

ارتز رباتیک مچ – کف پایي با حسگر لامسه جهت کنترل هوشمند راه رفتن افراد مبتلا به افتادگی مچ پا

نیما جمشیدی*

چکیده

مقدمه: عارضه افتادگی پا را می توان بیماری عصبی، عضلانی و ناشی از نقص ژنتیکی، جراحات جنگی، تصادف، رشد غده ها و برخی سکنه های مغزی ذکر کرد که در اثر آن عصب پا دچار آسیب دیدگی دایم یا برگشت پذیر می شود. در اثر این عارضه شخص مجبور است برای جبران این نقص که موجب ناتوانی در باز و بسته کردن مچ پا می شود، از ارتز استفاده کند. یا این که مشکل لنگیدن پا برای وی به وجود خواهد آمد.

مواد و روش ها: دستگاه ارتز رباتیک هوشمند شامل صفحه حسگر فشار کف پا، نرم افزار محاسبه گر و بخش ربات متحرک است. با توجه به مدل ساخته شده بر اساس اطلاعات حرکتی افراد دچار افتادگی مچ پا، مشخص شد که نیاز به سامانه رباتیکی است که بتواند میزان گشتاور مورد نیاز بیمار را برای راه رفتن بهبود بخشد و به همین دلیل طراحی ارتز جدیدی لازم بود که بر اساس سنجش فشار کف پا در شرایط گوناگون راه رفتن بتواند میزان گشتاور جبرانی مورد نیاز را برای سامانه رباتیک تشخیص دهد و توسط نیروی الکتریکی تأمین نماید. برای ایجاد ارتباط بین این سامانه تأمین گشتاور و فشار سنجش شده از فشارسنج مدل های هوشمند استفاده گردید.

یافته ها: این سامانه باعث بهبود عملکرد و رفع ناتوانی فرد دچار افتادگی پا می شود و توانایی شخص را در راه رفتن بهبود می بخشد.

نتیجه گیری: کاهش فشار و آسیب به تاندون ها، کاهش ضربه به مفاصل، کمک به بهبود بیماری با استفاده از سامانه رباتیک و جبران ضعف عملکرد عضلات، از جمله اهداف پیش بینی شده برای ساخت دستگاه بود.

کلید واژه ها: اختلالات عصبی، افتادگی پا، مرکز فشار، راه رفتن

نوع مقاله: پژوهشی

تاریخ دریافت: ۹۱/۲/۷

تاریخ پذیرش: ۹۱/۶/۸

مقدمه

مطابق با اثرات سینتیکی و سینماتیکی در طی حرکت بوده است (۵-۱).

مدل سازی کفی و ارتز به دو روش دو بعدی (۷، ۶) و سه بعدی (۸-۱۱) صورت گرفته است. با توجه به محدودیت های تحلیلی بسیار از جمله تعریف شرایط واقعی پا در مدل های دو بعدی، امروزه کمتر از آن ها استفاده می گردد و محققین در بیشتر مطالعات برای تکمیل و توسعه آن، مدل های سه بعدی

ارتز مچ- کف پایي (Ankle-foot orthosis) برای کمک به ناتوانی در اعمال نیرو حین راه رفتن به عضله ساق پا متصل می شود. ارتز مچ پا کنترل حرکت پا بعد از برخورد پاشنه را نیز بر عهده دارد. امروزه در زمینه شبیه سازی و طراحی ارتز کفی پا فعالیت های بسیاری صورت گرفته است. طراحی ارتز مچ پا در تحقیقات قبلی بر اساس ساخت یک نمونه و تکامل آن

* استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، اصفهان، ایران

لازم بود که بر اساس سنجش فشار کف پا در شرایط گوناگون راه رفتن بتواند میزان گشتاور جبرانی مورد نیاز را برای سامانه رباتیک تشخیص دهد و توسط نیروی الکتریکی تأمین نماید. برای ایجاد ارتباط بین این سامانه تأمین گشتاور و فشار سنجش شده از فشارسنج، مدل‌های هوشمند استفاده گردید. این سامانه باعث بهبود عملکرد و رفع ناتوانی فرد دچار افتادگی پا می‌شود و توانایی شخص را در راه رفتن بهبود می‌بخشد.

مواد و روش‌ها

این وسیله از مکانیزمی تشکیل شده است که عمل قدم برداشتن انسان را در قسمت میچ پا شبیه‌سازی کرده و به معرض اجرا می‌گذارد. به طور کلی تلاش‌هایی که در طراحی این وسیله صورت گرفته است بدین شرح می‌باشد: طراحی مکانیزم مکانیکی، طراحی مدارات الکتریکی، مدل کردن حرکت پا و برنامه‌نویسی برای شبیه‌سازی حرکت پا در رایانه و کنترل و ناوبری سامانه.

طراحی مکانیزم مکانیکی

در این مکانیزم نیاز به حرکت دورانی حول محور دوران میچ پا می‌باشد. پس خروجی، مکانیزم حرکت دورانی بود. حال برای دستیابی به این خروجی باید به انتخاب مکانیزم مناسب بر اساس شرایط عملکردی پرداخت. شرط اول، کوچک بودن و عملکرد مکانیزم در فضای محدود کنار پا به طوری که فضای اشغال شده توسط این سامانه مشکلی برای دامنه حرکت پا به وجود نیارد و عمل راه رفتن به سهولت صورت پذیرد. دومین شرط طراحی، سبک بودن مکانیزم می‌باشد؛ به طوری که بار بیش از حدی را حین راه رفتن بر پای بیمار وارد نکند. شرط سوم در طراحی این سامانه، دقت بالا و درصد خطا و لقی بسیار کم مکانیزم می‌باشد و این امر به دوام ارتز و افزایش روند کاری آن کمک می‌کند.

حال با توجه به مشخص شدن محدودیت‌های طراحی، اکنون به شرح و تفصیل طراحی مکانیزم مذکور پرداخته می‌شود. عملکرد کلی مکانیزم‌ها، تبدیل انرژی ورودی به انرژی خروجی (همانند یک تابع) از صورتی به صورتی دیگر است.

را پیشنهاد دادند. تفاوت مدل‌های سه بعدی در جزئیات در نظر گرفته شده از جمله مدل سه بعدی شامل استخوان و زردپی، بافت نرم و ... می‌باشد.

در این تحقیق ارتز میچ پا متحرک با قابلیت تطبیق‌پذیری با شرایط راه رفتن توسط حس لامسه مصنوعی ارائه شد. یک راه مرسوم برای درمان افتادگی پا، استفاده از ارتز میچ پا (Ankle foot orthosis) می‌باشد که در سال‌های گذشته رواج زیادی پیدا کرده است (۱۲). اگر چه این بریس‌ها منافع بیومکانیکی زیادی دارند (۱۷-۱۳)، ولی دارای معایبی نیز هستند.

Carlson و همکاران دریافتند که ارتز میچ پا، شتاب راه رفتن یا طول قدم در کودکان مبتلا به فلج مغزی را بهبود نمی‌دهد (۱۵). Lehmann و همکاران نیز کشف کردند که اگر چه سفتی جنس ارتز میچ پا باعث حفاظت از پنجه در بیماران دچار افتادگی پا می‌شود، ولی میزان ضربه وارد شده به پا را کاهش نمی‌دهد (۱۶).

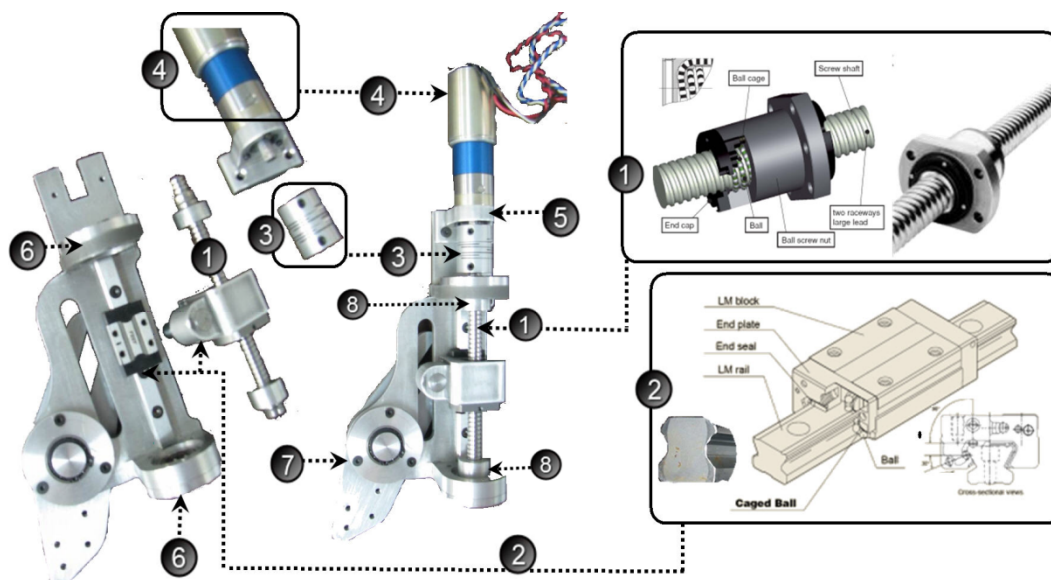
یک راهکار مفید برای درمان افتادگی پا، استفاده از شبیه‌ساز لحظه‌ای عملکرد الکتریکی (Functional-electrical stimulation) مانند دستگاه Walk aid است که در آن از پالس‌های الکتریکی کوتاه پشت سر هم برای ایجاد انقباض در ماهیچه‌ها استفاده می‌شود (۱۹). در ابتدا امیدهای زیادی به شبیه‌سازهای لحظه‌ای عملکرد الکتریکی به عنوان ابزار کمکی دابمی وجود داشت (۲۳-۲۰). از مشکلات این فن‌آوری استفاده از روش سعی و خطا جهت تنظیم وسیله توسط یک متخصص یا پزشک آموزش دیده، برای ارزیابی راه رفتن افراد در شرایط محدود بود.

در این تحقیق یک ارتز رباتیک با قابلیت کنترل هوشمند گشتاور تولیدی در شرایط راه رفتن از طریق حس لامسه مصنوعی ارائه شد.

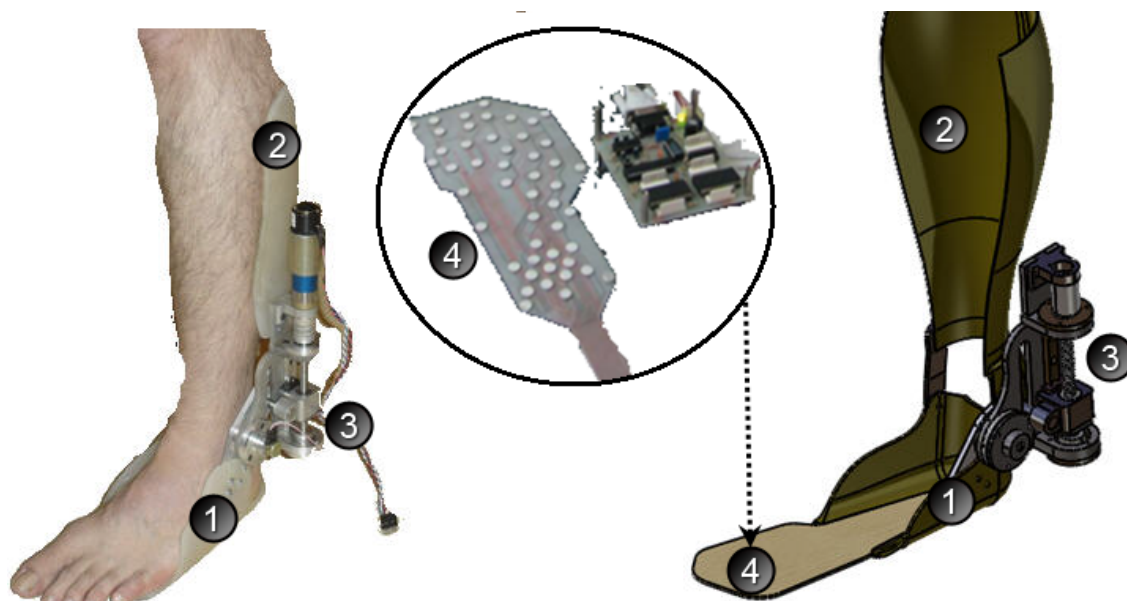
با توجه به مدل ساخته شده بر اساس اطلاعات حرکتی افراد دچار افتادگی پا، مشخص شد که نیاز به سامانه رباتیکی است که این سامانه بتواند میزان گشتاور مورد نیاز بیمار را برای راه رفتن بهبود بخشد و به همین دلیل طراحی ارتز جدیدی

مکانیزم راهنمای ریلی (Guide rail) (در شکل ۱ با شماره ۲ نشان داده شده است) استفاده می‌شود. در این مرحله از سامانه، حرکت خطی مذکور با وارد آوردن نیرو به بازویی که متصل به یک مفصل مصنوعی در راستای مفصل مچ پا می‌باشد، باعث چرخش مفصل مصنوعی شده و حرکت شبیه‌سازی شده مچ پای انسان را به نمایش می‌گذارد. در شکل ۲ ارتز رباتیک شامل قسمت پایینی با شماره ۱ و قسمت بالایی ارتز با شماره ۲ و قسمت موتور و مکانیزم محرک و پایه با شماره ۳ و قسمت صفحه سنجش و سامانه هوشمند با شماره ۴، نشان داده شده است. با این توضیحات در این سامانه نیاز به یک فعال‌کننده و یک چارچوب برای نگه داشتن مکانیزم است. حال در توضیح این مکانیزم به طور خلاصه می‌توان گفت که ورودی این مکانیزم حرکت دورانی یک موتور الکتریکی می‌باشد که این دوران به وسیله یک کوپلینگ (در شکل ۱ با شماره ۳ نشان داده شده است) به یک سری مکانیزم پیچ-مه‌ره (Ball-Screw) متصل می‌شود که با عدم چرخش مه‌ره در پیچ-مه‌ره، حرکت دورانی موتور به یک حرکت خطی در مه‌ره تبدیل می‌شود و برای جلوگیری از چرخش مه‌ره از مکانیزم راهنمای ریلی استفاده می‌گردد.

پس در نحوه عملکرد هر مکانیزمی شرح ورودی، خروجی و چگونگی تبدیل ورودی به خروجی ضروری می‌باشد. در این مکانیزم با توجه به مسایل مذکور از حرکت خطی و در ادامه، تبدیل آن به حرکت دورانی برای رسیدن به خروجی مطلوب استفاده شد که ورودی حرکت دورانی، یک موتور الکتریکی از نوع Faulhaber servo motor مدل ۱۱۵۰۴ می‌باشد. در شکل ۱ موتور با شماره ۴ نشان داده شده است. با توجه به این تفاسیر، انرژی ورودی این سامانه، انرژی الکتریکی و انرژی خروجی آن انرژی مکانیکی می‌باشد. با این توضیحات در این سامانه نیاز به یک موتور الکتریکی فعال‌کننده Actuator، یک چهارچوب برای نگه داشتن مکانیزم و در نهایت خود مکانیزم برای رسیدن به هدف می‌باشد. حال در توضیح این مکانیزم به طور خلاصه می‌توان گفت که ورودی این مکانیزم، حرکت دورانی یک موتور الکتریکی می‌باشد که این دوران به وسیله یک کوپلینگ (در شکل ۱ با شماره ۳ نشان داده شده است) به یک سری مکانیزم پیچ-مه‌ره (Ball-Screw) متصل می‌شود که با عدم چرخش مه‌ره در پیچ-مه‌ره، حرکت دورانی موتور به یک حرکت خطی در مه‌ره تبدیل می‌شود و برای جلوگیری از چرخش مه‌ره از



شکل ۱. نقشه کامل انفجاری از مکانیزم ساخته شده



شکل ۲. قسمت‌های مختلف ارتز رباتیک

قسمت پایینی (شماره ۱)، قسمت بالایی (شماره ۲)، قسمت موتور و مکانیزم محرک و پایه (شماره ۳) و قسمت صفحه سنجش و سامانه هوشمند (شماره ۴)

اتصال مهره به آن به نحوی که حرکت مهره بدون چرخش در راستای پیچ صورت پذیرد، ولی این طرح دقت کمی دارد و احتمال قفل کردن مکانیزم نیز در آن خیلی بالاتر از روش پیچ و مهره می‌باشد. در ضمن استفاده از بلبرینگ خطی در طول راهنما نیز فضای زیادی را در کنار میچ‌ها اشغال می‌کند. پس بهترین روش برای عدم چرخش مهره، استفاده از راهنمای ریلی می‌باشد که این روش مزایای زیادی از جمله اطمینان از عدم لقی مکانیزم را نیز دارد. برای راهنمای ریلی از مدل BMD۰۹B ساخت کارخانه ABBA استفاده شد. عرض و طول واگن آن به ترتیب ۲۰ و ۳۰/۶ میلی‌متر و عرض و ارتفاع ریل نیز به ترتیب ۹ و ۵/۵ میلی‌متر بود. مکانیزم در شکل ۲ با شماره ۳ مشخص شده است.

سامانه اتصال

پس از توصیف مکانیزم‌ها نوبت به توضیح نحوه طراحی سامانه برای سوار کردن مکانیزم‌ها می‌رسد. همان‌طور که گفته شد، سامانه باید دارای چنان دقت و اطمینانی باشد که احتمال قفل کردن و پیش آمدن

در این مرحله از سامانه، حرکت خطی مذکور با وارد آوردن نیرو به بازویی که متصل به یک مفصل مصنوعی - که در راستای مفصل میچ پا قرار دارد - باعث چرخش مفصل مصنوعی شده و حرکت شبیه‌سازی شده میچ پای انسان را به نمایش می‌گذارد. حال برای آگاهی بیشتر به بررسی جزئیات مکانیزم پرداخته می‌شود.

مکانیزم پیچ و مهره

علت عمده استفاده از مکانیزم پیچ و مهره در این سامانه دقت و اصطکاک کمتر پیچ و مهره می‌باشد. مکانیزم پیچ و مهره به کار رفته، مدل sfk۰۰۸۲.۵ ساخت کارخانه ABBA است. در این پیچ و مهره قطر پیچ ۸ میلی‌متر و گام آن ۲/۵ میلی‌متر می‌باشد. این مکانیزم در شکل ۲ با شماره ۱ نشان داده شده است.

مکانیزم راهنمای ریلی

در توضیح این مطلب می‌توان گفت که برای جلوگیری از چرخش مهره روش‌های فراوانی پیش روی بود، از جمله ساخت یک راهنمای ساده (با مقطع دایره و یا چند ضلعی) و

سامانه مکانیزم پرداخته می‌شود. اولین اتصال بعد از ورودی، اتصال موتور و نحوه تثبیت آن می‌باشد. تثبیت موتور به وسیله سامانه می‌باشد که به طور حتم باید بخشی را بر روی سامانه برای تثبیت آن در نظر گرفت که جای پیچ برای پیچ کردن آن به موتور نیز وجود دارد.

تثبیت موتور بر سامانه

دومین اتصال، اتصال موتور به پیچ می‌باشد که این اتصال توسط یک Coupling صورت می‌پذیرد. همان طور که در شکل ۱ ملاحظه می‌شود سامانه نگهدارنده موتور با شماره ۵ مشخص شده است.

نحوه تثبیت موتور به پیچ

حال نوبت به نحوه تثبیت پیچ می‌باشد که باید این تثبیت به گونه‌ای صورت پذیرد که پیچ تنها یک درجه آزادی - که آن دوران به حول محور خود می‌باشد - داشته باشد. این امر با به کار بردن دو یاتاقان در دو سر پیچ محقق می‌شود.

نحوه تثبیت پیچ

این دو یاتاقان باید به نوعی باشند که هم قابلیت تحمل بارهای شعاعی را داشته باشند و هم قابلیت تحمل بارهای محوری، که این قابلیت را بلبرینگ‌های مدل ۷۲۰۰ و یا ۶۰۰۰ در کاتالوگ کارخانه SKF دارا می‌باشند.

برای تثبیت بلبرینگ‌ها هم باید قسمتی را بر روی سامانه در نظر گرفت که آن‌ها بر روی سامانه تثبیت شوند. برای این کار می‌توان قطعه‌ای را جداگانه ساخت و بلبرینگ‌ها را در آن جای داد و سپس قطعه مورد نظر را به همراه بلبرینگ‌ها و پیچ به یک‌باره در محل مورد نظر تثبیت کرد. نحوه تثبیت در شکل ۱ با شماره ۸ مشخص شده است.

تثبیت مکانیزم راهنمای ریلی بر سامانه

در این مکانیزم راهنمای ریلی نیز باید بر روی سامانه تثبیت شوند؛ به این صورت که ریل به همراه واگن سوار بر آن بر روی سامانه پیچ شوند که واگن نیز به وسیله یک قطعه به مهره متصل شود. در شکل ۱ با شماره ۱ مشخص شده است. برای مونتاژ این وسیله نیز ابتدا مکانیزم سوار بر سامانه را به طور جداگانه سوار کرده؛ به گونه‌ای که ابتدا سیستم راهنمای

خرابی‌های مختلف در مکانیزم را هنگام حرکت به کمترین میزان ممکن برساند، پس با توجه به این توصیفات باید تمام اتصالات در سامانه دارای دقت زیادی باشند؛ چرا که در هر مکانیزمی با افزایش تعداد قطعات، احتمال خطای مونتاژ نیز بیشتر می‌شود.

پیش‌تر اشاره شد که حرکت خطی مذکور با وارد آوردن نیرو به بازویی که متصل به یک مفصل مصنوعی - که در راستای مفصل میچ پا قرار دارد - باعث چرخش مفصل مصنوعی می‌شود. در این توضیح مختصر چند نکته قابل ذکر وجود دارد که به بررسی آن‌ها می‌پردازیم.

اولین نکته، نحوه انتقال حرکت خطی به بازوی مذکور می‌باشد. این حرکت به وسیله مفصلی که بین قطعه ارتباط دهنده راهنمای ریلی، پیچ - مهره و بازوی مفصل، (در شکل ۱ به ترتیب با شماره ۲ و ۱ نشان داده شده است) وجود دارد، انتقال پیدا می‌کند؛ به طوری که قطعه مذکور دارای بازویی است که این بازو در یک راهنما که در بازوی مفصل قرار دارد با بازوی مفصل متصل می‌شود. Coupling مورد استفاده، مدل PK-۲۰ ساخت کارخانه HSK بود. طول این Coupling، ۲۶ میلی‌متر و قطر خارجی آن ۲۰ میلی‌متر می‌باشد. Coupling در شکل ۱ با شماره ۳ نشان داده شده است.

نحوه انتقال حرکت خطی به مفصل

برای این که بازوها نسبت به هم اصطکاک نداشته باشند و حرکت چرخش به راحتی صورت پذیرد، از یک بلبرینگ که به بازویی که حرکت خطی دارد متصل است، استفاده می‌شود. دومین نکته قابل ذکر، مفصل مصنوعی با قابلیت دورانی است. این مفصل از دو بخش تشکیل شده است که هر کدام از این بخش‌ها دارای حلقه‌ای هستند که با داخل شدن یکی از آن‌ها به دیگری این مفصل تشکیل می‌شود و با اتصال این بخش‌ها به ترتیب به قالب پای بیمار و قالب ساق پای بیمار حرکت این مفصل انتقال پیدا می‌کند. مفصل در شکل ۱ با شماره ۶ نشان داده شده است.

مفصل مصنوعی مکانیزم

حال به نحوه اتصال قطعات مختلف در مکانیزم و شکل

پرداخته می‌شود. پروژه ما برای جبران نقص عملکرد عضله ساق پا در حین راه رفتن به تحلیل نیروهای وارد شده به کف پا پرداخته و از طریق مدل هوشمند، ارتباط آن را با انرژی الکتریکی و در نهایت گشتاور لازم برای حرکت بیان می‌دارد. برای این منظور از آرایه‌ای از سنسورهای FSR استفاده شد. بدین طریق که بر روی برد مدار چاپی (PCB) آرایه‌ای از این سنسورها مناسب با ابعاد پا، طراحی شده است. در واقع با استفاده از تحلیل سیگنال‌های خروجی از سنسور، می‌توان نحوه حرکت پا در این گونه بیماران را تحلیل و با استفاده از تقویت این سیگنال‌ها و اعمال آن به موتور می‌توان نقص موجود در عضله را در حین راه رفتن این بیماران جبران کرد. در شکل ۳ نمای سنسورهای سنجش فشار در کف پا، برنامه نوشته شده جهت سنجش فشار در کف پا نشان داده شده است.

مشخصات سنسور FSR

در واقع (Force sensitive resistive یا FSR) یک مقاومت متغیر است که مقاومت آن با افزایش فشار کم می‌شود. این سنسور متشکل از یک شبکه هادی و نیمه هادی است؛ به طوری که شبکه هادی شامل سیم‌های رسانایی است که به فاصله کمی از هم قرار گرفته‌اند و روی این شبکه یک فیلم نیمه هادی قرار گرفته که با افزایش فشار رسانایی دو سر شبکه هادی افزایش می‌یابد و در نتیجه مقاومت کم می‌شود. از سنسور FSR در ارتباط با این پروژه استفاده شد. این سنسور در ابعاد مختلف و در شکل‌های مربع و دایره‌ای در بازار موجود بود.

از بین سنسورهای موجود در بازار ایران از سنسوری دایره‌ای با قطر ۰/۲ اینچ که کوچک‌ترین نوع این سنسور بود را تهیه کردیم. این سنسور از سه لایه انعطاف‌پذیر تشکیل شده است. این سنسوری از نوع (Polymer thick film یا PTF) انعطاف‌پذیر است که با افزایش نیرو به سطح فعال سنسور، مقاومت آن کاهش می‌یابد.

با استفاده از مدارات الکترونیکی مناسب می‌توان حساسیت سنسور را بهبود بخشید. در زیر یکی از آن مدارات را توضیح

ریلی را بر روی سامانه تثبیت کرده و سپس مهره به وسیله قطعه مذکور به واگن سوار بر ریل متصل می‌شود. بعد از این اعمال یاتاقان سر پیچ را بر روی سامانه تثبیت کرده و سپس پیچ به همراه یاتاقان سر، از قسمت پایینی سامانه بر روی آن سوار می‌شود.

در مرحله بعد به طور جداگانه مفصل مصنوعی پا را نسبت به هم تثبیت کرده و قالب‌های پا و ساق پا را بر این دو بخش سوار می‌کنیم. در نهایت نیز سامانه به همراه مکانیزم سوار بر آن را بر ساق پا پیاده و تثبیت می‌کنیم.

در شکل ۱، نقشه کامل انفجاری از مکانیزم ساخته شده مشاهده می‌شود که شامل قطعات ذیل می‌باشد:

۱. DC servo motor
۲. پایه موتور.
۳. Coupling
۴. شاسی اصلی.
۵. Ball- Screw
۶. Guide rail
۷. دو عدد بلبرینگ شعاعی با قابلیت تحمل بارهای

محوری، در دو سر Ball- Screw

۸. دو بوش آلومینیومی در دو سر Ball- Screw
۹. یک Fixtore بین Ball- Screw و Guide rail
۱۰. پین، به منظور انتقال حرکت خطی Ball-Screw به قطعه مورد نظر.

۱۱. دو عدد بلبرینگ شعاعی که بر روی سر پین مذکور قرار دارد.

۱۲. دو عدد بلبرینگ شعاعی به منظور هم محور کردن قطعه متصل به پا و پلت فرم اصلی.

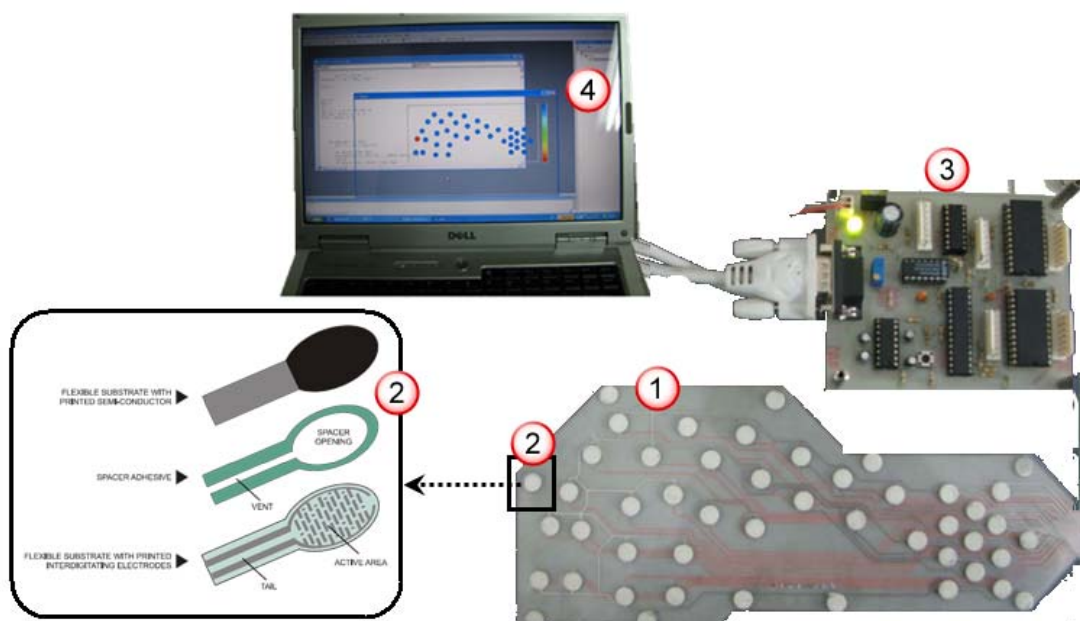
۱۳. سه عدد بوش با مشخصات متفاوت، به منظور هم محور کردن بلبرینگ‌های مذکور به محورهای مورد نظر.

۱۴. محوری با مشخصات مورد نظر که به قطعه متصل به پا وصل می‌شود.

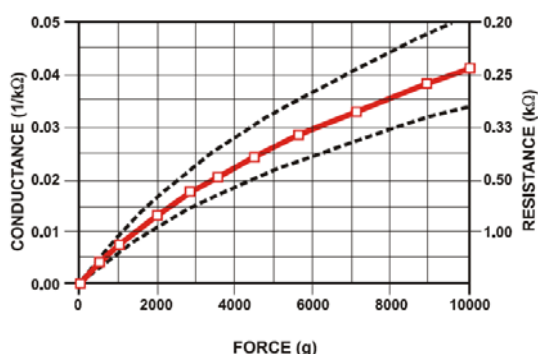
۱۵. قطعه‌ای به منظور اتصال به پا

عملکرد فشارسنج کف پا

در این جا به معرفی فشارسنج کف پا (Foot pressure)



شکل ۳. نمای برنامه موجود در مطلب جهت نشان دادن مقدار نیروی سنجش شده از سنسورهای فشارسنج در خلال حرکت در کف پا (شماره ۱). نمای فشارسنج ساخته شده از نزدیک و نشان دادن محل تماس سنسورها برای سنجش فشار کف پا (شماره ۲). نمای فشارسنج ساخته شده برای سنجش فشار کف پا (شماره ۳) و اتصال آن به برنامه سنجش (شماره ۴).



شکل ۴. منحنی مربوط به هدایت الکتریکی بر حسب نیروی وارد شده در مدل #۴۰۰

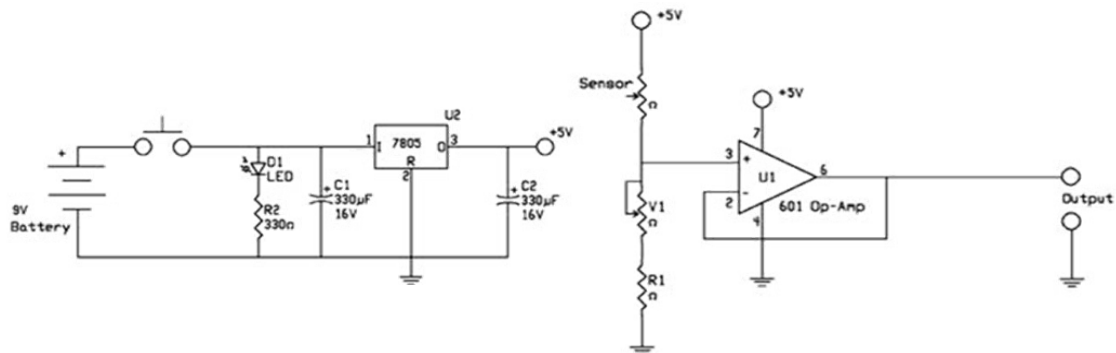
خواهیم داد. مدل این سنسور #۴۰۰ است. این سنسور به دلیل تکرارپذیری بالا نسبت به دیگر سنسورهای نیرو و همچنین نازکی و اشغال فضای کوچک، بسیار مطلوب است. محدوده تغییرات نیرو (از ۱۰۰ گرم تا ۱۰ کیلوگرم) است. منحنی رفتار نیرو بر حسب مقاومت را برای سنسور مدل #۴۰۰ در شکل ۴ مشاهده می‌کنید. در واقع می‌توان گفت که این سنسور در طیف وسیعی از محدوده نیروی وارد شده به صورت خطی کار می‌کند. بنابراین کالیبراسیون این سنسور بسیار راحت و آسان خواهد بود. این مدل طیف وسیعی از منحنی خطی است. مقدار پتانسیومتر در سنسور مدل #۴۰۰ برابر ۲۰ کیلو اهم و میزان R_1 برابر ۱۰ کیلو اهم است.

درایو سنسور FSR

به دلیل این که مقاومت ورودی این سنسور بالا است، بنابراین برای ایجاد تطابق امپدانس بین سنسور و بار از یک تقویت کننده بافر (تقویت کننده با بهره برابر یک) استفاده شد. در شکل ۵ مدار تقویت کننده نشان داده شده است. استفاده از این تقویت کننده موجب افزایش حساسیت سنسور شده و

به این ترتیب دقت اندازه‌گیری افزایش خواهد یافت. وقتی که از تقویت کننده بافر (با بهره برابر واحد) استفاده می‌شود، محدوده تغییرات ولتاژی تا ۳ ولت افزایش می‌یابد، اما وقتی از بافر استفاده نشود طیف تغییرات تا حد ۴۰۰ میلی‌ولت کاهش می‌یابد.

در واقع به دلیل بالا بودن امپدانس ورودی سنسور FSR بیشتر ولتاژ بر روی سنسور افت کرده و بنابراین برای ایجاد



شکل ۵. مدار تقویت کننده افزایش حساسیت سنسور و دقت اندازه گیری

خود انگشتان پا می شود که در آن نیروی وارد شده به طور کامل محسوس می باشد. در واقع تراکم تعداد سنسورها با میزان توزیع نیروهای وارد شده به کف پا در هنگام راه رفتن بیمار، متناسب است. نمونه یک FSR طراحی شده در محیط Protel در شکل ۷ قسمت ۱ نشان داده شده است. ابعاد این سنسور بر اساس اندازه سنسور FSR مدل #۴۰۰ است.

FSR طراحی شده در نرم افزار Protel

در طراحی این برد از یک فیبر دو لایه به ضخامت ۰/۵ میلی متر استفاده شده تا به اندازه کافی انعطاف پذیر باشد و همچنین برای کاهش تراکم سیم، سیمها از لایه های بالایی و پایینی عبور داده شده است. نحوه توزیع سنسورهای FSR در لایه بالایی (Top layer) برد مدار چاپی که بر اساس توزیع نیرو در کف پای بیمار قرار گرفته اند، در شکل ۷ قسمت ۲ آمده است. نحوه توزیع سنسورهای FSR در لایه پایینی (Bottom layer) برد مدار چاپی که بر اساس توزیع نیرو در کف پای بیمار قرار گرفته اند در شکل ۷ قسمت ۳ آمده است.

لازم به ذکر است برای پردازش سیگنال های خروجی از سنسورها از سه مالتی پلکسر (Multiplexer) آنالوگ، دو عدد ۱۶*۱ با ۴ خط آدرس با شماره IC، DC۴۰۶۷BP و یک عدد مالتی پلکسر ۸*۱ با ۳ خط آدرس برای کنترل داده از ورودی به خروجی استفاده شده است. بدین طریق فقط به یک مبدل آنالوگ به دیجیتال (ADC) نیاز می باشد. در شکل ۸ نحوه آدرس دهی و کنترل داده ها توسط خط آدرس ها در داخل مالتی پلکسر مشاهده می گردد.

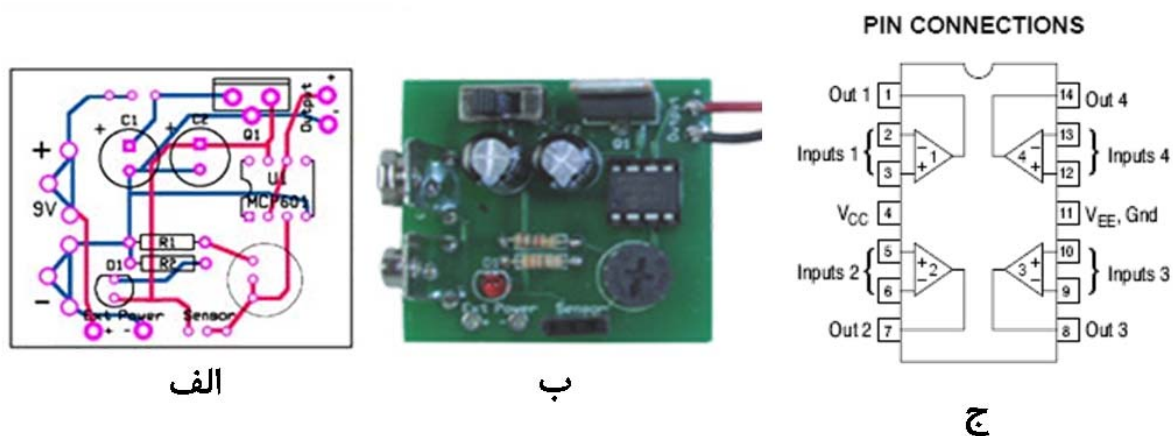
یک تطابق امپدانسی بین سنسور و خروجی از یک بافر که دارای امپدانس ورودی بالایی است، استفاده می شود.

PCB مربوط به درایو سنسور FSR برای افزایش حساسیت سنسور

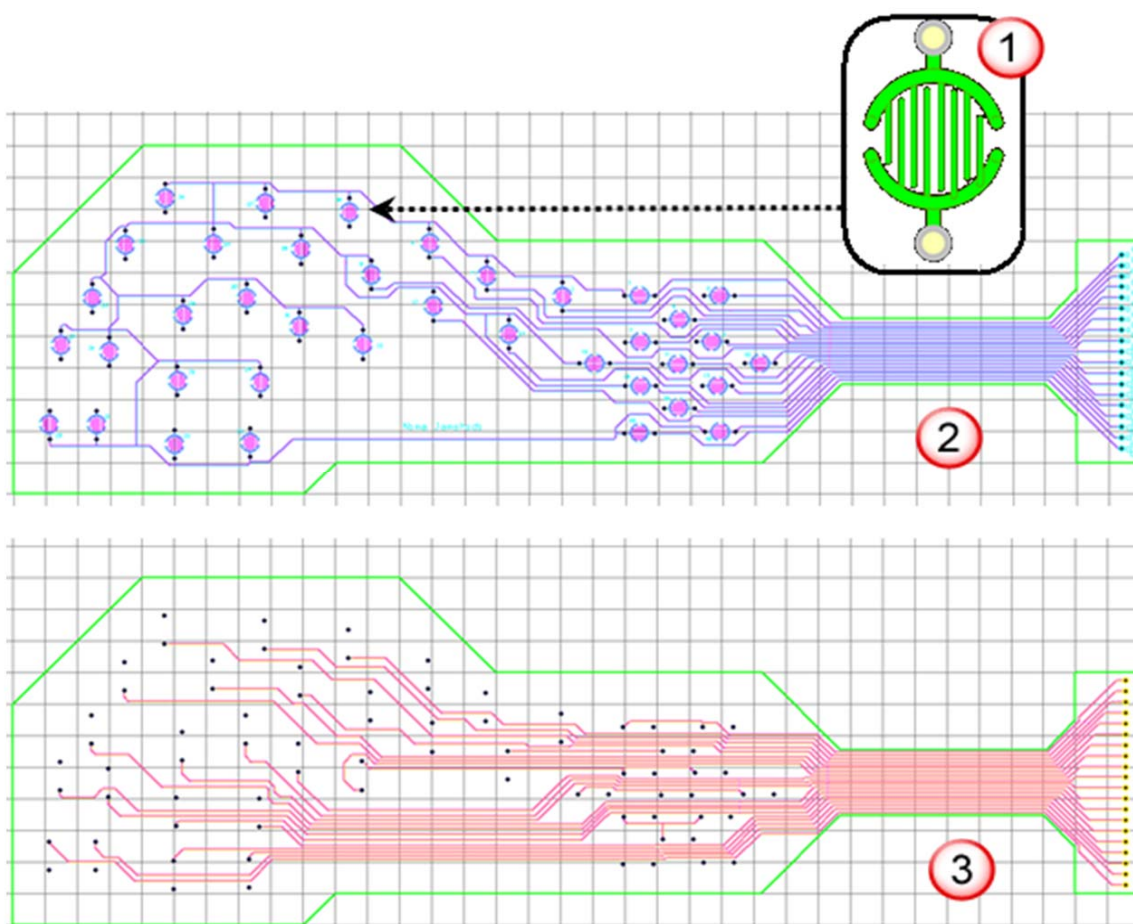
در این مدار از تقویت کننده LM۳۲۴ استفاده شده و این تقویت کننده شامل ۴ آپمپ و با ولتاژ ۵ ولت بایاس شده است. در شکل ۶ (الف و ب) مدار مربوط به درایو سنسور FSR و PCB آن را ملاحظه می کنید. این مدار از یک رگولاتور ۵ ولت (۷۸۰۵) و دو خازن برای از بین بردن نوسانات منبع استفاده شده است. اندازه این دو خازن ۳۳۰ میکرو فاراد است. تراشه مورد استفاده در شکل ۶ قسمت ج نشان داده شده است. تراشه فوق یک تقویت کننده است. در این تراشه ۴ عدد تقویت کننده یکسان وجود دارد که شیوه عملکرد آنها یکسان می باشد. بدین صورت که برای همه آنها ولتاژ مرجع V_{cc} برابر ۵ ولت (پایه ۴) و V_{cc} # ۰ (پایه ۱۱) می باشد. به پایه منفی تقویت کننده، ولتاژ مقایسه را متصل می نمایند. به پایه مثبت خروجی سنسور هنگامی که ولتاژ خروجی برابر ولتاژ مقایسه شود مقدار خروجی برابر ولتاژ مرجع V_{cc} خواهد شد که این ولتاژ می تواند به میکروکنترلر و یا مالتی پلکسر اعمال شود.

طراحی مدار چاپی (PCB) آرایه ای از سنسورهای FSR

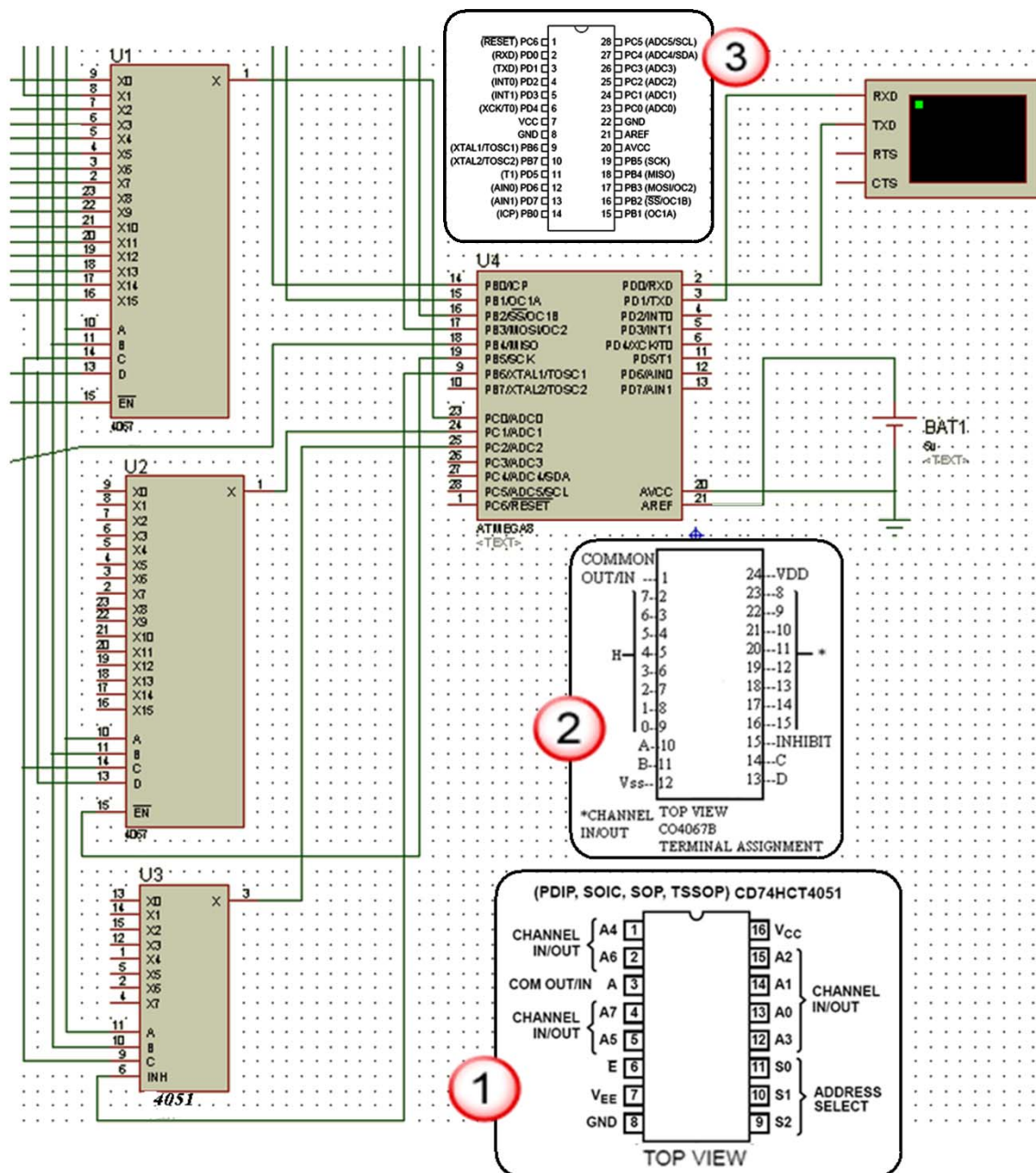
در این پروژه برای پوشش دادن کل کف پای بیمار از ۳۸ سنسور استفاده شد. آرایش مناسب مدار چاپی طراحی شده، در یک فیبر شامل پاشنه پا، وسط کف پا و انتهای انگشتان پا و



شکل ۶. PCB مربوط به درایور سنسور (قسمت الف و ب) و FSR تراشه (قسمت ج)



شکل ۷. سنسور شبیه‌سازی شده (قسمت ۱)، نحوه توزیع سنسورهای FSR در لایه بالایی (قسمت ۲) و نحوه توزیع سنسورهای FSR در لایه پایینی (قسمت ۳) و برد مدار چاپی FSR در پروتکل



شکل ۸. نحوه اتصال پایه‌های $DC4067BP$ و $74HC4051$ به پایه‌های میکرو که توسط نرم‌افزار Proteus شبیه‌سازی شده و مشخصات پایه‌ها در تراشه $74HC4051$ (شماره ۱)، مشخصات پایه $DC4067BP$ (شماره ۲) و مشخصات پایه‌ها در تراشه میکروکنترلر ATMEGA8 (شماره ۳)

خروجی مالتی‌پلکسر است. لازم به ذکر است که پایه فعال‌سازی این تراشه Active low می‌باشد یعنی با اعمال ولتاژ صفر این تراشه فعال می‌شود. در شکل ۸ قسمت ۲،

مشخصات پایه‌ها در IC $DC4067BP$
این تراشه ۲۴ پایه دارد که شامل ۱۶ پایه ورودی و ۴ پایه برای آدرس‌دهی و ۱ پایه برای فعال‌سازی و یک پایه برای

فعال سازی این تراشه Active low می باشد، یعنی با اعمال ولتاژ صفر این تراشه فعال می شود. در شکل ۸ قسمت ۱ نحوه آدرس دهی به ۳ پایه خط آدرس نشان داده شده است. برای جبران سازی و پردازش سیگنال ها و ارسال به PC نیاز به یک پردازنده است. IC فوق نیز یک مالتی پلکسر می باشد. پایه ورودی پایه ۳، پایه های انتخاب پایه های ۹، ۱۰ و ۱۱ می باشند. پایه های ۴، ۵، ۱۲، ۱۳، ۱۴ و ۱۵ خروجی هایی می باشند که با استفاده از انتخابگرها می توان ورودی را به آنها انتقال داد. پایه ۶ پایه فعال سازی می باشد که باید همواره صفر نگهداشته شود. پایه های ۷، ۱۶ و ۸ برای تغذیه می باشند. در جدول ۲ نحوه آدرس دهی و انتخاب پایه مربوط به تراشه، ۷۴HC۴۰۵۱ مشخص شده است.

جدول ۲. نحوه آدرس دهی و انتخاب پایه مربوط به تراشه

۷۴HC۴۰۵۱				شماره کانال
حالت های ورودی				
فعال سازی	S2	S1	S0	
.	.	.	.	A0
.	.	.	۱	A1
.	.	۱	.	A2
.	.	۱	۱	A3
.	۱	.	.	A4
.	۱	.	۱	A5
.	۱	۱	.	A6
.	۱	۱	۱	A7
۱	***	***	***	هیچ کدام

پردازنده AVR مدل ATmega8L

در این پروژه از یک پردازنده AVR مدل ATmega8L استفاده شد. با این پردازنده می توان سیگنال های آنالوگ را به دیجیتال تبدیل کرد، همچنین می توان از پایه های آن برای کنترل مالتی پلکسرها نیز استفاده نمود. برای راه اندازی میکروکنترلر مورد نظر از کلاک داخلی استفاده می شود. مقدار آن با ۸ مگاهرتز تنظیم می شود. برای این منظور باید فیوز بیت CKSEL را در هنگام برنامه ریزی برابر با مقدار ۰۱۰۰ تنظیم نمود. برای برنامه ریزی پردازنده از نرم افزار Codevision استفاده شد.

نحوه آدرس دهی به ۴ پایه خط آدرس نشان داده شده است. IC فوق یک مالتی پلکسر ۱۶ کاناله می باشد. شیوه کار آن بدین صورت است که ابتدا مقدار ورودی را بر روی پایه یک قرار داده و سپس با استفاده از پایه های A، B، C و D یک عدد باینری (مبنای ۲) بین صفر تا ۱۵ ایجاد می شود و بسته به عدد ایجاد شده ورودی که به پایه یک داده شده به خروجی که با عدد باینری مشخص شده انتقال پیدا می کند. پایه های ۲۴ و ۱۲ برای منبع تغذیه می باشند. پایه ۱۵ باید همیشه صفر بماند تا مالتی پلکسر فعال باشد؛ در صورتی که یک شود کل سیستم غیر فعال می گردد. در جدول ۱ نحوه انتخاب پایه ها بیان شده است.

جدول ۱. نحوه آدرس دهی و انتخاب پایه ها مربوط به تراشه

DC۴۰۶۷BP					شماره کانال
A	B	C	D	NH	
X	X	X	X	۱	None
.
۱	۱
.	۱	.	.	.	۲
۱	۱	.	.	.	۳
.	.	۱	.	.	۴
۱	.	۱	.	.	۵
.	۱	۱	.	.	۶
۱	۱	۱	.	.	۷
.	.	.	۱	.	۸
۱	.	.	۱	.	۹
.	۱	.	۱	.	۱۰
۱	۱	.	۱	.	۱۱
.	.	۱	۱	.	۱۲
۱	.	۱	۱	.	۱۳
.	۱	۱	۱	.	۱۴
۱	۱	۱	۱	.	۱۵

مشخصات پایه ها در تراشه ۷۴HC ۴۰۵۱

این تراشه ۱۶ پایه دارد که شامل ۸ پایه ورودی و ۳۳ پایه برای آدرس دهی و ۱ پایه برای فعال سازی و یک پایه برای خروجی مالتی پلکسر است. لازم به ذکر است که پایه

۱۷	USART سریال قابل برنامه‌ریزی
۱۸	Watchdog قابل برنامه‌ریزی با اسیلاتور مجزای داخلی
۱۹	مقایسه کننده آنالوگ داخلی
۲۰	دارای ۵ مد
۲۱	Idle: Sleep, ADC noise reduction, Power-Save, Power-down, Standby, Extended standby
۲۲	ولتاژهای عملیاتی
۲۳	۲/۷ تا ۵/۵ ولت
۲۴	فرکانس‌های کاری
۲۵	۰ تا ۸ مگاهرتز
۲۶	خطوط I/O
۲۷	۲۳ خط ورودی / خروجی قابل برنامه‌ریزی
	در شکل ۸ نحوه اتصال پایه‌های DC۴۰۶۷ و Proteus ۷۴HC۴۰۵۱ به پایه‌های میکرو که توسط نرم‌افزار شبیه‌سازی شده است را مشاهده می‌کنید.

بحث

در این تحقیق، به معرفی دستگاهی برای بهبود راه رفتن اسبی پرداخته شد که بر خلاف سیستم‌های تحریک الکتریکی اختلال یا دخالتی در سیستم عصبی ایجاد نمی‌کند و از طریق تحلیل داده‌های صفحه سنجشی که در کف پای بیماران قرار داده می‌شود، به افراد مبتلا به افتادگی کمک می‌کند. البته این سیستم بدون دستکاری و تحریک سیستم عصبی فرد از طریق پاتومکانیک به بهبودی شخص و تقویت سیستم ماهیچه‌ای فرد کمک می‌کند.

References

1. Lam WK, Leong JC, Li YH, Hu Y, Lu WW. Biomechanical and electromyographic evaluation of ankle foot orthosis and dynamic ankle foot orthosis in spastic cerebral palsy. *Gait Posture* 2005; 22(3): 189-97.
2. Radtka SA, Skinner SR, Johanson ME. A comparison of gait with solid and hinged ankle-foot orthoses in children with spastic diplegic cerebral palsy. *Gait Posture* 2005; 21(3): 303-10.
3. Stacoff A, Quervain IK, Dettwyler M, Wolf P, List R, Ukello T, et al. Biomechanical effects of foot orthoses during walking. *The Foot* 2007; 17(3): 143-53.
4. Nester CJ, van der Linden ML, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture* 2003; 17(2): 180-7.
5. Molenaers G, Desloovere K, Van Campenhout A, Pauwels P, Ortibus E, Van De Walle P. Effect of ankle foot

نقشه تراشه فوق در شکل ۸ با شماره ۳ نشان داده شده است. در این تراشه پایه‌های ۲۳ تا ۲۸ برای تبدیل آنالوگ به دیجیتال و همچنین پورت ورودی یا خروجی بسته به نیاز می‌باشند. پایه‌های ۷، ۸، ۲۰، ۲۱ و ۲۲ برای تغذیه می‌باشند. پورت‌های B و D نیز برای ورودی و خروجی هستند، ولی فقط دیجیتال می‌باشند و قابلیت پورت C را ندارند.

ATmega8L استفاده شده دارای خصوصیات زیر است:

۱	دارای ۱۳۰ دستور قدرتمند است که اکثر آن‌ها در یک سیکل ساعت هستند.
۲	حافظه
۳	۱۶ کیلو بایت حافظه Flash قابل برنامه‌ریزی
۴	مجهاز به قسمت Boot loader
۵	۵۱۲ بایت حافظه EEPROM داخلی
۶	یک کیلو بایت حافظه SRAM داخلی
۷	قفل قابل برنامه‌ریزی برای امنیت نرم‌افزار
۸	امکانات جانبی
۹	دو تایمر/ کانتر ۸ بیتی با تقسیم کننده فرکانسی مجزا و دارای مد Compare
۱۰	یک تایمر کانتر ۱۶ بیتی با تقسیم کننده فرکانسی مجزا و دارای مدهای Capture و Compare
۱۱	دارای (Real time clock یا RTC)
۱۲	۴۱ کانال PWM
۱۳	۶ کانال ADC
۱۴	کانال ۱۰ بیتی
۱۵	۲ کانال ۸ بیتی
۱۶	ارتباط سریال دو سیمه (Two wire)

- orthoses on 3D trunk and pelvic motion during gait in children with CP. *Gait & posture* 2006; 24(Suppl 2): S174-S175.
6. Patil KM, Braak LH, Huson A. Analysis of stresses in two-dimensional models of normal and neuropathic feet. *Med Biol Eng Comput* 1996; 34(4): 280-4.
 7. Nakamura S, Crowninshield RD, Cooper RR. An analysis of soft tissue loading in the foot-a preliminary report. *Bull Prosthet Res* 1981; 10-35: 27-34.
 8. Cheung JT, Zhang M, Leung AK, Fan YB. Three-dimensional finite element analysis of the foot during standing-a material sensitivity study. *J Biomech* 2005; 38(5): 1045-54.
 9. Gefen A, Megido-Ravid M, Itzchak Y, Arcan M. Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications. *J Biomech Eng* 2000; 122(6): 630-9.
 10. Goske S, Erdemir A, Petre M, Budhabhatti S, Cavanagh PR. Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis. *J Biomech* 2006; 39(13): 2363-70.
 11. Jacob S, Patil KM, Braak LH, Huson A. Stresses in a 3D two arch model of a normal human foot. *Mechanics research communications* 1996; 23(4): 387-93.
 12. Brown SJ. *Marketing trends in managed care*. Dallas, TX: Baylor Inst Rehab; 1995.
 13. Geboers JF, Janssen-Potten YJ, Seelen HA, Spaans F, Drost MR. Evaluation of effect of ankle-foot orthosis use on strength restoration of paretic dorsiflexors. *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82(6): 856-60.
 14. Geboers JF, Drost MR, Spaans F, Kuipers H, Seelen HA. Immediate and long-term effects of ankle-foot orthosis on muscle activity during walking: a randomized study of patients with unilateral foot drop. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83(2): 240-5.
 15. Carlson WE, Vaughan CL, Damiano DL, Abel MF. Orthotic management of gait in spastic diplegia. *Am J Phys Med Rehabil* 1997; 76(3): 219-25.
 16. Lehmann JF, Condon SM, de Lateur BJ, Price R. Gait abnormalities in peroneal nerve paralysis and their corrections by orthoses: a biomechanical study. *Arch Phys Med Rehabil* 1986; 67(6): 380-6.
 17. Buckon CE, Thomas SS, Jakobson-Huston S, Sussman M, Aiona M. Comparison of three ankle-foot orthosis configurations for children with spastic hemiplegia. *Dev Med Child Neurol* 2001; 43(6): 371-8.
 18. Bajd T, Kralj A, Stefancic M, Lavrac N. Use of functional electrical stimulation in the lower extremities of incomplete spinal cord injured patients. *Artif Organs* 1999; 23(5): 403-9.
 19. Guyton AC, Hall JE. *Textbook of medical physiology*. 9th ed. Philadelphia, PA: W.B. Saunders; 1996.
 20. Burrige JH, Taylor PN, Hagan SA, Wood DE, Swain ID. The effects of common peroneal stimulation on the effort and speed of walking: a randomized controlled trial with chronic hemiplegic patients. *Clin Rehabil* 1997; 11(3): 201-10.
 21. Merletti R, Andina A, Galante M, Furlan I. Clinical experience of electronic peroneal stimulators in 50 hemiparetic patients. *Scand J Rehabil Med* 1979; 11(3): 111-21.
 22. Granat MH, Maxwell DJ, Ferguson AC, Lees KR, Barbenel JC. Peroneal stimulator; evaluation for the correction of spastic drop foot in hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77(1): 19-24.
 23. Van Griethuysen CM, Paul JP, Andrews BJ, Nicol AC. Biomechanics of functional electrical stimulation. *Prosthet Orthot Int* 1982; 6(3): 152-6.

Robotic ankle foot orthosis with gait adaptive controller through artificial touch sensor for improving gait among drop foot patients

*Nima Jamshidi**

Received date: 26/04/2012

Accept date: 29/08/2012

Abstract

Introduction: Drop foot is a neuromuscular disease that arises due to genetic defects, war injuries, accidents, tumors and brain stroke that foot neuron damages permanently or temporarily. For improving this gait disorder, patients need to use an ankle-foot orthosis.

Materials and Methods: Intelligent robotic orthosis consists of a sole foot pressure sensor plate, calculator software and a robotic part. In accordance with developed model and based on data of drop foot patient gait it has been defined that there is need of robotic system for improving the amount of torque required for patient therefore a new orthosis is needed to recognize the required compensated torque for robotic system which is supplied by electric energy. For making connection between torque supply system and pressure measured by force plate artificial models were used.

Results: This system improves the gait of a drop foot patient and enhances the ability of patient for walking.

Conclusion: Other anticipated aims of this research are reducing the pressure and damage on tendons, reducing impact on joints using robotic system and compensating the deficiency of muscles.

Keywords: Neuropathic, Drop foot, Center of pressure, Gait

Type of article: Original article

* Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, School of Engineering, University of Isfahan, Isfahan, Iran
Email: nima_jamshidi@yahoo.com