

An Investigation of Dynamic Behavior of a Pointed-Mass Convex-Sole Biped Walker with and without a Passive Controller

Ghafouri, Fatemeh¹ / Honarvar, Mohammad Hadi^{2*} / Jalili, Mohammad Mahdi³

¹ - M.Sc. Student, Mechanical Engineering Department, Yazd University, Yazd, Iran

² - Assistant Professor, Mechanical Engineering Department, Yazd University, Yazd, Iran

³ - Associate Professor, Mechanical Engineering Department, Yazd University, Yazd, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/IJBME.2020.111036.1506

Received: 16 July 2019

Revised: 1 January 2020

Accepted: 10 January 2020

KEYWORDS

Gait Cycle

Passive Dynamic Element

Energy Consumption

Optimization

ABSTRACT

Minimizing the energy expenditure as well as structure's size and weight is very important in biped walking robots. To achieve this target, a passive controller, which is a combination of spring and linear damper, is added to a biped walker. The important specification of the studied walker is that it has two convex soles at the end of the legs as feet, which is jointed to body with a passive revolute joint. Contact point moves on a sole curve. To reduce system's dynamic complexity, pointed mass approach is used. The main purpose of this research is studying the dynamical behavior of this underactuated walker before and after adding controller. In the first step, a model based on developed pointed mass model is offered and analyzed by adding two rigid convex soles as feet and passive revolute joint as ankle. To make leg length changes during walking, an active dynamic element is used. Next, a passive controller or dynamic element is used with the active one to reduce active element role during movement. Particle swarm optimization method is used to minimize this role by calculating optimized passive element parameters. The results show using the combination of optimized passive and active dynamic elements, the amount of energy consumption is decreased significantly. As a result, we can use a much smaller active element with less power to walk. Also using a passive dynamic element practically improves mechanical specifications of the structure such as dimensions and weight as well as providing simple use for users.

***Corresponding Author**

Address Mechanical Engineering Department, Yazd University, Yazd, Iran

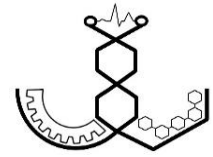
Postal Code 11365-9567

Tel +98-35-31232506

E-Mail hadihonarvar@yazd.ac.ir

Fax +98-35-38212781





بررسی اثرات دینامیکی افزودن کنترل کننده غیرفعال به یک راه روندهی دوپا با جرم متمرکز و منحنی محدب کف پا

غفوری، فاطمه^۱ / هنرور، محمدهادی^{۲*} / جلیلی، محمدمهدی^۳

- ^۱ - دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، گروه طراحی کاربردی، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران
- ^۲ - استادیار، گروه طراحی کاربردی، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران
- ^۳ - دانشیار، گروه طراحی کاربردی، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/IJBME.2020.111036.1506

پذیرش: ۲۰ دی ۱۳۹۸

بازنگری: ۱۱ دی ۱۳۹۸

ثبت در سامانه: ۲۵ تیر ۱۳۹۸

چکیده

واژه‌های کلیدی

کمینه کردن مقدار انرژی مصرفی و وزن سازه در ربات‌های راه روندهی دوپا اهمیت ویژه‌ای دارد. در این پژوهش، به منظور برآورده کردن این دو خواسته، یک کنترل کننده غیرفعال متداول که از ترکیب فنر و میراگر خطی تشکیل شده به یک راه روندهی دوپا اضافه شده است. ویژگی مهم راه روندهی مورد بررسی، دارا بودن عضوی مستقل به عنوان کف پا در هر عضو حرکتی بوده که بدون محرک به اندام مفصل شده و دارای تماس نقطه‌ای با زمین است. نقطه‌ی تماس روی این منحنی دل‌خواه متغیر است. برای کاهش پیچیدگی‌های دینامیکی این سیستم از رویکرد جرم نقطه‌ای استفاده شده است. در این پژوهش رفتار دینامیکی این راه روندهی کم تحریک، قبل و بعد از افزودن کنترل کننده مورد تحلیل قرار گرفته است. در گام اول، مدلی مبتنی بر جرم متمرکز توسعه یافته با اضافه نمودن دو منحنی محدب صلب به عنوان کف پا و مفصل لولایی غیرفعال به عنوان مچ پا ارائه شده است. برای ایجاد تغییر طول مورد نیاز پا در هنگام گام‌برداری، از عامل دینامیکی فعال استفاده شده است. در مرحله‌ی بعد، کنترل کننده و یا عامل دینامیکی غیرفعال در کنار عامل دینامیکی فعال به کار گرفته شده تا از میزان دخالت عامل فعال در طول حرکت کاسته شود. برای به حداقل رساندن این میزان دخالت، بهینه‌سازی پارامترهای طراحی عامل دینامیکی غیرفعال به روش ازدحام ذرات انجام شده و مقدار بهینه‌ی آن‌ها به دست آمده است. نتایج نشان می‌دهد که با ترکیب عامل دینامیکی فعال و غیرفعال بهینه، مقدار مصرف انرژی بسیار کاهش پیدا کرده و در نتیجه می‌توان از محرک فعال بسیار کوچک‌تر و با توان کم‌تر برای پیمودن مسیر مورد نظر استفاده نمود. هم‌چنین استفاده از عامل دینامیکی غیرفعال در عمل کمک قابل توجهی به بهبود شرایط مکانیکی سازه از جمله ابعاد و وزن می‌کند و در مجموع سادگی استفاده برای کاربر را بهبود می‌بخشد.

سیکل راه رفتن

عامل دینامیکی غیرفعال

انرژی مصرفی

بهینه‌سازی

*نویسنده‌ی مسئول

نشانی گروه طراحی کاربردی، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران

تلفن +۹۸-۳۵-۳۱۲۲۲۵۰۶

۱۱۳۶۵-۹۵۶۷

دورنگار +۹۸-۳۵-۳۸۲۱۲۷۸۱

hadihonavar@yazd.ac.ir

پست الکترونیک



۱- مقدمه

ابزار کمک‌حرکتی متصل به بدن مانند ارتزها، برون‌پوش‌ها، ربات‌های کمکی (برای راه رفتن) و پروتزها (برای افرادی که قسمتی یا تمام اندام حرکتی خود را از دست داده‌اند) به افرادی که در اجرای سیکل راه رفتن مشکلات جزئی یا کلی دارند کمک شایانی کرده است. هر یک از این ابزارها را می‌توان به صورتی طراحی کرد که به محرک فعال و یا غیرفعال برای حرکت نیاز داشته باشند. یکی از چالش‌های موجود در استفاده از ابزارهایی که به محرک فعال نیاز دارند، مقدار انرژی مصرفی آن‌ها و نحوه‌ی تامین این انرژی است. در مواردی که ایجاد یا پشتیبانی از راه رفتن فرد در دامنه‌ی گسترده‌ای از حرکت هدف قرار گرفته باشد، تامین انرژی مصرفی بسیار جدی بوده و کاهش جزئی آن نیز می‌تواند بسیار تاثیرگذار باشد. در تحلیل‌های انجام شده در زمینه‌ی وسایل کمکی برای راه رفتن با عامل‌های^۲ غیرفعال، عاملی مانند فنر کاربردهای فراوانی دارد. از آن‌جا که این عامل قادر است در زمان فشرده شدن انرژی ورودی را ذخیره کرده و در زمان افزایش طول، انرژی ذخیره شده را به سیستم بازگرداند، می‌توان از این عامل به منظور ذخیره‌ی انرژی در زمان مناسب و بهره‌برداری از انرژی ذخیره شده در موقعیت مورد نیاز استفاده نمود. به علاوه، یکی از روش‌های کاهش انرژی مصرفی محرک فعال در سیستم‌های حرکتی، استفاده‌ی هم‌زمان محرک فعال و غیرفعال در کنار یکدیگر است. از این‌گونه عامل‌ها می‌توان برای مدل‌سازی سیکل راه رفتن و ساخت وسایل مناسب برای کمک به افراد در انجام این حرکت استفاده کرد. نحوه‌ی ذخیره‌سازی و کاهش مقدار انرژی مصرفی در سیکل راه رفتن، در مقالات [۱، ۲] توضیح داده شده است. از جمله پژوهش‌هایی که در آن از عامل‌های فعال کمک گرفته شده است، می‌توان به پژوهش رومل و سیفارت اشاره کرد [۳]. در این مقاله با توجه به اهمیت پایداری بالاتنه‌ی انسان در طول راه رفتن، که مانند یک آونگ معکوس روی نقطه‌ی محرک هیپ در نظر گرفته می‌شود، به منظور ایجاد ممان مناسب در حفظ پایداری، از عامل غیرفعال در کنار عامل فعال در محل مفصل هیپ استفاده شده است. میگلور و هم‌کارانش با توجه به اهمیت دو پارامتر مقدار مصرف انرژی و پایداری در هنگام راه رفتن، مدلی برای مفصل هیپ و زانوی پای تاب طراحی کردند که بتواند ضمن کاهش مقدار مصرف انرژی، پایداری سیستم را افزایش دهد [۴]. به علاوه، مکانیسمی نیز برای مچ پا در نظر گرفته شده و با استفاده از آن، نحوه‌ی برخورد کف پا با زمین و مقدار مصرف انرژی مورد بررسی قرار گرفته است [۵، ۶]. با در

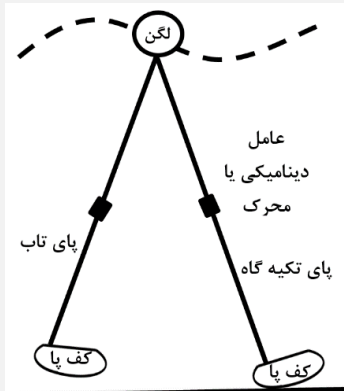
نظر گرفتن عامل غیرفعال در مفصل مچ، سعی شده است تا مقدار میانگین سفتی مچ پا محاسبه شود [۷، ۸]. اندو و هم‌کارانش مفصل هیپ، زانو و مچ پا و هم‌چنین ران و ساق پا را با استفاده از عامل‌ها غیرفعال و کلاچ مدل کرده و مقدار مصرف انرژی این مدل را مورد بررسی قرار دادند [۹].

از آن‌جا که سازه‌های غیرفعال نسبت به سازه‌های فعال دارای وزن کم‌تر، پیچیدگی‌های الکترونیکی کم‌تر و ارزان‌تر هستند، مورد استقبال بیش‌تری قرار می‌گیرند [۱۰]. به همین منظور، ارتزهای غیرفعالی برای مچ پا طراحی و ساخته شده تا وزن سازه و مقدار انرژی مصرفی را کاهش دهند [۱۱، ۱۲]. هم‌چنین، اسپوزیتو ارتز غیرفعالی ساخته و آن را با نمونه‌ی فعال آن مقایسه کرد [۱۳]. نتایج نشان داد که در هنگام استفاده از ارتز غیرفعال، انرژی در سیستم ذخیره شده و در زمان مورد نیاز به سیستم بازگردانده می‌شود تا راه رفتن بهبود یابد. در این مقایسه مشاهده شد که ارتز غیرفعال نمی‌تواند حرکت پلنتر فلکسور را در هنگام راه رفتن انجام دهد. برای انجام این حرکت در سیکل راه رفتن، ارتزهای دیگری طراحی و ساخته شده است [۱۰، ۱۴، ۱۵]. به علاوه، گرین و هم‌کارانش یک ربات برون‌پوش غیرفعال با دو درجه‌ی آزادی در محل مچ و انگشتان پا طراحی کرده تا مقدار مصرف انرژی را کاهش دهد [۱۶]. به منظور کاهش وزن و کاهش مقدار مصرف انرژی، شیملز و هم‌کارانش یک پروتز غیرفعال دو درجه‌ی آزادی طراحی کردند [۱۷]. با توجه به این که لگن نقش مهمی در تعادل فرد هنگام گام‌برداری دارد، مختاریان و هم‌کارانش وسیله‌ی توان‌بخشی غیرفعالی را برای کنترل لگن افراد ناتوان در راه رفتن طراحی کردند [۱۸]. هم‌چنین، هیراتا و هم‌کارانش با کمک گرفتن از عامل‌های غیرفعال، واگری طراحی کردند که می‌تواند به افراد نابینا، معلول و مسن در راه رفتن کمک کند [۱۹]. ولینت برای مصرف انرژی کم‌تر در هنگام حمل و جابه‌جایی بسته‌های سنگین، برون‌پوش نیمه‌فعالی را طراحی کرده که در مفصل لگن و مچ پا از عامل فنر و در مفصل زانو از عاملی به عنوان میراگر استفاده کرده است [۲۰]. برای کمک به سربازان در جنگ به منظور کاهش انرژی مصرفی و خستگی در هنگام راه رفتن و حمل بار، برون‌پوش‌های فعالی طراحی و ساخته شده است، اما با توجه به سنگین بودن و مصرف انرژی بالای آن‌ها، کرن و اور از فنر و کلاچ در طراحی این برون‌پوش‌ها استفاده کرده تا وزن این سازه را کاهش دهند. آن‌ها برای به حداقل رساندن مقدار مصرف انرژی، پارامترهای این فنر و کلاچ را با کمک گرفتن از الگوریتم‌های بهینه‌سازی بهینه کردند [۲۱]. فولز به منظور

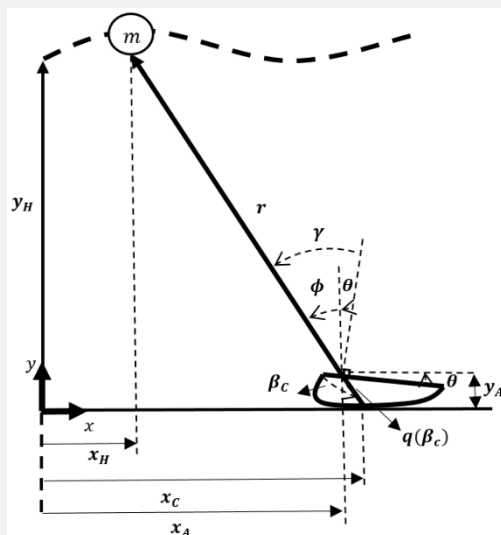
^۱ Elements^۲ Exoskeleton



شده در شکل (۱) نشان داده شده است. نمایی از مدل ارائه شده برای پای تکیه‌گاه در شکل (۲) و پارامترهای مورد استفاده در این مدل‌سازی در جدول (۱) آورده شده است.



شکل (۱) - نمایی کلی از مدل ارائه شده برای راه روندهی دوپا



شکل (۲) - نمایی از پای تکیه‌گاه و پارامترهای مورد استفاده

جدول (۱) - پارامترهای مورد استفاده در مدل‌سازی

پارامتر	واحد	تعریف پارامتر
m	[Kg]	جرم متمرکز قرار گرفته روی هیپ
x_H	[m]	موقعیت افقی جرم متمرکز
y_H	[m]	موقعیت عمودی جرم متمرکز
x_A	[m]	موقعیت افقی مفصل مچ
y_A	[m]	موقعیت عمودی مفصل مچ
x_C	[m]	موقعیت افقی نقطه‌ی تماس کف پا با زمین
r	[m]	طول پا
θ	[rad]	زاویه‌ی بین راستای عمود بر کف پا با قائم (زاویه‌ی راستای خط مرجع کف پا با افق)
γ	[rad]	زاویه‌ی بین پا و راستای عمود بر کف پا
ϕ	[rad]	زاویه‌ی بین پا و راستای قائم
$q(\beta_c)$	[m]	بردار متصل کننده‌ی مچ پا و نقطه‌ی تماس منحنی کف پا با زمین
β_c	[rad]	زاویه‌ی بین خط مرجع کف پا و بردار $q(\beta_c)$

طراحی و ساخت یک پروتز غیرفعال برای مچ پا، از عامل‌های غیرفعال مانند فنر کمک گرفته و برای به حداقل رساندن مقدار مصرف انرژی، مکان و سفتی فنر را با استفاده از الگوریتم‌های بهینه‌سازی محاسبه کرد [۲۲]. دیجک و هم‌کارانش برای به حداقل رساندن انرژی مصرفی مفاصل، برون‌پوش غیرفعال را طراحی کرده و با استفاده از الگوریتم بهینه‌سازی، پارامترهای عامل‌های فعال موجود در این برون‌پوش را بهینه کردند [۲۳]. از آن‌جا که در حدود ۹۲٪ از انرژی تولیدی در مفصل زانو هنگام گام‌برداری تلف می‌شود [۲۴]، کاهش اتلاف انرژی در این مفصل از اهمیت بالایی برخوردار است. مروری بر مطالعات انجام شده نشان می‌دهد که استفاده از عامل‌های غیرفعال کمک شایانی به کاهش میزان اتلاف انرژی می‌کند. در این پژوهش اثر اضافه کردن عامل‌های غیرفعال در کنار محرک فعال در محل مفصل زانو بر میزان انرژی مصرفی در مدل جدید جرم متمرکز به همراه منحنی کف پا و درجه‌ی آزادی غیرفعال در قسمت مفصل مچ مورد بررسی قرار گرفته است. به این منظور از مدل توسعه یافته‌ی جرم متمرکز که در آن منحنی محدب کف پا به مدل جرم متمرکز اضافه شده استفاده شده است [۲۵، ۲۶]. در ادامه برای به حداقل رساندن مقدار اتلاف انرژی و انرژی مصرفی از الگوریتم بهینه‌سازی ازدحام ذرات استفاده شده و مقدار بهینه‌ی پارامترهای عامل‌های غیرفعال محاسبه شده است.

۲- روش‌ها

۱-۲- مدل دینامیکی

در این پژوهش از مدل توسعه یافته‌ی مبتنی بر رویکرد معروف جرم متمرکز صفحه‌ای در تحلیل راه روندهای دوپا استفاده شده است. در واقع در این مدل، جرم بدن به صورت متمرکز روی مفصل هیپ قرار گرفته و هر یک از دو اندام حرکتی تحتانی با یک لینک بدون جرم و اینرسی مدل می‌شوند. این دو لینک در مفصل هیپ به جرم متمرکز و یکدیگر لولا شده و مقید به حرکت در صفحه‌ی ساجیتال هستند. هر یک از دو اندام حرکتی طول متغیری داشته که این تغییر طول توسط یک عامل دینامیکی یا محرک خطی انجام می‌شود. در انتهای هر دو پا منحنی محدب یکسانی قرار گرفته است که سطح تماس پا با زمین را تشکیل می‌دهد. بین این منحنی کف پا و زمین، لغزشی وجود ندارد. در محل اتصال منحنی کف پا به پا، مفصل لولایی غیرفعال در نظر گرفته شده است. این مفصل در مدل معادل مفصل مچ است که بدون تحریک و صرف انرژی آزادانه دوران می‌کند. در این پژوهش تنها فاز تک‌تکیه‌گاهی از حرکت مورد بررسی قرار گرفته است. نمایی از مدل‌سازی انجام

با توجه به حرکت راه رفتن، در هر θ معین، نقطه‌ی تماس کف پا با زمین پایین‌ترین نقطه از منحنی بوده و لازم است تا رابطه‌ی زیر برقرار باشد.

$$\frac{\partial y_A}{\partial \beta_C} |_{\theta=const} = 0 \rightarrow q' \sin(\theta + \beta_C) + q \cos(\theta + \beta_C) = 0 \quad (۴)$$

با صرف نظر کردن از لغزش کف پا روی زمین در طول حرکت، موقعیت نقطه‌ی تماس به صورت رابطه‌ی (۵) است.

$$x_C = x_{C_0} + \int_{\beta_0}^{\beta_C} \sqrt{(q^2 + q'^2)} d\beta \quad (۵)$$

در این رابطه، x_{C_0} موقعیت نقطه‌ی تماس منحنی کف پا با زمین در ابتدای حرکت بوده و برابر با صفر در نظر گرفته شده است. در ادامه، طبق تعریف پارامتر γ رابطه‌ی زیر برقرار است.

$$\gamma = \theta + \phi \quad (۶)$$

روابط (۱) تا (۶) معادلات سینماتیک حاکم بر مساله هستند (شرط تعادل به دست آمده در بخش ۲-۲ و پنج معادله‌ی به دست آمده در این بخش).

۲-۱-۳- معادلات حرکت

برای به دست آوردن معادلات حرکت، می‌توان موقعیت جرم متمرکز را محاسبه کرده و با دو بار مشتق‌گیری از آن نسبت به زمان، مقدار شتاب حرکت را به دست آورد.

$$x_H = x_C - l \sin \phi \quad \frac{d^2 \dots}{dt^2} \quad (۷)$$

$$\ddot{x}_H = -\ddot{l} \sin \phi - 2\dot{l}\dot{\phi} \cos \phi - l\ddot{\phi} \cos \phi + l\dot{\phi}^2 \sin \phi$$

$$y_H = l \cos \phi \quad \frac{d^2 \dots}{dt^2} \quad (۸)$$

$$\ddot{y}_H = \ddot{l} \cos \phi - 2\dot{l}\dot{\phi} \sin \phi - l\ddot{\phi} \sin \phi - l\dot{\phi}^2 \cos \phi$$

در این روابط پارامتر l به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$l = q(\beta_C) + r \quad (۹)$$

با استفاده از قانون نیوتن می‌توان معادلات حرکت در صفحه‌ی $x-y$ را به صورت روابط (۱۰) و (۱۱) ارائه کرد.

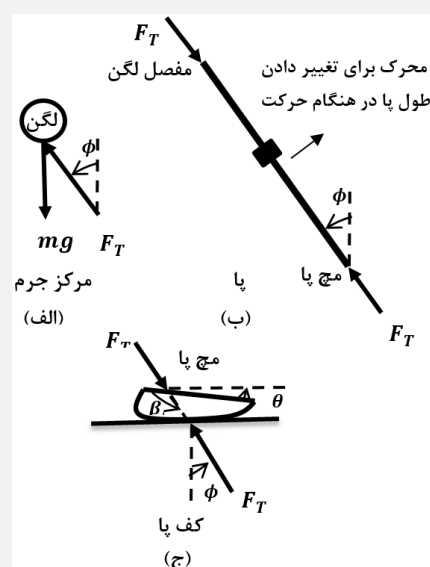
$$x: -F_T \sin \phi = m(-\ddot{l} \sin \phi - 2\dot{l}\dot{\phi} \cos \phi - l\ddot{\phi} \cos \phi + l\dot{\phi}^2 \sin \phi) \quad (۱۰)$$

$$y: F_T \cos \phi - mg = m\ddot{y}_H(-\ddot{l} \sin \phi - 2\dot{l}\dot{\phi} \cos \phi - l\ddot{\phi} \cos \phi + l\dot{\phi}^2 \sin \phi) \quad (۱۱)$$

۲-۱-۱- دیاگرام آزاد نیرو و استخراج شرط تعادل

برای رسم دیاگرام آزاد نیرو، هر یک از لینک‌ها به صورت جداگانه در نظر گرفته می‌شود. با توجه به وجود مفصل لولایی غیرفعال در محل اتصال دو لینک به جرم متمرکز و اتصال آن‌ها به منحنی کف پا (مچ پا) و هم‌چنین بدون جرم در نظر گرفتن هر یک از عضوهای این مدل، دو پا و منحنی‌های کف پا هر کدام به صورت جداگانه یک عضو دو نیرویی بوده و در نتیجه راستای نیرو در این اعضا در راستای نیروی وارد از طرف محرک خطی موجود روی دو پا (F_T) قرار می‌گیرد. دیاگرام آزاد نیرو در شکل (۳) قابل مشاهده است. با توجه به دیاگرام آزاد نیرو منحنی کف پا (شکل ۳-ج)، می‌توان شرط تعادل حرکت را به صورت رابطه‌ی (۱) استخراج نمود.

$$\begin{cases} \phi = \theta + \beta_C - \frac{\pi}{2} \\ \gamma = \theta + \phi \end{cases} \rightarrow \gamma = 2\theta + \beta_C - \frac{\pi}{2} \quad (۱)$$



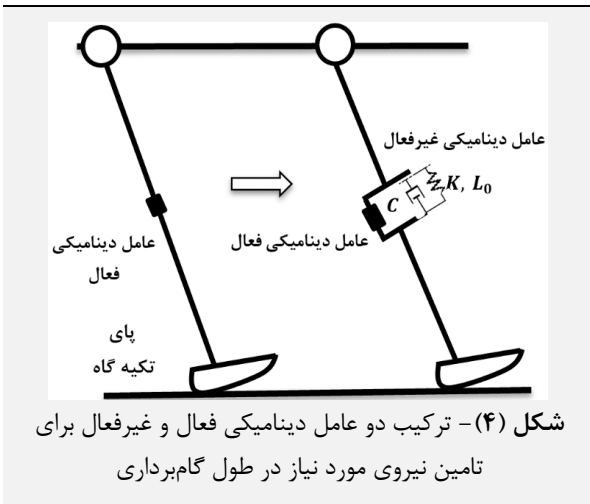
شکل (۳) - رسم دیاگرام آزاد نیرویی مدل ارائه شده. الف: جرم متمرکز. ب: پا (ران و ساق). ج: منحنی کف پا.

۲-۱-۲- روابط سینماتیک

در این بخش، قیده‌های سینماتیکی حاکم بر مدل استخراج می‌شوند. موقعیت مفصل مچ (A) از دو طریق موقعیت مرکز جرم و نقطه‌ی تماس منحنی کف پا با زمین قابل محاسبه است.

$$\begin{cases} x_A = x_H + r \sin(\phi) \\ x_A = x_C - q \sin(\theta + \beta_C - \frac{\pi}{2}) \end{cases} \rightarrow \begin{cases} x_H + r \sin(\phi) - x_C + q \sin(\theta + \beta_C - \frac{\pi}{2}) = 0 \end{cases} \quad (۲)$$

$$\begin{cases} y_A = y_H - r \cos(\phi) \\ y_A = q \cos(\theta + \beta_C - \frac{\pi}{2}) \end{cases} \rightarrow \begin{cases} y_H - r \cos(\phi) - q \cos(\theta + \beta_C - \frac{\pi}{2}) = 0 \end{cases} \quad (۳)$$



در مدل جدید، روابط سینماتیک تغییری نداشته و تنها معادلات دینامیکی حرکت قدری تغییر می کنند. در واقع، با ترکیب عامل دینامیکی فعال و غیرفعال، دیاگرام آزاد نیرو تغییر نکرده و روابط زیر برقرار است.

$$\sum F_x = m\ddot{x} \rightarrow -\bar{F}_T \sin\phi = \frac{\ddot{x}}{g} \quad (16)$$

$$\sum F_y = m\ddot{y} \rightarrow \bar{F}_T \cos\phi = \frac{\ddot{y}}{g} + 1 \quad (17)$$

$$\bar{F}_T = \bar{F}_P + \bar{F}_A \quad (18)$$

در این روابط، \bar{F}_A نیروی عامل دینامیکی فعال و \bar{F}_P نیروی عامل دینامیکی غیرفعال بر واحد وزن بوده و به صورت رابطه‌ی (۱۹) محاسبه می شود.

$$\bar{F}_P = K(L - L_0) - C\dot{L} \quad (19)$$

در واقع با به دست آوردن \bar{F}_T از حل معادلات حرکت و در نظر گرفتن مقادیری برای L_0 ، K و C می توان مقدار نیروی عامل دینامیکی غیرفعال و فعال را در حالت ترکیبی محاسبه نمود. برای رساندن مقدار نیروی عامل دینامیکی فعال به کمترین میزان خود لازم است تا مقادیر مناسبی برای پارامترهای فنر و میراگر انتخاب شود. بدین منظور می توان با استفاده از روش‌های بهینه‌سازی، میزان درگیری عامل دینامیکی فعال را به حداقل رسانید که در بخش بعد به این مساله پرداخته شده است.

۴-۲- بهینه‌سازی

هدف از بهینه‌سازی، رسیدن به مقدار حداقل یا حداکثر یک تابع هزینه با ایجاد تغییر در متغیرهای بهینه‌سازی است. در این مقاله از روش ازدحام ذرات^۱ برای به حداقل رساندن میزان انرژی مصرفی عامل فعال موجود در سیستم استفاده شده است.

همچنین، این معادلات در صفحه‌ی $\Gamma-\phi$ به صورت روابط (۱۲) و (۱۳) می باشند.

$$r: F_T - mg\cos\phi = m(\ddot{l} - l\dot{\phi}^2) \quad (12)$$

$$\phi: mgsin\phi = m(2l\dot{\phi} + l\ddot{\phi}) \quad (13)$$

۲-۱-۴- قیدهای حاکم بر حرکت سیکلیک

با کمی دقت بر سیکل راه رفتن می توان متوجه شد که این حرکت یک حرکت سیکلیک، متقارن و پیوسته است. با توجه به سیکلیک بودن حرکت می توان تنها یک گام از این حرکت (شامل دو قدم) را مورد بررسی قرار داد. هم چنین، با توجه به متقارن بودن آن کافی است در یک گام تنها یک قدم تحلیل شود. هم چنین، برای پیوسته بودن حرکت لازم است تا شرایط ابتدا و انتهای یک قدم با یکدیگر برابر باشد تا از وقوع ضربه هنگام گام برداری جلوگیری شود. بدین منظور باید دو قید در شبیه‌سازی مورد بررسی قرار گیرد. این دو قید در روابط (۱۴) و (۱۵) به زبان ریاضی بیان شده است.

$$y_{H1} = y_{Hend} \quad (14)$$

$$\left(\frac{\partial y_H}{\partial x_H}\right)_1 = \left(\frac{\partial y_H}{\partial x_H}\right)_{end} \quad (15)$$

در این روابط، $\partial y_H / \partial x_H$ شیب مسیر حرکت جرم متمرکز است. در واقع این دو قید بیان می کنند که ارتفاع عمودی و شیب مسیر جرم متمرکز در ابتدا و انتهای یک قدم با هم برابر است.

۲-۲- عامل دینامیکی فعال

همان طور که در بخش ۲-۱ توضیح داده شد، برای ایجاد تغییر طول مناسب پا در هنگام راه رفتن، از عامل دینامیکی قرار گرفته روی آن کمک گرفته می شود. در این بخش، تنها عامل دینامیکی فعال روی پا قرار دارد، در نتیجه روابط سینماتیک و معادلات حرکت با بخش ۲-۱ تفاوتی ندارد.

۲-۳- عامل دینامیکی غیرفعال در کنار عامل فعال

در این بخش، از عامل دینامیکی غیرفعال در کنار عامل فعال کمک گرفته شده است تا از میزان دخالت آن در تامین میزان نیروی مورد نیاز برای راه رفتن قدری کاسته شود. در این پژوهش، از یک فنر و میراگر که به صورت موازی نسبت به یکدیگر قرار دارند، به عنوان عامل غیرفعال کمک گرفته شده است. نمایی از این مدل در شکل (۴) نمایش داده شده است.

^۱ Particle Swarm Optimization (PSO)

دهنده‌ی اعمال ضربه و شوک به سیستم بوده که این امر منجر به کاهش کنترل روی سیستم می‌شود. در واقع هر چه میزان این تابع کم‌تر باشد می‌توان گفت که کنترل کردن سیستم راحت‌تر است.

در گام بعد لازم است تا متغیرهای بهینه‌سازی معرفی شوند. متغیرهای بهینه‌سازی در نظر گرفته شده شامل سه پارامتر طول اولیه‌ی فنر، ضریب سفتی فنر و ضریب میرایی میراگر می‌باشد. در پژوهش حاضر سعی شده است تا مقدار متغیرهای بهینه‌سازی به گونه‌ای محاسبه شود که مقدار تابع هزینه با رعایت کردن قیود حاکم بر مساله و مدل‌سازی به حداقل مقدار خود برسد. در نهایت، مقدار دو تابع هزینه‌ی تحریک و کنترلی در قبل و بعد از انجام بهینه‌سازی با هم مقایسه می‌شود. صورت ریاضی مساله‌ی بهینه‌سازی در رابطه‌ی (۲۳) ارائه شده است.

$$\begin{cases} \min_x W^+ \\ S.T. \\ G_1 = y_{H1} - y_{Hend} = 0 \\ G_2 = \left(\frac{\partial y_H}{\partial x_H}\right)_1 - \left(\frac{\partial y_H}{\partial x_H}\right)_{end} = 0 \end{cases} \quad (23)$$

در این رابطه، X به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$X = [L_0; K; C] \quad (24)$$

با توجه به این که حل مساله‌ی بهینه‌سازی غیرمقید به بهینه‌سازی مقید ترجیح داده می‌شود، می‌توان با استفاده از روش ضرایب لاگرانژ صورت مساله را به مساله‌ی بهینه‌سازی غیرمقید با بعد بالاتر تبدیل نمود. صورت مساله‌ی جدید بهینه‌سازی در رابطه‌ی (۲۵) ارائه شده است.

$$\min_x (W^+ + \lambda_1 G_1 + \lambda_2 G_2) \quad (25)$$

در این رابطه، X' به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$X' = [L_0; K; C; \lambda_1; \lambda_2] \quad (26)$$

صورت مساله‌ی بهینه‌سازی جدید با استفاده از الگوریتم بهینه‌سازی ازدحام ذرات حل شده و مقدار بهینه‌ی پارامترهای مساله محاسبه می‌شود.

۳- نتایج

در این بخش، ابتدا معادلات سیستم برای حالتی که تنها از عامل دینامیکی فعال استفاده شده حل شده است. سپس، با کمک گرفتن از عامل دینامیکی غیرفعال در کنار عامل فعال، مقدار

این روش بهینه‌سازی، جزئی از روش‌های بهینه‌سازی ابتکاری بر پایه‌ی ذرات است. در این الگوریتم، ذرات در فضای تعیین شده برای جست‌وجو پخش شده و تغییر مکان آن‌ها در هر مرحله متناسب با تجربه‌ی خود ذره و سایر ذرات است. با توجه به این رفتار اجتماعی، ذرات در تراکم‌ها از یک‌دیگر آموخته و بر مبنای دانش به دست آمده به سمت بهترین همسایگان خود حرکت می‌کنند. دلیل استفاده از این الگوریتم، جست‌وجو در کل فضا به منظور یافتن مقدار حداقل تابع هزینه است. گام اول در تمامی مسائل بهینه‌سازی، تعیین تابع هزینه می‌باشد. در این پژوهش، مقدار انرژی مصرفی سیستم در طول گام‌برداری به عنوان تابع هزینه در نظر گرفته شده و مقدار آن به صورت رابطه‌ی (۲۰) قابل محاسبه است.

$$W^+ = \frac{\int [\bar{F}_T dr]^+}{H} \quad (20)$$

در این رابطه، \bar{F}_T مقدار نیرو بر واحد وزن، dr میزان تغییرات طول پا در هنگام حرکت، H طول قد انسان طبق میانگین داده‌های استاندارد مرجع [۲۷] و W^+ مقدار انرژی مصرفی توسط محرک‌ها به ازای واحد وزن و طول قد در هنگام راه رفتن است (این محرک‌ها در بدن انسان همان ماهیچه‌ها و در ربات‌ها همان موتورها هستند). هم‌چنین مقدار دو تابع دیگر، که در زمینه‌ی راه رفتن از اهمیت ویژه‌ای برخوردار هستند، در این پژوهش مورد بررسی قرار گرفته است. مجموع نیروی محرک در طول حرکت و یا انتگرال زمانی نیروی محرک، یکی از آن توابع است [۲۸]. این تابع، که به هزینه‌ی تحریک معروف است، در رابطه‌ی (۲۱) به زبان ریاضی بیان شده است.

$$F_1 = \frac{\int \bar{F}_T^2 dt}{T} \quad (21)$$

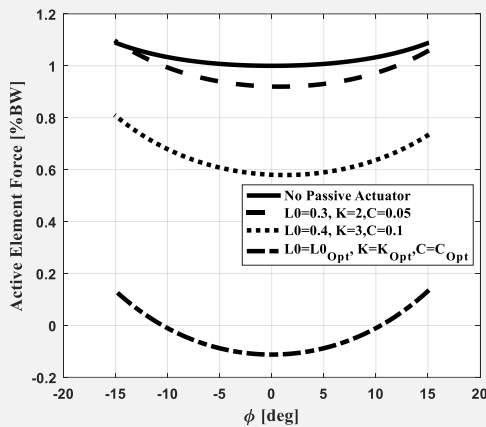
در این رابطه، T مقدار دوره‌ی تناوب حرکت در فاز تک‌تکیه‌گاهی و F_1 هزینه‌ی تحریک بر واحد زمان است. تابع انتگرال زمانی مشتق نیروی تحریک نیز تابع دیگری است که به عنوان تابع هزینه‌ی کنترلی شناخته می‌شود [۲۸]. این تابع به صورت رابطه‌ی (۲۲) قابل محاسبه است.

$$F_2 = \frac{\int \dot{\bar{F}} dt}{T} \quad (22)$$

در این رابطه، $\dot{\bar{F}}$ مقدار تغییرات نیرو در طول حرکت و F_2 هزینه‌ی کنترلی بر واحد زمان است. علت نام‌گذاری این تابع هزینه این است که در این تابع میزان جرک سیستم مورد بررسی قرار می‌گیرد. بالا بودن میزان جرک در سیستم نشان



دینامیکی غیرفعال، این کاهش به حداکثر مقدار خود می‌رسد. لازم به ذکر است که در استفاده از عامل دینامیکی غیرفعال، هزینه‌ی کنترلی در سیستم افزایش چشم‌گیری داشته است.



شکل (۵) - نمودار نیروی نرمال شده بر واحد وزن بر حسب زاویه‌ی پا با راستای قائم در سه حالت استفاده از عامل دینامیکی فعال، ترکیب عامل فعال و غیرفعال و حالت بهینه

جدول (۴) - مقدار توابع محاسبه شده در سه حالت استفاده از عامل دینامیکی فعال، ترکیب عامل دینامیکی فعال و غیرفعال و حالت بهینه

F_2 [1/sec]	F_1	W^+	عامل دینامیکی مورد استفاده
۰/۰۴۹۹	۱/۰۲۵۷	۰/۰۱۹۷	عامل دینامیکی فعال
۰/۷۸۳۲	۰/۹۳۳۸	۰/۰۱۸۲	$L_0=۰/۳$ $K=۲$ $C=۰/۰۵$
۱/۱۶۳۸	۰/۴۰۷۷	۰/۰۱۲۶	$L_0=۰/۴$ $K=۳$ $C=۰/۱$
۱/۸۵۴۶	۰/۰۰۶۶	۰/۰۰۱۱	حالت بهینه

همان‌طور که مشاهده می‌شود، با کمک گرفتن از عامل دینامیکی غیرفعال برای راه رفتن مدل، مقدار نیروی اعمالی از طرف عامل دینامیکی فعال کاهش یافته و در نتیجه مقدار انرژی مصرفی و هزینه‌ی تحریک نیز کاهش می‌یابد. با انجام فرایند بهینه‌سازی و محاسبه‌ی مقدار بهینه‌ی پارامترهای عامل دینامیکی غیرفعال، این کاهش به حداکثر مقدار خود می‌رسد. لازم به ذکر است که در استفاده از عامل دینامیکی غیرفعال، هزینه‌ی کنترلی در سیستم افزایش چشم‌گیری داشته است. در ادامه، با ایجاد تغییر در پارامترهای عامل دینامیکی غیرفعال حول نقطه‌ی بهینه، میزان وابستگی انرژی مصرفی نسبت به هر یک از این پارامترها مشخص شده است. نمودار مربوط به این مطالعه‌ی پارامتری در شکل (۶) نمایش داده شده است.

نیرو و توابع مد نظر با یکدیگر و همچنین نتایج حاصل از بهینه‌سازی با نتایج گذشته مقایسه شده است.

برای محاسبه‌ی مقدار انرژی مصرفی، هزینه‌ی تحریک و کنترل ابتدا لازم است تا روابط سینماتیک و سپس معادلات حرکت حل شوند. به منظور حل معادلات سینماتیک به اطلاعاتی از مسیر حرکت و منحنی کف پا نیاز است تا بتوان سایر مجهولات را محاسبه نمود. در این مثال، مسیر حرکت جرم متمرکز به صورت یک مسیر ارتفاع ثابت با ارتفاع ۱ متر [۲۷]، منحنی کف پا به صورت قطعی از دایره با شعاع ۰/۸ متر و طول کف پا برابر با ۰/۵ متر در نظر گرفته شده است. با حل روابط سینماتیک و محاسبه‌ی مجهولات، به حل معادلات دینامیکی حرکت پرداخته شده است. برای حل این معادلات با استفاده از روش رانگ کوتای مرتبه‌ی دو و کمک گرفتن از نرم‌افزار متلب، به شرایط اولیه‌ی نهایی برای زاویه‌ی پا نسبت به راستای قائم و سرعت زاویه‌ی آن در ابتدای حرکت نیاز است. ورودی‌های مورد نظر برای حل معادلات دینامیک در جدول (۲) ارائه شده است.

جدول (۲) - پارامترهای ورودی برای حل معادلات حرکت

ϕ_1 [rad]	ϕ_{end} [rad]	$\dot{\phi}_1$ [rad/sec]
۰/۲۶	-۰/۲۶	-۱/۴

با حل معادلات حاکم، مقدار نیرو و در نهایت مقدار توابع مورد نظر محاسبه شده است. در ادامه، با کمک گرفتن از عامل دینامیکی غیرفعال و انتخاب مقادیر تصادفی برای L_0 ، K و C مجدداً معادلات حل شده و با اجرای الگوریتم بهینه‌سازی ازدحام ذرات و به دست آوردن مقدار بهینه‌ی پارامترها، مقدار نیرو و توابع در حالت بهینه محاسبه شده است. مقدار بهینه‌ی پارامترهای بهینه‌سازی در جدول (۳) ارائه شده است.

جدول (۳) - مقدار بهینه‌ی پارامترها پس از بهینه‌سازی

$L_{0\ opt}$ [m]	K_{opt} [N/m]	C_{opt} [N.sec/m]
۰/۵	۴/۶۳۴	۰

نتایج حاصل از حل معادلات در حالت استفاده از عامل دینامیکی فعال، ترکیب عامل دینامیکی فعال و غیرفعال و حالت بهینه در شکل (۵) و جدول (۴) ارائه شده است.

همان‌طور که مشاهده می‌شود، با کمک گرفتن از عامل دینامیکی غیرفعال برای راه رفتن مدل، مقدار نیروی اعمالی از طرف عامل دینامیکی فعال کاهش یافته و در نتیجه مقدار انرژی مصرفی و هزینه‌ی تحریک نیز کاهش می‌یابد. با انجام فرایند بهینه‌سازی و محاسبه‌ی مقدار بهینه‌ی پارامترهای عامل

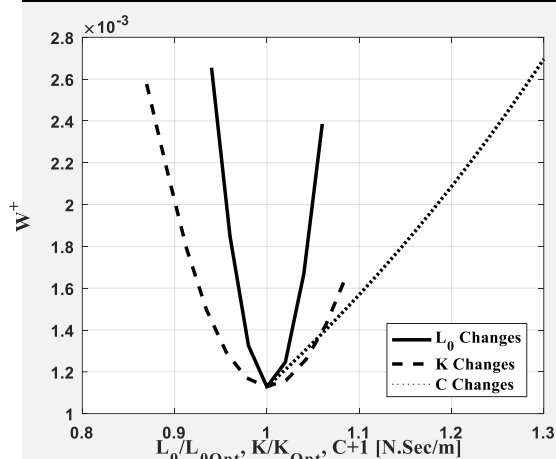
حالتی است که این عامل دینامیکی به تنهایی مورد استفاده قرار گیرد. این کاهش نیرو باعث می‌شود که مقدار انرژی مصرفی و هزینه‌ی تحریک کاهش زیادی داشته باشد. مطابق جدول (۴) مقدار کاهش برای این دو تابع به ترتیب برابر با ۹۴٪ و ۹۹٪ است، که مقدار قابل توجهی می‌باشد. با توجه به مقدار هزینه‌ی کنترلی مشاهده می‌شود که به میزان بسیار بالایی افزایش داشته است. این افزایش حاکی از آن است که استفاده از عامل دینامیکی غیرفعال میزان تغییرات نیرو در هنگام حرکت را به میزان قابل توجهی افزایش داده و در نتیجه کنترل این سیستم دشوارتر می‌باشد.

با انجام مطالعه‌ی پارامتری روی پارامترهای عامل دینامیکی غیرفعال مشاهده شد که تغییر طول اولیه‌ی فنر نسبت به دو پارامتر دیگر تاثیر بیش‌تری روی انرژی مصرفی نرمال شده دارد. مطابق انتظار، با افزایش ضریب میرایی میراگر، مقدار اتلاف انرژی و انرژی مصرفی افزایش می‌یابد. در حوالی نقطه‌ی بهینه، تاثیر تغییرات ضریب میرایی میراگر بیش‌تر از ضریب سفتی فنر بوده و با فاصله گرفتن از مقادیر بهینه، تاثیر ضریب سفتی فنر روی مقدار انرژی مصرفی نرمال شده افزایش می‌یابد.

به عنوان گام بعدی برای ادامه‌ی این پژوهش می‌توان از عامل‌های دینامیکی غیرفعال با رفتار غیرخطی استفاده نمود. همچنین، می‌توان مکان این عامل را با استفاده از الگوریتم‌های بهینه‌سازی بهینه کرد تا تابع هزینه کاهش بیش‌تری داشته باشد. به علاوه می‌توان از ترکیب خطی و یا غیرخطی توابع نام‌برده به عنوان تابع هزینه‌ی جدید در این پژوهش برای بهینه‌سازی استفاده نمود تا پارامترهای به دست آمده مقدار هر سه تابع انرژی مصرفی، هزینه‌ی تحریک و کنترل را بهینه کنند.

۵- نتیجه‌گیری

در این پژوهش اثر افزودن عامل دینامیکی غیرفعال به مدل راه رونده‌ی دوپا روی مقدار مصرف انرژی مورد بررسی قرار گرفته است. به این منظور، یک مدل توسعه یافته از مدل معروف جرم متمرکز با افزودن منحنی محدب به انتهای کف دو پای آن و مفصل لولایی غیرفعال به عنوان مچ پا معرفی شده است. به منظور ایجاد تغییر طول پای مورد نیاز در هنگام گام‌برداری، یک بار از عامل دینامیکی فعال و بار دیگر از عامل دینامیکی غیرفعال در کنار عامل دینامیکی فعال استفاده شده تا با کمک گرفتن از آن، میزان دخالت عامل دینامیکی فعال کاهش یابد. در ادامه، برای به حداقل رساندن سهم عامل دینامیکی فعال در ایجاد حرکت و تامین نیرو، از الگوریتم بهینه‌سازی ازدحام ذرات استفاده شده تا با انجام بهینه‌سازی روی انرژی مصرفی سیستم



شکل (۶) - مطالعه‌ی پارامتری روی پارامترهای عامل دینامیکی غیرفعال (محور افقی): شامل پارامترهای نرمال شده‌ی L_0 و K با تقسیم کردن هر یک بر مقدار بهینه‌ی خود و اضافه کردن مقدار ۱ به پارامتر C به دلیل صفر بودن مقدار بهینه‌ی آن، محور عمودی: مقدار انرژی مصرفی نرمال شده بر واحد وزن و قد

با توجه به شکل (۶) می‌توان روند تغییرات تابع هزینه (انرژی مصرفی) نسبت به تغییرات پارامترهای عامل دینامیکی غیرفعال حول مقادیر بهینه را مشاهده نمود. مطابق انتظار، با افزایش و یا کاهش مقادیر این پارامترها نسبت به مقدار بهینه، مقدار تابع هزینه افزایش می‌یابد. همچنین، مقدار وابستگی آن به طول اولیه‌ی فنر از دو پارامتر دیگر بیش‌تر است. با افزایش و کاهش مقدار طول و سفتی فنر حول نقطه‌ی بهینه، نحوه‌ی تغییرات مقدار انرژی مصرفی نرمال شده متقارن بوده که این بدان معنی است که با افزایش و یا کاهش یک‌سان این دو پارامتر نسبت به مقدار بهینه، مقدار مصرف انرژی تغییر یکسانی خواهد داشت.

۴- بحث

همان‌طور که مشاهده شد، زمانی که از عامل دینامیکی غیرفعال در کنار عامل دینامیکی فعال در مدل جرم متمرکز توسعه یافته استفاده شود، نیروی لازم برای حرکت توسط هر دو عامل دینامیکی تامین می‌شود. به همین دلیل، سهم عامل دینامیکی فعال در تامین انرژی برای گام‌برداری کاهش می‌یابد. حال اگر پارامترهای عامل دینامیکی غیرفعال به صورت اتفاقی انتخاب نشده و با استفاده از بهینه‌سازی به دست آمده باشند، می‌توان سهم عامل دینامیکی غیرفعال را افزایش داده و در نتیجه از یک عامل دینامیکی فعال کوچک‌تر با توان کم‌تر استفاده نمود. با این تکنیک می‌توان وزن سازه را تا مقدار قابل قبولی کاهش داد. همان‌طور که در شکل (۵) مشاهده می‌شود، سهم عامل دینامیکی فعال برای تامین نیروی مورد نیاز برای حرکت در حالتی که از عامل‌های غیرفعال استفاده می‌شود بسیار کم‌تر از

- [12] Hansen, Andrew H., and Jonathon W. Sensinger. "Passive ankle-foot prosthesis and orthosis capable of automatic adaptation to sloped walking surfaces and method of use" U.S., 2013.
- [13] Esposito, Elizabeth Russell, Kelly A. Schmidbauer, and Jason M. Wilken. "Experimental comparisons of passive and powered ankle-foot orthoses in individuals with limb reconstruction" *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2018.
- [14] Collins, Steven H., M. Bruce Wiggin, and Gregory S. Sawicki. "Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton" *Nature*, 2015.
- [15] Sawicki, Gregory S., and Nabil S. Khan. "A simple model to estimate plantarflexor muscle-tendon mechanics and energetics during walking with elastic ankle exoskeletons" *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, p.p. 914-923, 2016.
- [16] Green, Brekke A., Gregory S. Sawicki, and Jonas Rubenson. "Energy cost of walking in a passive-elastic ankle-metatarsophalangeal exoskeleton" 41st Annual meeting of the American Society of Biomechanics, 2017.
- [17] Schimmels, Joseph M., and Shuguang Huang. "Passive ankle prosthesis with energy return simulating that of a natural ankle" U.S. Patent, 2014.
- [18] Mokhtarian, A., A. Fattah, and S. K. Agrawal. "An Assistive Passive Pelvic Device for Gait Training and Rehabilitation Using Locomotion Dynamic Model" *Indian Journal of Science and Technology*, 2013.
- [19] Hirata, Yasuhisa, Asami Hara, and Kazuhiro Kosuge. "Passive-type intelligent walking support system" RT Walker" 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2004.
- [20] Valiente, Andrew. "Design of a quasi-passive parallel leg exoskeleton to augment load carrying for walking", MASSACHUSETTS INST OF TECH CAMBRIDGE MEDIA LAB, 2005.
- [21] Keren, Roei, and Yizhar Or. "Theoretical Analysis of a passive wearable spring-clutch mechanism for reducing metabolic energy cost during human walking", 2017.
- [22] Folz, Alexander J., and Joseph M. Schimmels. "Design of a Passive Ankle Prosthesis with Energy Return That Increases with Increasing Walking Velocity" 2017 Design of Medical Devices Conference. American Society of Mechanical Engineers, 2017.
- [23] Van Dijk, Wietse, Herman Van der Kooij, and Edsko Hekman. "A passive exoskeleton with artificial tendons: Design and experimental evaluation" 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, IEEE, 2011.
- [24] Riemer, Raziq, and Amir Shapiro. "Biomechanical energy harvesting from human motion: theory, state of the art, design guidelines, and future directions" *Journal of*

در طول گام‌برداری، مقادیر بهینه‌ی ثابت‌های عامل دینامیکی غیرفعال (طول اولیه‌ی فنر، ضریب سفتی فنر و ضریب میرایی میراگر) محاسبه‌شود. نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که با در نظر گرفتن این مقادیر بهینه برای عامل دینامیکی غیرفعال، میزان نیروی اعمالی و در نتیجه انرژی مصرفی عامل دینامیکی فعال به شدت کاهش پیدا می‌کند. هم‌چنین با انجام مطالعه‌ی پارامتری مشاهده شد که حساسیت انرژی مصرفی نسبت به تغییرات ضریب سفتی فنر کم‌تر از سایر پارامترها است.

۶- مراجع

- [1] Alexander, R. McNeil. "Energy-saving mechanisms in walking and running." *Journal of experimental biology*, p.p. 55-69, 1991.
- [2] Sasaki, Kotaro, and Richard R. Neptune. "Muscle mechanical work and elastic energy utilization during walking and running near the preferred gait transition speed." *Gait & posture*, p.p. 383-390, 2006.
- [3] Rummel, Juergen, and Andre Seyfarth. "Passive stabilization of the trunk in walking." *hip*, 180 (190), 200, 2010.
- [4] Migliore, Shane A., Lena H. Ting, and Stephen P. DeWeerth. "Passive joint stiffness in the hip and knee increases the energy efficiency of leg swinging" *Autonomous Robots*, p.p. 119-135, 2010.
- [5] Yi, Keon Young. "Walking of a piped robot with passive ankle joints." *Proceedings of the 1999 IEEE International Conference on Control Applications*, IEEE, 1999.
- [6] Holm, Jonathan K., Jonas Contakos, Sang-Wook Lee, and John Jang. "Energetics and passive dynamics of the ankle in downhill walking" *Journal of applied biomechanics*, p.p. 379-389, 2010.
- [7] Muraoka, Tetsuro, Tadashi Muramatsu, Daisuke Takeshita, Hiroaki Kanehisa, and Tetsuo Fukunaga. "Estimation of passive ankle joint moment during standing and walking" *Journal of applied biomechanics*, p.p. 72-84, 2005.
- [8] Shamaei, Kamran, Gregory S. Sawicki, and Aaron M. Dollar. "Estimation of quasi-stiffness and propulsive work of the human ankle in the stance phase of walking" *PloS one*, 8 (3), 2013.
- [9] Endo, Ken, Daniel Paluska, and Hugh Herr. "A quasi-passive model of human leg function in level-ground walking" 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, IEEE, 2006.
- [10] Dežman, Miha, Tadej Debevec, Jan Babič, and Andrej Gams. "Passive Ankle Exoskeleton: Design and Practical Evaluation", 2015.
- [11] Wiggin, Bruce, Steven H. Collins, and Gregory S. Sawicki. "A passive-elastic ankle exoskeleton using controlled energy storage and release" *American Society of Biomechanics*, 2010.



- [27] Winter, David A., "Biomechanics and motor control of human movement" John Wiley & Sons, 2009.
- [28] Sadeghi, Mohsen, Mehran Emadi Andani, Fariba Bahrami, and Mohamad Parnianpour. "Trajectory of human movement during sit to stand: a new modeling approach based on movement decomposition and multi-phase cost function" *Experimental brain research* 229(2), p.p. 221-234, 2013.

- neuroengineering and rehabilitation, 8, p.p. 1-22, 2011.
- [25] Ghafouri, Fateme, Honarvar, MohammadHadi, Jalili, Mahdi, "Mechanical and energetic consequences of convex-curved sole in human walking with different patterns", ICROM International Conference, 2017.
- [26] Darici, Osman, Hakan Temeltas, and Arthur D. Kuo. "Optimal regulation of bipedal walking speed despite an unexpected bump in the road" *PloS one*, 13(9), e0204205, 2018.