

## KOYUN OMURGASI KORPEKTOMİ MODELLERİNDE İN-VİTRO CERRAHİ REKONSTRÜKSİYON İLE BİLGİSAYAR ANALİZLİ REKONSTRÜKSİYON MODELLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

### KOYUN OMURGASI KORPEKTOMİ MODELLERİNDE İN-VİTRO CERRAHİ REKONSTRÜKSİYON İLE BİLGİSAYAR ANALİZLİ REKONSTRÜKSİYON MODELLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

Çağatay ÖZTÜRK\*, Ufuk AYDINLI\*\*, Hüseyin LEKESİZ\*\*\*, Reşat ÖZCAN\*\*\*

#### ÖZET:

**Amaç:** Omurga cerrahisinde korpektomi sonrası oluşan boşluğun rekonstrüksiyonu omurganın biyomekanik stabilitesi için gereklidir. Bu çalışmada korpektomi defektinin kemik çimentosu ve kemik çimentosu + göğüs tüpü ile rekonstrüksiyonunun laboratuvar ortamında biyomekanik olarak karşılaştırılması ve aynı deneylerin bilgisayar ortamında sonlu elemanlar analizi ile tekrar edilerek doğruluğunun saptanması amaçlanmıştır.

**Gereç ve Yöntem:** Lomber 4-6 üçlü omurga kompleksi içeren 10'ar adet 30 örnek 3 gruba eşit olarak dağıtıldı. Grup 1 kontrol grubu olarak belirlendi. Grup 2'de L5 korpektomi sonrası defekt kemik çimentosu ile rekonstrükte edildi. Grup 3'de ise defekt kemik çimentosu + göğüs tüpü ile rekonstrükte edildi. Her 3 gruptaki örnekler aksiyel yük uygulandı ve kırılma noktaları tespit edildi. Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak 3'lü omurga

modeli elde edildi ve bu bilgisayar modeli üzerinde aynı deneyler tekrarlandı.

**Bulgular:** Laboratuvar ortamında kırılma kuvvetleri grup 1 için ortalama 8490 N, grup 2 için ortalama 3762 N ve grup 3 için ortalama 5788 N olarak tespit edildi ( $p<0.05$ ). Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak oluşturulan modellerde yapılan testlerde ise grup 1 için ortalama gerilme 200 Mpa, grup 2 için ortalama 93.3 MPa ve grup 3 için ortalama 25.2 MPa olarak saptandı.

**Sonuç:** Sonlu elemanlar yöntemi ile elde edilen modellerde yapılan testlerle laboratuvar ortamında yapılan testler arasında anlamlı benzerlik saptandı. Böylece, bilgisayar modeli üzerinde uygulanabilecek testlerin insan kadavrası biyomekanik omurga çalışmaları yerine kullanılabileceği kanısına varıldı.

**Anahtar Kelimeler:** Korpektomi, hayvan modeli, biyomekanik testler, bilgisayar simülasyonu

**Kanıt Düzeyi:** Deneysel Çalışma, Düzey I

(\*) Florence Nightingale Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji, İstanbul

(\*\*) Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji AD, Bursa

(\*\*\*) Uludağ Üniversitesi Makina Mühendisliği Fakültesi, Bursa

**SUMMARY:**

*Purpose: The reconstruction of corpectomy defect is essential to restore biomechanical stability of the vertebral column. This study aims to compare the reconstruction methods made by bone cement and chest tube together with bone cement in terms of stability against axial compressive loading; to make the same experiments by using finite element analysis.*

*Materials and Methods: There were 10 sheep lumbar 4-6 vertebral unit in each three group. Group 1 served as control and L5 corpectomy defect was reconstructed with bone cement only in group 2 and with chest tube (silastic tube) and bone cement in group 3. Axial compressive loads were applied to specimens and failure points were recorded. The same measurements were made by using finite element analysis of L4-6 spinal unit by static analysis.*

*Results: In vitro failure points were meanly 8490 N for group 1, 3762 N for group 2 and 5788 N for group 3. There were statistical differences between each group ( $p<0.05$ ). In finite element analysis, the average tension was 200 MPa in group 1, 93.3 MPa in group 2 and 25.2 MPa in group 3.*

*Conclusion: Finite element analysis showed the exact effects of axial compressive loadings in two different corpectomy + reconstruction methods. We conclude that finite element analysis can be used instead of the human cadaver studies and provide many different test options by using the same model.*

**Key words:** Corpectomy, animal model, biomechanical tests, computer simulation

**Level of Evidence:** Experimental study, Level I

## GİRİŞ:

Omurga korpusunu tutan primer veya metastatik malign tümörlerde, omurga korpusunun çıkarılması (korpektomi) ve oluşan defektin çeşitli yöntemlerle rekonstrüksiyonu başlıca tedavi yöntemini oluşturmaktadır <sup>(2,5-6,21)</sup>. Omurga korpusunun alt ve üst intervertebral disklerle birlikte çıkarılması omurganın biyomekanik özelliklerinde değişikliklere yol açmaktadır. Vertebral kolonun biyomekanik özelliklerinin restore edilebilmesi amacıyla korpektomi sonrası oluşan defektin çeşitli yöntemlerle rekonstrüksiyonu omurganın biyomekanik stabilitesi için gereklidir <sup>(2,6)</sup>. Özellikle omurga tümörlü hastalarda, tedavinin devamında radyoterapi de kullanılacaksa, bu defektin rekonstrüksiyonunda temel amaç füzyon değil, primer stabilitenin sağlanmasıdır. Literatürde rekonstrüksiyon için kullanılan yöntemlerin aksiyel ve fleksiyon-ekstansiyon kuvvetlerine karşı biyomekanik dayanıklılıklarını karşılaştıran çalışmalar mevcuttur <sup>(5,14,19,27)</sup>. Bu çalışmalarda yöntemlerin biyomekanik dayanıklılıklarının yanı sıra tedavinin mali boyutları da tartışılmaktadır.

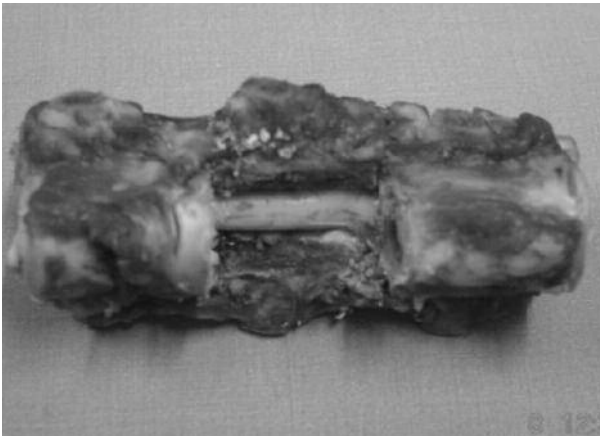
Omurga üzerindeki biyomekanik çalışmaların büyük bir kısmı insan kadavra spesimenleri kullanılarak yapılmaktadır. Bu tür in-vitro çalışmaların sınırlı sayıda kadavra bulunması, eldeki kadvralarda sınırlı sayıda değişkenin test edilebilmesi, omurganın yapısında oluşan gerilmelerin sınırlı oranda görüntülenebilmesi ve in-vivo şartların yeterince deneylere yansıtılamaması gibi dezavantajları bulunmaktadır <sup>(18)</sup>. Korpektomi sonrası omurganın rekonstrüksiyonunda omurun şekilsel yapısı, dayanımı ve malzeme yapısı gibi kavramlar ön plana çıkmaktadır. Şekilsel yapının tespit edilmesinde son yıllarda bilgisayarlı görüntüleme teknikleri yaygın olarak kullanılmaktadır. Bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) bu yöntemlerden en iyi bilinenlerdir. Ancak son

birkaç yıldır görüntülemenin yanı sıra incelenen kısmın bilgisayarda modellenmesi ve sonlu elemanlarına ayrılması çalışmaları da yaygınlaşmaktadır <sup>(3-4,7,16,18,21,25)</sup>. Böylece bilgisayar ortamında analiz imkânı doğmaktadır. Bu durum modelleme programlarının iyileşmesi ve kapsamının genişlemesi gibi faktörlere bağlıdır.

Sonlu elemanlar yöntemi kullanarak omurganın üç boyutlu bilgisayar modelinin hazırlanması son yıllarda üzerinde oldukça çalışılan bir konudur <sup>(3-4,7,16,18,21,25)</sup>. Özel olarak geliştirilmiş programlar sayesinde omurganın bir bölümünün çıkarılarak yerine başka madde yerleştirmek bilgisayar ortamında mümkündür. Ancak, bu bilgisayar modelinin gerçek deneysel modellerle karşılaştırılması ve korpektomi sonrası kullanılacak materyallerin geliştirilmesinde rutin olarak kullanılabilmesi için literatürde yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Ayrıca, bu modelin sağlıklı olması, görüntü hassasiyetine bağlı olduğu için yine bilgisayarın yazılımsal ve donanımsal seviyesine bağlı kalınmaktadır.

Sonlu elemanlar yöntemi, bugün endüstride ve bazı araştırma projelerinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir <sup>(7)</sup>. Bu yöntemle herhangi bir tasarımın üretilmeden önce tüm özellikleri test edilebilmektedir. Sonlu elemanlar metodunun kullanımının yaygınlaşması ile birlikte insana ait bazı uzuvların bilgisayar ortamında modellenmesi, simülasyonu ve analizi gündeme gelmiştir <sup>(16,24,27)</sup>. Özellikle test edilmesi güç olan bölgelerin insansız olarak bilgisayar ortamında taklit edilme imkanının doğması bu alanda yeni araştırmalara yol açmıştır <sup>(25)</sup>. Bu yöntem kullanılarak birçok değişken test edilebildiği gibi doku veya implantların istenilen bölgeler üzerindeki etkileri ayrıntılı olarak incelenebilmektedir <sup>(18)</sup>. Ancak malzeme özelliklerinin doğru olarak bilgisayara tanıtılması ve sınır şartlarının doğru olarak uygulanması gibi problemler analizi zorlaştırmaktadır.

Bu çalışmada bel bölgesi omurlarının stabilite yapısı ele alınmıştır. Bu amaçla bir koyunun bel bölgesine ait üçlü bir omur grubuna ait tomografi görüntüleri kullanılarak üç boyutlu bir model oluşturulmuş, bu model sonlu elemanlarına ayrılmış ve bu elemanlar üzerinden statik analiz yapılmıştır. Bu aşamalarda CATIA programından yararlanılmıştır. Bunun yanı sıra özel ve genel amaçlı birçok bilgisayar programı rutin işlemler için kullanılmıştır. Gerçek ortamda bir dizi basma testi yapılmıştır. Bilgisayar analiziyle elde edilen sonuçlar gerçek ortamda yapılan testlerinin sonuçlarıyla karşılaştırılmış, aradaki farklılıkların sebepleri incelenmiştir. Koyun modeli kullanılmasının nedeni test numunesi bulma ve onun üzerinde işlem yapma kolaylığıdır. Çalışmada koyun omurgası korpektomi modelinde rekonstrüksiyon için kullanılan kemik çimentosu ve göğüs tüpü + kemik çimentosu yöntemlerinin aksiyel kompresyon kuvvetlerine karşı olan dayanıklılıkları arasındaki farkların araştırılması; omurganın sonlu elemanlar yöntemi ile üç boyutlu bilgisayar modeli oluşturularak aynı biyomekanik deneylerin bilgisayar ortamında yapılması ve bilgisayar ortamındaki analiz ile gerçek deney sonuçlarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.



**Şekil-1.** Üçlü koyun lomber omurgasında L5 korpektomi.

### MATERYAL-METOT:

Çalışmada, veteriner hekim kontrolünde besin için hazırlanan 6-8 aylık koyunların lomber 4-5-6 vertebraları blok olarak alındı. Her bir grupta 10 adet olmak üzere 3 grup oluşturuldu. Deney örneklerinin tüm yumuşak dokuları (anterior longitudinal ligament dahil) temizlendi, faset eklemleri ve intervertebral diskleri korundu ve transvers prosesleri kesildi. Bu işlemler sonrası örnekler bir gece derin dondurucuda saklandı ve ertesi gün oda sıcaklığına ısıtılarak testler yapıldı.

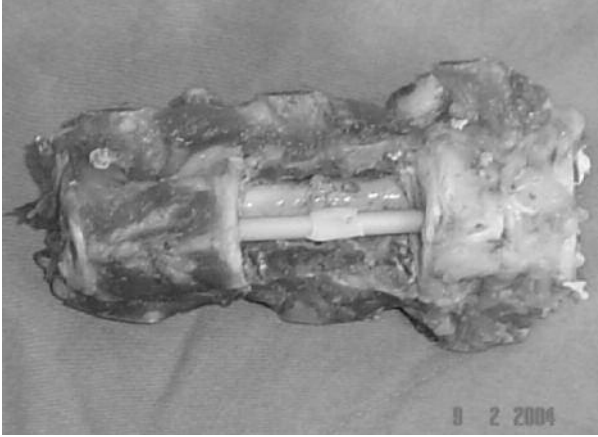
Birinci grup kontrol grubu olarak kullanıldı. İkinci gruptaki örneklerde lomber 5 korpektomi, L4-L5 ve L5-L6 disektomi yapılarak defekt kemik çimentosu (CMW 3, Depuy®, USA) ile rekonstrükte edildi (Şekil-1,2).

Üçüncü grupta ise korpektomi sonrası defekt göğüs tüpü (silastik tüp, No: 16, Bıçakçılar®, Türkiye) ve kemik çimentosu ile rekonstrükte edildi. Göğüs tüpünün hem içine hem de etrafına çimentolama yapıldı<sup>(5-6)</sup> (Şekil-3,4).

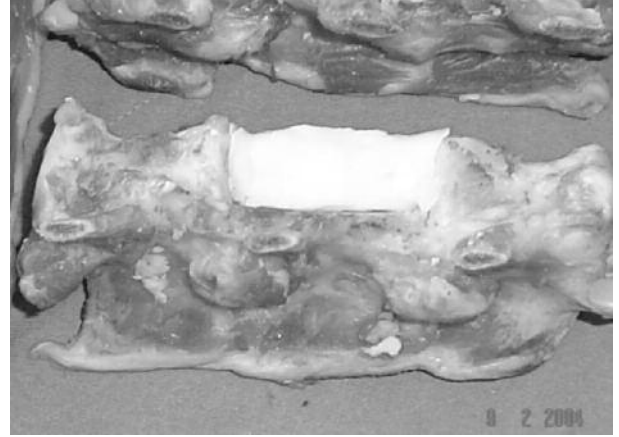
İkinci ve 3. grupta korpektomi defektinin kemik çimentosu ile rekonstrüksiyonunda çimentonun omurga korpusunun tüm yüzey alanına dağılacak şekilde bir sütun halinde olmasına özen gösterildi.



**Şekil-2.** Korpektomi defektinin kemik çimentosu ile rekonstrüksiyonu.



**Şekil-3.** Korpektomi rekonstrüksiyonunda göğüs tüpü uygulaması.



**Şekil-4.** Göğüs tüpü etrafına kemik çimentosu uygulaması.

Deney materyallerinin her iki ucu polyester ile kaplanarak sabitleştirildi ve Hounsfield®, Germany cihazı ile sabit bir hızda (10 mm/dakika) aksiyel yük uygulanarak kırılma değerleri tespit edildi (Şekil-5).



**Şekil-5.** Kemiğin bağlanması ve basma testi.

Koyuna ait gerçek bir üçlü omur grubunun bilgisayarlı tomografi görüntülerinden yararlanarak geometrik bir modeli oluşturuldu ve daha sonra bu model sonlu elemanlarına ayrılarak bilgisayar ortamında statik analiz yapıldı. Modelleme ve analiz aşamalarında CATIA programından yararlanıldı. Bilgisayar ortamında elde edilen sonuçlar gerçek ortamda yapılan testlerinin sonuçlarıyla karşılaştırıldı. İstatistiksel hesaplamalarda student "t" testi kullanıldı. Çalışmada kemik için elastisite modülü 12 GPa, poisson oranı 0.30, disk için elastisite modülü 5 GPa, poisson oranı 0.30, kemik çimentosu için elastisite modülü 2.14 GPa, Poison oranı 0.3 ve göğüs tüpü (silastik tüp) için elastisite modülü 7.5 GPa ve Poison oranı 0.4 olarak alındı <sup>(9, 14, 31)</sup>.

#### **SONUÇLAR:**

Gerçek ortamda yapılan basma deneyi sonucunda üçlü omurga grubunun kırılma dereceleri; grup 1 için ortalama 8490 N (7160-10890 N), grup 2 için ortalama 3762 N (2778-4993) N ve grup 3 için ortalama 5788 N (3792-7184 N) idi. Gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptandı ( $p < 0.05$ ).



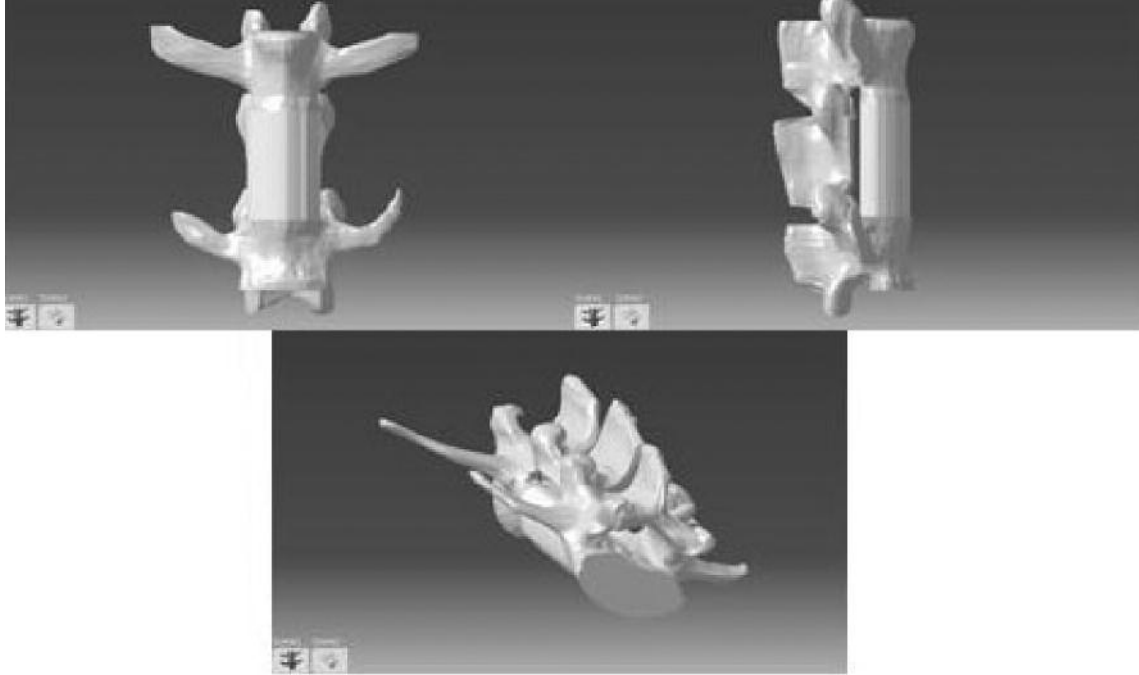
Üçlü omurga gruplarının minimum kesit alanları hesaplanarak ( $3.681E-4 \text{ m}^2$ ) gerçek ortamda ortalamaları belirlenen kuvvetler bu kesit alanına bölünerek ortalama gerilme değerleri belirlendi. Bu değer grup 1 için 23 MPa, grup 2 için 10.2 MPa ve grup 3 için 15.7 MPa olarak hesaplandı. Bilgisayar ortamında sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak oluşturulan modelde korpektomi yapıldı ve oluşan defekt bir modelde kemik çimentosu ile diğerinde ise kemik çimentosu + göğüs tüpü ile rekonstrükte edildi (Şekil-6).

Grup 1, 2 ve 3 bilgisayar modelleri üzerinde gerçek deneylerde elde edilen kuvvetler aksiyel olarak uygulandı ve verilen sınır şartları altında sonlu elemanlar analizi yapıldı. Ortaya çıkan gerilmeler incelendiğinde (şekillerin yanındaki cetvelde verilen gerilme değerleri MPa cinsindedir); grup 1'de maksimum gerilmenin (413 MPa) L5 korpusunda pedikül tabanında olduğu ve ortalama gerilmenin 200 MPa olduğu saptandı (Şekil-7,8,9,10). Gerçek testlerde 10 örneğin 9'unda kırılma L5 vertebrada, 1'inde L6 vertebrada oldu.

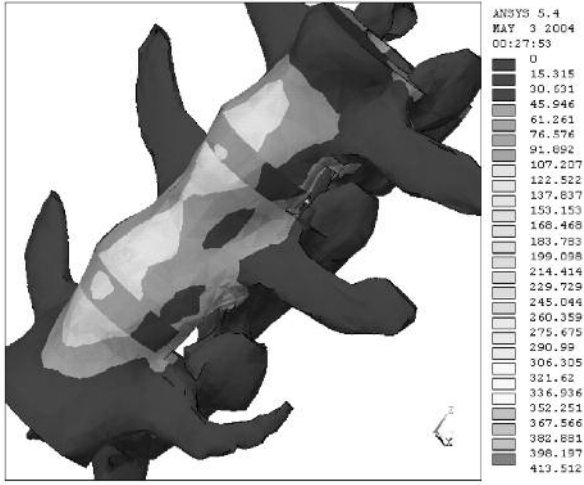
Grup 2'de maksimum gerilmenin (467 MPa) L6 korpusunda merkezi yerleşimli olduğu ve ortalama gerilmenin 93.3 MPa olduğu tespit edildi (Şekil-11,12,13). Gerçek testlerde kırılma 10 örneğin 9'unda kırılma L6 vertebrada, 1'inde L4 vertebrada oldu.

Grup 3'de ise maksimum gerilme (126 MPa) yine L6 korpusunda fakat grup 2 ile karşılaştırıldığında korpusa daha yaygın bir biçimde olduğu tespit edildi. Ortalama gerilme 25.2 MPa olarak saptandı (Şekil-14,15,16). Gerçek testlerde kırılma 10 örneğin 8'inde kırılma L6 vertebrada, 1'inde L4 vertebrada ve 1'inde ise çimento bloğunun ortasında oldu.

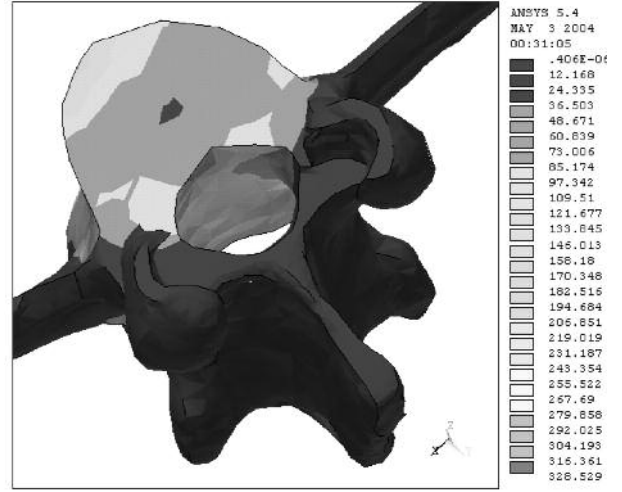
Her üç bilgisayar modeli de değerlendirildiğinde uygulanan kuvvetten daha fazla gerilme değerleri tespit edilmiştir. Bu da modelin uygulanan kuvvet sonrası kırılacağı şeklinde yorumlanmıştır. Grup 3 modelde daha fazla kuvvet uygulanmasına rağmen ortalama ve maksimum gerilme değerleri daha düşük olarak bulunmuştur. Bu da göğüs tüpünün (silastik tüp) kemik



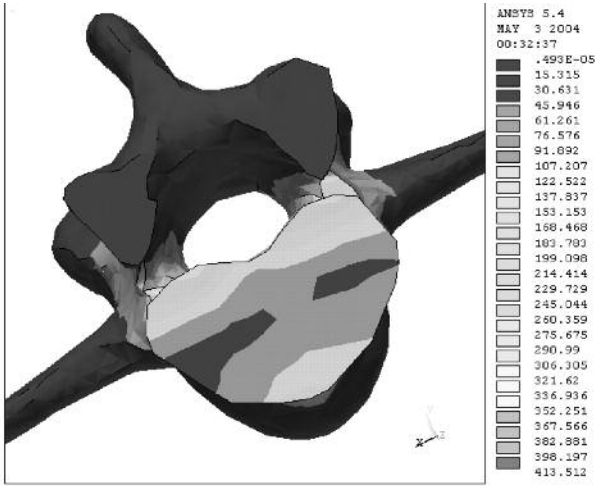
Şekil-6. Üç boyutlu bilgisayar modelinde korpektomi ve rekonstrüksiyon



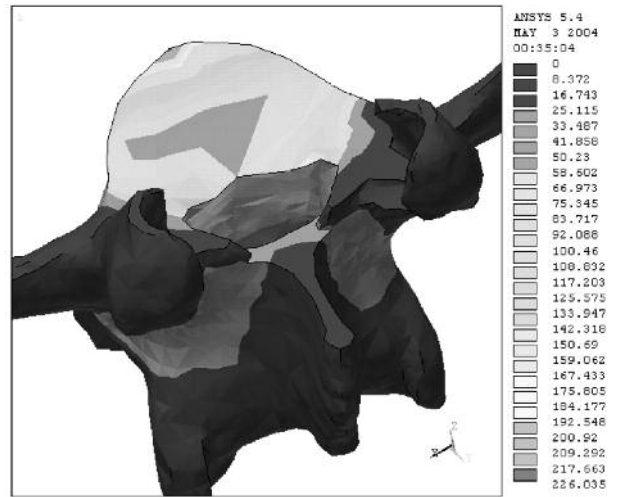
Şekil-7. Grup 1 modelde saptanan gerilmeler.



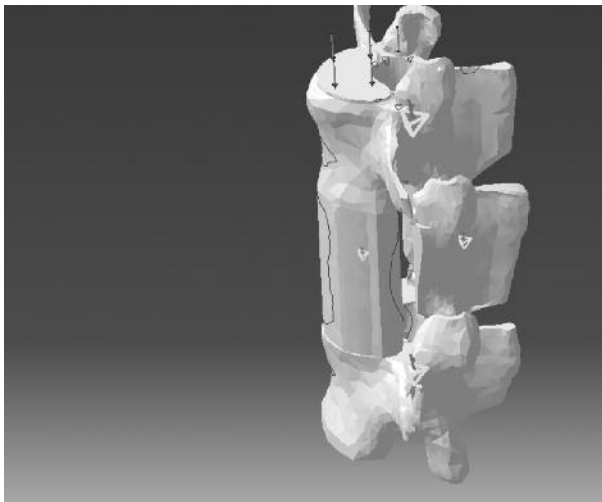
Şekil-8. Grup 1, L4 vertebrada saptanan gerilmeler.



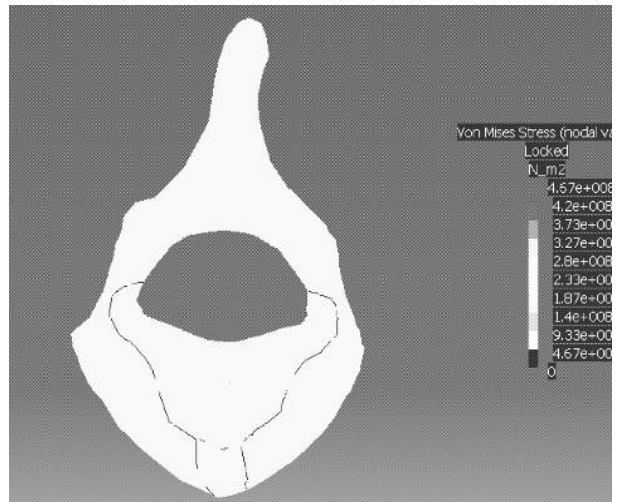
Şekil-9. Grup 1, L5 vertebrada saptanan gerilmeler.



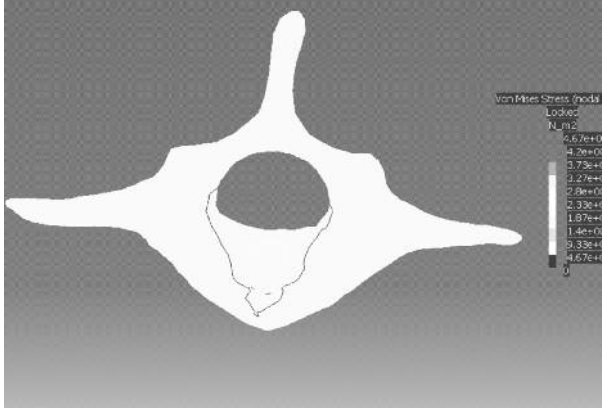
Şekil-10. Grup 1, L6 vertebrada saptanan gerilmeler.



Şekil-11. Grup 2 modelde saptanan gerilmeler.



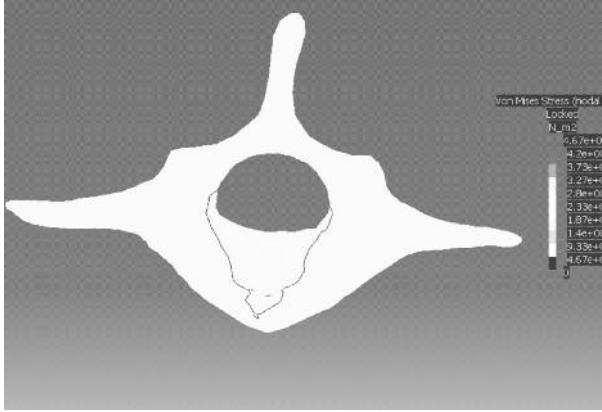
Şekil-12. Grup 2, L4 vertebrada saptanan gerilmeler.



Şekil-13. Grup 2, L6 vertebra da saptanan gerilmeler.



Şekil-14. Grup 3 modelde saptanan gerilmeler.



Şekil-15. Grup 3, L4 vertebra da saptanan gerilmeler.



Şekil-16. GGrup3, L6 vertebra da saptanan gerilmeler.

çimentosuna göre etkiyen kuvveti daha fazla absorbe etmesi ve alt segmentlere daha az yansıtması olarak açıklanabilir.

### TARTIŞMA:

Malign omurga tümörlerinde küretaj ve intralezyonel rezeksiyon sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Ancak, bu şekildeki bir cerrahi çoğu zaman lezyonun lokal nüksü veya metastaz ile karşımıza çıkmaktadır. Lokal nüksü veya metastazı ortadan kaldırmak amacıyla total korpektomi ve hatta gerektiğinde total spondilektomi uygulanan cerrahi tedavi yöntemidir <sup>(19)</sup>. Omurgada korpektominin esas amacı nörolojik dekompresyondur. Korpektomi

sonrası oluşan defektin rekonstrüksiyonu prosedürün uzun dönem başarısında etkilidir <sup>(27)</sup>. Korpektomi ve rekonstrüksiyon sonrası spinal kolona etkiyen aksiyel kuvvetler omurganın primer stabilitesinde önemli bir faktördür <sup>(24)</sup>. Özellikle otogreft ile yapılan rekonstrüksiyonlarda belirgin aksiyel yüklenmenin füzyon oluşumunu artıracığı bildirilmektedir <sup>(10,17,20,33)</sup>. Korpektomi sonrası rekonstrüksiyonda normal yük dağılımının restorasyonu amacıyla otojenik veya allojenik kemik greftleri, kemik çimentosu veya metal kafesler herhangi bir enstrümantasyon desteğinde veya enstrümantasyonsuz olarak kullanılabilir <sup>(15)</sup>. Bu çalışmada aynı zamanda korpektomi sonrası



rekonstrüksiyonda sıklıkla kullanılan iki yöntemin omurganın erken primer stabilitesinde aksiyel kuvvetlere karşı olan dayanıklılıkları da incelenmiştir.

Singh ve arkadaşları<sup>(27-28)</sup> yaptıkları kadavra çalışmalarında servikal 4 korpektomi sonrası oluşan defekti kemik çimentosu ile rekonstrükte etmişler ve anterior, posterior veya kombine enstrümentasyonu takiben uyguladıkları aksiyel yüklenme sonrası kırılma değerlerini normal grupla karşılaştırmışlardır. Her üç grupta da normal değerlerle karşılaştırıldığında kırılma değerleri açısından belirgin fark tespit etmişlerdir (% 50-80). Bizim çalışmamızda da bu oran ortalama % 48 olarak tespit edilmiştir.

Polikeit ve arkadaşları<sup>(21)</sup> hazırladıkları osteoporotik L2-L3 omurga modelinde, L2 vertebra'nın kemik çimentosu ile agumentasyonunu biyomekanik olarak sanal ortamda incelemişler ve kemik çimentosu ile agumentasyon sonrası L3 omurgadaki kompresif kuvvetlerin değiştiğini ve sistemin zayıf noktasını oluşturduğunu saptamışlardır. Dolayısıyla vertebroplasti veya kifoplasti sonrası agumente edilen vertebra'nın bir alt seviyesinde zamanla yeni bir osteoporotik kırık oluşabileceğini ve bunun da agumentasyon sonrası değişen biyomekanik özellikler sonrası olduğunu öne sürmüşlerdir. Osteoporotik omurgada üst son plak ve komşu kansellöz kemik kırık potansiyelinin en çok olduğu bölgelerdir<sup>(11, 13, 30)</sup>.

Polikeit ve arkadaşları<sup>(21)</sup> çalışmasında ayrıca agumente edilen vertebra'nın bir altındaki intervertebral diskin uygulanan kompresif kuvvetlerle alt omurganın üst son plağına baskı uyguladığı ve bu bölgedeki deformasyona katkıda bulunduğu üç boyutlu bilgisayar modelinde gösterilmiştir. Benzer şekilde Baroud ve arkadaşları<sup>(1)</sup> yaptıkları L4-

L5 omurga modelinde L4 vertebra'nın kemik çimentosu ile agumentasyonu sonrası L5 omurga üst son plağına binen yük oranının % 7-19 oranında artış gösterdiği tespit edilmiştir.

Sonlu elemanlar yöntemi bugün endüstride ve bazı araştırma projelerinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir<sup>(7)</sup>. Bu yöntemle herhangi bir dizaynın üretilmeden tüm özellikleri test edilebilmektedir. Sonlu elemanlar metodunun kullanımının yaygınlaşması ile birlikte insana ait bazı uzuvların bilgisayar ortamında modellenmesi, simülasyonu ve analizi gündeme gelmiştir<sup>(16,24,27)</sup>. Özellikle test edilmesi güç olan bölgelerin insansız olarak bilgisayar ortamında simüle edilme imkanının doğması bu alanda yeni araştırmalara yol açmıştır<sup>(25)</sup>. Bu yöntem ile son yıllarda insan omurgası üzerinde birçok araştırmalar yapılmış ve insan omurgasının değişik yüklere olan yanıtları, değişik implant sistemlerinin davranışları gibi in vitro veya in vivo ortamda test edilmesi zor özellikler aydınlatılmış ve omurganın birçok hastalığında preoperatif planlama aşamasında cerrahlara değerli bilgiler sağlanmıştır.

Zander ve arkadaşları<sup>(34)</sup>, lomber omurga bilgisayar modelinde L2-L3 diskektomi yapmış ve defekti kortikal otogreft ile rekonstrükte etmişlerdir. Bilgisayar ortamında gerçekleştirilen biyomekanik testlerde greft rotasyonunun tespit edildiği lateral bending hareketinin füzyonu geciktireceğini ve bu hareketin postoperatif dönemde yapılmaması gerektiğini belirtmişlerdir.

Aksiyel yüklenmenin omurganın değişik bölgelerindeki stres dağılımına etkilerini tespit etmek in vitro kadavra spesimenlerinin kullanıldığı çalışmalar her zaman kolay olmamaktadır. Hongo ve arkadaşları<sup>(12)</sup> yaptıkları in vitro biyomekanik testlerde en

yüksek gerilmenin pedikül tabanında olduğu söylenmektedir. Özel sensorlerin omurganın değişik bölgelerine yerleştirilmesi yöntemine dayanan bu çalışmada eş zamanlı olarak omurganın her noktasındaki gerilmeleri ölçebilmek ve gerilme dağılımlarını tespit edebilmek mümkün değildir. Omurganın BT kesitlerinden yararlanılarak oluşturulan üç boyutlu bilgisayarlı modellerinde uygulanan farklı kuvvetlerin omurga yapısının herhangi bir yerinde oluşturacağı tensil, kompresif ve makaslayıcı kuvvet oranlarının tespit edilmesi olanaklıdır <sup>(12)</sup>. Korpektomi yapılmayan kontrol grubu modelimizde de aksiyel yüklenmeyi takiben maksimum gerilmeye pedikül tabanında rastlanmıştır.

Burada önemli nokta modelin gerçeğe uygun olarak modellenmesi ve materyal özelliklerinin doğru olarak tanımlanmasıdır. Omurun elastisite modülü ve poisson oranı değerleri için birçok farklı değer öne sürülmektedir. Bir çalışmada kemik için elastisite modülü 0.16, poisson oranı 0.30 olarak kabul edilmiştir <sup>(3)</sup>. Söz konusu çalışmada kemiğin yalnızca gözenekli içyapısı dikkate alınmıştır.

Bir başka çalışmada intervertebral diskin vizko-elastik davranışını temsil etmek amacıyla disk birkaç tabakalı düşünülmüştür <sup>(1)</sup>. Tabakalardan ikisi için akışkan matrisi oluşturulmuştur. Elastisite Modülü 21 ile 2100 MPa arasında değerler almaktadır. Çalışmamızda kemik için elastisite modülü 12 GPa, poisson oranı 0.30, disk için elastisite modülü 5 GPa, poisson oranı 0.30, kemik çimentosu için elastisite modülü 2.14 GPa, Poison oranı 0.3 ve göğüs tüpü (silastik tüp) için elastisite modülü 7.5 GPa ve Poison oranı 0.4 olarak alınmıştır <sup>(9, 14, 31)</sup>.

Catia programı ile korpektomi yapılmayan grupta yapılan sonlu elemanlar metodu analizi

sonucu L4 omurunda oluşan maksimum gerilme yaklaşık 328 MPa, L5 omurunda oluşan maksimum gerilme 413 MPa, L6 omurunda meydana gelen maksimum gerilme 226 MPa olarak bulunmuştur. Bu gerilme değerleri 8490 N'luk yükleme sonucu meydana gelen gerilme değerleridir. Bu sonuçlara göre üçlü omur segmentinin en kritik yeri L5 omurundadır. Gerçek ortamda yapılan testlerde de ise kırılma 10 örneğin 9'unda L5 omurunun korpusunda, korpusun ön yüzünde meydana gelmektedir.

Korpektomi ve kemik çimentosu ile rekonstrüksiyon yapılan grup (grup 2) için yapılan üç boyutlu bilgisayar modelinde maksimum gerilme 467 MPa değeri ile L6 korpusunda tespit edilmiştir. Gerçek ortamda yapılan testlerde de kırılma bu bölgede olmuştur.

Korpektomi ve göğüs tüpü (silastik tüp) + kemik çimentosu ile rekonstrüksiyon yapılan grup (grup 3) için yapılan modellemelerde de maksimum gerilme 126 MPa değeri ile L6 vertebra korpusunda gerçekleşmiştir. Ancak, ikinci grupta karşılaştırıldığında daha fazla kuvvet uygulanmasına rağmen (grup 2'de 10.2 MPa, grup 3'de 15.7 MPa) gerilmenin miktarı daha az saptanmıştır (grup 2'de maksimum 467 MPa, grup 3'de 126 MPa). Ayrıca, L6 vertebra korpusunda gözlenen gerilmenin dağılımı grup 3'de daha dağınıktır. Gerçek ortamda yapılan testlerde de Grup 3 örnekler aksiyel kompresif kuvvet karşısında daha dayanıklı tespit edilmiştir (grup 2 için ortalama 3762 N, grup 3 için ortalama 5788 N). Tüm bu sonuçlar doğrultusunda, korpektomi sonrası oluşan defektin rekonstrüksiyonunda ilk kez Errico ve arkadaşları(6)'nın tanımladıkları göğüs tüpü (silastik tüp) + kemik çimentosu yönteminin etkiyen aksiyel kompresif kuvvetlerin bir

kısmını materyal özelliği sayesinde absorbe ederek ve alt segmente aktarılan yükü korpusa dağıtarak omurganın rekonstrüksiyon sonrası primer stabilitesine olumlu katkı yaptığını söyleyebiliriz.

Sonlu elemanlar modeli şu gerçeği çok büyük bir doğrulukla yansıtmaktadır: Grup 1 bilgisayar modelinde L5 omurunun korpusunun arka yüzünde, pedikül tabanında, büyük bir gerilme dağılımı meydana gelmektedir. Bu durum hem üçlü segmentin genel görünüşünde hem de L5 omurunun tekil görünüşünde açık olarak görülebilmektedir. Ayrıca L5 omurunun korpusunda gerilme bölgeleri birbirine yakındır. Bir başka deyişle gerilme yoğunluğu oldukça fazladır. Bu nedenlerle en kritik bölgenin L5 omurunun korpusu olduğu FEM analizinden rahatlıkla çıkartılabilir.

Korpektomi yapılan modellerde ise maksimum gerilme L6 korpusunda olmaktadır. Gerçek ortamda yapılan basma testlerinde de kırılma büyük çoğunlukla L6 omurga korpusunda olmuştur. Ayrıca her üç bilgisayar modeli analizinde elde edilen gerilmeler etkiyen kuvvetlerden daha fazla olarak tespit edilmiştir. Bu da modellemenin gerçeği yansıttığı sonucunu ortaya çıkarmaktadır.

Daha sağlıklı sonuçlar elde etmek için omur segmenti mümkün olduğunca gerçeğe yakın bir şekilde modellenmelidir <sup>(29)</sup>. Literatürdeki bazı çalışmalarda omurga çevresindeki yumuşak dokuların da modellenmesi önerilmektedir <sup>(16,18,29)</sup>. Bu yapıların omurganın stabilitesi üzerindeki etkileri de dikkate alındığında ligamentler ve diskin modellenmesinin önemi daha çok ortaya çıkmaktadır <sup>(26)</sup>. Fakat, teknik zorluklar ve malzeme özelliklerindeki farklılıklar nedeni ile birçok omurga bilgisayar modelinde bu yapılar dikkate alınmamıştır <sup>(3-4,8,16,18,21-23,32)</sup>.

Çalışmamızda üzerinde çalışılan modellerde omurgada bulunan ligamentler modellenmemiştir. Ayrıca faset yüzeyleri arasındaki elastik madde de modellenmemiştir. Ancak, tüm bu kısımların modellenmesi halinde bu kısımların doğru olarak sisteme yerleştirilmesi, malzeme özelliklerinin doğru olarak tanıtılması gerekecektir. Çünkü yanlış malzeme özellikleri ile bu kısımların ilavesi sonuçlar üzerinde saptırıcı rol oynayacaktır. Bu istenmeyen bir durumdur. Tüm bu kısımlar üzerinde yapılan deneylerle doğru malzeme özellikleri tanımlanması halinde sisteme ilave edilebilir. Böylece gerçeğe oldukça yakın sonuçlar elde edilebilir.

Modellemenin bir diğer eksik yanı da genç omurganın modellenmesidir. Oysa, korpektomi ve sonrasında rekonstrüksiyon genellikle ileri yaşlarda gereken cerrahi prosedürlerdir. Dolayısıyla modele tanıtılan kemik özelliklerinde (elastisite modülü, Poisson oranı gibi) yaşla birlikte değişimler olacağı akılda tutulmalıdır. Ayrıca, korpektomi defektinin rekonstrüksiyonunda 1-2 mm'lik distraksiyon sonrası rekonstrüksiyon yapılmakta ve distraksiyon gevşetildiğinde oluşan kompresyon ile primer stabiliteye katkı sağlanmaktadır. Bu modellemede yumuşak dokular modellenmediği için bu işlemin primer stabiliteye olan katkısı bilgisayar ortamına sağlıklı bir şekilde yansıtılmamıştır.

Sonuç olarak;

1- İntakt koyun omurga modelinde aksiyel yüklenmelere karşı ortalama kırılma gücünün 8490 N olduğu saptandı. Göğüs tüpü + kemik çimentosu ile rekonstrüksiyonda ortalama kırılma değeri ise 5788 N idi.

2- Koyun korpektomi modelinde aksiyel kompresif güçlere karşı göğüs tüpü (silastik tüp) + kemik çimentosu ile yapılan

rekonstrüksiyonun (kırılma değeri: 5788 N) sadece kemik çimentosu ile yapılan rekonstrüksiyona (kırılma değeri: 3762 N) göre üstün olduğu saptandı.

3- Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan bu modellemede korpektomi sonrası rekonstrüksiyon için uygulanan iki farklı yöntemin fonksiyonel omurga ünitesinde ne gibi değişikliklere yol açtığı ve gerçek ortamdaki modellemeleri tam olarak yansıttığı tespit edildi.

4- Göğüs tüpü (silastik tüp) + kemik çimentosu ile rekonstrüksiyon yapılan bilgisayar modelinde analiz sonucu aksiyel kompresif gücün L6 korpusuna eşit olarak yayıldığı ve maksimum gerilme değerinin daha düşük olduğu (126 MPa); sadece kemik çimentosu ile rekonstrüksiyon modelinde ise etkiyen kuvvetlerin L6 omurga korpusunun merkezinde yoğunlaştığı ve maksimum gerilme değerinin daha fazla (467 MPa) olduğu saptandı.

5- Bu sonuçlara göre, korpektomi rekonstrüksiyonlarının göğüs tüpü ve kemik çimentosu ile yapılmasının biyomekanik stabilite açısından daha olumlu olacağı kanısındayız.

#### KAYNAKLAR:

1. Baroud G, Nemes J, Heini P, Steffen T. Load shift of the intervertebral disc after a vertebroplasty: a finite element study. *Eur Spine J* 2003; 12: 421-426.
2. Benzel E. Biomechanics of spine stabilization. McGraw-Hill Publication, London, 1994.
3. Cao KD, Grimm MJ, Yang KH. Load sharing within a human lumbar vertebral body using the finite element model. *Spine* 2001; 26 (12): E253-E260.
4. Cheung JTM, Zang M, Chow DHK. Biomechanical responses of the intervertebral joints to static and vibrational loading: a finite element study. *Clin Biomech* 2003; 18: 790-799.

5. Cooper PR, Errico TJ, Martin R, Crawford B, DiBartolo T. A systematic approach to spinal reconstruction after anterior decompression for neoplastic disease of the thoracic and lumbar spine. *Neurosurg* 1993; 32 (1): 1-8.
6. Errico TJ, Cooper PR. A new method of thoracic and lumbar body replacement for spinal tumors: technical note. *Neurosurg* 1993; 32 (4): 680-681.
7. Fagan MJ, Julian S, Mohsen AM. Finite element analysis in spine research. *Proc Inst Mech Eng* 2002; 216 (5): 281-298.
8. Goto K, Tajima N, Chosa E, Totoribe K, Kubo S, Kuroki H, Arai T. Effects of lumbar spinal fusion on the other lumbar intervertebral levels: three dimensional finite element analysis. *J Orthop Sci* 2003; 8: 577-584.
9. Higgs WAJ, Lucksanasombool P, Higgs RJED, Swain MV. A simple method of determining the modulus of orthopedic bone cement. *J Biomed Mater Res* 2001; 58 (2): 188-195.
10. Hitchon PW, Goel VK, Rogge TN, Torner JC, Dooris AP, Drake JS, Yang SJ, Totoribe K. In vitro biomechanical analysis of three anterior thoracolumbar implants. *J Neurosurgery* 2000; 93 (Suppl 2): 252-258.
11. Holmes A, Hukins D, Freemont A. Endplate displacement during compression of lumbar vertebra-disc-vertebra segments and the mechanism of the failure. *Spine* 1993; 18: 128-135.
12. Hongo M, Abe E, Shimada Y, Murai H, Ishikawa N, Sato K. Surface strain distribution on thoracic and lumbar vertebrae under axial compression. The role in burst fractures. *Spine* 1999; 24 (12): 1197-1202.
13. Ikeuchi M, Yamamoto H, Shibata T, Otani M. Mechanical augmentation of the vertebral body by calcium phosphate cement injection. *J Orthop Sci* 2001; 6: 39-45.
14. Kim Y. Prediction of mechanical behaviours at interfaces between bone and two interbody cages of lumbar spine segments. *Spine* 2001; 26 (13): 1437-1442.



15. Knop C, Lange U, Bastian L, Blauth M. Three-dimensional motion analysis with Synex. Comparative biomechanical test series with a new vertebral body replacement for the thoracolumbar spine. *Eur Spine J* 2000; 9: 472-485.
16. Kong WZ, Goel VK. Ability of the finite element models to predict response of the human spine to sinusoidal vertical vibration. *Spine* 2003; 28 (17): 1961-1967.
17. Lim TH, An HS, Hong JH, Ahn JY, You JW, Eck J. Biomechanical evaluation of anterior and posterior fixations in an unstable calf spine model. *Spine* 1997; 22: 261-266.
18. Natarajan RN, Garretson RB, Biyani A, Lim TH, Andersson GBJ, An HS. Effects of slip severity and loading directions on the stability of isthmic spondylolisthesis: a finite element model study. *Spine* 2003; 28 (11): 1103-1112.
19. Oda I, Cunningham BW, Abumi K, Kaneda K, McAfee PC. The stability of reconstruction methods after thoracolumbar total spondylectomy. An in vitro investigation. *Spine* 1999; 24 (16): 1634-1638.
20. Panjabi MM. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: a conceptual framework. *Spine* 1992; 13: 1129-1134.
21. Polikeit A, Nolte LP, Ferguson SJ. The effect of cement augmentation on the load transfer in an osteoporotic functional spinal unit. Finite element analysis. *Spine* 2003; 28 (10): 991-996.
22. Polikeit A, Ferguson S, Nolte LP, Orr TE. Factors influencing stresses in the lumbar spine after the insertion of intervertebral cages: finite element analysis. *Eur Spine J* 2003; 12: 413-420.
23. Polikeit A, Ferguson S, Nolte LP, Orr TE. The importance of the endplate for interbody cages in the lumbar spine. *Eur Spine J* 2003; 12: 556-561.
24. Schultheiss M, Hartwig E, Kinzl L, Claes L, Wilke HJ. Axial compression force measurement acting across the strut graft in thoracolumbar instrumentation testing. *Clin Biomech* 2003; 18: 631-636.
25. Selard E, Adl AS, Urban JPG. Finite element study of nutrient diffusion in the human intervertebral disc. *Spine* 2003; 28 (17): 1945-1953.
26. Sharma M, Langrana NA, Rodriguez J. Role of ligaments and facets in lumbar spinal stability. *Spine* 1995; 20 (8): 887-890.
27. Singh K, Vaccaro AR, Kim J, Lorenz EP, Lim TH, An HS. Biomechanical comparison of cervical spine reconstructive techniques after a multilevel corpectomy of the cervical spine. *Spine* 2003; 29 (20): 2352-2358.
28. Singh K, Vaccaro AR, Kim J, Lorenz EP, Lim TH, An HS. Enhancement of stability following anterior cervical corpectomy: a biomechanical study. *Spine* 2004; 29 (8): 845-849.
29. Teo EC, Ng HW. Evaluation of the role of ligaments, facets and disc nucleus in lower cervical spine under compression and sagittal moments using finite element method. *Med Engineer Phys* 2001; 23: 155-164.
30. Van Dieen J, Kingma I, Meijer R. Stress distribution changes in bovine vertebra just below the endplate after sustained loading. *Clin Biomech* 2001; 16: 135-142.
31. Wang JL, Parnianpour M, Shirazi-Adl A, Engin AE. Viscoelastic finite element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion. Effect of loading rate. *Spine* 2000; 25 (3): 310-318.
32. Whyne CM, Hu SS, Lotz JC. Parametric finite element analysis of vertebral bodies affected by tumors. *J Biomech* 2001; 34: 1317-1324.
33. Wilke HJ, Wenger K, Claes L. Testing criteria for spinal implants: recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *Eur Spine J* 1998; 7: 148-154.
34. Zander T, Rohlmann A, Klöckner C, Bergmann G. Effect of bone graft characteristics on the mechanical behaviour of the lumbar spine. *J Biomech* 2002; 35: 491-497.

