

Optimization of a Hybrid MR Rotary Damper with Waveform Boundary Using in a Prosthetic Knee

H. Sayyaadi^{1*}, and S.H. Zareh²

¹Professor, School of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

²Ph.D Student, School of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

Receipt in the online submission system 27 December 2015, received in revised form 9 October 2016, accepted 17 October 2016

Abstract

The study focuses on the optimal design of a hybrid rotary MR with waveform boundary T-shaped rotor as prosthesis knee. In the biomechanical prosthesis knee MR fluid to create a variable braking torque depending on the magnetic field is used. By applying a magnetic field, the viscosity of the fluid is actively controlled to achieve the desired braking torque. After a brief description of the configuration of the rotary damper; achievable braking torque formulas is presented. In the following, optimization problem aims to find the optimal geometry in order to maximize the on-state braking torque while off-state torque and weight are within the permitted range. Depending on the application of the referred damper, the maximum braking torque, minimizing torque at off-state, minimizing damper's weight and have uniform flux density are under consideration. The results of the optimized rotary damper are compared with the reference brake. Then, the performance improvement of the optimized MR brake is discussed.

Key words: *hybrid MR brake, optimal design, prosthetic knee, T-shaped drum, waveform boundary*

***Corresponding author**

Address: School of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, P.O.Box: 11155-9567, Tehran, Iran

Tel: +98-21-66165682

Fax: +98-21-66000021

E-mail: sayyaadi@sharif.edu

بهینه سازی دمپر مغناطیسی دورانی هیبریدی با سطح قوسدار با کاربرد در پروتز زانو

حسن صیادی^{۱*}، سید حمید زارع^۲

استاد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران
دانشجوی دکتری مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۴/۱۰/۶، بازنگری: ۱۳۹۵/۷/۱۸، پذیرش قطعی: ۱۳۹۵/۷/۲۶

چکیده

این تحقیق روی طراحی بهینه مفهوم هیبرید از دمپر مغناطیسی دورانی با روتور T شکل و نیز سطح قوسدار به عنوان پروتز زانو متمرکز است. در این پروتز بیومکانیکی زانو، از سیال مغناطیسی برای ایجاد گشتاور ترمزی متغیر وابسته به میدان مغناطیسی استفاده شده است. با اعمال میدان مغناطیسی، ویسکوزیته سیال به طور فعال برای دستیابی به گشتاور ترمزی موردنظر کنترل می شود. پس از توضیح مختصری درباره پیکربندی دمپر مغناطیسی دورانی موردنظر، معادلات گشتاور قابل دستیابی ارائه شده اند. در ادامه، مسئله بهینه سازی با هدف یافتن مقدار بهینه برای ابعاد هندسی دمپر برای به حداکثر رساندن گشتاور ترمزی فعال بررسی می شود؛ درحالی که گشتاور حالت غیرفعال و وزن دمپر در حد مجاز باشند. هدف این مقاله، رسیدن به حداکثر گشتاور ترمزی در حالت فعال به همراه به حداقل رساندن گشتاور حالت غیر فعال و وزن دمپر و همچنین دستیابی به چگالی شار یکنواخت با توجه به نوع کاربرد دمپر اشاره شده است. نتایج حاصل از دمپر مغناطیسی دورانی بهینه شده با دمپر مرجع مقایسه شدند و سپس توضیحاتی درباره بهبود عملکرد آن ارائه خواهد شد.

کلیدواژه ها: دمپر مغناطیسی دورانی هیبریدی، طراحی بهینه، پروتز زانو، دیسک T شکل، سطح قوس دار

*نویسنده مسئول

نشانی: گروه طراحی کاربردی، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران، کد پستی: ۱۱۱۵۵-۹۵۶۷

تلفن: ۶۶۱۶۵۶۸۲ (۲۱) ۹۸+

دورنگار: ۶۶۰۰۰۲۱ (۲۱) ۹۸+

پست الکترونیکی: sayyaadi@sharif.edu

۱- مقدمه

سیال مغناطیسی، گروهی از مواد هوشمند است که با توجه به ویسکوزیته متغیر و قابل کنترل با میدان مغناطیسی آن به طور گسترده‌ای استفاده می‌شود. از سیال مغناطیسی در حال حاضر در وسایلی مانند کمک فنرهای مغناطیسی، کوپلینگ انتقال قدرت و سیستم ترمز در صنایع خودروسازی، کنترل ارتعاش دکل‌های دریایی [۱-۱۰]، اندام مصنوعی و بیومکانیک [۱۱-۱۶] و دستگاه‌های توانبخشی [۱۷،۱۸] استفاده می‌شود.

مفاصل ایجادشده با استفاده از پد اصطکاک خشک یا عملگرهای هیدرولیکی و پنوماتیکی در پروتز زانو، به دلیل معایبی از جمله گشتاور غیرقابل کنترل یا نشتی و سنگینی پروتز، در حال جایگزینی با دمپرهای دورانی مغناطیسی هستند. یکی از مهم‌ترین این دمپرها برای استفاده در پروتز زانو، مفصل زانوی مصنوعی تولیدی توسط شرکت Ossur [۱۹] می‌باشد. این پروتز تنها می‌تواند برای بیماران و معلولان سبک وزن استفاده شود. برای حل این محدودیت، مطالعات [۱۱،۱۵،۱۹] برای بهینه‌سازی این پروتز و افزایش حداکثر گشتاور قابل دستیابی برای استفاده توسط بیماران سنگین-وزن تر انجام شده‌اند. وزن دمپر دورانی بهینه‌شده برابر با ۰/۵ کیلوگرم است [۱۹].

اگرچه دمپر مغناطیسی دورانی بهینه‌سازی شده بالا کوچک و بسیار سبک است؛ ولی چندین عیب اساسی دارد. یکی از این عیب‌ها، پیکربندی چند دیسک آن است که تعداد زیادی لایه‌های بسیار نازک دیسک (۶۳ تیغه بسیار نازک) در فاصله‌های بسیار کمی (۳۰ میکرومتر) از هم قرار گرفته‌اند و فاصله بین آنها توسط سیال مغناطیسی پر شده است. با توجه به این فاصله بسیار ناچیز بین دیسک‌ها، سیال مغناطیسی تجاری-سازنی شده‌ای در بازار وجود ندارد که بتوان از آن استفاده کرد. بنابراین برای این دستگاه و با این محدودیت، گروه ذکرشده مجبور به ساخت بیش از ۴۰ مدل سیال مغناطیسی با ترکیبات متفاوت حجمی و اندازه‌ای ذرات نانو و ماکرون شدند تا بتوانند بهترین سیال مورد نیاز را، که همان داشتن بیشترین گشتاور قابل دستیابی در حالت فعال و کمترین ویسکوزیته در حالت غیرفعال است، به روش سعی و خطا

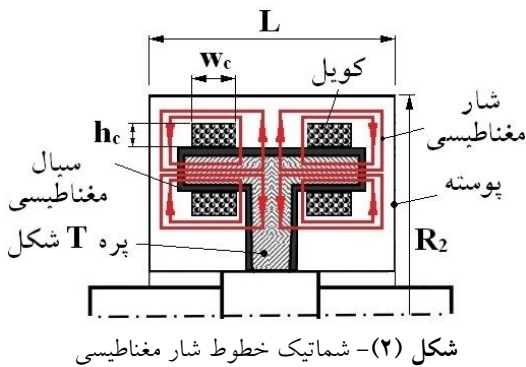
بسازند [۱۵] که این خود باعث افزایش هزینه تمام‌شده پروتز می‌شود. نقطه ضعف دوم، حساسیت بالای آن به ضربه است. به دلیل ضخامت بسیار کم دیسک‌ها و فاصله بسیار ناچیز میان آنها، افتادن از ارتفاع یا وارد شدن یک ضربه ناگهانی به دمپر به خم شدن و تماس دیسک‌ها با هم منجر می‌شود. نقطه ضعف سوم، گشتاور حالت غیر فعال بالای آن است که به انعطاف‌پذیری کم در خم شدن زانو حین راه رفتن منجر شده است.

برای غلبه بر این موانع، پیکربندی جدیدی از دمپر مغناطیسی دورانی با مفهوم هیبریدی از یک پره T شکل با سطح قوس-دار به‌عنوان پروتز زانو [۲۰] ارائه شده است. هیبرید در پیکربندی جدید، یعنی هر دو شار مغناطیسی محوری و شعاعی برای افزایش حداکثری گشتاور قابل دستیابی استفاده می‌شوند. هدف از این مقاله، انجام بهینه‌سازی روی دمپر دورانی ارائه‌شده در مرجع [۲۰]، به‌عنوان دمپر مرجع، برای به حداکثر رساندن گشتاور در حالت فعال، به حداقل رساندن گشتاور در حالت غیرفعال، به حداقل رساندن وزن دمپر دورانی، به‌دست آوردن چگالی شار مغناطیسی یکنواخت تر و اتلاف انرژی کمتر است.

اگرچه تحقیقات زیادی در زمینه طراحی و استفاده از دمپرهای دورانی مغناطیسی انجام شده‌اند؛ ولی مطالعه‌ای با موضوع بهینه‌سازی دمپر مغناطیسی دورانی هیبریدی با سطح موج‌دار با معیارهای کاربردی درباره پروتز زانو وجود ندارد. با وجود این‌که مطالعات قبلی بینش ارزشمندی در زمینه بهینه‌سازی دمپرهای دورانی ارائه کردند؛ ولی آنها تنها یک معیار یا یک پارامتر را متناسب با نوع کاربریشان مد نظر قرار داده‌اند [۲۱،۲۲،۲۳]. همچنین هیچ‌یک از آثار قبلی، یکنواختی چگالی شار مغناطیسی و کم کردن اتلاف انرژی را به‌عنوان معیار در نظر نگرفته‌اند [۱۵،۱۹،۲۱،۲۲،۲۳].

در پژوهش حاضر، با توجه به تعداد عوامل مؤثر ذکرشده، یک تابع هدف و سه قید در نظر گرفته شده است. تابع هدف، به حداکثر رساندن گشتاور قابل دستیابی در حالت فعال است. کم‌ترین گشتاور در حالت غیرفعال در غیاب یک میدان مغناطیسی، کم‌ترین وزن عملگر و همچنین چگالی شار

دمپر ارائه شده در [۱۱،۱۹] است (۴۰۰ میکرومتر). این فاصله بزرگتر به حرکت آزادانه تر روتور در غیاب میدان مغناطیسی و افزایش انعطاف پذیری پروتز منجر می شود. هنگامی که مفصل زانو در حضور میدان مغناطیسی در حالت فلکشن یا اکستنشن دوران می کند، دیسک دورانی دمپر، زنجیره ذرات تشکیل شده در سیال را پاره می کند و مقاومت در برابر این پارگی موجب افزایش گشتاور ترمزی می شود. همانطور که در شکل (۲) مشاهده می شود، با اعمال جریان الکتریکی به سیم پیچ دمپر، یک میدان مغناطیسی هم راستا و مشترک در اطراف پره دمپر ایجاد می شود. این هم راستایی موجب قوی تر شدن میدان در اطراف فاصله پُر از سیال مغناطیسی بین روتور و استاتور می شود. این افزایش میدان باعث می شود که زنجیره ذرات مستحکم تر شود و برش آنها به گشتاور بیشتری نیاز داشته باشد.



شکل (۲) - شماتیک خطوط شار مغناطیسی

۳- فرمول بندی گشتاور ترمزی

گشتاور ترمزی تولیدی توسط سیال مغناطیسی در اطراف پایه پره، T_1 ، عبارت است از:

$$T_1 = \frac{2\pi\tau_y(H)}{3}(r_o^3 - r_i^3) + \frac{2\pi\eta r_o^4}{4d}[1 - (\frac{r_i}{r_o})^4]\omega \quad (1)$$

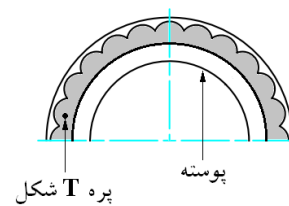
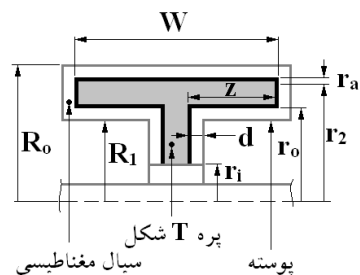
که در آن r_o و r_i به ترتیب شعاع درونی و بیرونی پایه دیسک T شکل هستند. τ_y تنش برشی سیال مغناطیسی است که متغیر و وابسته به شدت میدان مغناطیسی اعمالی می باشد. گشتاور در اطراف سطح جانبی لبه پره (T_2) نیز مانند گشتاور تولیدی در اطراف پایه دیسک، محاسبه می شود.

$$T_2 = \frac{2\pi\tau_y(H)}{3}(r_2^3 - r_o^3) + \frac{2\pi\eta r_o^4}{4d}[1 - (\frac{r_o}{r_2})^4]\omega + (r_2 + \frac{4r_a}{3\pi})(\frac{N_a r_a^2}{2})(\tau_y(H) + \frac{\eta\omega}{2d}(r_a^2 + 2r_a r_2)) \quad (2)$$

یکنواخت به عنوان قیود در مسئله بهینه سازی لحاظ شده اند. حداقل گشتاور در حالت غیرفعال به این دلیل مهم است که اجازه می دهد تا حرکات، سریع تر و انعطاف پذیری پروتز و تطبیق آن با سیکل راه رفتن طبیعی، بیشتر شود؛ در نتیجه حداکثر گشتاور فعال و حداقل گشتاور در حالت غیرفعال در یک مفصل زانوی مصنوعی، اهمیت برابر دارند [۱۱،۲۴]. کاهش وزن دمپر برای راحتی معلولان و همچنین برای تسهیل در نصب دیگر قطعات، مانند باتری و منبع تغذیه، مورد توجه قرار گرفته است. چگالی شار یکنواخت از این نظر مهم است که مانع از ایجاد پدیده گلوئی می شود، که این پدیده به قطع خطوط شار منجر می شود در نهایت، نتایج به دست آمده از دمپر بهینه سازی شده با دمپر مغناطیسی دورانی مرجع، مقایسه می شوند.

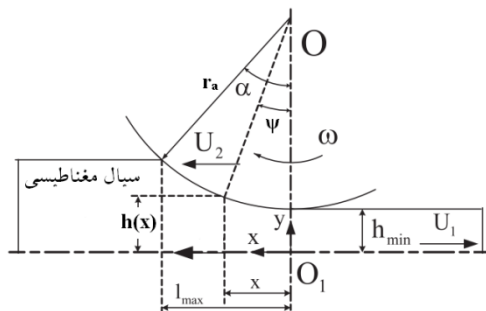
۲- پروتز زانوی مصنوعی

در این مقاله، دمپر دورانی مرجع در شکل (۱) نشان داده شده است [۲۰]. پره T شکل به روتور و استاتور متصل است. مشاهده می شود که فضای بین استاتور و روتور از سیال مغناطیسی پر شده است.



شکل (۱) - پیکربندی دمپر مغناطیسی دورانی مرجع

روتور به قسمت پایین پا (زیر زانو) و استاتور به اندام باقیمانده از پای معلول متصل خواهد شد. این مکانیسم، اجازه حرکت نسبی بین دو قسمت بالا و پایین زانو را به معلول می دهد. اندازه فاصله بین پره و پومنه، که از سیال مغناطیسی پر شده است، کوچک است؛ ولی بسیار بیشتر از فاصله لقی در



شکل (۳) - شماتیک مدل هیدرودینامیکی برای نیروی مقاومت هیدرودینامیکی

$$F_{\eta} = 2\eta r_a \left(\frac{9\omega\lambda x}{4(2dr_a + x^2)} - \frac{3\omega dr_a \lambda x}{(2dr_a + x^2)^2} \right) \quad (8)$$

$$- \frac{3\omega\lambda - 4u}{\sqrt{32dr_a}} \arctan\left(\frac{x}{\sqrt{2dr_a}}\right)$$

$$\lambda = r_a + r_2 \quad (9)$$

مجموع گشتاورهای خروجی از ساختارهای ذکر شده در بالا برای دمپر مغناطیسی دورانی پیشنهادی را می توان در فرمول زیر بیان کرد:

$$T_{on} = 2T_1 + 2T_2 + 2T_3 + T_4 + T_b + T_o \quad (10)$$

کل گشتاور تولیدی دمپر پیشنهادی در حالت غیرفعال برابر است با:

$$T_{off} = T_b + T_o + \frac{\pi\eta r_a^4}{d} [1 - (\frac{r_o}{r_2})^4] \omega + (r_2 + \frac{4r_a}{3\pi}) (\frac{N_a r_a^2}{2}) (\frac{\eta\omega}{2d}) (r_a^2 + 2r_a r_2) + \frac{\pi\eta r_o^4}{d} [1 - (\frac{r_i}{r_o})^4] \omega + \frac{4\pi R_1^2 r_o^2 \eta \omega_o}{r_o^2 - R_1^2} z + 2\eta r_a \left(\frac{9\omega\lambda x}{4(2dr_a + x^2)} - \frac{3\omega dr_a \lambda x}{(2dr_a + x^2)^2} \right) - \frac{3\omega\lambda - 4u}{\sqrt{32dr_a}} \arctan\left(\frac{x}{\sqrt{2dr_a}}\right) \quad (11)$$

در این تحقیق، گشتاور مقاوم ناشی از اصطکاک در یاتاقان (T_b) و ناشی از نشتی (T_o) در سرعت دورانی ۵/۲ دور در دقیقه، برابر با ۰/۸ نیوتن متر فرض شده است [۲۴]. وزن دمپر پیشنهادی، شامل وزن روتور، استاتور و سیال مغناطیسی استفاده شده، عبارت است از:

که در آن، η ویسکوزیته سیال مغناطیسی در غیاب میدان مغناطیسی، ω سرعت زاویه ای و d اندازه فاصله بین روتور و استاتور است. در اینجا، شعاع لبه بالایی پره است. گشتاور تولید شده در سطح داخلی پره (T₃) با استفاده از معادله حرکت نیوتن به دست آمده است [۲۴]:

$$T_3 = - \frac{4\pi R_1^2 r_o^2 [\tau_y \ln \frac{r_o}{R_1} + \eta \omega_o]}{r_o^2 - R_1^2} z \quad (3)$$

گشتاور قابل دست یابی از سطح بیرونی پره قوس دار (T₄)، عبارت است از [۲۰]:

$$T_4 = r_2 W N_a \Gamma_a F_r \quad (4)$$

که در آن تعداد قوس ها، W پهنای سطح بیرونی پره و Γ_a ضریب موثر عرض قوس است که نشان می دهد چند درصد از سیال مغناطیسی قرار گرفته در محدوده مورد نظر در افزایش سختی تحت اعمال میدان مغناطیسی مشارکت داشته و باعث افزایش گشتاور می شود.

$$F_r = F_d + F_{\tau} + F_{\eta} \quad (5)$$

عبارات F_d ، F_{τ} و F_{η} ، به ترتیب نیروهای مقاومت سیال مغناطیسی در حالت جامد به علت تغییر شکل آن از طریق دیسک های دوار، نیروی مقاومت هیدرودینامیکی در واحد عرض تولید شده توسط تنش برشی کولمب و نیروی مقاومت هیدرودینامیکی تولید شده از تنش برشی ویسکوزیته در واحد عرض سیال است.

$$F_d = \frac{r_a k}{16} \left[\left(\frac{d}{d + 2r_a(1 - \cos \alpha)} \right)^2 - 1 \right] (\sin 2\alpha + 2\alpha - 8\cos \alpha + 8) + r_a k \sin \alpha \quad (6)$$

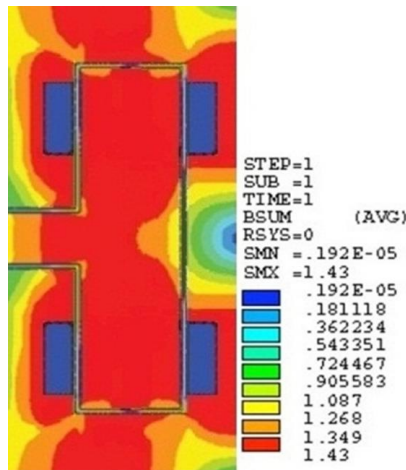
که در آن α برحسب رادیان، زاویه ناحیه موثر در هر قوس دیسک دوار است. شعاع قوس روی سطح بیرونی پره است. در اینجا، k تنش برشی خالص $k = \tau_y(B)$ است و به ویژگی های سیال مغناطیسی و شدت میدان مغناطیسی اعمالی بستگی دارد.

$$F_{\tau(B)} = \tau_0(B) l_{max} \quad (7)$$

l_{max} فاصله ای است که در آن، پروفیل فشار صفر می شود (شکل ۳ را ببینید) [۲۰].

باتوجه به تقارن هندسه دمپر پیشنهادی، یک مدل متقارن دو-بعدی در نرم افزار ANSYS ایجاد شده است. شکل (۴)، توزیع چگالی شار مغناطیسی ترمز با استفاده از المان plane 13 در حالت اعمال جریان ۱/۲ آمپری را نشان می‌دهد. در این شکل، حداکثر مقدار چگالی مغناطیسی در قسمت پر شده توسط سیال مغناطیسی، ۰/۴۵ تسلا و در بدنه، حدود ۱/۴ تسلا است.

دامنه جریان الکتریکی اعمالی به سیم‌پیچ، جزو پارامترهای طراحی نیست؛ بلکه در مقدار ۱/۲ آمپر ثابت فرض شده است. این مقدار با توجه به مواد انتخاب شده در دمپر دورانی تعیین شده است. این مقدار، حداکثر جریان الکتریکی است که می‌توان به سیم‌پیچ اعمال کرد و در عین حال از ایجاد خاصیت آهنربایی دائم در بدنه جلوگیری کرد [۲۰]. ایجاد خاصیت آهنربایی دائم در بدنه، باعث افزایش گشتاور تولیدی دمپر در حالت غیرفعال می‌شود و با توجه به کاربرد گفته شده، به کاهش انعطاف‌پذیری دمپر منجر می‌شود که به هیچ‌وجه مطلوب نیست. با توجه به اهداف بیان شده، پارامترهای طراحی در این پژوهش، $\chi=(L, w_c, h_c, R_2, d_2, W)$ هستند. پارامترهای دیگر دمپر از نظر هندسی به پارامترهای طراحی وابسته هستند.



شکل (۴)- توزیع چگالی شار مغناطیسی در دمپر مغناطیسی دورانی مرجع

۴- بهینه‌سازی

در این بخش، بهینه‌سازی دمپر مغناطیسی دورانی با استفاده از یک تابع هدف و سه قید با هدف افزایش گشتاور در حالت

$$M = \rho_{stator} \pi \left(R_2^2 L - 2r_b^2 z \right) + (\rho_{MR} - \rho_{stator}) \left[\pi \left(R_o^2 - (r_o - d)^2 \right) (W + 2d) + \pi \left((r_o - d)^2 - r_i^2 \right) \left(r_2 - r_o + 2d \right) \right] - \rho_{stator} \left[2\pi \left((R_o + h_c)^2 - R_o^2 \right) w_c + 2\pi \left(R_1^2 - (R_1 - h_c)^2 \right) w_c \right] + (\rho_{rotor} - \rho_{MR}) \left[\pi \left((r_2^2 - r_o^2) + \frac{N_a \pi}{2} r_a^2 \right) W + \pi (r_2^2 - r_o^2) (W - 2z) \right] \quad (12)$$

که در آن ρ چگالی مواد استفاده شده است. نیروی محرکه اعمالی (NI)، با استفاده از قانون آمپر و با توجه به این‌که که ضریب مغناطیسی روتور و استاتور بسیار قویتر از سیال مغناطیسی است ($\mu_{stator} \gg \mu_{MR}$)، برابر است با:

$$NI \approx H_{MR} d \quad (13)$$

اگر S سطح مقطع سیم‌پیچ و d_w قطر آن باشد، برای تعداد دور سیم‌پیچ‌ها داریم:

$$N_w = \frac{4S}{\pi d_w^2} \quad (14)$$

مقاومت الکتریکی سیم‌پیچ بیرونی و داخلی به ترتیب عبارت-اند از:

$$\mathcal{R}_o = \frac{\rho_w l_{wo}}{\pi d_w^2 / 4} \quad (15)$$

$$\mathcal{R}_i = \frac{\rho_w l_{wi}}{\pi d_w^2 / 4} \quad (16)$$

که در آنها، l_{wi} و l_{wo} طول سیم‌پیچ‌های بیرونی و داخلی هستند.

$$l_{wo} = 2\pi (R_o + h_c / 2) N_w \quad (17)$$

$$l_{wi} = 2\pi (R_1 - h_c / 2) N_w \quad (18)$$

در رابطه بالا، ρ_w ضریب مقاومت ویژه مواد به کار رفته در سیم‌پیچ است؛ بنابراین، حداکثر قدرت الکتریکی تلف شده توسط دمپر برابر است با:

$$W_e = \frac{16\rho_w}{d_w^2 N_w} (H_{MR} d)^2 (R_o + R_1) \quad (19)$$

دراین تحقیق، فرض می‌شود که روتور و استاتور دمپر از آلومینیوم تجاری ساخته شده‌اند. سیال مغناطیسی فرض شده، سیال مغناطیسی تجاری موجود در بازار MRF-132DG و ساخته شده توسط شرکت LORD است. برای تعیین گشتاور ترمزی، چگالی مغناطیسی در سراسر کانال‌های حاوی سیال مغناطیسی با استفاده از روش المان محدود محاسبه شده است.

که در آن:

$$A_1 = \pi(L - W - 2d)(r_2 + r_a) \quad (20)$$

$$A_2 = \pi[(R_2)^2 - (R_o + h_c)^2] \quad (21)$$

$$A_3 = 2\pi R_o \left(\frac{W}{5} - w_c \right) \quad (22)$$

$$A_4 = \pi((R_1 - h_c)^2 - r_b^2) \quad (23)$$

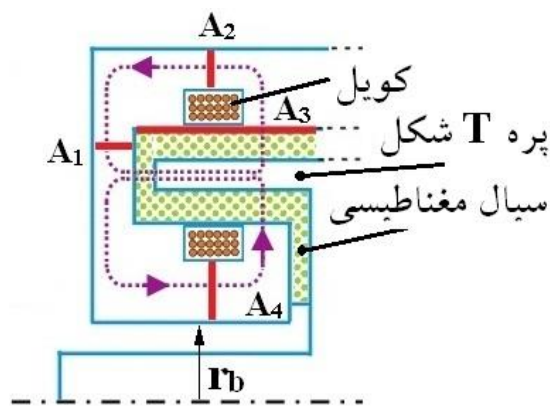
براساس خواص مواد فرضی در این پژوهش و همچنین برای سادگی در محاسبات، نسبت بین چگالی شار مغناطیسی بدنه و سیال مغناطیسی قبل از اشباع (B_{MR} / B_{stator}) برابر با ۰/۵ فرض شده است. برای انجام فرایند بهینه‌سازی بیان شده، حل کننده Fmincon با کدنویسی در نرم‌افزار MATLAB انتخاب شده است؛ چون این دستور برای قیود نامساوی غیرخطی محدود شده، مناسب است. همچنین الگوریتم استفاده شده دارای نرخ سریع همگرایی برای به دست آوردن مقادیر بهینه است. جدول (۱) شامل فهرستی از پارامترهای طراحی با حد بالا و پایین آنها می‌باشد. این مقادیر با آزمون و خطا و براساس نوع کاربرد پروتز، در طول فرایند بهینه‌سازی به دست آمده‌اند.

جدول (۱) - پارامترهای طراحی

پارامتر	حد پایین	حد بالا
r_2 (mm)	۳۰	۳۴
W (mm)	۴۷	۵۲
R_2 (mm)	۴۰	۴۴
h_c (mm)	۴	۶
w_c (mm)	۴	۱۰
L (mm)	۵۰	۵۸

برای مثال با توجه به نوع کاربرد، پهنای دمپر (W) نباید بیشتر از ۵۲ میلی‌متر باشد؛ زیرا باعث می‌شود در فرایند ساخت و تجهیزات جانبی که در اطراف پروتز نصب خواهد شد، پهنای زانوی مصنوعی تهیه شده بسیار پهن شود و هنگام حرکت با پای دیگر معلول تماس یابد و به همین دلیل برای معلولین مناسب نبوده و استفاده نمی‌شود. همچنین حدود پارامترها طوری تعیین شده‌اند که بعد از به دست آمدن ابعاد و اندازه در

فعال، کاهش گشتاور ترمزی در حالت غیرفعال، کاهش وزن دمپر و شار مغناطیسی یکنواخت ارائه می‌شود. تابع هدف، ارائه شده در معادله (۱۰)، باید بیشینه شود و میزان گشتاور لازم در حالت فعال برای معلول قطع عضو سنگین به وزن ۹۰ کیلوگرم که در حدود ۳۶ نیوتن متر است را تولید کند [۲۵]. با توجه به نوع کاربرد گفته شده و برای افزایش انعطاف پذیری مفصل زانو، حداکثر گشتاور ترمزی حالت غیرفعال مجاز برابر با ۲/۴ نیوتن متر در نظر گرفته شده است و این مقدار به عنوان قید در فرایند بهینه‌سازی لحاظ شده است. حداکثر وزن ۰/۴۵ کیلوگرم نیز به عنوان قید برای محدود کردن وزن دمپر دورانی در نظر گرفته شده است. برای جلوگیری از ایجاد مشکل گلوبی و تداوم یکنواختی و پیوستگی شار مغناطیسی و با صرف نظر از نشتی شار فرض شده، حاصل ضرب سطح مقطع در شار مغناطیسی عبوری از آن سطح مقداری ثابت است؛ برای این منظور از مسیر شار مغناطیسی نشان داده شده در شکل (۵) استفاده شده است.



شکل (۵) - مسیر شار مغناطیسی

فرایند بهینه‌سازی به صورت زیر تعریف شده است.

$$\max T_{on}(\chi)$$

Subject to:

$$T_{off}(\chi) < 2.4 \text{ Nm}$$

$$M(\chi) < 0.45 \text{ kg}$$

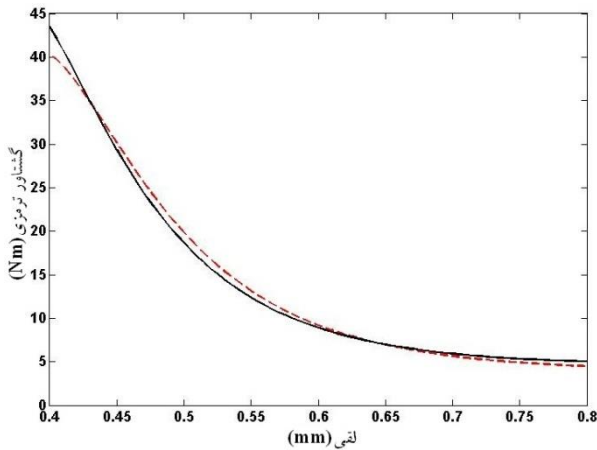
با فرض بقای شار مغناطیسی بین سطوح (A_4, A_3, A_2, A_1),

داریم:

$$B_{stator} A_4 = B_{MR} A_3$$

$$B_{stator} A_2 = B_{MR} A_3$$

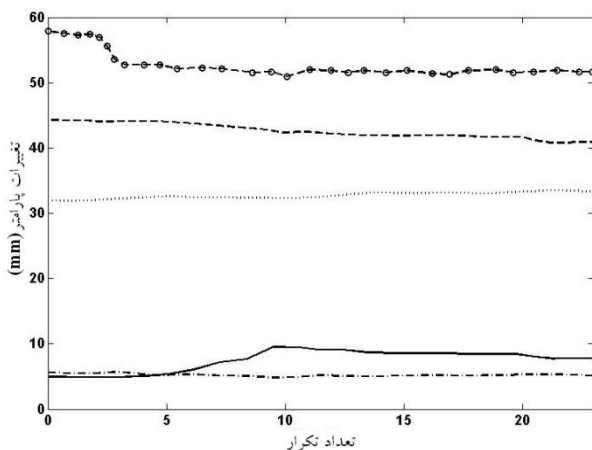
$$B_{stator} A_2 = B_{stator} A_1$$



شکل (۷) - رابطه گشتاور خروجی دمپر و فاصله بین دیسک و پوسته. خط پیوسته: دمپر مغناطیسی بهینه‌سازی شده و خط چین: دمپر مغناطیسی دورانی مرجع

در این پژوهش، با توجه به نتایج نشان‌داده شده در شکل‌های (۶) و (۷) و همچنین براساس محدودیت در ساخت، شعاع قوس و فاصله بین دیسک و پوسته به ترتیب برابر با ۳ و ۰/۴ میلی‌متر در نظر گرفته شده‌اند. مقادیر عددی پارامترهای طراحی در فرایند بهینه‌سازی (پس از ۲۳ تکرار تا به دست آمدن شرایط مطلوب که قیود ارائه شده را ارضا کند) در شکل (۸) نشان‌داده شده‌اند.

همچنین میزان تغییر جرم دمپر در طول فرایند بهینه‌سازی تا حصول نتایج مطلوب در شکل (۹) نشان‌داده شده است.

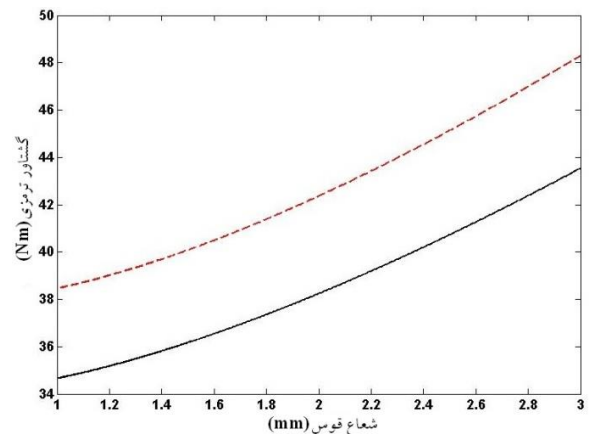


شکل (۸) - مقادیر پارامترهای طراحی در طول بهینه‌سازی. خط پیوسته برای پارامتر W_c ، خط چین برای پارامتر R_2 ، خط چین-نقطه برای پارامتر h_c ، خط نقطه-نقطه برای پارامتر F_2 ، خط چین-دایره برای پارامتر L

فرایند بهینه‌سازی، مقاومت مصالحی لازم را در برابر وزن معلول را داشته باشند. نتایج مربوط به مقاومت مصالحی پروتز در نرم‌افزار SolidWorks شبیه‌سازی شدند و در قسمت مربوط به نتایج، بیان خواهد شد.

۵- نتایج شبیه‌سازی‌ها

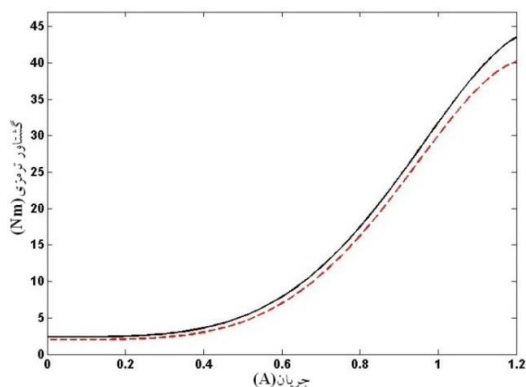
براساس روش بهینه‌سازی که در بخش قبل ارائه شد، مقادیر به‌دست‌آمده برای پارامترهای دمپر مغناطیسی دورانی مورد نظر، در این بخش ارائه می‌شود. شبیه‌سازی‌ها و نمودارها با استفاده از کدنویسی در نرم‌افزار MATLAB به دست آمده‌اند. شکل (۶)، تأثیر شعاع قوس روی سطح بیرونی دیسک را بر گشتاور خروجی در جریان اعمالی ۱/۲ آمپر نمایش داده است. مشاهده می‌شود که گشتاور خروجی، رابطه مستقیم با میزان شعاع قوس دارد و با افزایش شعاع قوس، گشتاور خروجی هم افزایش می‌یابد.



شکل (۶) - رابطه گشتاور خروجی و شعاع قوس. خط پیوسته مربوط به دمپر مغناطیسی بهینه‌سازی شده، خط چین مربوط به دمپر مغناطیسی دورانی مرجع

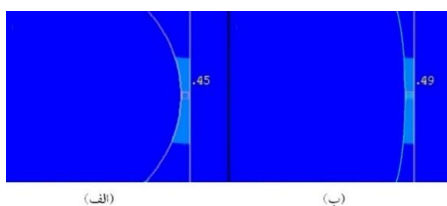
رابطه فاصله دیسک و پوسته با گشتاور خروجی در جریان ۱/۲ آمپر، در شکل (۷) نشان‌داده شده است. براساس این شکل، فاصله بین دیسک و پوسته رابطه عکس با گشتاور خروجی دارد؛ یعنی با افزایش این فاصله، گشتاور خروجی کاهش می‌یابد. این نشان می‌دهد که توانایی فشرده‌سازی سیال مغناطیسی توسط دمپر و شدت میدان مغناطیسی، در این فاصله کاهش می‌یابد و سیال می‌تواند به راحتی در این شکاف حرکت کند.

بیشترین تغییر در اندازه پارامترها با توجه به بهینه‌سازی انجام- شده در پارامترهای r_2 , L , r_b و R_2 صورت گرفته است. شکل (۱۰)، مقایسه بین گشتاور خروجی از دمپر دورانی بهینه و دمپر دورانی مرجع را براساس مقادیر بیان شده در جدول (۲) نشان داده است.

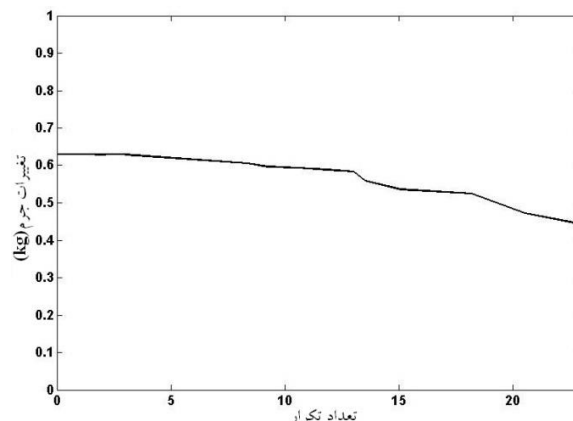


شکل (۱۰) - نتایج شبیه‌سازی گشتاور ترمزی براساس جریان ورودی. خط پیوسته: دمپر مغناطیسی بهینه‌سازی شده و خط چین: دمپر مغناطیسی دورانی مرجع

همانطور که از شکل (۱۰) مشخص است، دمپر مغناطیسی دورانی بهینه با توجه به تمام محدودیت‌های موجود در اندازه و وزن، توانسته است گشتاور خروجی لازم در حالت فعال را تأمین کند. مقدار گشتاور ترمزی خروجی در حالت غیرفعال نیز برابر با $2/39$ نیوتن متر است که معادل با مقدار مطلوب در قید می‌باشد. توزیع شدت شار مغناطیسی بر سطح قوس، در شکل (۱۱) نشان داده شده است. طبق این شکل، با افزایش شعاع قوس، شدت میدان مغناطیسی نیز افزایش یافته است. این افزایش در ناحیه پُر شده از سیال مغناطیسی است و به ایجاد زنجیره‌ای قوی‌تر از ذرات معلق در سیال منجر می‌شود که پاره کردن آن به گشتاور بیشتری نیاز دارد؛ به عبارت دیگر شعاع قوس بزرگتر، چگالی شار مغناطیسی در سیال مغناطیسی را افزایش می‌دهد.



شکل (۱۱) - توزیع شدت شار مغناطیسی. الف) دمپر دورانی مرجع، ب) دمپر دورانی بهینه



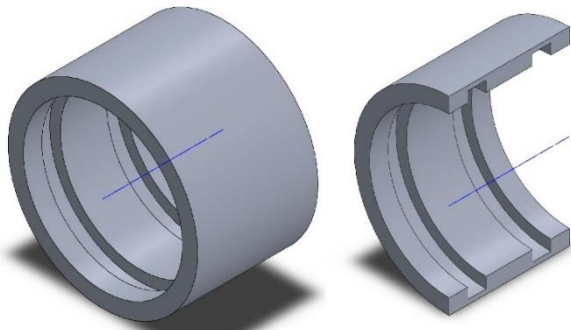
شکل (۹) - تغییرات جرم دمپر در حین فرایند بهینه‌سازی

مقادیر بهینه پارامترهای W , w_c , h_c , r_2 , R_2 و L به ترتیب عبارت‌اند از: ۵، ۸، ۴۸، ۳۳،۵، ۴۱ و ۵۲ میلی‌متر. جرم دمپر دورانی بهینه از مقدار اولیه $0/63$ به $0/44$ کیلوگرم کاهش یافته است. همچنین دمپر دورانی پیشنهادی بهینه به- عنوان پروتز مفصل زانو در این پژوهش سبک‌تر از پروتز مرجع [۱۹] است، که از نقاط قوت پروتز پیشنهادی نسبت به پروتزهای قبلی محسوب می‌شود. مقادیر تمام پارامترهای هندسی دمپر دورانی بهینه و دمپر دورانی مرجع در جدول (۲) بیان شده و با هم مقایسه شده‌اند.

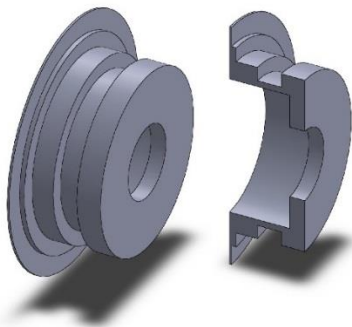
جدول (۲) - مقادیر پارامترهای دمپر دورانی بهینه و مرجع

پارامتر	دمپر مرجع	دمپر بهینه
R_o (mm)	۳۵،۴	۳۴،۴
R_1 (mm)	۳۱،۶	۲۹،۶
d (mm)	۰،۴	۰،۴
z (mm)	۲۴	۲۳
r_o (mm)	۳۲	۳۰
r_1 (mm)	۷	۱۰
r_2 (mm)	۳۳،۵	۳۱
r_a (mm)	۱،۵	۳
W (mm)	۵۰	۴۸
R_2 (mm)	۴۲،۵	۴۱
h_c (mm)	۵	۵
w_c (mm)	۵	۸
L (mm)	۵۶	۵۲
r_b (mm)	۲۱	۲۳،۵

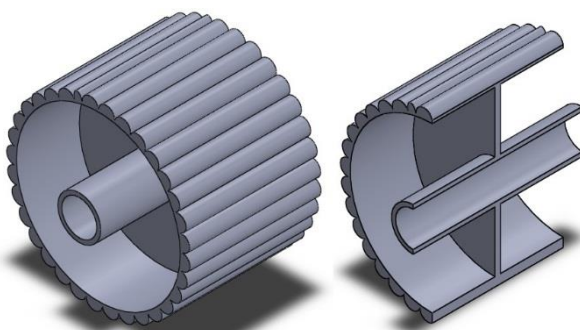
باتوجه به ابعاد به‌دست آمده در فرایند شبیه‌سازی، طراحی قطعات اصلی پروتز زانو شامل پوسته خارجی، پوسته‌های جانبی و روتور T شکل قوس‌دار با نرم‌افزار SolidWorks مدل‌سازی شده‌اند و به‌ترتیب در شکل‌های (۱۴) تا (۱۶) نشان‌داده شده‌اند.



شکل (۱۴) - پوسته خارجی



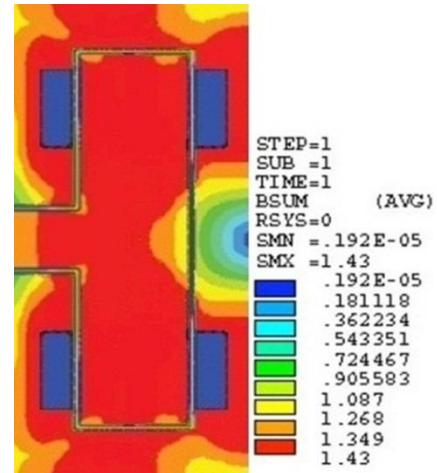
شکل (۱۵) - پوسته جانبی



شکل (۱۶) - پره قوس‌دار

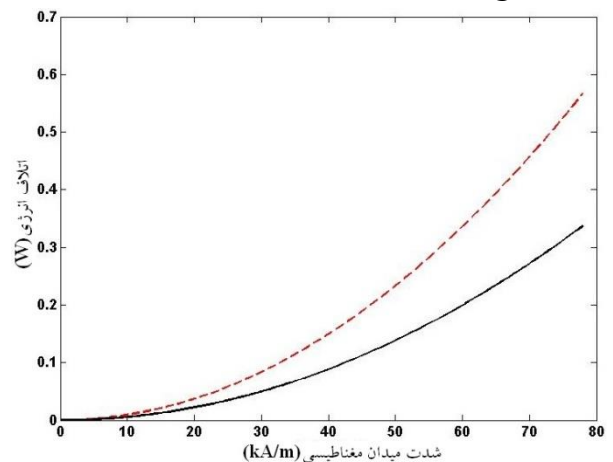
در شکل (۱۷) شماتیک مونتاژ شده قطعات طراحی شده در نرم‌افزار SolidWorks و نحوه چیدمان آنها نشان داده شده است. شایان ذکر است قطعات طراحی شده قابلیت تراشکاری و ساخت با دستگاه وایرکات و ماشین CNC را دارا هستند.

شکل (۱۲)، توزیع چگالی شار مغناطیسی در دمپر دورانی بهینه با اعمال جریان ماکزیمم ۱/۲ آمپری را نشان می‌دهد. براساس این شکل، توزیع چگالی شار مغناطیسی در دمپر دورانی بهینه از یکنواختی بیشتری نسبت به توزیع چگالی شار مغناطیسی دمپر مرجع (شکل ۴) برخوردار است.



شکل (۱۲) - توزیع چگالی شار مغناطیسی در دمپر مغناطیسی دورانی بهینه

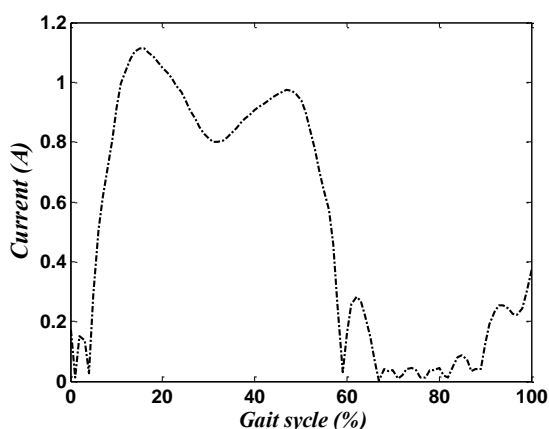
نتایج عددی نشان می‌دهند که در دمپر دورانی بهینه، چگالی شار در سراسر فضای حاوی سیال مغناطیسی تقریباً ثابت بوده و برابر با حداکثر مقدار مجاز برای رسیدن به بیشترین تنش برشی قابل دسترسی قبل از اشباع است. توان تلف‌شده در دمپر برحسب شدت میدان مغناطیسی در شکل (۱۳) نشان‌داده شده است. همانطور که نشان‌داده شده است، اتلاف توان با کاهش شعاع روتور، کاهش یافته است.



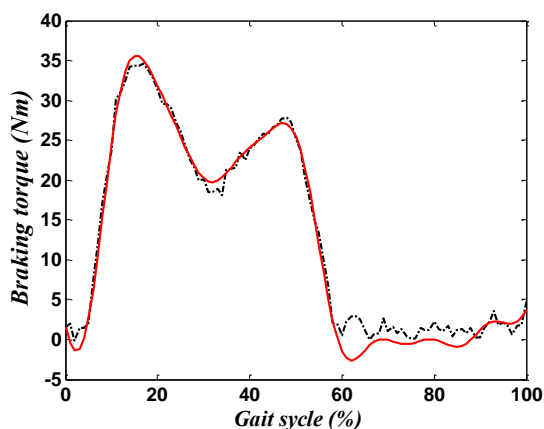
شکل (۱۳) - توان تلف‌شده. خط پیوسته: دمپر مغناطیسی بهینه - سازی شده و خط چین: دمپر مغناطیسی دورانی مرجع

براساس شکل (۱۸)، ماکزیمم تنش ایجاد شده در پوسته کمتر از تنش تسلیم و مجاز است. همچنین شکل (۱۹) نشان می دهد که ماکزیمم تغییر شکل ایجاد شده در پوسته خارجی در حدود ۴ میکرون (0.004 میلی متر) بوده که بسیار کمتر از فاصله لقی بین روتور و پوسته است؛ یعنی با وزن اعمالی به پوسته خارجی، روتور و پوسته تماسی با هم پیدا نمی کنند و روتور می تواند آزادانه دوران کند.

با اعمال جریان مورد نیاز در یک سیکل گیت برای معلولان مسن (شکل (۲۰)) به دمپر مغناطیسی دورانی مورد بحث و همچنین شبیه سازی آن در نرم افزار MATLAB، گشتاور ترمزی توسط دمپر ایجاد می شود که در شکل (۲۱) نشان داده شده است. گشتاور مطلوب نشان داده شده در شکل، از مرجع [۲۵] به دست آمده است.

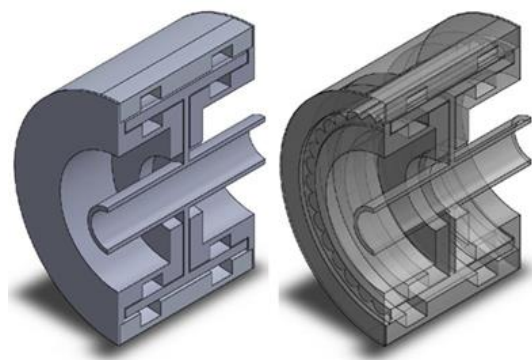


شکل (۲۰) - جریان اعمال شده به دمپر مغناطیسی دورانی



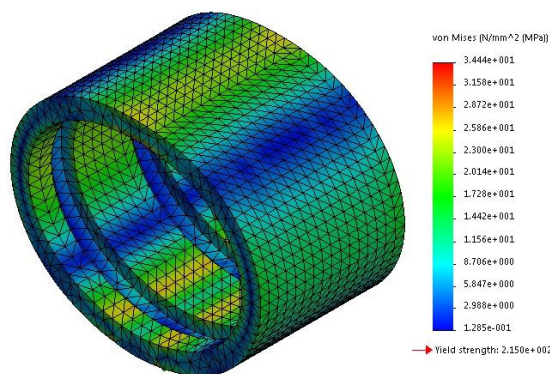
شکل (۲۱) - گشتاور ترمزی ایجاد شده توسط پروتز در یک سیکل گیت برای معلولان مسن. خط پیوسته: گشتاور مطلوب و خط چین:

گشتاور ترمزی ایجاد شده

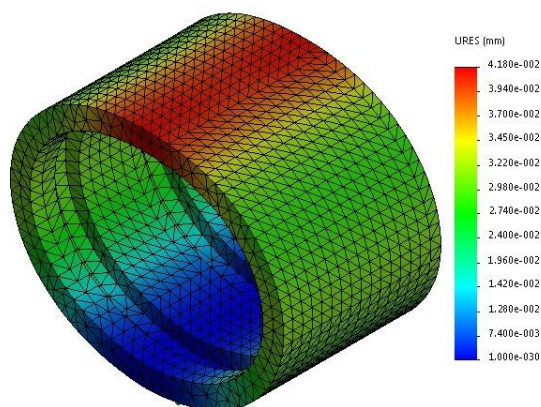


شکل (۱۷) - شماتیک مونتاژ شده قطعات طراحی شده

قطعه ای که باید وزن معلول ۹۰ کیلوگرمی را تحمل کند، پوسته خارجی است؛ از این رو وزن مورد نظر را به قطعه پوسته خارجی وارد کرده و تحلیل تنش و تغییر شکل در نرم افزار SolidWorks انجام می شود. تحلیل مربوط به تنش ایجاد شده در قطعه و تغییر شکل ناشی از تنش به وجود آمده در پوسته خارجی، به ترتیب در شکل های (۱۸) و (۱۹) نشان داده شده اند.



شکل (۱۸) - تنش ایجاد شده در پوسته خارجی



شکل (۱۹) - تغییر شکل ایجاد شده در پوسته خارجی

- [2] A. Hernandez, G. N. Marichal, A. V. Poncela, and I. Padron, "Design of intelligent control strategies using a magnetorheological damper for span structure," *Smart Structures and Systems*, vol. 15, no. 4, pp. 931-947, 2015.
- [3] S. H. Zareh, A. Sarrafan, A. F. Jahromi, and A. Khayyat, "Linear quadratic Gaussian application and clipped optimal algorithm using for semi active vibration of passenger car," *Proc. IEEE International Conference on Mechatronics, Istanbul, Turkey*, pp. 122-127, 2011.
- [4] S. J. Dyke, B. F. Spencer, M. K. Sain MK, and J. D. Carlson, "An experimental study of MR dampers for seismic protection," *Smart Materials and Structures*, vol. 7, no. 5, pp. 693-704, 1998.
- [5] A. Sarrafan, S. H. Zareh, A. A. A. Khayyat, and A. Zabihollah, "Neuro-fuzzy control strategy for an offshore steel jacket platform subjected to wave-induced forces using magnetorheological dampers," *Journal of Mechanical Science and Technology*, vol. 26, no. 4, pp. 1179-1196, 2012.
- [6] Z. D. Xu, D. H. Jia, and X. C. Zhang, "Performance tests and mathematical model considering magnetic saturation for magnetorheological damper," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 23, no. 12, pp. 1331-1349, 2012.
- [7] T. H. Nam, and K. K. Ahn, "New approach to designing an MR brake using a small steel roller and MR fluid," *Journal of Mechanical Science and Technology*, vol. 23, no. 7, pp. 1911-1923, 2009.
- [8] X. Bai, N. M. Wereley, and W. Hu, "Maximizing semi-active vibration isolation utilizing a magnetorheological damper with an inner bypass configuration," *Journal of Applied Physics*, vol. 117, no. 17, pp. 7111-7114, 2015.
- [9] C. Rossa, A. Jaegy, A. Micaelli, and J. Lozada, "Development of a multi layered wide-ranged torque magnetorheological brake," *Smart Materials and Structures*, vol. 23, no. 2, pp. 25-28, 2014.
- [10] J. W. Lee, S. J. Ha, Y. K. Cho, K. B. Kim, and M. W. Cho, "Investigation of the polishing characteristics of metal materials and development of micro MR fluid jet polishing system for the ultra precision polishing of micro mold pattern," *Journal of Mechanical Science and Technology*, vol. 29, no. 5, pp. 2205-2211, 2015.
- [11] F. Jonsdottir, E. T. Thorarinsson, H. Palsson, and K. H. Gudmundsson, "Influence of parameter

همانطور که در شکل (۲۱) نشان داده شده است، هم‌خوانی قابل قبولی بین گشتاور ترمزی تولیدشده توسط دمپر و گشتاور مطلوب وجود دارد.

۶- نتیجه‌گیری

در این پژوهش، ابتدا مختصری از پیکربندی جدید دمپر مغناطیسی دورانی هیبریدی با یک دیسک و سطح بیرونی قوس‌دار، به‌عنوان پروتز مفصل زانو برای تولید گشتاور ترمزی لازم در حین سیکل راه رفتن، ارائه شد و سپس به فرایند بهینه‌سازی روی دمپر مرجع پرداخته شد. هدف بهینه‌سازی، به حداکثر رساندن گشتاور ترمزی در حالت فعال است؛ در حالی که گشتاور ترمزی در حالت غیرفعال و وزن دمپر کمتر از مقادیر خاصی باشند که به‌عنوان قید مطرح شده بودند و چگالی شار مغناطیسی نیز برای جلوگیری از مسئله گلوئی، یکنواخت باشد. به حداکثر رساندن گشتاور خروجی در حالت فعال موجب اثر منفی و افزایشی بر گشتاور خروجی در حالت غیرفعال و وزن دمپر می‌شود؛ به‌عبارت دیگر هدف اصلی این بهینه‌سازی رسیدن به مقادیری برای پارامترها است که بتواند خواسته‌های بیان شده را ارضا کنند. با توجه به بهینه‌سازی صورت گرفته، حداکثر گشتاور خروجی در حالت فعال برابر با ۴۰ نیوتن‌متر شده است؛ در حالی که حداکثر گشتاور ترمزی در حالت غیرفعال ۲/۳۹ نیوتن‌متر و جرم دمپر بهینه برابر با ۰/۴۴ کیلوگرم هستند که کاملاً با خواسته‌های مطلوب بیان شده در قیود بهینه‌سازی سازگارند. جرم دمپر بهینه به مقدار قابل توجهی کمتر از جرم دمپر دورانی مرجع (در حدود ۰/۶۳ کیلوگرم) شده است. همچنین نتایج نشان دادند که در اثر اجرای بهینه‌سازی، دمپر مورد نظر هم چگالی شار یکنواخت‌تری نسبت به دمپر مرجع و هم اتلاف انرژی کمتری داشته است.

۷- مراجع

- [1] S. H. Zareh, A. Sarrafan, A. A. A. Khayyat, and A. Zabihollah, "Intelligent semi-active vibration control of eleven degrees of freedom suspension system using magnetorheological dampers," *Journal of Mechanical Science and Technology*, vol. 26, no. 2, pp. 323-334, 2012.

- [19] K. H. Gudmundsson, F. Jonsdottir, and F. Thorsteinsson, "A geometrical optimization of a magnetorheological rotary brake in a prosthetic knee," *Smart Structures and Materials*, vol. 17, no. 3, pp. 23-35, 2010.
- [20] H. Sayyaadi, and S. H. Zareh, "A new configuration in a prosthetic knee using of hybrid concept of a MR brake with a T-shaped drum incorporating an arc form surface," *Smart Structures and Systems*, vol. 17, no. 2, pp. 275-296, 2016.
- [21] P. B. Nguyen, and S. B. Choi, "A new approach to magnetic circuit analysis and its application to the optimal design of a bi-directional magnetorheological brake," *Smart Materials and Structures*, vol. 20, no. 12, 2011.
- [22] Q. H. Nguyen, and S. B. Choi, "Selection of magnetorheological brake types via optimal design considering maximum torque and constrained volume," *Smart Materials and Structures*, vol. 21, no. 1, 2012.
- [23] Q. H. Nguyen, and S. B. Choi, "Optimal design of a novel hybrid MR brake for motorcycles considering axial and radial magnetic flux," *Smart Materials and Structures*, vol. 21, no. 5, 2012.
- [24] H. Sayyaadi and S. H. Zareh, "Prosthetic knee using of hybrid concept of magnetorheological brake with a T-Shaped drum," *Proc. IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, Beijing, China, pp. 721-726, Aug., 2015.
- [25] R. N. Kirkwood, H. A. Gomes, R. F. Sampaio, E. Culham, and P. Costigan, "Biomechanical analysis of hip and knee joints during gait in elderly subjects," *Acta Ortopedica Brasileira*, vol. 15, no. 5, pp. 267-271, 2007.
- variations on the braking torque of a magnetorheological prosthetic knee," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 20, no. 6, pp. 659-667, 2009.
- [12] H. Naito, Y. Akazawa, K. Tagaya, T. Matsumoto, and M. Tanaka, "An ankle-foot orthosis with a variable-resistance ankle joint using a magnetorheological-fluid rotary damper," *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, vol. 4, no. 2, pp. 182-191, 2009.
- [13] F. Jonsdottir, E. T. Thorarinsson, and O. Gutfleisch, "Rheology of perfluorinated polyether-based MR fluids with nanoparticles," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 21, pp. 1051-1060, 2010.
- [14] J. D. Carlson, W. Matthis and J. R. Toscano, "Smart prosthetics based on magnetorheological fluids," *Smart Structures and Materials Proc. SPIE*, Newport Beach, CA, USA, pp. 308-316, 2001.
- [15] K. H. Gudmundsson, F. Jonsdottir, F. Thorsteinsson, and O. Gutfleisch, "An experimental investigation of unimodal and bimodal magnetorheological fluids with an application in prosthetic devices," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 22, no. 6, pp. 539-549, 2011.
- [16] J. L. Zite, F. Ahmadkhanlou, V. A. Neelakantan, G. N. Washington, and N. Gregory, "A magnetorheological fluid based orthopedic active knee brace," *Smart Structures and Materials*, 2006, doi:10.1117/12.658693.
- [17] B. Liu, W. H. Li, P. B. Kosasih, and X. Z. Zhang, "Development of an MR-brake-based haptic device," *Smart Structures and Materials*, vol. 15, no. 6, pp. 1960-1967, 2006.
- [18] M. Avraam, M. Horodincu, I. Romanescu, and A. Preumont, "Computer controlled rotational MR-brake for wrist rehabilitation device," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 21, no. 15, pp. 1543-1557, 2010.