مجله دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی شیراز
سال سوم- شماره‌ی سوم و چهارم- پاییز و زمستان ۱۳۸۱
صفحه های ۲۸ تا ۳۸

مقایسه‌ی حساسیت و کارایی چگالی سنج (دانسیتومتر) رایانه‌ای با گونه‌ی عادی و مشاهده‌گرها در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان فک پایین به صورت آزمایشگاهی

دکتر عیسی مظفری *
دکتر زهرا دلیلی کاجان **

چکیده

ایجاد روش‌های دقیق برای بررسی دگرگونی‌های چگالی استخوان، به تشخیص زود هنگام بیماری‌هایی کمک می‌کند که باعث تخریب یا رقیق شدن استخوان می‌گردند. افزون بر آن می‌توان از این روش‌ها در ارزیابی میزان ترمیم استخوان پس از جراحی یا پیوند بهره گرفت. در این پژوهش، کارایی نرم‌افزار چگالی‌سنج‌رایانه‌ای* (Digital Bone Density Detector) از نظر تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان بررسی شدند. برای انجام این کار در آغاز چند قطعه‌ی استخوان فک پایین خشک فراهم کرده و از آن‌ها تصویرهای نخستین پرتونگاری، به عنوان گروه شاهد نخست فراهم شد. سپس قطعه‌های استخوان را بر پایه‌ی مرحله‌ی مورد آزمایش به فاصله‌ی زمانی نود دقیقه در اسید نیتریک با غلظت ۱۵ درصد قرار داده و در هر مرحله از آن‌ها پرتونگاری‌های لازم فراهم شد. میزان کلسیم موجود در محلول در هر مرحله با روش آزمایشگاهی تعیین کرده و آن را به عنوان گروه شاهد دوم در نظرگرفته شد. در ادامه، پرتونگاری‌های عادی را به گروه‌های گوناگون بخش کرده و با اسکنر به درون رایانه منتقل شدند. سپس پرتونگاری‌های عادی را بوسیله چگالی سنج معمولی و مشاهده‌گرها و تصویرهای دیجیتالیز شده را با چگالی سنج رایانه‌ای بررسی کرده، و یافته‌ها با آنالیز آماری با یکدیگر مقایسه شدند. از این پژوهش نتیجه گرفته شد که این نرم افزار از کارایی خوبی در تشخیص دگرگونی‌های استخوان برخوردار بوده و می‌توان از آن برای بررسی دگرگونی‌های جزیی چگالی بهره گرفت، که با چشم غیر قابل تشخیص می‌باشند. همچنین نتیجه گرفته شد که چگالی سنج رایانه‌ای از حساسیت بالاتری در مقایسه با گونه‌ی عادی به ویژه در تشخیص دگرگونی‌های استخوان کورتکس برخوردار است. افزون برآن خاصیت چگالی‌نگاری این نرم افزارکه گونه‌ی عادی ازآن بی‌بهره هستند باعث بالاتر بردن کارایی آن به گونه‌ی چشمگیر می‌گردد. از خاصیت چگالی‌نگار این نرم‌افزار در مقاله‌ای دیگر گفت‌وگو خواهد شد.

واژگان کلیدی: چگالی استخوان، استئوپروز، مندیبل

*** دانشیار گروه رادیولوژی دهان و فک و صورت، دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز**
**** استادیار گروه رادیولوژی دهان‌وفک وصورت دانشکده‌ی دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی گیلان**

* این نرم افزار به وسیله‌ی مجری طرح، دکتر عیسی مظفری با زبان برنامه نویسی نوشته شده است.

مقدمه

تغییر موضعی یا عمومی در چگالی استخوان می‌تواند در اثر آسیب‌ها، بیماری‌ها، مصرف بیشتر از اندازه‌ی الکل، نیز عوامل فیزیولوژیک و افزایش سن رخ دهد [۱و۲]. تشخیص به هنگام بیماری‌هایی چون استئوپوروز که ممکن است به شکستگی‌های خطرناک، مانند شکستگی استخوان ستون مهره‌ها منجر گردد[۳]، یا تشخیص زود هنگام تغییر در چگالی استخوان که در اثر آسیب‌ها و بیماری‌های سرطانی ایجاد گردیده اند، اهمیت زیاد در پیشگیری و درمان این گونه بیماری‌ها دارد. بنابراین، ارزش روش‌های تشخیص دهنده‌ی دگرگونی‌های چگالی استخوان روز به روز افزایش یافته و به نظر می‌رسد که در آینده‌ی نزدیک، این روش‌ها نقشی مهمتر درتشخیص بیماری‌ها داشته باشند. برای اندازه گیری چگالی استخوان می‌توان از روش‌های متعدد بهره گرفت، که از میان آن‌ها، نمونه برداری از استخوان ایلیاک، دقیق ترین روش است، اما با توجه به تهاجمی بودن این روش، نمی‌توان از آن پی در پی برای عموم استفاده کرد. بهره گیری از شیوه‌های پیشرفته‌ی موجود، مانند سی.تی اسکن، سونوگرافی، (Single & Dual Photon Absorptiometry) نیز دارای برتری‌ها و معایب ویژه‌ی خود است. به کمک سی.تی اسکن به ویژه، گونه‌ی کمی آن می‌توان دگرگونی‌های چگالی استخوان را بررسی کرد. پژوهش‌های انجام شده نشان دهنده‌ی حساسیت بالای روش سی.تی اسکن در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان است[۴]. افزون بر آن، به کمک این روش می‌توان جایگزین شدن مغز استخوان با بافت‌های فیبروزه یا دگرگونی چگالی استخوان انباشته را با استفاده از سی.تی نامبر تشخیص داد[۵]، اما با توجه به تابش و رسوب میزان چشمگیر پرتو یونساز در بافت به وسیله‌ی این روش و عدم دسترسی همه‌ی افراد جامعه به این گونه دستگاه‌ها به نظر می‌رسد که استفاده‌ی همگانی از آن، برای اندازه‌گیری دگرگونی‌های چگالی استخوان امکان پذیر نباشد. روش ام.آر.آی (M.R.I) برخلاف سی.تی اسکن، بدون پرتوهای یونساز است و از آن می‌توان برای بررسی دگرگونی‌ها ساختاری بافت استخوان اسفنجی پس از دریافت سیگنال‌های تولید شده در مغز استخوان استفاده کرد[۶]، اما، این روش به دستگاه‌های گران‌تر از سی.تی اسکن نیاز دارد. افزون برآن، به‌علت نفرستادن سیگنال ازسوی استخوان انباشته و ترابکول‌ها، امکان بررسی کمّی دگرگونی‌های چگالی استخوان به وسیله‌ی این روش به سادگی انجام شدنی نیست.

از روش سونوگرافی می‌توان، به عنوان یک روش نوین و کم خطر در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان بهره گرفت[۷]. در این روش، تحلیل استخوان باعث کاهش بازتاب امواج صوتی شده و در نتیجه، به‌کمک آن می‌توان میزان رقیق شدن استخوان را بررسی کرد. بااین وجود، به‌نظر نمی‌رسد که این روش از حساسیتی بالا در تشخیص دگرگونی‌ها جزیی نخستین چگالی استخوان برخوردار باشد، که از نظر پیشگیری دارای اهمیت است. روش‌های Single & Dual Photon Absorptiometry از حساسیت و کارایی خوبی در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان برخوردار هستند[۸]، اما، به‌دلایل گوناگون، مانند میزان پرتو یونساز جذب شده به وسیله‌ی بافت، نمی‌توان از این روش‌ها برای تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان برای همگان

پیوسته بهره گرفت. استفاده از رایانه و برنامه‌های رایانه‌ای، چون تفریق رایانه‌ای، (Digital Subtraction Radiography) و روش Computer Aided Pattern Recognition کمکی زیاد به افزایش دقت در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان می‌کنند. در تفریق رایانه‌ای، پس از کم کردن دو تصویر از یکدیگر، حساسیت تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان افزایش می‌یابد[۹و۱۰]، به گونه‌ای که آن را تا هفت و نیم درصد در برابر سی درصد پیش از تفریق را قابل تشخیص می‌سازد[۱۱]. اما، با توجه به این که تفریق رایانه‌ای از متغیرهای زیاد اثر می‌پذیرد بنابراین، نمی‌توان از آن با اطمینان کامل در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان بهره گرفت [۱۲]. روش ComputerAidedPatternRecognition[۱۳]، شیوه‌ی قرار گرفتن ترابکول‌های استخوان را در زمان‌های گوناگون قابل بررسی ساخته و در نتیجه، تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان را آسان می‌سازد. این روش، نیز هنوز در مراحل آغازین پژوهش‌هاست و احتمالاً مانند تفریق رایانه‌ای، با دشواری‌های ثابت نگاه داشتن عوامل و حذف متغیرها، همراه خواهد بود.

از چگالی سنج عادی می‌توان برای بررسی دگرگونی‌های چگالی استخوان، با استفاده از فیلم‌های پرتونگاری بهره گرفت. افزون بر آن، این ابزار، به علت ارزانی و آسانی کار می‌تواند مورد استفاده همگان قرار گیرد، اما به علت محدود بودن سایه‌های خاکستری نمایش داده شده در فیلم‌های پرتونگاری و متغیرهای وابسته به ظهور و ثبوت فیلم، نمی‌توان از چگالی سنج عادی، به عنوان یک روش مطمئن در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان روی فیلم پرتونگاری بهره گرفت. از سوی دیگر، رایانه با کارت گرافیک مناسب، به نمایش ۲۵۶ سایه‌ی خاکستری جدا شدنی از یکدیگر قادر می‌باشد، که چندین برابر فیلم پرتونگاری است. در نتیجه احتمالاً رایانه امکان بررسی دقیق‌تر دگرگونی‌های چگالی استخوانی را،که می‌تواند به‌سادگی مورد استفاده‌ی همگان قرار گیرد ایجاد کند. بنابراین، در این پژوهش، تصمیم گرفته شد حساسیت و کارایی نرم افزار چگالی سنج رایانه‌ای، در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان فک پایین را، با حساسیت و کارائی گونه‌ی عادی مقایسه گردد. ضمناً، برای حذف متغیرها و ارزیابی دقیق‌تر این نرم‌افزار از روش آزمایشگاهی بهره گرفته شد.

مواد و روش پژوهش

الف مواد

۱- چند قطعه‌ی استخوان فک پایین خشک از کاداورانسان.

۲- اسید نیتریک با غلظت ۱۵ درصد.

۳- موم صورتی، برای پوشاندن بخش‌های مورد نظر استخوان در جلوگیری از نفوذ اسید.

۴- دستگاه و ابزار لازم برای پرتونگاری.

۵- اسکنر ۱۲۰۰ دی‌پی‌آی (1200 Dots per inch)و رایانه‌ی مناسب برای دیجیتالیز کردن تصاویر پرتونگاری.

۶- نرم‌افزار چگالی‌سنج و چگالی‌نگار رایانه‌ای ایجاد شده در بخش.

۷- چگالی سنج عادی

ب- روش پژوهش

۱- در آغاز، همه‌ی بخش‌های قطعات استخوان فک پایین بجز بخش‌های مورد نظر بوسیله‌ی موم

صورتی پوشانده تا اسید، تنها از مناطق مورد مطالعه در استخوان نفوذ کند. این کار، به‌دلیل آن بود،که متغیرها را کاهش داده و بررسی دگرگونی‌های چگالی را آسان‌تر و در نتیجه، امکان مقایسه‌ای دقیق‌تر فراهم گردد. در ضمن، قطعاتی از سیم نازک ارتودنسی در منطقه‌ی مورد آزمایش به عنوان راهنما(Marker) قرار داده شد. تا همه‌ی نمونه‌ها در مناطق مشخص مورد آزمایش قرار گیرند(شکل شماره‌ی ۱).

این‌کار، برای حذف اثر عوامل کالبدی انجام گرفت. برای ثابت نگاه داشتن موقعیت استخوان‌ها و حذف متغیرهای به‌دست‌آمده از تغییر زاویه‌ی تابشی پرتو، از نگاه‌دارنده‌های مناسب برای این منظور بهره گرفته شد و به کمک آن‌ها موقعیت جسم، فاصله‌ی منبع پرتو از جسم و زاویه‌ی تابشی ثابت نگاه داشته شد. افزون بر آن، برای حذف متغیرهای تاریک‌خانه، پرتونگاری‌های مورد مقایسه، مربوط به یک روش بر روی یک فیلم قرار داده و به طور همزمان، ظاهر شدند (شکل شماره‌ی ۲).

۲- در مرحله‌ی دوم، پرتونگاری‌های لازم با دو شیوه‌ی لاترال و اکلوزال با زاویه‌های عمود، برای گروه شاهد نخست فراهم شد. سپس، نمونه‌ها در محلول اسید نیتریک با غلظت ۱۵ درصد قرار داده و به فاصله‌ی زمانی نود دقیقه، پرتونگاری از آن‌ها، به‌صورت روش پیش فراهم شد. در این فرصت، محلول را برای بررسی میزان کلسیم افزوده شده در ظرف جداگانه گذاشته، تا به‌عنوان گروه شاهد دوم در آزمایشگاه، برای به‌دست‌آمدن میزان دقیق دکالسیفیکاسیون استخوان تجزیه و تحلیل گردد. این کار تا هنگامی ادامه داده شد،که دگرگونی‌های چگالی استخوان با چشم غیر مسلح تشخیص داده شود.

۳- پس از قرار دادن پرتونگاری‌ها در گروه‌های مشخص،آن‌ها، به‌وسیله‌ی مشاهده‌گران و چگالی سنج عادی بررسی شدند. گروه‌های مورد مطالعه، بر پایه‌ی مدت زمان قرارگرفتن در اسید، روش پرتونگاری (لاترال یا اکلوزال) و اثر اسید بر روی استخوان اسفنجی یا استخوان انباشته تقسیم بندی شدند.

۴- تصویرها، با اسکنر به درون رایانه دیجیتالیز کرده و برای حذف متغیرها، تصویرهای مورد مقایسه به‌طور همزمان و با ثابت نگاهداشتن میزان نور تابشی و کانتراست دستگاه، دیجیتالیز شدند. سپس،آن‌ها به‌صورت تصویرهای بیت ماپ (BMP) ضبط شده و در پی آن به وسیله‌ی نرم افزار یاد شده مورد مطالعه قرارگرفتند. این نرم‌افزار، هم، توان نشان دادن اندازه‌ی سایه‌های خاکستری تشکیل‌دهنده‌ی تصویرها را، حتی به میزان یک Pixel دارد و هم، به‌کمک آن می‌توان سایه‌های خاکستری روی یک خط از تصویر را به‌صورت منحنی به‌نمایش درآورد، اما در این قسمت از پژوهش، تنها از خاصیت چگالی سنجی این نرم افزار استفاده شد. در این پژوهش برای بررسی مقایسه‌ای چگالی یک منطقه از تصویرها قبل و بعد از قرار دادن استخوان در اسید، مناطق همانند را که قرار بود با هم مقایسه شوند با دایره، مثلث و مربع با قطر در حدود پنج میلی متر بر روی تصویرها مشخص شدند. سپس نمونه‌ها را برای مقایسه به مشاهده‌گرها نشان داده و از آن‌ها خواسته شد که تفاوت چگالی مناطق نشان داده شده را مشخص کنند. پس از آن همان مناطق را با چگالی سنج عادی با استفاده از یک جای ویژه از نگاتوسکوپ اندازه‌گیری کرده و یافته‌ها به صورت جفت با یکدیگر مقایسه شدند. استفاده از یک جای ویژه از نگاتوسکوپ برای حذف متغیرهای

مربوط به تفاوت شدت نور در مناطق گوناگون نگاتوسکوپ بود. برای اندازه‌گیری چگالی مناطق مشخص شده در تصویرها به وسیله‌ی چگالی نگار رایانه‌ای، به کمک ماووس رنگ ده پیکسل از منطقه به دست آمده و میانگین آن‌ها با یکدیگر و با عدد به دست آمده برای همان منطقه به وسیله‌ی چگالی سنج عادی مقایسه گردیدند. برای افزایش سرعت کار، نرم افزار به صورتی تنظیم شده بود که میانگین اعداد را به طور خودکار محاسبه کند.

۵- داده‌ها را با روش‌های استانداردآماری و به کمک کارشناسان آماربررسی کرده و حساسیت تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان اسفنجی و کورتکس رابرای مشاهده‌گرها، چگالی‌سنج‌عادی‌و چگالی‌سنج رایانه‌ای‌محاسبه‌کرده وبایکدیگرمقایسه شدند.

یافته‌های آماری

جدول شماره‌ی ۱، نشان دهنده‌ی تفاوت اندک میان مشاهده‌گرها در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان اسفنجی در روش لاترال و اکلوزال است که این گویای همخوانی بالا در میان آن‌ها برای این بخش از پژوهش است. حساسیت مشاهده‌گرها، چگالی سنج عادی و رایانه‌ای در تشخیص دگر گونی‌های چگالی استخوان اسفنجی و استخوان انباشته جداگانه و مقایسه‌ای در جدول‌های شماره‌ی ۲ و ۳ نشان داده شده اند. در جدول شماره‌ی ۲ تفاوتی چشمگیر میان حساسیت مشاهده‌گرها و چگالی سنج عادی و رایانه‌ای در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان اسفنجی مشاهده می‌شود که این تفاوت‌ها به ویژه در مقایسه‌ی بین مشاهده‌گرها و چگالی سنج رایانه‌ای از نظر آماری معنی دار است (۵۷درصد برای مشاهده‌گرها در برابر۸۲ درصد برای چگالی سنج رایانه‌ای (P.value<۰/۰۵). دربارهٔ حساسیت چگالی سنج عادی و رایانه‌ای در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان اسفنجی، گر چه از نظر آماری تفاوتی معنی دار مشاهده نگردید اما تفاوت عددی میان آن‌ها چشمگیر است (۷۰ درصد برای چگالی سنج عادی و ۸۲ درصد برای چگالی سنج رایانه‌ای). در همین جدول، حساسیت میان مشاهده‌گرها و چگالی سنج عادی و رایانه‌ای در تشخیص دگرگونی‌های استخوان انباشته فک پایین نشان دهنده‌ی تفاوت معنی‌دار در میان چگالی سنج رایانه‌ای و عادی است (حساسیت ۸۶ درصد برای گونه‌ی رایانه‌ای و ۵۲ درصد برای گونه‌ی عادی (P.value<۰/۰۰۰۹) که دلیل برتری چگالی سنج رایانه‌ای در تشخیص دگرگونی‌های استخوان انباشته در مقایسه با گونه‌ی عادی است. علت این برتری احتمالاً توان بیشتر رایانه در جداسازی سایه‌های خاکستری تصویر است. مشاهده‌گرها در تشخیص دگرگونی‌های استخوان انباشته ضعیف تر از تشخیص دگرگونی‌های استخوان اسفنجی عمل می‌کردند. علت آن، احتمالاً این است که چشم در جداسازی سایه‌های خاکستری توانی محدود دارد. جدول شماره‌ی ۴ تفاوت میان حساسیت‌ها در مقایسه‌ی روش لاترال و اکلوزال را نشان می‌دهد.

همان گونه که ملاحظه می‌گردد حساسیت در تشخیص دگرگونی‌های چگالی در استخوان اسفنجی و انباشته در هر سه مورد مشاهده‌گر، چگالی سنج عادی و چگالی سنج رایانه‌ای افزایش یافته است. یعنی در هر سه مورد توان تشخیص با تغییر روش زیاد شده است.

جدول شماره‌ی ۱: *در این جدول توزیع فراوانی حساسیت مشاهده‌گرها بر پایه‌ی درصد آن‌ها در ارزیابی دگرگونی‌های چگالی استخوان‌های اسفنجی و انباشته نشان داده شده‌اند.* درجه‌ی آزادی (۶ = df)

دگرگونی‌های چگالی استخوان	مشاهده‌گر (۱)	مشاهده‌گر (۲)	مشاهده‌گر (۳)	مشاهده‌گر (۴)	مشاهده‌گر (۵)	مشاهده‌گر (۶)	مشاهده‌گر (۷)	Chi^2	P_{value}
استخوان اسفنجی	۵۷	۵۴	۶۳	۶۳	۴۲	۶۰	۵۷	۴/۳۱	۰/۶۳
استخوان کورتیکال	۵۴	۵۴	۳۳	۵۴	۳۵	۵۴	۲۸	۱۴/۰۸	۰/۰۲۱۸
مجموع دگرگونی‌های چگالی	۵۶	۵۴	۴۸	۵۸	۳۸	۵۷	۴۱	۱۲/۴۵	۰/۰۵۶

جدول شماره‌ی ۲ : *در این جدول میزان حساسیت در تشخیص دگر گونی‌های چگالی استخوا ن‌های اسفنجی و انباشته به وسیله‌ی مشاهده‌گرها، چگالی سنج عادی و رایانه‌ای بر پایه‌ی درصد با یکدیگر مقایسه شده‌اند.*

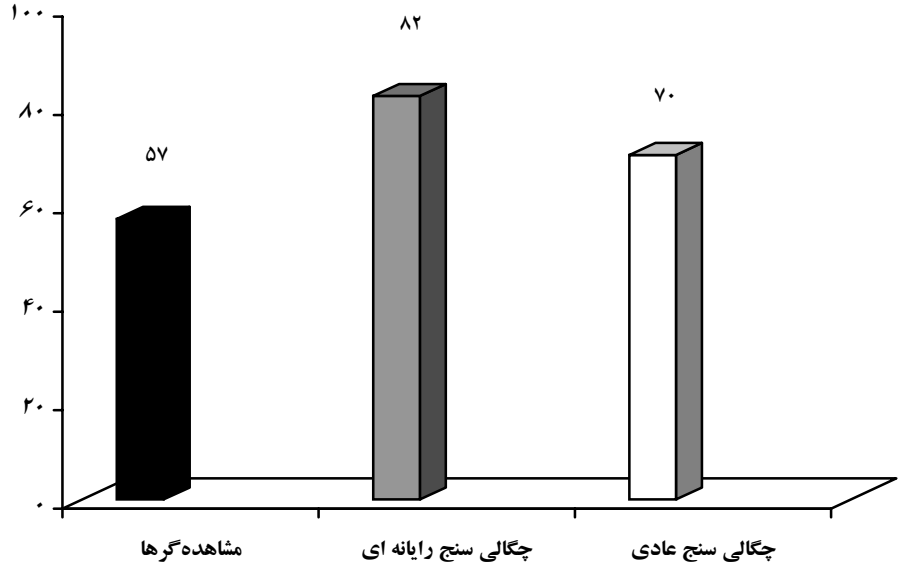
	مشاهده‌گرها	چگالی سنج رایانه ای	چگالی سنج عادی	Chi^2	P_{value}
دگرگونی‌های چگالی استخوان اسفنجی	۵۷	۸۲	۷۰	۸/۵۲	۰/۰۱۴۱
دگرگونی‌های چگالی استخوان کورتیکال	۴۵	۸۶	۵۲	۲۴/۵۸	۰/۰۰۰۰۰۵
دگرگونی‌های چگالی روی هم رفته	۵۰	۸۴	۶۰	۳۰/۶	< ۰/۰۰۰۰۰۱

جدول شماره‌ی ۳ : *در این جدول میزان حساسیت در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان‌های اسفنجی و انباشته به وسیله‌ی مشاهده‌گرها، چگالی سنج عادی و رایانه‌ی به صورت جفت با یکدیگر مقایسه شده‌اند*

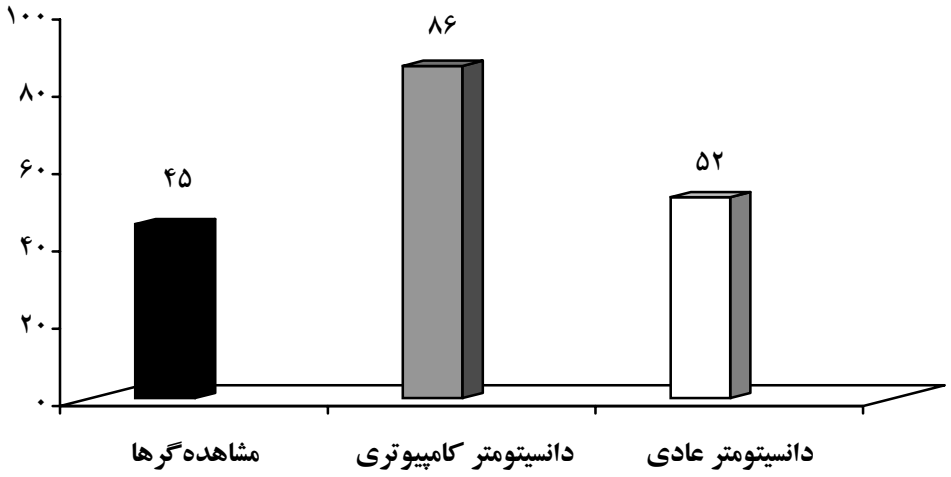
	مشاهده‌گرها (P_1)	چگالی سنج رایانه‌ای (P_2)	چگالی سنج عادی (P_3)	Chi^2	P_{value}
دگرگونی‌های چگالی استخوان اسفنجی	۵۷	۸۲	۷۰	$P_{(1,2)}$ = ۷/۳۴ $P_{(1,3)}$ = ۱/۸۸ $P_{(2,3)}$ = ۱/۳۲	۰/۰۰۶۷ ۰/۱۷۰۶ ۰/۲۵۰۵
دگرگونیهای چگالی استخوان کورتیکال	۴۵	۸۶	۵۲	$P_{(1,2)}$ = ۲۴/۴۹ $P_{(1,3)}$ = ۰/۸۳ $P_{(2,3)}$ = ۱۰/۲۲	۰/۰۰۰۰۱ ۰/۳۶۲۵ ۰/۰۰۰۹
دگرگونی‌های چگالی روی هم رفته	۵۰	۸۴	۶۰	$P_{(1,2)}$ = ۲۹/۷۶ $P_{(1,3)}$ = ۲/۳۸ $P_{(2,3)}$ = ۱۰/۷۱	< ۰/۰۰۰۰۰۱ ۰/۱۲۲۶ ۰/۰۰۱۰

جدول شماره‌ی ۴ : *در این جدول روش‌های لاترال و اکلوزال از نظر حساسیت (درصد) در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان‌های اسفنجی و انباشته به وسیله‌ی مشاهده‌گرها، چگالی سنج عادی و چگالی سنج رایانه‌ای به صورت جفت با یکدیگر مقایسه شده‌اند.*

	روش	مشاهده‌گرها (P_1)	چگالی سنج رایانه‌ای (P_2)	چگالی سنج عادی (P_3)	Chi^2	P_{value}
دگرگونی‌های چگالی استخوان اسفنجی	لاترال	۵۱	۷۵	۵۰	$P_{(1,2)}$ = ۴/۱۵ $P_{(1,3)}$ = ۰/۶۰ $P_{(2,3)}$ = ۱/۰۳	۰/۰۴۱۵ ۰/۴۳۶۸ ۰/۳۱۱۱
	اکلوزال	۶۸	۹۲	۸۵	$P_{(1,2)}$ = ۲/۵۷* $P_{(1,3)}$ = ۱/۰۶* $P_{(2,3)}$ = ۰/۰۴*	۰/۱۰۸۷ ۰/۳۰۳۵ ۰/۸۳۴۸
دگرگونی‌های چگالی استخوان کورتیکال	لاترال	۳۷	۷۹	۳۳	$P_{(1,2)}$ = ۱۵/۳۸ $P_{(1,3)}$ = ۰/۱۲ $P_{(2,3)}$ = ۱۰/۲۴	۰/۰۰۰۰۸ ۰/۷۳۳۸ ۰/۰۰۱۳
	اکلوزال	۵۶	۹۴	۷۸	$P_{(1,2)}$ = ۹/۶۲ $P_{(1,3)}$ = ۲/۹۹ $P_{(2,3)}$ = ۱/۰۹	۰/۰۰۱۹ ۰/۰۸۳۷ ۰/۲۹۶۴



منحنی شماره‌ی۱: *در این منحنی، حساسیت در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان‌های اسفنجی به وسیله‌ی مشاهده‌گرها، چگالی سنج عادی و رایانه‌ای با یکدیگر مقایسه شده‌اند.*



منحنی شماره‌ی ۲: *در این منحنی، حساسیت در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان‌های انباشته به‌وسیله‌ی مشاهده‌گرها، چگالی سنج عادی و چگالی سنج رایانه‌ای با یکدیگر مقایسه شده‌اند.*

بحث

اندازه‌گیری چگالی استخوان فک‌ها و رسم منحنی آسیب‌ها به وسیله‌ی چگالی سنج و چگالی نگار رایانه‌ی را می‌توان آغازگر فصلی نوین از روش‌های تشخیصی برای بررسی تغییر چگالی موضعی یا عمومی و تشخیص آسیب‌های استخوان فکین به شمار آورد. این موضوع، با توجه به افزایش تعداد پرتونگاری‌های تهیه شده از فکین بیماران جهت تشخیص بیماری‌های دهان و دندان و اینکه می‌توان از این پرتونگاری‌ها برای بررسی دگر گونی‌های چگالی استخوان بهره جست [۱۴ و ۱۵]، اهمیتی زیاد پیدا می‌کند. در این پژوهش حساسیت نرم افزار چگالی سنج رایانه‌ی با چگالی سنج عادی و مشاهده‌گرها در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان فک پایین مقایسه شد. با استناد به جداول شماره ۲ و ۳ به این نتیجه رسیده شد که چه درباره‌ی دگرگونی‌های استخوان اسفنجی و چه درباره‌ی استخوان انباشته، چگالی سنج رایانه‌ی از کارایی بهتر و حساسیت بیشتر نسبت به گونه‌ی عادی و آن نیز حساسیت بهتر نسبت به مشاهده‌گرها دارد. این موضوع، به ویژه درباره‌ی دگرگونی‌های چگالی استخوان انباشته آشکار و قابل توجه است. دلیل وجود این تفاوت، در این است که، رایانه می‌تواند سایه‌های خاکستری بیشتر را در مقایسه با فیلم پرتونگاری از یکدیگر جداسازد. مرور بر پیشینه، نشان می‌دهد که دگرگونی‌های چگالی در اثر عوامل فیزیولوژیک در آغاز بر استخوان اسفنجی و سپس استخوان انباشته اثر میگذارد، اما پس از سن ۵۵ سالگی این دگرگونی‌ها برعکس می‌شود و دگرگونی‌های استخوان انباشته آشکارتر می‌گردد. این موضوع با توجه به یافته‌های این پژوهش که نشان دهنده‌ی کارایی بهتر

چگالی سنج رایانه‌ی در تشخیص دگرگونی‌های استخوان کورتکس در مقایسه با گونه‌ی عادی است اهمیت پیدا می‌کند. افزون بر آن بهره گیری از بخش چگالی نگار این نرم افزار که در گونه‌ی عادی آن وجود ندارد نیز کمکی زیاد، به تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان می‌کند که شرح آن در مقاله‌ای دیگر خواهد آمد. از این بررسی نیز نتیجه گرفته شد که استفاده از روش اکلوزال به دقت و حساسیت تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان می‌افزاید. در این پژوهش، از امکانات ابتدایی و رایانه‌ی شخصی و یک نرم افزار ساده استفاده شد، افزون بر آن تصویرهای پرتونگاری به طور غیر مستقیم و به کمک اسکنر به درون رایانه منتقل شدند، که این خود باعث کاهش کیفیت تصویرها درمقایسه با گونه‌های اصلی می‌گردد. اما با این وجود در حالی که برای چگالی سنج عادی از تصویرهای اصلی که بهتر از تصویرهای دیجیتایز شده بود استفاده کردیم، یافته‌های به دست آمده نشان دهنده‌ی کارایی برتر چگالی سنج رایانه‌ای می‌باشد. بنابراین اگر از امکانات قوی تر و از روش ارسال مستقیم تصویرها به درون رایانه(Direct Digital Imaging) بهره گرفته شود، احتمالاً یافته‌های بهتر برای چگالی سنج رایانه‌ای به دست خواهد آمد. از این پژوهش، نتیجه گرفته شده که برای به دست آوردن اطمینان از یافته‌ها می‌بایست متغیرها را کاهش داده و تا آنجا که می‌شود، تصویرهای مورد مطالعه را بطور یکسان فراهم و به درون رایانه دیجیتایز کرد. افزون بر آن به نظر می رسد که کاهش سوپرایمپازیشن‌ها بر روی ناحیه‌ی مورد نظر یا استفاده از لایه‌های نازک‌تر تصویری مانند تصویرهای توموگرافی باعث کاهش متغیرها گردیده و درنتیجه دقت و کارایی این روش را افزایش چشمگیر خواهد داد. سر انجام می‌توان نتیجه گرفت که با توجه به آسانی کار و نبود عوارض وابسته به استفاده از این نرم افزار، می‌توان این روش را به عنوان روشی که احتمالاً در آینده در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان برای همگان مورد استفاده قرار گیرد در نظر گرفت.

نتیجه

در این پژوهش نرم افزار چگالی سنج رایانه‌ای را با گونه‌ی عادی و مشاهده‌گرها در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان فک پایین به صورت آزمایشگاهی بررسی شد. یافته‌ها نشان دهنده‌ی کارایی بهتر چگالی سنج رایانه‌ای در مقایسه با گونه‌ی عادی مشاهده‌گرها به ویژه در تشخیص دگرگونی‌های استخوان متراکم است. افزون بر آن، نتیجه گرفته شد که، با توجه به آسانی کار و نبود عوارض وابسته به استفاده از چگالی سنج رایانه ای، می‌توان این روش را به عنوان روشی در نظر گرفته که احتمالاً در آینده در تشخیص دگرگونی‌های چگالی استخوان برای همگان مورد استفاده قرار گیرد و بررسی‌های بیشتر بر روی آن انجام داد.

شکل شماره ی ۱: قطعات استخوان فک پایین از کاداور انسان به همراه موم پوشاننده و راهنماهای فلزی

شکل شماره‌ی ۲: تنظیم مسیر پرتو برای فراهم آوردن پرتونگاری‌های گوناگون لاترال

References

1. Chapard, D. Plantard, B. Petitjeam, M. Alexander, C. Riffat, G.: Alcoholic cirrhosis and osteoporosis in men: a light and scanning electron microscopy study. J-study-alcohol, may 1991; 52(3): 269-74.

2. Heany-RP, Gallagher-JC and Johnson-CC. Calcium nutrition and bone health in the elderly. Am. J. Clin Nutr. 1982; 36:986-1013.

3. Riggs-BL, Wahner-HW and Dunn-WL. Differential changes in bone mineral density of the appendicular and axial skeleton with aging, relationship to spinal osteoporosis. J.Clin-Invest, 1981; 67:328-335.

4. Lindeh C, Nilsson M, Klinge B and Peterson A: Quantitative computed tomography of trabecular bone in the mandible. Dentomaxillofac Radiol. 1996; 25(3): 146-150.

5. Delbalso Angelo M: Maxillofacial Imaging 1990; 342-344 first edition, saunders.

6. Kenda-T, Minami-M, Ozawa-K, Akimoto-Y, et al. Magnetic resonance appearance of bone marrow in the mandible at different ages. Oral surg, Oral Med. Oral Pathol. 1996, 82:229-33

7. Yamazaki-K, Kushida-K, Ohmura-A, Sano-M, Inoue-T. Ultrasound bone densitometry of the oscalcis in japanese women. J. Osteoporosis. 1994; 4:220-225.

8. Fisher-JG.: Osteoporosis in dentistry. J. General Dentistry. Nov.Dec 1990; 38(6): 434-9.

9. Southard Karin A, Southahrd Thomas E.: Detection of simulated osteoporosis in dog alveolar bone with the use of digital subtraction. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. 1994; 77: 412-8.

10. Katsarsky J. W, Levin M. S, Allen K. M, et al: Detection of experimentally induced lesions in subtraction images of cancellous alveolar bone. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. 1994; 77:674-7.

11. Southard- KA and southard- TE. Comparision of digtized radiographic alveolar bone features between 20 & 70 years old women. Oral surg. Oral Med, Oral pathol, 1992; 74: 111-17

12. Wenzel A, and Sewerin Ib: Sources of noise in digital subtraction radiography. Oral surg. Oral Med. Oral pathol. 1991;71: 503-8

13. Southard-KA and southard- TE. Quantitative features of digitized radiographic bone profiles. Oral Surg. Oral Med, Oral pathol. 1992; 73: 751-9

14. Henrikson-PA, Wallenius-K. The mandible and osteoporosis. A qualitative comparison between the mandible and radius. J. Rehab, 1974;(1): 67-74.

Abstract

Determination of the Sensitivity of Digital Bone Density Detector Software in Comparison with Densitometer in Detection of Mandibular Bone Density Changes in Vitro

E. Mozaffari, DMD, MScD

Associate Professor of Radiology Department, School of Dentistry, Shiraz Medical University of Sciencs

Z. Dalilikajan, DMD, MScD

Assistant Professor of Radiology Department, School of Dentistry, Gillan Medical University of Sciences.

Making effective methods in evaluation of bone density changes are useful in early diagnosis of diseases with manifestation of bone rarefaction or destruction. These methods are also useful in determination of bone healing amount after surgery or graft procedure. In this study, capabilities of digital bone density detector software in diagnosis of bone density changes were searched. Initially, two pieces of samples from each dry human mandible were obtained and radiographed as control groups. Bony samples were decalcified partially in 90 minutes interval using nitric acid solution 15% concentration and after each decalcification period, they were radiographed. Provided conventional radiographs were evaluated by densitometer and observers. Indirect digitized images were also evaluated in similar sites by digital bone density detector software. Results of densitometer, observers and digital bone density detector software finding, were compared with each other by statistical analysis. This investigation shows more ability of digital bone density detector software in diagnosis of bone density changes. Another result was more sensitivity of provided software in comparison with conventional densitometer in diagnosis of cortical bone density changes on indirect digitized images.

Key words: Osteoprosis, Bond density, Mandible