیانوآکریلاتها در حضور آب تخریب می شوند. در این فرآیند تخریب آبی، افزایش تصادفی مولکول های آب به زنجیر پلیمر منجر به شکست آبکافتی پیوند کربن-کربن در پیکره اصلی زنجیر پلیمر می شود. تخریب را می توان با آشکارسازی فرمالدهید که یکی از مهم ترین محصولات تخریب است، دنبال نمود. پیشنهاد شده که اثرات سمی مشاهده شده از پلیمرهای سیانوآکریلات به دلیل رهائش محصولات حاصل از تخریب آنهاست [۷ و ۱۱].

۴-۱ اهمیت موضوع و اهداف اصلی پروژه

در تمامی مطالعاتی که کاربرد سیانوآکریلاتها را به عنوان چسب بافت مطرح کرده اند، مونومرها با مکانیزم آنیونی پلیمر می شوند [۲، ۴، ۵، ۶، ۸ و ۱۲-۱۹]. عیب این روش در برخی کاربردها سرعت نسبتاً بالای پلیمر شدن است که در نتیجه آن، زمان گیرش^۱ چسب کوتاه است [۹]. این زمان برای جراح در حین عمل جراحی کافی نیست.

تدبیر اندیشیده شده در این پروژه برای غلبه بر این مشکل، کنترل سرعت واکنش با تغییر مکانیزم پلیمر شدن است. در واقع اگر بتوان پلیمر شدن را با تابش نور آغاز کرد و به پیش برد، امکان کنترل واکنش میسر خواهد شد. چرا که می توان پس از قرارداد چسب در موضع و اتمام عمل بازسازی بافت دهانی آسیب دیده، با تابش پرتو نوری مورد استفاده دندانپزشکان در دامنه مرئی، چسب را پخت و بافت را در موضع تثبیت کرد. بنابراین باید در اولین مرحله، از پلیمر شدن آنیونی جلوگیری شود که با افزودن مقادیری اسید به فرمول بندی چسب امکان پذیر است. مرحله بعدی پیش بردن واکنش پلیمر شدن با مکانیزم رادیکالی و با تابش نور است. به این منظور باید از یک شروع کننده نوری با جذب در ناحیه مرئی استفاده شود. این آغازگر بر اثر تابش نور، رادیکال تولید کرده، به پیوند دوگانه آکریلاتی حمله می کند و در نتیجه، واکنش پلیمر شدن را با مکانیزم رادیکالی پیش می برد. در این مرحله هدف اصلی بررسی اثر مقدار شروع کننده بر سرعت پلیمر شدن است. مشکل دیگر در رابطه با کاربرد چسب های سیانوآکریلات، پایین بودن استحکام آنها برای کاربرد در تثبیت بافت های سختی مانند استخوان شکسته فک است. هر چند سیانوآکریلاتها نسبت به سایر چسب های بافت نظیر چسب های فیبرینی و پلی یورتانی، استحکام بیشتری دارند ولی باز هم برای کاربرد مورد نظر کافی نیست [۷].

برای حل این مشکل از عوامل شبکه کننده چند آکریلاتی استفاده می شود. انتظار می رود که با شبکه ای کردن مونومرهای سیانوآکریلات به کار رفته، مدول و استحکام شبکه حاصل افزایش یابد. در مطالعه حاضر از دو نوع عامل شبکه ای کننده آکریلاتی استفاده شده است. یکی از این عوامل دارای سه پیوند آکریلاتی

^۱ Setting time

(مونومر ۲-اتیل- (هیدروکسی متیل)-۳-۱- پروپان دیول-تری متاکریلات با نام اختصاری TMPTMA) و دیگری ترکیبی با پیوند آکریلاتی، با ساختاری قفسی مانند و در ابعاد نانومتری (از خانواده سیلسکویی اکسانها با نام اختصاری Methacryl POSS) است. هر یک از این دو عامل شبکه‌ای کننده جداگانه به فرمول‌بندی چسبی افزوده و نتایج آزمایشات حاصل برای آن دو مقایسه شده است. از سوی دیگر این پلیمرها تخریب‌پذیر هستند و بر اثر تخریب، فرمالدهید تولید می‌کنند که می‌تواند در بدن سمیت ایجاد کند. مزیت دیگر شیوه مورد استفاده در این تحقیق، کندشدن واکنش تخریب است که می‌تواند نویددهنده استفاده از سیانوآکریلات‌ها به عنوان چسب‌های دندان‌ی باشد. نکته دیگری که باید به آن اشاره کرد انتخاب نوع آلکیل سیانوآکریلات برای کاربردهای بافتی است. هم‌اکنون بوتیل و اکتیل سیانوآکریلات به عنوان چسب بافتی استفاده می‌شوند. اما در این پروژه از اکتیل سیانوآکریلات استفاده شده، چون نسبت به بوتیل سیانوآکریلات، استحکام مکانیکی کمتر ولی سرعت تخریب پایین‌تری دارد [۷ و ۱۱].

۵-۱ محتوای فصول بعدی

فصل دوم شامل مروری بر مطالعات انجام شده است. در این فصل ابتدا بافت استخوانی، آسیب‌های وارد بر آنها و روش‌های تثبیت توضیح داده می‌شود. سپس چسب‌های بافتی به ویژه سیانوآکریلات‌ها به طور کامل معرفی می‌شوند. در ادامه این فصل، اصول علمی برخی از آزمون‌های مورد استفاده در پروژه بیان شده است. در فصل سوم که بخش تجربی است، مواد، دستگاه‌ها، نرم‌افزارهای مورد استفاده، روش آماده‌سازی نمونه‌ها و انجام آزمون‌ها توضیح داده شده‌اند. فصل چهارم شامل نتایج به دست آمده و بحث و بررسی بر آنها است. در فصل آخر نیز نتیجه‌گیری کلی و پیشنهادات آمده است. امید که ثمره این تلاش برای علاقه‌مندان سودمند باشد.

فصل دوم

مروری بر مطالعات انجام شده

۱-۲ سامانه و بافت استخوانی

سامانه استخوان بندی برای بدن از نظر زیست مکانیکی و متابولیک اهمیت داشته و متشکل از استخوان های منفرد و بافت های همبندی است که استخوان ها را به هم وصل می کنند. استخوان ماده اصلی تشکیل دهنده این سامانه است و از نظر صلبی^۱ و سختی^۲ با بافت های همبند تفاوت دارد. ویژگی های استخوان از ساختار کامپوزیتی آن ناشی می شود که شامل موادی معدنی است که ماده زمینه ای (شامل الیاف کلاژن و تنوعی از پروتئین های غیر کلاژنی) را اشباع کرده است. ویژگی های مکانیکی استخوان این توانایی را برای اسکلت بدن فراهم می کنند تا شکل بدن را حفظ، از بافت های نرم قرار گرفته در مجامه، قفسه سینه و حفره های لگن محافظت، چارچوبی را برای مغز استخوان فراهم و بار حاصل از انقباض ماهیچه در طول حرکت را از یک قسمت به سایر قسمت های بدن منتقل کند. همچنین استخوان ماده ای با ساختاری خود-ترمیم شونده است که می تواند جرم، شکل و خواص خود را مطابق تغییر نیازمندی های مکانیکی تنظیم کند و فعالیت های فیزیکی را برای زندگی، بدون شکستن یا ایجاد درد تاب بیاورد. اسکلت بدن به دو زیر مجموعه محوری و زائده ای^۳ تقسیم می شود. این تقسیم بندی به دلیل تفاوت ترکیب شیمیایی و عملکرد استخوان بندی بین این دو زیر

¹ Rigidity

² Hardness

³ Axial and appendicular subdivisions

مجموعه حایز اهمیت است. استخوان‌های اسفنجی^۱ در زیرمجموعه استخوان‌های محوری قرار دارند ولی استخوان‌های متراکم^۲ جزء استخوان‌های زائده‌ای هستند [۲۰].

۱-۱-۲ اجزای تشکیل دهنده استخوان

استخوان شامل ۶۵ درصد مواد معدنی و ۳۵ درصد ماده زمینه‌ای آلی، سلول‌ها و آب است. بخش معدنی استخوان به صورت کریستال‌های کوچک سوزنی، صفحه‌ای و میله‌ای است که بین و درون الیاف کلاژن قرار گرفته‌اند. این بخش به طور عمده هیدروکسی آپاتایت ناخالص شامل کربنات، سیترات، منیزیم، فلوراید و استرانسیوم است که یا با شبکه بلورین آمیخته‌اند و یا آنکه بر سطوح بلورین جذب شده‌اند. به علاوه این بخش از مواد استخوانی به عنوان مخزنی برای یون‌ها به ویژه کلسیم عمل کرده و برای مثال در تنظیم ترکیب شیمیایی سیالات خارج سلولی به ویژه غلظت یون کلسیم مشارکت می‌کند. ماده زمینه‌ای آلی شامل ۹۰ درصد کلاژن و حدود ۱۰ درصد از پروتئین‌های غیر کلاژنی مختلف است [۲۰ و ۲۱].

۲-۱-۲ سلول‌های استخوانی

خواص فیزیکی و زیستی منحصر به فرد استخوان به طور مستقیم ناشی از عملکرد سلول‌های سازنده آنها است. اجزای اصلی سلولی سازنده استخوان عبارتند از استئوکلاست، استئوبلاست، استئوسیت، سلول‌های آستر استخوانی^۳، پیش‌سازهای^۴ این سلول‌های خاص، سلول‌های بخش مغز استخوان و سیستم تنظیم دفاعی که سلول‌های پیش‌ساز را فراهم و رشد و دوام استخوان را تنظیم می‌کند [۲۰].

۳-۱-۲ استخوان‌های متراکم و اسفنجی

استخوان متراکم جرمی جامد و چگال است که تنها کانال‌های میکروسکوپی دارد. در اسکلت انسان بالغ تقریباً ۸۰ درصد جرم اسکلت، استخوان متراکم است که دیواره خارجی تمامی استخوان‌ها را تشکیل داده و مسئول عملکرد حافظتی و کمکی اسکلت بدن است. توده استخوان متراکم در مرکز استخوان‌های دراز، از اسکلت زائده‌ای است. ۲۰ درصد باقیمانده جرم استخوانی، استخوان اسفنجی است. استخوان اسفنجی شبکه‌ای از میله‌ها و صفحات درازی است که تراکول^۵ نامیده می‌شود و سطح داخلی استخوان‌ها را تشکیل می‌دهد (شکل‌های ۱-۲ و ۲-۲). توزیع استخوان متراکم و اسفنجی در استخوان‌های مختلف متفاوت است. علاوه بر آن، استخوان متراکم و اسفنجی از نظر رشد، ساختار معماری، عملکرد، نزدیکی به مغز استخوان، جریان خون، سرعت زمان جایگزینی و میزان تغییرات و شکستگی‌های وابسته به سن متفاوت هستند [۲۰].

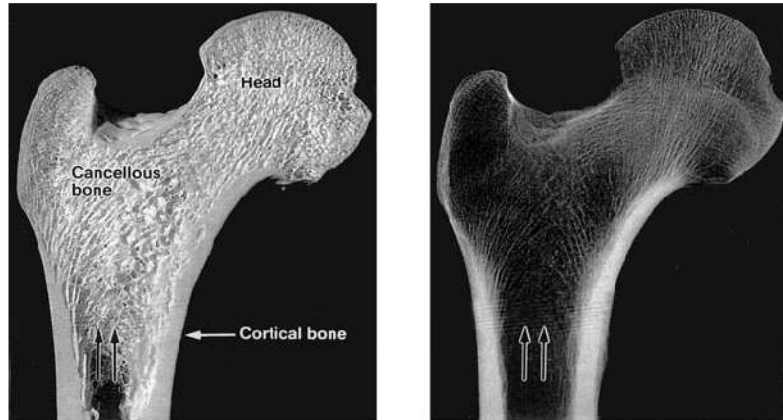
¹ Cortical bone

² Cancellous bone

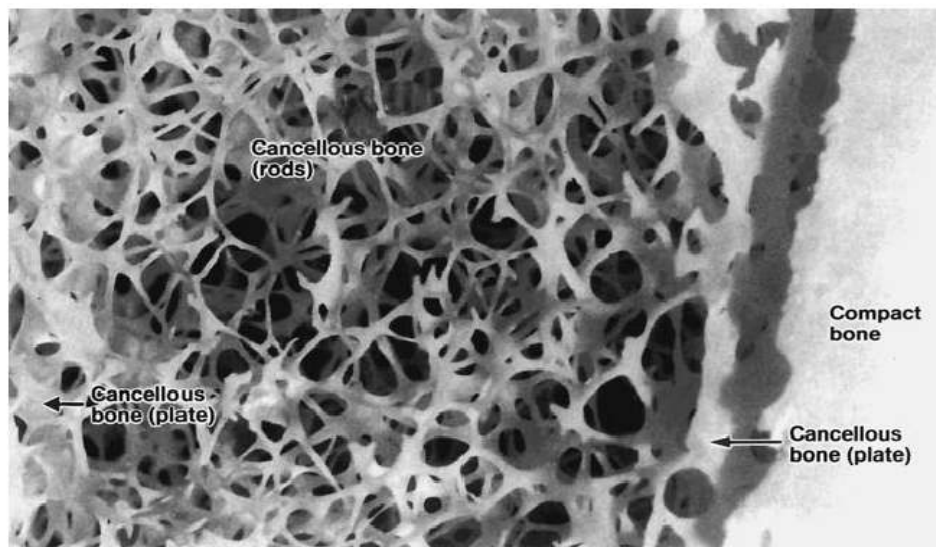
³ Bone-lining cells

⁴ Precursors

⁵ Trabeculae



شکل ۱-۲ (الف) تصویر رادیوگرافی و (ب) تصویر میکروسکوپی سطح مقطع انتهایی استخوان ران



شکل ۲-۲ تصویر برش ضخیمی از ناحیه نزدیک درشت نی که بافت استخوانی متراکم و اسفنجی را نشان می‌دهد. استخوان اسفنجی شامل صفحات تراپکول عمودی متخلخل و شبکه‌ای از میله‌های تراپکول است که فضای داخلی تراپکول در گونه‌های زنده، با مغز استخوان پر شده است.

۴-۱-۲ اشکال مختلف استخوان

استخوان‌های دراز (مانند استخوان‌های بازو، ران و درشت‌نی)^۱ به عنوان مدل کلاسیک برای ساختار ماکروسکوپی استخوان به کار برده می‌شوند. استخوان‌ها از نظر شکل و اندازه بسیار متفاوتند ولی به طور کلی آنها را به پنج گروه اصلی می‌توان تقسیم‌بندی کرد [۲۰ و ۲۱].

الف) استخوان‌های دراز: استخوان دراز از یک تنه تقریباً استوانه‌ای با یک قسمت پهن در دو انتها تشکیل شده است. این گروه بیشتر اندام‌های فوقانی و تحتانی (بازو، زند زبرین، زند زیرین، ران، درشت‌نی، نازک نی، کف دست و پا و بندهای انگشتان) را در بر می‌گیرد.

^۱ Tibia

ب) استخوان‌های کوتاه: توده‌ای از استخوان اسفنجی است که ورقه نازکی از استخوان متراکم آن را پوشانده است. از نظر شکل تفاوت‌های زیادی با هم دارند ولی به طور کلی می‌توان آنها را به شکل مکعب در نظر گرفت. این گروه استخوان‌های میچ دست و پا را شامل می‌شود.

ج) استخوان‌های پهن: در حقیقت صفحه‌ای از استخوان اسفنجی هستند که بین دو لایه از استخوان متراکم قرار گرفته‌اند. استخوان‌های پهن در مقایسه با قطرشان، سطح پهنی دارند و شامل استخوان‌های سقف جمجمه و دنده‌ها، جناغ، کتف و لگن هستند.

د) استخوان‌های نامنظم: ساختمان استخوان نامنظم مانند استخوان‌های کوتاه است. این استخوان‌ها از نظر شکل تفاوت‌های زیادی با هم دارند و در هیچ کدام از گروه‌های فوق قرار نمی‌گیرند و شامل استخوان‌های ستون فقرات و فک تحتانی هستند.

ه) استخوان‌های کنجدی^۱: این استخوان‌ها در تاندون‌های نزدیک مفاصل ظاهر می‌شوند. مهم‌ترین استخوان این گروه، استخوان کشکک زانو است [۲۰ و ۲۱].

۲-۲ آسیب‌های وارد بر بافت‌های صورت

هر گونه ضربه فیزیکی به صورت می‌تواند به آسیب صورت یا همان ترومای فک و صورت^۲ منجر شود. این آسیب‌ها می‌توانند آسیب‌های بافت نرم و یا شکستگی استخوان‌های صورت باشند. علائم خاص به نوع آسیب بستگی دارد، به عنوان مثال، شکستگی ممکن است همراه با درد، تورم، از دست دادن عملکرد و یا تغییر در شکل سازه‌های صورت باشد. آسیب‌های بافت نرم شامل خراش، پارگی، کنده شدن، کبودی، سوختگی و صدمات سرد است [۲۲]. استخوان‌های صورت که معمولاً دچار آسیب دیدگی می‌شوند شامل استخوان بینی، فک بالا و فک پایین است. فک پایین ممکن است در نواحی سمفیز^۳، بدنه مندیبل^۴، زاویه^۵، راموس^۶ و کوندیل^۷ شکسته شود. استخوان گونه و استخوان پیشانی محل‌های دیگر در معرض شکستگی هستند [۱]. همچنین ممکن است شکستگی در استخوان دهان و یا در استخوان‌های تشکیل دهنده کاسه چشم اتفاق بیفتد. وارد شدن صدمات صورت ممکن است باعث بدشکلی و از دست دادن عملکرد (به عنوان مثال کوری یا سخت شدن حرکت فک) شود. هر چند ضربات صورت به ندرت تهدید کننده حیاتند، ولی گاهی می‌توانند کشنده باشند، چرا که می‌توانند موجب خونریزی شدید یا تداخل با راه هوایی شوند [۱].

بسته به نوع آسیب صورت، درمان ممکن است شامل باندپیچی و بخیه زخم‌های باز، استفاده از یخ، آنتی بیوتیک‌ها و مسکن، بازگرداندن استخوان‌ها به جای اولیه و عمل جراحی باشد. هنگامی که احتمال شکستگی وجود دارد، رادیوگرافی برای تشخیص استفاده می‌شود. همچنین درمان سایر جراحات، مانند آسیب مغزی پس از سانحه که معمولاً با آسیب‌های صورت همراه می‌باشد، لازم است [۱].

¹ Sesamoid bone

² Maxillofacial trauma

³ Symphesis

⁴ Body of mandible

⁵ Angle

⁶ Ramus

⁷ Condyle