

3

LOMBER OMURGANIN VE LOMBER DİSKİN BİYOMEKANİĞİ

Dr. Tunç ÖKTENOĞLU

“Düşünme zihnin işi, hayal ise zevkidir. Düşünme yerine hayal etmek, zehri besinden ayırt etmemektir.

Victor Hugo

Omurganın biyomekanik özelliklerinin daha iyi bilinmesi, omurga rahatsızlıklarına yol açan dış etkenlerin daha iyi anlaşılmasını sağlamaktadır. Bu durum, hem tanı koyma hem de tedavi aşamasında hastaya en uygun yöntemin uygulanmasına olanak sunmaktadır.

Omurga; koronal planda her dört bölgede (*servikal, torakal, lomber ve sakral*), vertikal planda da düz bir hat üzerinde bulunmaktadır. Sagittal planda bölgesel farklılıklar içermekte olup, servikal ve lomber bölgelerde ise kifoz eğimine sahiptir. Bu bölümde, lomber bölgenin ve lomber intervertebral disk yapılarının biyomekanik özellikleri üzerinde durulacaktır.

Lomber omurganın morfolojik yapısı, statik ve dinamik bölümler olmak üzere iki grupta incelenmektedir. *Statik yapı*; omur cismi, pedikül, faset eklem yüzleri, lamina, spinöz ve transvers çıkıntından oluşmaktadır.

Dinamik yapı ise; intervertebral disk dokusu, anterior longitudinal ligaman (ALL), posterior longitudinal ligaman (PLL), supraspinöz ligaman (SSL), interspinöz ligaman (ISL), ligamentum flavum (LF), kapsüller ligaman (KL) ve paravertebral adale dokusundan oluşturmaktadır. Lomber omurlar, sagittal planda “*lordoz*” olarak tanımlanan bir eğim ile dizilmişlerdir. Ayakta duran bir insanın tüm omurgasını etkileyen yer çekimi hattı (C7 omurundan S2 omuruna kadar çizilen çizgi “*plumb line*”), koronal planda spinöz çıkıntılardan geçerken, sagittal planda lomber omurların pedikülleri hizasından geçtiği için lomber omurga bölgesinde yaklaşık 30 derecelik bir lordoz açısı oluşturmaktadır. Bu açı, günlük yaşamda ayakta durduğumuzda yaklaşık olarak 10-15 derece artarken, dik bir şekilde oturduğumuzda ise 20-35 derece azalmaktadır⁽¹⁾.

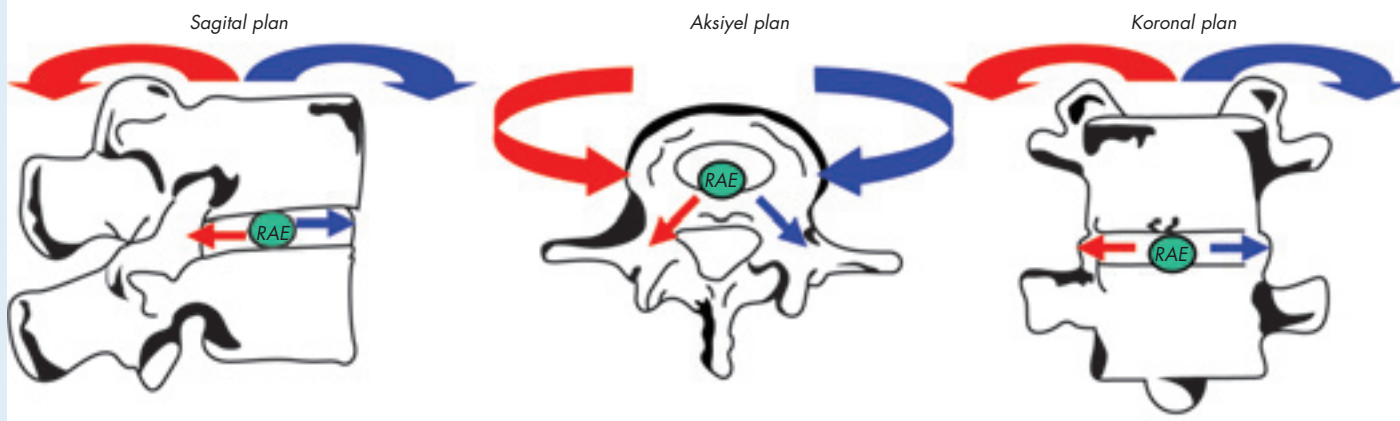
Lomber lordozun artmasının; arka anulusun beslenmesinin bozulması, omurilik kanal çapının azalması, faset eklemlerden ve arka anulustan geçen yükün artması gibi bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Lomber lordoz, hareket sırasında adale ve bazı ligamanlarda gevşemeye yol açarak bu dokuların enerjini absorbe etmesine yardımcı olmaktadır. Öte yandan, lordozun azalması; özellikle arka paravertebral adale gurubunun lomber spinal kolona olan hareket kolunu kısaltmaktadır. Lomber lordozun artması ile disk içerisindeki hidrostatik basıncın azalması mümkündür, ancak bu etki, basma yüklenmesinin lordoz ile birlikte artması durumunda ortadan kalkmaktadır⁽²⁾.

Lomber bölgenin hareket aralığına bakıldığında; rotasyonun anlık eksen (RAE); fleksiyon hareketi sırasında disk mesafesinin ön tarafında, ekstansiyon hareketi sırasında ise arka tarafta faset eklemler hizasında bulunmaktadır.

Yana eğilme (“*lateral bending*”) hareketi; sağ tarafa doğru olduğunda RAE’yi koronal planda disk mesafesinin soluna, sol tarafa doğru olduğunda disk mesafesinin koronal planda sağına yerleşmektedir.

Aksiyel rotasyon (“*torsiyon*”) hareketlerinde (sağlı ve sollu) ise RAE, disk mesafesi içerisinde kalmaktadır (**Şekil 1**).

Dolayısıyla rotasyonun anlık eksen; sabit bir nokta olmayıp, hareket sırasında dinamik olarak sürekli yer değiştirmektedir. Özellikle travma gibi omurga kolonunun stabilizasyonunun bozulduğu durumlarda, RAE’nin yeri değişmekte ve instabilite ortaya çıktığı durumlarda RAE’yi eski yerine getirebilmek için cerrahi olarak değişik fiksasyon teknikleri uygulanmaktadır.



Şekil 1: Rotasyonun anlık eksen (RAE)'nin üç plandaki harekete göre yer değiştirmesi görülmektedir.

Lomber bölgede birleşik hareket oldukça fazladır. Fleksiyon-ekstansiyon hareketi, L1 seviyesinde 12-14 dereceden L5 seviyesinde 18 dereceye kadar artmaktadır.

Lateral bending biraz daha sabit kalmaktadır. Her bir segmentte yaklaşık 7-9 derece olmaktadır. Aksiyel rotasyon ise, her bir segmentte 3 derece kadardır (Tablo 1).

Lomber omurga kolonunun tüm omurga kolonunun hareketine olan katılımı; toplam 250 derece olan tüm omurga fleksiyon ve ekstansiyon hareketinin 95 derecesini, toplam 150 derece olan yana eğilme "lateral bending" hareketinin 40 derecesini ve toplam 100 derece olan aksiyel rotasyon hareketinin ise 18 derecesini sağlamaktadır⁽³⁾.

Tablo 1: Lomber hareket aralığı (°).

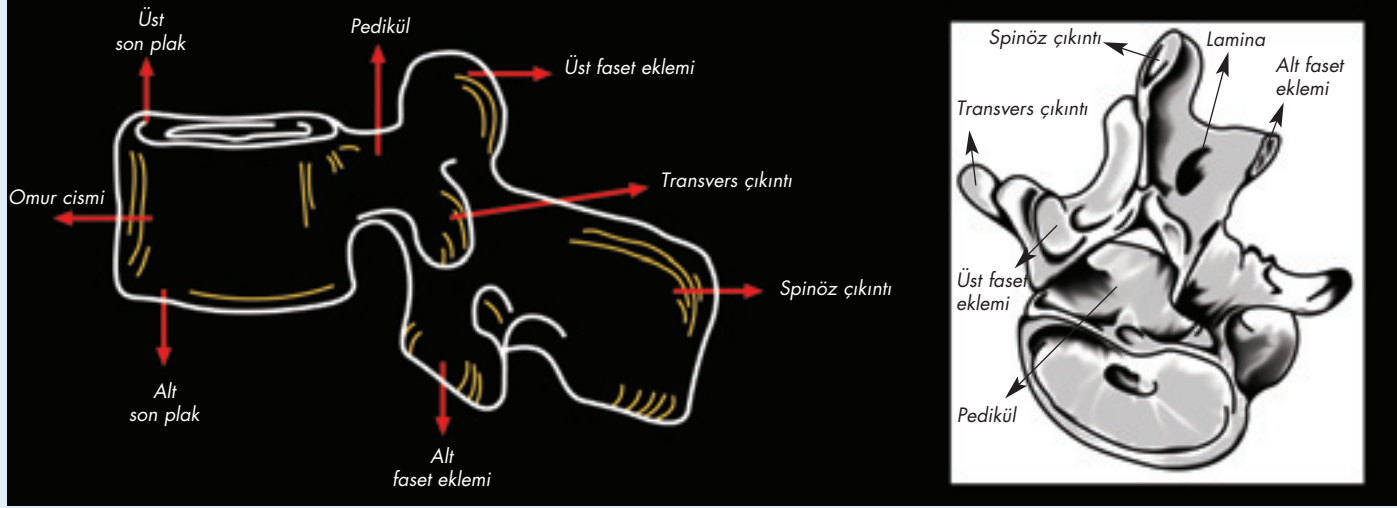
Segment	Fleksiyon + ekstansiyon (°)	Tek taraflı lateral bending (°)	Tek taraflı aksiyel rotasyon (°)
L1-L2	12	6	2
L2-L3	14	6	2
L3-L4	15	8	2
L4-L5	16	6	2
L5-S1	17	3	1

Omur Cismi

Lomber omur cisimlerinin üç farklı plandaki geometrik yapısı incelendiğinde şu özellikler göze çarpmaktadır⁽⁴⁾ (Şekil 2): Aksiyel planda bakıldığında, L5 omuru hariç genellikle böbrek şeklinde görünmektedir. Beşinci lomber (L5) omur cismi daha çok oval şeklindedir. Omur cisminin bu plandaki genişliğine bakıldığında, ön-arka genişliğin sağ-sol genişliğinden daha dar olduğu göze çarpmaktadır. Lomber omur cisminin aksiyel plan sağ-sol genişliği; L1 seviyesinde 35-40 mm iken, L5 seviyesinde 50-55 mm'ye çıkmaktadır. Aksiyel plan ön-arka genişliği ise 25-30 mm kadardır. Belirtilen genişlik değerleri, bu bölgeye yapılacak olan anterior veya posterior cerrahilerde seçilecek vida boyunun belirlenmesinde önem arz etmektedir.

Omur cisminin intervertebral disk mesafesi ile komşu olduğu yerde "son plak" ("end plate") adı verilen bölüm bulunmaktadır. Son plağın genişliği ve derinliğine bakıldığında L1 seviyesinden L5 seviyesine doğru genişlik yaklaşık olarak % 14 oranında artarken, derinlik sabit kalmaktadır. Son plakların (üst ve alt) genişliğinin, derinliğine oranı L1 seviyesinden L5 seviyesine doğru artmaktadır. Üst son plak için bu oran; L5 mesafesinde L1 mesafesine göre % 12 artarken, alt son plakta L5 mesafesinde % 21 artmaktadır. Son plak alanı ölçüldüğünde, L1 mesafesinden L5 mesafesine doğru bu oran üst son plakta % 17; alt son plakta % 9 oranında artmaktadır. Alt son plağın alanı, en geniş şekilde L3 mesafesinde görülmektedir. Koronal planda bakıldığında, omur cisminin yanlarının konkav şekilde olduğu; sagittal planda bakıldığında ise, omur cisminin ön yüksekliğinin arka yüksekliğinden daha fazla olduğu görülmektedir. Bu yükseklik, yaklaşık

olarak 20-30 mm'dir. Bu yükseklik farkı, lomber lordoz açısında etkili olmaktadır.



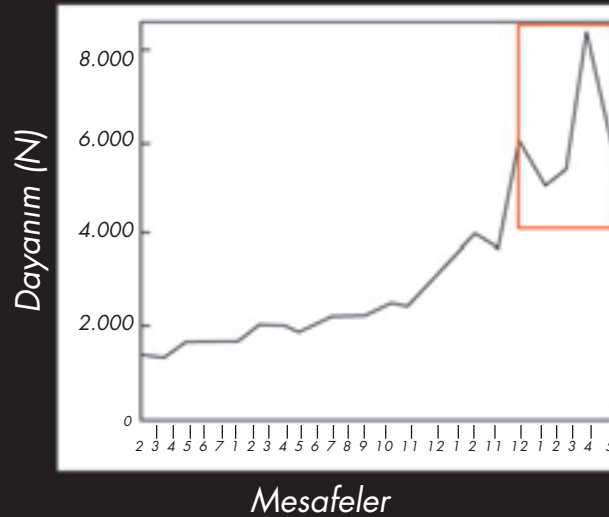
Şekil 2: Lomber omurganın yan ve superior-medial görüntüsü.

Omurganın, basma ("kompresif") ve çekme ("distraktif") yüklere dayanımı önemlidir. Panjabi⁽⁴⁾, statik yüklenmeye karşı en fazla direncin L4 omurga cisminde olduğunu belirtmiştir. Lomber omurga cisimlerinin, basma yüklere direnci 5500-8000 N aralığındadır⁽⁴⁾ (Şekil 3). Bu direnç, daha sert yapıda olan korteks sayesinde gerçekleşmektedir. Süngerimsi ("spongiöz") kemiğin, basma yüklenmelere direnci daha azdır. Ancak, daha önemlisi direncin omurga cisminde lokalizasyona göre farklılık göstermesidir. En yüksek direnç,

merkezde bulunan süngerimsi kemikte görülmektedir⁽⁵⁾ (Şekil 4). Çekme ("distraktif") yüklenmelerde ise, en zayıf bölge omurga-son plak birleşiminde görülmektedir. Örneğin, Chance tipi (emniyet kemeri, fleksiyon-distraksiyon) yaralanmalarda, kırık hattı çoğunlukla bu bölgede ortaya çıkmaktadır (Şekil 5). Omurga cisminin yüklenmelere karşı direncinin, tekrarlayan yüklenmeler ile azaldığını Hannsson 1987 yılında ifade etmiştir. Yaklaşık olarak 5000 N yüklenme omurga cisminin dayanımı da % 50 oranında azalmaya yol açmaktadır.

◆ Statik basma yüklemesine dayanım (N)

L1	6000
L2-L3	5500
L4	8000
L5	6000



Şekil 3: Lomber omurganın aksiyel yüklenmeye direnci görülmektedir.



Şekil 4: Lomber diskin aksiyel yüklenmeye direnci görülmektedir.

Pedikül

Lomber bölge pedikül yapısında dikkat edilmesi gereken anatomik özellikler şu şekilde özetlenebilmektedir: Pedikülün iç yan ve alt yüzündeki korteks kalınlığı, dış yan ve üst yüzündeki korteks kalınlığından daha fazladır. Pedikülün üst sınırı, omur cisminin üst son plağı hizasında bulunmaktadır. Pedikül üst sınırı genellikle düz bir hat şeklindeki, alt sınırı daha konkav bir yapıdadır.

Pedikül yüksekliği, erişkinlerde genellikle 15 mm'dir. Pedikül yüksekliği; L1 mesafesinde 15,9 mm, L5 mesafesinde ise 19,6 mm olarak ölçülmektedir. Pedikülün transvers plandaki kalınlığı; L1 mesafesinde 8,6 mm, L5 mesafesinde ise 18,9 mm arasında değişmektedir⁽¹⁾. Pediküllerin transvers plandaki orta hatta olan oryantasyonu, T12'den sonra her bir mesafede yaklaşık 5 derece artarak gerçekleşmektedir.

Pedikülün transvers plan oryantasyonu, son omur olan L5 mesafesinde yaklaşık olarak 15-30 derecedir. Pedikül vida uygulamalarında üst lomber bölgede orta hatta olan açılanmanın, alt lomber bölgeye göre daha az olması gerekmektedir. Pedikül vidasının omur cismine açı ile uygulanması, vidanın dışarıya çıkmasını daha da zorlaştırmakta ve pedikül kemik yapısı vidanın stabilizasyonunun yaklaşık % 60'ını sağlamaktadır⁽²⁾.

Faset Eklem

Faset eklemler, lomber bölgede sagittal oryantasyondadır (Şekil 6). Bu durum; faset eklemlerin fleksiyon ve ekstansiyon hareketine izin verdiği, ancak aksiyel rotasyon hareketini kısıtladığı anlamına gelmektedir. Transvers plandaki kesitlere bakıldığında üst faset eklem yüzeyinin konkav, alt faset eklem yüzeyinin ise konveks yapıda olduğu görülmektedir. Lumbosakral eklem bölgesi olan L5 alt faset eklemi daha çok koronal oryantasyondadır. Bu yapı, fleksiyon ve ekstansiyonu kısıtlayıcı özellik taşımaktadır.

Faset eklemler, arka kolonda yük taşıma görevini üstlenmektedir. Üst faset eklemi bir üstteki omurdan gelen yükü taşımakta, alt faset eklemi ise yükü bir alttaki omura iletmektedir.



Şekil 5: MR görüntülemeye, T2 ağırlıklı sagittal kesitlerde L3 mesafesinde fleksiyon distraksiyon yaralanması görülmektedir.

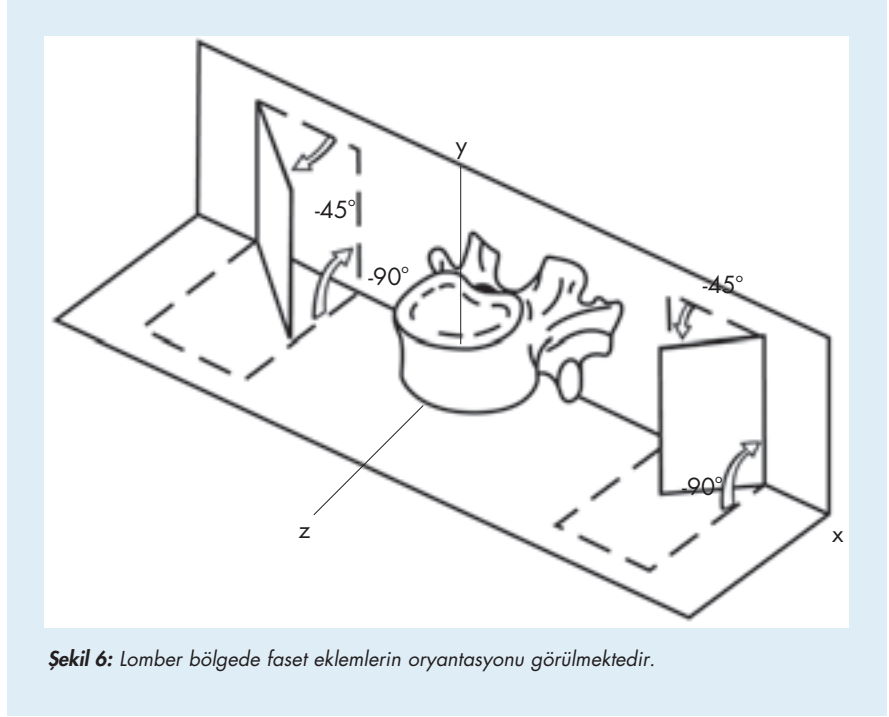
Normal bir intervertebral disk yapısında; lomber omur cismi aksiyel plan basma yüklerinin % 80'ini taşıırken, arka eleman olan fasetler bu yükün % 20'sini taşımaktadır. Ancak, disk dokusunun dejenere olduğu ve buna bağlı olarak intervertebral disk mesafesinin daraldığı durumlarda, fasetlerden geçen yük yaklaşık olarak % 70'lere kadar çıkmaktadır.

Lomber vertebranın basma yüklenmesine dayanımı korteks bölümünden kaynaklanırken, faset eklemlerin basma yüklenmesine dayanımını eklem yüzeylerinin konumundan, kapsüller ligamandan ve bir miktar da alt fasetin bir alt mesafedeki laminaya dayanmasından kaynaklanmaktadır^(7,8). Biyomekanik çalışmalar, faset eklemin yük taşıma kapasitesini ortaya koymuştur. Lamy ve arkadaşları⁽⁹⁾, lomber bölgede yük taşıma kapasitesini 3000 N olarak belirtmişlerdir. Aşırı yüklenmede çökme, pedikül veya pars interartikularis düzeyinde olmaktadır. Translasyonel kuvvetlere direnç, faset eklemlerinde omurganın ön elemanlarına oranla çok daha yüksektir. Lu ve arkadaşları⁽¹⁰⁾, omurganın ön elemanlarının rezeksiyonu sonrası fizyolojik yüklenmede translasyonda öne ("anterior") % 12 ve arkaya ("posterior") % 18 oranında artış saptamışlardır. Faset eklem rezeksiyonu sonrasında ise, translasyonda öne % 101,7 ve arkaya % 117,1 oranında artış olduğunu bildirmişlerdir. Çeşitli biyomekanik çalışmalarda; faset eklemin ekstansiyonda kontakt hale gelmesi ile rotasyonu sınırladığını, benzer şekilde rotasyonda da unilateral kontakt ile hareketi sınırladığını ve fleksiyonda ise çevresel ligamanlar ile birlikte hareketi sınırlayıcı etki gösterdiği ifade edilmiştir⁽¹¹⁻¹³⁾. Lomber bölgede üst ve alt fasetlerin genişliği yaklaşık olarak 13 mm, yüksekliği ise 15 mm'dir. Bu değerler, sağ ve sol bölge arasında önemli farklar göstermektedir. Faset eklemlerin yüksekliklerinin, genişliklerine oranı ise yaklaşık olarak aynıdır. Lomber faset eklem kalınlığı L1 mesafesinde 10 mm iken, L5 mesafesinde 20 mm kadardır. Faset eklem yüksekliği ise 12-20 mm arasında değişmektedir⁽⁴⁾.

Lomber faset eklemleri, sağ ve sol faset eklemleri olarak simetrikdir. Üst ve alt faset eklemler karşılıklı olarak ayrı ayrı ele alındığında, açılma değerleri sagittal ve transvers planlarda şu şekilde özetlenebilmektedir: Üst faset eklemleri transvers planda L1 mesafesinde 82,9 derece; L5 mesafesinde 86 derece; sagittal planda L1 mesafesinde 139 derece; L5 mesafesinde 117 derece açı yapmaktadır. Alt faset eklemleri ise transvers planda L1 mesafesinde 81,4 derece; L5 mesafesinde 71 derece; sagittal planda L1 mesafesinde 152 derece; L5 mesafesinde ise 127 derece açı yapmaktadır. Genel olarak bakıldığında, faset eklemlerin sagittal plan açısının L1 mesafesinden alt seviyelere inildikçe azaldığı görülmektedir. Faset eklemlerinin transvers plan açısı ise, genel olarak L1 mesafesinden L5 mesafesine doğru çok büyük farklılıklar göstermemektedir⁽¹⁴⁾.

Lamina

Lamina yapısının ortalama kalınlığı 4 mm'dir. Bu kalınlığın, üst sınırında 1-2 mm, alt sınırında ise 6-8 mm olduğu bilinmektedir. Lamina kalınlığı L5 mesafesinde daha az olduğu için translamina vida uygulaması bu seviyede zor olmaktadır. Laminanın yüksekliği 15-20 mm arasında değişmekte ve genişliği alt faset eklemine doğru artmaktadır⁽¹⁵⁾.



Şekil 6: Lomber bölgede faset eklemlerin oryantasyonu görülmektedir.

Spinöz ve Transvers Çıkıntılar

Spinöz çıkıntı uzunluğu; L1 mesafesinde 68 mm iken, L3 mesafesinde 72 mm'ye kadar artıp daha sonra azalarak, L5 mesafesinde 68 mm olarak ölçülmektedir. Spinöz çıkıntılar, interspinöz dinamik gerilim bantlarının desteklenmesinde kullanılan interspinöz cihaz uygulaması sırasında önem taşımaktadır. Sakrumda yeteri miktarda spinöz çıkıntı bulunmadığı için L5-S1 omurları arasında bu cihazlar kullanılamamaktadır. Sağ ve sol transvers çıkıntılar arası genişlik, L1 mesafesinde 71 mm ve L5 mesafesinde 92 mm kadardır. Transvers çıkıntılar, posterolateral füzyon cerrahisinde füzyon yatağı olarak kullanılması dolayısıyla önem taşımaktadır.

Omurilik Kanalı

Omuriliğin geçtiği omurilik kanalının ön-arka mesafesi "derinlik", sağ-sol uzunluğu "genişlik" olarak değerlendirildiğinde; genişlik L1 mesafesinden L5 mesafesine doğru artmaktadır. Derinlik ise; L1 mesafesinden L3 mesafesine doğru azalırken, L3 mesafesinden L5 mesafesine doğru artmaktadır. Omurilik kanal genişliği, L1 mesafesinde 23,7 mm ve L5 mesafesinde 27 mm'dir. Omurilik kanal derinliği, L1 mesafesinde 19 mm; L3 mesafesinde 17,5 mm; L5 mesafesinde ise 19,7 mm olarak ölçülmektedir.

Omurilik kanal alanı ise; L1 mesafesinden L2 mesafesine doğru azalırken, L2 mesafesinden L4 mesafesine kadar sabit olup L5 mesafesinde kanal alanı artmaktadır. Omurilik kanal alanı, L1 mesafesinde 320 mm², L2 mesafesinden L4 mesafesine kadar 280 mm², L5 mesafesinde 330 mm²'dir.

Spinal Ligamanlar

Lomber spinal ligamanlar, kendi içerisinde en dayanıklıdan en zayıf olana doğru; ALL>PLL>LF>KL>ISL olarak sıralanmaktadır (Şekil 7).

Ligamanların dayanımı test edilirken, aksiyel planda çekme yüklenmesi uygulanmaktadır. Böylece, aynı zamanda aynı yüklenme şekli tüm ligamanlara aktarılmış olmaktadır. Lomber fleksiyona direnç sağlayan ligamanlar PLL, ISL, SSL ve KL'dir⁽¹⁶⁾.

Lomber spinal kolonun fleksiyon hareketi sırasında ligamanlar; yaklaşık olarak % 70 oranında, disk dokusu ise % 30 oranında direnç göstermektedir.

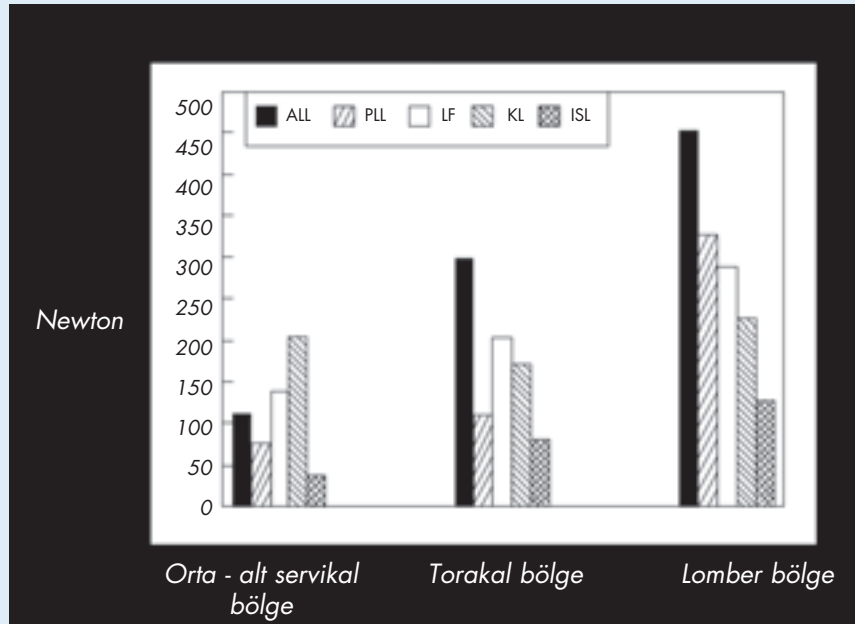
Ekstansiyon ve aksiyel rotasyon hareketleri ise, özellikle disk ve bir miktar da faset eklemler tarafından kısıtlanmaktadır⁽¹⁷⁾. Aşırı bir hiperfleksiyon travmasından sonra ilk hasar görecektir ligaman ISL, daha sonra KL'dir. Kombine hareket olarak, yana eğilme "lateral bending" ile birlikte fleksiyon gerçekleştiğinde tek taraflı olarak KL hasarı ortaya çıkmaktadır. Ligaman hasarının oluşması için, en az 60 Nm'lik bir eğilme hareketi ve 5-20 derece arasında bir fleksiyon hareketi gerekmektedir. Belirgin bir hasar ise, 120 Nm'lik bir eğilme hareketinden sonra ortaya çıkmaktadır⁽¹⁸⁾. Fonksiyonel spinal ünitedeki ligamanların morfometrik analizinde; T12 mesafesinden L5 mesafesine kadar ALL, LF ve ISL boyunda artış görülmektedir. KL, tüm mesafelerde aynı boyda kalmaktadır. Supraspinöz ligaman (SSL); en fazla L2-L3 aralığında uzun olup, diğer mesafelerde sabit uzunluktadır.

Posterior longitudinal ligaman (PLL)'ın boyu ise; L2-L3 mesafesinden sonra kısalmaktadır. Lomber bölgedeki tüm ligamanların boyu, L2-L3 mesafesinde en uzun boya sahiptir. Bunun sebebi, lomber lordozun apeksi olan L2-L3 mesafesinde olmasından kaynaklanmaktadır. Disk dejenerasyonu derecelendirmesi ile anterior ve posterior longitudinal ligamanların boyu arasında istatistiksel bağlamda anlamlı bir sonuç bulunmamaktadır⁽¹⁹⁾.

Lomber bölge ligaman yapısında özellik arz eden diğer bazı noktalar şu şekilde açıklanabilmektedir: Supraspinöz ligaman (SSL), L4-L5 ve L5-S1 bölgesinde diğer bölgelerinden farklı olarak örgü şeklinde bir yapıda bulunmaktadır. İnterspinöz ligaman (ISL); L3-L4 ve L4-L5 mesafelerinde daha düzgün bir lifsel yapıya sahipken, bazen içi boş veya yağ dokusu birikimli bir fibrotik bant yapısında da görülebilmektedir. Lomber lordozun apeksi olan L2-L3 mesafesinde olması dolayısıyla bu mesafede üst ve alt son plaklar birbirine paralel konumdadır. Böylece, bu mesafede ALL ve PLL boyu birbirine eşittir. Lomber bölge ligamanlarının morfolojisi ile fonksiyonu arasındaki ilişkiye bakıldığında şu çıkarımlarda bulunulabilmektedir⁽⁶⁾: Lomber rotasyonun anlık eksenine yakın olan ligamanların kesitsel alanı daha küçük olmaktadır. Diğer taraftan, rotasyonun anlık ekseninden uzak olan ligamanların kesitsel alanı daha büyük görülmektedir. Örneğin, lomber lordozun apeksi olan L2-L3 mesafesinde ligamanların kesitsel alanına bakıldığında anterior longitudinal ligaman (ALL) 54,5 mm²; PLL 20,8 mm²; ligamentum flavum (LF) 109,8 mm²; interspinöz ligaman (ISL) 43,5 mm² ve supraspinöz ligaman (SSL)'ın 82,1 mm² olduğu görülmektedir. Özellikle fleksiyon hareketi sırasında PLL, ekstansiyon hareketi oryantasyonundadır. Bunun fonksiyonel anlamı ise, aksiyel rotasyon hareketi sırasında bu ligamanın daha fazla şekil değişikliğine maruz kalmasıdır.

İntervertebral Disk Dejenerasyonu

Patoloji biliminde, zaman içinde oluşan değişiklikler "yaşlanma" olarak adlandırılmaktadır. Öte yandan, "dejenerasyon", dokunun fiziksel özelliklerinin bozulması ile birlikte doku veya hücrelerde regresif patolojik değişikliklerin olması sonucu yapının doku bütünlüğünün kaybolması veya fonksiyon kaybının oluşması şeklinde tanımlanmaktadır. İntervertebral disk (IVD), yaşlandıkça dejenerasyona uğramaktadır. Klinisyenlerin, morfolojik anatomik değişiklik olan yaşlanma ile aynı değişikliklerin klinik semptomlarla birlikte görüldüğü dejenerasyonu ayırt etmesi gerekmektedir. Her ne kadar intervertebral disk dejenerasyonu (IVDD) sıklıkla erişkinlerdeki bel ağrısı durumunda radyolojik olarak gösterilebilse de⁽²⁰⁾, bel ağrısı ile dejeneratif değişiklikler arasında henüz nedensel bir ilişki kurulamamıştır⁽²¹⁾. IVDD'nin ortak radyolojik özellikleri, bel ağrısı olmayan bir kişide de gösterilebilmektedir⁽²²⁾. Yaşlanma sürecindeki dejenerasyonun anatomik değişiklikleri ile patolojik olarak değerlendirilen değişiklikler arasında fark bulunmamaktadır^(23,24). Yaşlanma ve dejenerasyon büyük olasılıkla aynı patolojik gelişim olup, dejenerasyonda oluşan bazı fiziksel özellikler klinik semptomlara neden olabilmektedir. Lomber intervertebral disk dejenerasyonu, değişik yönleri ile araştırılması gereken klinik bir tablodur. Konunun daha iyi değerlendirilebilmesi; ancak intervertebral diskin anatomik, morfolojik ve biyomekanik özelliklerinin bilinmesi ile mümkün olabilir.



Şekil 7: Ligamanların direnci görülmektedir.

Yapısal Komponentler

İntervertebral diskin temel yapısını kollajen, proteoglikan ve su oluşturmaktadır. Kollajen ağ intervertebral iletişimi sağlarken, lameller yapıya harekete olanak sunmaktadır. Proteoglikanlar, osmotik özellikleri ile intervertebral disk dokusunun hidrasyonunu sağlamaktadır.

Su

İntervertebral disk (IVD), normalde yüksek oranda su içermektedir. Nükleus pulposus % 85 ve anulus fibrosus % 78 oranında su içermektedir. Yaşlanma ve/veya dejenerasyonla birlikte her iki dokudaki su oranı % 70'e düşmektedir⁽²⁵⁻²⁷⁾. Yaşla birlikte özellikle nükleus pulposusta proteoglikan içeriği ve sonuçta hidrasyon azalması gerçekleşmektedir^(5,28).

Kollajen

İntervertebral disk, Tip I ve Tip II kollajen içermektedir⁽²⁹⁾. İnsanlarda anulus fibrosusta % 60 oranında Tip II ve % 40 oranında Tip I kollajen bulunmaktadır. Tip II kollajende, intermoleküler alan daha büyüktür. Böylece daha fazla su tutabilmektedir. Sonuçta, yüksek oranda hidrate Tip II kollajen fibrilleri daha iyi deforme olarak kompresif yükleri daha fazla absorbe edebilmektedir. Hem gençlerde hem yaşlılarda dış anulus fibrosustaki kollajen oranı, iç anulus fibrosustan ve nükleus pulposustan daha yüksektir. Yaşla birlikte Tip I kollajen oranı artış göstermektedir. IVD, kompresif yüklenmeye olan direncini kaybetmektedir. Dejenerasyonla birlikte IVD içerisinde Tip III kollajenleri oluşmaya başlamaktadır. Tip III kollajen, dejeneran anulus fibrosus içerisinde görülmektedir.

Proteoglikan

İntervertebral disk içerisinde bulunan proteoglikanlar, temel bir protein ve buna bağlı glikozaminoglikanlardan (kondroitin 4-sülfat ve keratin sülfat) oluşmaktadır. Proteoglikanlar, bir bağlayıcı protein ile hialüronik aside bağlanarak agregat oluşturmaktadırlar. Anulus fibrosusta bulunan proteoglikanlar, nükleus pulposusta bulunan proteoglikanlara oranla daha fazla agregat oluşturmaktadırlar. Nükleus pulposusta ise, anulus fibrosusa göre daha yüksek oranda proteoglikan bulunmaktadır^(30,31). Yaşlanma ve dejenerasyonla birlikte toplam proteoglikan içeriği azalmaktadır^(27,28,32). Keratin sülfat/kondroitin 4-sülfat oranı artmaktadır^(26,33,34) ve proteoglikanların agregasyon özelliği azalmaktadır⁽³³⁾. Sonuç olarak, IVD'nin hidrasyon özelliği azalmaktadır.

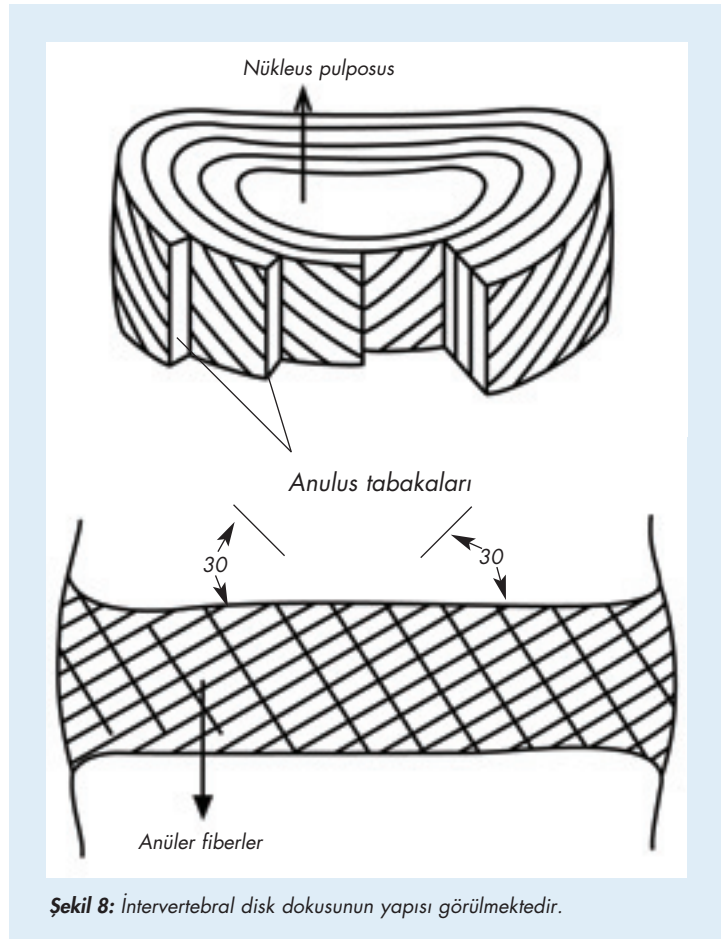
İntervertebral Diskin Anatomisi ve Fizyolojisi

İntervertebral disk (IVD), omurga yüksekliğinin % 20'sini oluşturmaktadır. Disk, temel olarak, dışarıda anulus fibrosus ve içeride nükleus pulposustan oluşmaktadır. Rostral ve kaudal olarak kartilajenöz son plak ("end plate") ile sınırlanmaktadır. Bu kırık yapı, hem IVD'yi düzgün bir şekilde kavramakta hem de medüller kemik ile bağlı olan bu kırık yapı ince porlar ("laminae cribrosae") ile diski beslemektedir. Ancak, yaşlanma ile birlikte son plaklar kalsifiye olmakta ve damarsal yapıyı kaybolmaktadır.

IVD, hemen hemen avasküler hale gelmekte (105 b) ve anaerobik metabolizma artmaktadır.

Yaşlanma ile birlikte su içeriğinin azalması ve vaskülarite değişikliği, fibrositlerde ve kondrositlerde görece bir artışa neden olur ki bu yapılar düşük pH değerli ortama daha dayanıklıdır. İlk 2 yaşa kadar nükleus pulposus translüsenttir⁽³⁵⁾. İkinci dekattan itibaren iç anulus ve nükleusta fibröz doku artışı olurken hem yükseklik hem proteoglikan kaybı gerçekleşmektedir⁽³⁶⁾. Üçüncü dekatta, nükleer fragmentasyon ve fibrosus görülmektedir. Dördüncü dekatta ise, progresif miyomatöz dejenerasyon, şişme ve fissür formasyonu oluşmaktadır^(37,38). Sonuçta; nükleus pulposus disorganize, dehidrate ve çevresel ve radial yırtıklarla birlikte fragmente olabilmektedir. Düz radyografik incelemelerde dejeneratif disk değişiklikleri dört evrede değerlendirilmektedir: Evre 1; normal disk, Evre 2; minimal skleroz ile birlikte disk aralığında daralma veya osteofit formasyonu, Evre 3; orta derecede skleroz ve Evre 4; ciddi skleroz ile birlikte disk aralığında daralma veya osteofit oluşumudur.

Anulus fibrosus, fibröz doku (başlıca kollajen) lamellerinden oluşmaktadır. Fibröz bantlar, zıt yönlerde 30 derece açı yapacak şekilde oryante olmuşlardır (**Şekil 8**). Anulus fibrosusun iç bantları kartilajenöz plaka, marjinal bölge ise vertebra korpusunun epifiz halkasına ve vertebra korpusunun kemik yapısına tutunmaktadır. Kemik yapıya tutunan fibröz bantlar (Sharpey's fiberleri), kartilajenöz plaka tutunan bantlardan daha kuvvetlidir. Anulus fibrosus; ventralde ve laterallerde, dorsaldekilere göre daha güçlü ve dayanıklıdır. Arka tarafta, anulus fibrosusu zayıf olması disk herniasyonu gelişiminde önemli bir etkidir.



Şekil 8: İntervertebral disk dokusunun yapısı görülmektedir.

Nükleus pulposus, bir notokord artığıdır ve intervertebral diskin arka tarafında yer almaktadır. Nükleusu çevreleyen yakın retiküler bantlar mukoid maddeden oluşmakta ve su içeriği zamanla azalmaktadır. Nükleus pulposusta bulunan su serbest değildir. Yoğun hidroskopik özellikleri ile makromoleküllere geri dönüşümlü olarak bağlanmaktadır. Basınca bağlı olarak sıvı hareketi gözlemlenmekte ve sıvı, yarı geçirgen bir membrandan diskin içine ve dışına hareket etmektedir. Diğer küçük moleküllü yapılar, örneğin atık maddeler ve besinlerde, bu yolla disk içine veya dışına hareket edebilmektedirler.

Disk içerisindeki sıvı miktarının basınca bağlı değişimi, disk aralığı fizyolojisinde hidrostatik basıncın etkili olduğunu göstermektedir.

İntervertebral diskin içerişi ile dışarı arasındaki denge, aşağıdaki formül ile sağlanmaktadır:

$$\begin{matrix} \text{Ekstradiskal} \\ \text{hidrostatik} \\ \text{basınç} \end{matrix} + \begin{matrix} \text{İntradiskal} \\ \text{onkotik} \\ \text{basınç} \end{matrix} = \begin{matrix} \text{İntradiskal} \\ \text{hidrostatik} \\ \text{basınç} \end{matrix} + \begin{matrix} \text{onkotik} \\ \text{basınç} \end{matrix}$$

Eşitliğin herhangi bir tarafında ağırlık artışı olursa, sıvının karşı tarafa geçmesiyle denge sağlanmaktadır (**Şekil 9**). Örneğin; aksiyel yüklenmenin artması halinde intradiskal sıvı, hidrostatik basınç etkisi ile ekstradiskal alana kaçmaktadır. Bu sıvı, yer değiştirmesi biyomekanik etkilere ek olarak besin ve atık maddelerin membranı geçmesine de olanak sağlamaktadır.

Disk Deformasyonu

Anulus fibrosusun dışarı taşması, bitişik vertebral korpus üzerindeki periosteumun kemikten ayrılmasına neden olmaktadır. Bu durumda, subperiosteal kemik oluşumu ("osteofit") görülmektedir (**Şekil 10**). İntervertebral disk herniasyonu dorsal tarafa doğru gerçekleşirken, osteofitik spurlar genellikle ön ve yan tarafta oluşmaktadır.

Disk Dejenerasyonun Patofizyolojisi

"Spondiloz", dejeneratif disk hastalığına bağlı vertebral osteofitozis olarak tanımlanmıştır⁽⁹⁾. Otopsi serilerinde intervertebral disk dejenerasyonu erkeklerde ikinci dekada görülmeye başlarken, kadınlarda üçüncü dekada oluşmaya başlamaktadır. Elli yaşında % 97 oranında intervertebral disk dejenerasyonu görülmüştür. En sık L3-L4 ve L4-L5 disklerinde dejenerasyon saptanmıştır. İntervertebral diskte oluşan dejeneratif değişiklikler tipik olarak dört oluşumdan birini, birkaçını veya hepsini içermektedir:

- ◆ Disk mesafesinde azalma,
- ◆ Disk son plağında düzensizlik,
- ◆ Disk mesafesinde skleroz,
- ◆ Osteofit formasyonu.

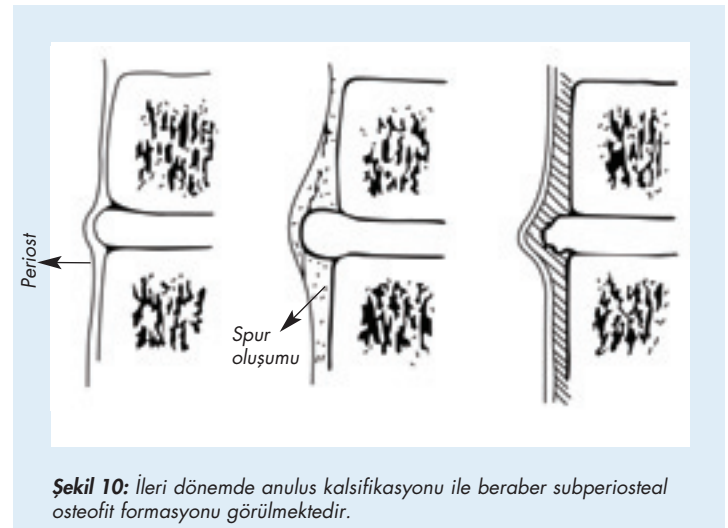
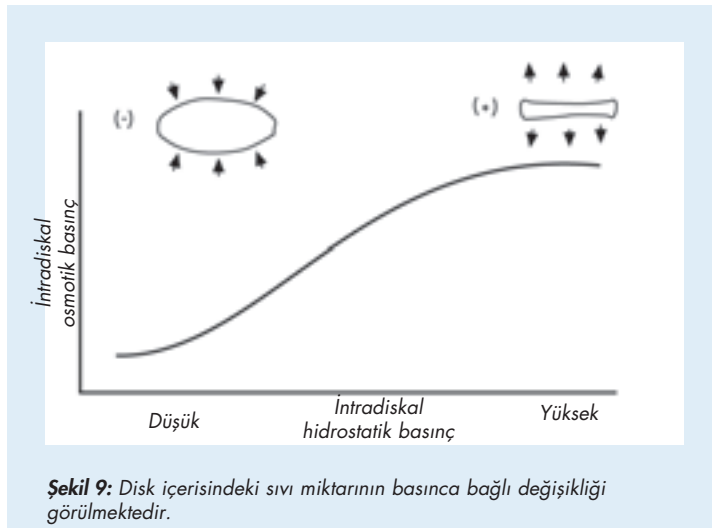
Yukarıda belirtilen temel değişiklikler, intervertebral disk üzerinde bulunan rotasyonun anlık ekseninde dorsale doğru yer değiştirmesine neden olmaktadır (**Şekil 11**).

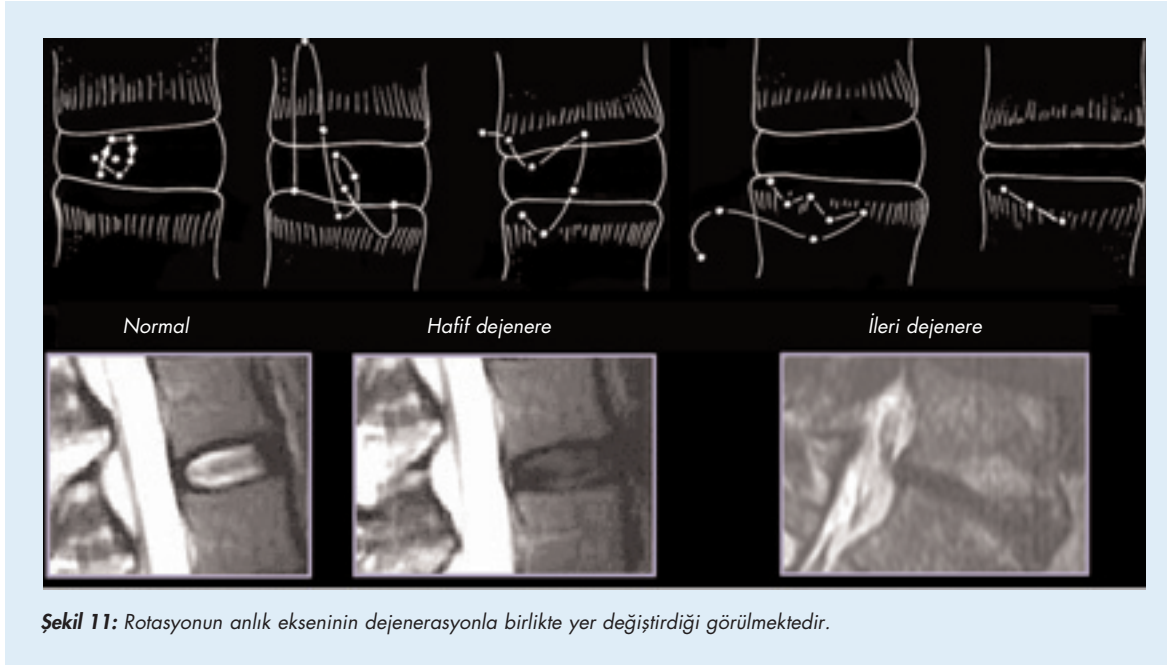
İntradiskal Hidrostatik ve Onkotik Basınç

İntradiskal basıncın kalıcı olarak yükselmesi, disk yüksekliğinde azalmaya neden olmaktadır. Sonuçta, anulus fibrosusta distorsiyon ve gerilme ile dejenerasyonun hızlanması gerçekleşmektedir. İntervertebral diskin sıvı içeriği ve vaskülarizasyonu zamanla azalmaktadır. Bahsi geçen faktörlerin yanı sıra diğer faktörler de, disk dejenerasyonunda önemli rol oynamaktadır. Dejenerasyonla birlikte kartilajenöz son plakta fissürler oluşmaktadır. Sonuçta, internal herniasyonlar (Schmorl's nodülü) meydana gelmektedir. İntervertebral disk içerisinde gaz birikmektedir (vakum fenomeni). Mukoid dejenerasyonu ve yaygın intervertebral disk dejenerasyonu sonucu omurga instabilitesi gelişmektedir.

İntervertebral Diskin Biomekaniği

İntervertebral diskin aksiyel yüklenmesinde intradiskal basınç simetrik olarak dağıtılmaktadır. Ancak, yüklenmenin bir tarafa olması durumunda disk içindeki basınç asimetrik olarak dağılmaktadır.





Şekil 11: Rotasyonun anlık ekseninin dejenerasyonla birlikte yer değiştirdiği görülmektedir.

Bu durum, nükleus pulposusun, yüksek basınçtan düşük basınçın olduğu tarafa doğru yer değiştirmesine neden olmaktadır. Aksine, disk içerisinde yüksek basınçın olduğu tarafta anulus fibrosus dışarı doğru taşmaktadır (Şekil 12).

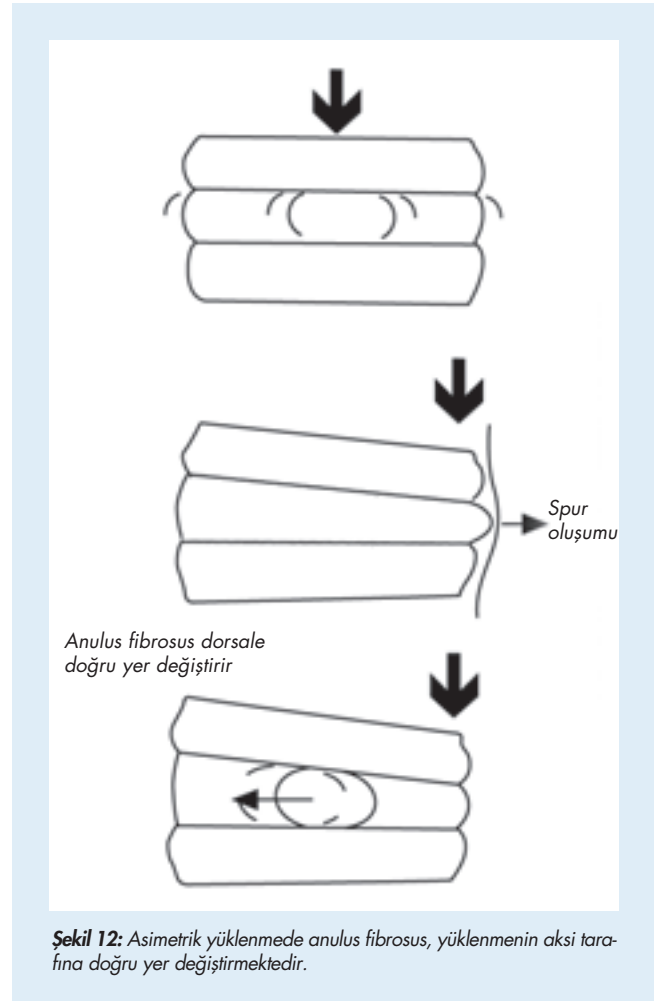
İntervertebral Diskin Kompresyon Özellikleri

İntervertebral disk (IVD) hidrasyonu, aksiyel yüklenmelere ve yaşamın erken dönemlerinde (30 yaşa kadar) diskin jelatinöz bir madde gibi davranmasına neden olmaktadır^(40,41). Kompresyon (basma) testlerinde, diskin düşük yüklerde yumuşak olduğu, ancak büyük yük değerlerinde stabiliteyi arttırmak için katı şekilde davrandığı görülmektedir. Bu nedenle, günlük aktivite sırasında kompresif yükler altında kalan normal elastik özelliğini koruyan nükleusun fıtıklaşmaya eğilimi az olmaktadır⁽⁴²⁾. IVD'ye yüklenme olması durumunda nükleus içerisinde belli bir basınç oluşmaktadır.

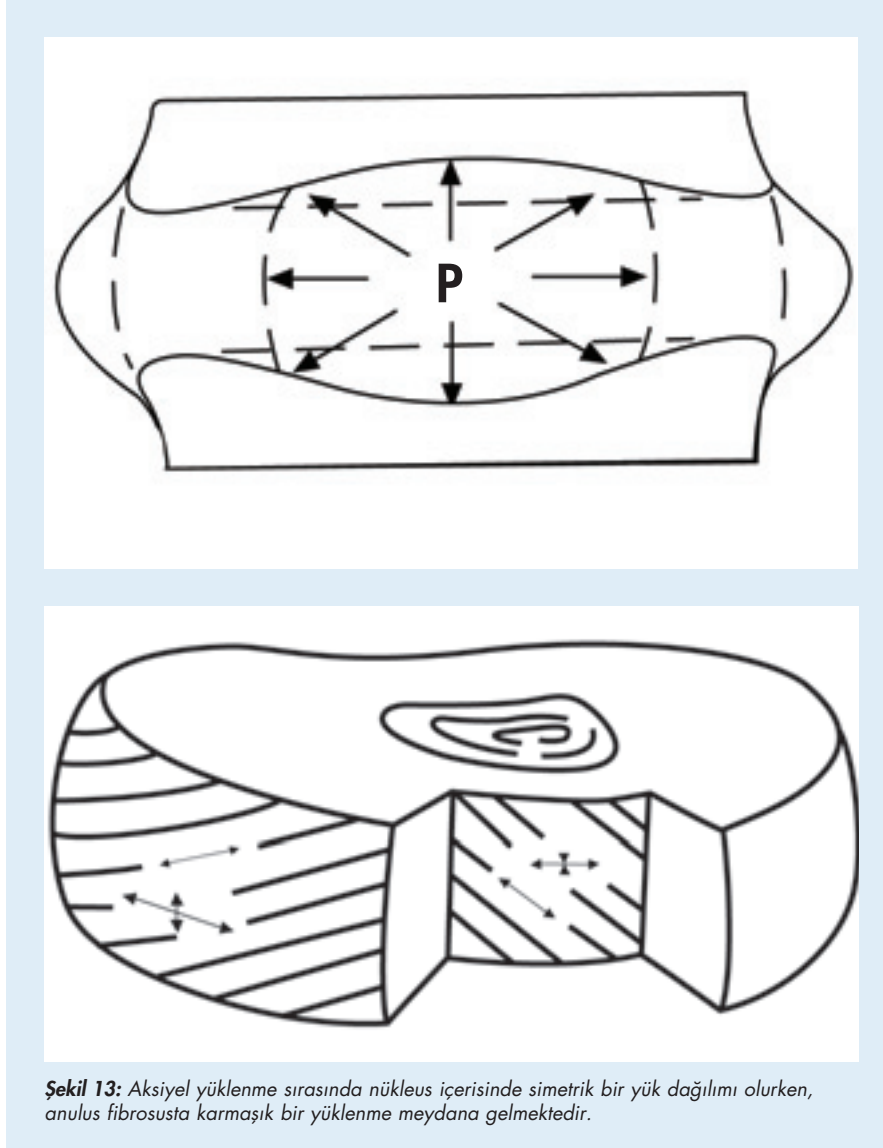
Sıvı, bu basıncı çevreye eşit şekilde dağıtmaktadır. Anulus halkasında ise, karmaşık bir stres bulunmaktadır (Şekil 13). İntervertebral disk (IVD); dejenerasyonla birlikte dehidrate olmakta, yeterli sıvı basıncı oluşturamamakta ve yük aktarım mekanizması değişmektedir.

Sonuçta, son plak merkezinde daha az basınç uygulanmakta ve yükler daha fazla periferik yayılmaktadır (Şekil 14). Dejenerasyonun diskin dış anulus tabakalarında daha az periferik gerilme, daha fazla aksiyel yük ve liflerde çok fazla yüklenme olmaktadır.

Dejenerasyonla birlikte değişen yük aktarımı mekanizması, Schmorl's nodülü oluşumuna neden olabilmektedir. Fonksiyonel spinal ünite (FSU) üzerinde yapılan statik kompresif yüklere dayanım testinde ise, vertebra son plaklarında disk dokusundan önce hasar oluştuğu görülmüştür⁽⁴³⁾.



Şekil 12: Asimetrik yüklenmede anulus fibrosus, yüklenmenin aksi tarafına doğru yer değiştirmektedir.



Şekil 13: Aksiyel yüklenme sırasında nükleus içerisinde simetrik bir yük dağılımı olurken, anulus fibrosusta karmaşık bir yüklenme meydana gelmektedir.

Her ne kadar teorik olarak disk herniasyonu oluşumuna neden olabilir gibi görünse de Virgin⁽⁴¹⁾, yaptığı çalışmada dejenere diskin aşırı kompresif yüklenme sonucu kalıcı hasara uğrayabileceğini, ancak lomber disk herniasyonu oluşmadığını belirtmiştir. Bu nedenle lomber disk herniasyonunun gelişiminin; sadece IVD'nin yapısal değişikliklerine bağlı olmayıp, belirli tip yüklenmeler sonucu da olabileceği kabul edilmektedir.

Nitekim Adams ve Hutton⁽⁴¹⁾, laboratuvar koşullarında yapmış oldukları çalışma sonucunda intervertebral diski oluşturmak için diskin dejenere olması ve özel bir kuvvet uygulanması gerektiğini bildirmişlerdir:

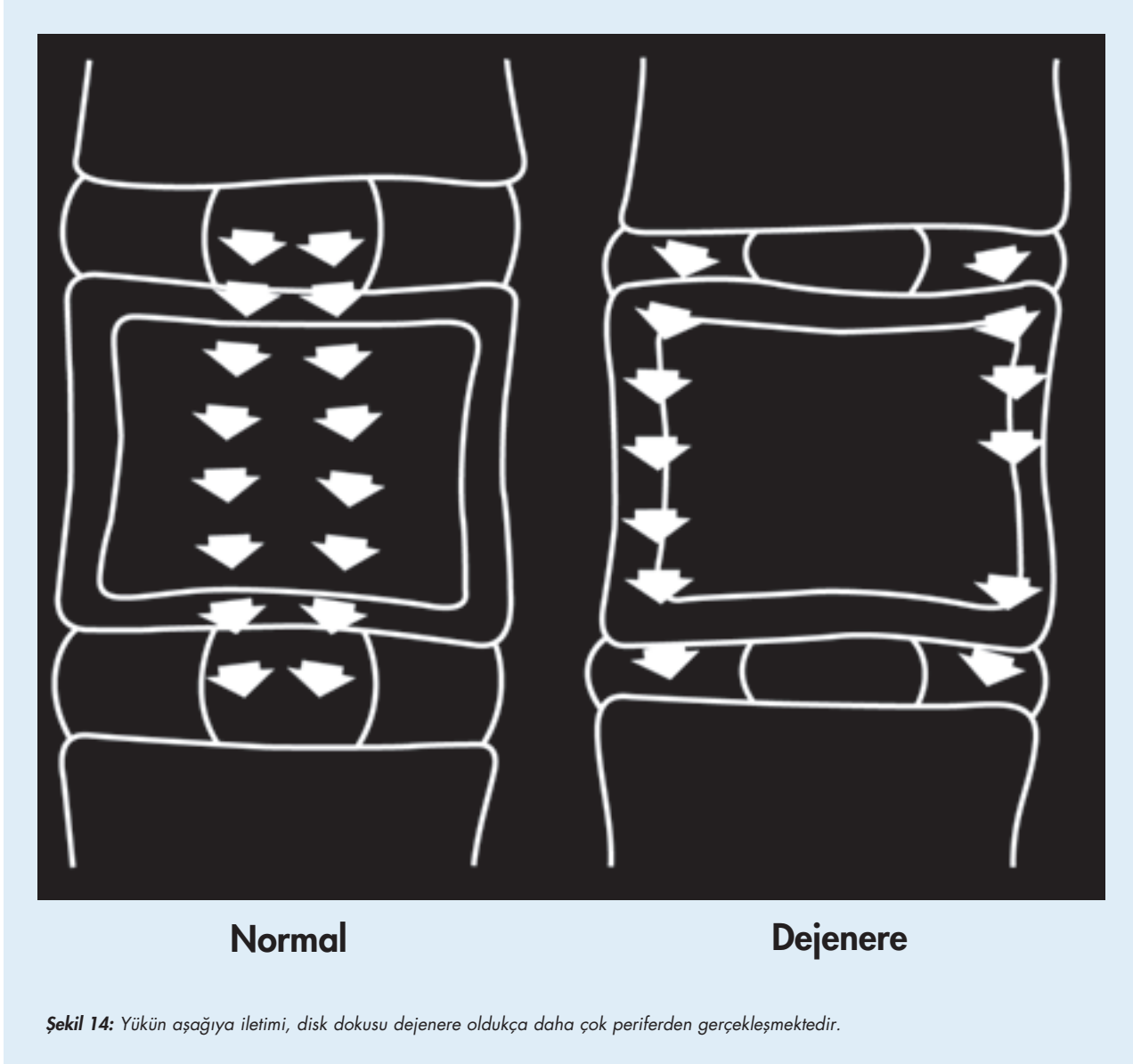
- ◆ Fleksiyon (nükleus pulposusun arka tarafa yer değiştirmesi),
- ◆ Lateral bending (diskin karşı tarafta, konkav yüzeyde oluşması),
- ◆ Diskin içindeki basıncı arttırmak için aksiyel yüklenme (Şekil 15).

İntervertebral Diskin Gerilme Özelliği

Her ne kadar klinik olarak diske sadece gerilme kuvveti uygulanmasa da laboratuvar çalışmalarında; IVD dokusunun germe kuvvetlerinin, kompresyon kuvvetlerine oranla daha az dayanıklı olduğu bildirilmiştir⁽⁴⁴⁾. Vertebra-disk-vertebra modelinde yapılan aksiyel tensil yükleme testinde, anulusun ön ve arka kısımlarda en sağlam olduğu, dış yan ve orta bölgelerde ise en zayıf olduğu bulunmuştur. Bu yapıda tensil yüklemeye en dayanıksız olan bölge ise nükleustur⁽⁴³⁾ (Şekil 16). Bu durum, intradiskal sıvının destekleyici özelliğine bağlıdır.

İntervertebral Diskin Eğilme Özelliği

Omurganın fleksiyon, ekstansiyon veya yana eğilme hareketlerinden herhangi birinde, normalde IVD'nin bir yarısına kompresyon (konkav tarafta) ve diğer yarısına gerilme (konveks tarafta) kuvvetleri aynı anda uygulanmaktadır.



Bu nedenle eğilme ("bending") kuvvetleri, gerilme ve kompresif yüklenmenin bir kombinasyonudur.

İntervertebral Diskin Torsiyonel Davranışı

İntervertebral disk (IVD), torsiyon hareketine maruz kalması halinde hem aksiyel hem horizontal planda yırtılma ("shear") kuvvetlerine maruz kalmaktadır (Şekil 17). Farfan⁽⁴⁵⁾; yaptığı çalışmada normal disk dokusunun, dejenere disk dokusuna göre torsiyon kuvvetlerine % 25 oranında daha fazla direnç gösterdiğini ifade etmiştir.

İntervertebral Diskin Yırtılma ("Shear") Özellikleri

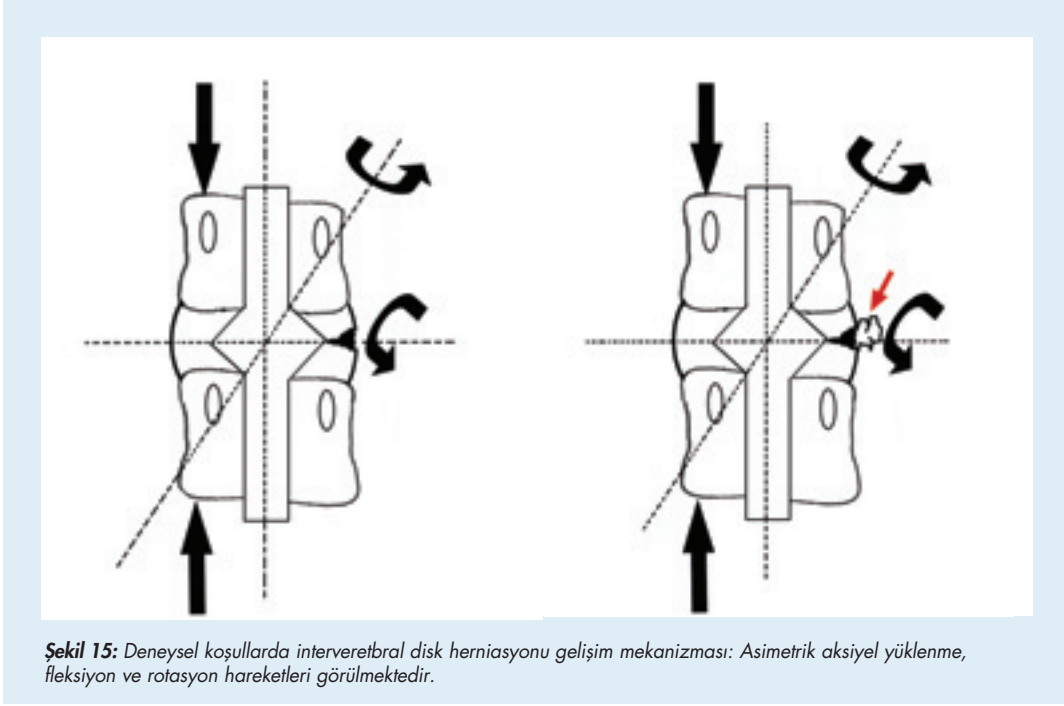
Yırtılma kuvvetleri horizontal planda IVD'yi etkilemektedir. Deneysel çalışmalar da, sadece yırtılma kuvvetinin uygulanması ile diskin bütünlüğünün bozulmasının ancak 260 N/mm gibi yüksek bir kuvvetle olabileceğini göstermiştir⁽⁴⁶⁾. Bu nedenle, klinik incele-

mede IVD yırtılmasının saptanması durumunda, büyük olasılıkla yırtılma kuvvetine eşlik eden bir (veya daha fazla) kuvvet olduğu (eğilme, torsiyon ve gerilme) söylenebilmektedir.

İntervertebral disk dokusunun dirençleri **Tablo 2'**de gösterilmiştir.

Tablo 2: İntervertebral disk dayanımı.

	Maksimum yük	Dayanım
Basma	4500 N	2,5 MN/m
Çekme	1800 N	1,0 MN/m
Kayma	150 N	0,26 MN/m
Burulma	31 Nm	2,0 Nm/derece

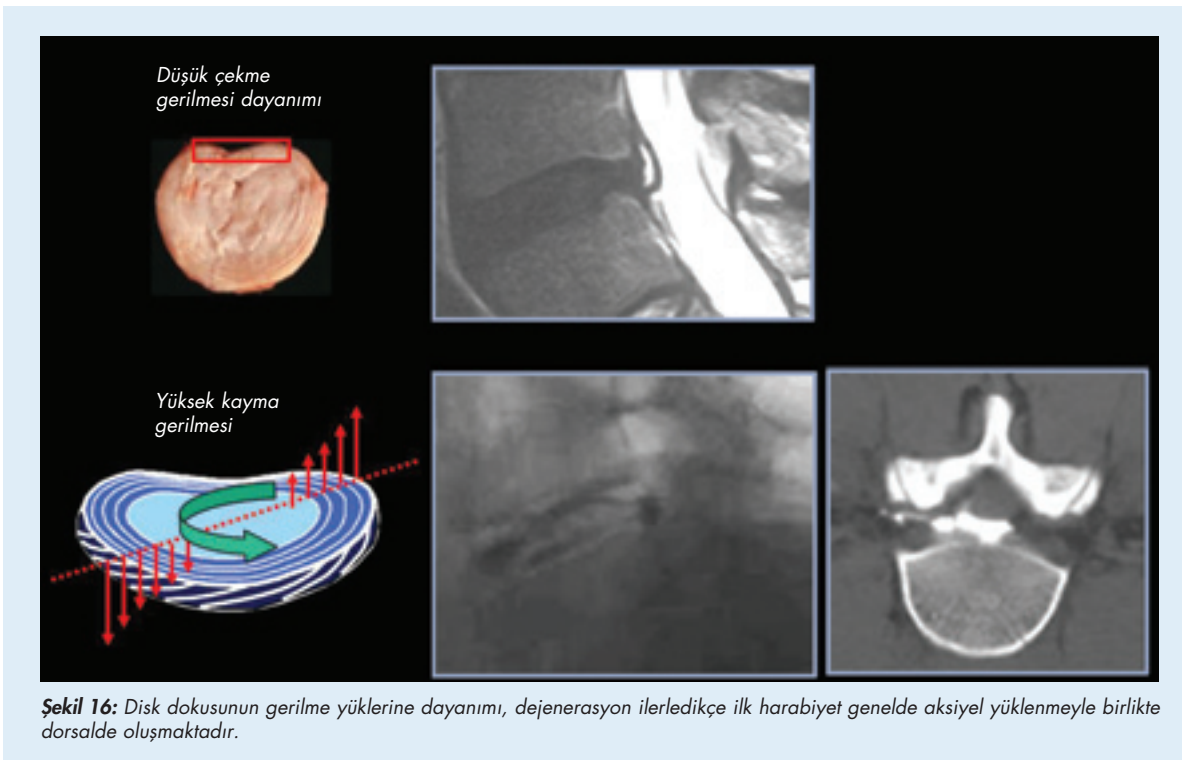


Şekil 15: Deneyel koşullarda intervertebral disk herniasyonu gelişim mekanizması: Asimetrik aksiyel yüklenme, fleksiyon ve rotasyon hareketleri görülmektedir.

İntervertebral Diskin Yüklenme ve İstirahat Dönemi Özellikleri

Kazarian⁽⁵⁾, IVD'ye yüklenme ve istirahat çalışmasını deneysel olarak yapmıştır. Çalışmada dört tip IVD kullanmış ve "0" ile "3" arası derecelendirdiği (0; normal disk ve 3; ağır dejenere disk) İntervertebral disk (IVD)'lere ani kalıcı kuvvet uygulamıştır. Sonuçta, disklerin son deformasyon halini alıncaya kadar geçen sürenin, disklerin

dejenereasyonu ile doğru orantılı olduğunu göstermiştir. Dejenere olmayan disk için bu süreyi en uzun; 3. derece, en ağır dejenere disk için ise en kısa olarak saptamıştır. Böylece dejenerasyonun disk viskoelastisitesini azalttığını ve dejenerasyon arttıkça intervertebral disklerin şok kuvvetleri karşılayabilme ve bu yükleri tüm son plağa dağıtma özelliğinin azaldığını bildirmiştir.



Şekil 16: Disk dokusunun gerilme yüklerine dayanımı, dejenerasyon ilerledikçe ilk harabiyet genelde aksiyel yüklenmeyle birlikte dorsalde oluşmaktadır.

İntervertebral Diskin Yorgunluk Tolerans Özelliği

Kısa süreli aşırı yüklenmede, IVD dokusunda onarılamayacak doku hasarı oluşabilmektedir. Diğer taraftan, düşük kuvvetli ancak uzun süreli yüklenmede oluşan hasar mekanizması, farklı ve IVD'nin yorgunluğuna bağlı olmaktadır. Disk dokusunun hasarı sonrasında rejenerasyon ve tamir potansiyeli düşüktür. Bu nedenle, siklik yüklemeler ile yapılan yorulma testlerinde ("fatigue tolerance") 1000 siklustan sonra tamamıyla hasarlanma gelişmektedir⁽⁴⁹⁾. Bu tip yüklenmede başlangıçta ufak bir hasar meydana gelmekte, ancak yüklenme uzun süreli olduğu için hasar büyümekte ve IVD yetersizliği ("failure") gelişmektedir.

İntervertebral Disk İçi Basınç

Disk dokusunun içindeki basıncın ne olduğunun bilinmesi için yapılan ilk in vivo deneylerinde disk içerisine basınç dönüştürücü ("transducer") yerleştirilmiştir. Üçüncü ve dördüncü lomber (L3-L4) omurga mesafesindeki disk basıncının, otururken öne doğru 20 derece fleksiyon yapıldığında ve 20 kg'lık yük taşındığında normale göre % 300 oranında arttığı bulunmuştur⁽⁴⁷⁾. İntradiskal basınç, değişik vücut pozisyonlarında farklı olmaktadır. Yatarken 154 kPa, ayakta 550 kPa, otururken 700 kPa'dır. Bunun yanı sıra disk dejenerasyonu ile intradiskal basıncın arttığı da bilinmektedir⁽⁴⁸⁾.

Lomber İntervertebral Disk Dejenerasyon Kliniği

Normal anatomik ve morfolojik değişikliklerin klinik yakınmaya yol açması, "intervertebral disk dejenerasyonu" (IVDD) olarak adlandırılmaktadır.

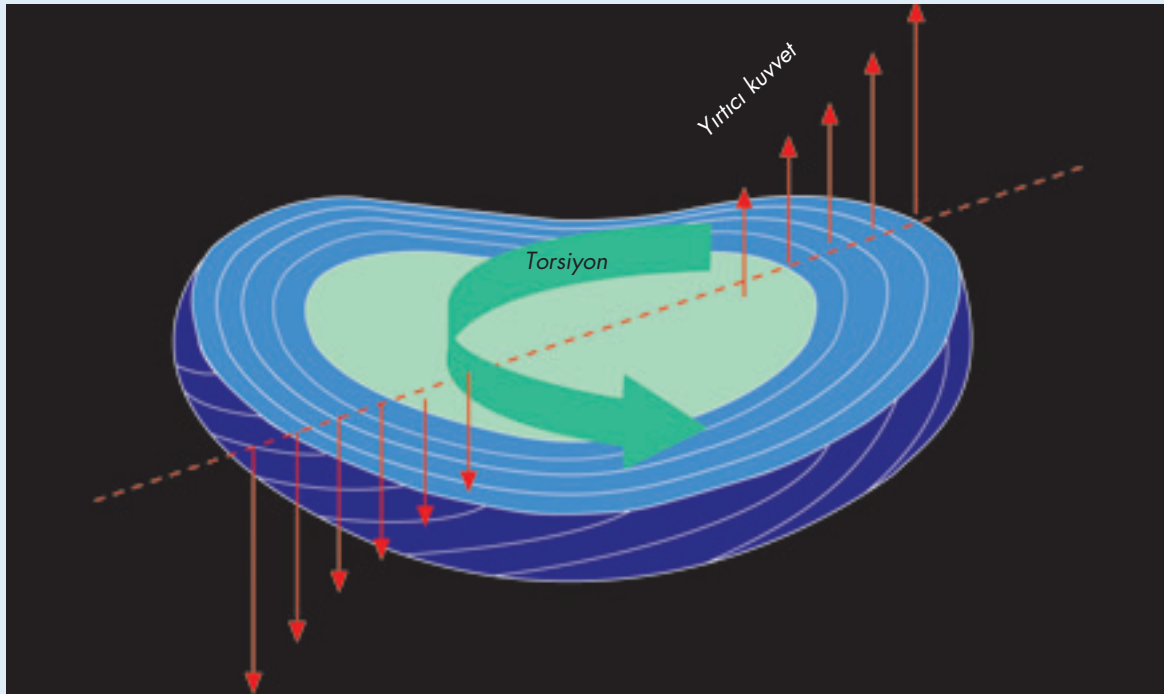
Lomber IVDD'de çeşitli klinik tablolar görülmektedir. Bunların arasında en sık görülenleri; disk herniasyonu ve omurga instabilitesinin gelişmesidir.

Disk Herniasyonu

Lomber IVDD'de yaşla birlikte artan sıklıkta anulus fibrosus yırtıklarının oluşması, 35-55 yaş grubunda IVD'ye en fazla yüklenmenin olması ve bu yaş grubunda yüksek oranda bel fıtığı görülmesini açıklamaktadır. Yukarıda belirtildiği gibi her ne kadar dejenerasyon gelişimi disk oluşumuna doğrudan neden olmasa da, güçlü bir predispozan faktördür.

İnstabilite

İntervertebral disk (IVD), kompresyonda ligamanların ve faset eklemlerin düşük direnç göstermesi nedeni ile hareket segmentinin katılığının büyük kısmını sağlamaktadır. Panjabi⁽⁴⁸⁾, dejenerasyon ile omurga instabilitesi arasındaki ilişkiyi in vitro çalışmış ve yaptığı çalışmada dejenerasyonun omurga instabilitesine neden olabileceğini göstermiştir. "Disfonksiyonel segmental hareket", IVD ve/veya vertebra korpusunun dejenerasyon veya tümör sonucu gelişen instabilite hali olarak tanımlanmaktadır. IVDD ile birlikte olan instabilite "mekanik instabilite" olarak da adlandırılmaktadır. Tanı, hastanın verdiği tipik ağrı anamnezi ile mümkündür. Aktivite ile şiddetlenen, istirahat ile azalan ağrı karakteristiktir. Nöroradyolojik olarak dinamik düz grafilerde hareket segmentinin saptanması ve MR görüntülemeye dejenere (siyah) disk görülmesi tanı için önemlidir. Diskografi, hem IVDD'yi ortaya koymak hem de provokatif test ile ağrıya neden olan IVD'yi saptamak açısından önemli bir test aracıdır.



Şekil 17: Torsiyonel hareketle birlikte periferde yırtıcı kuvvetler uygulanmaktadır.

KAYNAKLAR

- 1- Dolan P, Adams MA, Hutton WC: Commonly adopted postures and their effect on the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 13(2):197-201, 1988.
- 2- Adams MA, McNally DM, Chinn H, Dolan P: Posture and the compressive strenght of the lumbar spine. *International Society of Biomechanics Award Paper. Clin Biomech* 9:5-14, 1994.
- 3- Yoganandan N, Ray G, Pintar FA, Myklebust JB, Sances A Jr: Stiffness and strain energy criteria to evaluate the threshold of injury to an intervertebral joint. *J Biomech* 22(2):135-42, 1989.
- 4- Panjabi MM, Goel V, Oxland T, Takata K, Duranceau J, Krag M, Price M: Human lumbar vertebrae: Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine (Phila Pa 1976)* 17(3):299-306, 1992.
- 5- Kazarian, LE: Creep characteristics of the human spinal column. *Orthop. Clin North Am* 6:3, 1975.
- 6- Hirano T, Hasegawa K, Takahashi HE, Uchiyama S, Hara T, Washio T, Sugiura T, Yokaichiya M, Ikeda M: Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. *Spine (Phila Pa 1976)* 1;22(21):2504-2509, 1997.
- 7- Adams MA, Hutton WC: The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces. *J Bone Joint Surg Br* 62(3):358-362, 1980.
- 8- Dunlop RB, Adams MA, Hutton WC: Disc space narrowing and the lumbar facet joints. *J Bone Joint Surg Br.* 66(5):706-710, 1984.
- 9- Lamy C, Bazergui A, Kraus H, Farfan HF: The strength of the neural arch and the etiology of spondylolysis. *Orthop Clin North Am* 6:215-231, 1975.
- 10- Lu WW, Luk KD, Holmes AD, Cheung KM, Leong JC: Pure shear properties of lumbar spinal joints and the effect of tissue sectioning on load sharing. *Spine* 30:E204-E209, 2005.
- 11- Weinstein JN, Kim YE: Load sharing among spinal elements of a motion segment in extension and lateral bending. *J Biomech Eng* 109:291-297, 1987.
- 12- Little JS, Khalsa PS: Material properties of the human lumbar facet joint capsule. *J Biomech Eng* 127:15-24, 2005.
- 13- Yang KH, King AI: Mechanism of facet load transmission as a hypothesis for low-back pain. *Spine* 9:557-565, 1984.
- 14- Panjabi MM, Oxland T, Takata K, Goel V, Duranceau J, Krag M: Articular facets of the human spine: Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine (Phila Pa 1976)* 18(10):1298-1310, 1993.
- 15- Xu R, Burgar A, Ebraheim NA, Yeasting RA: The quantitative anatomy of the laminae of the spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 15;24(2):107-113, 1999.
- 16- Myklebust JB, Pintar F, Yoganandan N, Cusick JF, Maiman D, Myers TJ, Sances A Jr: Tensile strength of spinal ligaments. *Spine (Phila Pa 1976)*. 13(5):526-531, 1988.
- 17- Adams MA, Hutton WC, Stott Jr: The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. *Spine (Phila Pa 1976)* 5(3):245-253, 1980.
- 18- Neumann P, Osvalder AL, Nordwall A, Lövsund P, Hansson T: The mechanism of initial flexion-distraction injury in the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 17(9):1083-1090, 1992.
- 19- Panjabi MM, Greenstein G, Duranceau J, Nolte LP: Three-dimensional quantitative morphology of lumbar spinal ligaments. *J Spinal Disord.* 4(1):54-62, 1991.
- 20- Coventry MB, Ghormley RK, Kernohan JW: The intervertebral disc: Its microscopic anatomy and pathology. Part III: Pathologic changes in the intervertebral disc. *J Bone Joint Surg.* 27A:460-474, 1945.
- 21- Eckert C, Decker A: Pathological studies of intervertebral discs. *J. Bone Joint Surg.* 29A:447-454, 1947.
- 22- Eyring EJ: The biochemistry and physiology of intervertebral disc. *Clin. Orthop* 67:16-28, 1969.
- 23- Adams M, Deyl Z: Degenerated annulus fibrosus of the intervertebral disc contains collagen type III. *Ann Rheum Dis* 43:258-263, 1984.
- 24- Eyre DR, Muir H: Collagen polymorphism: Two molecular species in pig intervertebral disc. *FEBS Lett* 42:192-196, 1974.
- 25- Harris RI, Macnab I: Structural changes in the lumbar intervertebral discs: Their relationship to low back pain and sciatica. *J. Bone Joint Surg* 36B:304-322, 1954.
- 26- Hirsch C, Paulson S, Sylven B, Snellman O: Biophysical and physiological investigations on cartilage and other mesenchymal tissues. *Acta Orthop Scand* 22:175-181, 1952.
- 27- Hult L: Cervical, dorsal and lumbar spine syndromes. *Acta Orthop. Scand (Suppl 17):*65-73, 1954.
- 28- Kellgren, JH, Lawrence JS: Osteoarthritis and disc degeneration in an urban population. *Ann Rheum Dis* 17:388-397, 1958.
- 28- Lewin T: Osteoarthritis in lumbar synovial joints. *Acta Orthop Scand (Suppl 73):*1-112, 1964.
- 30- Lumsden, RM, Morris JM: An in vivo study of axial rotation and immobilization at the lumbo-sacral joint. *J. Bone Joint Surg* 50A:1591, 1968.
- 31- Lyons G, Einsenstein SM, Sweet MBE: Biochemical changes in intervertebral disc degeneration. *Biochim Biophys Acta* 673:443-453, 1981.
- 32- Magora A, Schwartz A: Relation between the low back pain syndrome and X-ray findings: I. Degenerative osteoarthritis. *Scand J Rehabil Med* 8:115-125, 1976.
- 33- Markolf KL: Stiffness and damping characteristics of the thoracic-lumbar-spine: In Proceedings of workshop on bioengineering approaches to the problems of the spine. NIH, 1970.
- 34- McDevitt CA: Proteoglycans of the intervertebral disc. In Ghosh P (ed): *The biology of the intervertebral disc.* Vol 1, CRC Press, Boca Raton FL, 1988, pp 151-170.
- 35- Miller JAA, Schmartz C, Schultz AB: Lumbar disc degeneration: Correlation with age, sex, and spine level in 600 autopsy specimens. *Spine* 13:173-178, 1988.
- 36- Mitchell PEG, Hendry NGC, Billewicz WT: The chemical background of intervertebral disc prolapse. *J. Bone Joint Surg* 43B:141-151, 1961.
- 37- Nachemson A: Lumbar intradiscal pressure. *Acta Orthop. Scand (Suppl 43):*43-44, 1960.

- 38- Naylor A, Happy F, MacRae T: Changes in the lumbar intervertebral disc with age: A biophysical study. *J.Am Geriatr Soc* 3:964, 1955.
- 39- Resnick D, Niwayama G: Intravertebral disc herniations: Cartilaginous (Scmorl's) nodes. *Radiology* 126:57-65, 1978.
- 40- Van den Hoof A: Histological age changes in the annulus fibrosus of the human intervertebral disc. *Gerontologia* 9:136-149, 1964.
- 41- Virgin W: Experimental investigations into physical properties of intervertebral disc. *J Bone Joint Surg* 33B:607, 1951.
- 42- Yu S, Haughton VM, Sether LA, et al: Criteria for classifying normal and degenerated lumbar intervertebral discs. *Radiology* 170:523-526, 1989.
- 43- Brown T, Hanson R, Yorra A: Some mechanical tests on the lumbo-sacral spine with particular reference to the intervertebral discs. *J Bone Joint Surg Am* 39:1135, 1957.
- 44- Yasuma T, Koh S, Okamura T, Yamauchi Y: Histological changes in aging lumbar intervertebral discs: Their role in protrusions and prolapses. *J Bone Joint Surg* 72A:220-229, 1990.
- 45- Farfan HF, Cossette JW, Robertson GH, Wells RV, Kraus H: The effects of torsion on the lumbar intervertebral joints: The role of torsion in the production of disc degeneration. *J. Bone Joint Surg* 52A:468, 1970.
- 46- Wolfe HJ, Putschar GJ, Vickery AL: Role of the notochord in human intervertebral disc: I. Fetus and infant. *Clin Orthop* 39:205-212, 1965.
- 47- Nachemson A: The load on lumbar discs in different positions of the body. *Clin Orthop* 45:107, 1966.
- 48- Panjabi MM, Brown M, Lindahl S, et al: Intrinsic disc pressure as a measure of integrity of the lumbar spine. *Spine* 13(8):913, 1988.