

# طراحی و ساخت اروتز فعال جهت بیماران همی پارزی با محدودیت حرکت در آرنج و انگشتان دست

احمد جمالیان<sup>۱</sup>، یداله فرزانه<sup>۲</sup> و\*

<sup>۱</sup> کارشناسی ارشد، گروه مکانیک، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران

<sup>۲</sup> استادیار، گروه مکانیک، واحد مشهد، دانشگاه آزاد اسلامی، مشهد، ایران

\* مسئول مکاتبات: ya\_farzaneh@mshdiau.ac.ir

## چکیده

## واژگان کلیدی

اروتز فعال  
توانبخشی  
همی پارزی  
ربات‌های پوشیدنی

بیماران همی پارزی افرادی هستند که دچار فلج ناقص اعضای بدن شده‌اند، این بیماران امکان حرکت انگشتان و دست خود را دارند اما توانایی گزش اجسام را ندارند و فعالیت‌های روزمره خود را به سختی انجام می‌دهند. هدف اصلی این پژوهش ساخت یک ربات پوشیدنی برای نصب بر روی دست جهت کمک به توانبخشی بیمار است. ربات شامل یک موتور گیربکس برای حرکت دست و یک موتور گیربکس حلزونی برای حرکت آرنج است. جهت تطبیق پذیری بهتر با دست بیمار از مکانیزم کشویی در طراحی ربات استفاده شده است. کنترل موتور توسط میکروکنترلر ATMEGA 328 انجام شده است. پس از حصول اطمینان از طراحی مکانیکی و الکتریکی، ساخت عملی ربات انجام گرفته است. آزمایش‌های عملی صحت عملکرد ربات ساخته‌شده را تأیید می‌نماید.

## تاریخچه مقاله

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۱۱/۲۶  
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۰۸/۰۵

## ۱ مقدمه

ساخته شد که از ربات‌های نسل اول بود، در سال ۱۹۹۰ نسل دوم رابطه بین ماشین و انسان با نیروهای تماس مستقیم توسط ژاپنی‌ها طراحی و ساخته شد. نسل سوم اسکلت‌های خارجی از سال ۲۰۰۵ آغاز و در سال ۲۰۱۲ با ساخت ربات هال<sup>۲</sup> به تکامل رسید [۷]. همزمان با توسعه ربات‌های اسکلت خارجی، کاربرد این ربات‌ها در توانبخشی به صورت جدی مورد توجه قرار گرفت. ربات‌های توانبخشی را به دو گروه کلی می‌توان تقسیم‌بندی نمود: مبتنی بر تردمیل و بدون نیاز به تردمیل [۸]. در ربات‌های مبتنی بر تردمیل، علاوه بر ربات اسکلت خارجی به سیستم تعلیقی جهت مهار وزن و حفظ تعادل بیمار نیاز است. برخی از این نوع ربات‌ها عبارتند از الیکس<sup>۳</sup> [۹]، لوکومات<sup>۴</sup> [۱۰] و لوپز<sup>۵</sup> [۱۱]. در ربات‌هایی که مبتنی بر تردمیل نیستند، ربات برای شرایط معمولی حرکتی بیمار طراحی می‌شود. برای ذکر نمونه‌هایی از این ربات‌ها می‌توان به ای‌لگر<sup>۶</sup> [۱۲]، ایندیگو<sup>۷</sup> [۱۳]، ری‌واک<sup>۸</sup> [۱۴]، مایندواکر<sup>۹</sup> [۱۵] و هال [۱۶] اشاره کرد.

هدف اصلی این پژوهش ساخت یک ربات پوشیدنی<sup>۱۰</sup> برای نصب بر روی دست جهت کمک به توانبخشی بیمار است. ربات علاوه بر توانبخشی، می‌تواند با افزایش قدرت دست در زندگی روزمره فرد بیمار مورد استفاده قرار گیرد. ربات شامل یک موتور گیربکس برای حرکت دست و یک موتور گیربکس حلزونی برای حرکت آرنج است. بطوری که فرد با نصب ربات بر روی اندام مورد نظر امکان کنترل حرکت آن عضو را خواهد داشت. در ادامه مقاله طراحی مکانیکی ربات انجام و نتایج طراحی در نرم‌افزار ویژوال نسترن مورد ارزیابی قرار گرفته است. سپس، طراحی مدار الکتریکی در نرم‌افزار

در سالهای اخیر با تغییر الگوی زندگی، بیماری‌ها نیز افزایش پیدا کرده است. افزایش سکت‌های مغزی و قلبی نمونه بارز این ادعا است. در حال حاضر سکت مغزی یکی از عوامل اصلی مرگ و میر در دنیاست. سالیانه ۱۵۰ تا ۱۶۰ هزار نفر در ایران دچار سکت مغزی می‌شوند که ۱۵ درصد آن به مرگ منجر می‌شود، همچنین ۳۰ درصد از این افراد زیر ۵۰ سال سن دارند [۱]. شخصی که دچار سکت شده امکان کنترل اندام خود را از دست می‌دهد و می‌بایست تا آخر عمر این مشکل را تحمل نموده و امکان برگشت به زندگی عادی و انجام امور روزمره را ندارد. لذا در صورتی که بتوان اندام از کار افتاده را دوباره به حرکت در آورد، کمک بسیار زیادی به فرد بیمار برای برگشت به زندگی عادی شده است [۲]. راه‌های مختلفی برای به حرکت در آوردن بیمار بعد از سکت مغزی پیشنهاد شده است. از مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به انجام تمرینات فیزیوتراپی اشاره نمود [۳]. با توجه به اینکه بیمار امکان حرکت دست را به‌تنهایی ندارد، همواره نیاز به یک عامل انسانی برای حرکت دست و انجام حرکت‌ها تمرینی دارد. با توجه به تکراری بودن تمرینات، امکان استفاده از ربات اسکلت خارجی<sup>۱</sup> بجای عامل انسانی وجود دارد [۴].

با اینکه اولین روش‌های اجرایی اسکلت‌های خارجی در سال ۱۸۸۳ مطرح گردید، اولین ربات در سال ۱۹۳۶ طراحی گردید [۵]، سپس هاردی‌من در سال ۱۹۶۱ جهت افزایش نیروی بدن انسان توسعه داده شد. بطوری که یک شخص داخل سیستم ربات قرار می‌گرفت و ربات تمام حرکت‌های بدن اپراتور را تقویت می‌نمود [۶]. اولین ربات‌های اعضای بالاتنه در سال ۱۹۸۲

<sup>1</sup>Exoskeleton robot <sup>2</sup>HAL <sup>3</sup>ALEX <sup>4</sup>Lokomat <sup>5</sup>LOPES <sup>6</sup>eLEGS <sup>7</sup>Indego <sup>8</sup>ReWalk <sup>9</sup>MINDWALKER <sup>10</sup>wearable robot

بکس و محور دوران انگشت است. علاوه بر آن، از فشار بیش از حد به دست جلوگیری می‌نماید.

پروتئوس انجام شده است. در انتها آزمایش‌های عملی بر روی دست انسان درستی طراحی و ساخت ربات را نشان می‌دهد.

## ۲ طراحی و ساخت ربات پوشیدنی دست

در اولین مرحله از طراحی، اهداف و نیازهای اولیه جهت توانبخشی بیمار مشخص می‌شود. موارد کاربرد ربات برای بیمارانی است که عملکرد دست آن‌ها به دلیل سکتة مغزی و یا هر دلیل دیگری به صورت عادی نیست. بیمار امکان حرکت دست (باز و بسته شدن از ناحیه آرنج) و انگشتان را دارد ولی امکان نگهداشتن اجسام به وزن ۱۰۰ گرم را با انگشتان دست ندارد. انگشتان دست بیمار قابلیت حرکت باز و بسته شدن را دارد و حس لامسه در بیمار کاملاً از بین نرفته است.

### ۱.۲ درجات آزادی ربات

تعداد درجات آزادی ربات طراحی شده دو درجه است که در شکل ۱ مشخص شده است. یک درجه آزادی مربوط به باز و بسته شدن آرنج دست و دیگری باز و بسته شدن انگشت شست نسبت به انگشتان دیگر است. شماتیک دست در شکل ۲ نشان داده شده است.

### ۲.۲ موارد و مشکلات اولیه طراحی ربات

طراحی جهت یک اسکلت خارجی بسیار وابسته به قسمت‌های مختلف عمل کننده اعضای بدن، آناتومی و عملکرد پیچیده اعضای بالاتنه است. لذا سبب شده که طراحی ربات با مشکلات زیادی صورت پذیرد. یکی از مشکلات طراحی ربات، تغییر مرکز آنی دوران آرنج و شانه، در زمان حرکت مفاصل و عدم هم محوریت مفصل مابین انسان و ربات است. این مشکل با استفاده از مکانیزم کشویی برای لینک ساعد مرتفع شده است. مشکل دیگر نیروها و شوک‌های وارد شده در نقاط ارتباط بدن و ربات است. این نیروها شرایط راحتی را در هنگام استفاده از ربات کاهش می‌دهند. برای رفع این مشکل از رابط‌های انعطاف‌پذیر استفاده می‌شود.

### ۳.۲ طراحی کلی ربات

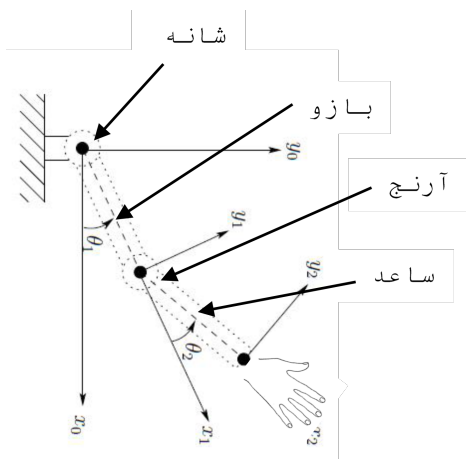
شکل ۳ نمای کلی ربات پوشیدنی دست طراحی شده را نشان می‌دهد، ربات شامل یک لینک جهت اتصال به بازو و یک لینک کشویی جهت اتصال به ساعد است. برای حرکت مفصل آرنج از موتور گیربکس حلزونی استفاده شده است و برای حرکت انگشتان دست از یک موتور گیربکس کوچک استفاده شده است.

### ۴.۲ طراحی مچ دست

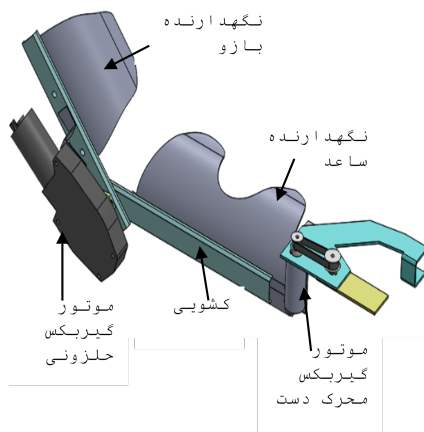
در شکل ۴ نمایی از گیرش محل مچ دست نشان داده شده است. همانطور که مشاهده می‌شود، نیروی موتور گیربکس از طریق پولی‌ها و تسمه به انگشتان بیمار انتقال می‌یابد. دلیل استفاده از پولی و تسمه، فاصله بین موتور گیر



شکل ۱: درجات آزادی اورتز.



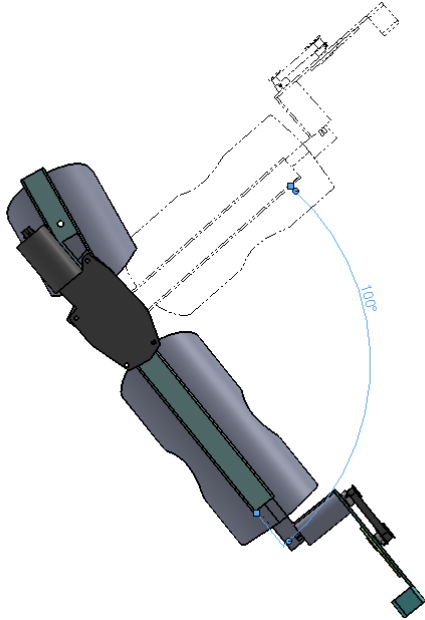
شکل ۲: شماتیک دست.



شکل ۳: نمای کلی ربات پوشیدنی دست.

## ۶.۲ بررسی و تحلیل ابعادی و محدوده حرکتی

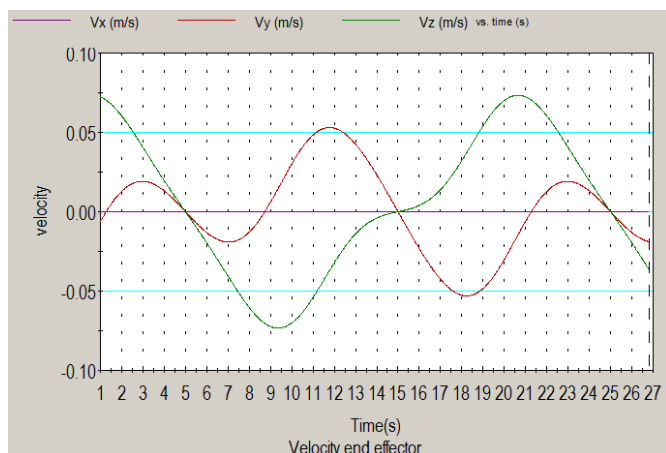
محدوده مقدار زاویه دوران ربات در ناحیه آرنج دست در حدود ۱۰۰ درجه در نظر گرفته شده است این محدوده تقریباً تمام محدوده کاری آرنج دست را پوشش می دهد (شکل ۷).



شکل ۷: نمای مقدار زاویه دوران اورتز در ناحیه آرنج.

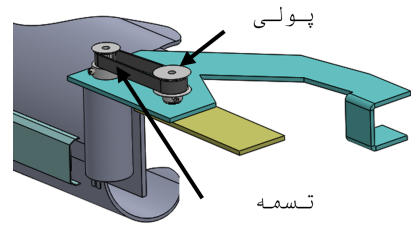
## ۳ شبیه سازی مکانیزم ربات پوشیدنی

جهت شبیه سازی و صحه گذاری نحوه حرکت و سرعت حرکت ربات از نرم افزار ویژوال نسترن استفاده شده است. همان طور که در شکل ۸ مشاهده می گردد ماکزیمم سرعت میچ دست ۰/۰۵ متر بر ثانیه در جهت محور  $y$  (در راستای عمود بر ساعد دست) و سرعت میچ دست در جهت محور  $z$  (در راستای ساعد دست) ۰/۰۷ متر بر ثانیه پیش بینی گردیده است.



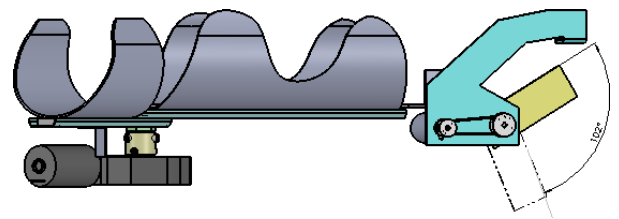
شکل ۸: نمودار سرعت میچ دست.

همانطور که در شکل ۹ مشاهده می گردد سرعت زاویه ای آرنج دست (سرعت دوران شفت خروجی موتور گیربکس نصب شده در محل آرنج) در



شکل ۴: نمای گیرش میچ دست موتور گیربکس محرک گیرش انگشتان دست.

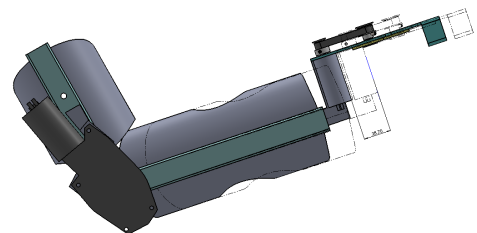
زاویه دوران انگشتان دست با یکدیگر متفاوت هستند. در طراحی اروتز فقط زاویه بین انگشت شست و اشاره مورد نظر است. این زاویه در حدود ۱۰۰ درجه در نظر گرفته شده است که محدوده مناسبی جهت گیرش اجسام با ابعاد متفاوت است (شکل ۵).



شکل ۵: تغییر زاویه دوران دست در هنگام گیرش قطعات.

## ۵.۲ طراحی آرنج و ساعد

جهت طراحی محل آرنج ربات از یک موتور گیربکس حلزونی با ولتاژ ۱۲ ولت استفاده شده است. گشتاور نامی موتور گیربکس ۰/۷۶ کیلوگرم سانتیمتر و سرعت دوران خروجی ۶ دور بر دقیقه است. یکی از خصوصیات مهم این گیربکس برگشت ناپذیری آن است. بطوری که اگر بیمار پس از بلند کردن یک جسم انگشت خود را از روی شاسی بردارد موتور گیربکس در همان حالت می ماند و نمی چرخد. این خاصیت سبب کاهش مصرف باتری در هنگام نگهداشتن اجسام می شود. همانطور که در شکل ۶ مشاهده می شود، با توجه به تغییر مرکز دوران آرنج در هنگام خم و راست شدن آن، مقداری تغییر طول (حدود ۲ سانتیمتر) در ناحیه ساعد دست بر روی ربات مورد نیاز می باشد، لذا در طراحی آن از یک قسمت کشویی در ناحیه ساعد دست استفاده شده است. این طراحی سبب می شود که بیمار در حین استفاده از اروتز احساس راحتی بیشتری داشته باشد.



شکل ۶: تغییر طول ساعد در هنگام دوران آرنج.

### ۱.۵ آزمایش اول موتور گیربکس حلزونی جهت دوران آرنج

در این مرحله با توجه به تفاوت ابعاد طولی دست افراد، ابتدا تنظیمات ابعادی اورتز انجام و پس از نصب بر روی دست بیمار مرحله اول آزمایش انجام پذیرفت. با تغییر حالت کلید عملگر موتور گیربکس که با انگشت شست بیمار در تماس می باشد ربات شروع به دوران در محل آرنج می کند و دست بیمار به بالا و پایین حرکت می نماید. در این مرحله عملکرد صحیح کلید و صحت مدار طراحی شده تست شد.

### ۲.۵ آزمایش دوم موتور گیربکس حلزونی جهت دوران آرنج

در این مرحله هدف مشخص نمودن محدوده کامل دوران در محل آرنج بیمار است. با توجه به تفاوت ابعاد دست و انگشتان شخص دوم، دوباره تنظیمات ابعادی لازم بر روی اورتز انجام گردید. پس از نصب از بیمار خواسته شد که با تغییر جهت کلید فعال کننده موتور گیر بکس حلزونی، سعی کند دست خود را صاف نماید. شکل ۱۱ نشان دهنده عملکرد ربات است. در مراحل بعد از بیمار خواسته شد که تا حد امکان آرنج خود را با تغییر جهت کلید خم نماید.



شکل ۱۱: مراحل حرکت اورتز در هنگام دوران موتور گیربکس حلزونی.

### ۳.۵ آزمایش عملی میچ دست

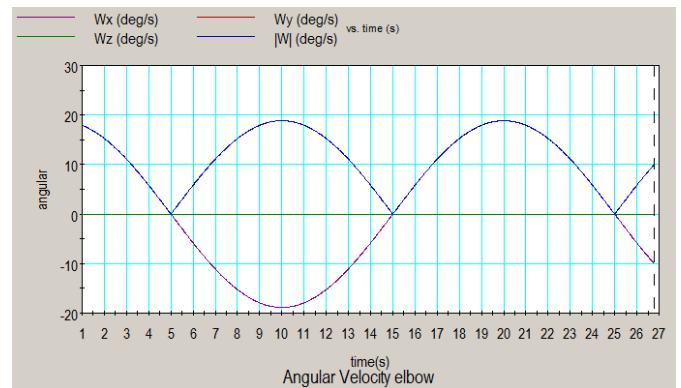
در این مرحله از بیمار خواسته شد که با تغییر جهت کلید موتور گیربکس انگشت دست، محدوده حرکت باز و بسته شدن آن را مشخص کند (شکل ۱۲).

### ۴.۵ مقایسه نتایج با سایر منابع

هانافیوزا<sup>۱۱</sup> و همکاران [۱۷] یک اورتز فعال بالاتنه برای بیماران با عدم توانایی حرکت عضو بالایی توسعه دادند. سیستم دو موتور مستقل دارد که باز و بسته شدن شانه و آرنج را ممکن می سازد. نمودار حرکتی آرنج برای این

<sup>11</sup>Hanafusa <sup>12</sup>Rahman

حرکت رفت و برگشت بین منفی ۲۰ تا مثبت ۲۰ درجه بر ثانیه تغییر می نماید.



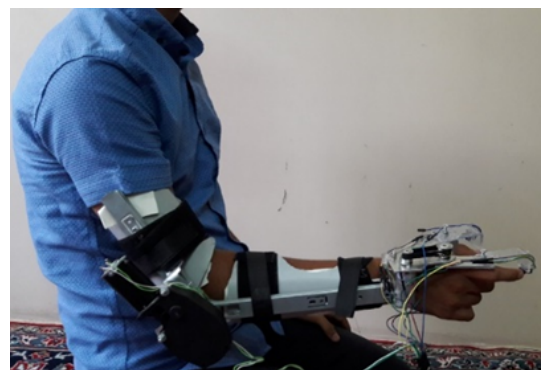
شکل ۹: نمودار سرعت زاویه ای آرنج.

### ۴ طراحی مدار فرمان

جهت شبیه سازی و بررسی صحت عملکرد برنامه کنترلی ربات و اتصال مناسب قطعات الکترونیکی به یکدیگر از نرم افزار پروتئوس استفاده شده است. وظیفه اصلی مدار فرمان به حرکت در آوردن دو موتور استفاده شده در ربات است. منطق کنترل موتورها به این صورت در نظر گرفته شده است که بیمار با گذاشتن انگشت، موتور را روشن و با برداشتن انگشت، موتور را متوقف کند. بنابراین در طراحی مدار از چهار کلید به صورت پول آپ استفاده شده است. در طراحی مدار از ای سی L293 جهت رساندن ولتاژ به موتور و تغییر جهت آن بهره گرفته شده است. شبیه سازی و صحت سنجی مدار با قطع و وصل کردن کلید موتورها و بررسی ولتاژ در اسیلوسکوپ نرم افزار پروتئوس انجام گرفته است. پس از تأیید نهایی مدار طراحی شده، با کمک نرم افزار کدویژن میکروکنترلر برنامه نویسی شده است.

### ۵ آزمایش های عملی

اورتز بوسیله ۳ کمر بند، دو کمر بند در ناحیه ساعد و یک کمر بند در ناحیه بازو مطابق شکل ۱۰ نصب گردید. یکی از مشکلات دیده شده در هنگام نصب اورتز بر روی دست بیماران مختلف، تفاوت طول و ابعاد دست بود، جهت رفع این مشکل از موادی با قابلیت انعطاف پذیری سبک استفاده گردید.



شکل ۱۰: نصب اورتز بر روی دست بیمار.

## ۶ نتیجه‌گیری

اورتز ساخته‌شده در داخل کشور نمونه مشابهی ندارد و نمونه‌های خارجی با قیمت‌های بسیار بالا به فروش می‌رسند. با توجه به بدیع بودن طرح و تجربه اول طراحی و ساخت، تمامی قطعات در آزمایش روی دست افراد مختلف عملکرد مناسب را داشتند. موتور گیربکس آرنج، علاوه بر وزن دست بیمار امکان بلند کردن اشیاء سبک مانند لیوان پر از آب را دارد و سرعت دوران آن در بازه نرمال است. قدرت گیرش موتور گیربکس دست، نیز در حد نرمال است. البته متناسب با شرایط، امکان استفاده از موتور گیربکس قویتر نیز وجود دارد. یکی از ایرادات مشاهده‌شده، افتادگی ربات پس از نصب بر روی دست بیمار است این ایراد با اتصال اورتز به وسیله تسمه‌های پارچه‌ای به شانه بیمار قابل رفع است. در این صورت بیمار، سنگینی کمتری را روی دست خود احساس می‌کند و در زمان استفاده طولانی مدت احساس خستگی نمی‌کند. با توجه به شرایط بیماران مختلف، می‌توان از این ربات در کاربردهای دیگری نیز استفاده نمود. با تغییر برنامه ربات به حرکت رفت و برگشت و با تنظیم سرعت و کنترل محدوده حرکت، می‌توان به بیمار در موارد فیزیوتراپی نیز کمک نمود.

طی بررسی‌های انجام‌شده، هنوز زمینه استفاده از اورتز فعال در کشور کم است، لذا در صورت آگاهی بیماران و ارائه اورتز با قیمت مناسب، زمینه تولید تجاری این محصول در داخل کشور فراهم می‌گردد.

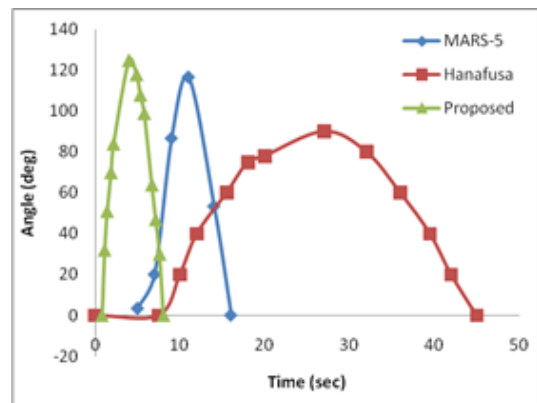
## مراجع

- [1] Alavian, Firoozeh. Hypothermia and stroke: Pros and cons. *The Neuroscience Journal of Shefaye Khatam*, 7(2), 2009.
- [2] Wang, Lizhen, Peng, Guangshuai, Yao, Wei, Biggar, Stuart, Hu, Chaoyi, Yin, Xiaofei, and Fan, Yubo. Soft robotics for hand rehabilitation. in *Intelligent Biomechatronics in Neurorehabilitation*, pp. 167-176. Elsevier, 2020.
- [3] Brennan, Louise, Dorronzoro Zubiete, Enrique, and Caulfield, Brian. Feedback design in targeted exercise digital biofeedback systems for home rehabilitation: A scoping review. *Sensors*, 20(1):181, 2020.
- [4] Sale, Patrizio, Lombardi, Valentina, and Franceschini, Marco. Hand robotics rehabilitation: feasibility and preliminary results of a robotic treatment in patients with hemiparesis. *Stroke research and treatment*, 2012, 2012.
- [5] Bennett, Robert L. The evolution of the georgia warm springs foundation feeder. *Artificial limbs*, 10(1):5, 1966.
- [6] Mosher, RC. Handyman to hardiman, sae paper 67008. *Society of Automotive Engineers (SAE)*, 1967.
- [7] Gopura, RARC, Bandara, DSV, Kiguchi, Kazuo, and Mann, George KI. Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review. *Robotics and Autonomous Systems*, 75:203-220, 2016.
- [8] Shi, Di, Zhang, Wuxiang, Zhang, Wei, and Ding, Xilun. A review on lower limb rehabilitation exoskeleton robots.

اورتز در شکل ۱۳ آمده است. رحمن<sup>۱۲</sup> و همکاران [۱۸] یک ربات پوشیدنی ۵ درجه آزادی به نام مارس<sup>۱۳</sup> برای توانبخشی و کمک به حرکت دست ایجاد کردند. نمودار حرکتی آرنج برای این ربات در شکل ۱۳ نشان داده شده است. نمودار حرکتی آرنج برای اورتز طراحی شده در این مقاله نیز در شکل ۱۳ آورده شده است.



شکل ۱۲: حرکت اورتز در هنگام دوان موتور گیربکس میج دست.



شکل ۱۳: نمودار تغییرات زاویه آرنج.

بازه حرکتی مجاز برای زاویه آرنج ۱۴۰ درجه است [۱۹]. با توجه به شکل ۱۳ اورتز طراحی شده در این مقاله فاصله کمتری با زاویه مجاز دارد. همچنین دوره تناوب یک سیکل بسته و باز شدن در فرد سالم حدود ۲/۱ ثانیه [۱۹] است. مقایسه دوره تناوب برای سه ربات در جدول ۱ انجام شده است.

جدول ۱: مقایسه دوره تناوب

مارس ۵	هانافیوزا	این مقاله	نرمال
۱۱	۳۷/۵	۷/۳	۲/۱
زمان (ثانیه)			

دوره تناوب اورتز طراحی شده در این مقاله نزدیک تر به دوره تناوب انسان سالم است.

<sup>13</sup>MARS-5

- [15] Gancet, Jeremi, Ilzkovitz, Michel, Motard, Elvina, Nevtia, Yashodhan, Letier, Pierre, De Weerdt, David, Cheron, Guy, Hoellinger, Thomas, Seetharaman, Karthik, Petieau, Mathieu, et al. Mindwalker: Going one step further with assistive lower limbs exoskeleton for sci condition subjects. in *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pp. 1794–1800. IEEE, 2012.
- [16] Satoh, Hozumi, Kawabata, Tomoyoshi, and Sankai, Yoshiyuki. Bathing care assistance with robot suit hal. in *2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, pp. 498–503. IEEE, 2009.
- [17] Hanafusa, Akihiko, Shiki, Fumiya, Ishii, Haruki, Nagura, Masaki, Kubota, Yuji, Ohnishi, Kengo, and Shibata, Yoshiyuki. Development of an active upper limb orthosis controlled by emg with upper arm rotation. in *International Conference on Intelligent Human Systems Integration*, pp. 163–169. Springer, 2018.
- [18] Rahman, Mohammad Habibur, Kittel-Ouimet, Thierry, Saad, Maarouf, Kenné, Jean-Pierre, and Archambault, Philippe S. Development and control of a robotic exoskeleton for shoulder, elbow and forearm movement assistance. *Applied Bionics and Biomechanics*, 9(3):275–292, 2012.
- [19] Huang, Yen-Po, Chou, You-Li, Chen, Feng-Chun, Wang, Rong-Tyai, Huang, Ming-Jer, and Chou, Paul Pei-Hsi. Elbow joint fatigue and bench-press training. *Journal of athletic training*, 49(3):317–321, 2014.
- Chinese Journal of Mechanical Engineering*, 32(1):74, 2019.
- [9] Banala, Sai K, Kim, Seok Hun, Agrawal, Sunil K, and Scholz, John P. Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (alex). *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 17(1):2–8, 2008.
- [10] Bernhardt, Michael, Frey, Martin, Colombo, Gery, and Riener, Robert. Hybrid force-position control yields cooperative behaviour of the rehabilitation robot lokomat. in *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005.*, pp. 536–539. IEEE, 2005.
- [11] van Asseldonk, Edwin HF and van der Kooij, Herman. Robot-aided gait training with lopes. in *Neurorehabilitation Technology*, pp. 461–481. Springer, 2016.
- [12] Strausser, Katherine Ann. *Development of a human machine interface for a wearable exoskeleton for users with spinal cord injury*. Ph.D. thesis, UC Berkeley, 2011.
- [13] Farris, Ryan J, Quintero, Hugo A, and Goldfarb, Michael. Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 19(6):652–659, 2011.
- [14] Zeilig, Gabi, Weingarden, Harold, Zwecker, Manuel, Dudkiewicz, Israel, Bloch, Ayala, and Esquenazi, Alberto. Safety and tolerance of the rewalk<sup>tm</sup> exoskeleton suit for ambulation by people with complete spinal cord injury: a pilot study. *The journal of spinal cord medicine*, 35(2):96–101, 2012.