

T.C
Sağlık Bakanlığı
Bakırköy Ruh Sağlığı ve Sinir Hastalıkları
Eğitim ve Araştırma Hastanesi
II.Nöroşirürji Kliniği
Klinik Şefi:Op Dr Zeki Oral

AKSİS TRAVMATİK SPONDİLOLİSTHEZİSİNİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE ANALİZİ

t

(Uzmanlık Tezi)

Dr Doğan Güçlühan Güçlü

İstanbul 2003

ÖNSÖZ

Hekimlik meslek onurunun yoğun erozyona uğradığı son yıllarda deontoloji ilkelerine bağlı, hekimlik onuruna sahip, hasta haklarına saygılı bir çalışma ortamı sağlayarak; Usta çırak ilişkisi temelinde mesleki ve hayat tecrübesini esirgemeyen asistanı olmaktan onur duyduğum klinik şefi Hocam Op. Dr.Zeki Oral'a gönülden saygı ve şükranlarımı sunarım .

Herzaman yardım ve desteklerini gördüğüm klinik şef muavinimiz Op.Dr Semih Bilgiç'e Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve deneyimlerinden yararlanma fırsatı bulduğum Op.Dr Bülent Karakaya Op.Dr Bülent Demiregil Op.Dr Ümit Kepoğlu ve Op Dr Lütfü Postalıcı'ya şu anda kliniğimizde bulunmayan Op.Dr Bülent Arslan ve Op.Dr İbrahim Tutkan'a, beraber çalışmaktan mutluluk duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma ve kliniğimiz çalışanlarına sonsuz teşekkürlerimi sunarım

İhtisas eğitimim sırasında deneyimlerinden faydalandığım hastanemiz nöroşirürji klinik şefleri Doç.Dr.Murat Taşkın ve Op.Dr.Halil Toplamaoğlu'na kliniklerinde rotasyonumu yaptığım nöroloji eğitimime rehberlik eden Doç Dr Sevim Baybaş'a teşekkür etmeyi bir borç bilirim

Bu çalışmanın başından sonuna kadar bilgi, deneyim ve desteklerini esirgemeyen beraber çalışma fırsatını elde ettiğim için kıvanç duyduğum; Doç Dr Murat Hancı' ya, İ.T.Ü makine mühendisliği fakültesi mukavemet biriminden Dr Ergün Bozdağ ve Emin Sümbüloğlu'na sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ

GENEL BİLGİLER

AKSİS ANATOMİSİ 2

KİNEMATİK 15

**OKSİPİTO-ATLANTO-AKSİALKOMPLEKS
(Co-Ci-C2) KİNEMATİĞİ 19**

AKSİSİN TRAVMATİK SPONDİLOLİSTEZİSİ 27

BİYOMEKANİK 37

VERTEBRA BİYOMEKANİĞİ 41

BİYOMEKANİK VE SAYISAL ANALİZ 53

METOD 58

TARTIŞMA 82

SONUÇ 89

ÖZET 90

SUMMARY 91

KAYNAKLAR 92

GİRİŞ

Son yıllarda hasta bakımı, cerrahi teknik, komplikasyonların önlenmesi ve rehabilitasyondaki tüm gelişmelere rağmen servikal bölge yaralanmaları hala önemli bir ölüm ve sakatlık sebebidir. Servikal travmalar tüm spinal travmaların %14'ü omurilik yaralanması olanları ise %44'üdür. Tüm servikal travmaların %4-7'sini genellikle trafik kazaları veya düşme sonrası meydana gelen aksisin travmatik spondilolisthezi oluşturur(33)(38). Garber 1964'de ilk olarak aksisin travmatik spondilolisthezi terimini kullanmış (32), Schneider ise 1965'de bir dizi hastada aksisin posterior elemanlarındaki kırığı ile hükmi ası fraktürlerindeki paternin benzerliğine dikkat çekerek 'Hangman fraktürü' terimini kullanmıştır (78).

Hükmi ası fenomeni ile ilişkili çok önemli biyomekanik değerlendirmeler vardır. Yaşayan bir insanoğlundaki bilinen zarar mekanizmaları radyografik ve otopsi bulguları ile de ilişkili genelleştirilerek hayli çok bilgi elde edilmiştir Literatürde servikal biyomekanik deneylerde kullanılan modeller sıklıkla kadavra ve matematik modellerdir.

İnsan kadavra modelleri geometrik, yapısal, materyal açısından avantajlıdır. Biyolojik varyasyonlar, farklılık ve maliyet bu modeli kısıtlayan faktörlerdir (101). Yaşamayan doku rejenere olamaz, remodelleme yapılamaz ve iyileşemez. İstatistiksel değeri olması için çok sayıda örnekleme yapılması gerekmektedir.

Matematik model uygulamaları, materyalin mukavemetinin öğrenilmesine yönelik(mekanik) veya klinikte görülen travmaların mekanizmasına yönelik (klinik) olabilir. Servikal omurganın matematik modellerinin en sık kullanılanı sonlu eleman metodudur (97)(103). Kinematik , mekanik, internal gerilme ve yerdeğişimi olası çalışma konularındandır. Kinematik ve mekanik invivo ve invitro deneylerle çalışılabilirken, internal gerilme ve yerdeğişimi hiçbir deney ile çalışılamamaktadır. Sonlu eleman metodu gibi simülasyon modelleri tekrarlanabilmesi, herhangi bir parametrenin değiştirilebilmesi, belirli bir değişkendeki farklılığa ikincil etkinin miktarının ve niceliğinin değiştirilebilmesi gibi kontrol noktalarında ideal olasılıklar sunar.

Klinikte görülen hangman fraktürüne daha net bir yorum getirebilmek için aksis kemiği sonlu elemanlar yönteminin kullanılması düşünülerek bilgisayar ortamında modellenmiş ve bu model ile yerdeğişimi ve gerilme analizi gerçekleştirilmiştir.

AKSİS

Aksisin (ikinci servikal vertebra) en belirgin özelliği korpusundan 1.5cm uzunluğunda yukarıya uzanan bir çıkıntı bulunmasıdır. Bu çıkıntıya dens (prosessus odontoideus) denir. Densin ön yüzünde oval bir eklem yüzü bulunur. Bu yüz atlasın arkus anteriorunun iç yüzündeki eklem yüzeyi ile sinovial eklem yapar. Densin arka yüzünde ise transvers atlantal ligamanın yaptığı bir oluk yer alır. Densin üst ucuna apikal ligaman bağlanır. Densin yan taraflarına alar ligamanlar yapışır.

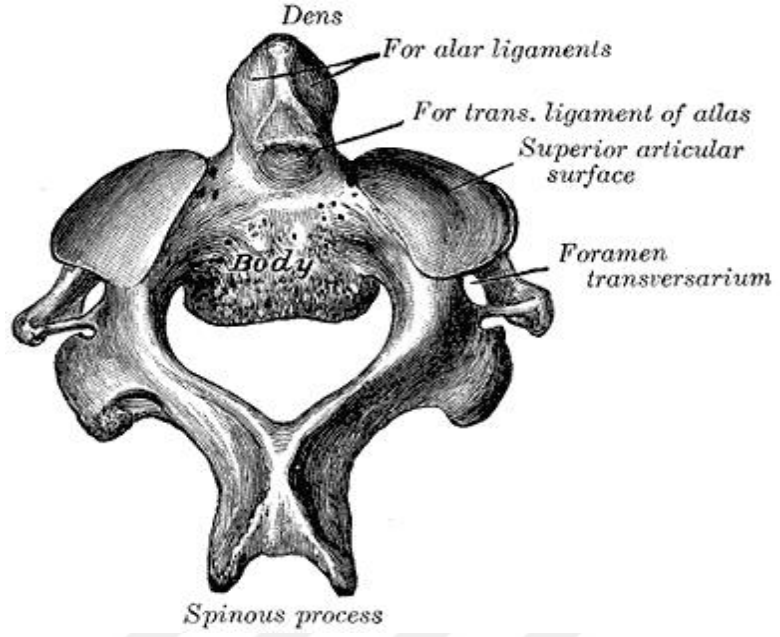


Şekil-1A: Aksisin superior görünümü

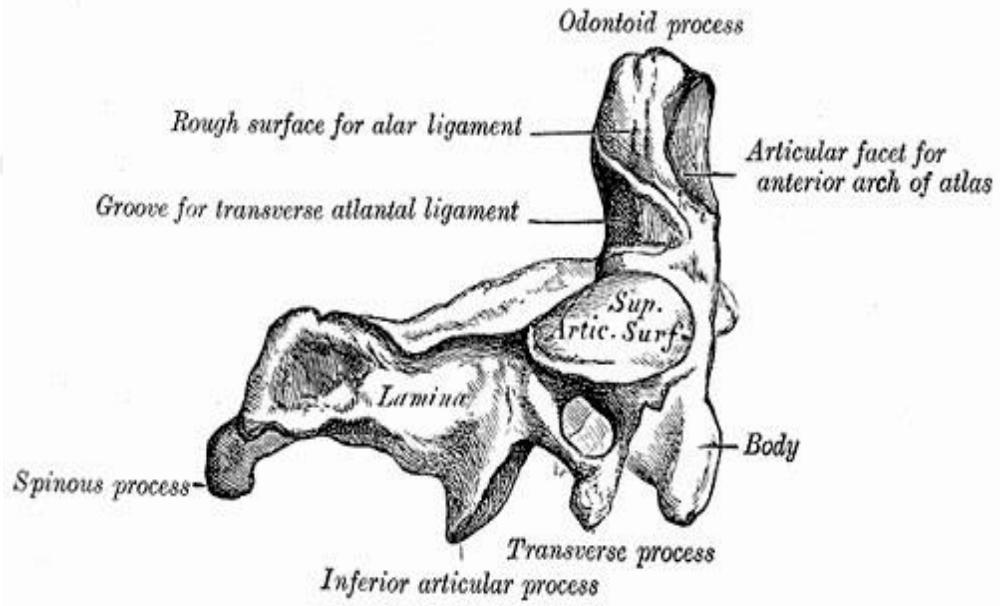
Şekil-1B: Aksisin lateral görünümü

Densin her iki yanında geniş eklem yüzeyi bulunur. Bu eklem yüzeyi atlasın massa lateralislerinin alt eklem yüzleri ile eklem yapar. Aksisin ön yüzünde, orta hattın her iki tarafında, musculus longus kollinin yerleştiği oluklar yer alır. Orta hatta ise anterior longitudinal ligamanlar yerleşir. Aksisin arka kenarına posterior longitudinal ligaman ve tektorial membran yapışır.

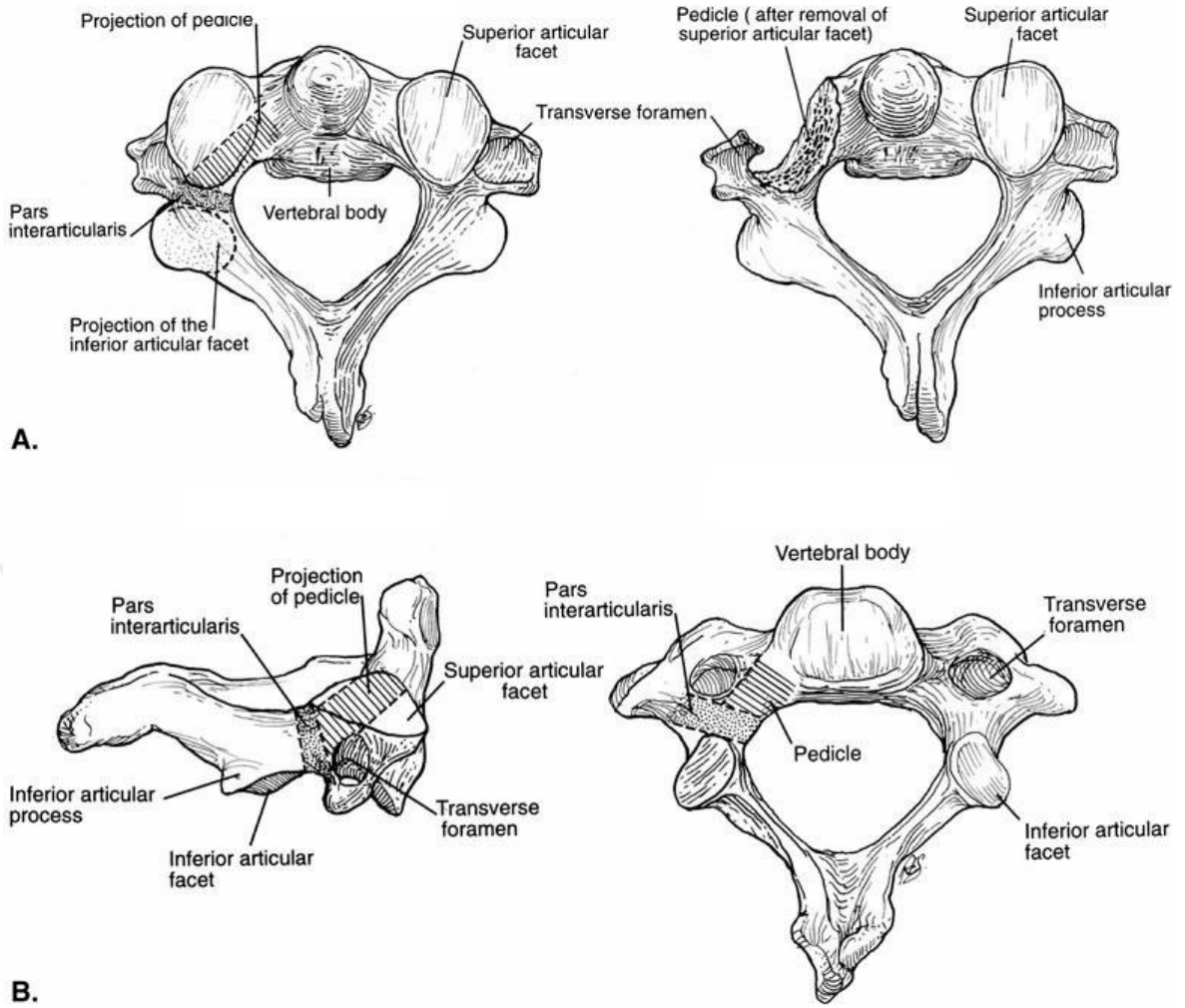
Aksisin pedikülü; süperior fasetin altındaki transvers foramenin anteromedialindeki vertebra gövdesinin posterolateral bölümü olarak tanımlanmaktadır. Pars interartikularis yada istmus süperior ve inferior fasetler arasındaki en dar bölge olma özelliği taşımaktadır(21).



Şekil-2: Aksisin superior görünümü



Şekil-3: Aksisin lateral görünümü



Şekil-4: Aksisin pedikül ve pars interartikülarisinin; A:superior B:lateral ve inferior görünümü

Aksisin pedikül ve laminaları diğer servikal vertebralardan daha kalındır ve ligamentum flavumun yapışma yerini oluşturur . Prossessus spinozusları kalındır ve m. rektus kapitis obliques inferior, m. rektus kapitis posterior major, ligamentum nukhae, m. semispinalis, m.spinalis servisis, m.interspinalis ve m. multifidus yapışır. Aksisin prosessus transversusları küçük ve uçları künttür. Uçlarında tek bir tüberkülleri vardır.

Bu tüberküllere m.levator skapula, alt yüzüne ise m.intertransversus yapışır. Prosessus transversusları üzerinde yer alan foramenler, atlasın genişliğine uyum sağlayabilmek için superolateral uzanan angular bir kanal şeklindedir (14).

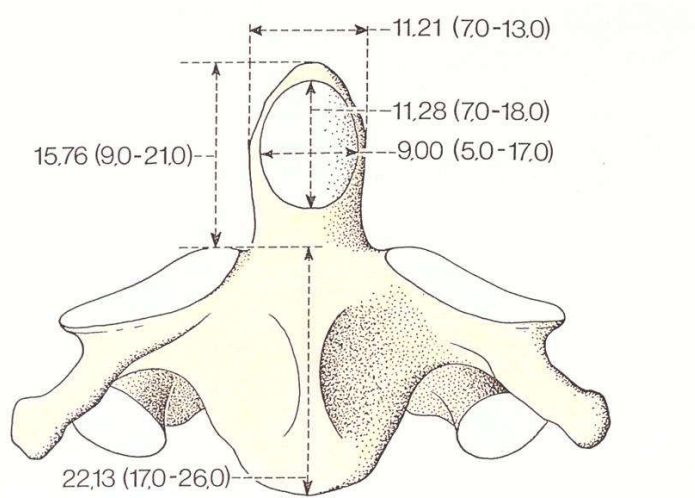
Tsusaki vertebral kanalın ortalama sagital çapını Japon erkeklerinde 15.7 mm, Japon kadınlarında 15.4 mm olarak ölçmüştür (86). Lang ise materyallerinde 15.7 ile daha geniş ortalama çap tespit etmiştir (56).

Transvers çap ölçümleri de Hasebe'nin Japon erkeklerde 21.9mm, kadınlarda 21.6 mm olarak saptadığı değerlerden büyüktür (41). Sturm örneklerinin %38'de superior artiküler yüzeyin böbrek şeklinde olduğunu, diğer vakalarda da yuvarlak, eliptik ve diğer başka şekiller bildirmiştir. Aksisin süperior eklem fasetlerinin öne doğru 134.7 derecelik (124-141) açı ile döndüğü gösterilmiştir (84).

Frizi fasetlerin ortalama uzunluğunu 18.5 mm (16.4-20.4) , ortalama derinliğini sağ tarafta 16.3 mm ve sol tarafta 16.6 mm (14.8-17.9) bulmuştur (31). Kartilaj kalınlığı ise 0.5-1.9 mm arasında değişmektedir (54).

AKSİSİN ÖN YÜZEYİ

Hasebe ortalama aksis gövdesinin yüksekliğini Japon erkeklerinde 19.3 mm, Japon kadınlarında 17.3 mm olarak ölçmüştür (41). Lang ise materyallerinde 22.13 mm (17-26 mm) ile daha yüksek değerler tespit etmiştir (56). Ayrıca ortalama dens yüksekliği 15.7 mm iken, Hasebe Japon erkeklerinde 17.9 mm, Japon kadınlarında 16.5mm ölçmüştür. Gövde ve densin farklı metotlarla ölçülmesinin bu farklılığın nedeni olabileceği belirtilmiştir. Densin transvers çapı (11.21 mm) Japon değerlerinden (10.5mm erkeklerde, 9.8mm kadınlarda) büyük bulunmuştur. Aynı çalışmada densin ön eklem yüzeyi de Japon bireylerindeki bir miktar geniştir (41). Dwight tarafından ölçülen Avrupalılara ait en büyük aksis derinliği 55-58 mm dir (20). Hasebe erkeklerde 57 mm, kadınlarda 50.4 mm tespit etmiştir. Helms densin eksenini ve aksisin gövdesinin alt yüzeyi arasındaki açıyı radyolojik olarak 42-88 derece arasında ölçmüştür (44).



Şekil-5: Aksis gövdesinin odontoid sürecinin bazı ölçüm değerleri ve Aksisin anterior görünümü

Ara sıra dens öne veya yana eğilir.(densin skolyozu) Helms, sağa +10 derece, sola -6 derece arasında değişen açılar bulmuştur (44). Krmpotic- Nemanic ve Keros densin aksisin alt yüzeyinin merkezinden geçen horizontal (yatay) çizgi ile açılışmasını ölçmüştür (55). Vertikal (dikey), aksisin gövdesinin alt tarafının merkezinden geçecek şekilde yapılandırılmıştır. %78 vakada, dens aksisin gövdesi ile koaksial olacak şekilde yönelmiştir. Daha az telafuz edilen, 11 derecelik bir posterior eğim ile lordoz da tespit edilmiştir. Ayrıca dens de özellikle servikal omurga lordozu olan bireylerde 14 derecelik bir kifotik açılanma gösterebilmektedir (56).

Koebke densin ön eklem yüzeyinin her zaman yukarı bakan oval şekilde olduğunu belirtmiştir. Örneklerin %70 de posterior eklem yüzeyi transvers oval ve dinlenme sırasında yuvaraktır. Fibrokartilaj ile kaplıdır. Yaşlı kişilerde dejeneratif değişiklikler sıklıkla densin ön eklem yüzeyinde ve atlasdaki fasetlerdedir (53).

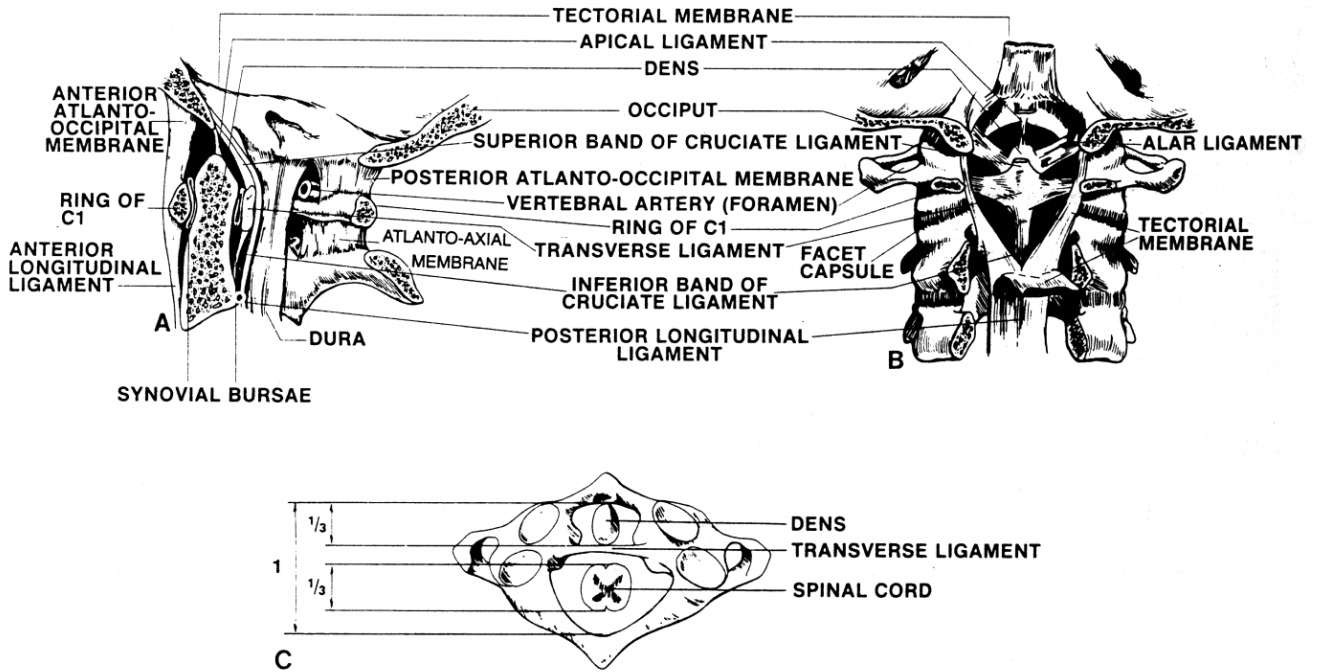
Anterior longitudinal ligaman ; Eksternal kranyoservikal ligamanlardan olup, kafa tabanından atlasın tüberkulum anteriorundan sakruma kadar uzanır. Bu ligaman üst kısmı orta hatta anterior atlanto oksipital membranı güçlendirir. Seyri esnasında vertebra korpuslarının ön kenarına diskus intervertebralislerle sıkıca yapışır.

Hayashi ve arkadaşları bir çalışmalarında anterior longitudinal ligamanın vertebra gövdelerinin ön ve lateral yüzeylerinden derinde boyun kaslarına uzandığını göstermişlerdir. Yüzeyel lifleri birkaç vertebra atlayarak vertebraları birleştirir (42).

Kısa lifleri ise iki komşu vertebra korpusunu ve disklerini birleştirir. En kalın torokal bölgede yer alır. Kolumna vertebralisin hiperekstansiyonunu engeller.Bu ligamanın arkus anteriorun tüberkulum anterior ile aksisin önde ve membrana atlanto oksipitalis posteriorun orta hatta yer alan çıkıntıları arasındaki parçasına atlantoaksial (epistrophic) ligaman adı verilir.

Ligamentum flava; Eksternal kranyoservikal ligamanlardan olup, iki komşu vertebranın laminaları arasında uzanan sarı elastik bir membrandır. Atlasın arkus posterioru ile aksisin laminası arasında uzanır. Ancak kafatası ile atlas arasında bulunmaz.

Posterior longitudinal ligaman; Vertebra korpuslarının arkasında, kanalis vertebralis içinde aksis ile sakrum arasında uzanır. Üst seviyelerde geniş olup aşağıya inildikçe daralır. Üst kısmı tektorial membran ile devam eder. Posterior longitudinal ligamanın kenarları özellikle torakal ve lomber bölgelerde yanlara doğru açılarak diskus intervertebralisin annular liflerine karışır. Derin tabakaları anulus fibrosus için lif temin eder. Yüzeyel katman medialde derin katmana tutunurken lateralde duramater sinir kökleri vertebral arterleri örten konnektif doku membranı oluşturmak üzere ayrılır. Kolumna vertebralisin hiperfleksiyonunu önler. Anterior ve posterior longitudinal ligamanlar intervertebral foramen çevresinde birleşirler.



Şekil-6 Occipitoatlantoaksial kompleksin ligamanları

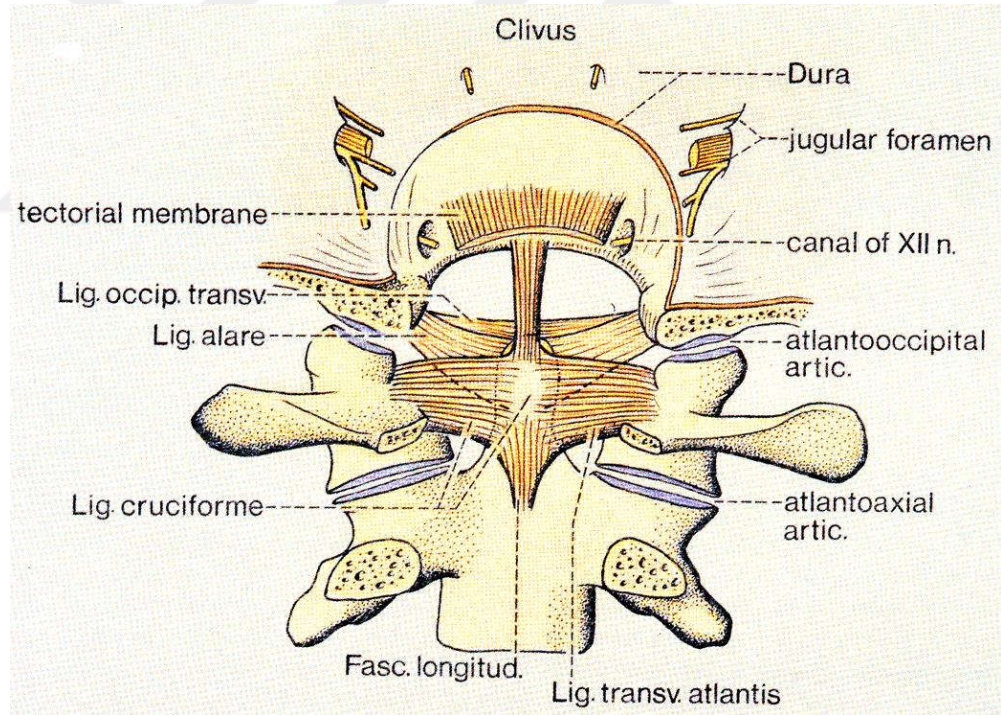
Spinal travma biyomekaniği ile uyumlu fonksiyonel anatomi

Tektorial membran ; İnternal kranyoservikal ligamanlardan olup, kanalis vertebralis içerisinde yer alır. Bu membran posterior longitudinal ligamanların yukarıya doğru devamıdır (89). Aksisin korpusunun arka yüzünden foramen magnumun anterior ve anterolateral kenarlarına uzanır. Yukarıda duramater ile karışır. Tektorial membran bu bölgedeki ligamanları ve densi örterek medulla spinalis ve medulla oblongata birleşme bölgesinde ilave bir koruyucu olarak görev yapar. İki katmandan oluşur.

Lateral parça, atlanto oksipital eklem kapsülüne katılır. Dorsal parça foramen magnumun hemen üstünde klivusun çevresindeki duramater ile devamlılık sağlar. Derin parça üstten oksipital kemiğin baziler bölümüne, alttan aksis gövdesinin arka yüzeyine tutunmuştur. Ayrıca atlasın transvers ligamanının yakınına da ilişiktir.

Bazen iki bağlantı arasında bir bursa vardır, ancak genellikle transvers ligamana yüzeysel yada derininde gevşek bağ dokusu vardır. Atlanto dental eklem kapsülünün ön ve medial kısımları posterior ve lateral kısımlardan daha incedir. Bu eklem boşluğu dens ve atlasın transvers ligamanı arasındaki (atlanto dental bursa) ile bazen ilişkilidir (10).

Atlasın transvers ligamanına bitişik bir cruciato-tektorial bursa olabilir. Bu bölgede yerleşen menenjiomlar bazen assendan dental arterden beslenebilir.



Şekil-7: Kranioservikal bileşke ligamanlarının posterior görünümü

Atlasın transvers ligamanları; İnternal kranyoservikal ligamanlardan olup, densin arka yüzünden başlar,transvers bir bant şeklinde atlasın massa lateralislerinin iç yan tarafına yapışır. Başlangıçtan hemen sonraki paralel lifler yuvarlak bir ligaman oluşturur ve densin arka yüzeyinden geçerken genişler.

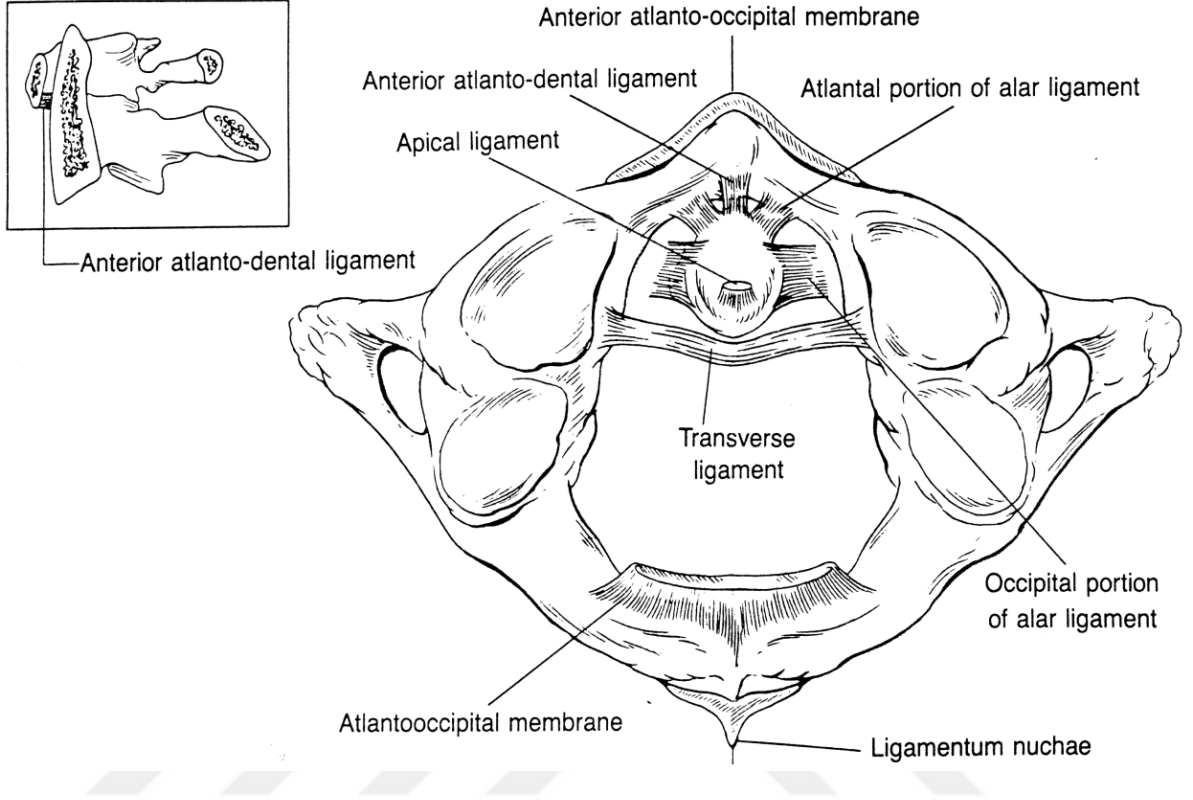
Ligamanın orta bölümündeki genişliği ortalama 10 mm, uzunluğu 18 mm, kalınlığı 2 mm dir. Üst köşe genelde keskin, alt köşe yuvarlaktır. Birbirlerini akut açılarla geçen, kollagen lif paketleri servikal omurga ve başın öne doğru eğilmesindeki gerilmeye izin verir (83). Mc Alister'a göre bu güçlü ligamanı yırtmak için 1275 N (130kg) kadar bir kuvvet gerekmektedir. Dvorak ve arkadaşları atlasın transvers ligamanı için germe kuvvetini 354 N (170-400) bildirmiştir (16).

Densin arka orta noktasından yukarıya (okspital kemiğin baziler kısmına tektorial membran ile apikal ligaman arasına yapışır) ve aşağıya (aksisin korpusunun arka yüzüne yapışır) vertikal olarak uzanan küçük ligamanlar vardır. Bunlar süperior longitudinal fascicle ve inferior longitudinal fascicle olarak adlandırılır. Bu transvers ve vertikal bantlara hep birlikte cruciform ligaman denir.

Apikal ligaman (ligamentum apicis dentis); İnternal kranyoservikal ligamanlardan olup, densin apeksi ile foramen magnumun ön orta noktası arasında atlanto oksipital membran ile krusiform ligamanın süperior longitudinal fasikülü arasında uzanır. 2-5 mm genişliğinde, 2-12 mm uzunluğundadır. Orta odontoid yada suspensory ligaman olarak da adlandırılır. Erişkinde fetüsdeki ile hemen hemen aynı boyutlarda olup, rudimenter nukleus polposusu temsil ettiği öne sürülmüştür. Belirgin fonksiyonel önem taşımamaktadır (87).

Alar ligaman (ligamentum alaris); İnternal kranyoservikal ligamanlardan olup, densin süperolateralinden yukarıya ve laterale uzanır. Oksipital kemiğin kondillerinin medyal kenarına 10 mm uzunluğunda 4 mm genişliğinde yapışır. Densin üst 2/3 lateral yüzeyine doğru medialden aşağı yönelir. Alar ligamanlar 8 mm çapında yuvarlak şeritlerdir. Üstteki çoğu lif, orta hattı geçerek transvers oksipital ligamanı oluşturur. Derin parçası densin lateral ve posterior sınırına uzanırken, yüzeyel parça densin apeksine tutunmuştur. Atlanto oksipital eklemdaki aşırı rotasyonu kontrol eder.

Ligamentum accessorium; İnternal kranyoservikal ligamanlardan olup, densin tabanından, atlasın massa lateralislerine uzanır. Transvers ligamanların yapışma yerlerine yakın olarak yer alır. Ligamentum accessorium atlanto aksial eklemdaki aşırı rotasyonları önler.

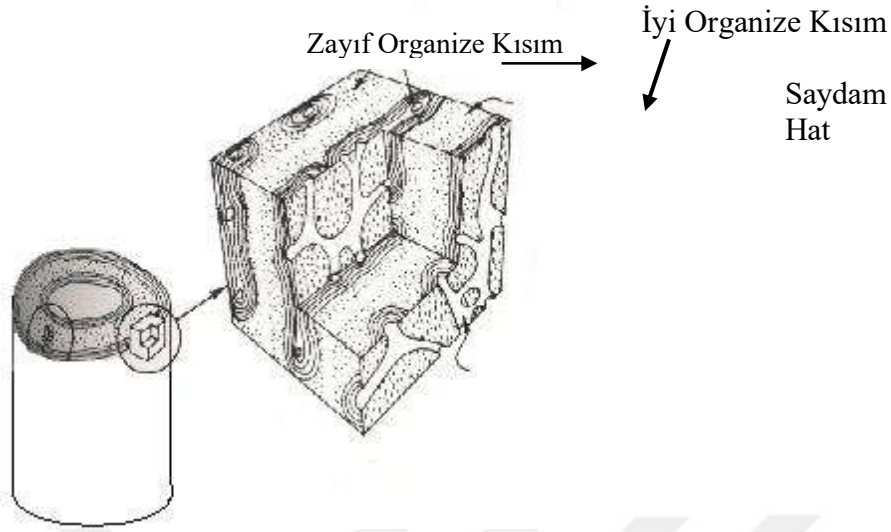


Şekil-8: Üst servikal omurganın klinik stabilitesini sağlayan majör ligamanların aksiel görünümü

Aksisin Trabeküler Anatomisi:

Kemik hücreleri iki çeşit doku oluştururlar. Birincisi iyi organize olmuş ve düzgün yerleşmiş, lamelli (kortikal) kemik, diğeri zayıf organize olmuş ve rastgele yerleşmiş süngerimsi (spongios) kemik. Süngerimsi kemik, yada birincil kemik, büyüme, kırıkların tedavisi gibi hızlı formasyon periyodları ile ilgilidir. Süngerimsi kemik, lamelli kemiğe göre daha az mineral içermektedir. Lamelli kemik ise daha yavaş şekillenen bir doku olup ince katmanlardan oluşur.

Kortikal Kemiğin Özellikleri



Şekil-9:Kortikal kemiğin yapısı

Uzun bir kemikte oluşan lamelli yapı eşeksenli katmalardan oluşmuştur. Bu katmanların kalınlıkları yaklaşık 200 μm dir. İki katman arasında, aslında yüzey oluşturan, kan damarlarından oluşmuş ağ şeklinde bir yapı vardır. Her katman Şekil 9'da görüldüğü gibi üç bölümden oluşmuştur.

Birinci bölge katman kalınlığının 1/3 lük kısmı olup damarlı ağın yüzeyini oluşturmakta ve iyi organize olmuş yoğun kemikten oluşmuştur.

İkinci bölge, ortadaki 1/3 lük bölge olmakla beraber daha zayıf organize olmuş dokulardan oluşmuştur. Bu bölge tam ortasından, mikroskopla görülebilen, parlak bir hat ile ayrılır. Bu parlak hatta göre katman simetriktir.

Kemik dokusunun bileşimi, kabaca, eşit hacimsel olarak mineraller, su ve hücre dışı kollajenden oluşmaktadır. Özellikle kemikteki su oranı mekanik özelliklerin değişmesinde büyük rol oynamaktadır. Kemik yapısı hakkında daha detaylı bilgi sahibi olmak için, incelemeye aldığımız kemiğin yaşı, cinsiyeti, hangi tür dokudan oluştuğu, hastalık geçirip geçirmediği gibi soruları yanıtlamamız gerekir.

Spongios kemiği süngerimsi bir yapıdadır. Çoğunlukla kemik hacminin yarıdan fazlası gözenek hacmidir. Yapılan teorik çalışmalar düzenli tekrarlanan hücreli yapılar için geçerlidir. Süngerimsi kemiğin hücre boyutları uniform değildir. Aynı zamanda gözenek oryantasyonları da farklıdır.

Hareketli segmentlerin biomekanik davranışları anatomisine bağlıdır ve kırık mekanizmasının tanımlanmasında önem taşır. Çalışmalarda kemik kesitlerinin kortikal kalınlığı dijital kaliperlerin direk ölçümü ile değerlendirilmiştir.

Kemiğin diğer bölgelerine oranla densin korteksi daha kalındır. Densin ön yüzeyindeki kortikal kemik ve C₂ gövdesi anterolateral veya arka kısımdan daha kalındır. Densin ön görünüşündeki kemik , densin lateral ve posteriordan ve C₂ gövdesinin anterolateral ve posterior lokasyonlarından anlamlı derecede daha kalındır. Omurganın ön longitudinal ligamanın başlangıcından temel alan ön yüzeydeki sırt kısmı aksisin promontory olarak tanımlanmıştır. Promontory deki kortikal kemik, gövdenin anterolateral ve posterior korteksinden daha kalındır.

Anterior	Densbeli ; 1.77 mm Promontory ; 1.68 mm
Anterolateral	1 mm
Lateral	1.08 mm
Posterior	1.14 mm

Tablo1: Aksisin korteks kalınlıkları

Özet olarak her iki ön yüzey lateral, anterolateral ve posterior gövdeden daha kalındır. En ince kemik aksisin posterior gövdesinde bulunur. Tüm örneklerde süperior facetlerin altındaki aksis lateral kütleleri yüksek yoğunluktaki trabeküler kemiğe sahiptir. Densin kendisi anlamlı derecede trabeküler kemik yoğunluğuna sahiptir.

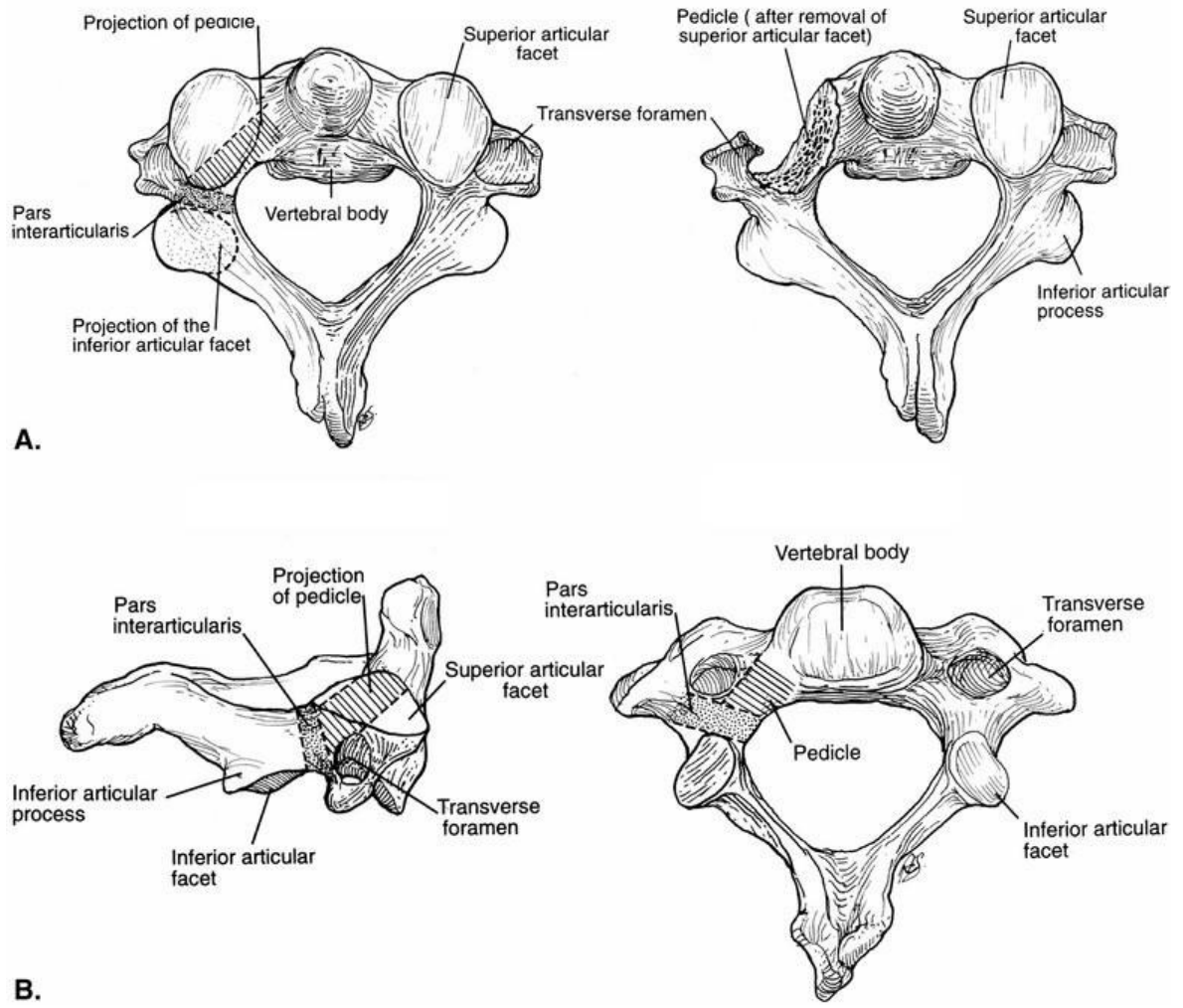
Kemiğin trabeküler paterni normal stressi nasıl geçirdiği ve ne kadar dayandığı ile ilişkilidir. Birçok spesimende aksis gövdesinin çoğunda yüksek yoğunlukta trabeküler kemik gösterilmiş olup, densin altında bir boşluk yaratan veya hipodens gözlenen bir kemik alan mevcuttur. Densin hemen altında gövdenin sefalad parçası çok düşük kemik yoğunluğuna sahiptir. Aksial yükün temel alanı süperior facetler olup, densin neden belirgin aksial yüke dayanamadığının göstergesidir.

Densin çevresindeki yüksek kortikal kalınlık ise, fleksiyon, ekstansiyon, lateral ve oblik yönlerdeki streslere dayanabilirliğini açıklar niteliktedir.

Aksis gövdesinin posterioru major vasküler foramenlere yakın alanda nisbeten ince bir kortekse sahiptir. Posterior korteks, posterior ring ve ilişkili fasetlerce korunmaktadır. Aksisdeki muntazam olmayan trabeküler kemik dağılımı internal fiksasyonda önemli rol oynamaktadır. Lateral maslarda, fasetlerin altında, end plate yakınındaki iyi trabeküler kemik kalitesi internal fiksasyon araçları için uygun bölge olma özelliği taşımaktadır (43).

Lateral masslarda kendi içinde, medial sınırdaki (pedikül, pars interartikülaris, inferior artiküler proses) kortikal kemik diğer bölümlerine göre daha incedir. Pedikülün inferior korteksi ve pars interartikülaris ise inferior artiküler proses den daha incedir. Pedikülün superior korteksi ise pars interartikülaris den daha incedir. Trabeküler kemik açısından pedikül ve pars interartikülaris arasında belirgin farklılık yoktur (21).

Pars interartikülaris; superior ve inferior fasetler arasındaki bölüm olup, biomekanik olarak en zayıf bölgedir. Çünkü; superior ve inferior fasetler aynı planda yer almazlar. Bu bölgede hiperekstansiyon ve aksial yüklenme sırasındaki angular ve kayma stressleri maksimumdur.



Şekil-10: Aksisin pedikül ve pars interartikülerisinin

A: superior B: lateral ve inferior görünümü

KİNEMATİK

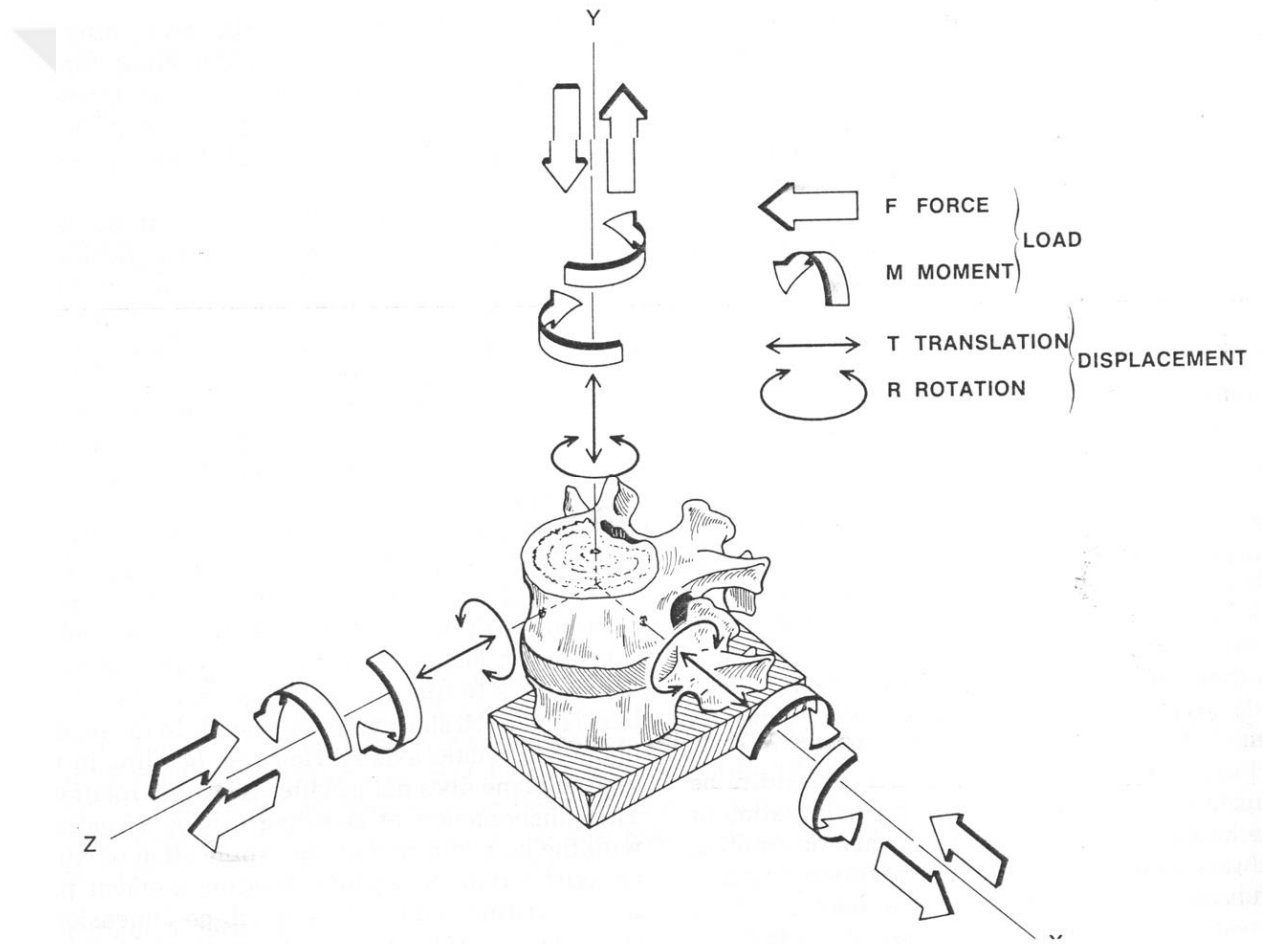
Uygulanan kuvvetlere bakılmaksızın katı cisimlerde hareketin incelenmesine kinematik denir. Kinetik, kinematik ve klinik incelemeler için servikal spinal kolon üç gruba ayrılarak incelenir.

Üst servikal bölge(C₀-C₁-C₂)

Orta servikal bölge(C₃-C₅)

Alt servikal bölge (C₅-T₁)

Kinematik ile ilgili terimler gözden geçirilirse;



Şekil-11: Fonksiyonel omurga biriminin üç boyutlu koordinat sistemi üzerinde uygulanan yük ile yerdeğişimleri : Translasyon ve Rotasyon

Koordinat sistemi;

Spinal kinematiğin basit olarak tanımlanması için sağ eli ortogonal (90 derece açılı) koordinat sistemi White ve Panjabi tarafından 1974 yılında tanımlanmıştır.

Fonksiyonel spinal ünite; (FSU) Hareket segmenti;

İki komşu vertebra ve bunları bir arada tutan yumuşak dokuları içerir.

Rotasyon;

Vertebranın eksen etrafında açısal yer değiştirmesidir. Eksen vertebranın içinde veya dışında olabilir.

Translasyon;

Göreceli olarak sabitlenen bir noktaya göre vertebranın yer değiştirmesidir

Nötral bölge;

Nötral pozisyon ile fizyolojik harekete spinal direncin olduğu nokta arasındaki mesafedir.

Elastik bölge;

Nötral pozisyon ile hareketin sonlandığı nokta arasındaki mesafe farkıdır.

Plastik bölge;

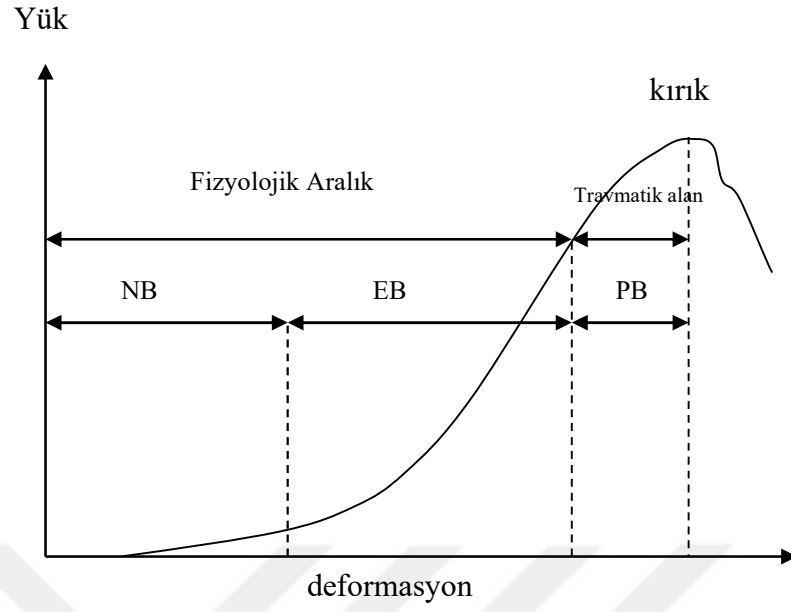
Hareketin elastik bölge sınırlarını aşarak tekrar nötral pozisyona dönemeyeceği aralık.

Serbestlik derecesi;

Hareketin bir noktaya göre öne veya arkaya translasyon veya rotasyon derecesidir. Vertebranın altı yönde (+/- x, y,z) hareket serbestliği vardır.

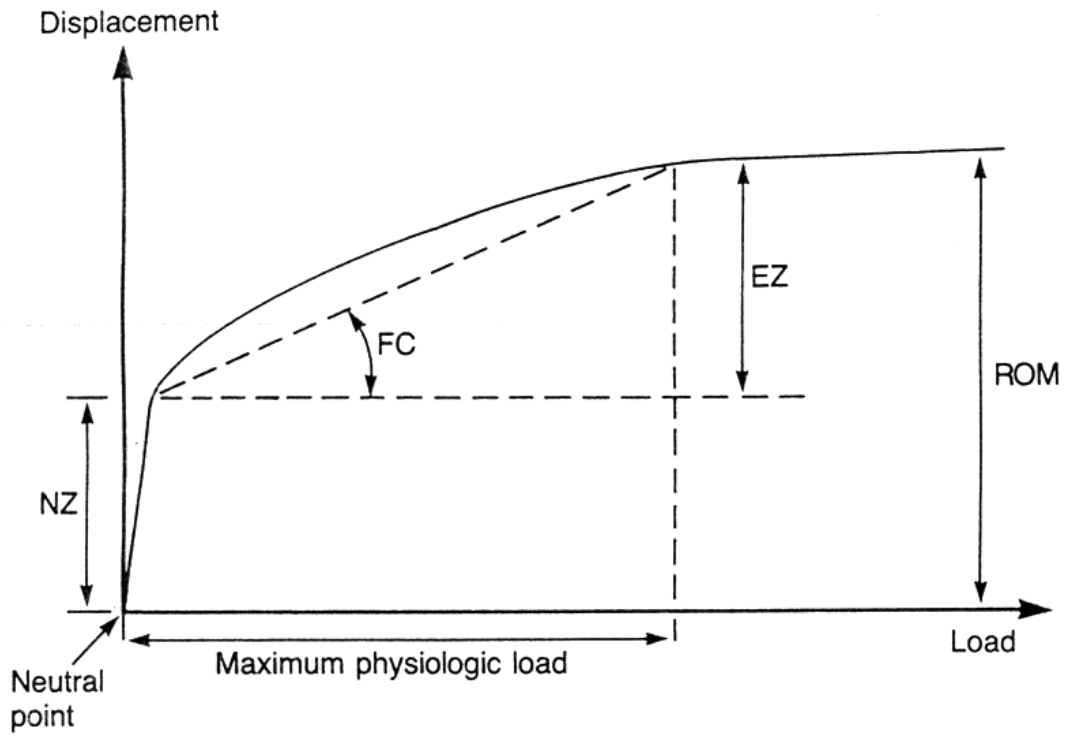
Hareket aralığı;(ROM)

İki yöndeki fizyolojik hareket sınırları arasındaki mesafedir. Hareket, translasyon ise uzunluk, rotasyon ise açı ile ölçülür.



Şekil-12: Yük-deformasyon eğrisi

NB: Nötral bölge EB: Elastik bölge PB: Plastik bölge Hareket aralığı



Şekil-13: Yük-yerdeğiştirme eğrisi

NZ: Nötral bölge EZ: Elastik bölge PZ: Plastik bölge ROM:Hareket aralığı

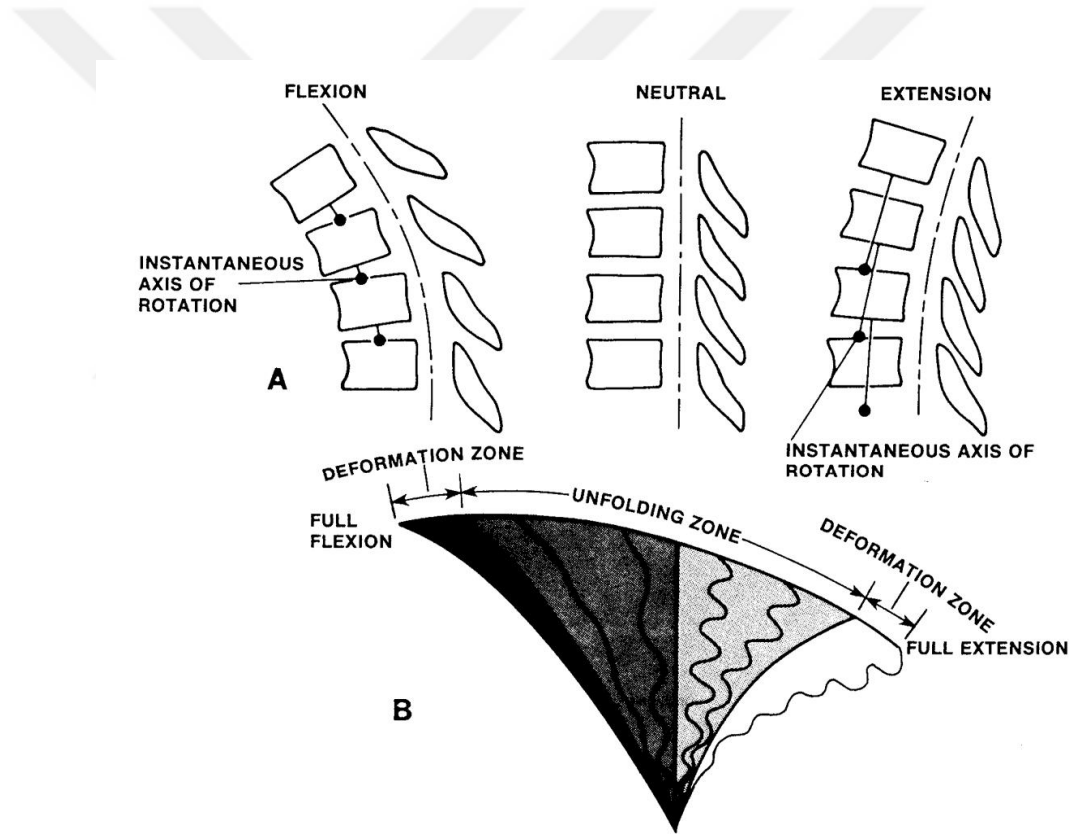
Bağılantılı hareket;

Bir ekseninde translasyon veya rotasyon hareketi olurken diğer bir ekseninde de kendiliğinden translasyon veya rotasyon hareketi olmasıdır.

Rotasyonun anlık eksenini (IAR) (RAE);

Vücudun hareket planında hareket etmediği varsayılan noktadan geçirilen çizgisidir.

Kinematik bozulduğu durumda (örneğin; anormal hareket aralığı veya anormal rotasyonun anlık eksenini gibi) tam veya kısmi olarak stabilitenin bozulduğundan bahsedilmektedir.



Şekil-14: Rotasyonun anlık eksenini ile ilişkili fleksiyonda spinal kanal uzunluğu artar, ekstansiyonda azalır. Spinal kordda da bu değişiklikler paralel elastik deformasyon, açılma ve bükülme gerçekleşir.

OKSİPİTO-ATLANTO-AKSİALKOMPLEKS(C₀-C₁-C₂) KİNEMATİĞİ

Oksipital atlanto aksial eklemler, aksial iskeletin hem anatomik hem kinematik açıdan en kompleks eklemleridir. Bu bölgeye ait birçok kapsamlı araştırmalar olsa da bazı temel biomekanik özellikler hala belirgin olarak tartışmalıdır. Bu bölgenin başlıca kinematik incelemeleri Werne, Dvorak, Panjabi ve Clark tarafından yapılmıştır (91).

Hareket alanı; (ROM)

Oksipital atlanto aksial kompleksin parçalarının rotasyon sınırlarının limitleri ve temsili değerleri aşağıdaki gibidir.

Oksipitoatlantal Eklem	fleksiyon-ekstansiyon (x)	25°
	lateral bending (y)	5°
	aksial rotasyon(z)	5°
Atlantoaksial Eklem	fleksiyon-ekstansiyon (x)	20°
	lateral bending (y)	5°
	aksial rotasyon(z)	40°

TABLO 2; Üst servikal bölgenin açısal hareket aralığı değerleri

Kompleksin her iki eklemi sagittal planda fleksiyon ekstansiyon hareketine eşit katılmaktadır. C₁-C₂ eklemının sagittal planda rotasyona katılımı Fick tarafından sorgulanmış ve bu eklemden önemsiz bir hareket bildirilmiştir.(26) Poirier ve Charpy ise 11 derecelik bir hareket bildirmiştir(71). Werne' de radyografik çalışmalar üzerinden sagittal plan hareketinin varlığını tam olarak göstermiş, önemli olduğunu belirtmiştir.

Densin sagital plandaki eğilişinin bu plandaki ek rotasyonal yerdeğişimine izin verdiğini bulmuştur. Densin sagital plandaki eğilişlerinin bir kısmı C₁'in C₂ üzerine arkaya doğru yer değişimi eşiği ile ilişkilidir (90).

Subluksasyon ve dislokasyonlar genelde hareketin normal sınırlarının abartılışı veya aşırı ekstansiyondur.

Önceleri C₀-C₁ arası aksial rotasyonun çok az yada olmadığı düşünülmekte idi. C₀-C₁ eklemi frontal ve sagital planlarda iç içe geçmiş kap şeklinde olduğundan aksial rotasyon bu eklemden kısıtlıdır. Bununla birlikte birçok araştırmacı birbirinden bağımsız olarak 3-8 derece aralığında bir yöne aksial rotasyon gözlemlemiştir. Clark ve arkadaşları ortalama 4.8 derece(12), Worth (95) Depreaux ve Mestdagh (15) gibi ortalama 3.2 derece, Dvorak ve arkadaşları aksial komputeze tomografi kullanarak invivo olarak tek yöne ortalama 4.3 derece aksial rotasyon işaret etmişlerdir(17). Panjabi ve ark.(1988) üç boyutlu analiz ile tek yöne C₀ C₁ arası aksial rotasyonu 8 derece olarak bulmuşlardır (66).

Mamafih, C₁-C₂ arasında major aksial rotasyon işaret edilmektedir (69). Yani, bu bölgenin en fazla aksial rotasyonu C₁-C₂ ekleminde olmaktadır. C₀ ve C₁ anatomik yapısı hem frontal hem sagital planda kap şeklindedir öyle ki nispeten az da olsa y ekseninde aksial rotasyonu vardır. Bu arka atlanto oksipital membran ile desteklenen küçük ligamentöz dizgilerin varlığına rağmen doğrudur. Tam tersi C₁ C₂ nin massa lateralisleri her iki eklem yüzeyi sagital planda dışbükey yönelimlidir. Bu geometrik yapı önemli hareketliliğe izin verir. Hareket kabiliyeti arka elemanları bağlayan gergin sarı ligamanların yokluğunda (posterior atlanto aksial ligamanların zayıf olması durumu) artmaktadır.



Şekil-15: Sağ lateral atlantoaksial eklemin bikonkav yapısı

Oysa bazı anatomik şekillerin tersine arka elemanları bağlayan harekete hazır, serbest atlantoaksial membran vardır. Buradaki hareket Werne tarafından tek yöne 47 derece olarak bildirilmiştir (90). Yakın dönemdeki araştırmacılarda benzer gözlemlere sahiptirler. Dvorak ve arkadaşları invitro bir çalışmalarında tek taraflı C₁-C₂ aksial rotasyonu 34 derece(16), invivo analizlerinde 41.5 derece bulmuşlardır (17). Panjabi ve çalışma arkadaşları invitro metodoloji ile üç boyutlu uygulamada 38.9 derece ölçmüşlerdir (60).

Takriben oksiput ve tüm servikal omurgaların aksial rotasyonunun %60'ı üst bölümde (C₀-C₁-C₂), %40' ı alt bölümde sağlanmaktadır.

C₁-C₂ eklemiindeki geniş rotasyon klinik problemlere neden olmaktadır. Selecki bu rotasyonun foramina transversariumlardan vertikal olarak yukarı çıkan ve kafatasına girmeden C₁- C₂ ve atlanto oksipital bölgeden geçen vertebral arterler üzerindeki etkisini çalışmıştır (79). 30 derecelik rotasyon sonrası kontralateral vertebral arterde kinking vardır. Bu kinking, ki buna gerginlik de eşlik eder, ilk olarak transverse foraminadan vertebral arterin çıkışında oluşur. Rotasyon açısının artışı ile daha da belirgin olmaktadır. 45 derecelik rotasyonda ipsilateral arter de kink başlar (28). Her iki arterin akımı uyuşursa posterior fossadaki azalan akım ile ilişkili semptomlar elde edilir.

Bu fenomene uyan durumlar yoga ve servikal traksiyonu kapsamaktadır. Servikal traksiyon , vertebral arterlerdeki kinking veya gerilim ile y eksenindeki yer değişikliği ile ilişkilidir. Benzer şekilde boynun ve başın şiropraktik manüplasyonunu takip eden iskemi vakaları da bildirilmiştir (2) (61).

Son dönemde Schellas ve arkadaşları şiropraktik manüplasyon ile gelişen vertebrobaziller yaralanmaları anjiyografik olarak desteklemiştir (77). Diğer yazarlarda tıbbi problemleri olmayan hastalarda benzer komplikasyonlar bildirmişlerdir.

Bu kazalar anlaşılan klinik olarak belirgin vasküler veya servikal omurga hastalıklarının yokluğunda gelişebilmektedir.

Miller ve Burton'a göre ilk basamak tedaviler sırasında bulantı,görme bozukluğu,kusma,vertigoyu kapsayan semptomlar bulunmaktadır. Eğer şiropraktik tedaviler bu aşamada durdurulursa dönüşü olmayan ileri hasar genellikle önlenebilmektedir (61).

Tüm durumlarda servikal spondilozis veya vertebral vasküler yetmezlik semptomları olan hastalar servikal omurga manuplasyonlarının riskleri konusunda uyarılmalıdırlar. Servikal omurga füzyonu bu semptom kompleksini azaltabilmektedir. Buna rağmen bu iddiayı netleştirmek için daha ileri klinik çalışmalar gerekmektedir.

Bu bölgenin kinematiğine ait erken dönem kaliteli çalışma Werne tarafından yapılmıştır (90). Son dönemlerde Dvorak, Panjabi, Clark ve diğerleri de C₀-C₁-C₂ kinematik bilgilerini anlamlı derecede güncelleştirmişlerdir. Özet olarak başın üç ekseninde rotasyonu oksipito atlanto aksial kompleksin tüm üç parçasının da ;oksiput, atlas ve aksis katılımı ile olmaktadır.

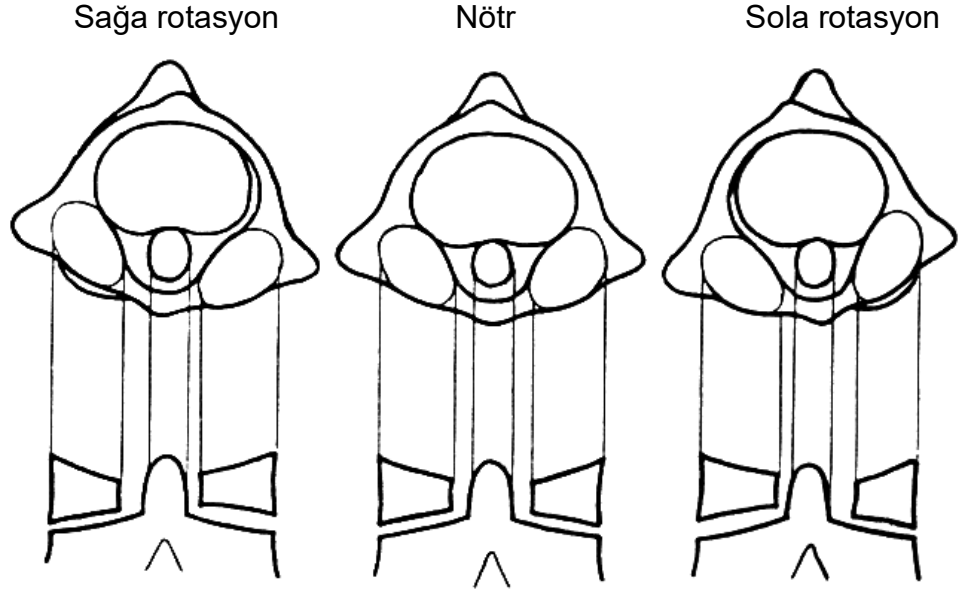
Oksipito atlanto aksial kompleksdeki translasyon hareketleri küçüktür. Oksiput ve C₁ arasında önemsiz translasyon vardır. C₁-C₂ ekleminde sagittal plan (+-z eksen) translasyonu minimaldir çünkü C₁ halkası dense rahatça uymaktadır.

Orta sagittal plandaki translasyon sırasında ,densin ön bölümü ve C₁ halkasının arka kısmı arasındaki mesafe klinik olarak anlamlıdır. Normal translasyon 2-3 mm.dir ve transvers ligamanın yetersizlik olasılığını radyolojik olarak değerlendirirken rehber olarak kullanılmaktadır (47). Translasyonun artması durumunda transvers ligaman rüptürü veya zaafı düşünülmelidir. Jackson 50 erişkin ve 20 çocukta , atlasın ön yayının arka alt köşesi ve densin ön yüzeyi arasındaki mesafeyi ölçtüğü bir radyolojik çalışma sürdürmüştür (50).

Erişkinlerde hem ekstansiyon hem fleksiyon mesafesinin maksimum 2.5 mm ile sabit olduğu, çocuklar için ise maksimum 4.5 mm. bulunmuştur. Ayrıca çocuklarda fleksiyon sırasında biraz öne doğru subluksasyon olduğuna dikkat çekilmektedir.Bu veri C₁ ve C₂'nin fiksasyon ve rotatuar subluksasyon tanısı için önemlidir.

C₁- C₂ ekleminin lateral (x eksen) translasyonu oldukça tartışmalı bir konudur. Açık belirgin tek bir çevrim olduğu bununda C₁-C₂ arasındaki aksial rotasyon olduğuna inanılmaktadır. Yani lateral translasyonun aksial rotasyon nedeni ile olmaktadır. Rotasyon hareketleri C₁'in densele ilişkili massa laterale çıkıntısında kaymaya aradaki uzaklığın değişmesine neden olmaktadır.

Bu Werne tarafından tanımlanmış (90) ve Shapiro ve arkadaşları tarafından gösterilmiştir (80). Her ne kadar Hohl C₁- C₂ kinematiği açısından farklı bir yoruma sahip olsada, o da dens ve massa lateralisler arasında 4 mm kadar lateral yer değişikliğinin izole bir radyolojik bulgu olduğu ve subluksasyon yada dislokasyon belirleyicisi olmadığı noktasındadır (47).



Şekil-16: Rotasyonel yerdeğişikliği paterninin radyografik projeksiyonu

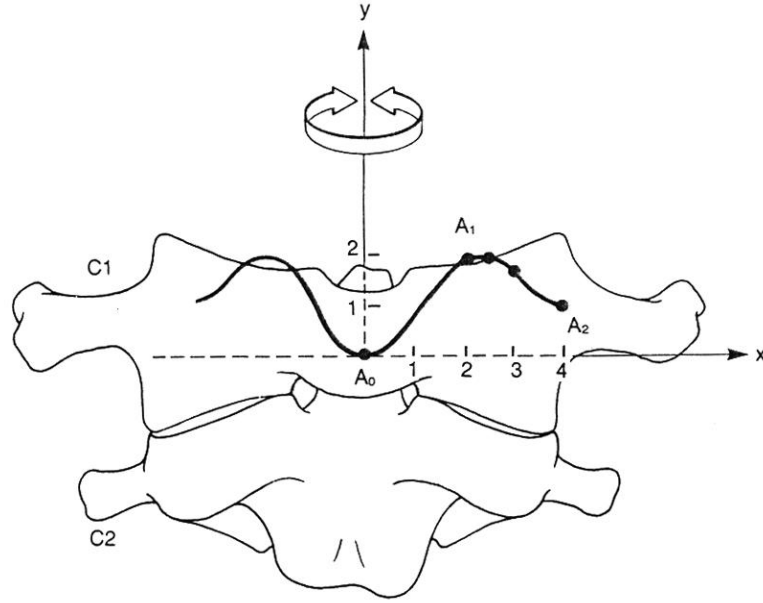
Kavrama (coupling) özellikleri;Bağlantılı hareket

Atlanto aksial eklemden kuvvetli bir kavrama olduğu genelde kabul görmektedir. C₁'in aksial (y eksen) rotasyonu sırasında vertikal (y eksen) translasyon olmaktadır.

Her ne kadar bazı fikir ayrılıkları olsada problem Henke'ye kadar uzanmaktadır. Öyleki 1863'de tanımladığı "çift yivli vidalı" eklem C₁ ve C₂ arasındaki eklem bikonveksitesine yöneliktir (45). Bu analiz C₁-C₂ eklem sagittal kesitlerinde çalışan Hultkrantz tarafından eleştirilmiştir. Bazı yüzeylerin zayıf bikonveksite gösterdiği , diğerlerinin zayıf bikonkav olduğu bulunmuştur (48).

Hakiki kemik konfigürasyonun konkav olduğu gözlemlenirken kırıkdağın konfigürasyonu öyledir ki tüm eklem bikonveks plandadır. Bu planın vida hareketinden sorumlu olduğu düşünülmektedir.

Hultkrantz (y eksen translasyonu) vida hareketinin başın çevrilmesinin özelliği olmadığını ancak muhtemelen hareketin sınırlarının aşırılığında oluştuğu sonucunu çıkarmıştır.(48) Bu tartışmanın her iki ucuna yönelik kanıt vardır. Hohl C₁'in vertikal çevriminin kavramasını C₁'in C₂ üzerinde aksial rotasyonu ile tanımlamıştır (47).



Şekil-17: Atlantoaksial eklemdе bağlantılı hareket

A₀: normal pozüsyon A₁: y ekseninde solarotasyonda C₁in C₂ üzerinde dönüşü
A₂: hareketin sonlanması

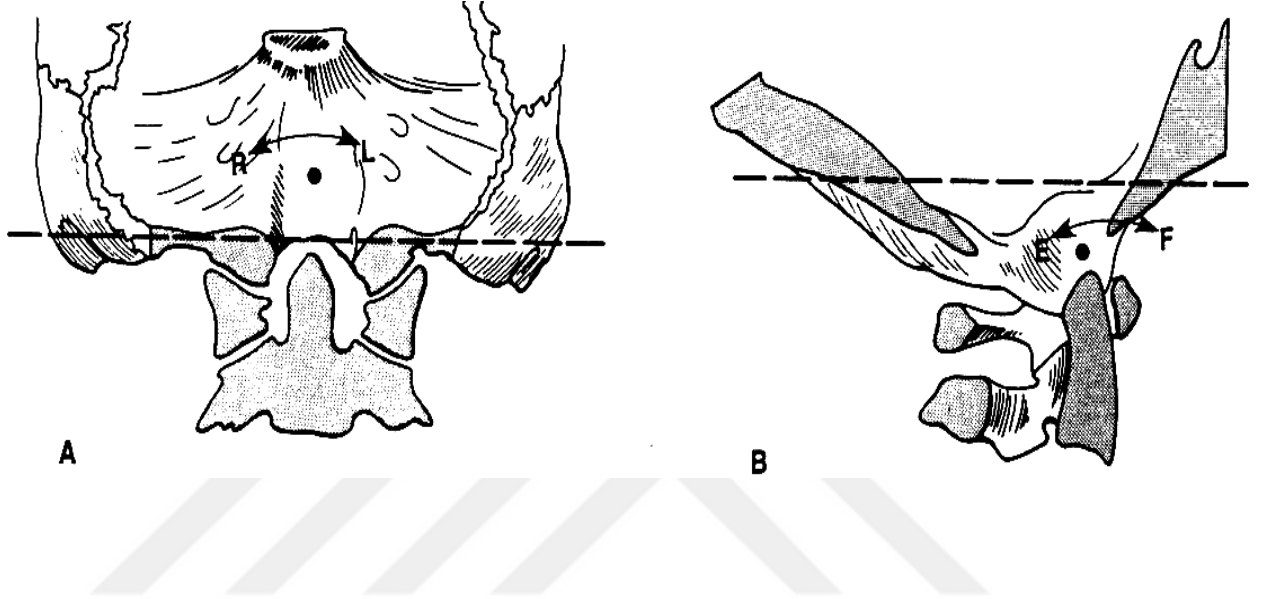
Tartışmalar sineradyografik gözlemlere dayanmaktadır. Werne'nin araştırmaları sonucu vida hareketinin bir dereceye kadar densin longitudinal eksenine vücudun hayali longitudinal eksenine ilişkisine bağlıdır. İkisi ne kadar paralel ise vertikal yer değiştirme o kadar çok ayırtedicidir (90).

Koordinat sisteminin vertikal eksenine ile densin longitudinal eksenine arasındaki paralellik mesafesi değişebilir. Densin longitudinal eksenindeki translasyonu, densin gösterdiği yöne bağlı olarak atlası arkaya veya vertikal olarak taşıyabilmektedir.

Rotasyonun anlık eksenine (IAR) (RAE)

Henke atlanto oksipital hareket için RAE'yi eklemlerin sagittal ve frontal plandaki taslaklarından oluşturulan kavislerin merkezinin belirlenmesi ile tanımlamıştır (45). C₀-C₁ ekleminin RAE noktası X ekseninde mastoid proseslerin merkezinden geçen, Z ekseninde densin apeksinin 2-3 cm üstünde yer almakta olan bir noktadır.

RAE noktaları yüzyıl öncesinden beri tanımlanmış olsa da atlantookspital eklem için sadece tahmini olarak kalmaktadır. Kullanılan metodlar net sonuçlar vermeye yeterli değildir. Aksları tam olarak yerleştirmek için deneysel çalışmalar gerekmektedir.



Şekil-18 A:Atlantooccipital eklem frontal planda rotasyonun anlık eksenini

B:Atlantooccipital eklem sagittal planda rotasyonun anlık eksenini

Anterior atlanto oksipital membran oksiputu C₁'in ön halkasına bağlar. Bu muhtemelen uzama ile gerginleşir. Servikal anterior longitudinal ligamanın devamı olduğu için,Johnson ve arkadaşlarınca 1975'de tanımlanan servikal anterior longitudinal ligaman gibi hassas ince bir yapıdır; yani sınırlı uzamaya ılımlı derecede yatkındır (52). Werne'nin kinematik çalışmaları ile atlanto aksiyal eklem için RAE tahmin edilebilir.Sagittal plandaki fleksiyon ekstansiyon hareketinde densin 2/3 orta noktasında iken aksial plandaki rotasyon hareketinde (y eksenini) RAE 'nin aksinin merkezi orta bölümünde yer aldığı varsayılmaktadır (90). (Şekil 18B)

Lateral bending (x,y eksenini) düzlemindeki atlanto aksiyal eklem rotasyonu yaklaşık her bir yöne 5 derece kadardır. (Şekil 18A) Bu hareket için RAE çalışılmış ancak kesin tanımlama henüz yapılamamıştır.

Anatomik elemanların fonksiyonu

C₀- C₁ eklemindeki fleksiyon hareketi, foramen magnumun ön kenarı ile densin ucu arasındaki iskelet teması ile kontrol edilmektedir. Werne densin eklemleri ile ilişkili önceden tanımlanmamış bursa keşfetmiştir. Ve 'bursa apicis dentis' olarak isimlendirmiştir.

Ekstansiyon hareketi ise tektorial membran tarafından kısıtlandırılmıştır. (posterior long. lig.'nın sefalad devamı) C₀-C₁ eklem fleksiyonu ile tektorial membran gerginleşir ve C₁-C₂ ekleminin öne fleksiyonunu kısıtlar. Dvorak ve arkadaşları ön atlantodental ligamanların C₁-C₂ için bir noktada kontrol dizgini olarak görev yaptığını varsaymaktadırlar (19). Benzer şekilde C₀-C₁ ekleminin ekstansiyonu ile tektorial membran gerginleşir ve C₁- C₂ arasındaki ekstansiyonu sınırlar.

C₀- C₁ arasındaki aksial rotasyon alar ligamanlar ve C₀-C₁-C₂ ekleminin kemik anatomisi ile sınırlandırılmıştır. Eklem yüzeyleri kap şeklinde olup, arcuat oksipital eklemi C₁'in kapı ile uymaktadır. Alar ligamanlar burada hareketin kontrol dizginidir.

Dvorak ve arkadaşlarının invitro bir çalışmalarında kontrolateral alar ligamanı sertleştirerek, atlanto oksipital ve atlanto aksial eklemlerin her ikisinde de rotasyonda artış göstermişlerdir (18).

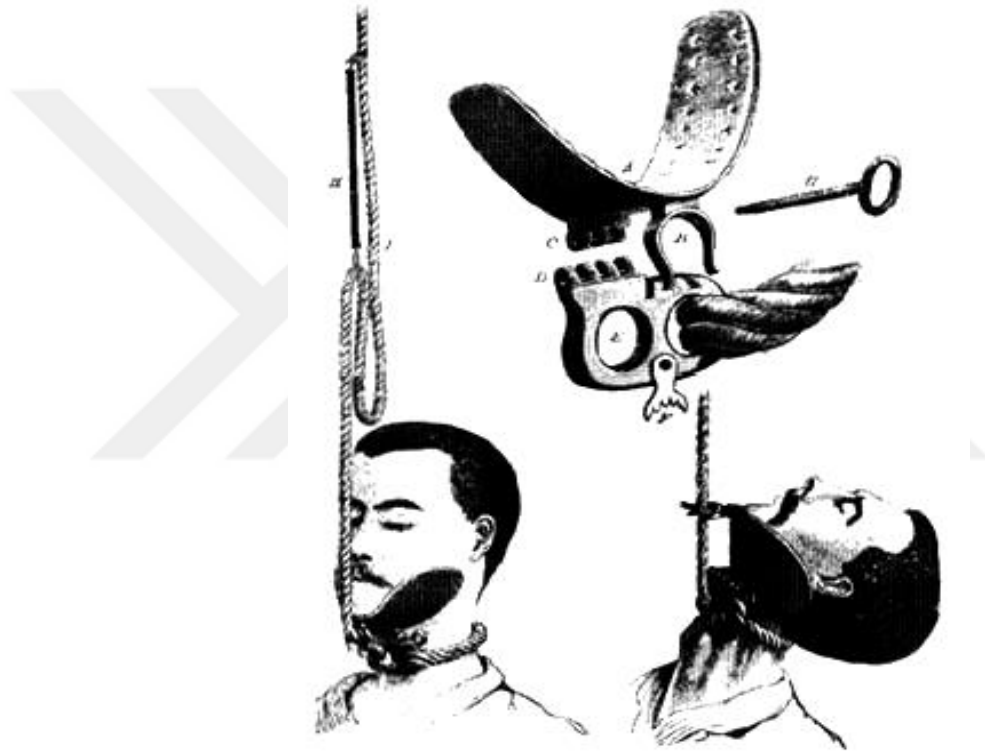
Alar ligamanlar densin her iki yanında simetrik olarak yer alır ve bir parçası densi oksiputa bağlarken, geri kalan ligaman densi atlasla bağlamaktadır.

Lateral bending(yan eğimin) mekanizması daha karmaşıktır. Bu hareket C₀-C₁ ve C₁-C₂ de tek bir yöne 5 dereceyi kapsamaktadır. C₀-C₁ hareketi alar ligamanının her iki komponentince kontrol edilmektedir.

Sol yan eğim (-z eksen rotasyonu) sırasında alar ligamanının sağ üst bölümü oksiputa bağlı, sol alt bölümde C₁ halkasına bağlı hareketi kontrol etmektedir. Tam tersi sağ yan eğim için geçerlidir. Sol aksial rotasyon (+y eksen rotasyonu) kişinin başını sola bakmak için çevirmesi sırasında ki hareket olup, sağ alar ligamanca sınırlanmaktadır. Tam tersi sağ aksial rotasyon için geçerlidir.

AKSİSİN TRAVMATİK SPONDİLOLİSTEZİSİ; HANGMAN KIRIĞI;

Hükmi ası fenomeni ile ilişkili çok önemli biomekanik değerlendirmeler vardır. Yaşayan bir insanoğlundaki bilinen zarar mekanizmaları radyografik ve otopsi bulguları ile de ilişkili genelleştirilerek hayli çok bilgi elde edilmiştir. Klinisyenlerce başarısız ası girişimlerinde bulunan farklı hastalar gözlemlendiğinde benzer bir mekanizmanın etkili olduğu tahmin edilmektedir.



Şekil-19: Hükmi ası görünümü

Wood-Jones 1913'de ası ile gelişen servikal fraktür- dislokasyon hasarını tanımlamıştır (94). Garber 1964'de ilk olarak aksisin travmatik spondilolistezisi terimini kullanmış ve motorlu araç kazası sonrası sekiz hastada aksiste pediküler kırık tanımlamıştır (32). Schneider ise 1965 yılında bir dizi hastada aksisin posterior elemanlarındaki kırığı ile hükmi ası fraktürlerindeki paternin benzerliğine dikkat çekerek 'Hangman fraktörü' terimini kullanmıştır (78).



Şekil-20 : Kaptan C.F.Frase'ın serisinden submental düğüm ile hükmi asıda Aksis posterior elamanlarının gövdeden ayrılması (94)

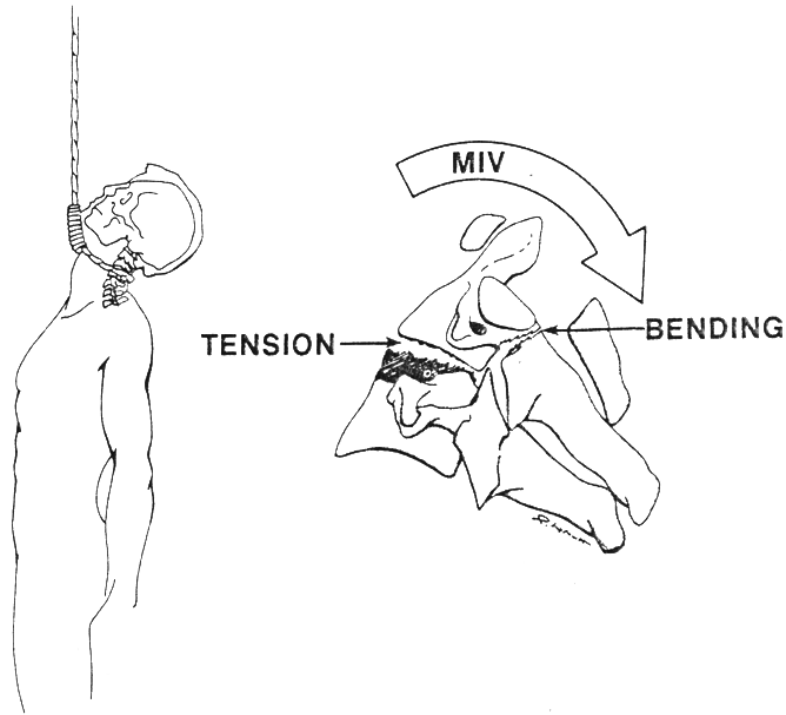
Kranyumun ağırlığı oksipital kondiller ve atlasdan aksisin süperior eklem fasetlerine iletilir. Burada üç bölüme ayrılır ve iç,önde vertebral korpuslar ve intervertebral diskler, arkada pediküllerden inferior eklem faseti üzerine ve apofizyel eklemlere doğru iletilir. Başın hiperekstansiyonunda aksisin pediküllerinden apofizyel eklemlerin üzerine aktarılır. Bu zincirdeki en zayıf noktalar pedikülün interartiküler segmentleridir. Böylece aksis arkı önden alt fasete doğru kırılır. Gerilim altındaki anterior longitudinal ligamanlar hasar görebilir (23).

Hangman fraktürü; vertebranın önü ile arka elemanlarını ayıran ikinci servikal omur kırığıdır. Kırık sıklıkla, yan kütlelerin ön bölümü yada vertebranın pedikül alanı içindedir. Ayrıca, C₃ vertebra korpusunu da içeren yada diğer spinoz proçes kırıkları ile ilişkili, birlikte olabilmektedir. Hiçbir nörolojik bulgu olmayabileceği gibi sinir kökü iritasyonundan tam flask paraliziye uzanan semptomlar bulunabilir (5) (92). Dens her zaman intakt kalır.

Hasar mekanizması

Hükmi asılarda gözlemciler çene altı düğümünün olması durumunda 'Hangman fraktürü' olarak adlandırırlar. Aksisin iki eklem faseti arasındaki bölgedeki kırıklarla ilişkilidir. C₂'nin C₃ üzerine dislokasyonu ile birlikte anulus fibrozus tamamen bozulabilir.

Benzer yaralanmalar otomobil ve dalma kazalarında da görülebilir. Asılarda düğümün çene altındaki pozisyonundan hasarın ekstansiyon, distraksiyon tipte olduğu söylenebilir. Dense ve aksis korpusuna uygulanan moment vertebralar arası diskte gerginlik veren kuvvetler yaratabilir ve bazen ön elemanlar arası geniş yer değiştirme olasılığı ile bu yapının çöktüğü söylenebilir. Cornish çalıştığı örneklerde anulusun yırtıldığını gözlemlemiştir. Arka ligamantöz yapılar komprese oldukları için bütünlüklerini korumuşlardır (13).



Şekil-21: Ası fraktürünün diagram temsili

Hükmi asıda çene altı düğüm ile x ekseninde negatif kuvvet oluşumu;
posterior kemik elemanlarda ve annulus fibrosus ön kısmında ayrılma

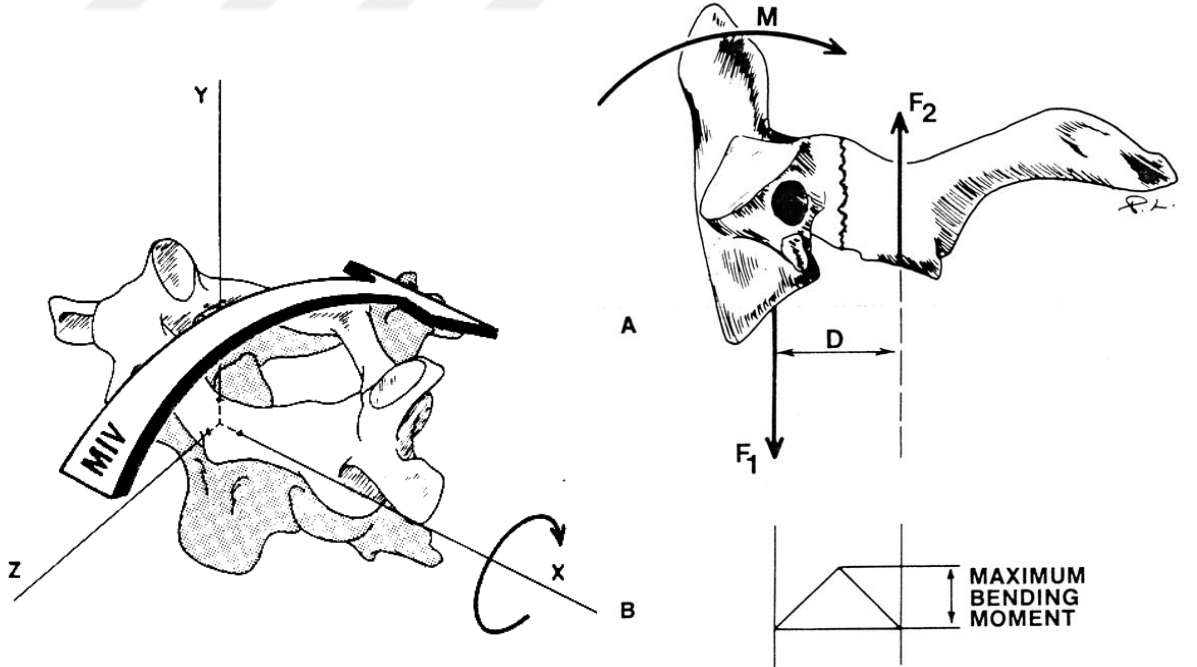
MIV:major hasar vektörü

Bu bölge ile ilişkili çok ilginç anatomik karşılıklar vardır. Vertebral arterin geçtiği transvers foramen, aksisin istmusunda pedikül bölgesindedir.

Bu foramen ve nöral arkın konfigürasyonu nedeni ile aksisin yapısı bu bölgede sagittal planda eğilmeyi(bending) atalette bırakan göreceli olarak düşük moment alanı ile belirgindir. Bu hasar bölgesini belirleyen bir faktördür.

Bir başka yapısal değerlendirme de; oksipito atlanto aksial kompleksdeki diğer özellikler pedikül (istmus)deki hasarı gösterebilmektedir. Pediküller aksisin kemik ringinin en ince parçalarıdır ve her bir taraftaki foramen transversumlarla zayıflatılırlar (92).

Büyük gerici(ekstansiyon) kuvvet denste x- ekseninde sagittal planda dönmeye yol açan bending momenti oluşturur. Bu bending moment iki kuvvet ile dengelenir. Gerici kuvvet üreten anterior longitudinal ligaman, disk, posterior longitudinal ligaman bir tarafta, C₂ ve C₃ faset eklemleri arasındaki kompresif eklem reaksiyon kuvveti diğer yandadır. Bu iki eşit ve zıt kuvvet dengeli bending momentini oluşturur. Tüm bu yüklerin etkisi pars interartikularis bölgesinde maksimum bending moment oluşturmaktadır. Kemik kesiti çok küçük olduğu için bu taraf en zayıf ve Hangman fraktürü ile sonuçlanan yüklenmeler sırasında fraktüre en hassas olandır.



Şekil 22; Major hasar vektörü (MIV)

Şekil 23; Momentin pediküldeki dağılımı
M: Moment

Travmatik spondilolistesis bu fraktür için uygun bir adlandırmadır. Çünkü travma sonrası defekt posterior elemanlarda oluşur. Hasar mekanizması ası, düşme ve motorlu araç kazalarında birbirinden farklıdır (29).

Bu tür hasarlardan sonra geçici nörolojik semptomların bile olmayabileceği yazarlarca, major hasar vektörünün (MIV) yönü ve kuvveti ile yükün uygulama süresi ile açıklanmaya çalışılmıştır. Yükün süresinin uzaması ile viskoelastik instabilite etkin hale gelir, yumuşak dokuların hasarına neden olan kritik yüke ulaşır, vertebranın ayrılması ve nörolojik ölüm ile sonuçlanır.

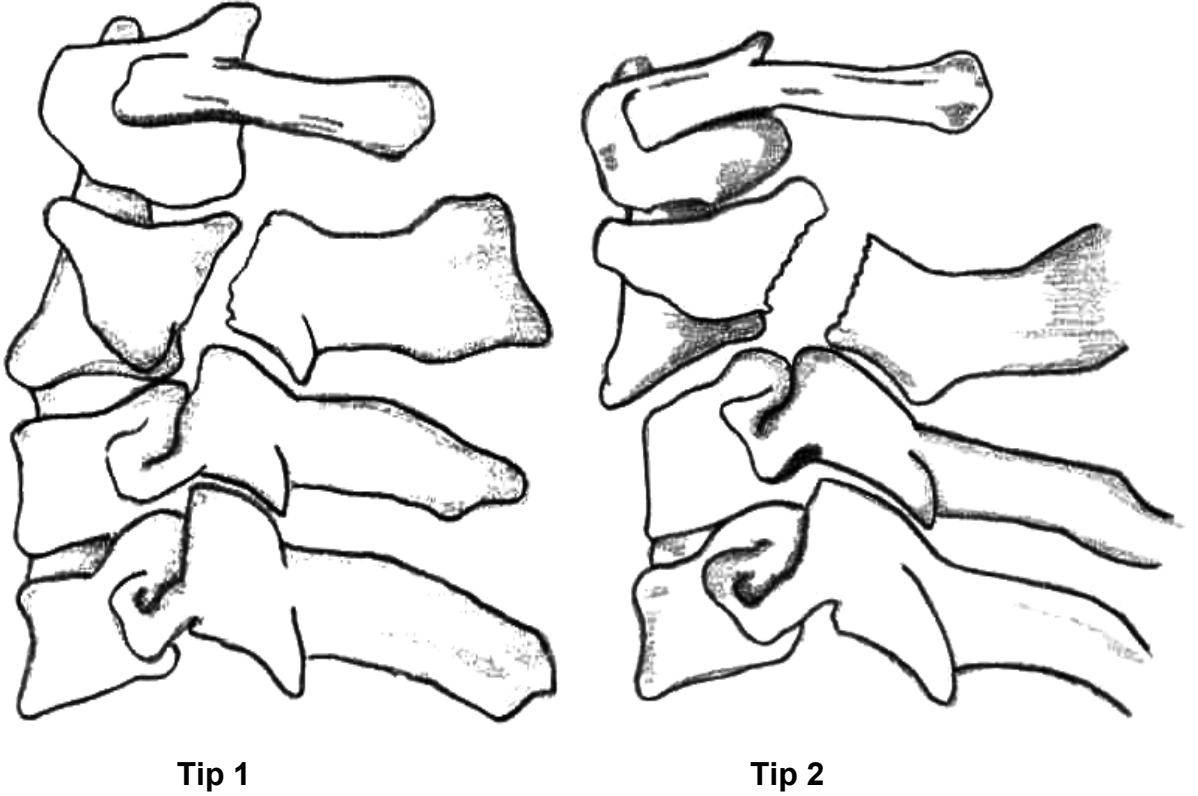
Bazı dalma ve araba kazalarına ikincil benzer hasarlarda nörolojik semptom yoktur. Belki bu durumlarda spondilolistezis nöral arkta gevşemeye neden olarak kordu normalden daha geniş bir bölgeye yerleştirebilir (68). Bir diğer tarafta her iki vertebral arterlerdeki vasküler ve medüller hasar ölümüne götürebilir (51).

Aslında aksis pedikül (istmus) bölgesinde fraktür yapan bir grup hasar vardır. Hasar komplekslerinin oluşumu özgül kuvvet vektörlerine, büyüklük, yön, uygulanan nokta ve süreye bağlıdır. Ek olarak omurga yapısının etki sırasındaki pozisyonu, yapıların bireysel mekanik özellikleri, yer değiştirme miktarı ve hasar gören elemanlar önemlidir.

Aksisin travmatik spondilolistezisi durumunda $-x$ bending momenti hasar yapan kuvvetlerin major komponentidir. Öyle ki bu tip kırıklarda adli ası olgularından bildiğimiz gibi en sık hasar mekanizması ekstansiyondur. Araba kazalarında ekstansiyonu başın direksiyona yada ön cama çarpmasına bağlı, rotatuar bending momenti yanında kompresyonun vertikal eksen komponentini de içermektedir.

Rogers aksis fraktürüne ek olarak üçüncü vertebra hasarı da bildirmiştir(73). Ayrıca sadece basit bir ekstansiyon mekanizmasına uymayan hasarlardan da bahsetmiştir. Hastalarından birinde kuvvetle muhtemel kompresif bir etki ile C₇ - T₁ arası faset fraktürü tespit etmiştir. Asıda bending momenti gerici kuvvetlerle servikal omurgada ekstansiyon yaratırken, araba kazalarında benzer bending moment ancak servikal omurgada kompresif etkiler söz konusudur (92). Bucholz motorlu araç kaza kurbanlarında temel olarak hiperekstansiyon hasarları ve eşlik eden vertikal kompresyon komponentleri saptamıştır (7).

1981’de Pepin ve Hawkins Hangman fraktürleri için iki tip sınıflandırma şeması yayınladı (70). Tip 1; sadece yer değiştirmeyen posterior eleman fraktürü, Tip 2; Aksis korpusu ve posterior elemanlarda yer değiştiren fraktür olarak tanımlanmıştır. Basit ve etkin olmasına rağmen, Pepin ve Hawkins’in şeması popüler bir kabul kazanmamış ve sıklıkla kullanılmamıştır.



Şekil-24: Pepin ve Hawkins Hangman fraktürleri için geliştirdiği sınıflandırma şeması (70).

Aynı yıl, Francis ve arkadaşları yaralanmaları yer değiştirme ve C₂'nin C₃ üzerine açılanmasını temel alınarak beş sınıfta değerlendirdi (30).

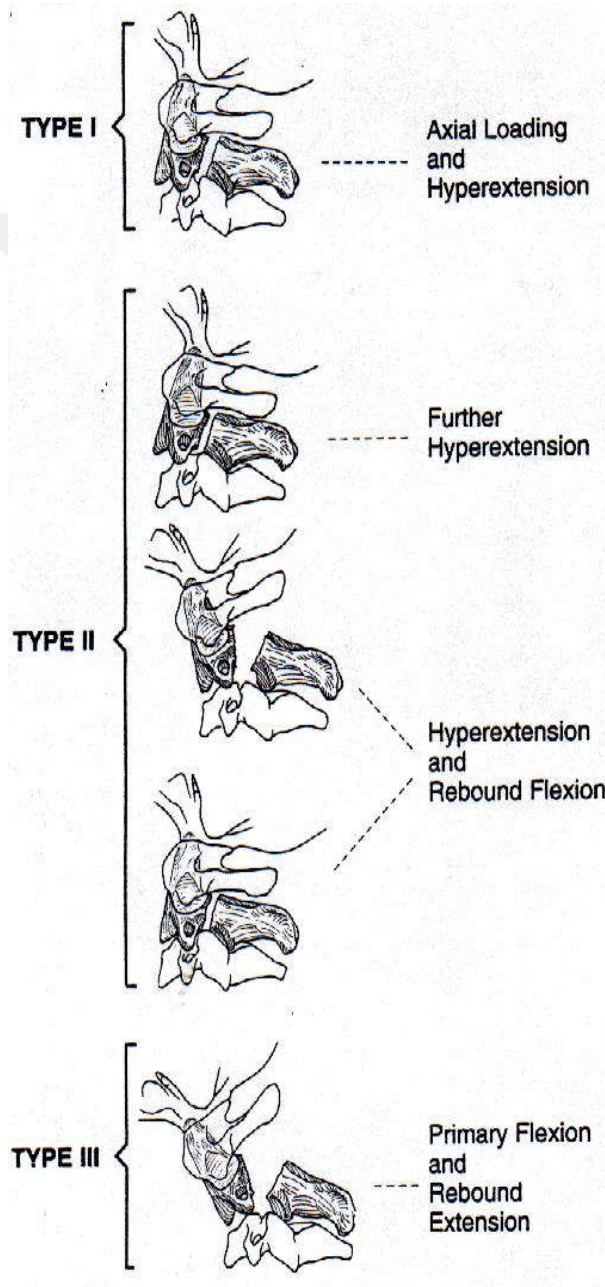
- Grade 1; < 3.5mm yer değiştirme, <11° açılanma
- Grade 2; < 3.5mm yer değiştirme, >11° açılanma
- Grade 3; > 3.5mm yer değiştirme, <11° açılanma, <0.5 vertebral genişlik (C₃)
- Grade 4; > 3.5mm yer değiştirme, >11° açılanma, <0.5 vertebral genişlik (C₃)
- Grade 5; komplet C₂-C₃ disk yıkımı

Yer değiştirme; intervertebral disk düzeyinde C₂ ve C₃ posterior vertebral kortekslerine paralel çizgiler arasındaki mesafe ile ölçülür.

Açılanma; C₂ ve C₃ inferior end-platelere paralel çizgilerle uyumlu ölçülür.

1981 Effendi ve arkadaşları hasarın mekanizmasına göre üç tip fraktür tanımlamıştır (22). (Şekil25)

- Tip1; aksial yük ve hiperekstansiyon
- Tip2; hiperekstansiyon ve rebound fleksiyon
- Tip3; primer fleksiyon ve rebound ekstansiyon



Tip 1; isole aksis halkasının saç çizgisi fraktürü ve C2 korpusunda minimal yer değişikliği

Tip 2; aksisin aşağısına disk yıkımı ve ön parçanın yer değişimi

Tip 3; C2-C3 faset dislokasyonu ve aksis korpusunun fleksiyon pozisyonunda ön parçanın yer değişimi olarak tanımlanmıştır.

Şekil-25: Effendi'nin fraktür sınıflandırması (22).

Effendi'nin serisinde yaklaşık sırası ile %65, %28, %7 sıklık bildirilmiştir.

Levine ve Edwards 1985’de modifiye Effendi sınıflandırmasını şematize etmişlerdir. Tip 2a altında, fleksiyon- distraksiyon mekanizmasını eklemişlerdir (58).

Greene ve arkadaşları hem Effendi hem de Francis şemalarını kullanmışlardır (35). En sık fraktür paternini %72 ile Effendi Tip 1, %65 ile Francis Grade 1 olarak tanımlamışlardır. Araştırmacılar sırası ile Effendi Tip 1 ve 3 ile Francis Grade 1 ve 4 arasında kuvvetli ilişki saptamışlardır.

Fraktürün travmatik spondilolisthezis için tipik olan C₂ pars interartikularis yerine aksis korpusunun posterioruna ilerlemesi durumu; Burke ve Haris tarafından 1989’da ‘atipik travmatik spondilolisthezis’ olarak tanımlanmıştır (8). Effendi ve arkadaşları tarafından da benzer bir açıklama yapılmıştır (22). Marotta ve arkadaşları ise 1990’da “seyrek/ olağandışı tip” olarak bahsetmişlerdir (3)(60).

Tedavi

Tüm ası fraktürlerinin aynı yöntemlerle tedavi edilmeyeceği kesindir. Posterior ligamanlar genelde korunmuş olsada pedikül hasarı nedeni ile stabilite için fayda sağlamamaktadır. Klinik tecrübeler, etkin koruma ve immobilizasyon ile defektin iyileştiği yönündedir (5).

Bazı cerrahlar traksiyona şiddetle karşı çıkar. Anulus fibrozus ve diğer ön elemanların bozulması ile durum instabil hal alır. Dikkatlice uygulanan aksial traksiyon bu bilgiyi güvenle uygulamada kullanılabilir (7). 30-40N traksiyon, cerrahi veya ortotik immobilizasyon öncesi redüksiyonu düzeltmek, kas spazmını çözmek ve dokuları dinlendirmek için kullanılabilir.

Bir çok yayında bu tür hasarların sınıflandırılması ve tedavisinin düzenlenmesi gerektiği vurgulanmıştır (22) (30).

Hangman fraktürü; tedavi şeması

1) Yerdeğişim yok / minimal→Philadelphia Collar / SOMI / Halo Vest

2) Angulasyon, subluksasyon,C₂-C₃ Faset kitlenmesi;

- Redükte edilemeyen / reküren subluksasyon→ açık redüksiyon ve internal fiksasyon
- Redükte edilen →halo vest (35)

Effendi Tip1, Francis Tip1, 2 → Halo, collar

Effendi Tip2,3, Francis Tip 3,4,5 → Halo, cerrahi stabilizasyonu değerlendir.

Tip	Karakteristik	Tedavi
1	Stabil, nörolojik defisit yok	Servikal collar (8-10 hf)
2	İnstabil, nörolojik defisit yok • Pozisyon iyi • Pozisyon kötü • Faset eklem disloke	Halo vest / pelvik(12hf) Traksiyon,Halovest/pelvik(12hf) Kapalı redük. halo fix / açık redük.intern.fix.halo
3	İnstabil, nöro. defisit var	Kanaldaki materyal→ cerrahi

Tablo-3: Hangman fraktürü tedavi şeması

Aksisin travmatik spondilolistezisine yönelik değerlendirme ve tedavi için göz önünde bulundurulması gereken dört anahtar nokta;

- Stabilité
- Nörolojik durum
- Faset eklemi durumu
- Pozisyon (alignment ve distraksiyon)

Stabilité;

Bu fraktürde posterior elemanlar travmatik spondilolistezis ile ayrıldığı için, stabilité ön elemanların bütünlüğüne bağlıdır.Eğer büyük oranda veya tümü ile hasar gördü ise anteroposterior veya z-ekseni translasyonu veya anormal sagittal plan yada x-ekseni rotasyonu olacaktır. Buna ek olarak anormal distraksiyon veya y-ekseni translasyonu olabilmektedir.

Eğer nörolojik bir problem yoksa ve hasar stabil durumda ise (ön elemanlar intakt) hasta orta düzeyde bir servikal ortez ile tedavi edilebilir.

Eğer nörolojik bir problem yoksa ama hasar stabil durumda değil ise; gerekiyorsa traksiyon uygulanabilir. Buna 10-12 hafta kadar halo vest tedavisi eklenebilir.Halonun pozisyonu Levine ve Edwards tarafından önerildiği gibi uygun şekilde manüple edilmelidir (58). Ciddi ağrı ve veya nörolojik araz ile kronik instabilite mevcut ise; anterior C₂-C₃ füzyon gerekebilmektedir.

Nörolojik durum;

Francis ve arkadaşları 123 hastalık bir seri de sadece %6.5 nörolojik problem aktarmışlardır(30). Nörolojik defisit durumunda lezyonu ve pozisyonunu belirlemek için BT ve / veya MRI gibi görüntüleme teknikleri kullanılmalıdır.Kanalda yer işgal eden bir lezyon kanıtı varsa; cerrahi olarak çıkartılmalı ve uygun rekonstrüktif işlemler uygulanmalıdır. Eğer kanalda her hangi bir materyale ait ipucu yoksa; vertebra traksiyon ile dikkatlice hizalanmalıdır. Bu esnada kanal içine gidecek bir disk parçası ihtimali varsa redüksiyon öncesi cerrahi olarak çıkarılmalıdır. Omuriliğin traksiyon veya halo ile aşırı distrakte olmamasına dikkat edilmelidir.

Faset eklem durumu;

Aksisin travmatik spondilolistezisin de tek veya çift taraflı faset dislokasyonu sık rastlanmayan bir durumdur (58). Bu; redüksiyon ile müdahale edilirken ve doğru hizalandırılırken, kanal boyunca nörolojik defisit gelişmemesine yardımcı olurken kronik ağrı durumlarında zorluklara neden olabilir.Özellikle anterior instabilite varlığında ve traksiyon distraksiyona neden oldu ise; kapalı redüksiyon zor olabilir.

Dislokasyonu azaltmak için aksial traksiyon, daha sert ve elastik sarı ligaman ile karşılaştırıldığında gevşek ve nispeten hassas atlanto aksial membran arasından uygulanmalıdır. Bu hasarlar için açık redüksiyon ve bazı internal fiksasyonlar gerekebilmektedir.

Pozisyon;

Ön elemanların çoğu yada tümü dışarıda olduğunda, C₂ ve C₃ korpusları arasındaki hiza anlamlı derecede bozulur ve /veya distraksiyon gözlenir. Bu aşırı olduğunda nörolojik irritasyona neden olur veya fraktürün redüksiyonunu önler. Bu hem yatak traksiyonu hem de pelvik veya ceket halo uygulamalarında problem yaratabilir.

BİYOMEKANİK

Biyomekanik biyolojik sistemlerde kuvvet ve enerji etkileri ile uğraşan bir bilim dalıdır. Bir başka deyişle yaşayan bir sistem içindeki organlara uygulanan güçlerin ve deformasyonun değerlendirilebilmesi için fizik bilimi ve mekanik mühendisliğinin bir kombinasyonudur (1).

Biyolojik yapıların davranış ve fonksiyonlarını tanımlamak için biomekanik; mekaniğin yasalarını kullanır. Kullanılan fizik uygulamalarının daha iyi anlaşılabilmesi için bazı temel fiziksel kavramlar bilinmelidir.

Bazı niceliklerden yalnızca büyüklükleri ile tam olarak ifade edilebilenlere 'skaler nicelik' denir. Tam olarak ifade edilebilmeleri için büyüklüklerine ek olarak yön ve doğrultularının da belirtilmeleri gereken niceliklere ise; 'vektörel nicelik' denir. Skaler nicelikler, aritmetik olarak toplanıp, çıkarılmalarına karşın vektörel nicelikler geometrik olarak işlem görürler.

Kuvvet; Cisimleri harekete ettiren veya şekillerini değiştiren etkidir. Kuvvet vektörel bir büyüklük olup, doğrudan değil, etkilerinden gidilerek tanımlanabilen bir niceliktir. Büyüklüğü, yönü ve uygulama noktası olan, bir objeye uygulanan fiziksel bir etkidir (1). Kuvvet cisimlerin hareket durumlarının veya biçimlerinin değişmesine neden olur. Hareket değişmesi; hızlanmak yavaşlamak veya doğrultu değiştirmektir. Diğer bir deyişle, hareketin ivmeli olmasıdır. Kuvvetin büyüklüğü ölçülebilir bir durumdur, uluslararası birim sisteminde kuvvet birimi; Newton'dur. (N) Bir kilogram kütledeki bir cisme bir m/s^2 ivme kazandıran net kuvvetin büyüklüğü bir Newton'dur. Kuvvetler kompresif, tensil veya makaslama olarak karakterize edilebilir ve kombinasyon şeklinde olabilir. Bunlara da kompleks kuvvet paternleri denir.

Bir cismi oluşturan parçacıklara etkiyen yer çekimi kuvvetlerinin bileşkesi o cismin ağırlığını oluşturur. Bu bileşke kuvvetinin uygulanma noktasına ise 'ağırlık merkezi' denir.

Bir cisme uygulanan bir kuvvetin bu cismin hareketi üzerindeki etkileri 'translasyon' veya 'rotasyon' olmak üzere iki tanedir. Translasyon hareketinde kuvvet çizgisel hızın büyüklüğünün artması veya azalmasına neden olur. Bu etkiyi kuvvetin hareket doğrultusundaki bileşeni yapar. Kuvvetin harekete dik doğrultusundaki bileşeni ise açısal hızın büyüklüğünün değişmesine neden olur.

Bir kuvvetin döndürme etkisine 'moment' denir. Bir kuvvetin bir noktaya yada eksene göre momenti kuvvet ile bu kuvvetin etki çizgisinin dönme noktasına veya dönme eksenine olan uzaklığının çarpımına eşittir.

Birim zamanda alınan yola hız denir. Hız (V) =Yer değiştirme (m) / zaman (sn). Hız birimi böylelikle m/sn dir. Hız vektörel bir niceliktir. Yönü ve doğrultusunun değişimi ile de hız değişebilmektedir.

Birim zamanda hızda görülen değişikliği 'ivme' olarak tanımlanır. $a = V / t$. Böylelikle ivme birimi m/sn² olur.

Dönme hareketinde bir noktanın konumu dönme noktasından geçen bir eksenle bu noktayı dönme noktasına birleştiren doğru arasındaki açı ile belirlenir. Açısal yer değiştirmenin birimi "radyan"dır. Açısal hız birimi ise radyan/ sn olur.

Bir cismin hareketindeki değişme miktarı hem uygulanan kuvvetin büyüklüğüne hem de bu kuvvetin uygulanma süresine bağlıdır. Yani hareketin değişiminde önemli olan F t çarpımıdır. Bu çarpıma "itme" denir.

Net bir kuvvet etkisinde bulunan bir cisim ivmeli hareket yapar. Bir cismin kütlesi ile hızının çarpımına o cismin "momentumu" denir. $P = M.V$

Yüksüz uzunluk; (ℓ_0) Yük ekledikten sonraki uzunluk : $\ell = \ell_0 + \Delta\ell$ olmak üzere; uygulanan yük kaldırıldıktan sonra,uzama miktarı $\Delta\ell$ nin sıfır olduğu cisimlere tam elastik cisim, uygulanan yük kaldırıldıktan sonra,uzama miktarı $\Delta\ell$ nin hiçbir şekilde değişmediği cisimlere tam plastik cisim, uygulanan yük kaldırıldıktan sonra,uzama miktarının bir kısmının kaldığı cisimlere Elastoplastik cisim ,uygulanan yük ile uzama miktarı ($\Delta\ell$)nın doğru orantılı olduğu cisimlere Hooke cisimi,bütün doğrulardaki elastik özellikleri aynı olan cisimlere izotrop cisim,hacmi içindeki bütün noktalarında aynı yoğunluğa ve elastik özelliklere sahip olan cisimlere Homojen cisim denir (67).

Bir cismin herhangi bir kesitine gelen dik veya paralel kuvvetlerin bu kesitin alanına bölünmesi ile bulunan büyüklüğe gerilme denmektedir. Bir F kuvvetinin bir A yüzeyine uygulanması ile oluşan stress, kuvvetin büyüklüğü ile doğru orantılı ve kuvvetin uygulandığı yüzeyin yüz ölçümü ile ters orantılı olup, tek eksenli çekme/basma hali için $\sigma = \frac{F}{A}$ olup, SI sistemindeki birimi; Newton/m² (Paskal) dir.

Normal gerilme;

Cisimlerin kesit yüzeylerine dik olarak etkileyen gerilmelere normal gerilme denilmektedir. Normal gerilmenin değeri pozitif ise çekme, negatif ise basma gerilmesini ifade etmektedir.

- Çekme gerilmesi (Tensile stress) : Cismin yüzeyine dik olarak moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan aynı doğrultuda ve ters yöndeki iki kuvvetin oluşturduğu gerilmeye çekme gerilmesi denilmektedir.
- Basma gerilmesi (Compressive stress) : Cismin yüzeyine dik olarak moleküllerini birbirinden yaklaştırmaya zorlayan aynı doğrultuda ve ters yöndeki iki kuvvetin oluşturduğu gerilmeye basma gerilmesi denilmektedir.
- Kayma gerilmesi (Shear stress) : Cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan kuvvetlerin oluşturduğu gerilmeye kayma gerilmesi denilmektedir.

Bileşik gerilme durumu

Yaşamda cisimlere uygulanan gerilmelerin tek temel tipte olması güçtür. Yük uygulanan yapılarda temel gerilme bileşenlerinin bir arada bulunduğu bileşik gerilme durumunu meydana gelmektedir. Bu durumda herhangi bir gerilme diğerlerinden daha baskın olabilmektedir.

Asal gerilmeler, Asal eksenler, Mohr dairesi;

Bileşik gerilme durumunun mevcut olduğu cisimde ilgili noktadaki yön gerilme türünün değişimi Mohr dairesi olarak adlandırılmaktadır. Bu grafik tasvir sistemi 1882 yılında Otto Mohr isimli araştırmacı tarafından geliştirilmiştir. Bir kesitteki normal ve kayma gerilmelerini, düzlemde apsis ve ordinat eksenleri olarak kabul ederek oluşturulan Mohr dairesinde farklı yönlerde gerilme değerinin hesaplanması geometrik olarak da sağlanabilmektedir. Noktasal elemana döndürme hareketi yaptırılarak kayma gerilmesinin bulunmadığı bir pozisyonda en küçük normal gerilme (σ_3) ile en büyük normal gerilme (σ_1) bulunmaktadır. Üçüncü eksen temsil eden (σ_2) için de üç eksenli gerilme halinde diğer yöndeki asal gerilme değeri alınır.

Bu gerilmelere asal gerilmeler bu gerilmelerle uyuşan eksenlere de asal eksenler denilmektedir. Bu dairede yatay eksen normal gerilmeleri, düşey eksen kayma gerilmelerini göstermektedir.

Eşdeğer gerilme (Equivalent stres)

Eşdeğer gerilme çeşitli hipotezlerle ortaya konan ve üç asal gerilmeden yararlanılarak elde edilen ortak bir değerdir. Eşdeğer gerilmeyi ifade eden en çok kullanılan Von Mises eşitliği;

$$\sigma_v = \sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2}$$

olarak verilmektedir.

Birim Uzama (Strain)

Tek eksenli yükleme hali için, orijinal uzunluğu L olan bir çubuğun F normal kuvveti etkisinde uzunluğundaki değişme ΔL ise

$$\text{strain} ; \varepsilon = \Delta L / L$$

dir.

Bu kavram çubuğun uzunluk etkisini ortadan kaldırmakta olup, birim uzunluk başına boydaki değişimi ifade etmektedir. Kuvvet uygulanması ile cisimde oluşan uzunluk değişikliğinin (deformasyon) başlangıçtaki uzunluğa bölünmesinden yararlanılarak birim uzunluktaki şekil değişimi hesaplanmaktadır. Stress şekil değişikliğine neden olan kuvvete, strain ise şekil değişikliğine bağlı olarak değerlendirilir.

Elastiklik modülü (Young's modulus)

Elastiklik modülü yük altındaki cismin moleküllerinin çekim kuvvetinin birim uzamaya gösterdiği iç dirençtir. Bir lineer materyaldeki gerilmenin şekil değişikliğine oranı "elastite (Young) modülünü" verir. Elastite modülü malzemenin iç yapısına bağlı olarak değişir. Bir cismin çekme veya basma stressi karşısındaki biçim değiştirmesi farklı olabilir. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması nedeni ile elastite modülü yüksek değerde bulunmaktadır.

Örneğin; Young modülü kemik içi sıkışmada $9 \times 10^9 \text{ N/m}^2$, uzamada ise $16 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ dir. Çelik ve cam gibi pek çok malzeme için Young modülü uzama ve sıkışma için aynıdır. Kompakt kemiğin elastiklik modülü yumuşak dokunun 6700 katı büyüktür (72).

Tek boyutlu ortamlarda eksenel uzama bir kesit daralması ile birlikte dir. Belli bazı malzemeler için elastik sınırlar içinde birim radyal kılalma / birim eksenel uzama oranı sabittir. Bu oran ν ile gösterilir ve Poisson oranı ismini alır.

Poisson oranı kuvvet uygulanan meteryalin enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya oranıdır. Negatif değ er taş ır ancak mutlak değ er içinde kabul edilir. Fransız matematikç isi Poisson , malzemenin moleküler yapısı teorisini kullanarak bu oranı analitik olarak tespit etmiştir. Her doğ rultuda aynı elastik özelliğ i gösteren malzeme için bu oranı $\frac{1}{4}$ olarak bulmuştur. Her doğ rultuda aynı elastik özelliğ i gösteren malzemelere “izotrop” malzeme adı verilir. Farklı doğ rultularda farklı elastik özellik gösteren malzemeler ise “anizotrop” malzemeler adını almıştır.

Kenar uzunluğ u L olan bir kübik cismin karş ılıklı yüzeylerine paralel F kuvvetleri uygulanırsa bir makaslama gerilmesi oluş ur. Büyüklüğ ü; $\sigma = F/A$ eş itliğ i ile belirlenebilen bir stres oluş ur. Bu strese bağı lı olarak makaslama zorlanması ortaya çıkar. Oluş an makaslama stresi; $\epsilon = \phi \equiv \Delta x / l$ olarak yazılabilir. Burada Δx küp köş esinin dik aç ılı konumdan yer değ iştirmesi, ϕ ise yan yüzlerden birinin eğ ilme miktarını gösteren aç ının raydan olarak değ eridir.

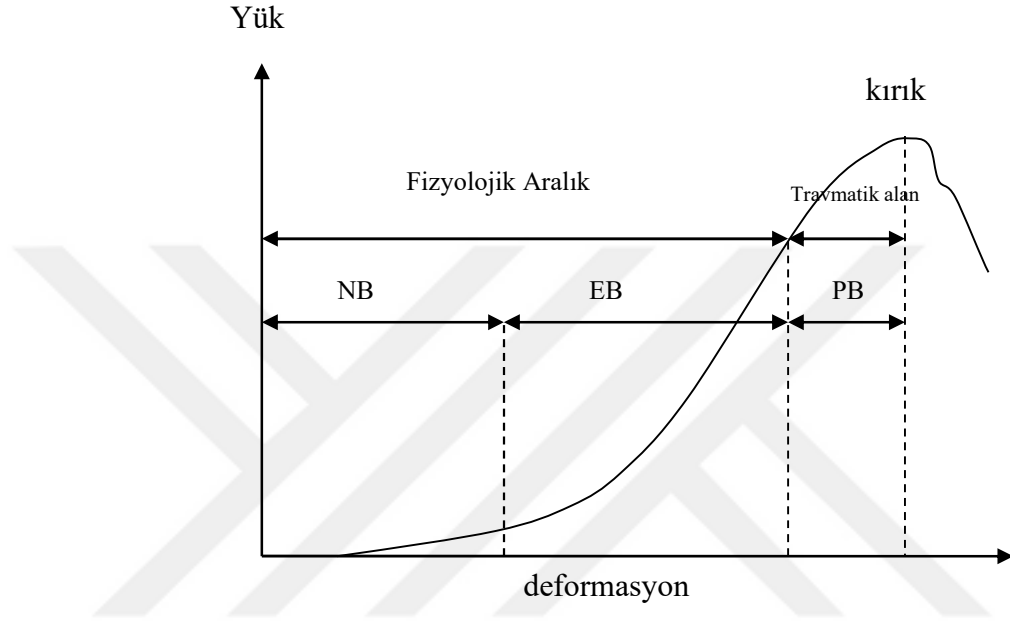
VERTEBRA BİYOMEKANİĞ İ

Bir kuvvet deplasman eğ risi bir materyal veya örneğ e güç uygulandığ ında oluş ur. Bir materyale bir kuvvet uygulandığ ında kuvvet deplasman eğ risinde haritalanmış bir miktar deformasyon vardır. Biyolojik spesimene dokuyu önceden koş ullandırmak ve repetitif siklulama için doğ al viskoelastik özellikleri tekrar oluşturmak için multipl yükleme siklusları uygulanmalıdır. Bir tipik yükleme deplasman eğ risi dört farklı bölgeden oluş ur.

- 1) nötral zon (NZ)
- 2) elastik zon (EZ)
- 3) plastik zon (PZ)
- 4) bozulma zonu.

Elastik zon, bir spesimene kuvvet veya deformasyon uygulandığ ında bu spesimenin bir doğ rusal yanıt şeklinde değ iş ikliğ e uğ radığ ı eğ rinin lineer kısmıdır. Uygulanan kuvvet kaldırıldığ ında spesimenin orijinal durumuna kalıcı bir hasar olmadan dönebildiğ i bölgedir. Non-destrüktif biomekanik değ erlendirmelerin çoğ u için elastik zon içinde yüklenmeler gerekir. Burada spesimenin sertliğ i niceleştirilebilir (kantifiye edilebilir).

Plastik zon ise yüklenmenin spesimenin doğal fizyolojik kapasitesinin ötesinde uygulandığı anda eğrideki bölgedir. Bu yük kaldırıldığında spesimen biraz kalıcı deformasyona gider ve orijinal konfigürasyona geri dönmez. Son olarak iflas zonu spesimen veya konstriksiyonun eğer sürekli güçler uygulanırsa tamamen başarısızlığa uğrayacağı bölgedir.



Şekil-26:Yük deformasyon eğrisi

NB: Nötral bölge EB: Elastik bölge PB: Plastik bölge Hareket aralığı

Kemiğin statik yüklenmesi özellikle omurgada olduğunda tek bir yükün spesimene sürekli bir hızda yüklenme uygulamasına ve bu uygulamanın kalıcı hasar elde edilinceye kadar sürdürülmesine yol açar. Bu süre içinde omurgaya ardışık sıklık yüklenme elastik zon parametreleri içinde kalınacak şekilde ayarlanmış ardışık yüklenme uygulamaları ile olur. Burada submaksimal travmanın biyomekanik etkileri incelenir. Sıklık yüklenme cerrahi stabilizasyon için kullanılan spinal enstrümantasyonu incelerken kemik metal ilişkisini değerlendirmek için sıklıkla kullanılan bir tekniktir.

Vertebraların anatomik yapıları incelendiğinde korteks, spongioz kısım, end plate, lamina, pedikül ve faset gibi kısımlardan oluştuğu görülür. Bu anatomik kısımların mekanik özelliklerinin birbirinden farklı olması dolayısı ile vertebra anizotropik bir yapı olarak kabul edilir (27).

Mühendislik problemlerinde cismin herhangi bir noktasındaki gerilme halini analiz etmek için gerilmelerin direkt ölçülmesi mümkün değildir. Bunun için önce şekil değiştirmeler ölçülür daha sonra gerilme şekil değiştirme bağlantıları ile gerilme analizi yapılabilir (76).Vertebranın düzgün geometrik şekilde olmaması dolayısı ile uygulanan kuvvete karşı oluşacak gerilmeler incelenirse;

Tek eksenli gerilme hali;

Tek eksenli basma yada çekme hallerinde düzleme dik olarak oluşan gerilmeler normal gerilmelerdir. Vertebraya uygulanan ve moment oluşturmeyen basma veya çekme kuvveti tek eksenle incelendiğinde gerilme ile birim şekil değişikliği ilişkisi şekildeki gibidir.

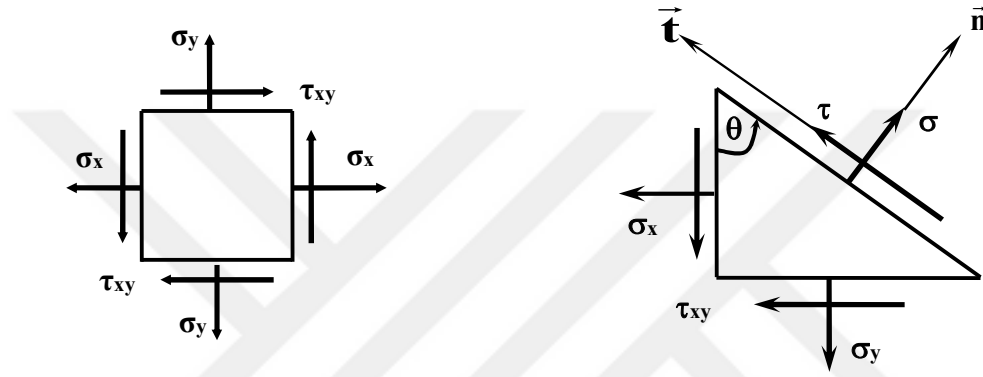


Birim Uzama : $\varepsilon = \frac{\Delta l}{l}$
Gerilme : $\sigma = E \cdot \varepsilon$ (Lineer Elastik Malzeme için)

Burada gerilmenin negatif olması basma, pozitif olması çekme durumunu, birim uzamanın pozitif olması boyca uzama, negatif olması boyca kısalma durumuna karşılık gelmektedir. Bu denklemlerde E: Elastisite modülü (Young modülü) ve ε : Birim şekil değişikliğidir. Bir aksiyel yükleme uygulama formu spesimenin longitudinal eksenini boyunca uygulanır. İnsan kemiğinde kompresif yükleme kemiğin kısalması ve genişlemesine yol açacak sıklıkla konstriksiyon stabilitesini değerlendirmek için kullanılmaktadır. Gerici yükleme biyolojik dokuların örneğin tendonlar ve ligamanların kemik füzyonlarının gerici gücünü değerlendirmek için kullanılır. Skar yapışmasının kopma güçlerini değerlendirmek için de kullanılır.

İki eksenli gerilme hali (düzlemsel gerilme):

Vertebra iki eksenli bir düzlem olarak kabul edildiğinde ise $dx.dy$ alan elemanın yüzlerine normal (σ) ve kayma (τ) gerilmeleri etki eder. Bu elemanın dik yüzlerine etki eden normal ve kayma gerilmeleri bilindiğine göre düşeyle θ açısı yapan eğik düzlemdeki normal ve kayma gerilmeleride hesaplanabilir. Yazılan denge denklemleri ile aşağıdaki bağıntılar elde edilir:



$$\sigma = \sigma_x \cos^2 \theta + \sigma_y \sin^2 \theta + 2\tau_{xy} \sin \theta \cos \theta$$

$$\sum F_n = 0$$

$$\sigma = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \frac{\sigma_x - \sigma_y}{2} \cos 2\theta + \tau_{xy} \sin 2\theta$$

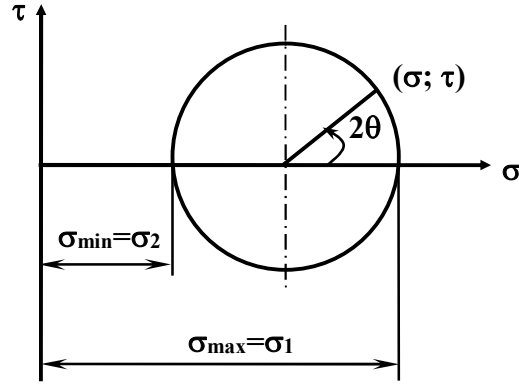
$$\sum F_t = 0 ; \tau = -\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right) \sin 2\theta + \tau_{xy} \cos 2\theta$$

σ ile τ arasında θ yok edilirse

$$\left(\sigma - \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau^2 = \left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2$$

bağıntısı bulunur.

Bütün θ açılarıyla tanımlanan düzlemlerde oluşan σ, τ gerilme çiftinin geometrik yeri olarak bir çember bulunur ki buna Mohr çemberi denir. θ açısı değiştikçe tanımlanan yeni düzlemde oluşan gerilme çifti Mohr çemberi üzerinde bir nokta belirler. Bütün θ açıları arasında iki özel θ değeri bulunur ki bunlarla tanımlanan düzlemlerde σ ekstermum değeri alır ve $\tau = 0$ olur.



Bu açılarla tanımlanan doğrultulara asal doğrultular, bu doğrultulardaki gerilmelere de asal gerilmeler denir. Asal gerilmeler;

$$\sigma_{\max/\min} = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2}$$

Asal gerilme doğrultuları ;

$$\frac{d\sigma}{d\theta} = 0 \Rightarrow \tan 2\theta = \frac{2\tau_{xy}}{\sigma_x - \sigma_y} \Rightarrow \theta = \frac{1}{2} \arctan\left(\frac{2\tau_{xy}}{\sigma_x - \sigma_y}\right)$$

bağıntıları ile tanımlanır. Kayma gerilmelerini ekstremum yapan doğrultular ise

$$\frac{d\tau}{d\theta} = 0 \Rightarrow \tan 2\theta = -\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2\tau_{xy}}$$

bağıntısı ile tanımlanır. Bu doğrultulardaki asal kayma gerilmeleri ise

$$\tau_{\max/\min} = \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + \tau_{xy}^2}$$

Üç eksenli gerilme hali;

Vertebranın herhangi bir noktasından alınan dx,dy,dz boyutlarındaki prizmatik elemanın her bir yüzüne genel halde bir normal gerilme ile iki kayma gerilmesi etki eder.

Gerilme analizleri, malzeme özelliği bilinen herhangi bir yapının dayanıklılık süresinin tespitinde veya yük, sıcaklık, basınç gibi dış etkenlerin uygulanması sonucunda malzemede oluşabilecek gerilmelerin tespit edilmesinde kullanılan metotlardır. Gerilme analizleri deneysel ve matematiksel modelleme modelleri olmak üzere iki alt gruba ayrılmaktadır (9).

Deneyisel metodlar;

- Kırılğan vernik metodu
- Strain gauge metodu
- Fotoelastik gerilme analizi metodu

Matematiksel metodlar;

- Analitik modelleme metodu
- Sonlu elemanlar metodu

Biyomekanik modeller altta yatan disfonksiyon mekanizmalarını anlamaya, tanı, klinik problemlerin tedavisi ve korunmanın sağlanması için yol göstericidir. Biomekanik modeller fizyolojik ve travmatik yüklerin uygulanması sırasında değişik anatomik elemanların rollerini tanımlama da yardımcıdır.

İnsan servikal omurgasının biyomekaniğinin çalışıldığı dört model vardır.

- Hayvan modelleri
- Fiziksel modeller
- Kadavra modelleri
- Matematiksel ve bilgisayar simülasyon modelleri

Hayvan modellerinde fizyolojik yanıtlar monitörize edilir. İn vivo ve invitro çalışma modeli olarak spinal implant biomekaniklerinin değerlendirilmesinde kullanılmıştır. Biokompatibilite ve spinal stabilizasyon ile ilişkili performansın araştırılmasında önemlidir. Uygun hayvanların hepsi dört ayaklı olduğu için yapısal fonksiyonları farklılık gösterir. Uygulanan stres dağılımı değişir, kemik yanıt değişir.

Fiziksel modeller normal insanlarda denenemeyecek dinamik yüklerin etkilerini araştırmak için geliştirilmiş maket modellerdir. Bu modeller geometrik ve yapısal özellikler açısından biyolojik doğruluk taşımadıkları için kısıtlı bilgi elde edilebilir.

İnsan kadavra modelleri geometrik, yapısal, materyal açısından avantajlıdır. İn vitro deney sonuçları biomekanik açıdan en kabul edilebilir niteliktedir. Bu modellerle de cerrahi teknikler geliştirilebilir. Biyolojik varyasyonlar, farklılık ve maliyet bu modeli kısıtlayan faktörlerdir(101).Yaşamayan doku rejenere olamaz, modelleme yapılamazve iyileşemez.İstatistiksel değeri olması için çok sayıda örnekleme yapılması gerekmektedir.

Servikal spinal bölgenin kadavralardaki deneyisel travmaları tüm kadavraya veya kadavranın servikal bölgesine lokalize yapılmaktadır.

Bu tür deneysel çalışmalarda yüklemenin süresi ve sıklığı, yükün miktarı, yükün uygulandığı nokta, yüklemenin yönü, yüklemekten evvel servikal kolonun, kafanın ve toraksın pozisyonu önem taşımakta ve bu değişkenlere göre servikal kolon bütünlüğünün bozulması (ligamentöz veya kemik hasar) farklı yükleme değerlerinde olmaktadır. Literatürde yapılan deneysel kadavra çalışmalarında kafa, boyun ve toraksın değişik pozisyonlarında aksiyal kuvvet uygulanarak (kafaya yük vurulması veya kafanın bir yere vurulması ile) yapılan çalışmalarda servikal kolon bütünlüğünün en fazla boynun fleksiyon pozisyonunda ve aksiyal yükleme ile bozulduğu saptanmıştır.

Spinal analitik çalışmalar matematiksel modeller; kullanılan modelin geometrisi, uygulanan kuvvet, analiz ve uygulamanın türüne göre sınıflandırılabilir.

Kullanılacak modelin geometrisi, bir sistemin tamamı(ör; tüm servikal model)(sistem modelleri) olabileceği gibi sistemin bir parçası da (ör; fonksiyonel spinal ünite) (komponent modelleri) olabilir. Uygulanacak kuvvet ise zaman ve hızın göz önünde tutulmadığı statik yükleme olabileceği gibi kuvvetin belirli bir zaman diliminde ve belirli bir hızla etkileyeceği dinamik yükleme şeklinde de olabilir. Çalışmada kullanılan materyalin mekanik analizi ise önceden bilinen geometri, deformasyon, sınır ve yükleme şartları kullanılarak linear analiz şeklinde yapılabileceği gibi değişken geometri, deformasyon sınır ve yükleme şartları ile nonlinear analiz olarak da yapılabilir. Matematik model uygulamaları, materyalin mukavemetinin öğrenilmesine yönelik(mekanik) veya klinikte görülen travmaların mekanizmasına yönelik (klinik) olabilir.

Bilgisayar simülasyon modeli temsil ettikleri yapının fiziksel ve geometrik özelliklerini kapsayan matematik denklemleri kümesidir.Servikal omurganın matematik modellerinin en sık kullanılanı sonlu eleman metodudur.Kinematik (intervertebral hareketler) mekanik (uygulanan kuvvete yanıt olan hareketler), internal gerilme ve yerdeğişimi olası çalışma konularındandır. Kinematik ve mekanik invivo ve invitro deneylerle çalışılabilirken, internal gerilme ve yerdeğişimi hiçbir deney ile çalışılamamaktadır.Sonlu eleman yöntemi ile bu, kemik adaptasyon, osteoporoz gibi fenomenlerin yanı sıra spinal enstrumantasyona yumuşak doku adaptasyonunu da tanımlamak da önemlidir (67).

Sonlu eleman metodu gibi simülasyon modelleri tekrarlanabilmesi, herhangi bir parametrenin değiştirilebilmesi, belirli bir değişkendeki farklılığa ikincil etkinin miktarının ve niceliğinin değiştirilebilmesi gibi kontrol noktalarında ideal olasılıklar sunar.

Enstrümantasyonlar ve cerrahi girişimlerin etkinliği, fizyolojik ve travmatik yüklerin uygulanması sırasındaki değişik anatomik elemanların rollerinin tanımlanması bu metod ile değerlendirilebilir(102).

Sonlu eleman yönteminin insan omurgasının germe analizi noktasındaki uygulanımı; değişik intervertebral eklemlerden normal, patolojik, stabilize durumlarda yük transfer mekanizmasının klinik olarak anlaşılmasında ,antropomorfik testlere dinamik koşullardaki simülasyon ile hasarın öngörülmesi ile insan yanıtının taklidinin oluşturulmasında çok yönlü araçlar sağlayabilmektedir.

Sonlu eleman yöntemi mühendislerin karşılaştığı karmaşık ve zor problemleri kabul edilebilir bir yaklaşımla çözebilen bir çözüm yöntemidir.

SONLU ELEMENLAR İLE ANALİZ YÖTEMİ:

Prensipler

Fiziksel bir olay yada sistem tanımlanması “fiziksel büyüklükler ” ile olmaktadır. Bu büyüklükler sabit veya değişken olabilir. Fiziksel bir olayı tanımlamak için gerekli ve yeterli sayıdaki değişkenlere, ‘bağımsız veya serbest değişken’ denirken bunlara bağlı olan diğer değişkenlere ise ‘bağımlı değişken’ denir. Çoğu sistemlerde bilinen ‘sınırlar’ veya ‘ sınır şartları’ ise serbest değişkenlerin sayısını azaltmaktadır. Zaman dışındaki sistemdeki bu değişkenlere ‘sistemin genel koordinatları’ denilmektedir.

Analitik Böylelikle fiziksel bir olayda bağımsız genel koordinatların sayısının ‘sistemin serbestlik derecesi’ ni gösterdiği söylenebilir. Fiziksel olaylar ise kendi içinde ‘sürekli ortam veya alan problemleri’ ile ‘parçalı ortam problemleri’ olarak ayrılırlar. Sürekli ortam problemlerinde her noktada fiziksel büyüklüklerin bilinmesi gerekir ki burada serbestlik derecesi sonsuzdur. Parçalı ortam problemlerinde ise serbestlik derecesi sonlu sayıdadır.

Sonlu eleman yöntemi, sürekli ortam problemlerine uygun sayısal bir yöntemdir. Fiziksel bir problemin çözümü için belli bir ortamda veya bölgede sistemin bağımsız ve bağımlı değişkenleri arasında bir bağıntı kurulabilir. Buna 'sistemin temel denklemi' denir. Sistemin temel denklemlerinin kurulması ve sınır şartları altında çözülmesi için kullanılan genel çözüm yöntemleri genellikle iki grupta toplanabilir.

- çözüm yöntemleri; Differansiyel denklemler ve varyasyonel hesap yöntemleri gibi.
- Sayısal (nümerik) çözüm yöntemleri; Sonlu farklar yöntemi, ağırlıklı artıklar yöntemleri gibi.

Analitik çözüm yöntemleri, matematik bir fonksiyondur ve ortamın her noktasında değişkenin değerini verir. Bu yöntem ancak basitleştirilmiş hallerde tercih edilir.

Sayısal analiz yöntemleri, mühendislikte asıl tercih edilen çözüm yöntemidir. Sayısal yöntemlerde geometrisi, malzeme özellikleri ve sınır şartları bilinen problemlerin kabul edilebilir yaklaşıklıkla çözeblen yöntemlerdir. Sonlu eleman yöntemi de sayısal yöntemler içerisinde en yaygın kullanım alanı olan bir çözüm yöntemidir. Her iki yöntemde de çözüm bölgesi, düğüm noktaları topluluğu ile temsil edilir(25).

Sonlu elemanlar yöntemi, verilen bir ortamın, daha küçük alt birimlere bölünmesi ve incelenecek olayın matematik modelinin, daha önceden tanımlanmış belli matematik fonksiyonlarla yaklaşık olarak çözümünün elde edilmesini hedef alan sayısal bir matematik yaklaşım metodudur.

Temel olarak, matematiğin en ağır dallarından biri olan 'optimizasyon teorisi' ile yakın ilişkisi olan bir yöntemdir ve yine bu teoriye dayanılarak ispat edilebilir ki, günümüzde kullanılan sonlu eleman yaklaşımında kullanılan modelleme ve çözüm tekniği yaklaşımları, gerçek sisteme en iyi yaklaşık çözümü veren yegâne yaklaşık çözüm metodudur.

Metodun temelleri, Turner ve ark, tarafından 1956 yılında geliştirilen matematiksel bir gerilme analizi metodudur. 1966 yılında NASA ulusal havacılık ve yer yönetimi projesi dahilinde Nastran isimli paket program geliştirilmiş, 1970 de ise Swanson Ansys isimli programı kullanıma sunmuştur (6).

Dijital bilgisayarların gelişimi ile yapılan hesapların doğruluğunun artması ve çalışmalar için harcanan zamanın kısalması, yöntemin pratik bir şekilde uygulanabilme olanaklarının artmasını sağlamıştır.

Przemieniecki'nin sonlu elemanlar yöntemi ile gerilme analizi hesaplaması, Zienkiewicz ve Cheung'un klasik tekniklerden uyarladıkları 'weighted residual method' ve daha sonra Galerkin'in 'en küçük kareler metodunu' lineer ve non lineer diferansiyel denklemlerin çözümüne adapte etmesi ile yöntem geliştirilmiştir (63).

Bu metod ile çözümlenmek istenen gerçek bir geometrik cisme ait problemin tam olarak formüle edilmesinin güçlüğü nedeni ile daha önceden bilinen geometrik şekil bilgisayarda hesaplanması kolay küçük geometrik şekillere örneğin; çubuk, ğgen, dörtgen, prizma, piramit gibi birimlere bölünmektedir. Bu birimlere element ismi verilmektedir. Elemanlara bölünmüş geometriye matematik model, elemanların üzerinde işlemlerin yapılarak çözüm elde edilen belli sayıdaki noktaya düğüm noktası denilmektedir.

Sonlu elemanlar yönteminde yaklaşık fonksiyonlar, her bir eleman için tanımlanmış ve elemanlar için çözümler elde edilmiştir. Genel olarak, tipik bir lineer sonlu elemanlar analizinde, aşağıdaki gibi bir matris sisteminin çözümü aranmaktadır:

$$[M]\{\ddot{d}\} + [C]\{\dot{d}\} + [K]\{d\} = \{f\}$$

Bu matematik modele gore, her bir eleman için aşağıdaki büyüklükler tanımlanır:

- a) **Katılık Matrisi (K):** Bu matris, sistemin çeşitli şekil değiştirmelerine ve zorlanmalarına karşılık oluşacak birim uzama (strain), gerilme (stress) ve yerdeğiştirme (displacement) büyüklüklerinin tayininde kullanılır. Matris, bünye denklemleri ile ifade edilen davranışının, önceden varsayılan çözümünün elde edilmesi sonucunda, çeşitli kontrol noktaları (düğüm noktaları (node)) nın durumuna gore elde edilir.

- b) **Kütle Matrisi (M):** Bu matris, zamanla değişen yükleme altındaki analizlerde (transient analysis) sistemin zamanla değişime gösterdiği ataletini tanımlayan matristir. Basit bir yaklaşımla, Newton' un, " $F = m a$ " denklemindeki m teriminin, düğüm noktalarındaki serbestlik derecelerine göre genelleştirilmiş bir ifadesidir.
- c) **Sönümleme Matrisi (C):** Bu matris, zamana bağlı analizlerde, sistem bünyesinde kaybolan enerjinin belirlenmesinde kullanılır ve benzer yöntemlerle elde edilir.
- d) **Serbestlik Derecesi Vektörü (d):** Bu vektörde, elemanın düğüm noktalarında, geçerli olduğu varsayılan teorik modele göre tanımlanan serbestlik dereceleri yer almaktadır. Bu serbestlik dereceleri, termal bir analizde sıcaklık, gerilme analizinde ise deplasman ve dönme miktarlarıdır.
- e) **Kuvvet Vektörü (f):** Sonlu elemana etkiyen bünye kuvvetleri (body force) veya düğüm noktalarına etkiyen tekil etkilerin (nodal force) sisteme katıldığı tek kolonlu matristir. Sınır şartlarının uygulanması da yine kuvvet vektörünün modifiye edilmesi ile elde edilebilmektedir.

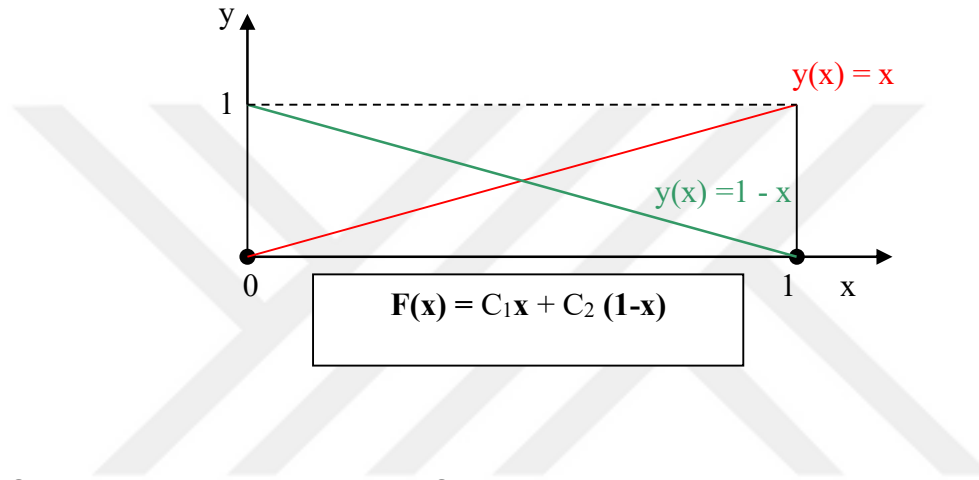
1) Eleman Tipleri ve Sonlu Eleman Ağı (Mesh) Oluşumu

Genelde süreklilik içerisindeki herhangi bir alanın kendine has değişkeni (yer değiştirme, gerilme, sıcaklık, basınç yada hız gibi) bilinmediğinden , herhangi bir elemanın iç bölgesindeki değerlerinde basit ve yaklaşık çözüm fonksiyonları ile elde edilirler. Bu yaklaşık değer fonksiyonları (enterpolasyon modelleri) alan değişkenlerinin düğüm noktalarındaki değerleri olarak tanımlanmışlardır. Tam süreklilik için alan değişkenleri yazıldığında yeni bilinmeyenler alan değişkenlerinin düğüm noktalarındaki değerleri olacaktır. Alan fonksiyonları çözülerek alan değişkenlerinin düğüm noktasındaki değerleri elde edilmektedir.

Bunlar bilindiği takdirde, yaklaşık fonksiyonlar kullanılarak tüm süreklilikte ki elemanlar için alan değerlerini hesaplamak mümkün olabilmektedir.

Sonlu elemanlar yönteminde, alt birimlere (elemanlara) ayrılacak çözüm ortamının yapısına göre, çeşitli eleman tipleri kullanılabilir. Bu eleman tipleri, teorik mekanikteki çalışmalar ile ifade edilen bünye denklemlerinde geçerli olan ortamlara göre seçilirler.

Yine elemanların birbirlerinden ayrıld edilmesinde en büyük faktör, eleman bünyesinde, varsayılan matematik modele yaklaşım yapılacak olan ve çözümün o şekilde olduğu (tamamen keyfi) olarak varsayılan ‘şekil fonksiyonu’ (shape function) ın yapısıdır. Sonlu elemanlar analizinin temelleri, lineer ($y = ax + b$) formundaki yaklaşım fonksiyonları ile atılmış, daha sonra gözlemlenen çeşitli sıkıntılar ve eleman sayısını azaltarak CPU ve RAM tasarrufu sağlamak amacı ile polinom yapıda ve üstel gibi çeşitli özel şekil fonksiyonları tanımlanmıştır.



Şekil 27 – Tek Boyutlu Lineer Şekil Fonksiyonları olan Bir Eleman ve $F(x)$ büyüklüğünün şekil fonksiyonları ile yaklaşık ifadesi

(1) şıkında ifade edilen matematik formülasyonun, eleman ortamından çıkartılıp, bütün yapıya yayılmış hale getirilmesi ise, ayrı bir problem teşkil etmektedir. Bu işleme sonlu eleman ağı oluşturulması (mesh generation) denilmektedir.

Sonlu eleman ağı, sürekli yapının düğüm noktaları ve elemanları arasındaki ortaklıkları ve ilişkileri belirlemekte kullanılır. Ağın depolanması ve numaralanmasında gösterilecek özen, sonlu eleman çözümüne daha gerçekçi bir çözüm ve daha az sistem kaynağı talep eden bir çözüm süreci geçirilmesinde büyük önem taşımaktadır. Elemanların matematik ifadeleri;bu ağın kurallarına göre birleştirilmekte ve tüm yapma ifadeleri elde edilmektedir.

BİYOMEKANİK VE SAYISAL ANALİZ

Tıbbi biyomekanik alanında kullanım ilk olarak 1969'da kardiovasküler, 1960'da ortopedi alanında olmuştur(34). Spinal biyomekanik alanında ise ilk olarak sonlu eleman yönteminin kullanılması 1973 'de Liu ve Ray tarafından başlamıştır. (98) (101). Bu modelde iki boyutlu, yumuşak dokuları olmayan omurga modelinde dinamik yükleme analizi yapılmıştır. İki boyutlu modelin gelişmesi ve bu modelde vibrasyon analizinin yapılması ise Radons tarafından 1979'da geliştirilmiştir. Bu modelde yumuşak dokular yay elemanlar ile kaburga ise açılı çubuk elemanlar olarak tanımlanmıştır.

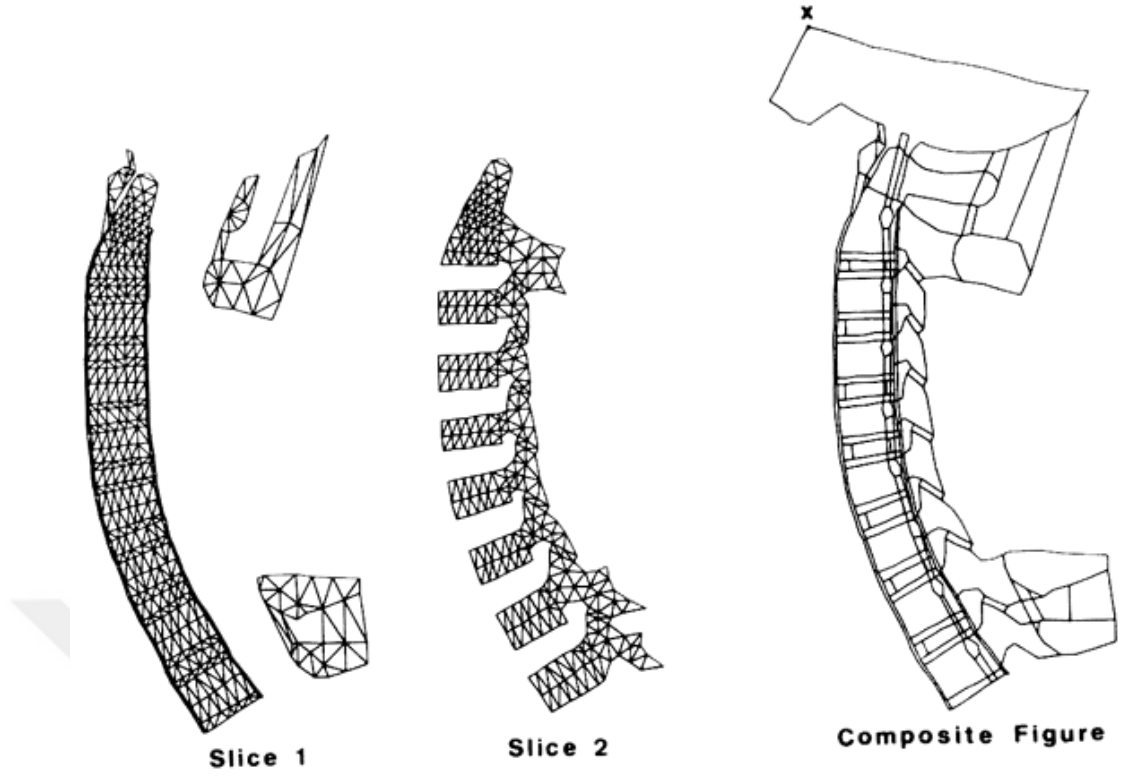
Aynı yılda üç boyutlu lomber spinal modelde (L₁-L₅) dinamik analiz Koogle tarafından çalışılmıştır. Bu çalışmada vertebranın elastisitesi de hesaba katılmıştır. Hakim ve King, 1979'da üç boyutlu lomber vertebra modelini 8 noktalı tuğla eleman şeklinde tanımlayıp, statik ve dinamik yüklemeleri kadavra modeli ile karşılaştırmıştır(39). Belytschko ise üç boyutlu modelinde kafa, pelvis ve vertebra (T₁-L₅) çubuk, yay ve hidrodinamik elemanlar tanımlanarak 1983 'de çalışmıştır (93). Sonlu elemanlar ile spinal biomekanik çalışmalar önceleri lomber bölge için kullanılmış servikal bölgede kullanımı 1990'dan sonra başlamıştır.

Sonlu eleman yönteminin servikal spinal biomekanik alanda kullanımı;

Servikal spinal biomekanik alanda sonlu eleman yönteminin kullanımı torakolomber alanda kullanımı kadar ilerlemiş bir konumda değildir.

Bu alandaki ilk çalışmalarda, boynun kafa ile birlikte veya yalnız çubuk ve yay elemanlar ile tanımlanması gibi daha basit matematik modeller ile olmuştur (93).

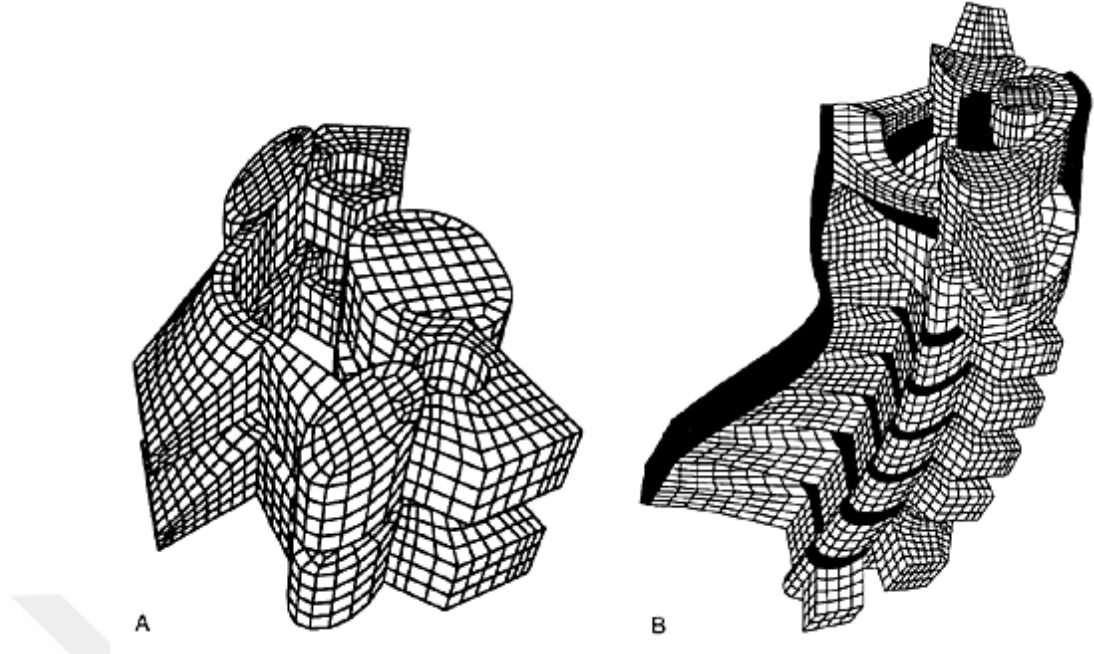
Bu alanda ilk çalışma Saito ve arkadaşlarının 1991'deki iki boyutlu kafa ve boyun modelidir. Bu modelde geometri dört ayrı bölümde tanımlanmıştır. İlk bölüm; vertebra end plate'i, spongios kısım, disk, lamina, spinos proses, anterior ve posterior longitudinal ligamanlar ile ligamentum flavum, ikinci bölüm; vertebra korpusunun korteksi ve fasetleri, üçüncü bölümde; transvers proses ve intertransvers ligamanları, dördüncü bölümde ise kafa tabanını temsil etmektedir (74).



Şekil-28: Saito ve arkadaşları tarafından geliştirilen servikal omurganın sonlu eleman modeli; işlem sırasındaki sagittal düzlemler

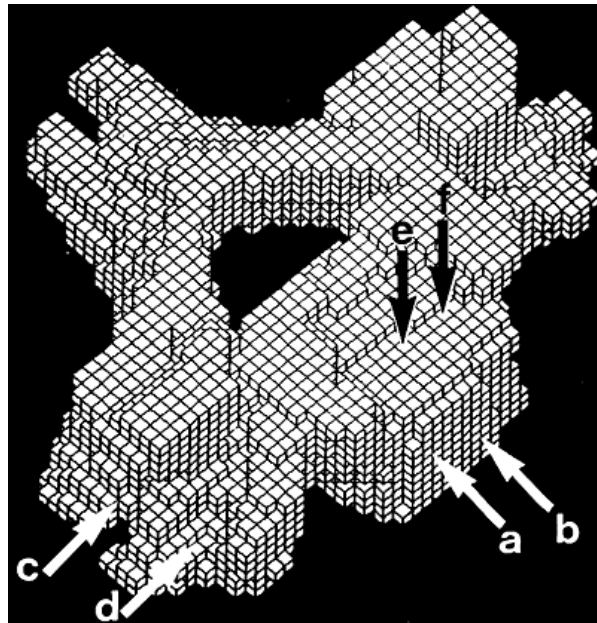
Bu iki boyutlu model T₂ 'den fiske edilerek, laminektomi defekti oluşturulmuş ve hipofizer fossaya 150 N'luk aksiyal statik kuvvet uygulanarak oluşabilecek servikal deformite analiz edilmiştir. Bu çalışmanın sonuçlarının doğruluğu deneysel olarak kanıtlanmamıştır.

Kleinberger ve arkadaşlarının üç boyutlu kafa T₁ sonlu elman modelinde ise vertebraların üst ve alt yüzleri düz, fasetler 45° açı ile ve interspinoz ligamanlar tanımlanarak yapılmıştır (101). Model T₁'den fiske edilerek, 250 N'luk kuvvet statik ve dinamik olarak uygulanarak, kompresyon ve fleksiyon travması incelenmiştir. Bu çalışmanın deneysel karşılaştırılması bildirilmiştir.



Şekil-29: Kleinberger tarafından geliştirilen A:servikal omurganın fonksiyonel biriminin sonlu eleman modeli B:servikal omurganın sonlu eleman modeli

Servikal alanda tek bir vertebraya ait sonlu eleman modeli ise, Bozic ve arkadaşlarınınca 1994’de C₄ ‘e yönelik yapılmıştır (4). Bu modelde vertebra, 1.5 mm’lik BT görüntülerinden elde edilmiştir. Üst yüzüne yay elemanlar yerleştirilip, alt yüzünden fiske edilerek 3400 N ‘luk aksiyal statik kuvvet uygulanarak burst kırığı incelenmiştir. Bu çalışmanın deneysel geçerliliği ispat edilmemiştir.



Şekil-30: Bozic ve arkadaşlarının C₄ vertebrasının sonlu eleman modeli(4)

Teo ve arkadaşları ise koordinat hesabı yapan bir makine ile yarı otomatik bir teknik ile C₂ kemiğinin üç boyutlu olarak yarısını modelleyerek simetriğini almışlardır. Bu çalışmada kemik kortikal kemik olarak, kemik yüzeyi ise yay elemanlar ile tanımlanıp 1000 N'luk statik yük dens anterior yüzüne 0°,-45°,+45° derecelerle uygulanmıştır. Sonuçların deneysel karşılaştırılması yoktur.

Fonksiyonel servikal üniteye sonlu eleman yöntemi ile analiz ise Yoganandan ve arkadaşlarınca çalışılmıştır. Sagittal, koronal ve aksiyal 1 mm'lik BT ve kiryomikrotom kesitleri ile C₄₋₅₋₆ spinal ünite oluşturulmuştur (102).

Bu modelde faset, disk, ligamanlar, korteks ve spongioz kemik linear ve nonlinear olarak tanımlanıp C₆'dan fiske edilerek 1000 N'luk statik ve dinamik kuvvetler uygulanmıştır. Sonuçlar Shea ve arkadaşlarının deneysel çalışması ile doğrulanmıştır (81).

Servikal sonlu eleman modelleri ile yapılacak analizlerden doğru cevaplar alınabilmesi için göz önünde bulundurulması gereken koşullar şunlardır;

Anatomi; Vertebra geometrisinin iki veya üç boyutlu olarak normal anatomisine yakın bir şekilde modellenmesi için yarı otomatik ve otomatik teknikler geliştirilmiştir. Dijitalizasyon, ortogonal radyografi ve bilgisayarlı tomografi kullanılan yöntemlerdir. Vertebra'nın dijitalerle veya çekilen ortogonal röntgenler ile geometrisinin çıkarılması, kemik sınırlarının tam tespit edilememesinden dolayı artık tercih edilmemektedir (39) (57).

BT ile üç planda (aksiyal, sagittal, koronal) yüksek rezolüsyonda kemik sınırlarının 1:1 skala ile tespit edilmesi ve bunların üst üste getirilmesi ise en basit ve en etkili yöntem olarak kullanılmaktadır (4) (88).

Oluşturulan katı modele sonlu eleman yönteminin uygulanabilmesi için öncelikle geometrinin "mesh model" haline dönüştürülmesi gerekir. Mesh tekniği için kullanılacak üç boyutlu eleman üçgen veya dörtgen yüzlü olabilir. Vertebra gibi düzgün olmayan geometrik şekiller için üçgen prizma gibi dört yüzlü elemanlar (tetrahedron) tercih edilmektedir. Mesh tekniğinde kullanılacak eleman sayısı geometriye ve analizin hassaslığına göre değişmektedir.

Fazla sayıda eleman tanımlanması ile gerçek geometriye daha çok yaklaşılmakta ancak analiz için daha fazla zamana gereksinim olmaktadır. Elemanlar geometrinin bölümlere ayrılması ile veya serbest şekilde tanımlanabilir (63).

Materyal özellikleri; Sonlu eleman modelleri öncelikle lomber vertebra için kullanıldığından servikal vertebra için kullanılan elastisite modülü ve poisson oranı lomber vertebra için kabul edilen değerlerdir. Vertebranın nonhomojen, nonlinear ve anizotropik yapısına rağmen literatürde vertebranın materyal özellikleri için linear kurallar kabul edilmektedir. Değişik materyal özelliklerinin kullanılarak sonlu eleman yönteminin uygulanması ise deneysel laboratuvar çalışmaları ile mümkün olacaktır.

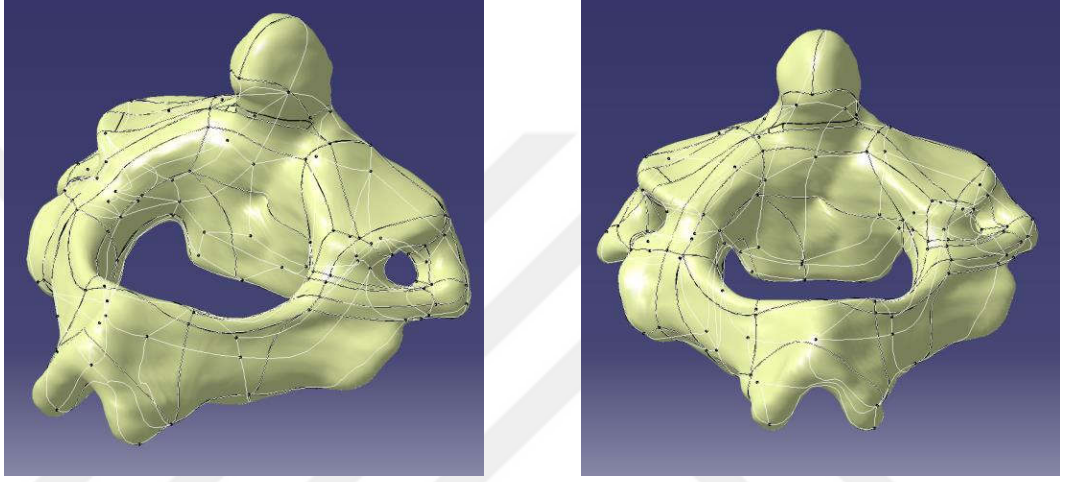
Sınır ve yükleme şartları; Sınır şartları genellikle vertebranın üst ve alt yüzlerini tanımlamaktadır. Normal kinematiğe göre vertebranın yapabileceği hareket aralığına göre dört ayrı sınır şartı tanımlanabilir. Menteşe, sabit, yarı sabit ve serbest. Yükleme koşulları ise gerek statik gerekse dinamik olarak aksiyal, fleksiyon, ekstansiyon, lateral bending ve torsiyon şeklinde uygulanabilir.

Literatürde kadavralarda yapılan biomekanik deneylerde ölçülebilen yüke bağlı yer veya şekil değişikliği gibi kolayca hesaplanabilen parametreler ile sonlu eleman modelindeki değerlerin karşılaştırılması oluşturulan simulasyon modelinin doğruluğu için gereklidir. Sonlu eleman modelinin doğruluğu kanıtlandıktan sonra bu model üzerinde farklı biomekanik çalışmalar zaman kaybı olmadan tekrarlanarak denenebilir. Deneysel doğruluğu kanıtlanmış sonlu eleman modellerinde kadavra deneylerinde ölçülemeyen intrinsik biyomekanik cevaplarda kolayca öğrenilebilmektedir.

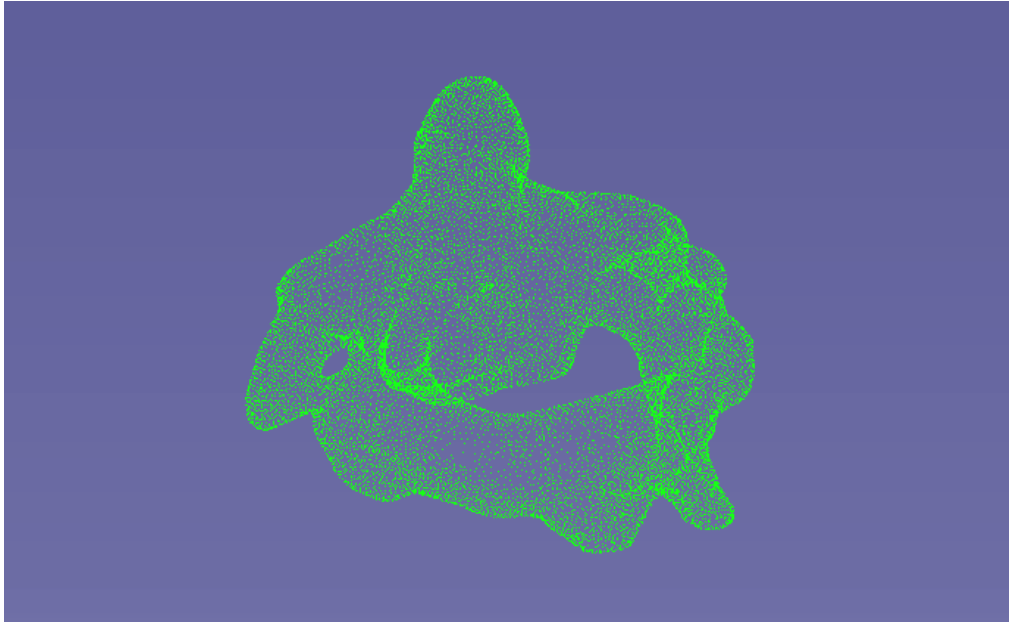
Sonlu eleman modelleri ile canlı insanın vertebra modelinin yapılabilmesi, oluşturulan modele istenilen yükün istenilen doğrultuda uygulanabilmesi, deneyin istenilen sayıda tekrarlanabilmesi, model üzerinde yapılacak cerrahi manuplasyonlar (laminektomi, plak, vida veya tel konulması) ile kemikte veya orteizde oluşacak mekanik cevap değişikliklerinin hesaplanabilmesi bu yöntemin avantajları olarak sayılabilir.

METOD

Aksisin yüzey modelini oluşturabilmek için gerekli başlangıç geometrisi 30 yaşında sağlıklı bir erkeğin aksis kemiği Siemens Somatom Plus-S aksiyal tomografi kullanılarak 1 mm. aralıklı kesitler taramasıyla elde edilmiştir. Tomografilerden elde edilen kesitler Mimics 7.0 yazılımı kullanılarak düzenlenmiş ve aksisin tasarımına başlamak için gerekli yüzey, nokta bulutu gibi ilk geometriler elde edilmiştir. Elde edilen geometriler aşağıda görülmektedir.

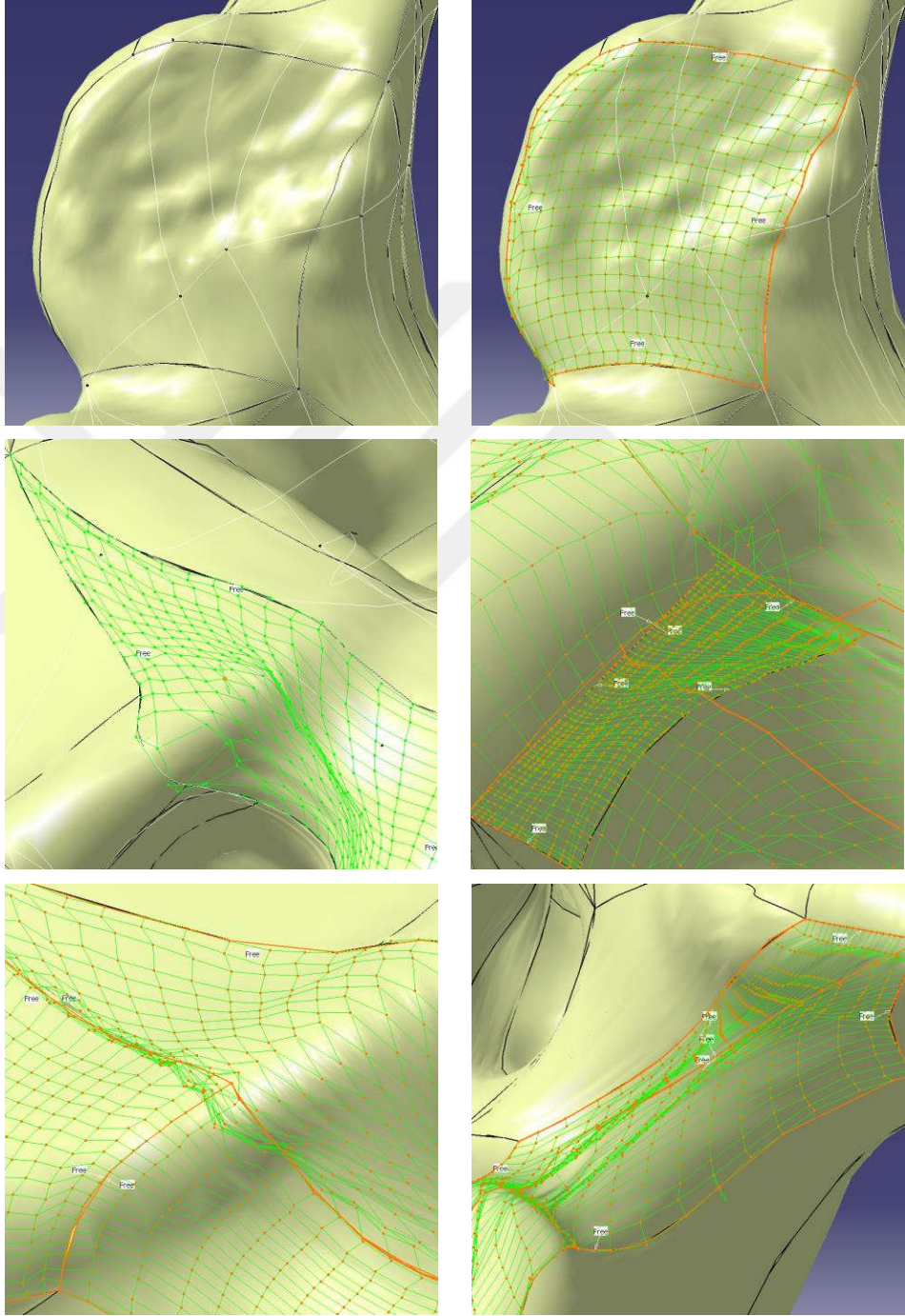


Şekil-31: Aksisin Yüzey modeli şekilleri



Şekil-32:Aksisin nokta bulutu şekilleri

Tarama sonucunda elde edilen bu veriler Mimics 7.0 programı ile evrensel grafik veri formatına (IGES) çevrilerek diğer yazılımlarda kullanılabilecek hale getirilmiştir. Elde edilen IGES formatındaki veriler CATIA V5R9 yazılımında açılarak sonlu elemanlar ağı oluşturma çalışmalarına başlanmıştır.



Şekil-33: CATIA V5R9 da düzeltilen yüzeylerden kesitler

Mimics 7.0 ile elde edilen yüzeyler her ne kadar güzel gibi görünse de, yaklaşıldığında bazı yüzeylerin oldukça kötü olduğu görülmektedir. Bunun sebebi, kemiğin kompleks geometrisinden dolayı, tarama sonucu oluşturulan yüzeylerin çok yüksek matematiksel dereceye ve patch sayısına sahip olmasıdır. Bu sebeplerden, yüzeylerde (özellikle kenarlarda) kontrol edilemeyen dalgalanmalar, burulmalar oluşmuştur. Bu da sonlu eleman ağı oluşturmada problem yarattığı için, öncelikle geometrinin düzenlenmesi ihtiyacı doğmuştur.

Geometrinin Düzenlenmesi (CAD)

Geometrinin düzenlenmesi için çok amaçlı bir bilgisayar destekli tasarım, üretim ve mühendislik (CAD/CAM/CAE) yazılımı olan CATIA V5R9 kullanılmıştır.

CATIA V5R9 un yüzey modelleme yetenekleri kullanılarak aksisin bozuk olan yüzeyleri düzeltilmiş veya yeniden yapılmıştır. 3 boyutlu modelleme teknikleri katı ve yüzey olmak üzere başlıca iki gruba ayrılırlar.

Modelleme Teknikleri

Modelleme teknikleri katı (solid) ve yüzey (surface) olmak üzere başlıca iki gruba ayrılır. Katı modelleme hızlı ve kolay uygulanabilmesine karşın, yapabilirlikleri sınırlıdır. Yüzey modelleme zor olmasına karşın, daha karmaşık geometriler modellenebilir. Bu nedenle, aksisin yüzey modelinin yapılması zorunlu bir hal almıştır. Yüzey modeli yardımı ile katı model elde edilmiştir. Yüzey entegrasyonu ile katı elde edilmesi tekniğine hibrid modelleme denir.

Katı Modelleme

Basit geometrik şekillerin toplanması, çıkarılması, kesiştirilmesi ile istenilen geometrinin elde edilmesi esasına dayanır. Bu şekiller temel geometrik elemanlar (prizmalar, silindir, küre, koni vb.) ve profil tabanlı elemanlardır. Profil tabanlı elemanlar; iki boyutlu bir profilin herhangi bir doğrultuda ötelenmesi, herhangi bir eksen etrafında döndürülmesi veya üç boyutlu bir eğri (omurga eğrisi) boyunca süpürülmesi ile elde edilir.

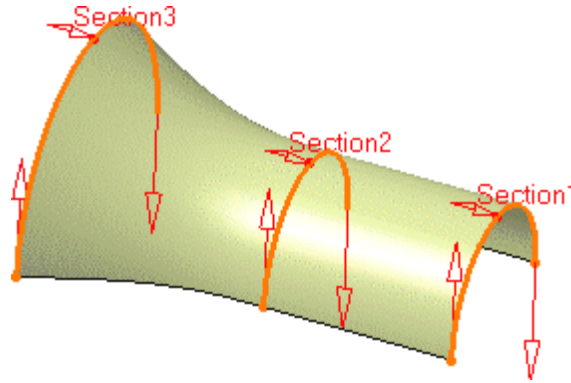
Yüzey Modelleme

Yüzey, kalınlığı olmayan iki parametrelili modelleme elemanıdır. Katı modellemenin aksine, geometri ne kadar kompleks olursa olsun, tam olarak ifade edilebilir. Örnek : Otomobil dış yüzey saçları, Uçağın aerodinamik formu vb.

Yüzey modellemenin temeli, tel kafes (wireframe) yapısından üç boyutlu geometri elde edilmesidir

Aksisin geometrisinin kompleks olmasından dolayı Aksisin yüzey modelinin oluşturulması yoluna gidilmiştir. Yüzey modelleme CATIA V5R9 ile yapılmıştır. CATIA da yüzey çeşitli şekillerde yaratılabilir. Bunlardan bazıları ;

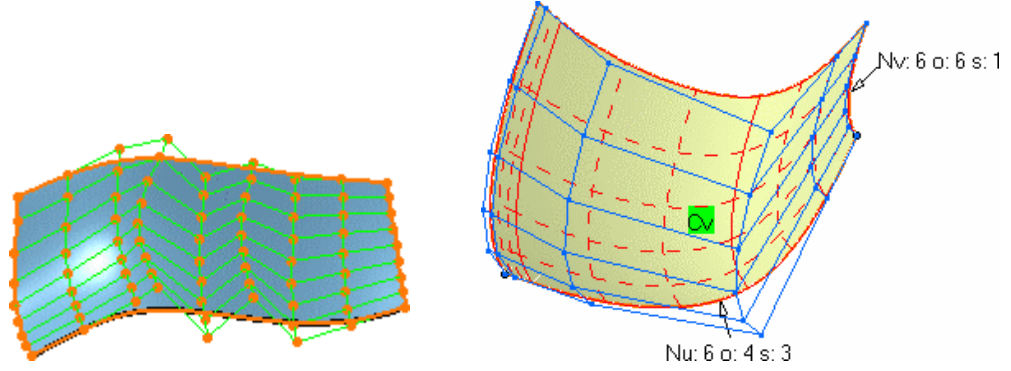
- **Basit geometrik şekiller** : Katı modellemeye olduğu gibi yüzey modellemeye de küre, silindir, koni vb. geometrik şekiller kolaylıkla yaratılabilmektedir. Aksisin kompleks yapısından dolayı, basit geometrik şekiller kullanma gereği duyulmamıştır.
- **Eğriler yardımıyla elde edilen yüzeyler** : Eğriler yardımı ile yüzey oluşturmanın en basit şekli, bir eğrinin belli bir doğrultuda süpürülmesi veya bir eksen etrafında döndürülmesidir.



Şekil-34: Eğriler yardımıyla elde edilen yüzeyler

- **Nokta bulutundan yüzey elde etme (Free Style)** : Serbest stil, diğer bir yüzey modelleme şeklidir. Yüzeyin kontrol noktaları yardımı ile tasarım yapılabilmektedir. Diğer yüzey modelleme yöntemlerinin yapabilirliği, her ne kadar katı modelleme den üstün de olsa sınırlıdır. Serbest stil ile ne kadar kompleks olursa olsun, her tür geometri modellenebilir.

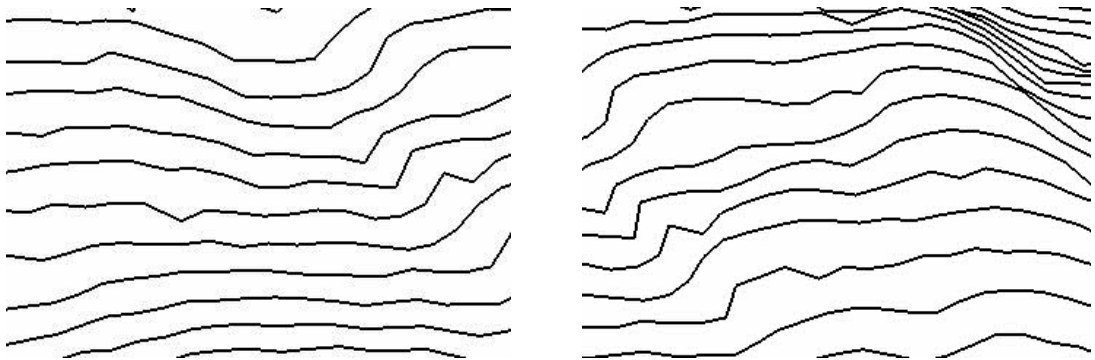
Şekil 35'de yüzeyin kontrol noktaları ve bunların modifikasyonu ile elde edilmiş yeni yüzeyler görülmektedir.



Şekil-35: Nokta bulutundan elde edilen eğriler kullanılarak, yüzeyler oluşturulma

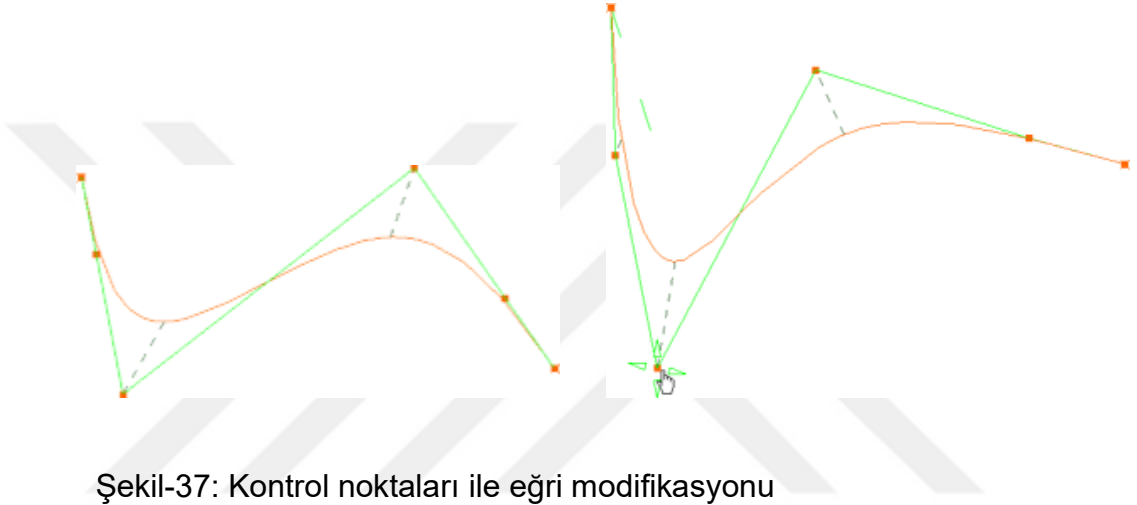
Bu aşamada bazı yerlerde doğrudan nokta bulutundan Şekil 35 (Free Style), bazı yerlerde nokta bulutundan elde edilen eğriler kullanılarak, yüzeyler oluşturulmuştur.

Eğriler ile yüzey oluşturulurken oluşacak yüzeyin kalitesi, yüzeyi oluşturan eğrilerin kalitesine bağlıdır. Nokta bulutundan elde edilen eğriler her ne kadar güzel gibi görünse de yaklaşıldığında oldukça kötü olduğu görülmektedir. Şekil 36 da kesit eğrileri yakından görülmektedir.

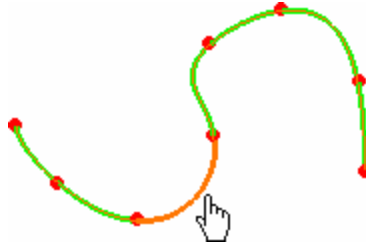


Şekil-36: Kesit eğrilerin yakından görünümü

Şekil 36'daki eğrilerin doğrudan kullanılması ile elde edilecek yüzeyler de kötü olacağı için bu eğriler, tolerans sınırları dahilinde, düzeltilerek, daha iyi yüzeyler elde edilmeye çalışılmıştır. Eğrilerin düzeltilmesi Bezier kontrol noktaları yardımı ile yapıldığı gibi, çoğu yerde eğrinin kötü kısımlarının kesilip araya yeni bağlantı eğrileri (Connect Curves) oluşturulması ile yapılmıştır. Şekil 37 de Bezier kontrol noktaları ile, Şekil 38 de bağlantı eğrileri ile eğri düzenlenmesi görülmektedir

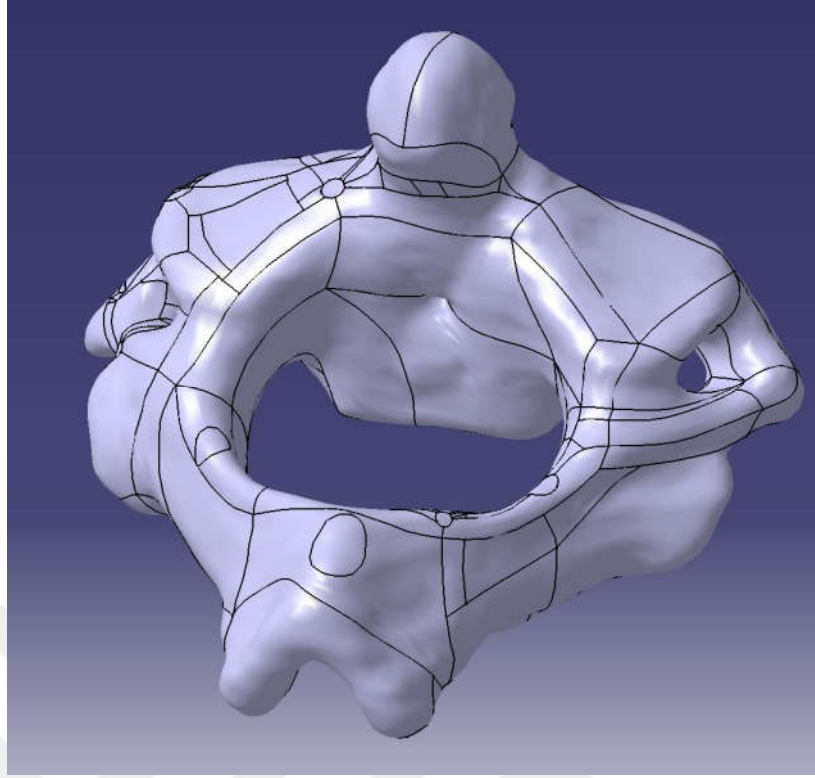


Şekil-37: Kontrol noktaları ile eğri modifikasyonu



Şekil-38: Eğrinin kötü kısmının kesilip araya, iki parçaya da teğet, bağlantı eğrisi oluşturma

Aksis'in geometrisindeki bozukluklar düzenlenerek kapalı bir hacim oluşturulmuş, bu hacim yardımı ile aksisin üç boyutlu modeli elde edilmiştir. Elde edilen model Şekil 39 da görülmektedir.



Şekil-39:Aksisin üç boyutlu modeli

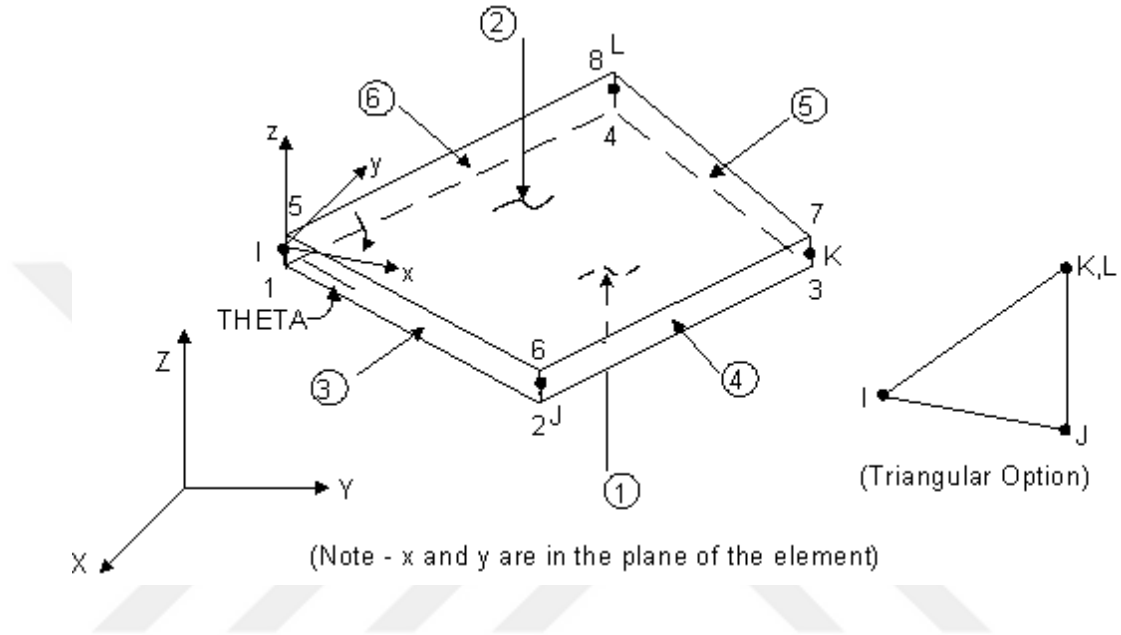
ANALİZ:

1. C₂ Modelinde kullanılan Eleman Tipleri

C₂ modelinde, lineer şekil fonksiyonlarına sahip elemanlar kullanılmıştır. Bunun sebebi, kompleks geometriden dolayı, yüksek mertebeden şekil fonksiyonlarına sahip elemanların, ağ oluşumu esnasında problemler çıkartması ve yapının önemli bir bölümünün süreksiz ve düzgün olmayan bir sonlu eleman ağı ile donanmış olmasıdır. Analizde kullanılan elemanların belirgin spesifikasyonları aşağıda verilmiştir.

a) Kortikal Bölgeler – Shell 63 Elemanı: Kortikal kemiğin hem bending(eğilme) hem membran yeterliliğine sahip Shell 63 ile element tanımlamaları yapılmıştır.

Element her bir düğümde(nod) 6 derecede serbestliğe sahiptir: x,y,z yönlerinde düğümde translasyon (UX;UY;UZ) ve x,y,z eksenlerinde düğüm etrafı rotasyon (ROTX,ROTY;ROTZ) Geniş deflection (yön değiştirme, sapma) analizinde (sonlu rotasyon) sabit tanjant katılık matriks seçeneği uygundur.

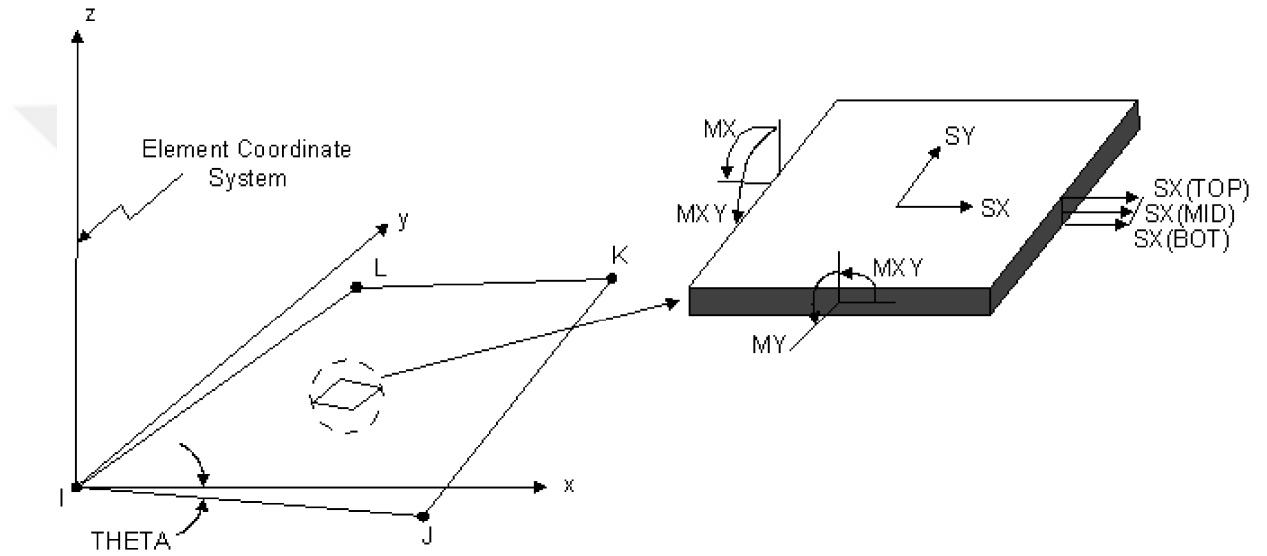


Şekil-40: Shell 63 Elemanın düğüm yerleşimi ve koordinat sistemleri

Elementin geometrisi düğüm yerleşimi ve koordinat sistemleri shell 63 de üstteki şekilde gösterilmiştir. Element dört düğüm (I,J,K,L) dört kalınlık, bir temel elastik katılık (EFS) ve materyal özellikleriyle tanımlanır. Element x ekseninde TETA açısıyla rotasyon yapabilmektedir. Kalınlık elementin alanınca, dört düğümdeki kalınlık girdileriyle farklılık gösteriyor varsayılmaktadır. Elementin sabit bir kalınlığı varsa sadece TK (1) girdisi gerekmektedir. Sabit değilse her dört kalınlıkta girilmelidir. [(TK(I),TK(J);TK(K);TK(L)] Elastik temel katılık (EFS) temelde bir birim normal deflection oluşturmak için gerekli basınç olarak tanımlanır.

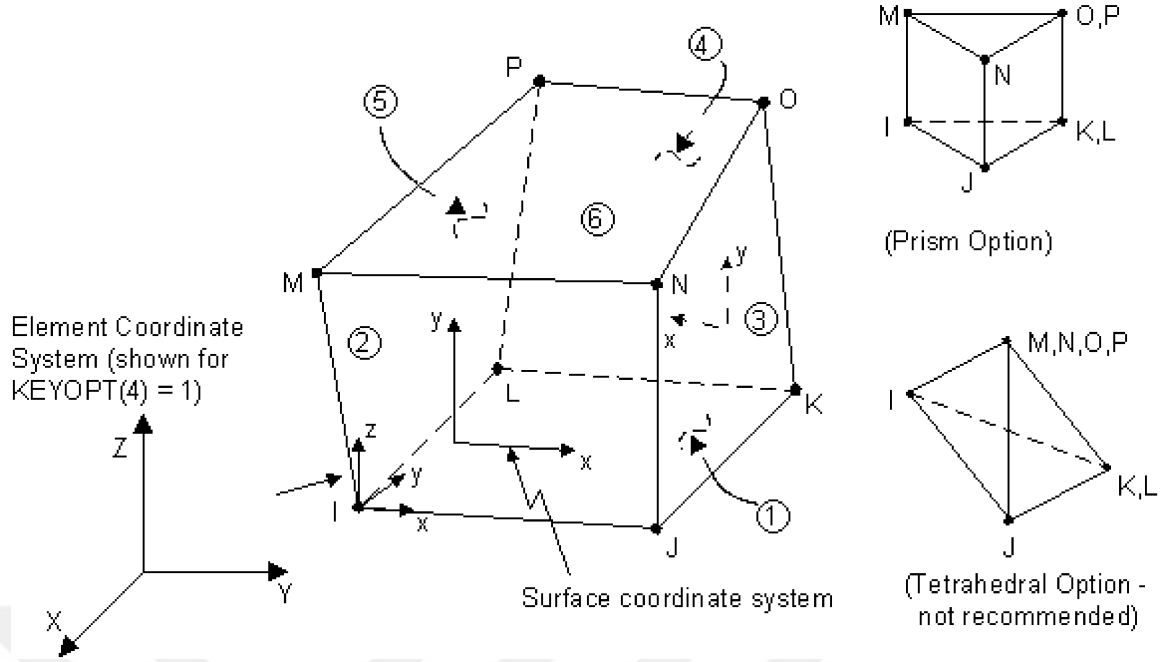
Element yükleri düğüm ve element yüklemeleriyle tanımlanır basınçlar elementlerin yüzlerindeki alan yükü olarak girilebilir. Uç basınçlar birim uzunluk için kuvvet girdisidir. Lateral basınç yükleri düğümlere uygulanan element yüklerine eş değer olabilmekte veya elementin yüzeyine dağılabilmektedir.

Trianguler element K ve L düğümlerinin çift olarak tanımlanması ile oluşturulur. Trianguler elemanlar üçgen prizma ve tetrahedral elemanlardır. Membran katılığını sabit bir germe formülüne çekmek amaçlı ekstra şekiller otomatik olarak trianguler elementler olarak çizilir. Geniş deflection analizi için element trianguler olmalıdır.



Şekil-41: Shell 63 Elemanın x eksenindeki rotasyonu

b) Trabekular Kemik – Solid 45 Elemanı: Solid yapıların üç boyutlu modellenmesinde kullanılır. Element her birinde üç derece serbest (X,Y,Z yönlerinde translasyon) olan 8 düğüm ile tanımlanır. Element plastisite, stress katılığı, dalgalanma, nüfus etme, geniş deflection ve geniş germe yeterliliklerine sahiptir. Element 8 düğüm ve ortotropik materyal özellikleriyle tanımlanabilir.



Şekil-42: Solid 45 elemanı

Bütün elementler sekiz düğümlü olduğu için K ve L, O ve P düğüm sayılarının çift olarak tanımlanması ile prizma /tetrahedral yapı şekil oluşturulur. Ekstra şekiller otomatik olarak tetrahedral elemanlar şeklinde çizilir.

1) Yapılan Analizin Özellikleri ve Kabuller

Sonlu elemanlar yönteminde problemin çözülebilmesi için bilgisayara verilmesi gereken bilgiler;

- Analizi yapılacak cismin geometrisini oluşturan koordinatlar
- Uygun eleman tipinin seçimi
- Geometrinin elemanlara bölünmesi
- Modeli oluşturan materyallerin özellikleri
- Modele uygulanan dış etkenler (uygulanan kuvvet ve yönü)
- Geometrinin sınır şartları (mesnetleme yeri ve doğrultusu)
- Analizin tipi (dinamik, statik, elektromanyetik)

Geometri, CATIA' dan analiz ortamına uygun şekle getirilmiştir. Eleman tipleri olarak da Shell 63 ve Solid 45 seçildiği ve bu elemanların özellikleri yukarıda verilmişti. Bu aşamada, yapılacak analizin özellikleri ve diğer kabuller tartışılacaktır.

Bu tez kapsamındaki simulasyonda, Hangman kırığının lokalizasyonu ve mekanizması, lineer statik analiz ile irdelenmeye çalışılmıştır. Lineer statik analizde

- Malzemelerin gerilme-şekil değiştirme bağıntılarının lineer olduğu
- Analiz esnasında bütün davranışların elastik bölge içerisinde gerçekleştiği
- Malzeme özelliklerinin zaman ile değişmediği
- Gerçekleşen yerdeğiştirmelerin çok küçük olduğu
- Uygulanan yüklerin herhangi bir atalet kuvvetine sebep olmayacak kadar yavaş olduğu ve gerilme durumunun zamandan bağımsız olduğu

kabulleri yapılmıştır. Çıkan sonuçlarda, gerilme durumunun irdelenmesi ile kırığın başladığı ve ilerlediği yol irdelenmiştir.

Kortikal kemikteki kalınlık varyasyonları ihmal edilmiş ve bütün kemiğin yüzeyine 1 mm kalınlık tanımlanarak SHELL 63 elemanlarından oluşan bir kabuki sonlu ağı oluşturulmuştur. Geometrinin kompleksliğinden dolayı, bütün kabuki elemanlar, üçgen formda oluşturulmuş ve ağ uygunluğu optimize edilmeye çalışılmış, lokal hatalar en aza indirilmeye çalışılmıştır. Trabeküler kemik ise tetrahedron SOLID 45 elemanları ile meshlenmiştir.

Sonlu eleman ağı oluşturma işlemleri , analizler ve sonuçların görselleştirilmesi adımları, ANSYS ortamında gerçekleştirilmiştir.

2. Sınır Şartları ve Uygulanan Kuvvetler

C₂ kemiğinin, Hangman durumu karşısındaki anatomisi irdelenerek, mesnet bölgeleri ve kuvvet akış yolları irdelenmiştir. Bu duruma göre:

Facet eklemlerinin yüzeyleri, C₃ kemiğinin faceterine dayandığı ve sabit kaldığı için bu yüzeylere gelen düğüm noktalarında tüm serbestlik derecelerindeki hareketler engellenmiştir (Ankastre mesnet)

C₂ 'nin spinöz proçesinin inferior yüzü, C₃ kemiğinin spinöz proçesinin süperior yüzeyi üzerine oturduğu ve hareketsiz kaldığı için, bu bölge ankastre olarak mesnetlenmiştir.

C₂ korpusunun inferior yüzeyinde kemiğin C₃ kemiğine dayanmasını simüle edecek şekilde, ve literatürde bağların dayanma gücüne yakın bir değer olan 340 N, bu yüzeydeki nodlara paylaştırılmıştır.

Atlantodental eklem yüzeyinden aksisin axial düzlemine paralel olacak şekilde, atlas kemiğinden intikal eden 1000 N luk bir eğme kuvveti geldiği göz önüne alınmıştır.

Odontoid prosesin üst kısmı, atlas'tan gelen bir dayanma sonucunda yine ortalama bağ dayanımı olan 340 N ile yüklenmiştir.

Yükleme durumlarının görünüşleri, şekil 45 de verilmiştir.

1000 N luk kuvvet, belirli bir yükseklikten düşen bir insan için, düşme hızı $V = \sqrt{2gh}$, ve darbe anındaki yaklaşık kuvvet $F = m \frac{\Delta V}{\Delta t}$ olmak üzere, 1000 N, yaklaşık 80 kg lık bir insanın 0.7 metreden düşmesi ve ip yaylanması ile birlikte 0.3 saniyede hızının aniden sıfıra inmesi ile oluşabilen, Hangman fizyolojisine uygun bir analiz kuvveti yaklaşımıdır. Ve ayrıca literatürde uygunluk [E.C.Teo ve arkadaşlarının 2001 yılında yaptığı kadavra çalışmasında (85); 51-80 yaş arası 9 kadavranın C₂ vertebraşı alınmış özgül fraktürler oluşturmak için özel sabitleme durumları yaratılmıştır.Arka elemanlar inferior fasetin dörtte birlik kısmına kadar arkadan öne gömülmüştür. 840 ile 1220 N arasında posterior shear kuvveti ile C₂ vertebraşında pars interartiküleriste fraktür meydana geldiğini tespit etmişlerdir] kabulleri ile tesbit edilmiştir.

Kemiğe özgü olan materyal özellikleri literatürdeki örneklerine uygun (Young's modülü, Poisson oranı ve kemik densitesi) kemiğin tamamında kortikal ve trabeküler kemik özellikleri değerlendirilerek; kortikal kemik trabeküler kemikten ayrı olarak tesbit edilmiştir. Trabeküler kemik,gözenekli ve düzensiz yapısından dolayı anisotropiktir. Yapılan deneysel çalışmalar trabeküler kemikteki anisotropinin ihmal edilebileceğini göstermiştir. Bu sebepten çalışmamızda trabeküler kemik homojen kabul edilmiştir.

Malzeme özellikleri, lineer davranış gösterdikleri yaklaşımı ile, kortikal ve trabeküler kemikler için aşağıdaki gibi kabul edilmiştir:

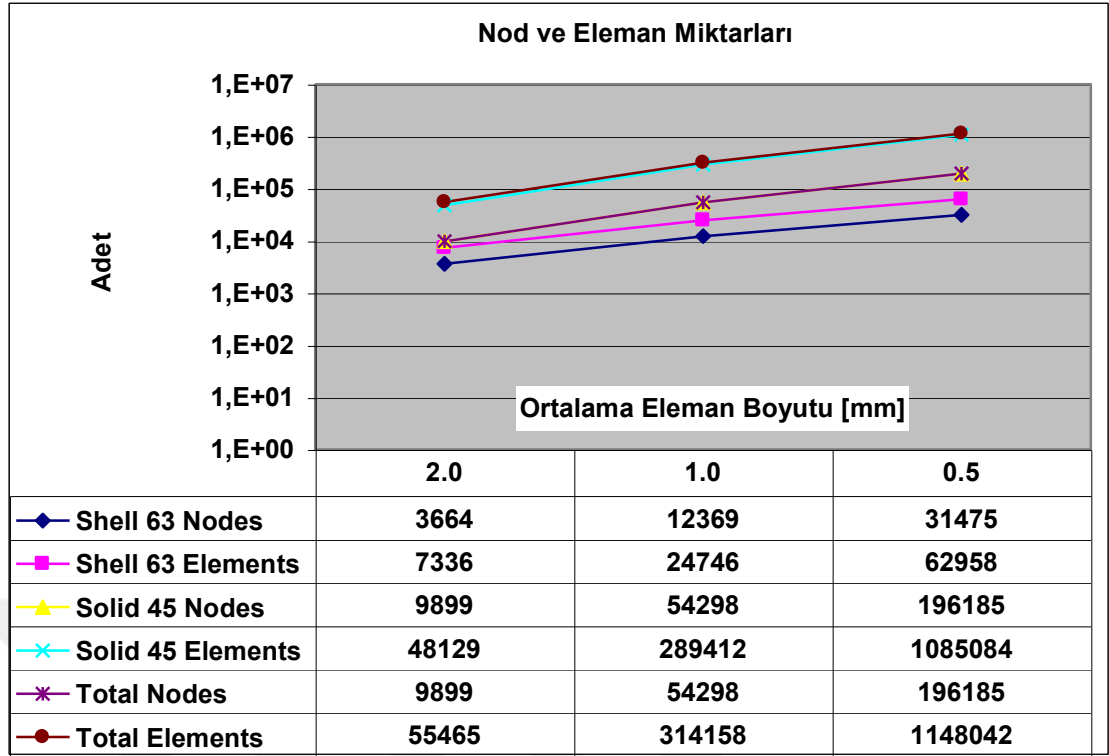
	Kortikal Kemik	Trabeküler Kemik
Elastisite Modülü (E)	10 GPa	1 GPa
Poisson Oranı (ν)	0.3	0.3
Yoğunluk (ρ)	1300 kg/m ³	130 kg/m ³

Tablo-4:Kortikal ve trabeküler kemiğin malzeme özellikleri(Gpa:gigapascal)

Analiz Sonuçları ve Yakınsama:

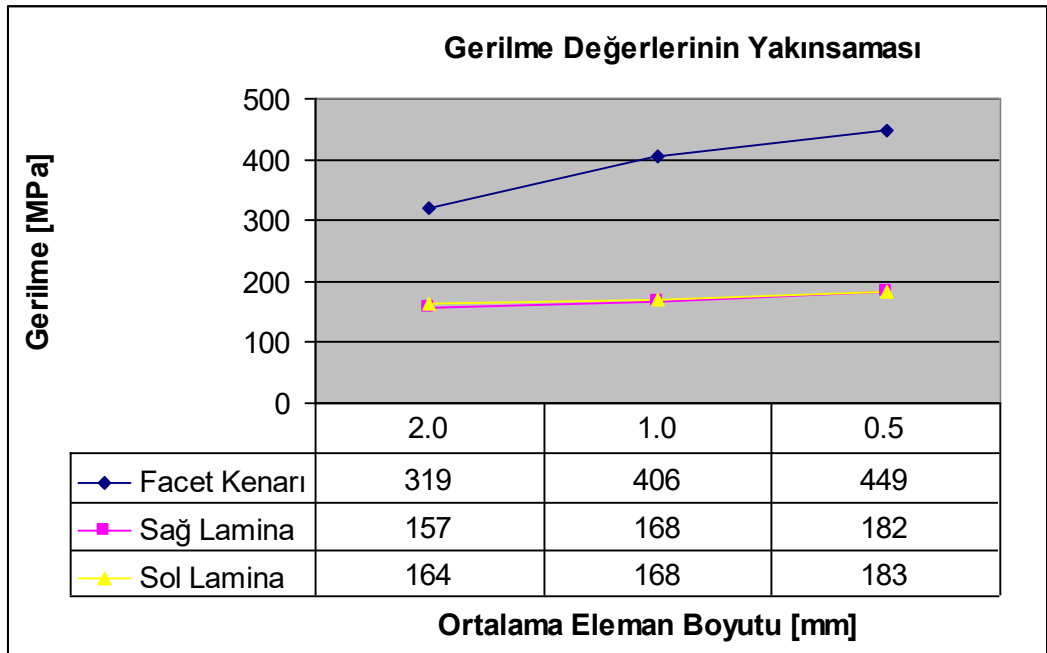
Sonlu eleman çözümlerinde en önemli kriterlerden biri, elde edilen çözümlerin, oluşturulan sonlu eleman ağının ortalama eleman boyutlarına olan duyarlılığının irdelenmesidir. Bu olaya yakınsama (convergence) denir. İdealde, eleman boyutlarının mümkün olduğunca küçük seçilmesi gerekmektedir. Oysa gerçek durumda, numerik yuvarlama hatalarından dolayı ve eleman adedinin yükselmesi ile gerekli olan bilgisayar kaynaklarının üstel olarak artması neticesinde, bir optimizasyona gidilmesi gerekmektedir. Boyuta karşı hassasiyet, özellikle lineer elemanlarda büyük önem kazanmaktadır, çünkü bu tip elemanlarda gerilmelerin hesaplanmasında kullanılır türev değerleri, elemanlar arasında süreksizlik göstermektedir.

Oluşturulan C2 modeli, aynı malzeme ve sınır koşullarında, 3 farklı ortalama eleman boyutu ile mesh yapılmış ve ayrı ayrı analizler gerçekleştirilmiştir. Her bir eleman boyutu için bulunan düğüm noktası adetleri ve eleman miktarları, kortikal ve trabeküler kemik için tablo 5 de tablolanmıştır.



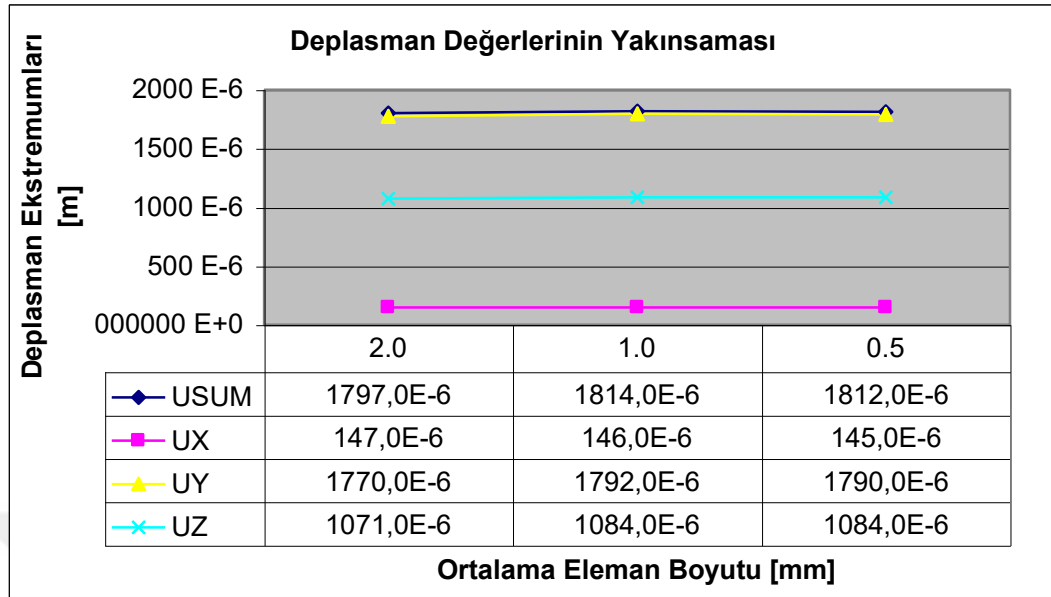
Tablo-5: Ortalama eleman boyutuna göre nod ve eleman miktarları

Bu analizlerden elde edilen maksimum gerilme değerleri ve yüksek gerilme değerlerinin gözlemlendiği belirli noktalardaki gerilmelerin, eleman boyutuna göre değişimi aşağıda tablo 6 da verilmiştir.



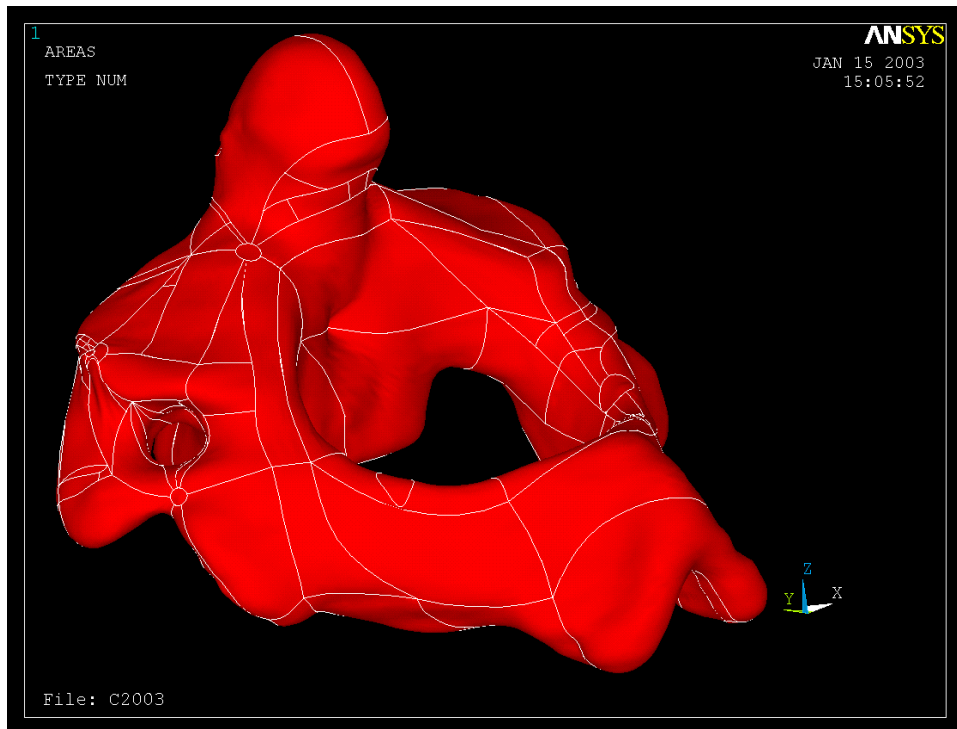
Tablo-6: Ortalama eleman boyutuna göre gerilme değerlerinin yakınsaması

Yine kemiğin yaptığı hareketlerin toplamının ve bileşkelerinin eleman boyutu ile değişimi aşağıda tablo 7 de verilmiştir.

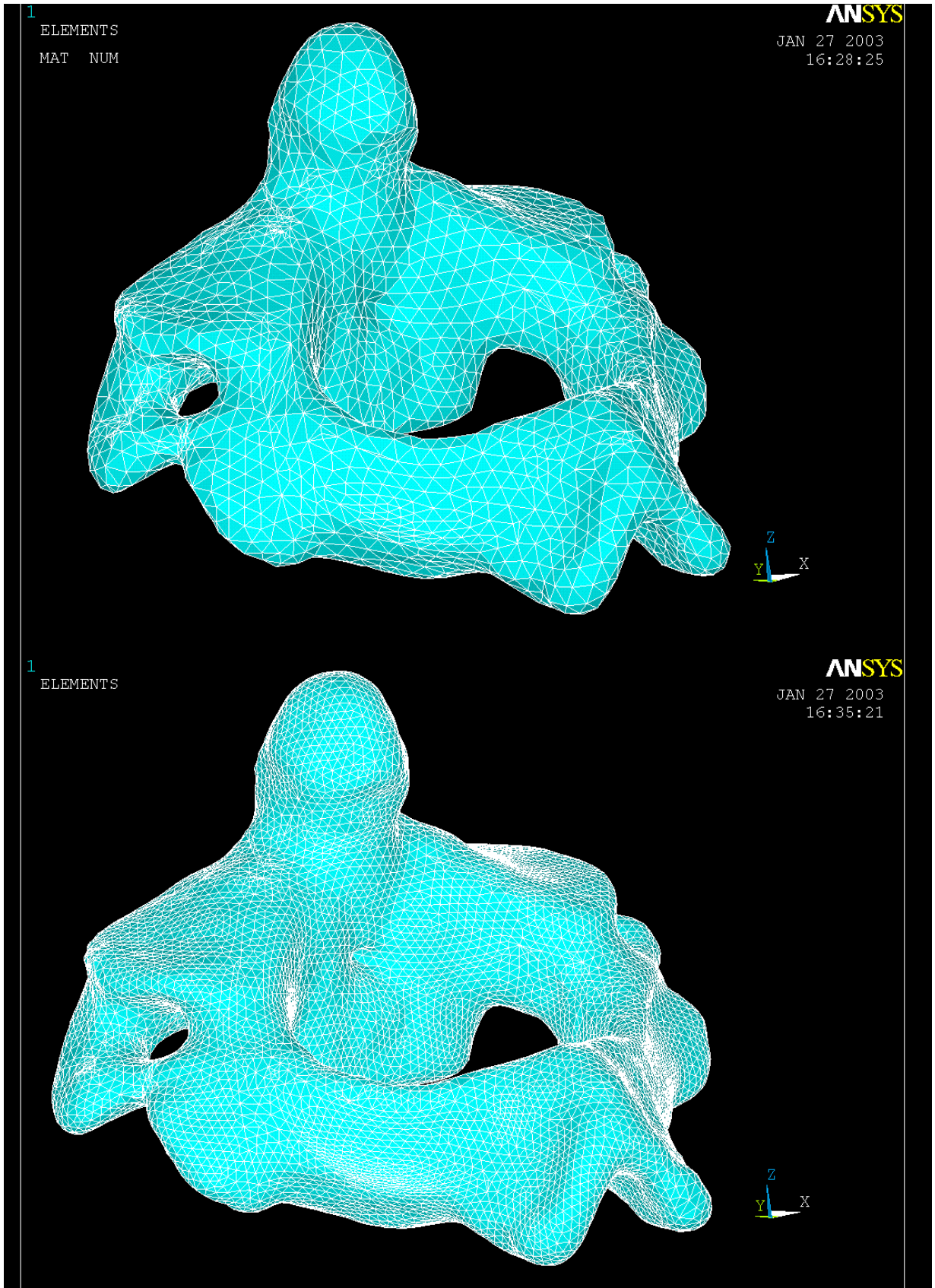


Tablo-7:Ortalama eleman boyutuna göre deplasman değerlerinin yakınsaması

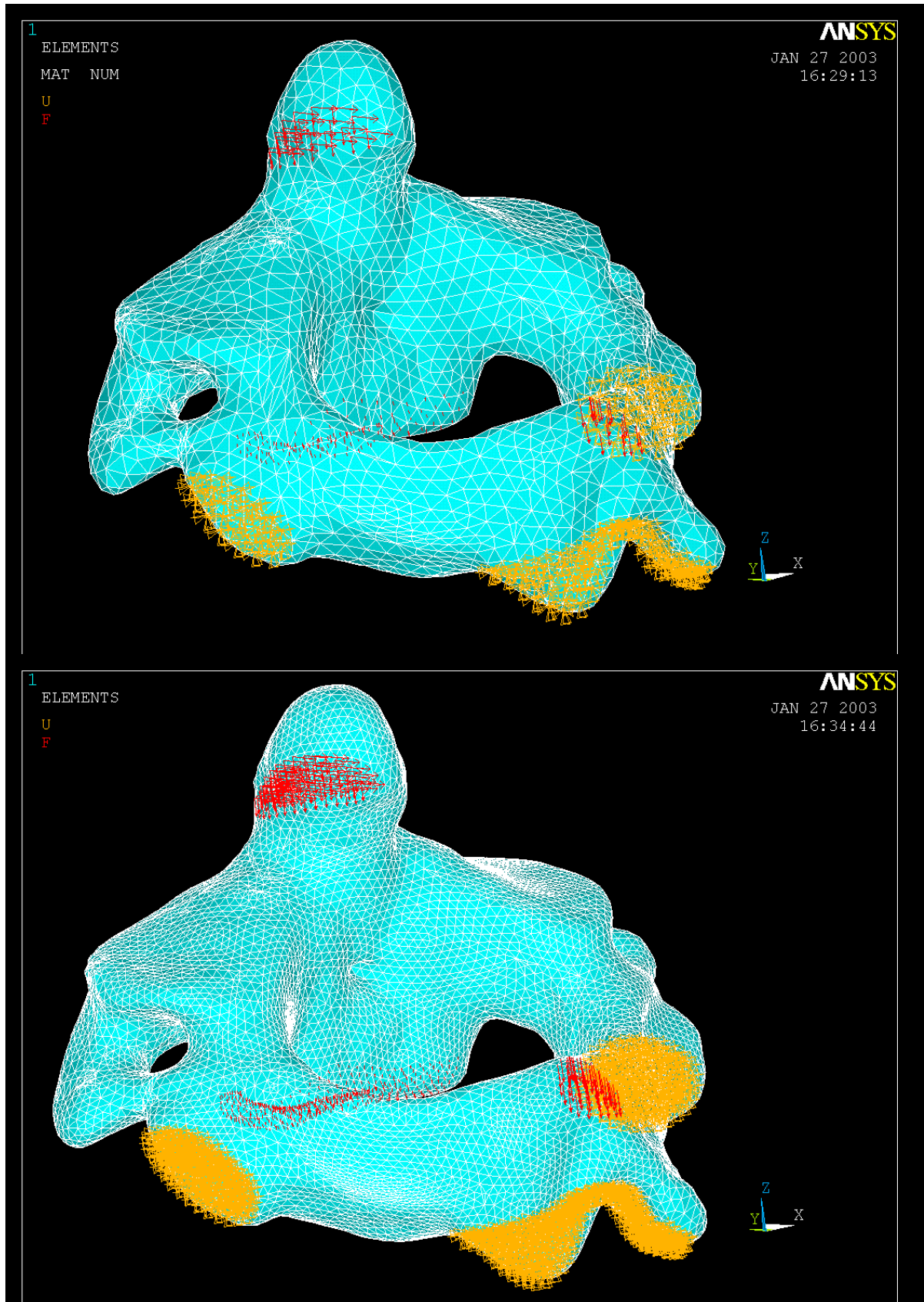
Görülmektedir ki, 2 mm ortalama eleman boyutu ile elde edilen bir sonlu eleman ağı, gerçek durumu simüle etmekte oldukça başarısız kalmaktadır. 0.5 mm lik mesh ile hesap yapmanın, yüksek eleman adedi ve hafıza gereksinimi sebebiyle güç olduğu göz önüne alınarak, en uygun analiz için 1mm mesh kullanılması gerektiği ve bu boyuttaki bir sonlu eleman ağı ile analizin tutarlı sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir.



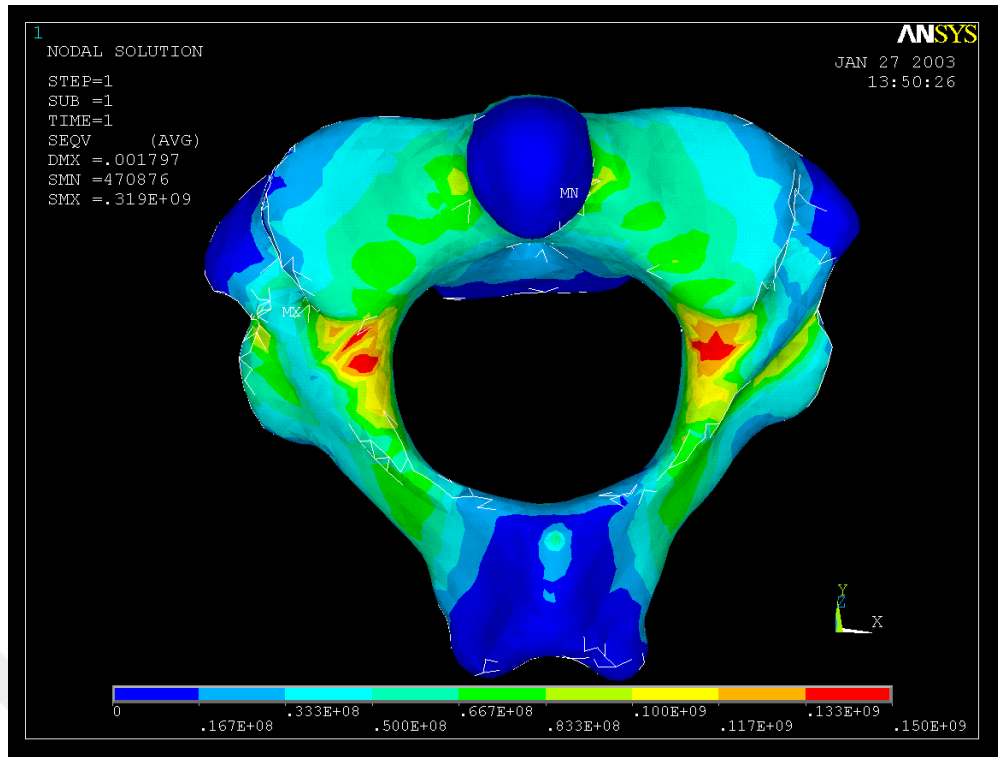
Şekil-43: Geometrinin ANSYS Ortamında Genel Görünüşü



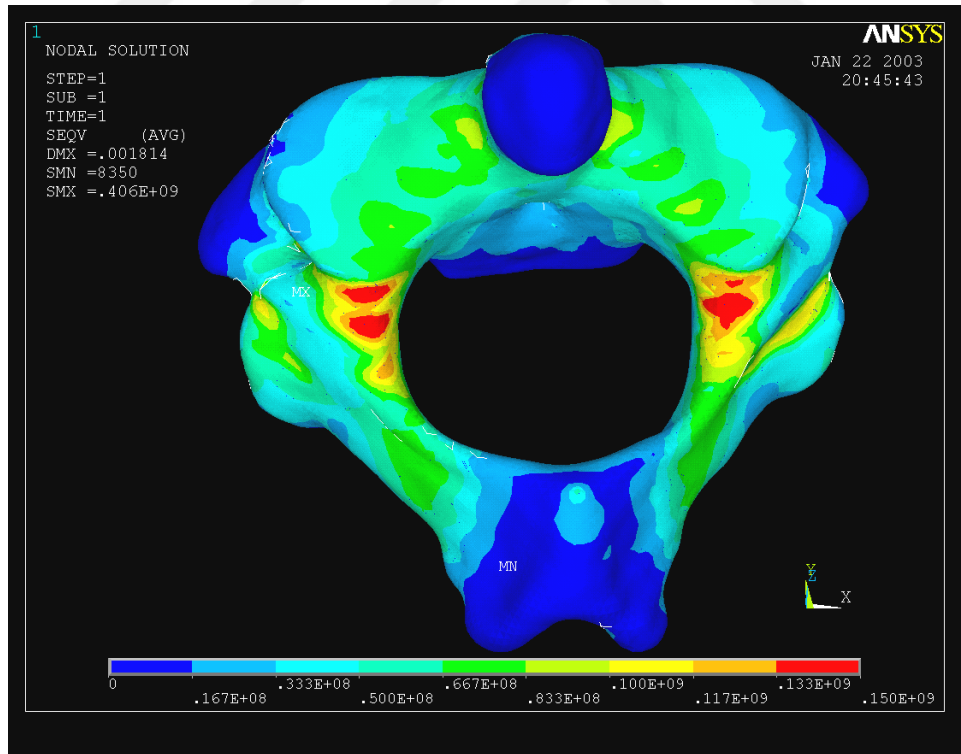
Şekil-44: 2.0 mm ve 1.0 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu eleman Ağlarının karşılaştırmalı Görünüşleri (Eleman Adetleri Tablo 5 de verilmiştir)



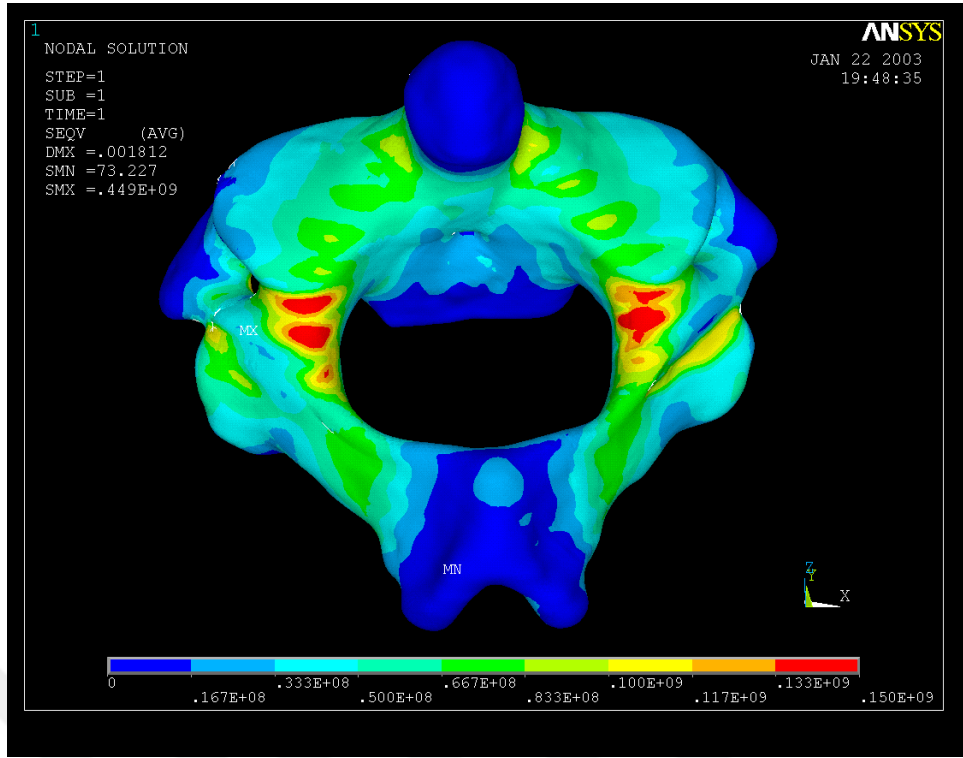
Şekil-45: 2.0 mm ve 1.0 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu eleman Ağlarının karşılaştırmalı Sınır Koşulları ve Uygulanan Kuvvetlerin Görünüşü



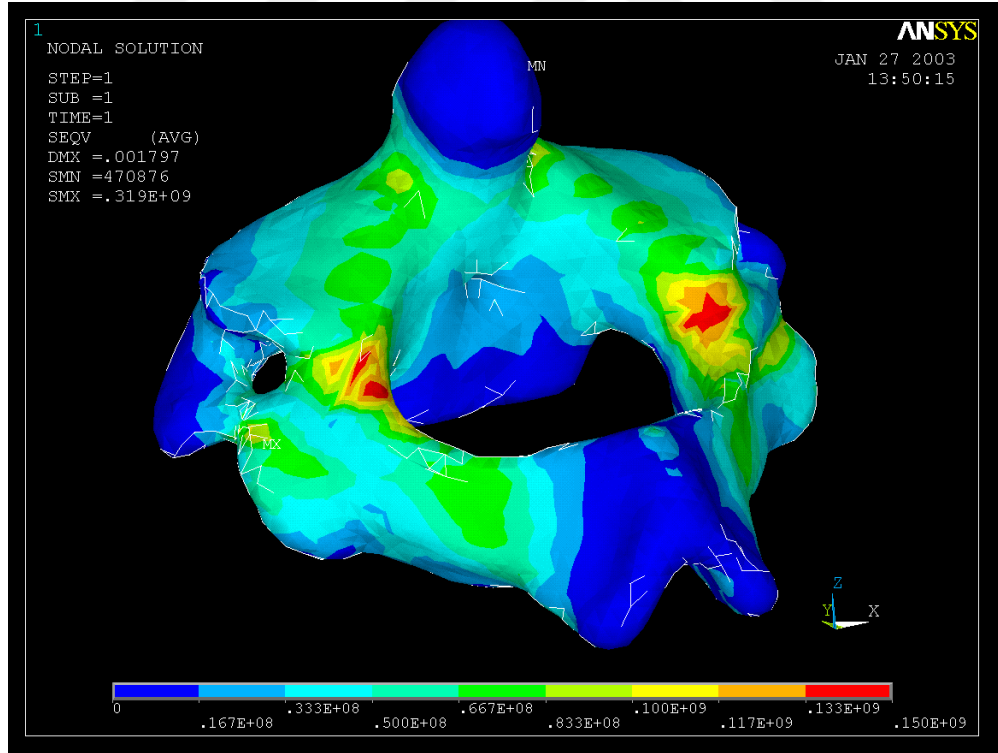
Şekil-46: 2.0 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu Eleman Çözümü – Gerilme Şekilleri (Üstten Görünüş)



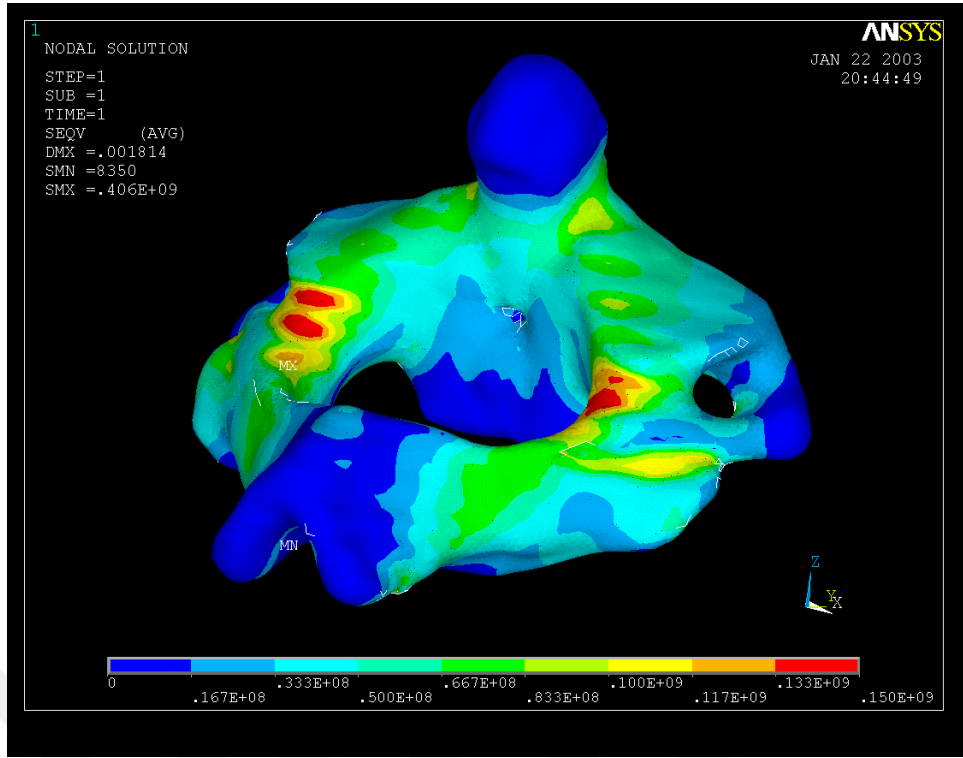
Şekil-47: 1.0 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu Eleman Çözümü - Gerilme Şekilleri (Üstten Görünüş)



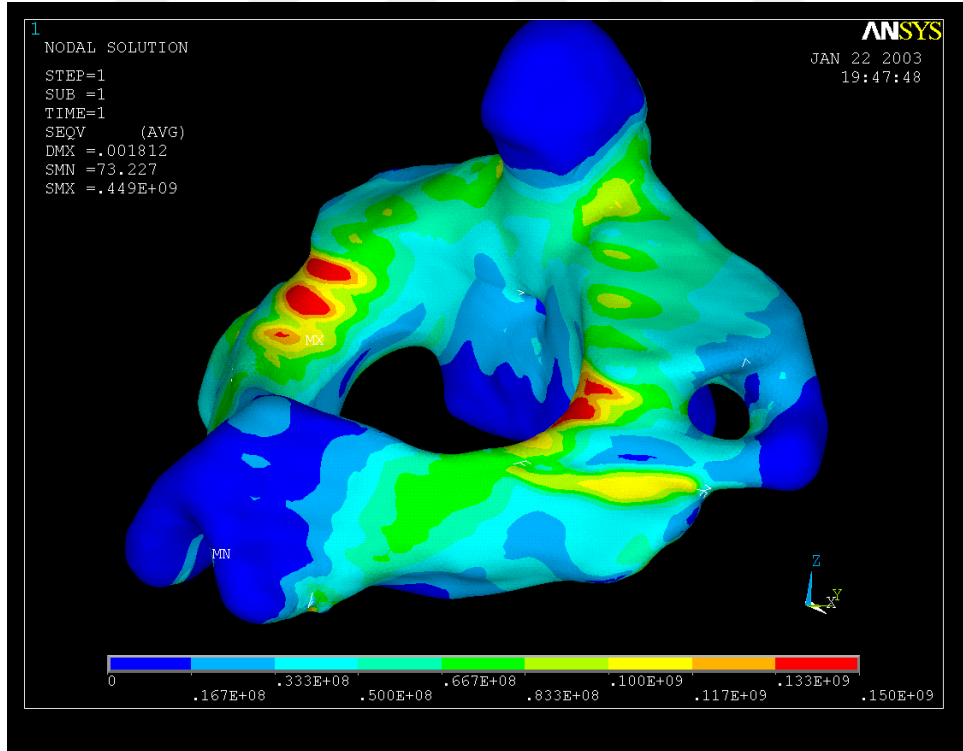
Şekil-48: 0.5 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu Eleman Çözümü - Gerilme Şekilleri (Üstten Görünüş)



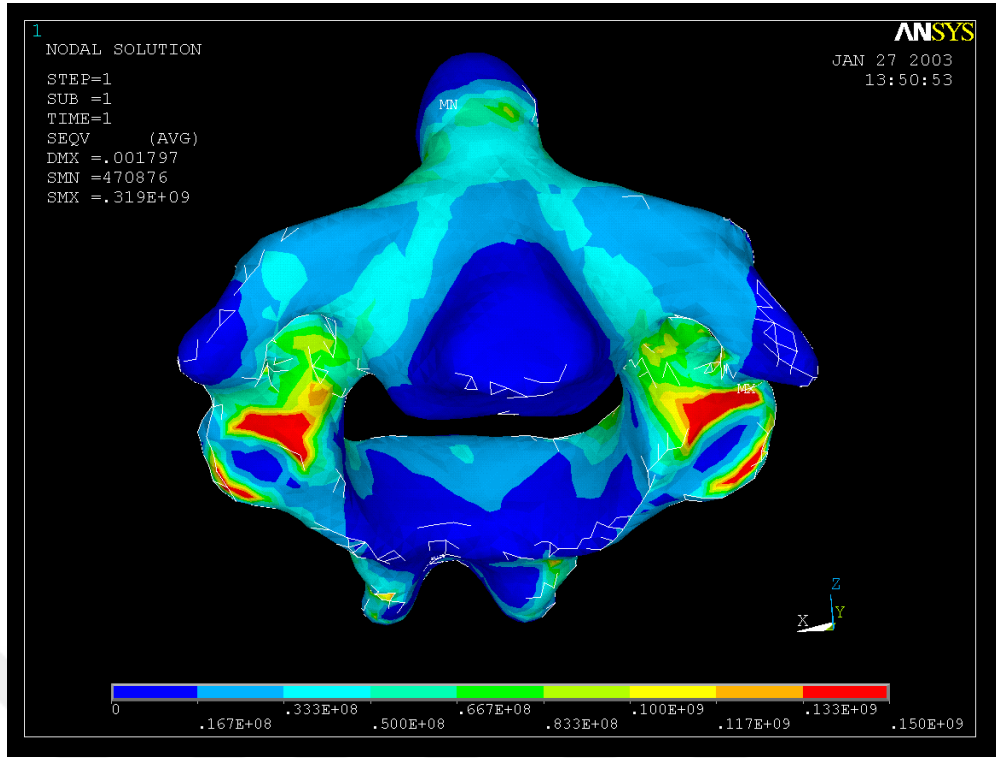
Şekil-49: 2.0 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu Eleman Çözümü - Gerilme Şekilleri (Oblik Görünüş)



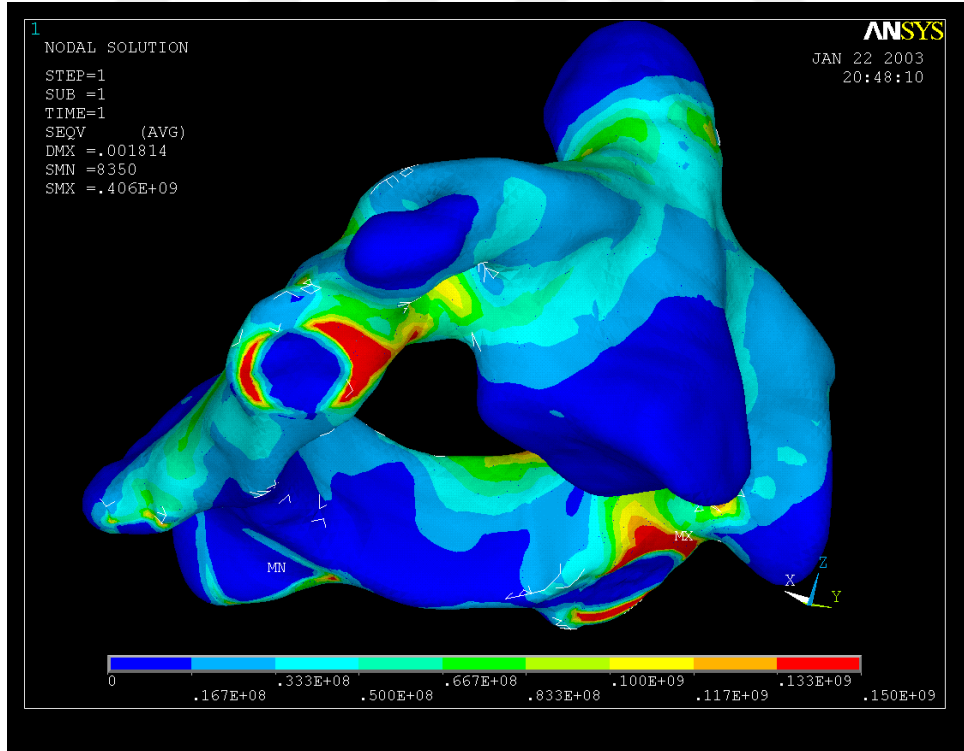
Şekil-50: 1.0 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu Eleman Çözümü - Gerilme Şekilleri
(Oblik Görünüş)



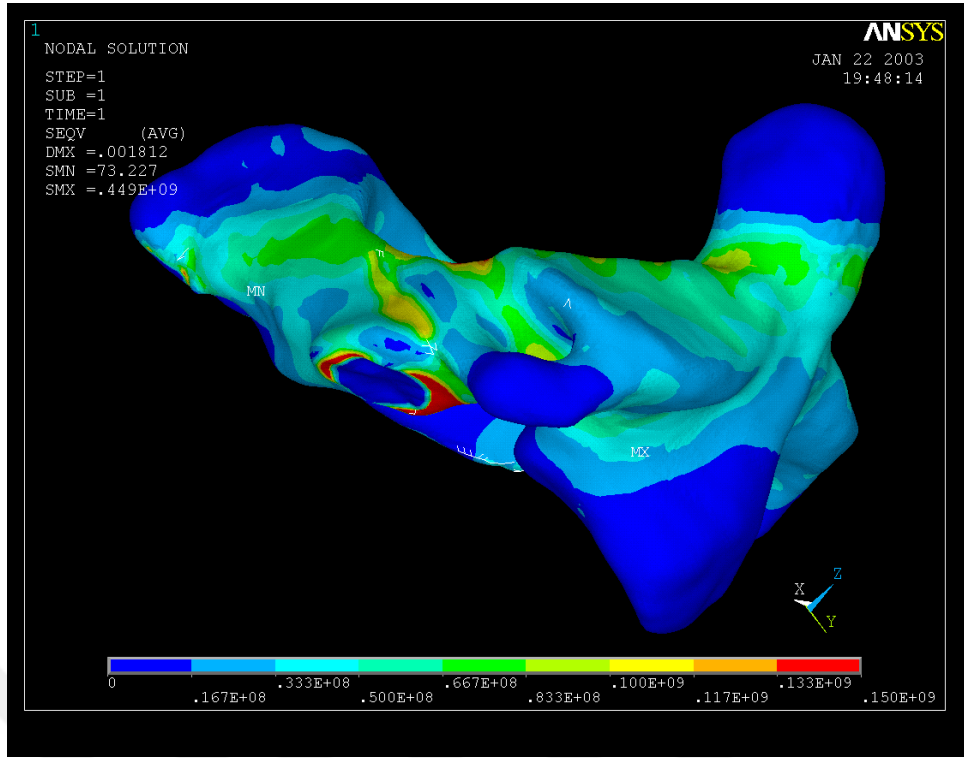
Şekil-51: 0.5 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu Eleman Çözümü - Gerilme Şekilleri
(Oblik Görünüş)



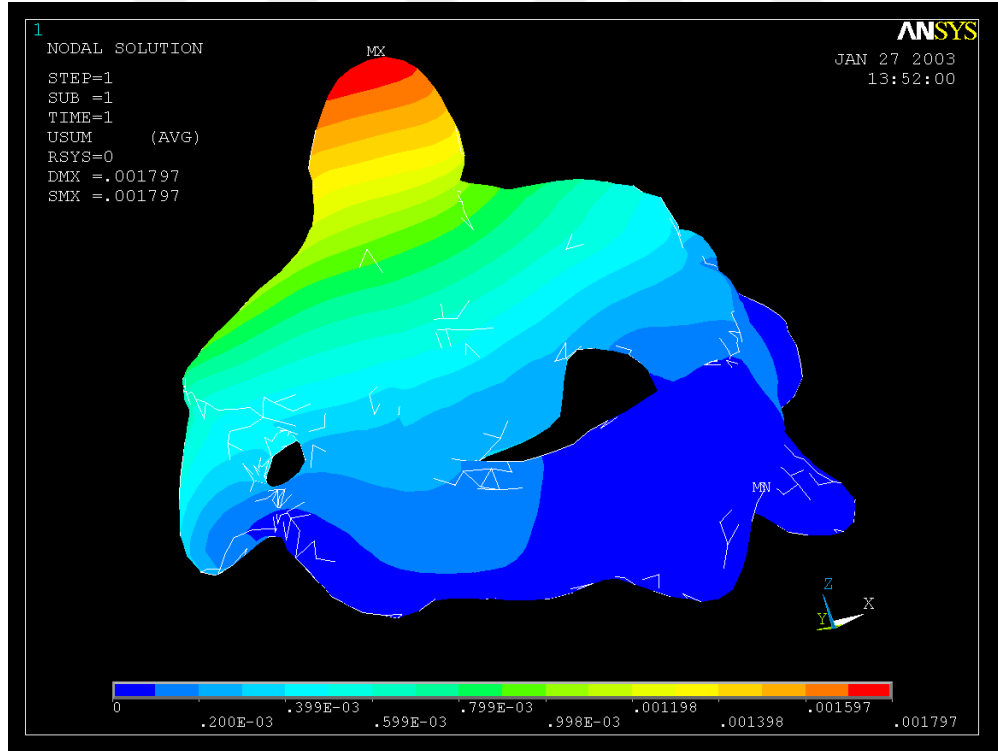
Şekil-52: 2.0 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu Eleman Çözümü - Gerilme Şekilleri
(Alttan Görünüş)



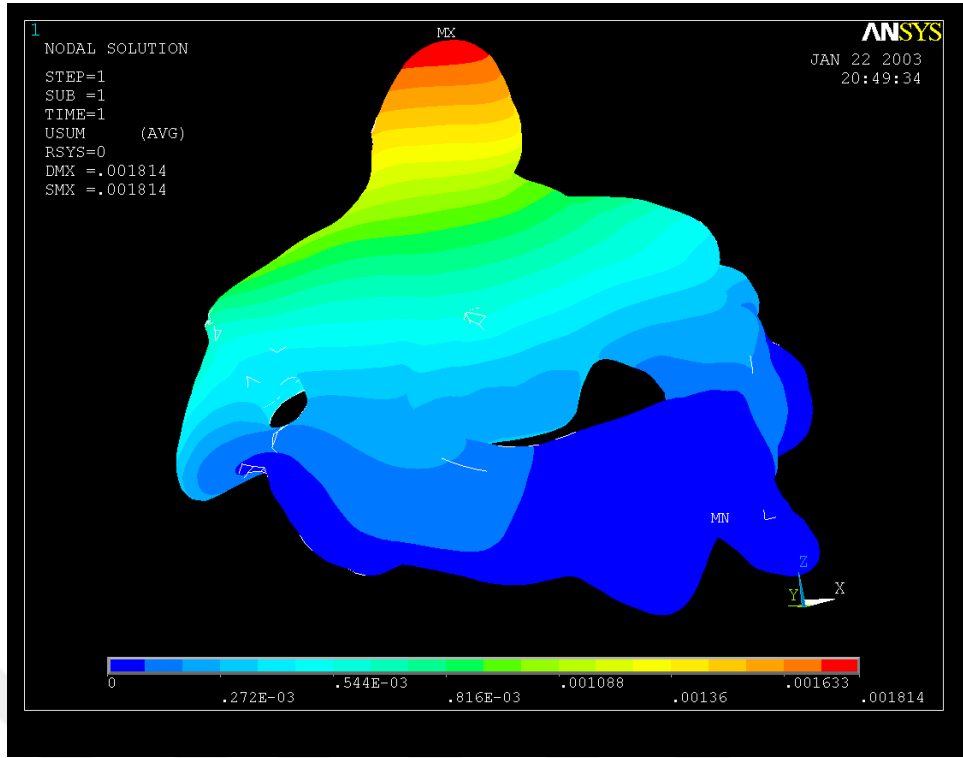
Şekil-53: 1.0 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu Eleman Çözümü - Gerilme Şekilleri
(Alttan Görünüş)



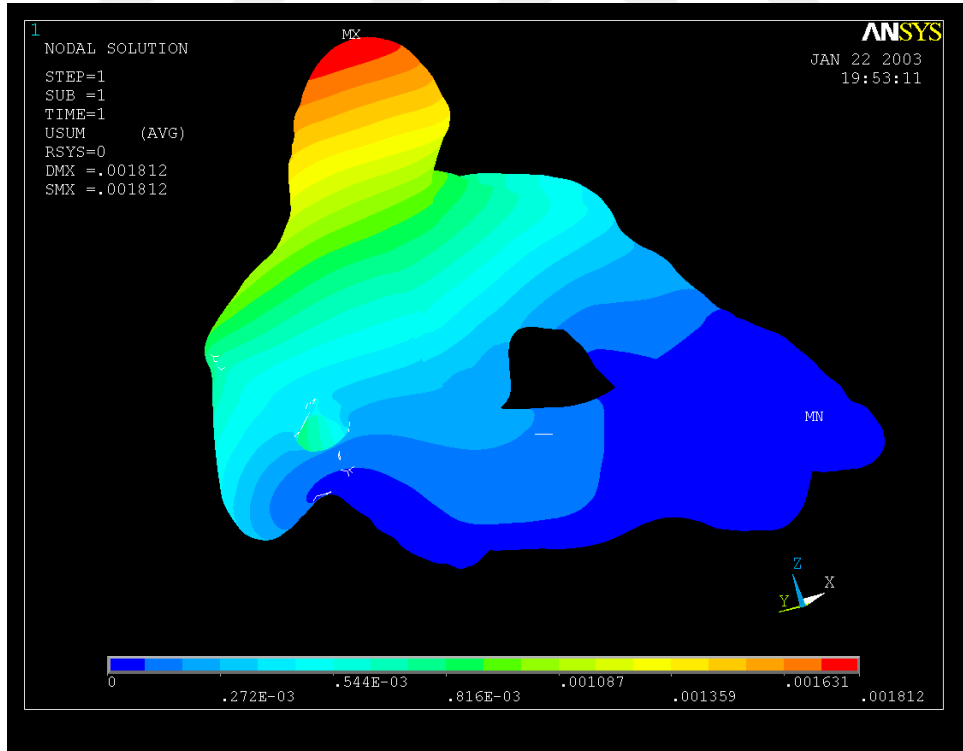
Şekil-54: 0.5 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu Eleman Çözümü - Gerilme Şekilleri (Alttan Görünüş)



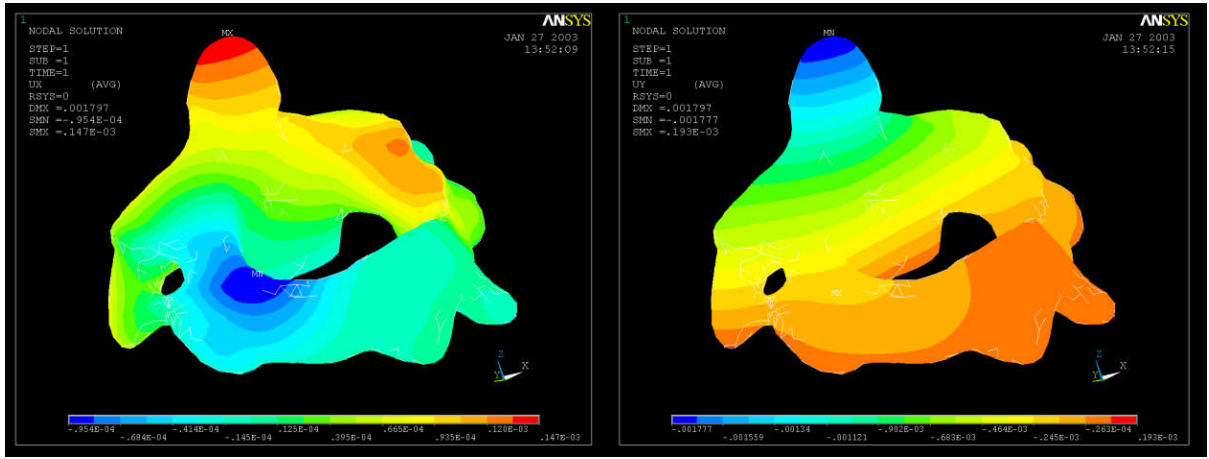
Şekil-55: 2.0 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu Eleman Çözümü – Toplam Deplasman Şekilleri (Oblik Görünüş)



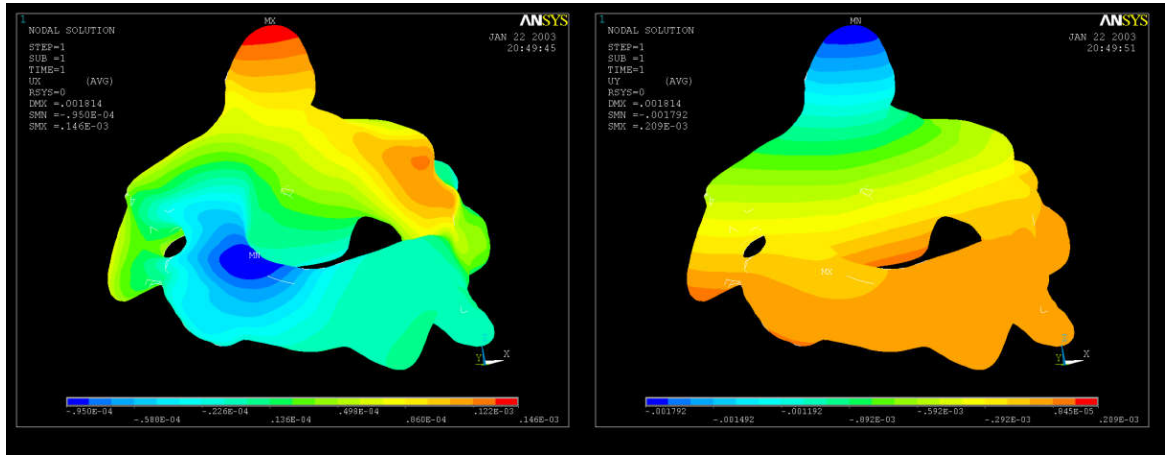
Şekil-56: 1.0 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu Eleman Çözümü –
Toplam Deplasman Şekilleri (Oblik Görünüş)



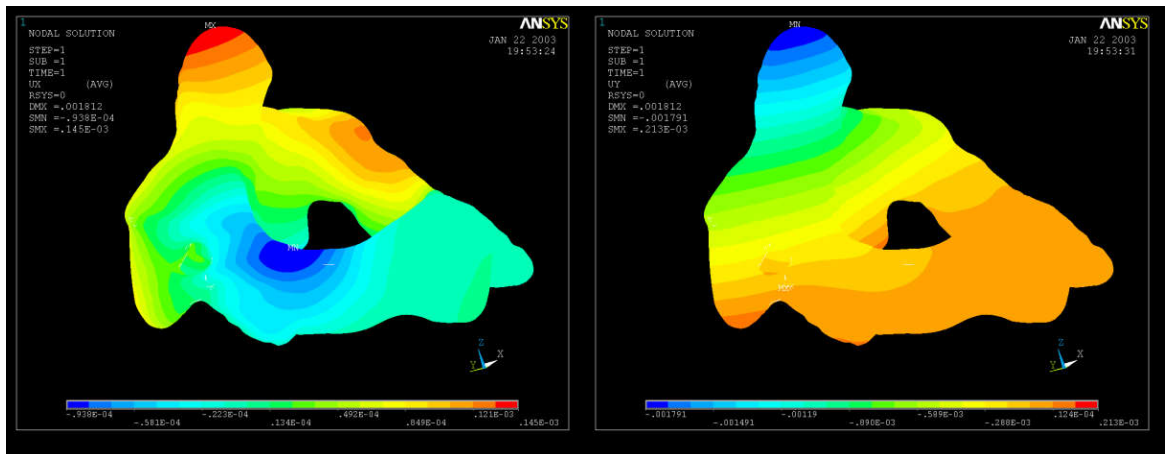
Şekil-57: 0.5 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu Eleman Çözümü –
Toplam Deplasman Şekilleri (Oblik Görünüş)



Şekil-58: 2.0 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu Eleman Çözümü –
Deplasman Şekilleri (X ve Y Yönlerindeki Yerdeğiştirmeler)



Şekil-59: 1.0 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu Eleman Çözümü –
Deplasman Şekilleri (X ve Y Yönlerindeki Yerdeğiştirmeler)



Şekil-60: 0.5 mm Elemanlar ile Oluşturulmuş Sonlu Eleman Çözümü –
Deplasman Şekilleri (X ve Y Yönlerindeki Yerdeğiştirmeler)

TARTIŞMA

Aksisin (ikinci servikal vertebra) en belirgin özelliği korpusundan 1.5cm uzunluğunda yukarıya uzanan bir çıkıntı bulunmasıdır. Bu çıkıntıya dens (prosessus odontoideus) denir. Densin her iki yanında geniş eklem yüzeyi bulunur. Bu eklem yüzeyi atlasın massa lateralislerinin alt eklem yüzleri ile eklem yapar. C2 nin pedikülü; superior fasetin altındaki transvers foramenin anteromedialindeki vertebra gövdesinin posterolateral bölümü olarak tanımlanmaktadır. Pars interartikularis yada istmus superior ve inferior fasetler arasındaki en dar bölge olma özelliği taşımaktadır (21). Aksisin pedikül ve laminaları diğer servikal vertebralardan daha kalındır ve ligamentum flavumun yapışma yerini oluşturur. Prosessus spinosusları kalındır ve m. rektus kapitis obliques inferior, m. rektus kapitis posterior major, ligamentum nuchae, m. semispinalis, m. spinalis servisis, m. interspinalis ve m. multifidus yapışır(14).

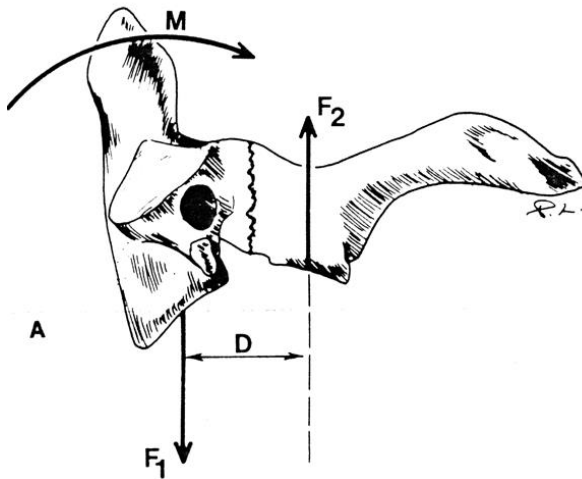
Kemiğin trabeküler paterni normal stresi nasıl geçirdiği ve ne kadar dayandığı ile ilişkilidir. Birçok spesimde C2 gövdesinin çoğunda yüksek yoğunlukta trabeküler kemik gösterilmiş olup, densin altında bir boşluk yaratan veya hipodens gözlenen bir kemik alan mevcuttur. Densin hemen altında gövdenin sefalad parçası çok düşük kemik yoğunluğuna sahiptir. Aksial yükün temel alanı süperior fasetler olup, densin neden belirgin aksial yüke dayanamadığının göstergesidir. Densin çevresindeki yüksek kortikal kalınlık ise, fleksiyon, ekstansiyon, lateral ve oblik yönlerdeki streslere dayanabilirliğini açıklar niteliktedir (43). Lateral masslarda kendi içinde, medial sınırdaki (pedikül, pars interartikularis, inferior artiküler proses) kortikal kemik diğer bölümlerine göre daha incedir. Pars interartikularis; superior ve inferior fasetler arasındaki bölüm olup, biyomekanik olarak en zayıf bölgedir. Çünkü; superior ve inferior fasetler aynı planda yer almazlar. Bu bölgede hiperekstansiyon ve aksial yüklenme sırasındaki angular ve kayma stresleri maksimumdur (21). Hareketli segmentlerin biyomekanik davranışları anatomisine bağlıdır ve kırık mekanizmasının tanımlanmasında önem taşır.

Hükmi ası fenomeni ile ilişkili çok önemli biyomekanik değerlendirmeler vardır. Yaşayan bir insanoğlundaki bilinen zarar mekanizmaları radyografik ve otopsi bulguları ile de ilişkili genelleştirilerek hayli çok bilgi elde edilmiştir.

Wood-Jones 1913'de ası ile gelişen servikal fraktür- dislokasyon hasarını tanımlamıştır (94). Garber 1964'de ilk olarak aksisin travmatik spondilolisthezi terimini kullanmıştır (32).

Schneider ise bir dizi hastada aksisin posterior elemanlarındaki kırığı ile hükmi ası fraktürlerindeki paternin benzerliğine dikkat çekerek 'Hangman fraktürü' terimini kullanmıştır (78).

Hangman fraktürü; vertebranın önü ile arka elemanlarını ayıran ikinci servikal omur kırığıdır. Kırık sıklıkla, yan kütlelerin ön bölümü yada vertebranın pedikül alanı içindedir. Ayrıca, C₃ vertebra korpusunu da içeren yada diğer spinoz proçes kırıkları ile ilişkili, birlikte olabilmektedir. Hiçbir nörolojik bulgu olmayabileceği gibi sinir kökü iritasyonundan tam flask paraliziye uzanan semptomlar bulunabilir (5),(92). Dens her zaman intakt kalır. Benzer yaralanmalar otomobil ve dalma kazalarında da görülebilir Asılarda düğümün çene altındaki pozisyonundan hasarın ekstansiyon, distraksiyon tipte olduğu söylenebilir. Hasar mekanizması ası ve düşme, motorlu araç kazalarında birbirinden farklıdır. Bu tür hasarlardan sonra geçici nörolojik semptomların bile olmayabileceği yazarlarca, major hasar vektörünün (MIV) yönü ve kuvveti ile yükün uygulama süresi ile açıklanmaya çalışılmıştır.Yükün süresinin uzaması ile viskoelastik instabilite etkin hale gelir, yumuşak dokuların hasarına neden olan kritik yüke ulaşır, vertebranın ayrılması ve nörolojik ölüm ile sonuçlanır. Hükmi ası olgularından bildiğimiz gibi en sık hasar mekanizması ekstansiyondur. Araba kazalarında ekstansiyon başın direksiyona yada ön cama çarpmasına bağlı, rotatuar bending momenti yanında kompresyonun vertikal eksen komponentini de içermektedir (68).



Büyük gerici(ekstansiyon) kuvvet denste x-ekseninde sagital planda dönmeye yol açan (bending) momenti oluşturur. Bu eğim (bending) moment iki kuvvet ile dengelenir. Gerici kuvvet üreten anterior longitudinal ligaman, disk, posterior longitudinal ligaman bir tarafta, C₂ ve C₃ faset eklemleri arasındaki kompresif eklem reaksiyon kuvveti diğer yandadır. Bu iki eşit ve zıt kuvvet dengeli bending momentini oluşturur. Tüm bu yüklerin

etkisi pars interartikularis bölgesinde maksimum bending moment oluşturmaktır.Kemik kesiti çok küçük olduğu için bu taraf en zayıf ve Hangman fraktürü ile sonuçlanan yüklenmeler sırasında fraktüre en hassas olandır (29).

Literatürde servikal biyomekanik deneylerde kullanılan modeller sıklıkla kadavra ve matematik modellerdir. İnsan kadavra modelleri geometrik, yapısal, materyal açısından avantajlıdır. İn vitro deney sonuçları biomekanik açıdan en kabul edilebilir niteliktedir. Bu modellerle de cerrahi teknikler geliştirilebilir. Biyolojik varyasyonlar, farklılık ve maliyet bu modeli kısıtlayan faktörlerdir (101). İstatistiksel değeri olması için çok sayıda örnekleme yapılması gerekmektedir.

Servikal spinal bölgenin kadvralardaki deneysel travmaları tüm kadvraya veya kadvranın servikal bölgesine lokalize yapılmaktadır. Bu tür deneysel çalışmalarda yüklemenin süresi ve sıklığı, yükün miktarı, yükün uygulandığı nokta, yüklemenin yönü, yüklemenden evvel servikal kolonun, kafanın ve toraksın pozisyonu önem taşımakta ve bu değişkenlere göre servikal kolon bütünlüğünün bozulması (ligamantöz veya kemik hasar) farklı yükleme değerlerinde olmaktadır.

Spinal analitik çalışmalar matematiksel modeller; kullanılan modelin geometrisi, uygulanan kuvvet, analiz ve uygulamanın türüne göre sınıflandırılabilir.

Kullanılacak modelin geometrisi, bir sistemin tamamı(ör; tüm servikal model) (sistem modelleri) olabileceği gibi sistemin bir parçası da (ör; fonksiyonel spinal ünite) (komponent modelleri) olabilir. Uygulanacak kuvvet ise zaman ve hızın göz önünde tutulmadığı statik yükleme olabileceği gibi kuvvetin belirli bir zaman diliminde ve belirli bir hızla etkileyeceği dinamik yükleme şeklinde de olabilir. Çalışmada kullanılan materyalin mekanik analizi ise önceden bilinen geometri, deformasyon, sınır ve yükleme şartları kullanılarak lineer analiz şeklinde yapılabileceği gibi değişken geometri, deformasyon sınır ve yükleme şartları ile nonlineer analiz olarak da yapılabilir. Matematik model uygulamaları, materyalin mukavemetinin öğrenilmesine yönelik(mekanik) veya klinikte görülen travmaların mekanizmasına yönelik (klinik) olabilir.

Bilgisayar simülasyon modeli temsil ettikleri yapının fiziksel ve geometrik özelliklerini kapsayan matematik denklemleri kümesidir. Servikal omurganın matematik modellerinin en sık kullanılanı sonlu eleman metodudur (67).

Kinematik (intervertebral hareketler) mekanik (uygulanan kuvvete yanıt olan hareketler), internal gerilme ve yerdeğişimi olası çalışma konularındandır. Kinematik ve mekanik invivo ve invitro deneylerle çalışılabilirken, internal gerilme ve yerdeğişimi hiçbir deney ile çalışılamamaktadır.

Sonlu eleman metodu gibi simülasyon modelleri tekrarlanabilmesi, herhangi bir parametrenin değiştirilebilmesi, belirli bir değişkendeki farklılığa ikincil etkinin miktarının ve niceliğinin değiştirilebilmesi gibi kontrol noktalarında ideal olasılıklar sunar.

Enstrümantasyonlar ve cerrahi girişimlerin etkinliği, fizyolojik ve travmatik yüklerin uygulanması sırasındaki değişik anatomik elemanların rollerinin tanımlanması bu metod ile değerlendirilebilir (101). Matematik modellerin biyomekanik alanda kullanımı 1969'da Orne ve Liu ile iki boyutlu analizler şeklinde başlamış olup sonraları üç boyutlu modeller ve son olarak da sonlu eleman modelini gerçekleştirmişlerdir. İki boyutlu modellerde çubuk yay üçgen ve dörtgen gibi elemanlar kullanılarak gerçeğe anatomik olarak benzemeyen ancak mekanik olarak yakın sınır şartları tanımlanan modeller kullanılmıştır. 1973'de Liu ve Ray 'in spinal kolondaki çalışmalarını 1991'de Saito'nun iki boyutlu (74) 1993'de Kleinberger üç boyutlu servikal modellerdeki sonlu eleman yöntemi çalışmaları eklenmiştir. 1996'da ilk modern anlamda üç boyutlu vertebra anatomisi Yoganandan ve arkadaşlarınca 1 mm aralıklı BT kesitleri bir araya getirilerek yapılmıştır (101).

Bizim çalışmamızda aksisin yüzey modelini oluşturabilmek için gerekli başlangıç geometrisi 30 yaşında sağlıklı bir erkeğin aksis kemiği aksiyal tomografi kullanılarak 1 mm aralıklı kesitler taramasıyla elde edilmiş, tarama sonucunda elde edilen bu veriler Mimics 7.0 programı ile evrensel grafik veri formatına (IGES) çevrilerek diğer yazılımlarda kullanılabilecek hale getirilmiştir. Elde edilen IGES formatındaki veriler CATIA V5R9 yazılımında açılarak aksisin geometrisinin kompleks olmasından dolayı Aksisin yüzey modelinin oluşturulması yoluna gidilmiştir. Yüzey modelleme CATIA V5R9 ile yapılmıştır. Aksis'in geometrisindeki bozukluklar düzenlenerek kapalı bir hacim oluşturulmuş, bu hacim yardımı ile aksisin üç boyutlu modeli elde edilmiştir. Geometri, CATIA'dan analiz ortamına uygun şekle getirilmiştir. Sonlu eleman ağı oluşturma işlemleri, analizler ve sonuçların görselleştirilmesi adımları, ANSYS ortamında gerçekleştirilmiştir.

Kemiğe özgü olan materyal özellikleri literatürdeki örneklerine uygun (Young's modülü, Poisson oranı ve kemik densitesi) kemiğin tamamında kortikal ve trabeküler kemik özellikleri değerlendirilerek; kortikal kemik trabeküler kemikten ayrı olarak tesbit edilmiştir.

Kortikal kemikteki kalınlık varyasyonları ihmal edilmiş ve bütün kemiğin yüzeyine 1 mm kalınlık tanımlanarak SHELL 63 elemanlarından oluşan bir kabuki sonlu ağı oluşturulmuştur. Geometrinin kompleksliğinden dolayı, bütün kabuki elemanlar, üçgen formda oluşturulmuş ve ağ uygunluğu optimize edilmeye çalışılmış, lokal hatalar en aza indirilmeye çalışılmıştır. Trabeküler kemik ise tetrahedron SOLID 45 elemanları ile meshlenmiştir.

Bu tez kapsamındaki simulasyonda, Hangman kırığının lokalizasyonu ve mekanizması, lineer statik analiz ile irdelenmeye çalışılmıştır. Lineer statik analizde;

Malzemelerin gerilme-şekil değiştirme bağıntılarının lineer olduğu,
Analiz esnasında bütün davranışların elastik bölge içerisinde gerçekleştiği,
Malzeme özelliklerinin zaman ile değişmediği,
Gerçekleşen yerdeğiştirmelerin çok küçük olduğu,
Uygulanan yüklerin herhangi bir atalet kuvvetine sebep olmayacak kadar yavaş olduğu ve gerilme durumunun zamandan bağımsız olduğu kabulleri yapılmıştır.

Çıkan sonuçlarda, gerilme durumunun irdelenmesi ile kırığın başladığı ve ilerlediği yol irdelenmiştir.

Aksis kemiğinin, Hangman durumu karşısındaki anatomisi irdelenerek, mesnet bölgeleri ve kuvvet akış yolları irdelenmiştir. Bu duruma göre:

Facet eklemlerinin yüzeyleri, C₃ kemiğinin faceterine dayandığı ve sabit kaldığı için bu yüzeylere gelen düğüm noktalarında tüm serbestlik derecelerindeki hareketler engellenmiştir (Ankastre mesnet)

Aksisin spinöz proçesinin inferior yüzü, C₃ kemiğinin spinöz proçesinin süperior yüzeyi üzerine oturduğu ve hareketsiz kaldığı için, bu bölge ankastre olarak mesnetlenmiştir.

Aksis korpusunun inferior yüzeyinde kemiğin C₃ kemiğine dayanmasını simüle edecek şekilde, ve literatürde bağların dayanma gücüne yakın bir değer olan 340 N, bu yüzeydeki nodlara paylaştırılmıştır.

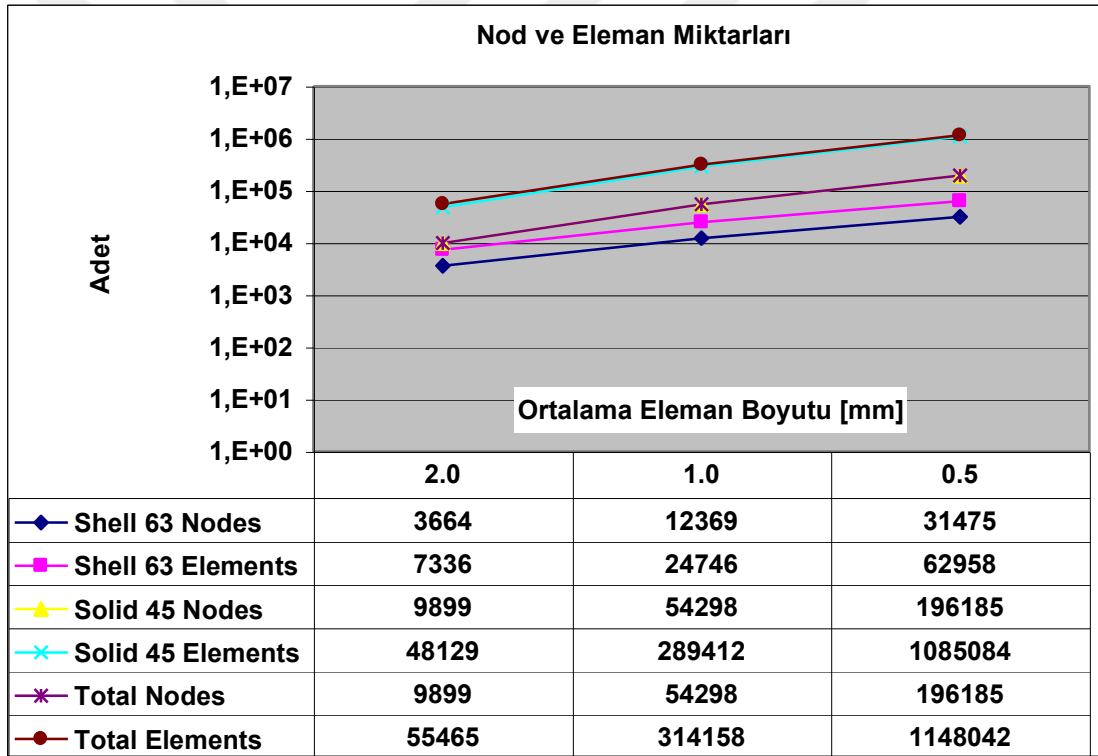
Atlantodental eklem yüzeyinden aksisin aksiel düzlemine paralel olacak şekilde, atlas kemiğinden intikal eden 1000 N luk bir eğme kuvveti geldiği göz önüne alınmıştır.

Odontoid prosesin üst kısmı, atlastan gelen bir dayanma sonucunda yine ortalama bağ dayanımı olan 340 N ile yüklenmiştir.

1000 N luk kuvvet, belirli bir yükseklikten düşen bir insan için, düşme hızı $V = \sqrt{2gh}$, ve darbe anındaki yaklaşık kuvvet $F = m \frac{\Delta V}{\Delta t}$ olmak üzere, 1000 N, yaklaşık 80 kg lık bir insanın 0.7 metreden düşmesi ve ip yaylanması ile birlikte 0.3 saniyede hızının aniden sıfıra inmesi ile oluşabilen, Hangman fizyolojisine uygun bir analiz kuvveti yaklaşımıdır.

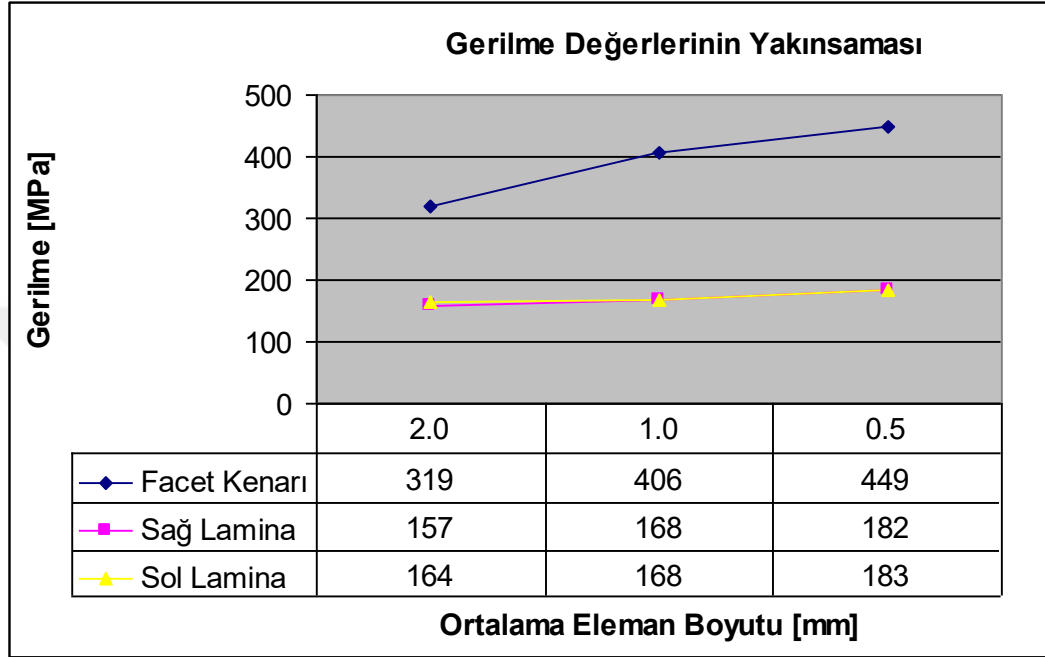
Ayrıca literatürde uygunluk [E.C.Teo ve arkadaşlarının 2001 yılında yaptığı kadavra çalışmasında 51-80 yaş arası 9 kadavranın C2 vertebraşı alınmış özgül fraktürler oluşturmak için özel sabitleme durumları yaratılmıştır. Arka elemanlar inferior fasetin dörtte birlik kısmına kadar arkadan öne gömülmüştür. 840 ile 1220 N arasında posterior shear kuvveti ile C2 vertebraşında pars interartiküleriste fraktür meydana geldiğini tespit etmişlerdir] kabulleri ile tesbit edilmiştir (85).

Oluşturulan aksis modeli, aynı malzeme ve sınır koşullarında, 3 farklı ortalama eleman boyutu ile mesh yapılmış ve ayrı ayrı analizler gerçekleştirilmiştir. Her bir eleman boyutu için bulunan düğüm noktası adetleri ve eleman miktarları, kortikal ve trabeküler kemik için tablolanmıştır.

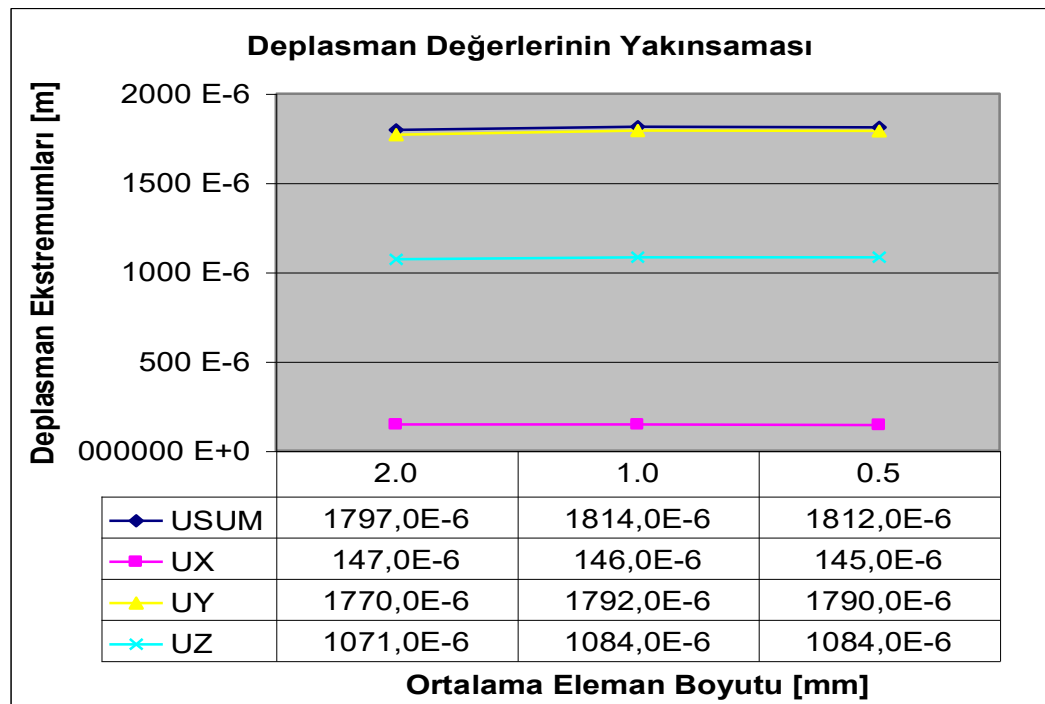


2 mm ortalama eleman boyutu ile elde edilen bir sonlu eleman ağı, gerçek durumu simüle etmekte oldukça başarısız kalmaktadır. 0.5 mm lik mesh ile hesap yapmanın, yüksek eleman adedi ve hafıza gereksinimi sebebiyle güç olduğu göz önüne alınarak, en uygun analiz için 1 mm mesh kullanılması gerektiği ve bu boyuttaki bir sonlu eleman ağı ile analizin tutarlı sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir.

Bu analizlerden elde edilen maksimum gerilme değerleri ve yüksek gerilme değerlerinin gözlemlendiği belirli noktalardaki gerilmelerin, eleman boyutuna göre değişimi aşağıdaki şekilde verilmiştir.



Yine kemiğin yaptığı hareketlerin toplamının ve bileşkelerinin eleman boyutu ile değişimi aşağıdaki şekilde verilmiştir



SONUÇ

Hangman kırığının; vertebranın önü ile arka elemanlarını ayıran ikinci servikal omur kırığı olduğu 20.yüzyılın başlarından itibaren bilinmektedir. Atlantodental eklem yüzeyinden dens aksisin axial düzlemine paralel olacak şekilde, atlas kemiğinden intikal eden 1000 N luk bir eğme kuvveti geldiği varsayılarak ve sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan çalışmamızla, E.C.Teo ve arkadaşlarının 2001 yılında yaptığı kadavra çalışmasının bilinen deneysel sonuçlarının uyum göstermiş olması; sayısal yöntem ile yapılan analizde kabullerin, sınır şartlarının,yüklemelerin ve seçilen eleman tiplerinin, doğruluğunu kanıtlar niteliktedir (85).

Günümüzde hükmi ası artık tarihe karışmasına karşın hangman kırığının hangman kırığının etyolojisinde yeni bir faktör airbagler gündeme gelmiştir.İlgili araştırmaların yapılmasında kadavra modeli gibi masraflı ve birbirinden nitelik olarak farklı yöntemlerin yapılması yerine sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak travma ayrıntılarıyla ve hassasiyetle incelenebilecektir.

ÖZET

Son yıllarda hasta bakımı, cerrahi teknik, komplikasyonların önlenmesi ve rehabilitasyondaki tüm gelişmelere rağmen servikal bölge yaralanmaları hala önemli bir ölüm ve sakatlık sebebidir. Tüm servikal travmaların %4-7'sini genellikle trafik kazaları, dalma, düşme sonrası meydana gelen aksisin travmatik spondilolisthezi oluşturur(33)(38). Hangman fraktürü; vertebranın önü ile arka elemanlarını ayıran ikinci servikal omur kırığıdır. Kırık sıklıkla, yan kütlelerin ön bölümü yada vertebranın pedikül alanı içindedir(5),(92). Hangman fraktürü ile ilişkili çok önemli biyomekanik değerlendirmeler vardır Servikal biyomekanik deneylerde kullanılan modeller sıklıkla kadavra ve matematik modellerdir. Servikal omurganın matematik modellerinin en sık kullanılanı sonlu eleman metodudur (97)(103). Sonlu eleman metodu tekrarlanabilmesi, herhangi bir parametrenin değiştirilebilmesi, belirli bir değişkendeki farklılığa ikincil etkinin miktarının ve niceliğinin değiştirilebilmesi gibi kontrol noktalarında ideal olasılıklar sunar.

Bu tez kapsamındaki simulasyonda, klinikte görülen hangman fraktürüne daha net bir yorum getirebilmek Hangman kırığının lokalizasyonu ve mekanizması, lineer statik analiz ile irdelenmeye çalışılmış, yerdeğişimi ve gerilme analizi gerçekleştirilmiştir. Atlantodental eklem yüzeyinden dens aksisin axial düzlemine paralel olacak şekilde, atlas kemiğinden intikal eden 1000 N luk bir eğme kuvveti geldiği varsayılarak ve sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan çalışmamızla, E.C.Teo ve arkadaşlarının 2001 yılında yaptığı kadavra çalışmasının bilinen deneysel sonuçlarının uyum göstermiş olması; sayısal yöntem ile yapılan analizde kabullerin, sınır şartlarının, yüklemelerin ve seçilen eleman tiplerinin, doğruluğunu kanıtlar nitelikte olduğu gözlenmiştir (85).

Günümüzde hükmi ası artık tarihe karışmasına karşın hangman kırığının hangman kırığının etyolojisinde yeni bir faktör araçlarda kullanılan hava yastığı kazaları ile gündeme gelmiştir.İlgili araştırmaların yapılmasında kadavra modeli gibi masraflı ve birbirinden nitelik olarak farklı yöntemlerin yapılması yerine sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak travma ayrıntılarıyla ve hassasiyetle incelenebilecektir.

SUMMARY

In recent years, despite all developments on surgical and rehabilitation techniques preventing the complications, cervical injury is one of the most important disability and death reason % 4-7 of all cervical traumas, is traumatic spondylolisthesis of the axis that is seen in automobile and diving accidents (33)(38).

Hangman fracture is a C₂ fracture that separates the anterior and posterior vertebral elements. Usually the defect occurs on the anterior segment of the lateral masses or in the pedicle region (5)(92). There are several important biomechanical observations related with the judicial hanging. Human cadaveric and mathematical models are the main models that are used in biomechanic studies of cervical spine.

Finite element model is the most frequent mathematical model of cervical spine (97)(103). This model presents ideal probabilities that is; it can be repeated any of the parameter can be changed also there is a difference in the amount and quantity of the force secondary to that varying parameter.

In order to comment on the hangman fracture clearly, axis was modeled by computer with the finite element method. The displacement and strain were studied with linear statics analysis. We assumed 1000 N force from atlanto-dental point parallel towards axial plane of the dens. Our analysis supported results of the study of E.C. Teo and colleagues (85).

Nowadays judicial hanging is out of date but the airbag used in automobile accident is a new etiological factor for hangman fracture. Thus trauma studies could be more detailed and sensitive with the finite element method.

KAYNAKLAR

1. AnY, Barfield WR, Draughn RA (2000) Basic concepts of mechanical property measurement and bone biomechanicsin: mechanical testing of bone and the bone implant interface; CRC Press, Boca Raton, FL,25
2. Barton JW, Margolis MT; (1975) Rotational obstruction of the vertebral artery at the atlantoaxial joint. Neuroradiology,):117
3. Benzel EC,Hart BL, Ball PA, Baldwin NG, Orrison WW, Espinosa M, (1994) Fractures of the C2 vertebral body. J. Neurosurg. ; 81: 206-212
4. Bozic KJ, Keyak JH, Skinner HB, Bueff HU, Bradford DS. (1994) Three-dimensional finite element modeling of a cervical vertebra: An investigation of burst fracture mechanism.J Spinal Disorders 7:102-10
5. Brasher HR, Venters GC, Preston ET (1975) Fractures of the neural arch of the axis. A report of twenty-nine cases. J: Bone Joint Surg: 57A: 879-887
6. Brauer J.R,(1993):What every engineer should know about finite element analysis second ed.NewYork Mercel Dekker Inc.:1-5,9-12-269-270
7. Bucholz,RW (1981) Unstable hangman's fracture. Clin. Ortoph. 154:119-124
8. Burke JT, Haris JH (1989) Acute injuries of the axis vertebra. Skelet. Radiol:18; 335-346
9. Caputo A.A,Stenalee J.P,(1987) Biomechanics in clinical densy second edition Chicago,Quintessence Publishing :19-27
- 10.Cave JE (1934) On the occipito-atlanto-axial articulations. J Anat 68:416-428
- 11.Choi WG, Vishteh AG, Baskin JJ, Marciano FF, Dickman CA (1997) Completely dislocated hangman's fracture with a locked C2-C3 facet , J. Neurosurg:87; 757-760
- 12.Clark CR, Goel VK, Galles.K,Liu YK, (1986) Kinematics of the occipito-atlanto-axial complex. Trans. Cervical spine res.soc.
- 13.Cornish BL (1968) Traumatic spondylolisthesis of the axis. J. Bone Joint Surg. 50B :31-43
- 14.Çavdar S (2002) Omurga ve omurilik anatomisi ve embriyolojisi; Zileli M, Özer FA Omurilik ve omurga cerrahisi; Cilt 1: 35, 37-40
- 15.Depreaux, R and Mestdagh,H (1974) : Anatomie fonctionelle d'articulation sous occipatale. Lille Med, 19(2) 122

16. Dvorak J, Panjabi M.M, Gerber M, Wichmann W; (1986) Functional diagnostics of the rotatory instability of the upper cervical spine. Trans. Cervical spine res. Soc.
17. Dvorak J, Hayek J, Zehnder R (1987) Functional diagnostics of the rotatory instability of the upper cervical spine part2. An evaluation on healthy adults and patients with suspected instability. Spine, 12(8) 726
18. Dvorak J, Panjabi M.M, Gerber M, (1987) Functional diagnostics of the rotatory instability of the upper cervical spine; an experimental study in cadavers. Spine, 12:197
19. Dvorak J, Schneider E, Saldinger P, Rahn B (1988) : Biomechanics of the craniocervical region : the alar and transverse ligaments. J. Orthop. Res. 6:452
20. Dwight T (1887) Account of two spines with cervical ribs, one of which has a vertebra suppressed, and absence of the anterior arch of the atlas. J Anat. Physiol ; 21:539-550
21. Ebraheim NA, Fow J, Xu R, Yeasting RA; (2001) The location of the pedicle and pars interarticularis in the axis; Spine; 26:34-37
22. Effendi B, Roy D, Cornish B, Dussault RG, Laurin CA (1981) Fractures of the ring of the axis a classification based on the analysis of 131 cases. J. Bone Joint Surg, 63B :319-327
23. Eliot JM, Rogers LF, Wissinger JP, Lee JF (1972) The hangman's fracture. Fractures of the neural arch of the axis. Radiology, 104:303-307
24. Ferrara LA, (2002) Experimental methods in spinal biomechanics, chapter 12, 139-152
25. Fetvacı C: (1997) Sonlu eleman metodu ile modelleme, mühendis ve makine 38 (455):45-48
26. Fick R, (1911) Handbuch der anatomie und mechanik der Gelenke. Jena s. Fischer Verlag, 1904
27. Fidan M, (2002) Omurga biyomekaniği fiziksel kavramlar, bölüm 11, 131-137
28. Fielding JW, (1957) Cine roentgenography of the normal cervical spine. J. Bone Joint Surg, 39A:1280
29. Fielding JW, Francis WR, Hawkins RJ, Pepin J, Hensinger R (1989): Traumatic spondylolisthesis of the axis. Clin. Orthop 239:47-52
30. Francis WR, Fielding JW, Hawkins RJ, Pepin J, Hensinger R (1981) Traumatic spondylolisthesis of the axis. J. Bone Joint Surg, 63B :313-318
31. Frizi E (1915) Über die Wirbelsäule der Baining. Z. Morphol. Anthropol 17

32. Garber JN (1964) Abnormalities of the atlas and axis vertebrae congenital and traumatic. J. Bone Joint Surg,46 A :1782-1791
33. Gehweiler JA,Clark WM,Schaaf RE,PowersB,Miller MD(1979) :Cervical spine trauma;the common combined conditions.Radiology130:77-86
34. Gilbertson LG,Goel VK, Kong WZ, Clausen JD: (1995) Finite element methods in spine biomechanics research. CRC Crit Rev. Bio-eng 23 (5-6): 411-473
35. Greene KA, Dickman CA, Marciano FF, Drabier JB, Hadley MN, Sonntag VKH (1997) Acute axis fractures; Spine ;22 (16) :1843-1852
36. Hadley MN (2002) Isolated fractures of the axis in adults Neurosurgery;50 (3) 125-139
37. Hardley MN,Dickman CA,Browner CN,Sonntag VKH:(1989) Acute axis fractures:a review of 229 cases.J.Neurosurgery;71:642-647
38. Hardley MN,Sonntag VKH,Grahm TW,Masferrer R,Browner C.(1986)Axis fractures resulting from motor vehicle accidents Spine ;11:861-4
39. Hakim N, King A: (1979) A three dimensional finite element dynamic response analysis of a vertebra with experimental verification. J Biomech 12: 277- 292
40. Hancı M, Bozdağ E; (2002) Omurilik biyomekaniği, bölüm17:205-208
41. Hasebe K (1913) Die Wirbelsaule der Japaner. Morphol. Anthropol 15
42. Hayashi K, Yabuki T, Kurokawa T, Seki H, Hogaki M, Minoura S (1977) The anterior and the posterior longitudinal ligaments of the lower cervical spine. J. Anat. 124/3: 633-636
43. Heggeness MH, Doherty BJ (1993) Spine;18:14:1945-1949
44. Helms J (1963) Über den Winkel zwischen Dens and Epistropheus. Dissertation, University of Munich
45. Henke W, (1863) Handbuch der anatomie und mechanik der Gelenke mit Rücksicht auf Luxationen und contracturen. Leipzig und Heidelberg,CF .Winter
46. Hibeler RC (1992) Statics and mechanics of materials, Macmillan Publishing company, New York
47. Hohl M, Baker HR.(1964)The atlanto- axial joint. J. Bone Joint Surg.46A: 1739-1752
48. Hultkrantz JW (1912) Zur Mechanik der Kopfbewegungen beim menschen. Kurgl. Sv. Vet. Akad. Handl. Bd.49,nr.8,Stockholm
49. İnan M; (1988) Cisimlerin mukavemeti,6.baskı, İTÜ Vakfı yayınları, İstanbul
50. Jackson H (1950) The diagnosis of minimal atlanto-axial subluxation. Br.J.Radiol,23:672

51. Jeanneret B, Magerl F, Stanicic M. (1986) Thrombosis of vertebral artery-a rare complication following traumatic spondylolisthesis of second cervical vertebra Spine; 1986; 11: 179-182.
52. Johnson RM, Crelin ES, White AA, Panjabi MM (1975): Some new observations on the functional anatomy of the lower cervical spine. Clin. Orthop, 111: 192
53. Koebke J (1979) Morphological and functional studies on the odontoid process of the human axis. Anat. Embryol.; 155: 197-208
54. Koebke J, Brade H (1982) Morphological and functional studies on the lateral joints of the first and second cervical vertebrae in man. Anat. Embryol 164: 265-275
55. Krmpotic- Nemanic J, Keros P (1973) Funktionale Bedeutung der adaption des Dens axis beim Menschen. Verh Anat. Ges: 67: 393-397
56. Lang J (1995) ; Skull base and related structures Atlas of clinical anatomy 293-298
57. Lavaste F, Skalli W, Roy-Camille R, Mazel C, Robin S: (1992) 3D geometrical and mechanical modeling of the human lumbar spine, J Biomech 25(10): 1153-1164
58. Levine AM, Edwards CC (1985) The management of traumatic spondylolisthesis of the axis. J. Bone Joint Surg 67A : 217-226
59. Maldonado VC (1997) Management of Hangman's fracture : Surg Neurol 47; 326-327
60. Marotta TR, White L, Terbrugge KG (1990) An unusual type of hangman's fracture. Neurosurgery: 26: 848-851
61. Miller RG, Burton R (1974) Stroke following chiropractic manipulation of the spine. JAMA, 229: 189
62. Mouradian W.H, Fietti Jr, V.G., Cochran G.V.B, Fielding J.W, Young J, (1978): Fractures of the odontoid; A laboratory and clinical study of mechanisms Orthop. Clin. North America 9; 985-1001
63. Nath B: (1993) Sonlu elemanlar metodunun temelleri. Sakarya Universitesi Matbaasi, Adapazarı, sayfa 2-6,
64. Panjabi MM: (1973) Three dimensional mathematical model of the human spine structure. J Biomech 6: 761-767
65. Panjabi MM: (1979) Validation of mathematical models J. Of Biomechanics 12; 238
66. Panjabi M, Dvorak J, Duranceau J, Yamamoto I, Gerber M, Rauschnig W, Bueff HU (1988) Three- dimensional movements of the upper cervical spine, 13 (7): 726
67. Panjabi MM, (1998) Cervical spine models for biomechanical research: spine; 23: 2684-2699
68. Payne EE, Spillane JD (1957) The cervical spine Brain, 80: 571

69. Penning L (1979) Normal movements of the cervical spine. Am. J. Roentgenol.130:317
70. Pepin JW, Hawkins RJ (1981) Traumatic spondylolisthesis of the axis: Hangman's fracture. Clin. Orthop: 133-138
71. Poirier P and Charpy A (1926) Traite d' Anatomie Humaine. 1:74
72. Rho J.Y, Ashman R.B, Turner C.H, (1993): young's modulus of trabecular and cortical bone material;ulsonic and microtensile measurementJ.of Biomechanics 26:111-119
73. Rogers WA (1957) Fractures and dislocations of the cervical spine J. Bone Joint Surg 39A:341
74. Saito T, Yamamuro T, Shikata J, Oka M, Tsutsumi S: (1991)Analysis and prevention of spinal column deformity following cervical laminectomy; pathogenetic analysis of postlaminectomy deformities. Spine 16 (5): 495-502
75. Samaha C, Lazennec JY, Laporte C, Saillant G (2000) Hangman's fracture: the relationship between asymmetry and instability:J. Bone Joint Surg 82B: 1046-1052
76. Savcı M, Arpacı A (1999) Mukavemet, Birsen yayınevi, İstanbul
77. Schellas, KP, Latchaw RE, Wendling LR and Gold LHA (1980) Vertebrobasilar injuries following cervical manipulation. JAMA,244:1450
78. Schneider RC, Livingston KE, Cave AJE, Hamilton G (1965) Hangman's fracture of the cervical spine J. Neurosurg. 22:141-154
79. Selecki BR: (1969) The effects of rotation of the atlas on the axis:experimental work. Med.J. Aust, 1:1012
80. Shapiro R, Youngberg AS, Rothman SLG (1973) The differential diagnosis of traumatic lesions of the occipito atlanto axial segment. Radiol. Clin. North Am.11, 505
81. Shea M, Edwards WT, White AA, Hayes WC: (1991) Variations of stiffness and strength along the human cervical spine. J Biomech 24 (2): 95-107
82. Star JK, Eismont FJ (1993) Atypical Hangman's fractures; Spine:18 (14): 1954-1957
83. Stoff E (1968) Das ligamentum transversum Atlantis als funktionellstrukturierter Dens- Halteapparat. Anat. Anz 123: 157-168
84. Sturm R (1981) Gelenkspalt und Gelenkkapsel der articulatio atlantoaxialis lateralis. Dissertation, University of Würzburg
85. Teo E.C, Paul J.P., Evans J.H., Ng H.W.(2001): Experimental investigation of failure load and fracture patterns of C₂(axis)J.of.Biomechanics34:1005-1010

86. Tsusaki T (1924) Über den atlas and Epistropheus bei den eingeborenen Formosanern. *Folia. Anat. Jpn.* ;11:221-246
87. Tubbs SR, Grabb P, Spooner A, Wilson W, Oakes J (2000) The apical ligament: anatomy and functional significance *J. Neurosurg.*92: 197-200
88. Voo L, Denman JA, Yoganandan N, Pintar FA, Cusick JF: (1995) A 3-D model of cervical spine with Ct-based geometry. *BED, Bioengineering Conference, ASME* (29): 323-324
89. Warwick R, Williams PL (1973) *Gray's anatomy*, 35th. Edition. Longman, London
90. Werne, S (1957) Studies in spontaneous atlas dislocation. *Acta. Orthop. Scand.* 23
91. White AA, Panjabi MM; (1990) *Clinical biomechanics of the spine* second edition; Lippincott-Raven; Philadelphia, New York
92. Williams TG, (1975) Hangman's fracture. *J. Bone Joint Surg* 57B:82-88
93. Williams JL, Belytschko TB: (1983) A three-dimensional model of human cervical spine for impact simulation. *J Biomech Eng* 105: 321-331
94. Wood-Jones F (1913) The ideal lesion produced by judicial hanging, *Lancet*, 1:53
95. Worth, DR (1985) *Cervical spine kinematics*. School of medicine, Flinders university of South Australia
96. Yoganandan N, Sances A, Maiman D, Myklebust JB, Pech P, Larson SJ: (1986) Experimental spinal injuries with vertical impact. *Spine* 11; 855-860,
97. Yoganandan N, Myklebust JB, Ray G, Sances A, (1987) Mathematical and finite element analysis of spine injuries. *CRC Crit Rev Bio-eng* 15 (1): 29-91,
98. Yoganandan N, Sances A, Pintar FA: (1989) Biomechanical evaluation of the axial compressive responses of the human cadaveric and manikin necks. *J. Biomech Eng* 111: 250-255
99. Yoganandan N, Pintar FA, Butler J, Reinartz J, Sances A, Larson SJ (1989) Dynamic response of human cervical spine ligaments. *Spine* 14 (10):1102-1110
100. Yoganandan N, Sances A, Pintar F, Maiman D, Reinartz J, Cusick J, Larson S: (1990) Injury biomechanics of the human cervical column. *Spine* 15(10): 1031-1039
101. Yoganandan N, Kumaresan SC, Voo L, Pintar FA: (1996) Finite element application in human cervical spine modeling. *Spine* 21 (15): 1824-1834,
102. Yoganandan N, Kumaresan SC, Voo L, Pintar FA, Larson SJ: (1996) Finite element modeling of the C4-C6 cervical spine unit. *Med Eng Phys* 18 (7):569-574
103. Yoganandan N, Kumaresan S, Voo L, Pintar FA: (1997) Finite element model of the human lower cervical spine; parametric analysis of the C4-C6 unit. *J. Biomech Eng* 119: 87-92,



ÖZET

Son yıllarda hasta bakımı, cerrahi teknik, komplikasyonların önlenmesi ve rehabilitasyondaki tüm gelişmelere rağmen servikal bölge yaralanmaları hala önemli bir ölüm ve sakatlık sebebidir. Tüm servikal travmaların %4-7'sini genellikle trafik kazaları, dalma, düşme sonrası meydana gelen aksisin travmatik spondilolisthezi oluşturur(33)(38). Hangman fraktürü; vertebranın önü ile arka elemanlarını ayıran ikinci servikal omur kırığıdır. Kırık sıklıkla, yan kütlelerin ön bölümü yada vertebranın pedikül alanı içindedir(5),(92). Hükmi ası fenomeni ile ilişkili çok önemli biyomekanik değerlendirmeler vardır Servikal biyomekanik deneylerde kullanılan modeller sıklıkla kadavra ve matematik modellerdir. Servikal omurganın matematik modellerinin en sık kullanılanı sonlu eleman metodudur (97)(103). Sonlu eleman metodu tekrarlanabilmesi, herhangi bir parametrenin değiştirilebilmesi, belirli bir değişkendeki farklılığa ikincil etkinin miktarının ve niceliğinin değiştirilebilmesi gibi kontrol noktalarında ideal olasılıklar sunar.

Klinikte görülen hangman fraktürüne daha net bir yorum getirebilmek için aksis kemiği sonlu elemanlar yönteminin kullanılması düşünülerek bilgisayar ortamında modellenmiş ve bu model ile yerdeğişimi ve gerilme analizi gerçekleştirilmiştir.

Bu tez kapsamındaki simulasyonda, klinikte görülen hangman fraktürüne daha net bir yorum getirebilmek Hangman kırığının lokalizasyonu ve mekanizması, lineer statik analiz ile irdelenmeye çalışılmış, yerdeğişimi ve gerilme analizi gerçekleştirilmiştir. Atlantodental eklem yüzeyinden dens aksisin axial düzlemine paralel olacak şekilde, atlas kemiğinden intikal eden 1000 N luk bir eğme kuvveti geldiği varsayılarak ve sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan çalışmamızla, E.C.Teo ve arkadaşlarının 2001 yılında yaptığı kadavra çalışmasının bilinen deneysel sonuçlarının uyum göstermiş olması; sayısal yöntem ile yapılan analizde kabullerin, sınır şartlarının, yüklemelerin ve seçilen eleman tiplerinin, doğruluğunu kanıtlar nitelikte olduğu gözlenmiştir (85).

Günümüzde hükmi ası artık tarihe karışmasına karşın hangman kırığının hangman kırığının etyolojisinde yeni bir faktör araçlarda kullanılan hava yastığı kazaları ile gündeme gelmiştir.İlgili araştırmaların yapılmasında kadavra modeli gibi masraflı ve birbirinden nitelik olarak farklı yöntemlerin yapılması yerine sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak travma ayrıntılarıyla ve hassasiyetle incelenebilecektir.

