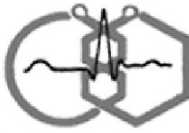


جدا سازی و نمایش سه بعدی بافتهای نکروز شده سر استخوان ران با استفاده از تصاویر MRI

ماهان آزادپور - رضا آقایی زاده ظروفی
گروه مهندسی برق و کامپیوتر دانشکده فنی - دانشگاه تهران

چکیده - بیماری نکروز شدن سر استخوان ران (Avascular Necrosis Of Femoral Head) یا ANFH یکی از بیماری‌های شایع ارتوپدی می‌باشد. این بیماری در مراحل پیشرفته نیاز به عمل جراحی کاشت استخوان دارد. تشخیص بافتهای نکروز شده در مراحل اولیه بیماری کمک میکند تا پزشک درمان را آغاز کرده و از پیشرفت بیماری و نیاز به عمل جراحی پیشگیری کند. در این مقاله روش جدیدی برای جدا سازی بافتهای نکروز شده سر استخوان ران از تصاویر MRI ارائه شده است. در این روش ابتدا نواحی سالم سر استخوان را جدا میکنیم. برای جدا سازی نواحی سالم استخوان سه روش با هم مقایسه شده اند: سپس سر استخوان را با یک مدل بیضیگون سه بعدی مدل میکنیم. پارامترهای مدل را با الگوریتم Simulated Annealing و از روی مرز نواحی سالم بدست می آوریم. بعد از جدا کردن استخوان، برای آنکه پزشک بتواند محل و میزان نواحی سالم و نکروزه شده را بصورت سه بعدی مشاهده کند، سطح استخوان را توسط الگوریتم Marching Cubes بازسازی کرده و آن را بصورت سه بعدی نمایش میدهیم.

کلمات کلیدی - بخش بندی تصویر، نکروز شدن سر استخوان ران، کانتور فعال، نمایش سه بعدی



۱- مقدمه

بیماری نکروز شدن بافتهای استخوانی (Avascular Necrosis) یا AVN بیماری است که در اثر نرسیدن خون به سر استخوانهای بلند و در نتیجه مرگ استخوان ایجاد میشود. نکروز شدن سر استخوان ران (Avascular Necrosis Of Femoral Head) یا ANFH یک ضایعه شایع ارتوپدی میباشد. تشخیص مراحل اولیه این بیماری بسیار مهم است. زیرا درمان برای مراحل پیشرفته بیماری نا موفق بوده و در این موارد باید عمل جراحی کاشت استخوان انجام گیرد. تصاویر MRI بهترین روش غیر تهاجمی (Non Invasive) برای تشخیص AVN است [2]. بیماری ANFH میتواند در مراحل اولیه بیماری بصورت نواحی با شدت پایین در تصاویر T1 Weighted در اثر کاهش مغز استخوان آبدار در سر استخوان ران ظاهر شود. بررسی تصاویر MRI در مراحل اولیه بیماری امکان ارزیابی دقیق ANFH و پیشگیری از ریزش (Collapse) بافت و در نتیجه عدم نیاز به عمل جراحی جایگزینی استخوان ران را فراهم میکند. هدف نهایی این تحقیق، طراحی یک سیستم تشخیص به کمک کامپیوتر (CAD) برای بیماری ANFH میباشد. این سیستم باید شامل ابزار نرم افزاری برای جداسازی، اندازه گیری و نمایش سه بعدی بافتهای نکروز شده و نکروز نشده و همچنین بررسی احتمال ریزش سر استخوان ران باشد. در این مقاله جداسازی بافتهای نکروز شده و نکروز نشده و نمایش سه بعدی استخوان ران انجام گرفته است. پردازش کامپیوتری تصاویر پزشکی بدلیل تغییرات آماری، مکانی و ساختاری بافتها و اندامهای بدن مساله ای مشکل و موضوع تحقیقات روز است. تصاویر جمع آوری شده از دستگاه MRI به عوامل متعددی شامل کنتراست، رزولوشن، نسبت سیگنال به نویز، فاصله لایه ها، ابعاد داده ها و یکنواختی کویل RF بستگی دارد. لذا جداسازی بافتها از روی تصاویر MRI یکی از مسایل مورد تحقیق در پردازش تصاویر پزشکی بشمار میرود. همچنین نمایش سه بعدی (Visualization) بافتهای استخوانی استخراج شده برای ارزیابی کلینیکی بیماری از اهمیت ویژه ای برخوردار است. در بیماری ANFH، نمایش سه بعدی استخوان ران امکان میدهد که پزشک بعد از تشخیص نواحی نکروز شده، بتواند میزان و محل قرار گرفتن آنها را بررسی کرده و با توجه به میزان فشار در آن نقاط، احتمال ریزش استخوان را ارزیابی کند. در این مقاله روشهای عملیات باینری، رشد ناحیه ای (Region Growing) و کانتور فعال برای جداسازی نواحی سالم اعمال شده اند. در بخش ۲ و ۳ روشهایی برای جداسازی بافتهای سالم و نکروز شده سر استخوان ران معرفی میکنند. در بخش ۴ روش پیاده سازی شده برای نمایش سه بعدی (Visualization) را معرفی میکنند. در بخش پنجم نتایج و نتیجه گیری ارائه میگردد.

۲- جداسازی بافتهای استخوانی

در این قسمت روشهای جداسازی بافتهای استخوانی را توضیح میدهم.

۲-۱) پیش پردازش



برای دست یابی به سرعت بالاتر و نتیجه بهتر لازم است که عمل پیش پردازش روی مجموعه تصاویر اعمال شود [1]. ابتدا ناحیه مورد نظر را از روی تصاویر جدا کرده و سپس فیلتر median دو بعدی برای کاهش نویز به مجموعه تصاویر اعمال میگردد. در انتها نیز هیستوگرام تصاویر بدست آمده را بین ۲۵۵ و ۰ نرمالیزه میکنیم. روشهای ذکر شده زیر برای جداسازی استخوان ران سالم پیاده سازی شده و کارآیی آنها بر روی تصاویر واقعی MRI سه بعدی بررسی گردیده اند.

۲-۲) عملیات باینری

در تصاویر MRI اکثر نواحی بافت استخوانی دارای شدت روشنایی بالایی نسبت به دیگر نواحی تصویر میباشد. بنابر این با اعمال یک آستانه میتوان شدتهای بالای تصویر را تشخیص داد. در این روش ابتدا هیستوگرام مجموعه تصاویر را رسم میکنیم. منحنی هیستوگرام دارای دو قله میباشد. پیکسل میانی دو قله بعنوان آستانه باینری در نظر گرفته میشود. بعد از باینری کردن مجموعه تصاویر برای جدا کردن بافتهای چربی که دارای شدت بالا بوده و ممکنست به استخوان بچسبند، از عملیات مورفولوژیکی erosion و dilation استفاده میکنیم. در مرحله آخر یک پیکسل داخل استخوان (شدت یک) در یکی از تصاویر باینری انتخاب کرده و تمام پیکسلهای مجموعه تصاویر که با همسایگی ۲۶ به این پیکسل متصلند را از تصاویر جدا میکنیم. با پیدا کردن لبه های تصاویر باینری، مرز استخوان سالم بدست می آید.

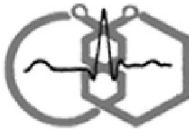
۲-۳) روش ناحیه ای Region Growing

اساس روشهای ناحیه ای بر این است که شدت پیکسلهای یک ناحیه از تصویر نسبت به یکدیگر اختلاف کمی دارند. در این روش یک ناحیه اولیه را داخل استخوان انتخاب کرده و یک آستانه نیز تعیین میکنیم. همسایه های پیکسلهای مرزی ناحیه اولیه را امتحان میکنیم. اگر اختلاف شدت این پیکسل با متوسط شدت داخل ناحیه از آستانه تعیین شده کمتر بود، این پیکسل همسایه داخل ناحیه قرار میگیرد. این عمل با ناحیه جدید ادامه میابد تا جایی که هیچ پیکسل همسایه ای شرط داخل ناحیه بودن را راضی نکند. بعلت آنکه شدت پیکسلهای داخل استخوان دارای تغییرات زیادی است، عملکرد این روش بسیار به ناحیه اولیه و آستانه انتخاب شده حساس است.

۲-۴) کانتورهای شکل پذیر

مدل مار یا کانتورهای شکل پذیر اولین بار توسط Kass و همکاران معرفی شده است [3]. در این مدل برای هر منحنی کانتور دو انرژی داخلی و خارجی تعریف میگردد. انرژی داخلی مجموع دو جمله است که با مینیمم شدن این انرژی، کانتوری هموار و فاقد گوشه های تیز بدست می آید. انرژی خارجی با قرار گرفتن منحنی روی لبه های جسم در تصویر مینیمم میگردد. با فرض اینکه $v(s)$ بیانگر کانتور باشد انرژی بصورت زیر تعریف میگردد:

$$E_{snake}(v(s)) = \int (\alpha |v'(s)|^2 + \beta |v''(s)|^2 - \gamma |I(V)|) ds \quad (1)$$



با مینیمم کردن مجموع دو انرژی ، منحنی که دارای شرایط بالا باشد بدست می آید . برای جلوگیری از یافتن مینیمم محلی ، کانتور اولیه باید تا حد امکان به مرز جسم نزدیک باشد . همچنین منحنی نهایی از نظر شکل مشابه منحنی اولیه بوده و تغییرات توپولوژیکی منحنی امکانپذیر نمیشود . Caselles و همکاران مدل مار جدیدی از روی مدل مار اولیه استخراج کرده و آن را مدل مار Geodesic نام نهادند [4] . این مدل به طریق دیگری توسط Kichenassamy و همکاران بدست آمد [5] . آنها نشان دادند که منحنی که از مینیمم کردن تابع انرژی مدل مار اولیه بدست می آید ، معادل بدست آوردن منحنی تکامل یافته است که در رابطه زیر صدق کند :

$$\frac{\partial C(t)}{\partial t} = g(I)\kappa\vec{N} - (\nabla g \cdot \vec{N})\vec{N} \quad (2)$$

$$g(I) = \frac{1}{1 + |\nabla I|^2} \quad (3)$$

در این رابطه g تابع توقف است که در نقاط با گرادیان بالا سرعت تکامل را کند میکند . κ انحنای منحنی و بردار \vec{N} بردار عمود بر منحنی بطرف داخل منحنی است . یعنی منحنی نهایی با تکامل منحنی C طبق رابطه بالا تا وقتی که تغییرات زمانی آن برابر صفر شود بدست می آید . برای آنکه رابطه بالا مستقل از پارامترهای منحنی باشد ، منحنی C را بعنوان نقطاتی که تابع دو بعدی u را صفر میکنند (Zero Level Set) در نظر میگیریم . بدین ترتیب معادله تکامل منحنی C به معادله تکامل تابع u بصورت زیر تبدیل میشود :

$$\frac{\partial u}{\partial t} = g(I)|\nabla u|\kappa + \nabla g(I) \cdot \nabla u \quad (4)$$

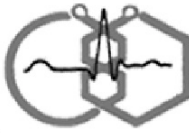
تابع u تا وقتی که تغییرات زمانی آن صفر شود تکامل میابد و منحنی C در هر لحظه مجموعه نقطاتی است که u را صفر میکنند . منحنی C بدین ترتیب میتواند از نظر توپولوژی کاملاً تغییر کرده و با منحنی اولیه تفاوت داشته باشد . پارامتر دیگری برای افزایش سرعت حرکت تابع میتواند بصورت زیر به معادله اضافه گردد :

$$\frac{\partial u}{\partial t} = g(I)|\nabla u|(c + \kappa) + \nabla g(I) \cdot \nabla u \quad (5)$$

که c یک ثابت مثبت است . برای جداسازی استخوان ران ، کانتور اولیه در داخل استخوان تعیین شده و به سمت مرزهای استخوان حرکت میکند .

۳- جداسازی بافتهای نکرور شده سر استخوان ران

نکرور شدگی میتواند در قسمتهای مختلف سر استخوان ظاهر شود . اگر نکرور شدگی فقط در داخل استخوان بوده و مرز سر استخوان سالم باشد ، در اینحالت مرز سالم استخوان را طبق روش جدا سازی استخوان سالم که در بالا ذکر شد



جدا میکنیم. با توجه به اینکه بافتهای نکرور شده استخوان دارای شدت کمتری نسبت به بافتهای سالم میباشد، نواحی شدت پایین داخل مرز استخوان، نواحی نکرور شده میباشد. اگر نکرور شدگی در مرز سر استخوان باشد، قسمتهایی از مرز سر استخوان در نواحی نکرور شده از زمینه تصویر قابل تشخیص نیست. مخصوصا اگر میزان نکرور شدگی زیاد باشد، باز سازی مرز استخوان سالم اولیه از روی تصاویر دو بعدی با روشهای موجود بسیار مشکل است. با بررسی شکل سه بعدی سر استخوان ران، به این نتیجه رسیدیم که سر استخوان را میتوان با یک بیضیگون شبیه تخم مرغ مدل کرد. دیده شد که در تصاویر coronal، مقطع بیضیگون در هر لایه به دایره نزدیک است. در این حالت بیضیگون با پنج پارامتر شامل مختصات مرکز، شعاع در مقاطع دایروی و شعاع در جهت لایه ها مشخص میگردد. برای بدست آوردن پارامترهای بیضیگون از الگوریتم Simulated Annealing استفاده کرده ایم. تابع هدف بصورت زیر تعریف میگردد:

$$\sum \exp(-I_i) \quad (6)$$

که I_i فاصله نقطه i م روی مرز تصویر باینری از بیضیگون است. با ماکزیمم کردن تابع هدف، بیضیگونی انتخاب میشود که فاصله آن تا مرز استخوان مینیمم باشد. با این تابع هدف، اگر نکرور شدگی در تعدادی از لایه ها زیاد باشد، پارامترهای بیضیگون از روی لایه های سالمتر بدست می آیند. میتوان حدود پارامترهای مدل را از روی لایه های سالم تشخیص داده و بدین ترتیب فضای جستجوی الگوریتم را کاهش داد.

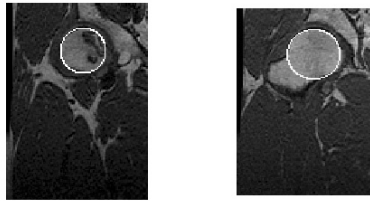
۴) نمایش سه بعدی بافتهای جدا شده استخوان

برای نمایش سه بعدی، پیکسلهای سطحی بافت مورد نظر را از روی تصاویر مقطعی استخراج کرده و سطح آن را با تعداد زیادی مثلث کوچک تقریب میزنیم (Surface Extraction). برای بدست آوردن المان سطح از الگوریتم Marching Cubes استفاده شده است [7]. در این روش ابتدا هر دو لایه مجاور از تصویر را گرفته و پیکسلهای همسایه که راسهای یک مکعب باشند را بررسی میکنیم. برای هر مکعب یک رجیستر A بیتی تشکیل میدهیم. برای هر راسی که داخل سطح باشد ۱ و اگر خارج سطح باشد مقدار ۰ در بیت متناظر آن در رجیستر قرار میدهیم. بدین ترتیب در کل ۲۵۶ حالت تلافی سطح و مکعب وجود دارد. با در نظر نگرفتن حالات مشابهی که از دوران مکعب بدست آمده یا نسبت به هم متقارنند، ۱۴ حالت مختلف وجود دارد. برای هر کدام از این حالتها نحوه اتصال نقاط و تولید مثلثهای صحیح را در یک جدول قرار میدهیم. اگر تمام بیتها یک یا صفر باشند، سطح بافت، مکعب را قطع نمیکند. در غیر اینصورت نقاط تلافی مکعب و سطح را پیدا کرده و با توجه به جدول تولید شده مثلثها را ایجاد میکنیم. برای هر راس مثلث بردار عمود را در جهت گرادیان آن نقطه در تصویر قرار میدهیم. برای محاسبه گرادیان نقطه راس مثلث، گرادیان دو پیکسل راس مکعب که این نقطه بین آنها قرار دارد را حساب کرده و گرادیان نقطه میانی را با تقریب خطی گرادیانهای دو پیکسل بدست می آوریم. بعد از پیدا کردن مثلثها و بردار عمود هر راس آن، مثلثها را با استفاده از کتابخانه گرافیکی OpenGL رسم میکنیم [7].



۵) نتایج و نتیجه گیری

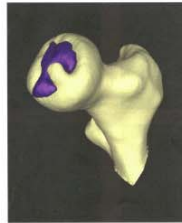
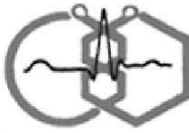
آلگوریتم های مطرح شده در بخشهای قبل بر روی ۷۰ دسته از مجموعه تصاویر MRI لگن، شامل یک استخوان ران (مجموعاً حدود ۷۰ × ۵۰ تصویر دو بعدی) بررسی شد. نتایج نشان میدهد که مدل بیضیگون پیشنهادی برای سر استخوان مدل بسیار مناسبی بوده است. در شکل ۱ مدل بدست آمده برای دو مقطع سالم و بیمار دیده میشود. در شکل ۲ قسمتهای سالم و نکروز شده سر استخوان ران بصورت سه بعدی نمایش داده شده است. در جدول ۱ نتایج اعمال سه روش بخش بندی بر روی ۵ دسته استخوان سالم آمده است. همانطور که دیده میشود روش عملیات باینری نسبت به دو روش دیگر بهتر عمل میکند.



شکل (۱) - مدل بدست آمده برای سر استخوان در دو حالت استخوان سالم و نکروز شده

جدول ۱ - نتایج اعمال روشهای مختلف بر روی داده های سالم

	داده ۱	داده ۲	داده ۳	داده ۴	داده ۵
عملیات باینری	خوب	خوب	خوب	خوب	خوب
Region Growing	خوب	خوب	متوسط	متوسط	خوب
Snake	خوب	متوسط	ضعیف	ضعیف	خوب



شکل (۲) - نمایش سه بعدی بافت‌های سالم و نکروز شده سر استخوان ران

فهرست مراجع -

1. R.A.Zoroofi, T.Nishii, Y.Sato, N.Sugano, H.Yoshikawa, S.Tamura, "Segmentation of Avascular Necrosis of Femoral Head Using 3-D MR Images", Computerized Medical Imaging and Graphics [in press], 2001
2. <http://www.mri.jhu.edu/>
3. M.Kass, A.Witkin, D.Terzopoulos, "Snakes:Active Contour Models", Int'l Journal Comp. Vision, 1(4):321-331, 1988
4. V.Casselles, R.Kimmel, G.Sapiro, "Geodesic Active Contours", Int'l Journal Comp. Vision, 22(1):61-79, 1997
5. A.Kichenassamy, A.Kumar, P.Olver, A.Tannenbaum, A.Yezzi, "Gradient Flows and Geometric Active Contour Models", Proc. IEEE Int'l Conf. Comp. Vision, 810-815, 1995
6. W.E.Lorensen, H.E.Cline, "Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm", Computer Graphics, 21(4):163-169, 1987
7. OpenGL Programming, <http://www.sgi.org>
8. MEDAL Software: <http://www.image.med.osaka-u.ac.jp/reza/medal.html>