

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
BEYİN VE SİNİR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**KRANIYOSERVİKAL BİLEŞKE İNSTABİLİTESİNDE RİJİT
ROD İLE DİNAMİK POSTERİOR SERVİKAL RODUN
BİYOMEKANİK AÇINDAN KARŞILAŞTIRILMASI VE
UYGUNLUĞUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Serdar SOLMAZ

**BEYİN VE SİNİR CERRAHİSİ
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA
2020**

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
BEYİN VE SİNİR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**KRANIYOSERVİKAL BİLEŞKE İNSTABİLİTESİNDE RİJİT
ROD İLE DİNAMİK POSTERİOR SERVİKAL RODUN
BİYOMEKANİK AÇINDAN KARŞILAŞTIRILMASI VE
UYGUNLUĞUNUN DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dr. Serdar SOLMAZ

Tez Danışmanı Prof. Dr. Yusuf Şükrü ÇAĞLAR

**BEYİN VE SİNİR CERRAHİSİ
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA
2020**

KABUL VE ONAY

Düzenleme tarihi: 24/12/2014

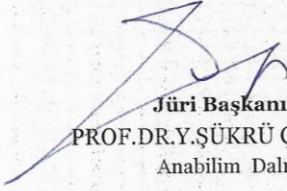
ANKARA ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ TEZ SINAVI TUTANAĞI

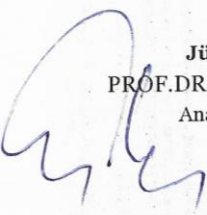
I. UZMANLIK ÖĞRENCİSİNİN		
Adı, Soyadı	: SERDARSOLMAZ	Sınav tarihi: 08 / 01 / 2020
Anabilim/Bilim Dalı	: BEYİN VE SİNİR CERRAHİSİ ANABİLİM DALI	
Tez Danışmanı	: PROF.DR.Y.ŞÜKRÜ ÇAĞLAR	

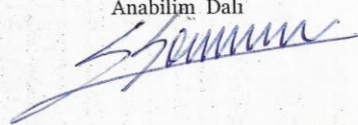
II. TEZ İLE İLGİLİ BİLGİLER	
Tezin Başlığı: Kranioservikal Bileşkede İnstabilitesinde Rijit Rod İle Dinamik Posterior Servikal Rodun Biomekanik Açından Karşılaştırılması Ve Uygunluğunun Değerlendirilmesi	
Tezin Niteliği:	☒ Ana Dal Uzmanlık Tezi ☐ Yan Dal Uzmanlık Tezi
Kaçıncı tez sınavı olduğu:	☐ 1 ☒ 2 ☐ 3

III. KARAR	
Yapılan tez sınavı sonucunda yukarıda belirtilen tezin "Tıpta Uzmanlık Tezi" olarak	
☒ Kabulüne	
☐ Reddine	
☐ Düzeltmeler yapıldıktan sonra tekrar değerlendirilmesine	
☒ Oy birliği ☐ Oy çokluğu ile karar verilmiştir.	

IV. AÇIKLAMALAR	
Lütfen, tezin reddi veya düzeltme istenmesi durumunda gerekçeli açıklamalarınızı buraya yazınız	


Jüri Başkanı
PROF.DR.Y.ŞÜKRÜ ÇAĞLAR
Anabilim Dalı


Jüri Üyesi
PROF.DR.AYHAN ATTAR
Anabilim Dalı


Jüri Üyesi
DOÇ.DR.ERKİN SÖNMEZ
Anabilim Dalı

ÖNSÖZ

“Kraniyoservikal bileşke instabilitesinde rijit rod ile dinamik posterior servikal rodun biyomekanik açıdan karşılaştırılması ve uygunluğunun değerlendirilmesi” konulu uzmanlık tez çalışmam, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroşirürji Ana Bilim Dalı desteği ile TOBB Üniversitesi Teknoloji Merkezi’nde tamamlanmıştır.

Bu çalışmanın, kraniyoservikal bileşke cerrahisi ile uğraşan spinal cerrahlar başta olmak üzere nöroşirürji uzmanlarının görüş ve yaklaşımlarına katkılar sağlayacağını düşünmekteyim. Ayrıca kraniyoservikal bölgenin instabilite tedavisinde hareket koruyucu ve yaşam kalitesini arttıracak yeni enstrümantasyon teknikleri arayışı açısından temel inşa edeceği kanısındayım.

Asistanlığa başladığım ilk günden itibaren engin bilgileri, tecrübeleri ve çok yönlü bakış açısıyla her zaman örnek ve aynı zamanda böyle bir tez konusunda tecrübesi ve bilgileriyle bana yönlendirici olan tez danışmanım Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroşirürji Kliniği A.B.D. Başkanı Prof. Dr. Yusuf Şükrü Çağlar’a emekleri ve desteği için çok teşekkür ederim. Çalışmamı planlama ve uygulamam sırasında fikir ve önerilerinin yanında fiziki imkanlarıyla bize desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Teyfik Demir’e çok teşekkür ederim. Çalışma sürecinde katkı ve emeği için hep hatırlayacağım Dr. Fatma Kübra Erbay Elibol’a teşekkürlerimi sunarım. Nöroşirürji eğitim hayatına girdiğim andan itibaren üzerimde emeği olan saygı değer hocalarım ve ağabeylerim Prof. Dr. Atilla Erdem, Prof. Dr. Ali Savaş, Prof. Dr. M. Ağahan Ünlü, Prof. Dr. Ayhan Attar, Prof. Dr. Hakan Tuna, Prof. Dr. Hasan Çağlar Uğur, Doç. Dr. Gökmen Kahiloğulları, Doç. Dr. Melih Bozkurt, Doç. Dr. İhsan Doğan, Uzm. Dr. Onur Özgüral ve Uzm. Dr. Ümit Eroğlu’na teşekkürlerimi sunarım.

Asistanlık sürem boyunca birçok sıkıntıyı, zorluğu paylaşmayı bilen sadık yan yana çalıştığım tüm asistan arkadaşlarıma çok teşekkür ederim. Asistanlığım süresince ikinci ailem bildiğim ve bu ailenin bir parçası olmaktan gurur ve mutluluk duyduğum Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Nöroşirürji ailesine teşekkürlerimi ve minnetlerimi sunarım.

Tüm öğrenim ve eğitim hayatım boyunca eksikliklerini hiçbir zaman bana hissettirmeyen her zaman desteğim olan emeklerini ödeyemeyeceğim anneme (Hürü Solmaz) ve babama (İbrahim Solmaz) minnetlerimi ve teşekkürlerimi sunarım. Her zaman yanımda olan, olmaya hazır canım kardeşlerim Gamze, Erdem ve biricik yeğenim Eylül'e teşekkürlerimi sunarım. Ve hayat arkadaşım can yoldaşım desteği ve sevgisiyle hep yanımda olan sevgili eşim Uzm. Dr. F. Gonca Solmaz sonsuz teşekkürü borç bilirim.

Dr. Serdar SOLMAZ



İÇİNDEKİLER

Sayfa No:

KABUL VE ONAY	i
ÖNSÖZ	ii
İÇİNDEKİLER	iv
KISALTMALAR	vi
TABLOLAR DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. KRANİYOVERTEBRAL BİLEŞKE ANATOMİSİ	3
2.2. SERVİKAL VERTEBRALAR	5
2.3. KRANİYOVERTEBRAL BİLEŞKENİN LİGAMANLARI	11
2.4. KRANİYOVERTEBRAL BİLEŞKE BİYOMEKANİKLERİ	14
2.5. SPİNAL STABİLİTE VE İNSTABİLİTE	19
2.6. KRANİYOVERTEBRAL BİLEŞKE BOZUKLUKLARININ TEDAVİSİ	23
2.7. KRANİYOSERVİKAL ENSTRÜMANTASYON	23
3. GEREÇ VE YÖNTEM	28
1.1. DİNAMİK OKSİPİTOSERVİKAL ROD	28
1.2. DİNAMİK OKSİPİTOSERVİKAL ROD DENEYSEL MODELİNİN OLUŞTURULMASI VE BİYOMEKANİK TESTLER	31
1.2.1. Sistemin Mekanik Olarak Modellenerek Test Edilmesi	31
1.2.2. Vertebrektomi Modelinin Kurulması	31
1.2.2.1. Statik Basma Testleri	32
1.2.2.2. Dinamik Basma Testleri	33
1.2.2.3. Burulma (Torsiyon) Testleri	33
1.3. VERİ ANALİZİ	34
4. BULGULAR	35
5. TARTIŞMA	37

6. SONUÇ	42
ÖZET	43
SUMMARY	45
KAYNAKLAR	47



KISALTMALAR

KVB : Kraniyovertebral bileşke

MRG : Manyetik rezonans görüntüleme

ROM : Hareket Aralığı (Range of motion)

LZ : Esnek zon (Lax Zone)

NZ : Nötral zon (Neutral Zone)

SZ : Gergin zon (Stiff zone)

OC : Oksipitoservikal

Lig. : Ligamentum

PE : Polietilen

TABLÖLAR DİZİNİ

Sayfa No:

Tablo 1.	Kraniyovertebral bileşkenin eksternal ve internal ligamanları.....	12
Tablo 2.	Kraniyoservikal bileşke ile ilişkili anatomik olarak ayırtedilebilen ligamanlar, farklı ligamentöz yapıları olarak MR görünebilirliği ve kraniyoservikal bileşke stabilitesine olan katkıları.....	14
Tablo 3.	Oksipitoatlantal (C0-C1) ve atlantoaksiyel (C1-C2)hareket segmentlerinde normal açısal hareketlerin dereceleri	18
Tablo 4.	Kraniyovertebral Bileşke Anomalilerinin Sınıflandırılması	22
Tablo 5.	Kraniyovertebral Bileşke Stabilizasyonu için Yaklaşımlar.....	23
Tablo 6.	Fiksasyon Noktaları.....	24
Tablo 7.	Posterior dinamik stabilizasyon sistemlerinin sınıflandırılması.....	26
Tablo 8.	Statik Basma Test Sonuçları.....	35
Tablo 9.	Dinamik Basma Test Sonuçları.....	35
Tablo 10.	Burulma Test Sonuçları.....	36

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No:

Şekil 1.	Basis Cranii externa'nın alttan görünümü	4
Şekil 2.	Basis cranii interna'nın üstten görünümü	5
Şekil 3.	Atlas ve aksisin alttan ve üstten bakış görünümleri	7
Şekil 4.	Atlas, axis ve servikal omurganın birlikte görünümü.....	8
Şekil 5.	Tipik servikal vertebra üstten görünüm.....	10
Şekil 6.	Alt servikal omurgaların normal anatomisi	11
Şekil 7.	Kraniyovertebral bileşke osseö-lligamentöz yapıların illüstratif anatomisi.....	13
Şekil 8.	Oksipitoatlantal (C0-C1) ve atlantoaksiyel (C1-C2) hareket segmentlerinde normal açısıl hareketlerin ve hareketin grafiksel gösterimi.	16
Şekil 9.	Her bir düzlemde hareket sırasında C0-C1, C1-C2, C2-3 için rotasyonel hareketlerin anlık merkezlerinin yaklaşık gösterimi.....	19
Şekil 10.	Posterior Dinamik Stabilizasyon Sistemleri.	27
Şekil 11.	Posterior Dinamik Oksipitoservikal Rod Temel Parçaları	28
Şekil 12.	Posterior Dinamik Oksipitoservikal Rod Temel Parçalarının Boyutları ve Açılanmaları	29
Şekil 13.	Posterior Dinamik Oksipitoservikal Rodun Bileşenlerinin Ayrık Görünümü.....	29
Şekil 14.	Posterior Dinamik Oksipitoservikal Rodun Bileşenlerinin Birleşik Görünümü	30
Şekil 15.	Vertebrektomi modellerinin kurulması	31
Şekil 16.	Statik Basma Deney Düzeneği[Eski sistem vertebrektomi	32
Şekil 17.	Yeni sistem vertebrektomi model.....	33
Şekil 18.	Burulma Deney Düzeneği [Eski sistemde burulma test düzeneği.....	34

1. GİRİŞ

Kraniyovertebral bileşke (KVB), kafatasından omurgaya geçiş bölgesi vazifesi gören ve yapısal olarak birçok kemik ve bağ dokusu birlikteliğinden oluşmuş fonksiyonel olarak stabil bir ünedir. KVB, boynun ekstensiyon, fleksiyon, lateral bending (yana eğilme) ve baş aksiyel rotasyonuna olanak verir. Kraniovertebral bileşke, foramen magnumun çevresi oksipital kemik (C0=oksiput), C1 ve C2 vertebraları içeren bölgeye denir. Eklemlerin mobilite ve stabilitesini sağlayan, kranium ve servikal vertebraları kateden ligaman ve kas bağlantılarıdır. Önemli ligamentöz yapılarla çevrili spinal aksın en hareketli kesimi olan bu bölgedeki kemiklerin iç kısmında ise medulla spinalis ve vasküler yapıların geçtiği bir kanal bulunur. Üst servikal spinal bölge ile kafa kaidesi bileşkesinin hareketli olması ve spinal kord ile beyin arasında kompleks geçiş olması bu gelişimsel anatominin karmaşık olmasının nedenidir [1].

Bu nedenle kraniyovertebral bileşkenin kemik anomalileri sadece kemik yapıları değil aynı zamanda onu çevreleyen sinir ve vasküler sistemi de etkiler. Kraniovertebral bileşkenin fonksiyonu çok sayıda sinoviyal eklemleri gerekli kılar ve bölgenin kompleks hareketliliği ile birleşince oksipitoatlantoaksiyal kompleks travma ve birçok hastalığa açık hale gelir. Kraniovertebral bileşkede instabilite oluşturan patoloji durumunda geçmişten günümüze stabiliteyi sağlamak amacıyla birçok cerrahi teknik uygulanmış ve önerilmiştir. Günümüzde KVB instabilitesi olan hastalarda yaygın olarak kullanılmakta olan cerrahi tedavi oksipitoservikal stabilizasyon ve füzyon cerrahisidir.

Oksipitoservikal fiksasyon tekniklerindeki gelişmeler sayesinde oksipitoservikal instabilitesi olan hastalarda nörolojik ve fonksiyonel sonuçlarda anlamlı düzeltilmeler kaydedilmiştir [1-5]. Ancak mevcut fiksasyon teknikleri instabilitede iyileşme sağlamakla birlikte servikal omurgada ciddi hareket kısıtlılığına neden olmaktadır. Ayrıca oksipitoservikal füzyon cerrahisi sonrası enstrümantasyon açısı ile ilişkili olarak disfaji, dispne önemli komplikasyonlardır. Omurganın anatomik yapısı, fizyolojik fonksiyonları ve biyomekanikleri değerlendirildiğinde eşsiz fonksiyonlara sahip kraniyovertebral bileşkenin füzyonu

stabilite açısından beklenen sonuçları sağlamaktadır [5-7]. Ancak füzyon, kraniyovertebral bileşkede fonksiyonel açıdan ciddi hareket kısıtlılığına neden olmaktadır. Bu yüzden cerrahi sonrası yaşam kalitesini etkilemektedir.

Dinamik rodların oksipitoservikal bölge için kullanımından ziyade literatürde lomber bölge için kullanımları bildirilmiştir[8-10]. Dejeneratif lomber omurga hastalıkları için pedikül vida rijit rod sistemleri kullanılarak spinal atrodezis standart tedavi olarak kullanılmaktadır. Başarılı füzyon oranları ve kısa zamanda anlamlı klinik kazançlar sağlamasına rağmen spinal füzyon seviyesine komşu vertebral seviyenin hızlanmış dejenerasyonunu içeren spinal artrodez ile ilişkili geç sekel bildirilmektedir. Komşu seviyenin hızlanmış dejenerasyon oranını azaltmaya yönelik enstrümante edilen seviyede hareketliliği sağlamak için hareketi koruyan enstrümanlar tasarlanmıştır [11-15]. Bu enstrümanlar arasında dinamik rod sistemlerinin daha fazla eklem hareket açıklığı sürdürüp, disk stresi ve faset eklem kontakt kuvvetleri arttırarak füzyon segmentine komşu segmenti koruduğu bildirilmektedir [8-16].

Oksipitoservikal fiksasyon yöntemlerinin hem yaşam kalitesine olan kısıtlamaları hem de komplikasyonlarını dikkate aldığımızda dinamik rodların kraniyoservikal bileşke için kullanımının uzun dönem sonuçlar açısından olumlu sonuçlar sağlayacağını düşünmekteyiz. Bu amaçla kraniyoservikal bileşke patolojilerine bağlı instabilite halinde oksipitoservikal fiksasyon gereksinimi olan hastalar için tasarladığımız oksipitoservikal dinamik rod sistemini biyomekanik açıdan rijit rod sistemiyle karşılaştırılarak kullanılabilirliği ve uygulanabilirliğinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. KRANİOVERTEBRAL BİLEŞKE ANATOMİSİ

Kraniyovertebral bileşke, foramen magnumu çevreleyen oksipital kemiği, atlası ve axis vertebranın oluşturduğu omurganın en hareketli kısmını oluşturarak vital nöronal ve vasküler yapılara ev sahipliği yapan kompleks bir alanı ifade eder. Bu bölge beyinden servikal omurgaya geçiş bölgesini gösterir. Omurganın rotasyon, fleksiyon ve ekstansiyon hareketinin çoğunluğu oksiput, atlas ve aksis arasında görülür.

Kraniyovertebral bileşkenin kranial kısmını oluşturan ve vertebral kolonun servikal kısmı ile bağlantıyı sağlayan oksipital kemiktir.

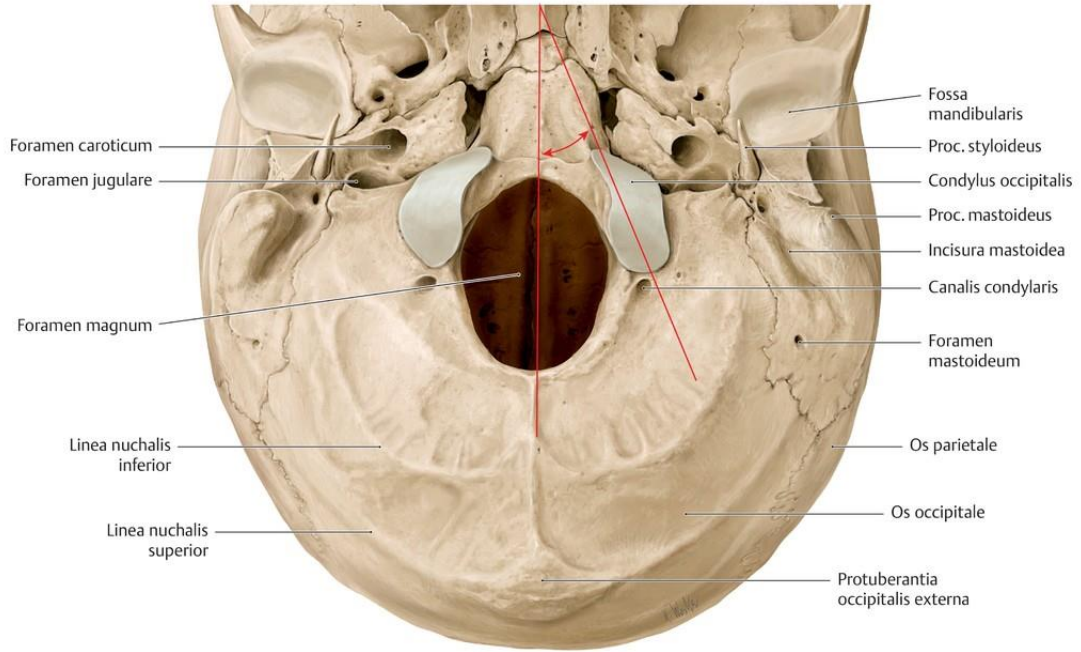
C0 (Os occipitale:oksipital kemik)

Foramen magnum'u çevreleyen pars basilaris, 2 pars lateralis ve squama occipitalis olmak üzere 4 bölümden oluşur. Pars basilaris foramen magnum'un ön tarafına doğru kalınlaşarak uzanır. Ön tarafta os sphenoidale'nin korpusu ile kıkırdak aracılığı ile birleşir. Pars basilaris'in üst yüzündeki sığ çukura clivus denir. Kraniyovertebral bileşkenin ölçümlerinde önemli bir nokta olan clivus'un alt ucuna "Basion" denir (Şekil 1).

Pars lateralis'ler foramen magnum'un her iki yanında yer alırlar. Alt yüzlerinde ve foramen magnum'un ön yarısının yanlarında oval şekilli iki eklem bulunmaktadır ki bunlara condylus occipitalis denir. Diğer bir bölüm olan squama occipitalis oksipital kemiğin en büyük bölümüdür. Yan kenarları os parietalis ile birleşerek sutura lambdoidea'yı oluşturmaktadır. Yine os temporale'nin pars mastoidea'sı ile eklem yaparak sutura occipitomastoidea'yı oluşturur. Foramen magnum'un arka noktası "Opistion" olarak adlandırılmaktadır (Şekil 1).

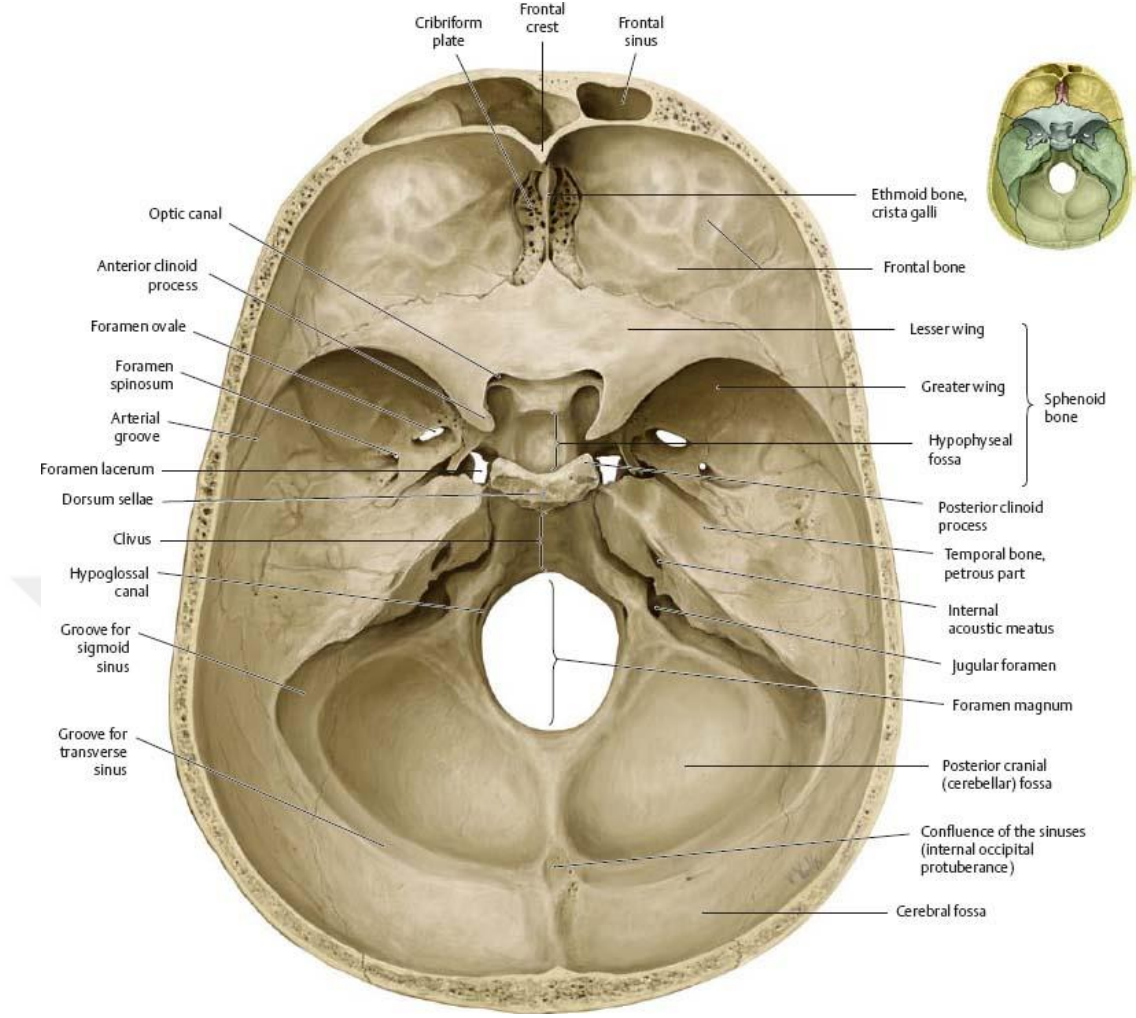
Suboksipital bölge oksipital kemiğin posterior inferior kısmını kapsar. Bu bölge superiordan superior nuchal çizgi, inferiordan foramen magnum ve lateralden temporal kemik ile sınırlandırılır. Dışarıdan orta hatta üstte eksternal oksipital protuberans (inion) görülebilir. İç taraftan ise superior nuchal çizgi, transver sinüsü içeren transvers sulcus'a uyar (Şekil 2). Önemli değişkenlik olmasına rağmen

transvers sinüs, sırasıyla solda ve sağda 0.9 mm ve 2.2 mm superior nuchal çizginin yukarısındadır [17]. Eksternal oksipital protuberans sinüslerin bileşkesi torkulaya uyar. Suboksipital bölgede kemiğin kalınlığı yerleşime bağlı olarak büyük bir değişkenlik gösterir. Orta hatta, inferior nuchal çizgi üzerinde internal oksipital krest 8.3 mm'lik kalınlığa katkıda bulunarak eksterenal oksipital protuberans düzeyinde bu kalınlık 13.8 mm'ye çıkar [17]. Lateral kemik daha ince olup inferior nuchal çizgi seviyesinde 3.7 mm'den superior nuchal çizgi seviyesinde 8.3 mm arasından değişen kalınlığa sahiptir [17].



Şekil 1. Basis Cranii externa'nın alttan görünümü

(<https://www.repetico.com/card-75419961>)



Şekil 2. Basis cranii interna'nın üstten görünümü

(<https://doctorlib.info/medical/anatomy/31.html>)

2.2. SERVİKAL VERTEBRALAR

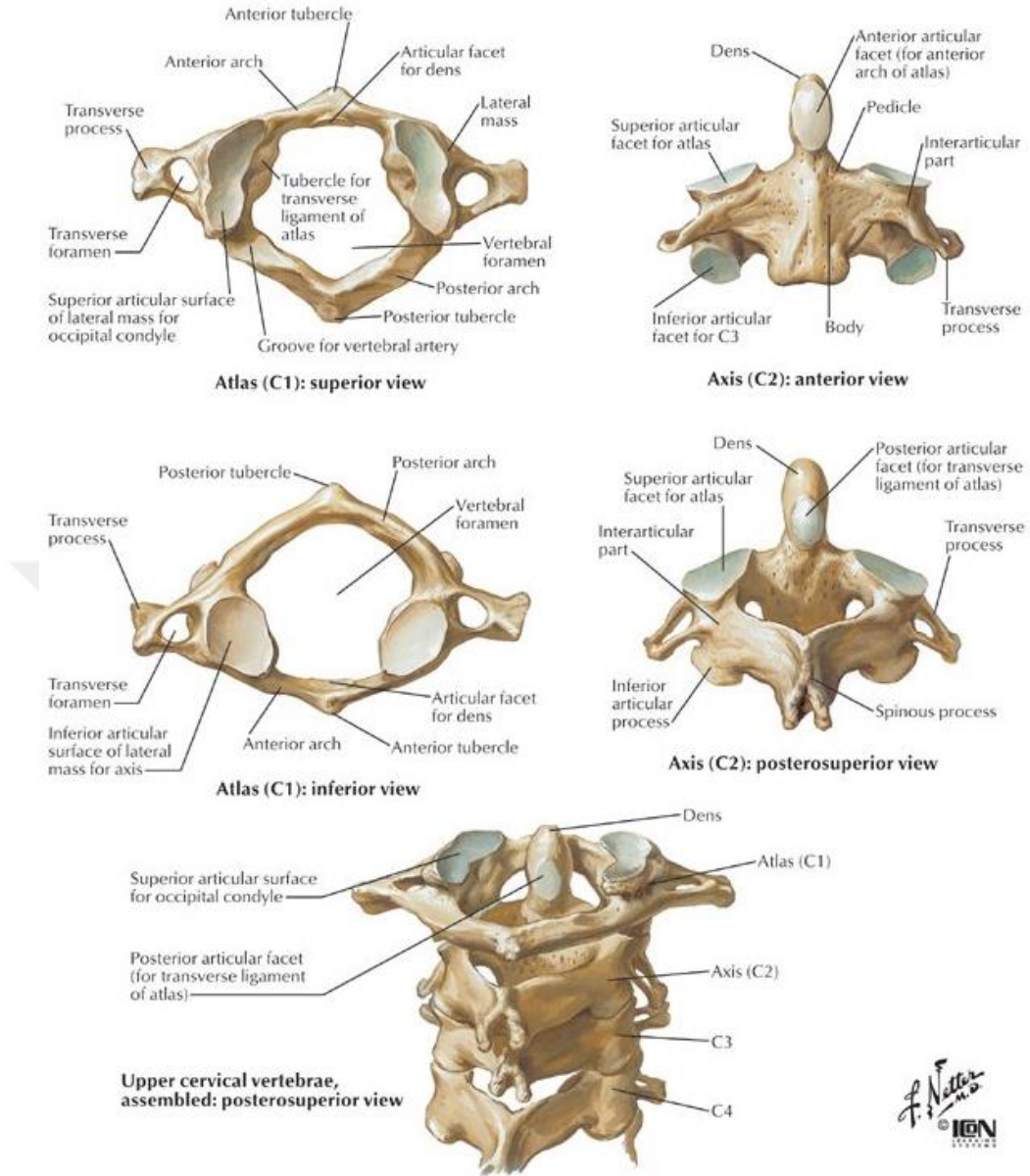
Servikal omurga ilk 7 vertebradan oluşur ve göreceli hareketsiz torakal omurgaya bağlantı yaparak kraniuma hareket ve stabilite sağlar. Servikal omurga üst ve alt olmak üzere iki kısımda incelenebilir[18]. Üst servikal vertebra atlas (C1) ve axis'ten (C2) oluşur. Oksiput-C1 ve C1-C2 arasında intervertebral disk bulunmamaktadır. C1 ve C2, kraniuma mükemmel bir hareket derecesi sağlayan benzersiz eklemler yapar.

C1 (Atlas)

Birinci servikal vertebra kranium ile eklem yapar. C1 vertebranın en önemli özellikleri gövdesinin ve processus spinalis'inin olmamasıdır[18-20]. Atlas vertebra

üstten bakıldığında halka şeklinde olup arcus anterior ve arcus posterior'ların birleştiği eklem çıkıntılarının bulunduğu kısma massa lateralis atlantis denilir [18]. Üstte olan eklem yüzüne facies articularis superior denilir. Bu yüz ile oksipital kemiğin kondilleri ile atlantookspital eklemi oluşturur. Axis ile eklem yapan alttaki eklem yüzüne ise facies articularis inferior denilir (Şekil 3). Bu eklem yüzeyi ile axis ile atlantoaxial eklemi oluşturur. Atlas'ın her iki massa lateralis'lerini önden birbirine bağlayan kemik yapıya arcus anterior atlantis, arkadan bağlayana da arcus posterior atlantis denilir.[21] Arcus anterior'un arka yüzünde axis'in korpusundan yukarı doğru uzanan bir çıkıntı olan dens axis ile artiküler faset eklem yapan fovea dentis denilen eklem yüzü bulunur. Bu eklem yüzleri arasındaki mesafe de KVB'de önemli yer tutar.

Atlas en geniş servikal vertebra olup ortalama dış çapı, yüksekliği ve ön-arka mesafesi sırasıyla 78.6 mm, 15.4 mm ve 45.8 mm'dir. İçten ön-arka mesafesi ve iç kanal çapı sırasıyla 31.7 mm ve 32.2 mm'dir[22]. Atlasın lateral mass'leri, üstte oksipital kondil ve altta ise axis ile eklem yapar. Bu lateral mass'lerin ortalama genişlikleri, yükseklikleri ve ön-arka mesafeleri sırasıyla 15.47 mm, 14.09 mm ve 17.21 mm'dir [22, 23].



Şekil 3. Atlas ve aksisin alttan ve üstten bakış görünüşleri

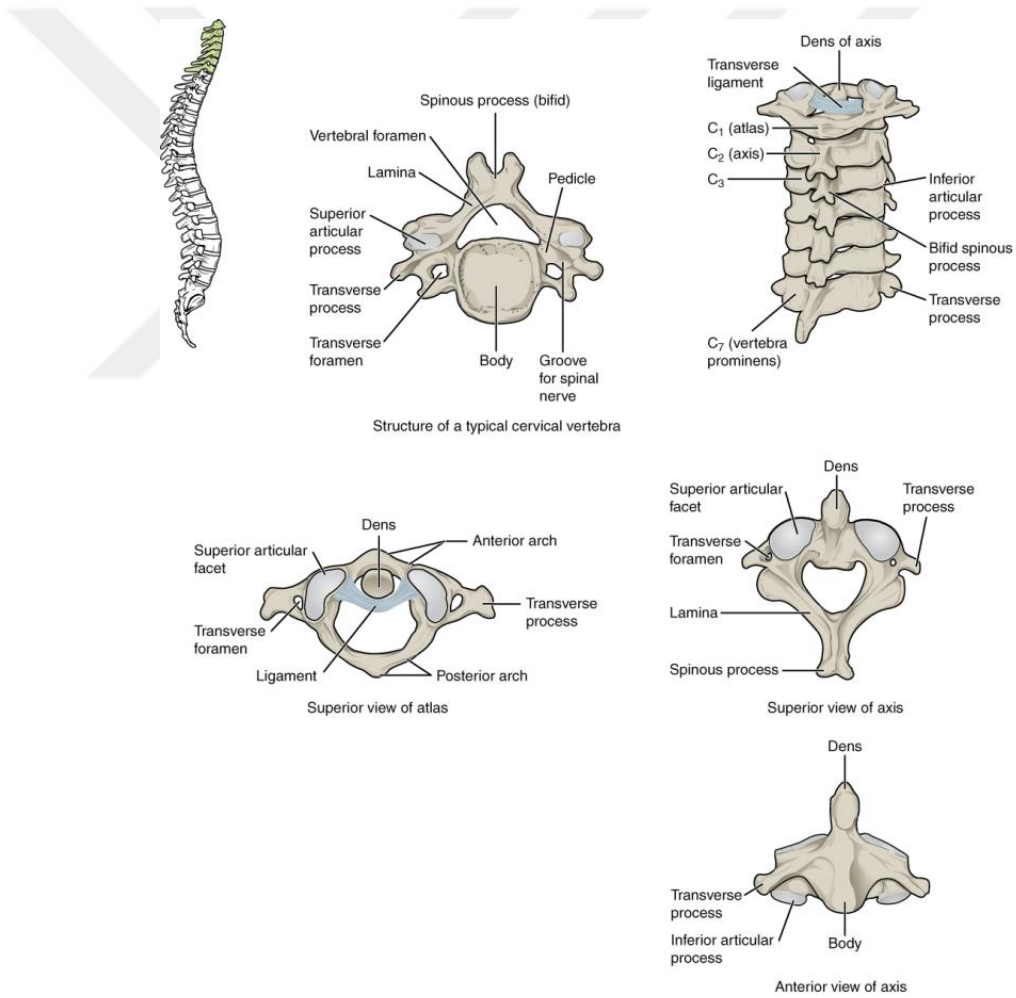
(<http://aprendendoanatomiahumana.blogspot.com/2009/06/coluna-vertebral.html>)

C2 (Axis)

Diğer servikal vertebralardan en önemli farkı dens axis'inin olmasıdır. Dens axis, vertebra korpusunun üst kısmının ortasından yukarı doğru uzanır. Dens axis'in ön tarafında bulunan facies articularis anterior, atlas'ın arcus anterior'undaki fovea dentis ile eklem yapar. Yine, arka tarafındaki facies articularis posterior ise KVB'nin sabit halde kalmasında nöroşirürjikal olarak önemli bir etken olan ligamentum transversum atlantis ile eklem yapar [18, 21, 24]. Dens axis, bir eksen gibi fonksiyon

yaparak atlas ve onunla eklem yapan kafanın axis merkezinde her iki yana dönme hareketi yapmasına izin verir. Dens axis spinal kolonun hareketine izin verirken kendisine tutunan ligamentler vasıtasıyla stabilizasyonu sağlar ve axis'in processus spinosus'u geniş ve sağlamdır [18, 25, 26] (Şekil 3 ve 4).

Axis'in odontoid hariç gövde yüksekliği ortalama 23.3 mm olup odontoid ile birlikte yüksekliği 39.9 mm'dir. Axis gövdesinin ön-arka mesafesi 16.2 mm olup odontoid olduğu kısımda en geniş yerdeki mesafesi ise 16.2 mm'dir [24]. C2 sol pedikülü sağdan hafif daha geniş olma eğiliminde olup ortalama genişliği ve yüksekliği sırasıyla 8.3 mm ve 11.1 mm'dir [19].



Şekil 4. Atlas, axis ve servikal omurganın birlikte görünümü

(Waxenbaum JA, Futterman B. Anatomy, Back, Cervical Vertebrae. [Updated 2018 Dec 6]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2019 Jan-. [Figure, Cervical vertebra, cervical, axis, atlas,...] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK459200/figure/article-32137.image.f1/>)

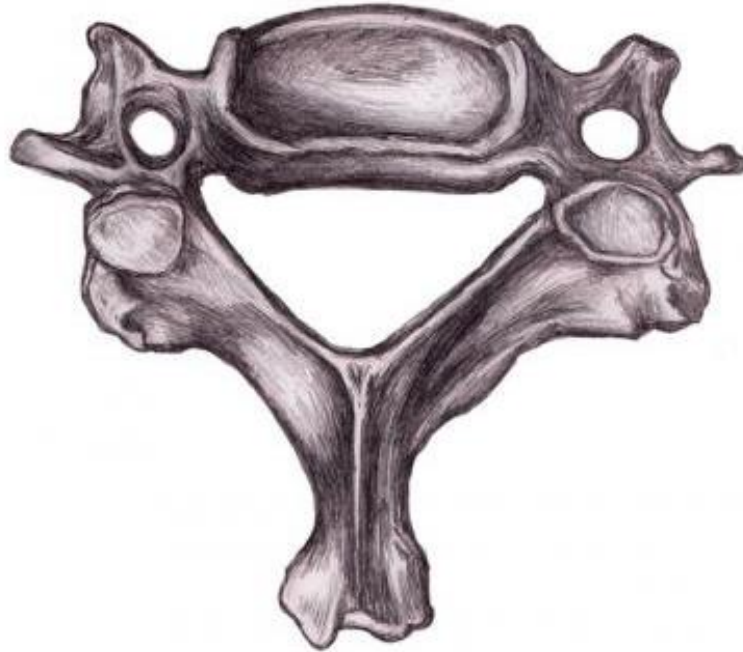
Articulatio atlantooccipitalis: Os occipitale ile columna vertebralis arasındaki eklemdir. Articulatio bicondylaris grubu eklemdir. Konkav eklem yüzlerini atlas'ın massa lateralislerinde bulunan facies articularis superior'lar, konveks eklem yüzlerini ise os occipitale'deki condylus occipitalis'ler oluşturur[18, 21, 26] (Şekil 3 ve 4). Yukarıda ve aşağıda eklem yüzü kenarlarına tutunan capsula articularis bol ve sağlam yapılıdır. Yukarıda foramen magnum'un ön kenarına, aşağıda ise atlas'ın arcus anterior'una tutunan membrana atlantooccipitalis anterior'un ön yüzünün orta kısmında ligamentum atlantooccipitale anterius bulunur[18, 21] (Şekil 7). Bu bağ yukarıda os occipitale'nin tuberculum pharyngeum'una, aşağıda ise atlas'ın arcus anterior'undaki tuberculum anterius'a tutunur. Bu bağ aşağıya doğru ligamentum longitudinale anterius olarak devam eder. Membrana atlantooccipitalis anterior'dan daha geniş ama ince yapılı olan membrana atlantooccipitalis posterior da, yukarıda foramen magnum'un arka kenarına, aşağıda ise atlas'ın arcus posterior'unun üst kenarına tutunur (Şekil 7). Bu eklemler aracılığıyla baş, transvers eksen etrafında öne ve arkaya, sagittal eksen etrafında da sağa ve sola eğilme hareketleri yapar.

Articulatio atlantoaxialis mediana: Articulatio trochoidea grubu eklemdir. Konveks eklem yüzünü axis'in densi, konkav eklem yüzünü ise atlas'ın arcus anterior'unun arka yüzündeki fovea dentis oluşturur (Şekil 3 ve 4). İkinci eklem ise, dens'in arka yüzündeki facies articularis posterior ile lig. transversum atlantis arasında oluşur. Başın dönme ve rotasyon hareketi lig. alaria'lar tarafından kontrol edilir. Bu bağlar apex dentis'in yanlarından başlar, yukarı doğru çıktıkça birbirinden uzaklaşır ve os occipitale'nin condylus occipitalis'lerinin iç taraflarına tutunur. Yine, dens axis'in tepesinden başlayan ve foramen magnum'un ön kenarına tutunan lig. apicis, dentis lig. alaria'lar arasında ilerler ancak onlar kadar kuvvetli bir bağ değildir. Haç şeklinde olan lig. cruciforme atlantis'in esas bölümünü lig. transversum atlantis oluşturur (Şekil 7). Bu bölüm, atlas'ın massa lateralis'lerinin iç taraflarındaki çıkıntılar arasında transvers olarak uzanır. Bu bağın orta kısmından vertikal yönde uzantılar çıkmakta bunlara da fasciculis longitudinalis superior ve inferior denilir.

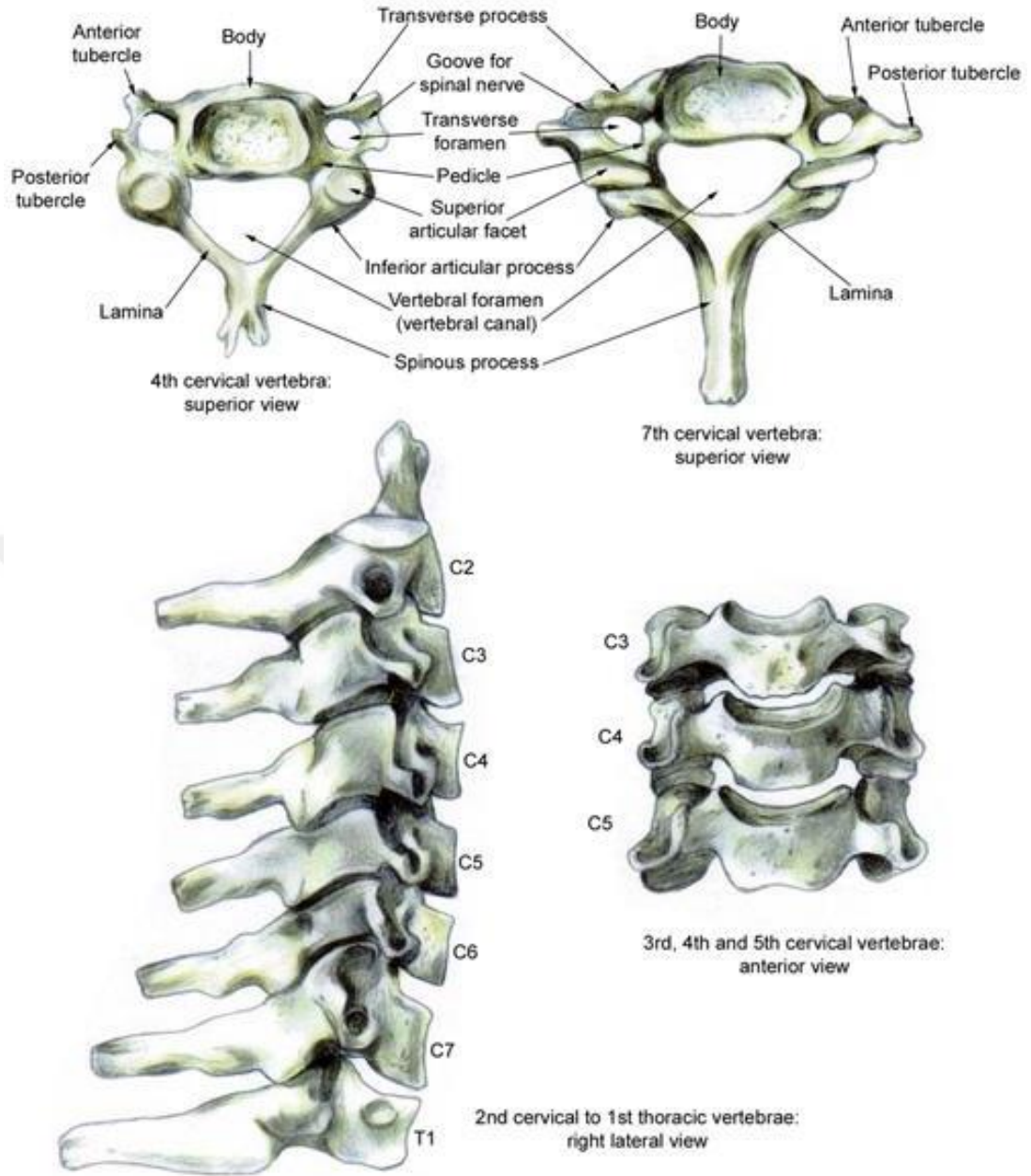
Articulatio atlantoaxialis lateralis: Articulatio plana grubu eklemdir. Atlas'ın massa lateralis'lerinin alt yüzündeki facies articularis inferior ile axis'in processus articularis superior'undaki eklem yüzü arasında oluşur (Şekil 3 ve 4).

C3-7 (Subaxial vertebralar)

Servikal vertebralardan geriye kalan 5 ise alt servikal vertebraları oluşturur. Hepsi birbirine benzemekle birlikte C1 ve C2 vertebralardan farklıdır. Alt servikal vertebralar komşu vertebralar ile eklem yapan üst yüzeyi konkav, alt yüzeyi ise konveks olan bir adet vertebra korpusuna sahiptir (Şekil 5). Vertebra korpusunun üst yüzeyine konkav şeklini veren uncinate process denilen artmış kenar çıkıntıları bulunmaktadır (Şekil 5). Bu çıkıntılar, pediküllerin yakınlarında en belirgin olarak görülebilen genellikle Luschka eklemi olarak anılan unkovertebral eklemleri oluştururlar[18, 21, 27]. Bu eklemler, dejeneratif değişikliklerin sonucu, osteofitik çıkıntılar oluşturup intervertebral forameni daraltabilir. Tipik servikal vertebraların her iki yanda pedikül ve laminaların birleştiği yerden posterolateral yönde processus transversus'lar uzanır. Processus transversus'ları oluk şeklinde olup foramen transversarium denilen vertebral arterin geçtiği yuvarlak delikleri vardır. Servikal vertebralardan 3-6 arası olanların process spinosus'ları genellikle bifid şekilde olup C7'nin ki ise nonbifid şekildedir (Şekil 5 ve 6).



Şekil 5. Tipik servikal vertebra üstten görünüm



Şekil 6. Alt servikal omurgaların normal anatomisi [18]

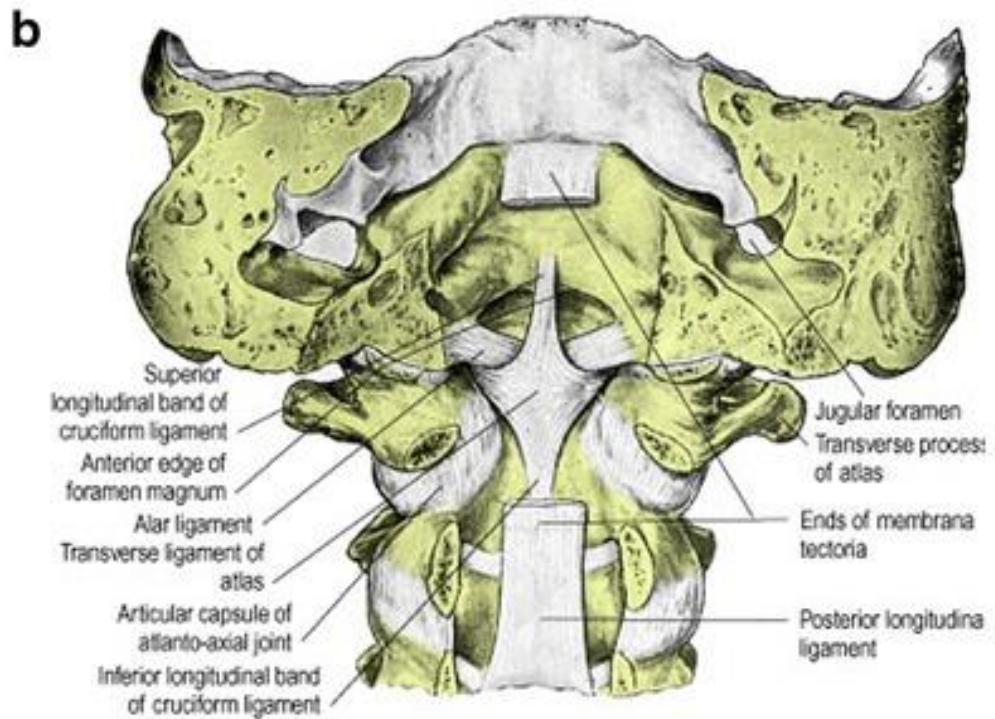
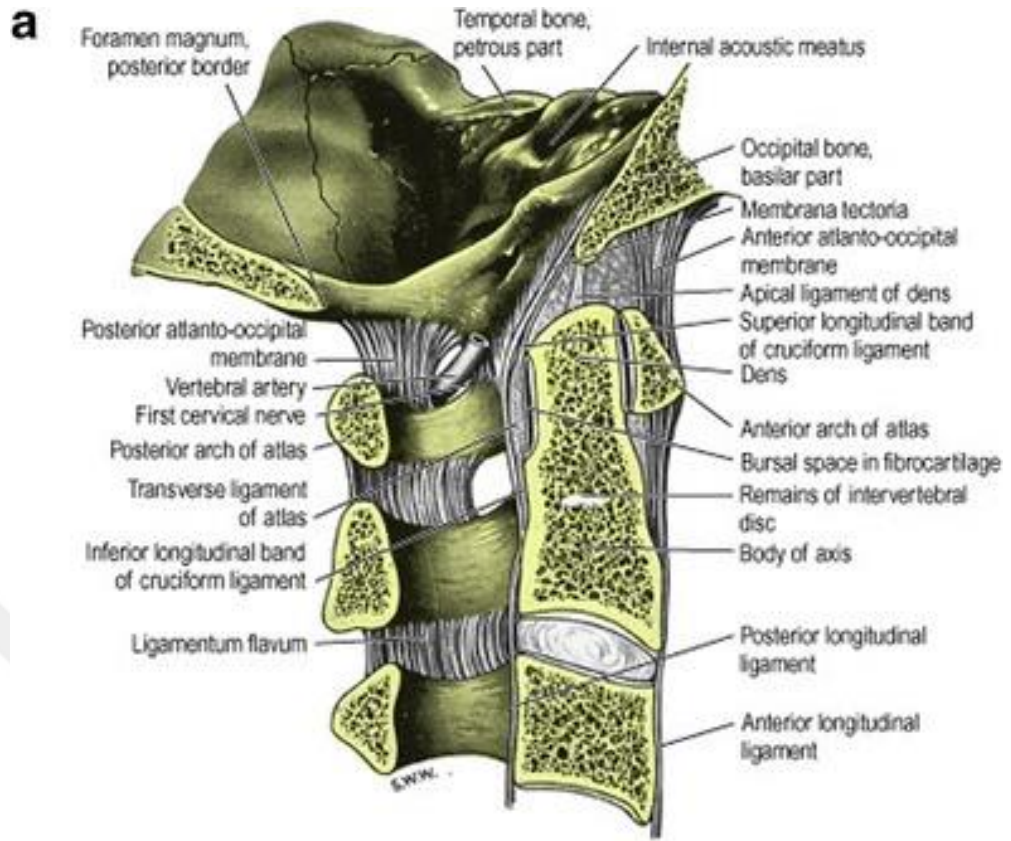
2.3. KRANİOVERTEBRAL BİLEŞKENİN LİGAMANLARI

Kraniyovertebral bileşke ve eklemleri eksternal ve internal ligamanlar tarafından korunmaktadır (Tablo 1). Bunlar KVB'nin stabilitesine katkıda bulunmaktadır. Kraniyovertebral bileşkede bu ligamantöz yapılar Şekil 7'de görülmektedir. Kranioservikal bileşke ile ilişkili anatomik olarak ayırtedilebilen bu

ligamanlar, farklı ligamentöz yapılar olarak MR görünebilirliği ve kraniyoservikal bileşke stabilitesine olan katkıları Tablo 2’de sunulmuştur [28].

Tablo 1. Kraniyovertebral bileşkenin eksternal ve internal ligamanları

Eksternal Ligamanlar
➤ Anterior atlanto-oksipital ligaman ➤ Posterior altantooksipital ligaman ➤ Lateral atlantooksipital ligaman ➤ Anterior longitudinal ligaman ➤ Ligamentum nuchea ➤ Ligamentum flava
İnternal Ligamanlar
➤ Transvers ligaman ➤ Krusiform ligaman ➤ Apikal ligaman ➤ Tektoriyal ligaman ➤ Alar ligaman ➤ Aksesuar atlantoaksial ligaman



Şekil 7. Kraniyovertebral bileşke osseö-ligamentöz yapıların illüstratif anatomisi

(The Anatomical Basis of Clinical Practice (39th Edition), Susan Strandring, The Back, Copyright Elsevier, 2005)

Tablo 2. Kraniyoservikal bileşke ile ilişkili anatomik olarak ayırtedilebilen ligamanlar, farklı ligamentöz yapıları olarak MR görünebilirliği ve kraniyoservikal bileşke stabilitesine olan katkıları [28]

Kraniyoservikal bileşkenin anatomik ligamanları	MR görünebilirliği	Stabilite katkısı
Tektorial membran	+	++
Alar ligaman	+	++
Krusiform (cruciate) ligaman - transverse	+	++
Krusiform (cruciate) ligaman- longitudinal	+/-	+/-
Apikal ligaman	+/-	+/-
Barkow ligamanı	+/-	+
Atlanto-oksipital kapsüler ligaman	+	+
Atlanto-aksial kapsüler ligaman	+	+
Atlanto-oksipital membrane	+	+
Posterior atlanto-oksipital membrane	+	+
Anterior atlanto-aksial membrane	+	+
Nuchal ligaman (ligamentum nuchae)	+	+
Lateral atlanto-oksipital ligaman	-	-
Aksesuar atlantoaksial ligama	-	-
Transverse oksipital ligaman	-	-

2.4. KRANİYOVERTEBRAL BİLEŞKE BİYOMEKANİKLERİ

Kraniyovertebral bileşke biyomekanik açısından omurganın diğer bölgelerinde benzersiz karakterlere sahiptir. Bu sayede farklı biyomekanik davranışları yapabilmektedir. Spinal hareketler, rotasyonlar (açısal hareketler) ve translasyonlar (lineer hareketler) olmak üzere iki farklı hareket tipiyle karakterizedir. Hareketin her bir tipi, üç eksendeki harekete göre tanımlanmıştır. Klinik olarak x-ekseni etrafında rotasyon fleksiyon/ekstansiyon, y- ekseninde rotasyon aksiyel

rotasyon ve z-ekseninde rotasyon yana eğilme olarak tanımlanır. Klinik olarak translasyon ise rotasyon olmaksızın subluksasyon olarak tanımlanır. Kraniyovertebral bileşkenin biyomekaniklerine ait labarotuvardan bilgilerin çoğunluğu fleksibilite testi olarak bilinen deneysel bir metoddan elde edilmektedir. Fleksibilite testinde yük spinal segmente uygulanır ve elde edilen spinal hareketler ölçülür. Fleksibilite testi ile bir ve birkaç seviye aynı anda ölçülebilir. Yük-deformasyon yanıtları, sertlik, fleksibilite, eklem hareket açıklığı (ROM), nötral veya gevşek bölge (NZ), elastik veya sert bölge (SZ) ve rotasyon eksenleri gibi parametreler ile incelenebilir. Bu biyomekank parametrelerin hepsi her bir spinal seviye için farklı ve benzersizdir. Bazı parametreler, spinal instabilitenin sensitif endeksleridir. İn vitro esneklik testinden elde edilen bilgiler, kasların stabilize edici katkıları olmadan, her hareket segmenti arasındaki kemik eklemler ve ligamentöz bağların katkılarını gösterir [29, 30].

ROM, hareket bölümünün nötr veya dinlenme pozisyonu ile fizyolojik hareketinin limiti arasındaki yer değiştirme olarak tanımlanır.

Nötral pozisyon, minimal eklem stresinin ve uzaysal oryantasyonun sağlanması için gereken minimal kas eforunun gerekli olduğu konumdaki postür olarak tanımlanabilir [30, 31]. Nötral pozisyon, en iyi bilateral LZ'nin orta noktasıyla yaklaşık olarak hesaplanır [31].

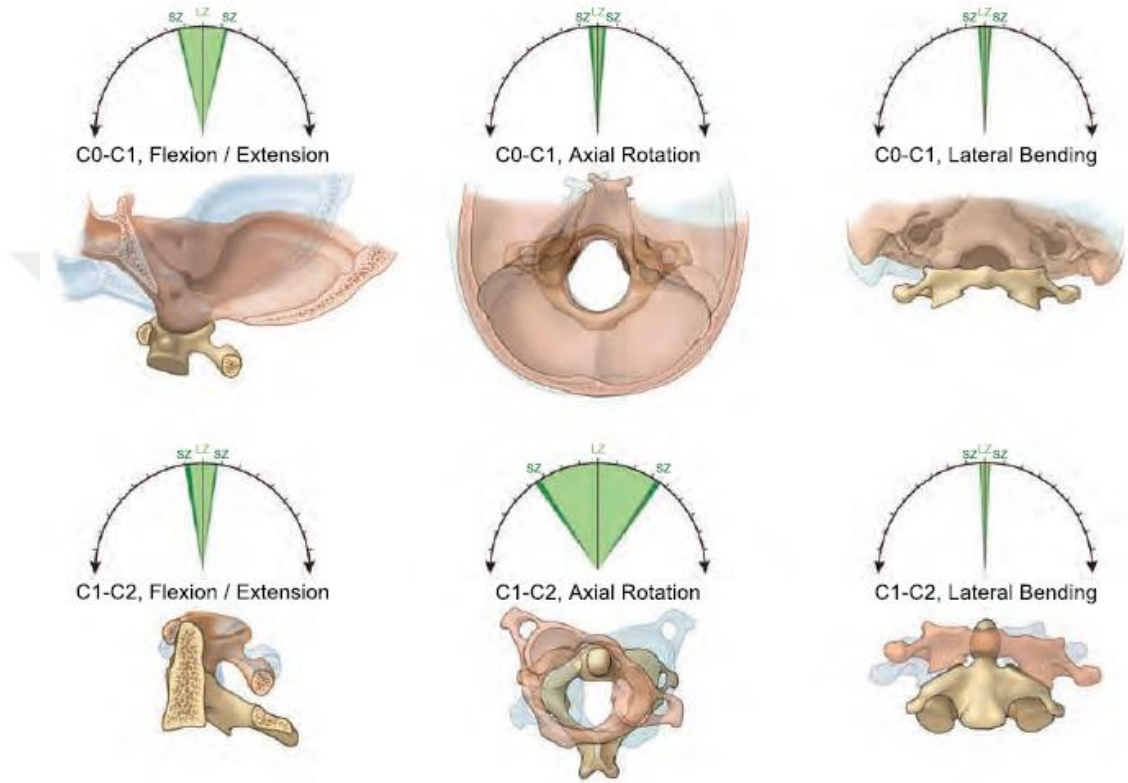
LZ, ligamanların gevşek olduğu ve küçük kuvvetlerin büyük vertebral yer değiştirmeleri oluşturduğu yerdeki yükün sifıra yakın olduğu aralıklarla yük deformasyon eğrisinde temsil edilen büyük ROM kısmıdır [29]. NZ, sadece sürtünmeli bağlantı direncinin nerede meydana geldiğini temsil eden LZ'nin bir alt kümesidir [30, 31].

SZ, ligamanların gerildiği ve sertliğin arttığı ve herhangi bir başka harekete dirence neden olan ROM'un yük deformasyon eğrisinin kenarına yakın dik kısmıdır.

Fleksibilite, bir birim yüke yanıt olarak oluşan deformasyon miktarıdır. Bu parametre, numunenin doğal “elastisite” veya “gerilebilirliği” nin bir ölçümüdür. Fleksibilite, numunenin bütün ROM'u boyunca sabit değildir [32]. Esneklik, yük deformasyon eğrisinin dik doğrusal bölümünden (SZ) ölçülmelidir. Sertlik, fleksibilitenin tersidir. Numunenin, yer değiştirme birim artışına karşı direnç

miktardır. Kemiğin kemik üzerindeki teması, daha çok sert/daha az esnek, oysa gerici bir ligaman daha az sert/daha çok esnektir.

C0-C1 ve C1-C2'deki ROM, LZ ve SZ için normal değerler, Şekil 8 ve Tablo 3 'de özetlenmiştir.



Şekil 8. Oksipitoatlantal (C0-C1) ve atlantoaksiyel (C1-C2) hareket segmentlerinde normal açısal hareketlerin ve hareketin grafiksel gösterimi.

Gevşek bölge (LZ, açık yeşil) ve sert bölge (SZ, koyu yeşil) toplam hareket aralığının bileşenleridir.

Kraniyovertebral bileşkedeki farklı seviyelerin hareket karakteristikleri vertebra ve kafa tabanının geometrisi, eklem şekillerinden ve ligamanların düzenlenmesinden kaynaklanır. Oksiput-C1 ve C1-C2 intervertebral diske sahip değildir. Top ve soket şeklindeki C0-C1 eklemleri, eksenel dönme ve yana eğilmede oldukça katı olmalarına rağmen, servikal omurganın diğer seviyelerine göre biraz daha fazla fleksiyon ve ekstansiyon sağlar. C1-C2 eklemlerinin bikonveks eklem yüzeyleri, C1'in dens çevresinde kaymasını ve geniş bir şekilde dönmesini sağlar.

Atlantoaksiyel hareket segmenti, 80 derece veya daha fazla bilateral ROM'a izin vererek tüm omurgadaki eksenel dönüş açısından en hareketli hareket segmentidir[29,33,34]. Tüm servikal eksenel dönme hareketinin yarısından fazlası atlantoaksiyel eklemlerde görülür. Bu nokta atlantoaksiyel eklem füzyon kararı alınırken dikkate alınmalıdır. Oksiput-C1 ve C1-C2 eklemleri tek taraflı olarak ortalama 8 derecelik yana eğilme ile subaksiyel servikal hareket segmentlerinden daha az harekete izin verir [35]. Tablo 3’de görüldüğü üzere C0-C1 ve C1-C2 segmentlerindeki rotasyonel hareketleri dereceleri sunulmuştur.

Oksiput -C1

Oksiput-C1 segmentinin temel hareketi X-düzleminde rotasyondur. Temel rotasyonel hareket, fleksiyonda foramen magnum üzerinde densin sıkışması ve ekstansiyonda tektorial membran ile sınırlanarak 23-24,5 derecedir [29, 33, 34]. Ayrıca atlantoaksiyel eklem düşünüldüğünde toplam X düzleminde rotasyona 10.1-22.4 derecelik ek bir hareket sağlar [36]. Z-düzlem rotasyonu bir taraf için 3.4-5.5 derece hareket sağlar ve bu hareket alar ligamanın yanı sıra C0-C1 eklemının anatomisi tarafından kısıtlanır [36, 37]. Y-düzlem rotasyonu ise tek taraf için 2.4-7.2 derece olup yine alar ligamanın yanı sıra C0-C1 eklemının anatomisi tarafından kısıtlanır [36, 37]. Y-düzlemi rotasyonunun anlık ekseninin foramen magnumun anterioru olduğu gösterilmiştir.

Normal şartlar altında X, Y ve Z düzlem tranlasyonu minimaldir[38]. Oksiput-C1 eklemının kemik anatomisi (Z-Y), tektorial membran (Z,+Y), alar ligaman (Z, X, +Y) ve daha az oranda apikal ligaman (+Y) tarafından tranlasyon hareketleri kısıtlanmaktadır [26].

C1-C2

C1-C2 segmentinin temel hareketi Y-düzlem rotasyonudur. Ortalama rotasyonel hareket her bir tarafa 23.3-38.9 derecedir [29, 37]. Bu hareket atlantoaksiyel eklem, transvers ligaman (ipsilateral), alar ligaman (kontralateral) ve kapsüler ligamanlar tarafından sınırlandırılmaktadır[25, 39]. C1-C2’de Y-düzlem rotasyonunun anlık ekseninin densin merkezi kısmı olduğu görülmektedir [39]. X-düzlem rotasyonu total 10.1-22.4 arasındadır [29, 36, 37]. Bu hareket transvers ligaman (fleksiyonda), tektorial membran ve eklem anatomisi tarafından

kısıtlanmaktadır [26, 29]. C1-C2 segmentinde X-düzlem rotasyonunun anlık ekseninin odontoidin posterior sınırına (odontoidin uç noktası ile tabanı arasındaki orta hat) yakın uzandığı gözlenmektedir [39]. Z-düzlemde rotasyon hareketi 5.4-6.7 derece arasında olup alar ligaman tarafından sınırlanmaktadır [25, 29, 33, 36].

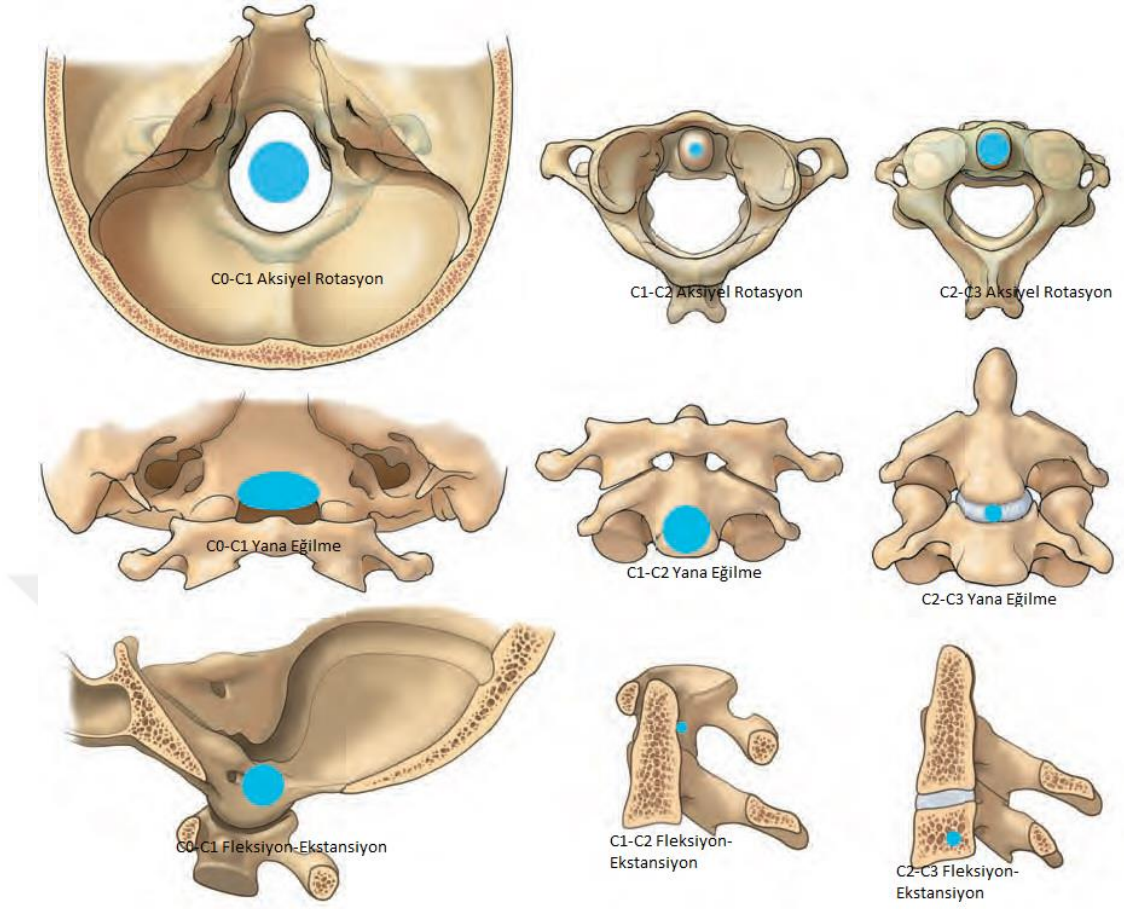
Atlantodental interval olarak tanımlanan Z- düzlem translasyonu, sağlam transvers ligamanın varlığında erişkinlerde 3 mm veya altındadır. Anterior translasyon, önem sırasıyla öncelikli olarak transvers ligaman, alar ligaman [25] ve aksesuar atlantoaksiyel ligaman ve kapsüler ligaman [26] tarafından sınırlandırılmaktadır. Posterior translasyon ise C1 anterior arkının posterior yüzeyindeki dens desteği tarafından sınırlanmaktadır. X ve Y düzlem translasyonları normal şartlar altında minimaldir.

Her bir düzlemde hareket sırasında C0-C1, C1-C2, C2-3 için rotasyonel hareketlerin anlık merkezlerinin yaklaşık gösterimi Şekilde 9’de sunulmuştur.

Tablo 3. Oksipitoatlantal (C0-C1) ve atlantoaksiyel (C1-C2) hareket segmentlerinde normal açısal hareketlerin dereceleri

Hareket Segmenti	Fleksiyon			Ekstansiyon			Aksiyel Rotasyon			Yana eğilme		
	LZ	SZ	ROM	LZ	SZ	ROM	LZ	SZ	ROM	LZ	SZ	ROM
C0-C1	12.1	1.7	13.8	12.1	1.6	13.7	2.7	1.8	4.5	1.9	1.3	3.2
C1-C2	6.6	3.2	9.9	6.6	1.3	8.0	32.8	3.1	35.9	2.0	0.8	2.7

Kısaltmalar: LZ, gevşek bölge; SZ, sert bölge; ROM, hareket aralığı. 50 numuneden 1,5 Nm'ye kadar (yaklaşık fizyolojik sınır) kadar artan eğilme momentlerine cevap olarak C0-C1 ve C1-C2'deki ortalama normal in vitro açısal hareketler. Hareketler tek taraflıdır.



Şekil 9. Her bir düzlemde hareket sırasında C0-C1, C1-C2, C2-3 için rotasyonel hareketlerin anlık merkezlerinin yaklaşık gösterimi

2.5. SPİNAL STABİLİTE VE İNSTABİLİTE

Kraniyovertebral bileşke foramen magnumu çevreleyen oksipital kemiği, atlası ve axis vertabrayı ifade eder. Bu kemik yapı, medulla oblongatayı, servikomedüller bileşkeyi ve üst servikal spinal kordu çevreler ve korumaktadır. Bu koruma görevine ek olarak, spinal stabilite omurganın temel biyomekanik fonksiyonları gerçekleştirmek, vücudun kısımları arasında hareketlere izin vermek ve yük taşımak için gereklidir[40]. Spinal instabilite, tüm çevre doku boyunca nöral bası, vasküler bası ve serebrospinal sıvı dinamiklerini etkileyerek bu kompleksi etkiler.

Spinal instabilite çeşitli şekillerde tanımlanmış olsa da, şu anda evrensel olarak kabul edilmiş bir tanım mevcut değildir. Panjabi ve arkadaşları stabiliteyi kavramsal olarak ayrı ancak birbirine bağımlı üç bileşenden oluşan bir sistem olarak tanımlar [40]. Bunlar; pasif alt sistem - omurga (omurlar, faset eklemleri, intervertebral disk, spinal bağlar ve eklem kapsülleri); aktif alt sistem – spinal kaslar (kaslar ve tendonlar); kontrol alt sistemi – nöronal geribildirimden (nöral kontrol merkezleri ve bağlarda, tendonlarda, kaslarda bulunan kuvvet transdüserleri) oluşmaktadır. Omurga bileşenlerinin aşırı yer değiştirmesi nörolojik defisit, deformite veya ağrı ile sonuçlanır. White ve Panjabi instabiliteyi, omurganın fizyolojik yükler altında yapısal değişikliklerden dolayı güçsüzleştirici deformite veya ağrı gelişmeden spinal kord veya sinir köklerinde ne hasar ne de daha sonra irritasyon olmayacak şekilde vertebralar arasındaki ilişkilerini sürdürme yeteneğinin kaybı olarak tanımlamaktadır [41]. İnstabilite, omurganın nörolojik defisit, deformite veya ağrıya yol açacak aşırı yer değiştirmesi olarak özetlenebilir. Dolayısıyla, spinal instabilite nörolojik defisit, ağrı ve deformite ile kendini gösterebilir.

Francis Denis, sagittal düzlemde yük taşıyan ön, orta ve arka olmak üzere üç kolon modelini ileri sürmüştür [42]. Anterior kolon, ALL, vertebral gövdenin ön üçte ikisini ve annulus fibrosus veya diskin ön üçte ikisini içerir. Orta kolon; vertebral gövdenin arka üçte biri, annulus fibrosusun arka üçte biri ve PLL tarafından oluşturulur. Arka kolon, pedikül, faset eklem, lamina, supraspinöz ve interspinöz ligamentler, eklem kapsülü ve ligamentum flavumu içerir. Orta ve ön veya arka kolon bütünlüğü zarar gördüğünde, omurga olasılıkla unstabil olacaktır.

Ek olarak, instabilite akut (örn: spinal fraktür veya dislokasyonlar)veya kronik (örn: spondilolistezis), belirgin, beklenen veya gizli olarak da tanımlanabilir. Akut instabilite; Belirgin instabilite, radyografik çalışmalar tarafından desteklenen ve ağrı, deformite veya nörolojik defisitlerle sonuçlanan aşırı harekettir. Belirgin instabilite genellikle external veya internal stabilizasyon gerektirir. Beklenen instabilite, nöral elementlerin uygun dekompresyonu veya bir lezyonun rezeksiyonu için gerekli olan cerrahi bir işlemin oluşturacağı instabilite anlamına gelir. Gizli veya mikroinstabilite, aşırı hareketin net bir şekilde gösterilemediği, ancak klinik ve radyografik bulguların kombinasyonuna dayanarak var olduğu varsayıldığı durumları ifade eder.

Kraniyovertebral Bileşkenin Bozukluklarının Sınıflandırılması

Kraniyovertebral bileşkede çok çeşitli konjenital, gelişimsel ve kazanılmış anomaliler mevcuttur. Tek veya multipl anomaliler aynı bireyde görülebilir. Bu çeşitli bozuklukların anlaşılması ve tartışılması amacıyla geleneksel bir sınıflama oluşturulmuştur (Tablo 4). Bu lezyonların cerrahi tedavisine fizyolojik bir yaklaşım geliştirilmesinde dikkate alınan faktörler;

1. İndirgenebilirliği,
2. Lezyonların kraniyovertebral bileşkedeki yönelimi ve şekli ve nöral yapılar üzerinde etkisi,
3. Lezyonun etyolojisi,
4. Etkilenen alandaki büyüme potansiyelidir.

Benign kemoterapi ve radyoterapi dirençli tümörlerin radikal rezeksiyon potansiyellerinin yanı sıra bir cerrahi işlem sonrası bölgenin stabilitesi akılda tutulmalıdır. Bu nedenle, indirgenebilir lezyonlar primer stabilizasyon gerektirirken indirgenemez lezyonlar, ventral, dorsal veya lateral olsun, uzanımın meydana geldiği şekilde dekompresyon gerektirir. Herhangi bir durumda, tedaviden önce veya cerrahi yaklaşımdan sonra instabilite mevcutsa, stabilizasyon çok önemlidir.

Tablo 4. Kraniyovertebral Bileşke Anomalilerinin Sınıflandırılması

A. Konjenital Anomaliler ve Malformasyonları 1. Oksipital kemik malformasyonları a. Oksipital vertebra görünimleri 1. Proatlas kalıntıları 2. Klivus segmentasyonları 3. Foramen magnum çevresi kalıntıları b. Kondiler hipoplazi c. Baziler invaginasyon d. Atlas asimilasyonu 2. Atlas malformasyonları a. Atlas asimilasyonu b. Atlantoaksiyal füzyonlar c. Atlas arklarının aplazisi 3. Aksis malformasyonları a. Segmentasyon bozuklukları (C1-C2 veya C2-C3 segmentasyon yetmezliği) b. Dens displazileri veya hipolazisi c. Ossiculum terminale
B. Gelişimsel ve Edinsel Anomaliler 1. Travmatik a. Kraniyovertebral bileşkede akut ligamentöz ve kemik hasarı b. Kraniyovertebral bileşke instabilitesinin gecikmiş görünimleri (os odontoideum gelişimi) 2. İnstabiliteye yol açan inflamasyon ve granülasyon kitleleri (Romatoid artrit gelişimi, reyonel ileit, psöriazis, skleroderma, psödogut, ankilozan spondilit) 3. Enfeksiyöz (Grisel Sendromu) 4. Metabolik (Morquio sendromu, Conradi Sendromu, Fetal warfarin sendromu, renal rikets, hiperparatiroidi) 5. Genetik transformasyonlar (Down Sendromu, Osteogenezis imperfekta, akondroplazi, Paget hastalığı, nörofibromatozis) 6. Neoplastik a. Benign (Anevrizmal kemik kisti, osteoblastoma, osteokondroma, kondroma) b. Malign 1. Primer (Kordoma, Kondrosarkoma, plazmasitoma) 2. Sekonder (Multipl miyeloma, metastatik hastalık, nazofarengeal malignite)

2.6. KRANİYOVERTEBRAL BİLEŞKE BOZUKLUKLARININ TEDAVİSİ

Kraniyovertebral bileşke bölgesinin instabilitesinin cerrahi tedavisi, anatominin üç boyutlu anlaşılmasını, yüksek derecede teknik yeterliliğin ve bölgeyle ilgili biyomekanik konuların anlaşılmasını gerektirir. Kraniyovertebral bileşke instabilitesinin cerrahi tedavisi, bölgeye erişimdeki göreceli güçlük, nörovasküler yapıların kritik ilişkileri ve karmaşık biyomekanik konular nedeniyle karmaşıktır. Bu konuların karmaşıklığı göz önüne alındığında, cerrahın tedaviden önce problemi ve tedavi yöntemini tam olarak anlaması gerekir.

Kraniyovertebral bileşkede genel olarak cerrahi girişimler patolojik durumlarda rezeksiyon veya dekompresyon ve stabilizasyondur. Oksipito-servikal instabilitesi olan hastaların tedavisi için geçmişten günümüze çeşitli cerrahi yaklaşım ve teknikler tanımlanmıştır. Stabilizasyon metodları için cerrahi yaklaşımlar anterior ve posterior olarak sınıflandırılabilir. Bu yaklaşımların çoğu posterior olup anterior yaklaşımlar için endikasyonlar sınırlıdır. Ancak aksiyel rotasyonu korumak için vazgeçilmez bir yöntemdir.

Tablo 5. Kraniyovertebral Bileşke Stabilizasyonu için Yaklaşımlar

- | |
|--|
| <ol style="list-style-type: none">1. Anterior Yaklaşım<ol style="list-style-type: none">a. Anterior Odontoid Vida Fiksasyon2. Posterior Atlanto-Aksiyel Fiksasyon<ol style="list-style-type: none">b. C1-C2 transartiküler vida fiksasyon (Magerl yöntemi)c. C1 lateral mass ve C2 pedikül vida fiksasyon (Goel-Harms yöntemi)3. Oksipitoservikal Fiksasyon |
|--|

2.7. KRANİYOSERVİKAL ENSTRÜMANTASYON

Kranioservikal bileşkenin kompleks yapısı, bu bölge patolojilerinin çeşitliliği ve oksipitoservikal enstrümantasyon gereksinimlerinin hepsini karşılamak uygulanabilecek bir tekniğin eksikliği nedeniyle oksiput-C1-C2 bölgesini immobilize etmek için bir çok teknik geliştirmiştir. Sistematiik olarak incelendiğinde enstrümantasyonu, fiksasyon noktaları ve malzemeler olmak üzere iki alt başlıkta

incelenebilmektedir. Fiksasyon noktaları, spinal enstrümantasyonu oksiput, atlas ve aksise bağlamak için kullanılan alanları içermektedir. Fiksasyon noktaları ise temel ve hareket segmenti olarak ikiye ayrılmaktadır. Fiksasyonun temel noktaları, kraniyoservikal bileşkenin sadece bir elemanına fiksasyonu içeren noktaları kapsar. Stabilizasyon, bir rod, plak veya diğer uzunlamasına elemanlar ile birlikte fiksasyon temel noktalarının bağlanmasıyla sağlanır. Fiksasyon hareket segment noktaları ise kraniyoservikal bileşkenin iki veya daha fazla elemanına fiksasyonu içeren noktaları kapsar. Çoğu olgularda, hareket segmenti noktasının diğer temel fiksasyon noktasına bağlanması seçenekleri olmasına rağmen kısmi stabilizasyon fikse edilen elemanlar arasında sağlanır.

Tablo 6. Fiksasyon Noktaları

Tip	Seviyeler	Fiksasyon Noktaları
Temel	Oksiput	Bikortikal tel
		Unikortikal vida
		Bikortikal vida
		“İnside-outside vida”
	C1	Sublaminar tel
		Lateral Mass Vida
		“Pedikül vida”
	C2	Sublaminar tel
		Lateral Mass Vida
		Pedikül Vida
Hareket segmenti	Oksiput-C1	İntralaminar Vida
		Kemik ve tel
		C0-C1 Transartiküler vida
	C1-C2	C1-C2 Transartiküler Vida

Oksipitoservikal enstrümantasyon malzemeleri minimum fiksasyon noktaları ve bu noktaları bağlayan uzunlamasına elemanlardan oluşur. Günümüzde, oksipito-

servikal enstrümantasyon yapılarında uzunlamasına elemanlar için birçok seçenek bulunmaktadır. Wolfla tarafından etkili bir malzeme yapılması açısından ideal bir uzunlamasına bağlayıcı malzemenin dört özelliğe sahip olacağı bildirilmiştir[34]. Bunlar;

- Sabitleme noktalarının tüm tipleri ile bağlanabilmeli;
- Kraniyo-kaudal olarak fiksasyon noktaları ile bağlanabilmesi için çoklu yerler;
- Suboksipital bölgedeki kemiğin en kalın yerindeki fiksasyon noktaları ile bağlantısının sağlanması;
- Çapraz bağlanabilmelidir.

Mevcut uzunlamasına eleman tipleri, yapısal kemik grefti, paslanmaz çelik dikdörtgenler, rekonstrüksiyon plakaları, özel konektörlere sahip rodlar ve hazırlanmış şekillerde plakaları ve rodları birleştiren hibrid malzemeleri içerir.

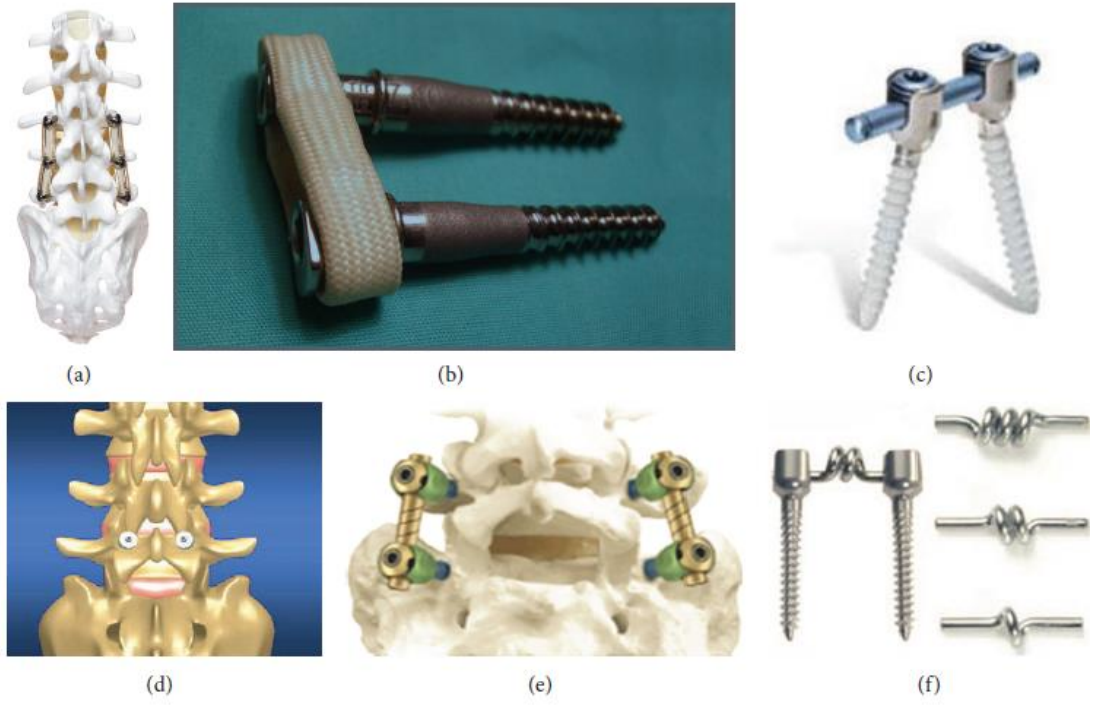
Posterior Dinamik Stabilizasyon Sistemleri

Günümüzde kronik bel ağrısının cerrahi tedavisinde rijit fiksasyon mevcut altın standart tedavi seçeneğidir. Bununla birlikte bu sistemlerin komşu segmentte artmış mekanik stres, uzun dönem dejeneratif değişikliklere ve hipermobiliteye neden olma gibi bazı sakıncaları vardır. Bu ise ek füzyon cerrahisi gereksinimi ortaya çıkarmaktadır. Dinamik sistemler ise komşu segment dejenerasyonu çözmek için ileri sürülmüştür.

Posterior dinamik stabilizasyon sistemlerini posterior interspinöz ürünler, pedikül vida bazlı rod ürünleri ve total faset replasman sistemleri olarak üç temel kategoride inceleyebiliriz [11] (Tablo 7).

Tablo 7. Posterior dinamik stabilizasyon sistemlerinin sınıflandırılması

1. İnterspinöz Ürünler
❖ DIAM, Medtronic Sofamar Danec
❖ Wallis Sistem, Abbott Spine
❖ X-STOP interspinöz dekompresyon cihazı, Kyphon
❖ CoFlex, Paradigm Spine
❖ Flexus, Globus Medikal
2. Pedikül Vida Bazlı Sistemler
❖ GRAF ligamentoplasti sistemi
❖ Isobar TTL yarı rijit rod, Scient’X
❖ Dynesys Dinamik Nötralizasyon Sistemleri, Zimmer
❖ Cosmic Posterior Dinamik Sistem, Ulrich Medical
❖ CD-Horizon Legacy PEEK Rod
❖ Axient SC Dinamik Fiksasyon Sistemi
❖ AccuFlex Rod Sistemi, Globus Medical
❖ PercuDyn, Interventional Spine
❖ Safinaz, Medikon
3. Total Faset Replasman Sistemleri
❖ Total Posterior Artroplasti Sistemi (TOPS), Impliant Spine
❖ Stabilimax NZ, Applied Spine Technologies
❖ Total Faset Artroplasti Sistemi (TFAS), Archus Orthopaedics



Şekil 10. Posterior Dinamik Stabilizasyon Sistemleri.

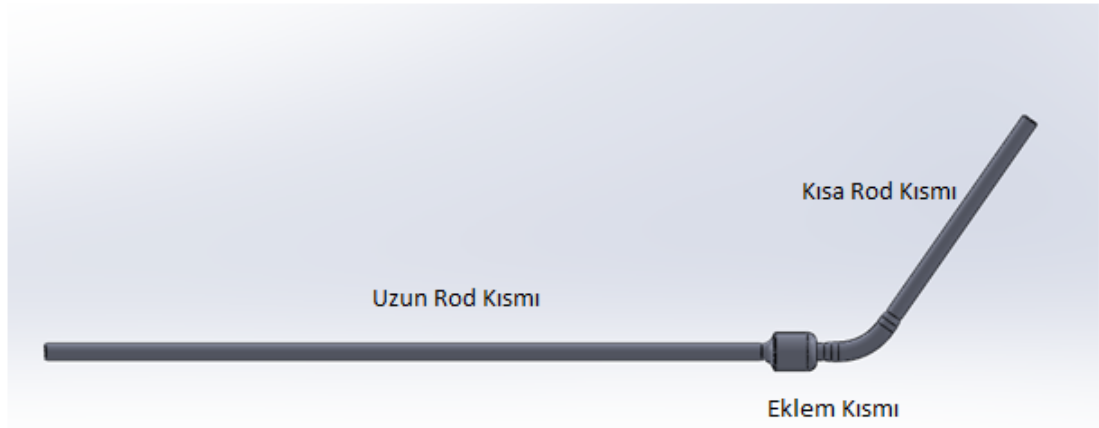
(a) Dynesys; (b) Graf; (c) PercuDyn; (d) Cosmic; (e) AccuFlex; (f) Bioflex

3. GEREÇ VE YÖNTEM

1.1. DİNAMİK OKSİPİTOSERVİKAL ROD

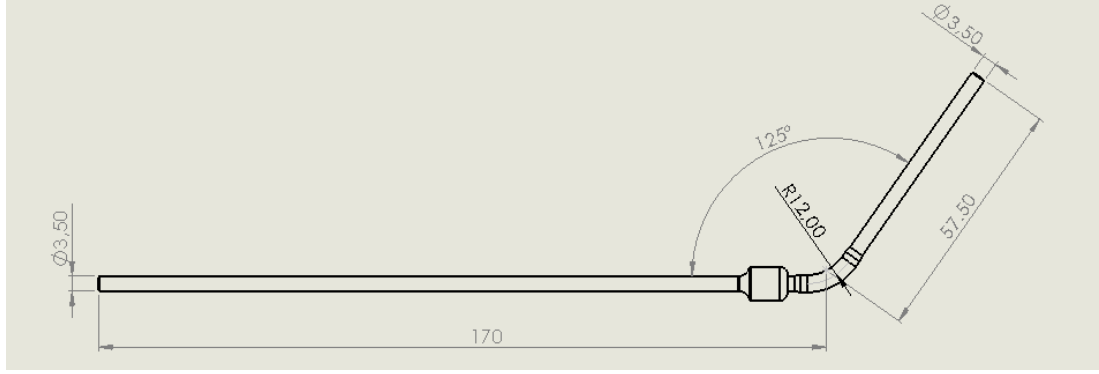
Bu çalışmada tasarladığımız dinamik oksipitoservikal rodun biyomekanik özelliklerini değerlendirmek ve rijit rod sistemleriyle karşılaştırmak amacıyla iki grup halinde biyomekanik testler yapılmıştır.

Dinamik rod (posterior oksipitoservikal rod); baş ve boyun bağlantısını sabitlerken, hastanın kısmi olarak hareket edebilmesini sağlamak amacıyla kullanılır. Posterior oksipitoservikal rod yapısal olarak üç kısımdan oluşmaktadır: oksipital kemiğe sabitlenecek olan kısa rod kısmı, eklem kısmı ve servikal bölgeye sabitlenecek olan uzun rod kısmı.



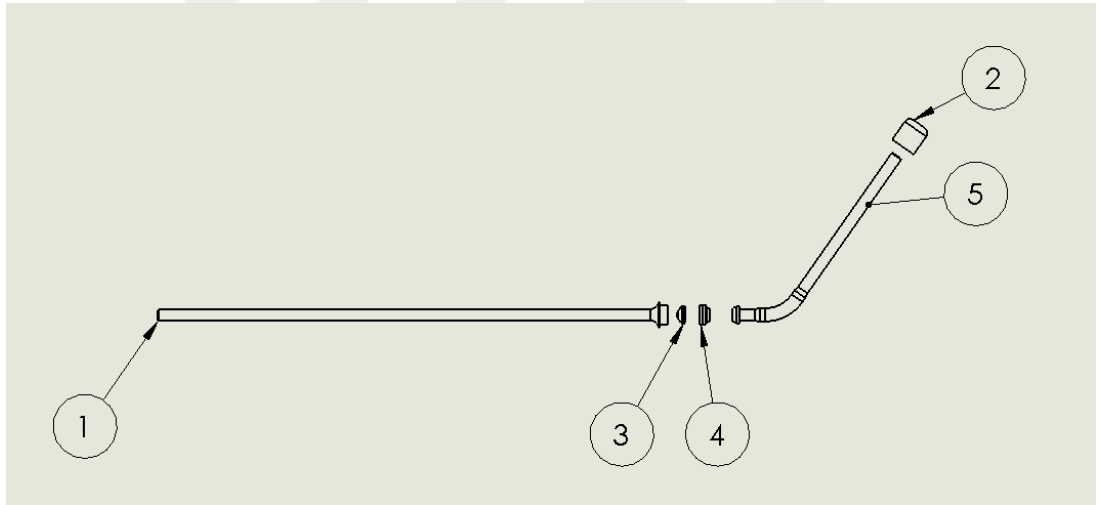
Şekil 11. Posterior Dinamik Oksipitoservikal Rod Temel Parçaları

Posterior oksipitoservikal rod montajlanıp ürün haline geldikten sonra, kısa rod kısmı ile uzun rod kısmı arasındaki temel açı, insan anatomisine uygun olacak şekilde 125 derece olarak tasarlanmıştır. Posterior oksipitoservikal rod standart olarak uzunlukları; kısa rod kısmının uzunluğu 57.5 mm ve uzun rod kısmının uzunluğu 170 mm'dir. Kısa ve uzun rod kısımlarının çapları aynı olmakla birlikte, 3.5mm 'dir.



Şekil 12. Posterior Dinamik Oksipitoservikal Rod Temel Parçalarının Boyutları ve Açılanmaları

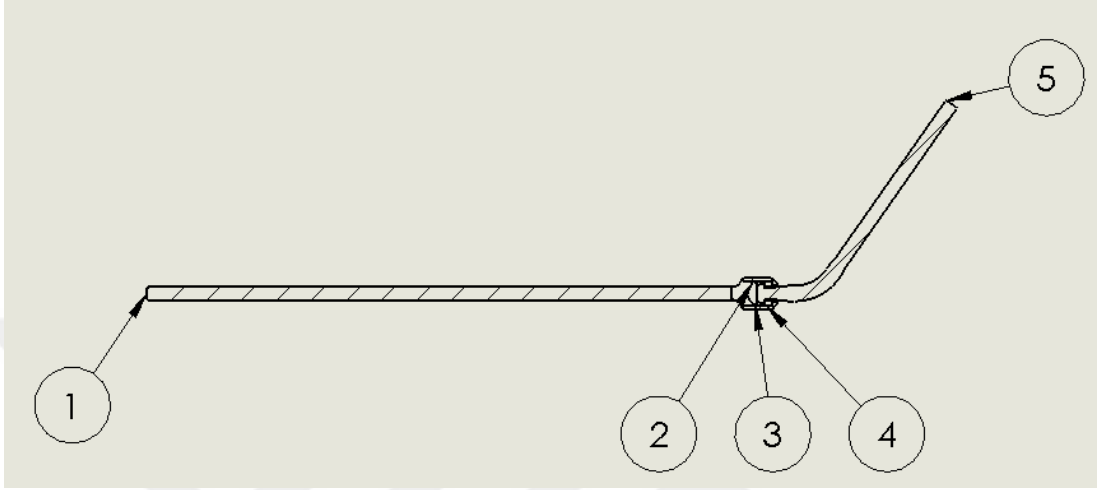
Posterior oksipitoservikal rod montajlanabilmesi için gerekli olan 5 kısım vardır: Uzun rod (1), kısa rod (5), merkezleme silikonu (3), yataklama silikonu (4) ve kilitleme somunudur (2).



Şekil 13. Posterior Dinamik Oksipitoservikal Rodun Bileşenlerinin Ayrık Görünümü

Dinamik rodun montaj şekli: Kısa rodun (5) eklem ucuna merkezleme silikonunun (3) oturabileceği bir oyuntu açılmıştır. Bu oyuntuya merkezleme silikonu (3) yerleştirilir. Merkezleme silikonuyla (3) uzun rodun (1) uyumlu çalışmasını sağlayan girinti ve çıkıntılar birbirine uyumlu olacak şekilde tasarlandığı için uzun rod (1) merkezleme silikonunun (3) üzerine getirilerek konumlandırılır. Daha sonra yataklama silikonunun (4) ortasındaki delik uzun rod (1) geçirilerek

eklem ucuna kadar getirilip konumlandırılır. Son olarak da kısa rodun (5) vida dişleri kısmına biyolojik olarak uyumlu niteliğe sahip metal yapıştırıcısı sürülerek, kilit somunu (2) vidalamak suretiyle kısa rodun (5) üzerine montaj edilir.



Şekil 14. Posterior Dinamik Oksipitoservikal Rodun Bileşenlerinin Birleşik Görünümü

Dinamik rodun üretilmesinde kullanılan malzemelerden bahsedecek olursak; kısa rod (5), uzun rod (1) ve kilitleme somunu (2) titanyum alaşımından (Ti6Al5V), yataklama silikonu (4) ve merkezleme silikonu (3) ise biyouyumlu silikondan (MED 4750) üretilmiştir.

Dinamik rodun hareketli kısmı olan kısa rod kısmı, her yöne 15 derece açı yapabilecek kabiliyettedir. Bununla birlikte kullanım şekli açısından değerlendirildiğinde 2 adet dinamik rod birlikte kullanılarak hastanın başı ve boynu sabitlendiği durumda sağlayacağı hareketi azalmaktadır şöyle ki; hasta boynunu 10 derece öne ve arkaya hareket ettirebilirken, 5 derece sağa ve sola döndürebilecektir.

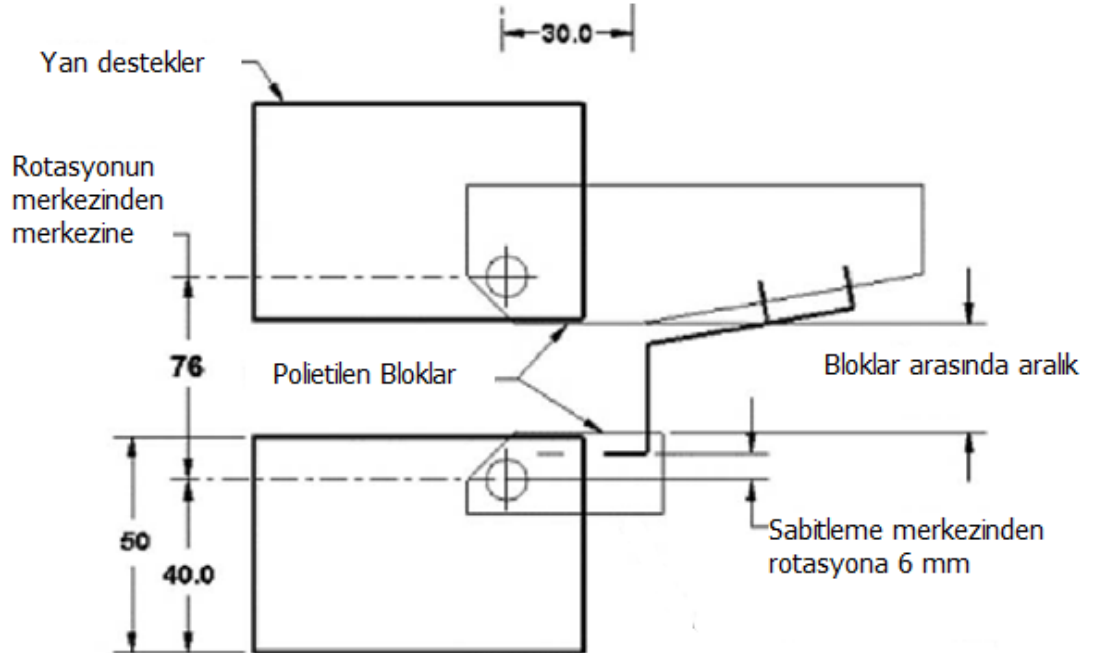
1.2. DİNAMİK OKSİPİTOSERVİKAL ROD DENEYSEL MODELİNİN OLUŞTURULMASI VE BİYOMEKANİK TESTLER

1.2.1. Sistemin Mekanik Olarak Modellenerek Test Edilmesi

Yeni tasarlanan ve halihazırda kullanılan oksipital-servikal sistemlerle vertebrektomi modeller kurulmuş ve bu modellerle biyomekanik karşılaştırma için eksenel basma, dinamik ve burulma testleri gerçekleştirilmiştir.

1.2.2. Vertebrektomi Modelinin Kurulması

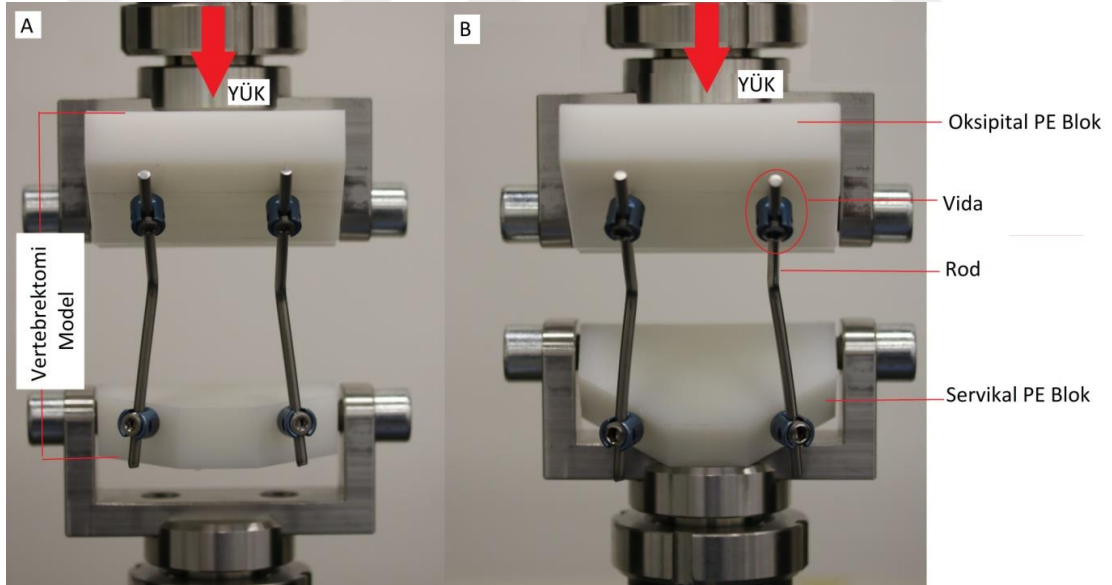
Testleri anatomik koşullara uygun olarak gerçekleştirebilmek için, oksipital-servikal sistemler sabitlendikleri oksipital ve servikal kısımları temsilen yüksek yoğunluklu polietilen (Ultra High Molecular Weight Polyethylene) (UHMW-PE 1000) malzemesine ASTM (American Society for Testing and Materials) 2706-08 standardına göre fıkse edilmiştir [43] (Şekil 1). Rodlar tasarıma uygun olarak 125 derecelik bir oksipitoservikal açıyla sisteme tespit edildi. Vida kapakları, ayarlanabilir torklu sıkıcı ile 5 N/m tork ile sıkıldı.



Şekil 15. Vertebrektomi modellerinin kurulması

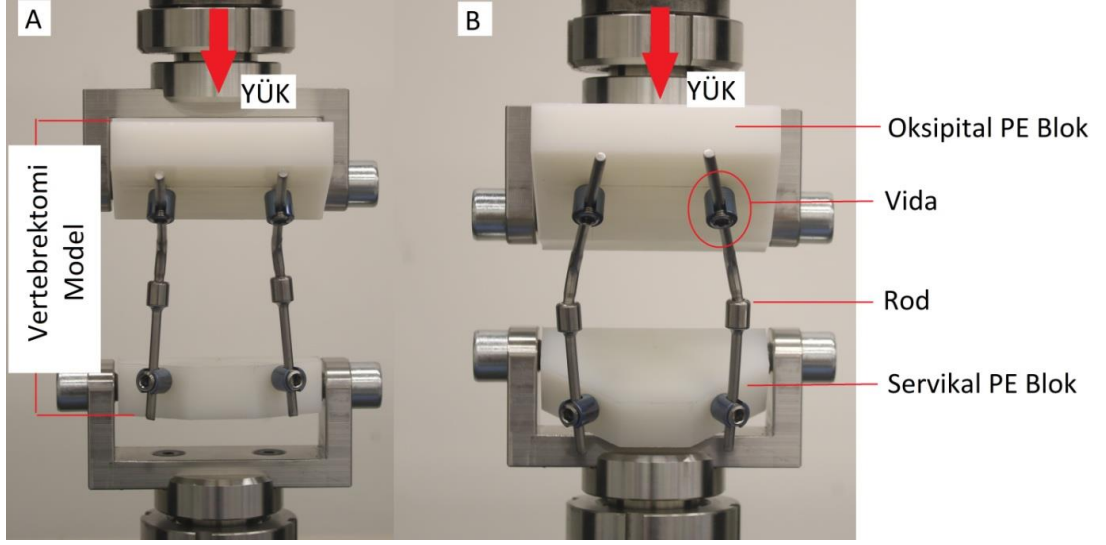
1.2.2.1. Statik Basma Testleri

Burma deneyleri için her iki sistemden 6'şar adet vertebrektomi modellere kurulmuş ve ASTM F 2706 standardına göre Instron 3300 (High Wycombe, UK) basma çekme cihazı ile anlık hareket merkezinden 5 mm/dk sabit basma ilerleme ile yük uygulanarak sistemin akma mukavemeti belirlenmiştir [43] (Şekil 1). Deney sırasında yük-yer değiştirme değerleri kaydedilerek, bu verilerle modellerin rijitliği hesaplanmıştır (Şekil) [1]. Akma yükü (N) ve rijitlik (stiffness) (N/mm) değerleri hesaplanmıştır. Akma noktası malzemenin elastik bölgeden plastik bölgeye geçtiği noktadır. Bu noktadan sonra malzeme üzerindeki yük kalksa dahi gerçekleşen deformasyon kalıcıdır ve malzeme asla eski haline geri dönemez. Malzemelerin hangi koşullar altında kalıcı şekil değişimine uğrayacağını bilmek malzemenin tasarımı ve kullanımı için çok önemlidir. Malzemenin rijitliği ise yine basma testi sonucu elde ettiğimiz yük-yer değiştirme grafiğinin elastik bölgesinin eğiminden hesaplanmaktadır. Rijitlik ise bir malzemenin yük altında ne kadar şekil değiştirebilir olduğunu gösterir.



Şekil 16. Statik Basma Deney Düzeneği[Eski sistem vertebrektomi]

A) Test öncesi B) Test sonrası]



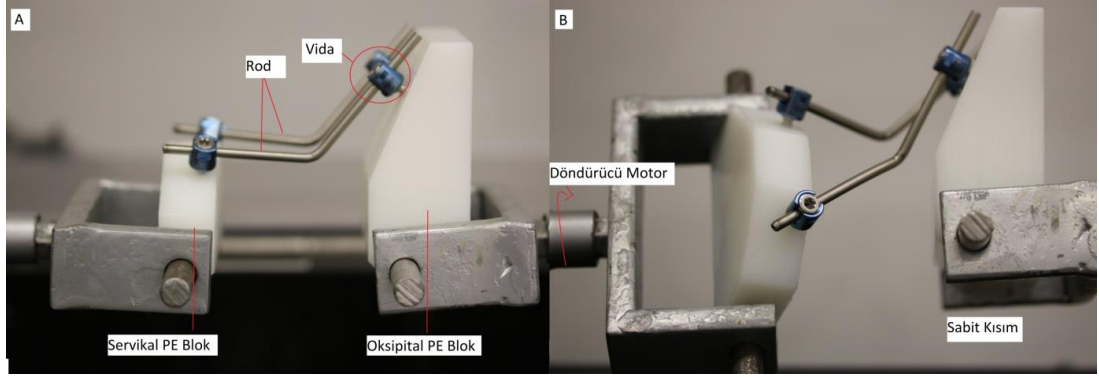
Şekil 17. Yeni sistem vertebrektomi model [A)Test öncesi B)Test sonrası]

1.2.2.2. Dinamik Basma Testleri

Cihaza ASTM standardına göre yerleştirilen vertebrektomi modellerine, anatomik yük aksından kuvvet uygulanmıştır. Deney düzeneği statik testler ile aynıdır ancak yük çevrimsel olarak uygulanmıştır. Eğme deneyinde elde edilen akma değerinin %25'i, % 50'si ve % 75'i kadar yük uygulanmıştır. Yük oranı 10, çevrim frekansı 5 Hz ve kırılma gerçekleşmeksizin 5.000.000 çevrim uygulanmıştır. Test öncesi ve test sonrası hasar miktarını belirlemek için oksipital ve servikal PE blok arası mesafe ölçülmüştür.

1.2.2.3. Burulma (Torsiyon) Testleri

Burma deneyleri için her iki sistemden 6'şar adet numune hazırlanmıştır. Deneyler, Instron 55MT statik burma deney cihazı yardımıyla, 2 deg/s açısal hızla gerçekleştirilmiştir. Deneyler hasar oluşana kadar devam ettirilmiştir. Her bir numune için tork-açı grafikleri cihazın yazılımı aracılığıyla elde edilmiştir. Bu grafiklerden maksimum tork, burma rijitliği ve akma torku hesaplanmıştır. Maksimum tork kırılmadan önce dayandığı en yüksek tork değerini göstermektedir. Rijitliği burma yükleri altında ne kadar şekil değiştirebilir olduğunu göstermektedir. Akma torku ise malzemede kalıcı deformasyonun başladığı noktayı göstermektedir.



Şekil 18. Burulma Deney Düzeneği [Eski sistemde burulma test düzeneği]

A) Test öncesi B) Test sonrası]

1.3. VERİ ANALİZİ

Veri analizi SPSS (Windows, versiyon 11.5.) programı yardımıyla yapılmıştır. Gruplar arası karşılaştırma, örneklem değeri 30'dan küçük olduğu için non parametrik Mann Whitney testi ile gerçekleştirilmiştir. P değeri, verilerin istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığını değerlendirmede kullanılmıştır. Karşılaştırılan iki grup arasında eğer P değeri 0.05'den küçük ise aralarındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

4. BULGULAR

Tablo 8. Statik Basma Test Sonuçları

YENİ SİSTEM			ESKİ SİSTEM	
	Akma Yüğü (N)	Rijitlik (N/mm)	Akma Yüğü (N)	Rijitlik (N/mm)
1	33.78	8	50.69	2.57
2	39.00	6.83	45.21	2.70
3	56.80	6.73	57.53	2.72
4	50.48	7.58	31.51	2.53
5	52.43	9.09	54.79	3.00
6	51.60	7.22	54.80	2.71
Ort	47.35	7.575	49.09	2.71
STD	8.909	0.880	9.623	0.165

Statik basma testleri sonucunda elde edilen akma değeri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında akma yüğü değeri benzerdir aralarında, anlamlı bir fark saptanamamıştır ($p=0,631$, Mann Whitney). Rijitlik değerlerine baktığımızda ise yeni sistemin anlamlı derecede daha rijit olduğu belirlenmiştir ($p=0,004$, Mann Whitney).

Tablo 9. Dinamik Basma Test Sonuçları

YENİ SİSTEM				ESKİ SİSTEM		
uygulanan yük (N)	yüklemeye öncesi mesafe (mm)	yüklemeye sonrası mesafe (mm)		yüklemeye öncesi mesafe (mm)	yüklemeye sonrası mesafe (mm)	
32	52.18	49.88	2.3	53.37	52.25	1.12
25	52	50	2	53.55	52.7	0.85
14	52.5	51.5	1	53.35	52.95	0.4

Tablo 10. Burulma Test Sonuçları

YENİ SİSTEM				ESKİ SİSTEM		
	Max Tork	Stiffness	Akma Torku	Max Tork	Stiffness	Akma Torku
1	2.79	0.146	2.49	8.83	0.625	3.91
2	4.67	0.145	1.78	8.89	0.452	7.86
3	2.54	0.16	1.69	8.07	0.87	4.96
4	2.62	0.15	1.86	8.42	0.41	5.97
5	2.09	0.11	1.80	8.59	0.41	5.54
6	2.13	0.12	1.95	9.09	0.42	5.62
Ort	2.81	0.14	1.93	8.65	0.53	5.64
STD	0.954	0.019	0.288	0.368	0.185	1.304

Burulma testleri sonucunda elde edilen maksimum tork, rijitlik ve akma tork değerlerini istatistiksel olarak karşılaştırdığımızda eski sistem ve yeni sistem arasında anlamlı bir fark olduğu, eski sistemin yeni sisteme göre daha yüksek torklara dayanabildiği, burma yükleri altında daha rijit davrandığı ve akma torkunun daha yüksek olduğu yani kalıcı hasara yeni sisteme kıyasla daha fazla yüklerde geçtiği belirlenmiştir (bütün parametreler için $p=0,004$, Mann Whitney).

5. TARTIŞMA

Mobilite ve stabilite kraniyovertebral bileşkenin ayırt edici özellikleridir. Oksipitoatlantal eklem en stabil eklem iken, atlantoaksiyal eklem vücudun en hareketli eklemidir [44]. Oksipitoservikal fiksasyon, oksipital kemik ve servikal omurganın füzyonu için bir yöntem olup cerrahi sonrası baş hareketlerinde ciddi kısıtlanmaya neden olmaktadır. Bu yüzden oksipitoservikal instabilitesi olan hastalarla sınırlandırılmalıdır. Atlantoaksiyel eklem en mobil eklemdir ve bu nedenle instabilite gelişme olasılığı daha fazladır [44]. Atlanto-aksiyel fiksasyon için aday olmayan atlantoaksiyel instabilitesi olan hastaların önemli bir kısmına oksipitoservikal fiksasyon cerrahi yapılmıştır. Bu temel olarak C1-C2 fiksasyonun, yüksek seyirli vertebral arterlerde ve posterior ark defektlerindeki gibi teknik zorlukları nedeniyle olmuştur [45]. 1980'lerin sonunda, O-C fiksasyonu gerçekleştirmek için standart yöntem, Ransford loop sistemi gibi konturlu bir rod ve kablolama sistemini içermektedir. Bu yöntemde, önceden şekillendirilmiş bir titanyum çubuk oksiput-servikal açığa göre şekillendirilir. Daha sonra rod, oksipital deliklerden geçen bir titanyum tel kablosu kullanılarak oksipital kemiğe ve sublaminar kablolama ile servikal laminaya sabitlenmektedir. Bu teknik, KVB'nin hemen, yarı rijit fiksasyonunu sağlar. Bu tekniğin dezavantajı, dikey çökme oluşturan aksenal sıkıştırma yüklerine karşı artan bir duyarlılıktır. Bu artan duyarlılık, telin gevşemesinden dolayı teller arasında kayan çubuklar, kemik atrofi veya tel ile kemik arasındaki ara yüzeydeki erozyondan kaynaklanabilir. Rodlara bağlanan kablolama tekniklerini içeren yapılar özellikle döngüsel yüklenme ile gevşemeye açıktır.

1989'da Roy-Camille ve arkadaşları, kafa tabanı vidaları, plaklar ve lateral mass vidaları ile rijit oksipitoservikal füzyon görüşü sunmuşlardır [46]. Daha sonra, 1991 yılında Grob ve arkadaşları oksipital Y-plak ve lateral mass vidaları ile 14 hastada anlamlı klinik sonuçlar ve kemik füzyonu elde ettiği bildirilmiştir [47].

1997 yılında piyasaya sürülen Olerud Servikal Sistem, oksipitoservikal fiksasyon için ilk rod ve vida sistemiydi. Şekillendirilmiş rod, subaksiyal lateral mass, transartiküler ve pedikül vidaları, C2 pedikül, C2 translaminar veya C1-C2

transartiküler vidalar gibi servikal omurgadaki çeşitli monoaksiyal çapa vidalarıyla bağlanmıştır. Daha sonra, rodler oksiput vidaları ile oksipital kemiğe sabitlenmektedir. Neyse ki, yeni poliaksiyal vida sistemleri, çubuk ve vida arasında daha kolay bağlantılara izin vermektedir [5]. İki yönlü tutuş sağlayabilen orta hat suboksipital vidaların en yüksek güce sahip olduğu bildirilmiştir [48]. Tasarladığımız model de benzer şekilde olup iki yönlü tutuş sağlamakta ve orta hatta bir plak ve suboksipital vidalar ile tespit edilmektedir.

Spinal rijit enstrümantasyonlar günümüz için çeşitli spinal bozuklukların cerrahi tedavisinde füzyonu sağlamak ve stabilize etmek için kullanılmaktadır. Teknolojik gelişmeler sayesinde üretilen birçok rijit fiksasyon sistemi doğal füzyon gelişene kadar cerrahi sonrası hemen stabilizasyonu sağlamaktadır. Bununla birlikte dejeneratif omurga, spinal instabilite ve mekanik bel ağrısı tedavisinde füzyon cerrahisi altın standart tedavi olarak bilinmektedir [9, 49]. Ancak füzyon cerrahisi de komşu segment dejenerasyonu, hareket kısıtlılığı ve cerrahinin neden olduğu bazı sorunları beraberinde getirebilmektedir. Füzyon cerrahisinden sonra görülen bu tür komplikasyonlar dinamik stabilizasyon arayışlarını gündeme getirmiştir. Dinamik stabilizasyon eklemdeki hareketi sürdürmeye çalışırken, omurganın ön ve arka elemanları arasındaki yükü dağıtarak ağrıyı gidermeyi amaçlar [8-10]. Literatürdeki birçok çalışma posterior dinamik stabilizasyonun, kontrollü hareket sağlaması, artmış anterior yük dağılımını sağlaması ve hareketi koruması nedeniyle komşu segment dejenerasyonunu önleyerek rijit stabilizasyona üstün olabileceği bildirilmiştir [8-10, 12-14, 50]. Ancak posterior dinamik bir ürünün füzyondan daha iyi olduğu sonucuna varması için, benzer şekilde tasarlanmış, bağımsız olarak finanse edilen çok sayıda denemenin sonuçları derlenmeli ve karşılaştırılmalıdır.

Oksipitoservikal füzyon malzemelerinin uygulanması kraniyoservikal bileşkenin benzersiz anatomisi nedeniyle zorlayıcıdır. Ancak kraniyoservikal instabiliteye sekonder servikal miyelopatili hastalar, spinal cerrahlar tarafından görülen en zorlayıcı problemlerden bazılarıdır. Bu grup hastalar konservatif tedaviden ziyade cerrahi gerektirmektedir. Romatoid artritli ve miyelopatili hastaların cerrahi girişim olmaksızın 7 yıllık sağ kalım oranı 0 olarak bildirilmiştir [51]. Spinal kord kompresyonu genellikle statik kuvvetlere ve önemli instabiliteye sekonder olmaktadır. Statik kuvvetler ve şiddetlenen instabiliteyi çözmek için

dekompresyon sıklıkla gereklidir. Kraniyoservikal artrodez, bu durumların çoğunun tedavisinde bu nedenle uygundur.

Artrodezi kolaylaştırmak amacıyla oksipitoservikal enstrümantasyon teknikleri geliştirilmiştir. Oksipitoservikal stabilizasyon ve füzyon amacıyla kullanılan enstrümantasyon tekniklerinin sonuçlarını değerlendirmek için bir çok çalışma yapılmış ve bütün hastalık süreçlerinde vida rod sistemlerinin oksipitoservikal füzyonda diğer gruplara üstün olduğu ve en olumlu sonuçları elde ettiği bildirilmiştir [52-54]. Ancak mevcut fiksasyon teknikleri instabilitedeki iyileşme sağlamakla birlikte servikal omurgada ciddi hareket kısıtlılığına neden olmaktadır. Çocuk popülasyonunda posterior oksipitoservikal artrodezin kontrol grubu ile karşılaştırıldığında servikal eklem hareket açıklığında anlamlı ölçüde azalmaya neden olduğu belirtilmektedir [55]. Bununla birlikte, her bir yönde fleksiyon-ekstansiyonda 13 derecelik, yan eğilmede 7 derecelik bir azalma olduğu ve 30 derecelik ortalama bir azalmayla en fazla etkilenen hareketin aksiyel rotasyon olduğu belirtilmektedir[55]. Oksipitoservikal artrodez sonrası hareket kısıtlılığına bağlı görüş alanında azalma yaşam kalitesini etkileyen ve güvenlik endişesini arttıran önemli bir konudur. Postoperatif disfaji ve dispne, OC fiksasyonu sonrası nadir görülen komplikasyonlardır. Ancak günlük yaşam için ciddi sorunlara neden olurlar. Bu tür komplikasyonlar için, servikal dizilim değişiklikleri, faringeal ödem ve genişlemiş bir dil dahil olmak üzere çeşitli mekanizmalar ileri sürülmüştür[6]. Oksipitoservikal fiksasyon sonrası postoperatif disfaji ve dispne mekanizmaları için görüş öne sürülmüştür [56]. McGregor çizgisi ile C2'nin alt uç plakası çizgisi arasındaki açı olan oksipito-C2 açısı, azalmış lordotik oksipito-C2 açı ile fiksasyonun disfaji veya dispne indüklediğini düşündüren en dar orofaringeal hava boşluğu sagittal çapı ile pozitif bir korelasyon gösterdi [56]. Oksipitoservikal füzyonda C0-C2 açısı belirlendikten sonra ortalama 45 aylık takip süresinden sonra en dar orofaringeal hava boşluğu ve postoperatif dispne veya disfaji değişmedi[56]. Üst servikal omurga lezyonu olan romatoid artritli (RA) hastalarda C0-C2 açısı daha geniş bir pozisyonda sabitlendiğinde OC füzyondan sonra, orofaringeal boşluğun genişlemesine bağlı olarak obstrüktif uyku apnesi iyileştiği bildirilmiştir [7].

Oksipitoservikal fiksasyon yapılan hastaların sonuçları literatürde bildirilmekle birlikte bu hasta gruplarına ait uzun dönem yaşam kalitesini

değerlendiren çalışmalar bulunmamaktadır. Oksipitoservikal bileşke gibi omurgada benzersiz anatomik ve fonksiyonel özelliklere sahip bir bölgenin çeşitli patolojilere sekonder oluşan instabilitesinde cerrahi olarak stabilizasyonu gerekmektedir. Bununla birlikte, bu benzersiz bölgenin rijit stabilizasyonu anlamlı klinik sonuçlar sağlasa da respiratuvar problemleri, hareketlerde kısıtlanmaya bağlı yaşam kalitesinde ciddi bozulma ve komşu segment hastalığı gibi birçok problemi beraberinde getirmektedir [5-7,55,56]. Bu problemler, rijit oksipitoservikal stabilizasyonun cerrahi sonrası iyileşme üzerinde anlamlı sonuçları olmasına rağmen göz ardı edilmeyecek düzeyde olabilmektedir. Özellikle lomber bölgede kullanılmakta olan dinamik stabilizasyon sistemlerinin olumlu sonuçları değerlendirildiğinde “oksipitoservikal bölge patolojilerine bağlı instabilite durumlarında dinamik stabilizasyon sistemleri bu benzersiz bölge için kullanılabilir mi?” sorusuyla oluşturduğumuz hipotezi hazırladığımız deneysel modelle sunmak amaçlanmıştır. “Oksipitoservikal bölge instabilitelerinde dinamik oksipitoservikal rod modeli, normal anatomik ve biyomekanikleri özellikleriyle benzersiz bu bölgenin fizyolojik sınırlar içinde hareket yeteneğini koruyarak stabilizasyonu sağlar ve rijit sistemlerin yol açtığı cerrahi sorunları azaltır” hipotezi, tasarladığımız deneysel model ile test edilmiştir.

Test sonuçları değerlendirildiğinde statik yükleme altında akma yükü olarak eski sistemle benzer özellik sergilemiş ve rijitlik açısından bu yükleme koşulları altında eski sisteme göre üstünlük sağlamıştır. Burulma kuvvetlerine maruz kaldığında eski sistemin yeni sisteme göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha üstün olduğu ortaya konmuştur. Ancak bu burulma test sonuçları test öncesi beklediğimiz gibi tasarladığımız rod sisteminin dinamik özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Bu sonuçlar dinamik rod sistemimizin test koşullarında dinamik özelliklerini sergilediğini ve bu koşullarda başarılı olduğunu göstermektedir. Dinamik yükleme koşulları altında ise akma yükünün % 75 i olarak 35 N dinamik yükleme yapılmıştır. Yükleme öncesi ve yükleme sonrası oksipital ve servikal kısımlar arasındaki fark eski sistemde 1.12 mm iken yeni sistemde 2.3 mm’dir. Akma yükünün % 50 si olarak 25 N dinamik yükleme yapılmıştır. Yükleme öncesi ve yükleme sonrası oksipital ve servikal kısımlar arasındaki fark eski sistemde 0.85 mm iken yeni sistemde 2 mm’dir. Akma yükünün % 25 i olarak 13 N dinamik

yükleme yapılmıştır. Yükleme  ncesi ve yükleme sonrası oksipital ve servikal kısımlar arasındaki fark eski sistemde 1 mm iken yeni sistemde 0.4 mm'dir. Oksipital ve servikal kısımlar arasındaki bu farklar kraniyoservikal bir bileşkenin kraniyometrik özellikleri dikkate alındığında klinik olarak anlamlı olmayacağı görülmüştür [21,27,57]. Tüm bu bilgiler ışığında dinamik oksipitoservikal rod sisteminin bu bölge instabilitelerinde stabilizasyon amacıyla kullanılabileceği ileri sürülmektedir. Ancak füzyon implantı, füzyon gerçekleşene kadar stabilizasyonu sağlamalıdır; ancak dinamik stabilizasyon sistemleri için bu rol ömür boyu alınmalıdır. Bu nedenle oksipitoservikal bölge için dinamik rod sistemlerinin kullanımı için gerekli laboratuvar ve klinik çalışmalar devam etmelidir.



6. SONUÇ

Kraniyovertebral bileşkenin normal anatomik ve biyomekanik özelliklerini fizyolojik sınırlar içinde kalarak bu bölge instabilitelerinde stabilizasyonu ve bu bölgeye hareket yeteneği sağlayan dinamik oksipitoservikal rod biyomekanik açıdan başarılıdır. Ancak bu testler insan çalışmaları için yeterli olmamakla birlikte bu bölge cerrahilerinde dinamik rod kullanımı için bir temel inşa etmektedir. En iyi implant beklenen tedavi beklentisini karşılayan ve hasta uyumunun maksimum olacağını düşündüğümüz normal anatomi ve fizyolojik özelliklere en yakın olandır. Bu amaçla tasarladığımız rod ve başarılı test sonuçları, insanlarda kullanımı için gerekli diğer testler için temel oluşturmuştur.

ÖZET

Kraniyoservikal Bileşke İnstabilitesinde Rijit Rod ile Dinamik Posterior Oksipitoservikal Rodun Biyomekanik Açıdan Karşılaştırılması ve Uygunluğunun Değerlendirilmesi

Kraniyovertebral bileşkede instabilite oluşturan patoloji durumunda geçmişten günümüze stabilizeyi sağlamak amacıyla birçok cerrahi teknik uygulanmış ve önerilmiştir. Günümüzde KVB instabilitesi olan hastalarda yaygın olarak kullanılmakta olan cerrahi tedavi oksipitoservikal stabilizasyon ve füzyon cerrahisidir. Oksipitoservikal fiksasyon tekniklerindeki gelişmeler sayesinde oksipitoservikal instabilitesi olan hastalarda nörolojik ve fonksiyonel sonuçlarda anlamlı düzelmeler kaydedilmiştir.

Oksipitoservikal füzyon cerrahisi sonrası enstrümasyon açısı ile ilişkili olarak disfaji, dispne önemli komplikasyonlardır. Ayrıca füzyon, kraniyovertebral bileşkede fonksiyonel açıdan ciddi hareket kısıtlılığına neden olmaktadır. Bu yüzden cerrahi sonrası yaşam kalitesini etkilemektedir.

Oksipitoservikal dinamik rod ile amaçlanan kraniyovertebral bileşke instabilitelerinde biyomekanik açıdan stabilizeyi sağlayarak fonksiyonel sonuçları iyileştirmektir. Bu çalışma ile bu amaç doğrultusunda oksipitoservikal dinamik rodun biyomekanik açıdan uygunluğunun değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Sağlık hizmetleri açısından planlanan amaç dinamik oksipitoservikal rodun kraniyoservikal bileşke instabilitesi olan hastalarda kullanılmasıyla rijit enstrümantasyonların yol açtığı morbiditeyi azaltmak ve fonksiyonel sonuçları artırarak yaşam kalitesini arttırmaktır.

Dinamik rod (posterior oksipitoservikal rod); baş ve boyun bağlantısını sabitlerken, hastanın kısmi olarak hareket edebilmesini sağlamak amacıyla kullanılır. Posterior oksipitoservikal rod yapısal olarak üç kısımdan oluşmaktadır: oksipital kemiğe sabitlenecek olan kısa rod kısmı, eklem kısmı ve servikal bölgeye sabitlenecek olan uzun rod kısmı. Bu tasarlanan dinamik rod ile mevcut hastalarda kullanımda olan rijit rod aynı vebrektomi modeli üzerinde biyomekanik açıdan karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Yeni tasarlanan ve halihazırda kullanılan oksipital-servikal sistemlerle vertebrektomi modeller kurulmuş ve bu modellerle biyomekanik karşılaştırma için eksenel basma, dinamik ve burulma testleri gerçekleştirilmiştir.

Test sonuçları değerlendirildiğinde statik yükleme altında akma yükü olarak eski sistemle benzer özellik sergilemiş ve rijitlik açısından bu yükleme koşulları altında eski sisteme göre üstünlük sağlamıştır. Burulma kuvvetlerine maruz kaldığında eski sistemin yeni sisteme göre istatistiksel olarak anlamlı derecede daha üstün olduğu ortaya konmuştur. Ancak bu burulma test sonuçları test öncesi beklediğimiz gibi tasarladığımız rod sisteminin dinamik özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Bu sonuçlar dinamik rod sistemimizin test koşullarında dinamik özelliklerini sergilediğini ve bu koşullarda başarılı olduğunu göstermektedir. Oksipital ve servikal kısımlar arasındaki yer değiştirme miktarının kontrol grubuna oran yeni tasarım daha fazla olduğu görülmüştür. Bu farkın kraniyoservikal bir bileşkenin kraniyometrik özellikleri dikkate alındığında klinik olarak anlamlı olmayacağı görülmüştür.

Kraniyovertebral bileşkenin normal anatomik ve biyomekanik fizyolojik sınırlar içinde kalarak bu bölge instabilitelerinde stabilizasyonu ve bu bölgeye hareket yeteneği sağlayan dinamik oksipitoservikal rod biyomekanik açıdan başarılıdır.

Anahtar Kelimeler: Biyomekanik değerlendirme; Dinamik rod; Kraniyoservikal bileşke; Kraniyovertebral instabilite; Oksipitoservikal stabilizasyon

SUMMARY

Biomechanical Comparison of Rigid Rod and Dynamic Posterior Occipitocervical Rod in Craniocervical Junction Instability and Evaluation of The Eligibility

In the case of pathology causing instability in the craniovertebral junction, many surgical techniques have been applied and suggested to ensure stability from past to present. Currently, occipitocervical stabilization and fusion surgery is widely used surgical treatment in patients with craniovertebral junction instability. Significant improvements in neurological and functional outcomes have been achieved in patients with occipitocervical instability due to improvements in occipitocervical fixation techniques.

Dysphagia and dyspnea are important complications associated with the angle of instrumentation after occipitocervical fusion surgery. In addition, fusion surgery causes severe functional limitation in craniovertebral junction. In addition, fusion surgery causes severe limitation of movement in the craniovertebral junction. Therefore, it affects the quality of life after surgery.

The aim of the occipitocervical dynamic rod is to improve the functional outcomes by providing biomechanical stability in craniovertebral junction instabilities. This study purposed to evaluate the biomechanical eligibility of the occipitocervical dynamic rod. The purpose in terms of health services is to decrease the morbidity caused by rigid instrumentation and increase the quality of life by using dynamic occipitocervical rod in patients with craniocervical junction instability.

Dynamic rod (posterior occipitocervical rod) is used to stabilize the head and neck, allowing the patient to move partially. The posterior occipitocervical rod is structurally composed of three parts: the short rod portion to be fixed to the occipital bone, the joint portion, and the long rod portion to be fixed to the cervical region. This designed dynamic rod and the rigid rod in use in the present patients were compared on the same vebrectomy model from a biomechanical perspective.

Vertebrectomy models were established with newly designed and currently used occipital-cervical systems, and axial compression, dynamic and torsion tests were performed for biomechanical comparison with these models.

When the test results were evaluated, it showed similarity with the old system as yield load under static loading and provided superiority in terms of stiffness compared to the old system under these loading conditions. It has been shown that the old system is significantly superior to the new system when exposed to torsional forces. However, these torsion test results are due to the dynamic properties of the rod system, as we expected before the test. These results show that our dynamic rod system exhibits dynamic properties under test conditions and is successful in these conditions. The ratio of displacement between the occipital and cervical parts to the control group was found to be higher in the new design. This difference is not clinically significant when craniometric properties of craniocervical junction are considered.

The dynamic occipitocervical rod which provides stabilization of craniovertebral junction within normal anatomical and biomechanical physiological limits and stabilization of instability of this region and is biomechanically successful.

Keywords: Biomechanical analysis; Craniovertebral instability; Craniocervical junction; Dynamic rod; Occipitocervical stabilization

KAYNAKLAR

1. Bambakidis, N.C., et al., *Surgery of the Craniovertebral Junction*. Second Edition ed, ed. N.C. Bambakidis, et al. 2013: Thieme Medical Publishers. 546.
2. Sasso, R.C., et al., *Occipitocervical fusion with posterior plate and screw instrumentation. A long-term follow-up study*. Spine (Phila Pa 1976), 1994. **19** (20): p. 2364-8.
3. Garrido, B.J. and R.C. Sasso, *Occipitocervical fusion*. Orthop Clin North Am, 2012. **43** (1): p. 1-9, vii.
4. Bambakidis, N.C., D.J. Hart, and C.A. Dickman, *Occipitocervical Fixation*, in *Surgery of the Craniovertebral Junction*, N.C. Bambakidis, Editor. 2013, Thieme. p. 503-513.
5. Bhatia, R., et al., *Rigid occipitocervical fixation: indications, outcomes, and complications in the modern era*. J Neurosurg Spine, 2013. **18** (4): p. 333-9.
6. Lee, Y.H., et al., *Upper airway obstruction after cervical spine fusion surgery: role of cervical fixation angle*. Acta Anaesthesiol Taiwan, 2008. **46** (3): p. 134-7.
7. Ataka, H., et al., *Occipitocervical fusion has potential to improve sleep apnea in patients with rheumatoid arthritis and upper cervical lesions*. Spine (Phila Pa 1976), 2010. **35** (19): p. E971-5.
8. Schwarzenbach, O., et al., *Posterior dynamic stabilization systems: DYNESYS*. Orthop Clin North Am, 2005. **36** (3): p. 363-72.
9. Khoueir, P., K.A. Kim, and M.Y. Wang, *Classification of posterior dynamic stabilization devices*. Neurosurg Focus, 2007. **22** (1): p. E3.
10. Molinari, R.W., *Dynamic stabilization of the lumbar spine*. 2007. **18** (3): p. 215-220.
11. Kaner, T., et al., *Dynamic stabilization of the spine: a new classification system*. Turk Neurosurg, 2010. **20** (2): p. 205-15.
12. Sangiorgio, S.N., et al., *Comparison of three posterior dynamic stabilization devices*. Spine (Phila Pa 1976), 2011. **36** (19): p. E1251-8.

13. Chen, C.S., C.H. Huang, and S.L. Shih, *Biomechanical evaluation of a new pedicle screw-based posterior dynamic stabilization device (Awesome Rod System)--a finite element analysis*. BMC Musculoskelet Disord, 2015. **16**: p. 81.
14. Qian, J., et al., *Short-Term Therapeutic Efficacy of the Isobar TTL Dynamic Internal Fixation System for the Treatment of Lumbar Degenerative Disc Diseases*. Pain Physician, 2016. **19** (6): p. E853-61.
15. Biswas, J.K., et al., *A comparison of rigid, semi-rigid and flexible spinal stabilization devices: A finite element study*. Proc Inst Mech Eng H, 2019. **233** (12): p. 1292-1298.
16. Bellini, C.M., et al., *Biomechanics of the lumbar spine after dynamic stabilization*. J Spinal Disord Tech, 2007. **20** (6): p. 423-9.
17. Roberts, D.A., B.J. Doherty, and M.H. Heggeness, *Quantitative anatomy of the occiput and the biomechanics of occipital screw fixation*. Spine (Phila Pa 1976), 1998. **23** (10): p. 1100-7; discussion 1107-8.
18. Windsor, R.E. *Cervical Spine Anatomy: Overview, Gross Anatomy*. 2013.
19. Panjabi, M.M., et al., *Cervical human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions*. Spine (Phila Pa 1976), 1991. **16** (8): p. 861-9.
20. Martin, M.D., H.J. Bruner, and D.J. Maiman, *Anatomic and biomechanical considerations of the craniovertebral junction*. Neurosurgery, 2010. **66** (3 Suppl): p. 2-6.
21. Okutan, M.Ö., *Kraniyoservikal bileşkenin radyolojik olarak incelenmesi ve klinik önemi*, in *Anatomy Department*. 2009, Ankara University.
22. Doherty, B.J. and M.H. Heggeness, *The quantitative anatomy of the atlas*. Spine (Phila Pa 1976), 1994. **19** (22): p. 2497-500.
23. Dong, Y., et al., *Quantitative anatomy of the lateral mass of the atlas*. Spine (Phila Pa 1976), 2003. **28** (9): p. 860-3.
24. Doherty, B.J. and M.H. Heggeness, *Quantitative anatomy of the second cervical vertebra*. Spine (Phila Pa 1976), 1995. **20** (5): p. 513-7.

25. Dvorak, J. and M.M. Panjabi, *Functional anatomy of the alar ligaments*. Spine (Phila Pa 1976), 1987. **12** (2): p. 183-9.
26. Ghanayem, A.J., T.A. Zdeblick, and J. Dvorak, *Functional anatomy of joints, ligaments and discs*, in *The cervical spine*, C.R. Clark, Editor. 1998, Lippincott-Raven: Philadelphia. p. 45-52.
27. Topuz, A.K. and H. Şimşek, *Kraniovertebral Bileşke Anomalilerinin Tanı Yöntemleri ve Tedavi Algoritması*. Türk Nöroşirürji Dergisi 2013. **23** (2): p. 15-157.
28. Offiah, C.E. and E. Day, *The craniocervical junction: embryology, anatomy, biomechanics and imaging in blunt trauma*. Insights Imaging, 2017. **8** (1): p. 29-47.
29. Dickman, C.A., N. Theodore, and N.R. Crawford, *Biomechanics of the Craniovertebral Junction*, in *Surgery of the Craniovertebral Junction*, N.C. Bambakidis, et al., Editors. 2013, Thieme. p. 52-62.
30. Crawford, N.R., J.D. Peles, and C.A. Dickman, *The spinal lax zone and neutral zone: measurement techniques and parameter comparisons*. J Spinal Disord, 1998. **11** (5): p. 416-29.
31. Panjabi, M.M., *The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis*. J Spinal Disord, 1992. **5** (4): p. 390-6; discussion 397.
32. Panjabi, M.M., *Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: I. A conceptual framework*. Spine (Phila Pa 1976), 1988. **13** (10): p. 1129-34.
33. Lopez, A.J., et al., *Anatomy and biomechanics of the craniovertebral junction*. Neurosurg Focus, 2015. **38** (4): p. E2.
34. Wolfla, C.E., *Anatomical, biomechanical, and practical considerations in posterior occipitocervical instrumentation*. Spine J, 2006. **6** (6 Suppl): p. 225S-232S.
35. White, A.A. and M.M. Panjabi, *Clinical Biomechanics of the Spine*. Second Edition ed. 1990, Philadelphia: PA: Lippincott.

36. Panjabi, M., et al., *Three-dimensional movements of the upper cervical spine*. Spine (Phila Pa 1976), 1988. **13** (7): p. 726-30.
37. Goel, V.K., et al., *Moment-rotation relationships of the ligamentous occipito-atlanto-axial complex*. J Biomech, 1988. **21** (8): p. 673-80.
38. Oda, T., M.M. Panjabi, and J.J. Crisco, 3rd, *Three-dimensional translational movements of the upper cervical spine*. J Spinal Disord, 1991. **4** (4): p. 411-9.
39. Iai, H., et al., *Three-dimensional motion analysis of the upper cervical spine during axial rotation*. Spine (Phila Pa 1976), 1993. **18** (16): p. 2388-92.
40. Panjabi, M.M., *The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement*. J Spinal Disord, 1992. **5** (4): p. 383-9; discussion 397.
41. White, A.A., 3rd, et al., *Biomechanical analysis of clinical stability in the cervical spine*. Clin Orthop Relat Res, 1975 (109): p. 85-96.
42. Denis, F., *Spinal instability as defined by the three-column spine concept in acute spinal trauma*. Clin Orthop Relat Res, 1984 (189): p. 65-76.
43. ASTM F2706-08, *Standard Test Methods for Occipital-Cervical and Occipital-Cervical-Thoracic Spinal Implant Constructs in a Vertebrectomy Model*, ASTM International, West Conshohocken, PA, 2008, www.astm.org.
44. Goel, A., *Craniovertebral Junction Instability-An Overview*. World Neurosurg, 2018. **110**: p. 515-516.
45. Takayasu, M., et al., *Surgical Intervention for Instability of the Craniovertebral Junction*. Neurol Med Chir (Tokyo), 2016. **56** (8): p. 465-75.
46. Roy-Camille, R., G. Saillant, and C. Mazel, *Internal fixation of the unstable cervical spine by a posterior osteosynthesis with plates and screws.*, in *Cervical Spine*, C.S.R. Society, Editor. 1989, JB Lippincott: Philadelphia. p. 390-403.
47. Grob, D., et al., *Posterior occipitocervical fusion. A preliminary report of a new technique*. Spine (Phila Pa 1976), 1991. **16** (3 Suppl): p. S17-24.

48. Maher, T.R., et al., *Occipital screw pullout strength. A biomechanical investigation of occipital morphology*. Spine (Phila Pa 1976), 1999. **24** (1): p. 5-9.
49. Erbulut, D.U., et al., *Biomechanics of posterior dynamic stabilization systems*. Adv Orthop, 2013. **2013**: p. 451956.
50. Bono, C.M., M. Kadaba, and A.R. Vaccaro, *Posterior pedicle fixation-based dynamic stabilization devices for the treatment of degenerative diseases of the lumbar spine*. J Spinal Disord Tech, 2009. **22** (5): p. 376-83.
51. Sunahara, N., et al., *Clinical course of conservatively managed rheumatoid arthritis patients with myelopathy*. Spine (Phila Pa 1976), 1997. **22** (22): p. 2603-7; discussion 2608.
52. Oda, I., et al., *Biomechanical evaluation of five different occipito-atlanto-axial fixation techniques*. Spine (Phila Pa 1976), 1999. **24** (22): p. 2377-82.
53. Sutterlin, C.E., 3rd, et al., *Biomechanical evaluation of occipitocervical fixation devices*. J Spinal Disord, 2001. **14** (3): p. 185-92.
54. Winegar, C.D., et al., *A systematic review of occipital cervical fusion: techniques and outcomes*. J Neurosurg Spine, 2010. **13** (1): p. 5-16.
55. Wills, B.P., L. Jencikova-Celerin, and J.P. Dormans, *Cervical spine range of motion in children with posterior occipitocervical arthrodesis*. J Pediatr Orthop, 2006. **26** (6): p. 753-7.
56. Izeki, M., et al., *The O-C2 angle established at occipito-cervical fusion dictates the patient's destiny in terms of postoperative dyspnea and/or dysphagia*. Eur Spine J, 2014. **23** (2): p. 328-36.
57. Smoker, W.R., *Craniovertebral junction: normal anatomy, craniometry, and congenital anomalies*. Radiographics, 1994. **14** (2): p. 255-77.