

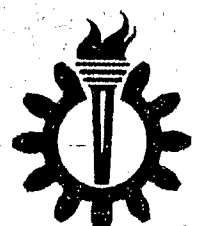
بِسْمِ اللّٰهِ الرَّحْمٰنِ الرَّحِیْمِ

۱۳۸۰ / ۱۲ / ۲۸

~~۲۰۰۵~~

۲۰۰۵۶

وزارتخانه صنایع ایران
موسسه تحقیقاتی



دانشگاه علم و صنعت ایران

دانشکده مهندسی برق

پروژه کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی

(بیو الکتریک)

016722

طراحی و ساخت سیستم ریز پردازنده ای تحریک الکتریکی کارکردی برای ایستادن و گام برداشتن

محمد گودرزی

استاد راهنما:

دکتر عباس عرفانیان امیدوار

مهرماه ۱۳۸۰

۲۰۰۵۶

سپاسگزاری

از جناب آقای دکتر عرفانیان که با راهنماییهای گرانقدر خود و فراهم نمودن امکانات ساخت این پروژه، انجام این مهم را میسر ساختند، کمال تشکر و امتنان را داریم. همچنین از جناب آقای رضا رضانی بخاطر فراهم کردن امکان تست این پروژه بر روی بیمار، بی نهایت متشکریم.



آقای رضا رضانی

چکیده

صدمات نخاعی ممکن است مسیر ارتباطی میان سیستم اعصاب مرکزی و اعصاب محیطی پایین بخش صدمه دیده نخاع را قطع کند. این صدمات سبب فلج شدن و از دست رفتن حسهای اندامهای پایین بخش زیرین نخاع صدمه دیده می شود. در صورت سالم ماندن بخشهای زیرین نخاع، حرکت اندامها با استفاده از تحریک الکتریکی اعصاب محیطی بصورت مستقیم و یا از طریق پوست امکان پذیر است. یکی از روشهای مؤثر جهت ایجاد حرکت در اعضای فلج و رفع عوارض ناشی از عدم تحرک، استفاده از تحریک الکتریکی کارکردی است. از روش تحریک الکتریکی کارکردی علاوه بر ایجاد حرکت در اندام فلج، برای کاهش درد، تحریک مثانه، جلوگیری از پیشرفت پوکی استخوان، افزایش جریان خون در ناحیه خاصی از بدن، تحریک رشد استخوان، تحریک نرونهاي نخاعی، کنترل تنفس، تحریک اعصاب شنوایی و حتی کورتکس بینایی بکار می رود.

هدف از انجام این پروژه طراحی و ساخت یک سیستم تحریک الکتریکی کارکردی قابل حمل با کنترل ریزپردازنده ای است. در تحریک الکتریکی کارکردی، انقباض عضلات فلج بوسیله تحریک الکتریکی انجام می شود. با استفاده از پارامترهای سیگنال تحریک می توان میزان انقباض عضله را کنترل کرد. سیستم عصبی مرکزی با دو روش میزان انقباض عضلانی را کنترل می کند: (۱) تعداد واحدهای حرکتی، (۲) میزان فرکانس عمل واحدهای حرکتی. در تحریک الکتریکی می توان تعداد واحدهای حرکتی را با عرض پالس تحریک و فرکانس عمل را می توان بوسیله فرکانس سیگنال تحریک کنترل کرد. لذا طراحی سیستمی که قابلیت تغییر پارامترهای سیگنال تحریک را دارا باشد از اهداف مهم این پروژه می باشد. برای تحریک عضله می توان از دو نوع محرک استفاده کرد: جریانی یا ولتاژی. اگر چه قابلیت کنترل انقباض عضله در محرک جریانی نسبت به محرک ولتاژی بیشتر است اما احتمال سوختگی بافت در محرک جریانی زیادتر است. لذا در این پروژه از محرک های ولتاژی جهت تحریک عضلات استفاده شده است. یکی از پارامترهای مهم سیستم تحریک الکتریکی ساده بودن نحوه کار با آن می باشد بطوریکه بتوان به سادگی الگوهای تحریک را طراحی و تغییر داد. این از معیارهای دیگری است که در طراحی این سیستم در این پروژه در نظر گرفته شده است. در سیستم طراحی شده براحتی می توان الگوهای حرکت را بوسیله کامپیوتر طراحی و به سیستم منتقل کرد. علاوه بر این سیستم دارای یک نمایشگر LCD و یک صفحه کلید است که امکان ارتباط کاربر را با سیستم فراهم می کند. با استفاده از این صفحه کلید می توان دستور تحریک، توقف، ایستادن، گام برداشتن، دستور نشستن و تمرین صادر کرد و پارامترهای سیگنال تحریک را تغییر داد. سیستم دائماً ولتاژهای تحریک و تغذیه مدار را مورد باز بینی و در صورت افت ولتاژ تغذیه مدار با صدور هشدارهای صوتی و نوری وضعیت را به کاربر اطلاع می دهد. مشخصات کلی سیستم به شرح زیر است:

ولتاژهای تغذیه مدار: مدارات کنترلی ۵ ولت و درایور ۱۲ ولت، جریان مصرفی کنترل کننده سیستم: ۹۰ میلی آمپر DC، جریان مصرفی درایور و تحریک کننده سیستم: ۳۰۰ میلی آمپر DC، عرض پالس تحریک: ۰ تا ۶۰۰ میکرو ثانیه با دقت ۱ میکروثانیه، فرکانس تحریک: ۱۶ تا ۵۰ هرتز با دقت ۱ هرتز، دامنه سیگنال تحریک: ۰ تا ۱۰۰ ولت با دقت ۱ ولت، ابعاد سیستم: ۲/۸×۱۰×۸ سانتی متر، وزن تقریبی سیستم بدون باتری ۲۵۰ گرم.

به منظور ارزیابی سیستم طراحی شده در این پروژه، آزمایشات متعددی بر روی یک فرد ضایعه نخاعی در سطح T7 انجام گرفته است. این فرد ضایعه نخاعی مذکر با سن ۲۷ سال است و از مدت ضایعه وی ۴ سال می گذرد. نتایج این بررسی نشان می دهد که سیستم FES بخوبی قادر به بازیابی قدرت عضلانی در عضلات فلج می باشد. این شخص در ابتدای دوره درمان با استفاده از FES طراحی شده، در این پروژه قادر به هیچگونه عمل حرکتی در اندام تحتانی خود نبوده است، اما پس از سه ماه تمرین، هفته ای یک جلسه و هر جلسه نیم ساعت قادر به عمل رکاب زدن و باز کردن کامل زانوی دو پای فلج خود شده است.

تقدیم به

پدر، مادر و همسر مهربانم

فهرست مطالب

فصل اول: مروری بر تحریک الکتریکی کارکردی

- ۱-۱ مقدمه..... ۲
- ۱-۲ کنترل سیستم عصبی عضلانی..... ۳
 - ۱-۲-۱ اصول فیزیکی پتانسیل‌های غشاء..... ۳
 - ۱-۲-۲ پتانسیل عمل عصبی..... ۳
 - ۱-۲-۳ انتشار پتانسیل عمل..... ۵
 - ۱-۲-۴ تشریح فیزیولوژیک عضله اسکلتی..... ۷
 - ۱-۲-۵ مکانیزم کلی انقباض عضله..... ۷
 - ۱-۲-۶ مکانیسم مولکولی انقباض عضلانی..... ۹
- ۱-۳ کنترل خارجی سیستم عصبی - عضلانی..... ۹
 - ۱-۳-۱ حوزه‌های کاربرد تحریک الکتریکی..... ۱۱
 - ۱-۳-۲ پارامترهای اولیه تحریک برای تحریک الکتریکی..... ۱۲
- ۱-۴ انواع سیستمهای تحریک الکتریکی..... ۱۵
- ۱-۵ مروری بر سیستمهای FES..... ۱۷
 - ۱-۵-۱ سیستم قابل حمل و آزمایشگاهی تحریک الکتریکی کارکردی برای راه رفتن افراد پاراپلژیک..... ۱۷
 - ۱-۵-۲ سیستم چند کاناله تحریک الکتریکی کامپیوتری جهت استفاده آزمایشگاهی..... ۱۸
 - ۱-۵-۳ سیستم ۱۶ کاناله برای تحریک الکتریکی کارکردی عضلات از طریق الکترودهای سطحی..... ۲۰
 - ۱-۵-۴ سیستم تحریک الکتریکی کارکردی بر اساس ساختار تراشه‌ای..... ۲۲

فصل دوم: سخت افزار سیستم ریز پردازنده ای تحریک الکتریکی کارکردی قابل حمل

۲-۱ مقدمه.....	۲۶
۲-۲ ساختار سخت افزاری سیستم تحریک الکتریکی کارکردی ۸ کاناله.....	۲۷
۲-۳ نمایشگر سیستم.....	۲۹
۲-۴ اتصال صفحه کلید.....	۳۰
۲-۵ اتصال به درگاه سریال کامپیوتر.....	۳۱
۲-۶ حافظه های سیستم ریزپردازنده FNS.....	۳۳
۲-۷ نحوه ایجاد پالسهای سیگنال تحریک و انتخاب کانالها.....	۳۳
۲-۸ مدار درایور.....	۳۵
۲-۹ مدار منبع تغذیه سوئیچینگ.....	۳۶
۲-۱۰ مدار ریست.....	۳۷
۲-۱۱ مدار اسیلاتور میکروکنترلر.....	۳۷
۲-۱۲ مدارات هشدار دهنده.....	۳۸
۲-۱۳ ویژگیهای میکروکنترلر 80C552.....	۳۹
۲-۱۴ شمای کلی و معرفی پایه های 80552.....	۳۹
۲-۱۵ ساختار حافظه.....	۳۹
۲-۱۵-۱ حافظه داده (RAM).....	۴۰
۲-۱۵-۲ حافظه RAM با قابلیت آدرس دهی بیتی.....	۴۰
۲-۱۶ بانکهای ثباتی.....	۴۱
۲-۱۷ ثباتهای تابعی مخصوص.....	۴۳
۲-۱۸ حافظه خارجی.....	۴۷
۲-۱۸-۱ دستیابی به حافظه کد خارجی.....	۴۷
۲-۱۸-۲ دستیابی به حافظه داده خارجی.....	۴۸
۲-۱۹ ثباتهای تابعی مخصوص برای تایمرهای صفر و یک.....	۴۸
۲-۱۹-۱ ثبات کنترل تایمر (TCON).....	۴۹
۲-۱۹-۲ مدهای تایمر و پرچم سرریز.....	۴۹
۲-۱۹-۳ منابع کلاک تایمرها.....	۵۱

۵۱	۲-۲۰ تایمر دو
۵۳	۲-۲۰-۱ منطق مقایسه و capture تایمر دو
۵۳	۲-۲۰-۲ منطق مقایسه ای تایمر ۲
۵۳	۲-۲۱ درگاه سریال
۵۳	۲-۲۲ وقفه‌ها
۵۴	۲-۲۲-۱ ثباتهای فعال سازی وقفه
۵۵	۲-۲۲-۲ ساختار اولویت وقفه
۵۶	۲-۲۲-۳ سرویس دهی وقفه
۵۶	۲-۲۳ ارزیابی سیستم تحریک الکتریک ۸ کاناله
۵۶	۲-۲۳-۱ شکل موجهای سیگنال تحریک
۵۸	۲-۲۳-۲ مدل ساده الکتریکی مجموعه بافت و الکتروود
۵۹	۲-۲۳-۳ درصد رگولاسیون ولتاژ
۶۰	۲-۲۳-۴ مشخصات الکتریکی سیستم
۶۰	۲-۲۴ خاتمه و نتیجه گیری

فصل سوم: نرم افزار سیستم تحریک الکتریکی کارکردی هشت کاناله قابل حمل

۶۲	۳-۱ مقدمه
۶۳	۳-۲ نحوه استفاده از سیستم
۶۶	۳-۳ ثباتهای کنترلی سخت افزار میکرو کنترلر 80C552
۶۷	۳-۳-۱ تایمر صفر، یک و دو
۶۷	۳-۳-۲ درگاه سریال
۶۸	۳-۳-۳ وقفه
۶۸	۳-۳-۴ مبدل آنالوگ به دیجیتال
۶۸	۳-۳-۵ نحوه تولید شکل پالس
۶۸	۳-۴ ساختار کلی برنامه
۷۰	۳-۴-۱ مقدار دهی اولیه سیستم
۷۰	۳-۴-۲ نحوه رگولاسیون ولتاژ تحریک
۷۱	۳-۴-۳ روند-نمای روال انجام کارکرد کلیدها

۷۳	۳-۴-۴ تنظیم ولتاژ تحریک (Voltage Set) و تاخیر بین فازهای تحریک
۷۴	۳-۴-۵ گرفتن الگوی حرکت از کامپیوتر
۷۸	۳-۵ وقفه تایمر صفر
۷۹	۳-۶ وقفه تایمر یک
۷۹	۳-۷ وقفه های تایمر ۲
۷۹	۳-۷-۱ وقفه ثابت مقایسه ای صفر (عرض پالس مثبت)
۷۹	۳-۷-۲ وقفه ثابت مقایسه ای یک (تاخیر بین فازها)
۸۰	۳-۷-۳ وقفه ثابت مقایسه ای ۲ (عرض پالس منفی)
۸۲	۳-۸ فرانکلین C در مقایسه با ANSI C
۸۲	۳-۸-۱ نوع داده
۸۲	۳-۸-۲ ثباتهای تابعی ویژه
۸۳	۳-۸-۳ نوع حافظه
۸۵	۳-۸-۴ اشاره گرها
۸۶	۳-۹ روالهای وقفه
۸۶	۳-۱۰ خاتمه و نتیجه گیری

فصل چهارم: الگوی حرکت و بکار گیری آن در تحریک الکتریکی کارکردی (FES)

۸۷	۴-۱ مقدمه
۸۹	۴-۲ پاسخ عضلات به تحریک الکتریکی
۸۹	۴-۳ خواص انقباضی عضله
۹۰	۴-۳-۱ خستگی عضلانی
۹۱	۴-۳-۲ سست سازی عضلات
۹۱	۴-۳-۳ زمان صعود انقباض
۹۲	۴-۴ طراحی الگوی حرکت در گام برداشتن مصنوعی
۹۲	۴-۴-۱ کینماتیک گیت مصنوعی
۹۲	۴-۴-۲ کنتیک گیت مصنوعی
۹۳	۴-۵ مکانیک گام برداشتن
۹۶	۴-۶ عضلات درگیر گیت
۱۰۰	۴-۷ ارزیابی کارآیی سیستم طراحی شده FES بر روی فرد ضایعه نخاعی

- ۱-۷-۴ جاگذاری الکترودها ۱۰۱
- ۲-۷-۴ باز شدن مفصل زانوی فرد فلج با استفاده از FES ۱۰۳
- ۳-۷-۴ رکاب زدن جفت پا ۱۰۴
- ۸-۴ خاتمه و نتیجه گیری ۱۰۵

فصل پنجم: نتیجه گیری و پیشنهادات

- ۱-۵ ویژگیهای سیستم طراحی شده ۱۰۷
- ۲-۵ نتایج استفاده از سیستم بر روی بیمار ۱۰۹
- ۳-۵ اصلاح و گسترش سیستم ۱۰۹
- ۴-۵ پیشنهادات ۱۱۰

ضمیمه الف: کد برنامه ۱۱۱

ضمیمه ب: مشخصات آی سی های استفاده شده در سخت افزار پروژه ۱۳۰

واژه نامه ۲۰۰

مراجع ۲۰۳

فهرست شکلها

فصل اول

- شکل ۱. نمونه پتانسیل عمل ثبت شده توسط روشی که در قسمت بالای شکل نشان داده شده است
- شکل ۲. تغییرات هدایت سدیم و پتاسیم در جریان دوره پتانسیل عمل
- شکل ۳. نحوه انتشار پتانسیل عمل
- شکل ۴. سازمان بندی عضله اسکلتی از سطح کلی تا سطح مولکولی
- شکل ۵. حالت استراحت و انقباض یک میو فیبریل که لغزیدن رشته های اکتین در داخل کانالهای رشته های میوزین را نشان می دهد.
- شکل ۶. شمای عبور جریان از بافت و عصب و نحوه تغییر چگالی جریان در عمق بافت
- شکل ۷. انواع شکل پالسهای تحریک الکتریکی
- شکل ۸. بار عبوری در جریان و عرض پالس مشخص تحریک
- شکل ۹. روشهای مدولاسیون پالس تحریک
- شکل ۱۰. ساختار کلی سیستم های FES
- شکل ۱۱. شمای کلی سیستم تحریک الکتریکی کارکردی
- شکل ۱۲. شکل موج پالس های تحریک
- شکل ۱۳. پارامترهای شکل موج سیگنال تحریک: D تاخیر، W عرض، IPI بازه زمانی بین پالسی، I جریان، T زمان بین برستها، F فرکانس تکرار برستها، P دوره تکرار پالسها، PRR نرخ تکرار پالسها، NPB تعداد پالسهای هر برست
- شکل ۱۳. نوع شکل موج پالسهای تحریک. متوسط جریان عبوری برای کلیه شکل موجها صفر است.
- شکل ۱۴. سیستم تحریک الکتریکی سطحی. کلیه اشاره گرها به PC و از آن باسهای ارتباطی هستند.
- شکل ۱۵. ساختار سیستم. کامپیوتر میزبان به چندین ASIC از طریق درگاه سریال متصل می شود.

فصل دوم

- شکل ۱. شمای کلی سیستم
- شکل ۲. نمودار زمانبندی نوشتن در حافظه RAM خارجی
- شکل ۳. مدار سازنده پالس فعال ساز برای نمایشگر

- شکل ۴. کلیدهای سیستم FNS
- شکل ۵. ارتباط درگاه سریال
- شکل ۶. شمای مدار دیجیتال سیستم ۸ کاناله
- شکل ۷. مدار انتخاب کانالها و فاز هر سیگنال تحریک
- شکل ۸. مدار درایور سیستم
- شکل ۹. مدار منبع تغذیه سویچینگ
- شکل ۱۰. مدار ریست
- شکل ۱۱. مدار ریست میکروکنترلر
- شکل ۱۲. مدارات هشدار دهنده و نحوه اتصال ولتاژهای سیستم به باطری
- شکل ۱۳. شمای کلی میکروکنترلر 80552
- شکل ۱۴. نقشه حافظه ۸۰۵۵۲
- شکل ۱۵. کلمه وضعیت برنامه
- شکل ۱۶. نحوه اتصال حافظه خارجی به میکروکنترلر
- شکل ۱۷. زمانبندی خواندن opcode از حافظه
- شکل ۱۸. زمانبندی خواندن و نوشتن از حافظه داده خارجی
- شکل ۱۹. ثبات TMOD
- شکل ۲۰. ثبات TCON
- شکل ۲۱. مد ۱۳ بیتی تایمر
- شکل ۲۲. مد ۸ بیتی با بارگذاری خودکار
- شکل ۲۳. مد ۸ بیتی مجزای تایمر
- شکل ۲۴. بلاک دیاگرام تایمر ۲
- شکل ۲۵. ثبات TM2CON
- شکل ۲۶. ثبات کنترلی درگاه سریال
- شکل ۲۷. ساختار وقفه در 80c552
- شکل ۲۸. ساختار ثباتهای کنترلی
- شکل ۲۹. ثبات تعیین اولویت وقفه ها
- شکل ۳۰. آدرس بردارهای وقفه
- شکل ۳۱. شکل موج پالس تحریک
- شکل ۳۲. شکل موج تحریک در فرکانس ۴۰ هرتز و دامنه ۵۰ ولت. (الف) عرض پالس ۱۰۰ میکرو ثانیه، (ب) عرض پالس ۲۰۰ میکرو ثانیه و (ج) عرض پالس ۶۰۰ میکرو ثانیه

شکل ۳۲. شکل موج تحریک در فرکانس ۴۰ هرتز و دامنه ۶۰ ولت. (الف) عرض پالس ۱۰۰ میکرو ثانیه، (ب) عرض پالس ۲۰۰ میکرو ثانیه و (ج) عرض پالس ۶۰۰ میکرو ثانیه
شکل ۳۴. مدل ساده الکتریکی مجموعه بافت و الکتروود
شکل ۳۵. شکل موج پالس تحریک در شرایط بارگذاری عضله
شکل ۳۶. پالس جریان عبوری از عضله در اثر اعمال پالس تحریک ولتاژی

فصل سوم

شکل ۱. نمایشگر سیستم هنگام روشن شدن سیستم
شکل ۲. نمایشگر سیستم پس از ورود به منوی سیستم
شکل ۳. نمایشگر سیستم پس از فشردن کلید Download
شکل ۴. نمایشگر سیستم پس از فشردن کلید YES برای دریافت اطلاعات از کامپیوتر
شکل ۵. نمایشگر سیستم پس از فشردن کلید Voltage
شکل ۶. نمایشگر سیستم پس از فشردن کلید Frequency
شکل ۷. نمایشگر سیستم پس از فشردن کلید Delay
شکل ۸. روند-نمای استفاده از سیستم ۸ کاناله
شکل ۹. ساختار کلی برنامه
شکل ۱۰. روند رگولاسیون ولتاژ تحریک.
شکل ۱۱. روند-نمای روال انجام کارکرد کلیدها
شکل ۱۲. روند-نمای تنظیم ولتاژ تحریک.
شکل ۱۳. روند-نمای تنظیم تاخیر بین فازهای تحریک.
شکل ۱۴. روند-نمای دریافت الگو از کامپیوتر.
شکل ۱۵. روند-نمای روال وقفه تایمر صفر.
شکل ۱۶. روند-نمای روال وقفه تایمر یک.
شکل ۱۷. پالسی تحریک دو فازه. پالس دو فازه از سه بخش فاز مثبت، منفی و تاخیر بین این فازها تشکیل شده است
شکل ۱۸. روند-نمای روال وقفه ثبات مقایسه ای تایمر ۲.
شکل ۱۹. روند-نمای روال وقفه ثبات مقایسه ای تایمر ۲.
شکل ۲۰. روند-نمای روال وقفه ثبات مقایسه ای تایمر ۲.

فصل چهارم

شکل ۱. پیک نرمال شده گشتاور باز شدن زانو پس از رسیدن به مقدار حالت ماندگار بعنوان تابعی از زمان استراحت بین پالسهای تحریک. گشتاور انقباضات ایزو تونیک برابر ۶۰ درجه بر ثانیه برای ۶۰ دقیق تحریک در فرکانس ۳۰ هرتز است.

شکل ۲. دیاگرام صفحه ساجیتال پاراپلژیک هنگام فاز تماس اولیه و پذیرش وزن. عضلات در گیر عبارتند از: واستوس اینترمدیوس، پوسترئور اداکتور ماگنوس، گلو توس ماکسیموس، سمی مبرانوس، و تیبیال آنتریور برای پایی که وزن را قبول می کند و همسترینگ برای پای دیگر.

شکل ۳. دیاگرام صفحه ساجیتال پاراپلژیک هنگام ایستادن میانی

شکل ۴. دیاگرام ساجیتال پاراپلژیک در فاز ایستادن نهایی گیت

شکل ۵. دیاگرام ساجیتال پاراپلژیک پیش سوینگ

شکل ۶. دیاگرام صفحه ساجیتال پاراپلژیک هنگام سوینگ اولیه

شکل ۷. دیاگرام صفحه ساجیتال پاراپلژیک هنگام سوینگ میانی

شکل ۸. دیاگرام صفحه ساجیتال پاراپلژیک هنگام سوینگ نهایی

شکل ۹. جاگذاری یک جفت الکتروود بر روی عضلات کوادرسیپ

شکل ۱۰. نحوه الکتروود گذاری دو جفت الکتروود

شکل ۱۱. باز شدن کامل زانوی پای راست با یک جفت الکتروود

شکل ۱۳. باز شدن کامل زانوی پای چپ

شکل ۱۴. باز شدن کامل زانوی دو پا

شکل ۱۵. نیمه باز شدن زانوی پای راست

شکل ۱۶. الگوی رکاب زدن جفت پا

فهرست جداول

فصل اول

جدول ۱. پارامترهای شکل موج سیگنال تحریک

جدول ۲. مشخصات پالس تحریک

فصل دوم

جدول ۱. معرفی پایه های میکرو کنترلر

جدول ۲. ثباتهای ویژه میکرو کنترلر 80C552

جدول ۳. مشخصات الکتریکی سیستم تحریک الکتریکی کار کردی

فصل سوم

جدول ۱. فرمت ذخیره کردن اطلاعات شکل پالس تحری در حافظه E2PROM

جدول ۲. انواع دادههای تعریف شده در کامپایلر C51

جدول ۳. نواحی گوناگون حافظه در C51

جدول ۴. تعداد بایتهای مورد نیاز برای اشاره گرهای مختلف