

کفش هوشمند با قابلیت تشخیص موانع به کمک امواج فراصوت برای نابینایان و عملکرد مبتنی بر سیکل راه رفتن انسان (جایگزینی برای عصای سفید)

رامین گودرزی^۱، نیما جمشیدی^۲

^۱ محقق گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان، آستادیار گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه اصفهان

*نویسنده پاسخگو: Email: nima_jamshidi@yahoo.com

چکیده

هدف: در این مقاله تلاش ما بر این است تا کفشی طراحی شود که با استفاده از آن بتوان موانع موجود در اطراف یک فرد نابینا را در حین راه رفتن تشخیص داد. این روش می‌تواند جایگزین مناسبی برای عصای سفید نابینایان باشد. علاوه بر این محدودیت‌هایی که در عصا وجود دارد مانند عدم تشخیص عمق و ارتفاع در طراحی این کفش بر طرف شده است، مکانیسم اطلاع‌دهی موانع به فرد استفاده کننده لرزش در ناحیه مچ پا می‌باشد، مواد و روش‌ها: در ساختار جدید محیط اطراف فرد نابینا به صورت سه‌بعدی اسکن می‌شود و همواره اطلاعاتی از محیط اطراف در سیستم وجود دارد و در صورت نزدیک شدن به یک مانع، کاهش ارتفاع و یا وجود مانعی در مسیر سر و تنه‌ی فرد نابینا با استفاده از موتورهای ارتعاشی به فرد نابینا هشدار می‌دهد. ایده اصلی ساخت چنین وسیله‌ای از قابلیت فاصله‌یابی امواج فراصوت که امروز به صورت گسترده در ردیاب و تشخیص موانع استفاده می‌شود گرفته شده است. بحث: استفاده و ایجاد این امواج هیچ خطری برای بدن انسان ایجاد نمی‌کنند.

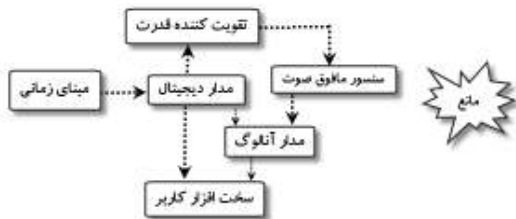
کلید واژه: اندازه‌گیری فاصله، عصای سفید، کفش، فراصوت، نابینایان

تاریخ دریافت: ۹۱/۴/۱۹

تاریخ پذیرش: ۹۱/۹/۱۹

مکانیکی با فرکانس خاصی شروع به قطع و وصل شدن کند، جریان الکتریکی ایجاد می‌شود. این خاصیت به صورت بالعکس نیز وجود دارد یعنی اینکه در صورتی که در معرض جریان الکتریکی قرار بگیرند شروع به نوسان می‌کنند از جمله معروف‌ترین موادی که این خاصیت را دارند، کوارتز می‌باشد که به صورت کریستال طبیعی موجود است.

امروزه به جای کوارتز از برخی مواد که به صورت آزمایشگاهی ساخته می‌شوند، استفاده می‌شود که پیروسرامیک نامیده می‌شوند مانند زیرکونیوم تیتانات، سولفات لیتیم و ... هرکدام از کریستال‌های فوق دارای خاصیت منحصر به فردی می‌باشند (۴)، مبدل‌های پیروالکتتریک را ترانسدیوسر نامیده می‌شوند. برای اندازه‌گیری فاصله در این وسیله ابتدا یک موج ارسال می‌گردد و سپس از طریق مداری که به صورت بلوک دیاگرام شکل ۱ اندازه‌گیری صورت می‌گیرد (۵).



شکل ۱: بلوک دیاگرام سیستم اندازه‌گیری فاصله

برای این کار از یک میکروکنترلر ATMEGA128 از خانواده AVR استفاده شده است بر روی این میکروکنترلر سه سنسور فرستنده و سه سنسور گیرنده وجود دارد. لازم به ذکر است که در امواج فراصوت هرچه فرکانس بالاتر برود قدرت تفکیک بالاتر رفته و موانع ریزتری قابل ردیابی می‌باشند به همین دلیل یکی از سنسورها ۲۰۰ کیلوهرتز می‌باشد و دو سنسور دیگر ۴۰ کیلوهرتز می‌باشند. ساختار فرستنده به ترتیب، شامل یک مولد پالس که در درون میکروکنترلر قرار دارد، یک تقویت‌کننده سیگنال، و یک مولد امواج فراصوت می‌باشد. از سنسور فرکانس بالا برای تشخیص عمق و از دو سنسور فرکانس پایین برای تشخیص موانع جلوی پا و در مسیر مجمله استفاده شده است. پالس‌های خروجی از میکروکنترلر دارای دامنه ولتاژ ۵ ولت می‌باشند که برای راه‌اندازی فرستنده کافی می‌باشد ولی اگر از همین ولتاژ استفاده شود موج برگشتی از مانع

مقدمه

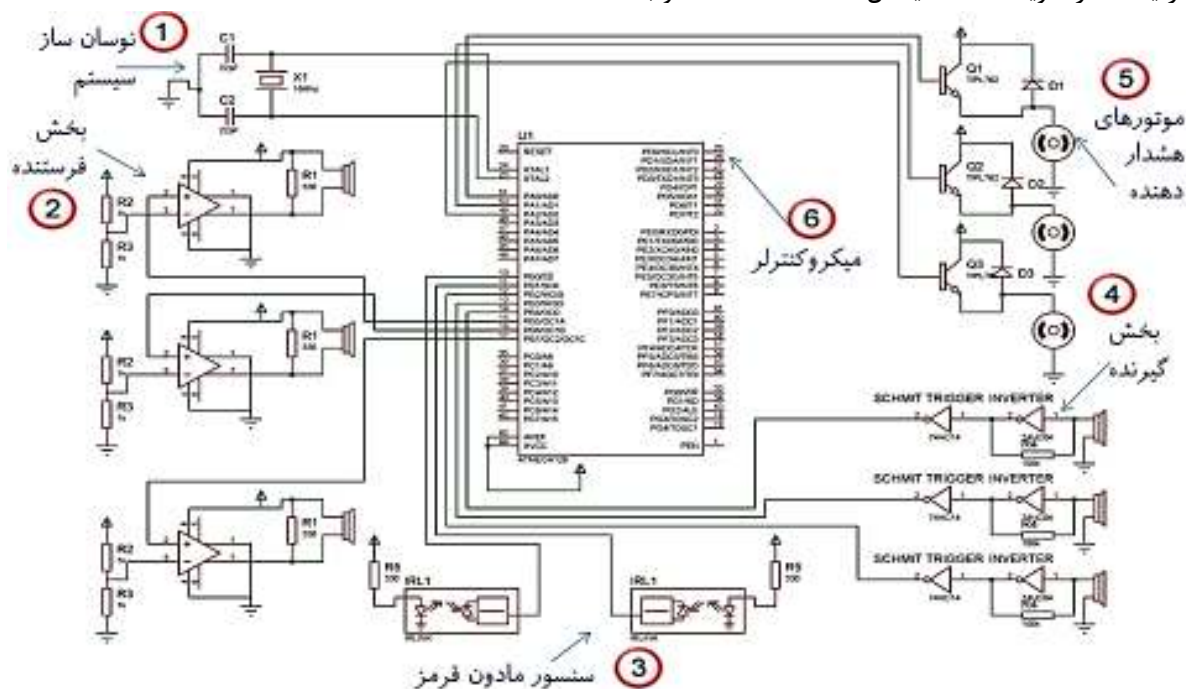
در دنیای امروز همه چیز به سرعت در حال پیشرفت است و دائماً با تجهیزات الکترونیکی جدیدی روبرو می‌شوید، ولی بسیاری از این تجهیزات برای افرادی که از سلامتی کامل برخوردار می‌باشند ساخته شده است و برای افراد ناتوان هنوز هم محدودیت‌های بسیار زیادی وجود دارد.

یکی از تجهیزاتی که سال‌های زیادی است که به همین شکل ساخته و استفاده می‌شود عصای سفید نابینایان می‌باشد که بدون ارتقا و پیشرفت خاصی به همین شکل در حال تولید است. البته تلاش‌هایی برای ایجاد تغییر شده است از جمله نصب کردن چراغ در عصا (۱)، برای دیده شدن فرد نابینا در شب هنگام توسط دیگران و یا قراردادن سنسورها برای تشخیص موانع در اطراف فرد می‌باشد (۲) برای تشخیص موانع در جلوی افراد نیز سنسورهایی در پایین عصا قرار داده شده است (۳) ولی باز هم دو مشکل بزرگ موجود می‌باشد اول اینکه با وجود تغییرات مختلف هنوز فردی که عصا را همراه خود دارد نمی‌تواند افت ارتفاع را قبل از رسیدن به آن تشخیص دهد و دوم اینکه نمی‌تواند کاهش ارتفاع را تشخیص بدهد و در صورتی که مانعی در قسمت بالا تنه فرد قرار بگیرد احتمال برخورد فرد با مانع بسیار زیاد است البته تلاش‌هایی برای قرار دادن سنسور در بالای عصا برای تشخیص موانع بالاتر از سطح عصا شده است ولی به دلیل تغییر پیوسته محل عصا هنگام راه رفتن کاربردی نمی‌باشد. مشکلات و محدودیت‌های موجود برای این افراد منجر به طراحی یک سیستم کاملاً منحصر به فرد و بدون عصا و با استفاده یک وسیله که همواره همراه افراد هنگام راه رفتن می‌باشد، یعنی کفش شد.

مواد و روش‌ها

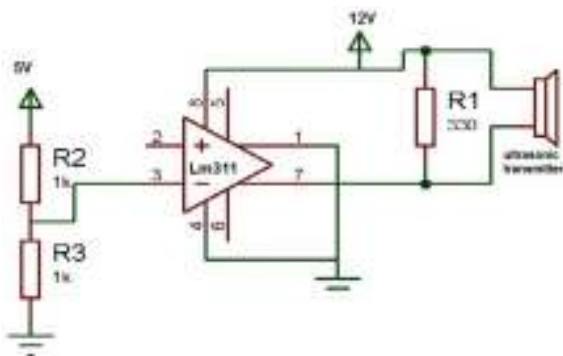
در این کفش سه بخش اصلی وجود دارد که به ترتیب شیوه ساخت و عملکرد هر کدام را بررسی می‌شود: اساس کار این وسیله بر مبنای قابلیت فاصله‌یابی و یافتن اشیاء توسط امواج فراصوت می‌باشد. در ابتدا به مختصر بررسی راجع به امواج فراصوت و نحوه ایجاد آنها پرداخته می‌شود. در طبیعت برخی مواد وجود دارند که خاصیتی به نام پیروالکتتریک دارند، در این مواد که ساختار کریستالی دارند با قرار گرفتن در معرض فشار مکانیکی بار الکتریکی تولید می‌شود و در صورتی که این فشار

استفاده از آپامپ مقایسه‌گر سطح ولتاژ را به ۱۲ ولت افزایش داده‌شد. مدار کلی در شکل ۲ نمایش داده شده‌است.

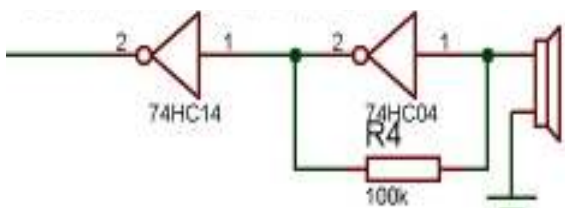


شکل ۲: مدار کلی سیستم اندازه‌گیری فاصله

مدار سه بار تکرار شده و به ترتیب بر روی پورت‌های B.2 الی B.4 نصب شده‌است.



شکل ۳: مدار فرستنده فراصوت



شکل ۴: گیرنده امواج فراصوت و شکل‌دهنده موج

بسیار ضعیف خواهد بود و تشخیص آن نیز بسیار دشوار است زیرا هنگام برگشت از مانع موج تضعیف شده و به حدود ۲۰ میلی ولت کاهش پیدا می‌کند به همین دلیل از یک مدار تقویت‌کننده سیگنال استفاده شده است و با

لازم به ذکر است که می‌بایست از آپامپی استفاده شود که سرعت سوئیچ بالایی داشته باشد و LM311 برای این کار مناسب است، فرستنده از پورت B.5 الی B.7 مدار پالس‌های مورد نیاز خود را دریافت می‌کند. شکل ۳ مدار تقویت‌کننده را نشان می‌دهد. پس از برخورد موج به یک مانع و بازگشت آن از سطح در قسمت گیرنده یک موج دریافتی خواهیم داشت. ساختار گیرنده به ترتیب شامل یک گیرنده فراصوت، یک طبقه تقویت‌کننده سیگنال، یک سیستم شکل‌دهنده‌ی موج و یک سیستم پردازشی که درون میکروکنترلر قرار دارد می‌باشد. موج دریافتی توسط گیرنده فراصوت تبدیل به ولتاژ می‌شود ولی ولتاژ ایجاد شده حداکثر ۵۰ میلی‌ولت خواهد بود و می‌بایست ۱۰۰ برابر تقویت شود تا بتوان توسط میکرو آن را مقایسه کرد به همین دلیل از مدار زیر استفاده می‌شود. یک اینورتر که با مقاومت ۱۰۰ کیلو سری شده‌است بهره ۱۰۰ برابر را برای مدار فراهم می‌کند و مدار اشمیت‌تریگر معکوس‌گری را که اینورتر ایجاد می‌کند جبران می‌کند باز هم لازم به ذکر می‌باشد که اینورتر و اشمیت‌تریگر انتخاب شده، سرعت سوئیچ کافی را دارند. برای قسمت گیرنده از مدار شکل ۴ استفاده شده است و این

بارگذاری سنسورها و تایمر، ۴- بدنه اصلی و راه انداز موتور.

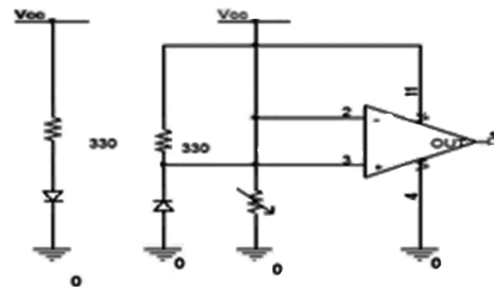
بخش تماس با سطح وظیفه راه اندازی سنسورهای نوری و تشخیص و اشتراک گیری بین تماس سنسورها با سطح را دارد در واقع در این قسمت یک حلقه ایجاد می شود که شرط خارج شدن از این حلقه یک شدن همزمان سنسور جلو و عقب کفش می باشد.

بخش اندازه گیر فاصله وظیفه دارد تا فاصله سنسور آم را از نزدیکترین مانع بدست بیاورد و برای دقیق تر شدن اندازه گیری این کار چند بار انجام می شود و فاصله به صورت میانگین چندین اندازه در نظر گرفته می شود. برای راه اندازی تایمرها و استفاده از سنسورهای فرستنده امواج فراصوت از قابلیت های داخلی میکروکنترلر برای تولید موج مربعی استفاده شده است. بدنه اصلی برنامه وظیفه هماهنگی بین بخش های مختلف برنامه و مدیریت ارسال فرمان برای موتورها را دارد.

در انتهای این بخش جدول مشخص کننده فاصله برای هشدار نشان داده شده است، مدت زمانی که یک پا بر روی سطح زمین ثابت باقی می ماند برابر ۳۷٪ کل زمان راه رفتن است به طور معمول طبق تحقیقات انجام شده مدت زمان یک سیکل کامل راه رفتن افراد معمولی برابر با ۱.۳۲ تا ۱.۶۴ ثانیه می باشد که زمان ثابت بودن پا در این صورت برابر با ۰.۴۹ ثانیه الی ۰.۶۱ ثانیه می باشد ولی طبق جدول یک که نشان دهنده زمان لازم برای اندازه گیری هر سنسور می باشد زمان لازم برای کل اندازه گیری برابر با ۰.۲۲ ثانیه می باشد یعنی در این حالت دو تا سه بار اندازه گیری انجام می شود و دقت محاسبات بالاتر می رود.

در ادامه سیکل راه رفتن بررسی می شود. در هنگام راه رفتن یک سیکل ده مرحله ای طی می گردد که مراحل آن به ترتیب شامل تماس اولیه پا با سطح، بارگذاری پاسخ، وضعیت میانی، وضعیت ایستادن نهایی، مرحله قبل از ایستادن، مرحله ایستادن اولیه، مرحله ایستادن میانی و در نهایت ایستادن پایانی (۷).

سیستم تشخیص مانع فوق دارای یک مشکل برای قراردادن بر روی کفش می باشد، انسان ها همگام راه رفتن برای مدت کوتاهی کف پای خود را بر روی سطح زمین قرار می دهد و در سایر مواقع فقط پنجه و یا پاشنه خود قرار دارند برای اندازه گیری عمق، ارتفاع و فاصله از جلوی فرد لازم است تا کفش کاملاً در روی سطح زمین قرار بگیرد یعنی با سطح زمین زاویه قائمه داشته باشد برای رفع این مشکل از یک مدار مادون قرمز تشخیص سطح در دو قسمت جلو و انتهای کفش استفاده شده است، بدین ترتیب که در متن برنامه خروجی هر دو سنسور جلو و عقب را با یکدیگر اشتراک گرفته می شود. در صورتی که نتیجه اشتراک گیری برابر یک بود وارد برنامه نوشته شده برای اندازه گیری شده و برای این کار از مدار شکل ۵ استفاده شده است.



شکل ۵: مدار تشخیص تماس مادون قرمز

در مدار فوق از یک جفت سنسور فرستنده و گیرنده مادون قرمز استفاده شده (۶) و حساسیت آن نیز با استفاده از مقاومت متغیر تنظیم می گردد. پس از نزدیک شدن کفش به سطح در خروجی آپامپ مقدار یک را خواهیم داشت.

پس از طراحی مدار به صورت سخت افزاری به بخش نرم افزاری پرداخته می شود، به این منظور لازم است تا برنامه ای نوشته شود که شامل چهار بخش اصلی باشد. ۱- تشخیص تماس با سطح، ۲- اندازه گیر فاصله، ۳-

جدول ۱: مشخصه های اندازه گیری هر سنسور

سنسور	حد اکثر فاصله cm	فرکانس khz	حداقل تشخیص cm	حد اکثر تشخیص cm	زمان اندازه گیری ms
۰	۱۰۰	۲۰۰	۷۵	۱۰۰	۵.۸۸
۱	۷۰	۴۰	۶۵	۱۰	۴.۱۲
۲	۲۰۰	۴۰	۹۵	۱۰۰	۱۱.۷

متوسط قد افراد که چیزی بین ۱۵۹ تا ۱۷۲ (در ایران) می‌باشد (۸) و با توجه به محاسبات فوق زاویه ۴۵ درجه برای تشخیص موانع بالای سر فرد قبل از برخورد با آن مناسب است.

سنسور سوم (C) در بالاترین قسمت کفش قرار دارد و وظیفه تشخیص عمق را بر عهده دارد بدین صورت که موجی را با زاویه نسبت به زمین ارسال می‌کند و در صورتی که فاصله بیشتر از فاصله تعیین شده از قبل بود و یا عدم بازگشت موج را به عنوان وجود عمق تشخیص داده و هشدار را صادر می‌کند، برای این بخش از یک سنسور ۲۰۰ کیلوهرتز استفاده شده است که باعث شده تا بتوان موج را از روی سطوح مختلف بازتاب و برگشت پیدا کند.

در ابتدا و انتهای قسمت زیرین کفش دو جفت سنسور مادون قرمز (D, E) (۶) که در بخش قبل در مورد آن توضیح داده شد قرار می‌گیرد که وظیفه اطلاع دادن به سیستم هنگام سکون پا بر روی سطح زمین را دارد. در شکل ۷ قسمت الف، عملکرد سنسورها در تشخیص موانع بالای سر و پایین پا نشان داده شده است و در شکل ۷ قسمت ب این فناوری با تکنولوژی قدیمی مقایسه شده است.

درصد تشخیص موانع در سنسورها از فرمول زیر محاسبه می‌شود.

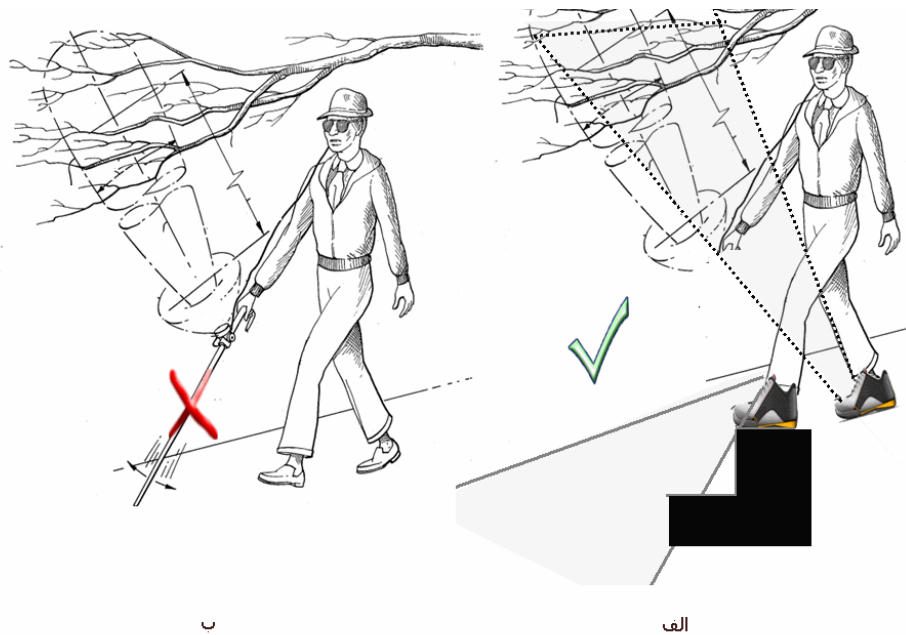
$$\text{درصد تشخیص موانع} = \frac{\text{فاصله حد اقل تشخیص هر سنسور}}{\text{فاصله حد اقل تشخیص هر سنسور}} * 100 = \text{تشخیص}$$

ویژگی منحصر به فرد این کفش که قابلیت اسکن سه بعدی را به آن می‌دهد در قرارگیری سنسورها در نواحی خاص این کفش می‌باشد. در این کفش سه جفت سنسور فراصوت و دو جفت سنسور مادون قرمز قرار دارد که به ترتیب در نواحی نشان داده شده در شکل قرار می‌گیرند. سنسوری که در نوک کفش یعنی ناحیه (A) قرار می‌گیرد با افق زاویه صفر درجه می‌سازد وظیفه این سنسور یافتن اشیاء در جلوی پای شخص می‌باشد این سنسور ساده‌ترین کار را یعنی یک اندازه‌گیری ساده را انجام می‌دهد.

سنسوری که در روی کفش یعنی ناحیه (B) قرار می‌گیرد وظیفه تشخیص موانع بالای سر شخص را دارد این سنسور با زاویه ۴۵ درجه نسبت به افق قرار گرفته‌است. طی تحقیقاتی که انجام شده‌است سرعت متوسط یک فرد هنگام راه رفتن عادی حدود ۵ km/h می‌باشد یعنی حدود ۱.۵ m/s بنابراین با توجه به

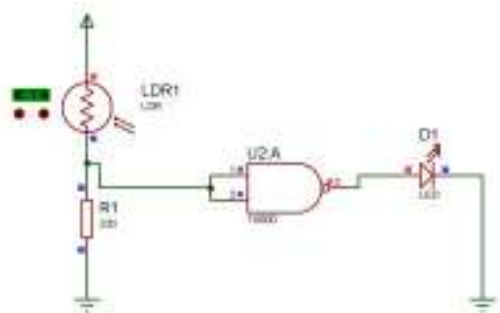


شکل ۶: محل قرارگیری سنسورها بر روی کفش



شکل ۷: شکل الف محدوده قابل اسکن توسط فناوری استفاده شده در این تحقیق را با فناوری قبلی که در شکل ب موجود است را نشان می‌دهد.

برای این کار از تعدادی لامپ LED در اطراف کفش استفاده شده است که در شکل ۹ مدار نورسنجی و راه اندازی LED نشان داده شده است. برای نمایش بهتر، LEDها در بیرون کفش قرار گرفته‌اند، همچنین یک مدار نورسنجی در کفش تعبیه شده است که با کاهش نور محیط به تدریج لامپها را روشن کند و با افزایش نور محیط نیز آنها را خاموش کند مدار فوق به صورت زیر می‌باشد. شکل ۹ مدار فوق را نشان می‌دهد.

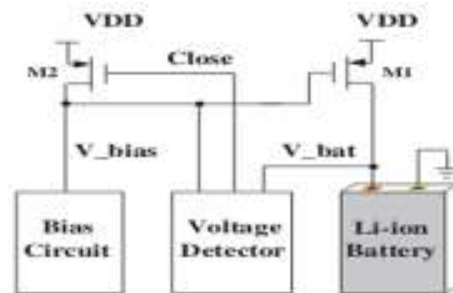


شکل ۹: مدار نورسنجی و راه اندازی LEDها

بخش تولید انرژی

در این بخش از یک ژنراتور کوچک در کف کفش استفاده شده است، ساختار این مولد به صورت شکل ۱۰ است (۱۰):
یک صفحه تخت که به کمک یک فنر همواره به پاشنه پا چسبیده است و هنگامی که فرد راه می‌رود و وزن فرد

قسمت آخر و حیاتی‌ترین بخش این مدار منبع تغذیه آن می‌باشد برای این قسمت از یک باتری لیتیوم ۱۴.۴ ولت ۲۲۰۰ میلی‌آمپر ساعت استفاده می‌نماییم این باتری به صورت دائم درون کفش قرار می‌گیرد و به سادگی قابل شارژ است. برای این کار از مداری ساده که بلوک دیاگرام شارژ باتری و مدار آن در شکل ۸ آمده است، استفاده می‌شود (۹).



شکل ۸: بلوک دیاگرام شارژ باتری

بخش نور سنجی و تولید نور

علاوه بر موارد فوق که باعث می‌شود تا فرد نابینا درکی سه بعدی از موانع اطراف خود داشته باشد در این کفش یک سیستم نوردهی خود کار نیز استفاده شده است تا در هنگام شرایط نور کم سایر افراد و وسایل نقلیه و حضور فرد نابینا در خیابان و یا محل تردد مطلع گردند و به این ترتیب از وقوع تصادف جلوگیری می‌گردد.

شروع به ارتعاش کردن بر روی قسمت جلوی مچ پا می‌کند. موتور بعدی که وظیفه هشدار دادن موانع بالای سر را دارد بر روی قسمت سمت راست مچ پا قرار گرفته است این موتور با نزدیک شدن شخص به مانعی که کوتاه‌تر از قد وی می‌باشد از فاصله ۲ متری شروع به ارتعاش و هشدار دادن می‌کند. هر چه فرد بیشتر به مانع نزدیک شود شدت ارتعاش بیشتر خواهد شد. موتور سوم وظیفه هشدار موانعی که در اثر کاهش ارتفاع به وجود می‌آیند را دارد و هرچه عمق بیشتر باشد شدت ارتعاش شدیدتری دارد در صورتی که عمق بینهایت باشد (عمق بی‌نهایت بیشتر از ۲ متر برای برنامه تعریف شده است) موتور شروع به ارتعاش دائم می‌کند و فرد را از وجود خطر آگاه می‌کند.

IC: در اولین قسمت از سیکل راه رفتن یعنی initial contact وضعیت سنسورها طبق جدول زیر می‌باشد در شکل ۱۱ بخش IC این حالت نشان داده شده‌است در این حالت هیچ کدام از سنسورهای اندازه‌گیری فعال نمی‌باشند.

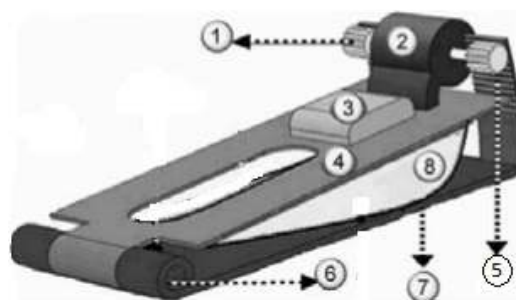
سنسور/موتور	مادون ۱ قرمز	مادون ۲ قرمز	مانع جلوی پا	عمق سر	بالای سر
وضعیت	off	on	off	off	off

LR: در بخش بعدی راه رفتن یعنی loading response نام دارد سطح پا به صورت کامل بر روی زمین قرار می‌گیرد و سنسورها شروع به اندازه‌گیری می‌کنند در این فاز سنسور مانع جلو و سنسور مانع بالای سر فعال می‌گردد. شکل ۱۱ بخش LS این موضوع را نشان می‌دهد. جدول زیر وضعیت هر کدام از سنسورها را نشان می‌دهد.

سنسور/موتور	مادون ۱ قرمز	مادون ۲ قرمز	مانع جلوی پا	عمق سر	بالای سر
وضعیت	on	on	on	off	on

فاز بعدی راه رفتن mid stance نام دارد در این فاز هنوز هم سطح پا کاملاً بر روی زمین وجود دارد و سنسور عمق فعال می‌گردد و موانع پایین‌تر از سطح را پیدا می‌کند در شکل ۱۱ بخش MST این امر نشان داده شده است، جدول زیر وضعیت هر سنسور و موتور را در این فاز نشان می‌دهد.

بر روی فنر قرار می‌گیرد فشرده شده و هنگامی که پای فرد از روی سطح زمین بلند می‌شود مجدداً رها می‌گردد، دو سطح دنداندار و دو چرخ دنده که با این دندانها درگیر هستند در این سیستم نقش تبدیل بالا و پایین رفتن فنر را به چرخش دارند چرخ ایجاد شده با یک محور به یک مولد متصل شده و مولد نیز نیروی تولید شده را در یک باتری ذخیره می‌کند. در شکل ۱۰ جزئیات سیستم تولید الکتریسیته نمایش داده شده است.



شکل ۱۰: ژنراتور تولید انرژی

- ۱) چرخ دنده
- ۲) مولد انرژی الکتریکی
- ۳) باتری
- ۴) سطح تخت
- ۵) سطح دنداندار
- ۶) محور چرخش
- ۷) کف کش
- ۸) فنر

با استفاده از این سیستم دیگر نیازی با استفاده از برق خارجی نمی‌باشد و کفش همواره انرژی مورد نیاز خودش را تولید می‌کند.

با توجه به سیکل راه رفتن انسان تولید انرژی در این کفش در مراحل Loading, Initial Contact, Mid Stance, Response و Terminal Stance می‌باشد و در سایر مراحل راه رفتن مولد انرژی غیر فعال می‌باشد.

بخش تحریک و ارتعاش پا

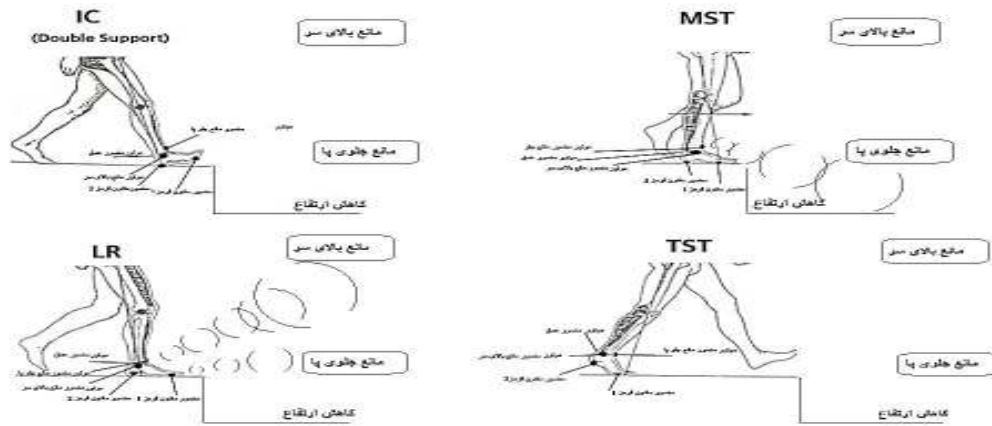
شکل ۱۱ این بخش را نمایش می‌دهد، در این بخش به بررسی نحوه عملکرد سنسورها و موتورهای ویبره در هر فاز راه رفتن پرداخته می‌شود. موتورهای ارتعاشی در سه نقطه از مچ پا قرار گرفته‌اند موتوری که به عنوان هشدار دهنده موانع جلوی پا می‌باشد در جلوی مچ قرار گرفته و با نزدیک شدن به مانع از فاصله ۷۰ سانتی متری به تدریج

مانند فاز Terminal Stance که در شکل ۱۱ بخش TST نشان داده شده است، وضعیت موتورها و سنسورها در جدول زیر قابل مشاهده است.

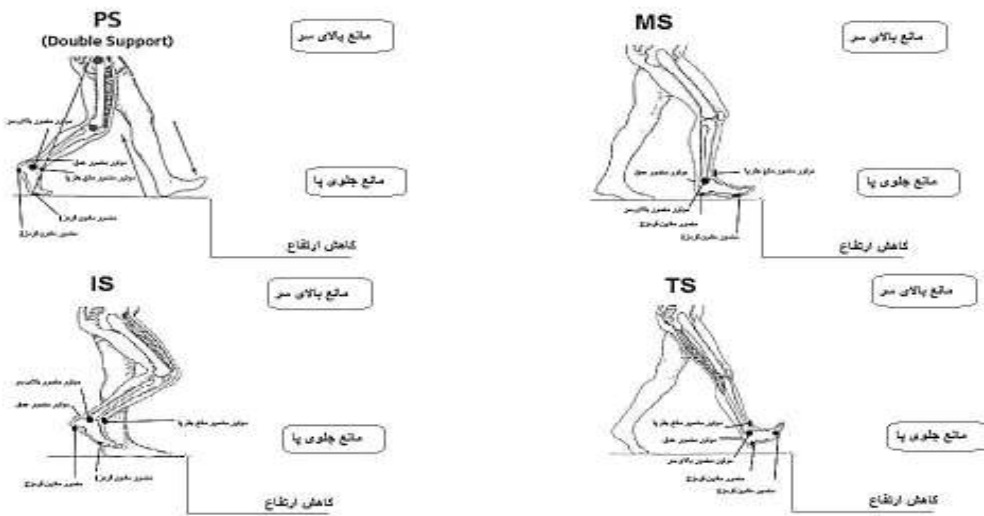
سنسور/موتور	مادون ۱	مادون ۲	مانع جلوی پا	عمق	بالای سر
وضعیت	on	on	on	on	on

سنسور/موتور	مادون ۱	مادون ۲	مانع جلوی پا	عمق	بالای سر
وضعیت	on	off	on	on	on

در سایر فازها سنسورهای اندازه گیری غیر فعال هستند و فقط موتورهای ویبره در صورت تشخیص مانع در فازهای قبل در حال لرزش و ایجاد هشدار می باشند



شکل ۱۱: چهار مرحله اولیه راه رفتن



شکل ۱۲: چهار مرحله دوم راه رفتن

در سایر فازها همانطور که در شکل ۱۲ نشان داده شده، وضعیت موتورها و سنسورها فقط در حالت هشدار است و اندازه گیری صورت نمی پذیرد. در سایر فازها که عبارتند از Initial Swing, Pre Swing, Mid Swing و Terminal Swing و به ترتیب با مخففهای PS, MS, IS, TS در شکل نشان داده شده اند بجز فاز PS در سایر فازها تمامی سنسورها در حالت خاموش قرار گرفته اند و فقط موتورها در حال فعالیت و اعلام هشدار در صورت یافتن مانع در فازهای قبل می باشند.



شکل ۱۳: محل قرارگیری موتورهای ویبره

$$T1/(T1+T2)=\text{دقت}$$

فواصل فوق تا حداکثر ۱۰ متر آزمایش شده است و مقادیر برای حدود ۵۵ مانع مختلف می‌باشد که هر کدام به تفکیک در جدول ۲ آمده و هر کدام با استفاده از رابطه بالا دقت اندازه‌گیری‌شان به دست آمده است. با استفاده از اطلاعات این جدول می‌توان نتیجه گرفت که دقت این دستگاه بسیار بالا و قابل قبول است و می‌توان به راحتی و بدون خطر برای افراد نابینا از این وسیله استفاده نمود.

جدول ۲: بررسی دقت مربوط به دستگاه در شرایط و مکان‌های

مختلف

دقت	T2 بارانی	T2 آفتابی	T1 بارانی	T1 آفتابی	تعداد	مانع
۹۶.۳۵	۰.۰۰۰۵	۰.۰۰۰۲	۰.۰۰۹۸	۰.۰۰۸۷	۱۹	دیوار
۹۵.۲۷	۰.۰۰۰۹	۰.۰۰۰۳	۰.۰۱۲۶	۰.۰۱۱۶	۱۴	اتومبیل
۹۷.۶۵	۰.۰۰۱۱	۰.۰۰۰۴	۰.۰۳۳۱	۰.۰۲۹۴	۱۰	درخت
۹۶.۴۹	۰.۰۰۱۲	۰.۰۰۰۳	۰.۰۲۱۱	۰.۰۲۰۲	۱۲	جوی آب
۹۶.۹۷	۰.۰۰۶۰	۰.۰۰۲۹	۰.۱۶۳۷	۰.۱۵۱۶	۵۵	مجموع

در شکل ۱۳ برای درک بهتر محل قرار گیری موتورهای هشداردهنده این محل‌ها نشان داده شده‌است.

نتیجه‌گیری

برای محاسبه فاصله تا موانع مختلف می‌بایست دمای هوا در نظر گرفته شود زیرا تاثیر مستقیمی بر روی سرعت صوت در هوا دارد به عنوان مثال سرعت صوت در دمای ۴۸ درجه سلسیوس ۳۵۸ متر بر ثانیه و در دمای منفی ۱درجه سرعت صوت ۳۳۰ متر بر ثانیه می‌باشد (۱۱)، و سرعت صوت در دماهای مختلف از فرمول زیر بدست می‌آید.

$$X=V*T$$

برای محاسبه دقت اندازه‌گیری و واکنش این دستگاه آزمایش‌هایی در شرایط و با موانع مختلف انجام شده است که اطلاعات مربوط به آن در جدول ۲ قابل مشاهده است. در این جدول T1 نشان‌دهنده زمان اندازه‌گیری توسط دستگاه و T2 زمان اندازه‌گیری شده واقعی می‌باشد و از رابطه زیر برای محاسبه دقت استفاده شده است.

منابع

1. W. Caustin, S. Jose, C.J. Gustafson, "Luminiferus cane," U. S. Patent 2,642,519, June 16, 1953
2. G. M. Elchinger, "Mobility cane for the blind incorporating ultrasonic obstacle sensing apparatus," U.S. Patent 4,280,204, Jul 21, 1981
3. S. Shoval, I. Ulrich, and J. Borenstein, "Robotics-Based Obstacle-Avoidance Systems for the Blind and Visually Impaired NavBelt and the GuideCane," IEEE Robotics and Automation Magazine, vol. 10, no. 1, pp. 9-20, Mar 2003
4. H. Allik, and T.J.R. Hughes, "Finite element method for piezoelectric vibration," International Journal for Numerical Methods in Engineering, Vol. 2, no. 2, pp. 151-157, April/June 1970
5. J.J. Lee, M.R. Saenz, "Ultrasonic ParKontroller," Cornell University, NY, Tech. Rep. ECE 476, Spring 2007.
6. Leelasantham, and P. Chaiprapa, "A study of performances on an automatic IEEE 802.11g wireless-standard robot using infrared sensors", in IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, 2009, PP. 1556 - 1560.
7. I.J. Harlaar, (2008), "clinical gait analysis", Available: <http://www.slideshare.net/DelftOpenEr/biomechatronics-lecture-9-clinical-gait-analysis>
8. AA. Haghdoost, A. Mirzazadeh, and S. Alikhani, "Secular Trend of Height Variations in Iranian Population Born between 1940 and 1984," Iranian Journal of Public Health, Vol 37, no. 1, pp. 1-7, 2008.
9. C.C. Huang, S.F. Yen, and C.C. Wang "A Li-ion battery charging design for biomedical implants", in IEEE Asia Pacific Conference on Circuits and Systems, 2008
10. R. Riemer and A. Shapiro, "Biomechanical Energy Harvesting From Human Motion: Theory, State Of The Art, Design Guidelines, And Future Directions," JNER, vol 8, no 1, 8(1): pp. 22, 2011.
11. Temperature and the speed of sound, <http://www.ndt-ed.org/EducationResources/HighSchool/Sound/temperatureandspeed.htm>