

طراحی و ساخت سیستم تصویربرداری نوری سه بعدی با استفاده از شبکه ی آشکارساز فوتودیوئی

سید مهدی صفوی^{۱*}، حمید جعفری^۱، علیرضا کمالی اصل^۲، زنده یاد مجید شهریاری^۳

۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد مهندسی هسته ای، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

۲- استادیار گروه پرتوپزشکی، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

۳- استاد گروه کاربرد پرتوها، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۸/۶

تاریخ دریافت: ۸۹/۳/۲۶

چکیده

مقدمه: تصویربرداری پرتویی یکی از کارآمدترین روشهای تشخیصی در پزشکی و آزمون های غیر مخرب در کاربردهای صنعتی می باشد. در تصویربرداری سه بعدی غیر مخرب علاوه بر منبع پرتو، یک سیستم آشکارسازی مناسب، سیستم جمع آوری داده ها، بخش های مکانیکی جهت حرکت شی، الگوریتم بازسازی و در نهایت کامپیوتری برای پردازش و کنترل فرایندها مورد نیاز می باشد.

مواد و روشها: از مهمترین اجزای یک سیستم تصویربرداری پرتویی دیجیتال، آشکارساز آن است. و یکی از جدیدترین و پر بازده ترین حسگرهای نوری که در این قبیل سیستم های تصویربرداری دیجیتال استفاده می شود، فوتودیوئی نوری است. در این تحقیق، طراحی و ساخت یک سیستم آشکارسازی بر اساس شبکه ی فوتودیوئی به همراه بخشهای مکانیکی و کنترلی انجام شده است. شبکه فوتودیوئی ساخته شده به ابعاد 50×50 میلی متر مربع و بصورت یک آرایه 10×10 از فوتودیوئها شکل گرفته است. در کنار این شبکه، برد های کنترلی مورد نیاز نیز طراحی شده اند. همچنین یک سیستم برای حرکت جسم طراحی و ساخته شد که قادر است جسم را در راستای افقی و قائم و همچنین چرخش حول محور خود، به حرکت در بیاورد. حداکثر جابجایی در جهت افقی و عمودی برابر ۶۰ سانتیمتر و هر گام حرکت با دقت 0.15 میلیمتر است. گام های حرکتی چرخشی هم با دقتی در حدود 0.9 درجه می باشد.

نتایج: با برپایی سیستم نهایی تصویربرداری نوری، ابتدا یکنواختی و زمینه محیط توسط یک دستگاه پرژکتور نوری ارزیابی گردید که یکنواختی خوب، با شدت بالا برای تمامی فوتودیوئهای این شبکه بدست آمد. داده های لازم برای تشکیل تصویر به یک رایانه انتقال پیدا کرده و بعد از پردازش به وسیله برنامه ی نوشته شده در MATLAB بر روی مانیتور به نمایش در می آید. با توجه به اینکه قدرت تفکیک فضایی برای این سیستم در حد اندازه هر پیکسل از صفحه ی آشکارساز، یعنی در حد ۵ میلیمتر است، انتظار آن می رفت که تنها ابعاد کلی از این نمونه ها قابل مشاهده باشد.

بحث و نتیجه گیری: درستی کارکرد این سیستم با استفاده از یک منبع نور مرئی و چندین نمونه ی آزمایشی مورد بررسی قرار گرفت. این سیستم با الگوریتم بکار گرفته شده، قادر به بازسازی تصاویر به صورت سه بعدی و بدست آوردن تصاویر از برش مقطعی جسم می باشد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۸، شماره ۲، پیاپی (۳۱)، تابستان ۹۰، ۶۴-۵۳)

واژگان کلیدی: بازسازی تصویر، سیستم تصویربرداری سه بعدی، فوتودیوئی، توموگرافی

* نویسنده مسؤول: سیدمهدی صفوی

آدرس: دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شهید بهشتی،

تهران، ایران

safavi.mahdi@gmail.com

تلفن: (۱۶۲) ۲۲۴۳۱۵۹۵ (۲۱) ۹۸+

۱- مقدمه

سی تی اسکن در سال های اخیر بطور چشمگیری افزایش پیدا کرده است [۵].

در توموگرافی نوری می توان با استفاده از بازسازی تصاویر حاصل از نور مرئی عبوری و پراکنده شده از جسم، یک مدل حجمی دیجیتال از جسم ارائه نمود [۶]. توموگرافی نوری یکی از روش های تشخیصی در تصویربرداری پزشکی می باشد. در این روش، جسم مورد بررسی حداقل بخشی از نور را عبور داده یا نسبت به آن شفاف است. بنابراین بافت های نرم مانند تصویربرداری از پستان و بافت مغز بهترین نمونه ها برای این کار می باشند [۷،۸]. تصاویر پزشکی از بافت زنده را می توان با استفاده از روشهای موجود از قبیل سی تی (توموگرافی اشعه ایکس کامپیوتری)، توموگرافی گسیل پوزیترونی (PET)^۱، سونوگرافی و یا ام آر آی (تصویر برداری تشدید مغناطیسی) ایجاد نمود. تمامی این تکنیکها، قدرتمند و دارای مزایایی از جمله قابلیت حمل و مانیتورهای پزشکی کم هزینه هستند، اما دارای اشکالاتی هم می باشند که از جمله آنها محدودیت استفاده به طور مداوم می باشد [۹-۱۱]. اخیرا از دستگاه توموگرافی نوری با استفاده از روش زمان پرواز برای تشخیص نور عبوری از نور پراکنده شده، در تصویربرداری سرطان سینه و اندازه گیری مغزی استفاده شده است [۱۲،۱۳]. پیشرفتهای های اخیر از حدود سال ۲۰۰۰، مربوط به توسعه سیستم های توموگرافی فلورسانسی از بافت است. در واقع این سیستم ها نیازی به استفاده از داده ی دامنه فرکانس ندارند چراکه سیگنال فلورسانس عبوری از بافت توسط سیگنال برانگیختگی، بهنجار می شود [۱۴،۱۵].

در تصویربرداری سه بعدی غیر مخرب علاوه بر منبع پرتو، یک سیستم آشکارسازی مناسب، سیستم جمع آوری داده ها، بخش های مکانیکی جهت حرکت شی، الگوریتم بازسازی و در نهایت کامپیوتری برای پردازش و کنترل فرایندها مورد نیاز است. در این تحقیق یک سیستم آشکارسازی بر اساس شبکه ی فوتودیودی به همراه بخشهای مکانیکی و کنترلی طراحی و ساخته شده است. علاوه بر شبکه فوتودیودی، یک سیستم

تصویربرداری پرتویی یکی از کارآمدترین روشهای تشخیصی در پزشکی و آزمون های غیر مخرب در کاربردهای صنعتی می باشد. در سال ۱۹۱۷ میلادی یک ریاضیدان اتریشی به نام رادون^۱ ثابت کرد که می توان با گرفتن بی نهایت عکس از یک شی، تصویری دو یا سه بعدی از آن در جهات مختلف تهیه نمود که این عمل اساس کار سی تی اسکن محسوب می شود [۱]. در سال ۱۹۶۱ الدنردف^۲ و در سال ۱۹۶۳ آلن کورمارک^۳ اندیشه هایی از سی تی اسکن را درک و مدلهایی در حد آزمایشگاهی ساختند. در سال ۱۹۶۸ کول^۴ و ادواردز^۵ یک دستگاه اسکن مکانیکی برای تصویربرداری هسته ای ساختند که موفق بود اما نتوانستند کار خود را در حد رادیولوژی تشخیصی، توسعه دهند تا اینکه در سال ۱۹۷۰-۷۲ اصول ریاضی گفته شده توسط ریاضیدان انگلیسی گاد فری هانسفیلد^۶ بکار گرفته شد و توانست یک دستگاه سی تی اسکن بسازد و جهت مصرف بالینی معرفی کند. در سال ۱۹۷۹ جایزه نوبل بطور مشترک به پروفیسور آلن کورمارک و گاد فری هانسفیلد تعلق گرفت. دستگاه های سی تی اسکن نیز مانند دیگر دستگاه های تصویربرداری پزشکی بطور مداوم تغییر کرده و بوسیله کارخانه ها و سازندگان مختلف ترقی و پیشرفت نموده است [۲]. دستگاه اولیه که بوسیله هانسفیلد و توسط شرکت (EMI)^۷ ساخته شد که فقط برای ارزیابی مغز طراحی شده بود و دستگاه نسل اول یا (EMI) نام داشت. مدت زمان کوتاهی نگذشت که نسل دوم دستگاه های سی تی اسکن با امکانات بیشتر به بازار آمد و نسل سوم این دستگاه ها با امکاناتی از جمله کم شدن زمان تصویربرداری معرفی شد. هم اکنون نسل چهارم با سرعت خیلی بالا و امکانات بهینه و نتایج عالی موجود می باشد [۳،۴]. استفاده از

¹ J.Radon

² Oldendorf

³ Allencormarck

⁴ Kuhl

⁵ Edwords

⁶ God Feryhaunsfield

⁷ Electric and Musical Industries

⁸ Positron Emission Tomography

فوتودیود نوری است. فوتودیودها قطعات الکترونیکی از جنس نیمه رسانا هستند که می توانند در برخی کاربردها به عنوان جانشینی برای تیوب تشدیدکننده نوری (PMT)، به منظور تبدیل نور حاصل از سوسوزنی به جریان خروجی مورد استفاده قرار گیرند [۲۰]. فوتودیود نسبت به PMT دارای مزیت های عمده ای می باشد که می توان به بالاتر بودن بازدهی کوانتومی و در نتیجه توانایی بهتر قدرت تفکیک انرژی، توان مصرفی کمتر، اندازه ی بسیار کوچکتر و هموارتر بودن آنها اشاره کرد. همچنین دارای مزیت هایی برای استفاده در آشکارسازهای سوسوزنی می باشند. فوتودیودها نسبت به میدان مغناطیسی بی اثر بوده و بنابراین در آزمایش هایی که در آن میدان مغناطیسی مانع استفاده از PMT می شود، گزینه مناسب تری می باشد. باتوجه به ابعاد نسبتاً کوچک فوتودیودها، پاسخ زمانی آنها نسبت به PMT قابل ملاحظه است و می توان از آنها برای بهبود همزمانی و دیگر کاربردهای زمانگیری استفاده کرد.

سیستم آشکارسازی دیجیتالی تابلوی تخت، یک ماژول حسگر تصویربرداری پرتوهای هسته ای شامل یک برد حسگر و یک برد کنترلی است. برد حسگر همان آرایه فوتودیودی است و برد کنترلی نیز شامل تغذیه کننده، تقویت کننده ها، مبدل آنالوگ به دیجیتال و پردازشگر برای آدرس دهی و فرستادن داده های دیجیتال به کامپیوتر می باشد. در شکل ۱ نمایی از بلوک دیاگرام اجزای مهم یک تصویرگر فوتودیودی نشان داده شده است.

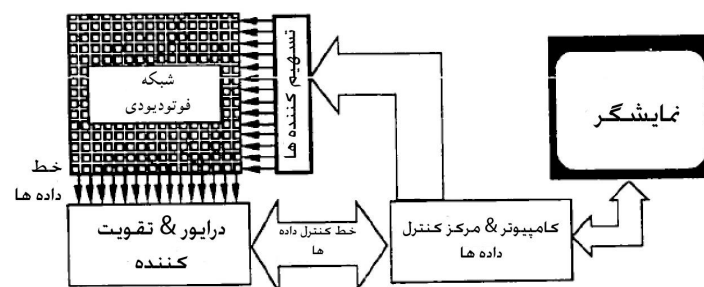
حرکتی برای جابجایی جسم طراحی و ساخته شد که قادر است جسم را در راستای افقی و قائم و همچنین چرخش حول محور خود به حرکت در بیاورد. درستی کارکرد این سیستم با استفاده از یک منبع نور مرئی و چندین نمونه ی آزمایشی مورد بررسی قرار گرفت. این سیستم با الگوریتم بکار گرفته شده، قادر به بازسازی تصاویر به صورت سه بعدی و بدست آوردن تصاویر از برش مقطعی جسم می باشد.

۲- مواد و روشها

۲-۱- آشکارساز

از مهمترین اجزای یک سیستم تصویربرداری پرتویی دیجیتال، آشکارساز آن است. آشکارساز مورد نیاز برای انجام تصویربرداری دیجیتال، باید دارای خصوصیات ویژه ای از جمله حساس بودن به مکان باشد که حساسیت می تواند با استفاده از حسگرهایی در هر نقطه از صفحه ی آشکارساز امکان پذیر گردد [۱۶، ۱۷]. این حسگرها معمولاً به نور مرئی حساس می باشند. بنابراین برای یک تصویربرداری (پرتوی ایکس، نوترون و غیره) پرتوها با برخورد به یک ماده ی سوسوزن حساس به آن پرتو، در همان نقطه ی برخورد، تولید نور مرئی می کنند که این نور توسط حسگر نوری دریافت شده و طی فرایندی به تپ ولتاژ تبدیل می شود. سپس تپ ولتاژ در یک مبدل آنالوگ به دیجیتال (ADC) به بیت های باینری تبدیل می گردد و برای پردازش نهایی و بازسازی تصویر، به یک پردازشگر فرستاده می شود [۱۸، ۱۹].

یکی از جدیدترین و پر بازده ترین حسگرهای نوری که در این قبیل سیستم های تصویربرداری دیجیتال استفاده می شود،

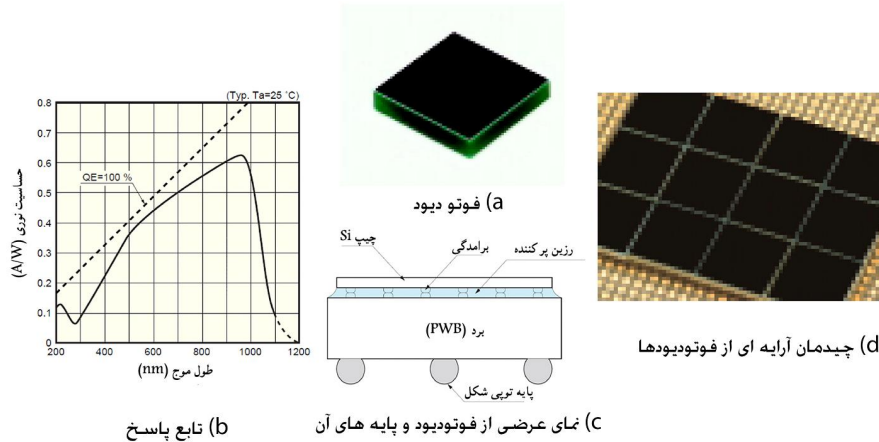


شکل ۱- بلوک دیاگرام یک تصویرگر فوتودیودی

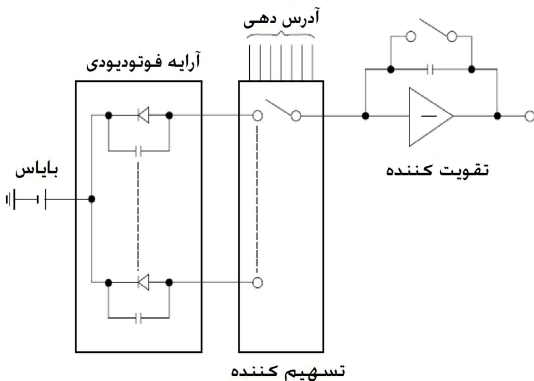
۱-۱-۲ برد حسگر

همانطوریکه در شکل ۲ نشان داده شده، این فوتودیود به شکل مربعی به ضلع ۵ میلیمتر و ضخامتی حدود ۱ میلیمتر است و دارای حساسیت در بازه طول موجی گسترده (از ۲۰۰ تا ۱۲۰۰ نانومتر) و یکنواختی حساسیت در تمامی سطح آن می باشد.

آرایه فوتودیودی که در ساخت سیستم آشکارسازی در نظر گرفته شد، با توجه به آزمایشگاهی و مینیاتوری بودن این نمونه، به شکل مربعی به ابعاد ۵×۵ سانتیمتر مربع می باشد. این آرایه شامل ۱۰۰ عدد فوتودیود است. فوتودیودهای انتخاب شده ساخت شرکت هاماماتسو می باشد [۲۱].



شکل ۲- نمایی از فوتودیود استفاده شده در شبکه فوتودیودی. (a) فوتودیود مربوط به شرکت هاماماتسو. (b) چیدمان آرایه ای از این فوتودیودها. (c) نمایی عرضی از سطح مقطع فوتودیود و چگونگی اتصال پایه ها. (d) تابع پاسخ این نوع فوتودیود



شکل ۳- شماتیکی از استفاده ی تسهیم کننده در برد حسگر

از دیگر مزیت های مهم این فوتودیودها داشتن حداقل فضای مرده در سطح حساس خود می باشد که باعث قرارگرفتن آنها بصورت آرایه ای در کنار یکدیگر می شود. تغذیه کننده مربوط به این فوتودیودها شامل ۱۶ کانال می باشد یعنی در هر لحظه تنها ۱۶ فوتودیود را بطور همزمان تغذیه می کند. به این دلیل از چندین تسهیم کننده^۱ برای تعویض ولتاژ معکوس مورد نیاز از تغذیه کننده به تمامی آرایه ی فوتودیودی استفاده گردیده است. نمایی از این تسهیم کننده ها در شکل ۳ نشان داده شده است.

تسهیم کننده های آنالوگ انتخابی، باید دارای کمترین مقاومت داخلی، بیشترین سرعت سوئیچ زنی و حداقل دارای ۱۰ کانال ورودی باشد. بنابراین برای این منظور از تسهیم کننده استفاده شد که دارای مقاومت داخلی ۸۰ اهم و سوئیچ زنی سریع T_{on-off} کوچکتر از ۱۶۰ نانوثانیه و ۱۶

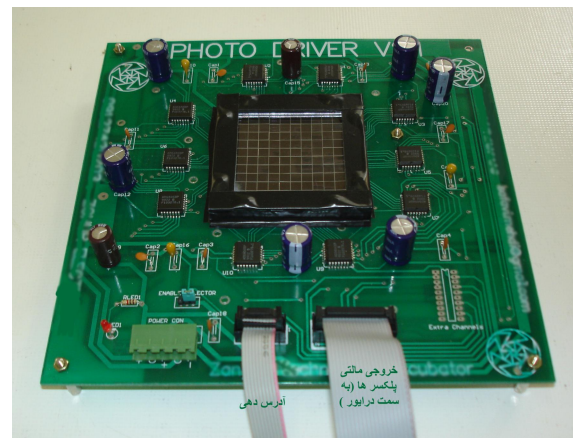
¹ Multiplexer

تایی می باشد که عمل تقویت کنندگی و شکل دهی سیگنال آنالوگ فوتودیوئها را انجام می دهد. با توجه به اینکه تغذیه کننده دارای ۱۶ کانال ورودی است برای تغذیه ی تمامی ۱۰۰ فوتودیوئ موجود در شبکه از تسهیم کننده ها استفاده شده است، خروجی تسهیم کننده ها توسط یک کابل تخت به رابط ورودی تغذیه کننده در سمت راست تصویر وارد می شود. بدین صورت در هر لحظه، ۱۰ فوتودیوئی که در خروجی تسهیم کننده ها قرار می گیرند، تغذیه شده و سیگنال آنالوگ آنها تقویت و شکل دهی می شود و نهایتاً بصورت سری یعنی ۱۰ سیگنال آنالوگ پشت سر هم تبدیل می گردد. خروجی تغذیه کننده برای ثبت و پردازش توسط کابل تختی به مبدل آنالوگ به دیجیتال (A/D) در برد جداگانه ای انتقال می یابد. خروجی های تغذیه کننده توسط کابل تختی به یک مبدل آنالوگ به دیجیتال وارد می شود. این مبدل همراه با یک میکروکنترلر و خروجی پورت سریال برای انتقال داده های دیجیتال شده به یک کامپیوتر، در برد جداگانه ای طراحی و کار گذاشته شده اند. نمایی از این برد با اجزای آن در شکل ۵ نشان داده شده است.

خروجی های دیجیتال A/D به ورودی های یک میکروکنترلر وارد می شود که علاوه بر آن، عمل آدرس دهی به تسهیم کننده ها را نیز انجام می دهد. آدرس دهی به تسهیم کننده ها (برد حسگر) توسط کابل تختی که در شکل ۵ نشان داده شده است، انجام می شود. همچنین پالس نشان دهنده ی اتمام اسکن کامل صفحه ی آشکارساز و انتظار برای حرکت بعدی صفحه و اسکن مجدد، توسط کابل تختی از برد مربوط به حرکت جسم که در شکل هم نشان داده شده است به پردازشگر وارد می شود. داده های پردازش شده با فرمت خاصی از طریق پورت سریال به کامپیوتر انتقال می یابند.

کانال ورودی می باشد. با توجه به اینکه برای حفظ تقارن نیازمند به تغذیه ۱۰ فوتودیوئ در هر لحظه هستیم، بنابراین برای یک آرایه ۱۰۰ تایی که هر ۱۰ فوتودیوئ به یک تسهیم کننده متصل می گردد، نیاز به ۱۰ تسهیم کننده در اطراف شبکه ی فوتودیوئی می باشد. هر تسهیم کننده مربوط به دو ردیف ۵ تایی از فوتودیوئها است که این طراحی برای حفظ تقارن و نزدیکی تسهیم کننده به فوتودیوئهای مربوطه می باشد.

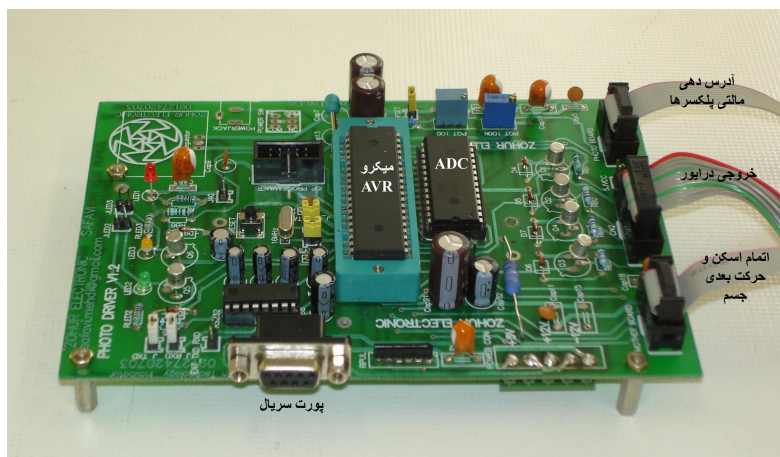
هر تسهیم کننده دارای یک خروجی است که توسط یک کابل تخت به برد کنترلی منتقل می شود. آدرس دهی برای این تسهیم کننده ها بطور موازی انجام می گیرد. برای اطمینان از قرارگیری فوتودیوئ در جای مربوط به خود، از یک صفحه ی نگه دارنده از جنس پلکسی به ضخامت ۱ سانتیمتر استفاده شد که بر روی شبکه فوتودیوئی قرار گرفته و اطراف آن با پیچ هایی به برد متصل می گردد. در شکل ۴ برد حسگر شامل شبکه ی فوتودیوئی و تسهیم کننده ها نشان داده شده است.



شکل ۴- برد حسگر شامل شبکه ی فوتودیوئی و تسهیم کننده ها

۲-۱-۲ برد کنترلی

برای تغذیه و راه اندازی شبکه فوتودیوئی و تقویت سیگنال آنالوگ خروجی فوتودیوئها از یکی از محصولات جانبی شرکت هاماماتسو استفاده شده است. این محصول جانبی مدار تغذیه کننده برای یک آرایه فوتودیوئی ۱۶

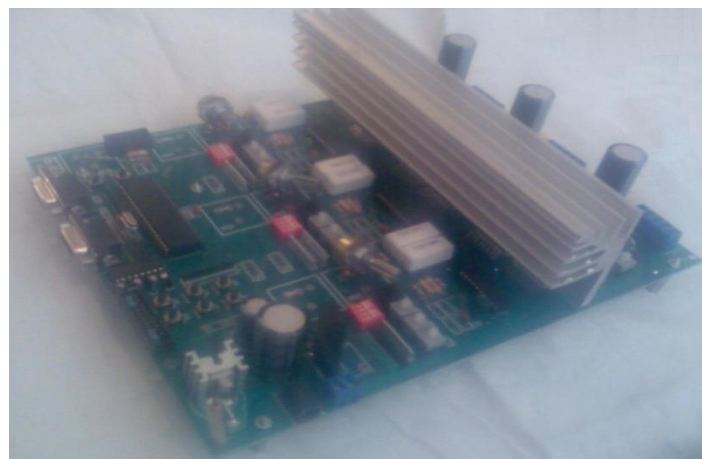


شکل ۵- برد کنترلی شامل مبدل A/D و میکروکنترلر

۲-۲- سیستم حرکت جسم

با توجه به اینکه موتورهای پله ای در سیستمهای حرکتی دقیق کاربرد فراوانی دارند تصمیم بر آن شد تا با استفاده از این موتورها، حرکت دستگاه و در نتیجه جابجایی جسم، بصورت پله ای با دقت بالایی انجام شود. طراحی مکانیک دستگاه، شامل طراحی صفحات متحرکی است که بتواند جسم مورد اسکن را، در دو راستای افقی و عمودی جابجا کرده و امکان حرکت دورانی آن را حول محور چرخش دستگاه، فراهم آورد. برای حرکت جسم در راستای افقی و عمودی، به همراه سیستم های میله چرخشی، صفحات

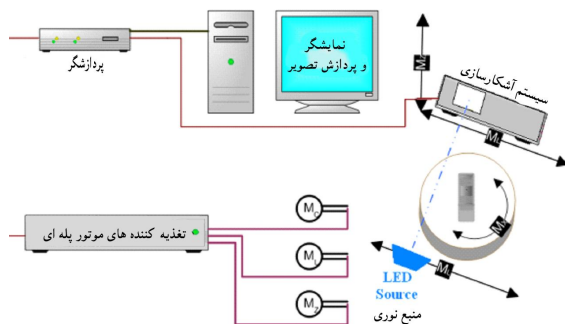
متحرک و میله های راهنما طراحی شدند تا دقت حرکتی بالایی را برای جابجایی جسم فراهم آورند. در دستگاه سی تی اسکن مینیاتوری که نیازمند اسکن سه-بعدی است، لازم است از سه موتور پله ای برای حرکت در ابعاد مختلف استفاده شود. بدین منظور تغذیه کننده ای طراحی گردید که در آن از مدار ترکیبی آی سی های L297 و L298 استفاده می شود. این تغذیه کننده برای راه اندازی موتورهایی با جریان حداکثر ۴ آمپر کاربرد دارد که با تنظیمات دستی پیچ کنترل آن می توان بار هر محور را متناسب با بار نامی موتور تنظیم کرد. شکل ۶ تغذیه کننده ساخته شده را نشان می دهد که توسط میکرو کنترلر حرکتی دقیق را برای موتورها فراهم می آورد.



شکل ۶- برد تغذیه کننده سه محوره با ش L297 و L298 برای راهاندازی موتورهای پله ای با جریان نامی ۴A

تنظیم پارامترهای اسکن تمام محورها توسط پردازشگر تامین شده است. بطور کلی وظایف این برد مطابق شکل ۸ عبارت است از:

دریافت پارامترهای اسکن از طریق پورت سریال کامپیوتر، نظارت بر عملکرد میکرو سوئیچ های دستگاه برای تنظیم مختصات مکانی، تولید سیگنالهای لازم تغذیه کننده ها جهت حرکت موتورها و کنترل حرکت دستگاه در هر سه محور، ارسال اطلاعات از موقعیت مکانی دستگاه در هنگام اسکن به کامپیوتر.



شکل ۸- شماتیک از سیستم حرکتی جسم

دستگاه از سه بخش حرکتی تشکیل شده است که شامل حرکت در راستای افق، قائم و دورانی است که حین اسکن انجام می گیرد.

حرکت افقی: برای ایجاد حرکت در این راستا از سیستم میله چرخشی که به یک موتور پله ای جفت شده استفاده می شود. هر گام آن ۵ میلی متر و دقت موتور ۱/۸ درجه می باشد.

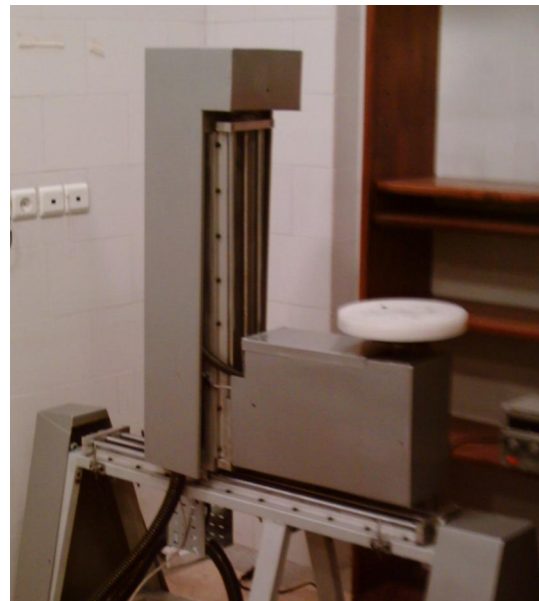
حرکت عمودی: همانند محور افقی برای ایجاد حرکت در راستای محور عمودی از یک سیستم میله چرخشی که به یک موتور پله ای جفت شده است استفاده می شود.

حرکت دورانی: برای ایجاد حرکت چرخشی از صفحه ی چرخانی که به یک موتور پله ای جفت شده است، استفاده می شود. دقت موتور ۱/۸ درجه است که قادر به دست یابی به دقت دوران ۰/۴۵ درجه نیز می باشد.

۲-۲-۱ طراحی صفحات متحرک

با استفاده از صفحه ای که بر روی آن، مهره میله چرخشی پیچ شده، می توان حرکتی طراحی کرد که با چرخش محور میله چرخشی، صفحه متحرک را فقط در راستای محور جابجا نمود. بدین منظور دو میله راهنما موازی میله چرخشی طراحی و توسط بلبرینگ هایی از صفحه عبور داده می شوند تا از انحراف صفحه در جهت چرخش مهره جلوگیری کند. با این طراحی می توان سیستمهای خطی حرکتی دقیق دو محوری را برای جابجایی اجسام در راستای قائم (Z) و افق (X) پیاده سازی نمود.

صفحه ای افقی بطول ۴۵ سانتی متر طراحی شد تا صفحه چرخان بر روی آن قرار گرفته و به محور Z سیستم میله چرخشی، جفت گردد. و در مرحله آخر بدنه مناسبی هم برای دستگاه ساخته شد تا ساخت بخش مکانیکی دستگاه طبق شکل ۷ به اتمام برسد.



شکل ۷- تصویر سیستم مکانیکی سه محوره ساخته شده برای حرکت جسم

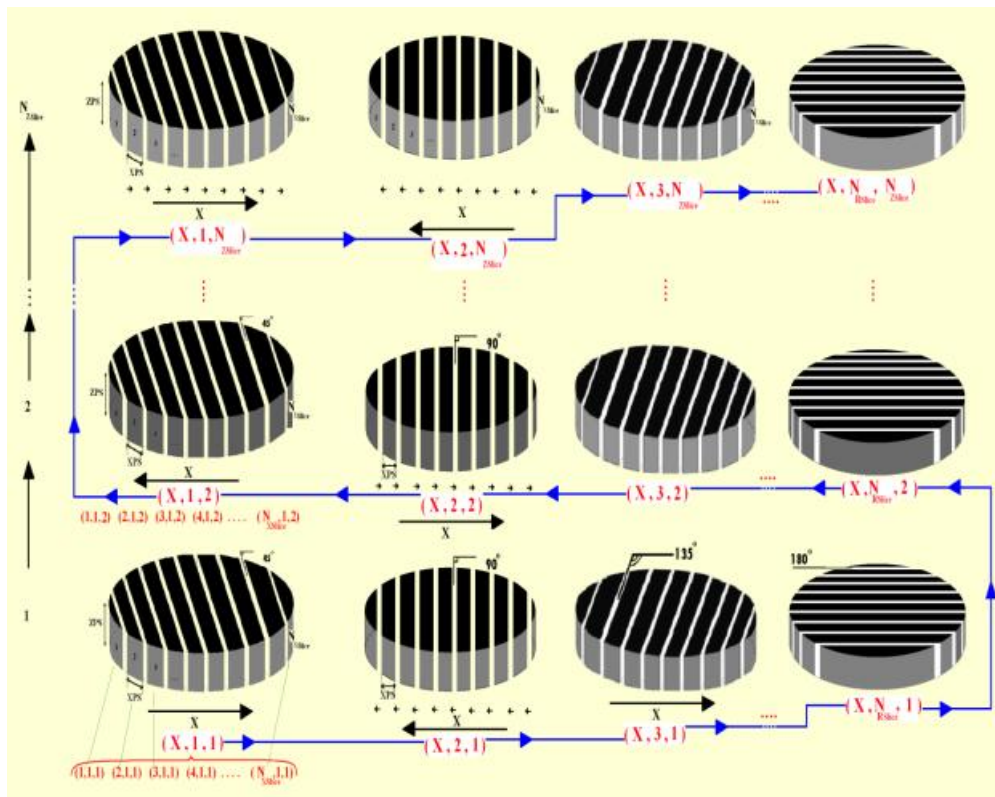
۲-۲-۲ طراحی کنترلر حرکت و اسکن

سیستم حرکتی دستگاه سی تی اسکن مینیاتوری قابلیت های حرکت به عقب و جلو برای محور افقی، حرکت بالا و پایین برای محور عمود و چرخش راستگرد و چپگرد برای صفحه چرخان را دارد. همچنین کنترل سرعت و

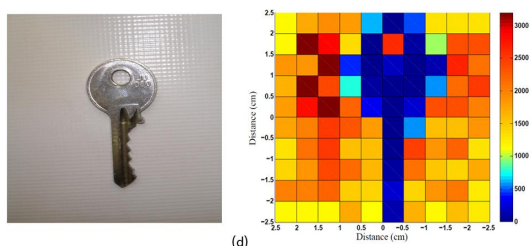
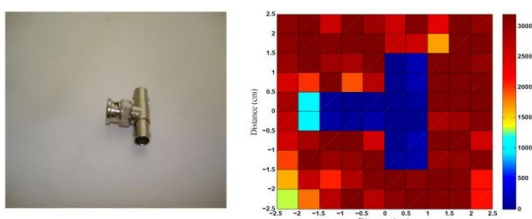
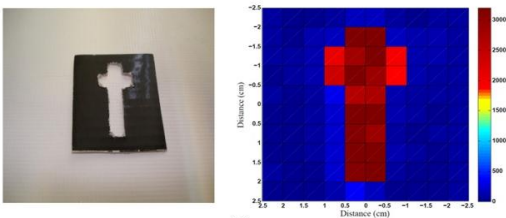
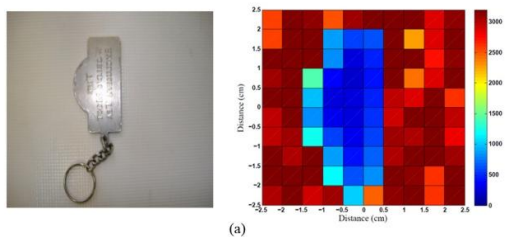
۳-۲- پردازش داده ها

داده ها در کامپیوتر مرکزی از طریق پورت سریال دریافت می شوند. بنابراین می توان با استفاده از نرم افزارهای مناسب، اقدام به بازسازی تصویر حاصل از داده های دیجیتال شده ی آرایه ی فوتودیودی نمود. داده ها توسط برنامه نوشته شده در محیط MATLAB، جمع آوری شده و در یک ماتریس ۳ بعدی در خانه ی مربوطه ذخیره می شوند و با اجرای برنامه به نمایش در می آیند. برای اسکن سه بعدی جسم الگوریتمی اجرا می شود که در سی تی اسکن های نسل اول و دوم کاربرد داشت. جسم بر روی صفحه ای قرار می گیرد که چرخان بوده و قابلیت حرکت در راستای افقی و قائم را دارد. جسم ابتدا باید در موقعیت گام اول محورهای افقی و چرخان قرار گرفته باشد تا اولین اسکن سطح مقطعی آن انجام شود.

سپس محور قائم در دومین گام قرار می گیرد و یک اسکن سطح مقطعی دیگر انجام می شود. این روال ادامه می یابد تا زمانی که آخرین اسکن سطح مقطعی نیز انجام شود. شکل ۹ نحوه گام بندی را در یک اسکن حجمی نشان می دهد که در آن جسم استوانه ای، دارای چرخش Nx گام، حرکت افقی Nr گام و حرکت قائم Nz گام می باشد. توالی مراحل اسکن حجم به ترتیب اسکن های خطی مشخص شده است. لازم به ذکر است که جهت های حرکت چرخشی جسم در اسکن های سطح مقطعی متوالی ثابت است. یعنی اسکن ها همیشه از گام اول تا Nr انجام می شوند تا ۱۸۰ درجه چرخش جسم به اتمام برسد. در مرحله بعد محور قائم یک گام جلوتر رفته و سپس با همان جهت چرخشی صفحه ی چرخان، اسکن سطح مقطعی جدید انجام می شود.



شکل ۹- الگوریتم اسکن حجمی بر اساس اسکن های خطی. جسم استوانه ای، دارای چرخش Nx گام، حرکت افقی Nr گام و حرکت قائم Nz گام. اسکن ها همیشه از گام اول تا Nr انجام می شوند و در مرحله بعد محور قائم یک گام جلوتر می رود.



شکل ۱۱- تصاویر اولیه گرفته شده از نمونه های مختلف (سمت راست) بدون اعمال هیچگونه فیلتر بازسازی تصویر. نمونه آزمایشی (سمت چپ)

۳- نتایج

در این تحقیق یک سیستم تصویربرداری سه بعدی برای اسکن نوری با استفاده از آشکارساز شبکه فوتودیوئی طراحی و ساخته شد. در این سیستم برای آشکارسازی نقطه به نقطه ی نور مرئی از فوتودیوئهایی به ابعاد ۵×۵ میلی متر مربع در یک آرایه ی ۱۰×۱۰ استفاده شده است و تمامی مدارها و بردهای الکترونیکی مورد نیاز، طراحی و ساخته شدند.

سیستمی برای حرکت جسم طراحی و ساخته شد که قادر است جسم را در راستایی افقی و قائم و همچنین چرخش حول محور خود، به حرکت در بیاورد. حداکثر جابجایی

برای چشمه نور با شدت یکنواخت در تمام سطح شبکه فوتودیوئی از یک ویدیو پروژکتور استفاده شده است. ابتدا برای بررسی یکنواختی و زمینه محیط در تصاویر بدست آمده، یکبار تصویری را بدون جسم و تنها با قرار دادن سیستم تصویربرداری در مقابل منبع نور بدست آوردیم که پس از ارسال داده ها به یک پردازشگر کامپیوتری و در نهایت بازسازی تصویر با استفاده از برنامه ی نوشته شده در محیط نرم افزار MATLAB، تصویر حاصل شده در شکل ۱۰ نشان داده شده است که تقریباً یکنواختی خوب و با شدت بالا را برای تمامی فوتودیوئهای این شبکه نشان می دهد. آزمایش در یک اتاق تاریک انجام گرفته است و همین شرایط برای تمامی آزمایشات بعدی هم رعایت شده است.

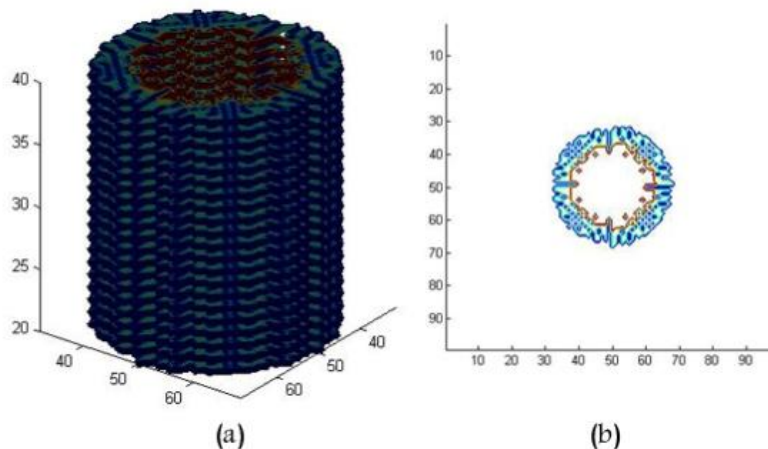
شکل ۱۰- تصویر منبع نوری بر روی شبکه ی فوتودیوئی بدون جسم

با قرار دادن چندین نمونه ی آزمایشی در مقابل منبع نوری با نور یکنواخت برای تمامی آرایه ی فوتودیوئی، تصویر حاصل از این جسم به صورت دو بعدی در شبکه فوتودیوئی ثبت می گردد و توسط پورت سریال به کامپیوتر انتقال می یابد سپس با استفاده از برنامه ی بازسازی تصویر نوشته شده در MATLAB به نمایش در می آید. در ادامه تصاویری از چندین نمونه ی آزمایشی مختلف به همراه خود نمونه (شکل ۱۱) آورده شده است.



شکل ۱۲- سیستم تصویربرداری نوری طراحی و ساخته شده

برای ایجاد تصویر ۳ بعدی از نمونه ای که ابعاد آن حتی بزرگتر از صفحه ی آشکارساز باشد، از سیستم حرکتی و چرخشی جسم استفاده می کنیم که در اینجا از یک جسم استوانه ای شکل به عنوان نمونه استفاده شده است که ارتفاع آن ۱۳ سانتیمتر و قطر آن ۷ سانتیمتر می باشد. با ارسال دستور ورودی برای برد کنترلی و تنظیم حرکت افقی برای ۲ برش و حرکت عمودی برای ۳ برش و چرخش های ۱/۸ درجه ای، تمامی اطلاعات لازم از برد کنترلی آشکارساز از طریق پورت سریال به کامپیوتر انتقال پیدا می کند و با استفاده از برنامه نوشته شده مطابق الگوریتم بازسازی تصویر در محیط MATLAB می توان تصویر سه بعدی از نمونه ی استوانه ای را بدست آورد. شکل ۱۳ نشان دهنده تصویر ۳ بعدی از نمونه استوانه ای و همچنین یک برش مقطعی از این تصویر می باشد.



شکل ۱۳- تصویر بدست آمده از نمونه استوانه ای (a) تصویر ۳ بعدی از نمونه (b) برش مقطعی از تصویر نمونه

در جهت افقی و عمودی برابر ۶۰ سانتیمتر و هر گام حرکت با دقت تقریباً ۰/۱۵ میلیمتر است. گام های حرکتی چرخشی هم با دقتی در حدود ۰/۷ درجه می باشد. این حرکت ها توسط سه موتور پله ای انجام می شود که از طریق برد کنترلی، برنامه ریزی و کنترل شده اند.

درستی کارکرد این سیستم با قدرت تفکیک ۵ میلی متر با استفاده از یک منبع نور مرئی و چندین نمونه ی آزمایشی مورد بررسی قرار گرفت. این سیستم با الگوریتم بکار گرفته شده، قادر به بازسازی تصاویر به صورت سه بعدی و بدست آوردن تصاویر از برش مقطعی جسم می باشد. این سیستم قابلیت استفاده در تصویربرداری نوری و همچنین تصویربرداری پرتوهای هسته ای با استفاده از سوسوزن مناسب را دارد.

با طراحی یک سیستم آشکارسازی بر اساس شبکه فوتودیودی، می توان با استفاده از یک منبع نور مرئی در مقابل یک جسم نمونه، تصویری دو بعدی و با چرخش نمونه حول محور خود، تصویری سه بعدی از آن ایجاد نمود. سیستم نهایی تصویربرداری نوری در شکل ۱۲ نشان داده شده است.

تفکیک ۵ میلی متر، می توان از این سیستم با استفاده از ورقه های آشکارساز سوسوزنی برای رادیوگرافی و حتی توموگرافی با پرتوهای نوترون و گاما استفاده کرد.

۵- نتیجه گیری

دستگاه تصویربرداری نوری با استفاده از شبکه فوتودیوئی طراحی و ساخته شد. درستی کارکرد این سیستم با استفاده از یک منبع نور مرئی و چندین نمونه ی آزمایشی مورد بررسی قرار گرفت. این سیستم با الگوریتم بکار گرفته شده، قادر به بازسازی تصاویر به صورت سه بعدی و بدست آوردن تصاویر از برش مقطعی جسم می باشد.

با توجه به کارایی های بیان شده برای این دستگاه در تصویربرداری پزشکی و صنعتی و در راستای نیازها و خودکفایی کشور در این زمینه، اقدام به طراحی و ساخت سیستم تصویربرداری بر اساس شبکه فوتودیوئی نمودیم که یکی از مدرن ترین شبکه های تصویربرداری در دنیا، شده است. همانگونه که در این تحقیق بیان شده، نتایج بسیار خوبی از این سیستم تصویربرداری حاصل گردید که البته قابلیت ارتقاء برای فوتودیوئدهای ریزتر و همچنین قابلیت جفت شدن یک صفحه ی سوسوزن بر روی آن برای تصویربرداری پرتوهای گاما، نوترونی و ... را دارا می باشد.

۵- تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله تشکر و قدردانی خود را از معاونت پژوهشی دانشگاه شهید بهشتی اعلام می دارند.

شکل ۱۳، تصویر سه بعدی جسم استوانه ای که حاصل از روی هم قرار گرفتن سطح مقطع های مختلف جسم می باشد را نشان می دهد. در این تصویر برداری چون از نور مرئی استفاده شده است، سایه ای از جسم بر روی سیستم آشکارسازی افتاده و قابل ثبت می باشد. به همین دلیل نمای درونی جسم قابل مشاهده نیست و تنها شامل تصویری از رویه ی جسم به حالت ۳ بعدی می باشد. همانگونه که گفته شد این دستگاه با اتصال یک صفحه ی سوسوزن بر روی شبکه ی فوتودیوئی، قابلیت تصویربرداری با استفاده از پرتوهای هسته ای را نیز دارا می باشد.

۴- بحث

با توجه به اینکه قدرت تفکیک فضایی برای این سیستم در حد اندازه هر پیکسل از صفحه آشکارساز می باشد، انتظار آن می رفت که تنها ابعاد کلی از این نمونه ها قابل مشاهده باشد و برای مشاهده ی جزئیات مربوط به هر نمونه نیاز به شبکه آشکارسازی با قدرت تفکیک بالاتر و پیکسل بندی ریزتری می باشد. البته این تصاویر از داده های خام ایجاد می شوند که با استفاده از روش های پردازش تصویر، می توان کیفیت این تصاویر را بهبود بخشید.

نکته حائز اهمیت در مورد تمامی این تصاویر آن است که در هر نقطه از شبکه فوتودیوئی اگر جسمی مانع از رسیدن پرتوهای نوری به آن نقطه شود و یا به اصطلاح، سایه ای بر روی آن فوتودیوید ایجاد کند، آن نقطه در تصویر بصورت تاریک و با رنگ های سرد نشان داده شده است و با توجه به قابلیت حساس به مکان بودن سیستم با قدرت

منابع

1. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. The Essential Physics of Medical Imaging. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
2. Filler AG. The history, development, and impact of computed imaging in neurological diagnosis and neurosurgery: CT, MRI, and DTI. Available at: <http://precedings.nature.com/documents/3267/version/5/files/npre20093267-5.pdf>. Accessed Sep 14, 2011.
3. Nelson R. "Thousands of New Cancers Predicted Due to Increased Use of CT. Available at: <http://www.medscape.com/viewarticle/714025>. Accessed Sep 14, 2011.

4. Ewert U, Heidt H. Current Status of European Radiological Standards for NDT. Proceedings of the ASNT spring conference and IIW micro symposium; 1999 Mar 22-27; p. 171-3.
5. Smith-Bindman R, Lipson J, Marcus R, Kim KP, Mahesh M, Gould R, et al. Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer Arch Intern Med. 2009 Dec 14;169(22):2078-86.
6. Hesselink L. Optical tomography. In: Yang WJ. Handbook of flow visualization. New York: Hemisphere publishing; 1989.
7. Benaron DA, Muller G, Chance B. Medical perspective at the threshold of clinical optical tomography, Medical Optical Tomography: Functional Imaging and Monitoring. SPIE. 1993;IS11:3-9.
8. Arridge SR. Optical tomography in medical imaging, Inverse Probl. 1999;15(2):R41-R93.
9. Lukic V, Markel VA, Schotland JC. Optical tomography with structured illumination. Opt Lett. 2009;34(7):983-5.
10. Ducros N, Hervé L, Da Silva A, Dinten JM, Peyrin F. A comprehensive study of the use of temporal moments in time-resolved diffuse optical tomography: part I. Theoretical material. Phys Med Biol. 2009;54(23):7089-105.
11. Arridge SR, Schotland J. Optical tomography: forward and inverse problems. Inverse Probl. 2009; 25(12): 123010.
12. Kinnunen M, Myllylä R. Application of optical coherence tomography, pulsed photoacoustic technique, and time-of-flight technique to detect changes in the scattering properties of a tissue-simulating phantom. J Biomed Opt. 2008; 13(2):024005.
13. Benaron DA, van Houten J, Cheong W, Kermit EL, King RA. Early clinical results of time-of-flight optical tomography in a neonatal intensive care unit. SPIE. 1995;2389:582-96.
14. Corlu A, Choe R, Durduran T, Rosen MA, Schweiger M, Arridge SR. Three-dimensional in vivo fluorescence diffuse optical tomography of breast cancer in humans. Opt Express. 2007; 28;15(11):6696-716.
15. Milstein AB, Oh S, Webb KJ, Bouman CA, Zhang Q, Boas DA, et al. Fluorescence Optical Diffusion Tomography. Appl Opt. 2003; 42(16):3081-94.
16. Mäkynen A. Position-Sensitive Devices and Sensor Systems for optical Tracking and Displacement Sensing Application [Dissertation]. Finland: Faculty of Technology, University of Oulu; 2000.
17. Henrik Andersson, Position Sensitive Detectors: Device Technology and Applications in Spectroscopy. Dissertation, Department of Information Technology and Media, Mid Sweden University, Sundsvall, Sweden, 2008
18. Street RA, Nelson S, Antonuk LE, Mendez VP. Amorphous silicon sensor arrays for radiation imaging. Mat Res Soc Sym Proc. 1990;192:192-6.
19. Antonuk LE, Yorkston J, Kim VW, Huang W, Morton EJ, Longo MJ, Street RA. Light response characteristics of amorphous silicon arrays for megavoltage and diagnostic imaging. Mat Res Soc Sym Proc. 1991;219:531-6.
20. Farrell R, Olschner F, Frederick E, McConchie L, Vanderpuye K, Squillante MR, et al. Large area silicon avalanche photodiodes for scintillation detectors. Nucl Instrum Methods Phys Res A. 1990;288(1):137-9.
21. Hamamatsu Photonics. Available at: <http://www.hamamatsu.com>. Accessed Sep 14, 2011.