

Optimization of Polyethylene Inserts Design Geometry of Total Knee Prosthesis

Burak Öztürk^{a,1}, Levent Uğur^b, Fehmi Erzincanlı^c, Özkan Küçük^d

^aDüzce Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği, Düzce, Türkiye

^bAmasya Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Makine Mühendisliği, Amasya, Türkiye

^cDüzce Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği, Düzce, Türkiye

^dBilecik Şeyh Edebali Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Metalurji Malzeme Mühendisliği, Bilecik, Türkiye

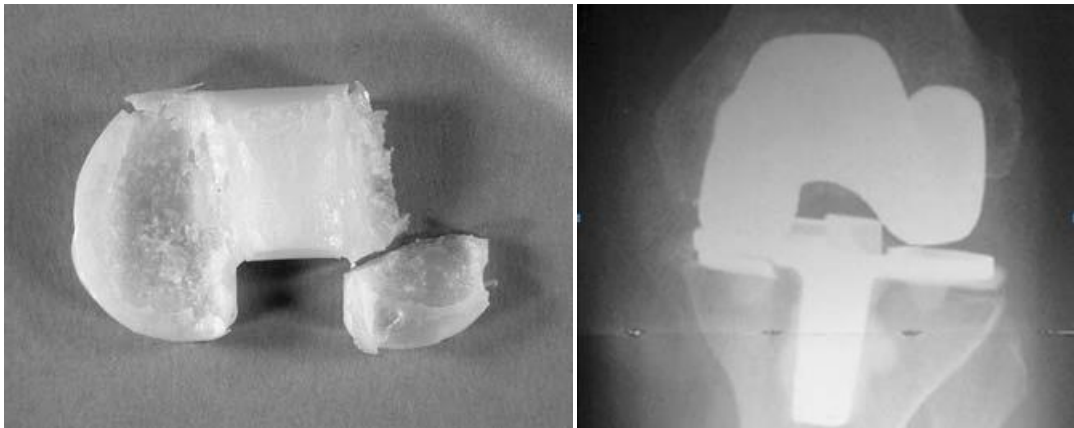
Abstract

Knee prostheses are produced from biomaterials which are compatible with human body as a result of damage of cartilage tissue due to various health problems. These prostheses consist of polyethylene parts between the Tibial Component and the femoral component of the femur. Polyethylene insert is used to reduce wear mechanisms between both materials. In this study, design library design parameters required for obtaining a polyethylene insert design were determined. These design parameters were modeled in the Solid Works Computer Aided Design (CAD) Program according to the L27 experiment design for each design parameter S / N ratios for three different levels using the Taguchi Method. For the safety coefficient analysis of each design, maximum forces in the literature were determined and implemented in Ansys Computer Aided Engineering (CAE) Program. According to the results of this analysis, maximum stress, weight and safety coefficient changes of each design geometry were determined. S / N ratios and% effects of each design parameter were determined by applying Taguchi and Variance Analysis. According to these results, the design is optimized by selecting the levels of each design parameter for the minimum weight and maximum safety factor. On the other hand, stress change graphs were obtained in different sections of the design. In the literature, for the first time, the design geometry of the polyethylene part was modeled by parametric design and optimum design was obtained.

Keywords: “Arthroplasty, Optimization in Design, Polyethylene Insert, Computer Aided Design (CAD), Computer Aided Engineering (CAE)”

1. Giriş

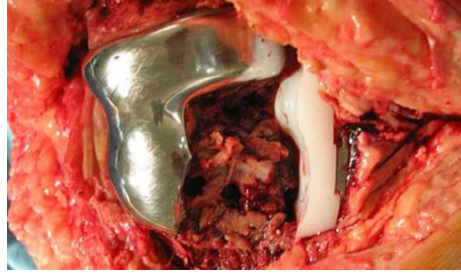
Diz protezleri çeşitli sağlık problemleri sebebiyle kıkırdak dokunun zarar görmesi sonucunda insan vücudu ile uyumlu biyo-malzemelerden üretimi yapılmaktadır. Bu protezler; kaval kemiği bağlantı elemanı (Tibial Komponent), uyluk kemiği bağlantı elemanı (Femoral Komponent) ve her iki elemanın arasında yer alan UHMWPE (Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen) meydana gelmektedir. Bu uzuvların zamana bağlı olarak değişen hasta kilosu artışı, malzeme mikro yapısındaki yetersizlik, yorulma ve aşınma gibi benzeri nedenlerle zarar görerek kırılmaktadır. Ortalama bir protez ömrü on beş yıl iken bu tip sebeplerden dolayı daha erken zamanda diz protezleri kullanılmaz hale gelmektedir. Diz protezlerin artroplastisi uygulamalarında ortaya çıkabilen problemler hasta durum raporları ile incelenmiştir [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 (Şekil 1.), [1].



Şekil 1. Tamamen aşınmış polietilen parça (solda), AP radyografisinde metal tibial komponent kırığı (sağda), [1].

¹ Corresponding author. Tel.: +90 228 214 14 40
E-mail address: burak.ozturk@bilecik.edu.tr

Yorulma kırığı ile hastanın kilosu ve aktivitesi arasında bir ilişki olabileceği tanımlanmıştır. Hasta artroplastisi sonrası ağırlığından % 38 daha fazla kilo almıştır. Buna bağlı olarak yorulma ve kırılma meydana gelmiştir. Ayrıca tasarımda yer alan keskin köşe ve ince metal (4 mm) giderek sürekli yüklerle maruz kalmış ve bu da yüksek stres konsantrasyonu bölgelerine neden olmuştur. Artroplastiden 9 yıl sonra kırılan protez yenileme operasyonu hastaya uygulanmıştır (Şekil 2.).



Şekil 2. Diz protezi yenileme ameliyatı sırasında kırık parça resmi [2].

Ameliyattan 32, 52 ve 73 ay sonra total diz replasmanında femoral komponentin (küçük boyutlu Whiteside Ortholoc II) stres kırığı olan 3 vaka araştırılmıştır. Başarısızlığın en muhtemel nedeni, metalin bu tasarım alanında inceliğinden kaynaklanmaktadır [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.

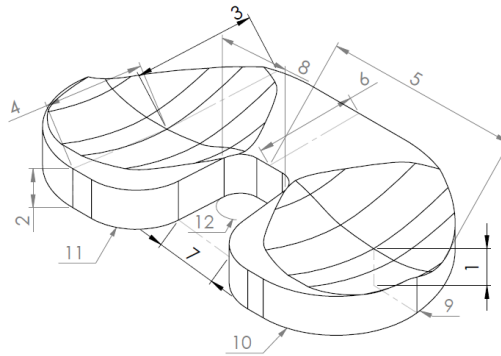
Literatürde sonlu elemanlar ve optimizasyon ile ilgili bazı çalışmalar yer almaktadır [8,9]. Araştırmacılar boru bağlantı elemanlarındaki endüstriyel tasarımsal problemlerini önlemek için gerilme bölgelerinde kuşaklı bir tasarım geometrisi önermişlerdir [10]. Bu tasarım geometrisini oluşturan farklı parametre ve seviyeleri için hacim, emniyet katsayısı ve maksimum gerilme değişimleri Taguchi Metodu ve Sonlu Elemanlar Yöntemi kullanılarak araştırılmıştır. Minimum hacim miktarı için maksimum emniyet katsayısı elde edilmiştir [11]. Bu parametrik tasarım yöntemi kullanılarak; total diz protezi polietilen insert malzemesinde de minimum hacim miktarı için maksimum emniyet katsayısı elde edilecektir. Ayrıca gerilme miktarı fazla olan bölgelerde kesit alınarak gerilme dağılım haritaları oluşturularak bu bölgelerde hacim dağılımı araştırılarak yeni bir optimum tasarım elde etme yöntemi literatür de ortaya çıkartılmıştır.

Bu yeni yöntemin diz protezi insert malzemesine uygulanması için literatürde yapılan araştırmalar ve endüstride üretimi yapılan güncel ürünler incelenerek vidalı birleştirme ile montajı yapılan temel bir tasarım tipi seçilerek modellenmiştir. Bir polietilen insert tasarımı yapabilmek için gerekli olan tasarım kütüphanesi tasarım parametreleri belirlenmiştir. Belirlenen bu tasarım parametreleri Taguchi Metodu kullanılarak her bir tasarım parametresi üç farklı seviye için S/N oranları belirlenmek üzere L27 deney tasarımına göre modellenmiştir.

2. Materyal ve Metot

2.1. Parametrik Tasarım ve Parametre Seviyeleri

Bu çalışmada ilk olarak standart geometriye sahip bir Polietilen İnsert (UHMWPE) tasarımı yapabilmek için gerekli olan 12 adet tasarım parametresi belirlenmiştir (Şekil 3.). Bu tasarım parametrelerinin her birisi polietilen insertin modelini oluşturan temel uzuvlardır.



Şekil 3. Polietilen insert tasarım parametreleri

Her bir tasarım parametresi minimum ve maksimum olmak üzere değişkenlik göstermektedir. Bazı tasarım parametreleri minimum ya da maksimum olmasına rağmen çıktı değerleri farklı özelliklere göre değişkenlik gösterebilmektedir. Bu yüzden her bir tasarım parametresinin farklı seviyeleri için Taguchi Deney Tasarımı ve Ansys Sonlu Elemanlar Yöntemi kullanılarak emniyetli optimum ağırlıkta ürün geliştirmek statiksel analiz yapılacaktır.

2.2. Taguchi L27 Deney Tasarımı

Belirlenen bu tasarım parametreleri Taguchi Metodu kullanılarak her bir tasarım parametresi üç farklı seviye için S/N oranları belirlenmek üzere L27 deney tasarımına göre Solid Works Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD) Programında modellenmiştir (Tablo 1.).

Tablo 1. UHMWPE için Tasarım parametreleri seviyeleri

1 Taban Boyu	2 Tüm Boy	3 Uzunluk ön	4 Uzunluk Arka	5 Genişlik	6 Kalınlık	7 Açı	8 Dışa Uzunluk	9 R1	10 R2	11 R3	12 R4
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
2,5	6	16	18	30	10	10	16	22	13	8	3
3	8	18	20	32,5	11	12	18	25	15	10	4
3,5	10	20	22	35	12	14	20	28	17	12	5

Hacim, Emniyet Katsayısı ve Maksimum Gerilme Miktarı Değişimleri için kontrol faktörlerinin her kombinasyonu Taguchi deney tasarımında Sonlu Elemanlar Yöntemi ile ölçülür. Kontrol faktörlerinin optimizasyonunda S/N oranları kullanılır. Hacim miktarının ve Maksimum Gerilme Miktarının düşük olması aynı zamanda Emniyet Katsayısı Deęerinin 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 kullanılır.

Eş.1'de nominal en iyidir, Eş.2'de en büyük en iyidir, Eş.3'te en küçük en iyidir amaç fonksiyonu verilmiştir.

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

$$\text{En büyük en iyidir: } \frac{S}{N} = -10 \log \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{1}{y_i^2} \quad (2)$$

$$\text{En düşük en iyidir: } \frac{S}{N} = -10 \log \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{1}{y_i^2} \quad (3)$$

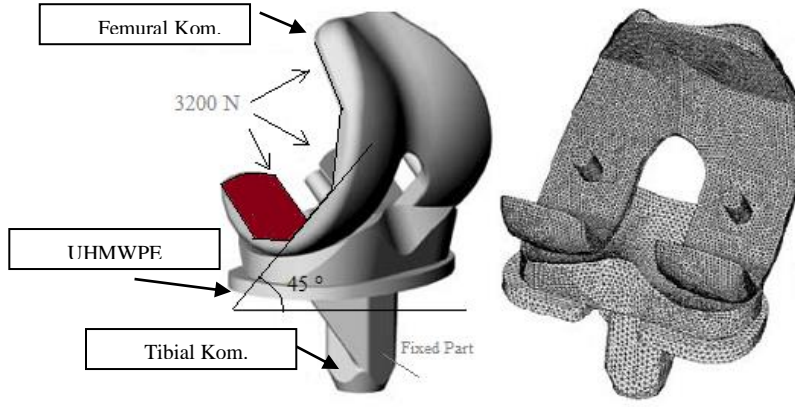
2.3. Sonlu Elemanlar Yöntemi Analizi

Polietilen insert malzemesinin mekanik özellikleri literatür araştırmaları dikkate alınarak Ansys programı malzeme kütüphanesine tanımlanmıştır (Tablo 2.). Mühendislik gerilmeleri için yapılan statik analizde bu malzemenin seçimi yapılmıştır [12].

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

Yield Strength (Mpa)	Ultimate Tensile Strength (Mpa)	Density (g/cm ³)	Elongation at Break, EL (%)
22,6	54,9	0,936	516

Literatürde yapılan araştırmalarda dinamik yüklemelerde 3000–3200 N Fz kuvveti oluşmaktadır [13-14]. Bu kuvvetler maksimum gerilme miktarının en fazla olduğu 45° açıda uygulanarak gerilme miktarı analizi diz protezlerinde uygulanmıştır. Bu analiz çalışmaları referans alınarak Şekil 4'de yer aldığı üzere 45° açıdaki montaj şekli, kuvvet uygulama yüzeyi femural komponent iç yüzeyine 3200 N olacak şekilde, tibial komponent sabitlenerek analiz işlemi her bir tasarım geometrisi için yapılmıştır.



Şekil 4. Ansys mühendislik gerilmeleri analizi montaj tasarımı [14]

Farklı tasarım geometrisini maksimum gerilme miktarı, hacim değişimi ve emniyet katsayısı değeri analizi için literatürde yer alan maksimum kuvvetler belirlenerek Ansys Bilgisayar Destekli Mühendislik (CAE) Programında uygulanmıştır. Maksimum deformasyon ve maksimum gerilme miktarı, hacim değişimleri 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 ve % etkileri Taguchi ve Varyans Analizi uygulanarak belirlenmiştir. Bu sonuçlara göre minimum ağırlık ve maksimum emniyet katsayısı için her bir tasarım parametresinin seviyeleri seçilerek tasarımda optimizasyon yapılmıştır. Bununla birlikte tasarımın farklı kesitlerinde gerilme değişim grafikleri elde edilmiştir.

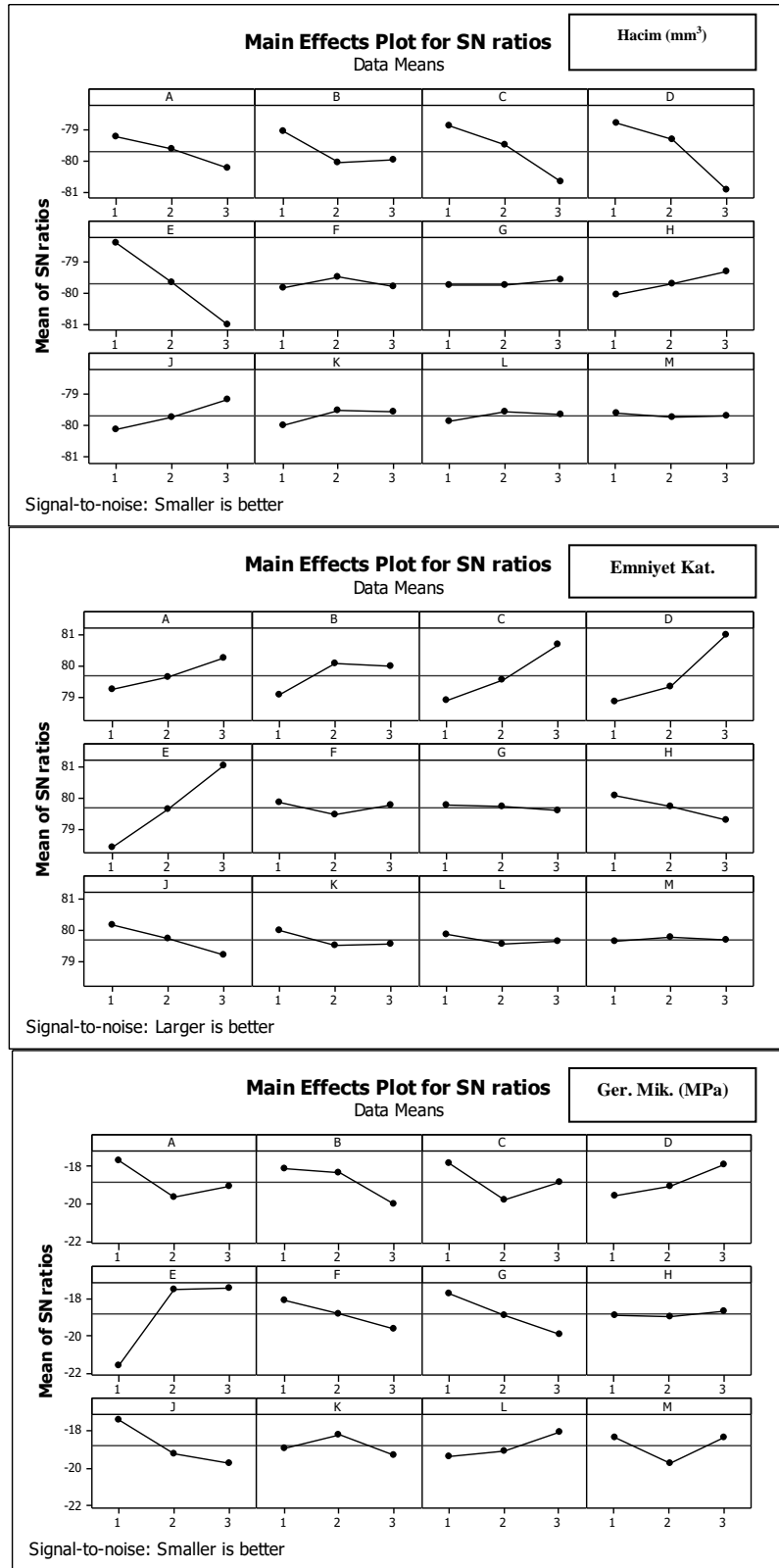
3. Sonuçlar

Her bir tasarımın emniyet katsayısı analizi için literatürde yer alan maksimum kuvvetler belirlenerek Ansys Bilgisayar Destekli Mühendislik (CAE) Programında uygulanmıştır. Bu analiz sonuçlarına göre her bir tasarım geometrisinin maksimum gerilme, ağırlık ve emniyet katsayısı değişimleri belirlenmiştir (Tablo 3.).

Tablo 3. Taguchi L27 (33) deney tasarımı ve analiz sonuçları

Deney Tasarımı Numarası	1 A	2 B	3 C	4 D	5 E	6 F	7 G	8 H	9 J	10 K	11 L	12 M	Hacim (mm ³)	Emniyet Katsayısı	Maksimum Gerilme (MPa)
1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	7072	3,3	6,7
2	1	1	1	1	2	2	2	2	2	2	2	2	6614	3,2	6,9
3	1	1	1	1	3	3	3	3	3	3	3	3	7294	3,1	7,1
4	1	2	2	2	1	1	1	2	2	2	3	3	7872	2,8	7,8
5	1	2	2	2	2	2	2	3	3	3	1	1	7749	2,6	8,4
6	1	2	2	2	3	3	3	1	1	1	2	2	11668	2,5	9
7	1	3	3	3	1	1	1	3	3	3	2	2	9407	1,9	11,9
8	1	3	3	3	2	2	2	1	1	1	3	3	13798	4,5	5
9	1	3	3	3	3	3	3	2	2	2	1	1	14212	2,7	8,2
10	2	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	9010	1,3	17,7
11	2	1	2	3	2	3	1	2	3	1	2	3	9804	2,7	8,2
12	2	1	2	3	3	1	2	3	1	2	3	1	11585	4,5	4,9
13	2	2	3	1	1	2	3	2	3	1	3	1	7941	1,4	15,5
14	2	2	3	1	2	3	1	3	1	2	1	2	10586	3	7,4
15	2	2	3	1	3	1	2	1	2	3	2	3	12230	2,6	8,5
16	2	3	1	2	1	2	3	3	1	2	2	3	6920	1,9	11,8
17	2	3	1	2	2	3	1	1	2	3	3	1	8815	2,7	8,3
18	2	3	1	2	3	1	2	2	3	1	1	2	10586	2,1	10,5
19	3	1	3	2	1	3	2	1	3	2	1	3	8697	1,6	13,9
20	3	1	3	2	2	1	3	2	1	3	2	1	10587	3,4	6,6
21	3	1	3	2	3	2	1	3	2	1	3	2	11589	3,3	6,8
22	3	2	1	3	1	3	2	2	1	3	3	2	10207	2,3	9,6
23	3	2	1	3	2	1	3	3	2	1	1	3	11389	3,4	6,6
24	3	2	1	3	3	2	1	1	3	2	2	1	12460	4,3	5,1
25	3	3	2	1	1	3	2	3	2	1	2	1	8119	1,2	18,6
26	3	3	2	1	2	1	3	1	3	2	3	2	9059	1,8	11,9
27	3	3	2	1	3	2	1	2	1	3	1	3	11355	2,5	8,8

Her bir tasarım parametresinin seviyelerinin S/N oranları Minitap 16. Taguchi Analizi kullanılarak hesaplanmıştır. Bu S/N oranları grafiği Şekil 5'de yer almaktadır. Hacim, emniyet katsayısı ve maksimum gerilme miktarı için parametre seviyelerinin etki şiddetleri karşılaştırmalı olarak incelenebilecektir. Her bir tasarım parametresi sinyal seviyesinin analiz çıktılarında F etki oranı Anova Varyans Analizi ile hesaplanmıştır. İstatistiksel analizlerin sonuçları Tablo 4'de yer almaktadır.



Şekil 5. Hacim, emniyet katsayısı ve maksimum gerilme miktarı değişimi için Taguchi Analizi S/N oranları

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

		Hacim (mm ³) (F)	F % Etki Oranı	Emniyet Katsayısı (F)	F % Etki Oranı	Maksimum Gerilme Miktarı (Mpa) (F)	F % Etki Oranı
1	A	8,21	3,22	2,83	5,32	12,08	8,54
2	B	16,3	6,38	3,93	7,39	8,55	6,05
3	C	41,37	16,20	2,78	5,23	11,9	8,42
4	D	64,96	25,44	5,05	9,50	4,7	3,32
5	E	95,34	37,34	18,12	34,08	60,68	42,92
6	F	0,79	0,31	2,56	4,81	5,43	3,84
7	G	0,28	0,11	3,64	6,85	13,04	9,22
8	H	8,3	3,25	0,53	1,00	0,38	0,27
9	J	14,75	5,78	6,28	11,81	13,99	9,89
10	K	3,78	1,48	1,67	3,14	2,49	1,76
11	L	1,19	0,47	2,28	4,29	3,45	2,44
12	M	0,09	0,04	3,5	6,58	4,7	3,32

Her bir deney tasarımı parametresinin farklı seviyelerinin hacim, emniyet katsayısı ve maksimum gerilme miktarına F etki şiddetleri % etki oranı hesaplanmıştır. Bu tasarım parametreleri seçimi yapılırken S/N oranları bu Anova Varyans Analizi sonuçları ile karşılaştırılmalı olarak ele alınacaktır. Tasarımda optimizasyon yapılırken farklı kriterlere göre parametre seviyeleri seçimi yapılması gereklidir. Hacim minimum, emniyet katsayısı maksimum, gerilme miktarı minimum ve ağırlık ortalama içim emniyet katsayısı maksimum olmak üzere dört farklı tasarım geometrisi seçilecektir.

1.Durum; Hacim minimum için ;

Bu ilk durumda; hacim için hesaplanan S/N grafikleri dikkate alınarak en küçük hacim en iyi için seçilmiştir.

2.Durum; Emniyet katsayısı maksimum için ;

S/N grafikleri dikkate alınarak emniyet katsayısı en büyük seçilmiştir.

3.Durum; Gerilme miktarı minimum için ;

S/N grafikleri dikkate alınarak emniyet katsayısı tüm yüzey alanında en büyük olması için maksimum gerilme miktarı minimum seçilmiştir.

4.Durum; Emniyet katsayısı maksimum aynı zamanda hacim ortalama için ;

Bu seçenekte maksimuma yakın emniyet katsayısı oluşması istenirken, hacim miktarı ise ortalama olarak belirlenmiştir. Bu seçimler yapılırken Anova Varyans Analizi değişimleri dikkate alınarak parametre seviyeleri belirlenmiştir. 1., 6., 7., 9.,10., 11. ve 12. Parametrelerde için mukavemet etki oranları hacim miktarına göre daha düşüktür. Bu yüzden emniyet katsayısı maksimum seçilmiştir. 3. , 4. ve 8. Parametrelerde ise hacim maksimumken mukavemet özellikleri düşüktür. Bu yüzden bu parametrelerde hacim en düşük seçilmiştir. 2. ve 5. Parametrelerde ise sonuçlara etki oranları benzer olduğundan hacim ortalama seçeneği seçilmiştir (Tablo 5.).

Tablo 5. Dört farklı durum için belirlenen parametre seviyeleri

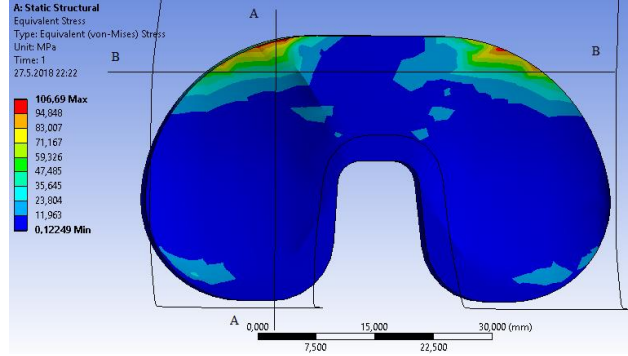
Parametreler	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
01	1	1	1	1	1	2	3	3	3	2	2	1
02	3	2	3	3	3	1	1	1	3	1	1	2
03	1	1	1	3	3	1	1	3	1	2	3	1
04	2	3	1	1	2	1	1	3	1	1	1	2

Dört farklı durum için tasarım parametreleri seviyelerine göre Solid Works programında tasarımları yapılmıştır. Yapılan bu tasarımların Ansys programında deney statik analizleri yapılmıştır. Dört farklı durumun hacim, emniyet katsayısı ve maksimum gerilme miktarı değişimleri sonuçları Tablo 6.'da yer almaktadır.

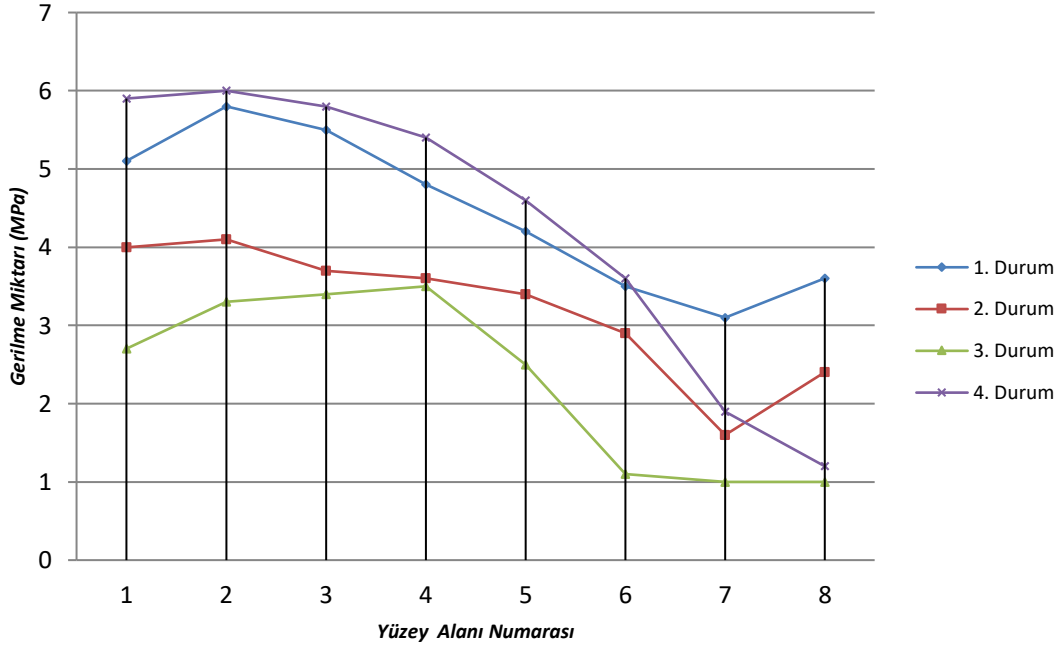
Tablo 6. Sonlu Elemanlar Yöntemi ile seçilen durumların analizleri

Durum No	Hacim (mm ³)	Emniyet Katsayısı	Maksimum Gerilme Miktarı (MPa)
01	6614	3,2	7
02	14974	3,9	5,7
03	10363	5,3	4,2
04	8601	2,4	9,1

Bu dört durum incelendiğinde hacim miktarı en az olan birinci durum diğer durumlara göre hacim – emniyet katsayısı oranı dikkate alındığında ideal bir tasarım geometrisi olacaktır. Üçüncü durum ikinci duruma göre hacim miktarı daha düşük olup aynı zamanda emniyet katsayısı daha yüksektir. Ayrıca maksimum gerilme miktarı en düşük olarak S/N oranları dikkate alınarak seçildiği için diğerlerine göre gerilme miktarı daha azdır. Dördüncü tasarım geometrisi ise diğerlerine göre mukavemet yönünden en düşük tasarım olmuştur. Şekil 6’da gösterildiği üzere maksimum gerilme bölgesini X ve Y eksen kesitlerinde oluşan maksimum gerilme miktarı grafiği bu dört durum için oluşturmuştur (Şekil 6-8.).

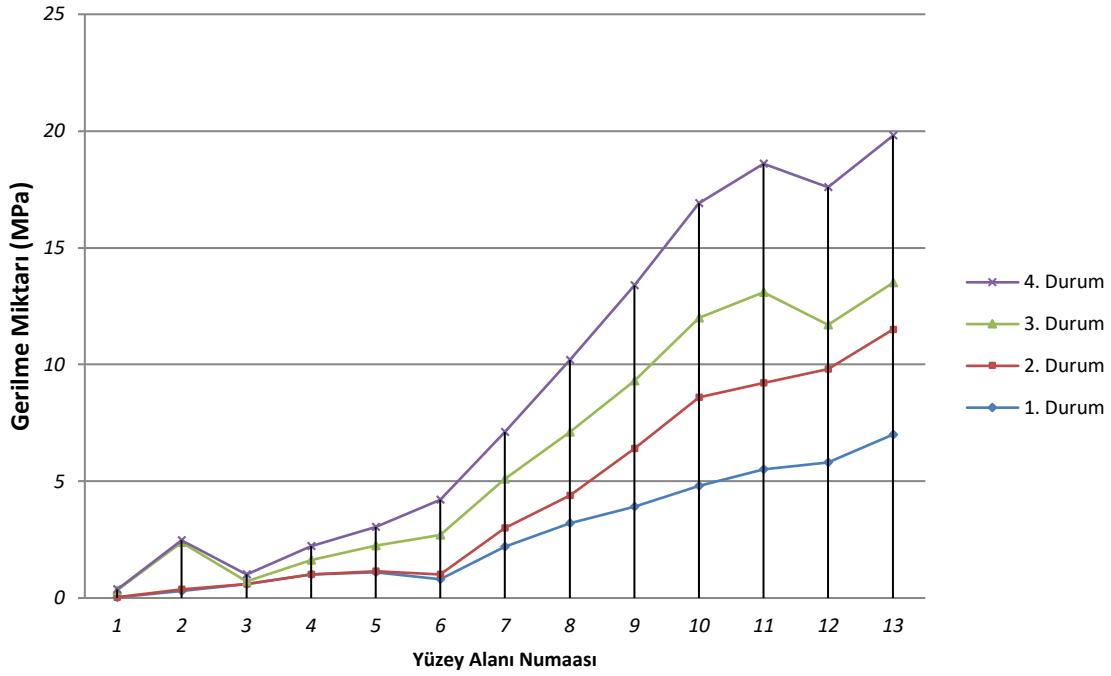


Şekil 6. Maksimum gerilme miktarı değişim bölgeleri ve kesit çizgileri



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

Şekil 7’ de yer alan gerilim dağılım grafiği A-A kesiti için incelendiğinde üçüncü durum diğer durumlara göre daha emniyetli olduğu gözlenmiştir. Dördüncü durum altı numaralı yüzey alanından sonra gerilme miktarında ciddi oranda değişim göstermiştir. Farklı bölgelerin yüzey şekillerinin değişimi buna sebep olarak söylenebilir.



Şekil 8. B-B Kesiti için gerilme miktarı (MPa) değişimi grafiği

B-B kesiti için gerilme miktarı değişimleri incelendiğinde ikinci durumun diğerlerine göre daha emniyetli olacağı gözlemlenmiştir (Şekil 8.). Üçüncü durum on birinci yüzey alanından sonra gerilme miktarında azalma gözlemlenmiştir. Birinci ve dördüncü durumda ise gerilme miktarı benzer grafikler oluşturmuştur. Elde edilen sonuçlara göre hacim oranı mukavemet özellikleri dikkate alınarak üçüncü durumun optimum tasarım geometrisini oluşturabileceği düşünülmektedir.

4. Tartışma

Hasta durum raporlarında ileri sürülen tasarım geometrisi hataları ve gerilme bölgelerinde ince cidara sahip ürün tasarımları yerine her bir üründen maksimum emniyet katsayısı miktarı için gerekli tasarım seviyeleri optimum hacim değeri için belirlenmiştir. Taguchi Metodu ve Sonlu Elemanlar Yöntemi kullanılarak literatürde yer alan dinamik yüklemeler ve maksimum gerilmenin olduğu montaj açısında mühendislik gerilmeleri için analiz yapılmıştır. Daha önce boru bağlantı elemanları için uygulanmış bu parametrik tasarım yöntemi total diz protezlerinde kullanılmıştır.

Anova Varyans Analizi ve Taguchi Analizi sonuçları dikkate alınarak dört farklı tasarım kriteri için analiz çalışmaları tekrarlanmıştır. Gerilme haritaları maksimum gerilmenin olduğu geometri alanlarında kesit alınarak belirlenmiştir. Farklı tip tasarımların kesit boyunca değişen tasarım alanlarında meydana gelen gerilme miktarı değişimleri incelenmiştir. Tasarımda optimizasyon için literatürden farklı olarak yeni bir yöntem önerilmiştir.

Bu yöntem geliştirmeye açık olup gelecek analiz ve üretim çalışmaları ile yöntemin doğruluğu ve prosesi geliştirilecektir. Buna ek olarak bu önerilen tasarımda optimizasyon yönteminde dinamik ve statik analizler için her bir tasarım geometrisi kesit alanında doğrusal gerilme yani emniyet katsayısı elde etmek önceliktir. Böylelikle endüstriyel tasarımda fazla hacim bölgeleri azaltılacak emniyetsiz bölgelerde ise tasarım mukavemeti artırılacaktır. Bu çalışmadan örnek verilecek olunursa A-A kesitinde meydana gelen gerilme miktarı değişimleri doğrusal olmasa da doğrusala yakın bir sonuç verirken B-B kesitinde meydana gelen gerilme değişimleri daha fazla değişkendir. Araştırmacılar tarafından öne sürülen yöntemde bu grafikler her bir bölgede doğrusala yakın sonuç vermesi gerekecektir. Böylece ağırlığı minimum değerinde maksimum mukavemete sahip endüstriyel ürünler geliştirilebilecektir.

Teşekkürler

Bu parametrik tasarım ile total diz protezi montaj parçalarının optimizasyonun içeren çalışmamızı "2018.06.05.728" nolu proje ile destekleyen Düzce Üniversitesi Bilimsel Araştırma Bölümüne katkılarından dolayı teşekkür ederiz.

Referanslar

- [1] S. Boran C. Hurson K. Synnott P. Keogh, "Biomechanical analysis of tibial tray fractures post total knee Arthroplasty", Eur J Orthop Surg Traumatol, 15, 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, 15, 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), 21, 54–55, 1997
- [4] Cameron H., Welsh R. "Fracture of the femoral component in unicompartmental total knee arthroplasty", J Arthroplasty , 5, 31–317, 1990
- [5] Moreland JR, "Fracture of a unicompartmental knee replacement femoral component", Clin Orthop 206, 166–168, 1986
- [6] Sandborn P., Cook S., Kester M., Haddad R., "Fatigue failure of the femoral component of a unicompartmental knee", Clin Orthop., 222, 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, 12, 307–310, 2004
- [8] Koç, İ , Janadi, A , Ateş, V . "Interlock Optimization Of An Accelerator Using Genetic Algorithm". International Scientific and Vocational Studies Journal 1, 30-41, 2017
- [9] Boğa, C . "Elastic Analysis of an Hollow Cylinder Made from Functionally Graded Material Exposed to Internal Pressure". International Scientific and Vocational Studies Journal 2, 56-66, 2018
- [10] Küçük Ö., Öztürk B., Development Of Design Geometry Of Aluminum Fittings For Healthy And Safety Sanitary Installations, Journal of Environmental Protectionand Ecology, 18-2, 776–787, 2017
- [11] 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
- [12] Mark L. Morrison, Shilesh J. and Amit P., "Design of an Advanced Bearing System for Total Knee Arthroplasty, Lubricants", 3, 475-492, 2015
- [13] B.R. Rawala, Amit Y., Vinod P., "Life estimation of knee joint prosthesis by combined effect of fatigue and wear", Procedia Technology, 23, 60 – 67, 2016
- [14] 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, 37, 45–53, 2004