T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

KİFOZ HASTALARINDA UYGULANAN POSTERİOR SEGMENTAR ENSTRÜMANTASYON SONRASI RODA BİNEN STRESİN BİYOMEKANİK OLARAK İNCELENMESİ

Emil TAHİRZADE

UZMANLIK TEZİ

İZMİR

EYLÜL-2025

T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ A.B.D.

KİFOZ HASTALARINDA UYGULANAN POSTERİOR SEGMENTAR ENSTRÜMANTASYON SONRASI RODA BİNEN STRESİN BİYOMEKANİK OLARAK İNCELENMESİ

Emil TAHİRZADE

UZMANLIK TEZİ

Danışman Öğretim Üyesi

PROF. Dr. Ahmet KARAKAŞLI

İZMİR

EYLÜL-2025

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini bizlerle paylaşarak yetişmemde büyük emeği geçen, başta Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Ahmet KARAKAŞLI olmak üzere; Prof. Dr. Mustafa H. ÖZKAN, Prof. Dr. Vasfi A. KARATOSUN, Prof. Dr. M. Can KOŞAY, Prof. Dr. Ömer AKÇALI, Prof. Dr. Mehmet ERDURAN, Prof. Dr. Onur HAPA, Doç. Dr. Lokman KEHRİBAR, Doç. Dr. Onur BAŞÇI, Doç. Dr. Onur GÜRSAN ve Doç. Dr. Nizamettin GÜZEL'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

Kliniğimizden ayrılmış olsalar da birlikte çalışma fırsatı bulduğum değerli hocalarım Prof. Dr. Hasan HAVITÇIOĞLU, Prof. Dr. M. Hasan TATARİ, Prof. Dr. R. Haluk BERK, Prof. Dr. İ. Halit PINAR ve Doç. Dr. İsmail Safa SATOĞLU'na da şükranlarımı ifade etmek isterim.

Tez çalışmam süresince yoğun iş temposuna rağmen desteğini esirgemeyen tez danışmanım Prof. Dr. Ahmet KARAKAŞLI'ya ve biyomekanik ölçümler sırasında değerli yardımlarını gördüğüm R. Buğra HUSEMOĞLU'na ayrıca teşekkür ederim.

Hayatımın her anında yanımda olan ve beni koşulsuz destekleyen sevgili annem Parvun MAMMADOVA'ya, babam Mammad RAHİMOV'a, kardeşim Tahir TAHİRZADE'ye ve her zaman en büyük motivasyon kaynağım olan eşim Hagigat TAHİRZADE'ye minnettarlığımı ifade ederim.

Asistanlık eğitimim süresince birlikte görev yaptığım tüm asistan arkadaşlarıma, hemşirelerimize, teknisyenlerimize ve klinik personelimize dostlukları, emekleri ve katkılarından dolayı şükranlarımı sunarım.

Emil Tahirzade

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER i
TABLOLAR LİSTESİ iii
ŞEKİLLER LİSTESİ iv
ÖZET v
ABSTRACT vi
Giriş ve Amaç 1
GENEL BİLGİLER 3
Omurga Anatomisi 3
Torakal Vertebralar: 5
Lomber Vertebralar: 6
OMURGANIN FONKSİYONEL BİRİMİ 7
FRONTAL DÜZLEM ANALİZİ 9
OMURGANIN SAGİTTAL DÜZLEM ANALİZİ 10
Sagittal Dengenin Önemi 13
Omurga Duruşunu Etkileyen Sakrum ve Pelvis Parametreleri 16
KİFOZ 17
Kifozun Biyomekanik Etkileri 19
Kifoz Türleri ve Alt Tipleri 23
I. Postural Kifoz 23
II. Scheuermann Kifozu 23
III. Konjenital Kifoz 23
IV. Paralitik Kifoz 23
V. Meningomyelosel'e Bağlı Kifoz 24
VI. Posttravmatik Kifoz 24
VII. Enflamatuvar Kifoz 24
VIII. Cerrahi Sonrası Kifozlar 24
IX. Yetersiz Füzyon Kifozları 24
X. Radyoterapi Sonrası Kifoz 24
XI. Metabolik Kifoz 24
XII. Gelişimsel Kifoz 25

XIII. Neoplastik Kifoz 25
XIV. Kollajen Doku Hastalıklarına Bağlı Kifoz 25
XV. Nörofibromatozis ile İlişkili Kifoz 25
Kifoz Tedavisi 25
Materyal ve Metod 33
Numune hazırlığı ve modellerin oluşturulması 33
Aksiyel Yükleme Protokolü 36
İstatistiksel Analiz Yöntemi 37
Bulgular 37
Gruplar Arası Deformasyon Karşılaştırması ve Stabilite Değerlendirmesi 39
Ortalama Esneme ve Rijidite Değerlendirmesi 39
Varyasyon ve Stabilite Analizi 40
İkili Grup Karşılaştırmaları ve İstatistiksel Anlamlılık 40
Ortalama Esneme ve Varyasyon Karşılaştırması 41
Grafiklerle Desteklenen Gözlemler 42
Genel Değerlendirme ve Yorum 42
Tartışma 44
Sonuç: 48
KAYNAKLAR: 49

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1 Çalışma Grupları ve Özellikleri 35

Tablo 2 Dört farklı posterior enstrümantasyon modelinde istatistiksel veriler 38

Tablo 3 Aksiyel yükleme altında ölçülen veriler..... 39

Tablo 4 Mann-Whitney U testine göre istatistiksel anlamlılık düzeyleri..... 40

Tablo 5 Maksimum rod deformasyonuna ait değerler ve standart sapmalar 41

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Vertebral Kolon Anatomisi 3
Şekil 2. Vertebranın yapısı 4
Şekil 3 İntervertebral diskin yapısı 5
Şekil 4 Torakal Omurga 6
Şekil 5 Lumbal Omurga 7
Şekil 6 Bir hareket segmentinin şematik çizimi 8
Şekil 7 Omurganın haraket eksenleri 8
Şekil 8 Frontal ve Sagital düzlem 9
Şekil 9 Columna vertebralis'in lateral deviasyonu (skolyoz) 10
Şekil 10 Omurganın sagital düzleminde kronolojik değişim 11
Şekil 11 Dubousset'in ekonomi konisinin şematik çizimi 12
Şekil 12 Coupling fenomeni 15
Şekil 13 Spinopelvik parametler 16
Şekil 14 Kompanzasyon Mekanizmaları (Clinical Biomechanics of Spine, Panjabi MM, .. 20
Şekil 15 Kifoz deformitesinin artışı sonucu moment kolunun uzaması 21
Şekil 16 Spinopelvik parametreler 22
Şekil 17 Omurga deformitelerinin düzeltilmesinde kullanılan Hipokrat merdiveni ve Galen'in, Hipokrat tahtasına benzer bir cihaz üzerinde hastanın sırtına basınç uygulayarak omurga deformitesini düzeltme yöntemini gösteren bir çizim 25
Şekil 18 Harrington kompresyon enstrümantasyonu ve Luque enstrümentasyonun deformite düzeltme mekanizmaları. 27
Şekil 19 Kifozda posterior enstrümantasyonun global sagital planda yeri 31
Şekil 20 Schwab Posterior Osteotomi Sınıflaması 31
Şekil 21 Kantilever manevrasının şematik çizimi 32
Şekil 22 Çalışma için hazırlanan modellerin örnekleri 34
Şekil 23 Modellerin axial yüklenme sırasında görüntüleri 37
Şekil 24 Grup Bazında Ortalama Esneme ve Standart Sapmaların Gösterildiği Sütun Grafiği 42
Şekil 25 Gruplara Göre Ortalama Toplam Esneme Miktarları ve Standart Sapmalar 42

ÖZET

Giriş ve Amaç:

Kifoz cerrahisinde posterior segmental enstrümantasyon günümüzde en sık tercih edilen yöntemlerden biridir. Ancak özellikle osteotomi seviyesinde vida yerleşim stratejilerinin biyomekanik etkileri konusunda literatürde sınırlı ve çelişkili veriler bulunmaktadır. Bu çalışmada, posterior enstrümantasyon uygulanan kifoz modellerinde farklı pedikül vidası konfigürasyonlarının rod deformasyon davranışı ve stabilite üzerine etkileri karşılaştırıldı.

Gereç ve Yöntem:

Dokuz Eylül Üniversitesi Biyomekanik Laboratuvarı'nda gerçekleştirilen deneysel çalışmada, UHMWPE bloklar, 30° kifoz açısına sahip titanyum rodlar ve poliaxial pedikül vidaları kullanıldı. Osteotomi alanı köprüleme, segment atlamalı/transvers bağlantılı köprüleme, tam segmental vidalama ve yalnızca apekse vida uygulaması olmak üzere dört model oluşturuldu. Her grupta 7 numune test edilerek 400 N aksiyel yük altında maksimum deformasyon, siklik yüklenme davranışı ve grup varyasyonları kaydedildi.

Bulgular:

- Grup 1 (osteotomi alanı boş bırakılarak köprüleme): Daha az deformasyon ile rijid yapı, esnek deformitelerde uygulanabilir.
- Grup 2 (transvers bağlantılı köprüleme): Orta düzey rijidlik, rijid fokal deformitelerde apikal destek olarak uygun olabilir.
- Grup 3 (tam segmental vidalama): En düşük varyasyonla en stabil model, rijid deformitelerde en güvenilir fiksasyon seçeneği.
- Grup 4 (sadece apekse vida): En yüksek deformasyon ve en düşük stabilite ile en zayıf model.

Sonuç:

Posterior enstrümantasyonda osteotomi seviyesine yönelik vida yerleşim stratejileri, rod deformasyon davranışını ve stabiliteyi belirgin şekilde etkilemektedir. Rijid deformitelerde tüm segmentlere vidalama en güvenilir seçenek olurken, esnek deformitelerde osteotomi hattının boş bırakılması uygun bir alternatif olabilir. Klinik uygulamalarda vida konfigürasyonunun, deformitenin esnekliği ve hastaya özgü faktörlere göre bireyselleştirilmesi gerekmektedir.

ABSTRACT

Introduction and Aim:

Posterior segmental instrumentation is currently one of the most commonly preferred techniques in kyphosis surgery. However, the biomechanical impact of screw placement strategies at the osteotomy site remains limited and inconsistent in the literature. This study aimed to compare the effects of different pedicle screw configurations on rod deformation behavior and stability in kyphotic models treated with posterior instrumentation.

Materials and Methods:

This experimental study was conducted at Dokuz Eylul University Biomechanics Laboratory using UHMWPE blocks, titanium rods with a 30° kyphotic angle, and polyaxial pedicle screws. Four configurations were created: osteotomy-site bridging, skip-level/transverse connector bridging, full-segment fixation, and apex-only fixation. Seven specimens in each group (28 total) were tested under 400 N axial loading. Maximum deformation, cyclic loading behavior, and intra-group variations were recorded.

Results:

- Group 1 (osteotomy-site bridging): Lower deformation with a rigid construct; suitable for flexible deformities.
- Group 2 (transverse connector bridging): Intermediate rigidity; may serve as apical support in rigid focal deformities.
- Group 3 (full-segment fixation): Most stable construct with the lowest variation; biomechanically the most reliable option for rigid deformities.
- Group 4 (apex-only fixation): Highest deformation and lowest stability, biomechanically the weakest construct.

Conclusion:

Screw placement strategies at the osteotomy site significantly influence rod deformation behavior and construct stability. Full-segment fixation appears to be the most reliable option for rigid deformities, whereas osteotomy-site bridging may be a reasonable alternative in flexible deformities. In clinical practice, screw configuration should be tailored to deformity flexibility and patient-specific factors.

Giriş ve Amaç

Omurga cerrahisinde tedavi başarısı, sagittal dengenin fizyolojik sınırlar içinde yeniden tesis edilmesine ve korunmasına bağlıdır. Dubousset'in "Cone of Economy" kavramsallaştırması, dik postürün en düşük enerji tüketimiyle sürdürüldüğü denge penceresini tanımlar [1]. Daha yakın dönemde Jean-Luc Le Huec ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalar, sagittal dengenin bozulmasının kompansatuvar mekanizmalar üzerinde yarattığı yük, artan enerji harcaması ve azalan fonksiyonel kapasite gibi sonuçları kapsamlı şekilde ortaya koymuştur [2] . takiben geliştirilen spinopelvik analiz çerçevesi, pelvik insidans (PI), sakral eğim (SS) ve lomber lordoz (LL) arasındaki ilişkiyi ortaya koyarak, düzeltme cerrahilerinde bireye özgü hedefleri belirlemeyi mümkün kılmıştır [3] [4] Bu paradigma, yalnızca deformitenin açısal düzelmesini değil, fonksiyonel sürdürülebilirliği de (enerji ekonomisi, ağrı ve yaşam kalitesi) odak noktasına yerleştirir[5].

Kifoz cerrahisinin tarihsel evriminde, erken dönem posterior sistemlerin (örn. Harrington) sınırlı kontrol kapasitesi nedeniyle anterior gevşetme ve füzyon sıkça eklenmiştir. Modern dönemde pedikül vida-rod sistemlerinin sağladığı üç kolon kontrolü ve segmental manevralar (in-situ bending, kompresyon-distraksiyon, kantilever) sayesinde sadece posterior müdahale ile elde edilen düzeltme, korunma ve morbidite profili açısından kombine yaklaşımlara güçlü bir alternatif haline gelmiştir. [6], [7], [8], [9], [10]Güncel derlemeler ve karşılaştırmalı seriler, özellikle Scheuermann ve torakolomber kifoz spektrumunda posterior-yalnız yaklaşımla tatmin edici düzeltme ve düşük morbidite elde edildiğini bildirmektedir (ör. posterior-yalnız vs. anterior+posterior eşdeğer düzeltme; daha kısa ameliyat süresi ve daha az kan kaybı) [11]

Güncel literatür, kifoz cerrahisinde anterior gevşetmelerin yalnızca seçilmiş olgularda gerekli olduğunu, posterior enstrümantasyonun ise çoğu çalışmada hibrid tekniklerle benzer sonuçlar verdiğini göstermektedir. Cerrahi ve implant teknolojilerindeki gelişmeler, ciddi deformitelerin posterior yaklaşımla düzeltilmesini mümkün kılmıştır [12]. Bununla birlikte, uzun segmentli enstrümantasyon sonrası proksimal bileşke sorunları (PJK ve PJF) önemli bir problem olarak öne çıkmaktadır [13], [14], [15].

Osteotominin derecesi ve deformitenin esnekliği, füzyona dahil edilecek vertebra seviyelerinin ve pedikül vida dağılımının belirlenmesinde kritik rol oynamaktadır. Yetersiz tespit, özellikle çubuklarda uzun dönemde implant yorulmasına ve kırılmalara yol açarken; daha rijid yapılar komşu segmentlerde yüklenmeyi artırarak bitişik segment patolojilerine zemin hazırlamaktadır. [16], [17], [18], [19], [20], [21], [22], [23], [24]. Buna karşın, bazı çalışmalar proksimal bölgede daha esnek fiksasyonun komşu segment üzerine binen stresi azaltabileceğini ve cerrahi başarıyı artırabileceğini bildirmiştir. [25] Özellikle osteoporotik olgularda azalmış kemik gücü, proksimal bileşke yetmezliği riskini daha da yükseltmektedir. [21] [26], [27], [28]. Mevcut çalışmalar, seviye bazlı farklı enstrümantasyon stratejilerinin uygun olabileceğini ortaya koymaktadır [29].

Ayrıca distal bileşke kifozunun önlenmesi için füzyon seviyesinin uygun şekilde seçilmesi gerektiği, çeşitli klinik çalışmalarda özellikle alt uç vertebra seçiminde vurgulanmıştır. [30][31]

Posterior enstrümantasyonun proksimal ve distal yerleşimine ilişkin çok sayıda klinik ve biyomekanik çalışma bulunmasına rağmen, apikal osteotomi seviyesinde vida yerleştirme stratejisinin karşılaştırmalı biyomekanik etkileri sınırlı olup klinik veriler de yetersizdir. Oysa apikal enstrümantasyon tercihi; deformitenin esnekliği, osteotominin büyüklüğü, cerrahın deneyimi ve çeşitli diğer faktörlere bağlı olarak değişmektedir. Çalışmamızda tüm segmentlere vida yerleştirilen modeller ile apeks seviyesinin boş bırakıldığı modeller arasında rod deformasyon davranışının farklılık gösterebileceği yönündedir. Bu hipotezi test edebilmek için, yalnızca posterior enstrümantasyonda apikal osteotomi seviyesine yönelik dört farklı konfigürasyon kurgulanarak standart aksiyel yükleme altında mekanik stabilite ve öngörülebilirlik (varyasyon) açısından karşılaştırmalı değerlendirme yapılmıştır.

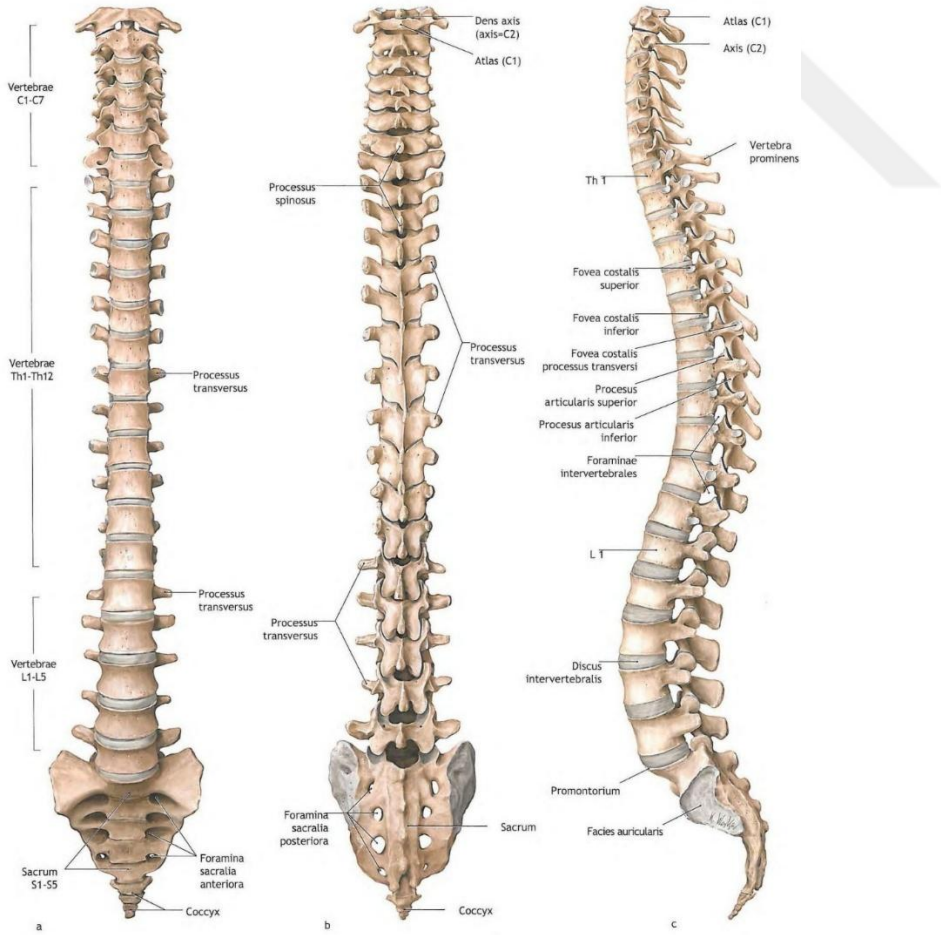
Bu çalışmada, osteotomi sonrası tüm segmentlere pedikül vidası yerleştirilen model ile apeks seviyesinin boş bırakıldığı model arasında rod deformasyonu açısından olası farklılıkların belirlenmesi amacıyla standart aksiyel yükleme koşulları altında mekanik stabilite yönünden karşılaştırmalı bir analiz gerçekleştirilmiştir

GENEL BİLGİLER

Omurga Anatomisi

Kolumna vertebralis, vücudun merkezi kemik sütunu olarak işlev görür. Kafatasını, pektoral kavşağı, üst ekstremiteleri ve göğüs kafesini destekler ve pelvik kavşak aracılığıyla vücut ağırlığını alt ekstremitelere aktarır. Kanalis vertebralis adı verilen kolumna vertebralis kavitesinde medulla spinalis, spinal sinir kökleri ve diskler yer alır.

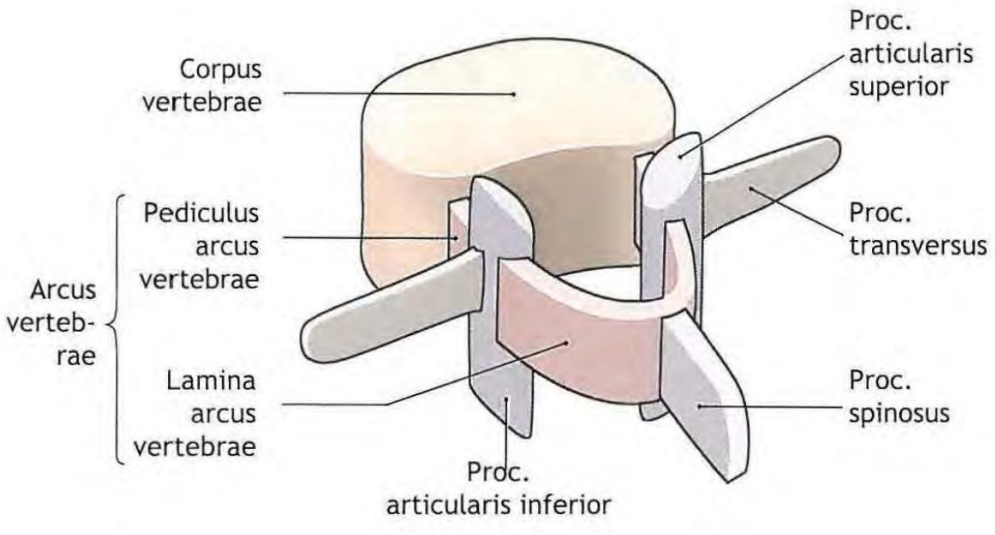
Vertebral kolon, toplamda 33 vertebradan oluşur: 7 servikal, 12 torakal, 5 lomber, 5 sakral ve 4 koksigeal omur. Yetişkinlerde, 5 sakral omur birleşerek os sakrumu, 4 koksigeal omur ise os koksigisi oluşturur (Şekil-1)[32]. Bu birleşmeler sayesinde, vertebral kolonun yapısı ve fonksiyonları, bireylerin yaşam boyunca değişiklik gösterir.



Şekil 1. Vertebral Kolon Anatomisi [32], [33]

Tipik bir vertebra, önde yuvarlak bir gövde ve arkada arkus vertebralis içerir. Bu arkuslar, medulla spinalis ve kılıflarının geçtiği foramen vertebrale adı verilen boşluğu kuşatır. Vertebral arkusun yan kısımları bir çift silindirik pedikül, arkasını tamamlayan bir çift yassı lamina tarafından oluşturulur. Vertebral arkustan bir spinöz, iki transvers ve dört artiküler çıkıntı uzanır, toplamda yedi çıkıntı bulunur.

Prosessus spinozus, iki laminanın birleşme noktasından arkaya doğru uzanarak omurganın arka profilini oluşturur. Prosessus transversuslar ise lamina ve pediküllerin birleştiği yerden yanal doğru uzanır. Hem transvers hem de spinoz çıkıntılar, kas ve ligamentlerin tutunma noktaları olarak işlev görür ve bir kaldıraç gibi mekanik destek sağlarlar. Bu yapılar, omurganın hem yapısal bütünlüğünü hem de fonksiyonel hareket kabiliyetini destekler. Prosessus artikularisler, dört adet çıkıntı şeklinde olup, iki tanesi üstte ve iki tanesi altta vertikal olarak yerleşir. Bu çıkıntıların eklem yüzeyleri hiyalin kıkırdakla kaplıdır ve sinoviyal eklemleri oluştururlar. Vertebra üstündeki iki prosessus articularis superior, altındaki vertebranın iki prosessus articularis inferioru ile eklemleşerek omurganın hareketli yapısına katkıda bulunur.

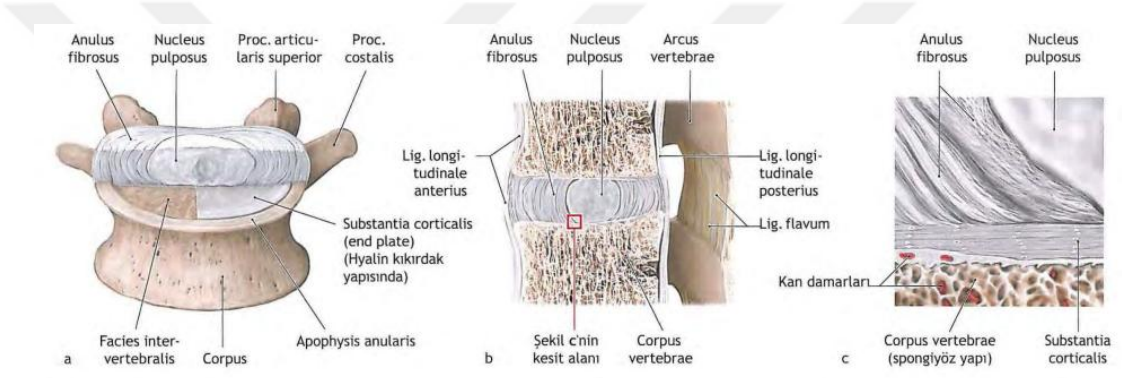


Şekil 2. Vertebranın yapısı[33]

Vertebra gövdeleri, kolumna vertebralisin ön bölümünü oluşturur ve komşu iki omur gövdesi arasındaki bölüm yuvarlakça yapıdadır, alt ve üst yüzeyleri ise yassıdır. Doğumda ve gelişim sürecinde, bu omur yüzeyleri hafif konveks şekildedir ve kıkırdak

plakasıyla kaplıdır. Yaşamın ilk yıllarında bu kıkırdaklar, 15-20 yaşları arasında kemikleşerek omur gövdeleriyle kaynaşır. Epifizer büyüme sürecinin simetrik ilerlemesi, omurganın düzenli bir gelişimini sağlar.[34]

Omur gövdeleri arasında yer alan diskler, nukleus pulpozus ve onu çevreleyen anulus fibrozusdan oluşur. Bu diskler, omurgaya üç düzlemde hareket esnekliği sağlarken aynı zamanda vertebral korpusa ön destek görevi görür. İlk iki servikal vertebra, sakrum ve koksiks arasında disk bulunmaz. Diskler, yük altında su kaybeder ve basınç azaldıktan sonra suyu geri emer, böylece eski yükseklik ve hacmini geri kazanır. Bu süreç, diskin beslenmesini ve biyomekanik fonksiyonlarını sürdürmesine yardımcı olur.[35][36]



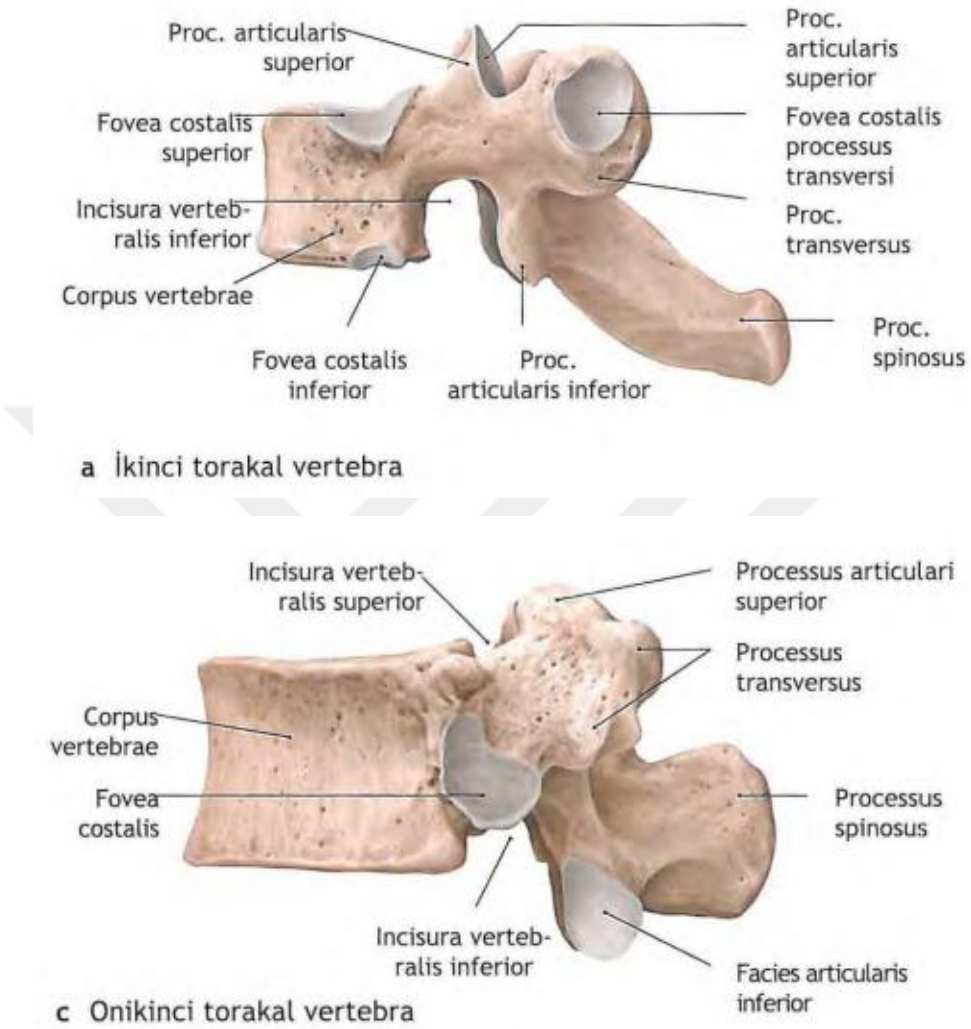
Şekil 3 İntervertebral diskin yapısı [33]

İnsanın erken büyüme dönemlerinde, intervertebral disklerin beslenmesi, epifiz plağını delip diske giren damarlar tarafından sağlanır. İkinci on yılda epifiz plaklarının kapanmasıyla diskler avasküler hale gelir ve beslenmeleri, son plakların merkezi kısımları ve anulus fibrozus aracılığıyla difüzyon yoluyla gerçekleşir. [35], [36]

Torakal Vertebralar:

Göğüs kafesinin arkasında, orta hatta bulunan ve üst üste eklem yapmış 12 adet torakal omurdan oluşur. Bu omurlar, yukarıdan aşağıya doğru artan ağırlıkla baş, boyun, üst ekstremiteler, göğüs kafesi ve göğüs iç organlarının yükünü taşır. Bu nedenle torakal omurların gövdeleri, servikal omurlara kıyasla daha büyüktür. Torakal omurların yanlarında, üst ve alt kenarlara yakın pozisyonlarda dört adet yarım eklem yüzeyi (iki

sağ, iki sol) bulunur. Bu yarım eklem yüzeyleri, caput costae ile eklem yaparak tam bir eklem yüzeyi oluşturur.



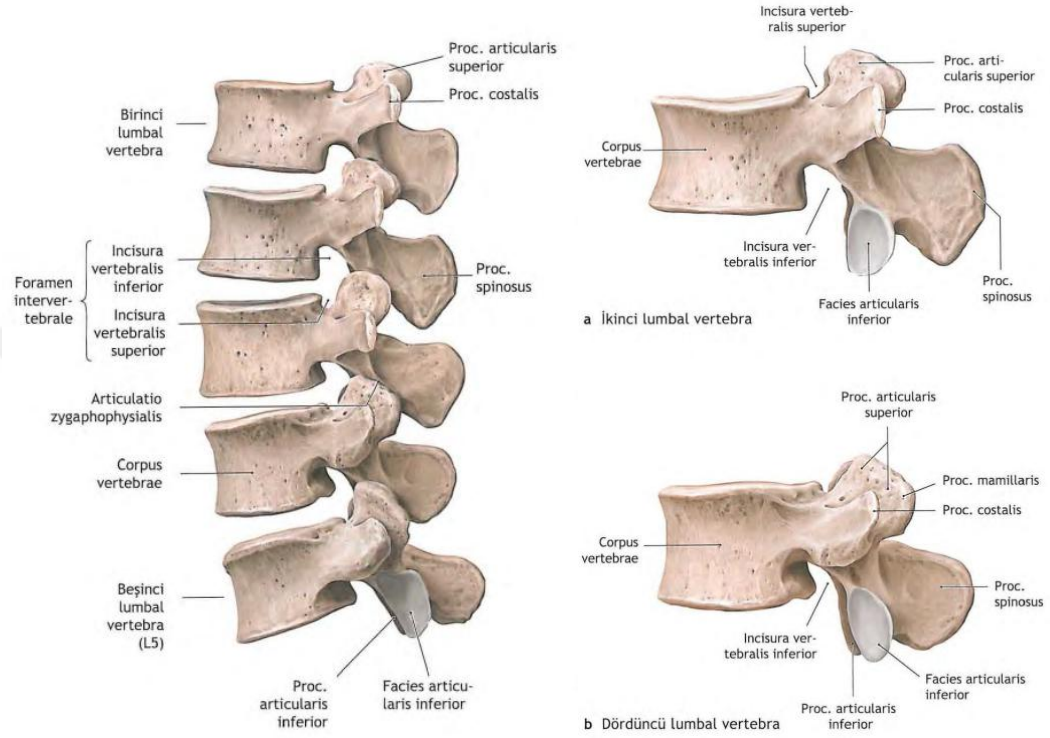
Şekil 4 [33] Torakal Omurga

Transvers çıkıntılar, arkaya ve yana doğru uzanır. Bu çıkıntıların uçlarında bulunan ve yuvarlak eklem yüzeyleri olan fovea costalis transversalis, kaburgaların tuberculum costae ile eklem yapar. Ancak, 11. ve 12. torakal vertebra bu özelliğe sahip değildir; yani bu vertebra çıkıntılarında fovea costalis transversalis bulunmaz.

Lomber Vertebralar:

Karnın arkasında, tam orta hatta yer alan 5 adet lomber omur, baştan başlayarak ağırlaşan yükleri taşır. Bu omurlar baş, boyun, üst ekstremite, göğüs ve karın organlarının yükünü destekler. Lomber omurların büyük omur cisimleri, bu ağırlığı

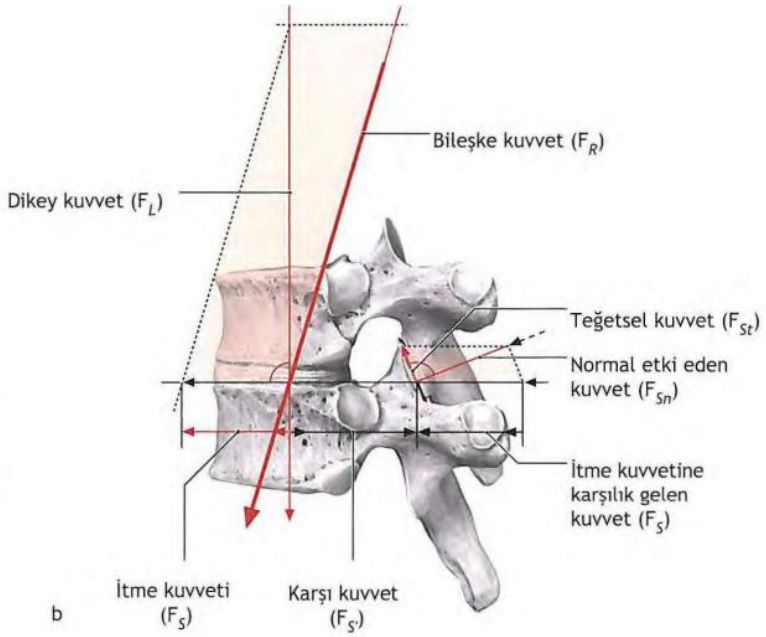
taşımak için servikal ve torakal omurlardan daha büyüktür. Lomber vertebralar böbrek şeklinde olup, transvers çıkıntıları farklı işlevlere sahip üç bölümden oluşur: processus costarius, processus accessorius ve processus mamillaris. Spinöz çıkıntılar geniş, kısa ve dörtgen şeklindedir, arkaya doğru yatay uzanır.



Şekil 5 [33] Lumbal Omurga

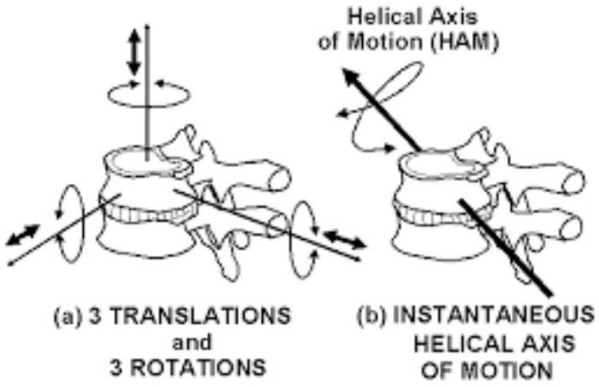
OMURGANIN FONKSİYONEL BİRİMİ

Omurga fonksiyonel birimi, ardışık iki vertebra arasında bulunan disk ve ligamanları kapsar ve "spinal hareket segmenti" olarak da bilinir. Bu birim, omurga üzerine gelen yüklerin vertebralarda oluşturduğu değişiklikleri incelemek amacıyla kullanılır. Çalışmalarda, alt vertebra sabit tutularak üst vertebraya uygulanan biyomekanik yüklerin etkileri araştırılır. Bu yöntem, omurganın yük taşıma kapasitesini ve mekanik davranışlarını anlamak için önemlidir.



Şekil 6 [33]Bir hareket segmentinin şematik çizimi

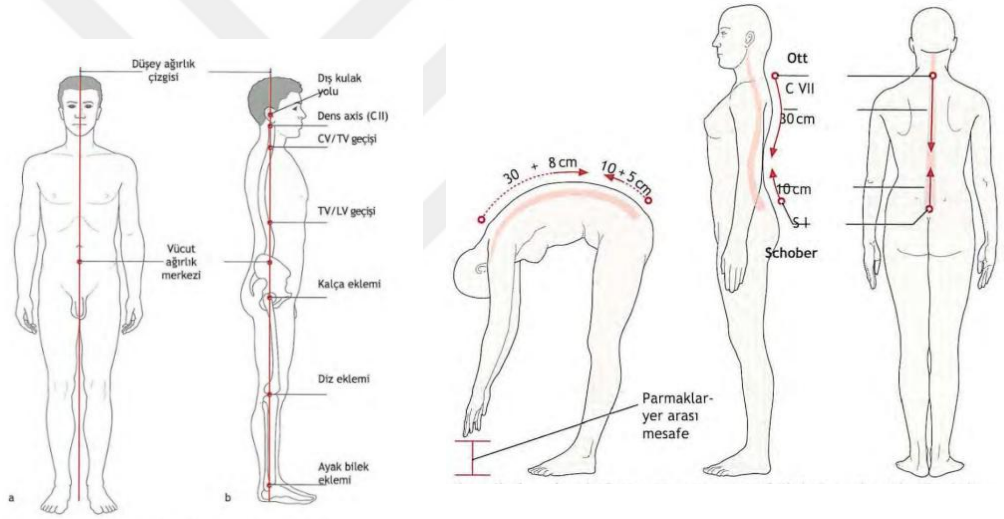
Omurga, üç boyutlu koordinat sisteminde altı farklı yönde hareket edebilme kapasitesine sahiptir ve bu hareketler her üç eksende hem translasyon hem de rotasyon şeklinde gerçekleşir. Bu kompleks hareketlerin tanımlanmasında "helikal aks" terimi kullanılır. [37] Helikal aks, bir hareket ekseni üzerinde, sarmal yay şeklinde gerçekleşen çeşitli derecelerdeki translasyon ve rotasyonları açıklamak için kullanılır. Bu kavram, omurganın hareket dinamiklerini daha iyi anlamamıza yardımcı olur.



Şekil 7 [38] Omurganın haraket eksenleri

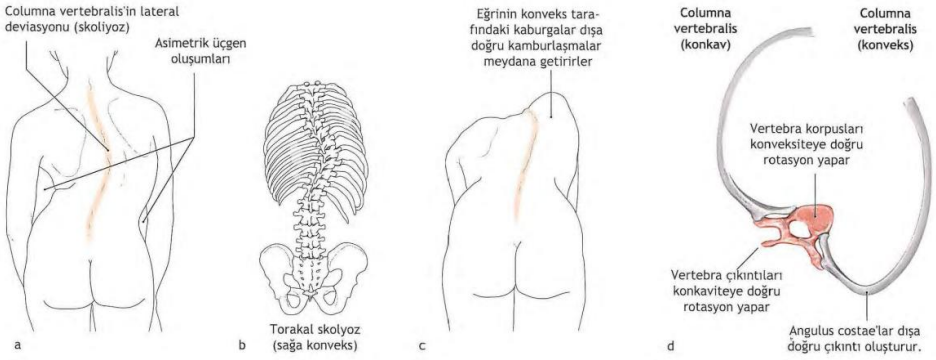
FRONTAL DÜZLEM ANALİZİ

Normalde, omurganın frontal düzlemde eğriliği olmadığı kabul edilir, ancak bazı durumlarda, özellikle aortun asendan bölümünün pulsasyonu nedeniyle, torakal bölgede sağa doğru 8º-10º'lik bir konveksite görülebilir. Frontal düzlemde 10º'ye kadar olan eğrilikler genellikle skolyoz olarak kabul edilmez. Skolyoz, omurganın frontal düzlemde sağa veya sola eğrilmesi ve yatay düzlemde rotasyonu içeren üç boyutlu bir deformite olarak değerlendirilir. Klinik değerlendirmede, omuzların, klavikula kemiklerinin ve iliak kanatların simetrisi, frontal düzlemdeki dengeyi gösterir. Spinöz çıkıntılar düz bir çizgi oluşturmalı ve servikal 7. vertebra çıkıntısından sarkıtılan çekülün sakrum ortasından geçmesi beklenir; bu hattın 1 cm'den fazla kayması denge bozukluğunu işaret eder.



Şekil 8 [33] Frontal ve Sagital düzlem

Radyolojik değerlendirmede, omurganın tümünü kapsayan ön-arka düzlemde ortoröntgenogram çekilmesi gereklidir. Densin orta noktasından yere dik çekilen bir çizginin, tüm vertebraların orta noktalarından geçmesi ve sakral 1. vertebranın orta noktasında sonlanması beklenir. Bu çizginin sakral 1. vertebranın merkezinden sağa veya sola 1 cm'den fazla sapması, frontal dengenin bozulduğunu gösterir. Ancak, bu analizin detayları ve skolyoz deformitesi bu bağlamda ele alınmayacaktır.



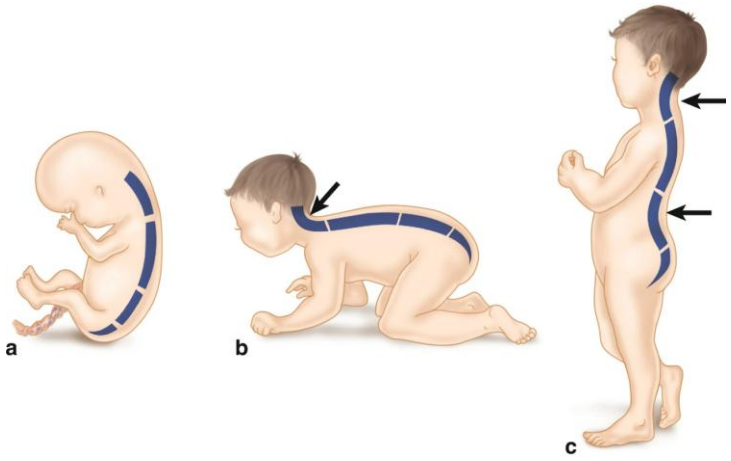
Şekil 9 [33] Columna vertebralis'in lateral deviasyonu (skolyoz)

OMURGANIN SAGİTTAL DÜZLEM ANALİZİ

İnsan omurgası doğumda fleksiyonda olan tek bir yay yapısındadır. “Righting reflex” adı verilen ve doğumdan yalnızca birkaç hafta sonra (yaklaşık iki ay içinde) ortaya çıkan bu refleks, başın pelvis üzerinde hizalanmasını sağlayan içgüdüsel bir yanıt olarak kabul edilir [39]. Kafa kontrolünün kazanılmasını takiben servikal lordoz gelişir. Çocuk oturmaya başladığında ise lomber lordoz oluşur. Böylece sagital dengede dört eğrilik vardır: servikal ve lomber lordoz, torakal ve sakral kifoz. [34] Bu fizyolojik eğrilikler, özellikle kifotik segmentlerin lordotik olanlara kıyasla daha hareketli olması sayesinde, vücuda esneklik ve şok absorbsiyonu sağlar [35].

Vücudun hareket verimliliği ve enerji kullanımının optimizasyonu, ancak dengeli bir postür ile mümkün olabilmektedir. Denge, bir sistemin iç ve dış kuvvetler karşısında kararlılığını sürdürebilme yetisidir. Bu sistemin merkezinde yer alan omurga, özellikle sagittal plandaki dengesi ile yük dağılımını, kas-iskelet sistemi uyumunu ve genel fonksiyonel kapasiteyi belirleyen temel yapıdır.

Fetusta, açıklığı öne bakan tek bir konkaviteye sahip olan omurga, gelişim sürecinde lumbosakral açılanma yapar. Doğum sonrası, çocuk başını kaldırmaya başladıkça servikal bölgede arkaya doğru bir konkavite gelişir. Bir yaşına geldiğinde ayağa kalkmayı öğrenince, omurganın lomber bölgesi de arkaya doğru konkavlaşır. Yetişkinlerde ise omurga, servikal ve lomber bölgelerde arkaya doğru konkavite; torakal ve sakral bölgelerde ise arkaya doğru konveksite gösterir. Bu dört eğrilik, omurganın yüklere karşı dayanıklılığını artırır.[40]



Şekil 10 [41] Omurganın sagital düzleminde kronolojik değişim

Omurga temel olarak yer çekiminden etkilenen bir oluşumdur. İntervertebral disklerin beslenmesinde de yer çekiminin etkisi mevcuttur. Omurgayı etkileyen yer çekimi vektörü fizyolojik sagital plana sahip bireylerde kalça ekleminin rotasyon merkezinin posteriorundan geçmekte. C7 vertebradan indirilen çekül normalde s1 arkasından geçmesi gerekirken temel kural olarak aynı zamanda yer çekimi vektörünün de arkasında kalması gerekmekte. [40]

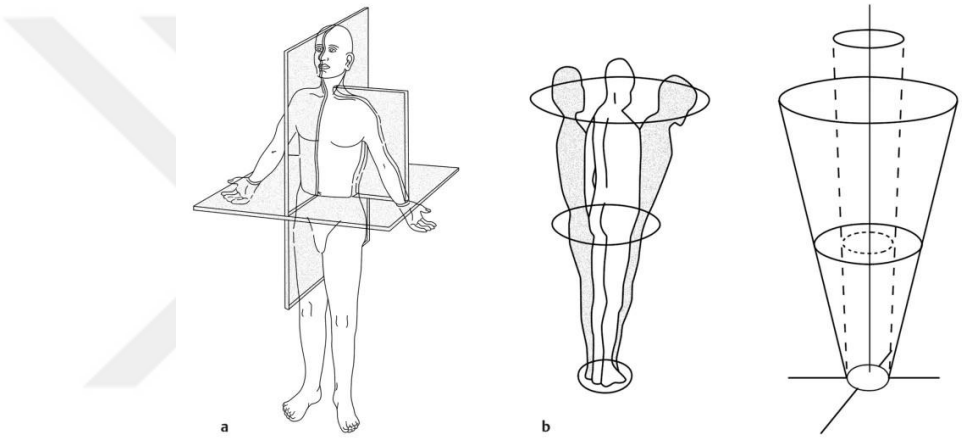
Omurgadaki sagittal ve frontal düzlemdeki eğriliklerin ölçümü için Cobb yöntemi kullanılır. Bu teknikle, eğriliği oluşturan en üst vertebranın üst yüzeyine paralel ve en alt vertebranın alt yüzeyine paralel çizgiler arasındaki açısal değer hesaplanır. Ölçümler, torakal kifoz için T1-T12, torakolomber bileşke için T10 - L2 ve lomber lordoz için L1-L5 seviyeleri arasında yapılır. Bu yöntem, eğriliklerin derecesini belirlemek için etkili bir araçtır.

Sagittal düzlemde, torakal kifoz 20º ile 40º, lomber lordoz ise 20º ile 70º arasında değişir ve bu iki eğrilik arasında bir korelasyon vardır. Geçiş bölgesi vertebraları yere paralel olmalı ve kifoz ya da lordoz göstermemelidir. Cobb yöntemiyle yapılan ölçümlerde, eğriliğin tam tanımı için açısal değerlerin yanı sıra boy ve genişlik gibi faktörler de dikkate alınmalıdır. Ölçüm sırasında hasta ve röntgen tüpünün pozisyonundan kaynaklanan hatalar olabileceği, hatta 2º'ye kadar yanılma payı olabileceği belirtilmektedir.

Lateral ortoröntgenogramlarda, servikal ikinci vertebranın dens çıkıntısından çekilen bir çizginin, servikal vertebraların arkasından, servikal yedinci vertebranın gövdesinin

ortasından, torakal vertebraların önünden, lomber vertebraların arkasından geçip, sakral birinci vertebranın arka-üst köşesinden geçmesi beklenir. Bu hat, yaklaşık olarak ±2 cm fark gösterebilir ve kalça ekleminin arkasından geçer. Dens çıkıntısı grafilerde görünmediği durumlarda, servikal yedinci vertebranın gövdesinin ortası başlangıç noktası olarak kullanılabilir.

Bir insanın sağlıklı bir şekilde ayakta durabilmesi için omurgasının sagittal düzlemde dengeli olması gereklidir. Dengesiz bir omurga, kişinin normalden çok daha fazla güç harcayarak dengede kalmaya çalışmasına neden olur. Bu, hem günlük aktiviteler sırasında konforu azaltır hem de uzun vadede postür bozukluklarına yol açabilir.



Şekil 11 [2] Dubousset'in ekonomi konisinin şematik çizimi

Torakal bölgedeki kifoz artışı, öncelikle torakolomber bileşkede lordotik açılanmayı tetikler ve bu durum lomber bölgede lordoz açısının artmasına neden olur. Bu süreç, omurganın sagittal denge çizgisini arkaya doğru kaydırmayı amaçlar. Lomber bölgede kifoz deformitesi geliştiğinde, spinal denge düşey çizgisi sakrumun arka-üst köşesinin önünden geçer ve bu durum torakal bölgede fizyolojik kifoz açısının azalmasıyla kompanse edilir. Ayrıca, sakropelvik bileşkede de kompansasyon amacıyla değişiklikler görülebilir.

Vedantam ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği retrospektif çalışmada, 13 yaş ortalamasına sahip 88 asemptomatik adölesan üzerinde yapılan T10-L2 arası ölçümler incelendi. Çalışma sonuçlarına göre, bileşkenin açısı en düşük -6º, en yüksek 8º olarak belirlenmiş ve ortalama açı değeri ise +1º olarak bildirilmiştir. [42]

Bernhardt ve Bridwell'in retrospektif radyografik çalışmasında, ortalama yaşı 12,8 olan 102 normal omurgalı adölesanda T10-T12 arası ortalama +5,5º±4º, T12-L2 arası ise -3º±7º olarak ölçülmüştür. T12-L1 arası +1º olarak belirlenmiştir. Ayrıca, asemptomatik 88 adölesanda, C7 sagittal denge çizgisinin S1'in ön-üst köşesinin 5,6 cm arkasından geçtiği, 100 asemptomatik erişkinde ise bu çizginin 3,2 cm arkadan geçtiği tespit edilmiştir. [43]

Jackson ve McManus'un asemptomatik 100 erişkin üzerinde yaptığı çalışmada, C7 sagittal denge çizgisinin S1'in arka üst köşesinin ortalama 0,05 cm arkasından geçtiği tespit edilmiştir. Ayrıca, mekanik bel ağrısı olan 100 erişkinde yapılan değerlendirmede, C7 denge çizgisinin S1'in arka üst köşesinin ortalama 0,29 cm önünden geçtiği bulunmuştur. Bu bulgular, sagittal denge üzerindeki farklılıkların belirtisi olarak değerlendirilmektedir. [44]

Sagittal Dengenin Önemi

İnsanın fizyolojik postürde ayakta durması, enerji kullanımını optimize etmek, ağrıyı azaltmak ve uzun vadede ortaya çıkabilecek iskelet-kas sistemi dejenerasyonlarını engellemek açısından çok önemlidir. Bu nedenle, postürün sağlıklı bir şekilde korunması için iskelet-kas sistemini etkileyen herhangi bir patolojinin bulunmaması gereklidir. Bu, vücut yapısının doğru bir şekilde desteklenmesini ve işlevsel hareket kabiliyetinin sürdürülmesini sağlar.

Ayakta dururken, sagittal denge düşey çizgisi torakal vertebraların önünden geçtiği için bu bölgeye daha fazla yük biner. Biyomekanik analizlere göre, ayakta iken vücut yükünün %9'u T1 seviyesine, %33'ü T8 seviyesine ve %47'si T12 seviyesine dağılır. Bu durum, torakal bölgede posterior bağlarda gerilme ve uzun arka ekstansör kaslarda kasılma gibi tepkilere neden olur. Bu mekanik yük dağılımı, omurganın bu bölgelerindeki yapısal dayanıklılığın önemini vurgular.

Postür değişikliği sırasında, lomber bölgedeki arka ekstansör kaslar torakal bölgeye göre daha fazla aktive olurken, aksiyel yüklenme anında torakal bölge arka ekstansör kaslarında elektromyografik olarak daha fazla aktivite artışı gözlemlenmiştir. Bu durum, postür düzeltilmeye çalışıldığında harcanan enerji miktarının artmasına yol açar.

Oda ve arkadaşları, kifotik deformitenin hareketli segmentlere etkisi ve omurga füzyonunu değerlendirmek için in vivo koyun modeli kullanmışlar. Çalışmada, L3-L5 arası füzyon uygulanan koyunlara ek olarak, bir grup kifotik postürde füzyona maruz kalmış. Kifotik grup, L2-L3 seviyelerinde kompansatuvar lordoz ve L5-L6 seviyesinde daha az lordoz göstermiş. Ayrıca, L2-L3 faset eklemlerinde dejeneratif değişiklikler ve posterior bağ kompleksinde kalınlaşma tespit edilmiştir. Bu durum, kifoz deformitesinin faset eklemlerde aşırı yüklenmeye neden olduğunu ve kranyal komşu segmentte hiperlordoz ile ilişkili sırt ağrısının oluşabileceğini göstermektedir. [45]

Orchowski ve arkadaşları tarafından yapılan deneysel çalışmada, sentetik omurga modelleri kullanılarak sagittal düzlemdeki üç farklı eğriliği (0º, 27º, 53º) posterior implantlarla stabilize etmişlerdir. Çalışma sonuçlarına göre, 0º'lik modelle karşılaştırıldığında, 27º'lik modelde %32 ve 53º'lik modelde ise %59,6 oranında stabilitede azalma tespit edilmiştir. Bu bulgular, artan eğrilik miktarının omurga stabilitesi üzerinde önemli bir negatif etkiye sahip olduğunu göstermektedir [46]

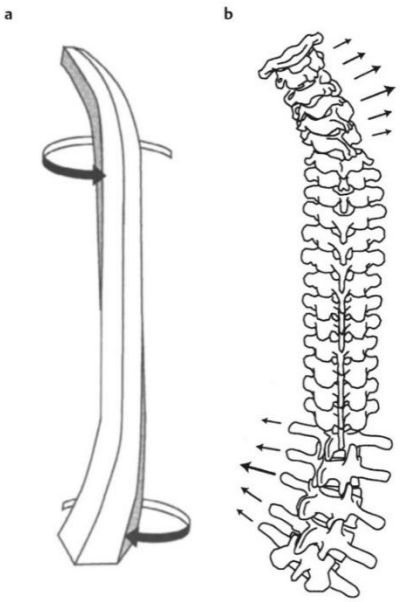
Torakal omurganın kifotik eğriliğinin artmasıyla birlikte aksiyel yüklerde meydana gelen değişiklikler, omurgada çeşitli mekanik ve yapısal değişikliklere yol açar. Bu değişikliklerin başında, intervertebral disklerde, faset eklemlerde ve kostotransvers eklemlerde görülen dejenerasyonlar gelir. Eklem dejenerasyonu en sık C7-T1 ile T11-T12-L1 arasında meydana gelirken, intervertebral disk dejenerasyonu daha çok orta torakal segmentte görülür. Paajanen'in MR ile değerlendirdiği genç SK (Skolyoz) hastalarında disk dejenerasyonu %50 oranında saptanmış, bu oran asemptomatik kontrollerde ise %10 olarak gözlemlenmiştir. Bu bulgular, artmış kifotik eğrilikle ilişkili dejeneratif değişikliklerin hem semptomatik hem de asemptomatik bireylerde nasıl farklılık gösterebileceğini ortaya koymaktadır.[47]

Torakal bölgede postür bozukluğuna bağlı olarak yüklenme şekli ve yönünün değişmesi, omurgada mobilite kısıtlılığına ve sonucunda kompensatuvar değişikliklere neden olur. Torakal bölgenin hareket kabiliyetindeki azalma, zamanla servikal ve lomber bölgelerde kompensatuvar lordozun oluşmasına yol açar. Bu süreçte, kifoz deformitesinin artması, kostavertebral eklemlerin öne doğru dönmesine ve bu dönüşle birlikte kostavertebral ve kostatransvers ligamanlarda gerilme oluşmasına neden olur.

Bu anatomik değişiklikler, omurganın doğal dengesini bozarak çeşitli postürel ağrılar ve fonksiyonel kısıtlamalar yaratabilir.

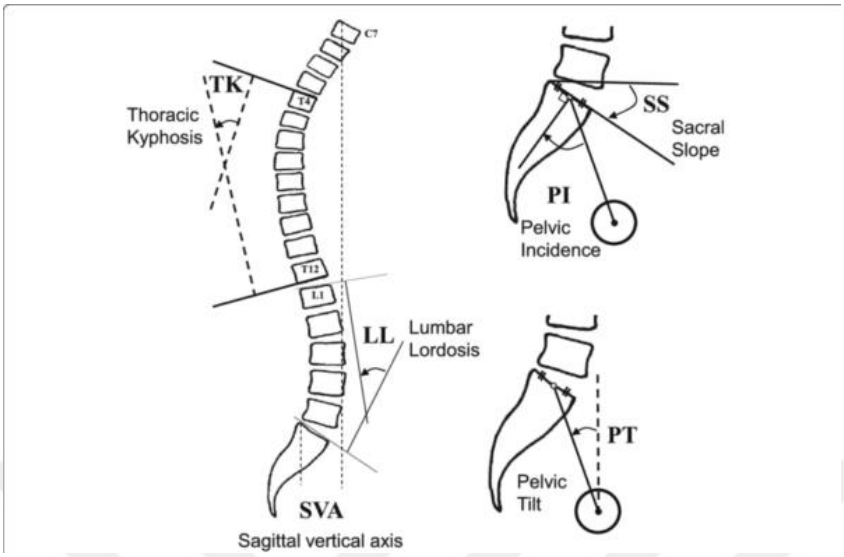
Omurganın postüral deformiteleri, zamanla ağrı sendromlarının görülmesine neden olabilir. Özellikle torakal bölgenin eğriliğinin artması ve morfolojisinin değişmesi, ağrı yakınmalarının ortaya çıkmasına katkıda bulunur. Bu ağrıların en önemli sebeplerinden biri, intervertebral disklerde ve faset eklemlerde meydana gelen dejenerasyonlardır. Bunun yanı sıra, omurga arkası kaslarda meydana gelen aşırı gerilmeler de ağrıya yol açan diğer önemli faktörlerdendir. Bu tür durumlar, omurganın destekleyici yapısının bozulmasına ve buna bağlı olarak fonksiyonel sorunların yanı sıra kronik ağrılara neden olabilir

Torakal vertebralarda faset eklemlerin yatay yerleşimi, bu bölgedeki vertebra segmentlerinin rotasyonel hareketlere daha fazla izin vermesine olanak sağlar. Buna karşın, lomber vertebralarda faset eklemler dikey yerleşimli olduğu için rotasyonel hareketlere direnç gösterirler. Bu anatomik farklılıklar, yürüyüş sırasında gözlenen belirgin bir hareket dinamiğine yol açar: Üst 7 torakal segment, omuzlarla birlikte dönerek hareket ederken, T7'nin altındaki segmentler pelvisle birlikte karşı yöne doğru döner. Bu hareketlere “coupling fenomeni” adı verilir ve omurganın farklı bölümlerinin birbirleriyle uyumlu bir şekilde hareket etmesini sağlar. [48]



Şekil 12 Coupling fenomeni [49]

Omurga Duruşunu Etkileyen Sakrum ve Pelvis Parametreleri



Şekil 13 Spinopelvik parametler

1) Torasik Kifoz: T5'in üst end plate ile T12'nin alt end plate arasından Cobb metodu kullanılarak ölçüm yapılarak hesaplanır. Normali 20-40 derece arasındadır.

2) Lomber Lordoz: L1 omurunun üst end plate ile L5 omurunun alt end plate arasında Cobb metodu kullanılarak ölçülür. Normali 35-55 derece arasındadır.

3) Pelvik İnsidans (Pİ): S1'in üst sınırına çizilen dik bir çizgi ile S1'in üst sınırının orta noktasını kalça aksı (her iki femur başı merkezleri arasındaki çizgi) ile birleştiren çizgi arasındaki açıdır.

4) Sakral Slope (SS): S1'in üst sınırı ile horizontal çizgi arasındaki açıdır.

5) Pelvik Tilt (PT): Vertikal çizgi ile S1'in üst sınırının orta noktası ile kalça aksını birleştiren çizgi arasındaki açıdır.

Pelvik insidans bireye özgün bir parametre olup sabit bir parametredir [50]. Omurgada kompanzasyon genelde lomber lordozun değişimi sonrası sakral slop ve pelvik tilt üzerinden gerçekleşiyor.

Omurganın kompanzasyon kapasitesi ise 2005 yılında Roussouly ve arkadaşları tarafından lomber lordozun 4 tip olarak belirlenmesinden sonra bazı bireylerde kompanzasyon kapasitesinin daha fazla olduğu sonucuna varılmıştır[51]

KİFOZ

Matüritesini tamamlayan sağlıklı insanlarda sagittal düzlemde, torakal ve sakral bölgede fizyolojik kifotik eğrilikler mevcuttur. Sakral bölgedeki fizyolojik eğrilik sabit (fikse) olduğu halde, torakal bölgedeki eğrilik daha hareketli (mobil) niteliktedir. Bu hareketlilik, patolojik durumların torakal bölgeyi daha fazla etkilemesine neden olur [52]. Omurgada görülen kifoz deformitelerinin patolojik olup olmadığının belirlenmesi önemlidir, bu yüzden fizyolojik kifoz ve lordoz değerlerinin bilinmesi gerekir. Hastaların genellikle yakınmaları, deformiteye bağlı olarak ortaya çıkan kozmetik sorunlarla sınırlı kalmayıp, ağrı ve nörolojik sorunlar gibi önemli semptomları da içerebilir. Bu tür şikayetler, omurgadaki patolojik değişikliklerin varlığına işaret edebilir ve uygun müdahale gerektirebilir.

Değerlendirme süreci, klinik muayene ve radyolojik grafilerle birlikte yapılmalıdır. Omurga sağlığının değerlendirilmesinde standart prosedürlerin uygulanması ve ölçüm hatalarının minimize edilmesi büyük önem taşır. Radyolojik değerlendirme sırasında ölçüm yapılan seviyeler, ölçüm yapan kişinin tecrübesi, hastanın ve röntgen tüpünün pozisyonu gibi faktörler nedeniyle çeşitli ölçüm hataları ortaya çıkabilir. Bu faktörler, değerlendirme sonuçlarının doğruluğunu etkileyebileceği için dikkate alınmalıdır.

Kifoz deformitesi, fizyolojik torakal kifoz değerlerinin normalin üst sınırlarını aşması veya normalde lordotik olan bölgelerde 5º veya daha fazla posterior fikse açılanmayı ifade eder. Fizyolojik torakal kifoz açısının geniş bir aralığa sahip olduğu bilinmektedir; bu aralık genellikle 20º-40º olarak kabul edilir ve yaşla birlikte bu değerin artış gösterdiği ve 50º'ye kadar çıkabileceği belirtilir.

Bernhardt ve Bridwell'in sağlıklı 102 kişi üzerinde yaptıkları sagittal düzlem analizinde torakal kifoz açısını ortalama 36º, lomber lordoz açısını ise ortalama -44º olarak bulmuşlardır. Çalışmada ayrıca, her vertebral segmentin açısal değerleri belirlenmiş ve torakal kifozun ve lomber lordozun tepe seviyeleri tespit edilmiştir. [53]

Fon'un ortalama yaşı 27 olan 316 sağlıklı vakada yaptığı çalışmada, fizyolojik kifoz için maksimum sınırı 45º olarak belirlemiştir. [54]

Boseker ve arkadaşları ise, yaşları 5 ile 19 arasında değişen 121 sağlıklı kişide yaptıkları çalışmada, torakal kifozun en düşük değerini 17º, en yüksek değerini ise 51º

olarak bulmuş ve normal torakal kifoz değerlerini 20º-50º arasında sınırlamışlardır. Bu çalışmalar, sağlıklı popülasyonlarda torakal kifoz ve lomber lordoz açılarının dağılımını göstererek, bu ölçümlerin klinik değerlendirme ve tedavi planlaması için önemli referanslar sunduğunu göstermektedir. [55]

Torakal kifozun radyolojik ölçümünde kullanılan Cobb yöntemi, ölçüm yapılırken torakal 4. vertebranın cisminin üst yüzeyinden ve torakal 12. vertebranın cisminin alt yüzeyinden geçen iki çizgiye dik olarak çizilen çizgiler arasında kalan açının ölçülmesi esasına dayanır. Bu ölçüm, hastanın tam lateral pozisyonda olduğu grafi ile yapılmalıdır. Doğru ölçüm için röntgenin düzgün pozisyonda çekilmesi ve hasta pozisyonunun doğru olması büyük önem taşır. Bu yöntem, torakal kifozun değerlendirilmesinde standardize edilmiş ve yaygın olarak kabul görmüş bir tekniktir. Yan görüntüde femur başlarının santralize olarak pozisyonlanması, hastanın görüntüleme sırasında bir yerden destek almaması ve proksimalde servikal vertebraların da görüntüye dahil edilmesi kifozla birlikte sakro-pelvık ve spino-pelvik deformitelerin değerlendirilmesi için önem arz etmektedir.

Hastanın tam lateral pozisyonda olmaması nedeniyle radyolojik ölçümde 2º'ye kadar yanılma payı olabileceği belirtilmektedir. Stotts'un yaptığı araştırma, hastalarında yapılan kifoz ölçümlerinde gözlemciler arası 10º'ye varan farklılıkları ortaya koymuştur. Bu, farklı gözlemciler tarafından yapılan ölçümlerde veya aynı gözlemcinin farklı zamanlarda yaptığı ölçümlerde 5º-10º arasında değişiklik olabileceğini gösterir. Bu durum, ölçüm süreçlerinde standardizasyonun önemini ve dikkatli bir şekilde pozisyonlandırmanın gerekliliğini vurgular. [56]

Stagnara'nın 1982 yılında adolesan ve erişkin denekler üzerinde gerçekleştirdiği analizde, kifoz ve lordoz arasındaki ilişki incelenmiştir. Çalışma sonuçlarına göre, torakal kifoz açısı ortalama 37º olarak ölçülmüş, lomber lordoz açısı ise ortalama -50º olarak belirlenmiştir. Bu sonuçlar, torakal kifoz ile lomber lordoz arasında belirli bir orantısal ilişki olduğunu ve bu iki spinal eğrilik arasındaki dengenin önemini göstermektedir. [57]

Voutsinas ve arkadaşlarının 1984 yılında gerçekleştirdikleri çalışmada, 670 sağlıklı birey üzerinde sagittal düzlemde yapılan analiz sonuçlarına göre, torakal kifoz açısının ortalama 36.7º, lomber lordoz açısının ise ortalama -52.2º olarak ölçüldüğü tespit

edilmiştir. Ayrıca, sakral inklinasyon açısı ortalama 51.7º olarak bulunmuştur. Bu çalışmada, Cobb yöntemi ile yapılan ölçümlerde ±2º'lik bir hata payının olabileceği de belirtilmiştir. Bu bulgular, omurganın sagittal düzlemdeki anatomik ve fonksiyonel özelliklerini ve ölçüm yöntemlerinin doğruluğunu vurgulamaktadır. [58]

Kifozun Biyomekanik Etkileri

Ergenlik dönemine kadar vücuttaki tipik eğrilikler oluşur ve bu süreçte vücudun ağırlığı ve kas tonusu bu eğrilikler üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Özellikle ağır işlerde çalışan kişilerde, iş sonrası duruşları iş öncesine göre farklılık gösterir. Oturma, ayakta durma ve yürüme gibi durumlar sırasında, vücut ağırlık merkezi omurganın önünde kalır, bu da omurganın ön elemanlarını basınca maruz bırakırken arka elemanları gerer. Bu durumda ortaya çıkan fleksiyon momentine karşı omurganın postürünü koruması gereklidir.

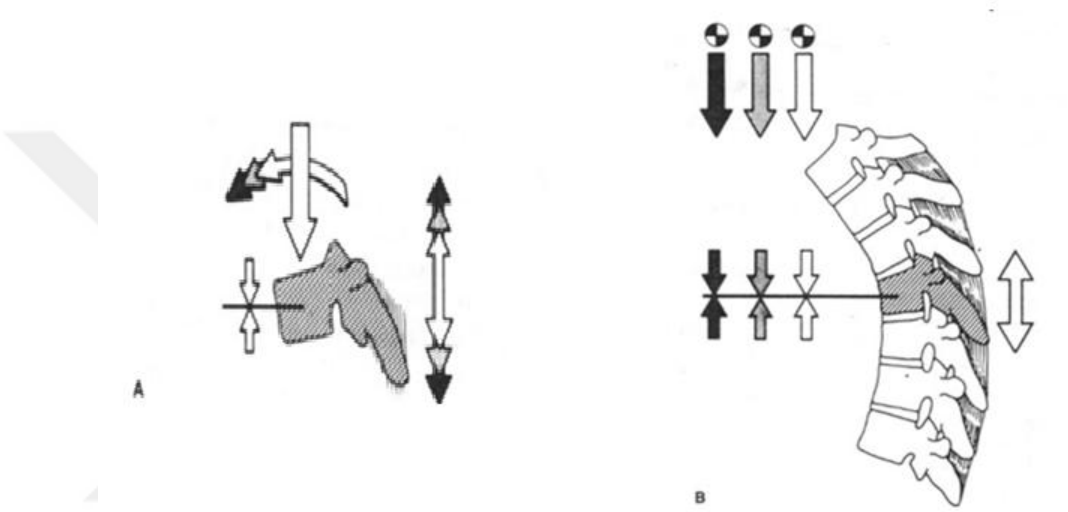
L4-5 intervertebral diskinde oturma ve ayakta durma sırasında oluşan basınç yaklaşık 0,5 MPa iken, yatma sırasında bu değer 0,1 MPa'ya düşer. Bu, omurga üzerindeki yükün pozisyona göre ne kadar değişebildiğini gösterir.

Vücut dik durumdayken (oturma, ayakta durma, yürüme), yerçekimi kuvveti omurgaya etki eder ve yüklenmenin miktarı, vücut ağırlığı ve değerlendirilen seviyeye göre değişir. Omurga üzerine binen yük kraniyalden kaudale doğru artar. Özellikle 8. torakal vertebra, sagittal aks ile arasında en fazla uzaklık olan vertebra olarak bilinir ve bu seviyede, sırtı gergin tutan ekstensor kasların kuvvet kolu çok küçük, fleksor kasların ise uzun kuvvet kolu vardır. Bu biomekanik yapı, skolyoz gibi değişikliklerin en sık torakal alanda görülmesine yol açar. Ayrıca, kama şeklinde bir vertebra korpusu vertebral kolonun daha kuvvetli eğilmesine neden olabilir, bu da kifotik patolojik durumların gelişimine katkıda bulunur.

Vücut ağırlık merkezinin korpuslara göre daha öne kayması, omurga tarafından karşılanması gereken fleksiyon momentinin artmasına neden olur. Bu durum, lokal dorsal kas yapısının uzun süreli bir denge sağlamak için çok fazla enerjiye gereksinim duymasına ve hızla yorulmasına yol açar. Kifoz durumunda, biyomekanik olarak ağırlık merkezinin kuvvet kolu, sorunlu vertebrada artar ve bu artış, sorunlu vertebrada kamalaşmaya neden olabilir. Kamalaşma, lateral grafide açısal ölçüm ya da vertebra

korpusunun ön ve arka yükseklikleri arasındaki oran olarak ölçülebilir. Bu ölçümler, röntgenin magnifikasyonundan etkilenmez.

Fleksiyon momentindeki artış, sorunlu vertebradaki kamalaşma açısı ve üzerinde kalan vücut bölümünün ağırlık merkezi ile orantılıdır. Fleksiyon momentindeki azalma, incelenen seviyenin üzerindeki vücut ağırlık kuvvetinin azaltılması ile sağlanabilir; bu da kilo verme veya korse kullanımı gibi yöntemlerle gerçekleştirilebilir.



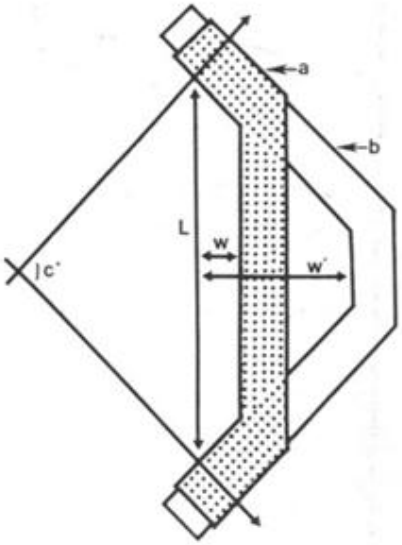
Şekil 14 Kompanzasyon Mekanizmaları (Clinical Biomechanics of Spine, Panjabi MM, 1990)[59]

Klinik ve radyolojik olarak torakal kifoz, lomber lordoza göre daha fiksedir, yani daha az hareketlidir. Vertebral kolonun hareketleri esnasında, fleksiyonda karın kasları ve yer çekimi, ekstansiyonda ise spinal erektör kaslar etkin rol oynar. Ayakta duran sağlıklı bir insanın torakal bölgesinde arka elemanlar gerilirken, ön elemanlar kompresyon altında kalır. Bu anatomik yapılar arasında bir dengesizlik oluştuğunda, kifoz deformitesi meydana gelir.

Torakal bölgedeki arka elemanlarda en önemli yapılar lamina ve ligamentum flavum iken, interspinöz-supraspinöz ligament ve faset kapsülü daha az etkilidir. Ön tarafta ise ana yapılar vertebra cisimleri ve disklerdir. Bu yapılar arasındaki dengenin bozulması, spinal kolonun doğal eğriliklerinde değişikliklere ve potansiyel olarak

patolojik durumların ortaya çıkmasına neden olabilir. Bu durum, kifoz gibi duruş bozukluklarının gelişimine zemin hazırlar ve zamanla ilgili semptomları tetikleyebilir.

Kifoz deformitesi, kaldıraç prensibi ile çalışan omurga yapısında ön veya arka elemanların yaralanması sonucunda ortaya çıkabilir. Bu yaralanmalar vertebra yapılarını öne doğru eğerek kifoz deformitesine neden olur. Yük ve yer çekimi etkisiyle kifoz zamanla artar ve açı büyür. Açının büyümesi, kaldıraç kolları arasındaki dengeyi bozar ve kifozun daha da şiddetlenmesine yol açar.



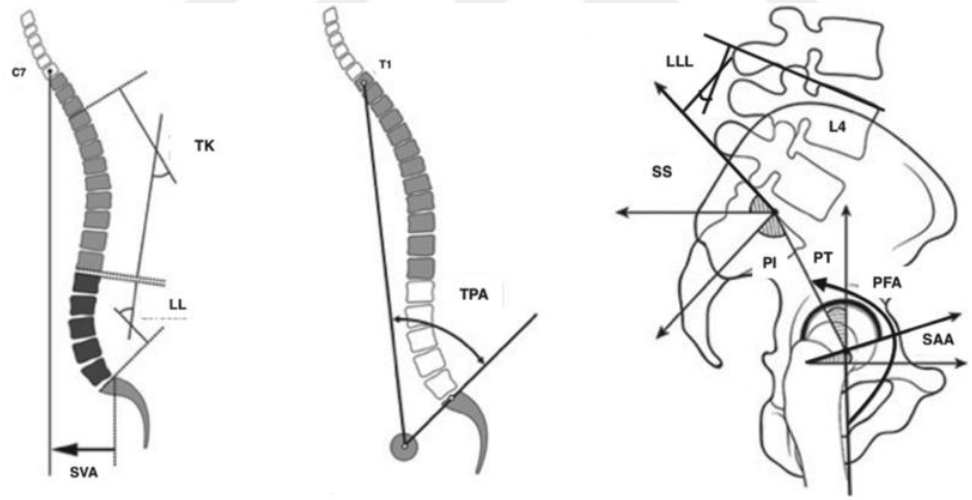
Şekil 15 Kifoz deformitesinin artışı sonucu moment kolunun uzaması [59]

Aksiyel mekanik yüklemeler, üst torakal vertebralarda daha azken, alt torakal vertebralarda daha fazladır. Bu da alt torakal vertebralar üzerinde daha fazla deformasyon riski yaratır. Torakal kifoz deformitesinin artmasıyla bozulan sagittal denge, ayakta durulduğunda yapılan radyolojik değerlendirmelerde C7 sagittal denge düşey çizgisinin S1'in arka üst köşesinin önünden geçmesine neden olur. Pozitif sagittal balans dediğimiz bu durum, kifozun ilerlemesiyle beraber omurganın doğal dengesinin bozulduğunu ve bunun sonuçlarının radyolojik incelemelerde net bir şekilde görülebileceğini gösterir.

Kifoz açısı değerinin artmasıyla birlikte sagittal denge çizgisinin öne doğru kayma miktarı da artar. Bu durum, torakal kifoz deformitesine sahip vakalarda gözlemlenebilir. İlk kompansatuvar etki olarak, vücut lomber lordozu artırarak bu öne

kaymayı dengelemeye çalışır. Lomber lordozun artması, sagittal denge çizgisinin yeniden arkaya doğru kaymasına yardımcı olur. Bu biomekanik tepki, omurganın normal eğriliğini korumak ve vücudun dengede kalmasını sağlamak için bir adaptasyon mekanizmasıdır. Bu kompansatuvar artış, torakal kifozun yol açtığı değişikliklere karşı omurganın doğal bir yanıtı olarak görülür ve postüral dengenin sürdürülmesine katkıda bulunur.

Kifoz deformitesi nedeniyle lomber lordozun artmasıyla sagittal dengeyi fizyolojik sınırlar içine çekme çabası yetersiz kaldığında, sakropelvik bileşke devreye girer. Pelvis, kalça eklemleri aksı üzerinden arkaya doğru rotasyon yaparak sakrumu daha dikey bir pozisyona getirir. Sakral slopun azalması ile gerçekleşen bu olayda pelvik tilt artarak adaptasyon gerçekleşiyor ki bunun sonucunda hem pelvisin hem de omurganın global olarak arkaya doğru yer değiştirmesine neden olur, bu da denge çizgisinin kalça eklemi hattının daha da arkasına kaymasına yol açar. Sonuç olarak, kalça eklemi göreceli olarak ekstansiyon postüründe görünür.



Şekil 16 Spinopelvik parametreler [60]

Kifoz deformitesinin oluşumunda birçok etyolojik faktör rol oynar ve bu faktörler çeşitli sınıflandırmalar çerçevesinde değerlendirilmiştir. Winter ve Hall tarafından yapılan modifiye kifoz sınıflandırması, bu alanda yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir ve kifozun nedenlerini ve türlerini daha iyi anlamaya yardımcı olur. Bu sınıflandırma, klinik pratikte ve araştırmalarda kifozun etyolojisini ve tedavi yaklaşımlarını belirlemede önemli bir araç olarak kabul edilir. [61]

Kifoz Türleri ve Alt Tipleri

I. Postural Kifoz

Genç bireylerde fiziksel aktivite düzeyinin düşük olması, kas zayıflıkları ve hatalı postüral alışkanlıklar, postüral kifozun yaygın olarak görülmesine neden olmaktadır. Torakal kifoz açısı genellikle 65°'nin altında, esnek yapıdadır ve altta yatan nörolojik bir bozukluk, başka sistemik patolojiler ya da radyografik olarak belirgin vertebral anomaliler saptanmaz. Her ne kadar her yaş grubunda görülebilse de, kadınlarda erkeklere göre daha yaygın olduğu bildirilmektedir[62]. Literatürde kifozun; 11 yaş grubundaki çocuklarda yaklaşık %15,3 oranında, 20-50 yaş arası yetişkinlerde %38 oranında ve 20-64 yaş grubu genelinde ise %35 oranında görüldüğü belirtilmiştir[62], [63]. Güncel literatür verileri doğrultusunda, postüral kifoz tedavisinde en sık tercih edilen konservatif yaklaşımlar arasında; fonksiyonel egzersiz programları, spinal ekstansör kasları hedefleyen kuvvetlendirme ve germe egzersizleri, yoga, pilates, fasiyal manipülasyon teknikleri ve postüral bantlama uygulamaları yer almaktadır [64], [65], [66], [67].

II. *Scheuermann Kifozu*

III. Konjenital Kifoz

- a) Formasyon kusuru – genelde tek vertebrayı ilgilendirir ve adölesan dönemdeki hızlı büyüme döneminde progresyon riski fazladır
- b) Segmentasyon kusuru – daha nadir olara görülür ve daha yavaş ilerler
- c) Mikst tip
- d) Progresif nonenfeksiyöz anterior füzyon

IV. Paralitik Kifoz

- a) Poliomyelit
- b) Ön boynuz hücre hastalıkları
- c) Üst motor nöron hastalıkları

V. Meningomyelosel'e Bağlı Kifoz

VI. Posttravmatik Kifoz

- a) Akut
- b) Kronik
- c) Spinal kord yaralanması olan veya olmayan

VII. Enflamatuvar Kifoz

- a) Romatoid artrit
- b) Ankilozan spondilit
- c) Tüberküloz
- d) Piyojenik
- e) Diğer enfeksiyonlar

VIII. Cerrahi Sonrası Kifozlar

- a) Laminektomi sonrası
- b) Vertebrektomi sonrası

IX. Yetersiz Füzyon Kifozları

- a) Kısa segment
- b) Psödoartroz
- c) Malalignment

X. Radyoterapi Sonrası Kifoz

XI. Metabolik Kifoz

- a) Osteoporoz
- b) Osteomalazi

XII. Gelişimsel Kifoz

- a) Akondroplazi
- b) Mukopolisakkaridozlar

XIII. Neoplastik Kifoz

- a) Benign
- b) Malign

XIV. Kollajen Doku Hastalıklarına Bağlı Kifoz

XV. Nörofibromatozis ile İlişkili Kifoz

Kifoz Tedavisi

"Kifoz" kelimesi, Antik Yunanca'da "kyphos" kelimesinden türemiştir ve "kambur" olarak çevrilebilir. Hipokrat, M.Ö. IV. yüzyılda yazdığı ve günümüze ulaşan yazılarda bu durumun tanımını ve tedavisini ele almıştır (Resim 1). [68] Öte yandan, "skolyoz" kelimesi ilk olarak M.S. II. yüzyılda Galen tarafından kullanılmaya başlanmış olup, "eğri" veya "çarpık" anlamlarına gelir.[68]



Şekil 17 Omurga deformitelerinin düzeltilmesinde kullanılan Hipokrat merdiveni ve Galen'in, Hipokrat tahtasına benzer bir cihaz üzerinde hastanın sırtına basınç uygulayarak omurga deformitesini düzeltme yöntemini gösteren bir çizim. [68]

16. yüzyılda Ambroise Pare, omurga deformitelerinin kötü duruş kaynaklı olduğunu öne sürerek çelik korse kullanımını önermiştir [69]. 18. yüzyılda Jean-Andre Venel ise omurga deformiteleri için egzersizlerin ve korselerin yararlı olabileceğini ifade etmiştir [70]. 19. yüzyılın sonlarına doğru, Röntgen ışınlarının keşfi ile omurga deformitelerinin tanımı daha detaylı bir şekilde yapılmaya başlanmıştır.

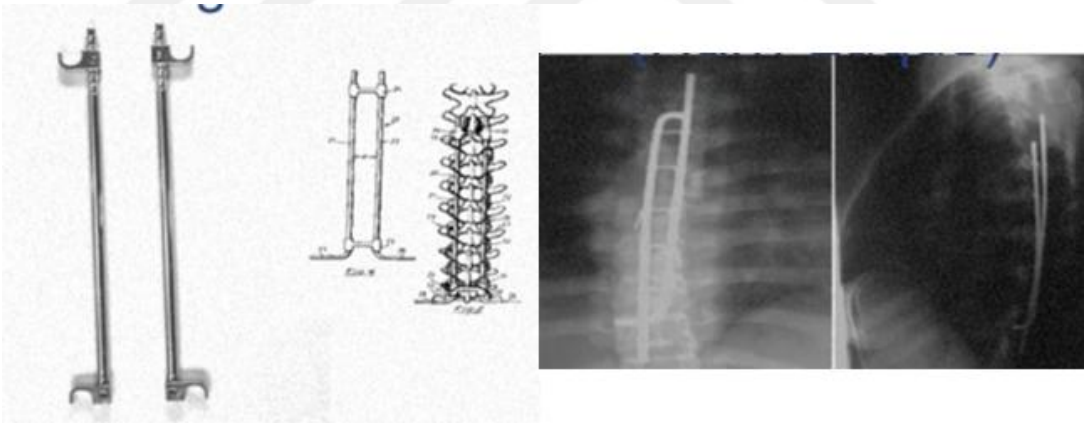
Bradford ve arkadaşları, 1975'te kifoz hastaları için ilk defa posterior spinal füzyon uygulamışlar ve bu teknik zamanla gelişen implant tasarımları ve teknolojileri ile büyük evrim geçirmiştir [71]. Onlar, deformitenin düzeltilmesi amacıyla Harrington kompresyon enstrümantasyonu ve posterior füzyon yöntemlerini kullanmışlardır. İlk başlarda bu yaklaşımlar hastalarında mükemmel deformite düzeltmeleri sağlamış olmasına rağmen, 22 hastadan 16'sında zaman içinde bu düzeltmelerin geri kaybolduğu gözlemlenmiştir. Bu durumun ortaya çıkışı; başlangıçtaki ağır deformiteler, uygun olmayan füzyon sahaları, vertebra gövdelerindeki ciddi kamalaşma ve anterior longitudinal ligamanın kasılmasına bağlı faktörlerle açıklanmıştır.[72]

Taylor, 27 hastada Harrington kompresyon enstrümentasyonu ve posterior füzyon kullanarak tedavi uygulamış ve hastaların kifotik açılarında önemli bir düzelme sağlamıştır. Başlangıçta ortalama 72º olan kifotik açılar, tedavi sonrasında ortalama 46º'ye düşürülmüş. Kısa dönem takipte ise, ortalama 5,7º'lik bir düzelme kaybı gözlemlenmiştir. Bu bulgular, bu tedavi yönteminin etkinliğini ve zamanla yaşanan düzelme kaybını göstermektedir. [73]

Posterior cerrahi sonrası Harrington kompresyon enstrümentasyonu kullanılarak elde edilen düzelmenin, ameliyat sonrası hareketsiz bırakılmasına rağmen kaybolması gözlemlenmiştir. Bu durum, füzyon işleminin omurganın konveks tarafında gerçekleştirilmesi, implantların yetersiz gücü ve gevşemesi, anterior destek eksikliği ve ciddi, katı deformitelerdeki ilk düzelme miktarının yetersiz olmasına bağlıdır. [74] Bu sorun, zamanla iki farklı çözüm yolunun geliştirilmesine öncülük etmiştir. İlk çözüm, posterior enstrümentasyon ve füzyona başlamadan önce anterior spinal gevşetme, diskektomi ve füzyon uygulamak; bu kombinasyon, deformitenin ilk düzeltme oranını artırmayı ve implant yetersizliği veya psödoartroz nedeniyle düzelme kaybını azaltmayı amaçlamaktadır. Özellikle kemiksel gelişimini tamamlamış ve 70º

üzeri ciddi eğriliği olan hastalarda bu kombine yaklaşım tercih edilmektedir. [75] Önceleri anterior ve posterior cerrahiler iki aşamalı olarak yapılmakta iken, cerrahi tekniklerde ve perioperatif bakımda görülen gelişmeler sayesinde günümüzde aynı gün içinde ardışık anterior ve posterior cerrahi daha çok tercih edilmektedir. Lowe'a göre, aynı gün yapılan kombine cerrahi, aşamalı işlemlere kıyasla daha az morbiditeye yol açmaktadır. Birden fazla seride yapılan anterior ve posterior cerrahiler genellikle başlangıçta mükemmel düzeltmeler sağlamış ve bu düzelme uzun süre korunmuştur. [76]

Harrington enstrümentasyonu ile ilgili yaşanan sorunlar arasında, ameliyat sonrası 6-9 ay süren uzun bir immobilizasyon süresi, enstrümantasyonun yerleştirilmesindeki teknik güçlükler ve rod ile çengel-kemik arasında sıkça rastlanan uyumsuzluklar bulunmaktadır. Bu problemleri çözmek için geliştirilen Luque enstrümentasyonu, rodların şekillendirilmesi ve sublaminar teller ile tüm seviyelerde daha sağlam fiksasyon sağlayarak, sagittal düzlemde daha iyi denge ve kontrol sunmayı amaçlamaktadır. [77]



Şekil 18 Harrington kompresyon enstrümantasyonu ve Luque enstrümentasyonun deformite düzeltme mekanizmaları.[77]

Luque enstrümentasyonunun sağladığı üstün fiksasyon gücü, birçok araştırmacıyı ameliyat sonrası immobilizasyondan kaçınmaya yönlendirdi. Ancak, bu yöntemde önemli düzelme kaybı ve majör iki komplikasyon bildirilmiştir. Hastaların %2'sinde sublaminar tellerin geçişi nedeniyle nörolojik yaralanmalar meydana gelmiş, ayrıca birçok hastada enstrüman yerleşim alanının üzerinde junctional kifoz gelişmiştir. Bu komplikasyon, sublaminar tel geçişleri sırasında posterior ligamentöz yapıların hasar

görmesiyle ilişkilendirilmiştir. Luque rodlarının kifozu düzeltememesi ve posterior kolonu kısaltamaması da diğer dezavantajları arasındadır. Bu sebeplerle, Luque enstrümentasyonu kifoz düzeltmek için ideal bir seçim olarak görülmemektedir. [77]

1980'lerde geliştirilen üçüncü nesil segmenter posterior enstrümentasyon sistemlerinin ilki Cotrel-Dubousset sistemiydi. Bu sistemden sonra Texas Scottish Rite Hospital ve Isola enstrümentasyonları tanıtıldı. Bu sistemlerin ilk yapıları, posterior çift rod ve çok seviyeli çengel sistemlerinden oluşmaktaydı. Çengel yerleştirme seviyeleri ve rod yerleştirme sekansı tüm sistemler için benzerdi; ana farklılık, çengelleri rodlara bağlayan bağlantı mekanizmalarında görülüyordu. [78]

1980 sonrasında posterior enstrümantasyon teknikleri ile görülen komplikasyonlar sonrası yoğun bir şekilde anterior gevşetme cerrahileri uygulanmaya başlıyor. [79]

Kifoz enstrümantasyonundaki gelişmelerle birlikte cerrahi teknikler de evrimleşmiştir. Anterior gevşetme ve füzyonla ilişkili morbiditeyi azaltmak amacıyla torakoskopik anterior yaklaşımlar ve girişimler geliştirilmiştir. Literatür, torakoskopik anterior gevşetmenin kifoz tedavisinde etkili olduğunu ve klasik torakotomiye göre daha kozmetik avantajlar sunduğunu belirtmektedir. [80], [81]

Ponte, deformite düzeltmeyi sadece posterior yaklaşımla gerçekleştirmek için bir teknik açıklamıştır. Bu teknik, eğriliği azaltmak amacıyla deformite apeksindeki superior ve inferior fasetleri çıkararak, posterior kolonu kısaltmayı içerir. Bu yöntem, karmaşık anterior girişimlere alternatif olarak sunulmuştur. [82]

Smith-Petersen osteotomisi (SPO) ilk olarak 1945 yılında ankilozan spondilit gibi rahatsızlıklar sonucunda kifotik deformiteleri olan hastalar için tanımlanmıştır.[83] Diğer yandan, Pedikül Subtraksiyon Osteotomisi (PSO), 1985 yılında Thomasen tarafından geliştirilmiştir. [84] Bu teknik, özellikle sagittal düzeltme sağlayarak kifoz düzeltmelerinde kullanılır ve posterior bölgede kama şeklinde osteotomi yapılmasını içerir. Her iki teknik de omurga cerrahisinde önemli gelişmelere katkıda bulunmuştur. Kifotik omurganın dizilimini değiştirmek ve sagittal dengeyi arttırmak için SPO , PSO ve total kama rezeksiyon osteotomisi gibi posterior osteotomiler bildirdi. Bu posterior kolon kısaltıcı osteotomi teknikleri, özellikle rijit torakolomber ya da lomber kifozlarda kullanılabilir. Bu teknikler daha çok; konjenital kifoz, post travmatik ya da

post-enfeksiyöz kifoz, flat-back sendromu, ya da ankilozan spondilitte kullanılmaktadır .

Osteotomiler ile birlikte artık posterior gevşetmenin de anterior gevşetme kadar etkili olduğunu gösteren yayınlar sonrası [8] , anterior gevşetme sadece bazı erişkin vakalarda anteriorda kemik blok varlığında önerilmektedir.

Çağdaş çok seviyeli rod, çengel ve vida sistemlerinin kullanımı, Harrington kompresyon ve Luque sistemlerine kıyasla deformiteleri düzeltme ve bu düzeltilmiş durumu koruma kapasitesini artırmıştır. Özellikle yalnızca pedikül vidaları kullanılarak oluşturulan sistemlerde, deformite düzeltme kapasitesi o kadar yüksek seviyelere ulaşmıştır ki, aşırı düzelme, kaçınılması gereken bir komplikasyon olarak ortaya çıkmıştır. [85]

Gelişmiş çok seviyeli enstrümantasyon sistemleri, cerrahi tekniklerde ve nöromonitörizasyon alanında yaşanan yenilikler sayesinde daha etkili ve güvenli cerrahi tedavilerin uygulanmasına olanak tanımaktadır. Bu gelişmeler, hem cerrahların hem de hastaların karşılaştığı riskleri azaltarak, operasyonların başarı oranını artırmaktadır.

Bununla birlikte güncel posterior girişimle uygulanan enstrümantasyon tekniklerinin karşılaştıran araştırmalar yapılmamış olup literatüre bakarsak sadece posterior girişimle kombine girişimi kıyaslayan çalışmaları görebiliriz. [86][87]

Genç bireylerde fiziksel aktivite düzeyinin düşük olması, kas zayıflıkları ve hatalı postüral alışkanlıklar, postüral kifozun yaygın olarak görülmesine neden olmaktadır. Torakal kifoz açısı genellikle 65°'nin altında, esnek yapıdadır ve altta yatan nörolojik bir bozukluk, başka sistemik patolojiler ya da radyografik olarak belirgin vertebral anomaliler saptanmaz. Her ne kadar her yaş grubunda görülebilse de, kadınlarda erkeklere göre daha yaygın olduğu bildirilmektedir[62]. Literatürde kifozun; 11 yaş grubundaki çocuklarda yaklaşık %15,3 oranında, 20-50 yaş arası yetişkinlerde %38 oranında ve 20-64 yaş grubu genelinde ise %35 oranında görüldüğü belirtilmiştir[62], [63]. Güncel literatür verileri doğrultusunda, postüral kifoz tedavisinde en sık tercih edilen konservatif yaklaşımlar arasında; fonksiyonel egzersiz programları, spinal ekstansör kasları hedefleyen kuvvetlendirme ve germe egzersizleri, yoga, pilates,

fasiyal manipülasyon teknikleri ve postüral bantlama uygulamaları yer almaktadır [64], [65], [66], [67]. Bu hastaların tedavisinde cerrahi tedavinin yeri yoktur.

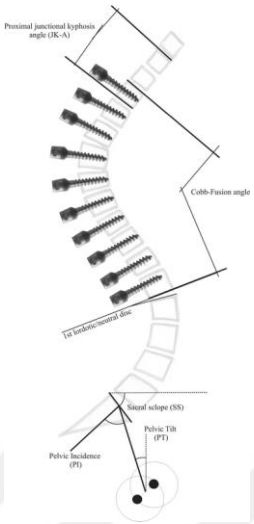
Scheuermann kifozu, sık karşılaşılan diğer kifoz tiplerinden biridir ve omurgadaki yapısal deformiteler sonucu ortaya çıkar. İlk olarak 1921 yılında Danimarkalı radyolog Holger Werfel Scheuermann tarafından tanımlanmıştır. Literatürde, Scheuermann kifozu idiopatik skolyozdan sonra en sık görülen ikinci omurga deformitesi olarak tanımlanmakta; adolesan yaş grubunda ağrılı, ilerleyici ve yapısal torakal ya da torakolomber hiperkifozun en yaygın nedeni olarak kabul edilmektedir[88] [89].

Scheuermann kifozunun doğal seyrine bakıldığında, çoğunlukla selim özellik gösterdiği görülmektedir. Ancak deformitenin ileri derecede olduğu olgularda, erişkin dönemde ilerleyici ve ağrılı bir seyir izleyebileceğine dair veriler mevcuttur [90], [91] Ristolainen ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği, Scheuermann kifozu tanılı 49 hastanın 37 yıl boyunca tedavisiz izlendiği retrospektif çalışmada; bu hastalarda sırt ağrısı prevalansının kontrol grubuna göre 2,5 kat daha fazla olduğu, ayrıca yaşam kalitesi ve genel sağlık durumlarının belirgin şekilde düşük olduğu gösterilmiştir [92].

Tedavi yaklaşımlarında, korse kullanımı immatür hastalarda etkili bir yöntem olarak değerlendirilmekle birlikte, hasta uyumunun zor olması ve deformiteyi geriletmekten ziyade ilerlemesini durdurma yönünde etkili olması nedeniyle sınırlı bir rol oynamaktadır [93]. Klinik olarak 75° üzerinde kifozu olan, ağrı şikâyeti bulunan, deformitesi ilerleyici seyreden ya da kozmetik olarak rahatsızlık hisseden hastalarda cerrahi tedavi gündeme gelmektedir[94]. Nitekim uygun vakalarda modern, multisegmental enstrümantasyon teknikleri ile güvenli ve etkili cerrahi düzeltmelerin yapılabildiği bildirilmektedir [95].

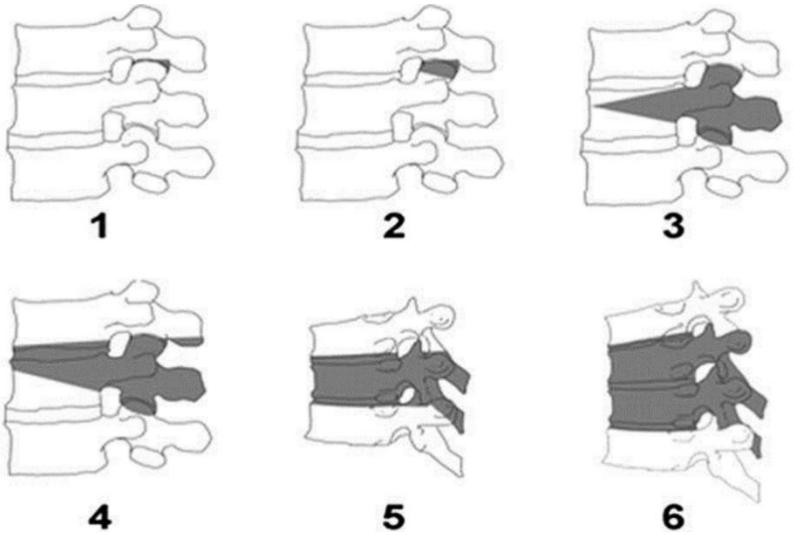
Posterior füzyon için cerrahi planlama sürecinde; deformitenin açısal derecesi, hiperekstansiyon grafileri ile esnekliğinin değerlendirilmesi, kifotik segmentin uzunluğu ve lokalizasyonu dikkatle göz önünde bulundurulmalıdır [96]. Planlama aşamasında deformitenin %50'den fazla düzeltilmesinin, postoperatif nörolojik komplikasyonlara ya da takiplerde gelişebilecek bileşke kifozuna neden olabileceğini ortaya koyan çalışmalar mevcuttur [97].

Deformitenin planlanmasında sadece kifoz açısı değil aynı zamanda global sagital dengenin de hesaba katılması gerekmektedir.



Şekil 19 Kifozda posterior enstrümantasyonun global sagital planda yeri

Deformitenin esnek olduğu bazı olgularda basit posterior osteotomiler ile yeterli düzeltme sağlanabilirken; rijid deformitelerde daha ileri osteotomi tekniklerine başvurulması ve bu vakalarda rijid tespit sağlayacak sistemlerin tercih edilmesi önerilmektedir.

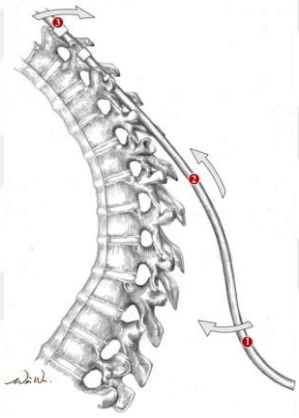


Şekil 20 Schwab Posterior Osteotomi Sınıflaması [98]

Birden fazla vertebrada uygulanan Schwab Tip 1 ve Tip 2 osteotomileri, birçok olguda kifotik deformitenin düzeltilmesi için yeterli olmaktadır. Genellikle apikal vertebranın proksimalinde iki seviyeye ve distalinde iki seviye uygulanan osteotomilerle istenilen düzeltme sağlanabilmektedir.

Osteotomi seçimi, deformitenin lokalizasyonuna göre farklılık göstermektedir. Örneğin, apeksi torakal 6–9. vertebra düzeyinde yer alan bir deformitede, Schwab Tip 1 veya Tip 2 osteotomilerinin multisegmental olarak uygulanması yeterli bir düzeltme sağlayabilir. Ancak, ankilozan spondilit gibi rijid deformitelerde, L3 veya L4 vertebralarına uygulanacak tek seviyeli osteotomi ile 30–40 derecelik bir düzeltme hedeflendiğinde; anterior, orta ve posterior kolonu kapsayan ileri düzey osteotomi tekniklerinin (örneğin Schwab Tip 3 veya 4) tercih edilmesi gerekmektedir[96].

Literatürde, osteotomi sonrası deformitenin düzeltilmesine yönelik farklı teknikler tanımlanmıştır. Bu teknikler arasında posterior kompresyon, kantilever manevrası ve in-situ bending gibi yöntemler yer almaktadır [99], [100] [101].



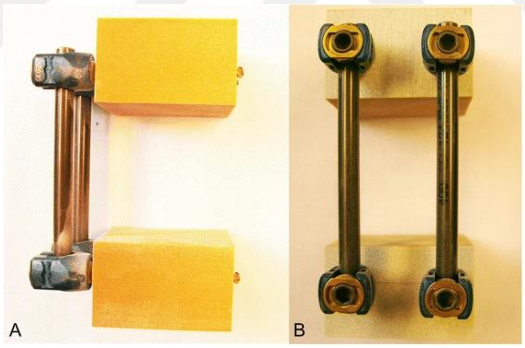
Şekil 21 Kantilever manevrasının şematik çizimi [101]

Özetle, kifoz cerrahisinde evrensel olarak kabul edilmiş bir tedavi protokolü bulunmamaktadır. Cerrahi planlama, deformitenin lokalizasyonu, esnekliği, uygulanacak osteotomi tipi, hastanın kliniği ve cerrahın deneyimi gibi birçok faktöre bağlıdır. Tüm bu değişkenlerin etkili olduğu multifaktöriyel bir süreç olması ve literatürde bu konuyla ilgili yüksek kalitede çalışma sayısının sınırlı olması nedeniyle, tedavide henüz bir standardizasyon sağlanamamıştır.

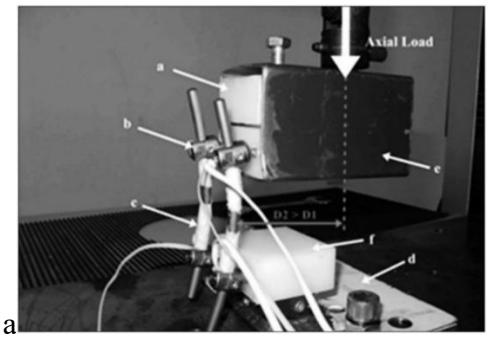
Materyal ve Metod

Numune hazırlığı ve modellerin oluşturulması

İnsan kadavra omurgası, klinik uygulamalara en yakın biyomekanik verilerin elde edilebilmesi açısından ideal bir model olarak kabul edilmektedir. Ancak, sınırlı erişilebilirliği, yüksek maliyetleri, enfeksiyon riski ve etik, dini kaygılar gibi faktörler nedeniyle birçok merkezde kullanımı kısıtlıdır [102] Bu nedenlerle literatürde, insan ya da koyun omurları gibi biyolojik örnekler ile yapılan çalışmalara rastlansa da, alternatif olarak sentetik modeller de tercih edilmektedir. Örneğin, Wilke ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada, insan ve koyun omurgaları karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir [103]. Son yıllarda ise vertebra korpusu yerine kullanılabilecek alternatif malzeme arayışları kapsamında; ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) ve poliüretan gibi sentetik materyallerin, biyomekanik çalışmalar için uygun ve tekrarlanabilir modeller sunduğu gösterilmiştir [104] [105].



Şekil 19 D. Kubosch ve arkadaşları tarafından yapılan biyomekanik çalışmada kullanılan model [106]



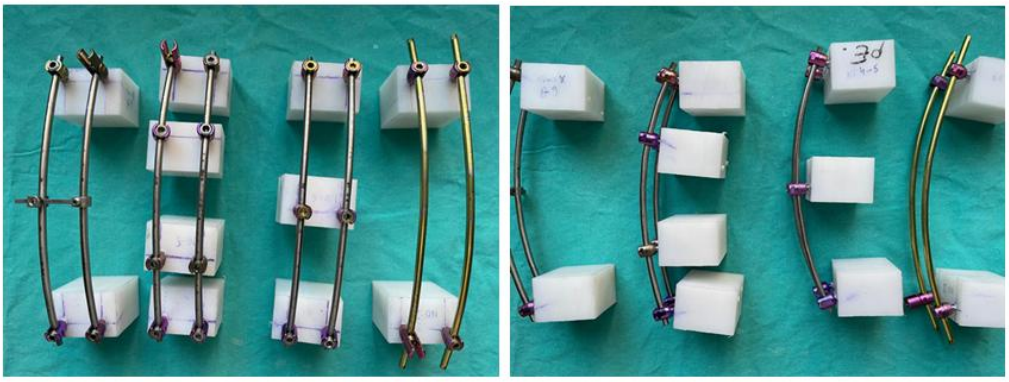
a

Şekil 20 A.Karakaşlı ve arkadaşları tarafından yapılan biyomekanik çalışmada kullanılan model [104]

Bu çalışmada, insan kemik yapısındaki biyolojik varyasyonların test sonuçları üzerindeki etkilerini ortadan kaldırmak ve standardizasyon sağlamak amacıyla Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen (UHMWPE) blokları kullanılmıştır. UHMWPE, homojen yapısı sayesinde biyomekanik deneylerde güvenilirlik ve tekrarlanabilirlik açısından sıkça tercih edilen bir materyaldir. Bu çalışmada, vertebra korpusu benzeri yapılar oluşturmak amacıyla vertebra gövde modellerini taklit eden UHMWPE bloklar kullanılmıştır. Literatürde bu tür sentetik materyallerin, biyolojik dokuların doğasında bulunan heterojenite kaynaklı sapmaları minimize ettiği ve test sonuçlarının karşılaştırılabilirliğini artırdığı gösterilmiştir [104], [107] .

Bu çalışmada, yapay osteotomi ve posterior enstrümantasyon modelleri oluşturulmuştur. Tüm modellerin standardizasyonunu sağlamak amacıyla, her bir modelde vertebra korpusunu simüle etmek üzere 40 × 55 × 55 mm boyutlarında Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen (UHMWPE) bloklar kullanılmıştır. Bu bloklar arasında yaklaşık 30 derece kifoz açısı oluşturularak fizyolojik deformite taklit edilmiştir.

Segmental enstrümantasyon için her modelde iki adet 300 mm uzunluğunda, 6 mm çapında titanyum alaşımlı rod kullanılmıştır. Rodlar, UHMWPE bloklara yerleştirilen 6.5 mm çapında, 50 mm uzunluğunda poliaksiyel pedikül vidaları ile tespit edilmiştir. Tüm bileşenler, farklı enstrümantasyon konfigürasyonlarını test etmeye olanak tanıyacak şekilde sabitlenmiş ve gruplandırılmıştır.



Şekil 22 Çalışma için hazırlanan modellerin örnekleri

Çalışma kapsamında dört farklı posterior enstrümantasyon konfigürasyonu oluşturulmuş ve her biri osteotomi uygulanmış kifotik segment üzerinde değerlendirilmiştir. Gruplar aşağıdaki şekilde tanımlanmıştır:

Grup	Model Adı	Tanım
Grup 1	**Osteotomi Alanı Köprüleme Modeli**	Osteotomi uygulanan segmente pedikül vidası yerleştirilmemiştir. Rodlar, osteotomi bölgesinin proksimal ve distalindeki UHMWPE bloklara pedikül vidaları ile sabitlenmiş, böylece osteotomi alanı köprülenecek şekilde stabilize edilmiştir.
Grup 2	**Ara Bağlantılı Köprüleme Modeli**	Osteotomi alanında vida kullanılmamıştır. Ancak segmental stabiliteyi artırmak amacıyla osteotomi bölgesinin her iki tarafındaki rodlar arasında bir adet transvers ara bağlantı yerleştirilmiştir.
Grup 3	**Tam Segmental Vida Desteği Modeli**	Hem osteotomi bölgesine hem de bu bölgenin proksimal ve distalindeki UHMWPE bloklara pedikül vidaları uygulanmıştır. Tüm seviyelere vida desteği sağlayan bu konfigürasyon, osteotomi alanının doğrudan vidalarla stabilizasyonunu hedeflemektedir.
Grup 4	**Apekse Vida Uygulaması Modeli**	Osteotomi yapılan segmentin proksimal ve distal bölgeleri boş bırakılmış, yalnızca osteotomi segmentinin apeksine pedikül vidaları uygulanmıştır. Vida yerleşiminin sınırlı olduğu ancak doğrudan apeks bölgesinin stabilize edilmesinin amaçlandığı bir modeldir.

Tablo 1 Çalışma Grupları ve Özellikleri

Her bir grubu temsil eden yedi model olmak üzere, toplamda 28 adet deneysel örnek hazırlanmıştır. Bu modeller, oluşturulan osteotomi ve posterior enstrümantasyon konfigürasyonlarına göre gruplandırılmış ve standardize biomekanik test prosedürleri altında değerlendirilmiştir.

Her bir numune, sabit koşullar altında aksiyel yüklemeye maruz bırakılarak rod sisteminin deformasyon yanıtı ölçülmüş; böylece konfigürasyonların karşılaştırmalı stabilite analizi yapılmıştır.

Bu çalışmada kullanılan tüm deneysel numunelere ait biyomekanik testler, *Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Biyomekanik Anabilim Dalı Biyomekanik Laboratuvarı*'nda gerçekleştirilmiştir.

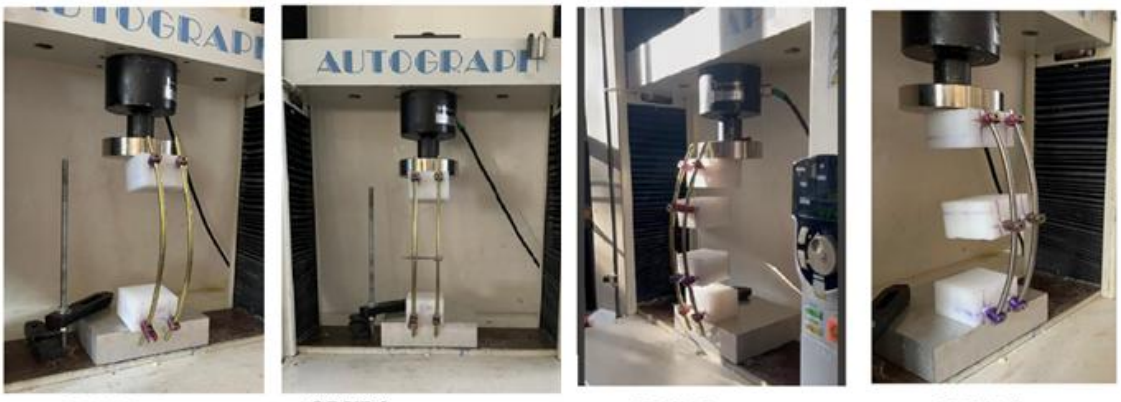
Tüm testler, elektromekanik aktüatör ile aksiyel yükleme altında uygulanmıştır (10 kN AG-X; Shimadzu, Kyoto, Japonya). Literatürdeki benzer çalışmalar referans alınarak, her bir model için maksimum 400 N aksiyel yük uygulanması planlanmıştır [108], [109].

Test sırasında elde edilen yük (Newton) ve yer değiştirme (milimetre) verileri, test cihazına entegre yazılım aracılığıyla eş zamanlı olarak dijital ortamda kaydedilmiştir.

Aksiyel Yükleme Protokolü

Biyomekanik testlerin uygulanabilmesi için, sabitlenmiş modeller üniversal aksiyel test düzeneğine dikey eksende yerleştirilmiş olup , her grup örneği için aynı test protokolü izlenmiştir.

Her model, maksimum 400 N'lik kuvvetle aksiyel olarak yüklenmiş; bu testler sonucunda maksimum yer değiştirme değerleri, milimetre (mm) cinsinden ölçülerek veri setine dahil edilmiştir. Elde edilen bu veriler, modellerin mekanik deformasyona karşı gösterdiği direnç açısından değerlendirilmiş ve gruplar arası karşılaştırmalarda kullanılmıştır.



GRUP 1 GRUP 2 GRUP 3 GRUP 4

Şekil 23 Modellerin axial yüklenme sırasında görüntüleri

İstatistiksel Analiz Yöntemi

Bu çalışmada elde edilen verilerin istatistiksel analizi R Studio yazılımı (R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler kapsamında, her bir grup için esneme değerlerine ait ortalama, standart sapma (SD), ortanca (medyan), çeyrekler arası açıklık (IQR) ile minimum ve maksimum değerler hesaplanmıştır.

Veri setinin dağılım özellikleri, normallik açısından Shapiro-Wilk testi ile değerlendirilmiş ve dağılımın normal olmadığı tespit edilmiştir. Bu nedenle, karşılaştırmalı analizlerde parametrik olmayan yöntemler tercih edilmiştir.

Dört farklı model grubunun ortalama esneme değerleri arasındaki farkları incelemek amacıyla Kruskal-Wallis testi uygulanmıştır. Gruplar arasında anlamlı farklılık saptandığında, çiftli grup karşılaştırmaları Mann-Whitney U testi ile yapılmıştır.

Ayrıca, her bir model grubundaki örneklerin 1. ve 10. siklus değerleri karşılaştırılarak zaman içinde değişim ve stabilite düzeyini değerlendirmek amacıyla Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi kullanılmıştır.

Tüm analizlerde anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edilmiştir. Elde edilen istatistiksel bulgular, uygun grafiklerle (barplot, boxplot) ve özet tablolarla (ortalamalar, standart sapmalar, p-değerleri) detaylandırılarak sunulmuştur. Bu sayede gruplar arası mekanik stabilite farklılıkları hem nicel hem de görsel olarak desteklenmiştir.

Bulgular

Biyomekanik uygulama aşamasında, kullanılan özel düzeneklerde ya da test numunelerinde beklenmedik herhangi bir teknik sorunla karşılaşılmamıştır.

Her numuneye ait veriler, Shimadzu AG-IS 10 kN (Üniversal çekme-basma cihazı; Kyoto, Japonya) aracılığıyla kaydedilmiştir. Test sırasında, maksimum yer değiştirme değerleri, uygulanan kuvvet miktarı ve şekil değişimi eğrileri cihaz yazılımı üzerinden eş zamanlı olarak kaydedilmiştir.

Her bir modele ait örneklerde, 400 N aksiyel yük altında 10 siklik test uygulanmış ve her siklus sonunda oluşan toplam deformasyon (esneme) miktarları değerlendirilmiştir. Ölçülen değerler grup bazında analiz edilerek, her bir siklus için deformasyonun zamansal dağılımı karşılaştırılmıştır. Ayrıca her grubun 1. ve 10. siklus değerleri arasındaki değişim miktarları hesaplanmış; bu değişimlere ait ortalama, ortanca (medyan), minimum, maksimum ve standart sapma değerleri tablo ve grafikler aracılığıyla görselleştirilmiştir.

Grup	**Ortalama Esneme (mm)**	**Standart Sapma (mm)**	**Minimum (mm)**	**Maksimum (mm)**	**Ortanca (mm)**	**IQR (mm)**
Group 1	9.9	0.39	9.3	10.5	9.9	~0.5
Group 2	11.2	0.53	10.4	12.0	11.2	~0.6
Group 3	11.4	0.20	11.1	11.8	11.4	~0.3
Group 4	13.2	0.64	12.1	14.4	13.2	~0.7

Tablo 2 Dört farklı posterior enstrümantasyon modelinde istatistiksel veriler

Grupların genel mekanik performansı; ortalama deformasyon düzeyleri ile grup içi varyasyonlara (standart sapmalara) göre değerlendirilmiştir. Bu bağlamda, en düşük deformasyon ortalaması ve en az varyasyon gösteren grup, en stabil model olarak kabul edilmiştir.

Grup	**Ortalama Toplam Esneme (mm)**	**Standart Sapma (mm)**
Group_1	~9.9 mm	~0.39 mm
Group_2	~11.2 mm	~0.53 mm
Group_3	~11.4 mm	~0.20 mm
Group_4	~13.2 mm	~0.64 mm

Tablo 3 400N aksiyel yükleme altında ölçülen ortalama rod defleksiyonu ve varyasyon verileri

Bu değerlendirmeler doğrultusunda;

- Gruplararası karşılaştırmalar için Mann-Whitney U testi,
- Grup içi siklik değişimleri değerlendirmek amacıyla ise Wilcoxon İşaretli Sıralar Testi kullanılmıştır.

Tüm sonuçlar, istatistiksel olarak anlamlı farklara göre yorumlanmış ve ilgili grafiklerle (örneğin boxplot, barplot) desteklenmiştir. Bu sayede, modeller arasındaki stabilite farklılıkları hem nicel hem de görsel olarak sunulmuştur.

Gruplar Arası Deformasyon Karşılaştırması ve Stabilite Değerlendirmesi

Bu çalışmada, farklı enstrümantasyon konfigürasyonlarının biyomekanik stabilite üzerine etkilerini değerlendirmek amacıyla oluşturulan dört model grubunun deformasyon davranışları karşılaştırılmıştır. Her grup için ortalama esneme miktarı, standart sapma, minimum-maksimum değerler, ortanca (medyan) ve çeyrekler açıklığı (IQR) gibi temel istatistiksel ölçütler hesaplanmış ve analiz edilmiştir.

Grup	**Ortalama Esneme (mm)**	**Standart Sapma (mm)**	**Minimum (mm)**	**Maksimum (mm)**	**Ortanca (mm)**	**IQR (mm)**
Group 1	9.9	0.39	9.3	10.5	9.9	~0.5
Group 2	11.2	0.53	10.4	12.0	11.2	~0.6
Group 3	11.4	0.20	11.1	11.8	11.4	~0.3
Group 4	13.2	0.64	12.1	14.4	13.2	~0.7

Tablo 4 Dört farklı posterior enstrümantasyon modelinde istatistiksel veriler

Ortalama Esneme ve Rijidite Değerlendirmesi

Gruplar arasında en düşük ortalama deformasyon **Group 1**'de ölçülmüştür (9.9 mm), bu durum bu modelin aksiyel yük altında en az esneyen ve dolayısıyla **en rijit yapı**

olduğunu göstermektedir. Diğer grupların ortalama deformasyon değerleri sırasıyla **Group 2** (11.2 mm), **Group 3** (11.4 mm) ve **Group 4** (13.2 mm) olarak belirlenmiştir. Özellikle Group 4, en yüksek deformasyon değerini göstererek **en zayıf mekanik performansa** sahip grup olarak öne çıkmıştır.

Varyasyon ve Stabilite Analizi

Model içi varyasyon açısından, **standart sapma** ve **IQR (çeyrekler aralığı)** dikkate alınmıştır. En düşük standart sapma değeri **Group 3**'te (0.20 mm) gözlemlenmiştir. Bu bulgu, Group 3'ün örnekleri arasında **en tutarlı ve öngörülebilir** mekanik yanıtı verdiğini ve bu nedenle **en stabil model** olarak değerlendirilebileceğini göstermektedir. Diğer yandan, en yüksek varyasyon değeri **Group 4**'te (SD: 0.64 mm) izlenmiştir.

İkili Grup Karşılaştırmaları ve İstatistiksel Anlamlılık

Toplam altı farklı ikili grup karşılaştırması yapılmıştır. Mann-Whitney U testi ile elde edilen p-değerleri aşağıdaki gibidir:

Karşılaştırma	**p -değeri**
Group_1 vs Group_2	< 0.05
Group_1 vs Group_3	< 0.05
Group_1 vs Group_4	< 0.001
Group_2 vs Group_3	> 0.05
Group_2 vs Group_4	< 0.05
Group_3 vs Group_4	< 0.05

Tablo 5 Dört farklı posterior enstrümantasyon grubunun ikili karşılaştırmalarında Mann-Whitney U testine göre istatistiksel anlamlılık düzeyleri

Bu sonuçlara göre:

- Group 1, diğer tüm gruplardan anlamlı şekilde ayrışmakta ve en az deformasyon gösteren grup olarak öne çıkmaktadır.

- Group 3 ile Group 2 arasında anlamlı fark gözlenmemiştir.
- Group 4, en yüksek deformasyon seviyesine sahip olmasıyla istatistiksel olarak da en zayıf model olarak tanımlanabilir.

Ortalama Esneme ve Varyasyon Karşılaştırması

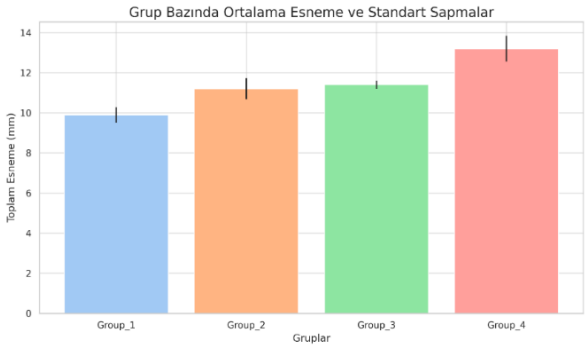
Grup	Ortalama Toplam Esneme (mm)	Standart Sapma (mm)
Group_1	~9.9 mm	~0.39 mm
Group_2	~11.2 mm	~0.53 mm
Group_3	~11.4 mm	~0.20 mm
Group_4	~13.2 mm	~0.64 mm

Tablo 6 Dört farklı posterior enstrümantasyon modelinde maksimum toplam çubuk (rod) deformasyonuna ait ortalama değerler ve standart sapmalar

- Grup 1, hem ortalama deformasyonun en düşük olduğu hem de varyasyonun düşük kaldığı grup olup, en rijit modeldir.
- Grup 3, deformasyon açısından Group 1'e kıyasla daha yüksek esneme göstermesine rağmen en düşük standart sapmaya sahiptir. Bu da onun en öngörülebilir (stabil) model olduğunu göstermektedir.
- Grup 4, hem en yüksek ortalama esneme miktarı hem de en yüksek varyasyonla en instabil ve en zayıf modeldir.
- Grup 2, deformasyon ve varyasyon bakımından orta düzeyde bir performans sergilemektedir.

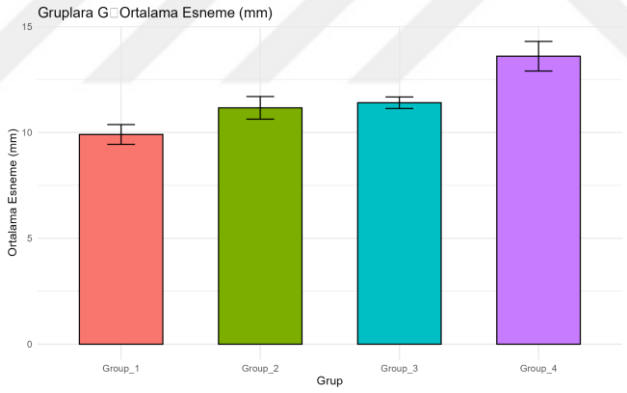
Grafiklerle Desteklenen Gözlemler

- İlk barplot grafiklerinde Group 1'in en düşük deformasyonla öne çıktığı, Group 4'ün ise en yüksek esneme miktarına sahip olduğu görülmektedir.



Şekil 24 Grup Bazında Ortalama Esneme ve Standart Sapmaların Gösterildiği Sütun Grafiği

- Grup içi varyasyonları gösteren grafik ise Group 3'ün en düşük standart sapmaya sahip olduğunu net şekilde ortaya koymakta; bu da onun davranış açısından en tutarlı grup olduğunu doğrulamaktadır.



Şekil 25 Gruplara Göre Ortalama Toplam Esneme Miktarları ve Standart Sapmalar

Genel Değerlendirme ve Yorum

Veriler ışığında bakarsak:

- Rijidite öncelikli bir seçim yapılacaksa, yani sistemin deformasyona en az izin vermesi isteniyorsa Group 1 tercih edilmelidir.
- Tutarlılık ve öngörülebilirlik ön plandaysa, ölçümler arasındaki sapmaların az olması isteniyorsa Group 3 tercih edilmelidir.

- Group 4, biyomekanik olarak en düşük performansı sergileyen modeldir ve bu nedenle tercih edilmemelidir.
- Group 2, orta seviye bir performans sergileyerek ara bir alternatif sunmaktadır.

Tartışma

Kifoz cerrahisinde günümüzde halen evrensel olarak kabul görmüş bir tedavi algoritması bulunmamaktadır. Cerrahi planlama; deformitenin lokalizasyonu, esneklik düzeyi, uygulanacak osteotomi tipi, hastanın klinik özellikleri ve cerrahın deneyimi gibi çok sayıda değişkene bağlı olarak şekillenmektedir. Bu çok değişkenli yapı ve konuyla ilgili yüksek düzey kanıt içeren çalışmaların azlığı, tedavi yaklaşımlarında bir standardizasyon eksikliğine yol açmaktadır.

Literatür incelendiğinde, kifoz tedavisine dair birçok çalışma mevcuttur; ancak bu çalışmaların önemli bir kısmı kifozu izole bir deformite olarak değil, skolyoz gibi diğer omurga patolojileri ile birlikte değerlendirmiştir. Oysa kifoz; travmatik, gelişimsel, dejeneratif, enflamatuvar, enfeksiyöz veya iyatrojenik etiyolojilerle izole olarak da gelişebilmektedir.

1970'li yıllarda posterior spinal füzyonla başlayan cerrahi tedavi süreci, 1980'lerde posterior enstrümantasyonla sağlanan düzeltmenin yetersiz kalması ve implantların sınırlı gücü nedeniyle anterior gevşetme prosedürlerinin eklenmesiyle evrilmiştir [71][79] [110][111], [112]. Anterior girişimler başlangıçta yüksek düzeltme oranları sunmuş ve uzun dönem stabilite açısından etkili bulunmuştur. Ancak anterior cerrahinin morbiditesini azaltma amacıyla geliştirilen torakoskopik yaklaşımlar, minimal invaziv avantajlar sunsa da cerrahi süreci daha karmaşık hale getirmiştir[80], [81]

Posterior osteotomilerin tanımlanmasından sonra posterior kolonu kısaltmayı içeren bu yöntem, karmaşık anterior girişimlere alternatif olarak sunulmuştur. [82] Posterior osteotomi tekniklerinin (Ponte, Schwab tip 1-2) tanımlanmasıyla birlikte anterior gevşetmeye duyulan ihtiyaç azalmış, posterior gevşetmenin eşdeğer düzeltme sağlayabildiği gösterilmiştir [7] Osteotomiler ile birlikte artık posterior gevşetmenin de anterior gevşetme kadar etkili olduğunu gösterilmeye başlandı [8] [9][10].

Bu gelişmelerin ardından anterior gevşetme ile posterior füzyonun kombine edildiği cerrahi stratejiler uzun süre standart yaklaşım olarak kabul edilmiştir [113]. Bununla birlikte, pedikül vida sistemlerinin yaygınlaşması yalnızca posterior yaklaşımın hem teknik hem de biyomekanik açıdan yeterli düzeltme sağlayabileceğini ortaya koymuştur.

Literatürde posterior pedikül vida sistemlerinin kombine cerrahilere kıyasla belirgin avantajlar sunduğu bildirilmektedir. Lee ve arkadaşları, posterior pedikül vida uygulamalarının daha kısa operasyon süresi, daha az kan kaybı ve düşük komplikasyon oranları sağladığını rapor etmişlerdir [114]. Benzer şekilde, Mirzashahi ve arkadaşları erişkin rijid Scheuermann kifozu olgularında yalnızca posterior yaklaşım ile anlamlı açısal düzelme elde edilebildiğini göstermiştir [115] .

Koller ve arkadaşlarının çalışmasında, sadece posterior cerrahi uygulanan grubun anteroposterior grupla benzer düzeltme oranlarına ulaştığı belirtilmiştir [97], [116]. Aynı şekilde Cobden ve çalışma arkadaşları da posterior yaklaşımla pedikül vidaları kullanarak Scheuermann kifozunda tatmin edici klinik ve radyolojik sonuçlar elde ettiklerini bildirmiştir [10]

Uzun dönem takip çalışmaları da sadece posterior yaklaşımın güvenilirliğini desteklemektedir. Bu çalışmalar, düşük komplikasyon oranlarıyla birlikte stabil deformite düzeltmesinin sürdürülebildiğini ortaya koymaktadır [10];[117]. Son olarak, meta-analizlerde de anterior–posterior ve sadece posterior yaklaşımlar arasında düzeltme miktarı açısından anlamlı fark bulunmadığı; ancak posterior yaklaşımın daha az morbidite ile ilişkili olduğu vurgulanmaktadır[11].

Güncel çalışmalar, sadece posterior yaklaşımın hibrid kombine cerrahilerle benzer veya daha üstün sonuçlar verdiğini göstermektedir [114] [97], [116]. Anterior girişimler, sadece nadir durumlarda, örneğin, anteriorda kemik blok varlığında veya yeterli gevşetmenin sağlanamadığı çok rijid deformite eklenebileceği belirtilmiştir [113].

Güncel segmental enstrümantasyon sistemleri (pedikül vidası, çengel, çubuk konfigürasyonları), Harrington kompresyon sistemleri veya Luque teli gibi daha önceki sistemlerle karşılaştırıldığında düzeltme kapasitesini belirgin ölçüde artırmış, hatta bazı durumlarda aşırı düzeltme komplikasyonu riski gündeme gelmiştir [85]

Literatürde, Scheuermann kifozu ve diğer torakal deformitelerin cerrahi tedavisine yönelik çok sayıda çalışma mevcut olmakla birlikte, sadece posterior segmental enstrümantasyon modellerinin biyomekanik performansını doğrudan karşılaştıran sistematik bir çalışma bulunmamaktadır. Çalışmalar çoğunlukla posterior ve hibrid

(anterior/posterior) yöntemin karşılaştırılması üzerine yapılmıştır [87], [116], [118], [119][114]. Bu açıdan, çalışmamız mevcut bilgi birikimine önemli bir katkı sağlamakta ve farklı posterior konfigürasyonların stabiliteye etkisini ortaya koyan ilk deneysel biyomekanik çalışma olma özelliğini taşımaktadır.

Bu çalışmada, posterior yaklaşımla uygulanan dört farklı segmental enstrümantasyon modelinin biyomekanik performansı değerlendirilmiş ve rod sistemine uygulanan aksiyel yükler altındaki deformasyon davranışı karşılaştırılmıştır. Bulgular ışığında aşağıdaki sonuçlara ulaşılmıştır:

Grup 1 (osteotomi seviyesinin boş bırakıldığı model): Genel olarak daha az deformasyon göstermiştir. Aynı zamanda, osteotomi alanındaki dekortikasyon ve olası füzyon oluşumu da dikkate alındığında; bu yaklaşım, esnek deformitelerin tedavisinde uygun bir seçenek olarak değerlendirilebilir. Örnek çalışmalarda da esnek deformitelerde Schwab tip 1-2 osteotomiler sonrası osteotomi hattının boş bırakılması ve sadece proksimal-distal fiksasyon yapılması yeterli olduğu savunulmaktadır [7];[87]. [120]

Grup 2 (osteotomi seviyesinin boş bırakıldığı, apekste transvers bağlantılı model): Orta seviye bir performans sergileyerek ara bir alternatif sunmaktadır. Rijid deformitelerde her 3 kolonun osteotomisini içeren osteotomi tercihlerinde arada kalan ve pedikül vidası uygulanamayan segmentin desteklenmesi için tercih edilebilir. Rijid fokal kifoz deformitesi olan durumlarda osteotomi sonrası posteriorda apikal kısımın desteklenmesi amacı ile tercih edildiği gösteren teknikler mevcut [121][122].

Grup 3 (tam segmental vidalama uygulanan model): Osteotomi alanı dahil tüm segmentlere pedikül vidası uygulanarak oluşturulan bu konfigürasyon, en düşük standart sapma ile en rijit yapı özelliklerini göstermiştir. Bu bulgu, rijid kifotik deformitelerde tüm segmentlerin vidalanmasının biyomekanik açıdan en stabil çözüm olabileceğini düşündürmektedir. Daha önce yapılan çalışmalarda rijid deformitelerde osteotomi sonrası tüm seviyelere pedikül vidasının uygulanarak bir tespitin tercih edildiğini görebiliriz. [123];[115][7].

Grup 4 – (Yalnızca apekse pedikül vidası uygulanan model) Çalışmada en düşük stabiliteyi sergilemiştir. Bu nedenle, özellikle rijid veya ilerleyici deformitelerde bu konfigürasyonun tercih edilmemesi gerektiği sonucuna varılmıştır.

Sonuç:

Bu çalışmada, posterior girişimle uygulanan dört farklı segmental enstrümantasyon modelinin biyomekanik etkileri değerlendirilmiş ve rod üzerine binen stresin davranışı karşılaştırılmıştır. Elde edilen bulgular doğrultusunda şu sonuçlara ulaşılmıştır:

- Tüm seviyelere pedikül vidası uygulanan model, en düşük değişkenlik ve en yüksek stabiliteyi göstermiştir. Bu bulgu, rijid deformitelerin cerrahi tedavisinde tüm seviyelerin vidalanmasının daha güvenilir bir fiksasyon sağlayabileceğini düşündürmektedir.
- Osteotomi seviyesinin boş bırakıldığı model, genel olarak daha az deformasyon göstermiştir. Aynı zamanda, osteotomi alanındaki dekortikasyon ve olası füzyon oluşumu da dikkate alındığında; bu yaklaşım, esnek deformitelerin tedavisinde uygun bir seçenek olarak değerlendirilebilir.
- Yalnızca apekse pedikül vidası uygulanan model, çalışmada en düşük stabiliteyi sergilemiştir. Bu nedenle, özellikle rijid veya ilerleyici deformitelerde bu konfigürasyonun tercih edilmemesi gerektiği sonucuna varılmıştır.

Sonuç olarak, kifoz cerrahisinde sadece posterior yaklaşım, rijid deformitelerde tüm seviyelerin vidalanması ve esnek deformitelerde sınırlı tespit ile en güvenilir ve düşük morbiditeli yöntem olarak öne çıkmaktadır.

Cerrahisinde uygulanacak enstrümantasyon modelinin seçimi; deformitenin esnekliği, lokalizasyonu, osteotomi gereksinimi ve hastaya özgü anatomik faktörler gibi çok sayıda değişkene bağlıdır. Bu nedenle, elde edilen bulguların klinik uygulamalara yansımasını değerlendirmek üzere uzun süreli, prospektif ve randomize klinik çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR:

[1] K. Hasegawa and J. F. Dubousset, “Cone of Economy with the Chain of Balance—Historical Perspective and Proof of Concept,” 2022. doi: 10.22603/ssrr.2022-0038.

[2] J. C. Le Huec, W. Thompson, Y. Mohsinaly, C. Barrey, and A. Faundez, “Sagittal balance of the spine,” 2019. doi: 10.1007/s00586-019-06083-1.

[3] W.-J. Cho, C.-N. Kang, Y.-S. Park, H.-J. Kim, and J.-L. Cho, “Surgical Correction of Fixed Kyphosis,” *Asian Spine J*, vol. 1, no. 1, 2007, doi: 10.4184/asj.2007.1.1.12.

[4] E. Berthonnaud, J. Dimnet, P. Roussouly, and H. Labelle, “Analysis of the sagittal balance of the spine and pelvis using shape and orientation parameters,” *J Spinal Disord Tech*, vol. 18, no. 1, 2005, doi: 10.1097/01.bsd.0000117542.88865.77.

[5] R. Gilad, C. D. Gandhi, M. S. Arginteanu, F. M. Moore, A. Steinberger, and M. Camins, “Uncorrected sagittal plane imbalance predisposes to symptomatic instrumentation failure,” *Spine Journal*, vol. 8, no. 6, 2008, doi: 10.1016/j.spinee.2007.10.035.

[6] A. Ponte, G. Orlando, and G. L. Siccardi, “The True Ponte Osteotomy: By the One Who Developed It,” *Spine Deform*, vol. 6, no. 1, 2018, doi: 10.1016/j.jspd.2017.06.006.

[7] M. J. Geck, A. Macagno, A. Ponte, and H. L. Shufflebarger, “The ponte procedure: Posterior only treatment of scheuermann’s kyphosis using segmental posterior shortening and pedicle screw instrumentation,” *J Spinal Disord Tech*, vol. 20, no. 8, 2007, doi: 10.1097/BSD.0b013e31803d3b16.

[8] S. Tsutsui, J. B. Pawelek, T. P. Bastrom, S. A. Shah, and P. O. Newton, “Do discs ‘open’ anteriorly with posterior-only correction of Scheuermann’s kyphosis?,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 36, no. 16, 2011, doi: 10.1097/BRS.0b013e318201b6c7.

[9] A. Jain, P. D. Sponseller, K. M. Kebaish, and A. Mesfin, “National trends in spinal fusion surgery for Scheuermann kyphosis,” *Spine Deform*, vol. 3, no. 1, 2015, doi: 10.1016/j.jspd.2014.06.009.

[10] A. Cobden, A. Albayrak, Y. Camurcu, H. Sofu, T. Tacal, and M. A. Kaygusuz, “Posterior-only approach with pedicle screws for the correction of Scheuermann’s kyphosis,” *Asian Spine J*, vol. 11, no. 4, 2017, doi: 10.4184/asj.2017.11.4.513.

[11] Q. Li, “Surgical Procedures Used for Correction of Scheuermann’s Kyphosis: A Meta-Analysis,” *Pain Res Manag*, vol. 2021, 2021, doi: 10.1155/2021/2142964.

[12] P. Q. Chen, S. J. Lin, S. S. Wu, and H. So, “Mechanical performance of the new posterior spinal implant: Effect of materials, connecting plate, and pedicle

screw design," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 28, no. 9, 2003, doi: 10.1097/00007632-200305010-00008.

[13] M. Yagi, A. B. King, and O. Boachie-Adjei, "Incidence, risk factors, and natural course of proximal junctional kyphosis: Surgical outcomes review of adult idiopathic scoliosis. minimum 5 years of follow-up," 2012. doi: 10.1097/BRS.0b013e31824e4888.

[14] S. Mendoza-Lattes, Z. Ries, Y. Gao, and S. L. Weinstein, "Proximal junctional kyphosis in adult reconstructive spine surgery results from incomplete restoration of the lumbar lordosis relative to the magnitude of the thoracic kyphosis.," *Iowa Orthop J*, vol. 31, 2011.

[15] H. J. Kim, L. G. Lenke, C. I. Shaffrey, E. M. Van Alstyne, and A. C. Skelly, "Proximal junctional kyphosis as a distinct form of adjacent segment pathology after spinal deformity surgery: A systematic review," 2012. doi: 10.1097/BRS.0b013e31826d611b.

[16] M. F. Metzger, S. T. Robinson, M. T. Svet, J. C. Liu, and F. L. Acosta, "Biomechanical analysis of the proximal adjacent segment after multilevel instrumentation of the thoracic spine: Do hooks ease the transition?," *Global Spine J*, vol. 6, no. 4, 2016, doi: 10.1055/s-0035-1563611.

[17] M. K. Kasliwal, C. I. Shaffrey, L. G. Lenke, J. R. Dettori, C. G. Ely, and J. S. Smith, "Frequency, risk factors, and treatment of distal adjacent segment pathology after long thoracolumbar fusion: A systematic review," 2012. doi: 10.1097/BRS.0b013e31826d62c9.

[18] N. Yoganandan *et al.*, "Kinematics of the lumbar spine following pedicle screw plate fixation," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 18, no. 4, 1993, doi: 10.1097/00007632-199318040-00015.

[19] S. W. Yang, N. A. Langrana, and C. K. Lee, "Biomechanics of lumbosacral spinal fusion in combined compression-torsion loads," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 11, no. 9, 1986, doi: 10.1097/00007632-198611000-00014.

[20] Y. Shono, K. Kaneda, K. Abumi, P. C. McAfee, and B. W. Cunningham, "Stability of posterior spinal instrumentation and its effects on adjacent motion segments in the lumbosacral spine," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 23, no. 14, 1998, doi: 10.1097/00007632-199807150-00009.

[21] P. Park, H. J. Garton, V. C. Gala, J. T. Hoff, and J. E. McGillicuddy, "Adjacent segment disease after lumbar or lumbosacral fusion: Review of the literature," 2004. doi: 10.1097/01.brs.0000137069.88904.03.

[22] C. K. Lee and N. A. Langrana, "Lumbosacral spinal fusion a biomechanical study," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 9, no. 6, 1984, doi: 10.1097/00007632-198409000-00007.

[23] K.-Y. Ha, M. J. Schendel, J. L. Lewis, and J. W. Ogilvie, “Effect of Immobilization and Configuration on Lumbar Adjacent-Segment Biomechanics,” *J Spinal Disord*, vol. 6, no. 2, 1993, doi: 10.1097/00002517-199304000-00002.

[24] K. Y. Ha, M. J. Schendel, J. L. Lewis, and J. W. Ogilvie, “Effect of immobilization and configuration on lumbar adjacent-segment biomechanics,” *J Spinal Disord Tech*, vol. 6, no. 2, 1993, doi: 10.1097/00024720-199304000-00002.

[25] W. Fan, L. X. Guo, and D. Zhao, “Stress analysis of the implants in transforaminal lumbar interbody fusion under static and vibration loadings: a comparison between pedicle screw fixation system with rigid and flexible rods,” *J Mater Sci Mater Med*, vol. 30, no. 10, 2019, doi: 10.1007/s10856-019-6320-0.

[26] T. Toyone *et al.*, “Subsequent vertebral fractures following spinal fusion surgery for degenerative lumbar disease: A mean ten-year follow-up,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 35, no. 21, 2010, doi: 10.1097/BRS.0b013e3181dc846c.

[27] E. D. Simmons, C. B. Huckell, and Y. Zheng, “P40. Proximal kyphosis ‘topping off syndrome’ and retrolisthesis secondary to multilevel lumbar fusion in the elderly patients,” *The Spine Journal*, vol. 4, no. 5, 2004, doi: 10.1016/j.spinee.2004.05.232.

[28] S. Etebar and D. W. Cahill, “Risk factors for adjacent-segment failure following lumbar fixation with rigid instrumentation for degenerative instability,” *J Neurosurg*, vol. 90, no. 4 SUPPL., 1999, doi: 10.3171/spi.1999.90.2.0163.

[29] A. Karakaşli, E. Sekik, A. Karaarslan, C. Kizmazoğlu, and H. Havitçioğlu, “Are pedicular screws and lateral hook screws more resistant against pullout than conventional spinal hooks and screws in terminal vertebral segment fixation?,” *Eklem Hastaliklari ve Cerrahisi*, vol. 27, no. 1, 2016, doi: 10.5606/ehc.2016.05.

[30] K. J. Cho, L. G. Lenke, K. H. Bridwell, M. Kamiya, and B. Sides, “Selection of the optimal distal fusion level in posterior instrumentation and fusion for thoracic hyperkyphosis: The sagittal stable vertebra concept,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 34, no. 8, 2009, doi: 10.1097/BRS.0b013e31819e28ed.

[31] K. J. Cho, L. G. Lenke, S. R. Park, K. H. Moon, J. S. Kang, and J. H. Ban, “Selection of the Optimal Distal Fusion Level in Posterior Instrumentation and Fusion for Thoracic Hyperkyphosis: The Sagittal Stable Vertebra Concept,” *Journal of Korean Society of Spine Surgery*, vol. 11, no. 4, 2004, doi: 10.4184/jkss.2004.11.4.253.

[32] F. H. Netter, *Netter Atlas of Human Anatomy 8 Edition*, vol. 8. 2022.

[33] M. Voll and K. Wesker, *Prometheus Atlas of Anatomy*, vol. 11, no. 1. 2020.

[34] R. Cailliet, “Cailliet, R. ‘Bel ağrısı sendromları.’ ,” in *Cailliet, R. “Bel ağrısı sendromları”* , R. Cailliet, Ed., 1994, pp. 41–56.

[35] Kapandji I.A., *The physiology of the joints: Upper Limb.*, vol. 1, no. 8. 1970.

[36] MEHMET BEYAZOVA-YEŞİMGÖK, “FİZİKSEL TIP VE REHABİLİTASYON .”

[37] A. Kettler *et al.*, “Finite helical axes of motion are a useful tool to describe the three-dimensional in vitro kinematics of the intact, injured and stabilised spine,” *European Spine Journal*, vol. 13, no. 6, 2004, doi: 10.1007/s00586-004-0710-8.

[38] C. É. Aubin, Y. Petit, I. A. F. Stokes, F. Poulin, M. Gardner-Morse, and H. Labelle, “Biomechanical modeling of posterior instrumentation of the scoliotic spine,” *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 6, no. 1, 2003, doi: 10.1080/1025584031000072237.

[39] “Postural reflexes,” in *Attention, Balance and Coordination: The A.B.C. of Learning Success*, 2017. doi: 10.1002/9781119164746.ch5.

[40] D. E. Gelb, L. G. Lenke, K. H. Bridwell, K. Blanke, and K. W. McEnery, “An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 20, no. 12, 1995, doi: 10.1097/00007632-199520120-00005.

[41] *Back Pain in the Young Child and Adolescent*. 2021. doi: 10.1007/978-3-030-50758-9.

[42] R. Vedantam, L. G. Lenke, J. A. Keeney, and K. H. Bridwell, “Comparison of standing sagittal spinal alignment in asymptomatic adolescents and adults,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 23, no. 2, 1998, doi: 10.1097/00007632-199801150-00012.

[43] M. Bernhardt and K. H. Bridwell, “Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 14, no. 7, 1989, doi: 10.1097/00007632-198907000-00012.

[44] G. Stricsek and J. Harrop, “Radiographic Analysis of Sagittal Plane Alignment and Balance in Standing Volunteers and Patients with Low Back Pain Matched for Age, Sex, and Size: A Prospective Controlled Clinical Study *,” in *50 Landmark Papers*, 2019. doi: 10.1201/9781315154053-34.

[45] I. Oda *et al.*, “Does spinal kyphotic deformity influence the biomechanical characteristics of the adjacent motion segments? An in vivo animal model,” in *Spine*, 1999. doi: 10.1097/00007632-199910150-00014.

[46] J. Orchowski, D. W. Polly, W. R. Klemme, O. Itaru, and B. Cunningham, “The effect of kyphosis on the mechanical strength of a long-segment posterior construct using a synthetic model,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 25, no. 13, 2000, doi: 10.1097/00007632-200007010-00007.

[47] H. Paajanen, A. Alanen, M. Erkintalo, J. J. Salminen, and K. Katevuo, “Disc degeneration in scheuermann disease,” *Skeletal Radiol*, vol. 18, no. 7, 1989, doi: 10.1007/BF00351753.

[48] P. L. McKelvy, “Clinical Biomechanics of the Spine,” *Phys Ther*, vol. 59, no. 8, 1979, doi: 10.1093/ptj/59.8.1045a.

[49] P. L. McKelvy, “Clinical Biomechanics of the Spine,” *Phys Ther*, vol. 59, no. 8, 1979, doi: 10.1093/ptj/59.8.1045a.

[50] G. Duval-Beaupère, C. Schmidt, and P. Cosson, “A barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: The conditions required for an economic standing position,” *Ann Biomed Eng*, vol. 20, no. 4, 1992, doi: 10.1007/BF02368136.

[51] P. Roussouly, S. Gollogly, E. Berthonnaud, and J. Dimnet, “Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 30, no. 3, 2005, doi: 10.1097/01.brs.0000152379.54463.65.

[52] H. W. D. Hey, S. Lin, H. W. Tay, Y. J. Tay, G. K. P. Liu, and H. K. Wong, “Understanding ‘Kyphosis’ and ‘Lordosis’ for Sagittal Balancing in Two Common Standing Postures,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 46, no. 23, 2021, doi: 10.1097/BRS.0000000000004106.

[53] M. Bernhardt and K. H. Bridwell, “Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 14, no. 7, 1989, doi: 10.1097/00007632-198907000-00012.

[54] M. M. Logvinoff, G. T. Fon, L. M. Taussig, and M. J. Pitt, “Kyphosis and Pulmonary Function in Cystic Fibrosis,” *Clin Pediatr (Phila)*, vol. 23, no. 7, 1984, doi: 10.1177/000992288402300705.

[55] E. H. Boseker, J. H. Moe, R. B. Winter, and S. E. Koop, “Determination of ‘normal’ thoracic kyphosis: A roentgenographic study of 121 ‘normal’ children,” *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 20, no. 6, 2000, doi: 10.1097/01241398-200011000-00019.

[56] A. K. Stotts, J. T. Smith, S. D. Santora, J. W. Roach, and J. L. D’Astous, “Measurement of spinal kyphosis: Implications for the management of Scheuermann’s kyphosis,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 27, no. 19, 2002, doi: 10.1097/00007632-200210010-00013.

[57] P. Stagnara *et al.*, “Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: Approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 7, no. 4, 1982, doi: 10.1097/00007632-198207000-00003.

[58] S. A. Voutsinas and G. D. MacEwen, “Sagittal profiles of the spine,” *Clin Orthop Relat Res*, vol. 210, 1986, doi: 10.1097/00003086-198609000-00034.

[59] R. Meves, M. P. Defino, G. Do Amaral Mussatto, and G. P. Pajanoti, “ANATOMIC AND FUNCTIONAL ANALYSIS OF THORACIC KYPHOSIS AND LUMBAR LORDOSIS,” *Coluna/ Columna*, vol. 21, no. 2, 2022, doi: 10.1590/S1808-185120222102263305.

[60] Z. fang Zhang *et al.*, "Association of Sagittal Spinopelvic Realignment with Correction in Lower Lumbar Lordosis after Surgical Treatment in Degenerative Lumbar Scoliosis," *Orthop Surg*, vol. 13, no. 7, 2021, doi: 10.1111/os.13138.

[61] R. B. Winter and J. E. Hall, "Kyphosis in childhood and adolescence," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 3, no. 4, 1978, doi: 10.1097/00007632-197812000-00001.

[62] W. B. Cutler, E. Friedmann, and E. Genovese-Stone, "Prevalence of kyphosis in a healthy sample of pre- and postmenopausal women," *Am J Phys Med Rehabil*, vol. 72, no. 4, 1993, doi: 10.1097/00002060-199308000-00009.

[63] Q. Feng, M. Wang, Y. Zhang, and Y. Zhou, "The effect of a corrective functional exercise program on postural thoracic kyphosis in teenagers: a randomized controlled trial," *Clin Rehabil*, vol. 32, no. 1, 2018, doi: 10.1177/0269215517714591.

[64] F. Çavuş, A. Çetin, M. F. Korkmaz, D. Şenol, E. Köse, and D. Özbağ, "THE EFFECT OF POSTURAL KINESIOTAPING IN THE TREATMENT OF THORACIC KYPHOSIS," *Journal of Turkish Spinal Surgery*, vol. 30, no. 1, 2019.

[65] V. Ćosić, J. A. Day, P. Iogna, and A. Stecco, "Fascial Manipulation® method applied to pubescent postural hyperkyphosis: A pilot study," *J Bodyw Mov Ther*, vol. 18, no. 4, 2014, doi: 10.1016/j.jbmt.2013.12.011.

[66] A. M. Greig, K. L. Bennell, A. M. Briggs, and P. W. Hodges, "Postural taping decreases thoracic kyphosis but does not influence trunk muscle electromyographic activity or balance in women with osteoporosis," *Man Ther*, vol. 13, no. 3, 2008, doi: 10.1016/j.math.2007.01.011.

[67] P. Prabhu and S. Nandakumar, "Immediate Effect On Balance After Correcting Postural Hyperkyphosis Of Thoracic Spine in Elderly Population Using Therapeutic Tape," *International Journal of Innovative Research in Engineering, Medical and Pharma Sciences*, vol. 1, no. 1, 2013.

[68] E. S. Vasiliadis, T. B. Grivas, and A. Kaspiris, "Historical overview of spinal deformities in ancient Greece," 2009. doi: 10.1186/1748-7161-4-6.

[69] P. K. Goyal and A. N. Williams, "'To illustrate and increase Chyrurgerie': Ambroise Paré (1510-1590)," 2010. doi: 10.1016/j.jpedsurg.2010.06.001.

[70] G. Grosch, "Jean-André Venel (1740-1791) und die Begründung der klassischen Orthopädie," *Gesnerus*, vol. 32, no. 1–2, 1975, doi: 10.1163/22977953-0320102016.

[71] D. S. Bradford, J. H. Moe, F. J. Montalvo, and R. B. Winter, "Scheuermann's kyphosis. Results of surgical treatment by posterior spine arthrodesis in twenty two patients," *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, vol. 57, no. 4, 1975, doi: 10.2106/00004623-197557040-00001.

[72] D. S. Bradford and C. B. Tribus, “Vertebral column resection for the treatment of rigid coronal decompensation,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 22, no. 14, 1997, doi: 10.1097/00007632-199707150-00013.

[73] T. C. Taylor, D. R. Wenger, J. Stephen, R. Gillespie, and W. P. Bobechko, “Surgical management of thoracic kyphosis in adolescents,” *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, vol. 61, no. 4, 1979, doi: 10.2106/00004623-197961040-00002.

[74] T. S. Renshaw, “The role of Harrington instrumentation and posterior spine fusion in the management of adolescent idiopathic scoliosis,” 1988. doi: 10.1097/01241398-198809000-00074.

[75] S. S. Lee *et al.*, “Comparison of scheuermann kyphosis correction by posterior-only thoracic pedicle screw fixation versus combined anterior/posterior fusion,” 2006. doi: 10.1097/01.brs.0000238977.36165.b8.

[76] T. G. Lowe and B. G. Line, “Evidence based medicine: Analysis of Scheuermann kyphosis,” 2007. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181354501.

[77] M. Krismer, H. Behensky, B. Frischhut, C. Wimmer, and M. Ogon, “Operative therapie von idiopathischen skoliosen und juvenilen kyphosen,” *Orthopade*, vol. 31, no. 1, 2002, doi: 10.1007/s132-002-8271-1.

[78] G. McCullen, J. V. Banta, G. Mencio, and B. G. Smith, “Cotrel-dubousset and texas scottish rite instrumentations in adolescent idiopathic scoliosis: A comparison of operative correction and perioperative variables,” *Techniques in Orthopaedics*, vol. 10, no. 1, 1995, doi: 10.1097/00013611-199501010-00005.

[79] T. G. Lowe, “Double L-rod instrumentation in the treatment of severe kyphosis secondary to scheuermann’s disease,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 12, no. 4, 1987, doi: 10.1097/00007632-198705000-00005.

[80] J. A. Herrera-Soto, S. N. Parikh, M. J. Al-Sayyad, and A. H. Crawford, “Experience with combined video-assisted thoracoscopic surgery (VATS) anterior spinal release and posterior spinal fusion in Scheuermann’s kyphosis,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 30, no. 19, 2005, doi: 10.1097/01.brs.0000180476.08010.c1.

[81] C. S. B. Galasko, “Experience with combined video-assisted thoracoscopic surgery (VATS) anterior spinal release and posterior spinal fusion in Scheuermann’s kyphosis.,” 2006.

[82] A. Ponte, G. Orlando, and G. L. Siccardi, “The True Ponte Osteotomy: By the One Who Developed It,” *Spine Deform*, vol. 6, no. 1, 2018, doi: 10.1016/j.jspd.2017.06.006.

[83] M. N. Smith-Petersen, C. B. Larson, and O. E. Aufranc, “Osteotomy of the spine for correction of flexion deformity in rheumatoid arthritis.,” *Clin Orthop Relat Res*, vol. 66, 1969, doi: 10.1097/00003086-196909000-00003.

[84] P. V. Mummaneni, S. S. Dhall, S. L. Ondra, V. P. Mummaneni, and S. Berven, "PEDICLE SUBTRACTION OSTEOTOMY," *Neurosurgery*, vol. 63, no. 3, pp. A171–A176, Sep. 2008, doi: 10.1227/01.NEU.0000325680.32776.82.

[85] A. J. Hosman, D. D. Langeloo, M. De Kleuver, P. G. Anderson, R. P. Veth, and G. H. Slot, "Analysis of the sagittal plane after surgical management for Scheuermann's disease: A view on overcorrection and the use of an anterior release," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 27, no. 2, 2002, doi: 10.1097/00007632-200201150-00009.

[86] W. Koptan, M. El-Sharkawi, and Y. ElMiligui, "All Pedicle Screw Instrumentation for Scheuermann's Kyphosis Correction," *Global Spine J*, vol. 6, no. 1_suppl, 2016, doi: 10.1055/s-0036-1583057.

[87] M. Etemadifar, A. Ebrahimzadeh, A. Hadi, and M. Feizi, "Comparison of Scheuermann's kyphosis correction by combined anterior–posterior fusion versus posterior-only procedure," *European Spine Journal*, vol. 25, no. 8, 2016, doi: 10.1007/s00586-015-4234-1.

[88] J. W. Frymoyer and S. W. Wiesel, *Adult and Pediatric Spine*. 2003.

[89] A. I. Tsirikos and A. K. Jain, "Scheuermann's kyphosis; current controversies," 2011. doi: 10.1302/0301-620X.93B7.26129.

[90] T. G. Lowe and M. D. Kasten, "An analysis of sagittal curves and balance after cotrel-dubousset instrumentation for kyphosis secondary to scheuermann's disease:A review of 32 patients," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 19, no. 15, 1994, doi: 10.1097/00007632-199408000-00005.

[91] J. D. Coe *et al.*, "Complications of spinal fusion for scheuermann kyphosis: A report of the scoliosis research society morbidity and mortality committee," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 35, no. 1, 2010, doi: 10.1097/BRS.0b013e3181c47f0f.

[92] L. Ristolainen, J. A. Kettunen, M. Heliövaara, U. M. Kujala, A. Heinonen, and D. Schlenzka, "Untreated Scheuermann's disease: A 37-year follow-up study," *European Spine Journal*, vol. 21, no. 5, 2012, doi: 10.1007/s00586-011-2075-0.

[93] M. B. JT Mansfield, *Book Scheuermann Disease J.T. Mansfield [1], Matthew Bennett [2] In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022 Jan. 2022 May 8.* 2022.

[94] V. Arlet and D. Schlenzka, "Scheuermann's kyphosis: Surgical management," 2005. doi: 10.1007/s00586-004-0750-0.

[95] M. Lim *et al.*, "Scheuermann kyphosis: Safe and effective surgical treatment using multisegmental instrumentation," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 29, no. 16, 2004, doi: 10.1097/01.BRS.0000134571.55158.01.

[96] A. E. Macagno and M. F. O'Brien, "Thoracic and thoracolumbar kyphosis in adults," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 31, no. 19 SUPPL., 2006, doi: 10.1097/01.brs.0000236909.26123.f8.

[97] H. Koller, Z. Juliane, M. Umstaetter, O. Meier, R. Schmidt, and W. Hitzl, “Surgical treatment of Scheuermann’s kyphosis using a combined antero-posterior strategy and pedicle screw constructs: Efficacy, radiographic and clinical outcomes in 111 cases,” *European Spine Journal*, vol. 23, no. 1, 2014, doi: 10.1007/s00586-013-2894-2.

[98] F. Schwab *et al.*, “The comprehensive anatomical spinal osteotomy classification,” *Neurosurgery*, vol. 74, no. 1, 2014, doi: 10.1227/NEU.0000000000000182o.

[99] A. Senkoylu and M. Cetinkaya, “Correction manoeuvres in the surgical treatment of spinal deformities,” *EFORT Open Rev*, vol. 2, no. 5, 2017, doi: 10.1302/2058-5241.2.170002.

[100] D. Librianto and D. Aprilya, “Cantilever method for severe kyphotic deformity correction in spondylitis tuberculosis: A technical note and literature review,” 2021. doi: 10.1016/j.amsu.2021.102764.

[101] J. M. O’Donnell, W. Wu, A. Youn, A. Mann, and I. Swarup, “Scheuermann Kyphosis: Current Concepts and Management,” 2023. doi: 10.1007/s12178-023-09861-z.

[102] H. J. Wilke, S. T. Krischak, K. H. Wenger, and L. E. Claes, “Load-displacement properties of the thoracolumbar calf spine: Experimental results and comparison to known human data,” *European Spine Journal*, vol. 6, no. 2, 1997, doi: 10.1007/BF01358746.

[103] H. J. Wilke, S. T. Krischak, K. H. Wenger, and L. E. Claes, “Load-displacement properties of the thoracolumbar calf spine: Experimental results and comparison to known human data,” *European Spine Journal*, vol. 6, no. 2, 1997, doi: 10.1007/BF01358746.

[104] N. Acar, A. Karakasli, A. A. Karaarslan, M. H. Ozcanhan, F. Ertem, and M. Erduran, “The mechanical effect of rod contouring on rod-screw system strength in spine fixation,” *J Korean Neurosurg Soc*, vol. 59, no. 5, 2016, doi: 10.3340/jkns.2016.59.5.425.

[105] D. Kubosch *et al.*, “Biomechanical investigation of a minimally invasive posterior spine stabilization system in comparison to the Universal Spinal System (USS),” *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 17, no. 1, 2016, doi: 10.1186/s12891-016-0983-1.

[106] D. Kubosch *et al.*, “Biomechanical investigation of a minimally invasive posterior spine stabilization system in comparison to the Universal Spinal System (USS),” *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 17, no. 1, 2016, doi: 10.1186/s12891-016-0983-1.

[107] G. M. Wahba, N. Bhatia, C. N. H. Bui, K. H. Lee, and T. Q. Lee, “Biomechanical evaluation of short-segment posterior instrumentation with and without crosslinks in a human cadaveric unstable thoracolumbar burst fracture model,”

Spine (Phila Pa 1976), vol. 35, no. 3, 2010, doi: 10.1097/BRS.0b013e3181bda4e6.

[108] M. Panjabi, G. Malcolmson, E. Teng, Y. Tominaga, G. Henderson, and H. Serhan, "Hybrid testing of lumbar CHARITI discs versus fusions," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 32, no. 9, 2007, doi: 10.1097/01.brs.0000260792.13893.88.

[109] L. Lin *et al.*, "Influence of Rib Cage on Static Characteristics of Scoliotic Spine," *Appl Bionics Biomech*, vol. 2020, 2020, doi: 10.1155/2020/8858686.

[110] D. S. Bradford and C. B. Tribus, "Vertebral column resection for the treatment of rigid coronal decompensation," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 22, no. 14, 1997, doi: 10.1097/00007632-199707150-00013.

[111] T. C. Taylor, D. R. Wenger, J. Stephen, R. Gillespie, and W. P. Bobechko, "Surgical management of thoracic kyphosis in adolescents," *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, vol. 61, no. 4, 1979, doi: 10.2106/00004623-197961040-00002.

[112] T. S. Renshaw, "The role of Harrington instrumentation and posterior spine fusion in the management of adolescent idiopathic scoliosis," 1988. doi: 10.1097/01241398-198809000-00074.

[113] Y. J. Kim, N. Y. Otsuka, J. M. Flynn, J. E. Hall, J. B. Emans, and M. T. Hresko, "Surgical treatment of congenital kyphosis," *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 26, no. 20, 2001, doi: 10.1097/00007632-200110150-00017.

[114] S. S. Lee *et al.*, "Comparison of scheuermann kyphosis correction by posterior-only thoracic pedicle screw fixation versus combined anterior/posterior fusion," 2006. doi: 10.1097/01.brs.0000238977.36165.b8.

[115] B. Mirzashahi, M. Chehrassan, A. Arfa, and M. Farzan, "Severe rigid Scheuermann kyphosis in adult patients; correction with posterior-only approach," *Musculoskelet Surg*, vol. 102, no. 3, 2018, doi: 10.1007/s12306-017-0526-4.

[116] H. Koller *et al.*, "Comparison of anteroposterior to posterior-only correction of Scheuermann's kyphosis: A matched-pair radiographic analysis of 92 patients," *Spine Deform*, vol. 3, no. 2, 2015, doi: 10.1016/j.jspd.2014.09.048.

[117] C. J. Hwang, L. G. Lenke, M. P. Kelly, B. A. Sides, K. M. Blanke, and S. Hershman, "Minimum five-year follow-up of posterior-only pedicle screw constructs for thoracic and thoracolumbar kyphosis," *European Spine Journal*, vol. 28, no. 11, 2019, doi: 10.1007/s00586-019-06076-0.

[118] E. F. Temponi, R. D. de Macedo, L. O. G. Pedrosa, and B. P. C. Fontes, "SCHEUERMANN'S KYPHOSIS: COMPARISON BETWEEN THE POSTERIOR APPROACH ASSOCIATED WITH SMITH-PETERSEN OSTEOTOMY AND COMBINED ANTERIOR-POSTERIOR FUSION," *Revista Brasileira de Ortopedia (English Edition)*, vol. 46, no. 6, 2011, doi: 10.1016/s2255-4971(15)30329-3.

[119] G. Riouallon *et al.*, “Posterior-only versus combined anterior/posterior fusion in Scheuermann disease: a large retrospective study,” *European Spine Journal*, vol. 27, no. 9, 2018, doi: 10.1007/s00586-018-5633-x.

[120] M. Mikhailovsky, A. Sorokin, V. Novikov, A. Vasyura, M. Lebedeva, and E. Gubina, “RESULTS OF SURGICAL TREATMENT OF SCHEUERMANN’S KYPHOSIS USING SEGMENTAL INSTRUMENTATION,” *Hirurgiâ pozvonočnika*, 2011, doi: 10.14531/ss2011.4.27-34.

[121] Y. Zeng, Z. Chen, Z. Guo, Q. Qi, W. Li, and C. Sun, “Complications of correction for focal kyphosis after posterior osteotomy and the corresponding management,” *J Spinal Disord Tech*, vol. 26, no. 7, 2013, doi: 10.1097/BSD.0b013e3182499237.

[122] Y. Zeng *et al.*, “Posterior corrective surgery for moderate to severe focal kyphosis in the thoracolumbar spine: 57 cases with minimum 3 years follow-up,” *European Spine Journal*, vol. 26, no. 7, 2017, doi: 10.1007/s00586-016-4875-8.

[123] M. Shimode, T. Kojima, and K. Sowa, “Spinal wedge osteotomy by a single posterior approach for correction of severe and rigid kyphosis or kyphoscoliosis,” *Spine (Phila Pa 1976)*, vol. 27, no. 20, 2002, doi: 10.1097/00007632-200210150-00015.

EKLER

Ek 1 Etik kurul onayı

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURUL KARARI

Sayın Doç.Dr. Ahmet Karakaşlı

Araştırmanıza ilişkin Kurulumuz kararı aşağıda sunulmuştur.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederiz.

ETİK KOMİSYONUN ADI	**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ GİRİŞİMSEL OLMAYAN ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU**
AÇIK ADRES	**Dokuz Eylül Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı 2. Kat İnciraltı-İZMİR**
TELEFON	[redacted]
FAKS	[redacted]
E-POSTA	[redacted]

BAŞVURU BİLGİLERİ	DOSYA NO:	9693-GOA	
	ARAŞTIRMA	UZMANLIK TEZİ ☒ MÜNFERİT ARAŞTIRMA ☐ ÖÇM ☐ YÜKSEKLİSANS ☐ DOKTORA ☐	
	ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	**Kifoz Hastalarında Uygulanan Posterior Segmentar Enstrümantasyon Sonrası Roda Binen Stresin Biyomekanik Olarak İncelenmesi**	
	ARAŞTIRMA PROTOKOL KODU		
	SORUMLU ARAŞTIRMACI ÜNVANI/ADI/SOYADI ve UZMANLIK ALANI	Doç.Dr. Ahmet Karakaşlı Ortopedi ve Travmatoloji AD	
	TEZ SAHİBİNİ ADI SOYADI	Emil Tahirzade	
	ARAŞTIRMAYA KATILAN MERKEZLER	TEK MERKEZ ☒	ÇOK MERKEZLİ☐

	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA İLE İLGİLİ LİTERATÜR	Mevcut		Türkçe ☐ İngilizce ☒ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU	Mevcut		Türkçe ☒ İngilizce ☐ Diğer ☐

Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu Karar Formu

KARAR BİLGİLERİ	**Karar No:2025/11-20**	**Tarih:26.03.2025**
	Doç.Dr. Ahmet Karakaşlı'nın sorumlusu olduğu **"Kifoz Hastalarında Uygulanan Posterior Segmentar Enstrümantasyon Sonrası Roda Binen Stresin Biyomekanik Olarak İncelenmesi"** isimli bilimsel araştırmaya ait başvuru dosyası ve ilgili belgeler araştırmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş, araştırmanın mevcut haliyle etik yönden uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.	

ETİK KURUL BİLGİLERİ

ÇALIŞMA ESASI	Dokuz Eylül Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu

ETİK KURUL ÜYELERİ

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet	Araştırma ile İlişkili mi?		İmza
Prof.Dr.Mehmet Birhan Yılmaz (Başkan)	Kardiyoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Erkek	E ☐	H ☒	[redacted]
Prof.Dr. Şükran Köse (Başkan Yardımcısı)	Enfeksiyon Hastalıkları ve Klinik Mikrobiyoloji Anabilim Dalı	DEÜ Tıp Fakültesi Dahili Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Aylin Özgen Alpaydın	Göğüs Hastalıkları	DEÜ Tıp Fakültesi Göğüs Hastalıkları Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Özgür Er	Endodonti A.D.	Diş Hekimliği Fakültesi	Erkek	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Hatice Şimşek Keskin	Halk Sağlığı	DEÜ Tıp Fakültesi Halk Sağlığı Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Nil Hocaoğlu Aksay	Tıbbi Farmakoloji	DEÜ Tıp Fakültesi Tıbbi Farmakoloji Anabilim Dalı	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr.Seher Özyürek	Muskuloskeletal Fizyoterapi	DEÜ Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Fakültesi	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Meryem Öztürk Haney	Halk Sağlığı Hemşireliği	Hemşirelik Fakültesi Halk Sağlığı Hemşireliği	Kadın	E ☐	H ☒	
Prof.Dr. Şule Özbilgin	Anesteziyoloji ve Reanimasyon	DEÜ Tıp Fakültesi Cerrahi Tıp Bilimleri Bölümü	Kadın	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Tolga Şahin	Spor Yönetim Bilimleri	Necat Hepkon Spor Bilimleri Fakültesi	Erkek	E ☐	H ☒	
Doç.Dr.Gamze Tuna	Tıbbi Biyokimya	Sağlık Bilimleri Enstitüsü	Kadın	E ☐	H ☒	

Ek 2 İntihal Raporu



Emil Tahirzade

Kifoz hastalarında uygulanan posterior segmentar enstrümantasyon sonrası roda binen stresin biyomekanik olar...

Quick Submit

Quick Submit

Dokuz Eylül Üniversitesi

Belge Ayrıntıları

Gönderi Kimliği
trn:oid:::1:3348752388

Gönderi Tarihi
23 Eyl 2025 11:07 GMT+3

İndirme Tarihi
23 Eyl 2025 11:25 GMT+3

Dosya Adı
Emil_Tahirzade.docx

Dosya Boyutu
6.8 MB

68 Sayfa

14.118 Sözcük

95.550 Karakter



turnitin Sayfa 1 / 72 - Kapak Sayfası Gönderi Kimliği trn:oid:::1:3348752388

8% Genel Benzerlik

Her veri tabanı için çakışan kaynaklar da dâhil tüm eşleşmelerin kombine toplamı.

Rapordan Filtrelenen

- Bibliyografya
- Alıntılanan Metin
- Atıf Yapılan Metin
- Küçük Eşleşmeler (5 sözcükten az)

Ön Sıradaki Kaynaklar

8% İnternet kaynakları

3% Yayınlar

2% Gönderilen çalışmalar (Öğrenci Makaleleri)

Ön Sıradaki Kaynaklar

Gönderi içinde en yüksek eşleşme sayısına sahip kaynaklar. Çakışan kaynaklar görüntülenmeyecektir.

1	İnternet	
acikbilim.yok.gov.tr		5%
2	İnternet	
xn--turgayahin-j9b.com		<1%
3	İnternet	
wjgnet.com		<1%
4	İnternet	
www.scribd.com		<1%
5	İnternet	
acikerisim.medipol.edu.tr		<1%
6	Yayın	
Türemiş, Cihangir. "Periost ve Mezenkimal Kök Hücre Temelli Değişik Hücrelerin ...		<1%
7	İnternet	
www.researchgate.net		<1%
8	Öğrenci makaleleri	
Ankara University		<1%
9	İnternet	
nek.istanbul.edu.tr:4444		<1%
10	İnternet	
www.istanbulsaglik.gov.tr		<1%
11	Yayın	
Ingrid Carneiro Cavalcante Souto. "Efeitos de diferentes protocolos de tratament...		<1%

12 Yayın

Yeta, Elif Naz. "Farklı Ortodontik Iskeletsel Sınıfların Temporomandibular Eklem v... <1%

13 Yayın

Acar, Emre. "Cerrahi Uygulanan Femoroasetabular Impingement Tanılı Hastalard... <1%

14 Öğrenci makaleleri

Istanbul Medipol Ãniversitesi <1%

15 İnternet

burkonturizm.com <1%

16 İnternet

www.spinetr.com <1%