

بررسی سایش و عوامل موثر بر آن در تعویض مفصل هیپ (THA) Total Hip Arthroplasty

حمید منتظرالقائم^{۱*}، صادق رحمتی^۲، مهدی مویدفر^۳

دانشگاه صنعتی اصفهان^۱، دانشگاه آزاد اسلامی واحد شمر مجلسی^۲، بیمارستان گلدیس شاهین شهر اصفهان^۳

H_montazerghaem@me.iut.ac.ir^۱، Srahman2007@gmail.com^۲، Mehdi_isf@yahoo.com^۳

چکیده - در سالهای اخیر توجه زیادی بر مسئله اصطکاک و بهبود سطوح توسط اعمال پوشش های مناسب و بهینه سازی هندسه اجسام شده است. بررسی سایش در پروتزهای جایگزین مفصل هیپ از نظر ارتوپدی اهمیت زیادی دارد. در این مقاله به بررسی و تحلیل المان محدود سایش برای یک میلیون سیکل حرکت پرداخته شده است. هدف از این مقاله بررسی سایش در پروتز هیپ برای جنس های مختلف پروتز مناسب در بدن و ارائه پیشنهاد بهینه برای حداقل سایش است. در این مقاله پروتز جایگزین مفصل هیپ به صورت سه بعدی مدل سازی شده است و با تعیین پارامترهای مورد نیاز به روش المان محدود تحلیل شده است. شرایط بارگذاری و شرایط مرزی دقیقاً منطبق با واقعیت بوده و از مراجع معتبر استفاده شده است. برای تحلیل المان محدود از نرم افزار ABAQUS استفاده شده است. خواص مورد نیاز برای جنس های مختلف از مراجع معتبر و استانداردهای موجود استفاده شده است. در این مقاله پروتز تعویض مفصل کامل مورد بررسی قرار گرفته و جنس بهینه پیشنهاد شده است. تحلیل های المان محدود برای جنس های فلز-فلز، فلز-پلی اتیلن، سرامیک-سرامیک، سرامیک-پلی اتیلن مورد استفاده قرار گرفته است.

کلید واژه- پروتز هیپ، پلی اتیلن، سایش، سرامیک، روش المان محدود.

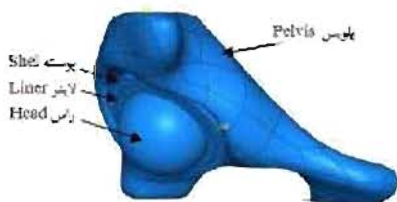
۱- مقدمه

جایگزین مفصل هیپ می توان نام برد، طراحی گردن پروتزهای با پوشش سیمان است. در این تحقیق شش نمونه پروتز متفاوت مورد بررسی قرار گرفته و مطابق با استاندارد (DIN ISO 7206-4) در دستگاه شبیه سازی بارگذاری شده اند و نتیجه گیری شده که طراحی Stem پروتز تاثیر مستقیمی بر میزان تماس و نرخ خرابی دارد [9]. در سالهای اخیر توجه زیادی بر مسئله اصطکاک و بهبود سطوح توسط اعمال پوشش های مناسب و بهینه سازی هندسه اجسام شده است. سایش یکی از مسائلی است که در بسیاری از کاربردهای صنعتی و حتی در زندگی روزمره مورد توجه قرار گرفته است [10]. تاکنون راهکارهای بسیاری در زمینه های مختلف برای کاهش سایش در مکانیزم بکار گرفته شده است. اعمال پوشش سطوح بر روی اجسام جهت بهبود شرایط اصطکاک در محیط مهندسی مواد قرار دارد و علاوه بر آن هندسه اجسام صلب در تماس نیز بایستی بهبود یابد. اخیراً در مورد بهینه سازی اجزا و هندسه پروتزهای جایگزین در بدن فعالیت های سودمندی انجام شده است که از آن جمله می توان به مقاله منتشر شده توسط جردن و سامیدا در سال ۲۰۰۹ پرداخته شده اشاره کرد [11]. آنان در تحقیقات خود به بررسی رفتار سایشی پروتز فمور پرداخته اند. در تحقیق ایشان راس فمور به عنوان جسم صلب در نظر گرفته شده است و تنها قسمت کروی و کاسه ای شکل مورد بررسی قرار گرفته است. قسمت کاسه ای شکل به وسیله یک پوسته نیم کره ای که دارای قطر داخلی ۲۸ میلیمتر و قطر خارجی ۵۶ میلیمتر است، مدل سازی شده است. تعداد المان های مربعی دو مش بندی قطعه برابر ۱۵۶۲ عدد بوده است. از جمله تحقیقات دیگری که در آن اخیراً به بررسی مسئله سایش پرداخته شده است توسط لمینگ در سال ۲۰۰۹ انجام شده است [8]. در تحقیقات آنها نمونه ای از این پروتزها از آلایژ کرم کبالت با قطر ۲۸ میلی متر در راس فمور و ترائس شعاعی ۳۰ میکرون بین گوی و کاسه مورد بررسی قرار

طراحی پروتزهای اتصال هیپ فرایند پیچیده ای است که نیاز به یک تبادل مشترک بین جراحان و مهندسان دارد. برای طراحی یک پروتز با مقاومت بالا بایستی فرایندهای طبیعی که برای استخوان اتفاق می افتد در نظر گرفته شود.

پروتز جایگزین مفصل هیپ به میلیونها نفری که از درد مفاصل و یا آسیب دیدن مفصل لگن رنج می برند کمک می کند و به آنها امکان حرکت دوباره می دهد. تحقیقات مختلفی در رابطه با طراحی بهینه و نحوه قرار گیری (زاویه) پروتز جایگزین مفصل در بدن و همچنین روش هایی جهت بهبود و افزایش عمر این پروتز انجام شده است. معمولاً سایش یکی از موارد بسیار مهم در کاهش عمر پروتز است. با توجه به فعالیت بیشتر افراد جوان تر نیاز بیشتری برای کاهش سایش پروتز در مورد آنها قابل ملاحظه است. پروتزهای معمول از یک قسمت کاسه ای پلی اتیلنی و یک قسمت کروی (به عنوان راس فمور) از جنس فلز ساخته شده است. این پروتزها مقاومت رضایتبخشی در برابر سایش ندارند و دارای سایش بالایی هستند و همچنین بر اثر واکنش های بیولوژیکی دچار پدیده شل شدن می شوند [1,2]. برای افراد با تحرک بالاتر جهت افزایش عمر، پروتز های فلز روی فلز پیشنهاد شده است. اولین بار این نوع پروتزها در سال ۱۹۷۰ میلادی استفاده شد [3,4]. برای بررسی مسئله سایش از دستگاه های شبیه سازی کننده مفصل بر روی پروتز هیپ به طور وسیعی استفاده می شود و رفتار پروتز برای ترکیب جنس های مختلف بررسی شده است. این دستگاه ها دارای سه عمل کننده نیرویی و سه عمل کننده دورانی هستند که نیروها و حرکات واقعی را بر روی پروتز اعمال می کنند [5-7]. همچنین در این رابطه مطالعاتی بر روی آنالیزهای عددی سایش فلز با فلز برای پروتز هیپ انجام شده است [8]. از تحقیقات دیگری که در رابطه با پروتز

از بافت سخت جدا شده و پس از آن قسمت پلوئیس استخوان لگن از بقیه قسمت ها جدا شده و توسط نرم افزار GEOMAGIC ویرایش های مورد نیاز اعمال شده است. پس از آن اجزاء فمور به صورت سه بعدی در نرم افزار Mechanical مدل سازی شده است و به طور دقیق بر روی پلوئیس مونتاژ شده است. برای انجام تحلیل المان محدود از نرم افزار ABAQUS استفاده شده است. قطعات ایجاد شده (به فرمت Sat) به صورت یک Part مجزا در نرم افزار ABAQUS آورده شده است در شکل ۲ نمایش مونتاژ شده پروتز بر روی پلوئیس آورده شده است.



شکل ۲: نمایش پروتز هیپ مونتاژ شده بر روی پلوئیس در نرم افزار المان محدود

در این تحلیل پلوئیس به عنوان جسم صلب در نظر گرفته شده است و از آن برای تطبیق زاویه قرار گیری پروتز در شبیه سازی و واقعیت استفاده شده است. پوسته پروتز نیز به صورت صلب در نظر گرفته شده است و تاثیر سایش بر روی لایتر و رأس مورد بررسی قرار گرفته است و بقیه اجزاء به صورت قابل تغییر شکل پذیر مورد تحلیل قرار گرفته اند. پروتز برای جنس های مختلفی مورد بررسی قرار گرفته است.

جنس های تحلیل شده برای پروتز هیپ عبارتند از: سرامیک-فلز، فلز-فلز، پلی اتیلن، سرامیک-سرامیک، سرامیک-پلی اتیلن. که فلز مورد استفاده از آلیاژ تیتانیوم و یا استیل با پوشش کبالت کرم مولیبدن است که در اینجا تیتانیوم مورد بررسی قرار گرفته است. خواص مکانیکی آلیاژ تیتانیوم گرید Ti 6Al V4

معروف به Ti 6-4 در جدول ۱ ارائه شده است [13].

پلی اتیلن (Polyethylene) مورد استفاده برای پروتز هیپ دارای مدول ۱۰۱۶ مگاپاسکال و ضریب پواسون ۰/۴۶ با دانسیته ۹۳۸ کیلوگرم بر متر مکعب است. این ماده نیز برای پروتزهای فمور استفاده شده و خواص مکانیکی لازم برای تحلیل المان محدود برای این ماده از [11] آورده شده است.

خواص مکانیکی جنس استیل با پوشش کرم کبالت مولیبدن نیز عبارتند از مدول ۲۱۰ GPa و ضریب پواسون ۰/۳ که این جنس برای پروتزهای فلز-فلز مورد استفاده قرار می گیرد [12]. جنس سرامیک Al2O3 مورد استفاده نیز دارای مدول ۳۶۶ GPa و ضریب پواسون ۰.۳ است [14].

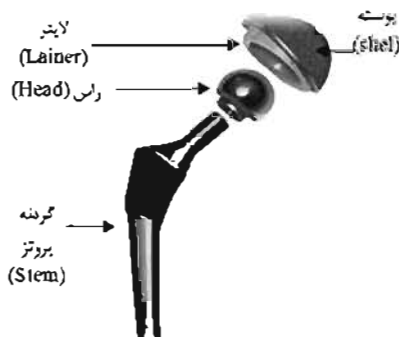
روش مورد استفاده برای تحلیل المان محدود Dynamic Explicit تعریف شده است و زمان حل برای ۱ ثانیه در نظر گرفته شده است. برای تاثیر اصطکاک بر تحلیل المان محدود از روش پنالتی (Penalty Method) استفاده شده است. با توجه به این

گرفته است. آنان به این نتیجه رسیدند که تحت شرایط راه رفتن نیروهای افقی بیشترین تاثیر را بر روی فیلم روانکار دارد. آنان شرایط روانکار مانند ضخامت فیلم را در زمان ها و موقعیت های مختلف قرار گیری پروتز مفصل در شرایط فلز بر فلز را بررسی کردند و تاثیر روانکار را در سایش و تنشهای وارد شده بر پروتز مفصل های آلیاژ کرم کبالت بیان کردند و بهترین ضخامت لایه روانکار را ارائه نمودند [12].

با توجه به اهمیت مسئله سایش و هزینه استفاده از روش های تجربی (دستگاه های شبیه ساز) در مورد مفصل هیپ نیاز به بررسی و شبیه سازی نرم افزاری احساس می شود که در این پروژه حرکت مفصل توسط روش المان محدود مورد بررسی قرار گرفته و سایش در پروتز شبیه سازی شده است.

۲- روش کار

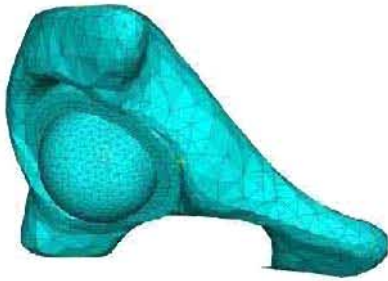
پروتزهای جایگزین مفصل هیپ به میلیونها نفری که از مفصل های آسیب دیده و با معیوب رنج می برند کمک می کند و به آنها امکان حرکت دوباره می دهد. پروتزهای متداول هیپ از اجزاء زیادی برخوردار است که قسمت های مهم آن عبارتند از یک قسمت کاسه ای شکل به نام پوسته (Shell)، یک قسمت میانی به نام لایتر (Liner) که قابلیت دوران درون پوسته را دارا است و قسمت سوم به نام سر (Head) که به شکل کروی است و در نهایت گردنه پروتز (Stem) که درون استخوان محکم می شود. در شکل ۱ اجزاء پروتز متداول آورده شده است.



شکل ۱: نمایش پروتز متداول و اجزای آن [6]

در این مقاله برای بررسی مسئله سایش از روش آنالیز المان محدود استفاده شده است و مقایسه سایش ایجاد شده پس از یک میلیون سیکل انجام شده است.

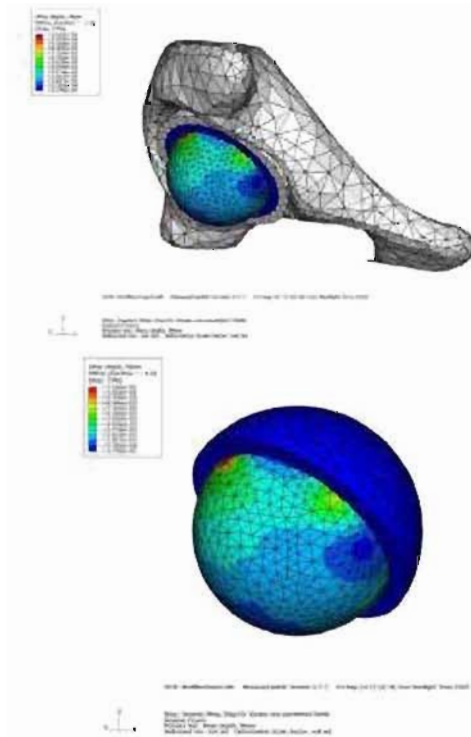
در این تحقیق ابتدا پروتز جایگزین مفصل هیپ به صورت سه بعدی مدل سازی شده است. برای احراز شرایط شبیه سازی و واقعیت ابتدا از قسمت پلوئیس (Pelvis) لگن (قسمت کاسه ای شکل مفصل هیپ) تصاویر سی تی اسکن (CT Scan) تهیه شده سپس توسط نرم افزار های MIMICS و GEOMAGIC از فایل های سی تی اسکن مربوطه تصویر سه بعدی به فرمت Sat استخراج شده است. در این مراحل قسمت بافت نرم توسط نرم افزار MIMICS



شکل ۴: نمایش اجزاء مش خورده

۳- نتایج شبیه سازی

با توجه به [16] برای یک میلیون سیکل ضربه سایش برابر $0.22 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ در نظر گرفته شده است. نتایج حاصل از تحقیقات نشان می دهد که برای تعیین میزان سایش در حجم و در سطح تنها یک سیکل بارگذاری کافی است. نکته کلیدی در این فرایند بدست آوردن مقدار ضربه سایش بوده است که برابر $0.22 \times 10^{-6} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ بوده است. با توجه به قانون آرچارد (Archard) سایش به طور خطی با تعداد سیکل متناسب است [16]. در شکل ۵ نتایج تحلیل سایش برای جنس های مختلف برای سطح تماس لاینر با پوسته پروتز و راس پروتز ارائه شده است.

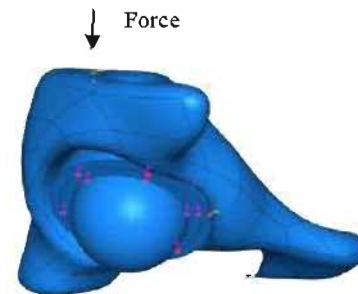


نکته که بسته به جنس و کیفیت سطح پروتز ضربه اصطکاک تغییر می کند، برای هر جنس ضربه اصطکاک متفاوتی در نظر گرفته شده است. تمامی سطوح در تماس برای تحلیل درون نرم افزار تعریف شده اند.

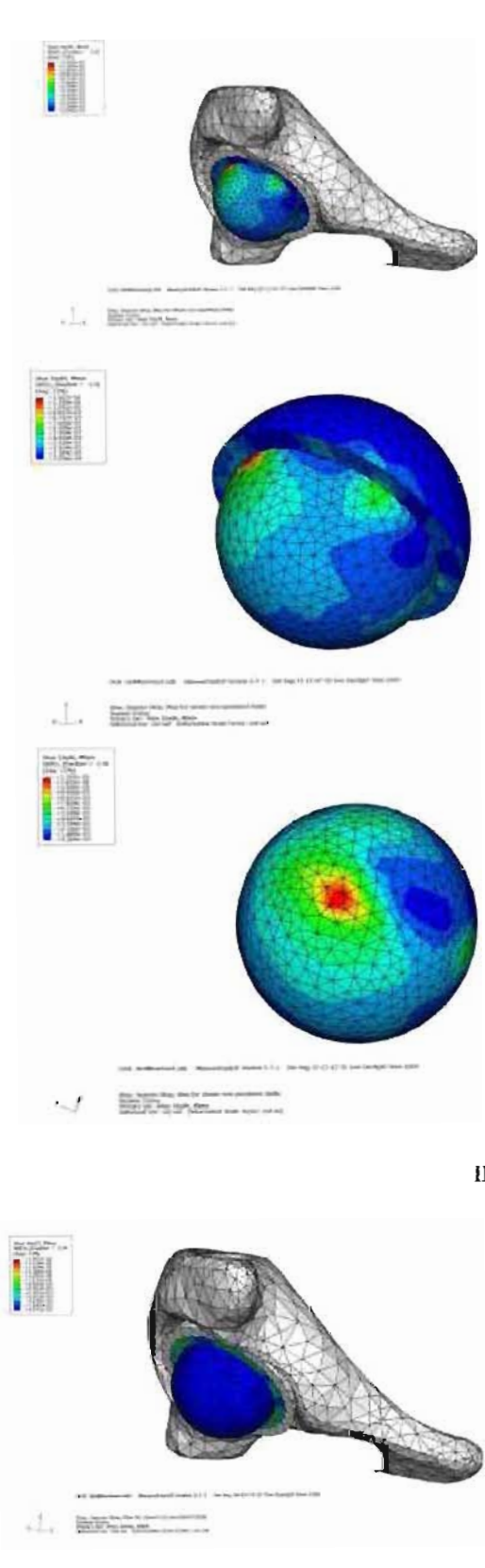
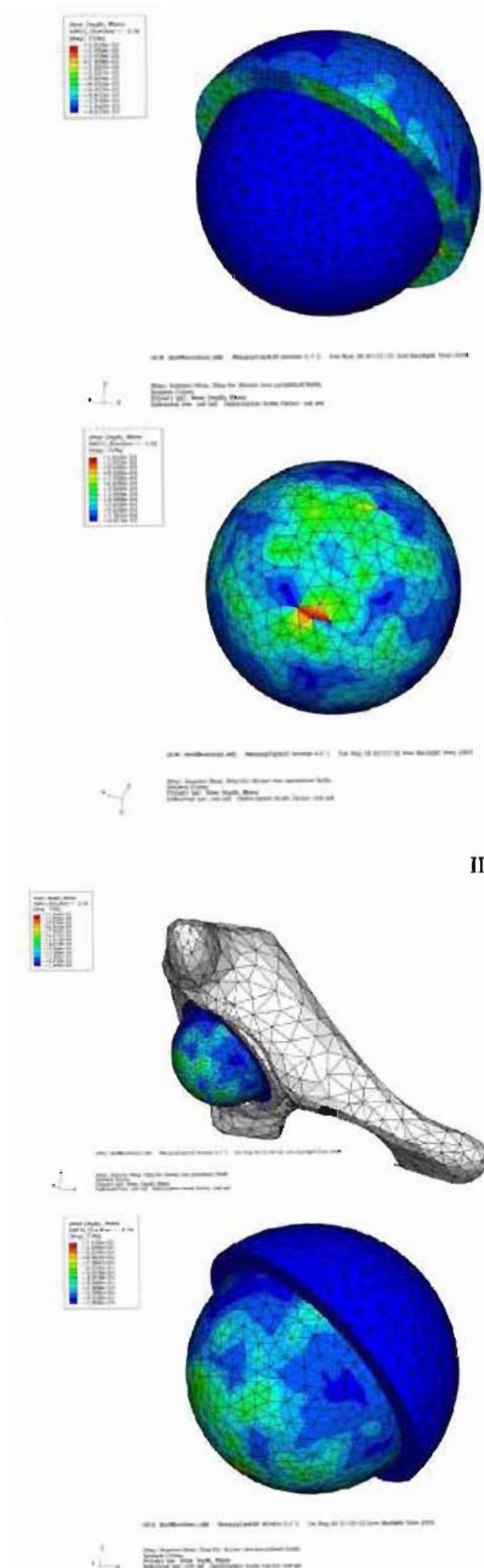
جدول ۱: خواص مکانیکی آلیاژ تیتانیوم برای پروتز راس Femor [13]

Variable	Unit	Central fem	Tubular fem	Proximal Tibial
Young's modulus (E1)	GPa	4	4.375	110
Young's modulus (E2)	GPa	3	4.375	110
Young's modulus (E3)	GPa	11	4.6	110
Poisson ratio $\nu(1)=\nu(2)=\nu(3)$		0.3	0.32	0.3
Density ρ	kg/cm^3	4500	5000	4500

بارهای اعمال شده بر روی پروتز به صورت نیروی عمودی و برابر ۱۵۰۰ نیوتن در بالای قسمت کاسه ای شکل اعمال شده است [15]. چرخش اعمال شده در سیکل راه رفتن به جهت اینکه فمور در حین راه رفتن در دو جهت دوران می کند در دو جهت محورهای مختصات اعمال شده است. سرعت دورانی مطابق با [15] برابر ۰/۲ رادیان بر ثانیه اعمال شده است. این سرعت دقیقاً با واقعیت منطبق است. شرایط مرزی به صورتی اعمال شده است که قسمت کاسه ای شکل Pelvis در دو جهت افقی ثابت شده است و راس پروتز نیز در راستای عمودی محدود شده است. شرایط مرزی به گونه ای است که امکان چرخش راس پروتز به صورت همزمان وجود دارد. شکل ۳ نمایش بارگذاری و اعمال شرایط مرزی را نشان می دهد. در تحلیل های انجام شده به دلیل عدم نیاز به تحلیل سایش بر روی پوسته به صورت صلب در نظر گرفته شده است. به دلیل پیچیدگی هندسی، المان های مورد استفاده در این تحلیل از نوع مثلثی انتخاب شده که تعداد آنها برای پلویس برابر ۲۰۵۱ عدد است. در شکل ۴ اجزاء مش خورده نمایش داده شده است.



شکل ۳: نمایش بارگذاری و شرایط مرزی



دو قسمت پروتز و قسمت کاسه ای شکل پلوئیس در تحلیل آورده شده تا شرایط حل مسئله منطبق با واقعیت باشد. با توجه به شرایط در نظر گرفته شده برای تحلیل سایش برای جنس های مختلف می توان چنین گفت که بهترین جنس سرامیک بر پلی اتیلن است و کمترین میزان سایش برای راس پروتز و لاینر را دارد. با توجه به اینکه میزان سایش راس پروتز در مورد جنس سرامیک بر سرامیک نسبت به جنس فلز بر پلی اتیلن کمتر است ولی از طرف دیگر پروتز سرامیک بر سرامیک مشکلات تردی و شکنندگی سرامیک ها را داراست و تنها برای مواردی خاص بر طبق نظر پزشک متخصص ارتوپد استفاده از پروتز سرامیک بر سرامیک توصیه می شود. پس از آن پروتز فلز بر فلز مورد توجه قرار دارد.

با توجه به بررسی های انجام شده در این تحلیل می توان رفتار سایشی را در مورد جنس های مختلف قلیل استفاده در بدن مقایسه نمود و بهترین جنس را پیشنهاد داد. یکی از مهمترین عواملی که به طور مستقیم با سایش ارتباط دارد عمر پروتز است. با توجه به بررسی های انجام شده می توان گفت که نتایج این تحلیل با نتایج تجربی نیز مطابقت دارد.

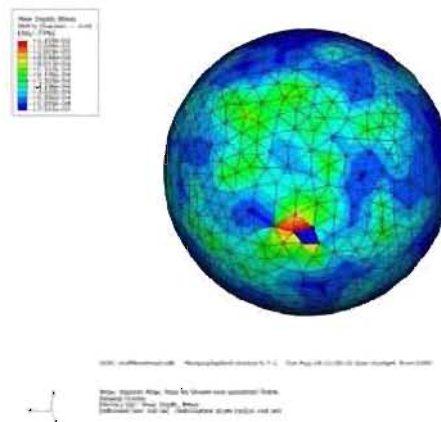
پیشنهاد می شود که با توجه به پتانسیل موجود در راستای تحلیل سایش و استفاده از روش المان محدود تحقیقات وسیعی برای انواع دیگر پروتزها فراهم شود و همچنین میزان سایش برای جنس های جدیدتر مورد بررسی قرار گیرد.

سپاسگزاری

محققین این مقاله بر خود لازم می نمایند که از تمامی افرادی که در این راستا همکاری داشته اند و همچنین مرکز سی تی اسکن بیمارستان گلدیس شاهین شهر و سینا و کاشانی اصفهان و شرکت آراد بهبود سپاهان ارائه محصولات ارتوپدی در اصفهان کمال تشکر و قدردانی را بنمایند.

۵- مراجع

- [1] PA. Revell, N. Al-Saffar, And A. Kobayashi, "Biological reaction to debns in relatron to joint prostheses," Proceeding IMECHE, J Eng Med, vol 211(H2), pp. 187-99, 1997.
- [2] E. Ingham, And J. Fisher, "The role of macrophages in osteolysis of total joint replacement," Journal of Biomaterials, vol 26(11), pp 1271-86, 2005.
- [3] D Dowson, And ZM. Jin, "Metal-on-metal hip joint tribology," Proceeding IMECHE, J. Eng Tribol, vol. 220, pp. 107-18, 2006
- [4] F.Chan, J. Bobyn, J. Medley, J Krygier, And M. Tanzer, "Wear and lubrication of metal-on-metal hip implants," Journal of Clin Orthop , vol. 369, pp. 10-24, 1999.
- [5] S. Smath, D. Dowson, And A. Goldsmith, "The effect of diametral clearance, motion and loading cycles upon lubrication of metal-on-metal total hip replacements," Proceeding IMECHE and J. Mech. Eng. Sci., vol. 215(1), pp. 1-5, 2001
- [6] P Firkins, J Tipper, And E. Ingham, "Influence of simulator kinematics on the wear of metal-on-metal hip prostheses," Proceeding IMECHE, J. Eng. Med, vol. 215(H1), pp. 119-21, 2001.



IV

شکل ۵: نمایش کانتورهای سایش برای یک میلیون سیکل

I: برای جنس فلز - پلی اتیلن

II: برای جنس فلز - فلز

III: برای جنس سرامیک- سرامیک

IV: برای جنس سرامیک- پلی اتیلن

جدول ۲: نتایج عددی تحلیل های سایش راس پروتز را برای جنس های مختلف ارائه می نماید.

جدول ۳: مقایسه عددی عمق سایش راس پروتز برای جنس های مختلف برای یک میلیون سیکل

میزان حداکثر سایش راس پروتز (mm)	جفت جنس پروتز (راس- لاینر)
$1/126 \times 10^{-3}$	فلز- پلی اتیلن
$1/307 \times 10^{-3}$	فلز - فلز
$1/145 \times 10^{-3}$	سرامیک- سرامیک
$1/1957 \times 10^{-3}$	سرامیک- پلی اتیلن

با توجه به تحلیل های انجام شده ملاحظه می شود که با تغییر جنس میزان سایش راس پروتز تغییر می کند.

۴- نتیجه گیری

در این مقاله هر دو قسمت راس پروتز و لاینر کاسه ای شکل مورد بررسی قرار گرفته اند و جفت جنس بهینه پیشنهاد شده است. تحلیل های المان محدود برای جنس های فلز- فلز، فلز- پلی اتیلن، سرامیک- سرامیک، سرامیک- پلی اتیلن مورد استفاده قرار گرفته است. برای حل مسئله المان محدود از نرم افزار ABAQUS استفاده شده است. برای حل دقیق و اطمینان از نحوه بارگذاری، هر

- [12] L. C. Pasrava, J. Devosa, G. Van der Perrea, And S. Jaecque, "A finite element analysis of the vibration behavior of the intra-operatively manufactured prosthesis-femur system," *Medical Engineering & Physics*, vol. 31, pp. 489-494, 2009.
- [13] R. C. Johnston, And G. L. Smidt, "Measurement of hip joint motion during walking evaluation of an electrogoniometric method," *J. Bone Joint Surg.*, vol. 51 (A), pp. 1083-1094, 1969.
- [14] D. Buddy, "Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine book," ISBN-10: 0125824637, ISBN-13: 978-0125824637, pp. 535, 2 edition August 12 2004.
- [15] PR. Jones, D. Hukins, M. Porter, KE. Davies, AJ. Timperley, And K. Hardinge, "Aseptic loosening of the femoral component in cemented total hip replacement," *Journal of Biomed. Eng.*, vol. 14(5), pp. 379-84, 1992
- [16] J. F. Archard, "Contact and rubbing of flat surfaces," *J Appl Phys.*, vol 24 (8), pp. 981-988, 1953
- [7] H. Amstutz, And P. Grigoris, "Metal on metal bearings in hip arthroplasty," *Journal of Clin. Orthop. Relat Res*, vol. 329(S), pp. 11-34, 1996.
- [8] G. Leiming, W. Fengcai, Y. Peiran, And J. Zhongmin, "Effect of 3D physiological loading and motion on elasto hydrodynamic lubrication of metal-on-metal total hip replacements", *J. Medical Engineering & Physics*, 2009.
- [9] S. Gravius, D. Wirtz, C. Siebert, St. Andereya, R. Mueller-Rath, U. Maus And T. Mumme, "In vitro interface and cement mantle analysis of different femur stem designs," *Journal of Biomechanics*, vol. 41, pp. 2021-2028, 2008
- [10] M S. Bingley, And S. Schnee. "A study of the mechanisms of abrasive wear for ductile metals under wet and dry three-body conditions," *Journal of Wear*, vol. 258, pp. 50-61, 2005.
- [11] F. Jourdan, "An implicit numerical method for wear modeling applied to a hip joint prosthesis problem," *Journal of Computational Methods Appl Mech Eng.*, 2009.