

ارزیابی و بازسازی ساختار استخوان تراپکولار با استفاده از تبدیل فاصله و خطوط-ستاره‌ای مبتنی بر منطق فازی در تصاویر μ -CT و MRI

آرزوسادات حجازی^۱، اکبردارابی^۱

^۱دانشگاه پیام نور تهران شمال، Akbar.darabi@gmail.com, a.s_hejazi@yahoo.com

چکیده - بیماری‌های استخوانی به ویژه پوکی استخوان، منجر به افزایش خطر شکستگی استخوان در بزرگسالان است. کیفیت ریزساختاری در بخش اسفنجی استخوان، مانند استخوان-مهره، از عوامل مهم استحکام استخوان و خطر شکستگی است. معیارهای دقیق از ضخامت ریزساختاری استخوان اسفنجی (تراپکولار) و فاصله مغز استخوانی بین آنها، سهم قابل توجهی برای تشخیص اولیه پوکی استخوان و درمان آن دارد. استخراج این کمیت‌های از تصاویر μ -CT و MRI دشوار و مقادیر اندازه‌گیری با توجه به روش پردازش تصویر بکار گرفته شده به طور قابل ملاحظه‌ای متفاوت است. در این پژوهش، ضخامت ریزساختاری استخوان بر اساس روش‌های تبدیل فاصله و خطوط-ستاره‌ای فازی محاسبه و عملکرد آنها را از نظر دقت، حافظه مورد نیاز، پایداری نسبت به اغتشاش و چرخش و هم‌چنین سرعت اجرا مقایسه می‌کنیم. نتایج بیانگر محاسبات سریع‌تر و استفاده بهینه از حافظه با داشتن دقت و پایداری یکسان روش خطوط-ستاره‌ای فازی در مقایسه با روش‌های پیشین می‌باشد.

کلیدواژه- استخوان اسفنجی، تبدیل فاصله فازی، تصاویر μ -CT و MRI، خطوط-ستاره‌ای فازی.

۱- مقدمه

بخش بندی شی/ پس زمینه می‌تواند دشوار و با نادرستی (خطا) انجام پذیرد. چنین وضعیت در تصاویر پزشکی، به ویژه در ناحیه استخوان مهره و مفصل‌ها که دارای ساختار شبکه‌ای شامل صفحه و میله‌های استخوانی، بافت نرم و حفره هستند، فراوان مشاهده می‌گردد.

در دهه گذشته، روش‌های محاسباتی بر پایه منطق فازی برای پردازش چنین تصاویر سطح خاکستری مبهم و تاریک جهت بهبود نتیجه بکار گرفته شده‌اند [۲]. در این روش‌ها، برای تجزیه و تحلیل تصاویر دو یا سه-بعدی، از تبدیل فاصله فازی (FDT) Fuzzy Distance Transform استفاده شده است. در روش محاسباتی FDT علاوه بر فاصله اقلیدسی، سطح خاکستری و یا ارزش‌های عضویت هر عنصر تصویر شی را برای محاسبه کوتاه‌ترین فاصله آن از پس-زمینه در نظر می‌گیرند. با در نظر گرفتن سطح خاکستری و یا ارزش‌های عضویت هر عنصر تصویر، محاسبات FDT در مقایسه با روش DT دارای افزایش دقت نتایج اما نیاز به زمان اجرایی طولانی‌تر هستند [۲].

اخیراً برای کاهش زمان اجرای روش‌های تبدیل فاصله فازی، استفاده از روش خطوط-ستاره‌ای فازی گزارش شده است [۱]. هدف

در علم بالینی، پوکی استخوان کم شدن تراکم مواد معدنی در استخوان تعریف شده است. با این حال، مطالعات نشان می‌دهد که کیفیت ریزساختاری در بخش اسفنجی استخوان از عوامل مهم استحکام استخوان برای جلوگیری از شکستگی است. اندازه‌گیری دقیق ضخامت استخوان تراپکولار و قطر حفره‌های مغز استخوانی سهم قابل توجهی برای تشخیص اولیه پوکی استخوان و یا اثرات درمان برخوردار است [۱]. استخراج این کمیت‌های از تصاویر μ -CT و μ -MRI دشوار و مقادیر اندازه‌گیری با توجه به روش پردازش تصویر بکار گرفته شده به طور قابل ملاحظه‌ای متفاوت است. Distance Transform (DT) روش محاسبه‌ای برای تبدیل یک تصویر رقمی دو-دویی، شامل شی و پس-زمینه، به تصویر خروجی دیگری است که در آن مقدار هر عنصر تصویر (pixel) شی مربوط به کوتاه‌ترین فاصله آن (فاصله اقلیدسی و یا توابع دیگر) نسبت به پس زمینه می‌باشد.

هنگامی که مرز اشیاء موجود در یک تصویر نامشخص و تاریک است،

اولین کنفرانس سیستم‌ها و فناوری‌های محاسباتی مراقبت از سلامت اصلی این تحقیق، توسعه یک روند محاسبه مبتنی بر خطوط-ستاره‌ای به همراه تبدیل فاصله فازی برای اندازه گیری دقیق و پایدار ضخامت استخوان تراپکولار با کاهش زمان اجرا و استفاده بهینه حافظه می باشد.

۲- نظریه و روش ها

با پیشرفت بوجود آمده در یک دهه اخیر در زمینه تصویر برداری های μ -CT و به خصوص MRI، برای ارزیابی بیماری های استخوان روش‌های غیر هجومی جایگزین روش های مرسوم آسیب‌رسان شده‌اند. در این راستا پژوهشگران چندین روش محاسبات عددی را برای حساب کردن اندازه ضخامت استخوان تراپکولار ارائه کرده‌اند. Hildebrand و Rüeggsegger (HR) یک تعریف ضخامت کلی برای ساختارهای دلخواه ارائه دادند که به ما امکان بدست آوردن میانگین ضخامت ساختار و توزیع ضخامت اشیاء سه بعدی، به روش مستقیم و مستقل از یک الگوی ساختار، را می‌دهد. در این روش ضخامت محلی مبتنی بر حجم را بوسیله محاط کردن کره های در هر نقطه از ساختار تخمین می زنند. سپس با توجه به ضخامت محلی، ضخامت میانگین حجم-وزن و توزیع ضخامت محاسبه می شود [۳]. این روش برای تصاویر با وضوح بالا، که قابل بخش بندی شدن به شیء و پس-زمینه با استفاده از روش آستانه و تخمین شیب هستند، خیلی مناسب است. اما در مورد تصویربرداری پزشکی بکارگیری این روش نادرست است، چون بیشتر این تصاویر در مقیاس خاکستری می باشند.

بدلیل ماهیت فازی تصاویر پزشکی، Saha روش محاسبه ضخامت مبتنی بر تبدیل فاصله فازی (FDT) را ارائه داد [۴]. در این روش فاصله دو نقطه متوالی با استفاده از میانگین مقدار عضویت فازی محاسبه می گردد. این روش از بخش بندی دودویی تصاویر جلوگیری می کند و می تواند به طور موثر اندازه ی شدت روشنایی نقطه/عنصر تصویر (voxel/pixel) را متناسب با نرمی و سختی بافت استخوان اسفنجی در محاسبه ضخامت تیغه‌ها و میله‌های آن در نظر بگیرد. روند محاسبه پیشنهادی تبدیل فاصله فازی با استفاده از عملگر بیشینه (max) به جای میانگین گیری روش های پیشین توسط Darabi مطرح شد [۵]. این روش هم برای تصاویر دودویی وهم برای تصاویر سطح خاکستری قابل به کارگیری است. ولی در این روش ها محاسبات در فضای اعداد حقیقی انجام می گیرد و زمان اجرای بیشتری لازم است. برای کاهش زمان اجرا و حافظه مورد نیاز و هم چنین پایداری

بیشتر محاسبات اندازه گیری ضخامت تیغه‌ها و حفره‌های مغز استخوان در استخوان اسفنجی، Darabi روش تبدیل فاصله فازی بر پایه عملگرهای کمینه/بیشینه، که محاسبه آن در فضای اعداد صحیح انجام می‌گیرد را پیشنهاد داده است [۲].

برای تسریع بیشتر در محاسبه ضخامت استخوان/ قطر حفره مغز استخوان و هم چنین کاهش خطا، در این پژوهش تبدیل فاصله فازی به همراه روش خطوط - ستاره‌ای (Star-line) را بکار می‌گیریم.

۳- روش خطوط - ستاره ای فازی

شکل ۱ (الف) یک مقطع از نمونه تصویر μ -CT استخوان مهره، به قطر 0.5cm و ارتفاع $36/4\mu\text{m}$ و با دقت (resolution) $18/2\mu\text{m}$ در دو جهت طول و عرض عنصر تصویر، را نشان می‌دهد. ابتدا، فازی کردن تصویر توسط تابع عضویت S-شکل پله‌ای، طبق معادله (۱) صورت می‌گیرد [۶].

$$\mu_{BVF}(p) = \begin{cases} 1 & f(p) \leq TH_B \\ \frac{TH_M - f(p)}{TH_M - TH_B} & TH_B \leq f(p) \leq TH_M \\ 0 & TH_M \leq f(p) \end{cases} \quad (1)$$

در این معادله $\mu_{BVF}(p)$ ارزش عضویت عنصر تصویر p و TH_B ، TH_M به ترتیب سطح آستانه استخوان، سطح آستانه مغز استخوان هستند. برای بدست آوردن آستانه ای مناسب نیاز به پیشینه نما (histogram) تصویر استخوان مهره داریم.

برای مثال، برای تصویر شکل ۱ (الف) با 256×256 عنصر با توجه به پیشینه نمای آن، سطح آستانه استخوان 180 و سطح آستانه مغز استخوان 220 را انتخاب کردیم. تصویر فازی در شکل ۱ (ب) نشان داده شده است. سپس نقاط محوری را که توسط محاسبات عددی نازک سازی تولید می شوند بدست می آوریم [۷] که در شکل ۱ (ج) نشان داده شده است. سپس در این نقاط با استفاده از خطوط - ستاره ای به محاسبه ضخامت با توجه به مقادیر فازی و فاصله بین نقطه ها می پردازد. فرض کنید $p \in O$ یک نقطه از مجموعه نقاط محوری در شی فازی O باشد، به این صورت که در نقطه p خطوطی با زوایای θ برابر 45° ، 90° ، 135° ، 180° ، 225° ، 270° و 315° درجه رسم می شود. این کار با استفاده از دستگاه مختصات قطبی، که در آن مکان هر نقطه، با فاصله ی آن تا مرکز مختصات (r) و زاویه بین خط رسم شده از مرکز به آن نقطه و محور طول، (θ) مشخص می‌شود. این خطوط از مختصات نقطه p ، نقطه به نقطه می پیماید تا به مرز شی برسد وقتی که مرز شی

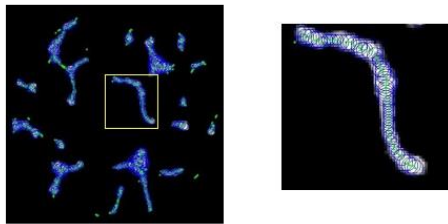
اولین کنفرانس سیستم‌ها و فناوری‌های محاسباتی مراقبت از سلامت رسید متوقف می‌شود. این کار برای تمامی زوایا همانطور که در شکل ۱(د) برای یک نقطه نشان داده شده است انجام می‌شود.

$$TB_{ave} = \frac{\sum_{p \in \text{Skeleton}} Th(p)}{n} \quad (4)$$

n تعداد کل نقاط محوری است.

۴- بازسازی اشیاء درون تصویر با ضخامت‌های محاسبه شده

بازسازی یک شیء با استفاده از چارچوب (اسکلت) و مقادیر ضخامت شیء در امتداد چارچوب امکان پذیر است. فرض کنید $O \subset \mathbb{R}^2$ شیء در یک تصویر باشد. می‌دانیم که هر نقطه p ، با مقدار x در تصویر FDT نشان دهنده فاصله نقطه از پس زمینه است. یک صفحه دایره $D(p, x)$ (disc)، با شعاع x و مرکز p ، به عنوان مجموعه‌ای از نقطه‌های q شیء تعریف می‌شود که فاصله آنها از p قطعا کمتر از x است. اگر یک صفحه دایره‌ای در شیء با هیچ صفحه دایره‌ای دیگر در بر گرفته نشود، به عنوان یک صفحه دایره‌ای حداکثری، maximal included disc (MID)، در نظر گرفته می‌شود. بنابراین، هر نقطه شیء روی حداقل یک صفحه دایره‌ای حداکثری قرار دارد [۷]. همچنین نقاط محوری را به عنوان مجموعه‌ای از مرکز صفحه دایره‌ای حداکثری تعریف می‌شود. اکنون، اگر $\{Di\}$ مجموعه‌ای از صفحه دایره‌ای حداکثر برای جسم باشد، پس می‌توان نتیجه گرفت که $U Di \subset O$ است. به عبارت دیگر، برای بازسازی شیء، یک صفحه دایره‌ای با مقادیر شعاع مربوطه بر روی تصویر FDT را می‌توان برای هر یک از نقاط چارچوب، همانطور که در شکل ۲ مشاهده می‌کنید، محاط کرد.

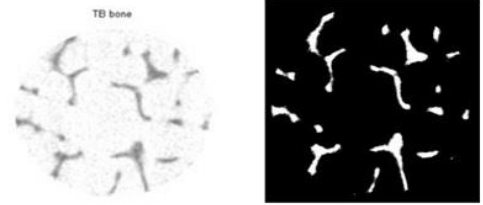


(الف)

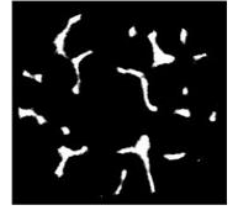


(ب)

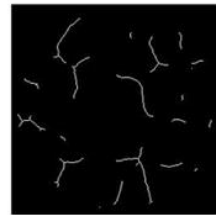
شکل ۲: (الف) بازسازی با استفاده از دواپس با مقادیر شعاع نصف مینیمم خطوط برای هر یک از نقاط روی چارچوب (ب) تصویر بازسازی شده



(الف)



(ب)



(ج)



(د)

شکل ۱: (الف) تصویر استخوان مهره (ب) فازی سازی تصویر ورودی (ج) نقاط شیء با بدست آمده از روش نازک سازی (د) خطوط-ستاره‌ای فرضی روی یک نقطه محوری

با بدست آوردن مختصات نقطه‌های تشکیل دهنده خطوط در زوایای گفته شده، برای اینکه کوتاه‌ترین خط به عنوان ضخامت در آن نقطه محاسبه شود ما نیاز داریم که خطوط متقابل را ادغام کنیم (مثلا خط صفر درجه با ۱۸۰ درجه، خط ۴۵ درجه با ۲۲۵ درجه) در این صورت ما در نقطه p چهار خط خواهیم داشت که این خطوط از دو سر به مرکز شیء منطبق است. طول هر خط گذرنده در نقطه p از معادله (۲) محاسبه می‌شود [۲،۵].

$$L_{sl} = \sum_{i=1}^{m-1} \max(\mu_{BVF}(p_i), \mu_{BVF}(p_{i+1})) + \delta(p_i, p_{i+1}) \quad (2)$$

L_{sl} طول هر خط از خطوط-ستاره‌ای در نقطه p ، دو نقطه p_i و p_{i+1} دو نقطه پی در پی روی خط sl ، m تعداد نقطه‌ها روی خط sl و $\delta(p_i, p_{i+1})$ وزنه افزودنی متناسب با فاصله اقلیدسی بین دو نقطه p_i و p_{i+1} می‌باشند. سپس ضخامت در نقطه p برابر خطی با حداقل طول از معادله (۳) بدست می‌آید.

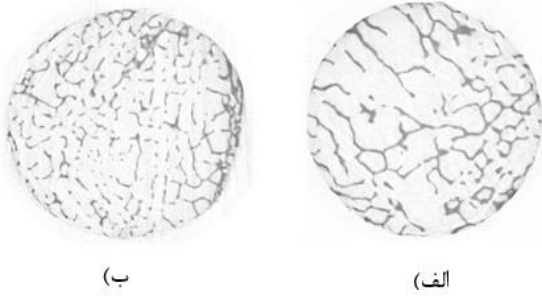
$$Th(p) = \min L_{sl} \quad (3)$$

به این گونه ضخامت استخوان را در تمامی نقاط محوری بدست می‌آوریم. سپس ضخامت میانگین از رابطه (۴) محاسبه می‌شود [۲].

اولین کنفرانس سیستم‌ها و فناوری‌های محاسباتی مراقبت از سلامت

۵- نتایج تجربی

عملکرد روش خطوط - ستاره ای فازی پیشنهادی ، برای محاسبه ضخامت استخوان مهره ، را در مقایسه با روش های پیشین مورد بررسی قرار می‌دهیم. در همه آزمایش ها، تصویر BVF بر اساس تابع عضویت S- شکل ، ایجاد می‌گردد . همچنین برای همه آزمایش‌ها از آستانه های $THB = 180$ و $THM = 220$ استفاده شده است.



شکل ۴: دو تصویر μ -CT (الف) استخوان سالم (ب) استخوان استئوپروز

جدول ۱: نتایج مقایسه ضخامت میانگین برای دونمونه استخوان سالم (HB) و استئوپروز (OB) با روش های استار-لاین ، Darabi و Saha و زمان اجرا

	TB _{average} (HB) μm	Running Time second	TB _{average} (OB) μm	Running Time Second
Star-Line	158.9642	37.06	119.4957	52.93
Min-Max	158.2453	5763	121.2884	7025
Saha	148.8214	5879	113.1566	7954

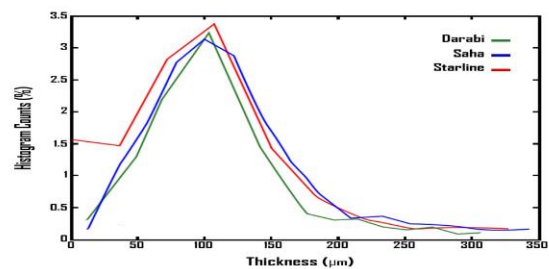
با توجه به نتایج، از نظر دقت، ضخامت بدست آمده از روش خطوط-ستاره ای تقریباً برابر با نتایج دو روش دیگر است. اما اجرا محاسبات در روش خطوط-ستاره ای تقریباً ۱۳۰ برابر سریعتر است.

۵-۲- اثر اغتشاش تصویر

در این بخش پایداری روش پیشنهادی نسبت به اغتشاشات موجود در تصویر ورودی مطالعه می‌گردد. برای این هدف، تصویر یک نمونه استخوان با وضوح $72 \mu\text{m}$ با نویز سفید گاوسی آمیخته می‌شود. بطوری که نسبت سیگنال به نویز (SNR) از ۱ تا ۲۰ تغییر کند. میانگین ضخامت استخوان بدست آمده با روش خطوط-ستاره ای، مربوط با همه تصاویر آلوده به اغتشاش، در شکل ۵ دیده می‌شوند. نتایج حاصل از این آزمایش نشان می‌دهد که ضخامت‌های استخوان مربوط به تصاویر با نسبت سیگنال به نویز بیشتر از ۵، به همان ضخامت استخوان مربوط به تصویر بدون اغتشاش همگرا می‌شود. که در مقایسه روش های پیشین [۲] قابل قبول می باشد.

۵-۱- ضخامت میانگین

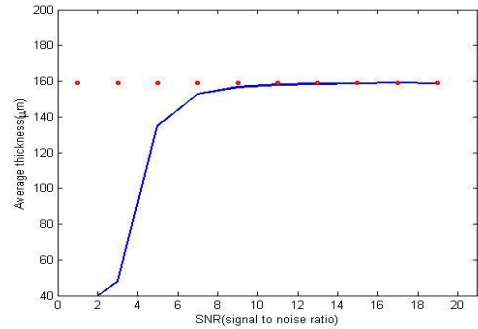
توزیع ضخامت نمونه استخوان مهره برای روش های Darabi، تبدیل فاصله فازی با استفاده از عملگرهای min-max ، Saha ، تبدیل فاصله فازی مبتنی بر میانگین حسابی و روش خطوط - ستاره ای با استفاده از معادله‌های (۲) و (۳) در شکل ۳ نشان داده شده است . همانطور که مشاهده می‌کنید نتایج حاصل از خطوط-ستاره ای پیشنهادی ، مطابق با نتایج بدست آمده از روش دیگر می باشد.



شکل ۳: توزیع ضخامت نمونه استخوان مهره برای روش های Darabi + Saha و خطوط - ستاره ای پیشنهادی

شکل ۴ دونمونه استخوان مهره سالم و استخوان مهره دچار پوکی را نشان می‌دهد. این برش‌های تصویر دارای 1024×1024 عنصر به ارتفاع $36.4 \mu\text{m}$ و طول و عرض $180.2 \mu\text{m}$ می‌باشند. پس از فازی کردن تصاویرها، ضخامت میانگین استخوان و زمان اجرا محاسبات برای هر کدام از روش‌های مذکور را بدست آوردیم، که در جدول ۱ نشان داده شده است.

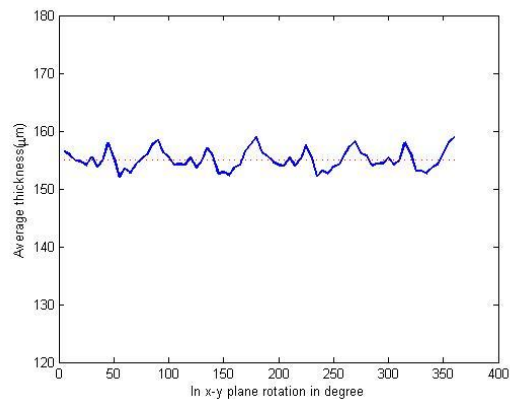
ستاره‌ای بود. از ترکیب روش تبدیل فاصله فازی و خطوط - ستاره ای، با کاهش محاسبات و در نتیجه سرعت بسیار بالاتری (تقریباً ۱۳۰ برابر) بدست آمد. این در حالی است که نتایج حاصل از روش خطوط-ستاره‌ای بیانگر برابری دقت و عملکرد با روش‌های دیگر می باشد. در نتیجه روند محاسباتی خطوط-ستاره‌ای، نسبت به دیگر روش‌های بکارگرفته شده برای افزایش سرعت، جهت کاربرد پردازش‌های زمان حقیقی مناسب تر است.



شکل ۵: ترسیم ضخامت میانگین استخوان مهره بدست آمده از روش خطوط-ستاره‌ای برای یک تصویر از نمونه استخوان سالم آغشته شده با سطح گوناگون از اغتشاش-سفید.

۵-۳- چرخش تصویر

در این آزمایش، هدف بررسی حساسیت روش خطوط-ستاره‌ای نسبت به چرخش شیء موجود در تصویر است. یک برش از تصاویر نمونه از 0° تا 360° با گام 5° حول محور قائم (Z) چرخانده می‌شود. ضخامت‌های میانگین بدست آمده از روش خطوط-ستاره‌ای برای همه تصاویر چرخانده شده در شکل ۶ نشان داده شده است. همانطور در شکل دیده می‌شود، خطای ایجاد شده توسط چرخش بسیار کوچک و دوره‌ای است و بسیار نزدیک به روش‌های پیشین می باشد [۵].



شکل ۶: ترسیم ضخامت میانگین استخوان مهره بدست آمده از روش خطوط-ستاره‌ای برای یک برش تصویر از نمونه استخوان سالم با چرخش 0° تا 360° با گام 5° حول محور قائم (Z).

۶- نتیجه‌گیری

هدف اصلی ما در این پژوهش بدست آوردن ضخامت میانگین استخوان تراکولار دقیق و سریع با استفاده از خطوط خطوط-

مراجع

- [1] Yinxiao Liu, Dakai Jin, Cheng Li, Kathleen F. Janz, Trudy L. Burns, James C. Torner, Steven M. Levy, and Punam K. Saha, Senior Member, "A Robust Algorithm for Thickness Computation at Low Resolution and Its Application to In Vivo Trabecular Bone CT Imaging" IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 61, NO. 7, JULY 2014.
- [2] Akbar Darabi, Gamal Baroud, "Assessment of Trabecular Bone Structure Using Fuzzy Distance Transform Based on Min-Max Operations," 2nd International Conference on Pattern Recognition and Image Analysis (IPRIA), IEEE Explore, , pp. 1-6, March 2015.
- [3] T. Hildebrand and P. Rueggsegger, "A new method for the model independent assessment of thickness in three-dimensional images," J. Microscopy, vol. 185, pp. 67-75, 1997.
- [4] P. K. Saha and F. W. Wehrli, "Measurement of trabecular bone thickness in the limited resolution regime of in vivo MRI by fuzzy distance transform," IEEE Trans. Med. Imag., vol. 23, no. 1, pp. 53-62, Jan. 2004.
- [5] Akbar Darabi, Florent Chandelier, Gamal Baroud, "Assessment of the porous media structure based on fuzzy distance transform and its map ridge," Magnetic Resonance Imaging, vol. 25, no. 4, pp. 556, May, 2007.
- [۶] آرزوسادات حجازی، اکبر دارابی، "ارزیابی ساختار استخوان تراکولار با استفاده از تبدیل فاصله فازی در تصاویر μ -CT MRI،" سومین کنفرانس ملی و اولین کنفرانس بین‌المللی پژوهش‌های کاربردی در مهندسی برق، مکانیک و مکاترونیک، سال ۱۳۹۴
- [7] Darabi, A., Chandelier, F. et Baroud, G. "Thickness analysis and reconstruction of trabecular bone and bone substitute microstructure based on fuzzy distance map using both ridge and thinning skeletonization". Electrical and Computer Engineering, Canadian Journal of, vol. 34, n^o1/2, p. 57-62.2009