

Design of Dual-Purpose Treadmill and Gait Simulator Device for Veterans and Disabled People

Mohammad Moein¹, Amin Amini^{2*}, Ahmadreza Yosefpor³

¹ Faculty of Sport Sciences, Hamedan Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran

² Department of Knowledge and Cognitive Intelligence, Imam Hossein University, Tehran, Iran

³ Department of Sport Science, Imam Hussein University, Tehran, Iran

Received: 24 March 2020 Accepted: 24 November 2021

Abstract

Background and Aim: The purpose of this study was to design of dual-purpose treadmill and gait simulator device for veterans and disabled people. This device can be used by both healthy and stroke patients, spinal cord injury, Parkinson's disease, MS and people who have lost their ability to walk for a temporary period.

Methods: The device design is such that the protective waistcoat has sensors to determine the amount of stress applied to the parts where the supporting rope is attached to the waistcoat. The amount of pressure displayed along with other information is displayed on the screen embedded in the device so that the therapist is aware of the information while practicing.

Results: The treadmill is also designed in two ways, which can be adjusted automatically to allow the individual to move at their desired speed, as well as to be able to manually move the treadmill by applying pressure through the legs.

Conclusion: This treadmill causes of strengthens the muscles of people with disabilities who have lost their ability to walk for a while and, in addition, their muscles have weakened. Also, the protective waistcoat has a pressure sensor that can be adjusted based on body weight.

Keywords: Treadmill, Sensor, Gait Simulator, Muscles.

طراحی دستگاه دومنظوره تردمیل و شبیه‌ساز راه رفتن ویژه جانبازان و معلولان

محمد معین^۱، امین امینی^{۲*}، احمدرضا یوسف‌پور^۳

^۱دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه همدان، همدان، ایران

^۲پژوهشکده دانش و هوش شناختی، دانشگاه جامع امام حسین (ع)، تهران، ایران

^۳گروه علوم ورزشی، دانشگاه جامع امام حسین (ع)، تهران، ایران

چکیده

زمینه و هدف: هدف از این پژوهش، طراحی دستگاه دومنظوره تردمیل و شبیه‌ساز راه رفتن ویژه جانبازان و معلولان بود. این دستگاه می‌تواند هم توسط افراد عادی و هم بیماران سکته مغزی، ضایعات نخاعی، پارکینسون، بیماری ام اس و افرادی که توانایی راه رفتن خود را برای مدت موقتی از دست دادند، استفاده شود.

روش‌ها: طراحی دستگاه به‌گونه‌ای است که جلیقه نگه‌دارنده سنسورهایی را برای تعیین میزان تنش وارده بر قسمت‌هایی که طناب حمایتی به جلیقه متصل شده است دارا می‌باشد. میزان فشار وارده به همراه اطلاعات دیگر بر روی صفحه نمایشگری که روی دستگاه تعبیه شده است نمایش داده می‌شود که فرد درمانگر از اطلاعات حین تمرین فرد آگاه باشد.

یافته‌ها: تردمیل به دو صورت طراحی شده است که هم قابلیت تنظیم سرعت اتوماتیک را دارد که فرد با سرعت دلخواه حرکت کند و هم قابلیت حرکت دادن نوار تردمیل را به صورت دستی و با اعمال فشار از طریق پاها را دارا می‌باشد.

نتیجه‌گیری: این تردمیل موجب تقویت عضلات افراد بیماری می‌شود که برای مدتی توانایی راه رفتن خود را از دست دادند و علاوه بر این عضلات آن‌ها نیز دچار تحلیل رفتگی شده است. همچنین جلیقه نگه‌دارنده دارای حسگر فشار نیز می‌باشد که بر اساس درصدی از وزن بدن می‌تواند قابل تنظیم باشد.

کلیدواژه‌ها: تردمیل، سنسور، شبیه‌ساز راه رفتن، عضلات.

*نویسنده مسئول: امین امینی. پست الکترونیک: aminamini@ihu.ac.ir

دریافت مقاله: ۱۳۹۹/۰۱/۰۵ پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۰۹/۰۳

مقدمه

دارای ضایعه نخاعی، تحقیقات بنیادین انجام داده‌اند. در نهایت می‌توان از گروه دکتر هیوگس باریو در دانشگاه مک گیل نام برد (۶). این گروه علاوه بر تحقیقات بنیادین خود در زمینه امکان توانبخشی افراد دارای ناتوانی اندام‌های تحتانی، همانند گروه دکتر ورنیگ و مولر، تحقیقاتی بر روی استفاده از روش بازتوانی الگوی راه رفتن با استفاده از تردمیل و تجهیزات تحمل وزن بدن انجام می‌دهند. زمینه دیگر فعالیت این گروه حفظ تعادل بیماران فلج دو پا ناشی از ضایعات نخاعی است.

ویژگی‌های راه رفتن بر جنبه‌هایی نظیر نیرو، مرکز جاذبه، جرم و موقعیت تأثیر می‌گذارد (۷). حرکت بدن بر فعال شدن و سرعت جریان خون مغزی تأثیر می‌گذارد، به همین دلیل مهم است که اندام‌ها را از طریق تحریک عضلانی فعال نگه داشت. مشکلات حرکت برای هر فرد متفاوت است و شدت درمان بسته به بیمار و زمان بروز بیماری را متفاوت می‌کند که کنترل حرکات آن بسیار دشوار است (۸). این مشکلات می‌توانند توسط بسیاری از عوامل ایجاد شوند که توسط درمانگر مورد بررسی قرار می‌گیرند تا تلاش کند راه رفتن را بهبود بخشد (۹). بیماری‌های بسیار رایج وجود دارد که راه رفتن انسان، مانند آسیب نخاعی (SCI)، فلج مغزی (CP) و بیماران سکته مغزی (SP) تأثیر می‌گذارد. این موارد در بسیاری از مقالات برای اعتبار سنجی دستگاه‌های توانبخشی و استراتژی‌های کنترل مربوطه یا نظریه‌های آن‌ها در روند بهبود بیمار گزارش شده است (۱۰).

اکثر ربات‌های توانبخشی قابلیت سازگاری با روبات‌های صنعتی را به علت پیشرفت بزرگ آن‌ها برای کنترل فرآیندهای آن‌ها دارا می‌باشد (۱۱). روبات‌های توانبخشی برای ارزیابی اثربخشی آن در درمان (۱۲) مورد ارزیابی قرار می‌گیرند و می‌توانند در بیماران مبتلا به اختلال آسیب یا اختلالات عصبی، بدون ایجاد مشکلات اضافی مورد استفاده قرار گیرند. دستگاه‌های توانبخشی مختلف، چهار دهه قبل توسط مهندسان و پزشکان (۱۳) توسعه یافتند، با هدف کمک به بیماران که نیاز به بازسازی هر بخشی از بدن خود را دارند (۱۴). علاوه بر این، به روش خاصی، آن‌ها به درمانگر کمک می‌کنند تا از وزن بیمار حمایت کنند (۱۵). ارتزهای روباتیک به تحرک پیش‌رونده منجر می‌شوند (۱۶) و در ترکیب با فیزیوتراپی منظم، نتایج دلخواه را برای بیماران و درمانگران ارائه می‌کنند. از طریق استراتژی‌های کنترل و تکنیک‌های کنترل، دست‌کاری دستگاه‌های رباتیک مورد استفاده در توانبخشی بالینی راه رفتن می‌تواند ممکن باشد (۱۷).

دستگاه‌های توانبخشی موجود (۱۸) ممکن است فعال، غیرفعال یا هیبریدی برای اندام فوقانی و اندام تحتانی باشند. دستگاه‌های فعال دارای مکانیزم‌های الکترومکانیکی هستند که به بیمار کمک می‌کنند تا مسیری را که توسط درمانگر از طریق رابط انسان-ماشین (HMI) و یا با روش عادی که از قبل تعریف شده است طی کند. این امر کمک می‌کند تا هر بیمار بدون انجام هر نوع

توانبخشی افراد معلول و جانباز یکی از شاخه‌هایی است که در دو دهه گذشته دستخوش تغییرات بنیادی شده است. در گذشته تنها تلاش می‌شد که آثار سوء ناتوانی اندام‌ها را تا حد ممکن کاهش دهند، اما امروزه تلاش‌های گوناگونی صورت می‌گیرد تا با روش‌های متنوع، توانایی حرکت دادن اندام‌ها را بازگردانند. از عمده‌ترین عوامل ایجاد ناتوانی حرکتی می‌توان صدمات ناشی از تصادف به نخاع (۱)، سکته‌های مغزی (۱) و بیماری‌هایی مانند پارکینسون (۲) را نام برد. ولی امروزه با مطرح شدن بحث‌هایی چون نورال پلاستیسیته (۳) دیگر تفاوت چندانی میان عامل ناتوانی توان‌یاب قائل نیستند.

اگر بخواهیم یک طبقه‌بندی کلی بین فعالیت‌های انجام‌شده در زمینه بازتوانی الگوی راه رفتن انجام دهیم، به جز روش‌های سنتی، عمده تحقیقات را می‌توان به شرح زیر خلاصه کرد. اول استفاده از مکانیزم‌های تحمل وزن بدن که در این روش یک مکانیزم متحرک یا ثابت وزن بیمار را تحمل کرده و فیزیوتراپیست می‌تواند الگوی صحیح راه رفتن را به بیمار آموزش و تمرین دهد. دوم ترکیب مکانیزم فوق و دستگاه تردمیل که در این روش فیزیوتراپیست قادر خواهد بود، بدون نیاز به جابجایی و از کنار دستگاه تردمیل روند الگوی راه رفتن را به بیمار آموزش و تمرین دهد. سوم استفاده از مکانیزم‌های نوین تمرین الگوی راه رفتن و در نهایت استفاده از روبات‌هایی که به توان‌یاب امکان تمرین راه رفتن را فراهم می‌کنند. در کنار روش‌های آموزش و تمرین الگوی راه رفتن برخی از محققین با اندازه‌گیری سیگنال‌های EMG سعی در مقایسه روند بهبود بیماران داشته‌اند. برخی نیز با اعمال تحریک‌های الکتریکی کار کردی سعی در بررسی تأثیر این تحریکات در افزایش سرعت درمان را داشته‌اند که تا حد ممکن به آن‌ها اشاره خواهیم کرد. چهار گروه مهم در زمینه بازتوانی الگوی راه رفتن فعالیت دارند، گروه دکتر اشتفان هسه یکی از سابقه‌ترین گروه‌ها در زمینه بازتوانی الگوی راه رفتن است (۴). این گروه که در دانشکده بازتوانی عصب‌شناختی از دانشگاه آزاد برلین و کلینیک برلین مستقر هستند، تحقیقات خود را در اوایل دهه نود بر روی بیمارانی که توانایی راه رفتن خود را به دلیل سکته مغزی از دست داده بودند، آغاز کردند. گروه دیگری که بر روی بازتوانی الگوی راه رفتن فعالیت می‌کنند، گروه دکتر فلکر دیتس و گری کلمبو از دانشگاه زوریخ است (۴). تحقیقات این گروه بیشتر روی افراد معلول دو پا و روش‌های توانبخشی به کمک روبات‌ها است. این گروه نیز در زمینه استفاده از روباتیک برای توانبخشی افراد معلول دو پا پیشتاز می‌باشد. سوم، گروه دکتر آنتون ورنیگ و دکتر زاینه مولر در دانشگاه بن است (۵). این گروه بیشتر روی بیماران دارای ضایعات نخاعی و روش‌های توانبخشی آنان با استفاده از تردمیل و تجهیزات تحمل وزن بدن تحقیق می‌کنند. البته برخی از عصب‌شناسان این گروه بر روی علل و امکان توانبخشی بیماران

تمرینات غیرفعال و فعال هستند. بررسی‌ها نشان می‌دهند که دستگاه‌های ساخته‌شده به‌طور کلی دارای نقایص‌هایی هستند که در جدول ۱ بیان شده است.

بنابراین هدف اصلی که در این پژوهش دنبال شده طراحی دستگاهی است که بتواند علاوه بر رفع نقاط ضعف اشاره شده در بالا به لحاظ کارایی و مالی به‌صرفه بوده و بتواند برای توانبخشی افراد معلول و جانباز هم به‌صورت اتوماتیک و هم‌دستی و همچنین برای تقویت ظرفیت‌های افراد عادی نیز مورد استفاده واقع شود.

حرکت فعال بخشی از جنبش از دست رفته را به دست آورد. دستگاه‌های غیرفعال دستگاه‌های الکترومکانیکی ندارند و این همان جایی است که تمام تلاش‌ها را خود فرد بیمار انجام می‌دهد که باعث تحریک او برای استفاده از نیروی خود در طول حرکت‌های فعال می‌شود. دستگاه‌های هیبریدی دستگاه‌هایی هستند که در طی یک مسیر متمرکز تعامل بیمار-دستگاه (نیرو-حرکت) می‌شود یا به‌سادگی به‌عنوان راهنما برای بیمار عمل می‌کنند که نیروی خود را اعمال کند (۱۹). این دستگاه‌ها قادر به

جدول-۱. نقایص دستگاه‌های قدیمی ساخته‌شده در حوزه توانبخشی حرکتی

ردیف	نقایص
۱	نیود سیستم بلندکننده و تعلیق مناسب جهت استفاده بیمار.
۲	هزینه بسیار بالای سیستم‌های تجاری موجود (لوکومات به قیمت ۶ میلیارد ریال).
۳	نداشتن قابلیت ایجاد نوسانات در راستای قائم در مرکز جرم فرد (مطابق با الگوی راه رفتن در هیچ یک از سیستم‌های تجاری).
۴	انجام نگرقتن مطالعه تحلیلی و تفصیلی راجع به جلیقه نگهدارنده و سنسورهای حسگر فشار و تنش.
۵	وجود رباط اندام تحتانی که برای اتوماتیک شدن الگوی صحیح و درک فشار و آماده‌سازی پروپریوسپتور ها برای راه رفتن در شرایط طبیعی و روزمره فرد ایجاد محدودیت می‌کند.
۶	عدم اعمال بار و فشار برای تقویت همزمان عضلات فرد بیمار در حین راه رفتن.

روش‌ها

نوآوری طراحی

پس از مطالعات متعدد و بررسی مزایا و معایب نمونه‌های موجود در داخل و خارج از کشور، این نتیجه حاصل شد که این دستگاه می‌بایست در یک حالت الکترومکانیکی و مقرون‌به‌صرفه به لحاظ اقتصادی و در تیراژ مناسب طراحی گردد. در این مرحله با توجه به داده‌های جمع‌آوری شده از مطالعات و ارزیابی‌های به عمل آمده و همچنین حساسیت‌های موجود در طراحی برای سهولت هرچه بهتر و آسان‌تر در استفاده از دستگاه برای افراد جانباز و معلول حرکتی بر آن شدیم که دستگاه دومنظوره ترمیم و شبیه‌ساز راه رفتن جانبازان و معلولان را با ویژگی‌های ذکر شده طراحی کنیم. در ادامه به معرفی ابعاد و ویژگی‌های دستگاه دومنظوره ترمیم و شبیه‌ساز راه رفتن جانبازان و معلولان می‌پردازیم.

در این پژوهش، ابتدا دستگاه‌های شبیه‌ساز راه رفتن موجود در داخل کشور بررسی شد و سپس به مطالعه و تحقیق پیرامون دستگاه‌های مشابه موجود در خارج از کشور پرداخته شد. پس از ارزیابی نمونه‌های موجود در داخل و خارج از کشور (که عمدتاً یا مکانیکی صرف و یا تمام اتوماتیک و رباتیک بودند) و سنجش نقاط ضعف دستگاه‌های موجود در بازار خصوصیات دستگاه جدید در جدول ۲ مشخص شده است. به‌طور کلی این دستگاه تلفیقی از دستگاه‌های مکانیکی و تمام الکترونیکی (اتوماتیکی) می‌باشد و در دسته دستگاه‌های الکترومکانیکی قرار می‌گیرد.

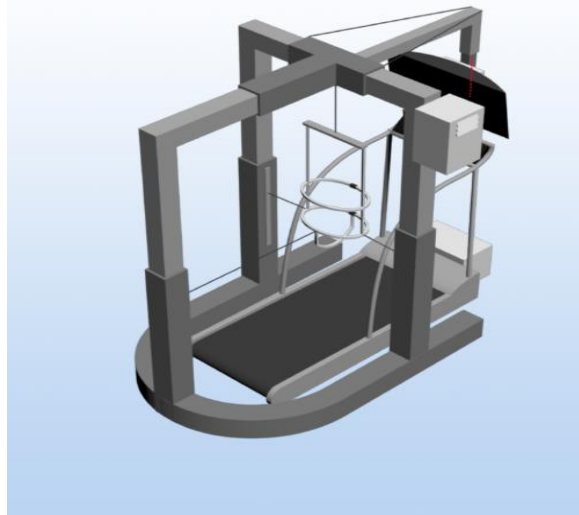
جدول-۲. خصوصیات دستگاه‌های جدید ساخته‌شده در حوزه توانبخشی حرکتی

ردیف	خصوصیات
۱	هزینه به‌مراتب کمتر نسبت به مدل‌های خارجی (لوکومات با حدود قیمت ۶ میلیارد ریال).
۲	وجود سنسورهای حساس به تنش در انتهای بندهای متصل به جلیقه نگهدارنده به‌منظور ارسال اطلاعات به نمایشگر مختص به فرد تمرین‌دهنده که میزان تنش تولید شده در حرکت توسط فرد را در حین راه رفتن به فرد درمانگر می‌دهد.
۳	وجود سنسورهای حساس به فشار که می‌تواند بر اساس داده‌های ورودی پیرامون ابعاد آنتروپومتریکی فرد بیمار میزان سفتی و حمایت جلیقه از بیمار را تنظیم کند، ضمن این که این سنسور این قابلیت را نیز می‌تواند به دستگاه دهد که در صورت کلهس شدن فرد بیمار به سیستم اعلام قطع برنامه را دهد و سیستم از حرکت بایستد.
۴	وجود ترمیم با قابلیت تنظیم سرعت در سطوح مختص به بیماران آسیب نخاعی و آسیب مغزی، تنظیم شیب تا ۲۰ درجه و تنظیم برنامه و میزان زمان تمرین فرد بیمار که می‌تواند در ابتدا برای پیدا کردن الگوی راه رفتن به‌صورت صحیح استفاده شود و در مراحل پیشرفته به‌صورت دستی و بدون تنظیم سرعت فرد بیمار می‌تواند برای تقویت بیشتر عضلات خود تسمه و صفحه متحرک ترمیم را با اعمال فشار از طریق پاهای خود به حرکت درآورد.
۵	جدا شدن قسمت کمک‌کننده راه رفتن از ترمیم به‌منظور استفاده از ترمیم برای افراد سالم و عادی.
۶	دارا بودن صفحه نمایشگر به‌منظور نمایش اطلاعات آنلاین حین حرکت.

۱۰۰ میلی‌متر * ۱۰۰ میلی‌متر می‌باشد. همان‌طور که در شکل ۱ مشاهده می‌کنید، دستگاه از دو قسمت مجزای قابل اتصال به هم طراحی شده که عبارتند از: تردمیل و قسمت کمکی جهت شبیه‌سازی الگوی راه رفتن. اجزای اصلی هر قسمت به‌طور جداگانه به شرح ذیل می‌باشد:

مشخصات دستگاه دومنظوره تردمیل و شبیه‌ساز راه رفتن جانبازان و معلولان

طول، عرض و ارتفاع دستگاه به ترتیب ۳۰۵۰ میلی‌متر، ۱۸۵۰ میلی‌متر و ۲۸۰۰ میلی‌متر می‌باشد. بدنه دستگاه از فولاد توخالی ساخته شده و ابعاد هر یک از میله‌های به لحاظ عرض و ارتفاع



شکل-۱. نمای کلی دستگاه

از قطعات دیگر می‌باشد که تمامی قطعات و اجزا بر روی آن قرار می‌گیرد و جنس آن معمولاً از فولاد فشرده شده می‌باشد، اما در انتهای تخته تردمیل قرار دارد که تسمه دور آن قرار می‌گیرد (شکل ۲).

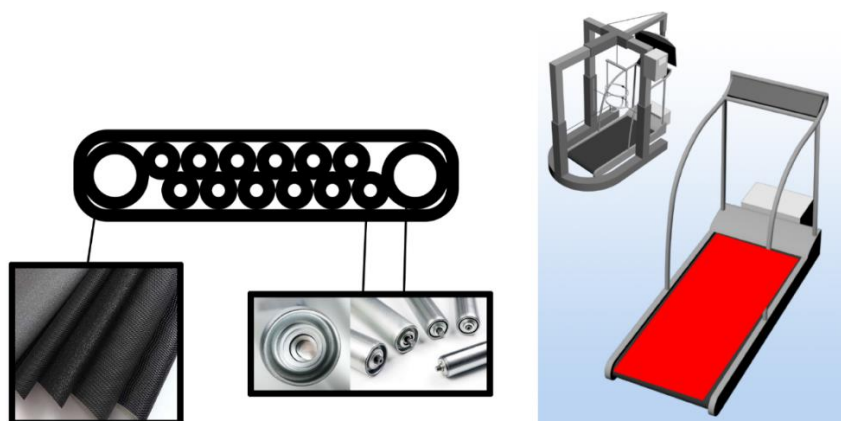
طراحی بخش کمکی جهت شبیه‌سازی الگوی راه رفتن

بدنه این قسمت از میله‌های فولادی توخالی با مقاومت بالا ساخته شده است و با اتصالاتی که برای این قسمت‌ها در نظر گرفته شده است ساز و کار انتقال دستگاه از جایی به جای دیگر را آسان می‌سازد. در قسمت جلویی دستگاه و در بالای سر فرد مانیتوری قرار داده شده است که فرد می‌تواند اطلاعاتی را نظیر میزان تنش در هر یک از تسمه‌های متصل به جلیقه نگه‌دارنده و میزان فشار متحمل شده توسط دستگاه بالابر فرد جانباز و معلول را به‌طور آنلاین دریافت کند و بر طبق این اطلاعات و بازخوردهای فرد درمانگر می‌تواند وضعیت راه رفتن خود را اصلاح کند و به الگوی راه رفتن صحیح خود دست پیدا کند. همان‌طور که در شکل ۴ مشاهده می‌کنید در سه قسمت جانبی دستگاه سنسورهای حساس به تنش در محل اتصال کابل به بدنه قرار گرفته است که می‌تواند میزان تنش وارده را محاسبه کرده و به نمایشگر روبروی فرد جهت تنظیم موقعیت خود و اصلاح آن ارسال نماید (این سنسور ها از نوع پیزوالکتریک و استرین گیج می‌باشد). در قسمت بالایی دستگاه و در بالای سر فرد دستگاه

نتایج

طراحی بخش تردمیل

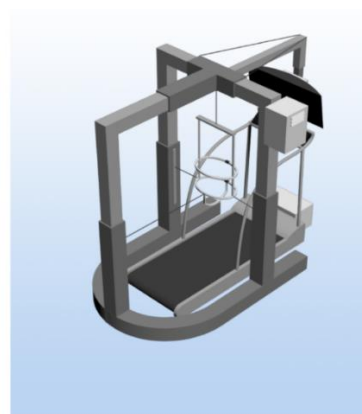
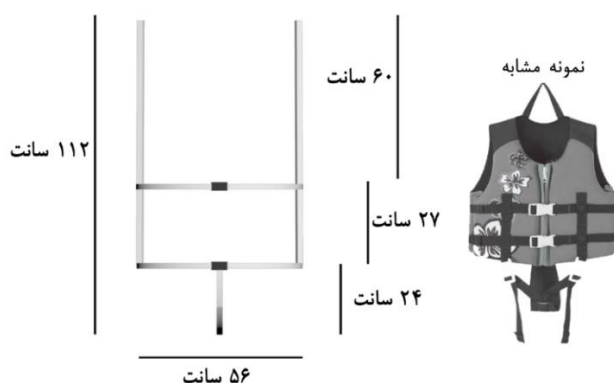
تسمه اصلی که قسمت محرک دستگاه می‌باشد از جنس لاستیک و با ضخامت ۱/۸ میلی‌متر ساخته می‌شود. تسمه موتور که در زیر پوشش جلویی تردمیل قرار دارد و نیروی حرکتی موتور را به غلتک جلویی منتقل می‌کند نیز عموماً جنسی لاستیکی دارد و این غلتک نیز آن را به تسمه اصلی تردمیل انتقال می‌دهد. به‌طور کلی تردمیل‌ها دارای دو غلتک می‌باشند که تسمه اصلی دور غلتک قرار گرفته است. غلتک جلویی در زیر پوشش تردمیل بوده و قابل مشاهده نیست، ولی غلتک عقبی در انتهای تردمیل دیده می‌شود. برد الکترونیکی تردمیل که در واقع صفحه کنترل تردمیل می‌باشد در بالای تردمیل و در دسترس کاربر قرار دارد و تمامی تنظیمات تردمیل از قبیل روشن و خاموش کردن دستگاه، سرعت تردمیل، زمان فعالیت فرد و ... توسط این برد کنترل می‌شود. قطعه الکترونیکی پایینی یا منبع تغذیه تردمیل معمولاً در پایین و در کنار موتور و زیر پوشش جلویی تردمیل قرار دارد. وظیفه اصلی این قطعه تغذیه برقی موتور و قطعات دیگر می‌باشد. موتور تردمیل یا همان موتور اصلی وظیفه حرکت دادن تردمیل را بر عهده دارد و مهم‌ترین قطعه دستگاه می‌باشد. معمولاً قدرت این نوع موتورها بین ۲ تا ۳ اسب بخار می‌باشد. از دیگر قطعات تردمیل می‌توان به موتور شیب اشاره کرد که وظیفه اعمال شیب به صفحه محرک تردمیل را عهده‌دار می‌باشد. شاسی تردمیل نیز



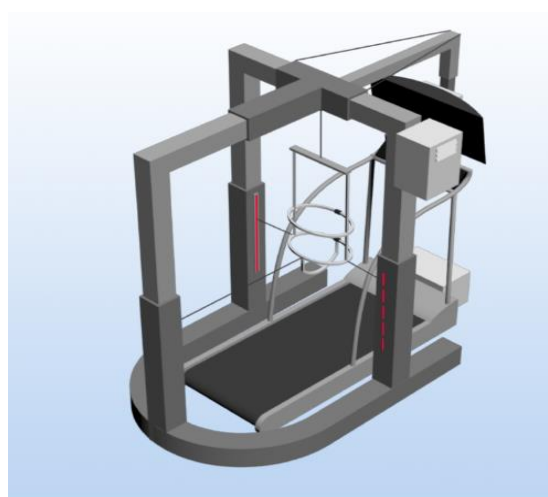
شکل-۲. نمایی از تردمیل دستگاه

بیش از حد تسمه متصل به جلیقه به بلافاصله به سیستم اعلام قطع برنامه را می‌دهد. در ضمن جلیقه نگه‌دارنده فرد در هر سه قسمت می‌تواند با توجه به قد بیمار تنظیم شود و به صورت ریلی در داخل میله‌های فولادی به حرکت دربیاید. در کنار تردمیل نیز دو دسته بلند طراحی شده است و در زمانی که بیمار به هر دلیل نتواند تمرین را ادامه دهد از میله‌ها گرفته و تعادل خود را مجدداً برقرار کند.

بالاکننده بیمار وجود دارد که وقتی فرد جلیقه نگه‌دارنده را می‌پوشد (شکل ۳) می‌تواند بر اساس درصدی از وزن بدن خود، بدن خود را بالا بکشد. این دستگاه می‌تواند بازه‌ای بین ۰ تا ۱۰۰٪ وزن بدن فرد تحمل کند و اطلاعات مربوطه را نیز به نمایشگر قسمت جلویی انتقال دهد. در قسمت محل اتصال کابل به موتور نیز سنسور حساس به فشار از نوع پیزوالکتریک و استرین گیج وجود دارد که در زمانی که فرد کلیس کند با توجه به کشیده شدن



شکل-۳. نمایی از محل قرارگیری جلیقه نگه‌دارنده



شکل-۴. محل قرارگیری سنسورهای حساس به تنش و کشش

بحث

توصیف اختراع آورده شده است. با توجه به بررسی‌های صورت گرفته و مطالعات انجام شده پیرامون موضوع مشخص گردید که دستگاه دومنظوره تردمیل و شبیه‌ساز راه رفتن جانبازان و معلولان برای راه رفتن و حرکت افراد جانباز و معلول امری ضروری محسوب می‌شود زیرا این افراد برای راه رفتن مجدد و حرکت دوباره به وسایلی مانند عصا، واکر، دستگاه‌های کمکی راه رفتن و یا افرادی نیاز دارند که آن‌ها را در حین حرکت کردن و راه رفتن کمک و حمایت کند. در این شرایط فرد به دلیل عدم توانایی در کنترل وزن بدن خود و یا بر اساس شدت معلولیت نمی‌تواند با وسایل فوق‌الذکر به خوبی تمرین راه رفتن را در شرایط بسیار امن انجام دهد.

محدودیت‌های پژوهش

- کمبود بودجه برای ساخت نسخه اولیه دستگاه (برای ساخت این دستگاه مبلغی بالغ بر ۱۲۰,۰۰۰,۰۰۰ میلیون تومان نیاز بود).
- عدم انجام تست‌هایی مانند سنجش مقاوت مصالح و اعمال فشار، بار و نیرو توسط برنامه‌هایی مانند کتیا، سالدورک و ...
- عدم بررسی روایی و پایایی دستگاه به دلیل ساخته نشدن نسخه اولیه دستگاه.

نتیجه‌گیری

این دستگاه علاوه بر داشتن قابلیت تولید انبوه باهدف کمک به افراد جانباز و معلول طراحی شده است. یکی از استفاده‌های بسیار مؤثر از دستگاه دو منظوره تردمیل و شبیه‌ساز راه رفتن جانبازان و معلولان در مراکز بازتوانی، توانبخشی، پزشکی و بیمارستان‌ها است. انتظار بر این است که با ساخت این دستگاه دو منظوره هم افراد جانباز و معلول جسمی و هم افرادی که دارای ضایعه نخاعی، سکتة مغزی، پارکینسون، بیماری‌های ضعف عضلانی و ... هستند با استفاده از این دستگاه بتوانند در یک حالت امن و با ثبات به تمرین راه رفتن در دو حالت اتوماتیک و دستی بپردازند و علاوه بر بازبایی الگوی راه رفتن بتوانند عضلات خود را نیز تقویت کنند و در نهایت بتوانند با استفاده از این دستگاه و تمرینات عملکردی ویژه الگوی صحیح راه رفتن خود را به دست بیاورند. این دستگاه همچنین قابلیت استفاده برای افراد عادی از طریق جداسازی دستگاه راه رفتن و استفاده از قسمت تردمیل را نیز دارا می‌باشد. در نهایت تمامی موارد فوق منجر به بالا رفتن کیفیت، سلامت زندگی و بازبایی توانایی راه رفتن افراد خواهد شد. شایان ذکر است که امتیاز دستگاه معرفی شده از حقوق طراح می‌باشد. در پایان جهت انجام مطالعات بعدی پیشنهاد می‌گردد: نرم‌افزار ارائه تمرین به فرد بیمار طراحی گردد؛ قابلیت کنترل از راه دور دستگاه به وسیله ریموت و تبلت فرد درمانگر فراهم گردد و تردمیل مختص افراد جانباز و معلول حرکتی ساخته شود.

با توجه به بررسی‌های انجام شده در سایت پایگاه مالکیت معنوی اداره ثبت اسناد و اختراع با عنوان وسیله کمکی جهت راه رفتن و تغییر وضعیت (۲۰) و تردمیل راه برنده معلولین ضایعه نخاعی و حرکتی (۲۱) با شماره ثبت‌های ۵۳۳۸۶ و ۷۹۱۴۸ نزدیک‌ترین موارد مشابهت را به لحاظ کلید واژه‌ای با «دستگاه دومنظوره تردمیل و شبیه‌ساز راه رفتن جانبازان و معلولان» دارا می‌باشند، اما به لحاظ کاربرد کاملاً متفاوت هستند.

دستگاه وسیله کمکی جهت راه رفتن و تغییر وضعیت با توجه به توضیحات مندرج در فایل‌های موجود در سامانه مالکیت معنوی و با توجه به نقشه و شکل دستگاه نوعی واکر الکترونیکی می‌باشد که برای انتقال بیمار از جایی به جای دیگر کاربرد دارد و به هیچ عنوان کمک و شبیه‌سازی را که دستگاه دومنظوره تردمیل و شبیه‌ساز راه رفتن جانبازان و معلولان، می‌تواند برای فرد بیمار فراهم آورد را دارا نیست (۲۰). یکی دیگر از تفاوت‌های این دو دستگاه این نکته است که به منظور استفاده از دستگاه وسیله کمکی جهت راه رفتن و تغییر وضعیت، نیاز به مکان گسترده‌ای جهت راه رفتن بیمار می‌باشد و به هیچ عنوان دستگاه شبیه‌ساز راه رفتن و تمرینی نیست ولی دستگاه دومنظوره تردمیل و شبیه‌ساز راه رفتن جانبازان و معلولان، یک دستگاه کاملاً شبیه‌ساز تمرین راه رفتن و بازبایی الگوی راه رفتن افراد جانباز و معلول می‌باشد.

تردمیل راه برنده معلولین ضایعه نخاعی و حرکتی نیز با توجه به توضیحات و مندرج در فایل‌های موجود در سامانه مالکیت معنوی نوعی تردمیل ویژه راه رفتن معلولین ضایعه نخاعی و حرکتی که بیمار پس از پوشیدن بریس بتواند با اتصال کابل‌های سیستم پیش‌برنده به پاهای وی، روی تردمیل تمرین راه رفتن را با خستگی کمتر و به راحتی انجام دهد که سرعت و مسافت قابل تنظیم بوده و مجهز به فن خنک‌کننده و کمربند ایمنی می‌باشد (۲۱). اما دستگاه دومنظوره تردمیل و شبیه‌ساز راه رفتن جانبازان و معلولان علاوه بر ویژگی‌های ذکر شده در بالا دارای یک محفظه شبیه‌ساز جهت راه رفتن می‌باشد که این محفظه خود دارای سنسورهایی است که به جلیقه نگه‌دارنده و بالا برنده بیمار متصل می‌شود و می‌تواند اطلاعاتی را نظیر میزان تنش و کشش وارده شخص را در هر سه نقطه را به طور آنالین به فرد درمانگر بدهد و فرد بیمار بر اساس بازخوردهایی که از شخص درمانگر می‌گیرد می‌تواند وضعیت خود را اصلاح نماید و به الگوی صحیح راه رفتن خود نزدیک شود. ضمن این که این دستگاه فاقد هرگونه بریس اندام تحتانی است به دلیل این که فرد بتواند آزادانه و با اراده عضلات خود پاهای خود را به حرکت در بیاورد و ضمن تمرین راه رفتن بتواند وزن خود را بر روی دو پا تحمل نموده و عضلات خود را نیز کمابیش حین تمرین تقویت نماید. ضمن این که دستگاه دومنظوره تردمیل و شبیه‌ساز راه رفتن جانبازان و معلولان دارای ویژگی‌های دیگری نیز می‌باشد که به تفصیل در فایل شرح و

تشکر و قدردانی: پژوهش حاضر حاصل نتیجه طرح تحقیقاتی است که در آزمایشگاه فیزیولوژی و روانشناسی ورزشی، پژوهشکده و دانشکده فرهنگی و قدرت نرم، وابسته به دانشگاه امام حسین (ع) مصوب و اجرا شده است. بدین وسیله از همه مسئولان حمایت کننده مطالعه صمیمانه سپاسگزاری می‌نمایم.

نقش نویسندگان: همه نویسندگان در ارائه ایده و طرح اولیه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر داده‌ها نقش داشتند. همه نویسندگان در نگارش اولیه مقاله یا بازنگری آن سهیم بودند و همه با تأیید نهایی مقاله حاضر، مسئولیت دقت و صحت مطالب مندرج در آن را می‌پذیرند.

تضاد منافع: نویسندگان تصریح می‌کنند که هیچ‌گونه تضاد منافی در مطالعه حاضر وجود ندارد.

منابع

1. Werner C, Von Frankenberg S, Treig T, Konrad M, Hesse S. Treadmill training with partial body weight support and an electromechanical gait trainer for restoration of gait in subacute stroke patients: a randomized crossover study. *Stroke*. 2002;33(12):2895-901. doi:10.1161/01.STR.0000035734.61539.F6
2. Tong KY, Ng FW, Li SW, So FM. Ambulation training for patients with acute stroke by Gait Trainer cyclic walking exercise and Functional Electrical Stimulation (FES): a pilot study. The 10th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society, Montreal, Canada. 2005.
3. Perc M. The dynamics of human gait. *European Journal of Physics*. 2005;26(3):525. doi:10.1088/0143-0807/26/3/017
4. Kwan SK, Tse MY, Li LS. Neurological Rehabilitation. Oxford Textbook of Geriatric Medicine, 3rd edition. 2017. doi:10.1093/med/9780198701590.003.0120
5. Franz JR, Riley PO, Dicharry J, Allaire PE, Kerrigan DC. Gait synchronized force modulation during the stance period of one limb achieved by an active partial body weight support system. *Journal of Biomechanics*. 2008;41(15):3116-20. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.09.007
6. Visintin M, Barbeau H, Korner-Bitensky N, Mayo NE. A new approach to retrain gait in stroke patients through body weight support and treadmill stimulation. *Stroke*. 1998;29(6):1122-8. doi:10.1161/01.STR.29.6.1122
7. Lee L, Grimson WE. Gait analysis for recognition and classification. Proceedings of Fifth IEEE International Conference on Automatic Face Gesture Recognition. 2002:155-62. IEEE.
8. Kang CG, Chun MH, Chang MC, Kim W, Do KH. Views of physiatrists and physical therapists on the use of gait-training robots for stroke patients. *Journal of Physical Therapy Science*. 2016;28(1):202-6. doi:10.1589/jpts.28.202
9. Davis RB. Reflections on clinical gait analysis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1997;7(4):251-7. doi:10.1016/S1050-6411(97)00008-4

نکات بالینی کاربردی برای جوامع نظامی

- این دستگاه می‌تواند برای بازتوانی جانبازان مورد استفاده قرار گیرد.
- پس از انجام عملیات‌های نظامی و بروز برخی آسیب‌های جسمی، استفاده از این دستگاه می‌تواند به روند بهبود توانایی حرکتی نیروهای نظامی کمک کند.
- بهبود و توسعه مستمر این محصول در بیمارستان‌های نظامی ضمن تاثیرگذاری بر سایر فرایندهای درمان و نیز شرایط ایده‌آل بیمار، بیمارستان را در رسیدن به وضع مطلوب و توسعه تجهیزات و بهبود کیفیت خدمات یاری می‌نماید.

10. Jezernik S, Colombo G, Keller T, Frueh H, Morari M. Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool. *NeuroModulation: Technology at the Neural Interface*. 2003;6(2):108-15. doi:10.1046/j.1525-1403.2003.03017.x
11. Cao J, Xie SQ, Das R, Zhu GL. Control strategies for effective robot assisted gait rehabilitation: the state of art and future prospects. *Medical Engineering & Physics*. 2014;36(12):1555-66. doi:10.1016/j.medengphy.2014.08.005
12. Bayon C, Ramírez O, Serrano JI, Del Castillo M, Pérez-Somarriba A, Belda-Lois JM, et al. Development and evaluation of a novel robotic platform for gait rehabilitation in patients with Cerebral Palsy: CPWalker. *Robotics and Autonomous Systems*. 2017;91:101-14. doi:10.1016/j.robot.2016.12.015
13. Ekkelenkamp R, Veneman J, van der Kooij H. LOPES: Selective control of gait functions during the gait rehabilitation of CVA patients. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 2005:361-4. IEEE. doi:10.1109/ICORR.2005.1501120
14. Marchal-Crespo L, Reinkensmeyer DJ. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2009;6:20. doi:10.1186/1743-0003-6-20
15. Yang CJ, Zhang JF, Chen Y, Dong YM, Zhang Y. A review of exoskeleton-type systems and their key technologies. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science. 2008;222(8):1599-612. doi:10.1243/09544062JMES936
16. Díaz I, Gil JJ, Sánchez E. Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges. *Journal of Robotics*. 2011;2011:759764. doi:10.1155/2011/759764
17. Hussain S. State-of-the-art robotic gait rehabilitation orthoses: design and control aspects. *NeuroRehabilitation*. 2014;35(4):701-9. doi:10.3233/NRE-141174
18. Senanayake C, Senanayake SA. Emerging robotics devices for therapeutic rehabilitation of the lower

extremity. 2009 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. 2009:1142-7. IEEE. doi:10.1109/AIM.2009.5229740

19. Akdoğan E, Adli MA. The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherobot. Mechatronics. 2011; 21(3):509-22. doi:10.1016/j.mechatronics.2011.01.005

20. Toloie, N. Invented an auxiliary device for walking and changing posture. Intellectual Property Center. 2019. [In Persian]

21. Moeini, H. The invention of the walking treadmill for people with spinal cord and motor disabilities. Intellectual Property Center. 2012. [In Persian]