

TÜRKİYE CUMHURİYETİ

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

**ORTOPEDİ ve TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI**

**DeneySEL Dinamik Kilitli Plağın Mevcut Kilitli Plaklarla
Sonlu Eleman Analizi İle Karşılaştırması**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Mustafa Çağrı Avcı

2011

ANKARA

T.C.
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ

Ortopedi ve Travmatoloji Uzmanlık Programı
çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından
Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:...../...../.....

TEZ KONU BAŞLIĞI

**Deneysel Dinamik Kilitli Plağın Mevcut Kilitli Plaklarla
Sonlu Eleman Analizi İle Karşılaştırması**

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Gürkan Özkoç

Tez Jürisi Üyeleri:

Adı Soyadı

İmzası

.....

.....

.....

.....

.....

.....

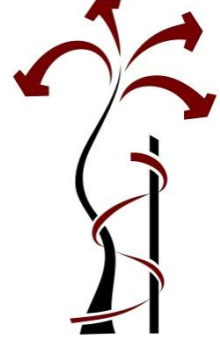
.....

.....

.....

.....

ONAY:



TÜRKİYE CUMHURİYETİ

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

**ORTOPEDİ ve TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI**

**DeneySEL Dinamik Kilitli Plağın Mevcut Kilitli Plaklarla
Sonlu Eleman Analizi İle Karşılaştırması**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Mustafa Çağrı Avcı

Tez Danışmanı

Doç. Dr. Gürkan Özkoç

2011

ANKARA

ÖZET

Günümüzde yaygın olarak kullandığımız kilitli plak sistemleri kırık tespitinde bize daha güvenli bir tespit ve yüksek kaynama oranları sağlasa da implantlarda karşılaşılan yorgunluk kırıkları hala sorun olmaya devam etmektedir. Bu sorun ile mücadele etmek için deneysel bir plak modeli geliştirildi.

Geliştirilen plakta plak ve vidalar arasında aksiyel yönde hareket edebilen sabit açılı pullar kullanarak plak üzerine binen makaslama güçlerini engellemeyi ve kemik üzerinde oluşan stres kalkanı etkisini önlemesi planlandı. Bu sayede kemikte oluşan bölgesel osteoporozu ve implanttaki biriken bölgesel yapısal hasarların yol açtığı yorgunluk kırıklarını engellemek hedeflendi.

Bu çalışmada deneysel Açısal Stabil Dinamik Plak (ASDP) ve yaygın olarak kullandığımız sabit plak vida ilişkisi olan Locking Compression Plate (LCP) ile karşılaştırılmıştır. Bu iki plak vida sistemini transvers, oblik ve 2mm boşluk ile transvers kırık modellerinde 750N aksiyel statik yük altında davranışlarını sonlu eleman analizinde karşılaştırılması hedeflendi. Bu çalışmalar sonucunda oluşturacağımız modellerin güvenlik faktörü, stres, yük yolu haritaları elde edildi. Bu çalışmada bütün modelleme ve simülasyonlar Solidworks (SolidWorks Corp, MA, ABD) programında yapıldı.

Oluşturduğumuz sonlu eleman analizinde sonuç olarak transvers kırık modelinde ASDP plağı stres kalkanı etkisini engellemiş ve kırık hattında daha fazla ve daha homojen bir yük dağılımı elde etmiştir. Oblik kırık modelinde ASDP plağı stres kalkanı etkisini engellese de kırık hattında belirgin bir yük farkı elde edememiştir. 2mm boşluğun olduğu kırık modellerinde ASDP LCP'ye göre daha düşük dayanıklılık göstermekle beraber kırık hattında umduğumuz yeterli dinamizasyonu gösterememiştir.

Çalışmamızda ASDP plağının hedeflediğimiz şekilde aksiyel yönde oluşan makaslama güçlerini ve stres kalkanı etkisini büyük ölçüde engellemeyi başarmış fakat pul ve plak arasındaki hareket yeterli istikrara ulaşmamıştır. Plağın yapısal zayıflıklarının azaltılması ve pul hareketlerindeki istikrarsızlığın çözülmesi için geliştirilmesine devam edilmesi planlanmıştır. Bu sayede gelecekte daha yüksek kaynama oranına daha az komplikasyon oranına sahip bir implant tasarlamak hedeflenmektedir.

Anahtar Kelimeler: Stres Kalkanı; İnternal Fiksasyon; Osteosentez; Yorgunluk Kırığı

ABSTRACT

Comparison of experimental dynamic locking plate with a common locking plate; a finite element analysis

Nowadays locked plate systems that widely used, provides us more secure fixation and high union rates, although rates of fatigue fractures of implants still remains a problem encountered. To overcome this problem we developed an experimental plate model.

At this experimental plate we planned to prevent shear forces over the plate and stress shielding effect on the bone with using fixed-angle washers that can move in the axial direction of the plate between plate and screws. In this way, we aimed to prevent regional osteoporosis of the bone and fatigue fractures of implants caused by accumulated regional structural damages.

In this study we planned to compare the reactions of experimental ASDP (angular stable dynamic plate) plate and widely used LCP(locking compression plate) with finite element analysis at transvers, oblique and transvers with 2mm gap fracture models under 750N axial static load. As a result of this study we gain factor of safety, stress and load-path plots of these models. We made all modellings and simulations with Solidworks (SolidWorks Corp, MA, USA).

As a result of finite element analysis; ASDP eliminate the stress shield at transverse fracture model and has gained high and more homogeneous distribution of the load at fracture line. Although ASDP eliminate the stress shielding effect at oblique fracture model, it failed to achieve significant difference in load distribution at fracture line. ASDP maintained less durability than LCP at fracture model with 2mm gap therewithal can't demonstrate sufficient dynamization that we expect.

In our study, ASDP plate largely succeeded to prevent shear forces in axial direction and stress shielding effect as we expected however it can't maintain decisive movement between plate and washer. We planned to continue the development of this plate for reduction of the structural weaknesses and prevent precarious movement of washer. In this way, we hope to develop a new implant that have high union rates and low complication rates.

Key words: stress shielding; internal fixation; osteosynthesis; fatigue fracture

İÇİNDEKİLER

<u>Bölüm:</u>	<u>Sayfa No:</u>
Özet.....	I
Abstact.....	II
İçindekiler.....	III
Teşekkür.....	IV
Simge ve Kısaltmalar.....	V
Şekiller Dizini.....	VI
Tablolar Dizini.....	VII
1. Giriş.....	1
2. Genel Bilgiler.....	2
2.1 ASDP Plağının Tasarımı.....	10
2.2 ASDP Plağının Uygulama Tekniği.....	13
3. Gereç ve Yöntem.....	15
4. Bulgular.....	17
4.1 Transvers Kırık Modelinde LCP Sonuçları.....	17
4.2 Transvers Kırık Modelinde ASDP Sonuçları.....	19
4.3 Oblik Kırık Modelinde LCP.....	22
4.4 Oblik Kırık Modelinde ASDP Sonuçları.....	24
4.5 2mm Gap ile Transvers Kırık Modelinde LCP Sonuçları.....	26
4.6 2mm Gap ile Birlikte Transvers Kırık Modelinde ASDP Sonuçları..	28
4.7 Kırık hattında saptanan stresler.....	30
5. Tartışma.....	33
6. Sonuç ve Öneriler.....	37
7. Kaynaklar.....	38

TEŞEKKÜR

Bu alıŐma sırasında yardımlarını esirgemeyen ve bu tezin son halini almasında katkısı olan herkese teşekkür etmek isterim.

Bu alıŐma sırasında tez danışmanlığını yapan Doç. Dr. Gürkan Özkoç'a, plağın tasarımı ve tezinin uluŐması sırasında verdikleri destek için Prof. Dr. Cengiz Tuncay, Prof. Dr. Hüseyin Demirörs, Prof. Dr. İlhami Kuru, Doç. Dr. Rahmi Can Akgün'e teşekkür ederim.

ÇalıŐmalarım sırasında yardımları ve fikri destekleri için çalışma arkadaşlarım olan araştırma görevlilerine teşekkür ederim.

Tasarımı yapılan plağın ilk üretiminin yapılması sırası geldiğinde yardımlarını esirgemeyen sayın Mustafa Ekiz'e ve diğerk Mikron Makine çalıŐanlarına teşekkür ederim.

Plağımızın prototipinin poliüretan kemik modelleri üzerinde uygulanabilirlik ve hareket analizleri sırasında sağladıkları el aletleri ve yardım için sayın Sefa Arı ve diğerk Biotravma Ltd. Sti. alıŐanlarına teşekkür ederim.

SİMGE ve KISALTMALAR

AO – Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen – Osteosentez çalışma grubu

DCP – Dynamic Compression Plate – Dinamik Kompresyon Plağı

LCDCP – Limited Contact Dynamic Compression Plate – Sınırlandırılmış Temaslı Dinamik Kompresyon Plağı

PC-Fix – Point Contact Fixator – Nokta Temaslı Fiksator

LCP – Locking Compression Plate – Kilitli Kompresyon Plağı

ASDP – Açısal Stabil Dinamik Plak

FOS – Factor Of Safety – Güvenlik Faktörü

18Cr-8Ni – SUS304 paslanmaz çelik - Fe, C <%0.08, Cr %18, Ni %8

Ti-6Al-4V – Bir çeşit titanyum alaşımı - Ti, Al %6, V %4

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekiller:</u>	<u>Sayfa No:</u>
Şekil 2.1: Carl Hansmann.....	2
Şekil 2.1: Hansmann'ın plağı.....	2
Şekil 2.3: Çeşitli boylarda Lane plakları.....	3
Şekil 2.4: Femura uygulanmış bir Lane plağı ve sonucu.....	3
Şekil 2.5: A. Lambotte'nin torna atölyesi.....	4
Şekil 2.6: A. Lambotte'nin plağı.....	4
Şekil 2.7: Eggers plağı.....	5
Şekil 2.8: Traksiyon altında plağın durumu.....	5
Şekil 2.9: Traksiyonun kaldırılması ile kırık hattının kapanması.....	5
Şekil 2.10: Coapteur isimli plak.....	6
Şekil 2.11: Bagby plağı.....	6
Şekil 2.12: Dinamik kompresyon plağı (DCP).....	7
Şekil 2.13: LC-DCP plaklarının alttan görünümü.....	8
Şekil 2.14: PC-Fix plağı ve diğer plakların temas yüzeyleri.....	8
Şekil 2.15: LCP plağı.....	9
Şekil 2.16: ASDP plağının vida-pul-plak ilişkisi.....	11
Şekil 2.17: Pulun ASDP'ye yerleştirilmesi.....	12
Şekil 2.18: ASDP plağı.....	12
Şekil 2.19: Dinamik ve Statik tespit.....	13
Şekil 3.1: Oblik kırık modelinde 8 delikli LCP.....	16
Şekil 4.1: Transvers kırık modelinde LCP plağının stres haritası.....	17
Şekil 4.2: Transvers kırık modelinde LCP plağı uygulandığında kemik dokusunda oluşan stresler.....	17
Şekil 4.3: Transvers kırık modelinde LCP plağı uygulandığında yük yolunun incelenmesi.....	18
Şekil 4.4: Transvers kırık modelinde LCP plağına ait FOS haritası.....	18
Şekil 4.5: Transvers kırık modelinde ASDP uygulandığında streslerin arttırılmış deformasyon ile birlikte incelenmesi.....	19
Şekil 4.6: 6. vidanın arttırılmış deformasyon görünümü.....	20
Şekil 4.7: Transvers kırık modelinde ASDP plağı uygulandığında kemik dokusunda oluşan stresler.....	20
Şekil 4.8: Transvers kırık modelinde ASDP plağı uygulandığında yük yolunun.....	21
Şekil 4.9: Transvers kırık modelinde ASDP plağına ait FOS haritası.....	21
Şekil 4.10: Oblik kırık modelinde LCP uygulandığında oluşan streslerin arttırılmış deformasyon ile birlikte incelenmesi.....	22
Şekil 4.11: Oblik kırık modelinde LCP plağı uygulandığında kemik dokusunda oluşan stresler.....	22

Sekiller:**Sayfa No:**

Şekil 4.12: Oblik kırık modelinde LCP plağına ait FOS haritası.....	23
Şekil 4.13: Oblik kırık modelinde LCP plağı uygulandığında yük yolunun incelenmesi.....	23
Şekil 4.14: Oblik kırık modelinde ASDP uygulandığında oluşan streslerin arttırılmış deformasyon ile birlikte incelenmesi.....	24
Şekil 4.15: Oblik kırık modelinde ASDP plağı uygulandığında kemik dokusunda oluşan stresler.....	24
Şekil 4.16: Oblik kırık modelinde ASDP plağına ait FOS haritası.....	25
Şekil 4.17: Oblik kırık modelinde ASDP plağı uygulandığında yük yolunun incelenmesi.....	25
Şekil 4.18: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde LCP plağı uygulandığında arttırılmış deformasyon ile stres haritası.....	26
Şekil 4.19: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde LCP plağı uygulandığında kemik dokusunda oluşan stresler.....	26
Şekil 4.20: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde LCP plağına ait FOS Haritası....	27
Şekil 4.21: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde LCP plağı uygulandığında ile yük yolunun incelenmesi.....	27
Şekil 4.22: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde ASDP plağı uygulandığında arttırılmış deformasyon ile stres haritası.....	28
Şekil 4.23: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde ASDP plağı uygulandığında kemik dokusunda oluşan stresler.....	28
Şekil 4.24: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde ASDP plağına ait FOS Haritası.	29
Şekil 4.25: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde ASDP plağı uygulandığında ile yük yolunun incelenmesi	29
Şekil 4.26: Transvers kırıkta LCP plağı uygulandığında kırık hattında oluşan stresler.	30
Şekil 4.27: Transvers kırıkta ASDP plağı uygulandığında kırık hattında oluşan stresler.....	30
Şekil 4.28: Oblik kırıkta LCP plağı uygulandığında kırık hattında oluşan stresler.....	31
Şekil 4.29: Oblik kırıkta ASDP plağı uygulandığında kırık hattında oluşan stresler.....	31
Şekil 4.30: 2mm boşluk ile transvers kırıkta LCP plağı uygulandığında kırık hattında oluşan stresler.....	32
Şekil 4.31: 2mm boşluk ile transvers kırıkta ASDP plağı uygulandığında kırık hattında oluşan stresler.....	32
Şekil 5.1: Transvers kırık modelinde kırık hattında saptanan değerler.....	34
Şekil 5.2: Oblik kırık modelinde kırık hattında saptanan değerler.....	35
Şekil 5.3: 2mm boşluk ile Transvers kırık modelinde kırık hattında saptanan değerler.....	36

TABLolar DİZİNİ

Tablo:

Sayfa No:

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan malzeme özellikleri..... 15

1. GİRİŞ

Kırık tespit yöntemlerinin gelişimi yüzyılı aşkın bir süreçte travmatoloji ile ilgilenen cerrahlar tarafından gösterilen çabalarla başlatılmış ve sonrasında milyarlarca dolarlık bir sektör haline gelen büyük kapitaller tarafından devam ettirilmiştir. Bunca yıllık gelişmeye rağmen alınan yol biz cerrahları kısmen tatmin etse de azalan yüzdeye rağmen başarısızlık ile sonuçlanan tedaviler cerrahları yeni arayışlara sevk etmektedir. Bu arayışlar teknolojinin ilerlemesi ve sektörün gelişmesi sonucu bilim insanlarının önünü açacağına kar kaygıları onları sınırlandırmaktadır. Bu problemlere karşı geliştirilmeye çalışılan çözümler uygulanabilir olması için bazı şartları karşılamalıdır. Bu çözümlerin üretim kolaylığı, eğitim kolaylığı, uygulama kolaylığı, farklı kırık tiplerine ve anatomiye uygun olması gerekmektedir. Ve en önemlisi üretici şirketlere mevcut mallardan daha fazla kar getirmelidir.

Günümüzde kırık iyileşmesinde artık daha az invaziv müdahaleler tercih edilirken yumuşak dokulara verilen özen artmıştır. Ayrıca on yıl öncesine kadar AO tarafından geliştirilmiş DCP plakları gibi basit malzemeler kullanılırken bugün gittikçe daha fazla mühendisliğin etkilemiş olduğu sabit açılı plaklar kullanılmaya başlanmış ve yaygınlaşmıştır. Bu sayede hem kemik dolaşımına daha az hasar verirken hem de kemik parçalarını tespiti kolaylaşmıştır. Böylece daha önce karşılaştığımız vida gevşemesi ve kaynamama gibi komplikasyonlar azalmıştır. Fakat plaklar üzerinde daha fazla makaslama kuvvetlerinin oluşması bu implantlarda yorgunluk kırıklarının oluşmasına neden olmaktadır. Ayrıca yüklerin büyük oranda plak tarafından taşınması plak altında kalan kemik dokusunda stres kalkını oluşturmakta ve bölgesel osteoporozu neden olmaktadır. Tekniğin daha karmaşık bir hale gelmesi uygulama hatalarının artmasına ve plaktan beklenen yararın elde edilememesine yol açmaktadır.

Bu tasarım merkezli çalışmamızda sisteme binen yükleri implantların taşımasından çok kırık hattına doğru yönlendirerek sadece ameliyat sırasında değil nekahet evresinde de insan biyolojisine zarar vermeyen bir tedavi yöntemi geliştirmeyi amaçladık. Makaslama kuvvetlerinin önlenmesi sonucu implant yetmezliği oluşması engellenmeye çalışıldı. Ayrıca tekniği daha basitleştirerek insan kaynaklı hataları azaltmak ve eğitim sürecini kolaylaştırmak amaçlandı.

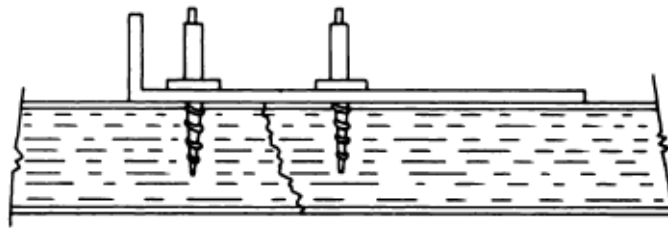
2. GENEL BİLGİLER

Kırık tedavisinde internal tespit yöntemlerinin kullanılması 18. yüzyıldan beri uygulanan bir yöntemdir. 1770 yılında A.M. Icart'ın pirinç tellerle internal tespit uygulamaya başladığı bilinmektedir. 1862 yılında Gurlt yayınladığı kitabında bazı hastaların üzerinde açık redüksiyon ve internal tespitin uygulandığından bahsetmiştir. 1870 yılında Laurent Jean Babtiste Bèrenger-Fèraud "Traité de L'immobilisation directe des fragments asseux dans les fractures" adlı internal tespit ile ilgili makalesini yayınlamıştır. 1877 yılında Lister gümüş tel kullanarak patella kırıklarına internal tespit uygulamaya başlamış ve 1888 yılında 7 iyi sonuca ulaşmıştır.

1886 yılında Carl Hansmann'ın (Şekil 2.1) tasarladığı ilk plak ile internal tespit için yeni bir yöneme kavuşulmuştur. Bu plak redüksiyon sonrası kemik üzerine yerleştiriliyor; perkütan olarak yerleştirilen yivli çivilerle kırık tespit ediliyordu. Plagın bir ucu dışarıda kıvrılarak bırakılıyordu. Kırık kaynadıktan sonra plak kolaylıkla çıkartılıyordu. (Şekil 2.1)

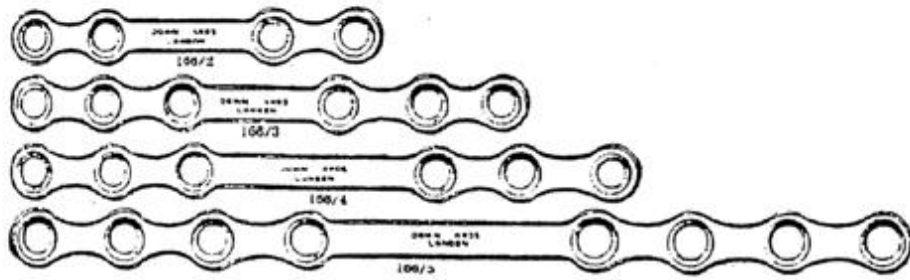


Şekil 2.1: Carl Hansmann

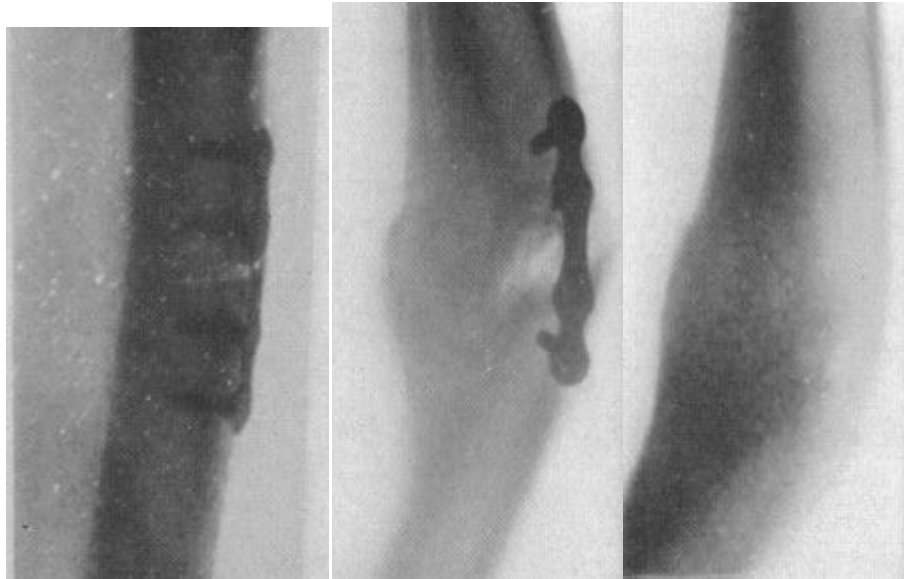


Şekil 2.1: Hansmann'ın plağı

1893 yılında Sir William Arbuthnot Lane çelik vida ve plakları (Şekil 2.3) açık redüksiyon ile beraber kullanmaya başladı. 1895 yılında ise Lane metal plaklarla osteosentez sonuçlarını açıkladı(1). Lane'in başarısının bir diğer sırrı da sıkı aseptik kuralları ile ameliyata katılanlar ellerini operasyon bölgesine 4 inçten fazla yaklaştırmadıkları "no touch" tekniğiydi. Bu iki tekniğin beraber kullanımı plak vida tespitinin yaygınlaşmasını sağlayan başarıyı getirdi (Şekil 2.4). Fakat plaktaki yapısal zayıflık, dayanıklılık ve korozyon sıkıntılarına yol açıyordu.



Şekil 2.3: Çeşitli boylarda Lane plakları



Şekil 2.4: Femura uygulanmış bir Lane plağı ve sonucu

W.D. Sherman 1912 yılında vanadyum çeliğinden Lane'in plağından modifiye ettiği plağını daha düşük korozyon ve daha az stres konsantrasyonu için kullanmaya başladı(3). 1926 yılında M.Z. Large 18Cr-8Ni paslanmaz çeliğini medikal amaçlar için kullanımına başladı bu sayede korozyon sorunları büyük ölçüde aşıldı.

Aynı dönemde A. Lambotte (Şekil 2.5) 1902 yılında osteosentez alanında çalışmaya başladı ve 1909 yılında farklı alaşımlar kullanarak tasarladığı plaklarla (Şekil 2.6) korozyon sorununu aşmaya çalıştı. Aynı zamanda plaklara eğim vererek mekanik dirençlerini geliştirmeye çalıştı(2).

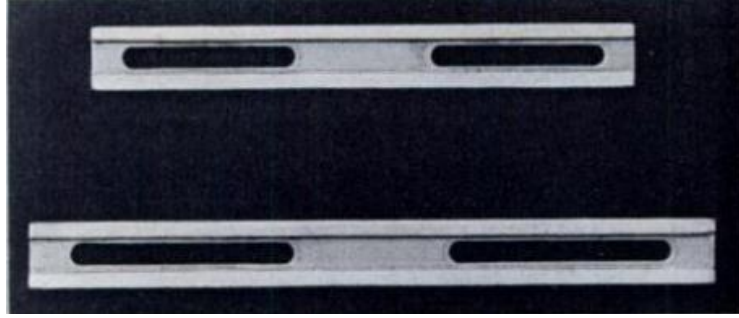


Şekil 2.5: A. Lambotte ve torna atölyesi

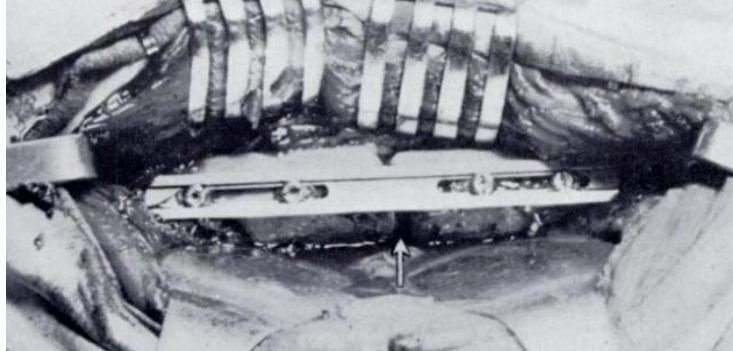


Şekil 2.6: A. Lambotte'nin plağı

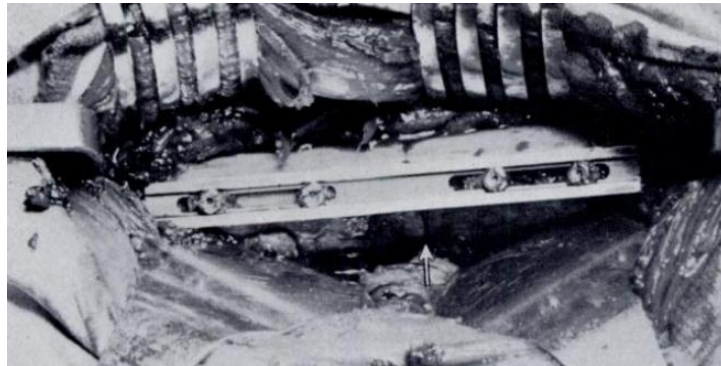
1948 yılında Eggers plak tasarımlarında önemli bir değişiklik yaparak üzerinde iki adet uzun delik bulunan ve kırık uçlarındaki rezorbsiyonu kompanse edecek şekilde vidaların bu deliklerde kaymasını sağladığı plağını geliştirdi (Şekil 2.7). Bu şekilde kas tonusu ve hareketle kırık hattına kompresyon oluşturmayı (Şekil 2.8 ve Şekil 2.9) amaçladı. Fakat bu plakla yeterince stabil bir tespit sağlanamaması, erken vida gevşemesi ve plaktaki mekanik güçsüzlük kullanımını sınırladı(4).



Şekil 2.7: Eggers plağı



Şekil 2.8: Traksiyon altında plağın durumu



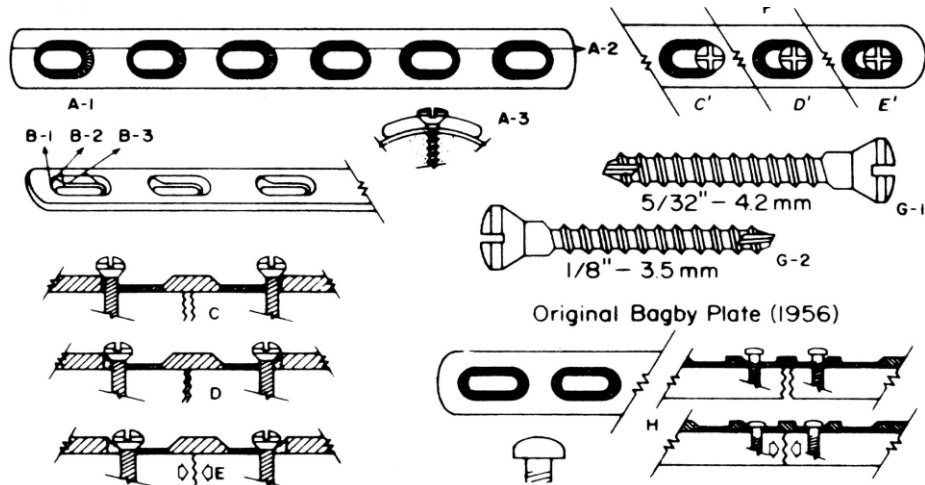
Şekil 2.9: Traksiyonun kaldırılması ile kırık hattının kapanması

1949 yılında Danis ilk kez interfragmental kompresyon fikrini ortaya attı ve bu fikri, geliştirdiği "coapteur" isimli plağında (Şekil 2.10) uyguladı. Bu şekildeki kemik iyileşmesine "soudure autogène" (otojen kaynak) olarak isimlendirdi(5). Fakat kompresyon vidasının kemiğe çok yakın olması vidanın çevrilmesini güçleştiriyordu.



Şekil 2.10: Coapteur isimli plak (Uçtaki vidanın sıkılması ile kırık hattında kompresyon sağlanıyordu.)

1958 yılında Bagby ve Janes oval delikli bir plak (Şekil 2.11) geliştirdiler ve bu şekilde vida sıkıştırması ile kırık hattına kompresyon oluşturdular(6). Fakat plak yeterli dayanıklılığı sağlayamıyordu. 1965 yılında Müller 4.5mm vidaların kullanıldığı plağını tanıttı. Bu plak mevcut plaklara göre daha sağlamdı ve kırık hattına kompresyonu özel bir sıkıştırma cihazı ile sağlıyordu. Bu şekilde daha stabil bir tespit uyguluyordu(7). Müller ve çalışma grubu kırık hattında kallus oluşmasının stabilitenin eksikliğinden olduğunu da gösterdiler.



Şekil 2.11: Bagby plağı

1967 yılında Schenk ve Willenegger, Bagby'nin plağını geliştirerek dinamik kompresyon plağını (DCP) (Şekil 2.12) ortaya çıkardılar. Plağın adı dinamik kompresyon plağı olsa da plak sadece bir kez statik bir kompresyon uyguluyordu(8). Bu plakla daha da stabil bir tespit sağlanıyor aynı zamanda interfragmental kompresyon ile primer kemik iyileşmesi sağlanıyordu. Fakat ortaya çıkan geç kaynama, plak çıkartılması sonrasında tekrar kırık oluşması, plak altında kalan kortikal kemiğin zayıflaması sorun yaratıyordu. Tekrar kırık oluşumunu engellemek ve daha iyi bir tespit sağlamak için yapılan çift plak uygulamalarının başarısız olması üzerine Perren ve arkadaşları bu sorunlara plak ve kemik temasına bağlı kortikal kemikte oluşan nekrozun neden olduğunu ileri sürdüler(9). DCP sistemi kemik parçalarını vidaların kemik ve plak arasında oluşturduğu sürtünme gücü ile tespit ediyordu ve bu kortikal kemik üzerinde çok yüksek basınç oluşturuyordu. Bu şekilde kortikal kemik dolaşımı bozuluyordu.



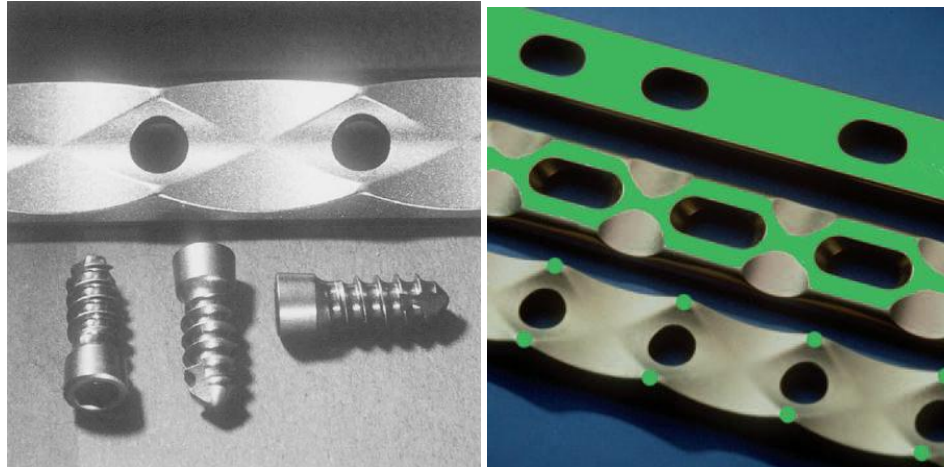
Şekil 2.12: Dinamik kompresyon plağı (DCP)

Bu sorunların üstesinden gelmek için İsviçre grubunun geliştirdiği “Limited contact dynamic compression plate” (LCDCP) isimli plaklarla (Şekil 2.13) temas yüzünü azaltarak kortikal dolaşımın korumasına çalışıldı. Field ve arkadaşlarının kadavra kemikleri üzerinde yaptıkları çalışmalarda DCP ve LCDCP plaklarının temas miktarlarının, biyomekanik özelliklerinin farklı olmadığını gösterirken (10) Jain ve arkadaşları hayvan deneylerinde bu plaklar altında kalan kemik dolaşımının farklı olmadığını lazer doppler flowmetri ile gösterdiler(11). Klinik sonuçlarda da bu çalışmalar gibi önemli bir fark gösterilemedi. (12,13,14)



Şekil 2.13: LC-DCP plaklarının alttan görünümü

AO grubu tarafından geliştirilen Point-Contact Fixator (PC-Fix) sistemi kemik temasını daha da azaltarak noktasal temasa kadar indirdi (Şekil 2.14). Bu sistemde sabit açılı ve tek korteks tutunumlu vidalar kullanılmaktaydı. İnterfragmental kompresyon bu plakta kullanılmıyordu. Fakat bu plakla da sonuçlar beklenildiği kadar iyi olmadı. (15,16)



Şekil 2.14: PC-Fix plağı ve diğer plakların temas yüzeyleri

Temas yüzeyinin azaltılmasının fayda sağlamaması üzerine kemik kaybının nedeninin dolaşım bozulmasından çok kemik üzerine binen yükün azalmasıyla oluşan stres kalkanı etkisi tekrar popüler oldu. Her ne kadar Perren ve arkadaşları bu etkiyi gerçek neden olarak görmeseler de(17) porozisin periosteal bölgede değil endosteal bölgede daha fazla oluşması stres kalkanı etkisini ön plana çıkardı(18).

Kırık tespitindeki stabilite sorunlarını çözmek için yapılan çalışmalar özellikle kemik kalitesinin düşük olduğu osteoporotik kemiklerde yoğunlaştı. Bu tip kemiklerde karşılaşılan en büyük sorun vida çevresinde oluşan gevşemeye bağlı olarak vidaların plak kemik arasında oluşturduğu sıkıştırma gücünün azalmasıydı. Vidalarda sıyrılma olması ile plak kemik arasındaki sürtünme gücünün ortadan kalkması sistemin kararlılığını bozuyordu.

PC-Fix sisteminde kullanımına başlanan kilitli plak-vida ilişkisi yine AO grubu tarafından geliştirilen Locking Compression Plate'te (LCP) de kullanıldı. Bu sabit plak-vida ilişkisi ile DCP gibi sabit açılı olmayan plaklardakinden farklı bir mekanizma ile kırık tespit ediliyordu. Sabit açılı olmayan plaklar aksiyel yüklere vidaların sıkılması ile oluşturulan plak kemik arasındaki sürtünme gücü ile karşı koyuyorlardı (20). Yüksek yüklerde ve kırık hattının yeterli komprese edilemediği durumlarda bu sürtünme gücü aşıyor ve vidaların kemik içindeki yuvalarında yapacağı sallanma hareketi vidaların tutunma güçlerini azaltıyor ve yükün yönünün değişmesi ile vidalar plağı bırakıyordu. Eğilme kuvvetlerine karşı ise tutunma vidaların yivleri sayesinde sağlanıyor ve vidanın tutunma kuvveti aşılnca vidalar kemikten kurtularak sistem dağılıyordu.



Şekil 2.15: LCP plağı

LCP sisteminde ise sabit plak vida açısı olduğu için eğilme kuvvetleri ve aksiyel yönde uygulanan kuvvetler kemik vida arasında makaslama kuvvetlerine yol açıyor ve bu kuvvetler sayesinde kemik parçaları yeterli sabit pozisyonda tutuluyordu. Bu şekilde vidalar kemikten gevşese de vidalar kemik korteksini tamamen kesip çıkıncaya kadar kararlılık sağlamaya devam ediyordu. Bu şekilde özellikle vida tutunmasının büyük problem olduğu osteoporotik kırıklarda bu sistem oldukça başarılıydı (21). Fakat bu zayıf kemiklerde de sabit açılı vidaların korteksi kesip kemikten ayrılması riski mevcuttu (22).

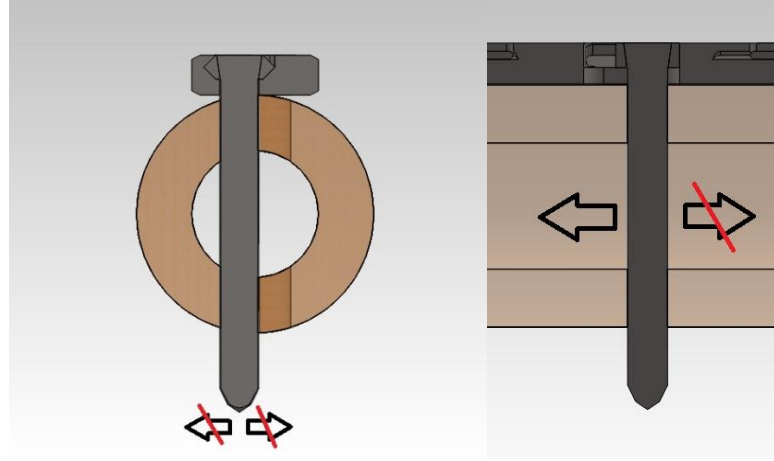
2.1 ASDP Plağının Tasarımı:

Açısal Stabil Dinamik Plak'ın (ASDP) (Şekil 2.18) tasarımını yapma ihtiyacımız özellikle femur suprakondiler kırıklarına açık redüksiyon ve sabit açılı plak ile osteosentez uygulanmış hastalarımızın bir kısmında karşılaştığımız kaynama gecikmesi ve buna bağlı implantlarda görülen yetmezlik kırıkları sonucu oluşmuştur.

Çıkarttığımız kırılmış plakların hepsi kırık hattına yakın bölgelerden özellikle boş vida deliklerinden kırılmıştı. Ayrıca kırık hattına uzaktaki vidaların bazılarının boyun kesimlerinden kırık olduğunu gördük. Bu sabit açılı plakların çalışma şekilleri nedeniyle oluşan makaslama güçleri vida boyunlarındaki kırıklara yol açıyordu. Plak ile tedavinin başarısız olduğu hastalarda bu kırılmış vidalar intramedüller çivilemeyi daha da güçleştiriyordu. Bu plakların altında kalan kortekslerin kanlanması azalmış ve kaynama dokuları yetersizdi. Bu metal yorgunluğuna uğramış ve kırılmış plaklar bize tasarlandıkları yüklerden daha yüksek yüklerle maruz kaldığını veya bu yüklerle düşünülenden daha uzun süre maruz kaldıklarını göstermekteydi.

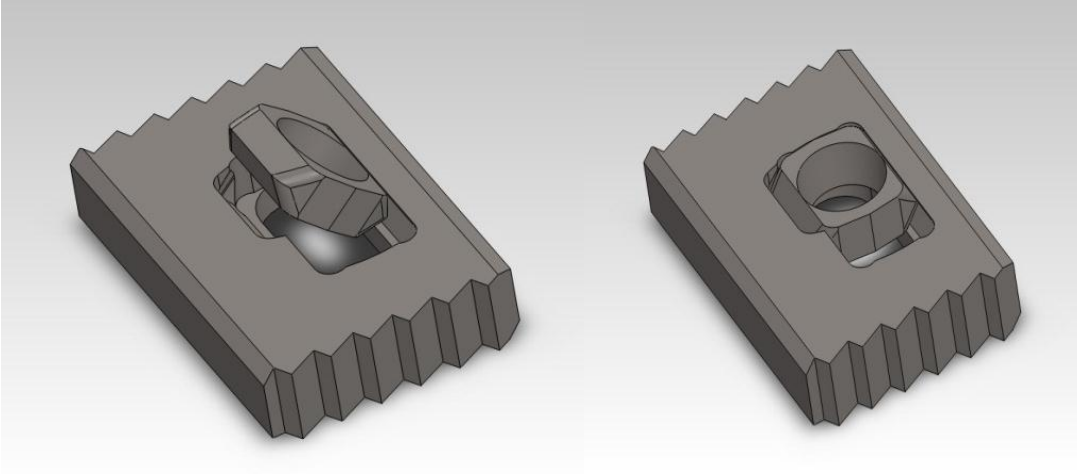
Vida boyunlarına binen makaslama kuvvetlerini azaltmak için, sisteme aksiyel yöndeki yüklerin vidalara ve plağa aktarılmasını engelleyecek biçimde kontrollü hareket edebilen bir yapı tasarlandı. Böylece aksiyel yöndeki yüklerde plak yükleri taşımayacak sadece kırık hattına yönlendirecekti. Diğer yönlerden gelecek yükler ise plak ve vidalar tarafından karşılanacaktı. Bunun için vida ve plak arasında sabit açılı bir ilişki planlandı. Hem sabit açılı hem aksiyel hareket edebilecek bir ilişkinin sadece iki gövde arasında oluşturmak pratik olarak zordu. Eggers plağında da sabit açılı olmadan uygulana bu yöntem sistemde yeterli

kararlılık sağlanamadığı için başarısızlıkla sonuçlanmıştı. Bunun için üçüncü bir ara gövde kullanıldı. Sabit açı ilişkisi vida başı ve ara gövde arasında tanımlanırken hareketin ara gövde ve plak arasında oluşturulmasına karar verildi.(Şekil 2.16)



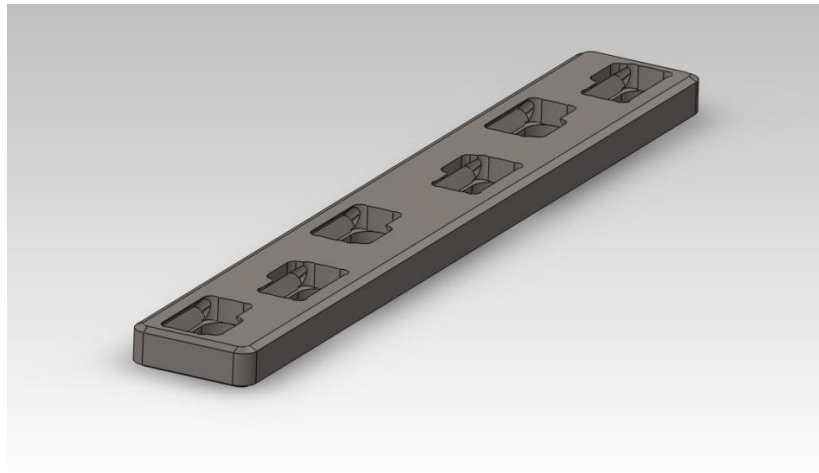
Şekil 2.16: ASDP plağının vida-pul-plak ilişkisi

Plak boyutlarının 5mm kalınlığında 16mm genişliğinde olmasına karar verildi. Bu şekilde LCP'den daha az malzeme kalınlığında olsa da yeterli dayanıklılığa ulaşması beklendi. Kullanılacak pulun plak üzerinde oluşturulacak ray sisteminde plak uzun aksı yönünde hareket etmesi planlandı. Kullanılacak vidaların diğer modellerle farklı olmaması için pullar bu vidaların başları ile uyumlu olması istendi. Bu nedenle pullar vida başlarını kaplayabilen ve yüklere dayanabilen malzeme kalınlığını sağlayabilecek boyutlarda tasarımı yapıldı. Oluşturulacak ray sisteminin daha düşük maliyetle üretilmesi için pulların hareket edeceği oluklar 45 derece açılı olarak tek bir kesi ile oluşturuldu. Özellikle pulun plağa yerleştirildiği bölgedeki malzeme kalınlığının çok azalması nedeniyle bu bölgedeki geniş giriş bölgesinin sadece plağın kalın olan tarafında olması ve pulun plağa eğimli olarak yerleştirilmesi planlandı.(Şekil 2.17)



Şekil 2.17: Pulun ASDP'ye yerleştirilmesi

Tasarlanan ray sisteminde pulun toplam 4mm aksiyel yönde hareket edebilmesi sağlandı. Bu şekilde pullar değişik kompozisyonlarda kullanılarak kırık parçaları istenildiği takdirde dinamik ve statik olarak tespit edilebilme (Şekil 2.19) olanağı sağlandı. Plak üzerinde delikler orta bölgede daha geniş olmakla beraber uç tarafa giderken daralan aralıklarda yerleştirildi. Bu şekilde özellikle oblik kırıklarda kırık uçlarına daha yakın çift korteks vida yerleştirilebilmesi ve kırık hattına yakın bölgede boş delik bırakılmasının azaltılması amaçlandı. Plak boyu arttıkça bu uzunlukta plağın kullanılması gereken kırığın sahip olabileceği mesafe göz önüne alınarak orta bölgenin uzunluğu arttırıldı.



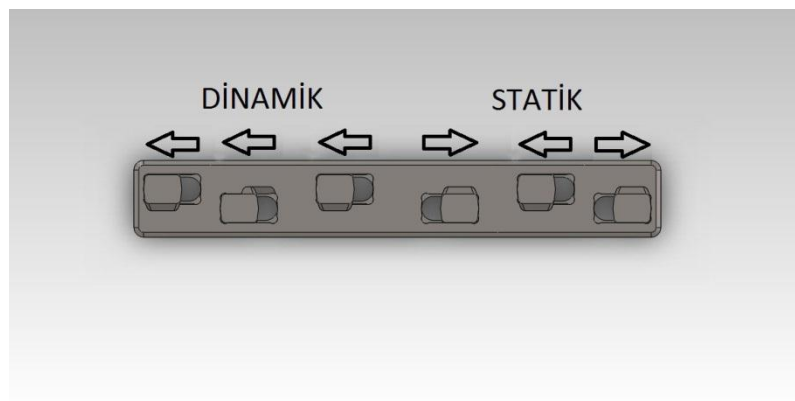
Şekil 2.18: ASDP plağı

Tasarladığımız plak stabiliteyi plak kemik arasındaki sürtünme kuvvetinden almadığı ve bu yüzden vidalar aşırı sıkılmayacağı için plak alt yüzeyine temas miktarını azaltacak herhangi bir işlem yapılmadı. Aksine plak ve kemik arasında sürtünmenin azalması için yüzeyin pürüzsüz olması planlandı.

Plağın deneme üretimi Ti-6Al-4V malzemesinden yapıldı. Plak üretimi esnasında özellikle kanalların kesilmesinde oluşan talaşlar nedeniyle sorunlar yaşansa da işlemin tekrarı ile sorun aşıldı. Pullara açılan yivler konik başlı Synthess 5mm'lik vidalarına uygun olarak kesildi.

2.2 ASDP Plağının Uygulama Tekniği:

DeneySEL plak stabil kırıklara açık redüksiyon ile uygulanmak üzere tasarlandı. Anatomik redüksiyon sonrası plak boyu, kırık uzunluğuna göre seçildikten sonra plak kırık hattını ortalamak olarak yerleştirilir. Mümkün olduğunca bütün vida deliklerine çift korteks tespit eden vidalar uygulanmalıdır. Gerekirse açılı pullar kullanılarak çift korteks tutunma sağlanmalıdır. Hiçbir vida ana kırık hattından geçmemeli ve kırık hattına interfragmental kompresyon uygulanmamalıdır. Vidalar kırık parçalarına dinamik veya statik düzende koyulabilirler (Şekil 2.19). Dinamik düzende uygulamak için kemik parçasındaki bütün vidalar uzak pozisyonda konulmalıdır. Statik düzen için ise vidalardan en az bir tanesi yakın pozisyona çekilerek bu kemik parçasının plak üzerinde hareket etmesi önlenmelidir.



Şekil 2.19: Dinamik ve Statik tespit

Vidalar plak üzerine yerleştirilirken önce pul matkap kılavuzuna takılır. Kılavuz yardımı ile pul, plağa 45° açı ile kanala giriş kısmına yerleştirilir ve yerine tam olarak oturtulur. Pul pozisyonu seçildikten sonra vida merkez çapı ile aynı çapta matkap ucu kullanılarak yer açılır. Kılavuz kullanılmazsa vidalar uygun açılarla yerleştirilemez; vida başları pullara kilitlenirken pulların kanal içindeki pozisyonlarını bozacağı için bu kanallardaki sürtünme miktarını artırır ve dinamik hareketi bozar. Vida özelliğine göre gerekirse yiv açıcı kullanılır. Vidalar uygun tork sınırlayıcı kullanılarak yerleştirilmelidir. Aksi halde konik başlı vidalar pula kilitlenirken pulda genişleme yaratır ve kanal içindeki sürtünmeyi artırır. Oblik kırıklarda geniş açılı kemik parçası statik olarak tespit edilir. Dar açılı kemik parçası dinamik olarak tespit edilmelidir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM:

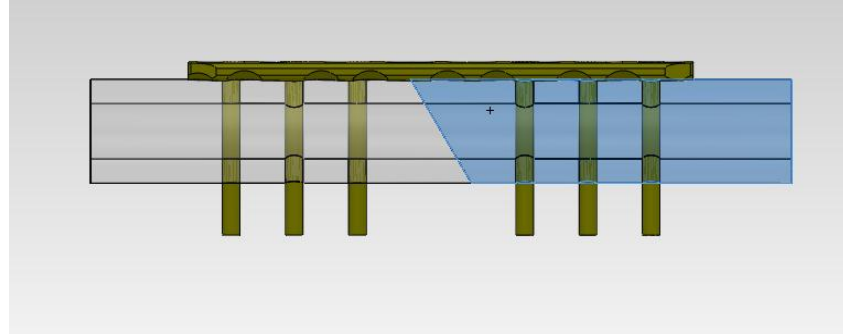
Bu çalışmada ASDP plağı ve LCP plağını oluşturduğumuz kırık modellerinde doğrusal sonlu eleman yöntemi ile karşılaştırıldı. Sonlu eleman analizi Solidworks® Premium 2011 x64 edition programının içerdiği Solidworks Simulation paketi (SolidWorks Corp, MA, ABD) kullanılarak yapıldı. Bütün modellerin çalışma sonrasında stres haritaları, FOS (Güvenlik faktörü) haritaları ve yük yolları incelendi. FOS değerleri kullandığımız program tarafından malzemenin taşıyabileceği yüklerin çalışmada karşılaştığı yüklere bölünmesi sonucu hesaplandı. FOS değerinin 1 ve üzerinde çıkması çalışmada karşılaşılabilecek yüklere sistemin dayanabileceğini, 1'in altında çıkması mevcut yük ile yapısal hasar gerçekleşeceğini göstermektedir. Tasarımların tekrar eden büyük yüklere karşı koyabilmesi için uyguladığımız yüklerin üç katına dayanabilmesi hedeflendi. Bu nedenle FOS değerinin 3'ün altında çıkması başarısızlık kabul edildi.

Kullanılacak kemik modelleri ek değişkenleri sınırlamak için sadeleştirildi ve anatomik bir model yerine silindirik bir model benimsendi. Kemik modelleri 30mm çapında ve 6mm kortikal kalınlık toplam 200mm boyda modellendi. Modeller sadece kortikal kemikten oluştuğu var sayıldı ve Young modülüsü $9 \cdot 10^9$ N/m², Poisson oranı 0,3 olarak tanımlandı. Kırık modelleri transvers, 2mm boşluk ile transvers, 30° oblik olacak şekilde modellendi. 2mm boşluk olan modellerde bu aralığa 2mm kalınlığında yumuşak doku modellendi. Bu yumuşak doku kemiklere bağlı olarak betimlendi. Kemik parçalarının temas eden yüzlerine 0,5 (23) sürtünme katsayısı uygulandı. LCP ve ASDP plakları Ti-6Al-4V'dan imal edilmiş olarak young modülüsü $1,0480031 \cdot 10^{11}$ N/m², Poisson oranı 0,3 olarak modellendi.

Malzeme Özellikleri	Kortikal Kemik	Ti-6Al-4V
Young Modülüsü	$9 \cdot 10^9$ N/m ²	$1,0480031 \cdot 10^{11}$ N/m ²
Poisson Oranı	0,3	0,3
Yırtılma Modülüsü	$45 \cdot 10^8$ N/m ²	$4,1023807 \cdot 10^{10}$ N/m ²
Öz kütle	1900	4428,78
Akma Dayanımı	$17 \cdot 10^7$ N/m ²	$105 \cdot 10^7$ N/m ²

Tablo 3.1. Çalışmada kullanılan malzeme özellikleri

4.5/5.0mm LCP aslına uygun olacak şekilde Solidworks programında modellendi. Kullanılacak vidalar plağa dik ve sabit, 5mm çapında modellenerek; kemik parçalarına açılan uygun boşluklara bağlı olarak betimlendi. Transvers kırıklar 6 delikli LCP ve 6 vida ile tespit edilecek şekilde modellendi. Oblik kırık modelinde kırığın çalışma mesafesi uzun olduğu için 8 delikli LCP ortadaki 2 delik boş kalacak şekilde köprülenerek 6 vida ile tespit edildi (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Oblik kırık modelinde 8 delikli LCP

Oluşturduğumuz ASDP deneysel modellerinden, oluşturulacak deney düzenekleri için sadeleştirilmiş ve ilk üretimi yapılarak uygulanabilirlik denemeleri yapılmış 6 delikli modeli bu çalışmada kullanıldı. Bu çalışmada sadece 90° açılı vidalamaya uygun pul modelleri kullanıldı. Plak ve kullanılacak pullar arasındaki ilişki içe girme olmayacak şekilde 0,3 sürtünme oranı ile tanımlandı. Vidalar pullara sabit olacak şekilde betimlendi. Vida ve kemik parçaları arasındaki ilişki diğer modellerdeki gibi bağlı olarak tanımlandı. Bütün kırık modellerinde 6 vida ile tespit sağlandı. Transvers kırık modellerinde her iki kemik parçası dinamik olarak tespit edilirken, oblik kırıkta geniş açılı kemik parçası statik dar açılı kemik parçası dinamik olarak tespit edildi.

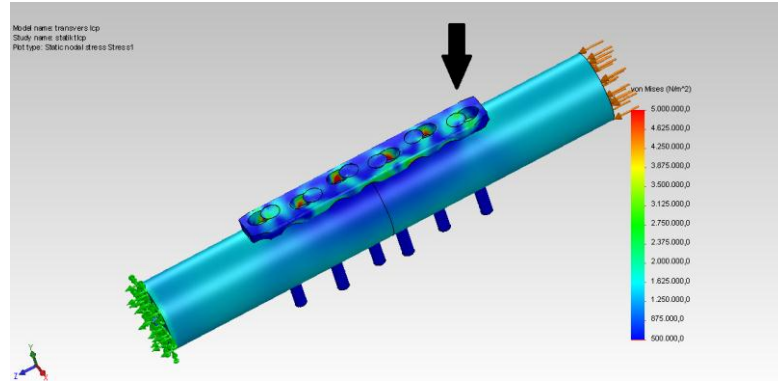
Bütün kırık montajlarında kemik parçalarından birinin uzak yüzü sabit geometri olarak tanımlanırken, diğer kemik parçasının uzak yüzüne 750N yük aksiyel olarak uygulandı. Sabitlenen kemik parçasının kırık yüzünden eşit aralıklarla çevresel olarak 32 noktadan alınan stres değerleri, aynı kırık modelleri arasında karşılaştırıldı. Plak altında kalan kortekste bulunan 16 nokta ayrıca birbirleri ile karşılaştırıldı. Karşılaştırmalar Medcalc for Windows 12. sürümünde yapıldı.

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no:DA11/25) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir.

4. BULGULAR

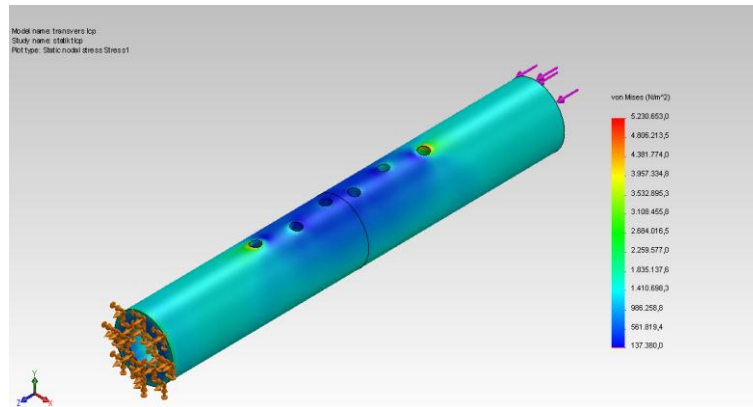
4.1. Transvers Kırık Modelinde LCP Sonuçları:

Sistemde hesaplanan en büyük stres plağın 6. Vidasında ölçülen $29.747.258 \text{ N/m}^2$ değeri oldu (Şekil 4.1). Aynı bölgede ölçülen FOS (Güvenlik faktörü) değeri 35,9 ile (Şekil 4.4) plaktaki en düşük değerd. Yük dağılımı incelendiğinde plak altında kalan korteksin kemik dokusunun geri kalanından daha düşük yüklerle maruz kaldığı görüldü(Şekil 4.2) (Şekil 4.3). Kırık hattında oluşan stres miktarları incelendiğinde plak altında kalan kısımda 250.000 paskal civarında olan stresin diğer kortekste 10 katına ulaşarak 2.500.000 paskal seviyesine ulaştığı gözlemlendi.

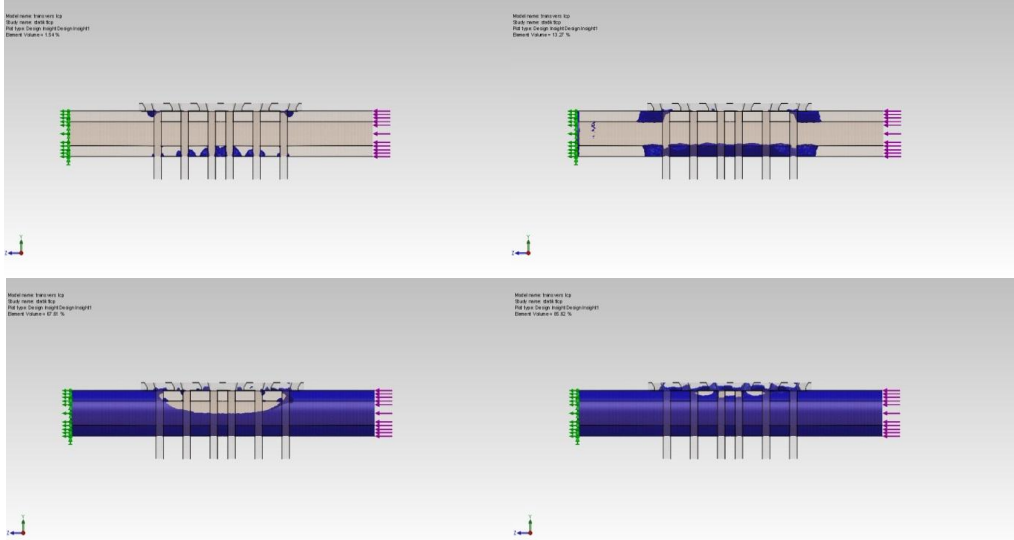


Şekil 4.1: Transvers kırık modelinde LCP plağının stres haritası

En fazla stres şekilde işaretlenen 6. vida da ölçülmüştür.

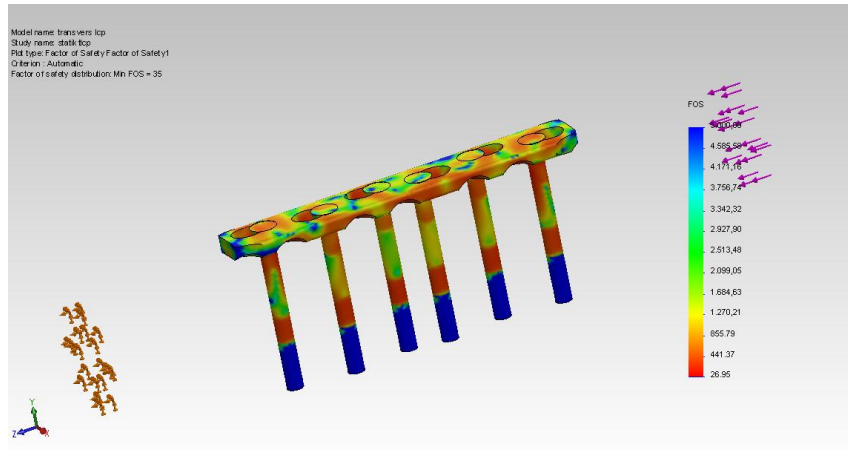


Şekil 4.2: Transvers kırık modelinde LCP plağı uygulandığında kemik dokusunda oluşan stresler



Şekil 4.3: Transvers kırık modelinde LCP plağı uygulandığında yük yolunun incelenmesi.

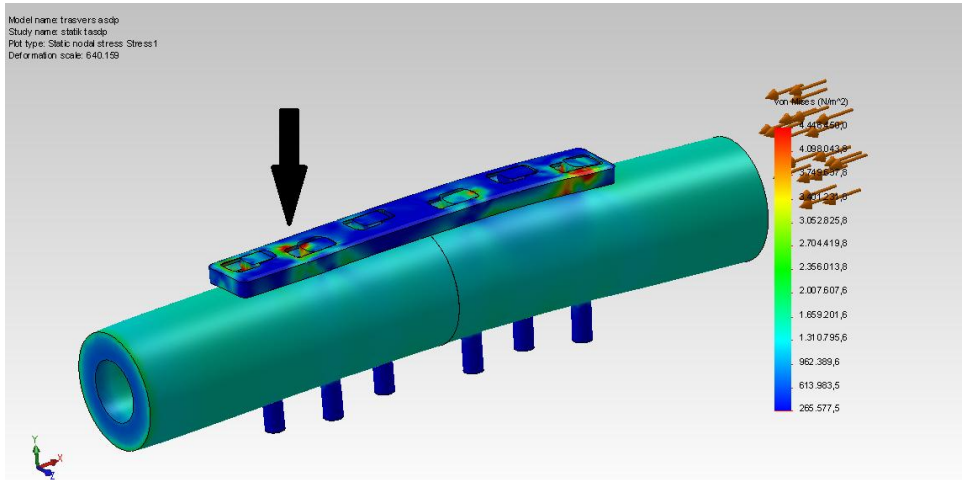
İlk görüntüde en fazla yük ile karşılaşan bölgeler görülmekte, sırası ile daha düşük yük taşıyan bölgeler boyalı alana dâhil edilmiştir.



Şekil 4.4: Transvers kırık modelinde LCP plağına ait FOS haritası

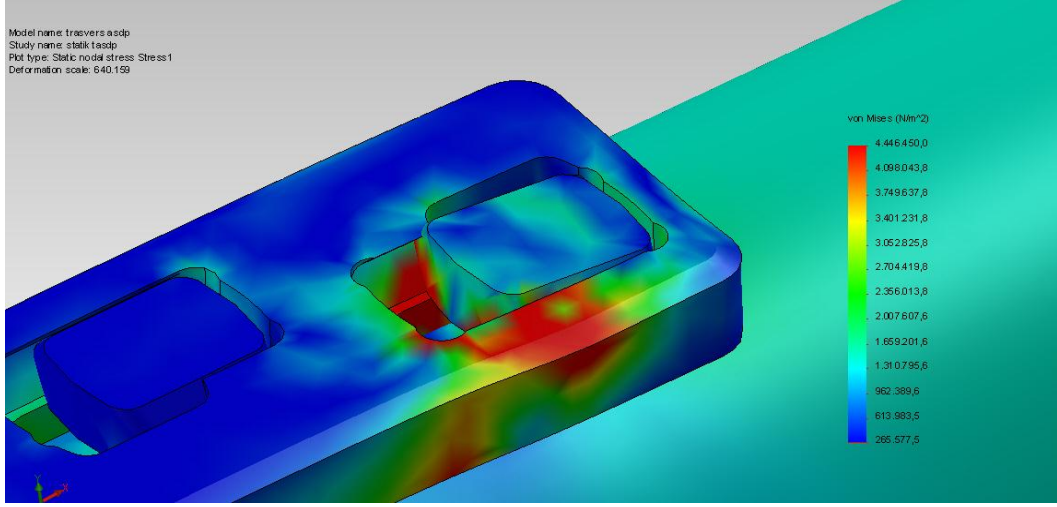
4.2. Transvers Kırık Modelinde ASDP Sonuçları:

Sistemde hesaplanan en büyük stres plağın 2. Deliğinde ölçülen $61.030.281 \text{ N/m}^2$ değeri oldu (Şekil 4.5). Aynı bölgede ölçülen güvenlik faktörü (FOS) 17,2 ile plaktaki en düşük değeri (Şekil 4.9). Vidalardaki en düşük FOS değerleri sırası ile 42,8-40,41-110,02-49,24-329,6-23,91 olarak ölçüldü. Sadece 5. Vida da en düşük FOS vida gövdesinde ölçüldü. Diğer vidalarda bu değerler vidaya ait pullarda ölçüldü. 5. ve 6. vidalar incelendiğinde; 6. Vidanın kanal içinde hareketinin engellendiği için yeterli dinamik hareketi sağlayamadığı (Şekil 4.6), bu yüzden bu vidanın boyun kısmında diğer vidalara göre düşük FOS ölçüldü. Bu engellenme nedeniyle yükün dağılımını ve stres haritası incelendiğinde bu vida tarafından tespit edilen kemik parçalarında bir miktar stres kalkanı etkisi gözlemlendi (Şekil 4.7). Yük yolu incelemesinde yükün en fazla olduğu bölümlerin vida çevreleri olduğu ve sınırın aşağıya çekilmesi ile en az yük alan kesimin hareketi bozulan segmentin altında kalan korteks kısmı olduğu görüldü (Şekil 4.8). Kırık hattında oluşan stres miktarları incelendiğinde plak altında $1.250.000$ paskal olan stresin karşı kortekste $1.650.000$ paskala ulaştığı görüldü.



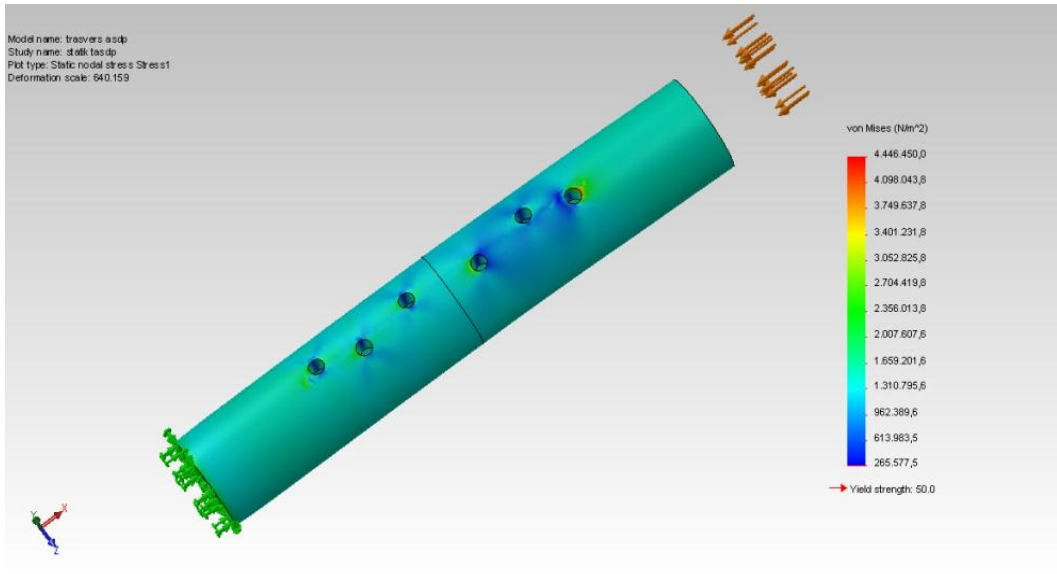
Şekil 4.5: Transvers kırık modelinde ASDP uygulandığında streslerin arttırılmış deformasyon ile birlikte incelenmesi

En yüksek stres şekilde işaretlenen 2. Vida deliğinde ölçülmüştür.

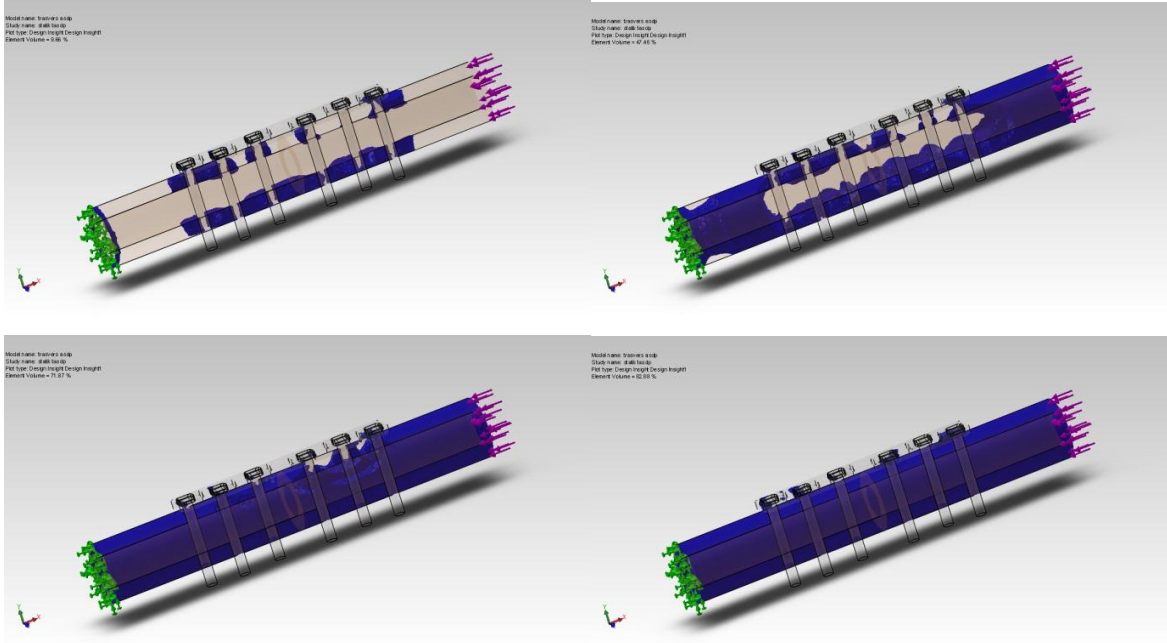


Şekil 4.6: 6. vidanın arttırılmış deformasyon görünümü

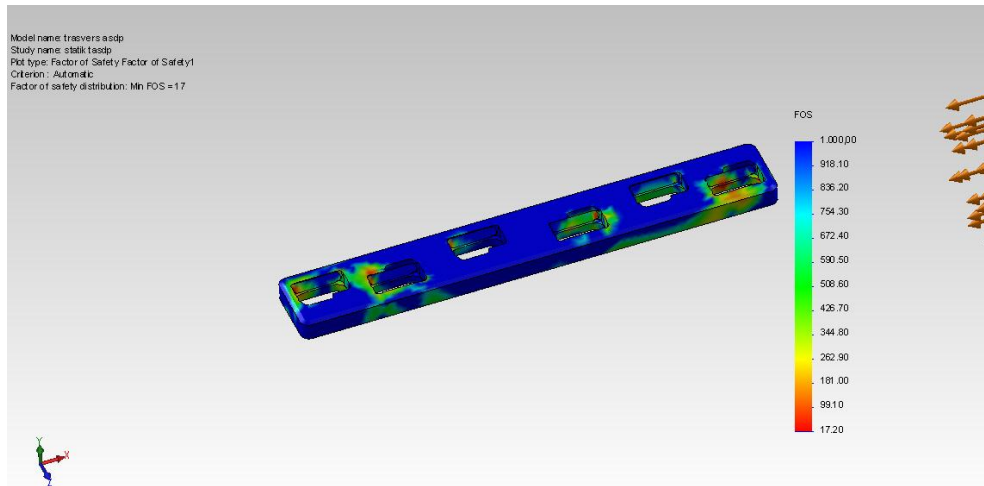
Bu deformasyon bu bölgedeki sürtünmeyi arttırmakta ve hareketi önlemektedir.



Şekil 4.7: Transvers kırık modelinde ASDP plağı uygulandığında kemik dokusunda oluşan stresler



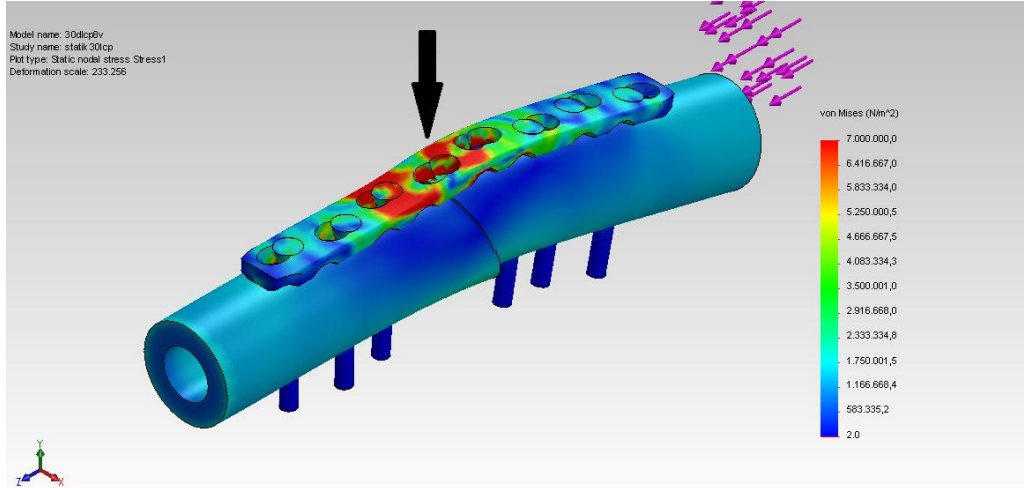
Şekil 4.8: Transvers kırık modelinde ASDP plağı uygulandığında yük yolunun incelenmesi
Dinamik hareketin bozulması ile 5. Vidanın altında stres kalkanı etkisi görülmekte.



Şekil 4.9: Transvers kırık modelinde ASDP plağına ait FOS haritası

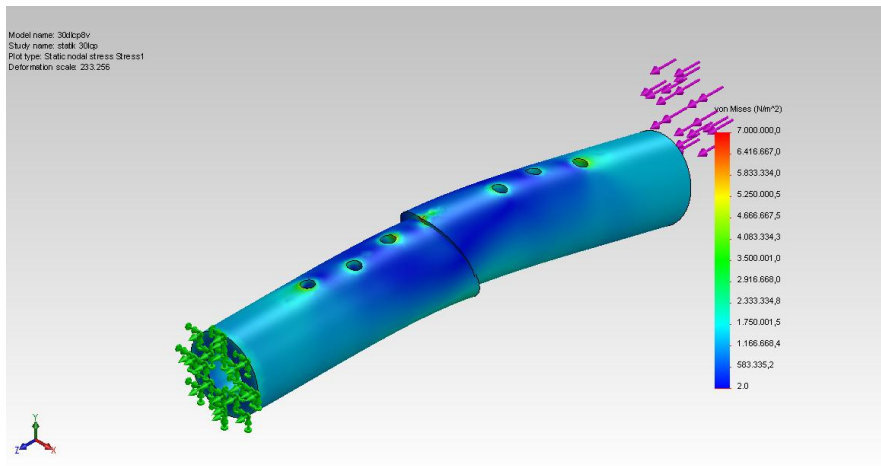
4.3. Oblik Kırık Modelinde LCP:

Sistemde saptanan en büyük stres $105.005.720 \text{ N/m}^2$ olarak plağın 4. deliğinde ölçüldü (Şekil 4.10). Bu bölgede FOS 10 olarak ölçüldü (Şekil 4.12). Stresin 3. Vidanın plağa bağlandığı noktada ve boş bırakılan bölgede yoğunlaştığı ve deformasyonun bu bölgede oluştuğu gösterildi. Diğer LCP modellerinde olduğu gibi kemikte stres kalkanı etkisi görüldü (Şekil 4.11) (Şekil 4.13).

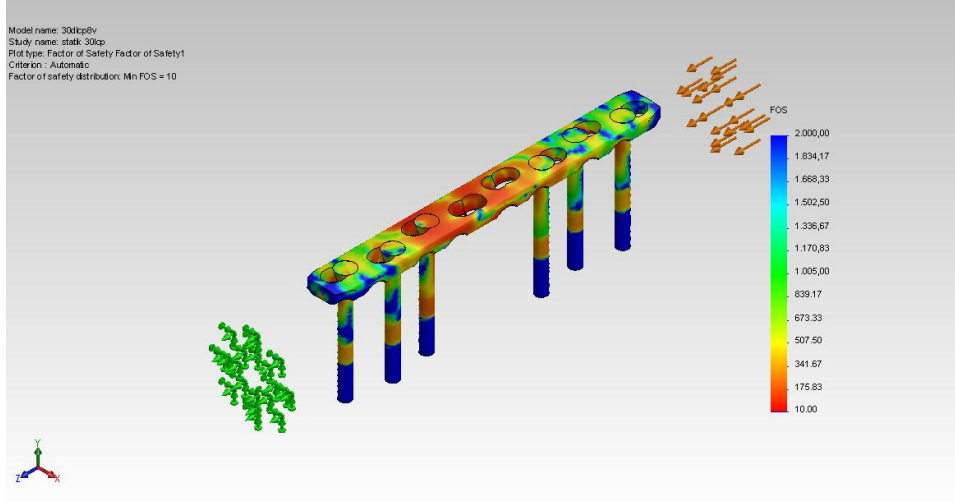


Şekil 4.10: Oblik kırık modelinde LCP uygulandığında oluşan streslerin arttırılmış deformasyon ile birlikte incelenmesi

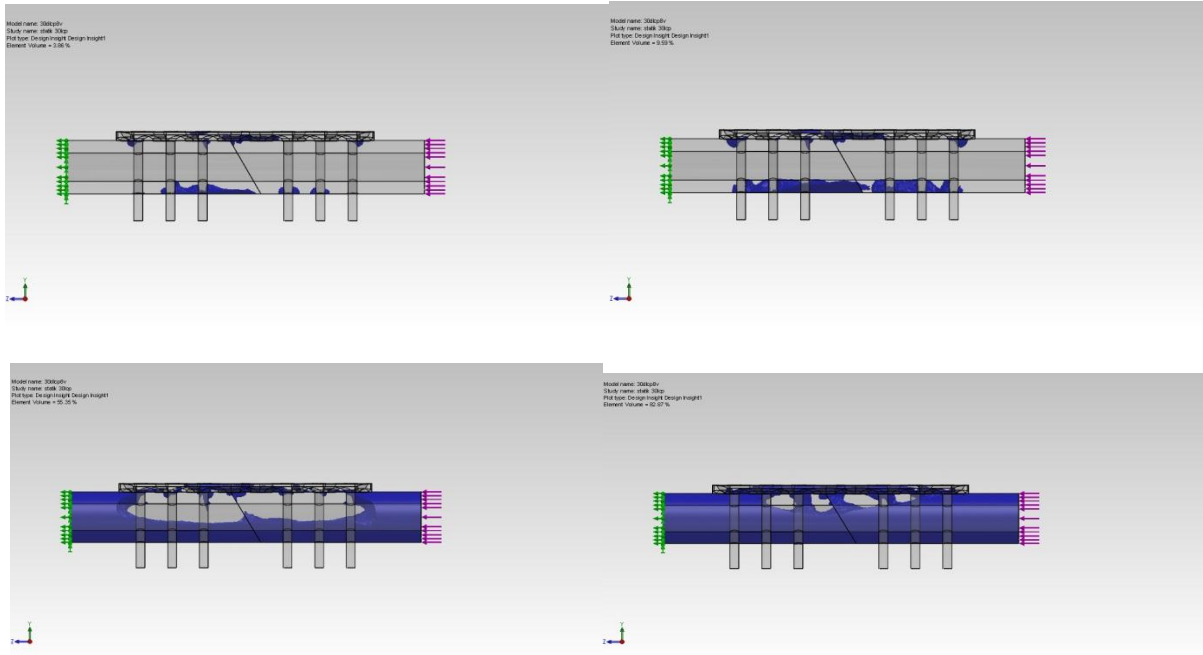
En yüksek stres şekilde işaretlenen 4. Delikte ölçüldü.



Şekil 4.11: Oblik kırık modelinde LCP plağı uygulandığında kemik dokusunda oluşan stresler



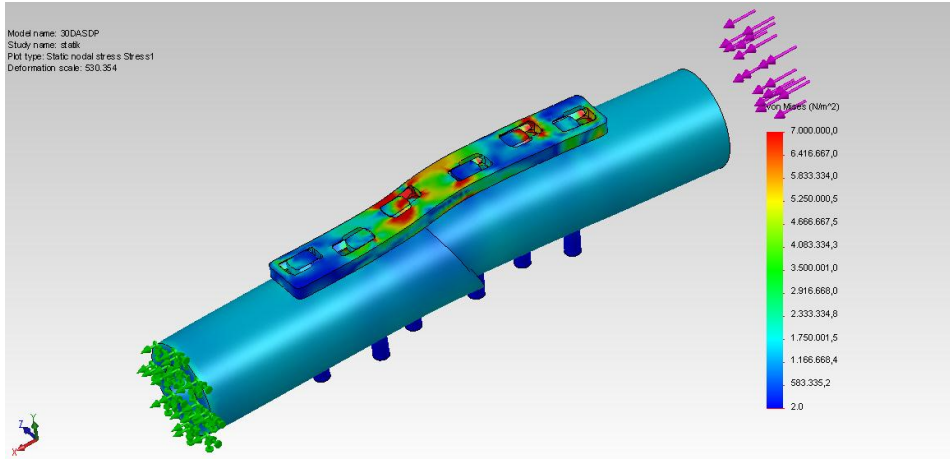
Şekil 4.12: Oblik kırık modelinde LCP plağına ait FOS haritası



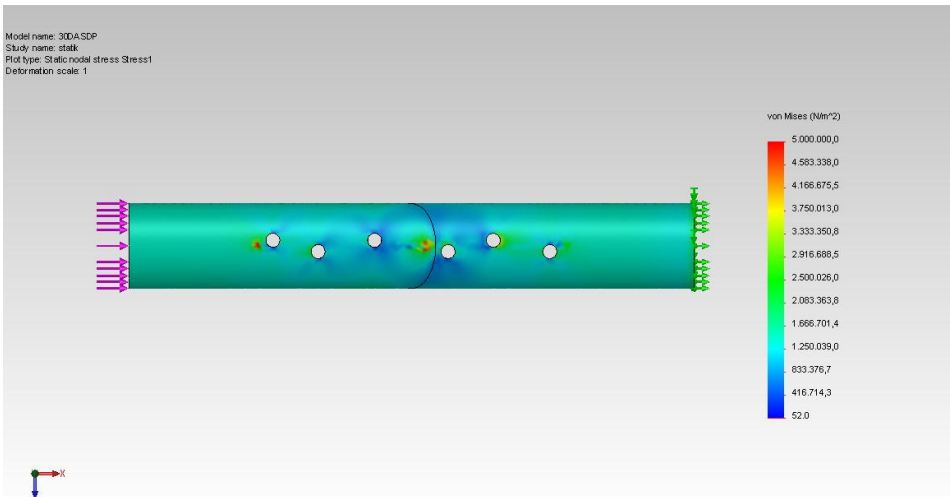
Şekil 4.13: Oblik kırık modelinde LCP plağı uygulandığında yük yolunun incelenmesi

4.4. Oblik Kırık Modelinde ASDP Sonuçları:

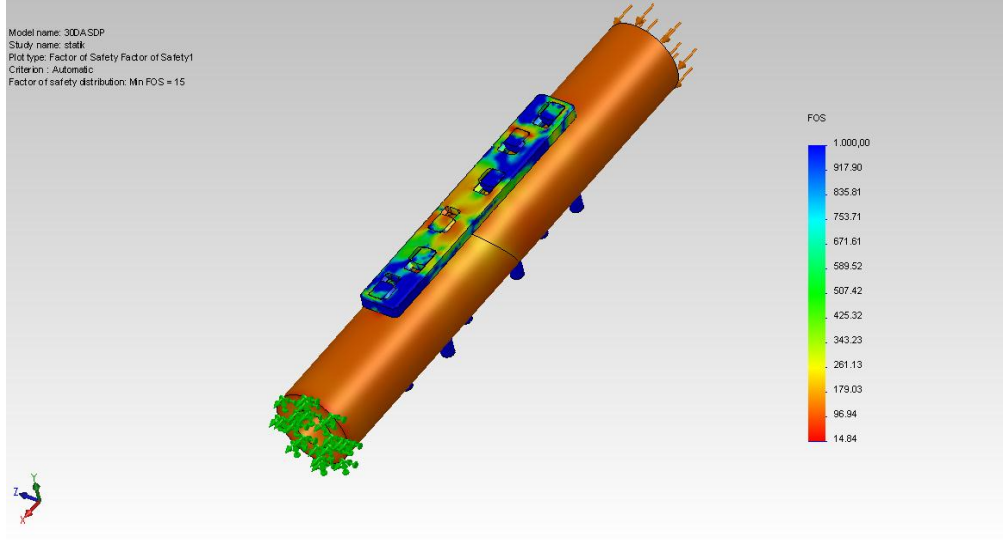
Sistemde ölçülen en büyük stres 5. Delikte ölçülen $70.756.656 \text{ N/m}^2$ değeridir (Şekil 4.14). Bu bölgede ölçülen FOS değeri 14,84'tü (Şekil 4.16). Stresin ayrıca 3. Delik etrafında oluştuğu gözlemlendi. Deformasyonun abartılarak oluşturulduğu stres haritası incelendiğinde dar açılı kemik parçasının hareketi bu sonuç ortaya çıkardığı düşünülmüştür. Statik düzende tespit edildiği için kuvvetin 2. ve 3. Vida tarafından karşılanması geniş açılı kemik parçasında stres kalkanı etkisi gözlemlendi (Şekil 4.15)(Şekil 4.17).



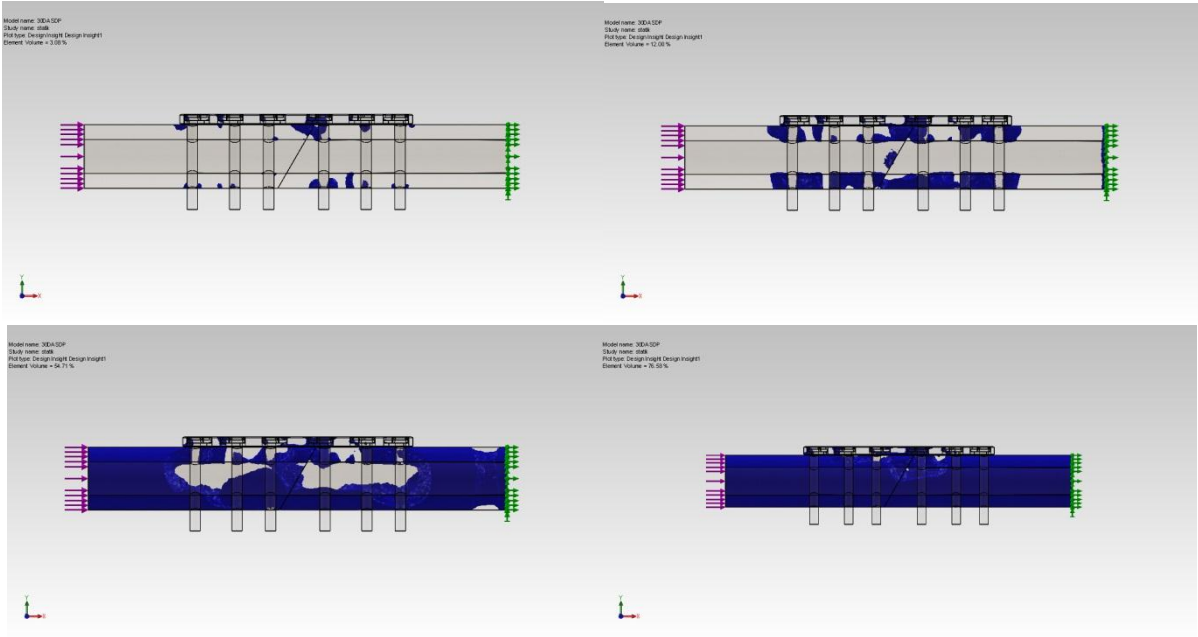
Şekil 4.14: Oblik kırık modelinde ASDP uygulandığında oluşan streslerin artırılmış deformasyon ile birlikte incelenmesi



Şekil 4.15: Oblik kırık modelinde ASDP plağı uygulandığında kemik dokusunda oluşan stresler



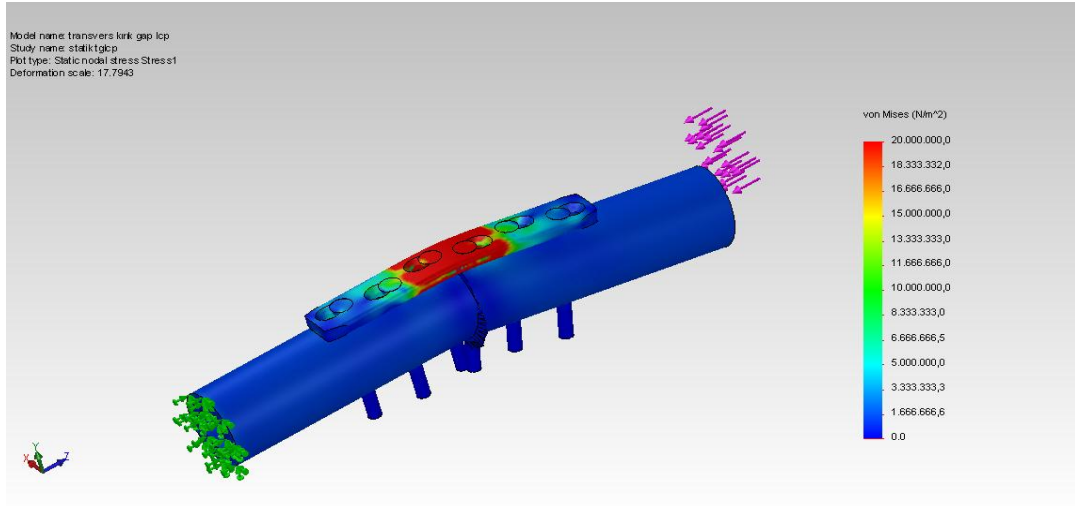
Şekil 4.16: Oblik kırık modelinde ASDP plağına ait FOS haritası



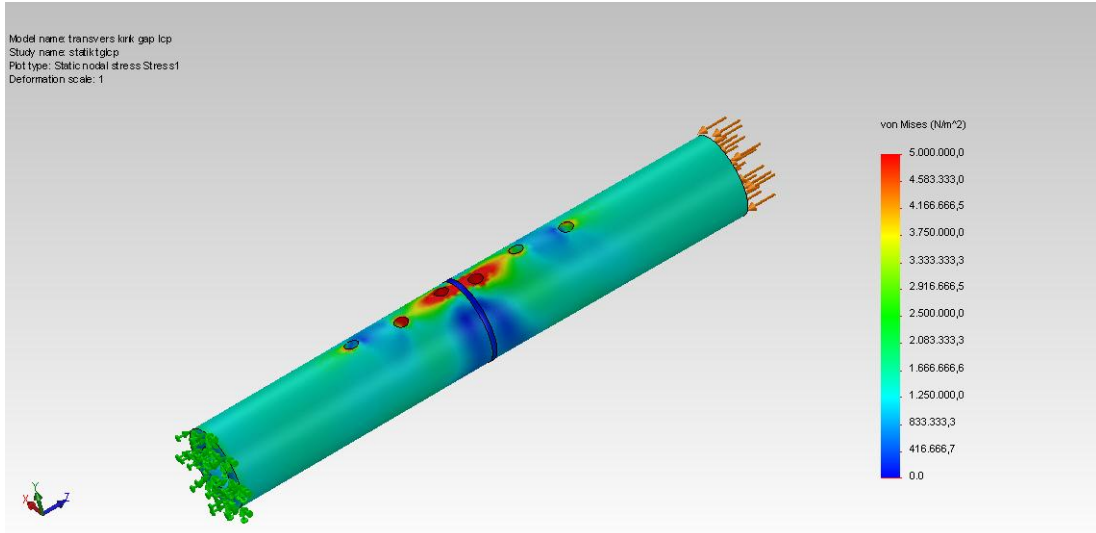
Şekil 4.17: Oblik kırık modelinde ASDP plağı uygulandığında yük yolunun incelenmesi

4.5. 2mm Gap ile Transvers Kırık Modelinde LCP Sonuçları:

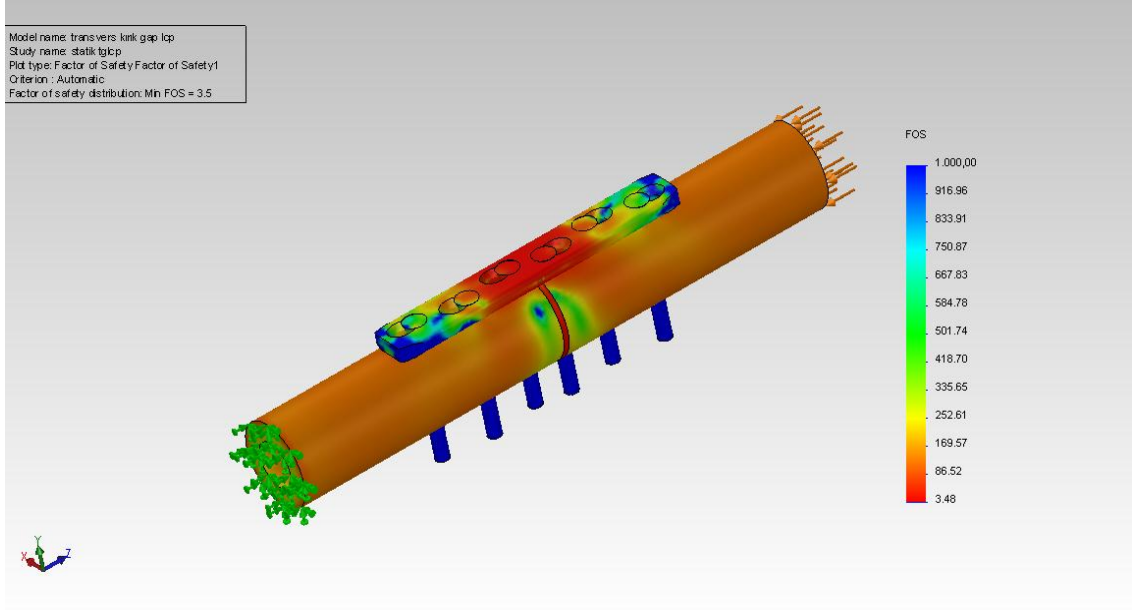
Bu modelde en büyük stres plağın orta kısmında $210.327.792 \text{ N/m}^2$ değerinde ölçüldü(Şekil 4.18). Stresin büyük kısmı 3. ve 4. vidalar arasında saptandı. En düşük FOS değeri 3,48'di (Şekil 4.20). Kemik üzerinde en fazla yük plak altındaki kısımda oluştuğu gözlemlendi ve stres kalkını gözlenmedi (Şekil 4.19) (Şekil 4.21).



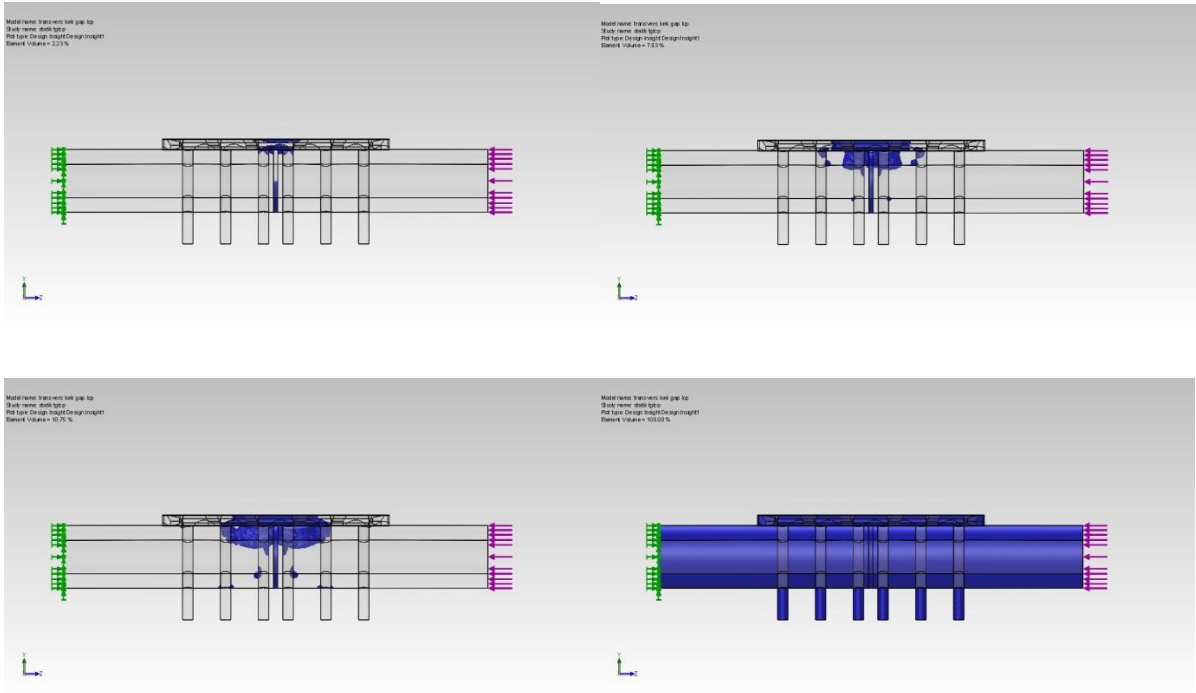
Şekil 4.18: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde LCP plağı uygulandığında arttırılmış deformasyon ile stres haritası



Şekil 4.19: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde LCP plağı uygulandığında kemik dokusunda oluşan stresler



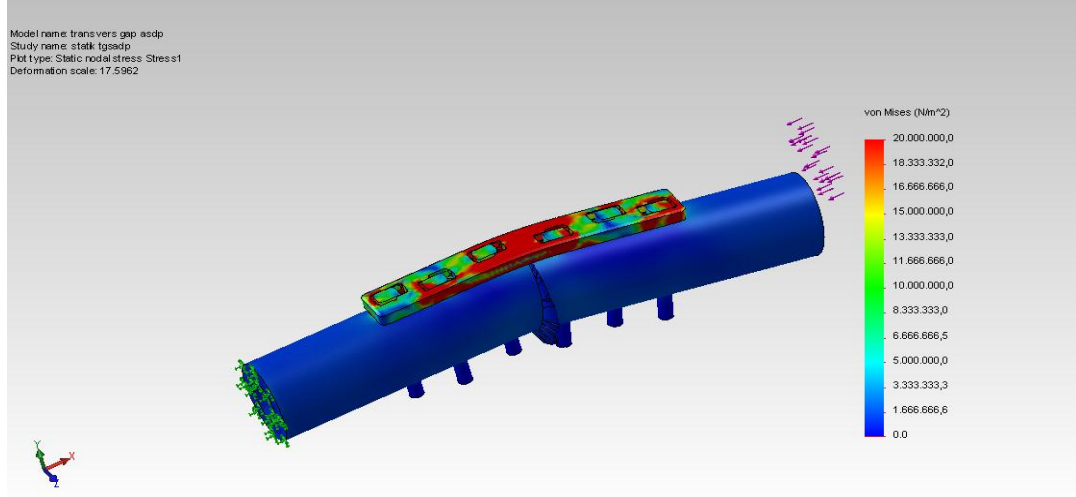
Şekil 4.20: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde LCP plağına ait FOS Haritası



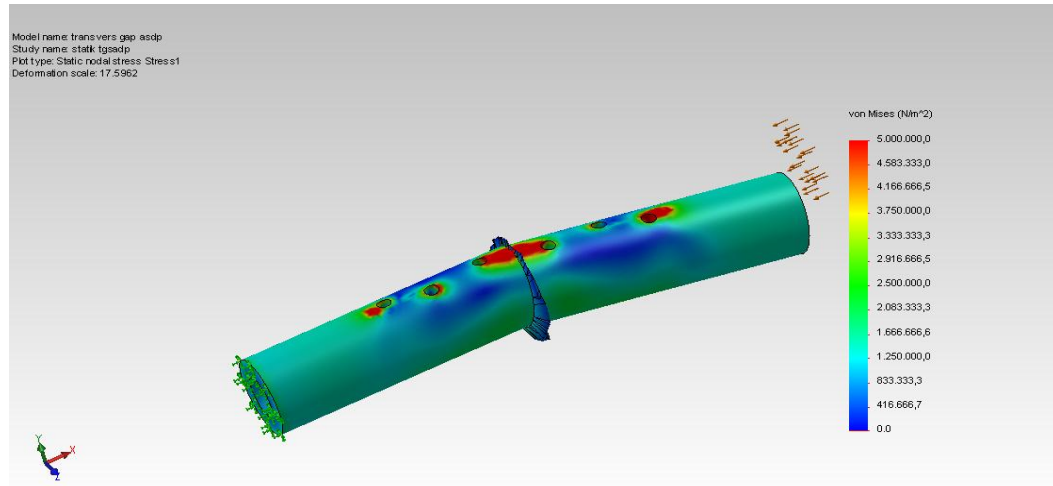
Şekil 4.21: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde LCP plağı uygulandığında ile yük yolunun incelenmesi

4.6. 2mm Gap ile Birlikte Transvers Kırık Modelinde ASDP Sonuçları:

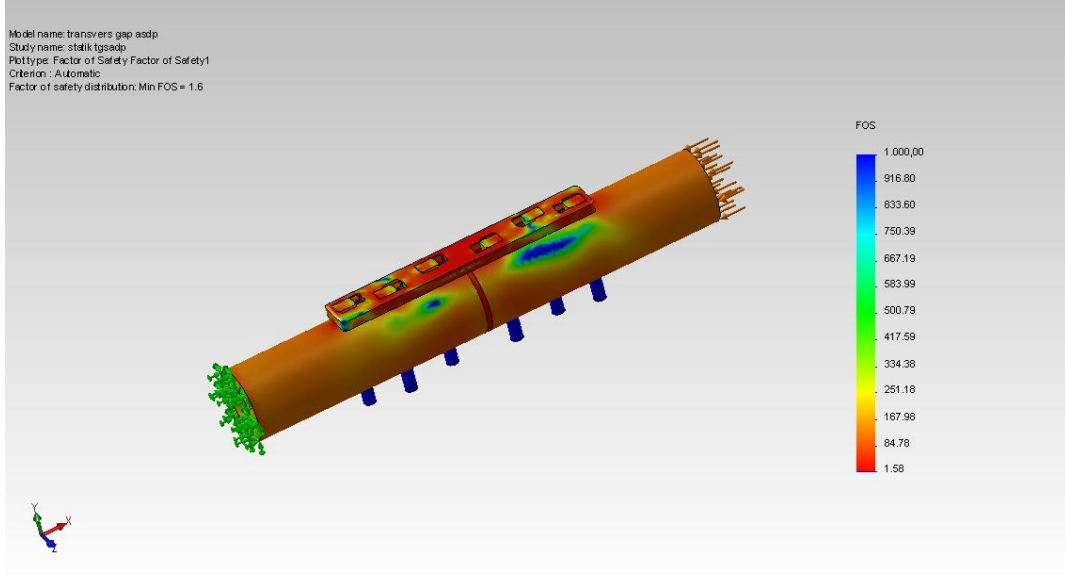
Sistemde ölçülen en büyük stres plağın 3. Deliğinde ölçülen $665.971.904 \text{ N/m}^2$ değeri oldu (Şekil 4.22). Bu bölgede ölçülen FOS (Güvenlik faktörü) 1,58'di (Şekil 4.24). Her ne kadar bir stres kalkanı oluşmasa da (Şekil 4.23) (Şekil 4.25) plak makaslama kuvvetlerine engel olamadı ve plakta artmış strese bağlı olası yorgunluk sorunları ortaya çıktı.



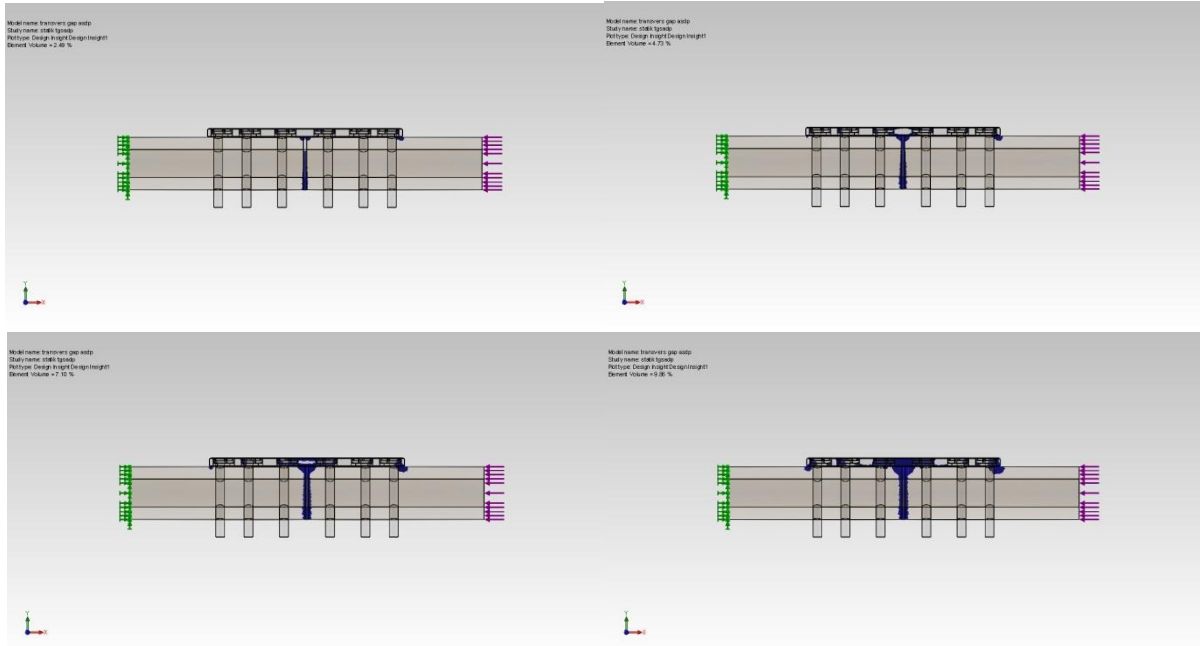
Şekil 4.22: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde ASDP plağı uygulandığında arttırılmış deformasyon ile stres haritası



Şekil 4.23: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde ASDP plağı uygulandığında kemik dokusunda oluşan stresler



Şekil 4.24: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde ASDP plağına ait FOS Haritası

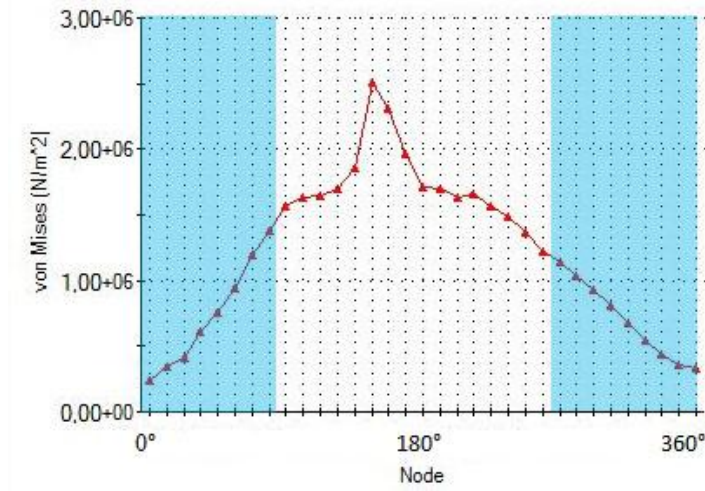


Şekil 4.25: 2mm boşluk ile transvers kırık modelinde ASDP plağı uygulandığında ile yük yolunun incelenmesi

Kemikte en fazla yük arada kalan yumuşak dokuda oluşsa da plakta sürtünmeye bağlı yüksek yükler oluşmakta.

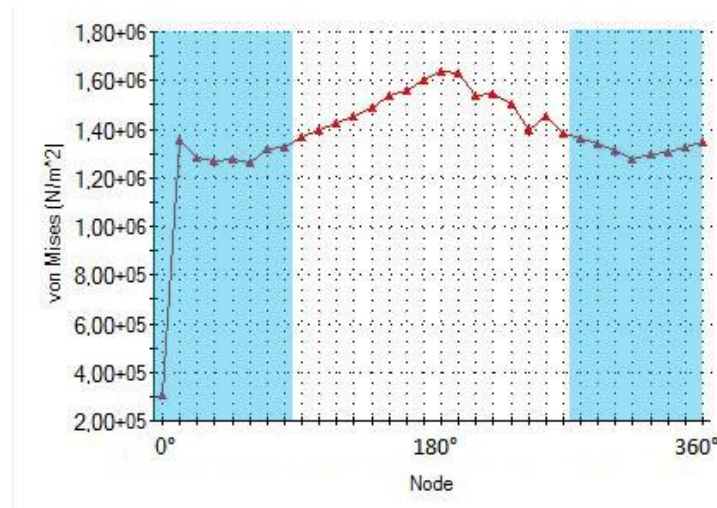
4.7. Kırık hattında saptanan stresler:

Transvers kırık modelinde LCP plağı kullanıldığında kırık hattında oluşan stresler özellikle karşı korteksi gösteren 9. - 18. değerler arasında yüksek, yakın korteksi gösteren ilk ve son sekizer değerde düşük olarak gözlenmiştir. En yüksek değer 25.149.908 paskaldır (Şekil 4.26).



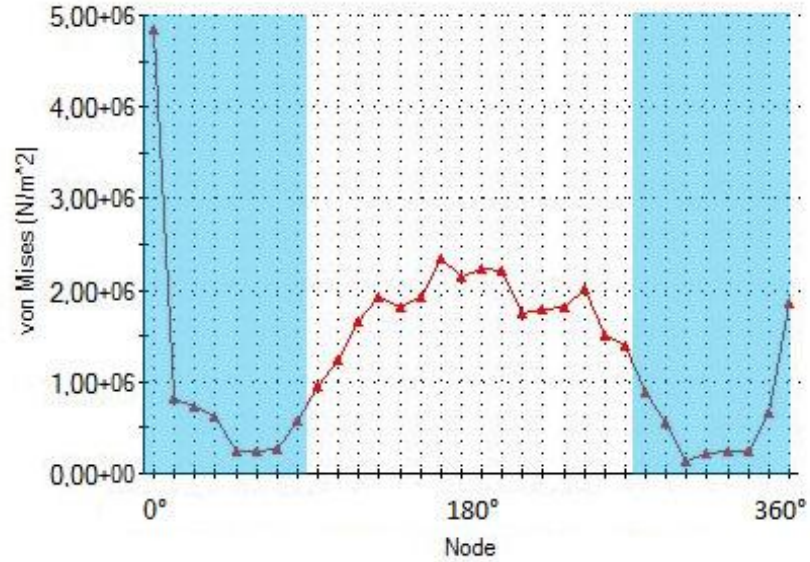
Şekil 4.26: Transvers kırıkta LCP plağı uygulandığında kırık hattında oluşan stresler

ASDP plağının uygulandığı transvers kırık modelinde bu dağılım yine karşı korteks daha fazla stres taşısa da daha homojen bir dağılım gözlendi. En yüksek değer 16.363.091 paskaldır (Şekil 4.27).



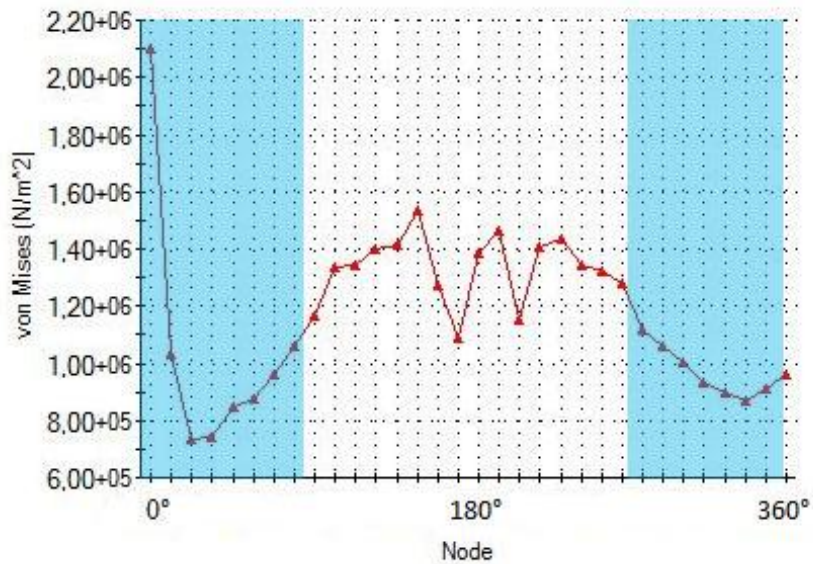
Şekil 4.27: Transvers kırıkta ASDP plağı uygulandığında kırık hattında oluşan stresler

Oblik kırık modelinde LCP plağı uygulandığında plak altında 48.445.170 paskal değerine ulaşılsa da karşı kortekste daha geniş bir alanda yüksek stresler saptanmıştır (Şekil 4.28).



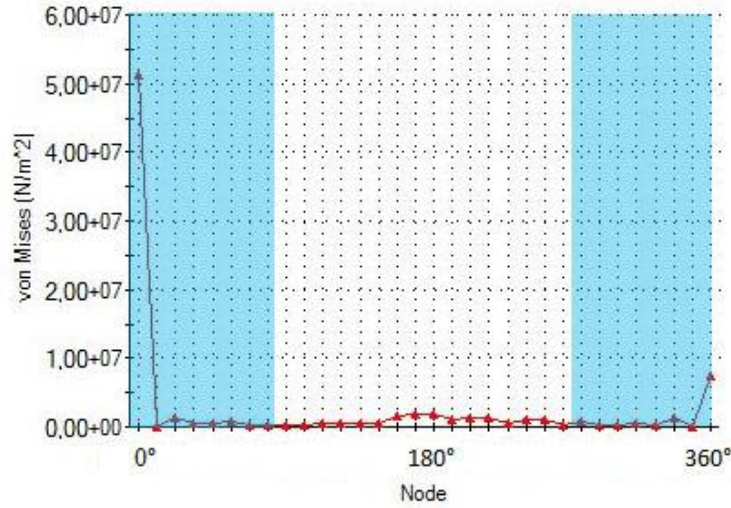
Şekil 4.28: Oblik kırıkta LCP plağı uygulandığında kırık hattında oluşan stresler

Oblik kırıkta ASDP uygulandığında LCP plağına benzer bir dağılım olmuştur. En yüksek değer yine plak altında ölçülen 20.987.223 paskaldır (Şekil 4.29).



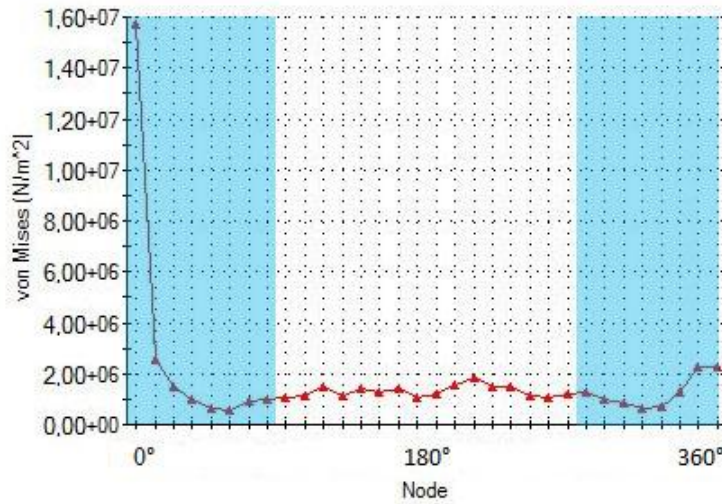
Şekil 4.29: Oblik kırıkta ASDP plağı uygulandığında kırık hattında oluşan stresler

2mm boşluk ile transvers kırıkta LCP kullanıldığında plak altındaki kesimde 512.455.480 paskal gibi çok yüksek bir değer çıksa da; bu küçük yük taşıyan bölge dışında ancak ortalama 699.462,24 paskal stres oluştu (Şekil 4.30).



Şekil 4.30: 2mm boşluk ile transvers kırıkta LCP plağı uygulandığında kırık hattında oluşan stresler

ASDP plağı uygulandığında plak altında kalan kesimde 15.702.816 paskal değerine ulaşılmasına rağmen bu plakta da bu aşırı yük taşıyan bölge çıkarıldığında ortalama 1.233.911,22 paskal değerine ulaşıldı (Şekil 4.31).



Şekil 4.31: 2mm boşluk ile transvers kırıkta ASDP plağı uygulandığında kırık hattında oluşan stresler

5. TARTIŞMA:

Transvers kırık modelleri incelendiğinde; LCP kullanılan modelde minimal FOS değeri 35,9 iken ASDP kullanılan modelde 17,2'dir. Her iki plakta da bu değerlerde yeteri kadar güvenli bulunmuştur. ASDP modelindeki çalışmada özellikle 6. Vidanın pulunda oluşan ve delikte yüksek sürtünmeye yol açan hareket plağa tasarımında beklenenden fazla yük aktarılmasına yol açmıştır.

Anatomik redükte edilmiş stabil bir kırık modeline LCP uygulandığında plak altında kalan bölgede oluşan görece az stres dikkati çekmektedir. ASDP plağı ilk 3 vidada bu etkiyi önleyebilmiştir ve kemiğe daha fazla yük aktarabilmiştir. Fakat 6. Vidada oluşan istenmeyen yük transferi diğer kemik parçasını stres kalkanından koruyamamıştır. Buna rağmen kırık hattı yeterli miktarda yük alabilmiştir.

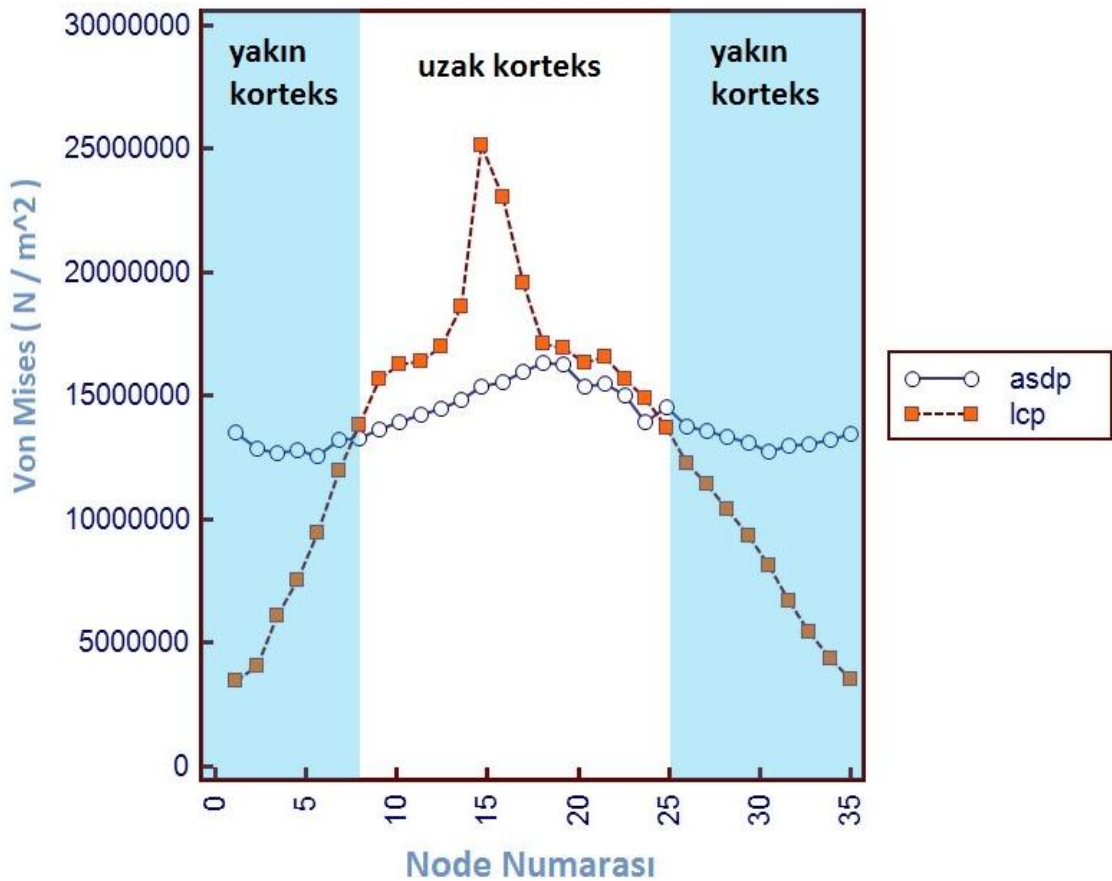
Kırık hattında oluşan stresler incelendiğinde; LCP plağında plak altında kalan kesimde 250000 paskal stres oluşurken karşı kortekste 2500000 paskal stres oluşmuştur. Stresin eşit olmayan bir şekilde dağıldığı gözlenmiştir. ASDP plağında stresler görece daha dengeli dağılmış ve plak altında kalan kesimde 1250000 paskal olan stres karşı kortekste de 1650000 paskal olarak ölçülmüştür. Bu şekilde ASDP kırık hattının bütününde yeterli ve görece daha düzenli dağılımlı stres oluşturmaktadır.

Oblik kırık modellerinde LCP'nin minimal FOS değeri 10 iken ASDP'nin minimal FOS değeri 14.84 olarak ölçüldü. ASDP kullanıldığı modelde özellikle statik olarak tespit edilen tarafta kısmi stres kalkanı oluşurken; LCP kullanılan modelde stres kalkanı daha belirgindir.

ASDP plağının tasarımı yapılırken stabil kemik modellerinde oluşturacağımız kontrollü hareket ile aksiyel yükleri makaslama kuvvetlerine dönüşmeden kırık hattına aktararak, kemik üzerinde eşit bir yük dağılımı oluşturmayı amaçlamıştık. Her iki stabil kırık modelinde de ASDP büyük ölçüde makaslama kuvvetlerini kırık hattına aktardı ve yeterli FOS değerlerine ulaştı. Fakat tasarımda öngörülenden daha fazla sürtünme gözlenmiş ve pulların kanallar içinde hareketlerinin istikrarlı olmadığı görülmüştür. LCP plakları ise her iki stabil kırık modelinde de yeterli FOS değerine ulaşmış fakat oluşturdukları stres kalkanı kırık hattının özellikle plak altında kalan kısmına yeterli stresin binmesini önlemiştir.

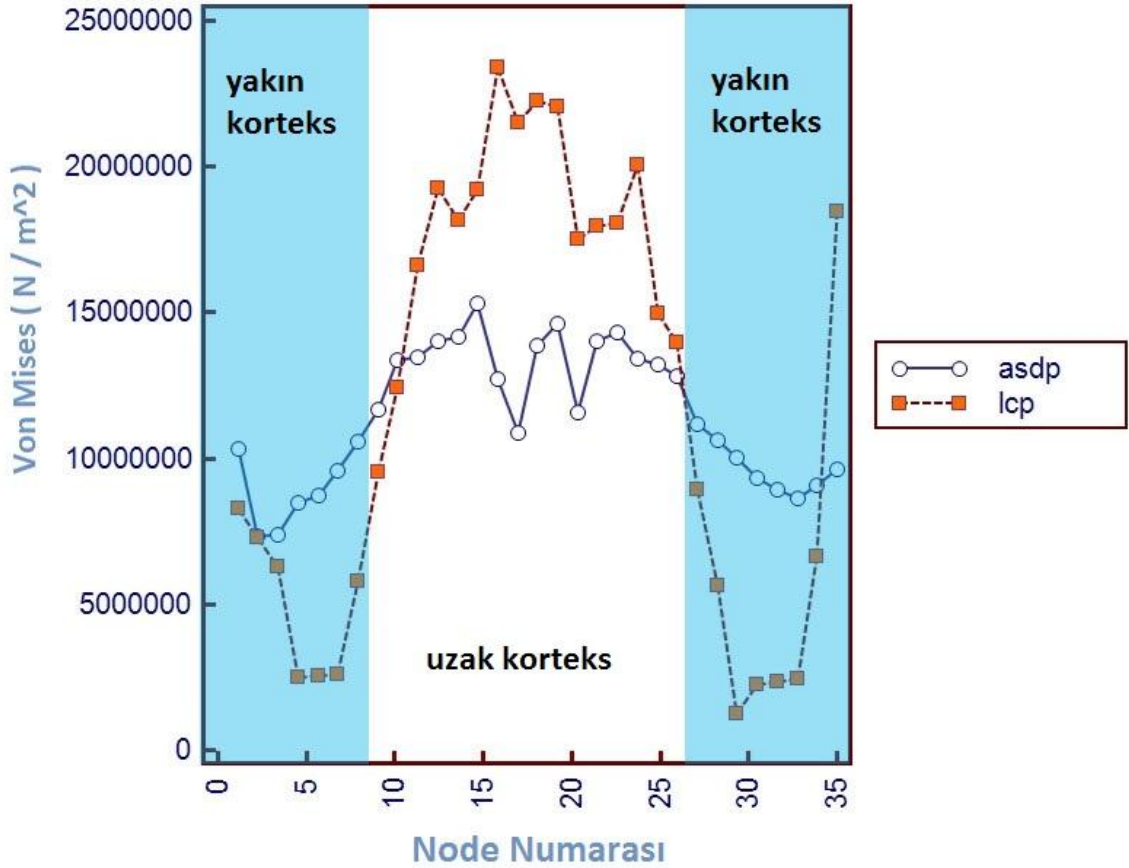
2mm gap ile oluşturulan instabil kırık modellerinde her iki plakta da stres kalkanı etkisi oluşmadı. Ama iki plakta da yük plak tarafından köprülendi. LCP'de minimum FOS değeri 3.48 ölçülürken ASDP'de ölçülen minimum FOS değeri 1.58 oldu. ASDP plağı tasarımında düşünülen dinamik hareketi oluşturamadı ve yapısal olarak daha zayıf olduğu için daha düşük FOS değerlerine ulaşabildi. ASDP bu haliyle stabil olmayan kırıklarda LCP'den daha başarısız oldu.

Transvers kırık modelinde kırık hattında oluşan stresler karşılaştırıldığında ASDP plağının daha homojen bir yük dağılımı dikkat çekmiştir (Şekil 5.1). Mevcut değerler t-test ile karşılaştırılınca $p = 0,1110$ olarak saptanmıştır. Sadece yükün az olduğu yakın korteks değerleri göz önüne alındığında $p < 0,0001$ 'dir. Aritmetik ortalama hem yakın korteks hem bütün olarak ASDP plağında daha yüksektir.



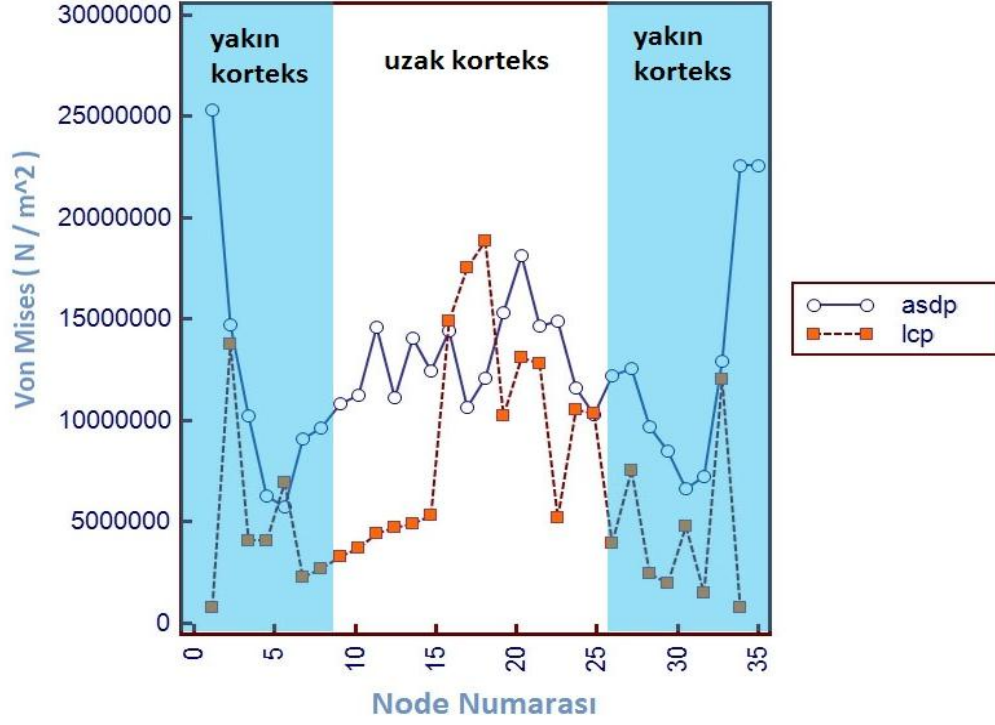
Şekil 5.1. Transvers kırık modelinde kırık hattında saptanan değerler

30 derece oblik kırık modelinde kırık hattında oluşan stresler karşılaştırıldığında $P=0,3007$ bulunmuştur. Sadece yakın korteksteki yükler karşılaştırıldığında $P = 0,4211$ bulunmuştur. Aritmetik ortalama yakın kortekste ASDP plağında daha yüksekken bütün kırık hattında LCP plağında daha yüksek bulundu (Şekil 5.2).



Şekil 5.2. Oblik kırık modelinde kırık hattında saptanan değerler

Arada 2mm'lik boşluk olan transvers kırık modelinde kırık hattındaki stresler karşılaştırılınca $P = 0,5024$, yakın kortekste oluşan stresler karşılaştırılınca $P = 0,4042$ hesaplanmıştır. Aritmetik ortalama her iki çalışmada da LCP'de daha yüksektir. Ortalamadaki bu yükseklik LCP plağı uygulanan modeldeki plak altında saptanan 51245548N/m^2 değeridir. Bu noktadaki değerler çalışma dışına çıkarıldığında $P = 0,1253$ değeri elde edilmiştir ve aritmetik ortalama ASDP plağında yüksek çıkmıştır. (Şekil 5.3).



Şekil 5.3. 2mm boşluk ile Transvers kırık modelinde kırık hattında saptanan değerler

Çalışmamıza benzer çalışmaların daha çok sanayi tarafından araştırma ve geliştirme bölümlerinde yapılması ve yayınlanmaması nedeniyle çalışmamızı karşılaştıracak benzer tasarım ve çalışmalar bulmak güçtür. Farklı çalışmalarla karşılaştıramayacak olmamızdan ötürü çalışmamız halen kullandığımız plakların modelleri kullanılarak sadece yeni plak modelinin çalışma unsurlarını test etmek için tasarlanmıştır. Bu çalışmada her iki sistem aksiyel statik yükler altında incelenmiştir. Eğilme ve çevirme yükleri incelenmemiştir. Bu yüzden bu çalışmaların da yapılması bu iki plağın daha isabetli karşılaştırılmasını sağlayabilir.

ASDP plağının pullarındaki istikrarsız hareket davranışları, statik yüklerin sistemde oluşan yükleri isabetli olarak yansıtamamasından kaynaklanıyor olabilir. Bunun için çalışmanın dinamik yükler altında biyomekanik deney olarak tekrarlanması faydalı olabilir. Ayrıca ASDP plağının stres kalkını etkisini önleme özelliğinin canlı bir organizmadaki test edilerek yakın kortekste osteoporoz miktarının histopatolojik olarak gösterilmesi gerekmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER:

Dinamik açısal stabil tespiti statik açısal stabil tespiti karşılaştırdığımız bu çalışmamız; stres kalkanı etkisini dinamik bir tespit ile engelleyebileceğimizi fakat bunu sağlamak için kullandığımız plağın henüz yeterli dayanıklılığa ulaşmamış olduğunu göstermiştir.

LCP plağının sonuçları incelendiğinde özellikle anatomik redüksiyon modellerinde artmış stres kalkanı etkisi dikkati çekmektedir. Anatomik redüksiyon plağın dayanıklılığına önemli ölçüde katkısı olmasına rağmen stres kalkanına bağlı kaynama gecikmesi ve plak çıkartılması sonrası tekrar kırık oluşması riskini arttırmaktadır. Arada boşluğun olduğu stabil olmayan kırık modellerinde stres kalkanı oluşmamakla beraber plağın dayanıklılığı önemli ölçüde düşmüştür.

ASDP plağının sonuçları incelendiğinde anatomik redüksiyon modellerinde yeterli dayanıklılığa ulaşmış ve stres kalkanı etkisini büyük ölçüde engellemiştir. Stabil olmayan modellerde yük dağılımına önemli bir etkisi bulunamamış fakat daha az dayanıklılığı olduğu görülmüştür. Bu nedenle ASDP plağının mevcut haliyle bu tip kırıklarda kullanılması uygun değildir ve geliştirilmesine devam edilmelidir.

Geliştirdiğimiz plağın pullarla arasındaki sürtünme güçleri tasarım sırasında düşünülen daha fazla yükün plağa iletilmesine yol açtığı görüldü. Özellikle vidalar için oluşturulan deliklerin LCP plaklarınıninkilere göre daha geniş olması ve plağın bu bölgelerdeki malzeme kalınlığının az olması nedeniyle ASDP plağının yapısal zayıflıkları mevcuttur. Bu nedenle plağın malzeme kalınlığının artırılması dayanıklılık problemlerini azaltabilir. Ayrıca farklı yöntemlerle plak ve pul arasındaki sürtünme katsayısı azaltılabilir.

7.KAYNAKLAR

1. Lane WA. Some remarks on the treatment of fractures. *BMJ*1895;1:861–3.
2. Lambotte A. Technique et indication des prothèses dans le traitement des fractures. *Presse Med* 1909;17:321.
3. Sherman WO. Vanadium steel bone plates and screws. *Surg Gynecol Obstet* 1912;14:629–34.
4. Eggers GWN. Internal contact splint. *J Bone Joint Surg Am* 1948;30:40–52.
5. Danis R. *Théorie et pratique de l'ostéosynthèse*. Paris: Masson; 1949.
6. Bagby GW, Janes JM. The effect of compression on the rate of fracture healing using a special plate. *Am J Surg* 1958;95:761–71.
7. Müller ME, Allgöwer M, Willenegger H. Compression fixation with plates. In: *Technique of internal fixation of fractures*. Berlin: Springer; 1965. p. 47–51.
8. Perren SM, Russenberger M, Steinemann S, Müller ME, Allgöwer M. A dynamic compression plate. *Acta Orthop Scand* 1969;Suppl 125:31–41.
9. Perren SM, Cordey J, Rahn BA, Gautier E, Schneider E. Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants: a reaction to necrosis, not to stress protection? *Clin Orthop* 1988;232:139–51.
10. Field JR, Hearn TC, Caldwell CB. Bone plate fixation: an evaluation of interface contact area and force of the dynamic Compression plate (DCP) and the limited contact-dynamic Compression plate (LC-DCP) applied to cadaveric bone. *J Orthop Trauma* 1997;11:368–73.
11. Jain R, Podworny N, Hupel TM, Weinberg J, Schemitsch EH. Influence of plate design on cortical bone perfusion and fracture healing in canine segmental tibial fractures. *J Orthop Trauma* 1999;13:178–86.
12. Andersen LD, Sisk D, Tooms RE, Park WI III. Compressionplate fixation in acute diaphyseal fractures of the radius and ulna. *J Bone Joint Surg Am* 1975;57:287–97.
13. Gupta R, Raheja A, Sharma V. Limited contact dynamic Compression in diaphyseal fractures of the humerus: good outcome in 51 patients. *Acta Orthop Scand* 2000;71:471–4.
14. McKee MD, Seiler JG, Jupiter JB. The application of the limited contact dynamic compression plate in the upper extremity: an analysis of 114 consecutive cases. *Injury* 1995;26:661–6.
15. Haas N, Hauke C, Schütz M, Käab M, Perren SM. Treatment of diaphyseal fractures of the forearm using the point contact fixator (PC-Fix): results of 387 fractures of a prospective multicentric study (PC-Fix II). *Injury* 2001;32:S-B-51–62.

16. Hertel R, Eijer H, Meisser A, Hauke C, Perren SM. Biomechanical and biological considerations relating to the clinical use of the point contact-fixator: evaluation of the device handling test in the treatment of diaphyseal fractures of the radius and/or ulna. *Injury* 2001;32:S-B-10–14.
17. Perren SM, Cordey J, Rahn BA, Gautier E, Schneider E. Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants: a reaction to necrosis, not to stress protection? *Clin Orthop* 1988;232:139–51.
18. Uthoff HK, Boisvert D, Finnegan M. Cortical porosis under plates: reaction to unloading or to necrosis? *J Bone Joint Surg Am* 1994;76:1507–12.
19. Korner J, Lill H, Müller LP, Hessmann M, Kopf K, Goldhahn J, Gonschorek O, Josten C, Rommens PM. Distal humerus fractures in elderly patients: results after open reduction and internal fixation *Osteoporos Int.* 2005 Mar;16 Suppl 2:S73-9. Epub 2004 Oct 29.
20. Cordey J, Borgeaud M, Perren SM. Force transfer between the plate and the bone: relative importance of the bending stiffness of the screws friction between plate and bone *Injury.* 2000 Sep;31 Suppl 3:C21-8.
21. Gardner MJ, Brophy RH, Campbell D, Mahajan A, Wright TM, Helfet DL, Lorich DG. The mechanical behavior of locking compression plates compared with dynamic compression plates in a cadaver radius model *J Orthop Trauma.* 2005 Oct;19(9):597-603.
22. Owsley KC, Gorczyca JT. Fracture displacement and screw cutout after open reduction and locked plate fixation of proximal humeral fractures [corrected]. *J Bone Joint Surg Am.* 2008 Feb;90(2):233-40.
23. E.D. Tillett, J.A. von Fraunhofer, D. Seligson Coefficient of static friction at pig femoral osteotomies: the role of anatomic reduction and compression on the value of the coefficient *J Biomedical Eng* 1989; Volume 11, Issue 2, March p: 107-110