



دانشگاه صنعتی شیراز

دانشکده مهندسی برق و الکترونیک

پایان نامه کارشناسی ارشد

رشته مهندسی برق - مخابرات سیستم

ناحیه بندی خودکار جمجمه از تصاویر CT نوزادان با استفاده از
روش سطوح همتراز بر مبنای مدل اولیه

بوسیله

نسیم جعفریان

استاد راهنما

دکتر کامران کاظمی

اساتید مشاور

دکتر محمدصادق هل فروش، دکتر محمد جواد دهقانی

شهریورماه ۱۳۹۰

صلى الله عليه وسلم

بسمه تعالی

ناحیه‌بندی خودکار مجسمه از تصاویر CT نوزادان با استفاده از روش سطوح
همتراز بر مبنای مدل اولیه

پایان نامه ارائه شده به عنوان بخشی از فعالیت‌های تحصیلی

توسط

نسیم جعفریان

برای اخذ درجه کارشناسی ارشد

گروه مخابرات دانشکده مهندسی برق و الکترونیک
دانشگاه صنعتی شیراز

ارزیابی پایان نامه توسط هیات داوران با درجه: عالی

دکتر کامران کاظمی - استادیار رشته مخابرات-سیستم (استاد راهنما)

دکتر محمد صادق هل‌فروش - استادیار رشته مخابرات-سیستم (استاد مشاور)

دکتر محمد جواد دهقانی - دانشیار رشته مخابرات-سیستم (استاد مشاور)

دکتر حبیب‌الله دانیالی - استادیار رشته مخابرات-سیستم (داور)

دکتر صادق صمدی - استادیار رشته مخابرات-سیستم (داور)

مدیر امور آموزشی و تحصیلات تکمیلی دانشگاه:

حق چاپ محفوظ و مخصوص به دانشگاه صنعتی شیراز است.

تقدیم به

پدر و مادر مهربان و صبورم که همواره با حمایت و محبت بی‌پایانشان پشتیبان
و مشوق من بوده‌اند و به برادر عزیزم که با شکیبایی و مهربانی مرا در این راه یاری
نمود.

سپاسگزاری

اکنون با به پایان رسیدن این مقطع تحصیلی بر خود لازم می‌دانم که از تمامی استادان، دوستان و عزیزانی که در طول این دوره تا به ثمر رسیدن آن مرا یاری و همراهی نمودند سپاسگزاری نمایم. بویژه از استاد ارجمند خود جناب آقای دکتر کامران کاظمی به خاطر زحمات فراوان و کمک‌های بی‌دریغشان در پیشبرد و انجام این پایان‌نامه به عنوان استاد راهنما و همچنین از اساتید گرامی جناب آقای دکتر محمدصادق هل‌فروش و جناب آقای دکتر محمد جواد دهقانی به عنوان اساتید مشاور در این پایان‌نامه کمال تشکر و قدردانی را دارم.

چکیده

در این پایان‌نامه، هدف ارائه روشی جهت ناحیه‌بندی خودکار بافت جمجمه و فونتanel از تصاویر CT می‌باشد. جمجمه‌ی نوزادان از چند قسمت استخوانی تشکیل شده است که این قسمت‌ها توسط یک غشای فیبری به نام فونتanel بهم متصل شده‌اند و کنتراست پایین‌تری نسبت به بافت استخوانی در تصاویر CT دارند. تعیین مکان دقیق فونتanel‌ها در کاربردهایی مانند حل مسأله معکوس مکانیابی منابع سیگنال‌های الکتریکی مغزی (EEG) و یا بررسی الگوی رشد سر مهم است. از آنجا که فونتanel‌ها بصورت شکافی بین استخوان‌های جمجمه‌ای دیده می‌شوند لذا باید بطور غیر مستقیم تخمین زده شوند. در این پایان‌نامه جهت تخمین جمجمه و فونتanel از الگوریتم ناحیه‌بندی سطوح همتراز مبتنی بر مدل اولیه جمجمه استفاده می‌شود. برای کنترل تأثیر مدل در الگوریتم ناحیه‌بندی، ضریبی برای وزن‌دهی مدل بکار می‌رود که در این پایان‌نامه محاسبه آن به سه روش پیشنهاد شده‌است. این ضریب باید به گونه‌ای انتخاب شود که تابع ضمنی در مکان استخوان جمجمه‌ای به سمت استخوان و در مکان فونتanel به سمت مدل حرکت کند. در روش اول α بصورت یک ضریب ثابت در نظر گرفته شد، اما انتخاب یک α ثابت بطوریکه شرایط مطلوب برای حرکت تابع ضمنی را فراهم کند کار دشواری است. از این رو در دو روش دیگر ضریب α بصورت محلی تعیین گردید. در روش دوم از طریق پنجره با اندازه متغیر مکان فونتanel‌ها تخمین زده شد و از آن بعنوان ضریب محلی α_L در الگوریتم ناحیه‌بندی استفاده گردید. در روش سوم از اطلاعات آناتومیکی فونتanel برای بدست آوردن ضریب محلی α_F استفاده شد. نتایج ناحیه‌بندی برای بافت‌های استخراج شده و بافت‌های معیار متناظر با آن‌ها و ارزیابی‌های کمی و کیفی مؤید دقت و کارایی روش ارائه شده برای ناحیه‌بندی تصاویر است. در این بین با توجه به استفاده از اطلاعات مدل آماری بعنوان ضریب محلی، نتایج بدست آمده دقت بالاتر این روش در مقایسه با دو روش دیگر را نشان می‌دهد.

فهرست مطالب

عنوان	صفحه
فصل اول: مقدمه	۱
۱-۱- کلیات.....	۱
۲-۱- ناحیه‌بندی تصاویر پزشکی.....	۲
۳-۱- اهمیت توجه به سلامتی نوزادان.....	۴
۴-۱- مجسمه نوزادان.....	۴
۵-۱- ناحیه‌بندی مجسمه و فونتائل در تصاویر CT نوزادان.....	۶
۶-۱- هدف پروژه.....	۷
۷-۱- رئوس مطالب ارائه شده در این پایان‌نامه.....	۸
فصل دوم: مروری بر روش‌های ناحیه‌بندی تصاویر دیجیتالی	۹
۱-۲- مقدمه.....	۹
۲-۲- ناحیه‌بندی تصاویر.....	۹
۱-۲-۲- تکنیک‌های ساختاری.....	۱۰
۱-۱-۲-۲- ناحیه‌بندی بر مبنای لبه.....	۱۱
۲-۱-۲-۲- ناحیه‌بندی بر مبنای ناحیه.....	۱۲
۳-۱-۲-۲- مدل‌های فرم‌پذیر.....	۱۳
۲-۲-۲- تکنیک‌های آماری.....	۱۴
۱-۲-۲-۲- الگوریتم‌های بر مبنای آستانه.....	۱۴
۲-۲-۲-۲- ناحیه‌بندی بر مبنای دسته‌بندی.....	۱۴
۳-۲-۲-۲- مدل میدان تصادفی مارکوف (MRF).....	۱۶
۳-۲-۲- تکنیک‌های مرکب.....	۱۶
۳-۲- سطوح همتراز.....	۱۶
۱-۳-۲- مبانی ریاضی.....	۱۷
۲-۳-۲- الگوریتم سطوح همتراز.....	۲۲
۳-۳-۲- سطوح همتراز و ناحیه‌بندی تصویر.....	۲۴
۴-۲- اطلس.....	۲۸
۵-۲- روش‌های ناحیه‌بندی مجسمه.....	۳۲
۱-۵-۲- مروری بر روش‌های ناحیه‌بندی مجسمه از تصاویر MRI نوزادان.....	۳۲
۲-۵-۲- مروری بر روش‌های ناحیه‌بندی مجسمه از تصاویر CT نوزادان.....	۳۹
۶-۲- نتیجه‌گیری و جمع‌بندی.....	۴۱
فصل سوم: ناحیه‌بندی مجسمه و فونتائل از تصاویر CT نوزادان با استفاده از الگوریتم سطوح همتراز بر مبنای مدل اولیه	۴۳
۱-۳- مقدمه.....	۴۳
۲-۳- روش سطوح همتراز ناحیه‌ای با استفاده از اطلاعات اولیه.....	۴۴
۳-۳- خصوصیات تصاویر نوزادان.....	۴۵

۴۵ ۱-۳-۳- مشخصات نوزادان انتخاب شده
۴۶ ۲-۳-۳- پارامترهای تصویربرداری
۴۶ ۴-۳- روش پیشنهادی
۴۷ ۱-۴-۳- ساخت اطلس CT
۵۰ ۲-۴-۳- ناحیه‌بندی خودکار جمجمه، استخوان جمجمهای و فونتanelها
۵۲ ۵-۳- روش‌های ارزیابی
۵۲ ۱-۵-۳- معیار شباهت
۵۲ ۲-۵-۳- معیار عدم شباهت
۵۳ ۶-۳- نتایج
۵۳ ۱-۶-۳- ساخت اطلس
۵۴ ۲-۶-۳- ساخت مدل
۵۵ ۳-۶-۳- ناحیه‌بندی جمجمه، استخوان جمجمه و فونتanelها
۶۳ ۷-۳- نتیجه‌گیری
فصل چهارم: ناحیه‌بندی جمجمه و فونتanel از تصاویر CT نوزادان بر مبنای الگوریتم سطوح همتراز با استفاده از ضریب مدل محلی شده	
۶۵ ۱-۴- مقدمه
۶۶ ۲-۴- ناحیه‌بندی با استفاده از ضریب محلی شده α_L
۶۶ ۱-۲-۴- محاسبه ضریب محلی برای مدل و ناحیه‌بندی
۶۸ ۲-۲-۴- نتایج
۷۳ ۳-۴- ناحیه‌بندی با استفاده از مدل آماری فونتanel بعنوان ضریب محلی
۷۳ ۱-۳-۴- طراحی اطلس
۷۴ ۲-۳-۴- ناحیه‌بندی با استفاده از مدل آماری فونتanel
۷۵ ۳-۳-۴- نتایج
۷۹ ۴-۴- نتیجه‌گیری
فصل پنجم: نتایج و پیشنهادها	
۸۰ ۱-۵- نتیجه‌گیری
۸۴ ۲-۵- کاربردها
۸۴ ۳-۵- پیشنهادها
۸۶ فهرست مراجع

فهرست شکل‌ها

عنوان	صفحه
شکل ۱-۱: نمونه‌ایی از تصویر CT یک نوزاد، شامل استخوان جمجمه‌ای و فونتanel	۵
شکل ۱-۲: مکان فونتanel‌ها و استخوان جمجمه‌ای برای یک نوزاد	۶
شکل ۱-۳: نمونه‌ایی از تصاویر MRI و CT برای یک نوزاد	۷
شکل ۱-۲: نمایش پدیده حجم جزیی (PVE)	۱۰
شکل ۲-۲: مثالی از کرنل‌های گرادیان	۱۱
شکل ۳-۲: کرنل‌های عملگر سوپل	۱۲
شکل ۴-۲: نمونه‌ای از ناحیه‌بندی توسط روش رشد ناحیه‌ای	۱۳
شکل ۵-۲: نمونه‌ای از هیستوگرام شامل ۳ کلاس متمایز	۱۴
شکل ۶-۲: فضای ویژگی ۲-بعدی با دو کلاس متمایز	۱۵
شکل ۷-۲: نواحی داخلی و خارجی تعیین شده توسط نقاط +۱ و -۱ در فضای یک بعدی	۱۷
شکل ۸-۲: نواحی Ω^- و Ω^+ و $\partial\Omega$ توصیف شده توسط تابع ضمنی $\phi(x)=x^2-1$	۱۸
شکل ۹-۲: تعدادی از سطوح منحنی ضمنی $\phi(x)=x^2+y^2-1$ و بردارهای نرمال مربوط به آن	۱۹
شکل ۱۰-۲: نواحی داخلی و خارجی و مرز توصیف‌شده توسط تابع فاصله علامتدار $\phi(x)= x -1$	۲۲
شکل ۱۱-۲: تصاویر با اطلاعات از دست رفته	۲۷
شکل ۱۲-۲: نتایج ناحیه‌بندی توسط روش چان و وسی بر روی تصاویر شکل (۱۱-۲)	۲۷
شکل ۱۳-۲: نتیجه ناحیه‌بندی تصاویر شکل (۱۱-۲) با در نظر گرفتن اطلاعات اولیه	۲۸
شکل ۱۴-۲: فضای استروکتوسیک مدل هندسی با حداقل فاصله نسبت به هر یک از تصاویر	۳۱
شکل ۱۵-۲: ناحیه‌بندی اولیه به نواحی مختلف پوست، جمجمه، CSF، ماده سفید و ماده خاکستری	۳۳
شکل ۱۶-۲: سطوح بدست آمده برای پوست، جمجمه، CSF و مغز بعد از اعمال مرحله دوم و منطبق سازی	مش
شکل ۱۷-۲: سطح اولیه خارجی پوست، نقاط آشکار ساز شده پوست توسط الگوریتم پیشنهادی، بستن تصویر	توسط اسپلین دو بعدی در سه صفحه مختصات متفاوت و نمایش ۳ بعدی رویه داخلی پوست پس از عملیات مورفولوژی
شکل ۱۸-۲: نقاط آشکار شده به عنوان سطح خارجی جمجمه و بستن سطح توسط اسپلین	۳۴
شکل ۱۹-۲: مدل آماری پوست قبل و بعد از هموارسازی	۳۶
شکل ۲۰-۲: نتیجه ناحیه‌بندی سر یک نوزاد ۳۹ هفته	۳۷
شکل ۲۱-۲: نمایش شماتیک هیستوگرام جمجمه و سایر بافت‌های سر نوزاد	۳۸
شکل ۲۲-۲: ساختار شبکه‌ی عصبی هاپفیلد با اعمال مقادیر وزن‌دهی شده‌ی بردار ویژگی شدت روشنایی	(A×X) و بردار ویژگی مدل (B×Y) به‌عنوان ورودی به شبکه
شکل ۲۳-۲: مراحل استخراج جمجمه. شامل تصویر ورودی CT، استخوان جمجمه پس از آستانه‌گذاری، سطح	داخلی جمجمه، سطح خارجی جمجمه، حجم جمجمه استخراج شده شامل استخوان و فونتanel، فونتanel
ناحیه‌بندی شده بصورت دستی	۴۱
شکل ۱-۳: ساختار کلی روش پیشنهادی برای ناحیه‌بندی خودکار جمجمه و فونتanel از تصاویر CT	۴۷
شکل ۲-۳: بلوک دیاگرام الگوریتم بکار برده شده برای ساخت مدل هندسی برای اطلس CT بدون بایاس	۴۸
شکل ۳-۳: ناحیه‌بندی خودکار جمجمه، استخوان جمجمه‌ای و فونتanel‌ها	۵۱

شکل ۳-۴: نمونه‌ای از تصاویر CT استفاده شده در ساخت اطلس، استخوان جمجمه‌ای استخراج شده توسط روش آستانه‌گذاری، جمجمه بازسازی شده توسط پر کردن فاصله بین استخوان جمجمه‌ای، فونتال بدست آمده با حذف استخوان جمجمه‌ای از جمجمه بازسازی شده..... ۵۴

شکل ۳-۵: مراحل تصویری ساخت مدل..... ۵۵

شکل ۳-۶: اطلس CT طراحی شده برای ناحیه‌بندی شامل مدل هندسی CT، مدل جمجمه و نمای سه بعدی مدل جمجمه ۵۵

شکل ۳-۷: تصویر CT ورودی متعلق به Subject5، مرز سطح صفر داخلی و خارجی تابع سطوح همتراز بدست آمده با الگوریتم پیشنهادی بر روی تصویر ورودی، جمجمه استخراج شده، استخوان جمجمه‌ای استخراج شده با روش آستانه‌گذاری و فونتال بدست‌آمده با حذف استخوان جمجمه‌ای از جمجمه استخراج شده ۵۷

شکل ۳-۸: نمایش سه بعدی سطح بافت‌های استخراج شده از یک تصویر CT شامل استخوان جمجمه‌ای، فونتال، استخوان جمجمه‌ای به همراه فونتال و جمجمه بازسازی شده..... ۵۸

شکل ۳-۹: مقادیر اندیس تشابه (SI) بدست آمده در آزمایش اول و دوم برای جمجمه (Skull)، استخوان جمجمه‌ای (Cranial bone) و فونتال‌های (Fontanel) استخراج شده برای هر یک از تصاویر CT. نمونه‌های مدل (Subject 1-5) و نمونه‌های استفاده شده در آزمایش ارزیابی صحت (نمونه‌های تست) (Subject 6-10) ۶۰

شکل ۳-۱۰: مقادیر ضرائب دایس در آزمایش " کنار گذاشتن یکی " برای جمجمه، استخوان جمجمه‌ای و فونتال‌های استخراج شده برای هر یک از تصاویر CT..... ۶۰

شکل ۳-۱۱: فاصله هاووزدورف جهتدار اصلاح شده $(D_{H_k}(A, B))$ و $(D_{H_m}(A, B))$ (mm) در آزمایش اول و دوم بین بافت‌های استخراج شده. نمونه‌های مدل (Subject 1-5) و نمونه‌های استفاده شده در آزمایش ارزیابی صحت (نمونه‌های تست) (Subject 6-10) ۶۱

شکل ۳-۱۲: اندازه فونتال پیشین $\frac{a+b}{2}$ ، با قطر بزرگ (a) قطر کوچک (b)..... ۶۲

شکل ۳-۱۳: مساحت فونتال‌ها (قسمت پایین‌تر ستون‌ها) و مساحت جمجمه (قسمت بالاتر ستون‌ها) برای ۱۰ نوزاد در نتیجه ناحیه بندی خودکار (ستون اول) و ناحیه بندی دستی (ستون دوم)..... ۶۳

شکل ۴-۱: مراحل استخراج جمجمه، استخوان جمجمه‌ای و فونتال از تصاویر CT نوزادان ۶۶

شکل ۴-۲: روی هم قرار دادن استخوان جمجمه‌ای (بافت خاکستری) بر روی، الف) ماسک L اولیه. ب) ماسک محلی‌تر شده پس از مرحله ۳ بدون در نظر گرفتن فونتال پیشین. ج) تفاوت بین توابع فاصله علامتدار استخوان جمجمه‌ای ϕ_{CB} و مدل جمجمه پس از یکسان‌سازی شدن ϕ_m . د) ماسک L نهایی به‌عنوان ضریب محلی شده α_L ۶۸

شکل ۴-۳: تصویر CT برای یک نوزاد نمونه، جمجمه استخراج شده توسط الگوریتم پیشنهادی و استخوان جمجمه‌ای استخراج شده توسط روش آستانه‌گذاری خودکار..... ۶۹

شکل ۴-۴: نمایش سه بعدی بافت‌های جمجمه، استخوان جمجمه‌ای و فونتال استخراج شده ۶۹

شکل ۴-۵: مقایسه مقادیر اندیس شباهت برای هر نوزاد در آزمایش اول (Model samples) بین بافت‌های جمجمه، استخوان جمجمه‌ای و فونتال‌های استخراج شده به ازای ضریب ثابت α و ضریب محلی α_L ۷۱

شکل ۴-۶: مقایسه مقادیر اندیس شباهت برای هر نوزاد در آزمایش دوم (Cross validation) بین بافت‌های جمجمه، استخوان جمجمه‌ای و فونتال‌های استخراج شده به ازای ضریب ثابت α و ضریب محلی α_L ۷۲

شکل ۴-۷: مراحل ساخت اطلس سر نوزادان شامل مدل هندسی CT و مدل‌های آماری فونتال و جمجمه برای نوزادان ۷۴

شکل ۴-۸: ساختار کلی روش پیشنهادی برای ناحیه‌بندی خودکار مجمه و فونتائل از تصاویر CT با استفاده از الگوریتم سطوح همتراز بر مبنای مدل و با استفاده از مدل آماری فونتائل ۷۵

شکل ۴-۹: تصویر CT برای یک نوزاد نمونه، برهم نهادن استخوان مجمه‌ای و مدل آماری فونتائل، مجمه استخراج شده توسط الگوریتم پیشنهادی، استخراج شده توسط الگوریتم سطوح همتراز، فونتائل استخراج شده توسط حذف استخوان مجمه‌ای از مجمه استخراج شده ۷۶

شکل ۴-۱۰: نمایش سه بعدی بافت‌های مجمه، استخوان مجمه‌ای و فونتائل استخراج شده ۷۷

شکل ۴-۱۱: مقایسه مقادیر اندیس شباهت برای هر نوزاد در آزمایش " کنار گذاشتن یکی " بین بافت‌های مجمه، استخوان مجمه‌ای، فونتائل های استخراج شده به ازای ضریب α ثابت و ضریب α_F محلی شده ۷۸

شکل ۵-۱: نمونه‌هایی از تصاویر CT با تغییرات زیاد در موقعیت قرار گرفتن سر درون دستگاه و جابجایی استخوان‌های مجمه‌ای به دلیل غضروفی بودن فونتائل‌ها ۸۱

شکل ۵-۲: مقایسه میانگین اندیس شباهت (SI) برای بافت‌های مجمه، استخوان مجمه‌ای و فونتائل‌های استخراج شده در آزمایش‌های Model Samples و Cross Validation توسط ضریب محلی و ضریب ثابت... ۸۳

شکل ۵-۳: مقایسه میانگین اندیس شباهت (SI) برای بافت‌های مجمه، استخوان مجمه‌ای و فونتائل‌های استخراج شده در آزمایش " کنار گذاشتن یکی " توسط ضریب محلی و ضریب ثابت ۸۳

فهرست جداول

عنوان	صفحه
جدول ۱-۳: ضریب تشابه و عدم تشابه بین جمجمه، استخوان جمجمه‌ای و فونتanel‌های ناحیه‌بندی شده بصورت خودکار با معیارهای اندیس تشابه (SI) و فاصله هاوزدورف	۵۹
جدول ۲-۳: مساحت فونتanel و جمجمه بدست آمده از دو ناحیه‌بندی خودکار و دستی و محاسبه‌ی نسبت آنها. همچنین محاسبه‌ی میانگین اختلاف متناظر بین مقادیر بدست آمده در دو ناحیه‌بندی برای ۱۰ نوزاد (٪) ..	۶۳
جدول ۱-۴: اندیس شباهت بین بافت‌های جمجمه، استخوان جمجمه‌ای و فونتanel در هر آزمایش و به ازای ضریب α ثابت و ضریب α_L پیشنهاد شده.	۷۰
جدول ۲-۴: ضریب شباهت بین بافت‌های جمجمه، استخوان جمجمه‌ای و فونتanel در آزمایش " کنار گذاشتن یکی " و به ازای ضریب α ثابت و ضریب α_F پیشنهاد شده.	۷۷

فهرست نشانه‌های اختصاری

A	Automatic Segmentation
CSF	Cerebrospinal Fluid
CT	Computed tomography
EEG	Electroencephalography
FCM	Fuzzy C-Mean
FSL	FMRIB's Segmentation Library
G	Gold Standard
GA	Gestational age
GM	Grey Matter
ML	Maximum Likelihood
MRF	Markov Random Field
MRI	Magnetic Resonance Imaging
PVE	Partial Volume Effect
ROI	Region Of Interest
SPAM	Statistical / Probabilistic Anatomy Map
SPM	Statistical Parametric Mapping
WM	White Matter

فصل اول

مقدمه

۱-۱- کلیات

حس بینایی پیشرفته‌ترین حس در میان پنج حسی است که در انسان‌ها وجود دارد و مهم‌ترین نقش را برای درک انسان از اطرافش ایفا می‌کند. اگرچه حس بینایی انسان به باند مرئی محدود می‌شود اما ماشین‌های تصویربرداری می‌توانند تصاویر تولید شده از منابعی که سیستم بینایی انسان قادر به درک آن‌ها نیست، مانند تصاویر مادون قرمز، فرابنفش، اشعه X، تصویربرداری تشدید مغناطیسی^۱ (MRI) را نیز پردازش کنند.

علاقه به روش‌های پردازش تصویر دیجیتال از دو محدوده کاربردی اصلی، نشأت می‌گیرد: بهبود اطلاعات تصویری به منظور تعبیر انسانی، و پردازش داده‌های صحنه برای ادراک ماشینی بطور خودکار. درمباحث مطرح شده بعدی، پردازش تصویر به تجزیه و تحلیل تصاویر توسط رایانه با هدف یافتن شیء مورد نظر در تصویر باز می‌گردد.

عموماً اولین مرحله در تحلیل یک تصویر دیجیتال، ناحیه‌بندی^۲ است. به عبارت دیگر ناحیه‌بندی تصویر، یک بخش بنیادی است که عهده‌دار عملیات جداسازی بخش‌های مختلف تصویر می‌باشد. هدف از ناحیه‌بندی، تقسیم تصویر به زیر نواحی بدون هم‌پوشانی است، بطوریکه هر جزء یا ناحیه دارای ویژگی‌های یکنواخت مانند شدت روشنایی، رنگ و بافت می‌باشد [Pham et al., 2000].

اگر دامنه تصویر به وسیله I بیان شود، مسأله ناحیه‌بندی، تعیین کردن زیر ناحیه‌های S_i به گونه‌ای است که اجتماع آن‌ها برابر با کل تصویر I باشد:

$$I = \bigcup_{i=1}^k S_i \quad \text{و} \quad \bigcap_{i=1}^k S_i = \emptyset \quad (1-1)$$

با توجه به حجم زیاد اطلاعات در بعضی از تصاویر، ناحیه‌بندی توسط کاربر بسیار زمان‌بر خواهد بود. از طرف دیگر ناحیه‌بندی انجام شده توسط یک کاربر می‌تواند در زمان‌های مختلف نتایج مختلف داشته باشد. لذا نیازمند روشی جهت ناحیه‌بندی خودکار تصاویر دیجیتال می‌باشیم. روش‌های ناحیه‌بندی خودکار، یک مکانیزم برای غلبه بر طاقت فرسا بودن ناحیه‌بندی دستی مجموعه داده‌های عظیم ارائه می‌نمایند [Pham et al., 2000]. بنابراین در طی سال‌های اخیر توجه محققین بسیاری به مسأله دست‌یابی به ناحیه‌بندی قابل اعتماد، معطوف شده است.

¹ Magnetic resonance image

² Segmentation

۱-۲- ناحیه‌بندی تصاویر پزشکی

امروزه تصویربرداری پزشکی یک ابزار ارزشمند در علم پزشکی به‌شمار می‌رود. با پیشرفت‌های حاصل شده در تکنولوژی سیستم‌های تصویربرداری، امکان تصویربرداری با دقت و کیفیت مناسب از اندام‌های داخلی بدن انسان فراهم گشته است. از جمله این سیستم‌ها می‌توان تصویربرداری MRI، سی تی اسکن^۱ (CT) و ماموگرافی دیجیتال را نام برد که یک نگاشت با معنی از آناتومی عضو موردنظر ارائه می‌دهند. این تصاویر اطلاعات مناسبی را در مورد آناتومی یا عملکرد عضو موردنظر فراهم می‌کنند که نقشی حیاتی در تشخیص و درمان بیماری ایفا می‌کند. تمامی این تصاویر، در زمینه‌های متفاوت پزشکی از قبیل تشخیص آسیب‌ها و ارزیابی آن‌ها، آماده‌سازی و انجام اعمال جراحی با و یا بدون کمک گرفتن از ربات و سیستم‌های خودکار و نیز مطالعات آماری، نقش بسیار مهمی را بر عهده دارند.

با افزایش اندازه و تعداد این تصاویر، استفاده از کامپیوتر برای پردازش و آنالیز آن‌ها امری ضروری است. به ویژه الگوریتم‌های کامپیوتری ابزار با ارزشی را برای توصیف ساختارهای آناتومیک و یا سایر نواحی مورد نظر در خدمت اهداف رادیولوژیکی قرار می‌دهد. از جمله این الگوریتم‌ها می‌توان الگوریتم ناحیه‌بندی خودکار تصاویر دیجیتال پزشکی را نام برد. ناحیه‌بندی تصاویر پزشکی عبارت است از فرایند برچسب گذاری هر وکسل^۲ (پیکسل حجمی) در یک مجموعه داده تصاویر پزشکی برای نشان دادن نوع بافت یا ساختار آناتومی آن داده. برچسب‌هایی که حاصل این فرایند هستند دارای تنوع کاربردی بسیاری در تحقیقات و تشخیص‌های پزشکی مانند تعیین حجم بافت‌ها [Larrie and Abukmeil., 1998]، تشخیص بیماری [Taylor., 1995]، موضع‌یابی پاتولوژی [Zijdenbos and Dawant., 1994]، مطالعه‌ی ساختار آناتومیک [Worth et al., 1997]، روش‌های درمانی [Khoo et al., 1997] و عمل جراحی یکپارچه‌ی کامپیوتری [Ayache et al., 1996; Grimson et al., 1997] می‌باشد. همچنین بافت‌های استخراج شده با کمک ناحیه‌بندی می‌توانند در ساخت اطلس‌های دیجیتال آناتومیک، مدل‌های تحقیقاتی ساختارهای آناتومیک و پیگیری تغییرات آناتومیک در طول زمان نیز استفاده شوند.

در ناحیه‌بندی خودکار تصاویر پزشکی سه مشکل اصلی وجود دارد: (۱) تصاویر حاوی نویز هستند که باعث تغییر در شدت روشنایی^۳ پیکسل‌ها می‌شود به‌طوری‌که طبقه‌بندی آن‌ها دستخوش عدم قطعیت می‌گردد، (۲) عدم یکنواختی در شدت روشنایی به‌طوری‌که سطح شدت روشنایی در یک بافت خاص ممکن است متغیر باشد، (۳) سیستم‌های تصویر برداری دارای دقت مکانی^۴ محدود می‌باشند و در نتیجه بافت‌ها در یک وکسل می‌توانند هم‌پوشانی داشته

¹ Computed tomography

² Volume element (voxel)

³ Gray level

⁴ Resolution

باشند بنابراین شدت روشنایی یک وکسل در تصویر ممکن است در هرکلاس (بافت) ثابت نباشد [Withey and Koles, 2007].

الگوریتم‌های متفاوتی جهت ناحیه‌بندی تصاویر پزشکی تاکنون ارائه گردیده‌اند که می‌توان آنها را به سه نسل تقسیم‌بندی نمود که هرکدام بیانگر سطح جدیدی از پیشرفت الگوریتمی می‌باشند. اولین و پایین‌ترین سطح الگوریتم‌های پردازش، نسل اول را پدید می‌آورند. نسل دوم شامل الگوریتم‌هایی هستند که از مدل تصاویر، روش‌های بهینه‌سازی و روش‌های عدم قطعیت استفاده می‌کنند و نسل سوم با الگوریتم‌هایی که از اطلاعات اولیه استفاده می‌کنند شناخته می‌شوند [Withey and Koles, 2007].

نسل اول شامل تکنیک‌های سطح پایینی هستند که حاوی اطلاعات اولیه اندکی می‌باشند. برای نمونه می‌توان به الگوریتم آستانه‌گذاری، رشد ناحیه‌ای و آشکارساز لبه اشاره کرد که در فصل آینده بطور کامل توضیح داده می‌شوند. همه این روش‌ها نسبت به سه مشکل اصلی ناحیه‌بندی تصاویر پزشکی حساس می‌باشند.

پیشرفت روش‌ها با معرفی مدل‌های عدم قطعیت و روش‌های بهینه‌سازی انشعاب جدیدی نسبت به نسل اول ایجاد نمود. تلاش‌ها به منظور غلبه بر سه مشکل اصلی ناحیه‌بندی صورت گرفت اما نتایج همچنان وابسته به داده بودند. نمونه‌هایی از این نسل دوم عبارتند از: تشخیص الگوی آماری، خوشه‌بندی c-means، مدل‌های شکل پذیر^۱، الگوریتم‌های جستجوی گراف بهینه^۲، شبکه‌های عصبی، آنالیز چند مقیاسی، تعقیب لبه حداقل مسیر^۳، ردیابی هدف برپایه آمار اعمال شده بر تعقیب لبه. با اینکه روش‌های بهینه‌سازی و مدل‌های عدم قطعیت نسل دوم دارای اهمیت بوده و باید مورد استفاده قرار بگیرند، به خودی خود برای تولید ناحیه‌بندی‌های خودکار دقیق به طور کلی مناسب نیستند.

روش‌هایی که از دانش سطح بالاتری از قبیل اطلاعات اولیه، قوانین تعیین شده توسط متخصص و مدل‌های شیئی مورد نظر استفاده می‌کنند، نسل سوم را تشکیل می‌دهند. مثال‌هایی از این نسل عبارتند از اطلس‌های آماری و مدل‌های باینری که بر روی مدل‌های شکل پذیر قیودی را تحمیل می‌نمایند. اطلس‌ها، ناحیه‌های بافتی شکل یافته از ناحیه‌بندی دستی نمایش داده شده در یک فضای استاندارد هستند که اغلب برای فراهم کردن اطلاعات اولیه برای تشخیص الگوی آماری به کار می‌روند. اطلس‌ها ناحیه‌بندی را قانونمند به قوانین حاوی دانش آن حوزه خاص از قبیل دانش آناتومیک شکل و موقعیت یک شیئی در تصویر می‌کنند.

¹ Deformable model

² Optimal graph search algorithms

³ Minimal-path edge following

۱-۳- اهمیت توجه به سلامتی نوزادان

هر ساله تقریباً ۴ میلیون نوزاد در ماه اول زندگیشان می‌میرند و حدود ۳/۳ میلیون نوزادان مرده دنیا می‌آیند [Costello A. et al., 2001]. رشد و نمو مغز و جمجمه در دوران نوزادی یک فرایند حساس به‌شمار می‌رود و هرگونه اختلال در این فرایند می‌تواند سبب بروز بیماری مانند اختلالات عصبی در فرد و حتی مرگ آنها شود. سیستم‌های تصویر برداری (MRI) و (CT) پیشرفته، امکان تصویربرداری با کیفیت بالا از بافت‌های مغزی و جمجمه‌ای نوزادان را فراهم می‌کند. از جمله مهم‌ترین کاربردها برای این گونه تصاویر می‌توان استفاده از آنها برای بدست آوردن مدلی نزدیک به واقعیت برای سر شامل مغز، جمجمه و پوست و یا استفاده از آنها برای مدل‌سازی رشد مغز و شناسایی بیماری‌های عصبی را نام برد. اهمیت وجود چنین مدل‌هایی، افزایش دقت الگوریتم‌های حل مسأله معکوس مکان‌یابی منابع سیگنال‌های الکتریکی^۱ (EEG) ثبت‌شده بر روی پوست و چگونگی انتشار امواج الکترومغناطیسی در سر نوزادان است که یک مرحله مهم در درمان برخی بیماری‌ها مانند صرع می‌باشد [Roche-Labarbe et al., 2008]. پردازش‌های کمی بر روی این تصاویر و استخراج اطلاعات از آنها نیازمند پردازش‌های اولیه‌ای می‌باشد که مهم‌ترین آنها ناحیه‌بندی صحیح و استخراج نواحی موردنظر از تصاویر است.

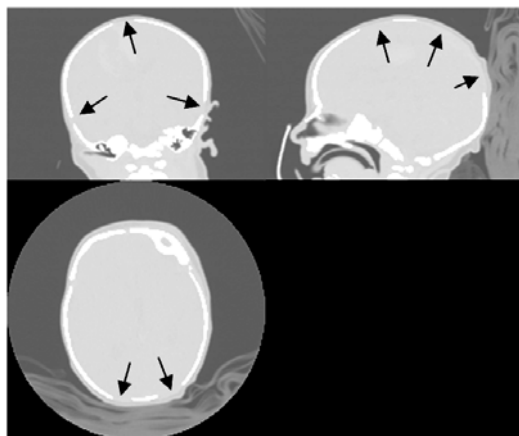
۱-۴- جمجمه نوزادان

برخلاف بزرگسالان که برای مدل کردن جمجمه، استخوان جمجمه بصورت یک ناحیه همگن در نظر گرفته می‌شود، در نوزادان جمجمه همگن نبوده و شامل دو بافت متفاوت می‌باشد: استخوان و فونتانل. در دوران نوزادی علاوه بر مغز، جمجمه نیز رشد کرده و امکان رشد مغز را فراهم می‌سازد. رشد جمجمه از طریق فونتانل‌ها که از یک غشاء فیبری (غضروفی) ساخته شده‌اند و قسمت‌های استخوانی جمجمه را به هم وصل می‌کنند، انجام می‌شود. لذا هرگونه اختلال در طی این دوره تکاملی می‌تواند به ضایعات جبران ناپذیری در ادامه حیات فرد منتهی شود [Kiesler and Richer, 2003].

فونتانل‌ها در تصاویر CT نسبت به بخش استخوانی کنتراست پائین‌تری دارند و بصورت شکاف‌هایی بین قسمت‌های استخوانی دیده می‌شوند (شکل ۱-۱). همچنین این دو بافت متفاوت دارای رسانایی‌های الکتریکی مختلفی می‌باشند و تعیین مکان دقیق فونتانل‌ها در مدل سر برای حل مسأله معکوس مکان‌یابی سیگنال‌های الکتریکی EEG امری ضروری است [Roche-Labarbe et al., 2008]. سیگنال‌های EEG ناشی از تغییرات میدان الکتریکی و مغناطیسی ناشی از فعالیت‌های الکتریکی نرون‌ها و یا سلول‌های عصبی ناحیه‌ای از مغز می‌-

¹ Electroencephalography

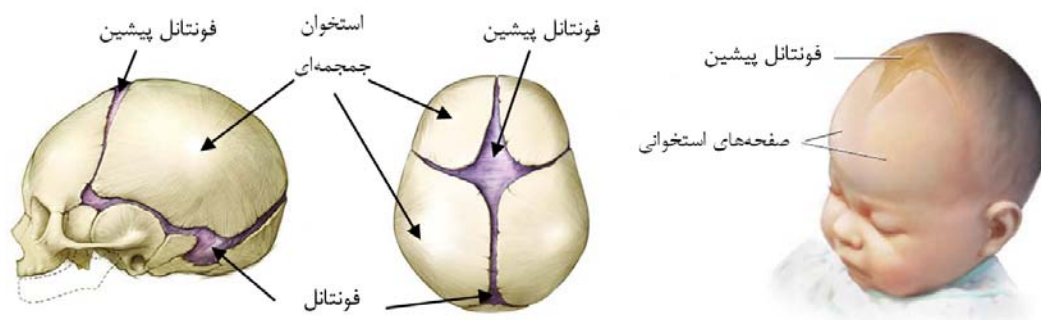
باشند که بصورت اختلاف پتانسیل الکتریکی و با استفاده از الکترودهای قرار گرفته روی سر اندازه‌گیری می‌شوند. یک مسأله عمده در بررسی عملکرد مغز، بازسازی و شناسایی منبع این نوع فعالیت‌های الکتریکی منجر به ثبت این سیگنال‌ها است. بطور مثال بیماری صرع با فعالیت زیاد و کنترل نشده‌ی قسمتی از سیستم عصبی مرکزی یا همه آن مشخص می‌شود و سبب یک الگوی EEG در سطح سر می‌گردد. صرع می‌تواند در هر سنی آغاز شود، اما معمولاً شروع آن در اوایل زندگی است. مکان‌یابی منبع این سیگنال‌ها را به عنوان یک مسأله معکوس^۱ معرفی می‌کنند، زیرا با مشاهده یک اثر درصدد یافتن عامل آن هستیم.



شکل ۱-۱: تصویر CT یک نوزاد نمونه. شکاف‌های مشخص شده با فلش همان فونتانل‌ها می‌باشند.

هر نوزاد در زمان تولد ۶ فونتانل دارد که به مرور زمان تا ۲ سالگی استخوانی می‌شوند [Kiesler and Richer, 2003]. این فونتانل‌ها رشد مغز را در ماه‌های اول زندگی کودک فراهم می‌کنند. فونتانل پیشین بزرگ‌ترین و مهم‌ترین فونتانل در ارزیابی‌های کلینیکی است و میانگین سایز آن ۲/۱cm می‌باشد. همچنین میانگین زمان بسته شدن فونتانل پیشین ۱۳/۸ ماه است و رایجترین عواملی که باعث تاخیر در بسته شدن فونتانل پیشین می‌شود عبارتند از: آکندروپلازی (کوتولگی)، کم کاری تیروئید، سندرم دان، افزایش فشار درون جمجمه‌ای و نرمی استخوان (راشیتیس). بنابراین بررسی چگونگی رشد فونتانل به پزشکان در مطالعه میزان رشد مغز نوزادان و اطلاع از سلامت عمومی آن‌ها کمک می‌کند. شکل (۱-۲)، مکان فونتانل‌ها و فونتانل پیشین را برای یک نوزاد نشان می‌دهد.

¹ Inverse problem



شکل ۱-۲: مکان فونتانل‌ها و استخوان جمجمه‌ای برای سر یک نوزاد [Kiesler and Richer, 2003]

۱-۵- ناحیه‌بندی جمجمه و فونتانل در تصاویر CT نوزادان

اخیراً، روش‌های زیادی برای استخراج جمجمه از تصاویر MRI و CT بزرگسالان به کار برده شده است. رایفی^۱ و همکاران از یک مدل شکل‌پذیر برای استخراج جمجمه از تصاویر MRI بزرگسالان استفاده کردند [Rifai et al., 2000]. برگت^۲ و همکاران عملگرهای مورفولوژی را برای استخراج جمجمه، ماده خاکستری^۳ (GM)، ماده سفید^۴ (WM) و مایع مغزی-نخاعی^۵ (CSF) از تصاویر MRI کودکان به کار برده‌اند و یک مدل سر واقعی را با استفاده از بافت‌های استخراج شده ساختند. روش آنها از دو مرحله تشکیل می‌شود؛ مرحله اول شامل ناحیه‌بندی بافت‌های اصلی درون تصاویر بوده که مبتنی بر روش‌های مورفولوژی محاسباتی است. با استفاده از تصاویر ناحیه‌بندی شده ساده‌سازی شده، در مرحله دوم مش‌های چهار وجهی^۶ تولید می‌شوند که مدل با آنها ساخته می‌شوند [Burguet et al., 2004]. داگداس^۷ و همکاران نیز با اعمال یکسری عملیات مورفولوژی توانستند جمجمه را از تصاویر MRI بزرگسالان استخراج کنند [Dogdas B. et al., 2005].

اخیراً ونگ^۸ و همکاران مدلی برای جمجمه بزرگسالان براساس جمجمه‌های استخراج‌شده از تصاویر CT ساختند و سپس از این مدل در روشی برمبنای مدل برای استخراج جمجمه از تصاویر MRI بزرگسالان استفاده کردند [Wang et al., 2009].

تاکنون، در زمینه استخراج اتوماتیک جمجمه یا فونتانل از تصاویر نوزادان کارهای بسیار کمی صورت گرفته‌است. قدیمی و همکاران [Ghadimi et al., 2008] جمجمه را از تصاویر MRI نوزادان با استفاده از روشی برمبنای سطوح همتراز استخراج کرده‌اند. دلیل پایین بودن

¹ Rifai

² Burguet

³ Gray matter

⁴ White Matter

⁵ Cerebrospinal Fluid

⁶ Tetrahedral

⁷ Dogdas

⁸ Wang