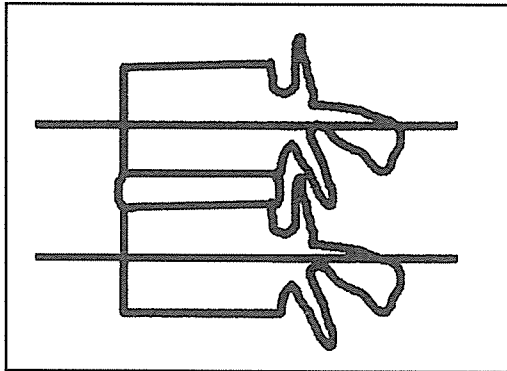


OMURGANIN BİYOMEKANİKSEL ÖZELLİKLERİ

Can KOŞAY*, Ömer AKÇALI*, Haluk BERK*, Emin ALICI*

Omurga cerrahisi ile uğraşan cerrahlar açısından omurga ve çevresindeki yapıların biyomekanik özelliklerinin ve hareket segmenti kavramının bilinmesi gereklidir. Omurga çevresi anatomik yapılarının biyomekanik özellikleri ile beraber omurga cerrahisinde kullanılan çeşitli implantların biyomekaniksel özellikleri de omurga cerrahisi biyomekaniği açısından önemlidir.

Omurganın üç temel biyomekanik fonksiyonu vardır (23). Birinci fonksiyonu baş, gövde ve kaldırılan herhangi bir ağırlığın yarattığı eğilme momentlerini pelvis üzerine nakletmektir. İkinci fonksiyonu baş, gövde ve pelvis arasındaki fizyolojik hareketleri sağlamaktır. Üçüncü ve en önemli fonksiyonu ise, spinal kordu zararlı olabilecek kuvvet ve hareketlerden korumaktır. Bu fonksiyonlar faset eklemler, pars interartikularis, pedikül, vertebra terminal plakları, intervertebral disk ve bu bölgeyi oluşturan bağları içeren hareket segmentleri tarafından sağlanır (Şekil 1).



Şekil 1. Hareket segmenti.

Hareket segmentindeki her anatomik yapı, kuvvet uygulandığında farklı özellikler gösterir. Bu yapılardaki bozulma, segmentin biyomekanik stabilitesinin ortadan kalkmasına yol açabilir. Biyomekanik stabilite, omurlar arası hareketlerin fizyolojik yüklenme altında nörolojik sorun, ağrı veya fonksiyon kısıtlılığı oluşturmadan

normal sınırlar arasında olmasıdır. Biyomekanik stabiliteye yönelik olarak omurga, Holdworth tarafından öncelikle iki kolon olarak incelenmiş ancak daha sonra Denis bu teoriyi geliştirerek üç kolon teorisini ortaya atmıştır. Buna göre anterior longitudinal ligament ve korpusun yaklaşık 2/3 anterior kısmı ön kolonu oluşturur. Korpusun posterior duvarı, posterior longitudinal ligament ve anulus fibrosusun posterior duvarı, orta kolon olarak belirlenmiştir. Pediküller ve bunların gerisindeki tüm elemanlar da posterior kolonu oluşturmaktadır. Üç kolon teorisi temelde biyomekanik özellikleri yansıtmaktadır. Ön kolon aksiyel yüklenme ve fleksiyon momentine karşı koyar. Orta kolonda ise daha çok aksiyel yüklenme ve özellikle zorlu fleksiyonda tensil güçler etkilidir. Arka kolon ise temelde tensil güçlere direnç gösterir. Lomber bölgede ise arka kolona belirgin aksiyel yüklenme olur. Ancak omurgada hemen her zaman kombine ve kompleks yüklenmeler olduğu unutulmamalıdır.

Korpus

Omurga korpusu özellikle aksiyel yüklenmelere karşı koyar. Korpusun, içinde spongioz kemik ve çevresinde kortikal kemikten oluşan silindirik bir yapısı vardır. Korpusa binen yük, iki yolla iletilir. Bunlardan biri korteks üzerinden, diğeri de ortadaki spongioz kemik üzerinden olur. Trabeküler yapıdaki spongioza, üzerine gelen yükün bir kısmını absorbe eder. Yüklenme miktarı arttığında periferde doğru elastik deformasyon gösterir. Kuvvet artarsa kortikal kılıfı patlar.

Omurga korpusunda kortikal yapıların total kompresif yükleri karşılama oranları hakkında çeşitli görüşler vardır. Bir çalışmada kortikal yapıların aksiyel yüklerin yaklaşık %45-%55'ini karşıladığı belirtilmektedir (19). Genel olarak vertebra korpusunun kuvvete

* Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, İzmir

karşı koyma gücü yaş ile azalır. Yaşla meydana gelen azalmanın daha çok korpus orta bölümlerindeki horizontal trabeküllere ait olduğu ve bu trabeküllerin periferdeki trabeküllere göre sayıca da az olduğu çalışmalarla gösterilmiştir (19).

Terminal-plak

Terminal-plaklar, trabeküllerden gelen yükün diske, ya da diskten gelen yükün trabeküllere iletilmesini sağlarlar. Şok absorpsiyonu veya elastisite gibi özellikleri olmadığı için ani yüklenmelerde genellikle kırılırlar.

Kompresif yükler altında terminal-plakların dayanıklılığını yitirdiği ve nukleus pulposusun spongios yapı içine herniye olduğu gösterilmiştir. Terminal-plak kırıkları üç şekilde görülebilir: santral, periferik, terminal-plağın tümü. Dejenere olmamış disklerde santral, dejenere disklerde periferik terminal-plak kırıkları görülür. Daha yüksek yükler altında ise, terminal-plağın tümü kırılabilir.

Faset eklemler

Faset eklemler, barındırdıkları reseptörler nedeniyle ağrı kaynağı olduğu gibi stabilite açısından da çok önemli yapılardır. Bir hareket segmenti tarafından karşılanan yüklerin %18'i kadarı faset eklemler tarafından taşınır. Hiperekstansiyonda faset eklemlere gelen yük miktarı arttığı için lordotik segment olan lomber bölgede faset eklemlere gelen kuvvet daha fazladır.

Faset eklemler anlık rotasyon eksenine çok yakın yerleşimlidir. Anlık rotasyon eksenine, hareket segmentinin fleksiyon-ekstansiyon ve rotasyon hareketleri sırasında sabit olan- hiç hareket etmeyen noktası olarak kabul edilir. Anlık rotasyon eksenine teorik bir kavramdır. Faset eklemler, bu anlık rotasyon eksenine komşuluğu nedeniyle ön ile arka kolonlar arasında bir menteşe görevi görür.

Torakal bölgede her bir hareket segmentinin ortalama 4-6 derecelik hareket genişliği vardır. Bu hareket genişliği, üst torakaldan aşağı doğru inildikçe artar. Torakal bölgede kostalar ve göğüs kafesi biyomekanik olarak önemli bir destek sağlarlar.

Kostovertebral eklem bağları hareket segmentine sağladığı destekle stabiliteyi önemli oranda arttırırlar. Faset eklemler torakal bölgede frontal planda yerleşmişlerdir. Bu özellik lateral eğilmelerde stabiliteyi arttırır.

Lumbar bölgede ise segmenter hareket 8-10 derece kadardır. Güçlü paravertebral kaslar omurga stabilitesine katkıda bulunurlar. Faset eklemler sagittal planda yerleşmiştir. Kalın faset eklem kapsülü aşırı hareketlerin sınırlandırılmasına katkıda bulunur. Lumbar bölgede aksiyel yükün büyük kısmı lordotik yapı nedeniyle orta ve arka kolona biner.

Faset eklem açısı ile lumbar disk herniasyonları arasındaki ilişki de araştırma konusu olmuş ve artmış faset eklem açısının disk herniasyonu patogenezisinde rolü olabileceği belirtilmiştir (22).

Pedikül

Pediküllerin bir hareket segmentindeki oldukça sağlam kortikal yapılar içeren yapılar olmaları ve vida yerleşimine uygun olmaları, omurga enstrumantasyonunda sıkça enstrüman uygulanan yapılar olmalarına yol açmıştır. Pedikül vidasının pull-out gücünün %60'ının, aksiyel yüke karşı koyma gücünün ise %80'inin pedikül tarafından karşılandığı, korpusun buna etkisinin az olduğu ortaya konmuştur (11).

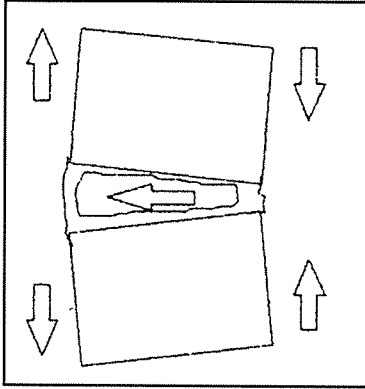
Pedikül yapısı ve bütünlüğü, pedikül vidası tutunmasını etkileyen önemli bir faktördür. Kothe ve Panjabi'nin çalışmasında, pedikül vidası boyunca olabilecek küçük kırıkların pedikül stabilitesini önemli oranda azalttığı saptanmıştır (13).

İntervertebral Disk

Segment elemanları içinde yüklenme dayanıklılığı en fazla olan bölüm intervertebral disklerdir. İntervertebral disk, destek sağlar ve şok absorbe eder. Kompresyon, torsiyon, gerilme ve makaslama kuvvetlerinin birini veya tümünü aynı anda karşılayabilecek biyomekanik özelliklere sahiptir. Düşük yüklenme derecelerinde harekete izin verecek şekilde gevşek yapı gösterirken yüklenme derecesi arttıkça diskin sert bir yapı haline dönüştüğü gözlenir. Bu sırada diskte elastik deformasyon gözlenir. Böylece yükün büyük bir kısmı

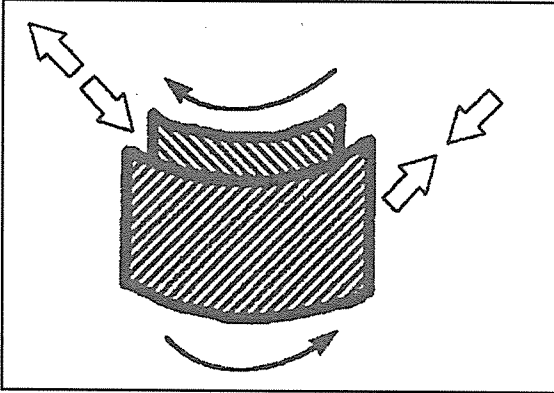
absorbe edilmiş olur.

Yüklenme miktarı ve süresi arttırılırsa, yani tekrarlayan simetrik aşırı yüklenmelerde kuvvetler korpusun özellikle merkezine iletilerek öncelikle terminal plaklarda bozulma başlar (Schmorl nodülleri). Fleksiyon-ekstansiyon gibi asimetrik yüklenmelerde, konveks taraftaki anulus lifleri gevşer. Nükleus içeriği, konveks tarafa doğru yer değiştirir (Şekil 2).



Şekil 2. Diskin asimetrik yüklenmesi.

Bu tip yüklenmelerde daha çok anulus yırtıkları görülür. Kısa süreli aşırı yüklenmeler ise korpusta kırıklara yol açabilir. Disk, torsiyonel yüklenmelere de oldukça dayanıklıdır. Anulusun tabakalarını oluşturan kollajen lifler birbirlerini çaprazlayacak konumda yerleşmişlerdir. Torsiyonel yüklenme sırasında bir tabaka gerilirken diğeri gevşer (Şekil 3).



Şekil 3. Anulus lifleri.

Bu nedenle, torsiyonel yüklenmelerde elastik deformasyon özelliği daha fazladır. İntervertebral diskin makaslama kuvvetlerine karşı absorpsiyon yeteneği yoktur. Makaslama kuvvetleri hiç değiştirilmeden karşı segmente aktarılır.

Yaşla birlikte diskin içerdiği su miktarı azalır.

Viskoelastik özellikleri bozulduğu için kuvvetlerin absorpsiyonu düşer ve yüklenmeye dayanıklılığı azalır. Dejeneratif değişiklikler gelişir.

Ligamentler

Omurgaya destek sağlayan ligamentler, interspinöz ve supraspinöz ligament, anterior ve posterior longitudinal ligament, intertransvers ligament, ligamentum flavum ve kapsüler ligamentlerdir. Bağlar özellikle gerilmeye karşı dirençlidirler. Nötral durumda bile gerilme kuvvetlerinin etkisi altındadırlar. Longitudinal ligamentlerde de yaşla birlikte dejenerasyon görülür. Kotani ve ark.ları tarafından yapılan çalışmada, posterior spinal enstrumantasyon ve füzyonun ligamentum flavum, posterior longitudinal ligament ve interspinöz ve supraspinöz ligamentlerin biyomekanik özelliklerini azalttığı saptanmış ve ligamentöz yapıdaki bozulmanın sırt ağrısına neden olabileceği belirtilmiştir (12).

Biyomekanik yönden en önemli bölüm torakolumbar bileşkedir. Kifotik ve lordotik segmentlerin bileşimi olan bu bölgede fleksiyon ve aksiyel yüklenme momentleri korpusta üzerinde çakışır. Aynı zamanda hareketi daha az ve daha çok olan iki ayrı hareket segmenti grubunun bileşkesi olduğu için omurganın travmatik yaralanmaları çoğunlukla bu bölgede yerleşir.

Spinal Enstrumantasyonda Kullanılan İmplantların Biyomekanik Özellikleri

Pedikül Vidaları

Pedikül vidaları, posterior enstrumantasyonda pediküle ve buradan geçerek korpusta, anterior enstrumantasyonda ise korpusta yerleştirilir ve özellikle posterioda, pedikülde sağladıkları sıkı tutunma nedeniyle sıklıkla kullanılırlar. Ancak pedikül vidalarının stabilitesi ile ilgili bazı sorunlar, bu konuda bir çok çalışmanın yapılmasına neden olmuştur. Pedikül vidasının stabilitesinin önceden anlaşılabilmesi ve saptanabilmesi için çeşitli yöntemlerin karşılaştırıldığı çalışmada, Myers ve ark.ları bilgisayarlı tomografi ile pedikül dansitesinin incelemesinin yararlı olduğunu, pedikül geometrisinin,

vida stabilitesine etkisi olmadığını belirtmiştir (21). McLain ve ark.ları ise pedikül vidasının stabilitesini en çok pedikül morfometrisinin etkilediğini, kemik dansitesinin az etkisi olduğunu belirtmişlerdir (20). İki ayrı çalışmada, pedikül vidasının boyunun artmasının ve farklı açılarda konmasının stabiliteyi arttırdığı belirtilmiştir (3,4).

Pedikül vidaları ile karşılaşılabilecek bir olumsuzluk da, osteoporotik kemikte tutunmalarının sorunlu olmasıdır. Bu nedenle, osteoporotik hastalarda pedikül vidası ile yapılan fiksasyonlarda komplikasyonla karşılaşılabilir. Bu konu, bir çok araştırmanın da konusu olmuştur ve birçok yazar osteoporotik kemikte veya hasarlı pedikülde, pedikül vidası ile çengel kombinasyonunun kullanılmasını önermektedir (8,9,10,18). Lotz ve ark.ları ise pedikül vidasının stabilitesinin karbonlu apatit kansellöz kemik çimentosu ile artırılabilirliğini bildirmişlerdir (16). Kadavra omurgaları üzerinde yapılan başka bir çalışmada da, pedikül vidası-laminar çengel kombinasyonunun in-situ rod bükme işlemi sırasında da pedikül vidasının stabilitesini arttırdığı saptanmıştır (24). Benzer şekilde pedikül vidaları ile kısa segment yapılan posterior enstrumantasyonda da çengel kullanılmasının stabiliteyi arttırdığı bildirilmiştir (5). Pedikül vida fiksasyonunun kullanıldığı, ancak standart vidalarla stabilite sorununun yaşandığı bir bölge de sakrumdur. Daha spongios olan kemik yapısı, pedikül vidalarının tutunma gücünü azaltır. Bu sorunu azaltmak için değişken açılı vidalar kullanılması ve çengel eklenmesi önerilmektedir (1,2). Leong ve ark., iki farklı açısı olan vida fiksasyonunun sakrumda daha iyi tutunma sağladığını belirtmiştir (14). Alıcı spinal sisteminde kullanılan sakral blok içindeki vidalar sakruma üç değişik açı ile gönderilir ve bu sayede stabil bir tutunma sağlar.

Çengeller

Çengeller, omurga enstrumantasyonunda supralaminar, infralaminar, pedikül ve transvers proses yerleşimli kullanılabilirler. Değişik anatomik bölgelerde kullanılma avantajlarının yanı sıra çengellerin osteoporotik kemikte vidalara göre daha iyi tutunma

sağladığı bildirilmiştir (6).

Transvers Bağlayıcılar

Genel olarak transvers bağlayıcı eklenmesi, omurga stabilizasyon enstrümanlarının stabilitesini arttırır. Ancak enstrümanda hangi seviyede kullanılacağı konusundaki çalışmalar ve araştırmalar sürmektedir. Pedikül vidası ile yapılan fiksasyonlarda maksimum aksiyel rotasyon stabilitesinin iki adet transvers bağlayıcı ile sağlandığı bildirilmiştir (15,17). Lim ve ark., transvers bağlayıcıların maksimum stabilite için longitudinal rodların proksimal 1/8'inde, diğeri ortada olacak şekilde yerleştirilmesi gerektiğini bildirmiştir (15). Bu bilgilere ek olarak, torsiyonel dirençteki artmanın transvers bağlayıcının kapladığı alan ile ilişkili olduğu saptanmıştır (17).

KAYNAKLAR

1. Anand N, Sutterlin CE: Sacral fixation with the variable angle screw preliminary results. J Turkish Spinal Surg 5:4, 143-146, 1994
2. Baldwin NG, Benzel EC: Sacral fixation using iliac instrumentation and a variable-angle screw device. Technical note. J Neurosurg 81:2, 313-316, 1994
3. Barber JW, Boden SD, Ganey T, Hutton WC: Biomechanical study of lumbar pedicle screws: does convergence affect axial pullout strength? J Spine Disord 11:3, 215-220, 1998
4. Berlemann U, Crompton PA, Rincon L, Nolte LP, Schlapfer F: Pull-out strength of pedicle hooks with fixation screws: influence of screw length and angulation. Eur Spine J 5:1, 71-73, 1996
5. Chiba M, McLain RF, Yerby SA, Moseley TA, Smith TS, Benson DR: Short-segment pedicle instrumentation. Biomechanical analysis of supplemental hook fixation. Spine 21:3, 288-294, 1996
6. Coe JD, Warden KE, Herzog MA, McAfee PC: Influence of Bone Mineral Density on the fixation of thoracolumbar implants. Spine 15:9, 902-907, 1990
7. Dick JC, Zdeblick TA, Bartel BD, Kunz DN: Mechanical evaluation of cross-link design in rigid

pedicle screw. Spine 22:4, 370-375, 1997

8. Halvorson TL, Kelley LA, Thomas KA, Whitecloud TS 3rd, Cook SD: Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation. Spine 19:21, 2415-2420, 1994

9. Hasegawa K, Takahashi HE, Uchiyama S, Hirano T, Hara T, Washio T, Sugiura T, Youkaichiya M, Ikeda M: An experimental study of a combination method using a pedicle screw and laminar hook for the osteoporotic spine. Spine 22:9, 958-962, 1997

10. Hilibrand AS, Moore DC, Graziaono GP: The role of pediculolaminar fixation in compromised pedicle bone. Spine 21:4, 445-451, 1996

11. Hirano T, Hasegawa K, Takahashi HE, Uchiyama S, Hara T, Washio T, Sugiura T, Youkaichiya M, Ikeda M: Structural characteristics of the pedicle and its role in screw stability. Spine 22:21, 2504-2509, 1997.

12. Kotani Y, Cunningham BW, Cappuccino A, Kaneda K, McAfee PC: The effects of spinal fixation and destabilization on the biomechanical and histologic properties of spinal ligaments. An in vivo study. Spine 23:6, 672-682, 1998

13. Kothe R, Panjabi MM, Liu W: Multidirectional instability of the thoracic spine due to iatrogenic pedicle injuries during transpedicular fixation. A biomechanical investigation. Spine 22:16, 1836-1842, 1997

14. Leong JC, Lu WW, Zheng Y, Zhu Q, Zhong S: Comparison of the strengths of lumbosacral fixation achieved with techniques using one and two triangulated sacral screws. Spine 23:21, 2289-2294, 1998

15. Lim TH, Eck JC, An HS, Hong JH, Ahn JY, You JW: Biomechanics of transfixation in pedicle screw instrumentation. Spine 21:19, 2224-2229, 1996

16. Lotz JC, Hu SS, Chiu DF: Carbonated apatite cement augmentation of pedicle screw fixation in the lumbar spine. Spine 22:23, 2716-2723, 1997

17. Lynn G, Mukherjee DP, Kruse RN, Sadasivan

KK, Albright JA: Mechanical stability of thoracolumbar pedicle screw fixation. The effect of crosslinks. Spine 22:14, 1568-1572, 1997

18. Marguiles JY, Casar RS, Neuwirth MG, Marguiles SD, Kummer FJ: Screw omission and the stability of posterior pedicle screw constructs for short-segment stabilization. J Spinal Disord 10:3, 240-245, 1997

19. McBroom RJ, Hayes WC, Edwards WT, Goldberg RP, White AA: Prediction of vertebral body compressive fracture using quantitative computed tomography. J Bone Joint Surg 67A(8): 1206-1211, 1985

20. McLain RF, McKinley TO, Yerby SA, Smith TS, Sarigul Klijn N: The effect of bone quality on pedicle screw loading in axial instability. A synthetic model. Spine 22:13, 1454-1460, 1997

21. Myers BS, Belmont PJ Jr, Richardson WJ, Yu JR, Harper KD, Nightgale RW: The role of imaging and in situ biomechanical testing in assessing pedicle screw pull-out strength. Spine 21:17, 1962-1968, 1996

22. Naderi S, Ekinci G, Bayri Y, Derakhshani S, Özgen S, Pamir NN: Facet joint angle in lumbar disc herniation. J Turkish Spinal Surg 8:4, 136-139, 1997

23. White AA, Panjabi MM: Clinical biomechanics of the spine. Second Edition Lippincott 1990

24. Yerby SA, Ehteshami JR, McLain RF: Offset laminar hooks decrease bending moments of pedicle screws during in situ rod contouring. Spine 22:4, 376-381, 1997

Yazışma Adresi :

Can Koşay

Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi

Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

35340 Balçova - İZMİR