



T.C.

MANISA CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

Beyin ve Sinir Cerrahisi Anabilim Dalı

**KOYUN OMURLARI ÜZERİNDE DEĞİŞİK TİPTEKİ PEDİKÜL
VİDALARININ DEĞİŞİK YERLEŞİM POZİSYONLARINDAKİ SIYRILMA
DİRENÇLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Coşkun KÖSEOĞLU

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Cüneyt Temiz

Manisa, 2021

Manisa Celal Bayar Üniversitesi Nöroşirürji Kliniği'nde asistanlığım süresince bilgi, beceri ve tecrübelerini benimle paylaşan, bana bu zamana kadar hep destek olan, güvenen ve sabreden hem hocam hem de kendi deyimiyle ağabeyim; aynı zamanda tez danışmanlığımı da yapan Sayın Prof.Dr.Cüneyt Temiz'e teşekkürü bir borç bilirim.

Aynı klinikteki eğitim sürecimde bilgi, beceri ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli hocalarım Prof. Dr. Ahmet Şükrü Umur'a, Doç. Dr. Mustafa Barutçuoğlu'na, Doç. Dr. Yusuf Kurtuluş Duransoy'a ve Doç. Dr. Mesut Mete'ye teşekkürlerimi sunarım.

Kütahya Dumlupınar Üniversitesi'ndeki asistanlığım süresince bilgi, beceri ve tecrübelerini benimle paylaşan başta Doç. Dr. Arif Ösün'e ve Prof. Dr. Ümit Özkan'a teşekkür ederim.

Asistanlığım süresince birlikte iyi ve kötü pek çok şeyi paylaşma fırsatı bulduğum Dr. Gökhan Vatandaş'a ve Dr. Ahmet Sancar Topal'a ve beraber çalışma fırsatı bulduğum tüm asistan arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Hem Manisa'da hem de Kütahya'da iken bana hem mesleki olarak katkıları olan hem de desteklerini gördüğüm Op. Dr. Mehmet Kara'ya, Op. Dr. Murat Korkmaz'a, Op. Dr. Ülkün Ünlü Ünsal'a ve Op. Dr. Güven Gürsoy'a teşekkür ederim.

Tezin yazım aşamasında yardımlarını esirgemeyen Prof. Dr. Peyker Temiz'e, tezin materyal temininde ve yapımında bana yardımcı olan Mustafa Ergin'e, laboratuvar çalışmalarında destek olan Prof. Dr. Enver Atik'e, Gökhan Eyici'ye ve Nail Korkmaz'a, bilgisayarlı tomografi çekimlerinde yardımcı olan röntgen teknikerleri Tuğçe Dükar ve Melek Sinir Öztürk'e, kemiklerin temini

aşamasında özellikle dayım İbrahim Demirel'e, yengem Ayşe Demirel'e ve Ecz.Yusuf Burak Yurtçu'ya ve emeği geçenlere teşekkür ederim.

Klinikte ve ameliyathanede birlikte dünde ve bugünde çalışmış olduğum tüm hemşire, sağlık personeli, tıbbi sekreter ve personel arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Hayatımda bugüne kadar göstermiş olduğu sevgisiyle, emekleriyle ve özverisiyle bugünlere ulaşmamda büyük katkısı olan sevgili ve değerli annem Fadime Köseoğlu'na çok teşekkür ederim.

Bana inandığı, güvendiği, destek olduğu ve hep yanımda olduğu için sevgili Tülin Tilli'ye çok teşekkür ederim.

Bugünlere ulaşana kadar hayatımda yanımda olan adını sayamadığım başta aileme, dostlarıma ve arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Bu tez çalışmasını bana öğrettiği, kattığı her şey için teşekkür ederek rahmetli babam Op. Dr. Cemal Vecdi Köseoğlu'na ithaf ediyorum.

İÇİNDEKİLER

I- GİRİŞ VE AMAÇ	1
II- GENEL BİLGİLER	2
1. TARİHÇE	2
1.1. PREHİSTORİK DÖNEM	2
1.2. ORTA ÇAĞ DÖNEMİ	4
1.3. YENİ ÇAĞ DÖNEMİ	6
1.4. 20. YÜZYILA AİT GELİŞMELER	9
1.5. TÜRKİYE'DEKİ GELİŞMELER	11
2. OMURGANIN (COLUMNA VERTEBRALİS) EMBRİYOLOJİSİ	12
3. OMURGANIN ANATOMİSİ	19
3.1. KEMİK YAPININ ANATOMİSİ	19
3.2. İNTERVERTEBRAL DİSKLER	26
3.3. EKLEM YAPILARI	26
3.4. LİGAMENTÖZ YAPILAR	27
3.5. KAS YAPILARI	30
3.6. OMURGANIN ARTERİYEL VE VENÖZ DOLAŞIMI	31
3.7. OMURGANIN İNNERVASYONU	32
4. OMURGANIN BİYOMEKANİĞİ	33
5. STABİLİTE-İNSTABİLİTE (KARARLI VE KARARSIZ DURUM)	35
6. SPİNAL İMPLANT ÇEŞİTLERİ, FİZİKSEL ÖZELLİKLERİ VE SORUNLARI	40
7. TORAKOLOMBER POSTERİOR ENSTRÜMANTASYON	49

8. GERİATRİK HASTALARDA ENSTRÜMANTASYON	51
9. KURTARMA VE REVİZYON CERRAHİSİ	53
III- GEREÇ VE YÖNTEM	55
IV- BULGULAR	64
V- TARTIŞMA	72
VI- ÖZET	80
VII- İNGİLİZCE ÖZET (ABSTRACT)	82
VIII- KAYNAKLAR	83



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1: Hippocrates

Şekil 2: Hippocrates'in ekstansiyon aleti

Şekil 3: Galen

Şekil 4: İbn-i Sina ve Al Zahrawi

Şekil 5: Şerefeddin Sabuncuoğlu'na ait bir minyatür

Şekil 6: Leonarda da Vinci ve anatomi çizimleri

Şekil 7: Andreas Vesalius

Şekil 8: Giovanni Alfonso Borelli

Şekil 9: Leonard Euler

Şekil 10: Julius Wolff

Şekil 11: Harrington rod-kanca sistemi

Şekil 12: Roy-Camille plak ve vida sistemleri

Şekil 13: Notokord gelişimi (civciv embriyosu)

Şekil 14: Nöral tüp oluşumu

Şekil 15: Somitler (elektron mikroskobu görüntüsü)

Şekil 16: Vertebral kolon sagittal, koronal ve aksiyal planda

Şekil 17: Vertebral kolonun fizyolojik eğrilikleri ve skolyoz

Şekil 18: Tipik bir vertebra

Şekil 19: Vertebraya ait yapılar

Şekil 20: Atlas ve Axis

Şekil 21: Omurganın bağları

Şekil 22: Omurganın kanlanması

Şekil 23: Fonsiyonel segmental ünite ve hareket

Şekil 24: a. Anterior korteks uzunluğu, b. Kiriş uzunluğu.

Şekil 25: Koyun sırt bölgesi omurga takımı

Şekil 26: SIEMENS HEALTHINEERS marka SOMATOM X.cite modeli 128 kesitli BT ile çekim yapılırken

Şekil 27: Kullanılan değişik vida tipleri

Şekil 28: 4 farklı tipte vida yerleşimi

Şekil 29: Farklı vidalar bikortikal tarzda

Şekil 30: Kanüllü vidalar 4 farklı tarzda gönderildi.

Şekil 31: Rodlu sistem

Şekil 32: 3D BT görüntüleri

Şekil 33: Çekme cihazı

Şekil 34: Çekimlerde kullanılan kare profil

Şekil 35: Cihaz çekme esnasında

Şekil 36: Rodlu sistem çekilirken

TABLolar DİZİNİ

Tablo 1: Benzel skortlama sistemi

Tablo 2: Dejeneratif spondilolisteziste stabilite-instabilite kriterleri

Tablo 3: Çalışma için dört ana grup belirlendi.

Tablo 4: Grup 1: Dört ayrı tipte pedikül vidası ile tek vida pozisyonu

Tablo 5: Grup 2: Trapezoidal dişli konik pedikül vidaları ile dört farklı vida pozisyonu

Tablo 6: Grup 3: Kanüllü (PMMA (sement enjekte edilebilen)) pedikül vidaları ile dört farklı vida pozisyonu

Tablo 7: Grup 4: Trapezoidal dişli pedikül vidaları ile oluşturulan ikili rijid rod sistemi ile kanüllü (PMMA enjekte edilebilen) pedikül vidaları ile ikili rijid rod sistemi

Tablo 8: Trapezoidal dişli silindirik vida bikortikal konfigürasyonda

Tablo 9: Trapezoidal dişli konik vida bikortikal konfigürasyonda

Tablo 10: Yuvarlak dişli silindirik vida bikortikal konfigürasyonda

Tablo 11: Trapezoidal dişli konik vida transpediküler unikortikal konfigürasyonda

Tablo 12: Trapezoidal dişli konik vida ekstrapediküler konfigürasyonda

Tablo 13: Trapezoidal dişli vida CBT (cortical bone trajectory) konfigürasyonunda

Tablo 14: Kanüllü (PMMA enjekte edilmiş) vida bikortikal konfigürasyonda

Tablo 15: Kanüllü (PMMA enjekte edilmiş) vida unikortikal konfigürasyonda

Tablo 16: Kanüllü (PMMA enjekte edilmiş) vida ekstrapediküler konfigürasyonda

Tablo 17: Kanüllü (PMMA enjekte edilmiş) vida CBT (cortical bone trajectory) konfigürasyonunda

I- GİRİŞ VE AMAÇ

Spinal enstrümantasyon cerrahisinin kullanım sıklığı gittikçe artmaktadır. Buna bağlı olarak kullanılan cerrahi teknikler ve kullanılan spinal implantlar da değişmekte ve gelişmektedir.

Günümüzde özellikle gelişmiş toplumlarda ortalama yaşam süreleri yükselmektedir. Bu da spinal cerrahların daha fazla dejeneratif ve osteoporotik omurga ile karşılaşmalarına neden olmaktadır. Bu durum da meydana gelebilecek komplikasyonları arttırmakta ve kurtarma ve revizyon cerrahilerini gerektirebilmektedir.

İlk cerrahi sırasında hastaya ait tüm özelliklerin yanında implanta ait özellikler ve kullanılacak cerrahi teknik büyük önem taşımaktadır. İlk cerrahi sırasında en iyi kurguyu oluşturmak gerekmektedir. Aynı şekilde kurtarma ve revizyon cerrahisi sırasında nasıl bir yol izleneceği iyi belirlenmelidir.

Çünkü özellikle osteoporotik yaşlı hastalarda enstrüman malpozisyonu ve meydana gelebilecek pedikül harabiyeti kurtarma ve revizyon cerrahisinde yönetimi en çok tartışılan konulardan biridir.

Biz de bu çalışmada spinal enstrümantasyon sırasında en fazla karşılaşılan sorunlardan biri olan vida sıyrılmasının (pull out) değişik pedikül vidası tipleri ve değişik pedikül vidası yerleştirme teknikleriyle ilişkisini ortaya koymayı amaçladık.

Bu çalışmayla hem ilk cerrahi öncesi kurguda yapılacaklar hem de kurtarma ve revizyon cerrahileri sırasında kullanılacak alternatifler neler olabilir sorusuna yanıt aradık.

II- GENEL BİLGİLER

1. TARİHÇE

1.1. PREHİSTORİK DÖNEM

Omurga hastalıklarının tanı ve tedavi çabaları, neredeyse insanlık tarihi kadar eskidir. Bu konuda erken dönem önemli kayıtlardan biri Hindistan'da Srimad Bhagwat Mahapuranam adlı antik dini Hint yazıtlarında (M.Ö.3500) kifoskolyozdan bahsedilmesi olmuştur (1).

Antik Mısır'da Edwin Smith cerrahi papirüsünde spinal travmalı 48 hastadan bahsedilmiştir. Bu hastalardan 5'i servikal travmalı olup, bu bölgedeki kemik diziliminin bozulması felaket olarak yorumlanmıştır. 'Eğer boynu kırık birini muayene edersen, bir vertebranın diğerine merdivenleştiğini görürsen, eğer hasta konuşamıyorsa, kafası arkaya düşüyorsa, bacakları ve kolları oynamıyorsa, bu tedavi edilemeyecek bir durumdur' denmektedir (2). Antik Mısır'da mumya yapımı gelişmiş olduğundan anatomi bilgileri ilerlemişti. Mumyalarda görülen spinal patolojiler düzenli ve sistematik şekilde, papirüslerde kayıt altına alınmıştı.

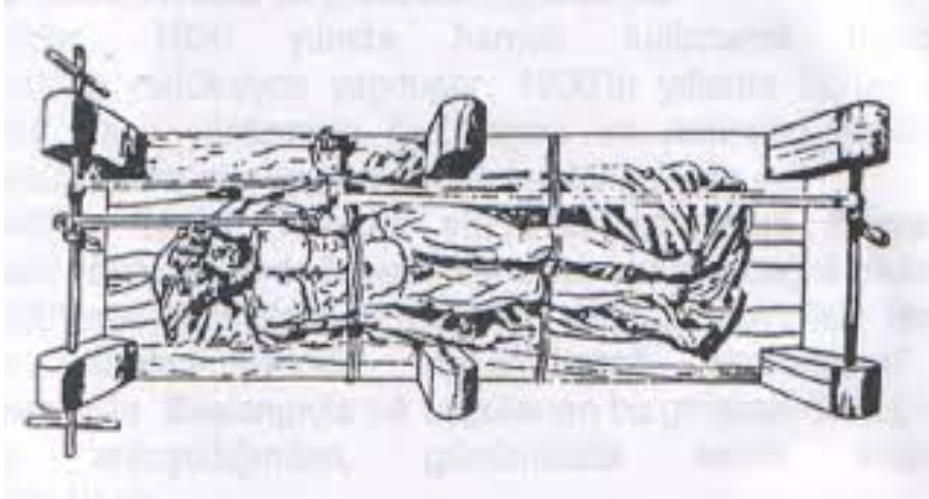
Yine bu dönem ile ilgili güncel bir çalışmada spinal kolonun 'djet column' olarak simgelendirildiği ve omurganın servikal, torakal ve lomber olarak ayrıldığı gösterilmiştir (3).

M.Ö 400 yıllarında Kos adasında yaşamış olan ve tıbbın babası olarak görülen Hippocrates, hekimlerin öncelikle omurganın yapısı hakkında bilgi sahibi olması gerektiğini bildirmiştir. Hippocrates; kemik kolonun diskler, ligamanlar ve kaslar tarafından tutulduğunu belirtmiştir. Spinöz çıkıntı kırığının

zararsız ancak vertebra korpus kırığının ciddi sonuçlar doğurabileceğini belirtmiştir. Ayrıca spinal dislokasyonun tedavisinde ekstansiyonda iken longitudinal traksiyon ve deformiteye doğrudan bastırılarak yapılan bir redüksiyon manevrası tarif etmiştir (4). Pott hastalığı ve kifoz arasındaki ilişkiden de ilk kez bahsetmiştir.



Şekil 1: Hippocrates



Şekil 2: Hippocrates'in ekstansiyon aleti

Galen (MS 131-201) Bergama bölgesinde yaşayan antik dönem ünlü tıp bilginidir ve çalışmalarını spinal travma alanında yoğunlaştırmış olup spinal kordda meydana gelen hasarlanma şeklinin farklı sonuçları olduğunu

göstermiştir. Gladyatörlerin tedavisini üstlendiği için tıp literatürüne ilk spor hekimi olarak da geçmiştir. Ayrıca ilk defa kifoz, lordoz ve skolyoz terimlerini ortaya koymuştur. 7 servikal, 12 torakal ve 5 lomber vertebra olduğunu göstermiştir (5).



Şekil 3: Galen

Ayrıca bu dönemde Aegina'lı Paulus spinal deformitelerle ilgili tanımlamalarda bulunmuştur.

1.2. ORTA ÇAĞ DÖNEMİ

Bu dönemde Hristiyan coğrafyalarda kilisenin baskıcı etkisi nedeniyle özellikle Müslüman tıp bilginleri önemli ilerlemeler kaydetmişlerdir. Çalışmalar genellikle Arapça ve Farsça olarak yayınlanmıştır.

İbn-i Sina (984-1035) Al Kanun-fil-Tıbb adlı eserinde omurga anatomisi ile ilgili bilgiler vermiştir.

Al Zahrawi (936-1013) yine spinal travmalar ve hastalıklar ile ilgilenmiş ve ortez kullanımından bahsetmiştir.



Şekil 4: İbn-i Sina ve Al Zahrawi

Şerefeddin Sabuncuoğlu (1385-1468) Amasya'da yaşamış ve cerrahi bilgilerini Kitab-ül Cerrahiye-i İlhaniye adlı eserinde toplamıştır. Ortezlerle yapılan tedavi yöntemlerinden bahsetmektedir. Traksiyon ile redüksiyon yöntemlerini kullanmıştır.

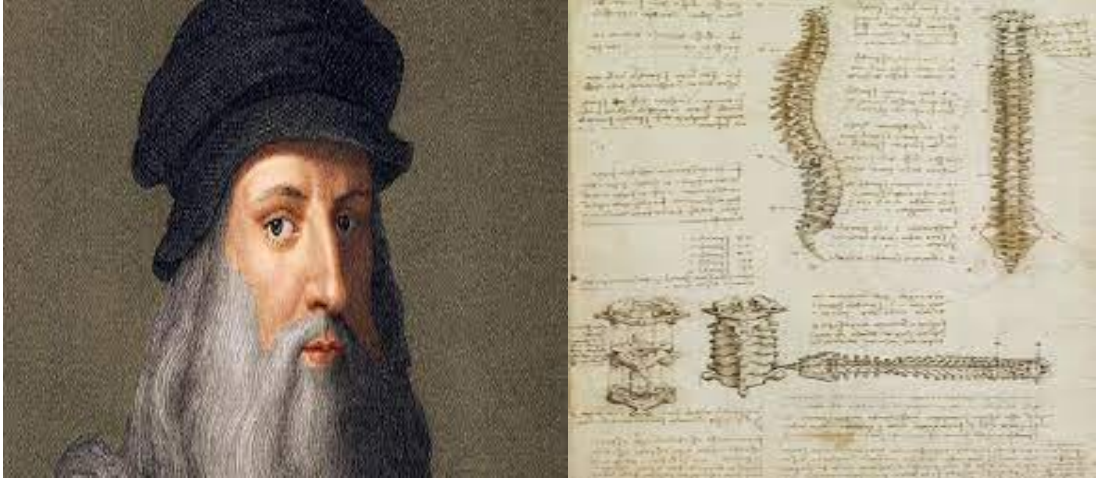


Şekil 5: Şerefeddin Sabuncuoğlu'na ait bir minyatür

1.3. YENİ ÇAĞ DÖNEMİ

Rönesans ve reform hareketlerinin etkisiyle kilisenin otoritesinin azalması üzerine Avrupa'da tıp alanında gelişmeler başladı. İslam bilginlerinin eserlerinden yararlanılarak yeni gelişmeler meydana geldi.

Bu dönemde özellikle Leonardo da Vinci (1452-1519)'nin anatomiye çok önemli katkıları olmuştur. De Figura Humana adlı eserinde bu bilgilerini sunmuştur.



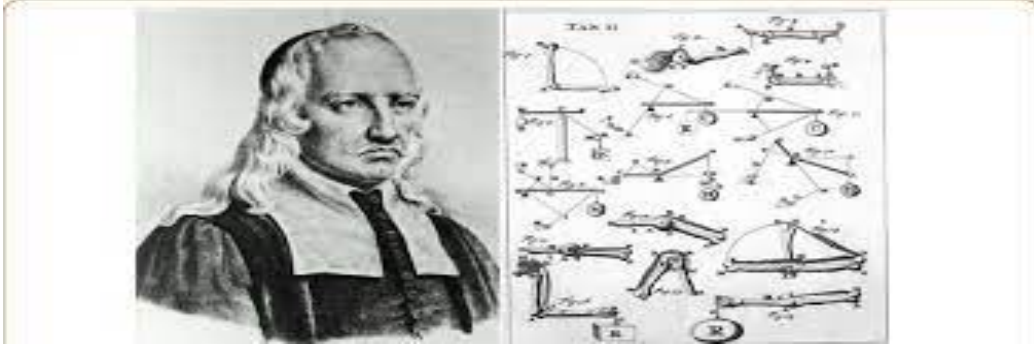
Şekil 6: Leonardo da Vinci ve anatomi çizimleri

Andreas Vesalius (1514-1564) Da Vinci'nin çok önemli çalışmaları olmasına rağmen bunların geç ortaya çıkması sebebiyle, anatominin babası olarak görülmektedir. De Humani Corporis Fabrica adlı eserinde çok önemli spinal bilgiler paylaşmış ve omurga biyomekaniğine çok önemli katkıları olmuştur. Vesalius çalışmalarını kadavralar üzerinde yapabildiğinden Galen'in birtakım öğretilerini yıkmıştır (6).



Şekil 7: Andreas Vesalius

Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679) İtalyan fizyolog, fizikçi, kimyacı, matematikçi ve astronom olan bilgin anatomide meydana gelen gelişmelerden istifade ederek omurganın biyomekaniği üzerinde değerli çalışmalar yapmıştır. De Motu Animatum adlı kitabını yayınlamıştır. Kas ve iskelet sistemi üzerinde çok önemli bilgiler vermiştir. Vücudun ağırlık merkezini ilk kez tanımlamıştır (7).



Şekil 8: Giovanni Alfonso Borelli

Leonard Euler (1707-1783) Borelli ile benzer alanlarda çalışmalar yapan İsviçreli bilim adamı olup, omurga biyomekaniği ve instabilite ile ilgilenmiştir.



Şekil 9: Leonard Euler

Weber kardeşler de yürüme ve koşmanın biyomekaniği üzerinde çalışmalar yapmışlardır.

Julius Wolff (1836-1902) ise özellikle kemik füzyon üzerinde çalışmalar yapan çok değerli bir bilim insanıdır. Kemik biyomekaniği üzerinde önemli tespitlerde bulunarak Wolff kanununu bildirmiştir (6). Wolff Kanunu; kemiklerin, üzerlerine uygulanan fiziksel strese, darbelere veya kuvvetlere göre değişerek yoğunluk kazanması ve daha dirençli hale gelmesini ifade eder.



Şekil 10: Julius Wolff

1.4. 20. YÜZYILA AİT GELİŞMELER

1910 yılında Lange spinöz prosesleri madeni çubuklarla tespit etti.

İlk spinal füzyon uygulamaları Hibbs ve Albee tarafından 1911 yılında yapılmıştır (8,60). Albee, spinöz proseslerin arasına tibial greft yerleştirmiştir (8). Hibbs ise, lamina ve spinöz çıkıntıları füzyon amaçlı dekortike etmiştir (9). Daha sonraki dönemde Farrel ve Lewin, Hibbs tekniğini revize etmişlerdir.

Aynı senelerde Ferguson ve Risser posterolateral füzyonu, skolyozda uygulamışlardır.

Schmorl ve Junghans 1932 yılında bağımsız bir şekilde intervertebral diskin özelliklerini tanımlamışlardır. Daha sonra bu tanımlamalardan yola çıkılarak fonksiyonel segmental ünite konsepti anlayışı ortaya konulmuştur (10).

1940'ta Bosworth spinöz çıkıntılar arasına H şeklindeki (clothespin) enstrümantasyonu uygulamıştır.

1944'te Don King lumbosakral fasetlerde ilk vida uygulamasını yapmıştır (11).

Rogers'ın 1940'lı yıllarda tanımladığı telle tespit yöntemi ve Harrington'un önceleri skolyoz koreksiyonu amacıyla kullandığı ve daha sonra kendi adını taşıyacak olan Harrington kancalı rod sistemleri 1960'lı yıllarda ortaya çıkmıştır. Harrington sistemi daha sonra vertebra fraktürlerinin tedavilerinde kullanılmıştır (12).

1949 Nicoll vertebral stabilite kavramını ilk kez bilimsel olarak ortaya koymaya çalışmıştır (13).

1952'de P.Wilson spinöz çıkıntıya somunlu vida tespiti ,1953'te Watkins lateral girişim ile tranvers çıkıntılara yönelik füzyon gerçekleştirmiştir.

1958'de Cloward kemik greft ile servikal anterior füzyon yapmıştır (14).

1959'da Boucher ilk kez transpediküler vida yerleştirmiştir (15).

1961'de Roy ve Camille torakolomber fraktürlerde pedikül vidası yerleştirmeye başlamışlar (16), 1963'te Holdsworth yaklaşık 1000 spinal travmalı maden işçisi üzerinde yaptığı çalışma ile anterior ve posterior kolon kavramını ortaya atmıştır. Buna göre; anterior longitudinal ligaman (ALL),

korpus ve posterior longitudinal ligaman (PLL) anterior kolonda, pediküller, lamina, spinöz çıkıntı, faset eklemler ve ligamanlar ise posterior kolonda bulunmaktaydı. Posterior elmanların stabilitede önemli olduğu da bu yayında belirtilmişti (17).

Luque sublaminer tel tespiti uygulamasını geliştirdi ve bu yöntemi daha sonra Harrington çubukları ile kombine etti (18).

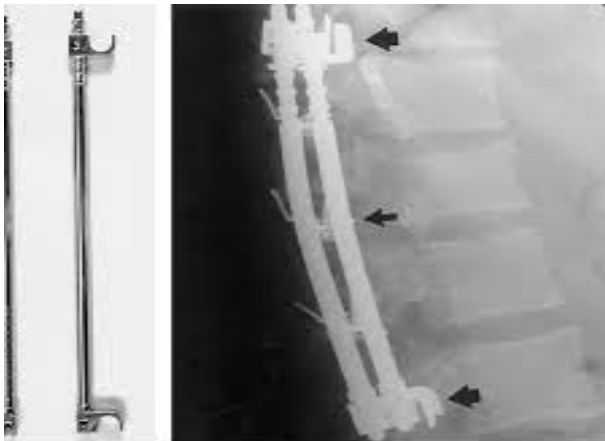
1970'li yıllarda Magerl pediküllerden geçirilen Schanz çivileri ile eksternal spinal skeletal fiksasyon yöntemini geliştirdi. Dick daha sonra Schanz çivilerini plaklarla kombine etmiştir (19).

1977'de Tamaki somatosensitif uyarılmış potansiyeller ile komplikasyonların azaltılmasını amaçlamıştır. Stagnara uyandırma (wake-up) çalışmalarını yapmıştır (20).

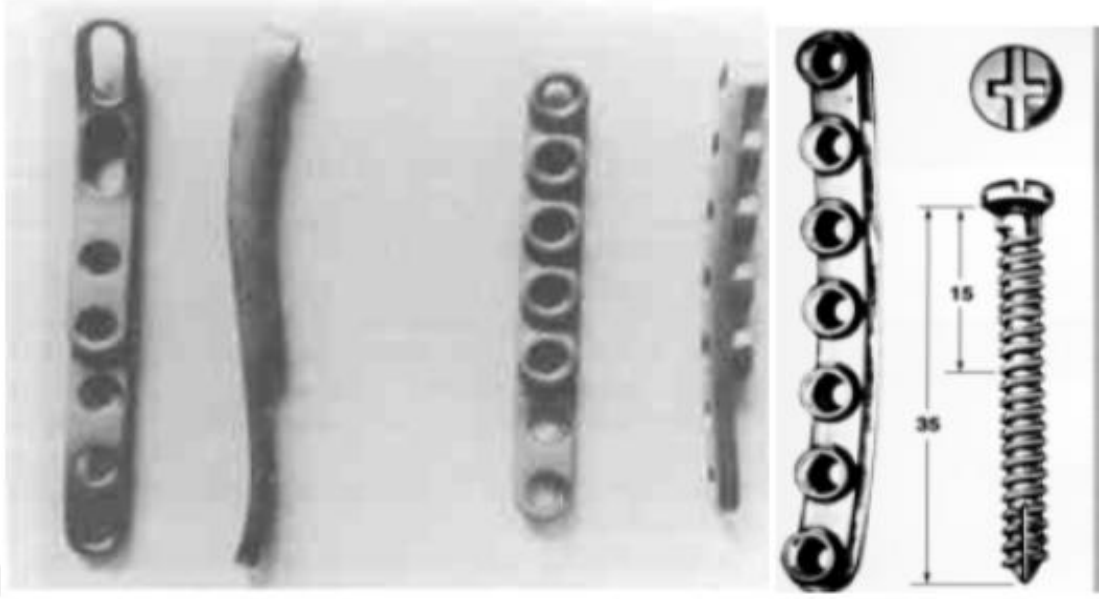
1978 White ve Panjabi ön ve arka kolon ve puanlama sistemini (21), Cottrell-Dubousset vida rod kombinasyonu ile skolyoz tedavisini (22), 1983'te Steffee ve Krag, 1984'te Edward pedikül vidası ve plak tespitinde değişik teknikleri geliştirmişlerdir (23).

1983 Denis 3 kolon teorisini yayınlamış ve spinal biyomekanikte önemli bir dönüm noktası oluşturmuştur (24).

Ayrıca Kaneda, Young, Armstrong ve Kostuik, plak tespit yöntemlerini geliştirmişlerdir (25).



Şekil 11: Harrington rod-kanca sistemi



Şekil 12: Roy-Camille plak ve vida sistemleri

1.5. TÜRKİYE'DEKİ GELİŞMELER

Ülkemizde ilk spinal füzyon 1925 yılında gerçekleştirilmiş, ilk Albee operasyonu ise, bir genel cerrah olan Prof.Dr.Mim Kemal ÖKE tarafından uygulanmıştır. 1942'de Dr.Sadettin Onaran Pott abseli 9 hastaya Albee operasyonu uygulamış ve bunu vaka serisi olarak sunmuştur. Bu Türkiye'deki ilk spinal füzyon serisidir (26).

Bu çalışmalar önceleri Baltalimanı ve Eğirdir gibi kemik hastanelerinde yapılmış olsa da daha sonra üç büyük şehirde de yapılmaya başlanmıştır.

Posterior füzyon çalışmalarından sonra Dr.Çakırgil tarafından 1964'den itibaren anterior füzyon çalışmaları da yapılmıştır. 1971 yılında Dr.Akçiçek vertebral osteotomi yapılan 53 kifozlu olguyu sunmuştur (26).

Servikal bölgede ilk anterior füzyon ameliyatı 1964 senesinde Hacettepe Üniveristesinde Dr. Cloward ile Dr.Nurhan Avman ve Dr.Şükrü Bayındır tarafından gerçekleştirilmiştir (14).

Dr.Alıcı tarafından ilk kez 1978'de transoral füzyon ve 1979'da ALIF operasyonu yapılmıştır (26).

1967'de Dr.Bertan ve Dr.Tokgözoğlu tarafından ilk defa servikal plak ile fiksasyon uygulanmıştır (26).

1980'li yıllarda Halifax klempler ile üst servikal enstrümantasyon, 1989 yılında ise ilk kez oksipitoservikal Ransford lupu ile oksipitoservikal stabilizasyon yapılmıştır (27).

Servikal Y plak kullanımı, posterior servikal yan kitle vidalaması, odontoid anterior vidalama, C1-2 transartiküler vidalama ve Hangman kırığında posterior vidalama Dr.Özer öncülüğünde gerçekleşmiştir (27).

İlk Harrington uygulaması 1968'de Ankara Üniversitesi'nde Güngör Sami Çakırgil tarafından uygulanmış olup, bu ameliyatı yapan ilk nöroşirürjiyen ise 1980 yılında Prof.Dr.Aydın Paşaoğlu olmuştur (26).

İlk pediküler fiksasyon Ankara Üniversitesi'nde Dr.Derya Dinçer öncülüğünde Schanz vidası ile yapılmıştır. İlk transpediküler segmental vida fiksasyon uygulaması Dr.Emin Alıcı tarafından kendi adını taşıyan seti ile yapılmıştır (26).

Kaneda sistemleri ilk olarak 1992'de Dr.İlker Çetin tarafından kullanılmış daha sonra nöroşirürjiyenlerden Dr.Zileli ve Dr.Özer tarafından bildirilmiştir (27).

İlk endoskopik enstrümantasyon 1994 yılında Dr.Alıcı tarafından bildirilmiştir (27).

Tarihçeyi incelediğimizde ilk spinal füzyon çalışmalarının genel cerrahlar tarafından yapıldığını, torakolomber stabilizasyonda ortopedik spinal cerrahların, servikal stabilizasyonda ise nöroşirürjiyenlerin ön planda olduklarını görmekteyiz. Fakat özellikle 1990'lardan itibaren tüm bu konularla nöroşirürjiyenler daha ağırlıkla ilgilenmektedir ve yeni tekniklere imza atmaktadırlar.

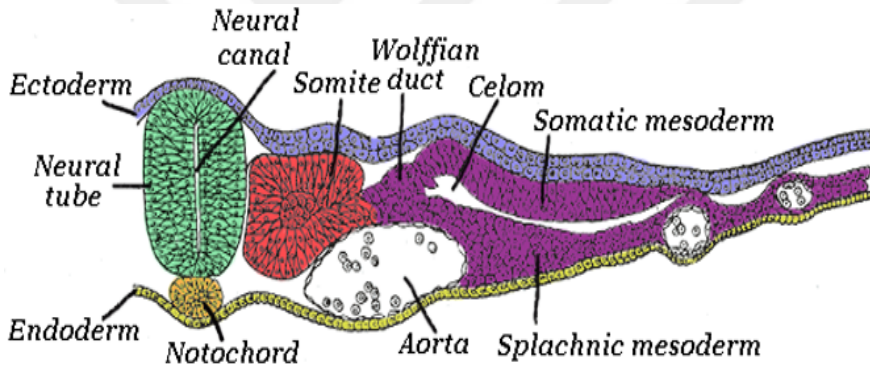
2. OMURGANIN (COLUMNA VERTEBRALIS) EMBRİYOLOJİSİ

İnsan embriyosunun gelişiminde toplam 23 adet evre olup, her bir evre ortalama 2-3 gün sürmektedir. Embriyolojik evre ortalama 60 gün sürmekte ve sonunda 30 mm uzunluğuna erişen embriyo fetal döneme girmektedir. İşte bu embriyolojik dönemde sadece zigottan öncelikle ana hatları ile ektoderm,

endoderm ve mezoderm tabakası oluşarak, bu tabakalardan da ana hatları ile sistemler ve bölümleri oluşmaktadır.

İkinci haftanın başında oluşan 3 tabakadan ekdoderm deri ve sinir sistemini; mezoderm iskelet, kas sistemleri ve bağ dokusunu; endoderm ise sindirim, solunum ve genitoüriner sistemleri oluşturur. Dolayısı ile spinal kord ekdodermden, çevre spinal kanal ise mezodermden oluşmaktadır.

Üçüncü embriyolojik hafta içerisinde, embriyonun dorsal orta hattında bulunan ekdoderm kalınlaşmaya başlar ve nöral tabakayı (neural plate) oluşturur. Bu tabakanın her iki lateral sınırı yükselti yaparak ortalarında boylu boyunca uzanan çukurumsu oluk oluşumuna neden olurlar. İşte bu tabaka lateralinde oluşan yükselti nöral katlantı (neural fold), ortadaki oluk ise nöral oluk (neural groove) olarak adlandırılır.

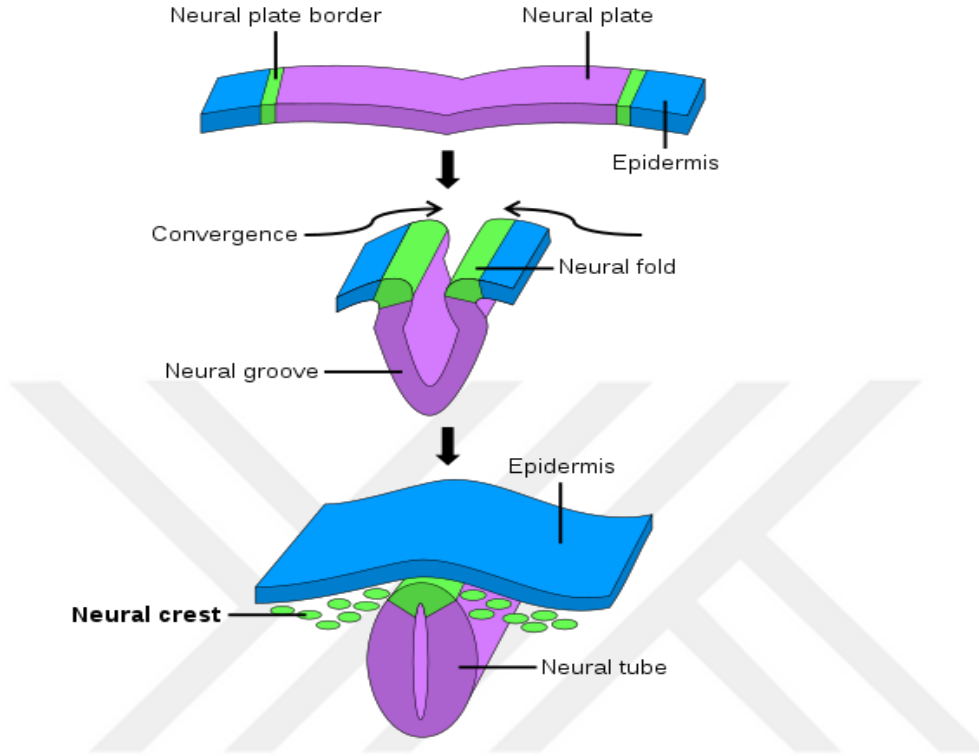


Şekil 13: Notokord gelişimi (civciv embriyosu)

İşte bu oluşan nöral oluk, lateralinde yükselti olarak bulunan nöral katlantıların mediale doğru yaklaşarak birleşmesi ile silindir şeklinde kapanır ve nöral tüpü (neural tube) oluşturur. Nöral tüp oluşumu 4. embriyolojik haftanın ortalarında tamamlanmıştır. Daha sonra bu nöral tüp, rostral (gaga şeklinde yapı) kısımda farklılaşarak beyin ve beyinciği oluşturacak, diğer ve kaudal kısımlar ise spinal kordu oluşturacaktır.

Nöral tüp içerisinde kalan kanalın rostral kısımları ventrikülleri, diğer kısımları da santral kanalı oluşturacaktır. Bir diğer önemli noktada, nöral oluk oluştuğu sırada her iki tarafında yer alan nöral katlantıların apikal bölgesinden ayrılan bir kısım hücre topluluğu göç ederek, oluşmaya başlayan nöral tüpün

dorsolateral bölgesine yerleşirler. Bu yerleşerek oluşturduğu bölgeye nöral crest denir ki; bu hücreler daha sonra farklılaşarak, spinal ve kranial sinirlerin duyu ganglionlarını ve otonom sinir sistemi ganglionlarını oluşturacaklardır.



Şekil 14: Nöral tüp oluşumu

Spinal kord kabaca bu şekilde ana hatları ile oluşurken, çevre mezodermden nöral tüp çevresine göç eden hücrelerde farklılaşarak, spinal kanalı ve çevre kas ve bağ dokusunu oluşturacaklardır. Bu gelişim devam ederken, embriyolojik spinal kordun iç yan yüzünde boylu boyunca uzanan bir yarıklık oluşur ki; bu yarıklık sulkus limitans olarak isimlendirilmiştir.

Sulkus limitansın anteriorunda kalan kısım bazal plate, posteriorundaki kısım ise alar plate olarak isimlendirilir. Erişkin spinal kordun adeta basit bir kopyası olan ön kısımdan motor sinir hücreleri, posteriordan ise duyu sinir hücreleri gelişecektir. Bu ana temel yapı daha sonra farklılaşarak erişkin spinal kord şeklinde organize olmaya başlayacak ve sinir hücrelerini içeren gri madde santral kanal çevresinde toplanarak merkezi çevrelerken, daha dış kısmı aksonal komponentten oluşan ak madde çevreleyecektir.

Tüm bu 4. haftanın sonuna kadar bahsettiğimiz olaylar primer nörolasyon olarak adlandırılıp; bu hafta içerisinde başlayan spinal kordun distal kısımları olan kauda equina ve liflerinin oluşumu başlayacak ve bu evre de sekonder nörolasyon evresini oluşturacaktır. Sekonder nörolasyon evresinde nöral tüpün kaudale doğru uzaması sekonder nörolasyonun ilk evresi olan kanalizasyonu oluşturur.

Nöral tüpün distalindeki kaudal hücre kütlesi kuyruk şeklinde uzanır. Bu oluşum gerçekleşirken çok sayıda lümen ve epandimal topluluklar filum terminale içinde organize olurlar ve distal konus medullaris meydana gelir. Bu kabaca oluşan distal spinal kord, 38. günde kaudal nöral tüpün lümeninde azalma yani retrogresif diferensiasyonu ile, distal konus medüllerisin, filum terminalenin ve santral kanalın son halini almasına neden olur.

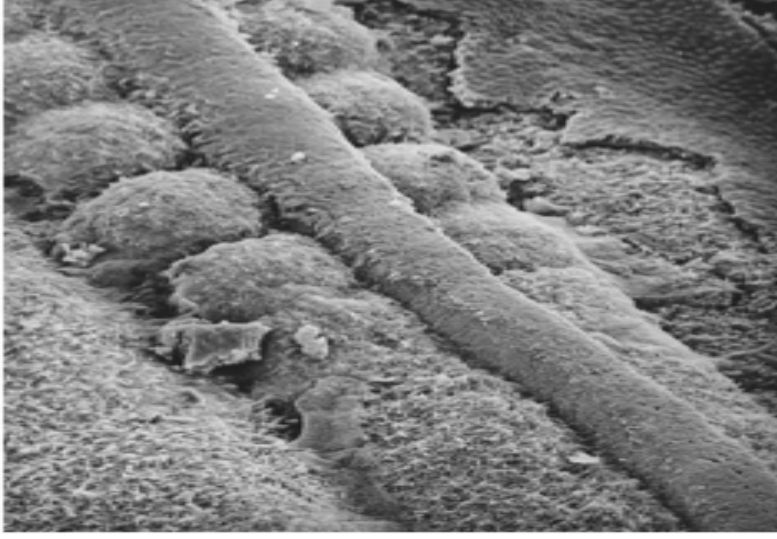
Hücrelerin içinde adeta bir kas gibi çalışan aktin ve miyozin liflerinin kasılması sonucunda, nöral plak ortası çukurlaşır. Nöral oluk dediğimiz yapı ortaya çıkar. Katlanma devam ederken nöral oluk kenarları (nöral krista) karşılıklı gelir, karşılıklı gelen hücreler fibronektin adı verilen (heparin sülfat, kondroidin sülfat vb.) hücre yapıştırıcılar tarafından yapıştırılarak nöral tüp ortaya çıkar. İki ucu açık olan bu tüpün öndeki açıklığı anterior nöropor, hamileliğin 24-25. günlerinde, posterior nöropor adını verdiğimiz arkadaki açıklıkta 25-26. günlerde kapanır. Nöral tüp kapanma anomalileri genelde bu süreçteki hatalı gelişmelerden oluşur.

Ektoderm BMP-4 (bone morphogenetic proteins) adı verilen ve TGF- β ailesine mensup sinyal molekülleri ile yüklüdür ve bu moleküller ektodermden nöral sistem yerine deri gelişimini sağlar ve bu molekülün yokluğunda nörolizasyon başlar ve deriden çok sinir sistemi ektodermden köken almaya başlar. Mezodermden ise bu molekülleri inhibe eden follistatin, noggin ve chordin adlı moleküller salgılanır.

Bu maddelerin salınmasına ektodermin ilk yanıtı hücrelerin şeklinin değişmesi ve silindirik şekle dönüşmesidir. Daha sonra dorsal kısımda apikal sıkışma başlar ki; bu da ektodermin çöküntü yapmasına neden olarak nöral kıvrımların ve bunların birleşmesiyle nöral tüpün oluşmasını sağlar.

Gestasyonun 3. haftasından itibaren notokord ve nöral tüp şekillenirken, mezodermal germ tabakası hücreleri orta hat çevresinde gevşek bir doku katı olan paraksiyal mezodermi oluştururlar. Baş bölgesinde nöral tüpün her iki yanında paraksiyal mezoderm hücreleri de somitomer denilen hücre bloklarını meydana getirirler. 3. haftanın başında somitomerler halka şeklini alarak oksipital bölgeden kaudale doğru somit adı verilen doku blokları şeklinde dizilirler. Somitler geçici yapılar olmasına rağmen omurgalı embriyolarında vertebranın segmental organizasyonu için oldukça önemlidirler. Vertebra ve kaburgalar, sırt derisi dermisi, sırt iskelet kasları, vücut duvarı iskelet kasları ve ekstremitte kasları somitlerden köken alan hücrelerden gelişen yapılardır. Somit oluşum süreci olan somitogenezis; Notch, WNT ve fibroblast büyüme faktörü sinyalizasyon genlerinin siklik ekspresyonu tarafından düzenlenen genetik bir mekanizmanın kontrolünde gerçekleşir.

İlk somit çifti 20. gün civarında embriyonun oksipital bölgesinde gelişir. Kraniokaudal yönde her gün 3 yeni somit çifti gelişir. 5. haftanın sonuna kadar 4 oksipital, 8 servikal, 12 torasik, 5 lumbar, 5 sakral ve 8-10 koksigeal çift olmak üzere toplam 42-44 çift somit meydana gelir. İlk oksipital ve son 5-7 koksigeal çift kaybolur, kalanlardan iskelet eksenini şekillenir. Yeni somitler paraksiyal mezodermin rostral son kısmından düzenli aralıklarla tomurcuklanarak sefalokaudal yönde gelişir. Yoğunlaşan somitler, epitel aracılığıyla birbirlerine bağlı durumdadır. Toplam somit sayısı türlere göre değişmektedir; tavuklarda 50, farelerde 65 ve bazı yılanlarda 500 kadardır (28).



Şekil 15: Somitler (elektron mikroskobu görüntüsü)

Gelişimin bu döneminde embriyonun yaşı, sahip olduğu somit sayısı ile ifade edilir. Bu yüzden gestasyonun 20.-30. günleri arası “somit dönemi” olarak kabul edilir. Baş bölgesinde ki ilk 7 somitomer çifti nöral plağın segmentasyonu ile “nöromer” haline dönüşür. Nöromerler; kafatasının tabanı, oksipital bölgenin küçük bir kısmı, kraniofasial bölgedeki istemli kaslar (dil ve iris kasları dışında göz ve faringeal arkuslarla ilgili kaslar), başın arkasındaki deri ile bağ dokusu ve prosensefalonun kaudalindeki beyin zarlarının oluşumunu sağlar (29).

Somit oluşumu (somitogenezis); embriyonun anterior-posterior aksisi boyunca segmentlere ayrılma süreci olup periyodisite, ayrılma, epitelizasyon, aksiyal spesifikasyon ve farklılaşma bileşenlerine sahiptir (29).

Her bir somit çiftinin ön iç bölgesinden sklerotom, dış bölgesinden myotom ve arka bölgesinden de dermatom farklılaşır. Myotomlardan segmentli sırt kasları, dermatomlardan da derinin derma ve hipoderma dokuları gelişir.

Chorda dorsalisin (notokordun) etrafındaki mezenkim hücreleri, sklerotomun üst yarısında gevşekçe, alt yarısında ise sıkıca bir arada bulunurlar. Sıkı yapıdaki hücreler rostral yönde intervertebral diski oluştururlar. Diğer hücreler de vertebranın mezenkim taslağını oluştururlar.

Omurlar iskeletin diğer kemikleri gibi, mezenkimal, kıkırdak ve kemikleşme olmak üzere 3 evrede oluşur.

Omur taslağında arkaya doğru uzanan iki çıkıntı arkada birleşerek vertebranın arkusunu oluştururlar. Yanlara doğru olan çıkıntılar kaburgaların ve transvers çıkıntılarının oluşumunu sağlarlar. Altıncı haftada membranöz omurga mezenkiminde altı tane kıkırdaklaşma merkezi meydana gelir. Bunlardan ikisi notokordun lateralinde kıkırdaklaşma merkezini tamamlamak için yapışır. İki tanesinden ise dorsal füzyon ile nöral ark ve spinöz çıkıntı oluşur. Diğer iki merkezle de transvers çıkıntılar oluşur.

Yedinci ve sekizinci haftalarda kıkırdak omurgayı çevreleyen matriksten ligamanlar oluşur. Omurganın kemikleşmesi de birincil ve ikincil merkezler ile olur. Her omur biri korpus için, ikisi arkus için olan üç birincil merkezden oluşur.

Yenidoğandaki omurlar korpus ve arkus yarımalarıyla üç parçalıdır. Yaklaşık 6 yaş sonunda hepsi kaynaşmış olur.

Pubertede her bir omurda beş yeni ikincil kemikleşme merkezi belirir ve bunlar 25 yaşına kadar kaynaşırlar.

Omurların gelişimi içinde 1. ve 2. omurun gelişimi diğerlerinden farklılık gösterir. 4 adet oksipital somit sklerotomlara dönüşürler. Daha sonra bu sklerotomlar birleşerek foramen magnumu oluştururlar. 1. ve 2. sklerotomlar oksipital tabanı oluştururken 3. sklerotom juguler tuberkulumun, 4.sü de proatlasın oluşumuna katılır. Proatlasın ucundan odontoid çıkıntı, yan kısımlarında meydana gelen kalınlaşmadan da krusiat ve alar ligamanlar oluşmaktadır.

Atlas kemiği 1.sklerotomdan oluşur. İki yan merkez, lateral kitleleri ve 3. merkez de ön halkayı oluşturur. Odontoid çıkıntı atlas merkezi tarafından oluşturulur. Doğumda ince bir kıkırdak doku ile C2'den ayrıdır. Buna nörosentral sinkondrozis adı verilmiştir. Bu yaklaşık 8 yaşında kemikleşir ve kaybolur. Odontoidin en ucunda ossikulum terminale denilen küçük bir kemik kısım vardır. Bu da yaklaşık olarak 12 yaş civarında tamamen kemikleşerek kaybolur.

3. OMURGANIN ANATOMİSİ

Görevleri;

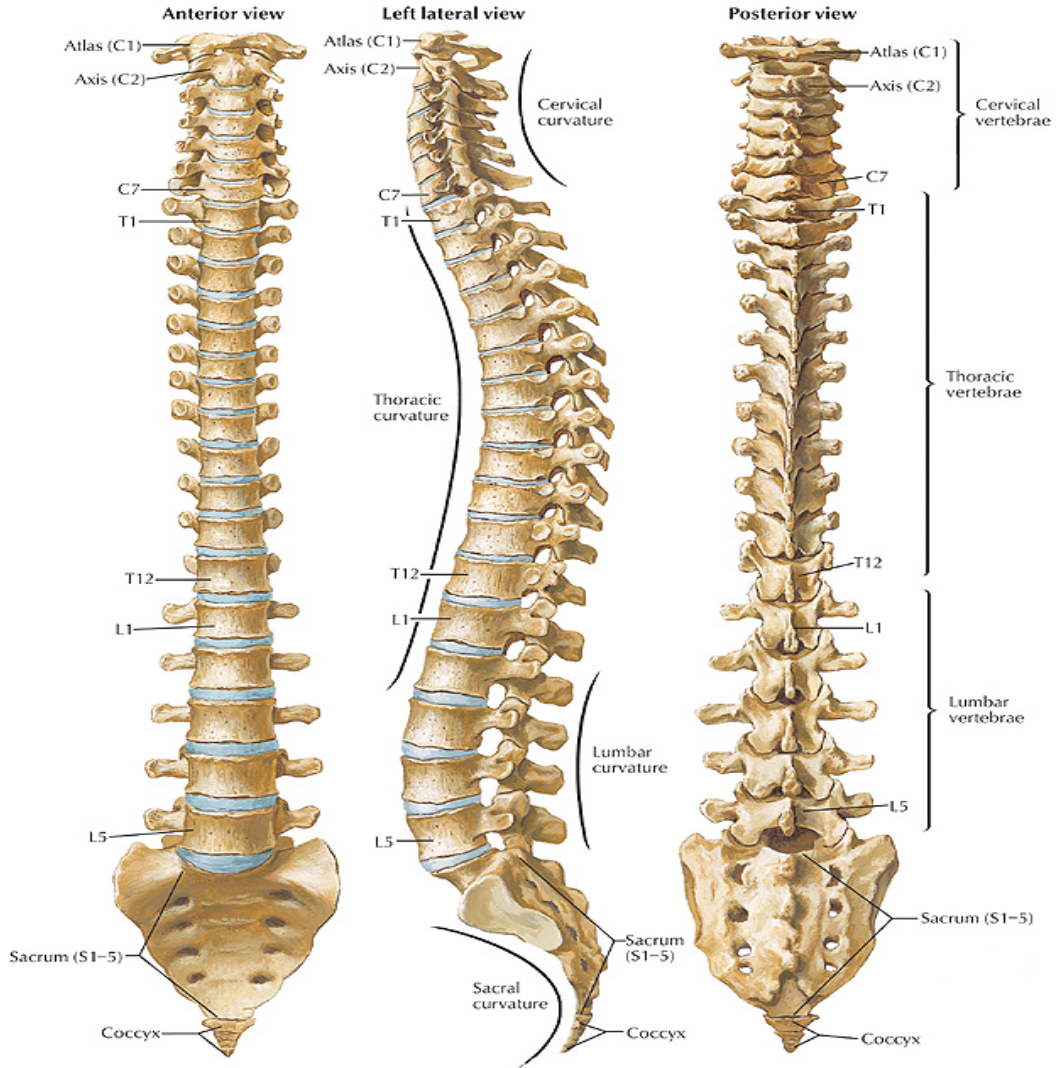
1. Vertebral kolon pelvis üzerine merkezi olarak oturmuş bir sütuna benzer ve destek vazifesi görerek vücudun dik durmasını sağlar. Değişik pozisyonlara gelebilen ve bu pozisyonlarda tekrar dik duruma geçebilen özellik gösterir.
2. Torasik halkayı taşır ve torasik boşluk ile abdominal boşluk arasındaki dengeyi sağlar.
3. Spinal kolonun dengesini sağlayan ve hareketliliğini temin eden birçok kas için başlangıç yeridir.
4. Omuz kuşağı ve pelvik bölgenin hareketliliğini sağlayan birçok kas için başlangıç yeridir.
5. Omuriliğin etrafını sararak onu mekanik streslere karşı korur.
6. Hareketlilik esnasında oluşabilecek şokları, eklem ve diskleri ile absorbe ederek bunu uygun şekilde etrafa dağıtır ve kendi öz yapısı içinde bu kuvvetleri etkisiz hale getirir.

3.1. Kemik Yapının Anatomisi:

Vücudun arka ve orta kısmında yer alır, kemikten ve kıkırdaktan oluşur ve içinde omuriliği barındırır. İskeletin önemli bir bölümüdür ve temel eksenidir. Sırt boyunca uzanır ve vücuda destek sağlar. Omurga, omur adı verilen 26 kemikten oluşmaktadır (24 tane vertebra (7 servikal,12 torakal,5 lomber), 1 sakrum ve 1 koksiks). Ancak 33 omurdan oluşur. Sakrum 5, koksiks de 4 tane omurun birleşmesinden oluşur. Servikal, torakal ve lomber omurlar arasında intervertebral disk bulunur. Sakral ve koksigeal omurlar birbirleriyle 2 ayrı kemik oluşturacak şekilde füzyon halindedirler. Bu nedenle bunlar psödovertebra olarak da bilinmektedirler. Kafatasından leğen kemiğine kadar uzanırlar.

Omurganın görevi; başın, gövdenin, göğüs ve karın boşluğundaki birçok iç organın ağırlığını taşımak ve pelvis (kalça) aracılığı ile bu ağırlığı alt ekstremitelere iletmektir. Baş ve gövdenin hareketlerini de sağlar. Ayrıca

omurga kanalı içindeki omurilik gibi çok önemli bir organa sağlam ve emniyetli bir kılıf oluşturmaktadır.

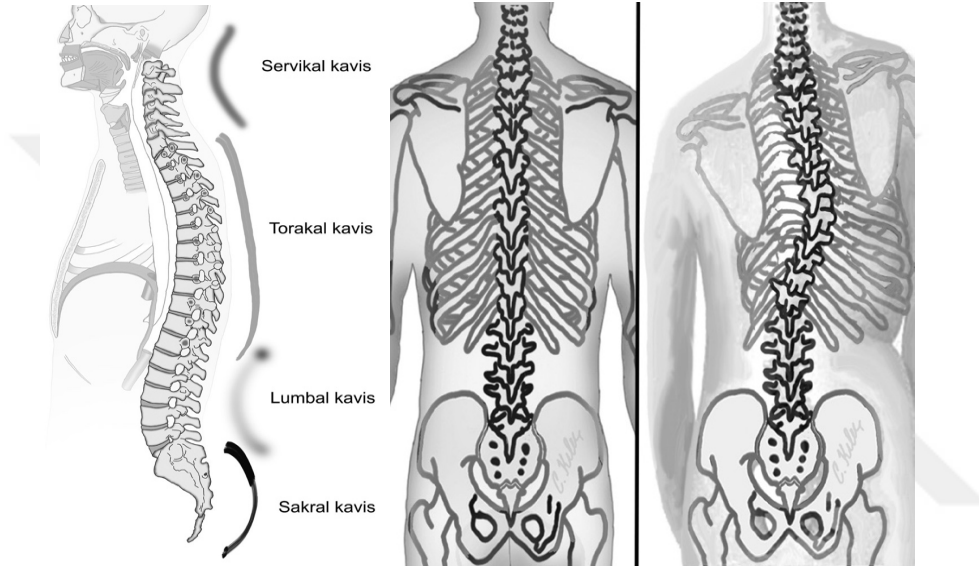


Şekil 16: Vertebral kolon sagittal, koronal ve aksiyal planda

Omurganın çeşitli parçalarına ait omurlar arasında büyüklük ve şekil bakımından bazı farklılıklar vardır. Ancak benzer ve hepsinde olan ortak özellikleri de vardır. Omurların benzerliği, yeni doğanlarda daha fazladır. Gelişme sırasında gittikçe artan ağırlık, hareket, gövdenin durumunda meydana gelen farklılıklar ve omurgaların çeşitli kısımlarına yapışan kasların etkileri, omurganın bütün kısımlarında aynı olmadığından, omurlar arasında şekil farklılıkları ortaya çıkar.

Birinci ve ikinci boyun omurları, başın değişik ve fazla hareketleri nedeniyle diğer omurlara göre daha çok farklılaşmışlardır ve sırasıyla “atlas” ve “axis” isimlerini alırlar.

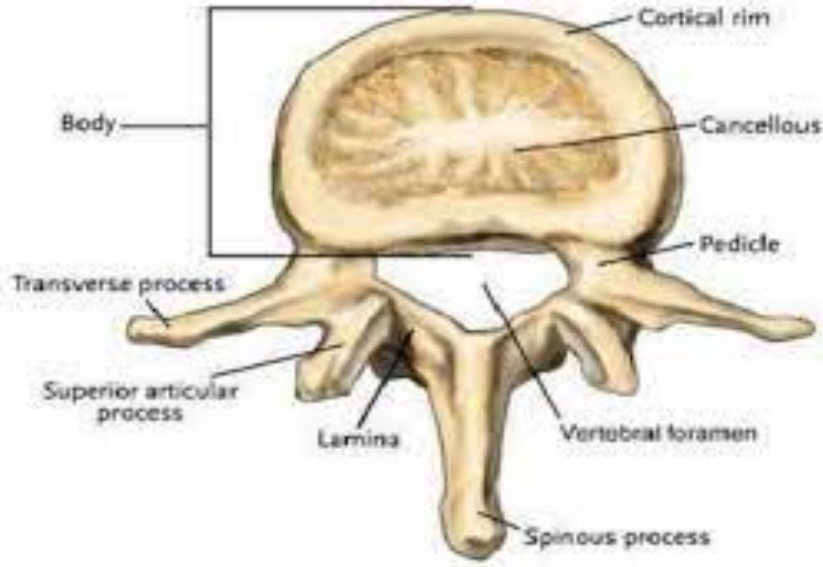
Omurga; servikal, torakal, lumbal ve sakral olmak üzere dört bölgede kavis gösterir. Servikal bölgede lordoz, torakal bölgede kifoz ve lomber bölgede lordoz mevcuttur. Omurganın, önden veya arkadan bakıldığında yana doğru eğilmiş olması durumuna “skolyoz” denir.



Şekil 17: Vertebral kolonun fizyolojik eğrilikleri ve skolyoz

Tipik bir vertebra’da (omur) bulunan anatomik yapılar;

Corpus vertebrae (omur gövdesi), foramen vertebrale (omur deliği), arcus vertebrae (omur arkı), processus transversus (transvers çıkıntı), processus spinosus (dikensi çıkıntı), pediculus arcus vertebrae (omur arkının demetçik bölümü), lamina arcus vertebrae (omur arkının levha bölümü), processus articularis superior (üst eklem çıkıntısı) ve processus articularis inferior (alt eklem çıkıntısı), incisura vertebralis inferior (alt omur çentiği), incisura vertebralis superior (üst omur çentiği) ve foramen intervertebrale (vertebralar arası delik)’dir.

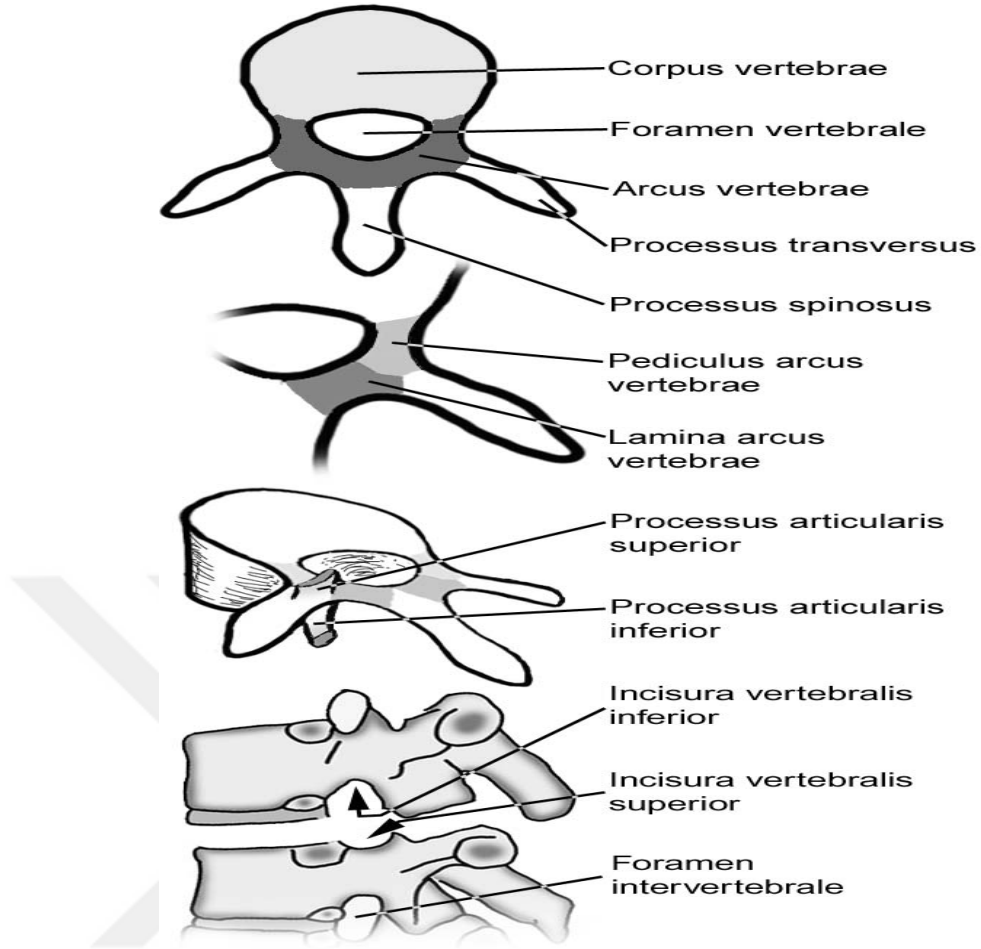


Şekil 18: Tipik bir vertebra

Foramen vertebrale (omur deliği); corpus vertebrae ve arcus vertebrae bölümleri tarafından çevrelenen büyük deliktir. Vertebrae üst üste geldiğinde canalis vertebralis'i (omur kanalı) oluşturur.

Arcus vertebrae; üzerinde processus spinosus, processus transversus, processus articularis superior ve processus articularis inferior denilen çıkıntılar bulunur.

Foramen intervertebrale (vertebralar arası delik); bir alttaki omurun incisura vertebralis superior'u (üst omur çentiği) ile bir üstteki omurun incisura vertebralis inferior'unun (alt omur çentiği) karşı karşıya gelmesiyle oluşur. İçinden spinal sinirler ve damarlar geçer.

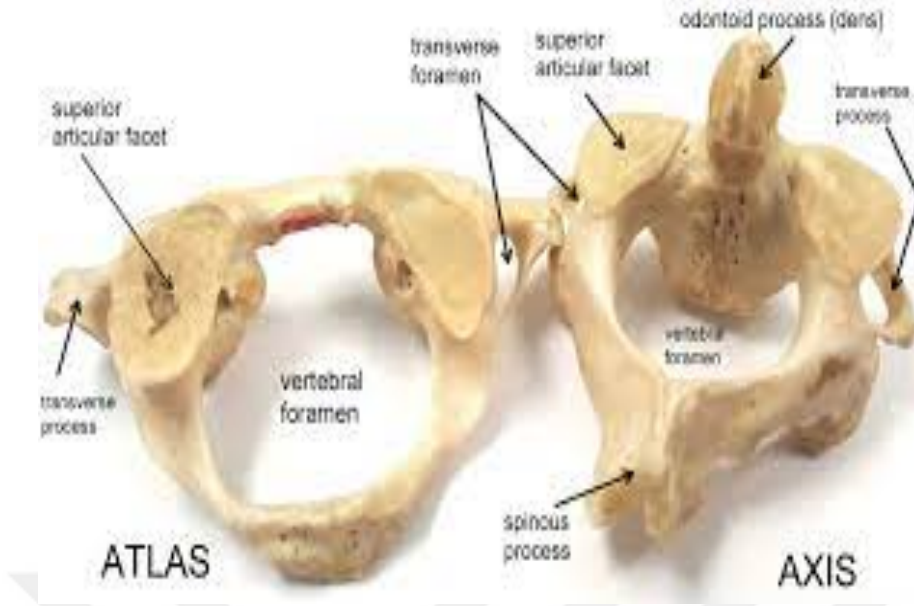


Şekil 19: Vertebraya ait yapılar

Servikal vertebralar: Yedi tane servikal vertebra vardır. Birincisi atlas, ikincisi axis, yedincisi de vertebra prominens'tir ve bu servikal vertebralar atipiktir.

Atlas'ta corpus (gövde) yerine massa lateralis'ler bulunur. Atlas'ın processus spinosus'u yoktur. Üzerinde sulcus arteriae vertebralis ve nervus suboccipitalis'in oluşu bulunur. Tuberculum anterius ve posterius isimli iki çıkıntısı vardır.

Axis'in corpus'unun üst tarafında dens axis yer alır. Dens axis önde atlas'ın fovea dentis'i ile eklem yapar.



Şekil 20: Atlas ve Axis

Yedinci servikal vertebra processus spinosus'u en uzun servikal vertebradır. Processus spinosus'u çatalsız tek servikal vertebradır. Boyun bölgesinin palpasyonunda kolayca hissedilir.

Tipik servikal vertebralar'ın foramen vertebrale'leri büyük ve üçgen şeklinde, corpus'ları küçük, processus spinosus'ları küçük ve çatallıdır. Processus transversus'ları üzerinde foramen transversarium vardır.

Yedinci servikal vertebra (sadece vena vertebralis geçer) hariç, diğer servikal vertebralardaki bu deliklerden arteria vertebralis ve vena vertebralis geçer.

Torakal vertebralar: On iki tane torakal vertebra vardır. Corpus'ları aşağıya doğru büyür. Corpus'larında ve processus transversus'larında kostalar için eklem yüzleri bulunur. Processus spinosus'ları uzun ve aşağıya doğru oblik, foramen vertebrale'leri küçük ve yuvarlaktır. Corpus'ları kalp şeklindedir.

Birinci torakal vertebra processus spinosus'u en belirgin olan torakal vertebradır. Sekizinci torakal vertebra processus spinosus'u en uzun olan torakal vertebradır.

Birinci, dokuzuncu, onuncu, onbirinci ve onikinci torakal vertebra'lar atipiktir. Birinci torakal vertebranın corpus'unda her iki yanda bir buçuk eklem

yüzü (bir tam, bir yarım) vardır. Birinci torakal vertebra corpus'unda en fazla eklem yüzü bulunan torakal vertebradır. Dokuzuncu torakal vertebranın sadece gövdesinin üst bölümünde yarım eklem yüzü vardır. Birinci, onuncu, onbirinci ve onikinci torakal vertebraların gövdelerinde tam bir eklem yüzü vardır. Onbirinci ve onikinci torakal vertebraların processus transversus'larında kostalar için eklem yüzü yoktur.

Lomber (lumbal) vertebralar: Beş tane lumbal vertebra vardır. Corpus'ları en büyük olan vertebralardır. Corpus'ları büyük ve böbrek şeklindedir. Foramen vertebrale'leri üçgen şeklindedir. Processus spinosus'ları kısa ve dörtgen şeklindedir. Processus transversus'ları uzundur. Processus transversus'larında, processus accessorius ve processus mammillaris adı verilen çıkıntılar bulunur.

Os Sacrum: Os sacrum, tek kemiktir. Os sacrum'un ön yüzünde foramina sacralia anteriora (dört çift delik) bulunur. Arka yüzünde uzunlamasına seyreden 3 kabartı vardır. Bunlardan tek ve ortada olanı, processus spinosus'ların birleşmesi ile oluşan crista sacralis mediana'dır. Bunun her iki tarafında görülen crista sacralis medialis (intermedia), processus articularis'lerin birleşmesinden, bunların dış tarafında görülen crista sacralis lateralis ise, processus transversus'larının birleşmesinden meydana gelir. Arka yüzünde foramina sacralia posteriora (dört çift delik) bulunur.

Sacrum'un lateral yüzündeki facies auricularis ilium ile eklem yaparak articulatio sacroiliaca'yı (sakroiliyak eklem) oluşturur.

Canalis sacralis, os sacrum'un ortasındaki kanaldır. Canalis sacralis'te bulunan anatomik yapılar; dura mater spinalis, arachnoidea mater spinalis, spatium subarachnoideum ve spatium subdurale, filum terminale internum, ganglion spinale'ler ve cauda equina'dır.

Hiatus sacralis, canalis sacralis'in arka duvarı üzerinde yer alan alttaki açıklıktır. Bu açıklıktan filum terminale, beşinci sakral spinal sinir ve nervus coccygeus geçer.

Os Coccyx: Tek kemiktir ve dört tane rudimenter vertebranın birleşmesiyle oluşur. Tabanı os sacrum ile eklem yapar.

3.2. Intervertebral Diskler:

Oksiput-C1 ve C1-C2 arasında bulunmayıp C2'den sakruma kadar komşu korpuslar arasında bulunurlar. Güçlü bağları olan ve adeta bir yastıkçık ve tampon vazifesi gören ve oldukça dayanıklı fibrokartilajinöz yapıdadır.

Dışta fibröz yapıdaki anulus fibrozus ve santralinde nükleus pulposus adı verilen esnek bir bölgeden oluşur. Disklerin kan dolaşımı ve innervasyonu önemsiz olarak kabul edilmektedir. Vertebral kolonun boyunun yaklaşık 4'te 1'ini oluştururlar.

Nükleus pulposusun su oranı; doğumda %88, 14 yaşta %80, 60-70 yaşta %70 kadardır. Kompresyon streslerinin; %75'i nükleus pulposus, %25'i annulus fibrosus tarafından karşılanır (30).

3.3. Eklem Yapıları:

1. Art. atlantooccipitalis; atlasın yan yüzleri (massa lateralis) üstündeki konkav eklem yüzleri ile oksipital kemiğin kondilleri (conydlus occipitalis) arasındaki eklemdir. Elipsoid tip eklemdir.

2. Art. atlantoaxialis; atlas ile axisin densi arasındaki trokoid tip eklemlerdir. Atlas ile axis arasında oluşan bu üç eklem birlikte hareket eder. Atlas ile dens arasındaki eklemde vertikal ekseninde baş, sağa ve sola rotasyon yapar.

Omurlar arası eklemler Articulaiones vertebrales iki grupta incelenirler. Bunlar;

1. Omurların gövdeleri arasındaki eklemler,
2. Omur kemerlerinin üst ve alt eklem çıkıntılarındaki eklem yüzleri arasındaki eklemler.

Omurların gövdeleri arasındaki eklemler;

Bu eklemler 2. boyun omurundan başlayarak 5. bel omuru ile sakrum arasındaki eklemler olmak üzere tüm omur cisimleri arasında bulunur. Omur cisimleri arasındaki eklemler symphysis tip eklemlerdir. Omur gövdelerinin arasında discus intervertebralis bulunur. Bu eklemlerin boylu boyuna önünde

(lig. longitudinale anterior) ve arkasında (lig. longitudinale posterior) bant şeklinde bağlar vardır.

Omur kemerleri arasındaki eklemler;

Omurların üst eklem çıkıntıları (processus articularis superior) ve alt eklem çıkıntıları (processus articularis inferior) arasındaki eklemler plana tip eklemlerdir.

Articulaiones costovertebrales;

Kosta başındaki eklem yüzü ile vertebra gövdesindeki eklem yüzü (fovea costalis) arasındaki plana tip eklemdir. Kostaların çıkıntıları ile (11. ve 12. kostalar hariç) omurların yan çıkıntıları arasında da eklemler vardır. Bunlar da plana tiptedir ve sınırlı bir kayma hareketi yaparlar.

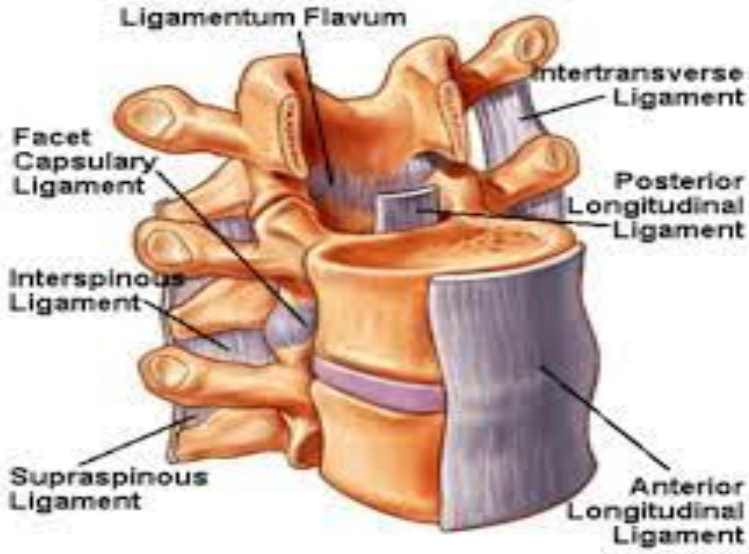
Articulaiones sternocostales;

1. ve 7. kostalar ile sternum arasındaki eklemlerdir. Birincisi synchondrosis, diğerleri synovial eklemlerdir. Hareket komşu iki omur arasında çok sınırlıdır. Ancak omurganın tamamında geniş bir hareket açısı vardır. Omurga; fleksiyon, ekstansiyon, lateral fleksiyon ve rotasyon yapabilir.

3.4. Ligamentöz Yapılar:

Üç grup altında incelenir:

1. Vertebraları birbirine bağlayan İNTERSEGMENTAL bağlar,
2. Segmentleri birbirine bağlayan İNTRASEGMENTAL bağlar,
3. Artiküler ve kapsüler yapılar.



Şekil 21: Omurganın bağları

İNTERSEGMENTAL BAĞLAR:

1) Anterior Longitudinal Ligament: Oksipital kemiğin tüberkülünden sakrumun ön yüzüne uzanır. 3 tabakadır:

- Yüzeyel Lifler: En uzun olanlardır. 4-5 vertebra uzunluğundadır.
- Orta Lifler: 2-3 vertebra uzunluğundadır.
- En İçteki Lifler

Bu bağ ekstansiyonda gerilir, fleksiyonda gevşer.

2) Posterior Longitudinal Ligament: Oksipital kemiğin tabanından koksikse kadar uzanır. Bu bağ 2 tabakadan oluşur:

- Yüzeyel Lifler: 3-4 vertebra uzunluğundadır.
- Derin Lifler: Bitişik vertebralar arasındadır.

Bu bağ fleksiyonda gerilir, ekstansiyonda gevşer.

3) Supraspinöz Bağ: Posterior kolonun ligamentidir. Dış oksipital çıkıntıdan başlayıp spinöz çıkıntıların tepesine yapışarak sakruma kadar uzanır.

Bu bağ fleksiyonda gerilir, ekstansiyonda gevşer.

İNTRASEGMENTAL BAĞLAR:

1) Lig. Interspinale: Spinöz çıkıntıları birbirine bağlayan ince bağlardır. Fleksiyonda gerilir, ekstansiyonda gevşer.

2) Lig. İntertransversalis: Transvers çıkıntıları birbirine bağlar. Lateral fleksiyon hareketlerinde konveks taraflar gerilirken, konkav taraftakiler gevşer.

3) Lig. Flava (İnterlaminar Bağ): Arkusları birleştiren bağdır. Aksiyal rotasyon ve fleksiyonda gerilir. Ön arka stabilitenin sağlanması ve arkusların fonksiyonunun korunması açısından önemlidir.

4) Lig. Alaria: Odontoid çıkıntıdan yana doğru yayılarak atlasın ön halkasına yapışır. Çapraz bağ ve ligamentum alaria membrana tectoria tarafından sarılmıştır.

ARTİKÜLER VE KAPSÜLER YAPILAR:

Oksiput, atlas ve aksis kemikleri arasında odontoidin pozisyonunu sağlamlaştıran ligamentler vardır. Bu bağların görevi eklem kapsülü ve komşu bağlarla birlikte atlanto-oksipital eklemin anterior-posterior hareketlerini kontrol etmektir. Atlanto-aksiyal eklemin kontrolü ise esas olarak lig.alaria ile sağlanır. Kranioservikal ligamanlar dış ve iç olarak gruplandırılmaktadır.

Dış grup;

Ön atlantooksipital ligaman
Arka atlantooksipital ligaman
Eklem kapsülü
Ligamentum nuchae

İç grup;

Tektorial ligaman
Atlas'ın yatay ligamanı
Krusiform (haçımsı) ligaman
Apikal ligaman
Alar ligaman

İntervertebral eklemlerin kapsülü lig.flava tarafından kuvvetlendirilmiştir.

3.5. Kas Yapıları:

Buldukları bölgeye göre;

1. Omurgayı önden geçenler:

a) Boyun bölgesi:

Prevertebral kaslar: Longus capitis ve longus colli, rectus capitis anterior ve lateralis

Hyoid kasları: Suprahyoid ve infrahyoid kaslar

b) Göğüs ve bel bölgesi:

Rectus abdominus, obliquus externus abdominus, obliquus internus abdominus, transversus abdominus

2. Omurgayı arkadan geçenler:

a) Boyun bölgesi:

Splenius capitis ve cervicis kasları başlıca önemli grup olup, bunları rectus capitis posterior majör ve minör, obliquus capitis superior ve inferior takip eder.

b) Boyun, göğüs ve bel bölgesi:

Erector spina: İliocostalis, longissimus, spinalis

Derin arka spinal kaslar: multifidi, rotatorler, interspinaler, intertransversler ve levatorcosta

Semispinal kaslar: semispinalis thoracis, cervicis ve capitis

3. Omurgayı yandan geçenler:

a) Boyun bölgesi:

Scalenus anterior, posterior ve medius

Sternocleidomastoideus

Levator scapulae

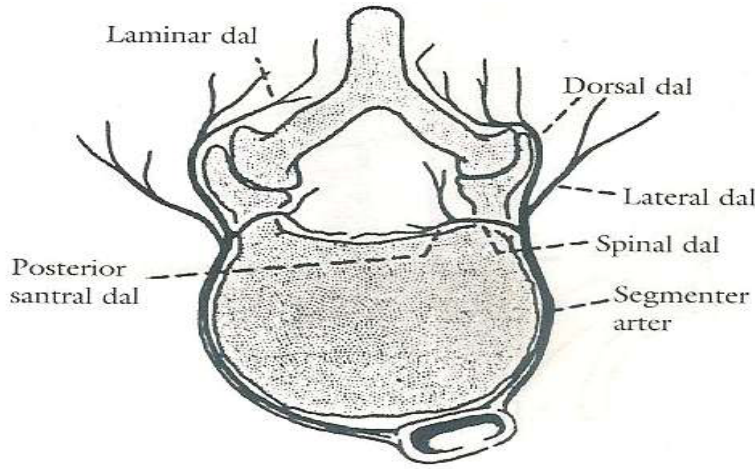
b) Bel bölgesi:

Quadratus lumborum

Psoas majör ve minör

3.6. Omurganın Arteriyel ve Venöz Dolaşımı:

Lomber bölge omurlarında kanlanma direkt olarak aortadan olmaktadır. Lomber segmenter arterler dört çifttir ve bunlar ilk dört lomber omur gövdelerinin anteriorundaki aortanın posterior bölümünden doğrudan çıkarlar. Beşinci lomber omurun önünde yer alan son çift arter ise orta sakral arterden meydana gelirler. Bu segmenter arterler omur gövdesi boyunca arkaya doğru ilerlerler ve transvers proses seviyesine geldiklerinde posteriora dal verirler. Segmenter arterin oluşturduğu dorsal dal intervertebral foramen seviyesinden spinal kanala girer.



Şekil 22: Omurganın kanlanması

Posteriora verilen dal dönerek spinal dalları oluşturur. Omur gövdesi ve ligamentlerinin ihtiyaç duyduğu kanlanma işte bu spinal dallar sayesinde olmaktadır. Dorsal dal posterior santral ve prelaminer arterleri verir. Bu arterler omur gövdesinin arka bölümü, ligamentum longitudinale posterior ve bununla ilgili durayı ayrıca intervertebral diskleri de besler. Omur gövdelerinin posterior yüzü iki intervertebral düzeyden köken almış toplam dört arterle beslenmektedir. Bu arterlerde başka omur seviyelerinden gelen arterlerle birleşerek bir anastomoz yumağı oluştururlar.

Sakrum beslenmesi ise superior gluteal ve hipogastrik arterlerin medial dallarından gelen kanla olur. Bu arterler sakrumun yüzeyinde ilerleyip anterior sakral foramen seviyesinde dallarını vermektedirler.

Omurganın venleri vertebral kanalın içinde ve dışında kompleks bir pleksus meydana getirirler. İnternal ve eksternal venöz pleksus olarak iki grupta incelenebilir. Eksternal venöz pleksus omurların özellikle posterior kemik ve çevre yapının venöz dolaşımını sağlarken internal venöz pleksus; duramater ile omur arasında dört damardan oluşur ve kanalis vertebralis çevresinin drenajını sağlar. Ayrıca internal ve eksternal venöz pleksus arasında çok sayıda anastomoz bulunmaktadır.

3.7. Omurganın İnnervasyonu:

8 servikal, 12 torakal, 5 lomber, 5 sakral ve 1 koksigeal olmak üzere her vertebral segment için simetrik olarak yerleşmiş bir çift spinal sinir vardır.

Her segmentteki dorsal ve ventral kökler, intervertebral foramendeki spinal ganglionun lateralinde spinal siniri oluşturmak üzere birleşir. Bu sinir hemen dorsal ve ventral ramus olmak üzere ikiye ayrılır.

Spinal sinirler sempatik sistemle bağlantılıdır. Sempatik ganglionun afferent ve efferent liflerini taşıyan beyaz ve gri rami kommunikantes, ventral ramus ile birleşir.

Ön dallar (ventral ramus) daha büyük dağılıma sahiptirler; servikal ve brakial pleksusları, interkostal sinirleri, lumbosakral ve koksigeal pleksusları oluştururlar. Prevertebral ve ekstremite kaslarını innerve ederler.

Dorsal ramuslar ise sırtın derin kas sisteminin içerisine geçerek, medial ve lateral dallara ayrılır. Faset eklemler ve sırt kasları dorsal ramus tarafından innerve edilirler. Faset eklemler, spinal sinirlerin arka dallarının ramus medialislerinden ayrılan eklem dalları tarafından innerve edilir. Dorsal ramus kaslar, kutanöz ve artiküler dallara ayrılır. Segment içindeki bir disfonksiyon bu bağlantılar nedeniyle birbirini etkiler.

Omurganın iki tarafında sempatik sistemin önemli bir bölümü olan sempatik zincir uzanır. Parasempatik bölüm ise kranial ve sakral bölgede bulunur.

Organ, kas, fasya, tendon ve eklem gibi tüm yapılar vejetatif pleksuslar tarafından beslenir. Bu yapılardan gelen afferent impulslar, pleksuslar ve trunkus sempatikus üzerinden omuriliğe ulaşarak, refleks yansımalarına neden

olur. Patolojik olaylarda, hem eksen organ üzerindeki segmentte hem de o segmente uyan cilt bölgesinde (head zon) reaksiyonlar görülür. Yani organların segmental refleks anlamında projeksiyon alanları vardır.

4. OMURGANIN BİYOMEKANIĞI

Vertebral kolon esas olarak destek vazifesi görerek vücudun dik durmasını sağlar. Değişik pozisyonlara gelebilen ve bu pozisyonlardan tekrar dik duruma geçebilen özellik gösterir. Bu da omurgada rijidite ve esnekliğin birlikte bir dengede olduğunu göstermektedir. Ayrıca omuriliğin etrafını sararak onu mekanik streslere karşı korur. Hem spinal kolonun dengesini sağlayan hem de omuz kuşağı ve pelvik bölgenin hareketliliğini sağlayan pek çok kas grubu için başlangıç noktası oluşturur. Hareketler esnasında başta eklem ve disk yapıları ile oluşabilecek şokları absorbe eder.

Vertebral kolonun hareket edebilme yeteneği, kompleks şekil değiştirebilmesi, gerilim özellikleri ve rijidite yeteneği omurga biyomekaniğinin esasını teşkil etmektedir.

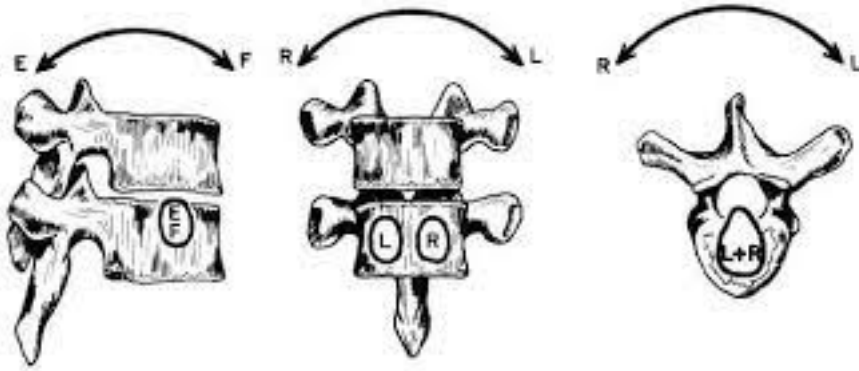
Panjabi ve White'ın "fizyolojik yüklenme altında, omurganın bütünlüğünü koruyabilmesi, nörolojik defisit ve şiddetli ağrı olmaması" mekanik bir sistem olan omurganın biyomekanik prensiplerini ortaya koymaktadır (21).

Normal omurga biyomekaniğinin temeline inildiğinde en temel kavram olarak fonksiyonel spinal ünite kavramı ortaya çıkmaktadır. Fonksiyonel spinal ünite; iki omur, aralarındaki disk dokusu, faset eklemler ve ligamanlardan oluşmaktadır (10).

Omurların asıl görevi yükü taşımak ve iletmektir. Bu nedenle lomber bölgeye inildikçe omur cisimleri büyümektedir. Taşınan yüke faset eklemler ve diskler de yardım etmektedirler. Diskler hem yük taşınmasında hem de darbe durumunda şok absorbe edici görev görürler ve segmental hareketi sağlarlar. Faset eklemler yükün yaklaşık %20'lik kısmını taşırlar. Faset eklemler stabilitede önemli rol oynarlar. Ligamanlar ise stabilitede önemli işlev görürler. İçlerinde en çok PLL bu görevi üstlenir.

Omurga hareketleri x, y ve z eksenlerinde koronal, aksiyal ve sagittal planda temelde üç rotasyon ve üç translasyon temelinde olmak üzere toplam altı serbestlik derecesi ile tarif edilmektedir. Omurganın bu eksenlerdeki hareketleri esnasında yer değiştirmeyen noktalar vardır ki; bunlar rotasyonun anlık eksenini (RAE) olarak tarif edilmektedir. Bir vertebra bir eksende hareket ederken diğer 2 ekseninde de hareketlerini gerçekleştirir. Buna kombine hareket (coupling motion) denilmektedir (10).

Bu üç plandaki hareket geliştirilen bir hesaplama tekniği ile birleştirilmektedir. Omurganın hareketinde birinci konum ile ikinci konum arasından çıkan iki vektörden oluşan dikmelerin kesiştiği açıdır. Bu teknik Reuleaux tekniği olarak isimlendirilmektedir (31).



Şekil 23: Fonsiyonel segmental ünite ve hareket

Normal servikal lordoz 9 (2-24) derece, torakal kifoz 39 (22-56) derece, lomber lordoz ise 57 (38-75) derecedir.

Servikal bölgede hareketin en yoğun olduğu yer C5-C6 ve C6-C7 segmentleridir. Temel olarak fleksiyon, ekstansiyon ve yana eğilme (lateral bending) hareketlerini yapar. Eksenel rotasyon en fazla 47 derece ile C1-C2 arasında olmaktadır. Yana eğilme 15 derece ile C5-C6, fleksiyon 13 derece ile C0-C1 ve C6-C7 arasında, ekstansiyon ise 13 derece ile C0-C1 arasında görülmektedir.

Torakal bölgede hareket kostovertebral eklemlerden dolayı omurganın diğer bölgelerine göre daha azdır. Ekstansiyon yüzde 70'lere varan oranlarda azalmasına rağmen fleksiyon ve yana eğilmeye etkisi pek fazla olmamaktadır.

Torakal segmentlerindeki ROM miktarı genel olarak aşağıya doğru inildikçe azalmaktadır. T1-T2 segmenti yaklaşık 8 derecelik fleksiyon-ekstansiyon, 12 derecelik yana eğilme ve 9 derecelik aksel rotasyon derecelerine sahiptir; T12-L1 segmenti sırasıyla 5,3 ve 2 derecelere sahiptir.

Ligamentler fizyolojik olmayan hareketlere direnç gösterirler. En önemli iki ligamentten biri olan anterior longitudinal ligament (ALL) omurga kolonunun önünde omur cisimlerine yapışıp omurganın ekstansiyonuna direnç gösterir. Posterior longitudinal ligament (PLL) ise ALL kadar güçlü olmamakla birlikte fleksiyona karşı zayıf bir direnç sağlar ve intervertebral diske yapışır.

Lomber bölgede ise tüm segmentlerin benzer olarak 1-3 derecelik aksel rotasyon dereceleri mevcuttur. Yana eğilme dereceleri ise değişkenlik göstermekte olup yaklaşık 3 ile 9 derece arasındadır. Fleksiyon-ekstansiyon dereceleri ise aşağıya doğru inildikçe artmakta olup L1-L2'de yaklaşık 5-16 derece iken L5-S1 seviyesinde 10-24 derece civarındadır.

Ekstansiyona direnen ALL ve fleksiyona direnen PLL lomber bölgede biyomekaniksel anlamda önemli rol oynamaktadır. Lomber bölgede ALL daha ince ve zayıfken, PLL yoğun ve sert lifler içermektedir. Ligamentum flavum da lomber bölgede oldukça önemlidir ve lumbosakral bileşkeye doğru kalınlığı 5 mm'den 1,5 mm'ye kadar iner. Ligamentum flavum fleksiyon ile yaklaşık %30 oranında uzamaktadır.

5. STABİLİTE-İNSTABİLİTE (KARARLI VE KARARSIZ DURUM) (OMURGAYI NEDEN ENSTRÜMANTE EDİYORUZ?)

Omurga stabilitesi terimini ilk kez 1924 yılında lumbo-sakral dejeneratif hastalıklar için Von Lackum kullanmıştır (32).

Panjabi ve White; "fizyolojik yüklenme altında, omurganın bütünlüğünü koruyabilmesi, nörolojik defisit ve şiddetli ağrı olmaması" tanımıyla stabiliteyi (kararlılık) tanımlamıştır (21). Ancak zaman içerisinde omurga dejenerasyonu ile omurga stabilitesi bozularak instabilite (kararsızlık) oluşur.

İnstabilite gelişimine neden olan pek çok faktör vardır. Dejeneratif disk hastalığı, spondilolistezis, deformiteler, kırıklar, tümörler ve enfeksiyonlar instabilite gelişimine neden olabilmektedirler.

İnstabilite kavramı omurga kırıklarının sınıflamaları sırasında zaman içerisinde ortaya konulmuştur. 1963'te Holdsworth iki kolon teorisinden bahsetti. Posterior kolona posterior ligamentöz kompleks tanımlamasını getirdi. Omurga stabilitesinde en önemli yapının PLC olduğunu belirterek, ilk defa patlama kırığı teriminden bahsetmiştir (PLC, inter ve supraspinöz ligaman, lig flavum ve apofizyal eklem). İnstabilite için mutlaka PLC hasarı olması gerektiğini savunan bu görüş çok eleştiri almıştır (17).

Roy Camille 1970'li yıllarda ilk defa BT kullanımıyla birlikte kırıklarda daha ayrıntılı görüntüleme yapılabilmesi ile ilk defa orta kolon düşüncesini ortaya atmıştır (33).

Denis 1983 yılında tüm bu görüşleri ve sınıflamaları bir araya getirerek 3 kolon teorisini ortaya sürmüştür. Denis orta kolonda nötral aksisin bulunduğunu belirtmiştir. Nötral aksis omurga kolonunda aksiyel yükün önemli bir miktarının taşındığı ve teorik olarak RAE'nin bulunduğu longitudinal bölgedir (24).

Ön kolon: Vertebra cisminin 2/3 ön kısmı, intervertebral diskin 2/3 ön kısmı, anterior longitudinal ligament.

Orta kolon: Vertebra cisminin 1/3 ön kısmı, intervertebral diskin 1/3 arka kısmı, posterior longitudinal ligament.

Arka kolon: Pedikül, lamina, transvers ve spinöz çıkıntılar.

Stabilite açısından en önemli kolonun orta kolon olduğu kabul edilir.

Orta kolonun kırık olması kaydı ile en az bir kolonda daha kırık varsa bu durumda instabiliteden söz edilir.

İnstabiliteyi değerlendirmek için başka pek çok sınıflama da bulunmaktadır. Tüm çalışmalarda sözü edilen temel iki tür instabilite vardır:

Nörolojik instabilite: Kırıkla beraber nörolojik bir lezyon vardır.

Mekanik instabilite: Nörolojik lezyon yoktur fakat, vertebranın bütünlüğü ileri derecede bozulmuş ve mekanik desteğini kaybetmiştir, nörolojik bir lezyon oluşma riski söz konusudur.

Denis kararsızlık ile ilgili tanımlamasında; tüm üç kolon kırıklarını, ön kolonda %50'den fazla çökme olan kırıkları ve nörolojik defisit olan kırıkları saymıştır.

Louis'in üç kolon teorisi daha çok servikal bölgeyi değerlendirmek için tercih edilen bir teori haline gelmiştir (34).

Torakal ve lomber bölgede oluşan aksiyel yüklenmenin %80'ine korpuslar, %20'sine arka elemanlar maruz kalırken, servikal bölgede durum farklıdır. Servikalde korpus yükün %34'ünü taşıırken, her bir faset eklemi %32'sini taşır (35).

Panjabi yaptığı biyomekanik çalışmalar ile orta kolonun omurga stabilitesinde en etkili bölge olduğunu bildirmiştir. Panjabi instabiliteyi esas olarak aşırı ve anormal hareket olarak tanımlamıştır. Panjabi ve White stabil omurga tanımını yapmışlardır (21).

Mc Afee ve arkadaşları 3 kolon teorisini desteklemekle beraber orta kolonu daha küçük bir bölge olarak tanımlamışlardır. PLL, omur cismi 1/3 posterioru ve anulus fibrozis 1/3 posterioru olarak tanımlamışlardır. Orta kolon ve arka kolon hasarının birlikte olmasını instabil olarak tanımlamışlardır. Patlama kırıklarını stabil ve instabil olarak tanımlamışlardır (36).

Mc Afee; progresif nörolojik defisit, 20 dereceyi aşan kifoz, %50'den fazla yükseklik kaybı, faset eklem subluksasyonu, inkomplet nörolojik defisit varlığı ile kanal içi kemik fragmanlar varlığını instabilite kriterleri olarak tanımlamıştır (36).

Farcy JP ve arkadaşları 1990'daki yayınlarında instabilite kavramını açıklamak için omurganın çeşitli bölgelerindeki eğrilikleri inceleyerek sagittal indeks kavramını ortaya koymuşlardır (37).

Sagittal indeks lokal kifoz deformitesinin hesabında kullanılmaktadır. Lateral grafiden hesaplanır.

Sagittal indeks=Kifoz açısı-normal fizyolojik açı

Sagittal indeks 15-20 dereceye kadar normal olarak kabul edilir.

Omurgada instabilite radyolojik olarak tespit edildiğinde klinik yansıması olmayabilir. Bunun terside geçerlidir. Klinik olarak instabilite bulguları saptandığında radyolojik olarak bunun karşılığı bulunmayabilir (38).

Benzel, instabiliteyi aşırı ve anormal hareketleri önleyememe olarak belirtmiştir. İki ana grupta değerlendirmiştir; akut ve kronik olmak üzere. Akut instabilite; dejenerasyon, travma enfeksiyon, tümör, geçirilmiş cerrahiye sekonder olarak gelişebilir. Kendi içinde belirgin ve sınırlı olarak sınıflamıştır. Genellikle ani veya hızlı olarak gelişen durumları tanımlar (39).

Kronik instabiliteyi de glasiyal (kaygan, yavaş ilerleyen) ve disfonksiyone segmental hareket olmak üzere alt gruplara ayırmıştır. En yaygın örneği istmik veya iyatrojenik tipte lomber spondilolistezisdir. Disfonksiyone segmental hareket omurga bütünlüğünü bozmayabilir ve ilerlemeyebilir (39).

Benzel, Panjabi ve White'in skorumu sistemlerini modifiye ederek tek bir puanlama sistemi ortaya koymuştur.

Benzel puanlamasına göre 2-4 puan sınırlı instabilite, 5 puan üstü belirgin instabilite olarak değerlendirilir.

Tablo 1: Benzel skorumu sistemi:

Klinik	Puan
Ön (ve orta) kolon bütünlüğünün bozulması	2
Arka kolon bütünlüğünün bozulması	2
İstirahat halinde kayma (translasyonel deformite)	2
İstirahat halinde angulasyon deformitesi	2
Dinamik incelemelerde kayma (translasyonel deformite artışı)	2
Dinamik incelemelerde angulasyon deformitesi artışı	2
Nöral yaralanma	*3 (2,1)
Şüpheli seviyede disk yüksekliği azalması	1
Ciddi yüklenmeye maruz kalma	1

*kauda equina lezyonu 3 puan, omurilik lezyonu 2 puan, izole sinir kökü lezyonu 1 puan.

1994 yılında Mc Cormack yük paylaşımı sınıflamasını yaptı. Omurga cisminin parçalanma miktarı, cismin kırık ayrılması ve lateral grafide sagittal deformite düzeltimi parametreleri yer aldı. 1-6 puan kısa segment, 7-9 puana ise uzun segment veya kombine yaklaşımlar önerildi (40).

Yine 1994 yılında Magerl ve arkadaşları morfolojik temelli olan bir sınıflama olan AO sınıflamasını yaptılar. 1445 hastaya ait incelemeler sonucunda omurgayı 2 kolon olarak değerlendirip 3 tip ve 53 farklı yaralanma

tipi tariflediler. Hastaların nörolojik durumları belirtilmemiş olup stabilite kavramı da net değildi (41).

2005 yılında Vaccaro TLISS sınıflamasını bildirdi. Morfolojik özellikler, posterior ligamentöz kompleksin bütünlüğü ve nörolojik tablo yer aldı. 4 puan üstü cerrahi, 4 puan ise cerrahın takdirine bırakıldı (42).

2013'te Vaccaro ve AO spine sınıflamayı modifiye ettiler (43).

2016'da Kepler ve ark., AO sınıflamasına puanlamayı ekleyerek, bu yolla elde edilen toplam TLAOSİS skoru üzerinden cerrahiye karar vermeyi önerdiler. Yine 5 puanın üzerine cerrahi önerilmiştir. 4-5 puan arada olan hastaları tanımlıyor (44).

Disk dejenerasyonu ile beraber instabilite tanımlamasını ilk defa Knutsson yapmıştır. Fleksiyon ekstansiyon grafilerindeki kaymanın instabilite lehine olduğunu belirtmiştir ve instabilite için en az 3 mm'lik kayma olması gerektiğini söylemiştir (45).

Diskojenik ağrıyı, "disfonksiyon evresi", "instabilite evresi" ve "restabilizasyon evresi" olarak 3 biyomekanik safhada inceleyen Kirkaldy-Willis ve Farfan, segmental seviyedeki minimal değişikliklerin major disfonksiyona yol açabileceğini vurgulamışlardır (46).

Günlük pratiğimizde sıkça karşılaştığımız yavaş gelişen bir dejeneratif süreç sonucu oluşan dejeneratif spondilolistezisin tedavisinde henüz tam bir fikir birliği sağlanamamıştır. Cerrahinin konservatif tedaviye üstün olduğunu belirten çalışmalar daha fazladır. Çünkü yıllar içerisinde kayma miktarının arttığı, dejeneratif sürece bağlı olarak disk mesafelerinin azaldığı ve osteofit oluşumu geliştiği görülmektedir. İlk başta şikayetler bel ağrısı şeklinde iken zamanla bacak ağrısına dönüştüğü ve sürecin oturduğu gözlenmektedir.

Tanı sürecinde MRG ile birlikte fonksiyonel grafilerin de mutlaka kullanılması gerektiği unutulmamalıdır.

Tablo 2: Dejeneratif spondilolisteziste stabilite-instabilite kriterleri:

	Stabil	Potansiyel İnstabil	İnstabil
Bel Ağrısı	Ø / çok hafif	Primer/sekonder yakınma	Primer/sekonder yakınma
Restabilizasyon	Restabilizasyon işaretleri (+), disk mesafesi oldukça dar	Bazı restabilizasyon işaretleri (+), disk yüksekliği ↓	Restabilizasyon işaretleri Ø, disk mesafesi N veya hafifçe ↓
Disk açısı	Dinamik grafilerde lordotik açı veya < 3 mm kayma	Dinamik grafilerde nötral açı veya 3-5 mm kayma	Dinamik grafilerde kifotik açı veya > 5 mm kayma
Faset efüzyonu	Ø	Faset eklemine açacak miktarda efüzyon	Geniş efüzyon

6. SPİNAL İMPLANT ÇEŞİTLERİ, FİZİKSEL ÖZELLİKLERİ VE SORUNLARI

Spinal enstrümantasyon kullanımının sıklığı tüm dünyada giderek artmaktadır. Özellikle kullanılan transpediküler vida sistemleri bunlar içerisinde önemli bir yer tutmaktadır. Metal ve/veya polimer-kompozit malzemelerin kullanımı, dinamik enstrümantasyon sistemleri ve özellikle son zamanlarda 3 boyutlu yazıcının kullanıma girmesiyle enstrümantasyon teknikleri gelişmekte ve spinal implantların önemi artmaktadır.

Spinal implantların günlük pratiğimizdeki önemi giderek artmaktadır. Ancak buna paralel olarak hangi spinal implantın nerede ne zaman kullanılacağı soruları gündeme gelmiştir. Doğru endikasyonla kullanabilmek için spinal implantları tanımak yani onların özelliklerini bilmek gerekmektedir.

Spinal implant uygulamalarında dönüm noktası Coutrell ve Debousset'in segmental ve üç kolon sabitlemeye olanak sağlayan transpediküler vida sistemlerini geliştirmesi olmuştur (22). Daha sonraki yıllarda birbirini takip eden hızlı gelişmeler olmuştur. Dinamik ve hibrid sistemler günümüzde kullanıma girmişlerdir.

Spinal implantlar çok değişik malzemelerden üretilebilmektedirler. Sıklıkla metal ve polimer, karbon, seramik, kevlar veya organik yapıdadırlar.

Spinal implantlar;

- Yük taşımak,
- Fizyolojik sınırlarda harekete izin vermek,
- Hareketi tamamen kısıtlayarak, füzyonu sağlamak,
- Omurganın restorasyonun sağlamak,
- Dekompresyon sağlamak,
- Ağrı sağaltımı

gibi görevler üstlenirler.

İmplant materyalleri önceleri sıklıkla çelikten üretilirken günümüzde titanyum, alüminyum, vanadyum gibi alaşımlardan yapılmaktadır. Son zamanlarda peek adı verilen polieter eterketon polimer ve nitinol adı verilen nikel alaşımı oldukça popüler hale gelmiştir (47).

1. Polimer (polieter eter keton vb)
2. Seramikler
3. Paslanmaz çelik (Vanadyum, 302, 316, 316L)
4. Kobalt-krom alaşımlar
5. Saf titanyum ve Ti6A14V
6. Titanyum-nikel alaşımı (Nitinol, hafızalı metal)
7. Tantalyum alaşımı
8. Ni-Cu alaşımlı termomanyetik implantlar
9. Altın, platin, paladyum, osmiyum alaşımlar
10. Karbon-titanyum-alüminyum alaşımlar
11. Seramik malzemeler

İdeal Spinal İmplantta Bulunması Gereken Özellikler:

Mekanik Direnç: En dirençli yapıda olanlar çelik olup bunu Ti-Va-Al alaşımları izlemektedir.

Osteointegrasyon: Titanyum olanlarda en fazla olup, günümüzde kemiğe tutunmayı artırmak için kanüllü vidalar ile PMMA enjeksiyonu ve hidroksiapatit kristalleri kullanılmaktadır.

Esneklik: Kullanılan materyalin esnekliği arttıkça direnci de artmaktadır. Kullanılan PEEK malzemelerin esnekliği en fazladır.

Korozyona direnç: Titanyum alaşımlar en dirençlidir.

Bağlantı noktalarında aşınmaya direnç: Yine titanyum alaşımların bu konuda en iyi olduğu bilinmektedir.

Galvatik-Voltatik Etki Oluşturmaması: Bu etkiye fazla sahip materyaller osteoblast aktivitesini artırarak füzyonu arttırmaktadırlar. En iyi titanyum en kötü ise çelik materyallerdir.

Yorulma: Yorulma sonucu enstrüman yetmezliği gelişmektedir. Yorulmaya da en dirençli titanyum alaşımlardır.

Uygulama şekline göre implantlar:

1. Omurganın anterior yapılarına uygulanan
2. Omurganın posterior yapılarına uygulanan
3. Anterior-posterior yapılara aynı anda uygulanan
4. Açık cerrahi yöntemle uygulanan
5. Minimal invaziv yöntemle uygulanan
6. Perkütan tekniklerle uygulanan
7. Rehber sistemler üzerinden uygulananlar olarak sınıflandırılmaktadır.

Yapısal şekle göre implant çeşitleri:

1. Vida şeklinde olanlar
2. Kafes şeklinde olanlar
3. Plak şeklinde olanlar
4. Disk aralığı kafesi şeklindeki implantlar
5. Rodlar ve bağlantı elemanları
6. Dinamik implantlar
7. İrregüler implantlar
8. Birleşim yapısında olanlar

Vidalar: Self tapping (kendi yol açan), self drilling (kendi ilerleyen), konik, silindirik, spongioz veya kortikal dişli, dinamik, çektirme vidası, çeken vida, kanüllü, kilitli, elastik, osteoporoz vidası, unikortikal-bikortikal, bipediküler, hidroksiapatit kaplı çeşitleri mevcuttur.

Kortikal vidalar genellikle self taping (kendi delen) yapıda değildirler.

Spongioz vidalarda ise durum tersidir. Bu nedenle spongioz vidalar daha yüksek sıyrılma direnci sağlarlar.

Kanüllü vidalar rehber eşliğinde yerleştirilen vidalardır. Uygulanmaları daha güvenlidir.

Açılabilen vidalar özellikle osteoporozda kullanılmakta ve özel mekanizmaları ile uçları genişleyebilmektedir. Revizyonları zordur.

Osteoporoz vidası içinden özellikle polimetilmetakrilat (PMMA) enjeksiyonuna izin veren yapıdadırlar.

Yaklaştırıcı (lag) vidalar özellikle odontoid kırıklarında kullanılmaktadır ve kırık kemik uçlarını birbirine yaklaştırmaktadır.

Elastik vidalar içlerinde elastik bir halat bulundurlar. Hem dinamik hem de rijit sistemlerde kullanıma uygundur.

Çekme vidaları uzun vida başları sayesinde kolaylık sağlarlar.

Çift yivli vidalar vidanın kemik içerisinde daha hızlı hareketini sağlarlar.

Vidanın kısımları:

1. Vida başı: Vidanın sistemin diğer elemanlarıyla bağlantı kurmasını sağlayan kısımdır. Poliaksiyal (hareketli), monoaksiyal (sabit) olabilir. U ya da I şeklinde olabilir. Monoaksiyal olanlar mekanik olarak daha güçlüdürler. Poliaksiyal olanların uygulanması daha kolay olmakla beraber sıyrılma ve gevşeme olasılığı daha yüksektir. Ayrıca kanüllü, açılabilen, kilitli ve elastik halat gerdirmeye somunu bulunduran çeşitleri vardır.

2. Vida gövdesi (göbeği): Dişleri içeren kısımdır. Asıl mekanik direnci bu kısım sağlar. Yapılan çalışmalarda en fazla kırılmanın vida boynu olarak tabir edilen baş ile gövde birleşim kısmından olduğu bildirilmiştir. Vidanın çapı (kalınlığı) arttıkça mekanik direnci de artmaktadır.

Vida gövdesi konik veya silindirik yapıda olabilir. Konik vidaların, özellikle spongioz kemikte, daha yüksek sıyrılma dirençleri vardır. Vida dişlerinin yapısı kortikal vidalarda kısa, silindirik ve aralıkları dar iken; spongioz vidalarda ise uzun, trapezoidal ve aralıkları daha geniştir.

3. Vida ucu: Çok çeşitli olup; künt uçlu, kendi delen (self-tapping), kendi ilerleyen (self-drilling), kirschner için kanüllü, sement için kanüllü tipleri vardır. Self drilling vidalar genellikle self tapping özelliğe de sahiptirler.

Vida sıyrılmasını etkileyen faktörler:

Vidanın çapı, kortikal kemikle olan ilişki, penetrasyon derinliği, yiv şekli, vidaların gönderilme açıları, transvers bağlayıcı konulması, osteoporoz, sistemin bulunduğu yer (kraniale ve kaudale yakınlık, bileşke bölgesi), enfeksiyon varlığı, PMMA kullanımı sıyrılma direncini etkileyen önemli faktörlerdir.

Rodlar ve Bağlantı Elemanları: Hem transpediküler hem de kanca sistemlerinde kullanılırlar. Stabilizasyonu arttırıcı etki gösterirler. Farklı malzemelerden üretilebilirler.

Çok fazla rijidite sağlayan rodların kullanılması yapılan çalışmalar sonucu sistemin diğer elemanlarına daha fazla yük binerek mikrofraktürlere ve enstrüman yetmezliğine yol açabilmektedirler. Bu nedenle travma olgularına rijid sistemler tercih edilirken dejeneratif ve osteoporotik omurgada daha semi-rijid sistemler tercih edilmektedirler.

Son dönemlerde bu nedenle PEEK rodlar da kullanılmaktadırlar. Bu rodlar, fleksiyon-ekstansiyon ve lateral eğilmeye kısmen müsaade etmektedirler. Ancak zaman içerisinde özelliklerini yitirebilmektedirler.

Yine son dönemlerde heliksiyal kesitli ve helezonik rodlar da üretilmiştir. Titanyum alaşımı olan bu rodların hareket kabiliyetleri fazla olmakla birlikte dayanımları düşüktür. En son olarak bu heliksiyal kesitli rodların içinden titanyum halatlar geçirilerek dayanımları artırılmıştır.

Dejeneratif deformitelerde daha rijit ve yorulma dirençleri yüksek sistemler tercih edilmektedir. Krom-kobalt, karbon fiber rodlar bu sistemlerde tercih edilmektedir (48).

Rodlara eğimin doğru verilmesi, sistemin çok uzun yapılmaması, bağlantı elemanlarının iyice sıkılması, birbirine yakın şekillerde roda keskin kavisler verilmemesi, uygun sayıda transvers bağlayıcının sisteme eklenmesi

ve füzyon amaçlı füzyon yatağının ve greft materyalinin uygulanması sistemin uzun ömürlü olması (rod kırılması, vida kırılması veya sıyrılması), komşu segment hastalığının gelişim ihtimalinin azalması, aksiyal ağrının az olması açısından büyük önem taşımaktadır.

Bağlantı elemanları ise transvers bağlayıcılar ve genellikle domino şeklindeki geçiş elemanları olarak sayılabilir. Transvers bağlayıcılar sağ ve sol rodu birbirine bağlayarak tek bir sisteme dönüşümü sağlayan yapılardır. Dominolar genellikle geçiş bölgelerinde farklı kalınlıktaki rodler arasında ya da mevcut sistemin uzatılacağı durumlarda kullanılan elemanlardır.

Sistemi kurgularken paralelogram etkisi oldukça önemlidir. Sistemi dikdörtgen veya kare şeklinde oluşturmak, gereksiz uzamaktan kaçınmak, transvers bağlantıları yerinde ve uygun sayıda kullanmak oldukça önemlidir. Spinal implantların **fiziksel özellikleri ve sorunlarından** bahsetmeden bazı tanımlamalardan bahsetmek gerekmektedir (35).

Yoğunluk: Materyalin birim hacimdeki kütesidir.

Yüzey topografyası: Malzeme yüzeyindeki fiziksel özelliklerdir.

Biyouyumluluk: Malzemenin hedeflenen işlevi organizmada istenmeyen sonuçlar doğurmadan yerine getirebilmesidir.

Biyoinert materyal: Malzemenin biyolojik doku veya sistem ile reaksiyona girmemesi halidir.

Biyoaktif materyal: Malzemenin biyolojik doku ile kimyasal ve fiziksel reaksiyona girerek bağ oluşturmasıdır.

Biyokararlılık: Malzemenin biyolojik ortamda korozyona ve hidrasyona direnç göstermesidir.

Biyobozunma: Malzemenin biyolojik ortamda zaman içinde çözülmesi ve erimesidir.

Elastisite modülü: Tek eksenli çekme veya basma yüklenmesi sırasında gerilmenin birim şekil değişikliğine oranıdır. Her materyal için özgül bir özelliktir. Değerin yüksek olması daha sert bir materyale işaret eder.

Elastik deformasyon: Üzerine güç uygulanan bir maddenin kopma gibi kalıcı değişimler oluşturmaksızın deforme olmasıdır.

Plastik deformasyon: Üzerine güç uygulanan bir maddenin kopma gibi kalıcı değişimler oluşturarak deforme olmasıdır.

Yorulma: Malzemenin çoğunlukla tekrarlayan yükler altında artık eski mekanik özelliklerini gösterememesidir.

Yetmezlik: Malzemenin ani bir değişimle ve çoğunlukla deformasyonu ile birlikte mekanik özelliklerini tamamen kaybetmesi durumudur.

Akma ve çekme dayanımı: Akma dayanımı elastik bölgeden plastik bölgeye geçişteki gerilim değeri, çekme dayanımı ise gerime birim şekil değişim grafiğindeki maksimum gerilme derecesidir.

Basma dayanımı: Tek eksenli basma yükü altında kırılma gerilmesidir.

Sertlik: Yüzeyin batmaya karşı gösterdiği dirençtir. Sertlik arttıkça materyalin kırılması gevrek kırılma azaldıkça sünek kırılma şeklinde gerçekleşir.

Kayma modülü: Kayma yükleri altında kırılma gerilmesidir.

Eğilme modülü: 3 veya 4 nokta eğilme testinde elde edilen materyale özgün değerdir.

Eğilme dayanımı: Eğilme değerlerinde elde edilen kırılma gerilmesidir.

Rijidite: Malzemenin deformasyona karşı gösterdiği dirençtir.

Kırılma tokluğu: Malzemenin kırılma öncesi emdiği enerjidir.

Yorulma dayanımı: Gerilmenin zaman ile değiştiği tekrarlayan yüklenmelerde malzemenin sonsuza dek kırılmadan dayanabileceği maksimum gerilmedir (gerilme/ devir sayısı).

Darbe dayanımı: Dinamik (şok) yük altındaki kırılma gerilmesidir.

Aşınma direnci: Temas yüzeylerinde malzeme hareketinden dolayı oluşan bozunmaya karşı gösterilen dirençtir.

Aşınma: Malzemenin mekanik özelliklerini yavaşça kaybederek çözünmesidir.

İmplantın uygulanma şekli:

1. Nötral
2. Distraksiyon
3. Kompresyon
4. Segmental kombine
5. Optimum yük taşıma paylaşım

İmplant kaynaklı kuvvetler:

1. Basit distraksiyon
2. Üç nokta bükücü kuvvet
3. Gergin bant fiksasyonu
4. Sabit ankastre giriş
5. Eklemlili giriş
6. Moment uygulanan giriş

Metal materyallerin fiziksel özellikleri; yüksek elektiriksel, ısı iletimi ve elastik deformasyon özelliği (yüksek elastik modulus), elastik ve plastik zon arasının fazla olması, yüksek maksimum yetmezlik noktası, alaşım haline geldiğinde fiziksel özelliklerinin değişimi, dokuya çözüme eğilimi ve galvanik voltatik etki olarak sıralanabilir.

Titanyum ve alaşımlarının kullanılma fikri ilk defa 1947'de ortaya atılmıştır. Düşük ağırlık ve yoğunluğuna rağmen dayanımının fazla olması, korozyona dirençli olması ve düşük termal genişmeye sahip olması önemli özellikleri olarak ortaya çıkmıştır. Titanyum ile alüminyum ve vanadyum alaşımlar oluşturularak kullanılmıştır. Ayrıca krom, demir, kalay, molibden, tantalyum, oksijen ve neobyum ile alaşımlar oluşturulmuştur. En uygun alaşım Ti6Al4V un alaşımıdır (49).

Spinal İmplant sorunları:

İmplant-kemik bileşke sorunları: En önemli sorundur. Elastik modulu farklı yapıların birbirine tutunmaya çalışmasından kaynaklanmaktadır. Zamanla kemik yapıda oluşan mikro fraktürler ve vidanın yaptığı mikro hareketler nedeniyle vidanın çevresindeki kemik doku bütünlüğü bozulmakta ve bu da vida sıyırılmasına zemin teşkil etmektedir.

Kırılma, kopma ve deformasyon: Bu sorunların temelinde endikasyon, kurgulama ve uygulama ile ilgili problemler vardır.

Korozyon: Her metal için farklı özellikte olup günümüz teknolojisindeki kaplamalar ile yok denecek kadar azdır.

Çevre dokuda reaksiyon ve çevre dokuya serbest molekül salınımı ve buna bağlı toksisite: İmplantların sabitlenmesi aşamasında uygun

kuvvetlerle sıkılması gerekmektedir. Yüzey kaplamasının hasar gördüğü durumlarda oluşabilmektedir.

Voltaik etki ve ara yüz gevşemesi: Özellikle gümüş ve hidroksiapatit implantlarda görülmektedir.

Malpozisyon

Enfeksiyonlar, BOS fistülü

Kırılma, kopma ve deformasyon ve sıyrılmayı; gereksiz uzun veya çok kısa sistem (özellikle bileşke bölgelerinde), yetersiz kemik füzyon, dayanıksız yapıdaki implantların kullanılması, farklı yapıdaki implantların kullanılması, bağlantı noktalarının yanlış olması ve/veya bağlantıların iyice sıkılmaması, roda az veya fazla keskin kavis verilmesi, birden kavsın çok keskinleştirilmesi, uzun moment kolunun kraniale doğru olması, enfeksiyon varlığı, korozyon ve buna bağlı oluşan doku reaksiyonu, bir kez bükülmüş implantların başka açılarla yeniden bükülmesi gibi etmenler oluşturabilmektedir.

Ayrıca osteoporoz, burada önemli bir etken olarak ortaya çıkmaktadır. Vida-kemik temas ara yüzünün azalması ve dayanıksız hale gelmesi nedeniyle sıyrılmayı tetiklemektedir.

Sıyrılmayı etkileyen diğer bir etmen ise; cerrahi uygulama sırasında veya sonrasında vidanın yerleştirildiği pedikül kemik kanalının kırılması veya parçalanması olarak sayılabilir. Bu durum, ciddi komplikasyonlara yol açabilmesinin yanında, vida-kemik yapısının mekanik direncini yok eder. Bu durumda daha kalın-büyük vida kullanılması, bikortikal yerleştirme, ekstrapediküler yerleştirme ve yeni bir teknik olan kortikal kemik rotası (CBT) yoluyla yerleştirme gibi teknikler tanımlanmıştır.

Fakat bu tekniklerin hepsinin kendine has komplikasyonları bulunmaktadır. Bu çalışmanın amacı da, bu tekniklerin ve vida tiplerinin hangisinin osteoporoz ve/veya kurtarma cerrahisinde daha yüksek başarı ile kullanılabileceği hakkında fikir oluşturmaktır.

7. TORAKOLOMBER POSTERİOR ENSTRÜMANTASYON

Torakolomber fraktürlerin, dejeneratif patolojilerin, deformatelerin, tümörlerin, enfeksiyonların tedavisinde; geniş dekompresyon yapılmış durumlarda instabiliteyi önlemek amacıyla kullanılmaktadır.

Enstrümantasyonda pedikül vidaları, kancalar veya telleme yöntemleri kullanılabilir. Pedikül vidaları özellikle osteoporotik olgularda sorun yaratmaktadır. Bu nedenle sistem uzatılabilir, yiv derinliği özel olan vidalar kullanılabilir. Kanca ve telleme sistemleri ise posterior elemanların hasarlandığı ve ciddi kanal stenozu olan durumlarda kontrendikedir.

Pedikül vidaları ile 3 kolonda stabilizasyon sağlanmakta olup uygulanması daha zordur. Vida malpozisyonu ile ilgili nörolojik veya vasküler hasarlanma söz konusu olabilir. Maliyetleri daha yüksektir.

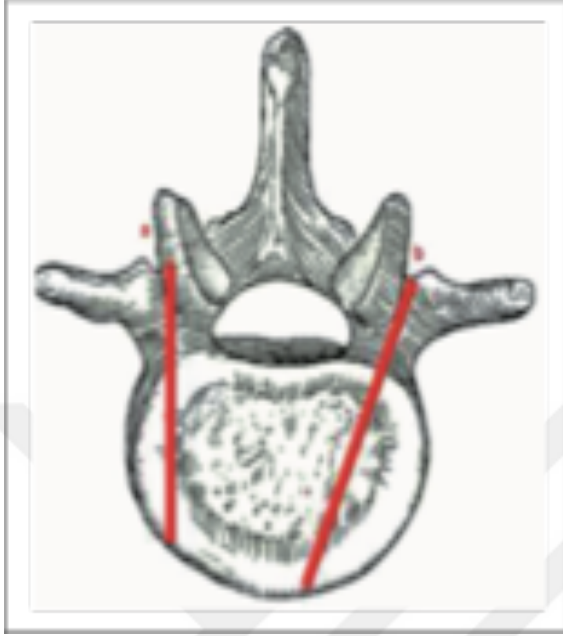
Torakolomber posterior enstrümantasyonda hem kullanılacak implantlara ait özelliklerin hem de anatominin iyi bilinmesi gerekmektedir. Özellikle bileşke bölgelerinde farklı özellikler söz konusudur. Pedikül açılarının, çapının ve uzunluğunun ve korpusa ait özelliklerin preop çok iyi değerlendirilmesi gerekmektedir. Genel geçer özellikler olmakla birlikte her hasta farklı anatomik özellikler taşıyabilir.

Sagittal pedikül açısı: Torakal pedikülün sagittal açısı T1'den T5'e kadar kaudale doğru açılarak azalır. Alt torakal bölgede T8'e doğru tekrar artarak maksimum değere ulaşır ve T12'de tekrar azalma gösterir. Lomber bölgede ise lomber lordoz sebebiyle üst lomber vidalar rostrale, alt vidalar ise kaudale doğru yönlendirilir.

Koronal pedikül açısı: Vidalara verilen medial açıdır. Alt torakal bölgede T12 seviyesinde nötr konumda iken üst bölgelere doğru çıkıldığında yaklaşık 30 derece mediale doğru açılma gösterir. L1 seviyesinde 5 derece iken her seviyede 5 derece artarak L5 seviyesinde yaklaşık 25 derecedir.

Pedikül çapı: Torakal bölgede posteriordan vida yerleştirirken oldukça önemlidir T4-T6 arası en dar çapa sahiptir. Kraniale ve kaudale doğru artar. L1 seviyesinde yaklaşık 8 mm iken L5 seviyesinde yaklaşık 10 mm kadardır.

Pedikül uzunluğu: Pedikül uzunluğu hesaplanırken anterior korteks uzunluğu ve giriş uzunluğunu ayrı ayrı hesaplamak gerekmektedir.



Şekil 24: a. Anterior korteks uzunluğu, b. Giriş uzunluğu.

Cerrahi teknik: 3 ayrı teknik kullanılmaktadır (50). Bunlar serbest el tekniği, işaretleme tekniği ve laminotomi yapılarak pedikülün sınırlarının probla kontrollü bir şekilde ortaya konulmasıyla vida yerleştirilmesidir.

Klasik olarak üst fasetin lateralinden geçen vertikal çizginin transvers çıkıntının ortasından geçen horizontal çizginin kesişim noktası vida giriş yeridir.

1. Fredrich F. Magerl Tekniği: Süperior artiküler çıkıntının lateralinden çizilen vertikal hattın, transvers çıkıntının tabanının ortasına çizilen horizontal hattın kesişim noktasıdır.

2. James N. Weinstein Tekniği: Süperior artiküler çıkıntının lateral ve inferior kenarıdır.

3. Roy-Camille Tekniği: Pedikülün merkezini işaret eden, faset eklemden geçen vertikal hat ile transvers çıkıntının ortasından çizilen horizontal hattın kesişim noktasıdır.

Torakal bölgede ise anatominin farklı olması nedeniyle her seviyede iyi görüntüleme yapılması, anatomik yapıların iyice ortaya konulması gerekmektedir. Özellikle torakal bölgede foraminotomi yapılarak pedikülün görülmesi önerilen bir yaklaşımdır (51).

8. GERİATRİK HASTALARDA ENSTRÜMANTASYON

İnsan ömrünün uzamasına ve gelişmişlik düzeyinin artmasına bağlı olarak yaşlı hasta grubunda yapılan spinal enstrümantasyon operasyonlarının sıklığı giderek artmaktadır.

Yaşlı hastaların taşıdığı komorbid hastalıkları ve özellikle osteoporoz cerrahi mortaliteyi ve morbiditeyi arttırmaktadır. Uzun cerrahi süresi, fazla miktarda kanama, anesteziğin etkileri buna sebep olmaktadır. Bu nedenle yaşlı hastalarda doğru endikasyon koymak, doğru cerrahiye doğru enstrümanlarla uygulamak, günlük pratiğimizde oldukça önemlidir.

Ciddi osteoporozu olan bir hastaya multisegment stabilizasyon yapıldığında; vidaların gevşeyip sıyırılması, kırılması, komşu segment hastalığı ortaya çıkması gibi komplikasyonlar günlük pratiğimizde sıkça ortaya çıkmaktadır. Bu hastaların tekrar tekrar opere olduklarını, enfekte olduklarını ve başka problemlerin ortaya çıkabildiğini görmekteyiz.

Dejenerasyon sürecine bağlı olarak yaşlı omurgada bazı değişiklikler meydana gelmektedir. Omurga yüksekliğinin yaklaşık olarak %25'ini teşkil eden intervertebral diskler zamanla özelliklerini ve su içeriklerini kaybederek siyah (black) disk halini alır. Bu da komşu omurların birbirlerine sürtünmesine ve zamanla Modic değişikliklere ve osteofit oluşumuna yol açar. Bu da ilerleyen zamanlarda mekanik tipte bel ağrısına sebep olacaktır.

Disklerin yükseklik kaybına bağlı olarak vertebral kolon zaman içerisinde yüksekliğinin 2-3 cm kadarını kaybedebilir. Disklerin deformasyonuna bağlı olarak anatomik kifozlar ve lordozlar zaman içerisinde kaybolma eğilimindedirler.

Yaşlanan omurgada bir diğer büyük sorun osteoporozdur. Özellikle kadınlarda postmenopozal dönemde kemikte hızlı bir şekilde osteoporoz

görülür. Bu nedenle, bu dönemlerde kemik mineral dansitesinin yakın takibi mevcut kemik yapının desteklenmesi için gerekli vitamin ve ilaç takviyesinin yapılması gerekir. Aksi takdirde omurgada zaman içerisinde minör travmalarla bile ciddi osteoporotik kırıklar görülebilir. Bu kırıklar sıklıkla torakolomber bileşkede meydana gelmektedirler.

Yaşlanan omurgada disk ve kemik yapılarında bu değişiklikler meydana gelirken ligamentöz ve adale yapılarında da değişiklikler olmaktadır.

Ligamanlarda zaman içerisinde omurganın normal anatomisinin ve fizyolojisinin bozulmasına sekonder olarak değişim olmakta ve özellikle hipertrofi meydana gelmektedir. Özellikle lig.flavum hipertrofisine bağlı ciddi spinal kanal stenozu oluşmakta ve ciddi şikayetlere neden olmaktadır. Bu en sık lomber ve servikal bölgede görülmektedir.

Ayrıca yine bir kompensasyon mekanizması olarak faset eklemlerde zaman içerisinde hipertrofi gelişmekte olup bazı operasyonlarda laminanın bile ayırt edilmesini güçleştirebilmektedir.

Nasıl bir cerrahi uygulanmalı ? :

Yapılan çalışmalar sadece allogreft kullanılarak yapılan operasyonlardaki füzyonun enstrümamanlı olgulara göre daha az olduğunu göstermektedir. Bu nedenle otogreftin eklenerek yapılacağı bir operasyonun daha başarılı olabileceği görülmüştür (52).

Ancak bu hastalardaki enstrümana bağlı gelişebilecek problemler de göz önünde bulundurulmalıdır. Bu sorunların en önemlisi, yetersiz kemik mineral dansitesi nedeniyle vida-kemik arayüzünün istenen dirence ulaşamaması ve sonucunda vida sıyrılması ve/veya artifisiyel kemik kırıklarına neden olmasıdır. Bu nedenle son zamanlarda özellikle PMMA enjeksiyonuna izin veren kanüllü vidalar kullanılmaktadır. Bazen de pedikül vidası gönderilmeden pediküle PMMA enjeksiyonu yapılabilmektedir. Bunların sıyrılma direncini arttırdığına dair yayınlar mevcuttur (53). Ayrıca son dönemlerde yine açılabilir vidaların osteoporoz da kullanımına dair yayınlar da yapılmaktadır (54). Bu çalışmanın ana amaçlarından biri bu tür

komplasyonların gelişmemesi için, en uygun vida tipi, vida dış yapısı seçeneği ve cerrahi yöntem konusunda fikir oluşturabilmektir.

Osteoporotik kırığı olan hastalarda vertebroplasti ve kifoplasti de günümüzde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ciddi komplasyonlara sebep olabileceği için endikasyon ve uygulama aşamasında azami dikkat gerekmektedir. Posterior korteksin sağlam olduğundan mutlaka emin olunmalıdır. Enjeksiyon miktarının nereye ne kadar yapılacağı çok iyi hesaplanmalıdır. Bu esnada perop skopi ve varsa BT kullanılmalıdır.

Chang ve ark'nın 41 osteoporotik vakalık serisinde önceden PMMA uygulanmış pediküllere gönderilen 291 adet pedikül vidasıyla yaptıkları çalışmada; 22 aylık takiplerinde vida gevşemesi ya da sıyırılması gerçekleşmediğini raporladılar (41).

Yine Pinera ve ark. bu sonucu destekleyen bir çalışma yayınlamışlardır (42).

Ancak bazı yayınlar da vertebroplasti veya kifoplasti uygulamasının komşu vertebralarda ilerleyen zamanlarda kırık riskinin artırdığını göstermiştir. Buna kemiğin elastik modulusunun değişiminin neden olduğu belirtilmektedir (57).

9. KURTARMA VE REVİZYON CERRAHİSİ

Kurtarma cerrahisi:

Torakal pedikül vidası ile ilgili sorunlar: Yerleştirilen vidanın yeterli fiksasyon yapmadığı durumlarda ilk vidadan daha uzun ve kalın vida yerleştirilebilir. Yine sorun devam ediyorsa sistem bir seviye uzatılabilir. Fakat tüm bu yöntemlerin nörolojik bası, enfeksiyon ve yetersiz kemik stoğunu daha da azaltması gibi olası komplasyonları göz önünde tutulmalıdır. Osteoporotik hastalarda sementli vida kullanılabilir. Kırık vertebralarda pedikül sağlam ise kısa vida yerleştirilmesi sistemi güçlendirir (58).

PMMA ile güçlendirme: Posterior korteksin sağlam olduğundan kesin emin olunmalı ancak buna rağmen sement kaçağı oluyorsa acil laminektomiye geçilmelidir. Literatürde, özellikle kurtarma-revizyon cerrahisinde PMMA

kaçağına bağılı nörolojik defisit oranı, primer vertebroplasti işlemlerine göre daha fazla görülmektedir (59).

Daha uzun- kalın vida kullanımı: Eğer pedikül vidası sıyrıldıysa, daha kalın ve izin veriyorsa daha uzun vida kullanılabilir. Fakat, bu anatomik yapı izin vermediğı durumlarda mümkün olmayabilir. Ayrıca nöral dokuda hasar oluşturma olasılığı da yüksektir. Farklı bir yöntem olarak; vida yatağına otolog kemik greft konularak daha sonra vida gönderilerek kurtarma denenebilir. Fakat burada da PMMA kaçağı ile nörolojik hasar riski bulunmaktadır (60).

Revizyon cerrahisi:

Daha önce operasyon geçirmiş ve buna rağmen şikayetleri azalmamış ya da ilk başta şikayetleri geçmiş fakat sonradan yeniden başlamış ya da öncekinden farklı bir şikayet gelişen hastaları iyi değerlendirmek gerekir. Hastanın detaylı anamnezi, fizik muayenesi, geçmiş görüntülemeleri, önceki ameliyatta yapılan bir bütün olarak değerlendirilmelidir. Çünkü her geçirilen operasyon başarı şansını azaltmaktadır.

Nadir olmakla beraber yanlış seviye ve yanlış taraf operasyonlar söz konusu olabilmektedir.

Enstrümanla ilgili problemler erken dönemde farkedildiğinde revize edilmeli geç dönemde ise hastanın şikayetleri, füzyon olup olmadığı değerlendirilmelidir. Psödoartrozlarda genellikle hastaların şikayetleri düzelmediğı için revizyon cerrahisi gerekmektedir.

III- GEREÇ VE YÖNTEM

Yapılan bu çalışmada “**Koyun omurları üzerinde değişik tipteki pedikül vidalarının değişik yerleşim pozisyonlarındaki sıyrılma dirençlerinin karşılaştırılması**” amaçlandı.

Bu amaçla öncelikle özel olarak hazırlanmış taze kasaplık koyun sırt bölgesi omurga takımları temin edildi (torakal 8-12 arası anatomik segmentler).



Şekil 25: Koyun sırt bölgesi omurga takımı

Temin edilen taze kasaplık koyun omurgalarının Manisa Celal Bayar Üniversitesi Radyoloji Bölümü bünyesindeki SIEMENS HEALTHINEERS marka SOMATOM X.cite modeli 128 kesitli bilgisayarlı tomografi ile üç boyutlu (3D) görüntülemeleri yapıldı. Sagittal, aksiyal ve koronal kesitli görüntülemeleri yapılırken 3D rekonstrüksiyonları da oluşturuldu. Bu şekilde kullanılacak olan pedikül vidalarının boylarına ve çaplarına karar verildi. Vidaların 5,5x35 mm boyutlarında olmasına karar verildi.



Şekil 26: SIEMENS HEALTHINEERS marka SOMATOM X.cite modeli 128 kesitli BT ile çekim yapılırken

Değişik tipteki pedikül vidaları temin edildi. Trapezoidal dişli, konik yivli, silindirik yivli ve PMMA enjekte edilebilen kanüllü pedikül vidaları hazırlandı. Vidalar U kafalı ve poliaksiyal tipte seçildi. Rijid tipte rodlar ve bunlara uygun vida kapakları hazırlandı. Vidaları koyun omur pediküllerine gönderebilmek için şarjlı el matkabı, değişik boyutlarda matkap uçları, poliaksiyal vida göndericisi, vida kapağı (nut) tutucusu, son sıkıcı (ters tork) hazırlandı.

Çalışma için **dört** ana grup belirlendi. Bunlar;

- 1. Dört ayrı tipte pedikül vidası ile tek vida pozisyonu (n: 24),**
- 2. Trapezoidal dişli pedikül vidaları ile dört farklı vida pozisyonu (n:24),**
- 3. Kanüllü (PMMA (sement enjekte edilebilen)) pedikül vidaları ile dört farklı vida pozisyonu (n:24),**
- 4. Trapezoidal dişli pedikül vidaları ile oluşturulan ikili rijid rod sistemi ile kanüllü (PMMA (sement enjekte edilebilen)) pedikül vidaları ile ikili rijid rod sistemi idi (n:12).**

Tablo 3: Çalışma için dört ana grup belirlendi:

Gruplar	Denek sayısı (n)
Tek pozisyon-dört tip vida	24
Tek tip vida-dört farklı pozisyon	24
PMMA vida-dört farklı pozisyon	24
İkili vida-rod sistemi	12

Manisa Celal Bayar Üniversitesi Nöroşirürji Kliniği'nin kendi bünyesindeki laboratuvarında gerekli hazırlıkların tamamlanmasının ardından pedikül vidalarının koyun omurlarına yerleştirilmesi işlemi yapıldı.

Beşli ya da altılı olan koyun omurgası segmentleri önce dörderli ve ikişerli gruplar halinde hazırlandı. Bu örneklere, değişik gruplardaki vidalar yerleştirildi.



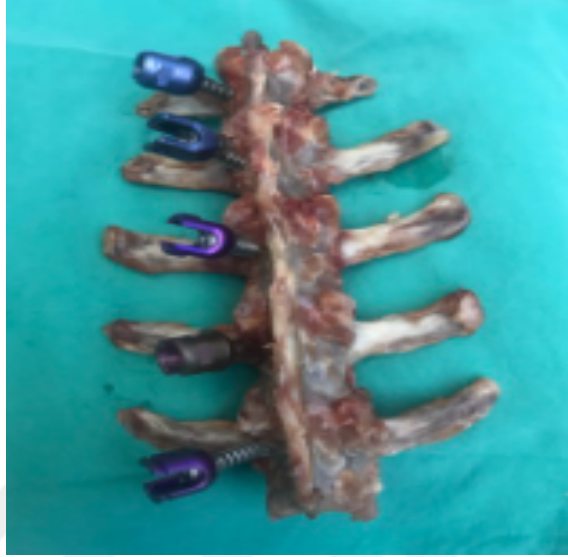
Şekil 27: Kullanılan değişik vida tipleri

Şarjlı el matkabının yardımıyla açılan yollardan poliaksiyal vida göndericisi ile bikortikal, unikortikal, ekstrapediküler (transvers çıkıntıyı kat edecek şekilde) ve kortikal kemik rotası- CBT (Cortical bone trajectory) tarzda vidalar yerleştirildi.



Şekil 28: 4 farklı tipte vida yerleşimi

İkinci omurga grubuna dört farklı tipte pedikül vidasının gönderilebilmesi için bikortikal tarzda yerler hazırlandı. Daha sonra poliaksiyal vida göndericisi ile konik yivli, silindirik yivli, trapezoidal dişli ve kanüllü vidalar yerleştirildi.



Şekil 29: Farklı vidalar bikortikal tarzda

Üçüncü omurga grubuna 4 adet kanüllü vida yerleştirildi. Ardından vidaların içinden hazırlanan PMMA enjekte edildi.



Şekil 30: Kanüllü vidalar 4 farklı tarzda gönderildi.

İkişerli 2 adet hazırlanan omurga gruplarından birine trapezoidal dişli vidalar bikortikal, diğerine de; 2 adet kanüllü vida yerleştirildi. Ardından sementli vidaların içinden hazırlanan polimetil metakrilat (PMMA) 1 cc

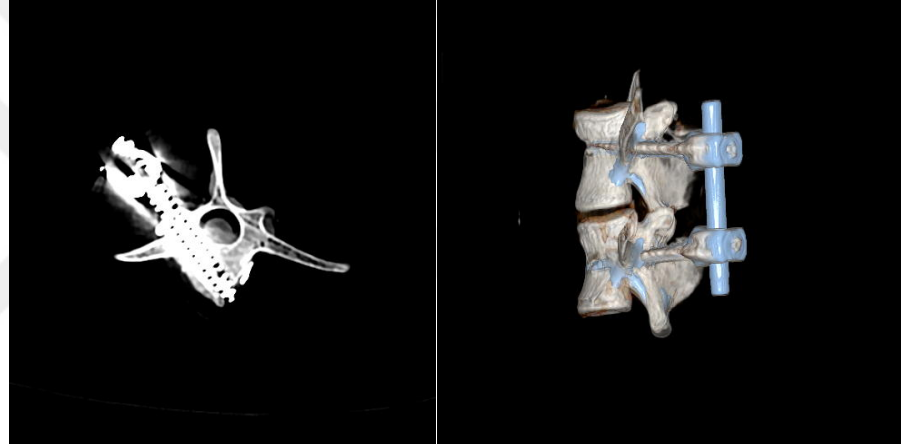
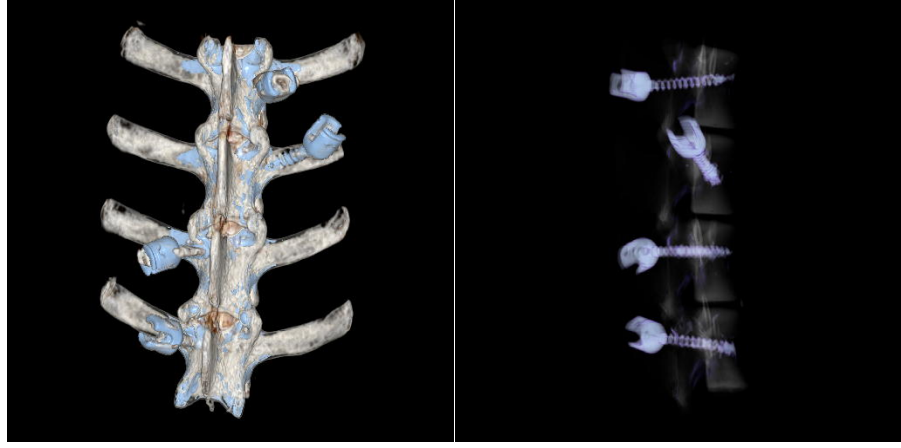
miktarında enjekte edildi. PMMA'nın 24 saat bekletilerek sertleşmesi sağlandı ve daha sonra deneye alındı.

İkili vida grupları ile oluşturulan yapıların bütün olarak sıyrılma dirençlerinin saptanması grubunda ise; transpediküler-unikortikal vidalarla oluşturulan sistemler ile transpediküler-unikortikal yerleştirilen ve içerisinden 1'er cc PMMA enjekte edilerek 24 saat bekletilen vida sistemleri gruplarının karşılaştırması yapıldı. Sistemler kendi aralarında ikişerli olarak rijid rod ile birbirlerine bağlandı. Daha sonra vida kapakları sıkılarak sabitlendi.



Şekil 31: Rodlu sistem

Hazırlanan sistemlerin Manisa Celal Bayar Üniversitesi Radyoloji Bölümü bünyesindeki SIEMENS HEALTHINEERS marka SOMATOM X.cite modeli 128 kesitli bilgisayarlı tomografi ile üç boyutlu (3D) görüntülemeleri yapıldı. Sagittal, aksiyal ve koronal kesitli görüntülemeleri yapılırken 3D rekonstrüksiyonları da oluşturuldu. Oluşturulan görüntüler DVD'ye aktararak kayıt altına alındı.



Şekil 32: 3D BT görüntüleri

Manisa Celal Bayar Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde Üretim Yönetimleri Laboratuvarı'nda çekme işlemleri gerçekleştirilerek; veriler, fotoğraflar ve videolar kayıt altına alındı. Çekme işlemleri Shimadzu Autograph AG-1s 100 kN cihazı ile gerçekleştirildi. Cihazın çekme sırasındaki verileri cihazın bağlı olduğu bilgisayardaki Trapezium 2 yazılımı ile kayıt altına alındı.



Şekil 33: Çekme cihazı

Cihazın çekme hızı (stroke) daha önceden yapılmış biyomekanik çalışmalara ait veriler incelenerek ortalama bir değer olan 5mm/dk olarak kabul edilerek ayarlandı (61).

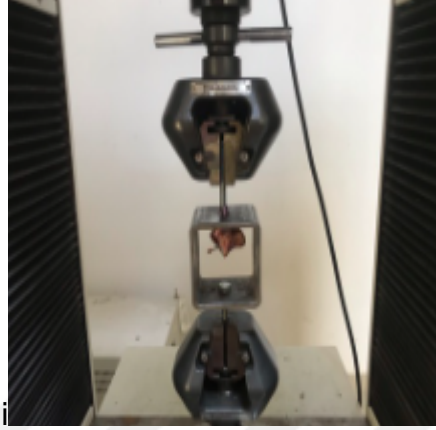
Sistemlerin cihaza sağlıklı olarak bağlanabilmesi amacıyla kare şeklindeki ve üst tarafta omurların bağlanıp çekilebilmesine izin verecek şekilde deliği bulunan bir çelik profil yapı hazırlandı.



Şekil 34: Çekimlerde kullanılan kare profil

Omurlardaki pedikül vidalarının poliaksiyal başlarına uygun ölçülerde somunlar hazırlandı.

Daha sonra rodlu sistemler hariç olmak üzere omurlar tek tek ayrıldı. Pedikül vidaları gönderilmiş olan omurlar tek tek kare profilin içersine yerleştirilerek poliaksiyal başlarından somunlanarak cihaza bağlanarak sabitlendi.



Şekil 35: Cihaz çekme esnasında

Gerekli cihaz ayarlamaları her çekme işleminin başında tekrarlandı. Bu esnada hem fotoğraflama hem de çekim esnasında video kayıt işlemi yapıldı. Sistemin stroke değeri 5mm/dk olarak ayarlandı. Çekme işlemleri yapılarak veriler ilgili program aracılığıyla kayıt altına alındı. Her bir sistem için sıyrılma işleminin gerçekleşmesini hemen izleyerek işlem sonlandırıldı.

Rodlu sistemlerde ise çelik lama testere ile cihaza sabitlemek suretiyle sistemlerin hareketi önlenerek çekme işlemleri gerçekleştirildi.



Şekil 36: Rodlu sistem çekilirken

İstatistiksel Değerlendirme:

Tüm gruplarda ortalama değer alınarak tek yerleştirilmiş vidalar kendi aralarında ve rodlu sistem olarak oluşturulan deney grupları da kendi aralarında SPSS 11.0 programı kullanılarak **Ki-kare** ve **Mann-Whitney U** testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi. $p < 0.05$ değeri anlamlı olarak kabul edildi.



IV- BULGULAR

Sonuçlar **dört ayrı grup** altında değerlendirildi.

Grup 1: Dört ayrı tipte pedikül vidası ile tek vida pozisyonu:

Bu grupta tüm vidalar bikortikal şekilde yerleştirildi. Buna göre; kanüllü (içerisinden PMMA enjekte edilen) vida yerleştirilmesi yönteminin ortalama sıyrılma değeri 1.0 kN ile en yüksek değere sahiptir. Bunu trapezoidal dişli silindirik vidanın bikortikal yerleştirilmesi izlemektedir ve bu grubun ortalama değeri de 0,7 kN olarak saptanmıştır. Trapezoidal dişli konik vida grubunda 0,5 kN ortalama değerinde sıyrılma başlamış, yuvarlak dişli silindirik vida grubunda ise bu değer ortalama 0,44 olmuştur. Son iki grup ortalama değeri arasında istatistiksel anlamlı fark bulunamamış, fakat diğer tüm gruplar arasında anlamlı istatistiksel fark bulunmuştur ($p<0,05$).

Tablo 4: Grup 1: Dört ayrı tipte pedikül vidası ile tek vida pozisyonu:

Vida tipi	Ortalama sıyrılma direnci (kN)
Trapezoidal silindirik	0,7
Trapezoidal konik	0,5
Yuvarlak dişli silindirik	0,44
PMMA-kanüllü	1.0

Grup 2: Trapezoidal dişli konik pedikül vidaları ile dört farklı vida pozisyonu:

Bu grupta tüm vidalar trapezoidal dişli konik formdadırlar. En yüksek sıyrılma direnci, transvers çıkıntıyı da kat eden ekstrapediküler tarzda yerleştirilen

vidalarda olmuş ve bu yöntemdeki ortalama sıyrılma direnci 1,7 kN olarak saptanmıştır. Bunu 1,2 kN değerle kortikal kemik rotası (CBT) yöntemi izlemiş ve standart transpediküler unikortikal yöntemde ise ortalama sıyrılma direnci 1.0 kN olarak saptanmıştır. Tüm yöntemler arasında anlamlı istatistiksel fark saptanmıştır ($p<0.05$).

Tablo 5: Grup 2: Trapezoidal dişli konik pedikül vidaları ile dört farklı vida pozisyonu:

Yöntem	Ortalama sıyrılma direnci (kN)
Transpediküler unikortikal	1,0
Ekstrapediküler	1,7
Kortikal kemik rotası	1,2

Grup 3: Kanüllü (PMMA (sement enjekte edilebilen)) pedikül vidaları ile dört farklı vida pozisyonu:

Bu grupta kanüllü vidalar dört ayrı trasede yerleştirilerek içlerinden 1 cc polimetilmetakrilat (PMMA) enjekte edilerek 24 saat PMMA sertleşmesi için bekletilmiş ve daha sonra deneyler uygulanmıştır.

Bu grupta en yüksek ortalama sıyrılma direnci 1,9 kN ile ekstrapediküler yöntemde saptanmış olup, bunu sırasıyla 1,5 kN ile bikortikal, 1,1 kN ile kortikal kemik rotası yöntemi ve 1,0 kN değeri ile de transpediküler unikortikal yöntem izlemiştir. Son iki yöntem grubu arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunamamış fakat diğer gruplar arasında anlamlı fark ortaya çıkmıştır ($p<0.05$).

Tablo 6: Grup 3: Kanüllü (PMMA (sement enjekte edilebilen)) pedikül vidaları ile dört farklı vida pozisyonu:

Yöntem	Ortalama sıyrılma direnci (kN)
Bikortikal	1,5
Transpediküler unikortikal	1,0
Ekstrapediküler	1,9
Kortikal kemik rotası	1,1

Grup 4: Trapezoidal dişli pedikül vidaları ile oluşturulan ikili rijid rod sistemi ile kanüllü (PMMA enjekte edilebilen) pedikül vidaları ile oluşturulan ikili rijid rod sistemi:

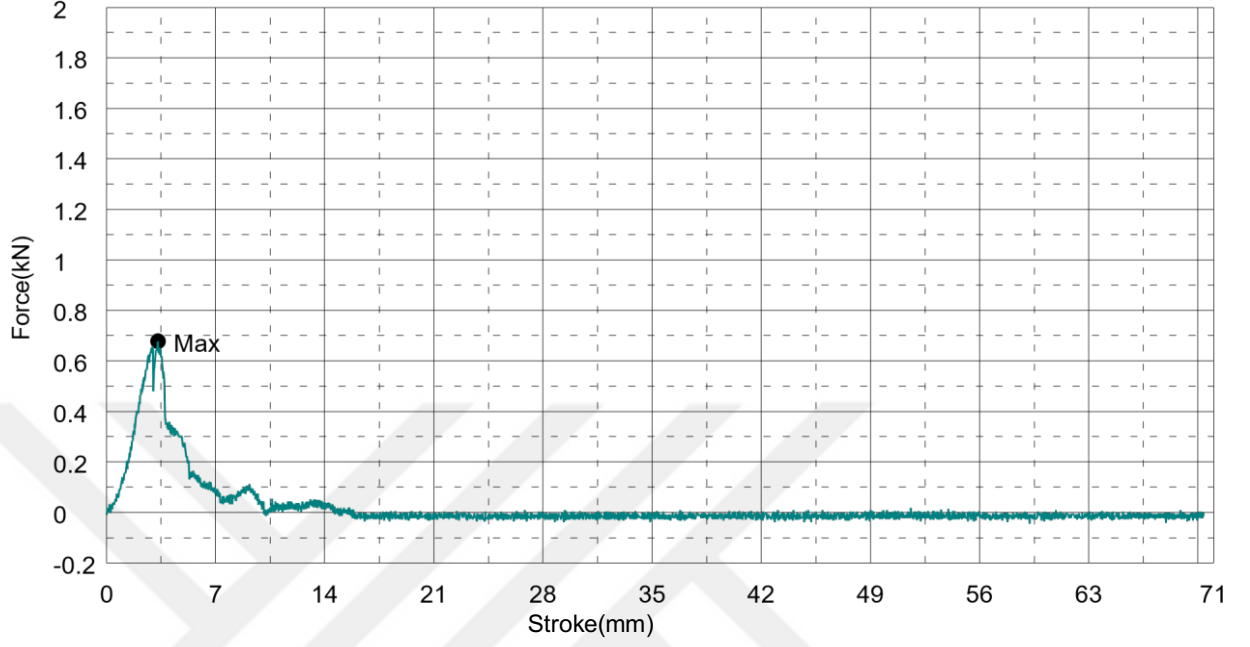
Bu grupta transpediküler-unikortikal yerleştirilen iki vida arasına rod sistemi konularak oluşturulan yapı ile transpediküler-unikortikal olarak yerleştirilmiş ve içerisinde 1 cc PMMA enjekte edilmiş iki kanüllü vida arasında rod sistemi bağlanarak oluşturulan yapının bütün olarak sıyrılma dirençlerinin ortalamaları karşılaştırılmıştır. PMMA grubunun ortalaması 1,8 kN normal vida grubunun ortalaması ise 1,2 kN olarak saptanmıştır. İki sonuç arasında anlamlı istatistiksel fark saptanmıştır ($p<0.05$).

Tablo 7: Grup 4: Trapezoidal dişli pedikül vidaları ile oluşturulan ikili rijid rod sistemi ile kanüllü (PMMA enjekte edilebilen) pedikül vidaları ile ikili rijid rod sistemi:

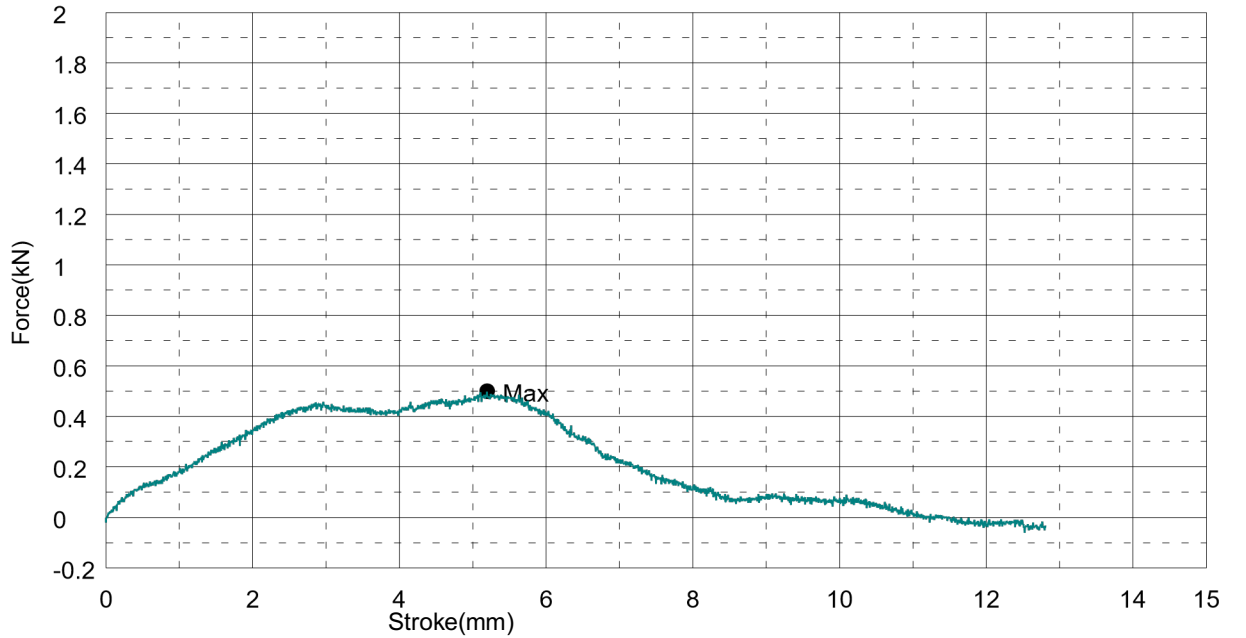
Vida tipi	Sıyrılma direnci (kN)
Standart vida	1,2
PMMA-Kanüllü	1,8

1.Grup: Dört ayrı tipte pedikül vidası ile tek vida pozisyonu (n: 24),

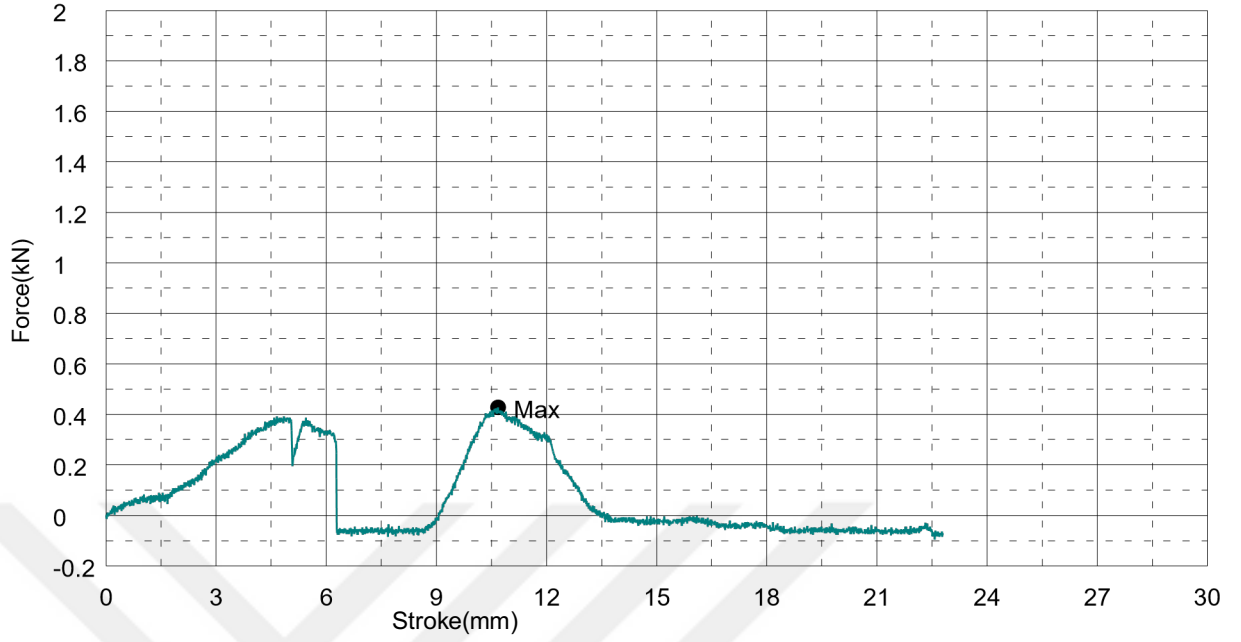
Tablo 8: Trapezoidal dişli silindirik vida bikortikal konfigürasyonda:



Tablo 9: Trapezoidal dişli konik vida bikortikal konfigürasyonda:

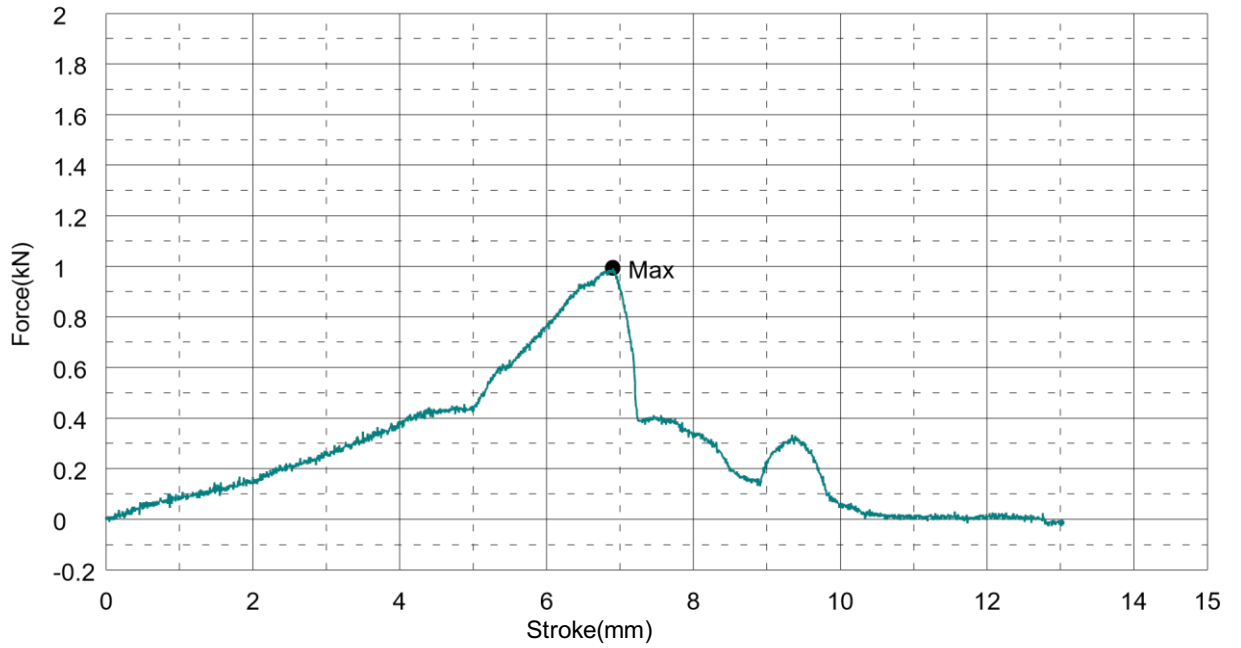


Tablo 10: Yuvarlak dişli silindirik vida bikortikal konfigürasyonda:

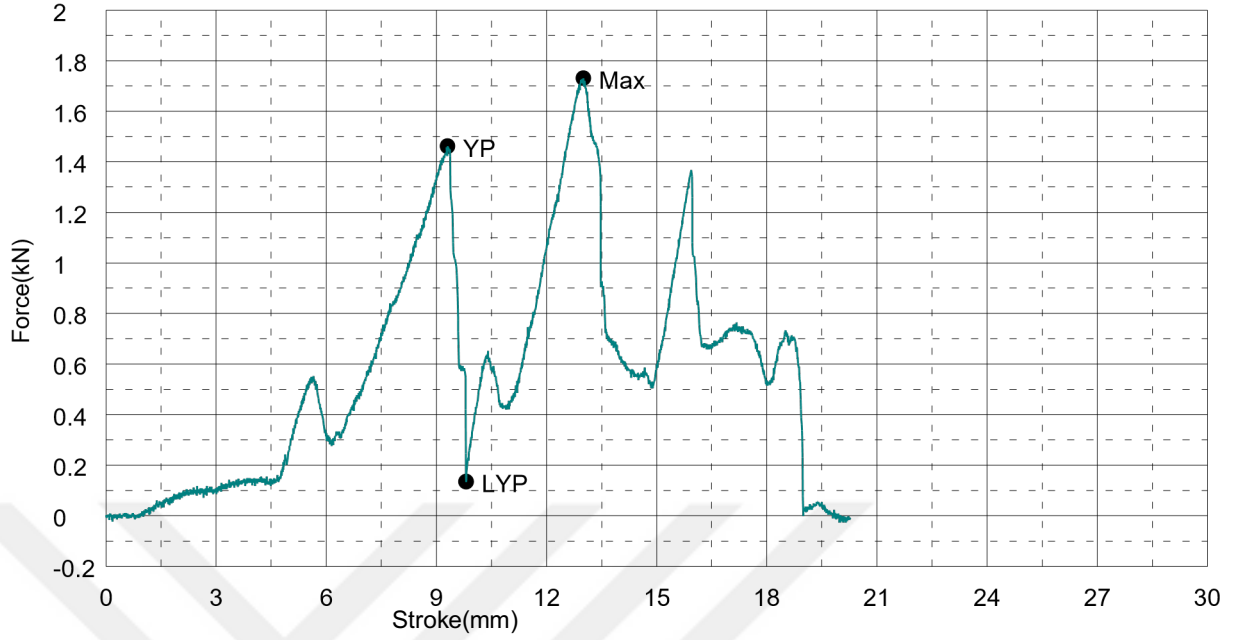


2. Grup: Trapezoidal dişli pedikül vidaları ile dört farklı vida pozisyonu (n:24):

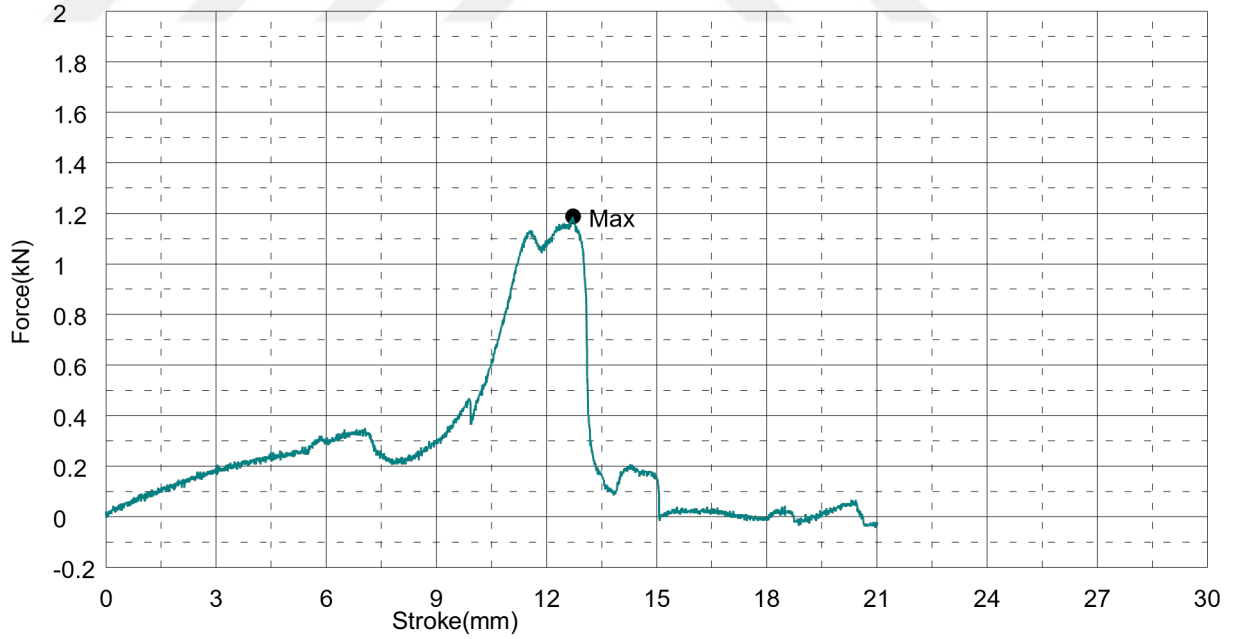
Tablo 11: Trapezoidal dişli konik vida transpediküler unikortikal konfigürasyonda:



Tablo 12: Trapezoidal dişli konik vida ekstrapediküler konfigürasyonda:

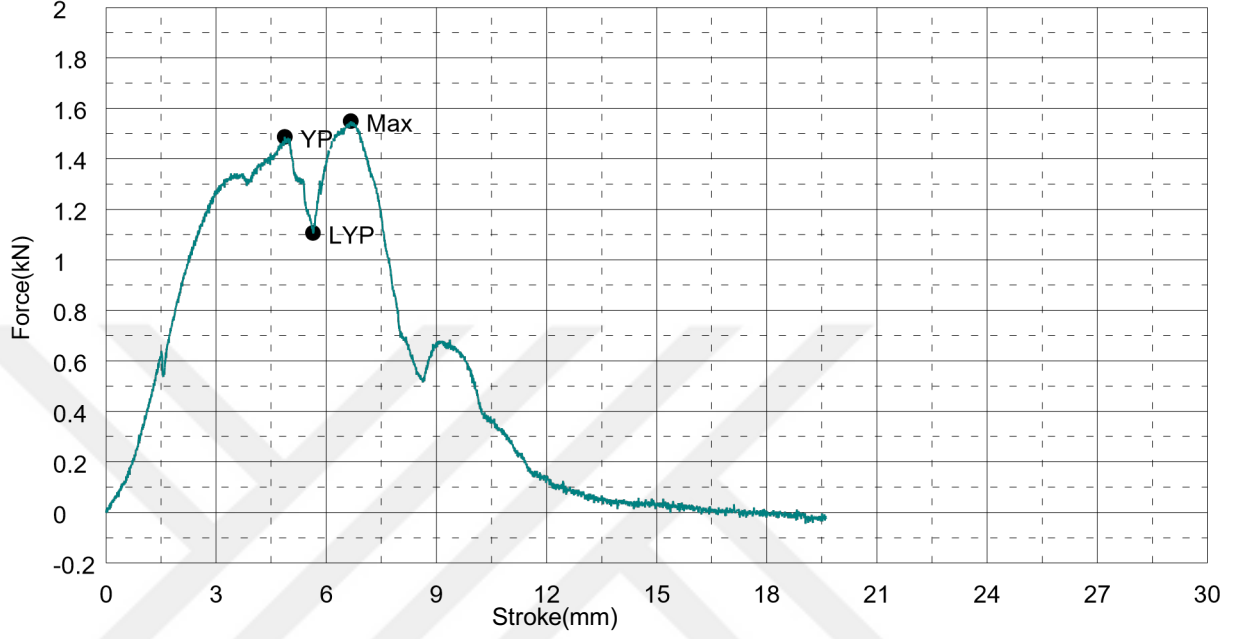


Tablo 13: Trapezoidal dişli vida CBT (cortical bone trajectory) konfigürasyonunda:

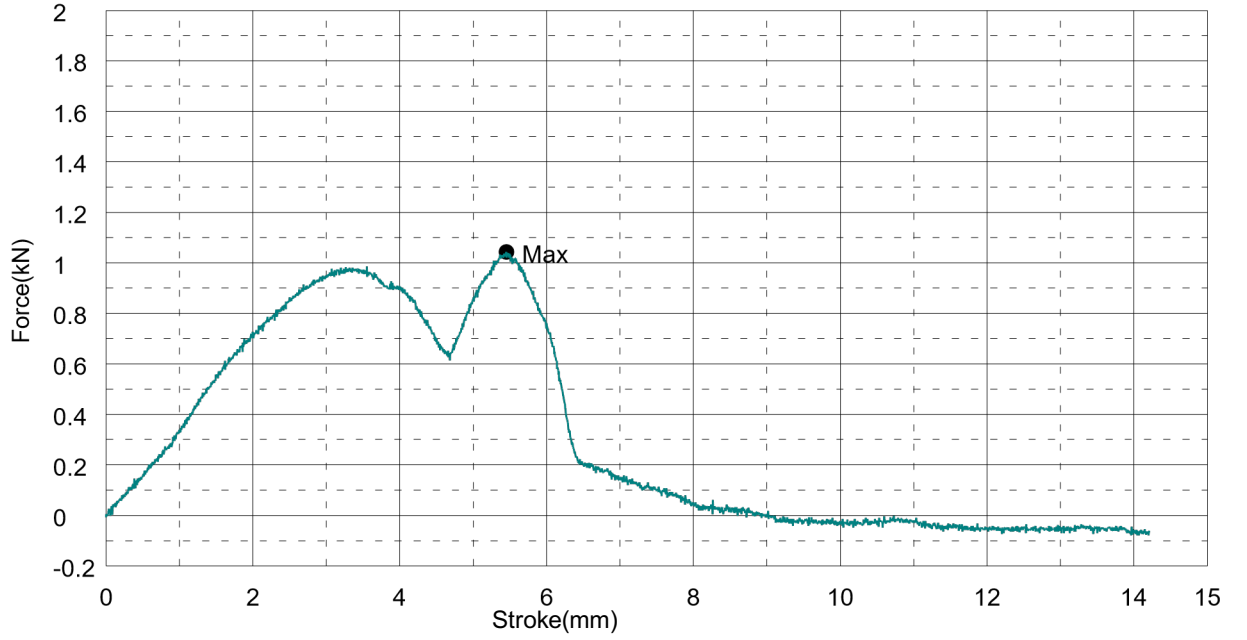


3. Grup: Kanüllü (PMMA(sement enjekte edilebilen)) pedikül vidaları ile dört farklı vida pozisyonu (n:24):

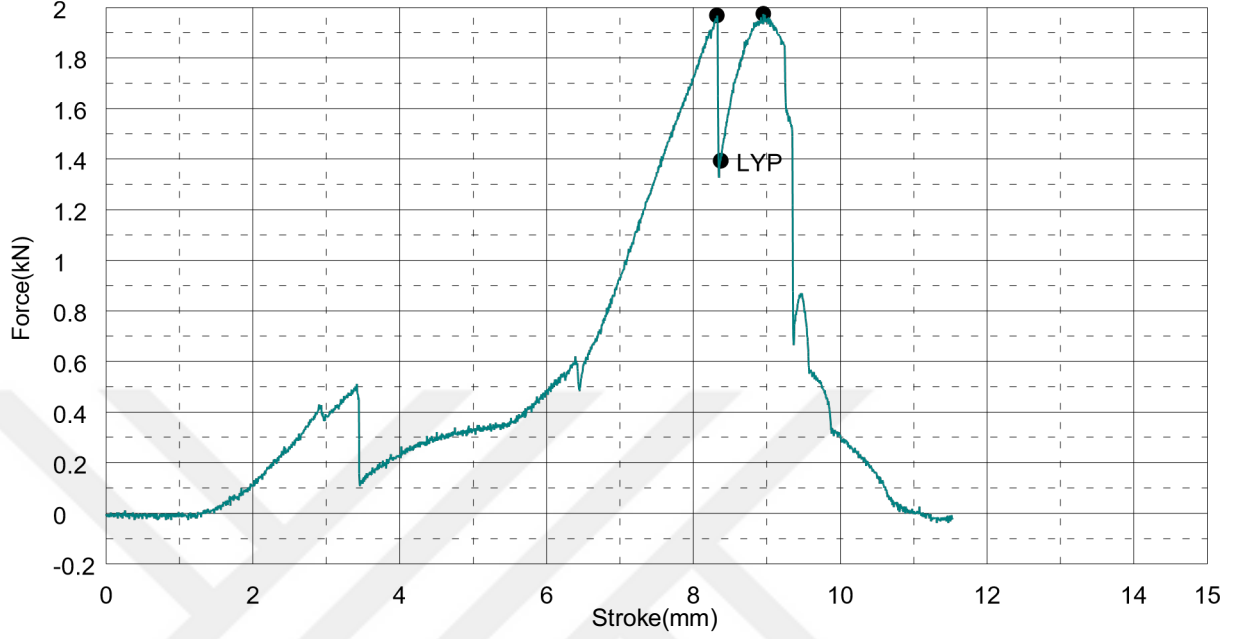
Tablo 14: Kanüllü (PMMA enjekte edilmiş) vida bikortikal konfigürasyonda:



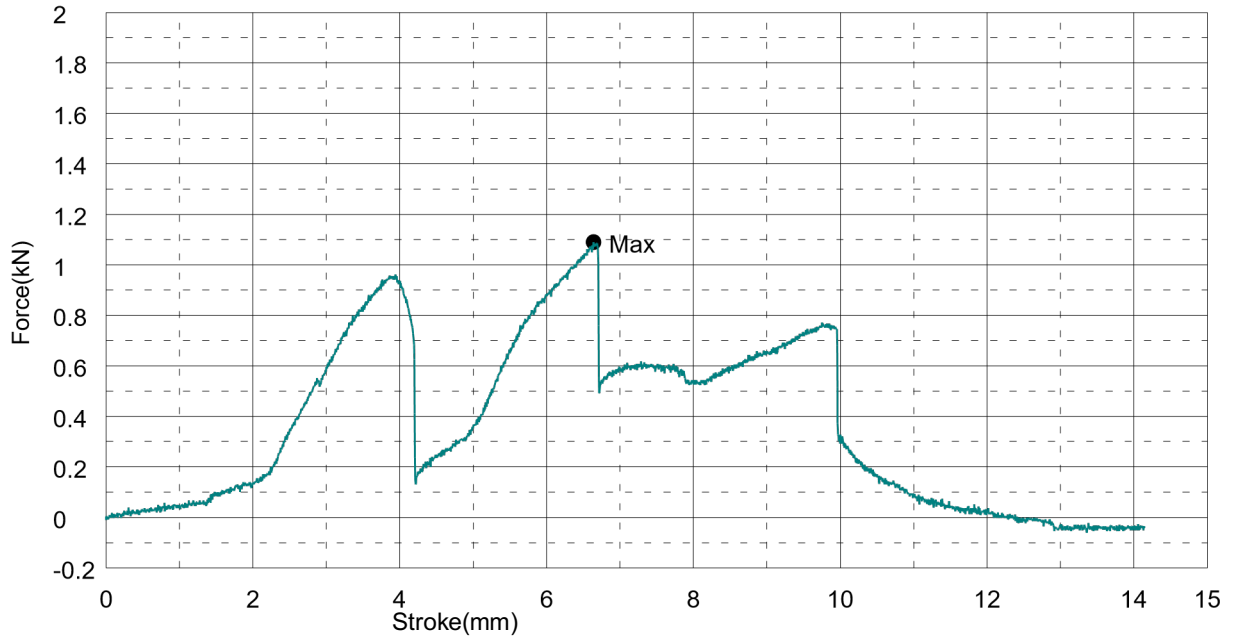
Tablo 15: Kanüllü (PMMA enjekte edilmiş) vida unikortikal konfigürasyonda:



Tablo 16: Kanüllü (PMMA enjekte edilmiş) vida ekstrapediküler konfigürasyonda:



Tablo 17: Kanüllü (PMMA enjekte edilmiş) vida CBT (cortical bone trajectory) konfigürasyonunda:



V- TARTIŞMA

Spinal enstrümantasyon cerrahisinin sıklığı giderek artmaktadır. Özellikle kullanılan transpediküler vida sistemleri bunlar içerisinde geniş kullanım alanıyla çok önemli bir yer tutmaktadır. Yeni metal ve/veya polimer-kompozit malzemelerin kullanımı, yeni vida çeşitlerinin kullanımı, dinamik ve hibrid enstrümantasyon sistemleri ve özellikle son zamanlarda 3D yazıcının kullanıma girmesiyle kişiye özgü implant üretilmesi söz konusudur.

Spinal enstrümantasyon cerrahisi geniş bir endikasyon çerçevesine sahiptir. Travmatik ve osteoporotik fraktürlerin, dejeneratif patolojilerin, instabilitenin, deformitelerin, tümörlerin, omurga enfeksiyonlarının tedavisinde kullanılmaktadır. Doğru endikasyonla kullanabilmek için hastaya ait özellikleri ve spinal implantları tanımak, özelliklerini bilmek gerekmektedir. Hasta, cerrahi teknik ve enstrüman bir bütün olarak ele alınmalıdır.

Spinal enstrümantasyon cerrahisinin en önemli güncel komplikasyonları arasında, osteoporozda veya vida malpozisyonu sırasında görülebilen vida sıyrılmaları yer almaktadır. Bu komplikasyon hem nörolojik defisit gelişmesi gibi ciddi sonuçlara neden olabilmekte hem de tekrarlayan ameliyatlara sonucu ciddi ekonomik kayıplar yaratabilmektedir.

Bu konuda yapılmış çalışmalar mevcuttur ve özellikle son yıllarda çözüm önerileri sunmaya çalışan çalışmalar artmaktadır.

Pfeiffer ve arkadaşları, sentetik kemik materyali üzerinde farklı vidalar ile yaptıkları çalışmada vidayı yerleştirmeden önce kemik kanal oluşturmanın her zaman sıyrılmaya direncini arttırmadığını ve vida tipine göre değiştiğini bildirmişlerdir (62).

Özellikle gelişmiş toplumlardaki ortalama yaşam süresinin uzaması spinal cerrahların daha çok dejeneratif ve osteoporotik omurga ile

uğraşmalarına sebep olmaktadır. Bu da vida sıyrılması gibi komplikasyonların gelişme oranını arttırmaktadır.

Yaşlanan omurgadaki en önemli sorunlardan biri hatta en önemlisi diyebiliriz ki; osteoporozdur. Özellikle kadınlarda postmenopozal dönemde karşılaşılan ve yaş ilerledikçe kemik kalitesinde bozulmaya sebep olan kemik mineral dansitesindeki düşüş hem dejeneratif patolojilerin gelişimini hızlandırmaktadır hem de kimi zaman minör travmalarla bile karşımıza gelebilecek osteoporotik kırıklara sebep olabilmektedir.

Osteoporoz bu şekilde hastaların spinal cerrahi ihtiyacı ile karşımıza gelebilmelerine sebep olmaktadır. Yaşlı hastaların sahip oldukları komorbid özellikler de bu durumun üzerine eklendiğinde bu cerrahiye hem özellikli hem de zor kılmaktadır. Bu tip hastalarda, hangi hastaya cerrahi yapılmalı ve ne tip de cerrahi uygulanmalı soruları spinal cerrahların en önemli sorularından biridir.

Osteoporotik hastalara uygulanan spinal cerrahiler sonrası birtakım sorunlar ortaya çıkabilmektedir. Bunlar hem hastaya ait özelliklerden hem de uygulanan cerrahiye ve enstrüman kullanıldıysa; kullanılan enstrümanlara bağlı olarak ortaya çıkabilmektedir.

Qian ve ark. yaptıkları bir çalışmada ilginç bir sonuca varmışlardır. Mikrodinamik sistemlerin geleneksel sistemlere göre sıyrılma direncinin osteoporotik olmayan hastalarda yüksek olduğu; fakat osteoporotik olmayanlarda anlamlı bir farklılık sağlamadığını belirtmişlerdir (63).

Kimi zaman hastanın kemik kalitesine bağlı olarak, kimi zaman enstrüman kurgusuna bağlı olarak, kimi zaman da kullanılan enstrümanların kendine ait sorunları nedeniyle bu problemler gelişebilmektedir. Ciddi osteoporozu olan bir hastaya multisegment stabilizasyon yapıldığında pedikül vidalarının gevşeyip sıyrılabileceği, kırılabileceği, vida ait kırılmaların gerçekleşebileceği ve komşu segment hastalığının ortaya çıkabileceği unutulmamalıdır. Bu hastaların tekrar tekrar opere olabildiklerini, enfekte olabildiklerini ve başka problemlerin ortaya çıkabildiğini görmekteyiz.

Yapılan cerrahi ve kullanılan enstrümanların yanında bu hastaların mutlaka osteoporoz ile ilgili tedavilerinin düzenlenerek hastaların bu tedaviyi alması için ilgili bölümlerle iş birliği içinde de olunması gerekmektedir.

Spinal cerrahide kullanılmakta olan çok çeşitli implantlar mevcuttur. Bunların içerisinde yine önemli bir çeşitliliğe sahip olan grup vidalardır. Spinal enstrümantasyon cerrahisinin en önemli öğelerinden biri de vidalardır. Çünkü vidalar rodlar ve bağlayıcı elemanlar ile birlikte üzerlerine bindirilen değişik yönlerdeki yükleri pedikül vasıtasıyla vertebra korpusuna taşırlar. Bu nedenle hem yapıldıkları malzeme yönünden hem de dış ve yiv yapısı gibi özellikleri yönünden dayanıklı olmaları gerekmektedir. Aksi takdirde metal yorgunluğu veya enstrüman kurgusundaki hatalar nedeniyle kırılmalar meydana gelebilmektedir. Bu kırılmalar genellikle vidanın baş ve gövde kısmının birleştiği boyun kısmından olmaktadır.

Pedikül vidalarının kırılmasına yönelik bükülme çalışmaları da yapılmaktadır. Shih ve ark. vidaların bükülme mekaniği üzerine yaptıkları bir çalışmada konik vidaların silindirik vidalara göre daha dayanıklı olduğunu ve kanüllü vidaların bükülme performanslarının daha kötü olduğunu bildirmişlerdir (64).

Pedikül vidalarına ait diğer bir özellik de vida boyu ve çapıdır. Çünkü her hastanın anatomik yapısı farklıdır. Bu nedenle cerrahi öncesi enstrüman edilecek vertebraların başta pedikül ve korpus özellikleri preop çekilecek BT ile mutlaka değerlendirilmelidir. Her hastaya uygun ebatlarda enstrüman kullanılmalıdır.

Çapı geniş bir vidanın, özellikle kurtarma cerrahisinde pedikülü destrükte edip patlatabilme ihtimali mevcuttur. Böyle durumlarda revizyon da zor olmaktadır. Yine kullanılacak vidanın uzunluğu da oldukça önemlidir. Çünkü anterior korpustan dışarı çıkabilme ihtimalleri vardır. Bu da özellikle yaşlı hastalardaki prevertebral fasyanın aort ve iliak damarlara yapışık seyredebilmesi nedeniyle ciddi yaralanmalara yol açabilir.

Pedikül vidalarının zaman içerisinde sıyrılmasındaki en büyük etmenlerden biri kemik mineral dansitesinin düşük olması nedeniyle vida kemik füzyonunun sağlanamamasıdır.

Xu ve ark. yaptıkları bir çalışmada vidaların kemikle olan ilişkisinin ve geometrik konfigürasyonunun sıyrılma üzerinde etkili olduğunu söylemişlerdir (65).

Mikro hareketlerle beraber zaman içerisinde vidalar etrafında halo denilen boşluklar gelişebilmektedir. Bu nedenle bazı spinal cerrahlar mümkün olduğunca kalın çapta pedikül vidası ile vida tutunmasını arttırmaya çalışmaktadırlar. Ancak bu da zaten zayıf yapıda olan korpus ve pedikülde ciddi destrüksiyona neden olarak bazen vida gönderebilmeyi imkansız hale getirebilmektedir. Bu durumda genellikle segment sayısı arttırılmaya çalışılmaktadır. Bunun sonucunda da daha fazla hareketli segment kaybedilmekte ve hastanın yaşam kalitesi düşmektedir. Bu duruma alternatif olarak pek çok yayında farklı vida gönderme teknikleriyle ilgili raporlar mevcuttur (66).

Esenkaya ve ark. pediküler vida revizyonlarıyla ilgili yaptıkları yayında 0,05 mm daha kalın pedikül vidası ve açılabilen pedikül vidası ile yaptıkları çalışmada ikisinde de sıyrılma dirençlerinde artış sağlanamadığını bildirmişlerdir (67).

Pedikül vidası kırıldığı durumlarda da revizyon cerrahisinde genellikle segment sayısı arttırılmaktadır. Bu durumlarda kırığın olduğu segmente nasıl yaklaşılacağı hala tartışmalıdır. Kırık vidanın olduğu segmenti geçmek bir alternatifken, bazı otörler de pedikülün üst kısmının TUR yardımıyla alınarak vidanın gönderim yönünün tersi bir manevra ile çıkarılabileceğini ve daha kalın ve mümkünse daha da uzun bir vida ile revizyon yapılabileceğinden bahsetmektedirler (68, 69).

Yapılan revizyon cerrahisinde tüm vidaları ve sistemleri çıkartmak genelde doğru bir yöntem değildir. Bu hastalar genelde füzyon çabalarının zaten yetersiz olduğu hastalardır ve instabiliteyi arttırma olasılığı da büyüktür. Bu nedenle yapılan revizyon cerrahileri çoğunlukla enstrüman revizyonu da gerektirmektedir.

Pedikül bütünlüğünün bozulduğu durumlarda başka bir vida yerleştirme tekniği olan ekstrapediküler yol gündeme gelebilir. Ancak ekstrapediküler yol her zaman kolay değildir. Çünkü özellikle lomber bölgede transvers çıkıntı

yapıları daha kısadır ve yaşlı hastalarda özellikle alt lomber bölgede iliak kanatlar nedeniyle ekstrapediküler gönderim zordur ve hatta mümkün olmayabilir.

Ekstrapediküler pedikül vidasının gönderiminin çok zor ya da mümkün olmadığı durumlarda spinal cerrahi de özellikle son dönemlerde üzerinde tartışılan CBT (kortikal kemik rotası) yöntemi bir alternatif olabilir.

Hu ve arkadaşları CBT tekniği ile klasik pedikül vidalamasını karşılaştırdıkları çalışmada sıyırılma direnci olarak birbirine yakın değerler bulduklarını bildirmiştir (70).

Yine Wray ve arkadaşları CBT tekniği ile klasik pedikül vidalamasını karşılaştırdıkları çalışmada bu tekniğin özellikle osteoporotik hastalarda klasik pedikül vidasına ciddi bir alternatif olabileceğini belirtmişlerdir (71).

Pedikül vidasının sıyırılmaya daha dirençli olabilmesi için gönderim tekniği değiştirilerek ya da mevcut vidanın daha kalını ve mümkünse uzun veya pedikül içerisine otolog kemik greftleri konularak revizyon yapılabileceği gibi; kullanılan vidanın tipi de değiştirilerek revizyon yapılabilir.

Günümüzde teknolojinin de ilerlemesiyle spinal enstrümanlar da gündemden güne gelişmektedir. Telleme ve Harrington rod-kanca sistemlerinden beri çok fazla değişimler olmuştur. Günümüzde dinamik hatta hibrit sistemler kullanılmaktadır. Vidaların da farklı alternatifleri mevcuttur. Burada hangi vidanın kemiğe daha iyi tutunduğu sorusu gündeme gelmektedir.

Sıyırılma direnci yüksek vidaları revizyon aşamasında da kullanmak mümkünken spinal enstrümantasyonun ilk kurgusunda da vidaların bu özelliklerini göz önünde tutmanın oldukça önemli olduğu kanaatindeyiz. Bu nedenle spinal cerrahlar hastalara ait özellikleri iyi bilirken bunun yanında enstrümanlara ait özellikleri de iyi bilmelidirler.

Bianco ve ark. yaptıkları değişik vida tipleri ve yerleşim yerleri üzerindeki aksiyal yüklenme ve sıyırılma çalışmalarında silindirik vidaların konik vidalara göre daha iyi sıyırılma dirençleri olduğunu açıklamışlardır (72).

Yaman ve ark. sentetik blok ve koyun omurgası üzerinde yaptıkları çalışmada çift heliks ve hatveli vidaların sıyırılma direncinin daha büyük

olduğunu ve helikal vidaların bir turda 2 kat yol aldığı için cerrahi süresinin kısaldığını bildirmişlerdir (73).

Kim ve ark. standart poliüretan köpük üzerinde değişik vida tipleri ile yaptıkları çalışmada, en yüksek sıyırılma direncinin dışı silindirik içi konik olan V yapıdaki vidalarda olduğunu bildirmişlerdir (74).

Seng ve ark. primer ve revizyon cerrahisi sıyırılma dirençlerini karşılaştırdıkları çalışmalarında çift dişli vidaların en iyi sıyırılma direncine sahip olduğunu belirtmişlerdir (75).

PMMA enjeksiyonu özellikle osteoporotik hastalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Hem vertebroplasti ve kifoplasti amaçlı hem de osteoporotik ya da yukarıda saydığımız komorbid durumları olan hastalarda vida tutunmasını arttırmayı sağlamak amaçlı kullanılmaktadır. PMMA enjeksiyonu bazı komplikasyonlara sebep olabilmektedir. Özellikle kemik bütünlüğünün bozuk olduğu durumlarda spinal kord veya kökler üzerinde ciddi nörolojik defisit etkileri olabilir. Bu nedenle PMMA enjekte edilebilen kanüllü vidalardaki sıyırılma direncine olan etkilerinin ne kadar olduğunu saptamak, oldukça önemli bir noktadır.

Chang ve ark.'nın 41 osteoporotik vakalık serisinde önceden PMMA uygulanmış pediküllere gönderilen 291 adet pedikül vidasıyla yaptıkları çalışmalarında 22 aylık takiplerinde vida gevşemesi ya da sıyırılması gerçekleşmediğini raporlamışlardır (55).

Yine Pinera ve ark. 23 vakalık çalışmasında PMMA yönteminin yaşlı hastalarda güvenli ve efektif olduğunu bildirmişlerdir (56).

Günümüzde ayrıca açılabilir pimli pedikül vidalarının (expandable) kemik sıyırılma dirençlerinin yüksek olduğuna dair çalışmalar vardır.

Vishnubhotla ve ark. insan kadavrasında yaptıkları bir çalışmada açılabilen pedikül vidalarının standart vidalara göre sıyırılma direncini daha yüksek bulduklarını bildirmişlerdir (54).

Yine Koller ve ark. açılabilen vidaların sıyırılma direncini %20 daha fazla olduğunu ve açılabilen vidaların kanüllü vidaların alternatifi olabileceğini belirtmişlerdir (76).

Kiyak ve ark. farklı vidaları karşılaştırdıkları çalışmada en iyi sonucun 40 mm açılabilen ve PMMA ile güçlendirilmiş vidalarda olduğunu rapor etmişlerdir (77). Bu çalışmamızda açılabilen vidalara yer verilmemekle birlikte, gelecekte böyle çalışmalar, tarafımızdan da planlanmaktadır.

Bu çalışmada en fazla osteoporotik hasta grubunun sorunu olan vida sıyrılmasını azaltmak için kullanacağımız cerrahi teknikle ve enstrümanlarla ilgili değerlendirmenin, deneysel biyomekanik tarzda yapılması amaçlanmıştır.

Bu çalışmanın temel amacı; hem ilk defa spinal cerrahi geçirecek olan osteoporotik hastalarda en iyi yaklaşımın hangisi olduğunu ortaya koymak hem de kurtarma ya da revizyon cerrahisinin gerekebileceği durumlarda alternatif olabilecek yöntemleri belirlemektir.

Çalışmadan ilginç sonuçlar elde ettiğimiz kanaatindeyiz. En önemli sonuç; PMMA enjekte edilmiş kanüllü vidanın en güçlü sıyrılma direncine sahip olmasıdır. Trapezoidal diş yapısındaki silindirik vidanın trapezoidal diş yapısındaki konik vidadan daha fazla sıyrılma direncine sahip olduğu görüldü. Fakat bu durum, silindirik vidaya yuvarlak diş yapısı uygulandığında ortadan kalkıyordu. Trapezoidal diş yapısı sıyrılma direncini arttırmaktaydı. Vidanın silindirik ya da konik yapıda olmasının da sıyrılma direnci üzerinde etkili olduğu görüldü. Fakat sıyrılma direncini asıl arttıranın diş yapısı olduğu sonucu, kanaatimizce önemli bir neticedir.

İkinci grubumuzda trapezoidal dişli konik vidayı dört farklı konfigürasyonda yerleştirdik. Testlerimiz sonucunda en güçlü sıyrılma direncine sahip olanın ekstrapediküler yerleşim olduğunu, sonra sırasıyla bikortikal, CBT ve unikortikal yerleşimlerin geldiğini saptadık.

Her ne kadar literatürde en güçlü tutunmanın bikortikal olduğu belirtilse de; vidalar ekstrapediküler olarak yerleştirilirken transvers çıkıntı de katedildi. Yani trikortikal (3 korteks katederek) yerleştirildi. Ayrıca trapezoidal diş yapısındaki konik vidaların korpus içerisinde ilerlerken korpusta sebep olduğu destrüksiyon nedeniyle sonucun bu şekilde alınmış olabileceği kanaatindeyiz.

CBT yönteminin, unikortikal yerleşimle karşılaştırıldığında anlamlı miktarda daha fazla sıyrılma direncine sahip olduğu görüldü.

Bikortikal kurtarma cerrahisinde ciddi komplikasyonlar göz önüne alındığında; özellikle lomber bölgede transvers çıkıntının da destrükte edilebileceği riski altında, kurtarma cerrahisinde CBT güçlü bir alternatif olarak görülmektedir.

Üçüncü grubumuzda kanüllü (PMMA enjekte edilmiş) vidalarımızı 4 farklı konfigürasyonda yerleştirdik. En güçlü sıyrılma direncine ekstrapediküler olan sahipti. Bunu bikortikal, CBT ve unikortikal sıralaması izledi. Dışarıya herhangi bir PMMA sızıntısı saptanmadı. Burada kanüllü vidanın PMMA akışını sağlayan porlarının korpus içerisinde yerleştirilmiş olmasının önemli olduğunu düşünmekteyiz. İçerisinden PMMA enjekte edilen kanüllü vidaların PMMA akışı oluşturan porlarının vida ucuna daha yakın yerleşimli olması gerektiği ve bunun kemik dışına sızıntı olasılığını azaltacağı kanaatindeyiz.

CBT gönderimde PMMA'nın anlamlı bir katkısının olmadığı istatistiksel olarak ortaya çıktı. PMMA enjeksiyonunun transpediküler unikortikal gönderimde ise anlamlı olduğu bulundu. PMMA enjekte edilen kanüllü vidaların ne kadar çok kısmı sement ile temas halindeyse o kadar etkili olduğu görüşündeyiz.

Rodlu sistemlerle yapılan çekme işlemlerimiz sonucunda PMMA enjekte edilen kanüllü vidaların sıyrılmaya karşı daha güçlü bir sistemi oluşturduğunu gördük.

Pedikül vidasına ait sıyrılma direncini hem cerrahi teknik hem de vida tipi ve özellikleri, birlikte, etkilemektedir. Özellikle osteoporotik vakalarda kanüllü vidaların PMMA enjeksiyonu ile tedavide oldukça etkin olabileceği kanaatindeyiz. Revizyon ve kurtarma cerrahisinde CBT tekniğinin akılda bulundurulması gereken önemli bir alternatif olduğunu düşünüyoruz. Pedikül vidalarında da trapezoidal diş yapısının sıyrılmaya karşın etkili olduğunu görmekteyiz.

VI- ÖZET

AMAÇ: Bu çalışmada en fazla osteoporotik hasta grubunun sorunu olan vida sıyrılmasını azaltmak için kullanacağımız cerrahi teknikle ve enstrümanlarla ilgili değerlendirmenin, deneysel biyomekanik tarzda yapılması amaçlanmıştır.

GEREÇ VE YÖNTEM: Koyun omurları üzerinde değişik tipteki pedikül vidalarının değişik yerleşim pozisyonlarındaki sıyrılma dirençleri ölçülerek kayıt altına alındı. Çekim işlemlerinden önce BT görüntülemesi yapıldı. Sıyrılma dirençleri dört ana grupta ölçüldü. Bunlar; tek pozisyon-dört tip vida, tek tip vida-dört farklı pozisyon, PMMA vida-dört farklı pozisyon ve ikili vida-rod sistemi idi.

BULGULAR: PMMA enjekte edilmiş kanüllü vidanın en güçlü sıyrılma direncine sahip olduğu görüldü. Trapezoidal diş yapısındaki silindirik vidanın trapezoidal diş yapısındaki konik vidadan daha fazla sıyrılma direncine sahip olduğu görüldü. En güçlü sıyrılma direncine sahip olan yerleşimin ekstrapediküler yerleşim olduğunu, sonra sırasıyla bikortikal, CBT ve unikortikal yerleşimlerin geldiğini saptadık. CBT yönteminin, unikortikal yerleşimle karşılaştırıldığında anlamlı miktarda daha fazla sıyrılma direncine sahip olduğu görüldü. CBT gönderimde PMMA'nın anlamlı bir katkısının olmadığı istatistiksel olarak ortaya çıktı. Rodlu sistemlerle yapılan çekme işlemlerimiz sonucunda PMMA enjekte edilen kanüllü vidaların sıyrılmaya daha dirençli olduğunu gördük.

TARTIŞMA: Pedikül vidasına ait sıyrılma direncini hem cerrahi teknik hem de vida tipi ve özellikleri birlikte etkilemektedir. PMMA enjekte edilmiş kanüllü vidaların ve trapezoidal diş yapısındaki vidaların sıyrılma dirençleri daha yüksektir. Özellikle osteoporotik hastalarda PMMA enjekte edilmiş kanüllü vidaların iyi bir seçenek olarak düşünmekteyiz. Bikortikal kurtarma

cerrahisinde ciddi komplikasyonlar göz önüne alındığında; kurtarma cerrahisinde CBT güçlü bir alternatif olarak görülmektedir.

ANAHTAR KELİMELER: Omurga stabilizasyonu, osteoporoz, kurtarma cerrahisi, vida sıyrılması, malpozisyon.



VII- ABSTRACT

AIM: In this study we try to explain influencing factors for reducing screw pull out, that is the most general problem of osteoporotic patients, which surgical technique and instruments should be used. We aimed to show this with a biomechanical experiment.

MATERIALS AND METHODS: The pull out resistance of different pedicle screws measured in different positions on sheep vertebrae specimens. Specimens divided into four groups including different screw types and insertion techniques and tested for mechanical force to pull out.

RESULTS: PMMA canulated screw is the most powerful one. Also, trapezoidal screw's pullout resistance is higher than the others. Extrapedicular position has the highest pullout resistance after that bicortical, CBT and unicortical. CBT has higher resistance than unicortical and it was significantly. And also PMMA has no effect to CBT position.

CONCLUSIONS: Either surgical techniques or instruments (screws) effect the pullout resistance. PMMA canulated and trapezoidal shaped screws were showed stronger resistance to pull out. Our opinion is PMMA canulated screws and CBT technique are very useful and powerful alternative for osteoporotic patients and also recovery operations.

KEY WORDS: Spinal stabilization, osteoporosis, salvage surgery, screw pull out, malposition.

VIII- KAYNAKLAR

1. Kumar. K.: *Spinal deformity and axial traction. Spine (Phila Pa 1976). 21 (5): p. 653-5.*
2. Atta, HM., *Edwin Smith Surgical Papyrus: the oldest known surgical treatise. Am Surg, 1999. 65 (12): p. 1190-2.*
3. Lang, J.K and H. Kolenda, *First apperarence and sense of the term "spinal column" in ancient Egypt. Historical vignette. J Neurosurg, 2002. 97 (1 Suppl): p.152-5.*
4. Hippocrates, *On the articulations. The Genuine Works of Hippocrates. Clin Orthop Relat res, 2002 (400): p. 19-25.*
5. Marketos, S.G. and P.K. Skiadas, *Galen: a Pioneer of spine research. Spine (Phila Pa 1976), 1999. 24 (22): p. 2358-62.*
6. Sanan, A. And S.S Rengachary, *The history of spinal biomechanics. Neurosurgery, 1996, 39 (4): p. 657-68; discussion 668-9.*
7. Provencher, M.T and W.A. Abdu, *Giovanni Alfonso Borelli: "Father of spinal biomechanics". Spine (Phila Pa 1976), 2000. 25 (1): p. 131-6.*
8. Albee Fh: *Transplantation of a portion of the tibia into the spine for Pott's disease. JAMA 1911; 57: 885-886.*
9. Hibbs RA: *An operation for progressive spinal deformities. NY Med J 1911; 93: 1013-6.*
10. Bozkuş H. *Normal omurga biyomekaniği. Özer F, Arslantaş A, Dalbayrak S, editörler. Temel Spinal Cerrahi. İzmir: İntertip; 2016. p. 59-68.*
11. King D: *Internal fixation for lumbosacral fusion. J. Bone and Joint Surg 1948; 30-A: 560-5.*
12. Ege R.: *Vertebra-Omurga, Ed. R. Ege. Türk Hava Kurumu Basımevi, Ankara, 1992*
13. Nicoll EA. *Fractures of the dorso-lumbar spine. J Bone Joint Surg Br. 1949 Aug; 31B (3): 376-94. PMID: 18148776.*

14. Cloward RB: *The anterior approach for removal of ruptured cervical disks.* *J Neurosurg* 1958; 15: 602-617.
15. Boucher HH: *A method of spinal fusion.* *J. Bone and Joint Surg* 1959; 41-: 248-59.
16. Roy-Camille R, Demeulenaere C: *Osteosyn- these du rachis dorsal, lombaire et lombosacree par plaque metalliques vissees dans les pedicles vertebraux et les apophyses articulaires.* *Presse Medicale* 1970; 78: 1447-8
17. Holdsworth, F., *Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine.* *J Bone Joint Surg Am.* 1970. 52(8): p. 1534-51.
18. Luque ER: *Interpeduncular segmental fixation.* *lin. Orthop. Rel. Res* 1986; 203: 54-7.
19. Dick W. *The "fixateur interne" as a versatile implant for spine surgery.* *Spine (Phila Pa 1976).* 1987 Nov; 12(9): 882-900. doi: 10.1097/00007632-198711000-00009. PMID: 3441835.
20. Tamaki T, Kubota S. *History of the development of intraoperative spinal cord monitoring.* *Eur Spine J.* 2007 Nov; 16 Suppl 2 (Suppl 2): S140-6. doi: 10.1007/s00586-007-0416-9. Epub 2007 Aug 1. PMID: 17668250; PMCID: PMC2072901.
21. White AA 3rd, Panjabi MM. *The basic kinematics of the human spine. A review of past and current knowledge.* *Spine (Phila Pa 1976).* 1978 Mar; 3 (1):12-20. doi: 10.1097/00007632-197803000-00003. PMID: 347598.
22. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M: *New universal instrumentation for spinal surgery.* *Clin Orthop* 1988; 227: 10-23.
23. Steffee AD, Biscup RS, Sitowski DJ: *Segmental spine plates with pedicle screw fixation-A new internal fixation device for disorders of the lumbar and thoracolumbar spine.* *Clin. Orthop. Rel. Res* 1986; 203: 45-53
24. Denis, F., *The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries.* *Spine (Phila Pa 1976),* 1983. 8 (8): p. 817-31.
25. Kaneda K, Shono Y, Satoh S, Abumi K: *New anterior instrumentation for the management of thoracolumbar and lumbar scoliosis. Application of the Kaneda two-rod system.* *Spine* 1996; 21: 1250-62
26. Naderi S, Dinc G. *History of Spine Deformity in Turkey.* *Turk Neurosurg.* 2017; 27 (5): 842-851. doi: 10.5137/1019-5149.JTN.19250-16.0. PMID: 27943228.
27. Naderi S, Zileli M: *Türkiye’de spinal füzyonun tarihi [History of spinal fusion in Turkey].* *J Turk Spinal Surg* 12: 54-59, 2001 (In Turkish)
28. Gilbert SF. *Developmental Biology, 6th edition.* Sunderland (MA), Sinauer Associates, 2000.
29. Coşkun, G, Özgür, H, Polat, S. *"Somit Gelişiminin Moleküler Mekanizması".* *Arşiv Kaynak Tarama Dergisi* 22 (2013): 362-376

30. Kalkan E, Malas M, Kalkan S, Kaya N, Kaymaz H, Dağtekin A. İnsan İntervertebral Diskinin Yapı ve Fonksiyonları. *SDÜ Tıp Fakültesi Dergisi*. 2009; 2 (3).
31. Haher T, Felmy W, O'Brien M, Holtby R, Chan KH, Kapasori A, et al. Centroid patterns and segmental instability in degenerative disc disease. *Spine* 1985; 10: 257-61.
32. Von Lackum HL. The lumbosacral region. An anatomical study and some clinical observations. *JAMA* 1924; 82: 1109-14.
33. Roy-Camille R, Roy-Camille M, Demeulenaere C. Ostéosynthèse du rachis dorsal, lombaire et lumbosacré par plaques métalliques vissées dans les pédicules vertébraux et les apophyses articulaires [Osteosynthesis of dorsal, lumbar, and lumbosacral spine with metallic plates screwed into vertebral pedicles and articular apophyses]. *Presse Med*. 1970 Jun; 78 (32): 1447-8. French. PMID: 4913929.
34. Louis, R., Spinal stability as defined by the three-column spine concept. *Anat Clin*, 1985. 7 (1): p. 33-42.
35. Pal GP, Sherk HH. The vertical stability of the cervical spine. *Spine* 1988; 13 (5): 447-9.
36. McAfee PC, Yuan HA, Lasda NA. The unstable burst fracture. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1982 Jul-Aug; 7 (4): 365-73. doi: 10.1097/00007632-198207000-00007. PMID: 7135069.
37. Farcy JP, Weidenbaum M, Glassman SD. Sagittal index in management of thoracolumbar burst fractures. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1990 Sep; 15 (9): 958-65. doi: 10.1097/00007632-199009000-00022. PMID: 2259988.
38. Haid RW, Dickman CA. Instrumentation and fusion for discogenic disease of the lumbosacral spine. *Neurosurgery Clinics of North America* 1993; 4 (1): 135-48.
39. Benzel E (ed): *Biomechanics of spine stabilization. Principles and clinical practice*. New York, McGraw Hill; 1995. p. 25-40.
40. McCormack T, Karakovic E, Gaines RW. The load sharing classification of spine fractures. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1994 Aug 1; 19 (15): 1741-4. doi: 10.1097/00007632-199408000-00014. PMID: 7973969.
41. Bartoníček J. Magerlova klasifikace zlomenin Th-L páteře [Magerl's Classification of the Fractures of the Thoracolumbar Spine.]. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech*. 1994; 61 (5): 298-304. Czech. PMID: 20444376.
42. Vaccaro AR, Lehman RA Jr, Hurlbert RJ, Anderson PA, Harris M, Hedlund R, Harrop J, Dvorak M, Wood K, Fehlings MG, Fisher C, Zeiller SC, Anderson DG, Bono CM, Stock GH, Brown AK, Kuklo T, Oner FC. A new classification of thoracolumbar injuries: the importance of injury morphology, the integrity of the posterior ligamentous complex, and neurologic status. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2005 Oct 15; 30 (20): 2325-33. doi: 10.1097/01.brs.0000182986.43345.cb. PMID: 16227897.
43. Vaccaro AR, Oner C, Kepler CK, Dvorak M, Schnake K, Bellabarba C, Reinhold M, Aarabi B, Kandziora F, Chapman J, Shanmuganathan R, Fehlings M, Vialle L;

AOSpine Spinal Cord Injury & Trauma Knowledge Forum. AOSpine thoracolumbar spine injury classification system: fracture description, neurological status, and key modifiers. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2013 Nov 1 ;38 (23): 2028-37. doi: 10.1097/BRS.0b013e3182a8a381. PMID: 23970107.

44. Vaccaro AR, Koerner JD, Radcliff KE, Oner FC, Reinhold M, Schnake KJ, Kandziora F, Fehlings MG, Dvorak MF, Aarabi B, Rajasekaran S, Schroeder GD, Kepler CK, Vialle LR. AOSpine subaxial cervical spine injury classification system. *Eur Spine J*. 2016 Jul; 25 (7): 2173-84. doi: 10.1007/s00586-015-3831-3. Epub 2015 Feb 26. PMID: 25716661.

45. Knutsson F. The instability associated with disc degeneration in the lumbar spine. *Acta Radiol* 1944; 25: 593-609.

46. Kirkaldy-Willis WH, Farfan HF. Instability of the lumbar spine. *Clinical Orthop Relat Res* 1982; 165: 110-23.

47. Kaptanoğlu E, Acaroğlu E: *Spinal Enstrümantasyon Teknikleri İntertıp*, 2014 (In Turkish)

48. Şimşek S, Dalgıç A, Yılmaz M, Dağtekin A, Türeyen K, Işık S, Temiz C, Gürçay E, Yaman O, Gürçay A.G: *Yaşlanan Omurga*. Ankara, Türk Nöroşirürji Derneği Spinal ve Periferik Sinir Cerrahisi Öğretim ve Eğitim Grubu yayınları No: 22, 2019 (In Turkish)

49. Cunningham BW, et al. Epidural application of spinal instrumentation particulate wear debris: a comprehensive evaluation of neurotoxicity using an in vivo animal model. *J Neurosurg Spine* 2013; 19 (3): 336-50.

50. Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. *Clin Orthop Relat Res* 1986; (203): 7-17.

51. McCormack BM, Benzel EC, Adams MS, et al. Anatomy of the thoracic pedicle. *Neurosurgery* 1995; 37: 303-8.

52. Andersen T, Christensen FB, Niedermann B et al (2009) Impact of instrumentation in lumbar spinal fusion in elderly patients. *Acta Orthop* 80 (4): 445-50.

53. Tan JS, Kwon BK, Dvorak MF, et al. Pedicle screw motion in the osteoporotic spine after augmentation with laminar hooks, sublaminar wires, or calcium phosphate cement: a comparative analysis. *Spine* 2004; 29 (16): 1723-

54. Vishnubhotla S, McGarry WB, Mahar AT, Gelb DE. A titanium expandable pedicle screw improves initial pullout strength as compared with standard pedicle screws. *Spine J*. 2011 Aug; 11 (8): 777-81. doi: 10.1016/j.spinee.2011.06.006. Epub 2011 Jul 29. PMID: 21802996.

55. Chang MC, Liu CL, Chen TH. Polymethylmethacrylate augmentation of pedicle screw for osteoporotic spinal surgery: a novel technique. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008 May 1; 33 (10): E 317-24. doi: 10.1097/BRS.0b013e31816f6c73. PMID: 18449032.

56. Tomé-Bermejo F, Piñera AR, Alvarez-Galovich L. Osteoporosis and the Management of Spinal Degenerative Disease (I). *Arch Bone Jt Surg.* 2017 Sep; 5 (5): 272-282. PMID: 29226197; PMCID: PMC5712392.
57. Chen Z, Chen Z, Wu Y, Wu Y, Ning S, Ning S, Ma T, Ma T, Wu Z, Wu Z. Risk Factors of Secondary Vertebral Compression Fracture After Percutaneous Vertebroplasty or Kyphoplasty: A Retrospective Study of 650 Patients. *Med Sci Monit.* 2019 Nov 19 ; 25: 9255-9261. doi: 10.12659/MSM.915312. PMID: 31740653; PMCID: PMC6911304.
58. Fichtner J, Hofmann N, Rienmüller A, Buchmann N, Gempt J, Kirschke JS, Ringel F, Meyer B, Ryang YM. Revision Rate of Misplaced Pedicle Screws of the Thoracolumbar Spine-Comparison of Three-Dimensional Fluoroscopy Navigation with Freehand Placement: A Systematic Analysis and Review of the Literature. *World Neurosurg.* 2018 Jan; 109: e24-e32. doi: 10.1016/j.wneu.2017.09.091. Epub 2017 Sep 22. PMID: 28951183.
59. Aparisi F. Vertebroplasty and Kyphoplasty in Vertebral Osteoporotic Fractures. *Semin Musculoskelet Radiol.* 2016 Sep ;20 (4): 382-391. doi: 10.1055/s-0036-1592431. Epub 2016 Nov 14. PMID: 27842431.
60. Le Huec JC, Seresti S, Bourret S, Cloche T, Monteiro J, Cirullo A, Roussouly P. Revision after spinal stenosis surgery. *Eur Spine J.* 2020 Feb; 29 (Suppl 1): 22-38. doi: 10.1007/s00586-020-06314-w. Epub 2020 Jan 29. PMID: 31997016.
61. Shen, F., Kim, H. J., Kang, K. T., & Yeom, J. S. (2019). Comparison of the pullout strength of pedicle screws according to the thread design for various degrees of bone quality. *Applied Sciences (Switzerland)*, 9 (8), [1525]. <https://doi.org/10.3390/app9081525>
62. Pfeiffer FM, Abernathie DL, Smith DE. A comparison of pullout strength for pedicle screws of different designs: a study using tapped and untapped pilot holes. *Spine (Phila Pa 1976).* 2006 Nov 1; 31 (23): E867-70. doi: 10.1097/01.brs.0000244658.35865.59. Erratum in: *Spine.* 2007 Jun 15; 32 (14): 1573. Smith, Douglas E [added]. PMID: 17077722.
63. Qian L, Chen W, Li P, Qu D, Liang W, Zheng M, Ouyang J. Comparison of the Pull-Out Strength between a Novel Micro-Dynamic Pedicle Screw and a Traditional Pedicle Screw in Lumbar Spine. *Orthop Surg.* 2020 Aug; 12 (4): 1285-1292. doi:10.1111/os.12742. Epub 2020 Aug 9. PMID: 32776487; PMCID: PMC7454205.
64. Shih KS, Hsu CC, Hou SM, Yu SC, Liaw CK. Comparison of the bending performance of solid and cannulated spinal pedicle screws using finite element analyses and biomechanical tests. *Med Eng Phys.* 2015 Sep; 37 (9): 879-84. doi: 10.1016/j.medengphy.2015.06.008. Epub 2015 Jul 21. PMID: 26208430.
65. Xu M, Yang J, Lieberman IH, Haddas R. Finite element method-based study of pedicle screw-bone connection in pullout test and physiological spinal loads. *Med Eng Phys.* 2019 May; 67: 1 1-21. doi: 10.1016/j.medengphy.2019.03.004. Epub 2019 Mar 14. PMID: 30879945.
66. Perna F, Borghi R, Pilla F, Stefanini N, Mazzotti A, Chehrassan M. Pedicle screw insertion techniques: an update and review of the literature. *Musculoskelet*

Surg. 2016 Dec; 100 (3): 165-169. doi: 10.1007/s12306-016-0438-8. Epub 2016 Nov 19. PMID: 27866324.

67. Esenkaya I, Denizhan Y, Kaygusuz MA, Yetmez M, Keleştemur MH. Pediküler vida revizyonlarında üç farklı tip vidanın siyirma kuvvetlerinin karşılaştırılması: Biyomekanik çalışma [Comparison of the pull-out strengths of three different screws in pedicular screw revisions: a biomechanical study]. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2006; 40 (1): 72-81. Turkish. PMID: 16648682.

68. Elgafy H, Miller JD, Benedict GM, Seal RJ, Liu J. Proposed alternative revision strategy for broken S1 pedicle screw: radiological study, review of the literature, and case reports. *Spine J.* 2013 Jul; 13 (7): 796-802. doi: 10.1016/j.spinee.2013.03.018. Epub 2013 Apr 19. PMID: 23608561.

69. Chen CS, Chen WJ, Cheng CK, Jao SH, Chueh SC, Wang CC. Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation. *Med Eng Phys.* 2005 Jul; 27 (6): 487-96. doi: 10.1016/j.medengphy.2004.12.007. PMID: 15990065.

70. Hu JN, Yang XF, Li CM, Li XX, Ding YZ. Comparison of cortical bone trajectory versus pedicle screw techniques in lumbar fusion surgery: A meta-analysis. *Medicine (Baltimore).* 2019 Aug; 98 (33): e16751. doi:10.1097/MD.00000000000016751. PMID: 31415372; PMCID: PMC6831251.

71. Wray S, Mimran R, Vadapalli S, Shetye SS, McGilvray KC, Puttlitz CM. Pedicle screw placement in the lumbar spine: effect of trajectory and screw design on acute biomechanical purchase. *J Neurosurg Spine.* 2015 May; 22 (5): 503-10. doi: 10.3171/2014.10.SPINE14205. Epub 2015 Feb 13. PMID: 25679236.

72. Bianco RJ, Arnoux PJ, Wagnac E, Mac-Thiong JM, Aubin CÉ. Minimizing Pedicle Screw Pullout Risks: A Detailed Biomechanical Analysis of Screw Design and Placement. *Clin Spine Surg.* 2017 Apr; 30 (3): E226-E232. doi: 10.1097/BSD.000000000000151. PMID: 28323704.

73. Yaman O, Demir T, Arslan AK, Iyidiker MA, Tolunay T, Camuscu N, Ulutas M. The Comparison of Pullout Strengths of Various Pedicle Screw Designs on Synthetic Foams and Ovine Vertebrae. *Turk Neurosurg.* 2015; 25 (4): 532-238. doi: 10.5137/1019-5149.JTN.8907-13.1. PMID: 26242328.

74. Kim YY, Choi WS, Rhyu KW. Assessment of pedicle screw pullout strength based on various screw designs and bone densities-an ex vivo biomechanical study. *Spine J.* 2012 Feb; 12 (2): 164-8. doi: 10.1016/j.spinee.2012.01.014. Epub 2012 Feb 14. PMID: 22336467.

75. Seng WRD, Chou SM, Siddiqui SS, Oh JYL. Pedicle Screw Designs in Spinal Surgery: Is There a Difference? A Biomechanical Study on Primary and Revision Pull-Out Strength. *Spine (Phila Pa 1976).* 2019 Feb 1; 44(3): E144-E149. doi: 10.1097/BRS.0000000000002789. PMID: 30005047.

76. Koller H, Zenner J, Hitzl W, Resch H, Stephan D, Augat P, Penzkofer R, Korn G, Kendell A, Meier O, Mayer M. The impact of a distal expansion mechanism added to a standard pedicle screw on pullout resistance. A biomechanical study. *Spine J.* 2013 May; 13 (5): 532-41. doi: 10.1016/j.spinee.2013.01.038. Epub 2013 Feb 14. PMID: 23415899.

77. Kiyak G, Balikci T, Heydar AM, Bezer M. Comparison of the Pullout Strength of Different Pedicle Screw Designs and Augmentation Techniques in an Osteoporotic Bone Model. *Asian Spine J.* 2018 Feb; 12 (1): 3-11. doi: 10.4184/asj.2018.12.1.3. Epub 2018 Feb 7. PMID: 29503676; PMCID: PMC5821930.

78. Dalbayrak S, Yaman O, Kaptanoğlu E, Şimşek S, AteŐ Ő, Dalgıç A: Spinal deformiteler [Spinal deformities]. Ankara, TŐrk NŐroŐirŐrji Derneği Spinal ve Periferik Sinir Cerrahisi Őđretim ve Eğitim Grubu yayınları No: 18, 2015 (In Turkish)

79. Alberstone CD, Benzel EC: History of thoracolumbar decompression and stabilization. *Neurosurgery Clinics of North America* 12 (1): 181-196, 2001.

80. Whitecloud TS 3rd. Anterior surgery for cervical spondylotic myelopathy. Smith-Robinson, Cloward, and vertebrectomy. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1988 Jul; 13 (7): 861-3. doi: 10.1097/00007632-198807000-00030. PMID: 3057651.

