



**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK
LİSANS
TEZİ**

**MASA BAŞINDA UZUN SÜRELİ ÇALIŞAN
BİREYLERDE FARKLI SANDALYE TİPLERİNİN
GÖVDE KASLARININ AKTİVASYONLARI
ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ**

ZEYNEP BERFU ECEMİŞ

FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI

ARALIK 2018



**MASA BAŞINDA UZUN SÜRELİ ÇALIŞAN BİREYLERDE FARKLI
SANDALYE TİPLERİNİN GÖVDE KASLARININ AKTİVASYONLARI
ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ**

Zeynep Berfu ECEMİŞ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
FİZYOTERAPİ VE REHABİLİTASYON ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ARALIK 2018

Zeynep Berfu ECEMİŞ tarafından hazırlanan "MASA BAŞINDA UZUN SÜRELİ ÇALIŞAN BİREYLERDE FARKLI SANDALYE TİPLERİNİN GÖVDE KASLARININ AKTİVASYONLARI ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ ile Gazi Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman-Başkan: Prof. Dr. Nevin A.GÜZEL
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye: Doç. Dr. Nihan KAFA
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye: Doç. Dr. Aydan AYTAR
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı, Başkent Üniversitesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum



Tez Savunma Tarihi: 28/12/2018

Jüri üyeleri tarafından YÜKSEK LİSANS tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mustafa ASLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.



Zeynep Berfu ECEMİŞ

28/12/2018

MASA BAŞINDA UZUN SÜRELİ ÇALIŞAN BİREYLERDE FARKLI SANDALYE TİPLERİNİN GÖVDE KASLARININ AKTİVASYONLARI ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Zeynep Berfu ECEMİŞ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Aralık 2018

ÖZET

Bu çalışma, farklı sandalye tiplerinde (ergonomik ve standart ofis sandalyeleri) bireylerin kas aktivasyon miktarlarındaki farklılıklarını belirlemek için planlandı. Çalışmaya masa başında günde en az 2 saat vakit geçiren 15 katılımcı dahil edildi. Katılımcıların alt torasik erektör spina (TES), multifidus (MF), transversus abdominus (TrA), internal ve eksternal oblikler (IO ve EO), üst trapez (ÜT), orta trapez (OT) ve rektus abdominus (RA) kaslarının aktivasyon miktarını değerlendirmek için yüzeysel elektromyografi (yEMG) cihazı (Noraxon, USA, Inc, Scottsdale, AZ) kullanıldı. Katılımcılar, masa başında bilgisayarda yazım görevini yerine getirirken değerlendirildi. İki farklı sandalye değerlendirilmesi 1'er hafta arayla yapıldı ve değerlendirme sırasında bireylerden alışmış oldukları çalışma postürünü sürdürmeleri istendi. EMG kaydı 1 saat boyunca alındı. Analize ilk 10 dk ve son 10 dakika dahil edildi. İki sandalye tipi arasındaki farkın belirlenmesi için "Wilcoxon Testi" kullanıldı. İlk 10 dakikada iki farklı sandalye tipindeki EMG aktiviteleri karşılaştırıldığında; TES kasında % Maksimal İstemli İzometrik Kontraksiyon (MİK) bakımından fark varken ($p<0.05$) diğer kaslarda anlamlı bir fark olmadığı tespit edildi ($p>0.05$). Analiz sonucuna göre ergonomik sandalyedeki TES kasının aktivasyon seviyesinin standart sandalyeye göre daha yüksek olduğu saptandı. Son 10 dakikada iki farklı sandalye tipindeki EMG aktiviteleri karşılaştırıldığında IO kasında %MİK bakımından fark varken ($p<0.05$) diğer kaslar arasında anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($p>0.05$). Bu sonuçlarla ergonomik sandalyedeki IO/TrA kaslarının aktivasyon seviyesinin standart sandalyeye göre daha yüksek olduğu görüldü. Ayrıca ergonomik sandalyenin standart ofis sandalyesine göre TES ve IO/TrA kaslarının aktivasyonunu beklendiği şekilde artırdığı ancak bu aktivasyonu uzun süre devam ettiremediği görüldü. Bu sonuçlar doğrultusunda ofis çalışanlarına gövde kaslarının aktivasyonunu daha yüksek tutmak ve omurga problemlerini önlemek adına kısa periyotlar ile çalışmalarını ve sık mola vermelerini önerebiliriz.

Bilim Kodu : 1024

Anahtar Kelimeler : Oturma Postürü, Elektromyografi, Ofis Ergonomisi

Sayfa Adedi : 62

Danışman : Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL

THE EFFECT OF DIFFERENT CHAIR TYPES ON TRUNK MUSCLE ACTIVATION
IN INDIVIDUALS WHO WORK SEATED FOR LONG TERMS

(M. Sc. Thesis)

Zeynep Berfu ECEMİŞ

GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

December 2018

ABSTRACT

This study was planned to determine the differences in muscle activation levels in individuals while seating in different chair types (ergonomic and standard office chairs). The study included 15 participants who worked in a seated posture for at least 2 hours per day. The activation of the participants' lower thoracic erector spina (TES), multifidus (MF), transversus abdominus (TrA), internal and external obliques (IO and EO), upper trapezius (ÜT), middle trapezius (MT) and rectus abdominus (RA) muscles were assessed with the surface electromyography (yEMG) device (Noraxon, USA, Inc. Scottsdale, AZ). The assessments were performed while performing a typing activity on computer. The assessments were performed with two different chairs with a one-week interval between the two assessments. During the assessments, the participants were asked to continue their habitual work posture. The EMG was recorded for 1 hour. The first 10 minutes and the last 10 minutes of the EMG recordings were included in the analysis. The "Wilcoxon Test" was used to determine the difference between two chair types. When the EMG activity for the two different chair types were compared for the first 10 minutes; a difference in % Maximal Voluntary Isometric Contraction (MVC) in the TES muscle was observed ($p < 0.05$), however there was no significant difference in the other muscles ($p > 0.05$). According to the results of the analysis, the activation level of the TES muscles was found to be higher in the ergonomic chair when compared to the standard chair. When the EMG activity for the two different chair types were compared for the last 10 minutes; it was found that there was a difference in %MVC in the IO/TrA muscle ($p < 0.05$) and there was no significant difference in the other muscles ($p > 0.05$). According to this result, the activation level of IO/TrA muscles in the ergonomic chair was higher than in the standard chair. As a result of this study, it was seen that the ergonomic chair expectedly increased the activation of TES and IO/TrA muscles compared to the standard office chair but, this activation could not be maintained for a long time. Therefore, based on these results, we suggest that office workers should work for short periods and have frequent breaks in order increase the activation of the trunk muscles and prevent spinal problems.

Science Code : 1024

Key Words : Sitting Posture, Electromyography, Office Ergonomics

Page Number : 62

Advisor : Prof. Dr. Nevin A. GUZEL

TEŞEKKÜR

Asistanlık sürecimde bana her konuda desteğini hissettiren, tez çalışmamın oluşmasında ve sonuçlarının yorumlanmasında büyük katkıları olan tez danışmanım Prof. Dr. Nevin A. GÜZEL'e,

Tez sürecimde her türlü desteği gösteren, tez konumun oluşmasında ve sonuçlarımın yorumlanmasında yardımlarını esirgemeyen Doç. Dr. Nihan KAFA'ya,

EMG'yi öğrenme sürecimizde hep yanımda olan ve bizimle tüm bilgilerini paylaşan Doç. Dr. Ruhi SOYLU'ya,

Yüksek lisans tez sürecimin ilk gününden itibaren takıldığım her noktada yanına koştuğum, tez vakalarımın değerlendirilmesinden tezimin istatistiğine kadar her alanda emeğini benden esirgemeyen Uzm. Fzt. Gamze ÇOBANOĞLU'na,

EMG'yi öğrenirken desteklerini sonuna kadar hissettiğim ve tezimle ilgili her konuda yardımını paylaşan Uzm. Fzt. Ömer Burak TOR'a,

Tez yazım sürecimde bana yardımcı olan Dr. Fzt. Gökhan YAZICI'ya,

Tez çalışmam süresince bana destek olan ünite arkadaşlarım Uzm. Fzt. Fuat YÜKSEL, Uzm. Fzt. Sonay GÜRÜHAN, Uzm. Fzt. Çağatay GÖKDOĞAN, Uzm. Fzt. Esedullah AKARAS, Uzm. Fzt. Ali ZORLULAR, Uzm. Fzt. Şeyda ÖZAL ve tüm araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Maddi ve manevi her konuda destek gösteren Dr. Fzt. Gülşah BARGI'ya,

Lisans hayatımın ilk gününden itibaren her anımda yanımda olan Fzt. Sevgi İNAN'a

Varlıklarıyla her daim mutluluk ve güven duyduğum, her konuda fedakarlık gösterip desteklerini hissettiren babam Erkan Artan, annem Filiz Artan ve kardeşim Melike ARTAN'a

Bana her konuda yol gösteren, sevgisi ve sabırla her zaman yanımda olan eşim Fatih ECEMİŞ'e tüm kalbimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
RESİMLERİN LİSTESİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Omurganın Fonksiyonel Anatomisi ve Biyomekaniği.....	3
2.1.1. Kolumna vertebralis.....	3
2.1.2. İntervertebral disk	7
2.2. Postür.....	9
2.2.1. Düzgün postür	9
2.3. Statik Pozisyonlarda Duruşun Korunması ve Denge	10
2.4. İş Kaynaklı Kas İskelet Sistemi Hastalıkları.....	9
2.4.1. İş Kaynaklı kas iskelet sistemi hastalıkları oluşumundaki risk faktörleri	13
2.4.2. İş kaynaklı kas iskelet sistemi hastalıklarında görülen semptomlar	17
2.5. Ofis Çalışanları ve İş Kaynaklı Kas İskelet Sistemi Hastalıkları.....	18
2.6. Ofis Ergonomisi	19
2.7. Elektromyografi	20
2.7.1. Elektromyografinin tarihçesi.....	20
2.7.2. Elektromyografinin kullanım alanları	21
2.7.3. Yüzeysel elektromyografi.....	21

	Sayfa
2.7.4. Elektromyografi sinyallerini etkileyen faktörler	23
2.7.5. Elektromyografinin sinyal analizi	24
2.7.6. Maksimal istemli izometrik kontraksiyon (MİK) kayıtları ve EMG normalizasyonu.....	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM	27
3.1. Bireyler.....	27
3.1.1. Dahil edilme kriterleri	27
3.1.2. Dahil edilmeme kriterleri	27
3.2. Çalışma Dizaynı	27
3.3. Değerlendirme Yöntemleri.....	28
3.3.1. Segmental vücut kompozisyonu değerlendirmesi.....	28
3.3.2. Kasların aktivasyon değerlendirilmesi	29
3.4. İstatiksel Analiz.....	32
4. BULGULAR	33
4.1. Bireylerin Demografik Bilgileri	33
4.2. Kasların Elektromyografik Aktivasyonlarının Karşılaştırılması	33
4.2.1. İlk 10 dakikalık sürede standart ve ergonomik sandalyelerdeki EMG aktivitelerinin karşılaştırılması	33
4.2.2. Son 10 dakikalık sürede standart ve ergonomik sandalyelerdeki EMG aktivitelerinin karşılaştırılması	34
5. TARTIŞMA	35
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	45
KAYNAKLAR	47
EKLER.....	57
Ek-1. Etik Komisyon Başvuru Formu	58
Ek-2. Etik Komisyon Onayı.....	59
Ek-3. Katılımcılar İçin Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu.....	61
ÖZGEÇMİŞ	62

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 4.1. Katılımcıların demografik bilgileri.....	33
Çizelge 4.2. İlk 10 dakikalık sürede standart ve ergonomik sandalyelerdeki EMG aktivitelerinin karşılaştırılması.....	33
Çizelge 4.3. Son 10 dakikalık sürede standart ve ergonomik sandalyelerdeki EMG aktivitelerinin karşılaştırılması.....	34



RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Vücut kompozisyonunun değerlendirilmesi	28
Resim 3.2. Ergonomik sandalye	30
Resim 3.3. Standart sandalye	30
Resim 3.4. Maksimal istemli izometrik kontraksiyonların değerlendirilme pozisyonları.....	32



SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler Açıklamalar

cm	Santimetre
dB	Desibel
dk	Dakika
Hz	Hertz
kg	Kilogram
kΩ	Kilo-ohm
mm	Milimetre
mΩ	Milli-ohm
n	Olgu sayısı
p	Tip hata düzeyi
sn	Saniye
m	Metre
m²	Metre kare

Kısaltmalar Açıklamalar

BKİ	Beden Kütle İndeksi
C	Cervical Vertebrae- Servikal Vertebra
EMG	Elektromyografi
EO	Eksternal Oblik
IO	İnternal Oblik
ISEK	International Society of Electrophysiology and Kinesiology
KİSH	Kas-İskelet Sistemi Hastalıkları
L	Lumbal Vertebra
LBP	Low Back Pain (Bel Ağrısı)

Kısaltmalar	Açıklamalar
Lig	Ligament
MF	Multifidus
MİK	Maksimal İstemli İzometrik Kontraksiyon
MU	Motor Ünite
MUAP	Motor Ünite Aksiyon Potansiyelleri
NP	Neck Pain (Boyun Ağrısı)
OT	Orta Trapez
RA	Rektus Abdominus
S	Sakral Vertebra
yEMG	Yüzeyel Elektromyografi
SENIAM	Surface EMG For a Non-Invasive Assessment of Muscles
T	Torakal Vertebra
TES	Alt Torasik Erektör Spina
TrA	Transversus Abdominus
ÜT	Üst Trapez

1. GİRİŞ

Ofis çalışanlarının en sık karşılaştığı sağlık sorunlarından biri olan ve iş aktiviteleri sırasında gelişen kas iskelet sistemi hastalıkları (KİSH); sinir, tendon, kas, ligament ve vücudun destek yapılarının da dahil olduğu nöromusküler hastalıklardır [1-3]. Ofis çalışanları arasında en sık görülen KİSH ise boyun ve bel ağrısıdır. Bu hastalıkların sebepleri arasında, ofis çalışanlarının sedanter bir hayat tarzı benimsemesi, masa başında oturarak geçirdikleri sürenin uzun olması, boyun ile bel bölgesinde artmış fleksiyon ve rotasyonla karakterize oturma postürlerine adapte olmaları sayılabilir [4]. Bilgisayar başında geçen süredeki artış ve postür bozukluklarının yanı sıra ofisteki mobilya düzeni, çalışma sandalyesi ve masa tasarımı gibi parametrelerin ofis çalışanları üzerine olan etkilerinin incelendiği pek çok çalışma, işe bağlı KİSH'nda ergonomik eksikliğin önemli bir risk faktörü olduğunu göstermiştir [5-7]. Omurganın doğal eğriliklerini desteklemeyen, bireylerin antropometrik özelliklerine uygun ayarlanamayan sandalyelerin kullanımı ve vücut biyomekaniğine uymayan iş istasyonlarına maruz kalmaları bireylerde omurga problemleri görülme riskini artırır [4]. Bu riskleri azaltmak adına yapılabilecek değişikliklerin başında ofis sandalyesi gelir çünkü sandalyenin değiştirilmesi en pratik eylemdir; çalışma yüzeyinin değiştirilmesi fiziksel alan kısıtlamaları sebebiyle mümkün olmayabilir ve ayarlanabilir çalışma yüzeyi her zaman ekonomik açıdan uygun değildir [7].

Bireylerin sağlığı ve verimliliği açısından antropometrik verilerin ilgili kitleyi temsil edebilmesi büyük önem taşır. Fakat günümüzde ofis sandalyeleri standartlaştırılmış ölçüler üzerinden yapılmaktadır [8, 9]. Sandalyenin boyutlarındaki herhangi bir uyumsuzluk, postüral kasların vücudu destekleme yeteneğini bozabilir ve aynı zamanda, nöromusküler sistemin anormal bir şekilde zorlanmasına neden olarak ağrıya ve rahatsızlık hissine neden olabilir [7]. Ayrıca sandalye seçiminin çalışan bireylerin oturma postürleri üzerinde direkt etkisi vardır ancak geleneksel sandalyelerde kişinin kendi fizyolojik eğriliklerini aktif olarak sürdürebilmesi zordur [10-12]. Ergonomik gereksinimleri karşılayan bir sandalye, kas iskelet sistemi semptomlarının ortaya çıkmasını azaltabilir ve omurga problemlerinin önlenmesinde faydalı olabilir [7]. Bu nedenle ofis sandalyelerinin oturma konforu ve tasarımı, son zamanlarda KİSH'nın önlenmesinde önemli bir konu hale gelmiştir [13, 14]. Ofis çalışanlarının uyanık olduğu zamanın yaklaşık %75'ini masa başında geçirmesi, fizyolojik postürün sürdürülmesine yardımcı olabilecek ergonomik sandalye üretimlerine ilham olmuştur [15, 16].

Bergmark (1989), gövdeyi kontrol eden kasların iki gruba ayrılabilceğini öne sürmüştür. Birinci grup, omurganın segmental stabilitesini sağlayan ve lumbal vertebraya doğrudan bağlı kasları içerir. Lumbal multifidus (MF), transversus abdominus (TrA) ve internal oblik (IO) kasları bu grubun bir parçasıdır. Bu stabilize edici kasların birlikte çalışmasının lumbo-pelvik stabiliteyi artıracakı bilinmektedir. İkinci grup ise, lumbal omurgaya segmental bağlantısı olmayan ve büyük tork üreten kaslardan oluşur. Bu kaslar total gövde hareketini kontrol eder ve genel gövde stabilizasyonunu sağlar. Rektus abdominus (RA), eksternal oblik (EO) ve torasik erektör spina (TES) kasları bu grupta bulunmaktadır [17]. Farklı sandalye tiplerinde ve oturma postürlerinde gövde kaslarının aktivasyonlarını değerlendirmek, bize bireylerin hangi sandalye tipinde ve oturma postüründe, gövdeyi kontrol eden bu kasların aktivasyonlarının daha uygun olduğu hakkında bilgi verebilir. Kasların aktivasyon miktarını değerlendirmek için klinikte sıklıkla invaziv bir yöntem olan yüzeysel elektromyografi (yEMG) cihazı kullanılmaktadır. Elektromyografi (EMG), sarkolemanın fizyolojik değişikliklerine ait sinyalleri voltaj olarak kaydeden deneysel bir yöntem olarak tanımlanabilir [18,19]. Temel fizyolojik ve biyomekanik çalışmaların yanı sıra insan vücudunun endüstriyel ürünlerle etkileşiminde de kullanılan ve bu etkileşim sonucunda kasların verdiği cevapları yorumlamayı sağlayan EMG, ergonomi alanında oldukça sık kullanılmaktadır [20].

Literatürde farklı sandalyeler veya yüzeyleler kullanarak oturma pozisyonundaki gövde kas aktivasyon değişimlerini inceleyen birçok çalışma mevcuttur [21-25]. Ancak, ayarlanabilir bel desteği ile fizyolojik eğrilikleri destekleyebilen, sandalye arkalığının kullanıcıya uyguladığı direnç sayesinde kullanıcının gövde kas aktivasyonlarını değiştirebileceği düşünölen ergonomik bir sandalye ile arkalıklı, klasik ofis sandalyesini karşılaştıarak katılımcıların rahat olduğu sandalye ayarında gövde kaslarının elektromyografik aktivitesine bakan herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu nedenle, yEMG ile planlanan bu çalışmanın amacı, uzun süreli masa başında çalışan bireylerde iki farklı sandalye kullanımı sırasında gövde kaslarının aktivasyon farklılıklarını belirlemektir.

Çalışmanın hipotezleri şu şekildedir:

H₀: Ergonomik ve standart sandalye arasında gövde kaslarının aktivasyonları bakımından fark yoktur.

H₁: Ergonomik ve standart sandalye arasında gövde kaslarının aktivasyonları bakımından fark vardır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Omurganın Fonksiyonel Anatomisi ve Biyomekaniği

2.1.1. Kolumna vertebralis

Günlük yaşamda yürüyebilme ve ekstremitelerin fonksiyonel bir şekilde kullanılabilmesi için dik postür büyük önem taşır ve bu amaca ulaşabilmek adına oldukça kompleks bir yapı olan vertebral kolon önemli görevler üstlenir [26].

Vertebral kolonun görevleri aşağıdaki şekilde sıralanabilir;

- Pelvis üzerine merkezi bir şekilde oturmuş vertebral kolon, destek vazifesi görerek dik duruşu sağlar.
- Spinal kolon, omuz kuşağı ve pelvik bölgenin hareketliliğini sağlayan birçok kas için başlangıç yeridir.
- Medulla spinalisin etrafını sararak medulla spinalisi çeşitli mekanik streslere karşı korur.
- Hareket esnasında ortaya çıkabilecek şokları absorbe eder [26].

Kolumna vertebralis birbirine kuvvetli bağ ve kaslarla bağlanmış birçok hareketli halkadan meydana gelir. 7 servikal, 12 torakal, 5 lumbal, 5 sakral ve 3-4 koksigeal olmak üzere 32-33 vertebradan meydana gelmiştir. Servikal, torakal ve lumbal vertebralara ‘presakral vertebralar’ denilmektedir [26].

Kolumna vertebralisin eklemleri

İntervertebral eklemler

Vertebra arasındaki hareketler intervertebral eklemlerde oluşur. Bu eklem vertebranın korpusları ve intervertebral diskten meydana gelir. Eklemler vertebraların arasında boşluk kalmayacak şekilde birbirine bağlanır ve hareket yönü fasetlerin dizilimine göre belirlenir [26].

Faset eklemler

Faset eklemler, hareket segmentinin hareket genişliğini arttıran, harekete yön veren ve omurga üzerine binen yüklerin taşınmasına yardım eden ‘‘plana’’ tipi eklemlerdir. Alttaki vertebranın processus articularis superior’u ile üstteki vertebranın processus articularis inferior’u arasında oluşurlar. Eklem fibröz kapsülündeki kollajen liflerden oluşan eklem kapsülü ligamentum flavum ile kaynaşmıştır [26].

Faset eklemlerin yüklenmesi lumbal bölgede artış gösterdiğinde lordotik postür görülür ve hafifçe fleksör postüre alındığında diske binen kompresyon kuvvetleri dengelenir. Böylece faset eklemdaki fazla yük ortadan kalkar [26]. Faset eklemler total aksiyal kuvvetin %18’ini karşılar fakat vücudun duruşuna göre bu oran değişebilir [27]. Rotasyonel ve kayma kuvvetlerinin %35-40’ını faset eklemler karşılarken omurganın hiperekstansiyonu sırasında maruz kalınan kompresif kuvvetlerin ise %30’una karşı koyar [26]. Disk dejenerasyonu sonucunda faset eklemlere aktarılan yük %40’a çıkar. Servikal ve torakal omurgaların faset eklemleri tek düzlemde açılırken lumbal omurganın faset eklemlerinde hafif bir eğim vardır ve lumbal faset eklemler ise sagittal yerleşimlidir [26]. Lumbal bölgedeki faset eklemlerinin de temel fonksiyonu anatomik yapısının gereği olarak torsiyonel kuvvetlerin kontrolü ve stabilizasyonudur [26].

Kolumna vertebralisin ligamentleri

1. İntersegmental Ligamentler

Anterior longitudinal ligament

Vertebra korpuslarının ön yüzleri boyunca aşağı doğru seyrederken devamlı genişleyerek intervertebral disklerin ön yüzlerini sağlamlaştıran geniş ve kuvvetli bir bağıdır. Boyut farkı sebebiyle posterior longitudinal ligamentten iki kat fazla güçlüdür. Bağ, ekstansiyon sırasında gerilerek hiperekstansiyonu önler [26].

Posterior longitudinal ligament

Tüm vertebra korpuslarının arka yüzleri boyunca uzanan bu bağ vertebral kanalın içinde ve ön duvarında bulunur. Lumbal bölgede daralmaya başlar ve L5-S1 vertebraları arasındaki

kalınlığı başlangıçtaki yarısına inerek annulus fibrosus'un posterolateralinde boş bir alan bırakır. Yaşlanmayla birlikte anterior ve posterior longitudinal ligament dejenerasyona uğrayarak biyomekanik özelliklerini kaybetmeye başlar [26].

Supraspinöz ligament

Dış oksipital çıkıntından başlayarak spinöz çıkıntılara yapışan ve sakruma kadar uzanan posterior kolonun kuvvetli bir fibröz ligamentidir. Fleksiyonda gerilerek aşırı fleksiyonu önler ve ekstansiyonda gevşer. Servikal bölgede lig. nuchae olarak adlandırılır [26].

2. İntrasegmental Ligamentler

Ligamentum flava

Intervertebral boşluğun posterior ve lateralinde bulunan ve arkusları birleştiren kuvvetli bir bağıdır. Yukarıdan aşağıya doğru inildikçe bağın kalınlığı artar ve atlastan sakral 1. vertebraya kadar tüm laminaları birbirine bağlar. Nötral pozisyonda bile bir miktar gerginliğini koruyan bağ, disklere hafif ve statik bir bası yaparak disklerin şeklini korumasına yardımcı olur ve omurga stabilizasyonunda büyük bir öneme sahiptir. Travma veya aşırı yüklenme durumlarında ekstra %20 gerilme kapasitesine sahip olduğundan bu durumlarda medulla spinalisi korumak için segmental stabiliteyi sağlar. Bağ aksiyal rotasyon ve fleksiyonda gerilirken lateral fleksiyonda en fazla gerginliği gösterir [26].

İnterspinöz ligament

İnce ve membranöz yapıda olan bu bağlar spinöz çıkıntıları birbirine bağlar. Spinal ligamentler içinde en kuvvetsiz olanıdır ve fleksiyonda gerilirken ekstansiyonda gevşer [26].

İntertransvers ligament

Torakal bölgede yuvarlak, lumbal bölgede ise ince bir membran şeklinde olan bu bağ transvers çıkıntıları birleştirir [26].

Artiküler ve kapsüler yapılar

İntervertebral eklemlerin kapsülünü kuvvetlendiren primer bağ lig.flavum iken sekonder kuvvetlendiren bağlar ise intertransvers ve interspinal bağlardır [26].

Kolumna vertebralisin kasları

Kolumna vertebralisin kasları 4 grupta incelenebilir:

- Ekstansörler
- Fleksörler
- Lateral Fleksörler
- Rotatörler

Ekstansör kaslar: 3 tabakalıdır.

Derin Tabaka : Segmentler arasındaki kısa kaslar derin tabakayı oluşturur. Bu kaslar medial ve lateral olmak üzere iki gruba ayrılır ve spinöz çıkıntılardan transvers çıkıntılara ya da hemen altındaki kostanın tüberkülüne uzanırlar. Medial kısım (Rektus Kapitis Posterior Major, Rektus Kapitis Posterior Minor, İnterspinöz kaslar) saf ekstansör kaslardan oluşur. Oblik bir seyire sahip lateral kısım (Oblikus Kapitis Posterior, Oblikus Kapitis İnferior, İntertransvers kaslar) ise rotatör komponente sahiptir [26].

Multifidus ve semispinalis: Derin tabakanın üzerinde yer alan oblik kaslardır. Multifidus ekstansiyon, rotasyon ve lateral fleksiyonda görev alırken Semispinalis'in ekstansör etkisi rotatör etkisinden fazladır [26].

Yüzeyel tabaka: Ekstansör etkilerinin yanında unilateral kasıldığında rotatör etkiye sahip olan bu kaslar iki grupta (medial ve lateral sakrospinal) incelenebilir [26].

Fleksörler

Spino-torasik grup: Bilateral kasıldığında başı ve boynu fleksiyona getiren bu grup unilateral kasıldığında lateral fleksiyon yaptırır [26].

- M. Sternocleidomastoideus
- Scalenius Anterior
- Scalenius Medius
- Scalenius Posterior

Mandibula, hyoid, thyroid kartilajları ve sternum arasındaki anterior grup boynun saf fleksör kasları: Thyrohyoid, Mylohyoid, Sternohyoid [26].

Spinal grup kaslar: Longus Colli, Longus Capitis [26].

Pelvis ve kalçaya karşı gövde fleksiyonu sağlayan kaslar

- Longitudinal: Gövdeyi pelvise karşı fleksiyona getiren Rektus Abdominus kasının öne fleksiyon etkisi vardır.
- Oblik kaslar: Eksternal ve İnternal Oblik kaslar unilaterale kasıldığında lateral fleksiyon ve rotasyon yaptırırken birlikte çalıştıklarında Rektus Abdominus'a yardım ederler [26].

Spinofemoral kaslar: M.İliakus, M.Psoas Major, ve M.Psoas Minör (İliopsoas) uyluk fleksiyonunda primer görev alır. Kalça sabitken gövde fleksiyonunda da rol alırlar.

- 1) Lateral Fleksörler: Eksternal Oblik, İnternal Oblik ve Transversus Abdominus bu grupta yer alır. Transversus Abdominus unilaterale kasıldığında gövdeyi karşı tarafa döndürürken bilateral çalıştığında torasik kafesin alt kısmını aşağıya çekerek intraabdominal basıncı artırır.
- 2) Gövde Rotatörleri: İliokostal kaslar, Eksternal ve İnternal Oblik kaslar oblik seyir göstermeleri nedeniyle rotatör komponente sahiptir [26]

2.1.2. İntervertebral disk

İntervertebral diskler mekanik ve fonksiyonel açıdan büyük öneme sahiptir ve sakrum üzerindeki kolon yüksekliğinin %25'ini bazı kaynaklarda ise %33'ünü oluşturduğu bildirilmiştir. 5 servikal, 1 servikotorakal, 11 torakal, 1 torakolumbal, 4 lumbal, 1 lumbosakral olmak üzere toplam 23 adet disk bulunmaktadır [26,27].

İntervertebral diskler, omurgaya binen yüklerin absorbe edilip dağılmasını ve omurgadaki hareket düzgünlüğünü sağlayan fibrokartilaj yapıda bir dokudur. Disklerin vaskülarizasyonu yoktur ve difüzyon ile beslendiğinden patolojileri de diğer sinoviyal eklemlerden farklıdır. Doğumdan hemen sonra diskin kanlanması azalmaya başlar ve bu durum 18-25 yaşına kadar devam eder. Bu yaşlardan sonra damarlanma tümünden kaybolur ve beslenmesi perfüzyon yolu ile olur. Perfüzyona lenfatikler de yardım eder. Diskin periferdeki kısımları komşu damarlardan beslenirken merkezdeki kısmı spongiyoz kemikten difüzyon yoluyla beslenir. Bu yüzden diskin farklı kısımlarının yaralanmalara karşı verdiği cevaplar farklı olur. İntervertebral diskler Von Luschka'nın sinuvertebral siniri tarafından innerve olur [26].

İntervertebral diskin merkezinde, sıkıştırılmayan, şokları absorbe eden, glikozaminoglikanlardan (GAG) zengin fibrojelinöz yapıdaki nukleus pulposus bulunur, diskin %-40-60'ını oluşturmaktadır. Dikey kuvvetleri yatay kuvvetlere dönüştürerek annulus fibrosis her tarafına eşit bir şekilde yayar ve böylece üç düzlemde de harekete olanak sağlar. Nukleus pulposusun kompresyon kuvvetine karşı direnci vardır ve basınç altında yer değiştirir [26]. Disk içindeki basınç değişimi incelendiğinde; disk kompresyon altındayken, diskin içindeki basıncın dıştan uygulanan kuvvetin 1.5 katı olduğu görülmüştür. Nukleus pulposus yapısal olarak hidrostatik olarak hareket ettiğinden ve hafifçe sıkıştırılabilir olduğundan kompresif yükler diskte, annulus fibrosis tarafından sınırlanan laterale doğru taşınır [27]. Konumu torakal bölgede daha merkezde iken servikal ve lumbal bölgede daha posteriodadır. Kütlesinin %80-90'ını su oluşturmaktadır [26].

Nukleus pulposusun, vertebra korpusuna yakın kısımlarında ufak delikler bulunur. Kompresyon kuvvetine maruz kaldığında içeriğindeki suyun bir kısmı bu deliklerden korpuslara kadar sızar. Tüm gün kompresif yüklere maruz kalan nucleusun akşam saatlerinde su içeriği azalır ve disk bir miktar incilir. Sabah saatlerinde suyun tekrar nucleusa girişiyle disk kalınlığı normal haline döner. Yaşlanmayla ve dejenerasyonla birlikte su çekme ve tutma özelliği olan proteoglikan miktarı yaklaşık 5 kat kadar düşer ve keratan sülfat miktarı artar. Böylece diskin su tutma kapasitesinde bir azalma görülür ve bununla orantılı olarak elastisitesi de azalır. Nucleus pulposusta yaşla meydana gelen su kaybı annulus fibrosise oranla daha fazladır. Ek olarak nukleus pulposusta görülen su kaybı stresi dağıtma yeteneğini azalttığından zamanla annulus fibrosiste çatlamalara neden olabilir [26].

Temelde kollajenden oluşan fibrokartilajinöz yapıdaki annulus fibrosis %65-70 oranında su içerir. Fibröz kartilaj ve kollajen fibriller birbirini çaprazlar ve bu sayede gerilim, bükme ve torsiyonel kuvvetlere karşı gelebilir. Annulus fibrosis doğrudan vertebra korpusuna yapışır ve iki vertebrayı kat ederek korpusun içine kadar giren sharpey lifleri oldukça sağlamdır. Annulusun öndeki lifleri anterior longitudinal ligament ile kaynaşmıştır ve bu durum diskin anterior protrüzyonunu önler. Santral annulus ve nucleus pulposus tip 2 kollajen bakımından zenginken periferal annulusta tip 1 kollajen yoğunluktadır. Tip 2 kollajenin intermoleküler boşluğu daha fazladır ve kompresif koruma sağlar ancak tip 1 kollajenler gerilme gücü sağlar. Kompresif kuvvetlerin %75'i nucleus pulposus ve %25'i ise annulus fibrosus tarafından karşılanır. Nucleus pulposus kompresif kuvvetler altında şişerek annulus fibrosiste sirkumferensiyel tensil stresler oluşturur. Torasik bölgede lumbal bölgeye kıyasla çok daha az tensil stresler oluşur bunun nedeni torakal bölgedeki disk çapının yüksekliğe oranının lumbal bölgeden daha fazla olmasıdır [26].

Nucleus pulposus ve annulus fibrosus vertebra cisminde ayıran kartilaj son plak hyalin kıkırdaktan oluşmuştur. Vertebranın beslenmesinde ve nucleusun vertebra cismi içerisine girmesini engellemede rol alır [26].

2.2. Postür

Postür, yerçekimi vektörüne göre herhangi bir vücut segmentinin yönünü açıklar. Vertikal açısal bir ölçüdür [28]. Postürün biyomekanik açıdan tanımı, 'vücut kısımlarının birbirleri ve vücut yerçekimi hattı ile ilişkilerini tanımlayan pozisyonlardır' şeklindedir. Postural kontrol ise, vücut segmentlerinin statik veya dinamik durumlarda dengesinin korunabilmesi için kontrol altında tutulmasıdır. Postural kontrolden sorumlu sistemler; vestibular sistem, serebellar sistem, visüel sistem ve proprioseptif sistemdir. Postüral kontrolün düzgün bir şekilde devam ettirilebilmesi için ayrıca kaslar arasında kuvvet dengesinin bulunması, antigravite kaslarının ve tendon, ligament, eklem kapsülü ile periferdeki konnektif dokunun yeterli fleksibiliteye sahip olması da gereklidir [29].

2.2.1. Düzgün postür

Eklemlerin en az strese maruz kaldığı, minimal enerji sarfıyatı ile sağlanan duruştur. Düzgün postür için pelvis ve vücut segmentlerinin normal açısal sınırlarda olması ve vücut

farkındalığının gelişmiş olması gerekmektedir [29]. Postürler, cilt yüzeyindeki spinal eğriliklere göre niteliksel olarak tanımlanmıştır ve ayakta durma pozisyonu için, klinik literatürde ideal spinal postürü, lumbal bölgede hafif lordoz ve torasik bölgede hafif kifoz olarak kabul edilmiştir. İdeal oturma postürü konusunda hala çelişkiler olsa da çoğu yazarlar tarafından ideal oturma postürü, ayakta duruş postürüne benzer bir şekilde, lumbal bölgede hafif lordoz ve torasik bölgede hafif kifoz olarak tanımlanmıştır [30].

2.3. Statik Pozisyonlarda Duruşun Korunması ve Denge

Denge, statik ya da dinamik bir durumda kişiye etki eden kuvvetlerinin toplamının sıfır olması halidir. Denge, vestibüler organ ile serebellum tarafından kontrol edilmekte ve mekanik olarak, kasların meydana getirdiği aktif kuvvetlerin ve bağ, tendon, fasya, eklem kapsülü ile periferdeki dokuların açığa çıkardığı pasif kuvvetlerin eklemler üzerindeki etkileşimi sonucu oluşmaktadır [30].

Lumbal bölgenin lordotik yapısı, vertebraya gelen şoku absorbe ederek aksiyel yükün pelvise ve tabana iletiminde önemli rol oynar [26]. Yük tabana doğru iletilirken eklemlerde rotasyonel kuvvetler oluşmaktadır ve bu kuvvetler hem yer reaksiyon kuvveti hem de internal kuvvetler tarafından karşılanmaktadır. Bu kuvvetlerin düzgün karşılanabilmesi ve dengelenebilmesi için düzgün postür gereklidir [30].

Kemik boyutlarının büyüklüğü, dizilimi, kas ve ligament düzeninden dolayı lumbal omurga vücudun en temel yük taşıyan bölümüdür. Bu nedenle yük ile ilgili hesaplamalar bu bölgede daha fazladır. Gevşek ayakta dik durma pozisyonunda ölçülen intradiskal basınç, seviyenin üzerindeki gövde ağırlığı, seviyeye etkiyen kas kuvvetleri ve diskin iç basıncının toplamıdır [26]. Uygun biyomekani ve dizilimin mümkün olduğu statik omurgada minimal kas aktivitesi dik duruş için yeterlidir çünkü rotasyonel kuvvetler yer reaksiyon kuvvetleri ile birbirlerini dengelerler [26, 30].

Birey ayakta durma pozisyonundan dik oturma pozisyonuna geçtiğinde S2 vertebranın 2-2,5 cm önünden geçen yer çekimi hattı öne doğru kayarak yer çekimi merkezinden yaklaşık 15 cm uzaklaşır. Eğer kişi öne eğik pozisyonda oturursa yer çekimi merkezinden uzaklaşma daha fazla olacak ve buna göre internal kuvvetlere gereksinim değişecektir [30]. Dizler ekstansiyonda iken oturma pozisyonunda gergin hamstring kasları tarafından pelvisin

anterior tilti sınırlanacağından lumbal bölgeye binen yüklerde artış olur [26]. Desteksiz gevşek oturma pozisyonunda ise pelvisin posterior tiltiyle lumbal lordozda azalma gerçekleşirken kompresif streslerde artış görülür. Aksine dik oturma pozisyonunda ise pelvisin anterior tilti ile lumbal lordozda artış görülür ve lumbal bölgeye binen yükler azalır ancak yine de ayakta dik duruşa kıyasla bu oran daha fazladır. Destekli oturma pozisyonunda yük sandalye arkılığı tarafından taşındığından üst gövde ağırlığının bir kısmı elimine edilir, kas aktiviteleri minimale iner [26, 30]. Oturma pozisyonlarının gövde kas aktivasyonları üzerindeki etkileri daha önce yapılan çalışmalarca gösterilmiştir. Castanharo ve diğerleri (2014), lumbopelvik dominant, torasik dominant ve serbest oturma postürlerinin gövde kas aktivasyonları üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. Lumbopelvik paternde diğer iki postüre kıyasla azalmış torasik erektör spina (TES), artmış lumbal erektör spina (LES) aktivasyonu görülmüştür [31]. Waongenngarm ve diğerleri (2015) ise 1 saat boyunca katılımcılardan dik, gevşek ve öne eğimli postürle oturmalarını istemiş ve bu sırada katılımcıların gövde kas aktivasyon değerleri elektromyografi cihazı ile kayıt alınmıştır. Yapılan değerlendirmeler sonucunda öne eğimli oturmanın multifidus (MF) kas aktivasyonunu diğer iki postüre kıyasla artırdığı, dik oturma postürünün de gevşek oturmaya kıyasla daha yüksek internal oblik/transversus abdominus aktivasyonu gösterdiği bildirilmiştir [32]. MF kasının postural açılarla etkileşiminin araştırıldığı bir diğer çalışmada, en düşük MF aktivasyonu üst gövdenin -5 dereceden daha az bir açı ile geriye doğru eğimli oturma pozisyonunda kaydedilmiştir. Ek olarak pelvisin açısı ile MF aktivasyonu arasında korelasyon bulunmuş ve pelvisin arkaya rotasyon yaptığı pozisyonda MF kasının aktivasyonunda azalma görülmüştür [33]. TES kas aktivasyonunun postüral değişimlerden nasıl etkilendiğini araştıran bir çalışmada, dik oturmadan gevşek oturmaya geçişin TES kasının aktivasyonunu %3 maksimal istemli izometrik kasılma (MİK) kadar azalttığı görülmüştür [34].

Disklere binen yüklerin %40'ı core kaslar ve intraabdominal basınç tarafından, geri kalanı ise sırt kasları tarafından karşılanmaktadır. Masa başında bilgisayarda çalışma gibi kolları gövdeden uzakta tutarak yapılan aktivitelerde, kuvvet kolunun uzunluğunun artmasından dolayı omuz ve sırt kaslarına binen yükler artmaktadır [26, 30].

Hafif fleksiyondaki lumbal omurga ve posterior pelvik tilt ile karakterize olan gevşek oturma postürü zamanla hamstring kaslarında, anterior longitudinal ligament ve annulus fibrosusun anterior liflerinde kısalmaya neden olur. Bu postürü alışkanlık edinmiş kişilerde, fazla

uzamış ve zayıflamış annulus fibrosusun posteriordaki lifleri nucleus pulposusu bloklama yeteneğini zamanla kaybeder. Gevşek oturma postürü, tipik olarak üst vücut ağırlığı ve lumbar vertebraların kuvvet hattı arasındaki eksternal moment kolunu artırır. Bunun sonucunda, artmış fleksör tork lumbar diskin ön bölümündeki kompresyon kuvvetlerini artırır. Yapılan in vivo basınç ölçümleri, dik oturma postürüne kıyasla gevşek oturma postüründe lumbar diskler üzerinde basınç artışı bildirilmiştir. Pelvis ve lumbar bölgenin oturma postürü, kranioservikal bölge de dahil olmak üzere tüm aksiyal iskeleti güçlü bir şekilde etkiler. Düz bel bölgesi (azaltılmış normal lumbar lordoz) ile oturma postürü protrakte (öne eğimli) baş postürü ile ilişkilidir. Zamanla bu postür posterior suboksipital kaslarda adaptatif kısalmaya neden olur ve servikal bölgedeki kassal stresi artırır. Öne eğimli baş postürü, servikal bölgenin tamamında eksternal fleksiyon torkunu artırır ve bu da ekstansör kaslar ile bölgedeki konnektif dokunun daha büyük güç üretmesini gerektirir. Doğal lumbar lordoz ve artmış anterior pelvik tilt postürü ile oturmak (ideal oturma postürü) torasik omurganın daha ekstansiyonda ve dik, servikal omurganın ise daha retrakte olmasını sağlar. İdeal oturma postürünü özellikle de uzun saatler boyunca sürdürebilmek birçok kişi için oldukça zordur ve genellikle lumbar ekstansör kaslarda yorgunluk gözlenir [35].

2.4. İş Kaynaklı Kas İskelet Sistemi Hastalıkları

İş aktiviteleri sırasında gelişen kas iskelet sistemi hastalıkları (KİSH), çalışanların en sık karşılaştığı sağlık sorunlarından biridir ve iş ortamındaki sakatlıkların ikinci temel nedenidir [1, 36, 37]. İngiltere İşgücü Anketi'ne (2015) göre, KİSH vakaları sonucunda toplam 9,5 milyon iş günü kaybedildiği ve bunun da kişi başına 17 günlük bir kayba tekabül ettiği belirtilmiştir. İşe bağlı zaman kaybıyla sonuçlanan vakaların %40'ının KİSH'ndan oluştuğu belirlenmiştir. ABD Çalışma İstatistikleri Bürosu'nun (2014) raporuna göre, KİSH tüm yaralanma ve hastalık vakalarının %32'sini oluşturur ve KİSH görülme sıklığı 10,000 tam zamanlı çalışan başına %33.8 bulunmuştur. KİSH'na sahip çalışanların işe geri dönme süresinin ise ortalama 13 gün olduğu bildirilmiştir [38]. Buckle ve Devereux [1], meslek hastalıklarıyla ilişkili tüm iş devamsızlıklarının %45'inin KİSH'dan kaynaklandığını belirtmişlerdir. İşle ilgili kas iskelet sistemi hastalıkları sinir, tendon, kas, ligament ve vücudun destek yapılarının dahil olduğu, düşük şiddetli ya da tekrarlı strese sekonder gelişen, mesleki risk faktörleriyle ortaya çıkan ve tetiklenen nöromusküler hastalıklardır [2, 3]. Çalışma sebebiyle ortaya çıkması, çalışma yoluyla şiddetinin artması ve aktivitelerde kısıtlanmaya neden olması iş kaynaklı KİSH'nın ortak özelliklerindedir ve bu hastalıklar

uzun bir süreçte kas ve iskelet sistemi yapılarında gelişmektedir [39]. İş kaynaklı KİSH, “Mesleki Kas-İskelet Sistemi Yaralanmaları”, ”Tekrarlı Strain Yaralanmaları” gibi birçok şekilde ifade edilebilmektedir. Bozukluk terimi ise bu problemin çeşitli fiziksel, fizyolojik, psikolojik ve psikososyal risk faktörlerini kabul etmekte ve problemin çok faktörlü yapısı nedeniyle tercih edilmektedir [40].

KİSH ile meslekler arasındaki ilk sistematik değerlendirmeyi 1713 yılında Bernardino Ramazzini yapmıştır. Bu çalışmada, doğal olmayan duruşlarda yapılan zorlayıcı ve düzensiz hareketlerin bazı meslek gruplarına mensup bireylerde hastalıklara neden olduğu belirtilmiştir [41]. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte iş yerlerinde bilgisayar kullanımının giderek artması verimliliği artırırken aynı zamanda yeni risk etkenlerinin gelişimine neden olarak işe bağlı KİSH başta olmak üzere birçok hastalığa davetiye çıkarmaktadır [39]. KİSH'nın ofis çalışanlarında görülme oranı zamanla sıklaşmıştır ve bu hastalıklar çalışan verimini düşürmekle birlikte iş gücü kaybı ve sağlık maliyetlerini de artırmaktadır. Bu sebeple son yıllarda KİSH ve ofis ergonomisi ile ilgili yapılan çalışmalar artış göstermektedir [42, 43].

2.4.1. İş Kaynaklı kas iskelet sistemi hastalıkları oluşumundaki risk faktörleri

İş kaynaklı KİSH çoğunlukla dokuların anatomik ve fizyolojik limitlerinin üzerinde zorlanması, kasların uzun süreli ve ara vermeden kullanılması sonucu ortaya çıkmaktadır [44]. Bu hastalıklara sebep olabilecek risk faktörleri iki grupta incelenebilir; ilk grup iş kaynaklı risk faktörlerini, ikinci grup ise kişisel risk faktörlerini içermektedir [45]. En sık bildirilen kişisel etmenler, yaş, cinsiyet, hastalık öyküsü, genetik faktörler, obezite ve yaşam stili iken iş ile ilgili etmenler, tekrarlı ya da sürekli yapılan iş aktiviteleri, postüral etmenler, mekanik temas baskıları, düşük sıcaklık ve titreşimdir [46].

Kas iskelet sistemi hastalıklarında, yaşlanmanın hastalık insidansına etkisinin incelendiği çalışmaların sonucunda, kaybedilen vücut esnekliği ve çalışma ortamına uzun süreli maruziyetin etkisi ile kas iskelet sistemi problemlerinin görülme sıklığının yaşlı popülasyonda daha fazla olduğu bulunmuştur [47, 48].

Dahlberg ve diğerlerinin yaptığı çalışmada, erkeklerle benzer işi yapan kadınların daha yüksek oranda kas-iskelet semptomu bildirdiği belirtilmiştir [49]. Bilgisayar kullanıcıları

üzerinde yapılan çalışmalarda kadınlardaki KİSH semptomları erkeklerinkinden 2 kat fazla bulunmuştur [50,51]. Cinsiyetler arası bu farklılıkların nedeninin biyolojik farklılıklardan (kas kuvveti, vücut ölçüleri vb.) ziyade iş hayatındaki kadın bedenine uygun olmayan ergonomik düzenlemelerden ve iş dışı aktivitelerin (ev işleri, çocuk bakımı vb.) kadınlar tarafından erkeklere göre daha yüksek oranda yapılmasından kaynaklanabileceği bildirilmiştir [49].

Kas iskelet sistemi hastalığı öyküsü, bu hastalıkların genellikle tekrarlayıcı ve kronik yapıda olmasından kaynaklı olarak ilerisi için bir öncül niteliğindedir [52]. Westgaard ve diğerleri, semptomların gelişiminde bireysel duyarlılığın bir göstergesi olarak önceki semptomları kullanmışlardır [53].

İş yoğunluğu, ağır iş yükü, işteki memnuniyetsizlik ve yoğun stres, sosyal destek eksikliği, gereğinden fazla sorumluluk gibi psikososyal risk faktörlerinin de kas iskelet sistemi hastalıkları oluşumunda etkisi vardır [54].

İş ile ilişkili doku disfonksiyonu kas, tendon, ligament, fasya, bursa, intervertebral disk, kemik veya deride görülebilir ancak en sık muskulotendinöz yapılarda görülmektedir. Doku hasarı ve disfonksiyonu aşırı stresten ve/veya zorlamadan kaynaklanabilir; aşırı gerilme, ağır bir nesneyi kaldırma, yakalama gibi tek bir güçlü mekanik olaydan kaynaklanabileceği gibi düşük kuvvetli, tekrarlı ve statik yüklenme sonucu da meydana gelebilir [55]. Epidemiyolojik çalışmalar, özellikle üst ekstremitte, boyun ve belde meydana gelen KİSH'ı ile tekrarlı aktivitelerin ilişkili olduğunu kanıtlamıştır ve postüral kaslardaki devamlı ve tekrarlı aktivitelerin kas-iskelet sistemi problemlerine neden olduğu bildirilmiştir [55, 56]. Ofis çalışanlarının dahil olduğu bir çalışmada üst ekstremitte ile ilişkili işe bağlı KİSH gelişimi ile klavye ve fare kullanım miktarı, dirseğin aşırı fleksiyonu ve bilekte ulnar deviasyon açısının normalden daha fazla olması gibi değişkenler arasında istatistiksel yönden anlamlı ilişkiler bulunmuştur [39].

Uzun süreli oturma, çalışanların kas iskelet sağlığı için potansiyel bir tehlikedir. Yapılan çalışmalarda uzun süreli oturma ile belde artmış rahatsızlık hissi arasında korelasyon bulunmuştur. Bu rahatsızlığın sebebi ile ilgili ortaya atılan bir hipotezde, sürekli düşük seviyeli aktivasyonun ve pasif dokuların devamlı yüklenmesinin rahatsızlık hissinden sorumlu olduğu söylenir. Diğer hipotezlerde ise, oturma süresi uzadıkça lumbal lordozun

azalması ve düzleşmesi gibi zamanla meydana gelen postüral değişiklikler, statik duruşlarda uzamış devamlı yüklenme, alışılmamış dışındaki düşük aktivasyon seviyelerine bağlı kasın kondüsyonunda zamanla azalma ve bunlara bağlı olarak gelişen kasta artmış yorgunluk suçlanır [57].

Ofis ortamında kötü ve statik postürde uzun süreli vakit geçirme özellikle omurgada yük dağılımını bozarak omurgadaki belli bölgelere normalden fazla yük bindirmektedir. Bu dengesiz yüklenme de eklem dejenerasyonlarına neden olmaktadır [58] ayrıca uzun süreli statik postürde oturmak kas ve tendonların beslenmesini bozarak ağrı ve enflamasyona neden olmaktadır [59]. Mackinnon ve Novak (1994); Higgs ve Mackinnon (1995), statik postürü uzun süre devam ettirmenin kas imbalanslarına neden olduğunu ve bazı kasların normalden fazla kullanılırken bazılarının ise normalin altında kullanıldığını belirtmiştir. Aşırı kullanılan grup hipertrofiye uğrarken, diğer grup az kullanmaya bağlı olarak zayıflamaktadır. Bu kombinasyon anormal postür ve kas dengesizliğini giderek artırmaktadır. Aşırı kullanılan kas grubu üzerindeki devamlı statik yüklemeler zamanla periferik sirkülasyonu azaltmakta ve miyaljiye sebep olmaktadır. Anormal veya uzamış statik postür kompresif güçlerin tetiklemesiyle nöral mekanizmalar üzerinde sekonder sekele neden olabilmektedir. Bu postürler, periferik sinirler etrafındaki basıncı doğrudan artırabilmekte ya da siniri gererek kronik sıkışmaya neden olabilmektedir. Periferik sinirlerin gövdesi oldukça vaskülarizedir ve kompresyon, irritasyon veya gerilim, inflamatuvar cevapları tetikleyerek vaskülarizasyonun bozulmasına neden olabilmektedir. Sinir gövdesi mobil bir yapı olduğundan çevresindeki inflamasyon ve ödem, mobilitesinde ve kaymasında azalmaya neden olabilmektedir. Tüm bu sonuçlar düşünüldüğünde bozulmuş mikrosirkülasyon, sinir lifi disfonksiyonuna neden olan bir döngü meydana getirmektedir. Ek olarak kronik gerilme ve/veya doğrudan mekanik kompresyona bağlı olarak sinir vaskülarizasyonunun azalması, sinir içinde ve çevresinde fibroblast oluşumunu tetikleyebilmektedir [60].

Kollajen lifler üzerindeki uzun süre statik yüklenme de kollajen liflerin yapısını bozabilmektedir. Tendonlar, ligamentler, intervertebral diskler ve kasların fasyalarında tensil güç sağlayan en önde gelen yapı kollajendir. Tip 1 kollajenin paralel fibrilleri sağlıklı bağ ve tendonların temel bileşenidir. Tıpkı kemik gibi kollajen de yüklenme şekline ve miktarına oldukça duyarlı bir aktif maddedir. Dalgalı yüklenme, kollajen döngüsünü, iyileşmeyi ve yeniden yapılanma süreçlerini indüklerken statik yüklenme kollajen dokuda

atrofiye neden olmaktadır. Yükleme belirli bir eşğin üzerine çıktığında ise, hücrel homeostasis yapısal bütünlüğü korumada yetersiz kalmakta ve aşırı kullanım sonucu hücrel düzeyde hasar giderek artmaktadır [55]. Yumuşak doku hasarı, birinci faz olan iyileşme cevabını, proliferatif aşamayı ve ardından yeniden biçimleme (re-modeling) aşamasını izleyen karmaşık bir inflamatuvar olay zincirini tetikler. Bu fazlar arasında sorunsuz geçiş için, fiziksel yüklemde geçici bir düşüş gerekir ve bunu takiben iyileşmeyi ve sonrasındaki dokunun yeniden şekillenme fazını uyarmak amacıyla da fiziksel yüklemde kademeli bir artış istenir. Amaç, fiziksel yüklemeyi, semptomları şiddetlendirmeyen ve yeniden yaralanmaya neden olmayan bir oranda artırmaktır. Bazı çalışanlar, yaralanma veya overuse sendromları geliştikten sonra semptomlarını şiddetlendirmemek için işi kendi takdirlerine göre ayarlama yetisine sahip olabilirler. Fakat birçok çalışan bu konularda çok daha az kontrol sahibidir ve çalışanların tekrarlı görevlere devam etmesi doku onarımını engelleyerek fibrojenik tepki ve kronik inflamasyon açığa çıkmasına neden olmaktadır [55, 56]. Görev devam ettikçe fibrozis ve inflamatuvar yanıtlar indüklenmektedir. Yüksek talep gerektiren görevlerin devam ettirilmesi yapısal düzensizliğe (azalmış biyomekanik tolerans ve patolojik re-modelling) de neden olabilmektedir [61]. Yeni ve fiziksel olarak daha zorlayıcı bir çalışmaya geçişte, iş ile ilişkili aktivitede ani artışların aşırı kullanım sendromlarını tetikleme olasılığı da göz önünde bulundurulmalıdır. Bireyin, yeni taleplerle baş edebilmek için doku onarımına ve adaptasyon mekanizmalarına kıyasla çok daha hızlı bir şekilde fiziksel yüklemeyi arttırması muhtemeldir. Ancak, yanıtlanması gereken daha zor bir soru, aynı işi yıllardır semptomsuz olarak yapan bir çalışanın neden belli bir zaman sonra aşırı kullanımla uyumlu semptomları rapor etmeye başladığıdır. Buna cevap olarak da dokulardaki yaşa bağlı değişiklikler cevap olarak sunulabilmektedir. Yaşlanmayla doku iyileşme hızında yavaşlama ve yeniden biçimlenme oranlarında azalma görülmektedir. Böylece, artık doku yeterince tamir edilememekte ve değiştirilememektedir [56].

Statik iş yüküne sahip işlerde KİSH'nın yaklaşık olarak maksimum istemli kas kasılmasının (MİK) %15'inin altında olduğu çeşitli çalışmalarda belirtilmiş ve oldukça kafa karıştırıcı bulunmuştur. Bu karışıklık ''Sindirella Hipotezi'' ile açıklığa kavuşturulmuştur. Bu hipoteze göre, sürekli düşük seviyeli izometrik kasılmalar, boyut prensibine göre motor ünitelerde kalıplaşmış bir uyarılma modeli oluşturmuştur. Sonuç olarak aynı düşük eşikteki motor üniteler (çoğunlukla tip 1 MU'ler, Sindirella Üniteleri) total kas yükünün çok düşük olduğu durumlarda bile aktiftir. %10'luk MİK gerektiren bir iş için motor üniteler aktive edildiği zaman bu üniteler MİK'in %30'una yakın bir güç oluşturmaktadırlar. Bu nedenle göreceli

olarak daha az aktif olan motor üniteler güçlerinin en az %30'unda çalışmak zorunda kalmaktadırlar. Kontraksiyonlar uzun süre devam ettikçe, metabolik olarak aşırı yüklenmiş kas fibrillerinde kalsiyum dengesinde bozulma ve otojenik yıkım süreçlerinde artma beklenmekte ve bu da iş kaynaklı miyalji ve diğer kas iskelet sistemi bozukluklarına sebep olmaktadır [60]. Sindirella hipotezi göz önüne alındığında, düşük yoğunluklu MİK düzeylerine maruz kalma süresinin işle ilgili miyaljinin kritik belirleyicisi olacağı düşünülebilmektedir [55].

Özellikle boyun ve omuz bölgelerinde artan sertlik, hassasiyet ve kas ağrısı, oldukça yaygın işle ilgili şikayetlerdendir. Bu semptomlar genellikle yükseltilmiş kollar, tekrarlı hareketler, görsel kontrol ve nispeten yüksek zihinsel konsantrasyon seviyelerini içeren çalışmalarla ilişkidir. Bu semptomları açıklamak için öne sürülen teorilerin önde gelenlerinden biri Johansson ve Sojka'ya (1991) aittir. Bu teori, kas ağrısının, enflamasyonun, iskeminin veya sürekli statik kas kasılmalarının, etkilenen kasta laktik asit, bradikinin, serotonin, histamin ve araşidonik asit salınımına yol açtığını ve bu maddelerin Grup 3 ve 4 afferentlerini uyararak kas içciklerinin tepkilerini uzattığı yönündedir [62].

Lokalize kas yorgunluğu, belirli bir kuvvetin üretilmesi için algılanan çabanın artmasıyla ve bu gücü devam ettirmedeki yetersizlikle ilişkili, performanstaki akut bir bozukluk olarak tanımlanmıştır [63]. Kas yorgunluğu, fiziksel görevlerdeki büyük ve sürekli kuvvetlerle, yüksek güçlü kısa süreli tekrarlayıcı kasılmalar ve/veya düşük güçte sürekli tek veya tekrarlı kasılmalarla ortaya çıkabilir. Kuadriceps kası üzerinde yapılan bir çalışmada, %5 MİK' de 1 saatlik kas kontraksiyonunun kas içi kan basıncını istirahat basıncına kıyasla iki kat artırdığı bulunmuştur ve bu bir saatlik kontraksiyon sonucu maksimum güç kapasitesi %12 oranında azalırken algılanan efor 4.4 kat yükselmiştir [63]. Kas yorgunluğunun proprioepsiyonu etkilediği birçok çalışmada gösterilmiştir ve proprioepsiyonun motor kontrol üzerindeki etkisinin ne derece önemli olduğu bilindiğinden yorgunluğun verimsiz kas kullanımı, yetersiz koaktivasyon ve etkilenen kasların iş yükünde artışa neden olabileceği söylenebilmektedir [55,56].

2.4.2. İş kaynaklı kas iskelet sistemi hastalıklarında görülen semptomlar

İş kaynaklı KİSH'nda rahatsızlık ve ağrı herhangi bir vücut bölgesinde oluşabilir ve başlangıçta tek bir alanda lokalize iken zamanla başka bölgelere doğru genişleyebilir.

Hissedilen ağrı ve rahatsızlık aralıklı ya da sürekli olabilir ayrıca ağrı hem istirahat hem de aktivite sırasında görülebilir [64]. Parestezi, hassasiyet, ödem, gerginlik, hareket kısıtlılığı, dinamik yapıların fonksiyonlarında azalma ya da bozukluk, cilt ısısında ve renginde değişiklikler, baş dönmesi, yorgunluk, baş ağrısı da diğer semptomlar arasında gösterilebilir [1].

Baş, boyun ve üst ekstremitelerin uzun süre kötü postürü sürdürmesi ağrı, parestezi ve hissizlik gibi semptomları artırırken semptomlardaki bu artışın nedenlerinden bazılarının; kasların uzun süre kısalmış pozisyonda kalarak zamanla bu pozisyona adapte olması ve sinire bası yapması veya kas iskelet sistemindeki yanlış dizilim sonucu kas imbalansı oluşması söylenebilir [65].

Çalışma yüzeyi ile uzun süreli fiziksel temasa maruz kalan bireylerde de kan dolaşımı ve sinir fonksiyonlarındaki bozukluk sebebiyle bireylerin semptomlarında artış görülmüştür. En yaygın fiziksel temas örnekleri ise; el bileği-klavyenin kenarı ya da masa, ön kol-masa kenarı, dirsek- sandalye kolu, arka uyluk-sandalye ön ucu arasındakilerdir [66].

2.5. Ofis Çalışanları ve İş Kaynaklı Kas İskelet Sistemi Hastalıkları

İşle ilgili kas-iskelet sistemi bozuklukları aşağıdaki gibi durumlarda olabilir:

- Çalışma ortamı ve iş performansı, duruma önemli ölçüde katkıda bulunur; ve / veya
- Çalışma koşulları nedeniyle durum daha da kötüleşir veya daha uzun süre devam eder.

1997 yılında, Hastalık Kontrol ve Önleme Merkezleri Ulusal İş Sağlığı ve Güvenliği Enstitüsü, iş kaynaklı KİSH için bir rapor yayımlamıştır. Bu raporda çalışma koşulları ile bel, boyun, omuz dirsek, el ve el bileği rahatsızlıkları arasında pozitif ilişki olduğu ifade edilmiştir [3].

Ofis çalışanlarının, çalışma süresinin yaklaşık % 82'sini oturarak geçirdiği gösterilmiştir. Ofis çalışması tipik olarak, uzun süreli statik bir çalışma postürü, tekrarlı iş hareketleri, çalışma sırasında uygun olmayan el ve omurga pozisyonları içermektedir [67]. Hızla artmakta olan kanıtlar, aşırı sedanter hayatla kas-iskelet sistemi bozuklukları, kardiyovasküler hastalıklar, diyabet ve kanser gibi olumsuz sağlık sonuçları arasındaki

ilişkiyi desteklemektedir [68]. Bilgisayar teknolojilerinin hızla gelişmesi sürekli artan bilgisayar kullanımı da KİSH insidansını arttırmaktadır. Çalık ve diğerleri (2013), kas-iskelet sistemi bozuklukları ile 4 saatten fazla bilgisayar kullanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulmuşlardır [69]. Ofis çalışanları arasında KİSH'nin en yaygın olduğu ülkeler İran, Tayland, Estonya, Hindistan, Türkiye, Malezya ve Amerika Birleşik Devletleri şeklinde sıralanmıştır [38]. Ofis çalışanları arasında görülen en yaygın kas-iskelet sistemi bozuklukları ise non-spesifik boyun (NP) ve bel ağrısıdır (LBP). Bunun sebepleri arasında ofis çalışanlarının uzun süre bilgisayar başında çalışması, boyun ve bel bölgesinde fleksiyon ve rotasyonla karakterize spesifik oturma postürlerine sahip olmaları, omurganın doğal eğriliklerini desteklemeyen ve vücuda uygun olmayan sandalyelerde uzun süre vakit geçirmeleri ve biyomekaniye uygun olmayan iş istasyonu tasarımlarına maruz kalmaları gösterilebilir. NP ve LBP ciddi omurga problemleri ve fonksiyonel sakatlık için yüksek risk faktörüne davetiye çıkarırken aynı zamanda çalışanların yaşam kalitesini düşürmekte ve üretkenliklerini azaltmaktadır [4].

2.6. Ofis Ergonomisi

Ergonomi, Yunanca kökenli ERGO (iş) ve NOMO (doğal yasa) sözcüklerinden gelir ve “ insanların anatomik özelliklerini, antropometrik karakteristiklerini, fizyolojik kapasite ve toleranslarını göz önünde tutarak endüstriyel iş ortamındaki tüm faktörlerin etkisi ile oluşabilecek, organik ve psikososyal stresler karşısında sistem verimliliği ve insan-makine çevre uyumunun temel yasalarını ortaya koymaya çalışan, çok disiplinli bir araştırma ve geliştirme alanıdır” şeklinde tanımlanır [70]. Ofis ergonomisi ise, ofis ortamının çalışanın antropometrik özelliklerine göre düzenlenmesi olarak tanımlanabilir. Ergonomik çalışmalar, çalışanın sağlıklı ve güven içinde çalışmasını, işin çalışanın özelliklerine uygun bir şekilde uyarlanmasını, iş kalitesinin ve çalışan verimliliğinin artmasını, iş gücü kaybının, işe yönelik devamsızlıkların ve sağlık maliyetlerinin azaltılmasını sağlar [71].

Yapılan çalışmalarda KİSH'ı oluşumuna sebep olan birçok faktör belirlenmiştir ve bunların başında da ofis ortamındaki eksik ergonomik özellikler bulunmaktadır. Ofis ortamındaki ergonomik düzenlemelerin ve çalışanlara verilen ergonomik eğitimin KİSH'larını önlemesi ve çalışanın performansını olumlu etkilemesi yapılan çalışmalarca kanıtlandıkça işverenler arasında da ofis ergonomisini geliştirmek adına artan bir ilgi ve talep oluşmaktadır [72]. Kullanıcıların sağlığı ve verimliliği açısından antropometrik verilerin ilgili kitleyi temsil

edebilmesi büyük önem taşır. Fakat günümüzde ofis mobilyaları standartlaştırılmış ölçüler üzerinden yapılmaktadır [8].

İş istasyonu değişiklikleri genellikle çalışma yüzeyine ve çalışma sandalyesine hitap eder. Koltuğun postür üzerinde doğrudan bir etkisi olduğundan ve sandalyeyle çalışan arasındaki uyumsuzluğun postüral kaslar ve nöromusküler sistem üzerindeki kanıtlanmış olumsuz etkilerinden kaynaklı uzun süreli oturma ile artan kas iskelet semptomlarından şikayeti olan bireylere genellikle ilk olarak çalışma sandalyesini değiştirmeleri tavsiye edilir [73].

Yapılan laboratuvar çalışmaları, sandalye derinliği, bel-sırt desteği, ayarlanabilir sandalye yüksekliği ve kol desteğinin alt-üst ekstremiteler ve bel bölgesindeki kas-iskelet semptomları ve intervertebral disk basıncını azalttığını ortaya koymuştur [74]. Gedik ve diğerlerinin [75], 327 akademik personelin ofislerde ve bilgisayarla çalışma koşullarında karşılaştıkları olumsuz durumların tespit edilmesi amacıyla yaptıkları çalışmada, bilgisayarla çalışma sırasında kullanılan ofis sandalyelerinden akademisyenlerin yüksek düzeyde rahatsızlık duydukları belirlenmiştir.

2.7. Elektromyografi (EMG)

2.7.1. Elektromyografinin tarihçesi

H.Piper, EMG sinyallerini inceleyen ilk araştırmacı olarak kabul edilir. Bu incelemeyi, 1912 yılında Almanya'da bir string galvanometre kullanarak yapmıştır. 1924'te ise Gasser ve Erlanger bir osiloskop kullanarak benzer araştırmalar yapmışlardır. Dört yıl sonra Proebster, denerve kaslar tarafından üretilen sinyallerin klinik EMG alanını açtığını gözlemlemiştir. 1929'da Adrian ve Bronk tarafından geliştirilen iğne elektrodu, EMG çalışmaları için günümüzde yaygın olarak kullanılan güçlü bir araç sağlamıştır. Vakum tüplü amplifikatörler sonraki yıllarda metodolojinin kurucuları olan ve motor ünite aksiyon potansiyelinin kantitatif analizini yapan Kugelberg, Petersen, Buchthal, Guld, Gydikov, Kosarov, Pinelli, Rosenfalck ve Stalberg tarafından kullanılmaya başlandı [76]. Kimi kaynaklara göre de elektromyografi ilk olarak 1943 yılında Weddell ve diğerleri tarafından iskelet kaslarının iğne elektrot muayenesinin klinik uygulamasını tanımlayan klinik bir terim olarak kullanılmıştır [77]. Uluslararası Elektromiyografi ve Kinezyoloji Derneği (ISEK) 1966 yılında J. Basmajian, S. Carlsöö, B. Johnson, M. MacConaill, J. Pauly ve L. Scheving

tarafından resmi olarak kurulmuştur. Bu toplum, konferanslar, toplantılar ve sempozyum faaliyetleri aracılığıyla, elektromyografi alanının gelişimi ve ilerlemesi için merkez olmuştur [76].

2.7.2. Elektromyografinin kullanım alanları

Temel fizyolojik ve biyomekanik çalışmaların yanı sıra, kinezyolojik EMG, uygulamalı araştırmalarda, fizyoterapi ve rehabilitasyonda, spor çalışmalarında ve insan vücudunun endüstriyel ürünlerle ve çalışma koşullarıyla etkileşiminde bir değerlendirme aracı olarak kullanılmıştır [20]:

- Tıbbi araştırmalar; ortopedik, cerrahi, fonksiyonel nöroloji ve yürüyüş&postür analizi
- Ergonomik; ergonomik dizaynlar, riskleri önleme, taleplerin analizi,
- Rehabilitasyon; cerrahi sonrası, nörolojik rehabilitasyon, fiziksel terapi

Spor Bilimleri; biyomekani, hareket analizi, sporcuların kuvvet antrenmanları, spor rehabilitasyonu gibi çeşitli alanlarda kullanımını vardır.

EMG kullanımının yararları şu şekilde özetlenebilir [20]:

- EMG kasın içine doğrudan bakmaya olanak tanır.
- Kas performansının ölçülmesini sağlar.
- Cerrahi öncesinde ve sonrasında karar vermede önemli bir rol oynar.
- Hastaların kaslarını bulmalarında, fark etmelerinde ve onları eğitmelerinde yardımcı olur.
- Spor aktivitelerinin analizinde ve geliştirilmesinde etkilidir.
- Ergonomik çalışmalarda kasların cevaplarını tespit eder.

2.7.3. Yüzeysel elektromyografi

Kasın istirahat ve kontraksiyon durumunda, üzerinde oluşan elektriksel aktivitesine elektromyogram, bu aktiviteyi kayıt alma işlemine de elektromyografi (EMG) denir [78]. Elektromyografi (EMG), sarkolemanın fizyolojik değişikliklerine ait sinyalleri voltaj olarak kaydeden deneysel bir yöntem olarak da tanımlanabilir [18]. Kinezyolojik EMG'nin odak noktası; postural görevler, fonksiyonel hareketler, çalışma koşulları ve tedavi / eğitim

rejimleri içindeki kasların gönüllü nöromusküler aktivasyonunun çalışması olarak tanımlanabilir [20].

Kas kontraksiyon sürecinin sinirsel kontrolünü tanımlayan en küçük fonksiyonel ünite, Motor Ünite olarak adlandırılır. Aynı zamanda, “Motor nöronun hücre gövdesi ve dendritleri, aksonunun çok sayıda dalı ve onu innerve eden kas lifleri” olarak tanımlanır [20]. Kasların kasılması, sinirler aracılığıyla beyinden iletilen uyarıcı potansiyeller tarafından oluşturulan Motor Ünite Aksiyon Potansiyelleri (MUAP, the Motor Unit Action Potential) olarak da bilinen elektriksel potansiyeller sayesinde olur. Kasların kasılma miktarı MUAP’ların sayısına ve sıklığına bağlıdır. Aksiyon potansiyelinin başlamasıyla sonuçlanan depolarizasyon aşamasında iyonların hareketleri elektromanyetik bir alan oluşturur. Zar potansiyelindeki değişikliklerle oluşan elektriksel akımın bir bölümü de deriye yayılır. MUAP sonucu deriye yayılan bu elektriksel potansiyeller elektrotlar aracılığıyla tespit edilebilir [78].

Kasların miyo-elektrik aktivitelerini belirlemek ve analiz etmek için yüzeyel ve iğne elektrotlar kullanılır [78]. İnvaziv EMG tekniği iğne ucuna yakın küçük hacimdeki MUAP’ları tespit edebilir ve yüzeyel ya da derin kas yapıları hakkında çok lokalize bilgi sağlayabilir ancak yüzeyel EMG tekniği büyük hacimlerde MUAP’ları algılayabilir ve en yüzeysel motor birimlerin hakim olduğu global bilgileri sağlayabilir. Son yüzeyel teknikler, spatial filtrelerin uygulanmasına ve tek tek yüzeysel motor ünitelerin özelliklerinin ayrıntılı gözlemlenmesine izin verir ancak kaynaklar ve elektrotlar arasına giren doku tarafından ortaya çıkan bulanıklaşma sebebiyle bilgi bir miktar kaybolur. Bu nedenle yüzeyel EMG’nin yorumlanması iğneli EMG’ye kıyasla çok daha zordur. Fakat non-invaziv, enfeksiyon riski taşımayan ve kullanım kolaylığı yüksek olan bu teknik biofeedback, hareket analizi, yorgunluk değerlendirmesi gibi birçok alana katkı sağlar [76]. Ancak yüzeyel EMG’nin de bir takım dezavantajları bulunmaktadır; yalnızca yüzeyel kaslarda kullanılır, cross-talk (çapraz gürültü) riski yüksektir, elektrotun derideki yeri dinamik kas aktiviteleri sırasında kayabilir ve bu yüzden sınırlı ve belirli açılarda harekete izin verebilir [78]. Donanım ve yazılım olarak yeterli bir bilgisayarla uyumlu bir EMG cihazı, yEMG kullanarak araştırma yapmak için zorunludur [18].

2.7.4. Elektromyografi sinyallerini etkileyen faktörler

Kas membranından elektrotlara kadar olan yolda EMG sinyali, şeklini ve özelliklerini değiştiren çeşitli dış faktörlerden etkilenebilir.

Temel olarak 5 gruba ayrılırlar:

Doku özellikleri

İnsan vücudu iyi bir iletkenidir, ancak elektrik iletkenliği doku tipi, kalınlık, fizyolojik değişiklikler ve sıcaklık ile değişmektedir. Bu koşullar, bireyden bireye büyük ölçüde değişebilir ve işlenmemiş EMG sinyali üzerinde hesaplanan EMG genlik parametrelerinin doğrudan kantitatif karşılaştırmasını engelleyebilir.

Fizyolojik Cross Talk (Çapraz Gürültü)

Komşu kaslar, lokal elektrot sahası tarafından tespit edilen önemli miktarda EMG sinyali üretebilir. Tipik olarak bu “Çapraz Gürültü”, genel sinyal içeriğinin % 10-% 15'ini geçmez ya da hiç bulunmaz . Bununla birlikte, elektrot yerleşiminde kas grupları arasında dar yerleşime dikkat edilmelidir.

EKG gürültüsü, özellikle üst gövde ve omuz kaslarındaki EMG kaydında görülür. Fark edilmesi kolaydır ve bunları ortadan kaldırmak için yeni algoritmalar geliştirilmiştir.

Kas gövdesi ve elektrot lokasyonu arasındaki geometrideki değişiklikler

Sinyal kaynağı ile tespit yeri arasındaki herhangi bir mesafe değişikliği, EMG verilerini değiştirecektir. Tüm dinamik çalışmaların doğal bir problemidir ve dış baskıdan da kaynaklanabilir.

Dış gürültü

Çok gürültülü elektrik ortamlarında EMG kaydı alınırken özel dikkat gösterilmelidir. En zorlayıcı olanı, tipik olarak diğer harici cihazların yanlış topraklanmasıyla üretilen güç kaynağından çıkan gürültünün (güç humu) doğrudan müdahalesidir.

Elektrot ve amplifikatörler

Elektrot seçimi / kalitesi ve amplifikatörün gürültüsü EMG hattına sinyal ekleyebilir.

Bu faktörlerin çoğu, katılımcının doğru bir şekilde hazırlanmasıyla ve kaydın alındığı oda ya da laboratuvar koşullarının kontrol edilmesiyle en aza indirilebilir veya kontrol edilebilir. EMG ölçümünün kalitesi büyük oranda cildin hazırlığına ve elektrotların pozisyonlanmasına bağlıdır. Cilt hazırlanmasındaki en önemli strateji, elektrodun stabil teması ve düşük cilt empedansıdır. Cildin empedansını düşürmek için ciltteki tüyler tamamen traşlanmalı ve ciltteki ölü dokuyu uzaklaştırmak için alkolle cilt hafif kızarıncaya dek temizlenmelidir. Yüzeysel elektrot seçiminde ise SENIAM yönergeleri dikkate alınır ve genelde gümüş/gümüş klorür jelli elektrotlar tercih edilir. Elektrot büyüklüğü de oldukça önemlidir. Ölçümlerin seçiciliğini artırabilmek için küçük elektrotlar kullanılmalıdır; bu sayede çapraz gürültü riski büyük oranda azalır. Ayrıca elektrotlar arası merkezden merkeze olan mesafe ise 2 cm'de tutulmalıdır. Elektrot uygulamalarında ve elektrotların pozisyonlanmalarında SENIAM yönergeleri dikkate alınıp birey buna göre hazırlanmalıdır [20].

2.7.5. Elektromyografinin sinyal analizi

Üst üste binen MUAP'ları tespit eden filtresiz ve işlenmemiş sinyale ham EMG sinyali denir. Ham EMG kaydı, kasların aktivasyonu konusunda önemli objektif bilgiler içermektedir ancak bulguların güvenilirliğini artırmak amacıyla EMG'ye özel bazı sinyal işleme adımları kullanılmaktadır.

EMG filtre ayarlarının seçimi

Filtreleme işlemi, sinyale sızan gürültüleri temizlemek için yapılır. Ancak dikkat edilmesi gereken bazı konular vardır [20].

İstenmeyen frekans aralığının hangi derecede bastırılacağını filtre derecesi belirlemektedir. Düşük dereceli bir filtre seçimi yapılırsa, istenmeyen frekans aralığı yeterince temizlenemez aksine çok yüksek bir filtre seçilirse de sinyalde artefaktlara neden olabilir [18].

Zıplama, tekme atma gibi aktif hareketler sırasında oluşan hareket artefaktının temizlenebilmesi için filtrenin kesim frekansının uygun bir şekilde ayarlanması gereklidir.

Aksi bir durumda EMG kayıtlarından artefakt temizliği yeterince yapılamamaktadır. Eğer olması gerekenden fazla bir değer seçilirse ölçülecek sinyal bozulmaktadır [18].

Kullanılacak filtrenin uygun bir şekilde seçilmesi oldukça önem arz etmektedir. Tüm çalışmalarda standart bir filtre kullanmak yerine, aktiviteye ya da çalışan kas grubuna özgü filtreler güncel literatür dikkate alınarak seçilmelidir [18].

Kesit alma işlemi (EPOCH)

Kayıt altına alınan EMG ham verilerinin, belirlenen bir kısmının analiz ortamına aktarılmasına kesit alma denmektedir. Kesintisiz kaydedilmiş verilerin araştırma planına uygun bir şekilde bölünmesinde kullanılmaktadır [76].

Smooth işlemi

EMG sinyalinin, dijital yumuşatma algoritmaları kullanılarak dik amplitüdlere sahip uçlarının kesilmesi işlemidir. Böylece sinyal doğrusal bir hal alır. Sinyalin yumuşatılması işlemi Root Mean Square (RMS) algoritması kullanılmaktadır. Kare kök hesabına dayanan RMS, sinyalin ortalama gücünü yansıtmaktadır [20].

2.7.6. Maksimal istemli izometrik kontraksiyon (MİK) kayıtları ve EMG normalizasyonu

Bireyler arasındaki kas aktivasyon düzeylerini karşılaştırmak için kullanılan analiz yöntemine normalizasyon denmektedir. Normalizasyon işlemi en sık kullanılan yöntem MİK'i referans değer olarak kullanmaktır [79].

MİK normalizasyonundaki amaç, volt seviyesindeki sinyalleri bireyler için kıyaslanabilir maksimum aktivasyon seviyesindeki sinyallere dönüştürmektir ve aktiviteye ait EMG sinyalinin, maksimum kasılma esnasındaki EMG amplitüdünün maksimum değerine bölünerek normalizasyon işlemi gerçekleştirilir [18].



3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Bireyler

Ergonomik ve standart ofis sandalyesi kullanılarak, uzun süreli masa başında zaman geçiren bireylerin kas aktivasyon değişimlerini inceleyen bu çalışma, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü, Sporcu Sağlığı Ünitesi'nde gerçekleştirildi. Yapılan güç analizi sonucuna göre, araştırmaya günde en az 2 saat masa başında zaman geçiren 15 katılımcı (9 kadın, 6 erkek) dahil edildi. Gazi Üniversitesi, Etik Komisyon izni ile çalışmaya başlandı. (Tarih: 06.02.2018; Karar No: 2018-25 (Ek1)).

3.1.1. Dahil edilme kriterleri

- Günde en az 2 saat masa başında zaman geçirmek

3.1.2. Dahil edilmeme kriterleri

- Oturmayı engelleyecek deformiteye sahip olmak
- Son 12 ay içerisinde bel-boyun problemi geçirmek ve bu bölgede ağrısı olmak
- Nörolojik problemi olmak
- Sistemik hastalığı olmak
- Hamile olmak
- Vücut kitle indeksi 18.5 altı ve 30 üstü olmak

3.2. Çalışma Dizaynı

Gazi Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümünde okuyan 2. ve 3. sınıf gönüllü öğrenciler çalışmaya dahil edildi.

Çalışmaya katılan tüm katılımcılar çalışma ile ilgili bilgilendirildi ve çalışmaya katılmaya gönüllü olduklarına dair “Aydınlatılmış Onam Formu” (Ek 2) imzalatıldı.

Katılımcıların ilk olarak hikayeleri ve demografik bilgileri alındı. Vücut kütle indeksi, vücut analiz tartısı ile (Tanita Corp., BC418, Tokyo, Japan) ile değerlendirildi. İki farklı sandalye

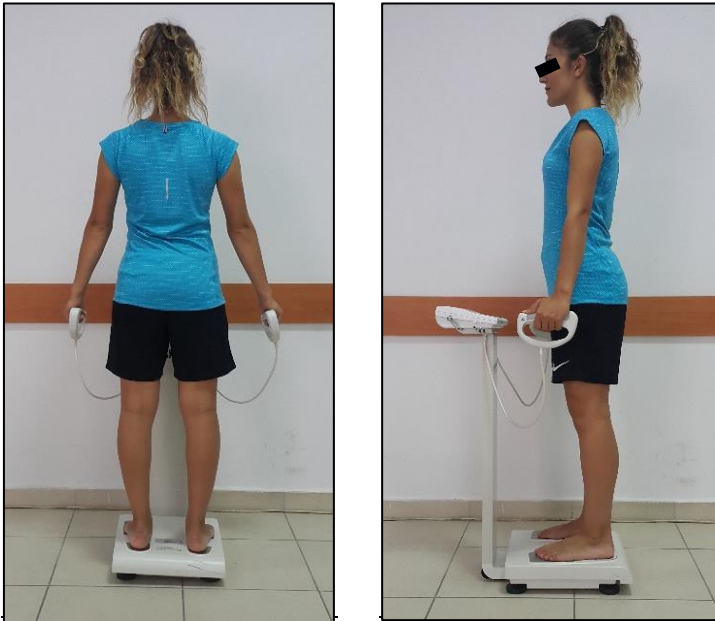
tipinde, oturma pozisyonundayken lokalizasyonları belirlenen kasların aktivasyonlarını değerlendirmek için yüzeysel EMG cihazı (Noraxon, USA ,Inc, Scottsdale, AZ) kullanıldı.

3.3. Değerlendirme Yöntemleri

Çalışmaya katılmayı kabul eden tüm katılımcıların yaş, cinsiyet, medeni durum, dominant ekstremitte, herhangi bir yaralanma geçirip geçirmediği, özgeçmiş ve soygeçmiş bilgileri kaydedildi.

3.3.1. Segmental vücut kompozisyonu değerlendirilmesi

Segmental vücut kompozisyonu değerlendirilmesi vücut analiz tartısı ile (Tanita Corp., BC418, Tokyo, Japan) yapıldı. Ölçümlerden önce katılımcılar, en az 24 saat öncesinden itibaren alkol almamaları, en az 12 saat öncesinden şiddetli spor yapmamaları, 3 saat öncesinden itibaren ise bir şey yiyip içmemeleri konularında bilgilendirildi ve ölçüm yapılmadan mesanelerini boşaltmaları konusunda uyarıldı [80, 81]. Katılımcıların yaş, cinsiyet, boy uzunluğu ve kıyafet ağırlığı bilgileri cihaza girildi ve ardından bireylerden çıplak ayakla cihazın platformu üstüne çıkmaları ve cihazın el aparatlarını kavramaları istendi. Katılımcılar yaklaşık 10 saniyelik süre boyunca cihazın üstünde sabit ve rahat bir şekilde ayakta durmaları sağlandı [81]. Katılımcıların vücut ağırlığı, toplam yağ yüzdesi, segmental vücut analizi ve vücut kütle indeksleri ile ilgili bilgiler cihazdan elde edildi.



Resim 3.1. Vücut kompozisyonunun değerlendirilmesi

3.3.2. Kasların aktivasyon değerlendirilmesi

Non-invaziv bir kas aktivitesi ölçme yöntemi olan yüzeyel EMG ile kasların aktivasyonu objektif olarak değerlendirildi [82]. Veri toplama sırasında kaslardan gelen sinyallerin ölçümü için 8 kanallı EMG Noraxon MiniDTS system (Noraxon, USA, Inc, Scottsdale, AZ) kullanıldı. Bu cihazın birim özellikleri; ortak gürültüden kurtulma oranı 100 dB'in üzerinde, diferansiyel giriş empedansı 100 Mohm'un üzerinde ve örnekleme hızı her kanal için 1500-3000 Hertz (Hz) arasındadır. EMG sinyallerini kaydetmek amacıyla, sadece yüzeyel EMG uygulamaları için tek kullanımlık, kendinden yapışkanlı Ag/AgCl elektrotlar (Noraxon Dual EMG Electrode, U.S.A) kullanıldı. Daha önce yapılan yEMG çalışmasında sağlıklı katılımcılarda göreceli olarak statik görevler sırasında vücutlarının sağ ve sol tarafında anlamlı bir kassal aktivasyon farkı görülmediğinden yalnızca vücudun sağ tarafındaki kaslar analiz edildi [83]. Bu kaslar; alt torasik erektör spina (TES), multifidus (MF), transversus abdominus (TrA), internal ve eksternal oblikler (IO ve EO), üst trapez (ÜT), orta trapez (OT) ve rektus abdominus (RA) olarak seçildi. Elektrotlar arası mesafe 20 mm, iki dairesel yapıştırıcının çapı 1 cm, 8 şeklindeki yapıştırıcının boyutları 4 cm x 2.2 cm (1,56 x 0,87 inç) 'dir. Elektrotları yerleştirmeden önce, cilt empedansını 5 k Ω 'un altına düşürmek için, bölge tıraşlanarak ve alkollü pamukla cilt hafif kızarıncaya kadar temizlenerek cilt hazırlandı [84]. Elektrotlar, Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessments of Muscles (SENIAM) tarafından önerilen şekilde, belirlenen kas liflerine paralel oryantasyonda yerleştirildi:

ÜT: Akromion ve servikal 7.vertebranın (C7) spinöz çıkıntısının ortası; oryantasyonu akromion ve C7 hattı yönünde [84]

OT: Torakal 3.vertebranın (T3) ve skapula medial kenarının ortası; oryantasyonu torakal 5.vertebra ve akromion hattı yönünde [84]

MF: Lumbal 5.vertebra seviyesinde, spinöz çıkıntının 2 cm lateralinde [84]

RA: Umblikusun 2 cm üzerinde ve orta hattın 3 cm laterale doğru [85, 86]

IO/TrA: Spina iliaca anterior superiorun 1 cm medialinde [87]

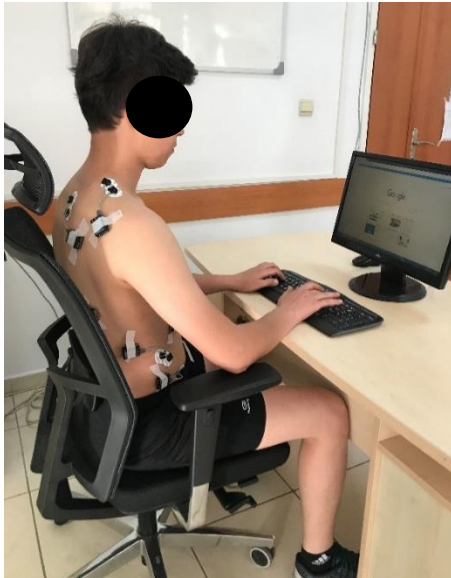
EO: Umblikusun 15 cm lateralinde, 45 derecelik açı doğrultusunda [86, 87]

TES: Torakal 9.vertebranın spinöz çıkıntısının 5 cm lateralinde [85, 87]

TrA, direkt IO kas liflerinin altında konumlandığı için IO kası için belirlenen elektrot, TrA kasından da elektriksel sinyaller almaktadır [88]. Bu nedenle bu iki kas birlikte değerlendirildi ve yorumlandı.

Yüzeysel EMG cihazıyla yapılan değerlendirmeler, 2 farklı günde ve 2 farklı sandalye tipinde daha önceden belirlenmiş aktiviteleri bireyler uygularken yapıldı. Bireylerden alışmış oldukları çalışma postürünü ölçüm sırasında sürdürmeleri istendi. Sandalyelerden biri ergonomik olmayan, ayarlanamayan ve arkalıklı standart ofis sandalyesi olarak belirlendi (Resim 3.2). Diğer sandalye ise oturma derinliği, sırt sertliği, bel desteği, kolçak yükseklikleri, kol desteği genişliği ve açısı, boyun desteği açısı ve yüksekliği ayarlanabilen özellikle de omurga eğriliklerini ergonomik olarak destekleyebilir nitelikteydi. Sandalye sırtının kullanıcıya direnç uyguladığı bu sandalye ayrıca, öne 8 derece, arkaya ise 25 derecelik eğim hareketine ve 4 ayrı pozisyonda kilitlenebilme özelliğine sahipti (Resim 3.3).

Her katılımcı için değerlendirmeye hangi sandalye tipi ile başlanacağı randomizasyon programı ile belirlendi. Katılımcılardan 1 saat boyunca tek bir ofis aktivitesini (masa başında bilgisayarda yazı yazmak) alışmış oldukları çalışma postürüyle gerçekleştirmeleri istendi. 1 saatlik süre boyunca EMG kaydı alındı. 2. ölçüm 7 gün sonra tekrarlandı. Standardizasyonu sağlamak açısından değerlendirmeler her katılımcı için günün aynı saat aralığında; aynı oda ve oda sıcaklığında; aynı masa, bilgisayar ve ofis koltuğunda ve benzer kıyafetler (bol, pamuklu kumaş) kullanılarak yapıldı.



Resim 3.2. Ergonomik sandalye



Resim 3.3. Standart sandalye

Elektromyografik analize ilk 10 dakika ve son 10 dakika dahil edildi. Raw (ham) EMG sinyalleri elektrokardiak artefakt ihtimaline karşı önce görsel olarak kontrol edildi. 10 Hz, IIR, Butterworth High-Pass ve 500 Hz, IIR, Butterworth Low-Pass hareket artefakt ve EKG filtresinden geçirildi daha sonra EMG sinyallerinin değerlendirilebilmesi için Root Mean Square (RMS) değerleri, art arda gelen zaman pencerelerindeki (time windows: 0.1 s) ham EMG verilerinden hesaplandı.

Sandalye değerlendirmeleri yapıldıktan sonra EMG verilerini normalize etmek amacıyla her kas için maksimal istemli izometrik kontraksiyon (MİK) yaptırıldı ve EMG amplitüdüleri kaydedildi.

- Üst trapezius kası için MİK; dirençli omuz fleksiyonu sırasında ölçüldü. Katılımcı, kolu 90 derece fleksiyonda oturur pozisyonda iken distal üst koldan fleksiyona karşı direnç verildi (Resim 3.4a) [89].
- Orta trapezius kası için MİK; dirençli horizontal abduksiyon sırasında ölçüldü. Katılımcı yüzüstü pozisyonda iken 90 derece kol abduksiyonu ve 90 derece dirsek fleksiyonu istendi. Horizontal abduksiyona direnç distal üst koldan verildi (Resim 3.4b) [89].
- Alt torasik erektör spina ve multifidus kasları için MİK; dirençli gövde ekstansiyonu sırasında ölçüldü ve ölçümler aynı pozisyonda yapıldı. Katılımcıdan yüzüstü pozisyonda iken gövde ekstansiyonu istendi. Gövde ekstansiyonuna direnç torakal bölgeden verildi (Resim 3.4c) [90].
- Rektus abdominus kası için MİK; dirençli gövde fleksiyonu sırasında ölçüldü. Katılımcıdan sırtüstü çengel pozisyonda ve katılımcının kolları gövdeye çaprazlanmış iken 30 derecelik gövde fleksiyonu istendi. Gövde fleksiyonuna direnç omuzlardan verildi (Resim 3.4d) [90].
- Eksternal oblik kası için MİK; dirençli gövde fleksiyonu ve gövdenin sola rotasyonu sırasında ölçüldü. Katılımcıdan sırt üstü çengel pozisyonda iken gövde fleksiyonu ve sola rotasyonu istendi. Katılımcıya direnç, omuzlardan gövde ekstansiyonu ve gövdenin sağa rotasyonu yönünde verildi (Resim 3.4e) [90].
- İnternal oblik kası için MİK; dirençli gövde fleksiyonu ve sağa rotasyonu sırasında ölçüldü. Katılımcıdan sırtüstü çengel pozisyonda iken gövde fleksiyonu ve gövdenin sağa rotasyonu istendi. Katılımcıya direnç omuzlardan gövde ekstansiyonu ve gövdenin sağa rotasyonu yönünde verildi (Resim 3.4f) [90].

a) Üst trapezius kası için;



b) Orta trapezius kası için;



c) Alt torasik errektör spina ve multifidus kası için;



d) Rectus abdominus kası için;



e) İnternal oblik kası için;



f) Eksternal oblik kası için



Resim 3.4. Maksimal istemli izometrik kontraksiyonların değerlendirilme pozisyonları

3.4. İstatiksel Analiz

Çalışmanın istatistiksel analizleri “Statistical Package for Social Sciences” (SPSS) Versiyon 22.0 (SPSS inc., Chicago, IL, ABD) programı kullanılarak yapıldı. Verilerin normal dağılımı görsel (histogram ve olasılık grafikleri) ve analitik yöntemler (Kolmogrov-Smirnov/ Shapiro-Wilk Testi) kullanılarak incelendi. Normal dağılım göstermeyen değişkenler ortanca (IQR) ile kategorik değişkenler frekans ve yüzde (%) ile belirtildi. İki sandalye tipi arasındaki farkın belirlenmesi için “Wilcoxon Testi” kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık için tip 1 hata düzeyi % 5 olarak alındı.

4. BULGULAR

4.1. Bireylerin Demografik Bilgileri

Çalışmaya katılan bireylerin demografik bilgileri Çizelge 4.1’de gösterildiği şekildeydi.

Çizelge 4.1. Katılımcıların demografik bilgileri

	Katılımcılar (n=15)
Yaş (yıl)	22.73±3.21
Vücut ağırlığı (kg)	63.36±12.66
Boy (cm)	173.73±11.76
BKİ (kg/m ²)	20.74±3.18

BKİ: Beden Kütle İndeksi, n:olgu sayısı

4.2. Kasların Elektromyografik Aktivasyonlarının Karşılaştırılması

4.2.1. İlk 10 dakikalık sürede standart ve ergonomik sandalyelerdeki EMG aktivitelerinin karşılaştırılması

İlk 10 dakikada iki farklı sandalye tipindeki EMG aktiviteleri karşılaştırıldığında; alt torasik erektör spina kasında %MİK bakımından fark varken ($p<0.05$) diğer kaslarda sandalyeler arasında anlamlı bir fark olmadığı tespit edildi ($p>0.05$, Tablo 2). Analiz sonucuna göre ergonomik sandalyedeki alt torasik erektör spina kasının aktivasyon seviyesinin standart sandalyeye göre daha yüksek olduğu saptanırken diğer kaslarının aktivasyon seviyelerinin her iki sandalyede benzer olduğu görüldü.

Çizelge 4.2. İlk 10 dakikalık sürede standart ve ergonomik sandalyelerdeki EMG aktivitelerinin karşılaştırılması

	Standart sandalye (ortanca/IQR) (%MİK)	Ergonomik sandalye (ortanca/IQR) (%MİK)	P
Üst Trapez	3.05 (1.48/9.26)	3.26 (1.02/6.55)	0.394
Alt Torasik Erektör Spina	4.49 (3.96/7.74)	5.88 (4.09/12.98)	0.047*
İnternal Oblik/Transversus Abdominus	2.03 (1.37/4.54)	2.43 (1.08/4.00)	0.394
Multifidus	3.55 (1.49/8.13)	5.92 (2.17/10.79)	0.211
Eksternal Oblik	3.40 (2.18/4.51)	3.07 (2.16/4.81)	0.865
Rektus Abdominus	2.24 (1.58/3.28)	2.13 (1.70/2.67)	0.609
Orta Trapez	3.20 (2.05/4.74)	3.62 (1.71/7.35)	0.173

MİK: Maksimal İstemli İzometrik Kontraksiyon

$p<0.05$

4.2.2. Son 10 dakikalık sürede standart ve ergonomik sandalyelerdeki EMG aktivitelerinin karşılaştırılması

Son 10 dakikada iki farklı sandalye tipindeki EMG aktiviteleri karşılaştırıldığında internal oblik/transversus abdominus kaslarında %MİK bakımından fark varken ($p<0.05$) diğer kaslarda sandalyeler arasında anlamlı bir fark olmadığı görüldü ($p>0.05$, Çizelge 4.3). Bu sonuca göre ergonomik sandalyedeki internal oblik/transversus abdominus kasının aktivasyon seviyesinin standart sandalyeye göre daha yüksek olduğu saptanırken diğer kasların aktivasyon seviyelerinin her iki sandalyede benzer olduğu bulundu.

Çizelge 4.3. Son 10 dakikalık sürede standart ve ergonomik sandalyelerdeki EMG aktivitelerinin karşılaştırılması

	Standart sandalye (ortanca/IQR) (%MİK)	Ergonomik sandalye (ortanca/IQR) (%MİK)	P
Üst Trapez	3.26 (1.90/8.15)	5.32 (1.81/8.76)	0.691
Alt Torasik Erektör Spina	4.61 (2.51/8.60)	6.81 (4.33/10.12)	0.191
İnternal Oblik/Transversus Abdominus	1.66 (1.30/2.54)	2.21 (1.71/4.23)	0.031*
Multifidus	2.36 (1.86/5.32)	3.99 (2.26/7.50)	0.256
Eksternal Oblik	3.84 (2.60/5.28)	3.15 (2.19/6.33)	0.865
Rektus Abdominus	2.40 (1.61/3.77)	2.35 (1.68/3.20)	0.776
Orta Trapez	2.62 (2.11/4.64)	4.02 (1.69/8.88)	0.125

MİK: Maksimal İstemli İzometrik Kontraksiyon $p<0.05$

5. TARTIŞMA

Günde en az iki saat masa başında çalışan bireylere, iki farklı sandalye tipinde (standart ve ergonomik) 1 saatlik süre boyunca otururken bilgisayarda yazı yazma görevi verildiği ve bireylerin kassal aktivasyon farklılıklarının değerlendirildiği bu çalışmanın sonucunda, ergonomik sandalyede ilk on dakikadaki TES kasının aktivasyonunun ve son on dakikadaki IO/TrA kaslarının aktivasyonlarının standart sandalyeye kıyasla daha yüksek olduğu saptanmıştır. Diğer kasların aktivasyonları bakımından iki sandalye tipinde bir fark olmadığı görülmüştür.

Vücudun özellikle bel, sırt ve boyun bölgelerinde uzun süreli ve düşük seviyeli statik yüklenmeye maruz kalmaları ve uygun olmayan postürlerde oturmayı sürdürmeleri sebebiyle kas-iskelet sistemi rahatsızlıklarının gelişme insidansı ofis çalışanlarında oldukça yüksektir. Bu nedenle ofis sandalyelerinin tasarımı ve oturma konforu, kas-iskelet sistemi hastalıklarının önlenmesinde önemli bir konu haline gelmiştir [13, 14, 91]. Uzun süreli masa başında çalışan bireylerde, ergonomik açıdan fizyolojik eğrilikleri destekleyebilecek ve gövde kaslarının inaktivasyonunu azaltacak sandalye gereksinimi artmıştır [92]. Artan bu gereksinim sandalye ve postür farklılıklarıyla alakalı çalışmalara ilgiyi artırmıştır. Bu sebeple çeşitli meslek grubundaki bireylerde sandalye tiplerinin, gövde kaslarının aktivasyonları üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Dalager ve diğerlerinin (2018) cerrahlar üzerinde yaptığı bir çalışmada, robotik destekli laparoskopi sırasında arkalık kısmı farklı olan ve ayarlanabilen 2 özel yapılı ergonomik sandalye ile robot konsolunda kullanılan normal ofis sandalyesinin trapezius ve ES kas aktivasyonları üzerindeki etkileri karşılaştırılmıştır. 6 cerrah üzerinde yapılan çalışma sonucunda, robotik destekli laparoskopi sırasında kullanılan sandalyelerin trapezius ve ES kaslarının aktivasyonları üzerinde bir etkisi olmadığı bulunmuştur. Daima hasta güvenliğine odaklı ve yoğun konsantrasyon gerektiren bir meslek grubunda çalışmanın yapılmış olmasının sandalyeye olan adaptasyonu etkilemiş olabileceği ve bu sebeple sandalyeler arasında kas aktivite farklılıkları çıkmamış olabileceği ileri sürülmüştür [23]. Bizim çalışmamızda kullanılan ergonomik ofis sandalyesinin, yüksekliği ve açısı ayarlanabilir boyun desteği ile ayarlanabilir kolçak ve kol desteği sayesinde ÜT kasının aktivasyonunu standart sandalyeye kıyasla anlamlı derecede azaltacağı beklenmekteydi. Ancak sandalyeler arasında kas aktivasyonu bakımından bir fark olmamasının sebeplerinin, bireylerin sandalyeyi ilk kez ölçüm sırasında kullanması ve yeterince adaptasyon sağlayamamasından ve ÜT kasındaki yüksek standart sapma

miktarından kaynaklı olabileceği düşünülmüştür. Uzun süre bilgisayar kullanımı sebebiyle ofis çalışanları arasında boyun rahatsızlıkları oldukça yaygın görülmektedir. Ağrısız katılımcılar üzerinde yapılan ergonomik çalışmalarda, iş sırasında boyun ve omuz bölgesinde görülen yüksek seviyeli kas aktivasyonlarının KİSH açısından büyük bir risk faktörü olduğu öne sürülmüştür [93]. Ellegast ve diğerleri (2012), standart bir ofis sandalyesi ile 4 adet spesifik dinamik ofis sandalyesinin TES ve trapezius kaslarının aktivasyonları üzerindeki etkilerini değerlendirmişlerdir. Çalışmalarında 10 katılımcıdan 7 standart ofis görevi istenirken, 12 katılımcıdan normal ofis görevlerini sürdürmeleri istenmiştir. Kas aktivasyonları açısından bu çalışmada sandalyeler arasında hiçbir fark gözlenmemiş ancak verilen tüm görevlerin kas aktivasyonlarını etkilediği görülmüştür. Saha çalışması yapılmasından kaynaklı, bireylere sandalyelerin nasıl kullanıldığına dair talimat verilmesine rağmen bunun kontrolünün yapılmasının zor olmasının ve ek olarak katılımcıların sandalyeye aşinalıklarının olmamasının sonuçları etkileyebileceği ve bu sebeple sandalyeler arası kasların aktivasyonları üzerinde fark çıkmamış olabileceği bildirilmiştir [94]. Van Dieen ve diğerleri (2001), 1 standart ofis sandalyesi ve 2 dinamik ofis sandalyesi ile farklı ofis görevleri kullanarak karşılaştırmalı laboratuvar çalışması planlamışlardır. 10 katılımcının dahil olduğu bu çalışmada TES kas aktivasyonunun sandalye tipinden etkilenmediği fakat ofis görevlerinin çeşitliliğinden oldukça etkilendiği gözlenmiştir [21]. Bizim çalışmamızda kullanılan ergonomik ofis sandalyesi her açıdan ayarlanabilmekteydi. Ayrıca hassas sırtlık ayarı sayesinde sandalyenin kullanıcıya direnç vererek kasların aktivasyon derecelerini değiştirebileceği, kişinin antropometrik özelliklerine göre ayarlanabilir oluşu ve bel desteği sayesinde literatürde ideal postür olarak tanımlanan “kısa lordotik” postürü sürdürmeyi kolaylaştıracağı düşünülmüştü. Bizim çalışmamızda kullanılan ergonomik sandalyedeki arkalığın katılımcılara öne doğru direnç uygulaması sebebiyle TES kasının aktivasyon miktarının standart sandalyeye kıyasla daha yüksek olduğu düşünülmüştür.

O’Sullivan ve diğerlerinin (2012a) standart, arkalıksız bir ofis sandalyesi ile arkalıksız, unstabil destek yüzeyine sahip bir dinamik ofis sandalyesinin gövde kaslarının (EO, IO, RA, TES, MF, iliokostalis lumborum) aktivasyonları ve lumbal postür üzerindeki etkisini karşılaştırdıkları çalışmada, 12 sağlıklı katılımcıdan her iki sandalyede de 10 dakika boyunca yazım görevini üstlenmeleri istenmiştir. Dinamik sandalyede iliokostalis lumborum kasının aktivasyonu anlamlı derecede azalmışken diğer kasların aktivasyonları bakımından anlamlı bir fark bulunamamıştır. Fizyolojik lumbal lordozu daha yüksek kas aktivasyon düzeyi

gerektirmeden sürdürmenin uzun süreli oturmada daha avantajlı olduğunu ve bu sayede yorgunluk ile rahatsızlık hissinin daha az olabileceği şeklinde çalışmanın sonucu yorumlanmıştır [95]. O’Sullivan ve diğerlerinin (2012b) planladıkları bir diğer çalışmada, sandalye tipinin nötral postürü sürdürmede sarfedilen efor üzerindeki etkisi 12 sağlıklı katılımcı üzerinde araştırılmıştır. Standart ve arkalıksız ofis sandalyesi ile öne eğimli arkalıksız dinamik sandalye (Back App) kullanılmış, katılımcılardan 1 dakika boyunca sandalyelerde nötral oturma postürünü sürdürerek oturmaları istenmiştir. Toplamda 6 gövde kası (MF, EO, IO, RA, TES, iliokostalis lumborum) değerlendirilmiş ancak sadece MF kas aktivasyonunun arkalıksız ve öne eğimli sandalyede standart sandalyeye kıyasla önemli derecede düşük olduğu görülmüştür. Back App’in MF kasının aktivasyonunu azalttığı mekanizmanın belirsiz olduğu, ancak sandalyeler arasındaki en büyük farkın kalça fleksiyon açılarından kaynaklandığı düşünüldüğünde açının aktivasyon miktarını etkilemiş olabileceği bildirilmiştir [83]. MF kası, omurgaya doğrudan bağlı ve omurganın segmental stabilitesini sağlayan derin bir kastır [17]. Bu çalışmanın aksine bizim çalışmamızda MF kas aktivasyonu bakımından iki sandalye arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Sonuçlar arasındaki bu uyumsuzluğun sebeplerinden ilkinin ölçüm süreleri olabileceği düşünülmüştür zira bizim çalışmamızda 1 saat süre boyunca oturan bireylerde aktivasyon değerlendirmesi yapılırken bahsi geçen çalışmada 1 dakikalık oturma süresinde değerlendirme yapılmıştır. İkinci sebebi ise, çalışmalarda kullanılan sandalye tiplerinin birbirinden farklı olmasıdır. Bizim çalışmamızda arkalıklı iki sandalye karşılaştırılmış ancak diğer çalışmada ikisi de arkalıksız ancak biri öne eğimli sandalyeler karşılaştırılmıştır.

Literatüre bakıldığında, farklı sandalye tiplerinin kasların elektromyografik aktiviteleri üzerindeki etkileri çelişkilidir. Bu çalışmada, standart sandalyeye kıyasla ergonomik sandalyede geçirilen 10 dakikalık sürede TES kas aktivasyonunun artışına, ergonomik sandalyenin hassas sırt sertlik ayarı sayesinde katılımcıya verdiği direncin neden olabileceği düşünülmüştür. Ancak son on dakikalık sürede böyle bir fark görülmemesi, bireylerin aynı postürü uzun süre sürdürememesinden ve sandalyenin verdiği itmeye adaptasyon sağlayamayıp bir süre sonra karşılık verememesinden kaynaklı olabilir. Bu çalışmada katılımcıların sandalyeye aşinalığının olmaması ve sandalyeye uyum sağlama çabalarının bulunmaması da göz önünde bulundurulmalıdır. Sandalyenin fizyolojik eğrilikleri desteklemesi ve bireyin antropometrik özelliklerine uygun olarak ayarlanabilmesi her ne kadar dik oturuşu bir süreliğine destekleyip istenen şekilde kas aktivasyon miktarını artırsa da bu durum belli bir süre devam edebilmiştir.

Yapılan birçok epidemiyolojik çalışma oturma süresi/postürü ve LBP arasında bir ilişki olmadığını öne sürmüş olsa da çeşitli mesleki sağlık önerileri ofis çalışanlarına, intervertebral diskler üzerindeki statik yüklenmelerin önlenmesi için sık mola vermelerini önermektedir. Ayrıca sık mola vermek ofis çalışanları arasında iş verimliliğini etkilemeden çalışanların motivasyonunu, kas aktivasyonlarını ve kas-iskelet sistemi sağlığını iyi yönde etkilemiştir [96]. Asemptomatik bireylerde yapılan bir çalışmada 20 dakikalık sürede oturmanın, lumbal rahatsızlık ya da lumbal biyomekanikleri üzerinde olumsuz bir etkisi olmadığı gözlenmiştir [96]. Bu bilgiler ve bu çalışmanın sonucu dikkate alındığında, ofis çalışanlarının gün içerisinde çalışırken düzgün postürlerini devam ettirebilmesi, kassal inaktivasyonun ve pasif spinal yapılara binen yüklerin önlenmesi için sık mola vermelerinin önemi göz ardı edilmemelidir.

TrA ve IO kasları, omurganın üst lumbal segmentlerine etki eden kompresif kuvvetleri dengeleyen ve intraabdominal basınç kontrolü yoluyla lumbal stabiliteyi arttıran lokal bir sistem olarak çalışmaktadır [97]. Literatürde arkalıksız dinamik sandalyelerle standart sandalyelerin TrA/IO kaslarının aktivasyonlarının üzerindeki etkilerini karşılaştıran çalışmalara bakıldığında sandalyeler arası bir fark bulunamadığı görülmüştür [95, 83]. Ancak bizim çalışmamızda ilk 10 dakikalık sürede bir fark çıkmayıp son 10 dakikalık sürede IO/TrA kaslarının aktivasyonlarındaki artışa, zamanla dik postürün yerini gevşek postüre bırakmasıyla sırt kaslarının kuvvetini dengelemek adına IO/TrA kaslarının ko-kontraksiyon aktivitesi göstermesinin neden olabileceği düşünülmüştür.

Son dönemlerde ofis çalışanları arasında ofis sandalyesi yerine omurga ve üst segmentlerin hareketine katkıda bulunarak dinamik oturmaya teşvik eden egzersiz topu ya da unstabil yüzeylerin kullanımı yaygın hale gelmeye başlamıştır. Bu amaçla standart ofis sandalyelerini egzersiz topu ya da unstabil yüzeyler ile karşılaştıran çalışmalar literatürde mevcuttur. O'Sullivan ve diğerlerinin (2006) 26 katılımcı üzerinde yaptıkları çalışmada, stabil ve unstabil yüzeylerde 5 dakikalık süreyle oturmanın gövde kas aktivasyonları (MF, IO, iliokostalis lumborum pars thorasis) üzerindeki etkileri değerlendirilmiş ve bu iki farklı yüzeyde oturmanın gövde kas aktivasyon farklılıkları üzerinde anlamlı bir etkisi olmadığı görülmüştür. Bu sonucun, oturma süresinde geçirilen zamanın az olmasından kaynaklıyor olabileceği bildirilmiştir [24].

Kingma ve Van Dieen (2009), egzersiz topu ve arkalıklı standart ofis sandalyesi kullanılan ve katılımcılara 1 saat yazım görevi verilen çalışmalarında TES, lumbal erektör spina (LES) ve ÜT kaslarının aktivasyonları yüzeyel EMG ile değerlendirilmiş ve trapezius ile TES kaslarının oturak değişikliğinden etkilenmediği görülmüştür. Ancak LES (L3) kasının egzersiz topu üzerindeyken daha yüksek aktivasyon gösterdiği bulunmuştur. Egzersiz topunda otururken, standart sandalyeye kıyasla katılımcılarda 5 derece daha az kol elevasyonu görülmüş ancak bu avantaja rağmen ÜT kasında aktivasyon farkı çıkmamasını, egzersiz topunda oturanların diğer sandalyeye kıyasla daha öne eğimli oturmasının etkileyebileceği düşünülmüştür. Ek olarak, baş pozisyonunun ÜT kasının aktivasyonunu etkileyebileceği ancak baş eğiminin ölçülmediği bildirilmiştir [98]. Gregory ve diğerleri de benzer şekilde (2006), kol desteği olmayan arkalıklı bir ofis sandalyesi ile egzersiz topunun gövde kas aktivasyonları üzerindeki etkilerini karşılaştırmışlardır. 1 saatlik süre boyunca katılımcılardan bilgisayar görevi istenmiş ve bu sırada TES, LES, RA, EO kaslarının aktivasyonları bilateral değerlendirilmiştir. Çalışma sonucunda sol TES'nin ortalama EMG aktivasyon seviyesinin egzersiz topu üzerinde daha fazla olduğu tespit edilmiştir [22]. İki çalışmada da her ne kadar egzersiz topunda oturmanın standart sandalyeye kıyasla erektör spina kaslarının aktivasyonlarını artırdığı gösterilse de görülen aktivasyon miktarlarındaki değişimin arkalıklı sandalyeye arkalıksız unstable yüzeyin karşılaştırılmasından kaynaklı olduğu düşünülebilir. Arkalıklı sandalyelerin gövde kas aktivasyonlarını azalttığı önceki çalışmalarda bildirilmiştir [99, 100]. Ancak bizim çalışmamızda iki arkalıklı sandalye kıyaslanmış ve TES kasının aktivasyon artışının direkt sandalyenin verdiği itme sebebiyle olduğu düşünülmektedir. Arkalığı olmayan, unstable yüzeylerde oturmanın dik ve aktif oturmayı desteklediği, bazı çelişkili sonuçlara rağmen bu çalışmaya benzer şekilde erektör spina kasının aktivasyonunu artırarak pasif yapılar üzerine binen yükü azalttığı düşünülse de yapılan çalışmalarda egzersiz topunda ya da unstable yüzeylerde oturmanın rahatsızlık hissi ile ilişkili olduğu bulunmuştur [98,22]. Yapılan bir pilot çalışmada, 10 katılımcıya, 15 ve 30 dk'lık süreler boyunca standart ofis sandalyesinde ve egzersiz topu üzerinde otururken yazı yazma görevi verilmiş ve vücudun belirli bölgelerindeki rahatsızlık hissini puanlamaları istenmiştir. Hem 15 hem de 30 dk'lık süre sonunda katılımcıların alt ve üst sırt rahatsızlığı, egzersiz topunda önemli derecede yüksek bulunmuştur [98]. Gregory ve diğerleri (2006) ise egzersiz topu ve kolçaksız bir ofis sandalyesinin rahatsızlık hissi üzerine etkilerini araştırmış ve egzersiz topundaki rahatsızlık hissini sandalyeye kıyasla anlamlı derecede yüksek olduğunu bildirmişlerdir [22].

O'Sullivan ve diğerlerinin (2013) yaptığı sistematik derlemede, dinamik oturmanın gövde kas aktivasyonu üzerindeki etkileri araştırılmış ve 7 çalışmanın 6 tanesi PEDro ölçeği kullanılarak “yüksek kaliteli” olarak derecelendirilmiştir. 5 çalışma gövde kas aktivasyonlarında bir fark olmadığını bildirirken egzersiz topu ile yapılan diğer iki çalışmada fark olduğu ancak bu farkın artmış rahatsızlık ve yorgunlukla ilişkili olduğu gösterilmiştir. Bu derleme; dinamik oturmanın gövde kas aktivasyonunu önemli ölçüde değiştirmediğini göstermektedir [101].

Literatüre bakıldığında farklı sandalye türlerini ve oturma yüzeylerini karşılaştıran çalışmaların yanı sıra farklı oturma postürlerinde gövde kas aktivasyonunu değerlendiren ve farklı oturma postürleriyle ayakta duruştaki kas aktivite farklılıklarını araştıran oldukça fazla sayıda çalışma bulunmaktadır. Fettweis ve diğerleri (2017), 8 yaşındaki 30 çocuğun dahil olduğu ve çalışma esnasında 2 oturma pozisyonunun (taburede üçgen bir yastık ile ve yastıksız) lumbal paravertebral, abdominal ve kuadriseps kaslarının aktivasyonları üzerindeki etkilerini değerlendiren bir çalışma planlamışlardır. Yüzeysel EMG ile planan çalışmada ölçümler 15 dakika boyunca kayıt altına alınmıştır. Çalışmanın sonucunda, üçgen yastık üzerinde oturmanın lumbal paravertebral kas aktivitesini azalttığı ancak diğer kaslar üzerinde bir etkisinin olmadığı görülmüştür. Standart sandalyeler üzerindeki oturma postürünün ortalama 100 derecelik gövde-uyukluk açısı meydana getirirken yaptıkları çalışmada kullanılan yastığın 125 derecelik açıyı sağladığı gösterilmiştir. Bu durumun lumbal paravertebral kas aktivitesini azaltmada etkili olabileceği bildirilmiştir [92]. Bertolaccini ve diğerleri (2016), sandalye yüksekliğinin ve vücut postürünün ÜT ve longissimus kaslarının aktivitesi üzerindeki etkisini araştırmıştır. Yirmi iki sağlıklı katılımcıdan, üç ana faktöre göre değişen (sandalye yüksekliği (alçak ve yüksek sandalye); gövde eğimi (dik ve 45 ° 'de öne eğik); kalçaların abdüksiyon ve addüksiyonda pozisyonlanması) toplam sekiz farklı vücut postürünü 20 dakika boyunca gerçekleştirmeleri istenmiştir. Çalışmanın sonucunda, ÜT ve longissimus aktivitesinin sandalye yüksekliği ve gövde eğimi farklılıklarından önemli ölçüde etkilendiği görülmüştür. Her iki sandalye yüksekliği için, gövde öne doğru tiltteyken oturmak, her iki kasın aktivitesinde önemli bir artışa neden olmuştur. Yüksek bir sandalyeye otururken ve ileriye doğru tilt yapıldığında, alçak sandalyede aynı duruşa kıyasla ÜT aktivitesi önemli ölçüde azalmıştır. Çalışmanın sonucunda, gövde öne doğru tilt ile otururken nötral pozisyona kıyasla artmış ÜT aktivasyonunu dengeleyebilmek için, sandalye yüksekliğini artırmanın etkili olabileceği bildirilmiştir [102]. Bizim çalışmamızda kişiler rahat oldukları pozisyonda ve rahat ettikleri

sandalye ayarında oturmuşlardır. Bu durumun ergonomik sandalyenin ayarlanabilir boyun ve kol desteğinin etkin kullanımını etkilemiş olabileceği ve sandalyeler arasında üst gövdenin oturma pozisyonları bakımından bir farka neden olmadığı düşünülmüştür. Wong ve diğerlerinin (2018), 37 sağlıklı katılımcı ile gerçekleştirdikleri çalışmada, 20 dakika boyunca gevşek postürde, dik postürde ve arkalıklı bir sandalyede destekli bir şekilde oturmanın IO/TrA, EO ve LES kaslarının aktivasyonları üzerindeki etkilerini değerlendirmiştir. Gevşek oturma postüründeki grup diğer oturma postürleriyle kıyaslandığında, en düşük bilateral IO/TrA aktivasyonunu göstermiştir. Sağ IO/TrA EMG aktivitesi destekli oturma pozisyonunda dik postürle oturmaya kıyasla daha düşük bulunmuştur. Gevşek oturma postüründe IO/TrA aktivasyonunun daha az olmasının sebebinin, pasif dokuların artmış desteğinin etkisiyle olabileceği düşünülmüştür [96]. O'Sullivan ve diğerlerinin (2002) yaptığı benzer bir çalışmada, 20 sağlıklı katılımcının MF, IO, RA, EO, TES kaslarının aktivasyonları, standardize edilmiş ayakta durma ve oturma postürlerinde (gevşek ve dik) yüzeysel EMG ile değerlendirilmiştir. IO, MF, TES kaslarının aktivasyonları, dik oturmaya kıyasla gevşek ayakta durma ve gevşek oturmada önemli derecede azalmıştır [88].

Literatürde gevşek oturma postüründe IO/TrA kas aktivasyonunun dik oturmaya kıyasla anlamlı derecede azaldığını gösteren bunlara ek daha birçok çalışma bulunmaktadır [32-103]. Yapılan bir çalışmada, 1 saatlik oturma sırasında gevşek ve dik postürün vücutta oluşturduğu rahatsızlık hissi incelenmiş ve her ne kadar dik postür istenilen şekilde gövde kas aktivasyonunu artırsa da 1 saatlik oturmanın gevşek oturmaya kıyasla rahatsızlık hissini artırdığı gösterilmiştir [32]. Bizim çalışmamızda son 10 dakikalık sürede artmış IO/TrA aktivasyonunun ergonomik sandalyenin bel desteği sayesinde dik oturmayı desteklemesinden kaynaklı olduğu düşünülebilir. Ayrıca postürle ilgili yapılan çalışmalarda bireyler arkalıksız bir sandalyede değerlendirilmiştir. Bu durum desteksiz dik oturmakta rahatsızlık hissini artırabilir ancak bu çalışmada her ne kadar rahatsızlık hissi için bir anket yapılmasa da bel desteği sayesinde bu durumun önüne geçilebildiği düşünülmüştür.

Watanabe ve diğerlerinin (2014), 9 katılımcı ile yaptığı çalışmalarında vücudun sağ tarafındaki RA, EO, IO, MF ve L3 ekstansör kasları gevşek oturma esnasında ve gövde kaslarının ko-kontraksiyonunun istendiği pozisyonlarda değerlendirilmiştir. RA dışındaki gövde kaslarının aktivasyonu gevşek oturmaya kıyasla ko-kontraksiyon esnasında önemli derecede yüksek bulunmuştur [104]. Lumbal omurgaya segmental bağlantısı olmayan,

büyük tork üreten, total gövde hareketini kontrol eden ve genel gövde stabilitesini sağlayan RA kasında [17] bizim çalışmamızda da aktivasyon miktarı bakımından bir fark bulunamamıştır. Bu durumun RA'nın büyük tork üreten bir kas olması sebebiyle sabit oturma pozisyonlarından aktivasyon miktarının anlamlı derecede etkilenmediği düşünülmüştür.

Literatürde, postür farklılıklarının kas aktivasyonları üzerindeki etkilerini gösteren bazı çelişkili sonuçlar bulunmaktadır ancak genel yargı, pasif bir postür olan gevşek postürde (torakolumbar bölgede fleksiyon, pelviste posterior rotasyon) dik postüre kıyasla özellikle TES ve IO/TrA kaslarının aktivasyonlarının azaldığı yönündedir. Bu durum, eklem ve ligamentöz yapılarda daha fazla strese neden olarak kas-iskelet sistemi rahatsızlıklarına sebep olabilir [105].

Ayakta duruşa benzer şekilde nötral spinal eğrilerin sürdürüldüğü (lumbal bölgede hafif lordoz, torasik bölgede hafif kifoz) duruş “ideal postür” olarak tanımlanmaktadır ve “kısa lordotik postür” şeklinde de tabir edilir. Ancak yapılan çalışmalarda, katılımcıların bu postürü korumakta zorlandıkları görülmüş ve oturma pozisyonunda lumbal bölge ile torasik bölgenin kifoza gitme eğiliminde olduğu saptanmıştır. 1953 tarihli radyografik bir çalışmada, 90°lik kalça fleksiyonunun yan yatma sırasında (kalçadaki bu açı oturma pozisyonunda yaygın olarak kullanılır) katılımcılarda kifotik lumbal eğriyi, kalça ekstansiyonunun ise lordotik lumbal eğriyi indüklediği gözlenmiştir [106]. İdeal postürün oturma sırasında sürdürülebilirliğinin ne derece mümkün olduğunu araştıran çalışmalara bakıldığında, eğitim ve müdahaleye rağmen bu postürün uzun süre sürdürülebilir olmadığı görülmektedir [105, 107].

Kalça fleksiyonunun kifotik lumbal eğriyi teşvik etmesi ve bireylerin gevşek oturma postürüne adapte olmaları sebebiyle, uzun süreli masa başında çalışan bireylerde ergonomik açıdan fizyolojik eğrileri destekleyebilecek bir sandalye gereksinimi vardır [105]. Bu çalışmada kullanılan ergonomik sandalyede ayarlanabilir bel desteği ve arkalığın verdiği direnç sayesinde bireylerin dik oturuları uyarılmış ve bu durum beklendiği şekilde TES ve IO/TrA kaslarındaki aktivasyon artışıyla sonuçlanmıştır. Ancak literatürde de desteklendiği gibi bireylerin bu postürü uzun süre devam ettirmeleri zor olduğundan, her ne kadar ergonomik sandalye dik oturmayı desteklese de sık aralıklar verilerek çalışılmalıdır.

- Bu çalışmanın birtakım limitasyonları bulunmaktadır. İlki, katılımcıların kullanılan sandalyelere aşinalığının olmaması ve bu sebeple adaptasyon sağlayamamış olmalarıdır. Çalışma başlamadan önce sandalyeler belli bir süre katılımcılara kullanılmalı ve sandalyelere adaptasyonları sağlanmalıydı. İkincisi ise, bu çalışma öğrenciler üzerinde gerçekleştirilen bir laboratuvar çalışması olmasıdır. Ofis çalışanları üzerinde ve çalışanların kendi ofis ortamlarında değerlendirmelerin yapılacağı çalışmalara ihtiyaç vardır. Fizyoterapistlerin, ofis ortamında uygun olmayan postürle uzun saatler çalışmak durumunda kalan bireylerin sandalye seçimi, oturma postürü gibi ofis ergonomisine yönelik farkındalıklarının artırılması açısından bu araştırmanın sonuçlarının önemli olduğunu düşünmekteyiz.





6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Günde en az iki saat masa başında çalışan bireylerde, standart ve ergonomik sandalyenin bireylerin gövde kaslarının aktivasyon farklılıkları üzerindeki etkilerini karşılaştırmak amacıyla planlanan bu çalışmanın sonuçları aşağıda verilmiştir:

- Ergonomik sandalyede ilk on dakikada TES kas aktivasyonunun standart sandalyeye kıyasla daha yüksek çıktığı görülmüştür. Ancak son 10 dakikada iki sandalye tipinde TES kas aktivasyon miktarında anlamlı bir fark görülmemiştir. Ergonomik sandalyede, son on dakikada IO/TrA kaslarının aktivasyonlarının ise standart sandalyeye göre daha yüksek olduğu ancak ilk 10 dakikada iki sandalye arasında bir fark olmadığı saptanmıştır. Bu çalışmanın sonucunda sandalyenin katılımcıya verdiği dirençle dik postürün belli bir süre uyarılabildiği ancak zamanla dik postürün sürdürülemediği düşünülmüş ve bunun sonucunda bireylerin sık molalar vermesinin ve ardından tekrar dik postürü devam ettirmesinin önemi düşünülmüştür.
- Diğer kasların aktivasyonları bakımından iki sandalye tipinde bir fark olmadığı görülmüştür.
- Ofis çalışanlarının kendi çalışma ortamlarında ve aşına oldukları sandalyeler ile daha uzun süreli değerlendirme yapacak çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.
- Fizyoterapistlerin, ofis ortamında uygun olmayan postürle uzun saatler çalışmak durumunda kalan bireylerin sandalye seçimi, oturma postürü gibi ofis ergonomisine yönelik farkındalıklarının artırılması açısından bu araştırmanın sonuçlarının önemli olduğunu düşünmekteyiz.



KAYNAKLAR

1. Buckle, P. W. and Devereux, J. J. (2002). The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. *Applied Ergonomics*, 33(3), 207-17.
2. Piligian, G., Herbert, R., Hearn, M., Dropkin, J., Landsbergis, P. and Cherniack, M. (2000). Evaluation and management of chronic work-related musculoskeletal disorders of the distal upper extremity. *American Journal of Industrial Medicine*, 37(1), 75-93.
3. Bernard, B. P. and Putz-Anderson, V. (1997). *Musculoskeletal disorders and workplace factors: A critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back*. Washington: Department of Health and Human Services, 451.
4. Ye, S., Jing, Q., Wei, C. and Lu, J. (2017). Risk factors of non-specific neck pain and low back pain in computer-using office workers in China: a cross-sectional study. *British Medical Journal Open*, 7(4), 014914.
5. Chiasson, M. E., Imbeau, D., Major, J., Aubry, K. and Delisle, A. (2015). Influence of musculoskeletal pain on workers' ergonomic risk-factor assessments. *Applied Ergonomics*, (49), 1-7.
6. Radas, A., Mackey, M., Leaver, A., Bouvier, A. L., Chau, J. Y., Shirley, D. and Bauman, A. (2013). Evaluation of ergonomic and education interventions to reduce occupational sitting in office-based university workers: study protocol for a randomized controlled trial. *Trials*, 14(330), 1-6.
7. van Niekerk, S. M., Louw, Q. A. and Hillier, S. (2012). The effectiveness of a chair intervention in the workplace to reduce musculoskeletal symptoms. A systematic review. *BioMed Central Musculoskeletal Disorders*, 13(13), 145.
8. Hastürk, E. ve Gültekin, T. (2013). Ergonomik Ofis Koltuğu Tasarımında Tüketici Davranışları. *Ankara Üniversitesi Dil ve Tarih Coğrafya Fakültesi Antropoloji Dergisi*, (26), 19-36.
9. Güler, Ç. (2004). *Sağlık boyutuyla ergonomi* (Hekim ve Mühendisler İçin). Ankara: Palmiye Yayıncılık, 291-314.
10. Caneiro, J. P., O'Sullivan, P., Burnett, A., Barach, A., O'Neil, D., Tveit, O. and Olafsdottir, K. (2010). The influence of different sitting postures on head/neck posture and muscle activity. *Manual Therapy*, 15(1), 54-60.
11. Silverstein, B., Adams, D. and Kalat, J. (1990). *Work-related musculoskeletal disorders of the neck, back, and upper extremity in Washington State*. Washington: Safety and Health Assessment and Research for Prevention, 11.
12. Huang, M., Hajizadeh, K., Gibson, I. and Lee, T. (2016). The influence of various seat design parameters: A computational analysis. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 26(3), 356-366.

13. De Looze, M. P., Kuijt-Evers, L. F. M. and Van Dieën, J. (2003). Sitting comfort and discomfort and the relationships with objective measures. *Ergonomics*, 46(10), 985-997.
14. Vink, P. (2005). *Comfort and design: Principles and good practice*. Washington: CRC Press, 85.
15. Bauer, C. M., Rast, F. M., Böck, C., Kuster, R. P. and Baumgartner, D. (2018). Determination of a sagittal plane axis of rotation for a dynamic office chair. *Applied Ergonomics*, (72), 107-112.
16. Dunstan, D. W., Howard, B., Healy, G. N. and Owen, N. (2012). Too much sitting--a health hazard. *Diabetes Research and Clinical Practice*, 97(3), 368-76.
17. Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica Supplementum*, (230), 1-54.
18. Soylu, D.D.A.R. (2010). *Spor bilimleri için yüzey elektromyografi: Olası Hata kaynakları ve bazı teknik detaylar*. Tıp Fakültesi Biyofizik Anabilim Dalı, Hacettepe Üniversitesi Tıp Fakültesi, 18.
19. Lasanen, R., Malo, M. K. H., Airaksinen, O., Karhu, J., Toyras, J. and Julkunen, P. (2018). Infrared thermography reveals effect of working posture on skin temperature in office workers. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 24(3), 457-463.
20. Konrad, P. (2005). The abc of emg. *A practical Introduction to Kinesiological Electromyography*, 1(6), 30-35.
21. van Dieën, J. H., de Looze, M. P. and Hermans, V. (2001). Effects of dynamic office chairs on trunk kinematics, trunk extensor EMG and spinal shrinkage. *Ergonomics*, 44(7), 739-750.
22. Gregory, D. E., Dunk, N. M. and Callaghan, J. P. (2006). Stability ball versus office chair: comparison of muscle activation and lumbar spine posture during prolonged sitting. *Human Factors*, 48(1), 142-53.
23. Dalager, T., Jensen, P. T., Winther, T. S., Savarimuthu, T. R., Markauskas, A., Mogensen, O. and Sogaard, K. (2018). Surgeons' muscle load during robotic-assisted laparoscopy performed with a regular office chair and the preferred of two ergonomic chairs: A pilot study. *Applied Ergonomics*, 2(3), 68-70.
24. O'Sullivan, P., Dankaerts, W., Burnett, A., Straker, L., Bargon, G., Moloney, N., Perry, M. and Tsang, S. (2006). Lumbopelvic kinematics and trunk muscle activity during sitting on stable and unstable surfaces. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36(1), 19-25.
25. O'Sullivan, K., McCarthy, R., White, A., O'Sullivan, L. and Dankaerts, W. (2012a). Lumbar posture and trunk muscle activation during a typing task when sitting on a novel dynamic ergonomic chair. *Ergonomics*, 55(12), 1586-95.

26. Şener, G. ve Erbahçeci, F. (2016). *Kinezyoloji ve biyomekanik*. İstanbul: Hipokrat Kitabevi, 333-375.
27. Akçalı, İ.D., Gülşen, M. ve Ün, K. (2009). *Kas-iskelet sistemi biyomekaniği*. I. Cilt Adana: Nobel Kitabevi, 985-1029.
28. Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*, 3(4), 193-214.
29. İnal, S. (2017). *Spor ve egzersizde vücut biyomekaniği*. İstanbul:Hipokrat Kitabevi, 31-43.
30. İnal, S. (2017). *Spor ve egzersizde vücut biyomekaniği*. İstanbul:Hipokrat Kitabevi, 148-156.
31. Castanharo, R., Duarte, M. and McGill, S. (2014). Corrective sitting strategies: An examination of muscle activity and spine loading. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(1), 114-119.
32. Waongenngarm, P., Rajaratnam, B. S. and Janwantanakul, P. (2015). Perceived body discomfort and trunk muscle activity in three prolonged sitting postures. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(7), 2183-2187.
33. Kamil, N.S.M. and Dawal, S.Z.M. (2015). Effect of postural angle on back muscle activities in aging female workers performing computer tasks. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(6), 1967-1970.
34. Nairn, B.C., Chisholm, S.R. and Drake, J.D.M. (2013). What is slumped sitting? A kinematic and electromyographical evaluation. *Manual Therapy*, 18(6), 498-505.
35. Neumann, D. A. (2010). Kinesiology of the musculoskeletal system foundations for physical rehabilitation. *Elsevier*, 330-360.
36. Amell, T. and Kumar, S. (2001). Work-related musculoskeletal disorders: design as a prevention strategy. A review. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 11(4), 255-65.
37. Daneshmandi, H., Choobineh, A., Ghaem, H., Alhamd, M. and Fakherpour, A. (2017). The effect of musculoskeletal problems on fatigue. *Journal of Preventive Medicine Hygiene*, 58(3), 252-258.
38. Ardahan, M. ve Simsek, H. (2016). Analyzing musculoskeletal system discomforts and risk factors in computer-using office workers. *Pakistan Journal of Medical Scienses*, 32(6), 1425-1429.
39. Özcan, E., Esmailzadeh, S. ve Başat, H. (2011). Bilgisayar kullanıcılarında üst ekstremitte işe bağlı kas iskelet hastalıkları ve ergonomi girişiminin etkinliği. *Journal of Physical Medicine & Rehabilitation Sciences/Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Bilimleri Dergisi*, 57(4), 236-241.
40. Amell, T. ve Kumar, S. (2001). Work-related musculoskeletal disorders: Design as a prevention strategy. A review. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 11(4), 255-265.

41. Baydur, H., Ergör, A. ve Demiral, Y. (2015). İş sağlığında bir yaklaşım: Katılımcı ergonomi. *Celal Bayar Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 2(2), 27-35.
42. Brekke, M., Hjortdahl, P. and Kvien, T. K. (2002). Severity of musculoskeletal pain: relations to socioeconomic inequality. *Social Science & Medicine*, 54(2), 221-228.
43. Messing, K., Tissot, F. and Stock, S. (2008). Distal Lower-Extremity Pain and Work Postures in the Quebec Population. *American Journal of Public Health*, 98(4), 705-713.
44. Council, N. R. (2001). *Musculoskeletal disorders and the workplace: Low back and upper extremities*. Washington: National Academies Press, 34-50.
45. Reese, C. D. (2003). *Occupational health and safety management: A practical approach*. CRC press, 160. Washington: Lewis Publishers Crc Press Company, 123-125.
46. Özcan, E., Esmailzadeh, S. ve Bölükbaş, N. (2007). Bilgisayar kullananlarda mesleki kas iskelet hastalıklarından korunma ve ergonomi. *Nobel Medicine*, 3(1), 12-17.
47. Soares, J. J., Sundin, O. and Grossi, G. (2003). Age and musculoskeletal pain. *International Journal of Behavioral Medicine*, 10(2), 181-190.
48. Parsons, S., Breen, A., Foster, N. E., Letley, L., Pincus, T., Vogel, S. and Underwood, M. (2007). Prevalence and comparative troublesomeness by age of musculoskeletal pain in different body locations. *Family Practice*, 24(4), 308-316.
49. Dahlberg, R., Karlqvist, L., Bildt, C. and Nykvist, K. (2004). Do work technique and musculoskeletal symptoms differ between men and women performing the same type of work tasks? *Applied Ergonomics*, 35(6), 521-529.
50. Polanyi, M. F., Cole, D. C., Beaton, D. E., Chung, J., Wells, R., Abdoell, M., Beech-Hawley, L., Ferrier, S. E., Mondloch, M. V., Shields, S. A., Smith, J. M. and Shannon, H. S. (1997). Upper limb work-related musculoskeletal disorders among newspaper employees: cross-sectional survey results. *American Journal of Industrial Medicine*, 32(6), 620-628.
51. Dianat, I., Bazazan, A., Souraki Azad, M. A. and Salimi, S. S. (2018). Work-related physical, psychosocial and individual factors associated with musculoskeletal symptoms among surgeons: Implications for ergonomic interventions. *Applied Ergonomics*, (67), 115-124.
52. Jensen, C. (2003). Development of neck and hand-wrist symptoms in relation to duration of computer use at work. *Scandinavian Journal of Work Environmental & Health*, 29(3), 197-205.
53. Westgaard, R. H., Jensen, C. and Hansen, K. (1993). Individual and work-related risk factors associated with symptoms of musculoskeletal complaints. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 64(6), 405-413.

54. Bot, S. D. M., Terwee, C. B., van der Windt, D., van der Beek, A. J., Bouter, L. M. and Dekker, J. (2007). Work-related physical and psychosocial risk factors for sick leave in patients with neck or upper extremity complaints. *International Archives Occupational Environmental Health*, 80(8), 733-41.
55. Frost, H. M. (1990). Skeletal structural adaptations to mechanical usage: 4. Mechanical influences on intact fibrous tissues. *Anat Rec* (226), 433-439.
56. Eltayeb, S. M., Staal, J. B., Hassan, A. A., Awad, S. S. and de Bie, R. A. (2008). Complaints of the arm, neck and shoulder among computer office workers in Sudan: a prevalence study with validation of an Arabic risk factors questionnaire. *Environmental Health*, 27(7), 33.
57. Baker, R., Coenen, P., Howie, E., Williamson, A. and Straker, L. (2018). The Short term musculoskeletal and cognitive effects of prolonged sitting during office computer work. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 7(15), 8.
58. Aaras, A. (1987). Postural load and the development of musculo-skeletal illness. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine Supplement*, (18), 5-35.
59. Wahlstrom, J. (2005). Ergonomics, musculoskeletal disorders and computer work. *Occupational Medicine (London)*, 55(3), 168-176.
60. Forde, M. S., Punnett, L. and Wegman, D. H. (2002). Pathomechanisms of work-related musculoskeletal disorders: conceptual issues. *Ergonomics*, 45(9), 619-630.
61. Barbe, M. F. and Barr, A. E. (2006). Inflammation and the pathophysiology of work-related musculoskeletal disorders. *Brain Behavior and Immunity*, 20(5), 423-429.
62. Johansson, H. and Sojka, P. (1991). Pathophysiological mechanisms involved in genesis and spread of muscular tension in occupational muscle pain and in chronic musculoskeletal pain syndromes: A hypothesis. *Medical Hypotheses*, 35(3), 196-203.
63. Pedersen, J., Lönn, J., Hellström, F., Djupsjöbacka, M. and Johansson, H. (1999). Localized muscle fatigue decreases the acuity of the movement sense in the human shoulder. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(7), 1047-1052.
64. Kant, I. J., de Jong, L. C., van Rijssen-Moll, M. and Borm, P. J. (1992). A survey of static and dynamic work postures of operating room staff. *International Archives Occupational Environmental Health*, 63(6), 423-428.
65. Novak, C. B. and Mackinnon, S. E. (1997). Repetitive use and static postures: a source of nerve compression and pain. *Journal Hand Therapy*, 10(2), 151-159.
66. Sanders, M. J. (2004). *Ergonomics and the management of musculoskeletal disorders*. Washington: Butterworth-Heinemann Medical, 232.
67. Alavi, S. S., Abbasi, M. and Mehrdad, R. (2016). Risk factors for upper extremity musculoskeletal disorders among office workers in qom province, Iran. *Iranian Red Crescent Medical Journal*, 18(10), 29518-29518.

68. Baker, R., Coenen, P., Howie, E., Lee, J., Williamson, A. and Straker, L. (2018). A detailed description of the short-term musculoskeletal and cognitive effects of prolonged standing for office computer work. *Ergonomics*, 61(7), 877-890.
69. Calık, B.B., Atalay, O.T., Baskan, E. ve Gokce, B. (2013). Analyzing musculoskeletal system discomfort, work interference and risk factors of office workers with computer users. *Journal of Marmara University Institute of Health Sciences*, 3(4), 208-214.
70. Güler, Ç. (1997). Ergonomiye giriş. *Çevre Sağlığı Temel Kaynak Dizisi*. Ankara:Sağlık Projesi Genel Koordinatörlüğü, 23-35.
71. Keleş, O. (2016). *Ofis çalışanlarında ergonomi eğitiminin ağrı şiddeti, fonksiyonel kısıtlılık ve farkındalık düzeyine etkisi*. Yüksek Lisans Tezi, Haliç Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 23-26.
72. Robertson, M., Amick, B. C., DeRango, K., Rooney, T., Bazzani, L., Harrist, R. and Moore, A. (2009). The effects of an office ergonomics training and chair intervention on worker knowledge, behavior and musculoskeletal risk. *Applied Ergonomics*, 40(1), 124-135.
73. van Niekerk, S.M., Louw, Q. A. and Hillier, S. (2012). The effectiveness of a chair intervention in the workplace to reduce musculoskeletal symptoms. A systematic review. *BioMed Central Musculoskeletal Disorders*, 13(1), 145.
74. Amick, B. C., Robertson, M. M., DeRango, K., Bazzani, L., Moore, A. and Rooney, T., Harrist, R. (2003). Effect of office ergonomics intervention on reducing musculoskeletal symptoms. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28(24), 2706-2711.
75. Gedik, T., Canberk, B. ve Özçelik, G. (2015). Ofis ve bilgisayarla çalışma koşullarının ergonomik analizi (düzce üniversitesi akademik personel örneği). *Selçuk-Teknik Dergisi*, 14(2), 467-479.
76. Merletti, R. and Parker, P. A. (2004). *Electromyography: Physiology, engineering, and non-invasive applications*. Washington:Wiley-IEEE, 250-300.
77. Katırji, B. (2007). *Chapter 1 - The Scope of the EMG Examination*. In (Ed.) *Electromyography in Clinical Practice (Second Edition)*. Mosby, 3-11.
78. Biçer, B. (2011). *Sporcularda erektor spinae kas yorgunluğunun işlevsel yakın kızılaltı spektroskopisi ve yüzeysel elektromiyografi ile değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 32-37.
79. Cerrah, A.O. (2009). *Futbolda farklı vuruş tekniklerinde kassal aktivasyonların ve top hızı-izokinetik kuvvet ilişkisinin değerlendirilmesi*. Yüksek Lisans Tezi, Anadolu Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Eskişehir, 14-18.
80. Kutáč, P. (2015). Inter-daily variability in body composition among young men. *Journal of Physiological Anthropology*, 22(1), 34-32.
81. Kelly, J. and Metcalfe, J. (2012). Validity and reliability of body composition analysis using the tanita BC418-MA. *Journal of Exercise Physiology Online*, 15(6), 74-83.

82. Dederling, A., Oddsson, L., Harms-Ringdahl, K. and Nemeth, G. (2002). Electromyography and ratings of lumbar muscle fatigue using a four-level staircase protocol. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(3), 171-176.
83. O'Sullivan, K., McCarthy, R., White, A., O'Sullivan, L. and Dankaerts, W. (2012b). Can we reduce the effort of maintaining a neutral sitting posture? A pilot study. *Manual Therapy*, 17(6), 566-571.
84. Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. and Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 361-374.
85. Drake, J. D., Fischer, S. L., Brown, S. H. and Callaghan, J. P. (2006). Do exercise balls provide a training advantage for trunk extensor exercises? A biomechanical evaluation. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 29(5), 354-362.
86. Mirka, G. A. and Marras, W. S. (1993). A stochastic model of trunk muscle coactivation during trunk bending. *Spine (Phila Pa 1976)*, 18(11), 1396-409.
87. McGill, S. M. (1991). Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: implications for lumbar mechanics. *Journal of Orthopaedic Research*, 9(1), 91-103.
88. O'Sullivan, P. B., Grahamslaw, K. M., Kendell, M., Lapenskie, S. C., Moller, N. E. and Richards, K. V. (2002). The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27(11), 1238-1244.
89. Huang, T. S., Ou, H. L., Huang, C. Y. and Lin, J. J. (2015). Specific kinematics and associated muscle activation in individuals with scapular dyskinesis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 24(8), 1227-1234.
90. Konrad, P., Schmitz, K. and Denner, A. (2001). Neuromuscular Evaluation of Trunk-Training Exercises. *Journal of Athletic Training*, 36(2), 109-118.
91. Groenesteijn, L., Vink, P., de Looze, M. and Krause, F. (2009). Effects of differences in office chair controls, seat and backrest angle design in relation to tasks. *Applied Ergonomics*, 40(3), 362-370.
92. Fettweis, T., Onkelinx, M. N., Schwartz, C., Demoulin, C., Croisier, J. L. and Vanderthommen, M. (2017). Relevance of adding a triangular dynamic cushion on a traditional chair: A 3D-analysis of seated schoolchildren. *Clinical Biomechanics*, (49), 113-118.
93. Kleine, B. U., Schumann, N. P., Bradl, I., Grieshaber, R. and Scholle, H. C. (1999). Surface EMG of shoulder and back muscles and posture analysis in secretaries typing at visual display units. *International Archives Occupational Environmental Health*, 72(6), 387-94.

94. Ellegast, R. P., Kraft, K., Groenesteijn, L., Krause, F., Berger, H. and Vink, P. (2012). Comparison of four specific dynamic office chairs with a conventional office chair: Impact upon muscle activation, physical activity and posture. *Applied Ergonomics*, 43(2), 296-307.
95. O'Sullivan, K., McCarthy, R., White, A., O'Sullivan, L. and Dankaerts, W. (2012a). Lumbar posture and trunk muscle activation during a typing task when sitting on a novel dynamic ergonomic chair. *Ergonomics*, 55(12), 1586-95.
96. Wong, A. Y. L., Chan, T. P. M., Chau, A. W. M., Tung Cheung, H., Kwan, K. C. K., Lam, A. K. H., Wong, P. Y. C. and De Carvalho, D. (2019). Do different sitting postures affect spinal biomechanics of asymptomatic individuals? *Gait Posture*, (67), 230-235.
97. Waongenngarm, P., Rajaratnam, B. S. and Janwantanakul, P. (2016). Internal Oblique and Transversus Abdominis Muscle Fatigue Induced by Slumped Sitting Posture after 1 Hour of Sitting in Office Workers. *Safety and Health at Work*, 7(1), 49-54.
98. Kingma, I. and van Dieen, J. H. (2009). Static and dynamic postural loadings during computer work in females: Sitting on an office chair versus sitting on an exercise ball. *Applied Ergonomics*, 40(2), 199-205.
99. Andersson, B. J., Ortengren, R., Nachemson, A. L., Elfstrom, G. and Broman, H. (1975). The sitting posture: An electromyographic and discometric study. *Orthopedic Clinics North America*, 6(1), 105-120.
100. Schobert, H. (1969). Die wirbelsaule von schulkindern, In : Sitting posture. Ed. by E. Grandjean, Taylor & Francis, London, 98 – 111.
101. O'Sullivan, K., O'Sullivan, P., O'Keeffe, M., O'Sullivan, L. and Dankaerts, W. (2013). The effect of dynamic sitting on trunk muscle activation: a systematic review. *Applied Ergonomics*, 44(4), 628-635.
102. Bertolaccini, G. d. S., Nakajima, R. K., Filho, I. F. P. d. C., Paschoarelli, L. C. and Medola, F. O. (2016). The influence of seat height, trunk inclination and hip posture on the activity of the superior trapezius and longissimus. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(5), 1602-1606.
103. O'Sullivan, P. B., Dankaerts, W., Burnett, A. F., Farrell, G. T., Jefford, E., Naylor, C. S. and O'Sullivan, K. J. (2006). Effect of different upright sitting postures on spinal-pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain-free population. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(19), 707-712.
104. Watanabe, S., Kobara, K., Yoshimura, Y., Osaka, H. and Ishida, H. (2014). Influence of trunk muscle co-contraction on spinal curvature during sitting. *Journal Back Musculoskeletal Rehabilitation*, 27(1), 55-61.
105. Claus, A. P., Hides, J. A., Moseley, G. L. and Hodges, P. W. (2009). Is 'ideal' sitting posture real? Measurement of spinal curves in four sitting postures. *Manual Therapy*, 14(4), 404-408.

106. Keegan, J. J. (1953). Alterations of the lumbar curve related to posture and seating. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 35-(3), 589-603.
107. Scannell, J. P. and McGill, S. M. (2003). Lumbar posture--should it, and can it, be modified? A study of passive tissue stiffness and lumbar position during activities of daily living. *Physical Therapy*, 83(10), 907-917.







Ek-1. Etik Komisyon Başvuru Formu

Evrak Tarih ve Sayısı: 13/02/2018-E.26538



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü



Sayı : 14574941-302.08.01-
Konu : Etik Komisyon Başvuruları Hk.
(Zeynep Berfu ECEMİŞ)

Sayın Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü - Öğretim Üyesi

İlgi : 13/02/2018 tarihli ve 77082166-302.08.01- 25915 sayılı yazı.

Anabilim Dalımız yüksek lisans öğrencisi Zeynep Berfu ECEMİŞ' in, etik kurul başvurusu ile ilgili olarak Üniversitemiz Etik Komisyonu' nun cevabi yazısı ekte gönderilmektedir.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

e-İmzalıdır
Doç. Dr. Aysel BERKKAN
Enstitü Müdür Yardımcısı

DAĞITIM
Sayın Prof. Dr. Nevin Aysel GÜZEL
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne »
Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı
Başkanlığına



Emniyet Mah. Taç Sok. No: 3 06330 Eczacılık Fakültesi Dekanlık Binası 1. Kat Etiler
Y.Mahalle/ANKARA
Tel:0 (312) 202 33 87 Faks:0 (312) 212 49 85
e-Posta :saglikb@gazi.edu.tr İnternet Adresi :http://saglikb.gazi.edu.tr/

Bilgi için :Demet Günal
Şef
Telefon No:03122023255

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Ek-2. Etik Komisyon Onayı

Evrak Tarih ve Sayısı: 13/02/2018-E.25915



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Etik Komisyonu



Sayı : 77082166-302.08.01-
Konu : Bilimsel ve Eğitim Amaçlı

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜNE

İlgi : 14/12/2017 tarihli ve 14574941-199- 178316 sayılı yazı.

İlgi yazınız ile göndermiş olduğunuz, Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Yüksek Lisans Öğrencisi Zeynep Berfu ECEMİŞ'in, Prof.Dr.Nevin A. GÜZEL'in danışmanlığında yürüttüğü "*Uzun Süre Masa Başında Çalışan Bireylerde Farklı Koltuk Tiplerinin Kassal Aktivasyon ve Kassal Yorgunluk Üzerindeki Etkisi*" adlı tez çalışması ile ilgili konu Komisyonumuzun 06.02.2018 tarih ve 01 sayılı toplantısında görüşülmüş olup,

İlgilinin çalışmasının, yapılması planlanan yerlerden izin alınması koşuluyla yapılmasında etik açıdan bir sakınca bulunmadığına oy birliği ile karar verilmiş ve karara ilişkin imza listesi ekte gönderilmiştir.

Bilgilerinizi ve gereğini rica ederim.

e-imzalıdır
Prof. Dr. Alper CEYLAN
Komisyon Başkanı

Araştırma Kod No: 2018-25

Ek:1 Liste


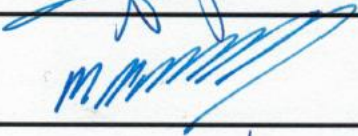
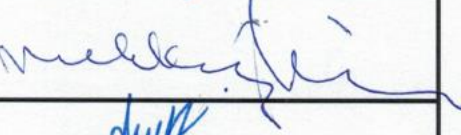
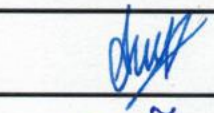
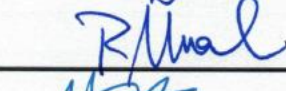
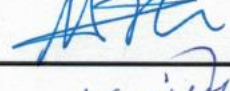
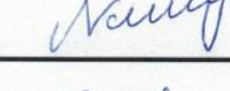
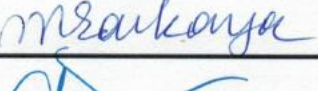



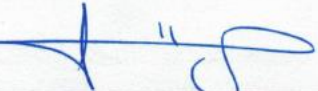
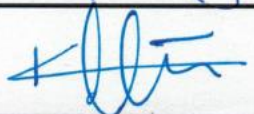


Ankara
Tel:0 (312) 202 20 57 - 0 (312) 2... Faks:0 (312) 202 38 76
İnternet Adresi :http://etikkomisyon.gazi.edu.tr/

Bilgi için :Ayfer Çekmez
Genel Evrak Sorumlusu
Telefon No:202 18 07

Bu belge 5070 sayılı Elektronik İmza Kanununun 5. Maddesi gereğince güvenli elektronik imza ile imzalanmıştır.

Ek-2. (devam) Etik Komisyon Onayı

GAZİ ÜNİVERSİTESİ ETİK KOMİSYONU KATILIM LİSTESİ	
TOPLANTI TARİHİ : 06/02/2018	TOPLANTI SAYISI : 1
ADI-SOYADI	İMZA
Prof.Dr.Alper CEYLAN BAŞKAN	
Prof.Dr.Mustafa N.İLHAN BAŞKAN YRD.	
Prof.Dr.Mehmet KÜÇÜKKURT	
Prof.Dr.Aymelek GÖNENÇ	
Prof.Dr.Rahmi ÜNAL	
Prof.Dr.Mehmet Sayım KARACAN	
Prof.Dr.Naciye YILDIZ	
Prof.Dr.Mustafa SARIKAYA	
Prof.Dr.İbrahim DOĞAN	
Prof.Dr.C. Haluk BODUR	
Prof.Dr.Mustafa İLBAŞ	
Prof.Dr.Füsun DEMİREL	
Doç.Dr.Nihan KAFA	

Ek-3. Katılımcılar İçin Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu



T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
ETİK KOMİSYONU

KATILIMCILAR İÇİN BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU

Sizi, **Gazi Üniversitesi Etik Komisyonu**'ndan 06.02.2018 tarih / 2018-25 sayı ile izin alınan* ve Prof. Dr. Nevin A. Güzel tarafından yürütülen “Uzun Süre Masa Başında Çalışan Bireylerde Farklı Koltuk Tiplerinin Kassal Aktivasyon ve Kassal Yorgunluk Üzerindeki Etkisi” başlıklı araştırmaya davet ediyoruz. Bu çalışmaya katılmak tamamen gönüllülük esasına dayanmaktadır. Çalışmaya katılmama veya katıldıktan sonra herhangi bir anda çalışmadan çıkma hakkına sahipsiniz. Bu çalışmaya katılmanız için sizden herhangi bir ücret istenmeyecektir. Çalışmaya katıldığınız için size bir ödeme yapılmayacaktır. Çalışmadan elde edilecek bilgiler tamamen araştırma amacı ile kullanılacak olup kişisel bilgileriniz gizli tutulacaktır.

*Gazi Üniversitesi Etik Komisyon izini alındıktan sonra doldurularak kullanılacaktır.

Araştırmanın Amacı	Uzun süre sabit ve kötü postürle oturma pozisyonunda kalan meslek gruplarının kronik kas-iskelet problemleri yaşama riski oldukça yüksektir. Masa başında çalışarak uzun saatler harcayan ofis çalışanları, doğru postüre uygun ergonomik koltuklar için de ilham olmuştur. Bu çalışmanın amacı, uzun süreli masa başında çalışan bireylerin iki farklı koltuk tipindeki kassal aktivasyon farklılığını ve kassal yorgunluğunu belirlemektir.
Araştırmanın Yöntemi	2 farklı koltuk tipi kullanarak, günün geç saatlerinde (15.30-16.30), 1 saat boyunca oturma pozisyonunda belirli kasların aktivitesini ölçmek amacıyla elektromyografi cihazı kullanılacaktır.
Araştırmanın Öngörülen Süresi (Başlama ve Bitiş Tarihi)	12.02.2018- 12.05.2018
Araştırmaya Katılması Beklenen Katılımcı/Gönüllü Sayısı	20
Araştırmanın Yapılacağı Yerler	Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi
Görüntü ve/veya ses kaydı alınacak mı?	Evet <input type="checkbox"/> Hayır <input checked="" type="checkbox"/>

Tablo katılımcıların anlayabileceği biçimde, akademik dil kullanılmadan yazılacaktır.

KATILIMCI BEYANI

Yukarıda amacı ve içeriği belirtilen bu araştırma ile ilgili bilgiler tarafıma aktarıldı. Bu bilgilerden sonra araştırmaya katılımcı olarak davet edildim. Bu çalışmaya katılmayı kabul ettiğim takdirde gerek araştırma yürütülürken gerekse yayımlandığında kimliğimin gizli tutulacağı konusunda güvence aldım. Bana ait verilerin kullanımına izin veriyorum. Araştırma sonuçlarının eğitim ve bilimsel amaçlarla kullanımı sırasında kişisel bilgilerimin dikkatle korunacağı konusunda bana yeterli güven verildi. Araştırmanın yürütülmesi sırasında herhangi bir sebep göstermeden çekilebilirim. Araştırma için yapılacak harcamalarla ilgili herhangi bir parasal sorumluluk altına girmiyorum. Bana herhangi bir ödeme yapılamayacaktır. Araştırma ile ilgili bana yapılan tüm açıklamaları ayrıntılarıyla anlamış bulunmaktayım. Bu çalışmaya hiçbir baskı altında kalmadan kendi bireysel onayım ile katılıyorum. İmzalı bu form kağıdının bir kopyası bana verilecektir.

Araştırma yürütücüsü (Tez çalışmalarında Danışman tarafından imzalanacaktır.)

Adı ve Soyadı	Nevin A. Güzel	Tarih ve İmza
Adres ve telefonu	Gazi Üniversitesi - 0533 3981604	

Katılımcı

Adı ve Soyadı		Tarih ve İmza
Adres ve telefonu		

Velayet veya Vesayet Altındaki Katılımcılar için Veli/Vasi

Adı ve Soyadı		Tarih ve İmza
Adres ve telefonu		

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ECEMİŞ, Zeynep Berfu
Uyruğu : Türkiye Cumhuriyeti
Doğum tarihi ve yeri : 17/11/1992 Seyhan
Meden hali : Evli
Telefon : 05057246354
Email : zeynepartann@gmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Yüksek Lisans	Gazi Üniversitesi/ Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı	2018
Lisans	Başkent Üniversitesi / Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü	2016
Lise	Adana Anadolu Lisesi	2010

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2017-Devam ediyor	Gazi Üniversitesi	Araştırma Görevlisi

Yabancı Dil

İngilizce



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..

