

T.C.
DOKUZEYLÜL ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

LUMBOSAKRAL VE LUMBOPELVİK
POSTERİOR ENSTRUMENTASYONLARDA
SAKROİLİAK TESPİTİN
ALTTAKİ VİDA GERİNİMİNE ETKİSİ

(BİYOMEKANİK ÇALIŞMA)

UZMANLIK TEZİ

Dr. Murat Kaan ATALAY

Tez Danışmanı:

Prof. Dr. M. Can KOŞAY

İZMİR -2013

İÇİNDEKİLER

1- GİRİŞ VE AMAÇ	1
2- GENEL BİLGİLER	2
2.1 Omurganın ve Pelvisin Anatomisi	2
2.2 Omurganın biyomekaniği	13
2.3 Posterior Spinal Enstrumantasyon	17
2.4 Cerrahi Komplikasyonlar	20
3- GEREÇ VE YÖNTEM	23
3.1 Çalışmanın niteliği ve yapılma yeri ile ilgili kısa bilgi	23
3.2 Örnek seçimi ve örneklerin hazırlanması	23
3.3 Ölçüm için kullanılacak olan tespit materyali	24
3.4 Kullanılan implant tipi	26
3.5 Strain gauge tipi ve ölçüm yöntemi	27
3.6 Basma aleti	28
3.7 Tez gruplarının hazırlanışı	28
4- BULGULAR	31
5- TARTIŞMA	35
6-ÖZET	41
7- SUMMARY	42
8- KAYNAKLAR	43

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 1: vertebral kolon

Şekil 2: : fizyolojik eğriliklerin gelişimi

Şekil 3: göğüs kafesinin eksternal stabilitesi

Şekil 4: Tipik bir torakal vertebranın yandan ve üstten görünümü

Şekil 5: lomber seviyede önden ve yandan corpus vertebrale

Şekil 6: lomber seviyede median kesit, kansellöz kemik dokusu

Şekil 7: İntervertebral foramen oluşumu

Şekil 8: Servikal vertebranın üstten görünümü

Şekil 9: A- Lomber bölgede diskus intervertebralis ve komşu vertebra korpusları ile ilişkisi, median kesit.

B- Diskus intervertebralis seviyesinde transvers kesit

Şekil 10: Processus Articularis'lerin oluşturduğu faset eklem, arkadan görünüşü

Şekil 11: Lomber bölgeden median kesit, posterior ligamentler

Şekil 12: Pelvis iskeleti önden görünüş

Şekil 13: Koksayı oluşturan üç yapı

Şekil 14: Posterior longitudinal ligaman

RESİM LİSTESİ

Resim 1: Materyal tespitinde kullanılacak kalıplar

Resim 2: Üstten ve alttan harç kalıbı ile tespit edilmiş materyal

Resim 3: Silindirik metal tutucu, basma aleti ve lumbosakral fiksasyon

Resim 4: Data logger

Resim 5: Lumbosakral fiksasyon

Resim 6: Lumbopelvik fiksasyon

TABLO LİSTESİ

Tablo 1: Vertebral kolon yük taşıma kapasitesinde ortalama kayıplar

Tablo 2: Lumbosakral fiksasyon değerleri

Tablo 3: lumbopelvik fiksasyon değerleri

Tablo 4: Yükleme sonrası kaydedilen değerler

Tablo 5: Lumbopelvik ve lumbosakral fiksasyonda yükleme sonrası gerilim farkı

Tablo 6: Lumbosakral fiksasyona sakroiliak tespitin eklenmesinin yarattığı fark

Tablo 7: Lumbopelvik fiksasyona sakroilak tespitin eklenmesinin yarattığı fark

KISALTMALAR

LS: Lumbosakral

LP: Lumbopelvik

lsv: Left screw vertikal

rsv: Right screw vertikal

lsh: Left screw horizontal

rsh: Right screw horizontal

lso: Left screw oblik

rso: Right screw oblik

LS-SI: Lumbosakral sakroiliak

LP-SI: Lumbopelvik sakroiliak

GİRİŞ VE AMAÇ

Omurga cerrahisinde gerek komplikasyon oranlarındaki azlık, gerek uygulama kolaylığı gerekse cerrahi başarı açısından en popüler yöntem posterior spinal enstrumantasyondur. Günümüzde posterior spinal enstrumantasyonlarda daha çok poliaksiyal başlı pediküler vida sistemleri kullanılmaktadır. Bu sistemler sayesinde sağlam bir tespit ve aynı zamanda derotasyon distraksiyon gibi manevralar ile deformite düzeltmenin yanı sıra redüksiyon da mümkündür.

Posterior enstrumantasyon omurga kırıklarından spinal deformitelere kadar birçok hastalıkta ilk tercihtir. Disk hernisi gibi hastalıklara bağlı kısa segment olabileceği gibi, skolyoz gibi deformitelere bağlı olarak çok uzun segmentleri de içerebilir. Bu tespitin gelişme çağındaki hastalarda füzyon sonucu büyümeye engel olurken omurga hareketlerini de önemli ölçüde kısıtlar. İşte bu yüzden mümkün olduğunca torakolomber ve lumbosakral gibi hareketin önemli olduğu seviyelerde tespitten mümkün olduğunca kaçınılmaktadır.

Nöromusküler hastalıklara bağlı spinal deformite, ileri evre spondilolistezis, Lomber 5 seviyesini ilgilendiren spinal kanal daralması veya kırıklarda lumbosakral bölge tespiti yapmak zorunda kalmaktayız. Bu bölgenin tespitinde gerek cerrahi uygulama kolaylığı, gerek komplikasyon riskini azaltmak için değişik cerrahi yöntemler geliştirilmiştir. Bazı cerrahlar lomber omurgayı sakruma, bazı cerrahlar iliak kanata, bazıları her ikisine de tespit etmeyi tercih eder.

Enstrumantasyon seviyesinde tercihleri belirlemede hasta faktörü de çok önemlidir. Kemik kalitesinin kötü veya kırık olan bir sakrumda doğal olarak iliak kanat tercih edilecektir. Bu cerrahi yöntemlere rağmen lumbosakral bileşke problemleri bir bölgedir. Pseudoartroz, implant yetmezlikleri sık görülür. Bu gibi komplikasyonların sık olma nedeni bu bölgenin hareketli olması, vücut ağırlığını alt bölgelere iletmede kesişim noktası olması ve kemik yapıların kalitesinin zayıf olmasıdır.

Lumbosakral bileşkenin birçok problemi olmasından dolayı sakroiliak ekleme yapılacak olan bir tespitin spinal enstrumantasyonlarda yaratacağı etkiyi gözlemleyerek, en alttaki vidalara düşen yükte herhangi bir değişime neden olup olmayacağını araştırmak

istedik. Vidaya düşen yükün azalması halinde kemiğe düşen yük de azalacağı için geliştirilebilecek yeni yöntemlere ışık tutarak cerrahi başarı artırıp, komplikasyon oranlarını azaltmayı ve tedavi başarısını arttırmayı hedefledik.

GENEL BİLGİLER

Anatomi

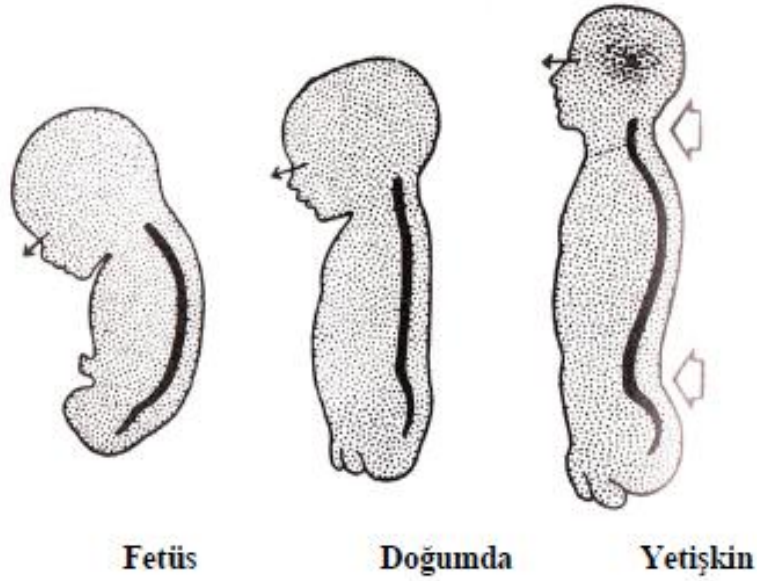
Vertebral kolon, baş ve gövdenin ağırlığını alt ekstremiteye aktaran, medulla spinalis'i çepeçevre sararak koruyan yapıdır. Vertebraların üst üste dizilmesi ve ligamentler aracılığıyla birbirlerine bağlanmasıyla oluşur ¹.

Her bir vertebra ismini bulunduğu bölgeden alır. Erişkin bir insan omurgasında 7 servikal, 12 torakal, 5 lomber, 5 sakral ve 4 koksigeal olmak üzere toplam 33 vertebra bulunur. İlk 24 vertebra birbirleri ile hareketli eklemler aracılığı ile bağlanmış olduklarından dolayı gerçek vertebra, hareketli vertebra veya presakral vertebra olarak adlandırılırken sakrumu ve koksiksi oluşturan diğer 9 vertebralar yalancı vertebra veya sabit vertebra adını alır¹(Şekil 1).



Şekil 1 Vertebral Kolon

Vertebral kolonun, dört adet fizyolojik eğriliği vardır. Doğumda vertebral kolon düz bir sütun halindedir. Bebek başını tutmaya başlayınca servikal lordoz, oturmaya ve ayağa kalkmaya başlayınca da lomber lordoz gelişir. Torakal ve sakral kifoz embriyonik dönemde geliştiğinden dolayı primer eğrilikler adını alır. Başlangıçta çocuklarda bu eğrilik değerleri erişkinlerden azdır. Normal bir yetişkinde fizyolojik eğrilikler; servikal bölgede 30°-50° lordoz, torakal bölgede 30°-50° kifoz, lomber bölgede 40°-60° lordoz ve sakral bölgede 40°-50° kifoz şeklindedir¹ (şekil 2).



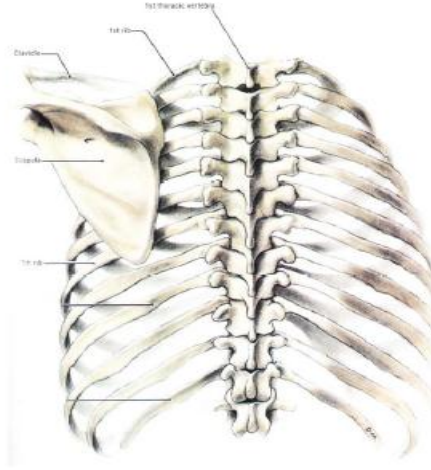
Şekil 2: Fizyolojik eğriliklerin gelişimi

Omurganın stabilitesi, insanları dikey pozisyonda tutan ve gövdeyi pelvis üzerinde dengeleyen intrinsek ve ekstrinsek yapılar tarafından sağlanır¹.

İntrinsek stabiliteyi sağlayan yapılar:

1. Vertebralar ve intervertebral diskler.
2. Faset eklemler ve bunların kapsülleri,
3. İntraspinöz ve supraspinöz ligamentler, ligamentum flavum, anterior ve posterior longitudinal ligamentler
4. İntravertebral kaslar ve m.erector spinae'dır

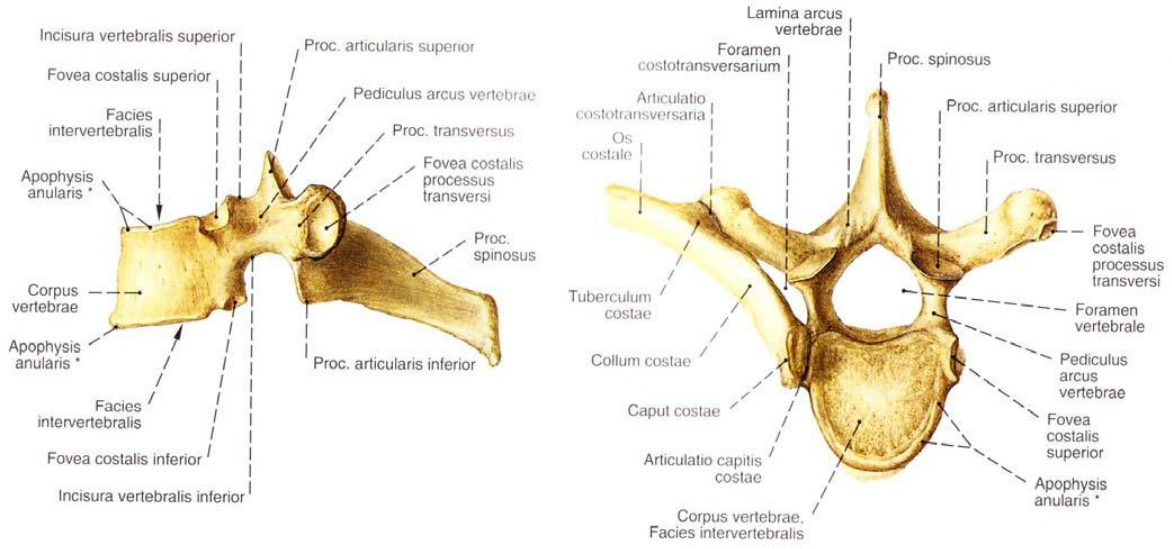
Ekstresek stabilite göğüs kafesi tarafından sağlanır. Her kosta, interkostal kaslar ve ligamentler tarafından desteklenir. Anterior ve lateral abdominal kaslar da ekstresek destek sağlarlar ^{1, 2} (Şekil 3).



Şekil 3: Göğüs kafesinin eksternal stabilitesi

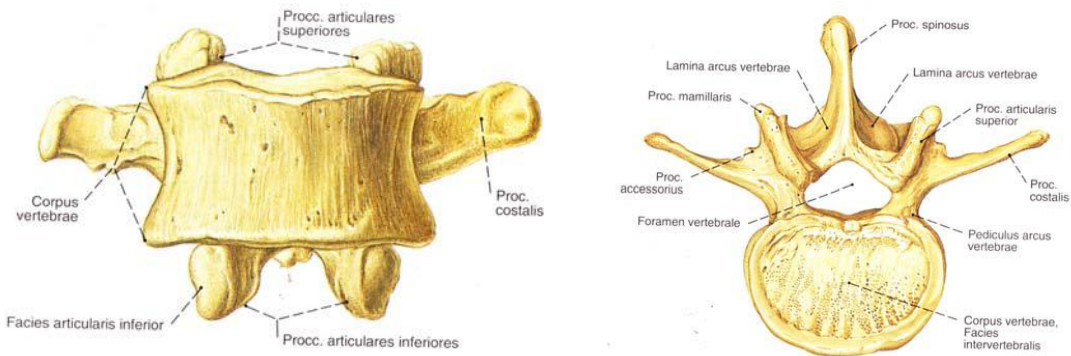
İlk iki vertebra Atlas (C1) ve aksis (C2) haricindeki vertebralarda, yerleşim bölgelerine göre spinöz çıkıntı uzunluğu, korpus büyüklüğü gibi değişiklikler gösterebilir fakat birçok ortak yapılar da bulunmaktadır. Tipik bir vertebra temel olarak 6 kısımdan oluşmaktadır ^{1,2}(şekil 4).

1. Corpus vertebra
2. Arcus vertebra
 - a. Pediculus vertebra
 - b. Lamina vertebrale
3. Foramen vertebrale
4. Processus spinosus
5. Processus transversus
6. Processus articularis inferior ve superior



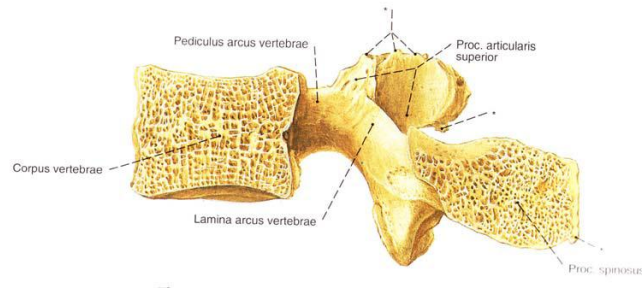
Şekil.4 Tipik bir torakal vertebranın yandan ve üstten görünümü³.

Vertebra korpusu, en büyük kısmı oluşturur ve silindirik yapıdadır. Kraniumdan pelvise doğru inildikçe çapları artmaktadır. Anterior ve posterior yüzlerinde damarların girip çıktığı delikler bulunur. Üst ve alt yüzlerinde kemik korteksi bulunmamaktadır. Pürüzlü olan bu yüzeylere intervertebral diskler yapışır. Uç plak adı verilen bu yüzeylerin kenarları çıkıntılıdır² (Şekil 5).



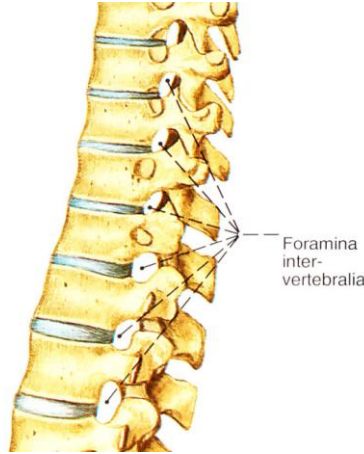
Şekil.5 Lomber seviyede önden ve yandan corpus vertebrale³.

Vertebral korpus, etrafı ince bir kortikal kemik dokusu ile çevrili kansellöz kemikten oluşur. Bu kansellöz kemik dokusu, ince lameller halinde superior ve inferior uç plaklara dik şekilde dizilir. Böylece omur cismi aksiyel yüklenmeye karşı en yüksek direnci gösterir. Vertebral arkus ve çıkıntıların kortikal kemik dokusu oranı daha fazladır¹ (Şekil 6).



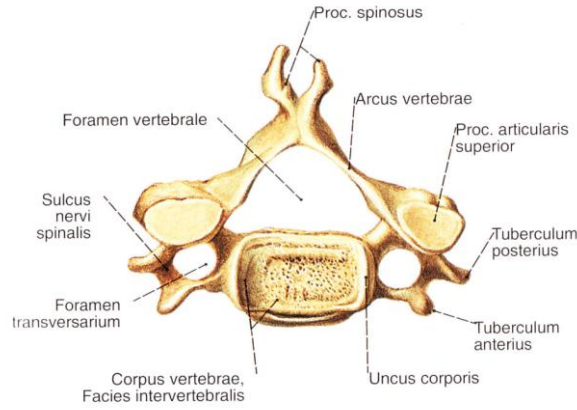
Şekil.6 Lomber seviyede median kesit, kansellöz kemik dokusu görülmektedir ³.

Vertebral pedikül, omur cisminin posterior ve lateral duvarlarının birleştiği noktada, cismin superior yarısından çıkarak posteriora yönelen kısa ve güçlü bir oluşumdur. Pediküllerin superior ve inferiorundaki konkvitelere vertebral çentikler denir ve iki vertebral çentiğin birleşmesi ile vertebral foramenler oluşur ¹(Şekil 7).



Şekil.7 İntervertebral foramen oluşumu⁴.

Servikal vertebraların korpusları daha kısa ve incedir. Spinal çıkıntıları kısadır. İkinci ile beşinci vertebralar arası spinöz çıkıntılar ikiye ayrılmıştır. Transvers çıkıntıları pek gelişmemiştir ve foramen transversarium denilen delikleri vardır. Bunlardan Arteria ve Vena Vertebralis geçer¹ (Şekil 8).

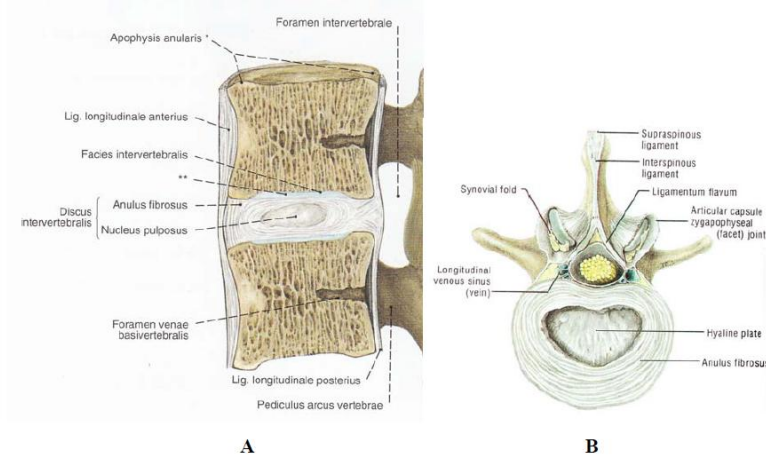


Şekil.8 Servikal omur üstten görünümü ³.

Torakal bölgedeki vertebra cisimlerinin büyüklüğü kaudale doğru artar. Korpusların arka yan taraflarında kaput kostalis ile eklem yapan iki adet eklem yüzeyi (fovea kostalis superior ve inferior) vardır. Transvers çıkıntılar yana ve biraz arkaya yönelmişlerdir. Bu çıkıntıların ön yüzlerinde kaburga tüberkülleriyle eklem yapan eklem yüzeyleri (fovea kostalis transversalis) vardır. 11. ve 12. vertebralarda bunlar bulunmaz ¹.

Lomber vertebraların korpusları diğer vertebralardan büyüktür. Transvers çıkıntıları az gelişmiştir. Spinöz çıkıntıları kısa, geniş ve dolgundur. Korpusların ön yüksekliği arkaya oranla daha fazladır. Üst eklem çıkıntısının dış yan yüzlerinde processus mamillaris adında tüberkülleri vardır ¹.

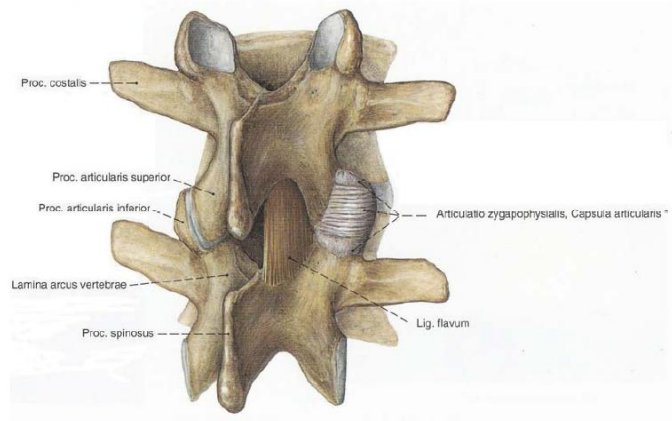
Vertebra cisimleri, intervertebral diskler aracılığıyla birbirlerine bağlanırlar. Bunlar fibrokartilajinöz yapıdaki oluşumlardır. Omurgada 23 adet disk mevcuttur ve bir üst vertebraya göre isimlendirilirler. Disklerin kalınlıkları 5 ile 12 mm arasında değişir. Böylece sakrum ve koksiks hariç omurga uzunluğunun dörtte birini teşkil ederler². Disklerin orta kısımları yumuşak, jelatinsi bir maddeden yapılmıştır ve buna nükleus pulposus adı verilir. Nükleus pulposusun etrafı, kollajen liflerden oluşan fibrokartilajinöz bir halkayla çevrilmiştir. Bu yapıya annulus fibrosus adı verilir. Disklerin alt ve üst yüzlerinde fibrokartilajinöz doku değişerek, vertebra korpuslarının üst ve alt yüzlerini örten hyalin kıkırdak tabakasını oluşturur¹ (Şekil 9).



Şekil.9 A- Lomber bölgede diskus intervertebralis ve komşu vertebra korpusları ile ilişkisi, median kesit³.

B- Diskus intervertebralis seviyesinde transvers kesit².

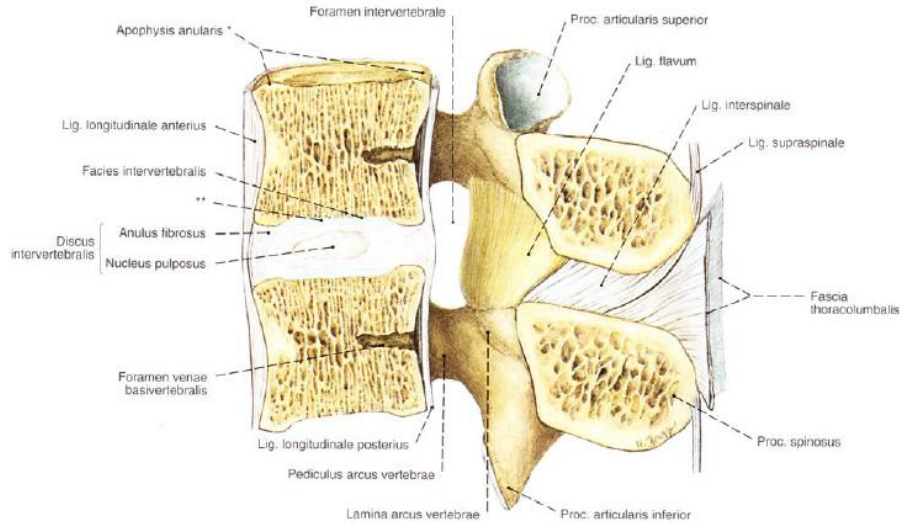
Disklerin damarsal yapısı yoktur. Beslenmeleri için gerekli olan oksijen, glikoz gibi maddeleri komşu omurgadan difüzyon yolu ile alırlar¹. Omurgaların arka kısımları birbirlerine diartroz cinsi eklemler ve elastiki bağlarla bağlanmıştır. Bu eklemlere faset eklemler denir. Diğer diartroz eklemlerde olduğu gibi, bunların da eklem kıkırdakları, boşlukları, kapsül ve sinovyal zarları bulunmaktadır¹ (Şekil 10).



Şekil.10 Faset eklem, arkadan görünüşü³.

Anterior longitudinal ligament, oksipital kemikten başlayarak tüm omurga cisimlerinin ön yüzlerine yapışır. Vertebra korpuslarına sıkıca tutunmasına rağmen, intervertebral diskin annuler liflerine sıkı tutunmazlar¹ (Şekil 9 A).

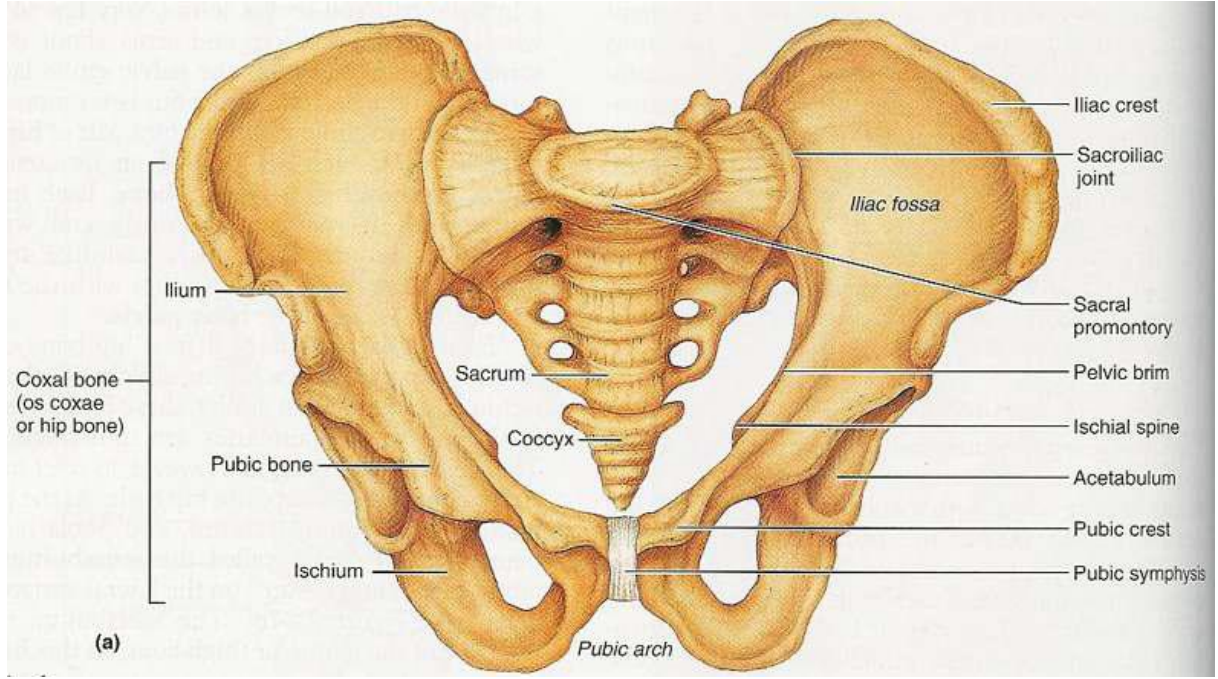
Posterior longitudinal ligament, oksipital kemiğin arka yüzünden başlayarak korpusların arkasından koksikse kadar uzanır. Anterior bağdan farklı olarak disk hizasında daha geniş ve daha sıkı, korpus hizasında ise daha dardır ¹. Ligamentum flavum, laminanın ön alt sınırından, alttaki laminanın arka sınırına uzanır. Elastik liflerden zengin olduğu için rengi sarımtıraktır¹. İnterspinöz ligament, komşu spinöz processler arasında uzanır. Supraspinöz ligament, spinöz çıkıntıların uçlarını birbirine bağlayan bağıdır (Şekil 11). İntertransversal ligament, transvers çıkıntılar arasında yer alır.



Şekil.11 Lomber bölgeden median kesit, posterior ligamentler görülmektedir ³.

PELVİS ANATOMİSİ

Pelvik halka posteriorda sakroiliak eklemler, anteriorda symphysis pubis aracılığı ile bir araya gelen iki kemik ve sakrum tarafından meydana gelmiştir. Kanatları oluşturan bu kemikler ilium, iskium ve pubisin triradiat kırıkta birleşmesi ile oluşmuştur ve lateral yüzeyinde asetabulum yer alır. (Şekil 12)



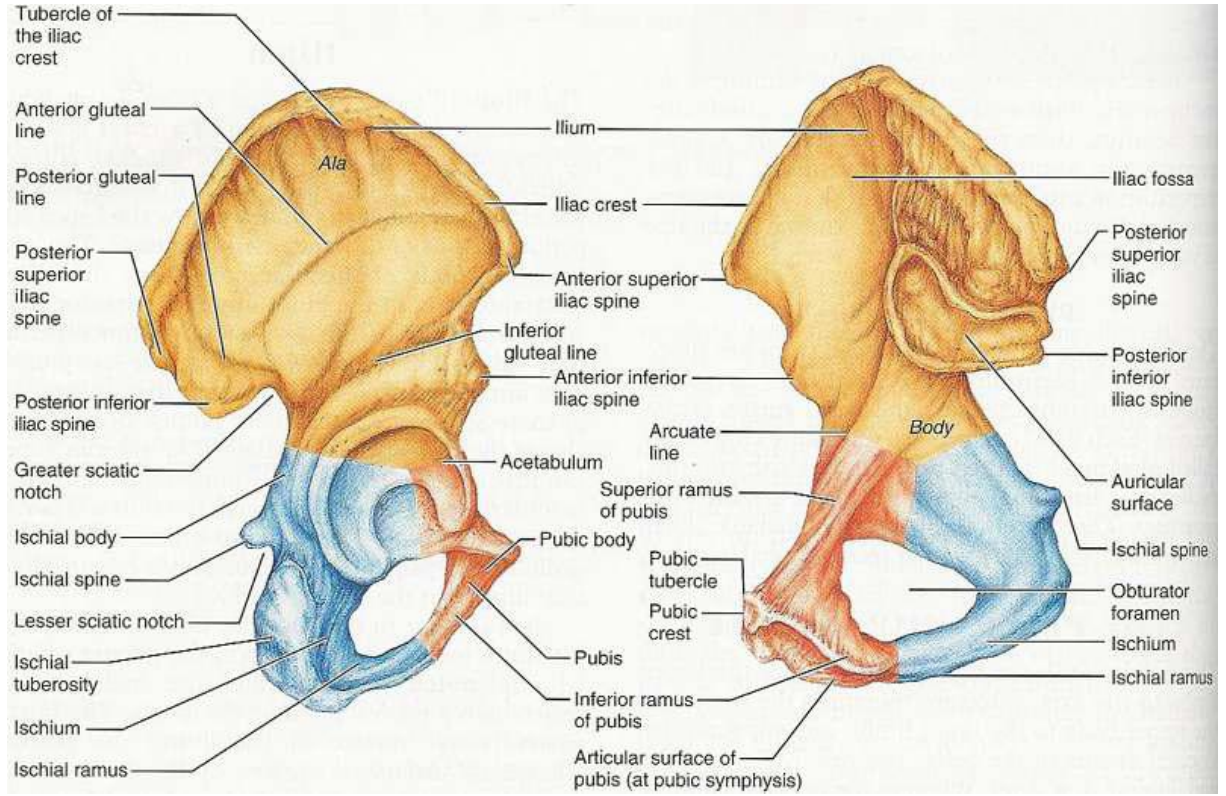
Şekil 12 Pelvis iskeleti önden görünüş

Pelvis Boşluğu: Kemik pelvisin içindeki boşluk sakrumun promontoryumu, pelvik kenar ve symphysis pubisin üst kısmında ikiye ayrılır

Yalancı (sahte) Pelvis: Sakrum alası ve iliak fossa tarafından oluşturulan bu boşlukta alt abdominal organlar yer alır ve iliumun iç kısmının tamamı iliakus kası tarafından doldurulur.

Gerçek Pelvis: Pelvik kenarın altında kalan büyük kısımdır. Lateral duvar pelvis, ishium ve iliumun küçük bir kısmı tarafından oluşturulur. Pubisi ishiumdan ayıran obturator delik bir membran ile doldurulmuştur, içindeki boşluktan obturator damar ve sinir paketi geçerek pelvisi bu kanaldan terk eder.

Os Coxae: Her bir os coxae üç kemikten oluşur; ilium (os ilium), pubis (os pubis), ishium (os ischii). Doğum sonrası erken dönemde bu kemikler asetabulumdaki kıkırdak ile birleşir; daha sonra 16-18 yaşlarında bu kıkırdak doku kemikleşir ve tek bir kemiğe dönüşürler⁵ (şekil 13).



Şekil 13. Koksayı oluşturan üç yapı

Os İlium: Hemipelvisin en büyük kemiğidir. Ayaktayken vücut ağırlığını sakrum aracılığı ile alt ekstremitelere ileten ana yapısal elemandır. Crista iliaca en çok palpe edilen kısımdır. Spina iliaca anterior superior'dan spina iliaca posterior superiora doğru uzanır. Abdominal kasların yapışma yeridir. Spina iliaca anterior superiora sartorius kası ve inguinal ligament yapışır. Spina iliaca anterior inferiora da rektus femoris kasının direk ve yansıyan başları yapışır. İliumun eksternal yüzeyine gluteal kaslar (M.gluteus medius, minimus ve maximus) yapışır. İliumun internal yüzeyi iliakus kası ile çevrilidir. Bu kas psoas kası ile medialde birleşerek iliopsoas kasını oluşturur.

Os İschii: Oturma pozisyonunda yükün yukarıdan aşağıya inerken iletiildiği son noktadır. Asetabulum'un 2/5'ini oluşturur. En üst kısmı siyatik çentiğın alt kenarını oluşturur ve burada ilium ile birleşir. Tuber ischiadicum distal kısmı hamstring kaslarının orijin noktasıdır. İskium ayrıca kalça ekleminin hareketinden sorumlu birçok kasın (M.superior ve inferior gemellus, M.obturator eksternus, M.quadratus femoris) orijin noktasını teşkil eder. M.adduktor magnus ve M.gracilis ise ramus inferior os pubis ve tuber os ischii'den kaynaklanır.

Os Pubis: İskium-pubis kolları beraber siymphisis pubisi oluşturur. üst pubis kolu lateralde iliumla birleşir, alt pubis kolu lateralde iskium ile birleşir.

Os Sacrum: Gövdenin yükünü alt ekstremitelere taşıyan geniş üçgen seklindeki bu yapı iki innominat kemik arasındaki anahtar yapı taşıyı oluşturur Os sacrum ters dönmüş üçgen görünümünde olup beş sakral omurun birleşmesi ile oluşmuştur. Kemiğin dış yüzlerinin her birinde bulunan L şeklindeki eklem yüzü ilium ile eklemleşir. Eklem yüzünün arkasındaki geniş pürtüklü sahaya sakroiliak eklemi destekleyen bağlar tutunur.

Os Coccygis: Columna vertebralis'in küçük son parçası koksiks, dört koksiks omurunun birleşmesi ile oluşur ve sakrum gibi ters dönmüş üçgen seklindedir. Koksiksin tabanı yukarı doğrudur. Üst yüzündeki eklem yüzü sakrum ile eklemleşir. Her bir yandaki iki kornu koksiks yukarı uzanarak, sakrumdan benzer şekilde aşağı uzanan kornu sakrale ile eklemleşir veya kaynaşır. Bu uzantılar diğer omurlarda bulunan processus artikularis superior ve inferiorun modifiye halidir. Koksiks omurlarında arkus vertebrae bulunmaz, bundan dolayı vertebral kanalda bulunmaz

PELVİSİN BAĞLARI

Pelvik halkanın stabilitesi, kendisini çevreleyen yumuşak dokuların, özellikle bağların sağlamlığına bağlıdır. Sakrospinoz ve sakrotuberoz bağlar pelvik halkanın stabilitesinde önemli rol oynarlar. Stabil pelvis normal fizyolojik yüklenmelere anormal deformasyona uğramadan dayanabilen bir yapı olarak tanımlanır. Gebelikte hormonların etkisi ile bağlar gevşer. Bu durum pelvik halkanın eksternal rotasyonu ve dolayısıyla pelvik çıkışın genişlemesine izin verir. Sakroiliak eklem posterior kısmı etkilenmez. Hormonlarının etkisi geçince pelvik halka normale döner. Nadiren spina iliaca posterior superiorundan kemik grefti alınırken posterior interosseöz bağlar kesilebilir.

Sakroiliak Eklem: Sakrumun eklem yüzeyi hyalin kıkırdakla, iliumun eklem yüzeyi fibroz kıkırdak ile kaplıdır. Bu nedenle gerçek bir synovial eklem değildir. Bu eklemden çeşitli bağlar tarafından belirgin bir şekilde kısıtlanan bir hareket aralığı vardır. Sakroiliak eklemi bir arada tutan yapılar; sakroiliak interosseöz, anterior sakroiliak ve posterior sakroiliak bağlarıdır.

Symphysis Pubis'i bağlayan bağlar: Eklem hareketli olmasını sağlarken, pelvik halkanın da devamlılığını sağlar. İnterpubik disk pubik kemiklerin eklem yüzeylerini bağlayan fibroz kıkırdak bir yapıdır.

Sakrotuberoz bağlar: Sakrum lateral kısmından tuber ischiadicuma uzanan çok güçlü bir bağıdır

Sakrospinoz bağ: Sakrum ve koksiks lateral kısmından başlar, spina iliaca posterior inferiora yapışır.

İliolumbar bağ: Lumbopelvik stabilitede önemli bir yeri vardır. Bu güçlü bağ beşinci lomber vertebranın transvers çıkıntılarının ucunu crista iliacaya bağlar

OMURGANIN BİYOMEKANİĞİ

Omurgada biyomekanik; omurgada hareket, denge ve deformite meydana getiren vektörlerin ortaya çıkardığı hareket segmentlerinin bir sonucu olarak doğar. Omurganın biyomekaniğinin iyi anlaşılması omurgayı etkileyen kuvvetlerin ve omurga kinematığının göz önüne alınarak değerlendirilmesi ile ortaya çıkar. Bu kırık mekanizmalarını anlamak ve uygun tedavi kararı vermede önemli rol oynar. Spinal mekaniğin tam olarak anlaşılması; spinal deformitelerin tedavisi için kullanılan implant veya ortezlerin geliştirilmesi açısından önemlidir. Vertebral kolonun biyomekanik olarak 3 temel görevi;

- 1- Baş, gövde ve pelvis tarafından yukarıdan aşağı vertikal yönde yüklenme ile oluşan eğilme momentlerinin aktarılması
- 2- Baş, gövde ve pelvis arasında yeterli fizyolojik hareketlerin sağlanması
- 3- Dıştan ve içten gelecek her türlü kuvvete karşı spinal kordun korunmasıdır⁶.

Omurga cisimlerinin kranialden kaudale doğru büyümesi, 4 defa fizyolojik eğrilik göstermesi ve bu eğriliklere göre farklılık gösteren uygun kemik ve yumuşak doku yapılarındaki anatomik özellikler omurga hareketleri ve omurgaya binen yüklerin taşınması açısından önem taşır. Omurganın maksimum hareket açıklığı 250°'dir. Servikalde 45° fleksiyon 75° ekstansiyon, torakal omurgalarda 45° fleksiyon 25° ekstansiyon, lomber kısımda ise 60° fleksiyon 35° ekstansiyon hareketi mevcuttur. Toplam fleksiyonu 110°, ekstansiyonu 140°'dir. Laterale eğilme torakal ve lomber bölgede 20°'şer derece servikalde ise yaklaşık 35–40° dir. Rotasyon miktarı ise toplam 90°'dir (servikal 45–50°, torakal 35° ve lomber 5°) ^{6,7} Omur cisminin kemik mimari yapısına bakacak olursak spongioz olması şok absorbe edici, trabeküler olması ise kompresyona direnci arttırıcı özellik gösterir. Osteoporoz nedeni ile kemiğin hem organik hem de inorganik yapısındaki kayıp nedeni ile omur cisminin direnci azalmaktadır. Kemik dokudaki %25 azalma; omurganın direnç kapasitesinde %50 den fazla azalmaya neden olur. Omurlar arasında bulunan diskler faset eklemlerle birlikte tüm sıkıştırıcı

yüklerin taşınmasından sorumludur. Bununla birlikte omurlar arasında bulunan diskin vizkoelastik yapısı sayesinde maruz kaldığı yükler omurga hareketleri ile değişkenlik gösterir. Nükleus içindeki sıvı basıncı mekanik olarak arttıkça endplateler de basınç artışı olmaktadır. Annulusun dış lifleri gerilir. Streslerin eğilme momenti ile doğru orantılı olması nedeni ile kemikte oluşan kırıklar, momentin en yüksek olduğu endplatelerde oluşur. Eğilme ve torsiyonel yükler disklere en çok zarar veren yüklerdir ⁶. Vertikal yüklenmelerde faset eklemlere binen yük, total kompresif kuvvetlerin yaklaşık %20'sidir. Faset eklemlerin görevi torsiyonel ve makaslama hareketlerine engel olmaktır. Bu nedenle eklemin hareket aralığının belirlenmesinde yeri çok önemlidir. Torakal omurlarda faset eklemler koronal planda öne eğimlidirler bu anatomik özellikleri nedeni ile fleksiyon ekstansiyon ve rotasyon hareketlerine izin verir iken lateral fleksiyonu kısıtlarlar. Lomber fasetler ise sagittal planda yerleşmelerinden dolayı fleksiyon, ekstansiyon ve rotasyon hareketlerine izin verirken torsiyonel hareketleri kısıtlarlar ⁶.

Omurga bağları; aşırı ve kontrolsüz vertebra hareketlerini önleyerek spinal kordun ve köklerin korunmasını sağlarlar. Ancak tek yönlü olup liflerin yönü boyunca yük taşıyabilirler. Gerilme kuvvetlerine karşı direnç gösterirlerken kompresif kuvvetlerde gevşerler. Anterior longitudinal ligaman (ALL) ; Posterior longitudinal ligaman (PLL) ile kıyaslandığında iki kat daha güçlüdür. Alt torasik ve lomber bölgedeki en güçlü bağıdır. Fleksiyonda kompresyona uğrayarak harekete karşı direnç oluşturmazken ekstansiyonda gerilerek ekstansiyonu sınırlar ve omurgayı tespit eder ^{6,7}.

Posterior longitudinal ligaman (PLL) ; ise ekstansiyonda gevşek, fleksiyonda gergindir ve fleksiyonu sınırlar. Ligamentum flavumun hiperekstansiyonda fonksiyonu yoktur, ancak rotasyonel tespiti sağlamakta önemli fonksiyonu vardır. İnterspinöz ve supraspinöz bağlar fleksiyonu kısıtlarlar ^{6,7}(şekil 14).



Şekil 14: Posterior longitudinal ligaman ⁷

Aksiyel yüklenmede, faset eklemden üst kapsüler bağlar gerilirken, alt kapsüler bağlar gevşer bu anatomik pozisyonu ile ilişkilidir. Aynı şekilde fleksiyondayken üst ve alt kapsüler bağlar gerilir, ekstansiyondayken üst kapsüler bağlar gerilir, alt kapsüler bağlar ise gevşer. Lateral fleksiyonda ise aynı taraf üst kapsüler bağ gevşerken her iki taraf alt kapsüler bağlar gerilir. Sağa ve sola rotasyonda ise aynı tarafta üst ve alt kapsüler bağlar gerilirken karşı taraftakiler gevşerler. Aksiyel kompresyonda omurganın normal torasik kifozu olduğu için bu yük torakal vertebrayı fleksiyona zorlar. Torakolomber bölgede omur cisminin kompresif yüklenmesi ile sonuçlanarak patlama tipi kırığa neden olur. Fleksiyon tipi kuvvetler omurga cisminin ön kısmında ve diskte çökmeye yol açarken arkada gerilmeye neden olur. Fleksiyona rotasyonun da eklenmesi posterior bağlar ve faset kapsüllerini yetersizleştirerek hem ön, hem de arka kolonda yaralanmalara neden olur. Makaslama kuvvetleri fleksiyon ve rotasyon kuvvetlerinin kombinasyonu ile ciddi bağ yaralanmalarına yol açar. Bu kuvvet, üst omurun alt omur üstünden öne, arkaya veya laterale kaymasına neden olur. Bu yaralanmalar instabil olarak kabul edilir ve genellikle tam spinal kord hasarı ile sonuçlanır. Genelde trafik kazalarında gördüğümüz emniyet kemerine bağlı fleksiyon distraksiyon tipi yaralanmalarda (chance kırığı) sinir arazi olmaksızın ön kolon kamalanması ve lateral deplasman görülebilir. Ekstansiyon tipi yaralanmalarda ise omurganın arkasındaki yapılar zarar görür, ön cisimde anterior longitudinal ligamanda ve annulus fibrosusun ön kısmında gerilme-zorlanma olurken posterior yapılar kompresyon altında kalarak faset, lamina ve spinöz çıkıntıda kırık olabilir. Spinal kolonun fizyolojik yüklenmelere karşı direnci Yük Taşıma Kapasitesi olarak adlandırılır. İki kolonun hasarlanması durumunda spinal kolonun yüklere destek yeteneği geriler ve mekanik instabilite oluşur. Ön ve orta kolon hasarı durumunda %70, orta ve arka kolon hasarında %60 oranında destek kaybı olur^{5,6}.

KOLON	YÜKLEME	LCC (%)	LCC KAYBI
Anterior	Aksiyel	77,5	22,5
Anterior	Fleksiyon	54,0	46,0
Anterior ve orta	Aksiyel	38,8	61,2
Anterior ve orta	Fleksiyon	32,3	67,7
Posterior	Aksiyel	77,6	22,4
Posterior	Ekstansiyon	70,6	29,4
Posterior ve orta	Aksiyel	61,6	38,4
Posterior ve orta	Ekstansiyon	36,8	63,2

Tablo 1:Vertebral kolon yük taşıma kapasitesinde ortalama kayıplar ^{6,7}

Lomber bölgedeki omurlar başta olmak üzere, tüm omurlar torsiyon ve rotasyon hareketlerine karşı fizyolojik direnç gösterirler. Omurda bir hasar geliştiği zaman kolonun torsiyonlara karşı direncinde düşme olur. Ön kolonun hasarında torsiyon kuvvetlerine karşı dirençte %95'e varan kayıp olurken faset eklemlerin hasarında torsiyonel dirençte belirgin bir kayıp olmaz. Rotasyonel stabilitede en önemli görevi ön kolan yapar. Sadece annulus fibrosusun rotasyona karşı direnci faset eklemlerden ve diğer yapılardan fazladır. Orta ve arka kolon hasarında direnç kaybı %35'i geçmez. Ön kolon kırıkları ve yumuşak doku yırtılmaları belirgin rotasyonel instabilite ile sonuçlanır⁷.

Anlık Rotasyon Aksı (ARA): Faset eklem yakınlarındaki posterior annulusta yerleşimlidir. Annulus harabiyetinde anlık rotasyon aksı posteriora kayar. Posterior elemanların kaybıyla da anteriora kayar. Annulus ve ön kolon stabilite sağlanmasında önemli rol oynar ve bunların hasar görmesi durumunda lomber bölgede torsiyonel yetmezlik gelişir ve bunun sonucunda mekanik instabiliteye neden olarak cerrahi endikasyonu doğurur ⁷.

Spinal kordun Biyomekaniği: Spinal kanalın fizyolojik hareketler esnasında uzunluğu değişmektedir. Tüm bu hareketlerde omurilik, çevresindeki piamater, ligamentum dentatum,

beyin omurilik sıvısı ile dolu subaraknoid ve subdural boşluklar ve duramater gibi yumuşak doku desteği nedeniyle korunur ve zarar görmez. Omurgadaki hareketler esnasında omurgadaki değişikliklere adapte olmaya çalışır ve omuriliğin boyutlarında değişiklikler oluşur^{6,7}. Ligamentum dentatum aşağıya doğru eğimli olmasından dolayı ligamanlardaki gerilme kuvvetleri omurilik eksenine göre iki bileşene ayrılabilir. Aksial komponent, omurilik içindeki gerilmenin büyüklüğünü azaltarak dengeler. Diğer taraftan transvers bileşenlerden her bir çifti omuriliği kanalın merkezine yakın tutarlar ve böylece darbe esnasında kemik çarpmaları ve şoktan maksimum oranda korurlar^{6,7}.

POSTERiOR SPiNAL ENSTRUMENTASYON

Harrington Enstrumantasyonu. 1950 li yılların sonlarında geliştirilen bu teknik 1962 yılında yayınlamıştır. Bu sistemde çengeller omurganın posterior kısımlarına (faset, lamina ve transvers procesler) tutturulur⁸. Çengeller dişli rod sistemi sayesinde distraksiyon kuvveti uygular. Torakal eğriliğin konveks tarafında transvers çıkıntıların tabanına yivli bir çubuk üzerine yerleştirilmiş çengelleri iten somunlar kompresyon uygular. Ana düzeltici mekanizma distraksiyondur. Uzun bir süre boyunca Harrington enstrumantasyonu standart olmuştur. Uzun takipli çalışmalar Harrington enstrumantasyonuyla elde edilen düzelmenin yüzde 30 ila 40 oranında korunduğunu göstermiştir. Ne var ki, yeni jenerasyon spinal enstrumantasyon sistemlerinin gelişmesiyle 1980'lerden itibaren Harrington sisteminin kullanımı azalmıştır. Harrington sistemi ile üç boyutlu omurga düzeltilmesi sağlanamayacağından kostal deformitede değişiklik olmaz. İkincisi, distraksiyon kuvvetleri omurgayı düzleştirir ve normal lomber lordozu azaltır. Ayrıca Harrington enstrumantasyonu ile yeterince stabilite sağlanamaz. Bu yüzden ameliyat sonrası dönemde alçı, ya da breys kullanmak gerekebilir. Olguların yüzde 40 ' ında uzun dönemde implant yetmezliği gelişebilir. Günümüzde adölesan idiyoPATİK skolyozun cerrahi tedavisinde Harrington enstrumantasyonu nadiren kullanılmaktadır⁸.

Luque'nin Çift L-Çubuk Segmanter Enstrumantasyonu: Bu sistemde çelik çubuklar, sublaminer teller yardımıyla omurgaya tespit edilir. Her iki çubuk bir ucundan bükülür, torakal kifoz veya lomber lordoz şeklinde bükülür ve transvers olarak diğerine teller ile bağlanır⁸. Luque sistemi yeterli stabilizasyonu sağlar ve brace kullanma ihtiyacını kaldırır. Bu paralitık deformiteli ve anesteZİK cildi olan hastalar için çok önemlidir. Sinir yapıların yaralanma riski nedeni ile Luque enstrumantasyonunun kullanım alanı sınırlandırılmıştır.

Bunlar genelde duyu problemleri gibi minör sorunlar olup 2 ila 3 hafta içinde düzelir. Ancak kısmi, ya da tam felç gibi hasta yaşamını etkileyecek komplikasyonlar da oluşabilir⁸.

Wisconsin Segmanter Spinal Enstrumentasyonu. Bu teknikte spinöz procesin tabanındaki delikten düğmeli teller geçirilerek her seviyede tespit sağlanır. Teller laminanın derinine yerleştirilir, ancak spinal kanala ulaşmaz. Teller eğriliğin konkav tarafında Hanington distraksiyon çubuğuna bağlanır, karşı tarafta ise fiksasyon için Luque çubuğu kullanılır. Düz sırt deformitesini önlemek için çubuklar sagittal kontura göre şekillendirilir⁸. Tellerin çubuklar üzerinde bağlanmasıyla skolyoz düzelir. Bu fiksasyon da ameliyat sonrası brace gerektirmeyecek kadar stabilite sağlar. Wisconsin segmanter spinal Enstrumentasyonunun Luque sistemine avantajı, Wisconsin sisteminde tellerin nöral kanaldan geçmemesi sonucunda nörovasküler yaralanma riskinin az olmasıdır. Omurgada translasyonu (rotasyonu) sağlamak bu sistemde mümkün olmaz. Çoklu çengel sistemler gibi wisconsin sistemiyle de önemli bir düzelme ve sagittal kontür elde edilebilir⁸.

Cotrel-Dubousset Enstrumentasyonu. Bu sistem çoklu çengel sistemidir, 1980' lerin başlarında Cotrel ve Dubousset tarafından geliştirilmiştir. Bu sistem posterior Enstrumentasyonda bir devrim niteliğinde sayılabilir çünkü daha önceki sistemlerden farklı olarak, idiyopatik skolyozda cerraha omurgada üç boyutlu düzeltme şansı vermektedir. Bu derotasyon manevrasıyla sağlanmaktadır. Önce şekillendirilmiş çubuk omurgaya yerleştirilen çengellere tutturulur daha sonra çubuk 90 derece çevrilir. Böylece sagittal kontür elde edilir, eğrilik düzelir ve omurganın rotasyon, ya da translasyonu sağlanmış olur⁸. Bu sistemde çeşitli çengeller kullanılır ve nöral hasar riski sublaminal talle göre daha azdır.

Rotasyonel düzeltme sağlandığı için kosta deformiteleri azalır, yüzde 48 ila 69 oranında eğrilik düzeltilir, bunun idamesi sağlanır ve normal sagittal kontür elde edilir⁸. Füzyonun L3-4 seviyesine kadar uzaması gerektiğinde lomber lordozu korumak mümkün olabilir. Sonuç olarak bu sistemde düz sırt deformitesine pek rastlanılmaz.

Texas Scottish Rite Hospital Enstrümentasyonu. Sistem 1988 yılında tanıtılmıştır ve Cotrel-Dubousset sistemine benzer şekilde çubuklara tutturmak için çeşitli çengeller (ve vidalar) kullanılmaktadır. Tüm çengel ve vidalar eyebolt-somun sistemiyle sağlanan üç noktalı klempleme mekanizmasıyla çubuğa tutturulur⁸. Çengeller açık dizayn edilmiştir; bu sayede çubuğun yerleştirilmesi kolaylaştırılmıştır. Çengel, eyebolt-somun yarı sıkılmışken bile çubuğun içinde kalmasını sağlar. Bu sistemde deformitenin düzelmesi için kompresyon, distraksiyon ve rotasyon şeklinde manevralar yapılabilir. İdiyopatik skolyozun cerrahi

tedavisinde Texas Scottish Rite Hospital Enstrumentasyonunu değerlendiren alışmalar, Cotrel-Dubousset Enstrumentasyonunda görülenlere benzer özellikler göstermişlerdir.

Isola Enstrumantasyonu. 1980'lerin sonlarına doğru tanıtılmıştır. İsmi implantın ilk komponentlerinin bir kelebek türüne benzerliğinden gelmektedir. Bu sistem Harrington prensipleri üzerine dayanarak geliřtirilmiřtir⁸. Bu prensipler (yeni jenerasyon enstrumentasyon sistemine uygulanabilenlerin tümü)

- 1) Spinal deformitenin tanımı ve omurga dengesinin üzerinde durulması,
- 2) Lamina, transvers proçes ve pediküle enstrumentasyon,
- 3) Segmanter fiksasyonu içerir.

Diğerlerinden farklı olarak, Isola tekniğinde lomber pedikül vida fiksasyonu ve sublaminer teller kullanılır. Bu ilave fiksasyonun, skolyoz cerrahisindeki etkinliği lomber pedikül vidalarınm Cotrel-Dubousset ve Texas Scottish Rite Hospital enstrumentasyonlarında kullanılmasına neden olmuştur. Bu iki enstrumantasyon sistemi ile elde edilen translasyonel ve açısal düzeltme Isola sistemi ile de başarılır.

ALT LOMBER BİLEŞKE

Sakropelvik fiksasyon endikasyonları: alt lomber omurga kırıkları, yüksek dereceli spondilolistezis, torakolomber deformiteler, alt lomber bölge metastazları, sakral kırıklar⁹.

Tedavi eşitleri: S1 pedikül vidası, S1 alar vida, S2 vida, iliak vida, intrasakral rod (Jackson tekniği)⁹.

S1 anteromedial pedikül vida; başlangıç yeri S1 in süperior artiküler çıkıntısının hemen alt lateralindendir. S1 deliği belirlenmeli ve superior artiküler yüz ile arasındaki mesafe belirlenmeli. Başlangıç pozisyonu 2-5 mm aşağıda olmalı ve 1/3 den daha çok aşağıya kaymamalı. Vidanın yönü yaklaşık 30-40 derece anteromedial seyretmeli ve 15 derece kadar superiora yönlendirilmeli. Vida boyu genellikle 35-50 mm ortalama 40 mm dir. S1 vida bikortikal kullanılabilir fakat sol vidanın iliak veni penetre etme riskinden dolayı uzun kullanılmamalıdır.

S1 anterolateral vida (alar): başlangıç noktası intermediate kristadır. S1 foramen ile süperior artiküler çıkıntının ortasıdır. Ve genellikle S1 foramenin 5 mm yukarisındadır. Vida 30-40 derece laterale 25 derece kadar kaudale yönlendirilir. Anterolateral vida bikortikal

konulmamalıdır. Boyu ortalama 35 mm dir. 50 dereceden fazla laterale yönlenmesi sakroiliak ekleme girmesine neden olabilir.

S2 vida; başlangıç pozisyonu vertikal planda intermediate ve lateral krista arasındadır. Transvers planda ise S1 ve S2 foramenler arasındaki S1 e doğru 1/3-1/2 dir. Vidanın yönü transvers planda 20-30 derece mediale veya 30 derece laterale, 20 derece de kaudaledir. Vida boyu genelde 25-30 derecedir ve genelde bikortikal koymak gerekir çünkü pullouta karşı direnci düşüktür⁹.

İliak vidalar; iliak vidalar rod konturundaki zorluk nedeni ile iliak kanat (Luque Galveston) tekniğinin popülerliğini geride bıraktı. İliak kanat üzerinde kanselöz kemiği açığa çıkarmak için notch yapılır, vida yörüngesini sağlamak için subperiostal diseksiyon ile iliak kanat lateral yüzü açığa çıkarılır. Vidanın siyatik çentik üzerindeki dens kemikten gitmesi amaçlanır. Uzunluğu genelde 60-70, çapı 7-8 mm dir. Sakroiliak ekleme yakınlığı nedeni ile sakroiliak artrit yapma riski, yumuşak doku azlığı nedeni ile cilt altında çıkıntılık ve sonradan çıkarılma ihtiyacı doğurması, sakroiliak eklemi çaprazlaması ve aşırı dorsal pozisyonu nedeni ile üzerindeki yüklerin fazla olup vida kırılma veya pullout riski dezavantajlarıdır⁹.

Jackson tekniği; intrasakral teknik S1 den S3 lateral sakrumun dorsal ve ventral yüzüne spinal rod yerleştirimini içerir. S1 vida lateral sakral krestin 5 mm laterale ve S1 in superior artiküler prosesinin 10 mm inferioruna yerleştirilir. Bu alan birinci sakral lateral tuberkül olarak bilinir. Vida mediale ve sefalik açıda yönlendirilir. Daha sonra dorsal korteks kazınır ve rod lateral cresti izler ve 25 derece kadar laterale S3 seviyesinin altına yönlendirilir ve rod dorsal foramenin laterale yerleştirilir.

KOMPLİKASYONLAR

Posterior spinal enstrümantasyon sonrası görülen komplikasyonlar, ortaya çıkış zamanı ve nedenlerine göre üç grupta incelenebilir:

1- Sistemik Komplikasyonlar: Sıklıkla hemen ameliyat sonrası erken dönemde görülür. Anesteziye bağlı komplikasyonlar, yara yeri enfeksiyonu, akciğer ve hemodinamik, böbrek, gastrointestinal problemler bu grubu oluşturmaktadırlar¹⁰.

2- Tekniğe Bağlı Komplikasyonlar: 4 gruba ayrılır

a) Nörolojik Hasar: En sık nedeni spinal kord sıkışmasının farkına varılamamasıdır. Ayrıca transpediküler vidaların pedikülü patlatıp vertebral kanal içine girmesi, çengel ve rodların spinal kanala yönelmesi, aşırı düzeltmeye bağlı olarak spinal kord dolaşımının bozulması da nörolojik hasara neden olabilmektedir⁸. Nörolojik komplikasyonların önlenmesi amacı ile ameliyat esnasında Stagnara'nın uyandırma testi uygulanmalı, sonucu pozitif ise derhal enstrümantasyon çıkarılmalıdır¹⁰. Günümüzde nöromonitorizasyon tekniği sayesinde bu komplikasyonun farkına anında varılıp müdahale edilebilmektedir. Yapılan çalışmalar altı saatten sonra nörolojik bulguların geri dönme şansının çok azaldığını göstermektedir. Lomber bölgede vidanın uygun olmayan pozisyonu sonucunda genelde radikül hasarı görülmektedir¹⁰. Çalışmalar nörolojik hasar oranları, Harrington enstrümantasyon sisteminde %0.23, sublaminar teller kullanıldığında %0.86, Cotrel-Dubousset enstrümantasyon sisteminde ise %0.60 olarak bildirilmiştir. Adölesan idiopatik skolyozun cerrahi tedavisi sonrası gelişen paralizi insidansı Skolyoz Araştırma Cemiyeti tarafından %0.26 olarak bildirilmiştir^{10,11}.

b) Kemik Kırıkları: Enstrümantasyon esnasında özellikle deformite düzeltme sırasında manevra veya distraksiyon-kompresyon yaparken aşırı güç uygulanması sonucu, lamina veya pediküllerde kırıklar oluşabilmektedir. Ayrıca düşük kemik kalitesi bu durumu kolaylaştırır. Bunun önüne geçilebilmesi için aşırı zorlayıcı kuvvetler uygulanmamalıdır^{8,10}.

c) Visseral Organ Yaralanmaları: Anterior girişim ile enstrümantasyon sonrası daha sık görülmektedir. Aorta gibi ana damarların hasar görebileceği gibi daha çok segmenter arterler zarar görür. Posterior enstrümantasyon esnasında uzun boyda pediküler vidanın omur cisminin anterior korteksini penetre edebileceği ve büyük damarlarda yaralanmaya neden olabileceği unutulmamalıdır¹⁰.

d) Dural Yırtıklar: Duramater üzerine direk travma veya gerilme sonucu oluşur ve beyin omurilik sıvısının sızıntısına yol açabilir. Enfeksiyon gibi yapışıklığa neden olan durumlara sekonder cerrahiler sırasında yaralanma ihtimali çok daha yüksektir. Basit sütür veya yumuşak doku greftleri ile tamir edilmelidir¹⁰.

3-Geç Komplikasyonlar

a) Enstrümantasyon Problemleri: Çengellerin çıkması, vida pulloutu, rotların kırılması, transpediküler vidaların kırılması, transvers bağlayıcıların yerinden çıkması şeklinde enstrümantasyon sorunları görülebilmektedir. Genellikle pseudoartroz gibi durumlarda implant üzerindeki yükün büyük olduğu zamanlarda daha sık oluşurlar. Füzyon gelişmiş ise tedavi

gerekmemektedir. Fakat özellikle zayıf hastalarda, cilt altında belirginleşmesi ve hastayı rahatsız etmesi durumunda, füzyon gelişmiş olsa da enstrumantasyon çıkarılmalıdır.¹⁰

b) Gövde Dekompansasyonu: Aşırı düzeltme sonucu oluşur. Kompansatuar eğriliğin esnekliği hasta postürünü düzeltmek için yetersiz kalmaktadır. Bu durumun önüne geçilmesi için aşırı düzeltmeden kaçınılmalıdır. Dekompansasyon ile karşılaşıldığında, hafif veya orta ise periyodik kontroller ile kompensatuar eğrilik takip edilir. Daha ciddi durumlarda lomber eğriliğin tedavisi için korse kullanılır. Korse de başarısız olur ise revizyon gerekir, füzyon ve enstrumantasyon kompensatuar eğrilikteki stabil vertebraya kadar uzatılması gerekebilir¹⁰.

c) Geç Enfeksiyon: Operasyondan aylar sonra, genellikle fistül şeklinde karşılaşılmaktadır. Geç enfeksiyonların bir çoğunun operasyon sırasında yerleştiği ve uzun süre subklinik kaldığı düşünülmektedir. Fistül varsa, fistülografi çekilerek enfeksiyonun nereye kadar uzandığı görülmeli, granülasyon dokuları ve fistül eksize edilmelidir. Eğer füzyon gelişmiş ise implantlar çıkarılmalıdır¹⁰.

d) Lomber Lordozun Kaybolması (Flat Back Deformitesi): Lomber omurgada distraktif kuvvetlerin kullanılması, fizyolojik lomber lordozun azalmasına ve hastanın ayakta öne doğru eğik durmasına yol açar. Bu durum hastada sırt ve kalça ağrısı gibi klinik şikayetlere neden olabilir. Lomber lordozun azalması sonucu, enstrumante edilen bölgenin distalinde lordoz artışı ve buna bağlı disk dejenerasyonu gelişerek bel ağrısı görülmektedir. Bu durumun önüne geçebilmek için, ameliyat masasında hastanın pozisyonuna dikkat edilmelidir. Ayrıca rotlara lomber lordoz için gereken eğim verilmeli ve lomber bölgede kompresif kuvvetler uygulanmalıdır¹⁰.

e) Pseudoartroz: Cerrahi tedavi füzyona yönelik olduğu için bu komplikasyonu başarısızlık olarak kabul edebiliriz. Son yıllarda kullanılan daha rijid ve güçlü implantların yaygınlaşması ile pseudoartroz oranları %1'e kadar inmiştir. En sık hareketli olan torakolomber bileşke ve lumbosakral füzyon bölgelerinde görülmektedir. Tanı genellikle oblik çekilen grafiler, bilgisayarlı tomografi veya kemik sintigrafisi yardımı ile konulur. İmplant yetersizliği şeklinde kendini gösterebilir. Ayrıca başarılı bir posterior cerrahide, vertebra gövdesinin büyümeye devam etmesi ile anteriorde disk mesafesi normalde kaybolur. Anteriorde geniş disk mesafesi posteriordeki pseudoartrozun belirtisi olabilir¹⁰. Pseudoartroz herhangi bir şikayete ve deformiteye neden olmuyor ise cerrahi gerekemeyebilir. Asemptomatik pseudoartrozlar genellikle distalde görülmektedir. Torakolomber bileşkedeki pseudoartrozlar genellikle korreksiyon kaybına ve ağrıya neden olurlar¹⁰. Semptomatik bir pseudoartroz

varlığında, öncelikle füzyon bölgesi etrafındaki tüm yumuşak dokular temizlenmeli ve yeniden implant yerleştirilerek bu bölgeye kompresyon uygulanmalıdır. Ayrıca füzyon bölgesine dekortikasyon ve otolog greft uygulanmalıdır¹⁰.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma biyomekanik deneysel bir çalışmadır. Bu çalışmada skolyoz, spondilolistezis, L5 kırığı ve benzeri birçok omurga patolojisinin cerrahi tedavisinde kullanılan lumbosakral ve lumbopelvik posterior spinal enstrumantasyon yöntemleri incelendi. Çalışmamızda 2 çeşit posterior spinal enstrumantasyon yöntemi üzerinde inceleme yaptık ve bu deneyleri her bir gruba sekiz örnek düşecek şekilde toplam on altı adet koyun pelvis-omurga modelinde uyguladık. Koyun omurgası insan omurgasından farklı olarak 7 servikal, 13 torakal, 6 lumbal ve 4 sakral omurgadan oluşmaktadır. Bu sebepten dolayı insanlardan farklı olarak L6 fiksasyonu yaptık. Birinci grupta L5, L6, S1 fiksasyonu diğer gruba L5, L6 ve pelvik fiksasyon uygulandı. vertikal planda 400 N yük uygulandı. S1'deki vidaların ve pelvik vidaların boynuna düşen yükün yarattığı gerilim, strain gauge aracılığı ile 3 planda incelendi. Kullandığımız strain gauge vertikal, oblik ve horizontal planda aynı anda gerilimi ölçebilmekteydi. Daha sonra bu gruplara sakroiliak eklem fiksasyonu uygulandı ve S1 ile pelvik vidalara düşen gerinim tekrar ölçüldü ve fiksasyon sonrası S1 ve pelvik vidalardaki gerilim değişimi gözlemlendi. Çalışma Dokuz Eylül Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı ile Dokuz Eylül Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilim dalı Laboratuvarında gerçekleştirildi. Testler fakülte bünyesindeki AG-I 10 kN Shimadzu mekanik test cihazında uygulandı. Deneyde kullanılan örneklerin tümü ve işlemler aynı kişi tarafından hazırlandı ve uygulandı.

Örnek seçimi ve örneklerin hazırlanması

Çalışmada fiksasyon metodlarını uygulamak üzere deneylerde kullanılacak materyal için koyun omurgası modeli seçildi. Bu model bize boyutlarının küçük olması nedeni ile fiksasyon zorluğu açısından dezavantaj yarattı. Aynı zamanda yapılacak çalışmada pelvis ve omurganın bir bütün olması gerekliliği nedeni ile muhafaza etmek açısından bu model, boyutlarının küçük olmasından ötürü avantaj sağladı. Omurga örnekleri devlet bünyesindeki et üretimi yapan bir işletme tesisinden taze olarak elde edildi. Koyun omurga modellerinde ırk ve yaş aralıklarının benzer olmasına özen gösterildi. Koyun omurga modelleri aynı gün içerisinde et üretim merkezine gönderilmek üzere kesilen koyunlardan pelvis, sakrum ve lomber bölgeleri bir bütün olarak yumuşak dokulardan arındırıldı ve blok halinde ortaya

kondur. Fakat bu işlemi yaparken bağ dokularının zarar görmemesine ayrıca özen gösterildi. Aynı gün içerisinde örnekler şok ile dondurularak tesisin soğuk hava depolarına kondur ve burada donmuş bir şekilde muhafaza edildi. Tüm koyunlar 24-36 aylık aynı ırk ve benzer kiloda, herhangi bir hastalığı veya deformitesi olmayan veteriner kontrolünden geçmiş sağlıklı kesime uygun hayvanlardan seçildi. Tüm örnekler deney gününe kadar aynı yerde ve aynı derecede muhafaza edildi. Deneyin planlanması sonrasında özel derin dondurucu araçlar ile transportu sağlanarak laboratuvarımıza getirildi. Laboratuvarımızda örnekler -20°C de derin dondurucuya yerleştirildi. Örneklerin saklanması ve korunması deneyin yapılacağı güne kadar aynı şekilde sağlandı. Örneklerin tazeliğinin bozulmaması için deney hazırlıkları tüm deney 24 saat içerisinde tamamlanacak şekilde planlandı.

Ölçüm için kullanılacak olan tespit materyali

Tüm örnekleri test aşamasında Shimadzu cihazında ölçüm yaparken tespit yetersizliğinden kaynaklanacak hataları en aza indirmek amacıyla standartlaştırdık. Omurga modellerini üstten ve alttan Shimadzu cihazının yük veren kollarına paralel olup tam teması sağlayacak şekilde tespit ettik. Bunun için önce 10 cm çapında ve 10 cm yüksekliğinde plastik silindirik kalıplar hazırladık. Bu kapların kesimi hata payına olanak vermemek için sıkı tespitli elektrikli testere ile gerçekleştirildi ve tüm kaplar birbirinin eşi olacak şekilde hazırlandı. Açık ve boyut farkı olanlar deneyden dışlandı (resim 1).



Resim 1. Materyal tespitinde kullanılacak kalıplar

Kalıplar hazırlandıktan sonra deney materyalini tespit etmek amacı ile %50 oranında alçı ile beyaz çimento karışımı hazırlandı. Bu karışım sayesinde oluşturulacak harç hem deneye dayanacak kadar sağlam oldu, hem de sıcak suyun da etkisi ile 5 dakika içinde çabucak donarak deney materyallerinin bozunmasına izin vermedi. Hazırlanan harç kalıplara döküldü ve koyu kıvama gelince omurga modeli symphysis pubis ve sakrum temas etmeyecek şekilde tuber iskiadikumlardan tutturuldu. Alt tespit sağlandıktan sonra materyal ters çevrilerek L4 omurgayı içine alacak şekilde diğer harç kalıbına gömüldü. Bu sayede deney

için materyal tespiti sağlanmış oldu. Fiksasyon için gereken L5, L6, S1 ve iliak kanat açıkta bırakılmış oldu (resim 2).



Resim 2. stten ve alttan harç kalıbı ile tespit edilmiş materyal

Cihazda doğru ölçüm yapabilmek için uygulanan kuvvetin yönü ve miktarının birebir aynı olması gerekiyordu. Bu kadar hassas ölçüm yapabilmek adına omurga modelini cihaza sabitlemek için kliniğimizce özel tasarlanan ikinci bir tespit cihazı kullandık. Bu tespit aleti alt ayakları ile schimadzu cihazına sıkı bir şekilde bağlanıyordu ve üzerinde hareket miktarını noktasal hesaplamaya yarayan dereceli rayları vardı. Cihazın st tarafında bizim kalıplarımızı tam olarak içerecek şekilde silindirik bir yuva, bunun kenarlarında da kalıbımızı sıkıca sabitlemeye yarayacak vidalar vardı. Vidalar anterior, posterior ve sağ lateral olmak üzere üç yönde tespit sağladı. Kalıp tutucuya oturtuldu ve bu üç yöndeki vidalarla tespit edildi. Çalışmamızda vertikal plandaki yükün omurga üzerinde yaratacağı etkinin ayakta duran bir insandaki gibi fizyolojik cevap vermesi için st tutucu kullanmadık. Tutucu, kalıbı komple içine alacağı için st kalıpta kullanılmadı. Çünkü vertikal yüklenmede omurgalarda yüke cevap olarak oluşacak fleksiyon, ekstansiyon veya rotasyonel yöndeki hareketi ve değişiklikleri kısıtlayarak, yükün vidadaki etkisini doğru olarak ölçmemize engel olurdu (resim 3).



Resim 3. Silindirik metal tutucu, Basma aleti ve Lumbosakral fiksasyon

Kullanılan İmplant Tipi

Sakroiliak fiksasyon için kortikal titanyum vidalar kullanıldı. Omurga tespitinde kullanılan vidalar; titanyum alaşımlı poliaksiyal ve monoaksiyal pedikül vidalarıydı. L5, L6 seviyesinde poliaksiyal vidalar kullanıldı. Straingauge değerlerini daha hassas saptayabilmek ve kuvvet kaybını önlemek için sakrum ve pelvis tespitinde monoaksiyal vidalar tercih edildi. Hepsinin boyu ve çapı standart olarak belirlendi. Vidalar Tıpmad Ltd. Ş. tarafından bağış yolu ile temin edildi. Omurga modellerinin insan omurgasına göre küçük olması nedeni ile deneylerde kullanılacak olan vida çapı 4,5 mm, uzunluğu 40 mm olarak belirlendi. Straingauge, monoaksiyal vidaların yivlerinin bittiği yer ile rodun bağlandığı baş bölgesinin arasına bağlandı. Monoaksiyal vida ve Straingauge arasındaki sıkı bağlantı sayesinde vidaya binen yük miktarında kayıp olmadı ve yük doğrudan Straingaugeye aktarılabilmiş oldu. Kullanılan rodlar titanyum alaşımdı ve boyu omurga modelinin büyüklüğüne göre değiştirildi. Minimum 10 cm, maksimum 14 cm boyda rod kullanıldı ve pelvik fiksasyon için özel olarak rod bükücüler aracılığı ile şekillendirildi. Ayrıca fiksasyon için pedikül vida göndericisi tornavida, biz, prop, rod tutucu, rod bükücü gibi omurga setinin diğer malzemelerinden de yararlanıldı.

Sakroiliak tespit için titanyum 3,2 mm çapında, boyları ise en küçük 18 mm, en büyük 24 mm uzunluğunda kortikal vidalar kullanıldı. Tespit için önce oyma işlemi yapıldı ve sonrasında boy ölçülerek uygun boydaki vida ile sakrum ve ilium arasına tespit yapıldı. Pul kullanılmadı ve tespit bilateral sakroiliak ekleme uygulandı.

Strain gauge Tipi Ve Ölçüm Yöntemi

Tüm alt vidalardaki stresi ölçmek için; FRA-1-XX-3L TML kod numaralı üç boyutlu gerilimi ölçebilen kendinden yapışkanlı standart Straingauge modeli kullanıldı. Gerilim değerleri TDS 530 data logger ile kaydedildi (Resim 4).



Resim 4 Data logger

Straingaugenin vertikal, oblik ve horizontal planda ölçüm yapabilen sensörleri belirlendi ve her iki vida boynunun üst yüzüne, bir sensör vertikal aşağı, diğeri sağa horizontal ve üçüncüsü vertikal ve horizontal sensöre 45 derece açıda oblik planda uzanacak şekilde her iki sakral vidaya aynı şekilde yerleştirildi. Aynı işlem diğer gruptaki iliak vidalara da yapıldı. 2 mm çapında olan Strain gauge vertikal yüklenme sonrası Vertikal, horizontal ve oblik planda aynı anda gerilimi ölçebiliyordu. Bu özellik bize vertikal planda uygulanan yükte sapma olduğu zaman veri kaybı yaşanmasına engel oldu. Vertikal planda kaybolan yük ya horizontal yönde ya da oblik yönde değişikliğe neden oldu ve bu sayede, yükün yarattığı gerilimin vidada yaptığı etkide total olarak bir değişim olmadı.

Basma Aleti

Deneyde basma ve çekme aleti olarak Shimadzu AG-1 10 kN kullanıldı. Bu cihaz gösterge çizelgesinde 0.001 N hassasiyetindeydi. Vertikal kompresyonun sağlanması sırasında basma hızı 1mm/dk olacak şekilde ayarlandı ve bunun için cihazın kendi programı olan Shimadzu Trapezium-X kullanıldı. Basma aleti ile 0'dan 400 N'a kadar vertikal planda sürekli artan şekilde kuvvet uygulandı. Deneyde kaydedilen değerlerden 400 N'daki değerler çalışmada değerlendirildi. Aynı işlem örnek yerinden hareket ettirilmeden, sisteme eklenen sakroiliak fiksasyon sonrasında tekrarlandı. Bu işlem lumbopelvik fiksasyon grubunda da aynı şekilde uygulandı.

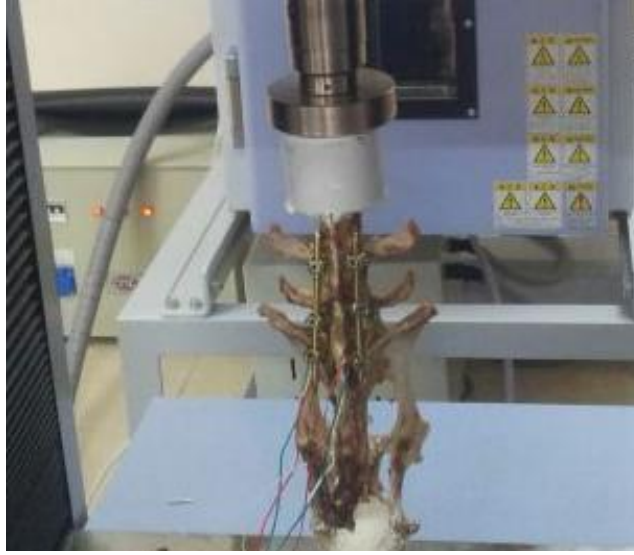
Çalışma Gruplarının Hazırlanışı

Deneyde fiksasyon ve ölçümlerin aynı gün içinde yapılması planlandı. Deney gününden bir gün önce tüm örnekler + 4°C'deki normal bir dolaba alındı ve çözünmeleri beklendi. Daha sonra deney aşamasına geçildi.

Deneyler oda sıcaklığında gerçekleştirildi ve çözünen örneklerin tespitleri sırasında yumuşak doku özelliklerini yitirmemesi için deney boyunca %0,9 NaCl çözeltisi emdirilmiş tamponlara sarılarak kuruması önlendi. Deney uygulaması için kullanılan örnekler 10 cm çap ve boydaki silindirik kalıplar içine tuber iskiadikumları gömecek, sakrum ve symphise temas etmeyecek şekilde beyaz çimento alçı özel karışımı kullanılarak yerleştirildi ve sabitlendi. Aynı şekilde fiksasyona katılmayacak olan L4 omurga da aynı çap ve boydaki kalıp içerisine oturtuldu ve cihaz ölçümü için gerekli olan materyal tespiti sağlanmış oldu. Materyallerin hızlı tespitini sağlamak için kalıplara yerleştirilecek karışım sıcak su ile ısıtıldı ve kısa bir süre içinde kalıbın sertleşmesi sağlanmış oldu. Daha sonra bu kalıp alt kısımdan Shimadzu cihazına bağlı olan ikinci tespit cihazına yerleştirildi ve vidalar ile sabitlendi.

Lumbosakral ve lumbopelvik fiksasyon olmak üzere iki tip fiksasyon yöntemi seçildi ve her bir grupta sekiz adet materyal olmak üzere iki ana grup oluşturuldu. Lumbosakral fiksasyon grubunda L5, L6, S1 fiksasyonu yapıldı. Lumbopelvik fiksasyon grubunda L5, L6, iliak kanat fiksasyonu uygulandı. Daha sonra bu fiksasyon yöntemlerinden bağımsız olarak L5, L6, S1 lumbosakral fiksasyon grubuyla L5, L6, iliak kanat şeklindeki lumbopelvik fiksasyon gruplarına sonradan ilave edilecek olan kortikal vida ile sakroiliak fiksasyon yapıldı. Bu fiksasyonun S1 ve iliak kanattaki vidalara düşen yükü ne kadar değiştirdiği kaydedildi.

İlk grupta fiksasyon; L5, L6, S1 olarak 3 seviye yapıldı. Normal fiksasyondaki gibi pediküler tespiti sağlamak amaçlı önce rongeur ile vidanın giriş yeri belirlendi. Ardından tünel açıcı ile vida tüneli açıldı, daha sonra pedikülün sağlam olduğunun görülmesi üzerine pediküler vida tespiti yapıldı. 2 seviye omura aynı boy (40 mm) ve aynı çapta (4.5mm) 4 poliaksiyal pedikül vidası gönderildikten sonra monoaksiyal vidalar ile sakrum tespiti yapıldı. Aynı şekilde 4,5 mm çap ve 40 mm boyda vidalar kullanıldı. Rodlar yerleştirildi, şekillendirildi. Alt vida boynuna Strain gauge yerleştirildi ve sıfırdan başlayarak 1mm hızda olacak şekilde 400 N'a kadar sürekli artan baskı uygulandı. Strain gaugeden elde edilen veriler 10^{-6} metre cinsinden kaydedildi. Üç boyutlu ölçüm yapan Strain gaugeden vertikal, horizontal ve oblik yönde veriler elde edildi (resim 5).



Resim 5 Lumbosakral fiksasyon

Daha sonra L5, L6, S1 fiksasyonundan bağımsız olarak her iki sakroiliak ekleme oyma sonrası vida ölçücü ile uygun boy ölçüldükten sonra uygun boyda 3,2 mm çapındaki kortikal vida ile fiksasyon uygulandı. Ve aynı ölçümler tekrar yapıldı.

İkinci grupta L5, L6, iliak kanat fiksasyonu uygulandı. Yine her bir omurgaya pedikül giriş yerlerinden rongeur yardımı ile yumuşak doku temizlendikten sonra tünel açıcı ile vida deliği oluşturulup prob ile pedikül sağlamlığı kontrol edildikten sonra pedikül vidaları ile tespit edildi. Ardından iliak kanatlara monoaksiyal vida kondu ve şekillendirilen rodlar ile fikse edildi (resim 6).



Resim 6 Lumbopelvik fiksasyon

İkinci grupta Strain gauge iliak kanada yerleştirilen vidalara bağlandı. Sıfırdan 400 N'a kadar vertikal yüklenme sağlandı ve değerler kaydedildi. Daha sonra aynı sistem bilateral sakroilak eklemi fiske edecek şekilde kortikal vidalar gönderildikten sonra tekrar yapıldı ve değerler kaydedildi.

Sonuç olarak iki fiksasyon modelinde deney yapıldı ve her fiksasyon grubuna randomize seçilen 8 adet omurga modeli kullanılmak üzere toplam 16 adet örnek kullanıldı.

İşlemler sırasında çalışmada hata payına neden olabilecek birçok problem ile karşılaşıldı. Ve bu hata payını en aza indirmek için güvenilirliği etkileyecek her şey çalışma dışına alındı. Çalışmaya toplam 26 omurga modeli ile başlandı. 4 adet omurgada vida tüneli açma sırasında pedikül hasarı gelişirken, birinde eş zamanlı korpus fraktörü gelişti. Vidanın sıkı tespiti güven vermediği için bu örnekler dışlandı.

3 örnekte kalıp içine yerleştirilen tuber iskiadicum tespiti yetersiz kaldı ve işlem sırasında kalıptan ayrılarak tespit bozulmuş oldu ve tekrar tespit etmenin deneyde hata payına neden olabileceğini düşündüğümüz için bu örnekler de dışlandı.

2 örnekte interspinöz bağlarda hasar tespit ettik ve sistemin biyomekanik stabilitesini etkileyeceğini düşündüğümüz için bu örnekler de dışlandı.

İstatistiksel hesaplamalar SPSS programında yapıldı. Lumbopelvik ve lumbosakral fiksasyon gibi birbirinden bağımsız iki grubu kıyaslarken Mann Whitney u testi kullanıldı. Aynı grupta sakroliak tespit sonrası kıyaslama için iki bağımlı değişken olması nedeni ile Wilcoxon testi kullanıldı.

BULGULAR

İki grup fiksasyon modelinde her grupta 8 olmak üzere toplam 16 materyal kullanıldı ve lumbosakral fiksasyonda S1'deki vidalardan ve lumbopelvik fiksasyonda iliak kanattaki vidalardan değerler kaydedildi. Sonra bu gruplara bilateral sakroiliak fiksasyon yapıldı ve değişen değerler tekrar kaydedildi.

İSTATİSTİKSEL VERİLER

İki bağımsız fiksasyon modeli olduğu için bunların kıyaslamasında ortalamalarını hesaplamak adına veriler 15,0 sürümündeki SPSS programına aktararak hesaplandı. NPar testini kullanarak her vidadaki Straingaugenin üç sensörüne yönelik minimum, maksimum ve ortalama değerler bulundu. Bu değer her bir vidadaki straingaugenin vertikal, horizontal ve oblik sensörlerine düşen yük için tek tek ayrı olarak incelendi. Bu sayede sadece vertikal yüklenme ile üç boyutlu veri elde edilmiş oldu. Lateral banding, fleksiyon-ekstansiyon gibi manevralara gerek kalmadan üç plandaki değerleri de saptandı ve vida boynuna düşen yükte herhangi bir kayba engel olundu. Vertikal plandan sapan yük, horizontal veya oblik sensörlerde değer değişikliğine neden oldu.

Lumbosakral fiksasyonda sol S1 vidadaki vertikal (LSlsv) gerilimler sırası ile -120, -52, -109, -89, -43, -65, -64, -52. Sakroiliak fiksasyon sonrasındaki S1 vida vertikal gerilimler (LS-Slsv) sırası ile -91, -66, -106, -87, -35, -75, -81, -59 olarak değişti. Horizontal değerler (LSlsh) sırasıyla 42, 21, 33, 36, 10, 26, 32, 29 olarak kaydedilirken sakroiliak fiksasyon sonrasında (LS-Slsh) 61, 19, 32, 38, 7, 31, 22, 33 olarak değişti. Oblik değerler (LSlso) ise sırasıyla 6, -6, -3, -2, -6, -7, -3, -5 olarak kaydedildi ve sakroiliak fiksasyon sonrası (LS-Slso) 25, -10, -2, 3, -3, -3, -12, -1 olarak değişti.

Lumbosakral fiksasyonda sağ S1 vidaya düşen vertikal (LSrsv) yükler sırası ile -377, -360, -334, -450, -180, -432, -420, -310. Sakroiliak tespit eklenmesi ile (LS-Slsv) yükler -341, -435, -343, -395, -73, -443, -427, -321 olarak değişti. Horizontal değerler (LSrsh) sırası ile 100, 97, 86, 123, 45, 120, 122, 115 olarak saptandı. Sakroiliak tespit sonrasında (LS-Slsh) 117, 111, 85, 111, 13, 124, 110, 117. Sağ oblik vida değerleri (LSrso) sırası ile 17, 8, 8, 21, -3, 12, 17, 10 iken sakroiliak vida sonrası (LS-Slso) 38, 5, 8, 19, -5, 15, 7, 4 olarak değişti. (tablo2)

ÖRNEK NUMARASI	L-S lsv	L-S+ SI lsv	L-S lsh	L-S+SI lsh	L-S lso	L-S+SI lso	L-S rsv	L-S+SI rsv	L-S rsh	L-S+SI rsh	L-S rso	L-S+SI rso
1	-120	-91	42	61	6	25	-377	-341	100	117	17	38
2	-52	-66	21	19	-6	-10	-360	-435	97	111	8	5
3	-109	-106	33	32	-3	-2	-334	-343	86	85	8	8
4	-89	-87	36	38	-2	3	-450	-395	123	111	21	19
5	-43	-35	10	7	-6	-3	-180	-73	45	13	-3	-5
6	-65	-75	26	31	-7	-3	-432	-443	120	124	12	15
7	-64	-81	32	22	-3	-12	-420	-427	122	110	17	7
8	-52	-59	29	33	-5	-1	-310	-321	115	117	10	4

Tablo 2 Lumbosakral fiksasyon değerleri

Lumbopelvik fiksasyonda sol iliak vidaya düşen vertikal gerilim (LPlsv) sırası ile 39, 176, 132, -28, -36, -50, 127, 143 olarak saptandı. Sakroiliak tespit sonrasında (LP-SIlsv) -42, 193, 125, -46, -40, -37, 123, 113. Horizontal planda (LP-lsh) 1, -44, -30, 18, 25, 30, -21, -29 olarak ölçüldü. Sakroiliak tespit sonrasında (LP-SIlsh) 33, -42, -20, 24, 23, 24, -23, -22 olarak değişti. Oblik plandaki değerler (LP-lso) -153, -117, -101, -81, -82, -78, -96, -103 olarak saptandı ve sakroiliak tespit sonrasında (LP-SIlso) -113, -96, -95, -74, -78, -79, -95- -93 olarak değişti.

Lumbopelvik fiksasyonda sağ iliak vidaya düşen vertikal yükler (LP-rsv) sırasıyla - 291, -374, -309, -359, -351, -318, -290, -296 olarak saptandı ve sakroiliak tespit sonrasında - 234, -274, -265, -320, -320, -320, -274, -248 olarak değişti. Horizontal yükler (LP-rsh) sırası ile 131, 145, 141, 150, 151, 137, 138, 138 olarak ölçüldü. Sakroiliak tespit sonrası (LP-SIrsh) 115, 134, 130, 134, 138, 137, 130, 114 olarak değişti. Sağ oblik planda (LP-rso) 131, 106, 95, 4, 16, 13, 91, 116 olarak kaydedildi. Sakroiliak tespit eklenmesi ile (LP-SIrso) 90, 127, 113, 11, 16, 20, 105, 97 olarak değişti (tablo3).

ÖRNEK NUMARASI	L-P lsvL	L-P+SI lsvL	L-P lsh	L-P+SI lsh	L-P lso	L-P +SI lso	L-P rsv	L-P+SI rsv	L-P rsh	L-P+SI rsh	L-P rso	L-P+SI rso
1	39	-42	1	33	-153	-113	-291	-234	131	115	131	90
2	176	193	-44	-42	-117	-96	-374	-274	145	134	106	127
3	132	125	-30	-20	-101	-95	-309	-265	141	130	95	113
4	-28	-46	18	24	-81	-74	-359	-320	150	134	4	11
5	-36	-40	25	23	-82	-78	-351	-320	151	138	16	16
6	-50	-37	30	24	-78	-79	-318	-320	137	137	13	20
7	127	123	-21	-23	-96	-95	-290	-274	138	130	91	105
8	143	113	-29	-22	-103	-93	-296	-248	138	114	116	97

Tablo 3 Lumbopelvik fiksasyon değerleri

LS fiksasyon grubunda ortalama değerler ve parantez içinde minimum ve maksimum değerleri şeklinde gösterilmektedir. Sol vida için sakroiliak fiksasyonsuz değerler sırası ile vertikal, horizontal ve oblik planda; -74,25(-120,-43), 28,63(10,42), -3,25(-7,6) olarak saptandı. Sağ vida için -357,88(-450,-180), 101(45,123), 11,25(-3,21) olarak ölçüldü.

Sakroiliak fiksasyon ilave edilince sırası ile sol vida için değerler -75(-106,-35), 30,38(7,61), -38(-12,25) olarak kaydedildi, sağ vida için -347,25(-443,-73), 98,50(13,124), 11,38(-5,38) olarak kaydedildi. Ortalama değerlere bakacak olursak lumbosakral fiksasyonun sol vidası için vertikal, horizontal planda belirgin değişiklik olmazken oblik plandaki yükler belirgin olarak arttı. Sağ vidada ise sakroiliak fiksasyon vertikal yüklerde azalmaya neden oldu.

LP fiksasyon grubunda ortalama değerler ve parantez içindeki minimum ile maksimum değerleri sakroiliak fiksasyonsuz sol vida için sırası ile vertikal, horizontal ve oblik planda 62,88(-50,170), -6,25(-44,30), 101,3(-153,-78) olarak ölçüldü. Sağ vida için -323,50(-374,-290), 141,38(131,151), 71,50(4-131) olarak ölçüldü. Sakroiliak fiksasyon ilave edilince sol vida için sırasıyla 48,63(-46,193), -38(-42,33), -90,38(-113,-74) sağ vida için -281,88(-320,-234), 129(114,138), 72,38(11,127) olarak değişti. Lumbopelvik fiksasyon grubundaki ortalama değerlere bakacak olursak sakroiliak vida eklenmesi sonrası sol vidadaki vertikal değerlerde azalma, horizontal değerlerde artma, oblik değerlerde azalma gözlemlendi. Sağ vidaya bakacak olursak vertikal yüklerde azalma, horizontal yüklerde azalma ve oblik yüklerde belirgin değişim gözlenmedi. (tablo 4)

	lsv	SI-lsv	lsh	SI-lsh	lso	SI-lso	rsv	SI-rsv	rsh	SI-rsh	rso	SI-rso
LS mean	-74,25	-75	28,63	30,38	-3,25	-38	-357,88	-347,25	101	98,50	11,25	11,38
LS min	-120	-106	10	7	-7	-12	-450	-443	45	13	-3	-5
LS max	-43	-35	42	61	6	25	-180	-73	123	124	21	38
LP mean	62,88	48,63	-6,25	-38	101,3	-90,38	-323,50	-281,88	141,38	129	71,50	72,38
LP min	-50	-46	-44	-42	-153	-113	-374	-320	131	114	4	11
LP max	176	193	30	33	-78	-74	-290	-234	151	138	131	127

Tablo 4: Yüklenme sonrası kaydedilen minimum, maksimum ve ortalama değerler

Lumbosakral fiksasyon grubu (n=8) ile lumbopelvik fiksasyon grubunu (n=8) kıyaslamak için birbirinden bağımsız iki grup olduğu için Mann Whitney U testini kullandık. Gruplar arasındaki 400 N’da p değerleri sırası ile aşağıdaki tabloda (tablo 5) gösterildi. lsv, SI-lsv, lsh, lso, SI-lso, SI-rsv, rsh, SI-rsh, rso, SI-rso değerlerinde anlamlı fark çıktı. (P<0.005) (tablo 5)

Biz pozitif çıkan verileri uzama gerilim – çıkan verileri kompresyon olarak değerlendirdik. Her ikisi de vidada yük oluşturduğu için kıyaslamada -/+ ayrımı değil numerik değerlere baktık. Tablo 5 teki sonuçlara tablo 4 değerlerinden bakacak olursak; görüldüğü gibi ortalama değerlere bakıldığında lumbosakral grupta lumbopelviğe göre sol vidada vertikal, sakroiliak vertikal, horizontal, değerler fazla çıkarken oblik ve sakroiliak oblik

değerler az çıktı. Lumbosakral grupta lumbopelviğe göre sağ vidada vertikal, sakroiliak vertikal, değerler fazla çıkarken horizontal, sakroiliak horizontal, oblik, sakroiliak oblik değerler az çıktı.

Sonuç olarak lumbosakral ve lumbopelvik fiksasyon karşılaştırılacak olursa; görüldüğü gibi lumbosakral fiksasyon grubunda S1 vida boynuna iliak kanattaki vidaya göre daha fazla vertikal yük binmektedir. Tam tersi iliak vidalara da oblik ve horizontal planda daha fazla yük binmektedir (tablo 4 ve 5).

LS-LP ARASI FARK	lsv	sl-lsv	lsh	sl-lsh	lso	sl_lso	rsv	sl-rsv	rsh	sl-rsh	rso	sl-rso
p*	0,001	0,003	0,009	0,066	0,001	0,001	0,093	0,011	0,001	0,006	0,046	0,006

* Mann Whitney U Test

Tablo 5: Lumbopelvik ve lumbosakral fiksasyonda yüklenme sonrası gerilim farkı

Yine her iki fiksasyon grubundaki sakroiliak vidanın eklenmesinin yarattığı farkı değerlendirmek için iki grubun (LS ile LS-Sİ, LP ile LP-LPSİ) birbirine bağımlı olmasından dolayı Wilcoxon Signed Ranks Test kullanıldı. Sırası ile LS grup ve LP grubun tabloları aşağıda verilmiştir. (tablo 6 ve tablo 7)

LS ve LSİ Fiksasyonun Karşılaştırması	lsv	lsh	lso	rsv	rsh	rso
p*	0,674	0,624	0,325	0,889	1,000	0,553

* Wilcoxon Test

Tablo 6: Lumbosakral fiksasyona sakroiliak tespitin eklenmesinin yarattığı fark

LS-LSSI fiksasyon grubunun karşılaştırmasında anlamlı (n=8) fark çıkmazken $p>0.05$, LP-LPSI fiksasyon grubunun (n=8) karşılaştırmasında lso, rsv, rsh değerlerinde anlamlı fark çıktı $p<0.05$.

LP vs LPSI Fiksasyonun Karşılaştırılması	lsv	lsh	lso	rsv	rsh	rso
p*	0,207	0,181	0,021	0,017	0,018	0,735

* Wilcoxon Test

Şekil 7. Lumbopelvik fiksasyona sakroiliak tespitinin eklenmesinin yarattığı fark

Yani tablo 4'deki ortalamalardan da faydalanacak olursak; görüldüğü gibi lumbopelvik fiksasyon modeline sakroiliak tespit uygulandığı zaman iliak kanattaki sol vidada oblik değerlerde belirgin azalma olurken horizontal ve vertikal yönlerde belirgin değişim olmamıştır. Sağ vidada vertikal ve horizontal planlarda gerilim belirgin azalırken oblik planda belirgin değişim olmadı. Sonuç olarak bu fiksasyon modelinde sakroiliak fiksasyon uygulandığı zaman vida boynuna düşen yüklerde azalma oldu. Bu da implantın yükünün azalması veya üzerine düşen stres faktörlerinde azalma olarak yorumlanabilir.

TARTIŞMA

Omurga ameliyatlarında en çok posterior enstrumantasyon yöntemleri tercih edilmektedir. Bu tercihte uygulama kolaylığı ve komplikasyon risklerinin anterior girişimlere göre daha düşük olması önemli rol oynar. Posterior spinal enstrumantasyon yönteminde şuan için en popüler yöntem pedikül vida fiksasyon sistemidir ve daha çok poliaksiyal vidalar kullanılır. Hastalığa göre fiksasyon seviyesi ve segment sayısı değişir. L5 kırığı, lumbosakral bölgede spinal kanal daralması, L4, L5 seviyelerini de içeren en az 3 segment çok seviye disk hernisi, spondilolistezis, nöromusküler hastalıklarla birlikte seyreden spinal deformiteler gibi birçok hastalıkta lumbosakral bileşkenin fiksasyonu gerekmektedir. Bunun için S1 vida, S2 vida, iliak vida gibi yöntemler vardır. Bu bölgenin anatomisi, ağırlık merkezi ile ilişkisi, sakroiliak eklem hareketi, kemik kalite düşüklüğü gibi nedenlerle başarısızlığa açıktır. Pullout, sakrum kırığı, iliak kanat kırığı pseudoartroz gibi komplikasyonlar vardır. Bu bölgedeki başarıyı arttırmaya yönelik birçok çalışma devam etmektedir. Biz de bu

nedenlerden dolayı lumbosakral bölgeyi içeren fiksasyon metodları ile ilgili biyomekanik bir çalışma yaptık. Lumbosakral ve lumbopelvik fiksasyon modelinde S1 ve iliak kanattaki vidalara düşen yükün sakroiliak eklem tespiti ile değişip değişmediğini inceledik. Bunu yaparken de yapılacak olan ilave bir müdahale ile implantlara düşen yükü ne yönde etkilediğini gözlemledik. Deneyler sonucunda sakroiliak eklem tespitinin lumbopelvik fiksasyonda iliak kanattaki vida boynuna düşen yükleri azalttığını bulduk.

Posterior spinal enstrumantasyon yöntemini komplikasyonlar açısından inceleyecek olursak genel anlamda bakıldığında Kim ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmayla örnekleyebiliriz. Bu çalışmada uzun segment enstrumantasyonda pseudoartroz oranı %17 olarak açıklanmıştır. Daha çok torakolomber bölgede gözlemlenen pseudoartrozun ilerleyen yaş, 20 derecenin üzerinde kifoz açısı ve uzun füzyon (>12) ile ilişkili olduğu gösterilmiştir¹². Torakolomber bölge kadar lumbosakral bileşkenin de pseudoartroz oranları azımsanamayacak niteliktedir. Katsumi ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışma da erişkin spinal deformitelerde cerrahi revizyon gereksinimleri ve etyolojisi incelenmiş. L5-S1 fiksasyon erişkin spinal deformitelerde; L5-S1 disk dejenerasyonu, dar kanal, post laminektomi gibi lumbosakral patolojinin olduğu durumlarda gerekirken Nöromusküler kas hastalıklarına bağlı skolyozda olduğu gibi sakrumu da içeren uzun segment posterior spinal enstrumantasyonlarda implant problemlerinin ve pseudoartrozun en yaygın görüldüğü bölgelerden biri olduğu vurgulanmıştır¹³. Emami Arash ve arkadaşları da 54 hasta üzerinde retrospektif olarak uzun segment enstrumantasyonlarda üç farklı lumbosakral fiksasyon çeşidini kıyaslamışlar ve luque galveston tekniğinde % 36, iliak ve sakral vidalarla kombine edilen isola yönteminde %14, bikortikal sakral vidanın kullanıldığı isola yönteminde % 8.5 olarak saptamışlardır¹⁴.

Charles C ve arkadaşlarının uzun segment enstrumantasyon yapılan hastalara yönelik yaptığı retrospektif çalışmada alt fiksasyon sınırı incelenmiş. Enstrumantasyonun alt seviyesi L5 ve sakrumda bitenler olarak iki gruba ayrılmış. Sonuç olarak 5 yıllık takipte sakrum fiksasyonunun daha fazla prosedür gerektirdiği ve komplikasyon oranlarının daha çok olduğu gözlemlenirken, L5 fiksasyon sınırı olanlarda alttaki diskte dejenerasyon ve sagittal dengede öne doğru kayma saptanmış¹⁵

Gelişen implant teknolojisine rağmen bu bölge sorunları devam etmektedir, diğer yandan cerrahlar komplikasyonları azaltmak ve uygulamayı kolaylaştırmak adına yeni arayışlara girmiştir. Redoni Zahi ve arkadaşları nöromusküler spinal deformitesi olan 62 hastalık bir çalışmada iliosakral vida ile spinopelvik fiksasyonu incelemiş. 15 hastada rodlar

direk ilosakral vidaya bağlanırken 47 hastada pelvisdeki oblik duruş yüzünden fazladan iki kısa rod ile ara bağlantı yapılarak fiksasyon sağlanmış. Sonuç olarak ara bağlantıların çok faydalı olduğu ve bu ara bağlantılar sayesinde operasyon süresinde belirgin kısalma, uygulama kolaylığı ile daha yüksek başarı oranları sağlanmış¹⁶.

Lumbosakral bölge tıpkı torakolomber bölgede olduğu gibi hareketlidir ve yük dağılımı açısından streslerin yoğun olduğu bir bölgedir. Buranın fiksasyonu ile lumbosakral bileşke hareketi iptal edildiği için yükler implant üzerine fazladan biner. Bu nedenle sakral pull out, sakrum kırığı, iliak kanat kırılması gibi komplikasyonların görülmesi kolaylaşmaktadır. Hart R ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışma spinal cerrahiler sonrasında bazı hastalarda inatçı bir bel ağrısı olduğunu vurgulamaktadır. Bu ağrıların sakroiliak eklemden kaynaklandığı tespit edilmiştir ve bu ağrılar cerrahi sonrasında başlamıştır. Üstelik bu yakınması olan hastaların bir kısmında cerrahi öncesi sakroiliak eklemeye yönelik hiçbir patoloji ve şikayet yoktur. Bu ağrıların kaynağının sakroiliak eklem olduğu bölgeye yapılan anestezi madde enjeksiyonu sonrasında geçmesi ile doğrulanmıştır. Buradan yola çıkarak cerrahinin sakroiliak eklemi etkilediği ve bunun operasyon sonrasında sakroiliak eklemeye düşen yüklerdeki artmaya bağlı olarak geliştiği düşünülmüştür¹⁷. Chaudhari ve arkadaşları bu bölgeye düşen yüklerin nelerden etkilendiğini araştırmak üzere dana omurgası üzerinde yaptığı biyomekanik çalışmada pullout kuvvetlerinin enstrumante edilen segment ile ilişkisini incelemiş fakat anlamlı bir sonuç bulamamış¹⁸. Anlamlı bir sonuç çıkmasa da bu gibi komplikasyonlarda vektöryel bir kuvvetin etkisinin göz ardı edilemeyeceği gibi kemik kalitesi ve diğer faktörlerin etkisinin daha önemli olduğu sonuçları çıkarılabilir.

Biz de bu gibi düşüncelerden yola çıkarak spinal enstrumantasyon sonrası sakroiliak eklemden yapılan herhangi bir fiksasyonun retrograd olarak implantlar üzerinde yapacağı etkiyi gözlemlemek istedik. Bu amaçla yaptığımız deneylerde vida boynuna düşen yüklerin değiştiğini gördük.

İmplantların başarılarını incelemek adına gerek insan gerekse hayvan omurga modellerinde birçok biyomekanik deney yapılmıştır. Hayvan omurga modellerinde tercih edilen hayvanlar daha çok; sığır, koyun, domuz ve geyiktir. Hans Joacim ve arkadaşlarının yaptığı biyomekanik bir çalışmada domuz omurgalarındaki fleksiyon-ekstansiyon, rotasyon ve lateral banding hareketlerine bakılmış üst servikal bölge ve orta torakal bölgenin insan omurgasına çok benzediğini diğer bölgelerde de farklılıklar olabilmesine rağmen alternatif olarak kullanılabileceğini öngörmüştür¹⁹. Kandziora ve arkadaşları ise yirmişer adet koyun ve

insan omurgasını kıyaslayıp özellikle servikal çalışmalarda koyunun omurga modelinin çok uygun olduğunu vurgulamaktadır²⁰. Riley ve arkadaşları ise lomber bölgede dana ve insan omurgasını kıyaslamışlar, fleksiyon ve ekstansiyon hareketlerinin entrumantasyon, diskektomi sonrasında benzer olduğunu, fakat rotasyon ve lateral bending hareketlerinde anlamlı farklılık olduğunu gözlemlemişlerdir²¹. Ketler ve arkadaşları altışar adet insan, koyun, sığır ve domuz torakolomber omurgalarının klinik öncesi fiksator deneylerinde kullanılıp kullanılamayacağını araştırmışlar ve aksiyal rotasyon dışında neredeyse hepsinde benzer sonuç bulmuşlardır. Fakat sığır omurgasını vida uygulanabilirliğinin kolaylığı nedeni ile birinci tercih olarak önermişlerdir²². Yine Liu ve arkadaşları 30 geyik, 30 koyun ve 20 insan omurgasını anatomik yapı, dansite ve biyomekanik açıdan incelemiş ve en uygun çalışmaların insan omurgasına benzerliği nedeni ile geyiklerde yapılabileceği sonucuna varmıştır²³.

Biz çalışmamızda kolay temin edilebilmesi, saklanma koşullarının uygunluğu, çalışmamızda tüm pelvise ihtiyaç duyduğumuz için koyun omurgasını tercih ettik. Ayrıca boyutlarının sığır, geyik, domuza göre daha küçük olması nedeni ile koyun omurgası avantajlıydı çünkü pelvis ve omurgayı bütün olarak muhafaza etmek sığır gibi hayvan modellerinde mümkün olamazdı. Ketler ve arkadaşlarının da bahsettiği gibi pedikül vida fiksasyonu koyunlarda sığıra göre çok daha zordu²². Bu yüzden fiksasyonda 4,5 mm'lik vidaları tercih etmek zorunda kaldık. Bu rutinde torakolomber bölgede daha çok 5,5 mm'lik vidaların tercih edilmesi nedeni ile dezavantaj oluşturdu. Tam aksine ölçümlerde gerilim hesaplaması yapıldığı için ince vida çapı nedeni ile daha düşük yüklerde hassas değerler kaydetmemize olanak sağlayarak bize avantaj sağladı.

Ölçümler sırasında omurga modelinde geçici tespit amaçlı kalıplar oluşturduk. İçerisine beyaz çimento alçı karışımı doldurularak deney materyalini tuber ischiadicumlardan tespit ettik. Bu sayede sakrum ve symphysis pubis serbest kalmış oldu. Bu yöntem bize tespitte zayıflığa neden olurken, sakrumu ve pubisi serbest bırakması sayesinde sakroiliak eklem hareketine izin vererek ölçüm yapabilme avantajı sağladı. Sekonder tutucu olarak kullandığımız özel tasarlanan tutucu sistemin yer değiştirmesine engel olarak bize aynı noktadan tespit imkanı sundu. Bu sayede aynı yerden yük verme ve daha doğru ölçümler yapma olanağı sağladı. Uzun silindirik yapısı nedeni ile üst bölgeyi de tutturduğumuz zaman yüklenme sırasında omurga hareketlerini sınırlaması dezavantaj oluşturdu. Bu nedenle alt kalıpta tutucu kullanırken, üst kalıbı serbest bırakarak bu problemi çözmüş olduk. Ölçüm için kullanılan strain gaugeler üç yönde sensöre sahip olması sayesinde bize hassas değerler

kaydetme olanağı sundu. Fakat mikro yapısı nedeni ile ince bağlantı kablosu içermesi dezavantaj oluşturdur. Bu ince kablolar deney sırasında koparak sıkca arızalanarak çalışmayı yavaşlattı.

LS ve LP fiksasyon arasında strain değerleri anlamlı derecede farklı çıktı. Lumbosakral fiksasyonda rod düz uzanırken lumbopelvik fiksasyonda oblik uzanması vertikal planda verilen yük dağılımını doğrudan değiştirdi. Birçok çalışmada olduğu gibi fleksiyon, ekstansiyon ve lateral banding şeklinde yük veremeyişimiz çalışmamıza değişik veriler vermek konusunda dezavantaj oluştururken, üç boyutlu strain gauge kullanmamız aynı yükün vidaya yarattığı straini daha anlaşılır olarak inceleme imkanı verdi ve üç yönlü harekete olan ihtiyacı azalttı. Ama yine de üç yönlü hareket verilseydi hangi harekette vidaya binen yük ne şekilde etkileniyor gibi başka veriler elde edebilir ve stresi arttıran hareketlerden sakınarak implant üzerindeki gerilimi azaltma yönünde önerilerde bulunabilirdik.

LS-LSSI arasında anlamlı fark çıkmazken, LP-LPSI arasında lso, rsv ve rsh değerlerinde anlamlı fark çıktı. Bu fark vertikal yüklenmede lumbopelvik fiksasyonda iliak kanatlarda direk ayrılma yönünde kuvvet uygularken sakroiliak eklemi açma yönünde doğrudan etki etmesi sonucu olabilir. Sonuç olarak lumbopelvik fiksasyon gibi sakroiliak eklem hareketi ile doğrudan ilişkili bir fiksasyon metodu kullanılacağı zaman, sakroiliak eklem yapılacak başka bir fiksasyon diğer implant üzerindeki yüklerde değişikliğe neden olur. Bizim çalışmamızda vertikal yüklenmede oblik ve vertikal planda kompresyonu azaltırken horizontal planda gerilimi azalttı. Vertikal olarak verilen yük lumbosakral fiksasyonda olduğu gibi doğrudan rod üzerinden aktarım yaparak tüm vidaları aynı yönde olmasından dolayı çok fazla etkilemedi. Vertikal yük, oblik uzanan iliak vidaya bağlı rod üzerinde moment destek noktasını değiştirdi ve sakroiliak ayrılmayla artacak olan mesafeye engel olarak kuvvetteki artmayı engelledi. Sonuç olarak vida üzerindeki stresde azalmaya neden oldu.

Aynı fiksasyon metodunda sol vidada anlamlı fark olmazken sağ vidada anlamlı fark olmasına, materyal tespitinde kullandığımız kalıpları schimadzu cihazına sabitleyen tutucunun sebep olduğunu düşündük. Tutucu üzerindeki vidalar anterior, posterior ve tek lateral plandaydı. Lateral vida sağ pedikül vidasının olduğu tarafta bulunuyordu. Bu nedenle sol vidaya verdiğimiz vertikal yükte kayıp yaşarken sağ vidadakinde yaşamadık ve değerler daha anlamlı çıktı. Biz bunu çalışmamızın bir diğer dezavantajı olarak görüyoruz ve tutucu

uygulanacak ise bunun birbirine 90 derece açılı 4 vida veya 120 şerden üç eş açılı olacak şekilde yapılmasını öneriyoruz.

Biz çalışmamızda sadece tuber ischiadikumlardan tespit yaparak, koyun omurgasını kullandık bu nedenle kurduğumuz sistemin dayanıklılığına güvenemeyip stresi 400 N ile sınırladık. Eğer tespit daha sağlam yapılabilseydi veya materyal olarak dana omurgası kullanılsaydı çok daha fazla yük verebilirdi. Bu sayede değerlerde anlamlı fark bulamadığımız verilerde daha anlamlı değerler elde edebilirdik. Çünkü deneyde anlamlı değerlerin daha çok üç haneli verilerden elde edildiğini gözlemledik. Bu bize yüksek stres değerlerinin, sonuçları anlamlı çıkardığının bir göstergesidir. İki fiksasyon arasında fark olması veya olmaması beklenilebilir bir sonuç fakat aynı metoddaki sağ sol vida farkı beklediğimiz bir bulgu değil. Bunun tamamen ölçüm yöntemindeki hassaslıktan ve sekonder tespit cihazındaki vida asimetrisinden kaynaklandığını düşündük. Çalışmada sadece vertikal yük verdiğimiz için sakroiliak ekleme doğrusal bir yük oluşturduk ve omurga modelinin boyutlarının insana göre daha küçük olması nedeni ile fiske etmek için tek kortikal vida kullanmayı yeterli gördük. Eğer fleksiyon veya ekstansiyon şeklinde sakroiliak ekleme translasyon veya rotasyonel hareket oluşturmak istenirse tek vida rotasyonel stabiliteyi sağlamayacağı için en az iki vida ile sakroiliak fiksasyon yapmak gerekebilirdi fakat bizim çalışmamızda buna ihtiyaç olmadı.

Deney verilerine göre lumbosakral veya lumbopelvik fiksasyonda sakroiliak ekleme yapılacak bir tespit, enstrumantasyon sistemi üzerindeki strese bir etki yaratmaktadır. Sakrum veya pelvisi de içeren uzun segment enstrumantasyonlarda yapılacak olan sakroiliak tespit vida boynuna düşen yüklerde değişime neden olmaktadır.

Sonuç olarak koyun omurga modellerindeki deneylerimizde; sakroiliak tespit Lumbopelvik fiksasyonda vida boynuna binen yükü azaltmaktadır. Biz bu manevra ile vida boynuna düşen yükü azaltarak implant üzerindeki stresi de azaltmış olduk. Ayrıca lumbosakral fiksasyonda istatistiksel olarak anlamsız da olsa çoğu değerlerde sakroiliak fiksasyon S1 vida boynuna düşen yüklerde artmaya neden olmuştur. Yani sakroiliak tespit lumbopelvik fiksasyonda implant üzerindeki yükü azaltırken lumbosakral fiksasyonda arttırmaktadır.

Bir diğer sonuç; lumbosakral ve lumbopelvik fiksasyonu karşılaştırılacak olursak, görüldüğü gibi lumbosakral fiksasyon grubunda S1 vida boynuna iliak kanattaki vidaya göre

daha fazla vertikal yük binmektedir. Tam tersi iliak vidalara da oblik ve horizontal planda daha fazla yük binmektedir.

Bizim çalışmamıza benzer şekilde daha geniş hayvan serileri veya insan omurgaları üzerinde biyomekanik çalışmalar yapılırsa sakroiliak tespitin implant üzerindeki yüke olan etkisine dair kanıtlar güçlenmiş daha ayrıntılı veriler elde edilmiş olur. Daha yüksek kuvvet değerlerinde farklı fiksasyon yöntemleri incelenebilir, implantın dokuya vereceği zararın hangi kuvvet aralıklarında olduğu tespit edilebilir. Ayrıca vida boynuna düşen yükün azalmasının implant ömrünü ne kadar etkileyeceği sıklık yüklenme deneyleri ile aşırı kuvvet uygulayarak tespit edilebilir. İmplant üzerindeki stresle ilişkili olan vida boynu kırılması, iliak kanat kırılması, pullout gibi komplikasyonların bu sayede azaltılabileceğini düşünüyoruz.

ÖZET

Günümüzde omurga cerrahisinde çok sık kullanılan yöntemlerden biri posterior spinal enstrumantasyondur. Omurga kırıkları, skolyoz, kifoz, spondilolistezis gibi birçok hastalıkta pedikül vida tespiti en popüler yöntemdir. Pedikül vida tespiti fiksasyonu geliştirir ve deformite düzeltmeyi kolaylaştırır. Özellikle uzun segment enstrumantasyonlarda lumbosakral veya lumbopelvik fiksasyon yapıldığında sakrum kırılması, iliak kanat kırılması, sakral pulout, lumbosakral pseudoartroz gibi birçok komplikasyon karşımıza çıkabilmektedir. Tedavi başarısını ve hasta sağlığını etkileyen birçok faktör vardır.

Biz bu komplikasyonları azaltabilmek, fiksasyon metodlarına katkı sağlayabilmek amacı ile lomber bölgenin altına inen pediküler posterior spinal enstrumantasyonlarda biyomekanik bir çalışma yaptık. Posterior spinal enstrumantasyon yapılan koyun omurga modellerine sakroiliak eklem fiksasyonu ekleyerek sakroiliak eklem hareketini engelleyip en alttaki vidalara düşen yükteki değişimin yarattığı gerilim farkını ölçtük.

Deneyde dört alt omurgayı, pelvisi ve sakrumu bütün olarak içeren taze donmuş koyun omurga modelleri kullandık. Bu materyaller çimento kalıpları ve tutucu ile alttan ve üstten deney şartlarını standardize edecek şekilde tespit edildi. Pediküler vida sistemleri ile posterior fiksasyon yapılmak üzere her grupta sekiz örnek olacak şekilde iki grup oluşturuldu. Bir gruba lomber 5-6-sakral 1 fiksasyonu, diğer gruba lomber 5-6-iliak kanat fiksasyonu uygulandı. En alttaki vida boyunlarına üç düzlemde sensörleri olan strain gauge yerleştirildi. Bu sensörler aynı yöne bakacak şekilde uygulandı. Aksiyel yüklenme sonrası 3 yönde değerler kaydedildi. Daha sonra sistemde hiçbir değişiklik yapmadan ne materyalin

pozisyonu ne de strainingin yönünde en ufak bir değişiklik yapmadan kortikal vida ile sakroiliak tespit yapıldı ve aynı deney tekrarlanarak hesaplanan değerler kaydedildi.

Sonuç olarak sakroiliak tespitin en alttaki vidalar üzerindeki yükte değişmeye neden olabileceği görüldü. Bizim biyomekanik çalışmamızda iliak vidalarda yükte azalmaya neden olduğu sonucuna varıldı. Bu bulduğumuz sonucun iliak vidalardaki komplikasyonları azaltma olasılığı prospektif daha geniş hayvan deney modelleri içeren veya insan kadavra çalışmalarında araştırılabilir.

SUMMARY

In modern spinal surgery era, posterior spinal instrumentation with pedicle screw fixation is one of most frequently used technique for various spinal disorders such as scoliosis, kyphosis, or degenerative spine. Pedicle screw fixation improves fixation and facilitates correction in spinal disorders. Long instrumentations that crosses the lumbosacral junction such as lumbosacral or lumbopelvic fixations bear the increased risk of complications like fracture of sacrum, pullout of sacral or iliac screw or pseudoarthrosis. These complications affect the succes of surgery and outcome.

We conducted a biomechanical study in long instrumentations that crosses the lumbosacral junction that may be helpful in decreasing the complications and improving fiksation methods. In this study, we analysed the difference in strain at the most caudal screw of posterior spinal instrumentation in a sheep spine model in addition of a sacroiliac joint fixation.

Four lower lumbar vertebra together with sacrum and pelvis of fresh freezed sheep spines were used in the study. The specimens were fixed from upper and lower levels to a standardized holders by a cement. There were two groups with 8 specimens in each with posterior instrumentation with pedicle screws. Fixation to lumbar 5-6 and sacral 1 vertebra was done in first group and lumbar 5-6 and iliac bone screw in the second group. Strain gauge with three sensors in each plane was fitted to lower screw in each group. Axial loading was applied and results of strain gauge reading in three planes were recorded. Then sacroiliac fixation with cortical screws were added to each specimen and results were recorded again after axial loading.

Results revealed a change in loading of the lower screw, a decrease of loading of iliac screw after sacroiliac fixation. As a result, sacroiliac screw fixation decreases the loading in iliac screw in posterior spinal instrumentations in our biomechanical study. The possible advantage of this finding as a decrease in complication rates in iliac screws may be delineated by further large animal or human cadavar studies studies.

KAYNAKLAR

¹ F. Klinik Anatomi, Adana, 1992. 276-320.

² Moore K.L. Clinically Oriented Anatomy, 3rd Edition, Williams & Wilkins, Baltimore, 1992. 323-372.

³ Putz R, Pabst R. Sobotta, Atlas of Human Anatomy. Volume 2. Urban & Schwarzenberg, 20th Ed. Munich, 1994: 1-47.

⁴ Thompson JC. Netter's Concise Atlas of Orthopaedic Anatomy. Icon, USA. 2002: 1-42.

⁵ Arıncı K, Elhan A. Anatomi ders kitabı Cilt 1. Güneş kitapevi, Ankara, 2001: 20-30.

⁶ Arıncı K, Elhan A. Anatomi ders kitabı Cilt 1. Güneş kitapevi, Ankara, 2001: 58

⁷ Ege R. Vertebra-Omurga. Türk Hava Kurumu Basımevi, Ankara, 1992.

⁸ Herring J.A. Tachdjian's Pediatric Orthopaedics. 3rd Edition, New York: W.B. Saunders Company, 2002: 213-299.

⁹ Vaccaro, A.R, Baron E,M. Operative techniques of spine surgery, 2nd Edition. Philadelphia, 2012.

¹⁰ Freeman B.L. Scoliosis and Kyphosis. Canale S.T. Campbell's Operative Orthopaedics, 10th Edition. Mosby, Philadelphia, 2003. Volume 2, 1751-1837.

¹¹ Wilber RG, Thompson GH, Shaffer JW, et al. Postoperative Neurological Deficits in segmental spinal instrumentation: A study using spinal kord monitoring. J Bone Joint Surg, 1984; 66A: 1178-87.

-
- ¹² Kim YJ, Bridwell KH, Lenke LG, et al. Pseudarthrosis in primary fusions for adult idiopathic scoliosis: incidence, risk factors, and outcome analysis. *Spine* 2005; 30 :468 – 74.
- ¹³ Harimaya K, Mishiro T, Lenke L.G, Bridwell K.H, Koester L.A, Sides B.A. Etiology and Revision Surgical Strategies in Failed Lumbosacral Fixation of Adult Spinal Deformity Constructs. *Lippincott Williams & Wilkins*;2011 Volume 36, Number 20: 1701–1710.
- ¹⁴ Emami A, Deviren V, Berven S, Smith JA, Hu SS, Bradford DS. Outcome and complications of long fusions to the sacrum in adult spine deformity: luque-galveston, combined iliac and sacral screws, and sacral fixation. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002 Apr 1;27(7):776-86.
- ¹⁵ Charles C. Edwards II, Keith H. Bridwell, Alpesh Patel, Anthony S. Rinella, Annette Berra, Lawrence G. Lenke. Long Adult Deformity Fusions to L5 and the Sacrum A Matched Cohort Analysis. *SPINE* Volume 29, Number 18, pp 1996–2005.
- ¹⁶ Zahi R, Vialle R, Abelin K, Mary P, Khouri N, Damsin J.P. Spinopelvic fixation with iliosacral screws in neuromuscular spinal deformities: results in a prospective cohort of 62 patients. *Childs Nerv Syst* 2010; 26: 81–86.
- ¹⁷ Hart R, Wendsche P, Kočiš J, Komzák M, Okál F, Krejzla J. Injection of anaesthetic-corticosteroid to relieve sacroiliac joint pain after lumbar stabilisation. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 2011;78(4):339-42.
- ¹⁸ Chaudhari R, Zheng X, Wu C, Mehbod AA, Transfeldt EE, Winter RB. Effect of number of fusion levels on S1 screws in long fusion construct in a calf spine model. *Spine*; 2011 Apr 15;36(8): 624-9.
- ¹⁹ Wilke H.J, Geppert J, Kienle A. Biomechanical in vitro evaluation of the complete porcine spine in comparison with data of the human spine. *Eur Spine J* (2011) 20: 1859–1868.
- ²⁰ Kandziora F, Pflugmacher R, Scholz M, Schnake K, Lucke M, Schröder R, Mittlmeier T. Comparison between sheep and human cervical spines: an anatomic, radiographic, bone mineral density, and biomechanical study. *Spine*. 2001 May 1;26(9):1028-37.
- ²¹ Riley LH 3rd, Eck JC, Yoshida H, Koh YD, You JW, Lim TH. A biomechanical comparison of calf versus cadaver lumbar spine models. *Spine*. 2004 Jun 1;29(11):E217-20.

-
- ²² A. Kettler, L. Liakos, B. Haegele, H.-J. Wilke. Are the spines of calf, pig and sheep suitable models for pre-clinical implant tests? *Eur Spine J* (2007) 16: 2186–2192.
- ²³ Liu GM, Li YQ, Xu CJ, Zhu XM, Liu Y. Feasibility of vertebral internal fixation using deer and sheep as animal models. *Chin Med J (Engl)*. 2010 Sep;123(17):2379-83.