

33432

T.C.  
İ.Ü.  
CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ  
NÖROŞİRURJİ ANABİLİM DALI

**DENEYSEL SERVİKAL BÖLGE DİSKOLİGAMENTÖZ  
YARALANMALARINDA ANTERİOR ENSTRÜMENTASYONUN  
SAĞLADIĞI STABİLİTENİN İNCELENMESİ**

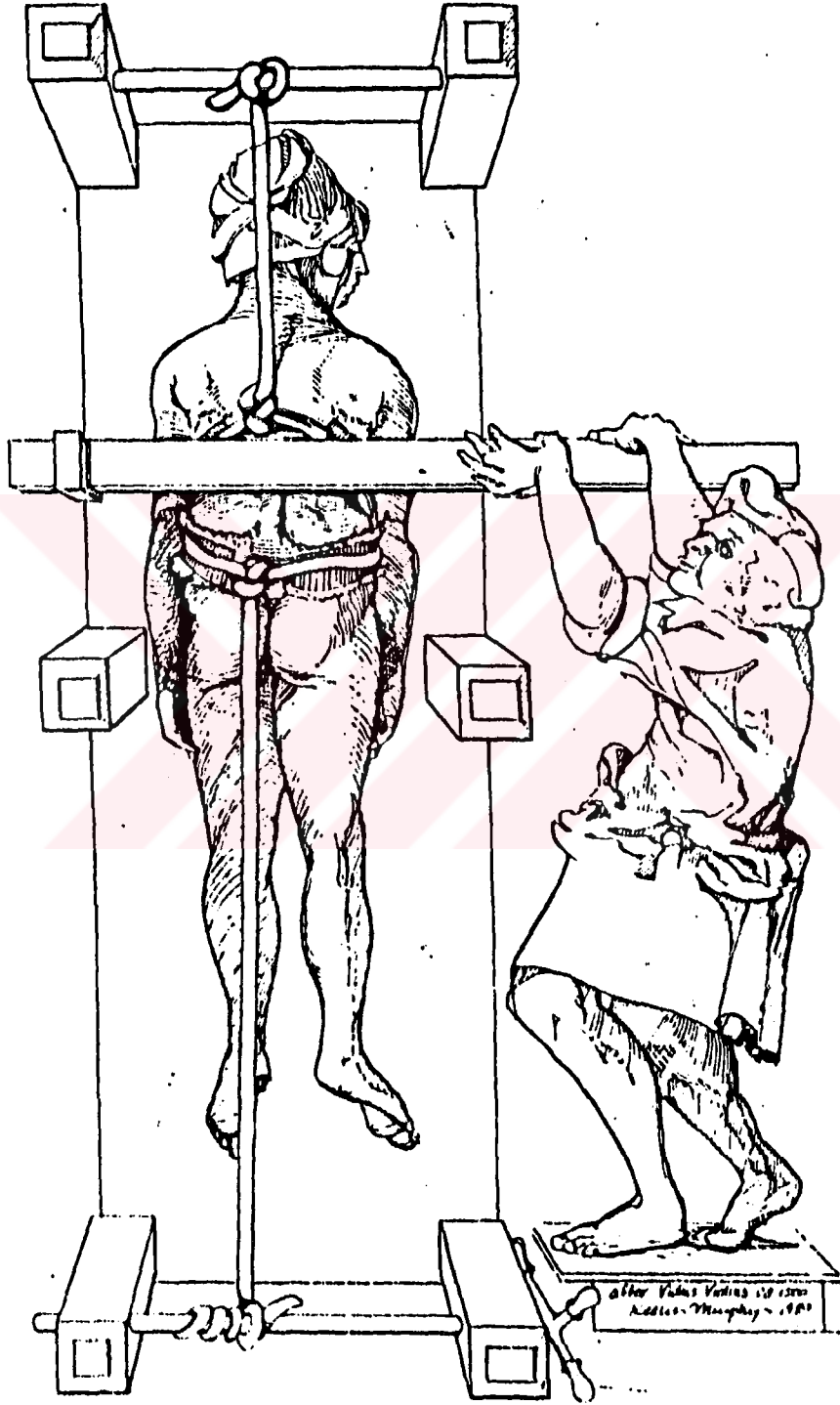
(UZMANLIK TEZİ)



Dr. Mustafa Uzan

İSTANBUL, 1994

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM BAKANLIĞI  
DOKÜMAN YERİNE KALDIRILMIŞTIR



**BU TEZİN KONUSU PROF.DR.CENGİZ KUDAY TARAFINDAN VERİLMİŞ VE İ.Ü. CERRAHPAŞA TIP FAKÜLTESİ NÖROŞİRURJİ A.B.D. DENEYSEL CERRAHİ ARAŞTIRMA LABORATUARINDA VE İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ MAKİNA MÜHENDİSLİĞİ FAKÜLTESİ MUKAVEMET BİRİMİ LABORATUVARLARINDA GERÇEKLEŞTİRİLMİŞTİR**

# İÇİNDEKİLER

GİRİŞ .....	5
GENEL BİLGİLER .....	8
ANATOMİ .....	8
KİNEMATİK .....	17
BİYOMEKANİK .....	22
SPİNAL İNSTABİLİTE .....	27
PATOLOJİK BİYOMEKANİK .....	29
MATERYAL METOD .....	35
MODELİN HAZIRLANMASI .....	35
ÖLÇÜM AYGITI .....	35
MODELLERE KUVVET UYGULAMASI .....	38
BULGULAR .....	45
KONTROL-LEZYON GRUBU .....	46
LEZYON-ANTERİOR STABİLİZASYON GRUBU .....	47
KONTROL-ANTERİOR STABİLİZASYON GRUBU .....	48
TARTIŞMA .....	50
SONUÇ .....	58
KAYNAKLAR .....	59

## GİRİŞ:

Vertebromedüller yaralanmalar özellikle genç nüfusu hedef alması (ortalama yaş 29.7) ve ülkemiz nüfusu göz önünde bulundurulursa her yıl ortaya çıkan 1800 yeni olgu ile ne kadar büyük bir sorun oluşturduğu kolayca anlaşılabilir (2,22,84,100).

Hele sağlık hizmetlerinin kısıtlı olarak sunulabildiği ülkemizde vertebromedüller yaralanmalı bir olgunun 84-116 gün gibi çok uzun bir süre hastanede kalmayı ve 67000-80000 USD düzeyinde bir harcamayı gerektirmesi konunun bir başka önemli boyutunu gündeme getirmektedir (2,84,100). Ve ne yazık ki bu olgular için günümüzün gelişmiş bütün teknolojik olanaklarına rağmen yapabileceğimiz stabil bir kolumna vertebralıs sağlamak ve primer medüller hasardan arta kalan fonksiyonel kapasiteyi rehabilitasyonla optimum düzeye çıkartmakla sınırlıdır.

Vertebromedüller yaralanmalar hakkındaki bilgilerimiz beş bin yıl öncesine kadar uzanmakla birlikte kısmen de olsa etkin olabilen tedavilerin yapılabilmesi ancak son elli yıl'da gerçekleşmiştir.

Spinal yaralanmalar hakkındaki ilk yazılı belge Firavunun II. Zoserin baş cerrahı İmhotep tarafından kaleme alınan Edwin Smith papirusdur. Savaş sırasında ortaya çıkan servikal medüller yaralanmalı olgular ayrıntıları ile betimlenmiş ve tedavisi için istirahat ve bandaj tavsiye edilmiştir (11). Daha sonraları ise Hipokrat ve çağdaşları vertebra deformitelerinin yaşayan bir kişide düzeltilmesinin olanak dışı olduğunu ileri sürmüşlerdir. Rönesans'a değin bu konuda herhangi bir ilerleme söz konusu değilken bu dönemde Fabricius Hildanus ve Abroise Paré manüplasyon ve traksiyon ile spinal deformiteleri düzeltmeyi denemişlerdir (100).

Spinal cerrahi ise 1745 te James ve 1768 de Heister tarafından yapılan ve medullaya bası yapan fragmanların kaldırılmasını amaçlayan dekompresif girişimlerle başlamıştır.

Spinal stabilitenin sağlanması ve progresif kifozun önlenmesini amaçlayan girişimler ise ilk olarak 19. yüzyılın sonlarında Wilkins ve Hadra tarafından yapılan posterior fiksasyon ve Chiphault tarafından gerçekleştirilen anterior füzyonlardır.

Aynı yıllarda Mathijssen alçıyı medikal kullanıma katmış Burrel ise eksternal fiksator olarak kullanımını yaygınlaştırmıştır. Günümüzde de kabul edilebilecek standartlar düzeyindeki ilk füzyon ise skolyozu gidermek amacıyla 1911 yılında Hibbs ve Albee tarafından tibia grefti kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

I. Dünya savaşı yıllarında vertebro medüller yaralanmalarda mortalite o zamana değin olan ilerlemelere rağmen hala %90 lar civarında seyretmekte idi. Columna vertebralis stabilize etmeye yönelik yöntem arayışları sürerken hem internal hemde eksternal fiksasyon yöntemleri çeşitlilik kazanmıştır. O zamana değin kullanılan koreksiyon ve stabilizasyon alçılarından sonra eksternal fiksasyon amacıyla günümüzde de halen kullanılmakta olan servikal traksiyon aparatı 1930 da Gayle Crutchfield tarafından gerçekleştirilmiştir. Fakat bu yöntemde olguyu yatağa bağımlı kılması nedeniyle yeni sorunlar yaratması 1951 iki ortodontist Perry ve Nickel'in Halo traksiyonu ve Halo vestisi geliştirmesi ile çözümlenmiştir (29). 1940'larda Monroe ve Sir Ludwig Gutman medüller hasarı olan hastaların bakım ve konservatif tedavi prensiplerini ortaya koymuş ve günümüzde halen pekçok merkez tarafından uygulanan bu prensipler sayesinde mortalite önemli ölçüde azalmıştır (67). Bu paralel olarak cerrahi tekniğindeki gelişmeler sonucu Teksaslı Hadra'nın gümüş tel kullanarak yaptığı ilk posterior entrümantasyondan 49 yıl sonra Wilson tarafından posterior

entrümantasyon tekrar gündeme getirilmiş olmasına rağmen başarılı olarak nitelenebilecek ilk posterior entrümantasyon 1953 de Holdsworth ve Hardy tarafından plak ve civata ile gerçekleştirilmiştir. Bunu 1958 de Harringtonun "Dual Distraksiyon Rod'u" , 1982 E. Luque'nin segmenter spinal enstrumantasyonu 1983 de Cottrell ve Duboise'nin pedikül vidaları ile üç boyutlu korreksiyonu, daha sonraları ise Roy Camille ve Magerl'in servikal faset artrodezleri izlemiştir. Başlanıçta ulaşılmasındaki kolaylıklar nedeniyle pekçok araştırmacı vertebralara posteriordan yaklaşmayı yeğlerken 1954 Şubatında Robinson ve Smith, anterior füzyonu tekrar klinik pratiğine getirmişlerdir. 1958 yılında Cloward adıyla anılan tekniği geliştirerek servikal anterior füzyonu popülerize etmiştir (29). Bu yöntemlerin hepsi etkin bir şekilde stabilizasyon sağlayabilmesine karşın özellikle posterior ligament ruptürü de olan olgularda primer stabilitenin sağlanmasında yetersiz kalmaları ve greft dislokasyonu gibi komplikasyonlarının olması Stauffer ve Kelly tarafından demonstre edilmiştir. Bu eksikliklerinin giderilmesi amacıyla yapılan çalışmalar sonucunda 1967' Bohler ve 1970' de Orozco (58) tarafından plak ve kortikal vidalarla osteosentez gerçekleştirmiş olmasına karşın 1981'de Caspar'ın servikal osteosentez için dizayn ettiği plakların kullanıma girmesi ile yöntem yaygınlık kazanmıştır (102). Günümüzde gerek travmatik gerekse dejeneratif süreçler sonucu ortaya çıkan instabilite sorunlarının giderilmesi amacıyla kemik metal yüzleşmesi artırılmış benzer sistemler yaygın olarak kullanılmaktadır.

# GENEL BİLGİLER

## A. ANATOMİ

Küçük bir alanda önemli yapıları birbirleriyle yakın ilişki içinde barındıran servikal omurga taşıdığı yaşamsal önem yanında karmaşık bir yapı da gösterir (91). Servikal omurganın bölümleri:

- 1.Kemik yapılar
- 2.Ligamentler ve intervertebral diskler
- 3.Paravertebral adaleler
- 4.Nöral ve vasküler yapılar

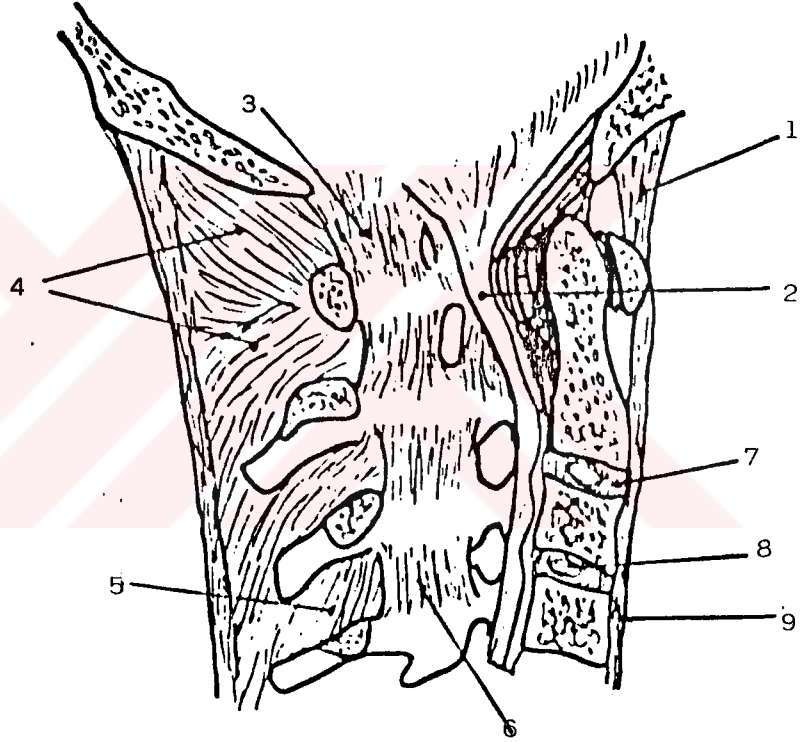
**1.KEMİK YAPILAR:** Servikal kolumna vertebralisin ilk 7 vertebraından oluşur. Üçüncüden yedinci vertebraya kadar olanların boyut ve şekillenmeleri benzerdir. Atlas ve aksis farklılık gösterirken alt servikal vertebralar (C<sub>3-7</sub>) küçük bir vertebra korpusuna sahip üst yüzleri konkav alt yüzeyi ise konvekstir. Bu yapılanma özelliği ile vertebra korpusunun ön-alt bölümü bir alttaki vertebranın ön-üst yüzeyinin üzerinde öne doğru kayma eğilimindedir. Korpustan posterolaterale doğru uzanan pediküllerin kök kısımlarında kemik barları mevcuttur ve bu kemik yapı lateralde kostotransvers lamel sayesinde gerçek transvers prosesler ile birleşir. Transvers proses anterior tüberkülden sonlanırken gerçek transvers proses ise posterior tüberkülden sonlanır. C<sub>7</sub> hariç tüm servikal vertebraların foramen transversariumundan vertebral arter geçer. C<sub>7</sub> de ise bu foramenden v.vertebralis accessorius geçer. Spinal kolondan çıkan her bir spinal sinirin ventral ramusunun geçtiği kostotransvers lamelin üzerindeki oluk arkada transvers proses ve posterior tüberkül, önde ise vertebral arter ve anterior tüberkül ile sınırlıdır. Bu oluk medialde vertebra korpusu,



lateralde laminanın tabanları ve faset eklemleri ile şekillendirilip çatısını ve tabanını superior ve inferior pediküller yapar. 3-4-5. servikal vertebrada bifid olan spinoz prosesler 6. ve 7. vertebrada daha uzundur ve incelerek uzanır. C<sub>7</sub> de geniş olan spinoz proses vertebra prominens olarak adlandırılır.

**2.LİGAMENT VE İNTERVERTEBRAL DİSK:** Kafatası ve vertebralar, intervertebral diskler ve ligamentler tarafından birbirlerine bağlanıp boyunu stabil hareketli bir yapı haline getirirler (Şekil 1). Sub-

aksiyel T<sub>1</sub>'e kadar olan servikal vertebralar benzer yapıdadırlar. Omurganın tüm uzunluğu boyunca üzerinde yer alan anterior ve posterior longitudinal ligamentler intervertebral eklemlerin stabilizasyonunu sağlayan en önemli yapılardır. Anterior longitudinal ligament



ŞEKİL 1: Servikal omurganın ligamanları: (1) Ant. atlantookspital lig. (2) Tectorial membran. (3) Post. atlantookspital lig. (4) Nuchal lig. (5) Interspinal lig. (6) Lig. flavum. (7) Annulus fibr. (8) Nucl. pulp. (9) Ant. long. lig.

atlantookspital membran ve atlasın anterior arkında yayılarak yukarı doğru uzanırken, daha altta ise aksisin korpusunun ön yüzüne yapışır. İntervertebral disklere sıkıca yapışan ALL, vertebra üzerinde özellikle korpusun konkav yüzünde kalınlaşır. ALL vertebra üzerinde şerit gibi bir yapı oluştururken posterior longitudinal ligament (PLL) korpus üzerinde kıvrımlaşır, intervertebral disk mesafesinde dışarıya doğru yelpaze şeklinde yayılır ve servikal bölgede üstte geniş iken alta doğru inildikçe daralır.

Vertebranın orta ve arka bölümleri arasında yer alan ligamentöz yapılar supraspinöz ligament (servikal bölgede ligamentum nuchae), interspinöz ligament, ligamentum flavum ve faset eklem kapsülleridir. Bazı dört ayaklı canlılarda ligamentum nukae kafanın öne uzanması hareketinde en önemli yapıdır, gerçekte bazı otçul hayvanlarda boynun fleksiyonu başı aşağıya doğru çeken öndeki adalelerin elastik ligamentlerin direncine karşı istemli hareketi ile oluşur. İnsanlarda vertebra prominens protuberansiya oksipitalis eksternaya kadar uzanan ligamentum nukhae rudimenter olarak kalmıştır. Muhtemelen kafa ve omurganın stabilizasyonunu sağlayan önemli yapılardan olan ligamentum nukhaenin derin lifleri her bir servikal vertebranın spinöz prosesine yapışır ve bu şekilde interspinöz ligamentleri kuvvetlendirir. Her seviyede sağ ve sol iki yanlı bulunan ligamentum flavumlar ortalarındaki küçük bir fissür ile birbirlerinden ayrılırlar. Üst vertebranın laminasının ön yüzüne alt vertebranın laminasının ise üst yüzüne yapışan ligamentum flavum arkada interspinöz ligament, yanlarda da sinovyal faset eklemlerinin fibröz kapsülüne karışarak sonlanır. Yüksek elastisitesi sebebi ile boynun fleksiyonu sırasında gerilirken boynun nötral pozisyona geri gelmesi ile normal boyutlarına geri dönerek stabilizeye önemli katkıda bulunur. Alt servikal omurgadaki faset eklemleri fibröz kapsül ve sinovyal membranları ile

tipik diartrodiyal eklemlerdendir. Lomber ve torasik bölgelerdeki faset eklemlerden daha oblik olmalarıyla ayırt edilirler. Daha gevşek olan eklem kapsülleri sebebi ile de kayma hareketine diğer bölgelerden daha fazla izin verirler. Oksiput, atlas ve aksisin eklemleri alt servikal omurga eklemlerinden farklı olup ayrıca değerlendirilmelidir. Bu bölgedeki ALL atlasın anterior arkına, oksipital membrana ve foramen magnumda basiooksiput anteriora yapışır. PLL ise tektoryal membran olarak yukarı doğru uzanır. Tektoryal membran aksisin korpusu üzerinde yer alır ve kafatasının içinde hipoglossal kanal seviyesinde basiooksiput içerisinde yayılarak sonlanır (91).

**3.ADALE YAPISI:** Baş ve boyun hareketleri ligamentoz sistem tarafından desteklenen rijit kemik çatı ile bunun çerçevesinde çalışan adale grupları arasındaki oldukça kompleks ilişki sonucu meydana gelir (Şekil 2,3,4,5). Baş ve boynun lateral bükülme, gerilme, ekstansiyon, fleksiyon ve rotasyon hareketlerini oluşturan adaleler şunlardır:

**a.Ekstansiyon:**

-m.splenius capitis  
-m.longissimus capitis  
-m.splenius cervicis  
-m.longissimus cervicis  
-m.semispinalis capitis  
-m.trapezius  
-m.semispinalis cervicis  
-m.Interspinalis  
-m.rectus capitis posterior major  
m.rectus capitis posterior minor  
-m.obliquus capitis superior  
-m.sternocleidomasteideus

**b.Fleksiyon:**

-m.sternocleidomasteideus  
m.longus capitis  
-m.longus colli  
-m.rectus capitis ant.

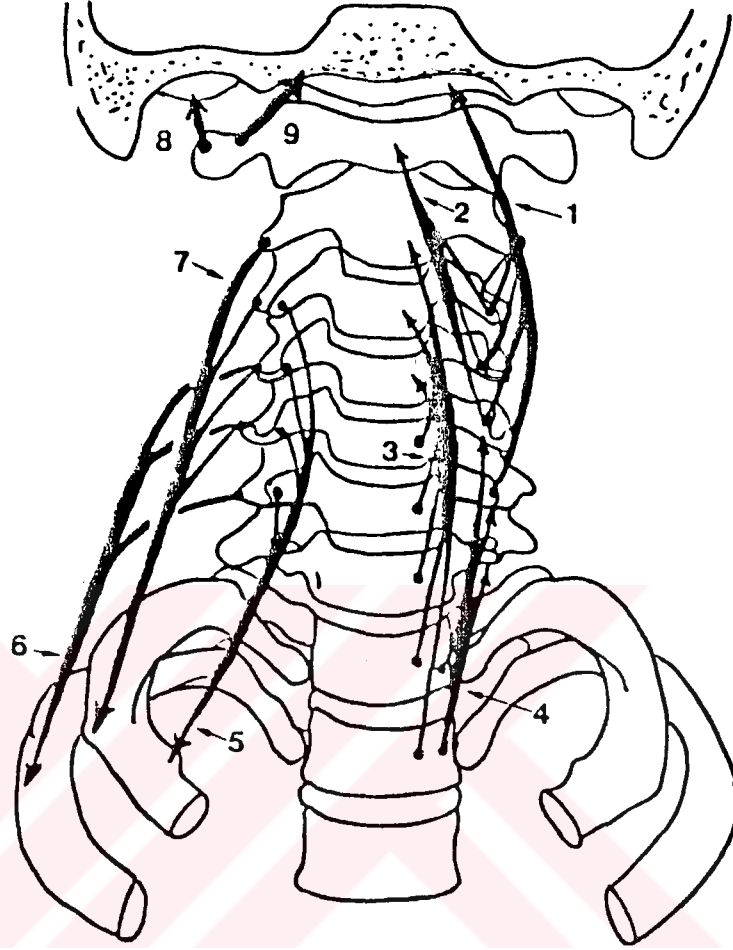
### c.Rotasyon ve lateral fleksiyon:

- m.sternocleidomasteideus
- m.iliocostalis cervicis
- m.scalenius
- m.multifidi
- m.splenius capitis
- m.intertransversei
- m.splenius cervicis
- m.oblique capitis inf.
- m.longissimus capitis
- m.oblique capitis sup.
- m.levator scapula
- m.rectus capitis lat.
- m.longus colli

Bu adaleler omurga çevresindeki yerleşimlerine göre lateral, prevertebral, postvertebral olmak üzere gruplanırlar (91).

Postvertebral grubun en yüzeysel adalesi olan m.trapezius superior nuchael çizginin medyal bölümünden başlayıp skapulanın dikenini arasından geçerek levator scapula ile beraber başa kadar uzanır, 11. kranyal sinir tarafından innerve edilir. Postvertebral adaleler dinlenme halinde segmental olarak spinal sinirlerin dorsal ramisi tarafından innerve edilmektedir. M.trapeziusun altında bulunan m.splenius capitis ve m.splenius cervicis üst

torasik vertebra ile alt servikal vertebra spinoz proseslerinden başlarlar ve üst servikal omurganın transvers prosesi arasında sonlanırlar, m.splenius capitis de mastoid proses ve sterno- cleidomastoid adale arasında yer alır. m.spleniusların altında erektör spinal adalelerin devamı uzanır; her bir tarafın

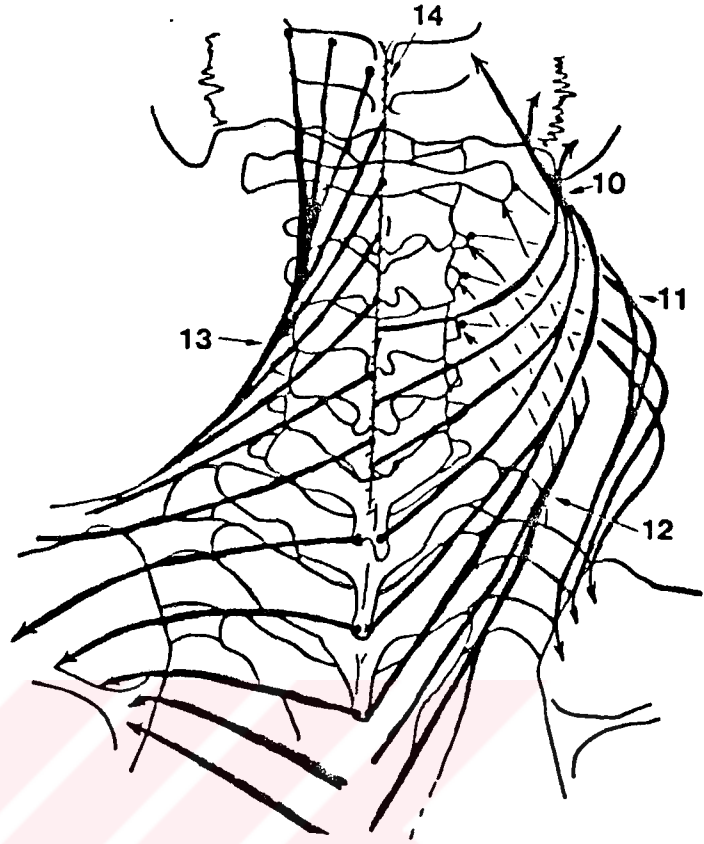


lateralinde m.iliocostalis cervicis, merkezinde m.longissimus cervicis ve m.longissimus

ŞEKİL 2: Servikal kolumna vertebralisin ön adale grubu: (1)Longus capitis. (2)Longus colli (3)Longus colli. (4)Longus colli. (5)Anterior scalene. (6)Posterior scalene. (7)Middle scalene. (8)Rectus capitis lateralis. (9)Rectus capitis medialis.

capitis, medyalinde spinal ve semispinal gruplar mevcuttur. m.iliocostalis üst 6 kostadan alt servikal vertebraların transvers prosesinin posterior tüberkülüne uzanır. Longissimus

grubu üst torasik vertebranın transvers prosesinden alt servikal vertebranın transvers prosesinin posterior tüberkülüne uzanıp mastoidin üzerinde longissimus capitis oluşturur. Semispinal adaleler de üst torasik ve alt servikal vertebraların transvers prosesinin posterior tüberkülünden başlayarak alt servikal omurgaların spinoz proseslerinde sonlanırlar. Alt servikal bölgede semispinal adalelerin altında yerleşen m.multifidiler transvers proseslerden sadece bir spinal



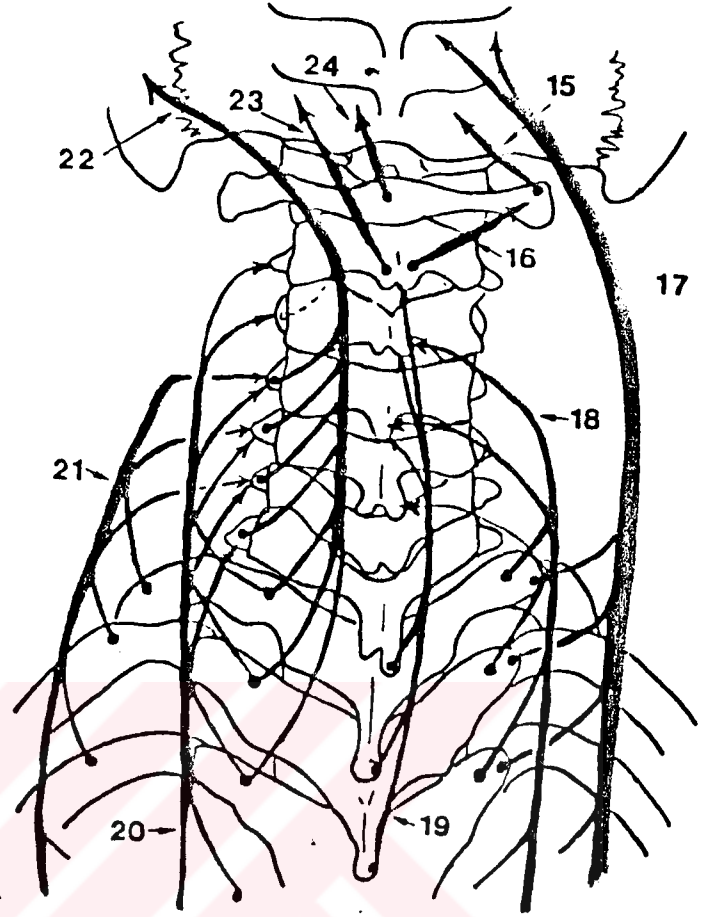
ŞEKİL 3: Posterior servikal kolumna vertebralisin yüzeysel adaleleri: (10) Splenius capitis. (11) Levator scapulae. (12) Splenius cervicis. (13) Trapezius.

proseslerden sadece bir spinal

segmenti çarpazlayarak spinal prosese kadar uzanırlar. Üst servikal vertebrada en derin adale tabakası m.rectus capitis minor ve major ile m.obliques capitis inferior ve superiorlardır ve bu adaleler kafa tabanı ile atlas ve aksisin spinoz proseslerini birleştirirler (91).

Lateral yerleşimli adaleler m.sternocleidomasteideus, m.scalenius ve m.levator scapuladır. Boynun ön ve lateralinden uzanıp C<sub>2-7</sub> transvers proseslerinin posterior ve anterior

tüberküllerinde sonlanan m. stenokleidomasteideus ile 1. ve 2. kaburgalara yapışan m. scalenius boynun rotasyon ve lateral fleksiyon hareketlerini yaparlar. m. levator scapula üst 1/3'de m.sterno - cleidomastoideus tarafından, alt 1/3'de ise m.trapezius tarafından sarılırken yine aynı adale üst 3 ve 4 vertebranın posterior kısmından kaynağını alıp skapulanın medyal sınırına iner. Boynun prevertebral adaleleri m.longus colli ve m.longus capitisir. m.longus colli C<sub>1</sub>'den T<sub>3</sub> veya T<sub>4</sub>'e kadar uzanıp vertebraların lateral bölümünü

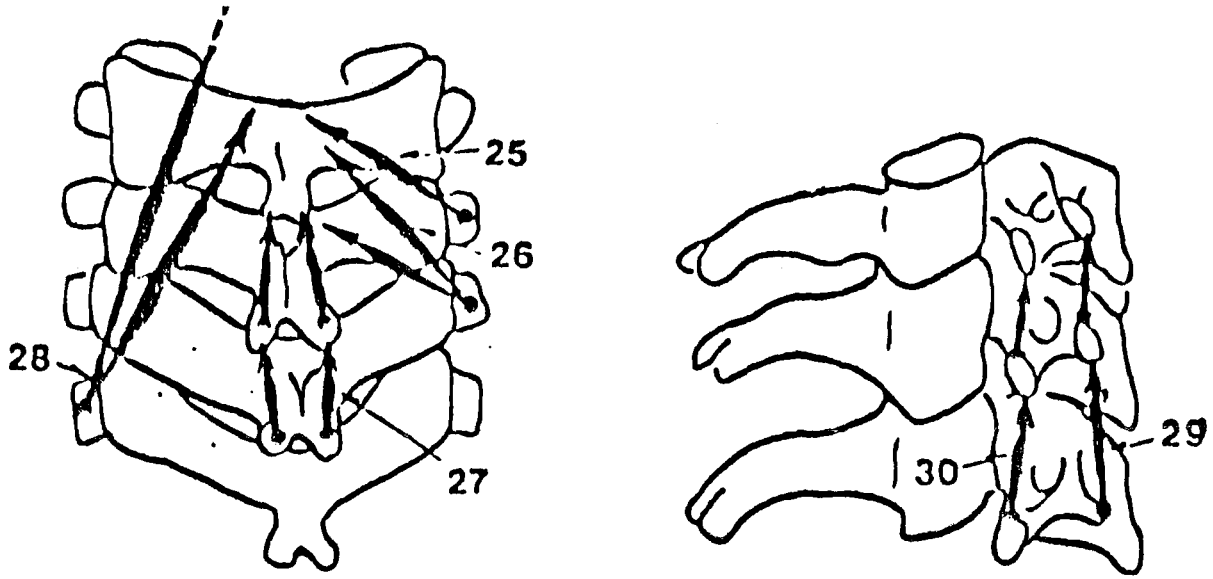


ŞEKİL 4: Servikal vertebralisin derin adaleleri: (15) Sup.obli. (16) Inf.obli. (17) Semispin.cap. (18) Semispin.cerv. (19) Spinalis cerv. (20) Longiss.cerv. (21) Iliocostalis cerv. (22) Longiss. cap. (23) Rec.cap.post.maj. (24) Rec.cap.post.min.

kaplayarak C<sub>3-4-5-6</sub>'nın lateral maslarının anterior tüberkülünde yapışarak sonlanır.m.longus capitis ise C<sub>3-6</sub> arasındaki anterior tüberkülden başlar, yukarıya basiooksiputa kadar uzanarak m.rectus capitis lateralis ve anterior tarafından güçlendirilir.

Ön grup adalelerden olan m.hyoideus, m.digastricis, m.laryngeus servikal omurganın hareketlerinin kontrolünde etkili değildir. Fleksiyon sırasında önde çemberleşen adaleler





ŞEKİL 5: Servikal kolumna vertebralisin k sa adaleleri: (25) Kısa rotator. (26) Uzun rotator. (27) Interspinales. (28) Multifidus. (29) Ant. intertransversarii. (30) Post. intertransversarii.

etkili olabilirler ancak primer fonksiyonları larenks ve mandibulanın pozisyonlarının sağlanmasıdır (91).

Katmanlar halinde yerleşim gösteren boyun adaleleri birbirlerini destekleyici ve tamamlayıcı şekilde ortaklaşa hareket ederler.

## B. KİNEMATİK

Uygulanan kuvvetleri göz önüne almadan komşu spinal segmentlerin hareketini gösteren mekanik bir fazdır. Servikal spinal segmentlerin kinematiğinin iyi bir şekilde anlaşılabilmesi için bazı deyimlerin kısaca tanımlanması gerekmektedir (44):

**Koordinat sistemi:** White ve Panjabi (63) tarafından tarif edilen sağ eli ortogonal koordinat

sistemi spinal kinematik için tanımlanması için basit ve etkilidir (Şekil 6).

Hareket segmenti (Fonksiyonel spinal ünit (FSU)): İki komşu vertebra ve onları birbirlerine bağlayan yumuşak dokuları içerir.

Rotasyon: Ekseni etrafında vücudun açısal olarak yer değiştirmesidir. Eksen vücudun içinde veya dışında olabilir ve derece ile ölçülür.

Translasyon: Göreceli olarak sabitlenen bir noktaya aynı yönde vücudun tüm bölümlerinin hareketlenmesi ile oluşur ve düz bir çizgi boyunca uzaklık olarak ölçülür.

Rotasyonun anlık ekseni (Instantaneous axis of rotation (IAR)): Hareket planında rijit korpusta fleksiyon veya ekstansiyonda hareket etmeyen noktadır. Bu noktadan geçen ve hareketin planına dik olan bu çizgi IAR'dır (Şekil 7).

Bağlantılı hareket: Bir ekseninde hareket olur iken bir diğer ekseninde de kendiliğinden başka bir hareket oluşur, bu duruma bağlantılı hareket denir. Yeni bilgiler ışığında servikal omurga kinematikleri, kinetikleri ve klinik benzerlikleri sebebi ile servikal vertebra orta servikal (C<sub>2</sub>-C<sub>5</sub>) ve alt servikal (C<sub>5</sub>-T<sub>1</sub>) olmak üzere ikiye ayrılmıştır (45,50,85).

Atlas ve C<sub>2</sub> atlantookspital bölge ile alt servikal bölge arasında geçiş yeri olmaları sebebi ile çok ayrı kinematik özelliklere sahiptir.

**ORTA VE ALT SERVİKAL OMURGANIN KİNEMATİĞİ**: Bu konu hakkındaki bir çok bilgi Lysell'in (50) üç boyutlu hareketin ölçümleri amacı ile taze otopsi örneklerinde radyolojik tetkiklerle yaptığı çalışmalardan elde edilmiştir.

Bu bölgenin kinematiki 5 ana grup içerisinde incelenir:

1.HAREKET GENİŞLİĞİ (ROM): Orta ve alt servikal omurganın hareket genişliği Tablo 1'de gösterilmiştir.

Hareketin çoğu (Fleksiyon ve ekstansiyon) santral bölgede oluşur. C<sub>5-6</sub> aralığı genellikle en geniş hareket sınırlarının olduğu bölgedir. Bu sebeple ileri yaşlarda ortaya çıkan servikal spondiloz bu bölgede daha çok görülmektedir (96). Lateral bükülme ve aksel yüklenme daha alt segmentlerde ve daha az hareket sınırları içerisinde yapılır. Disk dejenerasyonunun hareket sınırlarında bir değişiklik yaratmaması (50) bazı araştırmacılar tarafından disk dejenerasyonu ve travma sebebi ile bazı değişikliklere uğramış segmentte bir miktar harekette azalma olduğu ancak bu azalmanın komşu servikal segmentler tarafından kompanse edildiği şeklinde açıklanmıştır (30,45).

SEVİYE	± X AKS ROTASYONU		Z AKS ROTASYONU		Y AKS ROTASYONU	
	R.O.M.	AÇI	R.O.M.	AÇI	R.O.M.	AÇI
C <sub>2-3</sub>	5-16	10	11-20	10	0-10	3
C <sub>3-4</sub>	7-26	15	9-15	11	3-10	7
C <sub>4-5</sub>	13-29	20	0-16	11	1-12	7
C <sub>5-6</sub>	13-29	20	0-16	8	2-12	7
C <sub>6-7</sub>	6-26	17	0-17	7	2-10	6
C <sub>7</sub> -T <sub>1</sub>	4-7	9	0-17	4	0-7	2

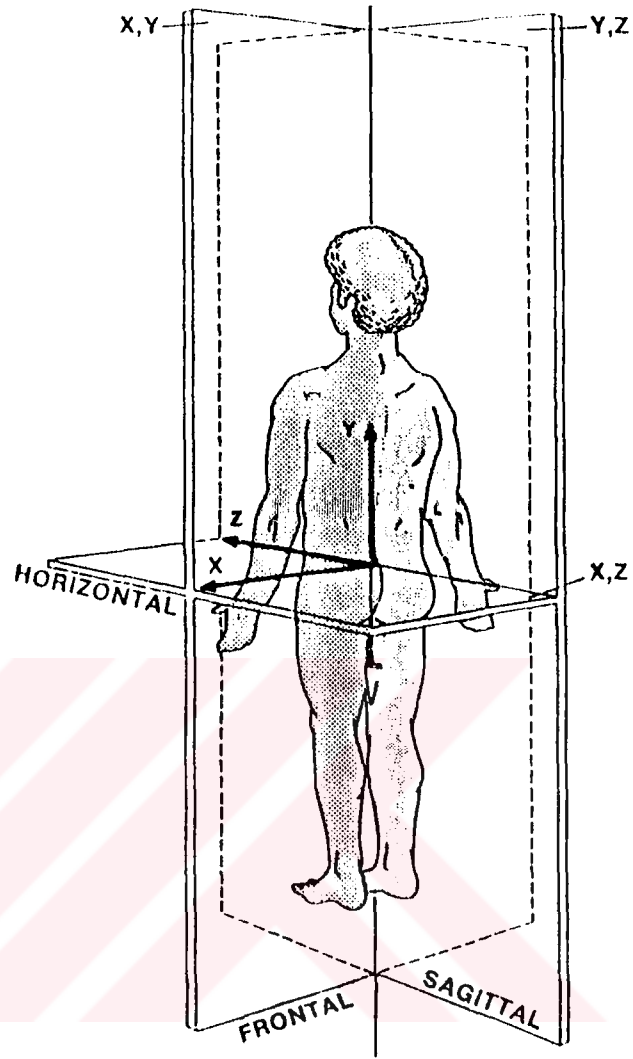
TABLO 1: Servikal kolumna vertebraliste hareket açıklıkları.

Son senelerde servikal omurganın kinematiği hakkında ilave bilgiler veren (54,62) iki çalışmada taze insan kadavrası FSU'yi kullanılmış ve tek başına kuvvetlere verilen cevap (62) ile hem kuvvetler hem de momentlere verilen cevap (54) üç boyutlu hareketler olarak ölçülmüştür. Her iki çalışmada da omurga seviyesi ile fiziksel özellikler arasında bir bağlantı saptanmaz iken hareketin ortalama rotatuar sınırları da bu çalışmalarda aynı bulunmuştur.

Fleksiyon ve ekstansiyon oluşturularak fizyolojik yüklemeler altında oluşan sagittal planda maksimum translasyon (z-axis) direkt olarak ölçülmüştür (92). Bu çalışmada elde edilen ortalama translasyon değeri 2 mm., maksimum translasyon değeri ise 2.7 mm'dir. Bu değer hareketli vertebranın anterior-inferior köşesindeki anterior translasyondur.

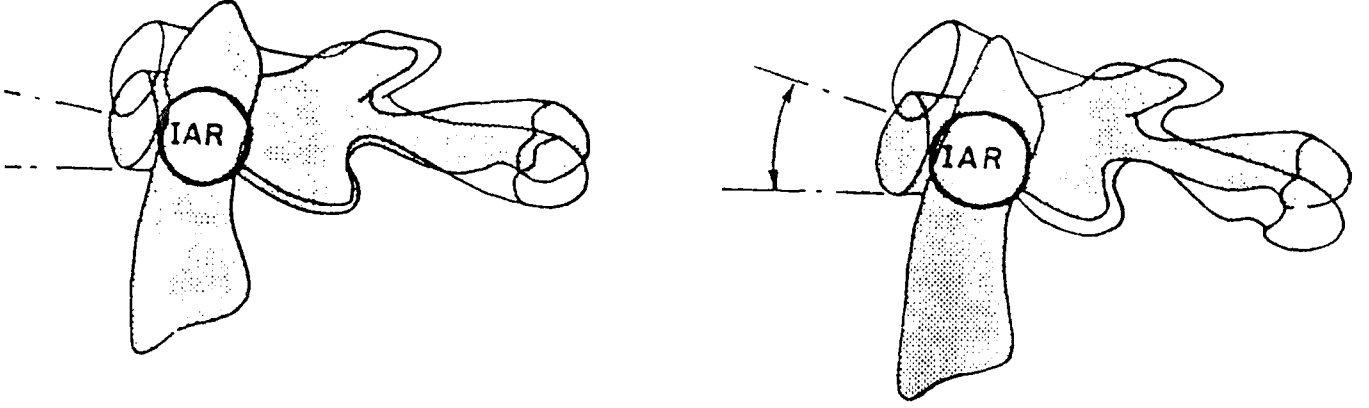
## 2.HAREKET PATERNİ:

Omurganın hareket paterni, omurganın geometrik anatomisine ve fiziksel özelliklerine bağlıdır. Tam ekstansiyonda ve tam fleksiyonda pozisyon tüm omurga boyunca



ŞEKİL 6:Orthogonal pozisyon

benzerlik gösterirken bazı bölgelere göre karakteristik değişiklikler gösterir. Lysell'e göre vertebra fleksiyon ve ekstansiyonda aynı hareket paternini göstermektedir, bu da translasyon ve rotasyon hareketlerinin kombinasyonudur (50). Tam ekstansiyondan tam



ŞEKİL 7: IAR

fleksiyona hareket eden vertebra tarafından oluşturulan eğrinin en dik noktasının yaptığı açı üst açıdır,  $C_2$ 'de düz iken  $C_7$ 'de dikleşmektedir.

**3-BAĞLANTILI HAREKET:** Alt servikal omurgada bağlantılı hareket paterni çok önemlidir. Sola doğru lateral bükülmeye spinöz prosesler sağa doğru giderler. Bağlantılı hareket fenomeni lateral bükülme ve aksel rotasyonda çeşitli oranlarda rol oynar. Omurganın çeşitli seviyelerinde lateral bükülme ile bağlantılı aksel rotasyonun miktarı üzerine çeşitli çalışmalar yapılmıştır (50).  $C_2$  de her 3 derecelik lateral bükülme için 2 derecelik aksel rotasyon olmaktadır ve oran 0.67 dir.  $C_7$  vertebra için ise her 7.5 derecelik lateral bükülme için 1 derecelik aksel rotasyon oluşmaktadır ve oranı ise 0.13 dür.  $C_{2-7}$  arasında dereceli olarak yukarıdan aşağı doğru inildiğinde aksel rotasyonun değeri düşmektedir. Bağlantılı hareketteki bu dereceli düşüş faset eklemlerinin eğri yüzündeki değişiklikler ile

açıklanabilir. Servikal bölgede yukarıdan aşağı doğru inildikçe sagittal planda faset eklemlerinin eğri yüzey açılarının arttığı bilinmektedir.

4.ROTASYONUN ANLIK EKSENİ (IAR): IAR noktası, C<sub>6</sub> da önde ve alttaki vertebranın baş kısmına doğru olan bölgededir. Sagittal ve horizontal plandaki hareketlerde IAR noktası alttaki vertebranın ön bölümünde yer alır. Lysell'e göre çok küçük hareketlerde bu nokta daha da önde yer alır (50).

5.ANATOMİK ELEMENTLERİN FONKSİYONLARI: Anuler liflerin dizilimi ve yapının dayanıklılığı horizontal planda translasyonun oluşmasına karşı direnç gösterir. Fleksiyon ve ekstansiyon hareketinin sınırı, intervertebral diskin sertliğine ve şekline bağlı olarak değişiklik gösterir (28,47,49,99). Fleksiyon ve ekstansiyonda intervertebral diskin yüksekliği fazla, ön-arka çapı küçükse hareket fazla oluşur. Lateral bükülme değerlendirildiğinde ise yine diskin lateral çapı küçük ise ve diskin yüksekliği fazla ise hareket fazladır. Bunlara ilaveten diskin sertliği fazla ise hareket azdır. Servikal omurgada fazla hareketin olduğu durumlarda disk çapları koroner ve sagittal planda küçüktür. Intervertebral disklere ilaveten spinal ligamentlerin özellikle de ligamentum flavumun sertliği servikal omurga kinematiğinde önemli rol oynar (7). Unkinat prosesler posterior translasyonu engelleyip lateral bükülmeyi de sınırlarlar (16,24,31)

### **C.BİYOMEKANİK:**

Klinik olarak instabilite fizyolojik yükler altında omurganın mevcut konumunu kaybetmesidir (94). Servikal omurga biyomekaniğinin incelenbilmesi için stabilizeye etki eden anatomik yapıların değerlendirilmesi gerekmektedir. Bu yapılar:

- 1.İntervertebral disk
- 2.Spinal ligamentler
- 3.Vertebra
- 4.Paravertebral adaleler
- 5.Medulla spinalis
- 6.Sinir kökleri

**1.İNTERVERTEBRAL DİSK:** Nukleus pulposus, anulus fibrosus ve end plate olmak üzere üç bölümden oluşan bu yapı çeşitli derecelerde kuvvetlere ve momentlere maruz kalır (69). Dinamik yüklenmelere yolaçan bir aktivitede intervertebral diske etkiyen yükler statik konumdakinden en az iki kat daha fazladır. Ayrıca diskin kuvvet ve momentlere karşı gösterdiği biyomekanik davranış yaşla değişen dejenerasyonun derecesine bağlıdır (53). İntervertebral disk viskoelastik yapıdadır ve fiziksel özelliklerinin ortaya konması için çeşitli araştırmacılar tarafından yapılan mekanik testlerde özellikle kompresyon yüklerinden etkilenmektedir. Kompresiv yükler bir vertebral end-plate'den diğerine nukleus pulposus ve anulus fibrosus aracılığı ile iletilirler (76). Virgin ve ark. yaptıkları deneysel çalışmada intervertebral diske oldukça yüksek ağırlık uygulamışlar ve bu yükün kaldırılması ile diskte kalıcı deformasyon saptamalarına rağmen kompresyon yüklemesine bağlı olarak nukleus pulposusta bir herniasyon saptamamışlardır (89).

Servikal vertebra traksiyon altında iken bile diskler adalelerin kontraksiyonu ile kompresiv yüklerin altında olduğundan fizyolojik durumlarda gerilme yüklerinden etkilenmezler. Ancak fleksiyon, ekstansiyon ve lateral bükülme gibi hareketlerde bükülmenin olduğu yerin

tersindeki bölümde disk kısmı gerilir.

Yapılan deneysel çalışmalar saf kompresyon yüklemelerinin diskte end-plate fraktürüne sebep olduğunu ancak diski yetersizliğe sokmadığını gösterirken (39,68,89), kompresyon yüklemelerine eklenen fleksiyon ve laterale bükülme durumlarında disk prolapsusunun oluştuğunu göstermiştir (27). Fleksiyonda öne, ekstansiyonda arkaya, laterale bükülmelerde ise spinal eğilmenin konkavitesine doğru bombeleşen disk karşı yönde ise içeri doğru eğilmektedir. Farfan ve ark. yaptıkları deneysel çalışmada 20 derecelik rotasyonun vertebralarda yetersizlik yarattığını, ayrıca ortalama yetersizlik burkulmasının nondejenere disklerde daha fazla olduğunu göstermişlerdir (27).

**2.SPİNAL LİGAMENTLER:** Ligamentler liflerin yönünde etkiyen yükleri taşımada etkilerini gösterirler. Germe kuvvetlerine direnç oluştururken kompresyon kuvveti karşısında bükülürler. Ligamentlerin biyomekanik açıdan değişik fonksiyonları mevcuttur. Vertebralar arasındaki statik postürü minimal adale desteği ile fizyolojik sınırlarda hareket serbestliği içinde sağlarken bu sınırlar dışındaki hareketleri kısıtlayarak spinal kordu korumaları yanında ligamentler süratli uygulanan yüksek ağırlıktaki yüklemenin sebep olduğu travma durumlarında stabiliteyi sağlarlar. Servikal omurganın bu özellikleri taşıyan 6 ligamenti mevcuttur:

**-Anterior longitudinal ligament (ALL):** Fleksiyon ve ekstansiyon oluşturan yüklemelerde hasarlanmaz iken rotasyonel kuvvetler tarafından bütünlüğü bozulabilir (71).

**-Posterior longitudinal ligament (PLL):** PLL da rotasyonel güçler tarafından yetersizliğe sokulurken ALL den daha güçsüz bulunmuştur (71).

**-Kapsüler ligament:** Komşu artikuler proseslerin hemen üst sınırına yapışırlar. Lifler kısa



olup genellikle faset ekleminin planına dik olarak seyrederek. Fleksiyonda servikal stabiliteyi sağlamada önemli rol oynarlar (64,92)

**-Ligamentum flavum:** Üst laminanın anteroinferiorundan alt laminanın posterosuperioruna yapışır. Omurgada nötral pozisyonda ligamentum flavum aracılığı ile bir gerginlik oluşur. Ligamentlerde dinlenme halindeki gerginliği diskin aynı durumda kompresyonunu sağlar. Bu durum omurgaya ilave bir stabilizasyon kazandırır (55).

**-İnterspinoz ligamentler:** Her bir spinoz prosesin kökünden diğer vertebranın spinoz prosesinin apöksine kadar uzanır.

**-Supraspinoz ligamentler:** Ligamentum nuchaeden orijinini alıp spinoz prosesler boyunca devam ederek ince uzun bir hat şeklinde sakrumda sonlanır. Omurga bir bütün olarak fleksiyona geldiğinde gerek interspinoz gereksede supraspinoz ligamentlerde gerilim ileri derecelerde artar ve omurganın fleksiyonunu belirleyici yapılardan biridir.

### 3.VERTEBRA:

Vertebra, vertebral korpustan oluşan ön blok ile arka halka bloğu oluşturan nöral arkus, transvers ve spinoz prosesler ile eklem yapılarından oluşur. Vertebra korpusu ince kortikal kemik içeren silindirik yapılardır. Üst ve alt yüzey hafifçe konkav olup end-plate mevcuttur.

**-Vertebra korpusu:** Dış yüzünü saran kortikal kabuk ve kemik nüve olmak üzere iki tabakadan oluşmuştur. Fizyolojik durumlarda kompresyon yükleri fasetler tarafından taşınırken aynı zamanda vertebra korpusu tarafından da taşınırlar. Bu yükler üstteki vertebranın end-plateinden alt vertebranın end-plateine kortikal kabuk ve kemik nüve aracılığı ile iletilir. Yapılan çalışmalarda vertebra korpusunda yüke destek sağlama bakımından, kortikal kabuk tabakasının rolünün kemik nüve tabakasından daha fazla

olduğu gösterilmiştir (26). Total kompresiv yükler sebebi ile oluşan yetersizlikte kortikal kabuk çok az olarak (%10) rol oynamaktadır (72). Kemik nüve dikey trabeküller ve yatay trabekllerden oluşur. Özellikle travmatik yaralanma gibi yüksek derecede dinamik durumlarda, kemik iliğinin varlığı trabeküler kemiğin çok absorbe edici özelliğini arttırıcı etki yapmaktadır. Bu enerji absorpsiyonu yükün artmasına paralel olarak intertrabeküler alanların kapanması aracılığı ile oluşmaktadır. Kemik iliği ise bu aralarda hidrolik yastıkklar gibi görev yapmaktadır (40). Genel olarak yaş ile vertebranın kompresyon glerine karşı koyması azalmaktadır. Bell ve ark. nın yaptırđı çalışmada vertebranın karşı koyma gücü ile kemik doku ierliği arasında belli ilişkinin olduğu saptanmış, kemik dokudaki %25 lik bir azalma ile vertebranın karşı koyma gücünde %50 lik bir azalma olduğu gösterilmiştir (8).

**-Faset eklemleri:** Fasetler ve bunu çevreleyen eklem kapsülünün stabilite üzerine çok önemli etkileri vardır. Servikal bölgede faset eklemleri horizontal planda ve x-aksisinden -45 derece dönmüş durumda bulunurlar. Bu açıdan oblik faseti olanlar disk herniasyonu için daha fazla risk taşırlar. Oblik fasetler daha fazla aksiyel rotasyona maruz kalırlar ve bu sebeple de anulus fibrosustaki stres artarak disk yaralanmalarına sebep olur (1). Kapsüler ligamentler ile beraber fasetler vertebraları torsiyonel glerden de önemli oranlarda (%45) korumaktadır. Fasetler vücudun postürüne göre büyük miktarda kompresiv yükleri taşırken bir diğer görevi de vertebrayı etkileyen anterior makaslama kuvvetlerinin 1/3 n engellemesidir (21).

**-Nöral ark:** Nöral ark üzerine yüklemeler yapılarak gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda yetersizliklerin çoğunun pedikül düzeyinde oluştuğu, 1/3 olguda ise yetersizliğin pars interartiklariste ortaya ıktırđı saptanmıştır (48). Laminektomi sonrasında nöral ark üzerinde

büyük miktarlarda gerilmelerin geliştiği gösterilmiştir (6,38).

#### 4.PARAVERTEBRAL ADALELER:

Adaleler, vertebra kolonunun hareketlerini direkt olarak kontrol ederler ve pozisyonlarına bağlı olarak iki gruba ayrılmışlardır (33). Postvertebral gruptaki adaleler m.interspinalis, m.intertransversi, m.rotatorius, m.semispinalis cervicis, m.semispinal capitis olup, prevertebral grup ise servikal bölgede pek aktif değildir.

Adalelerin omurganın dinamik stabilitesine az da olsa bir katkısı vardır; izometrik güçler doğurarak ve spinal sistemin katılığını artırarak dinamik stabiliteyi sağlarlar (9,19). Lateral bükülmede, omurganın her iki tarafındaki adaleler güçlerin dengeli olarak dağılmasını sağlar.

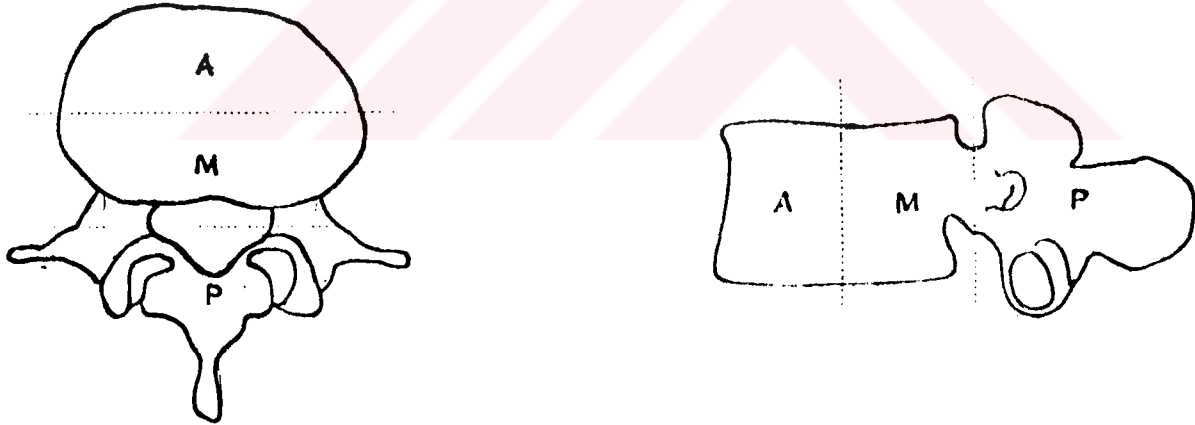
5.MEDULLA SPİNALİS: Spinal kord küçük yükler karşısında fleksibildir. Yetersizliğe girmeden önce belirgin bir direnç gösterir, uzamanın olmadığı durumlarda akordiyon gibi bükülerek ilave bir fleksibilite sağlar. Ekstansiyonda spinal kordun boyu kısalırken fleksiyonda ise uzar (12). Ayrıca dentat ligamentler de spinal korda ilave bir koruma ve stabilite sağlarlar (18).

6.SİNİR KÖKLERİ: Kompresyona efferent motorlardan daha çok afferent lifler duyarlıdır ve sinir köklerinin omurganın stabilizasyonunda çok az bir rolü mevcuttur.

#### **D. SPİNAL İNSTABİLİTE**

Klinik ve biyomekanik tablosu son dönemlerde ortaya konan spinal instabilite halen kesin sınırlarla tanımlanabilmiş bir terim olmamakla birlikte (61,65,92,93,95) klinik instabilite " fizyolojik yüklemeler altında omurganın sinir kökleri veya spinal kordda irritasyon veya hasar oluşmasının engellenmesi ve vertebralar arasındaki ilişkiyi sürdürme yeteneğinin kaybı ile

buna bağı olarak yapısal değişikliklerin ortaya çıkması sonucu ağrı veya deformite gelişmesi halidir" (94). Spinal deformiteler ve onların nörolojik ve iskelet-kas fonksiyon bozukluğu yaratma potansiyelleri ilk çağlardan bu yana bilinir, spinal instabilitenin komponentleri modern görüntülemenin getirdiği avantajlar ile gelişmiştir. 1949 yılında Nicoll 166 olguluk fraktür ve fraktür-dislokasyonlu torasik ve lomber omurga serisini stabil ve instabil olmak üzere iki gruba ayırmıştır (56). Stabil yaralanmalar spinal kord hasarı veya deformitenin artma tehlikesi olmayan olgular olarak kabul edilmiş, instabil grupta ise progressif deformite ve kord hasarı mevcut olan olgular toplanmıştır. Holdsworth (41), Nicoll'un klasifikasyonunu iyice inceledikten sonra bunu tüm omurgaya uygulanabilecek hale getirmiştir. Holdsworth (42), Whitesides (97), Bradford (10) ve diğer bazı araştırıcılar omurga stabilitesini iki kolon yapısı üzerinden değerlendirmişlerdir. CT'den ve biyomekanik çalışmalardan elde edilen bilgiler eşliğinde bu iki kolon teorisi Dennis (23) tarafından üç kolon teorisi olarak genişletilmiştir (şekil 8).



şEKİL 8: Üç KOLON TEORİSİ (A) Anterior, (M) Middle, (P) Posterior.

Posterior kolon Holdsworth tarafından tarif edildiği gibi kabul görmüş olup posterior ligamentoz kompleks (supraspinoz, interspinoz ligamentler, faset eklemleri, ligamentun flavum) ve posterior kemik arkıtan oluşur. Dennis tarafından ortaya atılan ve

haraplandığında omurganın subluksasyonuna sebep olan orta kolon ise posterior longitudinal ligament, anulus fibrosusun arka bölümü ve vertebra korpusunun arka bölümünden oluşurken (23) ön kolon, anterior longitudinal ligament, anulus fibrosusun ön bölümü ile ve vertebra korpusunun ön bölümünden meydana gelir. Stabilite probleminin çok faktörlü bir olay olması sebebi ile tüm ilgili faktörlerin göz önünde tutulması gereklidir. Bu düşünce yapısı ile hareket edildiğinde White ve Panjabi (94) tarafından alt servikal, torakal ve lomber vertebra için klinik olarak kullanılabilir bir puanlama cetveli geliştirilmiştir (TABLO 2), (2,14,98). Bu bulgular sonucu elde edilen puan total olarak 5 veya daha fazla olursa omurga klinik olarak instabilidir.

İNSTABİLİTE DEĞERLENDİRME PUAN CETVELİ	
ELEMENT	PUAN
Anterior elementler hasarlı ya da nonfonksiyonel	2
Posterior elementler hasarlı ya da nonfonksiyonel	2
Sagittal planda translasyon > 3.5 mm	2
Sagittal planda rotasyon > 11°	2
Pozitif germe testi	2
Meduller hasarın varlığı	2
Kök hasarının varlığı	1
Disk mesafesinde olağan üstü azalma	1
Tehlikeli yüklenmenin varlığının düşünülmesi	1

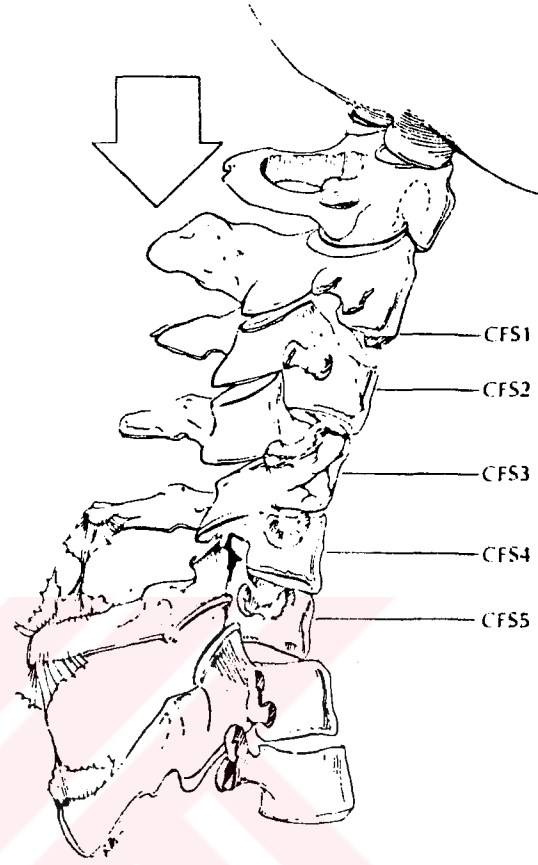
TABLO:2

## E. PATOLOJİK BİYOMEKANİK

Orta ve alt servikal omurga yaralanmalarının mekanizmaları Allen ve arkadaşlarının tarif

ettiği sınıflamaya göre değerlendirilmektedir (4).

**1.KOMPRESSİF FLEKSİYON:** Bu gruptaki yaralanmalarda ana yaralanma vektörü (MIV), sagittal planda (z,y) aşağıya ve arkaya oblik olarak yönelmiştir (Şekil 9). Fleksiyondaki omurgada stres öndeki elemanlar üzerinde dağılır. Travmanın şiddetine bağlı olarak 5 derecede değerlendirilirler. 1.derecede vertebranın ön-üst sınırında hafif bir ezilme varken, 5. derecede kanal basısı yapan vertebra korpusu kopması ile posterior ligament yırtılması mevcuttur. 4. ve 5. derece yaralanmalarda gerilmede (+y) küçük yaralanma vektörü mevcuttur. Alt kondral



ŞEKİL 9: Kompresif fleksiyon

plağı içeren vertebra korpus fraktürlerinde aynı tarafta geçiş eksenli veya aksel ayrılma zorlanması paterni oluşur. Bu kompresyondan gerilme-makaslıma kuvvetleri altında yetersizlik durumuna geçişi gösterir (3,25,73).

**2.VERTİKAL KOMPRESYON:** Bu travma şeklinde ana yaralanma vektörü negatif yönde (Kaudal) y eksenli boyuncadır (Şekil 10). Yaralanmanın şiddetine göre 3 gruba ayrılarak incelenirler. En ciddi yaralanma şekli olarak kabul edilen 3. derece yaralanmada tüm vertebra korpusunda kompresyonda yetersizlik oluşmuştur. Bu yaralanmada fleksiyon ve

ekstansiyon tarzında minor yaralanma vektörü mevcut olabilir ve geçiş eksenini öne veya arkaya doğru kayar. Bu durum vertebra arkus fraktürünün varlığı veya yokluğunu açıklar (5,25).

**3.DİSTRAKTİF FLEKSİYON:** Bu gruptaki karakteristik lezyon posterior ligament kompleksinin gerilim-makaslamada yetersizliğe girmesidir. Ana yaralanma vektörü posterior yönde y eksenini boyunca çevrilmiştir (Şekil 11). Geçiş eksenini vertebra korpusunda ise önde minor vertebra korpus kompresyonuna sebep olan (-y) kompresiv karakterde minor yaralanma vektörü mevcuttur.

Bu tip yaralanmanın da şiddetine bağlı çeşitli subgrupları vardır. 1. derece yaralanmada spinöz proseslerin birbirlerinden ayrılması, vertebra korpusunun kifotik açılması, korpusun anterior yer değiştirmesi ve fleksiyonda oluşan faset dislokasyonu sebebi ile posterior ligamentöz hasar görülür ve oluşan tablo hiperfleksiyon yüklenmesi olarak adlandırılır (35,59,74,75,78).

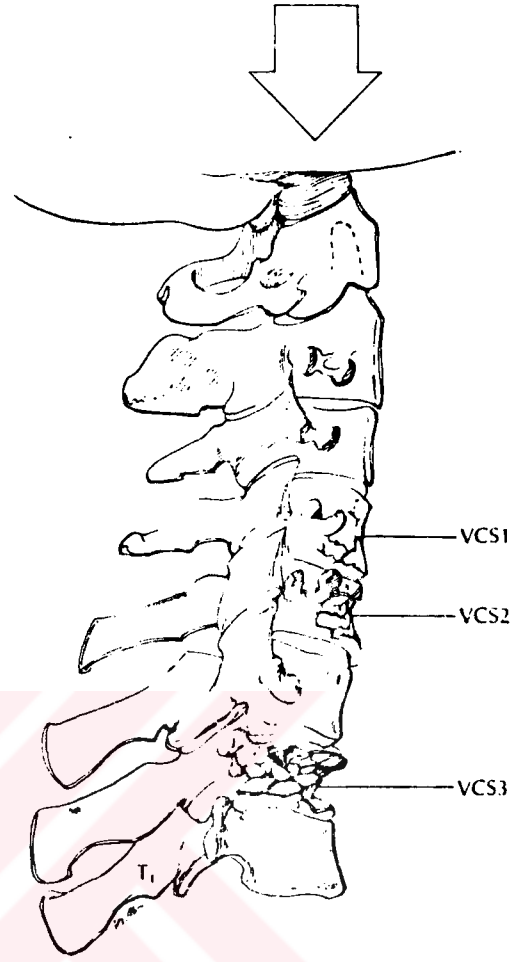
Bu durum korpusun alt bölümünde küçük kompresyon fraktürü ile beraberdir. 2. derece yaralanma ise unilateral faset dislokasyonudur. Dislokasyonun oluşmasında rotasyon gereklidir. Merkez dışı distraksiyon tarafından oluşturulan lateral bükülme normal bağlantılı hareketi büyütür ve yaralanma oluşur 3. derece yaralanma ise %50 vertebra korpusunda yer değiştirme ile birlikte olan bilateral faset dislokasyonudur. Daha fazla yüklemeler ile oluşan 4. derece yaralanma ise komplet anterior ve posterior yaralanma ile oluşur bu sebeple de ileri derecede instabildir.

**4.KOMPRESİF EKSTANSİYON:** Bu grup yaralanmada ana yaralanma vektörü omurga

ekstansiyonda iken aksenal kompresyondur (-y) (Şekil 12). Posterior elementler kompresyonda gerilirler. Travmanın şiddetine göre 5 gruba ayrılırlar. 1. ve 2. derece yaralanmalarda unilateral ve bilateral vertebral ark kırığı mevcuttur. 5. derece yaralanmada ise belirgin yer değiştirme ile spondilolistezis görülür.

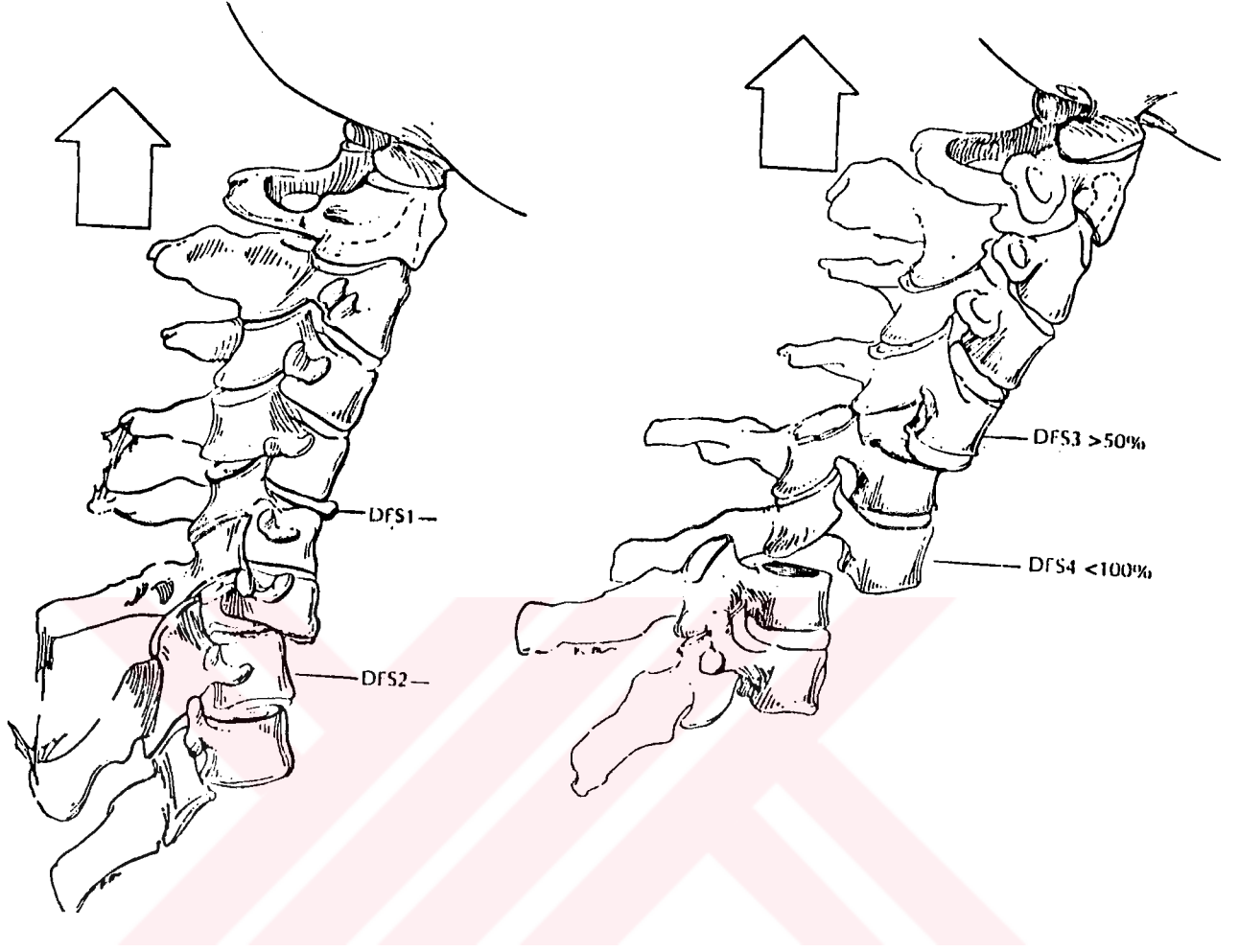
**5.DİSTRAKTİF EKSTANSİYON:** Omurga ekstansiyonda iken ana yaralanma vektörü +y eksenini boyuncadır (Şekil 13). Bu yaralanmanın minor yaralanma vektörü yoktur ve geçiş eksenini posteriordadır. Yaralanmanın 1. derecesinde yetersizlik sadece omurganın ön kolonunda iken 2. derecede yetersizlik posterior ligamentöz yapıları da içine alıp üst vertebra korpusu spinal kanala doğru yer değiştirir.

**6.LATERAL FLEKSİYON:** Bu grup yaralanmada da ana yaralanma vektörü kompresyonda (-y) eksenine paraleldir. Lateral bükülmenin olduğu yönde yetersizliğe sebep olan kompresif gerilim vardır. Geçiş eksenini omurganın içinde ise karşı tarafta yaralanmaya sebep olan distraksiyon minor yaralanma vektörü vardır.

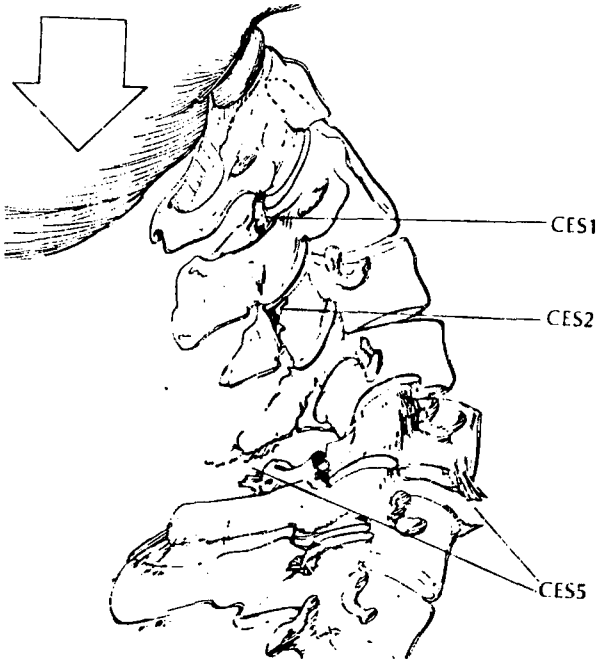


ŞEKİL 10:Vertikal kompresyon

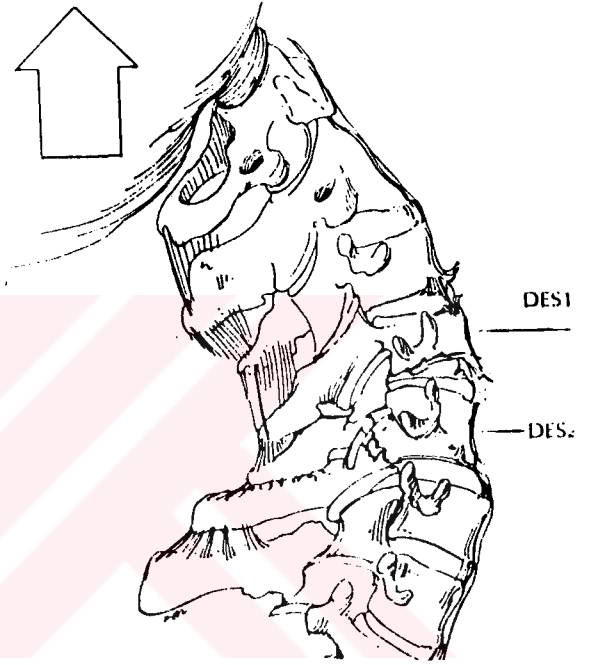




ŞEKİL 11: Distraktif fleksiyon



ŞEKİL 12: Kompresif ekstansiyon tipi yaralanma ve major travma vektörü (OK)



ŞEKİL 13: Distraktif ekstansiyon tipi yaralanma ve major travma vektörü.

# MATERYAL METOD

## 1. MODELİN HAZIRLANMASI

Bu çalışmada 15 adet 100 kg. ağırlığında 6 aylık danalar kullanıldı. Sakrifiye edilerek elde edilen C<sub>1</sub>-C<sub>7</sub> arasındaki boyunların üzerinde az bir miktar adale bırakılacak şekilde soyulduktan sonra her bir boyun plastik torbaya konularak torbanın ağzı kapatıldı ve -20°C lik derin dondurucuda çalışma yapılincaya kadar saklandı.

Çalışılacak boyunlar derin dondurucudan çıkarılarak çözülmeye bırakıldılar, bu sırada ligamentlere ve disklere zarar vermeyecek şekilde bistüri yardımı ile adaleler sıyrıldı. Daha sonra boyunlar üstte C<sub>3</sub> vertebraasının 2/3 alt bölümünden, altta da C<sub>6</sub> vertebraası 1/3 üst kısmından düz bir şekilde testere ile kesildiler (RESİM 1). Kesilen boyunların alt ve üst sınırları su terazisi kullanılarak düz olduğu ortaya kondu. Bu işlemden sonra elde edilen boyun segmentlerinden tek bir fonksiyonel spinal ünit (FSU) elde etmek amacı ile ikişer adet vida ile C<sub>3</sub> vertebra korpusu ile C<sub>4</sub> vertebra korpusu ve C<sub>6</sub> vertebra korpusu ile de C<sub>5</sub> vertebra korpusu birbirleri ile vidalanarak sadece C<sub>4-5</sub> arasında hareketli bir spinal ünit sağlandı. Tüm deneklerde uygulanacak kuvvet gerecinin spongiyöz dokuya girmesini engellemek amacı ile 3x3 cm lik 3 mm. kalınlığında fiberglas parça C<sub>3</sub> vertebraasının üstüne vidalar aracılığı ile tuturuldu ve kuvvet çubuğu bu parçanın üzerine açılan 2 mm. lik bir oyuğa oturtuldu.

## 2. ÖLÇÜM AYGITI

Servikal omurgaların çeşitli zorlamalar (basma ve eğilme) altındaki davranışını incelemek üzere kullanılan deney düzenini iki bölüm halinde incelemek uygun olacaktır:

**A. Uygulanan kuvveti ve ortaya çıkan yer değiştirmeleri saptayacak elektriksel ölçme**

### devreleri:

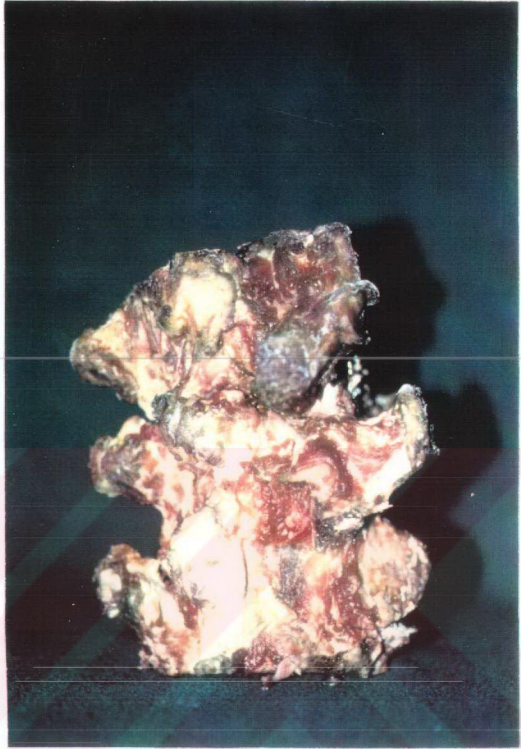
Servikal omurgalara uygulanan kuvveti ve bu esnada ölçme noktalarında ortaya çıkan yer değiştirmeleri ölçebilmek için Strain-gage tekniğinden yararlanılmıştır. Bu teknik, metalik

bir iletkenin mekanik bir zorlanma altında uzaması durumunda, sahip olduğu elektriksel direncinin değişmesi esasına dayanmaktadır. Bu ilkeyle şekil değişimi ölçümlerinde kullanılan elemanlara Strain-gage (uzama teli) denir. Mekanik bir büyüklük olan Epsilon =  $\Delta l / l$

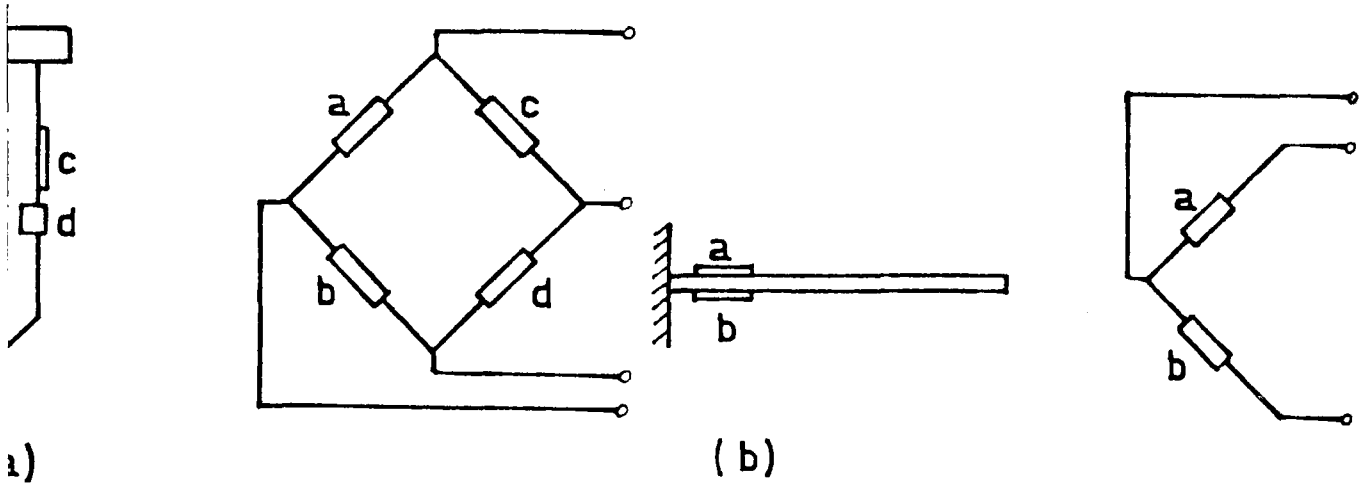
birim şekil değişimini elektriksel

bir büyüklük olan direnç değişimine dönüştüren Strain-gage lerin çalışma prensibi basit olarak  $\Delta R / R = K \times \Delta l / l = K \times \text{Epsilon}$

şeklinde ifade edilir. Düzenğinde, kuvvet ölçme kalemine ve yer değişimi ölçme kirislerine uygun şekillerde strain-gage ler yapıştırılmış ve bunlarla Wheatstone köprü devreleri oluşturulmuştur (Şekil 14a-b). Wheatstone köprü devrelerinden elde edilen değerler



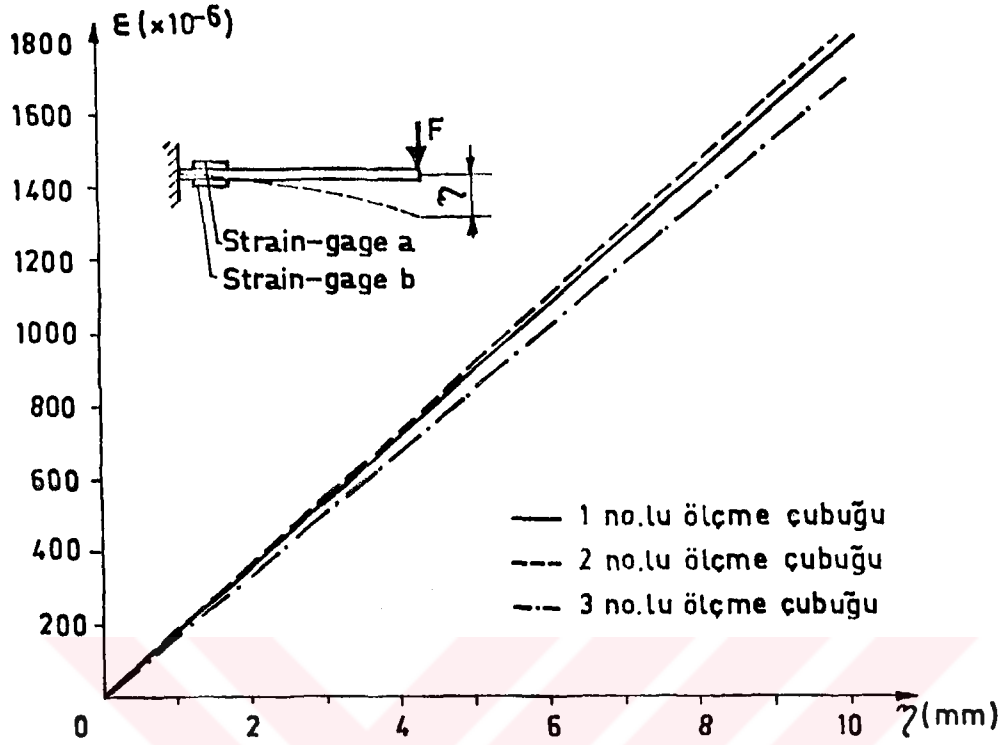
RESİM 1:Deneye hazırlanmış dana servikal kolumna vertebralisi



ŞEKİL 14:A.Kuvvet ölçme kalemi devresi  
B.Yer değiştirme ölçme kirişi

istenilen büyüklüğe uygun olarak kalibre edilmiştir. Deneyde kullanılan üç adet yerdeğiştirme ölçme kirişine ait kalibrasyon eğrileri Şekil.15 de verilmiştir. Kurulan bir Wheatstone köprüsünde ölçme yapabilmek için uygun bir amplifikatöre gerek duyulur. Bu çalışma statik karakterde olduğundan, ölçmeler HBM-MK statik köprüsüyle (Şekil.16) yapıldı. Bu köprü 4 kanallı bir ölçme köprüsü olduğundan aynı anda dört ayrı noktada ölçüm yapma imkanını sağlamaktadır.

**B. Kolumna vertebralisin uygun bağlantısını sağlayabilecek, istenilen noktalarda ölçümlere adapte olabilecek ölçme çerçevesi:** Deneyde kullanılan ölçme çerçevesi Şekil.17 de görölmektedir. Çalışmada kullanılan boyun modellerinin değişken boyutlarda olması nedeniyle çerçeve bu değişimlere uyabilecek şekilde tasarlanmıştır. Kuvvet uygulama mekanizması açılı ölçer yay üzerinde hareket edebilir durumdadır. Böylece boyna istenilen açılarda kuvvet uygulanabilmektedir. Ayrıca model uzunluğuna bağlı olarak kuvvet



ŞEKİL 15: Yer değiştirme ölçme kirişine ait kalibrasyon eğrileri

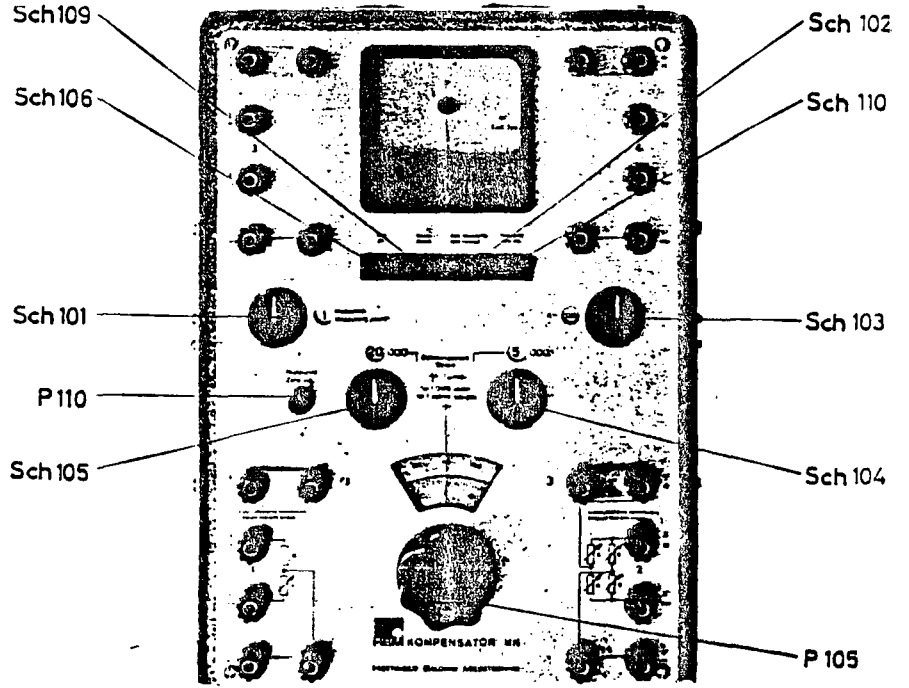
uygulama mekanizmasını ve ağıölçer yayı üzerinde taşıyan üst çerçeve düşey doğrultuda yer değiştirebilmektedir.

Mukavemet açısından modelin alt kısmının tam bir ankastre mesnet oluşturabilmesi için ayarlanabilir bir kelepçe sistemi oluşturulmuş ve zemine monte edilmiştir.

### 3.MODELLERE KUVVET UYGULAMASI

Kontrol grubunu oluşturan boyunlar hazırlandıktan sonra ölçüm çerçevesindeki mesnet kelepçesi içerisine oturtuldu. Çerçeve içerisine oturtulan boyun kenarları sert lastikler ile desteklendikten sonra mesnet kelepçesi kenarındaki vidalar ile sıkıştırıldı. Bu uygulama

sonrasında boynun hareketsiz olduğu saptandıktan sonra C<sub>4</sub> vertebra transvers prosesi ile spinos prosesi altına yer değiştirme ölçme kırışleri yerleştirildi. Bu kırışlerin kemik dokular ile iyice temas ettiği belirlendikten sonra boynun üst yüzeyinin düzlüğü su terazisi yardımı ile kontrol edildi. Yer

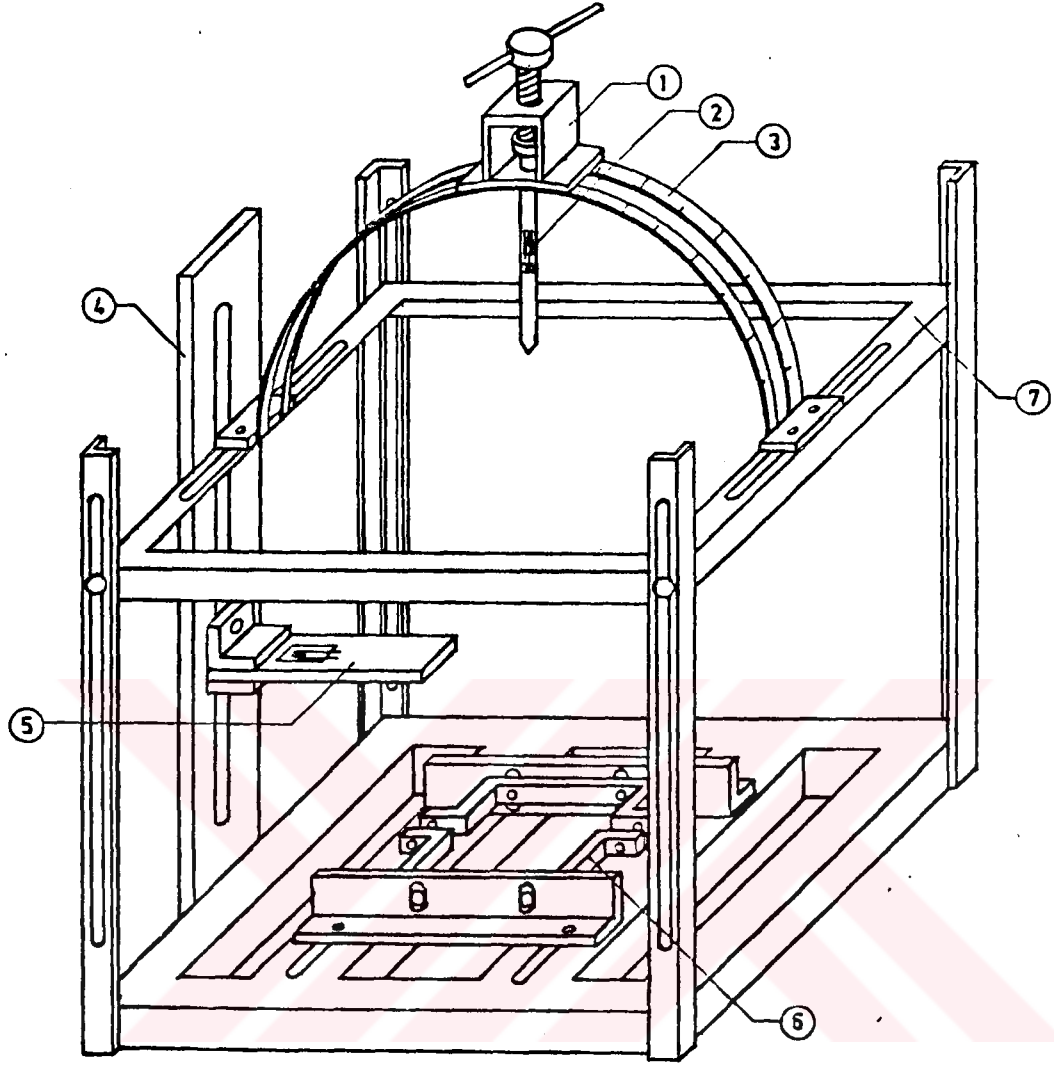


ŞEKİL 16: HBM-MK statik köprü

değiştirme ölçüm kırışleri HBM-MK statik köprüsüne bağlanarak gerekli kalibrasyonları yapıldı ve referans değerleri kaydedildi (Resim 2). Kuvvet transdüseri vertebra üzerinde daha önce hazırlanmış olan ağırlık noktasındaki yerine yerleştirildi, hareketli üst çerçeve sabitleştirildikten sonra dört tarafından su terazisi aracılığı ile düz olduğu doğrulandı. Aksiyel yükleme uygulamaları için toplam 300 Newton luk kuvvet vertebraanın ağırlık merkezine saniyede 50 Newton artacak şekilde uygulandı. Toplam 300 Newton olduktan sonra yük boşaltıldı 20 saniye beklendikten sonra yer değiştirme ölçüm kırışleri üzerinden yer değiştirmeler epsilon olarak elde edildi. Bu uygulama her bir denek için 5 kez tekrarlandı ve en son elde edilen yer değiştirme değerlendirmeye alındı.

Lateral bending yüklemelerinde ise yine 300 Newton luk kuvvet aksiyel yüklenmede olduğu gibi saniyede 50 Newton artacak şekilde vertebra ağırlık merkezinin 2 cm. sağ lateralinden dik olarak uygulandı. Bu işlem toplam 5 kez uygulandıktan sonra son yer değiştirme



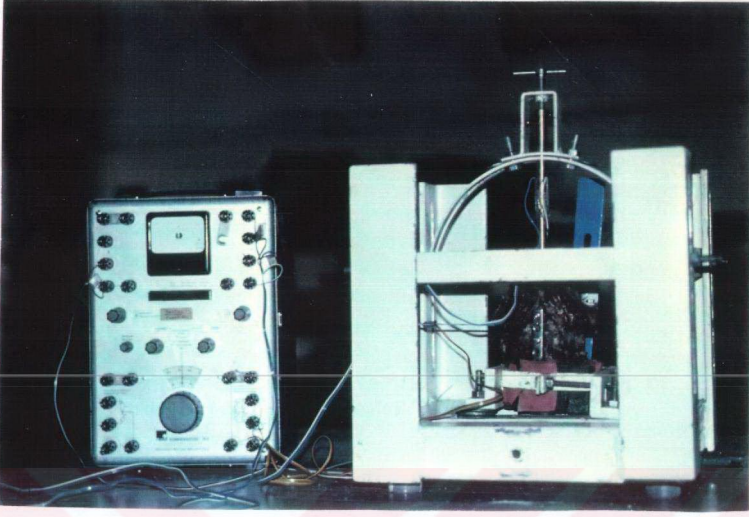


- 1 - Kuvvet uygulama mekanizması
- 2 - Kuvvet ölçme kalemi (Kuvvet transdüseri)
- 3 - Açı ölçer yay
- 4 - Kaymalı destek çubuğu
- 5 - Yerdeğiştirme ölçme kirişi
- 6 - Mesnet kelepçesi
- 7 - Hareketli üst çerçeve

ŞEKİL 17: ÖLÇME ÇERÇEVESİ

ölçümleri epsilon olarak ölçüm kirişleri üzerinden alınarak kaydedildi (RESİM 3).



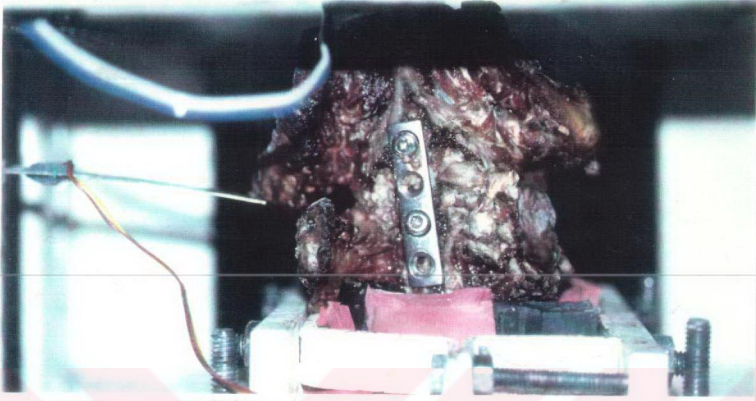


RESİM 2: Ölçme çerçevesine oturtulup tüm bağlantı ları yapılan dana servikal kolumna vertebralisi

Ekstansiyon yükleme deneyinde kuvvet uygulama kalemi vertebranın ağırlık merkezinin 2 cm. arkasına yerleştirilerek kuvvet uygulandı. Bu işlem 5 kez tekrarlandıktan sonra son yüklemede elde edilen posteriodaki ölçme kirişinde 1 cm. lik yer değiştirmeye neden olan kuvvet epsilon olarak saptandı .

Fleksiyon uygulamasında ise posteriodaki ölçüm kirişi  $C_4$  spinos prosesi üzerine alındıktan sonra kuvvet uygulama kalemi vertebranın ağırlık merkezinin 2 cm. önüne yerleştirilerek toplam 5 kez yükleme yapıldı son yapılan yükleme sonrası posteriodaki ölçme kirişinde 1 cm. lik yer değiştirmeye sebep olan kuvvet epsilon olarak saptandı.

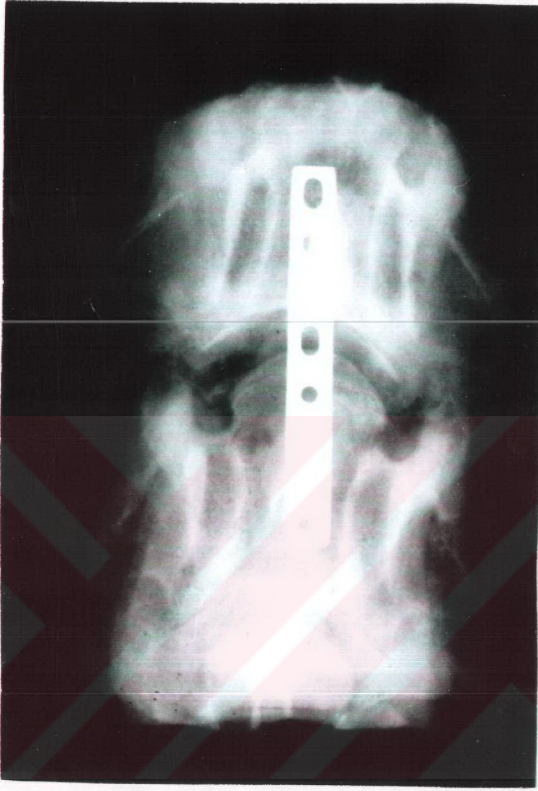
Her kuvvet uygulaması sonrasında yapılan boşaltmalardan sonra  $C_{4,5}$  fonksiyonel spinal ünitenin elastik deformasyon sınırları içinde kaldığı gözlemlendi. Bu deneyler sonrasında elde



RESİM 3: Lateral fleksiyonda denek görünümü  
edilen epsilon değerleri kalibrasyon katsayıları ile çarpılarak yer değiştirmeler milimetre,  
kuvvet ise Newton cinsine çevrilmiştir.

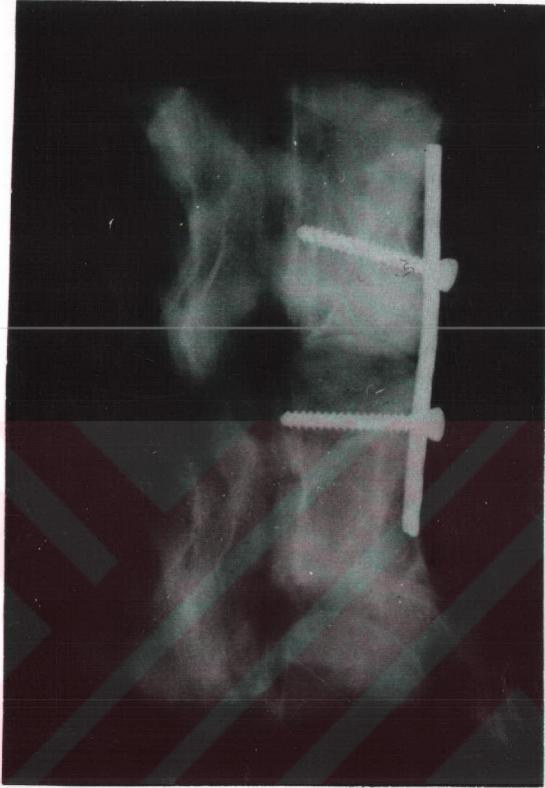
Lezyon grubundaki deneklerde adaleler sıyrıldıktan sonra supraspinöz ligament, interspinöz ligament, ligamentum flavum, kapsüler ligament, anulus fibrosus, posterior longitudinal ligament ve anterior longitudinal ligamentler bistüri ile kesildiler. Daha sonra kontrol grubundaki uygulamalar bu gruptaki denekler için gerçekleştirildi.

Anterior fiksasyon uygulanan gruptaki deneklerde yukarıda  
değindildiği gibi lezyon oluşturduktan sonra disk mesafesine trikortikal kemik grefti  
yerleştirildi. Hipokrat firması tarafından ABD ve Alman Normu paslanmaz çelikten (ASTM  
F.138, F.139) üretilen metakarp plağı, C<sub>4</sub> ve C<sub>5</sub> korpuslarına birer adet kortikal vida ile  
bikortikal olarak tutturuldu. Bu uygulama sonrasında tüm deneklerin servikal grafileri



RESİM 4 : Anterior fiksasyon uygulanan dana servikal kolumna vertebralisinin AP grafisi

çekilerek plağın ve vidanın konumları kontrol edildi (RESİM 4,5). Deneklerin ölçüm çerçevesine oturtulmaları ve ölçümlerin yapılması kontrol grubunda olduğu şekilde gerçekleştirildi. Her bir denek için maksimum olarak 6 saati geçmeyen bütün bu



RESİM 5:Anterior stabilizasyon uygulanan dana servikal kolumna vertebralisinin lateral grafisi.

uygulamalar sırasında boyunlar %0.09 NaCl ile ıslatıldı.

## BULGULAR:

Deney sonuçları kontrol, lezyon ve tedavi gruplarına ayrılarak incelendi (TABLO 3-4-5). Her grupta 5 deneğe ait ölçüm sonuçları SPSS PC+ istatistik paketi kullanılarak değerlendirildi. Farklılıkların istatistiksel anlamlılığı ANOVA yöntemi kullanılarak saptandı ve anlamlılık sınırı  $p < 0.05$  olarak kabul edildi.

KONTROL GRUBU ÖLÇÜMLERİ				
AKSİYEL	LATERAL (TR)	LATERAL (SP)	FLEKSİYON	EKSTANSİYON
mm.	mm.	mm.	Newton	Newton
2.85	2.49	4.58	764	626
2.59	13.96	2.53	347	210
0.58	0.68	0.21	712	575
2.24	7.25	2.34	580	445.5
1.77	4.7	2.54	653.33.	495

TABLO 3

LEZYON GRUBU ÖLÇÜMLERİ				
AKSİYEL	LATERAL (TR)	LATERAL (SP)	FLEKSİYON	EKSTANSİYON
mm.	mm.	mm.	Newton	Newton
2.52	*	*	120	93
2.6	*	*	20	10
2.52	*	*	65	50
2.59	*	*	85	62
2.57	*	*	60	42.5



TABLO 4

ANTERİOR STABİLİZASYON GRUBU ÖLÇÜMLERİ				
AKSİYEL	LATERAL (TR)	LATERAL (SP)	FLEKSİYON	EKSTANSİYON
mm.	mm.	mm.	Newton	Newton
1.68	6.73	6.68	460	343
0.62	7.72	2.75	455	215
1.27	5.23	2.47	255	273
1.68	7.63	4.92	400	395
1.09	9.03	2.33	556	538

TABLO 5

### KONTROL-LEZYON GRUBU

Kontrol grubu ile lezyon grubu karşılaştırıldığında aksiyel yüklenme, ölçümlerde kontrol grubu 2.01 mm., instabil grupta 2.56 mm. olarak saptandı. Ortaya çıkan farklılık için  $F=1.916$  olup  $P < 0.204$  olarak saptandı. İstatistiksel olarak anlamsız bulundu.

Lezyon grubunun lateral bending ölçümlerinde öngörülen 300 Newton'luk yükleme uygulanamadı. 100 Newton'luk yüklemeden sonra sistem ölçüm sınırlarının dışına taşacak şekilde deplasman gösterdiği için elde edilen sonuçlar değerlendirmeye alınmadı.

Fleksiyon ve ekstansiyonda yapılan ölçümlerde 1 cm.'lik deplasmanın oluşabilmesi için uygulanması gereken güç saptandı. Fleksiyonda kontrol grubunda 607.67 N, lezyon grubunda ise 70 N' luk güç gerekli olduğu saptandı. Farklılık karşılaştırıldığında  $F=52.488$ ,  $p < 0.0001$  olarak saptandı. İstatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark olarak yorumlandı. Ekstansiyonda yapılan ölçümlerde ise bu değerler kontrol grubu için 470.30 N iken lezyon grubunda ise 51.50 N olup istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı

bulunmuştur ( $p < 0.0001$ ). (TABLO 6)

KONTROL GRUBU/LEZYON GRUBU KARSILAŞTIRMASI				
	KONTROL	LEZYON	F	p
AXİAL	2.01	2.56	1.916	0.204
LATERAL (T)	*	*	*	*
LATERAL (S)	*	*	*	*
FLEKSİYON	607.67	70	52.488	0.0001
EKSTANSİYON	470.30	51.50	32.533	0.0001

TABLO 6

### LEZYON-ANTERİÖR STABİLİZASYON GRUBU

Lezyon grubu ile anterior stabilizasyon grubu karşılaştırıldığında aksiyel yüklenme, ölçümlerde lezyon grubunda 2.56 mm., anterior stabilizasyon grubunda 1.27 mm olarak saptandı. Ortaya çıkan farklılık için  $F=41.895$  olup  $P < 0.0001$  olarak saptandı. İstatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulundu.

Lezyon grubunun lateral bending ölçümlerinde öngörülen 300 Newton'luk yükleme uygulanamadı. 100 Newton'luk yüklemenden sonra sistem ölçüm sınırlarının dışına taşacak şekilde deplasman gösterdiği için elde edilen sonuçlar değerlendirmeye alınmadı.

Fleksiyonda lezyon grubunda 70 N'luk güç gerekli iken anterior stabilizasyon grubunda ise bu değer 425 N olarak saptandı. Farklılık karşılaştırıldığında  $F=46.590$ ,  $p < 0.0001$  olarak saptandı. İstatistiksel olarak ileri derecede anlamlı fark olarak yorumlandı.

Ekstansiyonda yapılan ölçümlerde ise bu değerler lezyon grubu için 51.50 N iken anterior stabilizasyon grubunda ise 372.80 N olup istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bulunmuştur ( $p < 0.0001$ ) (TABLO 7).

LEZYON GRUBU/ANTERİOR STABİLİZASYON GRUBU KARŞILAŞTIRMASI				
	LEZYON	STABİLİZE	F	p
AXİAL	2.56	1.27	41.895	0.0001
LATERAL (T)	*	*	*	*
LATERAL (S)	*	*	*	*
FLEKSİYON	70	425	46.590	0.0001
EKSTANSİYON	51.50	372.80	45.267	0.0001

TABLO 7

### KONTROL-ANTERİOR STABİLİZASYON GRUBU

Kontrol grubu ile lezyon grubu karşılaştırıldığında aksiyel yüklenme, ölçümlerde kontrol grubunda 2.01 mm., anterior stabilizasyon uygulanan grupta 2.731 mm. olarak saptandı. Ortaya çıkan farklılık için  $F=2.731$  olup  $P < 0.137$  olarak saptandı. İstatistiksel olarak anlamsız bulundu.

Lateral bending uygulaması sonrası transvers proseten alınan ölçüm değerlerinde kontrol grubunda 5.71 mm. elde edilirken anterior stabilizasyon uygulanan grupta bu değer 7.27 mm. olarak elde edildi. Aynı uygulama sırasında posteriordan elde edilen değerler ise sırası ile 2.44 mm ve 3.83 mm.'dir. Ortaya çıkan farklılık transvers proseten alınan değerler için  $F=0.417$ , posteriordan alınan değerler için  $F=1.6$  olarak bulunmuş her ikisi de istatistiksel olarak anlamsız kabul edilmiştir ( $p < 0.536, p < 0.242$ ).

Fleksiyonda kontrol grubunda 607.67 N, güç gerekli iken anterior stabilizasyon uygulanan grupta ise 425.20 N'luk güç gerekli olduğu saptandı. Farklılık karşılaştırıldığında  $F=4.335$ ,  $p < 0.071$  olarak bulundu. Ekstansiyonda yapılan ölçümlerde ise bu değerler kontrol grubu için 470.30 N iken anterior stabilizasyon uygulanan grupta ise 372.80 N olup aradaki fark



istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ( $p < 0.287$ ) (TABLO 8).

KONTROL GRUBU/ANTERİOR STABİLİZASYON GRUBU KARSILAŞTIRMASI				
	KONTROL	STABİLİZE	F	p
AXİAL	2.01	1.27	2.731	0.137
LATERAL (T)	5.71	7.27	0.417	0.536
LATERAL (S)	2.44	3.83	1.60	0.242
FLEKSİYON	607.67	425.20	4.335	0.071
EKSTANSİYON	470.30	372.80	1.301	0.287

TABLO 8



## TARTIŞMA:

İnstabil kolumna vertebralisin gerekli şekilde tedavi edilmediği olgularda progresif nörolojik defisit ve kifozis ile beraber yaralanmanın olduğu bölgede füzyonun oluşması için gerekli olan vasküler yapılanmayı engelleyen mikrotravmalar sebebi ile pseudoartroz oluşur (46, 90). Bu komplikasyonların engellenmesi amacı ile instabil servikal vertebra yaralanmalarının tedavisinde anterior ve/veya posterior stabilizasyon yöntemlerinin kullanılması geniş kitleler tarafından kabul görmüştür (77). Bu tedavi metodlarında, kullanılan enstrümanların hastalara zarar vermemeleri ve doğru bir şekilde kullanılabilmeleri amacı ile öncelikle servikal vertebraların normal fonksiyonlarının bilinmesi gerekli olup (50), ayrıca bu enstrümanların uygulandıkları deneklerin biyomekanik testlere tabi tutulması gerekmektedir (1). Bu biyomekanik testlerde denek olarak taze insan kadavrası (1,15,51,52,62,66,79,82,86), sığır (32), köpek (97), koyun (88) gibi farklı canlılardan elde edilen servikal vertebralar kullanılmıştır. Sığır vertebraları torakolomber bölgenin biyomekaniğinin araştırılması amacı ile yoğun bir şekilde kullanılırken (37,97), servikal vertebraların biyomekaniğinin araştırılması amacı ile ise ilk olarak 1988 yılında Sutterlin ve arkadaşları (83) tarafından kullanılmıştır. İnsan ve sığır vertebraları arasında bazı anatomik farklılıklar mevcuttur (17, 36,80, 83). Sığırlarda artiküler prosesler daha vertikal olup spinoz prosesler ise daha küçük ve yukarı doğru yönelmiştir; ayrıca vertebra korpusunun üst ve alt taraflarında büyüme plakları mevcut olup vertebra korpusu %50 oranında insanlardan daha geniştir. İşte bu anatomik değişikliklerden dolayı bu testlerde taze insan kadavrası kullanılması önerilmiş ise de temin edilebilen insan kadavraları yaşlı popülasyondandır (ortalama 50 yaş civarı). Ancak servikal travmalar daha genç popülasyonda görüldüğü için bu yaşlar arasındaki kemik doku kalitesi

çok farklıdır. Yine yaşlı popülasyondan elde edilen kadavralarda dejenerasyon, osteoporoz ve gizli metabolik hastalıkların olma oranı yüksektir. Dejenerasyonu ve osteoporozu olmayan metabolik hastalığı bulunmayan genç yaş grubundan çok sayıda kadavra bulmak olanaksız gibidir (51,57,101). Genç sığırlardan elde edilen servikal omurgalar yapısal özellikleri ve spinal osteoligamentoz yapıları biyomekanik testler için uygundur (81). Coe ve arkadaşları (15) yaptıkları bir çalışmada in vitro biyomekanik testlerde sığır ve insan servikal omurga modellerinin hem avantajları hem de dezavantajları olduğunu, biyomekanik implant testleri insan kadavra ve sığır denekleri arasında birbirleri ile tutarlı olduğu ve servikal omurga implantlarının biyomekanik testleri için sığır modelinin kullanılabilir olduğunu saptamışlardır. Tüm bu bulgular ışığında biz de çalışmamızda taze genç sığır vertebralarını kullandık. Bu örnekler daha önceden yapılan çalışmalarda gösterildiği gibi ligament ve kemik yapıların biyomekanik özelliklerinin etkilenmediği plastik torbalara konup ağzları kapatıldıktan sonra -20°C derin dondurucuda kullanılıncaya kadar saklanmışlardır (60).

Yaralanma mekanizmalarının araştırılmasında en uygun yöntem distraksiyon ve fleksiyon ile oluşturulan servikal fraktür-dislokasyonlardır. En yaygın olarak görülen servikal yaralanma tipi Allen ve arkadaşlarına göre (4) distraktif fleksiyon, stage 3 veya bilateral faset dislokasyonudur. Bu yaralanma tipinde her üç kolonda da instabilite mevcuttur. Bizde çalışmamızda interspinoz, supraspinoz ligamentleri, faset eklemlerini, ligamentum flavumu, posterior longitudinal ligamenti ve anulus fibrosusu kesip, anterior longitudinal ligamenti de C<sub>4</sub> ve C<sub>5</sub> vertebraları önünden sıyrarak instabiliteyi sağladık. Bu tip yaralanmaların tedavisinde anterior veya posterior tedavi girişimlerinin seçimi konusunda tartışmalar

mevcuttur. Bazı yazarlara göre sadece posteriordan yapılacak bir fiksasyon tekniği ile gerekli stabilizasyonun sağlanabileceği bildirilmesine karşın bazı yazarlarda anteriordan yapılacak plak-vida uygulamasının yeterli olabileceğini bildirmişlerdir. Anterior yaklaşım ile daha kolay ve kısa sürede vertebralara ulaşılabilmesi, minimal doku hasarı oluşması, çok az kan kaybına sebep olması, medulla spinalis ve sinir köklerinin dekompresyonu için uygun bir ortam sağlaması ile birlikte aynı seansta stabilizasyona olanak sağlaması sebebi ile plak-vida ile yapılacak olan stabilizasyonun derecesinin tayini amacı ile çalışmamızda bu tekniği kullandık (102). Servikal fraktür ve/veya dislokasyon olgularının tedavisinde bir seçenek olarak kullanılan anterior plak-vida uygulaması ilk olarak 1970 yılında Orosco ve Llovet (58) tarafından ortaya atılmış ve geliştirdikleri küçük fragmanlı plaklar ile stabilizasyonu sağlamaya çalışmışlardır. 1975'lerin sonlarında AO servikal omurga plağı (H-plak) geliştirilmiş ve bunun kullanımı sonrasında bir çok bildiriler yayınlanmış ve bir çok benzer yapının geliştirilmesine sebep olmuştur (13,14,70). Yine aynı tarihlerde Caspar trapezoid plağını geliştirmiştir. Bu sistemlerin en önemli özelliği kullanılan vidaların kortikal vidalar olması ve posterior kortekse ulaşması gerekmesidir. Son yıllarda Morscher AO servikal omurga kilitlenen plak sistemini (AOCSCP) geliştirmiştir. Bundaki sistem korpusa açılan deliklere yerleştirilen kılavuz hollere vidalar yerleştirilmesi şeklindedir. Bu sistemde vidaların posterior kortekse ulaşması gerekmemektedir. Disloliğamentoz yaralanma sonrası oluşan instabilitenin tedavisi amacı ile kullanılan Anterior plak-vida tekniği özellikle fleksiyon ve torsiyon yüklemeleri sırasında yeterli stabilizasyonu tek başına sağlayamamakta bu sebeple de eksternal ortotikler ile belli bir süre mutlaka desteklenmeleri gerekmektedir (20). Biz çalışmamızda Hipokrat Tıbbi Malzemeler İmalat ve Pazarlama A.Ş tarafından üretilen

ve aslen metakarp kırıklarının tedavisinde kullanılan plakları ve korteks vidalarını kullandık . Kullandığımız sistemin yukarıda söz ettiğimiz sistemlerden en önemli farkı plağın lezyonun bir üstüne ve bir altına birer vida ile tutturulmasıdır. Maliyet olarak bu sistem yaklaşık olarak 5.000.000 TL.'ye temin edilebilirken Caspar trapezoid plak vida sistemi ise 25.000.000 TL.'ye mal olmaktadır. Aradaki maliyet farkı bu sistemi kullanmamızda etken oldu.

Servikal kolumna vertebralisinin üç kolon yaralanmalarının biyomekanik prensipleri ve tedavisi tartışmalıdır. Bir çok araştırmacıya göre posterior ve orta kolon travmalarının stabilizasyonu için posterior fiksasyon yöntemleri uygun bir metod iken anterior ve orta kolon yaralanmalarının olduğu durumlarda da anterior fiksasyon metodları yeterli olmaktadır. Ancak her üç kolonun yaralandığı durumlarda ise ne anterior fiksasyon ne de posterior fiksasyon tek başına yeterli stabilizasyonu sağlamamaktadır.

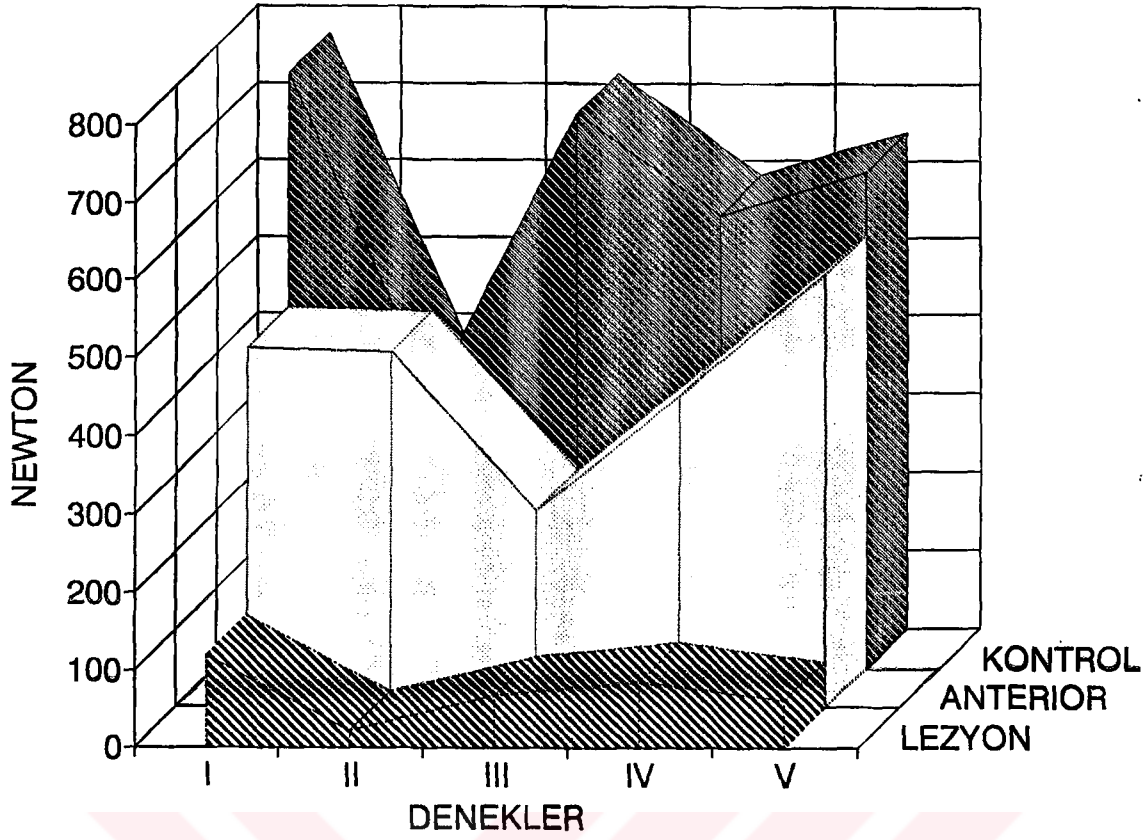
Ulrich ve ark. (86) kadavra modeli üzerinde C<sub>5-6</sub> FSU'inde diskoligamentöz yaralanma oluşturmuşlar ve bunun tedavisinde anterior stabilizasyonun yeterli olduğunu ancak posteriordan yapılan stabilizasyonun ise anteriordan daha güçlü olduğunu göstermişlerdir. Coe (15), üç kolon instabilitesi olan deneklerde çeşitli anterior ve posterior stabilizasyon tekniklerini çalışmış ve bütün gruplar arasında fleksiyonda ve torsiyonda stabilite açısından istatistiksel boyutta bir anlamlı farklılık saptamamakla beraber aksiyel yükleme ve fleksiyon sırasında posteriordan elde edilen gerilmelerin anterior stabilizasyon uygulanan grupta daha fazla olduğunu saptamıştır ve bu bulgular eşliğinde posterior stabilizasyon tekniklerinin bu olgularda daha iyi sonuçlar vereceği kanısına varmıştır. Komplet diskoligamentöz yaralanmalı olgularda anterior fiksasyonun, fleksiyon sırasında hareketin

IAR'ının çok uzağında olması sebebi ile etkisiz kalacağı görüşü yaygındır. Smith yaptığı çalışmada deneklerde anterior stabilizasyonun fleksiyonda stabiliteyi sağladığını ancak sağlanan bu stabilitenin kontrol grubundan daha az olduğunu ortaya koymuştur (82). Benzer sonuçlar Caspar (14) ve Goel (34) tarafından da bulunmuştur.

Tüm bu çalışmalar da ortaya çıkan bir diğer sonuçta anterior fiksasyonun ekstansiyonda yeterli derecede stabiliteyi sağladığı, posterior fiksasyonun ise yetersiz kaldığıdır. Tüm bu sebeplerle bazı araştırmacılar komplet diskoligamentöz yaralanmalarında kombine (anterior + posterior fiksasyon) girişimlerin stabiliteyi sağlayabileceği fikrini ortaya atmışlardır. Coe ve ark.'nın (15,87) yaptıkları biyomekanik bir çalışma da diskoligamentöz yaralanmaların tedavisinde stabiliteyi sağlayıcı en etkili yöntemin anterior ve posterior kombine stabilizasyon olduğunu ortaya koymuştur. Ancak bu yaklaşım tarzı uygulamasının zor olması sebebi ile pek taraftar bulmamıştır.

Kontrol grubunda fleksiyonda 1 cm. lik yer değiştirmeye sebep olan kuvvet 607.67 N iken bu değer anterior stabilizasyon sonrası 425.20 N'a düşmüştür. Bu değerler arasında ki fark istatistiksel boyutta bir anlam taşımamaktadır ( $p < 0.07$ ). Bir başka deyiş ile anterior stabilizasyon normal servikal vertebralardan daha az olmakla beraber fleksiyonda yeterli stabiliteyi sağlamaktadır (Grafik 1). Aynı değerler ekstansiyonda 470.30 N ve 372.80 N olup istatistiksel bir farklılık mevcut değildir. Bu değerler komplet diskoligamentöz yaralanma tedavisinde kullanılan anterior stabilizasyonun ekstansiyonda fleksiyona oranla daha güçlü bir stabilite sağladığını göstermektedir (Grafik 2)

300 N'luk aksiyel yüklemelerde kontrol grubunda 2.01 mm yer değiştirme saptanırken anterior stabilizasyon uygulanan grupta bu değerler 2.731 mm'ye düşmüştür ancak aradaki



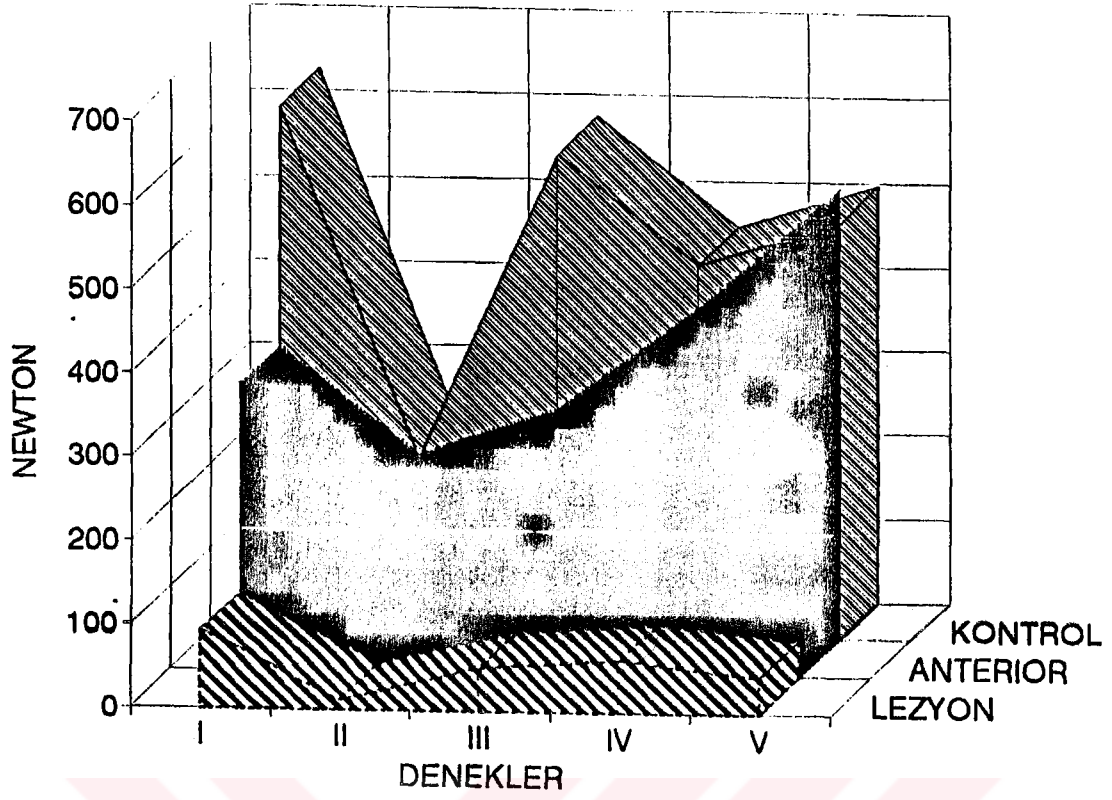
GRAFİK 1: Fleksiyon yüklenmeleri altında grupların davranış karakteristikleri.

farkın istatistik boyutta anlam taşıması ( $p < 0.137$ ) da gerekli stabilizasyonu sağladığını göstermiştir (Grafik 3).

300 N'luk lateral fleksiyon yüklemelerinde kontrol grubunda 5.71 mm, anterior fiksasyon uygulanan grupta 7.27 mm olarak bulunmuştur. Uyguladığımız anterior fiksasyon yönteminde plak her bir seviyeye tek bir vida ile tutturulduğundan dolayı bu uygulama sırasında daha fazla yer değiştirme beklememize rağmen elde ettiğimiz sonuçlar umulandan daha iyi olmuş ve gerekli stabilizasyon sağlanmıştır. Bizim çalışmamızda ulaştığımız sonuçlarda yukarıda bahsettiğimiz yazarların sonuçları ile uyum içerisinde.

Tüm yüklemeler boyunca elde edilen değerler göz önüne alındığında anterior stabilizasyon uygulanan gruptaki sonuçlar kontrol grubunda elde edilen gruptan daha düşük olduğu

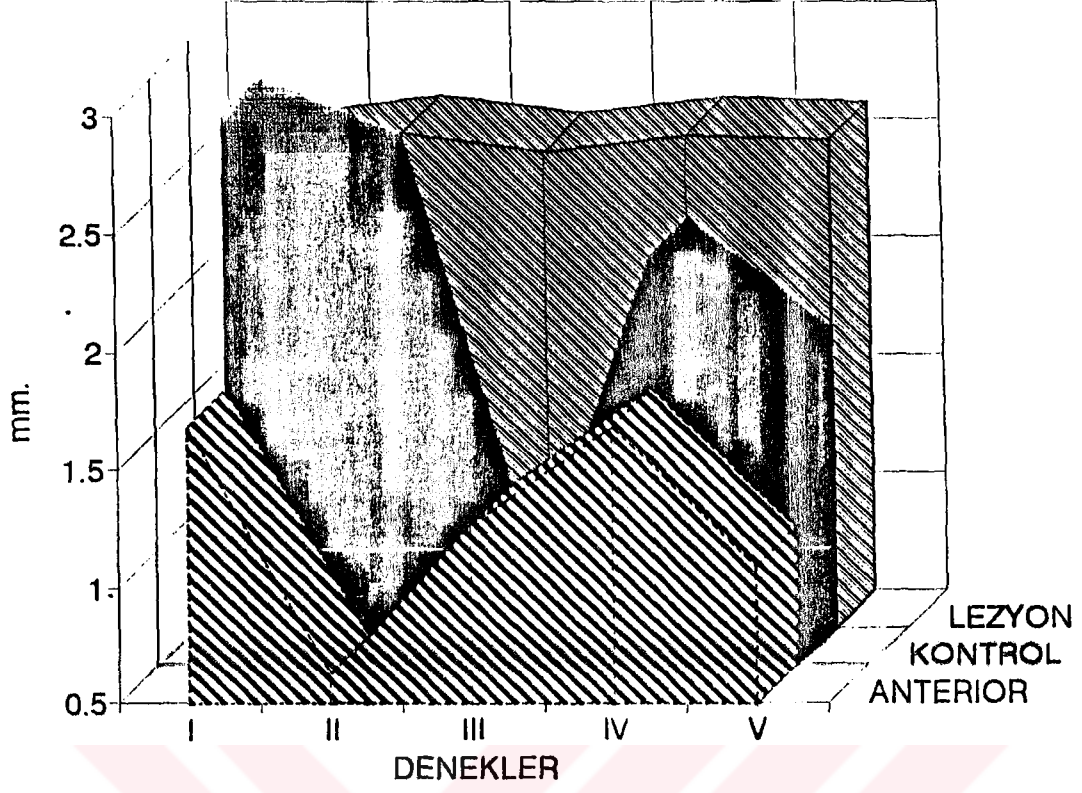




GRAFİK 2: Ekstansiyon yüklenmeleri altında grupların davranış karakteristikleri.

dikkati çekmekte; ancak istatistiksel boyutta bir anlam ifade etmemektedir. Bu da bize anterior fiksasyonun normal bir servikal kolumna vertebralis kadar olmasa bile gerekli olan stabilizasyonu sağladığını göstermektedir.





GRAFİK 3: Aksiyel yüklenmeler altında grupların davranış karakteristikleri.

## SONUÇ:

Bir çok düşünce aksine, komplet diskoligamentöz yaralanması olan olguların tedavisinde kullanılan anterior plak + vida fiksasyon gerekli stabiliteyi sağlamakta ancak sağlanan stabilitenin normal boyundan daha az olması sebebi ile hastaların kemik füzyon oluşuncaya kadar eksternal bir ortotik ile (Philelephia kolar, Minerva kolar, SOMI brace, vb.) desteklenmesi gerekmektedir.



## KAYNAKLAR:

- 1 Adams MA, Hutton WC: The effect of fatigue on the lumbar intervertebral disc. J Bone Joint Surg. 65B: 199, 1983.
- 2 Alderson JD, Frost EM: Spinal Cord Injuries. Butterworths. In London . pp:23-24, 1990.
- 3 Alker GJ, Oh YS, Leslie EV: Post mortem radiology of head and neck injuries in fatal traffic accidents. J Neuroradiol 114:611-616, 1975.
- 4 Allen BL, Ferguson RL, Lehmann TR, O'Brien RP: A mechanistic classification of closed, indirect fractures and dislocations of lower cervical spine. Spine 7:1-27, 1982.
- 5 Appleby DM, Fu FH, Mears DC: Halo-clavicle traction. J Trauma 24:452-455, 1984.
- 6 Balasubramanian K, Ranu HS, King AI: Vertebral response of laminectomy. J Biomech. 12:813, 1979.
- 7 Ball J, Meijers KAE: On cervical mobility. Ann. Rheum. Dis. 23:429, 1964.
- 8 Bell GH, Dunbar O, Beck JS, Gibb A: Variation in strength of vertebra with age and their relation to osteoporosis. Calcif. Tissue Res. 1:75, 1967.
- 9 Bergmark A: Mechanical stability of the human lumbar spine. (Doctoral Dissertation). Lund Institute of Technology, Department of Solid Mechanics, Lund, Sweden, 1987.
- 10 Bradford DS: Spinal instability: Orthopedic perspective and prevention. Clin. Neurosurg. 27:591-610, 1980.
- 11 Breasted JH: Edwin Smith Surgical Papyrus. The University of Chicago Press. In Chicago Illinois, pp:323-342, 1930.
- 12 Breig A: Biomechanics of the Central Nervous System: Some basic normal and pathological phenomena. Stockholm, Almquist , Wiksell, 1960.
- 13 Cabanela ME, Ebersold MJ: Anterior plate stabilization for bursting tear drop fractures of the cervical spine. Spine 13:888-891, 1988.
- 14 Caspar W: Advances in cervical spine surgery: first experiences with the trapezoidal osteosynthetic plate and a new surgical instrumentation for anterior interbody stabilization. Orthop News 4:7-8, 1982.

- 15 Coe JD, Warden KE, Sutterlin CE, McAfee PC: Biomechanical evaluation of cervical spinal stabilization methods in a human cadaver model. *Spine* 14:1122-1131, 1989.
- 16 Compere EL, Tachdjian MD, Kernakan WT: The Lusk joints-their anatomy, physiology and pathology. *Orthopedics* 1:159, 1958.
- 17 Cotterill PC, Kostuik JP, D'Angelo G, Fernie GR, Maki BE: An anatomical comparison of the human and bovine spine. *Journal of Orthopaedic Research* 4:298-303, 1986.
- 18 Crafts RC: *Textbook of human anatomy*. New York, Ronald Press, 1966.
- 19 Crisco JJ: *The biomechanical stability of the human lumbar spine:experimental and theoretical investigations (Doctoral Dissertation)*. Yale University, New Have, CT, 1989.
- 20 Cybulski GR, Douglas RA, Meyer PR, Rovin RA: Complications in three-column cervical spine injuries requiring anterior-posterior stabilization. *Spine* 17:253-256, 1992.
- 21 Cyron BW, Hutton WC: Articular tropism and stability of the lumbar spine. *Spine* 5:168, 1980.
- 22 DeVivo M, Fine PR, Moetz M: Prevalence of Spinal Cord Injury. *Arch. Neurol.* 37:707-708, 1980.
- 23 Dennis F: The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine* 8:817-831, 1983.
- 24 Eklin U: *Die Alterveranderungen der Halswirbelsaule*. Berlin, Springer-Verlag, 1960.
- 25 Errico TJ, Wough T, Bouver D: Spinal trauma. JB Lippincot Co.In Philadelphia pp:1-9, 1991.
- 26 Evans FG: *Stress and strain in bones*. Springfield Charles C Thomas, 1957.
- 27 Farfan HF: *Mechanical disorders of the low back*. Philadelphiai Lea, Febiger, 1973.
- 28 Fick R: *Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke*. Jena, S. Fischer Verlag, 1904, 1911.
- 29 Fielding JW: Cervical spine surgery. *Clinical Orthopaedic and Related Sciences* 200:284- 290, 1985.
- 30 Fielding JW: Normal and selected abnormal motion of the cervical spine from the

- second cervical vertebra to the seventh cervical vertebra based on cineroentgenography. *J Bone Joint Surg.* 46A:1779, 1964.
- 31 Frykholm R: Lower cervical vertebrae and intervertebral discs. Surgical anatomy and pathology. *Acta Chir. Scand.* 101:345, 1951.
  - 32 Gaines RW, Munson G, Satterlee C, Lising A, Betten R: Harrington rods supplemented with sublaminar wires for thoracolumbar fracture dislocation: Experimental and clinical investigation. *Orthopaedic Transactions* 7:15, 1983.
  - 33 Gardner WD, Osburn WA: *Structure of the human body.* Philadelphia, W.B Saunders, 1973.
  - 34 Goel VK, Clark CR, Harris KG, Schulte KR: Kinematics of the cervical spine: effects of multiple total laminectomy and facet wiring. *J Orthop Res* 6:611-619, 1988.
  - 35 Green JD, Harle TS, Harris JH: Anterior subluxation of the cervical spine: Hyperflexion sprain. *AJNR* 2:243-250, 1981.
  - 36 Gurr KR, McAfee PC, Shih CM: Biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems following corpectomy: a calf spine model. *J Bone Joint Surg* 70A:1182-1192, 1988.
  - 37 Gurr KR, McAfee PC, Shih CM: Biomechanical analysis of posterior instrumentation systems following decompressive laminectomy. An unstable calf spine model. *J. Bone Joint Surg.* 70A:680-691, 1988.
  - 38 Hakim NS, King AI: A three dimensional finite element dynamic response analysis of a vertebra with experimental verification. *J. Biomech.* 12:277, 1979.
  - 39 Hardy WG, Lissner HR, Webster JE, Gurdijian ES: Repeated loading tests of the lumbar spine. *Surg. Forum* 9:690, 1958.
  - 40 Hayes WC, Carter DR: The effect of marrow on energy absorption of trabecular bone. Presented at the 22nd Annual Meeting of the Orthopedic Research Society, New Orleans, 1976.
  - 41 Holdsworth F: Fractures, dislocations and fracture-dislocations of the spine. *J. Bone Joint Surg.* 45B:6-20, 1962.
  - 42 Holdsworth F: Fractures, dislocations and fracture-dislocations of the spine. *J. Bone Joint Surg.* 52A:1534-1551, 1970.

- 43 Ikegawa S, Tsunoda N, Yata H: The effect of joint angle on cross-sectional area and muscle strength of human elbow flexors. In Winter DA, Norman RW, Wells RP, Hayes KC, Patla AE (eds): Human kinetics, pp39-43. Champaign, IL, Biomechanics 5A:International Series on Biomechanics, 1985.
- 44 Jofe MH, White AA III, Panjabi MM: Physiology and biomechanics. In cervical spine Research Society (ed): The cervical spine. Philadelphia, JB Lippincott, 1983.
- 45 Jones MD: Cineradiographic studies of the normal cervical spine. Calif. Med. 93:293, 1960.
- 46 Kaufman HH, Jones E: The principles of bony fusion. Neurosurgery 24:264-270, 1989.
- 47 Keller HA: A clinical study of the mobility of the human spine, its extent and its clinical importance. Arch. Surg. 8:627, 1924.
- 48 Lamy C, Bazergui A, Kraus H, Farfan HF: The strength of the neural arch and the etiology of spondylolysis. Orthop.Clin.North Am. 6:215, 1975.
- 49 Lucas DB, Bresler B: Stability of the ligamentous spine. Biomechanics Laboratory, Univ, Calif., San Francisco and Berkeley, Technical Report. Ser.11 Re. 40, 1961.
- 50 Lysell E: Motion in the cervical spine. Acta Orthop Scand Suppl 123:1-61, 1969.
- 51 Maiman DJ, Sances Jr A, Myklebust JB: Compression injuries of the cervical spine: a biomechanical analysis. Neurosurgery 13:254-260, 1983.
- 52 McLain RF, Aretakis A, Moseley TA, Ser P, Benson DR: Sub-axial cervical dissociation. Anatomic and biomechanical principles of stabilization. Spine 19:653-659, 1994.
- 53 Miller JAA, Schmatz C, Schultz AB: Lumbar disc degeneration: correlation with age, sex, and spine level in 600 autopsy specimens. Spine 13(2):173, 1988.
- 54 Moroney SP, Schultz AB, Miller JAA, Andersson GBJ: Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments. J. Biomech. 21(9):769, 1988.
- 55 Nachemson A, Evans J: Some mechanical properties of the third lumbar inter-laminar ligament (ligamentum flavum). J Biomech. 1:211, 1968.
- 56 Nicoll EA: Fractures of the dorso-lumbar spine. J.Bone Joint Surg. 31B:376-394,

1949.

- 57 Nusholtz GS, Melvin JW, Huelke DF, Alem NM, Blank JG: Response of the cervical spine to superior-inferior head impact. Proceedings of the 25th Stapp Car Crash Conference of the Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA, pp197-237, 1981.
- 58 Orozco Delclos R, Llovet Tapias J: Osteosintesis en las fracturas de raquis cervical .Rev Orthop Traumatol 14:285-288, 1970.
- 59 Paley D, Gillespie R: Chronic repetitive unrecognized flexion injury of the cervical spine (high jumpers neck). Am J Sports Med 14:92-95, 1986.
- 60 Panjabi MM, Krag M, Summers DJ: Biomechanical time tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. J Orthop Res 3:292-300, 1985.
- 61 Panjabi MM, Pelker RR, White AA: Biomechanics of the spine. In Neurosurgery, edited by R.Wilkins and S.Rengachary , Chap.284, pp.2219-2228, McGraw-Hill, New York, 1985.
- 62 Panjabi MM, Summers DJ, Pelker RR, Videman T, Friedlaender GE, Southwick WO: Three-dimensional load displacement curves of the cervical spine. J. Orthop. Res. 4:152, 1986.
- 63 Panjabi MM, White AA III, Brand RA: A note on defining body parts configurations. J Biomech 7:385-394, 1974.
- 64 Panjabi MM, White AA, Johnson RM: Cervical spine mechanics as a function of transection of components. J Biomech. 8:327, 1975.
- 65 Panjabi MM, White AA: Basic biomechanics of the spine. Neurosurgery 7(1):76-93, 1980.
- 66 Pelker RR, Duranceau JS, Panjabi MM: Cervical spine stabilization. A three-dimensional, biomechanical evaluation of rotational stability, strength, and failure mechanisms. Spine 16:117-122, 1991.
- 67 Pitts LH, Wagner FC: Craniospinal Trauma. George Thieme Verlag.In Stuttgart, pp:141-185, 1990.
- 68 Pope MH, Andersson GBJ, Broman H, Svensson M, Zetterberg C: Electromyographic studies of the lumbar trunk musculature during the development of axial torques. J Orthop. Res. 4:288, 1986.



- 69 Prasad P, King AI, Ewing CL: The role of articular facets during +Gz acceleration. *J.Appl.Mech.* 4: 1974.
- 70 Ripa DR, Kowall MG, Meyer PR, Rusin JJ: Series of ninety-two traumatic cervical spine injuries stabilized with anterior ASIF plate fusion technique. *Spine* 16:46-55, 1991.
- 71 Roaf R: A study of the mechanics of spinal injuries. *J Bone Joint Surg.* 42B: 810, 1960.
- 72 Rockoff SD, Sweet E, Bleustein J: The relation contribution of trabecular and cortical bone to the strength of human lumbar vertebrae. *Calcif Tissue Res.*3:,1969.
- 73 Rorabeck CH, Rock M, Hawkins RJ: Unilateral face dislocation of the cervical spine. *Spine* 12:23-27, 1987.
- 74 Scher AT: Anterior cervical subluxation: An unstable position. *AJR* 133:275-280, 1979.
- 75 Scher AT: Ligamentous injury of the cervical spine: Two radiological signs. *S Afr Med J* 53:802-804, 1978.
- 76 Schlicke LH, White AA III, Panjabi MM: A quantitative study of vertebral displacement in angulation in the normal cervical spine under axial load. *Clin Orthop* 140:47-49, 1979
- 77 Schneider JR, Bright RW: Anterior cervical fusion using preserved bone allografts. *Transplant Proc* 8(Suppl 1):73-76, 1976.
- 78 Scher AT: Radiographic indicators of traumatic cervical spine instability. *S Afr Med J* 62:562-565, 1982.
- 79 Schulte K, Clark CR, Goel VK: Kinematics of the cervical spine following discectomy and stabilization. *Spine* 14:1116-1121, 1989.
- 80 Shirado O, Zdeblick TA, McAfee PC, Warden KE: Biomechanical evaluation of methods of posterior stabilization of the spine and posterior lumbar interbody arthrodesis for lumbosacral isthmic spondylolisthesis: a calf-spine model. *J Bone Joint Surg.* 73A:518-526, 1991.
- 81 Shono Y, McAfee PC, Cunningham BW: The pathomechanics of compression injuries in the cervical spine: nondestructive and destructive investigative methods. *Spine* 18:2009-2019, 1993.
- 82 Smith SA, Lindsey RW, Doherty BJ, Alexander JW, Dickson JH: Cervical spine



locking plate: in vitro biomechanical testing. *Eur Spine J* 1:222-225, 1993.

- 83 Sutterlin CE, McAfee PC, Warden KE, Rey MR, Farey ID: A biomechanical evaluation of cervical spinal stabilization methods in a bovine model. Static and cyclical loading. *Spine* 13:795-802, 1988.
- 84 Tator CH, Duncan EG, Edmonds VE: Changes in epidemiology of acute spinal cord injury from 1947 to 1981. *Surg. Neurol.* 40:207-215, 1993.
- 85 Torg J, Truex R, Marshall J, Hudgson VR, Quedenfeld TC, Spealman AD, Nichols CE: Spinal injury at the level of the third and fourth cervical vertebra from football. *J. Bone Joint Surg.* 59A:1015, 1977.
- 86 Ulrich C, Woersdoerfer O, Claes L, Magerl F: Comparative study of stability of anterior and posterior cervical spine fixation procedures. *Arch Orthop Trauma Surg* 106:226-231, 1987.
- 87 Ulrich C, Woersdoerfer O, Kalff R, Claes L, Wilke HJ: Biomechanics of fixation systems to the cervical spine. *Spine Suppl* 16:4-9, 1991.
- 88 Vazquez-Seoane P, Yoo J, Zou D, Fay LA, Fredrickson BE, Handal JC, Yuan HA, Edwards WT: Interference screw fixation of cervical grafts. A combined in vitro biomechanical and in vivo animal study. *Spine* 18:946-954, 1993.
- 89 Virgin W: Experimental investigations into physical properties of intervertebral disc. *J. Bone Joint Surg.* 33B:607, 1951.
- 90 Weidner A, Chioe ST, Schumacher HW: Indications and complications of cervical spine stabilization. *Advances in Neurosurgery, Vol:18*, Bushe KA, Brock M, Klingner M (eds), pp19-23, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1990.
- 91 Wesley WP, Sherk HH: Normal adult anatomy. In *The Cervical Spine. The Cervical Spine Research Society Editorial Committee (eds)*. J.B. Lippincott Company Philadelphia. pp:11-18, 1989.
- 92 White AA, Johnson RM, Panjabi MM, Southwick WO: Biomechanical analysis of clinical stability in the cervical spine. *Clin. Orthop.*, 109:85-96, 1975. (2;127)(263)(CN,2;44)
- 93 White AA, Panjabi MM, Posner I: *Spinal stability: Evaluation and treatment*, AAOS Instructional Course Lectures, Vol.30. C.V. Mosby, St. Louis, 1982.
- 94 White AA, Panjabi MM: *Clinical biomechanics of the spine*. Philadelphia, J.B.

Lippincott, 1978.

- 95 White AA, Panjabi MM: The role of stabilization in the treatment of cervical spine injuries. *Spine* 9:512-522, 1984.
- 96 White AA, Southwick WO, DePonte RJ, Gainor JW, Hardy R: Relief of pain by anterior cervical spine fusion for spondylosis. A report of 65 patients. *J. Bone Joint Surg.*,55A:525, 1973.
- 97 Whitehill R, Moran DJ, Fechner RE, Ruch WW, Drucker S, Hooper WE, McCoig JA: Cervical ligamentous instability in a canine in vivo model. *Spine* 12:959-963, 1987.
- 98 Whitesides TE: Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine. *Clin.Orthop.Related Res.* 128:78-92, 1977.
- 99 Wiles P: Movements of the lumbar vertebrae during flexion and extension.*Proc.R.Soc.Med.*,28:647, 1935.
- 100 Yashon D: Spinal Injuries. Appleton Century Crafts. In Connecticut, pp:1-13, 1986.
- 101 Yoganandan N, Sances Jr A, Pintar F: Injury biomechanics of the human cervical column. *Spine* 15:1031-1039, 1990.
- 102 Young PH: Microsurgery of the cervical spine. W.Caspar, HL. Harkey (ed): *Anterior cervical fusion*, Raven Press in New York, pp:109-142, 1991.