

Intra-operative 3D navigation and TRE reduction in image guided spine surgery

M. Ershad^{*1}, A.Ahmadian², H.Saberi³

¹M.Sc Graduated, physic and Biomedical Engineering, Tehran University of Medical Sciences
ershad@razi.tums.ac.ir

²Associate Professor, physic and Biomedical Engineering, Tehran University of Medical Sciences

³Associate Professor, Surgery Grup of brain and Nerves, Tehran University of Medical Sciences

Abstract

Registration of preoperative images to intra-operative patient space is a crucial step in image guided surgery for tracking surgical tools relative to patient's anatomy. In image guided spine surgery, due to the difference in patient's positioning in preoperative imaging, compared with intra-operative situation, there is a difference in spine curvature in these two positioning which means that a single rigid registration is not sufficient for registering the whole spine and it is necessary for each vertebra to be registered separately as a rigid body and with it's appropriate transformation parameters. The registration was carried out using ICP algorithm. For evaluating the registration, TRE was calculated in the pedicle of the vertebra which is the target in pedicle screw insertion. In order to optimize the TRE this study was focused on the factors affecting TRE including different configuration of landmarks used in registration and the registration algorithm. Optimal configurations for the landmarks used in the registration were proposed and FLE for the point pairs were included in the registration algorithm to increase the registration accuracy. The results indicate a total improvement of 45% in the registration accuracy by optimizing the landmarks' configuration and the registration algorithm.

Keywords: image guided surgery, registration, target registration error, fiducial registration error, point based registration

* Corresponding author

Address: Marzieh Ershad , physic and Biomedical Engineering, Tehran University of Medical Sciences

Tel: +98 21 66466383

Fax: +98 21 66466383

E-mail: ershad@razi.tums.ac.ir

کاهش TRE در سیستم های ناوبری جراحی ستون فقرات

مرضیه ارشاد^{۱*}، علیرضا احمدیان^۲، هوشنگ صابری^۳

^۱ دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، کارشناسی ارشد

ershad@razi.tums.ac.ir

^۲ دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشیار

ahmadian@sina.tums.ac.ir

^۳ دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه جراحی مغز و اعصاب، دانشیار

saberih@tums.ac.ir

چکیده

انطباق تصاویر قبل از عمل با فضای فیزیکی بیمار در حین عمل در سیستم های راهبری جراحی به کمک تصویر، برای ردیابی ابزار جراحی نسبت به بدن بیمار امری ضروری محسوب می شود. جراحی ستون فقرات به کمک تصویر نیز از این امر مستثنی نیست. به دلیل تفاوت در نحوه قرارگیری بیمار در تصویربرداری قبل از عمل و شرایط حین عمل، تفاوتی در انحنای ستون فقرات بیمار ایجاد می شود این بدین معناست که یک انطباق صلب برای انطباق کل مهره ها کفایت نمی کند و لازم است که هر مهره بطور جداگانه به عنوان یک جسم صلب در نظر گرفته شود و عمل انطباق روی هر مهره بطور جداگانه صورت پذیرد. برای انطباق تک تک مهره ها از الگوریتم انطباق ICP استفاده شده. برای ارزیابی دقت انطباق، خطای TRE با در نظر گرفتن نقطه هدف در پایه مهره که محل جراحی در عمل جایگذاری پیچ در مهره محسوب می شود، محاسبه شد. در این تحقیق عوامل موثر بر خطای TRE که عبارتند از پیکره بندی نشانگرها نسبت به نقطه هدف، خطای FLE و الگوریتم انطباق مورد بررسی قرار گرفته است. در نهایت با پیشنهاد چند پیکره بندی مناسب از لندمارک های آناتومیک با توجه به محدودیت های حین جراحی و همچنین در نظر گرفتن اثر FLE با استفاده از نسبت دادن وزن هایی به جفت نقاط متناظر در الگوریتم انطباق، بهبود ۴۵ درصدی در خطای TRE حاصل شد.

کلیدواژگان: سیستم های راهبری جراحی؛ انطباق خطای انطباق؛ الگوریتم های انطباق سطح؛ جراحی ستون فقرات حین عمل؛ خطای مکان یابی نقاط

*عهده دار مکاتبات

نشانی: تهران، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

تلفن: ۰۲۱۶۶۴۶۶۳۸۳، دورنگار: ۰۲۱۶۶۴۶۶۳۸۳، پیام نگار: ershad@razi.tums.ac.ir

۱- مقدمه

ستون فقرات به دلیل ساختار آناتومیکی مخصوصی که دارد یکی از پیچیده ترین بافت های بدن است. در جراحی این بافت فقط قسمتی از این ساختار پیچیده در دیدرس پزشک قرار دارد. به دلیل حساسیت ساختارهای عصبی احاطه کننده این بافت، دقت بالا در جراحی این بافت بسیار حائز اهمیت می باشد. در جراحی های ستون فقرات دقت در جایگذاری پیچ در مهره ها بسیار مورد توجه قرار گرفته است. چالش اساسی در این نوع جراحی، اطمینان از زاویه ورود پیچ برای جلوگیری از آسیب رساندن به بافت های عصبی موجود در ستون فقرات است. این پروسه دشوار به خصوص برای جراحان با تجربه کمتر یک چالش در جراحی مهره ها محسوب می شود. عدم جایگذاری مناسب پیچ در مهره های کمری، تا ۳۰٪، و در مهره های گردنی تا ۵۵٪ گزارش شده است. روش معمول برای کاهش خطا در این زمینه استفاده از تصویربرداری با اشعه X توسط سیستم C-arm است. با این تکنیک میزان خطا در این نوع جراحی بسیار کاهش یافته، با این وجود این روش دارای معایبی از قبیل: دریافت میزان زیادی اشعه X توسط بیمار و نیز کادر جراحی، عدم دسترسی به آن در تمام طول جراحی به دلیل محدودیت های فضایی اتاق عمل و امکان نمایش تنها یک نما از صحنه جراحی با استفاده از مد ثابت در یونیت فلوروسکوپی، می باشد [۱].

جراحی به کمک تصویر امکان مشاهده همزمان آناتومی ستون فقرات و همچنین مسیریابی ابزار جراحی بکار گرفته شده در ارتباط با آن آناتومی را فراهم می نماید. این تکنیک دقت و امنیت بسیاری از عمل های جراحی انجام شده روی ستون فقرات را بالا برده به همین دلیل سیستم های ناوبری در جراحی ستون فقرات یک روش پذیرفته شده محسوب می شوند. به دلیل دقتی که این نوع جراحی به دنبال دارد، یک نقشه کامل با تمام جزئیات را برای جراح فراهم می آورد. این روش جراحی، اطلاعات مهمی همچون بهترین مکان برای ایجاد شکاف و بهترین مسیر برای رسیدن به هدف و ساختارهای حیاتی که نباید صدمه ببینند را فراهم می آورد. این تکنولوژی این امکان را برای جراح فراهم می آورد که

ساختار بدن بیمار را که خود یک ساختار دینامیک سه بعدی است، در سه بعد بصورت زمان واقعی مشاهده نماید.

یکی از مراحل بسیار مهم در سیستم های راهبری جراحی به کمک تصویر، انطباق تصاویر دریافتی قبل از عمل با آناتومی بیمار حین عمل است. این کار توسط یک انطباق صلب بین لندمارک های آناتومیکی مشخص در دو فضا صورت می گیرد، که از حل مسئله مینیم سازی مجموع مربعات خطا، بدست می آید. خطای موجود در مکان یابی نقاط^۱، انطباق را دچار خطا می نماید. زمانیکه FLE همگن باشد، مسئله مینیم مجموع مربعات دارای فرمول بسته می باشد [۲-۳]. اما زمانیکه غیرهمگن باشد، فرمول بسته ای برای حل آن وجود ندارد. Balachandran [۴] روشی تکرارپذیر برای حل این مسئله با در نظر گرفتن وزن های غیرهمگن ارائه داد.

برای ارزیابی دقت انطباق، خطا در نقاط هدف که در انطباق استفاده نشده اند^۲ اندازه گیری می شود. عوامل موثر بر TRE عبارتند از: چیدمان لندمارک های بکار رفته در انطباق و الگوریتم انطباق. Fitzpatrick فرمولی برای تخمین TRE ارائه داد [۵] و براساس آن یک سری قوانین کلی برای انتخاب لندمارک های آناتومیکی پیشنهاد داد [۶]. این قوانین عبارتند از:

انتخاب لندمارک ها به گونه ای که بیشترین فاصله را نسبت بهم داشته باشند، مرکز ثقل لندمارک های انتخابی تا حد امکان به هدف نزدیک باشد، بیشترین تعداد ممکن لندمارک ها انتخاب شود و لندمارک های انتخابی بر روی یک خط قرار نگیرند باشند.

در این تحقیق، با بررسی اثر چیدمان های متفاوت لندمارک های آناتومیکی بر مقدار TRE در نقطه هدف در نظر گرفته شده در پایه^۳ مهره، و نیز در نظر گرفتن خطای مکان یابی غیرهمگن نقاط در الگوریتم انطباق با نسبت دادن وزن های غیرهمگن به جفت نقاط متناظر، به بهینه سازی TRE در نقطه هدف مورد نظر پرداخته شد.

^۱ Fiducial localization error (FLE)^۲ Target registration error (TRE)^۳ pedicle

۲- شرح مسئله

در این تحقیق ابتدا، انطباق براساس مارکرهای نصب شده بر روی سطح هر مهره در فانتوم ستون فقرات انجام گرفت. هدف، بدست آوردن ترکیب بهینه ای از لندمارک های آناتومیکی برای رسیدن به مینیمم خطای انطباق در نقطه هدف تعیین شده بود. همچنین تاثیر در نظر گرفتن FLE غیرهمگن در الگوریتم انطباق، بر TRE بررسی شد. هدف جراحی در این پروژه پایه مهره بود که ناحیه مورد جراحی در عمل جایگذاری پیچ در مهره ها می باشد.

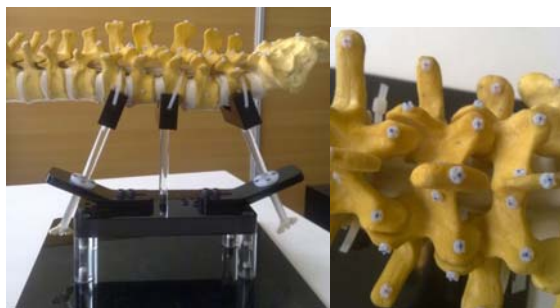
از آنجا که در شرایط واقعی، امکان نصب مارکرها بر روی استخوان مهره در تصویربرداری قبل از عمل وجود ندارد، برای عمل انطباق، از لندمارک های آناتومیکی استخوانی استفاده می شود. به همین دلیل و به منظور شبیه سازی شرایط واقعی، در مرحله دوم این تحقیق، عمل انطباق بدون مارکر و بر اساس لندمارک های استخوانی انجام گرفت. از آنجا که تعیین محل دقیق لندمارک های استخوانی متناظر در فضای فیزیکی و نیز در تصاویر CT امکان پذیر نمی باشد، لذا با استفاده از الگوریتم های انطباق سطوح، تناظریابی و انطباق بین نقاط انتخابی صورت می پذیرد.

دریافت داده

داده های بکار برده شده در این پروژه، تصاویر گرفته شده از فانتوم ستون فقرات بود. مهره های کمری بر روی یک پایه محکم شدند قبل از اخذ تصاویر CT مارکرهای قابل مشاهده در تصاویر CT در مکان لندمارک های آناتومیکی و نیز در نقطه هدف بر روی فانتوم نصب شدند (شکل ۱). نقاط آناتومیکی، نقاط مشخص بر روی سطح مهره هستند که در حین عمل به سادگی برای جراح قابل تشخیص می باشند همچنین در دسترس بودن این نقاط حین عمل نکته دیگری است که باید مورد توجه قرار گیرد. نقاط آناتومیکی مورد استفاده در این تحقیق با نظر جراح بدین شرح انتخاب شدند: زائده خاری، زائده های عرضی چپ و راست، زائده مفصلی فوقانی چپ و راست، زائده مفصلی تحتانی چپ و راست و فرو رفتگی چپ و راست محل اتصال لامینا و زائده خاری.

نقاط سطحی از فانتوم توسط سیستم Image Vision با استفاده از دوربین نوری Micron Tracker و پروب مجهز به مارکرهای قابل تشخیص برای دوربین گرفته شد. نمونه برداری توسط پروبی مجهز به الکوهای قابل شناسایی توسط دوربین انجام پذیرفت. بدین ترتیب که با نصب مارکرها بر روی دسته پروب، قرار گیری نوک پروب در مکان هدف و مشاهده مارکرها توسط دوربین، موقعیت دقیق هدف شناسایی شد.

از آنجا که ستون فقرات یک جسم صلب نیست، ولی مهره ها هر کدام به تنهایی یک جسم صلب محسوب می شوند، لازم است که هر کدام از مهره ها بطور جداگانه در نظر گرفته شوند و عمل انطباق روی هر مهره بطور جداگانه انجام گیرد. بنابراین پیش پردازش تصاویر CT در دو مرحله انجام می گیرد. در مرحله اول عمل جداسازی مهره ها از یکدیگر صورت گرفت و در مرحله دوم سطح هر مهره استخراج شد.



شکل ۱ مهره های کمری نصب شده بر روی پایه نگهدارنده و مارکرهای نصب شده بر روی لندمارک های آناتومیکی در مهره ها

۴- روش حل

بررسی اثر چیدمان لندمارک ها

Firzpatrick فرمول زیر را برای تخمین TRE ارائه داد که تاثیر قابل توجه ترکیب پیکره بندی مارکرها را در TRE نشان می دهد. چهار قانون کلی برای انتخاب مارکرها از این رابطه نتیجه می شود.

این روش نویز همگن را برای مجموعه نقاط در نظر می گیرند [۷].

سیستم های ردیاب بکار رفته در سیستم های ناوبری جراحی، بطور معمول سیستم های رد یاب نوری هستند. در این ردیاب ها، دقت اندازه گیری در راستای دوربین بدتر از دو راستای عمود دیگر است؛ لذا نویز غیرهمگنی با بیشترین واریانس در راستای دوربین به نقاط اعمال می نمایند. همچنین استفاده از مرجع متصل به بیمار برای ردیابی حرکت بیمار در سیستم های ناوبری، نیز باعث اعمال نویز غیرهمگن می شود. [۸].

روش استاندارد برای یافتن تبدیل صلب برای مینیمم کردن رابطه فوق روش استفاده از maximum likelihood است که پارامترهای بهینه را برای تابع تبدیل انطباق نتیجه می دهند. استفاده از وزن های ایده آل برای حل رابطه فوق، وزن های ایده آل را برای این رابطه نتیجه می دهد که عبارتند از:

$$W_i = (R \sum_{xi} R^t + \sum_{yi})^{-1/2} \quad (۳)$$

که در آن R ماتریس چرخش و \sum_{xi} و \sum_{yi} به ترتیب ماتریس های کواریانس دسته نقاط x_i و y_i می باشند. در این تحقیق، از وزن های ایده آل در مینیمم سازی رابطه FRE و بدست آوردن پارامترهای تابع تبدیل استفاده شد. در اینجا از نویز FLE در نقاط انتخابی از تصاویر CT صرف نظر شده و FLE در نقاط فیزیکی دریافتی از سطح فانتوم در راستاهای متفاوت اندازه گیری شد. نتایج اندازه گیری نشان می دهد که FLE غیرهمگن و غیرمشابه برای تمام نقاط می باشد. برای محاسبه FLE در راستاهای متفاوت، در طی ۱۵ بار تکرار اندازه گیری مکان نقاط، تفاضل میان هر دو مقدار بدست آمده از اندازه گیری، در هر راستا محاسبه شد. از آنجا که فاصله دوربین تا نقاط روی فانتوم از فاصله نقاط روی فانتوم از یکدیگر بسیار بیشتر است، می توان مولفه های اصلی تمام نقاط را در راستای محورهای اصلی دوربین در نظر گرفت و واریانس خطا را در هر راستا بدست آورد.

$$\langle TRE^2(r) \rangle = \frac{\langle FLE^2 \rangle}{N} \left(1 + \frac{1}{3} \sum_{k=1}^3 \frac{d_k^2}{f_k^2} \right) \quad (۱)$$

(۱) مارکرهای انتخابی نباید بر روی یک خط راست قرار بگیرند. (۲) مارکرها باید به گونه ای قرار بگیرند که مرکز ثقل آنها به مکان تارگت مورد جراحی نزدیک باشد. (۳) مارکرها تا جای ممکن باید از یکدیگر فاصله داشته باشند. (۴) بیشترین تعداد ممکن مارکرها استفاده شود [۶].

اولین قانون ضروری به نظر می رسد چون قرارگیری مارکرها بر روی یک خط راست، باعث کوچک شدن مقدار f_k در مخرج رابطه فوق می شود که افزایش TRE را نتیجه می دهد. قانون دوم به منظور کاهش d_1, d_2, d_3 در صورت کسر فوق در نظر گرفته شده است. با انتخاب مارکرها با نهایت پراکندگی نسبت بهم، f_k ماکزیمم می شود و با افزایش تعداد مارکرها N افزایش می یابد و در نتیجه TRE کاهش می یابد. در اینجا این نکته حائز اهمیت است که کاربرد این قوانین با محدودیت های بکار رفته برای انتخاب مارکرها در جراحی باید تواما در نظر گرفته شوند.

این قوانین بسیار کلی هستند؛ لذا انتخاب بهترین لندمارک ها برای رسیدن به کمترین خطا در نقطه هدف با استفاده از این قوانین امری دشوار است. در این تحقیق اثر انتخاب لندمارک های متفاوت، ترکیب آنها، تعداد آنها و نیز در دسترس بودن آنها حین جراحی در مقدار TRE، مورد بررسی قرار گرفته است و چند ترکیب بهینه پیشنهاد شده است.

انطباق




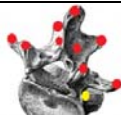
مسئله اصلی در انطباق صلب، یافتن ماتریس چرخش R و ماتریس انتقال t است که رابطه زیر را مینیمم نماید:

$$FRE^2 = \sum_{i=1}^N |W_i (R(x_i + \Delta x_i) + t - (y_i + \Delta y_i))|^2 \quad (۲)$$

در این رابطه، FRE خطای وزن دار انطباق، x_i و y_i بردارهایی در بردارنده نقاط متناظر در دو فضا، Δx_i و Δy_i خطای مکان یابی در دو فضا و W_i ماتریس 3×3 وزن ها است که می تواند تابعی از R باشد. روش معمول حل این معادله روش مینیمم مجموع مربعات است.

برای انتخاب لندمارک‌ها یعنی روی یک خط نبودن لندمارک‌ها، نزدیکی مرکز ثقل لندمارک‌های انتخابی به نقطه هدف، پراکندگی لندمارک‌ها از یکدیگر و نیز در دسترس بودن لندمارک‌ها حین عمل، به شکل شرح زیر پیشنهاد شد (جدول ۱).

جدول ۱ ترکیبات بهینه پیشنهادی برای رسیدن به کمترین TRE در نقطه هدف مورد نظر نقاط قرمز رنگ لندمارک‌های انتخابی و نقطه زرد رنگ نقطه هدف مورد نظر می‌باشد

No. of landmarks	Landmark configuration	Measured TRE	FRE
۴		1.06	0.73
۵		0.92	0.78
6		0.87	0.81
۷		0.93	0.90

در جدول ۲ در ستون دوم نقطه در نظر گرفته شده بر روی زائده عرضی با نقطه ای بر روی زائده مفصلی، جابجا شده. این جابجایی روی دقت انطباق تاثیر چندانی نمی‌گذارد و از آنجا که نقطه دوم در شرایط عمل نسبت به نقطه اول قابل دسترس تر است می‌توان این نقطه را در نظر گرفت. در ستون سوم تاثیر فاصله گرفتن نقاط بکار رفته در انطباق از نقطه هدف نشان داده شده است. هم‌طور که نشان داده شده است با عدم تمرکز نقاط بکار رفته در انطباق حول نقطه هدف دقت انطباق در نقطه هدف کاهش می‌یابد.

در اینجا اثر استفاده از وزن غیرهمگن برای جفت نقاط متناظر که اطلاعات مربوط به FLE نقاط را در بر دارد، در یافتن پارامترهای R و t تابع تبدیل انتقال بررسی شد و مشاهده شد که بهبود قابل توجهی در TRE بدست آمده با استفاده از این پارامترهای R و t حاصل شد.

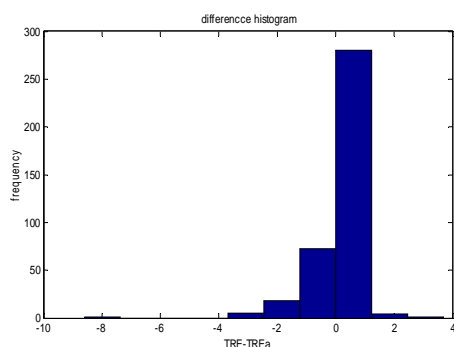
از آنجا که در حین عمل، امکان نصب مارکرها قبل از تصویربرداری CT از بیمار وجود ندارد، برای شبیه سازی شرایط واقعی حین عمل، انطباق بدون استفاده از مارکرها و با استفاده از لندمارک‌های آناتومیکی صورت می‌پذیرد. از آنجا که تشخیص دقیق محل این لندمارک‌ها در دو فضا (فضای فیزیکی و تصاویر CT) مشکل و گاهی غیر ممکن است، لذا پس از انطباق اولیه با استفاده از انتخاب لندمارک‌های متناظر در دو فضا، نیاز است که با استفاده از الگوریتم‌های انطباق سطح، عمل انطباق بهبود داده شود. ابتدا لندمارک‌های آناتومیکی در مدل سه بعدی CT و نیز بر روی سطح فانتوم در فضای فیزیکی دریافت می‌شوند و توسط الگوریتم پیشنهادی [۲] Arun پارامترهای تبدیل صلب بین این نقاط بدست می‌آید. نقاط دریافتی در فضای فیزیکی به مدل سه بعدی انتقال می‌یابند. سپس با استفاده از الگوریتم ICP بین این نقاط و نقاط سطحی مدل سه بعدی، انطباق صورت می‌گیرد تا بهترین نقاط متناظر در دو دسته نقطه بدست آید.

در این مرحله برای هر لندمارک آناتومیکی ناحیه ای به عنوان ناحیه مجاز برای انتخاب لندمارک ارائه شده است. این ناحیه، به جراح امکان مشاهده درصد افزایش خطای انطباق به ازای فاصله گرفتن از مکان دقیق لندمارک را می‌دهد.

۵- نتایج و بحث

برای بدست آوردن ترکیب بهینه ای از لندمارک‌ها تمام ترکیبات ۴ و ۵ و ۶ و ۷ و ۸ و ۹ تایی از ۹ مارکر در نظر گرفته شد و مقدار TRE برای هر کدام از آنها بصورت مستقیم اندازه گیری شد. با بررسی نتایج بدست آمده از در نظر گرفتن ترکیبات مختلف لندمارک‌ها، چهار ترکیب بهینه ۴ و ۵ و ۷ و ۹ تایی از لندمارک‌ها با در نظر گرفتن شرایط پیشنهادی Fitzpatrick

هیستوگرام تفاضل TRE محاسبه شده از دو روش بدون در نظر گرفتن وزن و در نظر گرفتن وزن های غیرهمگن برای تمام ترکیبات مختلف در زیر نشان داده شده است.



نمودار ۱ هیستوگرام تفاضل TRE محاسبه شده از دو روش بدون در نظر گرفتن و در نظر گرفتن وزن های غیرهمگن برای تمام ترکیبات مختلف

جدول ۴، TRE مربوط انطباق بدون استفاده از مارکر با دریافت لندمارک های آناتومیکی را نشان می دهد. در اینجا اثر فاصله گرفتن نقطه انتخابی از نقطه مارکر بر روی تصویر CT نشان داده شده است. همانطور که مشاهده می شود انتخاب نامناسب نقاط می تواند خطای TRE را بیش از دو برابر نماید.

جدول ۴ مقایسه خطای انطباق ناشی از انتخاب نقاط مناسب و نامناسب

برای مهره L4




Error	Marker point selection	Proper point selection	Improper point selection
FRE	0.32	0.40	0.61
TRE	0.77	1.06	2.41

نتیجه گیری

در این تحقیق اثر تعداد و چیدمان های مختلف لندمارک های آناتومیکی یک مهره بر خطای TRE برای نقطه هدف تعریف شده در پایه مهره مورد بررسی قرار گرفته است و چند چیدمان برای بهینه سازی این خطا پیشنهاد شده است. نتایج حاصله نشان می دهند که استفاده از ترکیب بهینه برای لندمارک ها می تواند خطای TRE را تا ۳۰٪ درصد کاهش دهد. همچنین، با در نظر گرفتن اثر نویز غیرهمگن FLE در

جدول ۲ نمایش تاثیر چیدمان های متفاوت در ترکیبات ۴ تایی از لندمارک



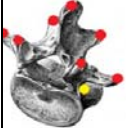
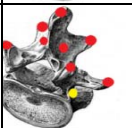
ها

Landmark configuration			
Measured TRE	1.06	1.06	1.51
FRE	0.83	0.88	0.82

ماتریس تبدیل انتقال یک بار با استفاده از روش پیشنهادی Arun [۲] و بار دیگر با استفاده از نسبت دادن وزن های غیرهمگن به جفت نقاط متناظر، و حل مسئله مینیم سازی مجموع مربعات با وزن های غیرهمگن با استفاده از روش ارائه شده توسط [۴] محاسبه شد. در جدول ۳ مقادیر TRE محاسبه شده با استفاده از دو روش مطرح شده در فوق برای چند ترکیب پیشنهادی مارکرها با یکدیگر مقایسه شده اند. این نتایج بهبود قابل توجهی را در مقدار TRE در اثر استفاده از وزن های غیرهمگن را نشان می دهند.

جدول ۳ مقایسه مقادیر اندازه گیری شده برای TRE یک بار با استفاده از در نظر گرفتن وزن های غیرهمگن در انطباق و یک بار بدون در

نظر گرفتن وزن در انطباق

No. of landmarks	Landmark configuration	TRE	
		Uniform Weighting	Anisotropic weighting
4		1.06	0.83
5		0.92	0.79
7		0.87	0.73
9		0.93	0.71

- Registration. Medical Imaging, IEEE Transactions on 30 (3):679-693. doi:10.1109/tmi.2010.2091513
- [8] Ma B, Moghari M, Ellis R, Abolmaesumi P (2007) On Fiducial Target Registration Error in the Presence of Anisotropic Noise. In: Ayache N, Ourselin S, Maeder A (eds) Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2007, vol 4792. Lecture Notes in Computer Science. Springer Berlin Heidelberg, pp 628-635. doi:10.1007/978-3-540-75759-7_76

الگوریتم انطباق می توان خطای TRE را در بهترین حالت تا ۱۵٪ دیگر کاهش داد.

در بررسی اثر ترکیبات مختلف لندمارک ها در انطباق، نتایج بدست آمده نشان می دهند که بر خلاف تصور رایج، افزایش تعداد لندمارک های بکار رفته در انطباق همیشه به کاهش TRE منجر نمی شود. این امر به دلیل خطای FLE مربوط به مارکر افزوده شده می باشد که همانطور که اشاره شد تاثیر مستقیم بر خطای TRE دارد. افزایش TRE به دلیل در نظر نگرفتن خطای FLE در الگوریتم انطباق است. روش معمول انطباق بکاررفته در سیستم های ناولبری جراحی روش مبتنی بر کاهش مربعات خطا می باشد. این روش، خطای غیرهمگن مربوط به مکان یابی نقاط را در نظر نمی گیرد؛ لذا با استفاده از الگوریتم های انطباقی که FLE را به گونه ای مناسب لحاظ کند می توان از لندمارک اضافه شده بهره برد و کاهش TRE را انتظار داشت. با استفاده از نسبت دادن وزن هایی غیرهمگن به نقاط بکار رفته در انطباق که اثر FLE مر بوط به این نقاط را در بر دارد، خطای TRE با افزودن یک نقطه در انطباق کاهش می یابد.

مراجع

- [1] Nolte LP, Slomczykowski MA, Berlemann U, Strauss MJ, Hofstetter R, Schlenzka D, Laine T, Lund T (2000) A new approach to computer-aided spine surgery: fluoroscopy-based surgical navigation. *European Spine Journal* 9 (7):S078-S088
- [2] Arun KS, Huang TS, Blostein SD (1987) Least-Squares Fitting of Two 3-D Point Sets. *Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on PAMI-9* (5):698-700. doi:10.1109/tpami.1987.4767965
- [3] Horn BKP (1987) Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions. *J Opt Soc Am A* 4 (4):629-642
- [4] Balachandran R, Fitzpatrick aJM (2009) Iterative Solution for Rigid-Body Point-Based Registration with Anisotropic Weighting .
- [5] Fitzpatrick JM, West JB (2001) The distribution of target registration error in rigid-body point-based registration. *IEEE Trans Med Imaging* 20 (9):917-927. doi:10.1109/42.952729 [doi]
- [6] West JB, Fitzpatrick JM, Toms SA, Maurer CR, Jr., Maciunas RJ (2001) Fiducial point placement and the accuracy of point-based, rigid body registration. *Neurosurgery* 48 (4):810-816; discussion 816-817
- [7] Danilchenko A, Fitzpatrick JM (2011) General Approach to First-Order Error Prediction in Rigid Point