

SID



سرویس های ویژه



سرویس ترجمه تخصصی



کارگاه های آموزشی



بلاگ مرکز اطلاعات علمی



سامانه ویراستاری STES



فیلم های آموزشی

کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی جهاد دانشگاهی

کارگاه آنلاین
بررسی مقابله ای متون (مقدماتی)

کارگاه آنلاین
پروپوزال نویسی و پایان نامه نویسی

کارگاه آنلاین آشنایی با پایگاه های اطلاعات علمی بین المللی و ترند های جستجو

ایجاد تصویر سه بعدی با استفاده از سیستم های فراصوت دو بعدی معمولی

غلامرضا عزیزیان*، دکتر سعید سرکار**، دکتر محمدجواد ابوالحسنی**

چکیده:

استفاده از امواج فراصوت یکی از روشهای مرسوم در تصویربرداری پزشکی است. تصاویر سونوگرافی دارای آرتیفکت های بیشماری هستند. ساخت تصاویر سه بعدی روشی برای تجسم بهتر و تفسیر راحت تر تصاویر می باشد. هدف از انجام این تحقیق بررسی و ساخت تصاویر سه بعدی با استفاده از سیستم های فراصوت دو بعدی معمولی و با توجه به امکانات موجود در ایران است.

برای ساخت تصاویر سه بعدی از یک دستگاه سونوگرافی، با پروب خطی محدب استفاده گردید. تصاویر سه بعدی از اجسامی مثل: استوانه آلومینیومی، کره کائوچویی، دست انسان، کلیه گوسفند، رگ کاروتید و کلیه انسان گرفته شد. جای تصاویر با استفاده از یک اسکنر که سه درجه آزادی داشت، مشخص گردید. از یک درجه آزادی برای حرکت انتقالی پروب بهره گرفته شد. حرکت اسکنر توسط یک موتور پله ای (stepping motor) انجام گردید. برنامه مرتبط با حرکت اسکنر با زبان C نوشته شد. در فاصله یک میلیمتری هر تصویر اخذ و به کامپیوتر منتقل شد. پس از آن با انجام فیلتراسیون و درون یابی نهایتاً تصاویر در مقاطع دیگر بازسازی و با روش نمایش برش ها نشان داده شد. پردازش تصاویر و اعمال مرتبط با آن با MATLAB 4.1 و MATLAB 5.3 انجام گرفت.

پس از اخذ تصاویر در بعدهای دیگر از دو جنبه به بررسی تصاویر پرداخته شد. در گام اول اندازه تصاویر بازسازی شده با اندازه جسم مطابقت داده شد. برای یک بعد جسم با اندازه ۱۲/۵ mm میانگین اندازه تصاویر ۱۲/۶۲۹ mm به دست آمد. مقادیر به دست آمده با $p \text{ value} = 0/05$ اختلاف معنی داری را نشان نداد. در گام بعدی تصاویر از نظر شکل ظاهری با شکل واقعی مقایسه شد. برای اجسامی مثل: کره کائوچویی و استوانه پلاستیکی، به دلیل آرتیفکت های مربوط به بارتاب های متوالی، تصاویر بازسازی شده با جسم واقعی مطابقت نداشت. ولی برای دست انسان، کلیه گوسفند و رگ کاروتید گردن انسان سازگاری بین تصاویر بازسازی شده و جسم واقعی وجود داشت. برای کلیه انسان به دلیل حرکت کلیه در زمان اخذ، تصاویر بازسازی شده مخدوش بود. بنابراین برای کلیه انسان باز سازی تصاویر به درستی انجام نشد.

براین اساس بازسازی تصاویر در *in vitro* برای اجسامی که معادل بافت باشند مثل کلیه گوسفند و دست انسان به خوبی انجام شد. در *in vivo* برای رگ کاروتید سازگاری بین رگ و تصویر آن وجود داشت. در مورد کلیه انسان به دلیل حرکت کلیه این روش جوابگو نبود.

کلید واژه ها: تصویر سه بعدی / جایاب مکانیتی / فراصوت

مقدمه:

روش فراصوت در تصویربرداری پزشکی به صورت گسترده ای مورد استفاده قرار میگیرد. این روش دارای مزایا و معایبی است. از معایب روش فراصوت آرتیفکتهای بیشماری است که در تصاویر دیده میشود. براین اساس تفسیر تصاویر فراصوت مشکل می شود و مهارت زیادی را می طلبد. سه بعدی کردن تصاویر می تواند به تجسم بهتر و تفسیر راحت تر تصاویر کمک قابل توجهی کند. از سال ۱۹۶۹ تحقیق و بررسی برای ساخت تصاویر سه بعدی شروع گردید. این کار با استفاده از پروب های معمولی و پروب های مخصوص دوبعدی انجام شد. پروب های مخصوص با آرایه های دو بعدی، تصاویر را به طور همزمان اخذ می نمایند (۱). ساخت این پروب ها مشکل است و قیمت این پروب ها نسبتاً زیاد است. بر این اساس بیشتر تحقیقات بر روی ساخت تصاویر سه بعدی با استفاده از پروب های معمولی متمرکز شده است. برای استفاده از پروب های معمولی در ساخت تصاویر سه بعدی، مشخص کردن جای پروب و بیمار، امری ضروری است. به این منظور طراحی و ساخت جایاب ها (locators) بخشی از تحقیق است. این کار توسط کارشناسان الکترونیک و مکانیک انجام شده است. برای این منظور سه نوع جایاب مکانیکی، صوتی و مغناطیسی طراحی و ساخته شده است و مزایا و معایب هر یک از این جایاب ها مورد بررسی قرار گرفته است.

حرکت جایاب مکانیکی توسط یک موتور پله ای (stepping motor) انجام می شود. جایاب مکانیکی حرکت پروب را به صورت خطی (linear)، زاویه ای (tilt) و چرخشی (rotational) تعیین می کند. بررسی هر یک از سه نوع حرکت در جایاب مکانیکی بر روی بدن بخشی از مطالعات می باشد. جایاب های مکانیکی حرکتی منظم دارند، بنابراین در حیطه حرکت خود تصاویر را به صورت محدود اخذ می کنند. به دلیل حرکت منظم آنها بازسازی تصاویر راحت تر از دو نوع دیگر صورت می گیرد (۲-۴).

جایابهای صوتی و مغناطیسی حرکتی نامنظم دارند. در جایاب های صوتی وضعیت پروب بر اساس اندازه گیری فاصله بین سه بلندگو نصب شده روی پروب و چهار میکروفون بالای سر بیمار مشخص می شود. هر

یک از بلندگوها پالسهای صوتی را به طرف میکروفون ها ارسال می نمایند. زمان میان ارسال و دریافت پالس اندازه گیری میشود و نهایتاً با توجه به سرعت صوت فاصله میان بلندگو و میکروفون محاسبه می شود و وضعیت پروب مشخص میگردد (۵). نقص این جایاب ها این است که سرعت صوت به دما و رطوبت محیط وابسته است و بنابراین این باید در دما و رطوبت متفاوت تصحیحات لازم انجام شود (۶،۷).

جایاب های مغناطیسی بر اساس ارسال و دریافت یک منبع مغناطیسی کار می کنند (۸). این جایاب ها از دیگر جایاب ها دقیق تر هستند. تنها وجود اجسام مغناطیسی و تأثیر آن ها می تواند در وضعیت یابی اختلال ایجاد کند. در مورد جایاب های صوتی و مغناطیسی پردازش تصویر مشکل تر از جایاب های مکانیکی است (۹).

تحقیقات به طور همزمان بر روی امور مربوط به پردازش تصویر انجام شد. فیلتراسیون، درونبایی و برهم نهادن تصاویر زمینه کاری این تحقیقات است (۱۰). استفاده از برنامه های مختلف کامپیوتری در این زمینه مفید بوده است.

به طور همزمان، بررسی روش های مختلف نمایش تصاویر انجام شد. این روشها عبارت بودند از: ارائه تصاویر به صورت نمایش برش ها (slice imaging)، نمایش حقیقی تصاویر سه بعدی (volume imaging) (۱۱) و نمایش تصاویر سه بعدی بر روی صفحه نمایش دوبعدی (projective imaging).

در سال ۱۳۷۴ هجری شمسی اولین مورد از تحقیقات در ایران در دانشگاه صنعتی شریف انجام شد. این کار با یک اسکتر که حرکت زاویه ای داشت انجام شد (۱۲). هدف از انجام این تحقیق بررسی وساخت تصاویر سه بعدی با استفاده از سیستم های فراصوت دو بعدی معمولی و با توجه به امکانات موجود در ایران است.

روش کار:

این مطالعه، توصیفی - تحلیلی است. محل انجام کار مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، در بیمارستان امام خمینی تهران بود. متغیرهای مورد بررسی عبارت بودند از:

الف - تصویر دو بعدی که متغیری است مستقل، کمی و گسسته و عبارت است از تصویر اولیه ای که از دستگاه

فرا صوت گرفته میشود.

ب - تصویر سه بعدی که متغیری است وابسته، کمی، گسسته و عبارت است از تصویری که اطلاعات را در سه بعد ارائه می دهد و از برهم نهادن تصاویر دوبعدی به دست می آید. واحد اندازه گیری تصویر دوبعدی پیکسل های سازنده تصاویر می باشد.

برای انتخاب روش کار در هر مرحله محدودیت هایی وجود داشت که نهایتاً انتخاب را محدود می کرد. با توجه به امکانات، نوع روش جایابی، مکانیکی با حرکت انتقالی تعیین شد. روش نمایش برش ها نیز برای ارائه تصاویر مشخص شد. جایاب مورد استفاده یک جایاب با سه درجه آزادی است که از یک درجه آزادی آن برای حرکت انتقالی پروب استفاده شد. برای تعیین فواصل گامها و دستور حرکت از یک نرم افزار که در زبان C نگاشته شده بود، بهره گرفته شد. قابل ذکر است، برنامه کامپیوتری دقت اسکنر را $1/150$ میلیمتر معین می کند.

اخذ تصاویر بوسیله یک دستگاه سونوگرافی پرتابل ALOKA، با پروب 3.5MHz از نوع آرایه خطی - انحنادار (curvilinear) انجام شد. برای انتقال تصاویر از دستگاه سونوگرافی به کامپیوتر از یک کارت گرافیکی (video blaster) استفاده شد و این کارت گرافیکی تحت windows 3.1 نصب گردید. از یک کامپیوتر بنتیوم برای ضبط و پردازش و ارائه تصاویر بهره گرفته شد. از نرم افزارهای MATLAB 4.1 و MATLAB 5.3 برای پردازش تصویر استفاده شد. تصاویر از کره کائوچویی، استوانه پلاستیکی، دست انسان، کلیه گوسفند در روش in vitro و در داخل آب گرفته شد. همچنین تصویری از کلیه انسان و رگ کاروتید گردن در روش in vivo اخذ و نمایش داده شد.

مراحل کار به ترتیب زیر انجام گردید:

۱- نصب نرم افزارها و تنظیم وسایل

۲- تعیین فاصله گام ها

علیرغم دقت بالای اسکنر ($1/150$ میلیمتر)، برای بالا بردن سرعت اخذ و پردازش تصاویر و اشغال کمتر حافظه، فاصله گامها 1mm تعیین شد.

۳- تعیین ضخامت برش

در اینجا از یک فانتوم slice thickness استفاده شد و

ضخامت برش برای اعماق مختلف تعیین گردید.

۴- تعیین اندازه تصویر بر روی کامپیوتر

۵- برهم نهادن و درونیابی تصاویر

پس از برهم نهادن تصاویر، درونیابی تصاویر با استفاده از روشهای، میانگین گرفتن، نزدیکترین همسایگی (nearest neighbor)، خطی (linear)، اسپلاین (spline) و مکعبی (cubic) انجام شد.

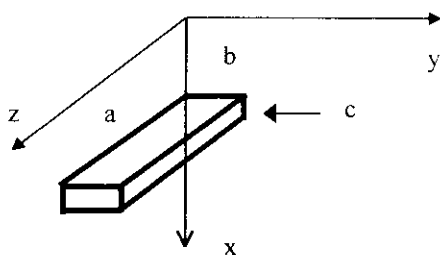
۶- ارائه و نمایش تصاویر

تصاویر با استفاده از نرم افزار MATLAB 4.1 و MATLAB 5.3 به روش نمایش برشها ارائه گردید.

۷- مقایسه کمی و کیفی اندازه جسم و تصویر اصلی و بازسازی شده.

برای بررسی اندازه های جسم و تصویر اصلی و بازسازی شده آن از یک مکعب مستطیل از جنس گرافیت استفاده گردید. ابعاد جسم به ترتیب $a = 23 \pm 0.5 \text{ mm}$ ، $b = 12/5 \pm 0.5 \text{ mm}$ و $c = 4/5 \pm 0.5 \text{ mm}$ بود که در داخل یک کلیه گوسفند قرار گرفت و در درون آب گرفته شد.

برای مشخص کردن وضعیت تصاویر، مطابق شکل ۱ ابعاد تصاویر اصلی و بازسازی شده، تعریف شد. مطابق شکل تصویر اصلی در صفحه xy گرفته شد.



شکل ۱: مختصات منظور شده برای تعریف تصاویر

بنابراین میتوان تصویر اصلی را در $z=n$ تعریف کرد و تصاویر باز سازی شده در مقاطع دیگر را در $x=m$ یا $y=k$ تعریف نمود. مقدار n از ۱ تا آخرین تصویر گرفته شده اصلی خواهد بود. در روش نمایش برشها تصاویر بازسازی شده در صفحات عمود بر صفحه اصلی به دست می آیند.

همچنین برای مقایسه شکل ظاهری جسم و تصویر اصلی و بازسازی شده از تطابق اجسام بازسازی شده فوق الذکر استفاده شد.

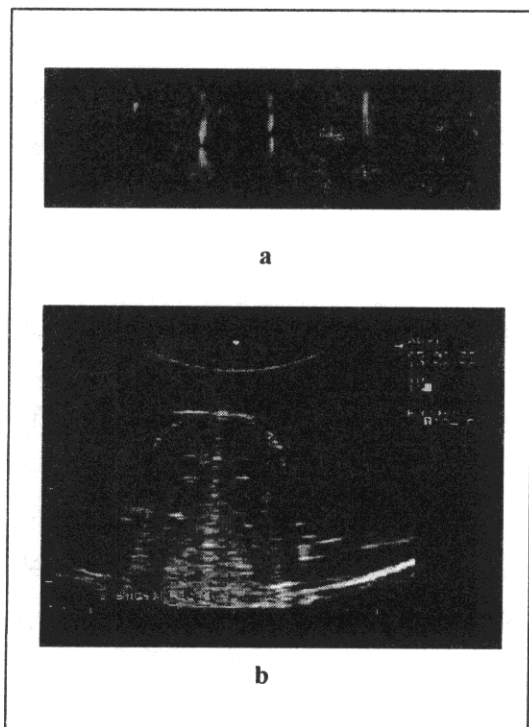
نتایج:

نتایج در سه بخش به دست آمد:

جدول ۲: اندازه گیری انجام شده بر روی بعد a تصویر بازسازی شده با روش درونبایی خطی

| اندازه بعد a (mm) | شماره برش (x) | اندازه بعد a (mm) | شماره برش (x) |
|-------------------|---------------|-------------------|---------------|
| ۲۲/۶۶ | ۳۵ | ۲۳/۶۰ | ۲۵ |
| ۲۴/۰۰ | ۳۶ | ۲۳/۶۶ | ۲۶ |
| ۲۲/۳۳ | ۳۷ | ۲۳/۶۶ | ۲۷ |
| ۲۲/۳۳ | ۳۸ | ۲۲/۳۳ | ۲۸ |
| ۲۲/۳۳ | ۳۹ | ۲۲/۶۶ | ۲۹ |
| ۲۲/۶۶ | ۴۰ | ۲۳/۰۰ | ۳۰ |
| ۲۴/۰۰ | ۴۱ | ۲۲/۶۶ | ۳۱ |
| ۲۴/۰۰ | ۴۲ | ۲۲/۰۰ | ۳۲ |
| ۲۳/۶۶ | ۴۳ | ۲۲/۰۰ | ۳۳ |
| ۲۳/۶۶ | ۴۴ | ۲۲/۶۶ | ۳۴ |

برای درونبایی های دیگر به غیر از روش درونبایی نزدیکترین همسایگی، نتایج مشابهی به دست آمد.
 ۳- مقایسه شکل ظاهری و تصاویر مربوط به فانتوم و ارگانهای مختلف بدن
 تصاویر برای اجسام بالا پردازش و ارائه شد (شکل ۲ و ۳ و ۴)



شکل ۲: a تصویر مربوط به استوانه آلومینیومی و b: تصویر عرضی باز سازی شده مربوط به استوانه آلومینیومی در $x=60$ با روش درونبایی خطی

۱- اندازه گیری ضخامت برش

با استفاده از فانتوم slice thickness ضخامت برش ۱۰ میلیمتر برای عمق های مختلف به دست آمد.

۲- اندازه گیری و مقایسه کمی اندازه جسم با تصاویر اصلی و بازسازی شده
 بر اساس شکل ۱ اندازه تصویر بعد b در صفحه xy در بیست برش متوالی طبق جدول ۱ به دست آمد.

جدول ۱: نتایج به دست آمده برای اندازه گیری

تصویر اصلی بعد b

| اندازه بعد b (mm) | شماره برش (z) | اندازه بعد b (mm) | شماره برش (z) |
|-------------------|---------------|-------------------|---------------|
| ۱۲/۳۳ | ۲۶ | ۱۲/۶۶ | ۱۶ |
| ۱۲/۴۶ | ۲۷ | ۱۲/۶۹ | ۱۷ |
| ۱۲/۴۶ | ۲۸ | ۱۲/۶۰ | ۱۸ |
| ۱۲/۶۶ | ۲۹ | ۱۲/۹۶ | ۱۹ |
| ۱۲/۸۹ | ۳۰ | ۱۲/۵۰ | ۲۰ |
| ۱۲/۹۰ | ۳۱ | ۱۲/۲۶ | ۲۱ |
| ۱۲/۸۹ | ۳۲ | ۱۲/۲۶ | ۲۲ |
| ۱۳/۱۰ | ۳۳ | ۱۲/۲۶ | ۲۳ |
| ۱۳/۱۰ | ۳۴ | ۱۲/۲۶ | ۲۴ |
| ۱۳/۱۰ | ۳۵ | ۱۲/۳۳ | ۲۵ |

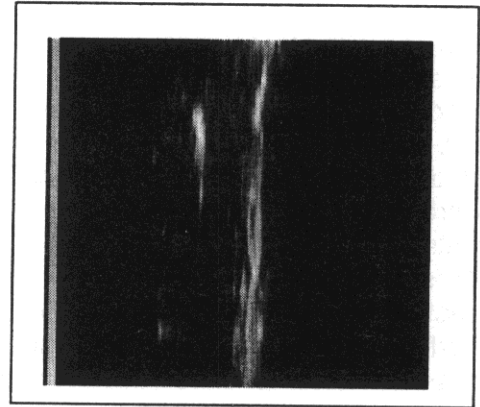
میانگین مقدار به دست آمده برای تصویر اصلی b (یعنی تصویر اولیه گرفته شده از دستگاه سونوگرافی) برابر $12/6290 \text{ mm}$ به دست آمد که با مقدار واقعی بعد b جسم به اندازه $12/90 \text{ mm}$ اختلاف داشت. انحراف استاندارد برای تصویر اصلی با توجه به جدول ۱ برابر $0/3078$ است. با $p\text{-value} = 0.05$ و $n=20$ اختلاف معنی داری بین اندازه جسم و تصویر اصلی مشاهده نشد.
 تصویر باز سازی شده بعدی در صفحه yz به دست آمد. این تصاویر با $x=k$ مشخص می شوند. مقدار میانگین به دست آمده برای تصویر بازسازی شده بعد a در جدول ۲ با روش درونبایی خطی، $22/9545 \text{ mm}$ بود که $0/0455$ با مقدار واقعی تفاوت دارد. انحراف استاندارد برای تصویر بازسازی شده بعد a، با توجه به جدول ۲، $0/7050$ است. با $p\text{-value} = 0.05$ و $n=20$ اختلاف معنی داری بین اندازه جسم و تصویر بازسازی شده مشاهده نشد.

از نظر شکل ظاهری بازسازی تصاویر در مورد کره کائوچونی و استوانه آلومینیومی ، به دلیل بازتاب های شدید لبه های تصویر ، به خوبی انجام نشد. ولی برای اجسامی از قبیل کلیه گوسفند شکل ظاهری با تصاویر بازسازی شده مطابقت داشت. برای کلیه انسان به دلیل حرکت کلیه در حین حرکت تصاویر بازسازی شده مخدوش بود. در مورد رگ کاروتید نیز سازگاری بین شکل واقعی و تصاویر بازسازی شده وجود دارد. بر اساس تصاویر به دست آمده بهترین روش برای درونیابی تصاویر روش خطی است. برای رفع مشکل مربوط به کلیه باید روشی طراحی گردد که تصاویر را سریع دریافت و به کامپیوتر منتقل کند.

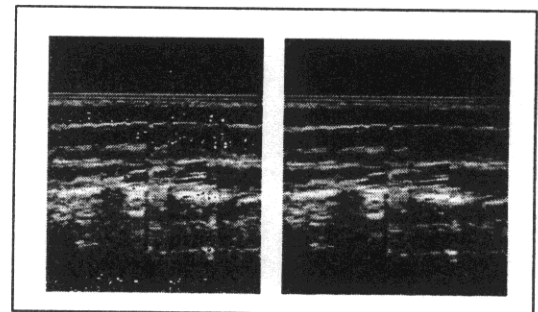
با توجه به مطالب گفته شده بازسازی تصویر برای ارگان های ثابت بدن جوابگوست و می تواند به تفسیر بهتر تصاویر فراصوت کمک قابل ملاحظه ای بنماید.

منابع:

1. Pearson AC, Pasierski T. Initial clinical experience with a 48 by 48 element biplane transesophageal probe. Am Heart J 1991; 122(2): 559-568.
2. Pretoius DH, Nelson TR. 3-Dimensional sonographic analysis based on color flow and gray scale image data. J Ultrasound Med 1992; 11: 225-232.
3. Vogel M , Losch S. Dynamic Three-Dimensional echocardiography with a Computed Tomomgraphy imaging probe: Initial clinical experince with transthoracic application in infants and children with congenital heart defects. Br Heart J 1994; 71(5): 462-464.
4. Tong S, Cardinal HN, Downey DB, et al. Analysis of linear, area, and volume distortion in 3d ultrasound imaging. Ultrasound Med Biol 1998; 24(3) : 355-373.
5. Gorman JH, Gupta KB, Streicher JT, et al. Dynamic Three-Dimensional imaging of the mitrallve and left ventricle by rapid sonomicrometry array localization. J Thorac Cardiovasc Surg 1996; 112: 712-726.
6. Ofili EO, Nanda NC. Three-Dimensional and Four-Dimensional echocardiography. Ultrasound Med Biol 1994; 20(8) : 669-675.
7. Trobaugh JW, Trobaugh DJ, Richard WD. Three-Dimensional



شکل ۳: بازسازی تصاویر برای ۱۹ تصویر گرفته شده با فاصله ۵ سانتیمتر در کلیه انسان و در $x=95$ با روش درونیابی



شکل ۴: تصویر مربوط به رگ کاروتید در $y=45$ با روش درونیابی خطی (راست) و اسپلین (چپ)

بحث:

ضخامت برش عامل محدود کننده ای است که میتواند به تخریب تصویر اصلی و بازسازی شده بیانجامد. به دلیل این که کاربر هیچ نقشی در کاهش این اثر نمی تواند داشته باشد، باید اثر تخریبی این عامل را پذیرفت و تا جایی که امکان دارد از پروب هایی با عرض کمتر استفاده نمود. هم چنین میتوان با کانونی کردن باریکه در اعماق جسم حتی الامکان این اثر را کاهش داد. از نظر اندازه گیری اجسام با تصاویر بازسازی شده، تفاوت معنی داری مشاهده نشد. این امر نشان دهنده بازسازی صحیح تصاویر است. در مورد روش نزدیکترین همسایگی به دلیل آن که جای پیکسلهای خالی با نزدیکترین پیکسل مجاور پر می شود، اندازه جسم با مقدار واقعی تفاوت قابل ملاحظه ای دارد. بنابر این این روش برای بازسازی تصویر روش مردودی است.

- imaging with stereotactic
ultrasonography. *Computrized
Medical Image Graph* 1994; 18(5) :
315-323.
8. Hedrick RH, Hykes DL, Starchman DE.
Ultrasound physics and
instrumentation. 3rd ed. Missouri:
Mosby, 1992.
9. Leotta DF, Detmer PA, Martin RW.
Performance of miniature magnetic
position sensor for Three-Dimensional
ultrasound imaging. *Ultrasound Med
Biol* 1997; 23(4) : 597-606.
۱۰. قلی زاده بهروز. روش های محاسبات عددی. تهران:
دانشگاه صنعتی شریف، ۱۳۷۷.
11. Kossoff G, Griffiths KA, Kadi AP.
Transducer rotation: a useful
scanning maneuver in Three-
Dimensional ultrasonic volume
imaging. *Radiology* 1995;195:
870-872.
۱۲. زاهدی ادموند ، نژادی حسین. تصویربرداری ماوراء
صوت سه بعدی. پایان نامه کارشناسی ارشد
مهندسی پزشکی. دانشکده برق، دانشگاه صنعتی
شریف ، ۱۳۷۵.

SID



سرویس های ویژه



سرویس ترجمه تخصصی



کارگاه های آموزشی



بلاگ مرکز اطلاعات علمی



سامانه ویراستاری STES



فیلم های آموزشی

کارگاه های آموزشی مرکز اطلاعات علمی جهاد دانشگاهی

توجه: بررسی مقاله ای متون (مقدماتی)

کارگاه آنلاین
بررسی مقابله ای متون (مقدماتی)

PROPOSAL
پروپوزال

توجه: پروپوزال نویسی و پایان نامه نویسی

کارگاه آنلاین
پروپوزال نویسی و پایان نامه نویسی

ISI
Scopus

توجه: آشنایی با پایگاه های اطلاعات علمی بین المللی و ترند های جستجو

کارگاه آنلاین آشنایی با پایگاه های اطلاعات علمی بین المللی و ترند های جستجو