

**T.C
BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ**

**SERVİKAL MANUPLASYONDA, KUVVET
ZAMAN GRAFİĞİ VE DİRSEK AÇISI
ARASINDAKİ İLİŞKİNİN İNCELENMESİ**

Yüksek Lisans Tezi

HÜSEYİN OĞUZHAN SÖYLEMEZ

İSTANBUL, 2020

T.C.
BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
KAYROPRAKTİK YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

SERVİKAL MANİPÜLASYONDA, KUVVET
ZAMAN GRAFİĞİ VE DİRSEK AÇISI
ARASINDAKİ İLİŞKİNİN İNCELENMESİ

Yüksek Lisans Tezi

HÜSEYİN OĞUZHAN SÖYLEMEZ


Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Ali Veysel ÖZDEN

İSTANBUL, 2020

T.C.
BAHÇEŞEHİR ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
KAYROPRAKTİK YÜKSEK LİSANS PROGRAMI

Tezin Adı: Servikal Manipülasyonda, Kuvvet Zaman Grafiği ve Dirsek Açısı Arasındaki İlişkinin İncelenmesi
Öğrencinin Adı Soyadı: Hüseyin Oğuzhan SÖYLEMEZ *
Tez Savunma Tarihi: 06.01.2020

Bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak gerekli şartları yerine getirmiş olduğu Sağlık Bilimleri Enstitüsü tarafından onaylanmıştır.


Doç.Dr. Hasan Kerem ALPTEKİN
Enstitü Müdürü
İmza

Bu Tez tarafımızca okunmuş, nitelik ve içerik açısından bir Yüksek Lisans tezi olarak yeterli görülmüş ve kabul edilmiştir.




Jüri Üyeleri

Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Ali Veysel ÖZDEN

Üye
Doç. Dr. Hasan Kerem ALPTEKİN

Üye
Prof. Dr. Vedat ŞAHİN

İmzalar

TEŞEKKÜR

Kayropraktik uzmanlığım süresince bizlere her zaman bilgi ve tecrübelerini aktaran ve daima çalışkan ve fedakar bir kayropraktör olma konusunda örnek olan , edindiğim bilgi ve deneyimlerde büyük katkısı olan hocam D.C. H. Mustafa AĞAOĞLU'na, D.C. Ali DONAT'a, Prof.Dr. Burak KUNDURACIOĞLU'na ve Tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Ali Veysel ÖZDEN'e teşekkür ederim.

Bahçeşehir Üniversitesinde eğitim gördüğümüz sürece üniversitenin imkanlarını önümüze seren değerli hocamız Doç. Dr. Hasan Kerem ALPTEKİN'e çok teşekkür ederim.

Uzmanlık eğitimim boyunca sabırla beni bekleyen randevularını ertelemek zorunda kaldığım değerli hastalarımaya çok teşekkür ederim.

Tüm bunların yanında Kayropraktik'i ülkemize kazandıran yasal mevzuatını hazırlayan, Türkiye'nin Avrupa kayropraktik birliğine üye olmasını sağlayan, ders olduğu günler işini gücünü bırakıp uçakla il değiştirip İstanbul'a gelen değerli hocamız D.C. H. Mustafa Ağaoğlu'na ikinci kez ve sadece ona ayrılmış bir paragrafta teşekkür etmeyi bir vicdani borç bilirim.

Çalışmaktan mutluluk duyduğum değerli sınıf arkadaşlarım Dr.İbrahim ÇELİK, Fzt. Berkay Eren PEHLİVANOĞLU, Prof Dr. Semih AKI ve adını sayamadığım tüm sınıf arkadaşlarıma öğrenme aşmasında yaptığımız sayısız manüpilasyonlara katlandıkları için, bilgilerini, tecrübelerini paylaştıkları için onlara da çok teşekkür ederim. .

Son olarak bana büyük emekleri geçen başta annem, babam ve kardeşim olmak onların değerli zamanlarından esirgeyerek, kayropraktik eğitimine harcağım için bana anlayış gösteren değerli çocuklarım ve güzel eşim Naziye Akiş SÖYLEMEZ'e teşekkür ederim.

İSTANBUL, 2020

Hüseyin Oğuzhan SÖYLEMEZ

ÖZET

SERVİKAL MANİPÜLASYONDA, KUVVET ZAMAN GRAFİĞİ VE DİRSEK AÇISI ARASINDAKİ İLİŞKİNİN İNCELENMESİ

Hüseyin Oğuzhan SÖYLEMEZ

Kayropraktik Yüksek Lisans Programı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Ali Veysel ÖZDEN

Ocak 2020, 75 Sayfa

Çalışmanın amacı, servikal manipülasyonu uygulamasında 27 fizyoterapistin, (15 erkek, 12 kadın) Humerus ve Radius kemikleri arasındaki dirsek açısının, 60°, 90° ve 120°, manipülasyon hızına, kuvvetine, gücüne etkisinin değerlendirilmesi.

Çalışmaya, kayropraktik mezun, tez aşamasında yada en az ikinci sınıf öğrenci gönüllüler dahil edilmiştir. Çalışmada gönüllüler, Randomize olarak 1- 60°, 90° ve 120° (n=15, 6 kadın, 9 erkek), 2- 120°, 90° ve 60° (n=12, 6 kadın, 6 erkek), iki gruba ayrılmıştır. gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis veya Mann Whitney U testleri kullanılmıştır.

Ölçümler sırasında cansız bir mankenin servikal bölgesine Microfet 2 wifi dinamo metresin ve cihazın uygulama programı Ficrofet 2 Clinical by Hoggan Health Industries, programı bilgisayara yüklenerek ölçümler kayıt altına alınmıştır. Humerus ve Radius arasındaki dirsek açısının ölçülmesinde analog goniometre kullanılmıştır.

Elde edilen sonuçlara göre 60°, 90° ve 120° derecelik açılar arasında uygulanan kuvvet açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Açılı arttıkça kuvvet azalmaktadır. Hangi açılar arasında farklılık olduğunu anlamak amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 60° uygulanan kuvvetin 120° uygulanan kuvvete göre anlamlılık yaratacak şekilde daha yüksek olduğu sonucu bulunmuştur.

Anahtar Kelimeler: Kayropraktik, Servikal Manipülasyon, Manipülasyon Açısı

ABSTRACT
IN CERVICAL MANUPLATION, INVESTIGATION OF THE RELATIONSHIP
WITH THE ELBOW ANGLE ON FORCE TIME GRAPHIC

Huseyin Oguzhan SOYLEMEZ

Chiropractic Masters Program

Thesis Supervisor: Asst. Prof. Ali Veysel ÖZDEN

January 2020, 75 pages

The aim of the study was to determine the angle of elbow between Humerus and Radius bones (60 °, 90 ° and 120 °) in 27 physiotherapists (15 male, 12 female) in cervical manipulation. manipulation speed, strength, power to evaluate the effect.

Volunteers who are chiropractic graduates, at thesis stage or at least second grade students were included in the study. Volunteers in the study were randomly assigned 1- 60 °, 90 ° and 120° (n = 15, 6 female, 9 male), 2- 120 °, 90 ° and 60 ° (n = 12, 6 female, 6 male), two divided into groups. Kruskal Wallis or Mann Whitney U tests were used for comparisons between groups.

During measurements, microfet 2 wifi dynamo meter and Ficrofet 2 Clinical by Hoggan Health Industries program were installed on a cervical area of a mannequin and measurements were recorded. Analog goniometer was used to measure the angle of elbow between humerus and radius.

According to the results, there is a statistically significant difference between the angles of 60°, 90 ° and 120 ° in terms of applied force ($p < 0.05$). As the angle increases, the force decreases. In order to understand which angles are different, it was found that the 60 ° applied force was significantly higher than the 120 ° applied force.

Keywords: Chiropractic, Cervical Manipulation, Manipulation Angle

İÇİNDEKİLER

TABLolar	x
ŞEKİLLER	xi
KISALTMALAR	xii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1 FİZYOLOJİ	4
2.1.1 Kas fizyolojisi	4
2.1.1.1 Kas yapısı ve fonksiyonu.	4
2.1.1.1.1 Morfoloji	4
2.1.1.1.2 Kayan-Filament teorisi	5
2.1.1.1.3 Mekanik model	7
2.1.1.1.4 Kas lifi tipleri	7
2.1.2 İskelet Kaslarının Gücü	10
2.1.3 Vücut Mekanigi	10
2.1.4 Kas Uzunluğu, Gerimi Ve Kasılma Hızı Arasındaki İlişki	11
2.1.5 Kas Lifi Tipleri	13
2.1.6 Motor Ünite	14
2.1.7 Kas Fonksiyonunu Etkileyen Faktörler	14
2.1.7.1 Musküler faktörler	14
2.1.7.1.1 Kesitsel alan	14
2.1.7.1.2 Kas lif tipi	15
2.1.7.2 Nöral faktörler	15
2.1.7.2.1 Motor öğrenim ve iyileşme	15
2.1.7.2.2 İnhibitör refleksler	16
2.1.8 Güç-Hız İlişkisi	16
2.1.9 Kas Oryantasyonu ve Bağlanması	17
2.1.10 Kaldıraç Etkisi	18
2.2 ANATOMİ	20
2.2.1 Servikal Anatomi	20
2.2.1.1 Giriş	20
2.2.1.2 Temel servikal omurga anatomisi	20
2.2.1.2.1 Atlas C1	24
2.2.1.2.2 Aksis (C2)	25

2.2.1.2.3 Yedinci servikal vertebra (C7).....	26
2.2.2 Omuz Anatomisi	26
2.2.2.1 Omuz eklemi biomekaniği ve kas kontrolü	26
2.2.2.2 Hareket.....	28
2.2.2.2.1 Elevasyon	28
2.2.2.2.2 Hareket düzlemi.....	28
2.2.2.2.3 Skapulo humeral ritm.....	28
2.2.2.2.4 Rotasyon merkezi (Drehmoment) (instant center).....	29
2.2.2.3 Kolun kaldıraç kuvvetleri	29
2.2.2.4 Ekleme binen yükler	30
2.2.2.5 Omuzun kas kontrolü	31
2.2.2.6 Skapulotorasik artikülasyon	31
2.2.3 Kol Anatomisi.....	33
2.2.3.1 Ön kol	33
2.2.3.2 İşlev	34
2.2.3.3 Kasları	36
2.3 Manipülasyonlar, kayropratik ve diğer teknikler.....	37
2.3.1 Giriş.....	37
2.3.1.1 Manipülasyon	37
2.3.1.1.1 Tanım	37
2.3.1.2 Manipülatif tedavi teknikleri	38
2.3.1.2.1 Zorlayıcı teknikler	39
2.3.1.2.1.1 Servikal manipülasyon teknikleri.....	39
2.3.1.2.1.2 Deneyimizde kullanılan teknik	42
2.3.1.2.2 Etki mekanizmasının hipotezi	44
2.3.1.2.3 Manipülatif tedavi görüşleri.....	44
2.3.1.2.4 Manipülasyon seçimi.....	45
2.3.1.2.4.1 Riskler ve yararlar	45
2.3.1.3 Hasta Seçimi	46
2.3.1.4 Manipülasyon becerisi edinme.....	47
2.3.1.5 Manipülatif tedavi için endikasyonlar	47
2.3.1.6 Yan etkiler	48

2.3.1.7 Tedavinin süresi ve sıklığı	48
2.3.1.8 Kontrendikasyonlar	48
2.3.1.9 Komplikasyonlar	49
2.3.1.9.1 Servikal manipülasyon komplikasyonları	49
2.3.2 Servikal Manipülasyon Teknikleri.....	50
2.3.2.1 Üst servikal manipülasyon teknikleri.....	50
2.4. FİZİK.....	52
2.4.1 Gücün Tanımı	52
2.4.2 Tork.....	52
2.5. MATEMATİK VE TRİGONOMETRİ.....	54
2.5.1 Kosinüs.....	54
3. VERİ VE YÖNTEM	59
3.1 Gönüllü Seçimi.....	59
3.2 Akış Şeması	59
3.3 Verilerin Analizi	62
4. BULGULAR	63
4.1 Gruplar İçi Karşılaştırmalar.....	63
5. TARTIŞMA	72
KAYNAKÇA	76

TABLULAR

Tablo 2. 1: Kas lifi tipleri ve özellikleri.....	9
Tablo 2. 2: Temel Fizik İlkeleri	53
Tablo 4. 3: Tüm parametlerin toplam ve cinsiyet ayrımında normal dağılıma uygunluk testi.....	63
Tablo 4. 4: Tüm örneklemin 60°, 90° ve 120° derecelerde kuvvet parametresine ilişkin karşılaştırma.....	64
Tablo 4. 5: Tüm örneklemin 60°, 90° ve 120° derecelerde kuvvet parametresine ilişkin karşılaştırma.....	64
Tablo 4. 6: Tüm örneklemin 60°, 90° ve 120° derecelerde süre parametresine ilişkin karşılaştırma.....	65
Tablo 4. 7: Tüm örneklemin 60°, 90° ve 120° derecelerde güç parametresine ilişkin karşılaştırma.....	66
Tablo 4. 8: Kadınların 60°, 90° ve 120° derecelerde kuvvet, süre ve güç parametrelerine ilişkin karşılaştırma	67
Tablo 4. 9: Erkeklerin 60°, 90° ve 120° derecelerde kuvvet, süre ve güç parametrelerine ilişkin karşılaştırma	68
Tablo 4. 10: Kuvvet parametresine ilişkin 60°, 90° ve 120° derecelerde kadın ve erkeklerin gruplar arası karşılaştırması	69
Tablo 4. 11: Süre parametresine ilişkin 60°, 90° ve 120° derecelerde kadın ve erkeklerin gruplar arası karşılaştırması	70
Tablo 4. 12: Güç parametresine ilişkin 60°, 90° ve 120° derecelerde kadın ve erkeklerin gruplar arası karşılaştırması	71

ŞEKİLLER

Şekil 2. 1: İskelet kası yapısal ve fonksiyonel alt.....	4
Şekil 2. 2: Kayan-filament teorisi	5
Şekil 2. 3: Kayan-filament teorisi	6
Şekil 2. 4: Kas lifleri sınıflandırması	8
Şekil 2. 5: İzotonik kasılmaları kaydetmek için hazırlanan kas preparatı.....	12
Şekil 2. 6: Kasılma boyunun kasılma gücü ile ilişkisi	13
Şekil 2. 7: Çeşitli kas tiplerinin izometrik kasılma süresi,.....	15
Şekil 2. 8: Maksimum muskuler kuvvet ve hareketin hızı arasındaki şematik ilişki.....	17
Şekil 2. 9: Diz ekstansiyon-fleksiyon izokinetik testi süresince yerçekimi düzeltilmiş tork ve açılma pozisyonunun gerçek zamanlı gösterimi.....	19
Şekil 2.10: Servikal Vertebra lateral görünüm.....	21
Şekil 2.11: Servikal vertebranın ve kemiklerin üstten görünüşü.	22
Şekil 2.12: Servikal omurganın damarları, sınırları ve diskleri	23
Şekil 2.13: Sağ omuzun önden görünüşü pektoralis minör uzaklaştırılmış	27
Şekil 2.14: Omuz ekleminin kasları, posterior görünüm.	32
Şekil 2.15: Kol kemikleri anatomisi	33
Şekil 2.16: Omuz, kol, ön kol, el kemikleri anatomisi.....	35
Şekil 2.17: Kayropratik uygulamaları	42
Şekil 2.18: Rotasyon	43
Şekil 2.19: Lateral fleksiyon	44
Şekil 2.20: Güç, Kuvvet ve Hız formülleri.....	52
Şekil 2.21: Dik üçgen.....	54
Şekil 2.22: Kosinüs teoremi	55
Şekil 2.23: sinüs, kosinüs, tanjant ve kotanjant değerleri.	56
Şekil 2.24: Açılı uygulama eşleştirmesi	57
Şekil 2.25: Cansız manken üzerine yerleştirilen mikrofet2 cihazı üzerine bilgisayar bağlantısı vasıtasıyla yapılan servikal manipülasyon.....	58
Şekil 3. 1: Mikrofet2 cihazı, kutu ve aksesuarları.....	60
Şekil 3. 2: Mikrofet yazılımına ait yazılım	60
Şekil 3. 3: Mikrofet2 programı vasıtasıyla kayıt edilen grafikler.	61
Şekil 3. 4: Mikrofet2 programı vasıtasıyla kayıt edilen ve imagej vasıtasıyla üzerinde ölçüm yapılan grafikler.	61
Şekil 4. 1: Tüm örneklemin 60°, 90° ve 120° derecelerde süre parametresine ilişkin karşılaştırma.....	65
Şekil 4. 2: Tüm örneklemin 60°, 90° ve 120° derecelerde güç parametresine ilişkin karşılaştırma.....	66
Şekil 4. 3: Kuvvet parametresine ilişkin 60°, 90° ve 120° derecelerde kadın ve erkeklerin gruplar arası karşılaştırması	68
Şekil 4. 4: Süre parametresine ilişkin 60°, 90° ve 120° derecelerde kadın ve erkeklerin gruplar arası karşılaştırması	69
Şekil 4. 5: Güç parametresine ilişkin 60°, 90° ve 120° derecelerde kadın ve erkeklerin gruplar arası karşılaştırması	71

1. GİRİŞ

Yüksek hızlı düşük amplitütlü spinal manipülatif terapi omurga ile ilgili ağrılı fonksiyon kayıpları durumlarında klinik olarak kullanılmaktadır. (Clinical Biomechanics 69 2019, sn. 58).

İskelet, kas ve sinir sistemine ait hastalıkların teşhisi, tedavisi ve önlenmesi; kırık ve çıkık olmadan eklemlerde oluşan, fonksiyonu kısıtlayıcı normal eklem üzerinde patolojik eklem biyomekaniğini düzeltme yapan manuel ve alet yardımlı uygulama uzmanlığı olduğundan bahsedilir. (Yıldız ve Ağaoğlu 2013).

Gayton ve Ganong kas fizyolojisine etki eden etmenlerden, kas lifinin kalınlığı, kas grubunda dominant olarak bulunan kas lifinin tipinin ve kasın kasılma anındaki boyunun öneminden bahseder. (Ganong Tıbbi Fizyoloji sn.103-10)

Kayropraktik uygulamaları; omurgadaki eklemlerin manipülasyonu ile sinir, kas ve iskelet istemleri hastalıklarının tedavisinde ve önlenmesinde kullanılan etkili bir tedavi şeklidir. Tüm uygulamaların amacı normal eklemlerin ilişkileri ve fonksiyonlarını düzenlemek, mekanik stresi azaltmak, nörolojik bütünlüğü tekrar sağlamak ve fizyolojik süreçleri etkileyebilmektir.

Kayropraktik manüplasyonlara (HVLA) olarak uygulanmakta, uygulamadaki hız, kuvvet, uygulama vektörü doğru anatomik nokta, uygulayıcının direk olarak yetkinliğine aldığı eğitimin kalitesine, tecrübe ve bu konuda yapacağı pratik egzersizlere bağlıdır. (Zacariah K. Ve arkadaşları Journal of Chiropractic Education)

Uygulamalarda vücut pozisyonu, elin, omzun, hastaya göre ayak ve beden pozisyonunu anlatan kaynak kitaplarda kişisel tecrübeler esas alınmakta neticesinde yüzlerce farklı uygulama şekli ve ekolü ortaya çıkmaktadır, araştırmamız beden anatomisi ve kas fizyolojisini inceleyerek dirsekte ideal açığı araştıracaktır. Kayropraktik uygulama neticeleri ile ilgili çalışmalar sıkça bulunmaktadır, uygulama yöntemleri ile ilgili araştırmalar göreceli olarak daha azdır.

Servikal manüplasyon uygulayan kişinin dirsek açısının dar açı, dik açı ya da geniş açı olmasının manüplasyonda pik kuvvet ulaşma zamanı ve uygulayacağı kuvvet

uygulanması, yüksek hızlı düşük amplitütlü (HVLA) manüplasyon için ideal açının bulunmasına yardım edeceği düşünülmektedir.



Hipotezler;

H1(1) : Humerus ve Radius arasındaki açı ile uygulanan manipülasyon kuvveti arasında açı azaldıkça kuvvet artacak şekilde bağlantı vardır.

H1(2) : Humerus ve Radius arasındaki açı ile manipülasyonun hızı arasında açı azaldıkça hız azalacak şekilde bağlantı vardır.

H1(3): Humerus ve Radius arasındaki açı ile manipülasyonun gücü arasında bağlantı yoktur.



2. GENEL BİLGİLER

2.1 FİZYOLOJİ

2.1.1 Kas fizyolojisi

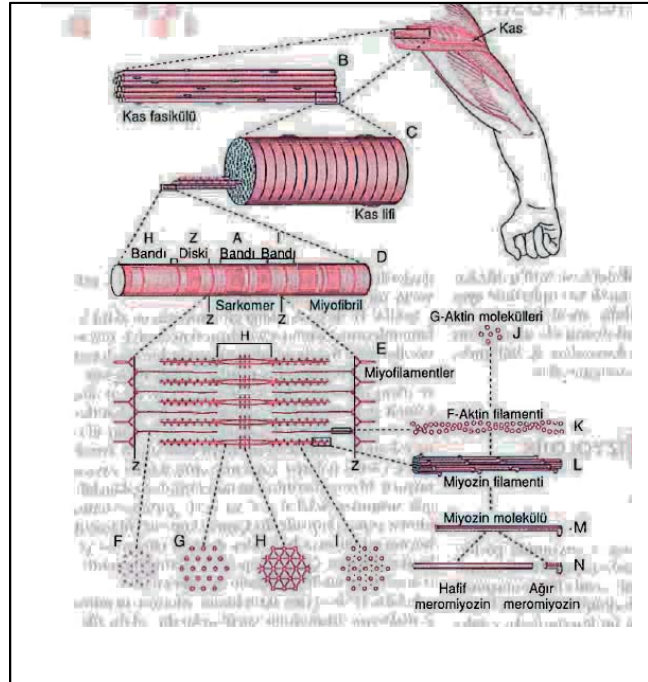
2.1.1.1 Kas Yapısı ve Fonksiyonu.

2.1.1.1.1 Morfoloji

İskelet kası yapısal ve fonksiyonel alt birimlerden oluşmaktadır. Morfolojik bakımdan bir kasın en büyük alt ünitesi fasiküllerdir. Fasikül, bireysel kas hücresi olan fibriller barındırır ve bu fibrillerin sayısı çok değişkendir. Bu yapısal düzeylerin her birinde farklı konnektif doku örtüsü barındırmaktadır (Frontera 2014 s. 1622).

Kas hücresi miyofibriller barındırır. Miyofibrillerin en küçük fonksiyonel alt ünitesine sarkomer denmektedir. Sarkomerler birleşerek miyofibrilleri oluşturmaktadır. Miyofibriller iki temel proteini barındırmaktadır. Kalın olana miyozin ve ince olana aktin denmektedir. Bu proteinler iskelet kasına çizgili bir görüntü oluşturacak şekilde bir araya gelir. Sarkomerler bir Z-çizgisinden diğer Z-çizgisine uzanırlar (Frontera 2014 s. 1622, Barrett 2015 s. 97-8).

Şekil 2. 1: İskelet kası yapısal ve fonksiyonel alt birimleri

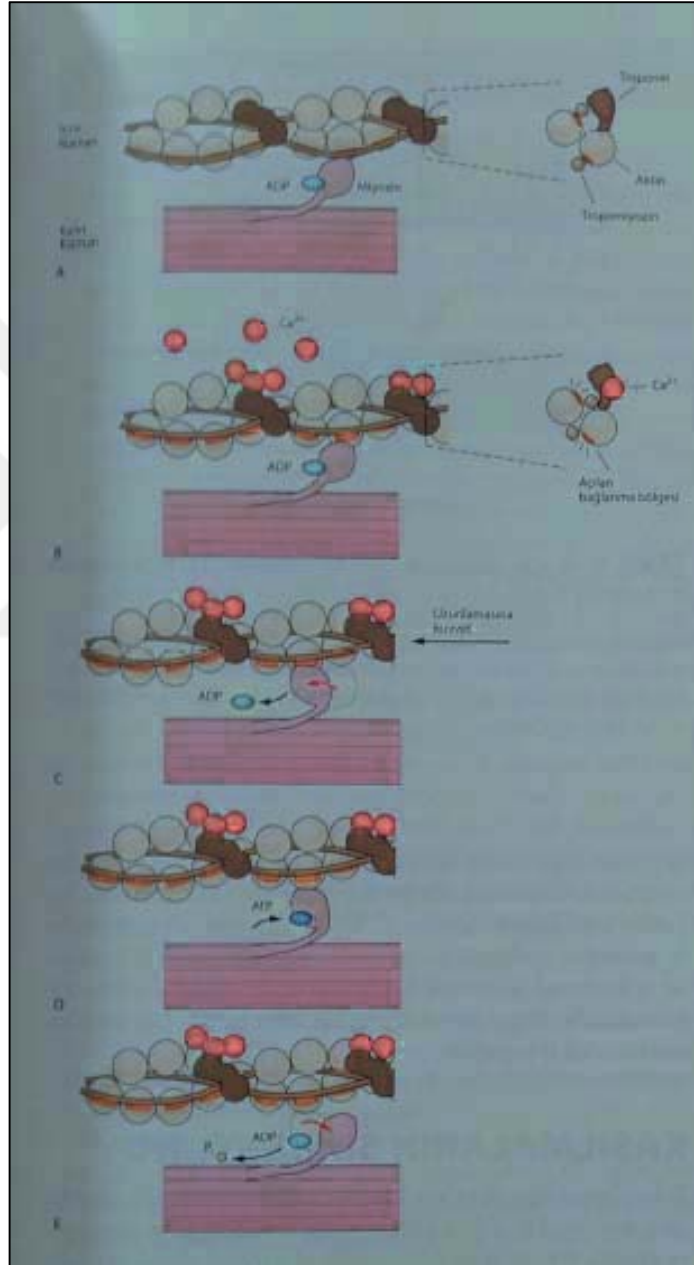


Kaynak: (Guyton, 10th Edi. s. 68)

2.1.1.1.2 Kayan-Filament Teorisi

Kasın başlıca fonksiyonu kısalıp gerilim ve kuvvet oluşturmaktır. Kayan-filament teorisi (Şekil: 2.2) kas liflerinin nasıl kısalıldığını ve gerilim oluşturduğuna dair bir açıklama getirmektedir.

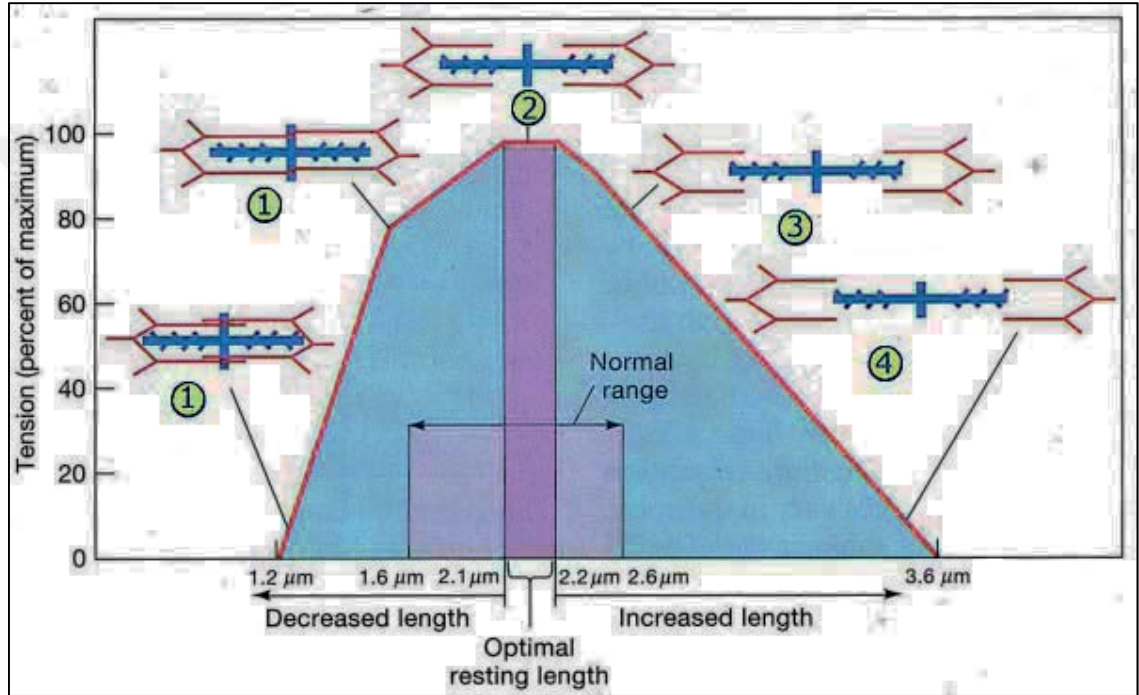
Şekil 2. 2: Kayan-filament teorisi



Kaynak: (Ganong 2015 s. 103)

Motor aksondan uyarı gelmesiyle sarkoplazmik retikulumdaki depokalsiyum iyonları sanılır, aktin üzerinde bağlantı sahaları ortaya çıkar ve aktin-miyozin arasındaki köprüleşmeler oluşur. Aktin-miyozin bağlantıları ortaya çıkınca miyozin başının açısından adaptif bir değişiklik oluşur, miyozin filamentleri aktin filamentleri üzerinden çekilir ve sarkomer kısalmır. Şekil 2.3 (Frontera 2014 s. 1623)

Şekil 2. 3: Kayan-filament teorisi



Kaynak: <https://slidingfilament.webnode.com/applications/length-tension-relationship/> [Erişim Tarihi: 5 Eylül 2019]

Daha fazla kısılma olması için, aktin-miyozin bağlantılarının kopmasına gerekmektedir ve bunun içinde ATP'ye ihtiyaç duyulmaktadır ve böylece miyozinin Z-çizgisine daha yakın bir diğer aktine bağlanmasına olanak sağlanır. Esas olarak, miyozin ATPase enziminin oluşmasıyla, miyozin başı yeni duruma adapte olur ve daha fazla kısılma gerçekleşir (Guyton, 10th Edi. s. 70).

Stimülasyonun sonlanmasıyla kasta gevşeme oluşur bu durum kalsiyumun geriye, sitoplazmik retikulum içine aktif olarak pompalanmasını tetikle. Bunun sonucunda, aktin üzerindeki aktif bağlantı sahaları kaybolur, aktin-miyozin köprüleşmesi kırılır ve kas gevşer (Frontera 2014 s. 1622) .

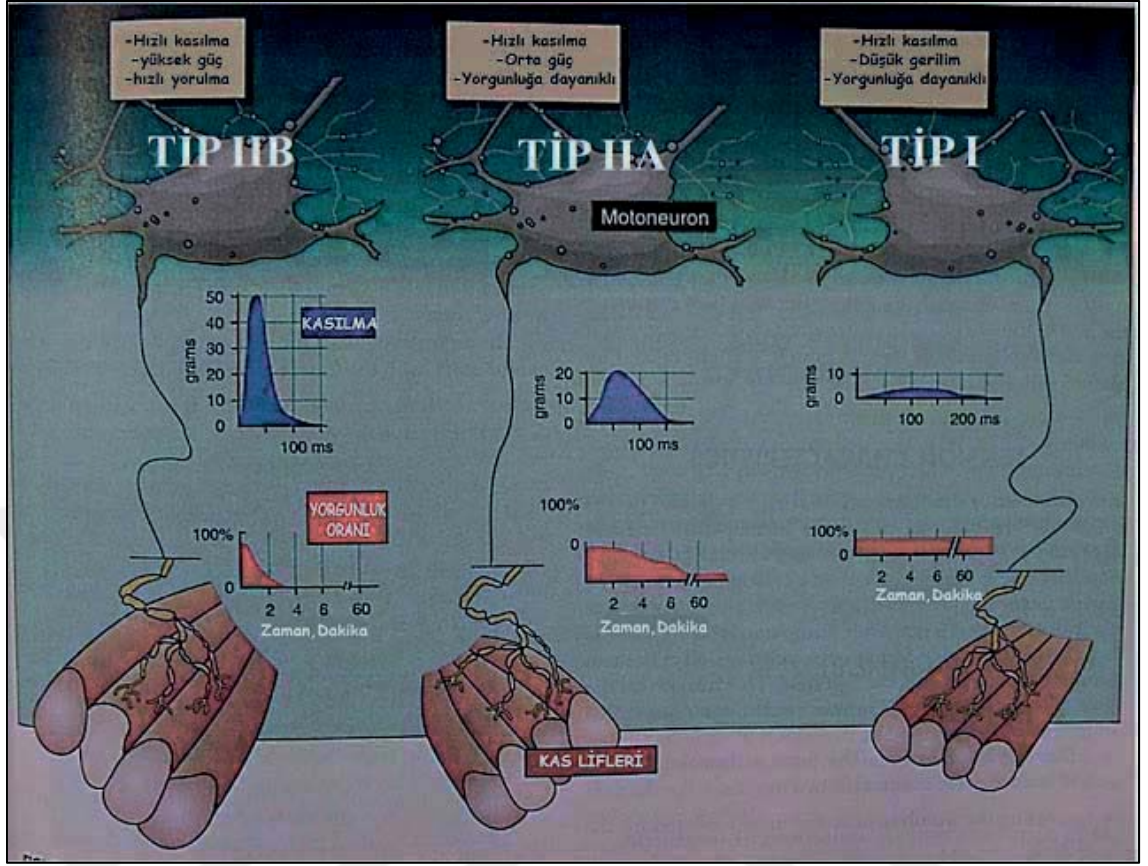
2.1.1.1.3 Mekanik Model

Bu model kontraktıl elemanlarla hem seri oluşturan hem de bu seriye paralel dizi oluşturan elastik elementlerden ibarettir. Kontraktıl elementler aktif olarak gc üreter ve aktin-miyozin filamentler arasında etkileşim sağlar. Elastik elementler mekanik yaylar şeklinde davranan tamamen pasif unsurlardır. Seri elastik element kasın tendinöz bağlantılarını paralel elastik element kasın çeşitli alt ünitelerini çevreleyen konnektif dokuyu temsil etmektedir (Frontera 2014 s. 1623).

2.1.1.1.4 Kas Lifi Tipleri

İskelet kasları, fiziksel ve biyokimyasal özellikleri ile birbirlerinden ayırt edilebilen çeşitli lifleri içerir. Günümüzde kas için en sık kullanılan klasifikasyon sistemi, miyozin ATPase histokimyasal profilidir. Liflerin bu düzeni, en oksidatif liften en az oksidatif olan tipe kadar bir düzen içinde klasifiye etmelerine izin verir. Kas lifleri tipleri, histokimyasal veya jel elektroforez yöntemleri kullanılarak tanımlanabilir. ATPase ‘ın histokimyasal boyanması liflerin Tip I (yavaş kasılma), Tip II A (hızlı kasılma) ve tip II B (hızlı kasılma) formlarında ayırmak için kullanılır. Ancak Smerdu ve arkadaşlarının çalışması, tip IIB liflerinin tip IIX miyozin ağır zincir içerdiğine (jel elektroforez lif tiplemesi) işaret etmektedir. Bu konudaki karışıklığın azalması ve belli bir düzen sağlaması için, birçok dergi ve araştırmacı artık II B liflerini belirlemede IIX terimini benimsemişlerdir. Tip II B kas lifleri insanlarda mevcut iken, kemirgen lif serisinin çok küçük bir kısmını oluştururlar. Bir motor ünite tipik olarak tip I ve Tip II kas liflerini içerir; ki bu durumda ona uyarım silsilesinde önemli spesifik özellikler kazandırır ve böylece “size princeple” e göre motor üniteler tipik olarak düşük eşik seviyesinden başlayıp yüksek eşik düzeyine ulaşan bir uyarım faaliyeti göstererek yapılması istenen iş için gerekli gc seviyesini oluştururlar (Frontera 2014 s. 1624-5).

Şekil 2. 4: Kas Lifleri Sınıflandırması



Kaynak: <https://docplayer.biz.tr/421520-Egzersize-kas-sisteminin-yaniti.html> [Erişim Tarihi: 12 Eylül 2019]

Belirli bir motor üniteindeki liflerin tamamı aynı histokimyasal özelliktedir. Yavaş üniteler tip I yavaş seğirme gösteren lifleri inerve ederler ve bu lifler oksidatif metabolizma için ana yollardan sorumlu olan enzimler, nikotinamid adenin dinükleotid dihidrogenaz ve süksinik dihidrogenaz yüksek aktivite göstermesiyle karakterizedir (Şekil 2.4). Aynı zamanda tip I lifler zengin kapiller tarafından beslenir. Sonuç olarak bu lifler, düşük yoğunluklu, uzun süreli aktivite performansları için çok uygundur.

Tablo 2. 1: Kas lifi tipleri ve özellikleri

Özellik	Tip I	Tip II a	Tip II b
Motor nöron hacmi	küçük	büyük	Büyük
Motor nöron uyarı eşiği	düşük	yüksek	Yüksek
Sinir ileti hızı	Yavaş	hızlı	Hızlı
Kas lif çapı	küçük	büyük	Büyük
SR gelişmişliği	az	çok	Çok
Mitokondri yoğunluğu	yüksek	yüksek	Az
Kapiller yoğunlu	yüksek	orta	Az
Myoglobin sayısı	yüksek	Orta	Az

Kaynak: <https://slideplayer.biz.tr/slide/9497979/> [Erişim Tarihi: 4 Eylül 2019]

Hızlı motor üniteler tarafından, (hızlı kasılan veya tip II lifler) innerve olan lifler, kontraksiyon için enerji salınımı sağlayan ATP yıkımında rol alan enzim olan miyofibriller ATPase'nin yüksek aktivitesine sahiptir. Bunlar aynı zamanda, yüksek glikojen ve fosforilaz düzeyleri ile demonstre olan anaerobik metabolizma için yüksek bir kapasiteye sahiptirler (Tablo 1-1). Fosforilaz, glikojen yıkımından sorumlu bir enzimdir. Sonuç olarak bu lifler yüksek yoğunluklu, kısa süreli iş performansı için uygundur. Majör lif tip I ve tip I A ve IX'e bağlantı gösteren hibrid alt tipler vardır ve sürekli bir dizinim halinde tip I'den IC'ye tip IC ye tip IIC, IIAC'ye IIA'ya IIAX'e IIX'e uzanım gösterir. Motor ünitelerin aktivasyonu ile ATPase izoformlarından bir tanesi tip IIX'ten tip IIA alt grubuna hareket edecektir. hibrid liflerin dizilimi en oksidatif izoform tip I'den en az oksidatif izoform tip IIX'e doğrudur. Ancak tekrar etmek gerekirse, bir motor ünite uyarıldığında oksidatif süreç artar ve daha yüksek konsantrasyonlarda oksidatif enzim sürecinin devam etmesi için egzersiz eğitimi bile tip IIX lifleri bırakır. Böylece, histokimyasal boyama ile ortaya konan primer lif tipine geçiş oksidatif duruma bağlı olup lif boyut ve fonksiyonunu korur. Oksidatif ihtiyacın artması kapiller gelişimin de daha yoğunlaşmasına yol açar. Ancak, hemen tüm aktivitelere tip I motor ünitelerin düzenli şekilde devreye girmesi ve tekrarlanan

endurans aktivitelerinden sorumlu olması nedeniyle onların oksidatif, mitokondriyal ve kapiller profilleri tip II veya hızlı motor ünitelerden daha büyüktür (Frontera 2014 s. 1625).

2.1.2 İskelet Kaslarının Gücü

İnsan iskelet kası, çapraz kesit alanının her bir santimetre karesi için 3-4 kg gerim meydana getirebilir. İnsandaki birçok kas nispeten geniş bir çapraz kesit alanına sahip olduğundan oldukça fazla tansiyon geliştirebilir. Misal olarak, gastroknemius kası, tırmanma sırasında sadece bütün vücudun ağırlığını çekmekle kalmaz, koşma veya sıçrama sırasında ayağın yere çarpmasıyla oluşan büyük kuvvetleri bile karşılayabilir. Örnek olarak, 1200 kilogramlık kuvvet üreten gluteus maksimus kasıdır. Matür (75 kg) bir insanda vücuttaki tüm kasların üretebileceği toplam gerim yaklaşık 22 ton'dur (Barrett 2015 s. 110).

2.1.3 Vücut Mekanigi

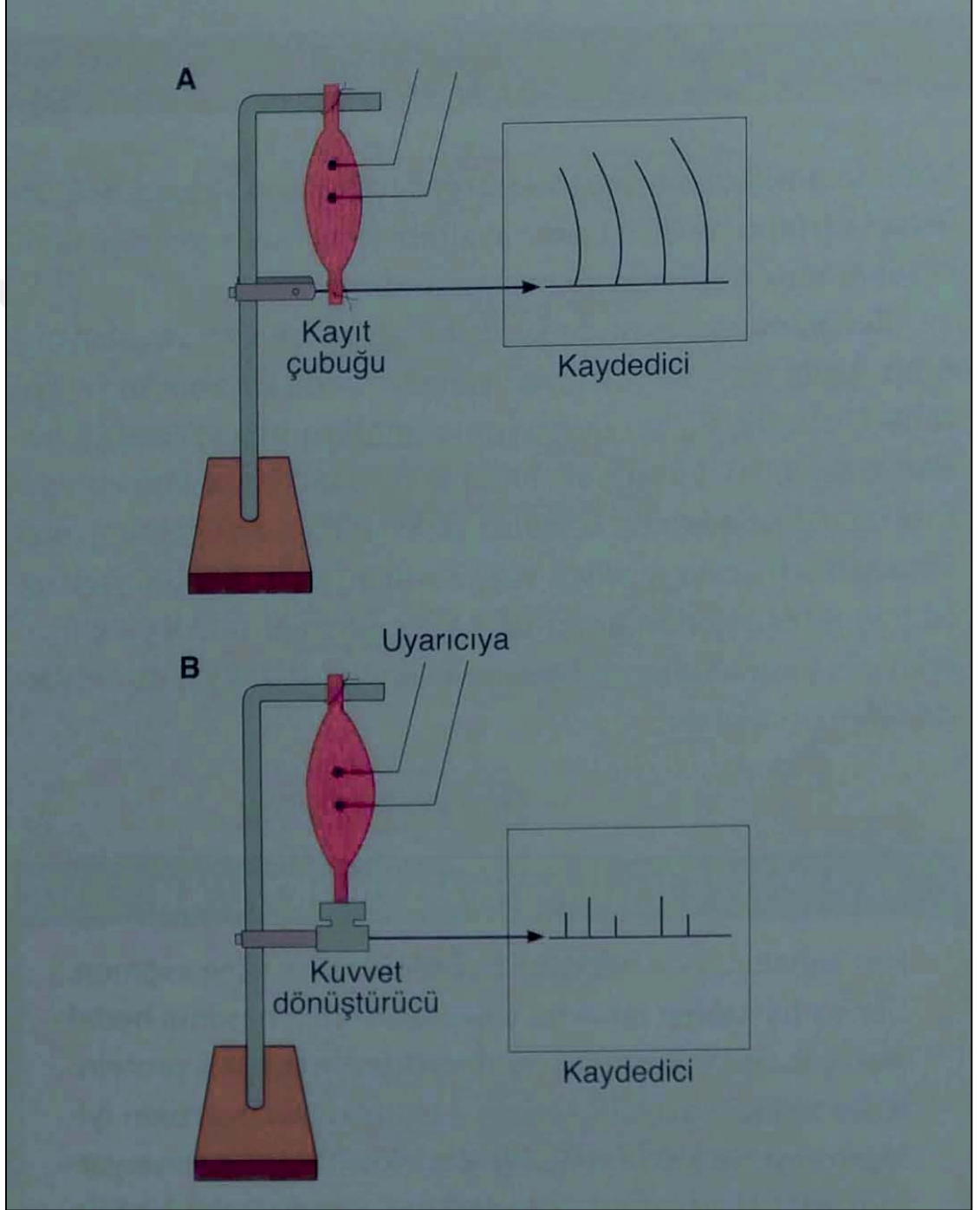
Vücut hareketleri, genellikle, yukarıda anlatılan fizyolojik ilkelerden en çok faydalanılacak şekilde organize olmuştur. Misal vermek gerekirse, vücuttaki kasların bağlantıları normalde kasılmaya başladıklarında istirahat uzunluğunda veya buna yakın boyda olacak şekilde bulunur. Birden fazla eklemi geçen kaslarda bir eklem hareketi diğer eklem hareketini, kas uzunluğunda nispeten daha az kısaltmaya neden olacak şekilde tolere edebilir. Hemen hemen izometrik sayılabilecek bu tip kasılmalar, kasılma sırasında maksimal gerilimin oluşmasını sağlar. Pelvisten başlayan hamstring kasları kalça ve diz eklemlerini aşarak tibia ve fibulaya kadar uzanır. Hamstringin kasılması bacağın kalçaya doğru fleksiyon yaptırır. Kalça da aynı anda pelvise doğru fleksiyon yaparsa, hamstring kasının kalça eklemi üzerinde boyca uzaması diz eklemi üzerindeki boyca kısaltmayı karşılama eğilimi gösterir. Çeşitli aktiviteler sırasında vücut bu avantajı kullanacak şekilde hareket eder. Balans ve momentum gibi faktörler, vücut hareketlerinde minimal kas çalışması ile maksimal hareketi sağlayacak şekilde etkileşir. Olayın net etkisi, tendonlar ve kemikler üzerine uygulanan gerilim kuvvetini, bunları hasardan korumak için dayanabilecekleri kuvvetin yüzde 50'den fazlasını ender olarak aşmasıdır (Barrett 2015 s. 110).

2.1.4 Kas Uzunluğu, Gerimi Ve Kasılma Hızı Arasındaki İlişki

Hem izometrik kasılma sırasında gelişen gerim (toplam tansiyon) hem de uyarılmamış kas tarafından meydana getirilen pasif gerim, kas lifinin boyuna bağlı olarak değişiklik gösterir. Bu ilişki, Şekil 1.6' da gösterildiği gibi, tam iskelet kası preparatında incelenebilir. Kasın boyu, iki ucu arasındaki mesafe değiştirilerek değiştirilebilir. Her uzunlukta pasif tansiyon ölçülür, kas daha sonra elektriksel olarak uyarılır ve toplam gerim ölçülür. Herhangi bir uzunlukta iki değer arasındaki fark, kasılma ile gerçekte üretilen tansiyon miktarı, yani aktif gerimdir. Aktif tansiyonun maksimum olduğu andaki kas uzunluğuna genellikle istirahat uzunluğu denir. Bu terim, vücutta istirahat halinde bulunan bir çok kasın uzunluğunun, maksimum gerim sırasında elde edilen boya eşit olduğunu gösteren deneysel çalışmalar sonucunda verilmiştir (Şekil 1.7).

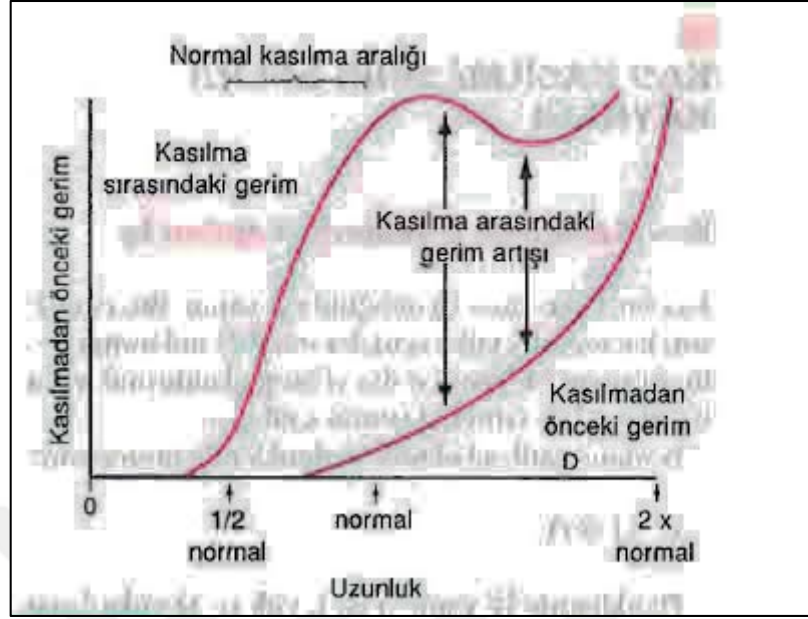
B izometrik kasılmaları kaydetmek için hazırlanan preparat.A'da kas bir tambur üzerinde hareket eden bir yazıcı kaldıraca bağlanmıştır. B'de kas, kısılmasına izin verilmeden, üretilen kuvveti ölçmek için elektronik bir dönüştürücüye bağlanmıştır.

Şekil 2. 5: İzotonik kasılmaları kaydetmek için hazırlanan kas preparatı.



Kaynak: (Barrett 2015 s. 106)

Şekil 2. 6: Kasılma boyunun kasılma gücü ile ilişkisi



Kaynak: (Guyton, 10th Edi. S. 73)

2.1.5 Kas Lifi Tipleri

Genel anlamda iskelet kas lifleri birbirine benzese de iskelet kası, miyozin ATPaz aktivitesi, kasılma hızı ve diğer özellikleri farklı liflerden yapılmış heterojen bir dokudur. Kaslar genellikle iki tipe ayrılır, "yavaş" ve "hızlı". Bu kaslar üç lif tipinin karışımını içerir: tip I (veya yavaş-oksitatif anlamına gelen SO); tip IIA (hızlı-oksitatif-glikolitik anlamına gelen FOG) veya tip IIB (hızlı-glikolitik anlamına gelen FG). Tip I, tip IIA ve tip IIB liflerin bazı özellikleri Tablo 5-2'de özetlenmiştir. Bu sınıflandırma şekilleri pek çok memeli türü için geçerli olmasına rağmen liflerin kendi içinde ve lifler arasında önemli farklılıklar mevcuttur. Örneğin, belirli bir kastaki tip I lifleri aynı hayvanın farklı bir kasında tip IIA liflerinden daha büyük olabilir. Kasları oluşturan lifler arasındaki farkların çoğu içlerindeki proteinlerin farklılığından kaynaklanır. Bunların çoğu çoklu gen aileleri tarafından şifrelenir. Miyozin ağır zincirlerinin (MHC) on farklı izoformu tanımlanmıştır. Hafif zincirlerin iki tipinin de izoformları vardır. Aktinin sadece tek bir biçimi olduğu ama tropomyozin ve troponinin her üç bileşiminin de çok sayıda izoformu bulunduğu bilinmektedir (Barrett 2015 s. 106).

2.1.6 Motor Ünite

İskelet kaslarını destekleyen spinal motor nöronları, birden çok kas lifini inerve etmek için dallara ayrıldığından tek bir motor nöronun uyarısına yanıt olarak kasılabilecek en küçük kas miktarı, kas lifi olmayıp bu nöron ve innerve ettiği kas lifi olmayıp bu nöron tarafından uyarılan liflerin tümüdür. Her bir motor nöron ve innerve ettiği kas lifleri bir motor üniteyi oluşturur. Bir motor birimdeki kas liflerinin sayısı değişkenlik gösterir. Bir motor ünite, el kasları ve göz hareketlerini sağlayan kaslarda (ince, derecelendirilmiş, kesin hareketle ilgili kaslar gibi) çok az sayıda kas lifini innerve eder (3-6 arasında) diğer taraftan, insan bacak kaslarında her birim başına düşen kas lifi sayısı 600'ü bulur. Bir motor üniteye yer alan kas lifleri grubu diğerleriyle karışık olabilir. Bu, ünite halinde kasılan liflerin kas içinde” komşu” olmalarının gerekli olmadığını göstermektedir (Barrett 2015 s. 106).

2.1.7 Kas Fonksiyonunu Etkileyen Faktörler

Bir dizi faktör kas fonksiyonunu etkiler. Bu faktörlerin arasında antrenmanın durumu ve kasın yorgunluk derecesinin bulunduğu çok iyi bilinmektedir. Bu konuda sayısız araştırma mevcuttur. Egzersiz eğitime ve kas fonksiyonu ile yorgunluk ilişkisine kasın spesifik adaptasyonu sonraki bölümlerde tartışılmaktadır. Bu bölümde, kas fonksiyonunu etkileyen mekanik, nöral ve diğer musküler faktörlerin etkileşimi tartışılmaktadır. İnsan Kas Fonksiyonlarının değerlendirilmesi.

2.1.7.1 Musküler Faktörler

2.1.7.1.1 Kesitsel Alan

Kasın boyutu kuvveti etkileyen en bariz faktörlerden biridir. İzole edilmiş sağlam kaslar içinde maksimal kuvvet, kas kesiti ile bağlantılıdır. Bu ilişki muhtemelen daha büyük kas kütlesi olduğunda daha fazla miktarda aktin ve miyozin olmasıyla ve böylece daha çok sayıda köprüleşmelerin olması ve güç üretiminin aktive edilmesiyle ilişkilidir. Kas kesitlerinin her santimetre karesi 10 ila 20 N kuvvet üretebilir (Frontera 2014 s. 1625-26).

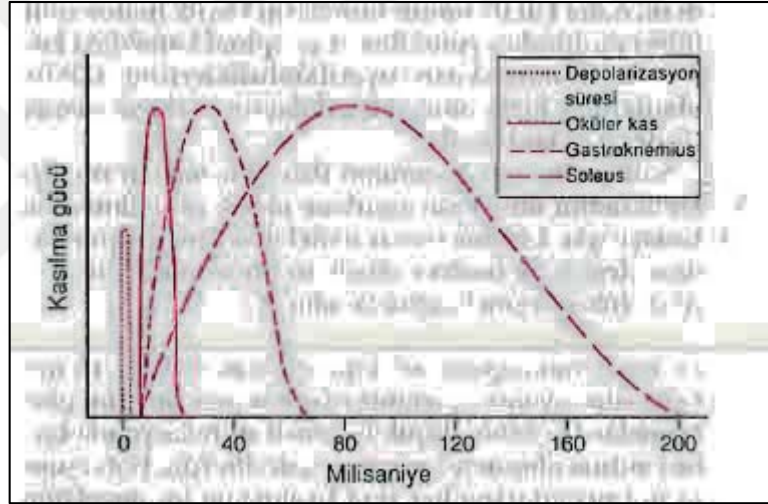
Yapılan çalışmalar, rezistans antrenmanlı veya antrenmansız durumdaki kuvvet değişiklikleri ile bağlantılı olarak kasın kesitsel yapısında da değişiklikler olduğunu

göstermiştir. Bununla birlikte, kuvvet ve kas kesitindeki değişimler paralellik göstermez. Kişiler arasındaki kuvvet farklarının tamamen kasın kesitsel alanına bağlanmasının mümkün olmadığı açıktır (Frontera 2014 s. 1626).

2.1.7.1.2 Kas Lif Tipi

Daha önce açıklandığı gibi, bir kasın maksimal güç ve kuvvet şekli hızlı-seğrilen liflerin yüzdesi ile bağlantılıdır. Diğer bir deyişle, hızlı-seğrilen lif, yüzdesi fazla olan kas, aynı kesit yüzeyine sahip ancak aynı lif yüzdesi daha az olan bir kasa karşın daha büyük oranda maksimum güç oluşturacaktır (Frontera 2014 s. 1626).

Şekil 2. 7: Çeşitli kas tiplerinin izometrik kasılma süresi, aksiyon potansiyeli ile kas kasılması arasındaki latent süre



Kaynak: (Guyton, 10th Edi. S. 75)

2.1.7.2 Nöral Faktörler

2.1.7.2.1 Motor Öğrenim Ve İyileşme

Kas gücünün etkilenmesindeki nöral faktörler, kuvvet antrenman programı sırasında kas kuvvet ve boyutundaki değişimler arasında ayırım yapılarak anlaşılmıştır. Bu tür antrenmanların birkaç haftası içinde elde edilen güç kazanımları kasın boyutunda bir değişiklik olmaksızın oluşmuştur. Bu erken değişikliklerin nöral adaptasyonu yansıttığı ve bunun da motor öğrenme ve koordinasyon yolu ile iyileştirilmiş kas aktivasyonu ve iyileştirilmiş iş performansından kaynaklanabileceği kanısı hakimdir (Frontera 2014 s. 1625).

2.1.7.2.2 İnhibitör Refleksler

Kas kontraksiyonunun inhibisyonunda nöral faktörler de rol oynayabilir. Koruyucu refleks bir mekanizmanın golgi tendon cisimciği kanalı ile devreye girdiği ve büyük güçler üretildiğinde bunun özellikle önem kazanabileceği düşünülür. Kas kontraksiyonunun refleks inhibisyonu, diğer duysal sinir uçları aracılığıyla da olabilir. Örneğin, kuadriseps kas inhibisyonunun intrakapsüler reseptörlerin afferent aktivitesi aracılığı ile gerçekleştiği gösterilmiştir. Kas kasılmasının ağrı refleksleri aracılığı ile inhibe edilmesi de mümkündür. Koruyucu refleks mekanizmaların “bilateral defisit” denilen durumdan da sorumlu olduğu düşünülmektedir. Belirli bir kas grubunun bilateral kontraksiyonu sırasında oluşan güç, her bir ekstremitenin bağımsız bir şekilde oluşturduğu güçlerin toplamından daha azdır. Azalmış motor ünit stimülasyonu, bilateral defisit ile ilişkilidir (Frontera 2014 s. 1625).

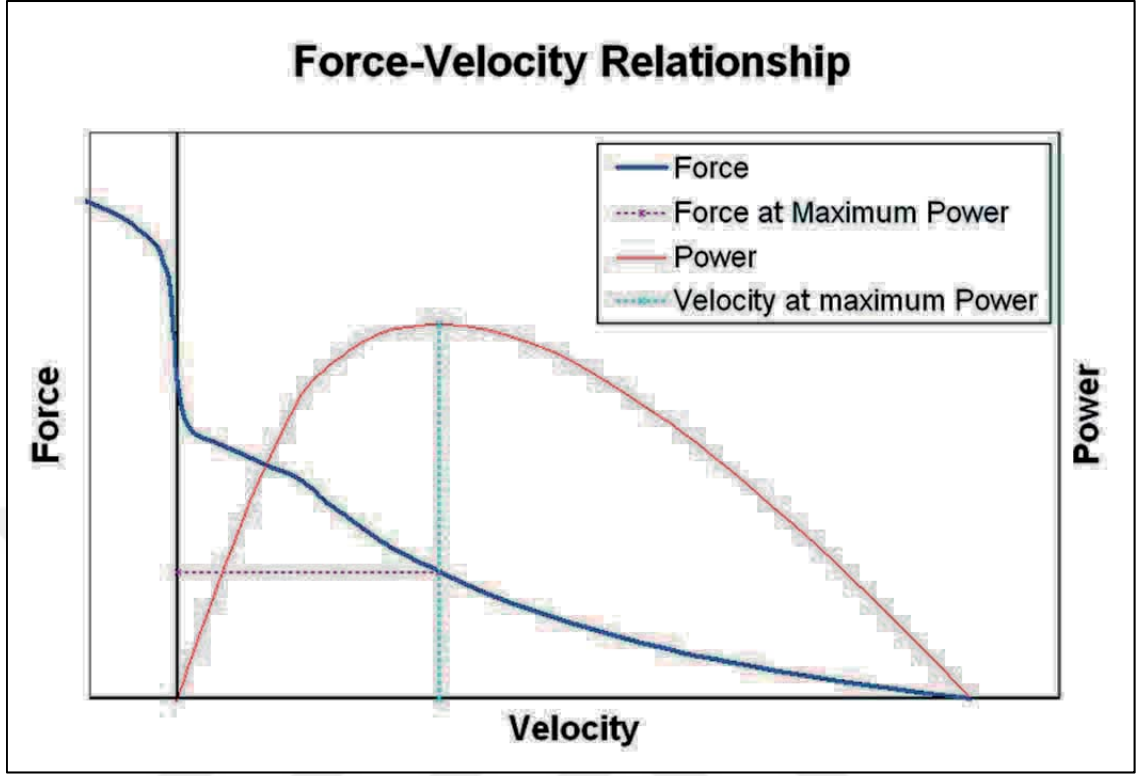
Koruyucu reflekslerin etkisini güçlendirme eğitimi yoluyla azaltmak mümkün olabilir. Hipnoz, direnç-antremanı yapmamış kişilerde önkol fleksiyonu esnasında maksimal gücü yüzde 17 artırırken, kuvvet-antrenmanlı kişilerde herhangi bir değişikliğe yol açmamıştır. Bu durum kuvvet antrenmanının koruyucu refleks mekanizmaların inhibisyonunda etkili olabileceği şeklinde yorumlanmıştır. Dahası, bilateral kontraksiyonlar ile yapılan antrenman yoluyla bilateral defisit azaltıldığı gösterilmiştir (Frontera 2014 s. 1625).

Koruyucu refleksler diğer bir yolla da azaltılabilir. Bir kas grubunun kuvveti, antagonistinin kontraksiyonundan hemen sonra çalıştırılırsa artmaktadır. Prekontraksiyonun nöral koruyucu mekanizmaları azalttığı, daha büyük güç oluşumuna izin verdiği düşünülmektedir (Frontera 2014 s. 1625).

2.1.8 Güç-Hız İlişkisi

Bir kasın gösterebileceği maksimum güç kasılma hızına bağlıdır. Bir kasın maksimum izometrik gücü, kısalma esnasında gösterebileceği güçten daima daha büyüktür ve uzama esnasında gösterdiği maksimum güç, izometrik kontraksiyon sırasında gösterdiği güçten daima daha fazladır. Bu ilişki Şekil 1.7’de gösterilmektedir.

Şekil 2. 8: Maksimum muskuler kuvvet ve hareketin hızı arasındaki şematik ilişki



Kaynak: https://en.wikipedia.org/wiki/File:Muscle_Force_Velocity_relationship.png [Erişim Tarihi: 11 Eylül 2019]

Kuvvet hız eğrisi şeklinin kas kontraksiyonunun kayan-filament teorisi temelinde ortaya çıktığı düşünülür. Maksimum izometrik kontraksiyon sırasında tüm çapraz köprüleşmeler oluşur. Ancak, kısalma sırasında çapraz köprülerin kopma hızı artmakta ve negatif güç oluşturan yeni çapraz bağlantıların sayısı çoğalmaktadır. Bunun sonucu, kas kısalırken oluşan total gücün azalmasıdır. Uzarken oluşan kontraksiyon sırasında çapraz köprülerin ayrılma hızı, aynı sürede kısalırken oluşandan daha yavaştır. Çapraz köprüler zorla ayrılırlar; ki böylece, kısalma kontraksiyonlarına kıyasla daha büyük bir güç oluşturulur (Frontera 2014 s. 1626).

2.1.9 Kas Oryantasyonu ve Bağlanması

Bir tendonun rotasyon ekseninden içeri girdiği mesafe, o kas tarafından üretilen torku etkiler. Bir kas tarafından oluşturulmuş belli bir gerilimde, tendon bağlantı noktası rotasyon merkezinden uzaklaştıkça, açısal değişim azalsa bile, üretilen tork artacaktır. Bu anatomik değişiklik bazı kaslara diğerlerine göre daha büyük güçler üretme şansı

verir. Küçük anatomik değişiklikler, kişiler arasındaki bazı performans farklılıklarından da sorumlu olabilir (Frontera 2014 s. 1627).

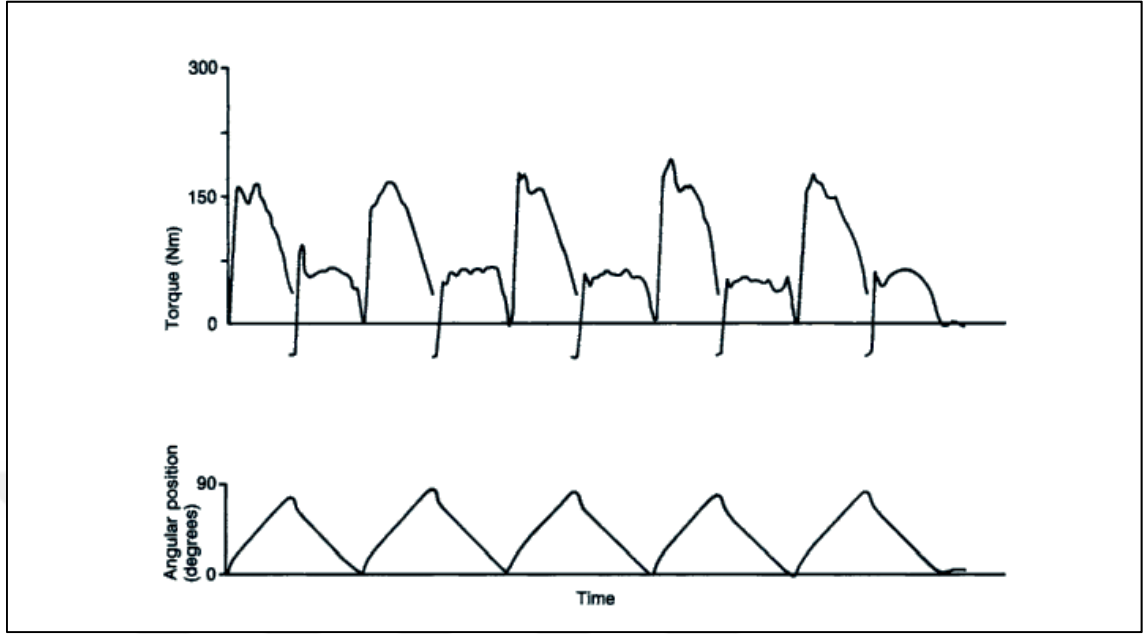
2.1.10 Kaldıraç Etkisi

Kaldıraç etkisi, tendon bağlantı açısının oluşturduğu mekanik bir avantajdır. Bir kas tarafından üretilen tork, bağlantı açısının sinüsüne bağlıdır. Bağlantı açısı 90 derece olduğunda, belirli bir kas gerginliğinde üretilen tork en büyüktür (Baltzopoulos ve diğ. 1989 s. 106-13).

Tork üretimi, uzunluk-gerilim ilişkisi ve kaldıraç etkisinin net bir sonucudur. Güç-hız ilişkisinin bir sonucu olarak, belirli bir hareket esnasındaki tork üretimi hareketin hızına da bağımlıdır (Baltzopoulos ve diğ. 1989 s. 106-13).

Açısal pozisyon kas fonksiyonunun değerlendirilmesinde önemlidir, çünkü kasılan kasların mekanik özellikleri hakkında bilgi edinebiliriz. Maksimum tork pozisyonu hareketin açısal hızıyla değişir. Kasal tork izokinetik test boyunca hareketin açısal hızıyla beraber azalır (Baltzopoulos ve diğ. 1989 s. 106-13).

Şekil 2. 9: Diz ekstansiyon-fleksiyon izokinetik testi süresince yerçekimi düzeltilmiş tork ve açısal pozisyonun gerçek zamanlı gösterimi.



Kaynak: (Baltzopoulos ve diğ. 1989 s. 113)

2.2 ANATOMİ

2.2.1 Servikal Anatomi

2.2.1.1 Giriş

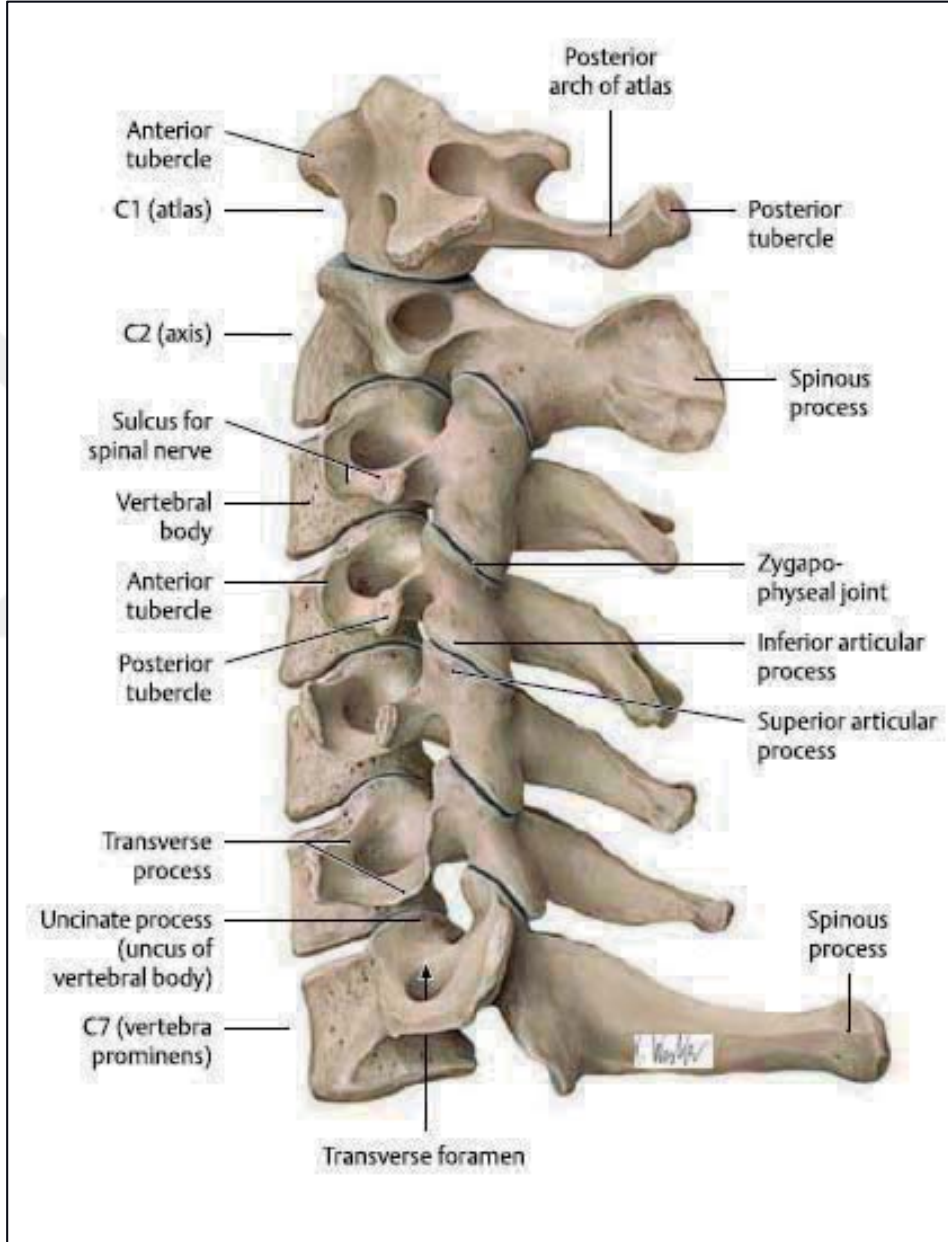
Servikal omurga içinde, her biri ağrı nedeni olabilecek kemik yapı ve sinilerin yanı sıra, damarların yoğun olarak var olması buna ilaveten en korkulan ve en ciddi komplikasyonun servikal manipülasyonlardan, vertebral arter diseksiyonu, emboli gibi nedeniyle ayrıntılı bir anatomi bilgisi gerektirmektedir (Biller ve ark. 2014 s. 3155-3174).

2.2.1.2 Temel Servikal Omurga Anatomisi

Servikal omurga (Şekil 2-1) kafatası ve boyun yapılarını destekleyen yedi vertebradan oluşan bir kolondur. Atlanto-oksipital ve atlantoaksiyal eklemler tektir. İlki ellipsoid eklem iken atlantoaksiyal eklem rotasyon yapabilen bir eklemdir. Atlantoaksiyal eklem C2 dorsal kök gangliyonu ve vertebral arter ile sınırlanmıştır Servikal vertebra, vertebral arterin içinden geçtiği transvers foramenin varlığı ile tespit edilir (Karmakar ve Ark. s. 139 Belma S. 1990 s. 37-49 Solakoğlu 2017, s. 10-13).

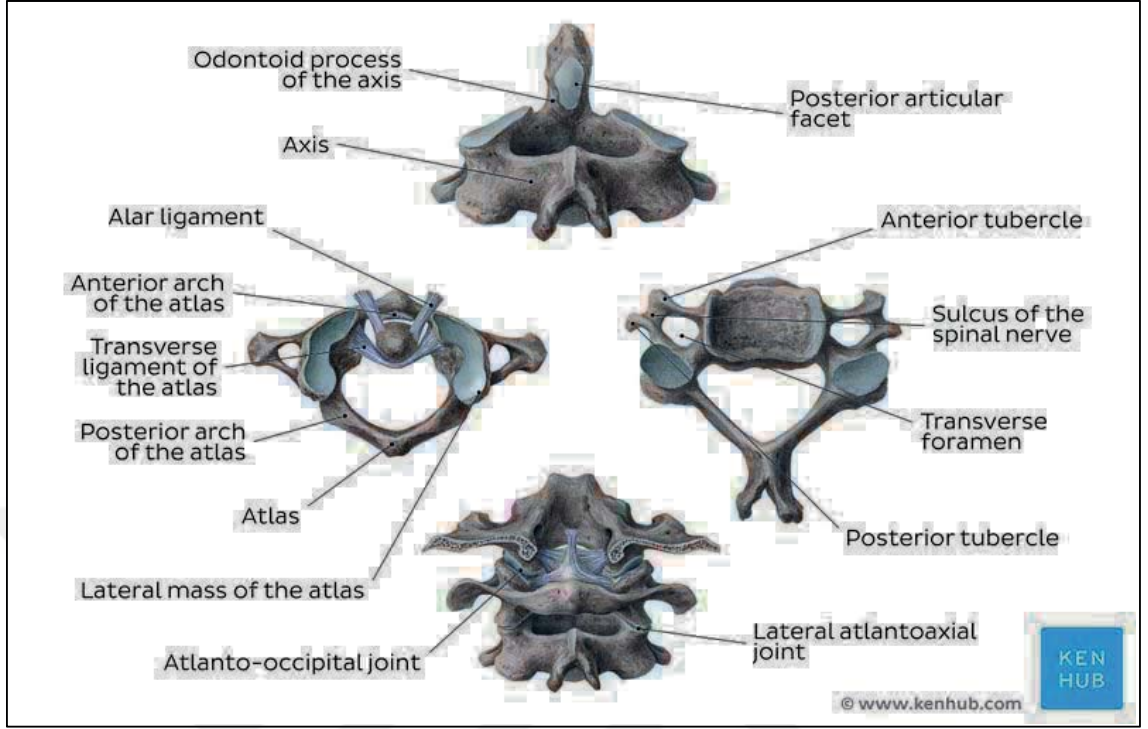
Tipik Servikal vertebra (C3'den C6'ya) birinci, ikinci ve yedinci vertebralar, belirgin özgün özellikleri ile atipik iken (şekil 2-1 ve 2-2) üçüncüden altıncıya kadar servikal vertebralar tipik servikal vertebra olarak kabul edilir (şekil 2-2). Atipik servikal vertebraların genel karakteristik özellikleri daha sonra anlatılacaktır.

Şekil 2. 10: Servikal Vertebra lateral görünüm



Kaynak: https://www.physio-pedia.com/Cervical_Instability
[Erişim Tarihi: 12 Eylül 2019]

Şekil 2. 11: Servikal vertebranın ve kemiklerin üstten görünüşü.

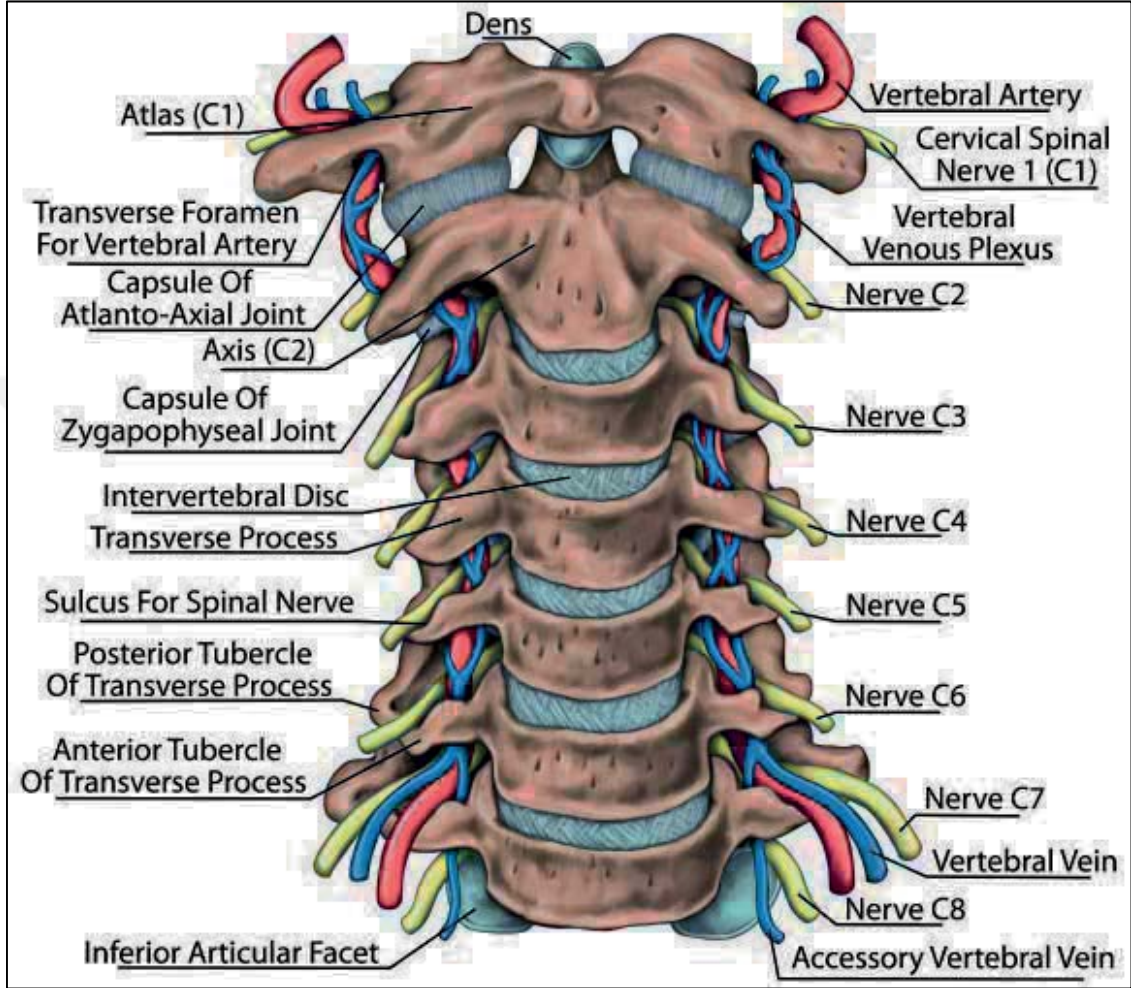


Kaynak: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/cervical-spine> [Erişim Tarihi: 13 Eylül 2019]

Üst beş vertebranın (C3'den C7) her birinin konkav bir süperior yüzeyi varken inferior yüzeyleri ise konvektir. Bitişik vertebralar ile unkovetebal eklemler (luşka eklemleri) aracılığıyla ile artiküle olurlar. Bunların intervertebral disklerin annulusundaki dejeneratif yırtıklar yoluyla unkoverttebral eklem oluşumuna öncülük ettiği düşünülmektedir. Unkoverttebral eklem osteofitleri, foramina çıkışının daralmasına katkıda bulunabilir. Servikal omurga içindeki spinal kanal (ya da vertebral kanal), gövdenin büyüklüğünden daha geniştir. Aynı zamanda üçgen şeklindedir. Çünkü pediküller geriye ve laterale doğru yönelmiştir. (Şekil 2-2). Süperior ve inferior vertebral girintiler, genellikle aynı büyüklüktedir. Lamina, bir alttakine göre rölatif olarak daha uzun, dar ve incedir. Artiküler (sütunlardaki) süperior ve inferior Artiküler prosesler, pedikül ve transvers proseslerin birleşme yerinde laterale yönelir. Süperior Artiküler fasetletler, geriye ve yukarıya yönelirken, inferior artiküler fasetler öne ve aşağıya yönelmektedir. (Şekil 2-1) her bir vertebranın transvers prosesi, vertebral arterlerin foramen magnuma (Şekil 2-3) doğru yukarı seyrine izin vermek için foramen transversarium tarafından delinmiştir (Şekil 2-3) her transvers proses aralarında spinal

sinirlerin oluğu bulunan anterior ve posterior tüberkülü içerir (Şekil 2-1 ve Şekil 2-2) (Karmakar ve Ark. 1990 s. 140-1 Belma S. 1990 s. 37-43, Schünke ve ark. 2005 s. 16).

Şekil 2. 12: Servikal omurganın damarları, sinirleri ve diskleri



Kaynak: <https://www.spineuniverse.com/treatments/surgery/cervical-spine-surgery-overview> [Erişim Tarihi: 13 Eylül 2019]

Altıncı servikal vertebranın anterior tüberkülü geniştir ve “karotid tüberkül” (chassaignac tüberkülü) olarak adlandırılır. C3’den C5’e posterior tüberküller, daha aşağıda ve lateralde bulunmaktadır. (Şekil 2-1 ve 2-2) C3’den C6’a spinöz prosesler bifid olabilir. (Şekil 2-3) ve iki parça birbirine eşit olmayabilir. İlk bifid spinöz proses C2’dir ve bu işaret kalan servikal vertebraların tanınmasında kullanılır. Faset eklemler, aksial düzleme doğru 45 derece yönlendirilmiştir ve bu da bir faset eklemin diğeri üzerinde kaymasına izin verir (Karmakar ve Ark. s. 140-2).

Servikal spinal kanalın mediolateral çapı yaklaşık 14-20 mm ve anterior çapı 15-20 mm olarak ölçülmüştür. Spinal sinirler (anterior ve posterior sinir köklerinden oluşmuştur) nöral foraneden çıkar bu foramen C2 ve C3'de en geniştir ve C6 ila C7 seviyelerine doğru boyut olarak giderek azalmaktadır. Spinal sinir ve ganglion, foraminal aralığın yaklaşık yüzde 33'ünü kaplamaktadır. Foramen anteromedialden unkovertebral eklemler ile ve posterolateralden faset eklemler ile sınırlandırılır. Pediküller foramen çıkışını süperior ve inferiordan sınırlandırır. Spinal sinirler kendisiyle uyumlu vertebra gövdelerinin üst kısımlarından çıkış yaparlar C1 sinir, C1 vertebra'nın (atlas) üstünden çıkar, bu isimlendirme düzeni izlendiğinde son servikal kök C8'dir ve C7 ve T1 arasından çıkar. (Karmakar ve Ark. s. 140-43, Belma S. 1990 s. 38-40, Schünke ve ark. 2005 sn 120).

Anterior spinal arter, kordunun santral sulkusunda yer alır ve kordun dorsalinde posterolateralde seyreden bir çift posterior arter ile birlikte dir. Anterior spinal arter önemli bir arterdir. Servikal spinal kordun anterior 2/3'ünü beslemektedir. Arter gerekli kanı, vertebral arterlerin servikomedüller bileşkesinden çıkan, çift olarak ilerleyen anterior spinal dallardan sağlar. Asendan servikal arter, tiroservikal trunk veya subklavian arterden çıkar (Karmakar ve Ark. s. 140-5).

Posterior subklavian arter, aynı zamanda derin servikal arter ve süperior interkostal arterin kaynağıdır. Derin servikal arter, servikomedüller arterler olarak bilinen, C7 ve T1 arasında spinal dallar verir. Daha önce belirtildiği gibi, bu arterler anterior spinal arterin beslenmesine katkıda bulunur. Bu radikulomedüller arterler, intervertebral foramen boyunca bulunurlar. Servikal spinal kordun posterior 1/3 'ü küçük ve çift olarak bulunan posterior spinal dallardan beslenir (Karmakar ve Ark. s. 140-5).

2.2.1.2.1 Atlas C1

Atlas, birinci servikal vertebradır (şekil 2-2). Ve omurganın kafatasına bağlandığı eklemi oluşturur. Yüzük şeklindedir ve hem vertebra gövdesi, hem de spinöz prosesi yoktur. (Şekil 2-2) Aynı zamanda gerçek faset eklemi yoktur ve iki arka vardır: anterior ve posterior. Posterior ark genellikle biraz küçüktür. Kalın anterior ark, lateral kitle ve transvers prosesi her bir tarafta atlas yüzüğün geri kalan kısmını oluşturmaktadır. Aynı zamanda, tam gelişmemiş posterior tüberküle sahiptir. Her bir lateral kitle faset (zigapofizyel) eklemdir. Süperior artiküler fasetler böbrek şeklindedir. Konkav ve

yüzeyi yukarı ve içe doğrudur. İ inferior artiküler fasetler düz ve yüzü aşağı, dışa doğrudur. Transvers prosesler her bir lateral kitleden laterale doğru yönelir ve tüm diğerlerinden daha uzundur (şekil 2-1 ve 2-2) (Karmakar ve Ark. s. 140-50, Belma S. 1990 s. 37-40).

2.2.1.2.2 Aksis (C2)

İkinci servikal vertebra (Şekil 2-2) gövdeden dış benzeri prosesin yukarı doğru uzandığı densin (odontoid proses) varlığı ile tanınır (Şekil 2-2). Densin, aksisin gövdesi ile kaynaşan atlasın dövdmesini (sentrum) temsil ettiği düşünülür. Odontoid prose atlas ile artiküle olarak rotasyon yapabilen atlantoaksiyal eklemi oluşturur. Eklem, periartiküler ligamentler (apikal, alar ve transvers ligament) ile güçlendirilir. Aksis, bir vertebra gövdesi, pediküller lamina, transvers ve spinöz proseslerden oluşur, Atlas C2'in süperior artiküler fasetinde aksis ile artiküle (Şekil 2-2). C1'in inferior artiküler prosesi ile karşı karşıya gelebilmek için C2 süperior artiküler fasetlerinin yüzeyi yukarı ve dışarı yönelmiştir. Dens etrafında geniş ve yoğun bir kan damarı ağı vardır. Bunlar eşleşmiş anterior ve yoğun bir kan damarı ağı vardır. Bunlar eşleşmiş anterior ve posterior asendan arterler (C3 seviyesinde vertebral arterden, karotid duvar damarları ve asendan farengeal arterlerin kaynaklanır) ile beslenirler (Karmakar ve Ark. s. 140-3 Solakoğlu 2017 s. 10-11, Schünke ve ark. 2005 s. 18).

Transvers ligament, odontoid prosesi posterior atlası sabitler ve C1'in C2 üzerinde subluksasyonunu engeller. Aksesuar ligamentler posteriordan transvers ligamente yükselir ve atlantoaksiyal eklemde laterallinden giriş yapar. Daha önce sözü geçen aksesuar ligamentin bir parçası olan apikal ligament, foramen magnumun anterior kenarı ile densin ucunu birleştirir. Aynı zamanda, çift olarak bulunan alar ligamentlerde densin ucunu foramen magnumun anterior kenarına bağlarlar. Foramen magnumun anterior kenarına tutunan tektoryal membran, posterior longitudinal ligamentin kranial devamıdır. Geniş bir aksesuar ligament olan atlantoaksiyal ligament, C1 ve C2'e ve de oksiputa bağlanır. Kranioservikal stabiliteye katkıda bulunurlar. Atlantoaksiyal eklemde kemik sınırların eksikliği, bu seviyede geniş akustik pencere oluşumu ile sonuçlanır, fakat bu asendan vertebral arterin karmaşık dağılımları ile karşı karşıya kalınır. (Karmakar ve Ark. s. 139-42, Yıldırım 2012 s. 124-31, Moore ve ark 2007 s. 451-7).

2.2.1.2.3 Yedinci Servikal Vertebra (C7)

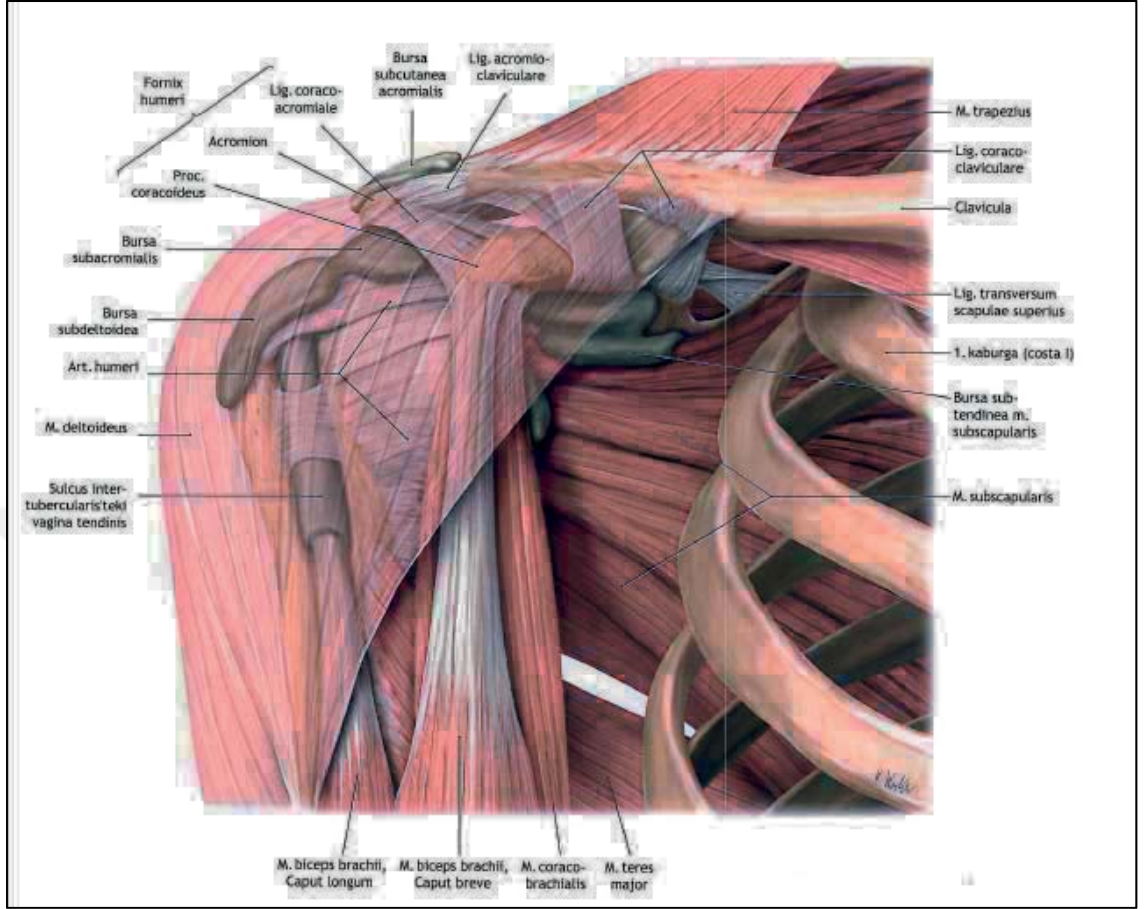
Bu vertebra, cilt yüzeyinden palpabl, uzun ve belirgin bir spinöz prosesi olduğu için, aynı zamanda “vertebra prominens” olarak da bilinir (Şekil 2-1). Spinöz proses kalın, neredeyse horizontaldır ve bifid değildir. Fakat tüberkülde sonlanır. C7'in transvers prosesi rölatif olarak büyüktür ve anterior tüberkülü yoktur (Şekil 2-2) C7 transvers prosesindeki foramen transversarium küçüktür, bunun yanında çift olabileceği gibi hiç de olmayabilir (Karmakar ve Ark. s. 142-5, Yıldırım 2012 s. 124-31, Moore ve ark 2007 s. 456-8).

2.2.2 Omuz Anatomisi

2.2.2.1 Omuz Eklemi Biomekaniği ve Kas Kontrolü

Omuz eklemi humerus ve gövde arasında hayli mobil ve hareketli bir eklemdir. Eklem bu üç boyuttaki mobilitesi vücudun tüm bölgelerine ulaşabilmeye yardım eder. Omuz eklemi, glenohumoral, akromioklavikuler, sternoklavikuler eklem ve skapulotorasik eklemden oluşan bir komplekstir. Bu eklemlerden en mobil olanı skapula ile glenoid arasındaki glenohumoral eklemdir (Şekil 1) (Demirhan ve ark. 1993 s.213-6, Yıldırım 2012 s.151-62).

Şekil 2. 13: Sağ omuzun önden görünüşü pektoralis minör uzaklaştırılmış.



Kaynak: (Prometeus anatomi atlası 2007 s. 234)

Humerus eklem yüzü supero-medial yerleşimde hemisferik yapıdadır. Bunun karşısında küçük, sığ, bir glenoid fossa mevcuttur. Glenoid fossa, humerus başının ancak yüzde 50'sini, eklem yüzünün ise ancak 1/3ünü kaplar. Buna karşın eklem yüzü fibrokartilaginöz bir Iabrum ile genişlemiştir. Bu Iabrum, glenoid-humerusbaşı ilişkisini yüzde 75 vertikal ve%56 transvers olarak arttırır. Bu sayede omuz eklemi emin hareket sınırlarında herhangi bir kısıtlama olmaksızın stabilite sağlanır. Omuz eklemine istirahat pozisyonu, kolun vücudun yanından sarktığı durumdur. Detaylı analizler bu duruşu, erkeklerde +2,5°(Abd) ve -1 O(Add) arasında vermektedirler. Kadınlarda bu değer +5,2°abduksiyon ve +3,5° adduksiyon arasındadır (Demirhan ve ark. 1993 s.213-6 Y. Blache ve ark. 2018 sn 715-22).

2.2.2.2 Hareket

Omuz hareketi; elevasyon, internal-eksternal rotasyon ve horizontal fleksiyon ve ekstansiyon olarak ele alınır.

2.2.2.2.1 Elevasyon

Teorik olarak vücut yanındaki kolun yukarı kaldırılması 180° lik bir harekettir. Ancak bu erkeklerin yüzde 4'ü, kadınların ise yüzde 28'inde mümkündür. Erkeklerde ortalama değer 167°, kadınlarda ise 171 °di. Posterior elevasyon ise ortalama 600 'dir. Kolun elevasyonu kompleks bir harekettir. Bu hareket üç planda incelenmelidir (Demirhan ve ark. 1993 s.213-6 Y. Blache ve ark. 2018 sn 715-22):

- a. Hareket düzlemi
- b. Skapulo-humoral ritm
- c. Rotasyon merkezi

2.2.2.2.2 Hareket düzlemi

Nötral elevasyon skapula düzleminde gerçekleşir. Bu düzlem, vücut düzlemi ile 30° lik açı yapar. Bu açı humerus başının 30° retroversiyonu ile kompanse edilir. Açı ölçümü interkondiler düzlem ile humerus başı arasında yapılır. Fleksiyon, sagittal planda elevasyondur. Fleksiyonda humerus başı glenoide oblik olarak durur. İnferior eklem kapsülü elevasyonda gerilir ve kendi üzerinden döner (Demirhan ve ark. 1993 s. 213-6 Chowdhury 2018 s. 1657-1670).

Abduksiyon, koronal planda elevasyondur. Bu hareketin yapılabilmesi dış rotasyonla birlikte mümkündür (Codman'ın paradoksal hareketi). Aksi halde büyük tüberkül akromionla sıkışmaya (impingement) girer ve hareketi engeller. Dış rotasyon ile büyük tüberkül akromiondan kaçır. Ancak yine de bu aralık fazla değildir ve fornix yapı kalınlaşması halinde sıkışma oluşabilir. Abduksiyonun elevasyondan geniş bir hareket alanına sahip olması, skapulere harekete bağlıdır (Demirhan ve ark. 1993 s. 213-6).

2.2.2.2.3 Skapulo humeral ritm

Total elevasyon glenohumeral eklem ve skapulotorasik hareket kombinasyonu ile gerçekleşir. Kabaca bu oran 2:1 'dir. Glenohumeral eklem 60° fleksiyona ve 30° abduksiyona geldikten sonra skapula harekete ve fonksiyona katılmaya başlar. Bu derecelerden sonra skapula ve glenohumeral eklem hareketleri senkronize bir biçimde

devam eder. Çeşitli otörler glenohumeral/skapula hareket oranı 2:1, 2,5:1 ve 1,25:1 olarak verilmiştir. Ortalama değer 1,5:1 'dir. Genelde her 3° glenohumoral harekete 2° skapula hareketi katılır (Demirhan ve ark. 1993 s.213-6).

Elevasyon hareketi, skapuler ve glenohumoral olmak üzere komponentlere ayrılırsa o zaman bu hareketin aslında konstant olmadığı görülür. Skapuler hareketin terminal ara denilen 120° ve üstünde çok yavaşladığı ve kaybolduğu görülür. Bu nedenle "overhead pozisyonunda" akromionla humerus arasında potansiyel bir sıkışma vardır (Demirhan ve ark. 1993 s.213-6 Y. Blache ve ark. 2018 sn 715-22).

2.2.2.2.4 Rotasyon merkezi (Drehmoment)(instant center)

Humerus başı ile glenoid arasındaki hareket kayma ve yuvarlanma kombinasyonu şeklindedir. İntraartiküler deplasman radyolojik çalışmalarda ilk 30° elevasyonda 3mm olarak gösterilmiştir. Ancak bununla beraber yuvarlanma glenohumoral eklemin tek hareketi değildir. Aynı zamanda eklemden kayma hareketi de olur. Ancak Iabrum bir "deep socket" tarzında humerus başını içerde tutarak santralize eder ve kayma efektinin etkisini göstermesine engel olur (Demirhan ve ark. 1993 s. 213-6).

2.2.2.3 Kolun kaldırma kuvvetleri

Kol vücudun yanında iken kaldırma kolu ve moment O'dır. Kolun abduksiyonu ile birlikte kaldırma merkezi eklemden uzaklaşmaya başlar. 30° elevasyonda kol kaldırma kuvveti, maksimum kuvvetin yüzde 50'sine, 45° elevasyonda ise yüzde 71 'ine ulaşmıştır. 90°elevasyonda maksimal seviyeye ulaşılır. Bu rakamlar kolu abduksiyona getiren kaslara binen yük hakkında kısaca bilgi vermektedir. Bu yük dirsek fleksiyona getirilerek azaltılır, ancak bu sefer önkol ve elin yükleme düzlemleri omuz ekleminin önüne özelliğinden dolayı infraspınatus adelesinin kasılması gereklidir. Humerusun addüktörleri pektoralis majör, latissimus dorsi, ve teres majördür. Serratus anterior ve trapezeus kaslarında fiksator olarak görev almaktadır (Kent ve Ark. 2019 s. 41-2).

2.2.2.4 Ekleme Binen Yükler

İki kas grubu kolun hareketi esnasında ekleme kompresyon ve makaslama kuvvetleri bindirir. Bu kas grupları m. deltoideus ve rotator manşettir. Kolun elevasyonu ile m. deltoideus vertikal pozisyondan horizontal pozisyona geçer. Bu değişim kompresyon ve makaslama kuvvetlerinde de değişmeye yol açar. Bilindiği gibi, m.deltoideus 'un proksimal yapışma yeri eklem dışında olup (klavikula, akromion ve spina skapula), bu üç grup kas humerusta aynı noktaya yapışırlar. Kolun istirahati durumunda, makaslama kuvveti bütün kas kuvvetinin yüzde 89'unu oluşturur ve humerusu vertikal yönde çeker. Bu esnada kompresyon vektörü kas gücünün sadece yüzde 45'ini oluşturur. Elevasyon derecesi arttıkça makaslama kuvveti düşer ve kompresyon vektörü artar. 60° abduksiyonda bu iki vektör eşit hale gelir. Bu derecelerin üzerinde kompresyon artar. (Demirhan ve ark. 1993 S.213-6)

En çok kullanılan kol pozisyonu 45° abduksiyon olup, bu pozisyonda rotator manşet üzerine makaslama kuvveti binmekte ve bu etki rotator manşet ile akromion arasında potansiyel sıkışmaya (impingement) yol açabilmektedir.

Rotator manşet kasları m. deltoideus ile karşıt çalışmaktadır. Çekiş yönleri horizontal ve kaudaldır.

M. supraspinatus fossa supraspinatustan çıkar ve büyük tüberküle yapışı r. Genelde horizontal konumdadır. Glenoid eklem yüzüyle 70° bir açı yapar. Bunun sonucu olarak da kas gcnnyzde 93' kompresyon, yüzde 4' ise makaslama kuvveti gösterir.

Diğer üç rotator manşet (infraspinatus, teres minör,subskapularis) ise kaudal çekim gösterir. M.infraspinatus ve m. subskapularis eklem ile 45°, m.teres minör 55°'lik açı yapar. Kaudal yönde kas gücünün yüzde 71-82'si oranında etki eder. Bu etki m.

deltoideus'un yukarı çekme kuvvetine ters bir kuvvettir. Kolun abduksiyonu rotator manşet ile m. deltoideus'un uyumlu çalışması ile mümkündür (Demirhan ve ark. 1993 S.213-6 Y. Blache ve ark. 2018 sn 715-22).

2.2.2.5 Omuzun Kas Kontrolü

Glenohumoral eklem 12 kas tarafından kontrol edilir. Bu 12 kas anatomik olarak üç fonksiyonel gruba ayrılır.

1. yüzeysel grup: M. deltoideus'un üç lifinden oluşur. Primer fonksiyonu kolun elevasyonudur. Bu kasa ayrıca m. pektoralis major'un klaviküler kısmı, m. korakobrakialis ve m. bicepsin uzun kolu yardımcı olmaktadır.

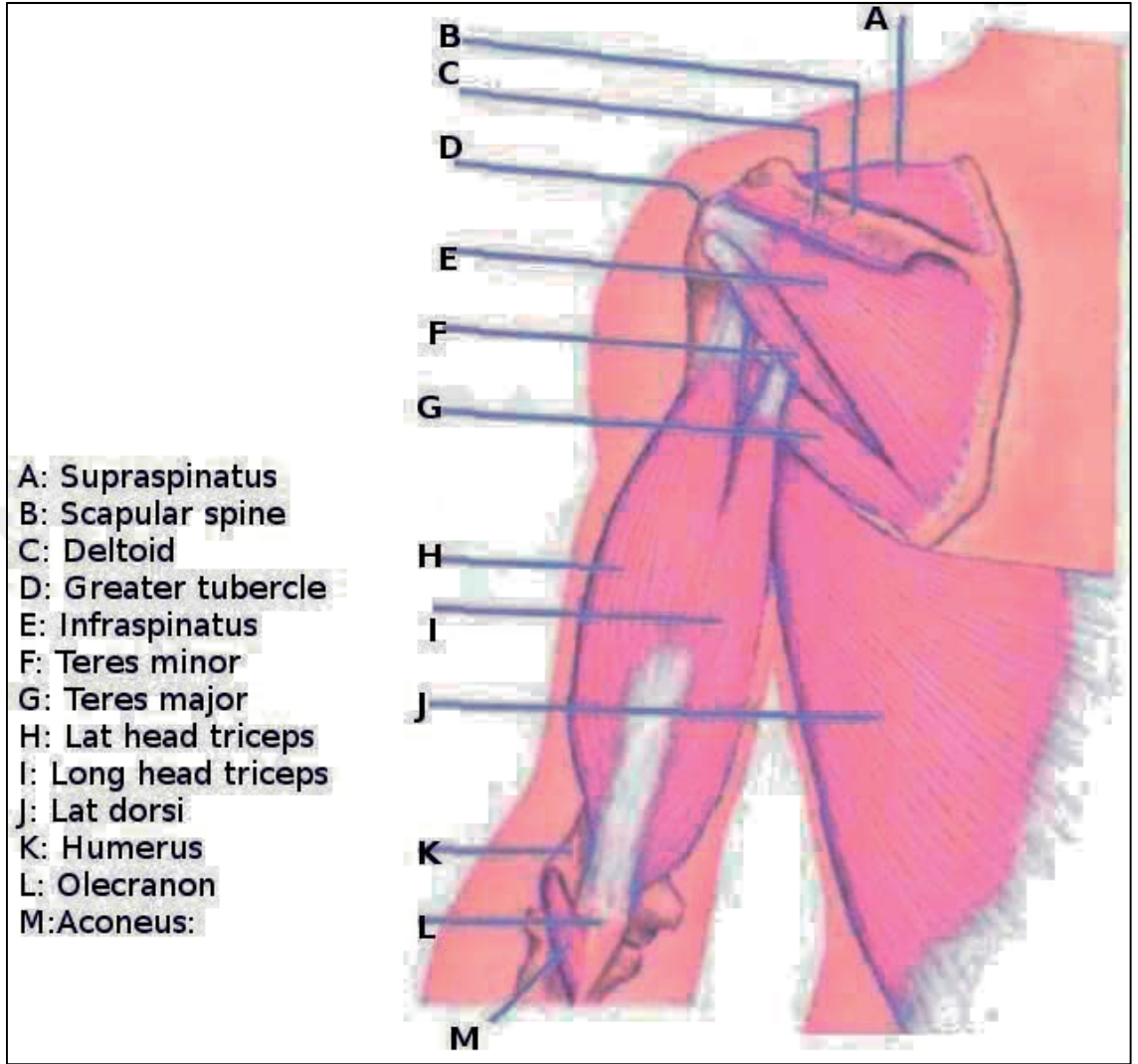
2. Derin grup Rotatar manşet: (m. supraspinatus, m. subskapularis, m. infraspinatus ve m. Teres minör; Bunlar kısa kaslar olup, eklemi proksimalden örterler. İki ana fonksiyonları vardır: Rotasyon ve stabilizasyon.

3. Periferik grup: Orijinini toraks duvarı ve skapuladan alır. Önde m. pektoralis major'un sternal bölümü ve arkada m. latissimus dorsi bulunmaktadır. Depresör ve adduktor görevleri vardır (Demirhan ve ark. 1993 S.213-6).

2.2.2.6 Skapulotorasik Artikülasyon

Levatar skapula, üst, orta ve alt trapezius, romboid ve serratus anterior, skapulayı kontrol eden fonksiyonel adalelerdir. Bu adalelerin omuz hareketlerinde sinerjik aktiviteleri mevcuttur. İstirahatte skapula kol ağırlığı ile normalde aşağı doğru yönelir. Pasif ekstansiyonu omuzun derin fasyası sağlar, aktif suspansiyon m. levatar skapula ve trapeziusun üst bölümündedir. Skapulaya rotasyon yaptıran kaslar m. trapezius ve m. serratus anterior'dur. M. Levatar skapula 'da bir miktar bu rotasyona katılır (Demirhan ve ark. 1993 s.213-6).

Şekil 2. 14: Omuz ekleminin kasları, posterior görünüm.



Kaynak: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK546633/?report=printable> [Erişim Tarihi: 22 Eylül 2019]

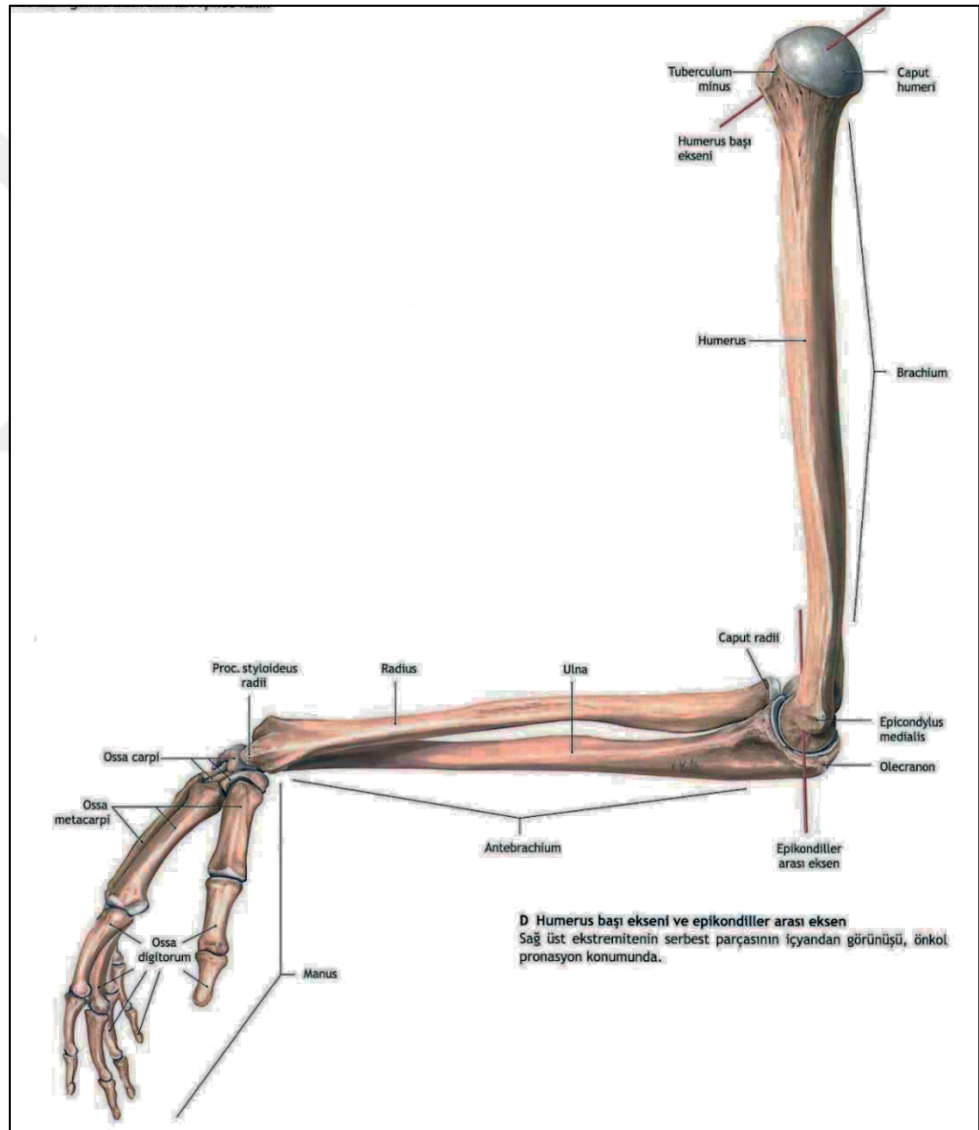
Skapulanın inferiora rotasyonu abdüksiyonu arttırıcı görev görür, buna ek olarak humerusun akromial ark altında tuzaklanmasını engeller, glenoidi humerus başının altına oturur ve deltoid liflerinin humerus ile olan uzaklığını korumaya çalışarak etkisinin düşmesini engeller. Maksimum skapula rotasyonu trapezius ve serratus adalelerinin birlikte çalışması ile mümkündür. Yüzücülerde yapılan bir araştırmada serratus kasının daha etkili olduğunu tespit edilmiştir. Anatomik olarak serratus kasi gösterdiği fonksiyondan daha fazla ve etkili çalışan bir kاستır. Bu sebeple bu kasi özel çalışmalarla güçlendirilmesi subakromial sıkışma sendromu (impingement) tedavisinde çok önem ihtiva eder (Demirhan ve ark. 1993 s.213-6 Y. Blache ve ark. 2018 sn 715-22).

2.2.3 Kol Anatomisi

2.2.3.1 Ön kol

Radius, insan antebrachiumunu oluşturan diğer iki kemikten biridir, diğer kemik ulnadır. Radius, üç sınıra, üç yüzeye ve tabanın ön sınırdan daha geniş olduğu bir prizma şekline sahiptir radius, dirsekte proksimal olarak humerus kapitülü ve ulnanın radyal çentiği ile artiküle olur. Distal ucunda ulnar çentikteki ulna ve skafoid ve lunat karpal kemiklerinin artiküler yüzeyleri ile eklem yapar (Bair ve ark. 2019).

Şekil 2. 15: Kol kemikleri anatomisi



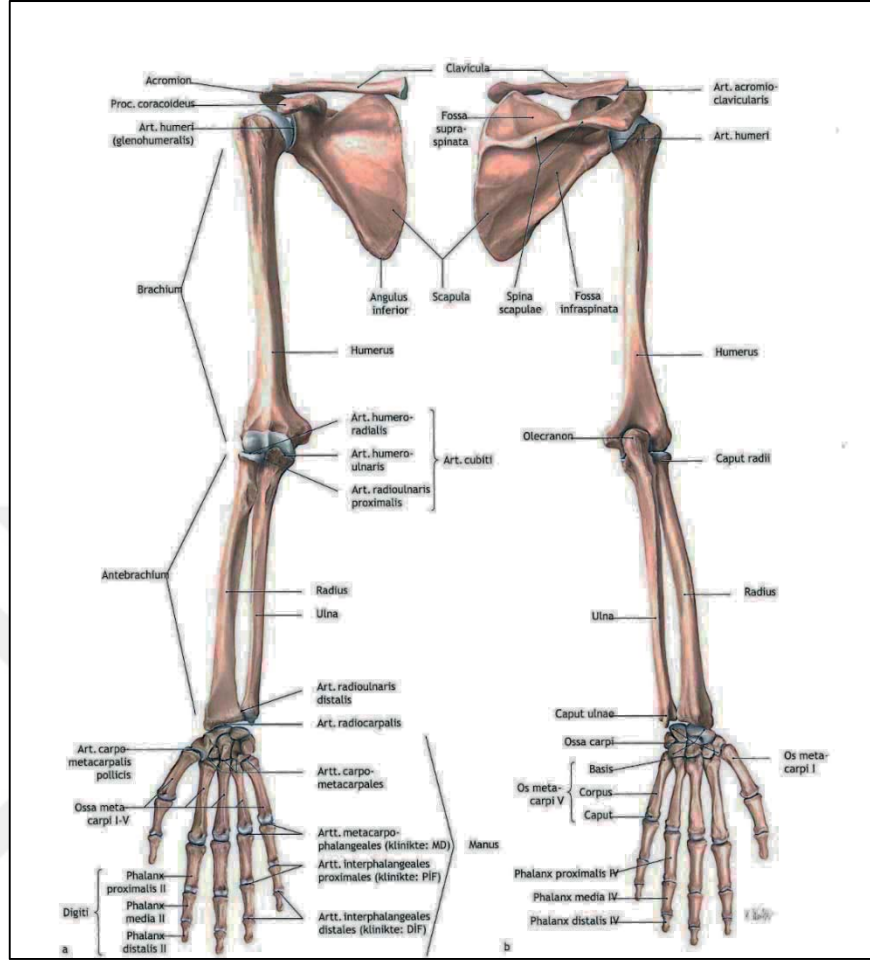
Kaynak: Prometheus Anatomi Atlası s. 217

Radius en proksimal kısmı kaput radiustur (Şekil 3-1). Baş kısmı silindriktir ve humeral kapitulum ve ulnanın radyal çentiği ile eklemlenen eklem diski içerir. Radyal başlığın distalinde, radiusun boynu ve radyal tübrositite vardır - bu, biceps brakii kasının bağlanma bölgesi olan oval bir çıkıntıdır. Radyal tuberosite distalinde pronator ters, pronator quadratus, supinator ve ekstrinsik el kasları dahil olmak üzere çoklu kasların bağlandığı radiusun şaftı bulunur. (Bair ve ark. 2019)

2.2.3.2 İşlev

Radius, ön kolun ve elin, dirseğe eğilmesine ve bastırmasına, esnemesine ve uzamasına ve bileği eklemesine, kaçırmasına, uzatmasına, esnemesine ve çevresine sürmesine izin verir. Pronasyon ve supinasyon, halka şeklindeki ligament ile ulnar çentikte stabilize edilmiş silindirik Şekilli radyal başlık ile karmaşık eklem yapar. Bu düzenleme, radyal başlığın proksimal olarak dönmesine izin verir ve distal yarıçapın anteromedial hareketine neden olur. Distal yarıçap, distal ulna üzerinden geçer ve el ve bilek pronasyonuna izin vermek için ters çevrilir. Bu hareketin tersine çevrilmesi supinasyona izin verir. (Bair 2019, Chowdhury ve Ark. 2018 sn 1657-1670)

Şekil 2. 16: Omuz, kol, ön kol, el kemikleri anatomisi



Kaynak: Prometheus Anatomi atlası s.220

Pronasyon ve supinasyona ek olarak, bu üç eklemlilik yapı, dirsek ekleminde uzama ve fleksiyona izin verir. Dirsek eklemi bir pivot eklemi (radio-kapitellar eklem), bir menteşe eklemi (humero-ulanar eklem) ve ikinci bir pivot eklemdir (proksimal radio-ulanar eklem). Radius, aynı zamanda humerusun kapitulum ile de artiküle olur. Ulnanın olekranonu, önkolun brakiumla bükülüp uzamasına izin veren humerusun trokleası ile birleşir. Proksimal radioulnar eklemin birincil işlevi pronasyon ve supinasyona olanak sağlamak iken, anüler ligament biceps ve brakialis fleksiyonda iki kemik arasındaki yakınlığı korur, fleksiyona neden olur ve iki kemiğin birlikte hareket etmesini sağlar (Bair ve ark. 2019, Chowdhury ve Ark. 2018 sn 1657-1670).

2.2.3.3 Kasları

Önkol kasları iki bölüme ayrılır; arka ve ön. Arka bölüm, temel olarak bilek ekstansiyonu, parmak ekstansiyonu ve ön kol supinasyonunu sağlayan kaslardan oluşur. Ön kompartman çoğunlukla bilek fleksiyonu, parmak fleksiyonu ve önkol pronasyonunda rol oynayan kasları içerir (Bair ve ark. 2019, Chowdhury ve ark 2018 sn 1657-1670).

Ön bölme, yüzeysel, orta ve derin katman olmak üzere üçe ayrılır. Yüzeysel tabakanın kasları, fleksör karpi ulnaris, palmaris longus, fleksör karpi radialis ve pronator teres. Ara kat, tek bir kas içerir, fleksör digitorum superficialis. Posterior tabakanın kasları supinator, abduktor pollicis longus, extensor pollicis brevis, extensor pollicis longus ve extensor indicis kaslarıdır (Bair ve ark. 2019).

2.3 MANİPÜLASYONLAR, KAYROPRAKTİK VE DİĞER TEKNİKLER

2.3.1 Giriş

Manipülasyon, masaj ve traksiyon; tüm dünyada bin yıllardır değişik şekillerde uygulanan tedavi yöntemleridir. Bazen bu tedavi yöntemleri hızlı bir şekilde etkili olduğundan, gittikçe artan bir biçimde halk arasında tercih edilmektedir. Örneğin sadece ABD’de oniki-onyediy milyon Amerikalı’nın doksan milyonun üzerinde manipülasyon yaptırdığını ve bundan memnun kaldıklarını söyleyebiliriz. Bu tedavi şekillerinden yüksek beklenti olmasına rağmen, bu tekniklerin etkinliği konusundaki kanıtların şimdiye kadar tıp dünyası içindeki değerlendirmesi ve gerçek yerini bulması mümkün olmamıştır. Boyun ağrısı muskuloskeletal tedavilerde bel ağrısından sonra en sık karşılaşılan ikinci kas, iskelet rahatsızlığıdır.(Vernon ve ark 2012 s. 1021-1028).

2.3.1.1 Manipülasyon

Manipülasyon, en azından Hipokrat’tan beri dünyanın tüm ülkelerinde yaygın uygulanmakla birlikte, özellikle bu durum ABD ve İngiltere’de sağlık bakım profesyonelleri arasında kuvvetli tepkisel cevapların yükselmesine sebep olmuştur. ABD’de 1890’lardan beri bilimsel manipülasyonu uygulayan osteopatik ve kayropratik tıp okullarının açılmasından sonra, bu durum pratisyenler arasında da tartışmaya sebep olmuştur.

Manuel tedaviler tıp dünyasında günlük yaklaşımda en çok kullanılan işlemlerdir. Bu uygulamalar; hekimler, fizyoterapistler, kayropraktörler, hemşireler, spor antrenörleri, natüropatlar, masaj terapistleri, pratisyenler ve diğer birçok insan tarafından uygulanmaktadır. Manuel tıp uygulamalarına ait en eski yazılı kaynaklar Hipokrat’ın yazılarında, eski Mısır hiyerogliflerindedir ve eski Çin tıp kaynaklarına kadar dayanmaktadır. ABD’de manuel tıbbın kökleri ise Tıp doktoru Andrew Taylor Stil ve onun akranı Daniel David Palmer’le başlamaktadır (Frontera 2014 s. 1713).

2.3.1.1.1 Tanım

Manipülasyonun tanımı değişkendir; bu tedavinin “elleri kullanarak hastayı hareket sisteminde maksimal düzeyde ağrısız hareket açıklığına kavuşturmak ve postüral dengeyi sağlamak üzerine yapılan girişimlerdir” şeklindeki tanımında ortak bir görüş birliği vardır. Daha spesifik olarak omurga manipülasyonu; belirli bir vertebraya ve

omurga bölgesine, sakroiliyak bölge ve kaburgalar dahil, bir hekim veya terapist tarafından uygulanan mekanik bir tedavidir. Bunun esas amacının kayıp olmuş bir omurga hareketini tekrar ortaya çıkarmak olarak söylenebilir. Zorlayıcı olmayan tekniklerdir bunlara mobilizasyon teknikleri denir (Frontera 2014 s. 1713).

Biyomekanik bir bakış açısıyla, komşu omurlar arası veya iskelet ve kas yapılarında yapısal bir hipermobilete veya hipomobilete alanı saptanması, sıklıkla vücudun herhangi bir yerinde problem varlığını gösterir. Eğer bir bölgedeki hareket beklenenden daha kısıtlı veya yetersiz ise, diğer bir bölge bilinen bir hareket tipik olarak eksik hareketi tamamlamaya çalışır. Hatta birkaç derece fazlasını yapar. Örneğin hemiplejisi olan inmeli bir hastada bel ağrısı olduğu zaman, pelvik disfonksiyonda olduğu gibi lomber omurgada da kısıtlanma ve disfonksiyon saptanabilir. Bu tedaviler hastanın bel ağrısında kısmi geçici bir rahatlama meydana getirirse de; eğer esas kısıtlanma ortadan kaldırılamazsa, hastanın ağrı ve disfonksiyonu tekrar geri dönecektir. Bunun dışında bir örnek olarak, hastanın alt ekstremitesinde güçsüzlük varsa, hastanın tek başına yürüme şeklini ve hastanın her iki taraftaki pelvik ve lomber hareketlerini değiştirerek her iki tarafı da etkilediğini görebiliriz. Manipülasyon tek başına nörolojik defisit varlığında bu tür tedavi ile düzeltme yaratamayacağı için uygun değildir. Lomber omurga ve diğer uygun fizyatrik bakımla kombine şekilde uygulanması, hastanın fonksiyonel düzelmesi, bel ve pelvik şikayetlerinin azalması için daha uygun bir yaklaşımdır (Frontera 2014 s. 1714).

2.3.1.2 Manipülatif Tedavi Teknikleri

Direkt ve indirekt tedavi konsepti, manipülatif teknik literatür bakımında Önemlidir. Biraz Önce de belirtildiği gibi muayene yoluyla doğru bir biçimde kas iskelet sistemi disfonksiyonunun yerini saptamak esastır. Tedaviye başlamadan önce, belirgin veya hafif de olsa, eklem hareket kısıtlılığını pasif hareket testine göre tayin etmek gerekir. Bu hareket kısıtlılığına bir bariyer ismi verilir. (Bu durum sonra tam açıklanacaktır). Direkt tedaviler bu bariyerle bağlantılı olup, tedavinin hedefi hareket kısıtlılığını açmak üzerine kurulmuştur. İndirekt tedaviler bu bariyerden ziyade ve bunun yerine eklem hareket sınırları içinde nörorefleksif akımlar yoluyla en çok sıvı akışına imkan veren tedaviyi hedefler (Frontera 2014 s. 1713-4).

2.3.1.2.1 Zorlayıcı Teknikler

Zorlayıcı teknikler faset eklemlerinde tutulma ve kilit ket kısıtlılığını açmaya çalışır. Bu omurun manipülasyon yoluyla pasif olarak hareket ettirilmesi ile, hareket sınırlayıcı bariyer ortadan kaldırılmış olur. Bu ekleme uygulanan yerel bir ufak güç (kuvvet), eklem hareket kısıtlılığı yönünde olmalı ve onu bu pozisyonda tutmalıdır. Özet olarak kontrollü bir zorlayıcı teknik hareket kısıtlılığı yönünde; ufak bir hareket olarak fleksiyon, ekstansiyon, rotasyon veya lateral fleksiyon yönlerinde bariyerleri açmak için uygulanır. Bu teknik uygulamada çoğunlukla işitilen bir “pop” ya da “klik” sesi duyulur. Bu sesin kaynağı sinovyal faset ekleminde kaviteasyon veya nitrojen serbestleşmesine atfedilmiştir. Bu ses refleks kas kontraksiyonunda olduğu durumlarda daha kolay meydana gelir (Frontera 2014 s. 1713-4).

Kayropratik, (chiro-practicos) WHO (Dünya sağlık organizasyonu) Kayropratik rehberine bakarsak (2005); Kayropratik, muskuloskeletal ve nörolojik sistemin bozukluklarının teşhisi, tedavisi ve önlenmesi ve bu bozuklukların genel sağlık üzerindeki etkileri ile ilgili tedavi hizmeti veren, bu alana odaklanan eklem biomekaniğini düzelteren vücudun kendi iyileşme enerjisini açığa çıkaran manuel ya da alet yardımlı tekniklerini içeren bir uzmanlıktır (Yıldız 2013 s. 73-74, WFC).

HVLA kayropratik tedavi modaliteleri belirli bir vektör doğrultusunda uygulanan tedavi edici bir manipülasyondur. Bu manevra fizyolojik eklem hareketini aşmadan, yüksek hızlı ve düşük amplitüdü (HVLA) bir manevra ve uygulamadır. Kayropratik manipülasyon yeri, yönü, uygulama yeri gibi çeşitli fiziksel özellikler içeren biomekanik bir tedavidir. Kişinin doku elastikiyeti ve sertliği bu manevrayı etkilemektedir. (Reed ve ark, 2018).

2.3.1.2.1.1 Servikal Manipülasyon Teknikleri

Servikal manipülasyonlar servikal bölgeye yapılan manipülasyonlardır. Bölgesel olarak alt servikal bölgeye yapılan ve üst servikal bölgeye yapılan olmak üzere iki ye ayrılabilir. Bunlarda kendi içinde hastanın pozisyonuna göre prone, supine ve oturularak yapılan olmak üzere 3 e ayrılır. Çok fazla teknik olmakla beraber bunlardan bazıları fotoğraflarla gösterilmiştir. (Bergmann ve Ark. s. 166-87)

A- Supine

- a. Hypothenar/occiput kaldırma
- b. Hypothenar/occiput itme
- c. Calcaneal/zygomatic itme
- d. Index/atlas itme (Şekil 1A4)

B- Oturarak

- a. Calcaneal/zygomatic çekme (Şekil 1B1)
- b. Index/occiput kaldırma (Şekil 1B2)
- c. Index/occiput itme
- d. Index/atlas itme (Şekil 1B4)
- e. Digit/atlas çekme (Şekil 1B5)

C- Prone

- a. Thenar/occiput itme: distraction (Şekil 1C1)
- b. Thenar/occiput itme: extension (Şekil 1C2)

(Bergmann ve Ark. s. 166-87)

II. Alt Bölge Servikal manipülasyonları

A- Supine

- a. Index/pillar itme (Şekil 2A1)
- b. Index/spinous itme
- c. Thumb/pillar itme (Şekil 2A3)
- d. Thumb/pillar çekme
- e. Digit/pillar çekme
- f. Hypothenar/pillar itme

B- Oturarak

- a. Digit/pillar çekme
- b. Index/pillar itme
- c. Index/spinous itme
- d. Hypothenar/pillar itme

C- Prone

- a. Index/pillar/itme (Şekil 2C3)
- b. Hypothenar/spinous itme (Şekil 2C2)
- c. Bilateral index/pillar itme (Şekil 2C3)

(Bergmann ve Ark. s. 166-87)

Şekil 2. 17: Kayropraktik uygulamaları



2.3.1.2.1.2 Deneyimizde Kullanılan Teknik

Index/Pillar itme

IND: Rotasyonda, lateral fleksiyonda ya da Ekstansiyonda kısıtlılık (C2- C7).

Rotasyon, lateral fleksiyon ya da fleksiyon malpozisyonu (C2–C7).

PP: Hasta yüz üstü yatar Supine.

DP: Masanın baş kısmında durur adjustment uygulanacak taraftadır.

Temas olarak hastaya 45 ile 90 derece arasında bir açıyla durur.

CP: index parmağın Ventrolateral yüzeyi segmental olarak temas eder. Baş parmak ya da hipotenar kısım hastanın yanağında olabilir. Geri kalan parmaklar temas eden parmağa destek olur.

İndex parmağın proksimalini üst servikal vertebralarda distal yüzeyini iste alt servikal segmentlerde kullanınız.

SCP: üst servikal vertebraların posterior artiküler pillar.

IH: başlangıç olarak hastanın kontrolateral tarafata oksipital bölgeden başını destekler.

VEC: posteriordan anteriora saat yönünde veya saat yönünün tersi yönde.

Rotasyon medialden Laterale ve süperiordan inferiora doğru.

P: hastanın başını disfonksiyonun olduğu taraftan bükün ve adjusment kontağı kurun ekstansiyona ya da lateral fleksiyona getirin (disfonksiyona bağlı olarak değişir).

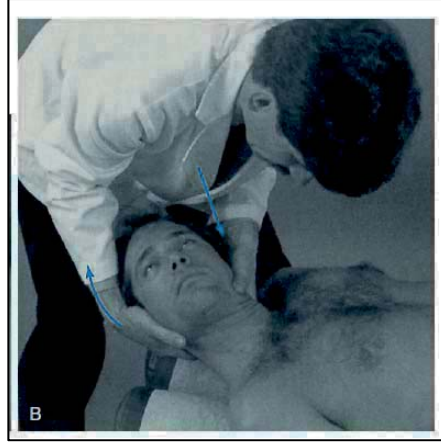
Rotasyon (Şekil 4.2): Superior artiküler pillar ile adjustiv kontak kurun hastanın başını rotasyona alırken hastanın başını lateral fleksiyona getirerek unfizyolojik sınıra kadar yaklaştırın. Saat yönünde ya da saat yönünün tersi yönde itme uygulanırken faset eklem yüzelerinin doğrultusunda olmalı ve önkol bilek dik doğrultusunda ilerlemelidir.

Şekil 2. 18: Rotasyon



Lateral fleksiyon (Şekil 4.3): lateral fleksiyonu azaltmak için başı öne doğru bükün medioinferio doğru itme uygulayın.

Şekil 2. 19: Lateral fleksiyon



Extansiyon: segmental ekstansiyona sebep olmak için posterior pillara anteriora doğru trust uygulayın. Kaynak: (Bergmann ve Ark. s. 180-82)

2.3.1.2.2 Etki Mekanizmasının Hipotezi

Nörofizyolojik değişiklik görüşü, spinal manipülasyonu takiben nörofizyolojik değişiklikler gelişmekte çalışmalar bunların olası mekanizmalarının altında nöromusküler, otonomik ve nöroendokrin değişikliklerdir. Manipülasyonun nörofizyolojik etkileri merkezi sinir sisteminde nöroplastik değişiklikler motor nöron uyarılma farklılaşmaları, kas kuvvet artışı ağrı yolalağı modülasyonu ve merkezi sensitivasyon üzerine etkileri gösterilmiştir (Gyer 2019 s.327-38).

2.3.1.2.3 Manipülatif Tedavi Görüşleri

Manipülasyonun muhtemel tedavi etkileri aşağıdakileri kapsar.

1. Omurga eklem hareket açıklığını kısıtlayan, kontraktüre yol açan ligaman, kapsül, tendon ve fasya gibi yumuşak kontraktil olmayan yapılara pasif germe veya hatta mikrotravma yapmak.
2. Omurga eklem hareket açıklığını kısıtlayan kısalmış, uygun olmayan şekilde kasılmış iskelet kasını gevşetmek. Bu durum, kas içiğinin denge noktasını yeniden ayarlamak veya omurga ekleminin hareket sınırı son noktasındaki afferent aktiviteyi değiştirmek yoluyla afferent dal refleksindeki değişimlerin bir sonucu olarak meydana gelir.

3. Omurilikte proprioseptif veya kinestetik sinyal akışı yoluyla ağrıya karşı kapıyı kapatmak.
4. Endorfin serbestleşmesini sağlamak; ancak daha önce de bildirildiği gibi, bunun olmayacağını söyleyen veriler vardır.
5. Manuel teknikte plasebo etki de var olabilir. İnsanın dokunma veya temasının tedavi faydası görüşü her türlü elle yapılan tedavi durumunda akılda tutulmalıdır.

Buna göre manipülasyonun birçok bilimsel raporla belirtildiği gibi başarılı bir tedavi olduğu açıktır. Eğer hepsinde başarılı değilse problemin nedeni, çok değişik yöntemler ile çalışan uygulayıcıların, çok geniş değişken teknikleri ve tedavi girişimleri olmasından kaynaklanabilir. Kaslarda gevşeme ve omurgada hareket meydana getiren herhangi bir manipülasyon işleminin bir miktar" başarı şansı var gibi gözükmektedir. Çünkü manipülasyon için geliştirilmiş hareketlerinin çoğu başarılı tekniklerden oluşmaktadır. Bu nedenle, her bir tekniğin başarısı, değişik görüşlerin bir değeri olarak kendini gösterir. (Frontera 2014 s. 1719)

2.3.1.2.4 Manipülasyon Seçimi

2.3.1.2.4.1 Riskler ve Yararlar

Manipülatif tedavinin osteopatik ve kayropratik sonuçları; belirli iç organ yararları dışında, iyi bir yapısal biyomekanik etkinlik ve ağrıda rahatlama gibi sistemik yararlar meydana getirmesidir. Ancak geçen 100 yıl içinde manipülasyonla geçici ilişkili komplikasyonlar sadece iki defa bildirilmiştir. Bu nedenle fiziyatrist, manipülasyonun sadece kas-iskelet sistemi üzerine yararları ve zararlarını emin bir şekilde değerlendirmelidir.

Manipülasyonun akut bel ağrısı tedavisinde kesinlikle NSAİİ'ler ve geleneksel tedaviler kadar yararlı olduğu saptanmıştır. Bu nedenle, akut ve kronik bel ağrısı tedavisinde manipülasyonun rahatlama sağlayabileceği konusunda gittikçe artan ortak bir görüş vardır.

2.3.1.3 Hasta Seçimi

Her yeni hastaya genel fiziyatrik muayene yapılmalıdır. Altta yatan yetersizlik mutlaka tespit edilmeli ve tedavi edilmelidir. Bunlar kırık, nörolojik şikayet ve bulgulu disk hernileri, zorlama, gerilme, kopma, yırtılma, kanama ve eklem yaralanmaları gibi sorunlardır. Hastanın yürümesi, postürü, kas tonusu, kas germe refleksleri, elle yapılan kas testi, koordinasyonu, zihinsel durumu ve kafa çiftleri dahil iyi bir fizik muayene yoluyla değerlendirilir refere edilip edilmeyeceğine karar verilebilir. Zorlayıcı ve eklemsel manipülasyon için dikkate alınması gereken belirli kontrendikasyonlar mevcuttur. Bunlar aşağıda tartışılacaktır.

- i. Genellikle vertebral veya segmental düzeyde aranan özellikler.
- ii. Doku yapı anormallikleri (fizyolojik ve patolojik değişiklikler)
- iii. Kısıtlı hareket açıklığı (açısal, rom, azalması)
- iv. Hassasiyet (ağrı, acı, kızarıklık)
- v. Kemik yapının asimetrisi

Pasif vertebral hareket, açıklığa, simetriye, hareketin kalitesine ve tam açıklıkta hareket yapmak için gereken kuvvete göre değerlendirilir. Ayrıca ileri, geri, yanlara eğilme, omurganın dönme hareketi ve interspinöz ligamanlara basmakla hassasiyet alınması; disfonksiyonel durumlar ve eklem hareket kaybı için kullanışlı ipuçlarıdır. Palpasyonla ve derinin yuvarlanması (skin rolling) ile subkutanöz doku değişiklikleri (örn., ödem, fibröz oluşum) disfonksiyon belirtileridir ve bazı pratisyenler, hafif bastırmaya karşı hiperemik cevap ve terleme gibi segmental otonomik değişiklikler var mı diye dikkatlice bakarlar. Kaburgalar, oksiput ve pelvis sıklıkla muayenenin bu kısmında bulunmalıdır. Bu tip pozitif bulgular ile tanımlanan omurga disfonksiyonel kabul edilip, kontrendikasyonlar mevcut olmadıkça, manipülasyon için aday olarak kabul edilir.

Hipermobil vertebral segmentler manipülatif tedaviye uygun değildir; ancak bunlar omurganın başka yerinde hipomobil omurga segmentlerinin varlığına işaret edebilir, bu yüzden omurganın başka yerinde azalmış hareket var mı diye aranmalıdır. Hipomobil segmentler bulunursa, başarılı manipülasyonla hipermobilité düzeltilir. Omurga disfonksiyonu sebeplerinden biri olan omurların birbirlerine bağlı oluşu, araştırma çalışmalarım zor ve büyüleyici kılan Özelliklerindedir. Böyle bir fiziksel muayene, başlangıç muayenesine 5 ila 10 dakika, ardından gelen muayeneye de 5 dakikadan az bir

süre ekler. Manipülasyon yapmayı seçen fiziyatrist tabii ki uygulamayı bu değerlendirmeye göre yüksek tecrübe ve intizam ile yapmalıdır. (Frontera 2014 s. 1722)

2.3.1.4 Manipülasyon Becerisi Edinme

American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation, the American Osteopathic Association, Colleges of Osteopathic Medicine, the American Manual Medicine Association ve diğer kaynaklar, Fiziyatristlerin manipülasyon için gerekli beceriyi kazanması için postdoktora programları vermektedir. Daha başka çeşitli çok sayıda, fiziyatristlerin kullanabileceği, bireysel olarak araştırılması gereken kurslar vardır. Eğitim olanakları genişleyen bu gibi eğitimlere fiziyatri dünyasında artan bir ilgi vardır. Mevcut kullanımlar kişiden kişiye çok değişebilir ve bu becerilerin kullanımı; sağlanacak fayda, kullanım süresi ve ekonomi açısından değerlendirilmelidir. (Frontera 2014 s. 1722)

Herhangi bir hekim de manipülasyon tekniğini öğrenebilir. Bunu öğrenmek pratik yapmaktan geçer ve her hekim bundan keyif almayabilir. Anekdöt olarak söylenebilir ki, zevk almadan teknikleri uygulayan hekim, iyi uygulayamayacaktır.

2.3.1.5 Manipülatif Tedavi için Endikasyonlar

Manipülatif tedavide tanımlanan diğer musküloskeletal durumlara karşın mekanik bel ve boyun ağrısı en sık endikasyondur. Karpal tünel sendromunun ve torasik çıkış sendromunun miyofasyal germe teknikleriyle iyileştiği gösterilmiştir. Göğüs kafesinin, klavikuler ve skapuler hareketin optimize edilmesi, omuz kemeri problemlerinde çok yararlıdır. Egzersizle desteklenmiş manüplasyon, genel sporlar ve tekrarlayıcı kullanım yaralanmalarında uygun biyomekanikleri düzeltmek için kullanılır. (Frontera 2014 s. 1722-23)

- a. Kronik servikal bölge kaynaklı baş ağrısı,
- b. Ani fleksiyon- ekstansiyon zorlanmaları ile ilişkili durumlar,
- c. Lomber spinal stenoz,
- d. Radikülopatiler (sinir hasarı içermeyen basit irritasyonları),
- e. Bel, boyun, sırt disk fitiklarının koruyucu tedavisi,
- f. Akut ve kronik yumuşak doku zorlanmaları,
- g. Burkulmalar,

- h. faset eklem kaynaklı, biyomekanik fonksiyon bozuklukları
- i. tendinitler,
- j. Skolyoz,
- k. Akut ve kronik bel ve boyun ağrısı,
- l. Miyofasiyal ağrı sendromları,
- m. Mesleki ve spor ile ilişkili muskuloskeletal yaralanmalar,
- n. İleri yaş grubunun muskuloskeletal sorunları
- o. Koksiks çıkıkları,
- p. farklı eklem (omuz, sakroiliak eklem, temporo-mandibuler eklem, kalça, diz) fonksiyon bozuklukları (Yıldız 2013 s. 74-75).

2.3.1.6 Yan Etkiler

Spinal manipülatif tedavinin bir takım yan etkileri mevcuttur. Bunlardan en önemlisi, tedaviden sonra ortaya 6 ila 72 saatlik geçici rahatsızlık hissidir. Bu his tedaviden önceki ağrıdan az olmalı ve her başarılı tedaviden sonra azalmalıdır. Erken ya da artmış adet ve terleme gibi küçük otonomik etkiler de bildirilmiştir.

2.3.1.7 Tedavinin Süresi ve Sıklığı

Doğru teşhis ve uygun yapılan tedavi genellikle 2 ila 4 hafta içinde objektif bir düzelme sağlar. 2 ila 4 hafta arasında yeterli hareket açıklığı iyileşmesi sağlanamazsa, teşhis ya da tedavi planını tekrar gözden geçirmek gerekir (Frontera 2014 s. 1722).

2.3.1.8 Kontrendikasyonlar

Genel Kontrendikasyonlar (yapılmasının sakıncalı olduğu durumlar)

- a. İnstabil odontoid,
- b. Akut kırık,
- c. Hematom (spinal kord veya intra kanaliküler),
- d. Kauda equina sendromu
- e. Fragmanlı disk fitiklaşmasıyla birlikte olan ilerleyici nörolojik defisit,
- f. Arnold Chiari malformasyonu, üst omurgada,
- g. Anevrizmal kemik kisti,
- h. Etiyolojisi bilinmeyen hidrosefali,
- i. Odontoid hipoplazi,
- j. Hertürlü kemik tümörleri ya da kemiğe metastazı olan tümörler
- k. fiksasyon/stabilizasyon protezleri,

- l. Kas ya da diğerk yumuşak dokuların neoplastik hastalıkları ya da metastazları,
- m. Pozitif Kerning ya da Lhermit belirtileri,
- n. sifingomiyeli,
- o. Vertebral luksasyon,
- p. Kemik zarı iltihabı

(Yıldız 2013 s. 75)

2.3.1.9 Komplikasyonlar

Açıkça görüldüğü üzere; komplikasyonlar, kontrendikasyonlara rağmen tedavi yapılmaya çalışılınca gerçekleşmektedir. Fakat bu konu, tek cümlelik basit açıklamanın izahı olarak güzel bir biçimde servikal prosedürler ve torakolomber sakral prosedürler olarak ayrılmıştır.

2.3.1.9.1 Servikal Manipülasyon Komplikasyonları

Bir takım servikal omurga manipülasyonu komplikasyonları hakkında (çocuklarda da olmak üzere) geçtiğimiz yıllarda literatürde çeşitli yazılar ortaya çıkmıştır. Özellikle thrusta bağlı hafif geçici reaksiyonlar pek yaygın değildir. Servikal manipülasyonda vertebrobaziler ciddi komplikasyonlar vardır, fakat bunlar da çok az görülmektedir. Çoğu tamamen thrust prosedürlerine bağlıdır, fakat bu yanıltıcı olabilir, çünkü çoğu prosedür thrusting içermektedir. Miyelopati komplikasyonu ise çok daha az gözükmemtedir. Vasküler komplikasyonlarla alakalı incelemenin karmaşık olmasının sebebi, literatürde bu konu hakkında ne kadar olgu olduğu, vertebranın seviyesi, yeri, thrustın yönü, servikal ekstansiyonun derecesi ve hastanın hikayesi gibi konularda yeterli bilginin bulunmamasıdır. Feci olayların çoğu daha ziyade önceden vertebrobaziler sorunları bulunmayan ya da komplikasyonsuz thrust işlemi geçirmiş olan genç hastalarda görülmüştür. Haldeman ve arkadaşları, thrust manipülasyonlarına bağlı vertebrobaziler arter diseksiyonu ile ilgili başka vakalar bulmuşlardır. Servikal manipülasyon için kontrendikasyon teşkil etmeyen durumlarda tedavi görmüş hastalardan yapılan derlemede mantıklı sonuçlar ortaya konmuştur. (Frontera 2014 s. 1723-4)

1. Thrust manipülasyonundan gelişen servikal komplikasyonların insidansı nadirdir, en iyi tahminle 1-1,5 milyon manipülasyonda bir komplikasyon vardır.

2. Herhangi bir hasta için verilen risk oranı rastgele ve tahmin edilemezdir; sensitif ya da spesifik bir indikatör oluşturmaz ve bulgular göstermiştir ki kafaya verilen pozisyon bazen tek başına risk faktörü olabilmektedir.
3. Servikal thrust yönteminde çıkabilecek riskler, diğer tüm thrust yöntemleriyle karşılaştırıldığında çok daha azdır, fakat dosyalardaki yetersizlik sebebiyle bunun ne kadar olduğunu tahmin etmek dahi imkansızdır.
4. Vertebral arterle ilgili bir soruna neden olma ihtimali yüzünden servikal ekstansiyondan kaçınmak mantıklı gözükmemektedir.
5. Vertebrobaziler sistem, servikal spondiloz ya da spinal instabilite olduğunu düşünebileceğimiz herhangi bir durumda, hastada servikal manipülasyondan kaçınmak ihtiyatlı olacaktır.

2.3.2 Servikal Manipülasyon Teknikleri

2.3.2.1 Üst Servikal Manipülasyon Teknikleri

Servikal manipülasyonlar servikal bölgeye yapılan tedavi modeliteleridir. Bölgesel olarak alt servikal bölgeye yapılan ve üst servikal bölgeye yapılan olmak üzere iki ye ayrılabilir. Bunlarda kendi içinde hastanın pozisyonuna göre prone, supine ve oturularak yapılan olmak üzere 3 e ayrılır. Çok fazla teknik olmakla beraber bunlardan bazıları fotoğraflarla gösterilmiştir. (Bergmann ve Ark. s. 166-87)

Index/Pillar itme

IND: Rotasyonda, lateral fleksiyonda ya da Ekstansiyonda kısıtlılık (C2- C7).

Rotasyon, lateral fleksiyon ya da fleksiyon malpozisyonu (C2–C7).

PP: Hasta yüz üstü yatar Supine.

DP: Masanın baş kısmında durur adjustment uygulanacak taraftadır.

Temas olarak hastaya 45 ile 90 derece arasında bir acıyla durur.

CP: index parmağın Ventrolateral yüzeyi segmental olarak temas eder. Baş parmak ya da hipotenar kısım hastanın yanağında olabilir. Geri kalan parmaklar temas eden parmağa destek olur.

İndex parmağın proksimalini üst servikal vertebralarda distal yüzeyini iste alt servikal segmentlerde kullanınız.

SCP: üst servikal vertebraların posterior artiküler pillar.

IH: başlangıç olarak hastanın kontrolateral tarafata oksipital bölgeden başını destekler.

VEC: posteriordan anteriora saat yönünde veya saat yönünün tersi yönde.

Rotasyon medialden Laterale ve süperiordan inferiora doğru.

P: hastanın başını disfonksiyonun olduğu taraftan bükün ve adjusment kontağı kurun ekstansiyona ya da lateral fleksiyona getirin (disfonksiyona bağlı olarak değişir).

Rotasyon (Şekil 4.2): Superior artiküler pillar ile adjustiv kontak kurun hastanın başını rotasyona alırken hastanın başını lateral fleksiyona getirerek unfizyolojik sınıra kadar yaklaştırın. Saat yönünde ya da saat yönünün tersi yönde itme uygulanırken faset eklem yüzelerinin doğrultusunda olamlı ve önkol bilek dik doğrultusunda ilerlemelidir.

Lateral fleksiyon (Şekil 4.3): lateral fleksiyonu azaltmak için başı öne doğru bükün medioinferio doğru itme uygulayın.

Extansiyon: segmental ekstansiyona sebep olmak için posterior pillara anteriora doğru trust uygulayın. (Bergmann ve Ark. s. 180-82)

2.4. FİZİK

2.4.1 Gücün Tanımı

Fizikte güç, birim zaman başına yapılan iş olarak tanımlanır. Yapılan bir iş için, kısa teslimat süreleri için güç daha büyüktür. En basit durumda, iş için bir kuvvet tarafından yapılır, Kuvvete “ F “ diyelim güce “P” diyelim. Yer değişimine “ds” “t” ise zamanı “dt” zaman değişimin bildirir ise. Kuvvet tarafından yapılan iş (dW= F x ds) dir (şekil 5.1). Bir diğer yandan Güç, zaman intervaline bölünürse de kuvvet elde edilir (Bettini ve Ark. Sn:91-3).

Şekil 2. 20: Güç, Kuvvet ve Hız formülleri.

$$w = \frac{dW}{dt} = \mathbf{F} \cdot \frac{ds}{dt} = \mathbf{F} \cdot \mathbf{v}.$$

Kaynak: Alessandro Bettini ve Ark. S. 92

Kısaca, güç maddeye kuvvet tarafında birim zamanda uygulanan kuvvettir. Eğer kuvvet pozisyonun bir fonksiyonuysa, kesinlikle kuvvet bulunduğu noktadaki etkisiyle değerlendirilmedir (Bettini ve Ark. Sn:91-3).

Gücün fiziksel boyutları, işin zamana bölünmesiyle elde edilir. Gücün birimi James Watt (1736-1819) 1 saniyede yapılan 1 joule'lük (1 W = 1 J/1 s) iş için formülize edilmiştir. Aklınızda canlandırabilmeniz için örnekleme gerekirse 1 su bardağı suyu 1 saniyede 1 metre yükseğe kaldırırsanız 1 watt'lık iş yapmış olursunuz (Bettini ve Ark. Sn:91-3).

2.4.2 Tork

Tork, kuvvet momenti ya da döndürme momenti, olarak tanımlana bilir. Kuvvetin cismi bir ekseninde ya da dayanak noktasının etrafında döndürme kabiliyetidir. Kuvvet itme veya çekme şeklinde olabilir. Tork cismin döndürülmesidir (Lüders ve Ark. s. 96-8).

Tablo 2. 2: Temel Fizik İlkeleri

Equation of motion force F $a = \frac{\text{force } F}{\text{mass } m}$	(3.3)	4	Equation of motion for rotations torque M $\dot{\omega} = \frac{\text{torque } M}{\text{moment of inertia } \Theta}$	(6.7)
$\frac{\text{force } F}{\text{displacement } x} =$ spring constant D	(4.15)	5	$\frac{\text{torque } M}{\text{angle } \beta} =$ torsion coefficient D^*	(6.3)
Oscillation frequency $\nu = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{D}{m}}$	(4.16)	6	Oscillation frequency $\nu = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{D^*}{\Theta}}$	(6.13)
Work $W = \int F_x dx$	(5.1)	7	Work $W = \int M d\beta$	
Kinetic energy $E_{\text{kin}} = \frac{1}{2} mu^2$	(5.13)	8	Kinetic energy $E_{\text{kin}} = \frac{1}{2} \Theta \omega^2$	(6.5)
Momentum $p = mu$	(5.24)	9	Angular momentum $L = \Theta \omega$	(6.14)
Power $\dot{W} = Fu$	(5.35)	10	Power $\dot{W} = M\omega$	
Force $F = \frac{dp}{dt}$	(5.41)	11	Torque $M = \frac{dL}{dt}$	(6.15)

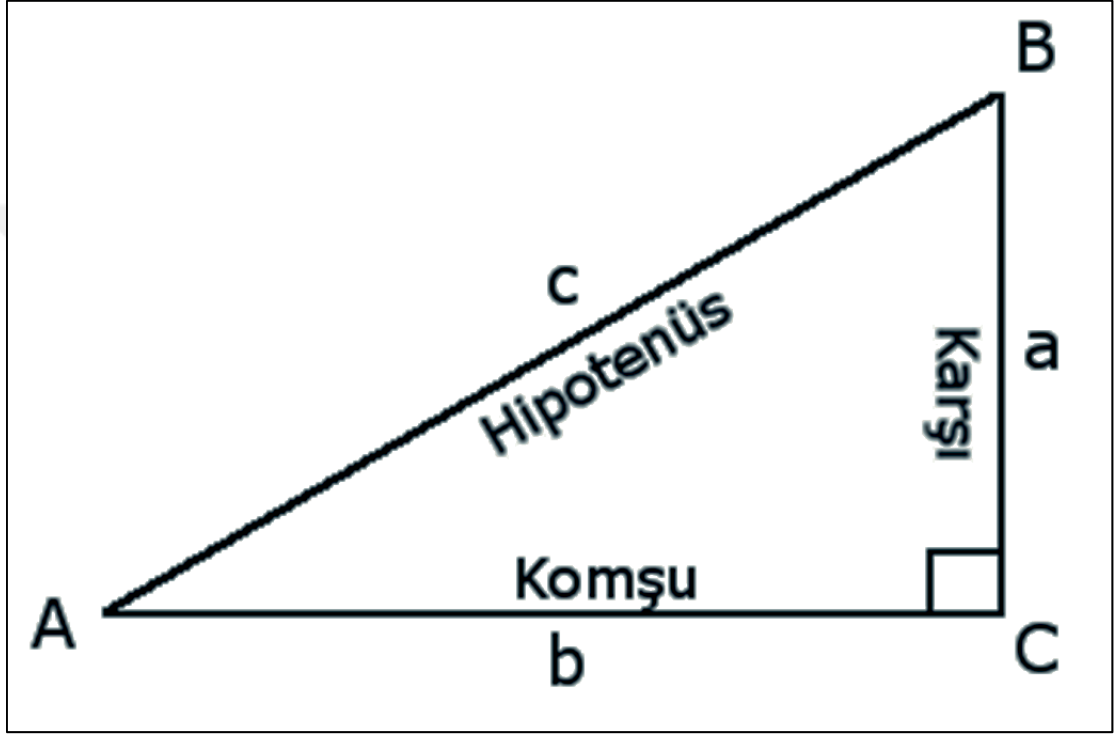
Kaynak: Lüders ve ark s. 97

2.5. MATEMATİK VE TRİGONOMETRİ

2.5.1 Kosinüs

Bir açının yanındaki kenarının hipotenüse oranına kosinüs denir (Şekil 6.1).

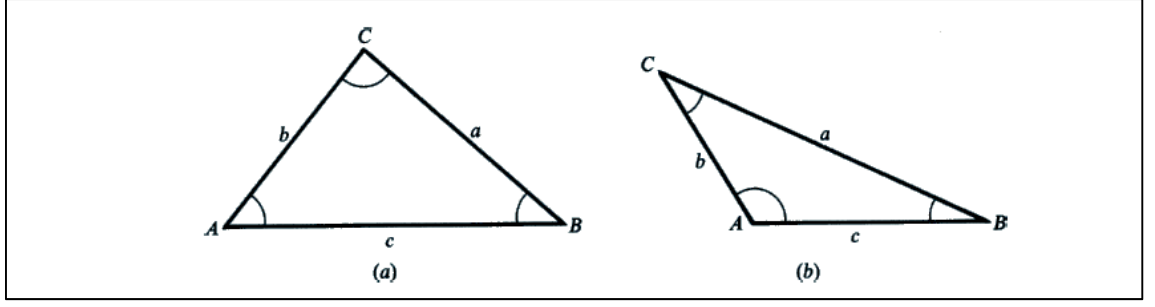
Şekil 2. 21: Dik üçgen



Kaynak: <https://trigonometri-hesaplama.hesabet.com> [Erişim Tarihi: 30 Haziran 2019]

Humerus ve Radius arasındaki dirsek açısının 60° , 90° ve 120° göre ayarlayarak aslında kuvvet kolunun uzunluğunu değiştirmiş oluruz. Kosinüs kanuna göre (açı= X , $0^\circ < X < 180^\circ$) açı büyüdükçe “a” ve “b” üçgenin kenarları ise üçüncü kenar “c” açı artıkça büyür. Bunun ifadesi ve matematiksel kanıtı şöyledir.

Şekil 2. 22: Kosinüs teoremi



Kaynak: (Moyer ve ark 2018 s. 110)

Her hangi bir ABC üçgeninde her hangi iki kenarın karesinin toplamından, iki kenarının çarpımını aralarındaki açının kosinüsü ile çarpılıp çıkarılması ile karşı kenarın karesi elde edilir.

$$a^2 = b^2 + c^2 - 2bc \cos A$$

$$b^2 = a^2 + c^2 - 2ac \cos B$$

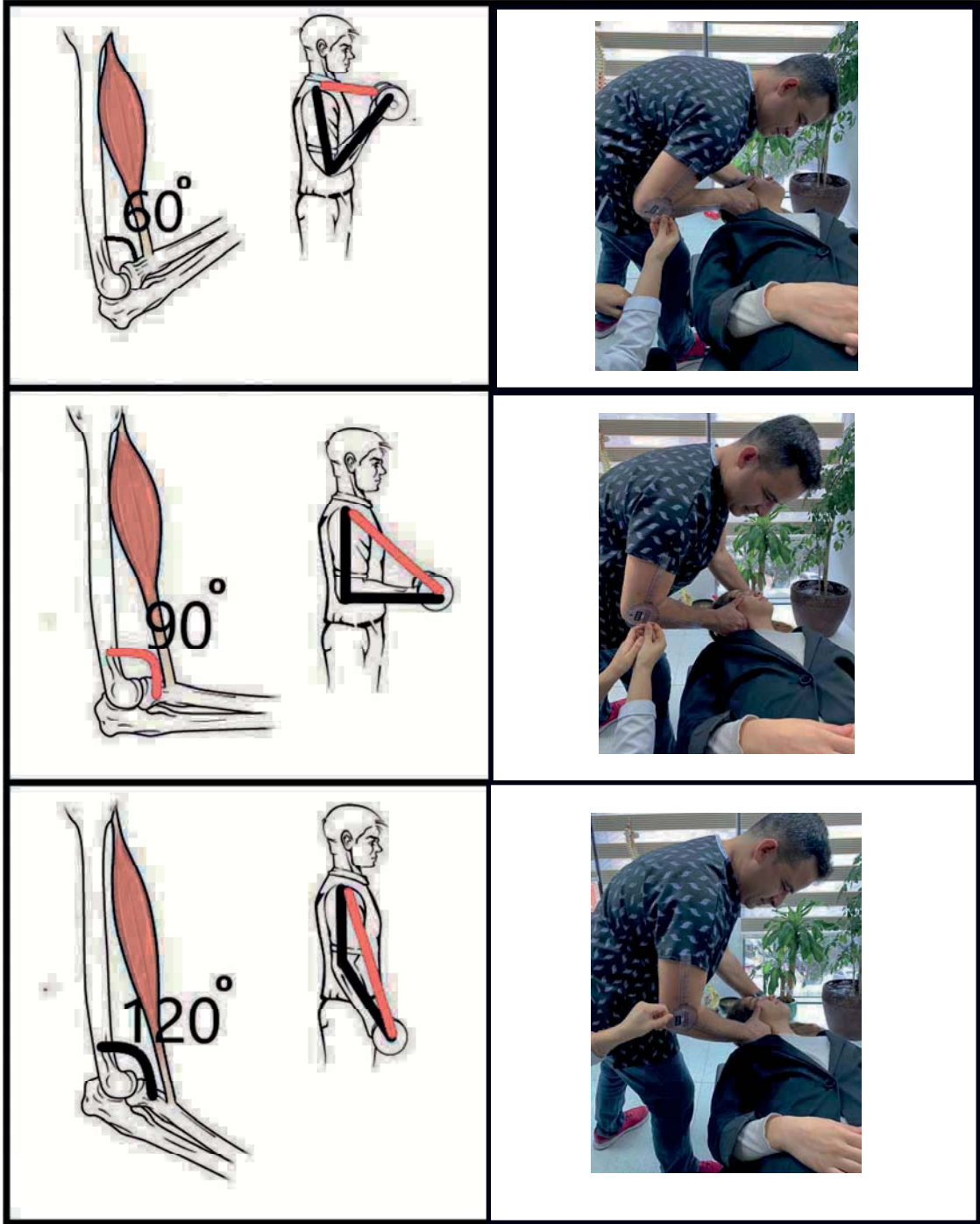
$$c^2 = a^2 + b^2 - 2ab \cos C$$

Şekil 2. 23: sinüs, kosinüs, tanjant ve kotanjant değerleri.

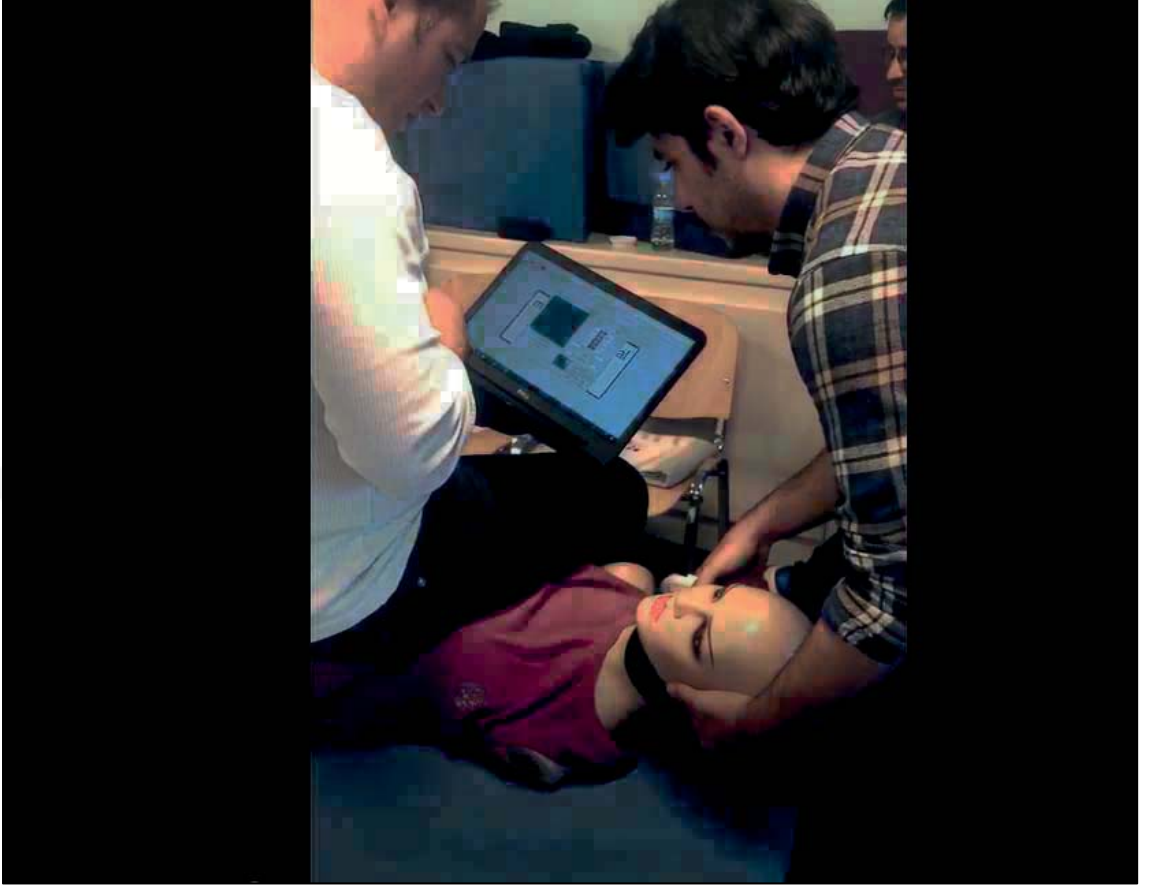
angle	0°	30°	45°	60°	90°	120°	135°	150°	180°
	0	$\pi/6$	$\pi/4$	$\pi/3$	$\pi/2$	$2\pi/3$	$3\pi/4$	$5\pi/6$	π
sin	$\frac{\sqrt{0}}{2}$	$\frac{\sqrt{1}}{2}$	$\frac{\sqrt{2}}{2}$	$\frac{\sqrt{3}}{2}$	$\frac{\sqrt{4}}{2}$	$\frac{\sqrt{3}}{2}$	$\frac{\sqrt{2}}{2}$	$\frac{\sqrt{1}}{2}$	$\frac{\sqrt{0}}{2}$
cos	$\frac{\sqrt{4}}{2}$	$\frac{\sqrt{3}}{2}$	$\frac{\sqrt{2}}{2}$	$\frac{\sqrt{1}}{2}$	$\frac{\sqrt{0}}{2}$	$-\frac{\sqrt{1}}{2}$	$-\frac{\sqrt{2}}{2}$	$-\frac{\sqrt{3}}{2}$	$-\frac{\sqrt{4}}{2}$
tan	$\sqrt{\frac{0}{4}}$	$\sqrt{\frac{1}{3}}$	$\sqrt{\frac{2}{2}}$	$\sqrt{\frac{3}{1}}$	■	$-\sqrt{\frac{3}{1}}$	$-\sqrt{\frac{2}{2}}$	$-\sqrt{\frac{1}{3}}$	$-\sqrt{\frac{0}{4}}$
cot	■	$\sqrt{\frac{3}{1}}$	$\sqrt{\frac{2}{2}}$	$\sqrt{\frac{1}{3}}$	0	$-\sqrt{\frac{1}{3}}$	$-\sqrt{\frac{2}{2}}$	$-\sqrt{\frac{3}{1}}$	■
csc	■	$\frac{2}{\sqrt{1}}$	$\frac{2}{\sqrt{2}}$	$\frac{2}{\sqrt{3}}$	$\frac{2}{\sqrt{4}}$	$\frac{2}{\sqrt{3}}$	$\frac{2}{\sqrt{2}}$	$\frac{2}{\sqrt{1}}$	■
sec	$\frac{2}{\sqrt{4}}$	$\frac{2}{\sqrt{3}}$	$\frac{2}{\sqrt{2}}$	$\frac{2}{\sqrt{1}}$	■	$-\frac{2}{\sqrt{1}}$	$-\frac{2}{\sqrt{2}}$	$-\frac{2}{\sqrt{3}}$	$-\frac{2}{\sqrt{4}}$

Kaynak: <http://www.ambrsoft.com/Equations/Trigonometry/Trigonometry.htm> [Erişim Tarihi: 8 Ağustos 2019]

Şekil 2. 24: Aç ı uygulama eşleştirmesi



Şekil 2. 25: cansız manken üzerine yerleştirilen microfet2 cihazı üzerine bilgisayar bağlantısı vasıtasıyla yapılan servikal manipülasyon.



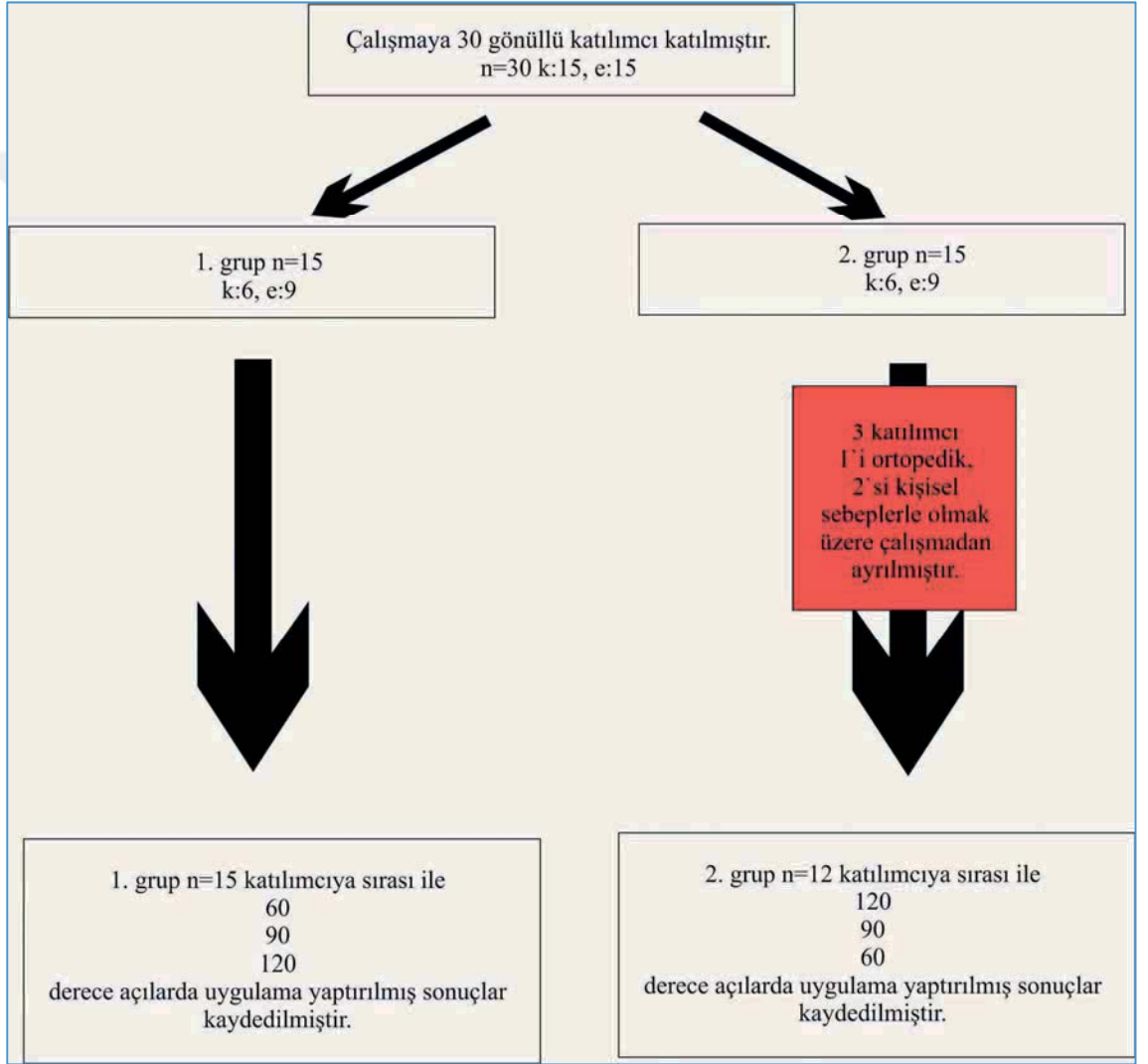
3. VERİ VE YÖNTEM

3.1 Gönüllü Seçimi

Bu çalışma Bahçeşehir Üniversitesi Kayropratik Tezli Yüksek Lisans bölümünden mezun, mezun Tez Aşamasında ve 2. Sınıf Servikal manipülasyon dersi almış öğrenciler katıldı.

3.2 Akış Şeması

Şekil 3.1.1 Akış şeması



MicroFET[®]2 olarak geçmektedir cihazın adı Amerika birleşik devletlerinde üretilmiştir. Hoggan Scientific, LLC. Firması tarafından üretilmektedir. Üretici firma 1961 yılında kurulmuştur. Ölçüm aralığı 0-300 lbs (kuvvet) tir. pounds (lbs.), Newtons (N), or kilogram-force (kgf) olmak üzere 3 birimde ölçüm yapabilmektedir. Düşük Eşik - 0,8 lb ila 300 lbs. 0,1 lb artışlarla ve Yüksek Eşik - 3,0 lbs. 300 lbs. 0,1 lb artışlarla yapabilmektedir.

Şekil 3. 1: Mikrofet2 cihazı, kutu ve aksesuarları.



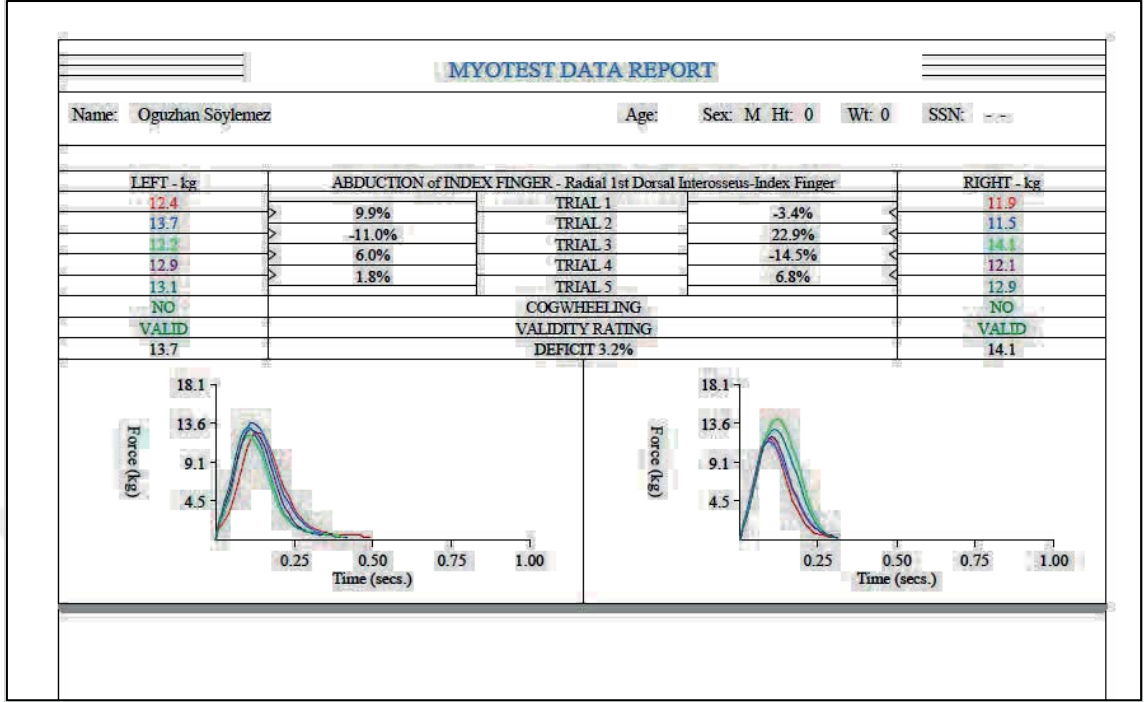
<https://hogganscientific.com/product/microfet2-muscle-tester-digital-handheld-dynamometer> [Erişim Tarihi: 15 Kasım 2019]

Şekil 3. 2: Mikrofet yazılımına ait yazılım

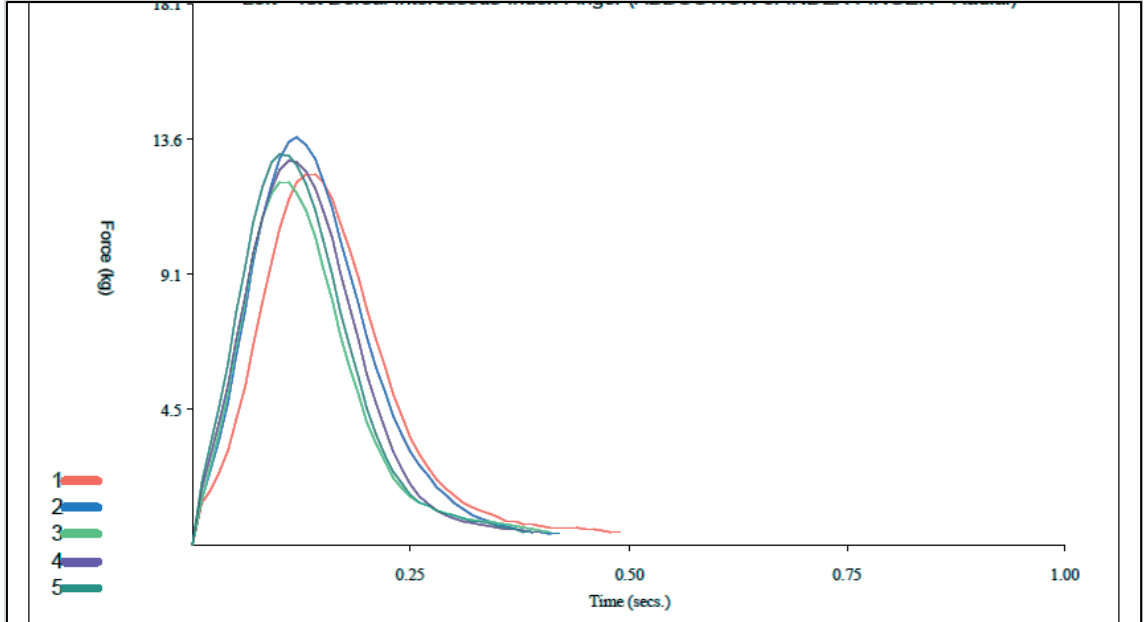


Kaynak: software <https://hogganscientific.com/accessories/> [Erişim Tarihi: 15 Kasım 2019]

Şekil 3. 3: Microfet2 programı vasıtasıyla kayıt edilen grafikler.



Şekil 3. 4: Mikrofet2 programı vasıtasıyla kayıt edilen ve imagej vasıtasıyla üzerinde ölçüm yapılan grafikler.



Yazılımı FET Veri Toplama Yazılımı Paketi Bu kas test cihazı / dijital el dinamometresi programı araştırma ve eğitim uygulamaları için tasarlanmıştır. Program aynı anda ham test verilerini yakalar ve aynı zamanda verinin gerçek zamanlı grafiğini görüntüler.

Veriler virgülle ayrılmış değerler (CSV) biçiminde kaydedilir ve daha fazla analiz için çoğu elektronik tablo programında açılabilir. Verileri bilgisayara gerçek zamanlı olarak wi fi kanalı üzerinden aktarmaktadır.

Microfet 2 cihazı kullanılarak yapılmış 15 den fazla bilimsel makale bulunmaktadır. (15 Kasım 2019) <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=microfet>

Wireless kullanım için tavsiye edilen mesafa 25 feet ya da 7.6 metredir.

Gönüllülerin dirsek açısının ölçümünde İmagej programı dijital görüntüler üzerinde ölçüm yapmaya yarayan bir programdır. 2268 den fazla bilimsel makale ve araştırmada kullanılmıştır. (15 Kasım 2019) <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=imagej>

3.3 Verilerin Analizi

Çalışma kapsamında 27 fizyotepistin (15 erkek, 12 kadın) 60°, 90° ve 120° derecelerde boyun bölgesine yaptığı girişim için kuvvet ve zaman ölçülerek kayıt altına alınmış bu metriklerden güç hesabına gidilmiştir. Bu parametrelerin hem toplam hem de kadın ve erkeklerin kendi içinde hem de kadın ve erkekler arasında farklılık gösterip göstermediği incelenmiştir.

Veri ve grafikleri incelerken ImageJ programı kullanılmıştır. İmagej programı dijital görüntüler üzerinde ölçüm yapmaya yarayan bir programdır. 2268 den fazla bilimsel makale ve araştırmada kullanılmıştır. [Erişim Tarihi: 15 Kasım 2019] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=imagej>

Veri sayısının düşük olması ve parametrelerin tümünün normal dağılım göstermemesi nedeniyle gruplar arası karşılaştırmalarda Kruskal Wallis veya Mann Whitney U testleri kullanılmıştır. Çalışma kapsamında verilerin değerlendirilmesi için SPSS 25.0 paket programından faydalanılmıştır.

4. BULGULAR

Çalışma kapsamında yer alan parametrelerin toplam ve cinsiyet ayrımında normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov- Smirnov testi ile sınınmıştır. Toplama göre ve erkeklerde 60° ve 120° süre, erkeklerde ise sadece 60° süre normal dağılıma uymamaktadır ($p<0,05$) (Tablo 1.3).

Tablo 4. 3: Tüm parametlerin toplam ve cinsiyet ayrımında normal dağılıma uygunluk testi

Parametreler		Toplam (n:27)		Erkek (n:15)		Kadın	
		KS Değeri	P değeri	KS Değeri	P değeri.	KS Değeri	P değeri
Kuvvet (kg)	60°	0,137	0,200*	0,198	0,118*	0,118	0,200*
	90°	0,158	0,082*	0,144	0,200*	0,194	0,200*
	120°	0,079	0,200*	0,124	0,200*	0,134	0,200*
Süre (ms)	60°	0,236	0,000	0,322	0,000	0,267	0,018
	90°	0,150	0,125*	0,146	0,200*	0,203	0,187*
	120°	0,188	0,015	0,250	0,012	0,186	0,200*
Güç (kg/ms)	60°	0,153	0,103*	0,174	0,200*	0,140	0,200*
	90°	0,124	0,200*	0,154	0,200*	0,183	0,200*
	120°	0,126	0,200*	0,150	0,200*	0,193	0,200*

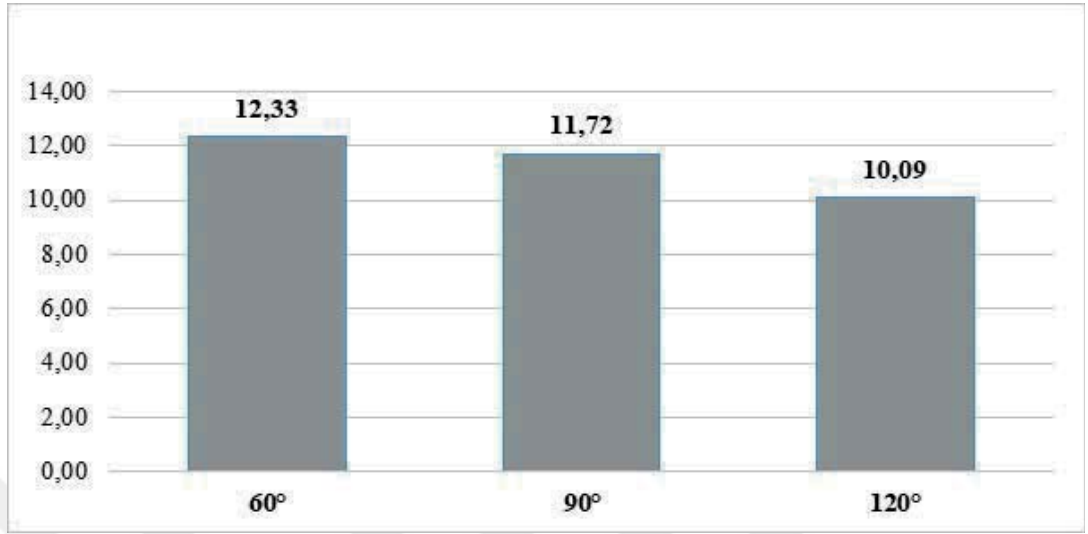
* $p>0,05$ (normal dağılıma uygun)

4.1 Gruplar İçi Karşılaştırmalar

İşlem sonuçlarının farklı derecelerde farklılık gösterip göstermediğini anlamak amacıyla çalışma kapsamında yer alan 3 derece arasında karşılaştırmalar yapılmıştır.

Elde edilen sonuçlara göre 60°, 90° ve 120° derecelik açılar arasında uygulanan kuvvet açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0,05$). Açılı arttıkça kuvvet azalmaktadır. Hangi açılar arasında farklılık olduğunu anlamak amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 60° uygulanan kuvvetin 120° uygulanan kuvvete göre anlamlılık yaratacak şekilde daha yüksek olduğu sonucu bulunmuştur (Tablo 1.4).

Tablo 4. 4: Tüm örneklemin 60°, 90° ve 120° derecelerde kuvvet parametresine ilişkin karşılaştırma



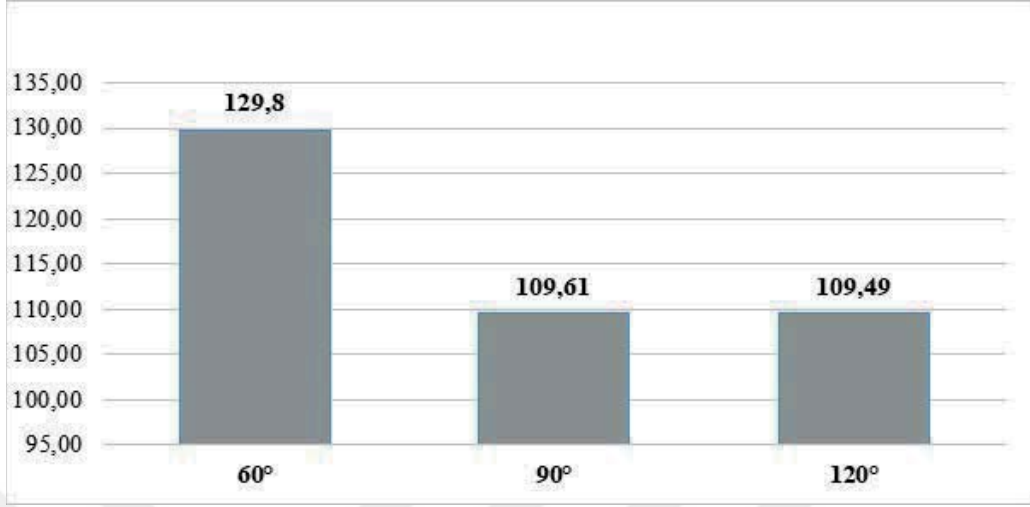
Tablo 4. 5: Tüm örneklemin 60°, 90° ve 120° derecelerde kuvvet parametresine ilişkin karşılaştırma

Parametreler	Tüm örneklem (n=27)			Kruskal Wallis H değeri	sd	p değeri	Gruplar Arası Farklılıklar
	Art.Ort. ± SS (Min-Maks)						
	60°	90°	120°				
Kuvvet (kg)	12,33±3,37 (5,75- 22,48)	11,72±3,47 (5,00- 21,18)	10,09±2,65 (4,98- 16,45)	6,856	2	0,032*	60° >120°

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

60°, 90° ve 120° derecelik açılar arasında süre açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0.05) (Tablo 1.5).

Şekil 4. 1: Tüm örneklemin 60°, 90° ve 120° derecelerde süre parametresine ilişkin karşılaştırma



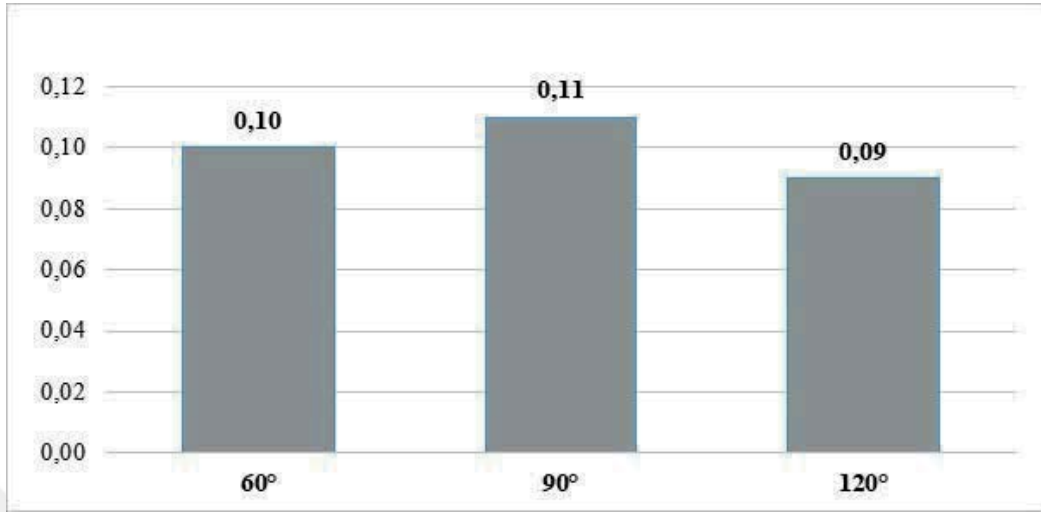
Tablo 4. 6: Tüm örneklemin 60°, 90° ve 120° derecelerde süre parametresine ilişkin karşılaştırma

Parametreler	Tüm örneklem (n=27)			Kruskal Wallis H değeri	s d	p değeri	Gruplar Arası Farklılıklar
	Art.Ort. ± SS (Min-Maks)						
	60°	90°	120°				
Süre (ms)	129,8±57,1 6 (67,35-329,95)	109,61±25,3 5 (60,26-195,44)	109,49±25,6 4 (69,6-167,83)	2,439	2	0,295	

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

60°, 90° ve 120° derecelik açılar arasında güç açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0.05) (Tablo 1.7).

Şekil 4. 2: Tüm örneklemin 60°, 90° ve 120° derecelerde güç parametresine ilişkin karşılaştırma



Tablo 4. 7: Tüm örneklemin 60°, 90° ve 120° derecelerde güç parametresine ilişkin karşılaştırma

Parametreler	Tüm örneklem (n=27)			Kruskal Wallis H değeri	sd	p değeri	Gruplar Arası Farklılıklar
	Art.Ort. ± SS (Min-Maks)						
	60°	90°	120°				
Güç (kg/ms)	0,10±0,04 (0,04- 0,20)	0,11±0,03 (0,06- 0,18)	0,09±0,03 (0,05- 0,16)	3,145	2	0,208	

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

Kadınların 60°, 90° ve 120° derecelik açılarda uyguladığı kuvvetler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Açılı arttıkça kuvvet düşme eğilimindedir (Tablo 1.8).

Kadınların 60°, 90° ve 120° derecelik açılarda elde ettiği süre açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$). Kuvvetler benzer şekilde açılı arttıkça süre kısalmaktadır (Tablo 1.8).

Kadınların 60°, 90° ve 120° derecelik açılarda uyguladığı güç açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 1.8).

Tablo 4. 8: Kadınların 60°, 90° ve 120° derecelerde kuvvet, süre ve güç parametrelerine ilişkin karşılaştırma

Parametreler	Kadınlar Grubu (n=12)			Kruskal Wallis H değeri	sd	p değeri
	Art.Ort. ± SS (Min-Maks)					
	60°	90°	120°			
Kuvvet (kg)	11,80±2,98 (5,75-16,82)	11,46±4,01 (5,00-21,18)	9,22±2,22 (4,98-12,78)	5,425	2	0,066
Süre (ms)	135,34±56,52 (67,35- 261,99)	110,08±34,43 (60,26- 195,44)	108,90±28,84 (69,6-167,83)	1,545	2	0,462
Güç (kg/ms)	0,09±0,02 (0,05-0,13)	0,10±0,02 (0,06-0,14)	0,09±0,02 (0,05-0,11)	3,990	2	0,136

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

Erkeklerin 60°, 90° ve 120° derecelik açılarda uyguladığı kuvvetler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0.05). Açı arttıkça kuvvet düşme eğilimindedir (Tablo 1.9).

Erkeklerin 60°, 90° ve 120° derecelik açılarda elde ettiği süre açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0.05). 60°'den 90° açısı arttıkça kuvvet düşerken 90°'den 120°'ye artışta kuvvet benzer değerlere sahip olmaktadır (Tablo 1.8).

Erkeklerin 60°, 90° ve 120° derecelik açılarda uyguladığı güç açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0.05) (Tablo 1.8).

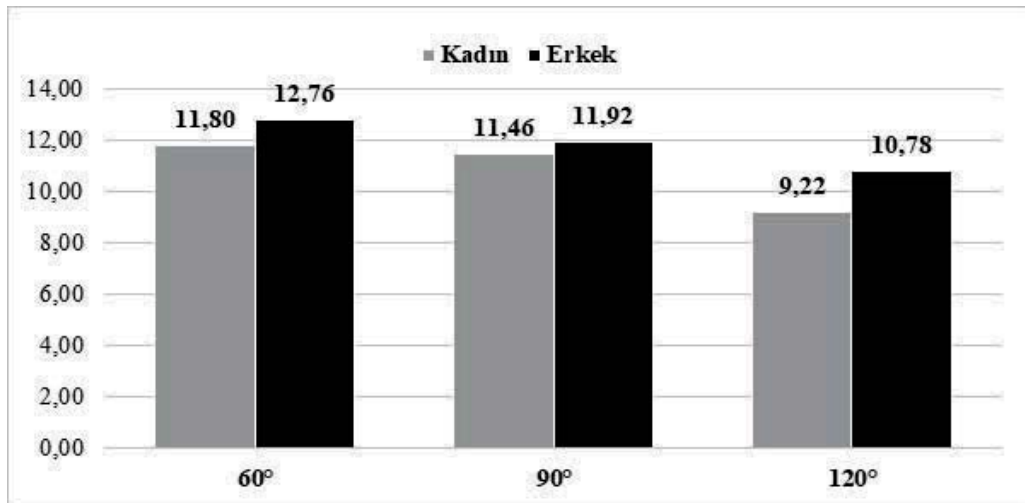
Tablo 4. 9: Erkeklerin 60°, 90° ve 120° derecelerde kuvvet, süre ve güç parametrelerine ilişkin karşılaştırma

Parametreler	Erkekler Grubu (n=15)			Kruskal Wallis H değeri	sd	p değeri
	Art.Ort. ± SS (Min-Maks)					
	60°	90°	120°			
Kuvvet (kg)	12,76±3,70 (7,55-22,48)	11,92±3,09 (6,60-19,73)	10,78±2,83 (5,85-16,45)	1,969	2	0,374
Süre (ms)	125,37±59,24 (89,72- 329,95)	109,23±16,17 (90,53- 144,99)	109,96±23,81 (82,05-156,54)	0,812	2	0,666
Güç (kg/ms)	0,11±0,04 (0,04-0,2)	0,11±0,04 (0,06-0,18)	0,1±0,03 (0,06-0,16)	0,823	2	0,663

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

Her açıda erkeklerin uyguladığı kuvvet kadınlara göre daha yüksektir fakat iki cinsiyet arasında uygulanan kuvvet açısından herhangi bir derecede istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 1.9).

Şekil 4. 3: Kuvvet parametresine ilişkin 60°, 90° ve 120° derecelerde kadın ve erkeklerin gruplar arası karşılaştırması



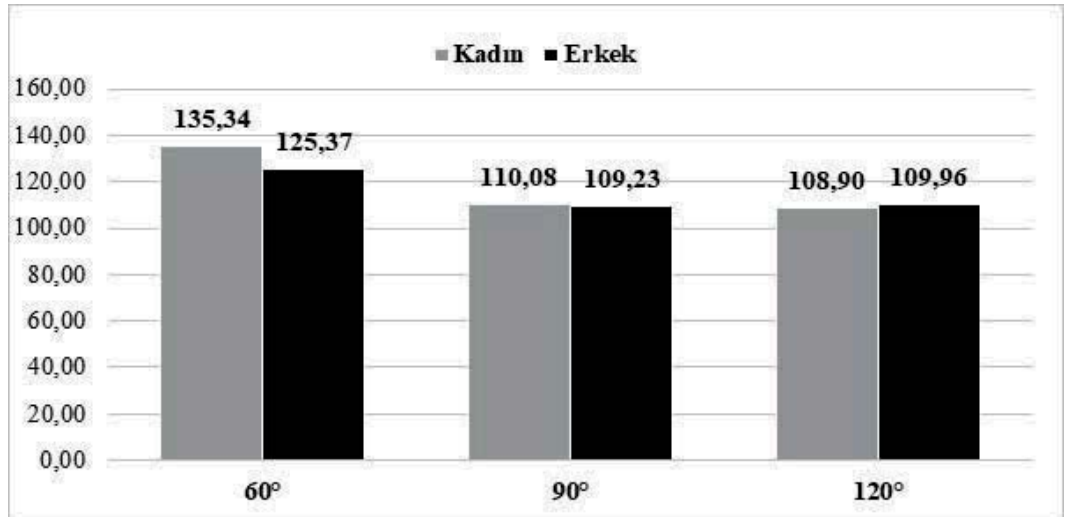
Tablo 4. 10: Kuvvet parametresine ilişkin 60°, 90° ve 120° derecelerde kadın ve erkeklerin gruplar arası karşılaştırması

Parametreler		Art.Ort. ± SS (Min-Maks)		Mann Whitney U Değeri	Z Değeri	p değeri
		Kadın Grubu (n:12)	Erkek grubu (n:15)			
Kuvvet (kg)	60°	11,80±2,98 (5,75-16,82)	12,76±3,70 (7,55-22,48)	83,500	-0,317	0,751
	90°	11,46±4,01 (5,00-21,18)	11,92±3,09 (6,6-19,73)	83,000	-0,342	0,733
	120°	9,22±2,22 (4,98-12,78)	10,78±2,83 (5,85-16,45)	63,000	-1,317	0,188

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

60° ve 90° derecelerde kadınların geçirdiği süre erkeklere göre daha uzunken 120° derecede erkeklerin geçirdiği süre kadınlara göre daha yüksektir fakat iki cinsiyet arasında geçirilen süre açısından herhangi bir derecede istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır ($p>0.05$) (Tablo 1.10).

Şekil 4. 4: Süre parametresine ilişkin 60°, 90° ve 120° derecelerde kadın ve erkeklerin gruplar arası karşılaştırması



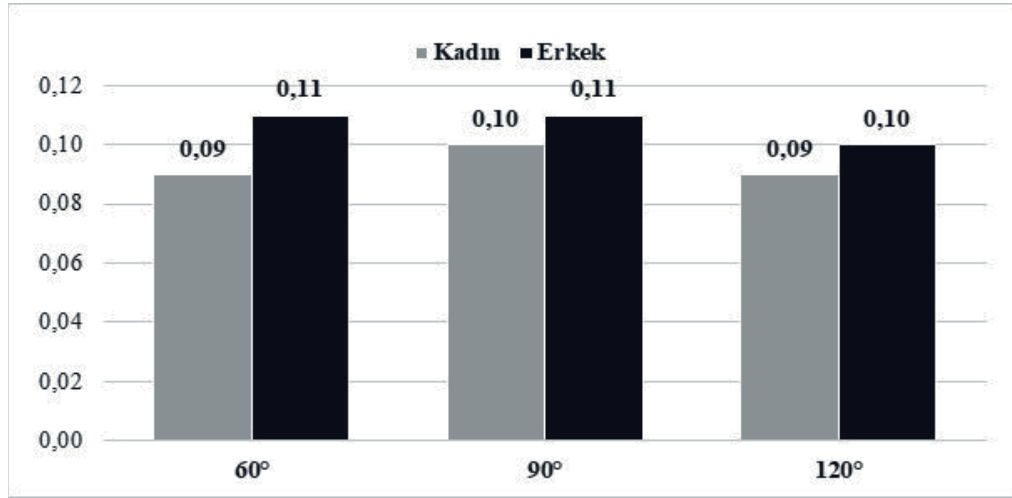
Tablo 4. 11: Süre parametresine ilişkin 60°, 90° ve 120° derecelerde kadın ve erkeklerin gruplar arası karşılaştırması

Parametreler		Art.Ort. ± SS (Min-Maks)		Mann Whitney U Değeri	Z Değeri	p değeri
		Kadın Grubu (n:12)	Erkek grubu (n:15)			
Süre (ms)	60°	135,34±56,52 (67,35- 261,99)	125,37±59,24 (89,72-329,95)	78,000	-0,586	0,558
	90°	110,08±34,43 (60,26- 195,44)	109,23±16,17 (90,53-144,99)	84,000	-0,293	0,770
	120°	108,90±28,84 (69,60- 167,83)	109,96±23,81 (82,05-156,54)	85,000	-0,244	0,807

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

Her açıda erkeklerin gücü kadınlara göre daha yüksektir fakat iki cinsiyet arasında güç açısından herhangi bir derecede istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamaktadır (p>0.05) (Tablo 1.11).

Şekil 4. 5: Güç parametresine ilişkin 60°, 90° ve 120° derecelerde kadın ve erkeklerin gruplar arası karşılaştırması



Tablo 4. 12: Güç parametresine ilişkin 60°, 90° ve 120° derecelerde kadın ve erkeklerin gruplar arası karşılaştırması

Parametreler		Art.Ort. ± SS (Min-Maks)		Mann Whitney U Değeri	Z Değeri	p değeri
		Kadın Grubu (n:12)	Erkek grubu (n:15)			
Güç (kg/ms)	60°	0,09±0,02 (0,05-0,13)	0,11±0,04 (0,04-0,20)	65,500	-1,204	0,229
	90°	0,10±0,02 (0,06-0,14)	0,11±0,04 (0,06-0,18)	79,000	-0,541	0,588
	120°	0,09±0,02 (0,05-0,11)	0,10±0,03 (0,06-0,16)	64,500	-1,253	0,210

*p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001

5. TARTIŞMA

Bu çalışmada Bahçeşehir Üniversitesi Kayropratik Tezli Yüksek lisans mezunu, Mezun Tez aşamasında ve ikinci sınıf servikal manipülasyon dersi almış ve aktif olarak uygulayan gönüllüler üzerinde yapılmıştır. Kayropratik servikal manipülasyonda Humerus ve Radius arasındaki dirsek açısının manipülasyon kuvveti, süresi ve gücü üzerine ölçüm yapmak için deney tasarlandı. Gönüllü denekler geniş açıdan dar açığa ya da dar açıdan geniş açığa, Randomize olarak 1- 60°, 90° ve 120° (n=15, 6 kadın, 9 erkek), 2- 120°, 90° ve 60° (n=12, 6 kadın, 6 erkek), iki gruba ayrılmıştır. Deneklerin 10 lu uygulama sonrası açı değiştirirken 30 sn dinlenmeleri sağlandı.

Tüm deneklerin dominant eli sağ elidir ve manipülasyon cansız mankenin sağ üzerine kurgulanmıştır. Temel fizik bilgisiyle $Güç=İş/Zaman$, yani $Güç= (Yerdeğiştirme \times Kuvvet)/ Zaman$ netice itibariyle tüm Tüm HVLA manipülasyonlarda eklem açıklığı aynı oranda yer değiştireceği (A birim) varsayılırsa $Güç= (A) Kuvvet/Zaman$ araştırmamızın çıkış noktasıdır (Lüders ve ark. S. 97).

Humerus addüktörülerince uygulanacak güç sabit olsa da, Humerus ve Radius dirsek açısının artması neticesinde kuvvet kolunun uzamakta buna bağlı olarak hız artmakta buna karşılık kuvvetten feragat edileceği beklentisi ile çalışmaya başlanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre 60°, 90° ve 120° derecelik açılar arasında uygulanan kuvvet açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır ($p<0.05$). Açı arttıkça kuvvet azalmaktadır. Hangi açılar arasında farklılık olduğunu anlamak amacıyla yapılan ikili karşılaştırmalar sonucunda 60° uygulanan kuvvetin 120° uygulanan kuvvete göre anlamlılık yaratacak şekilde daha yüksek olduğu sonucu bulunmuştur.

Güç ise beklendiği açının artmasıyla hız ile doğru orantılı artmakta fakat kuvvetin daha geniş açılarda kuvvet konunun uzamasıyla kuvvet kaybına bağlı olarak genel olarak sabit kalmakta.

Uygulayıcılar tecrübe kazandıkça hızları da artmaktadır. James W. DeVocht ve arkadaşlarını yaptığı bir çalışmada. Çalışmanın spesifik bir kayropratik uygulamada tecrübeli D.C. öğrencilere göre daha hızlı uygulama yaptığı gösterilmiştir (DeVocht ve ark. 2013).

Gönüllülerin aktif olarak yaptıkları haftalık manipülasyon sayıları, spor alışkanlıkları, motivasyon durumları genel olarak HVLA kayropratik manipülasyonlardaki hız ve

kuvvetlerine etki edebilir. İyi bir teknik eğitim ve yeterli pratik ile manipülasyon hız ve kuvvetine olumlu etkileri olacaktır. Eğitimleri süresince edindikleri yeteneklerin dışında bir açıyla manipülasyonun motivasyonun sonuçları üzerine etkileri olabilir. Motor öğrenme prensipleri unutulmalı ve kısa süreli gösterimler uygulayıcıların teknik olarak ilerlemelerini sağlamadığı gösterilmiştir yeterli tekrarlı uygulamalarla teknikler ilerletilebilir (Frontera 2014 s. 1625, Bergmann ve Ark. s. 166-87, Pasquier ve ark 2017).

Uygulamaları yapacak kişilerin tekniklerini geliştirmeleri hız ve kuvvet yönünden uygulayacakları kuvvetten ve hızdan haberdar olmaları tedavinin standartizasyonu, güvenliği, risk yönetimi ve eğitimin kalitesi açısından önemlidir. Literatür çalışmalarında özellikle pediatrik uygulamalarda klinik açıdan yeterli ama güvenli kuvvet aralıkları tam olarak belirli değildir (Kerry ve ark. 2017, Triano ve ark 2017).

Çalışmanın Limitasyonlarına bakıldığında;

HVLA kayropratik manipülasyonların standartize bir öğretisi bulunmamaktadır. Çeşitli 200 den farklı kayropratik manipülasyon tekniğinden bahsedilmektedir.

- a) Standartize edilmiş, kuvvet ve hız araştırmalarının sayısı çok azdır.
- b) Araştırmaların yapıldığı gruplardaki uygulayıcılar eğitim ve tecrübeleri
- c) Uygulayı sayısının sınırlı olması
- d) cinsiyet farklılıklarının ortaya konulamaması
- e) kayropratik HVLA kuvvet-hız ilişkili servikal manipülasyon randomize kontrollü çalışma bulunmaması.

Sonuç ve Öneriler

60,90 ve 120 derece de servikal kayropratik uygulama yapan kayropraktörlerde,

120 derece dirsek açısı ile mankende yapılan servikal manipülasyon hızı diğer derecelere göre daha yüksektir.

60 derece dirsek açısı ile mankende yapılan servikal manipülasyon kuvveti diğer derecelere göre daha yüksektir.

60,90 ve 120 derece ile mankende yapılan servikal manipülasyon güç değişikliği anlamlı olmamıştır.

HVLA Kayropratik manipülasyonların uygulaması gereği yüksek hızlı ve düşük amplitütlüdür. Bu bağlamda uygulayıcıların manipülasyonun gereği kuvvet ve hızı sağlayabilmeleri ve bunun geri bildirimlerini alabilecekleri çalışmalar yapılmasını ve bilgisayar destekli ölçme ve değerlendirmelerin eğitimin bir parçası haline getirilmesi katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

Elde edilen sonuçlara göre 60°, 90° ve 120° derecelik açılar arasında uygulanan kuvvet açısından istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmaktadır. Kadınlarda 90 derece 21,18 kg en yüksek kuvvetin kayıda geçtiği değer iken kuvvetleri erkeklerde 22,48 kg kayda geçen en yüksek değerdir. Bu değerlerin Luck ve diğ. tarafından pediatrik 1 aydan daha küçük olarak ölen kadavraların servikal omurgaları üzerinde yapılan deneylerde bulunduğu ligament zarar görmesi için gereken kuvvete (oksiput-C2) arası için ölçümlerde (min. 57 Newton maks. 260 Newton SD. 40 ortalama 228 Newton) a çok yakındır. Yine aynı çalışmada C4-C6 servikal omurlar arasında ligament kopma yükü ölçümlerinde (ort. 203 Newton SD.63) Newtonla ligament kopmalarının görüldüğü bildirilmiştir. C6-C7 servikal vertebralarının ligament kopma sınırı olan (ort. 174 Newton SD. 41) un çok üzerindedir. Ölçümlerimizde gözlemlediğimiz kuvvet aralıkları 120 derece için daha güvenli aralıklar olarak gözlenmektedir. Wilson ve diğ. 3 aydan küçük pediatrik manipülasyonlar için yaklaşık 11 N un uygun olduğunu belirtmişlerdir. Activator 2 cihazının 0.3 jouleden pulse bir güç uygulamasada 25 günlük bir bebekte kot kırığı meydana getirdiği vaka bildirimini olarak 2012 yılında yayınlanmıştır (Luck 2013 s, 38, Wilson 2012 s, 1359-62).

120 derece de yapılan servikal HVLA manipülasyonlar $10,78 \pm 2,83$ (5,85-16,45) diğer dereceler göre en az kuvvetli uygulamalar gözlenmiştir. Dibb ve diğ. 2009 yılında yetişkin (ort. 57.8 SD 6.4) arası kalp krizi, sepsis gibi sebeplerle ölenlerin kadavralarında yaptığı araştırma neticesinde oksiput ve C2 arasındaki ligamentlerin zarar görmesi için gerekli olan güç miktarını (2417 Newton SD 215) olarak tespit etmiştir. Bizim deneylerimizde uygulayıcılarımızın uyguladığı kuvvetin kat ve kat üstündedir. Dibb ve diğ. yine aynı çalışmada C4-C5 arasındaki ölçümlerde ise (ort. 1700 Newton SD 190) olarak bulmuşlardır. C6-C6 vertebralarını arasındaki ligamentler

için bu kuvvet değeri (ort. 1676 SD 206) ya düşmektedir. Yetişkinler için Ligament hasarına yol açacak değerlerin yüksek olması ve servikal manipülasyonda uygulanan kuvvetlerin yetişkinler için ligamentler yönünden güvenli sınırlarda olduğu yönündedir. Marchand ve diğ. 2015 yılında yaptığı review çalışmasına göre pediatrik manipülasyonu yaşına göre 4 gruba ayırmış. 1. gruba (0-2 ay) arası pediatrik vakaları almış ve kuvvet olarak yetişkinlerin yüzde 10 unun uygulanması gerektiğini tavsiye etmiştir. 2. Gruba ise (3 ay- 23 ay) pediatrik vakaları almış ve yetişkine uygulanan gücün maksimum yüzde 30 unun uygulanmasının gerektiğini tavsiye etmiştir. 3. Gruba ise (2 yaş- 8 yaş) arası pediatrik vakaları almış bunlarda yetişkinlere uygulanan kuvvetin maksimum yüzde 50 sinin uygulanması gerektiğini tavsiye etmiştir. Son gruba da (8 yaş – 18 yaş) aralığını almış ve yetişkinin maksimum yüzde 80 kuvvetin uygulanması gerektiğini tavsiye etmiştir (Marchand 2015 s, 713-26).

Todd ve Ark. önceki çalışmalardan derledikleri bilgilerle ortalama bir yetişkinin servikal manipülasyonu için gerekli gücü 112 Newton olarak değerlendirmişlerdir. Çalışmamda ortalama erkeklerde 60 derece için 12,76 kg 90 derece için 11,92 120 derece için 10,78 kg dir. 1 kg mın 9,8066 Newton olduğu göz önüne alınırsa, Deneyimizdeki 90 ortalamasıyla 116.9 Newton literatür ortalamasının çok yakın olduğu gözlenmektedir. Marchand ve diğerlerinin çalışmalarında yetişkinler için kuvveti Herzog ve diğ. 2010 da yaptığı çalışmadan 5 yıl sonra yaptıkları çalışmadan ortalama 155 Newton olarak belilemişlerdir. Bu durumda ise 60 Derece de yapılan uygulamalar 155 Newton ortalamaya daha yakın olmaktadır (Told 2016 s, 401-10, Herzog 2010 s,280-6, Marchand 2015 s, 713-26).

Collaca ve diğ. 2005 yılında yaptığı çalışmada ise Kayropraktörler arasında en çok uygulanan yöntemlerden biri olan Activator yöntemide servikal manipülasyon için Activator IV modelinde 2 kademedede 121 Newton kuvvet uygulamaktadır. Bu da 60 derece uygulamalarının ortalaması olan 125,6 Newton değerine çok yakın olduğu gözlenmiştir (Collaca 2005 s, 414-22).

KAYNAKÇA

Kitaplar

- Alessandro Bettini A Course in Classical Physics 1—Mechanics (2016)
Artur c. Guyton Tıbbı Fizyoloji (10. Ed.) Çev. Prof. Dr. Hayrinnüsa Çavuşoğlu
Nobel Kitap Evi.
- Belma Derman Semiz İnsan Anatomisi ve Fizyolojisi 1990 ss.37-49
K.Şahinoğlu (Çev.). İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri
- Kim E. Barrett Ganong'un Tıbbi fizyolojisi çev. (Hakan Gökbel) 23. (ed)
Nobel Kitap Evi.
- Klaus Lüders _ Robert O. Pohl Pohl's Introduction to Physics Mechanics,
Acoustics and Thermodynamics, Vol. 1
- Manoj K. Karmakar Rejyoneal Anestezi Ve Ağrı Tedavisi İçin Sonoanatom
Atlası çev. Ö.Taylan Akkaya-Ayhan Cömert 2019 Güneş Yayın Evi
- Moore, K.L. Dalley, A. F. 2007. Kliniğe yönelik anatomi dördüncü baskı.
Netter HF: İnsan Anatomisi Atlası, Nobel Tıp Kitabevi, Türkiye, 2011.
- Robert E. Moyer Schaum's Outline Series Trigonometry With Calculator-Based
Solutions Sixth Edition*
- Schünke, M.& Schulte, E.& Schumacher, U. 2007. *Prometheus anatomi atlası*. Cilt
M.Yıldırım & T.Marur (Çev.). İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri
- Schünke, M.& Schulte, E.& Schumacher, U. 2009. *Prometheus anatomi atlası*. Cilt
M.Yıldırım & T.Marur (Çev.). İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri
- Thomas F. Bergmann Chiropractic Technique Principles and Procedures 3. Baskı
Walter R. Frontera Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon ilke ve uygulamalar (5. Ed)
Güneş Kitap evi
- Yıldırım M. (Ed.). 2012. *İnsan anatomisi*. 6.Baskı, Ankara, Nobeltıp, s. 120-162

Süreli yayınlar

- Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Forearm Radius. Authors Bair MM¹, Zafar Gondal A Source StatPearls StatPearls Publishing; 2019 Jul 14.
- Colloca, C. J., Keller, T. S., Black, P., Normand, M. C., Harrison, D. E., & Harrison, D. D. (2005). *Comparison of Mechanical Force of Manually Assisted Chiropractic Adjusting Instruments. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 28(6), 414–422*
- Dibb, A. T., Nightingale, R. W., Luck, J. F., Chancey, V. C., Fronheiser, L. E., & Myers, B. S. (2009). *Tension and Combined Tension-Extension Structural Response and Tolerance Properties of the Human Male Ligamentous Cervical Spine. Journal of Biomechanical Engineering, 131(8),*
- Giles Gyer, Jimmy Michael Spinal manipulation therapy: Is it all about the brain? A current review of the neurophysiological effects of manipulation Volume 17, Issue 5, September 2019, Pages 328-337
- Herzog W. The biomechanics of spinal manipulation. JBodyw Mov Ther. 2010;14(3)*
- Howard T. Vernon, ve ark Validation of a novel sham cervical manipulation procedure The Spine Journal 12 (2012) 1021–1028
- James W. DeVocht ve ark. Force-Time Profile Differences in the Delivery of Simulated Toggle-Recoil Spinal Manipulation by Students, Instructors, and Field Doctors of Chiropractic *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics* 2013 Volume 36, Issue 6, Pages 342–348
- John J. Triano Manipulation Peak Forces Across Spinal Regions for Children Using Mannequin Simulators Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics March–April, 2017 Volume 40, Issue 3, Pages 139–146
- José Biller ve ark. Cervical Arterial Dissections and Association With Cervical Manipulative Therapy A Statement for Healthcare Professionals From the American Heart Association American Stroke Association *Stroke.* 2014;45:3155-3174
- Luck, J. F., Nightingale, R. W., Song, Y., Kait, J. R., Loyd, A. M., Myers, B. S., & “Dale Bass, C. R. (2013). Tensile Failure Properties of the Perinatal, Neonatal, and Pediatric Cadaveric Cervical Spine. *Spine, 38(1), E1–E12.*
- Marchand, A. M. (2015). A Proposed Model With Possible Implications for Safety and Technique Adaptations for Chiropractic Spinal Manipulative Therapy for Infants and Children. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 38(9), 713–726.*
- Mégane Pasquier, The Effect of Augmented Feedback and Expertise on Spinal Manipulation Skills: An Experimental Study July–August, 2017 Volume 40, Issue 6, Pages 404–410
- Mehmet Demirhan Omuz eklemi biomekaniği ve kas kontrolü, *Acta Orthop Traumatol Turc* 27, 1993 ss 212-217,
- Nathan Hutting, Roger Kerry, Considerations to improve the safety of cervical spine manual therapy *Musculoskeletal Science and Practice* Volume 33, February 2018, Pages 41-45

- Reed, W. R., Long, C. R., (2018). Neural responses to physical characteristics of a high velocity, low amplitude spinal manipulation: Effect of thrust direction. JANUARY 1,2018 SPINE. 43(1):1-9,
- Sedat Yıldız, Mustafa Hulusi Ağaoğlu Dünya Sağlık Örgütü Kılavuları Işığında Kayropratik İNTEGRATİF TIP DERGİSİ 2013 Integr Tıp Derg 2013;1(2): 73-76.
- Suman K. Chowdhury ve diğerleri A Biomechanical Shoulder Strain Index Based on Stabilizing Demand of Shoulder Joint Ergonomics 2018. Pages 1657-1670
- Todd, A. J., Carroll, M. T., & Mitchell, E. K. L. (2016). *Forces of Commonly Used Chiropractic Techniques for Children: A Review of the Literature. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, 39(6), 401-410*
- V. Baltzopoulos Sports Medicine 8 (2): 1989 Isokinetic Dynamometry Applications and Limitations s. 101-116
- Wilson, P. M., Greiner, M. V., & Duma, E. M. (2012). *Posterior Rib Fractures in a Young Infant Who Received Chiropractic Care. PEDIATRICS, 130(5), e1359-e1362.* doi:10.1542/peds.2012-0372
- Y. Blache ve ark. Influence of shoulder kinematic estimate on joint and muscle mechanics predicted by musculoskeletal model IEEE Trans Biomed Eng. 2018 Apr;65(4):715-722
- Zacariah K. Shannon High-velocity, low-amplitude spinal manipulation training of prescribed forces and thrust duration: A pilot study J Chiropractic Education J Chiropr Educ 2019 Vol. 00 No. 0 ? DOI 10.7899/JCE-18-19
- Shawn Engell, John J. Triano, Samuel J. Howarth Force transmission between thoracic and cervical segments of the spine during prone-lying high-velocity low-amplitude spinal manipulation: A proof of principle for the concept of regional interdependence Clinical Biomechanics vol 69 2019

Diğer Kaynaklar

- Yakup Aktaş İnsan Anatomisi ve Kinesyolojisi ss 53-68,74-78, 87-89.
- Okur Ş. 2019 Lateral epikondilitli hastalarda kayropraktik servikal manipülasyonun ağrı ve fonksiyonellik üzerindeki etkisi Yüksek Lisans Tezi. İstanbul: Bahçeşehir Üniversitesi SBE
- Şit A. 2018 Kronik boyun ağrılarında kayropraktik spinal manipulasyon ve aktivator tedavi yöntemlerinin karşılaştırılması Yüksek Lisans Tezi. İstanbul: Bahçeşehir Üniversitesi SBE
- Tokyay C. 2018 Ofis çalışanlarında oluşan NON-spesifik boyun ağrılarında kayropraktik uygulamanın etkinliği Yüksek Lisans Tezi. İstanbul: Bahçeşehir Üniversitesi SBE

Ulunay Kanatlı Omuz Anatomisi
<http://ulunaykanatli.com/UserFiles/1%20Omuz%20Anatomisi.pdf>

Solakoğlu, Ö., (2017). Kronik boyun ağrısı olan hastalarda ileri baş (forward head) postür bozukluğu ile boyun ağrısı ve boyun özürüllüğü arasındaki ilişki, ileri baş postürünün solunum fonksiyon testlerine etkileri. Uzmanlık Tezi. Ankara: Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi.

Kayropraktik dünya kayropraktik federasyonuna göre tanımı
https://www.wfc.org/website/index.php?option=com_content&view=article&id=90&Itemid=110&lang=en

<https://slidingfilament.webnode.com/applications/length-tension-relationship/>
[Erişim Tarihi: 5 Eylül 2019]

<https://trigonometri-hesaplama.hesabet.com> [Erişim Tarihi: 30 Haziran 2019]

<https://www.spineuniverse.com/treatments/surgery/cervical-spine-surgery-overview> [Erişim Tarihi: 13 Eylül 2019]

<https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/cervical-spine> [Erişim Tarihi: 13 Eylül 2019]

https://www.physio-pedia.com/Cervical_Instability [Erişim Tarihi: 12 Eylül 2019]

https://en.wikipedia.org/wiki/File:Muscle_Force_Velocity_relationship.png
[Erişim Tarihi: 11 Eylül 2019]

<https://slideplayer.biz.tr/slide/9497979/> [Erişim Tarihi: 4 Eylül 2019]

<https://slidingfilament.webnode.com/applications/length-tension-relationship/>
[Erişim Tarihi: 5 Eylül 2019]

<https://slideplayer.biz.tr/slide/9497979/> [Erişim Tarihi: 4 Eylül 2019]

<https://hogganscientific.com/product/microfet2-muscle-tester-digital-handheld-dynamometer/>

<https://hogganscientific.com/accessories/>

<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=imagej>