

OMURGANIN BİYOMEKANİK DENEYLERİ

Tunç ÖKTENOĞLU*, Lisa FERRARA**

Biyomekanik, biyolojik sorunların çözümü için mühendislik prensiplerinin kullanıldığı bir disiplindir. Omurga biyomekaniği, omurganın normal ve patolojik şartlar altında nasıl davrandığını inceleyen bilimdir. Deneysel çalışmalar, temel olarak laboratuvar koşullarında gerçekleştirilir. Son yıllarda bilgisayar ortamında yapılan sonlu eleman (finite element) tekniği ile omurga biyomekaniği çalışmaları başarı ile yapılmaktadır. Ancak bu çalışmaların sonuçlarının laboratuvar deneyleri ile desteklenmeleri gerekmektedir.

Bir deneysel biyomekanik çalışma gerçekleştirebilmek için araştırmacının doğru yöntemi seçmesi ve testin zayıf noktalarını iyi kavraması gereklidir.

Omurganın biyomekanik davranışını incelemek için çeşitli yöntemler kullanılabilir. Kullanılacak yöntemi belirlemeden önce hangi konunun çalışılacağı, net olarak ortaya konmalıdır. Omurga kolonu mu, implant mı yoksa implant-kemik etkileşimi mi çalışılacak? Katılık, fleksibilite, direnç, çökme veya yorgunluk hakkında mı bilgi edinilmek isteniyor? Bu sorular net ortaya konduktan sonra kullanılacak yöntem seçilmelidir. Temel olarak 4 tip test yöntemi vardır: A) Direnç, B) Yorgunluk, C) Stabilité ve D) Matematiksel testler.

A) Direnç testi

Genel olarak yükün tedricen artırılarak, yapının çökmesine kadar uygulanması şeklinde yapılır. Böylece yük-deformasyon ilişkisi ortaya konur. Fotografi ve hareket analizi ile birlikte elektronik aletlerin (örneğin; ekstansiyometre, goniometre ve strain gauge) kullanımı sayesinde sadece yapıların çökmeleri arasındaki yük ve zaman farklarını değil, çökmeler arasındaki geometrik farkları da ortaya koymak mümkündür.

Direnç testinin çökmeye kadar yük uygulanımı şeklinde yapılması ile omurganın veya implantın bütünlüğü değerlendirilir. Böylece bu yöntem, en azından teorik olarak, omurganın çökme mekanizmalarını ve/veya

omurga enstrümanlarının ve uygulama tekniklerinin yeterliliğini değerlendirmede kullanılabilir.

B) Yorgunluk testi

Yorgunluk testleri, yapıların tekrarlayıcı submaksimal yüklemeye verdikleri cevabı ortaya koyar. Genellikle yapı çökene kadar veya klinik olarak anlamlı sayıda tekrarlayıcı yükleme yapılır. Değişik yük uygulanımı halinde yük-yorgunluk ilişkisi değişmektedir (7). Bununla birlikte yükleme sayısı da önemlidir. İnsan omurgası, yılda yaklaşık 1-3 milyon kez tekrarlayıcı yüklenmeye maruz kalır (3). Kemik füzyonun oluşması ise 3-6 ay kadar zaman alır. Bu nedenle, omurga implantlarının etkinliği en az 1-1.5 milyon kez tekrarlayıcı yükleme sonrasında değerlendirilmelidir.

Yorgunluk testleri 3 tipte yapılır:

1) Omurga implantlarını değerlendirmek için. Burada implantlar genellikle kemik olmayan yapılara (ör: polietilen bloklar) implante edilir. Test edilen sadece implanttır.

2) Omurga kinematiğini gözetlemek amacıyla omurganın kendisi test edilir. Hasarlı ve sağlam omurgaların nasıl davrandıkları araştırılır. Unutulmaması gereken nokta ise, kullanılan omurgaların yüklenmelere olan cevabının in vivo omurganın bir modeli olamayacağı ve in vivo omurgalardan daha sınırlı sayıda yüklenmeye direnebildikleridir.

3) Omurga ile birlikte omurgaya implante edilmiş implanta yorgunluk testinin uygulanması. Burada da alınan yanıtlar in vivo uygulama ile bire bir aynı değildir. Ancak değişik implantlar arasındaki farkları ve/veya değişik cerrahi uygulama teknikleri arasındaki farkı ortaya koymak mümkün olur.

C) Stabilité testleri

Bu tip testler katılığı veya fleksibilitéyi değerlendirmede kullanılır. Submaksimal yük uygulanır. Eğer katılık ölçülecekse yapının deplasmanına neden olan yük veya moment ölçülür. Eğer fleksibilité ölçülecekse, uygulanan

* VKV Amerikan Hastanesi Nöroşirürji Bölümü, İstanbul

** Omurga Araştırma Laboratuvarı, Cleveland Kliniği, ABD

yük veya moment sonrası oluşan deplasman ölçülür (7). Dikkat edilmesi gereken nokta, yükleme hızının sonuçları etkilediğidir.

D) Matematiksel testler

Burada yapının matematiksel bir modele (FEM) dayanarak, karakteristik özellikleri test edilir. Bu teknikle, anatomik bir yapı, geometrik olarak birçok elemente ayrıştırılır. Her elementin sınırları ve özellikleri belirlenir. Daha sonra yapıya matematiksel olarak bilgisayar ortamında yükleme yapılır. Sonuçlar yine bilgisayar programı sayesinde yorumlanır (2). Bu tip testlerin başarısı, her elementin özelliklerinin bilgisayara yüklenmesi ile doğru orantılıdır. Ancak literatürde her element için tüm biyomekanik parametreleri bulmak mümkün değildir (örneğin: faset eklem basıncı). Bu nedenle elde edilen sonuçlar, şu ana dek yapılan klinik gözlemler ile tam korole olmamaktadır. Bilgisayar programlarının gelişmesi ile birlikte FEM'in karmaşıklığında artacak ve sonuçta daha güvenilir sonuçlar elde edilebilecektir (1).

SPESİMEN SEÇİMİ

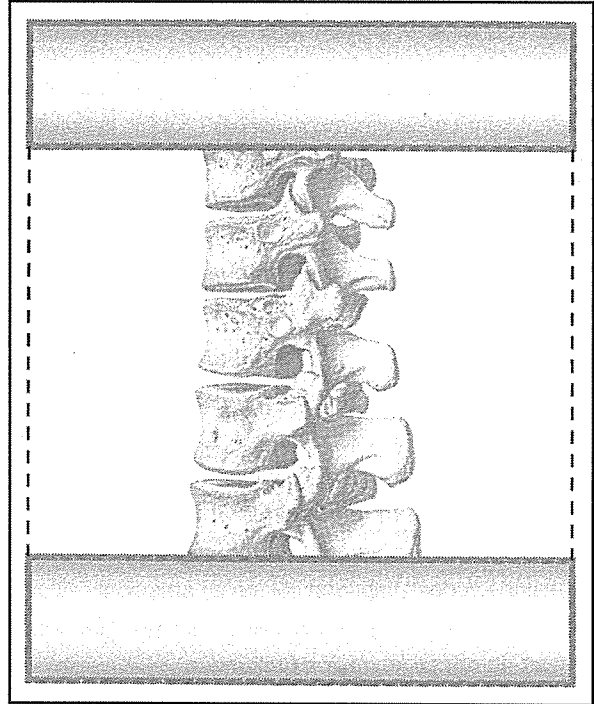
Biyomekanik testlerde insan kadavrası iyi bir modeldir. Ancak pahalı olması ve enfeksiyon riski taşıması gibi olumsuz yanları vardır. Bunların dışında, daha önemli olarak çalışılacak konu için uygun ortamı oluşturamayabilir. Örneğin, insan kadavraları genellikle yaşlıdır, eğer bir travma modeli oluşturulmak isteniyorsa (ki klinikte genellikle adolesan ve genç erişkinler travmaya maruz kalmakta) çok uygun olmazlar. Diğer bir konu da, testte kullanılan spesimenlerin hem anatomik (büyüklük, ağırlık) hem morfolojik (yoğunluk) özelliklerinin mümkün olduğunca benzer olması gerekliliğidir. Bu özellikleri insan kadavralarında benzer bulmak güçtür. Osteoporoz ve/veya metabolik hastalıklar kemik morfolojisini ciddi olarak değiştirirler. Bu nedenden dolayı, örneğin bir implantın etkinliği araştırılıyorsa insan omurgasına benzer biyomekanik ve anatomik özellikler gösteren hayvan (ör: dana, koyun) omurgası veya sentetik kemik blok kullanmak daha doğru olur. Böylece, denekler arasındaki anatomik ve morfolojik farklar minimize edilmiş olur.

SPESİMENİN HAZIRLANMASI

Genel olarak omurga spesimenleri, kendilerine yapışan yumuşak dokulardan temizlenir. Ligamentler, diskler ve faset eklem kapsülleri intakt kalmalıdır. Spesimen teste kadar -20°C'de saklanmalıdır. Test sabahı oda ısısında çözülmeli ve izotonik sodyum ile nemli olması sağlanmalıdır.

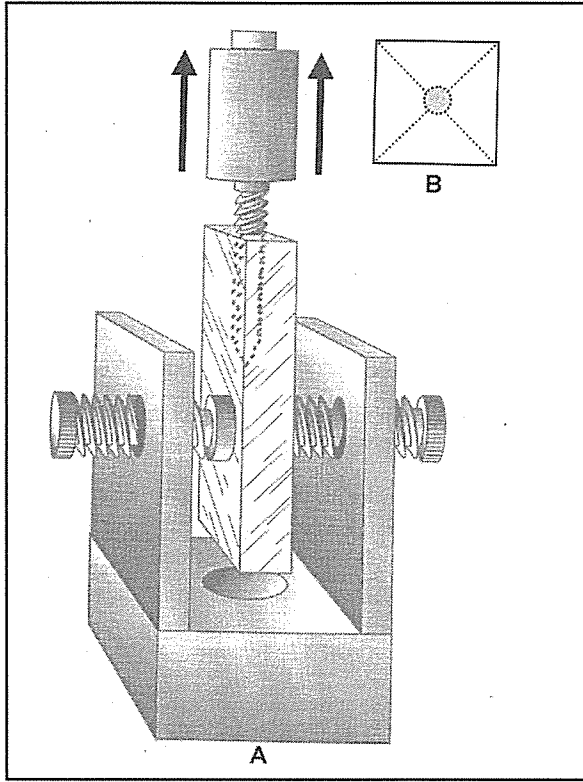
SPESİMENİN SABİTLENMESİ

Deneyde kullanılacak olan omurga, her iki tarafından polimetilmetakrilat veya bir polyester içine gömülerek sabitlenir. Omurga ile kullanılan madde arasına vida veya civatalar yerleştirilerek bu ilişki daha da sağlamlaştırılır. Burada dikkat edilmesi gereken nokta, omurganın hem orta noktaya yerleştirilmesi, hem de cihazın tam orta noktasına sabitlenmesi gerektiğidir. Aksi durumda istenmeyen bending moment uygulanımı oluşur (Şekil 1).



Şekil 1. Spesimenler polimetilmetakrilat içerisinde tam orta noktaya gelecek şekilde sabitlenmelidir. Ekzantrik yüklenme istenmiyorsa, spesimenin üst ve alt kenarları aynı düzlemde olmalıdır.

Omurga haricindeki spesimenler de (ör: sentetik kemik bloklar) yine aynı prensipler dikkate alınarak yerleştirilmelidir (Şekil 2a) (5).



Şekil 2a. Uni-aksiyel planda vida sıyrılma direncinin test edilmesi.
Şekil 2b. Vidalar sentetik blokların tam orta noktasına yerleştirilmelidir.

KUVVETLER VE MOMENT

Omurganın hareketli segmenti veya vertebralar, progresif deformasyona uğradıkça daha katı hale gelirler. Benzer cevap, yüklemenin hızlı yapıldığı çalışmalarda da görülür. Uygulanan kuvvetin büyüklüğü, süresi ve konfigürasyonu, araştırılan klinik duruma benzemelidir. Değişik kuvvetlerin aynı anda spesimenlere yüklenmesi bir taraftan klinik durumu ortaya daha iyi koyarken, diğer taraftan testin değerini düşürür. Birden fazla kuvvetin uygulanması ile oluşan bending momentler, testin değerlendirilmesini güçleştirmektedir. Ayrıca sadece aksiyel yüklemelerde bile omurgaya istenmeyen ekzantirik yüklenmeler olabilir. Bu durum, özellikle normal omurga postürünün kullanılmadığı ve/veya birden fazla hareket segmentinin test edildiği durumda olur (6).

SPESİMENİN UZUNLUĞU

Test edilecek omurgada kaç hareket segmentinin olduğu test sonucunu etkiler (4). Çok fazla hareket

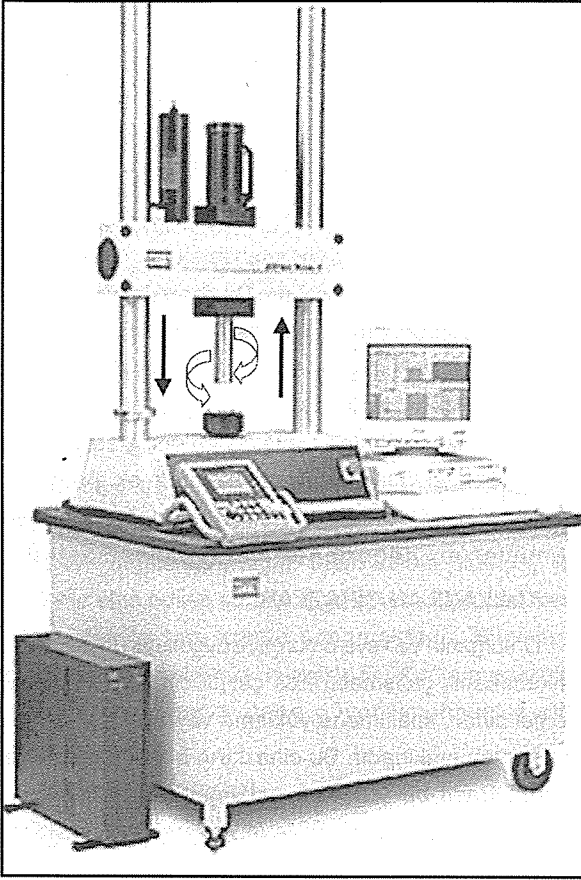
segmentinin olması durumunda, yükleme sırasında omurgada istenmeyen yıılanvari (snaking) hareket oluşabilir. Ayrıca, omurga uzunluğu arttıkça ligamentlerin özellikle orta bölümde stabiliteye olan etkileri azalmaktadır, bu da özellikle stabilite testlerinin değerini azaltmaktadır.

KAS KUVVETİNİN UYGULANIMI

İn vivo durumu tam yansıtabilme için araştırmacı kas kuvvetini de uygulamalıdır. Bu özellikle birden fazla hareket segmentinin kullanıldığı testlerde önemlidir (8,9,10). Buradaki güçlük ise, bu kuvvet büyüklüklerinin tam olarak bilinmemesidir. Dolayısıyla, bu kuvvetlerin uygulanması tahminden öteye geçememektedir. Ayrıca kas kuvvet vektörleri spesimen üzerinde ek aksiyel ve rotasyonel yüklemelere neden olacağından test sonuçlarını değerlendirmek güçleşmektedir.

KULLANILAN CİHAZLAR

Omurganın ve/veya omurgaya uygulanan implantların biyomekanik çalışmalarında çeşitli cihazlar kullanılır. Temel cihaz, spesimene yükleme veya çekme kuvveti uygulayan makinadır. Bu cihazların birkaç değişik tipi vardır. Basit bir yükleme çalışmasında (ör: çökme direncinin araştırılması) veya çekme (distraksiyon) çalışmasında (ör: vida sıyrılma direncinin araştırılması, Şekil 2) tek planda yükleme ve/veya çekme yapan cihazlar yeterli olur. Daha karmaşık çalışmalar (ör: implantın ömrünün araştırılması) için mutlaka tekrarlayıcı tarzda yükleme ve/veya çekme yapabilen cihazlara ihtiyaç vardır. Bu cihazlar, kullanılan bilgisayar programı sayesinde belirli bir yükü istenilen hızda spesimen üzerine istenilen kez uygularlar. Bu cihazlar, tek planda (uniaxial) veya iki planda (biaxial) yükleme yapabilirler. Daha gelişmiş olan ve iki planda yükleme (ve çekme) yapabilen cihazlar ile sadece aksiyel yükleme (veya çekme) değil, rotasyonel kuvvetleri de uygulamak mümkün olmaktadır (Şekil 3).



Şekil 3. Bi-aksiyel planda yüklenme veya çekme yapabilen cihaz.

SONUÇ

Omurganın biyomekanik testleri, temel olarak kinematik ve fizik prensiplerine dayanır. İn vivo ortamı tam olarak laboratuvar koşullarında oluşturmak mümkün değildir. Bu nedenle, araştırılacak konu tam olarak ortaya konmalıdır. Daha sonra, sonuca ulaşacak doğru metodoloji seçilmelidir. Test sonucunu etkileyebilecek faktörler mümkün olduğunca minimuma indirilmeli ve değişkenlerin sayısı azaltılmalıdır.

Sonuçta elde edilen bilgiler basitçe değerlendirilmeli ve karmaşık yorumlardan kaçınılmalıdır.

KAYNAKLAR

1. Adams MA: Mechanical testing of the spine. An appraisal of methodology, result, and conclusions. Spine Update. Spine 20: 2151-2156, 1995
2. Graham RS, Oberlander EK: Validation and use of a finite element of C-2 for determination of stress and fracture patterns of anterior odontoid loads. Spine 93: 117-125, 2000
3. Kostuik JP, Smith TJ: Pitfalls of biomechanical testing. Spine 16: 1233-1235, 1991
4. Kostuik J: Biomechanical testing of the lumbosacral spine. Spine 17: 1721-1728, 1998
5. Öktenoğlu T, Ferrara AL, Andalkar N: Effects of hole preparation on screw pullout resistance and insertional torque: a biomechanical study. J Neurosurg 94: 91-96, 2001
6. Öktenoğlu T, Özer AF, Ferrara LA: The effect of cervical spine posture on axial load bearing ability: a biomechanical study. J Neurosurg 94: 108-114, 2001
7. Panjabi MM: Cervical spine model for biomechanical research. Spine 23: 2684-2700, 1998
8. Panjabi MM, Mirua T: Development of a system for in vitro neck muscle force replication in whole cervical spines experiments. Paper 2, Cervical Spine Research Society, Charleston SC, 2000
9. Pintar FA, Yoganandan N, Voo L: Effect of age and loading rate on human cervical spine injury threshold. Spine 23: 1957-1962, 1998
10. Vasavade AN, Li S, Delp SL: Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment-generating capacity of human neck muscles. Spine 23: 412-422, 1998

Yazışma adresi:

Tunç ÖKTENOĞLU

VKV Amerikan Hastanesi

Nöroşirürji Bölümü, İstanbul