T.C.

GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

LOMBER İNTERBODY FÜZYON İÇİN YENİ BİR KAFES TASARIMININ SONLU ELEMANLAR MODELİYLE BİYOMEKANİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

DR. CELAL BOZKURT

TEZ DANIŞMANI

DOÇ. DR. ALPASLAN ŞENKÖYLÜ

ANKARA

HAZİRAN 2010

T.C.

GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

LOMBER İNTERBODY FÜZYON İÇİN YENİ BİR KAFES TASARIMININ SONLU ELEMANLAR MODELİYLE BİYOMEKANİK OLARAK DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

DR. CELAL BOZKURT

TEZ DANIŞMANI

DOÇ. DR. ALPASLAN ŞENKÖYLÜ

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından SBE-01/2007-82 proje numarası ile desteklenmiştir.

ANKARA

HAZİRAN 2010

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ…… 1

GENEL BİLGİLER……5

ANATOMİ……..5

DEJENERATİF OMURGA HASTALIKLARI……9

SPİNAL FÜZYON……...18

POSTERİOR SPİNAL FÜZYON……...39

İNTERBODY FÜZYON……..40

ANTERİOR LOMBER İNTERBODY FÜZYON……43

POSTERİOR LOMBER İNTERBODY FÜZYON……..…44

İNTERBODY KAFESLER…….....56

OMURGA CERRAHİSİNDE BİYOİNDİRGENİR İMPLANT KULLANIMI……...63

SERAMİKLER……65

SONLU ELEMANLAR MODELİ…….67

GEREÇ VE YÖNTEM……70

SONUÇ……...……85

TARTIŞMA……...…97

ÖZET…….....108

İNGİLİZCE ÖZET……..110

KAYNAKÇA……...…112

Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji AD'da araştırma görevlisi olarak çalıştığım süre içinde bilgi ve becerilerimin her geçen gün artmasında ve bu mesleğin inceliklerini öğrenmemde kendi tecrübeleri ve bilgilerini bana aktararak destek olan, etik ve bilimsel açıdan örnek aldığım başta tez danışmanım Doç. Dr. Alpaslan Şenköylü olmak üzere değerli hocalarım Prof. Dr. Şahap Atik, Prof. Dr. Haluk Yetkin, Prof. Dr. Selçuk Bölükbaşı, Prof. Dr. Necdet Altun, Prof. Dr. Erdal Cila, Prof. Dr. Ertuğrul Şener, Prof. Dr. Sacit Turanlı, Prof. Dr. Aykın Şimşek, Prof. Dr. Ulunay Kanatlı, Doç. Dr. Hamza Özer, Doç. Dr. Akif Muhtar Öztürk, Doç. Dr. Hakan Selek, Yrd. Doç. Dr. Erdinç Esen'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tezimin hazırlanması sırasında katkıları için Prof. Dr. Feza Korkusuz, Prof. Dr. Muharrem Timuçin, Prof. Dr. Rıza Gürbüz ve Mak. Müh. Emir Birant'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Eğitimim sırasında her konuda yardım ve desteğini gördüğüm tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma, poliklinik, klinik ve ameliyathane hemşire, personel ve sekreter arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Bütün yaşamım boyunca yetişmemi sağlayan, desteklerini esirgemeyen babam Duran ve annem Hatice Bozkurt'a ve ablam Rahşan Bozkurt Inget'e, zorlu eğitim süresince gösterdiği anlayış ve desteğinden ötürü sevgili eşim Sezin Bozkurt'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

GİRİŞ

Dejenerasyon süreci vertebrada normal yaşlanma süreciyle birlikte görülür (1). Semptomatik durumlarda ve özellikle instabilitenin eşlik ettiği durumlarda spinal füzyon kabul görmüş ve etkili bir tedavi yöntemidir (2). Spinal füzyonda amaç ağrılı hareketli segmentte hareketi kısıtlayarak ağrıyı ortadan kaldırmaktır. Bu amaçla posterior elemanları içeren posterior spinal füzyon ve vertebra korpuslarını içeren interbody füzyon seçenekleri mevcuttur. Ancak disk kaynaklı dejeneratif süreçlerde daha katı bir yapı oluşturan interbody füzyon teknikleri daha uygundur (3).

Literatürde birçok interbody füzyon tekniği tariflenmiştir. Çeşitli cerrahi tekniklerle ve farklı greft materyalleri ile işlem yapılabilmektedir. Son yıllarda ise gerek şekil gerekse materyal olarak farklı özelliklerde füzyon kafesleri geliştirilmiştir.

İnterbody füzyonda ilk olarak otolog kemik greftleri sonrasında allojen kemik greftleri ve son olarak da metal, karbon fiber ve polyetheretherketone (PEEK) gibi biyomalzemeler içeren kafesler kullanılmıştır (4,5).

Otolog kemik grefti kaynağı olarak genellikle iliak kanat kullanılmıştır. Ancak bu kaynak sınırlıdır ve işlem sonucunda birçok minör ve majör

komplikasyonlar ortaya çıkmaktadır (6). Allojen kemik greftleri ise donör saha morbiditesi yaratmasa da hastalık taşıma riski mevcuttur ve füzyon oranları tartışmalıdır (7).

Kafes kullanımı ile yeterli biyomekanik destek sağlanmış ve gerekli olan greft materyali azaltılmış ve füzyon oranları artırılmıştır. (8). Fakat günümüzde kabul gören ve kullanımda olan materyaller ile gerekli mekanik destek sağlanmakla birlikte yapılan çalışmalar sonucunda görülmüştür ki orta ve uzun vadede bu materyaller ile konak kemik arasında osteointegrasyon görülmemektedir. Bağlantı fibröz dokular aracılığıyla oluşmaktadır (9).

Biyocam içerikli materyallerle yapılan çalışmalarda bu materyalin kullanıldığı çesitli implantlar ile kemikler arasında osteointegrasyonun oluştuğu, kemikler ile implant arasındaki osteointegrayonun zamanla arttığı görülmüştür (10,11). Ayrıca biyocam yerleştirildiği dokuda mineral yoğunluğunu artırmaktadır (12,13,14). Zamanla indirgenip kemik doku ile yer değiştirerek daha uyumlu, yeterli ve artan mekanik destek sağlamaktadır.

Hidroksiapatit kafesler de vücutta indirgenerek zaman içinde normal kemik dokusuyla yer değiştirebilmektedir. Ancak bu malzemenin kırılgan oluşu nedeniyle lomber omurgadaki makaslama kuvvetlerine dayanıklılığı peek, karbon

fiber ve titanyuma göre daha azdır. Kısacası omurgada biyomekanik olarak daha dayanıklı ama zamanla indirgenerek biyolojik iyileşmeye izin verecek bir biyomalzemeye ihtiyaç vardır (15).

Buradan yola çıkarak biyocamın interbody kafes tasarımında kullanılması intervertebral füzyon olgularında yeterli mekanik destek sağlayarak ve zamanla kemiğe dönüşerek daha biyolojik bir füzyon elde edilmesine olanak verecektir.

Bilgisayar teknolojisindeki ilerlemeler sonucunda sonlu elemanlar modeli (SEM) ile bazı klinik durumlar gerçekçi bir şekilde simüle edilebilmekte ve deneysel çalışmalara destek olarak omurga biyomekanik çalışmalarını tamamlayıcı olabilmektedir (16). Her geçen gün daha fazla araştırmacı SEM kullanarak spinal enstrümantasyon modellerini değerlendirmekte ve bu enstrümanların dizaynına ve geliştirilmesine katkı sağlamaktadır. Diğer yöntemlere üstün olarak SEM uygulamalarıyla diskler, omurga ve ligamentler üzerindeki stressler tahmin edilebilmekte ve detaylı hareket analizleri yapılabilmektedir. Sonuçta elde edilen bilgiler, araştırmacının implantlar ve ilgili omurga segmentleri arasındaki etkleşimi ve mekanizmayı daha iyi anlayabilmesini sağlamaktadır. Ayrıca sınırsız sayıda fizyolojik ortam yaratılabilmekte ve biyomekanik daha iyi anlaşılabilmektedir. Benzer şekilde SEM analizleri ile sınırsız aralıkta cerrahi girişim ve çeşitli tedavi seçenekleri

değerlendirilmekte ve en uygun protez, üretim öncesinde dahi denenebilmektedir (17).

Bu çalışmanın amacı biyocam içerikli yeni bir interbody kafes tasarlanarak sonlu elemanlar modeliyle biyomekanik olarak değerlendirilmesi ve tasarımın optimalize edilmesidir. Sonrasında sonuçlar, invitro olarak instron cihazında yapılacak gerçek biyomekanik testlerle desteklenecektir.

GENEL BİLGİLER

ANATOMİ

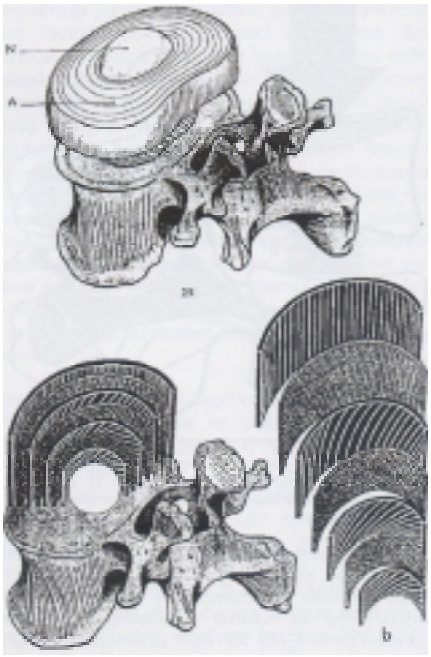
24 vertebranın üst üste dizilerek meydana getirdiği hareketli omurga boyun, sırt ve bel bölgelerinden oluşur. Sağlıklı bir omurga yandan bakıldığında yayvan bir 'S' harfi şeklindedir. Boyun ve bel bölgelerinde lordoz, sırt ve sakral bölgelerinde ise kifoz vardır. Bu şekilde ortaya çıkan omurganın doğal eğrilikleri vücut ağırlığının omurga üzerinde dengeli bir şekilde kalmasını sağlar. Sırt, bel, karın, kalça, uyluk ve diğer gövde kaslarının uyumlu bir şekilde çalışması ile omurganın doğal eğrilikleri korunur (18).

Bel bölgesi beş vertebradan oluşur. Bu vertebralar omurganın yarı hareketli sırt bölgesi ile hareketsiz sakral bölgesi arasında kalan tam hareketli bölgeyi oluşturur. Bu nedenle de omurganın en çok yük taşıyan ve çalışan bölgesi bel bölgesidir. Buna bağlı olarak yaralanmaların, dejeneratif değişikliklerin ve ağrıların en çok ortaya çıktığı bölge de burasıdır (18).

Omurganın, özellikle lumbosakral bölgenin anatomisinin bilinmesi, kesin tanı ve tedavinin belirlenmesi için gereklidir. Lumbosakral bölge 5 lomber ve 5 sakral olmak üzere 10 vertebradan oluşmuştur. Sakral vertebralar birbirleri ile bitişik olup hareketsizdir. Lomber vertebralar ise hareketlidir. Omurganın bel bölgesine

düşen yük daha fazla olduğundan lomber vertebraların cisimleri daha büyüktür (18).

Lomber vertebralar, arka elemanların birbirleri ile yapmış oldukları faset eklem ve vertebra cisimlerinin birbirleriyle oluşturdukları intervertebral eklemlere sahiptirler. Bir vertebranın inferior faseti ile alttaki vertebranın süperior faseti, faset eklemi oluşturur. İki vertebra cisminin oluşturduğu intervertebral eklemde yer alan disk darbe emici görevi görür. Disk, içinde jelatinöz bir madde içeren nükleus pulpozus (NP) ve bunu dıştan saran anulus fibrozustan (AF) oluşmuş fibrokartilajinöz bir yapıdadır. AF halkasal lamellerden oluşur ve Sharpey lifleri ile kemiğe ve sonplak kıkırdağına tutunur. Lamellerin yönelimi her katta birbirine ters ve sonplak ile 30 açılanma yapacak tarzda dizilmiştir. Böylece her iki yana aşırı rotasyona bu eğimli yönelimi sayesinde karşı konulmuş olur. NP jelatinöz kıvamda bir yapıya sahiptir. Tip II kolajenden zengin olan bu yapı içinde hidrofilik özellikte proteoglikanlar barındırır. Bu nedenle su içeriği oldukça yüksektir (19) (Şekil 1).

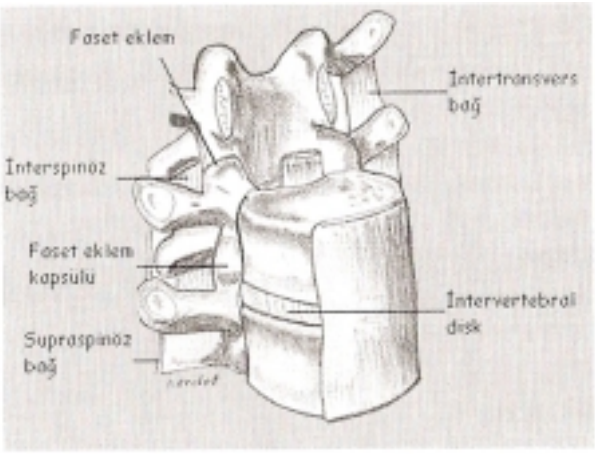


Şekil 1: NP ve AF'in yapısı. AF'in lameller yapısı. (Lomber disk hernilerinde sonplak dejenerasyonu. Uzmanlık tezi. İstanbul: TC Sağlık Bakanlığı Bakırköy Ruh ve Sinir Hastalıkları Hastanesi III. Nöroşirüji Kliniği, 2005.)

Bir vertebraya ait pedikülün alt kısmı ile alttaki vertebraya ait pedikülün üst kısmı intervertebral forameni oluşturur. Bu foramenden spinal sinirler geçer. Oldukça dar olan bu bölgede meydana gelebilecek yapısal değişiklikler (travma, tümör, dejeneratif değişiklikler gibi) nöral elemanları sıkıştırarak nörolojik belirti ve bulgulara neden olurlar (18).

Bağlar vertebraları bir arada tutar. Anterior longitudinal bağ vertebra cisimlerinin ön yüzünde aşağı doğru uzanır ve hem vertebra cisimlerine hem de disklere sıkıca bağlıdır. Daha zayıf bir yapıya sahip olan posterior longitudinal bağ spinal kanalın ön yüzünü döşer. Supraspinal bağlar spinöz çıkıntıları

birleştirirken, interspinal bağlar spinal çıkıntıların aralarında uzanır ve omurga stabilitesinde önemli rol oynar (18) (Şekil 2).



Şekil 2: Omurga stabilitesinde rol alan başlıca bağlar. (Altun N; Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Bel ağrısı. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 349-372.)

Omurganın gelişiminde kemik yapı nöral yapılara göre daha erken gelişim gösterir. Spinal korddaki konus medullaris üç aylık bir fetusta koksiksin ucunda iken doğumda üçüncü lomber vertebranın üst sınırında yer alır. Beşinci yılda spinal kordun yüksekliği ikinci lomber vertebra yüksekliğine gelir. Spinal kord yetişkin bir erkekte birinci ve ikinci lomber vertebralar arasında sonlanırken kadınlarda biraz daha aşağıya, ikinci lomber vertebranın ortasına kadar uzanabilir (18).

Spinal kordun yan taraflarından simetrik olarak her iki taraftan aynı yükseklikten spinal sinirler çıkar. Her bir çift spinal sinir spinal kordun bir segmentine uyar. Spinal sinirlerin çıkış yerlerine göre spinal kord servikal,

torakal, lomber ve sakral olmak üzere dört segmente ayrılır. Fakat spinal kordun bu parçalarının vertebral kanal içindeki durumu aynı isimleri taşıyan vertebraların yüksekliğine rastalamaz ve spinal kordun segmentleri kendilerine uyan vertebralara oranla daha yukarıda bulunurlar. Örneğin spinal kordun sakral parçası 12. torakal ve birinci lomber vertebralar yüksekliğinde bulunur. Bu durum spinal kord ile vertebral kanal arasındaki yukarıda sözü edilen büyüme farklılıklarından ileri gelir. Bu durumun bilinmesi ile semptomlara neden olan asıl lezyonun seviyesi ve lokalizasyonu belirlenebilir (18).

DEJENERATİF OMURGA HASTALIKLARI

Omurganın Yaşlanma Süreci

Omurganın şekli ve fonksiyonları büyük ölçüde intervertebral disklerin yapısına bağlıdır. Diskteki patolojik değişikliklere bağlı olarak ortaya çıkan fonksiyon bozukluklarına ve omurga hastalıklarına ilk dikkati çeken Schmorl olmuştur (20).

Yaşla ilgili olarak diskte meydana gelen değişiklikler aslında dejeneratif bir süreçtir. Bu süreç bir etiyoloji olarak algılanmamalıdır. Disk dejenerasyonu, hasta yaşı, evre ve tipine bağlı olarak klinik bulgu vermeyebilir. Birçok yazar dejeneratif değişikliklerle klinik semptomlar arasında bir bağ kurulmasının çoğu zaman güç olduğunu belirtmiştir (1).

İnsan yaşamı boyunca intervertebral disk yapısı büyük oranda değişim göstermektedir. Gençlerde, NP canlı ve doygun mukoid görünümdedir. Yoğun bir kollajenöz AF ve sınırları iyi belirlenen disk-sonplak ayrımı vardır (20).

Birinci ve ikinci dekatta NP'nin sıvı içeriği fazla ve fonksiyonel olarak oldukça duyarlıdır. Bu evrede mikroskopik incelemede disk dokusu alsian mavi boyası ile kuvvetli bir şekilde boyanır (20).

Üçüncü dekatta yapısal değişiklikler başlar. Proteoglikan metabolizması değişir. Kondroitin sülfat oranı düşer, keratan sülfat oranı artar. Keratan sülfatın daha düşük su tutma kapasitesi olması nedeniyle diskte dehidratasyon oluşur ve bu durum da diskin aksiyel yüklenmelere olan direncini düşürür (21). AF'de fissürler, hücresel ayrıntılarda kaybolma, lameller arasında ayrılma ve boşluklar görülür. NP'nin uniform mukoid görünümü bozulur (20).

Matürasyonla birlikte disk kan akımı da bozulur. Böylelikle disk beslenmesi anülüs dış katmanlarından (%20) ve sonplaklardan (%80) difüzyon yolu ile olur.Yetişkinlerde disk, en büyük avasküler yapıdır (22).

Dördüncü dekatta NP'nin sıvı içeriğinde kayıp giderek artar. Mikroskopik olarak nükleusun homojen mukoid görünümü kaybolur. Fibröz doku ve kıkırdak hücrelerde artış olur. Patolojik kesitlerde disk solid fibrokartilajenöz bir kitle olarak görülür (20).

Daha ileri yaşlarda, diskte sarı kahverengi pigmentasyon başlar, alsian mavi boyası yerine PAS ile boyanır. Sonrasında disk dokusu sertleşir. Makroskopik olarak AF'de yırtıklar görülür. Çevresinde fibrokartilajinöz metaplazi başlar. Mikroskopik yırtıklar spondilozis deformansın habercisidir (20).

Günümüzde yaşlanma ile ortaya çıkan bulgularla dejenerasyon arasında belirgin bir sınır bulunamamıştır. Bütün diskler yaşla birlikte dejenere olmaktadır (1). Bir otopsi çalışmasında 600 insan lomber intervertebral diski incelenmiş 50 yaş itibariyle %90 oranında dejenerasyon saptanmıştır (23). Boden ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada 20-80 yaş arasındaki asemptomatik gönüllüler değerlendirilmiş ve %61 oranında dejeneratif değişiklikler gözlenmiş (24).

Osteokondrozis

Osteokondrozis, interverebral diskteki patolojilere bağlı olarak sonplak'larda oluşan bozulmanın ifadesidir. Bu durum klinikle uyumlu olmayabilir ancak ilerleyici bir durumdur. Sonplak'ler hiyalen kıkırdaktan oluşur ve kemiğe ince bir

kalsifiye kıkırdak tabaka ile tutunur. Kıkırdak sonplak'lerde dejenerasyonun bir delili olarak kemik ile kıkırdak arasında mikrokırıklar oluşur. Bunun ardından subkondral kemikten kıkırdağa doğru damarlanma başlar ve buralarda enkondral osifikasyon gelişir. Bu durum diğer eklemlerde meydana gelen dejeneratif değişikliklerden farklı değildir. Bütün bu dejeneratif değişiklikler sonucunda kıkırdak yüzeylerde ve disklerde mekanik anlamda yetmezlik meydana gelir. Bu tablonun devamında, disk materyali komşu vertebrada kemik içine doğru fıtıklaşır (Schmorl nodülü) (20).

Sonplak kıkırdağındaki bu bozulma ile beraber diğer disk bölümlerinde hızlı bir dejenerasyon başlar. AF'de fokal nekroz, fissür, kalsifikasyon, radyal ve çevresel yırtıklar oluşur. Bütün bunların sonucunda normal disk dokusunun yerini fibröz doku alır. Disk dokusunun merkezinde geniş bir horizontal yarık oluşur. Bu durum direkt grafide *vakum fenomeni* olarak görülür. Bulguyu oluşturan, lezyon içinde toplanan nitrojen gazının gölgesidir (20).

Bu arada kan damarları subkondral kemik ve kıkırdak dokuda yayılmaya devam eder. Bu damarlardaki yaralanmaya bağlı olarak intervertebral disk içine doğru kanamalar olur. Bu durum, disk içinde kan pigmentlerinin neden olduğu renk değişimi şeklinde görülür (20).

Diskteki bu değişikliklere bağlı olarak disk aralığında ilerleyici daralma meydana gelir. Disk çevresinde yeni kemik oluşumu gözlenir. Yeni kemik oluşumu benzer olarak enkondral osifikasyon şeklinde gelişir. Osteofit oluşumu gözlenir (20).

Diskteki vasküler invazyonun devamında disk dokusu çöker ve bu durum rezorbsiyonla sonuçlanır. Bu evrede eklem aralığında fibröz doku gelişir. Devamında eklem yüzlerinde irregüler skleroz gelişir. Sıklıkla son evre, rezorbsiyon sürecinin sonucu olarak komşu vertebralar arasında spontan füzyon gelişir (20).

Yukarıda anlatılan sürecin sonunda gelişen omurga dejeneratif artritinin 30 yaşından önce görülmesi nadirdir. 45 yaşından sonra ise sıkça görülür (20).

Spondilozis

Bu terim; vertebral osteofitler, ligamentöz hastalık, faset eklem dejenerasyonu, değişik şekillerde ortaya çıkan dar kanalın oluştuğu ve nörolojik komplikasyonların eşlik ettiği disk hastalığını ifade eder. Travma ya da sistemik enflamatuvar hastalıklar sonucunda oluşabileceği gibi çoğunlukla omurganın yaşlanma sürecinin dejeneratif bir sonucudur (20).

Yaşlılarda omurga kaynaklı ağrıların önemli bir kısmının nedeni olan spondilozda ağrı nedenleri şöyle sıralanabilir:

- Ligamentöz hastalık: Faset eklem kapsülleri sertleşmiş ve kontraktedir, ani bir hareketle yırtılabilir.
- İrritatif artrit: Apofizeal eklemlerdeki artriti gösterir, düzensiz eklem yüzlerinin sürtünmesine ve küçük kıkırdak parçalarının kopmasına reaksiyon olarak oluşur.
- Radikülit: Dejenere fıtıklaşmış bir disk, osteofit, sublukse bir faset veya şişen kapsüler dokular tarafından sinir kökünün basıya uğraması sonucunda oluşur.
- Disk yırtılması: Dejenere olmuş bir diskin yırtılması ve fıtıklaşması omurga dejeneratif artritinin ana lezyonlarından biridir . Değişik şekillerde sinir kökü ya da kord basısı oluşturabilir.
- Kas spazmı: Yukarıda anlatılan patolojik durumlarda refleks olarak ortaya çıkan bir durumdur.

Spondilozis omurganın her yerinde görülmekle beraber özellikle hareketli bölgelerinde (servikal ve lomber) daha çok görülür (3). Bu dejeneratif süreç sonunda servikal, torakal ve lomber spondiloz, faset eklem artrozisi, dejeneratif spondilolistezis, spinal dar kanal (spinal stenoz) ve dejeneratif skolyoz gibi patolojiler karşımıza çıkabilir (20).

Tanı Yöntemleri

Yaşlılarda birçok nedenle ortaya çıkabilen dejeneratif hastalıklarda tanıya gitmek için dikkatli ve ayrıntılı bir şekilde alınacak öykü ve muayene ön koşuldur. Çoğu zaman böyle bir muayeneden sonra direkt grafi ile tanıya varılabilir (20).

Direkt grafi çoğu zaman omurganın dizilimi, konjenital anomaliler, anatomik eğimlerin değişmesi veya patolojik eğrilikler, kemik yapı, intervertebral faset eklemlerin durumu için yeterli olabilir. Bazı durumlarda iki yönlü ve servikalde olduğu gibi dört yönlü grafilere ek olarak oblik grafilere gereksinim duyulabilir. Faset eklem ve pars interartikülaris patolojileri bu şekilde ortaya konabilir. Omurganın fleksibilitesi ve instabilitesini belirlemek için eğilme filmlerine başvurulur. Omurganın gerçek dizilimini saptamak, eğrilik ve instabiliteleri belirlemek için omurga filmlerinin ayakta çekilmesi gereği vardır (20).

Omurganın değerlendirilmesinde spinal kanalın görüntülenmesi son derece önemlidir. Daha önceleri bu amaçla uygulanan myelografinin yerini bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme (MRG) almıştır. Bu şekilde transvers planda vertebra, intervertebral disk, faset eklem ve spinal kanal, nöral yapılar ve foramenler hakkında ayrıntılı bilgilere ulaşılır, komşu dokular hakkında bilgi edinilir (20).

MRG günümüzde, omurgayı inceleyen en iyi yöntemdir. Omurga hastalıklarını çok yüksek duyarlılıkla tespit eder. Hem yumuşak dokuyu, hem kemik yapıyı her üç planda gösterir. Farklı sekanslar kullanılarak elde edilen T1 ve T2 ağırlıklı MRG görüntülerindeki sinyal intensite değişiklikleri, anomalilerin tespitinde ve ayırıcı tanısında yararlıdır. Sadece anatomik deformite ve destrüksiyonun tespiti yapılmaz, aynı zamanda fizyolojik ve biyokimyasal değişiklikleri de ortaya koyar. Dinamik MRG ise instabilitenin saptanmasında önemli bilgiler verir (1).

Artık çok az uygulanan ancak disk patolojilerinin saptanmasında iyi sonuç veren bir diğer yöntem de diskografidir. Teorik olarak disk içerisine enjekte edilen sıvı sonlanma plağındaki basıncı artırır ve ağrıya sebep olur. Muntazam olarak yapılmış bir diskogram etki tepki ilişkisi ile dejenere diskin radyografik görüntüsüyle klinik semptom arasındaki ilişkiyi açıklayabilir (25).

Nöral tutulumlarda, EMG veya somatosensoriyel ve motor uyarılmış elektrofizyolojik çalışmalara başvurulabilir (20).

Faset eklem kaynaklı ağrıların saptamasında olduğu gibi bazı durumlarda lokal anestetik madde infiltrasyonları tanıda kullanılabilir (20).

Tedavi

Diskojenik ağrının tedavisi genellikle konservatiftir. Bu konuda farklı görüşler olmakla birlikte nörolojik bulgusu olmayan hastalarda 4-6 ay konservatif

tedavi uygulanmalıdır. Tedaviye yanıt alınamayan hastalarda ve nörolojik defisiti olan hastalarda cerrehi tedavi düşünülür (26).

Akut bel ağrıları konservatif tedavilerle veya kendiliğinden altı hafta içinde düzelir. Bel ağrılarının konservatif tedavisinde kısa süreli yatak istirahati, ağrı kesici ilaçlar, spinal enjeksiyonlar, manipülasyon, fizik tedavi yöntemleri ve korseler kullanılmaktadır. Bazı olgularda dejeneratif disk hastalığı nedeniyle ağrı kronikleşebilir. Kronik bel ağrılarında sinir kökü irritasyonu veya sıkışması değil, dejenerasyon sürecindeki diskin kendisi ağrı kaynağıdır (26).

Diskojenik bel ağrısının tedavisi tartışmalıdır. Cerrahi tedavi seçenekleri tartışmalı konulardır. En sık kullanılan füzyon tedavisi hakkında prospektif randomize bir çalışma yoktur. Konservatif tedavi ve cerrahi tedavi konusunda da yapılmış mukayeseli bir çalışma yoktur (3).

Dejeneratif spondiloz çeşitli formlarda ve karakterde spinal instabilite oluşturabilir. Segmental instabilite; fizyolojik yüklenmeler altında aşırı hareketin olması durumudur. İnstabilite ile birlikte mekanik bel ağrısı, radiküler ağrı ve nörolojik defisit gelişebilir (2).

İnstabilitenin tedavisinde genellikle enstrümantasyon gereklidir. Enstrümantasyon rijit (füzyon) veya esnek (dinamik) sistemlerle sağlanabilir.

Füzyon lomber omurganın ağrılı dejeneratif patolojilerinde kabul görmüş ve yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir (2).

Füzyon yöntemlerinde görülebilen morbidite ve komplikasyonlar mevcuttur. Ayrıca komşu segmentlerde aşırı yüklenmeyle birlikte dejenerasyona ve geçiş sendromuna yol açabilmektedir. Bu nedenle kullanılan füzyonsuz stabilizasyon teknikleri de mevcuttur (2).

Cerrahi tedavi seçenekleri arasında da füzyon ve nonfüzyon teknikler tartışmalıdır. Ancak yetmezlik ile beraber olan diskojenik ağrılarda füzyon daha etkilidir (3).

SPİNAL FÜZYON

Tanım

Spinal füzyon, bir cerrahi girişim sonrası komşu vertebraların kemik birleşmesine denir(27).

Tarihçe

Posterior yolla omurganın füzyonu ilk olarak interspinöz veya paraspinöz füzyon olarak yapılmıştır. 1886 yılında Wilkins spinöz çıkıntılar arasını tel ile bağlayarak ilk interspinöz füzyonu yapmıştır (28). İlk kemik füzyonu 19. yy'nin sonlarında Sir William Macewen tarafından kemik kaybı olan hastaların

tedavisinde otojen ve allojen greftler kullanılarak yapılmıştır. Omurga cerrahisinde ise ilk olarak 1900'lü yılların başlarında Albee tarafından Pott hastalığı tedavisinde ve Hibbs tarafından skolyoz tedavisinde posterior spinal füzyon elde etmek için kullanılmıştır (29).

Hibbs 1914 yılında skolyozda ilk spinal füzyon deneyimini ve sonrasında 1924 yılında 59 vakalık çalışmasını yayınlamıştır . Bu yayın sonrasında spinal füzyonun kırıklar, spondilolistezis, skolyoz, kifoz, intervertebral disk hastalıkları gibi birçok spinal deformite ve hastalıkta kullanılabileceği anlaşılmıştır (30).

1906 yılında Muller Pott hastalığının tedavisinde lomber abse drenajında transperitoneal yaklaşımı tarif etmiştir. Lane ve Moore 1948 yılında anterior lomber interbody füzyon (ALİF) tekniğini, bu yaklaşımla dejeneratif omurga hastalıkları tedavisinde uygulamıştır. 1960 yılında ise bu yaklaşım Harmon tarafından disk hastalıkları tedavisinde kullanılmıştır (31). ALİF 1990'lı yıllara gelindiğinde güncelliğini yitirmiştir. Kafes teknolojilerindeki gelişmeler ve laparoskopik yöntemlerin gelişmesiyle tekrar yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır.

Mercer 1936 yılında lomber interbody füzyon (LİF) kavramını tanımlamış ancak teknik zorluklardan dolayı bu tekniğin uygulanmasının imkansız olduğunu

belirtmiş. Cloward 1943 yılında bu teknik zorlukları aşarak posterior lomber interbody füzyon (PLİF) tekniğini geliştirmiştir. PLİF kavramı teknik zorluklar nedeniyle fazla uygulanamamıştır. Popülaritesi son yirmi yılda artmıştır. Birçok araştırmacı farklı modifikasyonlarını tanımlamıştır; otolog iliak kanat kemikleri, allogreft kemikler, takoz şekilli greftler, trikortikal greftler, kemik parçaları, metalik implantlar, karbon fiber implantlar, yivli kafesler bu amaçlarla kullanılmıştır (32).

Steffee ve Sitkowski 1988 yılında PLİF'e ek olarak pedikül vidası ve plak fiksasyonu uygulamıştır. Böylelikle segmental stabiltenin erken dönemde elde edilebileceğini, spinal aligmanın sağlanabileceğini ve füzyon oranlarının artacağını belirtmişlerdir (33).

1900'lü yılların başlarında ilk defa Hibbs tarafından uygulanmaya başlayan yöntem günümüze kadar artarak devam etmiştir. Günümüzde ABD'de en fazla yapılan ameliyatlardan birisi konumundadır ve yılda 200.000'den fazla spinal füzyon yapılmaktadır (34).

Yaygın olarak yapılan bu cerrahi girişimle ilgili komplikasyonlar mevcuttur. Özellikle birden fazla seviyeye yapılan füzyonlarda %35-40'lara varan psödoartroz bildirilmiştir (35). Ayrıca donör sahada morbidite görülebilmektedir. Spinal füzyonun daha iyi anlaşılabilmesi ve komplikasyon oranlarının azaltılması için füzyonun biyolojisi ve biyomekaniği iyi bilinmelidir (29).

Spinal Füzyon Biyolojisi

Başarılı bir spinal füzyon elde edebilmek için birçok faktörün birlikte olması gerekmektedir. Bunlar lokal faktörler, sistemik faktörler ve füzyon kolaylaştırıcılardır. Spinal füzyonda başarıyı etkileyen faktörler aşağıda belirtilmiştir:

A) Lokal faktörler

1) Kemik grefti kaynağı ve özellikleri
2) Mekanik stabilite ve yüklenme
3) Greft bölgesi hazırlanması
4) Yumuşak doku yatağı

B) Sistemik faktörler

1) Nikotin
2) İlaçlar
3) Osteoporoz
4) Hormonlar

C) Füzyon kolaylaştırıcılar

1) Elekriksel uyarı
2) Büyüme faktörleri

Lokal Faktörler

Greft özellikleri

Seçilen greft materyalinin, başarılı füzyonda önemi büyüktür. İdeal greft osteojenik, osteoindüktif ve osteokondüktif olmalıdır (7).

Osteoindüktivite: Multipotent kök hücrelerin fonksiyone osteojenik hücrelere dönüştürülebilmesidir. Kemik matriksindeki büyüme faktörleri tarafından yapılır. DBM, otojen ve allojen kemikler osteoindüktiftir (7).

Osteojenesite: Greft içerisinde canlı osteojenik hücrelerin bulunmasıdır. Bu hücreler füzyonun erken evrelerinde greftin konak kemiğe kaynamasında görev alırlar. Taze otojen kemik ve kemik iliği bu özelliğe sahiptir (7).

Osteokondüktivite: Kullanılan materyalin, neovaskülarizasyona ve osteojenik öncü hücrelerin infiltrasyon yapmalarına izin veren özelliklere sahip olmasıdır. Seramik gibi bazı materyaller sadece osteokondüktif özellikler gösterir ve füzyon için bir iskelet görevi görür. Allogreftler osteokondüktif ve osteoindüktiftir. Taze otogreftler ise osteokondüktif, osteoindüktif ve osteojeniktir (7).

Konnektivite (Bağlanabilme kapasitesi): Greft materyalinin konak kemiğe bağlanabilme kapasitesidir. Yüzey alanı ile doğru orantılıdır (7).

Greft Materyalleri

Otojen greft: Otojen iliyak kanat kemiği greft materyalleri arasında altın standarttır. Kansellöz otojen greft osteoindüktif, osteokondüktif ve osteojeniktir. Kortikal otojen greft ise daha çok yapısal greft olarak kullanılır. Daha az miktarda kemik iliği, osteojenik hücre, matriks proteini içermesi nedeniyle osteoindüktif, osteokondüktif ve osteojenik özellikleri daha azdır (7).

Otojen kemik grefti elde edilmesi sırasında kutanöz sinir hasarı, kalıcı rahatsızlık, lokal yara yeri sorunları, seroma, hematom, insizyon skarı gibi minör komplikasyonlar ve pelvik psödoanevrizma, arteriyovenöz fistül, masif kan kaybı, pelvik instabilite, anterior süperior iliak kanat avülziyonu, üreteral yaralanma, herniasyon ve nöropati gibi majör komplikasyonlar görülebilir. James G ve arkadaşlarının yaptığı 192 hastalık bir çalışmada dört hastada (%2,4) majör ve 37 hastada (%21,8) minör komplikasyonlar gözlenmiştir (6). Ayrıca alınabilecek greft miktarı sınırlıdır ve özellikle çok seviyeli füzyonlarda miktarı yetersiz olabilir (7).

Allojen greft: Donör saha morbiditesi nedeniyle omurga cerrahisinde artan oranlarda kullanılmaya başlanmıştır. Yaygın kullanımına rağmen hastalık taşıma riski ve füzyon oranları hakkında tartşmalar devam etmektedir. İçeriğinde canlı hücre bulunmaması nedeniyle osteojenik değildir. Saklama esnasında osteoindüktif özellikleri de zamanla azalmaktadır. Ayrıca immnünojenik reaksiyonlara da yol açabilmektedir (7).

Allojen kemik greftlerin kullanımı, kompresif yüklerin etki ettiği interbody füzyon olgularında fayda sağlarken, tensil kuvvetlerin etki ettiği posterolateral füzyonlarda kullanımı aynı derecede fayda sağlamamaktadır. Bu nedenle posterolateral füzyon olgularında daha çok otojen greft genişletici olarak kullanılır (7).

Zenogreft: Hayvan kaynaklı greftlerdir. Kullanımı kısıtlıdır ve önerilmemektedir (7).

Seramikler: İkinci kuşak biyomateryallerdir. Bu biyoaktif materyaller çevre biyolojik ortamla etkileşim halindedir. Biyolojik yanıtın oluşmasını kolaylaştırırlar ve kemik iyileşme süreci boyunca indirgenirler. Yani osteokondüktif ve biyoindirgenir materyallerdir. 1980'li yılların ortasından itibaren çeşitli dental ve ortopedik uygulamalarda kullanılmışlardır (36).

Seamiklerin ve çeşitli biyoaktif kompozitlerin greft yerine veya greft genişletici olarak kullanımı umut verici düzeydedir. Bu konuda anterior ve posterior spinal füzyon ortamında kullanımı konusunda daha fazla çalışma yapılamasına ihtiyaç vardır (7).

Mekanik Faktörler

Mekanik stabilizasyon füzyon uygulanan segmentlerdeki füzyon oranlarını etkiler (33, 37). Bu nedenle füzyon oranlarını artırmak için en sık kullanılan

yöntem internal fiksasyondur. Birçok çalışmada internal fiksasyonla füzyon oranlarında artış bildirilmişse de kaynamama halen %10-15'ler seviyesindedir (38, 39). Füzyon seviyesi, füzyon yapılan segment sayısı, aktivite düzeyi, postoperatif korse kullanımı ve hastanın kilosu füzyon oranlarını etkilemektedir (40).

Mekanik faktörler konusunda birçok çalışma yapılmıştır ve bu çalışmaların çoğunluğu in vitro çalışmalar ve deney hayvanlarıyla yapılan in vivo çalışmalardır.

Mc Afee ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada instabilite oluşturulan köpek omurgalarında, enstrümantasyon uygulanan denek grubunda füzyon oranlarının daha yüksek olduğunu gösterilmiştir (37, 41).

Nagel ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada gecikmiş kaynama ve kaynamama olan koyun modelleri oluşturulmuştur. Sonrasında iliak kanattan alınan kemik greftleri ile posterior lomber laminar ve faset füzyonu uygulanmıştır. Füzyon sonrasında yapılan çalışmalarda tüm lomber seviyelerde füzyon görülürken en hareketli segment olan L5-S1 segmentinde deneklerin birçoğunda psödoartroz geliştiği görülmüştür (42). Bu durum hareketin füzyon oluşumundaki

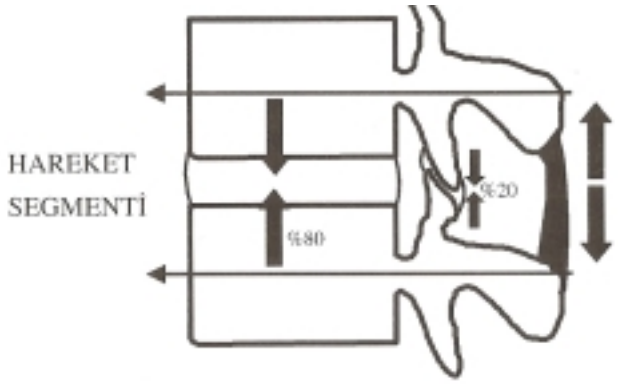
etkisini göstermektedir. Artmış stabilite ve azalmış hareket füzyon oranlarını artıracaktır.

Greft materyalinin biyolojik aktivitesi de internal fiksasyon ihtiyacını belirleyebilir. Fuller ve ark. köpeklerde oluşturdukları anterior torasik füzyon modelinde rijit internal fiksasyon sonrasında kalsiyum karbonat blokları içerisinde kemik oluşumu gözlemişlerdir. Seramikler osteoindüktif materyal olmadığı için kemik oluşumu için mekanik olarak stabil bir ortama ihtiyaç duyarlar. Osteoindüktif kapasitesi olan materyaller ise yapısal rijiditeye ihtiyaç duymayabilirler (43, 44).

Füzyon başarısı aynı zamanda greft üzerine binen fiziksel stres ile de ilişkilidir. İnsanlarda bir omurga segmentine binen yükün %80'i intervertebral diskler üzerinden iletilir. Bu nedenle ventrale yerleştirilen greft kompresyona maruz kalır. Bu kompresif güç, damarlanmayı artırarak ve mezenkimal hücre proliferasyonunu uyararak füzyonu kolaylaştırır. Dorsalde intertransvers bölgeye yerleştirilen greftler ise tensil kuvvetlere maruz kalırlar. Farklı bir mekanik ortamda bulunan bu greftler ile füzyon, daha fazla biyolojik faktörlere bağımlıdır (Şekil 3), (45).

Zdeblick tarafından yayınlanan insan kaynaklı bir çalışmada dorsolateral füzyon yapılan hastalarda enstrümantasyon uygulamasının, füzyon oranlarını ve hasta memnuniyetini artırdığı belirtilmiştir (39).

Sonuç olarak genel anlamda spinal enstrümantasyonun psödoartroz oranlarını azalttığı kabul edilmektedir.



Şekil 3: Vertebra hareket segmentindeki yük dağılımı. (Akçalı Ö. Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Posterior lomber interbody füzyon. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 761.)

Greft Bölgesinin Hazırlanması

Greftin yerleştirileceği bölgenin hazırlanması başarılı bir füzyon elde etmede muazzam öneme sahiptir. Vasküler kemik alanı artırılmalıdır. Bunun için küret, ronjur, osteotom veya bör ile dekortikasyon uygulanır. Dekortike kemik alanının artırılması ile osteojenik hücrelerin ve matriks proteinlerinin ortama salınması

artacaktır. Böylelikle daha geniş alanda, daha güçlü bir füzyon kitlesi elde edilecektir (7).

Yumuşak doku yatağı

Spinal füzyon ortama osteoprogenitör ve inflamatuar hücrelerin gelmesine bağlıdır. Lokal yumuşak dokular kan akımını sağlayarak kemik iyileşmesini destekleyebilirler. Füzyon yatağındaki kan akımı, besin taşınmasını, endokrin uyarıların iletilmesini sağlarken diğer taraftan füzyon için hayati öneme sahip inflamatuar ve osteoprogenitör hücrelerin kaynağıdır (7).

Sistemik Faktörler

Nikotin

Sigara içen kişilerde psödoartroz oranı sigara içmeyenlere göre daha fazladır (46). Sigara içimi osteogenezisi yavaşlatır ve greft damarlanmasını bozar. Ayrıca kalsitonin direncine yol açar (47) ve osteoblastik fonksiyonları bozar (48).

İlaçlar

Perioperatif dönemde alınan ilaçlar füzyon sürecini sekteye uğratabilirler. Erken postoperatif dönemde alınan kemoteropatik ajanlar kemik oluşumunu ve artrodezi inhibe etmektedirler. Non steroidal anti inflamatuar ilaçlar inflamasyonu baskılayabilir ve spinal füzyonu inhibe edebilirler (7).

Osteoporoz

ABD'de en sık görülen metabolik kemik hastalığı osteoporozdur. Osteoporoz kemik iyileşmesinde negatif faktör olarak kabul edilir. Osteoporoz enstrümantasyonu dolayısıyla stabilizasyonu zorlaştıran bir etkendir. Bunun yanında kemik iliği kalitesinde ve kemik döngüsünde de değişimeler olur. Yaşlı populasyonda osteojenik kök hücrelerin azalması da füzyon potansiyelinde azalmaya neden olur (7).

Hormonlar

Hormonlar kemik yapımını direkt ve indirekt olarak etkileyerek spinal füzyona etki ederler. Hormonlar kemik yapıcı ve kemik yıkıcı olabilen farklı etkilere sahip olabilirler.

Büyüme hormonu ve tiroid hormonu somatomedinler üzerinden kemik ve kıkırdak yapımını artırırlar. Kortikosteroidlerin deneysel ve klinik olarak kemik iyileşmesine negatif etki gösterdiği, kemik yıkımını artırdığı ve kemik yapımını azalttığı gösterilmiştir. Östrojen ve androjen ise yaş bağımlı olarak kemik yıkımını azaltmaktadır (7).

Füzyon Kolaylaştırıcılar

Elektriksel uyarı

Doğrusal ve dalgalı akımların spinal füzyonu desteklediği 1974 yılında Dwyer ve arkadaşları tarafından gösterilmiş ve günümüze kadar spinal füzyon tedavisinde yardımcı yöntem olarak kullanılmıştır (7).

Büyüme faktörleri

Transforming growth faktör-β ailesi içinde yer alan kemik morfogenetik proteinlerinin (BMP) enkondral ve intramemranöz kemik oluşumunda ve kırık iyileşmesinde görev aldığı Urist tarafından belirtilmiştir. BMP'ler ikincil mesaj iletim sistemi aracılığıyla osteoblast, osteoklast ve mezenkimal kök hücreler üzerine etki eder. Düşük konsantrasyonlarda kıkırdak oluşumunu, yüksek konsantrasyonlarda ise kemik oluşumunu sağlar. Rekombinant DNA teknikleriyle üretilen bazı BMP'lerin spinal füzyonda kullanımı söz konusudur (7).

SPİNAL FÜZYON BİYOMEKANİĞİ

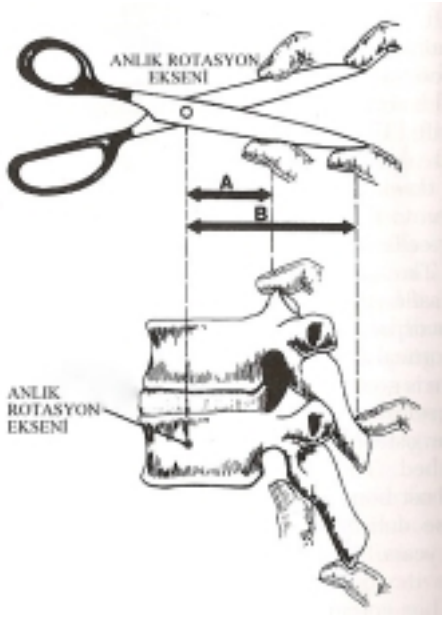
Füzyon biyomekaniği ile ilgili yapılmış birçok çalışma vardır ve bunların birçoğu in vitro çalışmalardır. Oysa in vivo ortamda çeşitli biyolojik faktörler füzyon kitlesinin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Uygulanacak cerrahi prosedür ve seçilecek olan kemik greft, biyolojik ve mekanik durumlar göz önüne alınarak seçilmelidir (29).

Kemik Greft Pozisyonu

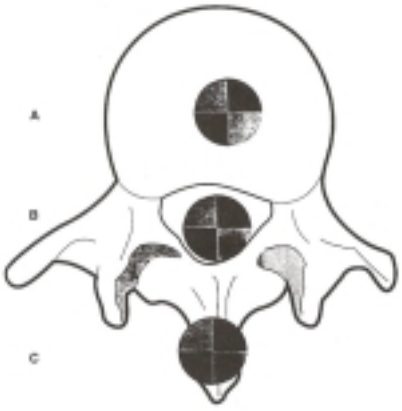
Omurga üzerine etki eden kuvvetler vektörel olarak ifade edilebilir. Bir kaldıraca etki eden bir kuvvet eğilme momentine yol açar. Uzayda bir noktaya etki eden eğilme momenti rotasyona sebep olur. Rotasyon hareketi bir eksen etrafında gerçekleşir ve bu eksen anlık rotasyon ekseni (ARE) (Instantaneous axis of rotation-IAR) olarak isimlendirilir (49).

Bir omurga segmentinde rotasyon hareketi sonrasında hareketsiz kalan bir eksen mevcuttur. Bu eksen ARE'dir. ARE genellikle omurga cisminin içerisinden veya yakınından geçer (Şekil 4). Kesin yeri omurganın eğrilikleri, dejeneratif hastalık, kırık, ligamentöz yaralanma ve enstrümantasyon gibi faktörlere bağlı olarak değişiklik gösterir. Omurgada hasarlanan kolon varsa eksen sağlam bölgeye doğru yer değiştirir (29) (Şekil 5). White ve Panjabi, füzyon kitlesinin ARE'ye uzaklığı arttıkça bu eksen etrafında olacak hareketin azalacağını belirtmişlerdir(50).

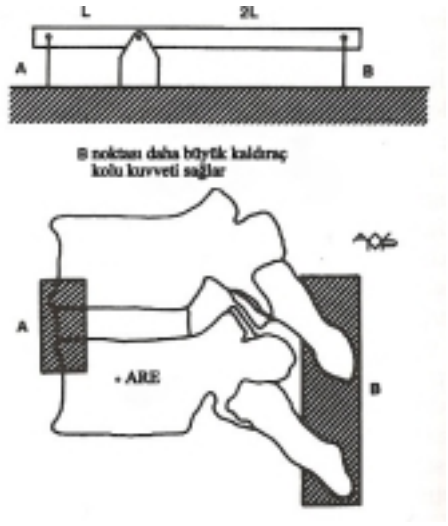
Füzyon kitlesi ile ARE arasındaki mesafe arttıkça kaldıraç kolu uzar, hareketi kısıtlayan kuvvet artar ve ARE etrafındaki hareket azalır (Şekil 4). Dorsal, dorsolateral ve intertransvers lomber füzyonlarda füzyon kitlesi ARE'den uzakta bulunur. Ventral yerleşimli bir greft ise ARE'ye daha yakındır ve kaldıraç kolu daha kısa olur. Ancak yine de özellikle anterior kolon yetmezliği olan durumlarda oldukça etkilidir (29) (Şekil 6).



Şekil 4: Makasın kollarını açmak için uygulanması gereken kuvvet daha uzun kaldıraç koluna sahip olan B mesafesi için daha azdır. Aynı mantıkla, faset seviyesinden uygulanacak kuvvete göre daha az bir kuvvetin spinöz çıkıntılara uygulanması stabilite için yeterlidir. Çünkü B mesafesi ARE'ne daha uzak bir noktadadır ve kaldıraç kolu daha uzundur. Bu durum sağlam interspinöz ve supraspinöz bağların önemini de göstermektedir. (White AA, Panjabi MM: Clinical Biomechanics of the Spine. Philadelphia, JB Lippincott, 1990, s 533.)



Şekil 5: ARE'nin sağlam ve patolojik durumlardaki yerleri. A) Faset eklem patolojisi. B) Sağlam vertebra. C) Faset eklem ve disk patolojisi. (Hather TR, O'Brien M, Felmly WT ve ark.: Instantenous axis of rotation as a function of three columns of the spine. Spine 1992: 17(6S): S153.)

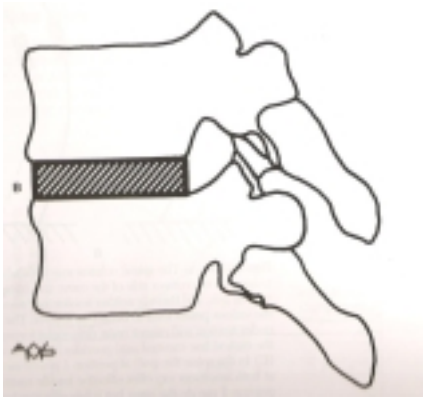


Şekil 6: Anteriora (A) ve posteriora (B) yerleştirilmiş kemik greftler. Anteriorda greft'in ARE'ne uzaklığı 'L', posteriorda greftin ARE'ne uzaklığı '2L'. Posteriora yerleştirilen greft daha fazla kaldıraç kuvveti uygulamaktadır. (White AA, Panjabi MM: Clinical Biomechanics of the Spine. Philadelphia, JB Lippincott, 1990, s 533.)

Katılık (rijidite) kavramı da çok önemlidir. Transvers çıkıntıları ve bütün posterior elemanları içeren füzyon sadece spinöz çıkıntıları içeren füzyona göre çok daha katı bir yapıdır. Bazı durumlarda füzyon kitlesinin ARE'den uzak olması olumsuz etki yapabilir. Örneğin diskojenik bir ağrı için yapılan posterior füzyon sonrasında bütün posterior elemanlarda füzyon uygulansa dahi disk aralığında hareket devam edebilir (51, 52). Böyle durumlarda interbody füzyon seçeneği göz önünde bulundurulmalıdır, bu şekilde daha katı bir yapı elde edilecektir (53) (Şekil 7).

Posterior, posterolateral ve interbody füzyonlar sonucu biyomekanik değişimler değerlendirilmiş. Sonuçta tüm füzyon tiplerinin eğilme ve aksiyel hareketlerde katılığı artırdığı gösterilmiş. Füzyon yapılmayan seviyelerde ise

özellikle faset eklemlerde stres artışı görülmüş. Stres artışı en az posterolateral füzyonda gözlenmiş. En fazla stres artışı ise Posterior füzyonda görülmüş (54, 55).



Şekil 7: İntervertebral alana yerleştirilen greft hareketi kısıtlayarak maksimum düzeyde katılık sağlayabilmektedir. (White AA, Panjabi MM: Clinical Biomechanics of the Spine. Philadelphia, JB Lippincott, 1990, s 533.)

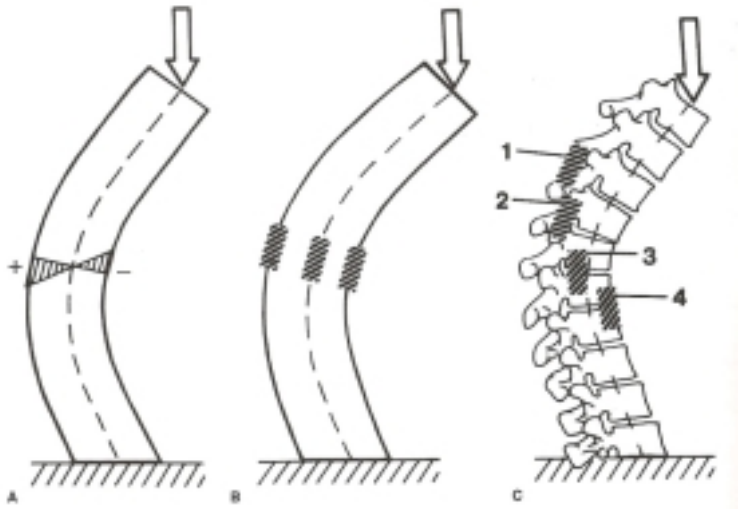
Omurgada konveks bölgeye yerleştirilen grefte kompresyon, konkav bölgeye yerleştirilen grefte ise tensil kuvvetler etki eder. Lomber bölgede intervertebral disk mesafesine yerleştirilen greft materyaline kompresif yüklenme etki eder. Greft materyaline kompresif kuvvet uygulanması durumunda osteokondüktif füzyon süreci işler. Dorsal bölgeye yerleştirilen greft materyaline ise tensil kuvvetler etki eder ve bu durumda osteokondüktif süreç işlemez (29) (Şekil 8).

Yük Paylaşımı

Dennis tarafından tariflenen üç kolon teorisi torakolomber omurga yaralanmalarının sınıflandırmasında ve tedavi yaklaşımında kullanılır (56). Bu

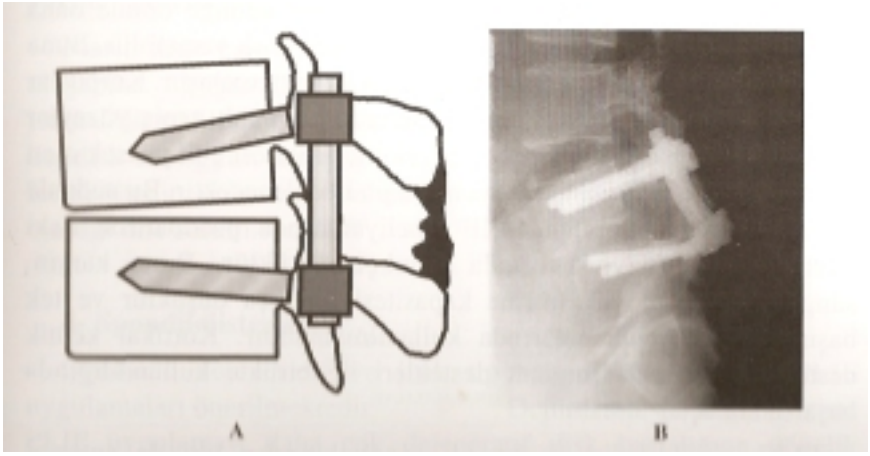
teoriye göre anterior ve posterior kolonlar temel yük taşıyan yapılardır (57). Anterior kolon kompresif güçlere direnç gösterirken, posterior kolon tensil güçlere direnç gösterir. Dik duruşun elde edilebilmesi için tüm güçler ARE üzerinde dengelenmeldir (58).

Torakolomber bölgedeki anterior veya posterior kolon yetmezliklerinde kifoz deformitesi görülür (59). Kifoz anterior kolonun yükseltilmesi veya posterior kolonun kısaltılması ile düzeltilebilir. Anterior veya orta kolonda yetmezlik varsa aligman ventral girişimle yapılacak bir füzyonla elde edilebilir ve bu şekilde yük hem anterior hem de posterior elemanlarca paylaşılır. Eğer anterior ve dorsal yapıların her ikisinde de yetmezlik varsa ve dorsal girişimle ağırlık merkezi ARE posterioruna yer değiştirmemişse hem ventral hem de dorsal girişim yapılmalıdır. Aksi takdirde yük paylaşımı olmayacak ve implant yetmezliği gelişebilecektir (60, 61) (Şekil 9).



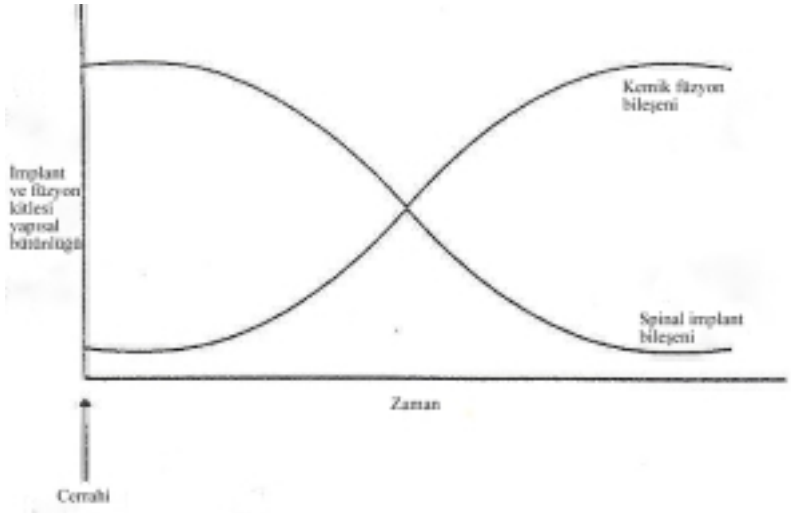
Şekil 8: (A) Spinal kolonun konveks tarafında tensil kuvvetler, konkav tarafında ise kompresif kuvvetler etkilidir. Kesik çizgiler nötral bölgeyi (nötral eksen) göstermektedir. (B) kemik greftler farklı bölgelere yerleştirilmiştir. Konveks bölgedeki grefte tensil kuvvetler, konkav taraftaki grefte kompresif kuvvetler etki ederken kesik çizgiler üzerindeki greft nötr durumdadır. (C) Omurgada 1 nolu alana yerleştirilen greft nötral eksenden uzaktadır, kaynama olduktan sonra kifoz defomitesine karşı tensil direnç gösterebilecektir. 2 nolu greft ise daha az olmakla birlikte benzer etkileri gösterecektir. 3 nolu greft ise nötral eksene yakın olması nedeniyle 1 ve 2 nolu greftler kadar etki gösteremeyecektir. 4 nolu greft ise kifoz deformitesine karşı kompresif direnç gösterecektir. Ayrıca nötral eksenden uzakta olması da bu direncini artıracaktır. (White AA, Panjabi MM, Thomas CL: The clinical biomechanics of kyphotic deformities. Clinical Orthopaedics 8:128, 1977.)

Posterolateral spinal füzyonda enstrümantasyon yük paylaşımı yaparak füzyon stabilitesine katkıda bulunur. Yapılan bir çalışmada insan omurga modelinde bilateral fasetektomi uygulanmış ve sonrasında stabilite pedikül vidaları ile sağlanmış. Spinal enstrümantasyonun anterior ve orta kolona gelen yüklerin %68'ini taşıdığı belirlenmiş. Füzyon kitlesi oluşmaya başladıkça enstrümantasyona binen yük miktarı giderek azalır. Ancak yeterli bir füzyon kitlesi oluşmaması durumunda enstrümantasyona binen yük sebat edecektir ve bir süre sonra implant yetmezliği gelişebilecektir (62) (Şekil 10).

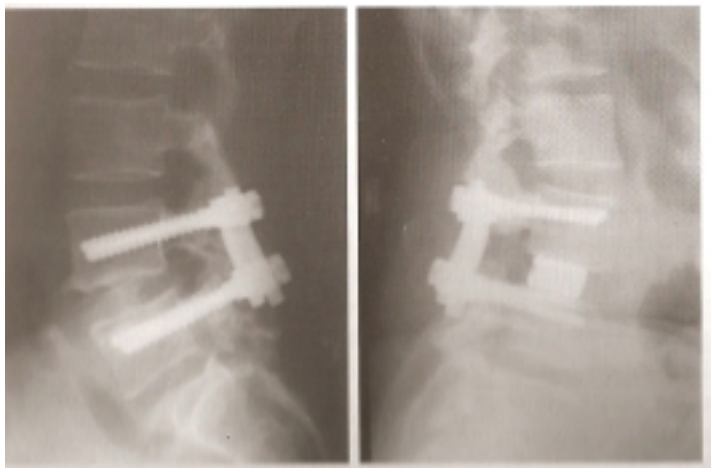


Şekil 9: (A) Posterior enstrümantasyon sonrasında dengesiz yük paylaşımı olması nedeniyle aksiyel yüklenme sonrasında posterior implantlarda yaylanma şeklinde yüklenmeler oluşur. (B) Bu olgularda bir süre sonra implant yetmezliği gelişebilir. (Akçalı Ö. Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Posterior lomber interbody füzyon. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 761.)

İnterbody enstrümantasyonda güçlü bir yapısal kemik grefti kullanılmalıdır, aksi takdirde aksiyel yüklenme ve fleksiyon güçlerine karşı konulamaz (63). Anterior destek için trikortikal kemik greftleri ve otojen kemik ile yüklenmiş kafesler kullanılabilir (şekil 11).



Şekil 10: Kaynama gerçekleştikçe zaman içerisinde spinal enstrümanlare binen yük giderek azalır. (Benzel EC: Biomechanics of spine stabilization. New York, McGraw-Hill, 1994, s104)



(A) (B)

Şekil 11: LİF uygulamalarında (A) trikortikal kemik grefti, (B) metalik kafes kullanımı. (Akçalı Ö. Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Posterior lomber interbody füzyon. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; s775)

Kemik dokusu karmaşık ve sürekli olarak değişkenlik gösteren bir yapıdır. Kemiğin dinamik yapısı ve iyileşme potansiyeli spinal füzyonun başarısını belirler. Cerrahın temel yapıları ve biyomekaniği iyi bilmesi, cerrahi sırasında

doğru endikasyonla doğru materyali seçmesini sağlar. Böylelikle psödoartroz gibi komplikasyonlardan kaçınılmış olur (29).

POSTERİOR SPİNAL FÜZYON

Omurganın arka elemanlarının füzyonudur. Amaç omurgadaki patolojik segmental hareketi veya dekompresyon sonucu oluşmuş instabiliteyi gidermek ve bu şekilde ağrıyı ve eşlik eden bulguları azaltmaktır (64).

Önceleri enfeksiyöz hastalıklar, adölesan travma, skolyoz ve travma olgularında uygulanan posterior füzyon sonraları dejeneratif omurga hastalıkları, spondilolistezis ve çeşitli disk sorunlarında da kullanılmaya başlanmıştır (64).

Posterior spinal füzyon omurga posterior elemanlarının dekortikasyonu ve greftlenmesi işleimidir. İnterspinöz- paraspinöz bölgede yapılması posterior füzyon olarak isimlendirilir. Bu işleme transvers çıkıntıların dekortikasyonu ve bu bölgenin greftlenmesi de eklenirse posterolateral spinal füzyon olarak isimlendirilir (64) (Şekil 12).



Şekil 12: Posterolateral greftleme ve füzyon. (Can Koşay. Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Posterior füzyon. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; s746)

Bazı cerrahlar tarafından uygulanan başka bir yöntem de sadece faset eklem füzyonudur. Ancak tek başına bu yöntemin başarısı düşüktür ve pedikül fiksasyonu ile birlikte yapılması önerilir (65).

Posterior spinal füzyon tek başına yapılabildiği gibi posterior dekompresyona ek olarak da yapılabilir. Ayrıca posterior spinal füzyon spinal implantlar kullanılarak veya implantsız da yapılabilir (64).

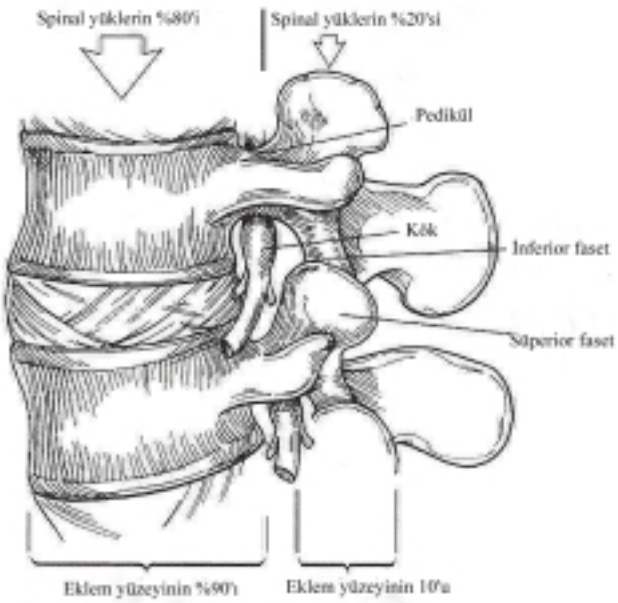
İNTERBODY FÜZYON

Omurga anteriorunda yapılan artrodez uygulamasıdır. 1940'lı yıllarda Cloward tarafından uygulanmaya başlanan ancak teknik zorluklar nedeniyle

1990'lı yıllara kadar yaygın kullanım alanı olmayan bir yöntemdir. Omurga cerrahisindeki teknolojik ilerlemelere paralel olarak enstrümantasyon sistemlerinin geliştirilmesiyle son yıllarda giderek artan oranlarda uygulanmaya başlanmıştır (66).

İnterbody füzyon tekniğinin, posterior füzyon uygulamalarına göre teorik bazı avantajları mevcuttur. Bu avantajlar interbody füzyon olgularında daha yüksek kaynama oranları ve daha fazla klinik düzelme sağlamaktadır. Wolf kanunlarına göre kompresyon altında yerleştirilen greftlerde kaynama daha yüksek oranlardadır. İnterbody füzyonda greft anterior ve orta spinal kolona yerleştirilir. Bu alan omurgada en fazla yük taşıyan ve en fazla kompresyona maruz kalan bölgedir. Ayrıca bu bölge kemik yüzey alanının da %90'lık kısmını oluşturmaktadır. Yine intervertebral bölge posterolateral bölgeye göre daha fazla kanlanan bir bölgedir. Bu faktörler füzyonu kolaylaştımaktadır (Şekil 13). Bunun yanında interbody füzyon sonrasında disk aralığı yüksekliği, lomber lordoz, sagital ve koronal denge posterolateral füzyona oranla daha iyi sağlanabilmektedir (Şekil 14). Ameliyat sonrası dönemde ise füzyon ve psödoartroz değerlendirmesi

interbody füzyon olgularında daha sağlıklı yapılabilmektedir (45).



Şekil 13: Lomber spinal kolonda eklem yüzey alanlarının görünümü. Eklem yüzey alanının %90'ının ve spinal yüklenmelerin %80'inin interbody füzyon uygulamasında etkindir. (Mummaneni PV, Haid RW, Rodts GE. Lumbar interbody fusion: State of the art technical advances. Journal of Neurosurgery (Spine 1). 2004; 1:25.)



Şekil 14: (A) İntervertebral aralıkta dejeneratif değişiklikler ve disk yüksekliğinde kayıp. (B) Pedikül vidaları ile yapılan posterior enstrümantasyon sonrasında nöral foramende genişleme mevcut. Ancak lomber lordoz azalmış. (C) İnterbody kafes kullanılarak yapılan füzyon sonrasında hem nöral foramen genişlemiş hem de lomber lordoz korunmuş. (Division of Neurosurgery, University of New Mexico, Albuquerque, New Mexico)

ENDİKASYONLAR

Lomber interbody füzyon için farklı görüşler olmakla birlikte genel olarak lomber interbody füzyon için temel endikasyonlar aşağıdaki gibidir (66):

- İnstabil dejeneratif disk hastalığı (segmental instabilite).
- Evre 1-2 spondilolistezis.
- Tekrarlayan disk herniasyonu.

ANTERİOR LOMBER İNTERBODY FÜZYON (ALİF)

ALİF, kronik bel ağrısıyla seyreden dejeneratif disk hastalığı, instabilite, enfeksiyon, neoplazi, iatrojenik instabilite ve başarısız posterolateral füzyon durumlarında uygulanabilen bir prosedürdür. Biyomekanik prensibi katı intersegmental artrodez elde etmek ve intervertebral disk yüksekliğinin sağlanmasıdır (67).

İntervertebral diskin direkt olarak çıkarılabilmesi, disk yüksekliğinin sağlanabilmesi, nöral foramen yüksekliğinin ve hacminin artırılabilmesi, kompresyon altında bir füzyon ortamı sağlaması, lomber lordozun düzeltilmesi ile sagital dizilimin sağlanabilmesi ve posterior paraspinöz kas dokusunun korunması önemli avantajlarıdır (45).

Operasyon sırasında iliak damarlara yapılan ekartasyon sonucunda derin ven trombozu ve damar hasarı, hipogastrik pleksus zedelenmesi sonucunda retrograd ejekülasyon ve empotans, posterior fiksasyonla birlikte yapıldığı durumlarda ek morbidite oluşturması ve karın duvarında atoniye ve herniasyona yol açması olası komplikasyonları ve dezavantajlarıdır (45).

POSTERİOR LOMBER İNTERBODY FÜZYON (PLİF)

İlk olarak 1940'lı yıllarda Cloward tarafından uygulanmıştır. Diskektomiyi takiben oluşan defekt otojen greft ile doldurulmuştur. Sonraki yıllarda posterolateral füzyona ek olarak veya tek başına uygulanmıştır. Omurga enstrümantasyon tekniğindeki gelişmeler PLİF tekniğinde de gelişmelere yol açmıştır (4).

Günümüzde PLİF ameliyatları daha çok posterior spinal enstrümantasyon ve posterolateral füzyon teknikleriyle birlikte uygulanmaktadır. Bazen tek başına PLİF uygulaması da tercih edilebilmektedir. Son yıllarda minimal invaziv tekniklerin yaygınlaşmasıyla PLİF uygulamalarında minimal teknikler de tanımlanmıştır (4).

Endikasyonlar

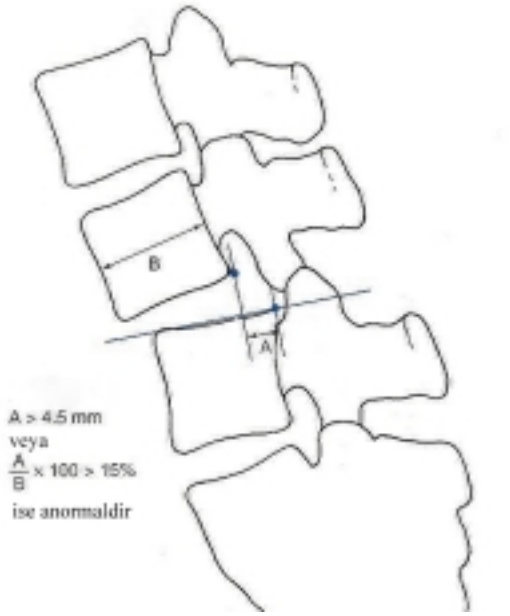
Spinal füzyon tipik olarak klinik semptom veren segmental instabilite durumlarında uygulanmaktadır. Segmental instabilite disk biyomekaniğindeki

bozulma sonrasında faset eklem kapsülünde ve stabiliteyi sağlayan ligamanlarda gevşeme nedeniyle gelişir. Segmental instabilite White ve Panjabi tarafından tanımlanmıştır (50).

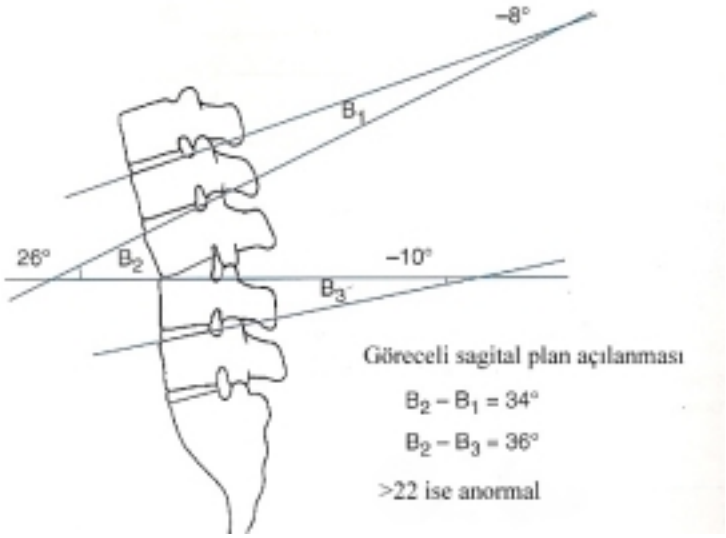
Translasyon: İki komşu vertebra korpusu arasında >4,5 mm yer değiştirme olması veya korpusun %15'inden fazla yer değiştirmesi anormaldir (Şekil 15).

Statik sagital plan açılanması: Komşu vertebraların sagital planda birbirlerine göre açılanmalarıdır. >22 derece anormaldir (Şekil 16).

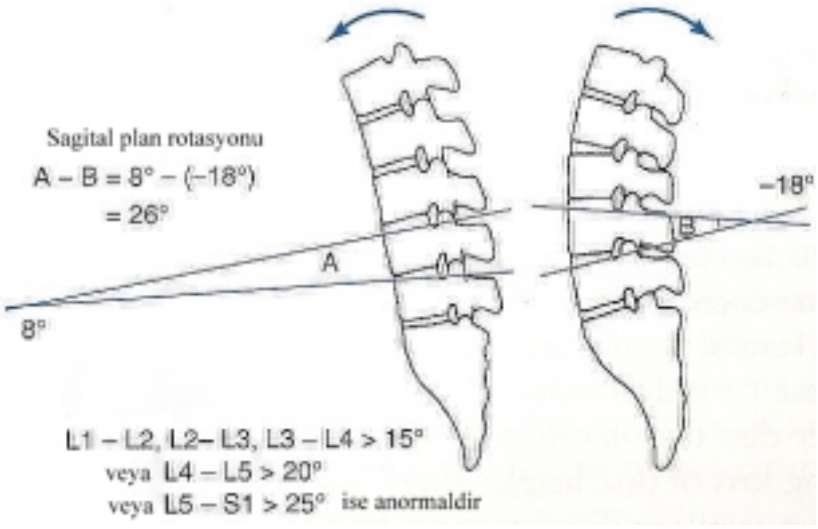
Fleksiyon-ekstansiyon sagital plan açılanması: Komşu vertebra korpuslarının fleksiyon ve ekstansiyon grafilerindeki açılanma farkıdır. L1-L2, L2-L3 ve L3-L4 vertebralarda >15 derece, L4-L5 arası >20 derece ve L5-S1 arası >25 derece anormaldir (Şekil 17).



Şekil 15: Sagital plan translasyonun ölçümünde White-Panjabi yöntemi. >4,5 mm translasyon, veya vertebra cisminin %15'inden fazla translasyon anormaldir. (White AA, Panjabi MM, eds. Clinical biomechanics of the spine 2nd ed. Philadelphia: Lippincott, 1990:345.)



Şekil 16: Statik sagital plan açılanmasının ölçüm metodu. 22°'den büyük göreceli açılanma anormaldir. ((White AA, Panjabi MM, eds. Clinical biomechanics of the spine 2nd ed. Philadelphia: Lippincott, 1990:345.)



Şekil 17: Fleksiyon-ekstansiyon grafilerinde sagital plan rotasyon ölçüm metodu. Cobb yöntemiyle Fleksiyonda ve ekstansiyonda elde edilen değerlerin farkı alınır. L1-2, L2-3 ve L3-4 arasında 15 °'den büyük, L4-5'te 20°'den büyük ve L5-S1'de 25°'den büyük değerler anormaldir. (White AA, Panjabi MM, eds. Clinical biomechanics of the spine 2nd ed. Philadelphia: Lippincott, 1990:345.)

Başlıca PLİF endikasyonları (68,69,70):

- Spondilolistezis, tekrarlayan disk herniasyonları.
- Başarısız bel cerrahisi sendromu (failed back surgery syndrome).
- Bilateral veya masif orta hat disk herniasyonu.
- Postural bel ağrısıyla birlikte seyreden dejeneratif disk hastalığı.
- Fiziksel güce bağlı işlerde çalışan kişilerde gelişen disk herniasyonları.

Avantajları

PLİF standart posterior yaklaşımla nöral elemanların dekompresyonuna izin verirken spinöz proses, interspinöz ve supraspinöz ligaman gibi yapıların da korunmasına olanak verir. Bilateral laminotomi ve medial fasetektomi ile nöral elemanların dekompresyonu sağlanır ve totale yakın diskektomi ile birlikte interbody füzyon gerçekleştirilir (32).

Cautilli (71) tarafından PLİF tekniğinin teorik avantajları aşağıdaki gibi tanımlanmıştır:

- Geniş kemik yüzey alanı.
- Kortikal sonplak perforasyonu sonrasında vertebral kanselöz kemik aracılığıyla grefte yeterli kan akımının sağlanması.
- Füzyon kitlesinin rotasyon merkezine ve kompresif güçlerin merkezine yakın olması.
- Sinir kökü bası alanının tam olarak görülebilmesi.

- Disk çıkarılmasını takiben disk mesafesinin korunabilmesi nedeniyle disk mesafesinde yükseklik kaybı olmaması ve olası bir lateral stenozdan kaçınılması.

Disk aralığına yerleştirilen greft disk aralığı yüksekliğinin korunmasını sağlar ve bu şekilde nöral elemanların ve hareketli segmentin normal anatomisi sağlanmış olur (68,69,71,72). Yukarıda belirtilenlerin yanı sıra Evans (73) başka avantajları da ortaya koymuştur. Bunlar:

- Omurga cisimlerinin yük dağılımları göz önüne alındığında greftin cismin posterolaterali greft için en uygun yerdir.
- Anterior anulus ve ligamanın korunmasıyla posterior distraksiyon kolaylaştırılır.
- Posteriorda spinöz prosesler arasında yumuşak dokular korunduğu zaman veya posteriordan enstrümantasyon uygulandığı zaman greft stabilitesi artar ve erken mobilizasyon mümkün olur.

Lin PLİF'in en büyük avantajının, omurga cisimlerinin birbirlerinden uzaklaştırılarak tek bir hareketli segment halinde kaynamasıyla nöral elemanlarda elde edilen dinamik dekompresyon olduğunu belirtmiştir. Ayrıca yapılan totale yakın diskektomi ve füzyon sonrasında tekrarlayan disk herniasyonlarının, ilerleyici disk yüksekliği kaybının ve dejeneratif sürecin önlendiğini belirtmiştir (74,75).

Dezavantajları

Bütün bu avantajlarının yanı sıra bazı dezavantajları konusunda da dikkatli olmamız gerkmektedir (76). Bunlar:

- Tekniğin destabilizasyona yol açabilecek geniş posterior dekompresyon işlemini içermesi.
- Greftin geriye kaçma riski.
- Sinir köklerinde retraksiyon yaralanmasına sekonder olarak endonöral fibrozis ve kronik radikülopati gelişmesi.
- Diskektomiyi takiben anteriorda, dekompresyonu takiben de posteriorda oluşan instabilitenin posterior enstrümantasyon gerektimesi.

Füzyon İçin Kullanılan Gereçler

Kemik greftleri

Kemik greftleri spacer olarak İlk defa Cloward tarafından kullanılmış ve sonrasında Lin tarafından bu yöntem geliştirilmiştir. İlk PLİF uygulamalarında otojen kemik kullanılmıştır. Daha sonrasında otojen kemik stoğunun yetersizliği ve greft alma işlemi sonrasında karşılaşılan komplikasyonlar nedeniyle allogreft kemikler de kullanılmaya başlanmıştır (32).

Kullanılacak greft vertebra korpusları arasındaki aksiyel yüke dayanabilecek vasıfta olmalıdır. Bu nedenle kullanılan greftler kortikal kemik ağırlıklı olmalıdır.

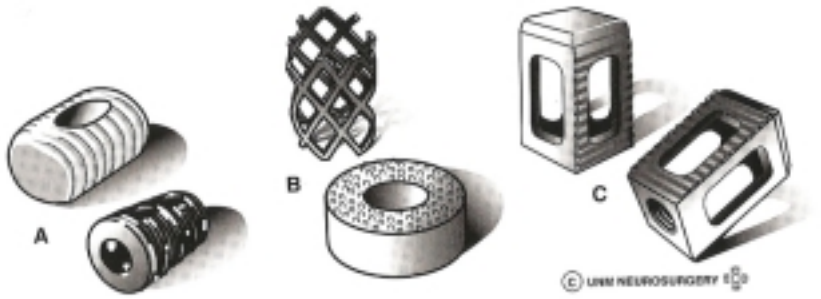
Cloward trikortikal iliak kanat grefti kullanmıştır. Trikortikal greft kortikal kemik sayesinde aksiyel yüke dayanabilmekte aynı zamanda içeriğindeki biyolojik aktivitesi yüksek medüller kemik sayesinde de füzyonu kolaylaştırmaktadır (4).

Allogreftlerde kemik alım komplikasyonlarının olmaması ve allogreftlerin önceden şekillendirilebilmesi önemli avantajlardır. Ancak biyoaktivitesinin daha düşük olması nedeniyle füzyon süresi daha uzundur. Ayrıca alerjik reaksiyon oluşturma ve virütik hastalık geçiş riski bulunmaktadır. Belirtilen bu farklara rağmen allogreft kullanımı ve otogreft kullanımı sonrasında elde edilen füzyon oranlarının önemli farklılık göstermediği saptanmıştır. Otogreft kullanımında %95, allogreft kullanımında %92 füzyon oranları elde edilmiştir (4).

Otojen ve allojen gretfler uygulama sonrasında vücutta zamanla rezorbe olurlar ve disk yükseklik kaybına yol açabilirler. Bu durum allogreftlerde daha belirgindir (4).

Metalik interbody füzyon gereçleri

Yukarıda belirtilen dezavantajlar ve implantasyon tekniklerindeki gelişmeler sonrasında PLİF uygulamasında kullanılabilecek birçok metalik implant geliştirilmiştir. Bu implantlar literatürde PLİF kafesleri olarak adlandırılırlar. Bu kafesler titanyum, PEEK ve karbon fiber içerikli olabilirler. İçi boş silindirik veya dikdörtgen yapıdadırlar ve içleri greft ile doldurulabilmektedir (4) (Şekil 18).



Şekil 18: Güncel olarak kullanılan kafesler. (A) yivli horizontal kafesler, (B) vertikal halka kafesler, (C) açık kutu kafesler. Kemik, metal, polimer gibi çeşitli materyaller bu cihazların üretiminde kullanılabilmektedir. (Division of Neurosurgery, University of New Mexico, Albuquerque, New Mexico)

Cerrahi Teknik (4)

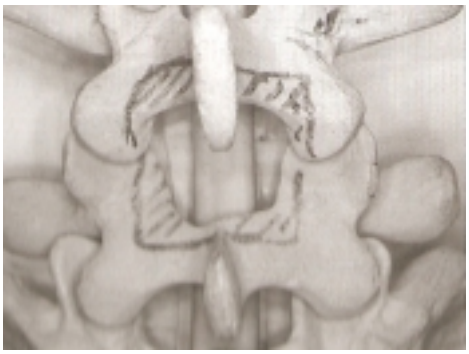
Hasta pozisyonu

Hasta pron pozisyonda kalça ve dizler hafif fleksiyonda olmalı. lomber lordoz sağlanmalıdır. Gövde uygun şekilde desteklenmeli, kemik çıkıntılara yumuşak destekler sağlanmalıdır.

Açılım

Posterior orta hat insizyonu ile girilir ve vertebraların her iki yanı standart açılıma uygun olarak ortaya konulur. Üst ve alt laminalar ile faset eklem lateral kenarlarının ortada olması önemlidir. PLİF uygulanacak seviye radyolojik olarak belirlenir. Belirlenen interlaminer aralığa komşu olan vertebraların üst ve alt

kenarları alınır. Kanal içi patoloji yoksa total laminektomi uygulanmaz. (Şekil 19).



Şekil 19: Birbirine komşu vertebra laminalarından resimde işaretlendiği kadar kemik alınarak geniş laminotomi yapılır. (Akçalı Ö. Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Posterior lomber interbody füzyon. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 771.)

Dura ve sinir kökü belirlenerek karşı tarafa doğru dikkatlice itilir. İntervertebral disk aralığı, foramen medial kenarı ve posterior longitudinal bağ görülmelidir. Küçük bir bistüri kullanılarak diskin posteriorunu kaplayan AF'ye genişçe bir pencere açılır (Şekil 20).

Açılan pencereden girilerek tüm disk içeriği boşaltılır. PLİF uygulamasında füzyon başarısı diskin tamamen boşaltılmasından etkilenecektir. Vertebra sonplak'lerinin kemik yüzleri çıkana kadar disk içeriği boşaltılmalıdır. Sonplak'larin, özellikle de kortikal kemiğin delinmemesi önemlidir. Aksi takdirde PLİF için kullanılan implant korpusun içine gömülebilir. NP'nin tamamen çıkarıldığından emin olunmalıdır.



Şekil 20: Diskin posteriorunda bistüri ile genişçe bir pencere açılır. (Akçalı Ö. Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Posterior lomber interbody füzyon. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 772.)

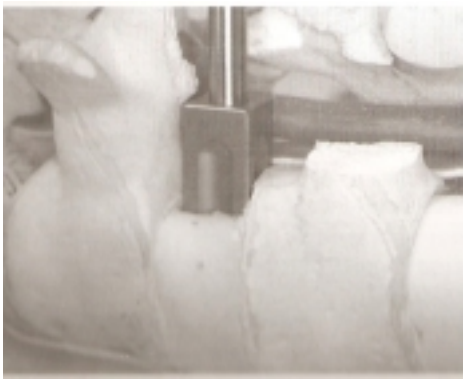
Enstrümantasyon

Diskektomi sonrasında disk aralığı posterior spinal enstrümantasyon ile veya özel distraktörler ile açılır. Kemik grefti kullanılacaksa disk aralığına hazırlanan kemik yerleştirilir. Kafes kullanılacaksa öncelikle disk aralığına uygun boyda raspalar ile korpus yüzeyi raspalanır (Şekil 21).

Raspalama sonrasında kortikal kemik üzerinde ince oluklar oluşturulur. Deneme kafesleri ile uygun kafes belirlenir (Şekil 22). Posterior longitudinal ligaman ve faset eklem kapsüllerinin gergin durduğu yükseklikteki kafesler implante edilmelidir.



Şekil 21: Vertebra korpus yüzeylerinin uygun boy raspa ile hazırlanması. (Akçalı Ö. Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Posterior lomber interbody füzyon. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 773.)



Şekil 22: Deneme kafes ile uzunluk ve yüksekliğin saptanması. (Akçalı Ö. Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Posterior lomber interbody füzyon. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 773.)

Ölçüleri belirlenen implantın içi otojen kemik greftleri ile doldurulur. Özel tutucusu yardımıyla disk aralığına yerleştirilir. (Şekil 23)



Şekil 23: İmplante edilecek kafesin doğru pozisyonda disk aralığına yerleştirilmesi. (Akçalı Ö. Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Posterior lomber interbody füzyon. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 774.)

Vidalı kafeslerde disk aralığında özel yiv açıcılar ile oluk hazırlanır. Daha sonra implant sıkı bir şekilde döndürülerek yerine yerleştirilir. Dikdörtgen kafeslerde ise hazırlanan oluğa çakılarak oturtulur. (Şekil 24)



Şekil 24: Kafesin arka kenarı arada oluşabilecek füzyon kitlesinin de spinal kanalı daraltmayacağı şekilde vertebra arka kenarından daha önde olmalıdır. (Akçalı Ö. Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Posterior lomber interbody füzyon. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 775.)

Komplikasyonlar

PLİF uygulamasıyla birlikte görülebilecek bazı komplikasyonlar mevcuttur. Bu nedenle gerekli durumlarda alternatif teknikler göz önünde bulundurulmalıdır. Birçok araştırmacının belirttiği olası komplikasyonlar; psödoartroz, greft rezorpsiyonu ve çökmesi, greft kayması, yara yeri enfeksiyonu, nörolojik hasar, dural laserasyonlar ve aşırı kanama olarak sıralanabilir (69,74,77,78).

İNTERBODY KAFESLER

Kafesler iki vertebra arasındaki bağlantıyı sağlamak veya yeniden yapılandırmak için kullanılan boşluk doldurucu (spacer) gereçlerdir. 1950'li yılların başlarında Cloward tarafından otolog iliak kanat kemiği interbody füzyonda kullanılmış. Cloward otogreft yerine allojen kemik greftinin de kullanılabileceğini belirtmiş ve bu düşünce sonraki dönemde intervertebral aralıkta spacer olarak kullanılmaya başlanan kafesleri ortaya çıkarmıştır (5). Kafesler omurga dejenerasyonunda füzyon amacıyla veya tümör, enfeksiyon ve travma sonrasında anterior kolonda oluşan yetmezlik durumlarında rekonstrüksiyon amacıyla kullanılır (78).

Omurga anteriorunda yapılan bir füzyonla anterior kolon desteği sağlanır. Anterior kolonun daha iyi kanlanması, füzyon sırasında kompresyon oluşması ve lordozun daha iyi sağlanabilmesi avantajdır (80). Biyomekanik bir çalışmada

interbody füzyonun posterolateral füzyondan daha katı bir yapıya sahip olduğu gösterilmiştir (81). Füzyonda sadece kemik kullanılması yeterli desteği sağlayamamıştır. Önemli oranlarda çökme ve psödoartroz görülmüştür. İnterbody kafesler çökme ve psödoartrozu önlemek amacıyla geliştirilmişlerdir (80).

1984 yılında Bagby tarafından Wobbler sendromlu atlarda servikal stabilizasyon amacıyla kullanılan paslanmaz çelik implant daha sonra Kuslich ve arkadaşları tarafından insan omurgasında kullanılabilecek şekilde dizayn edilmiş (Bagby and Kuslich-BAK) ve 1996 yılında FDA onayı ile kullanılmaya başlanmıştır. Bu implant içi boş, yüzeyi pürüzlü titanyum bir kafestir (5).

Kafes Tipleri

Kafeslerin kabul edilmiş belirli bir sınıflaması yoktur. Ancak kafesler şekillerine göre veya üretildikleri malzemeye göre sınıflandırılabilirler. Başlıca üç farklı şekilde olabilirler (82).

Silindirik kafesler

Silindir şeklinde ve üzeri yivli olan kafeslerdir. Takoz (dowel) kafeslere benzer özelliklere sahiptir. Yüzeyleri delikli ve içleri boştur (Şekil 25). İçindeki boşluk otojen kemik grefti ile doldurularak füzyon oranları artırılır. Yivli

özellikleri nedeniyle disk aralığına vidalanarak yerleştirilirler, böylece kafesin geriye kaçışı engellenir. Yivli kafesler yüksek hacimlidirler ve implantasyonları zordur. Bu nedenle nörolojik yaralanma riski yüksektir. Bu gruba BAK ve Ray kafesleri örnek verilebilir (4,82).

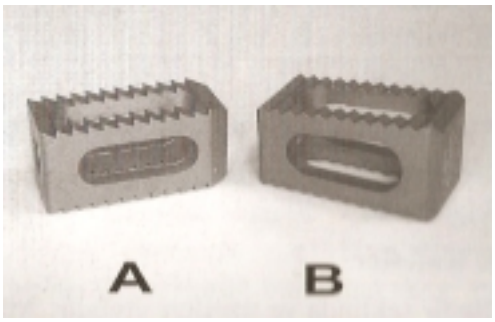


Şekil 25: Silindirik PLİF kafes tasarımına bir örnek. Kafesin çevresi yivli ve füzyonu kolaylaştırmak için delikli olarak tasarlanmıştır. (Akçalı Ö. Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Posterior lomber interbody füzyon. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 770.)

Dikdörtgen kafesler

Dikdörtgen kafesler titanyum, PEEK veya karbon fiberden üretilirler. Trikortikal grefte benzer özelliklere sahiptir. Sagital planda dikdörtgen veya lordozu artırmak için öne doğru genişleyen tasarımlarda olabilir (Şekil 26). Kemiğe temas eden yüzeyleri geri kaçışı engellemek için çentiklidir. Tüm yüzeylerinde geniş oluklar bulunur. İçindeki boşluk otojen kemik grefti ile doldurulur. Silindirik kafeslere göre daha küçüktürler ve uygulamalarında nörolojik yaralanma riski daha azdır. Dikdörtgen kafeslerle lomber lordoz

silindirik kafeslere oranla daha iyi oluşturulur. Bu gruba örnek Brantigan kafes verilebilir (4,82).



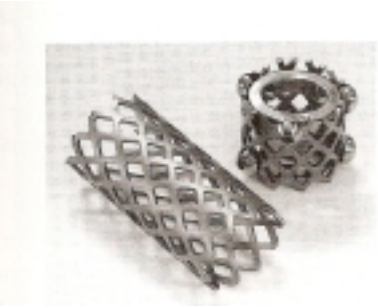
Şekil 26: Dikdörtgen kafeslerin tüm yüzeylerinde geniş oluklar bulunur. Verilmek istenen lordoz miktarına göre tam dikdörtgen (A) veya öne doğru genişleyen tasarımlarda (B) seçenekler bulunur. (Akçalı Ö. Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Posterior lomber interbody füzyon. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 770.)

Vertikal yüzük (Harms) kafesler

Örnek olarak titanyum mesh kafesler verilebilir. Femoral kortikal ring grefte benzer özelliklere sahiptir. İstenilen yükseklikte kesilerek kullanılabilir. Keskin kenarlı olması nedeniyle açık teknikle ve dikkatli uygulama gerektirir. İçi boştur ve greft ile doldurulabilir (82) (Şekil 27).

PLİF uygulamalarında silindirik ve dikdörtgen kafesler kullanılmaktadır (4).

Omurga artrodezinde kafes kullanımı son zamanlarda sürekli olarak artmaktadır. Cerrahi tedavi sonuçlarının iyileşmesi, morbiditenin azalması umudu ve üretici firmaların sürekli çalışmaları kullanımı daha da artırmaktadır (82).



Şekil 27: Vertikal silindirik kafes örneği; titanyum mesh kafes (Harms cage). Sağ tarafta olduğu gibi içerisine yerleştirilen sonlanma halkaları ile kafes uç noktalarındaki stres konsantrasyonları azaltılarak kafesin kemik içine göçmesi önlenebilir. **(**Kenneth MC, Leong CCY, Leong JCY. The Lumbar Spine. In Herkowitz HN, Dvorak J, Bell GR, Nordin M, Grob D eds. Spinal instrumentation overview in lumbar degenerative disorders: Cages. Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia 2004; pp 287.)

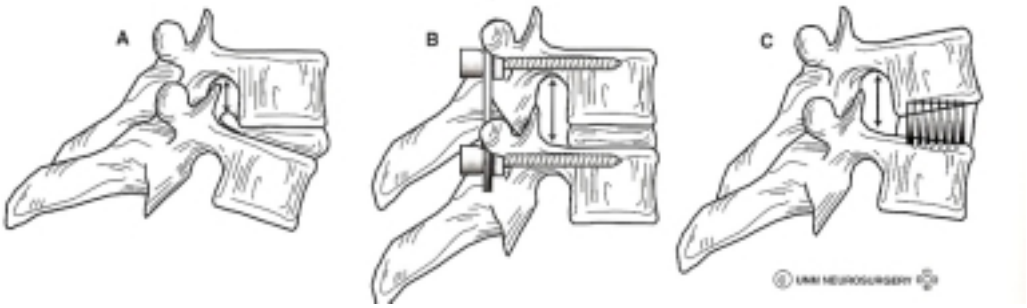
Dejeneratif omurga hastalıklarında cerrahi tedavinin temel amacı hastanın ağrısının giderilmesi ve fonksiyonel kapasitenin artırılmasıdır. Bu durum mevcut mekanik bozukluğun anatomik temelde düzeltilmesi ve ameliyat sonrasındaki anormal hareketlerin engellenmesi için o segmentin stabilizasyonu ile elde edilebilir. Teorik olarak lomber interbody füzyon bu amaçla uygulanır. Maalesef bu uygulamayla çok farklı füzyon oranları elde edilmektedir (%14-93) (83). Sonuç olarak kafesler aşağıdaki amaçlar doğrultusunda kullanılmaktadır (82).

- Mevcut mekanik bozukluğun düzeltilmesi.
- Füzyon sağlanana kadar stabilitenin korunması.
- Füzyon için olası en iyi ortamın sağlanması.
- Uygulama sırasında morbiditenin sınırlandırılması.

Temel olarak interbody kafes disk yüksekliğini sağlamalı, anüler lifleri normal gerginliğine ulaştırmalı, mevcut segmentin normal lordozunu oluşturmalı, sagital balansı sağlamalı, sublukse faset eklemi redükte etmeli, nöroforaminal aralığı genişletmeli ve anterior kolondan normal yük geçişini sağlamalıdır (Şekil 28,29,30). İnterbody kafes füzyon sağlanana kadar stabil bir yapı oluşturmalıdır. Ameliyat sırasında kafesin yerleştirileceği alan uygun şekilde hazırlanmalıdır. Bütün bu işlemleri yaparken de işlemin morbiditesi sınırlandırılmalıdır (82).

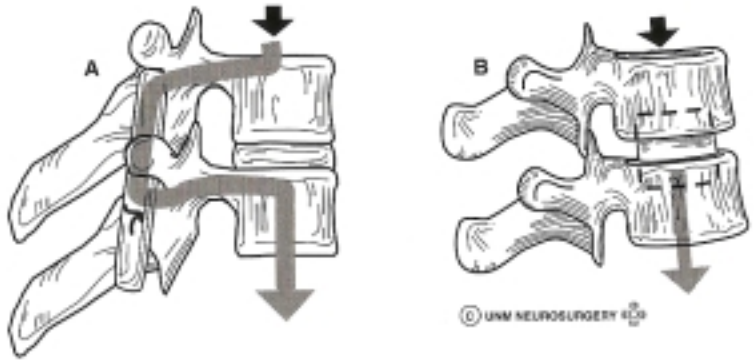


Şekil 28: İnterbody kafesler çökmüş, dejenere disk aralığını genişletirler, AF'u ve spinal ligamanları gererler. Komşu vertebra cisimleri ve kafes arasında kemik kaynama görülür. Kafesler vertebra cisimleri arasında kompresyon kuvveti altındadır. (Dickman CA. İnternal fixation and fusion of the lumbar spine using threaded interbody cages. BNI Quarterly 13:4-25, 1997.)



Şekil 29: (A) Dejeneratif değişiklikler, diskte çökme ve fıtıklaşma, disk aralığında daralma. (B) Pedikül vidası kullanılarak nöral foramen genişleitlmiş ancak lomber lordoz kaybı mevcut. (C) Kafes kullanılarak nöral foramen genişletilmiş ve lomber lordoz korunmuş. (Division of Neurosurgery, University of New Mexico, Albuquerque, New Mexico)

Kafes kullanımının diğer avantajları gerekli olan greft miktarının azalması, füzyon oranında artış ve daha az invaziv işlemlere olanak sağlamasıdır. Günümüzdeki tüm gelişmelere rağmen bu uygulama yeterince mükemmelleştirilememiştir. Halen kaynamama oranları %7-30 civarındadır. Ayrıca greft ihtiyacı da devam etmektedir (8). Gerekli greftin en yaygın kaynağı iliak kanattan elde edilen otojen grefttir. Bu greftin elde edilmesi sırasında da önemli oranlarda majör ve minör komplikasyonlar gelişmektedir (6).



Şekil 30: (A) Posterior veya posterolateral füzyon sonrasında vertebraya binen yüklerin bir kısmı füzyon kitlesi üzerinden posterior elemanlara ve oradan da komşu vertebra cismine yönelir. (B) İnterbody füzyon ile yük direkt olarak bir vertebra cisminden diğerine aktarılır. (Division of Neurosurgery, University of New Mexico, Albuquerque, New Mexico)

Metal (paslanmaz çelik, titanyum) kafesler yaygın olarak kullanılmaktadır. Metal kafesler omurgaya göre daha katı maddelerdir (84). Bu durum omurgada stres noktalarının oluşmasına ve psödoartroza yol açabilir (85). Tam füzyon öncesinde mikrohareketlerin olması kaçınılmazdır ve bu da metal parçacıkların oluşmasına yol açacaktır. Bu parçacıkların lokal etkileri eklem artroplastisinde

araştırılmıştır. Makrofajlar tarafından fagosite edilen bu parçacıklar interlökin salınımına ve sonrasında da osteoblast ve osteoklast fonksiyonlarının etkilenmesine yol açar. Bunun sonucunda da osteoliz ve gevşeme görülür. Bu durum enstrümantasyonda başarısızlığa ve sürekli ağrıya sebep olabilir (82).

Karbon fiber ortopedide başka alanlarda (total diz protezi, ligament rekonstrüksiyonu) kullanım alanı olan bir malzemedir. Ancak karbon fiber parçacıkların salınımı eklemlerde kirlenme (86), sinovit (87), lenfatik yayılım (88), iç organlara yayılım (89) gibi sorunlara neden olmaktadır. Bu etkiyi azaltmak için karbon fiber PEEK gibi kompozit maddelerin içerisine yerleştirilerek sorun aşılmaya çalışılmıştır. Karbon fiber kullanımında amaç kemiğe yakın düşük young modülüsü nedeniyle kemikte oluşan stres noktalarını azaltmak ve kaynamayı artırmaktır. Ayrıca karbon fiberin belirtilen sorunlara ek olarak kırılgan bir madde oluşu da implantlarda yetmezlikle sonuçlanabilmektedir (82). Kırılma sonrasında ise karbon fiber parçacıkları spinal kanala yayılmaktadır (90). Son yıllarda düşük young modülüsü (3,6 GPa) nedeniyle saf PEEK kafesler de kullanılmaktadır (trabeküler kemik 2 GPa, kortikal kemik 4 GPa).

OMURGA CERRAHİSİNDE BİYOİNDİRGENİR İMPLANT KULLANIMI

1960'lı yılların ortasında klinik uygulamalarda tanımlanan biyoindirgenir teknoloji , polimerlerin geniş kullanım alanı bulmasıyla gelişimini sürdürmüştür

(91). Biyoindirgenir implantlar kraniomaksiller cerrahi, genel cerrahi, ortopedi ve beyin cerrahisi alanlarında başarı ile kullanılmıştır. Özellikle ortopedinin çeşitli alanlarında geniş uygulama alanı bulmuştur (92).

Omurga cerrahisinde biyoindirgenir teknoloji ürünlerinin metal implantlara göre birçok avantajı bulunmaktadır. Bu implantlar radyolusen olmaları nedeniyle ameliyat sonrası dönemde daha iyi radyolojik inceleme imkanı vermektedir. Kendine özgü biyomekanik özellikleri nedeniyle daha iyi bir kaynama sağlamaktadırlar. Kemik elastik modülüsüne yakınlığı ve zamanla rezorbe olmaları nedeniyle metalik implantlara oranla daha az stres noktası oluşumuna sebep olurlar. Stabilizasyon sonrasında rezorbe olmaları nedeniyle daha fazla yük transferine izin verirler ve böylelikle eklemlerde daha az dejenerasyona neden olurlar. Ayrıca yine zamanla rezorbe olmaları nedeniyle çökme ve yerdeğiştirme oranları daha düşüktür (93).

Son 60 yıldaki biyomalzeme gelişimi ve klinik kullanılabilirliği ele alındığında üç nesil biyomalzeme karşımıza çıkmaktadır. Birinci nesil; biyoinert maddeler, ikinci nesil; biyoaktif ve biyoindirgenir maddeler, üçüncü nesil; moleküler düzeyde hücre cevabı oluşturan maddeler. Bu ayrı nesil maddeler kronolojik olarak değil kavramsal olarak değerlendirilmelidir. Tüm bu maddelerin gelişimi ihtiyaçlara göre ve maddelerin özelliklerine göre olmuştur (94).

Sentetik maddeler ilk olarak biyomedikal uygulamalarda kullanılan hedef dokuya gerekli fiziksel desteği sağlarken konak dokunun minimal toksik yanıtıyla karşılaşmaktır. Bu maddeler birinci nesil biyomalzemelerdir (95). Bu grupta çeşitli metaller (paslanmaz çelik, Ti, Co-Cr), seramikler (alumina, zirkonyum), polimerler (polietilen, polimetilmetakrilat, karbon fiber) bulunmaktadır (36).

İkinci nesil biyomalzemeler biyolojik ortamla etkileşimde bulunabilmekte, biyolojik cevabı ortaya çıkarabilmekte konak doku-madde yüzeyi arasında bağ kurulmasını sağlayabilmektedir. Aynı zamanda biyoindirgenir maddelerin geliştirilmesiyle bu maddeler indirgenirken yerine yeni doku oluşmakta ve iyileşmektedir. Biyoaktivite, maddelerin hücrelerle etkileşimi sonrasında hücreleri etkileyerek onları aktive etmesidir. Fiksasyon ve kemik onarımında kemik doku ve implant arasında mineralizasyon sağlanması ve bağ oluşturulması en yaygın uygulamadır. Bu grupta çeşitli seramikler, metaller ve polimerler bulunur (36).

SERAMİKLER

En sık kullanılan seramik maddeler biyocamlar, cam seramikler ve kalsiyum fosfatlardır. Bu maddelerin kullanımı 1970'lerde başlamıştır (96,97,98,99). Kemik mineral fazı ile seramiklerin yapısı arasınıdaki benzerlik ve seramiklerin yüzey özellikleri biyoaktivitenin nedenleridir. Bu özellikleriyle kemiğe fibröz bağ dokusu olmaksızın bağlanabilirler (9,100,101,). Biyoaktif seramikler biyouyumlu ve osteokondüktif malzemelerdir (36).

Hidroksiapatit (HA), β-trikalsiyum fosfat (TCP) ve bu malzemelerin türevleri en sık kullanılan seramiklerdir (36). HA'nin biyoaktif özellikleri iyidir fakat kimyasal olarak stabildir ve zor indirgenir, implantasyon sonrasında yeniden oluşan kemik içerisinde kalır. TCP ise tamamen rezorbe olur (102,103).

SiO2 içeren biyocamlar 1970'lerde Hench tarafından geliştirilmiştir ve cam seramik bileşikleri aktif yüzeyel katmanlar oluşturarak doku rejenerasyonunu uyarırlar (104,105,106,107). Çeşitli biyocam formülleri geliştirilmiştir ve bu biyocamlar HA'ya göre üç kat daha hızlı olarak kemik büyümesini uyarmaktadırlar (108). İmplantasyondan yaklaşık 10 saat sonra osteojenik döngüyü ve hücre farklılaşmasını sağlamak için proteinler ve büyüme faktörleri yapışma ve ayrışma işlemine başlarlar. Yaklaşık 100 saat sonra ise kök hücreler osteoblasta dönüşürler ve ekstrasellüler matriks oluşturarak yeni kemik yapımını sağlarlar (109,110). Biyocamların dezavantajı kırılgan olmalarıdır (101).

Üçüncü nesil biyomalzemeler ise moleküler düzeyde hücresel yanıt oluşturabilen maddelerdir (36).

SONLU ELEMANLAR MODELİ (SEM)

SEM herhangi bir yapının fiziksel özelliklerini tanımlayan bilgisayar modeldir. Bu metodla yapı, element adı verilen basit parçalara bölünür. Bütün elementler katı bir modele dönüştürülür. Daha sonra katı modele dönüştürülen tüm elementler birleştirilerek bütün bir model oluşturulur (111)

SEM ilk olarak 1943 yılında R. Courant tarafından titreşim sistemlerinin çözümünde kullanılmış, sonrasında 1956 yılında M. J. Turner, R. W. Clough, H. C. Martin ve L. J. Topp tarafından kompleks yapılarda katılık ve değişkenlik çalışmalarında kullanılmıştır. 1960 yılında ise Clough tarafından uçaklarda elastisite problemlerinin çözümünde kullanılmıştır. 1970'li yıllarda büyük bilgisayarlarda uygulanan SEM 1980'li yıllarda küçük bilgisayarlarda kullanılmaya başlanmıştır. 1990'lı yıllarda ise büyük yapısal sistemlerin analizinde kullanılmıştır (112).

İlk yıllarda matematik, fizik ve mühendislik alanlarında kullanılan SEM ortopedi literatüründe ilk olarak 1972 yılında Brekelmans ve arkadaşları tarafından iskelet sisteminin mekaniğinin araştırılmasında kullanılmıştır. O tarihten sonra SEM uygulamaları kemik ve kemik-protez streslerinin analizinde, kırık fiksasyon cihazlarının ve kemik dışındaki dokuların analizinde artan bir oranda kullanılmaya başlanmıştır. Bu uygulamanın amacı yük taşıma fonksiyonları ve doku morfolojisi arasındaki ilişkiyi belirlemektir. Sonuç olarak implantların dizayn özellikleri ve fiksasyon teknikleri optimalize edilir (113).

Bütün SEM'ler basitleştirme, yalınlaştırmadır. Kompleks şekiller basitleştirilir, örn; uzun bir kemik, tüp olarak modellenebilir. Yüklenme basitleştirilebilir, örn; etki eden birçok kas yerine dominant kas hareketlerinin alınması. Madde özellikleri basitleştirilebilir, örn; dokular içindeki sıvılar ihmal edilebilir ve doku esnek bir katı madde olarak kabul edilebilir (111).

İnsan vücudundaki sistemler kompleks yapılardır. Bu kompleks sistemlerin SEM ile araştırılabilmesi için uygun basitleştirmeler yapılmalıdır. Sistemlerin davranışları hakkında oluşturulan hipotezler, oluşturulan model ile test edilir. Ancak bu model hipotezimize uygun olarak sistemde basitleştirmeler içermesi nedeniyle sistemle ilgili bütün davranışlar hakkında bize bilgi vermeyebilir. Örneğin iki farklı implantın streslerinin karşılaştırması sırasında maksimum kas gücü uygulayabilen bir SEM yeterlidir. Bu şekilde implantların yüklenmeye karşı stres durumlarını görebiliriz. Ancak bu implantların kinematiği hakkında elimizdeki SEM bize bilgi vermez (111).

Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sonrasında SEM ile omurgada da bazı klinik durumlar gerçekçi bir şekilde simüle edilebilmekte ve deneysel çalışmalara destek olarak omurga biyomekanik çalışmalarını tamamlayıcı olabilmektedir (16). Her geçen gün daha fazla araştırmacı SEM kullanarak spinal enstrümantasyon modellerini değerlendirmekte ve bu enstrümanların dizaynına ve geliştirilmesine

katkı sağlamaktadır. Diğer yöntemlere üstün olarak SEM uygulamalarıyla diskler, omurga ve ligamanlar üzerindeki stresler tahmin edilebilmekte ve detaylı hareket analizleri yapılabilmektedir. Sonuçta elde edilen bilgiler araştırmacının implantlar ve ilgili omurga segmentleri arasındaki etkileşimi ve mekanizmayı daha iyi anlayabilmesini sağlamaktadır. Ayrıca sınırsız sayıda fizyolojik ortam yaratılabilmekte ve biyomekanik daha iyi anlaşılabilmektedir. Benzer şekilde SE analizleri ile sınırsız aralıkta cerrahi girişim ve çeşitli tedavi seçenekleri değerlendirilebilmekte ve en uygun protez, üretim öncesinde dahi denenebilmektedir (114). Bizim çalışmamızın amacı da biyocam içerikli yeni bir interbody kafesin tasarlanarak sonlu elemanlar modeliyle biyomekanik olarak değerlendirilmesi ve tasarımın optimalize edilmesidir. Elde edilecek olan optimum tasarımlı kafes daha sonra gerçek biyomekanik testlerle tekrar değerlendirilecek ve sonuçlar karşılaştırılacaktır.

GEREÇ VE YÖNTEM

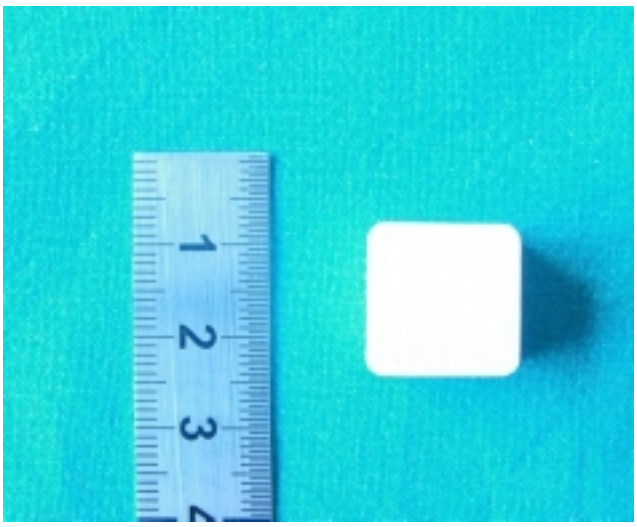
15,5mm x 15,5mm x 10,2mm boyutlarında biyocam kafes prototipi üretildi. Üretilen prototip kafes gerçek ortamda İnstron test cihazıyla (Instron 5582 floor mounted material testing system, Instron® Products, A.B.D.) ve sanal ortamda SEM ile değerlendirildi. Sonrasında ise iki yöntem karşılaştırıldı. Ardından üç adet lomber vertebra (L3-L4-L5) SEM ile modellendi. Bu model ile intakt omurga modeli, ve prototip kafesin işlenmesiyle elde edilen farklı geometrilerdeki biyocam kafesler sanal olarak değerlendirildi. Bu sanal değerlendirme sonrasında elde edilen verilerle, en uygun geometriye sahip kafes belirlendi ve üretimi yapıldı. Ardından üretilen bu kafeslere Dartec test cihazında basma testleri uygulandı. Aynı düzenek SEM ile de modellendi ve sanal olarak testler tekrarlandı ve sonuçlar karşılaştırıldı.

Biyocam Kafes Üretimi

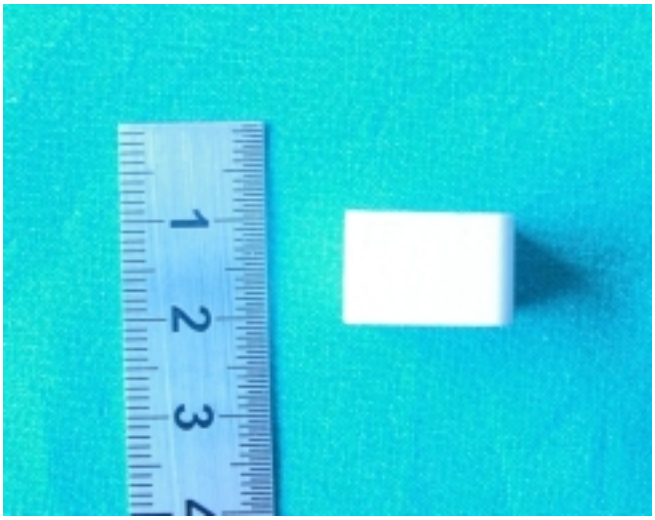
Seramik bileşimi %47,5 hidroksiapatit (HA) (Sigma Aldrich Corp., U.S.A.), %47,5 psödovollastonit (PsV) (Sigma Aldrich Corp., U.S.A.) ve %5 frit (cam hamuru) (Sigma Aldrich Corp., U.S.A.) içermektedir. CaHA tozu Akao ve arkadaşlarının tarif ettiği yöntemle (115) elde edildi. Vollastonit bileşeni termal sentez yöntemiyle elde edildi. X-ray kırınım yöntemiyle elde edilen PsV (α-$CaSiO_3$) öğütülerek toz haline getirildi. Frit (Na_2O-CaO-Al_2O_3-SiO_2) taneleri ezilerek 3 m'den küçük tanecikler oluşturuldu.

Seramik örnekleri hazırlanırken HA, PsV ve frit tozları belirtilen oranlarda alındı ve akik havan içerisinde etil alkol ile en az 30 dakika boyunca karıştırıldı. Elde edilen karışımdan, çelik kalıplar içerisinde 30 MPa basınç altında dikdörtgen barlar elde edildi. Ardından 1200 °C'ye kadar ulaşan ısıda sinterlendi, 4 saat emilim (soak) uygulandı. Isıtma ve soğutma işlemi 4 °C/dk olarak uygulandı.

Sonuç olarak 15,5mm x 15,5mm x 10,2mm boyutlarında prototip (işlenmemiş) kafesler elde edildi (Şekil 31, 32).



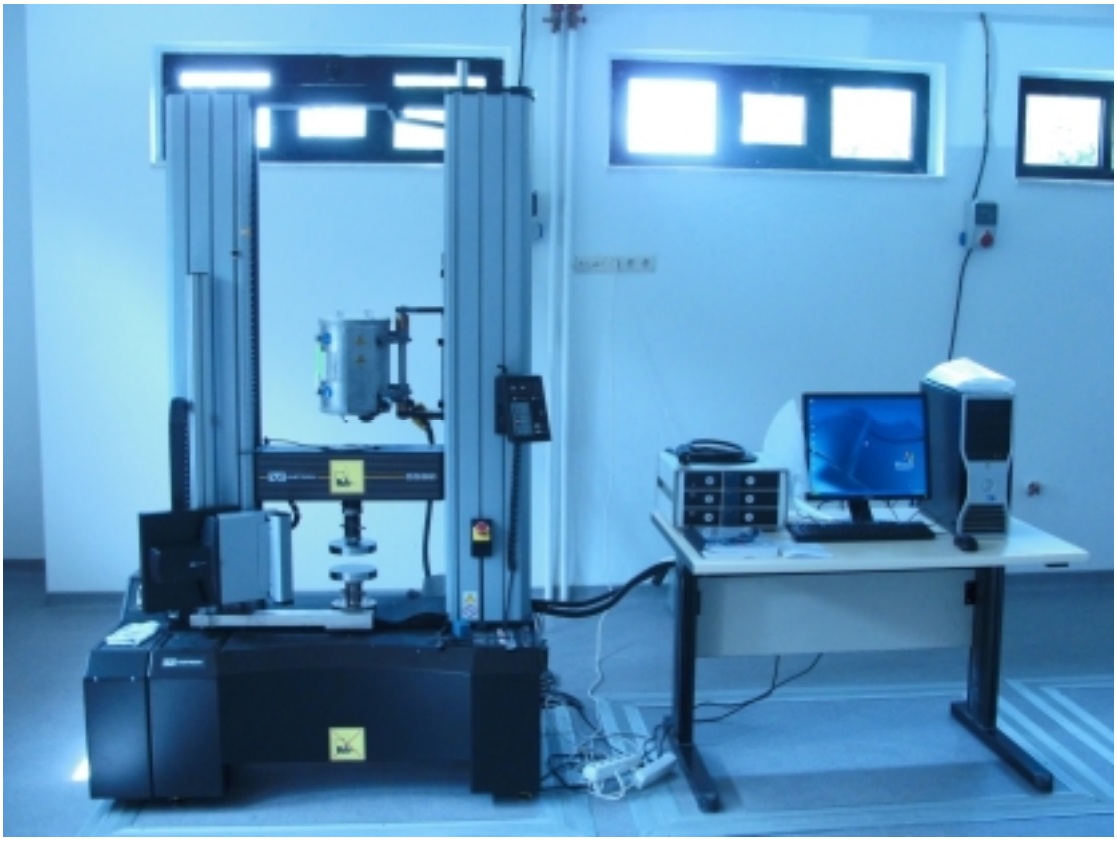
Şekil 31: Prototip kafes üstten görünümü.



Şekil 32: Prototip kafes yandan görünümü.

İşlenmemiş Kafes Gerçek Biyomekanik Testi

Instron 5582 test cihazı (Instron 5582 floor mounted material testing system, Instron® Products, A.B.D.) ile işlenmemiş kafese basma testi uygulandı ve elastik modülüs ölçümü yapıldı. Elastik modülüs ölçümü esnasında instron video extensiometre kullanılarak ölçümün hassas bir şekilde yapılması sağlandı (şekil 33).



Şekil 33: Instron 5582 test cihazı

Elastik Modülüs (E) Hesaplanması

Uygulanan yük = P (N)

Yükseklik değişimi = Δh (mm)

Alan = Ao (mm²)

İlk yükseklik = ho (mm)

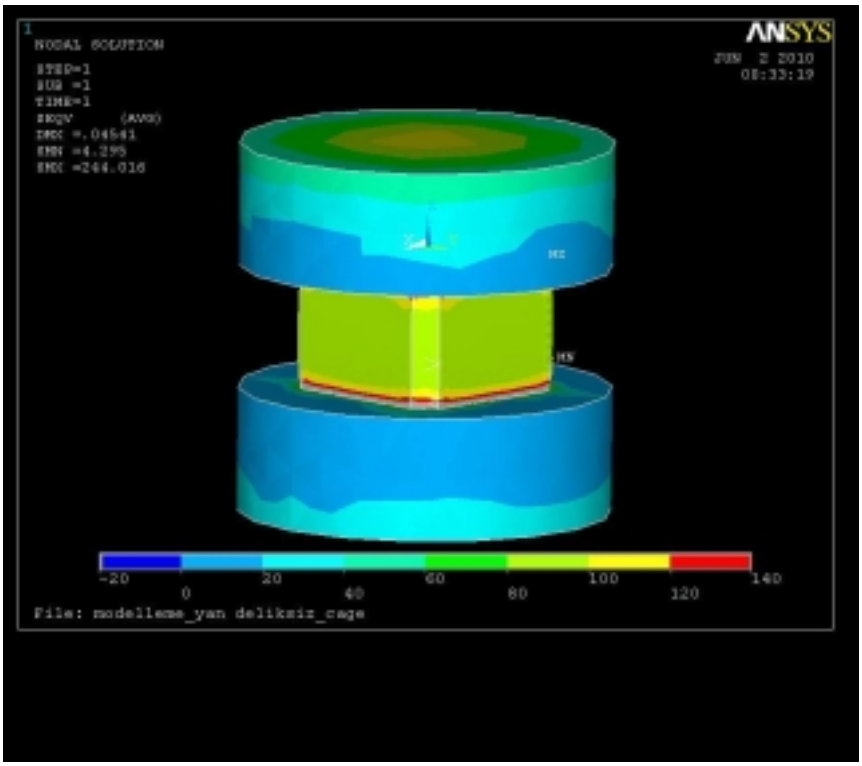
Stres (σ) = P/Ao = N/mm²

Strain (e) = Δh/ho

Elastik modülüs (E) = Stres/Strain = N/mm²

İşlenmemiş Kafes SEM ile Biyomekanik Testi

Gerçek ortamda yapılan basma testi SEM ile simüle edildi. Bu amaçla iki adet metal çene ve bunların arasında işlenmemiş kafes modellendi. Model 33330 bağlantı noktası ve 23567 eleman içermektedir. Metal çene elastik modülüsü 200.000 poisson katsayısı 0,3 olarak alındı. Sisteme aksiyel düzlemde 25000 N (25 kN) yüklenme uygulandı sonrasında kafes üzerinde Von Misses Stres grafileri ile stres analizi yapıldı (şekil 34).



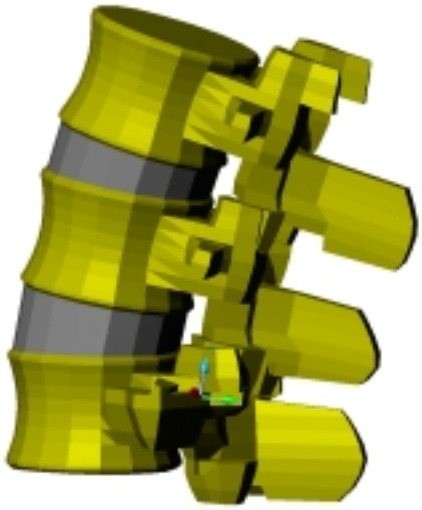
Şekil 34: SEM ile simüle edilen metal çeneler ve işlenmemiş kafes modeli.

İntakt Lomber Vertebra SEM

Visible Human Project (National Library of Medicine, National İnst.of Health, U. S. A.) veri tabanında yer alan erkek kadavra CT, MRG ve renkli taramaları 3D-Doctor 3.5.050106 (Able Software, USA) yazılımı kullanılarak yüzey modeline dönüştürüldü (Şekil 32). Elde edilen yüzey modelden Autodesk AutoCAD 2005 (Autodesk, Inc., USA) yazılımı kullanılarak katı model elde edildi (Şekil 33).



Şekil 35: Yüzey model



Şekil 36: Katı model

Elde edilen katı model Ansys 12.0.1 (Ansys Inc., USA) yazılımına aktarıldı. Lomber omurga SEM; vertebraları, intervertebral diskleri, sonplakleri, arka elemanları ve ligamanları (supraspinöz ve interspinöz ligamanlar, ligamentum flavum, transvers ligaman, posterior longitudinal ligaman ve anterior longitudinal ligaman) içermektedir. Materyal özellikleri homojen ve izotropik olarak kabul edilmiş ve gerekli veriler literatürden alınmıştır (Tablo 1).

Ligamanlar sadece çekmeye karşı koyacak iki noktalı elemanlar olarak modellenmiş ve konumları literatürde verilen anatomik verilere göre düzenlenmiştir. Ligamanların kesit alanları literatürden alınmış ve tablo 1'de belirtilmiştir.

Kortikal kemik, kanselöz kemik, sonplak ve diskin modellenmesi için 20 noktalı katı elemanlar kullanılmıştır. Anulus fibrozis, birbirine 30˚ açılarla yerleştirilmiş sadece çekmeye tepki veren katmanlardan oluşmuştur. Bu katmanlar dolgu materyalinin içerisine yedi kat halinde gömülmüştür. Bu katmanları tanımlamak için Ansys programının reinforcement eleman modellemesi kullanılmıştır.

Faset eklem, lineer olmayan, üç boyutlu, 0,1 sürtünme katsayısına sahip, yüzey yüzeye sürtünmeli bir temas alanı olarak modellenmiştir. Faset eklem yüzeyleri arasında 0,5 mm mesafe tanımlanmıştır.

Rod ve pedikül vidalarının bağlantı noktalarının sabit olduğu varsayılmış, rod ve vida çapları 6 mm olarak alınmıştır. Rod ve vidalar titanyum içerikli olarak modellenmiştir.

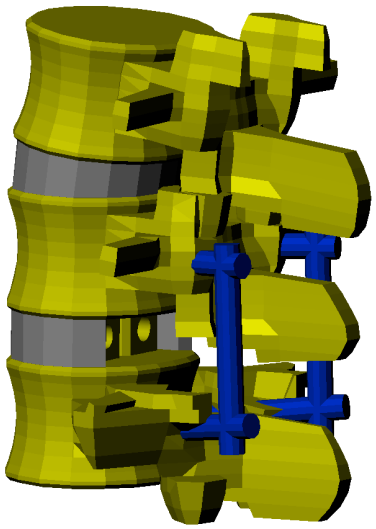
İntakt model 77282 bağlantı noktası (node) ve 48172 elemandan oluşurken, enstrümanlı model kafes geometrisine bağlı olarak nokta ve eleman sayıları değişim göstermektedir. Enstrümanlı modeller ortalama 102000 bağlantı noktası ve 59000 elemandan oluşmaktadır.

Tablo 1: ALL: Anterior longitudinal ligaman, PLL: Posterior longitudinal ligaman, TL: Transvers ligaman, LF: Ligamentum flavum, İSL: İnterspinöz ligaman, SSL: Supraspinöz ligaman, KL: Kapsüler ligaman (Vadapalli S, Sairyo K, Goel VK, Robon M, Biyani A, Kandha A, et al. Biomechanical rationale for using polyetheretherketone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion – A finite element study. Spine 2006, vol 31, no 26, p E993).

Materyal	Young modülüsü	Poisson katsayısı	Kesit alanı
Kortikal kemik	120000	0,3	-
Kanselöz kemik	100	0,2	-
Posterior elemanlar	3500	0,25	-
İntervertebral disk			
Nükleus	1	0,499	
Ground substance	4,2	0,45	
Anülüs lifleri	450	-	0,76
Sonplak	24	0,4	
Ligamanlar			
ALL	20	-	63,7
PLL	20	-	20
TL	58,7	-	3,6
LF	19,5	-	40
İSL	11,6	-	40
SSL	15	-	30
KL	32,9	-	60
Titanyum	110000	0,28	-

Lomber Interbody Füzyon Modellemesi

Posterior lumbar interbody füzyonu simule etmek için L4-L5 hareketli segmentinde bilateral fasetektomi ve parsiyel diskektomi uygulandı. Ardından kafesler ve posterior enstrümantasyon sistemi implante edildi. Modelde L4 ve L5 seviyelerine, 4 adet pedikül vidası, (r=6mm) pedikül içersine yerleştirildi. 2 adet rod (r=6 mm) ile bağlantı yapıldı. Vida ve rodlar kiriş elemanları (beam) ile modellendi. Çeşitli geometrilerdeki ikişer adet biyocam kafes, vertebra cisimleri arasına yerleştirildi. Ameliyat sonrası dönemi, yüzey yüzeye kontak elemanları kullanılarak, kemik kafes arayüzü modellendi. Bu kontak elemanlar, kompresyon güçlerini iletecek, çekme güçlerini iletemeyecek şekilde tanımlandı. Ara yüzeydeki sürtünme katsayısı literatür doğrultusunda 0.8 olarak alınmıştır. Kafes modelleri ortalama 1500 noktadan ve 800 elemandan oluşmaktadır (Şekil 37).

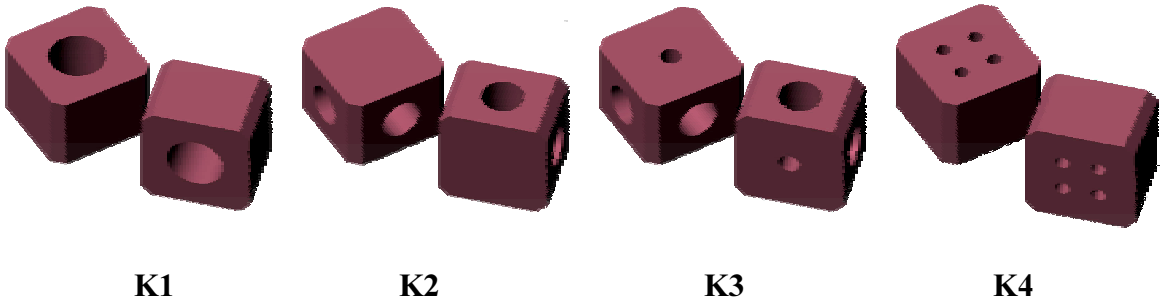


Şekil 37: Füzyon modeli. Sonlu elemanlarla modellenmiş füzyon modeli görülmekte. Posterior laminektomi ve diskektomi ile birlikte iki adet kafes intervertebral diske yerleştirilmiş ve posterior transpediküler fiksasyon uygulanmıştır.

Kafes Geometrisi

Kafeslerin yapısal olarak güçlerini koruması aynı zamanda ameliyat sonrası dönemde füzyonu arttırmak için yeterli derecede kemik grefti yerleştirilebilecek geometriye sahip olması gerekmektedir. Bu iki parametre dikkate alınarak, çeşitli geometriler tasarlanmış ve bu tasarımlar SEM ile optimize edilmeye çalışılmıştır. Farklı geometride geliştirilen kafeslerin özellikleri şöyledir (Şekil 38):

1) Üst yüzeyinde 8 mm çaplı silindirik açıklık olan kafes (K1).
2) Yan yüzlerinde 6 mm çaplı silindirik açıklık olan kafes (K2).
3) Yan yüzlerinde 6 mm çaplı silindirik açıklık ve üst yüzeyde merkezde 3 mm çaplı silindirik açıklık olan kafes (K3).
4) Üst yüzeyinde 2 mm çaplı dört adet silindirik açıklık olan kafes (K4).



Şekil 38: SEM ile tasarlanan ve biyomekanik olarak değerlendirilen kafes geometrileri.

Sınırlama ve Yükleme Koşulları

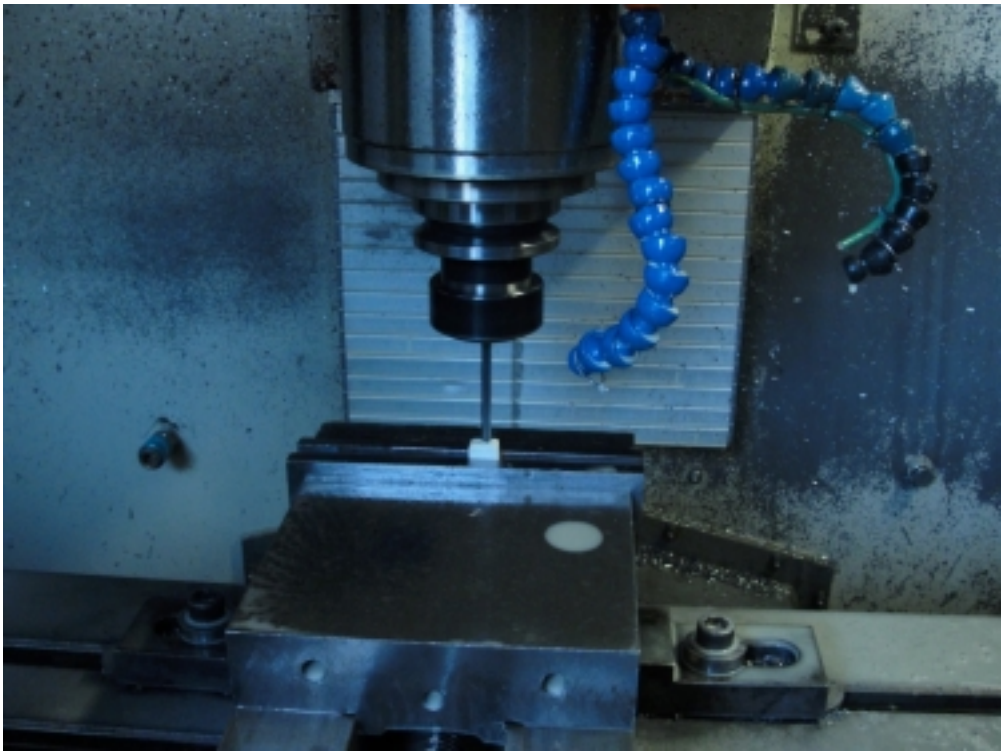
L5 vertebra tabanı her yönde kilitlendi. Literatürde belirtildiği doğrultuda aksiyel kompresyon için 400N'luk yüklenme, fleksiyon, ekstansiyon, eğilme ve aksiyel rotasyonu simule etmek için 6 N.m'lik moment uygulandı (117). L3-L4 ve L4-L5 segmentlerinde hareket miktarı ve Von Mises stres dağılımlarını elde etmek için model analiz edildi.

İşlenmiş Kafes Gerçek Biyomekanik Testi

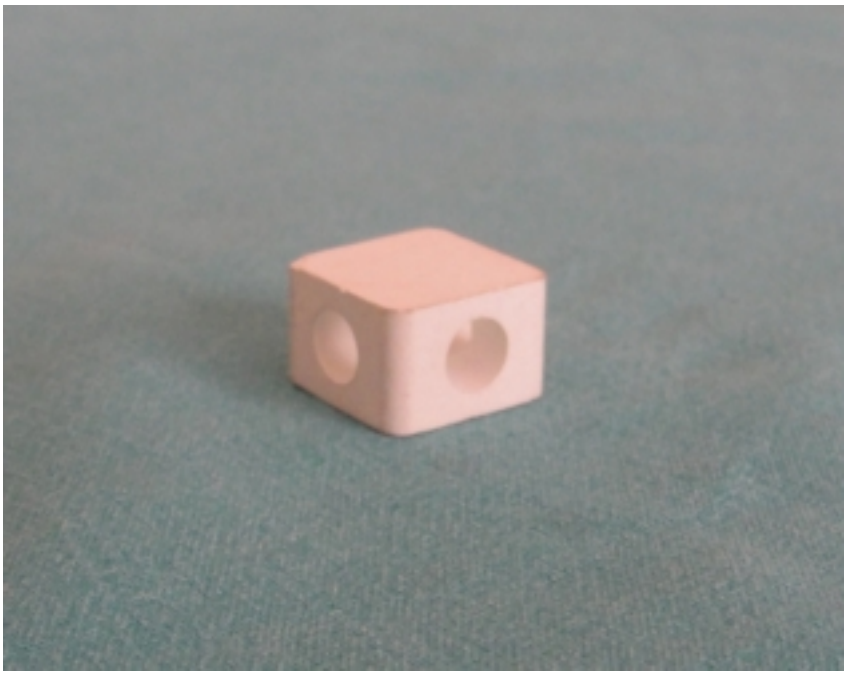
Prototip kafesler Challenger 2412 microcut işleme tezgahında (Şekil 39, 40) belirlenen uygun geometri doğrultusunda işlendi (Şekil 41).



Şekil 39: Challenger 2412 microcut işleme tezgahı.



Şekil 40: Prototip kafesin işlenme aşaması.



Şekil 41: Her iki yan yüzeyde 6 mm çapında delikleri bulunan kafes en uygun geometri olarak tespit edildi ve işlendi.

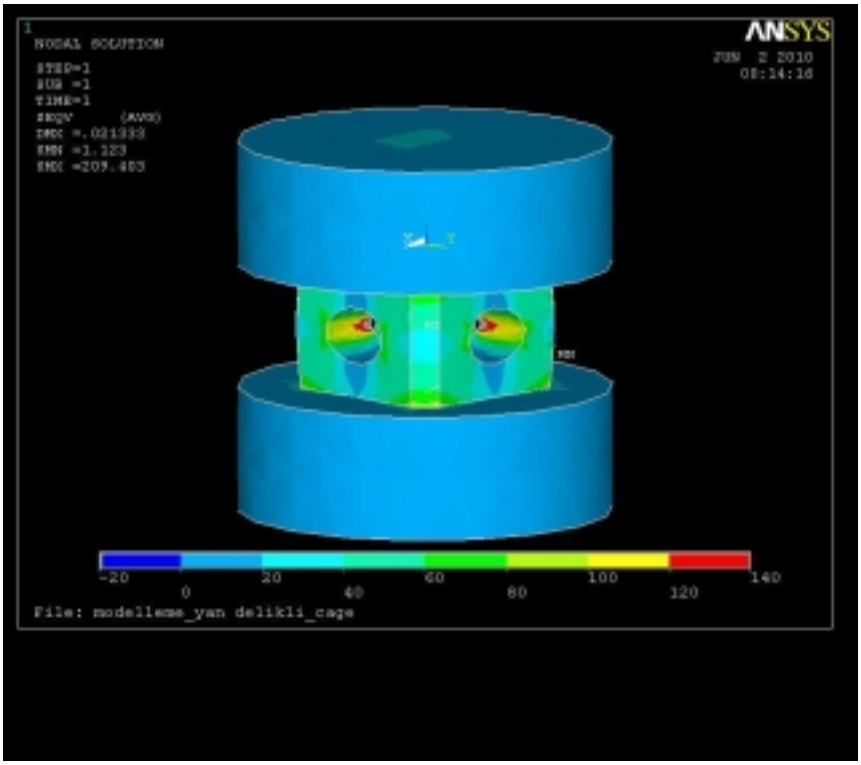
Ardından bu kafeslere Dartec 9500 servo hydraulic universal testing system (Dartec İnc., Greeley, CO, U. S.A.) ile basma testi uygulandı (Şekil 42).



Şekil 42: Dartec 9500 servo hydraulic universal testing system

İşlenmiş Kafes SEM ile Biyomekanik Testi

Gerçek ortamda yapılan basma testi SEM ile simüle edildi. Bu amaçla iki adet metal çene ve bunların arasında işlenmiş kafes modellendi. Model 21492 bağlantı noktası ve 14496 eleman içermektedir. Metal çene elastik modülüsü 200.000 poisson katsayısı 0,3 olarak alındı. Sisteme aksiyel düzlemde 5000 N (5 kN) yüklenme uygulandı sonrasında kafes üzerinde Von Misses Stres grafileri ile stres analizi yapıldı (Şekil 43).

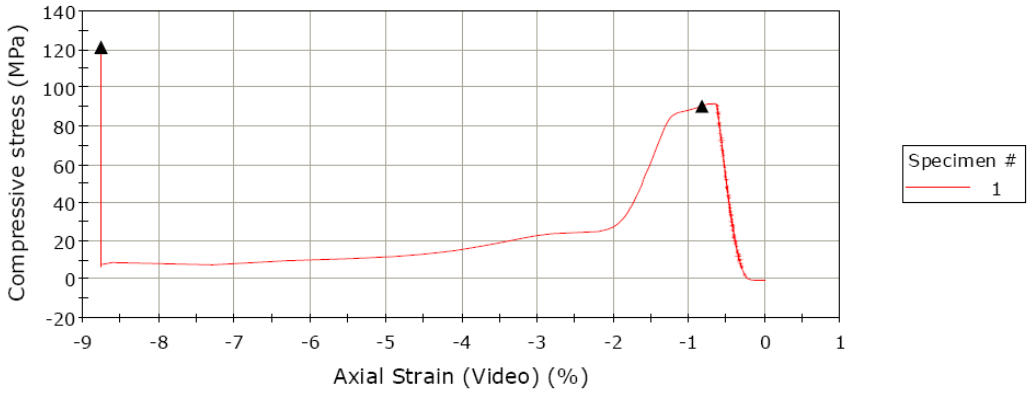


Şekil 43: SEM ile simüle edilen işlenmiş kafesin basma testi.

SONUÇ

İşlenmemiş Kafes Gerçek Basma Testi

İşlenmemiş kafes basma testi sonuçlarında materyalin elastik modülüsü 31,88 GPa olarak saptandı. Kafese uygulanan maksimum kompresyon değeri ise 121,16 MPa olarak saptandı (Şekil 44).



	Axial Strain (Video) at Break (Standard) (%)	Compressive stress at Break (Standard) (MPa)	Extension at Break (Standard) (mm)	Axial Strain (Video) at Maximum Compressive extension (%)
1	-8.75753	121.15778	-7.84582	-8.75753

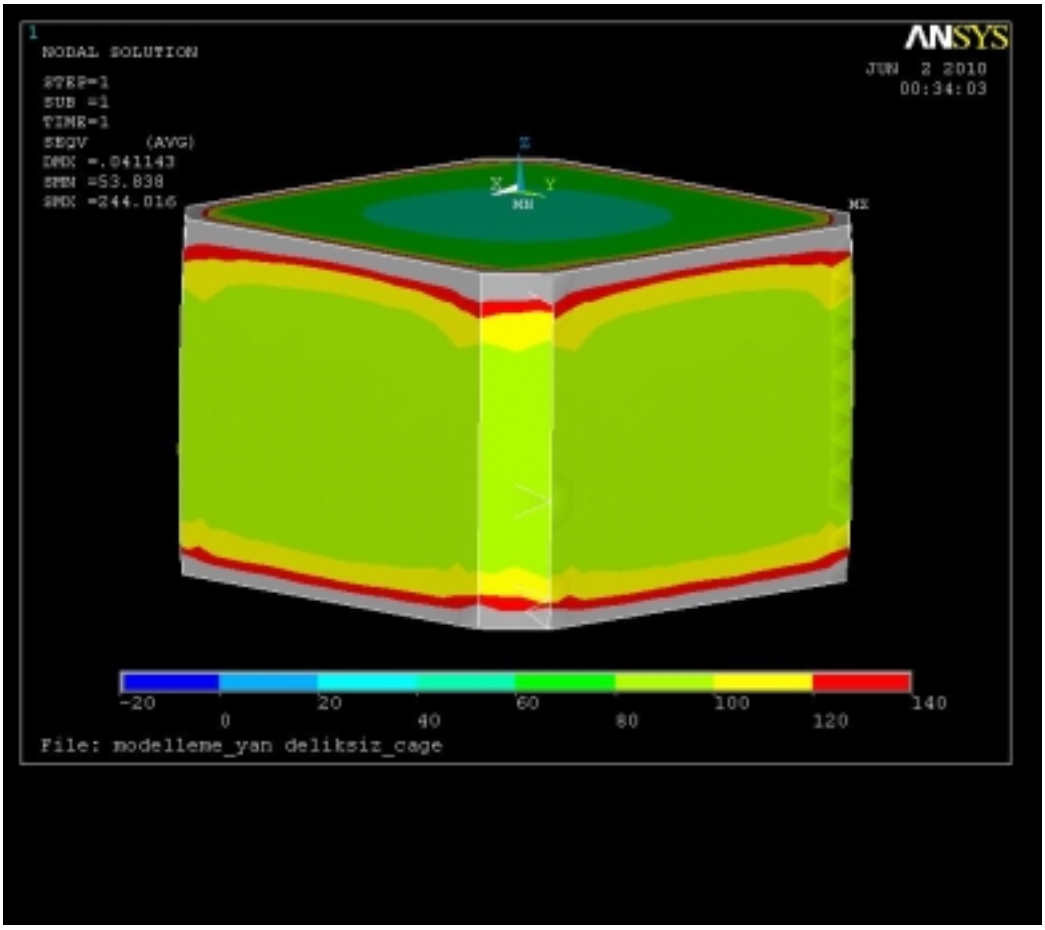
	Compressive stress at Maximum Compressive extension (MPa)	Modulus (Automatic) (MPa)	Extension at Maximum Compressive extension (mm)	Axial Strain (Video) at Yield (Offset 0.2 %) (%)
1	121.15778	31882.42151	-7.84582	-0.83382

	Compressive stress at Yield (Offset 0.2 %) (MPa)	Compressive strain at Yield (Offset 0.2 %) (mm/mm)
1	90.41096	0.00834

Şekil 44: İşlenmemiş kafes instron basma testi sonuçları.

İşlenmemiş Kafes SEM ile Basma Testi

İşlenmemiş kafes SEM ile basma testi sonucunda maksimum stres değeri 244,02 MPa olarak saptanmıştır. Von Misses stres grafisini değerlendirdiğimiz zaman kafeste oluşan ve kafesin taşıma kapasitesini aşan değerlerin yüzeyde ve çok dar bir bölgede oluştuğu gözlenmektedir. Kafesin büyük bir bölümünde oluşan stres değerleri 80-100 ve 100-120 Mpa aralığında saptanmıştır. Bu veriler gerçek basma testi ile büyük ölçüde örtüşmektedir (Şekil 45).



Şekil 45: SEM ile simüle edilen işlenmemiş kafesin basma testi sonrası Von Misses stres grafiği

SEM ile Kafes Geometrilerinin Değerlendirilmesi

Tüm modellerde elde edilen maksimum stres değerleri ve lokalizasyonları belirtilmiştir. Modeller; implantasyon yapılmayan intakt model ve kullanılan kafes geometrisine göre K1, K2, K3 ve K4 olmak üzere toplam 5 adettir.

Tüm Model Yüklenmesi

İntakt modelde maksimum yüklenmeler fleksiyon, yana eğilme ve rotasyon hareketlerinde disk aralığında, ekstansiyon hareketinde ise posterior elemanlarda görüldü. Maksimum stres ekstansiyon hareketinde posterior elemanlar üzerinde 101,37 MPa'dır.

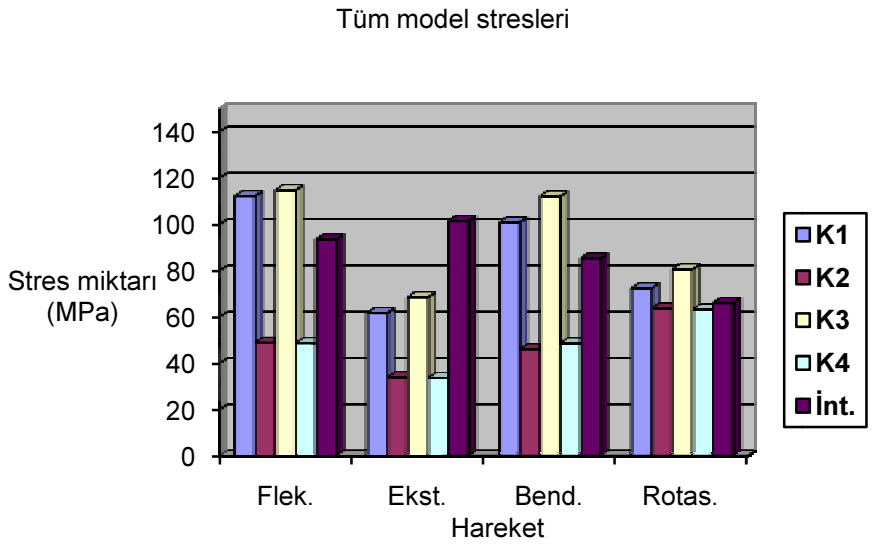
K1 modelinde maksimum yüklenmelerin bütün hareketlerde disk aralığında olduğu görüldü. Fleksiyon, bending ve rotasyon hareketlerinde elde edilen değerlerin intakt modele göre yüksek, ekstansiyon hareketinde elde edilen değerin ise intakt modele göre düşük olduğu görüldü. Maksimum stres fleksiyon hareketinde 112,12 MPa'dır.

K2 modelinde maksimum yüklenmelerin tüm hareketlerde posterior elemanlarda ve rodlar üzerinde olduğu görüldü. Elde edilen bu değerlerin

tamamının intakt modelde elde edilen değerlerden düşük olduğu görüldü. Maksimum stres rotasyon hareketinde 63,58 MPa olarak saptanmıştır.

K3 modelinde maksimum yüklenmelerin tüm hareketlerde disk aralığında olduğu görülmüştür. Fleksiyon, bending ve rotasyon hareketlerinde elde edilen değerlerin intakt modele göre yüksek, ekstansiyon hareketinde elde edilen değerin ise intakt modele göre düşük olduğu görülmüştür. Maksimum stres fleksiyon hareketinde 114,63 MPa olarak saptanmıştır.

K4 modelinde maksimum yüklenmelerin bending hareketinde disk aralığında, fleksiyon, ekstansiyon ve rotasyon hareketlerinde posterior elemanlar ve rodlar üzerinde olduğu görülmüştür. Tüm hareketlerde elde edilen stres değerlerinin intakt modele göre daha düşük olduğu görülmüştür. Maksimum stres rotasyon hareketinde 63,16 MPa olarak saptanmıştır (Şekil 46), (Tablo 2), (Şekil 47)

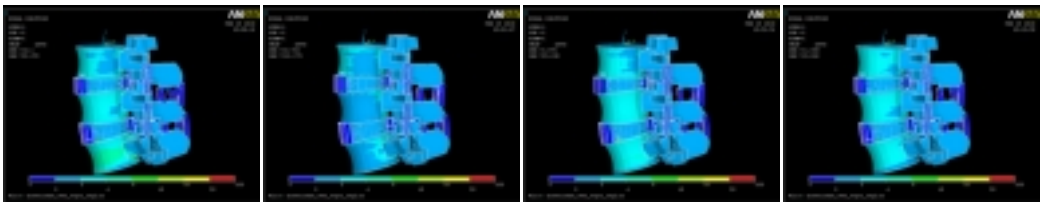


Şekil 46:

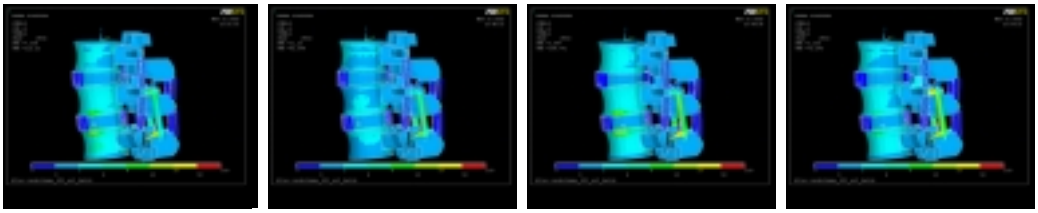
Tablo 2: Tüm Model Stresleri (MPa)

	Fleksiyon		**Ekstansiyon**		**Bending**		**Rotasyon**	
	Maksimum stres miktarı	Maksimum stres noktası	Maksimum stres miktarı	Maksimum stres noktası	Maksimum stres miktarı	Maksimum stres noktası	Maksimum stres miktarı	Maksimum stres noktası
İ	93,47	Disk aralığı	101,37	Posterior elemanlar	85,25	Disk aralığı	65,97	Disk aralığı
K1	112,12	Disk aralığı	61,59	Disk aralığı	100,79	Disk aralığı	72,29	Disk aralığı
K2	48,82	Posterior elemanlar	33,89	Posterior elemanlar	46,03	Posterior elemanlar	63,58	Posterior elemanlar
K3	114,63	Disk aralığı	68,41	Disk aralığı	112,07	Disk aralığı	80,56	Disk aralığı
K4	48,67	Posterior elemanlar	33,58	Posterior elemanlar	48,63	Disk aralığı	63,16	Posterior elemanlar

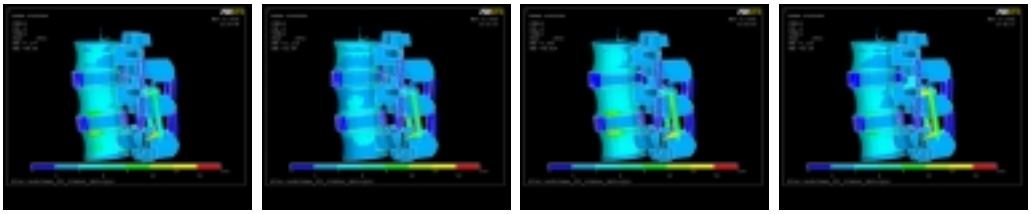
Tüm Model Von Misses Stres Dağılımları



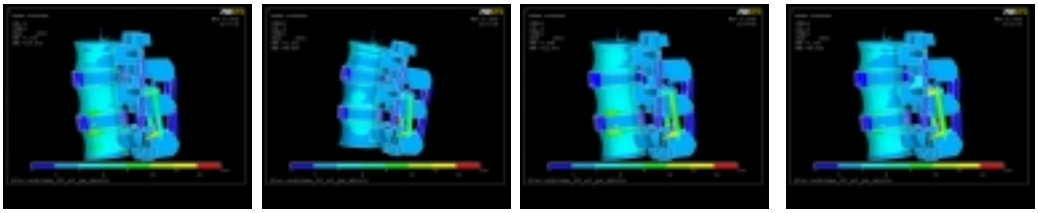
Flek. İ Tüm Ekst. İ Tüm Bend. İ Tüm Rot. İ Tüm



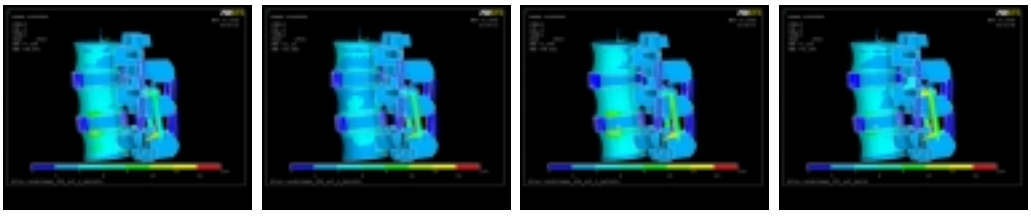
Flek. K1 Tüm Ekst. K1 Tüm Bend. K1 Tüm Rot. K1 Tüm



Flek. K2 Tüm Ekst. K2 Tüm Bend. K2 Tüm Rot. K2 Tüm



Flek. K3 Tüm Ekst. K3 Tüm Bend. K3 Tüm Rot. K3 Tüm

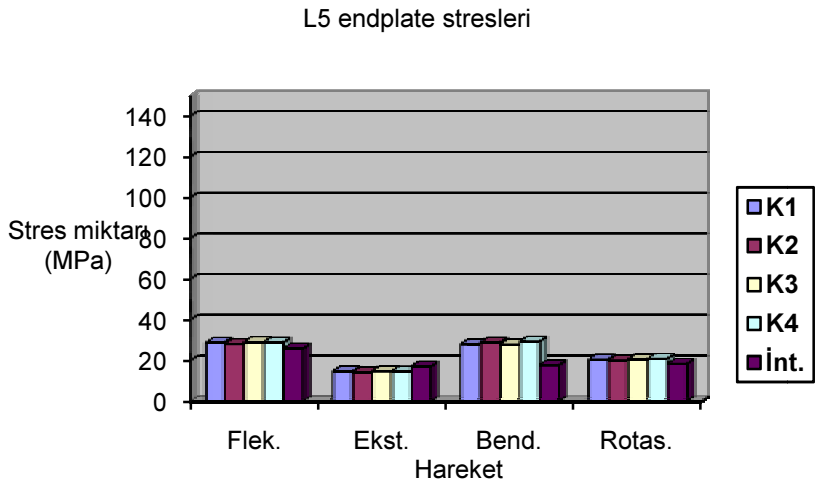


Flek. K4 Tüm Ekst. K4 Tüm Bend. K4 Tüm Rot. K4 Tüm

Şekil 47: SEM ile simüle edilen lomber omurga modeli tüm model Von Misses stres grafileri.

L5 Sonplak Yüklenmesi

L5 sonplak Yüklenmesinde tüm kafes modellerinde fleksiyon, ekstansiyon ve rotasyon hareketlerinde intakt model ile anlamlı fark görülmemiştir. Bending hareketinde tüm kafes modellerinde intakt modele göre L5 sonplak stresi anlamlı olarak artış göstermiştir. En yüksek L5 sonplak stresi K4 modeli bending hareketinde 29,32 MPa olarak görülmüştür. En düşük stres K2 modeli ekstansiyon hareketinde 14,22 MPa olarak görülmüştür. (Şekil 48), (Tablo 3) (Şekil 49)

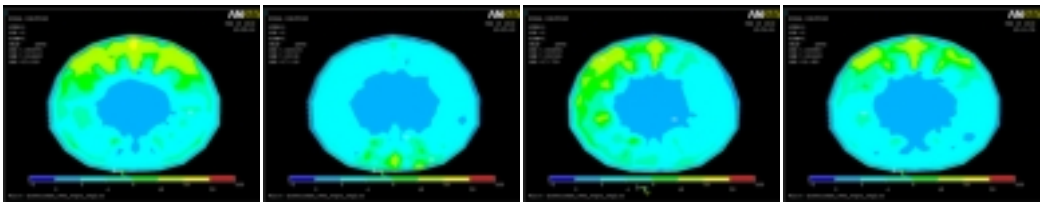


Şekil 48

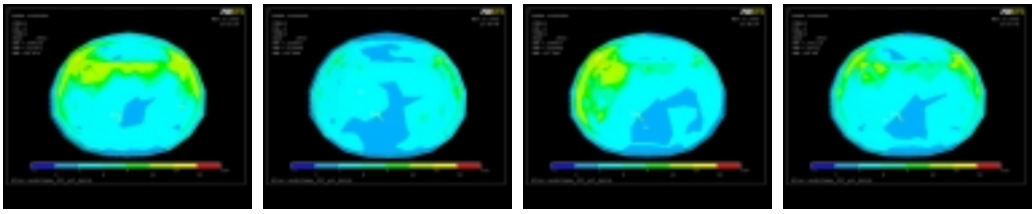
Tablo 3: L5 Sonplak stresleri (MPa)

	Fleksiyon		**Ekstansiyon**		**Bending**		**Rotasyon**	
	Maksimum stres miktarı	Maksimum stres noktası	Maksimum stres miktarı	Maksimum stres noktası	Maksimum stres miktarı	Maksimum stres noktası	Maksimum stres miktarı	Maksimum stres noktası
İ	25,92	anterior	17,12	posterior	17,74	anterolateral	18,40	Anterior
K1	28,87	anterior	14,68	anterior	27,94	anterolateral	20,46	Anterior
K2	28,05	anterior	14,22	anterior	28,91	anterolateral	20,03	Anterior
K3	29,02	anterior	14,77	anterior	27,86	anterolateral	20,53	Anterior
K4	28,91	anterior	14,65	anterior	29,32	anterolateral	20,46	Anterior

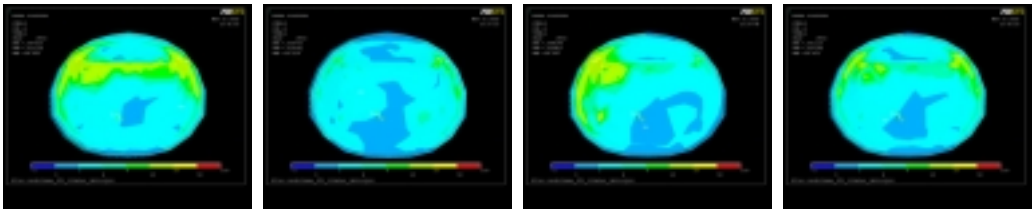
L5 Sonplak Von Misses Stres Dağılımları



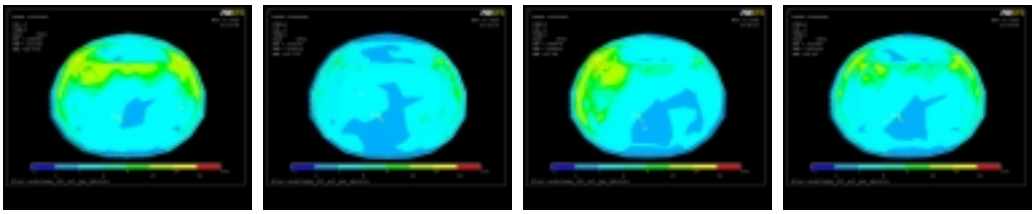
Flek. İ EP Ekst. İ EP Bend. İ EP Rot. İ EP



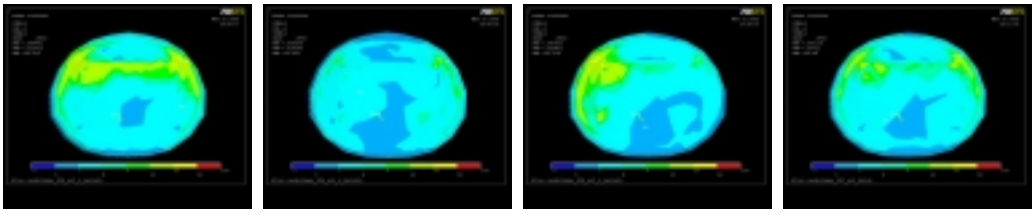
Flek. K1 L5 EP Ekst. K1 L5 EP Bend. K1 L5 EP Rot. K1 L5 EP



Flek. K2 L5 EP Ekst. K2 L5 EP Bend. K2 L5 EP Rot. K2 L5 EP



Flek. K3 L5 EP Ekst. K3 L5 EP Bend. K3 L5 EP Rot. K3 L5 EP



Flek. K4 L5 EP Ekst. K4 L5 EP Bend. K4 L5 EP Rot. K4 L5 EP

Şekil 49: SEM ile simüle edilen lomber omurga modeli sonplak Von Misses stres grafileri.

Kafes Yüklenmesi

Fleksiyon hareketi sonucunda K1:112,12 MPa, K2:32,65 MPa, K3:114,63 MPa, K4: 46,26 MPa. K1 ve K3 modellerinde kafes yüklenmelerinin K2 ve K4 modellerine göre belirgin olarak yüksek olduğu görülmüştür. K2 modelinde kafesin en düşük strese maruz kaldığı görülmüştür.

Ekstansiyon hareketi sonucunda K1:61,59 MPa, K2:15,28 MPa, K3:68,41 MPa, K4: 20,23 MPa. K1 ve K3 modellerinde K2 ve K4 modellerine göre belirgin olarak yüksek stres değerleri elde edilmiştir. En düşük stres değerleri K2 modelinde elde eilmiştir.

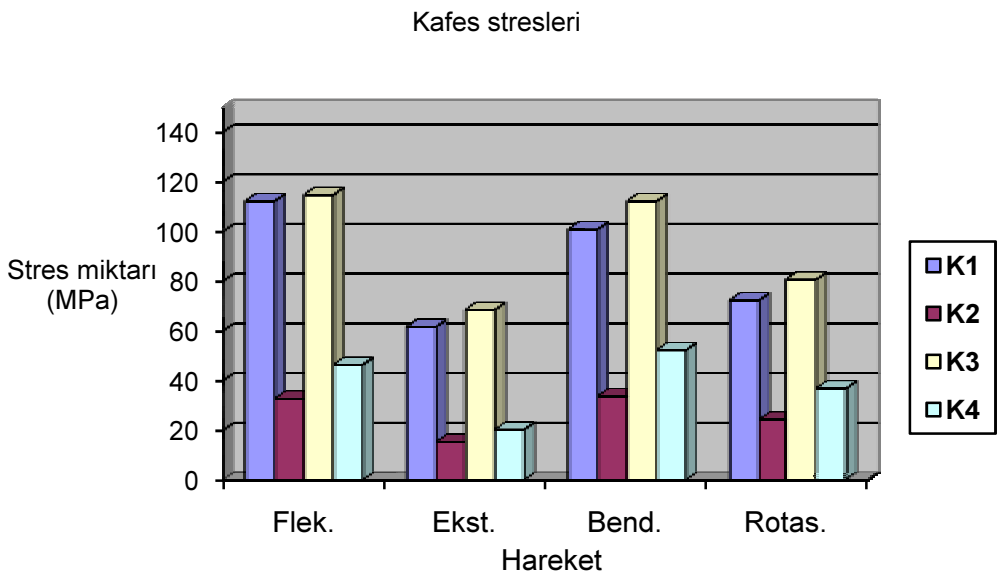
Bending hareketi sonucunda K1:100,79 MPa, K2:33,68 MPa, K3:112,07 MPa, K4:48,63 MPa. Benzer şekilde K1 ve K3 modellerinde yüksek, K2 ve K4 modellerinde düşük stres değerleri elde edilmiştir. K2 modelinde kafesin en düşük strese maruz kaldığı görülmüştür

Rotasyon hareketi sonucunda K1:72,29 MPa, K2:24,29 MPa, K3:80,56 MPa, K4: 36,81 MPa. Yine K1 ve K3 modellerinde yüksek, K2 ve K4 modellerinde daha düşük stres değerleri elde edilmiştir. K2 modelinde kafesin en düşük strese maruz kaldığı görülmüştür.

Kafesler üzerinde en yüksek stres değerlerinin fleksiyon ve bending hareketleriyle ortaya çıktığı görülmüştür. En düşük stres değerleri ise ekstansiyon hareketinde ortaya çıkmıştır.

K1 ve K3 modellerinde tüm hareketler sonucunda oluşan yüklenmeler yüksek stres oluşumuna yol açmıştır.

K2 ve K4 modellerinde ise tüm yüklenmeler daha düşük stres oluşumu göstermiştir (Şekil 50), (Tablo 4), (Şekil 51).

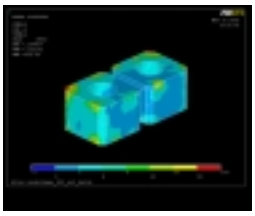


Şekil 50

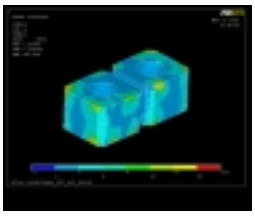
Tablo 4

	Fleksiyon		**Ekstansiyon**		**Bending**		**Rotasyon**	
	Maksimum stres miktarı	Maksimum stres noktası	Maksimum stres miktarı	Maksimum stres noktası	Maksimum stres miktarı	Maksimum stres noktası	Maksimum stres miktarı	Maksimum stres noktası
K1	112,12	anterior	61,59	posterior	100,79	anterolateral	72,29	Anterior
K2	32,65	anterior	15,28	posterior	33,68	anterolateral	24,29	Anterior
K3	114,63	anterior	68,41	posterior	112,07	anterolateral	80,56	Anterior
K4	46,26	anterior	20,23	anterior	48,63	anterolateral	36,81	Anterior

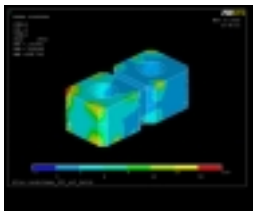
Kafes Von Misses Stres Dağılımları



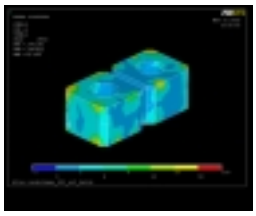
Flek. K1



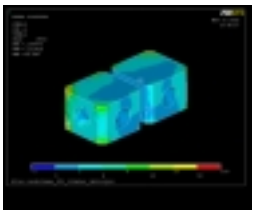
Ekst. K1



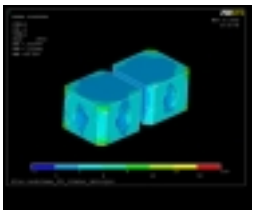
Bend. K1



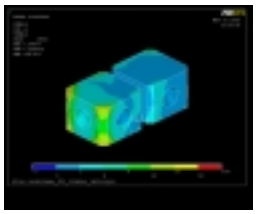
Rot. K1



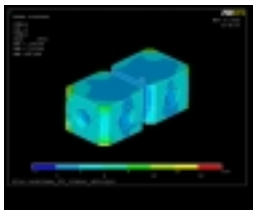
Flek. K2



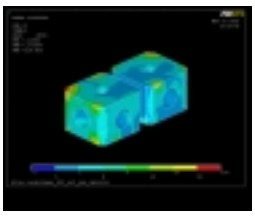
Ekst. K2



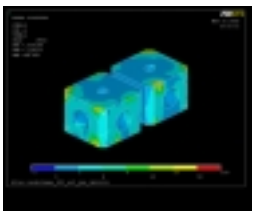
Bend. K2



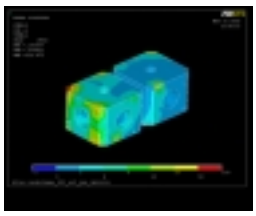
Rot. K2



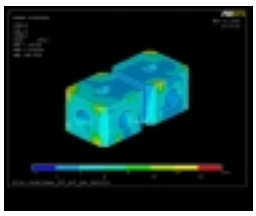
Flek. K3



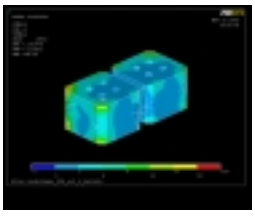
Ekst. K3



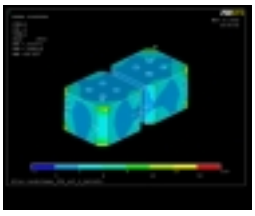
Bend. K3



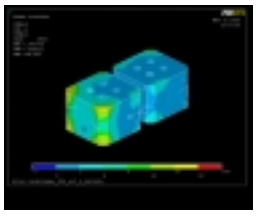
Rot. K3



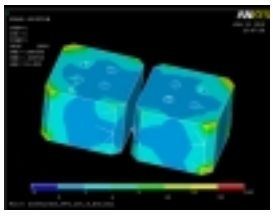
Flek. K4



Ekst. K4



Bend. K4



Rot. K4

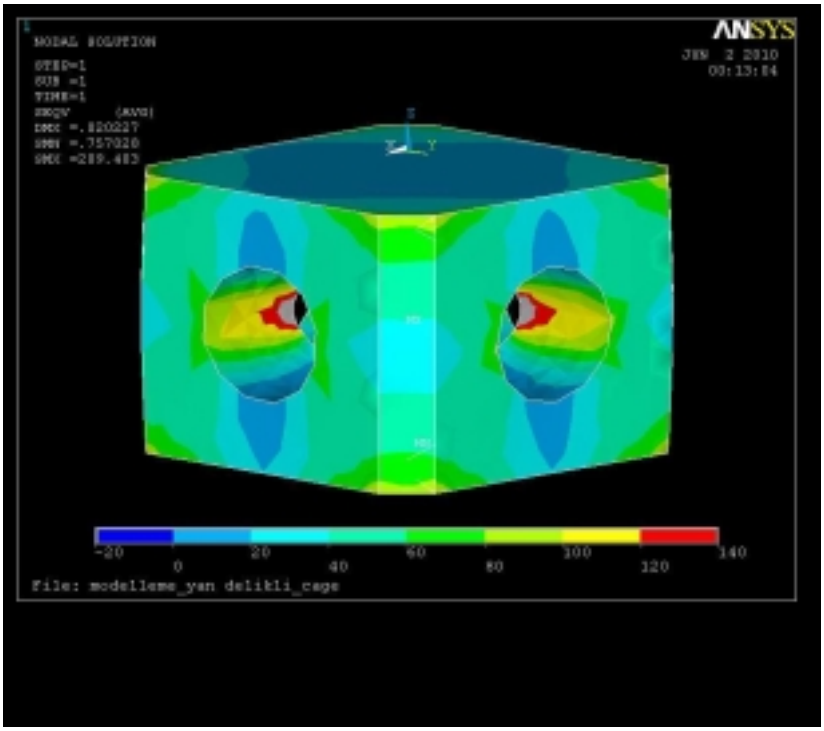
Şekil 51: SEM ile simüle edilen lomber omurga modeli kafes Von Misses stres grafileri.

İşlenmiş Kafes Gerçek Basma Testi

Üç ayrı numuneye Dartec 9500 test cihazı ile basma testi uygulandı. Birinci numunede 4,3 kN, ikinci numunede 3,9 kN, üçüncü numunede ise 5,6 kN basma sonrasında yetmezlik görüldü.

İşlenmiş Kafes SEM ile Basma Testi

5 kN'luk yüklenme sonrasında Von Misses grafileri incelendiği zaman kafesin iç bölgelerinde ve köşelerde artmış yüklenmeler görüldü. Maksimum stres kafes iç bölgesinde 209,40 MPa olarak saptandı. Kafesin işlem yapılan iç kısımlarında oluşan stres değerlerinin büyük oranda 80-120 MPa civarında olduğu görüldü. (Şekil 52).



Şekil 52: SEM ile simüle edilen işlenmiş kafesin basma testi sonrası Von Misses stres grafiği görünümü.

TARTIŞMA

Dejeneratif vertebra hastalıklarında cerrahi tedavi seçenekleri arasında özellikle instabilitenin eşlik ettiği durumlarda spinal füzyon tedavisi etkili bir yöntemdir (3). İnterbody füzyon katı stabil bir füzyon kitlesi oluşturması nedeniyle tercih edilen bir yöntemdir (53). İnterbody füzyonda ilk olarak otolog kemik greftleri sonrasında allojen kemik greftleri ve son olarak da metal, karbon fiber ve PEEK gibi biyomalzemeler içeren kafesler kullanılmıştır (4,5).

Otolog kemik grefti kaynağı olarak genellikle iliak kanat kullanılmıştır. Ancak bu kaynak sınırlıdır ve işlem sonucunda birçok minör ve majör komplikasyonlar ortaya çıkmaktadır (6). Allojen kemik greftleri ise donör saha morbiditesi yaratmasa da hastalık taşıma riski mevcuttur ve füzyon oranları tartışmalıdır (7).

Metalik kafes kullanımı yüksek elastik modülüsü nedeniyle kemikte stres noktalarının oluşmasına ve aşınma sonrasında oluşan parçacık etkisi nedeniyle osteoliz ve psödoartroza neden olmaktadır (82,84,85).

Karbon fiber kafes kullanımı sonrasında oluşan parçacıklar eklemlere ve vücudun farklı bölgelerine yayılım göstermektedir (86,87,88,89). Ayrıca karbon fiber kırılgan bir malzemedir (82).

Biyocam malzemenin donör saha morbiditesi bulunmamaktadır, kaynağı sınırlı değildir ve hastalık taşıma riski yoktur. Elastik modülüsü (31,88 GPa) metalik kafeslere (ti: 110 GPa) göre oldukça düşüktür ve kemiğe daha yakındır. Biyoindirgenir malzeme olması nedeniyle parçacık etkisi yoktur. Birçok biyomateryalin aksine kemiğe fibröz doku aracılığıyla değil, doğrudan entegre olurlar (99, 100).

Biyocam diğer biyoindirgenir malzemelere (HA, TCP) göre daha uygun sürede rezorbe olurlar ve daha hızlı osteokondüktif etki gösterirler. Bunun avantajı kemik iyileşmesi süresince biyomekanik destek sağlayabilmesidir.

Bütün bu nedenlerden dolayı çalışmada biyocam içerikli kafesin hangi yüklere dayanabileceğini ortaya koymak için biyomekanik özelliklerini araştırmayı amaçladık. Sonucunda elde etmek istediğimiz dejeneratif omurga hastalıklarında kullanılabilecek biyoaktif, biyoindirgenir ve yeterli biyomekanik güce sahip biyocam bir kafes tasarımını gerçekleştirmekti.

Omurgaya binen yüklerin farklılığı nedeniyle in vivo çalışmaların bipedal hayvan modellerinde gerçekleştirilmesi önemlidir. Ancak bu konuyla ilgili olarak hem etik hem de bipedal hayvan elde etmeyle ilgili sorunlar mevcuttur. Bu

nedenle biyomekanik çalışmalar omurga implantlarının geliştirilmesinde ön plana çıkmaktadır. Bunlardan SEM son yıllarda omurga biyomekanik çalışmalarında oldukça güncelleşmiş bir yöntemdir. Birçok çalışmada SEM ile simüle edilen modeller üzerinde çalışılmıştır (114,116,117). Bu çalışmada SEM ile geliştirilen modellerin gerçek ortamla olan tutarlılığını görmek amacıyla sanal testler gerçek biyomekanik testlerle de desteklenmiştir.

Çalışmada işlenmemiş (prototip) ve işlenmiş kafeslere gerçek ve sanal ortamlarda basma testleri uygulanmış ve iki ayrı yöntemin sonuçlarını karşılaştırılmıştır. En uygun kafes geometrisinin saptanması amacıyla da SEM ile L3-L4-L5 omurga modeli oluşturuldu. Modelde gerçek posterior interbody füzyon ameliyatını simüle etmek amacıyla posterior enstrümantasyon sistemi de modellendi. Kafeslerin implante edildiği 4 ayrı model ve herhangi bir işlem yapılmayan intakt omurga modelleri oluşturuldu. Bu modellere 400 N'luk aksiyel yüklenme ve 6 Nm'lik moment uygulandı; fleksiyon, ekstansiyon, bending ve rotasyon hareketlerini simüle edildi (117). Sonuçta; tüm model, L5 sonplak ve kafesler üzerinde oluşan stres dağılımları analiz edildi.

İşlenmemiş kafes gerçek basma testinde kafeste 121,16 MPa stres değerinde (29,1 kN yüklenme sonucunda) yetmezlik geliştiği görüldü. Test sırasında yapılan gözlemlerimizde yetmezlik öncesinde ilk olarak yüzeyde mikrokırıklar ve minimal deformasyon oluştuğunu ve ardından da tüm kafeste yetmezlik geliştiğini gözlemlendi. SEM ile yapılan basma testinde 25 kN'luk yüklenme sonrasında

Von Misses stres grafileri incelendiğinde (Şekil 45) kafesin yüzey bölgelerinde 120 MPa değerini aşan ve maksimum 244,02 MPa olarak ölçülen stres değerleri saptandı. Ancak kafesin büyük bölümünde stres değerlerinin 80-120 MPa aralığında aralığında olduğu görüldü. Bu değerler ve gerçek test sırasındaki gözlemlerimiz yüklenmenin bir miktar daha artırılıp gerçek basma testinde yetmezliğe yol açan 29,1 kN'luk yüklenme düzeyine çıkıldığında kafeste yetmezlik gelişeceğini göstermektedir. Bu testler sonrasında gerçek ortam ve SEM ile yapılan testler arasında büyük bir tutarlılık olduğu görülmektedir.

Zhong ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada titanyum kafes (RF, A Spine Inc., Japan) topoloji optimizasyon metodu ile geliştirilmiş ve SEM ile orijinal kafesle karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda benzer biyomekanik özelliklere sahip, kemik grefti için daha fazla hacim içeren yeni bir kafes tasarlamışlardır (116). Bu nedenle benzer şekilde ikinci aşama olarak L3-L4-L5 omurga SEM ile kafes geometrilerini değerlendirerek en uygun kafes geometrisi saptanmaya çalışıldı.

İntakt modelde tüm model stresleri analizinde maksimum stres ekstansiyon hareketinde posterior elemanlarda, diğer hareketlerde ise disk aralığında görüldü.

K1 füzyon modeli analizinde tüm modelde yüklenmenin disk aralığında yoğunlaştığı görüldü. Kafesler üzerinde elde edilen maksimum stres değerlerine baktığımız zaman bu değerlerin tüm modelde elde edilen maksimum değerlerle aynı olduğunu görüldü. Yani K1 füzyon modelinde yüklenmenin temel olarak kafesler üzerinde yoğunlaştığı görüldü. Elde edilen bu stres değerleriyle kafesler üzerinde yoğun stres noktalarının oluştuğu görülmektedir.

K1 modeli L5 sonplak stres analizinde sadece bending hareketinde intakt modele göre belirgin bir artış olduğu, diğer hareketlerde ise fizyolojik yüklenmelere yakın stres oluşumları gözlendi. Bending hareketinde intakt modelde 17,74 MPa, K1 modelinde ise 27,94 MPa stres saptandı.

K2 füzyon modeli analizinde tüm modelde yüklenmenin posterior elemanlar ve posterior enstrümantasyon sistemi üzerinde yoğunlaştığı görüldü. Bütün hareketlerde maksimum yüklenmeler rodlar ve posterior elemanlar üzerinde görüldü. Kafesler üzerindeki stresler tüm modele göre belirgin olarak düşük saptandı. Bütün yüklenmeler sonucunda elde edilen stres değerleri K1 modeline göre belirgin olarak düşük çıktığı görüldü. Bu değerlerin biyocam kafesin taşıyabileceği seviyelerde olduğu görüldü. Ayrıca K2 modelinde posterior elemanların ve posterior enstrümanların yük paylaşımında daha etkin olduğu ve kafeslere binen yükü daha etkin bir şekilde azalttığı görüldü. Her ne kadar interbody füzyon olgularında anterior kolona binen yükün artması osteokondüktif

etkiyi artırarak kaynamayı olumlu yönde etkileyeceği düşünülse de bu streslerin implantta yetmezliğe yol açmaması gereklidir.

K2 modeli L5 sonplak stresleri analizinde ise bütün hareketlerin fizyolojik sınırlar içerisinde yer aldığı görüldü.

K3 modelinde, tüm modelde K1 modeli ile büyük oranda benzer yüklenmeler görüldü. K3 modelinde K1 modeline göre stres değerleri minimal yüksek saptandı.

K3 modelinde kafesler üzerinde oluşan stres değerleri K1 modeline göre minimal değişiklikler görüldü. Yine tüm modelde elde edilen maksimum stres değerleri disk aralığında kafesler üzerinde saptandı. Yüklenme temel olarak kafesler üzerinde yoğunlaştığı ve belirgin stres noktalarının oluştuğu saptandı.

L5 sonplak analizinde yine K1 modeli ile büyük benzerlikler saptandı. Stres değerlerinde minimal farklılıklar görüldü.

Sonuç olarak K1 ve K3 füzyon modellerinde birbirine çok yakın sonuçlar elde edildi.

K4 füzyon modeli analizinde tüm modelde bending hareketinde maksimum yüklenme disk aralığında, fleksiyon, ekstansiyon ve rotasyon hareketlerinde ise posterior elemanlar ve rodlar üzerinde görüldü. Maksimum stres değerleri K2 modeli ile çok yakındı. K1 ve K3 modellerine göre belirgin olarak düşük bulundu.

K4 modelinde posterior elemanlar ve posterior enstrümanlar yük paylaşımında K1 ve K3 modeline göre daha etkin, K2 modeline göre daha az etkili bulundu.

K4 modeki L5 sonplak stresleri intakt modele yakın, fizyolojik taşıma sınırları içerisinde saptandı.

K4 modelinde kafesler üzerinde oluşan stresler K1 ve K3 modellerine göre belirgin olarak düşük bulundu. K2 modeli ile karşılaştırıldığında stres değerleri tüm hareketlerde daha yüksek bulundu, özellikle bending hareketinde K2 modelinin aksine tüm modelde elde edilen maksimum stres değerleri kafesler üzerinde görüldü.

Bütün bu verilerle elde edilmesi amaçlanan, interbody füzyonda kullanılacak olan kafesin gerekli mekanik dayanıklılığa sahip olması ve mümkün olabildiğince

fazla greft yerleştirilebilir olmasıdır. K2 füzyon modelinde kullanılan yan yüzlerde delik olan kafes modeli en iyi mekanik değerlere sahip kafes olduğu görüldü.

K3 modelinde olduğu gibi ek bir delikle yerleştirilecek greft miktarının artırılması amaçlandı. Ancak bu durumda implant üzerindeki stresin belirgin olarak arttığı görüldü.

K1 modelinde olduğu gibi üst yüzeyden açılan büyük bir delik sonrasında da kafes üzerinde yine stres miktarının belirgin olarak arttığı görüldü. Bu modelde delik büyüklüğünün küçültülmesi düşünülebilirdi, ancak bu durumda kullanılabilecek greft miktarının önemli bir şekilde azalmış olacağı düşünüldü.

K4 modeli de yine mekanik olarak K2'ye göre daha yetersiz bulundu. Üst yüzeyden açılan küçük çaplı deliklerin büyütülerek daha fazla greft yerleştirilmesi düşünülebilirdi, ancak bu durumda mekanik olarak kafes belirgin olarak zayıflayacağı düşünüldü. Bu haliyle mevcut bu küçük deliklere greft yerleştirilmesinin de teknik olarak güç olacağı düşünüldü.

Vadapalli ve arkadaşlarının yaptığı PEEK ve titanyum kafes modellerinin karşılaştırıldığı SEM çalışmasında titanyum kafesin sonplak stres değerlerinin PEEK kafesin sonplak stres değerlerinin ortalama 2,5 katı olduğu görülmüştür. Bu çalışmada en yüksek sonplak stres değerleri bending hareketinde görülmüştür. Bu değerler titanyum kafes için 48 MPa, PEEK kafes için 20 MPa olarak saptanmıştır (117). Biyocam kafes ile yapılan bu çalışmada aynı yüklenme koşulları altında K2 modelinde yine en yüksek sonplak stres değeri bending hareketinde 28,91 MPa olarak saptandı. Bu değer PEEK kafese göre minimal bir yükseklik göstermekle beraber titanyum kafese göre belirgin olarak düşük bulundu. Böylece bu çalışmada optimalize edilen biyocam kafes ile sonplakta kırık oluşma olasılığı titanyuma göre daha düşük, PEEK ile hemen hemen aynıdır.

İnterbody kafesler genellikle posterior enstrümantasyon sistemiyle birlikte kullanılmaktadır. Klinik uygulamalarda posterior enstrüman yetmezlikleri kafes yetmezliklerinden daha yüksek oranlarda görülmektedir (118). Zhong ve arkadaşlarının titanyum kafes (RF, A Spine Inc., Japan) ile yaptıkları SEM çalışmasında 10 Nm moment ve 150 N aksiyel yüklenme altında posterior enstrümanlar üzerinde fleksiyon hareketinde 73,4 MPa, ekstansiyon hareketinde 61 MPa, bending hareketinde 77,3 MPa ve rotasyon hareketinde 96,1 MPa stres saptamışlardır (116). Biyocamla yapılan bu çalışmada ise K2 modelinde 6 Nm moment ve 400 N aksiyel yüklenme altında posterior enstrümanlar üzerinde fleksiyon hareketinde 48,82 MPa, ekstansiyon hareketinde 33,89 MPa, bending hareketinde 46,03 MPa ve rotasyon hareketinde 63,58 MPa stres saptandı. Zhong

ve arkadaşlarının çalışmasında farklı olarak daha yüksek moment ve daha düşük aksiyel yüklenme uygulanmıştır. Farklı yüklenme koşulları olmakla beraber posterior enstrümanlar üzerindeki stres değerleri karşılaştırıldığı zaman biyocamla yapılan çalışmada belirgin olarak düşük değerler saptanmıştır. Buradan yola çıkarak biyocam kafes ile yapılan füzyonda kafesin anterior kolonda yeterli miktarda yük taşıdığı ve stabilizasyona yeterli miktarda katkı sağladığı düşünülmüştür.

Elde edilen bu veriler sonrasında en uygun kafes modelinin K2 modeli olduğu görüldü. İmplant gerçek mekanik testlerde denenmek üzere üretildi.

İşlenmiş kafes gerçek basma testi üç adet numunede uygulandı. Birinci numunede 4,3 kN, ikinci numunede 3,9 kN ve üçüncü numunede ise 5,6 kN'luk yüklenme sonrasında kırılma görüldü. Kafesler ortalama olarak 4,6 kN'luk bir yüklenmeye dayanabilmektedirler. Elde edilen farklı değerlerin kafeslerin işlenmesi sırasında oluşan ve fark edilemeyen çatlaklardan olduğu düşünüldü. İmplantın seri üretiminin yapılması halinde sonradan işlemek yerine hazırlanan kalıplarla implantın üretilmesiyle bu sorun ortadan kalkacağı düşünülmektedir.

İşlenmemiş kafes gerçek test ve SEM test sonuçlarının birbiriyle büyük oranda tutarlı ve benzer sonuçlara sahip olduğunu görüldü. Bu nedenle işlenmiş

kafes (K2) ile yapılacak olan SEM testi sonuçlarının da gerçeğe yakın olduğu tahmin edilmiştir. SEM'de işlenmiş kafeslerin gerçek test sonucunda ortalama olarak dayanabildiği 4,6 kN'luk yüke yakın olarak 5 kN'luk bir yükleme yapıldı.

İşlenmiş kafesin SEM ile analizinde 5 kN'luk yüklenme sonrasında özellikle kafesin merkez bölgelerinde artmış stres noktaları görüldü. Stres artışı kafesin merkezinde büyük oranda 80-120 MPa aralığında saptandı (Şekil 52). Artan şekilde yapılacak yüklenme ile merkezdeki bu bölgelerde stres değerleri daha da artacağı ve yetmezlik meydana geleceği düşünüldü. Gerçek modelle karşılaştırma yapıldığında işlenmiş kafeslerde işleme sırasında muhtemel olarak oluşan çatlaklar da göz önüne alındığında sonuçların tutarlı olduğu görüldü.

Bu bulgular doğrultusunda K2 kafes modelinin uygun tekniklerle üretilmesi sonucunda 5 kN'u aşan yüklenmelere dayanabilecek biyomekanik güce sahip olduğu öngörülmektedir. Ancak, son ürünü elde edebilmek için, geliştirilen kafesin değişik hayvan modellerinde denenmesine ihtiyaç vardır.

ÖZET

Amaç

Bu çalışmada dejeneratif omurga hastalıklarının lomber interbody füzyon ile tedavisinde kullanılmak üzere biyocam içerikli yeni bir interbody kafes tasarlanması ve tasarlanan kafesin gerçek ortam ve sonlu elemanlar modeli ile biyomekanik olarak değerlendirilmesi ve tasarımının optimalize edilmesi amaçlandı.

Gereç ve Yöntem

15,5mm x 15,5mm x 10,2mm boyutlarında biyocam kafes prototipi üretildi. Üretilen prototip kafes gerçek ortamda İnstron test cihazıyla ve sanal ortamda SEM ile değerlendirildi. Sonrasında ise iki yöntem karşılaştırıldı. Ardından üç adet lomber vertebra (L3-L4-L5) SEM ile modellendi. Bu model ile intakt omurga modeli, ve prototip kafesin işlenmesiyle elde edilen farklı geometrilerdeki biyocam kafesler sanal olarak değerlendirildi. Bu sanal değerlendirme sonrasında elde edilen verilerle, en uygun geometriye sahip kafes belirlendi ve üretimi yapıldı. Ardından üretilen bu kafeslere Dartec test cihazında basma testleri uygulandı. Aynı düzenek SEM ile de modellendi ve sanal olarak testler tekrarlandı ve sonuçlar karşılaştırıldı.

Bulgular

Prototip (işlenmemiş) kafese instron test cihazında basma testi uygulandı. Elastik modülüs değeri 31,88 GPa ve maksimum kompresyon değeri 121,16 MPa

olarak saptandı. Ardından SEM ile L3-L4-L5 omurga modeli geliştirildi. Bu model ile dört farklı kafes geometrisi 400 N aksiyel yüklenme ve 6 Nm moment uygulanarak fleksiyon, ekstansiyon, bending ve rotasyon hareketleri ile değerlendirildi ve en uygun kafes geometrisi saptandı. Ardından prototip kafes Challenger 2412 microcut tezgahında işlendi. Elde edilen üç adet kafese Dartec test cihazında basma testi uygulandı. Test sonucunda kafeslerin 4,3 kN, 3,9 kN ve 5,63 kN'luk yüklere dayanabildiği görüldü. Bu test SEM ile simüle edildi ve 5 kN'luk aksiyel yüklenme uygulandı. Gerçek test ve SEM testi sonuçlarının uyumlu olduğu görüldü.

Sonuç

Bu çalışmanın sonucunda tasarlanan biyocam kafesin yeterli biyomekanik güce sahip olduğu görüldü. Bu nedenle yeni geliştirilen biyocam kafesin, gelecekte interbody füzyon uygulamaları için ümit veren bir malzeme olduğu düşünülmektedir. Ancak, son ürünü elde edebilmek için, geliştirilen kafesin in vivo ortamdaki davranışının saptanabilmesi için değişik hayvan modellerinde denenmesine ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler

Dejeneratif lomber omurga hastalıkları, lomber interbody füzyon, interbody füzyon kafesi, biyocam, sonlu elemanlar modeli.

ABSTRACT

Introduction

The aim of this study is to design o novel lumbar interbody cage made of bioglass in the treatment of degenerative lumbar vertebrae disease and optimize the geometry of this novel cage biomechanically with finite element method (FEM) and real biomechanical tests.

Materials and Methods

A bioglass cage prototype made in dimensions 15,5mm x 15,5mm x 10,2mm. This cage was tested with the instron universal test machine and with FEM. Then the results are compared. After that L3-L4-L5 lumbar vertebrae are modelled by FEM. With this model intact vertebrae and the processed cages in different geometries are evaluated. By the FEM test data the appropriate cage design is determined and the cage is processed. Then these cages are tested with the Dartec test machine. The same tests are done with FEM and then the results are compared.

Results

Unprocessed cage is tested with the Instron testing machine. Elastic modulus value is 31,88 GPa and the maximum compression value is 121,16 MPa. Then L3-L4-L5 vertebraes are modeled with FEM. 400 N axial compression and 6 Nm moment force is applied. Under flexion, extension, bending and rotation movements the cages are evaluated and the appropriate geometry is determined.

After that three unprocessed cage is processed with Challenger 2412 microcut machine. These cages are tested with Dartec testing machine. The cages are broken at 4,3 kN, 3,9 kN and 5,63 kN loadings. This test is simulated with FEM and 5 kN axial load is applied. The real and FEM test results are harmonious.

Conclusions

By the results of this study we have observed that the bioglass cage is found as a biomechanically compatible implant. Finally, we think that this novel cage is a promising material for the interbody fusion applications in the future. But in order to get the biocompatibility and in vivo behavior of the material, we need to test the novel cage in different animal models.

Key Words

Degenerative lumbar spinal disease, lumbar interbody fusion, interbody fusion cages, bioglass, finite element method.

KAYNAKÇA

1. Truumees E, Herkowitz HN. Chapman's Orthopaedic Surgery. Editor, Chapman MW. Degenerative disk disease. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2001; 3775-3805.
2. Özalay M; Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Nonfüzyon teknikler. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 683-698.
3. Yazar T, Köse KÇ; Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T.. Füzyon-nonfüzyon. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007;665-682.
4. Akçalı Ö. Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Posterior lomber interbody füzyon. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 759-784.
5. Villaraga ML. Spine Technology Handbook.In Kurtz SM, Edidin AA eds. Historical review of spinal instrumentation for fusion: Rods, plates, screws and cages. Academic Press, 2006; pp 183-207.
6. Goulet JA, Senunas LE, DeSilva GL, Greenfield ML. Autogenous iliac cerst bone graft: Complications and functional assesment. Clincal Orthopaedics and Related Research 1997; 339: 76-81.
7. Babat LB, Boden SD. Spine surgery: Techniques, complication avoidance and management. In Benzel EC editor. Biology of spine fusion. 2nd edition Philadelphia, Pennsylvania: Elsevier Churchill Livingstone. 2005; 169-179.

8. Steinmann JC, Herkowitz HN. Pseudoarthrosis of the spine. Clinical orthopaedics. 1992; 248: 80-90.
9. Hojo Y, Kotani Y, Ito M, Abumi K, Kadosawa T, Shikinami Y, et al. A biomechanical and histological evaluation of a bioabsorbable lumbar interbody fusion cage. Biomaterials 2005; 26: 2643-2651.
10. Meffert R, Thomas J, Hamilton K, Brownstein C. Hydroxylapatite as an alloplastic graft in the treatment of periodontal osseous defect. Journal of Periodontology 1985; 56: 63-73.
11. Scephers E, De Clercq M, Ducheyne P, Kempeneers R. Bioactive glass particulate material as a filler for bone lesions. Journal of Oral Rehabilitation 1991; 18: 439-452.
12. Bosetti M, Cannas M. The effect of bioactive glasses on bone marrow stromal cells differentiation. Biomaterials 2005; 26: 3873–3879.
13. Xin R, Leng Y, Chen J, Zhang Q. A comparative study of calcium phosphate formation on bioceramics in vitro and in vivo. Biomaterials 2005;26: 6477–6486.
14. Amaral M, Costa MA, Lopes MA, Silva RF, Santos JD, Fernandes MH. Si3N4-bioglass composites stimulate the proliferation of MG63 osteoblast-like cells and support the osteogenic differentiation of human bon e marrow cells. Biomaterials 2002; 23: 4897–4906.
15. Balçık C, Tokdemir T, Şenköylü A, Koc N¸ TimuçinM, Akin S, Korkusuz P, Korkusuz F. Early weight bearing of porous HA/TCP (60/40) ceramics

in vivo: A longitudinal study in a segmental bone defect model of rabbit. Acta Biomaterialia 2007; 3: 985–996.

16. Gilbertson LG, Goel VK, Kong WZ, Clausen JD. Finite elemnt methods in spine biomechanics research. Crit. Rev. Biomed. Eng. 1995; 23: 411-473.
17. Zhang QH, Teo EC. Finite element application in implant research for treatment of lumbar degenerative disc disease. Medical Eng. and Physics 2008; 30: 1246-1256.
18. Altun N; Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Bel ağrısı. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 349-372.
19. Berk H. Omurga anatomisi. Türkiye Klinikleri Cerrahi Tıp Bilimleri Dergisi. 2006; 2:1-4.
20. Altun N; Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Yaşlılarda spinal ağrılar. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 43-51.
21. Fraser RD, Bleasel JF, Moskowitz RW. Spinal Degeneration: Pathogenesis and Medical Management. In: Frymoyer JW, Ducker TB, Hadler NM, et al., eds. The Adult Spine: Principles and Practice, 2nd ed. New York: Lippincott-Raven, 1997.
22. Frymoyer JW, Selby DK. Segmental Instability. Rationale for treatment. Spine 1985;10:280.

23. Miller JA, Schmatz C, Schultz A. Lumbar disk degeneration Correlation with age, sex and spine level in 600 autopsy specimens. Spine 13:173-178, 1988.
24. Boden SD, Davis DO, Dina TS, et al. Abnormal magnetic resonance scans of the lumbar spine in asymptomatic subjects. J Bone Joint Surg 72:403-408, 1990.
25. Heggeness MH, Doherty BJ. Discography causes sonplak deflection. Spine 1993; 18:1050.
26. Beyazova M; Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Omurga artrozunda cerrahi olmayan tedavi yaklaşımları. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 117-136.
27. Zileli M. Spinal Enstrümantasyon Teknikleri. http://www.turknorosiruji.com. 24.03.2010.
28. Alıcı E; Omurga hastalıkları ve deformiteleri. Dokuz Eylül Üniversitesi yayınları. 1991; 230-3.
29. Thomas AJ, Nockels RP, Shaffrey CI. Spine Surgery: Techniques, complication avpidance and management. In: Benzel EC editor. Spine fusion: Anatomy and biomechanics of bone–bone interface. 2nd edition Philadelphia, Pennsylvania: Elsevier Churchill Livingstone. 2005; 180-191.
30. Gunnar BJ, Andersson and Francis HS. The Lumbar Spine. Editor Herkowitz HN, Dvorak J, Bell GR, Nordin M, Grob D. Operative management of the degenerative disc: Posterior and posterolateral

procedures. 3rd edition Philadelphia Lippincott Williams and Wilkins 2004; 317-323.

31. Resnick DK. Lumbar interbody fusion: Current status. Contemporary Spine Surgery 2009; 10 (1): 1-6.
32. Jones DS, Branch CL. Lomber İnterbody Fusion Techniques. Editor Haid RW, McLaughlin MR, Fesler RG. Posterior Lumbar Interbody Fusion: History and overview. 1st edition Missouri Quality Medical Publishing 2003; 201-215.
33. Steffee AD, Sitkowski DJ. Posterior lumbar interbody fusion and plates. Clin Orthop 227:99-102, 1988.
34. Kruyt MC, Van Galen SM, Oner FC, Verbout AJ, De Bruijn JD, Dhert WJA. Bone tissue engineering and spinal fusion: The potential of hybrid constructs by combining osteoprogenitor cells and scaffolds. Biomaterials 25 (2004); 1463-1473.
35. Cotler JM, Star AM. Complications of spinal fusion. In Cotler JM, Cotier HM edition: Spinal Fusion: Science and technique. New York, Springer Verlag, 1990, pp. 361-87.
36. Navarro M, Michiardi A, Castaňo O, Planell JA. Biomaterials in orthopaedics. Journal of the Royal Society İnterface 2008; 5: 1137-1158.
37. Gurr K, McAfee P, Warden K, et al. Roentgenographic and biomechanical analysis of lumbar fusions: A canine model. Journal of Orthopaedic Research. 1989: 838-848.

38. Bridwell K, Sedgewick T, O'Brien M, et al. The role of fusion and instrumentation in the treatment of degenerative spondilolisthesis with spinal stenosis. Journal of Spinal Disorders. 1993: 461-472.
39. Zdeblick T. A prospective randomized study of lumbar fusion: preliminary results. Spine. 1993; 18: 983-991.
40. Schimandle J, Weiglel M, Edwards C, indications for thigh cuff bracing fallowing instrumented lumbosacral fusions. North American Spine Society. 1993; p41.
41. McAfee P, Regan J, Farey I, et al. The biomechanical and histomorphometric properties of anterior lumbar fusions: A canine model. Journal of Spinal Disorders. 1988; 1: 101-110.
42. Nagel D, Kramers P, Rakn B, et al. A paradigm of delayed union and nonunion in the lumbosacral joint: A study of motion and bone grafting of the lumbosacral spine in sheep. Spine. 1991; 16: 553-559.
43. Emery S, Fuller D, Stevenson S. Ceramic anterior spinal fusion: Biological and biomechanical comparison in a canine model. Spine. 1996; 22:2713-2719.
44. Fuller D, Stevenson S, Emery S. The effects of internal fixation on calcium carbonate: Ceramic anterior spinal fusion in dogs. Spine. 1996; 21:2131-2136.
45. Mummaneni PV, Haid RW, Rodts GE. Lumbar interbody fusion: State of the art technical advances. Journal of Neurosurgery (Spine 1). 2004; 1:24-30.

46. Lau G, Luck J, Marshall G, et al. The effect of cigarette smoking on fracture healing: An animal model. Clinical Research 1989; 37: 132A.
47. Hallo I, Gergely I, Boross M. Smoking results in calcitonin resistance. JAMA 1977; 237:2470.
48. De Vernejoul M, Bielakoff J, Herve M, et al. Evidence for defective osteoblastic function: A role for alcohol and tobacco consumption in osteoporosis in middle aged men. Clinical Orthopaedics 1983; 179: 107-115.
49. Kowalski RJ, Ferrara LA, Benzel EC. Biomechanics of the Spine. Neurosurg Q 2005;15:42–59.
50. White AA, Panjabi MM, eds. Clinical biomechanics of the spine 2nd ed. Philadelphia: Lippincott, 1990:345.
51. Goel VK, Kim YE, Lim TH, Weinstein JN. An analytic investigation of spinal information. Spine 1988; 13: 1-11.
52. Rolander SD. Motion of the lumbar spine with special reference to the stabilizing effect of posterior fusion. Acta Orthopaedica Scandinavia 1966; 90: 1.
53. Fraser RD. Interbody, posterior and combined lumbar fusions. Spine 1995; 20: 167S-177S.
54. Esses SI, Doherty BJ, Crawford MJ, Dreyzin V. Kinematic evaluation of lumbar fusion techniques. Spine 1996; 21(6): 676-684.
55. Lee KC, Langrana NA. Lumbosacral spinal fusion. A biomechanical study. Spine 1984; 9: 574-581.

56. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. Spine 1983; 8: 817-831.
57. James KS, Wenger KH, Schlegel JD, et al. Biomechanical evaluation of the stability of thoracolumbar burst fractures. Spine 1994; 19: 1731-1740.
58. Haher TR, O'Brien M, Felmly WT, et al. Instantaneous axis of rotation as a function of the three columns of the spine. Spine 1992; 17 (suppl 6): S149-S154.
59. Bridwell KH. Load sharing principles. The role and use of anterior structural support in adult deformity. Instructional Course Lectures 1996; 45: 109-115.
60. Edwards CC, Osbome VA. Correction of chronic post traumatic kyphosis with the kyphoreduction construct and stres relaxation (abstract). Proceedings of the American Academy of Orthopaedic Surgeons 61st Annual Meeting, New Orleans. Rosemont, IL, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 1994, p 160.
61. McCormack, Karikovic E, Gaines RW. The load sharing classification of spine fractures. Spine 1994; 19: 1741-1744.
62. Kotani Y, Cunningham BW, Cappuceino A, et al. The role of spinal instrumentation in augmenting lumbar posterolateral fusion. Spine 1996; 21: 278-287.
63. Gurr KR, McAfee PC, Shih CM. biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems after corpectomy: A calf spine model. Journal of Bone and Joint Surgery 1988; 7OA: 1182-1191.

64. Can Koşay. Dejeneratif Omurga Hastalıkları. Editör Altun N, Yazar T. Posterior füzyon. Birinci baskı, Ankara, Türk Omurga Cerrahisi Derneği 2007; 737-758.
65. Park YK, Kim JH, Oh JI, Kwon TH, Chung HS, Lee KC. Faset fusion in the lumbosacral spine: A 2 year fallow up study. Neurosurgery 2002; 51:88-96.
66. Gerber M, Detwiler PW, Dickman CA. Lumbar Interbody Fusion Techniques. Ed Haid RW, McLaughlin MR, Fessler RG. Indications for lumbar interbody fusion. 1st edition Missouri Quality Medical Publishing 2003; 17-24.
67. Frempong AK, Fessler RG. Lumbar Interbody Fusion Techniques. Ed Haid RW, McLaughlin MR, Fesler RG. Anterior lumbar interbody fusion: History and overview. 1st edition Missouri Quality Medical Publishing 2003; 81-86.
68. Branch CL Jr. The case for posterior lumbar interbody fusion. Clinical Neurosurgery 1996; 43: 252-267.
69. Branch CL Jr. Posterior lumbar interbody fusion. In Hardy RW Jr, ed. Lumbar Disc Disease, 2nd ed. New York: Raven Pres, 1993, pp 187-200.
70. Hutter CG. Spinal stenosis and posterior lumbar interbody fusion. Clinical Orthopaedics 1985; 193: 103-114.
71. Cautilli RA. Theoretical superiority of posterior lumbar interbody fusion. In Lin PM, ed. Posterior lumbar interbody fusion. Springfield , I11.: Thomas CC, 1982, pp 82-93.

72. Lin PM, Cautilli RA, Joyce MF. Posterior lumbar interbody fusion. Clinical Orthopaedics 1983; 180: 154-168.
73. Evans JH. Biomechanics of lumbar fusion. Clinical Orthopaedics. 1985; 193: 38-46.
74. Lin PM. Technique and complications of posterior lumbar interbody fusion. In Lin PM, Gill K, eds. Lumbar interbody fusion. Rockville, Md.: Apsen Publishers, Inc., 1989, pp 171-199.
75. Lin PM. Posterior lumbar interbody fusion technique. Complications and pitfalls. Cilinical Orthopaedics 1985. 193: 90-102.
76. Sidhu KS, Herkowitz HN. Spinal instrumentation in the management of degenerative disorders of the lumbar spine. Cilinical Orthopaedics 1997; 353: 39-53.
77. Brodke DS, Dick JC, Kunz DN, McCabe R, Zdeblick TA. Posterior lumbar interbody fusion. A biomechanical comparison, including a new threaded cage. Spine 1997; 22: 26-31.
78. Matsuzaki H, Tokuhashi Y, Matsumoto F, Hoshino M, Kiuchi T, Toriyama S. Problems and solutions of pedicle screw plate fixation of lumbar spine. Spine 1990; 15: 1159-1165.
79. Kenneth MC, Leong CCY, Leong JCY. The Lumbar Spine. In Herkowitz HN, Dvorak J, Bell GR, Nordin M, Grob D eds. Spinal instrumentation overview in lumbar degenerative disorders: Cages. Lippincott Williams and Wilkins, Philadelphia 2004; pp 286-291.

80. Zdeblick TA, Philips FM. İnterbody cage devices. Spine 2003; 28, 15S: pp S2-S7.
81. Lee CK, Langrana NA. Lumbosacral spine fusion: A biomechanical study. Spine 1984; 9: 574-581.
82. Weiner BK, Fraser RD. Spine update lumbar interbody cages. Spine 1998; 23 (5): 634-640.
83. Schlegel J, Yuan H, Fredricksen B. Anterior interbody fixation devices. In Frymoyer JW ed. The Adult Spine. New York: Raven Pres, 1991: 1947-1960.
84. Van Dijk M, Smith TH, Sugihara S, Burger EH, Wuisman PI. The effect of cage stiffness on the rate of lumbar interbody fusion. An in vivo model using poly (L-lactic acid) and titanium cages. Spine 2002; 27: 682-688.
85. McAfee PC, Cunningham BW, Lee GA, Orbegoso CM, Haggerty CJ, Fedder IL, Griffith SL. Revision strategies for salvaging or improving failed sylindirical cages. Spine 1999; 24: 2147-2153.
86. Strover AE, Frier P. The use of carbon fiber implants in anterior cruciate ligament surgery. Clinical Orthopaedics 1985; 196: 88-98.
87. Parsons JR, Bhayani S, Alexander H, Weiss AB. Carbon fiber debris within the synovial joint: A time dependent mechanical and histological study. Clinical Orthopaedics 1985; 196: 69-76.
88. Bercovy M, goutallier D, Voisin MC. Carbon PGLA prosthesis for ligament reconstruction. Clinical Orthopaedics 1985; 196: 159-168.

89. Liebendorfer A, Aschert R, Kerschbaumer S, Erhardt W, Blumel G. Experimental study of carbon fiber reinforced plastic in joint replacement: Histological results. Presented at 17th annual meeting of the society for Biomed Mater Eng 1994; 4: 193-198.
90. Tullberg T. Failure of a carbon fiber implant: A case report. Spine 1998; 23(16): 1804-1806.
91. Kulkarni RK, Pani KC, Neuman C, et al. Polylactic acids for surgical implants. Arhc Surg 1966; 93: 839-843.
92. Vaccaro AR, Madigan L. Spinal applications of bioabsorbable implants. Orthopaedics 2002; 25 (S 10): 1115-1120.
93. Mathew MR, Vaccaro AR, Madigan L. The use of bioabsorbable implants in spine surgery. Neurosurgery Focus 2004; 16 (3): 1-6.
94. Hench LL, Polak JJ. Third-generation biomedical materials. Science (New York, N.Y.) 2002;295:1014-1017.
95. Hench LL. Biomaterials. Science 1980; 208: 826–831.
96. De Groot K. Bone induction by allogenous rat dentine implanted subcutaneously. Archieve of Oral Biology 1974; 19: 477-479.
97. Jarcho M, Bolen CH, Thomas MB, Bobick J, Kay JF, Doremus RH. Hydroxylapatite synthesis and characterisation in dense polycrystalline form. Journal of Material Science 1976; 11: 20027-2035.
98. Alkao M, Aoki H, Kato K. Mechanical properties of sintered hydroxyapatite for prosthetic applications. Journal of Material Science 1981; 16: 809.

99. El Ganham A. Bone reconstruction: from bioceramics to tissue engineering. Exp. Rev. Med. Dev. 2005: 2: 87-101.

100. Meffert R, Thomas J, Hamilton K, Brownstein C. Hydroxylapatite as an alloplastic graft in the treatment of periodontal osseous defect. Journal of Periodontology 1985; 56: 63-73.

101. Scephers E, De Clercq M, Ducheyne P, Kempeneers R. Bioactive glass particulate material as a filler for bone lesions. Journal of Oral Rehabilitation 1991; 18: 439-452.

102. Takahashi Y, Yamamoto M, Tabata Y. Osteogenic differentiation of mesenchymal stem cells in biodegradable sponges composed of gelatin an β-tricalcium phosphate. Biomaterials 2005; 26: 3587-3596.

103. Ginebra M, Traykova T, Planell J. Calcium phosphate cements as bone drug systems: A review. J. Control Release 2006; 113: 102-110.

104. Anderson OH, Kangansniemi L. Calcium phosphate formation at the surface of bioactive glass in vivo. J. Biomed . Mater. Res. 1991; 25: 1019-1030.

105. Ohtsuki C, Kushitani H, Kokubo T, Kotani S, yamamuro T. Apatite formation on the surface of ceravital type glass ceramic in the body. J. Biomed . Mater. Res. 1991; 25: 1363-1370.

106. Neo M, Nakamura T, Ohtsuki C, Kokubo T, Yamamuro T. Apetite formation on three kinds of bioactive material at an early stage in vivo: A comparative study by transmission electron microscopy. J. Biomed . Mater. Res. 1993; 27: 999-1006.

107. Cao W, Hench LL. Bioactive materials. Ceram. İnt. 1996; 22: 493-507.

108. Fujishiro Y, Oonishi H, Hench LL. Quantitative comparison of in vivo bone generation with particulate bioglass. Bioceramics In eds Sedel L, Rwy C. New York, NY : Elsevier 1997 pp 283-286.

109. Karlson K, Froberg K, Ringbom T. A structural approach to bone adhering of bioactive glasses. J. Non-Cryst. Solids 1989; 112: 69-72.

110. Kokubo T. Bioactive glass ceramics and applications. Biomaterials 1991; 12: 155-163.

111. Prendergast PJ, Lennon AB. An introduction to the workshop of finite elemnt modelling in biomechanics and mechanobiology. Finite Element Modelling in Biomechanics and Mechanobiology with papers on patient specific analysis, high resolution analysis and applications in orthopaedics, cardiology and cellular bioengineering. Proceedings of the 2007 summer workshop of the European Society of Biomechanics. Trinity College, Dublin 26-28 August 2007. Eds. Lennon AB. Prendergast PJ. Dublin: Trinity Center for Bioengineering.

112. Yijun L. http://urbana.mie.uc.edu/yliu/FEM-525/FEM-525.htm. Lecture Notes: İntroduction to the finite element model. 08.03.2010.

113. Huiskes R, Chao EYS. A survey of finite elemnt analysis in orthopaedic biomechanics: The first decade. Journal of Biomechanics 1983; 16: pp 385-409.

114. Zhang QH, Teo EC. Finite element application in implant research for treatment of lumbar degenerative disc disease. Medical Eng. and Physics 2008; 30: 1246-1256.

115. Akao M, Aoki H, Kato K. Mechanical properties of sintered hydroxyapatite for prosthetic applications. J. Mat. Sci., 6, 809-812, 1981.

116. Zhong CZ, Wei SH, Wang JP, Feng CK, Chen CS, Yu CH. Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method. Medical Eng. and Physics 2006; 28: 90-98.

117. Vadapalli S, Sairyo K, Goel VK, Robon M, Biyani A, Khandha A, et al. Biomechanical rationale for using polyetheretherkeratone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion –A finite element study. Spine 2006; vol 31, no 26: 992-998.

118. Eck KR, Bridwell KH, Ungacta FF, Lapp MA, Lenke LG, Riew KD. Analysis of titanium mesh cages in adults with minimum two years fallow up. Spine 2000; 25(18): 2407-2415.