

## طراحی یک الگوریتم و بررسی دقت آن برای تعیین دانسیته فیلم رادیوگرافی با تغییر زمان تابش

دکتر حوریه باشی‌زاده فخار<sup>۱</sup> \_ دکتر الهام سادات عمادیان رضوی<sup>۲</sup>

۱- استادیار گروه آموزشی رادیولوژی فک و صورت، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، تهران، ایران  
۲- دستیار تخصصی گروه آموزشی ارتودانتیکس، دانشکده دندانپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی، درمانی تهران، تهران، ایران

### Designing and assessment of accuracy of an algorithm for determining the accuracy of radiographic film density by changing exposure time

Hoorieh Bashizadeh Fakhari<sup>1</sup>, Elham Sadat Emadian Razavi<sup>2†</sup>

1- Assistant Professor, Department of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

2<sup>†</sup>- Postgraduate Student, Department of Orthodontics, School of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

**Background and Aims** Bone density in diagnosis and medical research is frequently used. The current methods for determining bone density are expensive and not easily available in dental clinics. The aim of this study was to design and evaluate the accuracy of a digital method for hard tissue densitometry which can be applied on personal computers.

**Materials and Methods:** An aluminum step wedge was constructed. 50 E-speed Kodak films were exposed. Exposure time varied from 0.05s to 0.5 s with 0.05 s interval. Films were developed with automatic developer and fixer and digitized with 1240U photo Epson scanner. Images were cropped at 10×10mm size with Microsoft Office Picture Manager. By running the algorithm designed in MATLAB software, the mean pixel value of pictures was calculated.

**Results:** Finding of this study showed that by increasing the exposure time, the mean pixel value was decreased and at step 12, a significant discrimination was seen between the two subsequent times ( $P < 0.001$ ). By increasing the thickness of object, algorithm could define the density changes from step 4 in 0.3 s and 5 in 0.5 s, and it could determine the differences in the mean pixel value between the same steps of 0.3 s and 0.5 s from step 4.

**Conclusion:** By increasing the object thickness and exposure time, the accuracy of the algorithm for recognizing changes in density was increased. This software was able to determine the radiographic density changes of aluminum step wedge with at least 4mm thickness at exposure time of 0.3 s and 5 mm at 0.5 s.

**Key Words:** Densitometry, Algorithm, Scanner

Journal of Dental Medicine-Tehran University of Medical Sciences 2014;27(2):91-8

† مؤلف مسؤول: نشانی: تهران - انتهای کارگر شمالی بعد از انرژی اتمی - دانشکده دندانپزشکی - دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه آموزشی ارتودانتیکس  
تلفن: ۸۸۰۱۵۹۵۰ نشانی الکترونیک: [elham\\_emadian@yahoo.com](mailto:elham_emadian@yahoo.com)

طراحی یک الگوریتم و بررسی دقت آن برای تعیین دانسیته فیلم رادیوگرافی ... دکتر حوریه باشی زاده فخار و دکتر الهام سادات عمادیان رضوی

## چکیده

**زمینه و هدف:** تعیین دانسیته استخوان در تشخیص بیماری‌ها و تحقیقات علوم پزشکی مکرراً مورد استفاده قرار می‌گیرد. روش‌های کنونی تعیین دانسیته در مطب دندانپزشکی هزینه‌بر هستند و به راحتی در دسترس قرار ندارند. هدف این مطالعه، طراحی و بررسی دقت یک روش دیجیتال قابل اجرا روی کامپیوترهای شخصی برای تعیین دانسیته تصاویر رادیوگرافیک بافت سخت بود.

**روش بررسی:** یک وج مطبق آلومینیومی ساخته شد. ۵۰ فیلم کدک E-speed اکسپوز شدند. زمان‌های تابش از ۰/۰۵ تا ۰/۵ ثانیه با فواصل ۰/۰۵ ثانیه تغییر کرد. فیلم‌ها توسط دستگاه ظهور و ثبوت اتوماتیک آماده و توسط اسکنر Epson 1240U photo دیجیتالی شدند. تصاویر در اندازه ۱۰×۱۰ میلی‌متر از پله‌های انتخاب شده تصویر توسط نرم‌افزار Microsoft office picture manager بریده شدند. با اجرای الگوریتم طراحی شده در محیط MATLAB، میانگین ارزش پیکسلی تصاویر محاسبه شد.

**یافته‌ها:** یافته‌های این مطالعه نشان داد که با افزایش زمان تابش، میانگین ارزش پیکسلی کاهش یافت و در پله ۱۲ تفاوت قابل ملاحظه بین دو زمان متوالی مشاهده شد ( $P < 0/001$ ). با افزایش ضخامت نمونه، الگوریتم می‌توانست تغییرات دانسیته را از پله ۴ در ۰/۳ ثانیه و ۵ در ۰/۵ ثانیه تعیین کند و قادر بود تفاوت میانگین ارزش پیکسلی دو پله مشابه در ۰/۳ و ۰/۵ ثانیه را از پله ۴ تعیین کند.

**نتیجه‌گیری:** با افزایش ضخامت جسم و زمان تابش، دقت الگوریتم در تشخیص تغییرات دانسیته افزایش می‌یابد. این نرم‌افزار می‌توانست تغییرات دانسیته رادیوگرافیک تصاویر وج مطبق آلومینیومی را در حداقل ضخامت ۴ میلی‌متر در زمان ۰/۳ و ۵ میلی‌متر در ۰/۵ ثانیه مشخص کند.

**کلید واژه‌ها:** دانسیتومتری، الگوریتم، اسکنر

وصول: ۹۲/۰۸/۲۰ اصلاح نهایی: ۹۳/۰۲/۲۲ تأیید چاپ: ۹۳/۰۳/۰۱

## مقدمه

دانسیته رادیوگرافیک به معنای درجه سیاهی فیلم و بیانگر میزان و تراکم مواد معدنی یک بافت می‌باشد. ضایعات استخوانی تنها زمانی در تصاویر رادیوگرافیک کشف می‌شوند که لایه کورتیکال استخوان درگیر شده باشد و از بین رفتن الگوی ترابکولار تنها زمانی مشخص می‌شود که اتصال بین استخوان کورتیکال و اسفنجی تخریب شود. ولی این که چه حجم و مشخصه‌ای از بافت سخت باید حذف شود تا رادیولوژی دیده شود، کاملاً مشخص نیست.

تعیین دانسیته استخوان فک به عنوان یک ابزار مفید یا حتی ضروری در بسیاری از موقعیت‌های بالینی در ارزیابی بافت استخوانی در نظر گرفته می‌شود (۱). موارد استفاده شامل تشخیص بیماری‌های دهانی و سیستمیک، طراحی محل قراردعی ایمپلنت، ارزیابی‌های درمانی و دوره‌های پیگیری می‌باشد. در این راستا، بیشتر مطالعات روی پیش‌بینی تغییرات مختصر دانسیته استخوان از طریق رادیوگرافی‌های داخل دهانی تمرکز داشته‌اند (۲-۵). ارزیابی دانسیته استخوان فک می‌تواند توسط رادیوگرافی داخل دهانی، رادیوگرافی پانورامیک، سابقه پزشکی بیمار، Cone beam Micro-computed tomography، Dual Energy X-ray Absorptiometry، tomography و Magnetic Resonance Imaging (MRI) (DEXA) و

Quantitative Ultra Sound (QUS) انجام گیرد (۱۶-۶).

بیشتر این روش‌ها نیازمند تجهیزات خاصی می‌باشند که در مراکز بیمارستانی موجودند و یا عمدتاً برای تحقیقات کاربرد دارند. برخی دیگر نیز در اساس، مناسب هندسه خاص استخوان مندیبل نیستند. از بین روش‌هایی که مناسب اندازه‌گیری دانسیته استخوان فک می‌باشند، برخی در تحقیقات و برخی به طور بالینی کاربرد دارند (۴، ۵). رادیوگرافی‌های داخل دهانی برای بررسی تغییرات دانسیته بافت سخت دهان گزینه مناسبی هستند؛ آن‌ها به طور معمول استفاده می‌شوند، قیمت پایینی دارند و به راحتی قابل دسترسی هستند. آنالیزهای بسیار متنوعی، چه ساده و چه پیچیده، می‌تواند روی تصاویر حاصل از رادیوگرافی‌های داخل دهانی انجام شود: آنالیز Fractal، طبقه‌بندی الگوهای ترابکولار و یا دانسیتومتری (۲۰-۱۷). تمرکز اصلی این مطالعه روی روش دانسیتومتری است که می‌تواند در غربالگری استئوپوروز و مهم‌تر از آن در ارزیابی محل قراردعی ایمپلنت‌های دندانی و همین‌طور بررسی درمان‌های دندانپزشکی که استخوان آلوئولار را درگیر می‌کنند، مفید واقع شود (۶-۱).

Bashizadefakhar و همکاران در سال ۲۰۰۲ دقت دانسیتومتری اپتیک و دانسیتومتری دیجیتال مستقیم به وسیله نرم‌افزار Radio Visio Graphy (RVG) را به صورت in vitro و به وسیله

## روش بررسی

این مطالعه به صورت *in vitro* روی فیلم‌های رادیوگرافی Kodak E-Speed شماره ۲ در سال ۹۱-۱۳۹۰ در دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام شد. تعیین حجم نمونه که شامل تصاویر اسکن شده حاصل از یک وج مطبق می‌باشد، با توجه به نتایج حاصل از مطالعه Bashizadeh Fakhar و همکاران (۲۱)، در هر زیرگروه ۵۰ نمونه انتخاب شد.

وج مطبق ابزاری است که برای مطالعات دانسیتومتری استفاده می‌شود، به این صورت که دارای چند پله با ضخامت‌های مشخص است، در این صورت با تحت تابش قرار گرفتن وج مطبق تصویر حاصل شامل نوارهایی می‌شود که به تدریج بر شدت تیرگی‌شان افزوده می‌شود. وج از تراش شمش آلومینیوم در آزمایشگاه مواددندانی در مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در بیمارستان امام خمینی ساخته شد. وج مطبق آلومینیومی دارای ۱۴ پله با عرض ۳ میلی‌متر و ارتفاع ۱ میلی‌متر می‌باشد. به طوری که هر پله با پله بعدی یک میلی‌متر اختلاف ضخامت دارد. برای انجام رادیوگرافی‌ها، وج مطبق روی یک سطح صاف قرار گرفت. قبل از انجام رادیوگرافی برای حصول اطمینان از افقی بودن فیلم، پس از نصب آن روی میز کار، افقی بودن فیلم به کمک تراز مورد بررسی قرار گرفت. این عمل به خاطر آن است که وج مطبق به طور شیب‌دار قرار نگیرد و فاصله پله‌های آن تا فیلم در رادیوگرافی‌های مختلف تغییر نکند. پس از تنظیم فیلم، فاصله لبه تیوب تا سطح فیلم به اندازه ۱۰ سانتی‌متر ثابت شد و اشعه از بالا به پایین به طور عمود بر وج مطبق تابیده شد. زمان تابش از ۰/۰۵ ثانیه تا ۰/۵ ثانیه با فواصل ۰/۰۵ ثانیه‌ای افزایش پیدا کرد.

تهیه رادیوگرافی از تمام نمونه‌های هر گروه در شرایط یکسان توسط دستگاه رادیوگرافی با مشخصاتی که در جدول ۱ آورده شده است، انجام شد.

ظهور و ثبوت فیلم‌های رادیوگرافی همگی در یک روز و توسط دستگاه ظهور و ثبوت اتوماتیک (Velopex Extra X, England) انجام شد. فیلم‌های ظاهر شده در شرایط یکسان توسط Flatbed scanner مدل Epson 1240U photo با مشخصاتی که در جدول ۲ آورده شده است، اسکن شدند:

نمونه‌های تهیه شده از محلول اوروگرافین بررسی کردند و دقت دانسیتومتری اپتیک را بیشتر از RVG گزارش نمودند (۲۱).

Bashizadeh Fakhar و Fatemi Tabar در سال ۲۰۰۴ دقت یک روش جدید دانسیتومتری دیجیتال طراحی شده در محیط MATLAB 6.1 را بررسی کردند. در این مطالعه از سه غلظت مختلف محلول اوروگرافین بر روی فیلم‌های شماره ۲ دندانی تصاویر رادیوگرافی تهیه و اسکن شد. الگوریتمی به منظور تعیین تغییرات دانسیته تصاویر اسکن شده طراحی شد. نویسندگان با بررسی اعداد به دست آمده از این الگوریتم به این نتیجه رسیدند که این روش می‌تواند جایگزین مناسبی برای روش دانسیتومتری اپتیک باشد (۲۲).

Vaccaro و همکاران در سال ۲۰۱۲ دانسیته مواد معدنی استخوان یا BMD (Bone Mineral Density) حاصل از روش‌های رادیوگرافی دیجیتال و تصاویر دیجیتال شده فیلم‌های رادیوگرافی را با نتایج حاصل از DEXA، که استاندارد طلایی دانسیتومتری استخوان است، محاسبه کردند (۲۳). ارتباط بالای بین Mean Gray Value (MGV) محاسبه شده تصاویر دیجیتال شده و تصاویر حاصل از رادیوگرافی دیجیتال با BMD اندازه‌گیری شده توسط روش DEXA بیانگر این مطلب است که آنالیز MGV می‌تواند جایگزین مورد اعتماد DEXA برای دانسیتومتری استخوان با مزیت ارزان و جدید بودن و در دسترس قرار داشتن باشد.

همانطور که گفته شد در حال حاضر روش‌هایی که برای تعیین دانسیته استخوان موجودند، گران هستند و به راحتی در مطب دندانپزشکی قابل دسترس نمی‌باشند.

با بررسی تغییرات ارزش پیکسلی، که به معنای درجه خاکستری تصویر در دامنه صفر تا ۲۵۵ است. تصاویر تهیه شده از یک ناحیه خاص آناتومیک می‌توان به طور غیرمستقیم تغییر دانسیته بافت را ارزیابی کرد. در این صورت بدون نیاز به تهیه تجهیزات دانسیتومتری و صرفاً با اجرای یک الگوریتم کامپیوتری می‌توان روند تغییرات تشکیل یا تحلیل بافت سخت را تحت نظر داشت. مطالعه حاضر با این هدف انجام شد که با طراحی یک الگوریتم در محیط MATLAB R2011a (Mathwork Inc. USA) میانگین ارزش پیکسلی تصاویر دیجیتال غیرمستقیم را محاسبه کند.

از چند ثانیه میانگین ارزش پیکسلی هر فایل در لیست خروجی الگوریتم ظاهر شد.

پس از ذخیره کردن نتایج به دست آمده، با استفاده از نرم افزار SPSS، تأثیر عامل زمان تابش و میزان ضخامت جسم بر روی عدد به دست آمده از الگوریتم محاسبه شد. برای تعیین تأثیر عامل زمان و شماره پله روی عدد ارزش پیکسلی محاسبه شده توسط الگوریتم از آزمون 2-way ANOVA استفاده شد. برای بررسی تأثیر افزایش ضخامت نمونه روی میانگین ارزش پیکسلی از آزمون Tukey و برای بررسی توانایی الگوریتم در تعیین تفاوت میانگین ارزش پیکسلی پله‌های هم شماره دو زمان تابش مختلف از آزمون Pair-t استفاده شد. دقت این الگوریتم نیاز به بررسی توانایی آن در تشخیص افزایش دانسیته تصویر پس از افزایش ضخامت به اندازه ۱ میلی متر آلومینیوم و همینطور این توانایی در تشخیص تفاوت دانسیته تصویر حاصل از دو تابش با اختلاف زمان تابش ۰/۰۵ ثانیه‌ای دارد.

### یافته‌ها

نمونه‌های مورد بررسی آنالیز اول شامل ۱۵۰ تصویر بودند که هر کدام از یکی از ۵ سری رادیوگرافی حاصل از زمان تابش و پله مشخص جدا شده بودند.

با توجه به نمودار ۱- الف، در پله دوم با تغییر زمان تابش، میزان عددی Pixel value تغییر کرد ولی این تغییر قابل ملاحظه نبود ( $P=۰/۰۷۶$ ).

با توجه به نمودار ۱- ب، در پله هفتم با افزایش زمان تابش میزان عددی Pixel value به طور معناداری کاهش یافت ( $P<۰/۰۰۱$ )، ولی تفاوت دو زمان تابش متوالی قابل ملاحظه نبود.

و طبق نمودار ۱- ج، در پله دوازدهم با افزایش زمان تابش میزان عددی Pixel value به طور معنی‌داری کاهش پیدا کرد ( $P<۰/۰۰۱$ ) و تفاوت دو زمان تابش متوالی قابل ملاحظه بود.

در مرحله بعد، در یک زمان تابش مشخص، معنی‌داری تغییر دانسیته در پله‌های مجاور هم بررسی شد. با توجه به نتایج، از زمان تابش ۰/۱ ثانیه به بعد، تغییر در میزان Pixel value بین پله‌ها معنی‌دار بود. در زمان تابش ۰/۰۵ ثانیه بین میزان pixel value دو پله دوم و هفتم تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ( $P=۰/۱۱۲$ ).

جدول ۱- مشخصات دستگاه رادیوگرافی

Kvp	70v
mA	8
Total filtration	2 mm Al
Inherent filtration	0.5 mm Al

جدول ۲- مشخصات اسکنر Flatbed

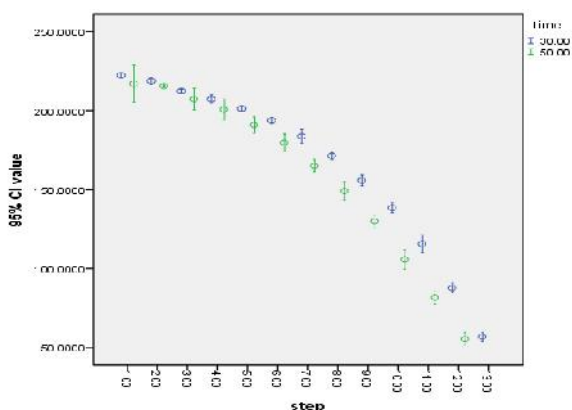
Optical resolution	1200 dpi
Maximum interpolated resolution	9600 dpi
Color system	42 bits
Software	Epson TWINES

فیلم‌ها در Film adapterهای مخصوص اسکنر قرار گرفتند، به طوری که Dot فیلم به سمت بالا و Depression آن به سمت صفحه اسکنر بود. استفاده از Film adapter مخصوص، به منظور جلوگیری از خم شدن فیلم و جهت حفظ وضعیت یکسان برای همه فیلم‌ها در زمان اسکن نمودن بود. اسکنر در حالت Full auto mode از فیلم‌ها اسکن تهیه نمود. این کار با یک دستگاه و در یک روز و به دنبال هم (بدون خاموش و روشن کردن اسکنر) انجام و برای هر فیلم سه بار تکرار شد. تصاویر به دست آمده با فرمت JPEG و سیستم رنگ Gray scale ذخیره شدند.

از هر تصویر اسکن شده وج مطابق با استفاده از نرم افزار Microsoft office picture manager چند قطعه به اندازه ۱۰×۱۰ میلی‌متر از تصویر پله‌های ۲، ۷ و ۱۲ تمام نمونه‌ها و پله‌های ۱ تا ۱۲ نمونه‌های دو زمان تابش ۰/۳ و ۰/۵ ثانیه جدا شدند. هر گرافی به ۳ فایل با کد مشخصی تبدیل شد. در این کدها کاراکتر اول شماره Step انتخاب شده، کاراکتر دوم زمان اکسپوزر تصویر ضرب در عدد ۱۰۰ (به عنوان مثال زمان تابش ۰/۰۵ ثانیه به کد ۵ تبدیل شد) و کاراکتر سوم شماره سری نمونه بود.

قطعه‌های بریده شده از تصاویر اسکن وج مطابق هر کدام با یک کد در یک فولدر ذخیره شدند.

با ورود به نرم افزار MATLAB R2011a و باز کردن الگوریتم طراحی شده، آدرس فولدر ساخته شده وارد شد. با اجرای الگوریتم، بعد



نمودار ۲- رابطه میزان Pixel value با ضخامت نمونه در دو زمان تابش  $0/3$  و  $0/5$  ثانیه

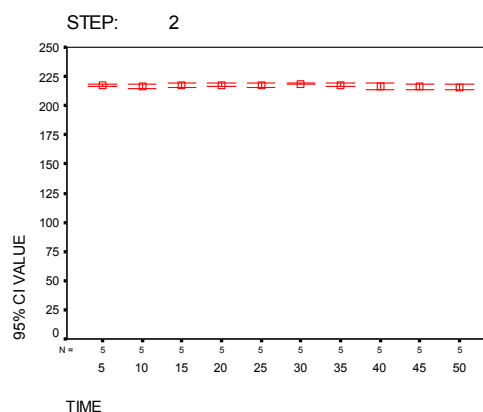
برای تعیین رابطه بین میزان Pixel value پله‌های هم نام دو زمان تابش از Paired t-Test و برای تعیین دقت الگوریتم در تشخیص دانسیته دو پله مجاور از Tukey test استفاده شد. طبق نتایج Pair t-Test بین میزان عددی Pixel value پله چهارم در زمان تابش  $0/3$  ثانیه و میزان عددی Pixel value همین پله در زمان تابش  $0/5$  ثانیه تفاوت قابل ملاحظه‌ای وجود داشت ( $P=0/038$ ). در پله‌های بالاتر نیز تفاوت بین Pixel value به دست آمده در دو زمان قابل ملاحظه بود.

بر اساس نتایج به دست آمده از Tukey test الگوریتم می‌تواند بین میزان Pixel value پله‌های متوالی در زمان تابش  $0/3$  ثانیه، از پله دوازدهم تا پله چهارم و در زمان تابش  $0/5$  ثانیه، از پله دوازدهم تا پله پنجم تفاوت قابل شود.

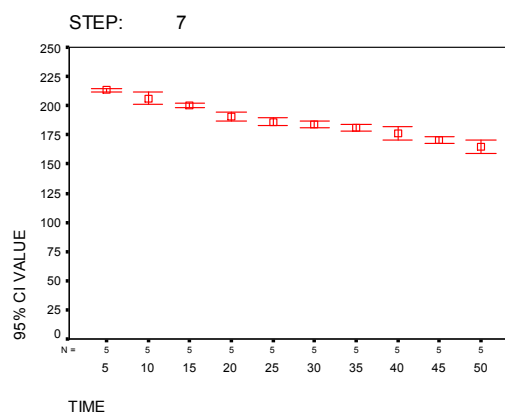
نمودار ۲ رابطه میزان Pixel value با ضخامت نمونه را در دو زمان تابش  $0/3$  و  $0/5$  ثانیه نشان می‌دهد.

### بحث و نتیجه‌گیری

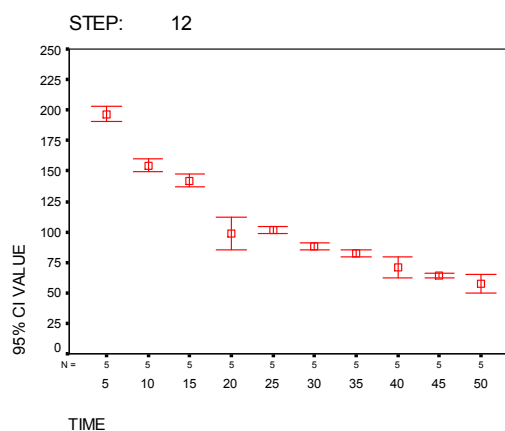
مطالعه حاضر، در پی تعیین دقت الگوریتم طراحی شده برای تعیین تغییر دانسیته رادیوگرافیک تصاویر بود که در محیط MATLAB R2011a طراحی شده بود. اهداف فرعی این مطالعه بررسی تأثیر زمان و ضخامت جسم در میزان عددی میانگین ارزش پیکسلی محاسبه شده توسط نرم‌افزار بود. در صورتی که آنالیز نتایج، دقت قابل قبولی داشته باشد، می‌توان این روش را در بررسی تغییرات



نمودار ۱- اطمینان ۹۵٪ در پله دوم با تغییر زمان تابش الف- نمودار رابطه میزان Pixel value را با افزایش زمان تابش در پله دوم نشان می‌دهد.



ب- نمودار رابطه میزان Pixel value را با افزایش زمان تابش در پله هفتم نشان می‌دهد.



ج- نمودار رابطه میزان Pixel value را با افزایش زمان تابش در پله دوازدهم نشان می‌دهد.

تابش  $0/3$  و  $0/5$  ثانیه تحت Paired t-test قرار گرفتند. طبق نتایج، به جز در جفت پله‌های اول، دوم و سوم، اختلاف معنی‌داری بین میزان عددی ارزش پیکسلی در زمان‌های تابش گفته شده مشاهده شد. علت این امر، محدودیت فیلم رادیوگرافی در ثبت دقیق دانسیته نمونه با ضخامت کم می‌باشد.

برای تعیین دقت الگوریتم در تشخیص دانسیته دو پله مجاور از Tukey test استفاده شد.

براساس نتایج، الگوریتم می‌تواند بین میزان ارزش پیکسلی پله‌های متوالی در زمان تابش  $0/3$  ثانیه، از پله دوازدهم تا پله چهارم و در زمان تابش  $0/5$  ثانیه، از پله دوازدهم تا پله پنجم تفاوت قایل شود.

ضخامت هر پله وج مطابق ۱ میلی‌متر بود و نمونه در هنگام اکسپوزر موازی افق بود و تیوب نیز به طور عمود بر نمونه و فیلم قرار گرفته بود. از این رو احتمال ایجاد دیستورشن هندسی بسیار کاهش می‌یابد. لذا می‌توان بیان داشت که الگوریتم، در صورتی که به شیوه غیرمستقیم مورد استفاده واقع شود، دارای دقت مناسبی در تعیین دانسیته رادیوگرافیک و میزان تغییرات آن در ضخامت‌های حدود ۴ میلی‌متر در زمان تابش  $0/5$  و  $0/3$  ثانیه می‌باشد.

Bashizadeh Fakhar و Fatemi Tabar در سال ۲۰۰۴ دقت دانسیتمتری یک روش جدید، یعنی نسخه اولیه الگوریتم این مطالعه را سنجیدند (۲۲). آن‌ها با تغییر غلظت محلول اوروگرافین با حفظ شرایط یکسان روی فیلم‌های شماره ۲ دندانی، تصویر رادیوگرافیک تهیه و توسط اسکنر دیجیتالیز کردند و دانسیته حاصل را با استفاده از الگوریتم نوشته شده در محیط MATLAB 6.1 محاسبه نمودند. برطبق نتایج مطالعه، دانسیتمتری به کمک الگوریتم طراحی شده به علت دقت بالا، سهولت استفاده و عدم نیاز به دانسیتمتر، می‌تواند جایگزین مناسبی برای روش دانسیتمتری معمولی یا اپتیک باشد. مطالعه حاضر به نحوی دنبال کننده همان مطالعه است با این تفاوت که اشکالات نرم‌افزار در چند مرحله شناسایی و برطرف شده است و با توجه به استفاده از وج مطابق، دامنه خاکستری مربوطه نسبت به آن مطالعه چندین برابر شده است.

Vaccaro و همکاران در سال ۲۰۱۲ دانسیته مواد معدنی استخوان (BMD) حاصل از روش‌های رادیوگرافی دیجیتال و تصاویر دیجیتال شده فیلم‌های رادیوگرافی را با نتایج حاصل از DEXA که استاندارد

مختصر دانسیته بافت سخت حفره دهان در طی مطالعات طولی پریدنتال، اندودونتیک و سایر کاربردهای کلینیکال مورد استفاده قرار داد. با توجه به مطالعه Trouerbach و همکاران در سال ۱۹۸۴، ویژگی‌های جذب و پراکندگی آلومینیوم با استخوان مندیبل مشابه است (۲۴). از این رو استفاده از وج مطابق آلومینیومی در نظر گرفته شد. طبق نتایج، در تصاویر پله دوم با تغییر زمان تابش، تغییرات دانسیته مختصر بود و تفاوت آن‌ها نیز معنی‌دار نبود. ولی در تصاویر پله هفتم با افزایش زمان تابش، میانگین ارزش پیکسلی رفته رفته با روند نسبتاً یکسانی کاهش یافت. در تصاویر پله دوازدهم با افزایش زمان تابش تغییرات میانگین ارزش پیکسلی آشکارتر می‌شود.

به منظور تعیین دقت الگوریتم در تشخیص دانسیته‌های مشابه، در زمان‌های تابش مشخص، دانسیته پله‌ها با هم مقایسه شدند. با افزایش زمان تابش، تفاوت میزان میانگین ارزش پیکسلی در پله‌های انتخاب شده به تدریج افزایش پیدا می‌کند. در زمان تابش  $0/5$  ثانیه، اختلاف میزان میانگین ارزش پیکسلی بین پله‌های شماره ۲ و ۷ معنی‌دار نبود ( $P=0/112$ ). همچنین اختلاف میزان میانگین ارزش پیکسلی در زمان تابش  $0/1$  ثانیه بین پله‌های دوم و هفتم مختصر بود. نتیجه می‌گیریم که با افزایش ضخامت جسم و همینطور با افزایش زمان تابش، دقت مجموعه برای تشخیص تغییرات دانسیته افزایش می‌یابد. این مسأله به علت دقت پایین الگوریتم نیست، بلکه به علت محدودیت فیلم در به تصویر کشیدن اجسام با دانسیته ذاتی مشابه در ضخامت و زمان‌های تابش پایین مانند زمان  $0/5$  ثانیه است. پایین بودن زمان تابش با افزایش ضخامت تا حدی قابل جبران است. از سوی دیگر، باز به دلیل محدودیت فیلم در ثبت دانسیته رادیوگرافیک اجسام با ضخامت کم، اختلاف میزان ارزش پیکسلی بین پله‌های دوم و هفتم معنی‌دار نیست، ولی این اختلاف بین پله‌های شماره هفتم و دوازدهم قابل ملاحظه است.

برای بررسی دقت الگوریتم در تشخیص دانسیته پله‌های مجاور یا به عبارتی تشخیص دانسیته‌های نزدیک به هم، قطعه‌هایی به اندازه  $10 \times 10$  میلی‌متر از پله‌های ۱ تا ۱۲ نمونه‌های دو زمان  $0/3$  و  $0/5$  ثانیه جدا شدند. هدف از انتخاب این دو زمان این است که در کاربرد کلینیکال رادیوگرافی پری‌اپیکال برای کودکان و بزرگسالان بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرند. داده‌ها برای مقایسه جفت پله‌ها در دو زمان

بودن، هزینه پایین و دقت مناسب می‌تواند در کاربرد معمول مؤثر واقع شود.

### تشکر و قدردانی

با تشکر از مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران، که امکان ساخت وج مطبق آلومینیومی را فراهم آورد. همچنین بدین وسیله از همکاری آزمایشگاه پردازش تصویر دانشکده برق و کامپیوتر دانشگاه تهران تشکر و قدردانی بسیار می‌گردد. مقاله حاضر، حاصل پایان‌نامه به شماره ۴۹۲۲ می‌باشد که در شهریور سال ۹۱ جهت دریافت درجه دکتری عمومی در دانشکده دندانپزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران دفاع شد.

طلایی دانسیتمتری استخوان است، محاسبه کردند (۲۳).

ارتباط بالای بین MGJ و BMD بیانگر این مطلب است که آنالیز MGJ می‌تواند یک جایگزین قابل اعتماد برای روش DEXA در تعیین دانسیته رادیوگرافی استخوان با مزیت جدید، ارزان و قابل دسترس بودن باشد. الگوریتم حاضر، در صورتی که به شیوه غیرمستقیم مورد استفاده واقع شود، دارای دقت مناسبی در تعیین دانسیته رادیوگرافیک و میزان تغییرات آن در ضخامت‌های حدود ۴ میلی‌متر آلومینیوم در زمان تابش ۰/۵ ثانیه و ۰/۳ ثانیه می‌باشد. با طراحی مطالعات بعدی با هدف تعیین دقت الگوریتم در شرایط *in vivo* می‌توان این نرم‌افزار را در تحقیقات و همینطور در کلینیک مورد استفاده قرار داد و با توجه به در دسترس

### منابع:

- 1- Nackaerts O, Jacobs R, Horner K, Zhao F, Lindh C, Karayianni K, et al. Bone density measurements in intra-oral radiographs. *Clin Oral Investig*. 2007;11(3):225-9.
- 2- Dervis E. Oral implications of osteoporosis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2005;100(3):349-56.
- 3- Law AN, Bollen AM, Cheh SK. Detecting osteoporosis using dental radiographs: a comparison of four methods. *J Am Dent Assoc*. 1996;127(12):1734-42.
- 4- Von Wowern N. General and oral aspects of osteoporosis: a review. *Clin Oral Investig*. 2001;5(2):71-82.
- 5- White SC. Oral radiographic predictors of osteoporosis. *Dentomaxillofac Radiol*. 2002;31(2):84-92.
- 6- White SC, Atchison KA, Gornbein JA, Nattiv A, Paganini-Hill A, Service SK. Changes in mandibular trabecular pattern and hip fracture rate in elderly women. *Dentomaxillofac Radiol*. 2005;34(3):168-74.
- 7- Yang J, Chiou R, Ruprecht A, Vicario J, MacPhail LA, Rams TE. A new device for measuring density for jaw bones. *Dentomaxillofac Radiol*. 2002;31(5):313-6.
- 8- Dural S, Ozbek M, Kanli A, Orhan K, Kanbur NO, Derman O, et al. Evaluation of mandibular bone density to predict osteoporosis in adolescents with constitutional delayed growth. *Saudi Med J*. 2005;26(8):1235-9.
- 9- Knezovic-Ziataric D, Celebic A. Mandibular bone mineral density changes in complete and removable partial denture wearers: a 6 month follow up study. *Int J Prosthodont*. 2003;16(6):661-5.
- 10- Aranyarachkul P, Caruso J, Gantes B, Schulz E, Riggs M, Dus I, et al. Bone density assessments of dental implants sites: 2 quantitative cone-beam computerized tomography. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2005;20(3):416-24.
- 11- Shapurian T, Damoulis PD, Reiser GM, Griffin TJ, Rand WM. Quantitative evaluation of bone density using the Hounsfield index. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2006;21(2):290-7.
- 12- Stoppie N, Pattijn V, Van Cleynenbreugel T, Wevers M, Vander Sloten J, Ignace N. Structural and radiological parameters for the characterization of jaw bone. *Clin Oral Implants Res*. 2006;17(2):124-33.
- 13- Corten FG, van't Hof MA, Buijs WC, Hoppenbrouwers P, Kalk W, Corstens FH. Measurement of mandibular bone density *ex vivo* and *in vivo* by dual-energy x-ray absorptiometry. *Arch Oral Biol*. 1993;38(3):215-9.
- 14- Devlin H, Horner K, Ledgerton D. A comparison of maxillary and mandibular bone mineral densities. *J Prosthet Dent*. 1998;79(3):323-7.
- 15- Choel L, Last D, Duboeuf F, Seurin MJ, Lissac M, Briguet A, et al. Trabecular alveolar bone microarchitecture in the human mandible using high resolution magnetic resonance imaging. *Dentomaxillofac Radiol*. 2004;33(3):177-82.
- 16- Nicholson PHF, Lowet G, Langton CM, Dequeker J, van Der Perre G. A comparison of time-domain and frequency domain approaches to ultrasonic velocity measurements in trabecular bone physics in medicine biology. *Phys Med Biol*. 1996;41(11):2421-35.
- 17- Geraets WG, van der Stelt PF. Fractal properties of bone. *Dentomaxillofac Radiol*. 2000;29(3):144-53.
- 18- Lindh C, Petersson A, Rohlin M. Assessment of the trabecular pattern before endosseous implant treatment: diagnostic outcome of periapical radiography in the mandible. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 1996;82(3):335-43.
- 19- Jacobs R, Ghyselen J, Koninckx P, van Steenberghe D. Long-term bone mass evaluation of mandible and lumbar spine in a group of women receiving hormone replacement therapy. *Eur J Oral Sci*. 1996;104(1):10-6.
- 20- Jonasson G. Mandibular alveolar bone mass, structure and thickness in relation to skeletal bone density in dentate women. *Swed Dent J Suppl*. 2005;(177):1-63.
- 21- Bashizadehfakhar H, Talaepour A, Dabbaghi A. An in-

vitro study on the accuracy of conventional film optical densitometry and densitometry in radiovisiography system. J Dent Med. 2002;15(1): 23-9.

22- Bashizadeh Fakhar H, Fatemi Tabar SA. An evaluation on the accuracy of the indirect digital image densitometry by modified photoshop software. J Dent Med, 2004; 17(1):5-11.

23- Vaccaro C, Busetto R, Bernardini D, Anselmi C, Zotti A.

Accuracy and precision analysis of bone density via conventional and digital radiography in relation to dual energy x-ray absorptiometry. Am J Vet Res. 2012;73(3):381-4.

24- Trouerbach WT, Steen WT, Zwamborn AW, Schouten HJ. A study of the radiographic aluminium equivalent values of the mandible. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1984;58(5):610-6.