● مجلهٔ دانشگاه علوم پزشکی بابل، سال سوم، شمارهٔ ٤ (پی‌درپی۱۲)، صفحه ۷ الی ۱۰، پاییز ۱۳۸۰

طراحی و ساخت یک سیستم کنترل حرارت تیوبهای اشعه X در اکسپوژرهای متعدد

دکتر علی شبستانی منفرد[۱*]، حسین نظام آبادی پور[۲]، دکتر سید ابوالفضل هاشم اوغلی[۳]، دکتر اکبر علی‌اصغرزاده[۴]

۱- استادیار گروه فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی بابل ۲- کارشناس ارشد مهندسی برق و الکترونیک دانشکده فنی دانشگاه تربیت مدرس

۳- استادیار گروه رادیولوژی دانشگاه علوم پزشکی بابل ۴- استادیار گروه فیزیک پزشکی دانشگاه علوم پزشکی کاشان

سابقه‌و هدف: بیش از ۱/۳ تا نیمی از تشخیص‌های قاطع پزشکی براساس معاینات اشعه X استوار است. قلب یک دستگاه رادیولوژی، را تیوب اشعه X آن تشکیل می‌دهد،تولید اشعه X یک پدیده با بازده پایین است و بیش از ۹۹/٦٪ انرژی مصرفی تبدیل به حرارت می‌شود. این حرارت به عنوان یک عامل محدود کنندهٔ عملکرد دستگاه به شمار می‌رود. هدف از این تحقیق طراحی و ساخت یک سیستم کنترل اتوماتیک حرارت تیوبهای اشعه در اکسپوژرهای متعدد بوده است. اکسپوژرهایی که هر کدام به تنهایی از نظر سیستم Overload مجاز بوده ولی در صورت توالی و عدم فاصله گذاری مناسب توسط اپراتور مربوطه می‌توانند منجر به مشکلات حرارتی در آند شوند.

مواد و روشها: سخت افزار مربوطه با استفاده از سیستم میکروکنترلر طراحی و ساخته شد. سپس برنامه نرم افزاری آن توسط بسته نرم‌افزاری Franklin proview 8051 و براساس اطلاعات Anode Cooling chart نگاشته و توسط سیستم AL-11 بر میکروکنترلر نصب گردید.

یافته‌ها: سیستم ساخته شده قادر به محاسبه میزان حرارت موجود در آند، در هر لحظه و همچنین محاسبه حرارت ایجاد شده به ازای اکسپور بعدی و نمایش بلادرنگ آنهاست . تست عملکرد سیستم در ۱۰۰ اکسپوز آزمایشی قابلیت اطمینان ۰/۰۷ ± ۹۹/۹۲ ٪ را نشان داد.

نتیجه‌گیری: این سیستم می‌تواند به عنوان یک ابزار مناسب به منظور حفاظت تیوبهای اشعهX رادیولژی در اکسپوزهای متعدد در مقابل حرارت بیش از حد، کاربرد داشته باشد.

واژه‌های کلیدی: *تیوب اشعه X، آسیبهای حرارتی، آند، اکسپوژرهای متعدد.*

مقدمه

پرتوهای X از بمباران مواد (Target) توسط الکترونهای سریع‌السیر تولید می‌شوند. وقتیکه یک جریان الکترونی سریع با برخورد ناگهانی با آند لامپ اشعه X شتاب خود را از دست می‌دهد، در اثر تبدیل انرژی، اشعهٔ X تولید می‌شود(۱). بطور کلی یک الکترون سریع السیر به دو طریق، تصادم حرارتی و تشعشعی انرژی از دست می‌دهد(۲). قسمت اعظم انرژی الکترونها از طریق تصادم به صورت حرارت از دست می‌رود و مقدار کوچکی از انرژی بصورت تشعشع تابش میگردد. به این ترتیب بازده تولید اشعه X ناچیز خواهد بود(۳). حرارت تولید شده نه تنها کمکی به فرآیند تصویربرداری نمی‌نماید، بلکه به عنوان یک عامل محدودکننده درعملکرد تیوبهای

هزینه این پژوهش در قالب طرح تحقیقاتی شماره ۱۳۷۹۵۴ از اعتبارات دانشگاه علوم پزشکی بابل تأمین شده است.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1380.3.4.1.6]

اشعه X نیز محسوب می‌شود، انباشت بیش از حد مجاز حرارت بر آند لامپ‌های رادیولوژی منجر به بروز آسیب‌های قابل توجهی در سیستم می‌گردد، که می‌توان به کندگی آند و شکاف خوردن آن اشاره نمود(۴). جهت کنترل میزان حرارت آند در سطح مجاز راهکارهایی در سیستم اندیشده شده است که از جمله می‌توان به استفاده از Rating chart و سیستم Overload اشاره نمود(۵). لازم بذکر است که اکسپوزهای پشت سرهم و البته مجاز از نظر سیستم Overload می‌تواند منجر به ایجاد آسیب حرارتی در آند شود.

بنابراین تکنسین مربوط بایستی محاسبات مربوط به خنک شدن آند را با استفاده از Anode cooling chart انجام داده و پس از آن اقدام به تابش دهی بعدی نماید(۶). ولیکن به دلایل مختلف از جمله در دسترس نبودن منحنی‌های Rating Chart تیوب، عدم آگاهی کافی برخی از تکنیسینها، پیچیده بودن و وقت‌گیر بودن محاسبات و... معمولاً یا محاسبات انجام نگرفته و یا اشتباهاتی در انجام آن وجود دارد که موجب وارد آمدن آسیب‌های حرارتی به سیستم می‌گردد. از طرفی زمان اضافه بر حد، برای خنک شدن سیستم باعث کاهش سرویس‌دهی به بیماران و کاهش کارآیی بخش رادیولوژی می‌گردد و در موارد اورژانسی می‌تواند برای بیمار خطراتی را به دنبال داشته باشد. لذا ضرورت طراحی و ساخت یک سیستم اتوماتیک حرارت احساس می‌شود . این سیستم باید بتواند:

۱- میزان حرارت موجود در آند را در هرلحظه محاسبه و نشان دهد.

۲- میزان حرارتی که اکسپوز بعدی با قراردادن شرایط تابش جدید در آند ایجاد خواهد کرد قبل از اکسپوز محاسبه نماید.

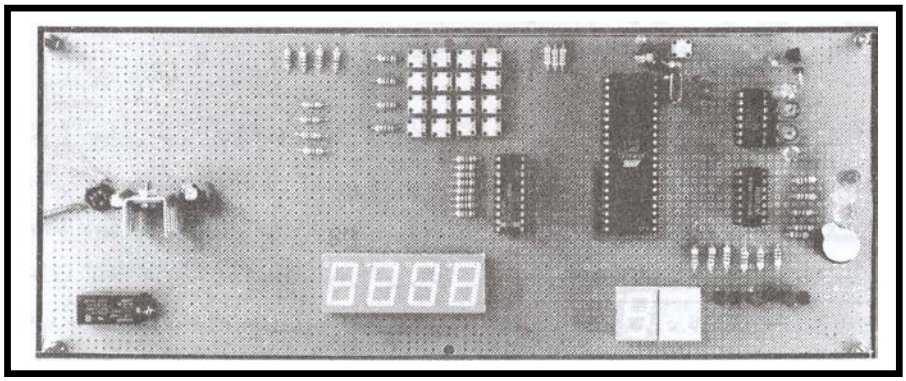
۳- در صورتی که مجموع این دو مقدار از حد مجاز کمتر بود اجازه اکسپوز را صادر نماید، در غیر اینصورت زمان خنک شدن آند به میزان کافی بر اساس منحنی Anode cooling chart را محاسبه نموده و تا آن زمان از انجام اکسپوز بعدی جلوگیری نماید.

مواد و روشها

در این تحقیق مبنای طراحی براساس روش محاسباتی قرار گرفت. در این محاسبات اطلاعات براساس منحنی خنک شدن آند استخراج شده است. جهت طراحی یک سیستم تیپیکال از منحنی خنک شدن آند تیوب دستگاه TOSHIBA ROTANODE^{TM} مدلDRX- 66D استفاده شد(۷). قلب سخت افزار سیستم را یک میکروکنترل AT 89C51 تشکیل می‌دهد.که بعنوان ابزار محاسباتی عمل کرده و ضمنا عملکرد سایر قسمتها را نیز کنترل میکند(۸).

این طراحی براساس کمترین مقدار حافظه و قطعات جانبی انجام شده است، لذا از هر خط میکروکنترل می‌توان در ارتباط با وسایل تک بیتی مثل سوییچ ها، LED ها، ترانزیستورها، موتورها و از چند خط با هم در ارتباط با صفحه کلید و نمایشگرهای Seven Segment استفاده کرد.

در این سیستم (شکل ۱) از یک صفحه کلید ۱۶ تایی برای وارد کردن اطلاعات به سیستم استفاده شده است، که اعداد ۹-۰ و علائم EXE , ESC, t , I, V و ۰ را در بر می گیرد.کلیدهای ۹-۰ برای وارد کردن اعداد، کلید V برای وارد کردن ولتاژ،کلید I برای وارد کردن جریان، کلید t برای وارد کردن زمان، کلید ESC برای اعلام انصراف کاربر، کلید EXE برای اجرای فرامین و کلید (.) برای وارد کردن اعداد اعشاری در نظر گرفته شده است.



شکل ۱. تصویر سخت افزار ساخته شده

[DOR: 20.1001.1.15614107.1380.3.4.1.6]

همچنین از ۶ عدد نمایشگر Seven Segment برای نمایش اعداد و بعضی پیامها استفاده شده است. ۴ عدد از این نمایشگرها برای نمایش اعدادی که از صفحه کلید وارد می‌شوند و ۲ عدد دیگر برای نمایش حرارت آند، مورد استفاده قرار می‌گیرند. ضمنا ۳ عدد LED با رنگهای سبز، زرد و قرمز در نظرگرفته شده است. رنگ سبز برای ۱/۳ اول محدودهٔ مجاز حرارت آند روشن می‌شود. در محدودهٔ ۱/۳ میانی LED سبز خاموش شده و LED زرد روشن می‌شود و نهایتاً اگر حرارت آند به ۱/۳ نهایی منطقه مجاز وارد شود LED قرمز روشن می‌شود. از یک Bleeper نیز برای اعلام وضعیتی که حرارت آند به خارج منطقه مجاز می‌رود استفاده شده است.

برنامه نرم افزاری مربوطه برای برنامه ریزی میکروکنترلر با استفاده از زبان Assemble و در بسته نرم افزاری Franklin PrOview 8051 نوشته شده و با استفاده از سیستم AL-11 بر روی میکروکنترلر نصب گردید.

یافته ها

این سیستم به منظور کنترل اتوماتیک میزان حرارت در آند تیوبهای رادیولوژی تشخیصی در اکسپوژرهای متعدد طراحی و ساخته شده است. این اکسپوزها می‌توانند با کنترل سیستم Over load به تنهایی مجاز بوده ولی در صورت توالی و عدم فاصله گذاری کافی، به تیوب آسیب جدی وارد آورند. سیستم ساخته شده قادر به محاسبه میزان حرارت موجود در آند در هر لحظه و همچنین محاسبه حرارت ایجاد شده به ازای اکسپوز بعدی و نمایش بلادرنگ آنهاست. پس از طراحی و ساخت این سیستم نمونه آزمایشی، عملکرد این سیستم با انجام ۱۰۰ اکسپوز متفاوت با شرایط تصادفی و مقایسه مقادیر تأخیر زمان مورد انتظار و مشاهده شده صورت پذیرفت. قابلیت اطمینان سیستم محاسبه گردید و میزان میانگین و انحراف معیار۷ ۰/۰ ± ۹۹/۹۲٪ برآورد شد.

بحث

با توجه به اینکه تکنولوژی ساخت تیوب اشعه X در ایران وجود ندارد و مبالغ قابل توجهی برای تعویض این تیوبها هزینه می‌شود و تعویض تیوب مستلزم صرف وقت و هزینه و بلا استفاده ماندن سیستم و عدم سرویس‌دهی به بیماران می‌گردد، لذا ضرورت وجود سیستمهای کنترل حرارت هوشمند بمنظور جلوگیری از ایجاد آسیبهای حرارتی احساس می‌شود.

شرکت‌های سازنده تیوب‌های رادیولوژی برای هریک از شرایط کاری، منحنی‌های Rating chart را تهیه و در کاتالوگ تیوب مربوطه ضمیمه می‌نمایند. اصولاً کار این منحنی‌ها تخمینی از میزان انباشت حرارت در هر شرایط اکسپوژر و مدت زمان لازم جهت خنک‌شدن سیستم به اندازه مورد نیاز می‌باشد. مقایسه قابلیت اطمینان سیستم طراحی شده با مقادیر توصیه شده توسط شرکت سازنده بر اساس اطلاعات منحنی خنک شدن آند نشان می‌دهد که این سیستم می تواند به عنوان یک ابزار مناسب به منظور حفاظت تیوبهای رادیولوژی در اکسپوژرهای متعدد در مقابل حرارت بیش از حد کاربرد داشته باشد.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از همکاری و مساعدت شورای محترم پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی بابل به جهت تصویب و تأمین اعتبار طرح همچنین از آقایان دکتر علی اکبر مقدم‌نیا، دکترعلی بیژنی، افشین ابراهیمی و کامران صابری تشکر میشود.

****

References

1. Bushburg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. *The Essential Physics of Medical Imaging*. William & Wilkins, Baltimore, 1994; pp:65-69.

2. Hollins M. *Medical Physics* .MacMillan HoundMills, 1990; pp:113-114..

[DOR: 20.1001.1.15614107.1380.3.4.1.6]

3. Bushong SC. *Radiologic Science for Technologists*. Mosby ST Luis. 1993; pp:147-148.

4. Curry TS, Dowdy JE, Murry RC. *Christensen's Physics of diagnostic radiology*. Lea Febiger Philadelphia 1990.; pp: 14-17

5. http:// www.mcw.edu/medphys/learning/rotaanod.html.

6. Forster E. *Equipment for diagnostic radiology*. MTP Press Limited Lancaster. 1986; pp:71-82.

7. Operation Manual for "ROTANODE^{TM} ",Toshiba engineering information. Toshiba Corporation Tokyo, Japan,1984; pp: 1-8.

8. http://www- 3.semicoductors.com/microcontrol/support/80c51/.

* آدرس نویسنده مسئول: بابل، دانشگاه علوم پزشکی بابل ، دانشکده پیراپزشکی، تلفن: ۵-۲۲۲۹۵۹۱ -۰۱۱۱.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1380.3.4.1.6]