بسم الله الرحمن الرحيم

٤٠١٩

۴۰۱۹

دانشگاه علم و صنعت ایران

دانشکده مهندسی برق

۱۳۸۰ /۱۲/ ۲۸

پروژه کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی
(بیو الکتریک)

016721

سیستم کامپیوتری
تحریک الکتریکی کارکردی برای ایستادن و گام برداشتن

مسعود بدیعی

استاد راهنما:

دکتر عباس عرفانیان امیدوار

آبان ماه ۱۳۸۰

تقدیم به:

شهیده مظلومه، ام ابیها، فاطمه الزهرا(س)،
شهدای هشت سال دفاع مقدس و
امام شهیدان(ره)

چکیده

افرادی که دچار ضایعه نخاعی هستند، بعلت وجود ضایعه امکان ارسال دستورات موتوری از سطوح بالای سیستم عصبی مرکزی به سطح پایین تروجود ندارد. لذا این افراد قادر به انقباض ارادی در عضلات فلج خود نیستند. در اثر این ضایعه به مرور زمان عضلات دچار آتروفی می شوند. این افراد در اثر ضایعه و عدم تحرک، دچار پوکی استخوان، خشکی مفاصل، ناراحتی های کلیوی می شوند. یک روش درمان موثر استفاده از تحریک الکتریکی کارکردی است. در این روش با یک سیگنال الکتریکی مناسب می‌توان ایجاد انقباض در عضلات فلج کرد. از آنجا که برای یک حرکت نیاز به انقباض عضلات درگیر آن حرکت به میزان مناسب است، لازم است که بتوان بطور همزمان ومجزا تک تک عضلات دیگر آن حرکت را منقبض کرد. لذا سیستم تحریک کننده الکتریکی باید قادر به تحریک تک تک عضلات بطور همزمان ومجزا باشد. هدف اصلی این پروژه ، طراحی یک سیستم تحریک کننده است، که بتوان از آن برای حرکت های ایستادن و گام برداشتن درافراد فلج استفاده کرد، لذا حداقل ۸ کانال مستقل تحریک کننده لازم است.میزان انقباض در عضله فلج به دو روش کنترل می‌شود، یکی فرکانس پتانسیل عمل ودیگری تعداد واحدهای حرکتی یک عضله. در تحریک الکتریکی، میتوان بوسیله عرض یا دامنه پالس تعداد واحدهای حرکتی را کنترل کرد و بوسیله فرکانس سیگنال میتوان فرکانس پتانسیل عمل را کنترل کرد، لذا طراحی سیستمی که قادر به تولید پالس ها با قابلیت تغییر پارامترهای آن از اهداف این پروژه است.

سیستم FNS طراحی شده در این پروژه مبتنی بر کنترل کامپیوتری است. برای تحریک الکتریکی از دو نوع استفاده می‌شود: مولد جریانی و ولتاژی. قابلیت کنترل انقباض در مولدهای جریانی بیشتر از ولتاژی است، لذا در این پروژه ، از مولد جریانی برای تحریک عضله فلج استفاده شده است. بطور خلاصه سیستم طراحی شده دارای مشخصات زیر است:

- قابلیت ایجاد مدولاسیون پهنای پالس وپهنای دامنه.
- قابلیت ایجاد پالس های دو فاز متقارن و غیر متقارن.
- قابلیت ذخیره الگوی حرکتی بمدت ۱۵ ثانیه و رزولوشن عرض پالس ۲/۳۵۳ میکروثانیه..
- قابلیت تغییر فرکانس خروجی بین ۱۰-۱۰۰Hz.
- دارای دامنه خروجی (۰ - ±۹۰mA) ودقت دامنه حدود0.7mA.
- تأخیر بین دو پالس 0-255 us.
- ایزولاسیون مناسب بین کانال ها وکاهش توان مصرفی.
- حداکثر جریان بی باری مصرفی حدود ۰/۰۶ A و برای بار 1k Ω حدود ۰/۳ A
- حداکثر توان بی باری مصرفی حدود ۰/۷۲ وات وبرای بار 1k Ω حدود ۶/۳ وات می‌باشد.

جهت استفاده از سخت افزار نیاز به یک نرم افزار است. این نرم افزاردر حقیقت ارتباط استفاده کننده با سخت افزاررا فراهم می‌کند و به استفاده کننده امکان طراحی الگوهای تحریک را برای یک حرکت خاص فراهم می‌کند. بطور خلاصه نرم افزار طراحی شده در این پروژه دارای قابلیت های زیر می باشد:

- ایجاد یک الگوی تحریک جدید وقابلیت ویرایش الگوی تحریک.
- خواندن یک الگوی ازقبل طراحی شده توسط فایل و ذخیره الگوی طراحی شده در فایل.
- تغییر پارامتر فرکانس پالسهای تحریک (۱۰- ۱۰۰HZ).
- تغییر پارامتر تأخیر بین فازهای مثبت و منفی (۰ -۲۵۵us) با دقت 2.51us.
- تغییر پارامتر بازه زمانی قدم زدن یا ایستادن (۰ -۱۵s).
- تغییر پارامتر دامنه پالسهای تحریک (۰ - ±۹۰mA) با دقت 0.7mA.
- فرستادن اطلاعات لازم به سخت افزار سیستم تحریک الکتریکی کامپیوتری و قابل حمل.

سیستم FES طراحی شده، بر روی فردی با ضایعه نخاعی در سطح T7 وبا سن ۲۷ سال که چهار سال از زمان ایجاد ضایعه در این فرد می‌گذرد، بررسی شده است. در شروع تمرینات عضلات قادر به انقباض نبودند. پس از ۱۰ جلسه تمرین (هفته ای یک جلسه و هر جلسه ۳۰ دقیقه)، عضلات ران پا با انقباضات خود قادر به باز کردن کامل زانوشدند. با طراحی الگوهای مناسب تحریک امکان رکاب زدن و ایستادن برای شخص فراهم شده است.

سپاسگزاری:

از زحمات جناب آقای دکتر عرفانیان که با راهنماییهای خود امکان ساخت پروژه را فراهم نمودند و از جناب آقای رضا رمضانی بخاطر همکاری در تست پروژه، تشکر مي‌کنم. همچنین از همیاری همسرم در انجام این پروژه قدردانی مي‌نمایم.

فهرست مطالب

فصل اول:مروری بر روش درمانی تحریک الکتریکی کارکردی و کاربردهای آن ۴

۱- مقدمه..... ۴

۲- چگونگی انقباض عضلات بوسیله تحریک الکتریکی..... ۶

۲-۱ اصول فیزیکی پتانسیل های غشاء..... ۶

۲-۲ پتانسیل عمل عصبی..... ۶

۲-۳ انتشار پتانسیل عمل..... ۸

۲-۴ تشریح فیزیولوژیک عضله اسکلتی..... ۱۰

۲-۵ مکانیزم کلی انقباض عضله..... ۱۱

۲-۶ مکانیزم مولکولی انقباض عضلانی..... ۱۱

۲-۷ کنترل خارجی سیستم عصبی- عضلانی..... ۱۲

۳-کاربرد تحریک الکتریکی کارکردی..... ۱۴

۴- بیماران استفاده کننده از سیستم تحریک کننده الکتریکی..... ۱۴

۵- تحریک و انقباض عضلات..... ۱۴

۶- الکترودهای تحریک..... ۱۶

۷- سیستم های تحریک الکتریکی کارکردی..... ۱۶

۸- مروری بر سیستم های FES ۱۷

۸-۱ سیستم قابل حمل وآزمایشگاهی تحریک الکتریکی کارکردی برای راه رفتن افراد پاراپلژیک.... ۲۰

۸-۲ سیستم چند کاناله تحریک الکتریکی کامپیوتری جهت استفاده آزمایشگاهی..... ۲۱

۸-۳ سیستم ۱۶ کاناله برای تحریک الکتریکی کارکردی عضلات از طریق الکترود های سطحی..... ۲۲

۸-۴ سیستم تحریک الکتریکی کارکردی بر اساس ساختار تراشه ای..... ۲۵

۹- اهداف پروژه..... ۲۷

فصل دوم:طراحی سخت افزار سیستم تحریک کننده الکتریکی کامپیوتری..... ۱۶

۱-مقدمه..... ۲۹

۲ ساختار کلی سخت افزار سیستم تحریک کننده الکتریکی کامپیوتری..... ۳۰

۳- ساختار دیجیتالی سیستم تحریک کننده الکتریکی کامپیوتری..... ۳۲
۳-۱ واحد حافظه..... ۳۳
۳-۲ واحدهای D/A..... ۳۴
۳-۳ واحد مبدل ولتاژ به پریود..... ۳۵
۳-۴ واحد ایجاد فرمان شروع یا پایان..... ۳۵
۳-۵ واحد شمارنده آدرس..... ۳۵
۳-۶ واحد رمزگشای آدرس..... ۳۷
۳-۷ واحد تشخیص دهنده صفر در خروجی..... ۳۸
۴- ساختار واحد درایور سیستم تحریک کننده کامپیوتری..... ۳۹
۴-۱ واحد مبدل PWM..... ۴۲
۴-۲ واحد تولیدکننده تغذیه +120V ، -120V ۴۲
۴-۳ واحدایجادکننده حالت Float..... ۴۳
۴- ۴واحد تبدیل کننده ولتاژ به جریان..... ۴۳
۴-۵ واحد فیلتر و محافظ در برابر جریان های شوک..... ۴۵
۶- ارزیابی سیستم تحریک کننده الکتریکی کامپیوتری..... ۴۶
۶-۱ ارزیابی سخت افزاری..... ۴۶
۶-۲ بررسی تغییر شکل موج در هنگام تحریک عضله..... ۴۶
۷ - نتیجه گیری..... ۵۱

فصل سوم: طراحی نرم افزار سیستم تحریک کننده الکتریکی کامپیوتری.....۵۳

۱- مقدمه..... ۵۳
۲- ساختار کلی نرم افزار..... ۵۵
۳ - نحوه کار بانرم افزار..... ۵۶
۳ -۱ ایجاد الگوی تحریک جدید..... ۵۶
۳-۲ خواندن الگوی تحریک از فایل..... ۵۶
۳-۳ طراحی الگوی تحریک برای یک حرکت خاص..... ۶۰
۳-۴ ویرایش الگوی تحریک طراحی شده..... ۶۰
۳-۵ تغییرات پارامترهای لازم..... ۶۶
۳-۶ ارسال الگوهای تحریک به سخت افزار سیستم تحریک الکتریکی کامپیوتری و قابل حمل..... ۶۹

۳-۷ فرمان شروع یا پایان به سخت افزار سیستم تحریک الکتریکی کامپیوتری..... ۷۰
۳ - ۸ ذخیره کردن الگوی طراحی شده در فایل..... ۷۱
۴ - نتیجه گیری..... ۷۴

فصل چهارم: ارزیابی سیستم تحریک الکتریکی کارکردی بر روی انسان دچار ضایعه نخاعی جهت ایجاد حرکت ایستادن..... ۷۵

۱- بررسی عضلات در گیر در حرکت پا..... ۷۵
۱-۱ عضله تیبیالیس قدامی(Tibialis Anterior) ۷۵
۱-۲ عضله Extensor Hallueis..... ۷۶
۱-۳ عضله Extensor Digitorum lonus ۷۶
۱-۴ عضلات دوقلوونعلی[1]..... ۷۷
۱-۵ عضلات چهارسه رانی[2]..... ۷۷
۱-۶ عضلات خلفی ران ۷۸
۱-۷ عضلات Gluteul ۷۹
۲- ایستادن بوسیله سیستم تحریک الکتریکی کارکردی..... ۷۹
۳- ایجاد حرکت در فرد فلج با استفاده از سیستم طراحی شده..... ۸۱
۳-۱ جاگذاری الکترودها..... ۸۲
۳-۲ باز شدن مفصل زانوی یک پا..... ۸۳
۳-۳ رکاب زدن جفت پا..... ۸۳
۳-۴ ایستادن..... ۸۴
۴- نتیجه گیری..... ۸۴

فصل پنجم: نتیجه گیری و پیشنهادات..... ۸۶

ضمیمهٔ الف : نقشهٔ مدار..... ۹۱
واژگان ۱۰۱
مراجع ۱۰۴

---

[1] *Gastvocnemius* و *Soleus*

[2] *Quadriceps Extensor*

فهرست شکل ها

فصل اول

شکل۱- تعدادی افراد ضایعه نخاعی..... ۵

شکل۲- نمونه پتانسیل عمل ثبت شده ۷

شکل۳- تغییرات هدایت سدیم وپتاسیم..... ۸

شکل۴- نحوه انتشار پتانسیل عمل..... ۹

شکل۵- سازمان بندی عضله اسکلتی..... ۱۲

شکل۶- حالت استراحت و انقباض یک میبوفیبریل..... ۱۲

شکل۷- شمای عبور جریان از بافت و عصب..... ۱۳

شکل۸- نرون های حرکتی اندام تحتانی..... ۱۵

شکل۹- نمونه ای از الکترودها..... ۱۶

شکل ۱۰- گذاردن الکترودها روی برخی از این نقاط موتوری..... ۱۷

شکل۱۱-انواع مختلف سیگنالهای تحریک..... ۱۸

شکل ۱۲-مدولاسیون های مختلف. ۱۹

شکل۱۳- ساختار کلی سیستم FES..... ۲۱

شکل۱۴- شمای کلی سیستم تحریک الکتریکی کارکردی..... ۲۲

شکل۱۵- شکل موج پالسهای تحریک..... ۲۳

شکل۱۶- پارامترهای شکل موج سیگنال تحریک..... ۲۳

شکل۱۷- نوع شکل موج پالسهای تحریک..... ۲۴

شکل۱۸- سیستم تحریک الکتریکی سطحی..... ۲۵

شکل۱۹- ساختار سیستم..... ۲۶

فصل دوم

شکل ۱- مدولاسیون های مختلف تحریک الکتریکی. ۳۰

شکل۲- انواع پالس های تحریکی. ۳۱
شکل۳-شمای کلی سخت افزار. ۳۱
شکل۴- شمای کلی قسمت دیجیتال سیستم تحریک کننده الکتریکی کامپیوتری..... ۳۳
شکل۵- واحد حافظه و بافر. ۳۴
شکل۶- واحد مبدلهای D/A. ۳۶
شکل۷- واحد مبدل ولتاژ به پریود. ۳۷
شکل۸- واحد ایجاد فرمان شروع یا پایان. ۳۸
شکل۹- واحد شمارنده آدرس. ۳۹
شکل۱۰- واحد رمز گشای آدرس. ۴۰
شکل۱۱- واحد تشخیص دهنده خروجی صفر. ۴۱
شکل۱۲-ساختار کلی واحد درایور سیستم سخت افزاری. ۴۱
شکل۱۳- واحد مبدل PWM. ۴۲
شکل۱۴- واحد تولیدکننده تغذیه +120V . -120V. ۴۳
شکل۱۵- واحد ایجادکننده حالت Float. ۴۴
شکل ۱۶-واحد تبدیل کننده ولتاژ به جریان. ۴۵
شکل۱۷- واحد فیلتر و محافظ در برابر جریان های شوک..... ۴۵
شکل۱۸ -الف شکل موج ولتاژ برای دامنه ۸ میلی امپر و عرض پالس ۳۴۰ میکرو ثانیه و تاخیر ۱۰۰میکرو ثانیه..... ۴۷
شکل۱۸ - ب شکل موج جریان برای دامنه ۸ میلی امپر و عرض پالس ۳۴۰ میکرو ثانیه و تاخیر ۱۰۰میکرو ثانیه..... ۴۷
شکل ۱۹-الف شکل موج ولتاژ برای دامنه ۸ میلی امپر و عرض پالس ۴۴۷ میکرو ثانیه و تاخیر ۱۰۰ میکرو ثانیه..... ۴۸
شکل۱۹-ب شکل موج جریان برای دامنه ۸ میلی امپر و عرض پالس ۴۴۷ میکرو ثانیه و تاخیر ۱۰۰ میکرو ثانیه..... ۴۸
شکل ۲۰ - الف شکل موج ولتاژ برای دامنه ۸ میلی امپر و عرض پالس ۱۹۰ میکرو ثانیه و تاخیر ۱۰۰ میکرو ثانیه..... ۴۸
شکل ۲۰ - ب شکل موج جریان برای دامنه ۸ میلی امپر و عرض پالس ۱۹۰ میکرو ثانیه و تاخیر ۱۰۰ میکرو ثانیه..... ۴۹

شکل۲۱ - الف شکل موج ولتاژ برای دامنه ۱۰ میلی امپر و عرض پالس ۱۹۰ میکرو ثانیه و تاخیر ۵۰ میکرو ثانیه..... ۴۹
شکل۲۱ - ب شکل موج جریان برای دامنه ۱۰ میلی امپر و عرض پالس ۱۹۰ میکرو ثانیه و تاخیر ۵۰ میکرو ثانیه..... ۴۹
شکل۲۲ - الف شکل موج ولتاژ برای دامنه ۱۰ میلی امپر و عرض پالس ۱۹۰ میکرو ثانیه و تاخیر ۱۰ میکرو ثانیه..... ۵۰
شکل۲۲ - ب شکل موج جریان برای دامنه ۱۰ میلی امپر و عرض پالس ۱۹۰ میکرو ثانیه و تاخیر ۱۰ میکرو ثانیه..... ۵۰
شکل۲۳ - الف شکل موج واتاژ برای دامنه ۱۰ میلی امپر و عرض پالس ۱۹۰ میکرو ثانیه و تاخیر ۲۰۰ میکرو ثانیه..... ۵۱
شکل۲۳ - ب شکل موج جریان برای دامنه ۱۰ میلی امپر و عرض پالس ۱۹۰ میکرو ثانیه و تاخیر ۲۰۰ میکرو ثانیه..... ۵۱

فصل سوم

شکل ۱-انواع مختلف سیگنالهای تحریک..... ۵۵
شکل۲- صفحه منوی اصلی نرم افزار سیستم تحریک کننده الکتریکی کامپیوتری..... ۵۸
شکل۴ - طریقه ایجاد فایل جدید جهت طراحی الگوی تحریک..... ۵۸
شکل۵ - طریقه باز کردن یک فایل الگوی تحریک..... ۶۰
شکل۶ - منحنی تغییرات دامنه یا پهنای پالس تحریک بر حسب زمان..... ۶۲
شکل۷ - قابلیت ویرایش ۶۳
شکل۸ - ویرایش الگوی تحریک کانال اول..... ۶۵
شکل۹ - ویرایش الگوی تحریک کانال اول بصورت دقیق تر..... ۶۵
شکل۱۰ - عمل تبدیل در الگوی تحریک..... ۶۵
شکل۱۱ - ایجاد عمل درشت نمایی و کوچک نمایی..... ۶۶
شکل۱۲ - قابلیت تغییر پارامترهای اصلی الگوی تحریک..... ۶۸
شکل۱۳ - انتقال اطلاعات به سیستم سخت افزاری تحریک کننده..... ۷۰
شکل۱۴- انتقال اطلاعات به سیستم قابل حمل..... ۷۱
شکل۱۵- اعلام فرمان شروع یا پایان. ۷۲
شکل۱۶ - ذخیره کردن الگوی تحریک در فایل..... ۷۳

فصل چهارم

شکل۱- عضله تیبیالیس قدامی..... ۷۶

شکل۲- استخوان Tibia. ۷۶

شکل ۳- عضله Extensor Hallueis..... ۷۶

شکل۴- استخوان Fibala..... ۷۶

شکل ۵- عضله Extensor Digitorum lonus ۷۷

شکل۶- پرده بین استخوانی..... ۷۷

شکل(۷) عضله دوقلو..... ۷۷

شکل۸- عضله نعلی..... ۷۷

شکل۹- عضله rectus femoris.. . ..... ۷۸

شکل۱۰-عضله Vastus lateralis..... ۷۸

شکل۱۱-عضله Vastus medialis..... ۷۸

شکل۱۲- اتصال عضلات چهار سر رانی به لبه فوقانی استخوان کشک زانو..... ۷۸

شکل۱۳- عضله Biceps ۷۸

شکل۱۴- عضله Simimembranosus..... ۷۸

شکل۱۵- عضله Semitendinosus. ۷۹

شکل۱۶- عضله Gluteus maximus ۷۹

شکل۱۷- عضله Gluteus medius. ۷۹

شکل۱۸- عضله Gluteus medius ۷۹

شکل۱۹- عضله Gluteus minimus. ۸۰

شکل۲۰- حالت شخص هنگام شروع ایستادن نشان میدهد. ۸۰

شکل۲۱- الگوی حرکتی لازم برای ایستادن..... ۸۲

شکل ۲۲- محل الکترودها..... ۸۳

شکل ۲۳-عمل باز شدن کامل زانو..... ۸۳

شکل۲۴- الگوی تحریک جهت رکاب زدن. ۸۴

شکل۲۵- وضعیت رکاب زدن..... ۸۵

شکل۲۶- وضعیت خستگی شخص..... ۸۵

فهرست جدول ها

فصل اول

جدول۱- پارامترهای شکل موج سیگنال تحریک..... ۲۴
جدول۲- مشخصات پالس تحریک..... ۲۶

فصل اول

مروری بر روش درمانی تحریک الکتریکی کارکردی وکاربردهای آن

چکیده

توسط تحریک الکتریکی مي‌توان عضلات صاف و مخطط را منقبض کرد. دراین شیوه از طریق پوست یا زیرپوستی مي‌توان در اعصاب محیطی پتانسیل عمل ایجاد کرد و در نهایت موجب انقباضات عضلانی شد. از جمله کاربردهای این شیوه مي‌توان کنترل ریتم سیستم ضربان قلب، کنترل مثانه، انقباض عضلات فلج، جلوگیری از آتروفی عضلات، ایجاد پایداری در عضو فلج، ایستادن و راه رفتن برای بیماران دچار ضایعه نخاعی و ماساژ عضلات را نام برد. روش مذکور یک شیوه بسیار مؤثر در توان بخشی بیماران ضایعه نخاعی بشمار مي‌رود، لذا مي‌تواند بسیاری ازمشکلات این بیماران را به حداقل برساند. این شیوه برای بهبود و توان بخشی عملکرد اندام تحتانی بیماران ضایعه نخاعی بسیار مؤثر است.

۱ - مقدمه

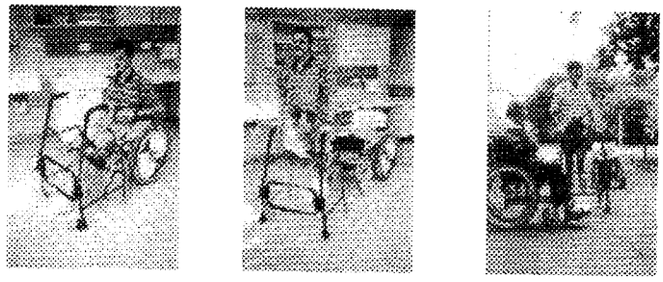
اولین محرکهای الکتریکی ضربان سازها و دستگاههای شوک هستند. در دهه ۱۹۵۰ اولین تحریک کننده ها ساخته شدند. این تحریک کننده ها بسیار ابتدایی بودند، تا اینکه در سال ۱۹۶۱ آقای لیبرسون یک تحریک کننده کارکردی را روی یک بیمار هموپلژی (فلج یک طرفه بدن)مورد آزمایش قرار داد. وی عصب پرونئال این بیمار را تحریک کرد و بدین ترتیب توانست افتادن پای این بیمار را هنگام جهش اصلاح کند. آقای کرالج در سال ۱۹۷۳ پیشنهاد استفاده از این دستگاه را جهت ایستادن و راه رفتن بیماران ضایعه نخاعی مطرح کرد. از این تاریخ به بعد دستگاههای تحریک کننده پیشرفته، شد، تا اینکه امروزه

دستگاههای تحریک کننده کاشتنی وباکنترل حلقه بسته ساخته شده اند [۱۱]و[۱۲]و[۱۳]و[۱۴]و[۱۵]. در سیستم های کاشتنی پس از عمل جراحی دستگاه محرک در بدن بیمار قرارمي‌گیرد و تحریک از طریق الکترودهای سوزنی صورت مي‌گیرد. همچنین در سیستم حلقه بسته کمیت فیزیکی ناشی از حرکت (مثل زاویه زانو یا زاویه دو پا) بعنوان پسخورد به سیستم محرک وارد مي‌شود

در ۵۰ سال گذشته بیماران ضایعه نخاعی بیش از ۵ سال بعد از تصادف عمر نمي‌کردند. اغلب این بیماران بدلیل مشکلات کلیوی عمر خود را از دست مي‌دادند. اما امروزه توسط دستگاههای تحریک کننده الکتریکی برخی از مشکلات بزرگ این بیماران رفع شده است.

در شکل(۱) تعدادی افراد ضایعه نخاعی نشان داده شده است.در قسمت بالای شکل عمل ایستادن ودر قسمت پایینی، عمل گام بر داشتن ملاحظه می شود. این افراد از دستگاه تحریک کننده الکتریکی کارکردی جهت توان بخشی اندام تحتانی استفاده کرده اند.

پس از ایجاد ضایعه نخاعی، ماهیچه ها کم کم شل مي‌شوند و بتدریج توانایی خود را از دست مي‌دهند. عضلات برای حرکت باید بتوانند نیرویی بین ۸۰-۱۰۰ نیوتن تولیدکنند. تولید این میزان از نیرو مي‌تواند توسط دستگاه FES صورت گیرد.



شکل ۱- تعدادی افراد ضایعه نخاعی