

T.C.
DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

115 376

**DANA OMURGASI MODELİNDE
KISA SEGMENT VİDA FİKSASYONU İLE
DESTEKLEYİCİ ÇENGEL UYGULAMASININ
KARŞILAŞTIRILMASI:
İN-VİTRO BİYOMEKANİK ÇALIŞMA**

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Haluk BERK

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM BAKANLIĞI
DOKÜMANİZASYON GENEL MÜDÜRLÜĞÜ

UZMANLIK TEZİ

Dr. Sedit Kıvanç MURATLI

115376

İZMİR-2002

ÖNSÖZ

Tez çalışmamı yaparken omurga cerrahisi ile ilgili deneysel, biyomekanik bir araştırma konusu seçmemin arkasındaki ana neden bu tür temel bilime dayalı araştırmaları ilginç ve önemli bulmamdır.

Sağlayabildiğimiz imkanlar dahilinde ve kısıtlı sürede yaptığımız uğraşı sonunda ortaya çıkan bu tez çalışması, umuyorum ki bundan sonraki çalışmalara fikir verici olur.

Dr. S. Kıvanç MURATLI

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam sırasında gösterdiği ilgi ve ettiği yardımlardan dolayı tez danışmanım Prof. Dr. Haluk BERK'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca yine tez çalışmam sırasındaki yardımlarından dolayı Prof. Dr. Hasan HAVİTÇİOĞLU'na ve katkılarından dolayı Doç. Dr. İzge GÜNAL'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Tez çalışmamda bana gösterdikleri ilgi ve yardımlardan dolayı Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü öğretim görevlisi Prof. Dr. Onur SAYMAN'a, ayrıca Arş. Gör. Hasan ÇALLIOĞLU, Arş. Gör. Bahadır UYULGAN ve Arş. Gör. B. Murat İÇTEN'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca deneylerin yapılabilmesi için gerekli malzemelerin sağlanmasında gösterdikleri yardımlardan dolayı HIPOKRAT A.Ş.'ye, omurga örneklerinin sağlanmasında gösterdiği yardımlardan dolayı Pınar Entegre Et Sanayi A.Ş. taze et üretim müdürü Haluk KÖSEOĞLU'na ve Birol Bey'e teşekkür ederim. Çalışmamın istatistik bölümünde gösterdiği yardımlardan dolayı Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Halk Sağlığı Anabilim Dalı öğretim görevlisi Uzm. Dr. Hülya ELLİDOKUZ'a teşekkür ederim. Tezin basımı konusundaki yardımlarından dolayı İzmir Batı Dersanesine ve özellikle Kadir GÜLCÜ'ye sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Tez çalışmamın hemen her basamağındaki yardımlarından dolayı annem Sabahat MURATLI'ya ve babam Suat MURATLI'ya sonsuz teşekkürlerimi ayrıca sunarım.

Uzmanlık eğitimim boyunca bana emeği geçen hocalarım; Prof. Dr. Emin ALICI'ya, Prof. Dr. Şükrü ARAÇ'a, Prof. Dr. Osman KARAOĞLAN'a, Prof. Dr. Ahmet EKİN'e, Prof. Dr. Hasan HAVİTÇİOĞLU'na, Prof. Dr. Halit PINAR'a, Prof. Dr. Haluk BERK'e, Doç. Dr. İzge GÜNAL'a, Doç. Dr. Hasan TATARLI'ye, Doç. Dr. Önder BARAN'a, Yrd. Doç. Dr. Mustafa ÖZKAN'a, Yrd. Doç. Dr. Ömer AKÇALI'ya, Yrd. Doç. Dr. Vasfi KARATOSUN'a, Yrd. Doç. Dr. Kadir BACAĞOĞLU'na, Yrd. Doç. Dr. Can KOŞAY'a ayrı ayrı sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca uzmanlık eğitimim süresince beraber çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma, servis ve ameliyathane hemşire, teknisyen ve personeline gösterdikleri dostluk ve yardımlardan dolayı sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Dr. S. Kivanç MURATLI

İÇİNDEKİLER

I. GİRİŞ	1
A. Omurga Biyomekaniği ile İlgili Genel Bilgiler	1
1. Anatomik Özellikler	1
a. Anterior Yapılar	2
b. Posterior Yapılar	2
2. Biyomekanik Faktörler	3
a. Torakal Omurga Katılığının Klinik Stabiliteye Etkileri	3
b. Klinik Stabilitenin Biyomekanik Analizi	4
3. Klinik Önem	4
Yapısal Hasar ve Nörolojik Defisit	4
4. Klinik İnstabilitenin Değerlendirilmesi	5
B. Bazı Özel Torakal ve Lomber Omurga Yaralanmaları	7
C. Yük Paylaşımı ve Anterior Cisimler Arası Greft Uygulaması	9
1. Yük Paylaşımı	9
2. Anterior Cisimler Arası Greft Uygulaması	10
D. Posterior Bağ Yapılar ve Stabilité	12
E. Gerilim (Strain)	14
1. Gerilim (Strain) Nedir ?	14
2. Gerilim Ölçücü (Strain Gauge)	15
F. Omurga Modeli	17
G. Argenson Yöntemi ile Destekleyici Çengel Uygulaması	19
II. AMAÇLAR	21
III. YÖNTEMLER	22
A. Araştırmanın Tipi, Yapıldığı Yer ve Tarih	22
B. Örnek Seçimi ve Örneklerin Hazırlanması	22
C. Spinal İmplant	24
D. Gerilim – Yer Değiştirme Ölçücüler (Strain Gauge)	25
E. Ölçüm Aleti (Strain Indicator ve Switchbox)	27

F. Basma Aleti	27
G. Ölçüm	28
H. Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi	31
IV. BULGULAR	32
A. Bulguların Karşılaştırılması ile İlgili Açıklamalar	32
B. İstatistik Analiz Sonuçları	32
1. Kısa ve Uzun Segment Uygulamalarının Genel Karşılaştırması.	32
2. Bulguların Greft Yerleşimine Göre Karşılaştırılması	43
3. Bulguların Posterior Bağ Yapıların Varlığına Göre Karşılaştırılması	46
a. Deney II ve Deney VI Karşılaştırması	46
b. Deney III ve Deney V Karşılaştırması	49
V. TARTIŞMA	52
A. Kısa Segment ve Destekleyici Çengel Uygulaması	52
B. Anterior Strut Greftin Yerleşimi	56
C. Posterior Bağ Yapıların Etkisi	57
ÖZET	60
SUMMARY	61
EK – 1 Biyomekanik ile İlgili Bazı Kavram ve Terimler	63
EK – 2 Ölçüm Verileri	67
KAYNAKLAR	75

I. GİRİŞ

A. Omurga Biyomekaniği İle İlgili Genel Bilgiler

Omurga mekanik bir yapıdır. Omurlar birbirleri ile kompleks kaldıraçlar (vertebralar), eksen noktaları (fasetler ve diskler), pasif sınırlandırıcılar (bağlar) ve hareket sağlayıcılar (adaleler) aracılığı ile kontrollü bir biçimde eklemlenirler. Vertebral kolonun üç temel biyomekanik fonksiyonu bulunur; birincisi baş, gövde ve kaldırılan herhangi bir yükün ağırlığını ve oluşturduğu momenti pelvise iletir, ikincisi bu üç vücut bölümü arasında yeterli hareket açıklığını sağlar, son ve en önemli spinal kordu hem fizyolojik hareketler sırasında hem de travma sırasında oluşabilecek olan zararlanmalardan korur.

Bu bölümde çalışmanın amacı doğrultusunda kısa segment pedikül vidası ve destekleyici çengel sistemlerinin kullanıldığı bölge olan torakal ve torakolomber bölgenin biyomekanik özelliklerine değinilecektir. Diğer bölgelerin özellikleri çalışma konusunun dışında kaldığından anlatıma dahil edilmemiştir.

Anlatımda torakal ve torakolomber bölgenin klinik instabilite biyomekaniği açısından incelenmesi ile ilgili bilgilere ve bununla beraber bazı temel anatomik ve biyomekanik kavramların açıklamaları bulunmaktadır.

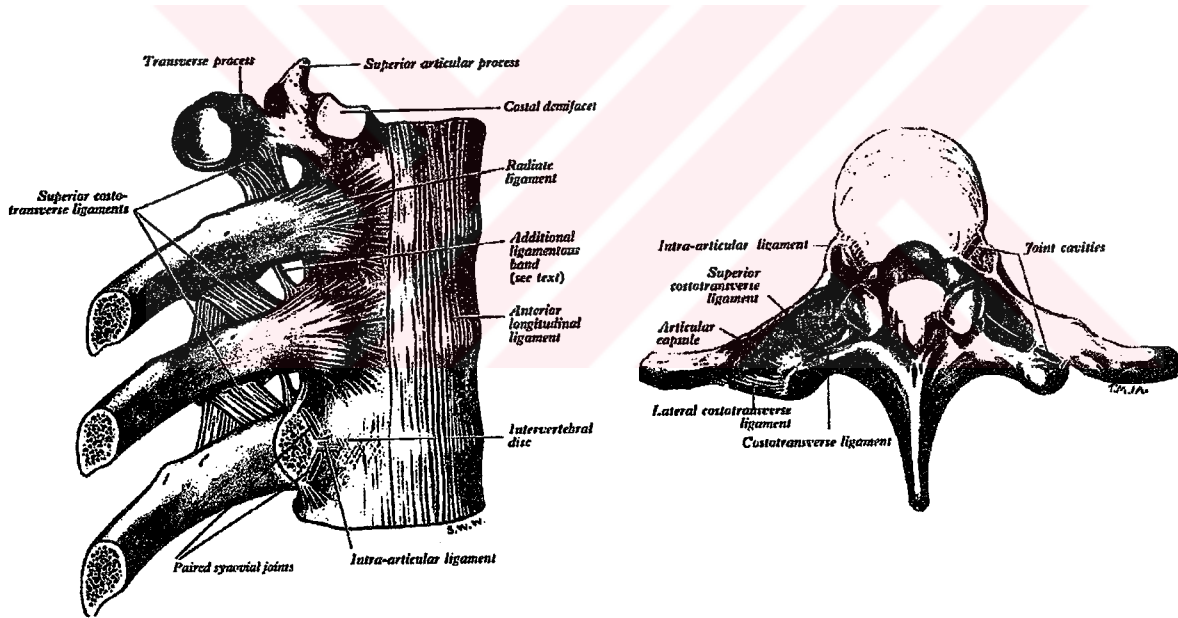
Torakal (T_1 - T_{10}) ve torakolomber (T_{11} - L_1) omurganın klinik instabilitesinin değerlendirilmesinde bazı temel kavramlar vardır. Bu bölge mekanik olarak daha katı olup omurganın diğer bölgelerinden daha az hareketlidir. Omurganın bu bölgesinde spinal kord için daha dar bir serbest alan vardır, ayrıca bu bölgenin kanlanması da diğer bölgelere göre daha rizikoludur. Kostovertebral eklemlenmelerle ve göğüs kafesini oluşturan yapılarla çok iyi biçimde stabilize edildiğinden hasarlanması da diğer bölgelere göre daha fazla güç gerektirir⁴⁴.

1. Anatomik Özellikler

Bu bölgenin klinik stabilitesini etkileyen belli başlı bazı anatomik karakteristikleri vardır. Vertebral cisimlerin ve intervertebral disklerin anterior yüksekliklerinin posterior yüksekliklerine göre daha az olmasından kaynaklanan normal torakal kifoz eğriliği mevcuttur. Bu fizyolojik kifoz nedeniyle torakal omurga fleksiyonda daha instabil olma eğilimindedir⁴⁴.

a. Anterior Yapılar

Anterior longitudinal ligaman torakal bölgede belirgin ve iyi gelişmiş olup bazen anormal torakal kifoz olgularında normalden daha kalın yapıda olabilir. Anterior bölgedeki annulus fibrosus, diğer bölgelerdeki gibi klinik stabilitenin sağlanmasında en önemli faktörlerden biridir ⁴⁴. Posterior longitudinal ligaman da bu bölgede iyi gelişmiş olup klinik stabilitenin sağlanmasında kayda değer öneme sahiptir. Intervertebral disk seviyesinde vertebralarla eklemlleşme yapan kostaların da torakal omurganın fonksiyonel segmenter birimlerinin (fonksiyonel segmenter birim birbirine komşu iki vertebra, aralarındaki intervertebral disk ve bağ yapılarından oluşan birim olup, adale yapılarını içermez ⁴⁵) stabilitesine önemli katkıları vardır. Radiat ligaman ve diğer kostotransvers ligamanlar vertebralara yapışarak stabiliteye katkıda bulunurlar (Şekil 1).



Şekil 1 Torakal omurgadaki bağ yapılar ⁶⁰.

b. Posterior Yapılar

Torakal bölgedeki ligamentum flavumlar kalın olmakla beraber, bu bölgedeki kapsüler ligamanlar servikal bölgedekine göre daha ince ve zayıf yapıdadır. Kapsüler ligamanların zayıf olmasının önemi bu yapıların fleksiyon hareketi sırasında gerilerek önleyici görev yapmaları ve bu şekilde destek oluşturmalarından

kaynaklanmaktadır⁴⁴. Bu nedenle torakal bölgede yapılan çok seviyeli laminektomi sonrası ligamentum flavum desteğinin ortadan kalkmasıyla faset eklem kapsülleri fleksiyon dengelenmesinde yalnız kalmaktadırlar ve bu da fizyolojik kifozla beraber klinik instabiliteye eğilimi artırmaktadır. Kostaal artikülasyonlar da bu bölgede klinik stabiliteye bir miktar destek sağlamaktadırlar. Interspinöz bağlar torakal bölgede lomber bölgedeki kadar kalın ve güçlü yapıda değildirler, ayrıca supraspinöz ligamanlar da lomber bölgedeki kadar belirgin değildirler ve olasılıkla stabilitede çok önemli bir rol oynamamaktadırlar^{44, 61}.

Faset eklemlerin osseöz komponentleri ve bunların fibröz kapsülleri torakal bölgede stabiliteye önemli derecede katkıda bulunan yapılardır. Ayrıca faset eklem yüzeylerinin üç boyutlu konfigürasyonları da önemli rol oynamaktadır^{44, 61}. Artiküler proseslerin orientasyonunda torakalden lombere doğru dönüşüm genellikle 11. torakal vertebrada görülür. Bu bazen 12. ya da 10. vertebralarda da olabilir. Transizyonel vertebrada superior artiküler prosesler torakal özellikte olup posterolaterale dönüktür ve inferior artiküler prosesler ise transvers konveks yapıda olup anterolaterale dönüktür ve lomber özelliktedir. Bu vertebra rotasyonel ve non-rotasyonel fonksiyonun öncesindeki ani değişikliği gösterir⁶¹. Orta ve üst torakal bölgelerdeki fasetler primer olarak anterior translasyona karşı stabiliteyi sağlar, yönelimlerinin değişmesiyle beraber fasetlerin ön – arka düzlemdeki stabiliteye etkileri azalır. Bu bölgede eklemler sagittal planda yönelim gösterdiklerinden daha çok aksiyel rotasyona karşı stabilite oluştururlar. Bu nedenle aşırı aksiyel rotasyon zorlaması durumunda alt torakal ve torakolomber bölgede faset dislokasyonları ve kırıklı çıkıklar oluşur⁴⁴.

2. Biyomekanik Faktörler

a. Torakal Omurga Katılığının Klinik Stabiliteye Etkileri

Kostaların torakal omurganın stabilitesine katkıları iki şekilde olur; birincisi kosta başlarının vertebral cisimlerle oluşturdukları fasetler, ikincisi tüm göğüs kafesinin yapısına bağlı olan etkisi. Göğüs kafesi omurga yapısının transvers düzlemde genişliğini önemli derecede artırır, bu da omurga yapısının eylemsizlik momentini artırarak omurganın sagittal ve frontal planlardaki eğilme direncini artırır⁴⁶.

b. Klinik Stabilitenin Biyomekanik Analizi

Posterior elemanların çıkartılmasıyla torakal vertebralar arasındaki hareket karakteristiklerinin değiştiği biyomekanik çalışmalarda gösterilmiştir ⁴⁶. Yapılan deneylerde fleksiyon, ekstansiyon ve aksiyel rotasyon hareketleri posterior elemanların çıkartılması öncesinde ve sonrasında ölçülmüş ve posterior elemanları çıkartılmış olan omurgalarda bu hareket derecelerinin önemli ölçüde arttığı görülmüştür. Bu durum, cerrahi veya travma nedeniyle oluşumların zarar görmesi durumunda anormal hareketlerin oluşacağını göstermektedir. Bu şekildeki aşırı ve anormal hareketler spinal korda zarar verir.

Yapılan bir çalışmada ⁴⁶, torakal omurgada vücut ağırlığının %50'si kadar yüklenme altında iken anatomik yapılar önden arkaya ve arkadan öne doğru sırayla kesilmiş ve fleksiyon, ekstansiyon hareketleri uygulanmıştır. Deneyden çıkarılan sonuçlar şu şekilde özetlenebilir. Tüm posterior elemanlar çıkarıldığında kostovertebral eklem bütünlüğü bozulana kadar segment fleksiyon stabilitesini koruyabilmektedir. Ekstansiyonda ise stabilitenin bozulabilmesi için tüm anterior yapılar ve ek olarak en az bir posterior yapının kesilmesi gerekmektedir. Ekstansiyonda anterior longitudinal ligaman tek başına stabilitenin sağlanmasında yeterli olmaktadır. Fleksiyonda ise stabilite posterior longitudinal ligaman ile diğer anterior yapıların sağlam kalmasına bağlıdır. Burada maksimum fizyolojik sagittal translasyon 2.5 mm ve maksimum sagittal plan rotasyonu (angulasyonu) ise 5° olarak kabul edilmiştir.

3. Klinik Önem

Yapısal Hasar ve Nörolojik Defisit

Yapılan çalışmalarda yapısal hasar ve nörolojik defisit arasında çeşitli ilişkiler saptanmıştır. Kırıklı çıkıklarda birlikte nörolojik defisit görülme olasılığı artmaktadır. Geriye kalan sadece kırık ve sadece çıkık olan tip yaralanmalarda nörolojik defisit görülme olasılığı daha azdır ⁴⁷. Riggins ve Kraus ⁵³, basit kamalaşma kompresyon kırığı ile nörolojik defisit sık bir birlikteliği olmadığını, bununla birlikte Holdsworth'un tanımladığı rotasyonel kırıklı çıkıklarda genellikle bu birlikteliğin olduğunu bildirmişlerdir. Bu tür yaralanmayla nörolojik defisitlerin sık birlikteliği, bu yaralanmaların çok yüksek güçler ile oluşmasından kaynaklanmaktadır. Bununla

birlikte aşırı yapısal hasar oluşan bazı hastalarda nörolojik defisit görülmeyebilmektedir. Aynı zamanda bunun tersi de doğrudur, yapılan bir çalışmada radyolojik olarak belirgin vertebral kolon hasarı olmaksızın bazı hastalarda nörolojik defisit görülebileceği belirtilmiştir ^{47, 53} (SCIWORA- Spinal cord injury without radiographic abnormalities).

4. Klinik İnstabilitenin Değerlendirilmesi

Torakal bölgede kanal çapının spinal kord ile ilişkisine göre oranı diğer bölgelerdekine göre daha dardır. Bu nedenle ligamanların elastik oranlarında deformasyona uğramaları sonucunda nöral yapılara zarar verebilecek basılar oluşabilir. Torakolomber bölgedeki nörolojik defisit ile birlikte olan yaralanmaların çoğu instabildir ancak istisnaların olabileceği mutlaka akılda tutulmalıdır.

Denis ^{21, 22}, instabilite kavramını üç kolon yaklaşımında ele almıştır. Denis'in üç kolon kavramına göre posterior kolon Holdsworth'un tanımladığı posterior ligaman kompleksi orta kolon, posterior longitudinal ligaman, annulus fibrosusun posterior kısmı ve vertebra cisminin arka duvarını içermekte olup ön kolon ise vertebra cisminin anterior kısmı, annulus fibrosusun anterior kısmı ve anterior longitudinal ligamandan oluşmaktadır. Buna göre kompresyon kırıkları temel olarak ön kolonun stress yetmezliği sonucu oluşmaktadır ve burada orta kolon sağlamdır. Patlama kırıkları kompresyon altında ön ve orta kolonda oluşan yetmezliğe neden olmaktadır. Emniyet kemeri tipi kırıklar posterior ve orta kolonun sağlam bir anterior dayanak noktasıyla beraber gerilim altındaki yetmezliğine bağlıdır. Kırıklı çıkıklarda ise tüm kolonlarda çeşitli yönlerdeki ve çeşitli derecelerdeki güçlerin etkisi söz konusudur.

White ve Panjabi ¹⁰ ise klinik instabilitenin değerlendirilmesinde sistematik bir yöntem oluşturmak amacıyla bir kontrol listesi geliştirmişlerdir (Tablo – 1). Bu tabloda daha fazla faktöre göre inceleme yapılabilir.

Tablo – 1. Torakal ve Torakolomber Omurgada Klinik İnstabilitenin Değerlendirilmesi İçin Kontrol Listesi

Eleman	Puan Değeri
Anterior elemanlar hasar görmüş, fonksiyon göremez durumda.	2
Posterior elemanlar hasar görmüş, fonksiyon göremez durumda.	2
Kostovertebral eklemlerde ayrılma.	1
Radyografik kriterler:	4 (Toplam)
1. Sagittal plan yer değiştirmesi > 2.5 mm .	2
2. Göreceli sagittal plan açılanması > 5°.	2
Tahmin edilen tehlikeli yüklenme .	1

Bu listeye göre toplam 5 puan ve üstündeki değerler “klinik olarak instabil” kabul edilmektedir.

Bu listeden de anlaşılabileceği gibi anterior yapıların hasar görmesi klinik instabilite açısından yüksek puan kazandırmaktadır. Korpektomi modelinde de anterior yapıların çıkarılmasıyla bu mantığa dayalı olarak instabilite oluşturulmaktadır.

B. Bazı Özel Torakal ve Lomber Omurga Yaralanmaları

Korpektomi modelinde oluşturulan instabilite klinik olarak genellikle omurga kırıkları şeklinde karşımıza çıkmaktadır. Bu bölümde çeşitli omurga yaralanmaları ile ilgili bazı örnekler bulunmaktadır.

1. Vertebral Uç – Plak Kırıkları

Bu kırıklar genellikle üç tip olarak görülmektedir; birinci tipte uç plağın orta kısmında tutulum görülür, ikinci tipte daha periferik olarak silindirik dış kabukta tutulum vardır ve üçüncü tipte ise uç plakta transvers fissürler şeklinde tutulum vardır. Bu yaralanmaların mekanizması vertebral uç plağa aksiyel olarak uygulanan yüklenmeye dayalıdır.

2. Fırlatma Koltuğu Yaralanmaları

Pilotların tehlike anında koltukla beraber kokpitten yüksek hızda fırlatılması sonucu görülen vertebral uç plak kırıkları ve kompresyon kırıklarıdır.

3. Kompresyon Kırıkları

Bu kırıklar sıklıkla alt torakal ve üst lomber bölgede oluşurlar. Vertebra cisimlerindeki kamalaşmalar çeşitli derecelerde olabilir. Bu kırıklar uç plak kırıkları ile birlikte olabilir. Kırığın mekanizması aksiyel planda (y-ekseninde) etkiyen veya x-ekseninde (anteriora doğru eksantrik etkiyen aksiyel kuvvet sonucu) etkiyen bir moment veya ikisinin beraber olduğu durumlarda oluşur.

4. Patlama Kırıkları (Kanal İçi Kemik Fragmanları İle Beraber Parçalanmış Vertebra Cismi)

Sıklıkla kanal içi kemik fragmanlarının eşlik ettiği vertebra cisminin parçalı kırıkları patlama kırıkları olarak anılagelmiştir. Değişik derecelerde nörolojik defisit bu kırıklara sıklıkla eşlik eder. Bu kırıklar yüksek enerjili çarpışma mekanizmaları ile açıklanır ve daha önce değinilen aksiyel yüklenme ve eğilme momentleri ile oluşur.

5. Ezilme Yarılma Kırığı (Crush Cleavage Fracture)

Bu kırık daha sonra tarif edilen gözyaşı damlası kırığı ile analog olarak kabul edilebilir (Gözyaşı damlası kırığı: Lateral grafide vertebra cisminin anteriorunda alt uç plakta “damla” şeklinde ayrılma görülür). Vertikal yüklenme ve eğilme momenti ile

vertebra cisminin üst yarısı ezilir ve alt yarısında sagittal planda yarılma tarzında kırık oluşur.

6. Beşinci Lomber Vertebranın Patlama Kırıkları

Bu, lokalizasyonu ve posterior dekompresyon, füzyon ile yeterli biçimde tedavi edilebilme olasılığı nedeniyle patlama kırıklarının benzersiz bir varyantıdır. Temel olarak vertikal düzlemde etkiyen yüksek enerjili kompresif yüklenme sonucu oluşur.

7. Lateral Kama Kırıkları

Bu kırıklar temel olarak kompresyon kırıkları ile benzer mekanizmalar ile oluşur, ancak burada güç vektörü sagittal planda asimetrik kollapsa neden olacak şekilde etmektedir.

8. Torakal ve Lomber Vertebral Kolonun Büyük Kırıklı Çıkıkları

Bu kırıklar, uç plak kırıklarından, kompresyon kırıklarından, lateral kama kırıklarından veya posterior eleman kırıklarından ayrılırlar. Burada, bu kırıkların herhangi bir kombinasyonu görülebilir. Ayırıcı mekanik karakteristik özellikleri (neden olan faktörler, maruz kalınan hasar ve tedavi gibi) vardır.

9. İzole Posterior Eleman (Nöral Ark) Kırıkları

Bu kırıklar posterior longitudinal ligamanın posteriorunda kalan kırıklardan herhangi birini veya hepsini içerir. Fleksiyon ve aksiyel rotasyon sonucu oluşurlar. Aynı zamanda omurga ekstansiyon pozisyonunda iken uygulanan aksiyel yüklenme sonucu da oluşabilirler.

10. Kucak Kemerli Yaralanmaları

Bu kırık tipi ilk olarak 1948'de Chance ¹⁴ tarafından tanımlanmıştır. Bu yaralanmalar genellikle üst lomber seviyelerde olup bazen sadece bağ yapıları da içerebilir ya da çeşitli kırık veya kırıklı çıkık paternlerinde olabilir.

11. Unilateral Lomber Faset Çıkıkları

Unilateral faset çıkıkları nadir görülmekte olup olasılıkla fleksiyon ve rotasyon hareketleri ile oluşmaktadır. Unilateral transvers çıkıntı kırıkları ile beraberlik gösterebilir.

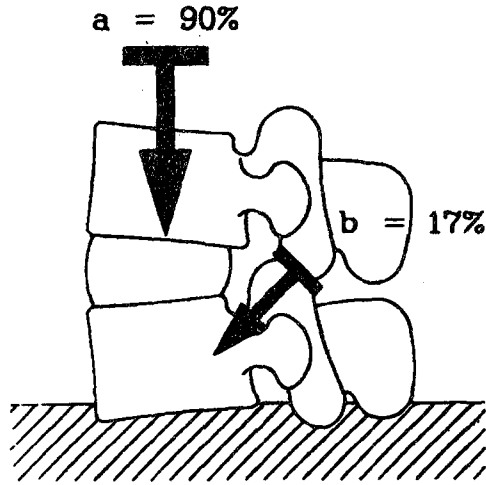
C. Yük Paylaşımı ve Anterior Cisimler Arası Greft Uygulaması

1. Yük Paylaşımı

Dorsal spinal implantlar kompresyonda, distraksiyonda veya nötralizasyonda uygulanabilir. Biyomekanik veriler göstermektedir ki eğer implanta kompresyon uygulanırsa posterior rod sisteminin tensil gücü önemli ölçüde artmaktadır¹². Tersine posterior distraksiyon uygulandığında implantın üzerinde muazzam eğilme kuvvetleri oluşmasına neden olmaktadır. Distraksiyon ile uygulanan posterior implantlar yetmezlik açısından yüksek risk altındadırlar ve bu implantların çok güçlü yapıda olmaları gerekmektedir. Anteriordaki kemik veya disk yapılarının yetmezliği durumunda da posterior kompressif cihazlarda stress oluşmaktadır. İdeal stabilite anterior kolonun rekonstrüksiyonu ile birlikte yapılan posterior kompressif yaklaşımdır, böylece posterior implant üzerinde tensil kuvvetlerde azalma sağlanabilir.

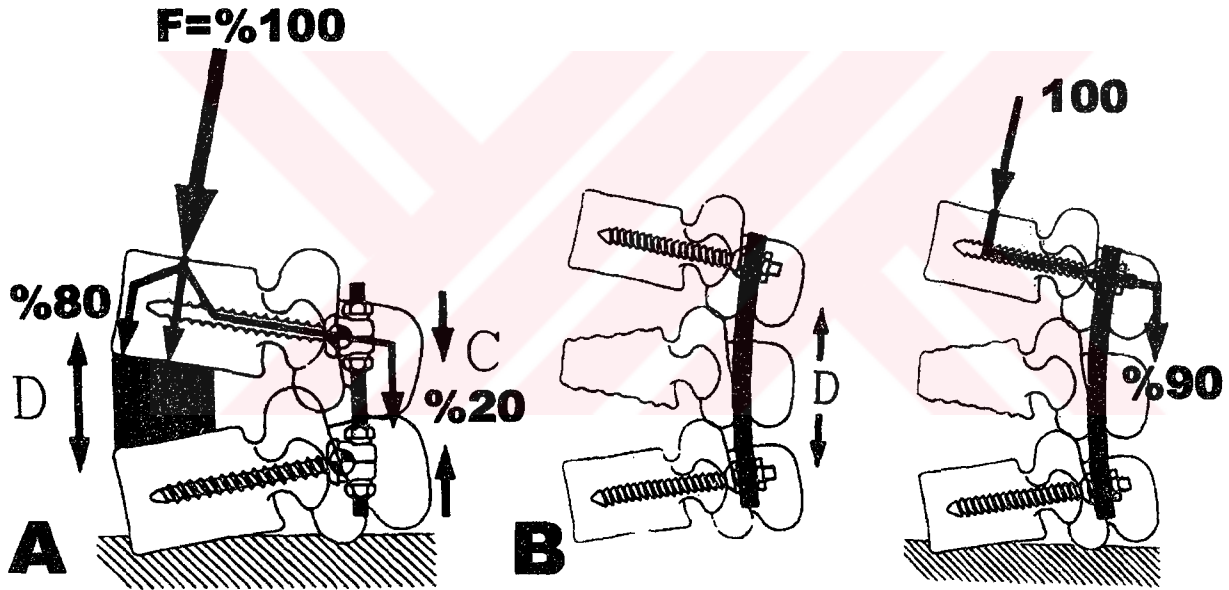
Kummer³⁵, normal ve sağlam bir omurga segmentinde vertebral kolonun yük iletimi dağılımının %90 anteriorda ve %17 posteriorda oluştuğunu göstermiştir (Şekil – 2). Burada yüzdeler toplamının %100'ün üzerinde oluşu yük yönelimlerinin kombinasyonundan kaynaklanmaktadır. Kummer³⁵ ve Bergmak⁹ ventral ve dorsal omurga yapısının mantıksal bir yük paylaşım sistemi olduğunu belirtmişlerdir. Buna göre anterior kolon erekt pozisyonundaki bir omurgada aksiyel yönde etkiyen kuvvetlerin %80 ile %90 kadarını alırken posterior eklemler ve adale yapıları da kalan %10 ile %20'lik yükü almaktadırlar.

Biedermann¹⁰ korpektomi modelinde aksiyel yönde etkiyen yüklerin %80'inin anterior kolondan, %20'sinin ise (ince eğilebilir bir posterior implant kullanıldığında) posteriordan iletilildiğini ancak daha kalın bir implant kullanıldığında ise posteriordan iletilen yüklerin %35'e kadar çıktığını saptamıştır (Şekil – 3). Burada eğer korpektomi bölgesi rekonstrükte edilmezse yüklerin %100'ünün posteriordan iletilmesi gerekmektedir, bu durumda yüklerin %90'ı implant üzerinden geçmektedir (Şekil – 3).



Şekil 2

Sağlam omurga fonksiyonel segmentinde yüklerin anterior ve posterior oluşumlar tarafından paylaşımı.



Şekil 3

Posterior implantlar üzerindeki güç dağılımları. A. Stabil bir anterior strut greft ile eğilebilir bir posterior (kompresyon uygulanarak) rod kullanılarak stabilizasyon yapılması durumunda aksiyel güçlerin %80'i anterior kolondan iletilmektedir. Bu durum lomber omurganın normal biyomekaniği ile benzeşmektedir. B. Posterior implant distraksiyonda uygulandığında veya anterior kolonda yetmezlik olduğunda posterior implantın üzerine aşırı yükler binmektedir (yüklerin %90'ı).

2. Anterior Cisimler Arası Greft Uygulaması

Anterior cisimler arası kemik greftinin uygulandığı lokalizasyon rekonstrüksiyonun biyomekanik etkinliğini etkiler, bu nedenle greft lokalizasyonu önemlidir. Aksiyel

yönelimde etkiyen yüklere karşı direnç göstermek ve aynı zamanda rotasyonel kuvvetlere karşı destek oluşturabilmesi için greft sagittal planda rotasyonun anlık eksenini ile aynı bölgeye yerleştirilmelidir ⁸. Rotasyonun anlık eksenini eğer posterior spinal instabilite varsa nötral eksenle aynı lokalizasyondadır. Nötral eksen fleksiyon ve ekstansiyonda hemen hemen sabittir ve Denis'in üç kolon teorisine göre düşünüldüğünde ön ve orta kolonların arasında yer almaktadır. Posterior stabilite yeterli ise greftin daha anteriora yerleştirilmesi optimal seçimdir ⁸. Bu şekilde etkiyen yükler greft ve posterior yapılar arasında daha etkin biçimde paylaşılabilir.

Anterior cisimler arası kemik grefti uygulaması aksiyel yüklere karşı direnci artırır, ancak uygulanan kemik greftinin yapısı ile kranyal ve kaudaldeki temas noktaları sağlam olmalıdır. Bu nedenle uygulanan greft eğer ince yapıda bir iliak greft, kosta veya allogreft ise bu dayanma kuvveti azalır. Benzer şekilde güçlü yapıdaki bir fibula grefti ise basıncı daha dar temas alanından iletmesi nedeniyle temas bölgelerinde penetrasyona neden olabilir.

Uygulanan greftin stabiliteye etkisi uygulandığı aralıktaki disk aralıklarının yatay düzlem ile yaptığı açıya da bağlıdır. Eğer bu açı yatay düzleme paralel ise greft üzerine etkiyen yükler aksiyel yüklenme yönünde olacaktır, ancak alt lomber bölgedeki gibi bu açı yatay düzlemden düşey düzleme doğru değiştikçe greftin üzerine gittikçe artan oranda makaslama kuvvetleri binecektir ⁸. Bu durum stabiliteyi etkilediği gibi kemik iyileşmesini de etkilemektedir; aksiyel yüklenme altında kemik iyileşmesi olumlu yönde etkilenirken makaslama kuvvetlerinin varlığında olumsuz yönde etkilenmektedir.

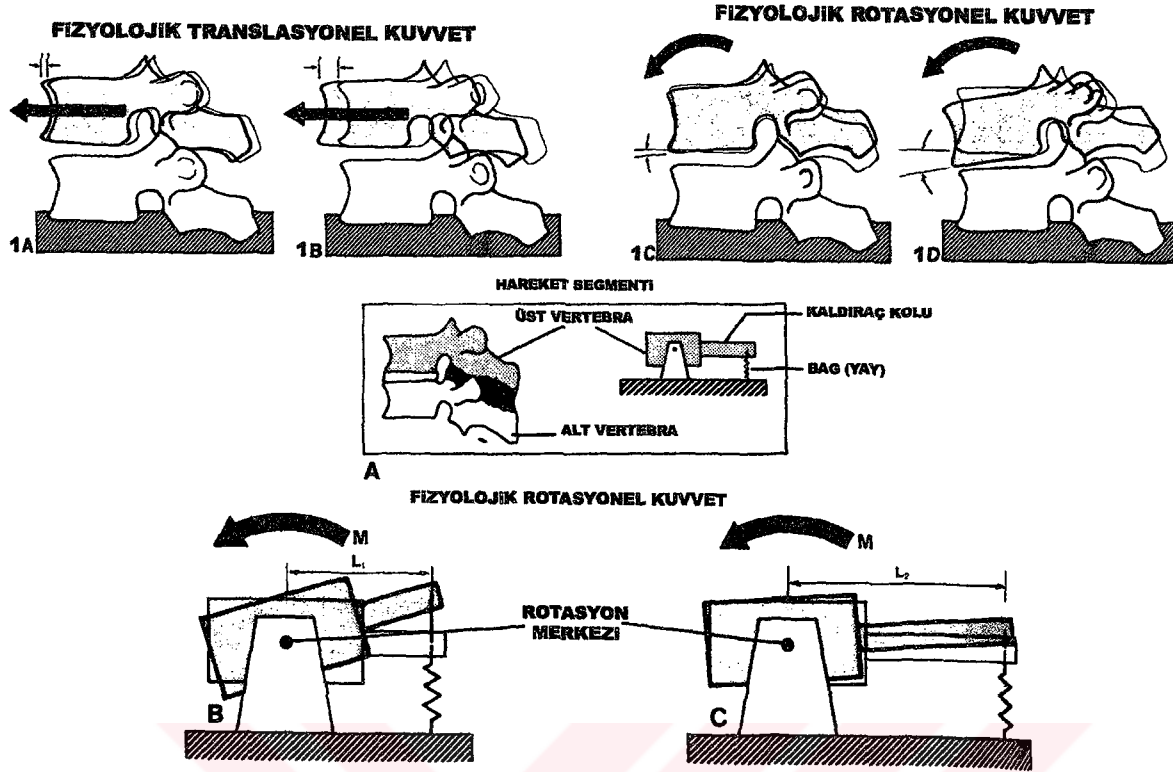
D. Posterior Bağ Yapılar ve Stabilite

Vertebral kolonun stabilite kavramının anlaşılabilmesi için çeşitli bağların görevlerinin belirlenmesinde fayda vardır. Omurganın intrinsik translasyonel ve rotasyonel stabilitesi bağları tarafından sağlanmaktadır. Belirli bir bağın stabiliteye katkısı sadece yapısının gücü ile değil bulunduğu lokalizasyon ile de ilişkilidir. Dahası yüklenme koşullarına göre hem translasyonel hem de rotasyonel stabiliteye katkıda bulunabilir. Örneğin interspinöz ligamanlar fleksiyon hareketi sırasında hem rotasyonel stabiliteye önemli ölçüde katkıda bulunurlar hem de az da olsa anteroposterior yönde translasyonel stabiliteye katkıda bulunurlar⁴⁹.

Tüm bağ yapıların aynı maddeden yapılmış olduğunu varsayarsak, bağ yapısının gücü kesit alanı ile orantılı olacaktır. Daha geniş kesit alanına sahip bir bağ yapısı fonksiyonel segmenter birimin fizyolojik yüklenmeleri altında daha iyi stabilite ve daha az deplasman sağlayacaktır. Bunun bir örneği annulus fibrosustur. Annulus fibrosus, interspinöz bağlardan daha geniş kesit alanına sahiptir ve daha iyi stabilize edici bir yapıya sahiptir.

Bağ yapının stabilitenin sağlanmasında etkinliğine yönelik diğer bir faktör, bağın rotasyon merkezine olan uzaklığıdır. Şekil – 4 'te mekanik bir modelde tek bir bağın analizi görülebilmektedir. Burada uygulanan modelde temel olarak üst vertebra bir blok ile temsil edilmekte ve bağ yapısı da bir yay ile temsil edilmektedir. Rotasyon merkezinden yayın bağlandığı noktaya kadar olan uzaklık kaldıraç kolunun uzunluğunu oluşturmaktadır. "M" kadar bir moment uygulandığında yaylar tarafından uygulanan direnç aynı olmakla birlikte uyguladıkları direncin kuvveti bağlı oldukları kaldıraç kolları ile çarpımlarına eşit olduğundan kaldıraç kolu daha uzun olanda daha yüksek direnç oluşmakta ve rotasyonel stabiliteyi daha iyi sağlamaktadır.

Vertebranın fleksiyon için olan rotasyon merkezi vertebra cisminin arka kısmında yer almaktadır. Bu da annulus fibrosus ile karşılaştırıldığında interspinöz bağların daha uzun kaldıraç koluna sahip olduğunu göstermektedir. Bu nedenle rotasyonel stabiliteye konum itibarıyla katkısı daha büyük olan sadece interspinöz bağlardır. Ancak annulusun güçlü yapısı ve stabiliteye katkısı normalde bunun kat kat üstündedir.



Şekil 4

Omurganın bağ yapılarının stabiliteye etkileri.

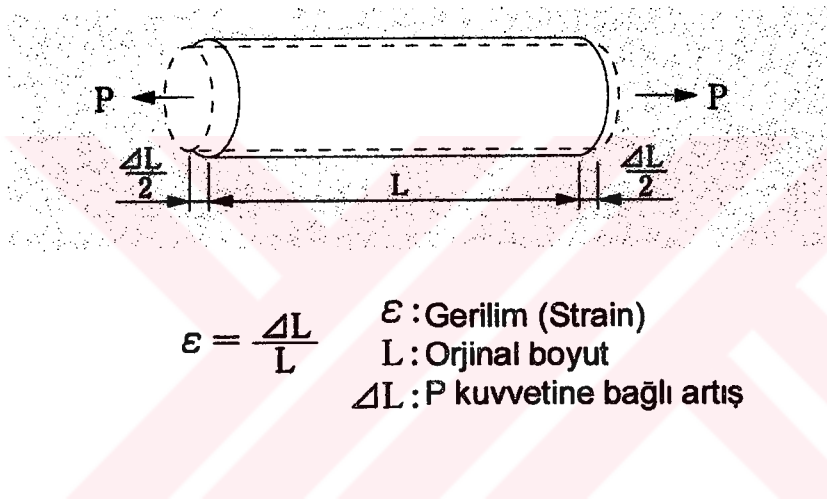
Omurganın stabilitesinin tartışılmasında buna çeşitli faktörlerin etki ettiğinin vurgulanmasında fayda vardır, genelde analiz amacıyla bu faktörlerde sadeleştirmeye gidilir. Bununla birlikte sonuç olarak hasar görmüş olan omurganın stabilitesi ile ilgili bazı objektif değerlendirmelerin yapılabilmesine olanak tanır. Analizde genellikle iki tip bilgiye ihtiyaç duyulur; omurganın uğradığı yapısal hasarın boyutları ve fizyolojik yükler ile ilgili bilgi. Bunlardan birincisi fonksiyon gösteremeyen bağ yapıların lokalizasyonları ve kesit alanları ile ilgili bilgileri içerir diğer ise hastanın fiziksel aktivitesine bağlıdır. Bu analiz ve klinik bilgilerin birleştirilmesi sonucu belirli bir omurganın stabilite açısından değerlendirmesi yapılabilir.

E. Gerilim (Strain)

Bu bölümde gerilimin ne olduğu ve gerilim ölçücüler (strain gauge) ile nasıl ölçüldüğü konusunda özet teknik bilgilendirme yapılmıştır.

1. Gerilim (Strain) Nedir ?

Gerilim bir cismin uygulanan kuvvete bağlı olarak uğradığı deformasyonun miktarıdır. Daha spesifik olarak ise gerilim (ϵ) uzunluktaki fraksiyonel değişim olarak tanımlanabilir^{6, 18, 43} (Şekil – 5).



Şekil 5
Gerilim (strain) tanımı.

Gerilim pozitif veya negatif olabilir. Pozitif gerilim tensil kuvvet uygulandığını, negatif gerilim ise kompressif kuvvet uygulandığını gösterir. Gerçekte boyutsuz olmasına karşın, gerilim bazen inç/inç veya mm/mm gibi birimler ile ifade edilir. Pratikte ölçülen gerilimin boyutu son derece küçüktür. Bu nedenle gerilim çoğu zaman mikrogerilim olarak ifade edilir ($\mu\epsilon$). Bu da $\epsilon \times 10^{-6}$ dır.

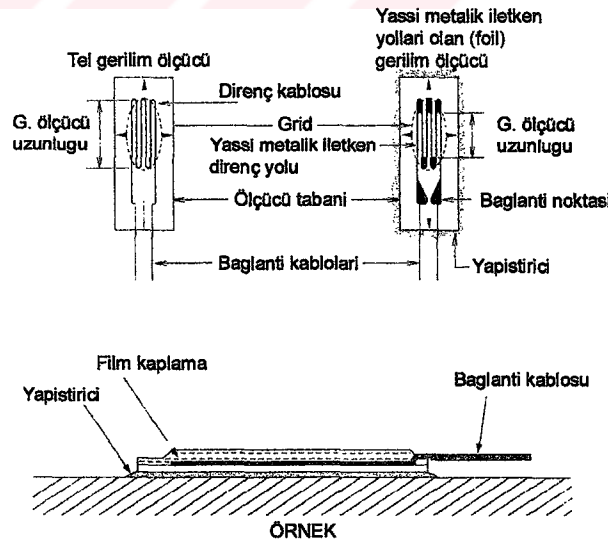
Bir çubuk uniaksiyel bir güç altında gerildiğinde “Poisson gerilimi” olarak bilinen bir fenomen ile tanımlandığı şekilde, çubuğun çevresi ve çapı transvers düzleminde veya etkiyen gücün düzlemine dik düzlemde daralır. Bu transvers daralmanın boyutu materyalin bir özelliği olup Poisson oranı ile belirtilir. Bir materyalin Poisson oranı (ν),

transvers yöndeki (etkiyen güce dik düzlemde) gerilimin aksiyel düzlemdeki gerilime oranının negatiftir ($\nu = -\epsilon_T / \epsilon$). Örneğin çeliğin Poisson oranı 0.25 ile 0.3 arasında değişmektedir.

2. Gerilim Ölçücü (Strain Gauge)

Gerilimin ölçülmesi için birkaç yöntem bulunmakla beraber en sık kullanılan ölçüm yöntemi bir gerilim ölçücü ile olanıdır. Gerilim ölçücü uğradığı gerilimin ölçüsü ile oranlı biçimde elektrik direnci değişen bir cihazdır. Örneğin piezo-rezistans gerilim ölçücü bir yarı-iletken olup direnci uğradığı gerilime göre non-lineer olarak değişim gösterir. Bununla birlikte en sık kullanılan ölçücüler yapıştırılan metalik gerilim ölçücülerdir.

Metalik gerilim ölçücüler grid şeklinde çok ince kablolar veya daha sık olarak yassı metalik iletken yollar içerirler (Şekil – 6). Grid yapısı metalik kablo veya yassı iletken yolların uzunluğunu ve miktarını artırır. Bu kablo veya iletken yolların dizilimi uygulanan güç ile paralel doğrultudadır. Ölçücünün “taşıyıcı” denilen bir taban kaplaması vardır ve bu kısım doğrudan yüzeye yapıştırılır. Bu şekilde test örneğinde oluşan gerilim direkt olarak gerilim ölçücüye yansıtılır, gerilim ölçücünün gerilmesiyle elektrik direncinde doğrusal bir değişiklik olur. Ticari olarak üretilen gerilim ölçücüler 30 ile 3000 Ω arasında nominal değerlere sahiptirler. En sık olarak 120, 350 ve 1000 Ω 'luk gerilim ölçücüler kullanılmaktadır.



Şekil 6
Gerilim ölçücünün yapısı

Gerilim ölçücünün test edilen örneğe çok iyi biçimde yapışması önemlidir. Aksi takdirde gerilim örnekten ölçücüye gerektiği gibi transfer edilemez.

Ölçücü faktörü (gauge factor) gerilim ölçücünün gerilime karşı hassasiyetini belirten ölçücüye özel bir parametredir. Ölçücü faktörü elektrik direncindeki fraksiyonel değişimin uzunluktaki fraksiyonel değişime (gerilim) oranıdır.

İdeal olarak gerilim ölçücünün direncinin sadece gerilim uygulandığında değişmesi istenir. Bununla birlikte gerilim ölçücü ve ölçücünün yapıştırıldığı test materyali ısıdaki değişimlerden termal genleşme nedeniyle etkilenir. Gerilim ölçücü üreticileri ısıya olan duyarlılığı azaltmaya çalışırlar ancak bu tamamen ortadan kaldırılmamaktadır.



F. Omurga Modeli

Omurga biyomekaniği ile ilgili yapılan deneylerde omurga modelinin seçimi önemli bir noktadır. Literatürde yapılmış olan deneylerde temel olarak matematiksel modeller, yapay modeller, hayvan omurgası modelleri ve insan omurgası (kadavra) kullanılmaktadır.

Biyomekanik çalışmalar için ideal olan modelin insan omurgası olduğu konusunda şüphe yoktur, ancak deneyler için kadavra omurgası sağlanması genellikle oldukça zor bir durumdur. Ayrıca kadvrada planlanan deneyin içeriğine göre değişmekle beraber adalelerin ilişkisinin saptanması açısından ulaşılabilen sonuçlarda bazı sınırlamalar bulunmaktadır. Bu kısıtlılıklar nedeniyle model oluşturma konusunda çeşitli yönelimler vardır.

Omurganın matematiksel modellerinin oluşturulması son 30 – 40 yıl içinde giderek artan oranda kullanılan bir yöntemdir ⁵⁰. Özellikle son 15 – 20 yıl içinde giderek yüksek işlem kapasiteli bilgisayarların devreye girmesi ile sonlu eleman analizine dayanan modeller oluşturulup yapılması planlanan deneyler bilgisayar ortamında simüle edilebilmektedir. Ancak bu da oldukça zahmetli ve altyapı gerektiren bir seçenektir. Matematik modeller yardımı ile başka herhangi bir yolla yapılamayan durumlarda omurganın davranışları simüle edilebilmektedir. Kadavra kullanımı sağlanmasının zor olması ve adale etkilerinin gösterilememesi nedeni ile, hayvan modelleri anatomik bazı sınırlamalar getirmesi nedeniyle kesin veriler sağlayamazken matematik modeller için bu durumlar söz konusu değildir. Bununla beraber matematik modellerle yapılan çalışmalar ile ulaşılan sonuçların hastalara uygulanmasından önce uygun biyolojik ve klinik perspektifte değerlendirilmeleri mutlaka önem taşır.

Yapay modeller bazı sadeleştirilmiş temel biyomekanik deneylerde kullanımı açısından kolay uygulanabilir ve kolay standardize edilebilir modellerdir. Yapılacak olan deneye göre çeşitli materyallerden (polietilen gibi) modeller oluşturulabilir.

Hayvan omurgaları ile yapılan biyomekanik deneylerde literatürde çeşitli hayvanların kullanıldığı göze çarpmaktadır ^{34, 56, 57, 58, 59}. Bunlar arasında sıklıkla göze çarpan hayvanlar dana ve sığır türü hayvanlar, koyun, köpek, tavşan, geyik, keçi gibi hayvanlar bulunmaktadır, bunlardan bazıları ve maymun gibi diğer bazı hayvanlar omurga ile ilgili biyomekanik olmayan deneylerde kullanılmışlardır. Bu kadar fazla çeşitte hayvanın kullanılması hangi tür deneyler için hangi hayvanların

kullanılabileceği sorusunu akla getirmektedir. Omurga biyomekaniğinde cerrahi teknikler ve özellikle instrumentasyon ile ilgili çalışmalarda hayvan omurgası modeli olarak koyun ve daha çok dana omurgaları üzerinde yoğunlaşma göstermektedir.

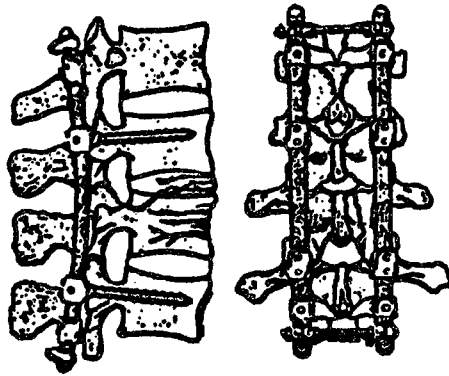
Omurga ile yapılan biyomekanik deneylerde kullanılan hayvan modelleri arasında literatürde dana ve koyun omurgaları kullanıldığı göze çarpmaktadır. Koyun omurgasının anatomik incelemesinin yapıldığı bir çalışmada koyun omurgasının servikal bölge hariç olmak üzere torakal ve lomber bölgelerdeki benzerlikler nedeniyle omurga ile ilgili deneylerde rahatlıkla kullanılabileceği vurgulanmıştır ⁵⁷. Ayrıca diğer bir çalışmada ise koyun omurgasının biyomekanik özellikleri nedeniyle cerrahi tekniklerin, kırık iyileşme ve füzyonların değerlendirilmesi ve spinal implantlar ile yapılan çalışmalarda model olarak kullanılabileceği vurgulanmıştır ⁵⁸.

Wilke'nin ⁵⁸ yaptığı çalışmalardan bir diğerinde ise dana ve insan omurgalarının biyomekanik karşılaştırmaları yapılmış ve dana omurgasının gözlenen biyomekanik karakteristiklerinin insan omurgasına benzer olduğu belirtilmiştir. Wilke'nin ⁵⁹ bununla bağlantılı olan diğer bir çalışmasında da bu sonuçlar desteklenmektedir. Bu çalışmada dana omurgalarının torakolomber (T₆-L₆) bölümünün hareket, nötral bölge, katılık özellikleri açısından fleksiyon, ekstansiyon, aksiyel sağ ve sol rotasyon, sağ ve sol yan eğilmelerde saf moment yüklenmesi altında araştırması yapılmış ve bilinen insan omurgası verileriyle karşılaştırması yapılmıştır. Karşılaştırma sonucunda özellikle aksiyel rotasyon ve lateral eğilmelerde olmak üzere insan omurgası ile benzerlikler saptanmıştır. Dana omurgasının lomber bölgesinde fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin ise insan omurgasına oranla daha az olmakla birlikte normal sınırları içinde olduğu görülmüştür.

G. Argenson Yöntemi İle Destekleyici Çengel Uygulaması

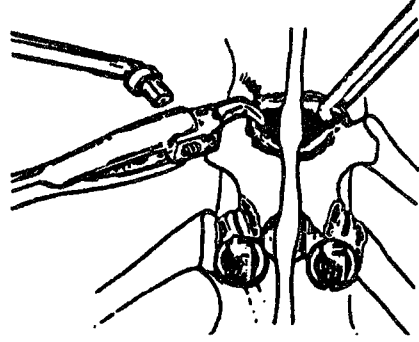
Claude Argenson ¹, 1991 yılında Cotrel – Dubousset tipi implantlarla yaptığı operasyonlarda destekleyici çengel uygulamasını tanıtmıştır. Argenson, yayında bu yöntemin implantın proksimal ve distalinde daha sağlam bir yapı oluşturduğunu belirtmiştir ve bu modüler sistemin avantajının lezyon seviyesinin altında tek bir lomber vertebranın sisteme dahil edilmesi olduğunu bildirmiştir (Şekil – 7). Pedikül vidalarının kompressif güçleri dağıttığını ve çengellerin de sıyırma gücüne karşı destek oluşturduğunu belirten Argenson'un sistem yapılandırmasını anlattığı yöntemde; proksimal tespit için, pedikül vidası lezyonun üzerindeki birinci vertebraya, destek (offset) lamina çengeli ise lezyonun üzerindeki ikinci vertebraya yerleştirilmektedir (Şekil – 8). Distal tespit için ise pedikül vidası ile destek lamina çengelinin aynı seviyeye konulabilmekte, bu seviye ise lezyon seviyesinin bir veya iki alt seviyesi olabilmektedir. Uygun uzunlukta seçilen rodlar her seviye için 10° olmak üzere bükülerek şekillendirildikten sonra vidalara ve çengellere yerleştirildikten sonra lezyonun tipine göre vidalar arasına orta derecede germe (distraksiyon) uygulanmaktadır (Şekil – 9). Argenson, vidalarda yetmezliğe veya kifoz açılmasına yol açmamak için uygulanan germenin fazla miktarda yapılmamasını önermiştir.

Emniyet kemeri tipi yaralanmalarda, Tip III veya çıkıklarda, Tip IV, alt-tip B (ön-arka makaslama veya arka-ön makaslama) şeklindeki yaralanmalarda lezyon seviyesinin bir üst ve bir alt seviyesinde bir vida ve bir çengel uygulamasını kompresyon ile birlikte öneren Argenson, daha kompleks yaralanmalarda ise daha uzun sistemlerin kullanılmasını önermiştir ¹.

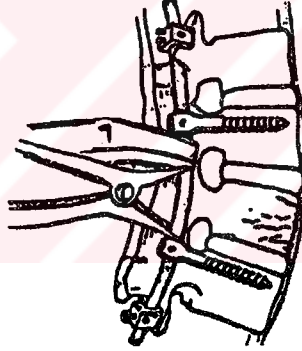


Şekil 7

Argenson'un destekleyici çengel uygulaması.



Şekil 8
Lamina çengelinin yerleştirilmesi.



Şekil 9
Rod üzerinden sisteme germe (distraksiyon) uygulanması.

II. AMAÇLAR

Çalışmanın temel amacı; omurga yaralanmalarında sıklıkla karşımıza çıkan torakolomber bölgenin patlama tipi kırıklarında veya tümör nedeniyle yapılan korporektomilerde kullanılan iki ayrı cerrahi tekniğin korporektomi modelinde biyomekanik olarak karşılaştırılması, bununla birlikte anterior cisimlerarası greft uygulamasının ve posterior bağ yapıların etkilerinin incelenmesidir.

Karşılaştırılması amaçlanan cerrahi tekniklerden birisi bu tür yaralanmalarda uygulanan ve “kısa segment pediküler vida uygulaması” (pedikül vidası, rod, pedikül vidası) olarak adlandırılan yöntem, diğeri ise genel olarak uzun segment uygulama olarak adlandırılan yöntemlerden çengel destekli pediküler vida uygulaması olarak tanımlayabileceğimiz “Argenson” (kısa segment uygulamasına ek olarak kranial supralaminer, kaudal infralaminer çengel) yöntemidir.

Bu çalışmada amaç, yukarıda adı geçen yöntemlerin uygulanan spinal implantın üzerindeki yüklerin oluşturduğu gerilim kuvvetlerinin ölçülmesine ve bunların karşılaştırılmasına dayalı bir değerlendirme yapmaktır.

Çalışma başlangıçta temel olarak kısa ve uzun segment uygulamalarının hayvan omurgası modeli üzerinde tam bir biyomekanik karşılaştırmasını yapmak üzere planlandı. Ancak olanaklar dahilindeki cihazlarla omurganın fleksiyon, ekstansiyon, lateral fleksiyon ve rotasyon hareketleri altındaki verilerin ölçülmesi mümkün olmadığından deneyler sadece aksiyel kompresyon altında gerçekleştirildi.

Planlanan deneyden elde edilen verilerin incelenerek değerlendirilmesi kararlaştırılan parametreler:

1. Korporektomi modeli üzerinde kısa ve uzun segment cerrahi uygulamalarının aksiyel kompresyon altında biyomekanik olarak incelenmesi ve karşılaştırılması.
2. Anterior greft uygulamasının greft yerleşimi (anterior ve posterior) açısından aksiyel kompresyon altında karşılaştırılması.
3. Posterior bağ yapı oluşumlarının aksiyel kompresyon altında stabiliteye etkisinin implantlardaki yansımalarının bağ yapıları sağlam olan örneklerle bağ yapıları kesilmiş olan örneklerde karşılaştırılması.

III. YÖNTEMLER

A. Araştırmanın Tipi, Yapıldığı Yer ve Tarih

Bu çalışma bir biyomekanik deneysel araştırmadır. Çalışma Aralık 2001 ile Şubat 2002 tarihleri arasında Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği ile Dokuz Eylül Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü Mekanik ve Metalürji Departmanlarında gerçekleştirilmiştir.

B. Örnek Seçimi ve Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada deneylerin yapılması için “dana omurgası” modeli seçilmiştir. Dana omurgası modelinin seçilme nedenleri omurga biyomekaniği konusundaki bir deney için uygun bir model olduğunun belirlenmiş olması^{58, 59}, ayrıca deney sırasında implantların uygulanması, deney düzeneğine uyumunu kolaylaştırmasıdır.

Omurga örnekleri et ve et ürünleri üretimi ve pazarlaması yapan bir kuruluşun taze et üretim fabrikasından sağlandı. Omurga örnekleri kesimden hemen sonra alınarak Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Farmakoloji Anabilim Dalı'na ait – 80°C'lik derin dondurucuda deney tarihine kadar saklandı. Örnekler deneyin yapılacağı tarihten bir gün önce dondurucudan çıkarılarak normal bir buzdolabının +4°C'deki bölmesine konularak çözüldü. Örneklerin çözülme süreleri yaklaşık 20 saat sürdüğünden deneyler örnekler çıkarıldıktan bir gün sonra yapıldı.

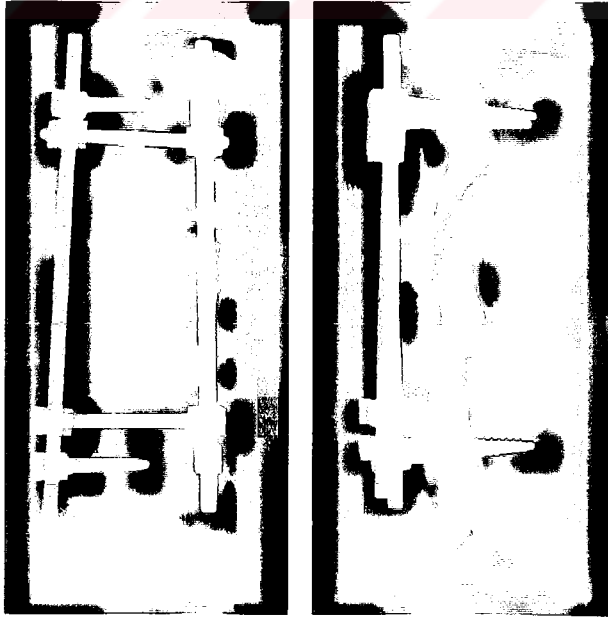
Örneklerin hazırlanması sırasında yumuşak dokuların sıvı kaybetmemesine özen gösterildi. Bunun için örnekler hazırlanma ve deney süresince belli aralıklarla %0,9 NaCl solusyonu ile ıslatılarak ve ıslatılmış tamponlarla sarılarak korundu. Deneyler oda sıcaklığında gerçekleştirildi.

Uzun segment uygulama için kullanılan örnekler sakrum proksimalindeki 7 segment, kısa segment uygulamalar için kullanılan örnekler ise sakrum proksimalindeki 5 segment olarak alındı. Bu örneklerin proksimal ve distal uçlarındaki birer segment ise kalıp içine alındı. Kalıp uygulaması için deneme örneğinde dişi akriliği (kadmiyum içermeyen metil metakrilat) kullanıldı ancak daha sonraki örneklerde uygulamada daha avantajlı olması nedeniyle CE-188-N-8 tipi genel amaçlı polyeester seçildi. Kalıp uygulamasında 17-22 cm çapında silindirik plastik bir kabın içinde uç kısımlarında 3 – 4 cm kalacak şekilde ve yan kenarlarında da en dar

kısmı 2 cm'den az olmayacak şekilde omurga örnekleri yerleştirilerek polyester içine gömüldü. Polyesterin sertleşirken ısınması sırasında 50°C'nin üzerinde ısı yayması nedeniyle kademeli su soğutması uygulandı.



Şekil 10
Omurga örneğinin kalıplar içindeki görünümü.



Şekil 11
Örneğin anteroposterior ve lateral radyografik görünümü

C. Spinal İmplant

Deneyde kullanılacak spinal implant olarak Hipokrat A.Ş. spinal sisteminin Yeni Spinal Sistem (YSS) modelinin paslanmaz çelik (316-L, 4441 Kalite) olan versiyonu seçildi. Spinal sistem üretici firmadan bağış yoluyla temin edildi.

Deneyde kullanılan spinal implant komponentleri (her bir örnek için) listesi Tablo – 2’de gösterilmiştir.

Tablo – 2. Deneyde kullanılan spinal implant komponentleri

Komponent Adı	Görünüm	Özellik	Boyut	Miktar
Kapalı Pedikül Vidası		316-L, 4441 Kalite paslanmaz çelik	50 mm - 6,5 mm	4
Rod		316-L, 4441 Kalite paslanmaz çelik	300 mm / 260 mm	2
Kapalı Lamina Çengeli		316-L, 4441 Kalite paslanmaz çelik	L – 10 mm	2 / 4
Ters Çengel		316-L, 4441 Kalite paslanmaz çelik	Sağ / Sol	2 / 4
Transvers Bağlayıcı Plak		316-L, 4441 Kalite paslanmaz çelik	70 mm – 80 mm	2
Transvers Bağlayıcı Soket		316-L, 4441 Kalite paslanmaz çelik	Standart	4

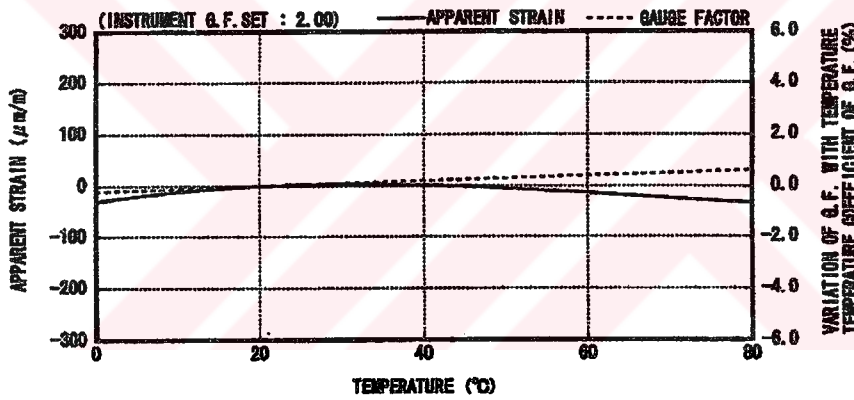
Komponentlerin uygulanmasında kullanılan aletler ise spinal setin içinde bulunan; kapalı çengel tutucu, eğri çengel tutucu, çengel itici, kapalı pedikül vidası gönderici, tornavida, lamina çengeli yol açıcısı, biz (awl), yoklayıcı (probe), kortikal yol açıcı (tap), ayırıcı (distraktör), sıkıştırıcı (kompresör), kilitle rod tutucu, rod tutucu, küçük ve büyük rod bükücüler aletleri kullanıldı.

D. Gerilim – Yer Değiştirme Ölçücüler (Strain Gauge)

Deneyde TML Tokyo Sokki Kenkyujo Co., Ltd. üretimi olan FLA-1-11-1L tipi genel amaçlı gerilim ölçücüler kullanıldı. Bu gerilim ölçücülerin teknik özellikleri; gauge boyutu; boy: 1 mm, en: 1.3 mm, taban boyutu; boy: 5 mm, en: 2.5 mm, direnç: $120 \pm 0,3 \Omega$, ısı genleşme katsayısı: $11.8 \times 10^{-6} / ^\circ\text{C}$, gauge faktör ısı katsayısı: $+0.1 \pm 0.05 \%$ / 10°C , yanıl duyarlılığı: $\%0.7$, gauge faktörü: $2.14 \pm \%1$, şeklindedir.

Gerilim ölçücünün gauge faktörünün ortam ısısına göre değişimini Şekil – 12’de gösterilmiştir. Bu grafikten de anlaşılacağı gibi ortam ısısının artması veya azalması sonucunda ölçüm sonuçları etkileneceğinden deneylerin tümü ortalama oda ısısında gerçekleştirilmiştir.

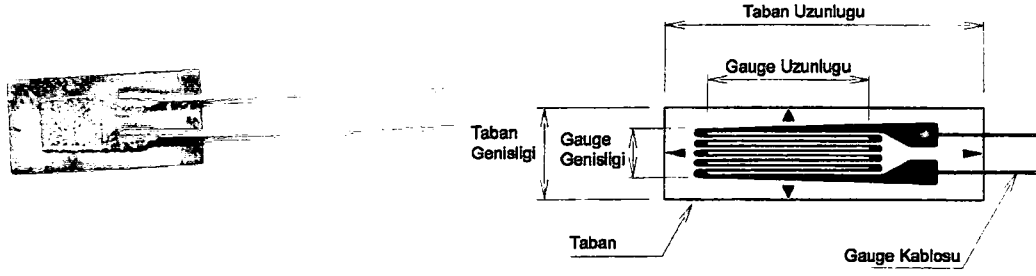
Kullanılan gerilim ölçücünün büyütölmüş hali Şekil 13’de görölmektedir.



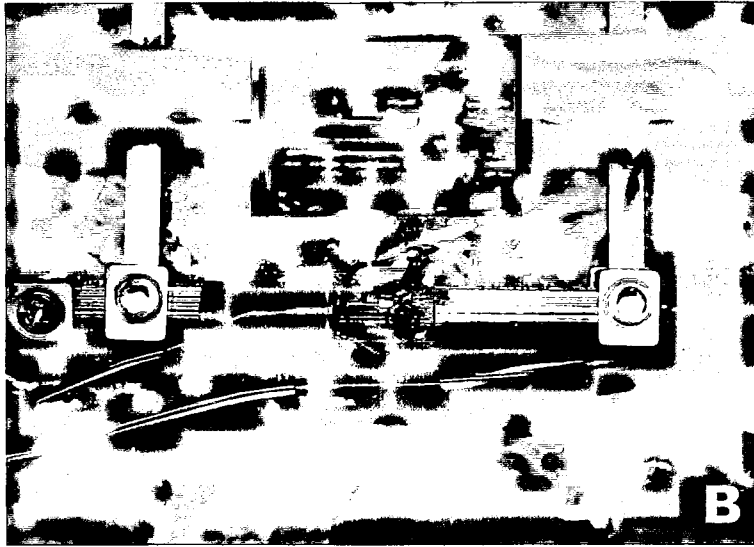
Şekil 12

Gerilim ölçücü gauge faktörünün ortam ısısına göre değişimi.

Gerilim ölçücüler implantların üzerine epoxy metal yapıştırıcı kullanılarak yapıştırıldı. Üzerleri koruma ve izolasyon amacıyla plastik yapıştırıcı ve ince selöloz bant ile örtöldü. Gerilim ölçücüler pediköl vidalarının boyun kısmındaki yivsiz alana ve laterale bakan yüzüne, rodların ise kırık hattına uyan orta kısımlarına ve posteriora bakan yüzeylerine yapıştırıldı. Rodların üzerine yapıştırma öncesi rodların yüzeyi oluklu yapıda olduğundan bu bölge epoxy yapıştırıcı ile doldurulup zımparalanarak düz ve pürüzsüz hale getirildi.



Şekil 13
Gerilim ölçücü (Strain gauge).



Şekil 14
A- Vidanın üzerinde gerilim ölçücünün yerleştirilmiş hali, B- Rodun üzerinde gerilim ölçücünün yerleştirilmiş hali.

Gerilim ölçücülerin vida boynundaki yerleşimi:

Vida boynuna, vidanın yivsiz kısmına ve vidanın uzun eksenine paralel düzlemde, sıyırma (pull-out) kuvvetleri doğrultusunda yerleştirilmiştir (Şekil 14 – A).

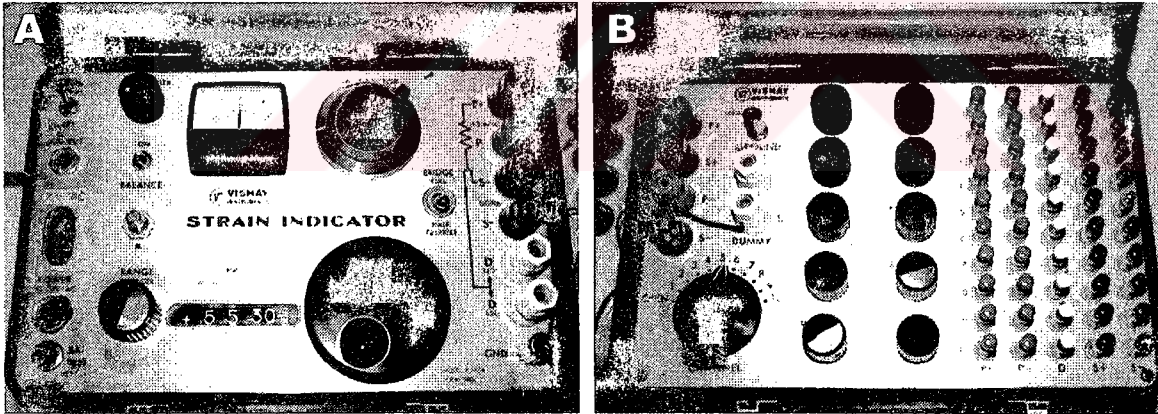
Gerilim ölçücülerin rod üzerindeki yerleşimi:

Gerilim ölçücü rod üzerinde rodun uzun eksenine paralel olacak şekilde ve konumu kırık hattını yani korporektomi seviyesini ortalayacak şekilde ve dorsal yüzeyde olacak şekilde yerleştirilmiştir (Şekil 14 – B).

Gerilim ölçücüler ölçüm aletine 1.5 m uzunluğunda 0.5 mm kesit alanına sahip kablolar (DEMES Tele-Dem 06031002 2x2x0.50+0.50 PDV) ile standart lehim ve havya kullanılarak bağlandı.

E. Ölçüm Aleti (Strain Indicator ve Switchbox)

Ölçüm amacıyla VISHAY Instruments Strain Indicator ve 10 kanallı Switch & Balance Unit Model P350-A aleti kullanıldı (Şekil – 15, A ve B).



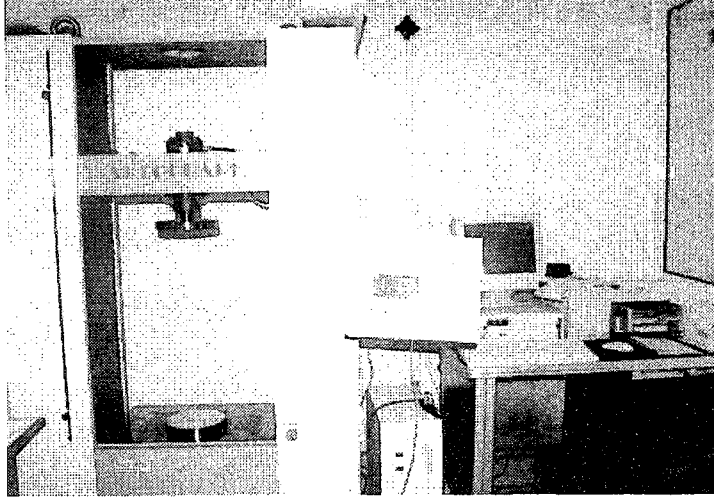
Şekil 15

A- Strain Indicator, B- Swith & Balance Unit.

F. Basma Aleti

Deneyde basma aleti olarak SHIMADZU Autograph AG-50kNG basma ve çekme cihazı kullanıldı (Şekil – 16). Cihaz skalasında 0.2 Newton hassasiyetinde gösterim yeteneğine sahipti. Aksiyel kompresyonun sağlanması sırasında omurga örneği maddelerinin relaksasyonu nedeniyle yük azalmasını önlemek amacıyla basma hızı

0.5 mm/dak (maksimum) ile 0.05 mm/dak arasında elastik relaksasyonu önleyecek şekilde ayarlandı.



Şekil 16. SHIMADZU Autograph AG-50kNG.

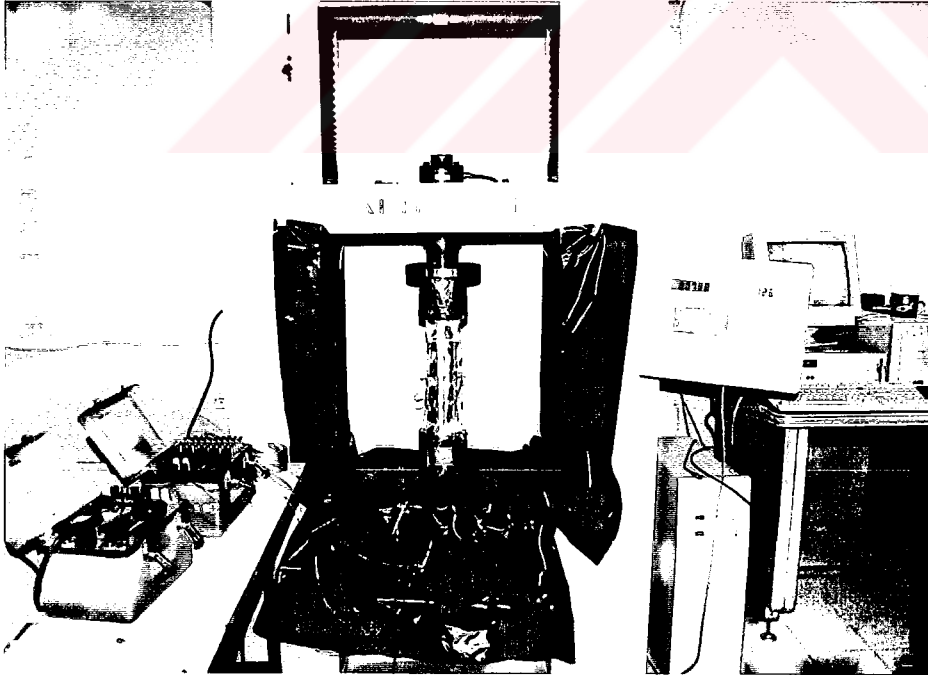
G. Ölçüm

Ölçüm için spinal implantların üzerine yerleştirilen gerilim ölçücülerin yerleşimi şu şekilde yapılmıştır: 1 numaralı gerilim ölçücü proksimal ve soldaki pedikül vidasının boyun kısmına, 2 numaralı gerilim ölçücü proksimal ve sağdaki pedikül vidasının boyun kısmına, 3 numaralı gerilim ölçücü distal ve soldaki pedikül vidasının boyun kısmına, 4 numaralı gerilim ölçücü distal ve sağdaki pedikül vidasının boyun kısmına, 5 numaralı gerilim ölçücü sağdaki rod orta hattına, 6 numaralı gerilim ölçücü ise soldaki rodun orta kısmına yerleştirildi (Şekil –17).

Ölçümler her deney için önce yük verilmeden kalibrasyon değerleri alınarak ve daha sonra da sırasıyla 400, 500 ve 600 Newton değerlerinde ölçüldü. Ölçüm sırasında sistemin relaksasyonu ve buna bağlı yük değişimini önlemek için basma hızı 0.5 mm/dak ile 0.05 mm/dak arasında ayarlandı ve ölçüm sırasında yük değeri sabitlendi (Şekil – 19, 20).

Her bir örnek için altı ayrı deney şu sıralamada yapıldı:

1. Sağlam omurga.
2. Korporektomi (Şekil 20-A).
3. Korporektomi ve anterior strut greft (Şekil 20-B).
4. Korporektomi ve posterior strut greft (Şekil 20-C).
5. Korporektomi, anterior strut greft ve posterior bağ yapının kesilmesi.
6. Korporektomi ve posterior bağ yapıların kesilmesi.



Şekil 19
Deney düzeneğinin kurulmuş hali.



Şekil 20

A- Korpektomi, B- Anterior Strut Graft, B- Posterior Strut Graft

H. Ölçüm Sonuçlarının Değerlendirilmesi

Ölçüm sonuçları, strain indikatöründen okunarak tablolara kaydedildi. Deney verilerinin istatistik analizinin yapılmasında non – parametrik yöntemlerden iki bağımsız örneklemeli Mann Whitney U testi seçildi. Elde edilen ham veriler işlenerek istatistik programına aktarıldı. İstatistik analizinin yapılması amacıyla SPSS (Release 8.0.0 Standart Versiyon © SPSS Inc. 1989 –1997) programı kullanıldı. Yapılan hesaplamalar ve analizlerle ilgili detaylı bilgi “Bulgular” bölümünde verilmiştir.

IV. BULGULAR

A. Bulguların Karşılaştırılması İle İlgili Açıklamalar

Kaydedilen gerilim ölçüm verilerinin ham şekli her deneydeki ölçümlerde her gerilim ölçerden alınan kalibrasyon değeri, 400 Newton değeri, 500 Newton değeri ve 600 Newton değeri şeklindeydi. Daha sonra ölçüm değerleri ile kalibrasyon değerleri arasındaki farkların mutlak değerlerinin oranları hesaplanarak değerler indekslendi. İndekslenen değerler her bir omurga örneği için 108 parametreden oluşmaktaydı. Bu 108 parametre ayrı bir tablo şeklinde SPSS programına aktarıldı ve birinci grup ile ikinci grubun genel karşılaştırması Mann Whitney U testi uygulanarak yapıldı.

Daha sonra greft yerleşiminin etkisini saptamak amacıyla 1 ve 2. grupların “Deney III” verileri ile “Deney IV” verileri arasında aynı yöntemle karşılaştırma yapıldı.

Son olarak bağ yapıların etkilerini ortaya koyabilmek amacıyla 1 ve 2. grupların “Deney III” verileriyle “Deney V” verileri ve “Deney II” verileriyle “Deney VI” verileri karşılaştırıldı.

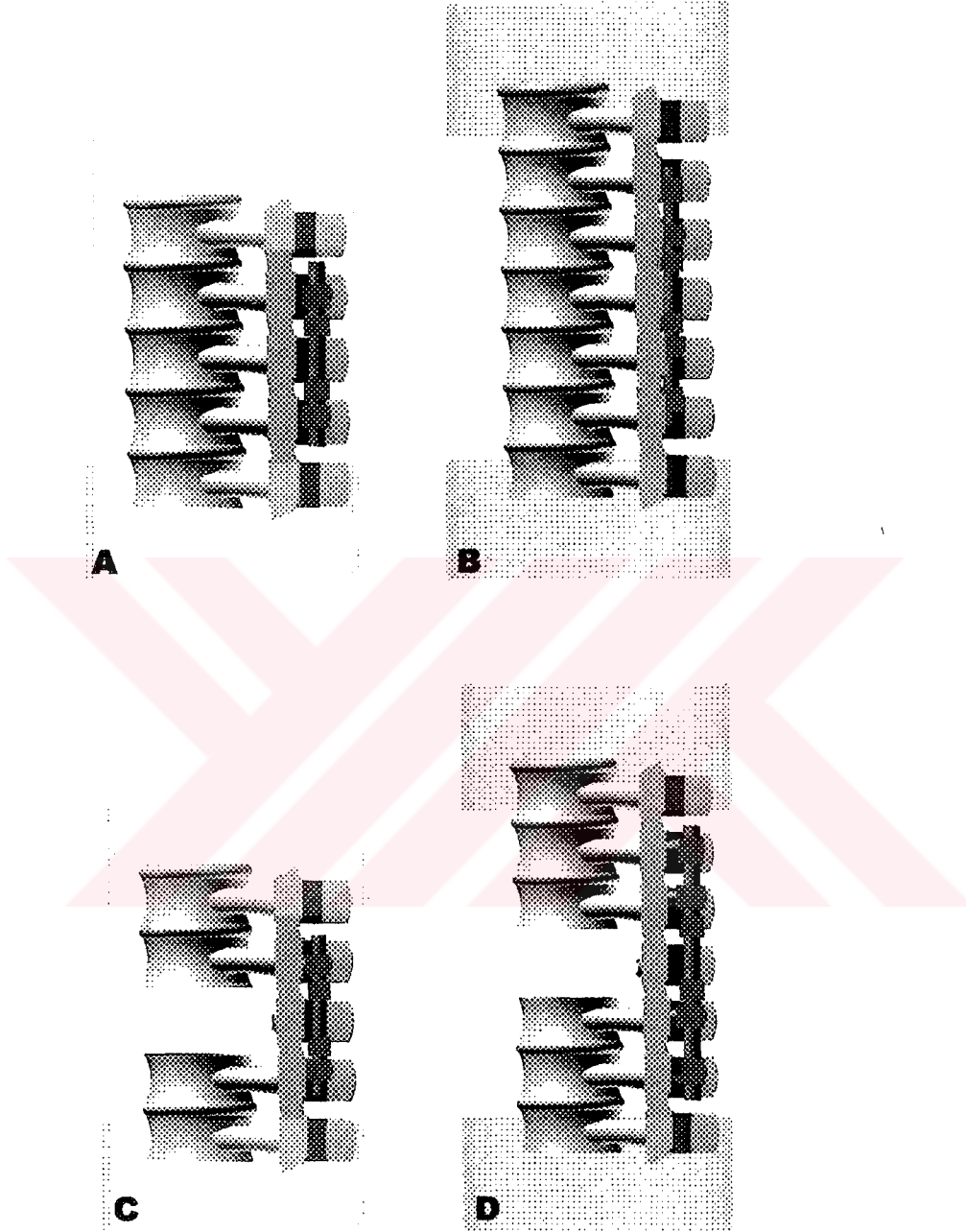
B. İstatistik Analiz Sonuçları

1. Kısa ve Uzun Segment Uygulamalarının Genel Karşılaştırması.

Bu testte birinci grup olan kısa segment uygulamaları ($n = 4$) ile ikinci grup olan uzun segment uygulamalarına ($n = 4$) ait veriler Mann Whitney U testi kullanılarak karşılaştırılmıştır (Tablo – 3.a, 3.b, 3.c).

Deney I	Sağlam omurga.
Deney II	Korporektomi.
Deney III	Korporektomi ve anterior strut greft.
Deney IV	Korporektomi ve posterior strut greft.
Deney V	Korporektomi, anterior strut greft ve posterior bağ yapıların kesilmesi.
Deney VI	Korporektomi ve posterior bağ yapıların kesilmesi.

Birinci ve İkinci Grupların Farklarının Mutlak Değer Oranlarına Göre Mann Whitney U Testi Sonuçları (Deney I ve Deney II)



Şekil 21

A-B, Deney I: Kısa ve uzun segment gruplarındaki sağlam omurgaların karşılaştırılması.

C-D, Deney II: Kısa ve uzun segment gruplarının korporektomi sonuçlarının karşılaştırılması.

Deney I için grup I ve II'nin karşılaştırılmasında, grup I'de ortalama değerler minimum **0,6074 ± 0,1940 SS** ile maksimum **11,1487 ± 14,8672 SS** arasında değişmektedir. Grup II için ise ortalama değerler minimum **0,3385 ± 0,1131 SS** ile maksimum **6,0955 ± 11,2359 SS** arasında değişmektedir.

Grup I ve II'nin deney I açısından karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen asimptotik p değerleri ise minimum **0,0833** ile **1** arasında değişmekte olup gruplar arasında deney I açısından istatistiksel anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0.05$).

Deney II için grup I ve II'nin karşılaştırılmasında, grup I'de ortalama değerler minimum **2,0845 ± 1,3901 SS** ile maksimum **79,4750 ± 113,4059 SS** arasında değişmektedir. Grup II için ise ortalama değerler minimum **1,8719 ± 1,8736 SS** ile maksimum **43,3580 ± 37,2891 SS** arasında değişmektedir.

Grup I ve II'nin deney II açısından karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen asimptotik p değerleri ise minimum **0,1489** ile **1** arasında değişmekte olup gruplar arasında deney II açısından istatistiksel anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 3.a. Birinci Ve İkinci Grupların Karşılaştırma Sonuçları (Deney I ve II)

Grup I ¹					Grup II ²				
Gauge		Standart			Standart		p ⁴	p ⁴	
Deney	No	Fark ³	Ortalama ±	Sapma	Ortalama ±	Sapma	(Asimptotik)	(Kesin)	[2(1-yönlü)]
I	1	K-400	2,7781 ± 3,1215	0,3733 ± 0,1873	1,0000	1,0000			
		K-500	2,6913 ± 3,0996	0,3385 ± 0,1131	0,1489	0,2000			
		K-600	2,9973 ± 3,1034	0,5127 ± 0,4817	0,0833	0,1143			
	2	K-400	1,7233 ± 1,9385	0,7037 ± 0,8281	0,2482	0,3429			
		K-500	1,5150 ± 2,1079	0,3879 ± 0,6127	0,1489	0,2000			
		K-600	1,7461 ± 2,4185	0,3303 ± 0,4436	0,1489	0,2000			
	3	K-400	2,2459 ± 2,0573	5,7792 ± 10,8845	0,2482	0,3429			
		K-500	3,3756 ± 2,1369	5,9509 ± 10,7576	0,2482	0,3429			
		K-600	3,3421 ± 2,3785	6,0955 ± 11,2359	0,2482	0,3429			
	4	K-400	0,6074 ± 0,1940	0,5160 ± 0,3625	0,5637	0,6857			
		K-500	0,6765 ± 0,2737	1,0382 ± 0,5576	0,2482	0,3429			
		K-600	0,8969 ± 0,3716	1,7856 ± 2,0632	0,7728	0,8857			
	5	K-400	8,8501 ± 13,2441	2,3973 ± 1,2846	0,5637	0,6857			
		K-500	10,3190 ± 14,0725	2,9386 ± 1,6829	0,5637	0,6857			
		K-600	11,1487 ± 14,8672	3,5130 ± 1,8760	0,5637	0,6857			
	6	K-400	7,9654 ± 10,1872	1,7273 ± 1,4420	0,2482	0,3429			
		K-500	9,3870 ± 11,2452	2,2066 ± 1,7033	0,2482	0,3429			
		K-600	10,4190 ± 12,5909	2,5293 ± 1,9623	0,2482	0,3429			
II	1	K-400	9,2845 ± 10,9245	1,8719 ± 1,8736	0,7728	0,8857			
		K-500	10,3045 ± 12,8718	2,2725 ± 2,0731	0,7728	0,8857			
		K-600	8,6953 ± 15,1325	2,8440 ± 2,4088	0,5637	0,6857			
	2	K-400	4,1606 ± 7,3285	3,3911 ± 1,9964	0,3865	0,4857			
		K-500	4,0827 ± 6,6537	4,3194 ± 2,1880	0,2482	0,3429			
		K-600	2,7416 ± 3,5820	4,9816 ± 1,9766	0,2482	0,3429			
	3	K-400	24,9565 ± 34,9494	6,0848 ± 9,7388	0,2482	0,3429			
		K-500	32,3871 ± 49,8762	6,4657 ± 10,5675	0,1489	0,2000			
		K-600	37,3676 ± 60,2006	6,6855 ± 11,3305	0,1489	0,2000			
	4	K-400	2,0845 ± 1,3901	8,1600 ± 9,1343	0,2482	0,3429			
		K-500	2,1590 ± 1,4607	3,3398 ± 3,7848	0,7728	0,8857			
		K-600	3,2529 ± 2,3926	3,6624 ± 4,1229	0,7728	0,8857			
	5	K-400	44,8839 ± 54,5040	31,2312 ± 28,4068	1,0000	1,0000			
		K-500	50,0429 ± 57,1702	37,2617 ± 32,7669	1,0000	1,0000			
		K-600	61,5882 ± 71,1691	43,3580 ± 37,2891	0,7728	0,8857			
	6	K-400	55,4994 ± 80,8527	26,4121 ± 23,1347	1,0000	1,0000			
		K-500	65,8372 ± 95,8684	31,1979 ± 27,1441	1,0000	1,0000			
		K-600	79,4750 ± 113,4059	35,5902 ± 30,6339	1,0000	1,0000			

¹ Grup I n = 4

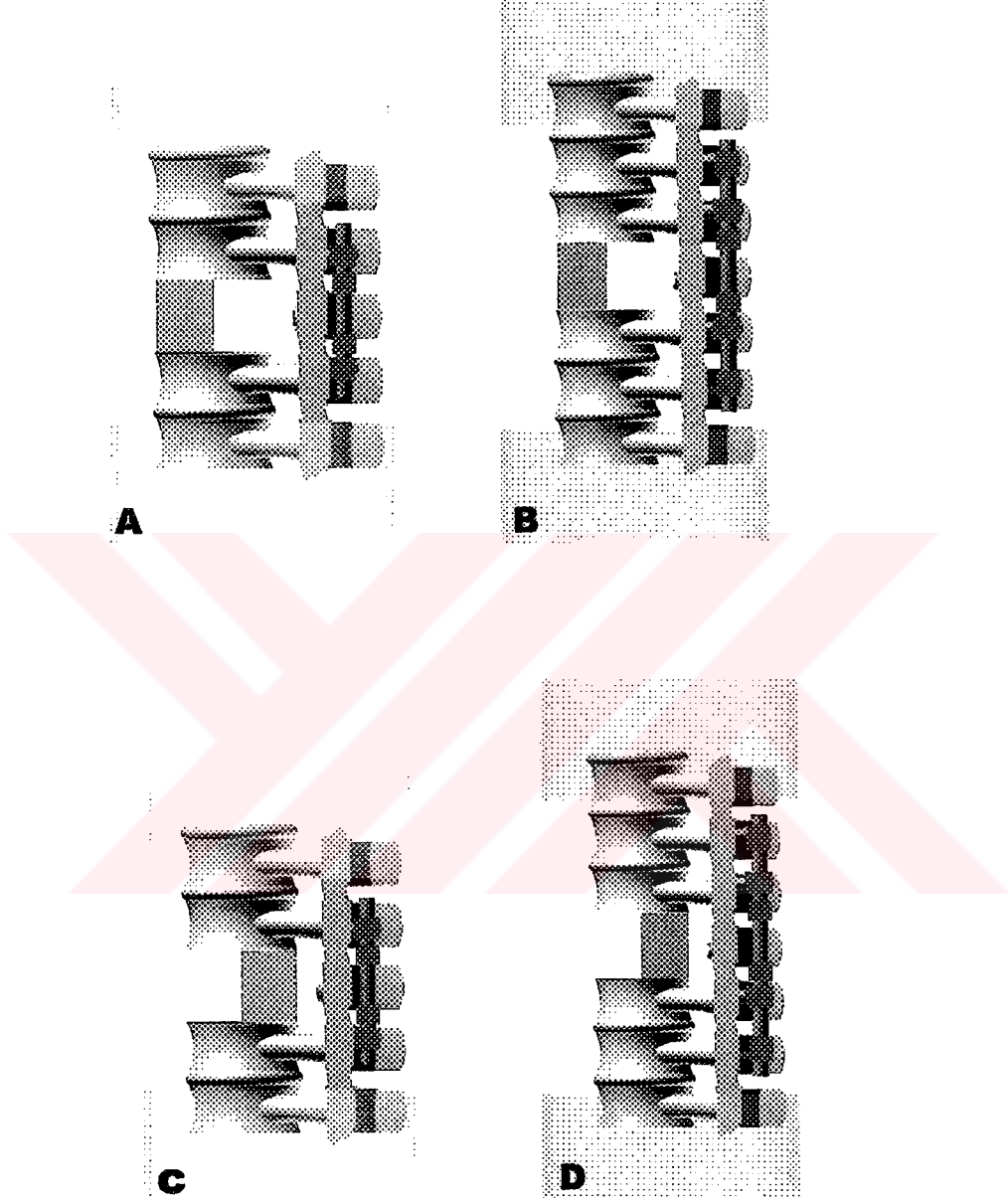
² Grup II n = 4

³ Fark: K-400 = Kalibrasyon – 400 N Fark Oranı, K-500 = Kalibrasyon – 500 N Fark Oranı, K-600 = Kalibrasyon – 600 N Fark Oranı

⁴ Mann Whitney U Testine Göre

Not: Tabloya sadece 4 ondalık basamak dahil edilmiştir.

Birinci ve İkinci Grupların Farklarının Mutlak Değer Oranlarına Göre Mann Whitney U Testi Sonuçları (Deney III ve Deney IV)



Şekil 22

**A-B, Deney III: Korporektomi ve anterior greft uygulaması.
C-D, Deney IV: Korporektomi ve posterior greft uygulaması.**

Deney III için grup I ve II'nin karşılaştırılmasında, grup I'de ortalama değerler minimum $0,7634 \pm 0,7439$ SS ile maksimum $24,3139 \pm 27,5900$ SS değişmektedir. Grup II için ise ortalama değerler minimum $0,2838 \pm 0,1837$ SS ile maksimum $6,8317 \pm 3,8158$ SS arasında değişmektedir.

Grup I ve II'nin deney III açısından karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen asimptotik p değerleri ise minimum 0,0209 ile 1 arasında değişmektedir. Anlamlı farklar 3 no'lu gerilim ölçücüye ait olup kalibrasyon – 400 N farkında ($p=0,0209$), kalibrasyon – 500 N farkında ($p=0,0209$) ve kalibrasyon – 600 N farkında ($p=0,0209$) olmak üzere üç parametrede ortaya çıkmıştır. Burada grup I'deki ölçüm değerleri grup II'ye göre istatistiksel anlamlılık derecesinde daha yüksektir.

Deney IV için grup I ve II'nin karşılaştırılmasında, grup I'de ortalama değerler minimum $26,2530 \pm 49,2730$ SS ile maksimum $58,7691 \pm 73,4578$ SS arasında değişmektedir. Grup II için ise ortalama değerler minimum $0,5896 \pm 0,6551$ SS ile maksimum $10,4212 \pm 5,7434$ SS arasında değişmektedir.

Grup I ve II'nin deney IV açısından karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen asimptotik p değerleri ise minimum 0,0433 ile 1 arasında değişmektedir. Anlamlı fark 3 no'lu gerilim ölçücüye ait olup kalibrasyon – 400 N farkında ($p=0,0433$) tek parametrede ortaya çıkmıştır. Burada grup I'deki ölçüm değeri grup II'ye göre istatistiksel anlamlılık derecesinde daha yüksektir.

Tablo 3.b. Birinci Ve İkinci Grupların Karşılaştırma Sonuçları (Deney III ve IV)

Deney	Gauge No	Grup I ¹			Grup II ²			p ⁴ (Kesin) [2(1-yönlü)]
		Fark ³	Ortalama	Standart ± Sapma	Ortalama	Standart ± Sapma	p ⁴ (Asimptotik)	
III	1	K-400	5,1689	± 9,7499	0,5735	± 0,1522	1,0000	1,0000
		K-500	13,3446	± 15,1001	0,6461	± 0,3279	0,2482	0,3429
		K-600	14,0990	± 15,9046	0,6236	± 0,3612	0,5637	0,6857
	2	K-400	3,2688	± 5,7789	0,7940	± 0,6045	0,7728	0,8857
		K-500	2,8018	± 4,8235	0,8312	± 0,6466	0,7728	0,8857
		K-600	2,5895	± 4,2962	1,0378	± 0,8657	1,0000	1,0000
	3	K-400	7,2023	± 7,6915	0,2838	± 0,1837	0,0209	0,0286
		K-500	8,5289	± 8,4422	0,3223	± 0,1780	0,0209	0,0286
		K-600	10,3706	± 10,7219	0,4634	± 0,2707	0,0209	0,0286
	4	K-400	0,7634	± 0,7439	0,8381	± 0,8705	0,7728	0,8857
		K-500	0,8829	± 0,7609	0,9239	± 1,0094	0,7728	0,8857
		K-600	0,9715	± 0,5882	0,9456	± 1,0931	0,5637	0,6857
	5	K-400	15,0590	± 23,5250	5,3622	± 3,5279	1,0000	1,0000
		K-500	17,0006	± 25,0152	6,8317	± 3,8158	0,5637	0,6857
		K-600	19,2000	± 26,7959	6,3890	± 2,4929	1,0000	1,0000
	6	K-400	15,7625	± 26,1224	3,8222	± 2,7427	0,7728	0,8857
		K-500	24,3193	± 27,5900	4,4425	± 3,0713	0,2482	0,3429
		K-600	20,5833	± 32,2136	5,2355	± 3,6623	0,7728	0,8857
IV	1	K-400	35,7307	± 55,9357	0,6942	± 0,4987	0,5637	0,6857
		K-500	36,1454	± 56,8184	0,7567	± 0,6569	0,5637	0,6857
		K-600	36,8336	± 58,3615	0,9376	± 0,5981	1,0000	1,0000
	2	K-400	29,5465	± 58,2625	1,0603	± 0,7294	0,5637	0,6857
		K-500	30,1668	± 59,1530	1,0758	± 1,0121	0,7728	0,8857
		K-600	29,9538	± 58,4165	1,5016	± 1,1173	1,0000	1,0000
	3	K-400	31,4784	± 57,4968	0,5896	± 0,6551	0,0433	0,0571
		K-500	32,3578	± 57,5257	0,7084	± 0,7372	0,0833	0,1143
		K-600	33,3064	± 56,9819	0,8219	± 0,6947	0,0833	0,1143
	4	K-400	26,2530	± 49,2730	0,9414	± 0,5828	0,5637	0,6857
		K-500	26,7830	± 49,4474	1,0629	± 0,8287	0,2482	0,3429
		K-600	26,7706	± 49,4526	1,0858	± 0,9254	0,1489	0,2000
	5	K-400	44,8164	± 69,8891	8,6564	± 4,7138	0,5637	0,6857
		K-500	47,7397	± 73,9400	9,6093	± 5,3275	0,5637	0,6857
		K-600	49,9134	± 77,2961	10,4212	± 5,7434	0,5637	0,6857
	6	K-400	50,1256	± 64,6803	4,8394	± 3,0654	0,1489	0,2000
		K-500	55,7423	± 68,8491	6,8368	± 4,7648	0,1489	0,2000
		K-600	58,7691	± 73,4578	5,4813	± 3,6480	0,1489	0,2000

¹ Grup I n = 4

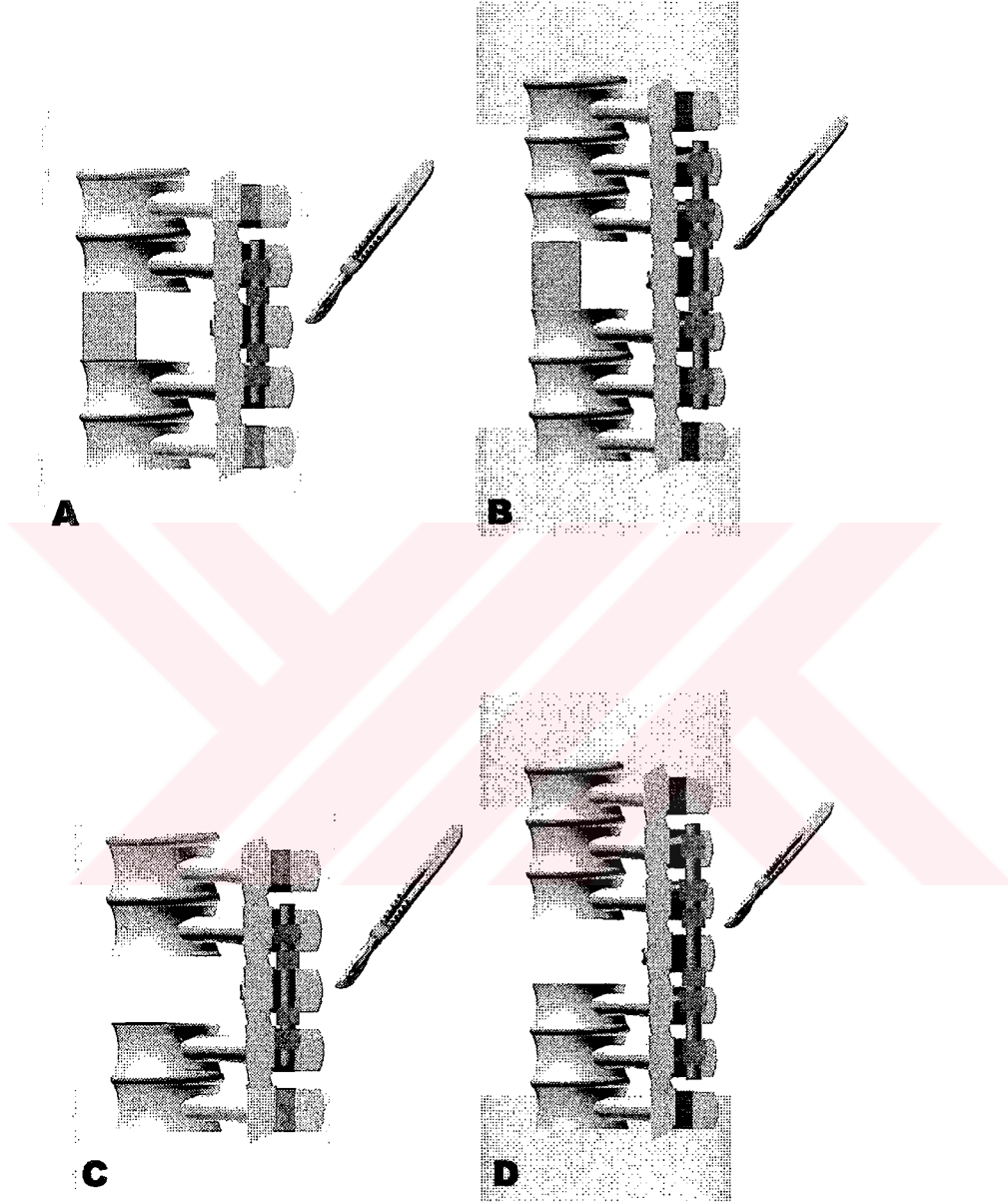
² Grup II n = 4

³ Fark: K-400 = Kalibrasyon – 400 N Fark Oranı, K-500 = Kalibrasyon – 500 N Fark Oranı, K-600 = Kalibrasyon – 600 N Fark Oranı

⁴ Mann Whitney U Testine Göre

Not: Tabloya sadece 4 ondalık basamak dahil edilmiştir.

Birinci ve İkinci Grupların Farklarının Mutlak Değer Oranlarına Göre Mann Whitney U Testi Sonuçları (Deney V ve Deney VI)



Şekil 23

A-B, Deney V: Korporektomi, anterior strut greft ve posterior bağların kesilmesi.

C-D: Deney VI: Korporektomi ve Posterior bağların kesilmesi.

Deney V için grup I ve II'nin karşılaştırılmasında, grup I'de ortalama değerler minimum **0,8841 ± 0,5058 SS** ile maksimum **18,3981 ± 26,7648 SS** arasında değişmektedir. Grup II için ise ortalama değerler minimum **0,3245 ± 0,2330 SS** ile maksimum **6,8409 ± 4,0946 SS** arasında değişmektedir.

Grup I ve II'nin deney V açısından karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen asimptotik p değerleri ise minimum **0,0209** ile **1** arasında değişmektedir. Anlamlı farklar **3 no'lu gerilim ölçücüye** ait olup **kalibrasyon – 400 N** farkında (**p=0,0433**), **kalibrasyon – 500 N** farkında (**p=0,0209**) ve **kalibrasyon – 600 N** farkında (**p=0,0209**) olmak üzere üç parametrede ortaya çıkmışlardır. Burada grup I'deki ölçüm değerleri grup II'ye göre istatistiksel anlamlılık derecesinde daha yüksektir.

Deney VI için grup I ve II'nin karşılaştırılmasında, grup I'de ortalama değerler minimum **2,2923 ± 3,0700 SS** ile maksimum **44,9908 ± 29,6537 SS** arasında değişmektedir. Grup II için ise ortalama değerler minimum **1,7127 ± 1,4411 SS** ile maksimum **40,0236 ± 29,7473 SS** arasında değişmektedir.

Grup I ve II'nin deney VI açısından karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen asimptotik p değerleri ise minimum **0,2482** ile **0,7728** arasında değişmekte olup gruplar arasında deney VI açısından istatistiksel anlamlı bir fark saptanmamıştır (**p>0.05**).

Tablo 3.c. Birinci Ve İkinci Grupların Karşılaştırma Sonuçları (Deney V ve VI)

Deney	Gauge No	Fark ³	Grup I ¹		Grup II ²		p ⁴ (Asimptotik)	p ⁴ (Kesin) [2(1-yönlü)]
			Ortalama±	Sapma	Ortalama±	Sapma		
V	1	K-400	6,1695 ±	11,0663	0,4613 ±	0,3128	0,2482	0,3429
		K-500	6,4332 ±	11,5484	0,5181 ±	0,3297	0,3865	0,4857
		K-600	7,4597 ±	13,6820	0,4998 ±	0,3956	0,2482	0,3429
	2	K-400	2,0656 ±	2,6680	0,3873 ±	0,3511	0,1489	0,2000
		K-500	1,9393 ±	1,8920	0,4626 ±	0,4004	0,0833	0,1143
		K-600	1,9853 ±	1,6695	0,7401 ±	0,4256	0,1489	0,2000
	3	K-400	4,9609 ±	5,1982	0,3245 ±	0,2330	0,0433	0,0571
		K-500	5,5867 ±	5,1343	0,2231 ±	0,1909	0,0209	0,0286
		K-600	6,3405 ±	5,6548	0,3996 ±	0,1326	0,0209	0,0286
	4	K-400	0,8841 ±	0,5058	0,8542 ±	0,8506	0,7728	0,8857
		K-500	1,0789 ±	0,5633	0,9258 ±	0,8951	0,5637	0,6857
		K-600	1,0669 ±	0,6121	2,0014 ±	2,2148	1,0000	1,0000
	5	K-400	14,4349 ±	19,4675	4,0425 ±	2,4659	0,5637	0,6857
		K-500	16,2004 ±	20,9312	5,3066 ±	2,8100	0,7728	0,8857
		K-600	18,0767 ±	23,1102	6,8409 ±	4,0946	0,5637	0,6857
	6	K-400	14,5214 ±	20,5570	2,5641 ±	1,9496	0,3865	0,4857
		K-500	16,8074 ±	24,6307	3,0755 ±	2,1275	0,5637	0,6857
		K-600	18,3981 ±	26,7648	3,4010 ±	2,2904	0,5637	0,6857
VI	1	K-400	6,1145 ±	10,5242	2,2136 ±	1,6485	0,7728	0,8857
		K-500	6,3070 ±	11,5657	2,6018 ±	1,9169	0,7728	0,8857
		K-600	11,0758 ±	12,4128	2,8817 ±	2,3139	0,5637	0,6857
	2	K-400	2,2923 ±	3,0700	3,6628 ±	2,5138	0,5637	0,6857
		K-500	2,3951 ±	3,1047	4,1925 ±	2,5528	0,3865	0,4857
		K-600	2,6411 ±	3,3225	4,8195 ±	2,8168	0,3865	0,4857
	3	K-400	15,9603 ±	25,1388	1,7127 ±	1,4411	0,2482	0,3429
		K-500	21,2631 ±	34,9604	2,2146 ±	2,0360	0,2482	0,3429
		K-600	25,1343 ±	42,1045	2,3319 ±	2,2192	0,2482	0,3429
	4	K-400	15,3317 ±	25,3850	3,2985 ±	2,0847	0,7728	0,8857
		K-500	20,7388 ±	35,2057	3,0875 ±	2,5114	0,3865	0,4857
		K-600	24,6967 ±	42,3177	3,3242 ±	2,5732	0,3865	0,4857
	5	K-400	28,7076 ±	28,5051	29,9849 ±	20,7691	0,5637	0,6857
		K-500	32,0141 ±	32,0766	34,8980 ±	25,7404	0,5637	0,6857
		K-600	35,2178 ±	35,1067	40,0236 ±	29,7473	0,5637	0,6857
	6	K-400	36,8599 ±	25,8105	24,7496 ±	17,1214	0,3865	0,4857
		K-500	41,2874 ±	27,1874	28,5843 ±	20,4581	0,3865	0,4857
		K-600	44,9908 ±	29,6537	31,7853 ±	22,4040	0,3865	0,4857

¹ Grup I n = 4

² Grup II n = 4

³ Fark: K-400 = Kalibrasyon – 400 N Fark Oranı, K-500 = Kalibrasyon – 500 N Fark Oranı, K-600 = Kalibrasyon – 600 N Fark Oranı

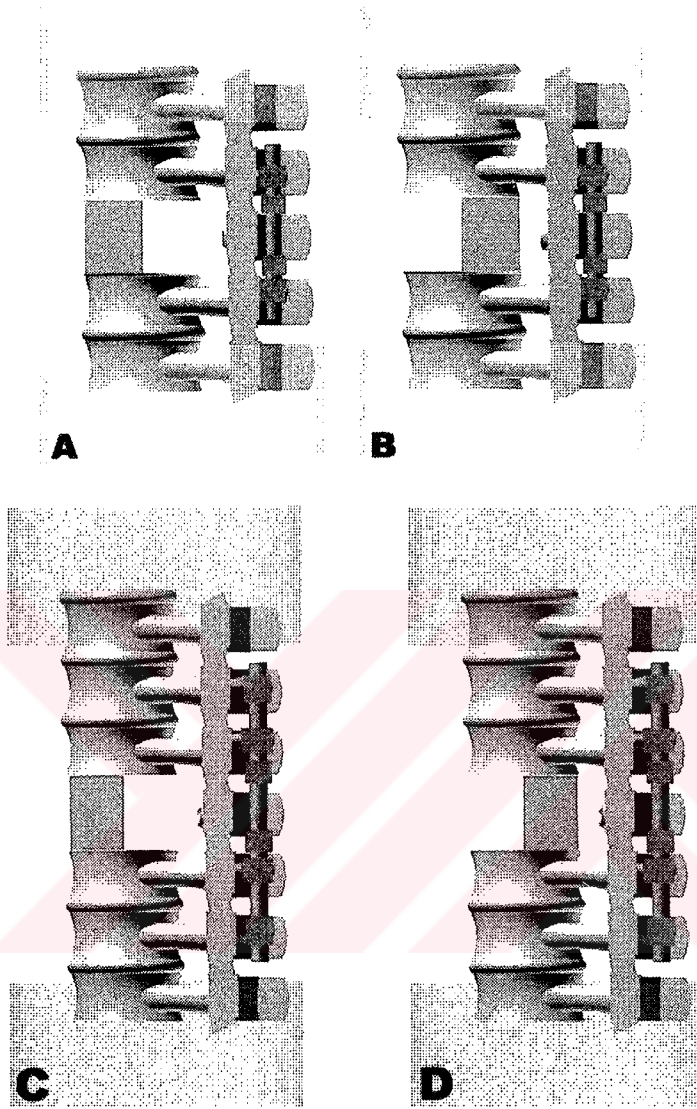
⁴ Mann Whitney U Testine Göre

Not: Tabloya sadece 4 ondalık basamak dahil edilmiştir.

Genel olarak bakıldığında, Mann Whitney U testi sonuçlarına göre grup I ve II'nin altı deneye göre karşılaştırmalarında toplam **108** parametre karşılaştırılmış ve bunlardan **yedi tanesinde istatistiksel olarak anlamlı fark** olduğu saptanmıştır. Bu farklılık gösteren parametreler incelendiğinde **yüksek olan değerlerin grup I'e yani kısa segment grubuna ait olduğu görülmüştür.**



2. Bulguların Greft Yerleşimine Göre Karşılaştırılması



Şekil 24
Deney III ve Deney IV'ün karşılaştırılması.

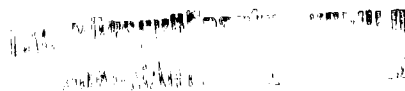
Deney III ve IV'ün kısa ve uzun segment grupları içinde ayrı karşılaştırmaları yapılmış ve Tablo – 4'te sonuçları birlikte verilmiştir. Tabloda grup I kısa segment grubunu ve grup II ise uzun segment grubunu içermektedir.

Grup I'in deney III ve IV için karşılaştırmasında, Deney III'te ortalama değerler minimum **0,7634 ± 0,7439 SS** ile maksimum **24,3193 ± 27,5900 SS** arasında değişmektedir. Deney IV için ise ortalama değerler minimum **26,2530 ± 49,2730 SS** ile maksimum **58,7691 ± 73,4578 SS** arasında değişmektedir.

Deney III ve IV'ün grup I açısından karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen asimptotik p değerleri ise minimum **0,1489** ile **1** arasında değişmekte olup deneyler arasında grup I açısından istatistiksel anlamlı bir fark saptanmamıştır (**p>0.05**).

Grup II'in deney III ve IV için karşılaştırmasında, Deney III'te ortalama değerler minimum **0,2838 ± 0,1837 SS** ile maksimum **6,8317 ± 3,8158 SS** arasında değişmektedir. Deney IV için ise ortalama değerler minimum **0,5896 ± 0,6551 SS** ile maksimum **10,4212 ± 5,7434 SS** arasında değişmektedir.

Deney III ve IV'ün grup II açısından karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen asimptotik p değerleri ise minimum **0,1489** ile **1** arasında değişmekte olup deneyler arasında grup II açısından istatistiksel anlamlı bir fark saptanmamıştır (**p>0.05**).



Tablo 4. Bulguların Greft Yerleşimine Göre Karşılaştırılması.

		Deney III ¹			Deney IV ²			p ⁴ (Kesin) [2(1-yönlü)]
Gauge Grup	No	Fark ³	Ortalama ±	Standart Sapma	Ortalama ±	Standart Sapma	p ⁴ (Asimptotik)	
1	1	K-400	5,1689	± 9,7499	35,7307	± 55,9357	0,2482	0,3429
		K-500	13,3446	± 15,1001	36,1454	± 56,8184	0,7728	0,8857
		K-600	14,0990	± 15,9046	36,8336	± 58,3615	0,7728	0,8857
	2	K-400	3,2688	± 5,7789	29,5465	± 58,2625	0,7728	0,8857
		K-500	2,8018	± 4,8235	30,1668	± 59,1530	0,3865	0,4857
		K-600	2,5895	± 4,2962	29,9538	± 58,4165	0,3865	0,4857
	3	K-400	7,2023	± 7,6915	31,4784	± 57,4968	1,0000	1,0000
		K-500	8,5289	± 8,4422	32,3578	± 57,5257	0,7728	0,8857
		K-600	10,3706	± 10,7219	33,3064	± 56,9819	0,7728	0,8857
	4	K-400	0,7634	± 0,7439	26,2530	± 49,2730	0,2482	0,3429
		K-500	0,8829	± 0,7609	26,7830	± 49,4474	0,1489	0,2000
		K-600	0,9715	± 0,5882	26,7706	± 49,4526	0,1489	0,2000
	5	K-400	15,0590	± 23,5250	44,8164	± 69,8891	0,1489	0,2000
		K-500	17,0006	± 25,0152	47,7397	± 73,9400	0,1489	0,2000
		K-600	19,2000	± 26,7959	49,9134	± 77,2961	0,1489	0,2000
	6	K-400	15,7625	± 26,1224	50,1256	± 64,6803	0,2482	0,3429
		K-500	24,3193	± 27,5900	55,7423	± 68,8491	0,5637	0,6857
		K-600	20,5833	± 32,2136	58,7691	± 73,4578	0,3865	0,4857
2	1	K-400	0,5735	± 0,1522	0,6942	± 0,4987	0,7728	0,8857
		K-500	0,6461	± 0,3279	0,7567	± 0,6569	0,7728	0,8857
		K-600	0,6236	± 0,3612	0,9376	± 0,5981	0,3865	0,4857
	2	K-400	0,7940	± 0,6045	1,0603	± 0,7294	0,7728	0,8857
		K-500	0,8312	± 0,6466	1,0758	± 1,0121	0,7728	0,8857
		K-600	1,0378	± 0,8657	1,5016	± 1,1173	0,5637	0,6857
	3	K-400	0,2838	± 0,1837	0,5896	± 0,6551	0,3865	0,4857
		K-500	0,3223	± 0,1780	0,7084	± 0,7372	0,3865	0,4857
		K-600	0,4634	± 0,2707	0,8219	± 0,6947	0,3865	0,4857
	4	K-400	0,8381	± 0,8705	0,9414	± 0,5828	0,7728	0,8857
		K-500	0,9239	± 1,0094	1,0629	± 0,8287	1,0000	1,0000
		K-600	0,9456	± 1,0931	1,0858	± 0,9254	1,0000	1,0000
	5	K-400	5,3622	± 3,5279	8,6564	± 4,7138	0,3865	0,4857
		K-500	6,8317	± 3,8158	9,6093	± 5,3275	0,3865	0,4857
		K-600	6,3890	± 2,4929	10,4212	± 5,7434	0,1489	0,2000
	6	K-400	3,8222	± 2,7427	4,8394	± 3,0654	0,5637	0,6857
		K-500	4,4425	± 3,0713	6,8368	± 4,7648	0,3865	0,4857
		K-600	5,2355	± 3,6623	5,4813	± 3,6480	1,0000	1,0000

¹ Deney III n = 4

² Deney IV n = 4

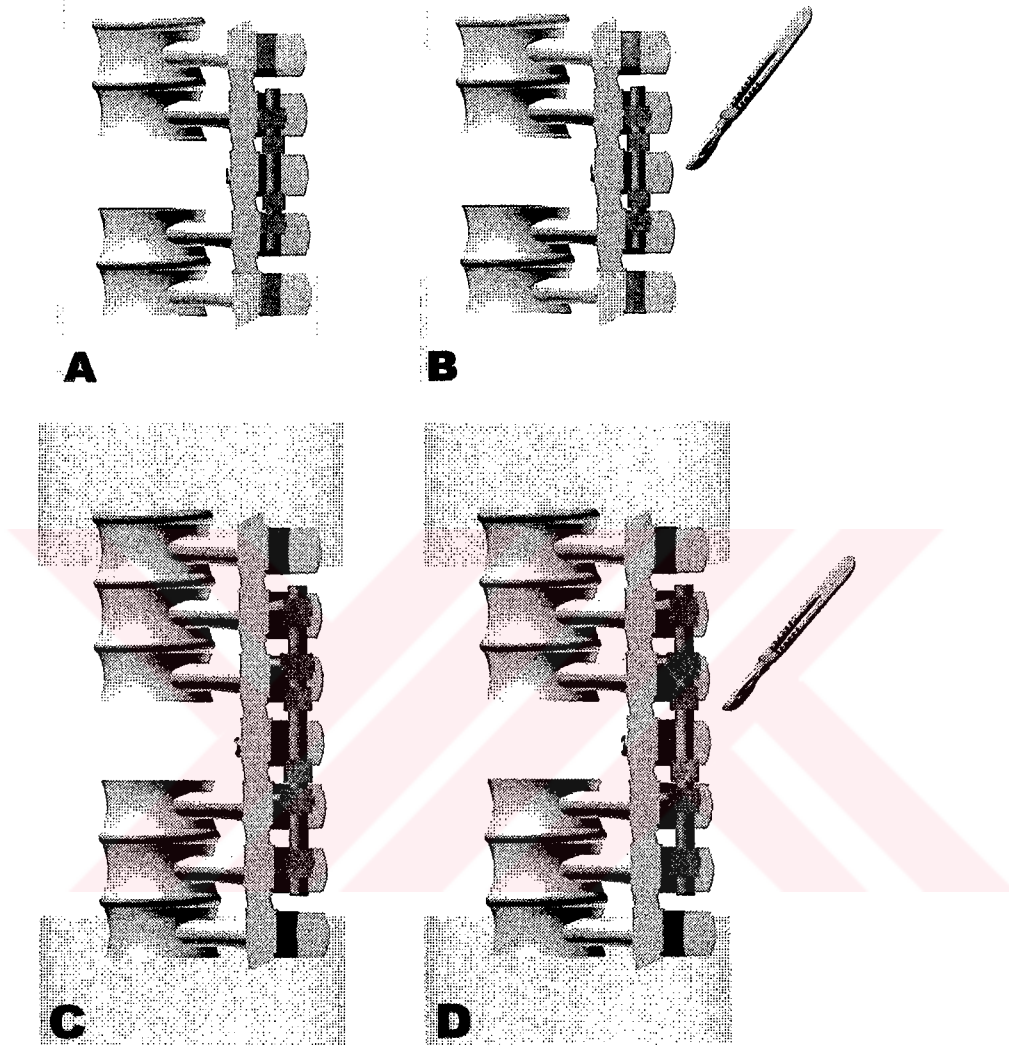
³ Fark: K-400 = Kalibrasyon – 400 N Fark Oranı, K-500 = Kalibrasyon – 500 N Fark Oranı, K-600 = Kalibrasyon – 600 N Fark Oranı

⁴ Mann Whitney U Testine Göre

Not: Tabloya sadece 4 ondalık basamak dahil edilmiştir.

3. Bulguların Posterior Bağ Yapıların Varlığına Göre Karşılaştırılması

a. Deney II ve Deney VI Karşılaştırması



Şekil 25

Deney II ve Deney VI'nın karşılaştırılması.

Deney II ve VI'nın kısa ve uzun segment grupları içinde ayrı karşılaştırmaları yapılmış ve Tablo – 5.a.'da sonuçları birlikte verilmiştir. Tabloda grup I kısa segment grubunu ve grup II ise uzun segment grubunu içermektedir.

Grup I'in deney II ve VI için karşılaştırmasında, Deney II'de ortalama değerler minimum **2,0845 ± 1,3901 SS** ile maksimum **79,4750 ± 113,4059 SS** arasında değişmektedir. Deney VI için ise ortalama değerler minimum **2,2923 ± 3,0700 SS** ile maksimum **44,9908 ± 29,6537 SS** arasında değişmektedir.

Deney II ve VI'nın grup I açısından karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen asimptotik p değerleri ise minimum **0,1489** ile **1** arasında değişmekte olup deneyler arasında grup I açısından istatistiksel anlamlı bir fark saptanmamıştır (**p>0.05**).

Grup II'nin deney II ve VI için karşılaştırmasında, Deney II'de ortalama değerler minimum **1,8719 ± 1,8736 SS** ile maksimum **43,3580 ± 37,2891 SS** arasında değişmektedir. Deney VI için ise ortalama değerler minimum **1,7127 ± 1,4411 SS** ile maksimum **40,0236 ± 29,7473 SS** arasında değişmektedir.

Deney II ve VI'nın grup II açısından karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen asimptotik p değerleri ise minimum **0,3865** ile **1** arasında değişmekte olup deneyler arasında grup II açısından istatistiksel anlamlı bir fark saptanmamıştır (**p>0.05**).

Tablo 5.a. Bağ Yapıların Varlığına Göre Deney II ve Deney VI Karşılaştırması.

		Deney II ¹			Deney VI ²			p^4 (Kesin) [2(1-yönlü)]	
Grup	Gauge No	Fark ³	Ortalama ±	Standart Sapma	Ortalama ±	Standart Sapma	p^4 (Asimptotik)		
1	K-400	9,2845	± 10,9245	6,1145	± 10,5242	0,7728	0,8857		
	K-500	10,3045	± 12,8718	6,3070	± 11,5657	0,3865	0,4857		
	K-600	8,6953	± 15,1325	11,0758	± 12,4128	1,0000	1,0000		
	K-400	4,1606	± 7,3285	2,2923	± 3,0700	1,0000	1,0000		
	K-500	4,0827	± 6,6537	2,3951	± 3,1047	1,0000	1,0000		
	K-600	2,7416	± 3,5820	2,6411	± 3,3225	0,7728	0,8857		
	K-400	24,9565	± 34,9494	15,9603	± 25,1388	0,5637	0,6857		
	K-500	32,3871	± 49,8762	21,2631	± 34,9604	0,7728	0,8857		
	K-600	37,3676	± 60,2006	25,1343	± 42,1045	0,5637	0,6857		
	K-400	2,0845	± 1,3901	15,3317	± 25,3850	0,1489	0,2000		
	K-500	2,1590	± 1,4607	20,7388	± 35,2057	0,0833	0,1143		
	K-600	3,2529	± 2,3926	24,6967	± 42,3177	0,1489	0,2000		
	K-400	44,8839	± 54,5040	28,7076	± 28,5051	0,5637	0,6857		
	K-500	50,0429	± 57,1702	32,0141	± 32,0766	0,3865	0,4857		
	K-600	61,5882	± 71,1691	35,2178	± 35,1067	0,3865	0,4857		
	K-400	55,4994	± 80,8527	36,8599	± 25,8105	0,7728	0,8857		
	K-500	65,8372	± 95,8684	41,2874	± 27,1874	0,5637	0,6857		
	K-600	79,4750	± 113,4059	44,9908	± 29,6537	1,0000	1,0000		
2	K-400	1,8719	± 1,8736	2,2136	± 1,6485	0,7728	0,8857		
	K-500	2,2725	± 2,0731	2,6018	± 1,9169	0,7728	0,8857		
	K-600	2,8440	± 2,4088	2,8817	± 2,3139	0,7728	0,8857		
	K-400	3,3911	± 1,9964	3,6628	± 2,5138	0,5637	0,6857		
	K-500	4,3194	± 2,1880	4,1925	± 2,5528	1,0000	1,0000		
	K-600	4,9816	± 1,9766	4,8195	± 2,8168	0,7728	0,8857		
	K-400	6,0848	± 9,7388	1,7127	± 1,4411	0,7728	0,8857		
	K-500	6,4657	± 10,5675	2,2146	± 2,0360	0,7728	0,8857		
	K-600	6,6855	± 11,3305	2,3319	± 2,2192	0,7728	0,8857		
	K-400	8,1600	± 9,1343	3,2985	± 2,0847	0,3865	0,4857		
	K-500	3,3398	± 3,7848	3,0875	± 2,5114	0,7728	0,8857		
	K-600	3,6624	± 4,1229	3,3242	± 2,5732	0,7728	0,8857		
	K-400	31,2312	± 28,4068	29,9849	± 20,7691	0,5637	0,6857		
	K-500	37,2617	± 32,7669	34,8980	± 25,7404	0,7728	0,8857		
	K-600	43,3580	± 37,2891	40,0236	± 29,7473	1,0000	1,0000		
	K-400	26,4121	± 23,1347	24,7496	± 17,1214	0,7728	0,8857		
	K-500	31,1979	± 27,1441	28,5843	± 20,4581	0,7728	0,8857		
	K-600	35,5902	± 30,6339	31,7853	± 22,4040	1,0000	1,0000		

¹ Deney II n = 4

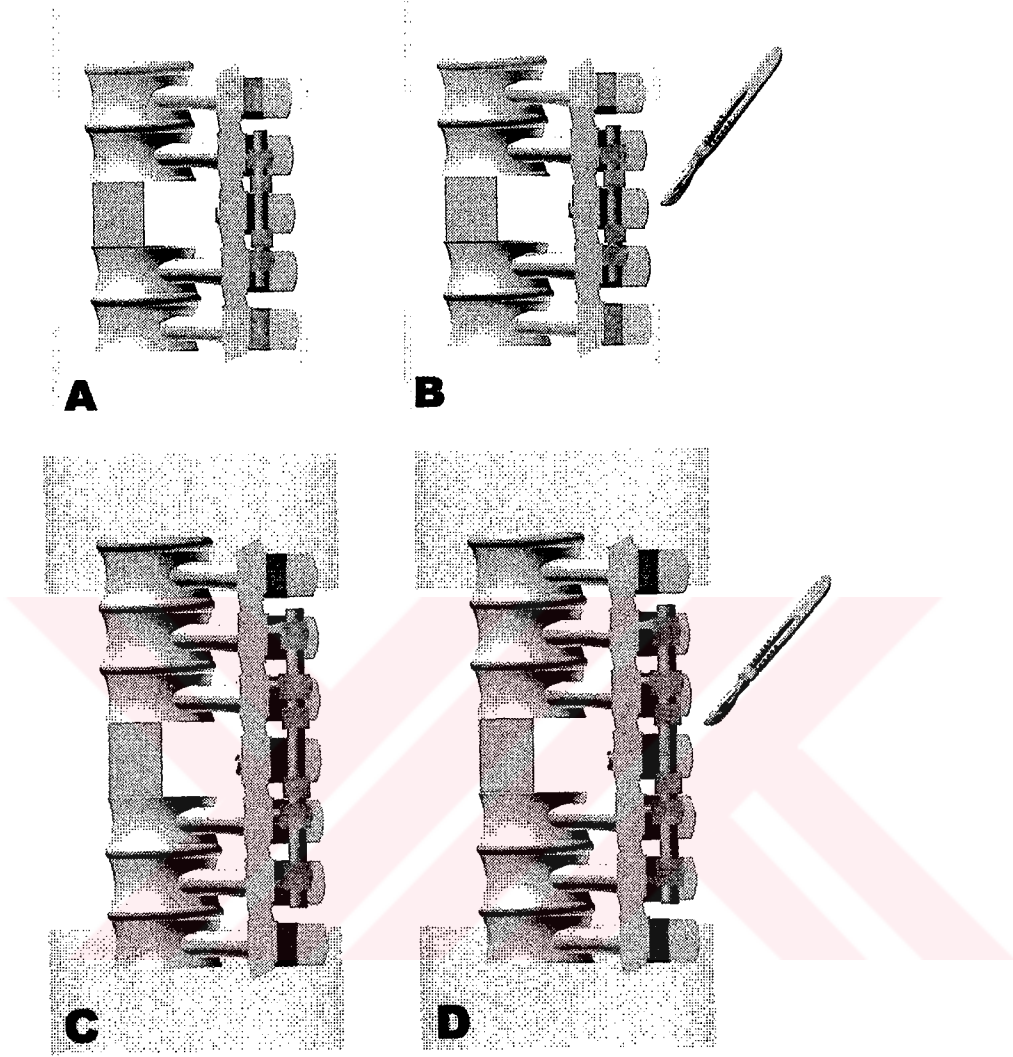
² Deney VI n = 4

³ Fark: K-400 = Kalibrasyon – 400 N Fark Oranı, K-500 = Kalibrasyon – 500 N Fark Oranı, K-600 = Kalibrasyon – 600 N Fark Oranı

⁴ Mann Whitney U Testine Göre

Not: Tabloya sadece 4 ondalık basamak dahil edilmiştir.

b. Deney III ve Deney V Karşılaştırması



Şekil 26
Deney III ve Deney V'in karşılaştırılması.

Deney III ve V'in kısa ve uzun segment grupları içinde ayrı karşılaştırmaları yapılmış ve Tablo – 5.b.'de sonuçları birlikte verilmiştir. Tabloda grup I kısa segment grubunu ve grup II ise uzun segment grubunu içermektedir.

Grup I'in deney III ve V için karşılaştırmasında, Deney III'te ortalama değerler minimum $0,7634 \pm 0,7439$ SS ile maksimum $24,3193 \pm 27,5900$ SS arasında değişmektedir. Deney V için ise ortalama değerler minimum $0,8841 \pm 0,5058$ SS ile maksimum $18,3981 \pm 26,7648$ SS arasında değişmektedir.

Deney III ve V'in grup I açısından karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen asimptotik p değerleri ise minimum 0,2482 ile 1 arasında değişmekte olup deneyler arasında grup I açısından istatistiksel anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0.05$).

Grup II'nin deney III ve V için karşılaştırmasında, Deney III'te ortalama değerler minimum $0,2838 \pm 0,1837$ SS ile maksimum $6,8317 \pm 3,8158$ SS arasında değişmektedir. Deney V için ise ortalama değerler minimum $0,2231 \pm 0,1909$ SS ile maksimum $6,8409 \pm 4,0946$ SS arasında değişmektedir.

Deney III ve V'in grup II açısından karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi sonucuna göre elde edilen asimptotik p değerleri ise minimum 0,3865 ile 1 arasında değişmekte olup deneyler arasında grup II açısından istatistiksel anlamlı bir fark saptanmamıştır ($p>0.05$).

Tablo 5.b. Bağ Yapıların Varlığına Göre Deney III ve Deney V Karşılaştırması.

		Deney III ¹			Deney V ²			p ⁴ (Kesin) [2(1-yönlü)]	
Grup	Gauge No	Fark ³	Ortalama±	Sapma	Ortalama±	Sapma	(Asimptotik)	p ⁴	
1	K-400	5,1689	± 9,7499	6,1695	± 11,0663	0,2482	0,3429		
	K-500	13,3446	± 15,1001	6,4332	± 11,5484	0,7728	0,8857		
	K-600	14,0990	± 15,9046	7,4597	± 13,6820	0,7728	0,8857		
	K-400	3,2688	± 5,7789	2,0656	± 2,6680	0,5637	0,6857		
	K-500	2,8018	± 4,8235	1,9393	± 1,8920	0,5637	0,6857		
	K-600	2,5895	± 4,2962	1,9853	± 1,6695	0,5637	0,6857		
	K-400	7,2023	± 7,6915	4,9609	± 5,1982	0,7728	0,8857		
	K-500	8,5289	± 8,4422	5,5867	± 5,1343	0,7728	0,8857		
	K-600	10,3706	± 10,7219	6,3405	± 5,6548	0,5637	0,6857		
	K-400	0,7634	± 0,7439	0,8841	± 0,5058	1,0000	1,0000		
	K-500	0,8829	± 0,7609	1,0789	± 0,5633	0,7728	0,8857		
	K-600	0,9715	± 0,5882	1,0669	± 0,6121	1,0000	1,0000		
	K-400	15,0590	± 23,5250	14,4349	± 19,4675	0,7728	0,8857		
	K-500	17,0006	± 25,0152	16,2004	± 20,9312	0,7728	0,8857		
	K-600	19,2000	± 26,7959	18,0767	± 23,1102	0,7728	0,8857		
	K-400	15,7625	± 26,1224	14,5214	± 20,5570	0,7728	0,8857		
	K-500	24,3193	± 27,5900	16,8074	± 24,6307	0,3865	0,4857		
	K-600	20,5833	± 32,2136	18,3981	± 26,7648	0,5637	0,6857		
2	K-400	0,5735	± 0,1522	0,4613	± 0,3128	0,5637	0,6857		
	K-500	0,6461	± 0,3279	0,5181	± 0,3297	0,5637	0,6857		
	K-600	0,6236	± 0,3612	0,4998	± 0,3956	0,3865	0,4857		
	K-400	0,7940	± 0,6045	0,3873	± 0,3511	0,3865	0,4857		
	K-500	0,8312	± 0,6466	0,4626	± 0,4004	0,3865	0,4857		
	K-600	1,0378	± 0,8657	0,7401	± 0,4256	0,7728	0,8857		
	K-400	0,2838	± 0,1837	0,3245	± 0,2330	0,7728	0,8857		
	K-500	0,3223	± 0,1780	0,2231	± 0,1909	0,5637	0,6857		
	K-600	0,4634	± 0,2707	0,3996	± 0,1326	0,5637	0,6857		
	K-400	0,8381	± 0,8705	0,8542	± 0,8506	0,7728	0,8857		
	K-500	0,9239	± 1,0094	0,9258	± 0,8951	1,0000	1,0000		
	K-600	0,9456	± 1,0931	2,0014	± 2,2148	0,7728	0,8857		
	K-400	5,3622	± 3,5279	4,0425	± 2,4659	0,5637	0,6857		
	K-500	6,8317	± 3,8158	5,3066	± 2,8100	0,5637	0,6857		
	K-600	6,3890	± 2,4929	6,8409	± 4,0946	0,7728	0,8857		
	K-400	3,8222	± 2,7427	2,5641	± 1,9496	0,3865	0,4857		
	K-500	4,4425	± 3,0713	3,0755	± 2,1275	0,3865	0,4857		
	K-600	5,2355	± 3,6623	3,4010	± 2,2904	0,3865	0,4857		

¹ Deney III n = 4

² Deney V n = 4

³ Fark: K-400 = Kalibrasyon – 400 N Fark Oranı, K-500 = Kalibrasyon – 500 N Fark Oranı, K-600 = Kalibrasyon – 600 N Fark Oranı

⁴ Mann Whitney U Testine Göre

Not: Tabloya sadece 4 ondalık basamak dahil edilmiştir.

V. TARTIŞMA

A. Kısa Segment ve Destekleyici Çengel Uygulaması

Hiçbir biyomekanik test tek başına bir omurga implantının cerrahi performansını tam olarak karakterize edemez ⁴. Gerçekte omurga implantları ile ilgili yapılan birçok biyomekanik deney birçok sınırlandırmalar içermektedir. Ne kadar karmaşık olursa olsun yapılan birçok deneyde yüklenme formları basitleştirilmektedir, model olarak hayvan omurgaları veya kadavra omurgaları kullanılmaktadır ve sıklıkla da kullanılan implantların sayı ve tipleri az miktarda olmaktadır. Omurga modelleri ile ilgili bölümde de bahsedildiği gibi hiçbir açıdan sınırlandırma getirmeyen bir model yoktur.

1986'da omurga kırıkları ile ilgili olarak yapılan bir deneyde, pedikül vidası ve bir plağın birbirine bağlanması ile spinal internal fiksasyonundaki kalite artışı ilk kez yetmezlik deneyi olmayan bir yöntemle (non – failure) gösterilmiştir ^{26,27}. Aynı zamanda "yük paylaşımı" kavramının önemi de (yani yükün vertebral kolon ve implant üzerinden aktarılması) gösterilmiştir ²⁶. Pedikül vidaları ile ilgili olarak yapılan biyomekanik testler kemik – implant arayüzünün, kemik yoğunluğunun ve vida sıyırma gücünün önemini göstermiştir ^{7, 17, 29, 31, 33, 64}. Pedikül vidasının pedikülün isthmus bölgesine uygunluğunun ve burayı doldurmasının önemi kanıtlanmıştır ^{11, 36, 40}. Sıyırma gücü ile vidanın sıkıştırılma torku arasındaki ilişki ve çapraz bağlayıcıların sıyırma kuvveti üzerine etkileri gösterilmiştir ^{25, 30, 37, 52, 63}. Pedikül vidalarının konverjan (açılı) kullanımının stabiliteye katkıları gösterilmiştir ^{5, 13, 54}. Pedikül vidalarının kullanımı ile ilgili çok sayıda çalışmalar yapılmıştır. Çengel sistemleri ile pedikül vidası sistemlerinin karşılaştırmasına yönelik kemik mineral yoğunluğuna dayalı çengel sistemlerinin başarısını gösteren çalışmalar yapılmıştır ^{17, 38}. Ardından bazı yazarlar çengel ve vidaların aynı seviyede beraber kullanımını anlatan çalışmalarını yayınlamışlardır ^{39, 62}.

Kısa segment pedikül vidası ile enstrumantasyon uygulamaları patlama tipi kırıklardan veya spinal tümör rezeksiyonundan sonra instabilitenin tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır ^{16, 41}. Yapılan çalışmalar, torakolomber patlama tipi kırık nedeniyle kısa segment pedikül vidası uygulanan hastalarda ilerleyici kifotik deformiteyle birlikte pedikül vida eğilmesinin implant yetmezliği oluşumunda sık karşılaşılan bir olay olduğunu göstermektedir ^{16, 41}.

McLain ⁴¹, torakolomber omurga kırıklı olgularda CD implant uygulanan hastalar üzerinde henüz tamamlanmadığını bildirdiği bir çalışmada tek başına kısa segment pedikül vidası uygulaması ile yüksek oranda erken implant yetmezliği bildirmiştir. Bununla birlikte torakolomber kırıklarda kısa segment pedikül vidası uygulaması ile başarılı sonuçlar veren yayınlar da bulunmaktadır ^{42, 51}. Bu yayınlar kısa segment pedikül vidası uygulanan hastaların klinik sonuçlarını bildirmektedir.

Kısa segment pedikül vidası uygulamasının dengeleyici (offset) laminar çengeller ile güçlendirilmesi sonucu implant sisteminin dayanıklılığında belirgin artış olduğu ve özellikle vidaların eğilme momentlerinde belirgin azalma elde edildiği yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. Kısa segment pedikül vidası sisteminin laminar çengellerle desteklenmesi aynı zamanda torakolomber kırıklarda kemik ve pedikül vidaları arasındaki yük geçişini azaltarak hem pedikül vidalarını hem de kemik yapıları korumaktadır ^{2, 41}.

de Peretti ²³, CD implant kullanarak yaptığı bir çalışmada modüler “2 çengel, vida – 1 vida, çengel” uygulamasının bölgesel ve ortalama kifoz açıları yönüyle incelemiş, çalışma sonuçlarını literatür bilgileriyle karşılaştırılması sonucu çengel uygulamasının eklenmesinin faydalı olduğunu belirtmiştir. Argenson ^{1, 24} yaptığı klinik çalışmalarda benzer sonuçlar elde etmiş ve vida – çengel uygulamalarının stabilizasyondaki etkinliğini vurgulamıştır.

Chiba ¹⁶, kadavra omurgasında yaptığı bir biyomekanik çalışmada özel olarak tasarlanmış pedikül vidaları kullanmıştır. Çalışmada bu vidaların uzun eksenleri boyunca vidaların içine bir tünel açılmış ve buralara vidaların orta hattına gelecek şekilde gerilim ölçücüler yerleştirilmiştir. Fleksiyon, ekstansiyon, lateral fleksiyon ölçümleri ve katılık ölçümleri uygulanmış ve sonuç olarak destekleyici çengel uygulamasının vidaların eğilme momentlerini fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinde %50 oranında azalttığı görülmüştür. Bu çalışmada oluşturulan modelde kısa segment pedikül vidası sistemi ve Argenson metodu ile dengeleyici (offset) laminar çengel uygulamaları karşılaştırılırken literatürdeki diğer çalışmalardan farklı olarak fleksiyon, ekstansiyon, lateral fleksiyon ve rotasyon hareketleri uygulanmamış, sadece aksiyel kompresyon uygulanmıştır.

Literatürdeki çalışmalarda deneyler eğilme hareketleri uygulanarak yapılmıştır, aksiyel kompresyon uygulanan bir kısım çalışmalarda ise implant uygulanan modelin ve implantın birlikte tüm sistemin yük – deformasyon eğrileri veri olarak kullanılmıştır.

Ayrıca kullanılan implantlar arasında fark vardır. Bu nedenle elde ettiğimiz verilerin literatürdeki verilerle tam olarak karşılaştırmasının yapılması doğru olmaz. Yaptığımız deneyde omurga modeli proksimal ve distal uçlarındaki segmentlerden düz bir yüzey oluşturması için polyester kalıp içine alınmış ve bu kalıp içindeyken basma çekme cihazında aksiyel kompresyon uygulanmıştır. Uygulanan yük miktarı ve bunun eğilme momentine katkısı da göz önünde bulundurularak bu aksiyel kompresyon sırasında vidalardaki eğilme momentlerinin literatürdeki diğer çalışmalarda kullanılan özel düzeneklerde oluşturulan eğilme momentlerinden daha az olacağı düşünülebilir. Bu demektir ki, eğer maksimum 600 Newton olarak uygulanan yük daha yüksek değerlere çıkarılsaydı daha farklı sonuçlar elde edilebilirdi. Yine de elde edilen verilerin istatistik olarak karşılaştırılması sonucunda anlamlı farklar olmamakla birlikte elde edilen verilere genel olarak bakıldığında kısa segment pedikül vidası uygulamalarındaki değerlerin daha yüksek gerilim değerleri içerdiği spekülasyonu yapılabilir (Ek – 2. Ölçüm verileri). Ayrıca elde edilen istatistiksel anlamlı farklar (108 parametreden 7'sinde) distalde kalan vidalara aittir. Buradan, aksiyel yüklenme altında distal vidalarda proksimal vidalardan daha fazla stres olduğu sonucu çıkarılabilir. Ancak bunun tercihen istatistiksel olarak daha net sonuçlar elde edilebilmesi için daha fazla sayıda örnek üzerinde yapılan deneylerle desteklenmesi faydalı olacaktır.

Ayrıca burada dikkat çekici diğer bir nokta normal ortalamalardan belirgin ölçüde sapma gösteren değerlerdir (Ek-2. Ölçüm Verileri). Bu tür sapmalar mekanik olarak kurulan sistemin basitleştirilmiş bir yapay model olmamasından, kompleks yapıda ve eklemlaşmeler içermesinden kaynaklanmakta olduğu düşünülmektedir. Bu sapmaların nedeni olasılıkla ölçüm sırasında aksiyel kompresyon uygulanırken gücün artmasıyla beraber eklem hareketlerinden kaynaklanan sistemin yük dağılımındaki değişikliklerdir. Burada bahsedilen eklemler polyester kalıp içine gömülen kranyal ve kaudal uç vertebralar ile implantların uygulandığı vertebralar arasındaki eklemlerdir. Bu değişiklikler yük artması sırasında vidaya etkiyen değerlerin oransız biçimde artmasına neden olabildiği gibi artış göstermekte olan bir değerde ise bir noktadan sonra azalmasına da neden olabileceği görülmüştür. Bu durum literatürdeki özellikle yapay modellerin kullanıldığı ve sistemin sadeleştirildiği deneylerle olan farklılığı göstermektedir.

Uyguladığımız yöntemde vida boyun kısımlarına yerleştirilen gerilim ölçücüler vidanın uzun aksına paralel tek elemanlı gerilim ölçücülerdir. Bunun anlamı, bu gerilim ölçücülerin ancak vidanın uzun aksına paralel düşen yükleri doğru olarak ölçebileceğidir. Ancak vida boyun kısmında oluşan eğilme momentlerini tam ve doğru olarak değerlendirebilmek için birden fazla düzlemde ölçüm yapabilen gerilim ölçücülerin kullanılması en doğrusu olacaktır. Ancak bu tür gerilim ölçücülerin boyutları vidaların bu kısmına yerleştirilemeyecek kadar büyüktür, kaldı ki bu deneyde kullanılan gerilim ölçücüler grubunun en küçük boyutta olanlarından ve vida boynuna ancak yerleştirilebilmiştir. Literatürde de yapılan deneylerde kullanılan gerilim ölçücüler bu tipte ya da vidanın içine özel olarak açılan bir tünele yerleştirilen küçük çubuk şeklindeki özel gerilim ölçücülerdir^{28, 55, 20, 19, 3}. Bu ikinci tip gerilim ölçücünün kullanılması için vidanın içinde bir tünel açılması gerektiğinden ve bunun da vidanın yapısal özelliğini değiştireceği düşünülmektedir yapılan deneyde bu tür gerilim ölçücüler tercih edilmedi.

Deneyde aksiyel kompresyon uygulandığından vida boyunlarına etkiyen yüklerin daha çok düşey doğrultuda olması daha olasıdır. Bu nedenle yapılan ölçümlerde ölçülen değerler daha çok sıyırma (pull-out) güçlerini göstermektedir. Bununla birlikte merkezden aksiyel kompresyon uygulanması halinde de sistemde ve özellikle vidalar üzerinde belli oranda eğilme momenti oluşmaktadır. Ancak aksiyel kompresyon altında ve fleksiyon momenti uygulamasında oluşan eğilme momentlerini inceleyen ve bunların birbirlerine oranlarını karşılaştıran bir çalışma bulunmamaktadır. İdeal olarak bir deneyde bu değerlerin eş zamanlı ölçülmesi doğru bir oranlama ve karşılaştırma imkanı sağlayacaktır.

İnstabil omurga kırığı olan veya tümör nedeniyle korporektomi uygulanan hastalarda cerrahi sonrası mobilizasyon döneminde rutin uygulamada kullanılan torako-lumbo-sakral ortezler hastanın fleksiyon, ekstansiyon, lateral fleksiyon ve rotasyon hareketlerini büyük oranda kısıtlamaktadır. Böylece yerleştirilen implant üzerine bu tür eğilme momentlerinin etki etme oranı azalmaktadır ve implant üzerine etki eden kuvvetler daha çok aksiyel yüklenme tarzında olmaktadır. Bu durumda cerrahi sonrası torako-lumbo-sakral ortez kullanımı ile uzun segment uygulamaya olan gereksinimin azaldığı yorumuna varılabilir.

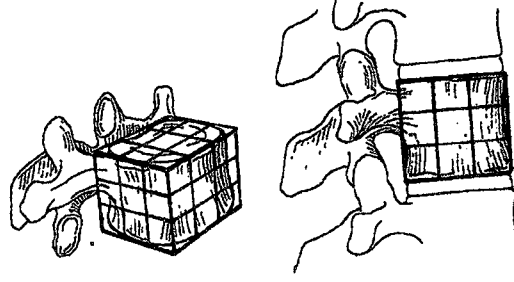
B. Anterior Strut Greftin Yerleşimi

Yaptığımız deneylerde korporektomi alanına yerleştirilen strut greftin konumuna göre yapılan karşılaştırmada greftin korpusun anterior kısmına yerleştirilenlerle daha posteriora vertebral kanala yakın yerleştirilenler karşılaştırılmış ve elde edilen değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamıştır.

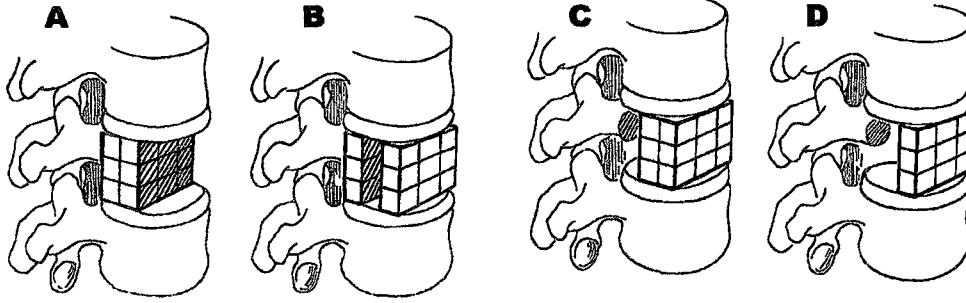
Ancak değerler gözden geçirildiğinde greftin anteriora yakın konulduğu durumlarda spinal implant üzerindeki gerilim ölçümlerinde greftin posteriora konulduğunda yapılan ölçümlere göre tüm değerlerde olmasa bile daha düşük değerler elde edilmiştir (Ek-2. Ölçüm verileri). Bu da aksiyel kompresyon altında iken anterior destekle posterior implant arasındaki uzaklığın artmasıyla anterior desteğin giderek daha çok yük alabileceği sorusunu akla getirmektedir. Bunu desteklemek için anterior greft üzerine yerleştirilmiş gerilim ölçücüler ile eş zamanlı ölçüm yapılması doğru olacaktır. Bu durum Benzel'in ⁸ de belirttiği gibi, posterior stabilite sağlanmış olan durumlarda cisimler arası greft uygulamasının omurganın nötral ekseninin daha anterioruna yerleştirilmesinin yük paylaşımı açısından daha optimal bir yük dağılımı sağlamasından ileri gelmektedir.

Ayrıca aynı yazarın instabilite ile ilgili açıklamalarında anterior yapıların stabiliteye katkılarını incelerken verdiği bir örnek ile benzerlik kuracak olursak; burada vertebranın cisim kısmının 3x3x3 şeklinde 27 küçük küpten oluşan büyük bir küp olduğu düşünülmüş ve çeşitli denemeler yapılmıştır (Şekil – 27). Koronal planda ventral kısmı içeren küp sırasının çıkarılması ile (Şekil 27 – 2.A) orta ve arka kısım küp sıralarının çıkarılmasından daha çok stabiliteyi bozmuştur (Şekil 27 – 2.B-C). Posterior yapıların sağlam olması durumunda orta ve arka küp sıralarının çıkarılmasının stabiliteyi fazla bozmadığı saptanmıştır (Şekil 27 – 2.D).

1



2



Şekil 27

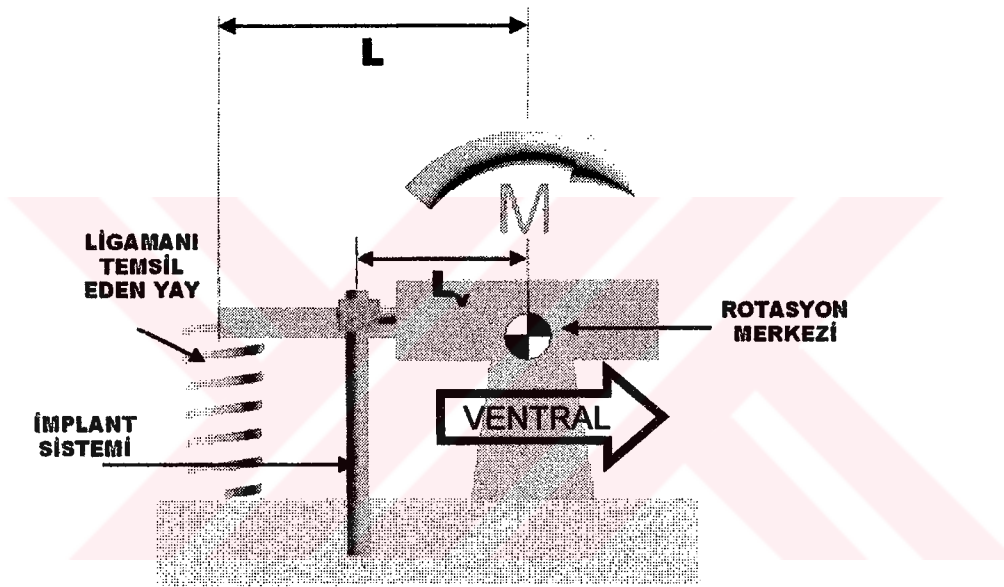
1. Vertebra cisminin 27 küp halinde varsayılan hali. 2-A. Vertebra cisminin koronal planda anterior 1/3'ünün çıkarılması, 2-B. Vertebra cisminin koronal planda orta 1/3'lük kısmının çıkarılması, 2-C. Vertebra cisminin koronal planda arka 1/3'lük kısmının çıkarılması, 2-D. Vertebra cisminin koronal planda orta ve arka 2/3'lük kısmının çıkarılması.

C. Posterior Bağ Yapıların Etkisi

Çalışmanın amaçlarından bir diğeri posterior bağ yapıların stabilite üzerine olan etkilerinin değerlendirilmesiydi. Literatürde daha önce yapılmış olan çalışmalarda aksiyel yüklenme altında posterior bağ yapıların stabiliteye olan etkileri ile ilgili biyomekanik çalışma bulunmamaktadır. Var olan biyomekanik çalışmalar çoğunlukla yapıların fleksiyon kuvveti uygulanması durumundaki etkilerinden bahsetmektedir, bazıları ise posterior implant uygulaması dışındaki çalışmalardır ^{15, 32}. Çalışmanın bu bölümü bu nedenle literatürdeki bilgilerle tam olarak karşılaştırılamamaktadır.

Normalde posterior implantların yerleşimi posterior ligaman yapılarının daha anterior kısmında kalmaktadır. Bu nedenle rotasyonun anlık merkezine göre moment kollarının uzunlukları düşünüldüğünde implanta ait olan moment kolu (L_v), posterior ligaman yapılarının moment kolundan (L) daha kısadır (Şekil – 28).

Posterior bağ yapılarının fleksiyon momentine karşı olan pasif sınırlandırıcı etkilerinden daha önce bahsedilmişti (Bölüm IA). Bu etki posterior bağ yapılarının kesilmesiyle ortadan kalktığında nötral merkeze yakın durumdaki rotasyonun anlık merkezinin daha ventrale doğru yer değıştireceği bilinmektedir. Bunlar göz önüne alındığında çalışmanın başlangıcında şekilde de gösterildiği gibi rotasyon merkezinin ventrale kayması ile implanta ait olan moment kolunda (L_v) uzama olacağından ve bunun implantın eğilme momentini artıracakđı düşünöldü.



Şekil 28

Posterior bağ yapılara ve implanta ait moment kollarının gösterimi. Posterior bağ yapılar kesildiğinde rotasyon merkezi ventrale doğru yer değıştirir. Bu da L_v ile gösterilen implanta ait moment kolunun uzamasına neden olur.

Çalışmada bu savı desteklemek amacıyla korporektomi yapılan II. deney verileri ile korporektomi yapılmış ve posterior bağ yapıları kesilmiş VI. deney verileri kısa ve uzun segment uygulamaları ile, ayrıca korporektomi yapılmış ve anterior strut greft yerleştirilmiş III. deney verileri ile korporektomi yapılmış, anterior strut greft uygulanmış ve posterior bağ yapıları kesilmiş V. deney verileri karşılaştırılmıştır. Ancak karşılaştırmalar sonucunda istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır.

Bunun nedeni olarak daha önce de belirtildiği gibi deneyin aksiyel yüklenme altında yapılması olduğunu düşünmekteyiz. Aksiyel yüklenmede eğilme kuvveti uygulanmasından daha az miktarda eğilme momenti oluşması nedeniyle anlamlı fark saptanmamıştır. Ancak posterior bağ yapıların fleksiyon kuvveti uygulanması durumunda stabilizasyonun korunması açısından önemli rol oynadıklarını düşünmekteyiz.



ÖZET

DANA OMURGASI MODELİNDE KISA SEGMENT VİDA FİKSASYONU İLE DESTEKLEYİCİ ÇENGEL UYGULAMASININ KARŞILAŞTIRILMASI: İN-VİTRO BİYOMEKANİK ÇALIŞMA

AMAÇ: Bu çalışmanın amacı destekleyici çengel uygulamasının vida ve rod gerilim ölçümleri ile kısa segment pedikül vidası uygulamasına göre yararlarının belirlenmesidir.

GENEL BİLGİLER: Kısa segment pedikül vidası uygulanan instabil omurga patlama kırığı olan olgularda implant yetmezliği gelişmesi sık rastlanan önemli bir problemdir. Bunun önlenmesinde destekleyici çengel uygulaması, anterior greftleme ve daha uzun implant sistemleri gibi çeşitli yöntemler kullanılabilmektedir.

ÇALIŞMA PLANI: Bu biyomekanik çalışmada kısa segment uygulamada ve destekleyici çengel uygulamasında (Argenson metodu ile) vida boynu ve rodlardaki gerilimler (strain) aksiyel kompresyon altında ölçülerek karşılaştırılmıştır.

MATERYAL VE METODLAR: Dört dana omurgası standart kısa segment vida uygulaması ile ve diğer dört dana omurgası da kranyal ve kaudal kısımlarda destekleyici çengel uygulamaları ile instrumante edilmiştir. Her örnek için ölçümler şu sırada yapılmıştır: sağlam omurga, korporektomi, strut greftin anteriora yerleştirilmesi, strut greftin daha posteriora yerleştirilmesi, anterior strut greft ile beraber posterior bağ yapıların kesilmesi ve korporektomi ile beraber posterior bağ yapıların kesilmesi. Her örnek için 400, 500 ve 600 Newton aksiyel yüklenmede 6 kanallı gerilim ölçümü yapılmıştır.

SONUÇLAR: Kaydedilen verilerin istatistik analizinde Mann Whitney U Testi kullanılmıştır. Her örnek için 108 parametre incelenmiş olup 3. deney grubu (korporektomi ve posterior strut greft) ve distal pedikül vidası (vida no: 3) ve 5. deney grubu (korporektomi, anterior strut greft ve posterior bağ yapıların kesilmesi) distal pedikül vidası (vida no: 3) dışında istatistik olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Bu değerlerde ise kısa segment grubunda istatistik olarak anlamlı derecede yüksek gerilim ölçümleri saptanmıştır. Bu sonuçlara dayanarak aksiyel kompresyon altında Argenson metodu ile destekleyici vida uygulamasının kısıtlı miktarda fayda sağladığı düşünülebilir.

SUMMARY

COMPARISON OF SHORT SEGMENT PEDICLE INSTRUMENTATION WITH SUPPLEMENTAL HOOK FIXATION (UNDER AXIAL COMPRESSION): A BIOMECHANICAL STUDY ON CALF SPINE.

OBJECTIVES: The aim of this study is to determine the added benefits of supplemental hook fixation to standard short segment pedicle instrumentation construct by means of screw and rod strain measurements.

BACKGROUND: Implant failure is an important and a common problem in cases with unstable burst fractures treated with standard short segment pedicle instrumentation. Several methods can be utilized to prevent this including supplemental sublaminar offset hook fixation, anterior strut grafting and use of longer spinal constructs.

STUDY DESIGN: In this biomechanical study stresses in screw necks and rod strains were measured comparing short segment pedicle screw fixation and supplemental hook fixation (Argenson method) under axial compression. The role of anterior grafting technique and effect of posterior ligamentous structures were also evaluated.

MATERIALS AND METHOD: Four calf spines were instrumented with standard short segment pedicle screw-rod fixation method and four other calf spines instrumented with supplemental sublaminar offset hooks on cranial and caudal ends of the instrumentation. Strain gauges were placed on the neck of all four pedicle screws and on the rods. Measurements done for each specimen in the following order; intact spine, corpectomy, strut grafting (graft placed anteriorly), srut grafting (graft placed more posteriorly), anterior strut grafting with negative posterior ligaments and and vertebrectomy with absent posterior ligaments. Six channel strain measurement was done for each specimen under axial compression in the order of 400, 500 and 600 Newtons.

RESULTS: Statistical analysis of recorded data done using Mann Whitney U test. 108 parameters evaluated for each specimen and the results showed no statistically significant difference except for the 3rd experiment group (vertebrectomy + anterior strut graft) distal pedicle screw (screw number 3) strain measurements, 4th experiment group (vertebrectomy + posterior strut graft) distal pedicle screw

measurement (screw number 3) and 5th experiment group (vertebrectomy + anterior strut graft + (-) posterior ligaments) distal pedicle strain measurements (screw number 3). These ones showed significantly higher strain measurements in the short segment group.

CONCLUSION: Therefore it can be assumed that under axial compression, supplemental hook fixation with Argenson method only brings some limited benefits

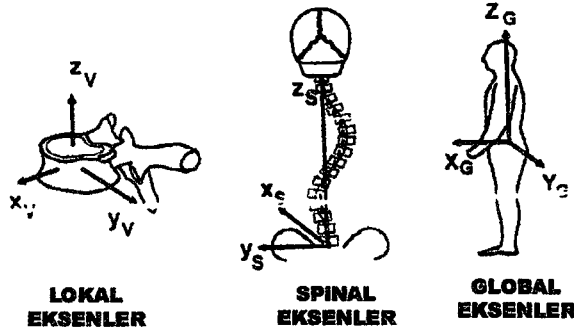


EK – 1 Biyomekanik İle İlgili Bazı Kavram ve Terimler

Eksen Sistemleri

Lokal, bölgesel, spinal ve global eksen sistemleri (Şekil Ek – 1)

Vektör: güç, hız veya yer değiştirmenin büyüklüğünü ve yönünü belirten niceliği.



Şekil Ek – 1
Eksenler

Yüklenme

Kuvvet: Bir cismin yer değiştirmesine veya deformasyonuna neden olan etki.

(SUA ölçü birimi = Newton (N))

Gerilme gücü: Bir yapı ya da materyali uzatmaya yönelik etkiyen güç.

Kompresyon gücü: Bir yapı ya da materyali kısaltmaya yönelik etkiyen güç.

Moment veya tork: Bir yapıya etkiyen güçler toplamının bir referans noktası ya da aksa dik uzunluğu ile çarpımı (SUA ölçü birimi = Newton metre (Nm))

Eğilme momenti: Bir yapıyı eğmeye yönelik etkiyen moment. Genellikle birden fazla güçten kaynaklanan momentler toplamı şeklindedir.

Çift (Couple): Eşit iki ko-lineer olmayan güç (Tork oluşturur).

Stres: Bir yapının birim alanına düşen güç ve güç yoğunluğunun ölçüsü (SUA ölçü birimi = $\text{Newton/m}^2 = \text{Paskal}$. $1\text{N/m}^2 = 10^6 \text{N/mm}^2 = 1 \text{ mega Paskal} = 1 \text{ Mpa}$)

Normal stres: Güç etki ettiği cismin yüzeyine dik etkir.

Makaslama stresi: Güç etki ettiği yüzeye paralel etkir.

Kompresif stres: Cismi kısaltma yönünde etki eden normal strestir.

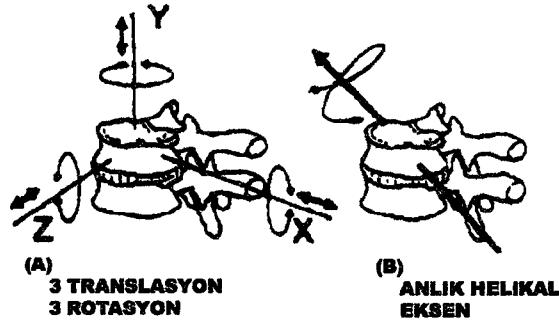
Tensil stres: Cismi uzatma yönünde etki eden normal strestir.

Ana (principal) stres: Homojen olmayan bir cisme ana düzlemlerde etki eden stres.

Ana düzlemler cisim özelliklerinin maksimum ve minimum olduğu düzlemlerdir.

Stres yoğunlaşması: Cismin stresin etrafındaki bölgelerden daha yüksek olan bölgesi. Sıklıkla ani şekil değiştirme ile belli olur.

Ağırlık merkezi: Cismin içindeki cisim kütlesinin merkez noktasıdır.



Şekil Ek – 2 Omurganın serbestlik dereceleri

Deplasman / Deformasyon

Mutlak hareket: Katı bir cismin global eksene göre hareketi.

Göreceli hareket: Katı bir cismin lokal eksen sistemine göre beraberindeki bir cisimle birlikte hareketi.

Translasyon: Katı bir cismin içindeki bir düz çizginin kendisine her zaman paralel kalacak şekilde cismin hareketi.

Rotasyon: Katı bir cismin içindeki veya üzerindeki düz bir çizginin her zaman hareketsiz kalacak şekilde cismin hareketi. (Bu düz çizgi rotasyon eksenidir)

Düzlemsel hareket: Katı bir cismin tek bir düzlem üzerinde hareketi.

Serbestlik dereceleri (Şekil Ek – 2): Bir mekanizmada oluşabilecek translasyonlar ve rotasyonların sayısı.

Rotasyonun anlık merkezi: Katı bir cismin hareket ettiği tüm anlarda cismin içindeki bir çizgi ya da varsayımsal bir uzantısı sabit kalır. Düzlemsel hareketlerde rotasyon eksenini rotasyon merkezi halini alır. Rotasyonun anlık merkezi bir cismin mutlak hareketini ya da beraberindeki hareket eden bir cisme göre göreceli hareketini verir.

Eğilme: Bir yapının eğilme momenti nedeniyle uğradığı açısal deformasyon.

Nötral eksen: Eğilmeye uğrayan bir ışın ya da yapının çizgisi veya eksenini.

Gerilme (Strain): Deformasyonun (uzunluktaki değişim) orijinal uzunluğa oranı.

Normal gerilme: Uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa oranı. Normal gerilme tensil ya da kompresif olabilir.

Makaslama gerilmesi: Makaslama deformasyonunun makaslama yönündeki kalınlığa oranı.

Plastik deformasyon: Deforme edici yük ortadan kalktığında devam eden deformasyon.

Yük – Deformasyon ve Stress – Gerilme İlişkileri

Elastik Davranış

Katılık: Deformasyonu oluşturan gücün deformasyona oranı.

Elastisite modülü: Gerilmeyi oluşturan stresin gerilmeye oranı. (örn. Young = s Modül = normal stresin normal gerilmeye oranı)

Torsiyonel katılık: Torkun kendisini oluşturan rotasyona oranı.

Zaman Bağımlı Davranış

Sürünme (Creep): Sabit bir yük altında belli bir zamanda oluşan deformasyon.

Viskoelastisite: Deformasyona karşı direncin deformasyonun boyutuna (elastik) ya da deformasyonun oranına (vizköz) olması ile ilgili materyal özelliği.

Yetmezlik

Akma gerilmesi (Yield Stress): Streste hissedilir artış olmaksızın oluşan hissedilebilir deformasyonun stres – gerilim eğrisindeki büyüklüğüdür.

Süneklik (Ductility): Akma noktasından sonra büyük miktarda deformasyon oluşması ile ilgili materyal özelliği.

Yorulma: Tekrarlayan siklik Sub-yield yüklemelerinden sonra eninde sonunda oluşan yetmezlik. Bu genellikle tekrarlayan yüklenme siklusları sonrası yapısal kırılmalar şeklinde görülür.

Denge

Bir yapıya etki eden güçler ve momentler toplamının dengelenmiş olması durumudur. (Denge durumunda yapı sabit durumdadır.)

Serbest cisim analizi: Bir yapının dış yüklere maruz kalan iç güçlerini inceleyen bir tekniktir. Bir sistemin gerçek ya da hayali olarak ayrıldığı komponent kısımlarını (serbest cisimler) her parçanın denge durumunda olup olmadığını inceler.

Statik: Sabit ve sıfır ivmeli hareketli cisimlerin denge halini inceleyen mekanik dalıdır.

Dinamik: İvmenin önemli olduğu durumlardaki hareket sistemlerini inceleyen mekanik dalıdır.

Kinematik: Sadece hareket ile ilgili mekanik bölümüdür.

Stabilite

Bir sistemin denge durumunda bozulma gerçekleştirildikten sonra tekrar denge durumuna gelmesi ile ilgili davranış özelliği. Stabil denge minimum potansiyel enerji durumudur – herhangi bir yer değiştirme için net bir enerji yüklenmesi gereklidir. Aynı zamanda katılık veya rijidite bir yapının stabilitesine katkıda bulunabilir, ancak katılık ve stabilite aynı şeyler değildir.

Buruşma/Ezilme (Buckling): Belirli bir yük ani olarak uygulandığında yükün uygulandığı yapıda aniden oluşan bükülme ya da kollaps biçiminde bir çeşit instabilite.



EK – 2 Ölçüm Verileri

Tablo Ek – 1.a. Birinci Grup (Kısa Segment) Birinci Örneğe Ait Veriler.

Örnek 1									
Deney I					Deney II				
Sağlam Omurga					Korpektomi				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5103	5110	5115	5122	1	5047	5083	5091	5109
2	5360	5368	5374	5380	2	5402	5400	5402	5398
3	4753	4708	4570	4619	3	4878	4734	4739	4677
4	4914	4935	4938	4953	4	4646	4830	4826	4960
5	5165	5194	5218	5231	5	4798	5218	5296	5445
6	4998	5055	5064	5067	6	4184	5095	5371	5778
Deney III					Deney IV				
Korpektomi ve Anterior Strut Greft					Korpektomi ve Posterior Strut Greft				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5065	5068	5068	5071	1	5060	5088	5094	5084
2	5383	5389	5390	5381	2	5384	5392	5392	5398
3	4894	4862	4846	4840	3	4798	4712	4712	4720
4	4567	4592	4590	4595	4	4692	4870	4882	4873
5	4502	4556	4590	4626	5	4793	5167	5275	5261
6	3657	3713	4586	3783	6	4318	5086	5382	5390
Deney V					Deney VI				
Korpektomi, Anterior Strut Greft ve Bağ (-)					Korpektomi ve Bağ (-)				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5069	5081	5074	5068	1	5062	5078	5080	5088
2	5370	5379	5387	5393	2	5364	5381	5383	5388
3	4880	4854	4828	4828	3	4793	4778	4756	4740
4	4568	4588	4600	4593	4	4647	4798	4835	4868
5	4614	4665	4665	4680	5	4890	5314	5366	5440
6	3716	3802	3780	3812	6	4218	5275	5496	5713

Değerler : Strain (Gerilim - Yer Değiştirme) birimi = mikroiç / inç cinsindendir

* Kalibrasyon Değeri

Tablo Ek – 1.b. Birinci Grup (Kısa Segment) İkinci Örneğe Ait Veriler.

Örnek 2									
Deney I Sağlam Omurga					Deney II Korpektomi				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	9672	9688	9728	9815	1	16887	12956	14838	16571
2	6303	6440	6352	6356	2	5510	5488	5486	5481
3	3762	3850	3878	3888	3	1996	3516	4121	4537
4	5524	5549	5550	5551	4	5728	5624	5602	5594
5	5062	5216	5264	5286	5	4577	5958	6312	6696
6	4911	5070	5097	5118	6	5044	5466	5476	5638
Deney III Korpektomi ve Anterior Strut Greft					Deney IV Korpektomi ve Posterior Strut Greft				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	14470	14480	10157	10120	1	20453	15502	15516	15536
2	5606	5577	5575	5575	2	5515	5497	5481	5465
3	2036	2243	2343	2484	3	1794	1900	1936	2010
4	6070	6064	6052	6046	4	6082	6120	6126	6127
5	4454	4639	4708	4796	5	4354	4577	4653	4748
6	4938	5023	5045	5070	6	4944	5052	5078	5107
Deney V Korpektomi, Anterior Strut Greft ve Bağ (-)					Deney VI Korpektomi ve Bağ (-)				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	10600	10518	10486	10504	1	7250	7140	7282	8605
2	6768	6721	6700	6690	2	6516	6452	6476	6484
3	1900	2002	2039	2094	3	2086	3200	3620	3925
4	5966	5994	5996	5998	4	5926	5872	5874	5817
5	4465	4640	4708	4776	5	4685	5848	6174	6444
6	5012	5094	5106	5124	6	5090	5464	5585	5589

Değerler : Strain (Gerilim - Yer Değiştirme) birimi = mikroinç / inç cinsindendir

* Kalibrasyon Değeri

Tablo Ek – 1.c. Birinci Grup (Kısa Segment) Üçüncü Örneğe Ait Veriler.

Örnek 3									
Deney I Sağlam Omurga					Deney II Korpektomi				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	4740	5039	5070	5092	1	5001	5634	6392	6570
2	5280	5506	5526	5563	2	4797	5523	5468	5175
3	4770	5014	5050	5079	3	4687	5555	5511	5390
4	5567	5523	5508	5490	4	5623	5589	5606	5700
5	5640	7255	7404	7517	5	4890	11028	11443	13018
6	4997	6152	6294	6445	6	4800	13272	14838	16741
Deney III Korpektomi ve Anterior Strut Greft					Deney IV Korpektomi ve Posterior Strut Greft				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5312	6363	6508	6666	1	5249	6190	6283	6443
2	4735	5300	5210	5162	2	4705	5502	5594	5532
3	4976	5808	5800	5820	3	4939	5811	5854	5850
4	5574	5676	5685	5669	4	5525	5532	5576	5576
5	6578	9885	10158	10476	5	6866	10256	10884	11383
6	9033	13990	14712	15248	6	9225	13373	14442	15366
Deney V Korpektomi, Anterior Strut Greft ve Bağ (-)					Deney VI Korpektomi ve Bağ (-)				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5298	6504	6556	6780	1	5310	6472	6566	6614
2	4821	5110	5044	5027	2	4758	5085	5090	5114
3	5054	5667	5664	5668	3	5027	5402	5404	5414
4	5603	5683	5696	5698	4	5630	5764	5769	5778
5	6875	9842	10104	10461	5	6697	11393	11884	12323
6	9718	14084	14893	15366	6	9580	15877	16520	17222

Değerler : Strain (Gerilim - Yer Değiştirme) birimi = mikroiç / inç cinsindendir

* Kalibrasyon Değeri

Tablo Ek – 1.d. Birinci Grup (Kısa Segment) Dördüncü Örneğe Ait Veriler.

Örnek 4									
Deney I Sağlam Omurga					Deney II Korpektomi				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5420	5176	5258	5273	1	5523	5496	5501	5506
2	4140	4152	4155	4157	2	4666	4716	4755	4782
3	4294	4319	4324	4325	3	4858	4965	4987	5006
4	5531	5573	5569	5582	4	5620	5730	5747	5763
5	6041	6232	6342	6380	5	11221	12914	13227	13505
6	5012	5231	5337	5368	6	8595	9915	10081	10250
Deney III Korpektomi ve Anterior Strut Greft					Deney IV Korpektomi ve Posterior Strut Greft				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5512	5470	5457	5472	1	5520	5533	5524	5524
2	4668	4644	4645	4633	2	4666	4702	4713	4716
3	4810	4871	4882	4878	3	4844	4871	4902	4898
4	5541	5573	5582	5606	4	5570	5596	5650	5657
5	10522	11007	11145	11270	5	10809	8975	9132	9182
6	8190	8593	8750	8797	6	8491	11511	11808	11920
Deney V Korpektomi, Anterior Strut Greft ve Bağ (-)					Deney VI Korpektomi ve Bağ (-)				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5528	5578	5573	5580	1	5529	5570	5572	5559
2	4695	4761	4780	4793	2	4711	4758	4788	4812
3	4853	4941	4945	4947	3	4841	4970	4998	5014
4	5577	5644	5658	5660	4	5581	5709	5743	5762
5	10765	11794	11980	12030	5	10718	9516	9744	9853
6	8362	9132	9230	9253	6	8310	12407	12688	12876

Değerler : Strain (Gerilim - Yer Değiştirme) birimi = mikroiç / inç cinsindendir

* Kalibrasyon Değeri

b. İkinci Gruba Ait Ham Veriler

Tablo Ek – 1.e. İkinci Grup (Uzun Segment) Birinci Örneğe Ait Veriler.

Örnek 1									
Deney I					Deney II				
Sağlam Omurga					Korpektomi				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5231	5241	5249	5252	1	5144	5383	5415	5465
2	5352	5254	5351	5364	2	5422	5558	5582	5572
3	5182	5198	5214	5202	3	5305	5445	5428	5403
4	5605	5663	5666	5655	4	5534	5945	5981	6018
5	5140	5354	5406	5445	5	4898	8329	8864	9357
6	5721	5926	5969	6011	6	5585	8730	9248	9702
Deney III					Deney IV				
Korpektomi ve Anterior Strut Greft					Korpektomi ve Posterior Strut Greft				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5153	5187	5204	5205	1	5142	5214	5228	5234
2	5411	5416	5418	5437	2	5375	5431	5447	5463
3	5312	5309	5309	5307	3	5292	5311	5313	5319
4	5596	5636	5648	5647	4	5570	5640	5651	5652
5	5224	5756	5843	5635	5	5127	5845	5926	5984
6	6073	6524	6576	6670	6	5960	5596	6683	5653
Deney V					Deney VI				
Korpektomi, Anterior Strut Greft ve Bağ (-)					Korpektomi ve Bağ (-)				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5167	5207	5211	5212	1	5152	5359	5399	5450
2	5429	5436	5443	5436	2	5432	5590	5599	5620
3	5306	5303	5305	5293	3	5318	5419	5423	5419
4	5620	5689	5679	5898	4	5594	5942	5960	5965
5	5474	5837	5897	5935	5	5338	8252	8832	9357
6	6173	6503	6545	6574	6	6056	8612	9083	9320

Değerler : Strain (Gerilim - Yer Değiştirme) birimi = mikroinç / inç cinsindendir

* Kalibrasyon Değeri

Tablo Ek – 1.f. İkinci Grup (Uzun Segment) İkinci Örneğe Ait Veriler.

Örnek 2									
Deney I Sağlam Omurga					Deney II Korpektomi				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5640	5656	5650	5648	1	5658	5693	5688	5692
2	4773	4812	4835	4820	2	4765	5004	5070	5112
3	5347	4165	4166	4120	3	4472	5394	5468	5530
4	5030	5048	5120	5275	4	5367	5370	5377	5385
5	5181	5243	5246	5253	5	5222	5712	5790	5856
6	4496	4562	4582	4585	6	4605	5455	5580	5703
Deney III Korpektomi ve Anterior Strut Greft					Deney IV Korpektomi ve Posterior Strut Greft				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5643	5677	5678	5670	1	5664	5691	5678	5696
2	4800	4863	4869	4889	2	4787	4887	4900	4932
3	5333	5360	5356	5360	3	5275	5357	5370	5373
4	5337	5343	5350	5351	4	5318	5302	5312	5315
5	5067	5170	5200	5211	5	5123	5255	5266	5283
6	4323	4503	4548	4581	6	4427	4622	4654	4686
Deney V Korpektomi, Anterior Strut Greft ve Bağ (-)					Deney VI Korpektomi ve Bağ (-)				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5682	5680	5690	5690	1	5665	5684	5681	5672
2	4871	4867	4872	4923	2	4852	5134	5153	5196
3	5368	5379	5376	5388	3	5361	5555	5636	5659
4	5386	5387	5390	5391	4	5391	5460	5473	5487
5	5161	5225	5226	5236	5	5187	5863	5879	5960
6	4481	4586	4609	4624	6	4587	5683	5743	5856

Değerler : Strain (Gerilim - Yer Değiştirme) birimi = mikroiç / inç cinsindendir

* Kalibrasyon Değeri

Tablo Ek – 1.g. İkinci Grup (Uzun Segment) Üçüncü Örneğe Ait Veriler.

Örnek 3									
Deney I Sağlam Omurga					Deney II Korpektomi				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5857	5880	5882	5874	1	5683	5633	5602	5571
2	5062	5064	5072	5060	2	4253	4211	4169	4080
3	5195	5176	5168	5158	3	5148	5116	5111	5110
4	4697	4675	4660	4657	4	4652	4463	4433	4406
5	4168	4242	4258	4297	5	5597	6193	6345	6452
6	5188	5192	5198	5206	6	5157	5217	5222	5233
Deney III Korpektomi ve Anterior Strut Greft					Deney IV Korpektomi ve Posterior Strut Greft				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5702	5682	5690	5691	1	5680	5643	5635	5628
2	4112	4132	4130	4117	2	4170	4198	4171	4201
3	5120	5135	5141	5146	3	5117	5135	5140	5145
4	4640	4543	4531	4524	4	4615	4542	4523	4515
5	5407	5604	5728	5758	5	5490	5950	5978	5998
6	5142	5190	5196	5198	6	5160	5202	5218	5212
Deney V Korpektomi, Anterior Strut Greft ve Bağ (-)					Deney VI Korpektomi ve Bağ (-)				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5703	5677	5683	5693	1	5689	5608	5574	5535
2	4124	4145	4151	4156	2	4130	4148	4176	4192
3	5117	5145	5130	5146	3	5123	5111	5098	5094
4	4657	4570	4558	4543	4	4676	4539	4521	4488
5	5470	5771	5791	5817	5	5559	6255	6328	6441
6	5152	5197	5202	5202	6	5174	5261	5273	5294

Değerler : Strain (Gerilim - Yer Değiştirme) birimi = mikroiç / iç cinsindendir

* Kalibrasyon Değeri

Tablo Ek – 1.h. İkinci Grup (Uzun Segment) Dördüncü Örneğe Ait Veriler.

Örnek 4									
Deney I Sağlam Omurga					Deney II Korpektomi				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	5914	5951	5938	5986	1	5733	5810	5840	5880
2	5500	5493	5498	5496	2	5680	5967	6018	6010
3	5351	5333	5320	5333	3	5420	5445	5450	5447
4	4923	4933	4947	4949	4	4641	5620	4623	4628
5	5339	5470	5508	5533	5	5384	7260	7744	8344
6	5952	6058	6094	6114	6	5583	7242	7636	8002
Deney III Korpektomi ve Anterior Strut Greft					Deney IV Korpektomi ve Posterior Strut Greft				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	6020	6061	6066	6069	1	6033	6048	6052	6062
2	5605	5677	5679	5700	2	5698	5723	5731	5732
3	5365	5380	5386	5325	3	5372	5367	5362	5352
4	4603	4623	4611	4598	4	4630	4601	4598	4600
5	5350	5649	5720	5797	5	5773	6331	6418	6500
6	5352	5500	5525	5569	6	5466	5905	5956	6008
Deney V Korpektomi, Anterior Strut Greft ve Bağ (-)					Deney VI Korpektomi ve Bağ (-)				
Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N	Gauge No	Kalib*	400 N	500 N	600 N
1	6033	6068	6077	6082	1	6044	5858	5844	5868
2	5669	5716	5721	5725	2	5660	5971	6021	6069
3	5314	5340	5339	5336	3	5370	5429	5438	5440
4	4632	4618	4611	4608	4	4632	4504	4587	4592
5	5258	5405	5593	5844	5	5415	7570	7958	8341
6	5431	5523	5564	5591	6	5497	7213	7544	7875

Değerler : Strain (Gerilim - Yer Değiştirme) birimi = mikroinç / inç cinsindendir

* Kalibrasyon Değeri

KAYNAKLAR

- 1 Argenson C, dePeretti F, Cambas PM. **Osteosynthesis of fractures with C-D at the thoracolumbar level.** 8th Proceeding of the International Congress on Cotrel-Dubousset Instrumentation. Sauramps Medical, P:211-13, 1991.
- 2 Argenson C, Lovet J, dePeretti F. **The treatment of spinal fractures with Cotrel-Dubousset instrumentation: Results of the first 85 cases.** Scoliosis Research Society / European Spine Meeting. Orthop Trans. 1989; 14:776-7.
- 3 Ashman RB, Galpin RD, Corin JD, Johnston CE II. **Biomechanical analysis of pedicle screw instrumentation systems in a corpectomy model.** Spine. 1989; 14(12):1398-405.
- 4 Ashman RB. **Biomechanical testing of posterior spinal implants; past, present, and future.** J Turkish Spinal Surg. 1994; 5(2): 41-8.
- 5 Barber JW, Boden SD, Ganey T, Hutton WC. **Biomechanical study of lumbar pedicle screws: does convergence affect axial pull-out strength ?** J Spinal Disord. 1998;11:215-220.
- 6 Baumgart E. **Stiffness-an unknown world of mechanical science?** Injury. 2000; May. 31 Suppl 2:S-B14-23.
- 7 Bennett GJ, Serhan HA, Sorini PM, Willis BH. **An experimental study of lumbar destabilization. Restabilization and bone density.** Spine. 1997; 22: 1369-79.
- 8 Benzel EC. **Biomechanics of spine stabilization. Principles and Clinical Practice.** McGraw-Hill. Çev: Naderi S, Yücesoy K, Özgen S. Omurga stabilizasyonunun biyomekaniği, prensipler ve klinik uygulama. Marmara Üni. Nörolojik Bilimler Vakfı Yayınevi. Bölüm:10, S: 107-12, 1998.
- 9 Bergmark A. **Stability of the lumbar spine: a study of mechanical engineering.** Acta Orthop Scan. 1989; Suppl. 230:28.
- 10 Biedermann L. **Biomechanics of pedicle fixation as related to implant design.** Presented at the American-European Meeting on Pedicle Fixation of The Spine and Other Advanced Techniques. Munich, Germany, 1994.
- 11 Brantley AG, Mayfield JK, Koeneman JB, Clark KR. **The effects of pedicle screw fit. An invitro study.** Spine. 1994; 19:1752-8.
- 12 Bridwell KH, DeWald RL. **The textbook of spinal surgery.** Ed. KH Bridwell, RL DeWald. Lippincott-Raven 2nd Edition. Chapter 13, P: 155-165, 1997.
- 13 Carson WL, Duffield RC, Arendt M, Ridgely BJ, Gaines RW Jr. **Internal forces and moments in transpedicular spine instrumentation. The effect of pedicle screw angle and transfixation – the 4R – 4bar linkage concept.** Spine. 1990; 15:893-901.

- 14 Chance GQ. **Note on a type of flexion fracture of the spine.** Br J Radiol. 1948; 21:452.
- 15 Chazal J, Tanguy A, Bourges M. **Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinous ligament in traction.** J Biomechan. 1985;18:167-76.
- 16 Chiba M, McLain RF, Yerby SA, Moseley TA, Smith TS, Benson DR. **Short-segment pedicle instrumentation. Biomechanical analysis of supplemental hook fixation.** Spine. 1996; 21 (3): 288-94.
- 17 Coe JD, Warden KE, Herzig MA, McAfee PC. **Influence of bone mineral density on the fixation of thoracolumbar implants. A comparative study of transpedicular screws, laminar hooks and spinous process wires.** Spine. 1990; 15: 902-907.
- 18 Cordey J, Gautier E. **Strain gauges used in the mechanical testing of bones. Part I: Theoretical and technical aspects.** Injury. 1999; 30 Suppl 1:A7-13.
- 19 Crawshaw AH, Hastings GW, Dove J. **The implanted electrical resistance strain gauge: invitro studies on data integrity.** J Med Eng. 1991; 15 (2):72-7.
- 20 Daniels AU, Gemperline P, Grahn AR, Dunn HK. **A new method for continuous intraoperative measurement of Harrington rod loading patterns.** An Biomed Eng. 1984; 12(3):233-46.
- 21 Denis F. **Spinal instability as defined by three-column spine concept in acute spinal trauma.** Clin Orthop. 1984; Oct;(189): 65-76.
- 22 Denis F. **The three column spine and its significance in classification of acute thoracolumbar spinal injuries.** Spine. 1983; Nov-Dec; 8(8):817-31.
- 23 dePeretti F, Cambas PM, Puch JM, Nasr ZG, Lovet J, Argenson C. **Modular construction (2HS-1SH), using Cotrel-Dubousset's universal instrumentation for comminuted fractures of the thoracolumbar junction. Comparison with various other constructions.** Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot. 1994; 80(3):205-16.
- 24 dePeretti F, Hovorka I, Cambas PM, Nasr JM, Argenson C. **Short device fixation and early mobilization for burst fractures of the thoracolumbar junction.** Eur Spine J. 1996; 5(2):112-20.
- 25 Dick JC, Zdeblick TA, Bartel BD, Kunz DN. **Mechanical evaluation of cross-link designs in rigid pedicle screw systems.** Spine. 1997; 22: 370-375.
- 26 Gaines RW Jr, Carson WL, Satterlee CC, Groh GJ. **Experimental evaluation of seven different spinal fracture internal fixation devices using non-failure stability testing. The load-sharing and unstable mechanism concepts.** Spine. 1991; 16: 902-9.

- 27 Gaines RW, Carson WL, Satterlee CC, Groh GJ: ***Improving quality of spinal internal fixation – evolution toward “ideal immobilization” – a biomechanical study.*** Orthop Trans. 1987; 11:86-7.
- 28 Graichen F, Bergman G, Rohlmann A. ***Patient monitoring system for load measurement with spinal fixation devices.*** Med Eng Phys. 1996; 18(2):167-74.
- 29 Gurr KR, McAfee PC, Shih CM. ***Biomechanical analysis of posterior instrumentation system after decompressive laminectomy.*** J Bone and Joint Surg. 1988; June 70-A: 680-91.
- 30 Hadjipavlou AG, Nicodemus, al-Hamdan FA, Simmons JW, Pope MH. ***Correlation of bone equivalent mineral density to pull-out resistance of triangulated pedicle screw construct.*** J Spinal Disord. 1997; 10:12-9.
- 31 Halvorson TL, Kelley LA, Thomas KA, Whitecloud TS III, Cook SD. ***Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation.*** Spine. 1994; 19:2415-20.
- 32 Kotani Y, Cunningham BW, Cappuccino A, Kaneda K, McAfee PC. ***The effects of spinal fixation and destabilization on the biomechanical and histology properties of spinal ligaments, an invivo study.*** Spine. 1998; 23(6):672-82.
- 33 Kumano K, Hirabayashi S, Ogawa Y, Aota W. ***Pedicle screws and bone mineral density.*** Spine. 1994;19: 1157-61.
- 34 Kumar N, Kukreti S, Ishaque M, Mulholland R. ***Anatomy of deer spine and its comparison to the human spine.*** Anat Rec. 2000; 260:189-203.
- 35 Kummer B. ***Biomechanische Aspekte zur Instabilität der Wirbelsäule.*** In Fuchs GA (ed) Die instabile wirbelsäule. Stuttgart. Thieme. 8, 1991.
- 36 Law M, Tencer AF, Anderson PA. ***Caudo-cephalad loading of pedicle screws. Mechanism of loosening and methods of augmentation.*** Spine. 1993; 18:2438-43.
- 37 Lynn G, Mukherjee DP, Kruse RN, Sadasivan KK, Albright JA. ***Mechanical stability of thoracolumbar pedicle screw fixation. The effect of cross-links.*** Spine. 1997; 22: 1568-73.
- 38 Margulies JY, Caruso SA, Chattar-Cora D, Gorup JM, Puri R, Thampi SP, Hafer TR. ***Substitution of transpedicular screws by hook claws in a vertebrectomy model.*** J Spinal Disord. 1998; 11:36-40.
- 39 Margulies JY, Casar RS, Caruso SA, Neuwirth MG, Hafer TR. ***The mechanical role of laminar hook protection of pedicle screws at the caudal end vertebra.*** European Spine J. 1997; 6:245-8.

- 40 McLain RF, Fry MF, Moseley TA, Sharkey NA. ***Lumbar pedicle screw salvage: pullout testing of three different pedicle screw design.*** J Spinal Disord. 1995; 8:62-8.
- 41 McLain RF, Sparling E, Benson DR. ***Early failure of short segment pedicle instrumentation for thoracolumbar fractures.*** J Bone Joint Surg. 1993; 75-A(2) :162-7.
- 42 McNamara MJ, Stephens GC, Spengler DM. ***Transpedicular short-segment fusions for treatment of lumbar burst fractures.*** J Spinal Disord. 1992; Jun 5(2):183-7.
- 43 National Instruments. ***Strain Gauge Measurement – A Tutorial.*** National Instruments Corporation, 1998.
- 44 Panjabi MM, White AA III. ***Clinical biomechanics of the spine.*** Ed. AA White III, MM Panjabi. JB Lippincott Company. Second Edition. Chapter 5, P: 327-329, 1990.
- 45 Panjabi MM, White AA III. ***Clinical biomechanics of the spine.*** Ed. AA White III, MM Panjabi. JB Lippincott Company. Second Edition. Chapter 1, P: 6, 1990.
- 46 Panjabi MM, White AA III. ***Clinical biomechanics of the spine.*** Ed. AA White III, MM Panjabi. JB Lippincott Company. Second Edition. Chapter 5, P: 329-330, 1990.
- 47 Panjabi MM, White AA III. ***Clinical biomechanics of the spine.*** Ed. AA White III, MM Panjabi. JB Lippincott Company. Second Edition. Chapter 5, P: 331-333, 1990.
- 48 Panjabi MM, White AA III. ***Clinical biomechanics of the spine.*** Ed. AA White III, MM Panjabi. JB Lippincott Company. Second Edition. Chapter 5, P: 333-335, 1990.
- 49 Panjabi MM, White AA III. ***Clinical biomechanics of the spine.*** Ed. AA White III, MM Panjabi. JB Lippincott Company. Second Edition. Chapter 5, P: 366-370, 1990.
- 50 Panjabi MM, White AA III. ***Clinical biomechanics of the spine.*** Ed. AA White III, MM Panjabi. JB Lippincott Company. Second Edition. Chapter 4, P: 179-83, 1990.
- 51 Parker JW, Lane JR, Karaikovic EE, Gaines RW. ***Successful short-segment instrumentation and fusion for thoracolumbar spine fractures: a consecutive 4½-year series.*** Spine. 2000; May 1;25(9):1157-70.
- 52 Pintar FA, Maiman DJ, Yoganandan N, Droese KW, Hollowell JP, Woodard E. ***Rotational stability of a spinal pedicle screw / rod system.*** J Spinal Disord. 1995; 8:49-55.

- 53 Riggins RS, Kraus JF. ***The risk of neurological damage with fractures of the vertebrae.*** J Trauma. 1977; 17:126.
- 54 Ruland CM, McAfee PC, Warden KE, Cunningham BW. ***Triangulation of pedicular instrumentation. A biomechanical analysis.*** Spine. 1991; 16(Supp.6): S270-6.
- 55 Smith TS, Yerby SA, McLain RF, McKinley TO. ***A device for the measurement of pedicle screw moments by means of internal strain gauges.*** J Biomech Eng. 1996; 118:423-5.
- 56 Wilke HJ, Kettler A, Claes LE. ***Are sheep spines a valid biomechanical model for human spines ?*** Spine. 1997; Oct 15;22(20):2365-74.
- 57 Wilke HJ, Kettler A, Wenger KH, Claes LE. ***Anatomy of the sheep spine and its comparison to the human spine.*** Anat Rec. 1997; Apr, 247(4):542-55.
- 58 Wilke HJ, Krischak S, Claes L. ***Biomechanical comparison of calf and human spines.*** J Orthop Res. 1996; May;14(3):500-3.
- 59 Wilke HJ, Krischak ST, Wenger KH, Claes LE. ***Load-displacement properties of the thoracolumbar calf spine: experimental results and comparison to known human data.*** Eur Spine J. 1997; 6(2): 129-37.
- 60 Williams PL. ***Gray's Anatomy.*** Ed. LH Bannister, MM Berry, P Collins, M Dyson, JE Dussek, MWJ Ferguson. Churchill Livingstone. 38th Edition. Chapter 6 P: 543, 1995.
- 61 Williams PL. ***Gray's Anatomy.*** Ed. LH Bannister, MM Berry, P Collins, M Dyson, JE Dussek, MWJ Ferguson. Churchill Livingstone. 38th Edition. Chapter 6 P: 522-526, 1995.
- 62 Yerby SA, Ehteshami JR, McLain RF. ***Offset laminar hooks decrease bending moments of pedicle screws during insitu contouring.*** Spine. 1997; 22:376-381.
- 63 Zdeblick TA, Kunz DN, Cooke ME, McCabe. ***Pedicle screw pullout strength. Correlation with insertional torque.*** Spine. 1993; 18:1673-6.
- 64 Zindrick MR, Wiltse LL, Widell EH, Thomas JC, Holland WR, Field BT, Spencer CW. ***A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine.*** Clin Orthop. 1986; 203: 99-112.

T.A. VINCENT
BOOKS