

بهینه‌سازی ساختار ربات اگزواسکلتون زانو

بیویا زعفرانلو^۱، علیرضا اکبرزاده توتونچی^۲

p.zaferanloo@gmail.com
ali_akbarzadeh_t@yahoo.com

محافظ برای بدن فرد می‌تواند در حمل و جابجایی بارها به آن فرد کمک کند را در زبان فارسی سختپوش انسانی^۳ می‌نامیم. ربات‌های توانبخش گونه خاصی از ربات‌های اگزواسکلتون می‌باشند که برای افزایش توان افرادی که در عضوی خاص از بدن خود دارای کم توانی هستند به کار می‌روند. این روبات‌ها می‌توانند برای اعضای مختلف بدن مانند دست، پا، کمر و ... مورد استفاده قرار گیرند. اولین اگزواسکلتون‌ها با اندام فعال در اوایل دهه ۱۹۶۰ و اوایل دهه ۷۰ در شرکت جنرال الکتریک و انسیتیو میه‌اچ‌لوپاپین در بلگراد ظهرور پیدا کردند. پژوهشی ساخت اگزواسکلتون هاردیمن در شرکت جنرال الکتریک به انجام رسید، این ربات یک اگزواسکلتون تمام تنه با وزن ۶۸ کیلوگرم بود که با یک سیستم دستوردهنده- فرمانبردار^۴ کنترل می‌شد[۲و۳].

دانشگاه تسوکوبا در ژاپن یک ابزار کمکی سبک وزن را توسعه داد که هال^۵ نامیده شد. در حال حاضر چندین ربات اگزواسکلتون پایین‌تنه دیگر برای کمک به افراد ناتوان در حال طراحی و توسعه است[۴-۷].

ربات روبونی^۶ که به وسیله‌ی شرکت یوبوتیکس تولید شد است، یک اندام کمکی برای زانو است که توانایی و استقامت فرد پوشنده را در طول راه رفتن ارتقاء می‌بخشد. این ربات از سنسورهای نیرو برای اندازه‌گیری نیروی عکس العمل زمین به پای انسان استفاده کرده و گشتوار مورد نیاز برای زانو را تخمین می‌زند.[۸-۱۰]. سیستم اگزواسکلتون پایین‌تنه تلاش می‌کند که قدرت و پایداری ربات‌های پیشرفتی را با هوشمندی، مهارت و ظرافت عامل انسانی در هم بیامیزد. در این مقاله ساختار یک روبات اگزواسکلتون توانبخش زانو بررسی شده و بعد بهینه روبات برای رسیدن به کمترین سرعت و گشتوار عملگر تعیین شده است. به طور خلاصه می‌توان گفت در این مقاله فهم دقیق و تا حد امکان ساده‌ای از یک اگزواسکلتون پایین‌تنه ارائه گردیده است و همچنین ساختار یک اگزواسکلتون با هدف توانبخشی افراد کم توان در ناحیه زانو را جهت انجام حرکت نشست و برخاست، راه رفتن و دویدن را بهینه می‌نماییم.

اولین گام در ساخت یک ربات، طراحی مکانیزم کلی آن و بیان یک توصیف ریاضی مبتنی بر فیزیک مسئله با استفاده از روش‌های علم مکانیک است. اما نکته‌ای که باید در نظر داشت این است که

² Human Exoskeleton

³ Master-Slave

⁴ Hybrid Assistive Leg

⁵ Roboknee

چکیده

هدف از این مقاله پیدا کردن ابعاد بهینه ربات اگزواسکلتون توانبخش زانو برای رسیدن به کمترین گشتاور و سرعت عملگر ربات می‌باشد. اگزواسکلتون (ربات پوشیدنی) رباتی است که به وسیله‌ی یک انسان پوشیده شده و ضمن ایجاد یک پوشش محافظ برای بدن فرد می‌تواند با افزایش قدرت و مقاومت عضلات، فرد را در حرکت‌ها، مانورها و همچنین حمل و جابجایی بارها کمک نماید. در این مطالعه قصد داریم ربات‌های پوشیدنی پایین‌تنه با محوریت مولفه‌های تاثیرگذار بر مفصل زانو را بررسی نماییم. بدین منظور ابتدا مطالعه جامعی بر بیومکانیک بدن انسان و مکانیک اندام که نقش اصلی را در انجام حرکات و مانورهای بدن در هنگام چرخه حرکت انسان به عهده دارند خواهیم داشت. در ادامه به حل معادلات سینماتیک ربات پرداخته و پارامترهای تاثیرگذار بر نیرو و سرعت عملگر را مشخص می‌نماییم. در پایان از طراحی آزمایشات بهره‌گرفته و با استفاده از روش تاگوچی، به بهینه سازی ساختار اگزواسکلتون می‌پردازیم.

واژه‌های کلیدی

اگزواسکلتون، توانبخشی، ربات پوشیدنی زانو، بهینه سازی، تاگوچی.

۱- مقدمه

در سال‌های اخیر اگزواسکلتون‌ها یا ربات‌های پوشیدنی کاربرد گسترده‌ای در زمینه‌های مختلف مانند پژوهشی، نظامی و ... پیدا کرده‌اند. اگزواسکلتون رباتی است که به وسیله‌ی یک انسان پوشیده شده و ضمن ایجاد یک پوشش محافظ برای بدن فرد می‌تواند با افزایش قدرت و مقاومت عضلات، فرد را در حرکت‌ها، مانورها و همچنین حمل و جابجایی بارها کمک نماید. هدف از اگزواسکلتون‌ها فائق آمدن بر محدودیت‌های ربات‌های چندپا با افزودن یک اپراتور انسانی به سیستم است. اگر مکانیزم ربات در خدمت عامل انسانی آن قرار گیرد توانمندی‌های فوق العاده پیشرفتی انسانی در درک محیط، مسیریابی و حفظ تعادل با توانمندی‌های مکانیکی ربات در هم می-

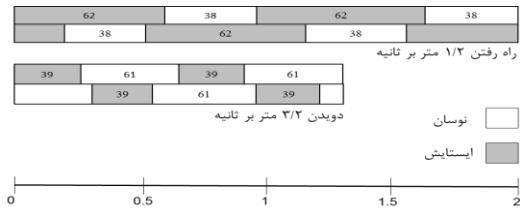
آمیزد و هم افزایی مناسبی را ایجاد می‌کند.

از لحاظ علمی واژه‌ی لاتین اگزواسکلتون^۱، به پوشش سخت بیرونی بدن حشرات و سخت پوستان اشاره می‌کند[۱]. بنابراین رباتی را که به وسیله‌ی یک انسان پوشیده شده و ضمن ایجاد یک پوشش

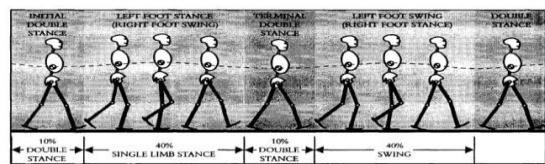
¹ Exoskeleton

گام کامل برای هر یک از دو پا است بنابراین دو "ایستایش" و دو "نوسان" در هر چرخه راه رفتن وجود دارد. برای افراد معمولی چرخه ی گام زدن برای هر دو پای چپ و راست متقارن است. توزیع زمانی معمول برای چرخه راه رفتن تقریباً به صورت ۶۰٪ ایستایش و ۴۰٪ نوسان است (شکل ۱) [۱۲و۱۳].

شکل ۲) عملکردهای پا در بازه‌های زمانی مختلف از هر فاز را نشان می‌دهد [۱۱-۱۴]. شکل ۳) عملکرد پا برای نشست و برخاست در بازه‌های زمانی مختلف را نشان می‌دهد [۱۵].



شکل ۱: سرعت‌های حالات مختلف گام زدن [۱۳].

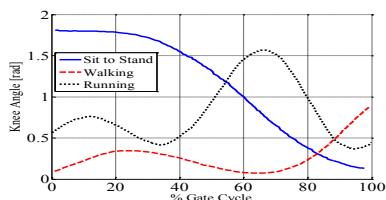


شکل ۲: چرخه ی گام زدن [۱۴].

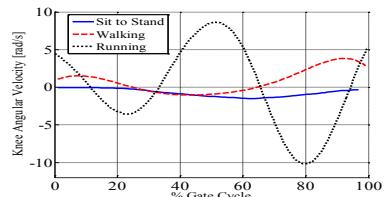


شکل ۳: چرخه ی نشست و برخاست [۱۵].

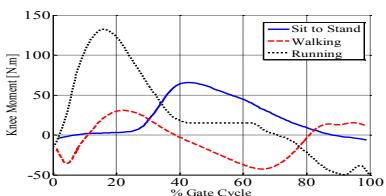
در شکل‌های ۴-۶) زاویه، سرعت زاویه‌ای، گشتاور زانو در چرخه‌های مختلف حرکت مشاهده می‌شود.



شکل ۴: تغییرات زاویه زانو در چرخه‌های مختلف حرکت [۱۳و۱۵].



شکل ۵: تغییرات سرعت زاویه‌ای زانو در چرخه‌های مختلف حرکت [۱۳و۱۵].



شکل ۶: تغییرات گشتاور وارده بر زانو در چرخه‌های مختلف حرکت [۱۳و۱۵].

این ربات بر خلاف سایر ربات‌ها باید در تماس مستقیم با بدن انسان بوده و به نحوی حرکات بدن انسان را در سریعترین زمان و کمترین خطای دنبال کند، بنابراین اولین قدم در طراحی چنین سیستمی، آشنایی کامل با بیومکانیک بدن انسان، آناتومی استخوان‌ها و عضلات، آناتومی سیستم حرکتی و مباحث علمی در مکانیک حرکتی بدن انسان است. در بخش دوم پارامترهای بیومکانیک زانو انسان در چرخه‌های حرکتی مختلف راه رفتن، دویدن و نشستن و برخاستن بررسی می‌شود.

در بخش سوم نیز یک اگزواسکلتون پایین‌تنه در کلی ترین حالت آن و با اجتناب از پرداختن به جزئیات طراحی ساخت افزاری و نرم افزاری آن و تنها با دید یک مکانیزم رباتیکی طراحی گردیده و با استفاده از روش‌های کلاسیک علم مکانیک و رباتیک از لحاظ دینامیکی مدل‌سازی شده است و روابط ریاضی لازم برای تحلیل چنین سیستمی استخراج گردیده است. در این بخش همچنین پارامترهای موثر بر سرعت و گشتاور عملگر مشخص شده‌اند. در پایان ساختار اگزواسکلتون پایین‌تنه با هدف توانبخشی افراد کم توان در ناحیه زانو جهت انجام حرکت نشست و برخاست، راه رفتن و دویدن بهینه می‌گردد. برای استخراج ابعاد بهینه از طراحی آزمایشات به روش تاگوچی بهره جسته‌ایم.

۲- چرخه ی حرکت

قبل از اینکه رباتی را طراحی کنیم که بتواند همراه یک فرد برود، مهم است که بدانیم راه رفتن خود انسان بدون دخالت ربات چگونه است، زیرا اگزواسکلتونی که طراحی می‌کنیم باید بتواند این اعمال را در حالی که به بدن فرد چسبیده است به همان صورت انجام دهد. به همین خاطر "راه رفتن" هنوز مهمترین معیار تست عملکردی است که برای طراحی اگزواسکلتون‌ها در نظر گرفته می‌شود.

راه رفتن و به طور کلی تر حرکت رو به جلو از دنبالهای تکراری از حرکات اندام تشکیل یافته است. در این حالت یک پا در هوا حرکت کرده و با تماس یافتن با زمین در قسمتی جلوتر از بدن قرار می‌گیرد، وزن بدن اندام انتقال یافته و سپس نقش دو پا در فرایند قبلی با یکدیگر جابجا می‌شوند. این فرایند، چرخه ی گام زدن^۱ نامیده می‌شود و "راه رفتن" از دنبالهای از "چرخه‌های گام زدن" تشکیل یافته است.

یک چرخه ی کامل را می‌توان بازه‌ی بین دو تماس پاشنه در یک پا در نظر گرفت. در بعضی از مراجع از لغت "پیشروی" برای نشان دادن این بازه استفاده می‌کنند. بازه‌ی بین دو تماس پاشنه ی پی در بی دو پای مخالف را "گام" می‌نامیم، هر "پیشروی" از دو "گام" تشکیل یافته است [۱۱و۱۲].

فرایند گام زدن را به بخش‌هایی که از لحاظ عملکردی کاملاً مجزا هستند تقسیم می‌کنیم. به هر کدام از این بخش‌ها یک فاز می‌گوییم. اولین گام بازه‌ی بین تماس پاشنه و لحظه‌ای است که همان پا در هوا "نوسان" می‌کند. چون یک چرخه راه رفتن متشكل از دو

¹ gait cycle (GC)

که در آن (L) طول بال اسکرو، (i) نسبت تبدیل تسمه و پولی، (p) گام بال اسکرو، (F) نیروی بال اسکرو، (η_{tot}) کارایی کل سیستم شامل بال اسکرو و تسمه پولی می‌باشد. گام بال اسکرو برابر ۵ میلی-متر می‌باشد.

۴- طراحی آزمایشات^۱

روش‌های مهم و پر کاربرد در طراحی آزمایشات را می‌توان در دو گروه اصلی طرح‌های کامل^۲ و طرح‌های کسری مورد بررسی قرار داد. طرح عاملی کسری، مانند طرح تاگوچی^۳، فقط بخشی از مجموع ترکیب‌های ممکن برای آزمایشات را استفاده می‌کنند. بدین ترتیب با انجام تعداد محدودی آزمایش، اطلاعات وسیعی از فرآیند مورد بررسی و اثرات متقابل پارامترهای اصلی آن را می‌توان بدست آورده. رویکرد تاگوچی از جمله روش‌های کارآمد عاملی کسری است که امکان ارزیابی تأثیر پارامترهای فرآیند و تعیین سطوح بهینه آنها را فراهم می‌کند^[۱۶].

در تحقیق حاضر، طول‌های a_1 ، a_2 ، b_1 ، b_2 ، i در جدول(۱) به عنوان متغیرهای ورودی انتخاب شده‌اند. برای به دست آوردن بازه حدود بالا و پایین مناسب تغییرات پارامترهای کنترلی یک سری آزمایشات اولیه انجام گرفت. با توجه به این آزمایشات و محدودیت‌های ساخت، نهایتاً مقادیر گزارش شده در جدول(۲) به عنوان سطوح هر فاکتور در نظر گرفته شدند. همچنین سرعت و گشتاور مورد نیاز برای موتور عملکرگ بر عنوان دو خروجی آزمایش در نظر گرفته شده‌اند که باید کمینه گرددند.

جدول ۱ : فاکتورها و تعاریف‌شان

	تعريف	فاکتور
فاصله عمود محل اتصال عملکرگ اگزواسکلتون با راستای ران با	a_1	
فاصله عمود محل اتصال عملکرگ اگزواسکلتون با راستای ساق پا	a_2	
تصویر فاصله محل اتصال عملکرگ اگزواسکلتون تا زانو در راستای ران با	b_1	
تصویر فاصله محل اتصال عملکرگ اگزواسکلتون تا زانو در راستای ساق پا	b_2	
نسبت تبدیل تسمه و پولی	i	

جدول ۲ : فاکتورها و سطوح مورد ارزیابی

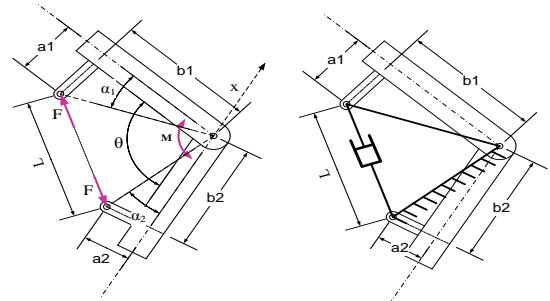
سطوح				واحد	فاکتور
۴	۳	۲	۱		
۱۵	۱۰	۵	۰	سانتیمتر	a_1
۱۵	۱۰	۵	۰	سانتیمتر	a_2
۴۰	۳۰	۲۰	۱۰	سانتیمتر	b_1
۳۵	۲۵	۱۵	۵	سانتیمتر	b_2
۲	۱/۵	۱	۰/۵	-	i

در این آزمایش برای رسیدن به نقاط بهینه ساختار اگزو از طراحی آزمایشات و الگوریتم تاگوچی استفاده کردایم به این نحو که پنج فاکتور، چهار سطحی تعریف نموده‌ایم. بنابراین برای انجام آزمایشات با تمام حالات ممکن احتیاج به انجام^۴ یا به عبارتی

۳- ساختار اگزواسکلتون (ربات پوشیدنی)
همان طور که گفته شد، هدف از این مقاله بهینه‌سازی ابعاد یک ربات توان‌بخش زانو با ساختاری مشابه روبونی می‌باشد. نمونه ساخته شده از روبونی و مدل سه بعدی آن در شکل(۷) مشاهده می‌شود. در این ربات حرکت دورانی موتور توسط تسمه و پولی به یک بال اسکرو منتقل شده و به حرکت خطی تبدیل می‌شود. همچنین عملکرگ یا موتور آن نیز در پشت پا قرار داده می‌شود. تصویر شماتیک اگزواسکلتون پایین‌نه به همراه لینک‌هایش در شکل(۸) دیده می‌شود^[۸].



شکل ۷: روبون^[۸].



شکل ۸: مکانیزم چهار میله معادل مدل پا و اگزواسکلتون

در این بخش هدف بدست آوردن سرعت زاویه‌ای (ω) و گشتاور(τ) مورد نیاز موتور با توجه به گشتاور مورد نیاز زانو(M)، زاویه زانو(θ) و سرعت زاویه‌ای زانو($\dot{\theta}$) می‌باشد. برای این کار با توجه به هندسه اگزواسکلتون (شکل ۸) روابط زیر را داریم:

$$h_1 = \sqrt{a_1^2 + b_1^2} \quad (1)$$

$$h_2 = \sqrt{a_2^2 + b_2^2} \quad (2)$$

$$\alpha_1 = \text{Arctan} \frac{a_1}{b_1} \quad (3)$$

$$\alpha_2 = \text{Arctan} \frac{a_2}{b_2} \quad (4)$$

$$\theta_r = \theta - (\alpha_1 + \alpha_2) \quad (5)$$

$$L = \sqrt{h_1^2 + h_2^2 - 2h_1h_2 \times \cos\theta_r} \quad (6)$$

$$\dot{L} = \frac{(h_1 \times h_2 \times \dot{\theta} \times \sin\theta_r)}{L} \quad (7)$$

$$\omega = 2\pi \times \dot{L} \times \frac{i}{p} \quad (8)$$

$$F = \frac{M \times L}{h_1 \times h_2 \times \sin\theta_r} \quad (9)$$

$$\tau = \frac{F \times p}{2\pi \times \eta_{tot} \times i} \quad (10)$$

¹ Design of Experiments

² Full Factorial

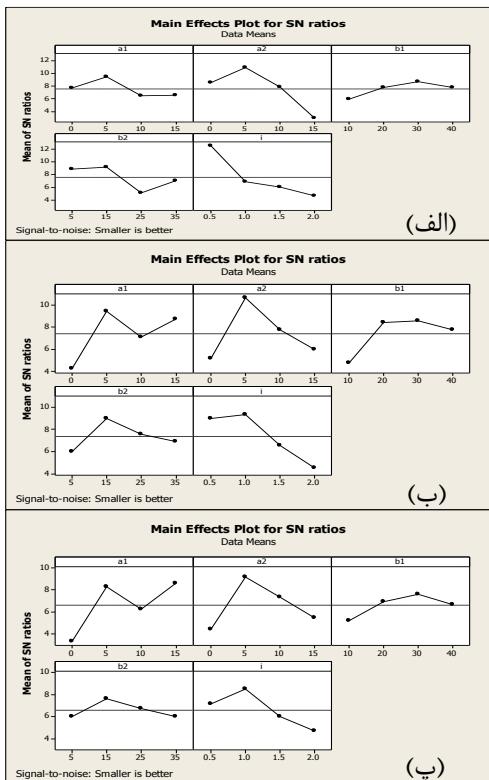
³ Taguchi

۰/۳۴	۰/۲۶	۰/۰۸	۲۳۵۹	۱/۰۶	۲/۰	۵	۳۰	۵	۱۵	۱۴
۰/۲۶	۰/۲۳	۰/۰۳	۲۰۶۳	۰/۰۹	۰/۵	۳۵	۲۰	۱۰	۱۵	۱۵
۱/۳۶	۰/۳۶	۱/۰	۳۱۹۵	۱۵/۷۸	۱/۰	۲۵	۱۰	۱۵	۱۵	۱۶

برای تحلیل نتایج از بررسی نسبت سیگنال به نویز استفاده می‌شود. نسبت سیگنال به نویز^۲ نشان دهنده حساسیت مشخصه‌ی کیفی مورد بررسی به فاکتورهای خارجی اثرگذار و غیرقابل کنترل (فاکتورهای اغتشاشی) در یک فرآیند کنترل شده می‌باشد. در هر آزمایش، با توجه به شکل توابع زیان، برای ایجاد بهترین شرایط همواره بزرگترین مقدار عددی نسبت سیگنال به نویز مطلوب است[۱۷]. مقدار سیگنال به نویز بالا نشان دهنده این است که اثر پارامترهای قابل کنترل بیشتر از اثر پارامترهای غیرقابل کنترل و یا پارامترهای اغتشاشی است. بنابراین، پس از محاسبه مقدار تابع زیان برای هر خروجی با استفاده از رابطه‌ی (۱۴) مقدار سیگنال به نویز کل محاسبه می‌شود:

$$SN = -10 \times Log(L_i) \quad (14)$$

یکی از مزیت‌های روش سیگنال به نویز، امکان تعیین سطوح بهینه و میزان تاثیرگذاری هر پارامتر است. در نمودار تحلیل سیگنال به نویز، سطح دارای بالاترین مقدار متوسط سیگنال به نویز معادل بهترین سطح برای فاکتور مربوطه است.



شکل ۹: نمودار نسبت سیگنال به نویز برای حالات مختلف حرکت:
(الف) نشست و برخاست (ب) راه رفتن (پ) دویدن

به عنوان نمونه برای حالت نشست و برخاست، با توجه به شکل (۹-الف) مشاهده می‌شود که بیشترین مقدار سیگنال به نویز برای پارامتر a_1 در سطح دوم، برای پارامتر a_2 در سطح دوم، برای

۱۰۲۴ آزمایش است که این مسئله هزینه بر و زمان برخواهد بود.اما با استفاده از طرح تاگوچی، این تعداد به ۱۶ آزمایش (L₁₆) کاهش یافته است.

۵- انجام آزمایشات و تحلیل نتایج

هدف از این بخش، بررسی میزان و نحوه تاثیر پارامترهای ورودی بر خروجی‌های مدنظر و تعیین سطوح بهینه هر پارامتر به منظور اخذ خروجی‌های مطلوب است. در روش تاگوچی برای تعیین سطوح بهینه پارامترهای کنترلی از یک تابع زیان^۱ استفاده می‌شود. این تابع با توجه به شرایط مسئله دارای حالت‌های مختلف است.
در حالت حاضر، مقدار کوچک‌تر بهترین است، بنابراین برای محاسبه تابع زیان از رابطه (۱۱) استفاده می‌شود.

$$L_i = \frac{1}{n} \sum (y_i)^2 \quad (11)$$

در رابطه فوق، n تعداد تکرارهای هر آزمایش و y_i خروجی‌های اندازه‌گیری شده در هر مرتبه تکرار آزمایش است. به دلیل اینکه در این تحقیق هر آزمایش فقط یکبار انجام شده است، مقدار n معادل یک است. بنابراین در اینجا داریم:

$$L_i = y^2 \quad (12)$$

همانطور که پیش‌تر گفته شد در این آزمایش سرعت و گشتاور موتور عملگر به عنوان خروجی در نظر گرفته شده‌اند. اما همانطور که در جدول (۳) مشاهده می‌شود، بازه تغییرات گشتاور از مرتبه ۱۰ و بازه تغییرات سرعت از مرتبه ۱۰^۳ می‌باشد. بنابراین برای یکسان‌سازی بازه تغییرات ابتدا هر کدام از خروجی‌ها را نرمالیز کرده و سپس مطابق رابطه (۱۳) مجموع خروجی‌های نرمال شده به عنوان خروجی نهایی (Y) در نظر گرفته می‌شود.

$$Y = \frac{\tau}{\tau_{max}} + \frac{\omega}{\omega_{max}} \quad (13)$$

به عنوان نمونه جدول (۳) طراحی آزمایشات به روش تاگوچی برای حالت نشستن و برخاستن را نشان می‌دهد.

جدول ۳: طراحی آزمایشات به روش تاگوچی برای حالت نشست و برخاست

Y	$\frac{\omega}{\omega_{max}}$	$\frac{\tau}{\tau_{max}}$	ω	τ	ξ	b ₂	b ₁	a ₂	a ₁	جدول تاگوچی
۰/۲۱	۰/۰۳	۰/۱۸	۲۸۹/۶	۲/۸۶	۰/۵	۵	۱۰	۰	۰	1
۰/۲۵	۰/۲۲	۰/۰۳	۱۹۱۸	۰/۴۵	۱/۰	۱۵	۲۰	۵	۰	2
۰/۵۵	۰/۵۴	۰/۰۱	۴۷۸۸	۰/۱۸	۱/۵	۲۵	۳۰	۱۰	۰	3
۱/۰۱	۱	۰/۰۱	۸۸۹۵	۰/۱	۲/۰	۳۵	۴۰	۱۵	۰	4
۰/۵۴	۰/۵۳	۰/۰۱	۴۷۱۲	۰/۱۸	۲/۰	۲۵	۲۰	۰	۵	5
۰/۳۴	۰/۳۲	۰/۰۲	۲۸۷۹	۰/۳۷	۱/۵	۳۵	۱۰	۵	۵	6
۰/۲۹	۰/۲۲	۰/۰۷	۱۹۴۴	۱/۱۸	۱/۰	۵	۴۰	۱۰	۵	7
۰/۲۴	۰/۲	۰/۰۴	۱۷۶۰	۰/۵۸	۰/۵	۱۵	۳۰	۱۵	۵	8
۰/۴۲	۰/۴۱	۰/۰۱	۳۶۲۵	۰/۱۴	۱/۰	۳۵	۳۰	۰	۱۰	9
۰/۲۳	۰/۲	۰/۰۳	۱۷۸۴	۰/۵	۰/۵	۲۵	۴۰	۵	۱۰	10
۰/۶۴	۰/۵۷	۰/۰۷	۵۰۲۲	۱/۱۲	۲/۰	۱۵	۱۰	۱۰	۱۰	11
۰/۷۹	۰/۴۶	۰/۰۳	۴۱۲۸	۵/۲۵	۱/۵	۵	۲۰	۱۵	۱۰	12
۰/۴۰	۰/۳۸	۰/۰۲	۳۴۱۸	۰/۲۷	۱/۵	۱۵	۴۰	۰	۱۵	13

¹ Loss function

² Signal to Noise Ratio (S/N)

یک از پارامترهای ورودی به صورت مجزا تعریف می‌شود که برابر تعداد سطوح آن منهای یک است. همچنین درجه آزادی کل، برابر تعداد آزمایش‌ها منهای یک و درجه آزادی خطای نیز برابر تفاضل درجه آزادی کل و مجموع درجات آزادی فاکتورها است. ستون سوم این جدول معادل مجموع مربعات^۳ (SS) نسبت سیگنال به نویز برای هر فاکتور است. مجموع این مقادیر نیز معادل مجموع مربعات کل^۴ (SST) است. با توجه به تعداد سطوح هر فاکتور و تعداد کل آزمایشات، مشخص می‌شود درجه آزادی خطای و همچنین میانگین مربعات آن (MS_{error}), برابر صفر است. حال می‌توان با استفاده از این مقادیر و رابطه^(۵)، درصد تاثیر هر فاکتور (E%) بر خروجی را محاسبه نمود[۱۶].

$$E(\%) = \frac{SS_i - (DOF_i \times MS_{error})}{SST} \quad (5)$$

جدول ۴ : نتایج حاصل از تحلیل واریانس برای نشت و برخاست

Mجموع مربعات S/N	درجه آزادی	فاکتور
۲۲/۶۶۸	۳	a ₁
۱۳۴/۷۳۷	۳	a ₂
۱۵/۶۰۴	۳	b ₁
۴۲/۰۱۴	۳	b ₂
۱۴۳/۲۰۷	۳	i
۳۵۸/۲۳۰	۱۵	مجموع

جدول ۵ : نتایج حاصل از تحلیل واریانس برای راه رفتن

Mجموع مربعات S/N	درجه آزادی	فاکتور
۶۲/۸۲۹	۳	a ₁
۶۹/۹۲۷	۳	a ₂
۳۷/۴۶۶	۳	b ₁
۱۸/۸۴۷	۳	b ₂
۶۱/۲۶۶	۳	i
۲۵۰/۳۳۵	۱۵	مجموع

جدول ۶ : نتایج حاصل از تحلیل واریانس برای دویدن

Mجموع مربعات S/N	درجه آزادی	فاکتور
۷۰/۰۰۲	۳	a ₁
۵۲/۳۵۶	۳	a ₂
۱۲/۳۸۴	۳	b ₁
۷/۴۷۱	۳	b ₂
۳۱/۶۶۴	۳	i
۱۷۳/۸۷۷	۱۵	مجموع

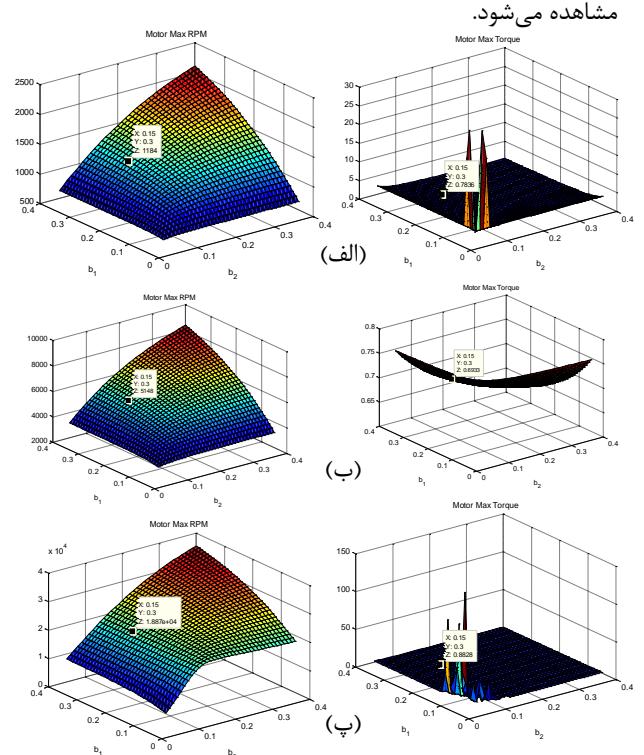
نمودارهای میزان تاثیر هر فاکتور در شکل(۱۱) مشاهده می‌شود.

پارامتر b₁ در سطح سوم، برای پارامتر b₂ در سطح دوم و برای پارامتر i در سطح اول حاصل شده است. بنابراین در حالت نشت و برخاست مقدار بهینه پارامتر a₁ برابر ۵ میلی‌متر، مقدار بهینه پارامتر a₂ برابر ۵ میلی‌متر، مقدار بهینه پارامتر b₁ برابر ۵ میلی‌متر، مقدار بهینه پارامتر b₂ برابر ۵ میلی‌متر و مقدار بهینه پارامتر i برابر ۵ میلی‌متر می‌باشد. مقادیر بهینه پارامترها برای دو حالت راه رفتن و دویدن نیز به همین صورت محاسبه شده و در جدول(۴) گردآوری شده است.

جدول ۴ : مقادیر بهینه پارامترهای ورودی برای چرخه‌های حرکت

پارامتر ورودی	واحد	دویدن	راه رفتن	نشست و برخاست
a ₁	cm	۱۵	۵	۵
a ₂	cm	۵	۵	۵
b ₁	cm	۳۰	۳۰	۳۰
b ₂	cm	۱۵	۱۵	۱۵
i	-	۱	۱	۰/۵

شکل(۱۰) مقادیر سرعت و گشتاور بر حسب تغییرات b₁ و b₂ که با توجه به سطوح بهینه و برای حالات مختلف حرکت بدست آمده‌اند، مشاهده می‌شود.



شکل ۱۰ : مقادیر سرعت و گشتاور بهینه شده برای حالات حرکت:

(الف) نشت و برخاست (ب) راه رفتن (پ) دویدن

یکی دیگر از مزایای استفاده از تحلیل سیگنال به نویز، محاسبه میزان تاثیرگذاری هر فاکتور در خروجی موردنظر طبق رابطه^(۵) است[۱۶]. بدین منظور از نتایج حاصل از تحلیل واریانس^۱ داده‌های جداول(۴-۶) استفاده می‌شود. در این جدول، درجه آزادی^۲ برای هر

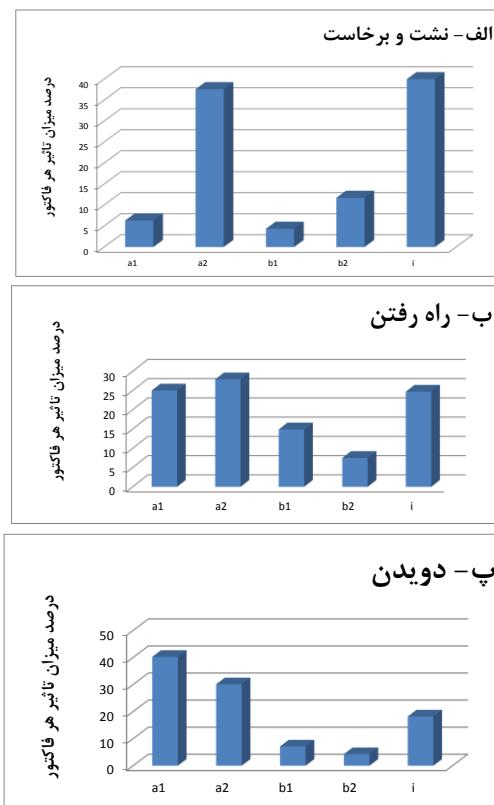
^۳ Sum of Square

^۴ Total Sum of Square

^۱ Analyse of Variance (ANOVA)

^۲ Degree of Freedom (DOF)

- [4] K. Yamamoto, K. Hyodo, M. Ishii, T. Matsuo, "Development of Power Assisting Suit for Assisting Nurse Labor," JSME International Journal Series C., vol. 45, no. 3, Sept. 2002.
- [5] H. Kawamoto, Y. Sankai, "Power Assist System HAL-3 for Gait Disorder Person," Lecture Notes in Computer Science (LNCS), vol. 2398, Proceedings of the Eighth International Con. on Computers Helping People with Special Needs (ICCHP), Berlin, Germany, 2002.
- [6] Y. Mori, K. Takayama, T. Nakamura, "Development of Straight Style Transfer Equipment for Lower Limbs Disabled," Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), vol. 3, pp. 2486-2491, New Orleans, Louisiana, May 2004.
- [7] D. Johnson, D. Repperger, G. Thompson, "Development of a Mobility Assist for the Paralyzed, Amputee, and Spastic Patient," Proceedings of the Fifteenth Southern Biomedical Engineering Conference, IEEE, pp. 67-70, Dayton, Ohio, Mar. 1996.
- [8] J. Pratt, B. Krupp, C. Morse, S. Collins, "The RoboKnee : An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance during Walking," Proceedings of the IEEE Int. Conference on Robotics and Automation (ICRA), v3, pp. 2430-2435, New Orleans, Louisiana, May 2004.
- [9] K. Naruse, S. Kawai, H. Yokoi, Y. Kakazu, "Design of Compact and Lightweight Wearable Power Assist Device." Proceedings of ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition (IMECE), Washington D.C., Nov. 2003.
- [10] D. Ferris, J. Czerniecki, B. Hannaford, "An Ankle-Foot Orthosis Powered by Artificial Muscles," Proceedings of the 25th Meeting of the American Society of Biomechanics, San Diego, California, Aug. 2001.
- [11] J. Perry, "Gait Analysis," Thorofare, NJ: SLACK Incorporated, 1992.
- [12] J. Rose, J. Gamble, "Human Walking," 2nd Edition, Williams and Wilkins, Baltimore, Maryland, 1994.
- [13] T. F. Novacheck, "The Biomechanics of running" Gait and Posture 7 (1998) 77-95.
- [14] D. Popovic and T. Sinkjaer, Control of Movement for the Physically Disabled. London, England: Springer, 2000.
- [15] M. E. Roebroeck, C. A. M. Doorenbosch, J. Harlaar, R. Jacobs, G. J. Lankhorst, " Biomechanics and Muscular Activity during sit-to-stand Transfer" 1994 ; 9: 235-244.
- [16] D. Antoniou, Design of Analysis of Experiment, 5th edition, pp. 230-235, John wiley and sons, United States of America, 2001.
- [17] M. Roodi, H. Amirabadi, Magnetic abrasive finishing of AISI 4140 steel, Modares Mechanical Engineering, Vol. 13, No. 9, pp. 38-46, 2013. (In Persian)



شکل ۱۱ : مقادیر میزان تاثیر هر فاکتور برای حالات مختلف حرکت:
(الف) نشست و برخاست (ب) راه رفتن (پ) دویدن

۶- نتیجه‌گیری و جمع‌بندی

در این مقاله به بهینه‌سازی ابعاد یک روبات اگزواسکلتون توانبخش زانو در چرخه‌های مختلف حرکت انسان پرداخته شده است. بدین منظور ابتدا چرخه‌های مختلف حرکتی در نشستن و برخاستن، راه رفتن و دویدن بررسی شده و سپس با استخراج معادلات سینماتیکی روبات ابعاد بهینه آن بگونه‌ای تعیین شده است که سرعت و گشتاور مورد نیاز برای عملگر روبات کمینه باشد. با توجه به تعداد زیاد پارامترهای تاثیرگذار بر عملکرد روبات و مقادیر متنوعی که این پارامترها می‌توانند به خود بگیرند، برای انجام بهینه‌سازی از روش تاگوچی و آنالیز نسبت سیگنال به نویز استفاده شده است که در آن با بی‌بعد سازی و تجمیع خروجی‌ها یک آنالیز تک متغیره صورت گرفته است. نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهند که روش مورد استفاده توانسته است به خوبی ابعاد بهینه روبات برای رسیدن به کمترین سرعت و گشتاور مورد نیاز عملگر را پیدا کند.

مراجع

- [1] <http://bleex.me.berkeley.edu/>
- [2] A. B. Zoss, H. Kazerooni, Andrew Chu "On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)," IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2005
- [3] M. Vukobratovic, D. Hristic, Z. Stojiljkovic, "Development of Active Anthropomorphic Exoskeletons." Medical and Biological Engineering, pp. 66-80, Jan. 1974.