

MEDULLA SPİNALİS'İN BİYOMEKANIĞI

Murat HANCI*

Foramen magnumdan başlayan ve erişkinde torakolomber, bileşkenin kaudaline değin uzanan medulla spinalis merkez sinir sisteminden verilen komutları bütün organlara taşımak görevini üstlenmiştir. Medulla spinalis önemine ve kolayca hasar görebilmesine binaen gerçekten de sıkı bir koruma altına alınmıştır. Çevresini omurga cismi ve lamina, pedikülden oluşan omurga kanalı sarar. Bunun içinde üç farklı kat halinde dura mater, araknoidea ve pia mater zarları ek bir koruma sağlar. Medulla spinalis, kemikler ve zarlardan oluşan bu kanal içerisine dentat ligamentler ile asılı halde bulunur, ki bu yapısal özellik baretlerde olduğu gibi travmanın direkt iletilmemesini sağlar (Şekil 1). Ayrıca bütün merkez

Adından da anlaşılacağı üzere; bu materyal, visköz ve elastik komponentlerden oluşur. Bütün visko elastik materyallerin taşıdığı ortak özellikler vardır. Bu ortak özellikler şöyle sıralanabilir:

1. Creep (sünme)
2. Relaxation (gevşeme - yumuşama)
3. Histerezis (enerji kaybı)
4. Damping (sönümleme)

CREEP (SÜNME):

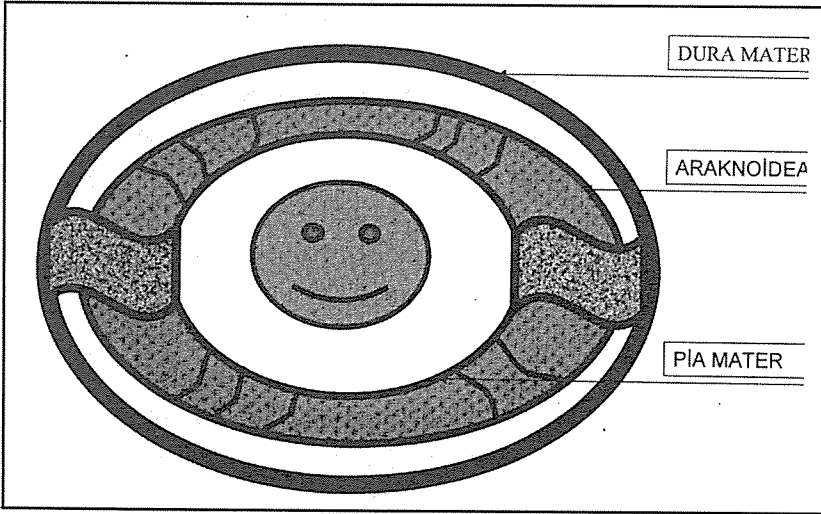
Viskoelastik bir materyal aniden etkiyen sabit bir yükü maruz kaldığında zaman içerisinde değişen miktarda deformasyon gösterir. Başlangıçta hızla gerçekleşen

deformasyon süreci materyalin kararlı konuma ulaşması ile, zaman eksenine paralel asimptotik bir hal almaktadır ki olay "creep" olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2). Creep, çekme zorlanmalarına (tensile strength) bağlı olarak geliştiği gibi basma zorlanması (compressive strength) durumunda da gelişir.

RELAXATION

(GEVŞEME - YUMUŞAMA):

Deformasyonun sabit kalmasına karşın kuvvetin zamana bağlı olarak azalması halidir. Viskoelastik bir materyale kuvvet

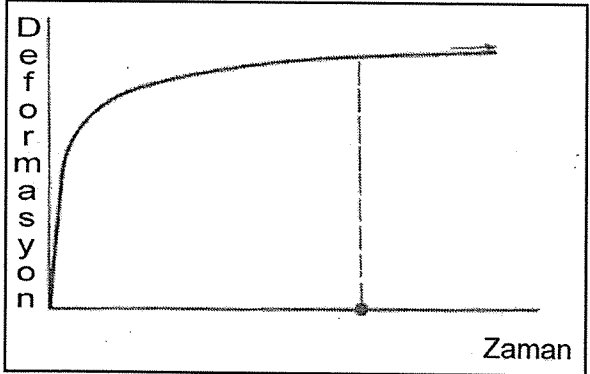


Şekil 1. Aksiyel planda yapılan kesitte medulla spinalis ve onu çevreleyen koruyucu yapılar şematize edilmiştir.

sinir sistemi yapıları gibi medulla spinalis de beyin omurilik sıvısı içinde yüzdürülerek amortisör etkisi yaratılarak korunur. Medulla spinalis bütün biyolojik sistemler gibi viskoelastik davranış gösterir. Viskoelastik davranış nedir, öncelikle onu incelemeliyiz.

VİSKOELASTİK DAVRANIŞ:

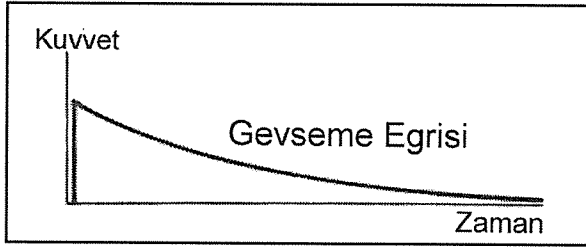
Zamana bağımlı özellikleri, yük/deformasyon ilişkisine duyarlı olan yapılar, viskoelastik yapılar olarak nitelenir.



Şekil 2. Creep fenomeni.

* İstanbul Üniversitesi Nörolojik Bilimler Enstitüsü

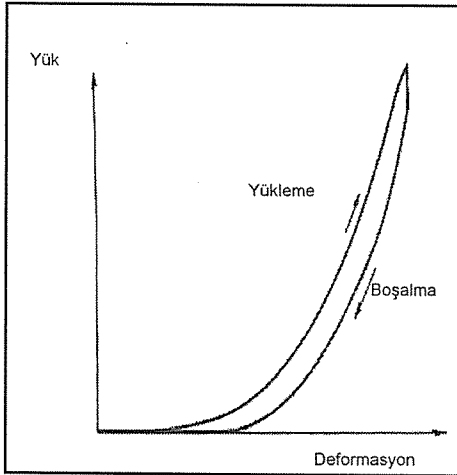
uygulandığında sabit bir deformasyon meydana gelir, kuvvet aynı şekilde uygulanmaya devam edilse bile malzemenin iç gerilmesi, maksimum deformasyon anından sonra zaman içerisinde üstel fonksiyon olarak azalacak ve sonsuz da sıfır değerine ulaşacaktır (Şekil 3).



Şekil 3. Relaksasyon fenomeni.

HİSTEREZİS (ENERJİ KAYBI):

Histererezis, viskoelastik malzemelerde bir yük uygulanması ve sonra bu yükün kalkması sonrasında ortaya çıkan enerji düşümünü ifade eder. Viskoelastik bir malzemede yük deformasyon eğrisi, yüklenme anında ortaya çıkan eğri ile yükün boşaltılması sırasında ortaya çıkan eğrinin aynısı olmayacaktır. Bu iki eğrinin süreklilik içerisinde bir çevrim yaptığı kabul edilecek olursa, yüklenme eğrisi ile boşalma eğrisinin arasında, bu çevrim anında bir miktar alan kalır ki bu alanda kaybolan enerji histererezis düşümü olarak adlandırılır (Şekil 4).

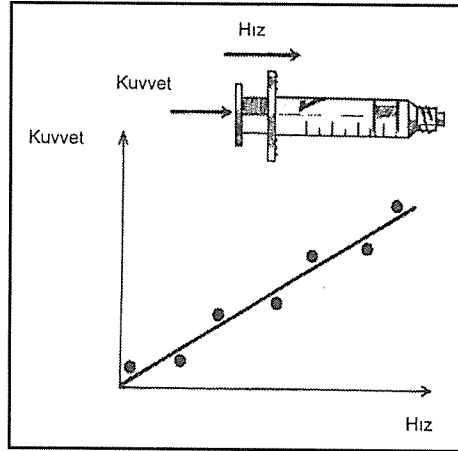


Şekil 4. Histererezis fenomeni

DAMPING (SÖNÜMLEME):

Malzemenin şekil değiştirmesine neden olan kuvvetin uygulanma hızına olan direngenliğidir. Sönümlenme etkisi

bir enjektör yardımıyla gösterilebilir. Enjektöre bir kuvvet verildiğinde piston belli bir hız ile hareket etmeye başlar. Ancak kuvvet ile hız yaklaşık birbirine eşittir. Pistona ufak bir hareket verildiğinde kuvvet az olurken, hızlı hareketlerde ise daha büyük kuvvetler elde edilir. Burada piston zorla hareket etmektedir. Çünkü verilen kuvvet nedeniyle oluşan basınç, piston içerisindeki sıvının hemen o anda enjektör ucundan tahliye olmasını sağlayamamaktadır. Sıvının delikten tahliye olabilmesi için bir zamana ihtiyaç vardır. Gereken bu zaman ise, ani kuvvetin oluşturduğu basınç etkisinin zamana bağlı olarak değişmesine neden olmaktadır. Kuvvet nedeniyle, piston bir sıvı yastığına karşı kuvvetle karşılaşmakta, bu ise sönüm etkisine neden olmaktadır (Şekil 5).



Şekil 5. Damping etkisi.

Viskoelastik materyalin genel özelliklerinden sonra bu malzemeden oluşan yapının karşılaşacağı durumları inceleyelim. Sürekli ortamlar mekaniğini üç farklı değer gösterir. Bunlar, gerilme (stress), şekil değişimi (strain) ve yer değiştirme (displacement)dir. Gerilme, bir cisme etki eden dış etkiler sonucu oluşan bir değerdir. Genellikle kuvvet ya da kuvvet bileşenlerinin sonsuz küçük bir alana etki etmesi kabulüyle bulunur. Şekil değişimleri yerel deformasyonları tanımlar, örneğin, bir çubuk elemanın boyundaki artmanın ilk boyuna oranı (çekme uzaması) veya iki çubuk elemanı arasındaki dik açının azalması (kayma uzaması) olarak tanımlanır. Elastik özellik, malzemede şekil değiştirmenin, dış etkinin ortadan kalkması ile birlikte geri dönmesi demektir.

Plastik özellik ise, dış etkiler malzeme üzerinden

kalksa dahi meydana gelen şekil değişiminin geri dönmemesi halidir. Ancak dış etkiler geri dönerken şekil değiştirmelerin de bir kısmı geri dönüyor, fakat bir kısmı da malzeme üzerinde kalıyorsa bu tür özellik gösteren malzemelere de elasto-plastik malzeme adı verilir.

Dokularda elastik ve plastik özellik, dış etkilerin büyüklüğüne de bağlıdır. Yani, aynı malzeme dış etkinin küçük değerleri için elastik olduğu halde, dış tesirler büyük değerlere ulaştığında plastik hale geçebilir. Bu karışık durum, 1660 yılında Robert HOOKE tarafından "Kuvvet ne kadarsa uzama da o kadardır" şeklinde verilmiştir. Buna göre, kuvvetle şekil değiştirme arasında lineer bir bağıntının mevcut olduğu kabul edilmektedir. Diğer özelliklerde olduğu gibi, bir malzemenin Hooke kanununa uyması, dış etkinin büyüklüğü yönünden sınırlıdır. Orantılılık sınırı adı verilen bu sınır aşıldığında malzemenin durumu değişebilir. Hooke kanunu gerçeklemek için bir deney çubuğunun uzaması incelenmiş ve belirli sınırlar içinde uzamanın çekme kuvveti ile orantılı olduğu görülmüştür. Hooke, 1678 yılında kuvvetle şekil değişimi arasındaki bu basit lineer bağıntıyı formüle etmiştir. Hooke kanunu olarak da anılan bu bağıntı genel olarak,

$$\Delta\lambda = \frac{F\lambda}{AE} \text{ şeklinde verilir.}$$

Burada,

$\Delta\lambda$: Çubuğun toplam boy değişimi (cm)

F : Çubuğa uygulanan kuvvet (N)

λ : Çubuğun boyu (cm)

A : Çubuk kesit alanı (cm²)

E : Çubuk malzemesinin Elastisite Modülü (N/cm²) dir.

Eğer gerilme $\sigma = \frac{F}{A}$ olarak ve şekil değişimi de

$\epsilon = \frac{\Delta\lambda}{\lambda}$ olarak yazılırsa Hooke kanunu aşağıdaki

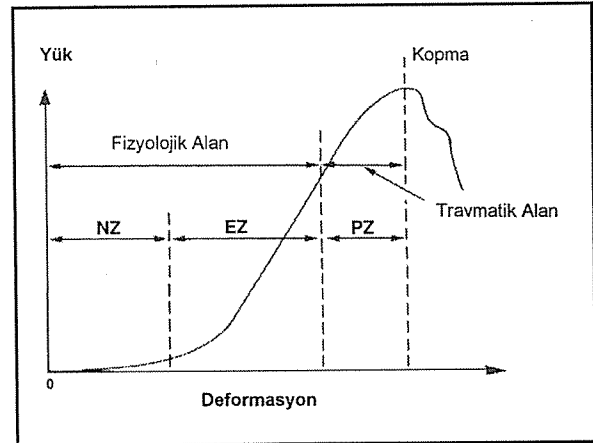
şekle girer: $\epsilon = \frac{\sigma}{E}$

Malzemenin gerilme ve Elastite modülünün bilinmesiyle şekil değişimi kolayca hebaflanabilir. ϵ , birim şekil değiştirme olup, uzama veya kısalma ile ilk boy arasındaki boyutsuz oranı ifade eder.

Ancak deneyler, aksenal uzamanın bir kesit daralması ile birlikte olduğunu gösterir ki, belli bazı malzemeler için elastik sınırlar içinde $\frac{\text{birim radyal kısalma}}{\text{birim aksenal uzama}}$ oranı sabittir. Bu oran ν ile gösterilir ve Poisson oranı ismini alır.

Fransız matematikçisi Poisson, malzemenin moleküler yapısı teorisini kullanarak bu oranı analitik olarak tespit etmiştir. Poisson, her doğrultuda aynı elastik özelliği gösteren malzeme için bu oranı 1/4 olarak bulmuştur. Her doğrultuda aynı elastik özelliği gösteren bu çeşit malzemelere izotrop malzeme adı verilir. Farklı doğrultularda farklı elastik özellik gösteren malzemelere ise anizotrop malzemeler adı verilir. Kraniokaudal ekseninde daha fazla elastik özellik gösterirken, horizontal planda daha az elastiktir.

Gerilim altında ortaya çıkan birim şekil değişikliği (stres-strain ilişkisi) non-lineer bir davranış gösterir. 0.01 N büyüklüğünde bir kuvvet medulla spinalis boyunun %10'u kadar bir uzamaya neden olur ki bu bölge fizyolojik sınırlar içinde kalır. Bu karakteristikleri, medulla spinalisin etkilere vereceği tepkileri belirler. Medulla spinalisin yük-deformasyon eğrisi incelendiğinde, üç bölgeden oluştuğu görülmektedir (Şekil 6).



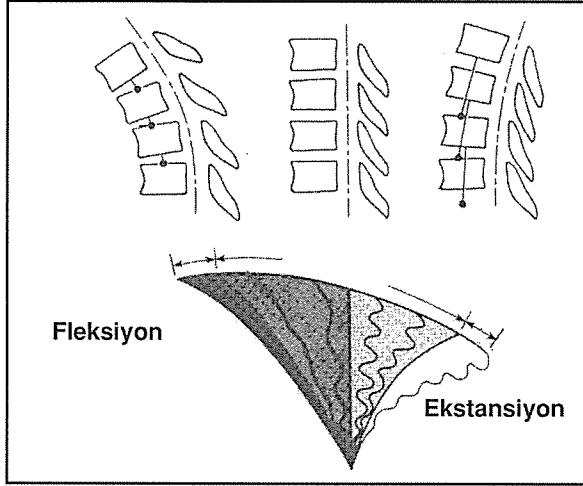
Şekil 6. Medulla spinalisin yük-deformasyon karakteristiklerinin grafik gösterimi.

NZ: Tarafsız Alan. Bu bölgede çok ufak kuvvetler nedeniyle malzeme henüz çok fazla şekil değiştirmemiştir.

EZ: Elastik Alan. Bu bölgede ise yer değiştirme fizyolojik limitler içerisinde yer almaktadır.

PZ: Plastik Alan. Bu alan ise kopma noktasına kadar olan bölgeyi belirler.

Medulla spinalis durağan bir organ olarak düşünülse de fleksiyonda gerilme, ekstansiyonda ise üzerine katlanma hareketlerine kendi kısıtlı sınırları içerisinde tahammül gösterir (Şekil 7). Kesit alanın dış etkiler ile daireden ovala doğru değişmesi, viskoelastik davranışı yanında yüklerin yaratacağı hasarın en aza inmesi yönünde bir avantajdır.



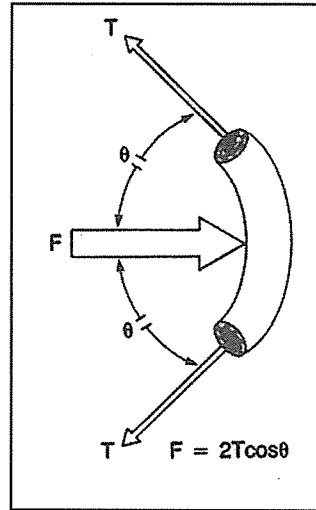
Şekil 7. Fiziyojik yüklenmeler altında medulla spinalisin davranışı.

Yukarıda değindiğimiz bütün koruma mekanizmalarını devre dışı bırakacak büyüklükte bir etki, yani travmada bu sınır 20-30 Newton'dan büyük bir kuvvetin medulla spinalise iletilmesi halidir.

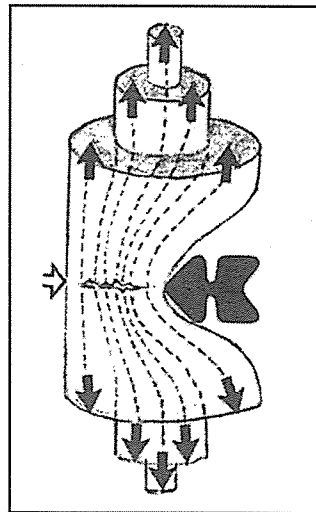
Bu sınır aşıldığında medulla, kaçınılmaz sona doğru hızla yaklaşacaktır. Eski ya da klasik meduller yaralanma konseptinde, kırılan omurganın medullaya bası yaptığı ve bu basının kaldırılması ile sorunun giderileceği düşünülürdü. Fakat travma mekanizmasının daha iyi anlaşılması ile sonunun kompresif kuvvetlerle değil, distraktif kuvvetler daha doğrusu bu kuvvetin yarattığı enine yırtıklara bağlı olduğu anlaşılmıştır. Gerçi medulla spinalis, viskoelastik bir davranış karakteristiğine sahiptir ve bu özelliği zamana bağlıdır. Tümör basısı gibi yavaş gelişen basılara, plastisitesi gereği daha fazla tahammül gösterse de travmada bu özelliğini ön plana çıkartacak zaman bulamaz. Travma sırasında ortaya çıkan deformasyonun incelendiği deneysel çalışmalar, medüller

kanalın kırılan kemik fragmanları tarafından işgalinin 5. milisaniyede başladığı, 9. milisaniyede zirveye ulaştığı ve 10. milisaniyede geriye dönüşün olduğunu ortaya koymuştur.

Bası altında kalan medullanın durumu serbest cisim diagramında incelenecek olursa, toplam kuvvetlerin ve momentlerin dengesinin sıfır olması gerektiğinden, dış etki olan F kuvvetinin yaptığı etki karşılanarak denge korumaya çalışılacaktır. Ancak bu sırada medulla toplam olarak $F=2T\cos\phi$ yüküne maruz kalacaktır (Şekil 8).



Şekil 8. Bası altındaki medulla spinalisin serbest cisim diagramında incelenmesi



9. Ventralden bası altında kalan medulla spinaliste transvers yırtığın oluşum mekanizması

Sadece çekme gerilmesini karşılayan medulla, kuvvetin büyümesi ile bir süre sonra kesme etkileri altında da kalacaktır. Yani zamanla uzama özelliğine devam etmesine rağmen, oluşan kayma (shear) gerilmeleri hasara neden olacaktır.

Darbeye maruz kalan medullanın bu yüzünde basma gerilmesi ortaya çıkarken aksiyon tarafında eğilme olmakta ve distraktif kuvvetler merkez çevreye doğru medullayı germektedir.

Bu durumda, medullanın yapısal olarak en zayıf olan santral gri maddesinde yoğun bir kayma gerilmesi ortaya çıkmakta, yırtık oluşmaktadır (Şekil 9). Homojen solid bir yapı olan medulla spinalis, subkritik basılara uzama

ve inceleme şeklinde yanıt verirken bunu aşan basılar ile karşılaştığında kaçınılmaz bir şekilde enine yırtıklar oluşacaktır (1). Panjabi'nin yapmış olduğu deneysel çalışmalarda da gösterilmiştir ki, travma anında ortaya çıkan dinamik kanal işgali, posttravmatik dönemde gözlemlenen statik kanal işgalinden yaklaşık %85 daha fazladır (6). Bir başka deyiş ile, travma anında kanala giren fragman, daha sonra bir miktar geriye dönmekte ise de, bu sırada zaten medulla spinalisde hasarını gerçekleştirmiş bulunmaktadır. Travma anında medullaya etkiyen kuvvetlerin vektörel analizi yapıldığında, nörolojik tabloyu belirleyen bu yırtıkların, diğer bir deyiş ile primer hasarın distraktif güçlerle ortaya çıktığı, dolayısı ile yapılacak herhangi bir erken dekompresif girişimin yarar sağlayamayacağı belirlenmektedir (3,4,5,7).

KAYNAKLAR

1. Benzel EC, Larson SJ: Functional Recovery After Decompressive Spine Operation for Cervical Spine Fractures. *Neurosurgery* 20: 742-746, 1987.
2. Bozdağ E: Medulla Spinalis Yaralanmalarının Biyomekaniği. *Medulla Spinalis Yaralanmaları*. Murat Hancı, Önder Aydıngöz (Editörler), Logos Yayıncılık, İstanbul, 2000.
3. Breig A: Compressive Cervical Cord Injury and Therapeutic Skull Traction. In: *Skull Traction and Cervical Cord Injury*, Wien, Springer Verlag, 1992.
4. Dickson RA: Spinal Injuries: Early Surgical Treatment. *Paraplegia* 30: 43-45, 1992.
5. Heiden JS, Weis MH, Apuzzo MLJ: Management of Cervical Spinal Cord Trauma in Southern California. *J Neurosurg* 43: 732-736, 1975.
6. Panjabi MM, Kifune M, Wen L, Arand M, Oxland TR, Lin RM, Steve WS, Vasavada A: Dynamic canal encroachment during thoracolumbar burst fractures. *J Spinal Disord* 8:39-48, 1995.
7. Weinsel S, Maiman DJ, Baek P: Neurological Recovery in Quadriplegia Following Operative Treatment. *J Spinal Disord* 3:244-249, 1990.

Yazışma Adresi:

Murat Hancı

PK: 792 Şişli 80220 İstanbul

e-mail: murath@istanbul.edu.tr