

40023

T.C.
İstanbul Üniversitesi
Cerrahpaşa Tıp Fakültesi
Nöroşirürji Anabilim Dalı

Jeneysel Servikal Diskoligamentöz Yaralanma Modelinde Posterior Fiksasyonun Stabilite Değerlendirmesi

(Uzmanlık Tezi)

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

Dr. Fatma Özlen
İstanbul, 1995

F. Özlen

Bu teze konu olan deneysel çalışma, Y. Doç. Dr. Murat Hancı tarafından önerilmiş; Prof. Dr. Cengiz Kудay ve Prof. Dr. Ali Çetin Sarıoğlu'nun onayları sonrasında, ve denetimleriyle İ.Ü. Cerrahpaşa Tıp Fakóltesi Nöroşirürji Anabilim Dalı Deneysel Araştırma Laboratuvarı ve İ.T.Ü. Makina Fakóltesi Mukavemet Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir.

Saygı ve teşekkürlerimle ...

Dr. Fatma Özlen

İÇERİK

Giriş.....	1
Tarihçe.....	2
Genel Bilgiler.....	3-12
Kinematik.....	3
Orta ve Alt Servikal Vertebranın Kinematığı.....	4
Biyomekanik	5
Spinal İnstabilite.....	8
Patolojik Biyomekanik.....	9
Materyal ve Metod.....	13-19
1- Modelin Hazırlanması.....	13
2- Ölçüm Aygıtı.....	13
3- Modellere Kuvvet Uygulanması.....	15
Bulgular.....	19-24
Kontrol Grubu & Lezyon Grubu.....	20
Lezyon Grubu & Posterior Fiksasyon Grubu.....	20
Kontrol Grubu & Posterior Fiksasyon Grubu.....	21
Bulguların Değerlendirilmesi.....	22
Tartışma.....	24-27
Sonuç.....	28
Kaynakça.....	29-35

Giriş

Yaşama ve yaşam kalitesine yönelik tahrip potansiyeli servikal yaralanmalardan daha fazla olan çok az hastalık ya da travma vardır. Antik çağlardan beri yaralanmış bir boyun tanısı daima kötü bir prognozla birlikte anılmıştır. Servikal yaralanmalar; düşmeler, endüstriyel kazalar, motorlu taşıt kazaları, penetran travmalar ve sportif aktivitelerin yol açtığı en ciddi yaralanmalar arasındadır. Ağır yaralı otomobil kazası kurbanlarının özellikle emniyet kemeri takmamış olanlarında gözlenen en sık boyun yaralanmaları servikal fraktürlerdir. Bu yaralanmaların oluşturduğu tablo, basit boyun ağrısından kuadripleji ve ölüme dek uzanan geniş bir yelpazede yer alır (22).

Servikal bölge, omurganın en sık yaralanan bölümüdür. Servikal yaralanmaların en yüksek oranı; popülasyonun özellikle 15 - 35 yaş aralığındaki genç grubunu kapsar (22).

Servikal spinal yaralanma tanısında kemik ve ligamentöz instabilitenin aranması; oluşmuş ya da oluşma olasılığı gösteren nörolojik hasarın değerlendirilmesi ile birlikte olmalıdır. Bu yaralanmaların tedavisinde erken tanı; acil ve etkin bir immobilizasyon önem gösterirken, tedavinin hedefi komplikasyonların önlenmesinde odaklanmaktadır. Çünkü, primer medüller hasardan geri dönüş yoktur ve arta kalan fonksiyonu koruyarak, eklenecek yeni hasarları da engellemek doğrultusunda son hedef anatomik rekonstrüksiyondur.

Günümüzde, stabilitesi bozulmuş servikal omurganın onarılması amacıyla, anterior ve/veya posterior fiksasyon şeklinde çeşitli internal stabilizasyon yöntemleri kullanılmaktadır. Bu tedavi yöntemlerinin en doğru ve en etkin biçimde kullanılabilmesi için biyomekanik testlerden geçirilmeleri gereklidir (1). Bu deneysel çalışmada, servikal diskoligamentöz yaralanmalarda posterior fiksasyonun etkinliğinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Tarihçe

Diğer pekçok disiplin gibi kökleri antik çağlara dayanan servikal vertebra cerrahisi, orta çağda yavaş ilerlemeler kaydederken XIX. yüzyılda önem kazanmaya başlanmış , XX. yüzyılın ilk yarısında gelişmeler hızlanarak ikinci yarısında gerçek etkinliğini kazanabilmiştir (26).

Konunun ilk bilgilerine Firavun Djoser'in aynı zamanda hekim de olan veziri Imhotep tarafından yazılan Edwin Smith papirüsünde rastlanır. Papirüste bir kısmı servikal bölgeye ait olmak üzere toplam 48 kemik lezyonu tanımlanmıştır. 4630 yıl önce yazılmış bu dökümandaki gözlemlerin doğruluğu şaşırtıcıdır; medulla spinalis yaralanmalarının üst ,orta ve alt bölümlerdeki yerleşimlerine göre farklı tanımları yapılmıştır (11,26).

M.Ö.460'da Kos Adası'nda doğan Hipokrat'la bilimsel tıp başlayana değin eski Yunan dönemine ait bilgiler yalnızca mitolojinin gizlerindedir. Hipokrat, vertebral yaralanmaların paraliyeze yol açtığını gözlemiş ancak nedenini aydınlatamamıştır; bulduğu traksiyon yöntemi XIX.yüzyıla kadar çeşitli şekillerde kullanılmıştır (26).

M.S. II. yüzyılda gladyatörlerin amfi-tiyatrosunda doktorluk yapan Galen ise anatomik ve nörofizyolojik çalışmalar yapmış; servikal medulla interlaminar bölgede kesildiğinde ortaya çıkan parali ve duyu kaybını gözlemiştir. M.S. 625-690 yıllarında yaşayan Yunanlı hekim Paul ise medulla spinalise kemik basısında laminektomi yapmıştır (26).

1549'da Ambrose Pare medulla spinalis kompresyonuna yol açan kemik basısını cerrahi olarak çıkardıktan sonra dislokasyonu traksiyon ile düzeltmiştir.1646'da ise Fabricius Hildanus açık dekompresyon ve redüksiyon yapmıştır.1745'de James ve 1768'de Heister medullaya bası yapan fragmanların kaldırılmasını amaçlayan dekompresif girişimler yapmıştır (26).

XIX. yüzyıl büyük ilerlemeler çağıdır; 1846-William Morton genel anesteziyi bulur, 1864 -Louis Pasteur infeksiyonlara sebep olan mikroorganizmaları keşfeder, ardından Lister antiseptik cerrahiyi geliştirir ve belki en büyük gelişme 1896 ocağında Conrad Röentgen tarafından bulunan X ışınlarıdır. Ve bütün bu gelişmelerle bunları takip edenler tüm tıbbi yenilerken servikal travma cerrahisine de yansması fazla zaman almamıştır (26).

Servikal vertebra posterior yaklaşımlara uygundur ve 1891'de Teksas'lı Hadra bir C7 fraktürü olgusu için C6 ve C7 nin spinoz prosesinin telle fiksasyonunu yayınladı; spinal stabilitenin sağlanması ve progresif kifozun önlenmesini amaçlayan girişimlerin ilki olarak bilinir.

1937'de Gallie, servikal vertebranın fraktür ve dislokasyonlarının tedavisinde iskelet traksiyonunu yayınladı; 1933'de Crutchfield kendi traksiyon yöntemini oluşturdu, 1958'de bir ortodontist olan Nickel tarafından etkin bir tespit için halo geliştirildi, 1973'de Gardner ve Wells daha etkili traksiyon yöntemi geliştirdi (26).

C2'nin altındaki posterior füzyon için William A.Rogers modern esasları ve teknikleri yerleştirdi (1942); traksiyon altında operasyon, gereken açık redüksiyonun yapılması ve spinoz prosesleri dolanarak veya deliklerden geçirek telleme. Medullanın korunmasını, tam redüksiyonu ve hastayı erken dönemde yalnızca bir destekle hareketlendirebilecek yeterlikte fiksasyonu vurguladı. Posterior fiksasyon için bugün kullanılmakta olan aletler; plaklar, pedikül vidaları veya kombinasyonları Rogers metod ve prensiplerine bağlıdır. 1960'da Robinson ve Soutwick laminektomi yapılmış omurgada stabilizasyon için posterior faset füzyonu yayınladı. 1970'de Roy-Camille ve Saillant artiküler proseslere vidalarla fikse edilen plakların kullanımı ile posterior füzyon tekniğini yayınladı. Boston'lı White 1974 yılında aksinin altında yapılan servikal ligamanların stabilizan etkisine dair deneysel çalışmalarında stabilite ve cerrahi için kriterleri bildirdi, daha sonra bu çalışma klinik olarak da Stauffer ve Kelly tarafından doğrulandı; "hasar posteriorda ise füzyon posterior olmalıdır" sonucuna ulaşıldı. 1977'de Callahan segmenter enstrümantasyonla solid füzyonu bildirdi. 1984'de yayınlanan interlaminar klemp gibi, spinoz proses fiksasyonu için aynı yıl bildirilen Daab plate gibi, 1987'de tanımlanan hook-plate gibi diğer teknikler halen gündemdedir ve internal fiksasyonda yeni teknikler gelişmektedir.

Genel Bilgiler

Kinematik

Kinematik, uygulanan kuvvetleri gözönüne almaksızın 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 (64) tarafından tarif edilen sağ eli ortogonal koordinat sistemi spinal kinematiğın tanımlanması için basit ve etkilidir (Şekil 1).

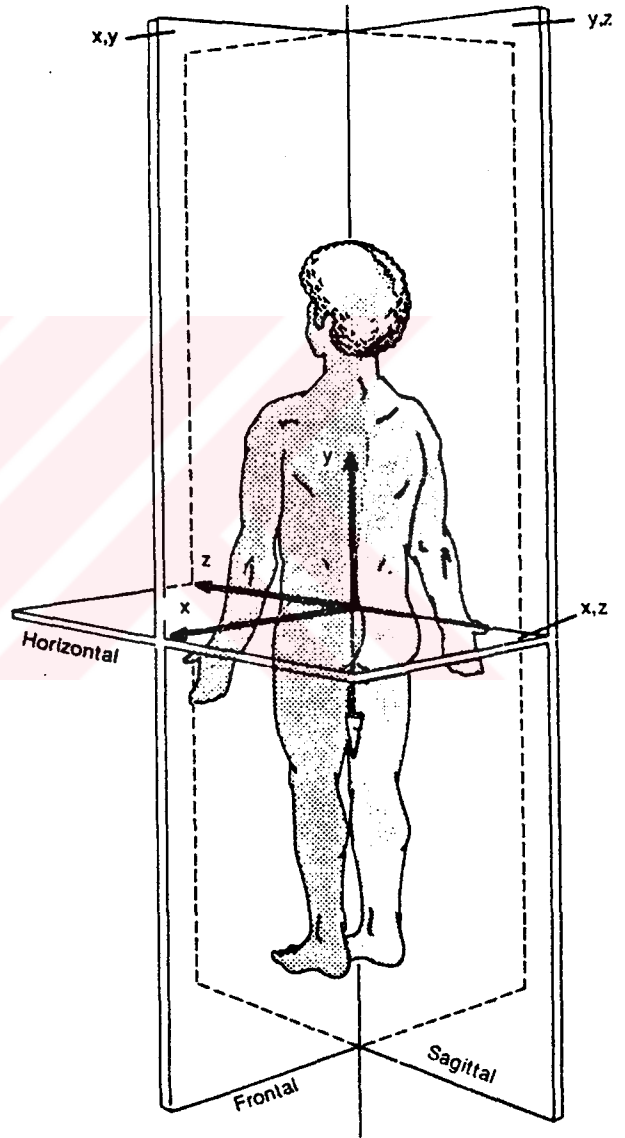
Hareket segmenti (fonksiyonel spinal ünit - FSU) : İki komşu vertebra ve onları birbirlerine bağlayan yumuşak dokuları içerir.

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

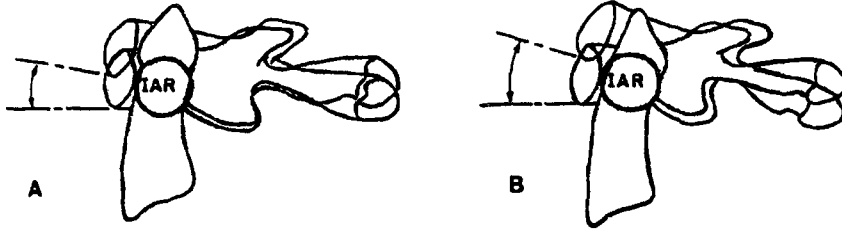
Translasyon : Göreceli olarak sabitlenen bir noktaya aynı yönde vücudun tüm bölümlerinin hareketlenmesi ile oluşur ve düz bir çizgi boyunca uzaklık olarak ölçülür.

Rotasyonun anlık eksenini (Instantenious axis of rotation - IAR) : Hareket planında rijit korpusta fleksiyon ve ekstansiyonda hareket etmeyen noktadır. Bu noktadan geçen ve hareketin planına dik olan bu çizgi IAR'dır(Şekil 2).

Bağlantılı hareket. Bir ekseninde hareket olurken bir diğer ekseninde de kendiliğinden başka bir hareket oluşur, bu duruma bağlantılı hareket denir. Yeni bilgiler ışığında servikal vertebra kinematikleri, kinetikleri ve klinik benzerlikleri sebebiyle servikal vertebra ortada servikal (C2-C5) ve alt servikal (C5-T1) olmak üzere ikiye ayrılmıştır (45,51,85). Atlas ve C2 atlanto - oksipital bölge ile alt servikal bölge arasında geçiş yeri olmaları nedeniyle çok ayrı kinematik özelliklere sahiptir.



Şekil -1 Orthogonal Pozisyon



Şekil -2 IAR

Orta ve Alt Servikal Vertebranın Kinematığı :

Bu konu hakkındaki birçok bilgi Lysell'in (51) üç boyutlu hareketin ölçümleri amacı ile taze otopsi örneklerinde radyolojik tetkiklerle yaptığı çalışmalarından elde edilmiştir. Bu bölgenin kinematığı beş ana grup içerisinde incelenir:

1- Hareket genişliği (ROM): Orta ve alt servikal vertebranın hareket genişliği tablo 1'de gösterilmiştir. Hareketin çoğu (fleksiyon ve ekstansiyon) sentral bölgede oluşur. C5-6 aralığı genellikle en geniş hareket sınırlarının olduğu bölgedir. Bu sebeple ileri yaşlarda ortaya çıkan servikal spondiloz bu bölgede daha çok görülmektedir. Lateral bükülme ve eksenel yüklenme daha alt segmentlerde ve daha az hareket sınırları içerisinde yapılır. Disk dejenerasyonunun hareket sınırlarında bir değişiklik yaratmaması (51) bazı araştırmacılar tarafından disk dejenerasyonu ve travma sebebiyle bazı değişikliklere uğramış segmentte bir miktar harekette azalma olduğu ancak bu azalmanın komşu servikal segmentler tarafından telafi edildiği şeklinde açıklanmıştır (27,45).

SEVİYE	± X AKS ROTASYONU		Z AKS ROTASYONU		Y AKS ROTASYONU	
	R.O.M.	AÇI	R.O.M.	AÇI	R.O.M.	AÇI
C2-4	5-16	10	11-20	10	0-10	3
C3-4	7-26	15	9-15	11	3-10	7
C4-5	13-29	20	0-16	11	1-12	7
C5-6	13-29	20	0-16	8	2-12	7
C6-7	6-26	17	0-17	7	2-10	6
C7-T1	4-7	9	0-17	4	0-7	2

Tablo -1 : Servikal kolunna vertebraliste hareket açıklıkları.

Son senelerde servikal vertebranın kinematığı hakkında ilave bilgiler veren (55,63) iki çalışmada taze insan kadavrası FSU'ü kullanılmış ve tek başına kuvvetlere verilen yanıt (63) ile hem kuvvetler hem de momentlere verilen yanıt (55) üç boyutlu hareketler olarak ölçülmüştür. Her iki çalışmada da vertebra 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 (94). 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 Paterni: Vertebranın hareket paterni, vertebranın geometrik anatomisine ve fiziksel özelliklerine bağlıdır. Tam ekstansiyonda ve tam fleksiyonda pozisyon tüm vertebra boyunca 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 (51). Tam ekstansiyondan tam fleksiyona hareket eden vertebra tarafından oluşturulan eğrinin en dik noktasının yaptığı açı üst açıdır, C2'de düz iken C7'de dikleşmektedir.

3-Bağlantılı Hareket: Alt servikal vertebrada bağlantılı hareket paterni çok önemlidir. Sola doğru lateral bükülmede spinoz prosesler sağa doğru giderler. Bağlantılı hareket fenomeni lateral bükülme ve aksel rotasyonda çeşitli oranlarda rol oynar. Vertebranın çeşitli seviyelerinde lateral bükülme ile bağlantılı aksel rotasyonun miktarı üzerine çeşitli çalışmalar yapılmıştır (51). C2'de her üç derecelik lateral bükülme için iki derecelik aksel rotasyon olmaktadır ve oran 0,67'dir. C7 vertebra için ise her 7,5 derecelik lateral bükülme için 1 derecelik aksel rotasyon oluşmaktadır ve oranı ise 0,13'dür. C2-7 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 Anlık Ekseni(IAR): IAR noktası, C6'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 (51).

5-Anatomik Elementlerin Fonksiyonları: 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 (25,47,50,101). Fleksiyon ve ekstansiyonda intervertebral diskin yüksekliği fazla, ön -arka çapı küçükse hareket fazla olur. Lateral bükülme değerlendirildiğinde ise yine diskin lateral çapı küçükse ve diskin yüksekliği fazla ise hareket fazladır. Bunlara ilaveten diskin sertliği fazlaysa hareket azdır. Servikal vertebrada fazla hareketin olduğu durumlarda disk çapları koroner ve sagittal planda küçüktür. Intervertebral disklere ilaveten spinal ligamanların özellikle de ligamentum flavumun sertliği servikal vertebra kinematiklerinde önemli rol oynar (7). Unkinat prosesler posterior translasyonu engelleyip lateral bükülmeyi de sınırlarlar(14,28).

Biyomekanik:

Klinik olarak instabilite fizyolojik yükler altında vertebranın mevcut konumunu kaybetmesidir (96). Servikal vertebra biyomekaniklerinin incelenebilmesi için stabiliteye 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 disk: Nukleus pulposus, anulus fibrosus ve end-plate olmak üzere üç bölümden oluşan bu yapı çeşitli derecelerde kuvvetlere ve momentlere maruz kalır (70). Dinamik yüklenmelere yol açan 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 (54). İntervertebral disk viskoelastik yapıdadır ve fiziksel özelliklerinin ortaya konması için çeşitli araştırmacılar tarafından yapılan mekanik testlerde özellikle kompresyon yüklerinden etkilenmektedir. Kompresif yükler bir vertebra end-plate'inden 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 pulposusda bir herniasyon saptamamışlardır (89).

Servikal vertebra traksiyon altında iken bile diskler adalelerin kontraksiyonu ile kompresif 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 (38,69,89), kompresyon yüklemelerine eklenen fleksiyon ve lateral bükülme durumlarında disk prolapsusunun oluştuğunu göstermiştir (24). Fleksiyonda öne, ekstansiyonda arkaya, lateral 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 dejenere olmamış disklerde daha fazla olduğunu göstermişlerdir(24).

2- Spinal ligamentler : 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 altı ligamenti mevcuttur:

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

Posterior longitudinal ligament(PLL): PLL'de rotasyonel güçler tarafından yetersizliğe sokulurken ALL'den daha güçsüz bulunmuştur(71).

Kapsüler ligament : Komşu artiküler proseslerin hemen üst sınırına yapışırlar. Lifler kısa olup genellikle faset ekleminin planına dik olarak seyrederek. Fleksiyonda servikal stabiliteyi sağlamada önemli rol oynarlar (65,94).

Ligamentum flavum: Üst laminanın antero-inferiorundan alt laminanın postero-süperioruna yapışır. Vertebrada nötral pozisyonda ligamentum flavum aracılığı ile bir gerginlik oluşur. Ligamentlerde dinlenme halindeki gerginliği diskin aynı durumda kompresyonu sağlar. Bu durum vertebraya ilave bir stabilizasyon kazandırır (56).

Interspinoz ligamentler: Her bir spinoz prosesin kökünden diğer vertebranın spinoz prosesinin apeksine kadar uzanır.

Supraspinoz ligamentler: Ligamentum nuchae'den orjinini alıp spinoz prosesler boyunca devam ederek ince uzun bir hat şeklinde sakrumda sonlanır. Vertebra bir bütün olarak fleksiyona geldiğinde gerek interspinoz gerekse de 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 (Şekil 3).

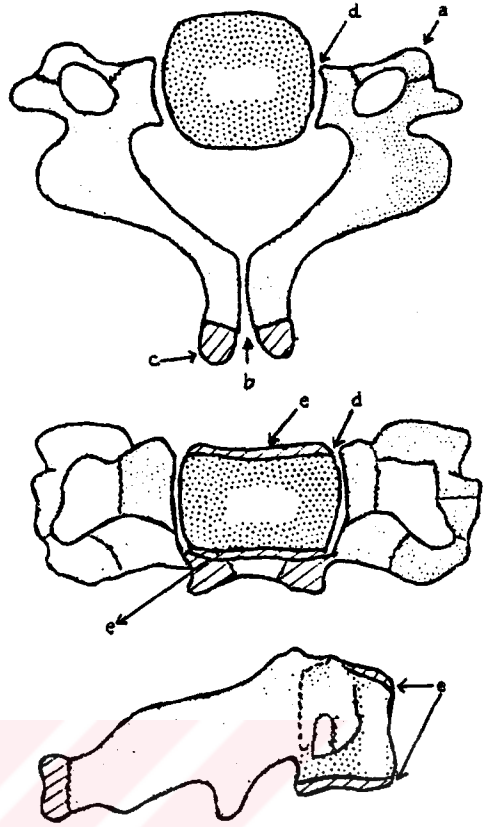
Vertebra korpusu: Dış yüzünü saran kortikal kabuk ve kemik nüve olmak üzere iki tabakadan oluşmuştur. Fizyolojik durumlarda kompresyon yükleri fasetler tarafından taşınırken aynı zamanda vertebra korpusu tarafından da taşınırlar. Bu yükler üstteki vertebranın end-plate'inden alt vertebranın

end-plate'ine 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(23). Total kompresif yükler sebebiyle oluşan yetersizlikte kortikal kabuk çok az olarak (%10) rol oynamaktadır (72). Kemik nüve dikey trabeküller ve yatay trabeküllerden oluşur. Özellikle travmatik yaralanma gibi yüksek derecede dinamik durumlarda, kemik iliğinin varlığı trabeküler kemiğin çok absorbe edici özelliğini artırıcı etki yapmaktadır. Bu enerji absorpsiyonu yükün artmasına paralel olarak intertrabeküler alanların kapanması aracılığı ile oluşmaktadır. Kemik iliği ise bu aralarda hidrolik yastıklar gibi görev yapmaktadır(39). Genel olarak yaş ile vertebranın kompresyon güçlerine karşı koyması azalmaktadır. Bell ve ark.'nın yaptığı çalışmada vertebranın karşı koyma gücü ile kemik doku içeriği 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). Kapsüller ligamentler ile beraber fasetler vertebraları torsiyonel güçlerden de önemli oranlarda (%45) korumaktadır. Fasetler vücudun postürüne göre büyük miktarda kompresif yükleri taşıırken bir diğer görevi de vertebrayı etkileyen anterior makaslama kuvvetlerinin 1/3'ünü engellemesidir(19).

Nöral ark: Nöral ark üzerine yüklemeler yapılarak gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda yetersizliklerin çoğunun pedikül düzeyinde olduğu, 1/3 olguda ise yetersizliğin pars interartikulariste ortaya çıktığı saptanmıştır(48). Laminektomi sonrasında nöral ark üzerinde büyük miktarlarda gerilmelerin geliştiği gösterilmiştir(6,37).

4- Paravertebral adaleler : Adaleler, vertebra kolonunun hareketlerini direkt olarak kontrol ederler ve pozisyonlarına bağlı olarak iki gruba ayrılmışlardır(30). Post-vertebral gruptaki adaleler m.interspinalis, m.intertransversi, m.rotatorius, m.semispinalis cervicis, m.semispinalis capitis olup, prevertebral grup ise servikal bölgede pek aktif değildir. Adalelerin vertebranın dinamik stabilitesine az da olsa bir katkısı vardır; izometrik güçler doğurarak ve spinal sistemin katılığını artırarak dinamik stabiliteyi sağlarlar (9,17). Lateral bükülmeye, vertebranın her iki tarafındaki adaleler güçlerin dengeli olarak dağılmasını sağlar.



Şekil -3 C3-C7 de servikal vertebra gelişimsel diyagramı :

A: Transvers proses B: Spinöz proses

C: Bifid vertebra D: Nörosentral sinkondroz

E: Epifiz ringleri

5- Medulla spinalis : Medulla, küçük yükler karşısında fleksibldir. Yetersizliğe girmeden önce belirgin bir direnç gösterir, uzamanın olmadığı durumlarda akordiyon gibi bükülerek ilave bir fleksibilite sağlar. Ekstansiyonda medulla spinalisin boyu kısalırken fleksiyonda ise uzar(12). Ayrıca dentat ligamentler de medullaya ilave bir koruma ve stabilite sağlarlar(16).

6- Sinir kökleri : Kompresyona efferent motorlardan daha çok afferent lifler duyarlıdır ve sinir köklerinin vertebranın stabilizasyonunda çok az bir rolü mevcuttur.

Spinal İnstabilite

Klinik ve biyomekanik tablosu son dönemlerde ortaya konan spinal instabilite halen kesin sınırlarla tanımlanabilmiş bir terim olmamakla birlikte (62,66,94,95,97) klinik instabilite fizyolojik yüklemeler altında vertebranın sinir kökleri veya medulla spinaliste iritasyon veya hasar oluşmasının engellenmesi ve vertebralar arasındaki ilişkiyi sürdürme yeteneğinin kaybı ile buna bağlı olarak yapısal değişikliklerin ortaya çıkması sonucu ağrı veya deformite gelişmesi halidir (96). Vertebra deformiteleri ve onların nörolojik ve iskelet-kas fonksiyon bozukluğu yaratma potansiyelleri ilk çağlardan bu yana bilinir, spinal instabilitenin komponentleri modern görüntülemenin getirdiği avantajlarla gelişmiştir. 1949 yılında Nicoll 166 olguluk fraktür ve fraktür-dislokasyonlu torasik ve lomber vertebra serisini stabil ve instabil olmak üzere iki gruba ayırmıştır(57). Stabil yaralanmalar medulla spinalis hasarı veya deformitenin artma tehlikesi olmayan olgular olarak kabul edilmiş, instabil grupta ise progresif deformite ve medulla hasarı mevcut olan olgular toplanmıştır. Holdsworth (40), Nicoll'un klasifikasyonunu iyice inceledikten sonra bunu tüm vertebraya uygulanabilecek hale getirmiştir. Holdsworth (41), Whitesides (98), Bradford(10) ve diğer bazı araştırmacılar vertebra stabilitesini iki kolon yapısı üzerinden değerlendirmişlerdir. CT'den ve biyomekanik çalışmalardan elde edilen bilgiler eşliğinde bu iki kolon teorisi Dennis (21)tarafından üç kolon teorisi olarak genişletilmiştir.

Posterior kolon Holdsworth tarafından tarif edildiği gibi kabul görmüş olup posterior ligament grubu (supraspinöz, interspinöz ligamentler, faset eklemleri, ligamentum flavum) ve posterior kemik halkadan oluşur. Dennis tarafından ortaya atılan ve haraplandığında vertebranın subluksasyonuna sebep olan orta kolon ise posterior longitudinal ligament, anulus fibrosusun arka bölümü ve vertebra korpusunun arka bölümünden oluşurken (21); ön kolon, anterior longitudinal ligament, anulus fibrosusun ön bölümü ile ve vertebra korpusunun ön bölümünden meydana gelir. Stabilite probleminin çok faktörlü bir olay olması sebebiyle tüm ilgili faktörlerin göz önünde tutulması gereklidir. Bu düşünce yapısı ile hareket edildiğinde White ve Panjabi (96) tarafından alt servikal, torakal ve lomber vertebralar için klinik olarak kullanılabilir bir puanlama cetveli geliştirilmiştir (Tablo 2), (2,100). Bu bulgular sonucu elde edilen puan total olarak 5 veya daha fazla olursa vertebra klinik olarak instabilidir.

INSTABİLİTE DEĞERLENDİRME PUAN CETVELİ	
ELEMAN	PUAN
Anterior eleman hasarı ya da işlev kaybı	2
Posterior eleman hasarı ya da işlev kaybı	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 olağanüstü azalma	1
Tehlikeli yüklenmenin varlığının düşünülmesi	1

Tablo -2

Patolojik Biyomekanik

Orta ve alt servikal vertebra yaralanmalarının mekanizmaları Allen ve ark.'nın tarif ettiği sınıflamaya göre değerlendirilmektedir (4).

1- Kompresif Fleksiyon : Bu gruptaki yaralanmalarda ana yaralanma vektörü (MIV), sagittal planda (z,y) aşağıya ve arkaya oblik olarak yönelmiştir (Şekil 4). Fleksiyondaki vertebrada stres öndeki elemanlar üzerinde dağılır. Travmanın şiddetine bağlı olarak 5 derecede değerlendirilirler. Birinci 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 plağı içeren vertebra korpus fraktürlerinde aynı tarafta geçiş eksenli veya aksel ayrılma zorlanması paterni oluşur. Bu, kompresyondan gerilme-makaslama kuvvetleri altında yetersizlik durumuna geçişi gösterir (3,22,73).

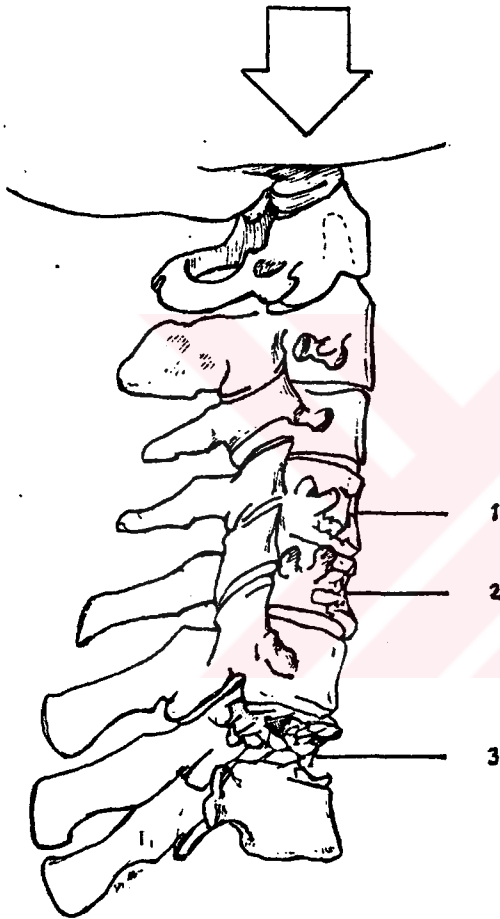
2- Vertikal Kompresyon : Bu travma şeklinde ana yaralanma vektörü negatif yönde (kaudal) y eksenli boyuncadır (Şekil 5). Yaralanmanın şiddetine göre üç gruba ayrılarak incelenirler. En ciddi yaralanma şekli olarak kabul edilen 3. derece yaralanmada tüm vertebra korpusunda kompresyonda yetersizlik oluşmuştur. Bu yaralanmada fleksiyon ve ekstansiyon tarzında minor yaralanma vektörü mevcut olabilir ve geçiş eksenli öne veya arkaya doğru kayar. Bu durum vertebra arkus fraktürünün varlığı veya yokluğunu açıklar (5,22).



Şekil -4 : Kompresif fleksiyon yaralanmasına aşağı ve öne yönelen kuvvet vektörü sebep olur. 1.derece, vertebra korpusunun ön kenarındaki zedelenmeden ibarettir. 2' de vertebra korpusunda anterior yükseklik kaybı eklenir. 3' de anterior yüzden subkondral yüzeye oblik uzanan fraktür hattı oluşurken deplasman henüz yoktur. 4' de vertebra korpusunun infero-posterior kenarı nöral kanal içine doğru 3 mm den daha az kaymıştır. Korpus parçasının kanal içine daha çok kayması; fasetlerin ayrılması ve spinöz prosesler arası mesafenin artması ile birlikte ve 5. derecede görülür (22).

3- Distraktif (zıt gerimli) Fleksiyon : Bu gruptaki karakteristik lezyon posterior ligament grubunun gerilim-makaslamada yetersizliğe girmesidir. Ana yaralanma vektörü posterior yönde y eksenli boyunca çevrilmiştir(Şekil 6). Geçiş eksenli vertebra korpusunda ise önde minor vertebra korpus kompresyonuna sebep olan (-y) kompresif karakterde minor yaralanma vektörü mevcuttur.

Bu tip yaralanmanın da şiddetine bağlı çeşitli subgrupları vardır. Birinci derece yaralanmada spinöz proseslerin birbirlerinden ayrılması , vertebra korpusunun kifotik açılanması , korpusun anterior yer değiştirmesi ve fleksiyonda oluşan faset dislokasyonu sebebiyle posterior ligament hasarı görülür ve oluşan tablo hiperfleksiyon yüklenmesi olarak adlandırılır(34,60,74,75,77).

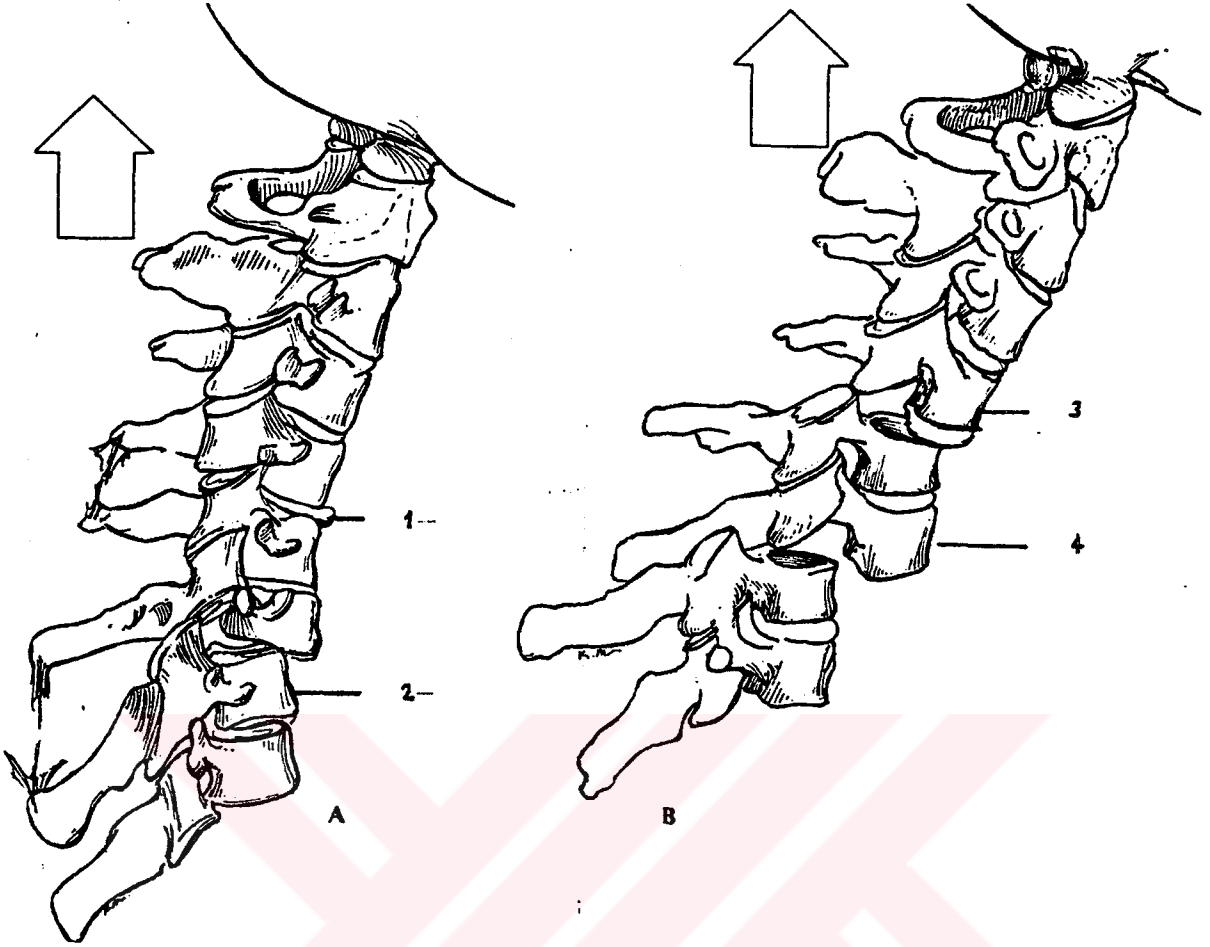


Bu durum korpusun alt bölümünde küçük kompresyon fraktürü ile beraberdir. İkinci derece yaralanma ise unilateral faset dislokasyonudur. Dislokasyonun oluşmasında rotasyon gereklidir. Merkez dışı distraksiyon (zıt gerim) tarafından oluşturulan lateral bükülme normal bağlantılı hareketi büyütür ve yaralanma oluşur. Üçüncü derece yaralanma ise %50 vertebra korpusunda yer değiştirme ile birlikte olan bilateral faset dislokasyonudur. Daha fazla yüklemeler ile oluşan dördüncü derece yaralanma ise total anterior ve posterior yaralanma ile oluşur bu sebeplede ileri derecede instabildir.

4- Kompresif Ekstansiyon : Bu grup yaralanmada ana yaralanma vektörü vertebra ekstansiyonda iken aksenal kompresyondur (-y) (Şekil 7). Posterior elementler kompresyonda gerilirler. Travmanın şiddetine göre beş gruba ayrılırlar. 1.ve 2. derece yaralanmalarda unilateral ve bilateral vertebral ark kırığı mevcuttur. 5.derece yaralanmada ise belirgin yer değiştirme ile spondilolistezis görülür.

Şekil -5 : Vertikal kompresyon yaralanmaları, vertebra korpusunun alt ya da üst end-plate'inin merkezinden geçen bir fraktürle başlar:

1.derece. 2 ; her iki end-plate de fraktürü içerir fakat kayma minimaldir. Korpusun tümüyle parçalanması, çevresine ve nöral kanala doğru taşması ise 3. derecedir.

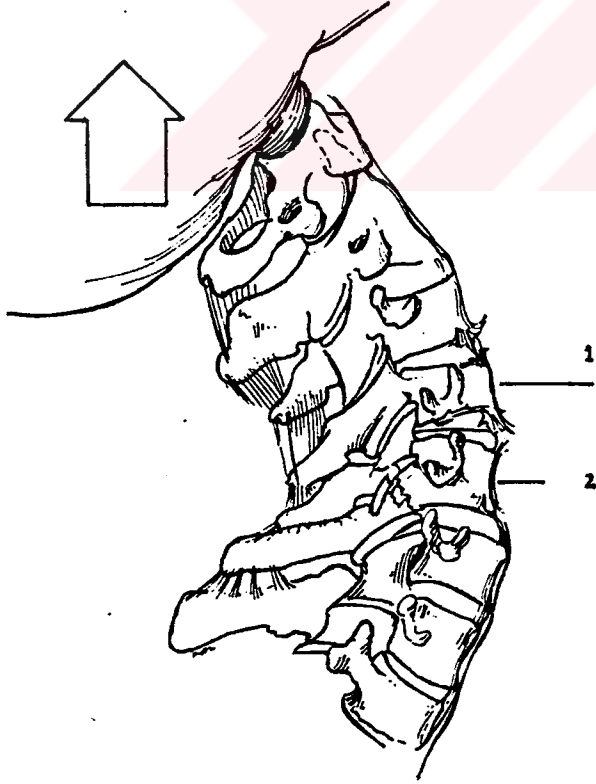
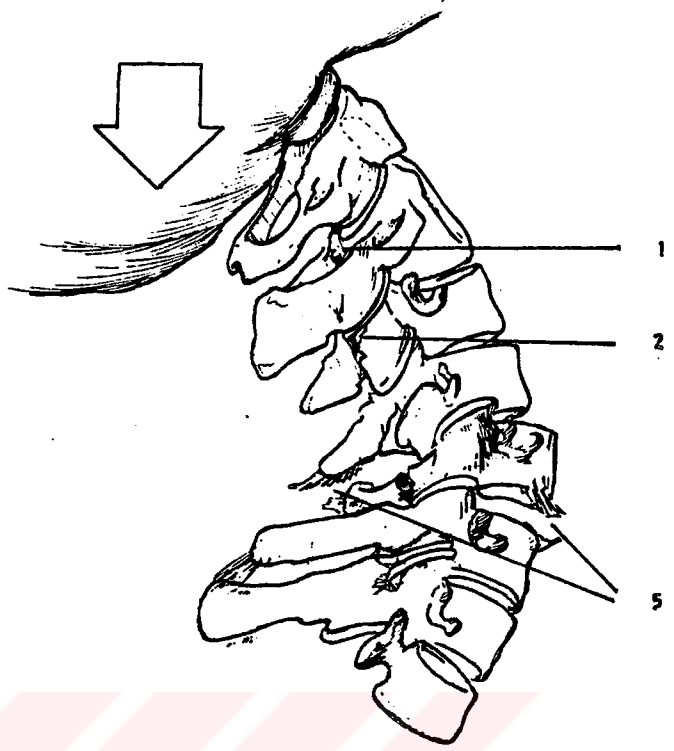


Şekil -6 : Distraktif fleksiyon tipi yaralanmalar ligament hasarlarına yol açar. 1; posterior ligamentlerin yalnızca yumuşak doku hasarıdır. 2; unilateral faset dislokasyonudur. 3 ve 4 ise artan translasyonla birlikte bilateral faset dislokasyonlarıdır (22).

5- Distraktif (zıt gerimli) Ekstansiyon : Vertebra ekstansiyonda iken ana yaralanma vektörü +y eksenine boyuncadır (Şekil 8). Bu yaralanmanın minor yaralanma vektörü yoktur ve geçiş eksenine posteriodadır. Yaralanmanın birinci derecesinde yetersizlik sadece vertebranın ön kolonunda iken ikinci derecede yetersizlik posterior ligament yapılarını da içine alıp üst vertebra korpusu spinal kanala doğru yer değiştirir.

6- Lateral Fleksiyon : Bu grup yaralanmada da ana yaralanma vektörü kompresyonda (-y) eksenine paraleldir. Lateral bükülmenin olduğu yönde yetersizliğe sebep olan kompresif gerilim vardır. Geçiş eksenine vertebranın içinde ise karşı tarafta yaralanmaya sebep olan distraksiyon (zıt gerim) minör yaralanma vektörü vardır.

Şekil -7 : Kompresif ekstansiyon: 1. derece unilateral vertebral ark fraktüründen ibarettir. 2' de bilateral lamina fraktürü vardır. 5 ise bilateral vertebral ark fraktürü ile vertebra korpusunun öne doğru tam kaymasını ifade eder (22).



Şekil -8 : Distraktif ekstansiyon tipi yaralanmada, göğüs kafesi doğrultusunda uzanan kuvvet vektörü anterior elemanlarda gerilmeye neden olur. 1. derecede ya anterior ligamentlerde yetmezlik veya korpusun transvers fraktürü söz konusudur. 2; posterior ligament grubunun yetmezliğidir(22).

Materyal ve Metod

1- Modelin Hazırlanması

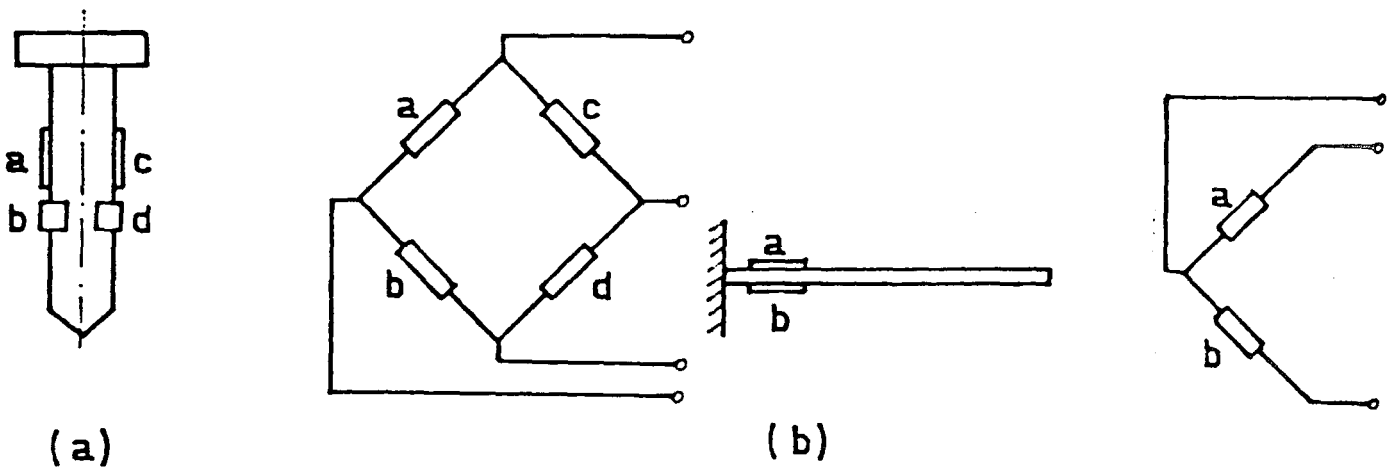
Bu çalışmada sakrifiye edilmiş 15 adet 100 kg. ağırlığında 6 aylık danalardan elde edilen boyunların (C1- C7) üzerinde az miktarda adale bırakılacak şekilde soyulduktan sonra her bir boyun plastik bir torbaya konularak ağzı kapatıldı ve -20C derecelik derin dondurucuda çalışma yapılncaya kadar saklandı.

Çalışılacak boyunlar derin dondurucudan çıkarılarak çözülmeye bırakıldılar, bu sırada ligamentlere ve disklere zarar vermeyecek şekilde bistüri yardımı ile adaleler sıyrıldı. Daha sonra boyunlar üstte C3 vertebraşının 2/3 alt bölümünden, altta da C6 vertebraşı 1/3 üst kısmından düz bir şekilde testere ile kesildiler. 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 amacıyla 2'şer adet vida ile C3 vertebra korpusu ile C4 vertebra korpusu ve C6 vertebra korpusu ile de C5 vertebra korpusu birbirleri ile vidalanarak sadece C4-5 arasında hareketli bir spinal ünit sağlandı. Tüm deneklerde uygulanacak kuvvet gerecinin spongioz dokuya girmesini engellemek amacıyla 3x3 cm'lik 3 mm kalınlığında fiberglas parça C3 vertebraşının üstüne vidalar aracılığı ile tutturuldu ve kuvvet çubuğu bu parçanın üzerine açılan 2 mm'lik bir oyuğa oturtuldu.

2- Ölçüm Aygıtı

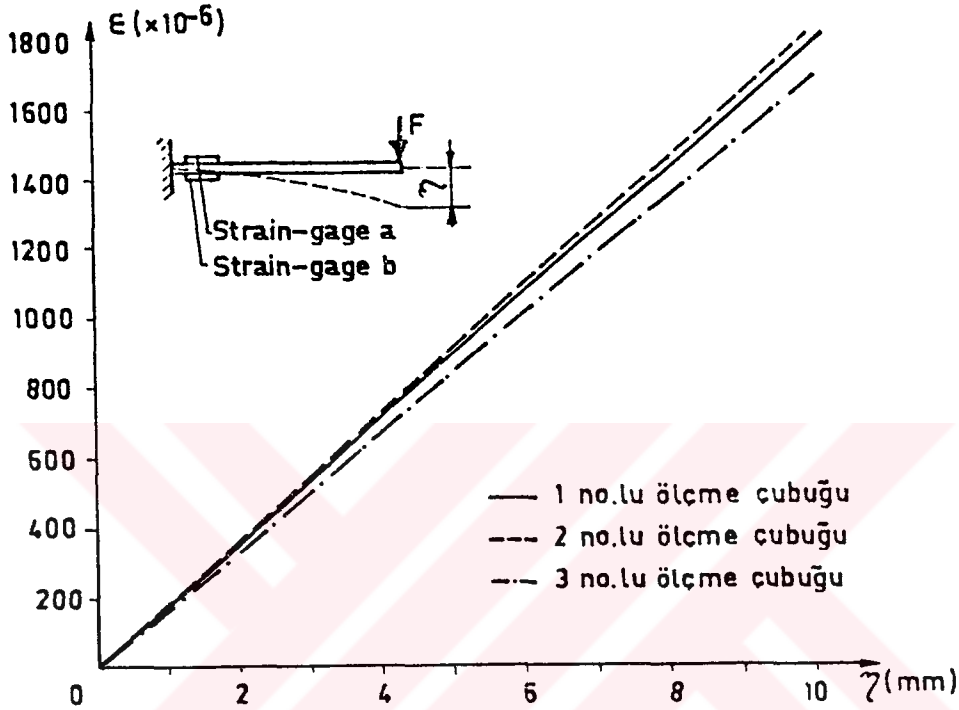
Servikal vertebraların çeşitli zorlamalar (basma ve eğilme) altındaki davranışını incelemek üzere kullanılan deney düzenini iki bölüm halinde incelemek uygun olacaktır.

A. Uygulanan kuvveti ve ortaya çıkan yer değiştirmeleri saptayacak elektriksel ölçme devreleri: Servikal omurgalara uygulanan kuvveti ve bu sırada 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.



Şekil-9 : A:Kuvvet ölçme kalemi devresi B: Yer değiştirme ölçme kirişi

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. Düzeninde, kuvvet ölçme kalemine ve yer değişimi ölçme kirişlerine uygun şekillerde strain-gage'ler yapıştırılmış ve bunlarla Wheatstone köprü devreleri oluşturulmuştur (Şekil 9). Wheatstone köprü devrelerinden elde edilen değerler istenilen büyüklüğe uygun olarak kalibre edilmiştir. Deneyde kullanılan 3 adet yer değiştirme ölçme kirişine ait kalibrasyon eğrileri şekil 10' da

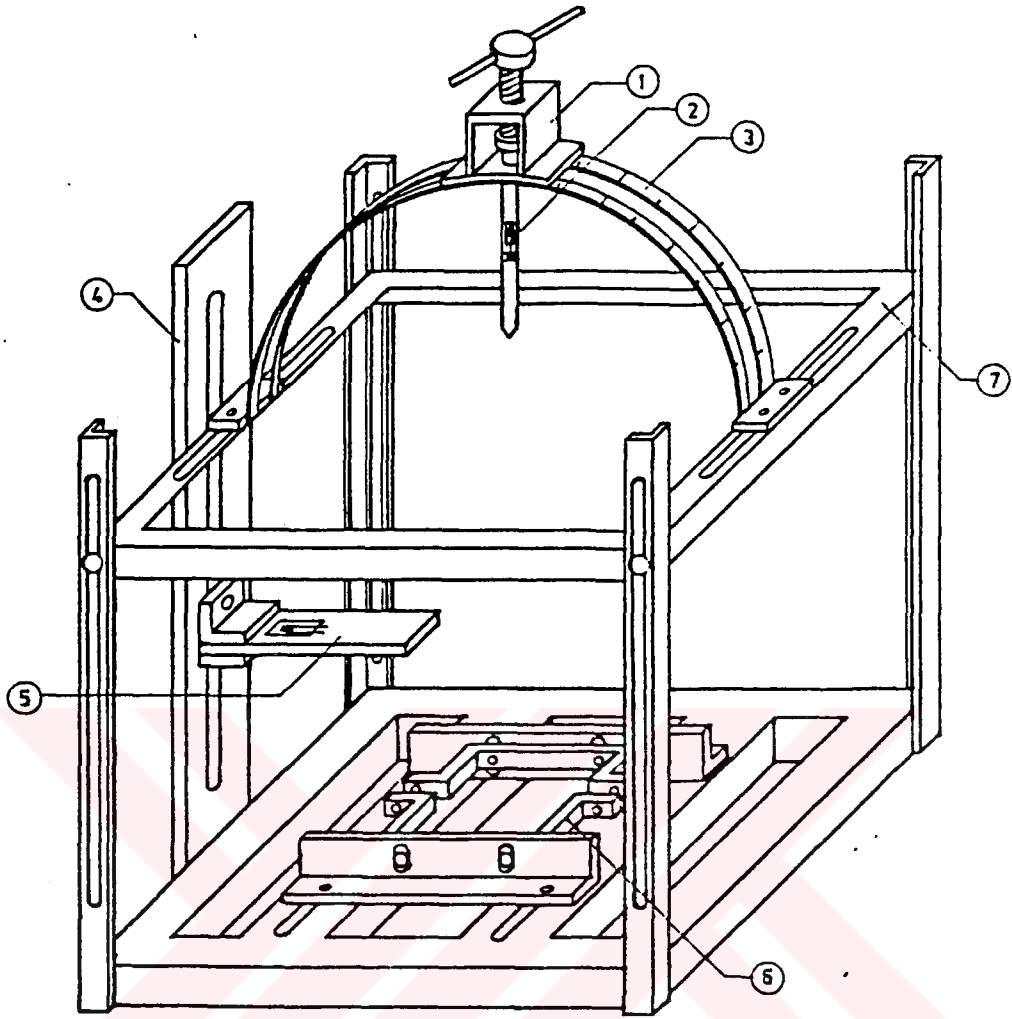


Şekil -10: Yer değiştirme ölçme kirişine ait kalibrasyon eğrileri

verilmiştir. Kurulan bir Wheatstone köprüsünde ölçme yapabilmek için uygun bir amplifikatöre gerek duyulur. Bu çalışma statik karakterde olduğundan, ölçmeler HBM -MK statik köprüsüyle yapıldı. Bu köprü 4 kanallı bir ölçme köprüsü olduğundan aynı anda 4 ayrı noktada ölçüm yapma imkanı sağlamaktadır.

B-Kolumna vertebralisin uygun bağlantısını sağlayabilecek, istenilen noktalarda ölçümlere adapte olabilecek ölçme çerçevesi : Deneyde kullanılan ölçme çerçevesi şekil 11'de görülmektedir. Çalışmada kullanılan boyun modellerinin değişken boyutlarda olması nedeniyle çerçeve bu değişimlere uyabilecek şekilde tasarlanmıştır. Kuvvet uygulama mekanizması açı ölçer yay üzerinde hareket edebilir durumdadır. Böylece boyna istenilen açılarda kuvvet uygulanabilmektedir. Ayrıca model uzunluğuna bağlı olarak kuvvet uygulama mekanizmasını ve açı ölçer 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.



- 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

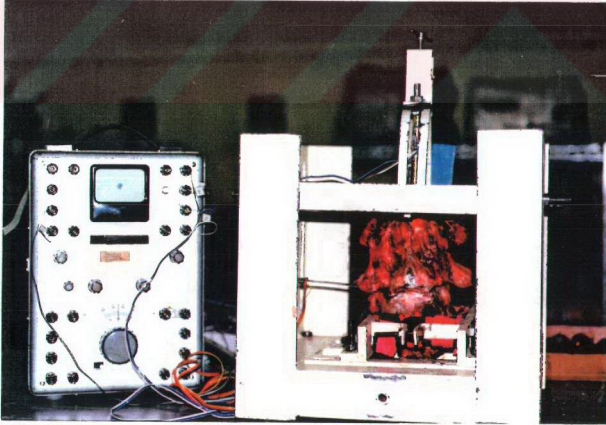
Şekil -11 : Ölçme çerçevesi

3- Modellere Kuvvet Uygulaması

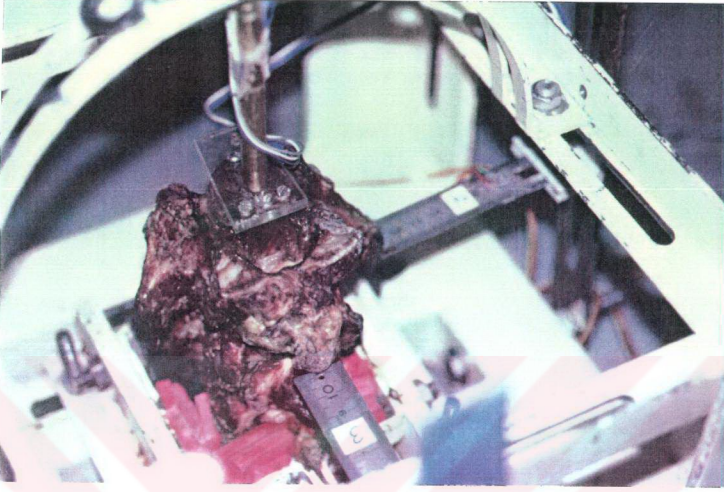
Kontrol grubunu oluşturan boyunlar hazırlandıktan sonra ölçüm çerçevesindeki mesnet kelepçesi içerisine oturtuldu. Çerçeve içerisine oturtulan boyun kenarları sert lastikler ile desteklendikten sonra mesnet kelepçesi kenarındaki vidalarla sıkıştırıldı. Bu uygulama sonrasında boyun hareketsiz olduğu saptandıktan sonra C4 vertebra transvers prosesi ile spinoz prosesi altına yer değiştirme ölçme kirişleri yerleştirildi. Bu kirişlerin kemik dokular ile iyice temas ettiği belirlendikten sonra boyunun üst yüzeyinin

düzlüğü su terazisi yardımı ile kontrol edildi. Yer değiştirme ölçüm kirişleri HBM-MK statik köprüsüne bağlanarak gerekli kalibrasyonları yapıldı ve referans değerleri kaydedildi(Resim 1). 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 yüklemeye uygulamaları için toplam 300 Newton'luk kuvvet vertebra'nın ağırlık merkezine saniyede 50 Newton artacak şekilde uygulandı. Toplam 300 Newton olduktan sonra yük boşaltıldı, 20 saniye beklendikten sonra yer değiştirme ölçüm kirişleri üzerinden yer değiştirmeler Epsilon olarak elde edildi. Bu uygulama her bir denek için beş kez tekrarlandı ve en son elde edilen yer değiştirme değerlendirmeye alındı. Lateral bükülme yüklemelerinde ise yine 300 Newton'luk kuvvet aksiyel yüklemeye olduğu gibi saniyede 50 Newton artacak şekilde vertebra ağırlık merkezinin 2 cm sağ lateralinden dik olarak uygulandı. Bu işlem toplam beş kez uygulandıktan sonra son yer değiştirme ölçümleri Epsilon olarak ölçüm kirişleri üzerinden alınarak kaydedildi. Ekstansiyon yüklemeye deneyinde kuvvet uygulama kalem vertebra'nın ağırlık merkezinin 2 cm arkasına yerleştirilerek kuvvet uygulandı. Bu işlem beş kez tekrarlandıktan sonra son yüklemeye elde edilen posteriordaki ölçme kirişinde 1cm'lik yer değiştirmeye neden olan kuvvet Epsilon olarak saptandı.

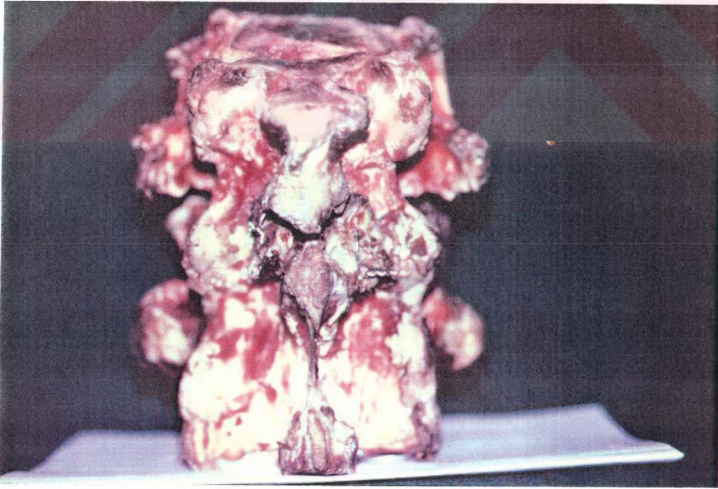
Fleksiyon uygulamasında ise posteriordaki ölçüm kirişi C4 spinöz prosesi üzerine alındıktan sonra kuvvet uygulama kalem vertebra'nın ağırlık merkezinin 2 cm önüne yerleştirilerek toplam beş kez yüklemeye yapıldı, son yapılan yüklemeye sonrası posteriordaki ölçme kirişinde 1cm'lik yer değiştirmeye sebep olan kuvvet Epsilon olarak saptandı(Resim 2). Her kuvvet uygulaması sonrasında yapılan boşaltmalardan sonra C4-5 fonksiyonel spinal ünitenin elastik defarmasyon sınırları içinde kaldığı gözlemlendi. Bu deneyler sonrasında elde edilen Epsilon değerleri kalibrasyon katsayıları ile çarpılarak yer değiştirmeler milimetre, kuvvet ise Newton cinsine çevrilmiştir.



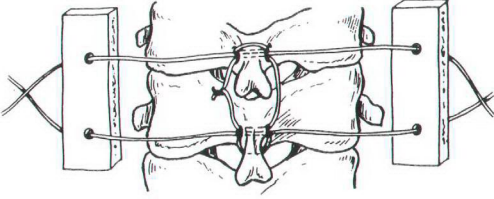
Resim -1 : Ölçme çerçevesine yerleştirilerek tüm bağlantıları yapılan dana servikal vertebra



Resim -2 : Fleksiyon yüklemesinde denek görüntümü



Resim -3 : Üçlü tellerle (Triple-Wire) yöntemi ile posterior fiksasyonu yapılarak deneye hazırlanmış servikal vertebra örneği.



Şekil -12 : Üçlü tel (Triple-wire) posterior fiksasyon tekniği.



Resim -4: Posterior fiksasyon uygulanan bir denegin AP direkt grafisi

Lezyon grubundaki deneklerde adaleler sıyıldıktan sonra supraspinoz ligament, interspinoz 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.

Posterior fiksasyon uygulanan gruptaki deneklerde yukarıda değinildiği gibi lezyon oluşturulduktan sonra Bohlman'ın üçlü tel (triple-wire) tekniği ile 1,2 mm'lik paslanmaz çelik tel kullanılarak C4 ve C5 spinoz prosesleri posterior fiksasyonu sağlandı (Resim 3, Şekil 12). Bu uygulama sonrasında tüm deneklerin servikal grafleri çekilerek tel füzyon kontrol edildi (Resim 4). Deneklerin ölçüm çerçevesine oturtulmaları ve ölçümlerin yapılması kontrol grubunda olduğu şekilde gerçekleştirildi. Her bir denek için maksimum olarak 6 saati geçmeyen bütün bu uygulamalar sırasında boyunlar % 0,9 NaCl ile ıslatıldı.

Bulgular

Deney sonuçları kontrol, lezyon ve tedavi gruplarına ayrılarak incelendi (Tablo 3,4,5). Her grupta beş 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

TEDAVİ GRUBU ÖLÇÜMLERİ

AKSİYEL	LATERAL(TR)	LATERAL(SP)	FLEKSİYON	EKSTANSİYON
mm	mm	mm	Newton	Newton
0.98	2.82	0.17	2462	1034
0.39	14.78	2.94	1522	374
3.79	11.72	0.15	1020	429
0.89	10.84	1.175	2530	411
1.51	8.7	0.995	1883.5	562

Tablo -5

Kontrol Grubu & Lezyon Grubu

Kontrol grubu ile lezyon grubu karşılaştırıldığında; aksiyel yüklenmede yer değiştirme kontrol grubunda 2,01 mm, instabil grupta 2,56 mm olarak saptandı. Ortaya çıkan farklılık için bulunan $F=1,916$ ve $p<0,204$ değeri istatistiksel olarak anlamsız bulundu. Lezyon grubunun lateral bükülme ölçümlerinde öngörülen 300 Newton'luk yüklemeye uygulanamadı. 100 Newton'luk yüklemeden sonra sistem ölçüm sınırlarının dışına taşacak şekilde kayma gösterdiği için elde edilen sonuçlar değerlendirmeye alınmadı. Fleksiyon ve ekstansiyonda yapılan ölçümlerde 1 cm 'lik yer değişikliğinin oluşabilmesi için uygulanması gereken güç saptandı. Fleksiyonda, kontrol grubunda 607,67 N; lezyon grubunda ise 70 N 'luk güç gerekli olduğu belirlendi. Farklılık karşılaştırıldığında $F=52,488$, $p<0,0001$ olarak bulundu. İleri derecede anlamlı istatistiksel 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 yine ileri derecede anlamlı bulunmuştur ($p<0,0001$)(Tablo 6).

KONTROL GRUBU - LEZYON GRUBU KARŞILAŞTIRMASI

	KONTROL	LEZYON	F	p
AKSİYEL	2.01	2.56	1.916	0.204
LATERAL(T)	-	-	-	-
LATERAL(S)	-	-	-	-
FLEKSİYON	607.67	70	52.488	0.0001
EKSTANSİYON	470.3	51.5	32.533	0.0001

Tablo -6

Lezyon Grubu & Posterior Fiksasyon Grubu

Lezyon grubu ile posterior fiksasyon grubu karşılaştırıldığında aksiyel yüklenme, ölçümlerde lezyon grubunda 2,56 mm , posterior fiksasyon grubunda 1,51 mm olarak saptandı. Ortaya çıkan farklılık için $F=3,083$ olup $p>0,05$ verileri istatistiksel olarak anlamsız bulundu.

Lezyon grubunun lateral bükülme ölçümlerinde öngörülen 300 Newtonluk yüklemeye uygulanamadı. 100 Newton' luk yüklemeden sonra sistem ölçüm sınırlarının dışına taşacak şekilde yer değişikliğine uğradığı için elde edilen sonuçlar değerlendirilmeye alınmadı. Fleksiyonda lezyon grubunda 70 Newton' luk güç gerekli iken posterior fiksasyon grubunda bu değer 1883,5 Newton olarak saptandı. Farklılık karşılaştırıldığında $F=40,247$; $p<0.0001$ olarak bulundu. İstatistiksel olarak ileri derecede anlamlı bir fark göstermektedir. Ekstansiyonda yapılan ölçümlerde ise bu değerler lezyon grubu için 51,50 N iken posterior fiksasyon grubunda ise 562 N olup istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p:0,003$)(Tablo 7).

LEZYON GRUBU - TEDAVİ GRUBU KARŞILAŞTIRMASI

	LEZYON	TEDAVİ	F	p
AKSİYEL	2.56	1.51	3.083	0.117
LATERAL(T)	-	-	-	-
LATERAL(S)	-	-	-	-
FLEKSİYON	70	1883.5	40.247	0.0001
EKSTANSİYON	51.5	562	17.244	0.003

Tablo -7

Kontrol Grubu & Posterior Fiksasyon Grubu

Kontrol grubu ile posterior fiksasyon grubu karşılaştırıldığında aksiyel yüklenme, ölçümlerde kontrol grubunda 2,01 mm, posterior fiksasyon uygulanan grupta 1,51 mm olarak saptandı. Ortaya çıkan farklılık için $F=0,473$ olup $p>0,05$ olarak saptandı, istatistiksel olarak anlamsız bulundu.

Lateral bükülme uygulaması sonrası transvers proseten alınan ölçüm değerlerinde kontrol grubunda 5,71 mm elde edilirken posterior fiksasyon uygulanan grupta bu değer 9,77 mm olarak elde edildi. Aynı uygulama sırasında posteriordan elde edilen değerler ise sırası ile 2,44 mm ve 1,09 mm'dir. Ortaya çıkan farklılık transvers proseten alınan değerler için $F=1,756$; posteriordan alınan değerler için $F=2,486$ olarak bulunmuş, her ikisi de istatistiksel olarak anlamsız kabul edilmiştir ($p=0,222, p=0,154$). Fleksiyonda kontrol grubunda 607,67 N güç gerekli iken posterior fiksasyon uygulanan grupta ise 1883,5 N' luk güç gerekli olduğu saptandı. Farklılık karşılaştırıldığında $F=18,777$; $p<0,003$ olarak bulundu.

Ekstansiyonda yapılan ölçümlerde ise bu değerler kontrol grubu için 470,3 N iken posterior fiksasyon uygulanan grupta ise 562 N olup aradaki fark istatistiksel olarak anlamsız olarak bulunmuştur ($p; 0,536$)(Tablo 8).

KONTROL GRUBU - TEDAVİ GRUBU KARŞILAŞTIRMASI

	KONTROL	TEDAVİ	F	p
AKSİYEL	2.01	1.51	0.473	0.511
LATERAL(T)	5.71	9.77	1.756	0.222
LATERAL(S)	2.44	1.09	2.486	0.154
FLEKSİYON	607.67	1883.5	18.777	0.003
EKSTANSİYON	470.30	562	0.418	0.536

Tablo -8

Bulguların Değerlendirilmesi:

Kontrol ve tedavi (posterior fiksasyon) gruplarını oluşturan denekler, uygulanan yüklenme tiplerine göre gösterdikleri direnç bakımından değerlendirildiğinde; fleksiyon yüklemelerinde 1 cm lik yer değişikliğine yol açan kuvvet kontrol grubunda 607.67 N iken posterior fiksasyon uygulanan grupta 1883.5 N' a çıkmakta; hesaplanan p: 0.003 değeri de aradaki farkın anlamını kanıtlamaktadır. Posterior fiksasyon yoluyla sağlanan internal stabilite, fleksiyon yüklemelerinde kontrol grubunu oluşturan intakt deneklere göre kayda değer ölçüde daha güçlüdür. (Grafik 1)

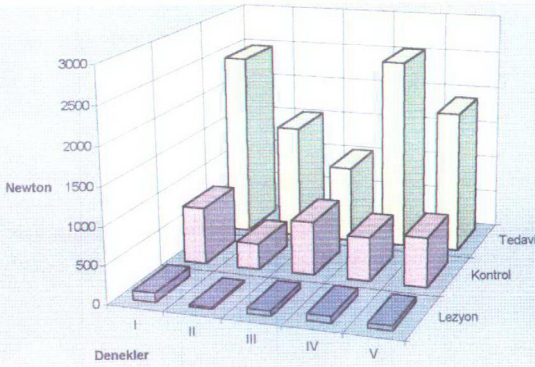
Ekstansiyon yüklemeleri altında 1 cm yer değişikliğine karşılık gelen kuvvet kontrol grubunda 470.3 N ; tedavi grubunda 562 N'dur. İstatistiksel anlamda fark bulunmaması posterior fiksasyonun ekstansiyon yüklenmesi altında intakt deneklere eşdeğer ölçüde direnç sağladığının göstergesidir. (Grafik 2)

Aksiyel yüklenmelerde 300 N'luk kuvvetle açığa çıkan yer değiştirme; kontrol grubunda 2,01 mm, tedavi grubunda 1,51 mm dir. Anlamlı fark olmaması (p: 0,511) posterior fiksasyonun yine intakt stabiliteye eşdeğer bir direnç kazandırdığının ifadesidir. (Grafik 3)

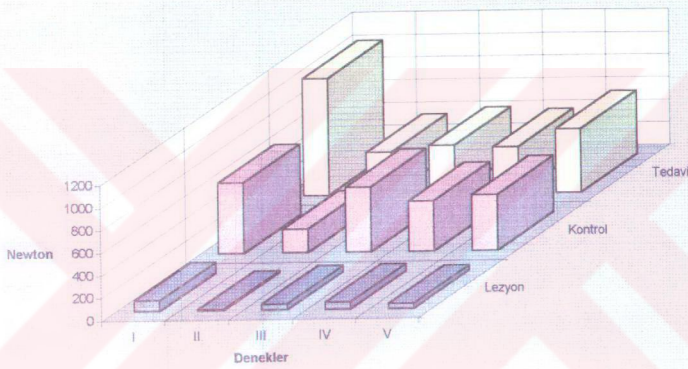
Grafik -1 : Fleksiyon yüklenmeleri altında, grupların davranış karakteristikleri.

Grafik -2 : Ekstansiyon yüklenmeleri altında, grupların davranış karakteristikleri.

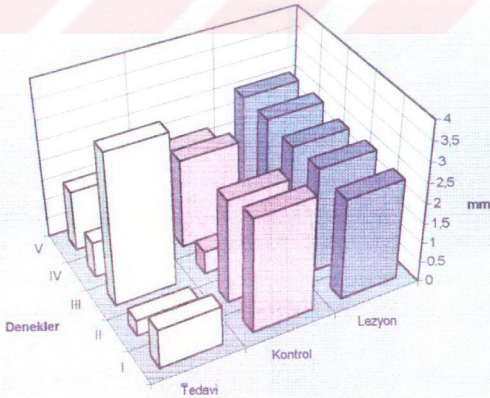
Grafik -3 : Aksiyel yüklenmeler altında, grupların davranış karakteristikleri.



Grafik I



Grafik II



Grafik III

Tartışma

Vertebro medüller yaralanma olguları için günümüzün gelişmiş teknik olanaklarına rağmen yapılabilecekler stabil bir kolumna vertebralis sağlamak ve primer medüller hasardan arta kalan fonksiyonel kapasiteyi rehabilitasyonla optimum düzeye çıkartmakla sınırlıdır.

İnstabilite durumunda servikal vertebraların füzyonu gereklidir. Servikal spinal instabilite tedavi edilmediğinde, kifozla birlikte ilerleyen progresif nörolojik defisit ortaya çıkacaktır. Füzyonun oluşması için gerekli olan vaskülarizasyona mikrotravmaların engel olması durumunda gelişen psödoartroz da bir diğer komplikasyondur (46,91). Bu komplikasyonların engellenmesi amacıyla instabil servikal vertebra yaralanmalarının tedavisinde anterior ve / veya posterior fiksasyon şeklinde internal stabilizasyon yöntemlerinin kullanılması geniş kitlelerce kabul görmüştür. Bu tedavi yöntemlerinde kullanılan enstrümanın hastaya zarar vermemesi ve en etkin şekilde kullanılabilmesi için servikal vertebraların normal fonksiyonlarının bilinmesi (51) kadar bu enstrümanların deneklere uygulanması yoluyla biyomekanik testlerden geçirilmesi gereklidir(1). Biyomekanik testlerde denek olarak taze insan kadavrası (1,13,52,53,63,67,78,81,86), sığır (29), köpek (98), koyun (88) gibi farklı canlılardan elde edilen servikal vertebralar kullanılmıştır. Sığır vertebraları torako-lomber bölgenin biyomekanikliğinin araştırılması amacıyla yoğun bir şekilde kullanılırken (36,98), servikal vertebraların biyomekanikliğinin araştırılması amacıyla ilk olarak 1988 yılında Sutterlin ve ark (83) tarafından kullanılmıştır. İnsan ve sığır vertebraları arasında bazı anatomik farklılıklar mevcuttur (15,35,79,83). Sığırlarda artiküler prosesler daha vertikal olup spinöz 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 (Ort.50 yaş) ancak servikal travmalar daha genç yaş grubunda görülür ve bu yaş grupları arasındaki kemik doku kalitesi farkı belirgindir. Yine yaşlı popülasyondan elde edilen kadavralarda dejenerasyon, osteoporoz ve gizli metabolik hastalıkların olma oranı yüksektir. Özellikle osteoporoz internal fiksasyon için kontrendikasyondur (91). Dejenerasyonu ve osteoporozu olmayan, metabolik hastalığı bulunmayan, genç yaş grubundan çok sayıda kadavra bulmak olanaksız gibidir (52,58,103). Genç sığırlardan elde edilen servikal vertebraların yapısal özellikleri ve spinal osteoligamentöz yapıları biyomekanik testler için uygundur (80). Coe ve ark(13) yaptıkları bir çalışmada invitro biyomekanik testlerde sığır ve insan servikal vertebra modellerinin hem avantajları hem de dezavantajları olduğunu, biyomekanik implant testleri insan kadavra ve sığır denekleri arasında birbirleri ile tutarlı olduğu ve servikal vertebra implantlarının biyomekanik testleri için sığır modelinin kullanılabilir olduğunu saptamışlardır. Tüm bu bulgular ışığında bu çalışmada taze genç sığır vertebraları kullanılmıştır. Bu örnekler daha önceden yapılan çalışmalarda gösterildiği gibi sığır ve vertebra kullanılmıştır. Bu özelliklerinin etkilenmediği plastik torbalara konulup ağızları kapatıldıktan sonra -20 C derece deri dondurucuda kullanılmaya kadar saklanmışlardır(61).

Yaralanma mekanizmalarının araştırılmasında en uygun yöntem distraksiyon (zit gerim) ve fleksiyon ile oluşturulan servikal fraktür-dislokasyonlardır. En yaygın olarak görülen servikal yaralanma tipi Allen ve ark.'na göre (4) 3. derece zit gerim (distraktif) fleksiyon veya bilateral fase dislokasyonudur. Bu yaralanma tipinde her üç kolonda da instabilite mevcuttur. Biz de çalışmamızda interspinöz, supraspinöz ligamentleri, faset eklemlerini, ligamentum flavum, posterior longitudinal ligamenti ve annulus fibrosus kesip anterior longitudinal ligamenti de C4 ve C5 vertebraları önünde sıyrarak instabiliteyi sağladık. Bu tip yaralanmaların tedavisinde anterior, posterior ya da kombine girişimlerin seçimi konusunda tartışmalar mevcuttur. Bazı yazarlara göre sadece posteriordan yapılacak bir fiksasyon tekniği ile gerekli stabilizasyonun sağlanabileceği bildirilirken bazı yazarlar da anteriordan yapılacak plak-vida uygulamasının yeterli olabileceğini bildirmişlerdir.

Diskoligamentöz yaralanma sonrası oluşan instabilitenin tedavisi amacıyla 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(18).

Servikal kolunna vertebralisinin üç kolon yaralanmalarının biyomekanik prensipleri ve tedavisi tartışmalıdır. Birçok 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 C5-6 FSU' inde diskoligamentöz yaralanma oluşturmuşlar ve bunun tedavisinde anterior fiksasyonun yeterli olduğunu ancak posteriordan yapılan fiksasyonun ise anteriordan daha güçlü olduğunu göstermişlerdir. Coe (13), üç kolon instabilitesi olan deneklerde çeşitli anterior ve posterior fiksasyon tekniklerini çalışmış ve bütün gruplar arasında fleksiyonda ve torsiyonda stabilite açısından istatistiksel boyutta bir anlamlı farklılık saptamakla beraber aksiyel yüklemeye ve fleksiyon sırasında posteriordan elde edilen gerilmelerin anterior fiksasyon uygulanan grupta daha fazla olduğunu saptamıştır ve bu bulgular eşliğinde posterior fiksasyon tekniklerinin bu olgularda daha iyi sonuçlar vereceği kanısına varmıştır. Total diskoligamentöz yaralanmalı olgularda anterior fiksasyonun, fleksiyon sırasında hareketin IAR'ının çok uzağında olması sebebiyle etkisiz kalacağı görüşü yaygındır. Smith, yaptığı çalışmada deneklerde anterior fiksasyonun fleksiyonda stabiliteyi sağladığını ancak sağlanan bu stabilitenin kontrol grubundan daha az olduğunu ortaya koymuştur(81). Benzer sonuçlar Caspar ve Goel (33) tarafından da bulunmuştur.

Tüm bu sebeplerle bazı araştırmacılar total diskoligamentöz yaralanmalarda kombine (anterior + posterior fiksasyon) girişimlerinin stabiliteyi sağlayabileceği fikrini ortaya atmışlardır. Coe ve ark.'nın (13,87) yaptıkları biyomekanik bir çalışmada diskoligamentöz yaralanmaların tedavisinde stabiliteyi sağlayıcı en etkili yöntemin anterior ve posterior kombine fiksasyon olduğunu ortaya koymuştur. Ancak bu yaklaşım tarzı uygulamasının zor olması sebebiyle pek taraftar bulmamıştır.

White, 1974 yılında aksinin altında yapılan servikal ligamentlerin stabilizan etkisine dair çalışmalarında stabilite ve cerrahi için kriterleri bildirmiş;" Lateralde bir segment 11 dereceden fazla eğilme gösteriyorsa veya diğer aralıklardan 3,5 mm den çok sapma varsa füzyon endikasyonu vardır" demiştir. Bu çalışma klinik olarak da Stauffer ve Kelly tarafından doğrulanmıştır; posterior ligament hasarı olan ve primer tedavisi anterior dekompresyon ve korpus füzyonu ile yapılan 16 hastalık bir seridir. Tüm hastalar postoperatif instabilite ve anguler deformite göstermiş ve üç tanesinde progresif nörolojik defist olmuş ve 11' inde stabilizasyon için iki veya daha fazla operatif girişim gerekmiştir (26). İskelet traksiyonu ile immobilizasyona ve çeşitli ortotiklere rağmen angulasyon sürmüştür. White 'ın deneysel olarak gösterdiği ve Stauffer'in doğruladığı gibi hasar posteriora ise füzyon posterior olmalıdır. Füzyon intakt tarafa yapılırsa vertebra kollapsı ile sonuçlanabilen ligament hasarı intakt tarafta cerrahiye aittir(26).

Weidner, servikal spinal stabilizasyonun endikasyonları ve komplikasyonlarını irdelediği yazısında "orta ve alt servikal vertebrada spinal kanal dekompresyonu dorsal yoldan yapılabilecekse vey; instabilite eğer dorsalde lokalize ise stabilizasyon da dorsalden yapılır" demektedir(91).

Glasser ve ark.(32); travmatik posterior ligamentöz yaralanmalı hastalarda interspinoz telleme ve kemik füzyonun yeterli stabilizasyon sağladığını, interspinoz telleme yönteminin teknik kolaylığı yanında etkin olduğunu ancak fraktürlü spinoz proses veya laminada kullanılmadığını bildirirken riskin az olduğunu vurgulamakta ve bu sebeplerden C3-T1 travmatik instabilitede yalnızca posterior ligament hasarı varsa seçilecek yolun standart interspinoz telleme veya diğer posterior fiksasyon yöntemlerinden biri olması gerektiğini belirtmektedirler.

Jeanneret ve Magerl 'in (43) çalışmasında; posterior fiksasyonun tüm fleksiyon testlerinde anterior plak fiksasyondan daha rijid olduğu ortaya konmuştur. Primer anterior fiksasyonun, vertebra cisminin instabil fraktürleri için tercih edileceği ve gerekli ise ikinci aşamada posterior fiksasyona gidileceği belirtilirken; korpus fraktürü ve disk materyali gibi anterior bası durumlarında da anterior girişim gerekli olduğu bildirilmektedir.

V.Buren R.Lemons 'un 64 olguyu içeren retrospektif çalışmasında (49); subaksiyel ligamentöz yaralanma-subaksiyel vertebra korpusu yaralanması kombinasyonu, anterior ve posterior fiksasyon

birlikte yapılmadığında cerrahi stabilizasyonun sağlanamadığı olgulardır. Yalnızca ligament yaranlanması olan tüm olgularda posterior fiksasyon ve füzyonla başarılı stabilizasyon sağlanmıştır; Korpus yaranlanması olgularında ise korpektomi ve füzyon yeterli bulunmuştur. Belirgin translayonel ve kifotik deformite, pozitif germe testi ligament yaranlanması olarak ele alınır ki normal ligament yapıları bu deformasyonlara karşı koyar (49). Tüm ligament yapıları intakt olduğunda, fizyolojik yükler altında, maksimal hareket segmenti deformitesi translyasyonda 2,7 mm yi, rotasyonda 11 dereceyi aşamaz. Bir servikal hareket segmentinde ligament yapılarının kesisi fizyolojik yüklerde ani ve dramatik ligament yetmezliğine yol açar, yetmezlik öncesi faz görülmez (49).

Subaksiyel ligament yaranlanması bulunan servikal travmaların optimal tedavisi hasarlı ligamentlerin korunması ve telafi edilmesi ile fonksiyonun yeniden sağlanması olmalıdır. Eksternal servikal ortotikler tutulan vertebra arasında bu gerginlik bandını oluşturamamaktadır. Ligament yaranlanmasında hasarlanmış hiper mobil hareket segmenti halo ile yeterli kadar immobilize edilemez ve redüksiyon kaybı ile sonuçlanır. Ligament yaranlanmalı servikal travmanın optimal tedavi yaklaşımı cerrahi stabilizasyonu gerekli kılar. Posterior fiksasyon ve füzyon , subaksiyel ligament yaranlanmalı servikal travma için hasarlı vertebra arasında gerginlik bandını yeniden oluşturarak en iyi stabilizasyonu sağlar.

Anterior servikal plaklama ile kombine edilen anterior füzyon, ligament yaranlanmalı fraktürleri yeterli stabilize edemez; çünkü biyomekanik çalışmalar bu plakların fleksiyonda yetersiz kaldığını göstermektedir (49).

Ligament yaranması ve vertebra korpus yaranması ayrımını yapmak cerrahi stabilizasyon için yol göstericidir; ligament yaranlanması posterior fiksasyon ve füzyon gerektirirken korpus yaranlanması ise vertebrektomi + greft gerektirir. Ligament + korpus yaranlanması kombinasyonunda anterior + posterior fiksasyon yapılmalıdır (49).

Ulrich ve ark.'nın servikal vertebra fiksasyon sistemlerinin biyomekaniği konulu deneysel çalışmasında(87); pür fleksural yüklenmede posterior fiksasyon intakt denekten daha stabil bulunmuştur. Fiksasyonun instabilite yaratılan tarafta olması gerektiğinin göstergesi olarak kabul edilmiştir. Hareket segmentinin total diskoligamentöz kesisinden sonra tüm posterior fiksasyon metodları intakt denekten daha yüksek stabilite sağlamıştır. Total instabilitede posterior sublamina tellemenin stabilitesinin translyon deplasmanından korunmakta yeterli olmadığı; kombine stabilizasyonun cerrahi kompleksliğine karşın bu posterior tel fiksasyonu olgularında, postoperatif eksternal fiksasyon uygulanmasının daha akılcı olduğu bildirilmektedir.

Geisler ve ark.(31), posterior ligament hasarıyla birlikte olan servikal bölgenin fleksiyon yaranlanmalarında tellerin mekanik stabilizeyi kısa sürede sağlayarak hastanın erken dönemde hareketlendirilmesini kolaylaştırdığını; kemik füzyon gelişimini hızlandığını; kemik füzyonun olgunlaşması ile de mekanik stabilitenin oturduğunu savunmaktadırlar.

Literatürden edinilen klinik ve deneysel tüm bu çalışmalar kuşbakışı bir kez daha değerlendirildiğinde; servikal bölgenin total diskoligamentöz yaranlanmalarının hemen daima fleksiyon tipi travmaların sonucu olduğu ve servikal spinal instabilite ile koşturduğu görülmektedir. Servikal spinal instabilitenin tedavisiz bırakıldığında doğuracağı ciddi sonuçların şimdiye değin defalarca kanıtlanmış olması ve konservatif tedavinin yetersizliğine dair bilgiler de yine literatür doğrultusunda tedavinin cerrahi stabilizasyon olması gerektiği sonucuna ulaşmaktadır. Buraya kadar olan bölüm özeti edildiğinde; fleksiyon tipi servikal travma & diskoligamentöz yaranlanma & spinal instabilite & potansiyel riskler & cerrahi tedavi ... ; zincirlemesi, iki soru işareti ile sonlanırken, ilk soruyu cerrahi yaklaşımın şekli, ikinci soruyu da kullanılacak internal stabilizasyon yöntemi belirlemektedir. Sağlam kalmış bölümdeki stabilizeyi de cerrahi ile bozmak yerine; stabilitenin bozulmuş olan taraftan onarılması; doğrulayıcı gözlemler ve çalışmalar sonucunda, artık bir kural olmuştur. Bu bağlamda posterior diskoligamentöz yaranlanma için posterior fiksasyon girişimi kolay bir yanıt olurken, komplet diskoligamentöz yaranlanma için yanıt bu denli kolay olmayacaktır. Çünkü, daha önce ayrıntılarıyla verilmeye çalışılan literatürden görüldüğü gibi farklı savlar ve farklı öneriler vardır; bunlar anterior fiksasyon + ortotik; posterior fiksasyon; anterior + posterior fiksasyon kombinasyonlarında yoğunlaşmaktadır.Kombine cerrahi girişiminin uygulama güçlüğü de gözönüne alınarak, yapılagelmiş tüm çalışmalarda fleksiyon yüklemelerine karşı yeterli direnci sağladığı ve çoğu çalışmada da anterior

stabilizasyona göre daha etkin olduğu belirlenen posterior fiksasyonun kullanılması düşünüldü. Elde etme ve uygulama kolaylığı ile birlikte ekonomik zorlayıcılığı da olmadığı gerekçesi ile seçilen Bohlman'ın üçlü tel (triple-wire) tekniği ikinci soruyu - bu çalışma için - yanıtlamıştır.

Servikal vertebra posterior yaklaşımlara uygundur ve spinal cerrahinin tarihsel gelişimi sürecinde posterior fiksasyonun startını 1891'de Hadra bir C7 fraktürü olgusu için C6-7 spinöz proses tellemesi ile vermiştir. C2'nin altındaki posterior füzyon için William A.Rogers 1942'de modern esasları ve teknikleri yerleştirmiştir. 1960'da Robinson ve Soutwick posterior faset füzyonu yayınladı. 1972' de Roy-Camille posterior servikal plak fiksasyonu, 1977' de Callahan solid füzyonu bildirdi.1984' de Daab-plate ve Halifax interlaminalar klemplendi, 1985' de Bohlman ve ark. triple-wire tekniğini tanımladı. 1987 'de Ulrich ve Magerl hook-plate'i bildirdi (26).

Bohlman'ın üçlü tel (triple-wire) tekniğinde disloke vertebranın spinöz prosesinden geçirilen tel bir alt vertebranın spinöz prosesinden geçirildikten sonra birbiri üstüne kilitlenmekte; heriki spinöz prosesden ayrı ayrı geçirilen diğer iki tel ise iki yanlı yerleştirilen kortikal kemik greftinden de geçirilmek yoluyla kendi üstlerine kilitlenmektedir. Bu çalışmada servikal vertebranın total diskoligamentöz yaralanmasında üçlü tel (triple-wire) tekniği ile yapılacak posterior fiksasyonun gereken stabiliteyi sağlamadaki yeterliliğinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Çalışmada ilk başta yapılan, kontrol grubu deneklerin fleksiyon, ekstansiyon ve aksiyel yüklemeler altında bir birim yer değişikliğine yol açan kuvvet miktarının hesaplanmasıdır. Bu şekilde, intakt deneyin çeşitli yönlerde etkiyen kuvvetlere gösterdiği direnç yine intakt kabul edilen stabilitenin rakamsal verilerini oluşturmuştur.

Lezyon grubu deneklerin aynı kuvvet yüklemeleri altında gösterdiği direncin kontrol grubu ile karşılaştırılması yoluyla da bu grupta oluşturulan lezyonun instabilite yarattığı belirlenmiş; istatistiksel anlam farkı da yaratılan bu instabiliteyi doğrulamıştır.

Tedavi grubunu, daha önce değinildiği şekilde lezyon oluşturularak instabil hale getirilen ve ardından posterior fiksasyon yapılarak yeni bir stabilite kazandırılan denekler oluşturmaktadır. Bu grubunda fleksiyon, ekstansiyon ve aksiyel kuvvet yüklemelerine verdiği yanıt, posterior fiksasyonun kazandırdığı stabilitenin rakamsal göstirisidir. Posterior fiksasyon yoluyla sağlanmaya çalışılan stabilitenin istenen yeterliliğe ulaşmasının ölçüsü ise kontrol grubu değerlerini yakalaması ve bu değerleri aşabilmesidir.

Bu doğrultuda değerlendirildiğinde; fleksiyon yüklemelerinde 1 cm lik yer değiştirmeye yol açan kuvvet kontrol grubunda 607.67 N iken; posterior fiksasyon uygulanan grupta bu değer 1883.5 N' a çıkmaktadır. Aradaki fark istatistiksel anlam taşır (p:0.003). Stabilitesi posterior fiksasyonla sağlanan deneklerin gösterdiği direnç normal servikal deneklerden daha güçlüdür.

Aynı değerler ekstansiyonda kontrol grubu için 470.3 N ve posterior fiksasyon grubu için 562 N' dur; istatistiksel fark mevcut değildir. Bu değerler total diskoligamentöz yaralanma tedavisinde kullanılan posterior fiksasyonun fleksiyonda daha güçlü bir stabilite sağladığını göstermektedir.

300 N'luk aksiyel yüklemelerde kontrol grubunda 2.01 mm yer değiştirme saptanırken; posterior stabilizasyon uygulanan grupta bu değer 1.51 mm'ye düşmüştür. İstatistiksel anlam taşımayan fark (p:0.511), gerekli stabilizasyonun sağlandığını göstermektedir.

300 N'luk lateral fleksiyon yüklemelerinde kontrol grubunda 5.71 mm; posterior fiksasyon uygulanan grupta 9.77 mm olarak bulunmuştur. İstatistiksel anlam taşımayan bu fark (p:0.222), intakt vertebraya yakın bir direnç sağlandığını ifade etmektedir.

Sonuç

Bu çalışmada elde edilen veriler literatürde bildirilenlerle uyumludur. Tüm değerler gözönüne alındığında posterior fiksasyon uygulanan denek grubunun sonuçları, fleksiyonda, kontrol grubu sonuçlarından daha iyidir; dolayısıyla, fleksiyon yüklenmelerine karşı sağlam vertebradan daha yüksek direnç gösteren güçte stabilite elde edilmiştir. Diğer yüklemelerde ise kontrol grubuna eşdeğer kabul edilebilecek yakınlıkta sonuçlar elde edilmiştir.

Günümüz klinik uygulamalarında, bir internal stabilizasyon yolu olarak, değişik yöntemlerle kullanılmakta olan posterior fiksasyonun gerekli stabilizasyonu yeterli derecede sağlayabildiğini belirleyen çalışma, ayrıca kullanılan tekniğin de güvenilirliğini onaylamaktadır. Stabilizasyon güvencesi, operasyon risklerinin azlığı ve gösterdiği avantaj üstünlüğü ile birlikte servikal bölgenin total diskoligamentöz yaralanmalarında posterior fiksasyonu uygun tedavi seçeneği olarak sunmaktadır.

Kaynakça

- 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 - Bergmark A: Mechanical stability of the human lumbar spine. (Doctoral Dissertation). Lund Institute of Technology, Department of Solid Mechanics, Lund, Sweden, 1987
- 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 - 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.
- 14 - Compere EL, Tachdjian MD, Kernakan WT: The Lusk joints- their anatomy, physiology and pathology. *Orthopedics* 1:159, 1958.
- 15 - 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.
- 16 - Crafts RC: Textbook of human anatomy. New York, Ronald Press, 1966.
- 17 - Crisco JJ. The Biomechanical stability of the human lumbar spine: Experimental and theoretical investigations (Doctoral Dissertation). Yale University, New Haven, CT, 1989.

- 18- Cybulski GR, Douglas RA, Meyer PR, Rovin RA: Complications in three-column cervical spine injuries requiring anterior-posterior stabilization. *Spine* 17:253-256, 1992.
- 19- Cyron BW, Hutton WC: Articular tropism and stability of the lumbar spine. *Spine* 5:168, 1980.
- 20- DeVivo M, Fine PR, Moetz M: Prevalence of Spinal Cord Injury. *Arch. Neurol* 37:707-708, 1980.
- 21- Dennis F: The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine* 8:817-831, 1983.
- 22- Errico TJ., Waugh T, Bauer D: Spinal trauma. JB Lippincot Co. In Philadelphia pp:1-9, 1991.
- 23- Evans FG: Stress and strain in bones. Springfield Charles C Thomas, 1957.
- 24- Farfan HF: Mechanical disorders of the low back. Philadelphia Lea Febiger, 1973.
- 25- Fick R: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke Jena, S. Fischer Verlag, 1904, 1911.
- 26- Fielding JW: Cervical spine surgery. *Clinical Orthopaedic and Related Sciences* 200:284-290, 1985.
- 27- 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.* 46 A:1779, 1964.
- 28- Frykholm R: Lower cervical vertebrae and intervertebral discs. *Surgical anatomy and pathology. Acta Chir. Scand.* 101:345, 1951.
- 29- 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.
- 30- Gardner WD, Osburn WA: Structure of the human body. Philadelphia, W.B Saunders, 1973.
- 31- Geisler F.H, Mirvis S.E, Zrebet H, Joslyn J: Titanium wire internal fixation for stabilization of injury of the cervical spine. *Neurosurg.* 25:3, 1989.
- 32- Glasser R.S, Fessler R.G: Posterior cervical spine fixation. *Contemporary Neurosurgery* 15:12, 1993.
- 33- 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.
- 34- Green JD, Harle TS, Harris JH: Anterior subluxation of the cervical spine: Hyperflexion sprain. *AJNR* 2:243-250, 1981.
- 35- Gurr KR, McAfee PC, Shih CM: Biomechanical analysis of anterior and posterior instrumentation systems following corpectomy: a clf spine model. *J Bone Joint Surg* 70 A:1182-1192, 1988.

- 36- Gurr KR, McAfee PC, Shih CM: Biomechanical analysis of posterior instrumentation systems following decompressive laminectomy. An unstable calf spine model. *J. Bone Joint Surg.* 70 A:680-691, 1988.
- 37- Hakim NS, King AI: A three dimensional finite element dynamic response analysis of a vertebra with experimental verification. *J. Biomech.* 12:277, 1979.
- 38- Hardy WG, Lissner HR, Webster JE, Gurdjian ES: Repeated loading tests of the lumbar spine. *Surg. Forum* 9:690, 1958.
- 39- 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.
- 40- Holdsworth F: Fractures, dislocations and fracture-dislocations of the spine. *J. Bone Joint Surg.* 45 B:6-20, 1962.
- 41- Holdsworth F: Fractures, dislocations and fracture-dislocations of the spine. *J. Bone Joint Surg* 52 A:1534-1551, 1970.
- 42- 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.
- 43- Jeanneret B, Magerl F, Ward E.H, Ward J.C h: Posterior stabilization of the cervical spine with hook plates. *Spine* 16:3 Suppl. 1991.
- 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- Lemos V.B.R, Wagner F.C: Stabilization of subaxial cervical spinal injuries. *Surg. Neurol.* 39:511-18, 1993.
- 50- Lucas DB, Bresler B: *Stability of the ligamentous spine.* Biomechanics Laboratory, Univ, Calif, San Francisco and Berkeley, Technical Report. Ser 11 Re. 40, 1961.
- 51- Lysell E: Motion in the cervical spine. *Acta Orthop Scand Suppl* 123: 1-61, 1969.
- 52- Maiman DJ, Sances Jr A, Myklebust JB: Compression injuries of the cervical spine: A biomechanical analysis. *Neurosurgery* 13:254-260, 1983.

- 53- 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.
- 54- 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.
- 55- Moroney SP, Schultz AB, Miller JAA, Andersson GBJ: Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments. *J. Biomech.* 21(9):769, 1988.
- 56- Nachemson A, Evans J: Some mechanical properties of the third lumbar inter-laminar ligament (ligamentum flavum). *J. Biomech.* 1:211, 1968.
- 57- Nicoll EA: Fractures of the dorso-lumbar spine. *J. Bone Joint Surg.* 31 B:376-394, 1949.
- 58- 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, pp197-297, 1981.
- 59- Orozco Delclos R, Llovet Tapias J: Osteosynthesis en las fracturas de raquis cervical. *Rev Orthop Traumatol* 14:285-288, 1970.
- 60- Paley D, Gillespie R: Chronic repetitive unrecognized flexion injury of the cervical spine (high jumpers neck). *Am J Sports Med* 14:92-95, 1986.
- 61- Panjabi MM, Krag M, Summers DJ: Biomechanical time tolerance of fresh cadaveric human spine specimens. *J Orthop Res* 3:292-300, 1985.
- 62- 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.
- 63- 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.
- 64- Panjabi MM, White AA III, Brand RA: A note on defining body part configurations. *J Biomech* 7: 385-394, 1974.
- 65- Panjabi MM, White AA, Johnson RM: Cervical spine mechanics as a function of transection of components. *J Biomech.* 8:327, 1975.
- 66- Panjabi MM, White AA: Basic biomechanics of the spine. *Neurosurgery* 7 (1):76-93, 1980.
- 67- 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.
- 68- Pitts LH, Wagner FC: *Craniospinal Trauma.* George Thieme Verlag. In Stuttgart, pp:141-185, 1990.
- 69- 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.

- 70- Prasad P, King AI, Ewing CL: The role of articular facets during + Gz acceleration. *J.Appl.Mech.* 4: 1974.
- 71- Roaf R: A study of the mechanics of spinal injuries. *J Bone Joint Surg.* 42 B: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- Scher AT: Radiographic indicators of traumatic cervical spine instability. *S Afr Med J* 62:562-565, 1982.
- 78- Schulte K, Clark CR, Goel VK: Kinematics of the cervical spine following discectomy and stabilization. *Spine* 14:1116-1121, 1989.
- 79- 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.
- 80- 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.
- 81- 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.
- 82- Statham P, O' Sullivan M, Russell T: The Halifax interlaminar clamp for posterior cervical fusion. *Neurosurg.* 32:3, 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, Kalf 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 graft. 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- Watts C, Smith H, Knoller N: Risks and cost-effectiveness of sublaminar wiring in posterior fusion of cervical spine trauma. *Surg. Neurol.* 40:457-60, 1993.
- 91- Weinder A, Chioe St, Schumacher HW: Indications and complications of cervical spine stabilization. *Advances in Neurosurgery*, Vol: 18, Bushe Ka, Brock M, Klinger M (eds), pp 19-23, Springer - Verlag Berlin Heidelberg, 1990.
- 92- Wesley WP, Sherk HH: Normal anatomy. In *The Cervical Spine. The Cervical Spine Research Society Editorial Committee (eds).* J.B.Lippincott Company Philadelphia. pp:11-18,1989.
- 93- White A.A: Clinical biomechanics of cervical spine implants. *Spine* 14:10, 1989.
- 94- White A.A, Johnson RM, Panjabi MM, Southwick WO: Biomechanical analysis of clinical stability in the cervical spine. *Clin. Orthop.*,109:85-96, 1975.
- 95- White A.A, Panjabi MM, Posner I: Spinal stability: Evaluation and treatment, AAOS Instructional Course Lectures, Vol.30. C.V. Mosby, St. Louis, 1982.
- 96- White A.A, Panjabi MM: Clinical biomechanics of the spine. Philadelphia, J.B. Lippincott, 1978.
- 97- White A.A, Panjabi MM: The role of stabilization in the treatment of cervical spine injuries. *Spine* 9:512-522, 1984.
- 98- 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.
- 99- Whitehill R, Stowers S.F, Fechner R.E, Ruch W.W, Drucher S: Posterior cervical fusions using cerclage wires, methylmethacrylate cement and autogenous bone graft. *Spine* 12:1, 1987.
- 100-Whitesides TE: Traumatic kyphosis of the thoracolumbar spine. *Clin. Orthop. Related Res.* 128:78-92, 1977.
- 101-Wiles P: Movements of the lumbar vertebra during flexion and extension. *Proc.R.Soc.Med.* 28:647, 1935.
- 102-Yashon D: Spinal Injuries. Appleton Century Crafts. In Connecticut, pp:1-13, 1986.
- 103-Yoganandan N, Sances Jr A, Pintar F: Injury biomechanics of the human cervical column. *Spine* 15:1031-1039, 1990.

104-Young PH: Microsurgery of the cervical spine. W. Caspar HL. Harkey (ed): Anterior cervical fusion, Raven Press in New York, pp:109-142, 1991.



