



بخش بندی اتوماتیک دندانها با استفاده از تصویر چند مقطعی CT اسکن

شیوا کیهانی نژاد^۱ رضا آقایی زاده ظروفی^۱ کمال الدین ستاره دان^۱ غلامرضا شیرانی^۲

^۱ دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه تهران. قطب علمی کنترل و پردازش هوشمند.

^۲ استادیار دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه جراحی دهان و فک و صورت، دانشگاه علوم پزشکی تهران

E-mail: sh.keyhaninejad@ece.ut.ac.ir, zoroofi@ut.ac.ir, ksetareh@ut.ac.ir

چکیده - در این مقاله یک روش چند مرحله ای براساس کانتورهای فعال^۱ مانند سطوح همتراز^۲ و نمونه برداری^۳ پانورامیک دیتا ست جهت بخش بندی اتوماتیک دندانها در تصاویر سی تی اسکن^۴ ارائه شده است. در روش پیشنهادی بعد از پیدا کردن ماسک سر^۵، بافت های استخوانی از غیر استخوانی و سپس ساختارهای دندانی، از سایر ساختارهای استخوانی با استفاده از تکنیک سطوح همتراز مشخص می شوند. پس از تعیین منحنی فک بالا و پایین و انجام نمونه برداری دیتا ست، جداسازی فک های بالا و پایین و بخش بندی اولیه دندانها از طریق پروجکشن افقی و عمودی دیتاست پانورامیک صورت می پذیرد. به این ترتیب یک ماسک اولیه برای هر یک از دندانها حاصل می شود، که با در نظر گرفتن این ماسک بر روی دیتاست اصلی و اعمال الگوریتم سطوح همتراز، مرز نهایی دندانها استخراج می شود. نتایج حاصل از اعمال این الگوریتم بر روی ۱۰ تصویر سی تی اسکن حجمی، موفقیت این الگوریتم را در جداسازی دندانها نشان داده است

کلید واژه- بخش بندی دندان، کانتور های فعال، سطوح همتراز، نمونه برداری پانورامیک.

^۱ Active contour

^۲ Level Set

^۳ Re-sampling

^۴ CT-Scan

^۵ Head mask

۱- مقدمه

اسکن، در کارهای قبلی به طور کامل انجام نشده است. هدف از این مقاله ارائه روشی اتوماتیک و قابل اعتماد جهت بخش بندی اتوماتیک دندانها می باشد. در این مقاله یک روش چند مرحله ای براساس کانتورهای فعال ارائه شده است. در مقاله ارائه شده، برای حل معادله تکامل کانتور، از تئوری سطوح همتراز، [۸]، [۹] استفاده شده است. این تئوری اولین بار در سال ۱۹۸۸ توسط آش^۷ و ستیان^۸ ارائه گردید. مدل‌های کلاسیک کانتورهای پویا به صورت پارامتری بوده اند، یکی از مشکلات موجود در مدل‌های پارامتری، عدم انعطاف پذیری به تغییرات توپولوژیک ساختار مورد نظر می باشد. در بخش ۲ مروری بر تئوری سطوح همتراز صورت گرفته است. در ادامه روش پیشنهادی شرح داده شده است. با اعمال تکنیک سطوح همتراز بافت های استخوانی از غیر استخوانی مشخص می شوند. سپس با در نظر گرفتن قیود آناتومیک مربوط به ساختارهای دندانی، دندانها از سایر ساختارهای استخوانی بخش بندی می شوند. در مرحله بعد منحنی فک بالا و پایین به طور مستقل مشخص می شوند و نمونه برداری دیتا ست صورت می گیرد. جداسازی فک های بالا و پایین و بخش بندی اولیه دندانها از طریق پروجکشن افقی و عمودی دیتا ست پانورامیک صورت می پذیرد. به این ترتیب یک ماسک اولیه برای هر یک از دندانها حاصل می شود، که با در نظر گرفتن این ماسک بر روی دیتا ست اصلی و اعمال الگوریتم سطوح همتراز، مرز نهایی دندانها استخراج می شود. نتایج نهایی در بخش ۳ ارائه شده است.

امروزه در دندانپزشکی مدرن، تکنیکهای مبتنی بر استفاده از کامپیوتر مانند طرح ریزی و برنامه ریزی پیش از عمل جراحی، کاشت ایمپلنت و ارزیابی جراحی انجام شده روز به روز توسعه می یابند. به منظور دستیابی و اجرای پروسه های ذکر شده، بخش بندی اتوماتیک دندانها از مراحل مهم و اولیه می باشد. بخش بندی دندانها همچنین در زمینه تشخیص هویت، طرح ریزی جهت ارتودنسی و جراحی زیبایی صورت مورد استفاده قرار می گیرد. اکثر تلاشهایی که در زمینه بخش بندی دندانها صورت گرفته است، بر روی تصاویر دو بعدی X -ray معمول می باشد. به طور مثال در [۱]، یک روش نیمه اتوماتیک جهت مشخص کردن کانتور دندانها ارائه شده است. یک روش اتوماتیک جهت مشخص کردن فرم آرک دندان، تعامل میان دندانها و بخش بندی دندانهای خلفی در [۲] معرفی شده است. در [۳] یک تکنیک کامپیوتر بینایی جهت اخذ و پردازش تصاویر سه بعدی از مقطع عرضی دندانها مورد استفاده قرار گرفته است. در [۴]، یک سیستم جهت اندازه گیری مقاطع عرضی قالبهای دندانی و جابجایی سه بعدی دندان در طول دوره ارتودنسی ارائه شده است. بخش بندی براساس کانتور فعال در [۵] ارائه شده است. در [۶]، از الگوریتم واترشد^۶ جهت پیدا کردن نقاط مشخصه ارتودنسی مانند تاج دندان، لبه ها و برآمدگی های دندانی استفاده شده است. جهت بخش بندی ساختارهای استخوانی در [۷] از شبکه عصبی PCNN استفاده شده است. از آنجا که در بسیاری از کاربردها مانند اندازه گیریهای سه بعدی سطوح و منحنی های فکی و دندانی، استفاده از رادیوگرافی معمول و تصاویر پانورامیک نتایج با دقت کم و غیر قابل اعتماد را ایجاد می کنند، در مقاله ارائه شده از تصاویر چند مقطعی سی تی-اسکن استفاده شده است. بر اساس مطالعات انجام شده، بخش بندی اتوماتیک دندانها در تصاویر چند مقطعی سی تی

^۷ Osher^۸ Sethian^۶ Watershed

۲- روش

شود:

$$\frac{\nabla \phi}{\nabla t} = C(x)(k + V_0)|\nabla \phi| + \nabla C \cdot \nabla \phi + \frac{V_0}{2} x \cdot \nabla C \cdot |\nabla \phi| \quad (2)$$

به این ترتیب که ϕ تابع فاصله سطوح همتراز می باشد، k انحناء کانتور بوده و باعث می شود کانتور به صورت نرم و با حداقل طول تکامل پیدا کند، V_0 مقداری ثابت می باشد که نیروی ثابتی به کانتور وارد می کند. $C(x)$ بر اساس گرادیان تصویر تار شده، تعریف می گردد.

$$C(x) = \frac{\alpha}{1 + \nabla [G_\sigma(x) * I(x)]} \quad (3)$$

$I(x)$ تصویر اصلی و $G_\sigma(x)$ فیلتر گوسی می باشد. در رابطه (۲) عبارت دوم به صورت نیروی متوقف کننده کانتور در محل مرزها عمل میکند. عبارت آخر نیز به منظور حداقل کردن مساحت کانتور در حین تغییر شکل استفاده می گردد.

۲-۳- بخش بندی بافت دندانی از غیر دندانی

روش مطرح شده در ۲-۲ که به تنهایی از اطلاعات گرادیان تصویر استفاده میکند، در یافتن مرز های ساختارهای دندانی و غیر دندانی دچار مشکل می شود. بنابراین لازم است از اطلاعات ناحیه هم استفاده شود، یکی از مهمترین و کاربردی ترین این روش ها روش کانتورهای بدون لبه^۹ می باشد [۹].

$$E(c_1, c_2, \phi) = \mu \cdot \text{Length}(c) + v \cdot \text{Area}(\text{Inside}(c)) + \lambda_1 \int_{\text{inside}(c)} |u_0(x, y) - c_1|^2 dx dy + \lambda_2 \int_{\text{outside}(c)} |u_0(x, y) - c_2|^2 dx dy$$

به طوریکه $u_0(x, y)$ تصویر اصلی و c_1 میانگین شدت روشنایی نقاط داخل کانتور، c_2 میانگین شدت روشنایی نقاط خارج کانتور، می باشد. λ_1 و λ_2 مقادیری جهت کنترل میزان نیروی وارده به کانتور می باشند و $\mu \geq 0, v \geq 0, \lambda_1, \lambda_2 \geq 0$ برای حل این معادله با یک مرز اولیه می توان از روش زیر استفاده کرد.

۲-۱- مروری بر تئوری سطوح همتراز

در روش پیشنهادی از تئوری زیر سطوح همتراز، برای حل معادله تکامل و تغییر شکل کانتور استفاده شده است. در این روش کانتور مورد نظر برابر سطح صفر (Zero level set) تابع فاصله $\phi(x, t)$ معرفی می شود. فرض می کنیم کانتور مورد نظر که جهت بخش بندی ساختارهای دندانی در تصاویر سی تی اسکن حجمی مورد استفاده قرار می گیرد، با $\Gamma(t): [0, \infty] \rightarrow \mathbb{R}^N$ نشان داده شود. به طوریکه در این حالت مرز اولیه با $\Gamma(0)$ مشخص می گردد. بدین منظور تابع فاصله $\phi(x, t=0): x \in \mathbb{R}^N$ به نحوی مورد استفاده قرار می گیرد که $\phi(x, t=0) = \pm d$ فاصله نقطه x را تا مرز اولیه، $\Gamma(0)$ ، بیان می کند. در رابطه مذکور علامت منفی و مثبت به ترتیب مربوط به نقاط داخل و خارج کانتور می باشد. به این ترتیب می توان مختصات کانتور تغییر شکل پذیر را در هر لحظه به صورت سطوح هم تراز این تابع که -مقداری برابر صفر دارند، مشخص نمود $\phi(x, t) = \Gamma(t) = 0$. با حل معادله اوپلر تابع ϕ و یافتن نقاط $\phi(x, t) = 0$ ، مرز نهایی استخراج می شود [۸].

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = F |\nabla \phi| \quad (1)$$

در رابطه (۱) ϕ تابع فاصله (سطوح همتراز) و $F(x)$ نیرویی است که با اعمال آن کانتور پیشرونده به سمت مرز مورد نظر سوق داده می شود. یکی از دلایل برتری این روش به مدلهای کلاسیک سرعت بالاتر و امکان پیگیری تغییرات توپولوژیکی می باشد. همچنین می توان پارامترهای هندسی مرز مانند انحناء، $K = \text{div}(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|})$ ، بردار نرمال، $N = \frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|}$ را با استفاده از تابع فاصله ϕ به دست آورد.

۲-۲- بخش بندی بافت استخوانی از سایر

بافتها

با در نظر گرفتن اینکه شدت روشنایی بافت استخوانی از سایر بافتها موجود در تصویر بیشتر است، در مشخص سازی بافت استخوانی از غیر استخوانی از اعمال گرادیان تصویر در الگوریتم سطوح همتراز جهت حل مساله کانتور فعال استفاده شده است. در این حالت معادله اوپلر به فرم زیر بازنویسی می

^۹ Active Contour Without-Edge

اطلاعات نمونه برداری شده، تصویر پانورامیک حاصل می شود. تصویر پانورامیک به دست آمده مشابه تصویر پانورامیک حاصل شده از رادیوگرافی معمول می باشد.

۲-۵- بخش بندی اولیه دندانها در پروجکشن پانورامیک

در تصویر حاصل شده از بخش ۲-۴ با اعمال پروجکشن افقی فک فوقانی و تحتانی از یکدیگر جدا می شوند. پروجکشن افقی برابر است با:

$$H(i) = \sum_{j=1}^n f(i, j) \quad (7)$$

بطوریکه $f(i, j)$ تصویر پانورامیک $m \times n$ می باشد. با فرض آنکه دندانهای فک فوقانی و تحتانی توسط یک خط افقی جدا می شوند، آنگاه مجموع فوق در طول خط مذکور دارای کمترین مقدار می باشد. از آنجا که همواره امکان بدست آوردن یک خط افقی وجود ندارد، لذا تصویر را در محدوده کوچکی از زاویه نظیر $[-20:20]$ چرخانده و زاویه ای که خط حاصله از آن دارای کمترین مقدار مجموع می باشد را پیدا می کنیم. برای جداسازی هر دندان در تصویر پانورامیک از پروجکشن عمودی استفاده می شود.

$$V(j) = \sum_{i=1}^m f(i, j) \quad (8)$$

خطوط جداسازی با پیدا کردن کمترین مقادیر حاصل از رابطه (۸) بدست می آیند.

۲-۶- بخش بندی نهایی دندانها در دیتای حجمی سی تی اسکن

در این بخش، مرزهای اولیه حاصل شده در بخش ۲-۵، جهت بدست آوردن کانتور نهایی هر دندان استفاده می شوند. بدین منظور، خطوط عمودی تخمین زده شده در تصاویر پانورامیک که دندانها را از یکدیگر جدا می کنند، در دیتاست سی تی اسکن اصلی قرار می گیرند. با اعمال الگوریتم بخش ۲-۳ و در

(۵)

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \delta(\phi) \left[\mu \operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) - v - \lambda_1 (u_0 - c_1)^2 + \lambda_2 (u_0 - c_2)^2 \right]$$

به طوریکه u_0 ، تصویر اصلی و $\delta(\phi)$ تابع دلتای دیراک می باشد. برای حل این معادله، تقریبی برای $\delta(\phi)$ در نظر گرفته میشود:

(۶)

$$H(z) = \begin{cases} 1 & \text{if } z > \varepsilon \\ 0 & \text{if } z < -\varepsilon \\ \frac{1}{2} \left[1 + \frac{z}{\varepsilon} + \frac{1}{\pi} \sin\left(\frac{\pi z}{\varepsilon}\right) \right] & \text{if } |z| \leq \varepsilon \end{cases}$$

تابع $H(z)$ ، تقریبی از تابع پله ایده آل می باشد و $\delta(\phi)$ نیز برابر مشتق $H(z)$ می باشد. ε مقداری مثبت و نزدیک به صفر می باشد. با اعمال معادله (۵) به دیتا ست نتیجه شده در بخش ۲-۲ می توان دندانها را از سایر بافتهای استخوانی جدا نمود.

۲-۴- نمونه برداری پانورامیک دیتا ست

هرچند که روش استفاده شده در مراحل ۲-۲ و ۲-۳ در جداسازی ساختارهای استخوانی از غیر استخوانی و ساختار دندان از غیر دندان بسیار خوب عمل کرده است، ولیکن از آنجا که شکل، سایز و موقعیت هر دندان در اسلایس های axial حاصل از سی تی اسکن تا حدود قابل توجهی متمایز از یکدیگر می باشند و به دلیل تفاوت شکل دندانها از یکدیگر، استفاده از الگوریتم های مذکور در بخش بندی دندانها از یکدیگر جواب قابل قبولی را ایجاد نمی کند. از آنجا که تصاویر سی تی دندان در حالت دهان باز اخذ می شوند و در نتیجه در اسلایسهای میانی فک بالا و پایین تقریباً هیچ بافت دندانی وجود ندارد، با در نظر گرفتن نتایج حاصل از بخش ۲-۳ و قیود آناتومیکی، اسلایسهای مربوط به فک بالا و پایین از یکدیگر جدا می شوند. به منظور یافتن یک کانتور اولیه برای هر دندان، منحنی فک بالا و پایین در اسلایس هایی که بیشترین میزان بافت دندانی را دارا می باشند، مشخص می شوند. منحنی حاصل به صورت تکه خط تقریب زده و خطوط عمود بر تکه خط های حاصل از تقریب محاسبه می شوند. سپس با در نظر گرفتن خطوط عمود، دیتای حجمی، نمونه برداری می شود. در نهایت با استفاده از کروئال پروجکشن

نظر گرفتن خطوط مذکور کانتور هر دندان مشخص می شود.

۳ - نتایج

یک معیار کمی مناسب برای ارزیابی نتایج حاصل از بخش بندی استفاده از منحنی عملیاتی دریافت کننده^{۱۰} است. با مقایسه نتایج حاصل از روش پیشنهادی بخش بندی و نتایج واقعی امکان وقوع حالات مطرح شده در زیر وجود دارد.

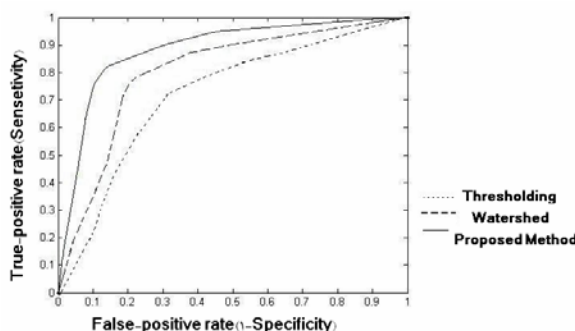
TP : تعداد پیکسلهایی که هم توسط روش بخش بندی و هم در تصویر استاندارد در یک کلاس بخش بندی شده اند. TN : تعداد پیکسلهایی که نه روش بخش بندی و نه تصویر استاندارد به یک کلاس خاص بخش بندی نکرده اند. FN : تعداد پیکسلهایی که در تصویر استاندارد به یک کلاس خاص بخش بندی شده اما روش مورد نظر آن را به کلاس دیگر بخش بندی کرده است. FP : تعداد پیکسلهایی که روش مورد نظر به کلاس مربوط آن بخش بندی کرده اما در تصویر استاندارد به کلاس دیگری تعلق دارند.

$$^{11} \text{درجه حساسیت} = \frac{N_{TP}}{(N_{TP} + N_{FN})} \quad (9)$$

$$^{12} \text{درجه تشخیص} = \frac{N_{TN}}{(N_{TN} + N_{FP})} \quad (10)$$

تجزیه و تحلیل ROC را بدین صورت انجام میدهیم که تعداد زیادی جفت مرتب درجه تشخیص _ درجه حساسیت را که از تغییر آستانه خوشه بندی بدست می آید حساب می کنیم و این زوج مرتبها را در روی نموداری که محورهای آن همین پارامترها هستند مشخص میکنیم. بدین ترتیب منحنی عملکرد دریافت کننده حاصل میشود. مساحت سطح زیر منحنی ROC معیاری برای سنجش کارایی سیستم میباشد. اگر سطح کل زیر این نمودار را ۱ در نظر بگیریم، هرچقدر

مساحت زیر منحنی به ۱ نزدیکتر باشد کارایی سیستم بهتر است. نتایج مقایسه روش پیشنهادی با دو روش بخش بندی مانند روشهای واترشد و آستانه بندی در شکل ۱ به صورت منحنی عملیاتی دریافت کننده نشان داده شده است. براساس شکل ۱، روش پیشنهادی نتایج مطلوبتری نسبت به دو روش مذکور داشته است. در شکل ۲ تصویر اصلی سی تی اسکن دندانی، نتیجه بخش بندی بافتهای استخوانی از غیر استخوانی با استفاده از روش بخش ۲-۲ و نتیجه بخش بندی دندانهای فک فوقانی از سایر بافتهای دندانی با استفاده از روش بخش ۳-۲ نشان داده شده اند. در شکل ۳ آرک دندانی تخمین زده شده فک بالا نشان داده شده است. خطوط عمودی مرتبط با آرک دندانی تخمین زده می شوند و دیتاست حجمی با در نظر گرفتن منحنی و خطوط عمود نمونه برداری می شوند و تصویر پانورامیک حاصل می شود. در شکل ۴ نتایج جداسازی دندانهای فک فوقانی و تحتانی از یکدیگر با استفاده از پروجکشن افقی و نتیجه حاصل از جداسازی اولیه دندانهای فک فوقانی در تصویر پانورامیک با استفاده از پروجکشن عمودی مشاهده می شود. نتیجه نهایی با اعمال روش شرح داده شده در بخش ۲-۶ در شکل ۵ نشان داده شده است.



شکل ۱. منحنی های ROC روش پیشنهادی، watershed و آستانه یابی



۲(a)

^{۱۰} Receiver Operating Characteristics (ROC)

^{۱۱} Sensitivity.

^{۱۲} Specificity.

۴- جمع بندی

در این مقاله یک روش اتوماتیک جهت بخش بندی دندانها در دیتای حجمی سی تی اسکن ارائه شده است. در روش پیشنهادی نیازی به دخالت کاربر وجود ندارد. روش پیشنهادی براساس الگوریتم سطوح همتراز و نمونه برداری پانورامیک می باشد. نتایج حاصل از اعمال این روش بر روی ۱۰ نمونه تصویر نشان دهنده موفقیت روش می باشد. وجود آرتیفکتهای ناشی از عملکردگی های دندانی یکی از مشکلات موجود در تصاویر سی تی اسکن دندانی می باشند که کاهش اثر این نوع آرتیفکت در مراحل بعدی تکامل روش پیشنهادی می باشد.

مراجع

- [۱] A.K. Jain, H. Chen, S. Minut, "Dental Biometrics: Human Identification Using Dental Radiographs," in Proc. of 4th AVBPA, Guildford, UK, pp. ۴۲۹-۴۳۷, (۲۰۰۳).
- [۲] T. Kondo, S.H. Ong, J.H. Chuah, K.W.C. Foong, "Robust Arch Detection and Tooth Segmentation in 3D Images of Dental Plaster Models," IEEE International Workshop on Medical Imaging and Augmented Reality (MIAR), pp. ۲۴۱-۲۴۶, (۲۰۰۱).
- [۳] D. Laurendeau, L. Guimond, D. Poussart, "A Computer-Vision Technique for the Acquisition and Processing of 3-D Profiles of Dental Imprints: An Application in Orthodontics," IEEE Trans on Medical Imaging, Vol. ۱۰, pp. ۴۵۳-۴۶۱, (۱۹۹۱).
- [۴] K. Yamamoto, S. Hayashi, H. Nishilawa, S. Nakamura, "Measurement of Dental Cast Profile and Three-Dimensional Tooth Movement During Orthodontic Treatment," IEEE Trans on Biomedical Engineering, Vol. ۳۸, pp. ۳۶۰-۳۶۵, (۱۹۹۱).
- [۵] H. Chen and A. K. Jain, "Tooth Contour Extraction for Matching Dental Radiographs," IEEE Proceedings of the 11th International Conference on Pattern Recognition, Vol. ۳, pp. ۵۲۲-۵۲۵, (۲۰۰۴).
- [۶] M. Mokhtari, D. Laurendeau, "Feature Detection on 3D Images of Dental Imprints," Proceedings of IEEE Workshop on Biomedical Image Analysis, ۱۹۹۴.
- [۷] J. Johnson, M. Padgett, "PCNN Models and Application," IEEE Trans on Neural Networks, Vol. ۱۰, pp. ۴۸۰-۴۹۸, (۱۹۹۱).
- [۸] T. F. Chan, "Active Contours Without Edges," IEEE Trans. on Image Processing, Vol. ۶, pp. ۸-۲۸, (۲۰۰۲).
- [۹] J.S. Suri, K. Liu, S. Singh, S. N. Laxminarayan, X. Zeng, L. Reden, "Shape Recovery Algorithms Using Level Sets in 2-D/3-D Medical Imagery: A State-of-the-Art Review," IEEE Trans. on Information Technology in Biomedicine, Vol. ۶, pp. ۸-۲۸, (۲۰۰۲).



۲(b)

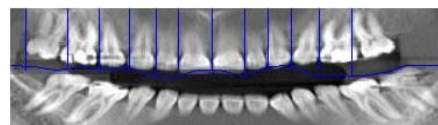


۲(c)

شکل (a) ۲. تصویر اصلی CT. بخش بندی بافتهای استخوانی از سایر بافتها در تصاویر CT با استفاده از روش بخش ۲-۲. (c) بخش بندی دندانهای فک فوقانی از سایر بافتهای استخوانی با استفاده از روش بخش ۲-۳



شکل ۳. منحنی تخمینی فک بالا با استفاده از روش بخش های ۲-۲ و ۳-۴.



شکل ۴. نتیجه حاصل از جداسازی فک فوقانی و تحتانی و دندانها از یکدیگر توسط پروجکشن افقی و عمودی



شکل ۵. نمایش بخش بندی نهایی بر روی یک اسلایس نمونه