

*Araştırma Makalesi - Research Article*

## Kalça Protezlerinde Loft Tasarım Aracı Kesit Değişimlerinin Gerilme Miktarı Üzerine Etkilerinin İncelenmesi

Özkan Küçük<sup>1\*</sup>, Burak Öztürk<sup>2</sup>

*Geliş / Received: 20/03/2020*

*Revize / Revised: 22/08/2020*

*Kabul / Accepted: 23/08/2020*

### ÖZ

Kalça eklemlerinde ileri derecede hasar olmuş hastalarda, kalça protezleri hasarlı eklem yapay bir eklem olarak değiştirilmesi sonucunda kullanılmaktadır. Kalça protezi, kobalt krom veya titanyumdan imal edilen ana parçalar ile bunların eklemleştigi yerde plastik, metal veya seramik ara parçalardan oluşmaktadır. Kalça protezleri ve uygulamaları ile ilgili birçok tasarımsal problemin olduğu bilinmektedir. Bu sorunların çözümü hedeflenerek, endüstriyel tasarıma sahip üç farklı tip tasarım geometrisi seçilmiş ve Catia V5 programı ile modellenmiştir. Bu protezlerin ve femurun montaj tasarımına etkiyen kuvvetler dikkate alınarak, emniyet katsayısı değerleri, sonlu elemanlar yönteminde, mühendislik gerilmeleri altında hesaplanmıştır. Bu hesaplamalar dikkate alındığında üç farklı endüstriyel tasarım içinden hacim oranı düşük olup gerilme miktarı diğer tasarımlara göre daha düşük olan tasarım tipi belirlenmiştir. Bu tasarımın 6 farklı kesiti içine alan bir loft tasarım aracı ile modellenebileceği gözlemlenmiştir. Bu kesitlerde yer alan profillerin ölçü değişimi ana tasarım geometrisinden 1 mm ofset yapılarak modellenmiştir. Bu modelleme yapılırken Taguchi L<sub>8</sub> deney tasarımı kullanılmıştır. Böylece her bir kesitin mukavemet ve hacim özelliklerine etkisi istatistiksel yöntemler kullanılarak incelenmiştir. Tersine mühendislik ile tasarlanan bu protezlerin hacim miktarı 31285 ile 18438 mm<sup>3</sup> ölçüleri arasında değişkenlik göstermektedir. Minimum hacim ve maksimum emniyet katsayısı elde edilebilmesi için gerekli tasarım seçimleri bu sonuçlar dikkate alınarak yapılmıştır. Minimum tasarım için deney tasarımı parametreleri A<sub>2</sub>, B<sub>1</sub>, C<sub>1</sub>, D<sub>2</sub>, E<sub>1</sub>, F<sub>1</sub> olarak belirlenmiştir. Bu sonuçlara göre hacim 17975mm<sup>3</sup> ve gövde de oluşan maksimum gerilme 774 MPa olarak bulunmuştur. Böylece hacim miktarı %4 oranında azaltılırken emniyet katsayısı ise %8 oranında artırılmıştır. Bu sonuçlar dikkate alındığında maksimum emniyet minimum hacim miktarı için elde edilmiştir.

**Anahtar Kelimeler-** Kalça Değiştirme, Tasarım Optimizasyonu, Sonlu Elemanlar Yöntemi, Taguchi Yöntemi, Parametrik Tasarım

<sup>1\*</sup>Sorumlu yazar iletişim: [ozkan.kucuk@bilecik.edu.tr](mailto:ozkan.kucuk@bilecik.edu.tr) (<https://orcid.org/0000-0002-4337-4454>)

*Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi, Gülümbe Kampüsü, Merkez, Bilecik*

<sup>2</sup>İletişim: [burak.ozturk@bilecek.edu.tr](mailto:burak.ozturk@bilecek.edu.tr) (<https://orcid.org/0000-0002-1018-6545>)

*Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi, Gülümbe Kampüsü, Merkez, Bilecik*

## Investigation of the Effects of Loft Design Tool Cross-Section Changes on Stress Amount in Hip Prosthesis

### ABSTRACT

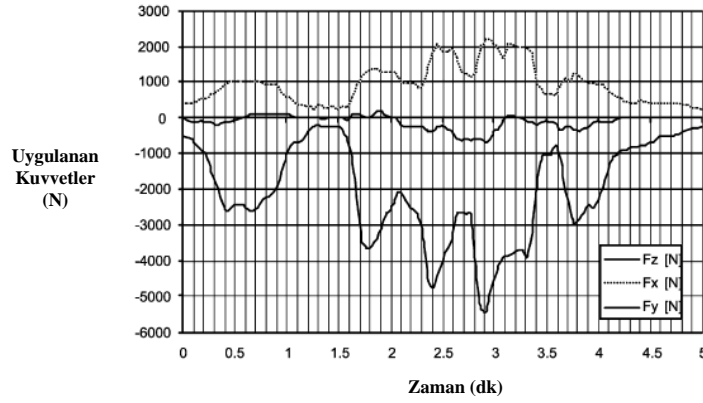
In patients with severe damage to the hip joints, hip prostheses are used as a result of replacing the damaged joint as an artificial joint. The hip prosthesis consists of main parts made of cobalt chrome or titanium and plastic, metal or ceramic spacers where they join. It is known that there are many design problems related to hip prostheses and their applications. With the aim of solving these problems, three different types of design geometry with industrial design were selected and modeled with the Catia V5 program. Considering the forces affecting the assembly design of these prostheses and femur, the safety coefficient values were calculated under engineering stress in the finite element method. Considering these calculations, among three different industrial designs, the design type whose volume ratio is low and the stress amount is lower than the other designs was determined. It has been observed that this design can be modeled with a loft design tool that includes 6 different sections. The size variation of the profiles in these sections is modeled by making 1 mm offset from the main design geometry. Taguchi  $L_8$  experimental design was used for this modeling. Thus, the effect of each section on the strength and volume properties has been analyzed using statistical methods. The volume of these prostheses designed with reverse engineering varies between 31285 and 18438 mm<sup>3</sup>. Necessary design choices were made by taking these results into consideration in order to obtain minimum volume and maximum safety coefficient. Experimental design parameters for the minimum design were determined as A2, B1, C1, D2, E1, F1. According to these results, the volume was found to be 17975mm<sup>3</sup> and the maximum stress on the body as 774 MPa. Thus, the volume amount was reduced by 4%, while the safety factor was increased by 8%. Considering these results, the maximum safety has been obtained for the minimum amount of volume.

**Keywords-** *Hip Replacement, Design Optimization, Finite Elements Method, Taguch Method, Parametric Design*

## I. GİRİŞ

Kalça protezlerinde ideal tasarım geometrisinin elde edilebilmesi için; ilk olarak hasta durum raporlarının ve literatürde yer alan analiz çalışmalarının birlikte ele alınması gereklidir. Total kalça artroplastisinde bir femoral stem kırığı nadir görülen bir komplikasyon olduğu birçok yazar tarafından bildirilmiştir [1-4]. Avrupa’da çeşitli kurumlar bazı revizyon işlemleri bildirilmiştir ve yayınlanan raporlara göre son yıllardaki vaka sayısında bir artış gözlemlenmiştir [5-6]. Literatürde, özellikle modüler bileşenlerin kullanıldığı durumlarda, bu tür komplikasyonların çeşitli vakaları vardır. Kırık normal olarak modüler baş ara yüzünde oluşmaktayken, modüler boyun-gövde ara yüzeyinde de meydana gelmektedir. Uzun bir femur boynu kullanımı, hastanın aktivite seviyesi, gevşeme, varus dizilişi ve metalürjik ve tasarım faktörleri de dâhil olmak üzere kırık riskini artıran birçok faktör olduğu literatürde açıklanmıştır [4,7,8]. Farklı hasta durum raporlarında özellikle kalça protezi tasarım geometrisinde malzeme ve tasarım kaynaklı yorulma davranışına bağlı olarak kırılma vakaları görülmektedir. Ayrıca şimşek çarpması gibi durumlarda da bir hasta durum raporu bildirilmiştir [9]. 77 yaşındaki bir sağlıklı kadın, femur sapının kırılmasından 6 ay önce minimal invaziv total kalça artroplastisi uygulanmıştır. Altı ay sonra, hasta ağır kaldırma sonrası femor ağrısı geçirmiştir ve sonuçlar femoral gövdede kırık olduğunu göstermiştir [10]. 1996 yılında 57 yaşında bir kadında sol kasık ağrısı ortaya çıkmıştır. Sonrasında kalça protezi uygulamasına karar verilmiştir. Ameliyat sırasında hastanın boyu 151 cm ve ağırlığı ise 59 kilogram olarak ölçülmüştür. Çimento protezin bir Centralign kalça protezi kullanılarak spinal anestezi altında gerçekleştirilmiştir. Ameliyattan 4 yıl sonra klinik semptomlar ortaya çıkmıştır [11]. Başka bir hastada ise ameliyattan altı yıl sonra bazı bölgelerde gövde ile çimento arasında kopma görülmüştür. Ameliyattan yedi yıl sonra ise kökün çimento örtüsünden ayrılması ve bazı bölgelerinde osteoliz genişlemiştir. 7,5 yıl sonra protez kullanılamayacak şekilde kırılması sonucunda revizyon yapılmasına karar verilmiştir [12].

Artroplasti uygulamalarında ortalama protez kullanım ömrü 15 yıl olarak belirlenmiştir. Bu bulgularda, 15 yıldan daha kısa sürede protezlerin kırılabildiği gözlemlenmiştir. Özellikle hastanın zamanla aldığı kilo, metalürjik zayıflık, bazı kazalar, vb. etkenlerin kullanım ömrünü azalttığı gözlemlenmiştir. Ayrıca birçok farklı tip tasarım geometrisine sahip kalça protezinin artroplasti uygulamalarında kullanıldığı ve belirli bir standarda sahip olmadığı söylenebilir. Bu protezlerin literatürde yer alan sonlu elemanlar yöntemi ile analiz çalışmaları incelenerek protezlerin mukavemet özellikleri ile ilgili güncel çalışmalar rapor edilmiştir. Total veya parsiyel kalça replasmanı, kalça eklemine parçalarının çıkarıldığı ve protez olarak bilinen yapay parçalarla yer değiştirdiği cerrahi bir prosedürdür. [13, 14] Titanyum bazlı alaşımlar, özellikle Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-7Nb, eklem protezleri için halen en yaygın kullanılan malzemeler olup, ASTM standardında biyomalzeme olarak tescil edilmiştir. Başarısızlıktan kaçınmak mümkün olmasa da son çalışmalar bir implantın geliştirilmesinde yıkıcı başarısızlıklarını önlemek için tasarım araçlarına odaklanmıştır [15-17]. Total veya parsiyel kalça artroplastisi alanında sayısal yöntemler kullanılarak yapılan birçok çalışmanın amacı, ortopedik implantların genel güvenilirliğini arttırmaktır [18-20]. Böylece, Sonlu Elemanlar Metodu (FEM) ve Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD) yöntemleri kullanılarak birçok farklı mühendislik problemin sonucu hesaplanabilmektedir. Protezin FEM analizi, Ti-6Al-4V alaşımından yapılmış bir model için düz bir yüzey üzerinde yavaş yürümeyi simule etmek için ABAQUS (Dassault Systèmes) yazılımı kullanılmıştır. Kalça implantının mekanik davranışının ön çalışmaları için, bir malzemenin doğrusal elastik davranışı, iki elastik sabitin bir fonksiyonu olarak analiz edilmiştir. Bir protezde yürüyüş sırasında üç eksen üzerinde oluşan kuvvetleri sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak araştırmışlardır. Sonlu elemanlar ile stres analizi tekniği, statik yük analizine dayanan yapay kalça eklemlerindeki yük taşıyıcı bileşenlerde tasarım ve malzeme seçimini, hasta aktivitesi sırasında en yüksek yükü seçerek optimize etmek için kullanılmaktadır. Bu nedenle bir çarpma sırasında kalça protezi kullanıcısında oluşan kuvvetler sonlu elemanları kullanılarak hesaplanmıştır. Bu analiz sırasında uygulanan kuvvetler ve sabitlenen yüzeyler şekil 1’de verilmiştir [23]. Bu makalede literatürden farklı olarak, bir kalça protezinin tasarım geometrisini oluşturabilmek için, çoklu kesitten yüzey oluşturma işlemi olan loft tasarım aracındaki taslakların optimum ölçüleri araştırılmıştır. Tersine mühendislik ve Taguchi Metodu ayrıca bu araştırmada ideal tasarım geometrisinin modellenmesi için uygulanmıştır.



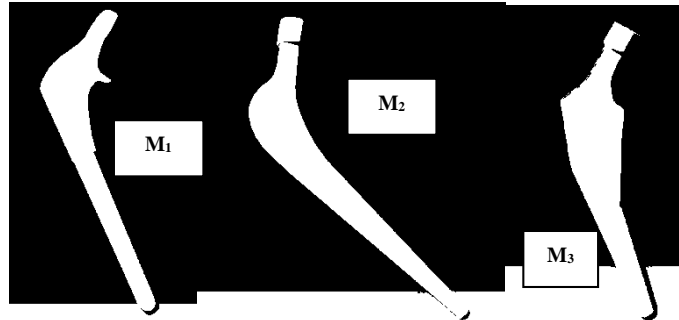
Şekil 1. Bir yere çarpma sonucunda kalça protezinde oluşan kuvvetler [23].

## II. MATERYAL VE METOT

Endüstride kalça protezleri birçok farklı tip tasarım geometrisine sahip olarak üretilmektedir ve bu model geometrileri tasarım patentleri ile tescil edilmektedir. Şekil 2’de yer alan üç farklı tip protez tasarımları endüstride üretimi en yaygın olan geometri tipleri olduğu belirlenmiştir. Catia V5 programı tersine mühendislik aracı kullanılarak bu üç tasarım geometrileri modellenmiştir (Şekil 3).

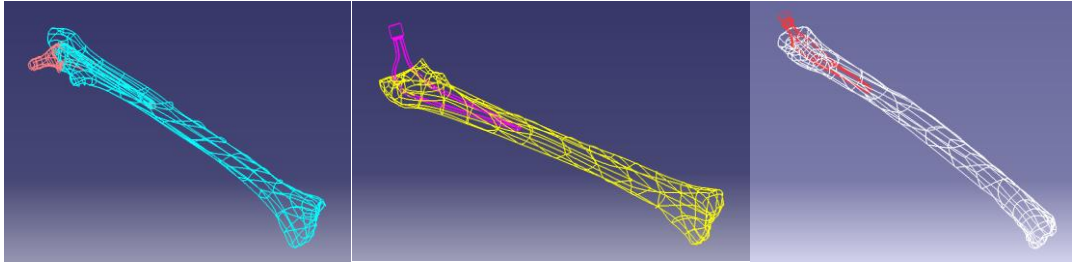


Şekil 2. Üç farklı tip tasarım geometrisine sahip protez tasarımları



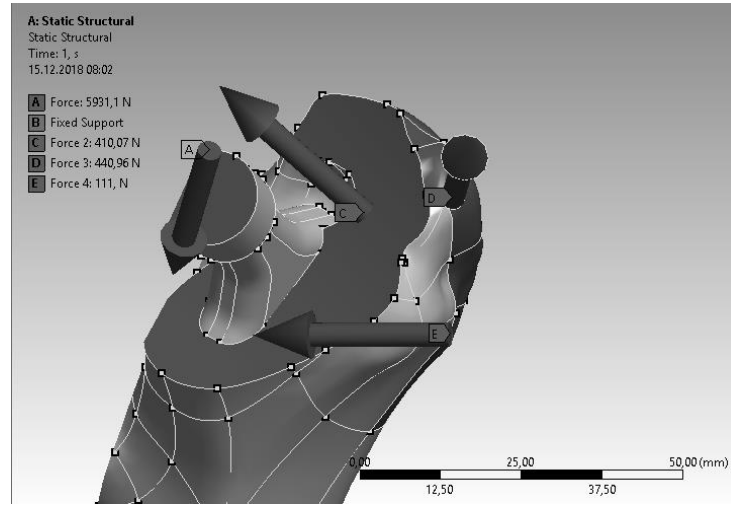
Şekil 3. Tasarımı yapılan üç farklı tip model geometrisi

Artroplasti uygulamalarında femur kemiğine kalça protezinin montajı özel bir çimento veya vidalı birleştirme yardımıyla yapılmaktadır. Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak kalça protezlerinin gerilme dağılım analizleri yapılabilmesi için; femur kemiği ile protezlerin montaj tasarımı yapılmıştır (Şekil 4). Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V ve kemik malzemelerinin ANSYS-Workbench malzeme kütüphanesinde tanımlanmış mekanik özellikleri Tablo 2’de yer almaktadır.



Şekil 4. Farklı tip tasarımların montaj tasarımı

Yürüyüş sırasında bir kalça protezinde dört farklı bölgede gerilmelerin oluştuğu rapor edilmiştir [23]. Bu kuvvetler referans alınarak femur ve kalça protezi üzerinde seçimler yapılmıştır (Şekil 5). Böylece sonlu elemanlar yöntemi ile gerçek koşullar altında analiz çalışması yapılabilecektir [24].



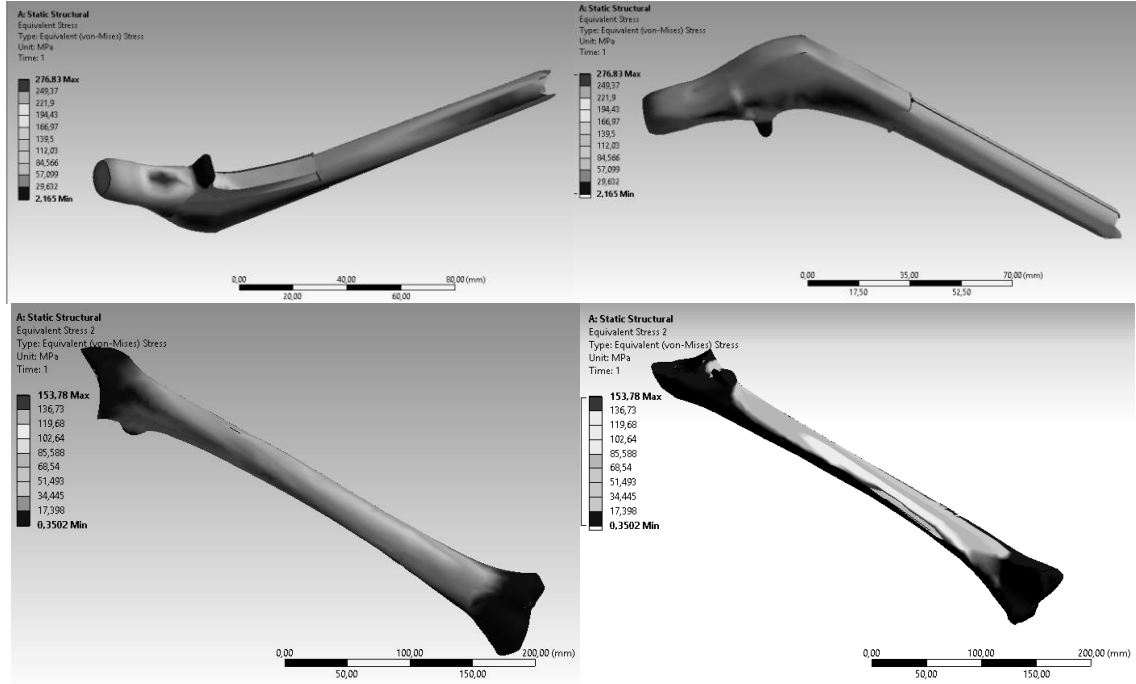
Şekil 5. Montajda tanımlanan kuvvetler

Tablo 1. Malzeme Özellikleri femur (solda), Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V sağda (sağ)

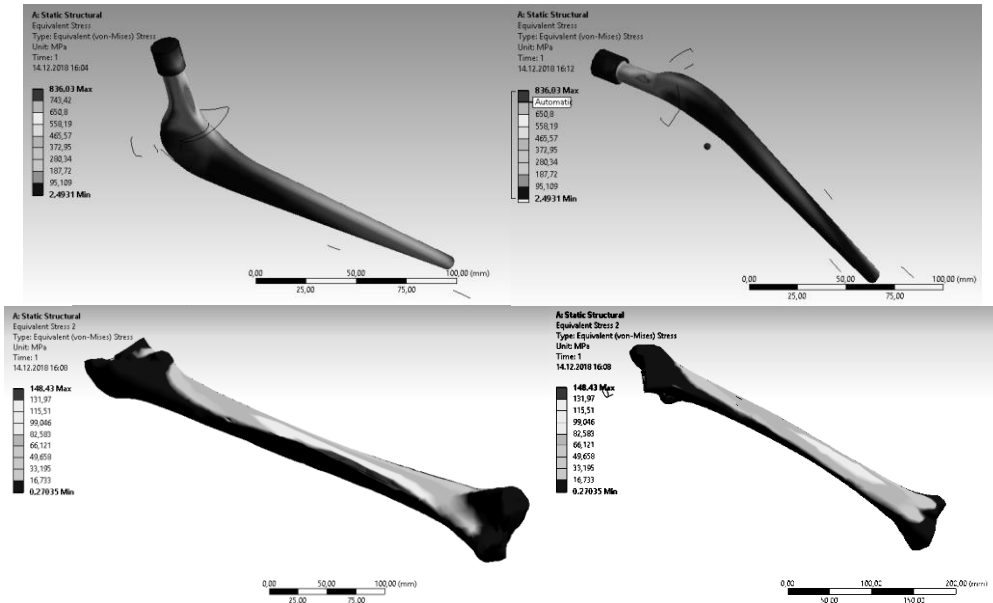
	Özkütle	Young Modülü	Poission Oranı	Akma Dayanımı
Femur	1990	16200	0,38	114
Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V	4430	1e+05	0,32	830

Farklı geometrilere sahip kalça protezlerinin montaj tasarımları; belirlenen malzeme özellikleri tanımlanarak ve kuvvetler uygulanarak mühendislik gerilmeleri için ANSYS 15 programında maksimum gerilme miktarı hesaplamaları yapılmıştır. Her bir analiz çalışmasının gerilme dağılımı sonuçları femur ve protezler için şekil 6-8’de yer almaktadır. Bu sonuçlara göre protez üzerinde oluşan gerilme değişimlerinin; protez yüzeyi üzerinde farklılık gösterdiği belirlenmiştir. Protezlerin yüksek emniyet katsayısı sergilemesi istenirken, femur

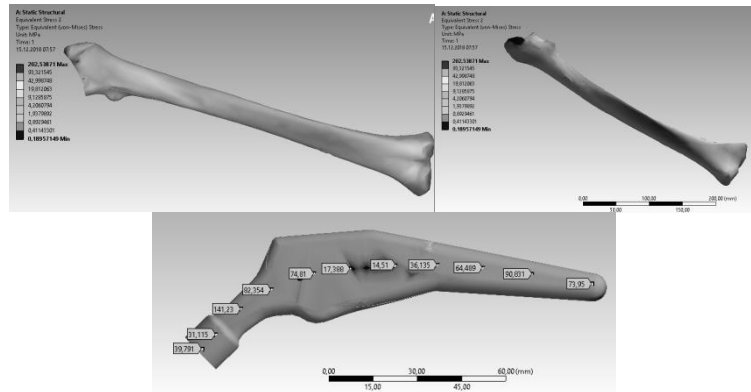
emniyet katsayısının protezin altına düşmemesi için optimum tasarım geometrisinin seçiminin yapılması gereklidir.



Şekil 6. M<sub>1</sub> için yüzeylerde oluşan gerilme dağılımı sonuçları



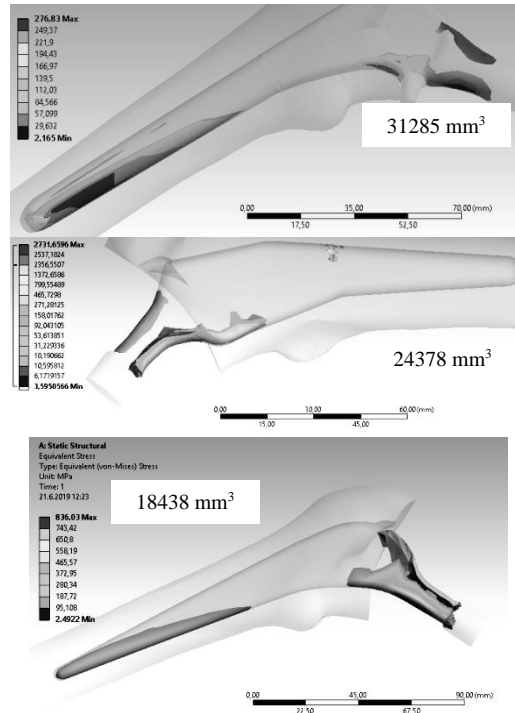
Şekil 7. M<sub>2</sub> için yüzeylerde oluşan gerilme dağılımı sonuçları



Şekil 8. M<sub>3</sub> için yüzeylerde oluşan gerilme dağılımı sonuçları

### III. TAGUCHİ VE ANOVA VARYANS ANALİZİ

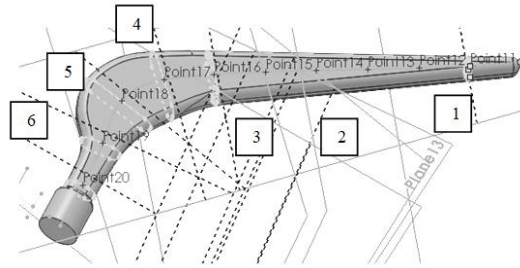
Sonlu elemanlar yardımıyla yapılan analiz sonuçları incelendiğinde; gerilme dağılımlarının farklı değerlere sahip olduğu ve geometri yüzey alanlarında çok değişken değerler sahip olduğu ortaya çıkmıştır (Şekil 9). Üç farklı tasarımın gerilme dağılım sonuçları ele alındığında 1. Tasarımın hacim değeri en yüksek modeldir. Bununla birlikte bu geometrinin gerilme miktarı oldukça azdır. İkinci tasarımın hacmi nispeten 1. Tasarıma göre düşük olsa da 3. Tasarıma göre yüksektir. Fakat gerilme miktarı çok düşüktür. Üçüncü tasarımın gerilme miktarı çok yüksek olsa da hacim miktarı çok düşüktür. Bu tasarım geometrisinin üç farklı model geometrisi içinde en ideal geometri olduğu belirlenmiştir.



Şekil 9. Modeller için gerilme değişimlerini model dağılımı

Bu tasarım geometrisi incelendiğinde “Loft” tasarım aracı yardımıyla 6 farklı kesit ile oluşturulabileceği gözlemlenmiştir (Şekil 10). Altı farklı kesitin her biri ofset araç çubuğuyla 1 mm kalınlaştırılabileceği, böylece emniyet katsayısının artırılabilmesi düşünülmektedir.

Bununla birlikte hacmin optimum değerinde olması için her bir kesitin mukavemet sonuçlarında etki oranlarının belirlenmesi kritik bir öneme sahiptir. Bilimsel araştırmalarda Taguchi yöntemi kullanılarak bir çok farklı optimizasyon araştırması yüksek güvenilirlik oranı ile tamamlanmıştır [25-29]. Bu çalışmada da Taguchi L<sub>8</sub> ortogonal deney tasarımı kullanılarak parametrik tasarım yapılmasına karar verilmiştir. Böylece minimum hacim ve maksimum emniyet katsayısı elde edilebilecektir.



Şekil 10. Tasarımı oluşturan altı farklı kesit

6 farklı tasarım parametresi ve iki farklı seviyesi için Tablo 2’de yer alan Taguchi deney tasarımı oluşturulmuştur. Bu deney tasarımının birinci seviyesi her bir kesit profilinin ofset verilmemiş değeri iken, ikinci seviyesi ise dışa doğru 1 mm ofsetli şeklidir. Böylece her bir kesitin mukavemet ve hacim özelliklerine etkisi istatistiksel yöntemler kullanılarak incelenebilecektir. Her bir deney tasarımı için geometriler modellenerek şekil 5’de yer alan kuvvetler altında yeniden ANSYS programında analiz edilmiştir. Farklı tasarımların gövde ve sap kısımlarının ayrı ayrı olarak maksimum gerilme miktarları ölçülmüştür (Tablo 2.).

Tablo 2. L<sub>8</sub> Taguchi Deney tasarımı parametreleri ve seviyeleri

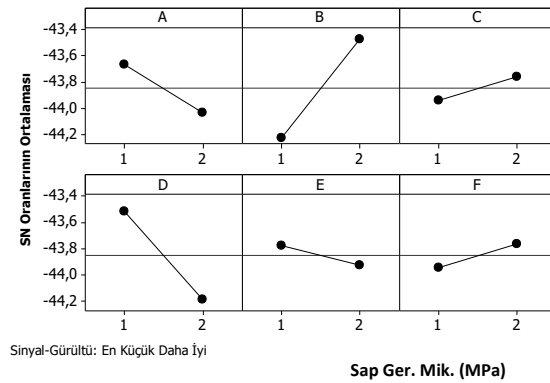
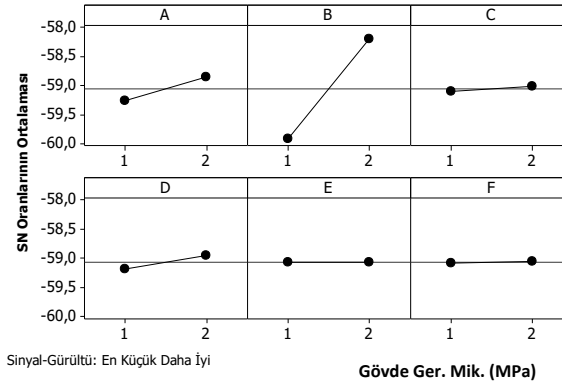
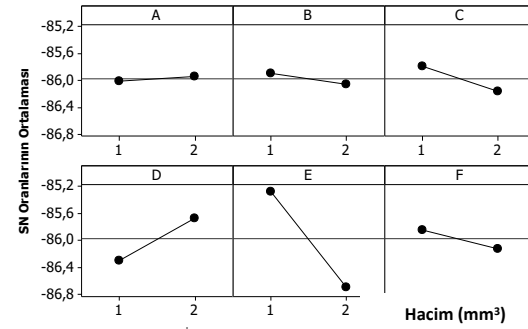
P1	P2	P3	P4	P5	P6	Hacim (mm <sup>3</sup> )	Gövde Ger. Mik. (MPa)	Sap Ger. Mik. (MPa)
1	1	1	1	1	1	18439	1015	148
1	1	1	2	2	2	20336	1023	175
1	2	2	1	1	2	19714	856	143
1	2	2	2	2	1	21519	803	146
2	1	2	1	2	1	21958	998	169
2	1	2	2	1	2	18365	928	160
2	2	1	1	2	2	22685	791	141
2	2	1	2	1	1	16922	805	168

Hacim 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 ürün kalitesi, maliyeti ve ömrü açısından büyük bir öneme sahiptir. S/N değerlerinin hesaplanmasında Eş.1,2 ve 3 kullanılmaktadır. Minitap programında Taguchi Analizi yapılarak şekil 11’de yer alan S/N oranları hesaplanmıştır. Bu sonuçlar optimum tasarım seviyelerinin seçilmesinde bize yol göstermektedir. Minimum hacim ve maksimum emniyet katsayısı elde edilebilmesi için gerekli tasarım seçimleri bu sonuçlar dikkate alınarak yapılmıştır.

$$\text{Nominal en iyidir : } SN_N = -10 \log \left( \frac{\overline{y^2}}{S} \right) \quad (1)$$

$$\text{En büyük en iyidir: } SN_L = -10 \log_{10} \left( \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{1}{Y_i^2} \right) \quad (2)$$

$$\text{En küçük en iyidir: } SN_S = -10 \log_{10} \left( \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Y_i^2 \right) \quad (3)$$



Şekil 11. Hacim Değişimleri, Gövde Gerilme Miktarları ve Sap Gerilme Miktarları için S/N oranları

Deney tasarımı bir çok farklı alanda optimum koşulların belirlenmesi için kullanılmaktadır [30,31]. Optimum tasarım için deney tasarımı parametreleri A<sub>2</sub>, B<sub>1</sub>, C<sub>1</sub>, D<sub>2</sub>, E<sub>1</sub> ve F<sub>1</sub> olarak bulunmuştur. Bununla birlikte protezin sap ve gövde tasarımı için optimum deney tasarımı parametrelerinin seviyeleri farklılık göstermiştir.

Tablo 2’de yer alan değerler dikkate alındığında gövdede oluşan gerilme miktarı daha fazla olduğu için tasarım yapılırken bu bölgede optimum koşulların dikkate alınmasının gerektiği gözlemlenmiştir. Böylece A<sub>2</sub>, B<sub>2</sub>, C<sub>2</sub>, D<sub>2</sub>, E<sub>1</sub> veya E<sub>2</sub> ve F<sub>2</sub> parametreleri ve seviyelerinin seçilmesinin gerektiği belirlenmiştir. Minimum hacim ve maksimum emniyet katsayısını bulmak için ise Anova Varyans analizi yapılmıştır. Çünkü, hacim ve gerilme miktarı seçiminde ortak olmayan seviyelerde % etkinin dikkate alınması çok önemlidir ve bu yüzden Minitap programında varyans analizi yapılmış ve Tablo 3’deki sonuçlar elde edilmiştir.

**Tablo 3.** Varyans analizi sonuçları

Hacim;						
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
A	1	761	761	761	0,00	0,976
B	1	379320	379320	379320	0,70	0,556
C	1	1259284	1259285	1259285	2,33	0,369
D	1	3995965	3995964	3995964	7,40	0,224
E	1	21313920	21313920	21313920	39,49	0,100
F	1	639581	639581	639581	1,18	0,473
Error	1	539760	539760	539760		
Total	7	28128591				

S = 734,684 R-Sq = 98,08% R-Sq(adj) = 86,57%

Gövde;						
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
A	1	3828	3828	3828	1,46	0,440
B	1	62835	62835	62835	23,91	0,128
C	1	300	300	300	0,11	0,793
D	1	1275	1275	1275	0,49	0,613
E	1	15	15	15	0,01	0,952
F	1	66	66	66	0,03	0,900
Error	1	2628	2628	2628		
Total	7	70948				

S = 51,2652 R-Sq = 96,30% R-Sq(adj) = 74,07%

Sap;						
Source	DF	Seq SS	Adj SS	Adj MS	F	P
A	1	84,5	84,5	84,5	0,19	0,740
B	1	364,5	364,5	364,5	0,81	0,533
C	1	24,5	24,5	24,5	0,05	0,854
D	1	288,0	288,0	288,0	0,64	0,570
E	1	18,0	18,0	18,0	0,04	0,874
F	1	18,0	18,0	18,0	0,04	0,874
Error	1	450,0	450,0	450,0		
Total	7	1247,5				

S = 21,2132 R-Sq = 63,93% R-Sq(adj) = 0,00%

#### IV. SONUÇLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Endüstride ve literatürde bir çok farklı tip protez geometrisi yer almaktadır. Bu yüzden bir çok farklı yöntem kullanılarak optimum tasarım elde edilebilmektedir. Bu analiz sonuçları ile gerilme miktarının yüksek olduğu bölgeler belirlenerek bu bölgeler mukavemet artırıcı tasarımsal değişikliklere tabi tutulacaktır. Böylece tasarımlar kırılma olasılığı yüksek olan bölgeler için güçlendirilebilecektir. Ayrıca gerilmenin az olduğu bölgelerde tasarım ağırlığı azaltılabilecektir. Bunun sonucunda tasarım hafifletilebilecektir. Farklı tip tasarım geometrilerinin gerilme dağılım grafikleri birbirinden farklı sonuçlar vermiştir. M<sub>3</sub> tasarımında gerilme miktarının daha az oluşacağı belirlenmiştir. M<sub>1</sub> tasarımında ise özellikle sap kısmında gerilmenin çok fazla olduğu gözlemlenmiştir. Bu sonuçlar hasta durum raporlardaki kırılma şekilleri ile benzerlik göstermiştir [9, 10, 12]. Bu da sonlu elemanlar analizinin doğru bir şekilde yapıldığını göstermektedir. Kemikte oluşan gerilme sonuçları incelendiğinde M<sub>1</sub> kemiğinde 153 MPa, M<sub>2</sub> kemiğinde 148 MPa ve M<sub>3</sub> kemiğinde 202 MPa maksimum gerilme gözlemlenmiştir.

Bu araştırmada, Taguchi Metodu kullanarak bir kalça protezinin tasarımına karar verilebileceği öngörölmüştür. Minimum hacim ve gövdede oluşan gerilmelerin optimum seviyeleri belirlenirken ilk olarak ortak parametre seviyeleri incelenir. Buna göre  $A_2$ ,  $D_2$  ve  $E_1$  seçimi ortak parametre seviyeleridir. Bunun dışında kalan parametreler etki oranları dikkate alınarak yapılmıştır. Buna göre B parametresi incelendiğinde bu parametrenin gerilmeye etkisi hacimden daha fazladır. Bu yüzden  $B_2$  seviyesi seçilmelidir. C için ise hacim miktarına etkisi daha yüksek olduğundan  $C_2$  seviyesi seçilmelidir. F parametresinde de C'de olduğu gibi hacim miktarına etkisi daha yüksek olduğundan  $F_1$  seçilmelidir. Bu sonuçlar için hacim  $17975\text{mm}^3$  ve gövde de oluşan maksimum gerilme 774 Mpa dır. Sonuç olarak maksimum emniyet, minimum hacim miktarı için elde edilmiştir.

#### TEŐEKKÜR

Bu çalışma, Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından desteklenen 2018-01.BŞEÜ.03-04 numaralı proje kapsamında yürütölmüştür. Yazarlar, Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesine mali desteklerinden dolayı teőekkür etmektedir.

#### V. KAYNAKLAR

- [1] Dangles, C. J., Altstetter, C. J. (2010). Failure of the modular neck in a total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*, 25 (7), 1169, 5-7.
- [2] Sotereanos, N. G., Sauber, T. J., Tupis, T. T. (2013). Modular femoral neck fracture after primary total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*, 28 (1), 196. 7-9.
- [3] Morley, D., Starks, I., Lim J. (2012). A case of a C-Stem fracture at the head-neck junction and a review of the literature. *Case Rep Orthop*, Article ID 158604
- [4] Baratz, M. D., Abdeen, A. (2014). Fracture of a tapered femoral neck after total hip arthroplasty. *JBJS Case Connect*, 4 (1), 1-4.
- [5] Garellick, G, K€arrholm, J, Rogmark, C, Rolfson, O. (2012). Swedish Hip Arthroplasty Register: Annual Report; Available at: [www.shpr.se/en/](http://www.shpr.se/en/)
- [6] National Joint Registry for England. Report Wales and Northern Ireland. 7th Annual Report, 2010-2014. Available at: [www.njrcentre.org.uk](http://www.njrcentre.org.uk).
- [7] Charnley J. (1975). Fracture of femoral prostheses in total hip replacement. A clinical study. *Clin Orthop.*, 11:105-120.
- [8] Galante, J. O. (1980). Causes of fractures of the femoral component in total hip replacement. *J Bone Jt Surg Am.*, 62(4), 670-673.
- [9] Lizano-Díez, X, Alentorn-Geli, E, León-García, A, Marqués-López, F. (2016). Fracture of the femoral component after a lightning strike injury: A case report. *Acta Orthop Traumatol Turc*, 51(1), 84-87.
- [10] Benthien, J. P., & Siepen, W. (2014). Early failure of a non-cemented femoral stem after minimal-invasive total hip arthroplasty: cause analysis and classification. *Musculoskeletal surgery*, 98(1), 77-80.
- [11] Mulroy, W. F., Estok, D. M., Harris, W. H. (1995). Total hip arthroplasty with use of so-called second-generation cementing techniques. *J Bone Joint Surg*, 77(12), 1845-52.
- [12] Yamasaki, S., Masuhara, K., Fuji, T. (2006). Fracture of the precoated femoral component after cemented total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Science*, 11(3), 308-311.
- [13] Park, J. B. (2000). Hip Joint Prosthesis Fixation-Problems and Possible Solutions. *The Biomedical Engineering Handbook*, Second Edition, CRC Press LLC, 46.1 - 46.3

- [14] Jeffrey, N. K. (2006). Total joint replacement in osteoarthritis. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 20(1), 145–153.
- [15] Griza, S., Zanon, G., Silva, E.P., Bertoni, F., Reguly, A., Strohaecker, T.R. (2009). Design aspects involved in a cemented THA stem failure case. *Engineering Failure Analysis*, 16(1), 512–520.
- [16] Hernandez-Rodriguez, M. A. L., Ortega-Saenz, J. A., Contreras-Hernandez G..R. (2010). Failure analysis of a total hip prosthesis implanted in active patient. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 3, 619–622.
- [17] Paliwal, M., Allan, D. G., Filip, P. (2010). Failure analysis of three uncemented titanium-alloy modular total hip stems. *Engineering Failure Analysis*. 17(5), 1230–1238.
- [18] Bennett, D., Goswami, T. (2008). Finite element analysis of hip stem designs. *Materials & Design*. 29(1), 45–60
- [19] Senalp, A. Z., Kayabaşı, O., Kurtaran, H. (2007). Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis. *Materials and Design*, 28, 1577–1583.
- [20] Niesłony, P., Grzesik, W., Laskowski, P., Sienawski, J. (2014). Numerical and Experimental Analysis of Residual Stresses Generated in the Machining of Ti6Al4V Titanium Alloy. 2nd CIRP Conference on Surface Integrity (CSI), *Procedia CIRP*, 13, 78–83.
- [21] Katarina Colic, Aleksandar Sedmak, Aleksandar Grbovic, Uros Tatic, Simon Sedmak, Branislav Djordjevic, (2016), Finite Element Modeling of Hip Implant Static Loading, *Procedia Engineering*, 149, 257-262.
- [22] Kayabaşı, O., Erzincanlı, F. (2006) Finite element modeling and analysis of new cemented hip prosthesis. *Advances in Engineering Software*, 37, 477-483.
- [23] El'Sheikh, H. F., MacDonald, B. J., Hashmi, M. S. J. (2003). Finite element simulation of the hip joint during stumbling: a comparison between static and dynamic loading. *Journal of Materials Processing Technology*, 143–144, 249-255,
- [24] Black, J., Hastings, G. (1998). *Handbook of Biomaterial Properties*, Chapman & Hall, London., Springer US10.1007/978-1-4615-5801-9
- [25] Nas E and Öztürk B. (2018). Optimization of surface roughness via the Taguchi method and investigation of energy consumption when milling spheroidal graphite cast iron materials. *Mater Test*, 60, 519-524.
- [26] Öztürk, B, Uğur, L, Erzincanlı, F, Küçük, Ö. (2018). Optimization of Polyethylene Inserts Design Geometry of Total Knee Prosthesis". *International Scientific and Vocational Studies Journal* 2, 31-39
- [27] Kara F and Öztürk B. (2018). Comparison and optimization of PVD and CVD method on surface roughness and flank wear in hard machining of DIN 1.2738 mold steel. *Sensor Rev* 2018; 39. <https://doi.org/10.1108/SR-12-2017-0266>
- [28] Öztürk, B. ve Küçük, Ö., (2019). Bakır ve Pirinç Talaşı ile Takviye Edilmiş Boru Bağlantı Elemanlarının İki Farklı Üretim Türü İçin (SEC) Özel Enerji Tüketim Modeli. *Politeknik Dergisi*, DOI: 10.2339/politeknik.473105.
- [29] Öztürk, B., Erzincanlı, F., Development of femoral component design geometry by using DMROVAS (design method requiring optimum volume and safety), [www.emeraldinsight.com/0264-4401.htm7](http://www.emeraldinsight.com/0264-4401.htm7)
- [30] Kara, F., Takmaz, A., (2019). Optimization by the Taguchi method of effect on the surface roughness of cryogenic treatment applied to cutting tools, *Material Testing*, 61(11): 1101-1104.

- [31] Kara, F., (2018). Optimization of surface roughness in finish milling of AISI P20+S plastic mold steel, *Materials and Technology*, 52(2):195–200.