



شبیه سازی و برنامه‌ریزی گام حرکت برای پای بیونیک

حمید رضا مرتضوی بنی*، فاطمه یکتا آسائی

گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد ارسنجان، ارسنجان، ایران

*نویسنده مسئول: HRM.Beni@iau.ac.ir

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۴/۱۵ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۴/۰۶/۱۰

چکیده

بدن حیوانات در طی میلیون‌ها سال برای سازگاری با محیط‌های طبیعی به شکل بهینه‌ای تکامل یافته است. با این حال، آسیب‌های شدید یا نقص عضو، بسیاری از آن‌ها را از حرکت طبیعی باز می‌دارد و کیفیت زندگی آن‌ها را به شدت کاهش می‌دهد. این پژوهش با هدف طراحی و توسعه یک پای بیونیک برای بازگرداندن توانایی‌های حرکتی حیوانات آسیب‌دیده انجام گردید. ابتدا با استفاده از تحلیل‌های کلینیکی و مطالعه رفتار حرکتی یک سگ، نیازهای فیزیولوژیکی آن شناسایی شد. سپس با مدل‌سازی دقیق در نرم‌افزار متلب، یک پای بیونیک طراحی گردید. شبیه‌سازی‌های دینامیکی نشان داد که ارتفاع گام و سرعت حرکت حیوانات تأثیر مستقیمی بر عملکرد پای بیونیک دارد. به طور خاص، نتایج نشان داد که یک ارتفاع گام بهینه می‌تواند بهترین تعادل بین نیروهای محرک و کنترل حرکت را فراهم نماید. در حالی که افزایش بیشتر باعث کاهش توانایی کنترل و شتاب‌دهی می‌شود. همچنین، با افزایش سرعت حرکت، تولید نیروی پیش‌برنده کاهش یافت. این کاهش به دلیل افزایش گشتاور مورد نیاز برای شتاب‌دهی و کاهش شتاب پا است. نتایج نهایی نشان داد که پای بیونیک توسعه‌یافته می‌تواند توانایی‌های حرکتی طبیعی حیوانات را بازیابی کند. این فناوری نه تنها امکان بازگشت به فعالیت‌های روزمره مانند راه رفتن و دویدن را برای حیوانات آسیب‌دیده فراهم می‌کند، بلکه می‌تواند به حفظ گونه‌های نادر و در معرض خطر انقراض کمک شایانی کند. یافته‌های این پژوهش راه را برای بهبود فناوری‌های توان‌بخشی در حوزه مهندسی پزشکی هموار می‌سازد.

کلمات کلیدی: طراحی پا، پای بیونیک، گام حرکت، نرم‌افزار متلب

مقدمه

بدن حیوانات در طی میلیون‌ها سال تکامل یافته است. تغییراتی که در بدن آن‌ها رخ داده است به آن‌ها امکان سازگاری با طبیعت و زندگی در آن را می‌دهد. پاهای حیوانات به عنوان یکی از مهم‌ترین اندام‌های بدن، از استخوان، مفصل، ماهیچه و بافت نرم تشکیل شده که به آن‌ها امکان ایستادن و راه رفتن و دویدن و پریدن را می‌دهد. پای بیونیک برای حیوانات یکی از نوآوری‌های جذاب و تحولی در حوزه‌ی علم و فناوری است که در سال‌های اخیر توجه زیادی را به خود جلب کرده است. جامعه پزشکی در توانایی خود برای ارائه راه حل‌هایی در خصوص ترمیم آسیب‌های شکست فاجعه بار که باعث قطع شدن پاهای حیوانات می‌شود محدود بوده است. پای بیونیک به پروتز یا سیستم حرکتی گفته می‌شود که به‌طور خاص برای جایگزینی یا بهبود عملکرد پای طبیعی حیوانات طراحی شده است. این نوع پای مصنوعی از مواد و تکنولوژی‌های پیشرفته ساخته شده است تا عملکردی مشابه یا بهتر از پای طبیعی را برای حیوانات فراهم کند [۱]. مطالعات برای یافتن بهترین راه حل در حال انجام است. جدیدترین راه حل استفاده از ابزارهای مصنوعی است که نتایج متفاوتی داشته است و مطالعات علمی در مورد اندازه‌گیری کاربرد و کارایی آن‌ها به تعداد انگشت شمار موجود می‌باشد. طراحی پای بیونیک برای حیوانات یک حوزه نوآورانه و پیشرفت در علم پزشکی و مهندسی است که هدف آن کمک به حفظ نسل و بهبود کیفیت زندگی و توان بخشی حیوانات آسیب دیده یا معلول است. این فناوری با هدف بهبود کیفیت زندگی حیوانات دچار آسیب یا نقص عضو، به طراحی و توسعه پروتزهایی می‌پردازد که این نه تنها به معنای سلامت جسمی و روانی است بلکه به معنای پیشگیری از بیماری‌های آینده نیز می‌باشد که نه تنها عملکردی مشابه اعضای طبیعی را ارائه می‌دهند، بلکه به حیوانات این امکان را می‌دهند تا به فعالیت‌های روزمره خود بازگردند. پای بیونیک با بهره‌گیری از دانش مهندسی، بیولوژی و فناوری‌های نوظهور به توانمندسازی حیوانات کمک نموده و نشان می‌دهد که چگونه



علم می‌تواند به حل مشکلات پیچیده موجود در زندگی موجودات زنده یاری رساند. این فناوری علاوه بر اینکه به بازیابی حرکات طبیعی حیوانات کمک می‌کند، می‌تواند در آینده به پیشرفت‌های بیشتری در زمینه بهبود رفتار و سلامت آن‌ها منجر شود [۲]. اهمیت موضوع طراحی پای بیونیک برای حیوانات می‌تواند نقش مهمی در حفظ نسل و بقای آن‌ها ایفا کند از جمله: کمک به تولید مثل و حفظ بقای نسل، حفاظت از گونه‌های نادر و در خطر انقراض، آسیب‌های ناشی از انسان، ترمیم قابلیت‌های طبیعی، افزایش توانایی جابجایی، آگاهی و آموزش، تحقیق و توسعه. هنگامی که اندام‌های مهم در اثر تصادفات، سوانح و حوادث غیر قابل پیش بینی، از بین می‌روند، علم مدرن با ایجاد جایگزین‌های مصنوعی پاسخ می‌دهد. بخشی از پاسخ در زیست همانندسازی نهفته است، یعنی تقلید از طبیعت در اختراع اندام‌های مصنوعی یا پروتزها که برای بازسازی حرکات پیچیده بدن طراحی شده‌اند. پروتزهای امروزی با استفاده از ریز پردازنده‌ها، رایانه‌ها، موتورها و باتری‌های قدرتمند، اندام‌های بیونیک می‌سازند که عملکرد اندام‌های قطع شده را بازیابی می‌کند. اندام‌های بیونیک اساساً اندام‌های مصنوعی هستند که توسط کامپیوتر کنترل می‌شوند. سعی بر آن شده با استفاده از این اندام‌ها، عملکرد و توانایی‌های حیوانات در سبک زندگی روزمره به آنها بازگردانده شود تا زندگی عادی‌تری داشته باشند و در نتیجه کمک بزرگی به حفظ نسل آن‌ها شود [۳]. در طراحی اندام بیونیک چالش‌هایی وجود دارد که به دلیل نیازهای خاص آناتومیک و حرکتی حیوانات این چالش‌ها متفاوت هستند. نمونه‌هایی از این چالش‌ها که می‌توان به آن اشاره نمود شامل تفاوت در اندازه و وزن حیوانات، نیاز به حرکات طبیعی، مواد و سازگاری با بدن حیوان، هزینه، دوام و مقاومت می‌باشد.

هدف از این پژوهش بررسی میزان کارایی و نحوه کارایی یک پروتز بیونیک در حیوانات می‌باشد. از آنجایی که حیوانات نسبت به انسان از درک و فهم کمتری برخوردار می‌باشند لذا استفاده از اندام‌های هوشمند در حیوانات بسیار سخت‌تر می‌باشد. استفاده از اندام بیونیک در حیوانات بسیار گران و پرهزینه می‌باشد، از طرفی دیگر درک و فهم حیوان در استفاده صحیح از پروتز کار شده در بدن سخت می‌باشد. در بعضی مواقع حیوانات شرایط خاصی دارند مانند درحال انقراض بودن و نژاد‌های کمیاب و نادر بودن که باعث می‌شود برای کمک به ادامه حیات و حفظ نسل آنها مجبور به استفاده از اندام‌های بیونیک گردند.

مواد و روش‌ها

توانایی مانور در محیط انسانی، به روش مشابه یک سگ، یک هدف بلندمدت است که محدودیت‌های خاصی را بر اندازه، شکل و وزن تحمیل می‌کند. به عنوان یک نقطه شروع، طول کامل کشیده شده پای حدود ۵۰ سانتی‌متر و وزن کل ۳۵ کیلوگرم تعریف می‌گردد. این مقادیر، به ویژه طول پا، پارامترهای طراحی هستند که انعطاف پذیر بوده و صرفاً برای هدایت طراحی پای بیونیک به یک اندازه مناسب در نظر گرفته شده‌اند. بدون شک می‌توان به اهداف این تحقیق از روش‌های مختلفی دست یافت. یکی از مهم‌ترین تصمیماتی که باید گرفته شود، انتخاب یک توپولوژی پای مناسب است. توپولوژی پا آرایش فیزیکی درجات آزادی است که حرکت را امکان‌پذیر می‌کند. این تعریف از سینماتیک پا تأثیر قدرتمندی بر تولید گام، تولید نیرو و نحوه تغییر تولید نیرو در پا و بدن با افزایش سرعت دارد.

جزئیات طراحی

این بخش چارچوب مفهومی را برای یک پای بیونیک مورد نیاز را در نظر می‌گیرد، و ویژگی‌های منحصر به فردی را مورد بحث قرار می‌دهد. طراحی پای در محدوده وزنی نرمال قرار دارد و برای انتقال نیروهای فشاری یا کششی اوج تا ۱۰۰ نیوتن مطابق جدول (۱) رتبه‌بندی شده است. با توجه به شکل (۱) دارای دو مفصل فعال و یک مچ پا غیرفعال است، و جزئیاتی مانند نحوه اتصال تاندون و محل قرارگیری موتورها را نشان می‌دهد.



جدول ۱: مشخصات طراحی پای جلویی [۵]

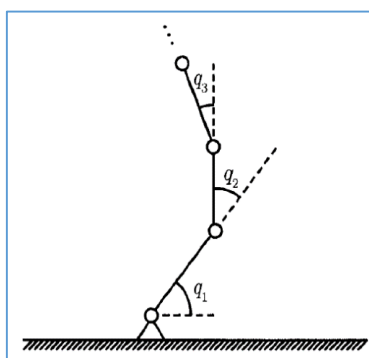
مشخصات	مقدار
حداکثر بار	۱۰۰ نیوتن
گشتاور گام (پیک)	۲۳ نیوتن‌متر
گشتاور زانو (پیک)	۱۳۴ نیوتن‌متر
دامنه حرکت گام	۱۵۰ درجه
دامنه حرکت زانو	۱۰۷ درجه
طول حداکثر پا	۴۸۰ میلی‌متر
طول حداقل پا	۲۳۸ میلی‌متر
وزن	۳٫۲۵ کیلوگرم



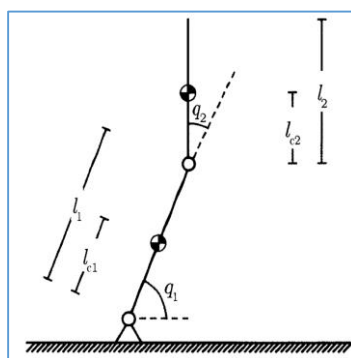
شکل ۱: نمای بیونیک از پای راست [۴]

دینامیک پا

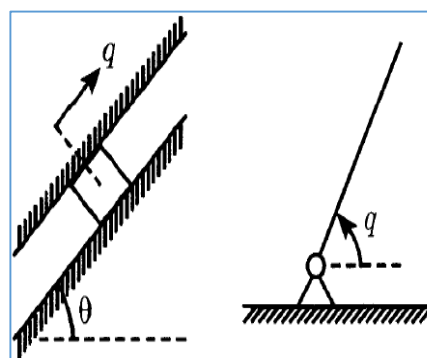
اولین گام در درک عملکرد حرکت یک سیستم پای مصنوعی، توجه به این است که چگونه یک پا از زمین برای تولید نیروهای پیشران استفاده می‌کند. این کار با ساخت یک مدل سینماتیکی آغاز می‌شود. پس از ایجاد یک مدل سینماتیکی از پا و تعریف دقیق نحوه حرکت پا، یک سیستم دینامیک پا برای اتصال نیروها و گشتاورهای اعمال شده به سیستم با حرکات حاصل تنظیم می‌شود. در این تحلیل، مطالعاتی در مورد تأثیرات میانگین ارتفاع گام، سرعت رو به جلو و ارتباط آنها با توانایی تولید نیرو در یک پا ارایه می‌شود. پس از این، یک تحلیل مسیر بازگشت پا ویژگی‌های معمول پرتاب سریع را شناسایی می‌کند [۶]. مدل سینماتیکی بر اساس ساختار مکانیکی پای جلویی است و بنابراین تنها شامل دو جزء، بازو و رادیوس می‌شود. حذف مفصل غیرفعال مچ پا، زاید بودن مفصل را از بین می‌برد و در نتیجه تحلیل سینماتیکی و دینامیکی را ساده می‌نماید. انتظار نمی‌رود این ساده سازی ویژگی‌ها و پاسخ‌های اساسی پا را در طول ایستادن تغییر دهد. زیرا مچ پا بلافاصله پس از ضربه به حالت انعطاف حداکثر می‌رسد و تا درست قبل از بلند شدن در این موقعیت باقی می‌ماند. تأثیر پا بر هندسه کلی پا با ادغام آن در ابعاد رادیوس ثبت می‌شود. دینامیک سیستم با استفاده از نظریه پیچشی به دست می‌آید. نظریه پیچشی انتخاب گردید زیرا تکرار دلخواه راه حل دینامیکی به یک زنجیره سریالی، متشکل از مفاصل چرخشی و منشوری، را تسهیل می‌کند. همچنین معادلات حرکت را در قالبی ارایه می‌دهد که بلافاصله با ابزارهای ادغام عددی سازگار است. در ادامه مقدمه‌ای کوتاه در مورد استفاده از نظریه پیچشی در دو بعد همراه با استخراج دینامیک یک زنجیره سریالی مطابق شکل (۲) ارایه می‌گردد که نتیجه آن در ادامه در شبیه ساز دینامیکی استفاده می‌شود.



ج) زنجیره سینماتیکی n-پیوندی [۹]



ب) یک زنجیره سری دو پیوندی [۷]



الف) مفاصل دورانی و منشوری در نظریه پیچشی [۸]

شکل ۲: دینامیک سیستم با استفاده از نظریه پیچشی



حرکت یک جسم صلب در دو بعد در نظریه پیچشی به صورت یک بردار پیچشی (T) با سه مولفه بیان می‌شود:

$$T = [\dot{x}_0, \dot{y}_0, \omega] \quad (1)$$

که در آن $\dot{x}_0$ و $\dot{y}_0$ سرعت کارتیزی یک نقطه فرضی در داخل جسم هستند که به صورت لحظه‌ای با مبدا هم‌مکان است و ω سرعت زاویه‌ای می‌باشد. بردار مفصل به مختصات عمومی (q) توسط یک مفصل واحد، که با ϕ نوشته می‌شود، مرتبط است، به طوری که:

$$T = \phi \dot{q} \quad (2)$$

جایی که، $\dot{q}$ مشتق زمانی مختصات تعمیم یافته است. برای یک مفصل چرخشی واقع در مختصات کارتیزین (x_r, y_r) می‌توان نشان داد که گردش واحد $\$r = [y_r - x_r]^T$ است. در حالی که گردش واحد برای یک مفصل منشوری با زاویه ϕ از افق کج شده است $\$p = [\cos\phi + \sin\phi]^T$.

برای گسترش این تحلیل به یک سیستم از اجسام صلب، یک زنجیره سریال متشکل از n پیوند متصل شده توسط مفاصل چرخشی در نظر گرفته می‌شود. اگر مختصات تعمیم یافته در یک بردار مختصات تعمیم یافته ترکیب گردند به گونه‌ای که $q = [q_1 q_2 \dots q_n]^T$ پیچش پیوند k باشد، می‌توان نوشت:

$$T_k = \begin{bmatrix} \dot{x}_{ok} \\ \dot{y}_{ok} \\ \omega_k \end{bmatrix} = [\$1 \$2 \dots \$n] \dot{q} = J \dot{q} \quad (3)$$

جایی که، J یک ماتریس ژاکوبی تشکیل شده از پیچش‌های واحد هر مفصل است. این راه‌حل امکان تعیین پیچش هر پیوند بر اساس پیچش‌های واحد و مشتق زمانی مختصات تعمیم یافته را فراهم می‌کند. با این حال، از آنجایی که پیچش سرعت یک نقطه فرضی درون بدن که با مبدا همزمان است را ارائه می‌دهد، مفید بودن نتیجه به این شکل تا حدودی محدود است. برای تبدیل این نتیجه به یک فرم شهودی‌تر، از یک تبدیل مختصات برای تبدیل پیچش به سرعت مرکز جرم هر پیوند استفاده می‌شود [۹].

با اجازه دادن به (x_{ck}, y_{ck}) به عنوان مختصات کارتیزین مرکز جرم لینک k ، ماتریس تبدیل مختصات (Γ_k) که پیچش را به سرعت مرکز جرم (v_k) تبدیل می‌کند:

$$\Gamma_k = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -y_{ck} \\ 0 & 1 & x_{ck} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

و بنابراین سرعت مرکز جرم را می‌توان مستقیماً به صورت زیر نوشت:

$$v_k = \Gamma_k T_k = \Gamma_k J \dot{q} \quad (5)$$

در این مرحله، تعریف ماتریس ضریب تاثیر مرتبه اول برای لینک k به صورت زیر مناسب است:

$$G_k = \Gamma_k J \quad (6)$$

ماتریس ضریب تاثیر مرتبه اول یک ماتریس $n \times n$ است که مختصات تعمیم یافته را به سرعت‌های مرکز جرم مرتبط می‌کند به گونه‌ای که:



$$v_k = G_k \dot{q} \quad (7)$$

مشتق‌گیری از v_k برای به دست آوردن شتاب لینک k :

$$\alpha_k = \frac{d}{dt} v_k = \frac{d}{dt} (G_k \dot{q}) = G_k \ddot{q} + \dot{G}_k \dot{q} \quad (8)$$

برای یافتن شتاب یک لینک، باید مشتق زمانی ماتریس ضریب تاثیر مرتبه اول محاسبه شود. گسترش مشتق کل و تبدیل نتیجه به یک ضرب ماتریسی معادل نشان می‌دهد که مشتق زمانی می‌تواند به دو جزء جدا شود [۹]:

$$\dot{G}_k = \frac{\partial G_k}{\partial q_1} \frac{dq_1}{dt} + \frac{\partial G_k}{\partial q_2} \frac{dq_2}{dt} + \dots + \frac{\partial G_k}{\partial q_n} \frac{dq_n}{dt} \quad (9)$$

$$\dot{G}_k = \dot{q}^T G_k^* \quad (10)$$

جزء اول، $\dot{q}^T$ ، ترانزاده سرعت‌های تعمیم‌یافته است و G_k^* یک ماتریس بلوکی از مشتقات جزئی G_k نسبت به مختصات تعمیم‌یافته است. ماتریس ضریب تاثیر مرتبه دوم (G_k^*) می‌تواند به طور معادل به صورت زیر تعریف شود:

$$G_k^* \equiv \begin{bmatrix} \frac{\partial g_{k1}}{\partial q_1} & \frac{\partial g_{k2}}{\partial q_1} & \dots & \frac{\partial g_{kn}}{\partial q_1} \\ \frac{\partial g_{k1}}{\partial q_2} & \frac{\partial g_{k2}}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial g_{kn}}{\partial q_2} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial g_{k1}}{\partial q_n} & \frac{\partial g_{k2}}{\partial q_n} & \dots & \frac{\partial g_{kn}}{\partial q_n} \end{bmatrix} \quad (11)$$

با استفاده از این تعریف، شتاب مرکز جرم لینک k را می‌توان به صورت زیر بیان نمود:

$$a_k = G_k \ddot{q} + \dot{q}^T G_k^* \dot{q} \quad (12)$$

با ادامه از این نقطه، با استفاده از فرمول‌بندی نیوتن-اولر دینامیک اجسام صلب، نیروی اینرسی هر لینک $F_k^r = [F_{xk}^r \ F_{yk}^r \ r_{ck}^r]^T$ را می‌توان بر حسب ماتریس اینرسی قطری (N_k) و شتاب مرکز جرم به صورت زیر نوشت:

$$F_k^r = -N_k a_k \quad (13)$$

m_k و I_k به ترتیب جرم و اینرسی لینک k حول مرکز جرم آن هستند. این نیروی اینرسی روی لینک k گشتاورهایی روی مختصات تعمیم‌یافته ایجاد می‌کند که معادل است با:

$$\tau_k^r = [\tau_{k1}^r \ \tau_{k2}^r \ \dots \ \tau_{kn}^r] = G_k^T F_k^r \quad (14)$$

$T_{ki}^r = 0$ برای لینک‌های بعد از k در زنجیره سری ($k+1, k+2, \dots, n$) به روش کار مجازی با جایگذاری α_k و F_k^r در رابطه (۱۳)، خواهیم داشت:

$$\tau_k^r = G_k^T F_k^r = G_k^T (-N_k a_k) = -G_k^T N_k (G_k \ddot{q} + \dot{G}_k \dot{q}) \quad (15)$$

$$\tau_k^r = -(G_k^T N_k G_k \ddot{q} + G_k^T N_k \dot{G}_k \dot{q})$$

این شکل از معادله با تعریف یک فرم مزدوج از ماتریس اینرسی ساده می‌شود [۱۰].

$$M_k = G_k^T N_k G_k \quad (16)$$



و با استفاده از تعریف G_k^* می‌توان ضریب جمله دوم را به صورت زیر بازنویسی کرد:

$$G_k^T N_k \dot{G}_k = G_k^T N_k \frac{\partial G_k}{\partial q_1} \frac{dq_1}{dt} + G_k^T N_k \frac{\partial G_k}{\partial q_2} \frac{dq_2}{dt} + \dots + G_k^T N_k \frac{\partial G_k}{\partial q_n} \frac{dq_n}{dt} \quad (17)$$

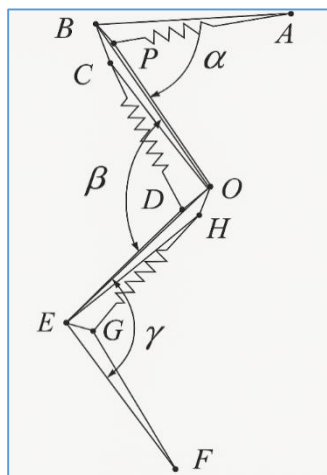
برنامه‌ریزی گام برای پای منفرد یک سگ

ساختار پای عقبی حیوانات عمدتاً از استخوان ران، استخوان ساق پا و مچ پا تشکیل شده است، که در جدول (۲) پارامترهای طراحی تک پا ارایه شده است. هر قسمت توسط یک مفصل متناظر به هم متصل شده است و هر پا دارای ۴ درجه آزادی است. استخوان ران و بدن توسط مفصل ران به هم متصل می‌شوند. مفصل ران دارای دو درجه آزادی است، یکی آزادی تاب جلو و عقب و دیگری آزادی تاب جانبی است.

جدول ۲: پارامترهای طراحی تک پا [۲]

شماره	مشخصات	پارامترهای طراحی
1	طول × عرض × ارتفاع (میلی متر)	۶۹۰ × ۱۲۰ × ۳۸۰
2	وزن خالص (کیلوگرم)	۶/۸
3	حالت حرکت	موتور سروو

از نظر بیونیک، حیوان تک پا باید دارای چهار درجه آزادی باشد. برای ساده‌سازی ساختار و مطالعه آسان، مفصل تاب جانبی قفل می‌شود و یک حیوان تک پا با سه درجه آزادی در اینجا مورد مطالعه قرار می‌گیرد. به دلیل محدودیت‌های ساختار پا و درجات آزادی، کنترل پاها به امری پیچیده تبدیل می‌شود. بنابراین از یک روش کنترل مبتنی بر مدل استفاده می‌گردد که با الهام گرفتن از حرکات پرش حیوانات، پارامترهای حرکتی مفاصل پا و مسیر حرکت انتهایی پا را تعیین می‌کند. سپس کنترل سروو را انجام می‌دهد. یک مدل ساختاری ساده‌شده از پا در شکل (۳) نشان داده شده است. همچنین حرکات مفاصل‌ها در جدول (۳) ارایه شده‌اند.



AB: نشان دهنده بدنه حیوان

چندضلعی BCOP: نشان دهنده ماژول ران

چندضلعی ODEH: نشان دهنده ماژول ساق

مثلث EFH: نشان دهنده ماژول مچ پا

نقاط B: مفصل ران

نقطه O: مفصل زانو

نقطه E: مفصل مچ پا

AP، CD و GH: به ترتیب نشان دهنده واحدهای ذخیره‌سازی

انرژی مفاصل ران، زانو و مچ پا

نقاط A، P، C، D، G، و H: نشان دهنده پین‌های اتصال

واحدهای ذخیره‌سازی انرژی به ماژول‌های مربوطه

شکل ۳: یک مدل ساختاری ساده شده از پا [۱۱]

جدول ۳: محدوده حرکت مفاصل [۱۱]

زاویه	مفصل	محدوده حرکت
α	مفصل ران	$61^\circ \sim 137^\circ$
β	مفصل زانو	$84^\circ \sim 133^\circ$
γ	مفصل مچ پا	$72^\circ \sim 146^\circ$



برنامه‌ریزی مسیر نقطه انتهایی پا برای یک حیوان پا بسیار مهم است. مسیر بیضی، مسیر سیکلوئید و مسیر سیکلوئید اصلاح شده برای مسیر نقطه انتهایی پای حیوان معمولاً استفاده می‌شوند. زمانی که حیوان پرش می‌کند، مسیر نقطه انتهایی پای آن با استفاده از یک مسیر پارابولیک شبیه‌سازی می‌شود. تابع عمومی پارابولا به صورت رابطه (۱۸) نشان داده شده است و معادله پارامتری آن به صورت رابطه (۱۹) نشان داده شده است [۱۱].

$$y = ax^2 + bx + c \quad (18)$$

$$\begin{cases} x = v_0 \cos \theta \\ y = v_0 \sin \theta - \frac{gt^2}{2} \end{cases} \quad (19)$$

در اینجا، a ، b و c ثابت هستند. v_0 سرعت اولیه، θ جهت سرعت اولیه نسبت به جهت افقی و g شتاب گرانش است. با فرض اینکه اندازه گام $\lambda = l$ باشد، رابطه (۲۰) قابل استخراج است [۱۲].

$$l = \frac{v_0^2 \sin 2\theta}{g} \quad (20)$$

شبیه‌سازی

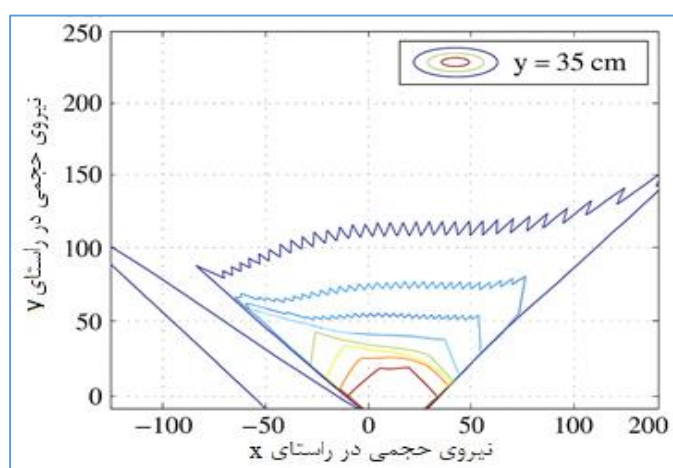
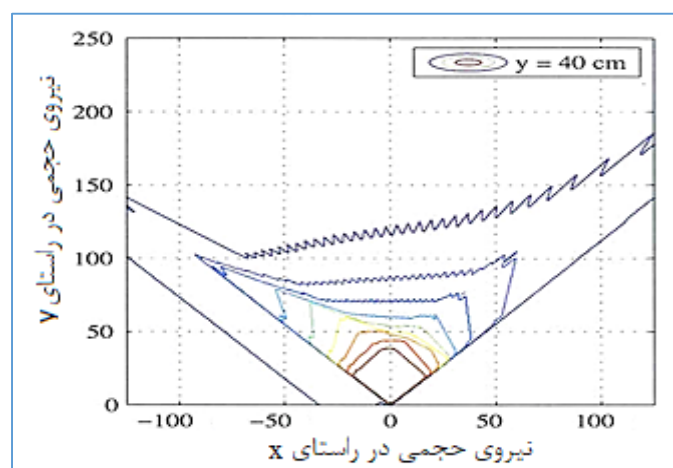
هدف پا تولید نیروهای قابل کنترل روی بدن است که ممکن است برای پیش‌رانش یا مانور استفاده شود. در نتیجه، هدف شبیه‌سازی دینامیکی پای منفرد تعیین روش دقیقی است که پا باید برای دسترسی به ظرفیت کامل خود در این زمینه به کار بگیرد. دو تغییر در ویژگی یک گام شامل میانگین ارتفاع گام و سرعت رو به جلو مطالعه می‌شوند. هر یک از این اصلاحات گام، حس و اندازه نیروهای بدن قابل تولید در طول ایستادن را تغییر می‌دهند. بنابراین، درک کامل گام برای دستیابی به بالاترین تولید نیرو ضروری است. شبیه‌سازی دینامیکی پای منفرد در متلب پیاده‌سازی می‌شود. پارامترهای هر لینک در یک زنجیره سری با ایجاد n شی لینک تعریف می‌گردند، که n طول زنجیره سینماتیکی است. سپس این لینک‌ها در یک شی زنجیره منفرد مرتب می‌شوند. شی زنجیره به یک پیش‌پردازنده منتقل می‌گردد که معادلات حرکت را با محاسبه ماتریس‌های M ، H ، G_k و N_k استخراج می‌کند. پس از تعیین این ماتریس‌ها برای یک زنجیره خاص، آن‌ها ذخیره می‌شوند تا نیازی به بازگرداندن آن‌ها برای انجام محاسبات دینامیکی نباشد. در این مطالعه تحلیل دینامیکی برای مدل سینماتیکی که پنجه پای حیوان را برای انتخاب مناسب سروموتورها انجام می‌دهد، توسعه داده شده است. روشی که استفاده گردیده، رویکرد انرژی مبتنی بر فرمول‌بندی اولر-لاگرانژ است.

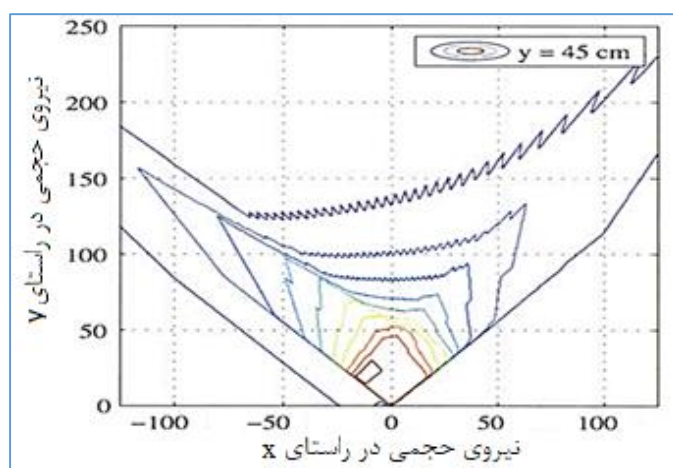
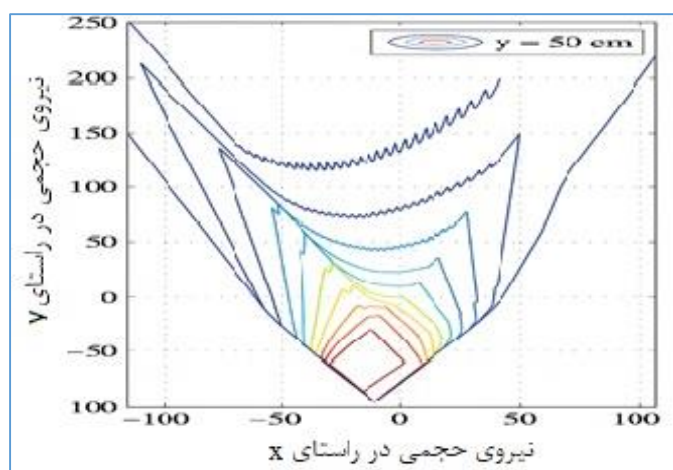
نتایج مطالعه عددی و بحث

در این بخش، عملکرد و کارایی پای طراحی‌شده در بازگرداندن توانایی‌های حرکتی سگ آسیب‌دیده تحلیل گردیده است. همچنین با استفاده از تکنولوژی‌های پیشرفته نظیر طراحی به کمک نرم افزار متلب و شبیه‌سازی‌های دقیق، به ارزیابی میزان تاثیر این پروتزها در بهبود کیفیت زندگی و افزایش توان بخشی سگ پرداخته است. به منظور ساده‌سازی تحلیل و تمرکز بر تاثیر ارتفاع گام، چندین ساده‌سازی در مسیر گام معرفی شده است. ابتدا بر اساس داده‌های بیولوژیکی تغییر در ارتفاع گام در طول بخش تماس در مقایسه با تغییرات در موقعیت افقی، کوچک در نظر گرفته می‌شود [۱۳]. بنابراین، مسیر گام به یک خط افقی مستقیم ساده گردیده و شتاب عمودی گام در طول حرکت تنظیم می‌شوند. علاوه بر این، سرعت رو به جلو گام در طول ایستادن به طور قابل توجهی تغییر نمی‌کند، که اجازه می‌دهد شتاب افقی نیز صفر تنظیم شود. این مسیر افقی نیازمند شتاب و کند شدن سریع مفصل‌های آرنج و گام است، حتی اگر خود گام شتاب نگیرد. پارامترهای پا مورد استفاده در شبیه‌سازی دینامیکی بر اساس پارامترهای سخت‌افزار فیزیکی هستند.



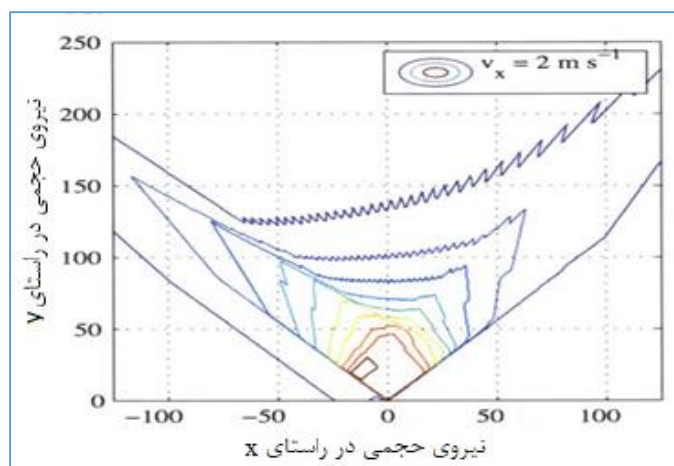
برای یک ارتفاع مشخص گام، محدوده موقعیت‌های افقی قابل دسترسی گام به چندین پیکربندی با فاصله مساوی تقسیم می‌شود. نیروهای بدن برای هر یک از این پیکربندی‌ها محاسبه شده و یک نمودار خطوط هم‌سطح در صفحه فازی (F_{bx}, F_{by}) تولید می‌شود. خطوط هم‌سطح در این نمودار نیروهای قابل تولید توسط پا را نشان می‌دهند. با خطوط هم‌سطح بزرگ‌تر که نشان می‌دهند نیروهای درون این خط هم‌سطح ممکن است در تعداد بیشتری از پیکربندی‌ها تولید شوند. نتایج این شبیه‌سازی‌ها نشان می‌دهد که ویژگی نیروهای موجود در بدن با ارتفاع گام تغییر می‌کنند. ویژگی اول مشخص می‌نماید که ارتفاع گام بالاتر، محدوده زاویه‌هایی که پا می‌تواند به دلیل محدودیت طول پا جارو کند را کاهش می‌دهد. این باعث می‌شود که مخروط نیروهای بدن موجود با افزایش ارتفاع باریک‌تر شود. این عملکرد در شکل‌های (۴ الی ۷) نشان داده شده است. از نظر فیزیکی این بدان معناست که پای شبیه‌سازی شده ممکن است کند شدن و شتاب کمتری بگیرد. ویژگی دوم مربوط به این است که اگر ارتفاع گام بالاتر انتخاب شود، آرنج در طول ایستادن کمتر خم می‌شود. این باعث افزایش نیروهایی می‌شود که در جهت از پا تا شانه تولید می‌شوند. یک ارتفاع گام متعادل از فشردگی بیش از حد مفصل برای به حداکثر رساندن نیروها در امتداد پا و از کشیدگی بیش از حد زانو برای به حداکثر رساندن ظرفیت پا برای تأمین نیروهای پیشران جلوگیری می‌کند. تمرکز و تراکم خطوط کانتور در مرکز پایین نمودار (نزدیک مبدأ) نشان‌دهنده ناحیه‌ای از تعادل یا پایداری مکانیکی است. این نمودار یک ابزار تحلیلی مهم برای ارزیابی پایداری، توزیع نیرو و طراحی بهینه پای مصنوعی سگ است. با تحلیل دقیق آن می‌توان به افزایش کیفیت راه رفتن، کاهش فشار بیش‌ازحد به بافت، و بهبود عملکرد حرکتی دست یافت.

شکل ۴: صفحه فازی نیروهای وارد بر بدن برای ارتفاع گام $y = 35 \text{ cm}$ شکل ۵: صفحه فازی نیروهای وارد بر بدن برای ارتفاع گام $y = 40 \text{ cm}$

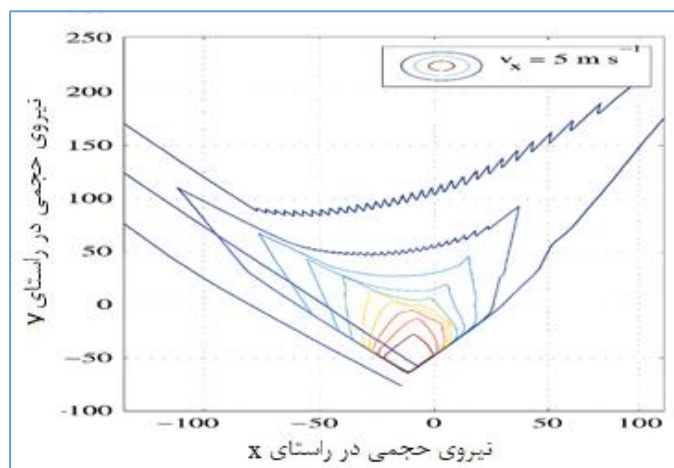
شکل ۶: صفحه فازی نیروهای وارد بر بدن برای ارتفاع گام $y = 45 \text{ cm}$ شکل ۷: صفحه فازی نیروهای وارد بر بدن برای ارتفاع گام $y = 50 \text{ cm}$

سپس سرعت رو به جلو گام برای سرعت‌های ۲، ۵، ۱۰، ۱۵ متر بر ثانیه در ارتفاع گام بهینه ۴۵ سانتی‌متر شبیه‌سازی گردید. نتایج این شبیه‌سازی‌ها با توجه به شکل‌های (۸ الی ۱۱) نشان می‌دهند که با افزایش سرعت، مخروط تولید نیروی بدن حول مبدا جابجا می‌شود. به طوریکه با افزایش سرعت ظرفیت تولید نیروهای پیشران کاهش می‌یابد. علاوه بر این، مرز کل منحنی کوچک می‌شود. این به دلیل افزایش مقدار گشتاور محرک مورد نیاز برای شتاب دادن و کند کردن جرم‌ها و اینرسی‌های پا است. محدودیت‌های گشتاور برای دستیابی به این هدف، بر روی گشتاورهای محدود شده حرارتی برای هر مفصل تنظیم می‌شوند. برای دستیابی به این هدف، ولتاژ باتری باید به اندازه کافی بالا باشد تا بر نیروی الکتروموتوری برگشتی که در این سرعت وجود خواهد داشت غلبه کند.

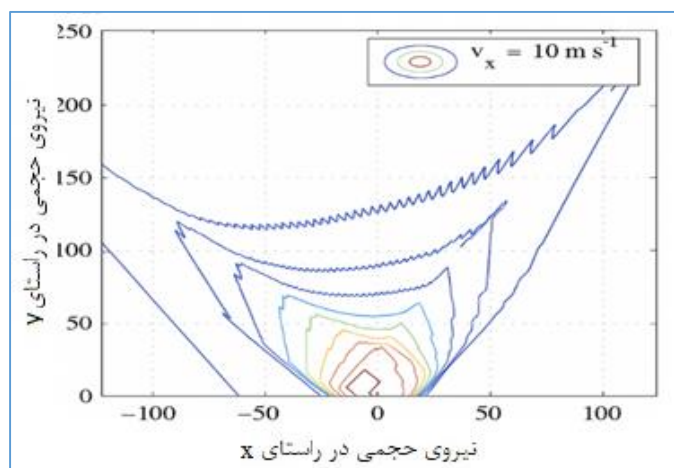
در هنگام طراحی یک سیستم رباتیک برای حرکت دینامیکی، چندین ویژگی از اهمیت بسیار بالایی برخوردار هستند. اول، جرم بدن باید تا حد ممکن کم نگه داشته شود. هر تلاشی باید برای جلوگیری از افزایش کنترل نشده جرم انجام شود، زیرا این رویکرد منجر به کاهش شدید عملکرد سیستم طراحی شده می‌شود. افزایش جرم در یک سیستم دینامیکی به دلیل بسیاری از غیرخطی‌هایی که در طول مسیر با آن‌ها مواجه می‌شویم، دشوار و شاید غیرممکن است که به نقطه سر به سر برسیم. پلیمرها برای این کاربرد مناسب هستند و به راحتی با طیف وسیعی از ویژگی‌های سفتی و استحکام در دسترس هستند. به طور مثال مزیت استفاده از پلیمرهای ترموست این است که می‌توان آن‌ها را به راحتی به شکل دلخواه پا قالب‌گیری کرد، و نیازی به ماشین‌کاری نسخه‌های متعدد مورد نیاز برای یک ربات کامل نیست.



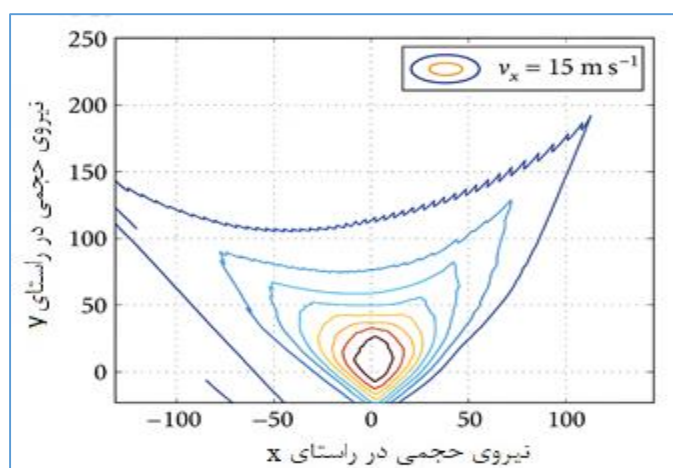
شکل ۸: صفحه فازی بر بدن برای گام‌هایی با سرعت رو به جلو با سرعت $v_x = 2 \text{ m.s}^{-1}$



شکل ۹: صفحه فازی بر بدن برای گام‌هایی با سرعت رو به جلو با سرعت $v_x = 5 \text{ m.s}^{-1}$



شکل ۱۰: صفحه فازی بر بدن برای گام‌هایی با سرعت رو به جلو با سرعت $v_x = 10 \text{ m.s}^{-1}$

شکل ۱۱: صفحه فازی بر بدن برای گام‌هایی با سرعت رو به جلو با سرعت $v_x = 15 \text{ m.s}^{-1}$

نتیجه‌گیری

پژوهش حاضر با هدف طراحی و ارزیابی پای بیونیک برای بازگرداندن توانایی‌های حرکتی سگ آسیب‌دیده انجام شده است. نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها و تحلیل‌های دینامیکی، دستاوردهای قابل توجهی را در زمینه بهبود عملکرد و کارایی پای بیونیک نشان می‌دهد. یکی از مهم‌ترین یافته‌های این پژوهش، تاثیر قابل توجه ارتفاع گام بر عملکرد پای بیونیک است. تحلیل دینامیکی نشان داد که تغییر در ارتفاع گام، محدوده موقعیت‌های افقی قابل دسترسی پا را تحت تاثیر قرار می‌دهد. بطوریکه با افزایش ارتفاع گام، مخروط نیروهای بدن موجود باریک‌تر می‌شود. این پدیده نشان می‌دهد که پای شبیه‌سازی شده در ارتفاع‌های بالاتر، ممکن است کنترل و شتاب کمتری داشته باشد. نتایج نشان می‌دهد که یک ارتفاع گام متعادل، حدود ۴۵ سانتی‌متر، می‌تواند بهترین عملکرد را ارائه دهد. این ارتفاع از فشردگی بیش از حد مفصل برای به حداکثر رساندن نیروها در امتداد پا جلوگیری می‌کند، در حالی که از کشیدگی بیش از حد زانو برای به حداکثر رساندن ظرفیت پا برای تأمین نیروهای پیشران نیز پرهیز می‌کند. تاثیر سرعت بر عملکرد پای بیونیک نیز از دیگر یافته‌های مهم این پژوهش است. بطوریکه، با افزایش سرعت رو به جلوی گام، مخروط تولید نیروی بدن حول مبدأ در جهت منفی جابجا می‌شود. این تغییر نشان می‌دهد که با افزایش سرعت، ظرفیت تولید نیروهای پیشران کاهش می‌یابد. این پژوهش راه را برای توسعه‌های آینده در زمینه پروتزه‌های حیوانی هموار می‌کند و می‌تواند به بهبود کیفیت زندگی حیوانات آسیب‌دیده کمک کند. علاوه بر نتایج به‌دست‌آمده، مسیریابی روشن برای تحقیقات آینده فراهم خواهد ساخت. از جمله می‌توان به انجام آزمایش‌های عملی بر روی حیوانات در شرایط کنترل‌شده برای ارزیابی دقیق‌تر عملکرد پای بیونیک، توسعه مدل‌های کنترلی هوشمندتر به منظور افزایش پایداری و توان حرکتی، بررسی مواد نوین سبک‌وزن و مقاوم برای کاهش هزینه و افزایش دوام، و مقایسه عملکرد پای طراحی‌شده با سایر مدل‌های موجود اشاره نمود. در مجموع، نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که طراحی پای بیونیک برای حیوانات با در نظر گرفتن اصول مهندسی و الهام از سیستم‌های بیولوژیکی می‌تواند به بهبود قابل توجه در توانایی‌های حرکتی حیوانات آسیب‌دیده منجر شود.

مراجع

- [1] Da, Z., Sifan, S., Jionglong, S., Jiang, Z., Zhang, J., (2020). Learning bionic motions by imitating animals. IEEE International Conference on Mechatronics and Automation (ICMA).
- [2] Wu, J., Guo, L., Yan, S., Li, Y., Yao, Y., (2021). Design and performance analysis of a novel closed-chain elastic-bionic leg with one actuated degree of freedom. Doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2021.104444.



- [3] Wang, L.W., Song, K.K., Zhao, F., Du, W.L., Wang, X.J., (2016). Design of the single leg of the quadruped bionic robot with jumping. 3rd Annual International Conference on Mechanics and Mechanical Engineering (MME 2016), Atlantis Press.
- [4] Ma, X., Liu, J., Zhang, S., Deng, J., Liu, Y., (2023). Recent trends in bionic stepping piezoelectric actuators for precision positioning: A review. DOI:10.1016/j.sna.2023.114830.
- [5] Marucci, M., Maddaluno, O., Ryan, CP., Perciballi, C., Vasta, S., Ciotti, S., Alessandro Moscatelli, A., Betti, V., (2024). Rewiring the evolution of the human hand: How the embodiment of a virtual bionic tool improves behavior. iScience. Doi.org/10.1016/j.isci.2024.109937.
- [6] Nie, D., Zhang, P., Gao, G., Gu, J., (2022). Effect Analysis of Elastic Components on Jumping Performance of Bionic Leg. Doi.org/10.1016/j.procs.2022.10.099.
- [7] Nie, H., Sun, R., Guo, C., Qin, G., Yu, H., (2015). Innovative Design and Performance Evaluation of a High-speed Bionic Mechanical Leg. Doi.org/10.1016/S1672-6529(14)60127-X.
- [8] Ren, K., Yu, J., (2021). Research status of bionic amphibious robots: A review. Doi.org/10.1016/j.oceaneng.2021.108862.
- [9] Wang, J., Zheng, J., Zhao, Y., Yang, K., (2024). Structure design and coordinated motion analysis of bionic crocodile robot. Doi.org/10.1016/j.birob.2024.100157.
- [10] Wang, L.W., Zhang, W.W., Wang, T.H., Wang, C.D., Meng, F.N., (2020). Design and simulation of a single leg of a jumpable bionic robot with joint energy storage function. Doi.org/10.1016/j.procs.2020.02.092.
- [11] Zhang, L., Zhai, Y., Chen, J., Zhang, Z., Huang, S., (2022). Optimization design and performance study of a subsoiler underlying the tea garden subsoiling mechanism based on bionics and EDEM. Doi.org/10.1016/j.still.2022.105375.
- [12] Zhang, R., Pang, H., Ji, Q., Li, G., Dong, W., Wen, L., Li, J., (2020). Structure design and traction trafficability analysis of multi-posture wheel-legs bionic walking wheels for sand terrain. Doi.org/10.1016/j.jterra.2020.05.001.
- [13] Li, Q., Chen, T., Chen, Y., Wang, Z., (2023). An underwater bionic crab soft robot with multidirectional controllable motion ability. Doi.org/10.1016/j.oceaneng.2023.114412.