

طراحی و ساخت قوزبند الکتریکی به عنوان یک ارتز هوشمند

محمد حسین بهفر¹، حسین اصلیان¹، سامان پروانه^{1*}

¹دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات تهران

*parvaneh@IEEE.org

چکیده:

امروزه تلاش‌های بسیار زیادی در حوزه توانبخشی از قبیل فیزیوتراپی، ورزش درمانی و استفاده از انواع ارتز و پروتز برای بهبود ساختار بدنی افرادی که دچار دفورمیتی‌ها وضعی در اندام‌های مختلف حرکتی شده‌اند، صورت می‌گیرد. بنابراین استفاده از ابزارهایی برای پیشگیری و رعایت الگوهای صحیح حرکتی لازم و ضروری به نظر می‌رسد. در این مقاله به صورت مفید و موجز به تشریح فرآیند طراحی و ساخت قوزبند الکتریکی با استفاده از حسگر خمشی انعطاف پذیر می‌پردازیم. در واقع یک میکروکنترلر پس از تفسیر و تحلیل داده‌های حاصل از حسگر خمشی انعطاف پذیر، که با توجه به چگونگی خمش‌های ستون فقرات در صفحه ساجیتال فراهم می‌شود، فرد را از وضعیت نامناسب قرارگرفتن او مطلع می‌کند.

واژه‌های کلیدی: قوزبند الکتریکی، حسگر انعطاف پذیر مقاومتی، میکروکنترلر، ستون فقرات، کیفوز

1- مقدمه

نام بردن از ستون فقرات با عناوینی چون پایه، محور و یا ستون اصلی اسکلت بدن انسان، اجتناب ناپذیر است. برشردن سه مشخصه اصلی به صورت کلی زیر می‌تواند در تشریح نقش آفرینی این عضو حیاتی موثر باشد:

1. ستون فقرات همچون تکیه گاهی است برای تحمل وزن دست‌ها، تنه و جمجمه و بطور تقریبی وزنی معادل با دو سوم کل بدن
2. ستون فقرات همچون محافظی امن و ایمن برای حفاظت از نخاع به شمار می‌رود.
3. ستون فقرات نقشی اساسی را در حرکات بدن از سطوح ابتدایی تا پیچیده ترین حرکات ایفا می‌کند.

تشریح هر کدام از موارد ذکر شده از دید علوم مختلفی همچون آناتومی و بیومکانیک، سرآغاز مباحث اساسی و مهم است که به اهمیت و محوریت این عضو صحنه می‌گذارد. به طور کلی در یک ستون که دارای انحنا می‌باشد، مقاومت ستون در برابر نیروی وارده برابر است با:

$$R = N + 1$$

که در آن N بیانگر تعداد انحناهاست و R میزان مقاومت؛ بنابراین در یک ستون فقرات طبیعی با 3 انحنا مقاومت برابر است با:

$$R = 3 + 1 = 10$$

و این به این معناست که مقاومت ستون فقرات با 3 انحنا حدود 10 برابر یک ستون بدون انحنا می‌باشد که این نقش

حیاتی انحنای ستون فقرات در بهبود عملکرد آن می‌باشد. همانطور که گفته شد، در صورت صرفنظر کردن از انحنا در ناحیه‌ی خاجی، ستون فقرات دارای سه انحنا طبیعی است. انحنای ناحیه‌ی گردنی و کمری که به سمت جلو و با تفرع به پشت هستند لوردوز نامیده می‌شوند که لوردوز گردنی دارای زاویه‌ی ای به صورت طبیعی در حدود 20- تا 40- می‌باشد و انحنا ناحیه‌ی کمری به صورت طبیعی دارای زاویه‌ی ای در حدود 30- تا 50- می‌باشد. کیفوز نیز به انحنایی با تحدب به پشت یا انحنا به عقب اطلاق می‌شود که دارای زاویه‌ی طبیعی در حدود 20+ تا 40+ می‌باشد. [4]

این محدوده‌ها با توجه به شرایطی چون جنسیت، سن و ویژگی‌های دیگر افراد متغیر و نسبی است. اما به طور عام هرگونه انحنا خارج از محدوده طبیعی، یک ناهنجاری در سیستم ستون فقرات تلقی می‌شود که جزء شایعترین بیماری‌های این بخش نیز می‌باشد؛ این مخاطرات همچنین به نام‌های کیفوز (قوز) و لوردوز مرسوم هستند.

کیفوزها یا همان قوز در دسته‌بندی‌های مختلفی طبقه بندی می‌شوند که بسته به نوع آن، مسیرهای متفاوتی برای درمان آن از سوی پزشک تجویز و پیشنهاد می‌شود (از جراحی تا استفاده از بریس میلواکی تا تمرینات منظم ورزشی). اما یکی از رایج‌ترین ابزارهایی که می‌تواند نقش کمک درمانی را ایفا کند ابزاری با اجزاء ساده جهت اصلاح پوسچر¹ بدن می‌باشند که در مورد کیفوز تحت عنوان قوزبند² مرسوم هستند.

شناخته شده‌ترین وسیله برای مقابله با کیفوز در بین مردم استفاده از قوزبندهای رایج کشی یا بافتی است، اما از آنجا که استفاده از قوزبندهای رایج بافتی می‌تواند معایبی از جمله موارد زیر را بدنبال داشته باشد:

1. ایجاد محدودیت‌های حرکتی
 2. فشار به اعصاب و عروق پوشیده شده توسط آن بخصوص ناحیه زیر بغل
 3. تعریق شدید در موضع مورد استفاده و خستگی آن ناحیه
 4. تنبلی و تضعیف عضلات فرد به صورت تدریجی
- لذا گام‌هایی جهت طراحی و ساخت وسایلی با همان هدف تصحیح ساختار پوسچر اما با ساختاری متفاوت، آغاز شده و دنبال می‌شود. این رویکرد و نگاه بخصوص در ایالت متحده موجب حرکت به سمت طراحی و ساخت این نوع قوزبند شده است. در واقع هدف اصلی ساخت دستگاهی است که محدودیت‌های ذکر شده را به نوعی مرتفع کند. اما تفاوت اصلی قوزبندهای الکتریکی با سنتی در این است که آنها تنها می‌توانند نقش هشدار دهنده داشته باشند و نقش بازدارنده را به صورت فیزیکی ایفا نمی‌کنند. در اکثر اقدامات موثر انجام شده در طراحی و ساخت قوزبندهای الکترونیکی، رد پای سنسورها و نانو سنسورها را می‌توان به روشنی پیدا کرد، (مانند نمونه‌ی ساخته شده و به تولید انبوه رسیده در یک شرکت امریکایی با نام تجاری آی پوسچر). [6]

با توجه به این رویکرد جدید، ما نیز در این مقاله ابتدا به بررسی الگوریتم طراحی، ساختار کلی و المان‌های اصلی بکارگرفته شده در این طرح پرداخته و سپس به چگونگی و نحوه کاربری آن بر روی افراد مورد آزمایش خواهیم پرداخت.

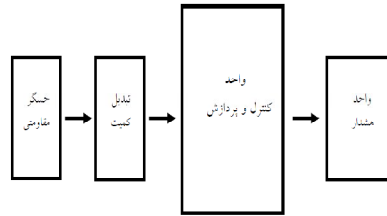
2- مواد و روش

شرح اسلوب و روش طراحی را برپایه تشریح بلوک دیاگرامی المان‌های مورد استفاده قرار می‌دهیم که برآیند عملکردی آنها به شکل‌گیری سیستم یا ابزار مورد بحث ما می‌انجامد. شماتیک شکل 1 نمایانگر بلوک دیاگرامی از سیستم کلی ما است که دارای واحدهای حسگر مقاومتی، تبدیل کمیت، واحد

¹ Posture aid

² Posture Corrective Brace

کنترل و پردازش و واحد هشدار می‌باشد که در ادامه به بررسی هر یک به طور اجمالی خواهیم پرداخت.



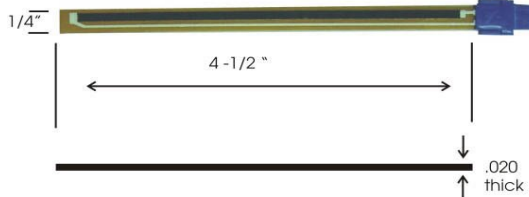
شکل 1- بلوک دیاگرام کلی سیستم

2-1-4- بلوک واحد هشدار

این بخش که توسط واحد کنترل و پردازش تحت کنترل قرار می‌گیرد، متشکل از ابزارهای هشدار دهنده الکترونیکی از قبیل ویبراتور و LED می‌باشد که وظیفه تولید آلام را به عهده دارند. این واحد تمام دستورات خود را از واحد کنترل و پردازش دریافت می‌کند. در واقع این بخش، خروجی کل سیستم می‌باشد

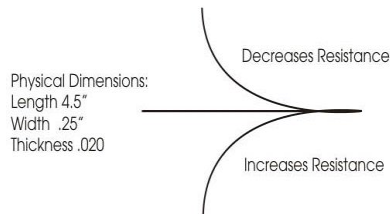
2-2- حسگر مقاومتی

این حسگر که نام کامل آن حسگر خمشی انعطاف پذیر³ است در واقع یک سنسور مقاومتی می‌باشد که مقاومت دو سر آن با ایجاد خمش در راستای طولی آن کم یا زیاد می‌شود. شکل 2، شکل و ابعاد حسگر را نشان می‌دهد.



شکل 2- شکل و ابعاد حسگر خمشی انعطاف پذیر

اگر حسگر را طوری قرار دهیم که در راستای افق قرار گیرد و انتها آن به سمت راست باشد، آنگاه به ازای خمش به سمت بالا مقاومت حسگر کم و به ازای خمش به سمت پایین مقاومت حسگر زیاد می‌شود. مقاومت نامی این حسگر در حالت صفر درجه نسبت به افق بین (50-30) کیلو اهم می‌باشد. شکل 3 این مسئله را به خوبی نشان می‌دهد. [7]



شکل 3- کاهش و افزایش مقاومت نسبت به خمش در دو جهت

این حسگر را می‌توان در انواع پل‌های اندازه‌گیری به کار برد و یا با تقسیم مقاومتی نسبت به یک مقاومت ثابت، به ازای تغییرات مقاومت، تغییرات ولتاژ را بدست آورد. در این طرح با استفاده از تقسیم مقاومتی این کار انجام شده است. عدم استفاده از پل‌های اندازه‌گیری بدلیل مشخصه نسبتاً خطی حسگر و نیز حساسیت قابل قبول آن برای اجرای این طرح می‌باشد. شکل‌های 4 و 5 تغییرات مقاومت نسبت به زاویه خمش را نشان می‌دهند.

2-1-1- بلوک حسگر مقاومتی

این بلوک وظیفه‌ی اندازه‌گیری مقدار خمش ستون فقرات را به عهده دارد. در واقع در این قسمت تغییرات زاویه‌ی ستون فقرات نسبت به حالت طبیعی وایده آل، توسط حسگر مربوطه آشکارسازی شده و متناسب با تغییرات زاویه، تغییرات مقاومتی از خود نشان می‌دهد که این تغییرات مقاومتی در بلوک تبدیل کمیت به کمیت ولتاژی تبدیل شده تا برای واحد کنترل و پردازش که فقط قابلیت دریافت و تفسیر کمیت ولتاژی را دارا است، آماده باشد.

2-1-2- بلوک تبدیل کمیت

در این بلوک، تبدیل کمیت مقاومتی که خروجی حسگر ما می‌باشد به کمیت ولتاژی صورت می‌گیرد. برای این تبدیل از تقسیم مقاومتی به همراه یک منبع ولتاژ استفاده شده است. پس از انجام این تبدیل، سیگنال ولتاژی آماده شده تا برای تفسیر به واحد کنترل و پردازش منتقل شود.

2-1-3- بلوک واحد کنترل و پردازش

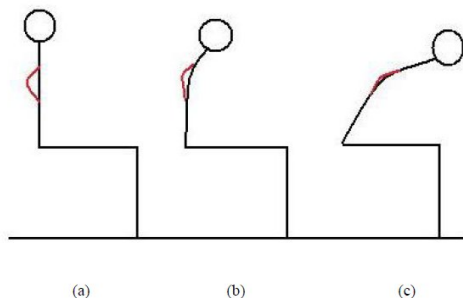
این واحد که مهم‌ترین بخش طراحی می‌باشد، در واقع وظیفه‌ی دریافت سیگنال ولتاژی از بلوک قبلی و تبدیل آن به کد دیجیتال برای تفسیر، مقایسه با مقادیر آستانه و ایجاد دستورهای کنترلی برای واحد هشدار می‌باشد که خود شامل 2 بخش است:

1- بخش سخت افزار

2- بخش نرم افزار

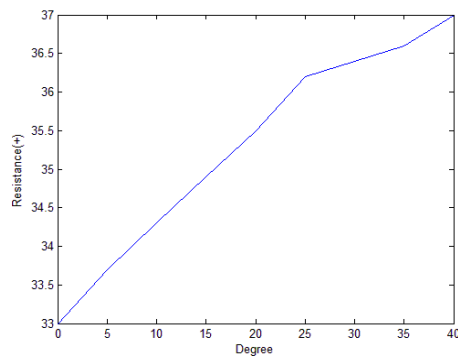
در بخش سخت افزار این واحد از میکروکنترلر بسیار کارآمد PIC16F877A استفاده شده است، این میکروکنترلر دارای قابلیت‌های متعددی است که میتوان به مهمترین آنها از قبیل مبدل A/D 6 کاناله با دقت 10 بیت، قابلیت وقفه با 14 منبع و مقایسه کننده 16 بیتی با حد تفکیک 200 نانو ثانیه اشاره کرد. همچنین بخش نرم افزار این واحد که در واقع برنامه میکروکنترلر مذکور را شامل می‌شود، با استفاده از زبان سطح بالای Basic (نرم‌افزار Mikrobasic) نوشته شده است. [3و2]

انتهایی‌اش با چسب دو طرفه به طوری که از یک طرف به حسگر و از طرف دیگر به بدن چسبیده باشد به بدن متصل می‌کنیم. همچنین برای محکم کردن محل اتصالات از چسب یک طرفه در این 2 نقطه استفاده می‌کنیم. باید توجه داشت که فقط 2 نقطه از حسگر باید به بدن متصل باشد زیرا بهترین نتیجه آشکار سازی در این حالت بدست می‌آید. شکل 6 درک بهتری از این موضوع را نشان می‌دهد که چگونه با تغییر زاویه در ستون فقرات و به تبع آن تغییر در وضعیت فرد، حسگر نیز متأثر از این تغییرات، دچار خمش می‌شود.

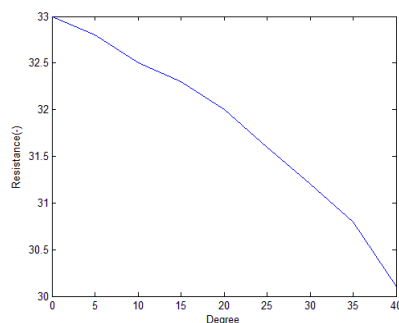


شکل 6- وضعیت حسگر به ازای حالت‌های مختلف بدن

در این حالت هنگامی که فرد در حالت a قرار دارد حسگر به طور کامل خم شده و این در حالتی است که شخص در وضعیت صحیح خود قرار دارد. وقتی شخص کم کم به حالت قوز کرده در می‌آید و ستون فقرات به جلو خم می‌شوند، خمش سنسور کم شده و به تبع آن تغییرات مقاومتی از خود نشان می‌دهد (حالت b) و هنگامیکه فرد به حالت قوز کامل در می‌آید، یعنی زمانی که ستون فقرات کاملاً به سمت جلو خم شدند، تقریباً خمشی در حسگر دیده نمی‌شود و اگر از پهلو به بدن نگاه کنیم حسگر را تقریباً صاف می‌بینیم (حالت c). مقاومت حسگر در هر یک از حالت‌های مذکور یک مقدار خاص می‌باشد که تحلیل و تفسیر این مقادیر توسط میکروکنترلر انجام می‌شود. پس از اینکه حسگر به بدن متصل شد، توسط سیم رابط حسگر را به مدار الکترونیکی متصل می‌کنیم. شکل 7 و نحوه اتصال حسگر به بدن را از نشان می‌دهد.



شکل 4- افزایش مقاومت به ازای افزایش زاویه



شکل 5- کاهش مقاومت به ازای افزایش زاویه

2-3- نحوه اتصال حسگر به بدن

در بحث اتصال حسگر مقاومتی به بدن توجه به این نکته دارای اهمیت است که ابتدا بدانیم که کدام ناحیه از ستون فقرات در حین قوز کردن دچار بیشترین خمش می‌شود و در عین حال اتصال حسگر به کدام نقاط از ستون فقرات می‌تواند بیشترین تغییرات در ستون فقرات را آشکار کرده و به ازای آن تغییرات مقاومتی از خود نشان دهد. در این طرح از 2 نقطه برای اتصال حسگر به بدن استفاده شده که این 2 نقطه، نقاط ابتدایی و انتهایی حسگر می‌باشد که نقطه ابتدایی در بیشتر افراد

تحت بررسی کمی پایین‌تر از ناحیه مهره‌های ناحیه سینه‌ای در ستون فقرات به بدن متصل می‌شود. البته این نقاط در تمام افراد در جای مشخص و دقیق نیست و با توجه به ساختار بدنی هر فرد می‌تواند کمی جابه‌جا شود ولی به طور معمول در اکثر افراد تحت آزمایش، مطلوب‌ترین نتیجه در همین ناحیه مذکور به دست آمده است. به طور مثال در یکی از افراد تحت آزمایش محل اتصال اولین نقطه (نقطه ابتدایی حسگر) در فاصله 24/5 سانتی متری از خط شانه می‌باشد.

روند اتصال به این گونه است که ابتدا از فرد می‌خواهیم تا در حالت قوز کامل (یعنی در حالتی که معمولاً همین فرد در وضعیت بدنی نامناسب قرار می‌گیرد) قرار گرفته و سنسور را که در این حالت بدون خمش می‌باشد از 2 نقطه ابتدایی و

شکل 7- نحوه اتصال حسگر به بدن

استفاده شده در مدار به ترتیب توسط کانال های شماره 0 ، 1 و 2 خوانده شده و به اعداد دیجیتال معادلشان تبدیل می شود و در نهایت پس از حذف 2 بیت کم ارزش از نتیجه 10 بیتی حاصل از تبدیل آنالوگ به دیجیتال به ترتیب در ثبات های temp_res ، temp و temp1 ذخیره می شوند. پس از اینکه این مقادیر در ثبات های مذکور ذخیره شدند با هم مقایسه می شوند. روند کار آن بدین صورت است که عدد دیجیتال حاصل از حسگر مقاومتی ابتدا با عدد دیجیتال حاصل از پتانسیومترها مقایسه شده و اگر مقدار آن از مقدار ثبات temp کمتر باشد ، ویراتور فعال خواهد شد و این بدین معناست که فرد در حالت قوز و ناصحیح قرار دارد و بدین شکل از این موضوع مطلع می شود. در حالتی دیگر اگر مقدار عددی ثبات temp_res از مقدار ثبات temp بزرگتر ولی از مقدار عددی ثبات temp1 کوچکتر باشد، LED2 (زرد رنگ) روشن خواهد شد و این بدین معناست که فرد در حالت نیمه قوز قرار دارد و بهتر است وضعیت بدنی خود را اصلاح کند و در حالت آخر اگر مقدار عددی ثبات temp_res از مقدار عددی ثبات temp1 بیشتر باشد، LED1 (سبز رنگ) روشن خواهد شد و یعنی اینکه فرد در حالت و الگوی وضعیتی صحیح قرار دارد. شکل 9 مدار طراحی شده برای قوزبند الکتریکی را نشان می دهد.



شکل 9- مدار طراحی شده برای قوزبند الکتریکی

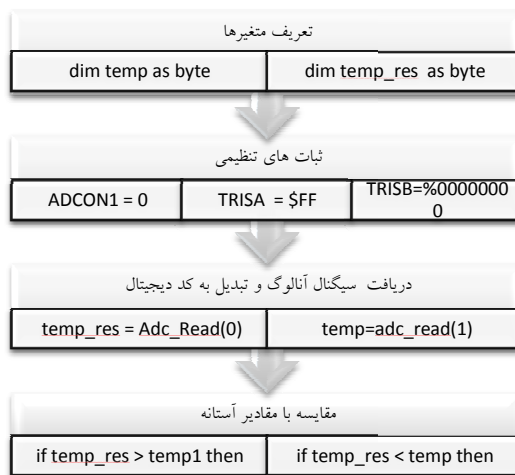
3- نتایج

پس از اجرا و پیاده سازی طرح مذکور و آزمایش آن بر روی افراد با مشخصات فیزیکی-جسمانی ذکر شده در جدول (1) نتایج حاصله از عملکرد دستگاه، نمایانگر توانایی این وسیله در تشخیص وضعیت بدنی افراد در 3 حالت قوز کامل، نیمه-قوز و وضعیت صحیح بود. در این حالت فرد می تواند توسط بیوفیدبک های حاصله (دو نمایشگر به صورت LED و یک Vibrator) از دستگاه به طور آگاهانه وضعیت بدنی خود را اصلاح کند.

2-4 نحوه تفسیر داده ها و نقش پتانسیومترها برای

تعیین حد آستانه

در مدار طراحی شده در این طرح، از 3 عنصر با مقاومت متغیر (حسگر مقاومتی و 2 پتانسیومتر) استفاده شده است که در نهایت تغییرات مقاومتی این عناصر به تغییرات کد دیجیتال در داخل میکروکنترلر تبدیل می شود. میزان مقاومت حسگر را در حالتی که فرد در حالت قوز کامل و خمش شدید ستون فقرات در ناحیه سینه ای قرار گیرد، R_1 و در حالتی که در حالت نیمه قوز قرار دارد، R_2 و در حالتی که به طور صحیح نشسته است، R_3 در نظر می گیریم. به ازای هر یک از حالت های فوق یک مقدار ولتاژ آنالوگ و به تبع آن یک کد دیجیتال داریم. اگر بتوانیم این مقادیر را با مقادیری از پیش تعیین شده برای تفکیک این حالت ها مقایسه کنیم، عمل تفسیر داده ها را انجام داده ایم. در این مدار مقادیر از پیش تعیین شده یا همان حد آستانه توسط 2 پتانسیومتر 5 کیلو اهمی انجام می شود به این صورت که با تنظیم هر یک از پتانسیومترها بر روی یک مقاومت خاص (که برای هر فرد متفاوت می باشد)، 2 کد دیجیتال داریم که این دو کد می توانند در مقایسه با کد حاصل از حسگر، 3 وضعیت را از هم تفکیک کنند. مبنای اصلی در سازماندهی بخش نرم افزار بر اساس الگوریتم کلی زیر انجام پذیرفته است که در شکل زیر دیده می شود.



شکل 8- شماتیک کلی بخش نرم افزار

همانطور که در شماتیک کلی شکل 8 دیده می شود، تحلیل و تفسیر داده ها در این بخش از برنامه انجام می پذیرد. با توجه به دستورات نوشته شده در این قسمت ابتدا مقادیر ولتاژ آنالوگ حاصل شده از حسگر مقاومتی و دو پتانسیومتر

درمانی در درمان ناهنجاری های وضعی ستون فقرات، ایفا کند.

منابع

- [1] Prof.Khabari, کتاب "نانو سنسورها"، Wenworth Institute of Technology، 1386.
- [2] Sid Katzen، کتاب "میکروکنترلر PIC"، Microchip، 1379.
- [3] مهرداد قبادی و مهدی پاکدامن، کتاب "مرجع کامل میکروکنترلرهای PIC"، سها دانش، 1385.
- [4] ابراهیم قییم حسنخانی، کتاب "اصول ناهنجاریهای ستون فقرات پشتی کمری کیفوز و اسکولیوز"، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی مشهد، 1381.
- [5] Florence Peterson Kendall، کتاب "بررسی و ارزیابی عملکرد عضلات (پوسچر و درد)"، ترجمه دکتر علیرضا سرمدی و بهاره حاج قنبری، انتشارات سرمدی، 1382.
- [6] سایت پوسچرهای الکترونیکی
- [7] سایت ابزارهای علمی ["http://www.iposture.com/ip_howitzworks.ph"](http://www.iposture.com/ip_howitzworks.ph)
- "<http://www.imagesco.com/sensors/flex-sensor.html>"

از این رو می توان ادعا نمود با استفاده از قوزبندالکتریکی طراحی شده فوق نه تنها می توان از قرار گرفتن فرد در پوسچرهای بدنی نامطلوب جلوگیری نمود، بلکه می توان بطور تدریجی و در دوره های زمانی مشخص افراد مستعد به عادات قرارگیری در وضعیت بدنی نامناسب را در جهت اصلاح الگوهای وضعیتی آموزش داد. جدول 1 در صفحه بعد مشخصات فیزیکی - جسمانی افراد آزمایش شده را نشان می دهد.

جدول 1- مشخصات فیزیکی جسمانی افراد آزمایش شده

ردیف	نام	جنسیت	قد	وزن	طول تنه	فاصله اولین نقطه اتصال حسگر به بدن از خط شانه
1	aa	مرد	176	74	56	24/5 سانتی متر
2	bb	مرد	183	80	58	26 سانتی متر
3	uu	مرد	98	15	30	12 سانتی متر

4- بحث و نتیجه گیری

آنچه در این قسمت قابل بحث و نتیجه گیری است، بیان توانایی این دستگاه و میزان تأثیر گذاری آن در ایجاد جلوگیری از ناهنجاری های ستون فقرات می باشد. همانطور که گفته شد دستگاه های دیگری جهت کنترل وضعیت فیزیکی افراد در ناحیه ستون فقرات معرفی شده اند اما آنچه تفاوت این دستگاه ها را نسبت به یکدیگر نشان می دهد، میزان تأثیر گذاری و نیز سهولت در استفاده از آنها می باشد. بکارگیری یک سنسور بسیار سبک و حساس به خمش و نیز طراحی پرتابل برد الکترونیکی، از ویژگی ها و تفاوت های قابل توجه این دستگاه می باشد. همچنین توانایی این دستگاه در تشخیص وضعیت بدنی فرد در سه حالت قوز، نیمه قوز و وضعیت صحیح می تواند نقش مهمی در معرفی این دستگاه به عنوان یک ارتز هوشمند برای پیشگیری و به نوعی کمک