

Vida osteosentezlerinde optimum sıkma momentinin tayini (insan kadavra kemikleri üzerinde deneysel araştırma)

M. Alp Göksan⁽¹⁾, Bener Şen⁽²⁾, Bora Göksan⁽³⁾

Bu deneysel çalışmada, insan kadavra kemikleri diafizlerine özel olarak hazırlanan vida-plak modelleri, 0-2000 Nm. hassasiyetindeki elektronik tornavida ile monte edilerek optimum sıkma momentlerinin belirlenmesine çalışıldı. Uygulamalar esnasında gerek duysal ve gerekse strain metre ve X-Y yazıcısı kullanılarak ölçümler yapıldı. 30 ayrı denemede elde edilen sonuçların, uygulanan kuvvet itibarıyla, birbirinden tamamen farklı olduğu, buna karşılık, vidaların kemiğe uygulanması esnasında başlangıçtaki sürtünmeyi takip eden sıkışmanın hissedildiğini ve yazıcıda kuvvet yüklenmesinin görüldüğü noktadan itibaren, tornavidanın 90° çevrilmesiyle elde edilen grafiklerde, maksimum sıkma momenti tepe noktasının elastik deformasyon fazının üst 1/3'ünde %53.3, orta 1/3'ünde %36.7 ve alt 1/3'ünde %10 oranında bulunduğu saptandı.

Sonuç olarak, sıkışma başladığı andan itibaren, tornavidanın 90° rotasyonu ile optimum sıkma momentinin elde edilebileceği kanaati edinildi.

Anahtar kelimeler: osteosentez vidası, vida sürtünme momenti

Determination of optimum screwing torsional moment in the screw osteosynthesis (experimental study of the human cadaver bones)

In this experimental study, we tried to determine the optimum torsional moment, by mounting an electronic torsional screw driver, which has a sensitivity of 0-2000 Nm, of specially designed screw and plate models for human cadaver bone diaphyses. During these applications measurements were performed using X-Y recorder and strainmeter and by human sense. Results of different trials with respect to applied force (Nm) were completely different from each other. On the other hand during the application of screws into the bones at the starting point of elasticity, after friction moment was defined, the screw driver was rotated up to 90° in clockwise direction and stopped. In all experiments this procedure was repeated. In graphics, the highest point of screwing moment relative to the elastic phase were defined as mentioned below; Upper third: 53.3 %, middle third: 36.7 %, lower third: 10.0 %.

As a conclusion, it's contended that, after squeezing had started we obtained optimum screwing torsional moment with the rotation of screw driver up to 90°.

Key words: osteosynthesis screw, screwing torsional moment

Ortopedi ve Travmatoloji cerrahisinde bugüne dek çok değişik osteosentez materyelleri kullanılmıştır. Bu materyellerden sanayiide kullanılan vidaların insan kemik dokusunda kullanılması ile birlikte bazı teknik problemler de ortaya çıkmıştır. Çünkü kemik dokusu sanayiide kullanılan malzemelerden çok farklı bir yapı arzeder (1, 3, 10). Bu kompleks canlı yapıda mühendislik bilimi kuralları her zaman geçerli olmayabilir (1, 10).

Ortopedik cerrahide kullanılan vidalar belirgin bir kompresif kuvvet ile yerleştirildikten sonra kemiğe sıkıca tutunurlar. Ters olarak, orta derecede gevşek vidalar lokal kemik rezorbsiyonuna neden olurlar. Bu durum daha fazla gevşemeye yol açar (1, 7, 8, 9). Öte yandan optimum sıkma momentinin üzerindeki değerlerle yapılan uygulamalarda vidanın kemiğe tutunması zayıflamakta ve sıyrılma olayı meydana gel-

mektedir (1, 7, 8, 9). Kemik dokuya vida yerleştiren bir cerrah, yerleştirdiği vidanın sıkılma derecesini bilmek zorundadır. Yeterli bir fiksasyon ile aşırı kuvvet uygulayarak kemiğin veya vidanın kırılması arasındaki sınır vardır (8, 9, 11, 12). Cerrahların gerçek sıkma momentlerini hissederek belirleme yetenekleri ile ilgili bir çalışmada, dünyanın değişik ülkelerine mensup Ortopedik Cerrahların uyguladıkları vida sıkma momentlerinin 20-200 Kp değerleri arasında değiştiği görülmüştür. Çalışmaya katılan cerrahların ancak % 20'si vidalarını belirgin bir kompresyonla sıkabilmişlerdir (1).

Pratik uygulamalarda elde edilen bu denli değişik sonuçlar gözönüne alındığında, vidaların sıkma momentleri ile ilgili olarak standardizasyonunun gerekliliği ortaya çıkmaktadır. Bu noktadan hareket ederek, kemik dokuya vida uygulamalarında kantitatif ölçüm

(1) İstanbul Üniversitesi İst. Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Profesör'ü

(2) Dicle Üniversitesi Tıp Fak. Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Uzmanı

(3) İstanbul Üniversitesi İst. Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Araştırma Görevlisi

yapabilecek hassas elektronik tornavidalar geliştirilmiştir (6).

Günümüzde yaygın olarak kullanılan cerrahi vida uygulamalarında belirli bir standardizasyona ulaşılması ve komplikasyonları enaza indirerek başarı oranının artırılması amacıyla "Optimum Sıkma Momentlerinin Belirlenmesi" konulu bir deneysel araştırmanın gerçekleştirilmesi düşünülmüştür.

Gereç ve yöntem

Bu deneysel araştırma İstanbul Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Biomekanik ve Biomalzemeler Araştırma Birimi Laboratuvarında yapılmıştır.

Deneylerde kullanılan kemikler insan kadavralarından alınmıştır. 8 ay süre ile formaldehit havuzlarında bekletilen kadavraların femur (2 adet), radius (2 adet) ve humerus (2 adet) kemikleri üzerinde radyolojik incelemeler yapılarak kortikal kalınlıkları belirlenmiştir.

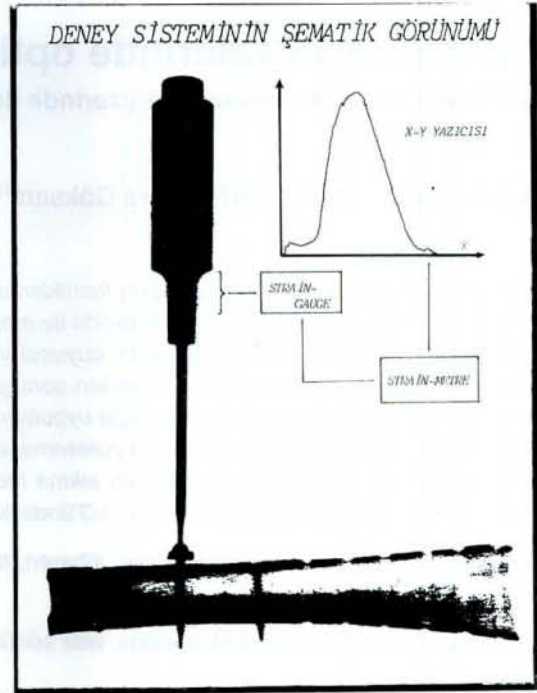
Deneylerde kullanılan elektronik tornavida İ. T. Ü. Makina Fakültesi öğretim üyesi Prof. Dr. İng. Mehmet Çapa ve Yük. Müh. Turgut Gülmez tarafından yapılmıştır. Tornavidanın içine yapıştırılan 4 adet strain-gauge (genleme ölçer) ile Wheatstone köprü bağlantısı oluşturulmuştur. Tornavidadan alınan işaretler bir dinamik köprüye girmekte, tornavida ile uygulanan moment ise bir strain indikatöründen okunabildiği gibi bir yazıcı kullanılarak kayıt imkanı da mümkündür. Mevcut tornavida 0-2000 Nm.'lik bir aralıkta her çeşit dönme momentine hassastır. Uygulamada kolaylık sağlamak için tornavidanın sapına bir kuvvet kolu ile edilmiştir.

Herbir kemik diafiz korteksine uygun plaklardan sadece deliklerini içeren kısımları pul anlamında alınarak uygulamada vida ile birlikte kullanılmıştır. Bu şekilde hazırlanan plak örnekleri insan ameliyatlarında kullandığımız 4. 5 mm'lik kortikal AO vidaları ile kemiklere tatbik edilmişlerdir.

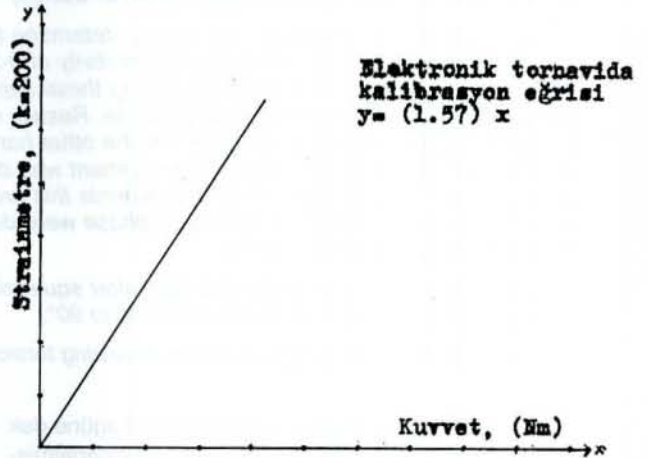
Kemikler özel olarak hazırlanan ahşap takozlar ile mengeneye tespit edilmiştir. Korteksin uygun bölgesinde 3. 2 mm'lik dril kullanılarak açılan deliklere, dış çekildikten sonra, plak-vida ünitleri elektronik tornavida aracılığı ile monte edilmişlerdir (Şekil 1).

Deney düzeneği bu şekilde kurulduktan sonra ilk işlem olarak mevcut elektronik tornavidanın kalibrasyonu yapılmıştır. Sonuçta değişik momentlere karşılık gelen strainler belirli range'lerde saptanmış ve verilerin toplamından standart lineer bir grafik elde edilmiştir. X (Nm) ve Y (mV/cm) eksenlerinde $y = (1.57) x$ lineer eğri denklemi ortaya çıkarılmıştır (Şekil 2).

Deneyin ikinci aşamasında, 22 değişik örnekte sıkma ve sıyırma momentleri ile bunların grafikleri üzerinde tornavidanın aksenal dönme açıları arasın-



Şekil 1: Denei sisteminin şematik görünümü



Şekil 2: Elektronik tornavida kalibrasyon eğrisi

da bağlantı kurulmaya çalışıldı. Vidanın ucu kemiğin ikinci korteksini yakaladıktan sonra, belirgin bir sürtünme momentinin ardından sıkışma olayı olmaktadır. Bu olay yük-deplasman grafiğine elastik deformasyon olarak yansımaktadır. Sıkışma dönemi sonunda kuvvet uygulaması devam ettiğinde grafikteki lineer yükselme giderek yerini plastik deformasyona terk etmektedir. Kuvvet uygulaması daha da devam ederse, kemik dokuda vida dişlerinin sıyrılma hadisesi gelişmektedir (Şekil 3). Böylece elde edilen grafiklere deney esnasında tornavidanın çevrilme açıları işaretlenerek tur oranı ile sıyrılma grafikleri arasında bağlantı kurulmaya çalışılmıştır. Aynı zamanda elde edilen grafik değerlerden uygulanan kuvvet miktarları tespit edilmiştir. Bu aşamada elastik deformasyon

K.No	KC	R 90 (cm)	PDS (cm)	R Max. (cm)	F 90	KK	EBS 90	KA
1	F	5.8	11.00	12.40	3.55	0.84	O	41.8
2	F	3.4	6.30	7.10	2.16	0.67	O	32
3	F	4.6	5.30	5.90	2.92	0.88	U	33.0
4	F	3.4	4.20	5.20	2.16	0.63	U	33.9
5	F	2.5	3.60	4.40	1.59	0.44	U	36.0
6	F	2.2	2.40	2.90	1.40	0.36	U	38.3
7	F	6.0	8.30	9.00	3.32	0.90	U	42
8	F	6.6	11.60	12.40	4.20	1.24	O	37.5
9	F	6.1	9.60	10.20	3.91	1.15	O	34.0
10	F	3.9	7.30	10.00	2.48	0.70	O	35.0
11	F	4.7	5.40	7.30	2.99	0.78	U	38.0
12	F	5.3	8.20	12.50	3.37	0.82	O	41.0
13	F	2.6	6.90	9.35	1.65	0.45	A	36.5
14	H	2.4	4.00	4.50	1.52	0.64	O	23.6
15	H	1.6	4.00	4.50	1.01	0.42	A	23.6
16	H	1.8	2.10	2.60	1.14	0.51	U	22.0
17	H	1.7	2.10	2.60	1.08	0.48	U	22.2
18	H	1.5	2.10	2.60	0.95	0.40	U	23.2
19	H	2.1	2.50	3.40	1.33	0.63	U	21.0
20	H	2.8	5.30	5.60	1.78	0.87	O	20.4
21	H	4.1	4.10	4.90	2.61	1.24	U	20.9
22	H	2.2	3.80	4.30	1.40	0.60	O	23.0
23	R	1.9	2.20	2.70	1.21	0.54	U	22.1
24	R	2.8	4.00	4.40	1.78	1.50	U	11.8
25	R	3.2	3.40	3.60	2.03	1.62	U	12.5
26	R	1.8	9.20	6.10	1.14	0.94	O	12.1
27	R	1.2	4.70	6.30	0.76	0.60	A	12.5
28	R	1.8	3.90	5.90	1.14	0.91	O	12.4
29	R	2.6	3.80	4.20	1.65	1.52	U	10.8
30	R	3.1	3.30	3.50	1.97	1.64	U	12.0

Tablo 1: K. NO: Kemik numarası, KC: Kemiğin cinsi, F: Femur, H: Humerus, R: Radius R 90: Sıkışmaya başladıktan sonra, tornavidayı 90° çevirme ile elde edilen Range (5 mV/cm), PDS: Plastik deformasyon sınırı (5 mV/cm), R Max: Maksimum range (5 mV/cm), F 90: Sıkışma başlangıcından itibaren tornavidayı 90° çevirmek için gerekli kuvvet (Nm), KA: Klinik olarak kemik kalınlığı (mm), KK: Kemik kalınlığının birim mm'sine uygulanan kuvvet (Nm/mm), EBS: 90: Tornavidanın sıkışmaya başlamasından itibaren 90° çevrilmesiyle ulaşılan elastik bölge seviyesi (O: Orta 1/3, U: Üst 1/3, A: Alt 1/3)

Vida sayısı	90° (sıkışmaya başladıktan sonra) çevrime ile elde edilen seviye	%
16	Elastik Faz, Üst 1/3 seviye	53.30
11	Elastik Faz, Orta 1/3 seviye	36.70
3	Elastik Faz, Alt 1/3 seviye	10.00
30		100.00

Tablo 2

naklanmaktadır. Literatür incelemelerinde de benzer farklı sonuçlar bildirilmektedir (3, 7, 8, 9). Her insanın kemik dokusu mikroyapılarında farklılıklar olduğu gibi, aynı insanın farklı kemiklerinde ve aynı kemiğin değişik bölgelerinde de farklı mikroyapı özellikleri olduğu bilinen gerçeklerdir (1, 2, 3).

Cerrahi uygulamalarda vidaların kemiklere adaptasyonu ile ilgili olarak farklı bilgiler mevcuttur. Bazı yazarlar vidaların maksimum kuvvet ve ölçüde sıkılması gerektiğini savunurken, bazıları ise bunun belirli ölçüsünün olması gerektiğini ileri sürmektedir (1, 4, 5, 7, 8, 9, 10, 11).

Bu tartışmaların sonucu olarak arzu edilen vida sıkma işleminin optimal alanının saptanmasıdır. Teknik açıdan önerilen ve esas olan vidanın sıkılma işleminin elastik deformasyon bölgesi içinde kalması gerekliliğidir (4, 5, 10). Daha sonra ise elastik bölgenin

hangi seviyedeki durumunun optimal olduğu sorusunun açıklığa kavuşması gerekir. Bu aşamada da farklı görüşler ileri sürülmektedir (4, 5, 10).

Elastik deformasyon bölgesinin alt 1/3 seviyesinde görülen erken vida gevşemeleri stres relaksasyon kavramı ile izah edilebilir. Kırık oluşumundan sonraki kemik rezorpsiyonu, cerrahi aletlerin nekrotizan etkileri, inaktivite osteoporozu, kullanılmış osteosentez materyellerinin kullanımı v. b. faktörler nedeniyle gevşeme olayı erken ve kolayca gelişebilecektir (1, 4, 5, 10, 11, 12). Öte yandan, elastik deformasyonun üst noktalarında gerçekleştirilecek vida sıkılmasının aleyhine olarak postoperatif dönemdeki ekstremitte hareketleri, adale ve diğer yumuşak dokuların plak-vida üzerine ilave olabilecek stresleri ile plastik deformasyon sınırının kolayca aşılabileceği ileri sürülmektedir (1, 10). Bu tür patolojik streslerin elimine edilebilmeleri için postoperatif dönemde 6 hafta süre ile hastanın inaktive edilmesi gerektiği bildirilmektedir (4, 5). Bizim kanaatimiz ise hastanın sosyo-kültürel seviyesi, kırık kemik ve kırık bölgelerinin, cerrahi uygulama özelliklerine ve ayrıca cerrahın inisiyatifi çerçevesinde bu sürenin 3-6 hafta arasında değişebileceği yönünde olmuştur. Yine de son kararı cerrah vermelidir.

Biz deneysel çalışmamızda kolay uygulama ilkesine öncelik tanıyarak planlamada bulunduk. Bu gaye ile her zaman, her yerde ve her cerrahın pratik olarak uygulayabileceği bir yöntem araştırma yolunu seçtik. Bunun gerçekleştirilmesi için ise en pratik uygulama olarak tornavidanın döndürülmesini kantitatif değer olarak almaya çalıştık. Deneyimizde elde edilen, tornavidanın sıkışma başlangıcından itibaren 90° çevrilmesi (80-100 dereceler olarak kabalaştırılabilir) ile elde edilecek sonuç pratik ve kullanışlı olarak düşünülebilir.

Öte yandan Claes ve Hutzschenreuter yaptıkları çalışmada elastik deformasyon son noktasını takip eden 360° çevirme ile tam sıyrılma olayının gerçekleştiğini bildirmektedirler. Elastik deformasyon başlangıcı ile plastik deformasyonun son noktası arasında ise 120° çevrilme gerektiğini öne sürmektedirler. Aynı yazarlar başlangıçtan itibaren 40°'lik tornavida rotasyonu ile elastik dönemin son noktasına, ve yine başlangıçtan itibaren 90° çevirme ile plastik deformasyon fazının üst noktalarına ulaşabileceğini ileri sürmektedirler (5).

Claes ve Hutzschenreuter'in bulguları ile bizim deney verilerimiz arasında aşırı bir farklılık yoktur. Yük-deplasman eğrilerinin genel karşılaştırması ile benzer neticeler vardır. Ancak sıkışma başladıktan sonra onlara göre 30-40°'lerdeki sıkma işlemi elastik/plastik dönemlerin geçiş noktalarına isabet etmektedir (5). Bu açı değerleri bizim grafiklerimize uygulanacak olursa elastik fazın alt 1/3'üne isabet ettikleri görülmüştür. Bu bölge, kanaatimizce gevşemeye aday bölgedir.

Daha önceki çalışmalarımızda birim korteks kalınlığı esas olarak alınmıştı. Bu çalışmada ise birim kemik kesiti kalınlığı esas olarak alınmıştır. Bu iki değer birbiri ile kıyaslanmayacaktır.

Sonuç

Deney verilerinde birim mm'ye uygulanan kuvvetler arasında önemli farklılıklar vardır. Bu tür farklılıklar o bölgenin kendine özgü yapısal farklılığından doğmaktadır.

Kortikal kemiğe vida-plak uygulamaları ile elde edilen veri incelemelerinde, vidanın sıkışmaya başladıktan sonra 90° döndürülmesi ile optimum sıkma elde edilebilir. Ayrıca osteosentez güvenliği açısından,

postoperatif dönemde 3 ile 6 haftalık istirahatin temin edilmesi uygun olacaktır.

Kaynaklar

1. Akalın, Y.: Kemik dokusunda osteosentez vidasının sürtünme momentinin tayini (Deneysel araştırma). Profesörlük takdim tezi, İstanbul, 1988.
2. Akalın, Y., Göksan, M. A., Çapa, M.: Kemik dokusunda osteosentez vidasının sürtünme momentinin tayini. II. Ortopedik Biomekanik Kongresi ve Türk Ortopedi ve Travmatolojisinin Uluslararası Dostları Cemiyetinin III. Kongresi. Özet Kitabı, Sayfa 46, 12-16 Mayıs 1989, Silivri, İstanbul.
3. Altıntaş, S., Savaş, M. A., Esencan, M., Bayraktar, E.: Dana femurunda mikroyapı ve mekanik özellikleri ilişkisi. Araştırma raporu. Boğaziçi Üniversitesi, İstanbul, 1988.
4. Bruns, H., Artmann, M., Grosspeter, K.: Die belastungsstabile Osteosynthese im Tierversuch unter limitierter Vorspannung. Osteosynthese, Endoprothetik und Biomechanik der Gelenke, (S. Georg) Thieme Verlag, Stuttgart, 1980.
5. Claes, L., Hutzschenreuter, P.: Das Durchdrehmoment an Zugschrauben mit vorgeschrittenem Kortikalisdrehmoment (Mechanik und Histologie). Z. Orthop. 113; 237-242, 1975.
6. Çapa, M., Göksan, M. A., Gülmez, T.: Vida osteosentezlerinde sürtünme ve sıkma momentlerinin hassas olarak tayini için geliştirdiğimiz özel torsiyon tornavidası hakkında. II. Ortopedik Biomekanik Kongresi ve Türk Ortopedi ve Travmatolojisinin Uluslararası Dostları Cemiyetinin III. Kongresi. Özet Kitabı, Sayfa; 47, 12-16 Mayıs 1989, Silivri, İstanbul.
7. Göksan, M. A., Çapa, M., Akalın, Y., Başkır, O.: Osteosentezlerde vida dönme ve sıkma momentlerinin hassas kantitatif tayini. II. Ortopedik Biomekanik Kongresi ve Türk Ortopedi ve Travmatolojisinin Uluslararası Dostları Cemiyetinin III. Kongresi. Özet Kitabı, sayfa: 48, Silivri, 12-16 Mayıs 1989.
8. Göksan, M. A., Çapa, M., Gülmez, T., Gülbeyaz, Y.: Osteosentezlerde vidanın sürtünme, sıkma ve sıyrılma momentlerinin kantitatif belirlenmesi için deneysel araştırmalar (insan tibia ve fibula kemiği diafizleri üzerinde). II. Ortopedik Biomekanik Kongresi ve Türk Ortopedi ve Travmatolojisinin Uluslararası Dostları Cemiyetinin III. Kongresi. Kongre Kitabı, sayfa 49, Silivri, 12-16 Mayıs, 1989.
9. Göksan, M. A., Çapa, M., Gülmez, T., Gülbeyaz, Y.: Osteosentezlerde vida eksenel kuvvet ve dönme momenti ilişkilerinin araştırılması. İ. T. Ü. Araştırma Merkezi, İstanbul, 1989.
10. Gülmez, T., İ. T. Ü. Araştırma Gör. Yük. Müh.: Kişisel görüşmeler İstanbul, 1989.
11. Uthoff, K. H.: Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. J. Bone Joint Surg. 55-B, 633-639, 1973.
12. Zand, M. S., Goldstein, S. A., Matthews, L. S.: Fatigue failure of cortical bone screws. J. Biomechanics, Vol. 16, No. 5, 305-311, 1983.

Yazışma adresi

Prof. Dr. M. Alp Göksan
İstanbul Üniv. İstanbul Tıp Fakültesi
Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı
Öğretim Üyesi 34390 Çapa, İstanbul