

ULUSLARARASI 3B YAZICI TEKNOLOJİLERİ
VE DİJİTAL ENDÜSTRİ DERGİSİ

INTERNATIONAL JOURNAL OF 3D PRINTING
TECHNOLOGIES AND DIGITAL INDUSTRY

ISSN:2602-3350 (Online)

URL: <https://dergipark.org.tr/ij3dptdi>

TİBİAL KOMPONENT ÜRÜNLERİNİN FEM VE TAGUCHİ METODU TABANLI OPTİMİZASYONU

FEM AND TAGUCHI METHOD BASED OPTIMIZATION OF TIBIAL COMPONENT PRODUCTS

Yazarlar (Authors): Burak Öztürk^{ID*}, Fehmi Erzincanlı^{ID}



Bu makaleye şu şekilde atıfta bulunabilirsiniz (To cite to this article): Öztürk B., Erzincanlı F., "Tibial Komponent Ürünlerinin FEM ve Taguchi Metodu Tabanlı Optimizasyonu" *Int. J. of 3D Printing Tech. Dig. Ind.*, 5(2): 302-312, (2021).

DOI: 10.46519/ij3dptdi.957419

Araştırma Makale/ Research Article

Erişim Linki: (To link to this article): <https://dergipark.org.tr/en/pub/ij3dptdi/archive>

Tibial Komponent Ürünlerinin FEM ve Taguchi Metodu Tabanlı Optimizasyonu

Burak Öztürk^a , Fehmi Erzincanlı^b 

^aMetalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, Mühendislik Fakültesi, Bilecik Ş. E. Üniversitesi, Bilecik, Türkiye

^bMakina Mühendisliği Bölümü, Mühendislik Fakültesi, Düzce Üniversitesi, Düzce, Türkiye

* Sorumlu Yazar: burak.ozturk@bilecik.edu.tr

(Geliş/Received: 25.06.2021; Düzeltme/Revised: 10.08.2021; Kabul/Accepted: 28.08.2021)

ÖZ

Çeşitli sağlık problemleri sebebiyle kırık dokunun zarar görmesi sonucunda, insan vücudu ile uyumlu biyo-malzemelerden diz protezlerinin üretimi yapılmaktadır. Bu çalışmada, Tibial Komponent model geometrisi, tasarım yüzeylerinde gerilme değişimleri dikkate alınarak geliştirilmek istenmiştir. Bu nedenle, ilk olarak literatürde yapılan araştırmalar ve endüstride üretimi yapılan güncel ürünler incelenmiştir. Vidalı birleştirme ile montajı yapılan temel bir tasarım tipi analiz geometrisi olarak seçilmiştir. Bir tibial komponent CAD tasarımı için; model geometrisini oluşturan toplam 14 adet tasarım parametresi olduğu belirlenmiştir. Taguchi Metodu kullanılarak S/N oranları değişimlerini incelemek için, her bir tasarım parametresi dikkate alınarak farklı modeller L₁₆ deney tasarımına göre modellenmiştir. Böylece tasarımı oluşturan 14 parametre ve seviyesinin analiz sonuçlarına etkisi incelenebilmiştir. Maksimum deformasyon, gerilme miktarı ve hacim değişimleri tüm geometri için tespit edilmiştir. Bununla birlikte tepsi üst yüzeyi en fazla kuvvete maruz kalacağı için bu yüzey alanında oluşan gerilme değişimleri de incelenmiştir. Ayrıca her bir tasarım parametresinin seviyelerinin % etkileri Varyans Analizi uygulanarak belirlenmiştir. 3974 mm³ hacim miktarına sahip bir geometri ile 6,2 emniyet katsayısına sahip bir tasarım geometrisi geliştirilmiştir. Bu sonuçlara göre, minimum ağırlık ve maksimum emniyet katsayısı dikkate alınarak her bir tasarım parametresinin seviyeleri seçilmiş sonuç olarak çalışmada optimizasyon sağlanmıştır.

Anahtar Kelimeler: Tibial Komponent, Tasarımda Optimizasyon, Sonlu Elemanlar Yöntemi, Taguchi Metodu

FEM and Taguchi Method Based Optimization of Tibial Component Products

ABSTRACT

As a result of damage to the cartilage tissue due to various health problems, knee prostheses are produced from bio-materials compatible with the human body. In this research, the Tibial Component model geometry was developed by taking into account the stress changes on the design surfaces. For this reason, firstly, the researches in the literature and the current products produced in the industry were examined. A basic design type assembled by screw coupling was chosen as the analysis geometry. For a tibial component CAD design; It has been determined that there are a total of 14 design parameters that make up the model geometry. In order to examine the changes in S/N ratios using the Taguchi Method, different models were modeled according to the L₁₆ experimental design, taking into account each design parameter. Thus, the effect of 14 parameters and levels that make up the design on the analysis results could be examined. Maximum deformation, stress amount and volume changes were determined for the whole geometry. In addition, since the upper surface of the tray will be exposed to the most force, the stress changes in this surface area have also been examined. In addition, the % effects of the levels of each design parameter were determined by applying the Analysis of Variance. A geometry with a volume of 3974 mm³ and a design geometry with a factor of safety of 6.2 have been

developed. According to these results, the levels of each design parameter were selected by considering the minimum weight and the maximum safety factor, and as a result, the design was optimized.

Keywords: Tibial Component, Optimization in Design, Finite Element Method, Taguchi Method

1. GİRİŞ

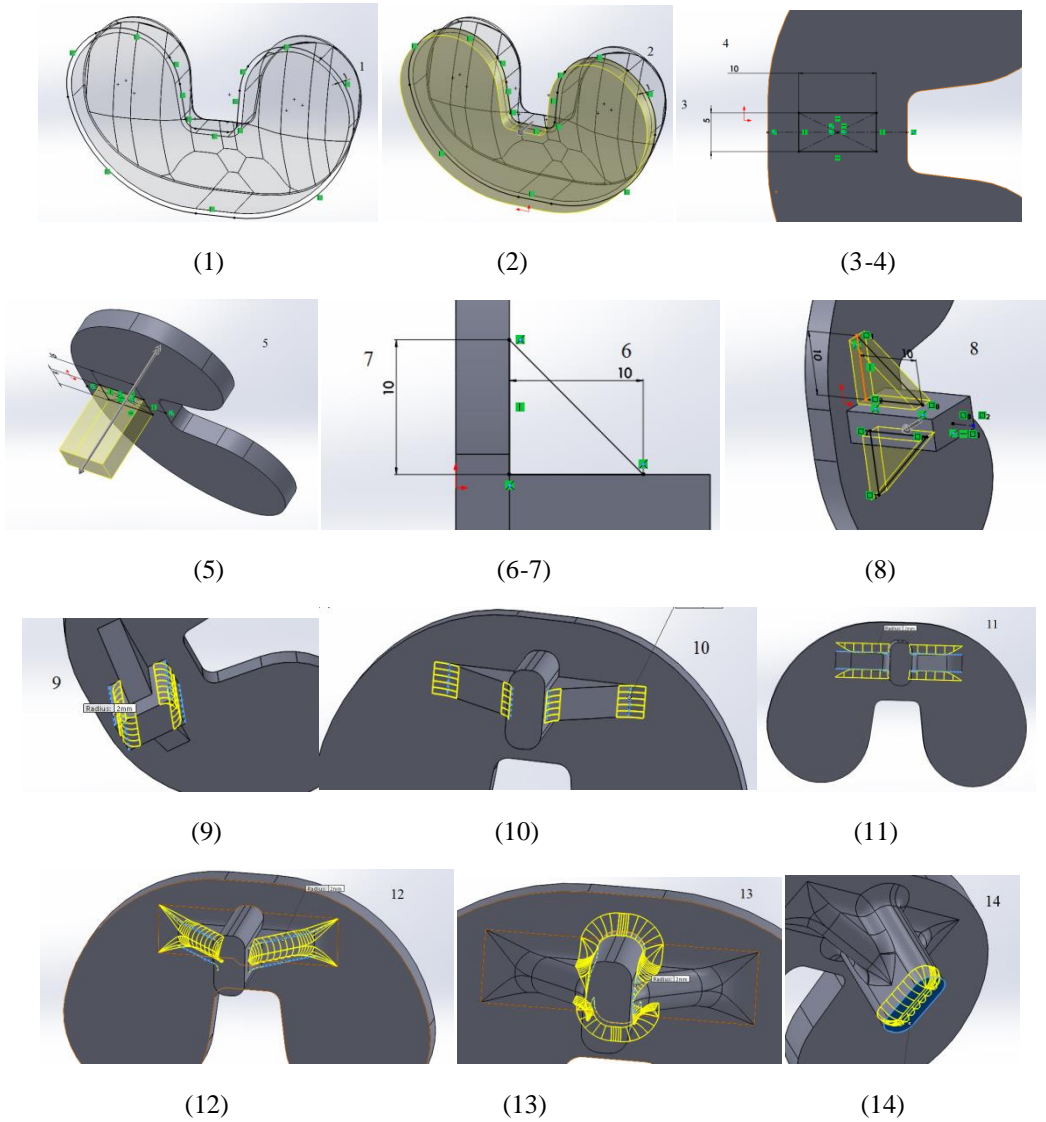
Çeşitli sağlık problemleri oluşması sonucunda çeşitli biyo-malzemelerden faydalanarak diz protezi üretimi yapılmaktadır. Bu protezin montaj tasarımı; kaval kemiği bağlantı elemanı (Tibial Komponent), uyluk kemiği bağlantı elemanı (Femoral Komponent) ve her iki elemanın arasında yer alan UHMWPE (Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen) meydana gelmektedir. Bu uzuvlar zamana bağlı olarak değişen hasta kilosu artışı, malzeme mikro yapısındaki yetersizlik, yorulma ve aşınma gibi nedenler sonucunda kırılmaktadır. Ortalama bir diz protez ömrü on beş yıl olmasında rağmen, bu sebeplerden dolayı daha erken zamanda kullanılamaz hale gelmektedir. Diz protezlerinin artroplastisi uygulamalarında ortaya çıkabilen bazı problemleri hasta durum raporlarında bildirilmiştir [1-7]. Tibial Komponent kırılması, total diz artroplastisinde görülen nadir bir komplikasyondur. Aşırı polietilenin aşınması, kemik erimesi, içyapıdaki metalürjik zayıflık ve tepsinin bazı tasarım özellikleri bu olaydaki başarısızlığa, olası katkıda bulunan faktörler olarak tanımlanmıştır [1]. Yorulma kırığı ile hastanın kilosu ve aktivitesi arasında bir ilişki olabileceği düşünülmektedir. Tasarımda yer alan keskin köşe ve ince metal (4 mm), sürekli artan yüklere maruz kalmış ve bu da yüksek stres konsantrasyonu bölgelerine neden olmuştur. Artroplastiden 9 yıl sonra kırılan protez yenileme operasyonu bu hastaya uygulanmıştır [2]. Ameliyattan 32, 52 ve 73 ay sonra total diz replasmanında, femoral komponentin stres kırığı olan 3 vaka araştırılmıştır. Başarısızlığın en muhtemel nedeni, bu tasarım alanında, metalin inceliğinden kaynaklandığı rapor edilmiştir [3].

Literatür incelendiğinde, kullanım ömrü on beş yıl olmasına rağmen, daha erken dönemlerde total diz protezlerinde, farklı tip kırılmalar meydana gelmiştir [4-7]. Genel olarak literatür araştırmaları sonuçları incelendiğinde, tasarım geometrisindeki hataların ve zamana bağlı olarak kilo artışlarının, bu kırılmalara neden olduğu gözlemlenmiştir. Tasarım geometrisinde ise kavisler ve gerilme bölgelerindeki düşük cidar kalınlıkları temel tasarımsal sorunları oluşturmaktadır. Literatürde farklı analiz ve simülasyon çalışmaları sonucunda tasarım geometrileri şekillendirilmekte ve mühendislik hesaplamaları pratik bir şekilde yapılabilmektedir [8-11]. Statiksel yöntemler kullanılarak birçok mühendislik problemi çözülebilmektedir [12-13]. Araştırmacılar boru bağlantı elemanlarındaki endüstriyel tasarımsal problemlerini önlemek için, gerilme bölgelerinde, kuşaklı bir tasarım geometrisi önermişlerdir.[14] Bu tasarım geometrisini oluşturan farklı parametre ve seviyeleri için; hacim, emniyet katsayısı ve maksimum gerilme değişimleri, Taguchi Metodu ve Sonlu Elemanlar Yöntemi kullanılarak araştırılmıştır. Böylece minimum hacim miktarına ulaşarak, maksimum emniyet katsayısı elde edilmiştir [15]. Bu çalışmada elde edilen olumlu sonuçlar dikkate alınarak total diz protezi polietilen insert malzemesinde de minimum hacim miktarı için maksimum emniyet katsayısı bu makalede araştırılmıştır. Gerilme miktarı fazla olan bölgelerden kesit alınarak, gerilme dağılım haritaları oluşturulmuştur. Bir Tibial Komponent tasarımı yapabilmek için, gerekli olan tasarım parametreleri ve seviyeleri belirlenmiştir.

2. MALZEME VE YÖNTEMLER

Literatürde araştırmalar yürütülen ve endüstride seri üretimi yapılan diz protezi geometrileri incelenmiştir. Bu inceleme sonuçları bir tibal komponent tasarımı geometrisini oluşturan, toplam 14 adet temel tasarım parametresi olduğunu ortaya çıkarmıştır (Şekil 1). Taguchi Metodu kullanılarak, her bir tasarım parametresinin minimum ve maksimum değerleri olmak üzere iki farklı seviyeleri için, S/N oranları belirlenmek üzere, L₁₆ deney tasarımına göre, Solid Works Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD) programında modellenmiştir (Çizelge 1). Hacim, Emniyet Katsayısı ve Maksimum Gerilme Miktarı değişimleri için, kontrol faktörlerinin her kombinasyonu, Taguchi deney tasarımında, Sonlu Elemanlar Yöntemi ile ölçülmüştür. Kontrol faktörlerinin optimizasyonunda, S/N oranları kullanılmıştır. Hacim miktarının ve Maksimum Gerilme Miktarının düşük olması, aynı zamanda Emniyet Katsayısı değerinin yüksek olması; ürün kalitesi, maliyeti ve ömrü açısından

büyük bir öneme sahiptir. S/N oranlarının hesaplanmasında; karakteristik tipine bağlı nominal en iyidir, en büyük en iyidir, en küçük en iyidir metotları kullanılmaktadır (Eşitlik 1-3).



Şekil 1. Tibial Komponent için tasarım parametreleri

Çizelge 1. Tibial Komponent için tasarım parametreleri seviyeleri

P ₁	P ₂	P ₃	P ₄	P ₅	P ₆	P ₇	P ₈	P ₉	P ₁₀	P ₁₁	P ₁₂	P ₁₃	P ₁₄
1	2	4	8	15	6	6	2,5	1	4	1	1	1	1
2	4	8	12	30	12	12	5	2	8	2	2	2	2

Nominal en iyidir:

$$\frac{S}{N} = 10 \log \left(\frac{\bar{y}}{S_y^2} \right) \quad (1)$$

En büyük en iyidir :

$$\frac{S}{N} = -10 \log \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{1}{y_i^2} \quad (2)$$

En düşük en iyidir:

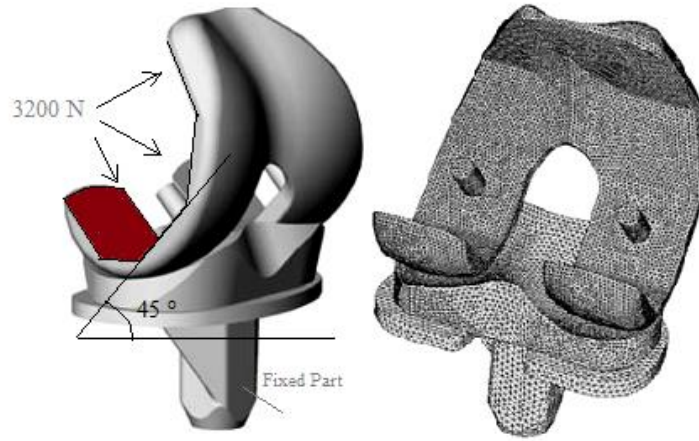
$$\frac{S}{N} = -10 \log \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{1}{y_i^2} \quad (3)$$

Polietilen insert malzemesinin mekanik özellikleri, literatürdeki araştırmaları dikkate alınarak, Ansys programı malzeme kütüphanesine tanımlanmıştır (Çizelge 2.). Mühendislik gerilmeleri için yapılan statik analizde, bu malzemenin mekanik özellikleri dikkate alınmıştır [16].

Çizelge 2. Analizde kullanılan Polietilen Insert (UHMWPE) mekanik özellikleri

Akma Dayanımı	Kopma Dayanımı (Mpa)	Özkütle (g/cm ³)	% Uzama
22.6	54.9	0.936	516

Literatürde yapılan araştırmalarda dinamik yüklemeler sonucunda 3000–3200 N Fz kuvveti olduğu rapor edilmektedir [17], [18]. Bu kuvvetler, maksimum gerilme miktarının en fazla olduğu 45° açıda uygulanmıştır. Bu çalışmaların sonuçları dikkate alınarak analiz yük ve sabitleme bilgileri montaj tasarımına uygulanmıştır. Şekil 2’de yer aldığı üzere; 45° açıdaki montaj şeklinde femoral komponent iç yüzeyine 3200 N olacak şekilde tibial komponent sabitlenerek analiz işlemi yapılmıştır.



Şekil 2. Ansys mühendislik gerilmeleri analizi montaj tasarımı [18].

Farklı tasarım geometrilerinin maksimum gerilme miktarı, hacim değişimi ve emniyet katsayısı değeri analizi için, literatürde yer alan maksimum kuvvetler belirlenerek Ansys programında uygulanmıştır. Maksimum deformasyon, maksimum gerilme miktarı, hacim değişimleri ve tüm geometri için tespit edilmiştir. Bununla birlikte tepsi üst yüzeyi en fazla kuvvete maruz kalacağı için, bu yüzey alanı gerilme değişimleri ayrıca incelenmiştir. Her bir tasarım parametresinin seviyelerinin S/N oranları, % etkileri, Taguchi ve Varyans Analizi yardımıyla belirlenmiştir. Bu sonuçlara göre minimum ağırlık ve maksimum emniyet katsayısı için, her bir tasarım parametresinin seviyeleri seçilerek tasarımda optimizasyon sağlanmıştır. Bununla birlikte tasarımın farklı kesitlerinde gerilme değişim grafikleri elde edilmiştir.

3. DENEYSEL BULGULAR

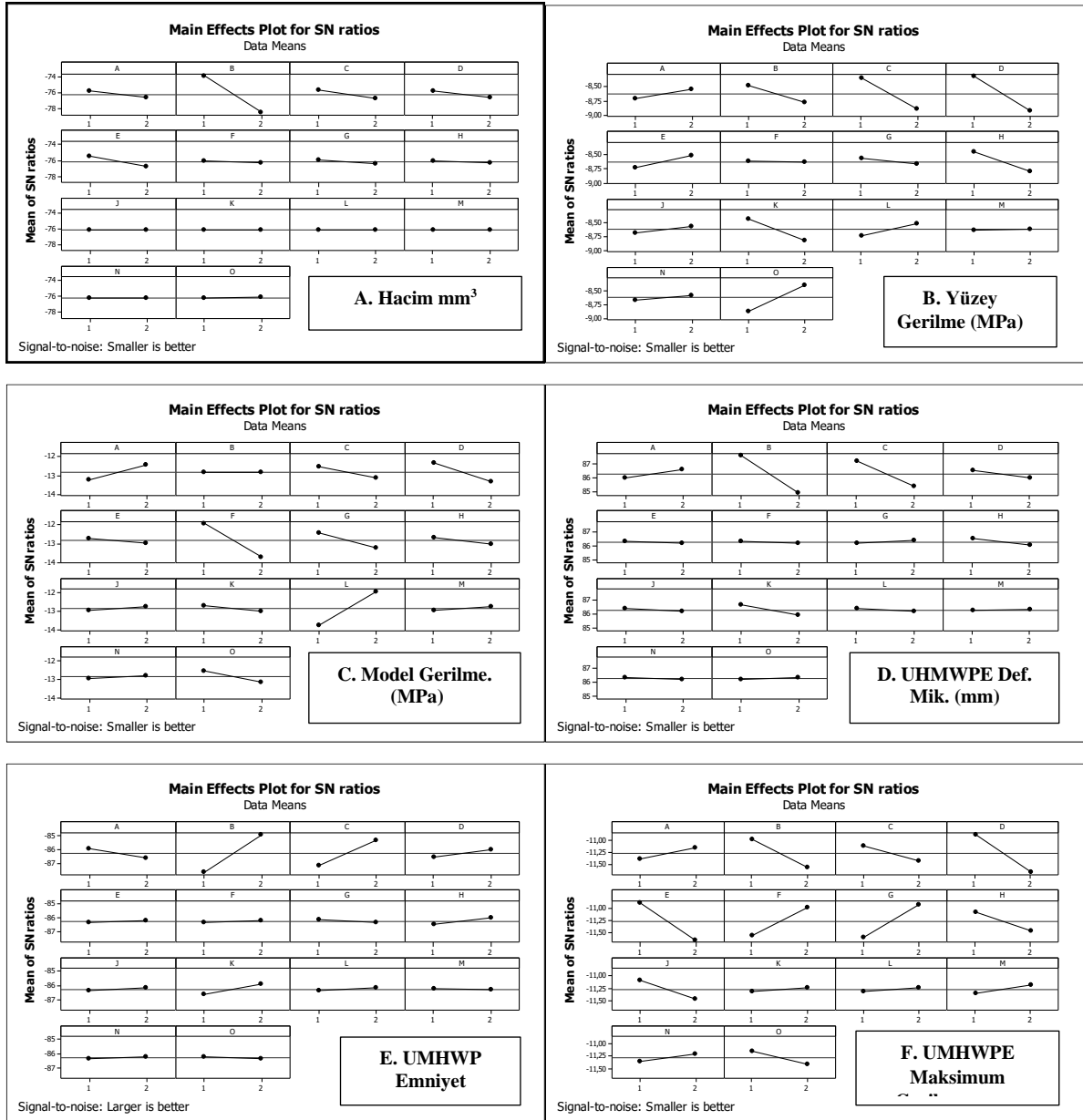
Modellenen 16 adet farklı tasarım geometrisinin; maksimum gerilme miktarı, hacim değişimi ve Polietilen İnsört (UHMWPE (Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen)) emniyet katsayısı değeri analizi için, literatürde yer alan maksimum kuvvetler belirlenerek Ansys Programında uygulanmıştır (Çizelge 3). Bu analiz sonuçlarına göre; polietilen İnsert maksimum gerilme miktarı ve emniyet katsayısı değeri belirlenirken; tibial komponent için maksimum deformasyon, maksimum gerilme miktarı ve hacim değişimleri tüm geometri için tespit edilmiştir. Tepsi üst yüzeyi en fazla kuvvete maruz kalacağı için, bu yüzey alanı gerilme değişimleri ayrıca incelenmiştir. Her bir tasarım parametresinin seviyelerinin S/N oranları ve % etkileri Taguchi Analizi uygulanarak belirlenmiştir (Şekil 3.). Varyans analizi ile tasarım parametrelerinin mukavemet değerlerine etkileri statiksel olarak incelenmiştir. Her bir tasarım parametresinin F şiddeti hesaplanmıştır. Bu F değerlerinin her bir analizinin sonuçlarına % etkisi hesaplanmış Çizelge 4’de verilmiştir.

Çizelge 3. Taguchi L16 deney tasarımı ve analiz sonuçlar

Deney No	A	B	C	D	E	F	G	H	J	K	L	M	N	O	Hacim (mm ³)	Yüzey Max Ger. (MPa)	Model Max. Ger. (MPa)	UMHWPE. Def. Miktarı	UMHWPE. Em Ka.	UMHWPE Max. Ger. (MPa)
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	3754	2,55	4,04	3,49E-05	6,82	3,31
2	1	1	1	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	3813	2,5	3,18	4,10E-05	6,19	3,64
3	1	1	1	2	2	2	2	1	1	1	1	2	2	2	4998	2,53	5,72	3,66E-05	6,42	3,51
4	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	1	1	1	5280	2,82	5,36	4,46E-05	6,15	3,67
5	1	2	2	1	1	2	2	1	1	2	2	1	1	2	7777	2,75	4,69	6,27E-05	6,78	3,33
6	1	2	2	1	1	2	2	2	2	1	1	2	2	1	8043	2,88	5,67	6,21E-05	6,78	3,33
7	1	2	2	2	2	1	1	1	1	2	2	2	2	1	9387	2,96	3,97	6,98E-05	5,48	4,12
8	1	2	2	2	2	1	1	2	2	1	1	1	1	2	9326	2,86	4,85	6,52E-05	4,47	5,05
9	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	2	1	5621	2,51	3,11	4,14E-05	6,37	3,54
10	2	1	2	1	2	1	2	2	1	2	1	2	1	2	5821	2,69	4,96	4,42E-05	6,37	3,54
11	2	1	2	2	1	2	1	1	2	1	2	2	1	2	5157	2,61	4,47	4,38E-05	6,3	3,58
12	2	1	2	2	1	2	1	2	1	2	1	1	2	1	5438	3,07	5,15	4,98E-05	6,3	3,58
13	2	2	1	1	2	2	1	1	2	2	1	1	2	2	8214	2,44	4,93	4,98E-05	6,11	3,69
14	2	2	1	1	2	2	1	2	1	1	2	2	1	1	8434	2,56	3,41	4,83E-05	6,11	3,69
15	2	2	1	2	1	1	2	1	2	2	1	2	1	1	8011	2,89	3,97	5,01E-05	6,17	3,65
16	2	2	1	2	1	1	2	2	1	1	2	1	2	2	8233	2,68	3,94	4,86E-05	6,17	3,65

Çizelge 4. Deney tasarımı parametreleri ve seviyelerinin Anova Varyans analizi F etki şiddeti sonuçları

Hacim mm ³ (F)	%F Etki Faktörü	Yüzey Maksimum Gerilme (MPa) (F)	% F Etki Faktörü	Model Maksimum Gerilme (MPa) (F)	% F Etki Faktörü	UMHWPE Emniyet Katsayısı (F)	% F Etki Faktörü	UMHWPE Maksimum Gerilme (MPa) (F)	% F Etki Faktörü
498.69	0,75	1700	1,86	20,05	7,96	5,94	0,88	15,2	2,79
58133.92	87,37	5818	6,36	0,5	0,20	75,57	11,13	54,34	9,97
2607.3	3,92	19652	21,48	8,61	3,42	15,07	2,22	22,31	4,09
1452.06	2,18	25198	27,55	18,93	7,52	150,04	22,10	105,48	19,36
3600.99	5,41	3332	3,64	2,3	0,91	147,1	21,67	105,48	19,36
29.93	0,04	4.25	0,00	87,12	34,59	76,7	11,30	63,14	11,59
5.22	0,01	425	0,46	18,71	7,43	106,56	15,70	83,65	15,35
165.37	0,25	7144	7,81	4,2	1,67	33,04	4,87	28,33	5,20
10.89	0,02	833	0,91	0,18	0,07	33,04	4,87	28,33	5,20
2.35	0,00	9388	10,26	1,6	0,64	11	1,62	2,72	0,50
0.72	0,00	2873	3,14	82	32,56	0,11	0,02	2,72	0,50
0.03	0,00	38,25	0,04	0,83	0,33	3,83	0,56	8,12	1,49
2.68	0,00	272	0,30	0,01	0,00	3,83	0,56	8,12	1,49
30.32	0,05	14794	16,17	6,79	2,70	17	2,50	17	3,12



Şekil 3. Hacim, emniyet katsayısı, deformasyon miktarı ve maksimum gerilme miktarı değişimi için Taguchi Analizi S/N oranları

Tüm mukavemet sonuçlarının S/N oranları dikkate alınarak her bir tasarım parametresi için optimum seviyeler belirlenmiştir (Çizelge 5.). Bunun sonucunda; hacim değeri minimum, maksimum gerilmenin olduğu tepsi üst yüzeyi maksimum gerilme miktarı en az, tibial komponent maksimum gerilme miktarı en az, UMHWPE elastik deformasyon miktarı en az, emniyet katsayısı değeri en fazla ve maksimum gerilme miktarı en az olmak üzere, altı farklı durum ortaya çıkmıştır. Bu altı farklı duruma göre, tasarımı yapılan geometrilerin, sonlu elemanlar analizi sonuçları Çizelge 6.'da verilmiştir.

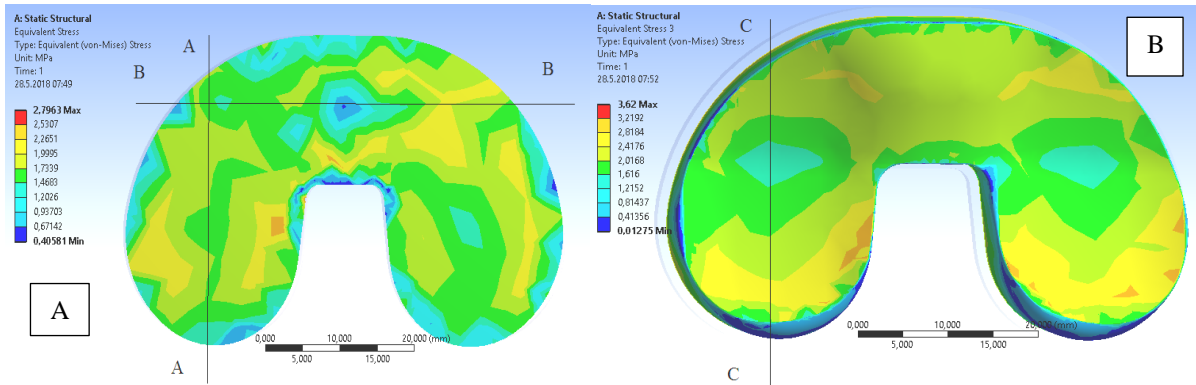
Çizelge 5. Altı farklı durum için belirlenen parametre seviyeleri

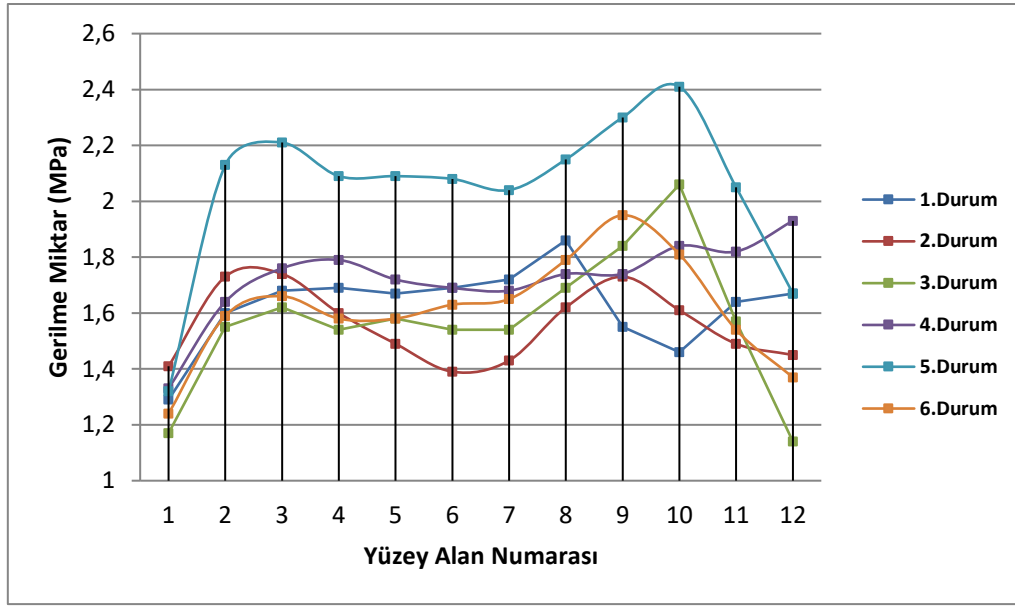
Tasarım Numarası	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
1	1	1	1	1	1	2	1	1	2	1	1-2	1-2	1-2	2
2	2	1	1	1	2	1-2	1	1	2	1	2	2	2	2
3	2	1-2	1	1	1	1	1	1	2	1	2	2	2	1
4	2	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1	2	1	2
5	1	2	2	2	2	2	1	2	2	2	2	1	2	1
6	2	1	1	1	1	2	2	1	1	2	2	2	2	1

Çizelge 6. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile seçilen durumların analizleri

Tasarım Numarası	Hacim mm ³	Yüzey Maksimum Gerilme (MPa)	Model Maksimum Gerilme (MPa)	UMHWPE. Emniyet Katsayısı	UMHWPE Maksimum Gerilme (MPa)
1	3976,4	2,78	3,19	6,19	3,64
2	4404,7	2,52	3,2	6,8	3,3
3	9459,2	2,74	3,15	3,9	5,78
4	4049,1	2,38	4,38	6,71	3,36
5	9626,2	2,92	3,62	5,30	4,29
6	4160,1	2,51	3,24	6,85	3,29

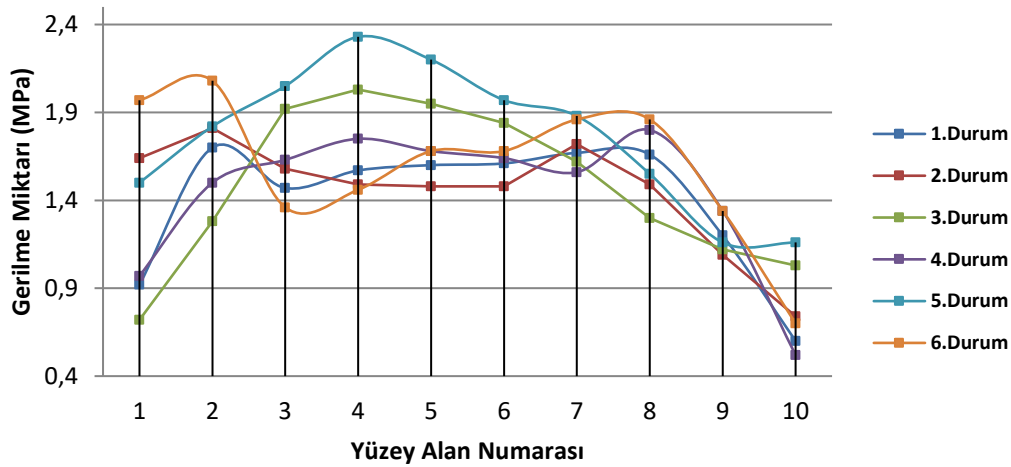
Bu altı farklı durum için yapılan analiz sonuçlarının değerlendirilmesinde, maksimum gerilme miktarının en fazla olduğu tepsi üst yüzeyi ve tibial component tasarım geometrisi ile mukavemet değerlerinde değişim gösteren UMHWPE’de üç farklı kesit alınarak, gerilme miktarı değişimleri araştırılmıştır (Şekil 4.). Bu üç farklı kesitin altı farklı tasarım seçeneği için gerilme miktarı değişimleri Şekil 5-7’de yer almaktadır.

**Şekil 4.** Maksimum gerilme miktarı değişim bölgeleri ve kesit çizgileri



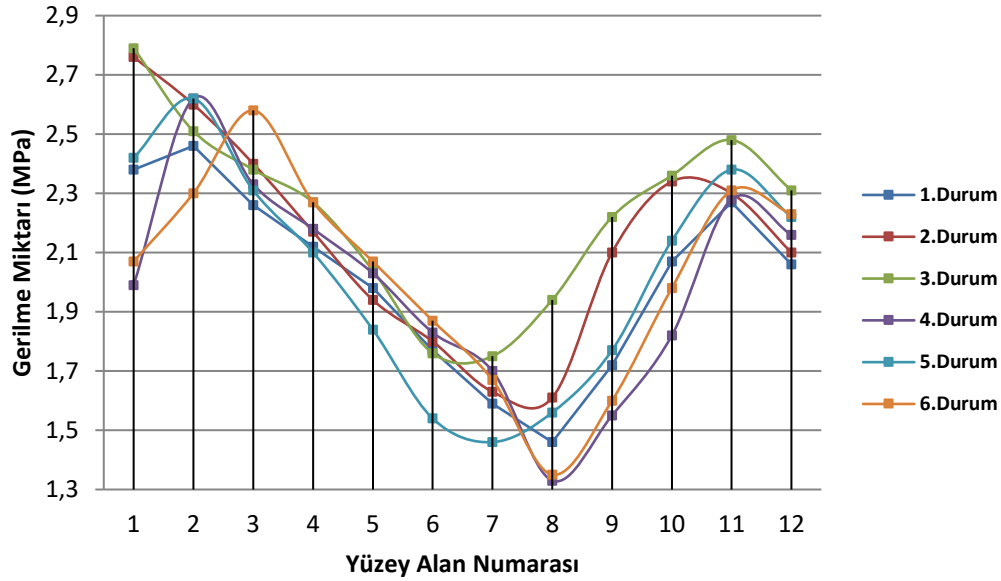
Şekil 5. A-A Kesiti için gerilme miktarı (MPa) değişimi grafiği

Şekil 5' de yer alan gerilme değişim grafiğinde; birinci durum gerilme miktarının en fazla olduğu tasarım seçeneğidir. Yüzey alan numarası geometrinin iki boyutlu koordinatını ifade etmektedir. İkinci durumda gerilme miktarı farklı bölgelerde değişim sergilese de en az yakın değer olduğu söylenebilir. Başlangıç ve bitiş noktalarında ise, en az gerilme miktarına sahip olan tasarım seçeneği üçüncü durumdur.



Şekil 6. B-B Kesiti için gerilme miktarı (MPa) değişimi grafiği

Çizelge 6'da yer alan analiz sonuçlarına göre hacim miktarı en az olan birinci tasarım seçeneğidir. İkinci tasarım seçeneği ise, maksimum gerilme miktarının en az olduğu seçenektir. Şekil 6'da yer alan B-B kesiti incelendiğinde yine 1. durum seçeneği olan hacim en az için yapılan tasarımda maksimum gerilme miktarı en yüksek değeri almıştır. Tasarım şekline bağlı olarak, farklı yüzey alanlarında, farklı gerilme miktarları ortaya çıkmıştır. Bununla birlikte Femural Komponent tasarım geometrisindeki değişimlerin UMHWPE gerilme değişimini nasıl etkilediği Şekil 7'de C-C kesiti için hazırlanan grafikte gösterilmektedir.



Şekil 7. C-C Kesiti için gerilme miktarı (MPa) değişimi grafiği

Diğer kesitlerin tam aksine, ikinci ve üçüncü durumda gerilme miktarı artarken, genel olarak birinci durum için gerilme miktarı daha azdır. Bu da elastik deformasyonu az olan, tibial komponent parçasının, UHMWPE üzerinde, gerilme miktarı artışına yol açtığı söylenebilir.

4. SONUÇLAR

Literatürde malzeme seçiminde optimizasyon ve FEA çalışmalarının proses modellemesi ile ilgili bazı modeller önerilmiştir [16],[18]. Bu makalede literatürden farklı olarak tasarım parametrelerinin, mukavemet ile hacim değişimlerine etkilerini inceleyen ve klasik analiz hesaplamalarından farklı olarak, gerilme dağılımını inceleyerek, tasarımda optimizasyon sağlayan bir proses ileri sürülmüştür. Ayrıca, doğrulama FEA yapılarak ve statiksel yöntemler kullanılmış ve sonuçlar doğrulanmıştır. TKP'nin endüstriyel tasarımında optimizasyonun araştırıldığı bu çalışmada ANSYS FEM Programı ve Taguchi Metodundan yararlanılmıştır. Bu çalışmada gereksiz ağırlık yapan ve mukavemete etki etmeyen parametreler belirlenmiştir. Statiksel yöntemle göre seçilen parametre seviyeleri ile hasta durum raporlarında belirtilen tasarım hataları önlenmiştir. Bu çalışmada aşağıda yer alan bazı sonuçlar ortaya çıkmıştır.

- Bu çalışma sonucunda optimum tasarım parametre seviyesinin ancak belirlenen kriterler için seçilebileceği ortaya çıkmıştır. TKP'ler gibi ağırlığı minimum olması beklenen parçalarda ağırlık ortalama ama emniyet maksimum gibi bir kriter için seçim yapılması gerekmektedir. Bu kapsamda hacim 9626 mm^3 'den 3976 mm^3 'e kadar düşürülebilmektedir.
- Emniyet katsayısı değeri daha düşük miktarlardan 6,2 değerine kadar düşük hacim miktarıyla bu çalışmada artırılmıştır. Böylece klasik FAE ile tasarım geliştirme çalışmalarında maksimum gerilmenin önem kazanmasının yanlış olduğu ve gerilmenin olduğu tüm kesitlerin, gerilim dağılımı grafiklerinin incelenmesi gerektiği gözlemlenmiştir.
- Bu önerilen endüstriyel ürün tasarımda, optimizasyon proses modeli TKP'ler için uygulanmıştır. Bu yöntemin geliştirilmesi ile tüm endüstriyel tasarımlar için, yüksek doğrulukta optimizasyon sağlayabilecek, bir yöntem geliştirilecektir.
- Literatürde tasarım parametreleri ve tasarım unsurları ile ilişkilendirilmeyen yöntemlerden farklı olarak, istenilen tasarım kriterlerinde bir cevap verebilmektedir. Tüm endüstriyel tasarımda, optimizasyon çalışmaları için uygulanabilecek referans bir kaynak oluşturulmuştur.

TEŞEKKÜR

2018.06.05.728 proje numarası ile bu çalışmayı destekleyen Düzce Üniversitesi Bilimsel Araştırma Birimi Koordinatörüne ve CNS Ortho Protez kuruluşuna teşekkür ederiz.

KAYNAKLAR

1. S. Boran C. Hurson K. Synnott P. Keogh, “Biomechanical analysis of tibial tray fractures post total knee Arthroplasty”, *Eur J Orthop Surg Traumatol*, Vol 15, Pages 295–299, 2005.
2. C. Luring L. Perlick T. Schubert M. Tingart, “A rare cause for knee pain: fracture of the femoral component after TKR. A case report”, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, Vol 15, Pages 756–757, 2007.
3. M. Wada , S. Imura, A. Bo, H. Baba, T. Miyazaki, “Stress fracture of the femoral component in total knee replacement”, *International Orthopaedics (SICOT)*, Vol 21, Pages 54–55, 1997.
4. Cameron H., Welsh R. “Fracture of the femoral component in unicompartmental total knee arthroplasty”, *J Arthroplasty*, Vol 5, Pages 31–317, 1990.
5. Moreland JR, “Fracture of a unicompartmental knee replacement femoral componen,” *Clin Orthop* Vol 206, Pages 166–168, 1986.
6. Sandborn P., Cook S., Kester M., Haddad R., “Fatigue failure of the femoral component of a unicompartmental knee”, *Clin Orthop.*, Vol 222, Pages 249–254, 1987.
7. Konstantinos P., Claire M., Petra K., Peter G., “Fracture of the femoral component of a Brigham unicompartmental knee: a case report”, *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, Vol 12, Pages 307–310, 2004.
8. M.Ermurat, F.Erzincanlı, M.A.Arslan, İ.Uzman, “Process Parameters Investigation of a Laser Generated Single Clad for Minimum Size Usign Design of Experiments”, *Rapid Prototyping Journal*, 2013.
9. Açıkgöz, H, Şekkeli, M, Gani, A, Keçecioglu, Ö. “Simulation Study and Speed Control of Permanent Magnet Synchronous Motor By Using Self-Tuning Fuzzy-PID Controller”. *Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi* Vol 18, Pages 17-22, 2015.
10. Akay, O , Gizlenci, Ö , Sönmez, K . “Bir Kurutma Sisteminde Kullanılan Zeolit Kurutma Yatağının Adsorpsiyon Performansının Deneysel Olarak İncelenmesi”. *Kahramanmaraş Sütçü İmam Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi* Sayı 21, Sayfa 100-106, 2018.
11. Öztürk, B, Uğur, L, Erzincanlı, F, Küçük, Ö. “Optimization of Polyethylene Inserts Design Geometry of Total Knee Prosthesis”. *International Scientific and Vocational Studies Journal* Vol 2, Pages 31-39, 2018.
12. Öztürk, B., Kara F. “Finite Element-Based Simulation of Cooling Rate on the Material Properties of an Automobile Silent Block”, *Advances in Materials Science and Engineering*, Vol 5, 2020
13. Eser, A., Ayyıldız, A. E., Ayyıldız, M., Kara F. “Artificial Intelligence-Based Surface Roughness Estimation Modelling for Milling of AA6061 Alloy”, *Advances in Materials Science and Engineering*, Vol 5, 2021
14. Küçük Ö., Öztürk B., Development Of Design Geometry Of Aluminum Fittings For Healthy And Safety Sanitary Installations, *Journal of Environmental Protectionand Ecology*, Vol 18, Pages 776–787, 2017.
15. Küçük Ö., Öztürk B., Varhan S, “Investigation of the design parameters affecting the safety factor in fittings by using Taguchi method”, *The Turkish Journal of Occupational / Environmental Medicine and Safety*, Volume: The 2nd international Water and Health Congress -Issue: The 2nd international Water and Health Congress, , 0-10, 2017.
16. Mark L. Morrison, Shilesh J. and Amit P., “Design of an Advanced Bearing System for Total Knee Arthroplasty, Lubricants”, Vol 3, Pages 475-492, 2015.

17. B.R. Rawala, Amit Y., Vinod P., “Life estimation of knee joint prosthesis by combined effect of fatigue and wear”, *Procedia Technology*, Vol 23, Pages 60 – 67, 2016.

18. Tomaso V., Francesco M., Dario G., Maurizio C., Riccardo P., “Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations”, *Journal of Biomechanics*, Vol 37, 45–53, 2004.