

**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
BEYİN VE SİNİR CERRAHİSİ ANA BİLİM DALI**

**SERVİKAL VERTEBRA FİKSASYON YÖNTEMLERİNİN
ÇÖKME VE BİYOMEKANİK PERFORMANSLARININ
POLİÜRETAN BLOKLARDA KARŞILAŞTIRMASI**

**UZMANLIK TEZİ
DR. TOLGA TÜRKMEN**

**TEZ DANIŞMANI
DOÇ.DR. AYDEMİR KALE
PROF.DR. TEYFİK DEMİR**

**ANKARA
EYLÜL 2022**

**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
BEYİN VE SİNİR CERRAHİSİ ANA BİLİM DALI**

**SERVİKAL VERTEBRA FİKSASYON YÖNTEMLERİNİN
ÇÖKME VE BİYOMEKANİK PERFORMANSLARININ
POLİÜRETAN BLOKLARDA KARŞILAŞTIRMASI**

**UZMANLIK TEZİ
DR. TOLGA TÜRKMEN**

**TEZ DANIŞMANI
DOÇ.DR. AYDEMİR KALE
PROF.DR. TEYFİK DEMİR**

Bu tez Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından
TTU-2021-7234 proje numarası ile desteklenmiştir.

**ANKARA
EYLÜL 2022**

I. KABUL ve ONAY

**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

Beyin ve Sinir Cerrahisi Anabilim Dalı Uzmanlık Programı çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: .../.../2022

BAŞKAN

ÜYE

ÜYE

ÜYE

ÜYE

II. TEŞEKKÜR

İhtisasım süresince eğitimime büyük katkıları olan, desteğini hiçbir zaman esirgemeyen ve aynı zamanda tez danışmanım olan Doç. Dr. Aydemir KALE' ye,

Uzmanlık eğitimimde mesleki becerileri ve tecrübelerinden yararlandığım, başta rahmetli hocamız Prof. Dr. Şükrü AYKOL' a ve kıymetli hocalarım Prof. Dr. A. Memduh KAYMAZ, Prof. Dr. H. Fikret DOĞULU, Prof. Dr. Gökhan KURT, Prof. Dr. Ö. Hakan EMMEZ, Prof. Dr. A. Özgün BÖRCEK, Uzm. Dr. Emrah ÇELTİKÇİ, Uzm. Dr. Burak KARAASLAN' a,

Uzmanlık tezimi bu alanda yapmama vesile olan hekimlik sanatının inceliklerini öğrendiğim Doç. Dr. Mesut Emre YAMAN' a,

Tezimin başlangıcından bitişine kadar her türlü imkânı sağlayıp, bilgi ve tecrübesiyle yeni bakış açıları kazandıran Prof. Dr. Teyfik DEMİR' e,

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümü biyomekanik laboratuvarında çalışma fırsatı bulduğum saygıdeğer dostum Yunus USLAN' a ve Labiotech firması çalışanlarına,

TTU-2021-7234 numaralı projeye destekleyen Gazi Üniversitesi BAP birimi ve süreç boyunca yardımcı olan birim çalışanlarına,

İhtisasım boyunca aynı kaderi paylaştığımız tüm asistan arkadaşlarım ve eski kıdemli asistan abla-ağabeylerime,

Destek ve yardımlarıyla her zaman yanımda olan başta sorumlu hemşirelerimiz olmak üzere servis, yoğun bakım ve ameliyathane ekibimize,

Her zaman beni destekleyip bugünlere gelmemin mimarı anne ve babama; her zaman en büyük destekçim olarak, zorlu eğitim hayatım boyunca fedakârlığını asla esirgemeyen sevgili eşim Dilan ÇALIŞIR TÜRKMEN' e

Saygı, sevgi, minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Dr. Tolga TÜRKMEN

III. İÇİNDEKİLER

I. KABUL ve ONAY	I
II. TEŞEKKÜR.....	II
III. İÇİNDEKİLER	IV
IV. KISALTMALAR.....	V
V. TABLO DİZİNİ.....	VI
VI. RESİM DİZİNİ.....	VII
1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1.Servikal Kolon Anatomisi	4
2.Servikal Vertebranın Biyomekaniği	10
3. Servikal Vertebraya Cerrahi Yaklaşımlar ve Fiksasyon	19
4.Osteoporotik vertebra	24
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	27
3.1 Poliüretan blokların üretilmesi.....	27
3.2 Fiksasyon Yöntemleri	29
3.3 Vertebrektomi Modeli Oluşturulması ve Deney Düzenegi.....	31
3.4 Statik Testlerin Uygulanması.....	33
3.5 Yorulma Testlerin Uygulanması.....	34
3.6 İstatiksel yöntemler	36
4. BULGULAR.....	37
4.1 Statik Test Sonuçları.....	37
4.2 Dinamik test sonuçları	40
5. TARTIŞMA	44
6. SONUÇ	52
7. KAYNAKÇA.....	53
8. ÖZET	59
9. SUMMARY	62
10. ÖZGEÇMİŞ	64

IV. KISALTMALAR

OS: Osteoporoz

KMY: Kemik mineral yoğunluğu

ALL: Anterior longitudinal ligaman

PLL: Posterior longitudinal ligaman

ADM: Anlık dönme merkezi

FSU: Fonksiyonel Spinal Unit

ROM: Range of Motion

NZ: Nötral Zone

EZ: Elastik Zone

ACCF: Anterior servikal korpektomi ve füzyon

ACDF: Anterior servikal diskektomi ve füzyon

BMP: Bone morfojenik proteinler

PÜ: Poliüretan

KSH: Komşu segment hastalığı

V. TABLO DİZİNİ

Tablo 2.1: Spinal Kanal ve Spinal Kordun Bölgesel Genişlikleri.....	5
Tablo 2.2: Servikal omurganın rotasyon açılarını limitleri ve ortalama değerleri	16
Tablo 4.1: Grade 10 yoğunluktaki modellerin maksimum basma yükü ve rijitlik değerleri.....	37
Tablo 4.2: Grade 20 yoğunluktaki modellerin maksimum basma yükü ve rijitlik değerleri.....	39
Tablo 4.3: Grade 10 yoğunluktaki modellerin yorulma testi sonuçları.....	40
Tablo 4.4: Grade 10 yoğunluktaki modeller arası istatistiksel farklılıklar	41
Tablo 4.5: Grade 20 yoğunluktaki modellerin yorulma testleri sonuçları	42
Tablo 4.6: Grade 20 yoğunluktaki modeller arası istatistiksel farklılıklar.....	43

VI. RESİM DİZİNİ

Resim 2.1: Servikal vertebraların üstten, önden ve yandan görünümü.....	6
Resim 2.2: Servikal vertabranın ligamentlerini gösteren çizim	8
Resim 2.3: Servikal bölgede PLL.....	9
Resim 2.4: Omurgaya uygulanan yüklerin koordinat sistemin şeması	11
Resim 2.5: Ekstansiyon hareketi sırasında anlık hareket merkezi	12
Resim 2.6: Anlık dönme merkezinin ve hareket zonunu gösteren çizim.....	14
Resim 2.7: Fizyolojik ve travmatik bölgelerin gösteri gösterildiği yük-yer değiştirme eğrisi	15
Resim 2.8: Servikal omurga anlık dönme hareket merkezi.....	17
Resim 2.9: Korpektomide lateral ve posterior rezeksiyon uygulaması	21
Resim 2.10: Servikal lordozun dejeneratif ve patolojik süreçleri	26
Resim 3.1: Servikal vertebrayı temsil eden modelin şematik çizimi	28
Resim 3.2: Poliüretan bloğun üretilmesinde kullanılan kalıp.	29
Resim 3.3: Modellerin bilgisayar ortamında oluşturulan 3D çizimleri.....	30
Resim 3.4: Montaj aşaması	31
Resim 3.5: Montajı tamamlanmış modeller	32
Resim 3.6: Tutucu aparatın şematik çizimi ve nihai ürün.	33
Resim 3.7: Statik test aşaması	34
Resim 3.8 :Yorulma testlerinde ölçüm referanslaması	35
Resim 3.9: a. Model 2 ve Model 3 yorulma testleri	36
Resim 4.1: Gr10 yoğunlukta oluşturulan modellerin yük-yer değiştirme grafiği. 38	
Resim 4.2: Gr20 yoğunlukta oluşturulan modellerin yük-yer değiştirme grafiği . 39	
Resim 4.3: Dinamik test sırasında gerçekleşen failer.	41
Resim 4.4: Çökme miktarlarının çevrim sayısı ile olan ilişkisini gösteren grafik 43	

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Omurga koruduğu nöronal dokular, kompleks mekanik yapısı ve bu mekanik yapıyı dengede tutan yardımcı elemanları ile insan postürünü sağlayan yegâne yapıdır. Omurganın servikal bölgesi bu yapının en önemli parçalarındandır. Servikal omurgada gelişen farklı patolojilerin ve dejenerasyonların tedavisi, hasarlı yapıların çıkarılıp yeniden rekonstrükte edilmesiyle biyomekanik ve yapısal bütünlüğün devamlılığını sağlamak üzerinedir.

Servikal korpektomi ve çoklu segment rekonstrüksiyonlar dejeneratif servikal stenoz, travma, posterior longitudinal ligaman ossifikasyonu (OPLL), enfeksiyon, neoplastik hastalıklar ve deformite tedavisinde sıklıkla kullanılan anterior yaklaşımla güvenli uygulanabilen etkin bir cerrahidir (1).

Yapılan klinik çalışmaların uzun dönem takiplerinde tek seviye korpektomi ve anterior plak kullanılan hastalarda, füzyon oranlarının yüksek, komplikasyon oranlarının ise makul seviyelerde olduğu gösterilmiştir. Ancak çoklu seviye korpektomilerde, uzayan anterior konstrüksiyonla doğru orantıda sistemin kaudal ucuna binen yük artmaktadır. Bu artan yük konstrüksiyonda potansiyel yetersizliklere neden olmaktadır (2). Bu nedenle çoklu seviye korpektomi yapılan hastalarda ideal fiksasyon yöntemi hala tartışmalıdır. Ayrıca 2 seviye korpektomide sadece anterior fiksasyonun yetersiz ve komplikasyon oranlarında artış olduğu gösterilmiştir. Bu çalışmalarda materyal kaynaklı komplikasyonların %6-67 gibi geniş aralıkta olması ve bu çalışma gruplarının küçük vaka serilerinden oluşması,

destekleyici posterior fiksasyonun rutin uygulanmasında tereddüt yaratmaktadır (1, 3, 4).

Çökme, korpektomi uygulandıktan sonra yapılan fiksasyonun yetersizliğini gösteren önemli bir komplikasyondur. Korpektomi kafesinin komşu vertebra end-plateni kırarak kanselöz kemiğe gömülmesi olarak tanımlanan bu durum kifotik açılanmada artışa, psödoartroza ve nörolojik defisite neden olabilir (5, 6). Çökmede belirleyici olan parametreler alt ve üst vertebraların kemik mineral yoğunluğu (KMY) ve kemik-kafes ara yüzüdür. Korpektomi seviyesinin artması ve bu nedenle fiksasyon sisteminin uzaması ile komplikasyon oranlarındaki artışın pozitif korelasyona sahip olduğu gösterilmiştir (7).

Osteoporoz (OS), yaşlanan toplumla birlikte giderek önemi daha da artan bir hastalıktır. OS'lu hastalarda kombine fiksasyon yöntemleri OS' u olmayan hasta grubuna göre 3 kat daha fazla tercih edilmektedir; dolayısıyla bu durum operasyon süresinin uzamasına ve cerrahiye bağlı risklerin artmasına neden olmaktadır (8). Ayrıca OS' un kemikte yarattığı yapısal değişimler nedeniyle spinal enstrümantasyon yetersizlikleri de daha sık gözlenmektedir. OS' da end-platelerin normal vertebraya göre zayıf olması, korpektomi uygulanan hastalarda çökme miktarında artışa neden olduğu literatürde gösterilmiştir (9-11).

Omurga implantlarında; biyomekanik çalışmaların, kadavra üzerinde yapılmasının belli zorluk ve sınırlılıkları bulunmaktadır. Kadavra çalışmalarında genellikle yeterli örneklem sayılarına ulaşılamamaktadır ve spesmenlerin fresh olması gerekliliği implantların uzun dönem dayanımlarını değerlendirilmesine

engel olmaktadır (12). Stabilizasyon sistemlerindeki etkinliğin en önemli parçası olan kemik-implant ara yüzünün belirli standardı olmayan (geniş KMY aralığı; genellikle yaşlı grup) kadavra örneklerinde çalışılması da diğer dezavantajıdır (13). Biyomekanik çalışmalarda yukarıda bahsedilen nedenlerden ötürü, kemik mekanik yapısını taklit edebilen sentetik materyaller tercih edilebilmektedir.

Literatürde, poliüretan bloklarla oluşturulan servikal vertebrektomi modelinde statik ve yorulma testleri sonrasında çökme oranlarını değerlendiren çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışma; oluşturulan konfigürasyonlardaki fiksasyon yöntemlerini, standardize olmayan vertebra örneklerinden bağımsız olarak değerlendirmesine imkân tanıyacak ve ideal yöntemin seçiminde yol gösterici olacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1.Servikal Kolon Anatomisi

Servikal kolon, fonksiyonel olarak kraniyumu gövdeyle birleştirerek hayatta kalmak için zorunlu olan çevresel enformasyona ulaşılmasını sağlayan uzamsal oryantasyonu sağlar. 7 adet vertebradan oluşan servikal kolon ayakta duran bir insanın C1-S1 vertebraları arasındaki mesafesinin yaklaşık %22'sini temsil eder. Servikal kolon; hareket dinamiğinin çoğunu oluşturan süperior servikal kolon (C1-C2) ve subaksiyel servikal kolon (C3-C4-C5-C6-C7) olarak ikiye kısımda incelenir (14).

Subaksiyel vertebraların embriyolojik gelişimi, süperior servikal vertebralara göre farklılık göstermektedir. Subaksiyel vertebralarda, posterior ark füzyonu 4 yaş civarında oluşurken; vertebra gövdesi ile posterior ark arasındaki *neurocentral synchondrosis (neurocentral kartilaj)* eklem, 6 yaşına kadar görülebilir. Subaksiyel bölgede spinal kanalın anterior-posterior çapı başparmağın sığacağı bir genişliktedir ve 8 yaşında maksimum genişliğine ulaşır. Bu bölgenin transvers çapı sağlıklı erişkin bireyde yaklaşık 27 mm genişliğindedir ve anterior-posterior çapına göre her yaşta daha geniştir (14) (Tablo 2.1).

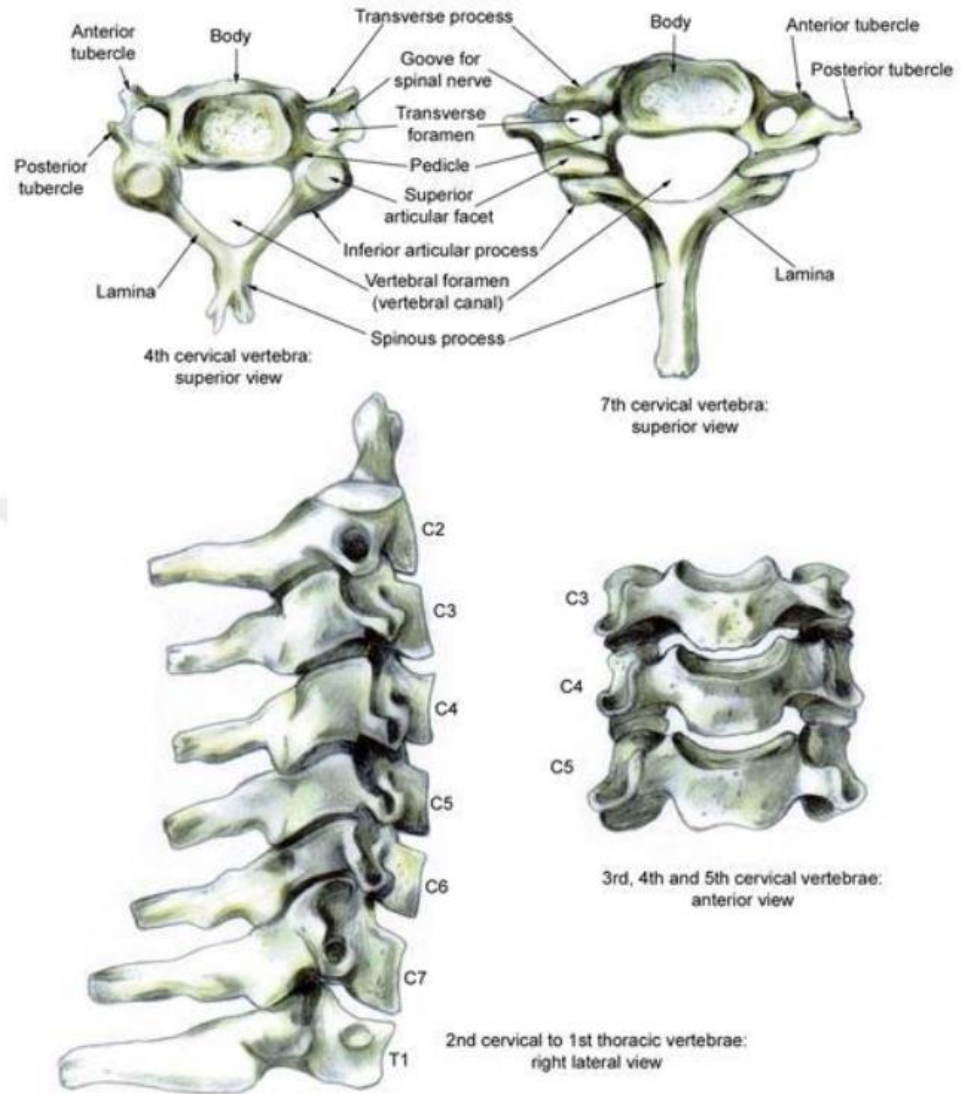
Tablo 2.1: Spinal Kanal ve Spinal Kordun Bölgesel Genişlikleri

	Anterior-posterior çap	Transvers çap	Yüzey alanı
Spinal kanal	17 mm	27 mm	376 mm ²
Spinal kord	8 mm	13 mm	80 mm ²
Servikal	8 mm	13 mm	-
Torakal	6 mm	8 mm	-

2.1.1 Üst Servikal Vertebraalar (C1-C2)

C1(atlas)-C2(axis) vertebraları diğer vertebralara göre anatomik ve fonksiyonel olarak oldukça spesifikleşmiş vertebralardır ve kendilerine has isimlerle adlandırılırlar. C0-C1-C2 den oluşan kranioservikal bileşke benzersiz bir eklem kompleksiyle kafatasının hareketlerinin çoğunluğundan sorumludur. Vertebra korpusu ve spinöz processi olmamasına rağmen C1 servikal bölgenin en geniş vertebraıdır ve yukardan bakıldığında ring şeklindedir. Üstteki *facies articularis superior* ile oksipital kondillerle *articulatio atlantooccipitalis* oluşturur. Bu eklem kafatasının fleksiyon-ekstansiyon hareketinin yaklaşık %50'sinden sorumludur. C1 vertebraı alttaki *facies articularis inferior* aracılığıyla C2 ile *articulatio atlantoaxialis lateralis* oluşturur. C2 vertebraı ise gövdesinden uzanan dens ile özellikli bir anatomiye sahiptir. Dens'in ön yüzü ile C1'in arcus anteriorundaki fovea dentisin oluşturduğu *articulatio atlantoaxialis mediana* kafatası rotasyonun yaklaşık %50'sinden sorumludur (15, 16).

Kraniyoservikal bileşkede yüksek hareket kabiliyeti oluşturan bu eklemlerin stabilizasyonu birçok internal ve eksternal ligamentle sağlanır. Bu ligamentlerden stabiliteye katkısı en yüksek olanlar techtorial membran, alar ligament ve cruciate ligamentin transvers kısmıdır.



Resim 2.1 Servikal vertebraların üstten, önden ve yandan görünümü

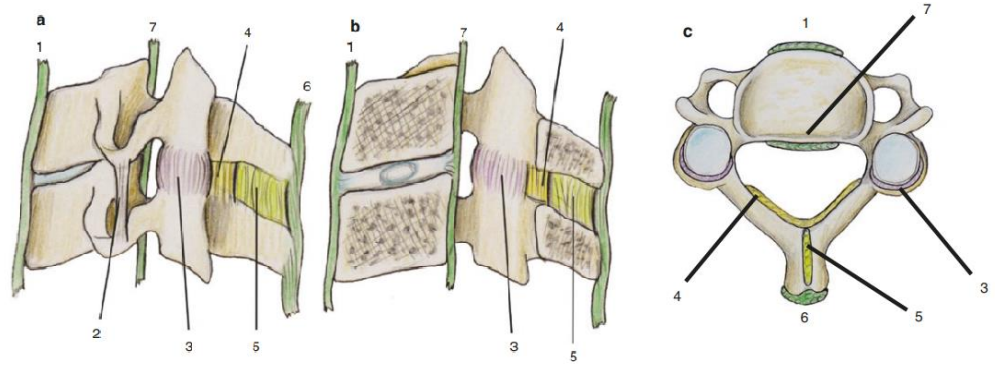
2.1.2 Subaksiyel Vertebralar (C3-C7)

Bu gruptaki vertebralar morfogenetik olarak farklı olsa da birbirine benzeyen vertebralardan oluşur. Bu vertebralarda transvers düzlemde gelişmiş eklemisel küçük korpusları vardır. Korpusları süperior ve inferior olmak üzere iki yüzeye sahiptir. Süperior yüzeyin lateral kenarlarında vertikal düzlemde yukarı uzanan *uncinate processler* bulunur. Bu uzantılar korpusun süperior yüzeyine konkav şeklini verir ve unkovertebral eklem olarak da isimlendirilen *Luschka eklemi*ni oluştururlar. Bu eklem servikal korpektomi uygulamalarında önemli bir referans noktasıdır. Uncinate processlerin hemen lateralinde bilateral pediküller posteriora doğru uzanır. Pediküllere göre daha anteriorda lokalize olan transvers process biri anteriora diğeri posteriora ayrılıp daha lateralde birleşen iki kökten oluşur. Arada kalan boşluk *transverse foramen* olarak adlandırılır. *Transverse foramenler* tüm servikal vertebralarda bulunur ve C6 vertebraından itibaren içinde *A. vertebralis*, *V. vertebralis* ve *plexus sympaticus* yer alır, C7 vertebraında sadece *V. vertebralis* yer alır. Ayrıca *Transversers foramenlerin* boyutlarının *a.vertebralis* çaplarına göre belirlendiği embriyolojik çalışmalarda gösterilmiştir ve varyasyonel olarak aksesuar foramenler gözlenebilir (17). Subaksiyel vertebralarda pedikülün posteriolateralinde yerleşmiş süperior ve inferior faset yüzeyleri bulunmaktadır. C7 harici subaksiyel vertebralarda spinöz processler bifid yapıdadır. C7 spinöz process non-bifid ve diğerlerine daha uzun olması nedeniyle palpasyonu kolay önemli bir belirteçtir. Bu bölgedeki önemli bir yapı da C6 transvers processinden anteriora uzanan carotid tuberküldür (Chassaignac tuberkülü) ve common karotid arter için belirteçtir (15, 16).

Subaksiyel vertebralarda korpuslar arasında intervertebral disk içeren artrodial eklemler bulunur. Bu bölge fleksiyon-ekstansiyon ve lateral bending hareketlerinde sorumludur. Fleksiyon-ekstansiyon ağırlıklı olarak C3-5 bağlantılarında, lateral bending ise C4-C6 bağlantılarında gerçekleştirilir.

2.1.3 Faset Eklem

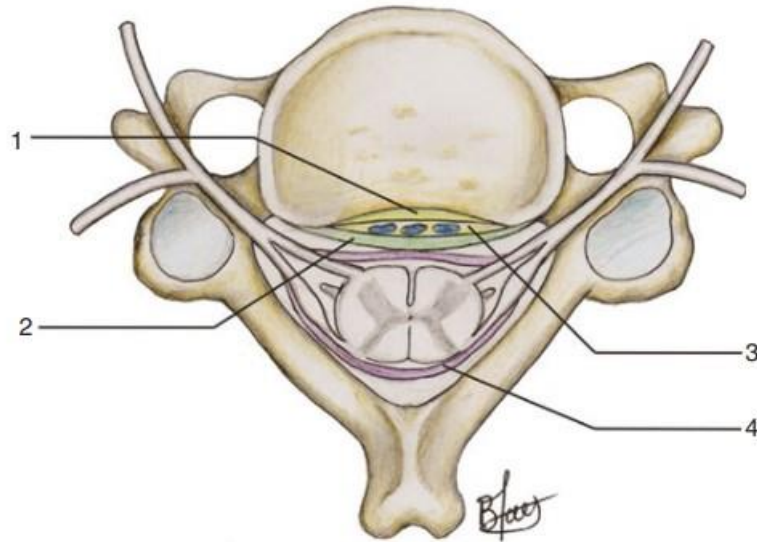
Faset eklemler, alttaki vertebranın süperior artiküler process ile üst vertebranın inferior artiküler processleri arasındaki diartrodial synovial eklemlerdir. Bu bölgedeki eklemlerin fibröz kapsülleri kayma hareketine izin vermek için diğer bölgedekilere göre daha gevşektir. Bu eklemlerin açılanması sagittal ekseninde 85°, horizontal ekseninde 45°'dir. Bu açılanma anterior translasyonda koruyucudur ve yük aktarımında önemlidir (15).



Resim 2.2: Servikal vertebra'nın ligamentlerini gösteren çizim. a. Lateral görünüm, b. Orta hat sagittal görünüm, c. Aksiyel görünüm, 1. ALL, 2. İntertransversal ligament, 3. Faset kapsülü, 4. Ligamentum Flavum, 5. İnterspinöz ligament, 6. Supraspinöz ligament, 7. PLL (Vital JM, Cawley DT, Spinal Anatomy: Modern Concept, 2020)

2.1.4 Ligamanlar

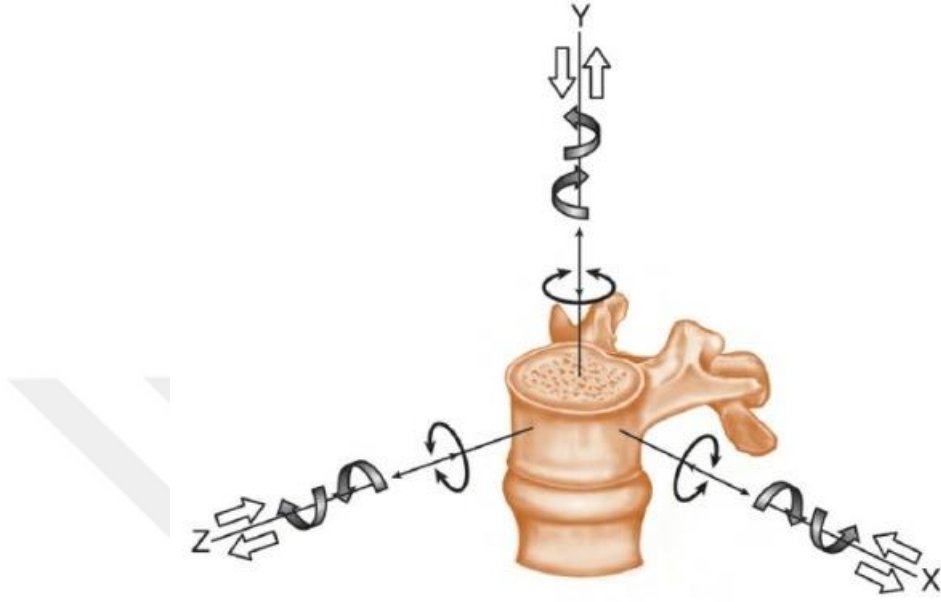
Ligamanlar omurga hareketlerinde kısıtlayıcı görev olarak stabilizasyona destek olmaktadır; omurganın fonksiyonu ve nörolojik yapılar için koruyucu görev üstlenmektedir. Kompleks ligaman yapısı bağımsız vertebraların tek birim gibi davranmasını sağlar. Bu ligamanlardan en güçlüleri anterior longitudinal ligaman (ALL) ve posterior longitudinal ligamandır (PLL); ve ikisi de kraniyumdan sakruma kadar uzanım gösterirler. ALL vertebra anteriorunda korpuse ve disklere yapışık bulunur. PLL ise iki katman halindedir (Resim 2.2). PLL'nin derin katmanı vertebra posterioruna yapışık iken süperficial katmanı tectorial membranın uzantısıdır. İki katman arasında anterior venöz pleksus yer alır (18) (Resim 2.3).



Resim 2.3: Servikal bölgede PLL: 1. Derin katman, 2. yüzeysel katman (tectorial membran), 3. Venöz pleksus, 4. Dura mater (Vital JM, Cawley DT, Spinal Anatomy: Modern Concept, 2020)

2.Servikal Vertebranın Biyomekaniği

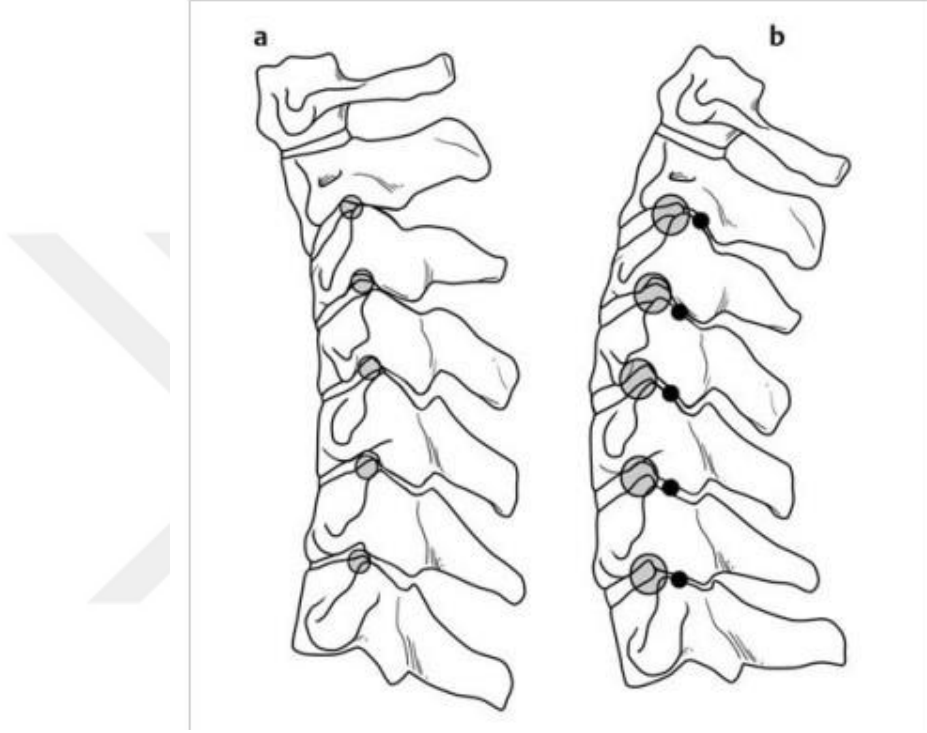
Omurganın hareket kinematiğini anlamak için kuvvet, vektör, moment ve hareket aksı gibi bazı fizik kavramlarına hâkim olmak gerekmektedir. Kuvvet, mekanik müdahale veya yük olarak tanımlanabilir ve vektörel bir büyüklüktür. Bir cisme uygulanan kuvvet; büyüklüğü ve yön bilgisiyle tanımlanmalıdır. Moment ise bir cisme uygulanan kuvvetin rotasyonel, eğme veya burma hareketinin nicel olarak ölçümüdür. Omurgaya uygulanan her kuvvet vektörlere ayrılabilir ve her vektör etki ettiği yerde moment kolunun uzunluğu oranında bir dönme momenti yaratır. Bu moment uygulandığı noktaya belli bir eksen üzerinde rotasyon hareketi yaptırır. Bu eksen ise anlık dönme merkezi (ADM) olarak tanımlanır. Eğer ki uygulanan vektör tam olarak anlık dönme merkezinden geçiyorsa translasyon hareketi yaratır. Özetle uygulanan vektör etken üzerinde rotasyon ve translasyon olmak üzere iki hareket oluşturur. Her hareket Kartezyen koordinat sistemi kullanılarak analiz edilebilir. Resim 2.4 gösterildiği gibi ADM' de oluşabilecek 12 potansiyel hareket vardır. Bu hareketler 3 eksen ve 4 yönde gerçekleşebilen rotasyon ve translasyon hareketleridir.



Resim 2.4: Omurgaya uygulanan yüklerin koordinat sistemin şematize edilmesi (White AA, Panjabi MM. Clinical Biomechanics of the Spine, Philadelphia, PA: Lippincott; 1990.)

Omurga segmentinde hareket oluştuğunda vertebral gövdenin içinde veya yakınında hareket etmeyen bir eksen vardır. Bu eksen hareketin anlık dönme merkezidir. ADM' in lokalizasyonu omurga dejenerasyonuna, travmaya, ligamentöz hasara, spinal açılanmalara, enstrümantasyonlara, füzyon oluşumuna hatta hareketin kendi olağan sürecine bağlı olarak bile değişkenlik gösterebilmektedir. Bu nedenle ADM' in lokalize olduğu nokta klinik açıdan önemlidir. Servikal bölgede ADM' nin lokalizasyonuna göre fleksiyon veya ekstansiyonda nöral foramende kompresyon/dekompresyon oluşabilmektedir. ADM' nin yerleşimi faset eklem hizasında olursa ekstansiyon hareketi foramende

dekompresyon sağlayacaktır (Resim 2.5). Ayrıca in vivo ortamlarda hesaplanan hareket açıklıkları anlık hareket merkezine göre hesaplanmaktadır (19, 20).

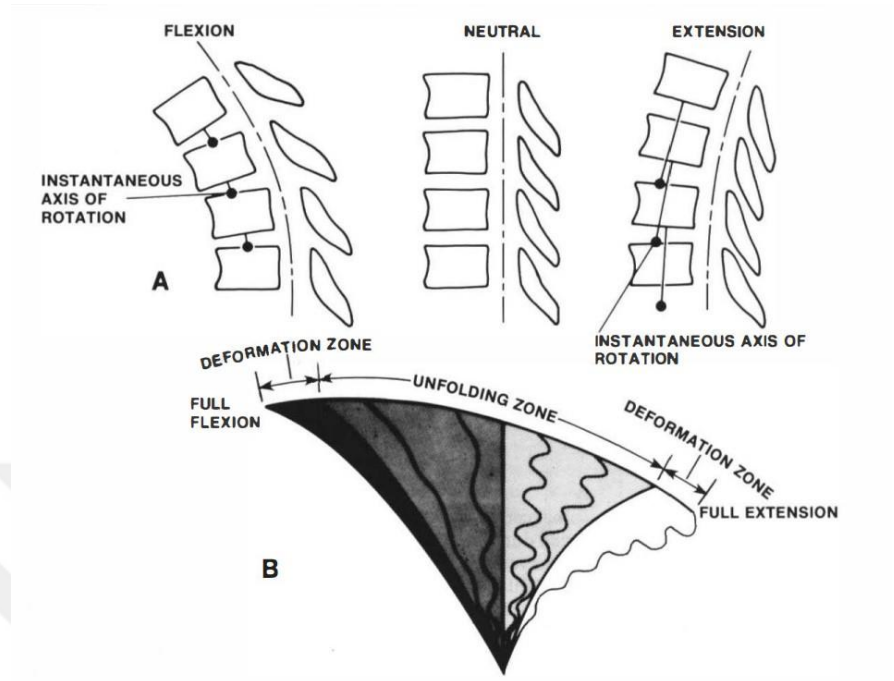


Resim 2.5 Ekstansiyon hareketi sırasında faset eklemlerde lokalize olan anlık hareket merkezi nöral foramende dekompresyon sağlamaktadır. a. Fleksiyon, b. Ekstansiyon. Siyah nokta: ADM, gölgeli çember: nöral foramen. (Edward C. Benzel, Biomechanics of Spine Stabilization, Thieme; 2015.)

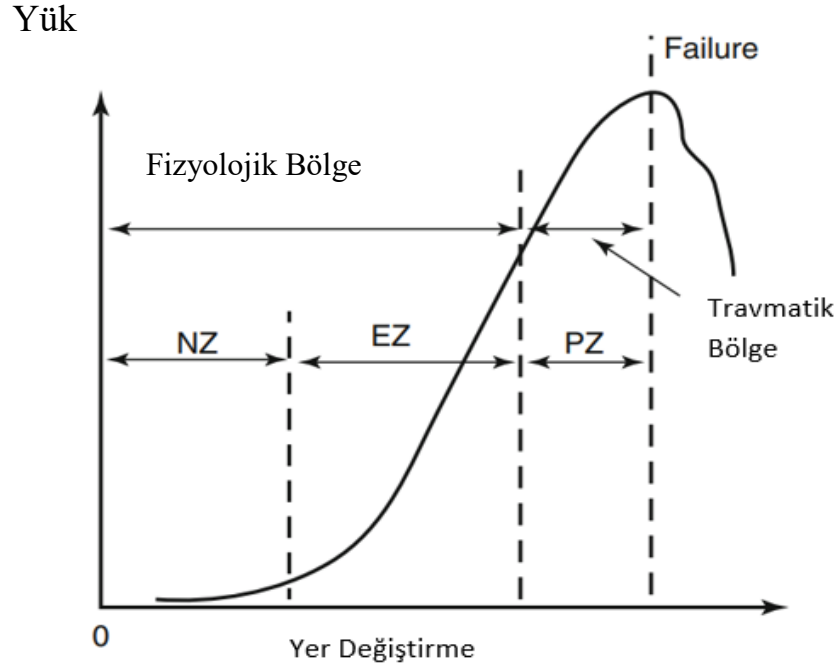
Klinik kullanımımızda X eksenindeki rotasyonel hareketler fleksiyon/ekstansiyon, Y eksenindeki rotasyonel hareketler sağa/sola aksiyel rotasyon, Z eksenindeki rotasyonel hareketler lateral bending olarak ifade edilmektedir.

Omurga kinematiğinde diğer önemli bir kavram omurganın biyomekanik özelliklerini yansıtabilen en küçük hareket birimi olan Fonksiyonel Spinal Unit

(FSU) ‘tır. FSU komşu iki vertebra ve arasındaki yumuşak dokulardan oluşur. Omurganın fizyolojisinin gerekliliklerini sağlaması ve mekanik özelliklerini koruyabilmesi için belli sınırlar içerisinde hareket etmesi gerekmektedir. Minimal eforla yapabildiği fizyolojik hareket açıklığı Range of Motion (ROM) olarak ifade edilir. ROM iki komponente ayrılır; Nötral Zone (NZ) ROM’un ilk bölümüdür ve minimal dirençle büyük hareketler oluşturan kısmıdır ve biyolojik dokunun fleksibilitesini tanımlar. Elastik Zone (EZ) ROM’un NZ’ den elastik limite kadar olan kısmını temsil eder ve dokunun sertliğini (stiffness) gösterir (Resim 2.6). EZ ligamentlerin en sert olduğu ve büyük kuvvetle az hareket yapılabilen zondur. Plastik Zone ise dokunun bozunup tekrar eski mekanik özelliklerini gösteremeyeceği zondur. Ve bu durum genellikle ligaman hasarı ve yapısal bütünlüğün bozulduğunda gerçekleşir. Fleksibilite birim yük başına oluşan deformasyon miktarı olarak tanımlanırken, sertlik yer değiştirme birimi başına oluşan direnç miktarıdır (21) (Resim 2.7).



Resim 2.6: Anlık dönme merkezinin ve hareket zonunu gösteren çizim (White AA, Panjabi MM. Clinical Biomechanics of the Spine, Philadelphia, PA: Lippincott; 1990.)



Resim 2.7:Fizyolojik ve travmatik bölgelerin gösteri gösterildiği yük-yer değiştirme eğrisi. NZ: Nötral zon, EZ: elastik zon, PZ: plastik zon. (White AA, Panjabi MM. Clinical Biomechanics of the Spine, Philadelphia, PA: Lippincott; 1990.)

Servikal omurganın segmentel ROM değerleri Tablo 1.2’de gösterilmiştir. Fleksiyon/ekstansiyon hareketin çoğu C4-5, C5-6 bölgesinde gerçekleşir. C5-C6 aralığının en geniş intervertebral mesafe olduğu düşünülür ve bu da bölgedeki spondylosiz insidansının yüksek olmasını açıklayabilir. Bu bölgedeki lateral bending ve aksiyel rotasyonların ROM’ u kaudal bölgeye göre daha küçüktür. Yapılan anatomik çalışmalarda fizyoloji yükler altında fleksiyon/ekstansiyon taklit edilirken ölçülen maksimum sagittal plan translasyonu 2.7 mm’dir. (19)

Tablo 2.2: Servikal omurganın rotasyon açılarını limitleri ve ortalama değerleri

Seviye	Fleksiyon/Ekstansiyon ($\pm x$ ekseninde rotasyon)		Lateral Bending ($\pm z$ ekseninde rotasyon)		Aksiyel Rotasyon ($\pm y$ ekseninde rotasyon)	
	Limit Aralığı($^{\circ}$)	Ortalama($^{\circ}$)	Limit Aralığı($^{\circ}$)	Ortalama($^{\circ}$)	Limit Aralığı($^{\circ}$)	Ortalama($^{\circ}$)
C2-3	5-16	10	11-20	10	0-10	3
C3-4	7-26	15	9-15	11	3-10	7
C4-5	13-29	20	0-16	11	1-12	7
C5-6	13-29	20	0-16	8	2-12	7
C6-7	6-26	17	0-17	7	2-10	6
C7-T1	4-7	9	0-17	4	0-7	2

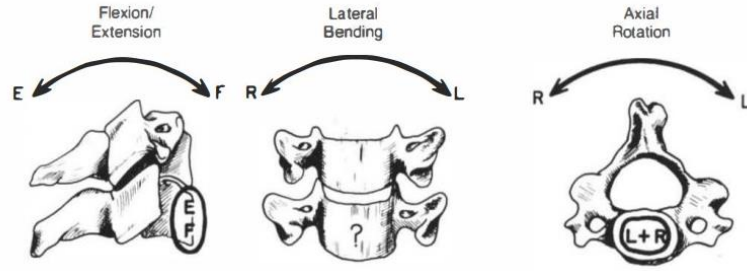
*(White AA, Panjabi MM. Clinical Biomechanics of the Spine, Philadelphia, PA: Lippincott; 1990.)

Vertebra, hareket açıklığında hareket ederken yapacağı hareketin paterni geometrik anatomisine ve fiziksel özelliklerine bağlıdır. Lysell ve arkadaşları FSU’ de fleksiyon/ekstansiyon veya tam tersi yapılırken oluşan hareketin tranlasyon ve rotasyonun kombinasyonu olduğunu ifade etmiştir.

Coupling hareket paterni subaksiyel vertebrada klinik olarak önemlidir. Bu harekette omurganın bir düzlem üzerindeki hareketi, başka bir eksen etrafında hareketi zorunlu kılmaktadır. Örnek olarak lateral bending ($-z$ eksen) yapan vertebrada spinöz processler konveks tarafa doğru gider ($+y$ eksen rotasyon) bu normal hareket kinematiği ufak bir travma ile zorlanırlarsa unilateral faset dislokasyonu gelişebilir (19). Panjabi arkadaşları yaptığı çalışmada her 0.75° ’lik lateral bending hareketinin ($+z$ ekseninde rotasyon), 1° ’lik aksiyel rotasyon ($-y$ ekseninde rotasyon) ile ilişkili olduğunu göstermiştir.

Bütün omurgada olduğu gibi servikal fonksiyonel ünite de hareket kinematiği anlık dönme merkezinde oluşur. Ancak bu bölgede anlık dönme

merkezin yeri için konsensüs sağlanamamıştır. Örneğin X-eksenindeki hareketler için anlık dönme merkezi komşu vertebra, vertebra korpusu, intervertebral disk ve nucleus pulposus olarak düşünülmüştür. Başka bir teoriye göre ise C2' nin X-eksenin anlık dönme merkezi komşu vertebranın posterioru ve kaudalindeyken, C6 segmentine doğru inildikçe anterior ve sefalik tarafa kaydığı iddia edilmektedir. Lysell' e göre, servikal bölgenin anlık dönme merkezi, sagittal ve horizontal planda düşünülenlerden daha anteriorda gerçekleşmektedir (22). Aşağıda Resim 2.8'de servikal omurganın anlık dönme merkezi gösterilmiştir.



Resim 2.8: Servikal omurga anlık dönme hareket merkezi. (White AA, Panjabi MM. Clinical Biomechanics of the Spine, Philadelphia, PA: Lippincott; 1990.)

İnstabilite

İlk kez 1923 yılında Von Lackum' un lumbosakral dejeneratif hastalıklar için kullandığı spinal stabilite kavramı günümüzde hala tartışılmaktadır ve genel bir tanım yapılamamıştır. Omurgada stabilite muğlak bir kavramdır ve bu nedenle değerlendirme ve tanımlamalar daha kolay algılanabilen instabilite üzerinden yapılmaktadır. While ve Panjabi 'ye göre klinik instabilite, omurganın fizyolojik yükler altında nörolojik defisit, majör deformite ve inkapasite ağrı oluşturmada

hareket paternini sağlama yeteneğinin kaybıdır. Stabilité; omurga (kemik ve ligaman yapıları), spinal kaslar ve nörolojik kontrol (ağrı, tendonlar ve kaslardan gelen geri bildirimler) olmak üzere üç parçası olan bir sistemdir.

İnstabiliteyi değerlendirmek için geliştirilen birçok puanlama sistemi Francis Denis tarafından geliştirilen kolon teorisi üzerine kurgulanmıştır. Denis' in geliştirmiş olduğu teoride omurgayı, uygulanan aksiyel yükün ön, orta ve arka olmak üzere üç kolon üzerinden aktarıldığı ifade edilmektedir. Ön kolon vertebra gövdesin ön 2/3' e kadar olan kemik ve yumuşak dokuyu (ALL, anulus fibrozus, intervertebral disk), orta kolon vertebra gövdesinin posterior 1/3' ünde olan kemik ve yumuşak dokuyu (PLL, posterior anulus fibrozus) içermektedir. Arka kolon ise pedikül, faset eklem kompleksi, lamina, spinöz ve posterior kompleks ligamanlarından oluşmaktadır. Burada tanımlanan orta kolon omurga kinetiği açısından özellikli bir önem arz etmektedir. Orta kolon, spinal kolonun longitudinal ekseni boyunca uzanan nötral ekseni içermektedir. Nötral eksen uygulanan aksiyel yükün önemli kısmını taşıyan, omurganın fleksiyon/ekstansiyonu sırasında distraksiyon ve kompresyonun çok oluşmadığı bölgesidir. Genellikle de sagittal planda omurganın ADM' si bu nötral eksenin üzerinde oluşmaktadır (23, 24). Bu nedenle orta kolon hasarlanmaları omurga stabilitesini önemli ölçüde etkilemektedir.

3. Servikal Vertebra Cerrahi Yaklaşımlar ve Fiksasyon

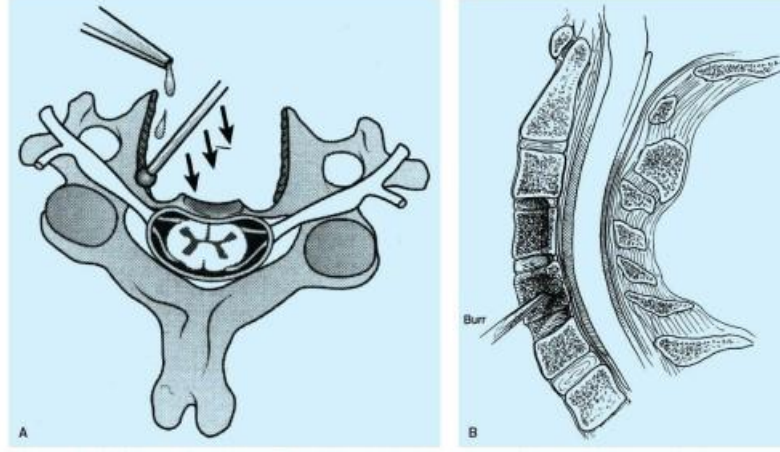
Subaksiyel servikal vertebra patolojileri dejeneratif, travmatik, infeksiyon, deformite ve neoplazi gibi geniş bir yelpazede sıralanabilir. Bu bölgede anterior servikal yaklaşımla uygulanacak cerrahi teknikler sıklıkla tercih edilmektedir. Anterior yaklaşım Smith ve Robinson tarafından ilk olarak 1950' de tanımlanmıştır ve günümüzde güvenilir bir yöntem olarak kullanılmaya devam etmektedir. Bu yaklaşım herniye disk, uncinat ve posterior body osteofit eksizyonu, kifotik deformiteyi düzeltmek, anterior yerleşimli absele ulaşmak, travma vakalarında dekompresyon ve fiksasyonu sağlamak gibi çok farklı endikasyonlarda kullanılabilir. Posterior prosedürlere göre komplikasyon oranlarının daha az olması, yaşlanan toplumla beraber tercih edilebilirliğini artırmaktadır. Bu yaklaşım en sık komplikasyonu disfaji olmasına rağmen nadir de olsa özefagus, karotid arter, trakea, sempatik zincir, rekürren laringeal sinir yaralanması gibi ciddi komplikasyonlar yaşanabilmektedir.

Posterior servikal yaklaşım daha kolay öğrenilebilen, dikkatli uygulanırsa nispeten daha az kanamalı olarak gerçekleştirilen bir cerrahi tekniktir. Ancak posterior ligaman kompleksinin insizyonu ve faset eklem kapsülün bozulması nedeniyle postoperatif kifoz ve paraspinoz kasların retraksiyonu nedeniyle ciddi kronik ağrılar gelişebilir. Posterior yaklaşımın anterior yaklaşıma göre avantajları gereklilik halinde kraniyal-kaudal ekseninde rahatça uzatılabilir olması; kraniyoservikal ve servikotorasik kavşağa ulaşılabilir olmasıdır. Posterior yaklaşım ile füzyonlu veya füzyonsuz birçok cerrahi dekompresyon tekniği uygulanabilir.

3.1 Korpektomi

Anterior dekompresyon için hafif ve orta seviye vakalarda anterior servikal diskektomi ve fusion (ACDF) öncelikli olarak tercih edilen; çoklu seviyelerde rahat uygulanabilen bir tekniktir. Anterior servikal korpektomi ve füzyon (ACCF) ise ciddi stenoza ve kifotik deformitesi olan hastalarda, travma, tümör ve enfeksiyon gibi patolojilerde ön plana çıkan bir tekniktir.

Korpektomi klasik anterior servikal yaklaşımlar uygulanmaktadır. Yaklaşım tarafı cerrahın tercihinine bağlı olsa da sağ taraf yaklaşımlar teorik olarak rekürren larengeal sinir hasarlanma riskini daha fazla içerir. Korpektomi için sternocleidomastoid kasının medialinden transvers insizyon tercih edilir. Cerrahi yaklaşım yapılırken bölgesel anatomiye hâkim olmak kritik öneme sahiptir. Uncinate processler ve longus colli adeleleri tanınarak vertebral korpusun ortalandığından emin olunmalıdır. Bakış açısının hafifçe laterale kayması vertebral arter hasarlanmasına yol açabilir. Süperior ve inferior intervertebral diskektomiler yapılır. Sonrası vertebra korpus laterallerde uncinat processler sınır olacak şekilde yüksek hızlı drill ve ronger yardımıyla anterior 2/3 kısmı eksize edilir. Posterior 1/3'ü ise PLL süperior ve inferiorde kesilerek çıkarılır. Kullanılacak grefte göre komşu end-plate küretlenerek kartilaj doku temizlenir.



Resim 2.9: Korpektomide lateral ve posterior rezeksiyon uygulaması. A. Aksiyel görüş, B. Sagittal görüş (Shrek HH, Larson SJ, ed. The Cervical Spine: An Atlas of Surgical Techniques. Philadelphia, PA: JB Lippincott; 1999.)

Korpektomi sonrası yapının rekonstrüksiyonun sağlanması omurga stabilitesi için çok önemlidir. Rekonstrüksiyonun kararında nasıl yapılacağı, yeterliliği, füzyon oranları, psödoartroz riski gibi birçok zorlayıcı nokta bulunmaktadır. İliac kanat veya fibuladan alınacak otolog greftler füzyon açısından performansları iyi olmasına rağmen donor bölgede yaşanabilecek komplikasyonlar nedeniyle tercih edilmeyebilir. Günümüzde titanyum veya polieteter-ether-keton (PEEK) bazlı kafesler daha sık tercih edilmektedir. Bu kafeslerin içine otogreftle doldurularak füzyon olasılığı artırılabilir veya otogreft yerine bone morfojenik proteinler (BMP) tercih edilebilir. Ancak BMP'nin füzyon oranına arttırmasına rağmen çok miktarda kullanılmasının havayolu obstrüksiyona kadar ulaşabilen inflamatuvar süreci tetikleyebileceği unutulmamalıdır. Literatürde enstrümantasyon olmadan sadece otolog fibula grefti kullandığı ACCF'li vaka serilerinde füzyon oranının %70-97, psödoartroz oranı ise %27-%41 olarak raporlamıştır (25-27).

Enstrümanlı ACCF yapılan vakalarda iyi kemik-endplate yüzeyi olmasına, greftin stabil görünmesine rağmen greft migrasyon oranları %29 seviyesindedir (27). Anterior plate ve sadece otogreft kullanılan vakalarda yüksek oranda psödoartroz oranları raporlanmıştır. Anterior plate destekli allogreft kullanılan vakalarda artrodez oranı tek seviye korpektomide %90, iki seviye korpektomilerde %56 olarak bildirilmiştir (28). Anterior plate ve otogreft ile dolu titanyum kafes kullanıldığında %90 füzyon sağlandığı ve komplikasyon oranlarını daha düşük olduğu gösterilmiş. Son zamanlarda kullanıma giren genişleyebilen kafesler teorik olarak daha güvenilir bir görüntü sağlamaktadır. Bu kafeslerle servikal lordoz sağlamak daha kolay iken maliyetinin yüksek olması, aşırı distraksiyon gibi dezavantajları bulunmaktadır (29).

Korpektomi sonrası yerleştirilen greft veya kafese ilaveten anterior, posterior veya kombine enstrümantasyonlar, sistemin stabilizasyonu artırmak için uygulanabilmektedir. Uygulanacak olan bu enstrümantasyonlar hastada internal fiksasyonu sağlayacağı için postoperatif halo-vest kullanımını oldukça azaltacak, hastane yatış sürecini ve maliyetleri düşürecektir. Greft sonrası sadece anterior plate kullanımı stabiliteyi artırsa da özellikle uzun seviye enstrümantasyonlarda greft migrasyonu ve çökmeyi tam olarak engelleyememektedir. Anterior enstrümantasyon sisteminin çökmesi nadir de olsa gerçekleştiğinde özefagus perforasyonu, farenks perforasyonu, farengo-özefageal fistül, hava yolu tıkanması gibi katastrofik, hayatı tehdit eden komplikasyonlar yarattığı birçok çalışmada gösterilmiştir (30-34). Vaccaro ve ark. anterior plate ile desteklenmiş vaka serilerinde erken dönem enstrümantasyon başarısızlığı 2 seviye korpektomide %9,

3 seviye korpektomilerde %50 olarak saptamıştır (1). Sistemin başarısızlığı uğradığı nokta genellikle sistemin kaudal ucu olmaktadır. Bunun da nedeni, greft ve anterior plate sonrası servikal omurganın yük aktarımının tersine dönmesi olarak bildirilmiştir (34). Literatür tarafından tam olarak desteklenmese de tek başına anterior plate bir veya iki seviyeli korpektomilerde makul bir tercih olabilirken, üç seviye korpektomilerde komplikasyonları azaltmak için ek posterior fiksasyon düşünülmelidir (35). ACCF sonrası posterior enstrümantasyon eklenmesi konusunda günümüzde görüş birliği sağlanamamıştır. Fibula otogreft sonrası halo-vest kullanımının yeterli olduğunu gösteren yayınlar olduğu kadar, halo-vest kullanımının solid artrodez sağlamada yetersiz kaldığını gösteren çelişkili yayınlar bulunmaktadır (36, 37).

Çökme (Subsidence)

İnterbody kemik greft veya kafes kullanılan cerrahilerde sistemin stabilitesini etkileyen birçok faktör bulunmaktadır. İmplant-kemik ara yüzü ve yük aktarımını en iyi şekilde yapacak grefti seçmek sistemin başarısını en çok etkileyen faktörlerdir. Kullanılan greftin veya kafesin yüzeyle temasının optimum düzeyde olması, temas yüzeylerinin birbirine uyumlu olması, kemik kontakt yüzeyin kalitesi çökme oranını direkt etkileyen faktörlerdir. Seçilen interbody greftin yüzeyle teması tam olmazsa yük aktarım dengesi bozulacak sadece temasın olduğu noktalardan yük aktarımı olacaktır. Bu da aşırı çökmeye zemin hazırlayacaktır. Greft/kafes end-plate cidarındaki stres dayanımı yüksek kortikal rime uyacak boyutta seçmek çökmeyi önlemek açısından avantaj sağlayacaktır. Uygulanan fiksasyon yöntemlerinin nihai amaçları kemik füzyonun sağlanmasıdır. Füzyon

oranlarının iyileştirmek için trabeküler kemikle olan temasın artırılması gerekmektedir. Fakat bu noktadaki dilemma end-platenin kısmı/total kaldırılması füzyon oranlarını artırırken, kemiğin strese karşı olan direncini azaltmasıdır (38, 39).

4.Osteoporotik vertebra

Kemik kalitesinin bozulması yaşlandıkça kaçınılmazdır ve osteoporoz (OS) amansız ilerleyen bir süreçtir. Toplum sağlığını ciddi olarak etkileyen OS' un Amerika Birleşik Devleti'nde yılda 1,5-2 milyon arası fraktüre sebep olduğu tahmin edilmektedir. OS omurgada hem ciddi sekeller yaratan kompresyon kırıklarına yaygın sebebi iken hem de bu hastalarda cerrahinin olası kötü sonuçlarının nedenidir (40).

Yaşlanma sürecinde kemik kalitesindeki bozulma genel sağlığın bozulmasından daha hızlı ilerlemektedir. Osteoporotik omurganın kemik yoğunluğu normal omurgaya göre %50 daha azdır ve stabilite dayanımı normalin neredeyse dörtte biri kadardır (41). Dördüncü dekattan sonra kemik mineral dansitesinde erkeklerde %30, kadınlarda %50 kadar azalma oldukça kolay gerçekleşebilir (42).

Vertebra korpusunun mimarisi; oldukça gözenekli süngerimsi kemik ve onu çevreleyen ince ancak dayanımı yüksek kortikal kemikten oluşmaktadır. Bu iki farklı katmanın biyomekanik özellikleri de farklılık göstermektedir. Kortikal kemik sertliği itibariyle stres daha dayanıklı iken süngerimsi kemik enerji absorban kapasitesi yüksektir.

OS hakkında literatüre baktığımızda çok geniş bir bilgi birikimi olmasına rağmen servikal omurga üzerindeki etkileri net olarak gösterilememiştir. Guzman ve ark. servikal spinal cerrahi yapılan hastalarda OS' nin etkisini incelediği araştırmasında OS'lu hastalarda posterior fiksasyonun daha çok tercih edildiği gösterilmiştir. Ayrıca OS'lu hastalarda 360° fiksasyonun 3 kat , revizyon posterior fiksasyonun ise 2 kattan fazla uygulandığını belirtmiştir (8). Cerrahlar stabiliteyi artırmak, yük dağılımını daha dengeli yaparak sistemin stresini azaltmak için kompleks fiksasyon yöntemlerini seçebilirler. Ama OS'lu hastalardaki romatoid artrit, periferik arter hastalığı, hematolojik hastalıklar gibi ko-morbid sorunların sık gözlenmesi cerrahi riskleri ve post-operatif hemoraji olasılığını artmaktadır.

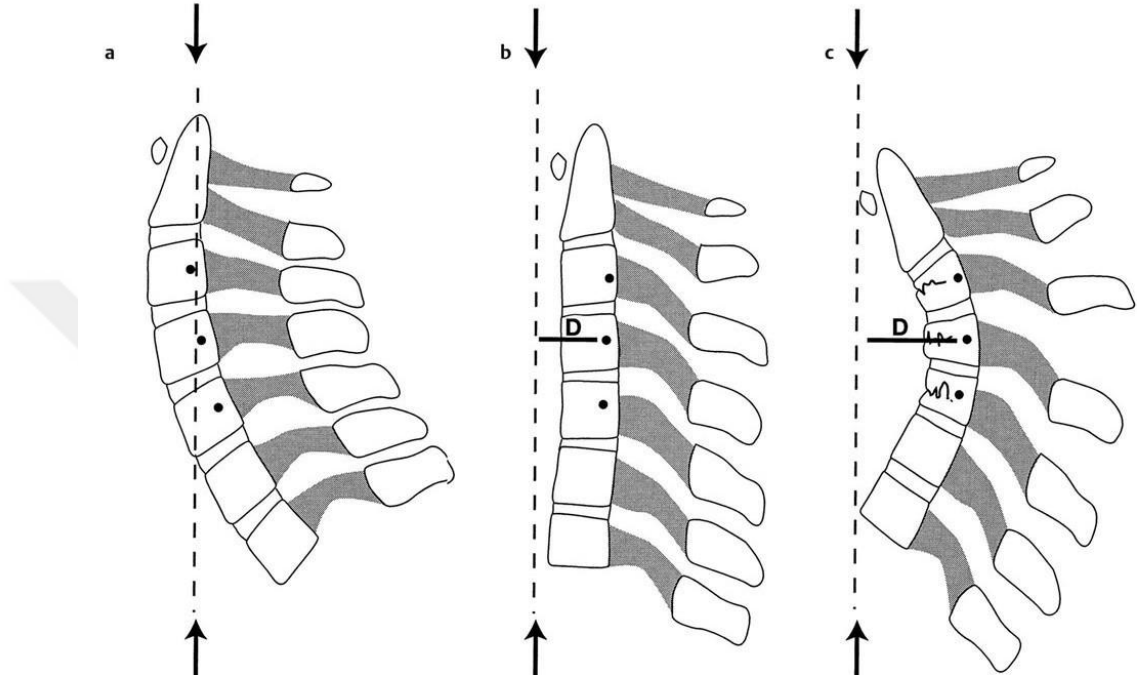
Kemik rezervinin düşük, sağlatım sürecinin yavaş ve ko-morbiditenin yüksek olması sebebiyle revizyon cerrahi sıklığı artmaktadır. Azalan kemik rezervleri kemik-implant ara yüzü bozulmayı artırmakta, vida pull-out direncini azaltmakta ve interbody kafeslerin çökme oranını artırmaktadır (43, 44).

Servikal Dizilim

Osteoporozun omurga üzerindeki bir diğer etkisi de omurga dizilimindeki bozunmaları artırmasıdır. Servikal intervertebral disklerin ventral bölümünün dorsal bölüme göre yüksek olması fizyolojik servikal lordozu meydana getirir. Dejeneratif sürecin sonucu olarak ventral bölgedeki disk yüksekliğinin azalması fizyolojik lordozun azalmasına hatta kaybolmasına neden olabilir. Lordozun kaybıyla oluşan akstaki düzleşme belki de kifotik hale gelmiş omurganın maruz kaldığı aksiyel yükün moment kolunu uzatarak vertebral gövdenin ventral kısmının

taşıdığı yükü artıracaktır. Ayrıca bu süreç osteoporozda daha hızlı gerçekleşecektir.

(45)



Resim 2.10: Servikal lordozun dejeneratif ve patolojik süreçlerde kaybolması ile artan moment kol uzunluğu gösteren şema. (Edward C. Benzel, Biomechanics of Spine Stabilization, Thieme; 2015.)

Çalışmamızda anterior, posterior ve kombine fiksasyon yöntemlerini hem sağlıklı hem de osteoporotik kemiği taklit eden farklı yoğunluklardaki poliüretan (PÜ) bloklarda kurgulanması; statik dayanımlarını ve yorulma testi sonrası korpektomi kafeslerinin çökme derinliklerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır. Çökme etkisine katkısı en yüksek olan fleksiyon-ekstansiyon yönündeki kuvvetin stimule edilmesi hedeflenmiştir; statik ve yorulma testler bu doğrultuda uygulanmıştır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

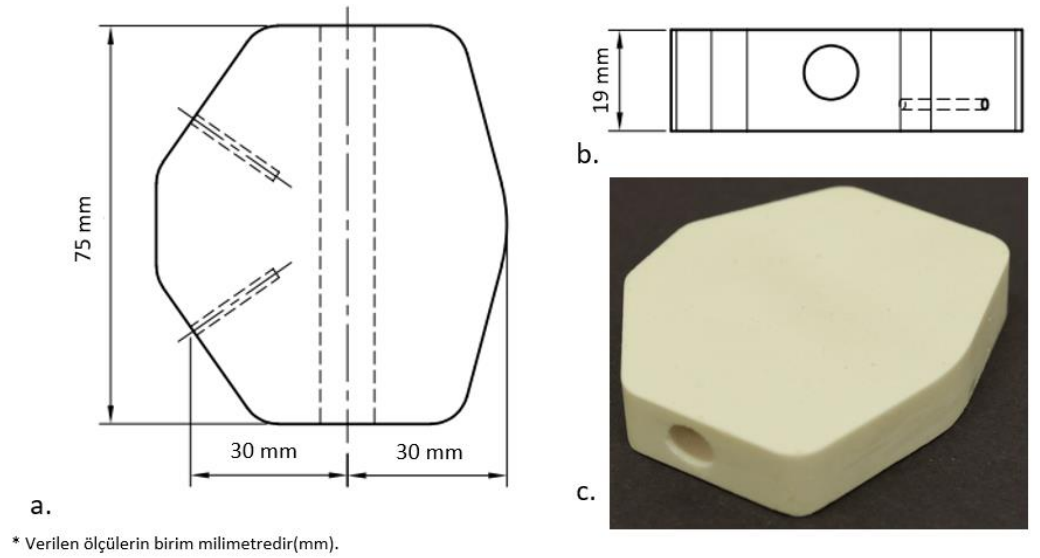
Bu çalışma Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje birimin desteklediği TTU2021-7234 numaralı proje kapsamında TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümü biyomekanik laboratuvarında yürütülmüştür. Statik testler 3369J6995 seri numaralı INSTRON marka çekme-basma test cihazında gerçekleştirilmiştir. Yorulma (dinamik basma eğme) testleri 2012PY02 seri numaralı LABIOTECH marka test cihazında yapılmıştır.

3.1 Poliüretan blokların üretilmesi

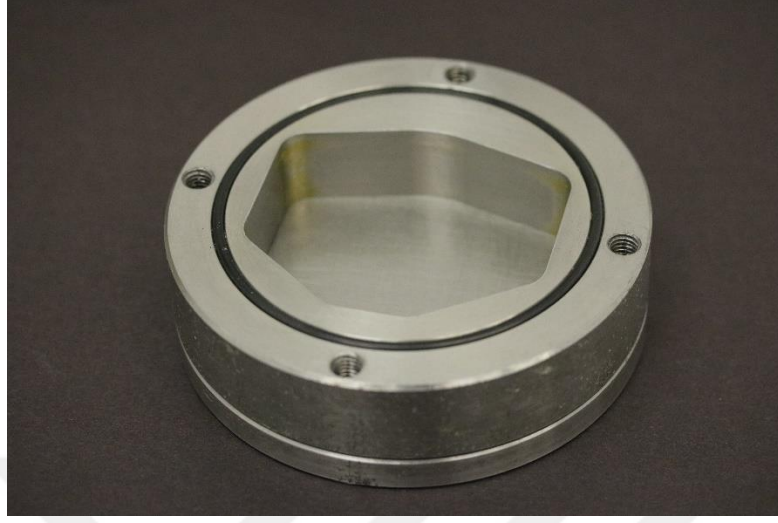
Kadavra ve hayvan modelleri omurga enstrümantasyonlarının erken dönemdeki mekanik davranışlarını analiz etmede kullanışlı olsalar da doku bozunması nedeniyle uzun dönem davranışları stimule etmek mümkün değildir. Bu nedenle de poliüretan ve polietilen gibi sentetik materyaller günümüzde omurga implantlarının biyomekanik özelliklerini değerlendirmekte sıklıkla kullanılmaktadır. Sentetik materyaller kullanılarak kemiğin yoğunluk, biçim ve dayanımlarından kaynaklanacak sapmaların engellenmesi planlanmaktadır.

Bu çalışmada normal ve düşük yoğunluklu kemik dokuyu taklit edebilmek için farklı yoğunluklarda üretilen ve sıklıkla biyomekanik çalışmalarda kullanılan PÜ bloklar tercih edilmiştir. PÜ kompozit bir madde olup poliöl ve izosiyanatın belli oranlarda karışımının reaksiyonundan elde edilmektedir. Çalışmada Amerikan Test ve Malzeme Kurumu (ASTM) tarafından hazırlanan ASTM 1717-18 standartları baz alınmıştır (46). Ancak kullanılan bloklarda

anterior, posterior ve kombine modellerin test edilebilmesi için ASTM F1717-18 standardındaki blok yapısı uygun olarak modifiye edilmiştir. Bu protokol göre servikal implant sistem testlerinde hem anterior hem de posterior implantların ankoraj noktasının yük aktarım pinine olan uzaklığı 30 mm olmalıdır. Çalışmamızdaki blok bu uzaklık sabit tutularak modifiye edilmiştir. (Resim 3.1). Bloklar servikal omurgadaki yük aktarımını modelleyebilecek ebatlarda üretilmiştir. Bu blokların üretiminde kullanılacak yeni bir kalıp imal edilmiştir (Resim 3.2). Modellerde kullanılan bloklara tutucu aparata tespit etmek için Şekilde gösterildiği gibi Ø9.6 mm çapında delikler açılmıştır.



Resim 3.1: Servikal vertebrayı temsil eden modelin şematik çizimi. a. Aksiyel görünüm, b. Yandan görünüm, c. Üretilmiş model



Resim 3.2: Poliüretan bloğun üretilmesinde kullanılan kalıp.

Servikal omurgada end-plate katmanının çok ince ve düzensiz şekilde olması göz önünde bulundurularak normal ve osteoporotik trabeküler kemiği taklit edilecek yoğunlukta poliüretanlar kullanılmıştır. Sağlıklı kemik yapı için Grade 20, osteoporotik ve kortikal end-platenin tamamen kaldırıldığı kemik yapı için Grade 10 yoğunluklar kullanılmıştır (47, 48). PÜ üretimi Kul S. çalışması temel alınarak ASTM F1839 standartlarına uygun olarak yapılmıştır.(48, 49)

3.2 Fiksasyon Yöntemleri

Çalışmadaki 2 seviye korpektomi modellenmiştir. Kullanılan materyaller OSİMPANT (Ankara) firması tarafından üretilmiş ve tedariği sağlanmıştır. Kurgulanan modellerde klinik kullanımı daha yaygın ve ulaşımı kolay olan uç kısmı taşsız olan titanyum mesh kafes tercih edilmiştir. Dinamik testte uygulanacak yük, statik testlerden elde edilen maksimum yükün %50'si olarak belirlenmiştir. Bu nedenle korpektomi çapının dinamik test sonuçlarına etkisi minimal olacaktır ve

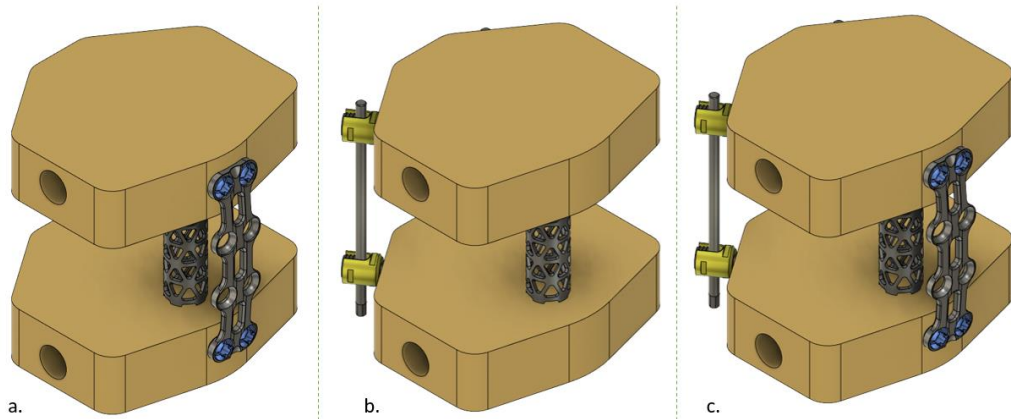
çalışmamızda servikal vertebra ölçülerine uygun olması için Ø12 mm çaplı kafes tercih edilmiştir. Çalışmadaki materyallerin tamamı Ti6Al4V alaşımındandır. Ø12 mm X 40 mm (60 adet) ebatlarında korpektomi kafesi, 62 mm (40 adet) uzunluğunda anterior plak, Ø4 mm X 14 mm (160 adet) ebatlarında vertebra korpus vidası, Ø3.5 mm X 14 mm (160 adet) ebatlarında poliaksiyel vida ve Ø3 mm X 70 mm (80 adet) uzunluğunda rod kullanılmıştır. Fiksasyon yöntemleri Resim 3.3 de gösterildiği gibi önce bilgisayar ortamında 3 boyutlu modellenmiştir.

3 farklı servikal fiksasyon modeli oluşturulmuştur.

Model 1: Anterior vida plak sistemi ile desteklenmiş korpektomi kafesi

Model 2: Posterior poliaksiyel vida rod sistemi ile desteklenmiş korpektomi kafesi

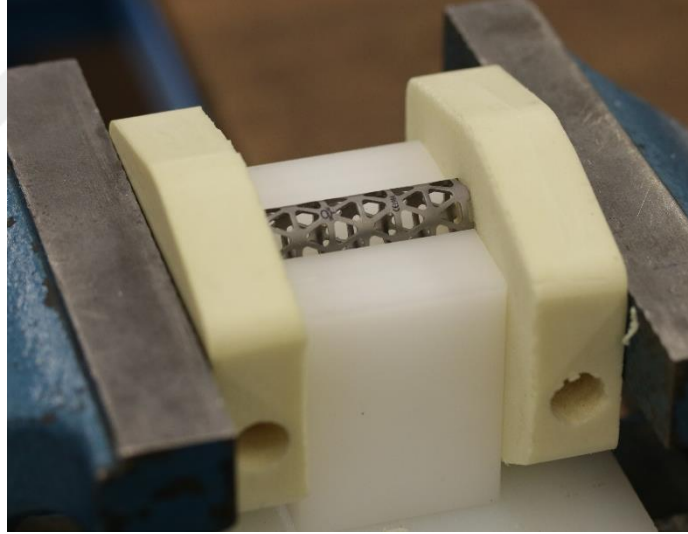
Model 3: anterior vida plak ve posterior poliaksiyel vida rod sistemi 360° desteklenmiş korpektomi modeli.



Resim 3.3: Modellerin bilgisayar ortamında oluşturulan 3D çizimleri. a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3.

3.3 Vertebrektomi Modeli Oluşturulması ve Deney D zeneg i

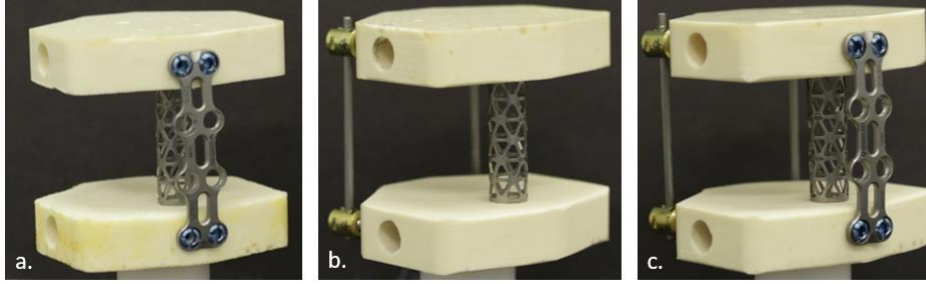
Her model için Grade 10 ve Grade 20 yoğunlukta 10' ar adet numune hazırlanmıştır. Hazırlanan modeller 2 gruba bölünmüştür. Her modelde statik ve yorulma testlerinde 5' er numune kullanılmıştır. Modellere materyal montajı yapılırken implantların yerinin ve iki blok arası mesafenin standart olması için blok arasına 38 mm uzunluğunda polietilen blok yerleştirilmiştir ve bloklar mengenede sabitlenmiştir. Sonrasında implantlar yerleştirilmiştir (Resim 3.4).



Resim 3.4: Montaj aşaması ve bloklar arası mesafenin sabit olmasını sağlayan polietilen blok.

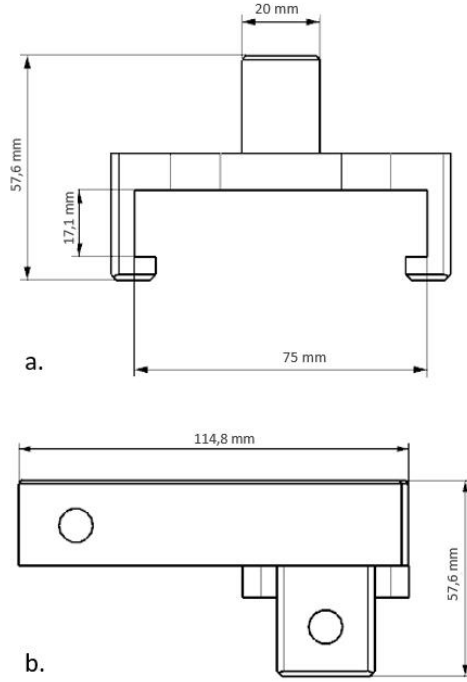
Anterior plak kullanılan modellerde korpus vidaları gönderilirken 1.5 mm çapında pilot delikler oluşturulduktan sonra vidalar tespit edilmiştir. Anterior korpus vidalar gönderildikten sonra pinleri yerleştirilerek vida ucundaki yaprakçıklar açılmıştır. Posterior fiksasyonun kullanıldığı modellerde poliaksiyel vidalar yerleştirilirken 2 mm çapında drill ile pilot delikler oluşturulduktan vidalar

tespit edilmiştir. Posterior poliaksiyel vida kullanılan modellerde vidalara rodlar yerleştirilerek vida kapakları tork verilerek sıkılmıştır. (Resim 3.5)



Resim 3.5: Montajı tamamlanmış modeller. a. Model 1, b. Model 2, c. Model 3.

Kurulumu yapılan modeller statik basma-eğme ve yorulma testlerine tabi tutulmuştur. Modellere uygulanan kuvvetin anatomik yük aksında moment oluşturulacak şekilde olması hedeflenmiştir. Buradaki momenti oluşturacak yeni bir tutucu aparat tasarlanmıştır. Aparatın ağırlığının blok üzerine etki etmemesi için üretimde alüminyum malzeme tercih edilmiştir. Resim 3.6 da tutucu aparatın şematik çizimi ve nihai modeli görünmektir. Modeldeki bloklar pin yardımıyla tutucu aparata sabitlenmiştir. Aparatta kendi tespit noktasından test cihazının çelik çenelerine sabitlenmiştir.



Resim 3.6: Tutucu aparatın şematik çizimi ve nihai ürün.

3.4 Statik Testlerin Uygulanması

Statik basma eğme testlerinde de tutucu aparat kullanılmış fleksiyon-ekstansiyon hareketi hedeflenmiştir. Modeller çökme oluşturacak yönde cihaza yerleştirilmiş ve 5 mm/dk hızında basma kuvveti uygulanmıştır (Resim 3.7). Testlerin sonunda cihazın yazılımı kullanılarak yük ve yer değiştirme verileri elde edilmiştir.

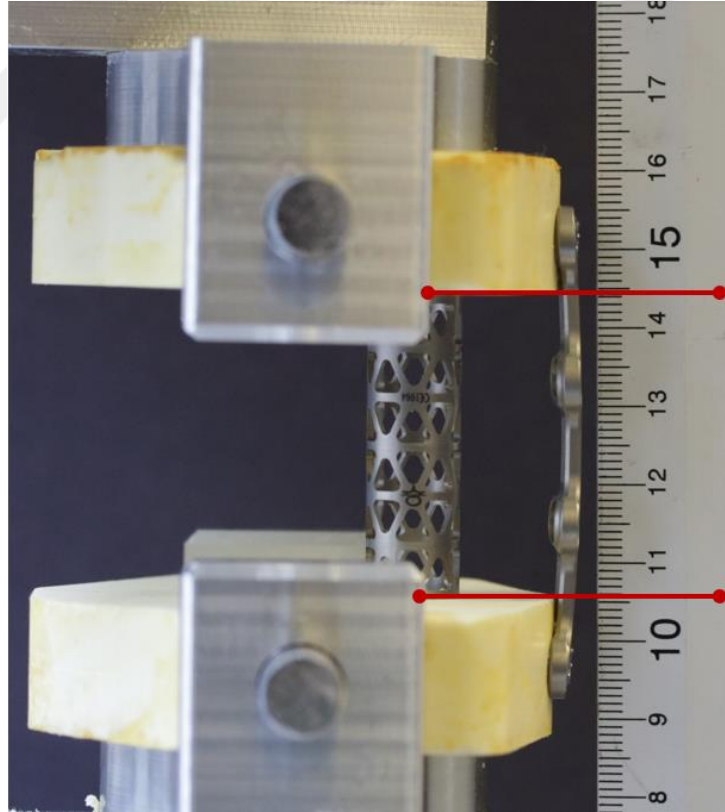


Resim 3.7: Statik test aşaması

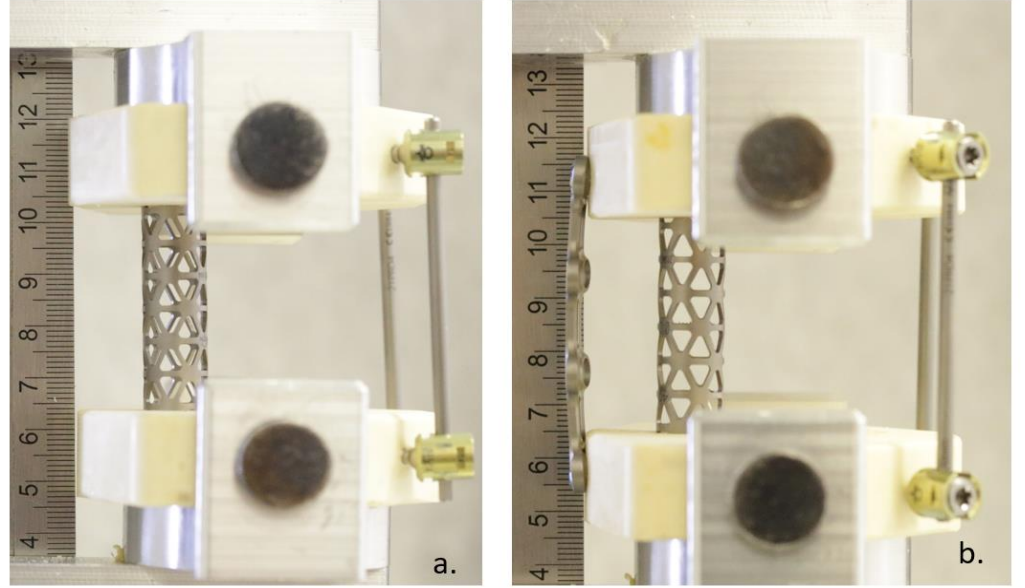
3.5 Yorulma Testlerin Uygulanması

Yorulma testinde numuneler statik testlerde olduğu pozisyonlarda cihaza tespit edilmiştir. Her iki dansitede oluşturan 3 modelin statik test sonuçlarına göre yorulma testlerinde farklı kuvvetler uygulanmıştır. Bu kuvvetler statik testlerin sonucunda elde edilen azami yükün %50'si olarak belirlenmiştir. Yorulma testleri sinüzoidal dalga formunda bir kuvvet uygulanarak 3 Hz. frekansta gerçekleştirilmiştir. Numunelere toplamda 500.000 çevrim uygulanmıştır. Çökmenin oluşum zamanını belirlemek için 10.000, 100.000, 250.000 çevrimler ara duraklar olarak belirlenmiştir. Numunelerin yorulma deneyleri aşırı çökme (5 mm'den fazla çökme) ve numunelerde hasar oluşması durumunda sonlandırılmıştır.

Başlangıçta, ara duraklarda ve 500.000 çevrimin sonunda her model için belirlenen azami yükün %50'si kadar yük altında fotoğraflar çekilmiştir. Fotoğraf çekiminde yüksek çözünürlük makine (Canon EOS 750D) ve makrolens (Canon EF-S 60mm f/2.8 Macro USM) kullanılmıştır. Bilgisayar ortamına aktarılan fotoğrafların ölçeklenmesi AutoCAD (Autodesk, San Rafael, CA, USA) programında fotoğraftaki referanslar kullanılarak yapılmıştır (50). Yanal açıdan bakıldığında korpektomi kafesinin ön hizasından üst ve alt blokların kafesle temas eden yüzeylerinin arasında mesafe ölçülmüştür. Bu ölçümlerden sonucu çökme miktarları hesaplanmıştır. (Resim 3.8)



Resim 3.8 :Yorulma testlerinde ölçüm referanslanması



Resim 3.9: a. Model 2 ve Model 3 yorulma testleri

3.6 İstatiksel yöntemler

Test sonucunda elde edilen veriler Statistical Package For Social Sciences (SPSS) yazılımı kullanılmıştır. Statik testler parametrik dağılım gösterdiği için ANOVA, dinamik testler non-parametrik dağılım gösterdiği için Kruskal Wallis testi kullanılmıştır. Dinamik testlerde 3'lü gruplar arasında anlamlı fark saptanması halinde ikili karşılaştırmalar için Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. P değerinin 0.05'ten küçük olması gruplar arası farklılık istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

4. BULGULAR

4.1 Statik Test Sonuçları

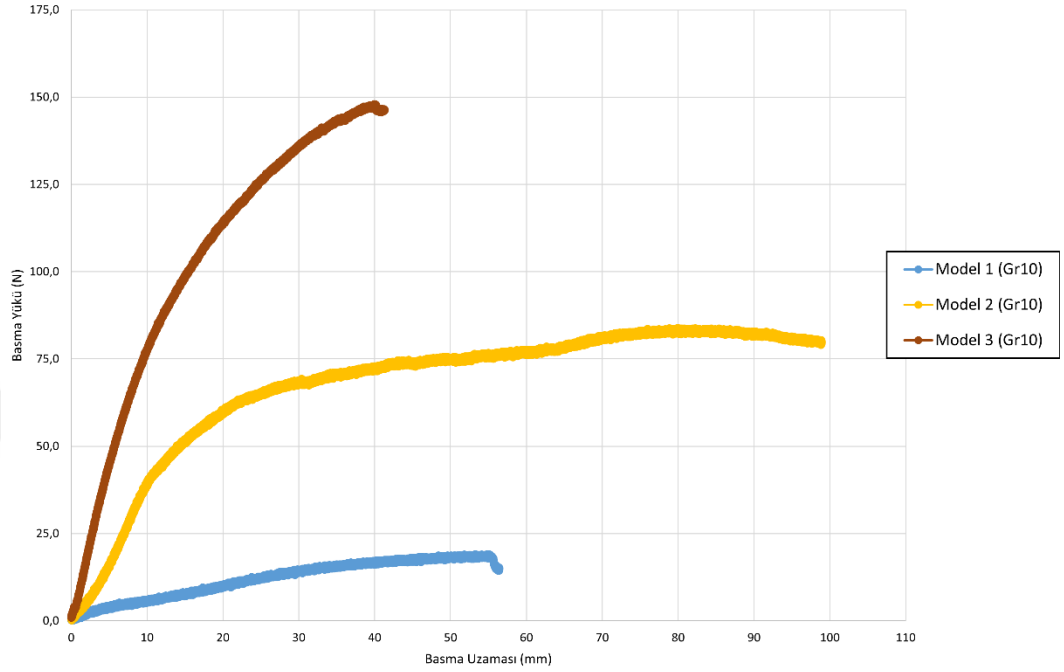
ASTM 1717-18 protokolüne uyarlanarak testler tutucu aparat kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Test sonucu verilerden Gr10 ve Gr20 yoğunluklardaki her bir model için maksimum yük değerleri (N) ve rijitlik (N/mm) değerleri hesaplanmıştır.

Tablo 4.1: Grade 10 yoğunluktaki modellerin maksimum basma yükü ve rijitlik değerleri

	Maksimum Basma Yüğü Ortalamaları (N)	Rijitlik (N/mm)
Gr10- Model 1	18.51±0,82	0,45±0,05
Gr10- Model 2	80,48±11,93	3,7±0,41
Gr10- Model 3	152,44±20,76	10,82±1,82

Gr10 yoğunluktaki bloklarda kurgulanan modellere ait veriler Tablo 4.1’de gösterilmiştir. Gr10 yoğunluktaki Model 1 için sırasıyla maksimum basma yükü ve rijitlik ortalama değerleri 18.51±0,82 N ve 0,45±0,05 N/mm olarak hesaplanmıştır. Model 2 için sırasıyla maksimum yük ve rijitlik ortalama değerleri 80,48±11,93 N ve 3,7±0,41 N/mm; Model 3 içinse sırasıyla 152,44±20,76 N ve 10,82±1,82 N/mm olarak hesaplanmıştır. Gr 10 yoğunluktaki modellere ait yük-yer değiştirme grafiği Resim 4.1’de gösterilmiştir.

Gr10 yoğunluktaki modellerin maksimum yük ve rijitlik değerleri istatistiksel olarak tek yönlü ANOVA testi kullanılarak karşılaştırılmıştır. 3 model arasında farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.



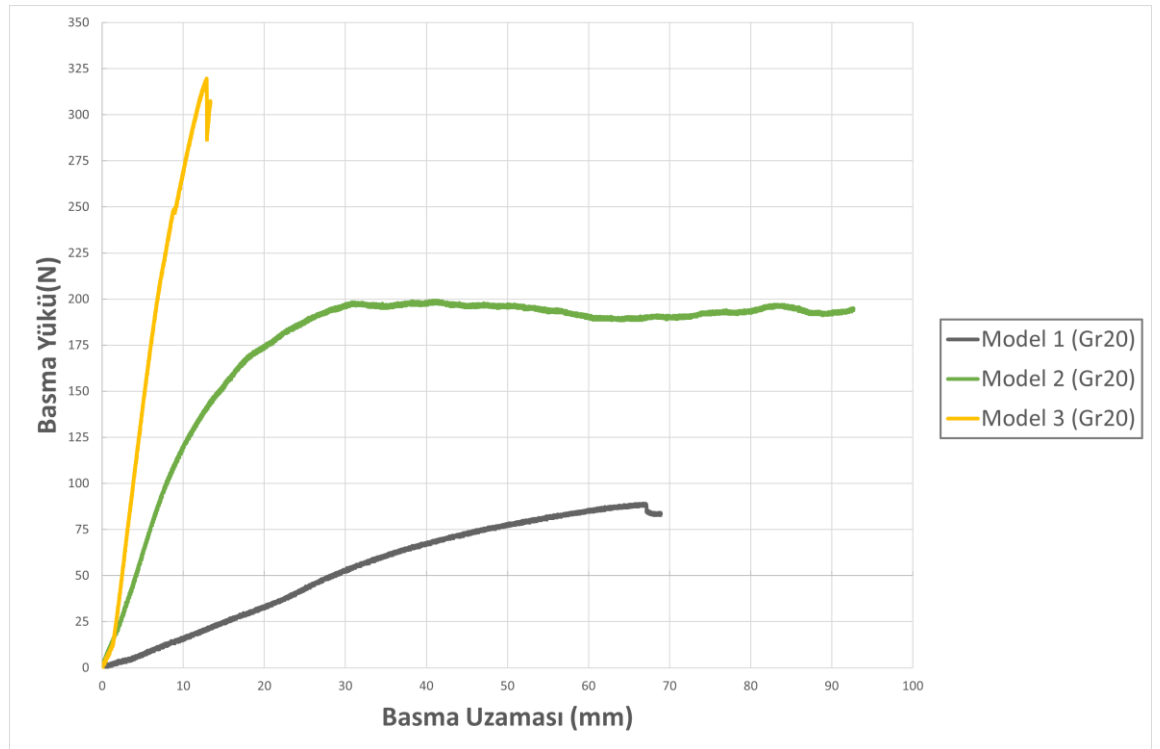
Resim 4.1: Gr10 yoğunlukta oluşturulan modellerin yük-yer değiştirme grafiği.

Gr20 yoğunlukta bloklerde kurgulanan modellere ait veriler Tablo 4.2’de gösterilmiştir. Gr20 yoğunlukta Model 1 için sırasıyla maksimum basma yükü ve rijitlik ortalama değerleri $89,26 \pm 5,84$ N ve $2,25 \pm 0,75$ N/mm olarak hesaplanmıştır. Model 2 için sırasıyla maksimum yük ve rijitlik ortalama değerleri $204,56 \pm 21,77$ N ve $12,64 \pm 2,07$ N/mm; Model 3 içinse sırasıyla $308,10 \pm 74,86$ N ve $32,80 \pm 4,71$ N/mm olarak hesaplanmıştır. Gr 20 yoğunlukta modellere ait yük-yer değiştirme grafiği Resim 4.2’de gösterilmiştir.

Tablo 4.2: Grade 20 yoğunluktaki modellerin maksimum basma yükü ve rijitlik değerleri

	Maksimum Basma Yükü Ortalamaları (N)	Rijitlik (N/mm)
Gr20- Model 1	89.26±5,84	2,25±0,75
Gr20- Model 2	204,56±21,77	12,64±2,07
Gr20- Model 3	308,10±74,86	32,80±4,71

Gr20 yoğunluktaki modeller maksimum yük ve rijitlik değerleri istatistiksel olarak tek yönlü ANOVA testi kullanılarak karşılaştırılmıştır. Model 1'in dayanım gösterdiği maksimum yük ile Model 2 ve Model 3 arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuşken. Model 2 ve Model 3'ün maksimum yükleri arasında istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmamıştır. Üç modelin rijitlik değerleri arasında farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.



Resim 4.2: Gr20 yoğunlukta oluşturulan modellerin yük-yer değiştirme grafiği

4.2 Dinamik test sonuçları

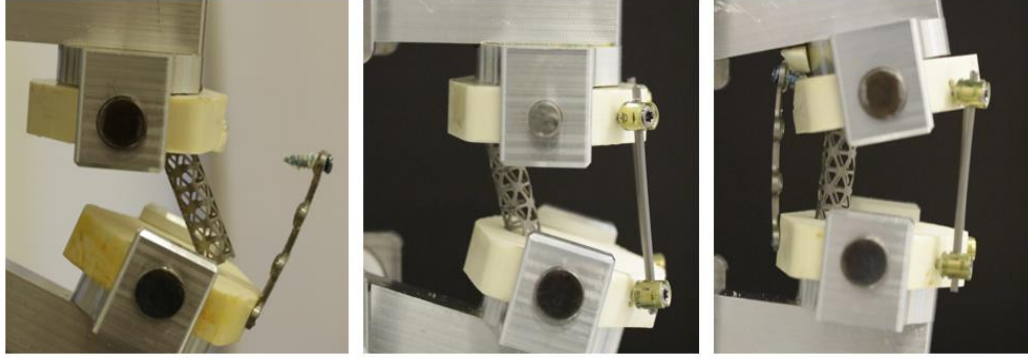
Yorulma testleri her grup için statik testlerden tespit edilen maksimum yük dayanımının %50' sine karşılık gelen değerde gerçekleştirilmiştir.

Grade 10 yoğunluktaki Model 1, Model 2, Model 3 örneklerinin uygulanan yük, ölçülen çökme değerleri ve standart sapma değerleri Tablo 4.3'te gösterilmiştir.

Tablo 4.3: Grade 10 yoğunluktaki modellerin yorulma testi sonuçları

	Uygulanan Yük (N)	Çökme (mm)
Gr10- Model 1	10 N	2,3±1,59
Gr10- Model 2	40 N	7,5±1,58
Gr10- Model 3	75 N	0,65±0,10

Grade 10 grubunda sadece anterior plak ve kafes kullanılan Model 1'de 500.000 çevrim sonunda 2,3±1,59 mm çökme gözlenmiştir. Model 1'de test edilen 5 örnekten 2 tanesinde 24.000 ve 114.000 çevrim sayılarında PÜ blokta fail meydana gelmiştir. Model 2'deki tüm numunelerde 100.000 çevrimi tamamlayamadan aşırı çökme (>5mm) gerçekleşmiştir ve ortalama çökme miktarı 7,5±1,58 mm olarak tespit edilmiştir. Model 2 en fazla çökme gösteren grup olmuştur. Model 3'teki ortalama çökme miktarı 0,65±0,10 mm olarak saptanmış ve en düşük miktarda çökme gösteren model olmuştur. Bu modelde 1 adet numunede 101.000 çevrimde blokta fail meydana gelmiştir (Resim 4.4).



Resim 4.3: Dinamik test sırasında gerçekleşen failler.

Grade 10 bloklarda oluşturulan 3 modelin çökme değerleri istatistiksel olarak karşılaştırıldığında tüm gruplar arasında $p=0,006$ bulunmuştur ve istatistiksel olarak anlamlı farklılık tespit edilmiştir. Daha sonrasında gruplar ikili karşılaştırılmalarına tabii tutulmuştur. Tüm grupların ikili karşılaştırmasında gruplar arasında farklarda istatistiksel olarak anlamlı değerler saptanmıştır. (Tablo 4.4) Osteoporotik kemiği taklit eden grade 10 yoğunluktaki modellerde çökmeyi önlemede 360 derece fiksasyon yöntemi, sadece anterior fiksasyona göre daha başarılıdır. Model 2 ise diğer iki modele göre çökmeyi önlemede istatistiksel olarak başarısızdır.

Tablo 4.4: Grade 10 yoğunluktaki modeller arası istatistiksel farklılıklar (p değerleri)

Grade 10	p değeri ($<0,05$)
Model 1- Model 2	,027
Model 1- Model 3	,021
Model 2- Model 3	,014

Grade 20 yoğunluktaki Model 1, Model 2, Model 3 örneklere uygulanan yük, ölçülen çökme değerleri ve standart sapma değerleri Tablo 4.5'te gösterilmiştir.

Tablo 4.5: Grade 20 yoğunluktaki modellerin yorulma testleri sonuçları

	Uygulanan Yük(N)	Çökme(mm)
Gr20- Model 1	45 N	0,81±0,44
Gr20- Model 2	100 N	0,56±0,46
Gr20- Model 3	150 N	0,43±0,40

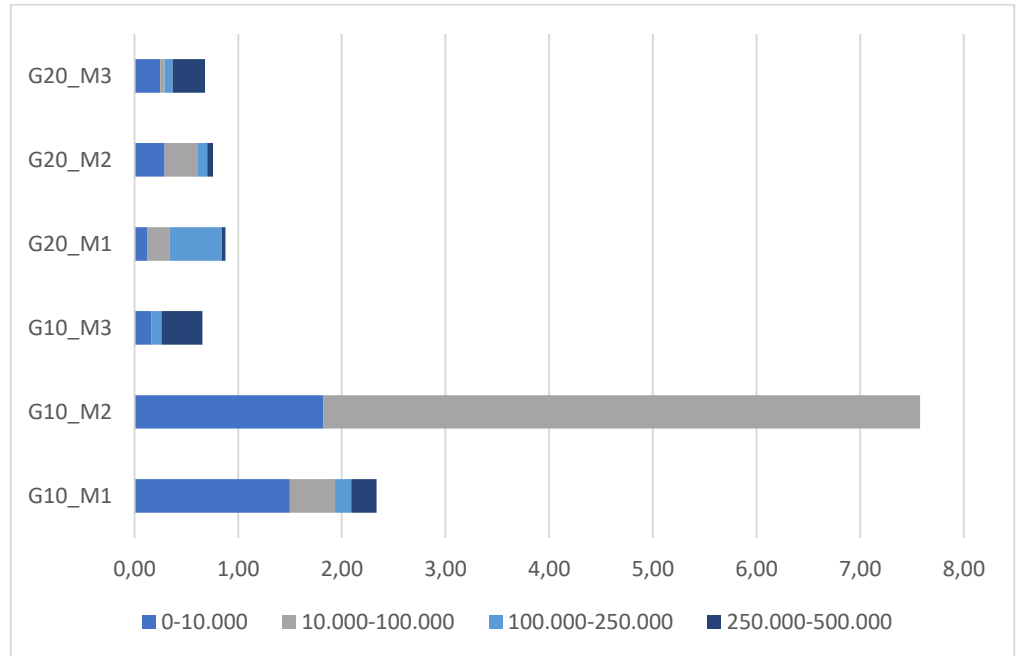
Grade 20 yoğunluk Model 1'de 500.000 çevrim sonunda 0,81±0,44 mm çökme meydana gelmiştir ve bu yoğunlukta en fazla çökmenin gözlemlendiği gruptur. Model 2'de çökme miktarı 0,56±0,46 mm olarak tespit edilmiştir. Model 3'te ortalama çökme miktarı 0,43±0,40 mm olarak en düşük miktarda çökme gösteren modeldir. Grade 20 modellerin yorulma testleri sırasında blok hasarı gözlenmemiştir.

Sağlıklı kemiği taklit eden Grade 20 bloklarda oluşturulan modellerde yapılan yorulma testleri sonucu oluşan çökme değerleri karşılaştırıldığında istatistiksel olarak fark saptanmamıştır ($p=0,50$). Tablo 4.6'da modellerin ikili karşılaştırmaların istatistiksel sonuçları gösterilmiştir. İkili karşılaştırmalarda Grade 20 bloklarda uygulanan modellerin hiçbirisi arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır.

Tablo 4.6: Grade 20 yoğunluktaki modeller arası istatistiksel farklılıklar (p değerleri)

Grade20	p değeri (<0,05)
Model 1- Model 2	,34
Model 1- Model 3	,29
Model 2- Model 3	,91

Çökme gerçekleşme zamanını ve gerçekleştikten sonra uzun dönemdeki progresyonun mekanizması için 10.000, 100.000, 250.000 ve 500.000 çevrimlerdeki kademeli ilerleme Resim 4.4'te gösterilmiştir. Grade 10 bloklardaki Model 1 ve Model 2'de 1 mm'yi geçen çökme ilk 10.000 çevrim içinde gerçekleşmiştir. Çökme, oluşan modellerde ilk 100.000 çevrim içerisinde gözlenmiştir.



Resim 4.4: Gr10 ve Gr20 yoğunluktaki modellerde gerçekleşen çökme miktarlarının çevrim sayısı ile olan ilişkisini gösteren grafik. (Çökme ölçü birimi mm'dir)

5. TARTIŞMA

Servikal bölgede korpektomi sonrasında implantlarla rekonstrüksiyonun sağlanması sıklıkla uygulanan bir tekniktir. Dekompresyon sonrası stabiliteyi tekrardan oluşturma yöntemi günümüzde hala optimize edilememiştir. Bunun en önemli nedenleri omurganın kendine özgü kompleks ve dinamik mekanik yapısıdır. Tüm cerrahi tekniklerde, interbody alet kullanıldığında çökme komplikasyon ihtimali düşünülmelidir.

Çökme kurulan sistemin mekanik yetersizliğin bir göstergesidir ve kafes-kemik ara yüzündeki uyumsuzluktan kaynaklanır. Spinal dizilimde bozulma, psödoartroz, kifotik deformite, spinal stenoz, foraminal stenoz ve buna bağlı radikülopatik ağrıya neden olabilir (6, 51). Yapılan klinik çalışmalarda uzun dönem takiplerde tek seviye korpektomi ve anterior plak kullanılan hastaların füzyon oranların yüksek ve komplikasyon oranlarının makul seviyelerde olduğu gösterilmiştir (52). Çoklu seviye korpektomilerde uzayan anterior konstrüksiyonla doğru orantıda sistemin kaudal ucuna binen yük artmaktadır. Bu artan yük konstrüksiyonda potansiyel başarısızlıklara neden olmaktadır (2, 53). Çoklu seviye korpektomi yapılan hastalarda ideal fiksasyon yöntemi hala tartışmalıdır. İki seviye korpektomide sadece anterior fiksasyonun yetersiz olduğu ve komplikasyon oranlarında artışa neden olduğu gösterilmiştir. Bu çalışmalarda vaka sayıları az olmakla birlikte implant kaynaklı komplikasyonlar %6-67 gibi geniş bir aralıktadır (3, 52). Bu nedenle iki seviye korpektomi sonrası anterior fiksasyon yapılan vakalara, posterior fiksasyonun rutin olarak eklenmesi tartışmalıdır (3, 4). Ayrıca çoklu seviye korpektomilerde anterior fiksasyon ve füzyonun güvenli kabul

edilebileceği sonuçların gösterildiği çalışmalar da literatürde yer almaktadır(1, 3, 54).

Uygulanan her cerrahide hastaya optimum yararı sağlamak, enstrümantasyon yetersizliğinden ve revizyon cerrahiden kaçınmak temel esastır. Servikal bölgede uygulanan fiksasyonlarda vertebralara mekanik kapasitesinin üzerinde yüke maruz bırakmaktan kaçınılmalı ve stabiliteyi sağlarken yük aktarımını dengeli olarak yapmaya özen gösterilmelidir. Kemik-implant ara yüzü enstrümantasyon sisteminin dayanımını belirleyen en önemli etkenlerdendir. İmplantın uygulandığı kemik dokunun mineral rezervinin düşük olması, kemik bütünlüğün tam olmaması, infeksiyon durumu, malignite varlığı implantın tutunumunu azaltacak ve dislokasyona, vida pull-out' una neden olacaktır. Kemik-implant arayüzünü oluştururken servikal dizilime uygun bir açılanma sağlamak önemlidir. Nitekim fizyolojik dizilime uygun olmayan vida, plak veya kafes yerleşiminde mevcut implant sistemi, kapasitesinin üstünde yüke maruz kalabilir. Enstrümantasyonun aşırı yüklenmeye maruz kalan noktasında çabuk bir bozunma meydana gelecektir. Bu bozunma ya implantta kırılma, plastik deformasyon ya da dislokasyon olarak sonuçlanacaktır. Çökme oluşumunu etkileyen en önemli faktörler kemik mineral yoğunluğu ve kortikal end-plate kondisyonudur (9). Günümüzde çok sayıda farklı tasarımda ve mekanik özelliklerde korpektomi kafesleri bulunmaktadır. Kullanılacak olan kafeslerin vertebra yüzeyine temas eden kısmın yüzeyle tam örtüşmesi, kafesin taç kısmında tutunmayı artıracak ayakçıkların varlığı, taç kısmının açısının ayarlanabilir özellikte olması gibi birçok tasarım çökmeyi etkilemektedir. Ayrıca tümör ve infeksiyon nedeniyle korpektomi

uygulanan hastalarda; bu etiyolojilerin çökme ihtimalini artırdığı düşünülebilir ancak bu etiyolojilerin çökme oluşumunda dejeneratif hastalıklara göre farkının olmadığını gösteren yayınlar bulunmaktadır (4, 5). Tüm bu literatür bilgileri ışığında çökme oluşum mekanizması, klinik sınıflandırması ve sebepleri konusunda tam konsensüs sağlanamamıştır (5, 7, 55).

Chen ve ark. anterior korpektomi ve füzyonun radyolojik sonuçlarını bildirdiği 300 vakalık serilerinde 1-3 mm arasındaki çökmeyi hafif, 3 mm'den fazla olanları ise ciddi çökme olarak sınıflandırmışlardır. Yine bu seride 1 mm'den az çökmeler anlamlı kabul edilmemiştir (7). Lau ve ark. asansörlü ve statik kafesleri karşılaştırdığı 91 vakalık serisinde 2 mm'den yüksek değerleri çökme olarak kabul etmiştir (5). Van Jonbergen ve ark. ACDF yapılan serilerinde radyolojik büyütme faktörünün göz önüne alarak 3 mm'den fazla değerleri çökme olarak kabul etmiştir (56). Çalışmamızda yüksek yoğunluklu poliüretan grupta fiksasyon yöntemlerin çökme açısından anlamlı farklılık göstermediği tespit edilmiştir. Hatta 3 yöntemde de klinik olarak anlamlı sayılabilecek çökme meydana gelmemiştir, tüm modellerde 1 mm'den küçük değerler saptanmıştır. Buradan yola çıkılarak normal sağlıklı kemik yapıda olan hastalarda 2 seviye korpektomilerde sadece anterior fiksasyon daha tercih edilebilir bir yöntem olabilir. Bayerl ve ark. yaptıkları retrospektif çalışmada bu hasta grubunda sadece anterior fiksasyonun uzun dönem takiplerde %36 gibi yüksek seviyelerde yetersiz olduğunu göstermiş ve bu hastaların hepsinin klinik belirti gösterdiği ve revizyon cerrahi gerektiğini belirtmiştir (4). Ancak bu serideki vakalarda over-distraksiyon haline getirildiğinde daha yüksek oranda çökmeye yol açılabilen asansörlü kafes kullanılmıştır (57). Nitekim yeni geliştiren

asansörlü ve anterior plate eklenmiş kafeslerin kullanımında yüksek oranda füzyonun sağlandığını gösteren çalışmalarda bulunmaktadır (58). Sasso ve ark. iki seviye korpektomi sonrası enstrümantasyon yetersizliklerini incelediği 33 vakalık serilerinde iliak kanat grefti ve anterior plak sistemiyle uzun dönemde %94 oranında füzyon sağlandığını göstermiştir. Bu serideki 2 vakada psödoartroz gözlenirken, katastrofik komplikasyon yaşanmamıştır (3). Daubs ve ark. statik titanyum kafes ve anterior plak kullanılan 23 vakalık serilerinde 6 hastaya iki seviye korpektomi uygulanmış ve 4 vakada katastrofik kafes çökme ve/veya plağın distal ucunda migrasyon gözlenmiştir. Bu vakaların hepsinde enstrümantasyon yetersizliği yük maruziyetinin daha fazla olduğu kaudal uça tespit edilmiştir (52). Ayrıca bu serideki vakaların yaş ortalaması yeterli füzyon oranı gösteren serilere göre daha yüksek seyretmektedir. Yaşla beraber azalan kemik kalitesi, uzayan sağlatım süresi bu yüksek orandaki yetersizliği açıklayabilir (52, 59, 60). Vaccora ve ark. da 33 hastalık iki seviye korpektomi serisinin 3 aylık izlem sonucu enstrümantasyon yetersizliğinin %9 oranında düşük seviyede olduğunu göstermiştir (1). Hartmann ve ark. (2015) çoklu seviye korpektomi sonrası 360° fiksasyonun yetkinliği araştırdığı kadavra temelli biyomekanik çalışmasında modelleri dinamik testlere tabi tutmuş ve 2 seviye korpektomilerde çökme, vida veya plak dislokasyonu gözlemlenmediğini bildirmişlerdir (61). 2017’de Hartmann ve ark. yaptığı, sadece anterior fiksasyon uygulandığı kadavra çalışmasında dinamik testler sırasında implant kaynaklı yetersizlik gözlenmemiştir (10). Anterior stabilizasyon sistemi uzadıkça omurganın ADM’ si anteriora doğru yer değiştirmekte ve sistemin maruz kaldığı yük fizyolojik yükün üzerine çıkmaktadır.

Bu fazla yük sistemin distal ucunda yoğunlaşarak korpus vidaların pull-out' unu tetikleyebilir. Sonrasında kafes ve plate migrasyonuna sebebiyet verebilir. Tüm bu çalışmalar nihayetinde dramatik olarak birbirinden farklı yönleri işaret etmektedir. Bu alanda ileri araştırmalar ihtiyaç olduğu açıktır. Bu doğrultuda çalışmamız varyatif kemik yapısının etkilerini bertaraf etmek üzere kurgulanmıştır. Çalışmamızdaki stabilitiye katkısı olan posterior elemanlar, faset kapsülü, ligamanlar, çevre bağ ve destek dokuların olmaması gibi sınırlamalara rağmen bu grupta çökme açısından ek posterior fiksasyonun üstünlüğünün olmadığı gösterilmiştir.

Servikal füzyon yapılan hastalarda uzun dönem sonuçları arasında komşu segment hastalığı (KSH) çoğunlukla önem arz etmektedir (62). Anterior servikal dekompresyon ve füzyon uygulanan hastalarda KSH gelişme oranı yıllık %2.4-%2.9 olarak belirtilmiştir (63). Eck J. ve ark. yaptığı servikal kadavra çalışmasında fleksiyon-ekstansiyon yüklemelerinde füzyona komşu üst segmentteki intradiskal basınçta %73, alt segmentteki intradiskal basınçta %45 oranında artış olduğunu göstermiştir (64). Füzyon yapılan segmente komşu olan disk mesafesinde biyomekanik stresin artması ve spondilozun doğal seyri komşu segmentteki dejenerasyonun şiddetlenmesinde etkili olduğu düşünülmektedir. Komşu segmentteki artan dejenerasyonun etiyojisi multifaktöriyel olsa da başlıca etkenler füzyon yapılan mesafenin uzunluğu, sistemin rijititesi, hasta yaşı ve eski dejenerasyon varlığıdır (65). Omurganın kompleks biyomekanik yapısı içerisinde diskin maruz kalınan yükü sönümlemesi önemli bir fonksiyonudur. Fiksasyon sisteminin rijiditesi arttıkça füzyon yapılan segmentin yük sönümleme kapasitesi

azalacaktır (66). Bu nedenle 360° gibi rijiditesi yüksek fiksasyon sistemlerinin tercih edilmesinin uzun dönemde komşu segment dejenerasyonunu hızlandırabileceği akılda tutulmalıdır.

OS hasta grubunda kemik rezervinin düşük olması, kemik dayanımının azalması nedeniyle spinal enstrümantasyon uygulanan hastalarda vida pull-out, çökme gibi çeşitli komplikasyonlar daha sık gözlenmektedir. Literatürde lomber bölgede kafes çökme ve KMY ilişkisini ortaya koyan klinik çalışmalar bulunmaktadır (67). Servikal bölgede bu konuda yapılan klinik çalışmalar ise kısıtlıdır (8). Dual enerjili X-ray absorpsiometre (DEXA) yöntemi ile tayin edilen KMY lomber vertebraları değerlendirmek için yeterli olmasına rağmen servikal vertebralarda yeterli korelasyonu göstermemektedir. Servikal vertebraların küçük boyutta olması, anatomik varyasyonlarının çok olması nedeniyle KMY ölçümü için daha sofistike yöntemler gerektirmektedir. Literatürde servikal vertebraların kafese karşı olan direncini inceleyen çalışmalar olmasına rağmen osteoporotik vertebranın direnci net olarak gösterilememiştir (9, 68, 69). Biz çalışmamızda düşük yoğunluklu poliüretan bloklarda osteoporotik vertebrayı ve/veya kortikal end-platenin dekortike edildiği senaryoları kurguladık.

Literatürde osteoporoz gibi kemik kalitesinin düşük olduğu ve/veya kortikal end-platenin tıraşlandığı korpektomilerde anterior fiksasyona destekleyici posterior fiksasyonun rutin olarak eklenmesini destekleyen güvenilir veriler bulunmamaktadır. Osteoporoz, ko-morbiditeleri yüksek bir hastalık olması nedeniyle bu gruptaki hastaların yönetiminde sorumlu cerrah anterior fiksasyonun yetersiz kalması ve hastayı ikinci bir cerrahi strese maruz bırakmak ikileminde

kalmaktadır. Rutin olarak posterior fiksasyon eklenmesi cerrahinin süresini, intraoperatif kan kaybını, postoperatif hemoraji artırmakta ve hastanede kalış sürelerini uzamakta, maliyetleri yükseltmektedir. Biz çalışmamızda osteoporotik kemiği taklit eden grupta anterior fiksasyonun, 360 derece fiksasyon ile karşılaştırıldığında çökmeyi önlemede yetersiz kaldığını tespit ettik. Bu hasta grubunda korpektomi sonrası fiksasyonda çökmeyi önlemek açısından 360 derece fiksasyon daha tercih edilebilir görünmektedir. Ayrıca düşük yoğunlukta sadece anterior fiksasyon uygulanmış iki numunede erken dönemde poliüretan blokta fail gerçekleşmiştir. Bu durumu kemik rezervin yetersizliği ile normalde stabiliteye katkısı olan çevre yumuşak dokuların eksikliği ile açıklanabilir. Hee ve ark. yaptıkları 21 vakalık seride enstrümantasyonun yetersiz kaldığı ve komplikasyonların görüldüğü vakaların osteoporoz ilişkili olduğunu göstermişlerdir (70). Düşük yoğunluklu gruptaki 360° fiksasyon modelinde 1 numunede blokta fail gözlenmiştir. Bu fiksasyon modelin düşük kemik rezervin dayanımından fazla bir rijitlik oluşturabileceği ve bu rijit sistemin komşu segmente daha fazla yük aktarımı yaparak komşu segment hastalığı ihtimalini artıracakı akılda tutulmalıdır. Çalışmamızda ulaştığımız bir diğer sonuç ise korpektomi sonrası sadece kafes kullanılan veya anterior plate yerleştirilmesinin teknik olarak mümkün olmadığı vakalarda uygulanan sadece posterior fiksasyonun her ne kadar dengeli bir yük dağılımı sağladı için statik olarak dayanımı sadece anterior fiksasyona göre yüksek olsa da çökmeyi önlemede yetersiz kalacağıdır. Özellikle kemik yapısının bozuk olduğu durumlarda akut ve kronik dönemde katastrofik komplikasyonlara sebebiyet verebilir.

Çalışmamız in vitro ortamda sentetik bloklar üzerinde gerçekleştirmiş ve buna bağlı bazı sınırlamalara tabiidir. Gerçek hastada stabilitiye katkı sağlayan birçok parametre çalışmanın doğası gereği değerlendirilememiştir. Omurganın stabilizasyonunu vertebra korpusunun anterior ve posteriorundaki kuvvetli ligamanlar, dorsal tarafta ise faset eklem kapsülleri, posterior ligamentöz kompleks, servikal kaslarının koordineli hareketi ve çevre bağ doku elemanlarını dinamik yapısı ile sağlamaktadır. Ayrıca, çalışmamızın bir diğer eksikliği de omurganın maruz kaldığı ve göreceli olarak çökmeye etkisi daha az olan aksiyel rotasyon, lateral bending hareketlerinin değerlendirilmemiş olmasıdır.

6. SONUÇ

Servikal omurga patolojilerinde çoklu segment korpektomi sıklıkla uygulanan etkin bir cerrahi tekniktir. Korpektomi sonrası ideal fiksasyon yöntemin belirlemek seviye arttıkça daha da zorlaşmaktadır. Bu çalışmada, optimum fiksasyon tercihinde kullanılabilecek güvenilir veriler elde edilmeye çalışılmıştır ve hipotezlerimiz bu doğrultuda kurgulanmıştır.

Sağlıklı kemik yapısındaki hastalarda iki seviye korpektomi uygulandığında sadece anterior fiksasyon çökmeyi önlemede yeterli olabilmektedir. Yeni geliştirilen ve omurga dizilimine daha uygun kafeslerin kullanımı end-plate üzerinde stresi dengeli dağıtarak çökmeyi azaltabilir. Bununla birlikte, kemik rezervlerinin düşük olduğu hastalarda sadece anterior fiksasyon çökmeyi önlemede yetersiz kalabilmekte ve kombine yaklaşımla 360° fiksasyon tercih edilebilir.

7. KAYNAKÇA

1. Vaccaro AR, Falatyn SP, Scuderi GJ, Eismont FJ, McGuire RA, Singh K, et al. Early failure of long segment anterior cervical plate fixation. *Journal of Spinal Disorders*. 1998;11(5):410-5.
2. Setzer M, Eleraky M, Johnson WM, Aghayev K, Tran ND, Vrionis FD. Biomechanical comparison of anterior cervical spine instrumentation techniques with and without supplemental posterior fusion after different corpectomy and discectomy combinations: Laboratory investigation. *Journal of Neurosurgery: Spine*. 2012;16(6):579-84.
3. Sasso RC, Ruggiero RA, Reilly TM, Hall PV. Early reconstruction failures after multilevel cervical corpectomy. *Spine*. 2003;28(2):140-2.
4. Bayerl SH, Pöhlmann F, Finger T, Prinz V, Vajkoczy P. Two-level cervical corpectomy—long-term follow-up reveals the high rate of material failure in patients, who received an anterior approach only. *Neurosurgical Review*. 2019;42(2):511-8.
5. Lau D, Song Y, Guan Z, La Marca F, Park P. Radiological outcomes of static vs expandable titanium cages after corpectomy: A retrospective cohort analysis of subsidence. *Neurosurgery*. 2013;72(4):529-38.
6. Gercek E, Arlet V, Delisle J, Marchesi D. Subsidence of stand-alone cervical cages in anterior interbody fusion: Warning. 2003. p. 513-6.
7. Chen Y, Chen D, Guo Y, Wang X, Lu X, He Z, et al. Subsidence of Titanium Mesh Cage. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*. 2008;21(7):489-92.
8. Guzman JZ, Feldman ZM, McAnany S, Hecht AC, Qureshi SA, Cho SK. Osteoporosis in Cervical Spine Surgery. *SPINE*. 2016;41(8):662-8.
9. Truumees E, Demetropoulos CK, Yang KH, Herkowitz HN, Musich C. Failure of human cervical endplates: A cadaveric experimental model. *Spine*. 2003;28(19):2204-8.
10. Hartmann S, Thomé C, Tschugg A, Paesold J, Kavakebi P, Schmölz W. Cement-augmented screws in a cervical two-level corpectomy with anterior titanium mesh cage reconstruction: a biomechanical study. *European Spine Journal*. 2017;26(4):1047-57.
11. Chen C, Zhao W, Liu D, Sun P, Wu C, Ouyang J. A biomechanical study to evaluate the effect of pmma augmentation and restoration of the strength of cervical vertebral screws inserted in an osteoporotic vertebral body. *Journal of Spinal Disorders and Techniques*. 2014;27(4):224-31.

12. Wilke HJ, Wenger K, Claes L. Testing criteria for spinal implants: Recommendations for the standardization of in vitro stability testing of spinal implants. *European Spine Journal*. 1998;7(2):148-54.
13. Duff J, Hussain MM, Klocke N, Harris JA, Yandamuri SS, Bobinski L, et al. Does pedicle screw fixation of the subaxial cervical spine provide adequate stabilization in a multilevel vertebral body fracture model? An in vitro biomechanical study. *Clinical Biomechanics*. 2018;53(April 2016):72-8.
14. Dimeglio A, Bonnel F, Canavese F. The Growing Spine. In: Vital JM, Cawley DT, editors. *Spinal Anatomy : Modern Concepts*. Cham: Springer International Publishing; 2020. p. 25-52.
15. Windsor RE. *Cervical Spine Anatomy: Overview, Gross Anatomy*. 2013.
16. D'Arienzo M, Peri G, Valentino B, Conti A, D'Arienzo A, Peri D. Anatomy of the Cervical Spine. In: Menchetti PPM, editor. *Cervical Spine: Minimally Invasive and Open Surgery*. Cham: Springer International Publishing; 2016. p. 1-9.
17. Gabrielsen TO. Size of vertebral artery and of foramen transversarium of axis. An anatomic study. *Acta Radiol Diagn (Stockh)*. 1969;9:285-91.
18. Vital JM. The Spinal Ligaments. In: Vital JM, Cawley DT, editors. *Spinal Anatomy : Modern Concepts*. Cham: Springer International Publishing; 2020. p. 229-42.
19. White AA, Panjabi MM. *Clinical Biomechanics of the Spine*: Lippincott; 1990.
20. Ramieri A, Domenicucci M, Miscusi M, Costanzo G. Functional Anatomy and Biomechanics of the Cervical Spine. In: Menchetti PPM, editor. *Cervical Spine: Minimally Invasive and Open Surgery*. Cham: Springer International Publishing; 2016. p. 11-25.
21. Panjabi MM, Abumi K, Duranceau J, Crisco J. Biomechanical evaluation of spinal fixation devices: II. Stability provided by eight internal fixation devices. *Spine*. 1988;13(10):1135-40.
22. Lysell E. Motion in the cervical spine: an experimental study on autopsy specimens. *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1969;40(sup123):1-61.
23. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1983;8(8):817-31.
24. Haher TR, Bergman M, O'Brien M, Felmly WT, Choueka J, Welin D, et al. The effect of the three columns of the spine on the instantaneous axis of rotation in flexion and extension. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1991;16(8 Suppl):S312-8.

25. Emery SE, Bohlman HH, Bolesta MJ, Jones PK. Anterior cervical decompression and arthrodesis for the treatment of cervical spondylotic myelopathy. Two to seventeen-year follow-up. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1998;80(7):941-51.
26. Hilibrand AS, Yoo JU, Carlson GD, Bohlman HH. The success of anterior cervical arthrodesis adjacent to a previous fusion. *Spine*. 1997;22(14):1574-9.
27. Fernyhough JC, White JJ, LaRocca H. Fusion rates in multilevel cervical spondylosis comparing allograft fibula with autograft fibula in 126 patients. *Spine*. 1991;16(10 Suppl):S561-4.
28. Swank ML, Lowery GL, Bhat AL, McDonough RF. Anterior cervical allograft arthrodesis and instrumentation: Multilevel interbody grafting or strut graft reconstruction. *European Spine Journal*. 1997;6(2):138-43.
29. Elder BD, Lo S-F, Kosztowski TA, Goodwin CR, Lina IA, Locke JE, et al. A systematic review of the use of expandable cages in the cervical spine. *Neurosurgical review*. 2016;39(1):1-11; discussion
30. Gazzeri R, Tamorri M, Faiola A, Gazzeri G. Delayed migration of a screw into the gastrointestinal tract after anterior cervical spine plating. *Spine*. 2008;33(8):E268-71.
31. Quadri SA, Capua J, Ramakrishnan V, Sweiss R, Cabanne M, Noel J, et al. A rare case of pharyngeal perforation and expectoration of an entire anterior cervical fixation construct. *Journal of neurosurgery Spine*. 2017;26(5):560-6.
32. Sharma RR, Sethu AU, Lad SD, Turel KE, Pawar SJ. Pharyngeal perforation and spontaneous extrusion of the cervical graft with its fixation device: a late complication of C2-C3 fusion via anterior approach. *Journal of clinical neuroscience : official journal of the Neurosurgical Society of Australasia*. 2001;8(5):464-8.
33. Pompili A, Canitano S, Caroli F, Caterino M, Crecco M, Raus L, et al. Asymptomatic esophageal perforation caused by late screw migration after anterior cervical plating: report of a case and review of relevant literature. *Spine*. 2002;27(23):E499-502.
34. DiAngelo DJ, Foley KT, Vossell KA, Rampersaud YR, Jansen TH. Anterior cervical plating reverses load transfer through multilevel strut-grafts. *Spine*. 2000;25(7):783-95.
35. Bridwell KH, Gupta M. *Bridwell and DeWald's Textbook of Spinal Surgery*: Wolters Kluwer Health; 2019.

36. Riew KD. Biochemical comparison of cervical spine reconstructive techniques after a multilevel corpectomy of the cervical spine: Point of view. *Spine*. 2003;28(20):2358-.
37. Zdeblick TA, Bohlman HH. Cervical kyphosis and myelopathy. Treatment by anterior corpectomy and strut-grafting. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1989;71(2):170-82.
38. Hollowell JP, Vollmer DG, Wilson CR, Pintar FA, Yoganandan N. Biomechanical analysis of thoracolumbar interbody constructs. How important is the endplate? *Spine (Phila Pa 1976)*. 1996;21(9):1032-6.
39. Emery SE, Bolesta MJ, Banks MA, Jones PK. Robinson anterior cervical fusion comparison of the standard and modified techniques. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1994;19(6):660-3.
40. Truumees E. Osteoporosis. 2001. p. 930-2.
41. Paxinos O, Tsitsopoulos PP, Zindrick MR, Voronov LI, Lorenz MA, Havey RM, et al. Evaluation of pullout strength and failure mechanism of posterior instrumentation in normal and osteopenic thoracic vertebrae. *Journal of neurosurgery Spine*. 2010;13(4):469-76.
42. Mazess RB. On aging bone loss. *Clinical orthopaedics and related research*. 1982(165):239-52.
43. Okuda S, Oda T, Miyauchi A, Haku T, Yamamoto T, Iwasaki M. Surgical outcomes of posterior lumbar interbody fusion in elderly patients. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 2006;88(12):2714-20.
44. Galbusera F, Schmidt H, Wilke H-J. Lumbar interbody fusion: a parametric investigation of a novel cage design with and without posterior instrumentation. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2012;21(3):455-62.
45. Watabe N, Tominaga T, Shimizu H, Kosu K, Yoshimoto T. Quantitative analysis of cerebrospinal fluid flow in patients with cervical spondylosis using cine phase-contrast magnetic resonance imaging. *Neurosurgery*. 1999;44(4):779-84.
46. ASTM. ASTM F1717-18 Standard Test Methods for Spinal Implant Constructs in a Vertebrectomy Model. 2018.
47. Suh PB, Puttlitz C, Lewis C, Bal BS, McGilvray K. The effect of cervical interbody cage morphology, material composition, and substrate density on cage

- subsidence. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. 2017;25(2):160-8.
48. KUL S. Pedikül Vidalarının Çekip Çıkarma Performansının Ölçülmesinde Yeni Bir Çöğünme Modeli Kurulması ve Deneyisel Araştırılması [Yüksek Lisans Tezi]: Ankara: Tobb Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi; 2019.
49. ASTM. ASTM F1839-08. Standard Specification for Rigid Polyurethane Foam for Use as a Standard Material for Testing Orthopaedic Devices and Instruments 2016.
50. Jafarov A, Erbay Elibol FK, Alizadeh C, Gülşen M, Toğrul E, Demir T. Perforated H-beam implant can be used in femoral neck fracture. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine. 2019;233(3):354-61.
51. Fujibayashi S, Neo M, Nakamura T. Stand-alone interbody cage versus anterior cervical plate for treatment of cervical disc herniation: sequential changes in cage subsidence. J Clin Neurosci. 2008;15(9):1017-22.
52. Daubs MD. Early failures following cervical corpectomy reconstruction with titanium mesh cages and anterior plating. Spine. 2005;30(12):1402-6.
53. Wang JC, Hart RA, Emery SE, Bohlman HH. Graft migration or displacement after multilevel cervical corpectomy and strut grafting. Spine (Phila Pa 1976). 2003;28(10):1016-21; discussion 21-2.
54. Sevki K, Mehmet T, Ufuk T, Azmi H, Mercan S, Erkal B. Results of surgical treatment for degenerative cervical myelopathy: Anterior cervical corpectomy and stabilization. Spine. 2004;29(22):2493-500.
55. Pinter ZW, Reed R, Townsley SE, Mikula AL, Dittman L, Xiong A, et al. Titanium Cervical Cage Subsidence: Postoperative Computed Tomography Analysis Defining Incidence and Associated Risk Factors. Global Spine J. 2021;21925682211046897.
56. van Jonbergen HP, Spruit M, Anderson PG, Pavlov PW. Anterior cervical interbody fusion with a titanium box cage: early radiological assessment of fusion and subsidence. Spine J. 2005;5(6):645-9; discussion 9.
57. Lau D, Song Y, Guan Z, La Marca F, Park P. Radiological Outcomes of Static vs Expandable Titanium Cages After Corpectomy. Neurosurgery. 2013;72(4):529-39.
58. Woiciechowsky C. Distractable vertebral cages for reconstruction after cervical corpectomy. Spine (Phila Pa 1976). 2005;30(15):1736-41.

59. Thalgott JS, Xiongsheng C, Giuffre JM. Single stage anterior cervical reconstruction with titanium mesh cages, local bone graft, and anterior plating. *Spine J*. 2003;3(4):294-300.
60. Majd ME, Vadhva M, Holt RT. Anterior cervical reconstruction using titanium cages with anterior plating. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999;24(15):1604-10.
61. Hartmann S, Thomé C, Keiler A, Fritsch H, Hegewald AA, Schmölz W. Biomechanical testing of circumferential instrumentation after cervical multilevel corpectomy. *European Spine Journal*. 2015;24(12):2788-98.
62. Kong L, Sun C, Kou N, Bai J, Zhang J, Lu J, et al. Risk factors associated with clinical adjacent segment pathology following multi-level cervical fusion surgery. *Medicine (Baltimore)*. 2018;97(48):e13480.
63. Kaye ID, Hilibrand AS. Correction to: adjacent level disease-background and update based on disc replacement data. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2017;10(4):575.
64. Eck JC, Humphreys SC, Lim TH, Jeong ST, Kim JG, Hodges SD, et al. Biomechanical study on the effect of cervical spine fusion on adjacent-level intradiscal pressure and segmental motion. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002;27(22):2431-4.
65. Lundine KM, Davis G, Rogers M, Staples M, Quan G. Prevalence of adjacent segment disc degeneration in patients undergoing anterior cervical discectomy and fusion based on pre-operative MRI findings. *J Clin Neurosci*. 2014;21(1):82-5.
66. Tobert DG, Antoci V, Patel SP, Saadat E, Bono CM. Adjacent Segment Disease in the Cervical and Lumbar Spine. *Clin Spine Surg*. 2017;30(3):94-101.
67. Oh KW, Lee JH, Lee JH, Lee DY, Shim HJ. The Correlation Between Cage Subsidence, Bone Mineral Density, and Clinical Results in Posterior Lumbar Interbody Fusion. *Clin Spine Surg*. 2017;30(6):E683-e9.
68. Wang Y, Lu T, He X, Wen Z, Gao Z, Gao Z, et al. Effect of dome-shaped titanium mesh cages on cervical endplate under cyclic loading: An in vitro biomechanics study. *Medical Science Monitor*. 2019;25:142-9.
69. Lu TBF, Liang HEF, Liu CBC, Guo SDF, Zhang Bcd T, Yang Aeg B, et al. Effects of Titanium Mesh Cage End Structures on the Compressive Load at the Endplate Interface: A Cadaveric Biomechanical Study. 2017;23:2863-70.
70. Hee HT, Majd ME, Holt RT, Whitecloud TS, 3rd, Pienkowski D. Complications of multilevel cervical corpectomies and reconstruction with titanium cages and anterior plating. *J Spinal Disord Tech*. 2003;16(1):1-8; discussion -9.

8. ÖZET

Bu çalışma, 2 seviye korpektomi sonrası ideal fiksasyon yöntemini tespit etmeye yardımcı olacak veriler elde etmek amacıyla tasarlanmıştır. Fiksasyon yöntemlerinin çökmeyi önleme yetkinlikleri yüksek ve düşük yoğunluklu sentetik bloklarda laboratuvar ortamında test edilmiştir.

Bu çalışma Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Proje birimin desteklediği TTU2021-7234 numaralı proje kapsamında TOBB Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümü biyomekanik laboratuvarında yürütülmüştür. Normal ve düşük yoğunluklu kemik dokuyu taklit edebilmek için farklı yoğunluklarda PÜ bloklar tercih edilmiştir. ASTM 1717-18, ASTM F1839 standartları baz alınmıştır. Anterior vida plak sistemi, posterior vida rod sistemi ve 360° fiksasyonla desteklenmiş korpektomi kafesi olarak 3 farklı model oluşturulmuştur. Her modelde statik ve yorulma testlerinde 5' er adet numune kullanılmıştır. Modellere uygulanan kuvvetin anatomik yük aksında moment oluşturulacak şekilde olması hedeflenmiştir ve doğrultuda merkezden kaçık tutucu aparat kullanılmıştır. Statik testlerde 5 mm/dk hızında basma yönünde kuvvet uygulanmış ve yük-yer değiştirme grafikleri, maksimum basma yükü, rijitlik değerleri elde edilmiştir. Yorulma testlerinde çökmenin oluşum zamanını belirlemek için 10.000, 100.000, 250.000, 500.000 çevrim uygulanmıştır. Numunelerin yük altında fotoğrafları çekilerek bilgisayar ortamında referans noktalar kullanılarak ölçeklendirilmiştir ve çökme miktarları saptanmıştır.

Gr10 yoğunluktaki anterior fiksasyon, posterior fiksasyon ve 360° fiksasyon için sırasıyla maksimum basma yükleri $89.26 \pm 5,84$ N, $80,48 \pm 11,93$ N, $152,44 \pm 20,76$ N ve rijitlik ortalama değerleri $0,45 \pm 0,05$ N/mm, $3,7 \pm 0,41$ N/mm, $10,82 \pm 1,82$ N/mm olarak hesaplanmıştır. Bu gruptaki modeller arasında maksimum basma yükü ve rijitlik değerleri arasında farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur. Gr20 yoğunluktaki sırasıyla maksimum basma yükleri $89.26 \pm 5,84$ N, $204,56 \pm 21,77$ N, $308,10 \pm 74,86$ N ve rijitlik ortalama değerleri $2,25 \pm 0,75$ N/mm, $12,64 \pm 2,07$ N/mm, $32,80 \pm 4,71$ N/mm olarak hesaplanmıştır. Bu grupta anterior fiksasyonun dayanım gösterdiği maksimum yük ile posterior ve 360° fiksasyon arasındaki fark anlamlı bulunmuşken; posterior ve 360° fiksasyonun arasında anlamlı fark saptanmamıştır. Bu 3 modelin rijitlik değerleri arasında farklar istatistiksel olarak anlamlıdır. Grade 10 grubundaki modellerde çökme değerleri sırasıyla $2,3 \pm 1,59$ mm, $7,5 \pm 1,58$ mm, $0,65 \pm 0,10$ mm'dir. Bu grupta çökmeyi önlemede 360 derece fiksasyon yöntemi, sadece anterior fiksasyona göre daha başarılıdır. Posterior fiksasyon ise diğer iki modele göre çökmeyi önlemede başarısızdır. Grade 20 grubundaki modellerin hepsinde 1 mm altında çökme gözlenmiştir.

Çalışmamız sonucunda normal kemik yapıda olan hastalarda 2 seviye korpektomilerde sadece anterior fiksasyon tercih edilebilir bir yöntem olarak bulunurken, osteoporotik kemik yapısındaki hastalarda 360° fiksasyon kullanmak çökmeyi ve olası enstrümantasyon yetersizliğinden korunmak açısından daha güvenilirdir.

Anahtar Kelimeler: servikal korpektomi, ökme, osteoporotik vertebra,
poliüretan blok



9. SUMMARY

This study has been designed to determine the ideal fixation method after 2-level corpectomy. The subsidence prevention capabilities of the fixation methods were tested on high and low density synthetic blocks in the laboratory environment.

This study was performed in the biomechanics laboratory of TOBB University Mechanical Engineering Department within the scope of the project TTU2021-7234 supported by the Gazi University Scientific Research Project unit. In order to imitate normal and low-density bone tissue, PU blocks of different densities were preferred in biomechanical tests. The tests were performed based on ASTM 1717-18, ASTM F1839 standards. Three different models were constituted as anterior screw plate system, posterior screw rod system, and 360° fixation supported corpectomy cage. Five samples were prepared for each model to be used for static and fatigue tests. It was aimed that the force applied to the models is such that a moment is created in the anatomical load axis, and a gripper apparatus was used for this. In the static tests, a force was applied in the compression direction and then maximum load, stiffness and displacement at maximum load were calculated. In fatigue tests, 10,000, 100,000, 250,000, and 500,000 cycles were applied to determine the time of subsidence. The samples were photographed under load and scaled using reference points in the computer environment and the amount of subsidence was measured.

In Gr10 intensity models, maximum compressive loads values of the anterior fixation, posterior fixation and 360° fixation, were respectively, 89.26 ± 5.84

N, 80.48 ± 11.93 N, 152.44 ± 20.76 N, and the mean stiffness values respectively 0.45 ± 0.05 N/mm, 3.7 ± 0.41 N/mm, 10.82 ± 1.82 N/mm. Differences in maximum compression load and stiffness values between the models in this group were found to be statistically significant. Maximum compressive loads at Gr20 density are 89.26 ± 5.84 N, 204.56 ± 21.77 N, 308.10 ± 74.86 N and mean stiffness values are 2.25 ± 0.75 N/mm, 12.64 ± 2 , respectively. In this group, the difference between the maximum load that anterior fixation withstands and posterior and 360° fixation was found to be significant. There are no significant difference between posterior and 360° fixation. The subsidence values of the models in the Grade 10 groups are 2.3 ± 1.59 mm, 7.5 ± 1.58 mm, and 0.65 ± 0.10 mm, respectively. In this group, 360° degree fixation method is more successful than anterior fixation to preventing subsidence. Posterior fixation is unsuccessful to preventing subsidence compared to the other two models. The subsidence in all models in the Grade 20 are observe below 1 mm.

As a result of our study, only anterior fixation is preferable method in 2-level corpectomies on patients with normal bone structure, while using 360° fixation in patients with osteoporotic bone structure is more reliable in terms of preventing subsidence and possible instrumentation failure.

10. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Tolga TÜRKMEN

Doğum Tarihi-Yeri : 01/10/1991, Kırşehir

Eğitim Bilgileri

2005-2009 Kırşehir Fen Lisesi, Kırşehir

2009-2015 Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Eskişehir

2017-2022 Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi, Beyin ve Sinir Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara

Yabancı Dil: İngilizce

Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar: AO Spine (2021)

Genç Nöroşirürjiyenler, TND

Bilimsel Etkinlikler-Kongre-Sempozyum-Kurs Katılımları

2018, Haziran TNDer SPSCG Step 1 Eğitim Programı

2019, Nisan TND 33. Bilimsel Kongresi

2019, Nisan TND Nöroanatomi Kursu

2020, Ekim TND 34. Bilimsel Kongresi

2021, Mart IBNC

2021, Nisan 4.Acıbadem Gama Knife Sempozyumu

2021, Nisan Ulusal Ağrı E-Sempozyumu

2021, Mayıs TNDer SPSCG Step 2 Eğitim Programı

2021, Aralık AO Spine Hospital-Based Seminar- Thoracolumbar Spine Trauma

2022, Şubat AO Spine Lokal Seminer- Travmatik Sakral Fraktürler

Yayınlar

1. Kuzucu P, Türkmen T, Ülkü G, Yaman ME, Aykol Ş. Glossopharyngeal neuralgia as initial symptom in combined hyperactive dysfunction syndrome: case report. Br J Neurosurg. 2020 Sep 11:1-4. doi: 10.1080/02688697.2020.1817317. Epub ahead of print. PMID: 32915076.

2. Gulsuna B, Turkmen T, Borcek AO, Celtikci E. Fluorescein-guided excision of a pediatric intraparenchymal schwannoma presenting with seizure and neurogenic pulmonary edema. Childs Nerv Syst. 2020 May;36(5):1075-1078. Doi: 10.1007/s00381-019-04438-z. Epub 2019 Nov 30. PMID: 31786630.
3. Kuzucu P, Türkmen T, Börcek AÖ. First report of tethered cord syndrome in a patient with Sotos syndrome. BMC Pediatr. 2020 Apr 24;20(1):183. doi: 10.1186/s12887-020-02068-y. PMID: 32331522; PMCID: PMC7181482.
4. Kale A, Türkmen T, Emmez H, Kaymaz M, Symptomatic Pneumocephaly and Pneumorrhachis Secondary to Incidental Durotomy in Lumbar Spinal Surgery. GMJ 2022; 33: 95-97

Poster Bildirimler

1. Postero-Lateral Lomber Disk Hernilerinde Perkütan Tam Endoskopik Yaklaşım Sonuçlarımız Aydemir Kale, Hakan Emmez, **Tolga Türkmen**, Gökçen Emmez, Fikret Doğulu, Memduh Kaymaz. Türk Nöroşirürji Derneği 34. Bilimsel Kongresi
2. Sotos Sendromunda Tethered Kordun Eşlik Ettiği İlk Vaka: Olgu Sunumu Pelin Kuzucu, **Tolga Türkmen**, Alp Özgün Börcek. Türk Nöroşirürji Derneği 34. Bilimsel Kongresi
3. Postoperatif Eksternal Lomber Drenaj Komplikasyon Olgusu: Lomber İntradural Araknoid Kist **Tolga Türkmen**, Mustafa Çağlar Şahin, Aydemir Kale, Emrah Çeltikçi, Hakan Emmez. Türk Nöroşirürji Derneği 34. Bilimsel Kongresi
4. Anterior Servikal Stabilizasyon Sonrası Nadir Görülen Komplikasyon Özefagial Perforasyon: Olgu Sunumu. **Tolga Türkmen***, Eray Doğan, Aydemir Kale, Şükrü Aykol. Türk Nöroşirürji Derneği 33. Bilimsel Kongresi
5. Olgu Sunumu: Arterio-Venöz Malformasyonlara Multimodal Yaklaşım. **Tolga Türkmen**, Pelin Çolak Kuzucu, Gökhan Kurt Türk Nöroşirürji Derneği 32. Bilimsel Kongresi
6. Kliniğimizde Uygulanan Posterior Servikal Laminektomi ve Sonuçları. **Tolga Türkmen**, Pelin Çolak Kuzucu, Mesut Emre Yaman, Ahmet Memduh Kaymaz. Türk Nöroşirürji Derneği 32. Bilimsel Kongresi
7. Olgu Sunumu: İnvazıf Derin Elektrot ile Eeg Kaydının Epilepsi Cerrahisindeki

Yeri, Pelin olak Kuzucu, **Tolga Türkmen**, Gökhan Kurt. Türk Nrořirji
Derneği 32. Bilimsel Kongresi

