

48029

T.C.
Trakya Üniversitesi
Tıp Fakültesi
Anatomi Anabilim Dalı

**El Anatomisi, Biomekaniği ve
Renkli Doppler Ultrasonografi Yöntemi ile
Tendon Kayma Hızlarının Ölçümü**

Dr. Bülent Sabri CIGALI

Anatomi Uzmanlık Tezi

Tez Danışmanı: Doç.Dr. Oğuz TAŞKINALP

1996

Teşekkür

Eğitimime olan katkılarından dolayı ve bana bu tezi hazırlamam için yurtdışı olanığına destek veren Sayın Prof.Dr. Recep Mesut'a, tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Oğuz Taşkınalp'e, Sayın Yrd. Doç. Dr. Mahmut Turut'a ve ben Hollanda'da iken işlerimi üstlenen asistan arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Beni Erasmus Üniversitesi Rehabilitasyon Merkezi'ne kabul eden ve bir yıl boyunca her türlü desteği sağlayan başta Bölüm Başkanı Prof. Dr. H.J. Stam'a aynı kürsüde araştırmacı olarak çalışan ve projemi destekleyen arkadaşım Sayın Uz. Dr. Muzaffer Buyruk'a ve Rehabilitasyon Merkezi'nin tüm çalışanlarına, çalışma boyunca Erasmus Üniversitesi Radyoloji Bölümün de çalışmamıza imkan sağlayan Bölüm Başkanı Prof. Dr. S. J. Lameris'e teşekkür ederim.

Beni her zaman destekleyen ve her türlü desteği veren aileme teşekkür ederim.

Dr. Bülent Sabri Cığalı

İçindekiler

Kısaltmalar	1
Giriş ve amaç	2
Genel Bilgiler	3
-Önkol ve El Kasları.....	3
- El Biomekaniği	15
- El ve Bilek bölgesinin görüntülenmesi	38
Materyal ve Metod	45
Bulgular	48
Tartışma ve Sonuç	54
İngilizce Özet (Abstract).....	58
Özet	59
Kaynaklar	60

Kısaltmalar

- CMC : Carpometacarpal Eklem
MCP : Metacarpophalangeal Eklem
IP : İnterphalangeal Eklem
DIP : Distal İnterphalangeal Eklem
PIP : Proksimal İnterphalangeal Eklem
RDU : Renkli Doppler Ultrasonografi
THM : Tendon Hareket Mesafesi
PA : Postero-Anterior
B.T : Bilgisayarlı Tomografi
M.R.I : Magnetic Rezonans İmaging (Magnetik Rezonans Görüntüleme)
CW : Continuous Wave (sürekli dalga)
PW : Pulsed Wave (darbeli dalga)
FPL : Musculus Flexor Pollicis Longus
THH : Tendon Hareket Hızı
SEMS : Sağ El Metacarp Seviyesi
SEBS : Sağ El Bilek Seviyesi
SoEMS : Sol El Metacarp Seviyesi
SoEBS : Sol El Bilek Seviyesi
C.V :Coefficient of variance (varyans katsayısı)

GİRİŞ ve AMAÇ

El ve bilek bölgesi kendisini doğrudan ilgilendiren 2 adet önkol kemiği, 8 adet bilek kemiği, 5 adet metacarpal kemik ve 14 adet falanks kemiği ve bu iskelet sistemini birarada tutan ve hareketlerini sağlayan bağlar ile extresek ve intrensek el kaslarından meydana gelmiş olup, lokomotor sistemin bir komplike bölgesi olarak tanımlanabilir(1). Bu tezde elin iskelet ve bağ sistemi üzerinde ayrıntılı biçimde durulmayacak ancak gerekli yerlerde kısa bilgiler verilecektir. Kas sistemi ise gözden geçirildikten sonra , el kinesiyojisi ve biomekaniği ile ilgili yeni bilgiler ve matematik modeller verilecektir. Bu tür bir yaklaşımın elin hareketlerini daha kolay anlayabilmek için faydalı olacağı düşüncesindeyiz. Tezin amacı ise Renkli Doppler Ultrasonografi tekniği ile tendon kayma hızlarını ölçmek ve bu ölçümleri tek bir kas ve izole tek bir hareket sırasında kaydetmek, bu ölçümleri değişik iki bölgeden üçer defa yaparak tekniğin tekrarlanabilirliğini ve güvenilirliğini test etmek, ayrıca karşı taraf eş seviyeler arasında ki anlam farkını test ederek karşı taraf referans güvenilirliğine bakmak ve son olarakta kişiler arasında beklenen hız farklarının bu teknikle ölçülüp ölçülemediğini tespit etmektir.

GENEL BİLGİLER

Önkol ve El Kasları

Önkol Kasları

Önkol kaslarının çoğu humerusun alt ucunun iç ve dış taraflarında bulunan epicondylus medialis ve epicondylus lateralis humeriden başlarlar. İç epikondil biraz öne dış epikondil ise arkaya baktığı için, iç epikondilden başlayan kaslar genellikle önkolun ön tarafında, dış epikondilden başlayan kaslar ise önkolun arka tarafında yer alırlar. Fakat dış epikondil ve önkol kemiklerinin arka yüzünden başlayan bazı kaslar öne doğru kıvrılarak distal uçları ile önkolun ön tarafına çıkarlar. Bu durum, kuvvet çizgisi ile eklem eksenleri arasındaki çaprazın değişmesine dolayısıyla da kasın fonksiyonunun da değişmesine neden olur(2).

Dış epikondil ve önkol kemiklerinin arka yüzünden başlayan kaslar dorsal grubu yaparlar. Bu kasların çoğu el ve parmaklara ekstansiyon yaptırır kaslardır. Önkolun palmar tarafında bulunan ve iç epikondil ve önkol kemiklerinin ön yüzünden başlayan kasların çoğu el ve parmakların fleksorlarıdır. Bunlar palmar grubu oluştururlar. Bu grup içerisinde elin iki tane pronatoru da vardır(3,4,5).

Önkol Kasları Palmar Grup (Ön Loj)

Önkol kaslarının palmar grubunu M. Pronator teres, M. Flexor Carpi Radialis, M. Palmaris Longus, M. Flexors Carpi Ulnaris, M. Flexor Pollicis Longus, M. Flexor Digitorum Superficialis, M. Flexor Digitorum Profundus, M. Pronator Quadratus meydana getirirler. Bu kaslar önkolun ön yüzünde yüzeysel ve derin olmak üzere iki tabaka halinde yer almışlardır. Bu iki tabaka birbirinden bir fascia uzantısı ile ayrılmıştır ve buradan nervus medianus geçer.

1-M. Pronator Teres: İki baş ile başlar. Birincisi caput humerale adını alır ve iç epikondile, ikincisi ise caput ulna ismini alarak processus coronoideus ulna'ya tutunmuştur. M. pronator teres yukarıdan aşağıya ve içten dışa uzanarak önkolun ön yüzünü eğik olarak çaprazlar. Kasın sonuç kirişi radiusun dış yüzününün takriben ortasında bulunan pürtüklü alana (tuberositas pronatoria) yapışır. M. pronator teres dirsek ekleminin transvers eksenini, üst ve alt radioulnar eklemlerin ortak eksenini önde eğik olarak çaprazlar. Bundan dolayı bu kasın humeral başı pronasyon hareketinden başka önkola fleksiyon hareketi de yaptırır. Fakat temel görevi önkolun pronasyonudur.

M. pronator teres somatomotor liflerini nervus medianus'tan (C6-7) alır.

2-M. Flexor Carpi Radialis: İç epikondil, fascia antebrachii ve septum intermusculare'den başlar. Sonuç kirişi aşağıya ve biraz dışa doğru uzanır ve ligamentum carpi palmare'nin altından geçtikten sonra ikinci metacarpal kemiğin basisine yapışarak sonlanır. Dirsek ve el bilek eklemleri üzerinden ve transvers eksenlerinin önünden geçtiğine göre, her iki eklemdede fleksiyon yaptırır. Fakat kasın üst yapışma noktası dirsek ekleminin transvers eksenine

çok yakın olduğuna göre önkolun fleksiyonu bakımından etkisi azdır. Elin fleksiyonu bakımından etkisi daha fazladır ve bu anda eli bir miktar dışa (abduksiyon) doğru da çeker.

M. Flexor Carpi Radialis somotomotor liflerini nervus medianus'tan (C6-7) alır.

3-M. Palmaris Longus: Epicondylus medialis'ten başlayıp palmar aponeurosis'te sonlanan ve son derece varyasyon gösteren bir kاستır. Palmar fascia'yı gererek bilek ekleminde fleksiyon hareketini oluşturur.

M. palmaris longus somotomotor liflerini nervus medianus'tan (C7-8) alır.

4-M. Flexor Carpi Ulnaris: Epicondylus medialis ve bu çıkıntı ile olecranon arasında uzanan kiriş kavisten başlar önkolun medial tarafında aşağıya doğru uzanır ve sonuç kirişi os pisiforme'de sonlanır.

M. flexor carpi ulnaris somotomotor liflerini nervus ulnaris'ten (C7-8) alır.

5-M. Flexor Pollicis Longus: Radius kemiğinin ön yüzünden başlar ayrıca humerustan başlayan küçük bir kaputu da vardır. Kasın sonuç kirişi canalis carpi'den geçtikten sonra başparmağın distal falanksının basis'ine yapışır. Başparmağın kuvvetli fleksorudur, aynı zamanda oppozisyon hareketine de yardım eder.

M. flexor pollicis longus somotomotor liflerini nervus medianustan (C8-T1) alır.

6-M. Flexor Digitorum Superficialis : Bu kas üç ayrı baş ile başlar. Bunlar

epicondylus medialis'ten caput humerale, radiusun ön yüzünden caput radiale ve processus coronoideus ulna'dan başlayan caput ulnare'dir. Üç ayrı kemikten başlayan kas lifleri ayrı ayrı parmaklara ait dört grup halinde toplanırlar. Bunlardan orta ve yüzük parmağa ait olanlar, kasın yüzeysel parçasını küçük ve işaret parmağa ait olanlar ise kasın derin parçasını oluştururlar. Önkolun alt parçasında da kas lifleri kırıışleşerek dört ayrı parmağa ait tendonları oluştururlar. Carpal tunnel'den geçtikten sonra tendonlar parmaklara doğru uzanır, metacarpophalangeal eklemden sonra M. flexor digitorum profundus tendonları ile beraber aynı kılıfta ilerlerler ve birinci falanksların üzerinde her bir tendon ikiye ayrılır. Tendonun iki kolu arasındaki yarıktan (hiatus tendineus) daha derinde bulunan M. flexor digitorum profundus'un tendonu geçer. Daha sonra bu iki kol orta falanks üzerinde birbirini çaprazlar ve bu falanksın distal ucunun palmar yüzlerine yapışarak sonlanırlar.

M. flexor digitorum superficialis 2-5 parmakların proksimal ve medial falankslarını bükerek, daha fazla parmakların ince hareketleri ile ilgilidir ve elin güçlü yumruk yapması sırasında aktifleşir.

M. flexor digitorum superficialis somatomotor liflerini nervus medianustan (C7,8-T1) alır.

7-M.Flexor Digitorum Profundus: Tuberositas ulna'nın altında ulna ön yüzünden, membrana interossea ve fascia antebrachii'nin kaslar arasına verdiği uzantılara (septum intermusculare) yapışarak başlar. Önkolun alt parçasında kas lifleri kırıışleşerek dört ayrı parmağa ait tendonları oluştururlar. Tendonlar carpal tunnel'den geçtikten sonra 2.-5. parmaklara doğru uzanır, M. flexor digitorum superficialis tendonun iki kolu arasındaki hiatus tendineus'tan

geçtikten sonra distal falanksın basis'ine yapışır. 2-5 parmakların her üç falanksına da fleksiyon yaptırır.

M. flexor digitorum profundus'un 4.-5. parmaklara giden parçası somotomotor liflerini nervus ulnaris'ten (C7-8) alırken 2.-3. parmaklara giden parçası nervus medianus'un anterior interosseus dalından (C8-T1) alır.

8-M. Pronator Quadratus: En derinde ve önkolun alt parçasında bulunur. Ulna alt parçası ile radius ön yüzü arasında uzanır. Radiusu ulna'ya doğru çekerek pronasyon hareketi yaptırır. Somotomotor liflerini nervus medianus'un anterior interosseus dalından (C8-T1) alır.

Önkol Kasları Dorsal Grup

Önkol kaslarının dorsal grubunu M. Brachioradialis, M. Extensor Carpi Radialis Longus, M. Extensor Carpi Radialis Brevis, M. Extensor Digitorum, M. Extensor Digiti Minimi, M. Extensor Carpi Ulnaris, M. Abductor Pollicis Longus, M. Extensor Pollicis Brevis, M. Extensor Pollicis Longus, M. Extensor Indicis Proprius ve M. Supinator oluştururlar. İlk üç kas dış yan loj diye de adlandırılabilirler. Bu gruba ait kasların çoğu epicondylus lateralis'ten başlarlar.

Dorsal gruba giren bütün kaslar somotomotor liflerini nervus radialis'ten alırlar.

1-M.Brachioradialis: Epicondylus lateralis'ten ve septum intermusculareden başlar, kas lifleri aşağıya ve öne doğru uzanarak önkolun ön tarafına çıkarlar. Önkol ortasında kirışleşir ve processus styloideus radii'ye yapışarak sonlanır. Liflerin yön değiştirmesi ve önkolun ön yüzüne çıkması ile fonksiyon

bakımından dorsal gruptaki diğer kaslardan ayrılır. Kasın kuvvet çizgisi dirsek ekleminin transvers ekseninin önünden geçtiğine göre m. brachioradialis önkola fleksiyon yaptırır. Ayrıca supinasyon durumundaki önkola pronasyon pronasyon durumundaki önkola supinasyon yaptırır. Fizyolojik kesiti büyük ve kaldıraç kolu uzun olduğu için etkisi büyüktür.

M. brachioradialis somatomotor liflerini nervus radialis'ten (C5,6,7) alır.

2- M. Extensor Carpi Radialis Longus: Epicondylus lateralis'ten başlar. Önkol 1/3 üst kısmında kırıışleşir ve tendonu uzanarak dorsal tarafta ikinci metacarpal kemiğin tabanına yapışır. Bu kas elin ekstansorudur.

Somatomotor liflerini nervus radialis'ten (C6,7) alır.

3- M. Extensor Carpi Radialis Brevis: Epicondylus lateralis ve ligamentum anulare radii'den ve kendisini m. extensor digitorum communis'ten ayıran fascia'dan başlar. M. extensor carpi radialis longus'un altında seyrederek üçüncü metacarpal kemiğin tabanında sonlanır. Bilekte tendonu EPL ile ECRL arasındadır.

Somatomotor liflerini nervus radialis'ten (C7,8) alır.

4- M. Extensor Digitorum: Epicondylus lateralis ve önkol fascia'sından başlar. İşaret parmağın hareketlerinden sorumlu kas lifleri ayrı bir baş halinde toplanırlar. Tendonları retinaculum extensorum'un altından geçtikten sonra el sırtında birbirlerinden uzaklaşarak parmaklara yönelirler. Metakarp kemiklerin başları seviyesinde tendonlar Junctura tendinum denilen bağlar aracılığı ile birbirlerine bağlanmışlardır. Bu yüzden parmakların birbirinden bağımsız olarak ekstansiyon yapmaları zordur. Tendonlar parmak sırtlarında genişleyerek dorsal aponevrozu oluştururlar. M. extensor digitorum communis

2.-5. parmakların ve elin ekstansorudur.

Somotomotor liflerini nervus radialis'in posterior interosseus dalından (C7,8) alır.

5-M. Extensor Digiti Minimi: M. extensor digitorum communis'ten ayrılan hüzmelerden meydana gelir. Kasın tendonu extensor retinaculum'u kendisine ait bir tünelden geçer ve ikiye ayrılır. Lateral parça extensor digitorum tendonu ile birleşir ve üçü birlikte 5. parmağın dorsal yüzünde aponeurosa karışırlar.

Somotomotor liflerini nervus radialis'in posterior interosseous dalından (C7,8) alır.

6- M Extensor Carpi Ulnaris: Epicondylus lateralis ve ulna'nın arka kenarından başlar. Kasın tendonu ekstansor retinaculum'un altından geçtikten sonra beşinci metacarpal kemiğin proksimal ucunun dorsal yüzüne yapışarak sonlanır. Bu kas ele ekstansiyon ve ulnar abduksiyon hareketleri yaptırır.

Somotomotor liflerini nervus radialis'in posterior interosseus dalından (C7,8) alır.

7- M. Abductor Pollicis Longus: Radius ve ulnanın arka yüzü ile membrana interossea'dan başlar. Önkol dış yana kıvrılır. M. extensor carpi radialis longus ve brevis tendonlarını çaprazladıktan sonra extensor retinaculum'u geçer ve 1. metacarpal kemiğin basisine yapışarak sonlanır. Başparmağa radial abduksiyon ve başparmak ekstensorları ile birlikte ekstansiyon hareketlerini yaptırır(6).

Somotomotor liflerini nervus radialis'in posterior interosseus dalından (C7,8) alır.

8-M. Extensor Pollicis Brevis: M. Abductor Pollicis Longus'un hemen altındadır. Radius ve ulnanın arka yüzü ile membrana interossea'dan başlar. Kasın tendonu M. Abductor Pollicis Longus ile birlikte extensor retinaculum'u geçer ve başparmağın 1. falanksının proksimal ucuna yapışarak sonlanır. Başparmak proksimal falanksının ekstansiyonu ve metacarpal ekstansiyondan sorumludur.

Somotomotor liflerini nervus radialis'in posterior interosseous dalından (C7,8) alır.

9-M. Extensor Pollicis Longus: Ulna arka yüzü ve membrana interossea'dan başlar. Extensor retinaculum'u geçer ve başparmağın ikinci falanksının basisine yapışarak sonlanır. Bu kas başparmağın kuvvetli ekstansörüdür aynı zamanda kasın tendonu birinci karpometakarpal eklemin radioulnar eksenini dıştan çaprazlayarak geçtiği için başparmağa radial abduksiyonda yaptırır.

Somotomotor liflerini nervus radialis'in posterior interosseous dalından (C7,8) alır.

10-M. Extensor İndicis Proprius: Ulna arka yüz alt parçasından başlar. İşaret parmak dorsal aponeurosunda dağılır. İşaret parmak ekstansiyonuna yardım eder.

Somotomotor liflerini nervus radialis'in posterior interosseous dalından (C7,8) alır.

11-M. Supinator: Ulna'nın üst ucunda bulunan crista supinatoria, lig. annulare, lig. collaterale radii ve epicondylus lateralis'den başlar. Kas lifleri radius'un üst ucunu arkadan sararak bu kemiğin ön yüzünde sonlanırlar. Önkol supinatorudur.

Somotomotor liflerini nervus radialis'in posterior interosseus dalından (C5,6) alır.

El Kasları

Elin yalnız palmar tarafında kaslar bulunur. Bu kasların başparmak ve küçük parmağın hareketleri ile ilgili olanları palmar yüzün iki tarafında toplanmışlardır. Başparmağa ait kaslara tenar, küçük parmağa ait kaslara ise Hipo tenar kaslar denir. Bunlardan başka elin palmar kısmının ortasında interosseal ve lumbrical kaslar vardır.

Tenar Kaslar

M. Abductor Pollicis Brevis, M. Opponens Pollicis, M. Flexor Pollicis brevis, M. Adductor Pollicis olmak üzere dört tanedir.

1-M. Abductor Pollicis Brevis: Büyük kısmı retinaculum flexorum'dan başlarken az bir kısımda tuberculum ossis scaphoidei'den , trapezium'dan ve m. abductor pollicis longus'un tendonundan başlar. Medial lifleri ince ve yassı bir tendonla proksimal falanksın basisine radial taraftan tutunurlar, lateral lifler ise dorsal fibroz yapıya karışırlar. Başparmağa abduksiyon ve bir miktar medial rotasyon yaptırır.

Somotomotor liflerini nervus medianus'un lateral terminal dalından (C8,T1) alır.

2-M. Opponens Pollicis: Retinaculum flexorum ve tuberculum ossis scaphoidei'den başlar ve 1. metakarpal kemiğin dış yüzüne yapışarak sonlanır. Metakarpal kemiğin fleksiyonu ve medial rotasyonundan sorumludur. Bu

harekete opposizyon adı verilir, bu hareket sonucu başparmak ucu diğer parmakların fleksor yüzleri ile birleşebilir. Fleksiyon ve değişik derecelerdeki rotasyon aynı zamanda bir miktarda abduksiyon içerir. Somotomotor liflerini genellikle nervus medianus'un lateral terminal dalından (C8,T1) alır. Bununla birlikte nervus ulnaris'in derin terminal dalı (C8,T1) tarafından da innervasyonu yayınlanmış serilerde %40'a varan oranlardadır(7).

3-M. Flexor Pollicis brevis: İki başlı bir kasdır. Yüzeyel başı retinaculum flexorum ve tuberculum ossis scaphoidei'nin distal parçasından başlar, proksimal falanksın basisinin radial tarafında bulunan sesamoid kemiğe tutunarak sonlanır. Derin başı ise os trapezoideum ve os capitatum'dan başlar ve yüzeyel başla birlikte sesamoid kemikte sonlanır. Proksimal falanksın fleksiyonundan sorumludur, aynı zamanda metakarpalin fleksiyonu ve medial rotasyonuna yardımcıdır.

Yüzeyel baş somotomotor liflerini nervus medianus'un lateral terminal dalından (C8,T1), derin baş ise nervus ulnaris'in derin terminal dalından (C8,T1) alır.

4-M. Adductor Pollicis : Bu kasında iki başı vardır. Caput transversum denilen geniş başı 3. metakarpal kemiğin palmar yüzünden başlar. Caput obliquum ise os capitatum, 2. ve 3. metakarp basisleri, carpal palmar ligament ve flexor carpi radialis tendon kılıfına tutunarak başlar. Her iki başın lifleri birleşerek proksimal falanksın ulnar tarafına bir sesamoid kemik aracılığı ile tutunurlar. M. adductor pollicis başparmağı işaret parmağına yakınlaştırır (adduksiyon), birinci falanksı büker ve diğer parmaklara da yaklaştırır (opposizyon). Somotomotor liflerini nervus ulnaris'in derin terminal dalından (C8.T1) alır.

Hipotenar Kaslar

M. Abductor Digiti Minimi, M. Flexor Digiti Minimi Brevis ve M. Opponens Digiti Minimi olmak üzere üç tanedir.

1-M. Abductor Digiti Minimi: Os pisiforme, flexor carpi ulnaris'in tendonu ve pisohamat ligamentten başlar, tendonu ikiye ayırır, birinci parça proksimal falanks tabanının ulnar parçasına tutunur. Öteki parça ise ekstansor fibroz yapıya karışır. Beşinci parmağın abduksiyonundan sorumludur.

Somotomotor liflerini nervus ulnaris'in derin terminal dalından (C8,T1) alır.

2-M. Flexor Digiti Minimi Brevis: Os hamatum'un çengelinden, retinaculum fleksorum'dan başlar, proksimal falanks tabanının ulnar parçasında sonlanır. Metacarpophalangeal eklemin fleksiyonundan sorumludur.

Somotomotor liflerini nervus ulnaris'in derin terminal dalından (C8,T1) alır.

3-M.Opponens Digiti Minimi: Os hamatum'un çengelinden ve fleksor retinaculum'dan başlar, beşinci metacarpalin ulnar tarafında sonlanır. Beşinci metacarpal kemiği dışa ve öne doğru çeker ve avuç içini derinleştirir.

Somotomotor liflerini nervus ulnaris'in derin terminal dalından (C8,T1) alır.

Mm. Lumbricales

M. flexor digitorum profundus'un tendonlarının lateral kenarlarından

başlayan dört adet ince hüzmelerden meydana gelmiş kaslardır. Aşağıya ve arkaya doğru uzanarak 2.-5. parmakların radial tarafından geçerek dorsal yüzde aponevroza karışarak sonlanırlar. Somotomotor liflerini 1. ve 2. lumbrical kaslar nervus medianus'tan (C8,T1), 3. ve 4. ise nervus ulnaris'in derin terminal dalından (C8,T1) alırlar. Fonksiyonları ise diğer kaslara göre daha komplikedir, çünkü başlangıç ve bitişi iki hareketli doku arasındadır ve bağlı olduğu kasların durumlarından doğrudan etkilenmektedir. Bu açıdan değerlendirildiğinde daha önceki tariflerimizdeki kuvvet çizgisi ve eklem hareket eksen ilişkisi bu kas için biraz değişiktir. Asıl görevinin parmağın metacarpophalangeal eklemden fleksiyonu ve ekstansiyonu sırasında interphalangeal eklemleri tespit ederek harekete bütünlük kazandırdığı şeklindedir(8,9).

Mm. İnterossei

Bu kaslar metakarpal kemiklerin arasında kalan boşlukları doldururlar ve dorsal ve palmar grup olmak üzere iki grup halinde incelenirler.

Mm. İnterossei Dorsales: Sayıları dört tanedir. İki başla metacarpların birbirine bakan yüzlerinden başlarlar. Ait oldukları parmağın metacarp kemiğindeki baş genellikle daha büyüktür. Tendonlarının bir parçası parmakların proksimal falanksın proksimal parçasına diğer bir parçası da dorsal aponevroza yapışır.

Mm. İnterossei Palmares: Birçok klasik kaynakta sayıları üç tane olarak geçmesine rağmen artık dört tane olarak yeni kaynaklarda yerini almaktadır. Dorsal kaslardan farklı olarak başparmakta bulunur orta parmağın ise m.

interosseus palmaris'i yoktur. İlgili metakarpal kemikten başlarlar ve proksimal falanksın adduktor tarafında ve dorsal aponevrozda sonlanırlar. Burada tartışmaya neden olan 1. kasa bazı çevreler m. flexor pollicis brevisin derin parçası olarak isimledirselerde bu yaklaşım artık değişmektedir(7).

Fonksiyonları ise bütün hepsi 1. falanklara fleksiyon 2. ve 3. falanklara ise ekstansiyon yaptırırlar. Mm. interossei dorsales parmakları birbirinden uzaklaştırır (abduksiyon), mm. interossei palmares ise parmakları birbirine yaklaştırır (adduksiyon).

İnterosseal kaslar somatomotor liflerini nervus ulnaris'in derin dalından alırlar. Seyrek olarak birinci dorsal interosseus nervus medianus tarafından innerve edilir.

El Biomekaniği

El, omuzdan başlayan mekanik zincirin son halkasıdır. Omuz dirsek ve bilek değişik düzlemlerde hareket ederek en sonunda elin çok geniş bir hareket genişliğine ulaşmasını sağlarlar. Öte yandan el kendi başına da çok geniş ve çeşitli hareket kabiliyetlerine sahip bir organdır. Ayrıca dokunma duyusu ve duyguların hareketlerle anlatılmasında da önemli rol oynar. 27 kemik ve 14 eklemden oluşmuş yapısal özelliği ile el oldukça komplike bir mekanizmayı oluşturur.

Parmaklar (ve başparmak) elin temel komponentlerini oluştururlar. Her bir komponent bir metakarp ve üç falankstan oluşur (başparmakta iki tane) ve bu yapıya **finger ray** adı verilir. Parmaklar radial'den ulnar tarafa doğru

numaralandırılırlar. I (başparmak) II (işaret parmağı) III (orta parmak) IV (yüzük parmağı) ve V (küçük parmak).

Her bir parmak birimi bilekte karpal kemiklerin temel olarak biriyle metakarp kemik arasında oluşan carpometacarpal eklemler (CMC) başlar. Daha sonraki eklem her bir parmak birimi için metacarpophalangeal eklemdir (MCP) ve metakarp kemiği proksimal falanksı bağlar. Falankslar arasında ise proksimal interphalangeal (PIP) ve distal interphalangeal (DIP) eklemler bulunur. Başparmağın iki falanksı arasındaki eklem ise interphalangeal (IP) eklem denir. Birinci metacarpalin palmar yüzünde bulunan bölgeye *Tenar Bölge* denir ve başparmağın intrinsek kasları tarafından oluşturulmuştur. Bu bölgenin ulnar simetrisinde ise küçük parmağın intrinsek kasları tarafından oluşturulan *Hipotenar bölge* vardır.

El kemikleri ise ikisi transvers biri longitudinal olmak üzere üç ark şeklinde organize olmuşlardır. Proksimal transvers ark os capitatum merkezde olmak üzere metakarp basisleri hizasında iki yana uzanır. Distal transvers ark ise metakarpal başların hizasından geçer ve proksimale göre daha hareketlidir. İki transverse ark birbirine longitudinal bir arkla bağlanmışlardır. Bu ark bilekten parmak uçlarına kadar uzanır ve merkezinde 2. ve 3. metacarpal kemikler bulunur. Elin ekstrinsek fleksor ve ekstansor kasları elin çalışması sırasında bu arklar arasındaki organizasyonları değiştirebilirler. İntrensek kasların temel görevi ise bu organizasyonun korunmasıdır. Bu üç ark sisteminin bir yaralanma, romatik bir hastalık yada intrinsek kas paralizileri sonucu bozulması elde ciddi biçimde hareket ve fonksiyon kaybına neden olabilir.

El Kinematiki

El sonsuz çeşitlilikte hareketi kendi komponentleri ile ilgili olarak organize edebilen son derece hareketli bir organdır.

Hareket genişliği (Range of motion ROM)

CMC, MCP, ve IP eklemlerinin çeşitlilikleri, bu eklemler arasındaki hareket genişliği farklılıklarının nedenidir. Başparmak ise sahip olduğu geniş web space ve özel olarak gelişmiş CMC eklemi ile diğer parmaklara göre çok daha fazla hareket kabiliyetine sahiptir.

Parmaklar

İkinci ve 3. metakarpal kemikler, os trapezoideum ile os capitatum aralarında sıkı bir eklemlle bağlıdırlar ve temel olarak hareket etmezler ve bu bölge elin hareketsiz (immobile) ünitesi olarak adlandırılır. Dördüncü ve 5. metakarpaller ise hamatum'la oluşturdukları eklemlle sırasıyla 10-15 derece ve 20-30 derece fleksiyon-ekstansiyon yaparlar. Bu Şekilde sınırlanmış olan palmar hareket elin tutma ve yakalama fonksiyonların da önemli rol oynar.

Dört parmağın MCP eklemleri sferoid tip diartrodial eklemlerdir ve üç düzlemde harekete olanak verirler. Bunlar sagittal düzlemde fleksiyon-ekstansiyon, frontal düzlemde abduksiyon-adduksiyon ve pasif olarak parmağın uzun eksenini etrafında pronasyon supinasyondur. MCP eklemlerinin sıfır pozisyonundan itibaren yaptığı fleksiyon yaklaşık 90 derecedir. Fakat bu parmaklar arasında bazı farklılıklar gösterir. Örneğin küçük parmak en fazla

fleksiyon yapandır(10). İşaret parmağı ise ortalama 70 derece fleksiyon yapar. Ekstansiyon genişlikleri ise insan toplulukları ve kişiler arasında eklem esnekliğine bağlı değişiklikler gösterir.

Proksimal ve distal IP eklemler ise ginglimus tipi eklemlerdir ve sadece fleksiyon ekstansiyona izin verirler. PIP ekleminde fleksiyon 110 dereceye kadar ulaşabilirken DIP ekleminde 90 derece dolayındadır. Ekstansiyon ise sıfır derecenin altına doğru yapılıyorsa hiperekstansiyon adını alır ve bağların esnekliğine bağlı olarak meydana gelir.

Başparmak

Birinci metakarpal kemik os trapezium ile bilekte sellar bir eklem oluşturur. Bu eklem başparmağa konik bir düzlem etrafında geniş bir hareket serbestisi sağlar.  düzlemde de hareket edebilen başparmağın en önemli fonksiyonel hareketi oppozisyondur. Bu hareketin komponentleri ise şoyledir. nce CMC ekleminde abduksiyon ve rotasyon ile I. metacarpal diğer parmakların palmar yüzüne doğru yaklaşır, daha sonra MCP ve IP eklemlerin fleksiyonu ile diğer parmak uçları ile başparmak ucunun birleşmesi sağlanır. Başparmağın MCP ekleminin diğerlerinden bir farkı yoktur. Fleksiyon kişiler arasında değişiklikler gösterebilir (30-90). Ekstansiyon ise 15 derece civarındadır(11).

Elin stabilizasyonu ve kontrolü

Elin ekstrensek ve intrinsek kasları koordineli bir biçimde parmakları

kontrol ederler. Dorsal tendon kompleksi ki bu yapıya ekstansor yelpaze de denebilir. IP eklemin kontrolünü ve stabilitesini sağlarken , çok iyi bir şekilde gelişmiş olan fleksor tendon kılıfı pulley (makara) sistemide parmak eklemlerinin düzenli hareketini ve stabilizasyonunu sağlar. Bütün digital eklemler temel olarak fleksiyon yapacak biçimde organize olmuşlardır. Her eklem bilateral olarak yerleşmiş iki sağlam collateral ligament ve kalın bir kapsül ve bu kapsülü destekleyen fibrokartilaginöz bir yapı içerir. Eklemlerin dorsal kapsülü daha ince ve gevşektir. Palmar tendinöz yapı ekstansor tarafa oranla daha kuvvetlidir ve burada deri de daha kalındır.

Digital Ekstansor Mekanizma

Elin ekstansor tendonları yassı yapılardır. Tendon kılıflarını MCP eklemlerin önünde terk ederler. Birinci falanksın dorsal yüzünde interosseal kasların tendonları ile birlikte ekstansor mekanizmayı oluştururlar ve bu yapı her iki IP eklemi de içine alarak parmak ucuna kadar uzanır. Ekstansor tendon parmak sırtında üçe ayrılır ve interosseal tendonların lifleri ile birlikte bir tane medial iki tane de lateral band oluşturur. Orta band proksimal falanksı geçtikten sonra orta falanksın tabanına tutunur. Lateral bandlar ise PIP eklemi geçerek orta falanksın dorsal tarafında tekrar birleşirler ve terminal tendonu oluştururlar. Bu tendon da distal falanksın dorsal tüberkülüne yapışarak sonlanır. Bu terminal tendon aynı zamanda oblik retinaculer ligament sayesinde proksimal falanks ile de bağlantı halindedir. Bu ligament proksimal falankstan başlar ve PIP eklemin lateral kenarından geçerek orta falanks dorsal yüzünde terminal tendonla birleşir(12,13).

Eğer parmak PIP eklemden fleksiyona getirilirse, üçe ayrılmış olan

ekstansor mekanizma central slipi izleyerek distale doğru itilir. Bu slip gergindir çünkü distal çekme orta falanks tarafından yapılmıştır. Lateral bantların ise bir bölümü gevşer bu PIP eklemının fleksiyonu için gereklidir çünkü bunlar central slipe oranla hareket merkezine oldukça yakın seyrederekler. Bu yüzden bir miktar gevşek bağ pasif yada aktif fleksiyon için gerekirken aktif ekstansiyon için gerekmez. Eğer DIP ekleminden fleksiyona getirilirse ekstansor mekanizma yine distale doğru kayacaktır. Bu sefer central slip gevşerken oblik retinaculer ligament gerilecek ve PIP eklemdaki fleksiyon kuvvetini oluşturacaktır. Central slip gevşek olduğu sürece DIP eklemının fleksiyonu kaçınılmazdır. Distal falanksın fleksiyonu parmak uçları kullanılarak yapılan çimdik biçiminde tutma hareketinin temelini oluşturur. Bu hareket elin ince işleri sırasında kullanılır. Central slipte ki gerginliğin 60 derece fleksiyondan sonra arttığı ve 90 derece fleksiyonda ise lateral bantların tamamıyla gevşediği gösterilmiştir(14).

Metacarpophalangeal Eklemler

MCP eklemının özelliği birbirine bağladığı iki kemiğin ve radial ve ulnar kollateral bağların asimetrik yerleşimidir(15). Kollateral bağlar metacarpal başın dorsolateral yüzünden başlar ve oblik olarak uzanarak proksimal falanksın palmolateral tarafının basisinde sonlanırlar. Bu bağların bilateral asimetrisi bu eklemının abduksiyon-adduksiyon genişliğinde asimetrisine yol açar. Ayrıca interosseal kasların asimetrik yerleşimide bu eklemlerin asimetrik olmasına katkıda bulunur. MCP eklemının hareketi sırasında kollateral bağların uzunluklarının değişmesinin değerlendirmesini 1984 yılında Minami Biplanar röntgenografî tekniğini kullanarak işaret parmağının fleksiyonu sırasında göstermiştir. MCP eklemının 80 dereceye

kadar olan fleksiyonlarında, bağların dorsal parçası 3-4 mm' lik bir genişleme gösterirken orta parça çok küçük miktarlarda uzamış, palmar parça ise 2-3 mm kısalmıştır(16). Buradan çıkan sonuç her iki taraf kollateral bağların dorsal parçalarının fleksiyonu frenlediğidir. Aynı şekilde ekstansiyonu da palmar parçalar frenler. Aynı grup 1985 yılında her iki bağın eklemin stabilizasyonunda özellikle distale çekmelerde, axial rotasyon, abduksiyon-adduksiyon sırasında ve dorsopalmar kaymalarda primer olarak rol aldığını göstermişlerdir. Bu iki bağın palmar taraflarında birde aksesuar kollateral bağlar bulunmaktadır. Bunlar metacarptan başlayıp palmar fibrokartilajinoz yapıya katılırlar. Bu yapı sıkı bir biçimde falanks tabanına tutunmuştur ve eklem kapsülünü önden destekler. Fonksiyonlarından birtanesi MCP eklemin hiper ekstansiyonunu engellemektir. Ayrıca fleksor tendon kılıfı için yapısal bir taban oluşturur. Transverse metacarpal ligament te palmar plate (levha) ile birleşerek MCP stabilitesi için ek bir destek sağlar. Ekstansor tendonlar bu bağla bir transvers lamina aracılığı ile bağlıdırlar. Bu sayede MCP eklemin dorsal tarafında pozisyonlarını koruyabilirler.

Proksimal İnterphalangeal Eklem

Ginglimus yapısı stabilitesini sağlayan en önemli etkidir. Ayrıca iki kuvvetli collateral ligament, palmar plate ve gene aksesuar kollateral ligamentlerle desteklenmiştir. Bu üçlü bağ sistemi sıkı bir biçimde proksimal falanksa tutunmuştur. Ayrıca fleksor tendon kılıfına da palmar plate'in proksimal ve palmar uzantıları aracılığı ile tutunur(17).

Flektor Tendon Kılıf Mekanizması

Eldeki bir çok tendon, tendon kılıfları ve retinaculumlar tarafından sınırlandırılırlar. Aynı zamanda da iskelet sisteminden uzaklaşmalarını engellerler. Böylece hareket koluna olan uzaklıklarında sabit tutulmaya çalışılır. Flektor tendon kılıfının pulley sistemi içlerinde en gelişmiş olanıdır. Bu kılıfın içinde m. flektor digitorum superficialis ve profundus'un tendonları beraber seyrederek. Her iki tendon kendi özel synovial kılıfları ile sarılı durumdadırlar. Tendon kılıf sisteminin içinde sekiz tane stratejik önemi olan yapı vardır. Bunların her birine pulley, hepsine birden ise **pulley sistemi** diyoruz(18). Bunlardan beş tanesini kalın yapıya sahip olan annuler pulley'ler oluşturur ve sırasıyla A1, A2, A3, A4, A5 olarak isimlendirilirler. Diğer üç tanesini ise daha ince olan ve C1, C2, C3 olarak isimlendirilen cruciform pulley'ler oluşturur. Bu sistem tendonun parmak hareketleri sırasında kaygan ve uygun bir ortamda kalmasını sağlar.

A3 pulleyinin PIP eklemi ile kesiştiği transverse noktada, bu eklemdaki fleksiyon esnasında tendon gerilmesi ile hem pulley tutunma noktasından geriye doğru hareket eder hemde orta falanks eklemden uzaklaşır. Bu normal koşullarda stabil bir eklemden sorun yaratmaz ama eklem romatoid artrit gibi bir hastalık sonucu stabilitesindeki azalma sonucu subluksasyonlara daima adaydır. Subluksasyona neden olan kuvvetlerin büyüklüğünü anlamak ve artan fleksiyon derecelerindeki etkilerini görmek için bu eklemin 60 ve 90 derece fleksiyonundaki durumlarına bir göz atalım. 60 derecelik bir fleksiyonda flektor tendonlar 120 derecelik bir açı oluştururlar. Bu noktada pulleydeki frenleyici kuvvet tendon tarafından oluşturulan kuvvete eşit olmalıdır ki sistemin dengesi bozulmasın. Bununla birlikte 90 derece fleksiyonda pulley

tendon kuvvetinden %40 daha fazla kuvvet üretmek durumundadır.

Tendon Hareket Mesafesi (THM)

Parmak hareketi sırasında her tendon belirli bir mesafe kayar biz buna tendon hareket mesafesi diyebiliriz. Bu hareketler eklem hareketi sırasında kendiliğinden meydana gelir. Agonist kaslara ait tendonlar bir yöne doğru hareket ederlerken, Antagonist kas tendonları ise ters yöne doğru hareket ederler. Bu mesafelerin tespitine ilişkin yapılmış bir çok çalışma vardır ve bu çalışmalar halen sürmektedir. Basit geometri kuralları kullanılarak THM hesaplanması eklem açısı hareketiyle ilişkisi incelenerek yapılabilir. Bir eklem sisteminde kollardan yani kemiklerden biri bir eksen etrafında bir radyan (yaklaşık 60^0) hareket ettiği zaman bu kol üstündeki her nokta kendi kuvvet kolu mesafesi kadar hareket edecektir. Kuvvet kolu ise tendon ile eklemdaki hareket merkezi arasındaki dik mesafedir(19,20).

Parmak tendonlarında kuvvet kolu ve THM proksimal eklemlere doğru artmaktadır. M. fleksor superficialis m. fleksor profundusa göre daha çok THM kateder. Fleksor tendonların THM'si ekstensor tendonlardan daha fazladır ve ekstrensek tendonların THM'leri intrensek olanlara nazaran daha fazladır(21). Parmaklara ait tendonların toplam THM değerleri tablo 1'de belirtilmiştir. Bu değerler eklem hareketi esnasında tendon kuvvet kolu ve eklem eksenlerinin sabit tutulduğu değerlerdir. Eğer eklem eksenleri yada kuvvet kolu hareket sırasında değişirse, o zaman her radyanlık hareket için ölçülen THM miktarı ortalama kuvvet kolunu belirtir.

Tablo1: Parmaklara ait tendonların toplam THM değerleri

Kas	Tendon Hareket Mesafesi (THM) (mm)
interosseal	30
extensor pollicis brevis	30
abductor pollicis longus	30
lumbricalis	40
tenar kaslar	40
parmak ekstansorları	50-60
parmak fleksorları	60-70

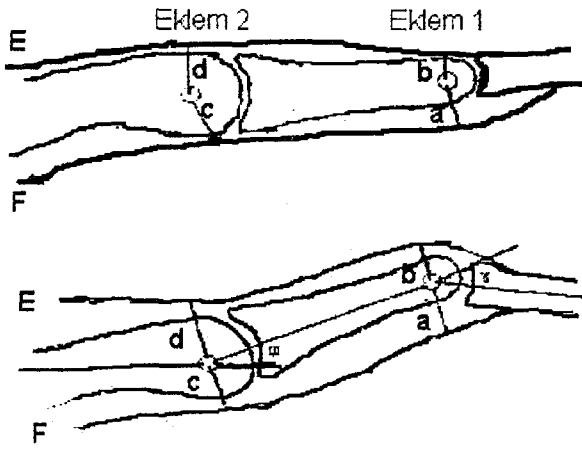
Pulley sisteminin bozulması tendon kuvvet kol mesafesinin değişmesine yol açan etkenlerden biridir. Stricland 1983'te eldeki biomekanik değişlikleri pulley'lerde yaptığı kesilerle denedi(22). A2 pulley'inin distal yarısını, C1, A3, ve C2 nin tamamını ve A4'ün proksimal yarısını eksize ederek yaptığı deneyleri sonucunda fleksor profundus kuvvet kolunun arttığını ve buna bağlı olarak THM ihtiyacının da PIP eklemi için arttığını bulmuştur. Herhangi bir eklemdaki ekstra THM ihtiyacı, daha distal eklemlerde yetersiz THM ve zayıflığa yol açar. Bu şekilde bir zayıflık PIP yada DIP eklemlerini etkilediği zaman, parmak fleksiyonu sırasında avuç içine dokunamayacaktır. Parmak ile avuç arasında kalan mesafe ölçülerek zarar gören pulley yada pulleyler hakkında değerlendirme yapılabilir. Bu yolu kullanarak Doyle ve ark. 1975'te normal fleksor tendon fonksiyonu için gerekli olan iki pulleyin A2 ve A4 olduğunu göstermişlerdir(23). A2 pulleyi içlerinde en önemli olanıdır.

Tek başına sağlam bırakıldığı durumlarda parmak ucu avuca 12-15 mm kadar yaklaşabilir, bu mesafa A4 için 20-25 mm kadardır.

Parmakta Kas Kuvvet Dengeleri

Parmağın üç ekleminde meydana gelen fleksiyon ve ekstansiyon hareketi sadece parmağın uzun fleksor ve ekstensorlarının antagonist çalışması ile olmaz. Elin intrinsek kasları olan interosseal ve lumbrical kaslar bu dengenin sağlanmasında önemli rol oynarlar. Bu kasların etkileri şimdiye kadar geliştirilmiş bazı anatomik modeller üstünde gösterilebilir(24). Bu modellerin en basit şekli iki eklemden ve iki tendondan oluşur. (Şek1) Buradaki iki tendon E ve F ilgili eklemlerin I ve II birbirine zıt iki yüzünde bulunurlar. E tendonunun kaldıraç kolları I. eklemden b II. de d , F tendonunun kolları ise sırasıyla a ve c dir. γ eklem I deki açısal değişimi , ϕ ise eklem II deki açısal değişimi göstermektedir. Bu modelde proksimal THM negatif, distal THM ise pozitif olarak kabul edilir. Geometri kurallarına göre E tendonunun THM=0 durumunda aşağıdaki formülü elde ederiz.

$$b\gamma = d\phi \quad (1)$$



Şek 1:

F tendonu için total THM ise şöyle yazılabilir.

$$a\gamma = c\phi$$

F tendonunun sonuçtaki toplam THM miktarı proksimal doğrultuda yani negatif olmak durumundadır. Buna göre aşağıdaki sonuç ortaya çıkar.

$$a\gamma = c\phi < 0$$

Birinci formülü kullanarak bu eşitsizliği şöyle yazabiliriz.

$$a\gamma + \frac{cb}{d}\gamma < 0 \quad (2)$$

Bu eşitsizliğin doğru olabilmesi için negatif mutlak değer pozitif taraf mutlak değerinden büyük olması gerekir.

Bu model iki komşu eklem arasındaki ilişkiyi gösterdiğinden bilek ve parmak kinematığının temelini oluşturmakta kullanılabilir. Eğer bu modeli parmak modeli olarak düşünürsek Eklem II MCP eklemi, Eklem I PIP eklemi, F fleksor tendonu, E ise ekstansör tendonu sembolize eder. Aşağıdaki formüller ise anatomik olarak doğrudur.

$$a > b \text{ ve } c > d \text{ Buna göre } ac > bd \text{ ve } \frac{a}{b} > \frac{c}{d} \quad (3)$$

Buna göre ikinci eşitsizliğimizde , $\alpha\gamma$ negatif bir değer alırken , $c\phi$ ise pozitif olacaktır. Bu PIP ekleminin fleksiyonu sırasında MCP eklemin ekstansiyonu demektir. Diğer bir deyişle eğer sadece ekstansor kas hareket ederse proksimal falanks ekstansiyon, orta falanks ise fleksiyon haline gelir. Bu şekilde oluşan harekete intrensek eksi denir yani intrensek kas mekanizması çalışmamaktadır. Bu duruma klinikte pençe el denir ve intrensek palsy'nin bir belirtisidir.

İntrensek el kasları anatomik pozisyonları ile orta falanksın stabilizasyonu ve ekstrensek el kaslarının pençe pozisyonu etkisini ortadan kaldırmada önemli rol oynarlar. İntrensek kasların tendonları MCP eklemin hareket ekseninin palmar tarafından geçerler ve ekstansor tendonun aksi kuvvet üretirler, IP eklem hizasında ise bu tendonlar dorsal taraftadırlar ve ekstansor kaslarla sinerjist çalışırlar. Ranney ve ark. tarafından 1987'de yapılan araştırmada kadavralarda M. lumbricalis'lerin konsentrik kasılması ile sadece ekstansor kasın pasif olarak ortaya çıkardığı pençe pozisyonunu düzelttiğini bildirmişlerdir. Ketchum ve grubu ise 1978'de işaret parmağında lumbrical kasın tüm intrensek kaslar tarafından üretilen fleksiyon kuvvetinin %20'sini ürettiğini göstermişlerdir(25).

Elektromyografik bulgular ise bu kasların parmağın özellikle açılıp kapanması sırasında belirli hale gelen parmaklara, özel doğal pozisyonu korumada yardım ettiğini göstermiştir. Lumbrical kaslar elin IP eklemlerinin ekstansiyonun MCP eklem ekstansiyonu ile aynı anda olduğu zamanlarda aktif olarak harekete katılır buna ilave olarak elin kapatılması sırasında da pasif olarak olaya katkıda bulunur. Bu sırada IP eklemlerin fleksiyonu MCP eklem ile eş zamanlı veya gecikmeli olabilir. Ayrıca derideki gerilme ve fleksiyon

sırasında palmar yüzün sıkışmasında pençeleşmeye karşı kuvvet oluşturur. Brand 1985'te dorsal digital derinin 90 derece fleksiyon sırasında 12mm'lik bir genişlemeye gereksinimi olduğunu göstermiştir. Bu gereksinim yumuşak dokunun 5 mm'lik bir ödeminde 19 mm'ye çıkmıştır(26).

Diğer parmaklardan farklı olarak başparmağın daha dinamik olan stabilizasyonu oldukça komplikedir. Başparmak stabilitesini korumak için kollateral bağlar kapsül ve palmar plate gibi statik desteğin yanında ayrıca sekiz adet aktif kasa sahiptir. M. extensor pollicis longus ve m. flexor pollicis longus birlikte hareket ederek başparmağa pençemsi bir pozisyon verirler. Bu pozisyon IP eklemde kuvvetli fleksiyonu ve CMC eklemde ekstansiyonu ile olur. M. opponens pollicis bu ekstremiteye karşı birinci metakarpali elin kendi düzlemi dışına iterek önler. Bunun sonucunda IP eklemde fleksiyonu MCP eklemde ekstansiyonu ve CMC eklemde nötral pozisyonda oldukları yeni bir pozisyon elde edilir. Bu durumda başparmak için kısıtlayıcıdır ve bunu önlemek için bu sefer m. flexor pollicis brevis ve m. adductor pollicis aktive olur ve MCP eklemde kuvvetli fleksiyona neden olurlar.

Elin Kavrama Hareketlerinin Değerlendirilmesi

Kavrama hareketi bir cismin bir parçasının yada tamamının el komponentleri arasına alınması ile gerçekleşir. Bu durum çeşitli şekil ve büyüklükteki cisimlerin kaldırılmasında ve oldukça geniş amaçlı aktiviteler sırasında kullanılır. Etkin bir kavramanın gerçekleşmesi bir çok faktöre bağlıdır. En önemlileri şöyle sıralanabilir. 1. Başparmakta CMC eklem ile dördüncü beşinci MCP eklemde hareketleri 2. İkinci ve üçüncü MCP eklemde

rölatif olarak sabit olmaları 3. Bütün parmak ark'larının stabilitesi 4. Uzun ekstrensek ve intrensek el kasları arasındaki agonist ve antagonist mekanizmanın iyi dengelenmesi 5. Elin her bölgesinin yeterli duyuşsal aktiviteye sahip olmasıdır.

Bu güne kadar elin kavrama hareketlerinin sınıflandırılması birçok araştırmacı tarafından yayınlanmıştır. Napier (1956) kavrama hareketini iki ana gruba ayırmıştır. Birincisi gücün ön planda olduğu güçlü kavrama ikincisi ise hareketin doğruluğunu ön plana çıkararak ince kavrama dır. Güçlü kavramada parmaklar da üç eklemde hepsinde fleksiyon halindedirler ve cisim parmaklar ve el arasında sıkışır, başparmakta cismin palmar tarafından kuvvet uygulayarak cismin avuç içindeki stabilizasyonunu sağlar. Genellikle bu hareket sırasında bilek ulnar deviasyonda ve az miktarda ekstansiyondadır. İnce kavrama hareketi başparmakla diğer parmakların palmar yüzeyleri arasında gerçekleşir küçük cisimlerin tutulması ve doğru biçimde hareket ettirilmelerine olanak verir. İnce kavramanın bir çeşiti olan dinamik üç ayak denilen durum günlük hayatta çok kullanılan hareketlerden biridir. Burada başparmak işaret parmağı ve orta parmak cisme ince hareketleri yaptırabilmek için dinamik bir şekilde sinerjist çalışırlar. Yüzük ve küçük parmaklar ise statik dengenin korunmasında görevlidirler. Bir sonraki ince hareket ise başparmak ve işaret parmakları arasında cisimlerin tutulmasıdır. Bu pozisyona çimdik hareketi diyebiliriz. Çimdik hareketi de kendi arasında klasifikasyona uğramıştır. Buna göre parmak uçları ile, palmar yüzler arasında, lateral yüzler arasında ve ulnar yüzler arasında olmak üzere yani falankların cismi tuttuğu bölgesine göre dörde ayrılırlar.

Güçlü kavrama ile ince kavrama arasındaki temel ayırım başparmağın

pozisyonudur. Güçlü kavrama sırasında başparmak adduksiyonda ince kavrama sırasında ise abduksiyondadır. Ayrıca el ve önkol arasındaki ilişkide iki hareket sırasında değişiktir. Güçlü kavramada el genellikle ulnar deviasyondadır ve başparmak önkol ile aynı düzlemedir bu sayede pronasyon ve supinasyon hareketleri cisme iletilebilir. İnce tutma da ise bilek ekstansiyondadır ve başparmak artık önkol ile aynı düzlemde değildir. Güç ve doğruluk komponentlerinin güçlü kavrama yada ince kavrama hareketlerinin hepsinde rolleri vardır. Fakat bir faktörün diğerine oranla predominans olması hareketin tipini belirler. Güçlü kavramadaki doğruluk elementi başparmağın hareketine yansımıştır. Doğruluğun minimal düzeyde yada hiç gerekli olmadığı durumlarda başparmak diğer parmakların ikinci falankslarının dorsal yüzlerine yapışarak sadece güç uygulama görevini yapar. Ne zaman harekette doğruluk faktörüne gereksinim olur, örneğin eskrim yapan birinin eli gibi o zaman başparmak adduksiyon yapar ve silindirin uzun eksenini, yani kılıcın uzun eksenini ile paralel hale gelir. Bu şekilde hem kontrol mekanizması çalışırken hem de kuvvet uygulanmış olur. Güçlü kavramanın bir başka örneğinde çekiç tutma sırasında gerçekleşir ve doğruluk faktörünün en kaba olduğu durumlardan biridir, başparmak tamamiyle kavrama hareketinin desteklenmesi için kullanılır. Yine güçlü kavramanın bir diğer örneği ise boş bir elin yumruk yapılmasıdır.

Başparmağın rotasyonu ve oppozisyon haline gelmesi hemen her el fonksiyonu için gereklidir. Bu güçlü kavrama yada çok ince kontrollü kavrama olabilir. Fakat bazı durumlarda başparmak harekete katılmaz örneğin kanca şeklindeki güçlü kavramada, parmaklar bir kanca oluşturacak şekilde fleksiyondadır, bu hareket göreceli olarak daha az kas aktivitesi gerektirir ve güç uzun süreli kullanılacaksa tercih edilir.

Tutma ve Kavrama Sırasında El Kuvvetleri

Birçok araştırıcı elde oluşan kuvvetleri çeşitli izometrik el fonksiyonları sırasında parmaklardaki eklemlerin üç boyutlu olarak analizini yaparak değerlendirmişlerdir. Bu konuda Chao ve ark. ile An ve arkadaşlarının geliştirdikleri modeller ile günlük aktiviteler sırasında örneğin bir çantanın kaldırılması bir bardağın tutulması yada bir kavanozun açılması gibi işaret parmağında oluşan kuvvetlerin analizi yapılmıştır(27). Çeşitli hareketler sırasında işaret parmağına ait ortalama kuvvetler tablo 2 'de verilmiştir.

Tablo 2: İso metrik el hareketleri sırasında işaret parmağında oluşan ortalama kuvvetler

El hareketi	Kuvvet (N)
parmakucu ile tutma	24-95
anahtar tutma (lateral)	37-106
ulnar yüz ile tutma	30-83
distal falanks ile kavrama	38-109
orta falanks ile kavrama	7-38
proksimal falanks ile kavrama	23-73

ablo3:İşaret parmak eklemlerinde eksternal bir kuvvete karşı oluşan kuvvetler.
(uygulanan kuvvet cinsinden)

El hareketi	DIP eklemi	PIP eklemi	MCP eklemi
Parmak ucu tutması	2.4-2.7	4.4-4.9	3.5-3.9
lateral tutma	2.9-12.5	4.9-19.4	14.7-27.1
ulnar tutma	3.0-4.6	4.8-5.8	4.0-4.6
kavrama	2.8-3.4	4.5-5.3	3.2-3.7
çanta tutma	0-0	1.7-1.9	1.0-1.3
bardak kaldırma	2.5-2.9	4.3-4.4	4.0-4.1
kavanoz açma	5.2-9.5	7.2-14.2	14.8-24.3

Büyük bir kavanozu açmak için gereken tutma ve kavrama hareketleri sırasında fleksor profundus kası gerekli olan kuvvetin iki ile beş katını üretmek durumundadır. M. fleksor superficialis ise özellikle parmak ucu tutmasında ve ayrıca kavrama sırasında da aktiftir ve dış kuvvetlere göre iki kat daha fazla kuvvet üretir. Lateral tutmada ise m. flexor superficialis çok az bir güç kullanırken uzun ekstansör kas ve iki radial intrinsek kas büyük ölçüde kuvveti oluşturan kaslardır. Radial interosseal kas MCP ekleminde fleksiyon sırasında gerekli olan ulnar deviasyonu dengelemede önemli rol oynar. İntrensek kaslar tutma sırasında kavramaya nazaran MCP eklemi stabilizasyonu için daha fazla kuvvet üretirler.

Çeşitli hareketler sırasında parmak eklemlerinde oluşan kuvvetler uygulanan kuvvet cinsinden tablo 3'de verilmiştir. Görüldüğü gibi bu kuvvetler DIP ekleminde en küçükken proksimale gidildikçe büyümekte ve MCP ekleminde en büyük değerlere ulaşmaktadır. En büyük kuvvet ise lateral tutma sırasında görülür çünkü MCP eklemindeki ulnar deviasyonu koruyabilmek için kaslar ekstra güç harcamak durumundadırlar. Daha sonraki büyük kuvvet gereksinimi kavrama açma eylemi sırasında ortaya çıkar. Başparmakta ise dışarıdan uygulanan 10 N'luk bir kuvvete karşı IP ekleminde 24-36 N, MCP ekleminde ise 46-66N, CMC ekleminde ise 60-134 N'luk bir kuvvet oluşmaktadır. Başparmağın intrinsek ve ekstrinsek tendonlarında 10 N'luk bir eksternal cisim tutma eylemi sırasında 10-30 N'luk gerilme kuvveti oluşur. Kavrama sırasında 100 N'luk bir kuvvet karşısında kimi zaman bu kuvvet 500 N'a kadar çıkabilmektedir. Genellikle normal tutma ve kavrama sırasında ekstrinsek tendon kuvvetleri eksternal kuvvetin 4-5 katı, intrinsek kaslar ise 1.5-3 katı kuvvet üretirler(28).

Parmaktaki eksternal kuvvetler

Parmak ucuna dik bir şekilde uygulanan bir kuvvetin yük kolu DIP eklemden CMC ekleme doğru gittikçe oldukça yüksek miktarlarda büyümektedir. Bu kuvvete karşı duran fleksor tendonun yük kolları ise distalden proksimale gidildikçe çok az miktarlarda büyür. Bu yüzden diğer kaslarda bu dış kuvveti dengelemek için olaya katılmak durumundadırlar.

Parmak ucuna uygulanan 20 N'luk kuvvet sonucunda DIP ekleminde 0.4Nm, PIP ekleminde 1.1Nm'lik, MCP ekleminde 2.1Nm ve CMC ekleminde

4.0 Nm'lik bir ekstansiyon momenti oluşur. Fleksor profundusa ait kuvvet kolu uzunlukları ise DIP, PIP, MCP ve CMC eklemlerde sırasıyla 0.5, 0.75, 1 ve 1.25 olarak kabul edilmiştir.

Eğer bu durumda sadece m. fleksor profundus olaya katılırsa DIP ekleminde 80 N luk bir gerilme kuvveti üretmek zorundadır. (0.4 Nm'nin yük koluna yani 0.005m'ye bölünmesi). Bu kuvvet proksimale gidildikçe artacaktır ve CMC ekleminde 320 N'u bulacaktır. Eğer bir tendondaki gerilme kuvvetinin tendonun her noktasında aynı olması gerektiği düşünülürse bu kuvveti fleksor profundusun tek başına dengelemesi imkansızdır.

DIP ekleminde oluşan ekstansiyon momenti (0.4Nm) fleksor profundus tek başına dengeleyebilir ama PIP eklemindeki 1.1Nm'lik momenti dengelemesi için 0.5Nm'lik ek bir güce ihtiyacı vardır ve süperficialis olaya katılarak 66.6N'luk bir kuvvet üretir (0.5Nm/0.0075m). Süperficialis aynı zamanda MCP ve CMC eklemlerinde de kuvvet üreterek parmağın dengede kalmasına katkı sağlar. Yük kolu uzunlukları süperficialis ve profundus için aynı kabul edilmiştir. Buna rağmen MCP ekleminde denge için intrinsek el kaslarının yardımı gereklidir. CMC eklemi ise bilek fleksorları tarafından desteklenmelidir. Bu örnekte eklem pozisyonlarının ve diğer kasların aktiviteleri göz önüne alınmamıştır. Dolayısıyla bize sadece distalde uygulanan bir kuvveti dengelemek için proksimale gidildikçe gerekli kuvvet miktarındaki artışı göstermektedir.

Kavrama Modelinin Analizi

Kavrama sırasındaki kuvvetlerin analizi için iki değişik deney yapılabilir.

Birincisi başparmak ile diğer parmaklar arasında iki tuğla tutulması yada iki el arasında dört tuğla sıkıştırılmasıdır. IP eklemindeki kuvvet analizleri her iki deney içinde yapılabilir. Şekil 2' de IP eklem diagramı gösterilmiştir.

Şekilde W kuvveti eksternal kuvvettir ve distal falanks ortasına dik biçimde uygulanmaktadır. Bu yüzden kaldıraç kolu (b) IP eklemin rotasyon kolundan itibaren yaklaşık 1cm dir.

Şekilde (a) fleksor profundus tendonunun kaldıraç koludur ve 0.5cm dir. F ise kasın kuvvetidir. W kuvveti uygulanan yönüme göre tuğlaların ağırlıklarına eşittir.

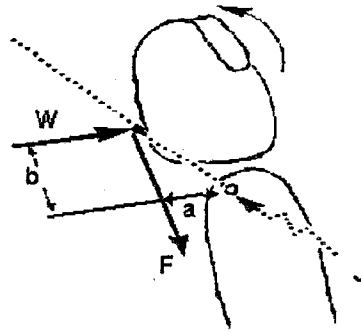
Başparmak IP ekleminin stabil kalabilmesi için moment toplamlarının ve kuvvet toplamlarının sıfır olması gerekir.

$$\Sigma \text{moment} = 0$$

$$F \times 0.5 - W \times 1.0 = 0$$

$$F = 2W$$

F ve W kuvvetlerinin uygulanma noktası büyüklüğü ve yönü bilindiği sürece IP eklem reaksiyon kuvveti J, vektörel yöntemle ya da matematiksel olarak hesaplanabilir.



$$\begin{aligned}\Sigma \text{kuvvet} &= 0 \\ J^2 &= W^2 + F^2 = W^2 + (2W)^2 = 5W^2 \\ J^2 &= 5 \times W^2\end{aligned}$$

Birinci yöntemde toplam yük başparmak ve diğer parmaklar arasında paylaştırılmış durumdadır ve $W=B$ bulunur (bir tuğlanın ağırlığı).

$$\begin{aligned}J^2 &= 5 \times W^2 \\ J &= 2.24W = 2.24B \\ \text{ve } F &= 2B\end{aligned}$$

İkinci yöntemde ise yük iki el arasında ve parmaklar arasında dağılmıştır.

Buna göre,

$$\begin{aligned}W &= 2B/5 \\ J &= 5(2B/5) = 0.9B \text{ ve} \\ F &= 4B/5 = 0.8B\end{aligned}$$

Birinci yöntem uygulandığında IP eklemdeki reaksiyon kuvveti ve fleksor profundusun uygulaması gereken kuvvet ikinci yöntemde gereken kuvvetlerin 2.5 katına eşittir.

Görüldüğü gibi el eklem ve kaslarında oluşan güçlerin analizleri ve

matematiksel ifadeleri mümkündür. Bu tezde sadece temel biomekanik bilgiler verilmiştir. Yeni yapılan modellerde bu kuvvetlerin analizleri ve hareketlerin komponentleri tek tek her eklem ve kas için ayrıntılı biçimde tarif edilmektedir (29). Bu modelleri simüle eden çeşitli bilgisayar programlarının çalışmaları da vardır (30). Bu yüzden elde edilebilecek her türlü parametre bu modeller ve simülasyonlar için önem arz etmektedir. Eğer bu parametrenin elde edilme yöntemi non-invaziv bir yöntemle olursa hiç şüphe yok ki daha değerlidir. Hız da ilerde açıklanacağı gibi kas güç oluşumunda (power output) önemli bir parametredir.



El ve Bilek Bölgesinin Görüntülenmesi

İlk radyografiden beri el ve bilek bölgesi, medikal görüntülemenin kullanıldığı bölgelerden biri olmuştur. İlk olarak 1896 da Wilhelm Conrad Roentgen, karısının el bilek radyografilerini yayınlamıştır. O zamandan günümüze çok sayıda görüntüleme yöntemi geliştirilmiş olmasına karşın en sık kullanılanı gene konvensiyonel radyografidir. İyi yapılmış bir görüntüleme planı gereksiz bir takım işlemlerden hem hastayı hem de doktoru kurtaracak ve gereksiz para ve zaman kaybını da önleyecektir. Bu bölümde kısaca el bilek bölgesinin görüntüleme yöntemleri hakkında bilgi verilecektir. Bugün kullanılan yöntemler şunlardır (31,32).

- 1.Konvensiyonel Radyografi
- 2.Fluoroscopy
- 3.Konvensiyonel Tomografi
- 4.Komputerize Tomografi
- 5.Arthrografi
- 6.Angiografi
- 7.Digital Radyografi
- 8.Sintigrafi
- 9.Magnetik Resonance Imaging MRI
- 10.Ultrasonografi

Konvensiyonel Radyografi: Bu yöntem üç boyutlu olan anatomik yapıları fotografik film üzerinde iki boyutlu olarak gösterir. Bu yöntem sırasında ideal verileri görebilmek için birbirine dik iki grafi alınır. İki standart yön bir çok anatomik bölge için frontal ve lateral projeksiyonlardır. Frontal görüntü el bilek

bölgesinde genellikle postero-anterior projeksiyonlardır. X ışını tüpü elin arkasında, film ise önünde bulunur. P.A grafiler antero-posterior grafilerden fazla farklı değildir. Lateral görüntü ise normal radio-ulnar projeksiyondur. Tek başına iki grafide yeterli bilgi vermeyebilir. Özellikle lateral grafi kompleks bir yapıda olan karpal kemiklerin, metakarpallerin ve falanksların birbiri üstüne süperimpozisyonunu değerlendirmede güçlükler yaratabilir. Bunlardan başka çeşitli oblik, yumruk, ulnar ve radial deviasyonda ve fleksiyon-ekstansiyon sırasında da alınan grafiler sıklıkla kullanılmaktadır. Örneğin sadece P.A grafi romatoid artritli bir hastanın değerlendirilmesi için yeterli olurken bir scaphoid kemik fraktürü için dört yönlü bilek grafisi gereklidir. (P.A, lateral, oblik, ulnar deviasyon sırasında P.A).

Floroscopy: Aktif hareket esnasında görüntülemenin yapılarak (real-time) dinamik patolojilerin değerlendirilmesi esasına dayanır. Floroscopy video-tape yada sürekli film çeken bir cihazla kombine edilirse bilgiler daha sonra dinamik açıdan değerlendirilebilir. Floroskopik filmler korteks değerlendirmesi için kullanılabilir ve kırık iyileşmesinde, osteotomilerde ve artrodezlerin takibinde yararlıdır.

Tomografi: Tomografi terimi tek bir düzlemden radyografik görüntü elde edilmesi için kullanılır. En eski ve basit olanı linear tomografidir. Bu teknikte ışınlama sırasında tüp ve film birbirlerine zıt yönde hareket ederler. İkisinin hareketi bir noktada kesişir ve bu düzlemden görüntü kaydedilmiş olur. Kolay bir yöntem olmasına rağmen birçok bakımdan yetersizlikleri vardır. En önemli sorun ise çizgi gölgelerinin bulanık olarak gözükmesidir. Eğer bir eklem çizgisi, kortikal bir sınır, bir kırık çizgisi yada herhangi bir linear gölge tüp hareketine dik ise görüntü harekete paralel olanlara nazaran daha temiz

olacaktır. Daha sonra poly-directional tomografi cihazı geliştirilmiştir. Bu cihaz el ve bilek bölgesinde başarılı görüntüler vermiştir. Bu teknik ince ve sabit kırık çizgilerini, kırıkların erken iyileşme safhasını ve artrodezleri görüntülemek için idealdir.

Bilgisayarlı Tomografi: Tomografi ailesinin en son ve en gelişmiş üyesidir. Görüntü elde etmek için bu cihazda tüp hareketini kullanır, yalnız diğerlerinden farklı olarak hareket düzlem içerisinde axialdir (coronal yada sagittal) ve görüntü bir dizi elektronik detektör tarafından oluşturulur. X ışını tüpü yada detektörler görüntülenecek bölgenin çevresinde dönerler ve değişik yönlerden aynı düzlemin radiografik yoğunlukları ile ilgili bilgileri bilgisayara aktarırlar. Bu bilgilerden bilgisayar bir kesit görüntüsü oluşturur. Eldeki kemik yapıyı değerlendirmek için koronal düzlemden alınan görüntüler daha değerlidir. Bazı durumların değerlendirmesinde ise örneğin karpal tünel sendromu ve radio-ulnar subluksasyonunda sagittal yada axial düzlemlerden alınan görüntüler daha önemlidir (33).

Arthrografi: Kontrast maddenin eklem içerisine verilmesi ile yapılır. El bölgesinde özellikle kartilaj, sinovyal ve interosseal ligamentlerin patolojik durumlarında değerlidir. Kullanılan kontrast madde pozitif bir ajan yada hava gibi negatif bir ajan da olabilir. Her iki ajan aynı anda da kullanılabilir. Eklem kavitesinin kontrast madde ile dolması sonucu ligamentlerin ve kartilajların yüzeyleri direkt olarak gözlenebilir ve patolojik bulgular saptanabilir. El ve bilek artroskopisinde genellikle pozitif kontrast ajanlar kullanılır. Bilek eklemlerinin değerlendirilmesi midcarpal, radio-carpal ve distal-ulnar eklemlerin kontrast madde ile doldurulmasını gerektirir. Bu üç eklem genellikle birbirinden interosseal ligamentlerle ayrılmışlardır, distal radio-ulnar eklemden

ise bu ayrımı triangular fibrokartilaj doku yapar. Bir eklem boşluğundan diğerine kontrast madde akışının görülmesi, bu bağlardaki defekti gösterir. Elde metacarpophalangeal ve inter phalangeal eklemlere de artroskopi yapılabilir fakat endikasyonu bilek bölgesi eklemlerindeki kadar fazla değildir. Bu metodun en önemli dezavantajı invazif bir yöntem oluşudur.

Dijital - Radyografi: Bu terim B.T, M.R.I, anjiyografi ve konvansiyonal radyografi metodları için yıllardır kullanılmıştır. Konvansiyonal radyografinin bilgisayarla destekli kullanılması ve dataların dijital olarak kaydedilmesi esasına dayanır. Bu şekilde kaydedilen data daha sonra bazı işlemlerden geçirilerek görüntü amaca uygun olarak düzeltilebilir. Bilgisayar ayrıca bir görüntüyü diğer görüntüden çıkarma işlemini de yapabilir. Örneğin artroskopi sırasında elde edilen görüntülerden kontrast madde verilmiş olan görüntüden daha önce çekilmiş bir görüntüyü çıkararak sadece kontrast maddenin izlenmesine olanak sağlar. Bu özellikle bilek eklemlerinin değerlendirilmesi sırasında büyük kolaylık sağlar.

Sintigrafi: Bu metod dolaşım sistemine radioaktif madde verilerek çeşitli dokulardaki radyoaktiviteyi ölçme esasına dayanır. Gamma ışını kamerasında denilen komplike bir alet radyoaktivitenin taranması için kullanılır ve bir ekranda radyoaktivite yoğunlukları olarak belirir. Bu ekrandaki görüntü film üzerine de aktarılabilir.

Magnetic Rezonans Imaging (MRI): Çok güçlü bir magnetik alan içinde radyo dalgalarının kullanılması ile elde edilen görüntüleme yöntemidir. El bilek bölgesinde oldukça etkili bir görüntüleme yöntemidir. Interosseal ligamentlerin ve triangular fibrokartilajın direk olarak görülebilmesi ve kontrast madde

enjeksiyonuna gerek kalmaması pozitif özelliklerinden biridir. Eldeki kullanımı ise yeni çalışmalarla birlikte gün geçtikçe artmaktadır(34).

Ultrasonografi: 1950'lerden beri obstetrik ve abdominal bölge değerlendirilmesi için kullanılan ultrasonografi teknolojik gelişmesinin sonucunda bugün hemen her departmanın sıkça başvurduğu ucuz ve non-invazif bir görüntüleme yöntemidir. Yüksek frekanslı modellerinin geliştirilmesiyle birlikte yüzeysel dokulardaki rezolüsyon artmış ve bu dokular da incelenebilir hale gelmiştir. Bu sistemin prensibi ise şöyledir; yüksek frekanstaki ses dalgaları dokuya gönderilir, ses dalgaları ne zaman farklı iki doku arasındaki sınıra gelirler o zaman bir miktar dalga geri yansır, diğer kısım ise yoluna devam eder. Bu işlemin sürekli devam etmesi ve yansıyan dalgaların kaydedilmesi sonucu siyah beyaz görüntü elde edilir ve ekrana yansıtılır. Çok miktarda yansıma ekranda parlak görüntüye neden olur. Ses dalgaları bir kemiğin yüzeyine ulaştıkları zaman tamamı geri yansır ve ekranda beyaz parlak bir çizgi halinde kemik yüzeyini görürüz. Bu görüntüye hiperekojenik görüntü denir. Eğer yansıma yumuşak dokularda olduğu gibi az olursa o zaman görüntü siyaha daha yakın olacaktır. Bu çeşit görüntüye de hipoekojenik görüntü denir.

Doppler Ultrasonografi: Doppler canlı vücudundaki hareketli yapıların ve özellikle kan akışının incelenmesi amacıyla kullanılan önemli bir tekniktir. Ses ötesi Doppler tekniğinin temelini oluşturan Doppler etkisi şöyle özetlenebilir. Sabit frekanslı bir işaret (ses) yayınlamakta olan bir kaynağın yaydığı işaretin frekansı ile bu kaynağa göre hareketli olan bir gözlemcinin ölçtüğü frekans birbirinden farklıdır. Eğer kaynak ve gözlemci birbirlerine yaklaşıyorlarsa gözlemcinin ölçtüğü frekans kaynak frekansından daha yüksek , uzaklaşıyorsa daha düşüktür. Kaynağın yayınladığı işaret frekansı ile gözlemci tarafından

ölçülen frekans arasındaki farka Doppler kayması (Doppler shift) adı verilir ve bu fark gözlemcinin kaynağa göre hızı ile doğru orantılıdır. Bunun sonucu olarak Doppler kayması, yayınlamakta olan işaretin ortamdaki yayılma hızı ve kaynak ile gözlemcinin hareket doğruları arasındaki açı bilindiği takdirde gözlemci kaynağın hızını hesaplayabilir. Bu ilişki şu şekilde formüle edilmiştir (35,36).

$$Df=2(Fo/c)V\cos\theta$$

Df: Doppler Shift (Doppler frekans kayması)

Fo: Kaynağı bilinen sesin frekansı

c: Sesin yumuşak dokudaki yayılma hızı

V: Hareket eden cismin hızı

θ : Ses dalgalarının yönü ile hareket eden cisim arasındaki açı

Doppler etkisinin Tıpta kan akışının incelenmesi amacıyla kullanılması yukarıda özetlenen durumdan farklıdır. Vücut içerisinde işaret yayınlayan herhangi bir kaynak olmadığından dışarıdan vücuda bir işaret gönderilmesi gerekir ve bu işaretin vücut içerisindeki hareketli yapılar tarafından yansıtılan kısmı algılanır. Algılanan eko işareti uygun metodlar kullanılarak analiz edilir ve bu sayede işaretin yansıtıldığı vücut bölgesi hakkında çeşitli bilgiler elde edilir.

Kan akışının incelenmesi amacıyla yaygın olarak kullanılan sesötesi Doppler teknikleri iki grupta toplanabilir: 1) Sürekli dalga (continuous wave-CW) Doppler 2) Darbeli (Pulsed wave-PW) Doppler. CW doppler tekniğinde

biri verici diğeri alıcı olarak çalışan iki adet ses ötesi dönüştürücü kullanılır. Bu sayede ses ötesi işaret sürekli olarak gönderilir ve yansıyan ekolar sürekli alınır. Ancak vücut içerisindeki çeşitli derinliklerden yansıtılan eko işaretleri aynı anda alındığından CW doppler tekniğinde derinlik bilgisi elde edilemez. PW Doppler tekniğinde ise tek bir ses ötesi dönüştürücü zaman paylaşımli olarak hem alıcı hem de verici olarak çalıştırılır. Vücuda kısa süreli bir sesötesi darbe gönderildikten sonra dönüştürücü alıcı durumuna getirilerek yansıyan ekolar algılanır. Değişik derinliklerden gelen ekoların dönüştürücüye ulaşma süreleri farklı olacağından alıcı da sadece belli bir derinlikten gelen ekoları geçirecek şekilde elektronik bir filtre işlemi yapılabilir. Böylece PW Doppler tekniği ile vücut içerisinde sadece belli bir derinlikteki yapıları incelemek mümkündür.



MATERYAL ve METOD

Tendon hız ölçümleri RDU kullanılarak FPL üzerinde yapıldı. Deneylere 16 sağlıklı gönüllü katıldı. Bütün gönüllülere 16 soruluk bir form verildi ve özgeçmişlerine ait bilgiler istendi . Bu yolla hepsinin daha önce el bilek bölgesi ile ilgili operasyon geçirmediğinden emin olundu. Form sonuçlarına göre bütün gönüllülerin sağlıklı olduğu anlaşıldı, bu şekilde başlangıç aşamasında denekler arasında standartizasyon sağlandı. Denek grubumuzun yaş ortalaması 33.3 olarak bulundu (minimum 24-maximum 44). Bu standartlara dayanarak çalışmanın yapıldığı grubun sağlıklı erişkinler olduğu saptandı.

Ölçümler sırasında deneklerin önkol proksimal bölgesinden başlayan ve parmaklara kadar uzanan plastikten yapılmış bir atel uygulandı. Bu atele tutturulmuş olan *velcro hook ve loop* bantları ile parmakların istenilen şekilde hareketlerine izin verildi. Bu deney için gerekli olan başparmak IP ekleminin fleksiyonu için birinci falankstan atel üzerine yukarıda adı geçen bantlar ile tespit edildi. Bantların yumuşak yapıda olması cilde yakın seyreden FPL tendonunun hareketine herhangi bir engel teşkil etmiyordu. Bu şekilde sadece FPL hareketine izin verildi.

Deneyleri Philips Quantum AD1 (Angiodynograph 1) marka renkli Doppler ultrasonografi ile gerçekleştirdik. Alete ait 7.5 Mhz'lik linear probe kullanıldı. Bu güçteki problemler yüzeysel dokuların görüntülenmesi için yeterliydi ve daha önceki literatürlerde de tespit edildi. Aletin düşük frekanstaki kaymaları tespit edebilmesi için *slow flow* modunda çalışıldı ve *threshold* ayarı ile

optimum ayar yapılarak aletin yavaş hareketleride görmesi sağlandı.

Tendon hareket hızı FPL tendonunda iki ayrı yerden ölçüldü. Birinci seviye metakarp seviyesi ikinci seviye ise bilek olarak belirlendi. Ölçümlerin yapıldığı noktalar deri üzerine kesin olarak işaretlendi. Daha sonra kişilere başparmaklarını kapatıp açmaları söylendi Yani IP eklemden başparmak ikinci falanksının fleksiyon ve ekstansiyonu istendi. Hareket sırasında son olarak netlik ayarı yapıldı ve aletin spectrum opsiyonu devreye sokuldu. Bu opsiyonla ölçümün yapılacağı nokta tespit edildi ve harekete tam paralel olacak biçimde gerekli açı düzeltilmesi yapıldı. Ölçüm için maximum hız ve mean hız seçenekleri işaretlendi. Böylece ekranda hareket esnasında eşzamanlı olarak beliren grafik on dalga elde edildikten sonra donduruldu. Bu grafik frekans/zaman grafiği idi. Bu grafik üstündeki dalgaların tepe noktalarından tek tek max. ve mean hızları kaydedildi. Maximum hızın anlamı frekans/zaman grafiğinde seçilen noktadaki en yüksek frekans değerinin %95'i alınarak hesaplanan hızı, mean hız ise aynı noktaya ait ortanca frekans alınarak hesaplanan hız anlamındadır (Bundan sonraki bölümlerde karışıklığa neden olmamak için Max ve Mean hız olarak metin içinde kullanılmışlardır). Bu işlemler sırasıyla sağ el metakarp seviyesi (SEMS), sağ el bilek seviyesi (SEBS) ve sol el metakarp seviyesi (SoEMS) , sol el bilek seviyesi (SoEBS) olmak üzere dört ayrı yerden üçer defa tekrarlanarak kayıt edildi.

Elde edilen verilerin istatistiksel olarak değerlendirilmesi bir bilgisayar programı ile gerçekleştirildi. Bütün tekrarlar için yani her denemede elde edilen on dalga için önce ayrı ayrı varyasyon katsayısı hesaplandı. Bu testle dalgalar arası tekrarlanabilirlik ölçüldü. Daha sonra aynı işlem her seviyeden alınan üç tekrar için uygulandı ve tekrarlar arasındaki tekrarlanabilirlik ölçüldü. Seviyeler

arasındaki ve karşı taraf arasındaki farklılık ise Paired t-test ile ölçüldü. Kişiler arasındaki hız farklılıkları ise ANOVA test ile değerlendirildi. Bu işlemler sırasında anlamlılık 0.05 olarak alındı.



BULGULAR

Gönüllülere ait kayıt edilen ve her biri için ayrı ayrı düzenlenen veri tabloları sunulmuştur. Bu sonuçlara göre maximum hız ölçümlerinde elde edilen en yüksek değerler ikinci gönüllüye ait olup sırasıyla SoEMS için 17.77 ± 1.36 cm/sn, SoEBS için 17.37 ± 2.20 cm/sn, SEMS 15.43 ± 0.95 cm/sn olarak ölçüldü. SEBS için ise en yüksek değer 16. gönüllüye ait bulundu (14.80 ± 1.22 cm/sn). En düşük kayıtlar ise sırasıyla SoEMS için 13.gönüllüden 9.22 ± 0.64 cm/sn, SoEBS ve SEMS için 4. gönüllüden 10.6 ± 0.23 cm/sn ve 8.41 ± 0.72 cm/sn, SEBS için 5. gönüllüden 9.76 ± 0.35 cm/sn olarak ölçüldü. Mean için elde edilen en yüksek değerler ise SoEMS için 9.18 ± 0.78 cm/sn, SoEBS için 8.73 ± 0.94 cm/sn olarak ikinci denekten, SEMS için 8.078 ± 0.52 cm/sn 15.denekten, 7.90 ± 0.64 cm/sn 16.denekten ölçülmüştür. Elde edilen en düşük ortalama değerler ise şöyledir. SoEMS için 5.23 ± 0.18 4.denek, SoEBS için 5.24 ± 0.36 ve SEMS için 8.78 ± 0.52 cm/sn olarak 13.denekten ve SEBS için 7.90 ± 0.64 cm/sn 5.denekten olmak üzere ölçülmüştür.

Bu değerler her üç tekrardan elde edilen 3×10 dalganın yani 30 dalganın ortalaması alınarak bulunmuştur. Tablo 4 maximum hız ölçümleri için her denek için her 10 dalgalık ölçüm ortalamasını ve bunlarında kendi içinde ortalamalarını ve SD'nı göstermektedir. Tablo 5 ise mean hız ölçümleri için ortalamaları göstermektedir.

Her denemedeki 10 dalga arasındaki tekrarlanabilirliği göstermek için Coefficient of Variance (varyans katsayısı)(C.V.) uygulandı. Daha sonra her dört seviye için 16 kişiye ait C.V. ortalamaları alındı. Her seviye için 10'ar

	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8	D9	D10	D11	D12	D13	D14	D15	D16
1. ölçüm ortalaması	12.00	16.71	9.44	9.88	16.67	12.11	12.08	12.68	12.43	13.12	12.57	11.09	9.87	10.70	12.13	11.60
2. ölçüm ortalaması	11.26	17.30	10.44	9.45	15.39	11.13	12.27	13.53	10.99	13.65	12.91	10.91	9.21	11.42	14.85	13.00
3. ölçüm ortalaması	11.27	19.30	10.49	10.21	15.26	11.18	12.65	13.18	13.46	13.64	12.48	11.13	8.59	11.87	16.15	12.71
Sol el metacarp seviyesi ortalaması	11.51	17.77	10.12	9.85	15.77	11.47	12.33	13.13	12.29	13.47	12.65	11.04	9.22	11.33	14.38	12.44
stdev.	0.42	1.36	0.59	0.38	0.78	0.55	0.29	0.43	1.24	0.30	0.23	0.12	0.64	0.59	2.05	0.74
1. ölçüm ortalaması	10.92	19.80	9.65	9.84	14.42	11.73	12.82	10.09	12.03	13.20	11.65	12.53	9.44	10.43	13.34	15.32
2. ölçüm ortalaması	10.02	16.78	10.41	10.04	11.09	11.41	11.73	12.03	14.02	12.38	12.54	10.96	10.55	11.38	14.19	15.25
3. ölçüm ortalaması	9.66	15.52	10.67	10.30	14.28	11.50	11.83	10.41	14.84	12.62	12.09	11.61	10.41	10.61	13.55	15.16
Sol el bilek seviyesi ortalaması	10.20	17.37	10.24	10.06	13.26	11.55	12.13	10.84	13.63	12.73	12.09	11.70	10.13	10.81	13.69	15.24
stdev.	0.65	2.20	0.53	0.23	1.88	0.17	0.60	1.04	1.45	0.42	0.45	0.79	0.60	0.50	0.44	0.08
1. ölçüm ortalaması	12.46	16.52	9.57	7.65	11.82	9.90	12.24	10.97	12.99	11.11	12.94	12.96	10.01	12.95	14.58	14.83
2. ölçüm ortalaması	13.21	15.02	11.67	8.49	11.28	11.19	12.28	10.84	13.60	9.69	11.70	12.99	8.44	11.85	14.62	12.63
3. ölçüm ortalaması	12.92	14.75	12.17	9.09	11.77	10.76	12.33	12.13	11.89	12.70	11.84	13.52	8.68	11.05	15.77	13.39
Sağ el metacarp seviyesi ortalaması	12.86	15.43	11.14	8.41	11.62	10.62	12.28	11.31	12.83	11.17	12.16	13.16	9.04	11.95	14.99	13.62
stdev.	0.38	0.95	1.38	0.72	0.30	0.66	0.05	0.71	0.87	1.51	0.68	0.32	0.85	0.95	0.68	1.12
1. ölçüm ortalaması	11.32	13.56	11.45	11.76	9.89	9.66	11.14	11.28	15.47	11.04	12.61	11.60	9.83	10.56	14.25	14.47
2. ölçüm ortalaması	11.67	14.04	11.54	10.36	9.36	10.65	10.87	10.50	11.69	13.10	10.70	12.86	11.60	12.33	13.44	13.78
3. ölçüm ortalaması	11.73	14.19	11.62	9.94	10.03	10.88	11.81	10.69	10.97	14.41	11.55	11.70	10.29	11.22	14.74	16.15
Sağ el bilek seviyesi ortalaması	11.57	13.93	11.54	10.69	9.76	10.40	11.27	10.82	12.71	12.85	11.62	12.05	10.57	11.37	14.14	14.80
stdev.	0.22	0.33	0.09	0.95	0.35	0.65	0.48	0.41	2.42	1.70	0.96	0.70	0.92	0.89	0.66	1.22

Tablo-4: Maksimum hızlar için her eldenekten 3 ölçümden elde edilen seviye ortalamaları (Düdenek(eni/si))

	D1	D2	D3	D4	D5	D6	D7	D8	D9	D10	D11	D12	D13	D14	D15	D16
1. ölçüm ortalaması	6.14	8.63	6.58	5.25	8.96	6.31	6.50	6.99	6.81	7.72	6.89	5.95	5.88	6.38	6.67	6.79
2. ölçüm ortalaması	5.99	8.83	5.75	5.04	8.30	5.98	6.21	7.35	5.92	7.36	6.93	6.46	5.47	6.18	8.51	8.08
3. ölçüm ortalaması	6.28	10.07	5.98	5.39	8.31	5.80	6.18	6.64	7.56	7.20	6.81	6.46	4.55	7.40	8.70	8.60
Sol el metacarp seviyesi ortalaması	6.14	9.18	6.10	5.23	8.52	6.03	6.30	6.99	6.76	7.43	6.88	6.29	5.30	6.65	7.96	7.82
stdev	0.15	0.78	0.43	0.18	0.38	0.26	0.18	0.36	0.82	0.27	0.06	0.29	0.68	0.65	1.12	0.93
1. ölçüm ortalaması	5.76	9.79	4.93	5.10	7.50	6.29	6.63	5.17	6.53	6.85	6.46	6.70	4.84	5.57	7.31	8.35
2. ölçüm ortalaması	5.48	8.37	5.52	5.24	5.38	6.15	6.20	5.65	7.45	6.39	6.66	5.92	5.33	5.93	7.58	8.08
3. ölçüm ortalaması	5.30	8.02	5.53	5.69	7.28	6.13	6.15	5.24	8.01	6.76	6.64	6.09	5.55	5.82	6.94	8.08
sol el bilek seviyesi ortalaması	5.51	8.73	5.33	5.34	6.87	6.19	6.33	5.35	7.33	6.67	6.59	6.24	5.24	5.77	7.28	8.17
stdev	0.23	0.94	0.34	0.31	0.91	0.09	0.26	0.26	0.75	0.24	0.11	0.41	0.36	0.18	0.32	0.16
1. ölçüm ortalaması	7.62	8.54	5.64	4.22	6.34	4.70	6.37	6.42	7.24	6.11	7.08	7.99	5.28	7.68	8.82	8.21
2. ölçüm ortalaması	7.63	7.45	6.31	4.71	5.85	5.75	6.55	6.28	7.42	5.36	6.80	7.46	4.75	7.14	8.24	7.26
3. ölçüm ortalaması	7.65	7.73	6.00	4.72	6.20	4.89	6.62	6.15	6.62	7.90	6.42	8.30	4.89	6.34	9.28	7.31
sağ el metacarp seviyesi ortalaması	7.63	7.91	5.98	4.55	6.13	5.11	6.51	6.28	7.09	6.46	6.77	7.92	4.97	7.05	8.78	7.59
stdev	0.02	0.57	0.34	0.29	0.25	0.56	0.13	0.14	0.42	1.31	0.33	0.42	0.27	0.67	0.52	0.53
1. ölçüm ortalaması	5.95	6.86	5.88	5.92	5.48	5.20	5.83	6.01	8.31	5.95	6.81	6.29	5.00	5.79	7.48	7.81
2. ölçüm ortalaması	5.91	7.17	5.96	5.73	4.88	5.82	5.83	5.55	6.28	7.22	5.74	6.70	5.73	6.57	7.10	7.31
3. ölçüm ortalaması	6.08	6.61	5.29	5.47	5.19	5.70	6.19	5.62	6.01	8.36	6.15	6.35	5.60	6.33	7.91	8.58
sağ el bilek seviyesi ortalaması	5.98	6.88	5.71	5.71	5.18	5.57	5.95	5.73	6.87	7.18	6.23	6.45	5.44	6.23	7.50	7.90
stdev	0.09	0.28	0.37	0.23	0.30	0.33	0.21	0.25	1.26	1.21	0.54	0.22	0.39	0.40	0.41	0.64
Tablo 5: Mean hızlar için her denekten 3 ölçümden elde edilen seviye ortalamaları (D:denek) (cm/sn)																

dalgalık tekrarların ortalamaları arasındaki tekrarlanabilirlik ise gene C.V. ile değerlendirilmiştir. Sonuçlar tablo 6 'da gösterilmiştir.

Tablo 6: Max. ve mean hızların 10 dalga arasında ki ve 3 tekrar ortalaması arasında yapılan C.V. sonuçları.

	Max. hız		Mean hız	
	10 dalga	3 tekrar	10 dalga	3 tekrar
seviyeler	% C.V.	% C.V.	% C.V.	% C.V.
sol metacarp	12	5	12	7
sol bilek	12	6	11	6
sağ metacarp	10	6	11	6
sağ bilek	11	7	12	7

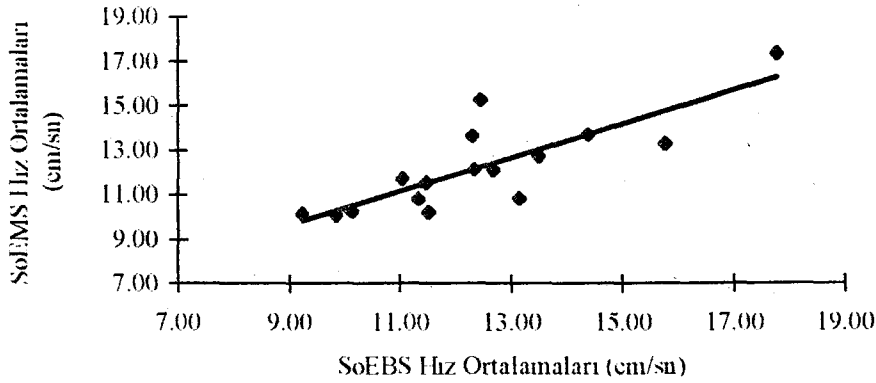
Aynı taraf farklı seviyeler ve karşı taraf aynı seviyeler arasında uygulanan eşleştirilmemiş t-testi ve korelasyon sonuçları tablo 7'de verilmiştir. Ayrıca max. ve mean hızlar için SoEMS-SoEBS , SoEMS-SEMS, SoEBS-SEBS, SEMS-SEBS arasındaki dağılımı gösteren grafikler aşağıda sırasıyla verilmiştir.

Tablo 7: Aynı taraf ve karşı taraf ortalamaları arasındaki t-test (p) ve korelasyon (r) sonuçları

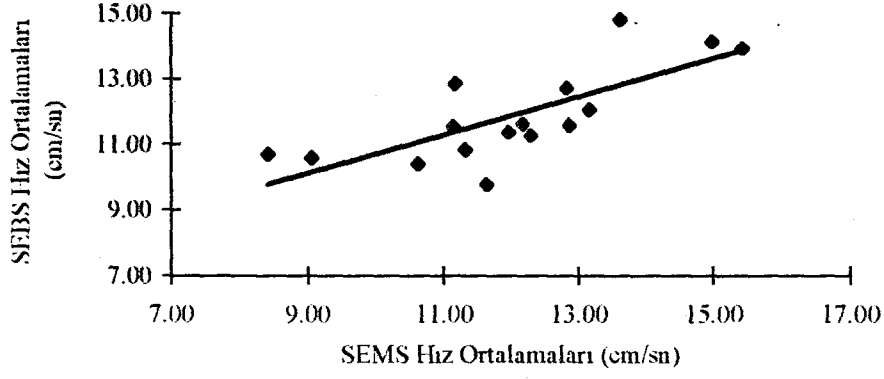
	Max.hız		Mean hız	
	p	r	p	r
SoM-SoB	0.56	0.81	0.02	0.82
SM-SB	0.62	0.74	0.08	0.71
SoM-SM	0.36	0.67	0.5	0.59
SoB-SB	0.34	0.71	0.42	0.71

Şon olarak bütün deneklere ait bütün ortalamalar kullanılarak yapılan ANOVA testi sonucu kişiler arasında hız değerlerinin istatistiksel açıdan farklı olduğu gözlenmiştir ($p < 0.05$).

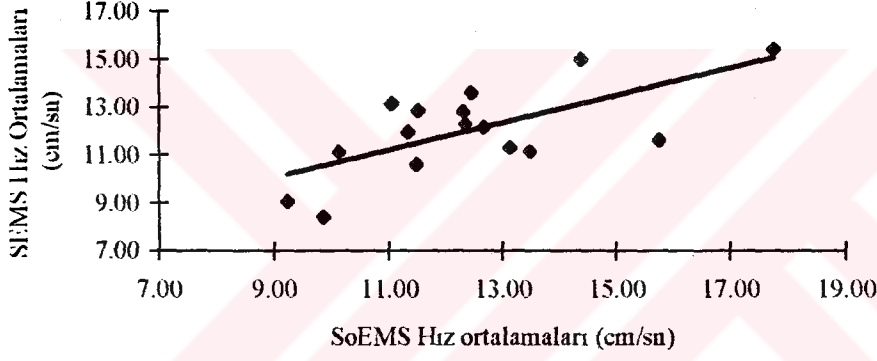
GRAFİK 1: Sol Extremite İki Seviye Arasındaki Hız Dağılımı (Max. hız için)



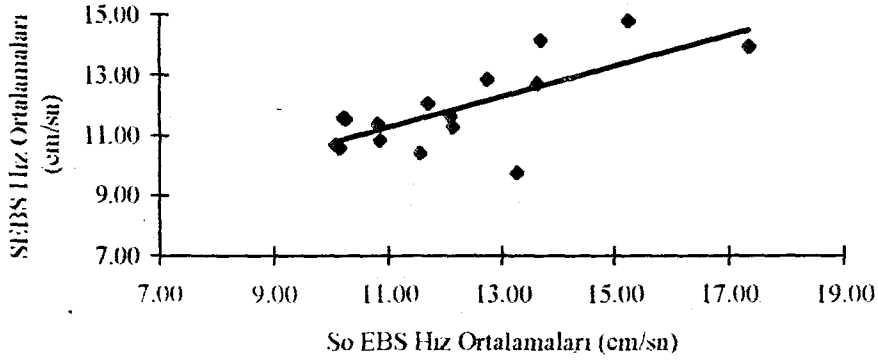
**GRAFİK 2: Sağ Extremite İki Seviye Arasındaki Hız Dağılımı
(Max. hız için)**



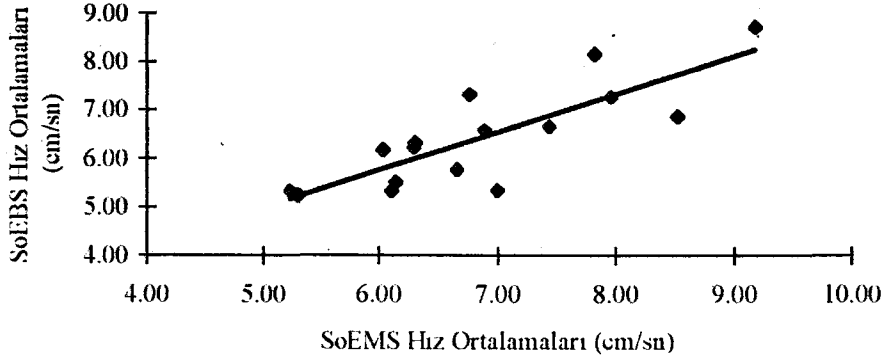
**Grafik 3: Karşı Taraf Metacarp Seviyesi Hız Karşılaştırması
(Max. hız için)**



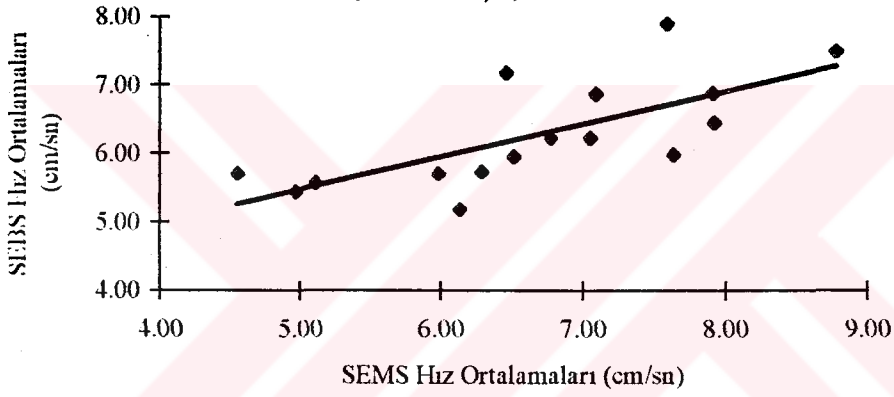
**Grafik 4: Karşı Taraf Bilek Seviyesi Hız Karşılaştırması
(Max. hız için)**



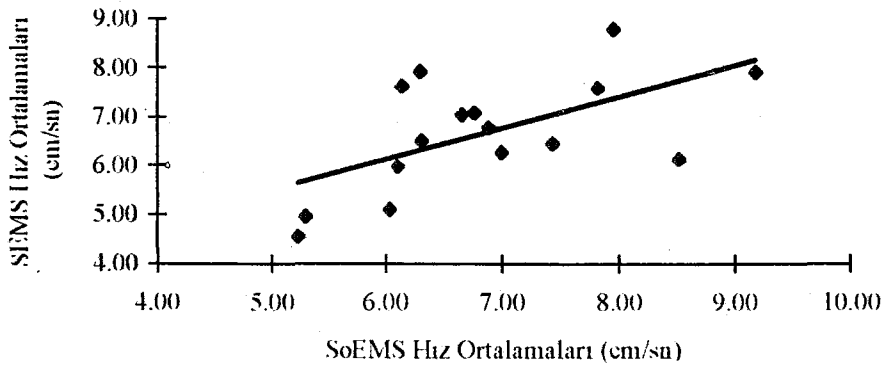
**Grafik 5: Sol Extremite İki Seviye Arasındaki Hız Dağılımı
(Mean hız için)**



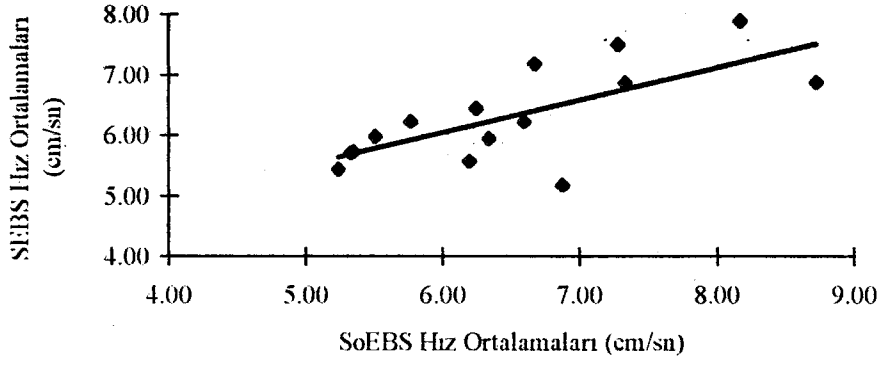
**Grafik 6: Sağ Extremite İki Seviye Arasındaki Hız Dağılımı
(Mean hız için)**



**Grafik 7: Karşı Taraf Metacarp Seviyesi Hız Karşılaştırması
(Mean hız için)**



Grafik 8: Karşı Taraf Bilek Seviyesi Hız Karşılaştırması
(Mean hız için)



TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu çalışma için FPL tendonu seçildi. Böyle bir deney için izole bir hareket elde etmek ve bu hareketin sadece bir kas tarafından yapılması deneyi standartize etmek açısından önemliydi. İşte FPL başparmak distal falanks'ın fleksiyonundan sorumlu olan tek kas olması açısından deney için uygun görüldü. Ayrıca bu kasa ait tendonun başka el kasları yada tendonları ile genellikle bağlantısı yoktur. Bazı durumlarda ikinci parmağa ait m. flexor digitorum profundus ile arasında anormal tendon bağlantıları bildirilmiştir, bu bağlantılar kasın hareketi sırasında hareket genişliğine engel olurlar . Bu deneye katılan kişilerin yapılan el muayenelerinde başparmak distal falanksını tam hareket genişliğinde hareket ettirebildikleri tespit edilmiştir. Ayrıca Doppler görüntüleri ile hareket sırasında herhangi bir dokuyla ilişkileri gözlenmemiştir. Ayrıca hiçbir gönüllü daha önceki yıllarda Doppler ile hız ölçümlerinin yapılacağı el ve bilek bölgesini ilgilendiren herhangi bir operasyon geçirmemişlerdir.

Ultrasonla el muayenesi yüzeysel dokuları görüntüleyebilen 7.5 Mhz ve 10 Mhz'lik probların geliştirilmesi ile ayrıntılı olarak mümkün olabilmektedir. McGeorge 1990 yılındaki yayınında 10 Mhz'lik bir prob kullanarak el ve parmak hastalıklarında ultrasonun kullanılabilirliğini göstermiştir (37). Bir yıl sonra Huglund 100 hastalık bir seri yayınlamıştır ve el için ideal prob olarak 7.5 Mhz'lik prob'u seçmiştir (38). Yayınında tendon kesileri , ganglionlar, synovitler, tümörler ve yabancı maddeler ile ilgili olgular vardır. Ayrıca ultrasonografi ile eldeki tendonların hareketleri hakkında da fikir

edinebileceğimizi dinamik bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir. Yumuşak doku ile ilgili teşhislerin yanında 1994'te Dias ultrasonografi ile bilekte scaphoid kırıklarının teşhisinin mümkün olduğunu göstermiştir (39). Hiç şüphe yokki yukardaki çalışmaların hepsi niteliksel muayene sonuçlarıdır. Tez'e konu olan deney ise sonunda niceliksel değerler elde edilmesi amaçlanarak planlanmıştır ve şimdiye kadar sözü geçen tekniklerden bu yönü ile ayrılmaktadır.

Spesifik Tendon Hareket hızlarının ölçümleri el hastalıklarının teşhis tedavi ve izlenmesinde rol oynayabilir (40) ve hız verilerinden Tendon Hareket Mesafeleri hesaplanabilir.

Bir kasın Gücü (P= Power output) Kas kuvveti (F) ve tendon hızının (V) çarpımına eşittir (41,42).

$$P=F.V \text{ (Nm/sn)}$$

Kasın gücü P kuvveti F ve dolayısıyla hızı V birçok faktöre bağlıdır (43,44,45,46,47). Bu faktörleri şöyle sıralayabiliriz. 1) kas ve liflerinin uzunluk ve genişliği (48,49) 2) yapısı örneğin kas lif ve tendonu arasındaki tutunma özelliği ve aralarındaki açı (50,51) 3) lif çeşidi (52) 4) paralel durumdaki cross-bridge sayısı 5) her cross-bridge'e düşen kuvvet miktarı 6) pik dP/dt 7) kuvvet hız ilişkisi 8) tek bir life ait V max 9) kuvvet-p Ca +2 ilişkisi (53) 10) kuvvet frekans (aksiyon potansiyeli) ilişkisi.

Yukarıdaki faktörlerde meydana gelebilecek değişiklikler kas gücünü ve direk olarak buna bağlı olan kuvvet ve hızı da etkileyecektir.

Kas lifine ait kasılma hızı slack test yöntemi ile in-vitro olarak ölçülebilmektedir (54,55). Fakat tek bir kasın kasılma hızı yada tendon kayma hızı henüz in-vivo olarak ölçülememiştir. Hiç şüphe yok ki kan akımı ölçümleri için tasarlanmış bir alet olan RDU ile alınan sonuçlar gerçek tendon hızına kalibre değildir. Gerçek hız ölçümlerinin alınabilmesi için gerçek tendon kullanılarak hareket hızı kesin olarak bilinen bir model üzerinde deneylerin yapılması gerekir. İşin bu yönü soft-ware, gerekli filtreler ve hesaplamalar içeren teknolojik problemlerdir. Ancak bizim bu deneylerdeki amaçlarımızdan biri de sonuçları karşı taraf ile karşılaştırmaktır. Zaten tek taraflı olan patolojilerde en iyi referans yine karşı taraf olarak kabul edilmiştir (44).

C.V. kullanılarak her ölçümde alınan 10 dalganın tekrarlanabilirliği ölçülmüş ve sonuçlar tablo 6'da gösterilmiştir. Tıbbi ölçümlerde genellikle % 10 nun üstündeki değerler güvenilir kabul edilmez (56). Görüldüğü gibi arka arkaya alınan dalgaların tekrarlanabilirliği max ve mean hızlar için %10 ile %12 arasında değişmektedir ve fazla tatmin edici değildir. Fakat 10 dalga ortalamalarından elde edilen ortalama C.V.'ler % 5 ile % 7 arasında değişmektedir ve tekrarlanabilirlik açısından güvenilirlik sınırları içerisinde dirler. Yani bu tür bir teknikle yapılan ölçümlerde 10 dalgalık bir grubun ortalaması daha güvenlidir. Bundan sonraki yapılan karşılaştırmalar da her kişi için her seviyeden elde edilen 10 dalganın ortalamaları kullanılmıştır.

Aynı taraf iki seviye arasındaki sonuçları değerlendirdiğimizde ise maximum hızlar için *sol metacarp-sol bilek* ,*sağ metacarp-sağ bilek* ve mean hızlar için *sağ metacarp-sağ bilek* arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark bulunamamıştır ($p>0.05$). Ayrıca aralarındaki korelasyon da yüksek seviyededir. Bu sonuçlar bize RDU ile yapılan ölçümlerin güvenilirliğinin ayrı seviyelerden

de tatmin edici olduğunu göstermektedir. Elin ve önkolun pozisyonu iki ayrı seviye ölçümü için değişmemektedir. Yani tendonun iki ayrı seviyesinden ölçüm eşit koşullarda yapılmaktadır. Basit bir örnekleme yaparsak ucundan çekilen bir ipin her noktasında hız aynıdır, aynı tendonda olduğu gibi. Sonuçlar da bu yaklaşımı destekler niteliktedir. Sadece mean hızlar arasında *sol metacarp-sol bilek* için $p<0.05$ bulunmuştur. Fakat aralarındaki korelasyon yüksektir($r=0.82$).

Karşı tarafla yapılan karşılaştırmalarda ise bütün sonuçlar $p>0.05$ bulunmuş yani istatistiksel açıdan anlamlı fark olmadığı anlaşılmıştır. Buradan daha önce yukarıda da bahsettiğimiz gibi tek taraflı patolojiler için en iyi referans kişinin yine kendine ait olan karşı tarafıdır.

Kişiler arası ortalamalar arasında yapılan ANOVA sonucu $p<0.05$ 'ten bulunmuştur. Literatürde de belirtildiği gibi bir hareket sırasında vücut hızı doğrudan doğruya hızlı ve yavaş kasılan kas lifi oranlarına bağlıdır. Bu oranlar kişiden kişiye farklıdır ve değişen şartlara ileri derecede bir adaptasyon yeteneğine sahiptir (57,58). Deneyimizin sonuçları da bu bilgileri desteklemektedir.

SONUÇ: Bu çalışma tek bir kasa ait kontraksiyon hızının non-invaziv olarak ölçülebildiğini göstermiştir. Aynı taraf bilek ve tenar bölge ölçümleri arasında ve karşı taraf aynı seviyeler arasında istatistiksel açıdan anlamlı fark yoktur. Kişiler arası hızlar ise beklenildiği gibi farklıdır.

ABSTRACT

In this study the use of Colour Doppler Ultrasound (CDU) was tested for measurement of tendon velocity. Although many imaging modalities are available for the examination of the musculo-skeletal system the quantitative measurements like the velocity of tendon excursion are not possible. The Flexor Pollicis Longus (FPL) was chosen for the experiments. The FPL muscle of 16 healthy volunteers was measured bilaterally at two levels (distal lower arm and metacarpal I). A splint from the fingers along the proximal lower arm was applied. The thumb was fixed to the splint from first phalanx to allow only flexion of the interphalangeal joint (IP). A pulsed CDU was used for the measurements. The measurements were repeated three times at every step. The maximum and mean velocities of FPL tendon were measured at spectrum display mode during the continuous voluntary contraction. Ten sequential Doppler peaks (cm/sec) were recorded at every trial. The statistics were applied between levels on the same side and the opposite side. No significant differences were found between two levels of the same hand and the opposite hand. The individual tendon velocity variations were observed in the data as expected. Based on the statistical data, it can be interpreted that the measurements are reproducible. Conclusion: velocity measurements can be used in the future for the assessment of the muscles effected by various disorders.

ÖZET

Bu çalışmada Renkli Doppler Ultrasonografi yöntemi ile tendon kayma hızlarının ölçülmesi ve bu ölçümleri tek bir kasa ait tendon da izole bir hareket sırasında kayıt etmek amaçlandı. M. flexor pollicis longus amaca en uygun kas olarak tespit edildi ve deneyler bu kas üzerinde gerçekleştirildi. Deneyler 16 sağlıklı erişkinde iki ekstremiteden, metakarp ve bilek seviyelerinden üçer defa ve her defasında birbirini takip eden on Doppler dalgası kayıt edilerek gerçekleştirildi. Seviyeler arası ve karşı taraflar arası anlam farklılıkları test edildi. Buna göre aynı taraf ve karşı taraf seviyeler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Kişiler arası tendon kayma hızları ise beklenildiği gibi farklı bulundu. Sonuç olarak hız ölçümleri tekrarlanabilir ve güvenilir bulundu ve yöntem geliştirildiği takdirde ilerde kas hastalıklarının tanı ve takibinde kullanılabileceği düşünüldü.

Kaynaklar

1. Werner FW, An KN. Biomechanics of the elbow and forearm. *Hand Clinics* 1994; 10:357-373.
2. Odar İV. *Anatomi* 1. Cilt. İstanbul: 1984.
3. Kuran O. *Sistematik Anatomi*. İstanbul: Filiz Kitabevi, 1983.
4. Yıldırım M, Mesut R. *Topografik Anatomi* 2. Cilt. İstanbul: Beta Yayıncılık, 1995.
5. Çimen A. *Anatomi* 4. Baskı. Bursa: Uludağ Üniversitesi Basımevi, 1994.
6. Elliot BG. Abductor pollicis longus : A case of mistaken identity. *Journal of Hand Surgery (British Volume)* 1992; 17B: 476-478.
7. Williams PL, Warwick R. *Gray's Anatomy* 36. Edition. London: Churchill&Livingstone, 1980.
8. Cobb TK, An KN, Cooney WP, Berger RA. Lumbrical muscle incursion into the carpal tunnel during finger flexion. *Journal of Hand Surgery (British Volume)* 1994;19B(4): 434-438.
9. Leijnse JNAL, Kalker JJ. A two dimensional kinematic model of the lumbrical in the human finger. *Journal of Biomechanics* 1995;28(3): 237-249.
10. Batmanabe M, Malathi S. Movements at the carpometacarpal and metacarpophalangeal joints of the hand and their effect on the dimensions of the articular ends of the metacarpal bones. *Anatomical Records* 1985; 213:102.
11. Imaeda T, An KN, Cooney WP. Functional anatomy and biomechanics of the thumb. *Hand Clinics* 1992; 8: 9-15.
12. Garcia-Elias M, An KN, Berglund L, Linscheid RL, Cooney WP, Chao EYS. Extensor mechanism of the fingers. I.A quantitative geometric study.

Journal of Hand Surgery 1991; 16:1130-6.

13. Garcia-Elias M, An KN, Berglund L, Linscheid RL, Cooney WP, Chao EYS. Extensor mechanism of the fingers.II. Tensile properties of components.

Journal of Hand Surgery 1991; 16A:1136-40.

14. Sarrafian SK, et al. Strain variation in the components of the extensor apparatus of the finger during flexion and extension.A biomedical study.

Journal of Bone and Joint Surgery 1970; 52A:980-990.

15. Loebig TG, Anderson DD, Baratz ME, Imbriglia, JE. Radial instability of the metacarpophalangeal joint of the thumb. Journal of Hand Surgery (British Volume) 1995 ; 20B(1): 102 104.

16. Minami A. et al. Ligamentous structures of the metacarpophalangeal joint.Journal of Orthopedic Researches 1984; 1:361-368.

17. Minamikawa Y, Horii E, Amadio PC, Cooney WP, Linscheid RL, An KN. Stability and constraint of the proximal interphalangeal joint. Journal of Hand Surgery 1993; 18A : 198-204.

18. Uchiyama S, Coert JH, Berglund L, Amadio PC, An KN. Method for the Measurement of friction between tendon and pulley. Journal of Orthopaedic Research 1995;13:83-89.

19. Horii E, An KN, Linscheid RL. Excursion of prime wrist tendons. Journal of Hand Surgery 1993;18A 83-90.

20. Horii E, Lin GT, Cooney WP, Linscheid RL, An KN. Comparative flexor tendon excursion after passive mobilization: An in vitro study. Journal of Hand Surgery 1992;17A:559-566.

21. Silverskiöld KL, May EJ, Tornvall AH. Flexor digitorum profundus tendon excursions during controlled motion after flexor tendon repair in zone II: A prospective clinical study. Journal of Hand Surgery 1992;17A(1): 122-131.

22. Strickland JW. Management of acute flexor tendon injuries. Orthop. Clin.

North. Am. 1993;14:827.

23 .Doyle JR, Blythe W. The finger flexor tendon sheath and pulleys. Anatomy and reconstruction. In AAOS Symposium on Tendon Surgery in the Hand. St. Louis, C.V. Mosby. 1975;81-87.

24. Leijnse JNAL, Bonte JE, Landsmeer JMF, Kalker JJ, Van Der Meulen JC, Snijders CJ. Biomechanics of the finger with anatomical restrictions-The significance for the exercising hand of the musician. Journal of Biomechanics 1992;25(11): 1253-1264.

25. Ketchum LD, Thompson D, Pocock G, Wallingford D. A clinical study of forces generated by the intrinsic muscles of the index finger and the extrinsic flexor and extensor muscles of the hand. Journal of hand Surgery 1986; 11A:661-668.

26. Brand PW. Clinical Mechanics of the Hand. St. Louis, C.V. Mosby, 1985; 30-60.

27. Schuind FA, Garcia-Elias M, Cooney WP, An KN. Flexor tendon forces: In vivo measurements. Journal of Hand Surgery 1992; 17A 291-298.

28. Leijnse JNAL, Snijders CJ, Bonte JE, Landsmeer JMF, Kalker JJ, Van Der Meulen JC, Sonneveld GJ, Hovius SER. The hand of musician: The kinematics of the bidigital finger system with anatomical restrictions. Journal of Biomechanics 1993 ;26(10): 1169-1179.

29. Hawkins DA, Hull ML. A computer simulation of muscle tendon mechanics. Comput Biol Med 1991;21(6): 369-382.

30. Mann FA, Wilson AJ, Gilula LA. Radiographic evolution of the wrist: What does the hand surgeon want to know? Radiology 1992;184:15-24.

31. Wilson AJ, Mann FA, Gilula LA. Imaging the hand and wrist. Journal of Hand Surgery (British Volume) 1990;15B(2): 153-167.

32. James SE, Richards R, Mcgrouter DA. Three-dimensional CT imaging

- of the wrist. *Journal of Hand Surgery (British Volume)* 1992;17B: 504-506.
33. Yoshioka S, Okuda Y, Tamai K, Hirasawa Y, Koda Y. Changes in carpal tunnel shape during wrist joint motion. MRI evaluation of normal volunteers. *Journal of Hand Surgery (British Volume)* 1993;18B:620-623.
34. Caputi AA, Hoffer JA, Pose IE. Velocity of ultrasound in active and passive cat medial gastrocnemius muscle. *Journal of Biomechanics* 1992; 25: 1067-1074.
35. Powis RL, Schwartz RA. *Practical Doppler Ultrasound for the Clinician*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1991.
36. McGeorge DD, McGeorge S. Diagnostic medical ultrasound in the management of hand injuries. *Journal of Hand Surgery (British Volume)* 1990;15B(2): 256-261.
37. Hoglund M, Tordai P, Engvist O. Ultrasonography for the diagnosis of soft tissue conditions in the hand. *Scandinavian Journal of Reconstructive Hand Surgery* 1991; 25: 225-231.
38. Dias JJ, Hui ACW, Lamont AC. Real time ultrasonography in the assessment of movement at the site of a scaphoid fracture non-union. *Journal of Hand Surgery (British Volume)* 1994; 19B(4): 498-504.
39. Hufschmidt A, Stark K, Lucking CH. Contractile properties of lower leg muscles are normal in Parkinson's disease. *Journal of neurology, Neurosurgery, and Psychiatry* 1991;54:457-460.
40. McDonald KS, Blaser CA, Fitts RH. Force velocity and power characteristics of rat soleus muscle fibers after hindlimb suspension. *Journal of Applied Physiology* 1994; 77(4):1609-1616.
41. Gulch RW. Force velocity relations in human skeletal muscle. *International journal of Sports Medicine* 1994;15 suppl 1: s2-10.
42. Challis JH, Kerwin DG. An analytical examination of muscle force

- estimations using optimization techniques. *Journal of Engineering in Medicine* 1993; 207(3) : 139-48.
43. Kaufman KR, An KN, Litchy WJ, Chao EYS. Physiological Prediction of Muscle Forces-II. Application to Isokinetic Exercise. *Journal of Neuroscience* 1991; 40: 793-804.
44. Motzkin NE, Cahalan TD, Morrey BF, An KN, Chao EYS. Isometric and isokinetic endurance testing of the forearm complex. *The American Journal of Sports Medicine* 1991 19:107-11.
45. Kaufman KR, An KN, Litchy WJ, Chao EYS. Physiological Prediction of Muscle Forces-I. Theoretical Formulation. *Journal of Neuroscience* 1991; 40: 781-792.
46. Beelen, A., Sargeant, A.J., (1991) Effect of fatigue on maximal power output at different contraction velocities in humans. *Journal of Applied Physiology* 71(6):2332-2337.
47. Zuurbier CJ, Huijing PA. Influence of muscle geometry on shortening speed of fibre aponeurosis and muscle. *Journal of Biomechanics* 1992 ; 25:1017-1026.
48. Gans C, Gaunt AG. Muscle architecture in relation to function. *Journal of Biomechanics* 1991;24 Suppl. 53-65.
49. Bosnjak RF, Dolenc VV, Sepe A, Demsar F. Force, Fatigue, and the Cross-sectional area of wrist ekstensor muscle after radial nerve grafting. *Journal of Neurosurgery* 1992 ; 31(6) 1035-42.
50. An KN, Linscheid L, Brand PW. Correlation of Physiological cross-sectional areas of muscle and tendon. *Journal of Hand Surgery (British Volume)* 1991; 16B: 66-67.
51. Suter E, Herzog W, Sokolosky J, Wiley JP, Macintosh BR. Muscle fiber type distribution as estimated by Cybex testing and by muscle biopsy. *Medicine*

- and Science in Sports and Exercise 1993; 25(3): 363-370.
52. Kawashima A, Shirashi F, Ohtsuki I, Yamamoto K. The exchange of Ca²⁺-receptive protein complex (troponin) in the myofibrils of fast and slow skeletal muscles. *Molecular and Cellular Biochemistry* 1994; 132: 173-177.
53. Fitts RH, McDonald KS, Schuller JM. The determinants of skeletal muscle force and power: Their adaptability with changes in activity pattern. *Journal of Biomechanics* 1991;24: 111-122.
54. Bottinelli R, Betto R, Schiaffino S, Reggiani C. Maximum shortening velocity and coexistence of myosin heavy chain isoforms in single skinned fast fibres of rat skeletal muscle. *Journal of Muscle Research and Cell Motility* 1994; 15:413-419.
55. Bottinelli R, Betto R, Schiaffino S, Reggiani C. Unloaded shortening velocity and myosin heavy chain and alkali light chain isoform composition in rat skeletal muscle fibres. *Journal of Physiology* 1994; 478: 341-349.
56. Hayran M, Özdemir O. *Bilgisayar İstatistik ve Tıp*. Ankara :HYB,1995.
57. Moritani T. Neuromuscular adaptations during the acquisition of muscle strength, power and motor tasks. *Journal of Biomechanics* 1993; 26: 95-107.
58. Kilbreath SL, Gandevia SC. Neural and biomechanical specializations of human thumb muscles revealed by matching weights and grasping objects. *Journal of Physiology* 1993; 472: 537-556.