



Kraniyovertebral Bileşke Biyomekaniği ve Stabilizasyon Prensipleri

Biomechanics of the Craniovertebral Junction and Stabilization Principles

Başar ATALAY, Kaan YALTIKIRIK

Yeditepe Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Nöroşirürji Anabilim Dalı, İstanbul, Türkiye

Yazışma Adresi: Başar ATALAY / E-posta: batalay@yeditepe.edu.tr

ÖZ

Kraniyovertebral bileşke (KVB) omurganın diğer bölgelerine kıyasla farklı biyomekanik özelliklere sahiptir. Bu bölge, omurgalı canlılarda anatomik olarak diğer omurga bölgelerinden daha özelliikli, hassas ve fonksiyondur. Bu bölgenin biyomekanik özellikleri birçok klinik ve deneysel çalışmada incelenerek ortaya konulmuştur. KVB'nin biyomekaniğini incelediğimiz bu bölüm biyomekanik ile anatomik yapının birbiri ile ne kadar yakın ilişkili olduğunu bize göstermektedir. Bu bölgenin anatomik ve biyomekanik özelliklerine ne derece hakim olursak bu bilgiler ışığında bu bölgede yapılan ameliyatların planlanması ve doğal olarak sonuçları da daha başarılı olacaktır. Bu derlemede, öncelikle genel biyomekanik terim ve konseptler üzerinde durulacak daha sonra ise özel olarak KVB patolojilerine değinilecektir.

ANAHTAR SÖZCÜKLER: Kraniovertebral bileşke, Biyomekanik, Stabilizasyon

ABSTRACT

Craniovertebral junction (CVJ) has different biomechanical characteristics than the other regions of the spine. In vertebrates, this region is more special, delicate and functional than the other regions of the spine. The mechanical features of this region are well documented by many clinical and experimental studies. This chapter will show us that the biomechanics and anatomical structure are in close relationship in this region. If we will better control the anatomical and biomechanical features of this region, the operative plannings and surgical results will be more successful. In this review, general biomechanic terms and concepts will be presented firstly, then the CVJ pathologies will be mentioned specifically.

KEYWORDS: Craniovertebral junction, Biomechanics, Stabilization

SPİNAL HAREKETLERİN ÖLÇÜLMESİ

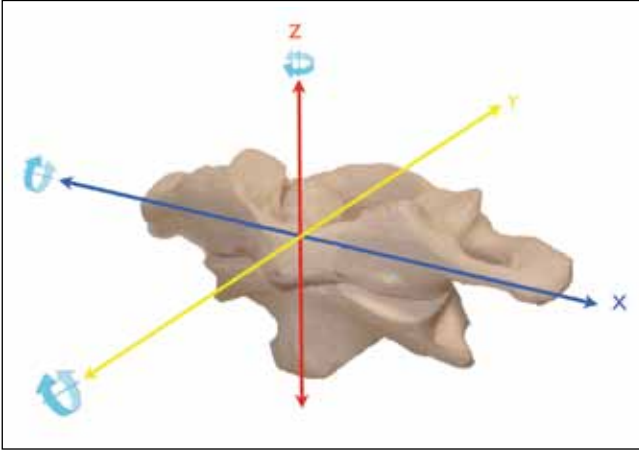
Spinal biyomekaniği daha iyi anlamak için standart terminoloji ve ölçme-değerlendirme yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Spinal hareketi tanımlamak amacıyla üç boyutlu bir koordinat sistemi kullanılmaktadır. Spinal hareketler birbirinden farklı iki hareket tipiyle karakterize edilmekte olup, bunlar: rotasyonlar ve lineer hareketlerdir. Her bir hareket tipi hareketin üç ekseninde (x, y ve z eksenleri) tanımlanmaktadır (Şekil 1). Klinik olarak x eksenindeki rotasyon fleksiyon veya ekstansiyon olarak adlandırılmaktayken y eksenindeki rotasyon aksiyel rotasyon ve z eksenindeki rotasyon ise yana eğilme (lateral bending) olarak tanımlanmaktadır (3, 23).

Spinal hareketler birçok düzlemde olabilir ve bazı hareketler birbirine eşlik edebilir. Ayrıca hareketler tek bir düzlemde de ortaya çıkabilir. Birleşik hareket eş zamanlı olarak ana harekete sekonder olarak gelişen hareketlere tekabül etmektedir. Örneğin, aksiyel tork C1 ve C2'deki temel aksiyel rotasyonu oluşturmakta olmasına rağmen aynı zamanda y ekseninde oluşturduğu hareket ya da kayma aksiyel rotasyona eşlik etmektedir. Bu "coupling" olarak adlandırılmaktadır (23). Yine benzeri şekilde KVB' deki koronal düzlem torku oksipitoatlantal segmentte (CO-C1) ve atlantoaksiyal segmentte (C1-C2) lateral eğilme oluşturduğu gibi aynı zamanda önemli derecede

aksiyel rotasyon da oluşturmaktadır. Sekonder birleşik hareketler bazen temel hareketten daha küçük olmasına rağmen bazen büyüklük itibarıyla aynıdır. Duruş, yaralanma, fiksasyon, uygulanan yük, faset eklemlerinin açısı ve diğer faktörler oluşan hareket kombinasyonunu etkileyebilmektedirler (2, 3).

BIYOMEKANİK FLEKSİBİLİTE TESTLERİ

KVB'nin biyomekaniğiyle ilgili laboratuvar çalışmalarında esneklik testleri yapılmaktadır. Bu testler bu bölgeye uygulanan kuvvet vektörleri sonucunda ortaya çıkan hareket, elastisite ve deformasyon gibi değişiklikleri incelemektedir (23). Esneklik testi için spinal segmentlere yük (tork, lineer kuvvetler veya her ikisinin kombinasyonu) uygulanmakta ve sonuçta ortaya çıkan spinal hareketler ölçülmektedir. Omurganın farklı seviyelerinden birisi eş zamanlı olarak esneklik testiyle incelenebilmektedir. Omurgada hareket segmenti iki komşu vertebra ve arasındaki disk ile faset eklemlerini ifade eder. Sonuçlar genellikle alttaki komşu vertebraya göre tek bir vertebranın hareketi olarak rapor edilmektedir. Bu bir hareket segmenti veya temel hareket segmentleri boyunca oluşan hareketin toplamıdır. Yük deformasyonu cevapları örneğin sertlik, esneklik, hareket aralığı (ROM), nötr bölge (NZ) veya laks bölgesi (LZ), elastik veya sert (stiff) bölgeler (SZ) ve rotasyon eksenleri gibi parametreler açısından analiz edilmektedir (3, 16, 23). Bütün



Şekil 1: Spinal hareketi tanımlamak amacıyla üç boyutlu bir koordinat sistemi kullanılmaktadır. Spinal hareketler birbirinden farklı iki hareket tipiyle karakterize edilmekte olup, bunlar: Rotasyonlar ve lineer hareketlerdir. Her bir hareket tipi hareketin üç ekseninde (x, y ve z eksenleri) tanımlanmaktadır. Şekilde C1-C2 hareket segmentindeki farklı eksenlerdeki lineer ve rotasyon hareketleri oklar ile gösterilmektedir.

bu biyomekanik parametrelerin hepsi her bir omurga düzeyinde emsalsiz ve birbirinden farklıdır. Biyomekanik parametrelerdeki değişiklikler spinal instabiliteyi gösterebilir. İn vitro esneklik testinden elde edilen değerler kemik artikülasyonları ve her bir hareket segmenti arasındaki ligamentlerin durumu hakkında önemli bilgi vermektedir (3, 23).

KRANIYOVERTEBRAL BİLEŞKEDE YÜKLENME ve DEFORMASYON

Esneklik testlerinde KVB'ye özgü davranışları gösteren yük ve deformasyon eğrileri oluşmaktadır. Bu eğriler uygulanan yüklenmeleri ve omurgadaki lineer yer değiştirmeyi göstermektedir (12, 17, 23).

ROM, LZ, SZ, NZ, esneklik ve sertlik yük-deformasyon eğrisinden ölçülebilen önemli parametrelerdir. ROM nötr veya hareket segmentinin istirahat konumu ile fizyolojik hareket limiti arasındaki yer değiştirme olarak tanımlanmaktadır. Nötr konumda minimum eklem stresi oluşur. Nötr durumu korumak için minimum kas aktivitesine ihtiyaç vardır. LZ ligamentlerin laks olduğu ROM'un bölümü olup küçük kuvvetler yükün neredeyse 0 olduğu yük deformasyon bölgesinde önemli vertebral kaymalar oluşturmaktadır. NZ sadece sürtünmesel bir eklem direncini temsil edecek şekilde LZ'nin bir alt bölümüdür. SZ ligamentlerin gerildiği ve sertliği artırarak daha ileri düzeyde hareket direncine yol açtığı ROM'un kenarındaki yük-deformasyon eğrisinin dik olan bölümüdür. Esneklik bir yük birimine yanıt olarak oluşan deformasyon miktarıdır. Bu parametre, omurga hareket segmentinin esnekliği veya gerilebilirliği olarak tanımlanmaktadır. Esneklik bütün ROM boyunca sabit değildir. Esneklik yük deformasyon eğrisinin daha dik olan lineer bölümünden (SZ) ölçülmelidir. Sertlik ise esnekliğin tersidir. Sertlik birim yer değiştirmeye direnç miktarıdır. Kemik yapılar daha serttir. Ligamentler daha esnek

olmalarına rağmen gerilen bir ligament daha az sert ve daha fazla esnekler (12, 17, 23).

KVB'nin farklı düzeylerdeki hareket özellikleri kafa tabanının ve vertebranın geometrisinden, eklemlerin şekline ve ligamentlerin anatomisinden kaynaklanmaktadır. Ne C0-C1 ne de C1-C2 eklemlerinde intervertebral bir disk vardır. Yuvarlak ve soket şeklindeki C0-C1 eklemleri fleksiyona ve ekstensiyona olanak sağlamaktadırlar (Şekil 2A). Ancak bunlar aksiyel rotasyon ve yana eğilme konusunda oldukça serttirler. C1-C2 eklemlerinin bikonveks (iki yüzeyi de dışbükey) artiküler yüzeyleri dens etrafında C1'in geniş bir şekilde rotasyonuna olanak sağlamaktadır. Bütün omurgada aksiyel rotasyona ilişkin atlantoaksiyal hareket segmenti en esnek hareket bölgesi olup bilateral ROM'un 80 derece veya daha fazla olmasına olanak sağlamaktadır (Şekil 2B). Bütün servikal aksiyel rotasyonun yarısından fazlası cerrahların atlantoaksiyal eklemleri birleştirmeye karar veriyorken dikkate almak zorunda oldukları atlantoaksiyal hareket segmentinde oluşmaktadır. Gerek C0-C1 gerekse C1-C2 ortalama tek taraflı olarak 8 derece olan subaksiyal servikal hareket segmentlerine göre daha az lateral eğilmeye (Şekil 2C) olanak sağlamaktadır (2, 3, 12, 15, 23).

BİRLEŞİK HAREKET

Daha önce belirtildiği üzere birleşik hareket temel bir hareketle eş zamanlı olarak gelişen ikincil hareketleri ifade etmektedir. Birleşik hareketler her omurga hareket segmentinde ortaya çıkabilir. Birleşik hareketler stabil olmayan bir omurgadan normal omurgayı ayırt etmek için kullanılabilir. Normalde yana eğilme ve aksiyel rotasyon C1-C2 noktalarında daha fazla olmaktadır. Bu yapı C1-C2 artiküler yüzeylerinin eğimli olduğundan kaynaklanmakta olup, bu da bu hareketleri birbirine bağımlı kılmaktadır. Birleşik hareketlerin yönü çoğunlukla bu eklemlerde oluşan ana hareketin tersinedir (Örneğin: sol aksiyel rotasyon C1-C2'de sağ lateral bükümle-eğilmeyle gerçekleşmektedir) (3, 23).

ROTASYON EKSENLERİ: HAREKETİN HELİKAL EKSENİ ve ROTASYON MERKEZİ

Rotasyon merkezi omurganın kinematik davranışını yansıtan önemli bir parametre olup normal omurganın patolojik olan omurgadan ayırt edilmesi için kullanılmaktadır. Rotasyon merkezi terimi sadece tek bir düzlemdeki rotasyon anlamına gelmektedir. Bu terim vertebranın döndüğü hareket düzlemi içerisindeki noktadır.

Hareketin helikal eksen olarak adlandırılan analog rotasyon merkezi üç boyutu ile belirli bir süre içerisinde vertebranın döndüğü alandaki eksen veya hat ölçülmektedir. Eğer vertebranın da aynı zamanda bu eksen etrafında kaymasına olanak sağlanırsa, bu durumda hareketin helikal eksen komple bir hareket oluşturmaktadır (6 derece özgürlük). Herhangi bir yerden vertebranın bir başka yere hareketi, hareketin helikal ekseninin oryantasyonu, rotasyon açısı ve mesafeyi belirlemek suretiyle tanımlanabilmektedir. Rotasyon merkezi hareketin helikal ekseninin kesişimini temsil etmektedir (3, 23).

Rotasyon veya hareketin helikal eksenine yönelik merkezler omurganın rotasyonel hareketi esnasında instabilitenin değerlendirilmesine yardımcı olabilmektedir. Eğer eklem hareketi başka hareket olmadan bütünüyle rotasyon ile gerçekleşirse bu durumda bütün hareket eksenleri birbirine tekabül edecektir. Ancak eklemde bir ölçüde kayma oluştursa bu durumda noktaların veya hatların dağılımı genişleyecektir. Ayrıca eğer hareketin helikal ekseninin oryantasyon hatları paralelse rotasyon doğrudur. Eğer hareketin helikal ekseninin hat açıları önemli ölçüde değişiklik gösterirse bu durumda eklem patolojik olarak kayıyor demektir (3).

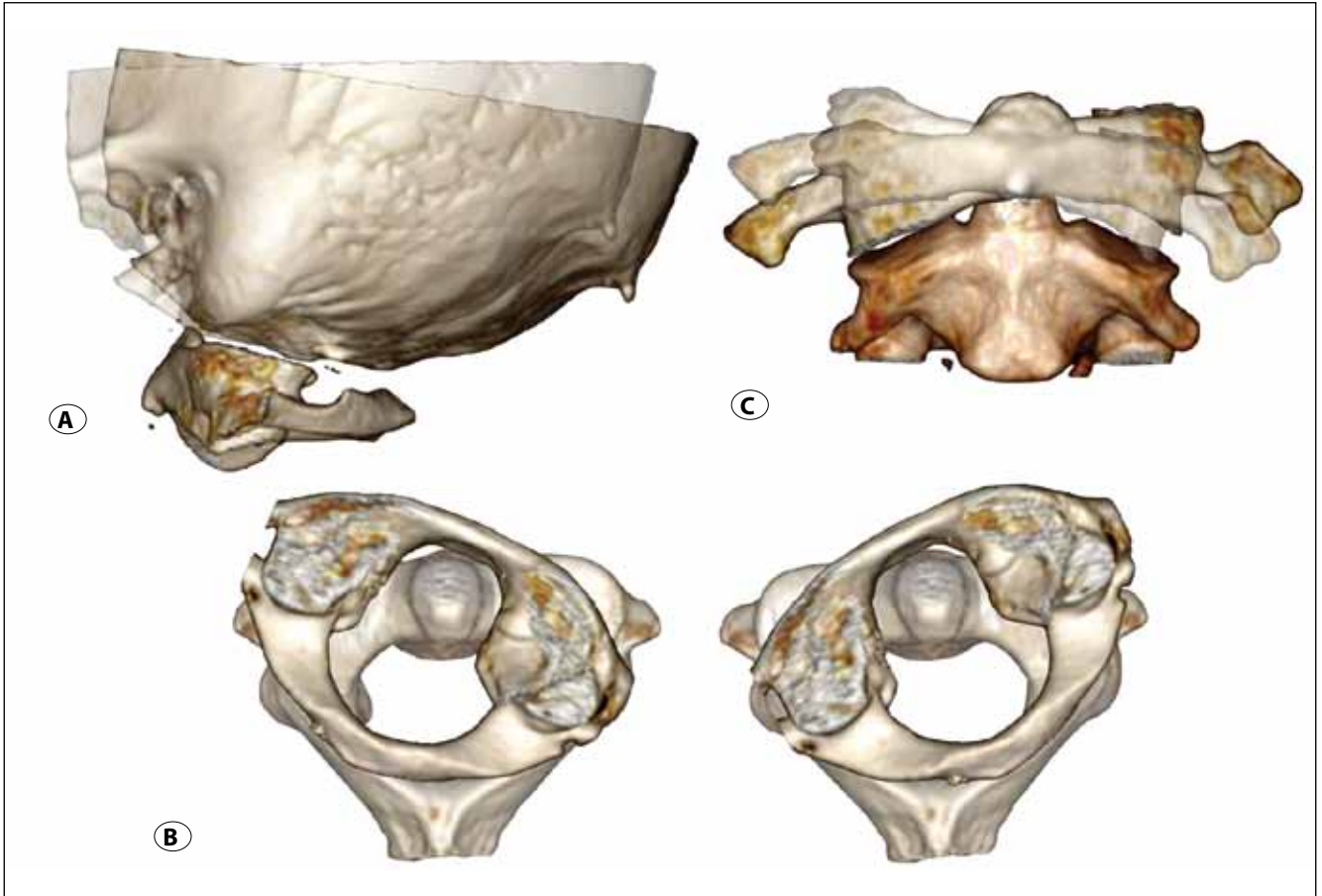
YARALANMANIN MEKANİĞİ

Kraniovertebral bileşkedeki yaralanmalar önemli kuvvetlerin özetini (ya da bileşimini) temsil eden ve omurgaya uygulanan momentler (torkları) hesap edilerek yaralanmaya yol açan önemli vektör konsepti kullanılarak tanımlanmaktadır. Önemli yaralanma vektörlerine ilişkin spinal anatomi diyagramları ile yaralanmanın mekanizması anlaşılmaktadır. Kraniovertebral bileşkeye etki eden yaralanma vektörleri çok farklı açılardan ve değişik yönlerden etki edebilir. Bu kompleks vektörler tamamen travmanın yönü ve kuvvetin miktarı ile ilişkilidir (Şekil 3).

SPİNAL YARALANMALAR ve HASTALIK NEDENİYLE BİYOMEKANİK PARAMETRELERDEKİ DEĞİŞİKLİKLER

Alar Ligament Yaralanması

Bir alar ligamentin bozukluğunda orta seviyede dönme şeklinde bir atlantoaksiyal instabilite ile karşılaşılır. Bu instabilite çoğunlukla NZ'deki bir artış olmak üzere aksiyal rotasyon esnasında C1-C2 ROM'undaki bir artışa sebep olur. Ancak SZ ve esneklik önemli ölçüde değişmemektedir. Alar ligamentler aksiyal rotasyonun sınırlandırılması açısından çok önemlidir. Deneysel olarak gerçekleştirilen bir atlantoaksiyal hiperrotasyonda kontralateral alar ligament 14 örneğin 4'ünde bütünüyle kesintiye uğramıştır (5). Alar ligamentin bilateral kesilmesi tek taraflı alar ligament kesilmesine göre daha belirgin C0-C1-C2 hareket değişikliklerine yol açmaktadır. Aksiyel rotasyon esnasında NZ ve ROM, lateral eğilme ve fleksiyon-ekstansiyon önemli ölçüde artmaktadır. Aynı zamanda alar ligamentteki hasar önemli ölçüde birleşim yapılarını etkilemektedir. Fleksiyon ve ekstansiyonla yana eğilme birleşimi alar ligament kesilmesinden sonra artmaktadır. Alar ligamentler temelde fleksiyon ve ekstansiyon esnasında omurgayı stabil kılmak yönünde bir fonksiyon göstermekte ve yana eğilme ve aksiyel rotasyonu sınırlandırmaktadırlar (5, 6).



Şekil 2: Bu şekilde kraniovertebral bileşkede oluşan hareketler temsil ediliyor. C0-C1 eklemleri üzerindeki fleksiyon ve ekstansiyon hareketi görülmektedir (A). C1-C2 eklemlerinin bikonveks artiküler yüzeyleri dens etrafında C1'in geniş bir şekilde rotasyonuna olanak sağlamaktadır (B). C1-C2 seviyesindeki yana eğilme hareketi temsil edilmektedir (C).

Transvers Ligament Yaralanması

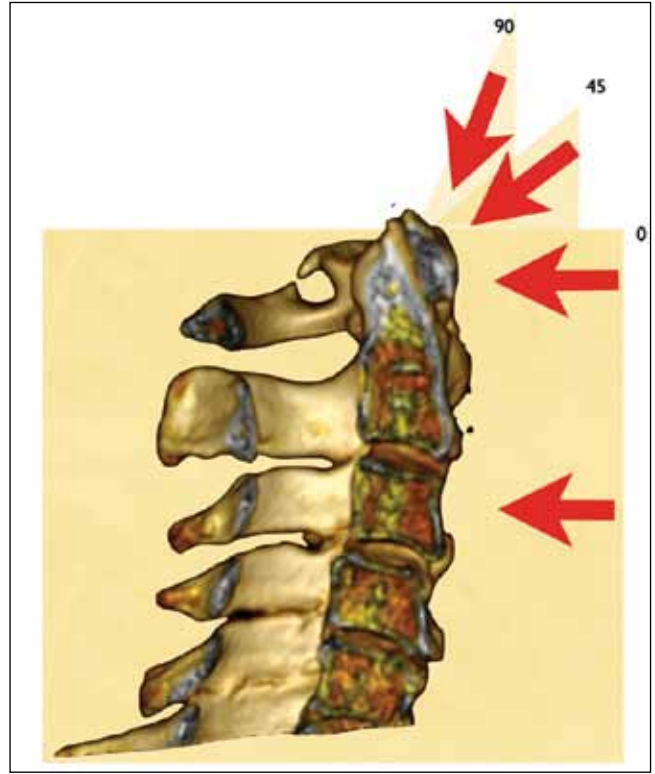
Transvers ligament bütün omurgadaki en kalın ve en güçlü ligamanttir. Çoğunlukla dens etrafındaki C1'i sınırlandırmaktadır. C1 ve C2 bölgesine yönlendirilen kuvvet vektörleri transvers ligament ile karşılaşmakta ve bu yapı C1-2 arasında güçlü bir stabilizasyon sağlamaktadır (Şekil 4). Transvers ligamentin bozulma mekanizması invitro testlerde analiz edilmiştir (7, 23). Elastik olmayan transvers ligament aşırı kuvvet vektörleriyle aniden bozulabilmekte ve bu da 12 mm'ye kadar anterior C1 subluksasyonlarına yol açmaktadır. C1-C2'deki aksesuar ligamentler nispeten zayıftırlar. Bu özelliğin önemli klinik sonuçları mevcuttur. Transvers ligament katı olması nedeniyle ve esnek olmaması nedeniyle aniden yırtılabilmektedir. Kısmen veya aşamalı olarak yırtılmamaktadır. Yırtıldığında transvers ligamenti onarmak mümkün değildir. Ligament yaralanması C1'i önemli ölçüde bozacağı için C1-C2 füzyonu gerekmektedir (6, 23).

Kapsüler Ligament Bozulması

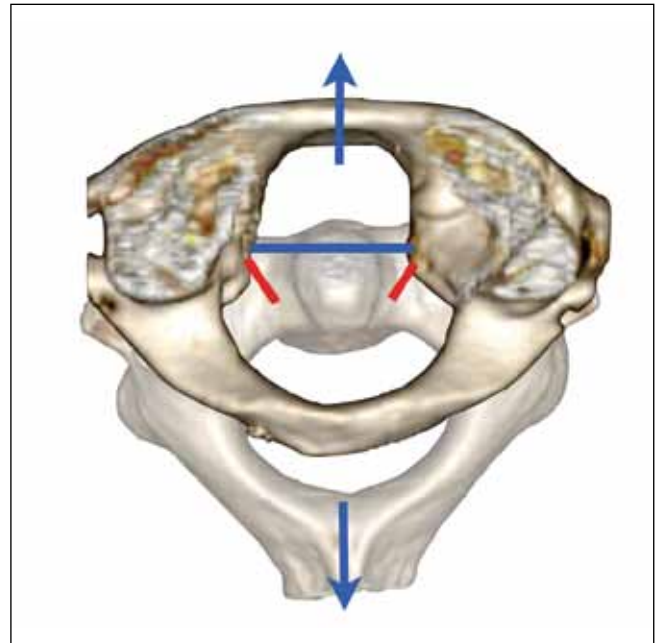
C1-C2 eklemi kapsüler ligamentlerinin bozulması temelde aksiyel rotasyon esnasında ROM'u hafif bir ölçüde arttırmasına rağmen yana eğilme ve fleksiyon veya ekstansiyon üzerinde az bir etkiye sahiptir. ROM'daki artışın çoğu SZ' deki artıştan kaynaklanmaktadır. Kapsüler ligamentlerin yaralanması C1-C2 subluksasyonlarıyla ilgili önemli bir mekanizmadır. Bu ligamentler hiperrotasyonu kısıtlarlar. Deneysel olarak incelenen hiperrotasyonlarda 14 örneğin 14'ünde de kesintiye uğramış kapsüler ligamentlerin hiperrotasyona neden oldukları görülmüştür (6, 23).

Transoral Odontoidektominin Etkileri

Anteriorbeyin sapını veya üstservikal spinal kordudekomprese etme yönündeki cerrahi prosedürler KVB'yi bozabilmektedir. White ve Panjabi laboratuvarında invitro olarak spinal harekete yönelik transoral odontoidektominin etkileri incelenmiştir (23). Dens ve transvers ligament alındığında C1-C2'deki rotasyon LZ'daki artış nedeniyle büyümektedir. Fleksiyon, ekstansiyon ve yana eğilme esnasında da ROM ve LZ büyümektedir. C1 aksiyel rotasyon ligamentleri geren önemli C1 translasyonu oluşturur (3). Transoral odontoidektomi önemli ölçüde instabil bir hareket oluşturmuştur. C1'in kayma hareketleri özellikle anteroposterior yönde önemli ölçüde artmıştır. Postoperatif olarak C1-C2 açısız hareketine yönelik rotasyon merkezi önemli bir değişiklik göstermiştir (1, 3, 20). Transoral odontoidektomi spinal hareketi önemli ölçüde değiştirmekte ve KVB'yi bozmaktadır. Bu deneysel sonuçlara rağmen klinik olarak her ne kadar bütün hastalar için olmasa da birçok hasta transoral odontoidektomiden sonra instabil hale gelmektedir. Konjenital kemik malformasyonları, önceden füzyonları veya eklem asimilasyonları olan hastalarda ve romatoid artrit hastalarında instabilite riski bulunmaktadır. Bütün hastalar transoral odontoidektomiden sonra instabilite açısından değerlendirilmelidir. Instabilite gelişirse de bu durumda C1-2 fiksasyon ve füzyon gerekmektedir.



Şekil 3: Kraniovertebral bileşkeye etki eden yaralanma vektörleri çok farklı açılardan ve değişik yönlerden etki edebilir. Bu kompleks vektörler tamamen travmanın yönü ve kuvvetin miktarı ile ilişkilidir. Şekilde travma sırasında kraniovertebral bileşkeye farklı açılarda etki eden kuvvetler görülmektedir.



Şekil 4: C1 ve C2 bölgesine yönlendirilen kuvvet vektörleri transvers ligament ile karşılaşmakta ve bu yapı C1-2 arasında güçlü bir stabilizasyon sağlamaktadır. Şekilde transvers ligamentin bozulma mekanizması ve etki eden kuvvetler görülmüyor.

Atlas Kırıklarının Biyomekanik Etkileri

Atlas kırıklarına yönelik yapılan deneysel laboratuvar çalışmalarında atlas kırığının tipik olarak kompresif yaralanmalardan kaynaklandığı görülmektedir (Şekil 5) (4). Atlas kırıkları instabilite ile ilişkili olup NZ' de ve ROM'daki fleksiyon, ekstensiyon ve yana eğilme esnasında instabilitenin arttığı görülmektedir. Bu çalışmalarda kompresif yaralanmalar fleksiyon ve ekstensiyon esnasında NZ' de %90 oranında bir artışa, fleksiyon ve ekstensiyon esnasında ROM'da %44 oranında bir artışa ve yana eğilme esnasında NZ' de ve ROM'da %20 oranında bir artışa yol açmıştır (1, 2, 4). Atlas kırıklarından sonraki instabilitenin boyutu (ve fiksasyona olan gereksinim) C1 fragmantasyonunun derecesine bağlı bulunmaktadır. Fragmantasyon ve sepe-rasyon fazla ise kemik kaynama ihtimali azalmakta ve fiksasyon ve füzyon gerekli olmaktadır.

Romatoid Artrit

Patolojik hareket yapıları romatoid artritte instabilite olarak kendini göstermektedir. Baziler invajinasyon ve anterior C1-C2 sublüksasyonları klasik yaygın romatoid spinal tutulumu ait patolojik karakteristiklerdir. Hastalık ligamentleri tahrip etmekte, artiküler yüzeyleri aşındırmakta, kemikleri yumuşatmakta ve kraniyovertebral artikülasyonların normal hareketinden sonra bütün bunların hepsi belirgin bir ölçüde değişmekte ve zayıflamaktadır (21). Romatoid artrit ve anterior atlantoaksiyal veya vertikal sublüksasyonu olan hastalara yönelik yapılan invivo çalışmasında lai ve ark. aksiyel rotasyonla yana eğilme birleşik hareket miktarında bir azalış olduğunu görmüşlerdir (1, 11). Romatoid artritli bu hastalardaki C1-C2 aksiyel rotasyonuna yönelik tam rotasyon ROM merkezi ligament ve kemiğin tahribi nedeniyle normal hastalara göre önemli ölçüde farklılık göstermiştir. Rotasyon merkezleri romatoid artritli hastalarda önemli ölçüde dağınıktır (1, 21).

Dikey Sapma Yaralanmaları

Kafatası-okspit ile birinci veya ikinci servikal omur

arasındaki dikey sapma oksipitoatlantal dislokasyona (OAD), atlantoaksiyal dislokasyona (AAD) veya her ikisine de yol açabilmektedir. Ligament konfigürasyonu hangi yaralanmanın oluşacağını belirlemektedir. Diğer faktörler apikal ligamentin (OAD), sol-sağ simetrisinin, alar ligamentlerin anatomik yapılarının güçlü veya zayıf olup olmaması ile ilgilidir (5, 6).

INTERNAL FIKSASYON CİHAZLARININ BİYOMEKANİĞİ

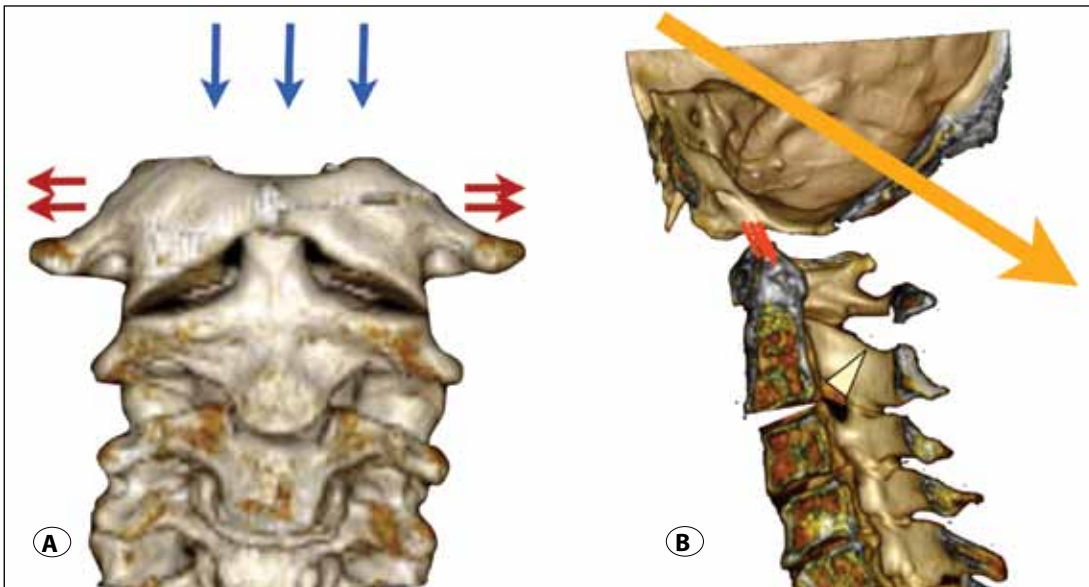
Çeşitli invitro çalışmalarında C0-C1 instabilitesi, C1-C2 instabilitesi veya C0-C1-C2 instabilitesine yönelik olarak farklı fiksasyon tekniklerinin sertliği veya esnekliği analiz edilmiştir.

Odontoid Vidalar

Stabil tip olmayan ikinci tip veya sığ üçüncü tip odontoid kırıklarını tedavi etmek amacıyla odontoid vidalar kullanılmaktadır. Her ne kadar eski tekniklerde C2 gövdesinin arasında yerleştirilen iki vidadan bahsedilse de Sasso ve ark. tek bir vidanın iki vida ile sağlanan mekanik stabiliteye eşdeğer bir stabilite sağladığını göstermişlerdir (19). Ayrıca yine önemli olan bir diğer hususta ne tek ne de iki vida ile fiksasyon tekniklerinin densleri normal gücüne getirmemiş olmasıdır. Fikse edilen unsurların gücü el sürülmemiş olan odontoidin orijinal gücünün yarısıdır. Yapılan bir çalışmada, fikse edilen numunelerin ekstansiyon esnasında nispeten erken bir süre içerisinde yeniden bozulabildiği kanıtlanmıştır (1). Odontoid vidalar bu yapının tam gücünü derhal sağlamamaktadır. Daimi stabilite ancak kemik kırığı tatmin edici bir şekilde iyileşerek füzyon olduktan sonra oluşmaktadır. Bu nedenle kemik iyileşirken omurga üzerindeki stresi azaltabilmek amacıyla servikal ortez kullanmak gerekir.

C1-C2 Fiksasyonu

Posterior C1-2 kemik fiksasyonu titanyum tel veya kablolar kullanılarak yapılır ve C1-C2'nin hareketsiz kılınmasına yönelik metotlardan biridir. Biyomekanik olarak kablolu kemik fiksasyon teknikleri C1 ile C2 halkası arasına girildiğinde daha ka-



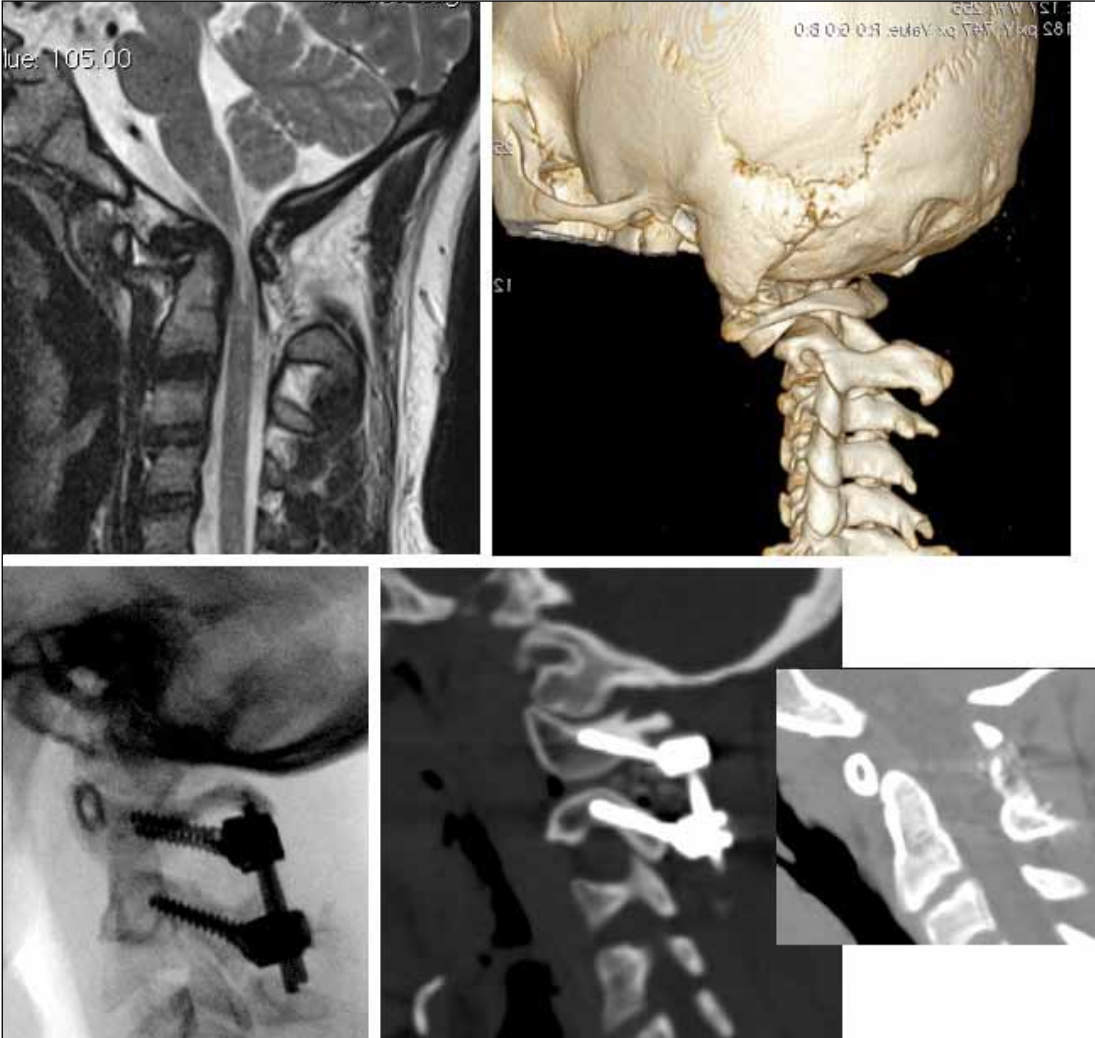
Şekil 5A, B: Şekilde atlas ve aksis kırıklarındaki kuvvet vektörleri görülmektedir.

lıcı olmaktadır (13, 14, 22). Fiksasyondan hemen sonra kablo teknikleri C1-C2'yi bütün yönlerde hareket itibarıyla sadece %20 ila %50 arasında kontrol etmeyi başarabilmektedir (23). Normal postoperatif aşınmadan sonra birkaç hafta boyunca yorgunlukla birlikte C1-C2 kablo fiksasyonu gevşeyebilmekte ve daha esnek bir hale gelebilmektedir. Posterior kablo ile yapılan fiksasyonlar C1-C2'yi örneğin odontoidektomi, odontoid kırık veya atlantoaksiyal ligament kesilmesi gibi yaralanmalardan sonra yeterli oranda stabilleyebilmektedirler. Ancak C1-C2 kablolarla fiksasyon edildikten sonra bazı takviye niteliğindeki fiksasyon unsurlarına (örneğin halo kelepçe veya vida fiksasyonu) gereksinim duyulabilmektedir (1).

Atlantoaksiyal transartiküler vidalar geniş ölçüde C1-C2'nin fiksasyonuna yönelik en stabil yöntemlerden birisi olarak düşünülmektedir. Bu vidalar dikey olarak atlantoaksiyal eklemlere yerleştirilmekte ve böylece bütün yönlerde rotasyonu ve dönüşümü engelleyen bir fiksasyon sağlamaktadırlar. C1-C2 trans artiküler vidaları kablolama tekniklerine göre önemli ölçüde daha serttir. Üç yük düzleminin içerisinde transartiküler vidalar fleksiyon-ekstansiyona direnç gösterme açısından

en zayıf olanlardır. Bu sınırlamanın sebebi C1-C2 artikülasyonlarında sagittal düzlem merkezindeki vidaların yüklenme nedeniyle gevşeyebilme ya da kırılabilmesidir. C1-2 transartiküler vidalara kablolu unsurların eklenmesi önemli ölçüde yapının fleksiyona-ekstansiyona karşı olan direncini arttırmış bulunmaktadır. Rijit-sert fiksasyon özellikle C1-C2'deki füzyon oranını maksimum seviyeye çıkarabilmektedir. Bunun nedeni ise bu eklemlerle ilgili son derece geniş ölçüdeki kayma ve rotasyonel hareketlerin kısıtlanmasıdır (24).

Her ne kadar hareketin elimine edilmesi konusunda etkin olsa da transartiküler vida fiksasyonu vertebral arterler nedeniyle her zaman için uygun değildir. C1-C2 vida fiksasyonunun invitro olarak gerçekleştirilmesine yönelik tasarlanan ve test edilen diğer yöntemler aynı zamanda kablolu unsurlarla birlikte kullanılabilir olup buna örnek olarak C1 lateral mass vidalarının C2 vidalarına (Harms/Goel tekniği) tesbit edilerek fiksasyonu veya C1 lateral büyük vidaların C2 intralaminar vidalarına fiksasyonu (Wright tekniği) sayılabilir (Şekil 6). Biyomekanik olarak bu teknikler transartiküler vidalar kadar etkin bir şekilde eklemi hareketsiz kılamamaktadır (18, 24). Bunun



Şekil 6: Şekilde atlantoaksiyal dislokasyonu olan bir hastanın ameliyat öncesi manyetik rezonans ve 3 boyutlu tomografisi ile ameliyat sonrası C1 lateral mass vidaların C2 vidalarına (Harms/Goel tekniği) tesbit edilerek fiksasyonu ve oluşan füzyon görülüyor.

nedeni ise transartiküler vidalara göre bu vidaların eklemi daha uzak bir posterior noktada bağlamasından kaynaklanmaktadır. Daha uzak noktadaki posterior fiksasyon hem vidaları hem de bu vida tiplerine ait yapı unsurlarının fleksiyon-ekstansiyon ve aksiyel rotasyonda rotasyon ekseninin aynı tarafında posteriorda kalmalarından ve dolayısıyla biyomekanik olarak daha zayıf kalmalarından kaynaklanmaktadır. Buna karşılık bu transartiküler vida yapısındaki daha büyük uzun unsurlar bütün hareketlere karşı daha iyi bir kaldırma kuvveti sağlamaktadır. Birbirinden farklı unsurlarının invitro olarak test edilmesi ile diğer C1-C2 tekniklerine göre LZ'yi, SZ'yi ve ROM'u minimum kılma konusunda transartiküler vidaların etkinliği kanıtlanmıştır (8, 9, 13, 14).

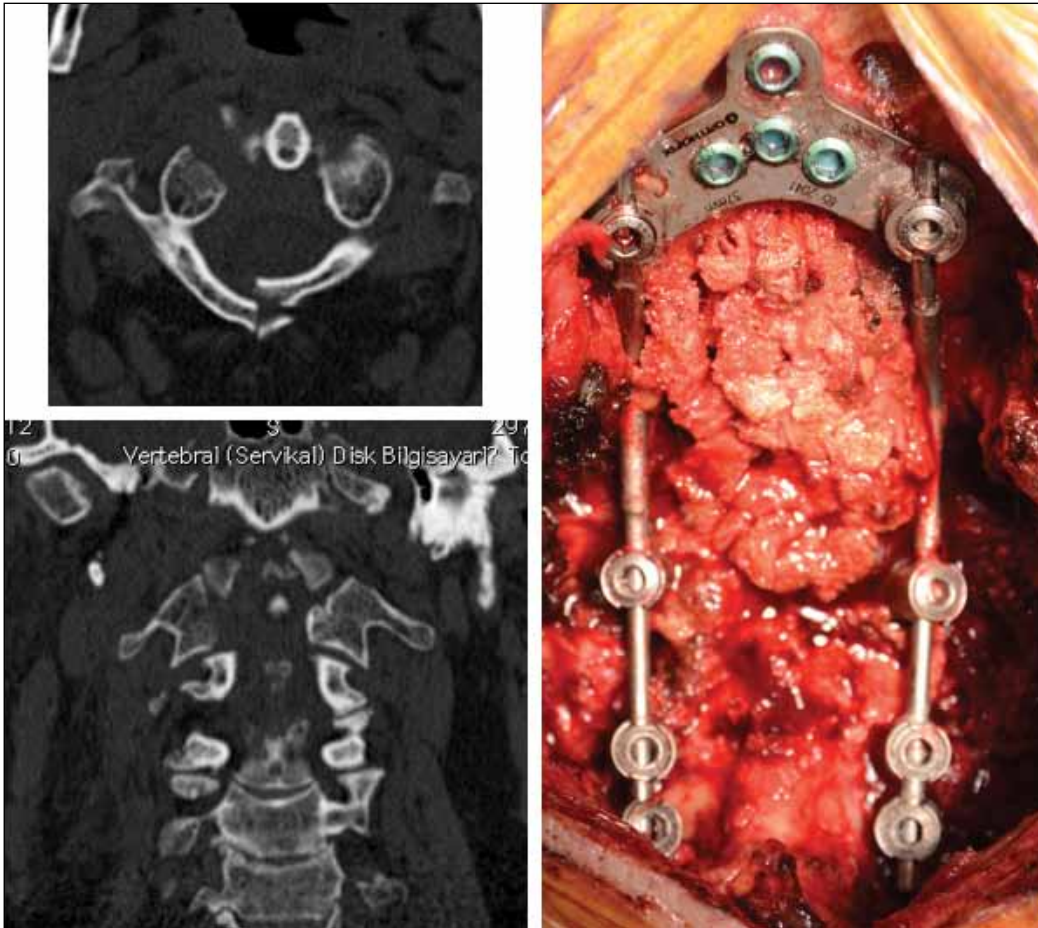
C0-C1 Fiksasyonu

C1-C2 normalde boyundaki aksiyel rotasyonun %50'sinden daha fazlasını sağladığı için eğer sadece C0-C1'de bir instabilite varsa C1-2'ye de füzyon yapılmasından kaçınılmalıdır. Nitekim Gonzalez ve ark. C1-C2'de hareketten ödün vermeksizin C0-C1'in füzyonu için transartiküler vida fiksasyonunun biyomekanik fizibilitesinin olduğunu rapor etmişlerdir (8). Tıpkı C1-C2 transartiküler vida fiksasyonunda olduğu gibi transartiküler vidaların ekstansiyon-fleksiyon esnasında C0-C1 rotasyon eksenine olan yakınlığı bütün yük modlarına karşı iyi bir direnç sağlayabilmek açısından C0 ile C1 arasında

posterior bir kablolu grefti gerektirmektedir. Bu tekniğin bir alternatifi de C1 lateral mass vidalarının rodlarla oksiputa birleştirilerek yerleştirilmesidir. Bu yapı posterior kafatası ile posterior C1 yayı arasında tel veya kablolu bir greftle desteklenebilmektedir. Ekstansiyon ve yana eğilme esnasında bu teknik C0-C1 transartiküler vida fiksasyonuna kıyasla invitro olarak daha büyük ROM ve LZ sağlamaktadır (1).

C0-C1-C2 Fiksasyonu

C0-C1 ve C1-C2 hareket segmentlerini eşzamanlı olarak fiksede edebilmek amacıyla çeşitli opsiyonlar mevcuttur (Şekil 7). Hurlbert ve ark. oksipitoatlantoaksiyal fiksasyon konfigürasyonlarına yönelik olarak dört konfigürasyonu çalışmıştır (10). Donanımların birleştirildiği transartiküler vidaların C1-C2 noktasında subluminal kablolardan faydalanılan sistemlere göre hareketi daha fazla kısıtladıkları gösterilmektedir. Yeni multiaksiyel kilitlemeli vida sistemleri bütün yönlerdeki yüklerle karşı mükemmel bir direnç sağlamaktadırlar. Dorsal fiksasyon yerine transartiküler vidalar KVB'nin daha merkezi ve güçlü bir fiksasyonunu sağlamak için hem oksipitoatlantal hem de atlantoaksiyal hareket segmentlerine yerleştirilebilmektedirler. Daha öncede belirtildiği üzere fleksiyon ve ekstansiyonun yeterli ölçüde sınırlandırılması için hem C0-C1'de ve hem de C1-C2'de posterior greftin eklenmesi gerekmektedir (10).



Şekil 7: Komplike atlas kırığı ve multipl servikal travma nedeniyle opere edilen bir hastaya yapılan oksipitoservikal füzyon görülmektedir.

SERVİKAL ORTEZLERİN BİYOMEKANİK OLARAK KİYASLANMASI

Ortezler herhangi bir yaralanma iyileşiyorken veya fikse edilen bir füzyon iyileşme aşamasındayken omurgaya uygulanan harici yükleri azaltmak amacıyla kullanılmaktadır. Ortezler spinal hareketi sınırlandırmak üzere bir işlev üstlenmekte olduğu gibi ayrıca etrafta bulunan dokuları hareketsiz kılabilenlerdir. Birbirinden farklı ortez tipleri önemli ölçüde servikal omurganın hareketlerini kontrol etmek üzere farklı özelliklere sahiptirler. Ortezin mekanik etkinliği herhangi bir cihaz belirli bir göreve yönelik olarak seçiliyorken önceden dikkate alınmalıdır. Halo vest bütün seviyelerde servikal hareketin etkin bir şekilde sınırlandırılmasını sağlamakta olup bütün yönlerde hareketin %95'den fazlasını elimine etmektedir. Yumuşak servikal yakalık çok küçük düzeyde bir hareketsizlik sağlamakta olup hastaya hareketlerini kısıtlamasını hatırlatacak şekilde yardımcı bir görev üstlenmektedir (1).

SONUÇ

KVB'nin biyomekaniği bu bölgenin kompleks anatomik özelliklerine çok sıkı bağlıdır. Kliniklerde her gün karşılaştığımız instabilite problemlerinin anlaşılabilmesi ve hastaların daha iyi tedavi edilebilmeleri için biyomekanik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Travma ve yaralanma mekanizmaları, spinal biyomekaniği etkileyen hastalıklar, cerrahi müdahalelerin biyomekaniğe etkileri ve ortezler konusunda yeni biyomekanik çalışmalar yapılmakta ve bu sayede yeni tedavi yöntemleri, ameliyat teknikleri gelişmektedir. Biyomekanik çalışmalar yeni spinal implantların dizayn edilmesine katkıda bulunmaktadır. KVB fonksiyonları mümkün olduğunca korunarak yapılan cerrahiler ve yapılan füzyonların başarısı KVB biyomekanik anatomisi ne kadar iyi anlaşılırsa o derece fazla olacaktır.

KAYNAKLAR

- Bambakidis NC, Dickman CA, Spetzler RF, Sonntag VKH: Surgery of the Craniovertebral Junction, ikinci baskı, New York: Thieme, 2012
- Benzel EC: Biomechanics of Spine Stabilization, Benzel EC (ed), üçüncü baskı, New York: Thieme, 2015
- Dickman CA, Crawford NR, Brantley AG, Sonntag VK: Biomechanical effects of transoral odontoidectomy. Neurosurgery 36(6):1146-1152; discussion 52-53,1995
- Doherty BJ, Heggeness MH: Quantitative anatomy of the second cervical vertebra. Spine (Phila Pa 1976) 20(5):513-517,1995
- Dvorak J, Panjabi MM: Functional anatomy of the alar ligaments. Spine (Phila Pa 1976) 12(2):183-189,1987
- Dvorak J, Schneider E, Saldinger P, Rahn B: Biomechanics of the craniocervical region: The alar and transverse ligaments. J Orthop Res 6(3):452-461,1988
- Fielding JW, Cochran G, Lawsing JF, 3rd, Hohl M: Tears of the transverse ligament of the atlas. A clinical and biomechanical study. J Bone Joint Surg Am 56(8):1683-1691,1974
- Gonzalez LF, Crawford NR, Chamberlain RH, Perez Garza LE, Preul MC, Sonntag VK, et al: Craniovertebral junction fixation with transarticular screws: Biomechanical analysis of a novel technique. J Neurosurg 98 Suppl 2:202-209,2003
- Grob D: Transarticular screw fixation for atlanto-occipital dislocation. Spine (Phila Pa 1976) 26(6):703-707,2001
- Hurlbert RJ, Crawford NR, Choi WG, Dickman CA: A biomechanical evaluation of occipitocervical instrumentation: Screw compared with wire fixation. J Neurosurg 90 Suppl 1:84-90,1999
- Iai H, Moriya H, Goto S, Takahashi K, Yamagata M, Tamaki T: Three-dimensional motion analysis of the upper cervical spine during axial rotation. Spine (Phila Pa 1976) 18(16):2388-2392,1993
- Menezes AH, Traynelis VC: Anatomy and biomechanics of normal craniovertebral junction (a) and biomechanics of stabilization (b). Childs Nerv Syst 24(10):1091-1100,2008
- Naderi S, Crawford NR, Song GS, Sonntag VK, Dickman CA: Biomechanical comparison of C1-C2 posterior fixations. Cable, graft, and screw combinations. Spine (Phila Pa 1976) 23(18):1946-1955; discussion 55-56,1998
- Oda I, Abumi K, Sell LC, Haggerty CJ, Cunningham BW, McAfee PC: Biomechanical evaluation of five different occipito-atlanto-axial fixation techniques. Spine (Phila Pa 1976) 24(22):2377-2382,1999
- Panjabi M, Dvorak J, Duranceau J, Yamamoto I, Gerber M, Rauschnig W, et al: Three-dimensional movements of the upper cervical spine. Spine (Phila Pa 1976) 13(7):726-730,1988
- Panjabi MM, Oxland T, Takata K, Goel V, Duranceau J, Krag M: Articular facets of the human spine. Quantitative three-dimensional anatomy. Spine (Phila Pa 1976) 18(10):1298-1310,1993
- Panjabi MM, Crisco JJ, Vasavada A, Oda T, Cholewicki J, Nibu K, et al: Mechanical properties of the human cervical spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. Spine (Phila Pa 1976) 26(24):2692-700,2001
- Resnick DK, Lapsiwala S, Trost GR: Anatomic suitability of the C1-C2 complex for pedicle screw fixation. Spine (Phila Pa 1976) 27(14):1494-1498,2002
- Sasso R, Doherty BJ, Crawford MJ, Heggeness MH: Biomechanics of odontoid fracture fixation. Comparison of the one- and two-screw technique. Spine (Phila Pa 1976) 18(14):1950-1953,1993
- Schaffler MB, Alson MD, Heller JG, Garfin SR: Morphology of the dens. A quantitative study. Spine (Phila Pa 1976) 17(7):738-743,1992
- Sunahara N, Matsunaga S, Mori T, Ijiri K, Sakou T: Clinical course of conservatively managed rheumatoid arthritis patients with myelopathy. Spine (Phila Pa 1976) 22(22):2603-2607; discussion 8,1997
- Sutterlin CE 3rd, Bianchi JR, Kunz DN, Zdeblick TA, Johnson WM, Rapoff AJ: Biomechanical evaluation of occipitocervical fixation devices. J Spinal Disord 14(3):185-192,2001
- White III AA, Panjabi MM: Clinical Biomechanics of the Spine. White III AA and Panjabi MM (ed), ikinci baskı, Philadelphia: J.B. Lippincott Company, 1990
- Yan WJ, Cai B, Chen Y, Yuan W, Li JS, Jia LS, et al: The biomechanical study of craniovertebral junction fixation with posterior transarticular screw. Zhonghua Yi Xue Za Zhi 86(13):872-875,2006