

انطباق تصاویر CT اسکن و MRI به روش اطلاعات متقابل

دکتر علیرضا مهری دهنوی^۱، رضانعلی هاتف وحید^۲

چکیده

مقدمه: در پزشکی تصمیم‌گیری در رابطه با پیش‌گیری، تشخیص و درمان یکی از موارد کلیدی است و به سادگی انجام‌پذیر نمی‌باشد و نیاز به روش‌های آزمایشگاهی و ابزارهای قابل اطمینان دارد. در صورتی که این آزمایش‌ها و ابزارها مؤید یکدیگر باشند، تصمیم‌گیری از قابلیت اطمینان بیشتری برخوردار خواهد بود. در تشخیص تومورها، ورم‌ها و خون‌ریزی‌های عمقی در بافت‌هایی مانند مغز انسان فقط تصویربرداری‌هایی مانند CT اسکن و MRI راه‌گشا خواهند بود. از آن جا که این روش‌ها بر اساس حداقل خطای تخمینی از روی سیگنال‌های دریافتی بازسازی می‌شوند، از جنبه‌ی کیفی برخوردار هستند و از نظر کمی دارای ضعف می‌باشند. جهت تقویت تصمیم‌گیری در تشخیص توسط این روش‌ها پیشنهاد می‌شود این گونه تصاویر را با استفاده از به حداکثر رساندن اطلاعات متقابل بر هم منطبق نمود و سپس به تفسیر و عیب‌یابی در آن‌ها بپردازیم.

روش‌ها: در این تحقیق دو نوع تصویر MRI و CT اسکن مغز، یکی به عنوان تصویر مرجع و دیگری به عنوان تصویر شناور در نظر گرفته شد. جهت برآوردهای توزیع شدت جفتی و کناری از نرم‌الیزاسیون استفاده شد. با استفاده از قانون Kullback-Leibler در احتمالات، اطلاعات متقابل شدت دو تصویر به حداکثر رسانده می‌شود. اغلب تمام پیکسل‌های متناظر در شدت تصاویر شناور را در تصویر مرجع نمی‌توان یافت، بنابراین جهت یافتن مقادیر شدت این نقاط از روش درون‌یابی می‌توان استفاده نمود. عملیات مذکور با نوشتن برنامه‌های کامپیوتری در محیط نرم‌افزار Matlab انجام گرفته است.

یافته‌ها: روش اطلاعات متقابل برای تصاویر همگون (مانند CT اسکن با CT اسکن و یا MRI با MRI) قابل قبول و مؤثر است، ولی برای تصاویر غیر همگون دقت لازم را ندارد و تطابق این گونه تصاویر دارای خطای غیر قابل قبول می‌باشد.

نتیجه‌گیری: علت اختلاف مقادیر در بیشینه‌رسانی اطلاعات متقابل تصاویر همگون و غیر همگون می‌تواند یکسان نبودن اطلاعات کسب شده از جسم مورد نظر توسط روش‌های تصویر برداری MRI و CT اسکن باشد. در روش‌های تصویربرداری مختلف، توزیع احتمال دانسیته‌ی تصاویر، که به طور کامل بر یکدیگر منطبق نیست و یافتن حداکثر اطلاعات متقابل مشکل است.

واژگان کلیدی: انطباق تصاویر، اطلاعات متقابل، MRI، CT اسکن

مقدمه

نمونه‌ی مشخص از به کارگیری تطابق در دستگاه‌های مختلف به طور وسیعی در جراحی صرع صورت می‌گیرد. تطابق تصاویر نتایج سودمندی را برای جراح در بر خواهد داشت. تطابق تصاویر MRI و CT اسکن می‌تواند در رادیوتراپی بسیار مفید باشد (۳-۴). همچنین در براکی‌تراپی از روش اطلاعات متقابل استفاده شده است و مدعی هستند که از موفقیت کافی برخوردار بوده است (۵).

تصویربرداری در پزشکی جهت تشخیص و درمان از اهمیت خاصی برخوردار می‌باشد. تکنیک‌های تصویربرداری هر کدام به طور جداگانه، حاوی اطلاعات با ارزشی از عضو مورد نظر می‌باشند. با به کارگیری روش‌های انطباق تصاویر بر روی تصاویر مختلف از یک عضو می‌توان به اطلاعاتی دست یافت که در تصاویر مجزا، قابل مشاهده نیست (۱-۲).

^۱ دانشیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشکده پزشکی، مرکز تحقیقات سیگنال و سنسور، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

^۲ گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه گیلان، رشت، ایران

جهت افزایش اطلاعات متقابل، مقدار آنتروپی جفتی حداقل را باید تا حد ممکن کاهش داد. تبدیل انتقال

$$t = \begin{bmatrix} t_x \\ t_y \end{bmatrix}$$

در راستای محور X و Y، تحت ماتریس

$$R = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & \sin(\theta) \\ -\sin(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix}$$

ماتریس دوران انجام می‌گیرد. تبدیل چرخش حول محور z، تحت

می‌شود. به طور معمول در روند انتقال، مجموعه‌ی نقاط در تصویر مرجع با مجموعه‌ی نقاط در تصویر شناور، به طور کامل جفت نخواهند شد. جهت ایجاد تصویر قابل نمایش از روش درون‌یابی استفاده می‌کنیم. درون‌یابی، بسط این ایده است که اگر جسمی در زمان‌های مختلف رؤیت شود، چگونه می‌توان موقعیت جدیدی از جسم را برآورد نمود. در این تحقیق جهت انطباق مقطعی تصاویر مرجع و شناور، از روش درون‌یابی PV استفاده شد (۳).

هدف در انطباق تصاویر، بیشینه کردن اطلاعات متقابل $I(A,B)$ و یا کمینه کردن آنتروپی جفتی می‌باشد، که منجر به تیزتر شدن قله‌ها در منحنی هیستوگرام جفتی خواهد شد. به طور مشابه، در انطباق تصاویر، آنتروپی‌های کناری $H(A)$ و $H(B)$ ماکزیمم می‌شوند و ناحیه‌ی روی هم افتاده‌ی تصاویر، حاوی بیشترین اطلاعات با معنی از تصاویر خواهد بود.

رابطه‌ی ریاضی پیشنهادی Kullback-Leibler جهت تطابق دو تصویر به صورت زیر می‌باشد (۹).

$$I(A, B) = \sum_{a,b} P_{AB}(a,b) \log \frac{P_{AB}(a,b)}{P_A(a) \cdot P_B(b)}$$

مقادیر شدت یک جفت و کسل مشابه در دو تصویر، توسط متغیرهای تصادفی a و b بیان می‌شوند، توزیع احتمالی جفتی $P(a,b)$ و کناری $p(a)$ و $p(b)$ توسط نرمالیزاسیون ساده، هیستوگرام‌های جفتی و

جهت تطابق خودکار با استفاده از تابع چگالی شدت، Suganya و همکاران سعی کردند تصاویر CT اسکن، MRI و PET را با هم تطبیق کنند (۶). Sarkar و همکاران نیز سعی کردند که کارایی روش‌های دستی و خودکار را در تطابق تصاویر CT اسکن و MRI بررسی کنند (۴).

روش تطابق علاوه بر کاربرد در مقایسه‌ی تصاویر حاصل از دستگاه‌های مختلف، در تطابق حاصل از یک دستگاه نیز کاربرد دارد. با مقایسه‌ی تصاویر زمانی گرفته شده از یک عضو، مانند سری‌های زمانی اسکن MRI در بررسی رشد و کاهش تومورها و یا سری‌های زمانی اشعه‌ی X در بررسی وضعیت ترمیم استخوان‌ها به طور موثر و مفید کاربرد خواهد داشت. در این تحقیق از بین روش‌های مختلف انطباق تصاویر در پزشکی (Medical image registration)، از روش تئوری اطلاعات (Information theory) استفاده شده است (۷-۸).

اساس روش اطلاعات متقابل این است که تصاویر (مرجع و شناور) به طریق هندسی توسط تبدیلات (انتقال و چرخش)، به گونه‌ای منطبق شوند که اطلاعات متقابل $I(A,B)$ حداکثر شود. اطلاعات متقابل دو تصویر بر مبنای تغییرات آنتروپی تصاویر تعریف می‌شود. آنتروپی، اندازه‌گیری عدم قطعیتی است که قادر به پیش‌گویی مناسبی از مقدار خاکستری نقطه‌ای اختیاری از یک تصویر باشد. برای دو تصویر، مقادیر خاکستری یک تصویر بر حسب مقادیر خاکستری تصویر دوم به عنوان هیستوگرام جفتی به کار می‌رود. هیستوگرام تخمینی از توزیع جفتی احتمالی دو تصویر است. در صورت تطبیق دو تصویر، هیستوگرام جفتی، مقدار آنتروپی حداقل خواهد بود.

کناری از قسمت‌های روی هم افتاده دو تصویر به دست می‌آید (۹).

شدت‌های a و b با تبدیل هندسی T_α متناسب می‌باشند. T_α توسط پارامتر انطباق α تعریف می‌شود. انطباق در روش اطلاعات متقابل، وضعیتی از تصاویر می‌باشد که به طور هندسی توسط تبدیل T_α بر هم منطبق شوند و اطلاعات متقابل $I(A,B)$ آن‌ها بیشینه شود.

طی این روند T_α را تغییر می‌دهیم تا به بیشینه‌ی مطلق اطلاعات متقابل به ازای α^* برسیم. لازم به ذکر است، در حین کار با مقادیر بیشینه‌ی محلی مواجه می‌گردیم که پاسخ قطعی و مورد نظر نمی‌باشد (۱۰). جهت رهایی این گونه محل‌ها، شروع جدیدی را از محلی دیگر آغاز می‌کنیم.

روش‌ها

روند فوق در محیط نرم‌افزاری Matlab پیاده شد و پس از امتحان آن بر روی تصاویر معمولی و بر طرف کردن عیوب آن بر روی تصاویر پزشکی به کار گرفته شد.

ابتدا مراکز تصاویر روی هم قرار داده شد و سپس محورهای اسکن مناسب دو تصویر در جهت مطلوب، منطبق شدند. واضح است که وقتی دو تصویر روی هم قرار گیرند، اطلاعات متقابل (Mutual information یا MI) حداکثر خواهد شد. در عمل روشی جامع و کامل، به علت زیاد بودن تعداد نقاط جستجو، وجود ندارد. به طور مثال برای تبدیل در مختصات دو بعدی، سه پارامتر تبدیل وجود دارد. اگر هر پارامتر را فقط به ۲۰ نقطه‌ی منفصل تقسیم‌بندی نماییم، تعداد کل نقاط مورد بررسی $20 \times 20 \times 20$ خواهد شد که بسیار زیاد خواهد بود. بنابراین به جای این روش از روشی استفاده می‌کنیم که در آن تابع MI از تغییرات هموار و

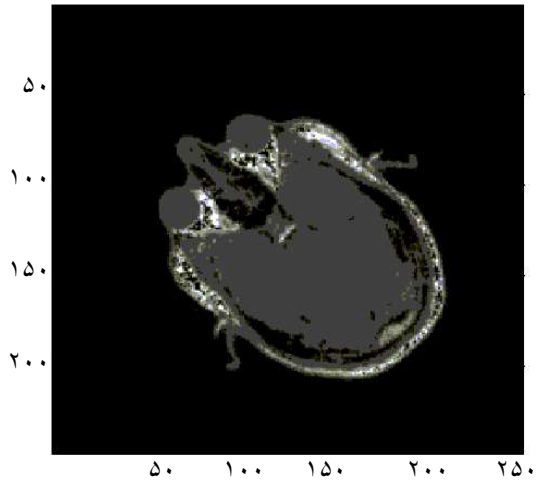
یکنواختی برخوردار باشد.

بستگی فضایی مقادیر شدت تصویر، عامل مهمی است که اگر برآورد نشود، وجود بیشتر حداکثر مکانی، مقادیر تابع MI را به فرایند پیدا کردن حداکثرهای محلی سوق می‌دهد. در الگوریتم از یک نقطه‌ی تصادفی در فضای پارامتری شروع نمودیم و آن را برای مقدار 2×3 اجرا کردیم (عدد ۳، تعداد پارامترها و عدد ۲، تعیین جهت هر پارامتر در جهت کاهش و یا افزایش بود). در صورتی که بهبودی MI در تمامی جهات مطلوب نباشد، روش مورد استفاده را متوقف کردیم. جهتی که داری بیشترین افزایش تغییرات باشد را انتخاب نمودیم و پارامترها را در آن جهت دسته‌بندی کردیم و در جهت مورد نظر به دنبال مقدار حداکثر گشتیم.

بیشتر همسایگی‌هایی که استفاده شد، در الگوریتم دقت خوبی داشتند؛ اما تعداد زیادی از همسایگی‌ها به محاسبات زیادی برای هر وضعیت نیاز داشتند. اولین وضعیت حداکثر این بود که نقاطی در فضای پارامتری همسایه‌ها انتخاب نماییم که در عمل روشی بسیار سخت است. وضعیت حداکثر دیگر آن بود که نقطه‌ی شروع خود را به طور تصادفی انتخاب کنیم و در انتها نقاط به دست آمده‌ی خود را در نبود همسایگی‌ها، دسته‌بندی نماییم.

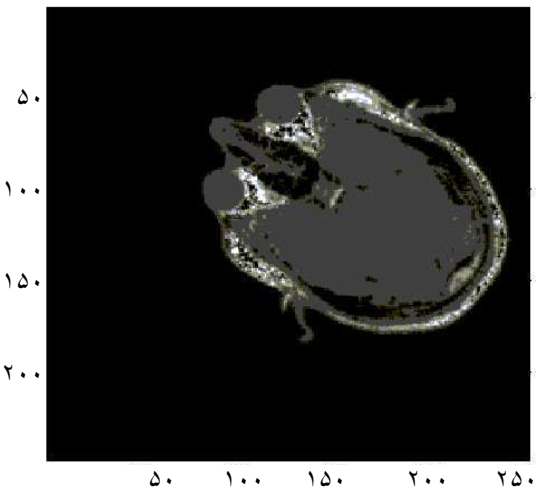
تصاویر CT اسکن و MRI مغز مورد استفاده در این تحقیق شامل دو تصویر CT و چهار تصویر MRI بودند. تصاویر CT1 و MR1 از یک مقطع یکسان از سر یک شخص بود و تصاویر CT2 و MR2 نیز از یک مقطع یکسان بود (شکل‌های ۱ تا ۶).

پس از تکمیل برنامه‌ی کامپیوتری با استفاده از یک تصویر معمولی به ازای مقادیر انتقال $x = 10$,

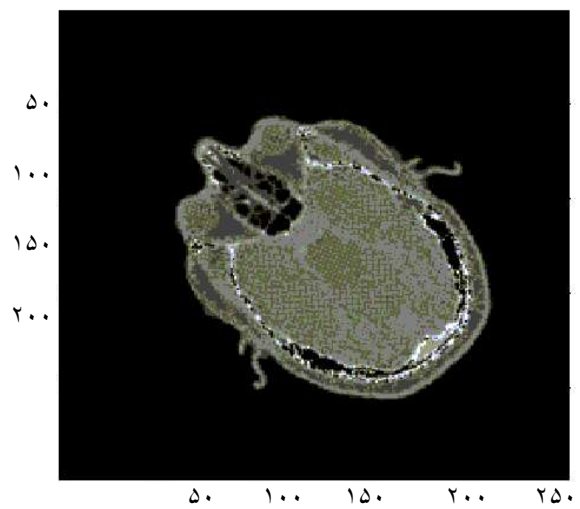


شکل ۳. تصویر MR1 مغز

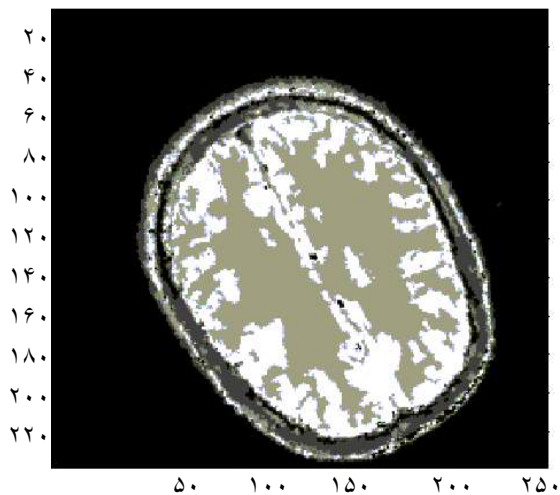
۱۵ = y و چرخش $th = 0/5$ برنامه آزمایش شد که به درستی کار می‌کرد. شکل‌های ۱ تا ۶ را تحت مقادیر معلوم انتقال x, y و th در برنامه‌ی کامپیوتری قرار دادیم. در مرحله‌ی بعد تصویر شناور و تصویر مرجع را جهت حداکثر کردن اطلاعات متقابل بین دو تصویر در برنامه‌ی کامپیوتری دیگر اجرا کردیم. این برنامه مقادیر x, y و th تصویر شناور و مرجع را در حالتی که اطلاعات متقابل حداکثر باشد، مشخص نمود. حداقل ۳۰ بار برای هر تصویر، برنامه‌ی کامپیوتری را اجرا کردیم.



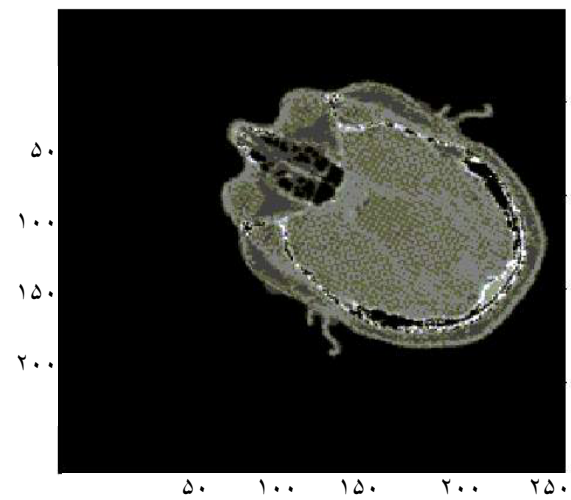
شکل ۴. تصویر MR2 مغز



شکل ۱. تصویر CT1 مغز



شکل ۵. تصویر MR3 مغز

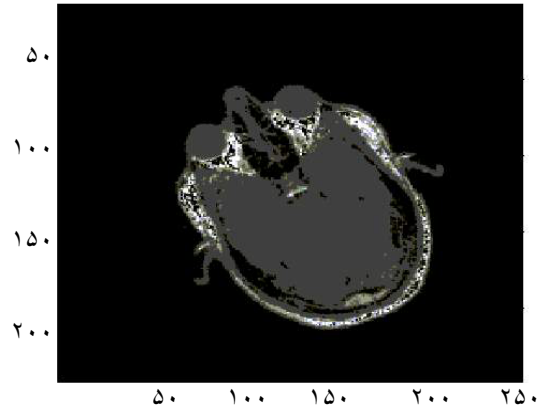


شکل ۲. تصویر CT2 مغز

یافته‌ها

بستگی فضایی مقادیر شدت تصویر، در تغییرات خطی مقادیر MI حاصل خواهد شد؛ بدین معنی که در همسایگی نقطه‌ی پارامتری تبدیلات واقعی، مکان‌های حداکثر وجود ندارد که ما را از صحیح بودن روش به کار گرفته شده مطمئن کند.

با استفاده از دو تصویر که از یک دستگاه اخذ شدند و انتقال یکی از آنها توسط برنامه‌ی کامپیوتری، به ازای مقادیر ۱۱ میلی‌متر، ۱۱ میلی‌متر و ۳۰ درجه به ترتیب برای x، y و th اعمال گردید و از تصاویر CT1، CT2، MR1، MR2، MR3 و MR4 به ترتیب تصاویر شناور CT11، CT22، MR11، MR22، MR33 و MR44 به دست آمد. سپس بیشینه کردن اطلاعات متقابل انجام گرفت. x، y و th اولیه در ۳۰ مرحله (جدول ۱) به دست آمد.



شکل ۶. تصویر MR4 مغز

در بخش آخر از تصاویر جفتی (MR1 و CT1) و نیز (MR2 و CT2) جهت حداکثر کردن اطلاعات متقابل استفاده کردیم و مقادیر x، y و th را در دو تصویر به دست آوردیم. لازم به ذکر است تصویر شناور و مرجع پس از ده مرتبه جابجایی و اجرای برنامه به دست آمده است.

جدول ۱. نتایج آمار تطابق تصاویر همگون (FLOAT تغییر یافته REF بر حسب مقادیر x، y و th می‌باشد)

$\sigma \pm \bar{L}$		FLOAT	th	y	x	REF
۱/۴۰ ± ۸/۵۳	x					
۱/۴۴ ± ۸/۴۲	y	CT11	۰/۵۲	۱۱	۱۱	CT1
۰/۰۴ ± ۰/۴۰	th					
۱/۹۵ ± ۷/۹۲	x					
۱/۵۰ ± ۸/۵۰	y	CT22	۰/۵۲	۱۱	۱۱	CT2
۰/۰۹ ± ۰/۴۰	th					
۲/۵۵ ± ۶/۸۵	x					
۱/۲۵ ± ۹/۰۳	y	MR11	۰/۵۲	۱۱	۱۱	MR1
۰/۰۲ ± ۰/۳۸	th					
۱/۴۵ ± ۹/۲۳	x					
۱/۲۸ ± ۹/۳۸	y	MR22	۰/۵۲	۱۱	۱۱	MR2
۰/۰۴ ± ۰/۳۸	th					
۱/۳۵ ± ۹/۰۳	x					
۱/۱۷ ± ۸/۴۷	y	MR33	۰/۵۲	۱۱	۱۱	MR3
۰/۰۷ ± ۰/۳۶	th					
۱/۳۰ ± ۸/۵۷	x					
۱/۵۸ ± ۸/۹۰	y	MR44	۰/۵۲	۱۱	۱۱	MR4
۰/۰۴ ± ۰/۴۲	th					

جدول ۲. نتایج آماری تطابق تصاویر غیر همگون

$\bar{L} \pm \sigma$		FLOAT	REF
$8/70 \pm 6/72$	x		
$6/80 \pm 6/42$	y	CT1	MR1
$0/11 \pm 0/11$	th		
$6/40 \pm 5/81$	x		
$4/40 \pm 3/90$	y	MR1	CT1
$0/11 \pm 0/07$	th		
$4/50 \pm 5/85$	x		
$9/30 \pm 5/40$	y	CT2	MR2
$0/08 \pm 0/05$	th		
$11/30 \pm 4/54$	x		
$10/50 \pm 4/01$	y	MR2	CT2
$0/12 \pm 0/05$	th		

بحث

با استفاده از حداکثر رسانی اطلاعات متقابل می‌توان تصاویر همگون را به خوبی انطباق داد. در این تحقیق تصاویر CT اسکن با CT اسکن و همچنین تصاویر MRI با MRI، به کمک روش حداکثر رسانی اطلاعات متقابل، انطباق داده شد.

همان گونه که در جدول ۱ دیده می‌شود، نتایج انطباق از هم‌گرایی خوبی برخوردار بودند. این روش در انطباق تصاویر غیر همگون مورد نظر در این تحقیق (MRI و CT اسکن) نیز مورد استفاده قرار گرفت.

همان گونه که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، انطباق تصاویر MRI با CT اسکن از انطباق تصاویر CT اسکن با MRI بهتر بود. به طور کلی با توجه به نتایج به دست آمده در جدول ۲، انطباق تصاویر غیر همگون مورد استفاده در این تحقیق به خوبی انطباق تصاویر همگون نبود. علت آن می‌تواند یکسان نبودن اطلاعات کسب شده از جسم مورد نظر توسط روش‌های تصویربرداری MRI و CT اسکن باشد.

در روش‌های تصویربرداری مختلف، توزیع احتمال

نتایج این جدول نشان دهنده‌ی این است که برنامه‌ی نوشته شده در مورد تصاویر همگون از دقت به نسبت خوبی برخوردار بود. برای هر تصویر همگون با ۳۰ بار تلاش جداگانه سعی شد که با حداکثرسازی اطلاعات متقابل به جابجایی لازم در جهت‌های x، y و th دست یابیم که با توجه به کتره‌ای بودن روش، در شروع هر بار به جوابی متفاوت از جواب قبل و بعد می‌رسیدیم.

جواب‌های به دست آمده، متفاوت از مقادیر انتقال و چرخش اعمال شده بودند که مبین تطابق و حداکثر شدن اطلاعات متقابل در موقعیت‌های محلی به جای موقعیت واقعی بودند.

مقادیر متوسط جابجایی جهت حداکثرسازی اطلاعات متقابل در جهت‌های مختلف برای ۶ تصویر موجود و ۳۰ بار برای هر کدام بین ۸/۲ تا ۹/۱ میلی‌متر و مقادیر انحراف معیارها هم بین ۱ تا ۲/۶ میلی‌متر بود. در رابطه با چرخش لازم جهت حداکثر شدن اطلاعات متقابل هم ۰/۳۶ تا ۰/۴۲ رادیان بود.

در مورد تصاویر غیر همگون هم برای بارها سعی شد که بین تصاویر CT اسکن و MRI تطابق برقرار شود، ولی نتایج همانند تصاویر همگون نبود (جدول ۲).

در این قسمت با استفاده از تصاویر مقاطع مشابه در CT1، CT2، MR1 و MR2 در چهار حالت مختلف و برای هر کدام ۱۰ بار مقادیر به دست آمده‌ی جابجایی و چرخش برای بیشینه‌ی اطلاعات متقابل، مقادیر متوسط و انحراف معیار آن‌ها محاسبه گردید (جدول ۲). در این موارد میانگین جابجایی‌ها از گستردگی بیشتر بین ۴/۴ تا ۱۱/۳ میلی‌متر برخوردار بود و انحراف معیار بیشتری هم داشت (۴ تا ۶/۷ میلی‌متر).

صورتی که تصاویر MRI به جذب و نشر امواج رادیویی و محتویات هیدروژنی بافت بستگی دارد.

دانشیته‌ی تصاویر، به طور کامل بر یکدیگر منطبق نیست و یافتن حداکثر اطلاعات متقابل (MI)، مشکل خواهد بود.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله مراتب تقدیر و تشکر خود را از معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان جهت پشتیبانی مادی و معنوی از این مطالعه اعلام می‌دارند.

توجه منطقی این امر می‌تواند تفاوت اجزای فیزیکی مؤثر در هر یک از این روش‌ها باشد؛ چرا که تصاویر CT اسکن از روی جذب اشعه‌ی X مواد در مسیر اشعه و عدد هانسفیلد آن‌ها بازسازی می‌شود، در

References

- Maintz JB, Viergever MA. A survey of medical image registration. *Med Image Anal* 1998; 2(1): 1-36.
- Maurer CR, Fitzpatrick M. A review of medical image registration. Maciunas RJ, editor. *Interactive image – guided neurosurgery*. Park Ridge, IL: AANS Publication Committee; 1993.
- Collignon A, Maes F, Delare D, Vandermeulen D, Suetens P, Marchal G. Automated multimodality medical image registration using information theory. *Medical Image Computing*; 1995. p. 263-74.
- Sarkar A, Santiago RJ, Smith R, Kassaei A. Comparison of manual vs. automated multimodality (CT-MRI) image registration for brain tumors. *Med Dosim* 2005; 30(1): 20-4.
- McLaughlin PW, Narayana V, Kessler M, McShan D, Troyer S, Marsh L, et al. The use of mutual information in registration of CT and MRI datasets post permanent implant. *Brachytherapy* 2004; 3(2): 61-70.
- Suganya R, Priyadharsini K, Rajaram S. Intensity Based Image Registration by Maximization of Mutual Information. *International Journal of Computer Application* 2010; 1(20): 1-5.
- Viola P, Wells WM. Alignment by maximization of mutual information. *International Journal of Computer Vision* 1997; 24(2): 137-154.
- Wells WM, III, Viola P, Atsumi H, Nakajima S, Kikinis R. Multi-modal volume registration by maximization of mutual information. *Med Image Anal* 1996; 1(1): 35-51.
- Maes F, Collignon A, Vandermeulen D, Marchal G, Suetens P. Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Trans Med Imaging* 1997; 16(2): 187-98.
- van den Elsen PA, Pol EDJ, Sumanawacera TS, Hemler PF, Napel S, Adler JR. Gray value correlation techniques used for automatic of CT and MR brain and spine images. *Visualization in Biomedical Computing* 1994; 2359: 227-37..

Registration of MRI and CT Scan Images with the Use of Mutual Information

Alireza Mehridehnavi PhD¹, Ramezanali Hatefwahied MSc²

Abstract

Background: In medicine decision making in respect to prognosis diagnosis, and treatment is a major challenge. Therefore, in this respect supportive and auxiliary modalities are critical and desirable. Cancerous tumor, edema and lesion detection in deep layers of body tissues are impossible without depth imaging modalities such as CT scan and MRI (magnetic resonance image). Since these modalities have limitations, it is recommended to use them in a supportive manner. One way to compare these modality images is bilateral adaptation by the use of maximum mutual information (MI).

Methods: In this research the two modalities of medical images of CT scan and MRI have been studied in mutual information consideration. One of the images is assumed as a reference and fixed in parameters and the other is transformed as float. To ease the comparison the pixel intensity in both modalities are normalized into 0-255. With the application of the Kullback-Leibler rule of probability, the researcher tried to maximize mutual information. Float images are transformed by their coordinate in x and y direction and rotation angle θ . The software should change the float image parameters and try to find maximum mutual information.

Findings: In the procedure of the same modality image registration, "CT scan with CT scan or MRI with MRI", for six available images there was 180 trials. For similar modalities of variation of ± 11 mm and ± 30 degrees, mean value displacement for maximum mutual information was between 8.2 to 9.1 mm with the standard deviation of ± 1 to ± 2.6 while for different modalities it was 4.4 to 11.3 mm with standard deviation of ± 4 to ± 6.7 . The difference between these values shows a mismatch of CT scan modalities with MRI modalities.

Conclusion: This mismatch could be due to modality constitution. In MRI imaging intensity and contrast are based on H^1 content T^1 and T^2 relaxation times, while in CT scan imaging intensity and contrast are determined with X-ray absorbance of tissues based on HVL absorbance of different tissues. Therefore, registration of CT scan modality with MRI modality on the basis of intensity and contrast is not satisfactory. We suggest the use of other configurations such as morphological characteristics of these modalities.

Keywords: Medical imaging, CT scan, MRI, Comparison

¹ Associate Professor, Department of Medical Physics and Engineering, School of Medicine And Medical Image and Signal Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

² Department of Physics, School of Basic Science, University of Guilan, Rasht, Iran

Corresponding Author: Alireza Mehridehnavi PhD, Email: mehri@med.mui.ac.ir