

Dorso-lomber omurga kırıklarının tedavisinde kullanılan Harrington distraksiyon rotları ile transpediküler Fiksator internlerin biyomekanik karşılaştırılması.

Emin Alici⁽¹⁾, Nuri Erel⁽²⁾

Dorso-lomber omurga kırıklarının redüksiyon ve tesbitinde en uygun yöntemi saptamak amacıyla, Harrington distraksiyon rotlarıyla, transpediküler fiksator internlerin biyomekanik karşılaştırılması yapılmıştır.

Kadavralardan elde edilen 9 omurga radyolojik incelemeye tabi tutularak 8 tanesinin biyomekanik araştırmaya uygun olduğu saptanmıştır. 8 omurganın Dorsal 9 ve Lomber 3 arasındaki segmenti çıkarılarak kaslarından arındırılmıştır. Bütün omurgalarda dorsal 12. omur bir osteotomi kama şeklinde tahrip edilmiş ve bu omurgalar Instron 1114 test makinasında 15°'lik öne fleksiyon momenti altında kırılmaya tabi tutulmuştur. Bütün testler sırasında kağıt hızı 20 cm/dk'ya, başma hızı 10 cm/dk'ya ayarlanmıştır. Omurgaların basmaya dayanımları 20 Nm ile 39 Nm arasında (Ortalama 27.5 Nm) tesbit edilmiştir. Daha sonra bunların 4'üne Harrington rotları, 4'üne de fiksator internlerle redüksiyon ve tesbit yapılmış ve radyolojik olarak görüntülenmiştir. Aynı şekilde 15°'lik öne fleksiyon momenti altında omurgalar tekrar teste tabi tutulmuştur. Harrington rotları kullanılarak redüksiyon ve tesbit yapılan 4 dorso-lomber omurga segmenti 21 Nm ile 40 Nm arasındaki (ortalama 28.75 Nm) kuvvetler altında yetmezliğe girmiştir. Transpediküler internal fiksatorler kullanılarak redüksiyon ve tesbit yapılan 4 dorso-lomber omurga segmenti ise 21 Nm ile 39 Nm arasında (ortalama 29 Nm) kuvvetler altında yetmezliğe girmiştir.

Harrington rotları kullanılan omurgaların, enstrumanlı kırılma dayanımları ortalama 28 Nm, enstrumanlı kırılma dayanımları ortalama 28.75 Nm iken transpediküler internal fiksator uygulanmış omurların başlangıç kırılma dayanımları ortalama 27 Nm, enstrumanlı kırılma dayanımları ortalama 29 Nm olarak saptanmıştır.

Buna göre internal fiksatorlü omurgaların öne fleksiyon momenti altındaki basma dayanımları Harrington rotları kullanılanların basma dayanımlarından 1.25 Nm. daha iyi bulunmuştur. Bu fark literatürde bildirilen sonuçlardan oldukça küçük olarak tesbit edilmiştir. Sistemlerin yük altındaki dağılımları Enstrümanlarda değil enstrumanların kemiklere tutundukları yerlerde meydana gelmiştir. Temelde sonuç kemiklerin dayanımları ile çok yakından ilgilidir.

Anahtar Kelimeler: Dorso-Lomber, omurga kırıkları, Harrington Distraksiyon Rotları, Transpediküler, Fiksator intern Biyomekanik

Experimental Biomechanical Comparison of Harrington distraction Rod System and Transpedicular Fixator Intern in the Treatment of Dorsolumbar Fractures.

Harrington distraction rod and transpedicular internal fixator were compared in the biomechanical experiment. The object of this was to determine the most convenient method in reduction and fixation of dorsolumbar fractures.

9 human cadaver spines were subjected to radiographic analysis and 8 of them were determined to be the most convenient biomechanical experiment. The segments between Dorsal 9-lumbar 3 removed and the muscles were cleaned up. In the spines Dorsal 12 vertebral body was osteotomised in all spines and they were mounted to an Instron 1114 testing machine, so that loads could be applied in 15 degrees anterior bending momentum. At the time of the testing the chart paper was 20 cm/mnt and loading speed was 10 cm/mnt. Average loading was between 20 Nm and 39 Nm (mean loading 27.5 Nm). 4 Dorsolumbar segments which were placed using the Harrington rods failed at between 21 Nm and 40 Nm. (mean loading 28.75 Nm). And the other spines which were placed by using Internal Fixator failed between 21 Nm. and 39 Nm (mean loading 29 Nm) It was determined that the breakage resistance of the spines, having Harrington rods, before the application of the instrument was about 28 Nm and the one after the application of the instrument was 28.75 Nm. However the first breakage resistance of the spines with Internal Fixator was 27 Nm and the breakage resistance of the spines after the application of the Fixator Intern was 29 Nm. According to these findings the breakage resistance of the spines with Internal Fixator under the anterior bending momentum was found to be 1.25 Nm better than the breakage resistance of the spines having Harrington rods. The difference was determined to be rather less than the one found in the references. The failure occurred in the bones where instruments had been placed, not in the instruments themselves. The result is closely related to the resistance of the bones.

Key words: Fractures of dorsolumbar, spine, Harrington distraction rods, Transpedicular, fixation, biomechanics.

Dorso-lomber bölgenin instabil kırıklarının cerrahi olarak redüksiyon ve stabilizasyonu için çeşitli yöntemler vardır. Bunlar Harrington distraksiyon sistemi⁽⁴⁾, segmental spinal instrumentasyon⁽⁶⁾, transpediküler plak fiksasyonu⁽¹²⁾, transpediküler fiksator intern⁽⁸⁾, Cotrell-Debousset⁽⁷⁾ yöntemleridir. Bu yöntemlerin birbirlerine olan üstünlükleri çeşitli araştırmacılar tarafından biyomekanik olarak incelenmiştir⁽⁵⁾. Biz 1978 yılından beri dorso-lomber bölgenin instabil omurga kırıklarında Har-

ington distraksiyon rotlarını kullanmaktayız⁽⁴⁾. Son yıllarda dorso-lomber omurga kırıklarının redüksiyon ve tespitinde transpediküler fiksator internlerin Harrington distraksiyon rotlarından daha üstün olduğunu bildirir biyomekanik ve klinik çalışmalar yayınlanmıştır^(8,11). Bundan sonraki çalışmalarımıza yön vermek amacıyla Harrington distraksiyon rotları ile transpediküler fiksator internlerin biyomekanik mukayeselerini gösteren bir çalışma yaptık.

(1) Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi.

(2) Dokuz Eylül Üniversitesi, Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Araştırma Görevlisi.

Gereç ve yöntem

Dorso-lomber instabil omurga kırıklarının tedavisinde kullanılan Harrington distaksiyon rotaları ile transpediküler fiksator internlerin biyomekanik karşılaştırmasını yapmak amacıyla kadavralardan elde edilen 9 adet T₉-L₃ seviyeleri arası vertebral kolonlar kullanıldı. T₉ vertebra üst subkondral seviyesinin ve L₃ vertebra alt subkondral seviyesinin hemen altından kesildi. Her piyes dikkatli bir disseksiyonla kaslarından temizlendi (Resim 1). Spinal kanal boşaltıldı ve spinal kanalın normal olduğu saptandı. Tüm ligamentöz yapılar korundu. Her örneğin tek tek antero-posterior ve lateral röntgen incelemesi yapıldı. Sekiz örnekte yapısal bozukluk saptanmadı. 2 no.lu örnek aşırı degeneratif bozukluklar nedeniyle çalışma



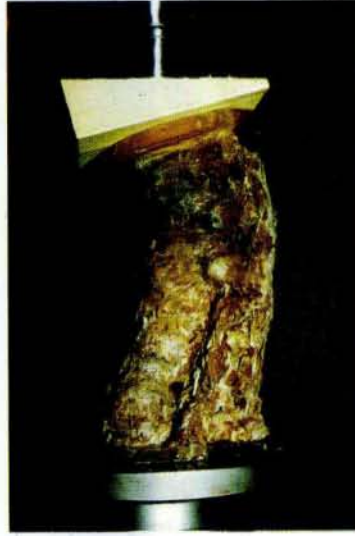
Resim 1: Deney için temizlenip hazırlanmış olan örnekler.



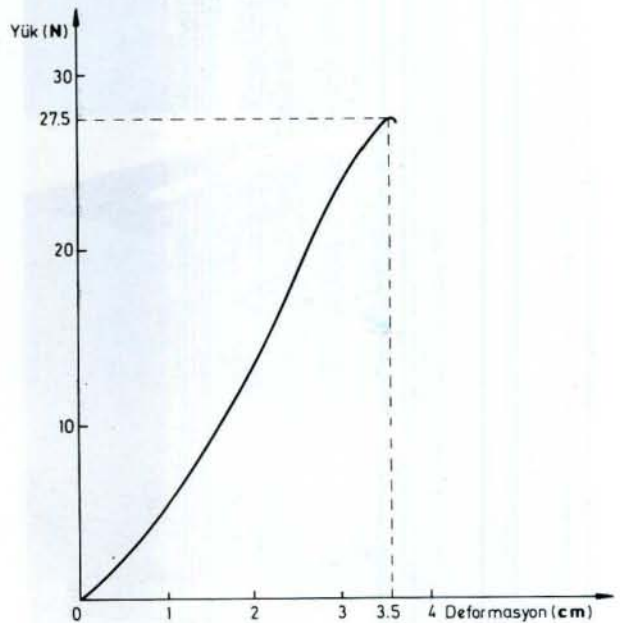
Resim 2: Vertebraların keski ile osteotomize edilmesi.

dışı bırakıldı. Örnekler üst ve alt seviyelerinden polyesterle kaplandı. Böylece düz bir yüzeye konduğunda su terazisi ile ölçümlerinde örneklerin tam dengede olduğu saptandı. Örneklerin dorsal 12. vertebra korpuslarında osteotomi açıklığı öne bakan kama şeklinde tahribatlar yapıldı. (Resim 2). Pedikül bağlantıları ve posterior elementler salim bırakıldı. Örnekler tek tek Instron 1114 test makinasına yerleştirildi. Örneklerin üst kısmına açısı 15° olan ve açıklığı öne bakan üçgen bloklar yerleştirildi. Bu, sisteme 15°'lik öne flexion momenti altında yük verilmesini sağladı. Örnekler yük altında plastik deformasyon oluşuncaya kadar kırılmaya tabi tutuldu (Resim 3). Bütün testler sırasında kağıt hızı 20 cm/dk'ya, basma hızı 10 cm/dk ya ayarlandı. Sonuçlar grafik kağıdına kaydedildi.

(Şekil 1). Kırılmış olan örnekler tekrar röntgen kontrolüne alındı ve kırık bölgeleri incelendi. Ayrıca kırık sahası BT ile de incelendi. Lezyonlu örneklerden 4'üne 3 inçlik Harrington rotaları diğer 4'üne de fiksator internler uygulandı. Çengeller kırık seviyesinin 2 üst 2 alt vertebra laminalarına takıldı. Fiksator internlerin Schanz çivileri kırık seviyesinin 1 üst 1 alt pediküllerine yöntemine uygun olarak takıldı. Schanz çivilerinin doğru yerleştirildiği röntgen kontrolü ile tespit edildi. Her iki sistemdeki örneklerde yöntemine uygun olarak redüksiyon uygulandı. Antero posterior ve Lateral grafi kontrolleri yapıldı. Örnekler yeniden test makinasında öne flexion momenti altında yüklenmeye tabi tutuldular ve yük deformasyon eğrileri elde edildi.



Resim 3: Örneklerin plastik deformasyona uğratılması.

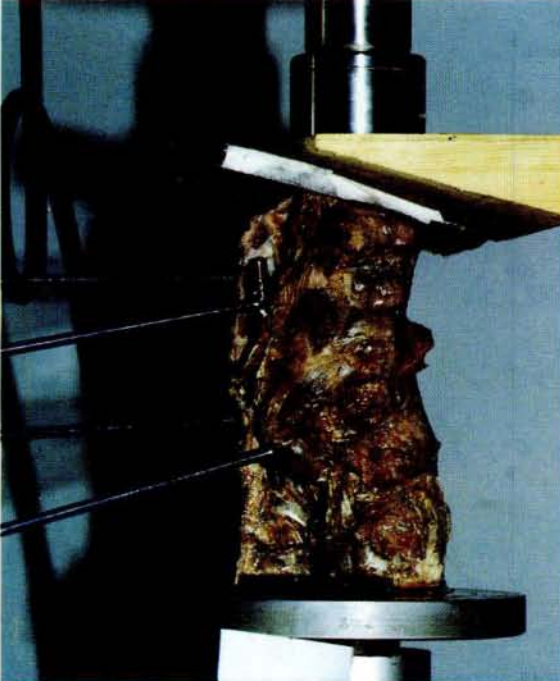


Şekil 1: Osteotomize edilen omurgaların öne fleksiyon momenti altındaki basma deneyi ile elde edilen yük-deformasyon eğrisi.

Harrington rotları kullanılarak redüksiyon ve tespit yapılan 4 dorso-lomber omurga segmenti 21 Nm ile 40 Nm arasındaki (ortalama 28.75 Nm) kuvvetler altında yetmezliğe girdi (Resim 4). Transpediküler internal fiksatorler kullanılarak redüksiyon ve tespit yapılan 4 dorso-lomber omurga segmenti ise 21 Nm ile 39 Nm ile 39 Nm arasındaki (ortalama 29 Nm) kuvvetler altında yetmezliğe girdi (Resim 5). Harrington distraksiyon rotları kullanılan omurların enstrumansız kırılma dayanımları ortalama 28 Nm, enstrumansız kırılma dayanımları orta-



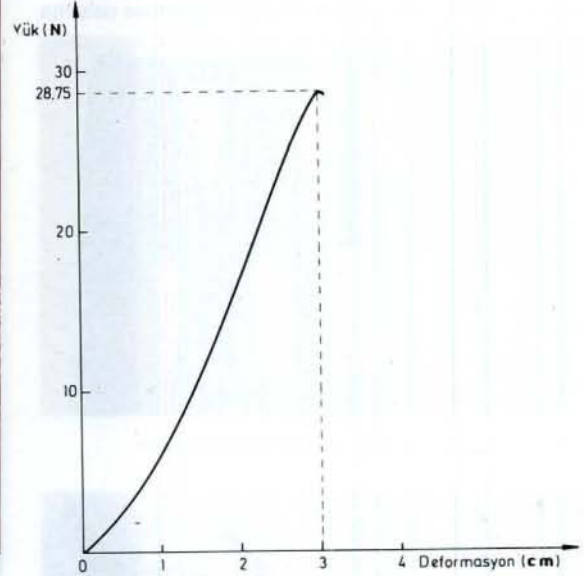
Resim 4: Harrington Distraksiyon Rotu uygulanan omurganın basma deneyi sonunda yetmezliğe girmesi.



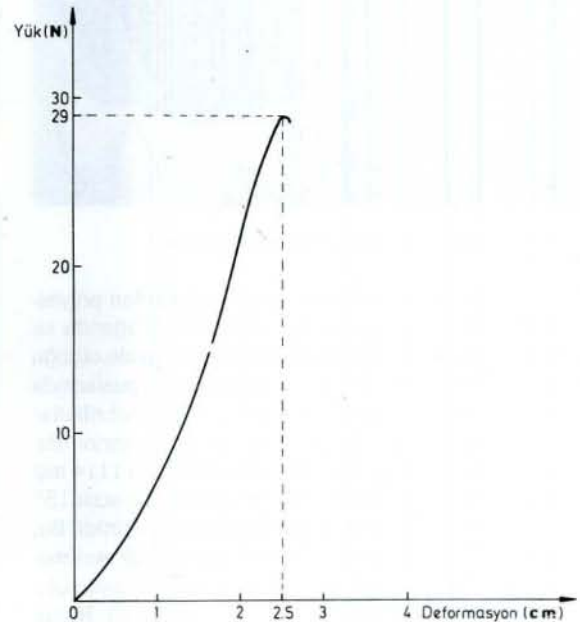
Resim 5: Fiksator intern uygulanan omurganın basma deneyi sonunda yetmezliğe girmesi.

lama 28.75 Nm iken (Şekil 2) transpediküler fiksator internler uygulanmış omurların başlangıç kırılma dayanımları ortalama 27 Nm; enstrumansız kırılma dayanımları ortalama 29 Nm olarak saptandı (Şekil 3). Buna göre Transpediküler fiksator internli omurgaların öne fleksiyon momenti altındaki basma dayanımları Harrington distraksiyon rotları kullanılanların basma dayanımlarından 1.25 Nm daha iyi bulundu. Bu fark literatürde bildirilen sonuçlardan⁽⁸⁾ oldukça küçük olarak tespit edildi. (Şekil 4).

Bütün deneylerde sistemin kemik yapılarında yetmezliğe girdiği, kemiklerin enstrumanlara tutunma yerlerinde dağıldığı, buna karşın enstrumanların şeklini ve devamlılığını koruduğu gözlemlendi.



Şekil 2: Harrington Distraksiyon rotu uygulanan omurgaların öne fleksiyon momenti altındaki basma deneyi ile elde edilen yük-deformasyon eğimi.



Şekil 3: Fiksator Intern uygulanan omurgaların öne fleksiyon momenti altındaki basma deneyi ile elde edilen yük-deformasyon eğimi.

SIRA NO	OMURGALAR (Osteotomize)	HDR	FI
1	20	21	
2	—	—	—
3	36		39
4	39	40	
5	20		21
6	32		34
7	20		22
8	26	26	
9	27	28	
Ortalama	27.5	28 (0mg)	27 (0mg)
		28.75	29

Şekil: 4

Tartışma

Dorso-lomber bölgenin instabil kırık ve çıkıklarının değişik enstrümanlarla redüksiyon ve tespitinin biyomekanik karşılaştırılması değişik araştırmacılar tarafından yapılmıştır.^(8,5,9,10) Özellikle bunlardan Dick'e ait olan çalışma Harrington distraksiyon rotları ile transpediküler fiksator internler arasında çok belirgin fark olduğunu iddia etmektedir. Dick ve arkadaşları tarafından yapılan biyomekanik çalışmada transpediküler fiksator internlerin öne flexion yüklenmesinde 20 Nm de 6.6'lık bir eğilme saptandığı, buna karşılık aynı testte Harrington distraksiyon rotları uygulanan örneklerin 6-10 Nm yüklenmesinde sistemin dağıldığı iddia edilmiştir⁽⁸⁾. Ayrıca Dick yeni ölmüş lomber kırıklı bir hastanın vertebral kolonunda transpediküler fiksator internlerin 47 Nm'de 2.4°'lik eğilmeye uğradığını bildirmiştir⁽⁸⁾. Jacobs ve arkadaşları ise benzer biyomekanik çalışmada Harrington distraksiyon rotları sisteminin 22.2 Nm'lik yüklenme sonunda dağıldığını bildirmişlerdir⁽¹⁰⁾. Biz kadavralardan elde edilen dorso-lomber bölgenin kırılma dayanımlarını 20 Nm ile 39 Nm arasında (ortalama 27.5 Nm) tespit ettik. Bu taze kadavralardaki dorsal ve lomber bölgeye ait basma dayanımlarından daha azdır^(2,3). Bu ise taze bölgesel örneklerde ve dolayısıyla canlılarda omurga dayanımının daha fazla olduğunu göstermektedir. Transpediküler fiksator internleri uyguladığımız örneklerin flexiondaki basma dayanımları ortalama 29 Nm'dir. Bu Dick'in kadavra testlerinden daha yüksek bir sonuçtur. fakat Dick'in taze kadavrada aldığı sonuçtan daha düşüktür. Dick Harrington distraksiyon rotları uyguladığı kadavra örneklerinin 6-10 Nm arasında dağıldığını iddia etmiştir. Biz bu sonucu 28.75 Nm olarak tespit ettik ve Dick'in elde ettiği sonuçlardan oldukça yüksek bulduk. Deneylerde yetmezliğin enstrümanların kemiklere tutunma yerlerinde oluştuğunu gözledik. Hiçbir zaman enstrümanlarda bir yetmezlik oluşmadı. Diğer bir deyimle böyle bir deneyde sonucun kemik yapının sağlamlığıyla direkt ilişkili olduğu sonucuna varıldı.

Kaynaklar

1. Aebi, M., Etter, C., Kehl, T., Thalgot, J.: The internal skeletal fixation system. Clin. Orthop. 227: 31 1988.
2. Alici, E.: Omurganın bölgesel özelliklerinin biyomekaniği, E.Ü.Tip. Fak. Derg. 23: 1203-1215, 1984.
3. Alici E.; Alku, Ö.: Vertebral prosthesis and their biomechanical properties. The theory of machines and mechanismus. Vol. 3 Pergamon Press. 1869-1870, 1987.
4. Alici, E.: Dorsal ve lomber bölge omurlarının instabil kırık ve kırıklı çıkıklarında Harrington'un distraksiyon rotlarıyla redüksiyon ve stabilizasyonu. D.E.Ü. Tip Fak. Derg. 3, 2, 12-30, 1988.
5. Ashman, R.B., Birch, J.B., Bone, L.B., Corin, J.D., Herring, J.A., Johnston, C.E., Ritterbush, J.F., Roach, J.W.: Mechanical testing of spinal instrumentation. Clin. Orthop. 227: 113, 1988.
6. Cassis, N.: Fractures of the thoracolumbar spine treated with segmental Spinal Instrumentation. Luque E.D. Slack Thorofore 287-300, 1984.
7. Cotrel, Y., Debousset, J.: Nouvelle technique d'osteosynthese rachidienne segmentaire par voie posterieur. Rev Chir orth. 70: 489, 1984.
8. Dick, W.: The "Fixateur Interne" as a versatile implant for spine surgery. Spine. Vol. 12 No. 9 Nov. 882-900, 1987.
9. Ferguson, R.L., Allen, B.L.: An algorithm for the treatment of unstable thoracolumbar fractures. Orthop. Clin of N. Am. Vol. 17, N.1, 105, 1986.
10. Jacobs, R.R., Schlaepfer, F., Mathys, R., Nachemson, A., Perren, S.M.: A locking hook spinal rod system for stabilisation of fracture-dislocation and correction of deformities of the dorsolumbar spine. Clin. Orthop. 189: 168, 1984.
11. Olerud, S., Karlström, G., Sjöström, L.: Transpedicular fixation of thoracolumbar vertebral fractures. Clin. Orthop. 227: 44, 1988.
12. Steffee, A.D., Biscup, R.S., Sitkowski, D.: Segmental spine plates with pedicle screw fixation. Clin. Orthop. 203: 45-54, 1986.