

طراحی و ساخت آرایه فازدار اولتراسوند برای مبارزه با سرطان

ابراهیم کرمی

دانشجوی دکتری مهندسی برق - دانشکده فنی - دانشگاه تهران

حمید سلطانیانزاده

دانشیار گروه مهندسی برق - دانشکده فنی - دانشگاه تهران

محمود کمره ای

دانشیار گروه مهندسی برق - دانشکده فنی - دانشگاه تهران

(تاریخ دریافت ۷۹/۱۱/۲، تاریخ تصویب ۸۱/۹/۱۶)

چکیده

در این مقاله مراحل طراحی یک سیستم آرایه فازدار اولتراسوند و نتایج عملی آن ارائه می‌گردد. با گرم نمودن بافت‌های سرطانی می‌توان آنها را درحین عمل تقسیم سلولی تجزیه نمود. روشهای متعددی جهت گرم نمودن بافت‌های سرطانی مطرح گردیده اند که از آن استفاده از امواج اولتراسوند می‌باشد. جمله آرایه‌ها ابزاری جهت متمرکز نمودن انرژی اولتراسوند می‌باشند. در این تحقیق علاوه بر مراحل طراحی و ساخت آرایه‌های فازدار، خطاهای مؤثر بر این سیستم نیز مورد بررسی قرار گرفته و روشهایی نیز در جهت کاستن از این خطاها ارائه می‌گردد. این سیستم در سه حالت بدون فیدبک، با فیدبک ولتاژ و با فیدبک فاز مورد آزمایش قرار گرفت و مشاهده گردید که در حالت استفاده از فیدبک فاز می‌توان به بهترین پاسخ دست یافت.

واژه‌های کلیدی: آرایه‌های فاز دار، گرمادهی، به بافت، فیدبک ولتاژ، فیدبک فاز

مقدمه

را گرم نمود که از آن جمله امواج رادیویی و امواج اولتراسوند می‌باشند. امواج اولتراسوند به دلیل ایمنی آنها در سالهای اخیر در جهت کاربردهای درمانی مورد توجه بسیار قرار گرفته اند و از این رو در این پژوهش نیز از آن در جهت مبارزه با سرطان استفاده شده است.

تئوری مسئله

جهت انجام عمل گرمادهی به بافت بوسیله اولتراسوند لازم است تا انرژی اولتراسوند را در نقطه هدف متمرکز نمود. این عمل به روشهای مختلف امکانپذیر است. ساده ترین روش استفاده از عدسی‌های صوتی می‌باشد. به هنگامیکه یکی از این عدسی‌ها در مقابل یک مبدل اولتراسوند قرار گیرد موجب همگرا شدن پرتوهای اولتراسوند در کانون عدسی می‌گردد. اشکال عمده این روش عدم انعطاف پذیری در تعیین هدف است زیرا کانون عدسی ثابت می‌باشد. روش دیگر، استفاده از آرایه‌ها

افزایش دما تاثیر زیادی بر سلولهای بدن انسان دارد. بر همین اساس از سال ۱۹۶۰ تحقیقات وسیعی در مورد اثرات ضد سرطان گرما صورت گرفته است. در حال حاضر گرم کردن بافت در محدوده دمایی ۴۲ تا ۴۵ درجه سانتیگراد روش مناسبی برای درمان بافت‌های سطحی می‌باشد. در حین عمل تقسیم سلولی و در مرحله سنتز DNA افزایش یا کاهش بیش از حد دمای سلول موجب تجزیه DNA و در نهایت نابودی سلول می‌گردد. با توجه به اینکه جریان خون در برخی بافتهای سرطانی کمتر از بافتهای سالم می‌باشد در هنگام عمل گرمادهی به بافت عمل تهویه دمایی که در بدن بصورت خودکار صورت می‌گیرد در این گونه بافتهای سرطانی به کندی صورت می‌گیرد که این امر خود موجب تسریع در درمان می‌گردد و از طرف دیگر تا حدودی بافتهای سالم را از آسیب مصون می‌دارد.

با استفاده از روشهای متعددی می‌توان بافت‌های سرطانی

طراحی سیستم

در طراحی این سیستم از یازده عدد مبدل اولتراسوند استفاده شده است که می بایست به هر یک سیگنالی سینوسی با فاز مناسب اعمال شود. البته انتخاب عدد ۱۱ دلیل فنی نداشته و تنها به دلیل امکان سخت افزاری صورت گرفته است. فاز مناسب سیگنالها بسته به موقعیت هدف توسط نرم افزار سیستم محاسبه می شود. آنچه که باقی می ماند عبارت از نحوه آماده سازی سیگنال توسط نرم افزار سیستم و تبدیل آن به سیگنالهای سینوسی توسط سخت افزار سیستم است. جهت نیل به این هدف می توان از روشهای متعددی استفاده نمود. در این قسمت به معرفی دو روش از کارآمدترین این روشها می پردازیم.

ساده ترین و دقیقترین روش ممکن این است که پس از محاسبه فاز مناسب سیگنال مربوط به هر کانال، نرم افزار سیگنال سینوسی متناظر با آن فاز را محاسبه نماید و سپس آن را از طریق پایانه های رایانه به سخت افزار سیستم تحویل دهد. در این حالت سخت افزار سیستم که از مبدلهای دیجیتال به آنالوگ تشکیل شده است عمل تبدیل سیگنال فوق به سیگنال سینوسی را انجام می دهد. در انتها با استفاده از فیلترهای پائین گذر ناپیوستگی های موجود در موج سینوسی حذف شده و توسط تقویت کننده توان، توان لازم جهت راه اندازی مبدلها به آنها اعمال می شود. این روش اگرچه از دقت بسیار بالایی برخوردار است اما به جهت نیاز به حداقل یک پورت برای هر مبدل به سخت افزار قابل توجهی نیاز دارد که این امر مستلزم هزینه زیادی است و بنابراین در این طرح استفاده از این روش منتفی گردید.

روش دیگر که همان روش مورد استفاده در این طرح می باشد، بر مبنای ایجاد پالس های با فاز مناسب می باشد. در این روش نرم افزار سیستم پس از محاسبه فاز مورد نیاز برای کانال در ازای هر کانال یک سیگنال PWM به پایانه رایانه ارسال می کند. در این سیگنال دو نوع اطلاعات وجود دارد که یکی پهنای پالس و دیگری زمان تاخیر هر پالس است. شکل (۱) شمای یک پالس PWM را نشان می دهد. در شکل (۱) T_1 و T به ترتیب زمان دوام پالس و زمان تناوب پالس می باشند و D

است. آرایه های اولتراسوند علاوه بر تنوع انعطاف پذیری قابل توجهی دارند. آرایه های اولتراسوند دارای انواع متعددی هستند که می توان از آرایه های خطی و فازدار بعنوان مشهورترین اعضاء این خانواده نام برد. در آرایه های فازدار نه تنها پیکربندی آرایه در تعیین هدف حائز اهمیت است بلکه با اعمال سیگنالهای مناسب به اجزاء این آرایه ها می توان محل هدف را به دلخواه انتخاب نمود. بنابراین این آرایه دارای بیشترین انعطاف پذیری می باشند.

آرایه های فازدار بر حسب نحوه قرار گرفتن اجزایشان به چند دسته تقسیم می شوند که از آن جمله می توان از آرایه های فازدار استوانه ای، کروی و خطی نام برد. آرایه های فازدار خطی متداولترین اعضاء این خانواده هستند که در این تحقیق نیز از آنها استفاده شده است. این نوع آرایه همانطور که از نام آن نیز برمی آید، از مجموعه ای از مبدلهای اولتراسوند که در یک خط قرار دارند تشکیل یافته اند. طرز کار این آرایه ها از این قرار است که به هر یک از مبدلهای قرار گرفته در این آرایه سیگنالی با فاز مناسب اعمال می شود. فازی که به هر یک از این سیگنالها داده می شود می بایست به گونه ای باشد که در محل هدف امواج رسیده از این مبدلها با یکدیگر هم فاز باشند. از این جهت می بایست فاز سیگنال اعمال شده به هر مبدل تابعی از فاصله آن مبدل از هدف باشد. با این نوع آرایه ها می توان در هر نقطه ای که مورد نظر باشد انرژی موج اولتراسوند را متمرکز نمود.

آرایه های فازدار جدا از قابلیت های فراوانشان دارای سه اشکال عمده می باشند. اشکال نخست این آرایه ها امکان بروز خطا در محل تمرکز انرژی می باشد. هاینین و همکارانش توانستند تا با استفاده از فیدبک تا میزان قابل توجهی از این خطا بکاهند [۴]، [۵]، [۸]. اشکال دوم وارد بر آرایه های فازدار پیچیدگی سخت افزار و در نتیجه هزینه بالای پیاده سازی آنها می باشد. این امر ناشی از نیاز هر المان به سیگنال تحریک جداگانه است. اشکال سوم آرایه های فازدار، وجود لوبهای فرعی آنها می باشد. اما بهر حال مزایای فراوان این آرایه ها سبب می شود تا در اغلب کاربردها از این دو ایراد صرف نظر شود.

آسیب دیدن رایانه می باشد. شکل (۴) مدار مورد نیاز جهت این قسمت را نشان می دهد. لازم به ذکر است که در سیستم مورد نظر به علت وجود ۱۱ سیگنال داده و ۸ سیگنال کنترلی به ۱۹ نمونه از مدار زیر نیاز می باشد. با توجه به کند بودن پایانه های رایانه سرعت این بخش از سیستم پایین بوده و بنابراین این قسمت به المانهای سریع نیاز ندارد. از این جهت تراشه ایزولاتور $T\lambda\pi 521$ برای این قسمت مناسب می باشد.

از سیگنالهای نشان داده شده در شکل (۵) سه سیگنال کلاک داخلی، انتخابگر کلاک و فعال ساز کلاک توسط نرم افزار سیستم ایجاد می شوند و کلاک خارجی توسط یک مدار نوسان ساز ایجاد می شود. پس از آماده سازی کلاک مالتی پلکس شده از آن بگونه ای که در شکل (۶) نشان داده شده است در مدار متناوب ساز داده مورد استفاده می کنیم.

شکل (۶) واحد ذخیره سازی و گردش داده را به تصویر می کشد. عملکرد مدار فوق به این صورت است که ابتدا ۱۱ بیت داده فراهم شده توسط مراحل پیشین در یک واحد حافظه نگهداری شده و سپس با بهره برداری متناوب از آن ۱۱ پالس مربعی با فرکانسی برابر با فرکانس مبدلهای اولتراسوند و با اختلاف فاز های متناسب با موقعیت هدف ایجاد می گردد. در بخش آنالوگ با فیلتر نمودن ۱۱ پالس مزبور ۱۱ موج سینوسی ایجاد شده و با استفاده از تقویت کننده توان کلاس D سطح توان سیگنالهای مزبور تا میزان مورد نیاز مبدلهای اولتراسوند بالا برده می شود. با توجه به اینکه مدارهای این بخش را در اغلب کتابهای الکترونیک می توان یافت در اینجا از توضیح در مورد آنها خودداری می نمائیم.

نتایج عملی

پس از طراحی نرم افزار و پیاده سازی سخت افزار، سیستم در دو حالت با فیدبک و بدون فیدبک مورد آزمایش قرار گرفت. البته لازم به ذکر است که تجهیزاتی که با اهداف درمانی ساخته می شوند، می بایست پیش از آن که بر روی موجود زنده آزمایش شوند، مراحل ایمنی را پشت سر گذارند. بر همین اساس است که آزمایشهای مورد نظر بر روی موجود زنده انجام نشده اند. از طرف

زمان تأخیر داده شده به هر پالس می باشد.

پس از ایجاد پالس PWM نوبت به فیلتر و تقویت آن می رسد. با فیلتر نمودن پالس های ایجاد شده، یازده سیگنال به دست می آید که رابطه بین دامنه و فاز این سیگنالها با زمان دوام پالس و زمان تاخیر پالسها بصورت زیر می باشد.

$$= \frac{4}{T} \sin\left(\frac{\pi T_1}{T}\right)$$

دامنه سیگنال

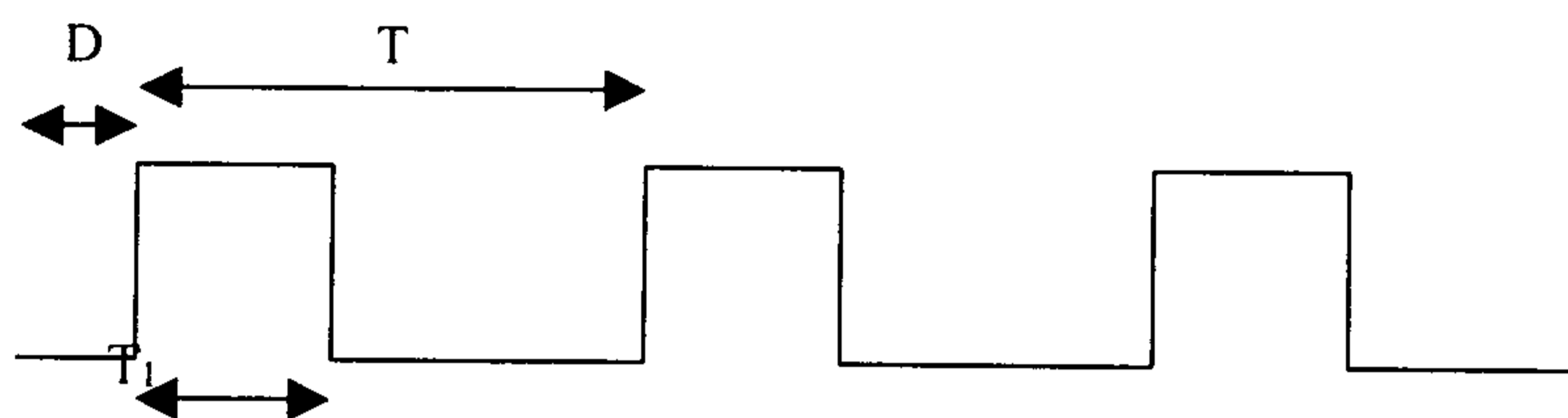
$$= \pi \frac{T_1}{T} + 2\pi \frac{D}{T}$$

فاز سیگنال

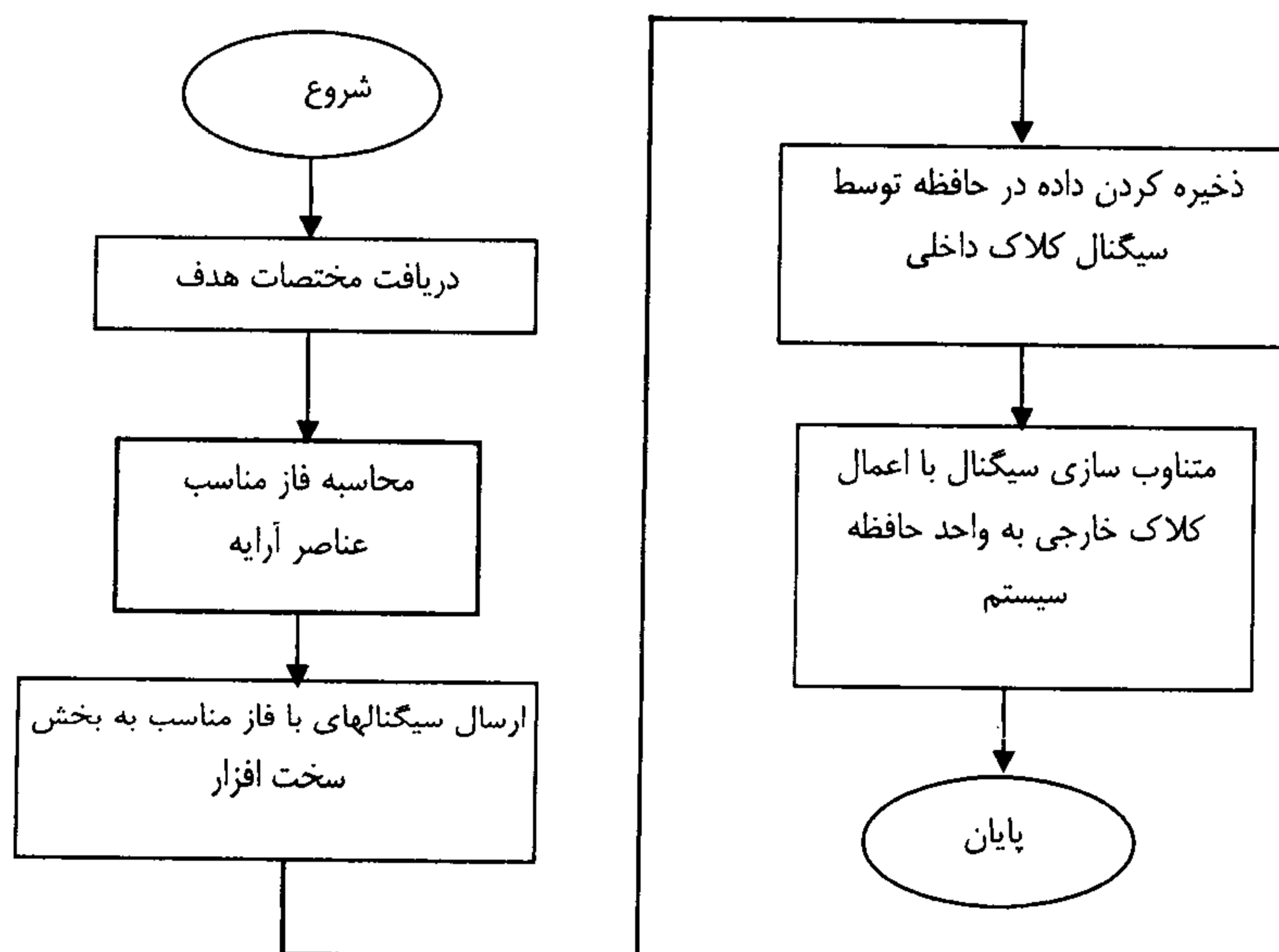
البته با توجه به اینکه در این طرح هدف اعمال سیگنالهای با دامنه مساوی به مبدلهای اولتراسوند می باشد، همواره زمان دوام پالسها به اندازه نصف زمان تناوب آنها در نظر گرفته می شود. شکل (۲) فلوجارت عملکرد سخت افزار این سیستم را به تصویر می کشد.

در شکل (۳) بلوک دیاگرام سخت افزار مبتنی بر فلوجارت فوق نشان داده شده است. بطوریکه مشاهده می شود، سخت افزار این سیستم از دو بخش آنالوگ و دیجیتال تشکیل یافته است. بخش دیجیتال شامل قسمت رابط با رایانه، واحد ایزولاسیون، واحد مالتی پلکس پالس ساعت و واحد ذخیره سازی و گردش داده می باشد و بخش آنالوگ نیز شامل مدارهای تقویت کننده و فیلتر است.

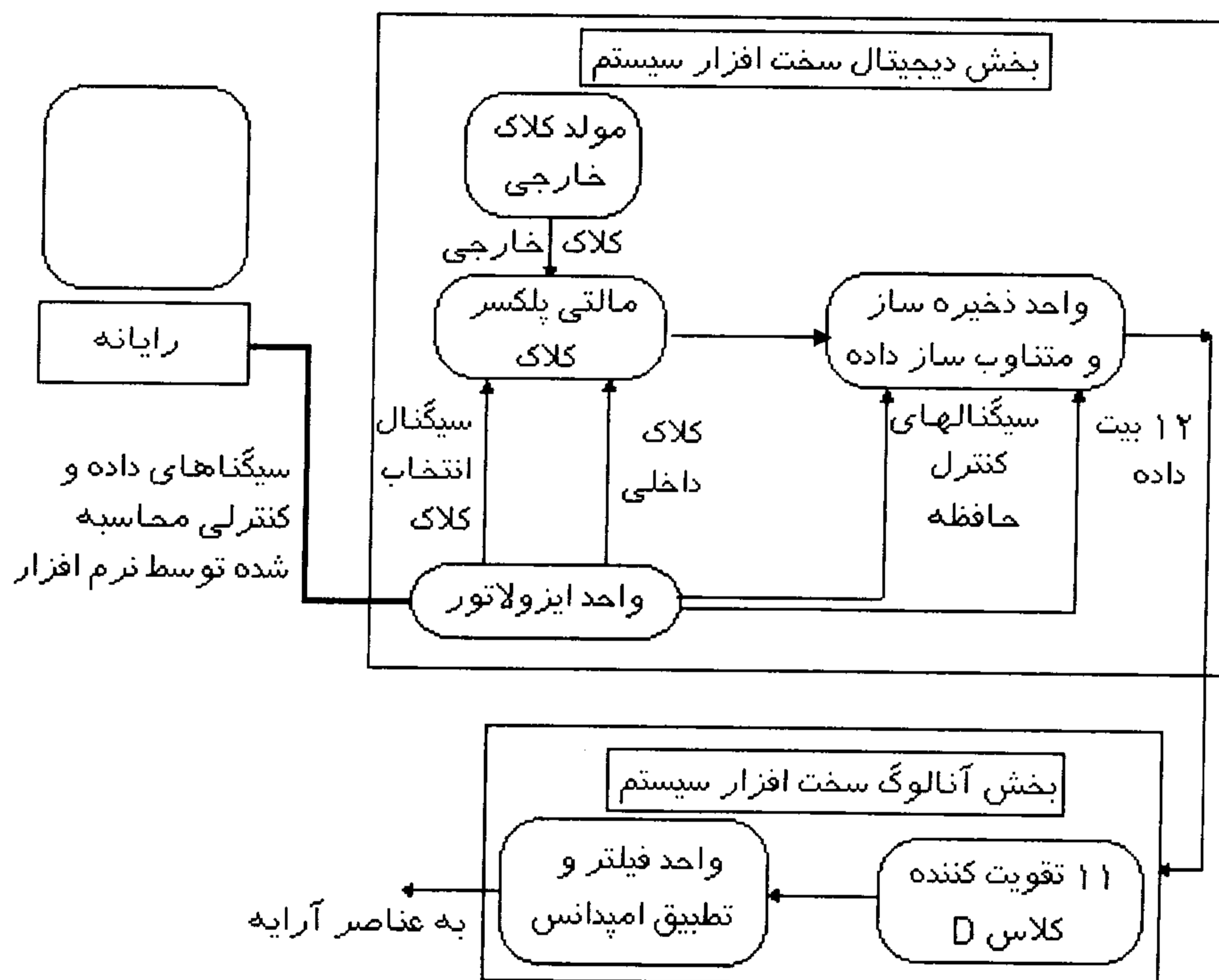
بطوریکه در شکل (۳) نشان داده شده است، ابتدا بصورت نرم افزاری ۱۱ پالس PWM با تاخیرهای مناسب ایجاد گردیده و توسط مدار رابط رایانه در اختیار سایر اجزا سیستم قرار داده می شود. بنابراین ما در این بخش دو خانه I/O را به این امر اختصاص می دهیم. آدرس اختصاص داده شده به این دو خانه ۳۲۰ و ۳۲۱ می باشد. از طرف دیگر در این سیستم به هشت سیگنال کنترلی نیز نیاز است، که آدرس اختصاص داده شده به آنها ۳۲۲ می باشد. وظیفه مدار رابط با رایانه در اختیار گذاردن این ۳ خانه آدرس می باشد. پس آماده نمودن سیگنالهای داده و کنترلی مناسب نوبت به ایزوله نمودن سیگنالهای مزبور نسبت به زمین رایانه می رسد. این عمل به منظور جدا نمودن تغذیه رایانه از سایر اجزا سیستم و جلوگیری از



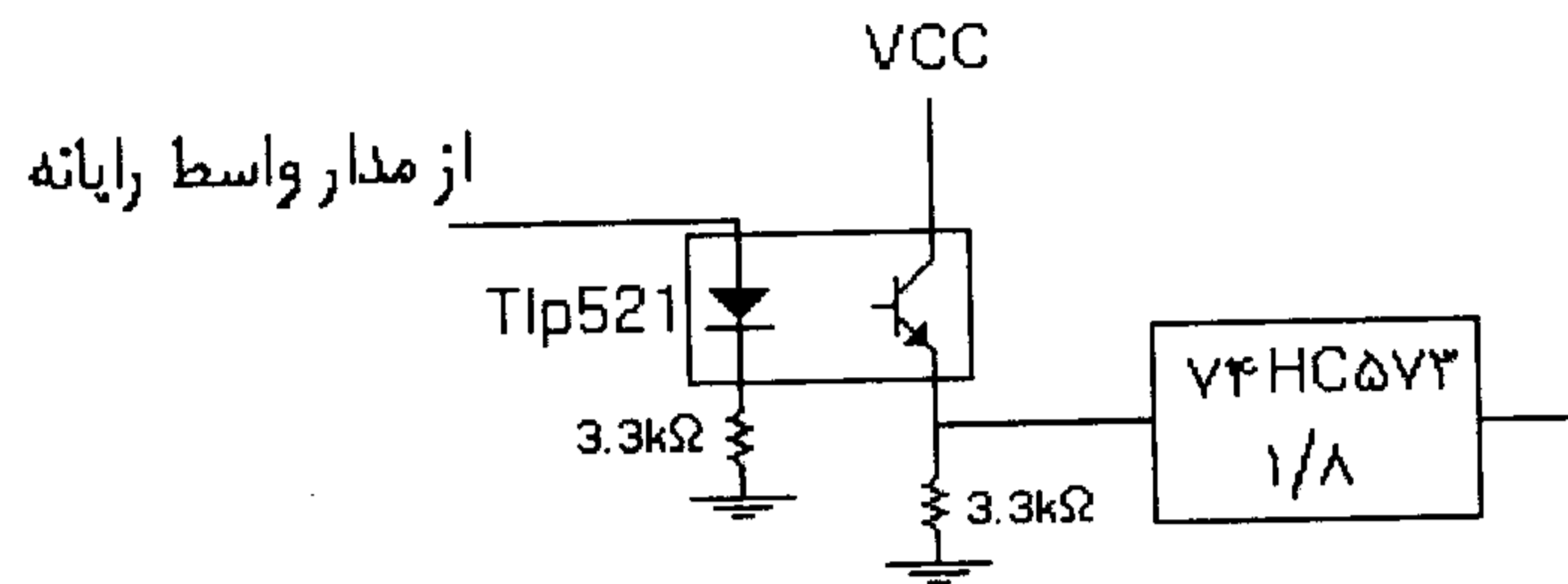
شکل ۱: پالس PWM.



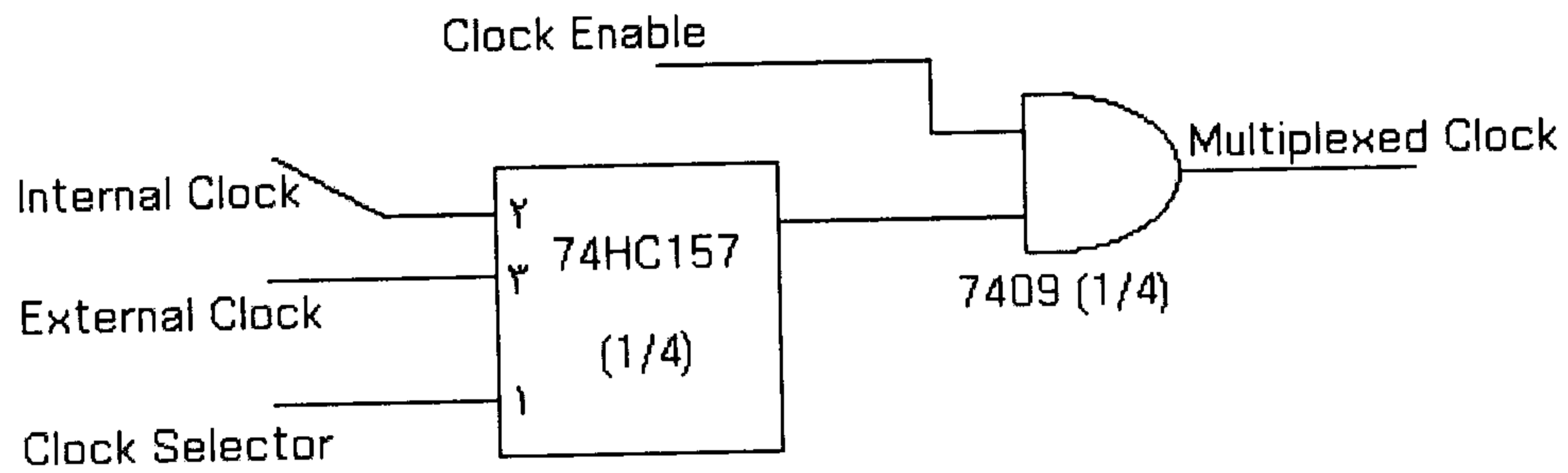
شکل ۲: فلوچارت عملکرد سیستم.



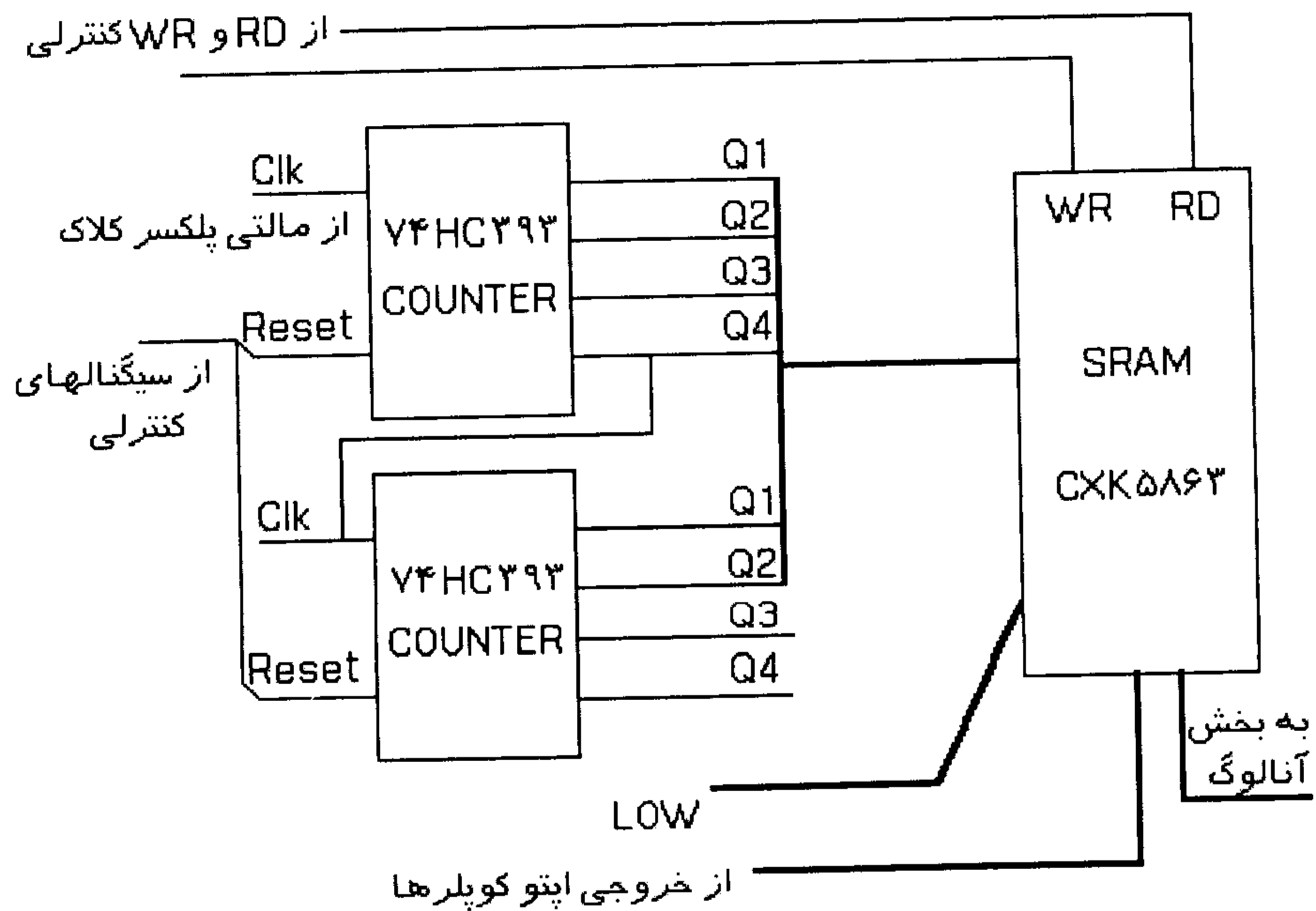
شکل ۳: بلوک دیاگرام سخت افزار سیستم.



شکل ۴: بخش ایزولاتور سیگنال.



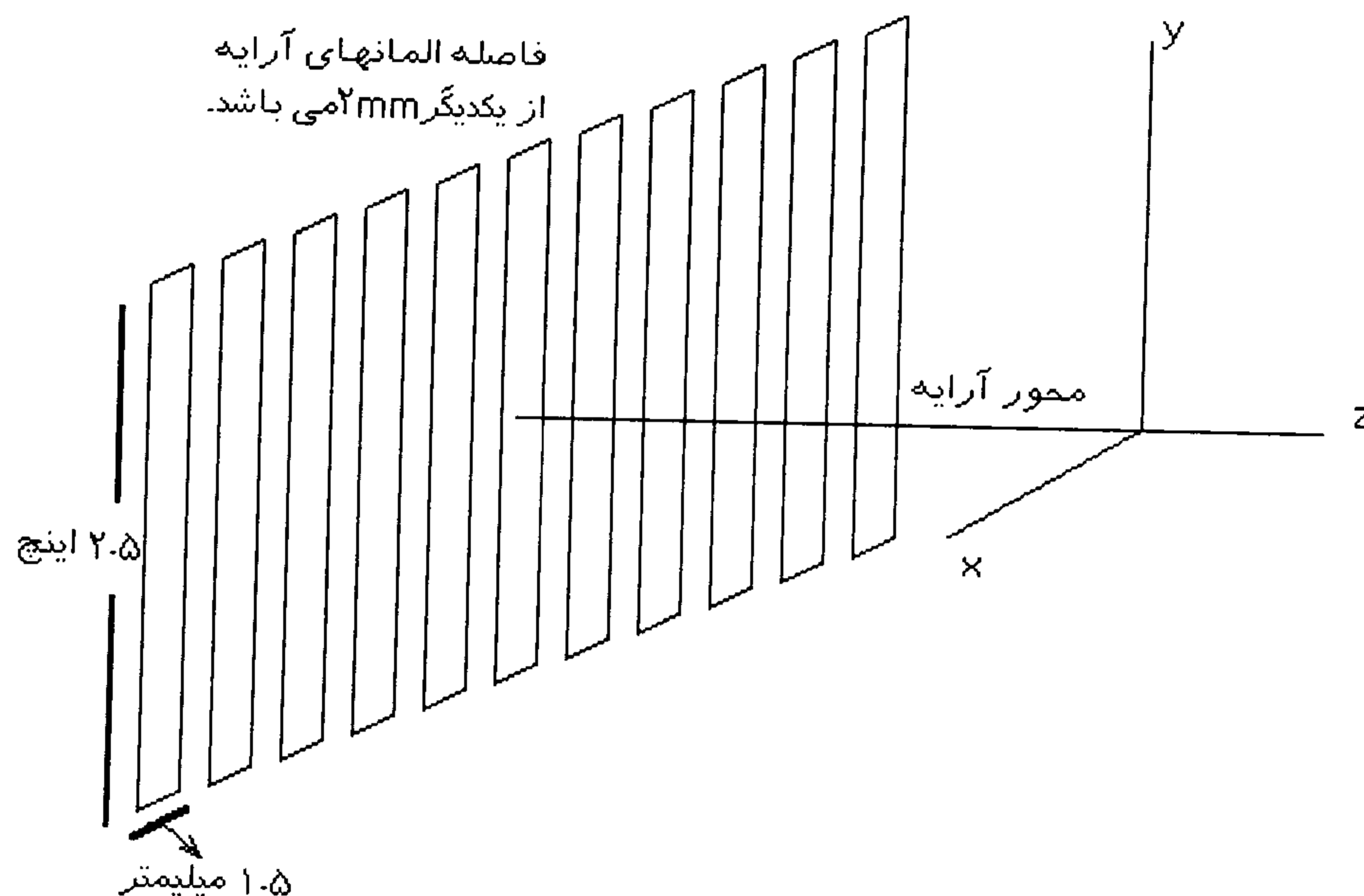
شکل ۵: مدار مالتی پلکس پالسهای ساعت.



شکل ۶: واحد گردش داده.

فیدبک های ولتاژ و فاز به آن اعمال گردید. شکل (۷) نحوه استقرار عناصر آرایه را به تصویر می کشد. بطوریکه در شکل نشان داده شده است ابعاد عناصر آرایه تقریباً ۱/۵ میلیمتر در ۶۲ میلیمتر می باشد. عناصر آرایه مزبور با چسب بر روی یک صفحه آلومینیومی نصب گردیدند.

دیگر به دلیل مشکلات عملی که محدودیت تجهیزات اندازه گیری در دسترس، از آن جمله می باشد، آزمایشهای مزبور در هوا انجام گرفت که البته این مورد بر عمومیت عملکرد سیستم بی تاثیر است. سیستم ابتدا در حالت بدون فیدبک مورد آزمایش قرار گرفت و سپس



شکل ۷: نحوه استقرار عناصر آرایه.

آرایه انجام گرفت. نتایج حاصل از این آزمایش در جدول (۲) درج شده است. همانگونه که ملاحظه می شود با افزایش زاویه انحراف هدف از محور آرایه میزان خطای نقطه تمرکز نیز افزایش می یابد. بنابر این استفاده از فیدبک ضروری می باشد.

نتایج استفاده از فیدبک ولتاژ

جهت تصحیح بخشی از خطاهای مطرح شده در بخش پیشین به سیستم فیدبک ولتاژ اعمال گردید. این عمل با استفاده از یک تقویت کننده عملیاتی سریع با نام OP06 انجام شد. به این ترتیب که ولتاژ خروجی تقویت کننده به همراه خروجی بخش دیجیتال به ورودی این تراشه اعمال شده و خروجی آن به ورودی مدارهای تقویت کننده متصل شد. با این عمل دامنه ولتاژ خروجی تقویت کننده با دقت خوبی با یکدیگر برابر شد و به دقت سیستم افزوده گردید. با اعمال فیدبک فوق آزمایشهایی مشابه با آزمایشهای پیشین انجام گرفت که نتایج آن در جداول (۳) و (۴) نشان داده شده است.

بطوریکه از نتایج مندرج در جداول (۳) و (۴) بر می آید، با اعمال فیدبک ولتاژ بخش عمده ای از خطاهای

حالت بدون فیدبک

همانگونه که ذکر شد ابتدا سیستم در حالت بدون فیدبک مورد آزمایش قرار داده شد. آزمایشهای این بخش در دو حالت انجام گرفت. در حالت نخست محل تمرکز انرژی آرایه بر روی محور آن در نظر گرفته شد و با تغییر موقعیت گیرنده محل تمرکز حقیقی انرژی مشخص شده و میزان خطای آن محاسبه گردید. جدول (۱) مبین میزان خطای محل تمرکز انرژی بر حسب فاصله و زاویه آن نسبت به نقطه مطلوب را نشان می دهد.

همانگونه که مشهود است میزان خطای سیستم در حالت بدون فیدبک قابل توجه است. البته این خطا در حالتی که هدف بر روی محور اصلی آرایه واقع نباشد حتی از این میزان نیز بیشتر است. دلیل وجود این خطای قابل ملاحظه ایده آل نبودن تقویت کننده و نیز فاز ایجاد شده توسط فیلتر است. البته لازم به ذکر است که بخشی از این خطا ناشی از دقت نامناسب تجهیزات اندازه گیری می تواند باشد.

آزمایش دوم این قسمت با قرار دادن هدف در فاصله ۱۰Cm از مبدل و تغییر زاویه آن نسبت به محور

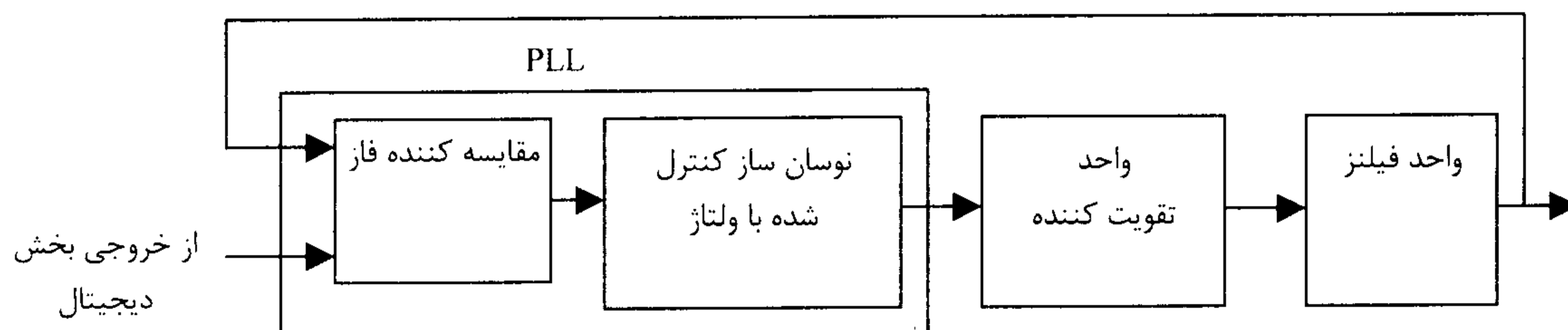
عمل جبران خطای فاز ایجاد شده توسط فیلترهای بکار رفته در سیستم انجام گرفت. در این حالت نیز آزمایشهایی مشابه با دو حالت قبل انجام گرفت که نتایج حاصل از این آزمایشها در جداول (۵) و (۶) نشان داده شده است. شکل (۸) شمای واحد فیدبک فاز را نشان می دهد.

بطوریکه مشاهده می شود با اعمال فیدبک فاز خطای انحراف مسیر پرتو به شدت کاهش می یابد. در حالت استفاده از فیدبک فاز دامنه موج اولتراسوند در ۲۴ نقطه حول نقطه تمرکز اندازه گیری شد که نتایج حاصل از اندازه گیری های مزبور در شکل (۹) به تصویر کشیده شده است. در این آزمایش محل هدف در فاصله ۱۰Cm آرایه و بر روی محور آن در نظر گرفته شده است.

سیستم مرتفع می گردد. اما با توجه به عدم تطابق کامل بین فیلترهای بکار رفته توسط عناصر مختلف آرایه هنوز خطا قابل ملاحظه است.

نتایج استفاده از فیدبک فاز

با توجه به اینکه عملکرد آرایه های فازدار اولتراسوند بر اساس فاز سیگنالهای اعمالی به المانهای آرایه می باشد، هرگونه خطای فاز نامطلوب می باشد. عمده ترین عامل ایجاد خطای فاز در این سیستم، خطای ناشی از فیلترها است. جهت بر طرف نمودن این خطا با استفاده از PLL در مسیر فیلتر فیدبک ایجاد می نمائیم. PLL ها ابزاری جهت ایجاد فیدبک فاز و فرکانس می باشند. بنابراین با استفاده از یک تراشه HEF4046



شکل ۷: واحد فیدبک فاز.

جدول ۱: میزان خطای موقعیت نقطه تمرکز در حالی که هدف بر روی محور آرایه قرار دارد.

فاصله بر حسب Cm	۶	۸	۱۰	۱۲	۱۴
درصد خطای تمرکز در امتداد محور	۸،۰۲	۸،۱	۸،۳	۸،۷	۹،۱
زاویه انحراف نقطه تمرکز از محور آرایه بر حسب درجه	۱۴	۱۱	۸	۱۰	۱۳

جدول ۲: میزان خطای موقعیت نقطه تمرکز در حالی که هدف در فاصله ۱۰Cm از آرایه قرار دارد.

زاویه هدف نسبت به محور آرایه بر حسب درجه	-۳۰	-۱۵	۰	۱۵	۳۰
درصد انحراف شعاعی نقطه تمرکز	۹،۴	۸،۹	۸،۳	۹،۱	۹،۶
زاویه انحراف نقطه تمرکز از محور آرایه بر حسب درجه	۱۵	۱۱	۸	۱۰	۱۴

جدول ۳: میزان خطای موقعیت نقطه تمرکز در حالی که هدف بر روی محور آرایه قرار دارد.

فاصله بر حسب Cm	۶	۸	۱۰	۱۲	۱۴
در خطای تمرکز در امتداد محور	۳،۲	۲،۹	۲،۶	۲،۸	۳،۱
زاویه انحراف نقطه تمرکز از محور آرایه بر حسب درجه	۸	۳	۰	۲	۷

جدول ۴: میزان خطای موقعیت نقطه تمرکز در حالی که هدف در فاصله ۱۰Cm از آرایه قرار دارد.

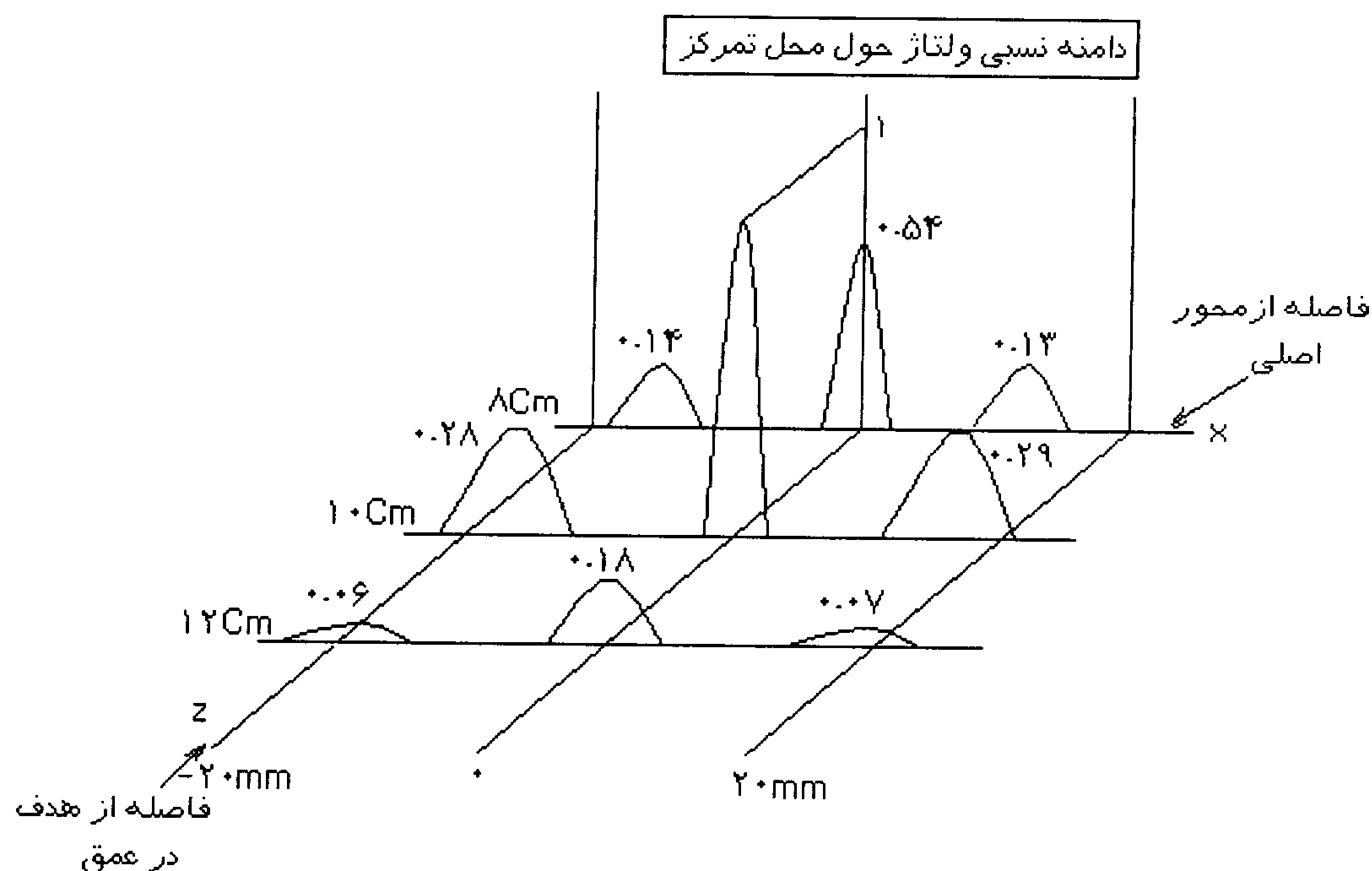
زاویه هدف نسبت به محور آرایه بر حسب درجه	-۳۰	-۱۵	۰	۱۵	۳۰
درصد انحراف شعاعی نقطه تمرکز	۳،۴	۳،۰۵	۲،۶	۳	۳،۳
زاویه انحراف نقطه تمرکز از محور آرایه بر حسب درجه	۸	۳	۰	۲	۶

جدول ۵: میزان خطای موقعیت نقطه تمرکز در حالی که هدف بر روی محور آرایه قرار دارد.

فاصله بر حسب Cm	۶	۸	۱۰	۱۲	۱۴
در خطای تمرکز در امتداد محور	۵،۳	۴،۴	۳،۶	۴،۴	۵،۴
زاویه انحراف نقطه تمرکز از محور آرایه بر حسب درجه	۰	۰	۰	۰	۰

جدول ۶: میزان خطای موقعیت نقطه تمرکز در حالی که هدف در فاصله ۱۰Cm از آرایه قرار دارد.

زاویه هدف نسبت به محور آرایه بر حسب درجه	-۳۰	-۱۵	۰	۱۵	۳۰
درصد انحراف شعاعی نقطه تمرکز	۵،۵	۴،۹	۴،۶	۵	۵،۶
زاویه انحراف نقطه تمرکز از محور آرایه بر حسب درجه	۱،۵	۰،۵	۰	۰،۵	۱،۵



شکل ۹- گستره موج اولتراسوند به هنگامیکه هدف در فاصله ۱۰Cm از مرکز آرایه و بر روی

محور اصلی آن قرار دارد. در این منحنی محور X میزان انحراف از محور

آرایه و محور Z فاصله گیرنده از آرایه و در امتداد محور آن می باشد.

نتیجه گیری

سود برد. البته با توجه به نیاز سیستم های درمانی به رعایت استانداردهای مربوطه لازم است تا با ایجاد اصلاحاتی دقت سیستم مزبور از این میزان نیز افزایش یابد. با توجه به اینکه اصلاحات مزبور هزینه های زیادی

با توجه به نتایج مندرج در بخشهای پیشین ملاحظه می شود که دقت عملکرد این سیستم در هنگام استفاده از فیدبک فاز قابل ملاحظه بوده و با اندکی اصلاحات می توان از آن در درمان مقطعی بیماری سرطان

است، که پیاده سازی هر یک از این روشها مستلزم هزینه قابل توجهی می باشد.

د- در این سیستم از مبدل‌های با فرکانس Khz ۴۳۱ استفاده شده است. با توجه با رابطه بین رزولوشن و فرکانس بهتر است تا از مبدل‌های با فرکانسهای بالاتر استفاده شود. البته لازم به ذکر است که در فرکانسهای بالاتر میزان تلفات موج افزایش می یابد که جهت جبران آن می توان تعداد المان های آرایه اولتراسوند را بیشتر کرد. اما تلفات زیاد در بافت های سالم در طول مسیر پرتو می تواند برای این بافت ها مضر باشد.

قدردانی

هزینه تهیه قطعات مورد نیاز سیستم آرایه فازدار که در این مقاله ارائه گردید از بودجه یک طرح پژوهشی مصوب دانشگاه تهران پرداخت شده است که بدینوسیله مراتب تشکر و قدردانی خود را ابراز می داریم.

داشتند در این تحقیق اجرای آنها امکانپذیر نبود. اهم اصلاحات مورد نیاز به قرار زیر می باشد.

الف- افزایش تعداد المانها آرایه و استفاده از آرایه های دو بعدی. جهت عملکرد مناسب سیستم در آرایه یک بعدی حداقل به ۶۴ المان و در آرایه دو بعدی حداقل به ۱۰۲۴ المان نیاز می باشد.

ب- افزایش ظرفیت حافظه سخت افزار سیستم بر دقت امواج ایجاد شده می افزاید. این امر مستلزم المانهای با سرعت بیشتر است زیرا فرکانس پالس ساعت خارجی سیستم با اندازه حافظه سخت افزار سیستم متناسب می باشد.

ج- با توجه به اینکه در هنگام درمان بیشترین خطا از ناهمگنی بدن بیمار ناشی می شود، استفاده از فیدبک دمایی ضروری است. منظور از فیدبک دما اندازه گیری دما در نقاط مختلف داخل بدن بیمار می باشد. در سالهای اخیر روشهای متعددی جهت این امر ارائه گردیده

مراجع

- 1 - Buchanan, M. T. and Hynynen, K. (1994). "The design and evaluation of an intracavitary ultrasound phased array for hyperthermia." *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 41, PP. 1178-1187.
- 2 - Cain, C. A. and Umemura, S. A. (1998). "Concentric-ring and sector vortex phased array applicators for ultrasound hyperthermia cancer therapy." *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 35, PP. 561-572.
- 3 - Christensen, D. A. (1998). *Ultrasonic Bioinstrumentation*, John Wiley & Sons Inc.
- 4 - Daum, D. R., Buchanan, M. T., Fjield, T. and Hynynen, K. (1998). "Design and evaluation of a feedback based phased array system for Ultrasound surgery." *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 45, PP. 431-438.
- 5 - Daum, D. R. and Hynynen, K. (1998). "Thermal dose optimization via temporal switching in ultrasound surgery." *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 45, PP. 208-215.
- 6 - Fujita, S., Tamazawa, M. and Kuroda, K. (1998). "Effects of blood perfusion rate on the optimization of RF-capacitive hyperthermia." *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, Vol. 45, PP. 1182-1186.
- 7 - Goss, S. A., Frizzell, L. A., Kouzmanoff, J. T., Barich, J. M. and Yang, J. M. (1996). "Sparse random ultrasound phased array for focal surgery." *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 34, PP. 446-453.
- 8 - Huchinson, E. B. and Hynynen, K. (1996). "Intracavitary phased array for non-invasive prostate surgery." *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 43, PP. 1032-1042.

-
- 9 - Ocheltree, K. B., Benkeser, P. J., Frizzel, L. A. and Cain, C. A. (1997). "An ultrasonic phased array applicator for hyperthermia." *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, Vol. 31, PP. 526-531.
 - 10 - Sowlati, T., Greshishchev, Y., Salama, C. A., Rabjohn, G. and Sitch, J. (1996). "Linearized high efficiency class E power amplifier for wireless communication." *Proc. IEEE 1996 Custom Integrated Circuits Conf., San Diego, CA*, PP. 201-204.
-