T. C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ANATOMİ ANABİLİM DALI

LUMBAL VERTEBRALARIN PEDİKÜL ANATOMİSİ

Doç. Dr. Hakan Hadi KADIOĞLU

Tez Yöneticisi
Prof. Dr. İsmet PAMİR

Doktora Tezi
Erzurum - 1998

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER I

ÖZET III

SUMMARY IV

GİRİŞ VE AMAÇ 1

GENEL BİLGİLER 2

COLUMNAE VERTEBRALİSİN GELİŞİMİ 2
Membranöz Safha 2
Kondrifikasyon Safhası 2
Ossifikasyon Safhası 3
Kraniyovertebral Birleşke 4
Sakrum ve Koksiks 4
VERTEBRALARIN GENEL YAPISI 5
LUMBAL VERTEBRALARIN ANATOMİSİ 6
COLUMNA VERTEBRALİSİN EKLEMLERİ 7
Corpus Vertebralislerin Eklemleri 7
Arcus Vertebralislerin Eklemleri 10
Zygapophyseal Eklemler 10
Zygapofizyal Lumbal Özelleşmeler 10
Foramen İntervertebrale 12
Lumbosakral Eklemler 13
COLUMNA VERTEBRALİSİN ARTERLERİ 13
COLUMNA VERTEBRALİSİN VENLERİ 14
VERTEBRALARIN İNNERVASYONU 15
LUMBAL COLUMNA VERTEBRALİSİN BİOMEKANİĞİ 16
Anterior Spinal Kolon 17
Kemik 17
İntervertebral Diskler 20
Posterior Spinal Kolon 22
Faset Eklemleri 22
Ligamentler 23
LUMBAL COLUMNAE VERTEBRALİSİN KİNEMATİĞİ 23
Posterior Elemanlar 24
Bağlanma (Coupling) 25
Spinal Ligamentler 27
LUMBAL SPİNAL RADYOLOJİ 27
Lumbal Omurganın Direkt Radyografik İncelemesi 27
Lumbal Omurganın Bilgisayarlı Tomografik İncelenmesi 28
Lumbal Omurganın Manyetik Rezonans Görüntülenmesi 28
SPİNAL STABİLİTE VE SPİNAL STABİLİTEYİ BOZABİLEN PATOLOJİK DURUMLAR 29
Lumbal Spinal Stabilite 29
Spinal Stabiliteyi Bozan Patolojik Durumlar 30
İatrojenik Nedenler 30
Enflamatuar Hastalıklar 30
Tümör 31
Dejeneratif Durumlar 32
Deformiteye Neden Olan Enfeksiyonlar 32
Travma 32

SPİNAL STABİLİTENİN YENİDEN TESİSİ YA DA KORUNMASI İÇİN YAPILABİLEN BİOMEKANİK UYGULAMALAR 33
Artrodez 33
Torakolumbal Omurga 34
Torakolumbal Omurga Fikzasyonu 37

GEREÇ VE YÖNTEM 38

BULGULAR 39

İnterpediküler Mesafe (İPM) 39
Transvers Pedikül Kalınlığı (TPK) 39
Sagittal Pedikül Kalınlığı (SPK) 40
Transvers Pedikül Açısı (TPA) 41
Sagittal Pedikül Açısı (SPA) 41
Pedikül Aks Uzunluğu (PU) 42

TARTIŞMA 43

KAYNAKLAR 46

ÖZET

Travma veya neoplazm sonucunda yaralanan lumbal omurganın en iyi sağaltımı spinal stabilitenin sağlanmasıdır. Omurganın pedikül vidası ile fikzasyonu omurga fikzasyon yöntemlerinin en stabil ve çok yönlü olanı olarak kabul edilmektedir. Omurganın internal fikzasyonuna son zamanlarda olan ilgi artışı düşünülünce, bu sistemlerin güvenli olarak uygulanabilmesi için pediküllerin morfolojisinin bilinmesi esastır. Pediküllerin anatomisini tanımlayan birkaç çalışma bulunmaktadır. Çoğu internal fikzatör sisteminin Batı ülkelerinde geliştirilmiş olmasından ötürü bu tekniklerin Anadolu insanında uygulanabilirliği şüphe uyandırmaktadır. Bu çalışmanın amacı, Doğu Anadolu halkında lumbar omurganın pedikül anatomisini incelemek ve elde edilen verileri daha önce bildirilenler ile kıyaslamaktır.

Lumbal vertebra anatomisini üç grup veride araştırdık. İlk gruba ait veriler spinal rahatsızlığı olmayan, 20 ile 45 yaş arasındaki 19 insanın direkt radyografilerinden elde edildi. İkinci grup veri 29 ergin insanda yapılan spinal komputerize tomografi verilerinden elde olundu. Üçüncü grup veri ise Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Anabilim Dalında bulunan 16 insan columnae vertebralisi üzerinde yapıldı. İncelemede interpediküler mesafe, transvers ve sagittal pedikül genişliği, pedikül aks uzunluğu, transvers ve sagittal pedikül açısı her bir vertebra seviyesi için ayrı ayrı ölçüldü.

İnterpediküler mesafe ölçümlerine ait sonuçlar her üç materyalde farklı idi. Elde olunan verilerde en geniş ölçünün L_5'de, en dar olanının ise L_1 seviyesinde olduğu saptandı ($p<0.0001$). Transvers pedikül kalınlığının 4 ile 14 mm arasında değerler aldığı görüldü. Üç grubun ölçümleri arasında bulunan en küçük sagittal pedikül kalınlığı değeri 8.2 mm, en büyüğü ise 19.7 mm idi. Tranvers pedikül açısı ölçümü sadece CT ve kuru vertebra spesmenlerinde yapılabildi. Veri değerlerinin 6 ile 19 arasında değiştiği, L_1 den L_5 doğru açılarda büyüme olduğu gözlendi. Sagittal pedikül açısı ölçüm değerleri L_1 den L_5 'e doğru ortalama 1-5 derecelik fark gösteriyordu, ve bu istatistiki olarak anlamlıydı ($p <0,05$). Pedikül uzunluğu L_1 de en uzun, L_5 de en kısa değerlere sahipti.

Sonuç olarak, pedikül boyut ve açılarının omurgada kişiden kişiye bölgeden bölgeye farklılık gösterdiği, pedikül fikzasyonunu yapacak cerrahın pedikül ölçülerini ve ilişkilerini ayrıntılı bilmesinin vida kopması ve fikzasyonun yetersizliğini önlemek, nörolojik yaralanmadan sakınmak için önemli olduğu, pedikül aks uzunluğunun bilinmesinin vida seçiminde esas oluşturduğu; yine de vida yerleştirirken intraoperatif olarak daima radyolojik olarak kontrol yapılmasının şart olduğu kanısına varıldı.

SUMMARY

The best management of the injured lumbar spine, resulting from trauma or neoplasm can be maintained by the spinal stability. Pedicle screw fixation of the spine is considered to be one of the most stable and versatile methods of fixation of the spine. With the recent increased interest in internal fixation of the spine, extensive knowledge of the pedicle morphology is crucial for safe application of these systems. Description of the anatomy of the pedicles has been presented in a few reports. However, since most spine internal fixators have been developed in Western countries, it is questionable whether these techniques are suitable for Anatolian patients. It is the purpose of this study to outline the pedicle anatomy of the lumbar spine in Eastern Anatolian population, and also compare the data for previous reporters with our own.

In the presented study, I studied the pedicle anatomy of the lumbar spine in three data groups. The data of the first group were provided by healthy adult spinal roentgenograms ranging in age from 20 to 45 years. The second group data were obtained from spinal computerized tomography (CT) scan examinations in 29 normal adults. In the third group, data were gathered from 16 dried human spinal colums that were stored in the Department of Anatomy at Atatürk University Medical School. Parameters considered were the interpedicular distance, the pedicle isthmus width in the transverse and sagittal planes, pedicles angles in the transverse and sagittal planes, the pedicle axis length in a line along the pedicle axis. The interpedicular distance was different in each group. The widest interpedicular distance was seen at L_5, while the narrowest one was at L_1 levels ($P<0.0001$). The transverse pedicle width was ranged from 4 mm to 14 mm. Of the three groups, the narrowest pedicle in sagittal plane was 8.2 mm, whereas the widest was 19.7 mm. The pedicle angles in transverse plane were measured only in CT scan examinations and in the dried vertebrae. The obtained data ranged from 6° to 19°, with an increase from L_1 to L_5. In the sagittal plane, the pedicles angled caudally at L_5 ($p<0.05$). The pedicles axis length was the longest at L_1 and the shortest at L_5.

In conclusion, pedicle dimensions and angles change throughout the spine. A detailed knowledge of these relationships is important for any surgeon contemplating the use of the pedicle for screw purchase to prevent screw cutout and failure of fixation or neurologic injury. A knowledge of the pedicle axis length is essential in choosing screw lengths but should always be checked intraoperatively with fluoroscopic control during screw insertion.

GİRİŞ VE AMAÇ

Columna vertebralisin stabilitesinin devamı sağlıklı bir hayat için şarttır. Lumbal omurganın dejeneratif, neoplastik veya travmatik tutulumu sonucu ortaya çıkan durumlarda en iyi sağaltım spinal stabilitenin yeniden kazandırılmasıdır. Omurganın atrodezinde anterior, posterior veya kombine girişim yollarına başvurulabilir. Bu girişimlerden sonra maalesef olguların tamamında solid bir artrodez elde edilememektedir. Psödoartroz oranı uygulanan füzyon seviye sayısı ve yöntemine göre değişmektedir. Posterior füzyonlarda bu oran % 55 gibi yüksek dahi olabilmektedir.[1] Artrodezin % 100 oranında elde edilmesindeki güçlüklerden ve omurganın en kuvvetli tutunma noktası pediküller olduğundan ötürü pediküller ve vertebra cismi içerisine değişik özelliklerde vida yerleştirmek suretiyle uygulanan internal stabilizasyon sistemleri geliştirilmektedir.

Whitecloud ve ark[1] ile Steinmann ve ark[2] pedikül vidası kullanılarak yapılan artrodezin ilk defa 1944 King tarafından tanımlandığını bildirmektedirler. Ondan bu tarafa birçok pedikül vida yerleştirme tekniği bildirilmiştir.[3-8] Günümüzde omurganın internal fikzasyonunun oldukça popüler bir yöntemi olan pediküler vida fikzasyonu sistemlerinin güvenli olarak uygulanabilmesi için pediküllerin morfolojisinin bilinmesi zorunludur. Bu amaçla yapılan birkaç çalışma bulunmaktadır.[9-14] Bir kısım araştırıcı pedikül anatomisini kompüterize tomografi (CT) kullanarak incelerken [5,6,8-11,15] bir kısmı kumpas ve açı ölçer kullanmak sureti ile direkt ölçümler ile değerlendirme[9,10,12-14] yoluna gitmişlerdir.

Bildirilen çalışmalardan biri Çin[12], biri Kore[13] halkında, diğerleri ise Batı Ülkelerinde yaşayan örneklerde gerçekleştirilmiştir.[9-11,14,15]

Bu çalışmanın amacı Doğu ile Batı arasında geçiş bölgesi olan ve köken olarak heterojen sanılan bir popülasyona sahip Doğu Anadolu insanında, çoğu internal fikzatör sisteminin Batı ülkelerinde geliştirilmiş olmasından ötürü bu tekniklerin uygulanıp uygulanamayacağını araştırmak; uygulamaların daha güvenli yapılabilmesi için lumbal omurga anatomisinin ölçülerini belirlemek ve bildirilmiş olan diğer çalışma bulgularıyla kıyaslamaktır.

GENEL BİLGİLER

Columnae Vertebralisin Gelişimi

Embriyogenezin başında, ektoderm ve endoderm arasında yerleşik hücrelerin bir kitlesi rostral yüzeyinden yayılmağa başlar. Embriyo hücrelerin bu odağından (Hensen nodu)[16,17] kaudal olarak büyümek için hücrelerin bir kordu arkasından ayrılacaktır (notokord), ki bu başlangıç olarak gelişen nöral tüp ve midenin ikisine tutunmuştur. Çok geçmeden mideden ayrılır. Embriyonun uzunlamasına yayılır ve bu omurganın gelişimi için aksistir.[18] Notokord aksiyel iskeletin öncelidir. Notokordun artıkları sadece olgun omurganın nükleus pulposusunda kalır.[19-21]

Notokordun çevresinde omurganın gelişimi somitlerin oluşumu ile başlar. Bilateral longitudinal hücre kitlelerinin bir serisi içine olan bu mezenkim yoğunlaşması embriyonun segmentasyonunu tesis eder.[22,23] Bu noktadan omurganın gelişimi içiçe girmiş üç safhada olur.[24] İlk safha membranöz (mezenkimal) aşamadır. 6.hafta ile ikinci safha başlar; ki bu dönem omurganın kartilaginöz gelişimi ile karakterizedir. 9 hafta civarında osseöz kemik oluşumu ile son safha başlar.

Membranöz Safha

Somitler mezodermin bilateral yoğunlaşmasıdır. Sonuçta dört oksipital, sekiz servikal, 12 torasik, beş lumbal, beş sakral ve 10 koksigeal olmak üzere 44 çift hücre kitlesi ortaya çıkar. Somitlerin ventro-medial yüzeyleri sklerotomları doğurur. Sklerotomun hücreleri notokordun çevresine hareket eder. Sklerotomlar biri gevşek olarak yığılmış anterior hücre kitlesi ve diğeri daha yoğun olan kaudal kitle olmak üzere bölünür. Vertebral gövdenin herbir merkezi rostral sklerotomun kaudal ve sonraki bitişik inferior sklerotomun anterior kısmından destek alacaktır.[16]

Bu yüzden merkez segmentler arasında gelişir ve komşu somitlerin eşit kısımlarını terkip eder. Bu intersegmental gelişime ilaveten sklerotomun iki parçasının akibeti biraz farklıdır. Rostral kısım vertebral merkezin gelişimine katılırken kaudal yarım nöral arklar ve kostal çıkıntıları doğuracaktır.[16,17]

Kondrifikasyon Safhası

Membranöz safhayı müteakiben altı hafta civarında kondrifikasyon merkezleri ortaya çıkar. Herbir vertebrayı üç çift kondrifikasyon merkezi oluşturacaktır. Bir çift, merkezi oluşturmak için notokordun çevresinde kaynaşır. İkinci çift lateral olarak oluşur ve nöral ark ve posterior spinoz proçesi yapmak için dorsal olarak birleşir. Son çift dorsal ve ventral çiftlerin arasında transvers proçesi yapmak üzere oluşur. Bu noktadan rostral ve kaudal uzanan servikal torasik birleşkede süreç başlar. Kondrifikasyon önce

merkezde daha sonra arklarda başlar.

Nöral tüpün yukarısındaki arkın içindeki hücreler iki tabakaya sahiptir. Dıştaki tabaka arkı meydan getirirken iç tabaka (kapanma membranı) orta hattı çaprazlayarak birleşir.

Anterior ve posterior longitudinal ligamentler kartilaginöz vertebrayı çevreleyen mezenkimden türer. Merkezler arasındaki notokordun çevresindeki hücrelerin yaptığı halka anulus fibrozusu oluşturur. Notokordal artıklar ileride diskin nukleus pulposusunda ve merkezin içindeki mukoid hatda kalacaktır.

Ossifikasyon Safhası

Columna vertebralisin ossifikasyonu intrauterin ikinci ayda başlar ve postnatal hayatda devam eder. Önceki kondrifikasyon dönemi ile içiçe girer. Toplam dört olmak üzere, herbir tarafta vertebral arkların içinde iki ossifikasyon merkezi gelişir. Ossifikasyon servikal segmentlerde rostral olarak başlayıp kaudal olarak uzanırken laminanın son birleşmesi servikalin tersine lumbal bölgede olur.[25] Vertebral gövde ossifikasyonu ilk olarak alt torasik ve üst lumbal bölgede görülür. Gövde ossifikasyonu biri anterior diğeri posterior iki merkezde başlar. 20.-24. haftaya doğru merkezler tek bir merkez içinde birleşir. ossifikasyon merkezine rostral ve kaudal olarak bulunan geri kalan kartilaj komşu vertebra gövdelerinin yüzü olan düzlükleri (plate) oluşturur.[26] Disk arayüzü merkezindeki C şekilli kıkırdak halka apofiz halkasını meydana getirir. Bu yapı gövdenin anulusuna kuvvetlice tutunur. Son ossifikasyon merkezi transvers proçesler, spinoz proçesler ve adölesan döneminde apofiz halkasında görülür.

Nörosentral sinkondrozlardaki arkların ve merkezin füzyonu vertebral gövde olacak olan pediküllerin önünde cereyan eder. Bu yüzden gövde hemen merkezden ve merkezin uçlarından daha çok içerir ve gövde müsavi değildir.

Bu süreçlerin anlanması değişik anomalilerin nasıl meydana geldiğine dair bazı bilgi verir.[27] Meselâ, hemivertebra merkezin unilateral hatalı gelişiminin ve bundan ötürü bir tarafın kartilaginöz merkezindeki bir defektin sonucudur. Gövdenin anterior veya posterior anomalileri ossifikasyon merkezindeki bir defektden türer.

Nöral arkların füzyonu 1-3 yaş ile olmalıdır; mamafih, spina bifida occulta kişilerin önemli bir kısmında görülür.[29] Lumbal spina bifida occulta yetişkinlerin %10 kadarında görülmektedir. Spina bifida occulta'nın yerleşimi azalan sıklık oranı ile şöyledir; L_5 veya S_1, C_1, C_7, T_1 ve alt torasik seviyeler.

Kraniyovertebral Birleşke

Vertebral kolonun uçlarında gelişimsel süreç farklıdır. Kraniyovertebral birleşke özellikle kompleks ve embriyolojik olarak anstabildir.[29,30] Bu birleşkede anomalili gelişim sıktır.

C_1 sklerotomu ve dört oksipital somit kraniyoservikal birleşkenin oluşumuna iştirak ederler. Dens atlasın gövdesinin bir kısmından doğar fakat onunla yer değiştirmez. Densin baziler kısmı C_2 tarafından yapılır.

Atlas üç ossifikasyon merkezine sahiptir. İki lateral merkez massae lateralisleri ve posterior arkı oluşturur. Anterior ark üçüncü merkezden türer.

Bu elementlerin çeşitli kökenli oluşundan dolayı değişik anomalilerin olması mümkündür. Bunların içinde oksipital segmentlerin C_1 ile füzyonu, C_1'in bifidası ve nadir olarak C_1 arkının yokluğu ile densin kısımlarının yokluğu bulunmaktadır.

Atlasa benzer şekilde, aksisde üç ossifikasyon merkezine sahiptir. 8 haftada arkın herbir tarafında biri gelişir ve 16 haftada üçüncüsü gövdede gelişir. Densin bir kısmı (C_1 sklerotomu) ikinci servikal merkezin sefal yönde bir devamı olarak ortaya çıkar. Bilateral ossifikasyon merkezleri 10.-24. haftalar ile densin bazal kısmında görülür. Ossiculum terminate (üçüncü bir merkez) densin apikal kısmını oluşturur ve postnatal olarak 2 ile 8 yaş arasında ossifiye olur.[31] 10. yaşta densin üç parçası kaynamalıdır. Densin gövdesinin füzyonu beşinci yılda olur. Densin C_2 ile füzyonunun olmaması "os odontoideum"u meydana getirir.

Sakrum ve Koksiks

Sakral ve koksigeal segmentler en son olarak gestasyonun 31. günü civarında gözükür. Sakrum tipik vertebraya benzer tarzda gelişir. İlaveten, ilk üç sakral segment herbir tarafta ilave bir ossifikasyon merkezine sahiptir. Sakrumun füzyonu puberte esnasında başlar ve üçüncü dekadın ortasında tamamlanır [1,2].

Rudimenter segmentler koksiksi doğurur. İlk segmentin ossifikasyonu 1. ve 4. yıllar arasında olur. Diğer üç segment beşinciden yirminci yıla kadar olan dönemde meydana gelir. Segmentasyon genellikle koksikste ortaya çıkar fakat seyrek olarak füzyon meydana gelir.

Omurga gestasyon sırasında C şekilli bir görünüme sahiptir. Postnatal olarak kolum düzelir ve lumbal segmentlerde lordotik bir kavis gelişir. Omurganın son şekli çocukluk çağında kazanılır.[16,17]

Vertebraların Genel Yapısı

Kafatası altında (subcranial) gövdenin en önemli aksiyel iskeletini oluşturan columna vertebralis baş ve gövde için destek görevi yapar, medulla spinalisi kafes gibi çevreler, alt ekstremitelere destek olan pelvisle bütünleşir. Herbiri ayrı 33 birimden oluşur ve bunlardan 7 servikal, 12 torakal ve 5 lumbal vertebra hareketli bir kolon oluşturur. 5 sakral vertebra bütün halinde sakrumu teşkil ederek pelvisin arka duvarını meydana getirir. Sakrumun distalinde ise 4-5 düzensiz kemikten müteşekkil koksiks bulunur.[32-34]

Bir vertebra aslında önde kansellöz (spongioz) bir kitle olan, silindirik yapıdaki corpus vertebralis ile arkada arcus vertebralisten meydana gelir. Torakal vertebraların corpuslarında kostalar ile eklemleşen processus costarius'lar dışında çıkıntı bulunmaz. Buna karşılık arcus vertebralisler daha karmaşık yapı arzeder. Arcus vertebralisleri corpusa birleştiren kalın kısım olan pediculus arcus vertebraledir. Bunlar geriye doğru yassılaşarak arcusu (lamina) meydana getirirler. Arcusun tam ortasında dorsale doğru processus spinosus çıkar. Corpus ile arcus arasında meydana gelen bu mesafeye foramina vertebralis denir ve columna vertebralisda canalis vertebralisi oluşturur. Vertebral foramenin arka kısmına nöral ark denir. Pediküller ve arcus spinal kanalın arka yan duvarını yaparlar. Pediküllerin alt ve üstünde birer çentik vardır. Bu çentikler vertebraların üst üste gelmesi sonucunda birer foramen teşkil eder. Bunlara foramen intervertebralis denir. Pediküller ile laminaların birleşme yerlerinin yukarı kenarında processus articularis süperior, aşağı kenarında processus articularis inferior bulunur. Bu çıkıntıların arasında ve arkadaki lamina ile öndeki pediküle doğru olan uzantıların birleşme yerinde torasik bölgede arkaya ve yana, lumbal bölgede yana doğru yönlenen processus transversuslar yer alır. Transvers çıkıntılar vertebral arkusun devamı olarak yanlara doğru uzanır ve kostalar ile birleşir. [32-34]

Komşu vertebraların laminaları arasında ligamentum flavum; processus spinosuslar arasında ise ligamentum interspinosus vardır. [32-34]

Processus articularisler (zygapophyses) arcus vertebralislerin arasında yanlarda diatrhrodial eklem meydana getirirler. Processus articularis süperiorda (prezygapophyses) biraz dorsale dönük olarak artiküler faset bulunur. Processus articularis inferiorların (postzygapophyses) eklem yüzü ventrale dönüktür. Processus artikülarislerin lateralinde değişik şekilde kemik çıkıntılar (processus accessorius) vardır ve buralara ya spinal kasların başlangıcı veya sonlanmaları yapışır. [32-34]

Pediküllerin yukarı ve aşağı kenarları arasındaki mesafe corpus vertebralisin yarısı kadadır. Pediküllerin lateral yüzü ve bunların artiküler çıkıntıları, incisura vertebralis süperior ve inferiorları oluşturur. Pedikül kaidesi corpus vertebralisin

dorsalinden biraz yukarıya doğrudur. İncisura vertebralis inferior daha derinde yer alır. Komşu vertebraların incisura vertebralis süperior ve inferiorları biraraya geldiklerinde foramina intervertebralisi oluşturur. Buradan spinal kordun seviyesine ve topografik dağılıma uyan nöral ve vasküler yapılar geçer. [32-34]

Lumbal Vertebraların Anatomisi

Beş lumbal vertebra büyük hacimleri, kostal fasetler ve transvers foraminalarının yokluğuyla diğer vertebralardan ayrılır. Corpus vertebralis transvers olarak daha geniş ve önde daha kalındır. Foramen vertebrale üçgen şekilli olup torasik bölgedekinden daha geniş fakat servikaldekinden daha dardır. Processus spinosuslar hemen hemen horizontal konumdadır ve hem posterior hem inferior kenarları kalınlaşmıştır. Processus artikülaris süperiorlar posteromedial olarak yüzyüze geldiği eklem yüzleriyle konkav yapıdadır ve arka kenarlarının üzerinde kaba mamiller birer çıkıntı bulunur. Processus artikülaris inferiorlar ise anterolateral olarak yüzyüze gelen vertikal konveks artiküler fasetlere sahiptir. Processus transversuslar daha sağlam olan beşinci vertebra dışındakilerde ince ve uzundur. Bir küçük aksesuar çıkıntı (processus accessorious) herbir processus transversusun kökünün posteroinferior görünümünde izlenir. 20-90 yaşları arasında her iki cinste de üçüncü ve dördüncü lumbal vertebrada yaş ile corpus genişliğinin arttığı; erkeklerde arka yüksekliğin nisbeten azaldığı; her iki cinste gövdenin ön yüksekliğinin genişliğe oranla azaldığı gösterilmiştir.[35] Bir başka çalışmada, lumbal vertebra corpuslarının kemik yoğunluğunda prensip olarak kadınlarda daha bariz olarak transvers trabeküllerdeki azalmağa bağlı olan bir düşme gözlenmiş ve kemik yoğunluğundaki bu azalmanın jusktadiskal yüzlerin konkavlığı ve çaplarında bir artışla birlikte olduğu saptanmıştır.[36]

Amonoo-Kuofi corpus vertebralisin genişliğini oransal olarak ortaya çıkarmak için radyografik olarak lumbal interpediküler mesafeyi kıyasladı.[37,38] Bu çalışmalarda değerler oldukça değişik fakat oran çok sabitdi. Gelişen lumbal vertebral corpusların kanlanması 29. prenatal haftadan 15. yıla kadar Ratcliffe tarafından detaylandırılmıştır.[39] Beşinci lumbal vertebra gövdeye kadar uzanan ve pedikülün tamamıyla devam eden masif processus transversuslara sahiptir. Sakrovertebral açıyı oluşturacak biçimde corpus önde daha geniş ve daha kalındır. Lumbal corpusların üst ve alt kenarları ligamentum longitudinalis anterior ve posteriorlar için tutunma yeri oluşturur. Sağda üç, solda ikinci corpusların üstünde anterior ligamentin yanında diyaframın cruralarının yapışma yerleri bulunur. Posterolateral olarak psoas major bütün lumbal vertebra corpuslarının alt ve üst kenarlarına tutunur. Birinci lumbal vertebral foramen spinal kordun conus medullarisini, daha alttaki vertebraların foramenleri cauda equina ve spinal menenksleri ihtiva etmektedir. Kuvvetli yapılar olan pedikül çifti herbir corpusun üst kenarına yakın

posterolateral olarak çıkar. İncisura vertebralis süperiorlar sığ, inferiorlar derindir. Laminalar geniş ve kısadır; fakat torasik bölgedeki gibi üstüste binmezler. Processus spinosuslara torakolumbal fasyanın arka lameli, erectores spina, spinales thoracis, multifidi, interspinal kaslar ve ligamentler ile supraspinöz ligamentler tutunur. Beşinci processus spinosus spinöz çıkıntılar arasında en küçük olandır; apeksi ekseriya yuvarlak ve aşağı doğrudur. Üst lumbal processus articularis süperiorlar aşağıdakinden epeyce ayrıdır; fakat bu fark dördüncüde silik, beşincide ihmal edilebilir düzeydedir. Artiküler fasetler fleksiyon ve ekstansiyonda olduğu gibi bir miktar rotasyona da izin verecek şekilde karşılıklı olarak konkav (süperior) ve konveks (inferior) dir. Processus transversuslar beşinci vertebradakinin dışında dorsoventral olarak komprese edilmiş ve dorsolateral olarak yönlendirilmiştir. Beşinci vertebranın processus transversuslarının alt kenarı açılıdır; önce lateral olarak geçer ve sonra süperolateral olarak künt bir uç halinde sonlanır. Tüm çıkıntılar dördüncüye göre yukarı doğru daha fazla açılıdır. Alt kenar üzerindeki açı kostal elemanın ucuyla ortaya çıkar ve lateral uç gerçek transvers çıkıntının tepesidir. Lumbal processus transversuslar birinciden üçüncüye doğru boyca artış gösterir, sonra kısalır. Bu yüzden beşinci vertebranın processus transversusları yukarı ve posterolaterale eğilimlidir. Bütün lumbal vertebra processus transversusları uçlarına yakın ön yüzlerinde vertikal bir kenar meydana getirirler. Bu kenara torakolumbal fasyanın ön tabakası yapışır ve yüzeyi biri psoas major için medialde, diğeri quatratus lumborum için lateralde olmak üzere iki alana ayırır. Fasyanın orta tabakası processus transversusların apekslerine yapışır; ilk parçaya ilaveten medial ve lateral arcuate ligamentler de buraya yapışır. Posterior olarak processus transversuslar derin sırt kasları tarafından örtülür ve longissimus thorasisin lifleri bunlara tutunur. Onların alt ve üst kenarlarına lateral intertransvers kas yapışır. Mamiller çıkıntılar 12. torakal vertebranın süperior tüberkülünün homologu ve multifidus ile medial intertransvers kasın tutunma yeridir. Bazen belirlenemeyan processus accessoriouslara medial intertransvers kas yapışır. Lumbal vertebralarda kostal elemanlar processus transversuslar ile birleşmiştir. [32-34]

Columna Vertebralisin Eklemleri

İkinci servikalden birinci sakrala kadar bütün vertebralar, corpusları arasında kartilaginöz, processus articularisleri (zygapophyses) arasında synovyal, laminaları, transvers ve spinöz çıkıntıları arasında fibröz mafsallar ile eklemlenir.[34]

Corpus Vertebralislerin Eklemleri

Corpus vertebralisler ligamentum longitudinalis anterior ve posteriorlar ile hyalin kıkırdağın laminaları arasındaki fibrokartilajinöz intervertebral diskler tarafından birleştirilir.

Ligamentum longitudinalis anterior, vertebra corpuslarının ön yüzü boyunca uzanan kuvvetli bir şeritdir. Kaudale gidildikçe genişler. Servikal ve lumbal bölgeye kıyasla torakalde daha kalın ve daha dardır; hatta intervertebral simfizislerin düzeyindekine oranla corpus vertebralara karşı gelen kısımlarda daha kalın ve daha dardır. Oksipital kemiğin baziler kısmına tutunmak için atlasın ön tüberkülüne uzanır, hemen sonra aksisin korpusunun önünde ve daha sonra sakrumun üst kısmının önüne kadar kaudal olarak devam eder. Onun longitudinal lifleri intervertebral disklere, hyalin kartilajın laminalarına kuvvetli olarak yapışır; fakat korpusların orta kısımlarında (ki burada ligament onların ön çukurluklarını vertebral profilden düzleştirecek biçimde doldurur) gevşek olarak tutunur. Bu değişik düzeylerde ligamentöz lifler alttaki periost, perikondriyum ve anulus fibrozusun çevresine bağlanır. Ligamentin birkaç tabakası vardır; en yüzeyel olan lifleri en uzun olanlardır ve üç veya dört vertebranın üzerinde uzanır; arada olanlar iki ya da üç, en derinde olanlar bir korpustan bir sonrakine uzanır. Lateral olarak kısa fibriller komşu vertebraları birleştirir. [32-34]

Ligamentum longitudinalis posterior, vertebral cisimlerin arka yüzlerinin üstünde vertebral kanal içindedir. Aksisin gövdesine yapışır ve sakruma kadar uzanır; yukarıda ise membrana tectoria ile devam eder. Ligamentin intervertebral diskler, hyalin kıkırdağın laminaları ve vertebral korpusların komşu kenarlarına yapışan düz, parlak fibrilleri bazivertebral venler ve onların anterior internal vertebral pleksusa drene olan venöz kollarınca ataşmanları arasında ayrılır. Servikal ve üst torasik seviyedeki ligament yayvan ve uniform genişliktedir; fakat alt torasik ve lumbal bölgelerde çentikli kenarlı, vertebra cisimleri üzerinde dar, diskler üzerinde geniştir (tam anlamıyla simfizistir). Süperfisiyel fibrilleri üç yahut dört vertebra üzerinde köprü oluşturur, daha derinde olanlar komşu vertebralar arasında intervertebral diske yakın olarak adültlerde füzyonlaşmış olarak perivertebral ligamentler olarak uzanır. Bu tabakalar postnatal hayatın ortalarında daha ayrıdır.[33,34]

*Discus İntervertebralis*ler, aksisten sakruma kadar vertebral korpusların birbirine bakan yüzeylerinin arasında bulunan ana bağdır. Diskal hatlar korpuslarla uyumludur; diskin kalınlığı aynı diskin farklı bölge ve kısımlarında değişiktir. Diskler servikal ve lumbal bölgede anterior konveksiteye katılmak için önde daha kalındır. Fakat, vertebral cisimlere bağlı olarak anterior konkavitenin genişlediği torasik bölgede hemen hemen uniformdur. En ince diskler üst torasik bölgede, en kalınlar ise lumbal bölgede yer alır. Süperior ve inferior vertebral yüzeyler üzerindeki hyalin kıkırdaklar birlikte bir intervertebral simfizis teşkil eder. Onların çevrelerinin dışında, komşu kan damarlarından kanlanır, diskler avasküler dir ve bitişik vertebranın trabeküler kemiği aracılığıyla diffüzyonla desteklenir. Vasküler ve avasküler kısımların yaralanmağa tepkileri farklıdır.[40] Diskler anterior ve posterior ligamentler ile birleşir. Torasik seviyede komşu

vertebralarla eklemleşen kostaların başlarının intraartiküler ligamentleri ile lateral olarak uzanır. İlk iki vertebra dışındaki intervertebral diskler bir beşinci postaksiyel columna vertebralis meydana getirir. Her bir disk dışta laminalı anulus fibrozus ile daha içte nucleus pulpozustan ibarettir. [32-34]

Anulus fibrozus dışta bir dar kollajenöz zon ve içte daha geniş fibrokartilajinöz zona sahiptir. Vertikal keside çevresel olarak konveks görünen laminaları üstüste binen fibröz bantlar tarafından inkomplet yakalık olarak birleştirilir. Laminanın internal vertikal konkavitesi nucleus pulpozusun yüzey profiline uyar. Posterior olarak, laminalar kompleks bir tarzda birleşirler; her laminanın geri kalan kısmındaki fibriller paraleldir ve vertebralar arasında oblik olarak seyrederler. Sık çapraz ağın laminalarındaki lifler bu yüzden her iki yöndeki rotasyonları sınırlar. Farklı laminalarda daha derindeki fibrillerin eğikliği değişir. İnsan lumbal anulus fibrozuslarında az miktarda elastik fibrilin bulunduğunu bildirmiştir.[41]

Servikal ve lumbal bölgede daha iyi gelişmiş olan *nucleus pulpozus* diskin arka yüzeyine daha yakındır. Doğumda geniş, yumuşak, jelatinöz ve birkaç multinükleer notokordal hücreli mukoid materyaldan oluşur ve komşu anulus fibrozusun iç zonundan gelen hücreler ve fibrillerce invaze edilir. İlk dekadda notokordal hücreler kaybolur. Bunu esas olarak anulus fibrozus ve bitişilen vertebral korpusların hyalin kartilajinöz düzlüklerinden türeyen mukoid maddenin tedrici replasmanı izler. Bu zamana kadar ayrı olan nucleus pulpozus bundan sonra diskin geri kalan kısmından daha az farklı yapı arzeder. Lumbal bölgedeki sellülarite (6000 hücre/mm^3) en yüksek oranda anulus fibrozusun çevresinde ve vertebral korpuslara en yakın hyalin kıkırdakta bulunur; glikoz diffüzyon katsayısı 2.5 cm^2/sn.dir.[42] Mamafih, nutrisyonel durumlar özellikle büyük lumbal disklerde daha hassastır. Bu değişikliklerle nucleus pulpozus amorf bazende renksizleşir. Su bağlama kapasitesi ve elastisitesi azalır. Çünkü bu özellikler diskin mukopolisakkarid ve protein komponentlerine bağlıdır. Disk yüklenmediğinde, nucleus pulpozustaki basınç bütün yaşlarda düşüktür.[43] Son olarak Pech ve Houghton kadavra intervertebral diski kullanarak yaptıkları çalışmada x-ray ve MRI görünümleri arasında yüksek korelasyon olduğunu gösterdiler.[44]

Genç erginlerdeki intervertebral diskler öyle güçlüdür ki; tahrip edici güçler evvela kemiğin hasarına neden olur. Zorlayıcı fleksiyon dışında sağlıklı bir diskin tahribi imkansızdır. İkinci dekaddan sonra diskteki dejeneratif değişiklikler nekroz, nukleus pulpozusun sekestrasyonu, anulus fibrozusun yumuşaması ve güçsüzleşmesiyle sonuçlanabilir. Daha sonraları nisbeten küçük gerinmeler ya nukleus pulpozusun eksentrik displasmanıyla internal veya eksternal yıkımına neden olabilir. Bu daha sonra genellikle posterolateral olarak anulus fibrozus yoluyla kabarıklık yapar ve dağılır. Eklemdeki dengeli olmayan gerilim adale spazmına ve ani şiddetli ağrıya sebep olur

(*akut lumbago*). Daha sonra bir herniye nukleus yayılan ağrıyı (siyatik) doğuran komşu sinir köklerine bası yapabilir. Bu gibi tahrip genellikle alt lumbal bölgede özellikle lumbosakral eklemde, bazende C_5-C_7 düzeyinde olur. Güç ve refleks kaybıyla olan motor etkileri doğurur.[33,34]

Arcus Vertebralislerin Eklemleri

Vertebral artiküler proçesler (zygapophyses) arasındaki eklemler synovial ve vertebral seviyeyle değişen farklı görünümdedir; laminalar, spinöz ve transvers çıkıntılar ile lig. flavum, lig. interspinozus, lig. supraspinozus, lig. intertransversus ve lig. nuchae tarafından tesis edilen syndesmosis tarafından birleştirilir. Bazı otoriteler bu değişik fibröz yapıları zygapophyseal eklemlerin aksesuar ligamentleri olarak gruplandırmayı tercih ederken; diğerleri burada da resmen tanımlandığı gibi syndesmozis adıyla sınıflanmaktadır. [32,34]

Zygapophyseal Eklemler

Bu eklemler servikal ve torasik bölgedeki gibi basit veya lumbal bölgedeki gibi kompleks synovial değişikliktedir. Bunların eşleşen yüzeyleri müştereken adapte olmuş olan zygapofizlerle devam eder ve hyalin artiküler kıkırdakla örtülüdür. Bunların cesamet, şekil ve topolojisi spinal seviye ile değişir.[34]

Artiküler kapsüller ince ve gevşektir. Çevresel olarak komşu zygapofizlerin artiküler fasetlerine tutunurlar. Bunlar servikal bölgede daha uzun ve daha gevşektir. [32,34]

Zygapofizyal Lumbal Özelleşmeler

Lumbal zygapofizyal eklemin incelendiği çalışmalarda üç tip intrakapsüler yapı belirlenmiştir: 1- Süperoventral, inferodorsal yahut her iki yerleşimli adipoz doku yağ yastıkçıkları; 2- Süperior yahut inferior uçta veya her ikisinde olan fibro-adipoz "menisküs" (meniscoid); 3- ventral ve/veya dorsal yerleşimli konnektif doku kenarları. Bu kenarlar fibröz kapsülün içe doğru olan kıvrımlarıdır. Yağ yastıkçıkları diğer birçok eklemde olanlar ile benzerdir. Meniskoidler genişlemiş, vaskülarize, fibro-adipoz tabanlı, kapsüle yapışık olan hatta bazen onu perfore eden fevkalade bir yapıya sahiptir. Bunlar biribirine tıpatıp uymayan artiküler yüzeyler arasındaki çatlak içinde yerleştirilmiştir. Fakat onların işlevleri tahminidir ve klinik olarak muhtemelen önemlidirler. Spesmenlerin tamamında bu özelliklerin en az biri, % 50'den fazlasında iki veya daha çoğu bulunur. [32,34]

İntervertebral Sydesmozisler

Ligamentum flavum vertebral kanal içinde komşu vertebraların laminalarını birleştirir. Bunların ataşmanları zygapofizyal kapsülden spinöz proçesleri oluşturan lamina birleşkesine uzanır; orada onların arka kenarları karşı karşıya gelir ve kısmen

birleşir, internali posterior eksternal vertebral venöz pleksuslara birleştirmek için aralarında mesafe bırakırlar. Bunlardaki hakim doku bir laminanın alt ön yüzeyinden arka yüzeye ve bir üst kenardan aşağıdaki birine hemen hemen dikey inen fibrillerden müteşekkildir. Ligamentler servikal bölgede ince, geniş ve uzun; torasik bölgede kalın, lumbal bölgede en kalın ebattadır. Bunlar spinal fleksiyonda laminaların ayrılmasını durdurur, fleksiyondan sonra dik pozisyona gelmeğe yardım eder, belki diskleri yaralanmadan korur.[33,34]

Supraspinöz ligament, yedinci servikalden sakruma kadar processus spinozusların apekslerini birleştiren güçlü bir kordondur. Lumbal seviyelerde daha kalın ve geniştir ve komşu fasya ile birleşir. Çoğu yüzeyel fibrilleri üç ya da dört vertebranın üzerinde uzanır, derinde olanlar iki veya üç, en derindekiler komşu processus spinozusları birleştirir ve lig. interspinozus ile devam eder. Yedinci servikal vertebranın processus spinozusu ile protuberantia occipitalis eksterna arasında lig. nuchae adıyla yer alır. [32-34]

Ligamentum nuchae, çift laminalı fibroelastik intermüsküler septumdur. Ekseriya boyundaki lig. supraspinozus ve lig. interspinozus ile homolog olarak kabul edilse de yapısal olarak onlardan farklıdır. Yapısında, yoğun bilateral fibroelastik laminaları areolar dokunun seyrek bir tabakasıyla bölünür; serbest dorsal kenarında laminalar içiçe geçerler. İkinci tabaka yüzeyeldir ve protuberencia occipitalis eksternadan yedinci servikal vertebranın processus spinozusuna uzanır. Bu fibroelastik laminalardan eksternal oksipital göğüsün median kısmına, tuberculum atlantis posteriora ve servikal vertebranın çatallı vertebranın processus spinozusunun medial yüzlerine servikal kaslar ve kılıflarının bilateral tutunması için bir septum olarak yapışır. İki ayaklılarda dört ayaklılara kıyasla daha kalın, kompleks, elastik ligament teşkil eder; başın yaylanması ve fleksiyonunun değiştirilmesine katkıda bulunur. İşlevleri lig. flavumunkine benzer.[33,34]

Lig. İnterspinozus, ince ve hemen daima membranözdür; üstüste gelen processus spinozusları birleştirir. Ataşmanları köklerden apekse uzanır, önde lig. flavum, arkada lig. supraspinozus ile birleşir. Torasik bölgede dar ve elonge olan bu ligament lumbal düzeylerde daha kalın ve dört kenarlıdır; boyunda ise iyi gelişmemişlerdir (Bazı gözlemciler ligamentum nuchaenın bir parçası olarak bütün servikal bandları tahsis etmekte iken diğerleri onları narin olmakla birlikte interspinöz fasiküllerden ayrı olarak düşünmektedir). Bunların fibrilleri genellikle oblik biçimde dorsokaudal olarak tanımlanır. [32,34]

Lig. İntertransversus, servikal bölgedeki birkaç seviyede transvers çıkıntılar arasında, düzensiz fibrilli olan ve intertransvere adale ile yer değiştiren bağlar olarak ortaya çıkarken torasik bölgede komşu kaslarla içiçe geçerek karışan bir kordon olarak;

lumbal bölgede ise ince ve membranöz yapılarıyla karşımıza çıkar.[33,34]

İntervertebral eklemlerin (simfizis, sindesmozis ve synovial) hepsi komşu spinal (ve sempatik) sinirler, özellikle bunların dorsal dalları tarafından innerve edilirler.[32-34]

Foramen İntervertebrale

Ana intervertebral eklemleşmelerin bir kısmının arasındaki ilişki, foramen intervertebraleler aracılığıyla vertebral kanala giriş ve çıkış için ana yol oluşturur. Lig. flavumun kenarları arasında ekseriya kısmen ortada birleşmiş olan kısmında da küçük yollar meydana gelir. Aksis ile sakrum arasında bazı kantitatif ve yapısal bölgesel değişikliklere rağmen esas olarak aynı genel düzleme uyum sağlar. Çünkü, onların yapısı muhtelif bozukluğa yatkın ve duyarlıdır. Bunlar büyük biyomekanik, işlevsel ve klinik önemdeki odaklardır. Kraniyum ile aksis arasında ve sakral düzeylerde olan özellikler ferdi kemik ve eklemleşmeleriyle tanımlanır. Genel olarak bir foramen intervertebralenin sınırları; önde, yukarıdan aşağılara doğru, süperior vertebral cismin posterolateral yüzünün periostu (kırmızı kemik iliğini içeren kansellöz kemiğin üzerini örten ince kompakt osseöz kılıftır); diski de içine alan intervertebral simfizisin posterolateral yüzü, buradaki kavisli kollajen fasikülleri anulus fibrozusun dış laminası olacak veya perivertebral ligamentlerin daha az önemli farklılıklarla uzantısı olarak düşünülebilen küçük bir periost parçası ile örtülü olan vertebra cisminin alt kısmının posterolateral parçası (yapısı üst kısımınki gibidir); üstte, vertebranın üst kısmının alt vertebral çentiğinin derin kemerinin kompakt kemiği; arkada zygapofizyal synovial eklemin fibröz kapsülünün ventral yüzünün bir parçası bulunur. Servikal bir foramen intervertebraleler, hemen hemen eşit derinlikteki süperior ve inferior vertebral çentikleri içeren farklılıktadır. Dahası bunlar pediküllerin yönüyle uyumlu olarak anterolateral olarak ve onların dışında aynı yönde bulunurlar. Torasik ve lumbal foramen intervertebraleler lateral olarak yönlenirler ve bunların processus transversus ve foramen transversaryumları komplekstir. İlk on torasik foraminada yukarıdakilere ilaveten bir kosta başının artikülasyonu, bitişik vertebralar üzerinde demifasetlerin çift synovial eklem kapsülleri, kostokapitüler kenar ile intervertebral simfizis arasındaki intraartiküler ligament foramenlerin anteroinferior kenarı olarak görülür. Lumbal foramen intervertebraleler m. psoas majorun vertebral tutunma yerlerinin iki temel hattı arasında yerleşir. Her bir foramenin duvarları ya periosteal, perikondrial, anular veya kapsüler kollajen tarafından örtülür. Foramen intervertebralelerin içinde bir segmental miks spinal sinir ve kılıfları, ikiden dörde rekürren menengeal (sinuvertebral) sinirler, değişken spinal arterler ile internal ve eksternal vertebral pleksuslar arasındaki pleksiform venöz bağlantılar bulunmaktadır. Bu yapılar özellikle de sinirler travma veya forameni sınırlayan dokuların (mesela, anulus fibrozusun fibrokartilajı, erken dekadlarda nukleus pulpozus, vertebral cisimlerin kansellöz kemiğinde yer alan hayli vasküler kırmızı kemik iliği, pediküllerin

kompakt kemiği, synovial zygapofizyal eklemlerin synovial membranları, artiküler kıkırdakları -lumbal seviyelerde fibro-adipoz meniskoidler, yağ yastıkçıkları, fibröz dudaklar- ve torasik bölgede ilaveten karışık synovial kostokapitüler eklemlerin dokuları) birçok hastalığından birisi tarafından etkilenebilir. [32-34]

Lumbosakral Eklemler

Beşinci lumbal ve ilk sakral vertebra arasındaki eklemler diğerlerini hatırlatır. Bunların gövdeleri bir büyük intervertebral disk, daha ventral olarak (sakrovertebral açıdaki ön kenar) lig. longitudinalis anterior ve posterior ile tutunarak birleşirler. Bunların zygapofizyal eklemleri yukarıda olanlardan daha geniş aralıklarla ayrılır. Bunlar lig. flavum, lig. interspinozus ve lig. supraspinozuslara sahiptir. [32,34]

Ligamentum İliolumbalis, beşinci lumbal processus transversusunun anteroinferior yüzü ve ucuna yapışır; bazen dördüncüye kuvvetli bir tutungacı olur. Lateral olarak dağılır ve pelvise iki ana şerit halinde yapışır. Altta *olan lig. lumbosakralis*tir ve beşinci lumbal processus transversusun alt yüzünden sakrumun anterosüperior lateral yüzüne yapışır, lig. iliosakralis ventralis ile kaynaşır. Üstte olan quadratus lumborumun kısmi ataşmanıdır, iliak kreste sakroiliak eklemin önünden geçerek uzanır, yukarıda torakolumbal fasya ile devam eder. Spinal sinirlerin dorsal bölümlerinden innervasyon alırlar. [32-34]

Columna Vertebralisin Arterleri

Yetişkinlerde discus intervertebralislerin avasküler olduğu ancak corpus vertebralislerdeki damarlardan gelen nutrisiyen damarlarla beslendiği görüşü yaygındır. Bu durumda dejeneratif artrit ve osteoporozla ilgili olarak beslenme durumu değişmektedir.[33,34]

Torasik vertebraların besleyici (nutrisiyen) damarlarının corpus vertebralislerin ön-yukarı tarafından geldiğini kabul edenler olduğu gibi etmeyenlerde vardır. Hatta, kraniyoservikal, servikal ve sakral arteriyel beslenmenin önemli olduğunu veya bunların hiç önem taşımadığını ileri sürenler de bulunmaktadır.[34]

Bugün genelde kabul edilen vertebraların segmental veya o vertebraya ait regional arterlerinin bulunuşu anterior santral ve postlaminar besleyici arterlerin vertebra dışından (eksternal) intervertebral foraminadan girerek nöral, meningeal ve epidural dokuları kanlandırdığı, posterior santral ve prelaminar arterlerin ise internal arterlerden oluştuğu ve bunların omurga orta kısmını özellikle de iki taraflı olarak vertebra cismi ve

vertebra arkuslarının nisbeten daha fazla bir kısmını kanlandırırlar. [32-34]

Th_2-L_5 arasında her vertebra için aort arkasından çıkıp dorsolateral olarak vertebra cismi ortasına gelen segmenter spinal arter transvers çıkıntıya yaklaşırken iki dala ayrılır: Lateral dal (interkostal veya lumbal) ve dorsal dal. Dorsal dal, intervertebral foramenden spinal kanala girer posterior santral ve prelaminar arterleri vermek suretiyle corpus vertebralisin arkası, lig. longitudinalis posterior ve diskler arteryel beslenmesini buradan alır. Dorsal dalın bir uzantısı processus articularisin lateralinden seyrederek spinal kaslara ulaşır. Corpus vertebralisin anterolateral yüzünde seyreden anterior santral dal corpusun korteksini iki, üç yerden delerek corpus vertebralisin kansellöz kısmına girer. Aynı arter , lig. longitudinalis anteriorun önünde seyrederek bu bağı besler. Spinal arterin prelaminar dalı arcus vertebralisin iç yüzünde seyrederek laminalar, lig. flavum ve komşu epidural dokuları besler. Foramen intervertebraleden giren nöral dallar pia ile araknoidi kompleks olarak ve spinal kordu beslerler.[33,34]

Servikal bölgede bulunan a. vertebralisler processus transversuslar üzerindeki foramenlerden geçer. A. spinalis anterior bu bölgede çok iyi gelişmiştir. Atlanto-aksiyel kompleks ve odontoid çıkıntı bölge damarlanmasında özellik gösterir. Diğer bir özellikte sakrumda olup vertebra cisimlerinin a. sacralis ventro-lateralisleri a. glutealis superiordan gelir. A. sacralis medialis aorta bifurkasyonundan çıkar ve anterior longitudinal ligamente arter verir. [32-34]

Columna Vertebralisin Venleri

Columna vertebralisin venleri columna vertebralisin tamamı canalis vertebralisin içinde ve dışında kompleks bir pleksus meydana getirirler. Her iki grup ven vv.intervertebralisler aracılığıyla aralarında serbest bir biçimde ve valvsiz olarak anastomoz yapar. Fötal hayatın erken dönemlerinde de bu pleksuslar ve longitudinal venler arasında yaygın ara bağlantılar vardır.[34]

Eksternal vertebral venöz pleksusların en iyi gelişmiş oldukları yer servikal bölgedir. Anterior ve posterior olmak üzere iki grup halinde incelenen bu venler arasında da serbestçe anastomozlar olmaktadır. *Anterior eksternal pleksuslar* vertebra cisimlerinin önünde seyreder ve bazivertebral, intervertebral venler ile vertebra gövdelerinden gelen dallarla irtibatlanırlar. *Posterior eksternal pleksuslar*, vertebral lamina, processus spinozus, processus transversus ve processus articularislerin arkasında yerleşiktir. Bunlar internal pleksuslar ile anastomoz yapar ve vertebral, posterior interkostal ve lumbal venler ile birleşirler.[33,34]

İnternal venöz pleksuslar, dura mater ve vertebra arasında bulunur. Spinal kord, kemik iliği ve kemiklerin drenaj venlerini alırlar. Bunlar eksternal pleksustan daha yoğun bir ağ oluşturur ve ikisi önde, ikisi arkada olmak üzere dört ara bağlantılı longitudinal damarlar olarak vertikal biçimde tanzim edilmişlerdir.[34]

Anterior internal pleksuslar, vertebra cisimleri ve intervertebral diskin arka yüzünde bulunan geniş kıvrımlı venlerdir. Lig. longitudinalis posteriorun altında geniş bazivertebral venlere açılan transvers dallar aracılığıyla birleşirler. *Posterior internal pleksus*, her iki tarafta vertebra arkusları ve lig. flavumun önünde yerleşiktir. Ligamentlerden ve aralarından geçen köprü venler vasıtasıyla posterior eksternal pleksusla anastomoz yaparlar. İnternal pleksuslar her vertebranın kenarındaki venöz halkalar aracılığıyla aralarında bağlanırlar. Vertebral venler, oksipital ve sigmoid sinüsler, baziler pleksus, hipoglossal kanalın venöz pleksusu ve kondiler emisser venler ile birleşerek foramen magnum etrafında yoğun bir damar ağı meydana getirirler.[34]

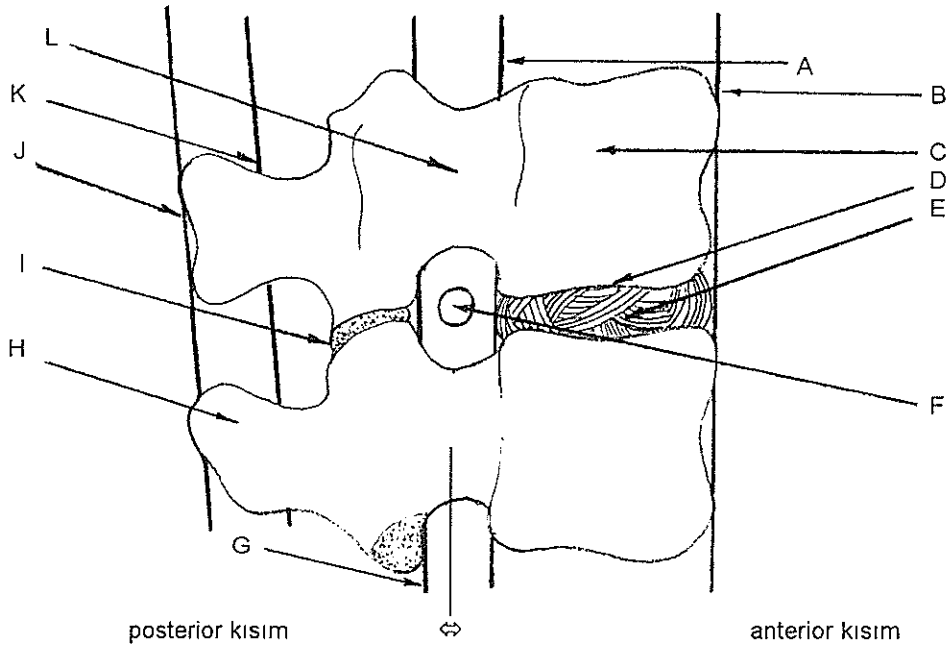
Bazivertebral venler, vertebra gövdelerinin foramina posteriorlarından çıkar. Bunlar kranial diploedekine benzer biçimde kemikte geniş ve eğri, büğrü uzayan kanallardır. Corpus vertebralislerdeki trabeküler kemik fazla miktarda hemopoetik doku içerir. Bazivertebral venler aynı zamanda vertebra gövdelerindeki küçük pencereler aracılığıyla anterior eksternal vertebral pleksusa drene olur. Bunlar arkada anterior internal vertebral pleksus ile birleşen transvers dallara açılan bir veya iki kısa trunkus oluştururlar. İlerleyen yaşla genişlerler.[33,34]

İntervertebral venler, intervertebral foramende spinal sinirler ile birlikte bulunur. Spinal kord, internal ve eksternal vertebral pleksusun drenajını sağlar; vertebral, posterior interkostal, lomber ve lateral lumbosakral venlerde sonlanırlar. Bazivertebral veya intervertebral venlerde valv bulunup bulunmadığı belli değildir. Fakat deneysel çalışmalar kuvvetli olarak kan akımının ters yönde olabileceğini göstermiştir. [32-34]

Vertebraların İnnervasyonu

Eklemler, diskler, periost, menenksler, spinal kanal ve vasküler dokular sinirlerini dorsal root ganglionunun hemen distalinden çıkıp intervertebral foramenden geri gelen, spinal sinirin rekürren dalı olan ve hem motor hem hissi dalları bulunan sinuvertebral sinirden alır. Lig. longitudinalis posterior boyunca seyreden dal intervertebral diskleri, dura mater ve epinöral damarları innerve eder. Daha dorsaldeki sensoriyel dal intervertebral birleşkede spinal sinirin arka dalından çıkar; ve faset, lig. flavum ile processus spinozusların arasındaki bağları innerve eder. Bir vertebra eklem dokuları ve bunu çevreleyen spinal kaslar, kendine ait intervertebral disk, eklemler, spinal kanal, intervertebral foramen, lig. longitudinalis anterior ve posterior, lig. flavum ve

interspinalisler tek başına fonksiyonel ve anatomik motor üniteyi oluşturur. Bu haliyle bir insanda 23-24 bağımsız motor ünite var demektir. Bu motor ünitelerin bir alt ve bir üst birimlerle ilişkisi olduğu ifade edilmektedir.[32-34]



Şekil 1. Omurganın Kolonları.
Anterior ve posterior kolon biomekanik açıdan genellikle yeterlidir. Orta kolonun bütünlüğü fraktür tedavisinde önemlidir. *A, posterior longitudinal ligament; B, anterior longitudinal ligament; C, vertebra cisminin ön yarısı; D, vertebral end-plate; E, anterior anulus fibrozus; F, sinir kökü çıkışı ile intervertebral foramen; G, tekal kese; H, processus spinosus; I, faset eklemleri; J, supraspinoz ligament; K, interspinoz ligament; L, pediküller*

Lumbal Columna Vertebralisin Biomekaniği

Günlük faaliyetler sırasında omurga dört temel işleve sahiptir: destek temin etmek, hareketi kolaylaştırmak, denetimi becerebilmek, korumayı sağlamak. Bu temel işlevleri yaparken omurga değişik yüklenmelere maruz kalır. Bu dışsal kuvvetler komşu vertebra ve spinal yapılar içindeki internal deformasyonlar arasında oransal displasmanlar ile sonuçlanır. Aşırı olarak ağır ya da mükerrer yüklenmeler alt bel ağrısı yahut kalıcı spinal yaralanmağa sebep olabilen geniş deformasyonlar veya anstabil displasmanlar ile neticelenebilir. Yaralanmanın doğası yüklenmenin tipi, büyüklüğü ve sıklığına bağlıdır. Bu nedenle, spinal ağrı ve yaralanmaların patomekaniğini anlamak için omurga üzerinde iş gören yüklenmeler ve bu yüklenmeler tarafından ortaya çıkarılan stres ve deformasyonların karakteristiklerini berrak bir şekilde anlamış olmak esastır.[45]

Omurganın, yukarıda bahsedilen işlevlerini yerine getirebilmesi için, düzenlenmiş olduğu biçimde stabilitesinin korunması gerekir. Bu stabilitenin anlaşılabilmesi için Denis tarafından torakolumbal yaralanmalar için geliştirilen sınıflamağı kullanacağız. Bu tanımlamada, spinal elementler kolon oluşturacak şekilde üçe bölünmektedir: İlki olan anterior kolon, lig. longitudinalis anterior, anterior anulus fibrozus ve vertebral korpusun ön yarısından ibarettir. İkinci kısım yani orta kolon, lig. longitudinalis posterior, posterior anulus fibrozus ve vertebral korpusun arka yarısından meydana gelir. Üçüncü kısım olan posterior kolon ise pediküller, faset eklemleri, lamina, spinöz proçesler, inter spinöz ve supraspinal ligamentlerden oluşur[46] (Şekil 1).

Omurganın anterior ve orta kolonları omurganın ağırlığa direnen birincil kısımlarını, posterior kolonu ise omurganın rehber ve stabilizan elemanlarını temin eden kısımını oluşturur. Bu üç kolon görüşü omurganın temel biomekaniğini değerlendirmek için bir esas sağlar.[47]

Anterior Spinal Kolon

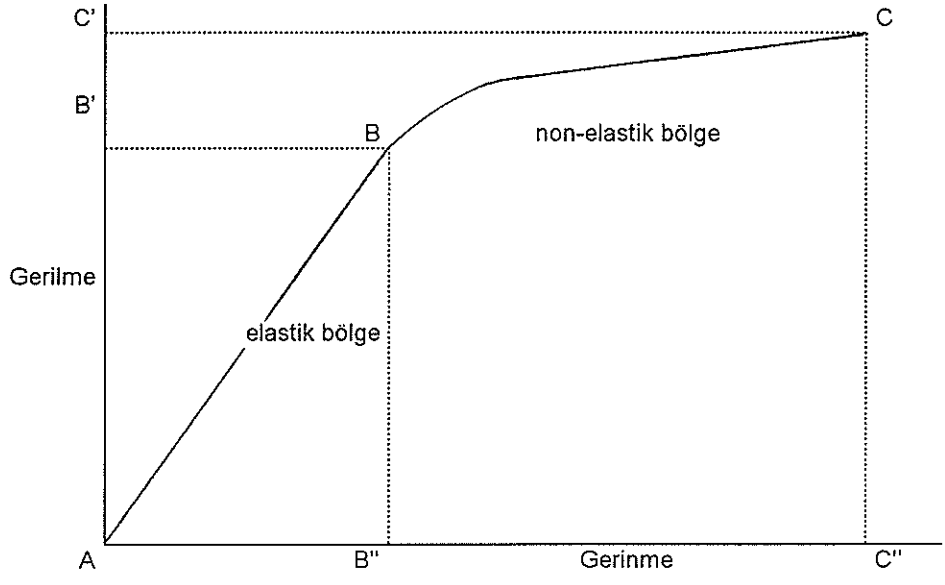
Kemik

Kemik ve yumuşak dokuların mekanik özellikleri farklıdır. Dayanıklılık, sertlik ve aşırı gerginliğe karşı gerilme ilişkisi anahtar mekanik özelliklerdir. Gerginlik-gerilme eğrileri kemiğin yüklenmelere karşı davranışını araştırmak için kullanılır (Şekil 2). Stress (gerginlik) bir birim alana dikey uygulanan bir yüklenmedir. Strain (gerilme) genellikle bir yüzde olarak ifade edilen bir birimin orjinal uzunluğundaki boy değişikliğidir. [47]

Yüklenmeğe karşı koyan omurganın dayanma gücü temel olarak kemik elemanların dayanma gücü ile belirlenir. Anatomik olarak her bir vertebra karşı koyması gereken yüklenmeyi aksettiren bir görünüm ve boyuta adapte edilmiştir. Mekanik yüklenmelere karşı olan fiziki adaptasyon servikalden lumbal bölgeye kadar vertebraların boyutlarındaki artışı izah eder.[48]

Her bir vertebral gövdenin dayanması gereken yüklenme kısmen kansellöz (spongiöz) kısmen kortikal kılıf tarafından taşınır. 40 yaşın altındaki bir kişide yüklenmenin % 55'ini kansellöz, % 45 'ini kortikal kemik taşır.[49] 40 yaşın üzerindeki birisinde bu oranlar tersine döner ve kortikal kemik yüklenmenin % 65'ini taşırken kansellöz kısım sadece % 35'ini taşır.[50] Kortikal kemik kansellöz kemikten daha serttir, fakat yetersizlik gelişmeden evvel daha büyük gerginliğe mukavemet eder. Gerinme *in vivo* olarak orjinal uzunluğun % 2'sini geçince kortikal kemik kırılır fakat kansellöz kemik kırılmadan önce daha büyük gerinmeğe karşı koyar. Gerinmeğe karşı kansellöz kemiğin daha büyük oranda gösterdiği mukavemet kabiliyeti kansellöz kemiğin gözenekli yapısına bağlıdır ve bu özelliği kortikal kemiğe kıyasla % 30 'dan 90'a kadar daha fazla

olabilir. Kortikal kemiğin gözenekliliği ise %5-30 dur.[51] Vertebraların kompresyona dayanıklılığı üst servikalden alt lumbal düzeylere doğru inildikçe artar.[47]



Şekil 2. Gerdirme Testinde Kortikal Kemiğin Gerilme-Gerinme Eğrisi

Kemik dayanıklılığı osteoporozun gelişmesine bağlı olarak yaşın ilerlemesi ile azalır. Vertebranın kemik mineral muhtevası ilerleyen yaşla nisbeten değişmeyen bir oranda azalır.[52] Yaşlanma ile kansellöz kemiğin mukavemetindeki azalma vertebranın dayanıklılığının kaybı ile korelasyon gösteren osseöz dokunun nisbi kaybına atfedilebilir.[50]

Kemik dokunun nisbeten az orandaki kaybı (% 25) kemiğin mukavemetinde büyük miktarda bir azalma (% 50) ortaya çıkarabilmektedir.[50] Ara bağlantıları horizontal bağlarla şekillendirilmiş olan trabeküler kemiğin vertikal kolonları tarafından desteklenen vertebral 'endplate' lere sahip vertebral gövde buna neden olarak düşünülmektedir. Narin sirküler bir kolonun mukavemetini değerlendirmede Euler'in formülü kullanılabilir. Bu formüle göre "bir yüklenmeğe maruz kalan bir kolonun mukavemet kabiliyeti çapraz-kesimli alanın karesiyle artar ve kolonun serbest atıl duruş uzunluğunun karesiyle azalır" sonucu çıkmaktadır. Bunun için, şayet osteoporoz veya diğer bir hastalık durumu varsa bu ya vertikal kolonların veya horizontal trabeküler bağlantıların % 25'lik bir kaybı ile sonuçlanır ve yapının mukavemeti orjinal değerinin % 50'sine azalır.[48] Bunun yanısıra

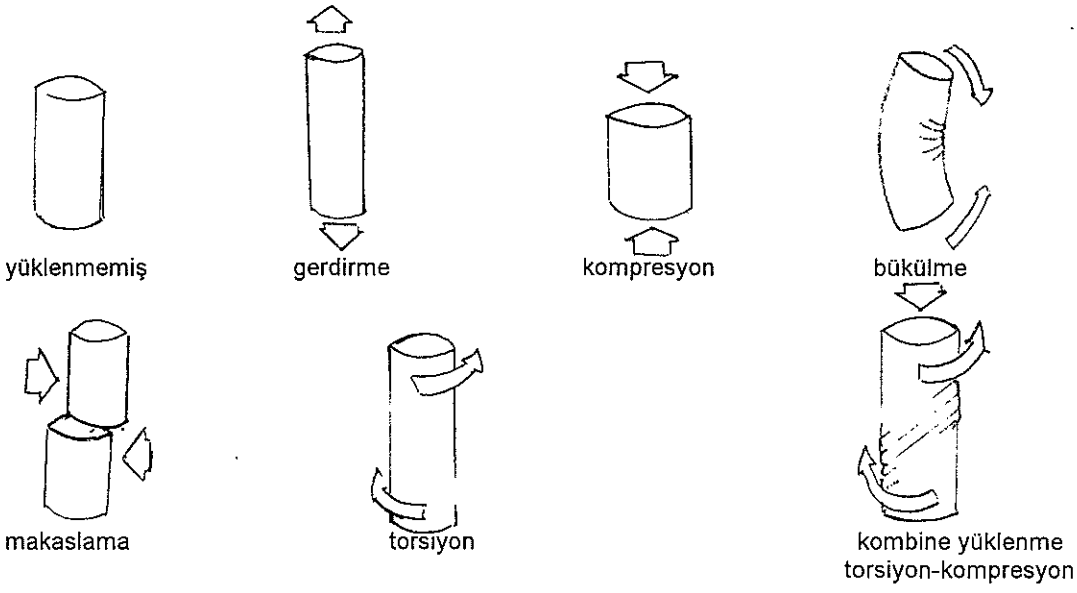
bazı noninvazif tekniklerle kemik kütle miktarını ölçerek vertebral fraktür potansiyelini değerlendirmek, tedaviyi planlamak ve yönlendirmek mümkündür. Kemik kütle kantifikasyonu single-photon ve dual-photon absorpsiyometre, kantitatif komputerize tomografi ve dual-enerji x-ray absorpsiyometre gibi değişik tekniklerle *in vivo* olarak yapılabilmektedir.[53,54]

Kansellöz kemiğin bir başka ilginç özelliği daha vardır. Kompressif yüklenmeğe maruz kalan kansellöz kemik bloklarının testinde üç tip yetersizlik bulunmuştur.[55] İlk mekanik yetersizlikten sonra vertebral dayanıklılık gücü ya azalır (tip I), ya aynı kalır (tip II) ya da artar (tip III). % 87 oranında tip II ve III tarzında olan bu mukavemet azlığı kadınlardan ziyade erkeklerde daha yüksek insidansa sahiptir. Bu ilk vertebral kompresyondan sonra ileride olabilecek bir kollapsa bu omurların dirençli olduğunu göstermesinden ötürü klinik açıdan ilginçtir.[48]

Spinal düzeyde vertebral dayanıklılığın değişikliği muhtemelen lumbal omurganın farklı seviyelerindeki kansellöz kemik gerinmesi aynı olduğundan vertebra boyutuna bağlıdır.[56] Vertebranın kortikal kılıfı kompresyon esnasında dayanıklılığın % 10 kadarından sorumludur.[57] Omurga üzerine olan yüklenmenin çoğusu vertebral gövde tarafından karşılanırken kompresif yüklenmenin % 18'i [(58)], torsiyonel gerilmenin % 45'i [(59)] ve omurganın stabilitesinin bir miktar değişebilirliğine faset eklemlerince katkıda bulunulur. Fasetlerin katkıda bulunduğu stabilitenin miktarı fasetlerin oryantasyonu ile değişir. Omurganın değişik bölgeleri arasında oryantasyon değiştiğinden dolayı bu yapıların nisbi katkıları bölgeden bölgeye değişir. Son zamanlarda, fasetlerin oryantasyonu dikkatlice kantitifiye edilmiştir.[60]

İn vivo olarak kemik yüklendiğinde, kemiğe bağlı adalelerin kontraksiyonu kemik üzerindeki stres dağılımını değiştirebilmektedir. Kemik kompresyondan ziyade tansiyonda (gerilme) zayıftır ve daha erkenden yetersiz kalmaktadır. Kas kasılması kompresif bir stresten olan kemik üzerindeki gerilme stresini azaltarak veya nötralize ederek düşürmekte, hatta yetersizlikten sorumlu tutulmaktadır[47] (Şekil 3).

Servikal ve lumbal omurganın her ikisinde de adale mukavemeti stabilitenin sürekliliğinde ve kemikler üzerindeki streslerin azaltılmasında önemli bir rol oynar. Eğilme hareketleri hareket esnasında vertebral gövdelere uygulanır. Fleksiyon sırasında gerdirici stresler vertebral gövdenin posterior korteksine, sıkıştırma anterior korteksine uygulanır. Yukarı kaldırma işlerini yapmak için sırt kasları önemli derecede kuvvet geliştirme ihtiyacındadır.[61] Posterior paraspinal kasların kasılması vertebranın mümkün olandan daha çok yüklenmesine izin veren posterior kortikal gerdirici streslerini nötralize eden sıkıştırıcı stresleri ortaya çıkarır.[47]



Şekil 3. Kemiğe Uygulanabilen Değişik Yüklenme Biçimlerinin Şematik Gösterimi

Karın duvarı kasları da spinal dengede rol oynar. Bir yüksek karıniçi basınç yarı sert bir silindir yaratarak columna vertebralisin stabilizasyonuna yardım edebilir.[47] İntraabdominal basınçtaki bu artış lumbosakral birleşkede hesaplanan kuvvetleri % 30 civarında azaltır.[47]

Spinal yumuşak dokuların da yüklenmeler karşısında spinal stabilitenin devam ettirilmesinde önemli katkısı vardır. Biolojik yapılar alışıldık mühendislik ürünlerinden farklı davranır. Kollajenöz dokular viskoelastik ve anizotropik davranış sergiler. Anizotropik özellikler farklı yönlerde uygulanan yüklenmede farklı yüklenme davranışlarını kapsar. Viskoelastik özellikleri yüklenme anında orana bağımlı (zamana bağımlı) davranış oluşturur. Mesela, mekanik mukavemet artan yüklenme oranlarıyla yükselir.[47]

İntervertebral Diskler

Popüler inanışın aksine intervertebral disk kompresif yüklenmeler altında yetersizliğe nisbi olarak dirençlidir. Koşma ve atlama gibi faaliyetler intervertebral disklere kısa süreli, yüksek amplitüdlü yüklenmeler uygular, oysa normal işler ve disk pozisyon durumu uzun süreli, düşük büyüklükte disk yüklenmesi yapar. Disk yukarıda tanımlanan biomekanik özelliklere bağlı olarak hızla uygulanan çok yüksek yüklenmelere mukavemet gösterebilmekle beraber aşırı derecede yüksek yüklenmelerde diskin

dejeneratif yetersizliği meydana gelir. Normal günlük işler sırasında intervertebral disk yüksekliği azalır. Bu görüngü uzamış bir peryotdan daha uzun bir süre disk üzerine sürekli yüklenme olduğunda meydana gelir. Deformasyon yüklenmenin ilk 6-8 saatinde artar, sonra ilerleyici olarak daha yavaş yükselir.

Omurga üzerindeki yüklenmenin postür ve eksternal yüklenmeler ile önemli ölçüde değiştiği gösterilmiştir ve bunun oranı genelde inanılandan daha büyüktür. L_3-L_4aralığında oturan bir kişide ayakta olduğundan daha büyük bir disk içi basınç vardır. En düşük disk içi basınçları kişinin sırt üstü yattığında gözlenmiştir.[48] Ayakta durma halinde bütün yüklenmeler intervertebral disk ve faset eklemleri boyunca geçiş yapar.[63,63] Nachemson ve ark. direkt ölçümlerle lumbal disk içindeki kuvvetleri belirlemişlerdir. Gevşemiş dikey durum sırasında disk basıncının ölçümünden hesaplanan üçüncü lumbal disk üzerindeki yüklenme 70 kg.lık bir erkekte 70 kg.dır. Ölçülen seviyenin yukarısında bu yüklenme vücud ağırlığının hemen hemen iki katıdır (total vücud ağırlığının % 120'si kadar bir yüklenmeği doğurur).[43,65,66] Supin pozisyonda üçüncü lumbal disk üzerindeki nisbi yüklenme ayakta durma pozisyonundakinin yaklaşık üçte biri iken oturur pozisyonda öne doğru eğilmede ayaktakinin hemen hemen iki katıdır.[67]

Dikey konumda, gövdenin yerçekimi hattı genellikle dördüncü lumbal vertebranın merkezine ventral olarak geçer.[68] Omurganın hareket segmentleri bu yüzden öne doğru eğilme hareketine bağlıdır (kuvvet × mesafe); ve ileri öne eğilme lumbal omurgaya ventral olarak daha aşağıda kolları sarkıtır, bu nedenle omurgada hareket ya da dönme artar. Oturma esnasında artan lumbal lordoz lumbal omurga üzerindeki kuvvetleri ve dengenin korunması için gereken kas aktivitesi miktarını azaltır. Bu faktörler normal aktiviteler ve spinal rekonstüktif cerrahinin planlanmasında, normal sagittal düzlem diziminin önemini vurgulayan biçimde, önemlidir.

İntervertebral rotasyon disk içerisindeki kuvvetlerden daha kötü tolere edilen başlıca makaslama gerilmesini ortaya çıkarır. Anüler fibrillerin oblik dizilişi özgül olarak rotasyonel kuvvetlere bir derece direnir. Yüklenmeler sırasında tansiyonel streslerde meydana gelir ve bunlar torasik omurgada disk yüksekliğinin azalmasına bağlı olarak lumbal omurgadakinden daha düşüktür.[69]

Normal ve dejenere olmuş disklerde umumiyetle ilk yetersiz olan kısım vertebral endplatelerdir. Mamafih, torsiyonda disk ilk yetersizleşen kısımdır.[59] Disk herniasyonuna neden olan bir diğer yüklenme durumu omurga yana eğilmiş ve hiperfleksiyonda iken ani aksiyel kompresyon kuvvetinin uygulanmasıdır.[70] Eğilme yüklenmeleri fleksiyon, ekstansiyon ya da yana eğilme esnasında uygulandığında omurga içbükey tarafta tansiyon (gerilme), dışbükey tarafta kompresyon altındadır. Orjinal olarak, sıkıştırıcı yüklemeler sadece disk kabarıklığını ölçmek için uygulanır.[71] Fakat en büyük disk

kabarıklığı fonksiyonel spinal birim eşzamanlı olarak sıkışma ve yana eğilme altında olduğunda meydana gelir.[72] Mamafih, diskin biokimyasal işlevi açısından lumbal omurganın fleksiyona gelmiş pozisyonundan doğan bazı avantajları olduğu intibası vardır. Disk metabolitlerinin transportunda ekstansiyondakine kıyasla fleksiyonda aşikar düzelme vardır.[73]

Yüklenmemiş bir lumbal diskte normal intradiskal basınç 10 N/cm^2 civarındadır.[43,74] Bunun cinse ve diskin mekanik özelliklerini etkileyen disk düzeyine bağlı olmadığı düşünülmektedir.[74]

Normal intervertebral diskin nukleus pulpozusu diskin mekanik özelliklerinin bir kısmından sorumlu kompleks biokimyasal bir terkibe sahiptir. Nukleus pulpozustaki hidrofilik proteoglikanlar su absorblar, bu doğumda yaklaşık % 90 civarında sudan ibaret iyi hidrate olmuş bir yapı ortaya çıkarır.[71] Genç disklerdeki kondroitin sülfat A ve C yaşlanan diskte kondroitin sülfat B ve keratosülfat ile yer değiştirir. Daha küçük moleküller daha az su bağlar. Su muhtevası 70.yaşta yaklaşık % 70 azalır[(75)] ve segmental disk yüksekliğinin kaybıyla sonlanan ilerleyici yükseklik azalması vardır. Anulus fibrozus, mamafih, yaşla su kaybetmez. Disklerde meydana gelen yaşa bağlı değişikliklerin kadavralardan elde olunan lumbal hareket segmentlerinde yapıldığı çalışma disklerin yüklenme tepkisinin mekanik doğasının herhangi önemli bir mesafeyi etkilemediğini göstermiştir.[76]

Genellikle sıkıştırıcı yüklenmelere intervertebral disk komşu vertebral cisimlerden daha iyi mukavemet eder. Diskin akut mekanik yetmezliği alışılmadıktır ve disk herniasyonu muhtemelen eni sonu büyük bir kuvvet gerektirmeyen bir seri olayın sonucu olarak meydana gelmektedir. Disk herniasyonunun nedeni olan faktörlere ilişkin sınırlı bilgimiz disk bütünlüğünün mütemadiyetinde dinamik faktörlerin önemli bir rolü olduğunu gösteren deneysel çalışmaların sonuçlarınca vurgulanmıştır. İntervertebral eklem normal sınırlar aşağısında birkaç derece fleksiyona getirildiğinde ve sonra 8000 N (bir ağır cismi kaldırmak için zorlayan genç sağlıklı bir erkeğin disklerinde üretilen sıkıştırıcı kuvvetlerle kıyaslanabilir) civarında komprese edilen 61 kadavra omurga intervertebral ekleminin 26 'sında akut disk prolapsusu meydana getirilmiştir.[77]

Posterior Spinal Kolon

Faset Eklemleri

Faset eklemleri omurganın hareketlerini düzenler ve spinal stabilitede kritik bir rol oynar. Faset eklemlerinin yönelimi (oryantasyon) omurganın farklı seviyelerinde mümkün olan farklı hareketlerle araştırılır. Faset eklemleri omurga üzerine olan makaslama kuvvetlerinin çoğusuna ve sıkıştırıcı kuvvetin % 16 kadarına karşı koyar.[77] Faset ekleminin daralması yada ekstansör postür faset eklemleri üzerindeki yüklenmeyi arttırabilir ve osteoartritik dejenerasyon için zemin hazırlar.[78,79]

Servikal subaksiyel omurgadan faset eklemlerinin yönelimi horizontal düzleme yaklaşık 45 derece açıdadır; torasik omurgadaki yönelim horizontal düzleme 60 derece civarındadır; lumbal omurgadaki faset eklemleri ise vertikal düzleme 45 derece civarında olan bir yönelimdedir. Bu özgül yönelimler her bir düzeyde meydana gelebilen hareket tiplerini sınırlar. Servikal omurgadaki hareketler fleksiyonda yana yatma ve rotasyondan daha büyüktür. Torasik omurga hareketi üst torasik omurganın eğilmesinden bir dereceye kadar daha çok rotasyondadır ve alt torasik omurgada tersinedir. Lumbal omurgadaki fleksiyon/ekstansiyon hareketleri ihmal edilebilir derecede olan yana eğilme veya rotasyondan daha büyüktür. C_1- C_2 eklemleri özellikle rotasyona izin verecek şekilde ve sadece sınırlı fleksiyon, ekstansiyon yada bükülme yapmak için müsaade edecek şekilde adapte edilmiştir.

Faset eklemlerinin rezeksiyonu spinal instabiliteyi doğurur. Biomekanik testler klinik instabilite olmadan evvel tahrip olmuş olabilen eklemlerin kaç tane olduğunu gösterir ve cerrahi için bir derece rehberlik yapar.[80,81]

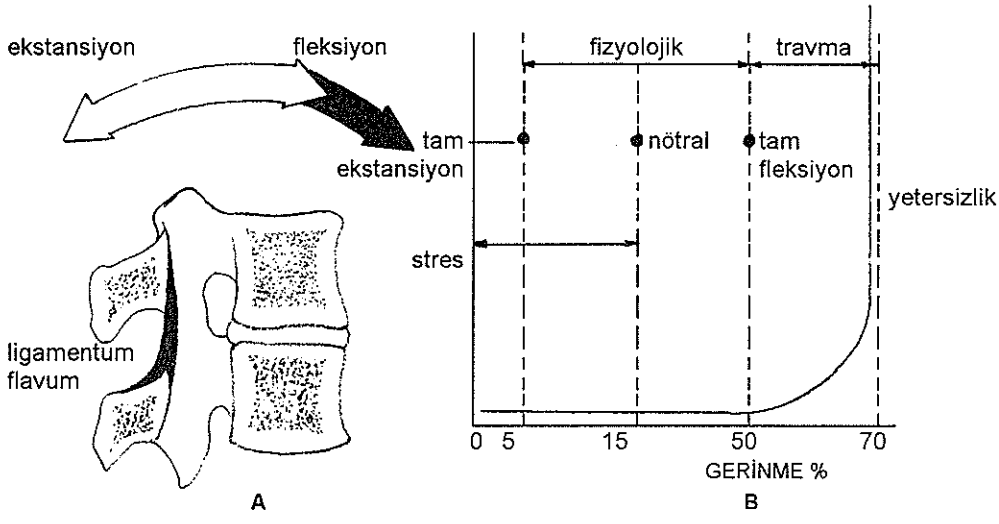
Ligamentler

Omurganın ligamentöz yapıları, omurlar arasındaki dayanılan hareketler fizyolojik sınırlar içinde iken omurganın fizyolojik hareketlerine izin veren dual (çift) fonksiyonları yapmasına kabiliyetli olmalıdır. Bu fonksiyonların nasıl yapıldığına bir örneği lig. flavum tarafından sağlanır. Ekstansiyonda lig. flavumun uzunluğunda % 10'luk bir azalma olduğu gösterilmiştir.[82] Mamafih, bu nötral istirahat pozisyonundaki "pretension" ın % 15 'inin altındadır, spinal kanal içine bükülmemiştir. Tam ekstansiyonda ligament % 35 elongasyon kapasitesindedir. Bu noktanın altındaki herhangi gerilme ligament yetersizliğinin olacağı noktanın üzerindeki harcanan enerji miktarında bir artmağı gerektirir.

Şekil 4'den ligamentin fizyolojik sınırlar içinde nisbeten fleksibl olduğu, bu yüzden küçük miktardaki güç ile nisbeten küçük enerji harcamasını gerektiren genişlikte harekete izin verdiği görülmektedir. Bu genişliğin altında ligament hızla çok sert hal alarak ileri elongasyona direnir; ve fizyolojik sınırların altında yetersizlikten evvel büyük miktarda enerji absorbe ederek omurganın hareketine karşı koyar. Spinal ligamentlerin düzeni fizyolojik şartlar altında yeterli vertebral harekete izin verdiği gibi travmatik durumlarda enerjiyi absorblamak suretiyle harekete karşı koyar ve spinal kordu korur.[48]

Lumbal Columnae Vertebralisin Kinematiği

Maruz kalınan kuvvetler gözönüne alınmadan rijid gövdelerin hareketinin çalışması kinematiktir. Omurganın kinematikleri değişik spinal birimlerde meydana gelen fizyolojik ve patolojik hareketleri ifade eder.[47]



Şekil 4. Fleksiyon ve Ekstansiyonda Ligamentum Flavum

Omurganın işlevi birincil olarak biomekaniktir. Bu işlev baş, gövde ve uzuvlarda olan yüklenmenin transferinden ibarettir ve spinal kordun bir zırhı gibi iş görür. Bunu yaparken omurga bir yandan kordun koruyucusu rolünün sürekliliğini devam ettirirken, diğer taraftan gövde kısımlarının fizyolojik hareketlerine izin vermek için omurganın kendi üyeleri arasında yeterli hareketin yapılmasına müsaade etmelidir.[48]

Omurganın normal fizyolojik yüklenmeler altında yapabildiği hareketler osseöz ve ligamentöz yapıların anatomik geometrisi ve bu yapıların mekanik mahiyetleri ile belirlenir. Spinal hareketi tanımlayan yararlı bir görüş "serbestlik derecesi"dir. Bu bağımsız hareket eden birimlerin sayısını ifade eder. Omurga altı serbestlik derecesine sahiptir. Bunlar herbir eksende üçü translasyon (çevrim), üçü rotasyonel (döngü) dereceleridir. Çevrimsel mod (tarz) lar ya fleksiyon-ekstansiyonda (lateral olarak sağa veya sola) eğilmeyi veya sağa yahut sola aksiyel dönmeyi ifade eder.[48]

Posterior Elemanlar

Lumbal intervertebral foramenin kinematik çalışmaları dejeneratif değişikliklerin sinir kökü çevresindeki mesafeyi önemli ölçüde azaltabileceğini ortaya koymustur. Normal fizyolojik hareketler tek başına, dejeneratif hastalıkta, sinir kökünün çevresinde çok az güvenli sınır bırakacak derecede bir mesafede oluşabilir.[83] Daha az miktarda epinöriyuma, fasciculus dallanması olmayan ve kötü lenfatik drenaja sahip olan bir periferik sinire göre bir spinal sinir kökünün mekanik kuvvetlerce yaralanma ihtimali daha yüksektir.[84]

Bağlanma (Coupling)

Segmentin segment üzerindeki hareketi "vertebral coupling" olarak anılır ve fasetlerin konfigürasyonuna ve ligamentlerin dispozisyonuna bağlıdır.[85] "Coupling" (kavrama-bağlanma) spinal yaralanmaların anlaşılmasında ve tedavilerinin prensiplerinde olduğu kadar normal spinal hareketin anlaşılması için de önemli bir fikirdir. Bu bir başka eksende bir yüklenme olduğunda bir eksen etrafında rotasyon veya translasyon ile hareket etmek için omurganın özelliğini tanımlar. Bağlanmanın oldukça alışılmış örneği ağaç vidasıdır. Vidanın yivlerinin geometrisiyle kavranan bir daire içinde vidayı çeviren rotasyonel kuvvetler vidanın ağaç içinde öne doğru ilerlemesine sebep olur. Omurganın hareketlerinin birçoğu benzer biçimde bağlanır. Bu bağlanma özeliklerinin bazısı yaralanmaların ve deformitelerin anlaşılmasında önemlidir.[48]

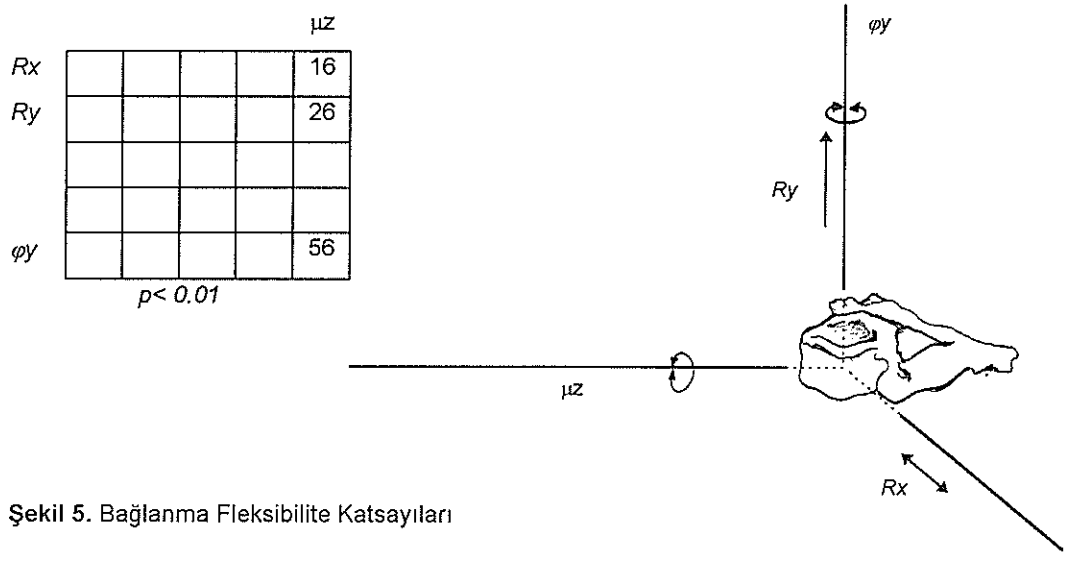
Üst servikal omurgada lateral artikülasyonların anatomisine bağlı olan aksiyel rotasyon ve aksiyel translasyon arasında bir asosiasyon (birliktelik) vardır. C_1-C_2 deki rotasyon bir derece antero-posterior displasman kadar y ekseni (vertikal eksen boyunca) vertikal translasyon ile bağlıdır.[47] Alt servikal omurgada sol yana eğilme spinöz çıkıntıların sağa, sağa eğilme sola rotasyonunu doğurur.[86,87] Normal bağlanma örneklerindeki değişiklikler patoanatomik değişikliği veya cerrahi girişimi müteakip meydana gelir (Şekil 5). Bu bağlanma unilateral faset dislokasyonunun mekanizmasını anlamada bütünleyici bir rol oynar. Burada faset atlaması muhtemelen bu kuvvetlerin fleksiyonla kombinasyonu ile oluşturulur.[88]

Torasik omurgadaki bağlanma karakteristikleri servikal omurgada olanlara benzer fakat biraz ters olur. Torasik bağlanma göğüs kafesinin sertliği ve varlığıyla etkilenebilir. Üst torasik omurga servikal, alt torasik omurgada lumbal bölgenin bağlanma davranışı gibi davranır. Orta torasik vertebra tutarsız bir bağlanma davranışına sahiptir. Skolyoz gibi bazı hastalık durumlarında bir rotasyon şekli omurganın lateral eğilmesi ile birlikte olduğu gibi sola olan lateral deformitenin genellikle spinöz çıkıntıların sola vertebral rotasyonuyla birlikte olduğu da gözlenmektedir.[86] Lumbal omurganın skolyotik deformitesi ile hiperlordotik pozisyon arasında birliktelik de bildirilmiştir.[89]

Lumbal bölgede de lateral eğilme ve rotasyon arasında bir bağlanma sergilenir. Örnek servikal bölgedekinin aksi biçimdedir yani sağa eğilme spinöz çıkıntıların da sağa rotasyonuyla sonuçlanır. Mamafih, bütün bağlanma örnekleri omurganın postürüne bağlıdır. Bağlanma misalleri omurga postüründeki değişiklikler ile çarpıcı olarak değişir.[90]

Lumbal omurgadaki hareket baskın olarak fleksiyon ve ekstansiyondur. Faset eklemleri aksiyel rotasyonu sınırlama eğilimindedir. Lumbal omurganın bağlanma karakteristikleri servikal omurgada olanın zıddıdır, gerçekten yana eğilmede spinöz çıkıntılar aynı doğrultuda yönlenir.[91] Lumbal omurgadaki bağlanmanın klinik önemi

sınırlıdır. Bununla beraber anteroposterior veya çevrimsel (translatuar) hareket spinal stabilite bakımından çok önemlidir. Normal çevrim oranları 2 den 2.8 mm.ye kadar değişebilir.[92]



Şekil 5. Bağlanma Fleksibilite Katsayıları

Omurganın normal hareketlerindeki bölgesel farklılıklar vertebral anatomik geometrideki değişikliklere uyan mütekabiliyetdedir. Özellik arzeden servikal omurgadaki farklılıklardır. Bu bölgedeki fleksiyon-ekstansiyon C_5-C_6 da en üst derecede olmak üzere nisbeten eşit olarak servikal vertebra düzeylerine dağılır. Bu meydana gelen dejeneratif değişikliklerin en çoğunun bu düzeyde olmasının sebeplerinden birisidir. Aynı bölge içinde, mamafih, aksiyel rotasyonun çoğu C_1-C_2 arasında olur ve oksiputla C_1 arasında hemen hemen hiç olmaz. Bunun aksine, C_1-C_2 arasında lateral eğilme gerçekte olmaz. Torasik omurgada lateral eğilme vertebral segmentler arasında eşit olarak dağılırken üst torasik omurgada daha çok aksiyel rotasyon, alt torasik omurgada daha çok fleksiyon-ekstansiyon olmaktadır. Bu servikalin biomekaniklerinden lumbal bölge mekaniklerine bir geçiş zonu olarak iş gören torasik omurga dizilimidir. Lumbal omurgada özellikle alt lumbal bölgede fleksiyon-ekstansiyon genişliği büyük miktardadır. L_4-L_5 ve L_5-S_1 disk düzeylerinde disk hastalığının en yüksek insidansta olmasından bu durum mesul tutulabilir.[48]

Servikal omurgadaki ortalama total çevrim sınırları 3.5 ± 3 mm dir. Önceki çalışmalar subaksiyel düzeylerde sadece 2.7 mm çevrim meydana çıkarmıştır, fakat bu yalnız bir anterior çevrim kuvvetine bağlıdır ve hareketin toplam genişliği değildir.[93]

Spinal Ligamentler

Omurganın klinik stabilitesi özellikle servikal omurgada birincil olarak yumuşak doku komponentlerine bağlıdır. Servikal kas yapısının tam paralizisi osseöz ve ligamentöz yapılar sağlam kaldığı sürece instabiliteye yol açmaz.[47]

Spinal ligamentler başlıca fibrillerinin hattı boyunca distraksiyonda fonksiyoneldirler. Ligamentlerin, istisnai olarak büyük miktarda elastin içeren lig. flavum dışında hepsi yüksek oranda kollajene sahiptir. Lig. flavum omurga nötral pozisyonda veya bir derece gerildiğinde bile gerilim altındadır. Elastik özellikler ekstansiyon esnasında potansiyel olarak nöral elemanları sıkıştırabilecek olan ligamanın içe doğru şişkinleşmesinin tahditine de yardım eder. Lig. flavum disk "pre-stresinde" yardım eder ve omurgaya entrensek destek temininde yardımcı olur.[47,86]

Omurga boyunca anatomik pozisyon ile longitudinal ligamentin yapısı değişir. Ligament daha proksimale göre aşağı lumbal omurgada daha geniş (2-2.5 cm) ve daha kalın (2 mm) dır. Anulus fibrozus anterior ve posterior ligamentlerin her ikisine de tutturulmuştur.[47] Anüler fibril vertebral "endplate" lere ve çevresi boyunca kemiğe tutunur. Lig. longitudinalis posterior genellikle lig. longitudinalis anteriordan daha küçüktür. Omurgadaki dejeneratif değişiklikler ve yaşlanma longitudinal ligamentlerin tutunma noktalarındaki stresten ortaya çıkabilen vertebranın ön dudaklaşması ile tasrih edilmiş olabilir.[47]

Lig. intertransversuslar oldukça ince ve membranözdür. Lig. interspinozus daha cesametlidir ve posterosüperiordan anteroinferiora uzanır. Kalınlığı üst lumbal omurgada 1-2 mm den, alt lumbal omurgada 2-3 mm.ye değişir. Lig. supraspinozus kuvvetli bir ligamentdir; fakat olguların % 95'inde L_4'den aşağıda görülmez.[86]

İlave tek (yegane) ligamentler kraniyoservikal birleşkede iş görürler. Alar ligament üst servikal omurganın rotasyonunu kısıtlar, bunun yanında transvers ligament fleksiyonu sınırladığı kadar atlasın öne doğru yer değiştirmesine de mani olur. Alar ligamentler *in vitro* olarak 200 N luk mukavemete sahiptir, aynı durumda transver ligamentin mukavemeti 350 N dur.[47,86]

Lumbal Spinal Radyoloji

Lumbal Omurganın Direkt Radyografik İncelemesi

Düz filmler yeni geliştirilen radyolojik açınsamalara rağmen lumbal spinal incelemelerde yararlılığını korumaktadır. Fakat vücudun diğer kısımlarına nazaran daha yüksek radyasyon dozu gerektirdiğinden lumbal bölge incelemelerinde olabildiğince düşük doz ile inceleme yapılması unutulmamalıdır.

Düz filmler esas olarak kemik yapı incelemelerinde etkili olmakla beraber çevre yumuşak dokuların farklı özellikleri ile oluşturdukları tezat sınırlanmalar önemli bilgiler verir.

Lumbal columna vertebralis, omurların hareketli segmentleri ve intervertebral disklerce oluşturulur. Vertebra gövdeleri arasında disklerin kemiklere bitişik kısımlarını teşkil eden kemik-kıkırdak ara yüzleri düz radyografilerde görülebilmektedir. Bunun yanısıra öne ve arkaya doğru olan kemik çıkıntıları da görülebilir. Arka elemanlarda düz filmlerde iyi görülebilmekle birlikte görüntülerin süperpoze olması değerlendirmeği zorlaştırır. Kıkırdak yapılar ancak eklem mesafelerinin kalınlığı ile değerlendirilebilir. Benzer şekilde sinir köklerinin geçtiği foramenlerde doğrudan değil, fakat foramen duvarlarındaki komponentlerin ilişkilerindeki değişiklikler ile incelenebilir.

Bu nedenlerden ötürü A-P, lateral, yönlere ek olarak açılı, konik, oblik lateral filmlerde gerektiğinde çekilmektedir.

Düz lumbal grafiler kemik yapı varyasyonlarında da tanı koydurucu değerde bilgiler vermektedir.[94,95]

Lumbal Omurganın Bilgisayarlı Tomografik İncelenmesi

Yüksek çözünürlüklü bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntüleme çalışmaları spinal patolojik süreçlerin tedavisini yapan klinisyen için esas diagnostik bilgiyi sağlar. Bu radyografik bilgi ekseriya alt bel ağrısı ve siyataljisi olan bir hastanın erken uygun tedavisinin yapılmasında kritik öneme sahiptir. Bu incelemenin doğrultusunda belirlenen lezyonun tabiatına göre cerrahi veya konservatif tedavi seçimi yapılabilmektedir. Alt bel yaralanmalarının erken agresif tedavilerinin kritik olan önemini vurgulamak açısından kazanılan deneyimler ile giderek artan bir öneme sahiptir.

Yüksek çözünürlüklü bilgisayarlı tomografi ve buna eklenen çok düzlemli şekillendirme yöntemi lumbal omurganın anomalileri, varyasyonları ile dejeneratif, enflamatuar, mekanik ve travmatik hastalıklarının gerek tanısında gerekse tedavilerinin zamanlama ve planlamasında önemli bir kılavuz olduğu gibi cerrahi ya da tıbbi tedavinin sonuçlarını izlemede de çok değerli bilgiler vermektedir.[96-99]

Lumbal Omurganın Manyetik Rezonans Görüntülenmesi

Manyetik rezonans görüntülemede yapılan T1 (spin) ve T2 (spin-spin) relaksasyon zamanlarının ve her dokunun proton yoğunluğunun ana görüntüleme sekansları dokular arasındaki tezatı ortaya çıkarır. T1 görüntüleme sekanslarında kord,

sinir kökleri, yağ ve ilik mesafesinin iyi bir anatomik görünümü elde edilir. T2 ağırlıklı sekanslarsa sıvı parlak görülür; lumbal dural sak ve anulustan nukleusu ayırt ettiren yüksek sinyal yoğunluğu ortaya çıkar. Spin-echo ve gradient-echo sekansları kemik ve yumuşak yapılar arasındaki zıtlıkları daha da artırarak iş görürler. Üç boyutlu veriler de elde olunabilir.

Bazı patolojik dokuların T1 relaksasyon zamanı kısalmış olabilir ve bu yüzden bir paramanyetik kontrast ajanın enjeksiyonuyla sinyal artabilir. Kan-doku bariyerinin bütünlüğü bozulduğunda, hastalık süreci hakkında daha çok bilgi verecek olan kontrast madde bu bariyeri geçer. [100]

Spinal Stabilite ve Spinal Stabiliteyi Bozabilen Patolojik Durumlar

Klinik instabilite fizyolojik yüklenme altında spinal kord veya sinir köklerinde ne hasar ne de bunun ardılında olan irritasyon olmadan, ilaveten, aşırı ağrılı deformite gelişmeden vertebralar arasındaki ilişkilerin devamlılığı için omurganın kabiliyetini kaybetmesi olarak tanımlanır. Bu geçerli ifade hali hazırda var olan nörolojik problemlere eklenenleri göstermek için kullanılan 'ardıl' kelimesinin anlaşılması ile nitelenir. Ağrı nonnarkotik ilaçlar ile kontrol edilemiyorsa "aşırı" olarak kabul edilir.[85]

Lumbal Spinal Stabilite

Lumbal omurganın biomekanik çalışmaları intervertebral yapıların ardışık transeksiyonunu takiben hareketli kısım fonksiyonunu değerlendirmek suretiyle yapılmaktadır.[92] Artan instabilite herbir komponentin transeksiyonuyla belli olur. Bir fleksiyon kuvveti uygulandığında ve transeksiyon posterior olarak başladığında, faset eklemlerinin rezeksiyonundan sonra displasmanda hafif bir artış ve posterior longitudinal ligamenin transeksiyonundan sonra tam bir yetersizlik vardır. Bir ekstansiyon kuvveti uygulandığında hareket üzerinde transeksiyonun etkisi normal önyüklenme uygulandığında daha evvel bahsedilen tecrübedekinden daha az instabilite meydana getirecektir. Bu çalışmalar lumbal (Tablo 1) ve lumbosakral (Tablo 2) omurgadaki klinik instabilitenin tanısında bir kontrol listesi geliştirilmesine yol açmıştır. Ölçümler herhangi radyolojik magnifikasyon faktörünün tesirini dışlamak için displasmanın yüzdesi olarak yapılmalıdır. Vertebralar arasındaki oransal displasmanlar düz radyografilerde görülebilir. Fleksiyon-ekstansiyon radyografileri instabiliteyi değerlendirmede yararlıdır. Ağır kaldırma fleksiyon-ekstansiyon radyografileri standartize edilmelidir. 40 gönüllü üzerinde yapılan bir son çalışma göstermiştir ki; normal süjelerin % 42 si en azından bir seviyede ya fleksiyon ya da ekstansiyonda 3.0 mm den büyük bir statik listezise, fakat sadece % 5'i 3.0 mm den büyük bir dinamik anteroposterior translasyona sahiptir. Anteroposterior translasyonun 3.0 mm den fazla dinamik hareketi (vertebral gövdenin % 8'inden fazla) anormal olarak kabul edilebilir.[47,85]

Tablo 1. Lumbal Omurgadaki (L_1-L_5) Klinik Anstabilitenin Tanısı İçin Kontrol Listesi

eleman	puan değeri*
kauda ekuina hasarı	3
göreli fleksiyon, sagittal düzlemde çevrim >%8 veya ekstansiyon, sagittal düzlem çevrimi > % 9	2
göreli fleksiyon, sagittal düzlemde rotasyon <-9°	2
anterior eleman harabiyeti	2
posterior eleman harabiyeti	2
tahmini tehlikeli yüklenme	2

* toplam puan ≥ 5 olursa klinik olarak instabiliteyi gösterir

Spinal Stabiliteyi Bozan Patolojik Durumlar

İatrojenik Nedenler

Birçok spinal durumun uygun olmayan ya da yetersiz bilgi ile tedavi edilmesi omurga anstabilitesi olarak geri dönebilmektedir. Aşırı taşkınlıkla yapılan posterior dekompresyon cerrahisi interartiküler kısımların hasarlanmasına ya da ileride kırılabilecek kadar güçsüzleştirebileceği tekrar tekrar vurgulanmalıdır. Anterior segmentin sözgelimi vertebra cismindeki herhangi bir hastalığında yapılacak olan posterior cerrahi sadece kötü cerrahi girişim sağlamakla kalmayacak aynı zamanda girişim yapılan seviyedeki ekseriya geride kalan yegane stabilizan elemanların çıkarılması sonucunu da doğuracaktır. Anterior veya posterior stabilizasyonsuz anterior spinal cerrahi ileride deformite gelişimi ile sonuçlanabilir. Cerrahinin etkileri nisbeten erken olurken radyoterapiye bağlı deformite büyüyen çocuklarda daha çarpıcı olmak üzere daha geç ortaya çıkabilmektedir.[85]

Enflamatuar Hastalıklar

Romatoid artrit, psöriatik atropati, değişik kollajen doku hastalıkları ve ankilozan spondilit spinal deformite, kord kompresyonu ve tedavide cerraha zorluk gösteren durumları ortaya çıkarır. Bunların birçoğunda kord ve sinirleri komprese edebilen bir proliferatif devre vardır. Daha sonra "patlama" devresinde ligamentlerin bütünlüğü bozulur ve subluksasyona zemin hazırlar. Çok daha sonra osteoartritis ve spondilotik değişiklikler bunu izler ve bu faktörlerin herhangi biri veya hepsi deformite ve nöral kompresyon oluştururlar. Hatta ankilozan spondilitis de kompresyon meydana getirebilir. "*Son eklem sendromu*" sadece geri kalan hareketli eklemdeki hipermobiliteyi ifade eder. Bu da enfeksiyon gibi bakılan "*Romanus lezyonu*" olarak adlandırılan proliferatif bir durumla birlikte olmaktadır. Fraktür dislokasyonları istenmeyen deformitenin olduğu sert omurga olarak meydana gelebilir. Bu durumda kemikleşmiş olan bütün yumuşak dokular rüptüre olabileceğinden ötürü traksiyon çok tehlikelidir.[85]

Tablo 2. Lumbal Omurgadaki (L_5-S_1) Klinik Anstabilitenin Tanısı İçin Kontrol Listesi

eleman	puan değeri*
kauda ekuina hasarı	3
göreli fleksiyon, sagittal düzlemde çevrim >%6 veya ekstansiyon, sagittal düzlem çevrimi > % 9	2
göreli fleksiyon, sagittal düzlemde rotasyon < 1°	2
anterior eleman harabiyeti	2
posterior eleman harabiyeti	2
tahmini tehlikeli yüklenme	2

* toplam puan ≥ 5 olursa klinik olarak instabiliteyi gösterir

Tümör

Columna vertebralisi tutan primer ve sekonder neoplazmlar geniş bir varyeteye sahiptir. Bunlar çoğunlukla ekseriya gece olan ağrıya ve lezyonun ekspansiyonu veya vertebral cisimin destrüksiyonu sonucunda nörolojik belirtilere sebep olur. Benign yahut malign çoğu neoplazm vertebral cisimi veya pedikülü tutmaktadır. Stabil kolon olarak sadece posterior elemanların kaldığı durumlarda cerrahi planlanırken bu mühim nokta hesaba katılmalıdır.[101,102]

Vertebral cisimlere göğüs, tiroid, böbrek, akciğer ve prostatdan olan metastazlar alışıldıktır. Nörolojik tablo genellikle pediküller tutulduğunda ve spinal kanal taciz edildiğinde ortaya çıkmaktadır. Bu cerrahi yaklaşım için önemli fikir verici durumdur. Standart "nöroşirürjikal" laminektomi ile sadece tümör için bir yol olan geri kalan stabilizan elemanlar çıkarılacaktır.[103]

Şayet bir soliter metastaz veya soliter plazmositoma varsa kombine anterior ve posterior yaklaşımla radikal eksizyon faydalı olabilir.[85]

Primer tümörler nisbeten nadirdir. Bunlar yetersiz eksizyondan sonra nüks etmeğe eğilimli ve lokal rekürrens gösteren nisbeten benign olan tümörlerden (anevrizmal kemik kisti, osteoid osteoma ve osteoblastoma) açıkça malign olan osteosarkomaya kadar uzanan bir çeşitliliktedir. Bu lezyonlar için amaç total eksizyon olmalıdır, biopsi ve benzer girişimlere eklenen ışın tedavisi çok hayal kırıcı sonuçlara sahiptir. Hatta bunlar her nükste lokal olarak daha agresif olarak görünmektedir.[85]

Spinal kord veya sinir köklerinin tümörleri bir spinal deformite olarak ortaya çıkabilir. Bu durumda olan büyüme çağındaki bir çocukta ilk belirti ağrılı düz sırt ya da artan skolyoz olabilir. Şıvannomalar "ağrıdan sakınma" skolyozuna neden olabilir. Spinal deformite oluşumu menengiyomlar için nadirdir; fakat bunlar diğer intradural lezyonlarda olduğu gibi çok alışıldık ikincil iatrojenik deformitelerle beraberdir.[104]

Dejeneratif Durumlar

Spondilozis yıpranma ve yırtılmağa bağlı omurganın dejeneratif bir durumunu ifade eder. Dejeneratif disk hastalığıyla beraber proliferatif artropati ve osteofit oluşumu olabilir; birleşkede bunlar etkin olarak spinal kanal ve rot foraminalarını daraltabilmektedir. Konjenital olarak dar spinal kanalı olanlarda (akondroplazideki lumbal omurgada olduğu gibi) bu etkiler daha fark edilir niteliktedir. Kuvvetli bir aile öyküsü ya da muayyen ırklar predispoze olarak görülmektedir. Şayet, yaygınsa spinal stenoz sonuç olacaktır. Bu durumların çoğusunda instabilitenin bir sorun olarak ortaya çıkması seyrektir.[85]

Osteoporoz, bir fraktürle beraber olmadıkça herhangi bir nöroaksiyel kompresyon oluşturmaz. *Osteopetrozis* veya *Marble kemik hastalığı* spinal stenoz meydana getirir; fakat instabiliteye neden olmaz. Lig. longitudinalis posteriorun ossifikasyonu Doğuda oldukça mutad iken Kafkas ırkında seyrektir. Bu durumda ligament kemikleşir ve kanal çapı etkin olarak azalır; sadece tedavisinde instabilite ortaya çıkma ihtimali vardır.[85]

Deformiteye Neden Olan Enfeksiyonlar

Mutad ve genellikle fatal pediatrik bir sorun olan *bakteriyel spinal osteomyelit* batı dünyasında antibiyotiklerle kesin olarak ortadan kaldırılmaktadır. Bu hastalık ya akut olarak ekstradural abse ile veya kronik olarak 10, 20 yıl sonra (ergenlik döneminde) büyüme paternlerinin bozulmasına bağlı olarak ilerleyici deformite ile birlikte olmaktadır.[85]

Omurganın şekil bozukluğu oluşturan en mutad enfeksiyonu *tüberküloz* hastalığıdır. Erken evrede uygun antibiyotik tedavisi ile kontrol altına alınabilir ve şayet uyarılar dikkate alınırsa spinal deformite en aza indirilebilir. Torasik ve torakolumbal bölgeler özellikle nörolojik sorunlara neden olan geç kifoz ortaya çıkarır.

Oldukça seyrek görülen *spinal hidatik hastalık* tedavisi son derece zor bir durumdur. Fikir olarak total eksizyon sorunu şifa ile çözmektedir. Fakat ekseriya komşu yumuşak dokular da hastalığa musab olmaktadır. Kemik tutulumu için uygulanan antihelmintik mebendazol uygulamasından ibaret olan güncel medikal tedavi etkili değildir.[105]

Travma

Spinal yaralanmalarda yaralayıcı güçlere maruz kalan vertebral gövde, artiküler elemanlar, ligamentler ve intervertebral diskler gibi spinal kısımlar hasar görmektedir. Yaralanmalarda nihai sonucu travmatik kuvvetlerin yönü ve lokal anatomi tayin eder.

Direkt radyografilerde ekseriya kemik yapıdaki deformiteler belirlenmekte, anstabil seviye ortaya çıkarabilen ligamentöz hasar sıklıkla unutulmaktadır. Kırıklı çıkıklarda araya girecek yumuşak dokunun redüksiyonu zorlaştıracağı aşikardır. Bu yaralanmaların tedavisinde spinal biomekaniklerin temel kuralları hatırlanmalıdır.

Vertebra cisimleri mükemmel sayılacak düzeyde kanlanmaya sahip olduklarından ötürü vasküler nekroz nadiren meydana gelir. Bunun bir istinasını odontoid çıkıntının uç kısmının kırıkları oluşturur. Bu kanlanma sorunu ve transvers ligamenin interpoze olması bu bölge fraktürlerinde yüksek oranda (% 40) füzyon olmayışını açıklar niteliktedir.

Yumuşak dokulardaki hasar düz radyografilerde tecrübeli klinisyenlerce sezinlenebilir ise de manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ile belirlenebilmektedir. Bariz osteofitleri olan kişilerde kemik veya ligamentöz yapıda herhangi bir aşikar yaralanma olmadan şiddetli kord yaralanmaları meydana gelebilmektedir. Akut servikal disk prolapsusu da şiddetli nörolojik defisitlere neden olabilmekte ve sadece MRG, yüksek çözünürlüklü CT veya myelografi ile görülebilmektedir. Bunun yanısıra daha az şiddetli bir yaralamağa maruz kalan bazı hastalar düzelebilmekte, bir süre sonra da geçirdiği yaralanmayı unutmakta ve yıllar sonra posttravmatik osteofitler ya da sirinkse bağlı *progresif myelopati* ile gelebilmektedir. Servikal myelopatili hastaların hemen hepsinde bir travma öyküsü ile karşılaşılmaktadır.

Ligamentöz yaralanmaların tam olarak teşhis edilememeleri muhtemeldir. *Down sendromu*nda kord yaralanmasının insidansı çoğu zaman kesin olarak belirtilmez. *Morquio Brailsford sendromu* (mucopolisakkaridoz tip IV) gibi kraniyoservikal eklemde kompresyon yapan diğer bazı genetik anomalilerdeki ligamentöz gevşeklik ortaya çıkabilen nörolojik defisitlerin özel nedenidir. Daha hafif olgularda bir kapsüler yaralanma aşırı hareketlere izin verebilir ve nihayette dayanılmaz ağrıyla birlikte olan şiddetli unilateral eklem hastalığına yolaçabilir.[85]

Spinal Stabilitenin Yeniden Tesisi ya da Korunması için Yapılabilen Biomekanik Uygulamalar

Biomekanik bilgi ve analizlerden elde olunan yararlardan oluşan omurga cerrahisinin ilginç alanları omurganın dekompresyon ve stabilizasyonu ile ilgili sorunlardır. Bu girişimlerin hemen ve uzun dönemde olan etkilerine ilişkin bilgi tedavinin planlanması ve uygulanmasında kıymetlidir.

Artrodez

Spinal artrodez omurganın travmatik haller, spinal instabilite, neoplastik ve dejeneratif durumları gibi birçok misalde endikedir. Bir artrodezin amacı genellikle iki veya daha fazla sayıdaki vertebrada solid olarak birleşmenin olması durumu olan bir

solid kemik füzyonunu başarmaktır. *İnternal fikzasyon* ekseriya ilk stabilizasyonu başarmak veya bir deformiteyi düzeltmek yahut füzyon oranını artırmak için bir adjunt olarak kullanılır. İnternal fikzasyon genel olarak omurganın halihazırdaki stabilitesini gözlemlemek ve olgunlaşması zaman alıcı olan spinal füzyonun biolojik süreci için bir başlangıç olarak kullanılır. Birkaç özel durumda spinal enstrümentasyon spinal füzyon için progresyon olmaksızın stabiliteyi sağlamak için kullanılır. Bu longitudinal büyümenin olmasına izin verdiğinden genç çocuklardaki spinal deformitede düzeltmeği sağlamak için kullanılabilir. Bir başka örnek oksipitoservikal birleşkeyi etkileyen ilerlemiş romatoid artritdedir; burada artrodezsiz stabil segmental fikzasyon kabul edilebilir. Genelde meydana gelse de, kemik füzyonu herhangi stabilizasyon uygulamasının arzulanan son noktasıdır.[4,5,85,107-110]

İnternal fikzasyon aygıtları hızla çoğalmaktadır. Bazı cihazlar omurgada değişik düzeylerde kullanılırken diğerleri spesifik anatomik yerler için özelleştirilmiştir. Spinal enstrümentasyonun gelişimi kompleks omurga sorunlarındaki erken stabilizasyonu da kolaylaştırmıştır. Segmental kontrollü veya kontrolsüz mono- veya multisegmental stabilizasyon yapılabilir. Birçok durumda erken stabilitenin başarılması faydalı hizmetiyle hastanın erken mobilizasyonunu mümkün kılar. İnternal fikzasyonun ilerlemiş teknikleri birçok olguda normal anatominin daha doğru restorasyonuna da imkan sağlar.[4,5,107-110]

Omurga implantlarının biomekanik testi insan ve hayvan omurgalarında yapılmaktadır. Değişik cihazların biomekanik testi aygıtın klinik olarak uygulamasından önce değerlendirme yapmağı mümkün kılar.[109]

İnternal fikzasyon aygıtları genel olarak ilk stabiliteyi sağlamak için kullanılır ve kemik füzyonu sağlanınca in situ olarak bırakılabilir; fakat teorik olarak çok uzun süre bırakılmamalıdır. İnternal fikzasyon cihazlarını kullanmak için biomekanik ve biolojik ifadeler vardır. Aygıtlar düzenleme kusuru veya yorulması sonucu iflas edebilir. Amaç aygıtın yetersizlik noktasına ulaşmadan evvel biolojik füzyon ve cihazın yorgunluk yetersizliği arasında bir yarış süreci oluşturan kemik artrodezini başarmaktır.[85,108]

Spinal fikzasyon aygıtlarının biomekanik değerlendirmesi genellikle üç çeşittir: mukavemet, yorulma ve stabilite. Cihaz izolasyonda veya bir spinal yapı olarak test edilebilir. Bilgi yetersizlik meydana gelmeden önce doğabilen azami yüklenme, yorulma yetersizliği oluşuncaya kadar yapının uzayabilirliği hakkında kıymetli bilgi sağlayan siklik yüklenme ve aygıtın klinik kullanımını önerme ile ilgili bilgi veren stabilite testinden elde edilir.[111]

Torakolumbal Omurga

Omurgada artan sertlik bitişik mobil segmentlerdekin hareketin artmasıyla neticelenebilir. *Klippel-Feil sendromu*nda hareket artması omurganın konjenital olarak kaynamış segmentine komşu kısımlarda meydana gelir. Akselere dejenerasyon da lumbal artrodez yapılan hastalarda bildirilmiştir.[47] Bu etkiler açıkca zamana bağlıdır ve

yalnız klinik olarak belirlenebilmektedir. Biomekanik değerlendirme ya da deneysel test yapma daha kısa bir kaldıraç kolunu sürdürmek, artmış olan harekeketin etkilerini ve füzyona bitişik segmentler üzerindeki stresi azaltmak için mümkün olduğu kadar kısa tutulması gerektiği tarzında olan temel anlayışa ilave bilgi getirmez. Segmental fikzasyondaki teknikler ve enstrümentasyon aygıtları bu sonucu başarmak gayesiyle lumbal ve torasik omurgada kullanılım için çoğaltılmaktadır. İnternal fikzasyon için *Harrigton rodu* ve *Luque tekniğ*inin kullanımı stabiliteyi sağlamak için genellikle daha uzun füzyon seviyesi gerektirir.

*Monosegmental fikzasyon*daki önemli ilerlemeler pediküler vida fikzasyonun geliştirilmesinin beraberinde olmuştur. Bu teknikler en kısa segmentde enstrümentasyon yapmağa izin verdiği gibi bitişik segmentlerde uzun dönem komplikasyonlarının önlenmesi için ümit vericidir. Solid bir füzyonun gelişmesi konusunda hareket segmentinin fizyoloji ve biolojisi üzerine internal fikzasyonun etkileri de düşünülmelidir. Lumbal ve lumbosakral alandaki kemik kaynaşması herhangi ilave stabilizasyonsuz meydana gelebilir; fakat kaynamama oranı yüksektir. Aşırı gerginlik (% 36) füzyon ile uyuşmaz iken % 10 indirilmiş gerginlik füzyonun uygun bir şekilde oluşumuyla sonuçlanır.[112] Bir koyun modelinde sert fikzasyon füzyon oranını artırırken yetersiz fikzasyon nonünyonla sonlanmıştır. Uzun kemik fikzasyon ve kemik iyileşmesinin biomekanikleri lumbal omurgadaki bu füzyonlardan farklıdır. Bu özellikler posterior füzyon tekniklerine uygulanır. Burada füzyon kütlesi genellikle bir miktar tansiyonda ve başarılı atrodezin ideal olarak füzyonla neticeleneceği fikzasyon cihazının en az sertliğinde yüklenir.[113] Diskin ortadan kaldırıldığı şartlarda yapılan anterior artrodez yapı kompresyonda yüklendiği için uzun kemiktekine benzer. Uzun kemik fikzasyonunun prensipleri anterior artrodezlere daha doğrudan uygulanır.

Sertlik ve stabilite arasında bir uzlaşmağa varılmalıdır. Translaminar transfaset vida fikzasyonunun yüksek oranda atrodezin oluşmasıyla ideal bir denge sağlayacağı aşikardır. Kornblatt ve ark., translaminar transfaset fikzasyon yapılan hastalarda Luque fikzasyon yapılanlardan daha yüksek oranda füzyon olduğunu gösterdiler. İnternal fikzasyon yapılan hastalarda yapılmayanlardan 3.5 ay daha hızlı füzyon olmaktadır ($p=0,0001$). Transfaset vida fikzasyonu deformitenin düzeltilmesine veya intervertebral yüksekliğin rekonstrüksiyonuna izin vermez. Diğer şekil fikzasyonlar bu sonuç için daha kullanışlıdır.[107]

Değişik internal fikzasyon sistemlerinin biomekanik testleri yapılmıştır. Gurr ve ark.[108], *Harrington distraksiyonu*nun, *Luque dikaçılı enstrümentasyonu*nun, *Steffee transpediküler çentikli rod enstrümentasyonu* ve *Cotrel-Dubousset* (CD) *transpediküler enstrümentasyonu*nun sertliğini 3-5 seviye üzerinde kıyaslamışlar ve en rijit implantın CD transpediküler enstrümentasyonu olduğunu saptamışlardır ($p< 0.05$). Üç vertebral seviyenin üzerinde Steffee veya CD transpediküler enstrümentasyonda destabilize olmuş omurga parçası için torsiyonel, kompresif ve fleksural rijiditeyi restore etmek

mümkündür. Torsiyonel sertlik basit Harrington rodlarının kullanımında en düşük düzeyde idi; Steffee ve Luque dikaçılılarının kullanımı ile düzeliyordu ve en yüksek CD enstrümentasyonda idi. Doğal restabilizasyon internal fikzasyon olmadan da meydana gelmektedir, mamafih, spinal enstrümentasyonun kullanımıyla spinal füzyon daha güvenli olarak sağlanabilmekte ve spinal enstrümentasyon ile birlikte olduğunda daha rijit olmaktadır.[109]

Posterior füzyonun artırılması *interspinöz tellemen*in de kullanımı ile basitçe sağlanabilir. Harrington rodu veya Luque tipi enstrümentasyonlarda ilave fikzasyonun ileri derecede etkili yöntemi Drummond tarafından tanımlanan *Wisconsin telleme tekniğ*inin kullanımıdır. Bu yöntemde bir düğme-tel implant spinöz çıkıntıların en kalın ve en güçlü yerinden geçirilmek suretiyle kullanılır.[110] Bu aygıtın tansiyon testleri implantın basit tel ile spinöz proçes fikzasyonundan % 47 daha fazla mukavemet oluşturduğunu ortaya çıkarmıştır.

Pedikül vida fikzasyonuna karşı olan aşırı kişiler vardır. Sistemlerin bir çoğu halihazırda kullanımdadır ve AO internal fikzatör ve Cotrel-Dubousset (CDI) sistemi gibi pedikül vida-rod sistemleri olarak tiplendilirler. Pedikül vida fikzasyon sistemleri, tam olarak üç boyutlu fikzasyonu kapsamanın dışında, çeşit çeşitdir. Bu rotasyonel ve displasman denetiminde olduğu kadar segmental düzeyde lordozis veya kifozisin meydana gelmesi üzerinde tam kontrollü segmental denetime izin verir. Pediküller vertebra üzerindeki üç boyutlu olarak rijit "tutunma yeri" olarak gözlenen posterior olarak yerleşik kabul edilebilir en güçlü yeri olarak görülür.[5] Krag ve ark. pedikül vida tesbitinin değişik yönlerini incelemişlerdir. Sonuç olarak vidanın daha derin pozisyonunun "yerinden çıkma" yüklenmelerinde bir artış veya düzelmeyle neticelendiği düşüncesindedirler; gövdenin % 80 penetrasyonu % 50 penetrasyondan daha yüksek yüklenmelere izin verir.[5] Vida bu yüzden pedikülü hemen geçecek şekilde yerleştirilmesinden daha çok anterior kortekse yakın yerleştirilmelidir. Geneldeki pedikül vidaları oldukça güçlü tesbit cihazlarıdır ve değişik şekillerde düzenlenmişlerdir. Vidanın bazı özellikleri vidanın büyük ve küçük çaplarındaki varyasyonlar ve önemli olmayabilen eğim oluşturma sonuçları gibi bazı özelliklere göre düzenlenir.

Bununla beraber, pedikül vida fikzasyonunun potansiyel riskleri vardır. Doğru olarak yapılan fikzasyon diğer fikzasyon şekillerinin bir kısım risklerini önler. Sublaminar tellemedeki gibi spinal kanala tecavüz yoktur ve bu şayet cihaz çıkarılacaksa daha da önemli olur. Pediküler vida tesbitinin çıkarılması sublaminar tel fikzasyonunun çıkarılmasından önemli derecede daha güvenlidir. Zindrick ve ark.[114] 'da lumbosakral omurgada pediküler vida tesbitinin değerlendirmişlerdir. Bu araştırıcılar "çıkarma" mukavemetinde osteoporozun derecesinin önemli bir rol oynadığını bulmuşlardır. Daha büyük çapta, tam yivlenmiş vidaların anterior kortekse kadar derine yerleştirilmiş olması en güvenli tesbiti doğurur. Sakral vida tesbiti zor olabilmektedir. En büyük "çıkarma" direnci 45° açı ile ala içine yerleştirilmiş olan vidalarda meydana gelmektedir.

Torakolumbal Omurga Fikzasyonu

Torakolumbal omurgadaki tesbit en iyi segmental enstrümentasyonla yapılır ve ekseriya fikzasyon için posterior elemanlara güvenilir. Pediküler vida tesbiti torasik pediküllerin boyutlarının azalmasına bağlı olarak artan komplikasyon oranına sahiptir. Değişik posterior ve anterior cihazların biomekanik testleri Luque rodları ve Luque dikaçılılarının Harrington distraksiyon ve/veya kompresyon sistemleri ve bir anterior interbody cihaza kıyasla fleksiyon, ekstansiyon ve yana eğilmede stabilize edici aygıtlar olduğunu ortaya koymuştur.[98] Bir diğer çalışmada Luque sistemi ile yapılan segmental enstrümentasyon ile sıkı olmayan telle yapılan sistemlere kıyasla rotasyonel ve kompresif kuvvetlerle kombine olan dirençli en stabil füzyon sağlanmıştır.[115,116] Buna karşın Harrington rodları aksiyel kompresyon mukavemetinde daha stabildir.[81,116] Bütün kullanılabilir hareket segmentlerine segmental olarak bağlanan Harrington rodlarını havi kombine bir sistem anstabil torakolumbal fraktürlerde redüksiyonun temini ve devamlılığı için devamlı kullanışlı mekanik yapımı düzeltir.[117]

Monosegmental fikzasyon spondilolistezis gibi sadece bir seviyeyi etkileyen sorunlarda kullanım için endikedir. İki vertebrayı tesbit eden pedikül vida fikzasyon cihazları (CD veya Steffee) dört vertebra üzerinde yapılan Harrington distraksiyon rod tesbitinden daha rijitdir. Transpediküler enstrümentasyon (lumbal omurganın posterior interbody füzyonunun olup olamayacağı veya olmadığı çalışılmıştır) en rijit olanıdır.[118]

Spinal füzyon bir kere başarıldığında enstrümentasyon nazari olarak gereksiz kalır. Buna rağmen omurganın biomekaniklerinde rol oynamağa devam eder. Köpeklerde enstrümentasyonla sağlanan bir spinal füzyondan sonra deneysel testler yapılmıştır. L_5-L_6 vertebral seviyelerde düzenlenen dairesel bir lezyonu stabilize etmek için Harrington distraksiyon, Luque dikaçılı ve CD transpediküler yöntemler uygulanmıştır.[109] 6 aylık takipten sonra otörler spinal enstrümentasyon kullanıldığında spinal füzyonda önemli ölçüde düzelme sağlama ihtimalinin olduğunu buldular ($p=0.058$). Bütün metal enstrümentasyondan sonra yapılan mekanik testler spinal enstrümentasyonla birlikte yapılan füzyonun daha rijit olduğunu ortaya koymuştur ($p<0.05$). Kantitatif histomorfometri füzyon olmayan omurgalara kıyasla olanlarda kemiğin volumetrik dansitesinin önemli derecede daha düşük olduğunu ortaya koymuştur. Spinal enstrümentasyonun rijiditesi cihaza bağlı vertebra osteoporozuna yol açar. Bu stres koruyucu kılıfın bir şeklidir. Bu bulgular, atrodezin yüksek oranda oluşmasıyla uygun olarak ve yukarıda not edildiği gibi, mümkün olduğu kadar fleksibl bir sistemin kullanılması ihtiyacının önemini ortaya koymaktadır.[113]

Stres koruyucu kılıfındaki başarılı redüksiyon, % 20 oranında stres koruyucu kılıfın etkilerini azaltan polimer yıkayıcısı kullanılan modifiye bir sistemle kıyaslanan bir Steffee sistemiyle demonstre edilmiştir. Kemik delikliliği standart vida-plak sistemine (ki bu nisbeten sert bir cihazdır) kıyasla daha az rijit yapıyla azalır. Enstrümentasyonla yapılan anterior artrodezin cihaza bağlı osteopenia ile sonuçlandığı aşikar değildir.[47]

GEREÇ ve YÖNTEM

Lumbal vertebra anatomisi üç gruba ait veriler üzerinde çalışıldı. İlk gruba ait veriler spinal rahatsızlığı olmayan 19 insanın direkt radyografilerinden (x-ray) elde edildi. Bu insanların yaşı 21 ile 45 arasındaydı (ortalama 31 yıl) ve 11'i kadın, 8'i erkekti. Verilerin elde edildiği ikinci grubu yaşları 18 ile 39 arasında olan (ortalama 35 yıl) 15'i erkek, 14'ü kadından oluşan spinal CT ile incelenen kişiler oluşturuyordu. Üçüncü grup veriler ise Atatürk Üniversitesi Tıp Fakültesi Anatomi Anabilim Dalı'nda saklanan 16 insan columna vertebralisinde yapılan ölçümlerden elde edildi. Bu materyalin ait olduğu kişilerin öldüklerindeki yaşları 37 ile 67 arasında değişiyor ve ortalaması 54 yıl idi.

Ölçme işlemi direkt radyografiler ve kadavra materyalinde metrik çap ölçücü (kumpas) ve açı ölçer yardımıyla, CT de ise kompüterize olarak gerçekleştirildi.

CT ölçümleri bir radyolog tarafından, direkt radyografiler ve kadavra materyalindeki ölçümler ise tarafımızdan yapıldı. İnterpediküler mesafe (İPM) pediküllerin gövdesinin ortasından geçen hatdan ölçüldü. Transvers ve sagittal düzlemlerdeki boyutların en dar olanları transvers pedikül kalınlığı (TPK) ve sagittal pedikül kalınlığı (SPK) olarak alındı. Transvers pedikül açısı (TPA), pedikülün merkezinden geçecek şekilde yerleştirilen bir Steinman çivisi (CT de hat) ile transvers düzlemde vertebral orta hatta paralel çizgi arasında kalan aralık olarak ölçüldü. Sagittal pedikül açısı (SPA) ise Steinman çivisi (CT de hat) ile sagittal planda posterior vertebral gövdenin arasında kalan aralık olarak değerlendirildi. Transvers çıkıntıların tabanının orta noktasına pediküllerin merkezinden geçen eksenin anterior kortekse kadar olan mesafesi her bir vertebra seviyesi için ayrı ayrı ölçüldü ve pedikül aks uzunluğu (PU) olarak kaydedildi.

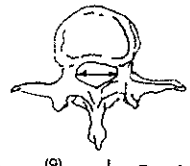
Elde olunan veriler IBM uyumlu bir bilgisayara yüklenerek SPSS programında sıklık ve paired sample testi ile istatistiki olarak incelendi.

BULGULAR

64 insana ait üç farklı grup materyalden elde edilen veriler yapılan ölçümlere göre gruplandırılarak değerlendirildi. Sonuçlar daha önce bildirilen bazı sonuçlar ile birlikte tablolar halinde gösterildi.

İnterpediküler Mesafe (İPM)

Pediküllerin gövdesinin ortasından geçen hat olan İPM ölçümlerine ait sonuçlar her üç materyalde farklı idi. 19 insanın direkt radyografilerinden elde olunan verilerde en geniş ölçünün L_5 'de (32.2 ± 4.5 mm), en dar olanının ise L_1 seviyesinde (24.8 ± 2.9 mm) olduğu saptandı ($p<0.0001$). CT incelemesinde de benzer şekilde en geniş İPM L_5 (27.6 ± 3.9 mm), en dar L_1 (22.7 ± 1.7mm) seviyesinde ölçüldü ($p< 0,0001$). Kurutulmuş vertebra örneklerinde ise en geniş İPM L_5 (24.3 ± 3 mm), en dar L_1 seviyesinde (22.2 ± 1.6 mm) idi ($p< 0.0001$).



Tablo 3. İnterpediküler Mesafe (mm)

	sunulan çalışma				
seviye	x-ray	CT	spesmen	Berry[9]	Scoles[14]
L_1	24.8 ± 2.9	22.7 ± 1.7	22.2 ± 1.6	22.1 ± 2.3	21.2 ± 1.6
L_2	25.8 ± 2.7	22.5 ± 1.4	22.1 ± 1.6	23.0 ± 2.3	
L_3	27.2 ± 2.6	22.5 ± 1.6	22.5 ± 1.5	22.7 ± 1.7	22.2 ± 1.4
L_4	28.6 ± 3.0	24.5 ± 2.1	23.7 ± 1.8	22.0 ± 1.8	
L_5	32.2 ± 4.5	27.6 ± 3.9	24.3 ± 3.2	26.0 ± 2.5	26.0 ± 2.6

Bu değerlerin arasında L_1 düzeyi için direkt radyografi ile CT ve direkt radyografi ile spesmenlerden elde edilen ölçümler arasında istatistiki olarak çok anlamlı ($p<0.0001$); CT ile spesmenlerden elde edilenler arasında ise anlamlı ($p<0,05$) bir ilişki vardı. L_5 'e ilişkin değerlerde de benzer durum söz konusuydu. Direkt radyogram, spesmen değerleri arasında anlamlı ($p< 0.001$), CT ile spesmen ölçüleri arasında çok anlamlı ($p< 0.0001$) ve CT ile direkt radyografi ölçüleri arasında daha az anlamlı bir ilişki olduğu belirlendi ($p<0.01$) (Tablo 3).

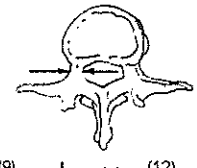
Transvers Pedikül Kalınlığı (TPK)

Lumbal vertebralarda üç yöntemle yapılan ölçümlerde TPK'nın 4 ile 14 mm arasında değerler aldığı görüldü. Değerler yukarıdan aşağı inildikçe artıyordu. Direkt

radyografilerden elde edilen sonuçlar CT ölçümlerinden, her ikisi de spesmenlerde belirlenenlerden daha büyüktü. Direkt radyografi, CT ve spesmen ölçüm değerleri sırasıyla L_1 de 8.1 ± 1.4 mm, 8.8 ± 0.4 mm ve 6.4 ± 2.0 mm; L_3de 9.6 ± 1.7 mm, 10.3 ± 2.0 mm ve 8.6 ± 3.8 mm; L_5 de 10.7 ± 1.8 mm, 14.6 ± 3.8 mm ve 12.4 ± 2.4 mm idi (Tablo 4).

İstatistiki olarak direkt radyogramlardan elde olunan verilerde L_3 ile L_5 seviyeleri arasında çok önemli ($p< 0,0001$), L_1 ile L_5 arasında ise $p< 0,1$ düzeyinde bir ilişki olduğu hesaplandı. CT verilerinde ise bu ilişkiler çok önemli (L_1-L_3 ve L_1-L_5 arasında $p< 0,001$; L_3 ile L_5 arasında $p< 0,0001$) derecesinde idi. Vertebra örneklerinde elde olunan verilere göre ise L_1-L_3 ve L_1-L_5 seviyesi arasında çok önemli ($p< 0,0001$); L_3 ile L_5 arasında ise önemli ($p<0,05$) derecede ilişki vardı.

L_1 düzeyinde gruplar arasındaki fark da istatistiki olarak çok önemli idi ($p< 0,0001$). Bu fark L_3 düzeyinde direkt radyogram ile CT ve CT ile spesmen grubu arasında çok önemli derecede ($p< 0,0001$) iken; direkt radyogram ile spesmen grubu arasında fark yoktu ($p< 0,5$). L_5 düzeyinde ise sadece CT ile spesmen grubu arasında az önemli ($p<0,05$) bir ilişki olduğu saptandı.



Tablo 4. Pedikül Transvers Kalınlığı Ölçüm Verileri (mm)

	sunulan çalışma					
seviye	x-ray	CT	spesmen	Berry[9]	Hou[12]	Zindrick[11]
L_1	8.1 ± 1.4	8.8 ± 0.4	6.4 ± 2.0	7.0 ± 1.9	7.0 ± 1.2	8.7 ± 2.3
L_2	8.3 ± 1.6	9.7 ± 2.0	6.6 ± 2.3	7.4 ± 1.6	7.4 ± 1.3	8.9 ± 2.2
L_3	9.6 ± 1.7	10.3 ± 2.0	8.6 ± 3.8	9.2 ± 1.3	9.2 ± 1.6	10.3 ± 2.6
L_4	10.5 ± 1.5	10.8 ± 2.5	10.8 ± 3.3	10.3 ± 1.6	10.5 ± 1.8	12.9 ± 2.1
L_5	10.7 ± 1.8	14.6 ± 3.8	12.4 ± 2.4	10.9 ± 3.4	12.9 ± 2.7	18.0 ± 4.1

Sagittal Pedikül Kalınlığı (SPK)

Üç grubun ölçümleri arasında bulunan en küçük SPK değeri 8.2 mm, en büyüğü ise 19.7 mm idi. Direkt radyogram verileri, CT ve kurutulmuş vertebra spesmenlerinden elde edilenlerden daha büyük idi ($p<0.0001$). CT ve kurutulmuş spesmen ölçüm değerleri yukarıdan aşağı azalan özellik gösteriyor iken direkt radyogramla elde edilenlerde bu düzenli değildi. Ayrıca seviyeler arası veri değerleri istatistiksel olarak CT grubunda L_1-L_2 kıyası dışında anlamlı ($p< 0.05$); kuru spesmen grubunda L_1-L_4 ($p<0.05$) ve L_1-L_5 ($p<0.0001$) seviye kıyasları dışında anlamsızdı. L_1, L_3ve L_5 vertebralarına ait ölçümlerin

veri gruplarına göre karşılaştırmasında CT ile kuru vertebra ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlam yok iken; direkt radyogram ölçümünün verileri ile hem CT hem de kuru spesmen grubu arasında çok anlamlı bir ilişki vardı ($p< 0.001$)(Tablo 5).

Tablo 5. Sagittal Pedikül Kalınlığı Ölçümünün Verileri (mm)

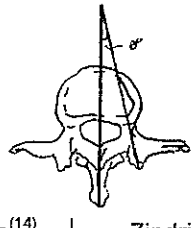


	sunulan çalışma					
seviye	x-ray	CT	spesmen	Berry[9]	Hou[12]	Zindrick[11]
L_1	15.7 ± 3.4	14.7 ± 1.7	14.2 ± 1.3	15.6 ± 1.4	15.8 ± 1.4	15.4 ± 2.8
L_2	16.8 ± 1.9	14.5 ± 2.4	14.2 ± 2.9	15.4 ± 1.0	15.1 ± 1.5	15.0 ± 1.5
L_3	17.3 ± 2.4	13.6 ± 1.6	13.1 ± 2.4	14.6 ± 1.2	14.7 ± 1.6	14.9 ± 2.4
L_4	16.0 ± 2.5	13.6 ± 1.8	13.0 ± 2.1	13.0 ± 1.3	15.0 ± 2.2	14.8 ± 2.1
L_5	14.2 ± 3.1	13.4 ± 1.7	13.2 ± 1.6	13.8 ± 2.5	19.8 ± 3.7	14.0 ± 2.3

Transvers Pedikül Açısı (TPA)

Transvers pedikül açısı (TPA) ölçümü sadece CT ve kuru vertebra spesmenlerinde yapılabildi. Her iki grup verileri 6^o ile 19^o arasında değişiyor olmasına rağmen, CT değerleri spesmen değerlerinden çok anlamlı derecede büyüktü ($p< 0,001$). L_1 den L_5 doğru açılarda büyüme olduğu gözlenirken bu farklılık spesmenlerde anlamlı ($p<0,05$), CT ölçümlerinde çok anlamlıydı ($p<0,001$). İstatistiki bu farklılık ölçüm değerleri göz önüne alındığında 9^o-10^o 'lik bir genişlikte ortaya çıkıyordu (Tablo 6).

Tablo 6. Transvers Pedikül Açısı Ölçümünün Verileri



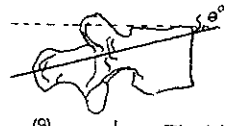
	sunulan çalışma				
seviye	CT	spesmen	Berry[9]	Scoles[14]	Zindrick[11]
L_1	13.0 ± 0.7	9.0 ± 2.8	7.5 ± 8	12.3 ± 2.0	10.9 ± 2.2
L_2	15.1 ± 1.5	11.3 ± 2.7	11.5 ± 3		12.0 ± 3.5
L_3	13.4 ± 4.4	12.2 ± 4.4	14.0 ± 4	15.1 ± 2.0	14.4 ± 3.8
L_4	15.3 ± 3.1	11.2 ± 3.9	20.0 ± 5		17.7 ± 5.2
L_5	16.8 ± 2.5	12.6 ± 3.7	31.5 ± 5	24.1 ± 3.7	29.8 ± 6.3

Sagittal Pedikül Açısı (SPA)

Sagittal pedikül açısının en büyük değerleri direkt radyografi, en küçükleri kuru vertebra örneklerinde ölçüldü. Vertebra ölçüm değerleri L_1 den L_5'e doğru ortalama 1-5

derecelik fark gösteriyordu ($p<0,05$). Fakat bu fark gerek CT gerek ise direkt radyografilerde yoktu. Doğal olarak hem CT ($p<0,001$) hem de radyogram sonuçları ($p<0,01$), spesmen ölçümlerinden istatistiki olarak farklıydı (Tablo 7).

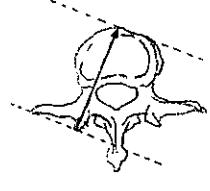
Tablo 7. Sagittal Pedikül Açısı Ölçümünün Verileri



	sunulan çalışma				
seviye	x-ray	CT	spesmen	Berry[9]	Zindrick[11]
L_1	14.8 ± 4.3	14.9 ± 3.2	10.0 ± 4.6	18 ± 6	2.4 ± 6.3
L_2	13.8 ± 3.7	14.2 ± 3.1	9.1 ± 3.3	14 ± 4	1.8 ± 5.5
L_3	13.3 ± 3.7	13.7 ± 2.8	8.2 ± 2.6	17 ± 5	0.2 ± 4.7
L_4	12.2 ± 2.9	13.8 ± 2.7	8.7 ± 2.7	14 ± 3	0.2 ± 3.9
L_5	12.3 ± 2.5	14.0 ± 2.6	7.2 ± 1.0	20 ± 6	- 1.8 ± 3.5

Pedikül Aks Uzunluğu (PU)

Üç grupta da pedikül uzunluğu L_1'de en uzun, L_5'de en kısa değerlere sahipti. CT ve direkt radyogram grubunda L_1-L_5 karşılaştırmasında anlamlı istatistiki fark bulundu ($p<0,05$). Kuru vertebra grubunda seviyeler arasında ise istatistiki olarak fark yoktu. Benzer durum gruplar arasında da söz konusu idi (Tablo 8).



Tablo 8. Pedikül Aks Uzunluğu Ölçümünün Verileri (mm)

	sunulan çalışma					
seviye	x-ray	CT	spesmen	Scoles*[14]	Hou [12]	Zindrick[11]
L_1	44.6 ± 2.3	43.7 ± 2.7	42.7 ± 3.2	46.9 ± 3.5	49.5 ± 3.4	44.7 ± 4.5
L_2	43.3 ± 3.1	42.5 ± 3.4	42.5 ± 3.1		49.7 ± 3.4	45.5 ± 3.7
L_3	42.7 ± 2.2	41.6 ± 3.1	41.6 ± 2.7	48.2 ± 3.1	49.4 ± 3.4	44.4 ± 5.1
L_4	42.1 ± 2.3	41.3 ± 2.1	41.3 ± 3.1		47.3 ± 3.4	40.7 ± 4.3
L_5	42.0 ± 3.1	40.8 ± 3.0	40.8 ± 2.4	48.6 ± 4.6	43.6 ± 4.4	33.7 ± 5.6

**: Bu serideki verilerden erkeklere ait olanlar alınmıştır*

TARTIŞMA

Travma veya neoplazm sonucu yaralanmış torakolomber omurganın posterior stabilizasyonu cerrahi tedavinin önemli bir parçasıdır.[2,4,46,114,119-122] Birçok olguda spinal enstrümentasyon kırıklı çıkıkları azaltır ve omurganın stabilitesinin devamlılığına yardım eder. Bu şekilde vertebral bütünlüğün düzelmesiyle nörolojik düzelmeyi kolaylaştırır.[122] Aynı yolla posttravmatik skolyoza bağlı geç nörolojik sekel ve kişiyi çalışamaz yapan mekanik ağrı da önlenebilir.

Son yıllarda pedikül vida fikzasyonu ile columna vertebralisin internal fikzasyon yöntemi yaygın kabul görmekte ve kullanılmaktadır. Bu sistemlerin amaca uygun ve güvenli biçimde uygulanabilmesi pedikül anatomisinin tafsilatlı olarak bilinmesini zorunlu kılmaktadır.[9,10]

Pediküllerin anatomisi bir kısım araştırmacı tarafından çalışılmıştır. Krag ve ark, CT verilerini kullanarak alt torasik ve lumbal omurgayı ölçmüşlerdir.[5] McCormack ve ark, yalnız torakal vertebralarda pedikül ölçümü yapmışlardır.[10] Berry ve ark, seçilmiş torakal ve lumbal vertebralarda direkt spesmen ölçme tekniği kullanarak yaptıkları ölçüm sonuçlarını bildirmektedir.[9] Zindrick ve ark ise tüm torakal ve lumbal vertebralarda aynı ölçümlere ilaveten anterior korteks kalınlığı ile saptanan ölçümlerin hem ortalama değerlerini hem de değer genişliklerini bildirmektedir.[11] Daha sonra benzer yöntemler ile pedikül ölçümleri iki ayrı uzak doğu halkında yapılmıştır.[12,13]

Sunduğumuz çalışmada ise aynı ölçümler yalnız lumbal vertebralarda yapıldı, fakat bu ölçümler farklı gruplarda kadavra, direkt radyogram ve CT verileri üzerinde yapıldı ve korelasyonları araştırıldı.

Ölçümler genç ve orta yaş grubunda gerçekleştirildi. Bu yolla dejeneratif değişiklikler dışlanmağa çalışıldığı gibi, spinal yaralanmaların en çok görüldüğü yaş grubu ile de uyumlu olması amaçlandı.

Çalışmamızda elde edilen değerlerden, nöral kanalın aşağı doğru inildikçe genişlediği saptandı. Direkt radyografi ile spesmen değerleri arasında anlamlı ($p< 0.001$), CT ile spesmen ölçümleri arasında çok anlamlı ($p< 0.0001$) ve CT ile direkt radyografi ölçümleri arasında daha az anlamlı bir ilişkinin ($p<0.01$) olması radyografik yansımadan olabilir. Nitekim bizim spesmen ölçümlerimiz, Berry ve ark.[9] ile Scoles ve ark.[14]'nın bildirdikleri değerlerle paraleldir (Tablo 3). İPM fikzasyon gerektiren spinal travmalardan daha çok spinal kord tümörleri için fikir verir. Spinal kord tümörlerinde bu mesafenin genişlemesi tanı koymada yardımcı olur. Spinal enstrümentasyon uygulamalarında aynı ilginçliğe sahip değildir.[85,95,102]

Oval görünümlü pediküllerin en dar olduğu düzlem transvers plandır.[113] Pedikül tranvers genişliğini Berry ve ark.[9], L_1 'de 7.0 mm, L_5 'de 10.9 olarak bildirirken, sırasıyla, Hou ve ark .[12] 7.0 mm ve 12.9 mm olarak, Kim ve ark.[13] 6.8 mm ve 18.4 mm olarak, Scoles ve ark[14] 7.4 mm ve 9.9 mm olarak ve Zindrick ve ark.[11] ise 8.7 mm ve 18.0 mm olarak bildirmektedir

Çalışmamızda üç yöntemle yapılan ölçümlerde TPK'nın 4 ile 14 mm arasında değerler aldığı görüldü. Değerler yukarıdan aşağı inildikçe artıyordu. Direkt radyografilerden elde edilen sonuçlar CT ölçümlerinden, her ikisi de spesmenlerde belirlenenlerden daha büyüktü. Direkt radyografi, CT ve spesmen ölçüm değerleri sırasıyla L_1 de 8.1 ± 1.4 mm, 8.8 ± 0.4 mm ve 6.4 ± 2.0 mm; L_3de 9.6 ± 1.7 mm, 10.3 ± 2.0 mm ve 8.6 ± 3.8 mm; L_5 de 10.7 ± 1.8 mm, 14.6 ± 3.8 mm ve 12.4 ± 2.4 mm idi. Zindrick ve ark.nın.[11] çalışmasında bildirildiği gibi, direkt radyografik ve CT ölçümlerimizin biraz büyük oluşu radyografideki magnifikasyona ve CT kesit seçiminin aynı olmayışına bağlanabilir. Fakat aynı yöntemi kullanarak iki ayrı grup tarafından biribirine çok yakın iki toplumda yapılan çalışma sonuçları arasındaki farklılık ilginçtir[12,13] (Tablo 4).

TPK na göre daha büyük değerler gösteren SPK ölçümleri yukarıdan aşağı azalıyordu. Çalışmamızdaki üç grubun ölçümleri arasında bulunan en küçük SPK değeri 8.2 mm, en büyüğü ise 19.7 mm idi. Direkt radyogram verileri, CT ve kurutulmuş vertebra spesmenlerinden elde edilenlerden daha büyük idi ($p<0.0001$). Berry[9], Hou[12] ve Zindrick[11] 'in sonuçlarıyla karşılaştırdığımızda kadavra spesmen değerlerimizin tümünden daha küçük olduğunu saptadık. Hou[12] ve Zindrick[11] 'in sonuçları karşılaştırıldığında TPK ve SPK ölçüleri arasında önemli fark olduğu görülür. Hou ve ark. nın[12] bildirdiği TPK ve SPK değerleri Zindrick ve ark.nın[11] bildirdiğinden daha büyüktür. Radyografik ölçüm kullanan Zindrick ve ark.nın[11] verileri, aynı yöntemle elde ettiğimiz verilerden daha büyüktü. Benzer şekilde kadavra vertebralarında ölçüm yapan Hou ve ark. nın[12] çalışmasındaki ölçüler, bizim vertebra kemiklerinde ölçtüklerimizden daha kalındı (Tablo 5 ve 8).

Pedikül aks uzunluğunun en fazla olduğu vertebra L_1 'dir. En kısa olduğu vertebra ise L_5 'tir. Zindrick[11], Hou[12] ve Scoles[14]'in bildirdiği ölçülerin, çalışma yöntemleri gözönüne alındığında bizim verilerimiz ile benzer oldukları görüldü. Fakat PU, Hou ve ark. nın[12] çalışmasında, Zindrick ve ark.nın[11] sonuçlarına kıyasla orta hatta daha paraleldir. Bizim değerlerimize göre pediküller daha kısa ve daha incedir. Çalışmamızdaki üç grupta da pedikül uzunluğu L_1'de en uzun, L_5'de en kısa değerlere sahipti. CT ve direkt radyografi grubunda L_1-L_5 karşılaştırmasında anlamlı istatistiki fark varken kadavra vertebralarında yoktu. Çalışma yöntemleri gözönüne alınarak,

Zindrick[11], Hou[12] ve Scoles[14] 'in sonuçlarıyla kıyaslandığında sonuçlarımızın Zindrick ve ark.nın[11] sonuçlarıyla benzer, Hou[12] ve Scoles[14] 'in sonuçlarının daha büyük olduğu belirlendi. Dikkat çekici bir diğer nokta da en büyük ölçüm değerlerinin Çin Halkında belirlenmiş olmasıydı. Scoles ve ark.nın[14] bildirdiği pedikül uzunluk değerleri bizim çalışmamızda bildirilenin aksine aşağı inildikçe artıyordu. Scoles ve ark.nın bu sonucu Hou ve ark.[12] ile Zindrick ve ark.nın[11] sonuçlarıyla da uyuşmamaktadır (Tablo 8).

CT ve kuru vertebralarda yaptığımız TPA ölçümleri 6° ile 19° arasında değişiyor olmasına rağmen, CT değerleri spesmen değerlerinden büyüktü ($p< 0,001$). L_1 den L_5 doğru açılarda büyüme olduğu gözlenirken bu farklılık spesmenlerde anlamlı ($p<0,05$), CT ölçümlerinde çok anlamlıydı ($p<0,001$). İstatistiki bu farklılık ölçüm değerleri göz önüne alındığında 9°-10° 'lik bir genişliği ortaya çıkarıyordu. Bildirilen çalışmalarda bu fark, Berry ve ark.nın[9] çalışmasında ~ 24°, Zindrick ve ark.nın[11] ölçümlerinde ~20°, Scoles ve ark.nın verilerinde ~12° idi.Transvers düzlemdeki pedikül açısı medialdir; alt lumbal vertebralarda en geniş değere sahip iken yukarı çıkıldıkça daralır ve L_1 'de nötrale yaklaşır [9](Tablo 6).

Sagittal pedikül açısının en büyük değerlerini direkt radyografi, en küçüklerini kuru vertebra örneklerinde belirledik. Vertebra ölçüm değerleri L_1 den L_5'e doğru ortalama 1-5 derecelik fark gösteriyordu ($p<0,05$). Fakat, bu fark gerek CT gerek direkt radyografilerde yoktu. SPA da TPA'ya benzer şekilde caudaldan cephale doğru artış göstermektedir[9,11,14] (Tablo 7).

Spinal internal pedikül vida fikzasyonunda vida yerleştirilmesinde anterior korteksin perforasyonu ve nöral yapıların olası yaralanmalarından sakınmak için pedikül aks uzunluğunun (anterior kortekse uzaklık) bilinmesi önemlidir. Yine, vida fikzasyon sisteminde yetersizlik oluşmaması ya da en az olasılığa indirilebilmesi için vidanın anterior kortekse olabildiğince yakın yerleştirilmesi önerilmektedir.[11,114] Bunun için vida seçiminde preoperatif değerlendirmede radyografik ölçümlere başvurulabileceği gibi, intraoperatif fluoroskopi kullanılması yararlı olacaktır.

Bu nedenle pediküler vidanın eğimine bağlı olarak vidanın uzunluğu lumbal omurgada 45 mm ile sınırlanmalıdır. Özetle, pedikül boyutları ve açıları omurgada bölgeden bölgeye farklılık göstermektedir. Lumbal vertebralar kendi ve cinsler arasında bazı farklılıklar göstermekle beraber bu önemli değildir. Pedikül fikzasyonunu yapacak cerrahın pedikül ölçülerini ve ilişkilerini ayrıntılı bilmesi, vida kopması ve fikzasyon yetersizliğini önlemek, nörolojik yaralanmadan sakınmak için önemlidir. Pedikül aks uzunluğunun bilinmesi vida seçiminde esastır, fakat vida yerleştirirken intraoperatif olarak daima kontrol yapılmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Whitecloud TS III, Butler JC, Cohen JL, Candelora PD. Complications with the variable spinal platting system. Spine 1989; 14: 472-475
2. Steinmann JC, Herkowitz HN, El-Kommos H, Wesolowski DP. Spinal pedicle fixation. Confirmation of an image-based technique for screw placement. Spine 1993; 18: 1856-1861
3. Abei M, Etter C, Kehl T, Thalgott J. The internal skeletal fixation system: a new treatment of thoraco lumbal fractures and fractures and other spinal disorders. Clin Orthop 1988; 227: 30-43
4. Ciappetta P, Delfini R, Costanzo G. Posterolateral decompression and stabilization of thoracolumbal injuries using diapason instrumentation. Acta Neurochir (Wien) 1996; 138: 314-321
5. Krag MH, Beynnon BD, Pope MH, Frymoyer JW, Haugh LD, Weaver DL. An internal fixator for posterior application to short segments of the thoracic, lumbal, or lumbosacral spine: design and testing. Clin Orthop 1986; 203: 75-98
6. Luque ER. Interpeduncular segmental fixation. Clin Orthop 1986; 203: 54-57
7. Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbal spine with pedicle screw plating. Clin Orthop 1986; 203: 7-17
8. Steffe AD, Biscup RS, Sitkowski DJ. Segmental spine plates with pedicle screw fixation: a new internal fixation device for disorders of the lumbal and thoracolumbal spine. Clin Orthop 1986; 203:45-53
9. Berry JL, Moran JM, Berg WS, Steffee AD. A morphometric study of human lumbal and select thoracic vertebra. Spine 1987; 12: 362-368
10. McCormack BM, Benzel EC, Adams MS, Baldwin NG, Rupp FW, Maher DJ. Anatomy of the thoracic pedicle. Neurosurgery 1995; 37: 303-308
11. Zindrick MR, Wiltse LL, Doornik A, Widell EH, Knight GW, Patwardan AG, Thomas JC, Rothman SL, Fields BT. Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbal pedicles. Spine 1987; 12: 160-166
12. Hou S, Hu R, Shi Y. Pedicle morphology of the lower thoracic and lumbal spine in a Chinese population. Spine 1993; 18: 1850-1855
13. Kim NH, Lee HM, Chunk IH, Kim HJ, Kim SJ. Morphometric study of the pedicles of thoracic and lumbal vertebrae in Koreans. Spine 1994; 19: 1390-1394
14. Scoles PV, Linton AE, Latimer B, Levy ME, Digiovanni BF. Vertebral body and posterior element morphology: the normal spine in middle life. Spine 1988; 13: 1082-1086
15. Ulrich GG, Binet EF, Sanecki MG, Kieffer SA. Quantitative assesment of the lumbal spinal canal by computed tomograhy. Radiology: 1980; 134: 137-140
16. Arey LB. Developmental anatomy. A textbook and laboratory manual of embryology. 7th ed. Philadelphia: Saunders, 1965

17. Langman J. Medical embryology. Baltimore: Williams & Wilkins, 1963
18. Sensing EC. The early development of the human vertebral column. Contrib Embryol 1949; 33: 21-42
19. Kieffer SA, Stadlan EM, Mohandas A, Peterson HO. Discographic-anatomical correlation of developmental changes with age in the vertebral disc. Acta Radiol (Stockh) 1969; 9:733-739
20. Peacock A. Observations on the pre-natal development of the intervertebral disc in man. J Anatomy 1951; 85: 260-274
21. Watterson RL, Fowler I, Fowler BJ. The role of the neural tube and notocord in development of the axial skeleton of the chick. Am J Anat 1954; 95: 337-399
22. Crelin ESU. Development of the musculoskeletal system. Clin Symp 1981; 33:1-36
23. Sarwar M, Kier EL, Virapongse C. Development of the spine and spinal cord. In: Newton TH, Potts DG, eds. Modern neuroradiology. Computed tomography of the spine and spinal cord, v I, California: Clavadel Press, 1983: 15-30
24. O'Rahilly R, Meyer DB. The timing and sequence of events in the development of the human vertebral column during the embryogenic period proper. Anat Embryol 1979; 157: 167-176
25. Noback CR, Robertson GG. Sequences of appearance of ossification centers in the human skeleton during the first five prenatal months. Am J Anat 1956; 89:1-28
26. O'Rahilly R, Meyer DB. Roentgenographic investigation of the human skeleton during early fetal life. Am J Roentgenol 1956; 76: 455-468
27. Harwood-Nash DC, Fitz CR. Neuroradiology of infants and children. , St. Louis: CV Mosby 1976
28. Schmorl G, Junghanns H. The human spine in health and disease, 2nd ed, Translated by Besemann EF, New York: Grune & Stratton, 1971
29. List CF. Neurologic syndromes accompanying developmental anomalies of occipital bone, atlas and axis. Arch Neurol Psychiatr 1941; 45: 577-616
30. Truex RC, Johnson CH. Congenital anomalies of the upper cervical spine. Orthop Clin N Am 1978; 9: 891-900
31. Jenkins FA. The evolution and development of the dens of the mammalian axis. Anat Rec 1969;164: 173-184
32. Çimen A. Anatomi, 4.bası, Bursa: Uludağ Üni. Basımevi, 1994
33. Ege R. Vertebraların anatomisi, Iç Ege R, ed. Omurga vertebra, Ankara: Türk Hava Kurumu Basımevi, 1992: 21-44
34. Williams PL, Warwick R, Dyson M, Bannister LH, eds. Gray's anatomy, 37th ed, Edinburgh: Churchill Livingstone, 1989: 159-61, 315-29, 810-12
35. Ericksen MF. Some aspects of aging in the lumbal spine. Am J Phys Anthropol 1976; 45: 575-580

36. Twomey L, Taylor J, Furniss B. Age changes in the bone density and structure of lumbal vertebral column. J Anat 1983; 36: 15-25
37. Amonoo-Kuofi HS. Maximum and minimum lumbal interpedicular distances in normal adult Nigerians. J Anat 1982; 135: 225-233
38. Amonoo-Kuofi HS. The sagittal diameter of the lumbal vertebral canal in normal adult Nigerians. J Anat 1985; 140:69-78
39. Ratcliffe FF. Arterial anatomy of the developing human dorsal and lumbal vertebral body. A microarteriographic study. J Anat 1981; 133: 625-638
40. Smith JW, Walmsley R. Experimental incision of the intervertebral disc. J Bone Jt Surg 1951; 33:612-625
41. Johnson EF, Berryman H, Mitchell R, Wood WB. Elastic fibres in anulus fibrosus of the adult human intervertebral disc. A preliminary report. J Anat 1985; 143: 57-63
42. Maroudas A, Stockwell R, Nachemson A, Urban J. Factors involved in the nutrition of the human lumbal intervertebral disc: cellularity and diffusion of glucose in vitro. J Anat 1975; 120: 113-130
43. Nachemson A. Lumbal intradiscal pressure. Experimental studies on post-mortem material. Acta Orthop Scand Suppl 1960; 43:1-104
44. Pech P, Houghton VM. Lumbal intervertebral disk: correlative MR and anatomic study. Radiology 1985; 156:699-701
45. Langrana NA, Edwards WT, Sharma M. Biomechanical analyses of loads on the lumbal spine. In Wiesel SW, Weinstein JN, Herkowitz H, Dvorák J, Bell G, eds. The Lumbal spine, 2nd ed., v I, Saunders, Philadelphia, 1996: 163-181
46. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbal spinal injuries. Spine 1983; 8: 817-831
47. Moskovich R. Biomechanics of the spine. In Crockard A, Hayward R, Hoff JT (eds). Neurosurgery, v II, 2nd ed, London: Blackwell Scientific Pub, 1992: 931-955
48. Panjabi MM, Pelker RR, White III AA. Biomechanics of the spine. In Wilkins RH, Rengachary SS, eds. Neurosurgery, v III, 2nd ed, New York: McGraw-Hill, 1996: 3751-3760
49. Rockoff SD, Sweet E, Bleustein J. The relative contribution of trabecular and cortical bone to the strenght of human lumbal vertebrae. Calcif Tissue Res 1969; 3: 163-175
50. Bell GH, Dunbar O, Beck JS, Gibb A. Variations in strenght of vertebrae with age and their relation to osteoporosis. Calcif Tissue Res 1967; 1:75-86
51. Carter DR, Hayes WC. The compressive behavior of bone as a 2-phase porous structure. J Bone Joint Surg 1977; 59 (A): 954-957
52. Hansson T, Roos B. The influence of age, height and weight on the bone mineral content of lumbal vertebra. Spine 1980; 5: 545-547

53. Lane JM, Healey JH, Schwartz E, et al. Treatment of osteoporosis with sodium fluoride and calcium: Effects on vertrebral fracture incidence and bone histophotometry. Orthop Clin N Am 1984; 15: 729-745

54. Riggs BO, Hodgson SF, O'Fallon WM, et al. Effect of fluoride treatment on the fracture rate of postmenopausal women with ossteoporosis. N Eng J Med 1990; 322:802-809

55. Lindahl O. Mechanical properties of dried defatted spongy bone. Acta Orthop Scand 1976; 47:11-19

56. Weaver JK. Bone: its strenght and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content. J Bone Joint Surg 1966; 41(A): 935-938

57. McBroom RJ, Hayes WC, Edwards WT, Goldberg RP, White AA. Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography. J Bone Joint Surg 1985; 67(A): 1206-1209

58. Nachemson AL. The lumbal spine, an orthopaedic challenge. Spine 1976; 1: 59-71

59. Farfan HF. Mechanical disorders of the low back. Philadelphia: Lea & Febiger, 1973

60. Panjabi MM, Oxland T, Takata K, et al. Articular facets of the human spine. Quantitavie three-dimensional anatomy. Spine 1993; 18:1298-1310

61. Schultz A, Anderson G, Ortengren R, Haderspeck K, Nachemson A. Loads on the lumbal spine. Validation of a biochemical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals. J Bone Joint Surg 1982; 64:713-720

62. Morris JM, Lucas DB, Bresler B. Role of the trunk instability of the spine. J Bone Joint Surg 1961; 43: 327-351

63. Hirsch C. The reaction of intervertebral disks to compression forces. J Bone Joint Surg 1955; 37: 1188-1190

64. Prasad P, King AI, Ewing CL. The role of articular facets during +Gz acceleration. J appl Mech 1974; 41:321-324

65. Nachemson AL, Morris JM. In vivo measurements of intradiscal pressure. Discometry. A method for determination of pressure in the lower lumbal discs. J Bone Joint Surg 1964; 46: 1077-1080

66. Nachemson AL. Towards a better understanding of back pains: A review of the mechanics of the lumbal discs. Rheumatol Rehabil 1975; 14:149-151

67. Andersson GBJ, Ortengren R, Nachemson A, Elfstromg G. Lumbal disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. I. Studies on an experimental chair. Scand J Rehabil Med 1974; 6: 104-107

68. Asmussene K. Form and function of the erect human spine. Clin Orthop 1962; 25:55-58

69. Kulak RF, Schultz AB, Belytschko T, Galante J. Biomechanical characteristics of vertebral motion segments and intervertebral discs. Orthop Clin N Am 1975; 6:121-147

70. Adams MA, Hutton WC. Prolapsed intervertebral disc. A hyperflexion injury. Spine 1982; 7:184-191

71. Hirsh C, Nachemson AL. New observations on mechanical behavior of lumbal discs. Acta Orthop Scand 1954; 23:254-283

72. Reuber M, Schultz A, Denis F, Spencer D. Bulging of lumbal intervertebral discs. J Biomech Eng 1982; 104: 187-190

73. Adams MA, Hutton WC. The effect of posture on the lumbal spine. J Bone Joint Surg 1985; 67:625-629

74. Nachemson AL, Schultz AB, Berkson MH. Mechanical properties of human lumbal spine motion segment. Influence of age, sex, disk level and degeneration. Spine 1979; 4:1-8, 1979

75. Gover WE, Pedrini V. Age-related variations in protein polysaccharides from human nucleus pulposus, annulus fibrosus, and costal cartilage. J Bone Joint Surg 1969; 51:1154-1162

76. Urbin JPG, Holm S, Maroudas A, et al. Nutrition of the intervertebral disk. Clin Orthop 1977; 129: 101-114

77. Adams MA, Hutton WC. The effect of posture on the role of apophyseal joints in resisting intervertebral compressive forces. J Bone Joint Surg 1980; 62:358-362

78. Lin HS, Liu YK, Adams KH. Mechanical response to the lumbal intervertebral joint under physiological (complex) loading. J Bone Joint Surg 1978; 60A: 41-55

79. Yang K, King A. Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain. Spine 1984; 9:557-559

80. Hazlett JW, Kinnard P. Lumbal apophyseal process excision and spinal instability. Spine 1982; 7:171-173

81. Raynor RB, Moskovich R, Zidel P, Pugh J. Alterations in primary and coupled neck motions after facetectomy. Neurosurgery 1987; 21: 681-687

82. Nachemson AL, Evans JH. Some mechanical properties of the third lumbal interlaminar ligament (ligamentum flavum). J Biomech 1968; 1:211-220

83. Panjabi MM, Takata K, Goel VK. Kinematics of lumbal intervertebral foramen. Spine 1983; 8: 348-357

84. Panjabi MM, White AA, Keller D, Southwick WO, Friedlaender G. Stability of the cervical spine under tension. J Biomech 1978; 8: 327-336

85. Crockard HA, Ranssford AO. Stabilization of the spine. In Symon L, Caliauw L, Cohadon F, Guidetti B, Loew F, Nornes H, Pasztor E, Pertuiset B, Pickard JD, Yaşargil MG, eds. Advances and technical standards in neurosurgery, Wien: Springer Verlag, 1990; 17:158-188

86. White AA III, Panjabi MM. Clinical biomechanics of the spine. 2nd ed., Philadelphia: Lippincott, 1990

87. Moroney SP, Schultz AB, Miller JAA, Andersson JBJ. Load-displacement properties of lower cervicel spine motion segments. J Biomech 1988; 23: 769-771

88. Panjabi MM, Oda T, Crisco JJ III, et al. Posture affects motion coupling patterns of the upper cervical spine. J Orthop Res 1993; 11: 525-536

89. Pelker RR, Gage JR. The correlation of idiopathic lumbal scoliosis and lumbal lordosis. Clin Orthop 1982; 163:199-201

90. Panjabi M, Yamamoto I, Oxland T, Crisco JJ. How does posture affect coupling in the lumbal spine? Spine 1988; 13:1365-1370

91. Panjabi MM, Yamamoto I, Oxland T, Crisco JJ. How does posture affect the coupling? Spine 1984; 14: 1004-1006

92. Posner I, White AA, Edwards WT, Hayes WC. A biomechanical analysis of the clinical stability of the lumbal and lumbosacral spine. Spine 1982; 7:374-389

93. Panjabi MM, White AA, Johnson RM. Cervical spine mechanics as a function of transection of components. J Biomech 1975; 8: 327-336

94. O'Brien J, McCall I. Plain films of the lumbal spine. In Wiesel SW, Weinstein JN, Herkowitz Dvorák J, Bell G, eds. The Lumbal spine, 2nd ed, v I, Philadelphia: Saunders, 1996: 333-353

95. Meschan I. Radiology of the spine. In Meschan I, Farrer-Meschan RM, eds. Roentgen signs in diagnostic imaging. 2nd ed, v III, , Philadelphia: Saunders, 1985: 1-134

96. Heithoff KB. Myelography and computed tomography of the lumbal spine. In Wiesel SW, Weinstein JN, Herkowitz Dvorák J, Bell G, eds. The Lumbal spine, 2nd ed, v I, Philadelphia: Saunders, 1996: 376-428

97. Meschan I, Coin CG. Computed tomography of the spine. In Meschan I, Farrer-Meschan RM, eds. Roentgen signs in diagnostic imaging. 2nd ed, v III, Philadelphia: Saunders, 1985: 135-190

98. Taveras JM, ed. Spine and spinal canal. In Neuroradiology, 3rd ed, Baltimore: William & Wilkins, 1996: 783-908

99. Ulrich GG, Binet EF, Sanecki MG, Kieffer SA. Quantitative assesment of the lumbal spinal canal by computed tomograhy. Radiology: 1980; 134: 137-140

100. Mulholland R, McCall R. Magnetic resonance imaging of the lumbal spine. In Wiesel SW, Weinstein JN, Herkowitz Dvorák J, Bell G, eds. The Lumbal spine, 2nd ed, v I, Philadelphia: Saunders, 1996: 353-376

101. Findlay GF. Adverse effects of the management of malignant spinal cord compression. J Neurol Neurosurg Psychiatry 1984; 47: 761-768

102. Crockard HA. When should spinal extradural metastases be treated surgically? In Gafrield W, ed. More dilemmas in the management of the neurologic patient.

London: Churchill Livingstone, 1987: 106-117

103. Paraicz E. Laminectomy or laminotomy. Zentrbl Neurochir 1987; 48: 327-334
104. McSweeney T. Deformities of the spine following injuries to the cord. In Vinken PJ, Bruyn GW, eds. Handbook of clinical neurology, v 26, Amsterdam: North-Holland Pub Co, 1976: 159-174
105. Levack B, Kernohan J, Edgar MA, Ransford AO. Observations on the current and future surgical management of hydatid disease affecting vertebrae. Spine 1986; 11: 583-590
106. Kadıoğlu HH, Tüzün Y, Aydın İH. Petroklival yerleşimli primer multipl hidatik kist. (Olgu bildirisi). AÜTD 1995; 27 (4):137-140
107. Kornblatt MD, Casey MP, Jacobs RR. Internal fixation in lumbosacral spine fusion. A biomechanical and clinical study. Clin Orthop 1986; 203: 141-150
108. Gurr KR, McAfee PC, Shih C. Biomechanical analysis of posterior instrumentation systems after decompressive laminectomy. J Bone Joint Surg 1988; 70A:680-691
109. Gurr KR, McAfee PC, Warden KE, Shih C. Roentgenographic and biomechanical analysis of lumbal fusions: A canine model. J Orthop Res 1989; 7: 838-848
110. Drummond D, Guadagni J, Keene JS, Breed A, Narechania R. Interspinous process segmental spinal instrumentation. J Pediatric Orthop 1984; 4: 397-404
111. Panjabi MM, Abumi K, Duranceau J, Crisco JJ. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: II. Stability provided by eight internal fixation devices. Spine 1988; 13: 1135-1140
112. Nagel DA, Kramers PC, Rahn BA, Cordey J, Perreine SM. A paradigm of delayed union and nonunion in the lumbosacral spine. Spine 1991; 16:553-559
113. Nagel DA, Edwards WT, Schneider E. Biomechanics and spinal fixation in fusion. Spine 1991; 16:151-154
114. Zindrick MR, Wiltse LL, Widell EH, Thomas JC, Holland WR, Field BT, Spencer CW. A biomechanical study of intrapeduncular screw fixation in the lumbosacral spine. Clin Orthop 1986; 203: 99-112
115. McAfee PC, Lubicky JP, Werner FW. The use of segmental spinal instrumentation to preserve longitudinal spinal growth: An experimental study. J Bone Joint Surg 1983; 65: 935-942
116. McAfee PC. Biomechanical approach to instrumentation of thoracolumbal spine. A review article. Adv Orthoped Surg 1985; 313-327
117. Wenger DR, Carollo JJ. The mechanics of thoracolumbal fractures stabilized by segmental fixation. Clin Orthop 1984; 189: 89-96
118. Shirado O, Zdeblick TA, McAfee PC, Warden KE. Biomechanical evaluation of methods of posterior stabilization of the spine and posterior lumbal interbody arthrodesis. A calf spine model. J Bone Joint Surg 1991; 73: 518-526

119. Blumenthal S, Gill K. Complications of the Wiltse pedicle screw fixation system. Spine 1993; 13: 1867-1871

120. Lee TC. Transpedicular reduction and stabilization for postlaminectomy lumbal instability. Acta Neurochir (Wien) 1996; 138: 139-145

121. Pihlamajamäki H, Böstman O, Ruuskanen M, Myllynen P, Kinnunen J, Karaharju E. Posterolateral lumbosacral fusion with transpedicular fixation. Acta Orthop Scand 1996; 67:63-68

122. Yoganandan N, Larson SJ, Pintar F, Maiman DJ, Reinartz J, Sances A. Biomechanics of lumbal pedicle screw/plate fixation in trauma. Neurosurgery 1990; 27: 873-881