

Effect of Femoral Component Interface Design on Biomechanical Performance of Knee Prosthesis

M. Bahraminasab^{1*}

¹Assistant Professor, Department of Tissue Engineering and Applied Cell Sciences, School of Medicine, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran

Receipt in the online submission system: 28 November 2016, received in revised form: 24 February 2017, accepted: 4 June 2017

Abstract

Knee implants still lacks sufficient design solutions to ensure improved long term performance without aseptic loosening and the subsequent revision surgery. The present paper, used full factorial design of experiment (DOE) method along with finite element analysis (FEA) to assess the influence of internal contours of femoral component on mechanical stability of the prosthesis, and the biomechanical stresses experienced by the femoral component, bone cement and the adjoining bone with preservation of the external contours. The WASPAS approach, as a multi criteria decision analysis (MCDA) technique, was then used to rank the alternative designs. The results of analysis of variance showed that the internal shape of femoral component contours influenced the performance measures where the angle between the distal and anterior cuts, the angle between the distal and posterior cuts, and the cement thickness were highly significant. The predictive mathematical models of each performance measures were also estimated through statistical analysis. The ranking order and the following sensitivity analysis revealed that the top designs mostly had higher cement thickness and the original design was not the top choice for femoral component which by improving the current design better long term performance can be achieved.

Key words: *Cemented knee implant, Interface geometry, Design of experiments, Finite element analysis*

***Corresponding author**

Address: Department of Tissue Engineering and Applied Cell Sciences, School of Medicine, Semnan University of Medical Sciences, Semnan, Iran

Tel: +98-23-33435901

E-mail: m.bahraminasab@semums.ac.ir

تحلیل تأثیر پارامترهای طراحی قطعه فمورال پروتز زانو بر معیارهای سنجش عملکرد آن

مرجان بهرامی نسب^{۱*}

^۱ استادیار گروه مهندسی بافت و علوم سلولی کاربردی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۵/۹/۸، بازنگری: ۱۳۹۵/۱۲/۶، پذیرش قطعی: ۱۳۹۶/۳/۱۴

چکیده

پروتزهای زانو، به‌عنوان یکی از محصولات پزشکی برای عملکرد مطلوب در درازمدت (عدم شل‌شدگی و جراحی مجدد)، هنوز نیازمند راهکارهای طراحی هستند. در مطالعه حاضر، طرح کسر عاملی کامل از طراحی آزمایشات، به همراه تحلیل المان محدود، استفاده شد تا اثر شکل داخلی قطعه فمورال پروتز زانو بر پایداری مکانیکی ایمپلنت و تنش‌های بیومکانیکی ایجادشده در خود ایمپلنت، سیمان استخوانی و استخوان مجاور، بررسی شود. سپس از روش واسپاس، که یکی از روش‌های انتخاب چندشاخصه است، برای رتبه‌بندی طرح‌ها استفاده شد. نتایج تحلیل واریانس، نشان داد که هندسه شکل داخلی قطعه فمورال بر عملکرد پروتز زانو اثرگذار است؛ به‌طوری‌که از میان عوامل در نظر گرفته شده، زاویه بین برش‌های پایینی و جلویی، زاویه بین برش‌های پایینی و پشتی و همچنین ضخامت سیمان استخوان، به‌عنوان تأثیرگذارترین عوامل شناسایی شدند. به‌علاوه با تحلیل آماری، مدل ریاضی پیش‌بینی‌کننده مربوط به هر یک از معیارهای سنجش عملکرد نیز برآورد شدند. نتایج رتبه‌بندی و تحلیل حساسیت نشان داد، که طرح‌های برتر اغلب لایه ضخیم‌تری از سیمان دارند. این مطالعه همچنین نشان داد که هندسه فعلی قطعه فمورال، بهترین طرح نیست و اصلاح آن، می‌تواند عملکرد پروتز را در بلندمدت بهبود دهد.

کلیدواژه‌ها: پروتز زانو، سیمان استخوان، هندسه داخلی، طراحی آزمایشات، تحلیل المان محدود

^۱ نویسنده مسئول

نشانی: گروه مهندسی بافت و علوم سلولی کاربردی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی سمنان، سمنان، ایران
تلفن: ۳۳۴۳۵۹۰۱ (۲۳) ۰۹۸-،

پست الکترونیکی: m.bahraminasab@semums.ac.ir

۱- مقدمه

ماده استفاده شده، بررسی شد [۵]. نتایج این مطالعه نشان داد، که شکل پین و ماده استفاده شده در آن، هر دو، در استرس شیلدینگ استخوان مؤثر هستند. تأثیر پارامترهای هندسی پین قطعه فمورال نیز در مقاله [۹]، بررسی شد. مطالعاتی که تاکنون با تحلیل المان محدود انجام شده‌اند، اغلب بر هندسه پین متمرکز شده‌اند و تنها در یک مطالعه اخیر، تأثیر پارامترهای هندسه فصل مشترک داخلی بر عملکرد قطعه فمورال پروتز زانو بدون سیمان استخوانی ارزیابی شده است [۶]. با توجه به این که برای اتصال پروتزها به استخوان به طور گسترده از سیمان استفاده می‌شود و در این نوع پروتزها، احتمال استرس شیلدینگ و از بین رفتن استخوان زیاد است [۱۰، ۱۱]، ارزیابی اثر فاکتورهای هندسه فصل مشترک داخلی در این نوع پروتزها ضروری است. هندسه نامناسب ممکن است به ضعف عملکرد این نوع پروتزها منجر شود؛ از این رو در این تحقیق تلاش شده است تا اثر این هندسه و همچنین ضخامت سیمان استخوان بر معیارهای سنجش عملکرد پروتز بررسی شود. به علاوه برای دستیابی به این هدف، از ابزارها و روش‌های پیشرفته شامل طراحی آزمایشات^۸ و تصمیم‌گیری چندشاخصه^۹ [۱۲]، که تاکنون در مطالعات محدودی با تحلیل المان محدود همراه شده، استفاده شده است.

۲- مواد و روش‌ها

روش اجرای تحقیق حاضر، چهار مرحله دارد: (الف) تعیین متغیرهای طراحی و استفاده از طراحی آزمایشات برای مشخص کردن گزینه‌های طراحی، (ب) ایجاد مدل‌های کامپیوتری از طرح‌های مفهومی^{۱۰} پیشنهادی در مرحله قبل و تحلیل المان محدود برای ارزیابی عملکرد آنها، (ج) تحلیل واریانس برای شناسایی پارامترهای اثرگذار (شامل اثرات اصلی و تأثیرات متقابل متغیرهای طراحی) و تخمین مدل ریاضی پیش‌بینی کننده معیارهای سنجش عملکرد و (د) رتبه‌بندی گزینه‌های طراحی بر مبنای معیارهای سنجش استخراج شده از تحلیل المان محدود با استفاده از تصمیم‌گیری چندشاخصه و تحلیل حساسیت.

۲-۱- تعیین متغیرها و طراحی آزمایشات

در تحقیق حاضر، اثر ضخامت سیمان استخوانی و همچنین اثرات متقابل آن، با پارامترهای هندسی کانتور داخلی، یعنی

یکی از مشکلات اصلی بعد از تعویض مفصل زانو، لوزنینگ^۱ یا شل شدن قطعات پروتز. از عوامل اصلی وقوع آن، می‌توان به تغییرات ناگهانی تنش بین استخوان و پروتز (استرس شیلدینگ)^۲ و میکروحرکت پروتز نسبت به استخوان اشاره کرد. بررسی‌ها نشان داده است، که این عوامل به فاکتورهای طراحی قطعات مختلف پروتز وابسته است [۱-۶]. کامپلتو و همکاران، اثر پارامترهای طراحی پایه تیبیا را بر استرس شیلدینگ بررسی کردند و نشان دادند که طول پایه، یکی از فاکتورهای مهم است [۳]. در حال حاضر پروتزهای موجود مفصل زانو، طرح‌های مختلفی دارند؛ اما در تمام آنها، شکل کلی قطعه فمورال مشابه است. تفاوت این طرح‌ها به طور کلی در هندسه فصل مشترک این قطعه با سطح استخوان است [۷]، که شامل شکل و تعداد پین‌ها^۳، و زاویه‌ها و طول‌های کانتور^۴ داخلی این قطعه است. تفاوت دیگر پروتزهای زانو، در نحوه اتصال آنها به استخوان^۵ است، که با استفاده از سیمان استخوانی^۶ یا بدون آن^۷، متصل می‌شوند. هندسه و شکل فصل مشترک داخلی در محل استخوان فمور، می‌تواند در موفقیت قطعه فمورال پروتز زانو تأثیرگذار باشد. سکی و همکارانش، تغییرات چگالی استخوان را در انتهای پایینی استخوان فمور، دو سال بعد از جراحی بررسی کردند [۱]. آنها چهار نوع قطعه فمورال، که هندسه سطح متفاوتی داشتند و همچنین سه نوع از آنها بدون استفاده از سیمان جایگذاری شده بودند، را ارزیابی کردند. نتایج نشان داد که مقدار کاهش چگالی استخوان برای هندسه‌ها و روش‌های فیکسیشن مختلف، متفاوت است؛ به طوری که بیشترین کاهش چگالی استخوان، در ایمپلنت همراه با سیمان استخوانی مشاهده شد. ونگ و همکارانش نیز اثر ۸ هندسه مختلف پین بر استرس شیلدینگ استخوان را با استفاده از تحلیل المان محدود دوبعدی بررسی کردند و دریافتند، که شکل پین بر استرس شیلدینگ و نابودی استخوان مؤثر است [۸]. در تحقیق دیگری، اثر شکل و ابعاد پین‌ها (شامل طول، قطر و زاویه) بر عملکرد پروتز زانو، با استفاده از تحلیل المان محدود سه‌بعدی و با در نظر گرفتن

^۱- Loosening

^۲- Stress shielding

^۳- Pegs

^۴- Contour

^۵- Fixation

^۶- Cemented

^۷- Non-cemented

^۸- Design of experiments

^۹- Multi-Attribute Decision Making (MADM)

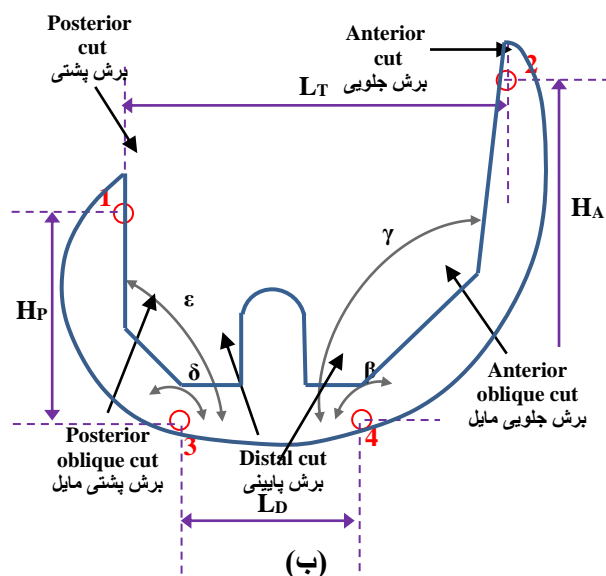
^{۱۰}- Conceptual designs

برای طراحی آزمایش‌های کامپیوتری (مدل‌ها و تحلیل‌های کامپیوتری)، از طرح عاملی کامل^۲ استفاده شد. این طرح، یکی از محتاطانه‌ترین حالت‌ها در طراحی آزمایش‌ها است؛ زیرا تمام ترکیبات ممکن از یک دسته از فاکتورها، که می‌توانند پیوسته یا ناپیوسته باشند، را شامل می‌شود. تعداد آزمایش‌ها در طرح عاملی کامل، به تعداد سطوح فاکتورها وابسته است؛ برای مثال طرح‌هایی با f فاکتور دوسطحی و سه‌سطحی، به ترتیب شامل 2^f و 3^f آزمایش هستند. متأسفانه در طرح عاملی کامل، تعداد آزمایش‌ها به‌طور نمایی با تعداد فاکتورها افزایش می‌یابد؛ در نتیجه در مسائلی که تعداد فاکتورها زیاد هستند، این طرح غیرکاربردی می‌شود. اما در مطالعه حاضر از طرح عاملی کامل استفاده شد؛ زیرا تنها ۵ فاکتور، در ۲ سطح مورد بررسی قرار گرفتند که در مجموع به ایجاد ۳۲ آزمایش منجر شد (جدول ۱). این ۳۲ طرح، نشان‌دهنده طرح‌های مفهومی پیشنهادی برای قطعه فمورال هستند، که با شبیه‌سازی در نرم‌افزار المان محدود ABAQUS V 6.9 و استخراج معیارهای سنجش، ارزیابی شدند.

۲-۲- تحلیل المان محدود

در این مطالعه، ابتدا مدل‌های کامپیوتری دوبعدی قطعه فمورال و قطعه پلیمری از مدل سه‌بعدی پروتز زانوی تجاری، که در مطالعه قبلی در نرم‌افزار 'SolidWorks' ایجاد شده بود [16]، استخراج شد. همچنین مدل دوبعدی استخوان فمور از روی مدل سه‌بعدی زانوی سالم یک مرد ۲۴ ساله، به‌دست آمد. مدل سه‌بعدی این زانو در مطالعه [۷] با استفاده از تصاویر MRI و تبدیل آن به مدل CAD با استفاده از نرم‌افزار 'SolidWorks'، به‌دست آمده بود. مدل‌های دوبعدی از نمای بیرونی^۳ صفحه ساجیتال^۴ عبوری از مرکز پین، کشیده شدند. علاوه بر این، کانتور خارجی دوبعدی پروتز زانوی تجاری، با استفاده از spline ترسیم شد و در تمام مدل‌ها، ثابت و بدون تغییر نگه‌داشته شد. مدل دوبعدی سیمان استخوانی، با توجه به هندسه کانتور داخلی قطعه فمورال و با ضخامت تعیین‌شده، ترسیم شده و سپس استخوان فمور متناسب با آن، برش داده شد. پس از ایجاد مدل اصلی (تجاری) در نرم‌افزار ABAQUS V 6.9، کانتورهای داخلی

زاویه‌های مربوط به برش‌های داخلی قطعه فمورال، بررسی شد. کانتور خارجی قطعه فمورال، ثابت و بدون تغییر باقی ماند؛ زیرا این کانتور که سطح تماسی را با قطعه پلی‌اتیلنی تیبیا تشکیل می‌دهد، شامل یک یا چند انحنا پیچیده است تا تطابق کامل و رفتار تماسی مناسبی را با قطعه پلی‌اتیلنی ایجاد کند [۱۳]. در اینجا، ضخامت سیمان استخوانی (t) همراه با چهار فاکتور طراحی مربوط به فصل مشترک داخلی قطعه فمورال، شامل زاویه‌های مربوط به برش‌های کانتور داخلی در قسمت قدامی (بتا (β) و گاما (γ)) و زاویه‌های مربوط به برش‌های کانتور داخلی در قسمت خلفی (دلتا (δ) و اپسیلون (ϵ)) در نظر گرفته شدند. این متغیرها، محدوده‌های تغییر آنها و ابعاد مربوط به طرح تجاری، به ترتیب در شکل (۱) و جدول (۱) نشان‌دهنده شده‌اند. مقادیر انتخابی برای سطوح پارامترهای طراحی، شامل δ ، γ ، ϵ و β ، با در نظر گرفتن هندسه طرح تجاری، مطالعه شدند. ابعاد سایر طرح‌های تجاری موجود قطعه فمورال انتخاب شدند [۷] و مقادیر مربوط به ضخامت سیمان استخوان، با توجه به مطالعه [۱۴] در نظر گرفته شدند. همچنین توصیه شده است که در آزمایش‌های غربالی^۱، ناحیه مورد نظر، یعنی دامنه فرضی برای تغییرات، به نسبت بزرگ باشد [۱۵]. در این مطالعه، موقعیت پین، طول برش پایینی (LD) و طول کل (LT)، ارتفاع کل قسمت قدامی (HA) و ارتفاع کل قسمت خلفی (HP)، ثابت باقی ماند؛ یعنی نقاط ۴-۱ در جای خود، ثابت نگه‌داشته شدند.



شکل (۱) - برش‌های کانتور داخلی، زاویه‌ها و طول‌های مربوط به فصل مشترک ایمپلنت-استخوان

^۲ - Full factorial design

^۳ - Lateral view

^۴ - Sagittal plane

^۱ - Screening design

جدول (۱) - متغیرهای طراحی و سطوح تغییرات آنها بر مبنای طرح عاملی کامل

Run No.	Factor 1	Factor 2	Factor 3	Factor 4	Factor 5
	A:β (deg)	B:γ (deg)	C:δ (deg)	D:ε (deg)	E:t (mm)
1	125	90	125	88	1
2	140	90	125	88	1
3	125	98	125	88	1
4	140	98	125	88	1
5	125	90	140	88	1
6	140	90	140	88	1
7	125	98	140	88	1
8	140	98	140	88	1
9	125	90	125	94	1
10	140	90	125	94	1
11	125	98	125	94	1
12	140	98	125	94	1
13	125	90	140	94	1
14	140	90	140	94	1
15	125	98	140	94	1
16	140	98	140	94	1
17	125	90	125	88	3
18	140	90	125	88	3
19	125	98	125	88	3
20	140	98	125	88	3
21	125	90	140	88	3
22	140	90	140	88	3
23	125	98	140	88	3
24	140	98	140	88	3
25	125	90	125	94	3
26	140	90	125	94	3
27	125	98	125	94	3
28	140	98	125	94	3
29	125	90	140	94	3
30	140	90	140	94	3
31	125	98	140	94	3
32	140	98	140	94	3
	طرح تجاری	۱۳۵	۹۴٫۸	۱۳۵	۹۰

تحلیل المان محدود در حالت باز شدن^{۱۰} کامل زانو و تحت نیروی ۶۰۰ نیوتن (بار گسترده^{۱۱})، انجام شد. شرایط مرزی در تمام مدل‌ها، یکسان فرض شد؛ به طوری که این شرایط شامل محدود کردن کامل سطح پایینی و جداره‌های قطعه پلی‌اتیلنی و محدود کردن قطعه فمورال از جابه‌جایی در جهت قدامی-خلفی^{۱۲} و چرخش^{۱۳} است. برای به دست آوردن تنش‌ها در استخوان، شکل (۲)، ۱۰ ناحیه داخل استخوان فمور و پشت فصل مشترک (کانتور داخلی) در نظر گرفته شد. نقاطی به طور تصادفی در هر ناحیه ایجاد شد، که در مجموع ۲۵۰ نقطه ایجاد شد. پس از استخراج تنش‌ها در این نقاط، میانگین و انحراف معیار^{۱۴} آنها در هر ناحیه محاسبه شد. در نهایت، شاخص

و ضخامت سیمان استخوانی تغییر داده شدند، تا مدل‌های مختلف مربوط به طرح‌های پیشنهادی مشخص شده در جدول (۱)، ایجاد شوند. ویژگی‌های آلیاژ کرم-کبالت، $E=240\text{GPa}$ و $\nu=0.3$ ، به قطعه فمورال تخصیص داده شد. ویژگی‌های استخوان فمور شامل دو بخش استخوان متراکم و استخوان اسفنجی^۲، به ترتیب به صورت ($E=17\text{ GPa}$, $\nu=0.3$) و ($E=0.4\text{ GPa}$, $\nu=0.3$) تعریف شدند. مدول الاستیسیته^۳ 2.7 GPa و ضریب پواسون 0.3 نیز به سیمان استخوانی اختصاص یافت [۱۶]. تمام مواد، جز پلی‌اتیلن با وزن مولکولی بسیار بالا^۴، به صورت الاستیک خطی ایزوتروپیک^۵ همگن تعریف شدند. قطعه پلی‌اتیلن به صورت الاستیک-پلاستیک فرض شد و ویژگی‌های آن مطابق [۱۸] تعریف شد. تماس بین سطوح در این مدل‌ها، به صورت لغزش محدود^۶ تعریف شد. ضریب اصطکاک بین قطعه فمورال و پلیمری برابر با 0.04 [۱۹] و بین قطعه فمورال و سیمان استخوانی برابر با 0.22 [۲۰] در نظر گرفته شد. در مطالعات قبلی، مقادیر مختلفی برای ضریب اصطکاک بین سیمان استخوانی و استخوان فمور گزارش شده است [۱۴، ۲۱، ۲۲]، که در این مقاله، مقدار آن 0.07 فرض شد. تمام اجزای مدل اغلب با المان نوع CPS4R و به طور جزئی با المان نوع CPS3 و اندازه^۶ یک میلی‌متر شبکه^۷ بندی شدند (شکل ۲). تعداد المان‌ها و گره‌های استفاده شده در مدل تجاری همراه با سیمان استخوانی، در جدول (۲) آمده است. این اندازه، بر اساس تحلیل همگرایی^۸ و با در نظر گرفتن تنش ون میس^۹ روی استخوان و تنش تماسی روی قطعه پلی‌اتیلنی، انتخاب شد. برای اطمینان از صحت نتایج با توجه به تابع شکل خطی المان‌های استفاده شده، تمام مدل‌ها با استفاده از المان با تابع شکل غیرخطی نیز تحلیل شدند.

^۱- Cortical bone

^۲- Cancellous bone

^۳- Isotropic

^۴- Ultra High Molecular Weight Polyethylene or UHMWPE

^۵-Finite sliding

^۶- Global size

^۷- Mesh

^۸- Convergence analysis

^۹- Von mises stress

^{۱۰}- Extension

^{۱۱}- Pressure

^{۱۲}- Anterior-posterior

^{۱۳}- Rotation

^{۱۴}- Standard deviation or STDV

۲-۳- رتبه‌بندی طرح‌ها

روش واسپاس^۳، یکی از روش‌هایی است که به‌تازگی در حوزهٔ تصمیم‌گیری چندشاخصه، توسط زاوادزکاس و همکارانش [۲۳] ایجاد شده است. این روش، ترکیبی از دو روش شناخته‌شده در میحث تصمیم‌گیری چندشاخصه، یعنی مدل جمع وزن‌دار^۴ و مدل ضرب وزن‌دار^۵ است. کاربرد و توسعهٔ الگوریتم واسپاس، در تحقیقات زیادی گزارش شده است. از کاربردهای اخیر آن می‌توان به ارزیابی و انتخاب راه‌حل‌های مناسب ایمنی شغلی [۲۴]، مسئلهٔ انتخاب روش تولید [۲۵] و ارزیابی و رتبه‌بندی کاربردهای نانو تکنولوژی در ایران [۲۶] اشاره کرد. علاوه بر این، از روش واسپاس با مقادیر فازی برای انتخاب ساختمان مرکز خرید در ولنیوس استفاده شد [۲۷]. در مطالعهٔ دیگری، از روش واسپاس با اعداد خاکستری، به دلیل توانایی تحلیل اطلاعات غیردقیق، برای انتخاب پیمانکار مناسب در صنعت ساختمان استفاده شد [۲۸]. به‌طور کلی این مطالعات مشخص می‌کند، که روش واسپاس، اعتبار خوبی در میان محققان دارد. با در نظر داشتن ماتریس ارائه‌شده در جدول ۳، می‌توان مراحل این روش را در زیر شرح داد. لازم به ذکر است که، نماد گزینهٔ i ام، C_j نماد معیار r_{ij} مقدار گزینهٔ i ام برای معیار j ام است.

جدول (۳) - شمائی از یک مسئلهٔ تصمیم‌گیری چندشاخصه

	C_1	C_2	...	C_n
A_1	r_{11}	r_{12}	...	r_{1n}
A_2	r_{21}	r_{22}	...	r_{2n}
A_3	r_{31}	r_{32}	...	r_{3n}
\vdots	\vdots	\vdots		\vdots
A_m	r_{m1}	r_{m2}	...	r_{mn}

گام اول: بی‌مقیاس کردن ماتریس تصمیم‌گیری با استفاده از رابطه‌های ۱ و ۲.
برای معیارهای با جنبهٔ مثبت:

$$n_{ij} = \frac{r_{ij}}{\max_i r_{ij}} \quad j=1, \dots, n, \quad i=1, \dots, m \quad (1)$$

برای معیارهای با جنبهٔ منفی:

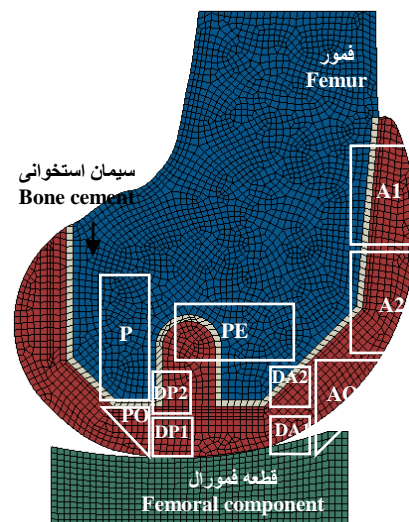
$$n_{ij} = \frac{\min_i r_{ij}}{r_{ij}} \quad j=1, \dots, n \quad i=1, \dots, m \quad (2)$$

^۳ Weighted Aggregated Sum Product Assessment (WASPAS)

^۴ Weighted sum model (WSM)

^۵ Weighted product model (WPM)

ضریب تغییرات^۱ یا CV (نسبت انحراف معیار تنش‌ها به میانگین) به‌عنوان معیار ارزیابی استرس شیلدینگ فرض شد؛ به‌علاوه، بیشینهٔ جابه‌جایی مماسی (CSLIP) در فصل مشترک سیمان استخوانی-استخوان و ایمپلنت-سیمان استخوانی، به‌عنوان معیار ارزیابی میکروحرکت به‌دست آمد. تنش‌های روی سیمان استخوانی، بدنهٔ ایمپلنت و پین نیز ارزیابی شدند؛ بنابراین، در مجموع شش خروجی از تحلیل المان محدود برای هر طرح (مدل کامپیوتری) استخراج شد. این خروجی‌ها، به‌عنوان اهداف مسئله، وارد نرم‌افزار Minitab version 17 شد و با استفاده از آن، تأثیر فاکتورهای طراحی بر هر هدف تعیین شد و مدل رگرسیون پیش‌بینی‌کنندهٔ اهداف به‌دست آمد. همچنین، خروجی‌های تحلیل المان محدود به‌عنوان معیار برای رتبه‌بندی طرح‌ها در تحلیل تصمیم‌گیری چندشاخصه استفاده شدند.



شکل (۲) - مدل دوبعدی ایمپلنت تجاری زانو همراه با سیمان استخوانی و مناطق مورد بررسی

جدول (۲) - اطلاعات شبکه‌بندی مدل تجاری، همراه با سیمان استخوانی

نوع المان‌ها	تعداد گره‌ها	تعداد المان‌ها	قطعه	
			برش	ضخامت
Linearquadrilateral (CPS4R) and linear triangular (CPS3) elements	2505	2399	1mm	استخوان فمور
	2205	2103	3mm	سیمان استخوان
	272	145	1mm	سیمان استخوان
	541	415	3mm	سیمان استخوان
	1113	995		فمورال
	658	598		اینزرت تیبیا

^۱ - Coefficient of variations

^۲ - Maximum

رتبه‌بندی طرح‌ها، میکروحرکت در فصل مشترک‌های سیمان استخوان با استخوان و قطعه فمورال بود، که معیاری از ثبات ایمپلنت است. هرچه این مقدار کمتر باشد، مطلوب‌تر است. به‌طور معمول مقادیر کمتر از ۵۰ میکرون، باعث رشد استخوان و مقادیر بیشتر از ۱۵۰ میکرون، باعث ایجاد بافت نرم ناخواسته در فصل مشترک می‌شوند [۲۹]. بنابراین برای پایداری ایمپلنت، بیشینه میکروحرکت کمتر از ۱۵۰ میکرون، مطلوب است؛ در حالی‌که میانگین میکروحرکت کمتر از ۵۰ میکرون، باعث استخوان‌سازی می‌شود. علاوه بر این تنش‌ها در پین، بدنه اصلی قطعه فمورال و سیمان استخوان نیز به‌عنوان معیارهای انتخاب فرض شدند. کم‌تر بودن این معیارها، ملاک برتری قرار گرفت؛ زیرا هرچه مقدار آنها کمتر باشد، ضریب اطمینان بیشتر خواهد بود. هرچند که در تحلیل تصمیم‌گیری چندمعیاره، روش‌های گوناگونی برای وزن‌دهی وجود دارد [۳۰، ۳۱]؛ اما تخصیص وزن مساوی به معیارها و سپس تحلیل حساسیت رتبه‌بندی با تغییر وزن، روشی متداول است. بنابراین در ابتدا وزن تمام معیارها برابر با ۰/۱۶۷ در نظر گرفته شد؛ به‌طوری‌که مجموع وزن‌ها برابر با ۱ می‌باشد. سپس تحلیل حساسیت وزن‌ها انجام شد. در مجموع ۱۱ حالت، ارزیابی شد (جدول ۷).

۳- یافته‌ها و بحث

۳-۱- تحلیل تنش و میکروحرکت

همان‌طور که گفته شد، تنش‌های روی استخوان در ۱۰ ناحیه بررسی شدند. در هر ناحیه، تعدادی نقطه به‌طور تصادفی مشخص شد و در هریک از آنها، مقدار تنش پیش‌بینی شد. از این مقادیر برای محاسبه میانگین و انحراف معیار تنش‌ها در هر ناحیه، استفاده شد؛ سپس ضریب تغییرات (شاخص CV) برای هر ناحیه محاسبه شد. شکل (۳)، این شاخص را در نواحی مختلف استخوان فمور، برای طرح تجاری همراه با سیمان استخوان به ضخامت‌های ۱ و ۳ میلی‌متر نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل (۳) نشان داده شده است، برای این طرح نواحی A2، DA2 و PO، مناطق بحرانی هستند؛ زیرا مقدار CV آنها، بزرگتر از سایر مناطق است. CV بزرگتر، یا به‌معنای کم بودن میانگین تنش و یا زیاد بودن انحراف معیار و توزیع غیریکنواخت تنش‌ها می‌باشد، که در هر دو صورت، استرس شیلدینگ را افزایش می‌دهد. مطالعات قبلی تحلیل‌های المان محدود درباره استرس شیلدینگ و گزارشات بالینی درباره از بین رفتن استخوان، نیز

گام دوم: برای محاسبه ماتریس تصمیم‌گیری وزن داده‌شده بی‌مقیاس، دو اقدام باید انجام شود. رابطه (۳)، زمینه‌ساز عمل جمع و رابطه (۴)، مربوط به عمل ضرب در مرحله نهایی است.

$$\tilde{x}_{ij, sum} = (n_{ij}) * w_j \quad j=1, \dots, n \quad i=1, \dots, m \quad (3)$$

$$\tilde{x}_{ij, mult} = (n_{ij})^{w_j} \quad j=1, \dots, n \quad i=1, \dots, m \quad (4)$$

w_j نشان‌دهنده وزن یا اهمیت معیار j ام است. در این مطالعه، برای حل اولیه، اهمیت معیارها مساوی فرض شد.

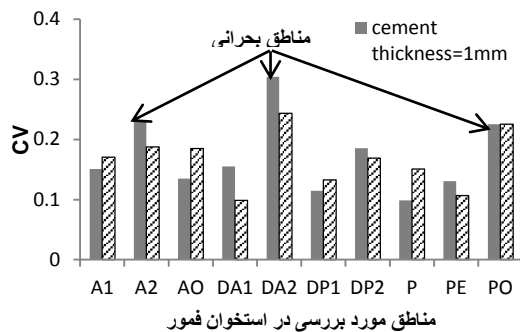
گام سوم: رابطه (۵)، روش ترکیب پارامترهای محاسبه‌شده در مرحله قبل و نحوه تعیین اهمیت نسبی هر گزینه را نشان می‌دهد.

$$Q_i^\lambda = \lambda \sum_{j=1}^n \tilde{x}_{ij, sum} + (1-\lambda) \prod_{j=1}^n \tilde{x}_{ij, mult} \quad (5)$$

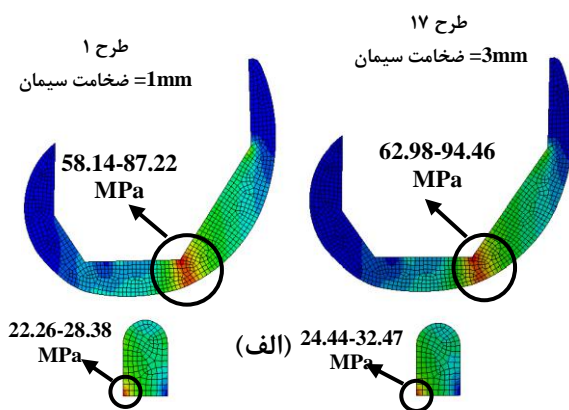
$$j=1, \dots, n \quad i=1, \dots, m$$

رتبه‌بندی می‌تواند براساس مقادیر Q انجام شود؛ به‌عنوان مثال بهترین گزینه، بیشترین مقدار Q را خواهد داشت. لازم به ذکر است که وقتی مقدار λ برابر با صفر است، خروجی روش واسپاس منطبق با روش ضرب وزن‌دار و وقتی که λ برابر با یک است، منطبق با روش جمع وزن‌دار خواهد بود. در این مطالعه، از روش واسپاس برای رتبه‌بندی طرح‌ها بر مبنای شش معیار استخراجی از تحلیل المان محدود استفاده شد. میانگین و انحراف معیار تنش‌های روی استخوان فمور، به‌عنوان معیاری از استرس شیلدینگ در نظر گرفته شدند. اگر سطح تنش‌ها در ناحیه‌ای از استخوان کمتر باشد، استرس شیلدینگ و در نتیجه نابودی استخوان در آن ناحیه افزایش می‌یابد. زیاد بودن انحراف معیار تنش‌ها نیز به‌معنای عدم توزیع یکنواخت تنش‌ها در ناحیه مورد نظر است. با توجه به این مطلب، هرچه شاخص ضریب تغییرات بیشتر باشد، آن ناحیه از نظر استرس شیلدینگ، بحرانی تلقی می‌شود؛ بنابراین در طول رتبه‌بندی طرح‌ها، کم بودن آن مطلوب است. البته باید توجه داشت که شاخص ضریب تغییرات، به دلیل بی‌بعدی در برخی از موارد، می‌تواند سبب ایجاد ابهام در رتبه‌بندی شود؛ برای مثال، زمانی‌که اختلاف زیادی بین داده‌های یک دسته با داده‌های دسته دیگر وجود داشته باشد. اما در مطالعه حاضر، داده‌های استخراجی (مقادیر تنش) از نظر آماری دارای توزیع نرمال بوده و اختلاف زیادی بین داده‌ها (مانند چندبرابر شدن) وجود ندارد؛ در نتیجه در نظر گرفتن ضریب تغییرات، مشکلی را در رتبه‌بندی ایجاد نمی‌کند. معیارهای دیگر در نظر گرفته شده در

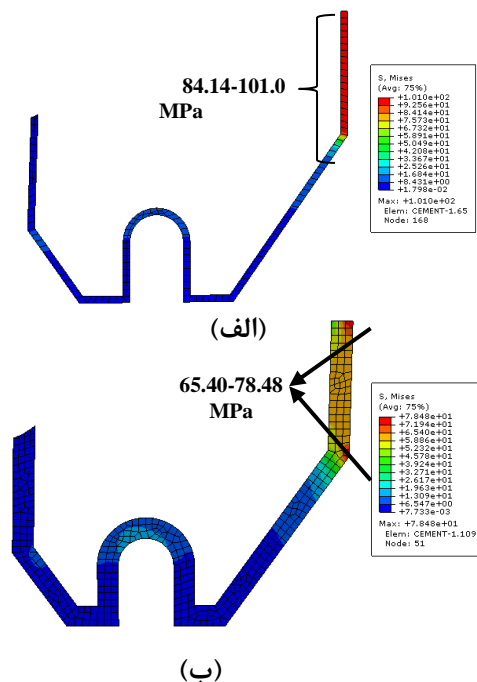
فمورال-سیمان استخوان، در ناحیه قدامی و در فصل مشترک سیمان استخوان-استخوان فمور، در ناحیه خلفی مشاهده شد. مقدار بیشینه برای ضخامت سیمان 1mm و 3mm، در یک مکان اتفاق افتاد.



شکل (۳) - شاخص CV در نواحی مختلف روی استخوان



شکل (۴) - توزیع تنش روی قطعه فمورال پروتز زانو (الف) بدنه اصلی (ب) پین



شکل (۵) - توزیع تنش روی سیمان استخوانی (الف) ضخامت ۱ میلی‌متر (ب) ضخامت ۳ میلی‌متر

نشان داده‌اند که ناحیه PO و پشت فلنج قسمت قدامی، به‌خصوص در قسمت پایین (یعنی A2)، مناطق بحرانی هستند [۱، ۱۱، ۳۲، ۳۳]. همچنین مقادیر میانگین تنش طرح تجاری با سیمان استخوان ۱ میلی‌متر در نواحی اطراف پین، یعنی PE، DP2، DA2، DP1 و DA1، به‌ترتیب به‌صورت 7.75، 5.22، 3.99، 2.77 و 1.81 مگاپاسکال پیش‌بینی شدند. این نتایج با یافته‌های قبلی، که زیاد بودن مقدار تنش‌ها در ناحیه بالای پین و کاهش مقدار تنش‌ها در ناحیه پایین آن را نشان داده‌اند، تطابق دارند [۳۴، ۳۵]. این روند برای ضخامت سیمان ۳ میلی‌متر نیز به‌دست آمد؛ بنابراین برای به‌دست آوردن مدل ریاضی CV در مناطق بحرانی در نظر گرفته شد.

مقادیر و نحوه توزیع تنش در قسمت‌های مختلف قطعه فمورال نیز ارزیابی شدند. در مطالعه حاضر، تنش‌ها جداگانه روی دو قسمت بدنه اصلی و پین، بررسی شدند. شکل (۴)، الگوی تنش را روی بدنه اصلی و پین قطعه فمورال، برای طرح‌های ۱ و ۱۷ نشان می‌دهد. در این شکل، مناطق با سطح بالای تنش به همراه مقادیر آن برای ضخامت‌های مختلف سیمان استخوان (1mm، 3mm) مشخص شده است. برای تحلیل‌های متناظر (زوایای طراحی یکسان)، مقدار تنش‌های ایجادشده در منطقه مشخص‌شده روی بدنه و پین فمورال برای ایمپلنت متصل‌شده با سیمان استخوان ۳ میلی‌متری، اندکی بیشتر از سیمان استخوان ۱ میلی‌متری مشاهده شد. مکان بیشترین تنش روی بدنه اصلی در تمام طرح‌ها، یکسان به‌دست آمد؛ در حالی‌که این مکان روی پین برای طرح‌های مختلف در هر دو ضخامت سیمان، متفاوت بود. البته در بیشتر طرح‌ها، همان‌طور که در شکل (۴) آمده است، بیشینه تنش در ناحیه خلفی پایین مشاهده شد؛ اما در برخی از طرح‌ها، در قسمت قدامی بالا و قدامی پایین پین قرار داشت. کانتور تنش روی سیمان استخوان نیز برای طرح‌های ۱ و ۱۷، در شکل (۵) نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل مشاهده می‌شود، زمانی‌که ضخامت سیمان استخوان کمتر است، تنش‌های بیشتری روی آن اعمال می‌شود که اغلب در ناحیه قدامی آن می‌باشد.

بیشترین میکروحرکت در فصل مشترک‌های قطعه فمورال-سیمان استخوان و سیمان استخوان-استخوان فمور، در بیشتر طرح‌ها، در ناحیه قدامی و خلفی و در طرح‌های کمی، در ناحیه خلفی پین اتفاق افتاد. در نمونه تجاری به همراه سیمان استخوان، بیشترین میکروحرکت در فصل مشترک قطعه

0.05 در نظر گرفته شد، ی احتمال فرضیه مهم بودن یک اثر (اصلی یا متقابل)، 95% درست است. در تحلیل مدل، جمع مربعات^۴ و میانگین جمع مربعات^۵ برای ارزیابی پاسخها محاسبه می‌شوند. مقدار F، نسبت MS به MS_{Error} است و با مقادیر F در جداول توزیع F، که در آمار استفاده می‌شوند، مقایسه می‌شود. مقدار p-value، احتمال فرضیه مهم نبودن اثر اصلی یا متقابل یک فاکتور را مشخص می‌کند و مقادیر آن از جداول توزیع F به دست می‌آید. مدلی از نظر آماری مهم است که دارای مقدار F-value زیاد و همچنین مقدار p-value کمتر از 0.05 (α) باشد. جدول (۴)، جدول ANOVA مربوط به پاسخ اول، یعنی بیشینه CV در مناطق مورد بررسی، است، که نشان‌دهنده اهمیت مدل از لحاظ آماری است. همچنین با توجه به این جدول، هم اثرات اصلی خطی^۶ و هم اثرات متقابل^۷، مهم هستند. فاکتورهای مهم در جدول (۴) به صورت پررنگ شده^۸ ارائه شده‌اند. مقدار p-value فاکتورها، نشان می‌دهد که تنها اثرات اصلی δ (زاویه بین برش پایینی و برش مایل پشتی) و ϵ (زاویه بین برش پایینی و برش پشتی) و اثرات متقابل $\delta\epsilon$ ، δt و ϵt ، مهم هستند، که از میان آنها، ϵ مهم‌ترین فاکتور است. تأثیرات اصلی و متقابل سایر متغیرهای طراحی، از نظر آماری مهم نبوده و از جدول ANOVA حذف شدند. تنها متغیر t (ضخامت سیمان استخوانی) نگه‌داشته شد؛ زیرا اثرات متقابل آن با δ و ϵ ، مهم هستند. جدول (۵)، جدول ANOVA کاهش‌یافته^۹ مربوط به بیشینه CV در مناطق مورد بررسی است. حذف متغیرهای غیرتأثیرگذار به افزایش Adjusted R-squar از 92.2% به 94.5% منجر شد.

شکل (۶)، اثرات متقابل فاکتورها را بر بیشینه CV نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، زمانی که ϵ در سطح بالای خود (منحنی خط‌چین و قرمز، $\epsilon=94^\circ$) قرار دارد، تغییرات δ اثر قابل‌ملاحظه‌ای بر پاسخ ندارد؛ اما زمانی که ϵ در سطح پایین خود (منحنی پیوسته و سیاه، $\epsilon=88^\circ$) قرار دارد، تغییرات δ اثر بیشتری روی پاسخ (CV) دارد و افزایش آن، باعث کم شدن CV می‌شود. اثر متقابل δt ، بسیار شدید است؛ به طوری که افزایش δ در سطح پایین t یا ضخامت

همان‌طور که بیان شد، برای اطمینان بیشتر از صحت نتایج، تمام تحلیل‌ها با دو نوع المان، به ترتیب با تابع شکل خطی و غیرخطی، انجام شدند. المان‌های CPS4، به دلیل تابع شکل خطی، در مقابل خمش سخت هستند (به خصوص در ضخامت‌های کم، با نسبت طول المان به ضخامت ۱)؛ به این معنا که اضلاع آن نمی‌توانند خم شوند و سبب ایجاد تنش برشی در المان می‌شود. به عبارت دیگر، انرژی کرنشی به جای ایجاد خمش، باعث تغییر شکل برشی می‌شود. این پدیده که به آن، قفل‌شدگی^۱ برشی گفته می‌شود، بر عملکرد المان‌های با انتگرال کامل تأثیر می‌گذارد. اما در نرم‌افزار ABAQUS، این المان‌ها می‌توانند به طور انتخابی از حالت انتگرال کاهش‌یافته استفاده کنند، که تاحدی این مشکل را حل می‌کند. استفاده هم‌زمان از المان با تابع شکل خطی و انتگرال کاهش‌یافته، نیز ممکن است به پدیده ساعت شنی^۲ (نرمی بیش از اندازه المان) منجر شود. برای اطمینان از رخ ندادن این پدیده، نسبت انرژی کرنشی مصنوعی^۳ (ناشی از پدیده ساعت شنی) به انرژی درونی، باید کمتر از ۵٪ باشد [۳۶]. نسبت‌های به دست‌آمده در مطالعه حاضر، بسیار بسیار کمتر از این مقدار بود (۰.۱٪)، که نشان می‌دهد المان CPS4R تأثیری بر دقت محاسبات را نداشته است. علاوه بر این، نتایج حاصل از تحلیل‌های با المان دارای تابع شکل غیرخطی، تفاوت قابل‌ملاحظه‌ای را با مقادیر به دست‌آمده از المان‌های با تابع شکل خطی نشان ندادند؛ برای مثال، در طرح ۱، مقدار تنش روی سیمان استخوان برای حالت المان غیرخطی با انتگرال کامل و کاهش‌یافته، به ترتیب ۱۰۰/۹۴ و ۱۰۰/۴۸ مگاپاسکال به دست آمدند، که تفاوت ناچیزی با مقدار حاصل از المان خطی دارد (۱۰۰/۹۳۲ مگاپاسکال).

۲-۳- تحلیل واریانس برای تعیین متغیرهای تأثیرگذار و استخراج مدل‌های رگرسیون پیش‌بینی‌کننده اهداف

تحلیل واریانس با استفاده از نرم‌افزار Minitab version 17 انجام شد، تا تأثیرات اصلی و متقابل متغیرهای طراحی روی پاسخها (اهداف) تعیین شود (اثر متقابل زمانی رخ می‌دهد، که تأثیر یک فاکتور بر تغییرات پاسخ به سطح فاکتور دیگری وابسته باشد). سطح اهمیت مدل و فاکتورها (α ،

^۴- Adjusted Sum of Squares or SS

^۵- Adjusted Mean Square or MS

^۶- Linear

^۷- 2-Way Interactions

^۸- Bold

^۹- Reduced

^۱- Shear locking

^۲- Hourglass

^۳- Artificial strain energy

نتایج تحلیل واریانس مدل مربوط به بیشینه میکروحرکت در فصل مشترک استخوان-سیمان نشان داد که γ ، δ و ϵ ، فاکتورهای اصلی مهم و $\gamma\delta$ و $\delta\epsilon$ دارای اثرات متقابل هستند. شکل ۷-ب، نشان می‌دهد که سطوح پایین زاویه بین برش‌های پایین و جلویی و زاویه بین برش پایین و برش مایل پشتی ($\delta = 125^\circ$ و $\gamma = 90^\circ$) باعث کاهش میکروحرکت در فصل مشترک استخوان-سیمان می‌شود (شکل ۷-ب، نمودار بالا سمت چپ). اثر متقابل $\delta\epsilon$ نیز نشان می‌دهد که مقادیر پایین ϵ ($\epsilon = 88^\circ$)، میکروحرکت کمتری را ایجاد می‌کند و در این سطح، تغییرات δ اثر چندانی بر پاسخ ندارد. در سطح بالای ϵ ($\epsilon = 94^\circ$)، مقادیر کم δ مطلوب‌تر است؛ چون به میکروحرکت کمتری منجر می‌شود. مدل رگرسیون پیش‌بینی کننده این هدف، به صورت زیر است:

$$\text{Maximum micromotion at femur-cement interface} = +807 + 44.6 * \gamma - 12.1 * \delta - 56.7 * \epsilon - 0.330 * \gamma * \delta + 0.492 * \delta * \epsilon \quad (\text{Adj } R^2 = 68.8\%)$$

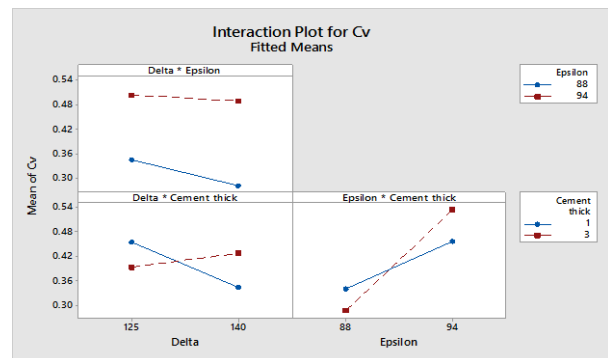
نتایج ANOVA مدل مربوط به بیشینه تنش روی پین قطعه فمورال، نشان می‌دهد که اثرات اصلی تمام فاکتورهای طراحی و اثرات متقابل $\beta\gamma$ ، $\delta\epsilon$ و ϵt ، از نظر آماری مهم هستند. این اثرات متقابل، در شکل ۷-ج نشان داده شده است. همان‌طور که شکل نشان می‌دهد، در سطح بالای γ ($\gamma = 98^\circ$)، تغییرات β اثری بر پاسخ، یعنی سطح تنش روی پین، ندارد؛ اما در سطح پایین فاکتور γ ($\gamma = 90^\circ$)، افزایش β ، تنش‌های روی پین قطعه فمورال را افزایش می‌دهد. نمودار اثر متقابل $\delta\epsilon$ ، نشان می‌دهد که سطح بالای ϵ ($\epsilon = 94^\circ$)، تنش کمتری را نسبت به سطح پایین آن ($\epsilon = 88^\circ$) روی پین ایجاد می‌کند و همچنین مشخص می‌کند که تغییرات δ در سطح بالای ϵ ، اثری بر تنش‌های روی پین ندارد؛ اگرچه افزایش آن در سطح پایین ϵ ، مقدار این تنش‌ها را تا حدی افزایش می‌دهد. اثر متقابل ϵt (نمودار پایین، سمت راست) نشان می‌دهد، زمانی که ϵ در سطح بالای خود قرار دارد، افزایش ضخامت سیمان استخوان، اثری بر تنش‌های ایجاد شده روی پین ندارد؛ در حالی که افزایش ضخامت سیمان استخوان در سطح پایین ϵ ، اندکی مقدار تنش‌ها را افزایش می‌دهد. مدل ریاضی پیش‌بینی کننده این هدف، به صورت زیر است:

$$\text{Maximum stress of peg} = -220 + 1.557 * \beta + 1.990 * \gamma + 1.849 * \delta + 0.42 * \epsilon + 24.44 * t - 0.01586 * \beta * \gamma - 0.01968 * \delta * \epsilon - 0.2564 * \epsilon * t \quad (\text{Adj } R^2 = 98.5\%)$$

سیمان ($t=1\text{mm}$)، باعث کاهش CV و در سطح بالای آن ($t=3\text{mm}$)، باعث افزایش CV می‌شود. همچنین اثر متقابل ϵt نشان می‌دهد که افزایش ϵ در هر دو سطح t ، افزایش مقدار CV را به دنبال خواهد داشت، که مطلوب نیست؛ زیرا هر چه مقدار CV بیشتر باشد، استرس شیلدینگ، افزایش یافته و استخوان بیشتری از بین می‌رود. هرچند که ابتدا مقدار CV در $t=3\text{mm}$ ، کمتر از $t=1\text{mm}$ است؛ ولی با افزایش ϵ ، وضعیت برعکس می‌شود. مدل رگرسیون پیش‌بینی کننده این هدف با توجه به اثرات بیان شده، به صورت زیر است:

$$\text{CV} = +7.72 - 0.0609 * \delta - 0.0627 * \epsilon - 1.635 * t + 0.000535 * \delta * \epsilon + 0.004826 * \delta * t + 0.011 * \epsilon * t \quad (\text{Adj } R^2 = 94.5\%)$$

مقدار $\text{Adj } R^2 = 94.5\%$ ، نشان می‌دهد که 94.5% از تغییرات CV با رابطه بالا، قابل توضیح است.



شکل (۶) - اثرات متقابل فاکتورهای طراحی بر بیشینه CV

نتایج مربوط به تحلیل واریانس بیشینه میکروحرکت در فصل مشترک سیمان استخوان-قطعه فمورال، نشان داد که فاکتورهای γ ، ϵ ، $\gamma\epsilon$ و ϵt ، تأثیرگذار هستند. شکل ۷-الف، اثرات متقابل فاکتورهای $\gamma\epsilon$ و ϵt را نشان می‌دهد. از نمودار مشخص می‌شود که سطوح پایین ϵ و γ ، به مقدار میکروحرکت کمتری در فصل مشترک سیمان استخوان-قطعه فمورال منجر می‌شوند، که پایداری ایمپلنت را به همراه خواهد داشت. افزایش ضخامت سیمان استخوان از 1mm به 3mm در سطح پایین ϵ ، باعث افزایش جزئی بیشینه میکروحرکت می‌شود؛ اما با افزایش تدریجی ϵ ، این مقدار برای ضخامت سیمان 3 mm، کمتر خواهد شد. مدل رگرسیون پیش‌بینی کننده این هدف، با توجه به اثرات بیان شده، به صورت زیر است:

$$\text{Maximum micromotion at femoral-cement interface} = -9839 + 94.5 * \gamma + 101.4 * \epsilon + 238.5 * t - 0.957 * \gamma * \epsilon - 2.68 * \epsilon * t \quad (\text{Adj } R^2 = 82.2\%)$$

جدول (۴) - نتایج ANOVA مربوط به بیشینه CV

Source	DF	Adjusted Sum of Squares	Adjusted Mean Square	F-value	p-value Prob > F
Model	15	0.359797	0.023986	25.47	< 0.0001
Linear	5	0.277256	0.055451	58.88	< 0.0001
A-Beta	1	0.000281	0.000281	0.30	0.593
B-Gamma	1	0.000186	0.000186	0.20	0.662
C-Delta	1	0.011896	0.011896	12.63	0.003
D-Epsilon	1	0.263802	0.263802	280.10	< 0.0001
E-Cement thickness	1	0.001091	0.001091	1.16	0.298
2-Way Interactions	10	0.082541	0.008254	8.76	< 0.0001
AB-Beta*gamma	1	0.000604	0.000604	0.64	0.435
AC-Beta*Delta	1	0.000001	0.000001	0.00	0.980
AD-Beta*Epsilon	1	0.000218	0.000218	0.23	0.637
AE-Beta*Cement thickness	1	0.000003	0.000003	0.00	0.953
BC-gamma*Delta	1	0.000069	0.000069	0.07	0.790
BD-gamma*Epsilon	1	0.000001	0.000001	0.00	0.969
BE-gamma*Cement thickness	1	0.000213	0.000213	0.23	0.641
CD-Delta*Epsilon	1	0.004642	0.004642	4.93	0.041
CE-Delta*Cement thickness	1	0.041925	0.041925	44.51	< 0.0001
DE-Epsilon*Cement thickness	1	0.034865	0.034865	37.02	< 0.0001
Error	16	0.015069	0.000942		
Total	31	0.374866			

جدول (۵) - نتایج ANOVA کاهش یافته مربوط به بیشینه CV

Source	DF	Adjusted Sum of Squares	Adjusted Mean Square	F-value	p-value Prob > F
Model	6	0.358222	0.059703	89.67	< 0.0001
Linear	3	0.276789	0.092263	138.57	< 0.0001
C-Delta	1	0.011896	0.011896	17.87	< 0.0001
D-Epsilon	1	0.263802	0.263802	396.20	< 0.0001
E-Cement thickness	1	0.001091	0.001091	1.64	0.212
2-Way Interactions	3	0.081431	0.027144	40.77	< 0.0001
CD-Delta*Epsilon	1	0.004642	0.004642	6.97	0.014
CE-Delta*Cement thickness	1	0.041925	0.041925	62.97	< 0.0001
DE-Epsilon*Cement thickness	1	0.034865	0.034865	52.36	< 0.0001
Error	25	0.016646	0.000666		
Total	31	0.374866			

استخوان کمترین مقدار را خواهند داشت. مدل رگرسیون پیش‌بینی کننده این هدف، به صورت زیر است:

$$\text{Mean stress of cement} = +2404 - 5.521 \beta - 23.21 \gamma - 6.52 \varepsilon - 214.12 t + 0.04899 \beta * \gamma + 0.2118 \beta * t + 0.0652 \gamma * \varepsilon + 1.8768 \gamma * t (\text{Adj } R^2 = 99.8\%)$$

نتایج ANOVA مدل مربوط به بیشینه تنش روی بدنه اصلی قطعه فمورال، نشان داد که تنها اثرات اصلی فاکتورهای γ ، β و ε مهم هستند و اثرات متقابل از نظر آماری تأثیرگذار نیستند. شکل (۸)، اثر فاکتورهای مهم را بر بیشینه تنش بدنه اصلی قطعه فمورال نشان می‌دهد. با توجه به شکل، افزایش β و ε به کاهش تنش‌ها منجر خواهد شد؛ به طوری که سطوح بالای این فاکتورها، کمترین تنش را روی بدنه اصلی قطعه فمورال ایجاد می‌کند. این در حالی است که γ ، اثر عکس بر پاسخ دارد و سطح پایین آن، مطلوب است. مدل رگرسیون پیش‌بینی کننده این هدف، به صورت زیر است:

$$\text{Maximum stress of femoral component main body} = +84.3 - 0.903 * \beta + 3.174 * \gamma - 1.902 * \varepsilon + 2.09 t (\text{Adj } R^2 = 82.7\%)$$

نتایج ANOVA مدل مربوط به میانگین تنش‌های روی سیمان استخوان نیز نشان داد که اثرات اصلی خطی فاکتورهای γ ، β ، ε و t و اثرات متقابل $\beta\gamma$ ، βt ، $\gamma\varepsilon$ و γt ، از نظر آماری، مهم هستند. شکل ۷-د، اثرات متقابل فاکتورهای مهم بر میانگین تنش روی سیمان استخوان را نشان می‌دهد. با توجه به شکل، افزایش زوایای مربوط به برش‌های جلویی، یعنی β و γ ، به کاهش تنش‌ها منجر خواهند داشت؛ به طوری که سطوح بالای این فاکتورها، کمترین تنش را روی سیمان استخوان ایجاد می‌کند. اثر متقابل βt ، نشان می‌دهد که افزایش ضخامت سیمان استخوان به 3 mm، باعث کاهش تنش‌ها می‌شود و در این سطح، تغییرات β ، اثر ناچیزی بر پاسخ دارد؛ در حالی که در ضخامت سیمان 1mm، اثر افزایش β ، کاهش مقادیر تنش خواهد بود. اثرات متقابل $\gamma\varepsilon$ و γt نیز نشان می‌دهد، زمانی که این فاکتورها در بیشترین مقادیر خود در بازه مورد مطالعه قرار دارند، تنش‌های روی سیمان

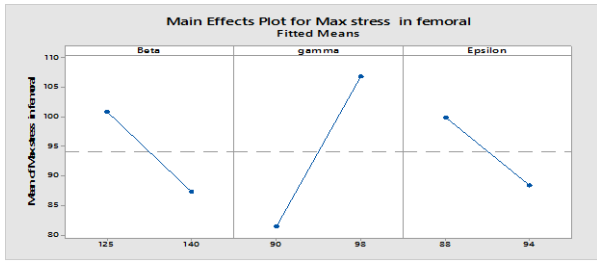
δ به ترتیب ۹۴ و ۱۴۰ درجه پیش‌بینی شده‌اند. بنابراین هنگام استفاده از سیمان، بهتر است سازگاری با هندسه ایمپلنت در نظر گرفته شود؛ البته باید توجه داشت که تنها یک طرح ($\beta=140, \gamma=90, \delta=125, \varepsilon=88$) می‌تواند به‌طور مشترک برای هر دو حالت اتصال استفاده شود. تغییر ضخامت سیمان استخوان نیز یک عامل تأثیرگذار است؛ به‌طوری‌که تغییر γ از ۹۰ به ۹۸ در طرح ۲۲، نشان می‌دهد که کاهش ضخامت سیمان به بهبود عملکرد منجر می‌شود (طرح ۸).

در تحلیل حساسیت وزن‌ها به شکل ۱۱ سناریو، به معیارهایی مانند تنش‌های روی پین و بدنه اصلی قطعه فمورال (با توجه به نتایج به‌دست‌آمده و استحکام تسلیم آلیاژ کرم-کبالت (۴۵۰ مگاپاسکال)، ضریب اطمینان بالایی دارند)، وزن کمتری نسبت داده شد. در مقابل، به شاخص ضریب تغییرات تنش روی استخوان فمور و میکروحرکت پروتز، به‌دلیل نقش آنها در ساخت یا از بین بردن استخوان، وزن‌های بیشتری نسبت داده شد. به سطح تنش روی سیمان استخوان نیز وزن بیشتری داده شد؛ چون شکست مکانیکی سیمان استخوان باعث آزادسازی ذرات ناخواسته‌ای می‌شود، که می‌تواند سبب تشدید سایش در قطعه پلی‌اتیلنی و همچنین بروز اثرات نامطلوب بیولوژیکی شوند. جدول (۷)، حالت‌های مختلف وزن‌دهی را نشان می‌دهد. در این جدول، علامت \uparrow نشان‌دهنده افزایش وزن و علامت \downarrow نشان‌دهنده کاهش وزن است. در یک حالت نهایی، وزن‌های $C4$ و $C5$ برابر با صفر در نظر گرفته شدند و وزن بقیه معیارها، به‌طور مساوی افزایش یافت. نتایج تحلیل حساسیت وزن‌ها برای ۵ طرح برتر و طرح‌های تجاری، در شکل (۹) ارائه شده است. طرح‌های ۱۸ و ۲۲، به ترتیب رتبه‌های ۱ و ۲ را در ۸ وزن‌دهی اول حفظ می‌کنند. رتبه این طرح‌ها، زمانی با هم عوض می‌شود که وزن معیار $C1$ ۵۰٪ افزایش یابد. تنها در حالت نهایی ($w11$)، رتبه طرح‌های ۱۸ و ۸، تغییر می‌کند. به‌طور کلی ۵ طرح اول، رتبه‌های ثابتی را به خود اختصاص داده‌اند و تغییر وزن‌دهی اثری بر رتبه آنها ندارد. رتبه طرح‌های تجاری با تغییر وزن‌دهی، تغییرات بیشتری دارد؛ اگرچه فاصله کلی آنها تا طرح‌های برتر، بسیار زیاد است. مطالعات قبلی نیز برآورده نکردن برخی از معیارها توسط پروتزهای تجاری را نشان داده‌اند. برای مثال تیلر و همکارانش [۲۹] و همچنین گالوای [۳۷] مطالعاتی را درباره میکروحرکت انجام دادند که براساس نتایج آنها، برخی از پروتزهای تجاری فعلی شامل LCS، PFC Sigma و LCS Duofix، نمی‌توانند بیشینه

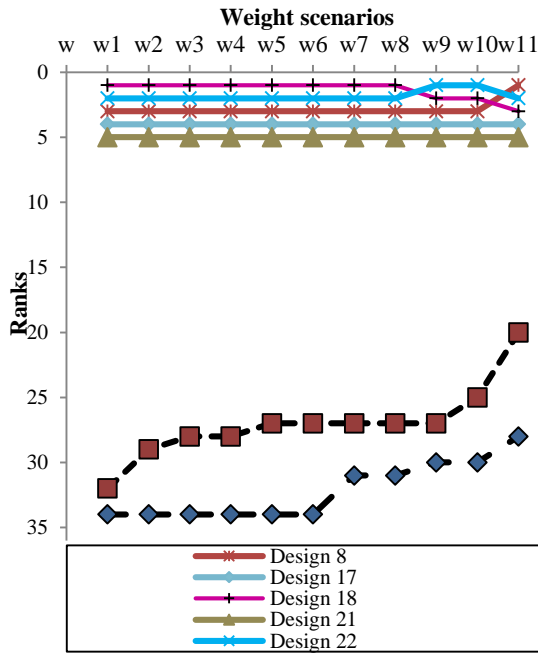
به‌طور کلی بررسی اثر فاکتورهای طراحی نشان داد، که اثرات متقابل زیادی وجود دارند که به پیچیدگی‌هایی در تعیین سطح مطلوب فاکتورها منجر می‌شود؛ برای مثال تعیین سطح مطلوب ضخامت سیمان استخوان برای شاخص CV، به دلیل اثرات متقابل δt و εt ، با سختی‌هایی همراه است. با توجه به اثر متقابل δt ، ضخامت 1mm مطلوب‌تر و با توجه به اثر متقابل εt ، ضخامت 3mm مناسب‌تر است. اگر بهینه‌سازی اهداف مدنظر باشد، این تعارض میان اثر فاکتورها، آن را دشوار کرده و در طرح بهینه، سطح فاکتورها به‌گونه‌ای تعیین می‌شود که در رسیدن به اهداف گوناگون، توازن ایجاد شود. بهینه‌سازی اهداف، به دلیل دوبعدی بودن مدل در مطالعه حاضر، انجام نشد.

۳-۳- نتایج رتبه‌بندی طرح‌ها

نتایج رتبه‌بندی طرح‌ها به روش واسپاس و با در نظر گرفتن وزن‌های مساوی، در جدول (۶) آمده است. معیارهای رتبه‌بندی طرح‌ها، شامل شاخص CV مربوط به تنش‌های روی استخوان فمور، بیشینه میکروحرکت فصل مشترک‌های فمورال-سیمان و فمور-سیمان، بیشینه تنش‌های روی پین و بدنه اصلی قطعه فمورال و همچنین میانگین تنش‌های روی سیمان استخوان، به ترتیب به صورت $C1, C2, C3, C4, C5$ و $C6$ در جدول (۶) نشان داده شده‌اند. برای تمام این معیارها، مقدار کمتر مطلوب دارد است همان‌طور که رتبه‌بندی طرح‌ها در جدول (۶) نشان می‌دهد، پنج طرح برتر به ترتیب عبارت‌اند از: طرح ۱۸، طرح ۲۲، طرح ۸، طرح ۱۷ و طرح ۲۱. تمام این طرح‌ها، به جز طرح ۸، با ضخامت سیمان استخوان 3mm هستند. آنچه در رتبه‌بندی اولیه جالب توجه است، رتبه‌های مربوط به طرح تجاری قطعه فمورال با ضخامت‌های سیمان استخوان 1mm و 3mm است. رتبه این طرح‌ها برای ضخامت 1mm، ۳۴ و برای ضخامت 3mm، ۳۲ است، که نشان می‌دهد به بهبود طراحی نیاز دارند؛ اگرچه در نظر گرفتن معیار CV، به‌تنهایی طرح تجاری با ضخامت سیمان استخوان 3mm را در رتبه اول قرار می‌دهد. مقایسه مطالعه حاضر و مطالعه قبلی [۶]، نشان می‌دهد که هندسه طرح‌های پیشنهادی برای حالت بدون سیمان استخوان متفاوت از حالت همراه با سیمان استخوان است؛ یعنی، سیمان استخوان بر عملکرد پروتز اثر می‌گذارد. در حالت همراه با سیمان، طرح رتبه اول، هندسه‌ای با $\delta=125, \gamma=90, \beta=140$ و $\varepsilon=88$ درجه‌دار؛ در حالی که در رتبه اول طرح‌های بدون سیمان، ε و



شکل (۸) - اثرات اصلی فاکتورهای طراحی بر بیشینه تنش روی بدنه اصلی قطعه فمورال

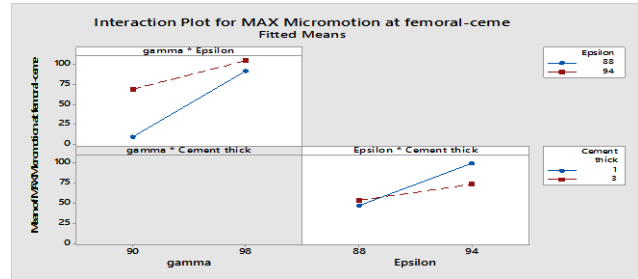


شکل (۹) - پایداری رتبه بندی ۵ طرح برتر و فاصله زیاد با طرح های تجاری، در حالت های وزن دهی مختلف

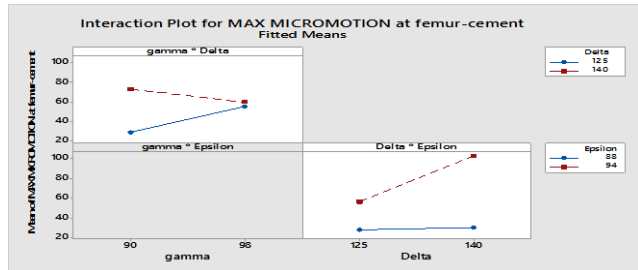
۴- نتیجه گیری

مطالعه حاضر با هدف تعیین اثر فاکتورهای هندسی کانتور داخلی قطعه فمورال و سیمان استخوان بر عملکرد بیومکانیکی آن، با استفاده از طراحی آزمایش ها، تحلیل المان محدود و تحلیل تصمیم گیری چندشاخصه انجام شد. نتایج نشان داد، در بازه مورد بررسی، زاویه بین برش پایینی و پشتی، زاویه بین برش پایینی و جلویی و همچنین ضخامت سیمان استخوان، تأثیرگذارترین فاکتورها هستند. یافته های به دست آمده، نتایج مطالعات قبلی مبنی بر بهینه نبودن شکل فعلی قطعه، را تأیید کرد و مطالعات بیشتر روی هندسه فصل مشترک، علاوه بر زوایا، را پیشنهاد می کند. در ضمن با توجه به این که مطالعه حاضر، تحلیل دوبعدی المان محدود است، ممکن است تعمیم نتایج با محدودیت هایی همراه باشد؛ اگر چه این یافته ها، درک بهتر اثرات فاکتورهای طراحی را فراهم می کند و می تواند مبنایی برای آنالیز سه بعدی در آینده باشد.

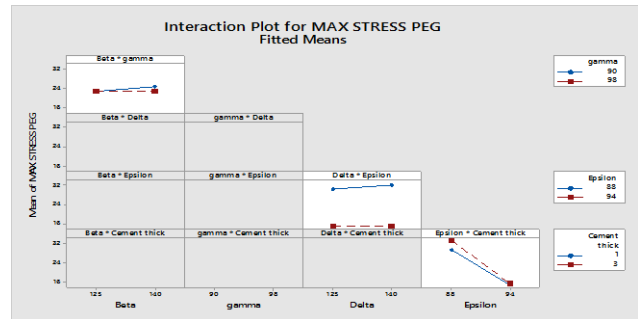
میکروحرکت کمتر از ۱۵۰ میکرون (عدم تشکیل بافت نرم) و میانگین میکروحرکت کمتر از ۵۰ میکرون (استخوان سازی) را ایجاد کند؛ بنابراین بهینه سازی عملکرد طرح های تجاری موجود، هنوز نیازمند تحقیقات گسترده ای است.



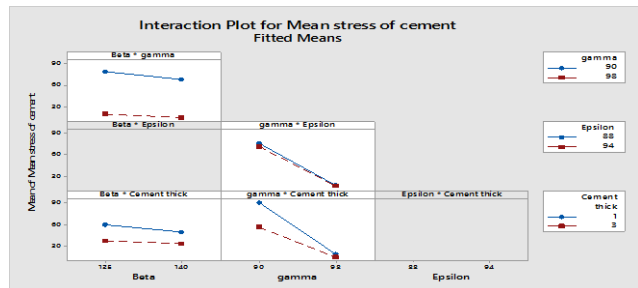
(الف)



(ب)



(ج)



(د)

شکل (۷) - اثرات متقابل فاکتورهای طراحی بر (الف) بیشینه میکروحرکت در فصل مشترک فمورال - سیمان، (ب) بیشینه میکروحرکت فمور - سیمان استخوان، (ج) بیشینه تنش روی بین ها، و (د) میانگین تنش روی سیمان استخوان

جدول (۶) - ماتریس تصمیم‌گیری و رتبه‌بندی طرح‌ها براساس روش واسپاس

کد طرح مفهومی	C1	C2	C3	C4	C5	C6	X-SUM	X-MULT	Q	Ranking
Design 1	0.389372	9.48	28.07	28.38	87.2	100.932	0.53	0.41	0.47	12
Design 2	0.385924	8.92	33.3	28.44	73.71	85.1921	0.56	0.43	0.49	8
Design 3	0.390437	109.7	41.11	28.57	140.1	22.3396	0.36	0.30	0.33	29
Design 4	0.390976	107.8	41.35	28.73	103.3	16.9006	0.41	0.33	0.37	24
Design 5	0.298166	9.24	33.04	30.41	89.83	101.273	0.55	0.41	0.48	9
Design 6	0.261059	9.45	38.52	30.67	73.73	85.5773	0.59	0.43	0.51	7
Design 7	0.30782	111.1	42.4	30.35	110.8	22.4754	0.41	0.32	0.36	25
Design 8	0.308112	10.83	40.92	30.33	104.7	16.9855	0.55	0.51	0.53	3
Design 9	0.524477	84.15	15.87	14.27	80.42	96.1091	0.51	0.34	0.42	18
Design 10	0.521298	85.29	16.54	18.52	67.17	80.1044	0.50	0.34	0.42	19
Design 11	0.521705	119.7	96.7	13.41	101.4	22.171	0.43	0.30	0.36	26
Design 12	0.51379	119.8	42.72	13.51	95.94	16.7533	0.48	0.36	0.42	14
Design 13	0.387602	77.03	99.9	14.06	79.79	95.7752	0.45	0.27	0.36	28
Design 14	0.386334	92.09	142.5	18.41	67.78	80.4483	0.43	0.25	0.34	33
Design 15	0.395715	109.6	88.73	13.29	102	21.5083	0.46	0.32	0.39	21
Design 16	0.405546	106.4	84.96	13.01	95.38	16.1063	0.49	0.34	0.42	15
Design 17	0.311809	9.628	15.31	32.47	94.46	60.2446	0.60	0.49	0.54	4
Design 18	0.298236	8.493	16.87	33.2	81.7	55.2543	0.63	0.52	0.57	1
Design 19	0.298913	98.42	22.64	31.91	140.2	17.7947	0.44	0.36	0.40	17
Design 20	0.299449	96.08	22.6	32.16	103.4	13.5659	0.48	0.40	0.44	11
Design 21	0.302016	9.59	17.9	34.07	96.98	60.1214	0.58	0.48	0.53	5
Design 22	0.250342	9.034	20.15	35.01	82.52	55.397	0.62	0.51	0.57	2
Design 23	0.260564	98.74	22.79	33.55	110.7	17.3819	0.48	0.38	0.43	13
Design 24	0.275841	96.55	22.79	33.55	104.6	13.9772	0.49	0.40	0.44	10
Design 25	0.481064	46.99	95.15	13.91	88.03	57.4716	0.44	0.31	0.37	27
Design 26	0.475416	51.14	10.46	16.49	75.63	52.3901	0.58	0.44	0.51	6
Design 27	0.502176	95.81	93.02	15.9	102.2	16.1628	0.43	0.32	0.37	23
Design 28	0.485211	94.06	80.83	15.23	96.4	13.0383	0.46	0.35	0.41	16
Design 29	0.585529	52.78	111.2	14.32	88.46	57.604	0.41	0.28	0.35	30
Design 30	0.584514	57.3	121.2	16.66	76.12	52.5542	0.41	0.28	0.34	31
Design 31	0.571804	95.54	80.01	15.33	102.4	16.1266	0.43	0.32	0.37	22
Design 32	0.592309	93.63	94.05	16.07	96.24	13.048	0.44	0.32	0.38	20
Commercial 1mm	0.30398427	178.5	357.3	30.46	104.4	23.34681	0.46	0.25	0.35	34
Commercial 3mm	0.24366085	142.2	352.8	33.94	104.8	18.16785	0.52	0.27	0.40	32

جدول (7) - ۱۱ سناریو برای اهمیت معیارها در تحلیل حساسیت

سناریو	Criteria					
	C1	C2	C3	C4	C5	C6
w1	0.167	0.167	0.167	0.167	0.167	0.167
w2	0.18۴ 10% ↑	0.175 5% ↑	0.175 5% ↑	0.14۲ 15% ↓	0.14۲ 15% ↓	0.18۴ 10% ↑
w3	0.200 20% ↑	0.175 5% ↑	0.175 5% ↑	0.13۴ 20% ↓	0.13۴ 20% ↓	0.18۴ 10% ↑
w4	0.217 30% ↑	0.175 5% ↑	0.175 5% ↑	0.125 25% ↓	0.125 25% ↓	0.18۴ 10% ↑
w5	0.217 30% ↑	0.18۴ 10% ↑	0.18۴ 10% ↑	0.11۷ 30% ↓	0.11۷ 30% ↓	0.18۴ 10% ↑
w6	0.217 30% ↑	0.192 15% ↑	0.192 15% ↑	0.10۹ 35% ↓	0.10۹ 35% ↓	0.18۴ 10% ↑
w7	0.217 30% ↑	0.192 15% ↑	0.192 15% ↑	0.096 37.5% ↓	0.096 37.5% ↓	0.192 15% ↑
w8	0.217 30% ↑	0.192 15% ↑	0.192 15% ↑	0.09۲ 40% ↓	0.09۲ 40% ↓	0.200 20% ↑
w9	0.25۱ 50% ↑	0.192 15% ↑	0.192 15% ↑	0.08۴ 50% ↓	0.08۴ 50% ↓	0.200 20% ↑
w10	0.25۱ 50% ↑	0.192 15% ↑	0.192 15% ↑	0.075 55% ↓	0.075 55% ↓	0.217 30% ↑
w11	0.288 ↑	0.2۳۰ ↑	0.2۳۰ ↑	0 100% ↓	0 100% ↓	0.25۵ ↑

۵-مراجع

- [14] Ramaniraka, N., L. Rakotomanana, and P.-F. Leyvraz, The fixation of the cemented femoral component. *Bone & Joint Journal*, 2000. **82**(2): p. 297-303.
- [15] Montgomery, D.C., Design and analysis of experiments. 2008: John Wiley & Sons.
- [16] Bahraminasab, M., et al., Material tailoring of the femoral component in a total knee replacement to reduce the problem of aseptic loosening. *Materials & Design*, 2013. **52**(0): p. 441-451.
- [17] Bahraminasab, M., et al., Finite element analysis of the effect of shape memory alloy on the stress distribution and contact pressure in total knee replacement. *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, 2011. **25**(3): p. 95-100.
- [18] Halloran, J.P., A.J. Petrella, and P.J. Rullkoetter, Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics. *Journal of Biomechanics*, 2005. **38**(2): p. 323-331.
- [19] Godest, A.C., et al., Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 2002. **35**(2): p. 267-275.
- [20] Norman, T.L., et al., Bone creep and short and long term subsidence after cemented stem total hip arthroplasty (THA). *Journal of biomechanics*, 2013. **46**(5): p. 949-955.
- [21] Janssen, D., K.A. Mann, and N. Verdonschot, Micro-mechanical modeling of the cement-bone interface: the effect of friction, morphology and material properties on the micromechanical response. *Journal of biomechanics*, 2008. **41**(15): p. 3158-3163.
- [22] Harrigan, T.P. and W.H. Harris, A three-dimensional non-linear finite element study of the effect of cement-prosthesis debonding in cemented femoral total hip components. *Journal of Biomechanics*, 1991. **24**(11): p. 1047-1058.
- [23] Zavadskas, E., et al., Optimization of weighted aggregated sum product assessment. *Elektronika ir elektrotechnika*, 2012. **122**(6): p. 3-6.
- [24] Dejus, T. and J. Antucheviciene, Assessment of health and safety solutions at a construction site. *Journal of Civil Engineering and Management*, 2013. **19**: p. 728-737.
- [25] Chakraborty, S. and E.K. Zavadskas, Applications of WASPAS method in manufacturing decision making. *Informatica*, 2014. **47**(1): p. 1-20.
- [26] Ghorshi Nezhad, M.R., et al., Planning the priority of high tech industries based on SWARA-WASPAS methodology: The case of the nanotechnology industry in Iran. *Economic Research-Ekonomika Istrazivanja*, 2015. **28**(1): p. 1111-1137.
- [27] Turskis, Z., et al., A Hybrid Model Based on Fuzzy AHP and Fuzzy WASPAS for Construction Site Selection. *International Journal of Computers Communications & Control*, 2015. **10**(6): p. 113-128.
- [28] Zavadskas, E.K., Z. Turskis, and J. Antucheviciene, Selecting a Contractor by Using a
- [1] Seki, T., et al., Is bone density in the distal femur affected by use of cement and by femoral component design in total knee arthroplasty? *Journal of Orthopaedic Science*, 1999. **4**(3): p. 180-186.
- [2] Saari, T., et al., Posterior stabilized component increased femoral bone loss after total knee replacement. 5-year follow-up of 47 knees using dual energy X-ray absorptiometry. *The Knee*, 2006. **13**(6): p. 435-439.
- [3] Completo, A., et al., Relationship of design features of stemmed tibial knee prosthesis with stress shielding and end-of-stem pain. *Materials & Design*, 2009. **30**(4): p. 1391-1397.
- [4] Bergschmidt, P., et al., The All-Ceramic Knee Endoprosthesis-The Gap Between Expectation and Experience with Ceramic Implants. *Seminars in Arthroplasty*, 2012. **23**: p. 267-262
- [5] Bahraminasab, M., et al., On the influence of shape and material used for the femoral component pegs in knee prostheses for reducing the problem of aseptic loosening. *Materials & Design*, 2014. **55**: p. 416-428.
- [6] Jahan, A. and M. Bahraminasab, Multicriteria Decision Analysis in Improving Quality of Design in Femoral Component of Knee Prostheses: Influence of Interface Geometry and Material. *Advances in Materials Science and Engineering*, 2015.
- [7] Zietz, C., et al., Comparison of cross-sections of different femoral components for revision total knee replacement. *Journal of Orthopaedic Surgery*, 2012. **20**(1).
- [8] Wang, C.J., et al., Design and simulation of a femoral component peg in total knee replacement. *Key Engineering Materials*, 2011. **450**: p. 1114-1114
- [9] Gamero, V., et al., INFLUENCE OF THE GEOMETRY OF THE ATTACHING PEGS OF THE FEMORAL COMPONENT OF A KNEE PROSTHESIS. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 2016. **28**(03): p. 1650017.
- [10] Van Lenthe, G.H., et al., Stemmed femoral knee prostheses: effects of prosthetic design and fixation on bone loss. *Acta Orthopaedica*, 2002. **73**(6): p. 630-637.
- [11] Van Loon, C.J.M., et al., Distal femoral bone mineral density after total knee arthroplasty: A comparison with general bone mineral density. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 2001. **121**(5): p. 282-285.
- [12] Jahan, A., K.L. Edwards, and M. Bahraminasab, Multi-criteria Decision Analysis for Supporting the Selection of Engineering Materials in Product Design. 2016, Boston: Butterworth-Heinemann.
- [13] Liau, J., et al., Effect of Fuji pressure sensitive film on actual contact characteristics of artificial tibiofemoral joint. *Clinical Biomechanics*, 2002. **17**(9-10): p. 698-704.

- [33] Bougherara, H., et al., The biomechanics of a validated finite element model of stress shielding in a novel hybrid total knee replacement. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 2010. **224**(10): p. 1209-1219.
- [34] Shi, J.F., et al., A dynamic model of simulating stress distribution in the distal femur after total knee replacement. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine : (8)221 .2007 ,p. 903-912.
- [35] Petersen, M.M., et al., Changes in bone mineral density of the distal femur following uncemented total knee arthroplasty. Journal of Arthroplasty, 1995. **10**(1): p. 7-12.
- [36] Wang, L. and H. Long, Investigation of material deformation in multi-pass conventional metal spinning. Materials & Design, 2011. **32**(5): p. 2891-2899.
- [37] Galloway, F., Large scale, population-based finite element analysis of cementless tibial tray fixation. 2012, University of Southampton.
- Novel Method for Multiple Attribute Analysis: Weighted Aggregated Sum Product Assessment with Grey Values (WASPAS-G). Studies in Informatics and Control, 2015. **24**(2): p. 141-150.
- [29] Taylor, M., D.S. Barrett, and D. Deffenbaugh, Influence of loading and activity on the primary stability of cementless tibial trays. Journal of Orthopaedic Research, 2012. **30**(9): p. 1362-1368.
- [30] Jahan, A., et al., A framework for weighting of criteria in ranking stage of material selection process. The International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 2012. **58**(1): p. 411-420.
- [31] Alemi-Ardakani, M., et al., On the effect of subjective, objective and combinative weighting in multiple criteria decision making: A case study on impact optimization of composites. Expert Systems with Applications, 2016. **46**: p. 426-438.
- [32] Petersen, M.M., et al., Decreased bone density of the distal femur after uncemented knee arthroplasty. A 1-year follow-up of 29 knees. Acta Orthopaedica Scandinavica, 1996. **67** : (4)p. 339-344.