

## Registration of intra-operative Ultrasound to CT images using Two-stage point based registration algorithm for Correction of Deformation in liver phantom

F. Nazem<sup>1</sup>, A. Ahmadian<sup>\*2</sup>, M. J. Abolhasani<sup>3</sup>, N. Dadashi<sup>4</sup>, M. Gity<sup>5</sup>, M. B. Shiran<sup>6</sup>

<sup>1</sup> M.Sc Student, Physic and Biomedical engineering Department, Tehran University of Medical Sciences, Nazem\_f@tums.ac.ir

<sup>2</sup> Associate Professor, Physic and Biomedical engineering Department, Tehran University of Medical Sciences

<sup>3</sup> Associate Professor, Physic and Biomedical engineering Department, Tehran University of Medical Sciences, abolhasm@tums.ac.ir

<sup>4</sup> Ph.D Student, Physic and Biomedical engineering Department, Tehran University of Medical Sciences, nm.dadashi@yahoo.com

<sup>5</sup> Associate Professor, Radiology Department of Imam khomeini Hospital, Tehran University of Medical Sciences, p\_gity@yahoo.com

<sup>6</sup> Associate Professor, Physic and Biomedical engineering Department, Tehran University of Medical Sciences, shiranmb@yahoo.com

### Abstract

**Abstract:** Image guided liver surgery based on intra-operative ultrasound images has received much attention in recent years. Using an efficient point-based registration method to improve both the accuracy and computational time for registration of pre-deformation CT liver images to post-deformation Ultrasound images is of great concern during surgical procedure. Although, Iterative Closest Point (ICP) algorithm is widely used in surface-based registration, its performance is strongly dependent on existence of noise and initial alignment. The registration technique based on the Unscented Kalman Filter (UKF) proposed recently can be a solution to overcome to noise and outliers on an incremental registration basis but it suffers from computational complexity. To overcome the limitations of ICP and UKF algorithms we proposed an incremental two-stage registration algorithm based on the combination of ICP and UKF algorithm to update the registration process based on arrival of intra-operative images. The two-stage algorithm is examined on phantom data sets. The results of phantom study confirm that the two-stage algorithm outperforms the accuracy of ICP and UKF by 23% and 13%, respectively and reduces the running time of UKF by 60%.

**Keywords:** Image guided liver surgery, Intra-operative ultrasound images, point based registration, Unscented Kalman filter, Iterative closest point.

\* Corresponding author

Address: Adel Torkaman-Rahmani, Department of Computer Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

Tel: +98 21 73225324

Fax: +98 21 73225324

E-mail: rahmani@aust.ac.ir

## انطباق تصاویر سی تی اولیه با فراصوت حین عمل به منظور تصحیح جابجایی بافت در فانتوم کبد با استفاده از الگوریتم انطباق دو مرحله‌ای

فاطمه ناظم<sup>۱</sup>، علیرضا احمدیان<sup>۲\*</sup>، محمد جواد ابوالحسنی<sup>۳</sup>، نسیم داداشی<sup>۴</sup>، معصومه گیتی<sup>۵</sup>، محمد باقر شیران<sup>۶</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، Nazem\_f@tums.ac.ir

<sup>۲\*</sup> دانشیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

<sup>۳</sup> دانشیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، abolhasm@tums.ac.ir

<sup>۴</sup> دانشجوی دکترا، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، nm.dadashi@yahoo.com

<sup>۵</sup> دانشیار، گروه رادیولوژی بیمارستان امام خمینی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، p\_gity@yahoo.com

<sup>۶</sup> دانشیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، shiranmb@yahoo.com

### چکیده

با توجه به گسترش روز افزون استفاده از تصویربرداری فراصوت در سیستم‌های راهبری جراحی کبد، داشتن فرآیند انطباق بین تصاویر قیل و حین جراحی که از دقت و زمان کافی برخوردار باشد امری اجتناب ناپذیر است. با وجود استفاده گسترده از الگوریتم تکراری نزدیکترین نقاط در روش‌های انطباق مبتنی بر ویژگی، عملکرد آن به نوبت، داده‌های اضافی و انطباق اولیه حساس است. الگوریتم انطباق مبتنی بر کالمن *unscented* که اخیراً معرفی شده است، بر مشکلات ناشی از نویز و داده‌های اضافی فائق می‌آید. الگوریتم UKF فرآیندی است که به صورت افزایشی و پی‌درپی نقاط را در انطباق تاثیر می‌دهد و برخلاف ICP نیازی به جمع‌آوری تمام نقاط برای شروع ندارد، با این وجود هزینه محاسباتی بالایی دارد. از این رو در این مطالعه رویکرد جدید دو مرحله‌ای برای انطباق پیشنهاد می‌شود. الگوریتم پیشنهادی ترکیبی از ICP و UKF است که علاوه بر فائق آمدن بر محدودیت‌های ICP، بردار حالت UKF را بصورت دقیق مقداردهی می‌کند و زمان اجرای UKF را کاهش می‌دهد. الگوریتم دو مرحله‌ای بر روی دیتای گرفته شده از فانتوم تست می‌شود. نتایج نشان می‌دهد که الگوریتم پیشنهادی دقت الگوریتم ICP را تا ۲۳٪ و الگوریتم UKF را تا ۱۳٪ در انطباق تصاویر فراصوت به سی تی بهبود می‌بخشد و زمان اجرای الگوریتم UKF را تا ۶۰٪ کاهش می‌دهد.

کلیدواژگان: سیستم راهبری جراحی کبد، تصاویر فراصوت حین جراحی، انطباق مبتنی بر نقطه، انطباق بی‌درنگ، الگوریتم تکراری نزدیکترین نقاط (ICP)، فیلتر کالمن *Unscented* (UKF).

\*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، خیابان انقلاب، دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی  
تلفن: ۰۲۱۶۶۴۶۶۳۸۳، دورنگار: ۰۲۱۶۶۴۶۶۳۸۳، پیام نگار: ahmadian@tums.ac.ir

## ۱-مقدمه

استفاده از سیستم‌های راهبری مبتنی بر تصاویر در جراحی کبد<sup>۳</sup> بصورت روز افزونی در حال گسترش است. مشابه با جراحی‌های دیگر، در جراحی کبد نیز برداشتن تومور بدون آسیب به بافت‌های سالم و سیستم عروقی امری ضروری است (شکل ۱) [۱].

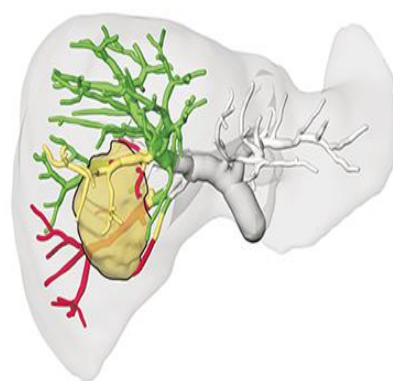


شکل ۲- تشخیص بافت مشخص شده در برآمدگی کبد در تصویر فراصوت سخت است به همین جهت از انطباق تصویر استفاده می‌شود [۳]

علی‌رغم دقت بالای روش‌های انطباق مبتنی بر شدت هزینه محاسباتی و حساسیت به نویز موجود در تصاویر در این روش‌ها بالا است [۴]، همچنین قدرت تطابق با تغییر فرم بالا در روش‌های مبتنی بر شدت نسبت به روش‌های مبتنی بر ویژگی کمتر است [۵]. به همین جهت در این مطالعه از روش‌های مبتنی بر ویژگی برای فرآیند انطباق استفاده می‌شود.

الگوریتم ICP در سال ۱۹۹۰ توسط Besl و McKay معرفی شده است و یکی از رایج‌ترین الگوریتم‌های انطباق مبتنی بر سطح است. الگوریتم ICP یک الگوریتم تکراری است و در هر تکرار بعد از یافتن نقاط متناظر با استفاده از روش‌های پیشنهاد شده توسط Horn و Aurn به انطباق مجموعه نقاط می‌پردازد [۶]. با وجود استفاده گسترده از الگوریتم ICP و انواع بهبود یافته آن، این الگوریتم در برابر نویز و انطباق اولیه اشتباه و داده‌های اضافی<sup>۷</sup> به چالش کشیده می‌شود. علاوه بر این ICP مبتنی بر این فرض است که نویز موجود در دیتا گاوسین همسان است که این فرض همیشه درست نیست [۷]. در سال ۲۰۰۷ روش انطباق دیگری مبتنی بر فیلتر کالمن توسط حجازی معرفی شده است. فیلتر UKF بعنوان حداقل مربع میانگین وزن‌دار<sup>۸</sup> در نظر گرفته می‌شود و پارامترهای تابع تبدیل را با مینیمم کردن تابع نقاط می‌پردازد [۸].

فیلتر کالمن پارامترهای تابع تبدیل را بصورت افزایشی همزمان با اضافه کردن یک نقطه جدید به هزینه به صورت تکراری تخمین می‌زند و در حضور نویز گاوسین با توزیع همسان و یا ناهمسان به انطباق مجموعه مجموعه نقاط به دست می‌آورد، به عبارت دیگر به محض به دست آوردن اطلاعات از یک فریم تصویر، الگوریتم انطباق



شکل ۱- پنهان شدن تومور در بین شریان‌های کبد [۱].

با توجه به تغییرات بافت در حین جراحی استفاده از تصاویر سی تی<sup>۴</sup> اولیه در سیستم‌های راهبری از دقت کافی برخوردار نیست و بایستی این تصاویر با استفاده از تصاویر بدست آمده در حین جراحی به‌روز شوند. با توجه به ویژگی‌های تصاویر فراصوت از قبیل امکان آشکارسازی تغییرات حین جراحی به صورت بی‌درنگ، ایمن بودن، هزینه‌های کم، سازگاری با تجهیزات اتاق عمل و همچنین توانایی آشکارسازی تغییرات بافت در عمق در مقایسه با لیزر، استفاده از این تصاویر در سیستم‌های راهبری جراحی در حال گسترش است. با این وجود تصاویر فراصوت دارای محدودیت‌هایی نیز هستند که می‌توان به وجود آرتیفکت‌ها و نویزهای برفکی در تصاویر فراصوت، پایین‌تر بودن رزولوشن این تصاویر نسبت به تصاویر MRI و CT، عدم نمایش مشخصات آناتومیکی با وضوح بالا، ناحیه دید محدود<sup>۵</sup> و همچنین مشخص نبودن ۴۰٪ الی ۵۰٪ بیماری‌ها در تصاویر فراصوت اشاره کرد [۲]. به همین جهت لازم است که از انطباق<sup>۶</sup> تصاویر در این سیستم‌ها استفاده شود، تا جراح بتواند از مزایای هر دو روش تصویرگیری بهره‌مند گردد.

نواحی نزدیک سطح را تضمین کند [۱۲]. برای غلبه بر این محدودیت ذاتی و داشتن انطباق قابل اعتماد از رگ‌های کبد به همراه سطح آن برای انطباق استفاده می‌شود. برای استخراج این ویژگی‌ها از الگوریتم مبتنی بر سطوح هم‌تراز ارائه شده توسط *cahn&vese* استفاده شد [۱۳].

## ۲-۲- الگوریتم انطباق دو مرحله‌ای پیشنهادی

بعد از پیش پردازش‌های لازم بر روی تصاویر و استخراج ویژگی‌های مورد استفاده نوبت به استفاده از الگوریتم انطباق می‌رسد. در این قسمت الگوریتم دو مرحله‌ای پیشنهادی توضیح داده می‌شود.

### ۲-۲-۱- مرحله اول: انطباق اولیه بر اساس رگ با استفاده از

#### ICP

برای شروع فرآیند انطباق، ابتدا انطباقی بر اساس مشخصات رگ‌های اصلی با استفاده از الگوریتم ICP انجام می‌شود. به همین جهت لازم است که در ابتدا مراکز رگ‌های استخراج شده از تصاویر بدست آید و فرآیند انطباق بر روی این مجموعه نقاط انجام شود.

### استخراج مراکز رگ

استخراج دقیق خط مرکزی رگ‌ها بصورت اتوماتیک، با استفاده از روش *Multistencil fast marching* انجام می‌شود [۱۴]. در این روش کوتاهترین فاصله از لیستی از نقاط تا پیکسل‌های دیگر در یک تصویر دو یا سه بعدی بدست می‌آید. با توجه به این که این روش از اطلاعات مشتق دوم و همسایگی متقابل استفاده می‌کند نتایج دقیقی را بدست می‌آورد. بر خلاف بعضی از روش‌های موجود که در آن نقطه شروع و پایان توسط کاربر مشخص می‌شود و سپس کوتاهترین مسیر بین آن‌ها محاسبه می‌شود، در این روش با استفاده از اطلاعات گرادینان نقشه فاصله، مراکز رگ‌ها بصورت اتوماتیک استخراج می‌شوند.

### انطباق خطوط مرکزی رگ بر اساس ICP

بعد از استخراج خط مرکزی رگ‌ها، این خطوط با استفاده از الگوریتم ICP بر روی هم منطبق می‌شوند. الگوریتم ICP مبتنی بر رگ دائما نزدیک‌ترین مجموعه نقاط را بین مجموعه نقاط رگ بجای سطح پیدا می‌کند و پارامترهای چرخش و انتقال (

شروع می‌شود و برخلاف الگوریتم ICP لازم نیست تا منتظر جمع‌آوری کل اطلاعات موجود برای شروع فرآیند انطباق باشد. UKF با شرکت دادن واریانس پارامترهای تخمین زده شده و ماتریس کواریانس مدل مشاهده شده و مدل پردازشی در فرآیند انطباق، بر محدودیت‌های الگوریتم ICP در برابر نویز و انطباق اولیه اشتباه فایق می‌آید. با این وجود حجازی نشان داد، هنگامی که پارامترهای اولیه از UKF از مقادیر صحیح فاصله داشته باشند ممکن است الگوریتم به مقدار صحیح همگرا نشود و الگوریتم هزینه محاسباتی بالایی دارد و همچنین با افزایش نویز و داده‌های اضافی تعداد نقاط لازم برای همگرایی الگوریتم و زمان اجرای آن افزایش می‌یابد [۹]. با توجه به مطالعات انجام شده در این مقاله رویکرد جدید چند مرحله‌ای برای مسئله انطباق بیان می‌شود. الگوریتم دو مرحله‌ای پیشنهادی، ترکیبی از ICP و UKF است تا بر محدودیت‌های هر دو روش از نظر دقت، حساسیت به داده‌های اضافی و زمان اجرا فائق آید. برای بررسی نتایج، الگوریتم‌های انطباق بر روی تصاویر CT و فراصوت گرفته شده از فانتوم کبد تست می‌شوند.

## ۲- روش اجرا

### ۲-۱- پیش پردازش تصاویر

به منظور حذف نویز تصاویر فراصوت در حالی که اطلاعات مرزی و لبه‌های تصویر حفظ شوند فیلتر کاهش نویز الگوی همگن ناحیه‌ای به تصاویر اعمال شد [۱۰]. علاوه بر این قبل از اعمال فیلتر کاهش نویز الگوی همگن، ابتدا فیلتر *stick* که توسط *Czerwinsky* مطرح شده است [۱۱]، برای تاکید بیشتر بر روی لبه‌های تصویر، اجرا می‌شود. فیلتر *stick* از پاره خطها (*stick* گفته می‌شوند) در زوایای مختلف استفاده می‌کند. همه *stick*ها با تصویر کانالو می‌شوند و مقدار هر نقطه، با ماکزیمم مقدار نتایج همه کانالوها تعیین می‌شود. این مقدار مشخص کننده این است که این نقطه تا چه اندازه به خط با زاویه متناظر، متعلق است.

برای یافتن یک تبدیل مناسب بین تصاویر CT و تصاویر فراصوت لازم است که مشخصات و ویژگی‌های مورد استفاده در فرآیند انطباق با دقت از تصاویر استخراج شوند. سطح کبد، منحنی نرمی است و تعیین ویژگی مشخص و لندمارک بر روی آن دشوار است. بنابراین انطباق بر اساس اطلاعات سطح نمی‌تواند انطباق دقیق بخصوص در

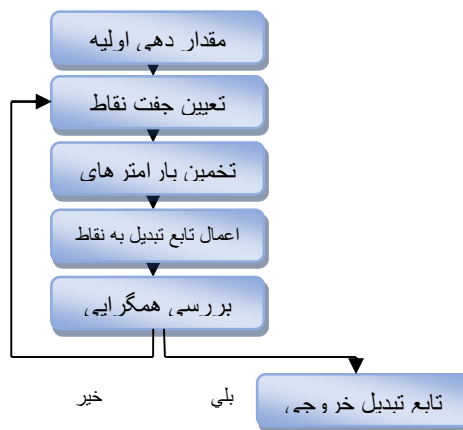
به مقادیر صحیح مقدار دهی می شود و در نتیجه زمان اجرا و همگرایی الگوریتم بهبود می یابد. اضافه کردن نقاط به صورت افزایشی در این الگوریتم، اجازه متوقف شدن انطباق را زمانی که خطای الگوریتم به حد قابل قبولی برسد، می دهد. مراحل کلی کار در شکل ۴ نشان داده شده است.

تابع تبدیل  $\tau$  را پیدا می کند که تابع  $(R_{reg-vessel}; t_{reg-vessel})$  اختلاف انطباق دو داده را مینیمم کند.

$$d(\tau(x), Y) = \sqrt{\sum_{j=1}^N d^2(\tau(x_j), Y)} = \sqrt{\sum_{j=1}^N \|\tau(x_j) - y_j\|^2} \quad (1)$$

$$y_j = C(\tau(x_j), Y) \quad (2)$$

$x_j$  مجموعه  $N_x$  نقطه ای بر روی سطح در فضای  $X$  است.  $C$  تابع تناظر و یا نزدیکترین نقطه است که نقاط  $\gamma$  متناظر با  $X$  را در فضای  $Y$  بدست می آورد. الگوریتم ICP را بصورت خلاصه می توان بصورت بلوک دیاگرام زیر رسم نمود:



شکل ۳- الگوریتم ICP

۲-۲-۲- مرحله دوم: انطباق مبتنی بر سطح با استفاده از

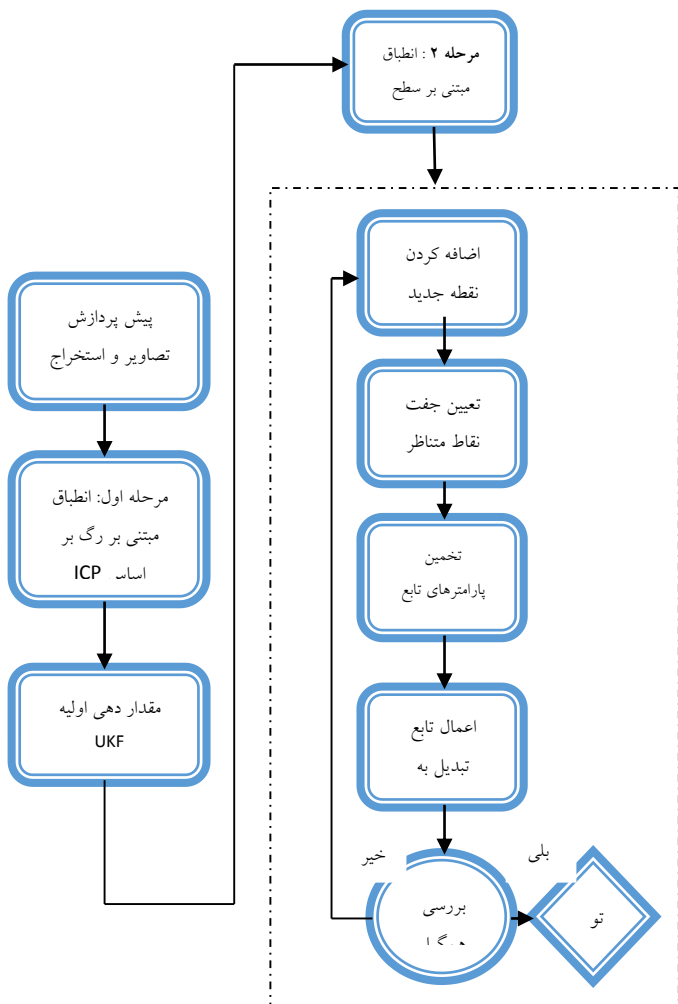
UKF

در این مرحله بردار حالت UKF، (معادله ۳)، با استفاده از پارامترهای چرخش و انتقال بدست آمده در مرحله قبل مقدار دهی اولیه می شوند (معادله ۴).

$$x = [t_x, t_y, t_z, \theta_x, \theta_y, \theta_z]^T = [x_t^T, x_\theta^T]^T, \quad (3)$$

$$R_{(x_0)}^0 = R_{reg-vessel}; x_t^0 = t_{reg-vessel} \quad (4)$$

بدین ترتیب بردار حالت UKF با مقادیر دقیق مقدار دهی می شود و سپس الگوریتم UKF بر روی سطح به دست آمده از کبد اجرا می شود. برای جزئیات بیشتر در مورد الگوریتم UKF لطفاً به [۹] مراجعه شود. با استفاده از این مقدار دهی اولیه بردار حالت نزدیک

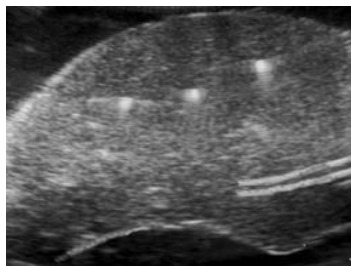


شکل ۴- بلوک دیاگرام دو مرحله ای، بلوک دیاگرام داخلی مرحله دوم الگوریتم یعنی انطباق مبتنی بر سطح بر اساس UKF را نشان می دهد.

### ۳-تهیه داده ها

#### ۱-۳- ساخت فانتوم

با توجه به محدودیت استفاده از داده های واقعی در این پژوهش برای ارزیابی الگوریتم ها از داده های بدست آمده از فانتوم استفاده شد. فانتوم مورد نظر ما در شبیه سازی از ماده پلی وینیل الکل<sup>۱</sup> با درصد



شکل ۷- نمونه‌های از تصویر فراصوت گرفته شده از فانتوم

#### ۴- نتایج

در این قسمت الگوریتم‌های انطباق بر روی داده‌های CT گرفته شده از فانتوم قبل از تغییر فرم و داده‌های فراصوت بعد از تغییر فرم اعمال می‌شوند. بعد از تغییر فرم علاوه بر تصاویر فراصوت تصاویر CT نیز بعنوان معیار استاندارد برای ارزیابی از فانتوم گرفته می‌شود. در هر حالت بعد از تغییر فرم ۱۲ تصویر فراصوت از فانتوم گرفته می‌شود و با تصاویر CT قبل از تغییر فرم منطبق می‌شود. همچنین تصاویر CT قبل از تغییر فرم با تصاویر بعد از تغییر فرم نیز منطبق می‌شوند. خطای بین لندمارک‌های مشخص که در فانتوم قرار داده شدند در دو حالت انطباق تصاویر فراصوت به CT و CT به CT برای حالتی که به اندازه ۱۰ و ۲۰ میلی‌لیتر داخل بالون آب تزریق می‌شود در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱- مقایسه نتایج خطای انطباق بین لندمارک‌های مشخص

در US-CT با معیار استاندارد CT-CT بر روی دو تغییر فرم

تغییر فرم دوم		تغییر فرم اول		خطای RMS(mm) ± میانگین : انحراف استاندارد
US-CT	CT-CT	US-CT	CT-CT	
۲۹/۲±۱۷/۴	۱۸/۴±۶/۷	۹/۷۵±۲/۵	۵/۴±۱/۳	خطای اولیه
۶/۱±۱/۱۵	۴/۳±۱/۱	۳/۷۷±۱/۶	۲/۰۸±۰/۹	ICP
۵/۲±۰/۷۲	۴/۰۳±۰/۷	۳/۴±۱/۵	۱/۸±۰/۵	UKF
۴/۶±۱/۸	۳/۴۷±۰/۶۷	۲/۹۵±۱/۸	۱/۴±۰/۲	الگویتیم پیشنهادی

در جدول‌های ۲ و ۳ به ترتیب زمان اجرا و تعداد نقاط لازم برای همگرایی الگوریتم‌ها با یکدیگر مقایسه شده‌اند. مقادیر هر جدول میانگین، انحراف استاندارد و مقدار ماکزیممی که هر پارامتر می‌گیرد را نشان می‌دهد.

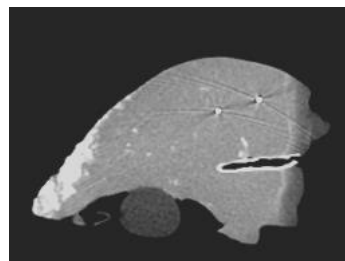
وزنی ۱۰ درصد است. برای آماده سازی محلول PVA از روش ارائه شده توسط Sean استفاده کردیم [۱۵]. برای افزایش پراکنندگی امواج صوتی و همچنین برای افزایش کنتراست در تصاویر CT، به ترتیب محلولی شامل پودر تالک در ترکیب ۲ در صد و پودر باریم سولفات به صورت ترکیب ۲ درصد از حجم محلول ابتدایی ساخته شد. محلول آماده شده در داخل قالبی که در داخل آن لوله‌های پلاستیکی با قطر ۳ میلی‌متر برای شبیه سازی عروق اصلی داخل کبد قرار داده شده‌اند، ریخته شد. همچنین برای محاسبه خطای انطباق، سیم‌های مسی با قطر ۰/۳ میلی‌متر در فواصل مختلف در فانتوم قرار داده شد، بصورتی که در هر اسلایس از تصاویر ۳ تا ۴ لندمارک وجود دارد. فانتوم در داخل ظرفی ثابت شد و جهت ایجاد تغییر فرم در آن، یک سوند فولی در زیر فانتوم قرار داده شد که با مقادیر ۱۰ و ۲۰ میلی متر از آب پر می‌شود (شکل ۵).



شکل ۵- فانتوم تهیه شده پس از خارج شدن از قالب

#### ۲-۳- گرفتن تصاویر CT و فراصوت

تصاویر CT در حالت قبل تغییر فرم و در دو حالت بعد از تغییر فرم از فانتوم با استفاده از دستگاه GE Multi slice 64 موجود در بیمارستان امام خمینی، گرفته شد. ابعاد تصاویر ۳۳۵×۵۱۲×۵۱۲ و سایز وکسل ۰،۴۵۳×۰،۴۵۳×۰،۶۲۵ میلی‌متر به ترتیب در راستای X، Y و Z است. تصاویر فراصوت در مد B از فانتوم در دو حالت بعد از تغییر فرم توسط دستگاه (Siemens Antares) با استفاده از پروب محدب با فرکانس ۵ مگا هرتز گرفته شد.



گرفته شده از فانتوم CT شکل ۶- نمونه‌های از تصویر

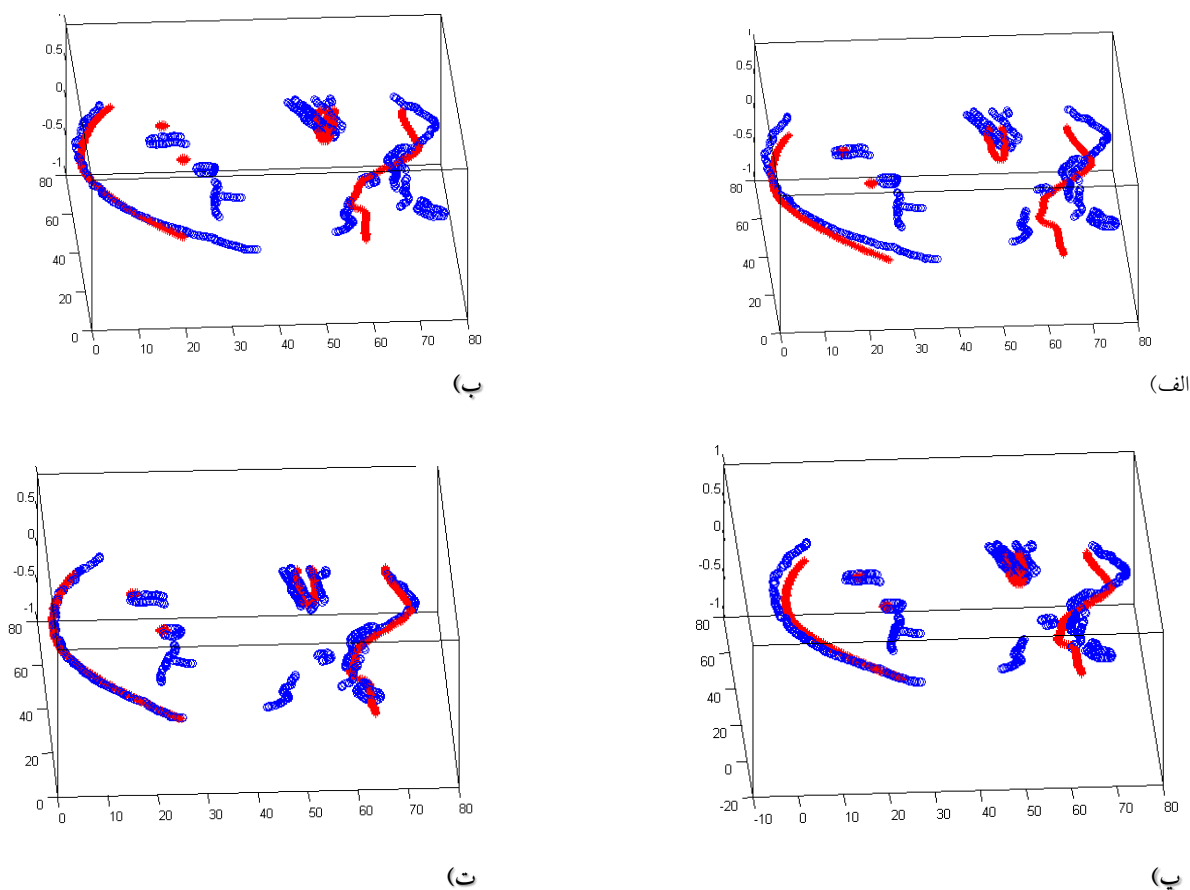
جدول ۲- مقایسه زمانی الگوریتم های مختلف انطباق

تغییر فرم دوم		تغییر فرم اول		زمان (ثانیه):
US-CT	CT-CT	US-CT	CT-CT	
$0.76 \pm 0.34 (1/0.1)$	$2.14 \pm 0.27 (2/87)$	$0.56 \pm 0.08 (0.61)$	$1.04 \pm 0.2 (1,1)$	ICP
$2.0 \pm 1.3/8 (24/6)$	$8/4 \pm 2/2 (12/8)$	$5/8 \pm 4/2 (11/1)$	$7/95 \pm 1/8 (1.0)$	UKF
$4/2 \pm 2/5 (7/8)$	$3/7 \pm 3/4 (8/1)$	$2/0.5 \pm 1/0.1 (3/4)$	$1/0.1 \pm 0/6 (1/8)$	الگوریتم پیشنهادی

جدول ۳- مقایسه تعداد نقاط همگرایی لازم الگوریتم های مختلف انطباق

تغییر فرم دوم		تغییر فرم اول		تعداد نقاط:
US-CT	CT-CT	US-CT	CT-CT	
$1297 \pm 560 (1980)$	$1150 \pm 91 (1607)$	$806 \pm 113 (901)$	$970 \pm 22 (985)$	ICP
$119 \pm 79 (278)$	$86 \pm 60 (149)$	$89 \pm 35 (202)$	$71 \pm 48 (106)$	UKF
$50 \pm 23 (87)$	$50 \pm 64 (138)$	$51 \pm 19 (75)$	$30 \pm 30 (79)$	الگوریتم پیشنهادی

در شکل ۸ نتایج انطباق با استفاده از الگوریتم های ICP, UKF و الگوریتم دو مرحله ای بر روی مجموعه نقاط بدست آمده از تصاویر CT و فراصوت نشان داده شده است.



شکل ۸- الف) نتایج قبل انطباق ب) انطباق با استفاده از ICP پ) انطباق با استفاده از UKF ت) انطباق با استفاده از الگوریتم دو مرحله ای (واحد نمودار ها بر حسب میلیمتر است).

## ۵-بحث

متناظر موجود به آن داده شود به مقدار مطلوب همگرا می‌شود، از نظر محاسباتی بهینه است و لازم نیست که جراح از تمام بافت کبد تصویرگیری انجام دهد.

با توجه به این که امکان تهیه داده‌های واقعی بیماران در اتاق عمل وجود نداشت تمرکز اصلی این مقاله بر روی داده‌های گرفته شده از فانتوم بود. با وجود آن که سعی شد فانتوم به بافت واقعی کبد بیشترین شباهت را داشته باشد اما تفاوت‌هایی نظیر اندازه و محل دقیق رگ‌ها بین آن‌ها وجود داشت. بنابراین تنها با تکیه بر این آزمایشات نمی‌توان در مورد کاربرد این الگوریتم‌ها بر روی دیتاهای کلینیکی بصورت قطعی نظر داد. علاوه بر این انتظار می‌رود که در حالت استفاده از داده‌های واقعی که حجم محاسبات به شدت افزایش می‌یابد کاهش زمان اجرای الگوریتم دو مرحله‌ای نسبت به UKF محسوس تر باشد.

## مراجع

- [1] Lange, T., et al., 3D ultrasound-CT registration of the liver using combined landmark-intensity information. *IJCARS*, 2009. 4(1): p. 79-88
- [2] Penney, G.P., et al., Overview of an ultrasound to ct or mr registration system for use in thermal ablation of liver metastases, in *MIUA'01*. 2001. p. 65-68
- [3] Paul Mullen, C.O., TECHNICAL INNOVATION: MR, Ultrasound Fusion, in *A GE Healthcare MR publication*. 2009.
- [4] Rasoulia, A., et al., Group-wise feature-based registration of CT and ultrasound images of spine. 2010: p. 76250R-76250R.
- [5] Zhijun, Z. Adaptive region intensity based rigid ultrasound and CT image registration. in *IEEE Conference on CVPR*. 2008.
- [6] Rasoulia, A., Group-wise CT to Ultrasound Registration of Lumbar Spine, in *computer science faculty*, ۲۰۰۹ University of Munich
- [7] Sandhu, R., S. Dambreville, and A. Tannenbaum, Point Set Registration via Particle Filtering and Stochastic Dynamics. *IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell*, 2010. 32(8): p. 1459-1473.
- [8] Moghari, M.H. and P. Abolmaesumi, Point-Based Rigid-Body Registration Using an Unscented Kalman Filter. *IEEE Trans Med Imaging*, 2007. 26(12): p. 1708-1728.
- [9] Mehdi, H.M., New Algorithms in Rigid-Body Registration and Estimation of Registration Accuracy, in *Department of Electrical and Computer Engineering*. 2008, Queen's University: Kingston, Ontario, Canada.
- [10] Loizou, C.P. and C.S. Pattichis, Despeckle Filtering Algorithms and Software for Ultrasound Imaging. *Synthesis Lectures on Algorithms and Software in Engineering*, 2008. 1(1): p. 1-166.

با وجود مزایای UKF در برابر ICP از قبیل توانایی انطباق در حضور نویز گاوسین ناهمسان، حساسیت کمتر به نقطه شروع و داده‌های اضافی، اگر بردار حالت در UKF از مقدار صحیح دور باشد، الگوریتم UKF ممکن است به مقدار درست همگرا نشود به همین جهت همانطور که در [۹] نیز بیان شده است استفاده از یک انطباق اولیه عملکرد الگوریتم را تا حد زیادی بهبود می‌دهد. همچنین این انطباق تاثیر بسزایی در کاهش تعداد نقاط لازم برای همگرایی و در نتیجه‌ی آن کاهش زمان اجرای الگوریتم دارد. نتایج الگوریتم‌های انطباق بر روی داده‌های فانتوم در جدول ۱ نشان می‌دهد که الگوریتم دو مرحله‌ای عملکرد الگوریتم‌های ICP و UKF را در انطباق تصاویر CT به فراصوت بطور متوسط در هر دو تغییر فرم به ترتیب ۲۳٪ و ۱۲٪ بهبود می‌دهد. خطای الگوریتم بصورت متوسط بر روی دو تغییر فرم کمتر از ۴ میلی‌متر است که در مقایسه با نتایج بدست آمده با استفاده از الگوریتم WICP بر روی سطح بدست آمده از لیزر توسط Clements در [۱۶] که مقدار خطای گزارش شده آن‌ها بصورت متوسط بر روی دو تغییر فرم حدود ۳٫۲ میلی‌متر است، نتیجه قابل قبولی است. همچنین با توجه به نتایج جدول ۲ زمان اجرای الگوریتم نسبت به الگوریتم UKF بصورت متوسط بر روی دو تغییر فرم در انطباق تصاویر فراصوت به CT تا ۶۰٪ بهبود یافته است که زمان قابل قبولی نیز است. با توجه به جدول ۳ الگوریتم دو مرحله‌ای UKF نیازی به وجود تمام نقاط برای فرآیند انطباق ندارند و تعداد نقاط لازم برای همگرایی الگوریتم دو مرحله‌ای نسبت به UKF کاهش یافته است.

## ۶-نتیجه گیری

با استفاده از الگوریتم دو مرحله‌ای پیشنهاد شده، زمان اجرای الگوریتم UKF و دقت و همگرایی هر دو الگوریتم ICP و UKF بهینه می‌شود. در الگوریتم پیشنهادی اطلاعات رگ‌های اصلی بدست آمده از تصاویر با استفاده از الگوریتم ICP بر هم منطبق می‌شوند و بعد از انجام این انطباق اولیه، جراح شروع به تصویرگیری از سطح کبد می‌کند. با استفاده از اجرای الگوریتم UKF بر روی نقاط جدید بدست آمده، تصویر قبل از عمل به روز می‌شود و تصویرگیری تا جایی که دقت الگوریتم UKF به مقدار مورد نظر رسد ادامه می‌یابد. از این جهت که در اکثر موارد این روش بهینه‌سازی، قبل از اینکه تمام نقاط



- [14] Hassouna, M.S. and A.A. Farag, MultiStencils Fast Marching Methods: A Highly Accurate Solution to the Eikonal Equation on Cartesian Domains. IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., 2007. 29(9): p. 1563-1574.
- [15] Chen Sj Fau - Hellier, P., et al., An anthropomorphic polyvinyl alcohol triple-modality brain phantom based on Colin27. Med Image Comput Assist Interv, 2010. 13: p. 92-100.
- [16] Clements Lw Fau - Chapman, W.C., et al., Robust surface registration using salient anatomical features for image-guided liver surgery: algorithm and validation. 2008(0094-2405 (Print))
- [11] Czerwinski, R.N., D.L. Jones, and W.D. O'Brien, Jr., Line and boundary detection in speckle images. Image Processing, IEEE Transactions on, 1998. 7(12): p. 1700-1714.
- [12] Lee D Fau - Nam, W.H., et al., Non-rigid registration between 3D ultrasound and CT images of the liver based on intensity and gradient information. Phys Med Biol, 2011. 56(1):117-37(1361-6560 (Electronic.))
- [13] Chan, T.F. and L.A. Vese, Active contours without edges. IEEE Trans Image Process 2001. 10(2): p. 266-277.