

İREM EMİR

İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ SAĞ. BİL. ENST.

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İSTANBUL-2024



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

SKOLYOZLU BİREYLERDE EV EGZERSİZ
PROGRAMININ SENSÖRLÜ SİSTEMLE ETKİNLİĞİNİN
ARAŞTIRILMASI

İREM EMİR

DANIŞMAN
PROF. DR. FUAT BİLGİLİ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI
ORTOPEDİK VE BİYOMEDİKAL NÖROTEKNOLOJİ
PROGRAMI

İSTANBUL-2024

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

İrem Emir

İTHAF

Yüksek lisans eğitimim sırasında bireysel olarak da deneyimlediğim ve bu mücadeleyi kazandığım, Türkiye ve dünyanın her yerinde lösemi hastalığı ile mücadele eden kişilere ithaf ediyorum.



TEŞEKKÜR

Yüksek lisans programımız ile multidisipliner çalışmalara fırsat veren, tez süreci boyunca akademik desteğini esirgemeyen danışman hocam Sayın Prof. Dr. Fuat BİLGİLİ'ye,

Hem lisans eğitimim hem de yüksek lisans eğitimim boyunca bilgisini ve tecrübesini hiç esirgemeyen, nezaketini ve desteğini hep hissettiğim, zorlu süreçlerde manevi olarak sürekli yanımda olan sayın hocam Prof. Dr. N. Ekin AKALAN'a,

Tez çalışmamızın önemli bir bölümünün yapılabilmesi için bilgisini ve desteğini esirgemeyen ve her zaman yardımcı olan sayın hocam Prof. Dr. Bora BÜYÜKSARAÇ'a,

Hayatımın en büyük mücadeleleri sırasında hep yanımda olan, beraber her şeyi atlatabildiğimizi gösteren eşim Furkan ER'e

Eğitim hayatım boyunca maddi ve manevi hiçbir desteğini esirgemeyen en büyük destekçilerimden sevgili aileme,

teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

BEYAN.....	ii
İTHAF.....	iii
TEŞEKKÜR.....	iv
İÇİNDEKİLER	v
TABLolar LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	viii
SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ	ix
ÖZET	x
ABSTRACT.....	xi
1. GİRİŞ VE AMAÇ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Omurga Anatomisi.....	3
2.2. Omurga Stabilitesi.....	6
2.3. Skolyoz Tanımı.....	8
2.3.1. Skolyozun Sınıflandırılması	11
2.3.2. Adölesan İdiyopatik Skolyoz	13
2.3.3. AİS Epidemiyolojisi	13
2.3.4. AİS Patogenezi	13
2.4. Giyilebilir Cihazların Tarihçesi	14
2.4.1. Giyilebilir Cihazlar İçin Sınıflandırma.....	16
2.4.2. Giyilebilir Cihazların Özellikleri	17
2.5. Skolyozda Hareketi Belirleme Yöntemleri	18
2.5.1. Video Raster-Stereografi (RST)	18
2.5.2. Dijital Video-Fluoroskopi	19
2.5.3. Optik Sistemler	20
2.5.4. Ataletsel Ölçüm Birimleri (IMU)	21
2.5.4.1. İvme Ölçer (Akselerometre)	22
2.5.4.2. Jiroskop (Gyroscopes)	23
2.5.4.3. Magnetometre	23

3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	26
3.1. Sosyo-Demografik Bilgiler	27
3.2. Egzersiz Seçimi	27
3.3. X-Sens DOT Sensör Sistemi ile Değerlendirme.....	27
3.4. İstatiksel Analiz.....	38
4. BULGULAR.....	31
5. TARTIŞMA	37
Limitasyonlar	46
KAYNAKLAR	46
FORMLAR.....	50
EK-1 KLİNİK ÇALIŞMALAR ETİK KURUL FORMU.....	50
EK-2 AYDINLATILMIŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU	51
EK-3 HASTA BİLGİ FORMU	53
EK-4 İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	55

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1. Skolyozun Etiyolojik Sınıflandırılması.....	12
Tablo 2. Giyilebilir Cihazların Özellikleri.....	17
Tablo 3. Giyilebilir Sensör Tipleri, Özellikleri ve Yerleşim Yerleri.....	22
Tablo 4. Çalışmaya Dahil Edilme / Dışlanma Kriterleri.....	26
Tablo 5. X Ekseni Verilerinin Fizyoterapist Eşliği ile ve Eşliği Olmadan Yapılan Egzersizlerin İstatiksel Sonucu.....	36
Tablo 6. Z Ekseni Verilerinin Fizyoterapist Eşliği ile ve Eşliği Olmadan Yapılan Egzersizlerin İstatiksel Sonucu.....	37

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Omurga Posterior-Anterior Görünümü (a), İntervertebral Aralıklar (b)	4
Şekil 2. Omurga Lateral Görünümü.....	4
Şekil 3. Yüzeyel Sırt Kasları.....	5
Şekil 4. Orta Katmanda Bulunan Sırt Kasları	5
Şekil 5. Omurganın 6 Serbestlik Derecesinin Gösterimi.....	6
Şekil 6. Core Stabilizasyonu Sağlayan Kaslar.....	7
Şekil 7. Bacak Boyu Kısıtlılığına Bağlı Gelişen Skolyozlu Bireyin Yükseltici Özelliği Olan Tabanlıkla Desteklendiğinde Oluşan Düzelmelerin X-Ray Görüntüsü.....	9
Şekil 8. COBB Açısı Ölçümü Örneği.....	10
Şekil 9. Skolyoz Teşhisi Almış Bireyin X-Ray Görüntüsü.....	11
Şekil 10. Vertebra Rotasyonu (a), Skolyozda Pelvik Obliklik (b).....	11
Şekil 11. Veri-Bilgi-Anlama-Değer Paradigması.....	16
Şekil 12. IMU Sensörlerinin İçinde Bulunan İvmeölçer, Jiroskop ve Magnetometre....	21
Şekil 13. İvmeölçer Sensörlerin Çalışma Mekanizması.....	23
Şekil 14. IMU Sensörlerinin Örnek Yerleştirme Biçimi 1.....	24
Şekil 15. IMU Sensörlerinin Örnek Yerleşim Biçimi 2.....	25
Şekil 16. XSens Sensör Sisteminin Yerleşim Noktaları.....	28
Şekil 17. XSens Sensör Sisteminde Elde Edilen Verilerin İşlenmiş Halleri.....	29
Şekil 18. Fizyoterapist Eşliğinde Yapılan Egzersizin Lombel Bölge Sensöründen Alınan Ham Verisi.....	31
Şekil 19. Fizyoterapist Eşliğinde Yapılan Egzersizin Torakal Bölge Sensöründen Alınan Ham Verisi.....	32
Şekil 20. Fizyoterapist Eşliğinde Yapılan Egzersizin Omuz Kuşağı Bölgesi Sensöründen Alınan Ham Verisi.....	33
Şekil 21. Fizyoterapist Eşliğinde Yapılan Egzersiz, Sağ Omuz, X Eksenini Grafiği.....	34
Şekil 22. Ev Egzersiz Programında Uyguladığı Egzersiz, Sağ Omuz, X Eksenini.....	34
Şekil 23. Fizyoterapist Eşliğinde Yapılan Egzersiz, Sağ Omuz, Z Eksenini Grafiği.....	35
Şekil 24. Ev Egzersiz Programında Uyguladığı Egzersiz, Sağ Omuz, Z Eksenini.....	35

SEMBOLLER / KISALTMALAR LİSTESİ

° Derece

% Yüzde

BKİ Beden Kitle İndeksi

kg Kilo

cm Santimetre

m Metre

AİS Adölesan İdiopatik Skolyoz

3B Üç Boyutlu

ROM Range of Motion – Hareket Açıklığı

TP Transitional Point

AP Anterior-Posterior

PM Posteromedial

PL Posterolateral

IAR Anlık Dönme Merkezi

ark Arkadaşları

SOSORT Society on Scoliosis Orthopaedic and Rehabilitation Treatment

SRS Scoliosis Research Society

IMU Inertial Measurment Unit - Ataletsel Ölçüm Birimi

RST Video Raster-Stereografi

n Olgu Sayısı

X Ortalama

SS Standart Sapma

ÖZET

Emir, İ. (2024) Skolyozlu Bireylerde Ev Egzersiz Programının Sensörlü Sistemle Etkinliğinin Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ortopedi ve Travmatoloji ABD. Yüksek Lisans Tezi. İstanbul.

Skolyoz teşhisi alınması için bireyin COBB açısının 10° üzerinde ve Adam's Forward testinde de en az 4° bir vertebra rotasyonu bulunması gerekmektedir. Birçok alt kategorisi bulunsa da en sık görülen tipi Adölesan İdiyopatik Skolyozdur. 10-18 yaş grubu arasında görülen, çeşitli varyasyonlar karşımıza çıkabilen bir türüdür. Torakal, lumbal, hem torakal hem lumbal hatta bazen servikal bölgenin de dahil olduğu skolyoz tipleri mevcuttur. Doktor kontrolünde konservatif (egzersiz ve/veya korse) ya da cerrahi tedavi planlanabilmektedir. SOSORT Birliğinin önermiş olduğu yedi farklı konseptte egzersiz çeşidi bulunmaktadır. Biz çalışmamız bünyesinde üç boyutlu skolyoza spesifik egzersizleri içeren 'International Scoliosis Three Dimensional Scoliosis Therapy' (ISST 3D) Schroth egzersiz konseptini kullandık. Doktor teşhisi alındıktan sonra oluşturulan tedavi programında egzersiz yapılması önerildiği bireylerin, egzersizlerini sadece klinik ortamda değil ev egzersizi programı şeklinde de planlamaktayız. Çalışmamızın amacı, Sandalyede ya da topta oturma (Sitting on a Ball/Chair), bir diz üzerinde diz üstü (Kneeling on the one knee) ve iki sopa arası (Between Two Poles) egzersizlerin doğruluğunun kontrolünü XSens DOT Inertial Measurment Unit (IMU) sensör sistemi kullanarak, seçilmiş olan hareketlerin klinik ortamda önce bireylerin kendileri tarafından daha sonra fizyoterapist eşliğinde yapılması istenmiştir. 10-18 yaş aralığında, lomber skolyoza sahip 4 bireyin dahil edildiği bu çalışmada yapılan değerlendirmeler sonucunda, fizyoterapist eşliğinde yapılan egzersizlerin, ev egzersiz programındaki fizyoterapist eşliği olmadan yapılan egzersizlere kıyasla daha az açısal değişimler mevcuttur($p<0.05$). Sonuç olarak, IMU sensör sisteminin skolyozlu bireylerin egzersiz değerlendirmesinde kullanılabilirliği olduğu görülmüştür.

Anahtar Kelimeler : skolyoz, üç boyutlu, egzersiz, ev programı, sensör.

ABSTRACT

Emir, I. (2024). Investigation of the Efficiency of Home Exercise Program with Sensor System in Individuals with Scoliosis. Istanbul University, Institute of Health Science, Department of Orthopedics and Traumatology. Master Thesis. İstanbul.

For the diagnosis of scoliosis, the individual COBB angle must be 10° above and there must be a vertebral rotation of at least 4° in the Adam's Forward test. Although there are many subcategories, the most common type is Adolescent Idiopathic Scoliosis. It is a species that can be seen in the 10-18 age group and has various types. There are different types of scoliosis, including thoracic, lumbar, both thoracic and lumbar, and sometimes even in the cervical region. Conservative (exercise and/or corset) or surgical treatment can be planned under the supervision of a doctor. There are seven different concept exercise types recommended by the SOSORT Association. In our study, we used the 'International Scoliosis Three-Dimensional Scoliosis Therapy' (ISST 3D) Schroth exercise configuration, which includes exercises specific to three-dimensional scoliosis. After receiving the diagnosis from the doctor, a daily program treatment exercise program was recommended, the exercises were not only analyzed clinically but also planned as an exercise program. The aim of our study is to control the health of sitting on a chair or on a ball (Sitting on a Ball/Chair), kneeling on one knee (Kneeling on one knee) and between two sticks (Between Two Poles) exercises using the XSens DOT Inertial Measurement Unit (IMU) sensor System. , they were asked to do the selected movements themselves, and then with the help of a physiotherapist, before their clinical applications. As a result of these physiotherapy evaluations, which included 4 people with lumbar scoliosis between the ages of 10-18, there are less clear changes in the exercises performed with the help of a therapist compared to the exercises performed without the accompaniment of a physiotherapist in the home exercise program ($p < 0.05$). As a result, the usability of the IMU sensor system in exercise evaluation with scoliosis has been demonstrated.

Key Words: scoliosis, three-dimensional, exercise, home program, sensor.

1. GİRİŞ VE AMAÇ

Skolyoz, omurganın yapılan radyolojik frontal plandaki görüntülemeye COBB açısı ölçümüyle tespit edilen 10 derece ve üzeri eğriliğin bulunması, sagittal plan görüntülenmesinde tespit edilen normal olması gereken kifoz ve lordoz açılarında düşmeler ve Adam's Forward Testi sırasında tespit edilen 4 derece ve/veya daha fazla vertebra rotasyonun mevcut olduğu üç boyutlu bir deformitedir. İdiyopatik skolyoz, En çok bilinen ve tüm skolyoz tipleri içinde %90 oranında karşılaşılan tipidir ve etiyolojisi üzerine yapılan önemli araştırmalarının devam etmesine rağmen genellikle bilinmeyen, herhangi bir nedenle ilişkisi kanıtlanamamıştır(Grivas, 2014).

Dünyanın dört bir yanında yapılan kapsamlı araştırmalar sonucunda cerrahi sınıra gelmeyen skolyozlar için konservatif tedavi seçeneklerine öncelik tanınmaktadır. Bu tedavi seçenekleri skolyozun ilerlemesini durdurmayı hatta gerilemeyi hedeflemektedir. Korse, egzersiz ve günlük yaşam aktivitelerinin modifikasyonunu içeren bu tedavi yöntemi uzun süre disiplinli çalışmayı gerektirmektedir. Korse süreleri ihtiyaca göre 20 saati geçebilirken, egzersizlerin günlük olarak klinik dışında da yapımı önerilmektedir(Srivastav, Akhandnath, Kumar, Verma, & Chauhan, 2023).

Gelişen teknoloji ile birlikte sensörlerin kullanımı hayatımızın bir çok noktasında bize yardımcı olmaktadır. En kompleks yapıya sahip olan Inertial Measurement Unit (Ataletsel Ölçüm Birimi-IMU) sensörleri hareketi 3 boyutlu olarak detaylarını gösterebilmektedir. Literatür taraması yapıldığında, postür düzenlemesi için sensör kullanımının varlığı görülmektedir ancak egzersiz sırasında ya da özel eğitim gerektiren daha kompleks egzersizlerin varlığında sensör kullanımı ile ilgili bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Çalışmamızın amacı, skolyoz teşhisi almış bireylere öğretilmiş olan kompleks üç boyutlu egzersizlerine, ev egzersiz programları dahil edildiğinde, egzersizlerin fizyoterapist eşliğinde ve direktifleriyle uygulanışından farklı olup olmadığını 3B hareket analiz sistemi yardımıyla öğrenmek ve uygulanan egzersiz programının verimliliğini değerlendirmektir.

Bu amaç doğrultusunda aşağıdaki hipotezler belirlendi.

H₁₀= IMU sensör sistemi 3 boyutlu egzersizlerde açısal değişimleri net olarak vermektedir.

H₂₀= Fizyoterapist eşliğinde yapılan ve eşiksiz yapılan 3 boyutlu egzersizlerin arasında açısal değişiklikler mevcuttur.

H₂₁= Fizyoterapist eşliğinde yapılan ve eşiksiz yapılan 3 boyutlu egzersizlerin arasında açısal değişiklikler mevcut değildir.

H₃₀= Fizyoterapist eşliğinde yapılan egzersizlerde, eşiksiz yapılan egzersizlere kıyasla daha az açısal değişim mevcuttur.

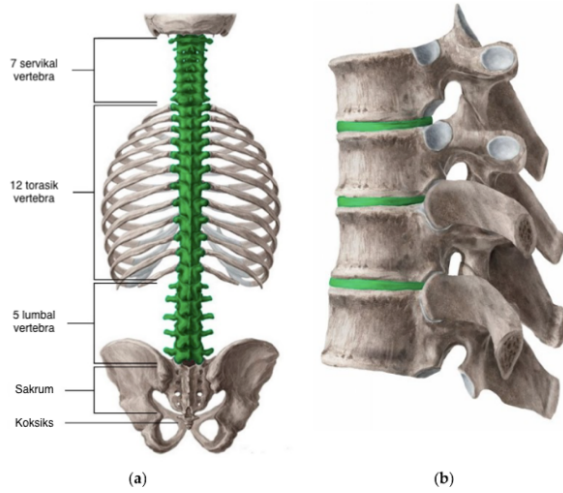
H₃₁= Fizyoterapist eşliğinde yapılan egzersizlerde, eşiksiz yapılan egzersizlere kıyasla daha fazla açısal değişim mevcuttur.

2. GENEL BİLGİLER

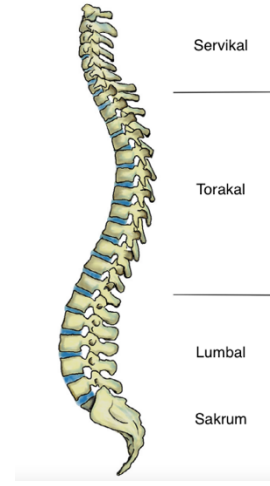
2.1. Omurga Anatomisi

Omurga, kavisli bir sütuna benzetilmektedir. Kendi içinde 33 tane vertebra ve 23 tane intervertebral diskten oluşmaktadır. Omurga 5 ana bölümde incelenmektedir. Bunlar; servikal, torakal, lumbal, sakral ve koksigeal bölgelerdir(Edmondston & Singer, 1997). Servikal bölge yedi, torakal bölge 12, lumbal bölge 5, sakral bölge 5 kaynaşmış vertebradan ve koksigeal bölge de 5 kaynaşmış vertebradan meydana gelmektedir. Servikal, torasik ve lomber vertebralar, birinci (atlas) ve ikinci (eksen) servikal omurlar dışında yapı olarak benzerdir. Her bir "standart" vertebra, bir gövde, iki pedikül, iki lamina, dört artiküler faset ve spinosus prosessten oluşur. Foramen açıklıklar, üstte ve altta pediküller, önde intervertebral disk ve bitişik vertebra gövdesi yüzeyleri ve arkada faset eklemi ile sınırlanmıştır(Devereaux, 2007).

Omurganın sakrum bölgesiyle eklem yapan iliak kemikler pelvisi oluşturur. Omurga ile pelvis uyum içinde çalışarak omurganın hareketlerine yardımcı olmaktadır. Bu pelvik uyum, omurganın denge zincirini sağlaması ve bu dengeyi korumasında büyük bir önem taşımaktadır. Omurganın genel özelliklerine baktığımızda; merkezi sinir sisteminin bir parçası olan omuriliği korumak, hayati önem taşıyan solunum ve dolaşım sistemlerinin ana organlarını korumakla görevli göğüs kafesi iskeletini desteklemek, göğüs kafesiyle bağlantısından kaynaklı dolaylı olarak üst ekstremitayı desteklemek ve son olarak visceral organları, abdomen kaslarını destekleyerek, vücudun hareket sırasında stabil olmasını sağlamaktır(Machida, Weinstein, & Dubousset, 2018).



Şekil 1.



Şekil 2.

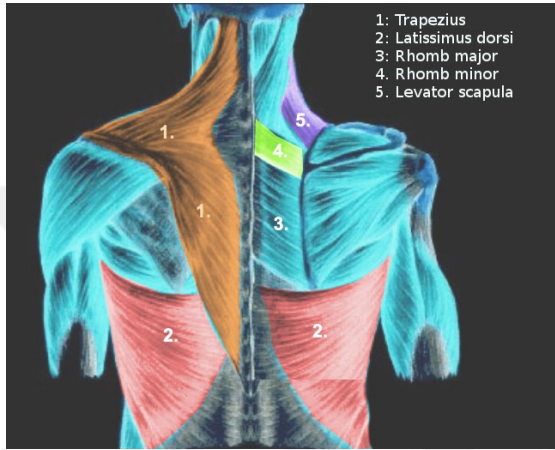
Şekil 1. Omurga Posterior-Anterior Görünümü (A), Intervertebral Aralıklar (B) (Frost, Camarero-Espinosa, & Foster, 2019).

Şekil 2. Omurga Lateral Görünümü (Galbusera, 2018).

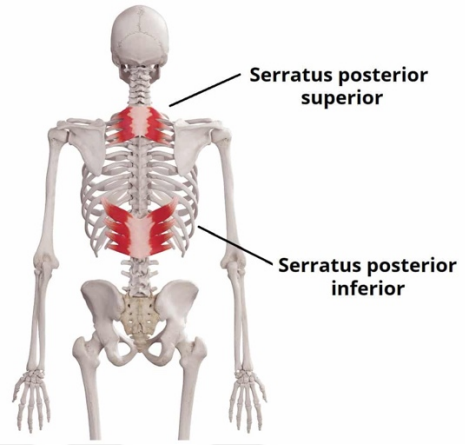
İnsanoğlunun evrimleşme sürecinde dört ayaklı formdan iki ayaklı forma geçiş olmuştur. Bu süreçte vücut ağırlığını taşımak için omurgada birtakım değişiklikler meydana gelmiştir. Pelvis genişliği artarak hareket sırasında gövdenin dengesini korumaktan sorumlu kaslar için daha büyük bir kaldıraç kolu sağlamıştır. Aynı zamanda, omurga, modern insanlarda korunan torasik kifoz ve lomber lordoz dahil olmak üzere bir S şekli almıştır(Galbusera, 2018). Başın dik pozisyonunu korumak için servikal bölgede de bir lordoz gelişimi oluşmuştur. Bu eğriliklerin oluşumu vücudun minimum enerji tüketerek ayakta kalmasını sağlar. Vücut ağırlık merkezine bakıldığında tam olarak sakrum üzerinden geçtiği ve bu eğriliklerin kendi içerisinde bir denge halinde olduğu görülmüştür. Omurgada açıları değişiklik gösteren segmental hareketler mevcut olsa da kısaca, fleksiyon, ekstansiyon, lateral fleksiyon, aksiyal rotasyon hareketleri mevcuttur(Kılınçer C., 2002).

Omurga, vücudun en önemli topografik bölgesi olarak görülmektedir. Duruş ve hareket için alt ve üst ekstremiteye gerekli desteği sağladığı için oldukça önemlidir. Vücudun orta hattında konumlanmış olan omurga, arka segmentinde boyundan başlayıp gluteal bölgeye kadar inmektedir. Omurga etrafında birçok seviye de sayıca oldukça fazla kaslar tarafından çevrelenmiştir. Genel olarak intrinsek(derin) ve ekstrinsek(yüzeyel) kaslar olarak ayrılmıştır.

Torakal bölgede yer alan kaslar genel olarak üç gruba ayrılmıştır. Bunlarda ilki superficial sırt kaslarıdır ve ekstrinsik kas grubunun bir parçasıdır. Oldukça yüzeyde bulunan bu kaslar, üst ektremite hareketlerinde destek görevi görmektedirler. İkinci grup ise orta bölümde yer alan kaslardır ve bu kaslar da ekstrinsik kas grubuna dahil edilmişlerdir. Bu kasların ana görevi respratuvar fonksiyonlarda kaburgalara yardım etmektir.



Şekil 3. Yüzeyel Sırt Kasları.



Şekil 4. Orta Katmanda Bulunan Sırt

kasları (S Bhimji MD. From: Anatomy, Back, Extrinsic Muscles · Cover of StatPearls.) (Adobe Stock, Licensed to TeachMeSeries Ltd)

İntriksik kaslar, üçüncü kas grubu olarak incelediğimiz derin kas gruplarından oluşmaktadır. Bu kas grubunun asıl görevi omurga iskeletinin hareketlerini sağlamaktır. Orta hatta bulunan sakrumun medialinden başlayıp kafatasına kadar uzanan derin bir fasya içerisinde bu kaslar bulunmaktadır. Erektör spina kasları ve transversospinalis kas grubu buranın içinde yer almaktadır. Bu kasların ana hareketleri fleksiyon/ekstansiyon, lateral fleksiyon ve rotasyondur. Lumbal bölgede bulunan kaslar sadece bu kaslarla sınırlı değildir. Vücudun genel stabilizasyonunu sağlayan core diye adlandırılan bu bölgenin en önemli kası olan transversus abdominis de omurgaya yapışmaktadır. Aynı zamanda abdominal kaslar da gövdenin fleksiyon-ekstansiyon, lateral fleksiyon ve rotasyon hareketlerine de yardımcı olmaktadır.

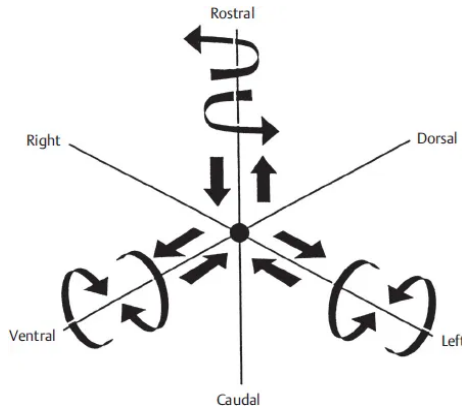
2.2. Omurga Stabilitesi

Omurganın değerlendirmesinde en çok dikkat edilen öğelerden birisi de omurga stabilizasyonudur. Omurganın hareketleri doğru bir fonksiyonda gerçekleştirebilmesi için kritik bir öneme sahiptir. Biyolojik sistemlerin genelinde hem statik stabilizasyon hem de dinamik stabilizasyon ayrı ayrı incelenmektedir. Sistemin dengede durması genellikle statik stabilizasyonu anlatmakla birlikte, sistemin zaman içinde yer değiştirirken dengede olması da dinamik stabilizasyonu anlatmaktadır. Eğer hareket sırasında bozulmalar ya da statik durumun korunamaması durumunda stabilizasyonun kaybı akıllara gelmektedir (Miele, Panjabi, & Benzel, 2012). Klinik stabilitenin tanımını White ve ark. “Fizyolojik yükler altında omurganın, omuriliğe veya sinir köklerine zarar vermeyecek veya tahriş etmeyecek şekilde yer değiştirme modellerini sınırlama yeteneği” olarak yapmışlardır (White, 1990).

Omurga stabilizasyonu üç alt sistem tarafından sağlanmaktadır.

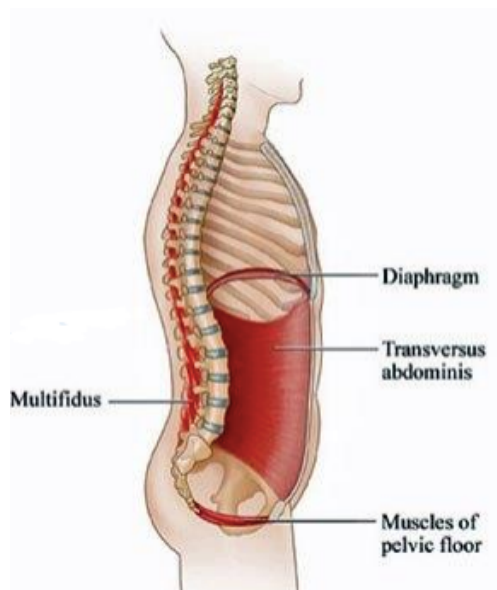
- Aktif Sistem: Kas ve ligamentler tarafından sağlanır.
- Pasif Sistem: Kemiklerin hareket limitasyonları ile sağlanır.
- Sinir Sistemi: Aktif sistemin merkezi ve çevresel sinir sistemi yardımıyla kontrolü sağlanır.

Omurga üç anatomik eksen etrafında hareketine devam ederken, yukarıda belirttiğimiz üç alt sistem ise mekanik olarak stabiliteyi korumaktadır.



Şekil 5. Omurganın 6 Serbestlik Derecesinin Gösterimi.(Miele et al., 2012)

Şekil 3'ü incelediğimizde hareket ya da serbestlik olarak isimlendirilen altı farklı potansiyel hareket görmekteyiz. Omurganın kendi içinde çeşitli yapıların olması segmental olarak hareketliliğin farklı olmasını sağlamaktadır. Çoğunlukla faset eklemin pozisyonu, kemik anatomisi, ilgili segmentin etrafında bulunan kas ve bağlardan oluşan yumuşak doku desteğinin farklılıkları ve göğüs kafesi gibi destekleyici yapılar hareketlerin farklılıklarını oluşturmaktadır. Hareket aralığı, genellikle İngilizce karşılığı 'range of motion'ın kısaltması (ROM) ile kullanılmaktadır, istenilen segmente uygulanan maksimum yük karşısında veya bir aktivite sırasında maksimum yer değiştirme olarak adlandırılmaktadır. Uzun yıllar süren araştırmalar sonucunda omurga da dahil olmak üzere tüm eklemlerin ROM dereceleri belirlenmiştir. Bir eklem biyomekanik açıdan değerlendirildiğinde spinal kinematik ve Stabilite gibi kavramlar ön plana çıksa da hareket modeli de oldukça önemlidir. Hareket modeli, bir eklemin yük altında takip ettiği yer değiştirme yolu olarak tanımlanabilir. Değerlendirme sırasında bu normlarda bir sapma görüldüğünde stabilitenin bozulduğu öngörüsünü yapabilmekteyiz. Omurga biyomekanikini incelediğimizde, bir vertebranın belirli bir zamanda etrafında döndüğü eksen anlık dönme eksenini(IAR) kabul edilmektedir. Fonksiyonlarını normal bir şekilde devam ettiren vertebralarda anlık dönme eksenini omurga içerisinde nispeten küçük bir alanla sınırlıdır. Burada etkili olan yapılar kas ve ligamentlerin bulunduğu yumuşak doku destekleri, eklem sınırlılıkları ve nöral yapıların kontrolü ile sağlanan stabilizasyondur (Miele et al., 2012).



Şekil 6. Core Stabilizasyonu Sağlayan Kaslar(<https://portsidephysiotherapy.com.au/core-stability-versus-core-strength/>).

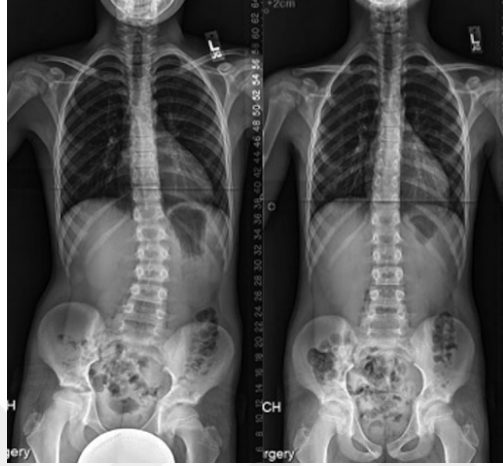
Omurga stabilizasyonunun en önemli kısımlarından biri core bölgesinin stabilizasyonudur. Core bölgesi 4 bölümden oluşmaktadır. Bir silindir gibi görülen bu yapının ortada silindiri çevreleyen yapı olarak bahsedebileceğimiz transevsus abdominis mevcuttur. Üst kısmında diyafram, alt kısmında pelvik taban kasları ve arkada tranversus abdominis yapıştığı bölgede bulunan multifidus kaslarından oluşmaktadır. Yapılan araştırmalarda, alt ve üst ekstremitelerde yapılacak bir hareket zihinde ilk canlandığı itibaren core bölgesinin aktivasyonun başladığı belirtilmiştir. Bu da hareket sırasındaki stabilizasyonun sağlanmasında core bölgesinin önemini vurgulamaktadır(Miele et al., 2012).

2.3. Skolyoz Tanımı

Skolyoz kelimesinin kökenini Yunanca'dan almaktadır. Kelime anlamı dağlık bir alanda birden fazla kazaya maruz kalmış ancak dikey eksenini koruyacak şekilde gelişimine devam etmiş 'çarpık' ya da bükülmüş ağaç olarak tanımlanmıştır. İnsanlardaki ilk skolyoz tanımlaması Hipokrat döneminde yapılmıştır. Gözlemleri sonucu Hipokrat, sağlığı iyi olan kişilerin de bu deformiteyi geliştirdiğine tanık olmuş ve her türlü dizilim bozukluğu için tek bir tanımlama yapmıştı. Aynı zamanda erken başlangıçlı olup kötü prognoz seyrettiğini de farketmiştir. Skolyozun, özellikle de adolesan idiyopatik skolyozun ilk doğru tanımlaması 1500'lü yıllarda Ambroise Paré tarafından yapılmıştır. Aynı zamanda konjenital anomalilerin birçok deformitenin kaynağı olabileceğini de belirtmiştir. 1800'lü yıllara kadar skolyozun postural bir bozukluktan mı yoksa yapısal bir deformiteden mi kaynakladığı tam olarak çözülememişti. Röntgenin icadıyla birlikte skolyozun da tanımlanması günümüz tanımlamasına oldukça yaklaşmıştır(Machida et al., 2018).

Skolyoz Araştırma Derneği'ne (Scoliosis Research Society - SRS) göre, skolyoz fonksiyonel ve yapısal olabilmektedir. Skolyozun tanımlanmasında 'eğri' kelimesi çokça kullanılmaktadır. Fonksiyonel skolyoz bacak uzunluk farklılıklarına, lumbosakral bileşke anomalisine bağlı, kompensatuar, antalgik ya da belli bir postürde uzun durmaya

bağlı statik olarak gelişebilmektedir(Hefti, 2013). Bu nedenlere bağlı oluşan eğriliklerde bacak boyu giderildiğinde ya da oluşma nedeni ortadan kaldırıldığında düzelme görülen skolyoz tipidir. X-Ray’de eğilmeler istediğinde omurgadaki eğriliğin tamamen düzeldiği görünmektedir(Machida et al., 2018).

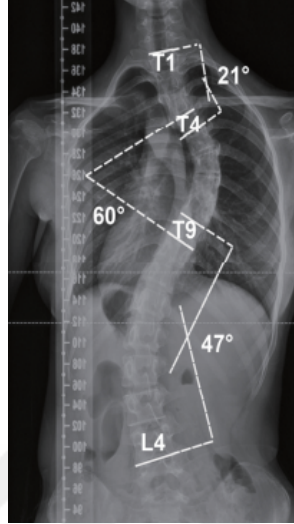


Şekil 7. Bacak Boyu Kısalığına Bağlı Gelişen Fonksiyonel Skolyozlu Bir Bireyin Yükseltici Özelliği Olan Tabanlıkla Desteklendiğinde Oluşan Düzelmeye X-Ray Görüntüsü(Sheha et al., 2018).

Yapısal skolyozun ise birçok sınıflandırması vardır ancak bunların büyük bir kısmını Adölesan İdiyopatik Skolyoz (AİS) oluşturmaktadır. Adölesan İdiyopatik Skolyoz, çocuklarda ve adölesan dönemde en sık görülen skolyoz tipidir. Genellikle 11-18 yaş aralığında ortaya çıkan sebebi belli olmayan COBB açısı 10° üstündeki lateral kaymalarla birlikte omurga rotasyonunun varlığı ile karakterize olan aynı zamanda normal kifotik eğriliğin azalmasının da görülebildiği (hipokifoz), üç boyutlu bir omurga deformitesi olarak tanımlanmaktadır (Choudhry, Ahmad, & Verma, 2016; Peng, Wang, Qiu, Zhang, & Zhuang, 2020; Stergiou, 2018).

COBB açısı, skolyoz değerlendirmesinde altın standart olarak kabul edilen X-Ray görüntülemesinde anterior-posterior (AP) grafi üzerinden yapılmaktadır. Eğriliğin değerlendirici kendi içerisinde ve farklı değerlendiriciler arasında en tutarlı ölçümleri vermesi diğer kullanılan değerlendirme yöntemlerine göre daha avantajlı ve sık kullanılan bir yöntemdir. COBB açısını ölçmek için, eğimi en fazla olan, eğriliğin başladığı ilk vertebra (UEV-Upper End Vertebra) ve eğriliğin son bulduğu vertebra

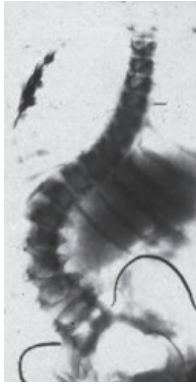
(LEV-Lower End Vertebra) bulunması gerekmektedir(Shakil, Iqbal, & Al-Ghadir, 2014; Tan et al., 2018).



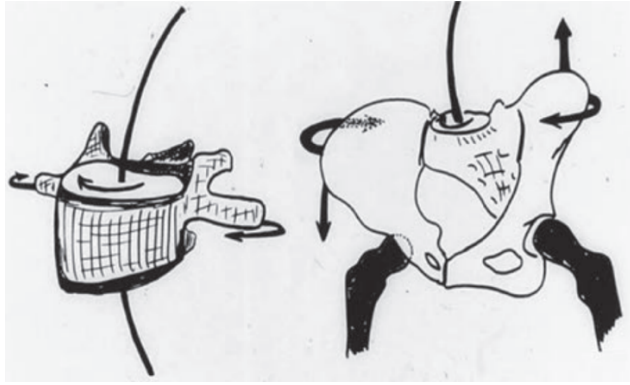
Şekil 8. COBB Açısı Ölçümü Örneği (Tan et al., 2018).

COBB açısı ölçümü sırasında, UEV'nin üst plakası boyunca ve LEV'in alt plakası boyunca çizgiler çizilir. Bu kısımdan itibaren iki yöntemle de aynı COBB açısını elde etmek mümkündür. Birincisi bu doğruların kesiştiği noktadaki açı ölçümü yapmak, ikincisi ise kesişim yerine plakalardan çekilen doğrulardan dikmeler indirip iki dikmenin kesiştiği yerdeki açıyı ölçmek de aynı COBB açısını vermektedir. Daha sonraki ölçümlerde değişimi anlayabilmek için aynı vertebra ların seçilip ölçüm alınması önerilmektedir(Shakil et al., 2014).

Alternatif bir yöntem olarak Risser-Ferguson yöntemi de kullanılır ancak COBB açısı kadar yaygın değildir. Bu ölçümde ise COBB açısı ölçümündeki gibi UEV ve LEV bulunmalıdır. Aynı zamanda apikal vertebra ve vertebra nın gövde merkezleri de işaretlenmelidir(Misterska, Glowacki, & Latuszewska, 2012). **Apikal vertebra**, eğriliğin en lateralinde yer alan, vertebra eğiminin en az olduğu ve en az rotasyona sahip olan vertebra dır. Apikal segmentin vertebra nın merkezini her iki taraftaki vertebra ların merkezleriyle ile birleştiren iki çizgi çizilir ve ortaya çıkan açı Risser-Ferguson açısını vermektedir(Shakil et al., 2014).



Şekil 9.



Şekil 10. (a)

Şekil 10. (b)

Şekil 10. Skolyoz Teşhisi Almış Bireyin X-Ray Görüntüsü

Şekil 11. (a) Vertebra'nın Rotasyonu (b) Skolyozda Pelvik Obliklik (Machida et al., 2018).

Şekil 4.'te anterior-posterior (AP) X-Ray grafilinde omurganın laterale yapmış olduğu shift görünmektedir. AP grafil skolyoz tanımlamasının yapılmasında altın standart olarak kabul edilen bir yöntemdir. Yapısal skolyozlar için röntgen üzerinde daha detaylı inceleme yapıldığında vertebralardaki rotasyona dair bilgiler ve pelvik oblikliği de görünmektedir (Şekil 5a ve 5b). Omurgadaki rotasyonu vertebra üzerinde bulunan pediküllerin konumlarına göre ölçebiliriz. Pediküllerin ikisinin de karşıya bakmadığı, birinin daha az görüldüğü ya da hiç görünmediği durumlarda omurgadaki rotasyondan bahsedilebilmektedir. Aynı zamanda iliac kemiklerden birinin daha geniş diğerinin daha dar görüldüğü aynı zamanda bir iliak kemiğin diğerinden daha eleve pozisyonda görüldüğü durumlarda da pelvik obliklikten bahsedilebilmektedir.

2.3.1. Skolyozun Sınıflandırması

Skolyozun en temelde iki kategoride sınıflandırması yapılmaktadır. Bunlardan ilki, herhangi bir kemik deformitesinin bulunmadığı veya kas zayıflıklarının görülmediği 'Postüral' ya da 'Fonksiyonel' skolyozdur (Derece I). Fonsiyonel skolyoza sebep olan etmenlere bakıldığında genellikle postüral refleks mekanizmasının bozulması ve/veya yanlış kazanılmış olan postüral alışkanlıklar olabilmektedir (Sarnadskiy, 2012; Shakil et al., 2014). Fonksiyonel skolyoz gelişen bir birey eğer daha sonrasında herhangi bir tedavi alınmadığı durumunda yumuşak dokularda gelişen değişiklikler sebebiyle yapısal değişiklikler gösterebilmektedir. Diğer sınıflandırma ise, sadece yumuşak doku değişikliklerinin görülmediği aynı zamanda kemiklerde de yapısal değişikliklerin meydana

geldiği ‘Yapısal’ skolyozdur (Derece II ve III). Eğriliğin iç bükey tarafında kalan yumuşak dokularda kısalmalar ve gerginlikler olurken dış bükey tarafında kalan yumuşak dokularda ise aşırı gerilmeler meydana gelmektedir (Z.-q. Chen et al., 2012; Sarnadskiy, 2012; Shakil et al., 2014).

Skolyozu etiyolojisine göre üç alt başlıkta inceleyebiliriz. Bunlar, idiyopatik, konjenital ve paralitik skolyozdur (Tablo 1).

Tip	Alt tip
İdiyopatik	İnfanıl (0-3 yaş)
	Jüvenil (3-10 yaş)
	Adölesan (10-18 yaş)
	Erişkin (18 yaş üstü)
Kontenital	Osteopatik
Paralitik	Nöropatik
	Miyopatik

Tablo 1. Skolyozun Etiyolojik Sınıflandırması

Skolyoz ortaya çıkma yaşı olarak sınıflandırıldığında 0-3 yaş aralığında görülen İnfanıl, 3-10 yaş aralığında görülen Jüvenil, 10-18 yaş aralığında görülen Adölesan ve 18 yaş üstü bireylerde görülen Erişkin İdiyopatik skolyoz olarak sınıflandırılmaktadır. Bireyin skolyoz tipinin Paralitik skolyoz sınıflandırmasına dahil edilmesi için çocuk felci (polio), serebral palsi veya spina bifida gibi nörolojik hastalıkların birine sahip olması gerekmektedir(De Sèze & Cugy, 2012; Shakil et al., 2014).

Skolyozda görülen eğrilik tipleri oldukça çeşitlilik göstermektedir. Sadece torakal, sağdece lumbal ya da her ikisinde de görülen eğrilik tipleri vardır. Ayrıca vücut bu eğrilikleri kompanse etmek için servikal bölgeden ve/veya pelvik bölgeden de shiftler yaparak dengeye ulaşmaya çalışabilmektedir. Torakal bölge eğriliklerinin %90’ı sağ tarafta görülürken, lumbal eğrilikler %70 oranında sol tarafta görülmektedir. Torakolumbal eğrilikler ise %80 sağ tarafta görülürken, her iki eğriliğin de majör olduğu eğrilikler de mevcut olup hem sağda hem de sol tarafta görülebilmektedir(Anderson, 2007; Shakil et al., 2014).

2.3.2. Adölesan İdiyopatik Skolyoz

İdiyopatik skolyoz, herhangi bir sebebi olmadan gelişen skolyoz olarak sınıflandırılmaktadır. Üç ana kategorisi bulunsa da genellikle 10-18 yaş aralığını kapsayan adölesan dönem denilen dönemde daha sık karşımıza çıkmaktadır. Adölesan İdiyopatik Skolyoz (AİS) adölesan dönemde, çocuk doktorları, ortopedi ve travmatoloji doktorları ve omurga cerrahları tarafından en çok görülen omurga deformitesi olduğunu belirtmişlerdir(Altaf, Gibson, Dannawi, & Noordeen, 2013).

2.3.3. AİS Epidemiyolojisi

Adölesan dönemde görülen omurga patolojilerinin en sık görülen AİS'in dünya çapındaki prevalansı %0,47 ile %5,20 arasında değişmektedir(Konieczny, Senyurt, & Krauspe, 2013). Dünyanın birçok yerinde bölgesel incelemeler yapılmış, bunlardan biri de Qui ve ark. tarafından Çin'de gerçekleştirilmiştir. Çin toplumunu incelediklerinde genel skolyoz görülme sıklığının %0,6 ile %2,0 arasında değiştiğini ve bu vakaların da %90'ının adölesan idiyopatik skolyoz teşhisi aldığını belirlemişlerdir(Qiu, 2017). Çinde yapılan bir diğer çalışmayı ise Zheng ve ark. AIS prevalansının yaklaşık olarak %2,4 olduğunu ve kızların daha yüksek oranda bu teşhisi aldığını göstermişlerdir(Zheng et al., 2017). AİS, on yaşın altında da görülebilmektedir ve 10 derece ve üzerinde görülme sıklığı %2-3 olarak belirtilmiştir(Cheng et al., 2015). On yaş altında görülen skolyozlarda %0,3-%0,5'lik bir kısmında artık tedavinin gerektiği 20 derecenin üzerinde eğrilik bulunduğu gösterilmiştir(Weinstein, 2019). Ülkemizdeki en kapsamlı çalışma 2018 yılında gerçekleştirilmiş olup 16.000'den fazla çocuk dahil edilmiştir. Alınan verilerde AİS'in görülme sıklığı genelde %2.3 iken, cinsiyete göre dağılımda erkeklerde %1.49 ve kızlarda ise %3.07 olarak belirtilmiştir(Yılmaz, Zateri, Ozkan, Kayalar, & Berk, 2020).

2.3.4. AİS Patogenezi

Yıllar boyunca AİS'e neden olan etken araştırılmış ancak kesin bir neden bulunamamıştır. AIS'in patogenezi açıklamaya çalışan çeşitli teoriler öne sürülmüş ve

birçok hipotez öne sunulmuştur. Bugüne kadar yapılan çalışmalardan yola çıkarak en çok görülen sebebin genetik olduğu görülmüştür. Her 4 skolyoz teşhisi almış bireyden 1'inde aile öyküsü bulunmaktadır. Genetik faktörler oldukça sık gündeme gelse de sadece %25'inin etkilenmesinden dolayı hala gizemini korumaktadır.

AIS'nin çok faktörlü patogenezi daha iyi anlamak için teorileri aşağıdaki gruplara ayırdık: genetik, mezenkimal kök hücreler, dokular, omurga biyomekaniği, nöroloji, hormonlar, biyokimya, çevre ve yaşam tarzı.

AIS'in nedeni bilinmemekle birlikte birden fazla hipotez sunulmuştur. Bunlardan ilki merkezi sinir sisteminin propriosepsiyon ve homeostaz açısından bir bozukluk yaşamasından kaynaklı olabileceği düşünülmüştür. Genetik faktörler de gündeme çok sık gelmiştir. Skolyoz teşhisi almış bireylerin %25'inin bir akrabasında da skolyoz teşhisi aldığını bildirmiştir ancak yeterli kanıtı sağlayamamasından dolayı genetikle ilişkisi de değişken olarak kalmıştır.

Primer kas bozukluğunun idiyopatik skolyozun olası bir etiyolojisi olduğu öne sürülmüştür. Şu anda nedenin, Metabolik (melatonin çalışmalarına dayalı), Hormonal ve Biyomekanik faktörler de dahil olmak üzere genetik predispozan faktörlerle birlikte çok faktörlü olduğu düşünülmektedir [4, 13].

2.4. Giyilebilir Cihazların Tarihçesi

Tarihsel olarak, giyilebilir cihaz kavramı yüzyıllar öncesine dayanmaktadır. Cep ve kol saatleri günümüzde hala kullanımda olan popüler giyilebilir cihazların en popüler örnekleridir. Gelişen teknolojilerle birlikte, kullanıcıların zihinsel algısındaki yer, masaüstü bilgisayarlardan akıllı telefonlara, tablet bilgisayarlara ve son olarak da giyilebilir teknolojilere doğru kaymaktadır (Bostancı, 2015). Giyilebilir cihazlar temelde algılama, işleme, depolama ve iletişim yeteneklerine sahip küçük bir bilgisayarlardır. Kullanıcıya geri bildirim sağlayan arayüzler ve harekete geçirme yetenekleri de içerebilmektedir.

Sensörler, “enerjiyi veya maddeyi tespit etmek, bulmak veya ölçmek için kullanılan ve cihazın yanıt verdiği fiziksel veya kimyasal bir özelliğin tespiti için bir sinyal veren bir cihazlar” olarak tanımlanır (Kress-Rogers, 1996). Tüm sensörler mutlaka giyilebilir olmayabilir, ancak tüm giyilebilir cihazların algılama yeteneklerine mutlaka sahip olmalıdır.

Giyilebilir teknolojilerin kullanımı her alanda, özellikle sağlık bilişimi, akıllı ev uygulamaları, savunma vb. alanlarda her geçen gün artmaktadır. Bu teknolojiler, tıpkı bir bilezik ya da aksesuar gibi taşınarak, içinde bulunan belli sensörler sayesinde farklı görevleri yerine getirebilmektedir (Bonato, 2010). Hem tanı için uygulamalar hem de izleme gibi uygulamalar içermektedir. Bu sensörlerin bireylerden topladığı veriler bluetooth ya da benzeri kablosuz ağlar aracılığıyla ilgili veritabanlarına ya da kişisel bilgisayarlara gönderilebilmektedir (Chan, EstèVe, Fourniols, Escriba, & Campo, 2012).

Giyilebilir cihazlar, sağlık alanında kullanıldığında, hastaların bu uzaktan sağlık izlemesini sağlar. Sağlık verileri, giyilebilir cihaz tarafından kablosuz olarak bireylerin ilgili doktorunun ofisine gönderilebilir ve hastane ziyaretlerine olan ihtiyacını ortadan kaldırır. Sonuç olarak, bakım maliyeti geleneksel takibe oranla ciddi oranda azalır. Ayrıca, hastaların sağlığını sürekli olarak izleme yeteneği, erken tanıyı kolaylaştıracağından, önleyici müdahaleler yoluyla olası sorunların tespit edilmesine yardımcı olabilmektedir. Bu sayede önleme maliyeti tedavi maliyetinden önemli ölçüde daha az olacağından gereksiz prosedürleri ortadan kaldırırken verilecek olan bakımın kalitesini artırabilmektedir.

Giyilebilir Cihazların Temel İşlevleri

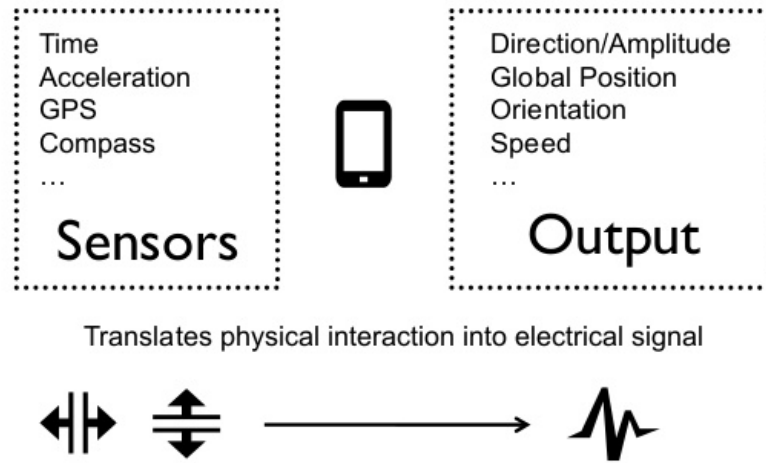
- Algılama
- Süreç (Analiz)
- Depolama
- İletmek
- Uygula (Kullan)(Sazonov, 2014).

Giyilebilir Cihazların Temel Yapıları

- Sensör
- Depolama

- Hesaplama
- İletişim
- Arayüz

Sensörler tarafından toplanan ham veriler, yalnızca bireye fayda sağlamak için arayüz tarafından uygun şekilde dönüştürüldüğünde ve kullanıldığında değer kazanmaktadır. Bu dönüşümün sorunsuz gerçekleşmesi için bir bilgiye ve o bilgi işleyecek bir ekosisteme ihtiyaç vardır(Sazonov, 2014). Buna Veri-Bilgi-Anlama-Değer paradigması denir.

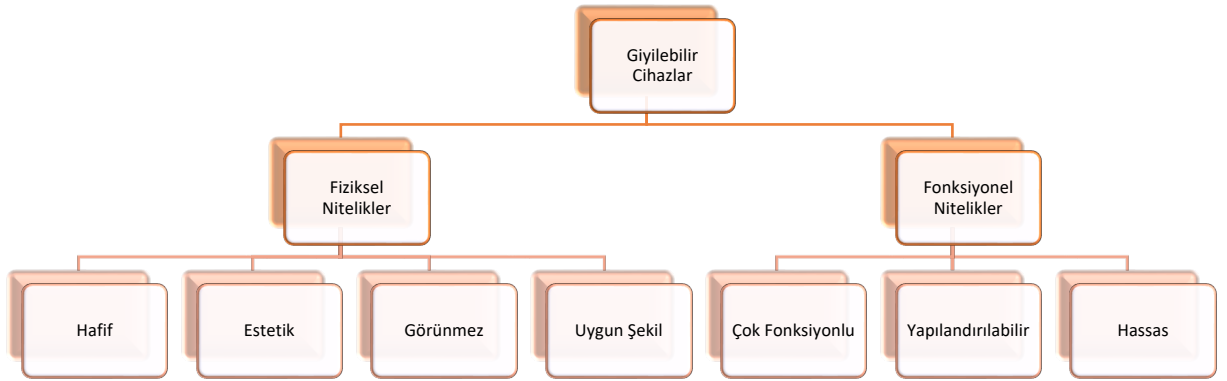


Şekil 11. Veri-Bilgi-Anlama-Değer Paradigması(Sazonov, 2014)

2.4.1. Giyilebilir Cihazlar için Sınıflandırma

Başlangıç olarak, tek işlevli veya çok işlevli olarak kategorize edilebilir. Ayrıca invaziv veya noninvaziv olarak da sınıflandırılabilirler. İnvaziv giyilebilir sensörler ayrıca minimal invaziv, sinyalleri elde etmek için cilde nüfuz eden (deri altı) veya kalp pili gibi implante edilebilir olarak tanımlanabilir. Giyilebilir cihazlar, çalışması için belirli bir güce ihtiyaç duyup duymadıklarına bağlı olarak aktif veya pasif olarak da sınıflandırılabilir; nabız oksimetre sensörleri öncekine düşerken, sıcaklık probu çalışması için kendi gücünü gerektirmeyen pasif bir giyilebilir ürünün bir örneğidir(Sazonov, 2014).

2.4.2. Giyilebilir Cihazların Özellikleri



Tablo 2. Giyilebilir Cihazların Özellikleri

Giyilebilir cihazların birçok kullanım alanı bulunmaktadır. Özellikle kişisel sağlık, spor performansı üzerine ve güvenlik/emniyet alanlarında oldukça gelişmiştir. Kişisel sağlık alanında kullanılması özellikle bakım maliyeti azalır. Dahası, hastaların sağlığını sürekli olarak izleme yeteneği, önleyici müdahaleler yoluyla olası sorunların tespit edilmesine yardımcı olmaktadır ve böylece önleme maliyeti tedavi maliyetinden önemli ölçüde daha az olduğundan gereksiz prosedürleri ortadan kaldırırken bakım kalitesini arttırmaktadır(Sazonov, 2014).

Giyilebilir cihazların spor performansı alanında kullanımı incelendiğinde, bireylerin fizyolojik durumlarının izlenmesi ve egzersize nasıl tepki verdiğini anlama konusunda yardımcı olmaktadır ve fizyolojik ölçümler aracılığıyla bireysel eğitim programları planlanmasında ve optimize edilmesinde yardımcı olduğu gözlemlenmiştir(Sazonov, 2014).

Güvenlik/emniyet alanına bakıldığında, iş tehlikelerinin sürekli izlenmesi için giyilebilir sensörlerin kullanılmasıyla kişisel güvenliğin desteklenebileceği birçok avantaj sunmaktadır. Yüksek riskli meslekler arasında bulunan ilk müdahale ekipleri, inşaat işçileri, polis, güvenlik ve askeri personel gibi meslek gruplarında bulunan kişiler için bu uygulamalar hayati önem taşımaktadır(Sazonov, 2014).

2.5. Skolyozda Hareketi Belirleme Yöntemleri

Skolyoz için yapılan değerlendirmeler incelendiğinde, özellikle spinal dengenin değerlendirmesi genellikle statik bir ölçüm olan tam radyografilere dayanmaktadır ancak günlük yaşam aktiviteleri dinamiktir ve 3 boyutlu uzayda hareket gerektirir. Bu sebeple dinamik aktiviteler sırasında değerlendirmelere ihtiyaç duyulmuş ve bunun için birçok değerlendirme yöntemi geliştirilmiştir. 3 boyutlu hareket analiz sistemi uygulanabilirliği ve tekrarlanabilirliği açısından diğer yöntemlerden daha zordur. Dinamik olarak ölçüm yapabilen analiz sistemler şu şekildedir:

- Video Stereografi
- Video-Fluoroskopi
- Optik Analiz sistemleri
- IMU Sensör Sistemleri

2.5.1. Video Raster-Stereografi (RST)

Omurga deformitelerinin dolaylı ölçümü için RST, ekonomik ve hızlı bir yöntem olduğundan, erken tarama ve omurga deformitelerinin varlığını anlama amaçlarıyla giderek daha fazla kullanılmaktadır. Bugünlerde, en yaygın kullanılan RST ürünlerinden biri Formetrik-4D sistemidir (Formetric-4D Diers, International GmbH, Schlangenband, Almanya). Diers Formetrik-4D sistemi, AIS'li hastaların omurga deformitelerini değerlendirmekte kullanılmıştır ve birçok çalışmada tekrarlanabilirliği gösterilmiştir. Ancak, altın standart olan radyolojik ölçümlerle doğrulamasını değerlendiren sınırlı sayıda çalışma bulunmaktadır (Knott et al., 2016; Yücekul, 2021).

RST'de hastanın sırtına beyaz ışık çizgileri (raster çizgileri) yansıtılır ve sırtın 3 boyutlu şeklinin bu çizgileri bükmesi kullanılarak oluşan kavisli ışık desenleri kamera tarafından algılanmaktadır. Yazılım aracılığıyla, tespit edilen dış bükey ve iç bükey bölgeler, anatomik işaretlerin ve sabit noktaların hemen belirlenmesini sağlar ve matematiksel algoritma kullanılarak omurganın 3 boyutlu modeli yeniden oluşturulur. Kullanılan anatomik noktalar arasında; servikal bölgede vertebra prominens, sakrum noktası olarak gluteal çizginin başlangıcı ve pelviste spina iliaca posterior superior

pozisyonunu temsil eden sağ ve sol lomber gamzeler (DR-DL) yer alır. Gövdenin yüzey eğimi kırmızı ve mor alanlar olarak hesaplanır, dış bükey ve iç bükey bölgeleri gösterirken pelvis ve omurganın 3 boyutlu rekonstrüksiyonunu sağlamaktır. 4D özelliği, 3 boyutlu görüntülemenin yanı sıra analize "zaman"ı da dahil eder ve görüntü 6 veya 12 saniyelik zaman dilimlerinde alınarak elde edilen görüntünün değişimi azaltılırken doğruluk artırılmaktadır(Knott et al., 2016; Yücekul, 2021).

2.5.2. Dijital Video-Fluoroskopi

X ışınları, manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve DVF gibi görüntüleme teknikleri, omurgayı segmental düzeyde gösterebildiği için sıklıkla kullanılmaktadır. X ışınları genellikle yaygın olarak kullanılır, ancak yüksek radyasyon dozajı nedeniyle genellikle nötr pozisyonda ve hareketliliğin aşırı pozisyonlarında yalnızca sınırlı sayıda statik görüntü elde edilmektedir. Bu sorunların üstesinden gelmek için Breen ve Allen ve diğerleri tarafından bir DVF görüntüleme tekniği tanıtıldı. Bu tekniğin temelinde çok düşük dozlu bir X-ışını kullanılır: kişi, X-ışını kaynağı ile görüntü yoğunlaştırıcı arasında konumlandırılır ve kendiliğinden veya pasif olarak hareket edebilir. Bu yöntemle, omurga hareketinin bir dizi dinamik karesi, lomber omurganın tek bir düz röntgen filmi için gerekenden daha düşük bir X-ışını dozuyla yakalanabilir. En önemli özelliklerden biri, DVF'nin lomber omurganın gerçek zamanlı hareket sekansını elde etme olanağını sağlaması ve aynı zamanda radyasyon dozunun normalden daha düşük olması nedeniyle hastalar için daha güvenli olmasıdır. Ancak, görüntü kalitesi ile radyasyon dozu arasında bir denge vardır ve sonuç olarak DVF görüntüsü, bir X-ışını görüntüsüyle karşılaştırıldığında düşük kalitededir. Görüntü kalitesi, nokta benzeri X-ışını kaynağına bağlı olarak değişir. Yumuşak dokuların neden olduğu dağılma, görüntü kalitesini daha da düşürebilir ve ayrıca pelvis gibi diğer vücut yapıları, bazı görüntülerde omurun kararmasına neden olabilir.

Giyilebilir dinamik hareket ölçüm birimleri incelendiğinde üç ana ölçüm birimi kullanılmaktadır. Bunlar, akselerometre, jiroskop ve ataletsel ölçüm birimleridir (IMU).

Jiroskoplar ve ivmeölçerler gibi mikro-makine sensörleri genel olarak kullanılabilir hale geldiğinden beri, insan hareketi laboratuvarın dışında mobil sistemler ile sürekli olarak ölçülebilir. Uygulamalar günlük yaşam aktivitelerinin ve aktivite seviyesinin izlenmesini, yürüme analizini, motor kontrol ve stabilite araştırmasını, yük tahminini veya fonksiyonel elektrik stimülasyonunu içerir. İvmeölçerler ve jiroskoplar, ters dinamik tekniklerini kullanılarak yük tahmini yapılacaksa, bir segmentin oryantasyonu ve açısal hızı ve ivmesinin bilinmesi gerekir. Ayrıca, oryantasyon ölçülebildiğinde günlük görevler daha ayrıntılı tanımlanacaktır. İvme, stabiliteyi analiz etmek için de kullanılabilir. Vücuda monte edilmiş bir ivmeölçer ile ivme ölçümü, yerçekimi ile ilgili eğim bilindikten sonra daha doğru olacaktır(Luinge & Veltink, 2005).

2.5.3. Optik Sistemler

Optik sistemler, hastanın omurgasına bağlı bir dinamik referans çerçevesi (Dynamic Reference Frame - DRF) tanımlamak için kullanılır. DRF'ler genellikle, hasta takibi için navigasyon sistemi tarafından tanınan ve kullanılan, bilinen konumsal geometriye sahip metal bir yüzey üzerindeki yansıtıcı kürelerden oluşur. İzlemeyi başlatmak için navigasyon yazılımına, kullanıcı geri bildirim prosedürü veya intraoperatif görüntüleme yoluyla belirleyerek göre hastanın konumu hakkında bilgi sağlanır(Uehara et al., 2017).

Tek bir bağlantı noktasına sahip referans tabanlı çözümlerin aksine, optik sistemler daha düzgün bir şekilde dağıtılır ve potansiyel olarak omurganın daha büyük bir kısmı üzerinde doğru lokasyon ve lokasyon takibi sağlayabilir. Deneysel olarak tıbbi olmayan modellerde, nesneye olan mesafeye bağlı olarak 9 ila 45 mm arasında değişen bir doğruluk göstermiştir(Hübner, Clintworth, Liu, Weinmann, & Wursthorn, 2020). Hatta Gibby ve ark. yaptığı bir çalışmada kabaca 5 mm'lik bir doğruluk elde edilmiştir. Ancak, bu doğruluklar klinik kullanım için yeterince iyi değildir(Gibby, Swenson, Cvetko, Rao, & Javan, 2019).

2.5.4. Ataletsel Ölçüm Birimleri (IMU)

Ataletsel ölçüm birimleri (IMU'lar) ivmeölçerler, manyetometreler ve jiroskoplar içeren entegre elektronik cihazlardır. Bu sistem küçük boyutlu olduğu için giyilebilir olmalarını sağlar. IMU'lar doğrusal ivmeyi, açısal hızı ve vücut hareketlerinin yönünü ölçer ve yerel referans değerleri çerçevesinde ham veriler üretir (Brodie, Walmsley, & Page, 2008; Ma, Wong, Lam, Wan, & Lee, 2016). Birimler, sırasıyla doğrusal bir ivme, açısal hız ve yönü ölçen bir üç eksenli ivmeölçer, bir üç eksenli jiroskop ve bir üç eksenli manyetometreden oluşur.



Şekil 12. IMU Sensörlerinin İçinde Bulunan Ivmeölçer, Jiroskop Ve Magnetometre.

Mikroelektromekanik sistemlere (MEMS) dayanan son teknoloji ataletsel ölçüm birimleri (IMU), tek bir entegre devre paketine dokuz eksene kadar algılama dahil edebilir. Bu tür bilgiler, insan vücudu veya vücut bölümlerinin yönelimini / eğimini ortaya çıkarmak için ayrıca işlenebilir. Her sensörün detaylı algılama mekanizmaları ve bunları bir araya getirdikten sonra çalışma mekanizması açıklanmaktadır (Ma et al., 2016).

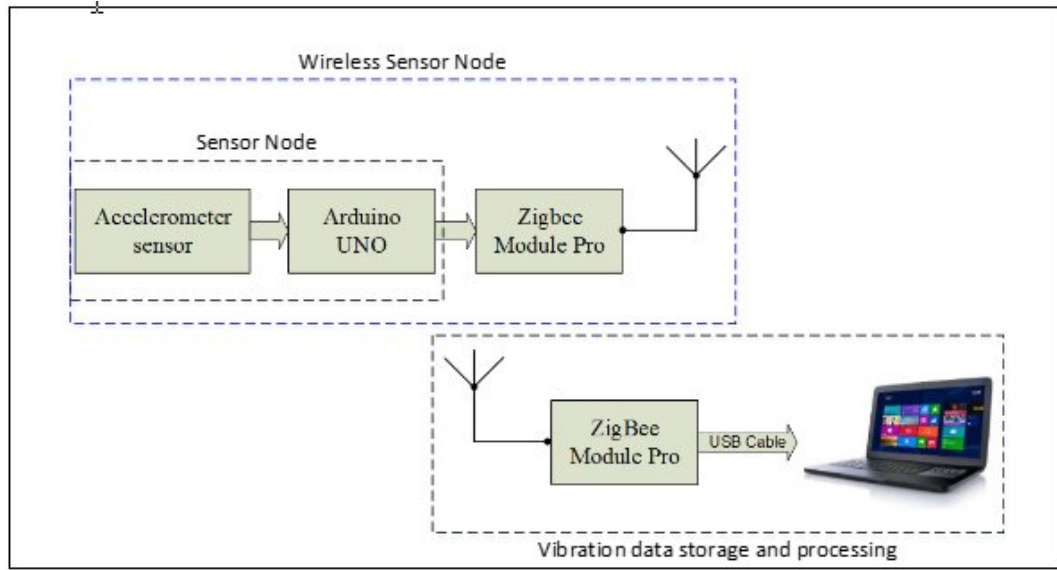
Giyilebilir Sensör Tipi	Sonuç Ölçümü	Sensörün Yeri
Akselerometre	Üç boyutlu uzayda X, Y ve Z hareketlerinin doğrusal ivmesi	Vücut Segmenti
Gyroscope	Açısal hız: üç boyutlu bir uzayda dönüş hızı ve oranı (yuvarlanma, eğim ve sapma)	Vücut Segmenti
Magnetometre	Yön: Dünya'nın manyetik alanına göre mutlak açısal hareketler	Vücut Segmenti

Tablo 3. Giyilebilir Sensör Tipleri, Özellikleri ve Yerleşim Yerleri.

Tipik olarak bir Kalman tipi filtre ham verileri işlemek için kullanılır. Global referans çerçevesinde oryantasyonu sağlanır ve gürültüsüz ölçümler elde edilir. İnsan hareketini yakalamak için, segmental hareket, vücut segmentlerinin her birine bağlı bir IMU ile ölçülebilir(Brodie et al., 2008).

2.5.4.1. İvme Ölçer (Akselerometre)

İvmeölçer, belirli kuvvet olarak adlandırılan vektör miktarının bir bileşenini ölçmek için tasarlanmış hassas bir araçtır(J.-H. Chen, Lee, & DeBra, 1994). Üç eksenli ivmeölçerler, üç boyutlu bir uzayda X, Y ve Z hareketlerinin hızlanmasını algılayabilir. Temel mekanizmalar, ivmeölçerlerin üç yönün her birinde ilgili ivmeyi veya "g-kuvveti" olarak adlandırılan vektör miktarını bağımsız olarak ölçmesidir [8]. Algılanan büyüklük ve g-kuvvet yönündeki değişikliklere dayanarak, bir nesnenin doğrusal hareketlerinin yönü elde edilebilir. Vücut segmentlerine monte edilen mikroeletromekanik ivmeölçerler, çeşitli vücut segmentlerinin hareket yönünü bu şekilde algılar. Alqhtani ve ark. 2015'de yaptıkları çalışmada akselerometrenin torakalumbal bölgedeki hareketlerin ölçümünde güvenilir olduğunu bildirmişlerdir(Alqhtani, Jones, Theobald, & Williams, 2015).



Şekil 13. İvmeölçer Sensörlerin Çalışma Mekanizması

2.5.4.2. Jiroskop (Gyroscopes)

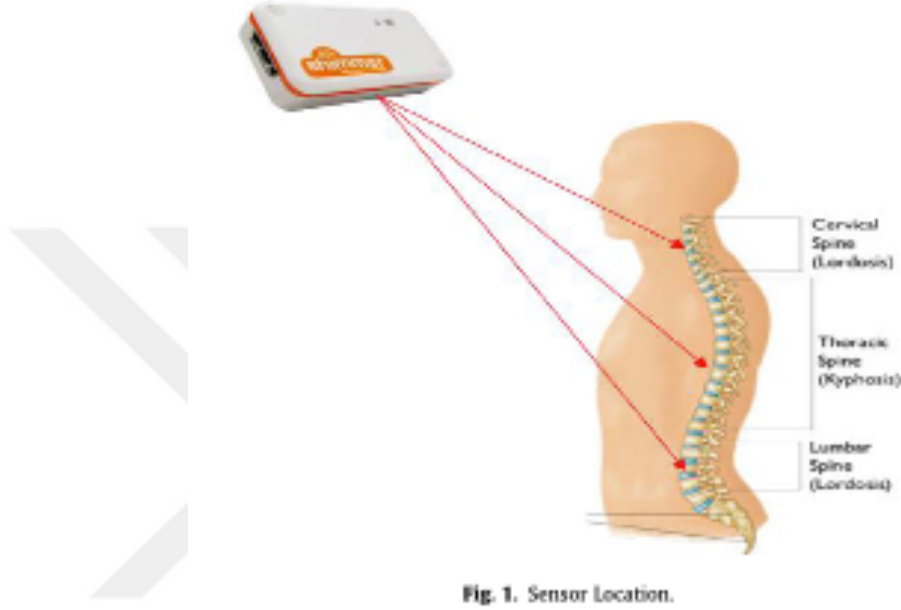
Jiroskoplar, üç boyutlu bir uzayda (yuvarlanma, eğim ve sapma) dönme derecesini ve hızını ölçebilir. Bunlar, açısal hızda dönen bir referans çerçevesinde, hız ile hareket eden bir kütlenin bir kuvvet yaşadığını belirten Coriolis etkisi teorisine dayanarak tasarlanmıştır. Jiroskop, dönme ekseninin herhangi bir yöne gitmekte serbest olduğu dönen bir disk içerir. Bu eksenin yönü, açısal momentumun korunmasına göre jiroskopların üç boyutlu bir alanda, ivmeölçerlerin sadece göreceli olarak kısa süre kullanılmasından dolayı hareket tespitini daha doğru sağlar ve sabitleyen bölümün anlık eğilmesinden veya dönmesinden etkilenmez(Luinge & Veltink, 2005). Giyilebilir sensörler içerisinde tek başına kullanımı pek olmamaktadır. Genellikle ivme ölçerlerle birlikte bir takım sensörü oluşturulur ve bu şekilde kullanılır. Bu da IMU sensörü olarak anılmaktadır.

2.5.4.3. Magnetometreler

Manyetometreler, Dünya'nın manyetik alanına göre yön bilgisi veya mutlak açısal ölçümler sağlayabilir(Zhu & Zhou, 2004). Manyetik alanın algılanan vektör bileşenleri

sapma (alan vektörünün yatay bileşeni ile kuzey manyetik arasındaki açı) ve eğimden (alan vektörü ile yatay yüzey arasındaki açı) oluşur.

Simpson ve ark. 2019 yılında yaptıkları sistematik derlemede, spinal postür üzerine giyilebilir sensörleri kullanan 37 çalışma incelemişler ve bu çalışmalardan 24'ü IMU kullanmayı tercih etmiştir(Simpson, Maharaj, & Mobbs, 2019).



Şekil 14. IMU Sensörlerinin Örnek Yerleşim Biçimi 1(Simpson et al., 2019)

Bu sistemin kullanılması diğer giyilebilir sistemler üzerinde pek çok üstünlük sağlamıştır. Bu çalışmalarda en az 2 en fazla 5 IMU sensör kullanılmıştır. Az sayıda sensör kullanımı da yetersiz veri sağlayacağı için gerek görüntülemelerde gerekse biofeedback sağlamasında en doğru bilgiyi sağlayamamaktadır. Birden fazla sensör kullanımı da kablolarla bağlantı ve vücuda bağlanma gerektirir, genellikle çemberleme yoluyla kullanıcının çıkarması ve yeniden takılması zor olabilir. Önerilen bazı giyilebilir sistemler sadece bir sensör kullansa da Fathi ve ark. postürün doğru sınıflandırılması için kullanılacak optimum sensör sayısının üç (IMU sensörü) olduğunu belirtmiştir. Yaptıkları araştırma sonucunda, üçten fazla sensörün kullanılmasının postüral analiz verilerinin doğruluğunda istatistiksel olarak anlamlı bir iyileşme sağlamadığını göstermiştir(Fathi & Curran, 2017).

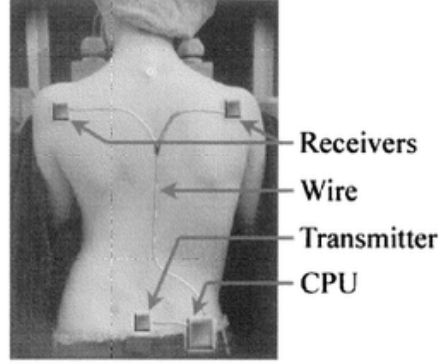


Fig. 2. System physical placement.

Şekil 15. IMU Sensörlerinin Örnek Yerleşim Biçimi 2(Fathi & Curran, 2017)

Bu sistemleri kullanırken sensörlerin yerleşim yerleri de büyük önem taşımaktadır. Birçok araştırmacı farklı lokalizasyonlar önermişleridir. Değerlendirmek istedikleri bölüme göre değişiklik gösterebilmekle birlikte columbia vertebralis üzerinde birçok yer kullanılmıştır (C7, T1, T9, L4, L5 spinöz prosesler ve sacrum gibi). Biofeedback için kullanılmak istenilen sistemlerde scapula inferior ucu da tercih edilen lokasyonlardan biridir. Buraya yerleştirdikleri iki sensör ile birbirlerine göre konumlarını algılaması sonucu kullana kişiye bir biofeedback sağlamaktadır. Bunlar dışında el bilekleri, üst kol, gövde uyluk ve bacak da kullanılan lokasyonlar arasındadır.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma için belirlenen grup omurga sağlığı kliniğinde egzersiz eğitimi devam eden bireylerden oluşturulmuştur. Nisan 2023 tarihi içerisinde kliniğe devamlı gelen bireyler araştırmaya dahil edilmiş ve klinik ortamda testlemeleri yapılmıştır. Çalışmaya alınan bireyler dahil edilme kriterlerince seçilmiştir.

Çalışmanın örneklem analizinin hesaplanması için, Power Analysis/ Sample Size Calculation kullanılarak, %95 güven aralığı durumunda 4 kişi örneklem büyüklüğünde olması gerektiği belirlenmiştir.

Bu çalışma için, İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Dekanlığı Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından onay alınmış olup, 2497436 sayılı etik kurul onayı ekte belirtilmiştir (EK-1).

Çalışma Grubuna Dahil Edilme Kriterleri	Dışlanma Kriterleri
- Skolyoz tanısı almış olmak	- Sadece torakal bölgede skolyozu bulunması
- Lumbal bölgede skolyoz bulunması	- Bireyde ağrı bulunması
- 10-18 yaş arasında olmak	- Test materyallerine alerjinin bulunması
- Egzersizlere en az bir ay devam etmiş olması	
- Uygulanacak olan protokolü anlayabilmek	

Tablo 4. Çalışma Grubu Dahil Edilme/Dışlanma Kriterleri

Dahil edilme kriterlerine uygun olan bireyler için kendilerine ve ailelerine omurga sağlığı kliniğine geldiklerinde uygulanacak olan protokol detaylı olarak anlatılmıştır. Çalışmaya katılmayı kabul eden bireyler ve ailelerinden sözlü olarak onay alındıktan sonra “Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu”nu imzalayarak yazılı onayları alınmıştır (EK-2). Hasta Bilgi Formu (EK-3) ile demografik bilgileri alındıktan sonra mevcut

olan röntgenleri incelendi ve doktorlarının koymuş oldukları teşhis kontrol edildi. Demografik bilgiler ve skolyoza spesifik bilgiler ilgili fizyoterapist tarafından kaydedildi. Tüm değerlendirmeler bittikten sonra uygulanacak olan protokol bireylere ve ailelere detaylı olarak sözlü şekilde tekrar anlatıldı.

3.1. Sosyo-Demografik bilgiler

Çalışmaya katılmayı kabul eden bireylerden yaş, boy, kilo, beden kitle indeksi(BKİ), skolyoz teşhisi ve teşhis tarihi bilgileri alındıktan sonra korse ve tabanlık kullanım bilgileri de alındı.

3.2. Egzersiz Seçimi

Skolyoz tanısı almış bireylere uygun olarak oluşturulan ev egzersiz programları bulunmaktadır. Sensör sisteminin yerleştirilmesi ve boyutundan dolayı oluşacak kaymalar, veride çıkabilecek hatalar, sırt bölgesinin yerle temasının olduğu egzersizler seçilmemiştir. Skolyoza spesifik egzersizlerden, ev programına uygun olan üç tane egzersiz seçildi. İlk egzersiz Sandalyede ya da topta oturma (Sitting on a Ball/Chair), ikinci egzersiz Bir diz üzerinde diz üstü (Kneeling on the one knee) ve son egzersiz ise İki sopa arası (Between Two Poles) olarak isimlendirilmiştir. Bu egzersizlerin uygulanması için seçilen tekrar miktarı 2 set, 8 nefes/tekrar şeklinde belirtilmiştir.

3.3. Xsens Sensör Sistemi ile Değerlendirme

Yapılacak olan değerlendirmede Xsens sensör sistemi kullanıldı ve 3 Boyutlu Skolyoza Spesifik Egzersizlerin içeriğine uygun olarak sensörlerin gövde üzerine yerleşimi belirlendi. Sensörlerin konumlandırıldığı yerler omurga simetrisine ve egzersiz sırasında hedeflenen hareketler göz önüne alınarak 4 bölge belirlendi. Bunların konumları, C7 vertebra, sağ ve sol akromion, T8-T10 hizası ve L2-L3 hizasına gelecek şekilde sırt bölgesidir. Bu sensörler bir flaster yardımı ile deriye sabitlendi. Verilerin doğruluğunun tam olabilmesi için mümkün olduğunca az hareket etmesi amaçlandı.

Bu çalışmada XSens DOT sensör sistemleriyle ortaklık yapılmamıştır. Temin edilme süreci yapılan araştırmalar sonunda seçilmiş ve tamamen bize aittir.



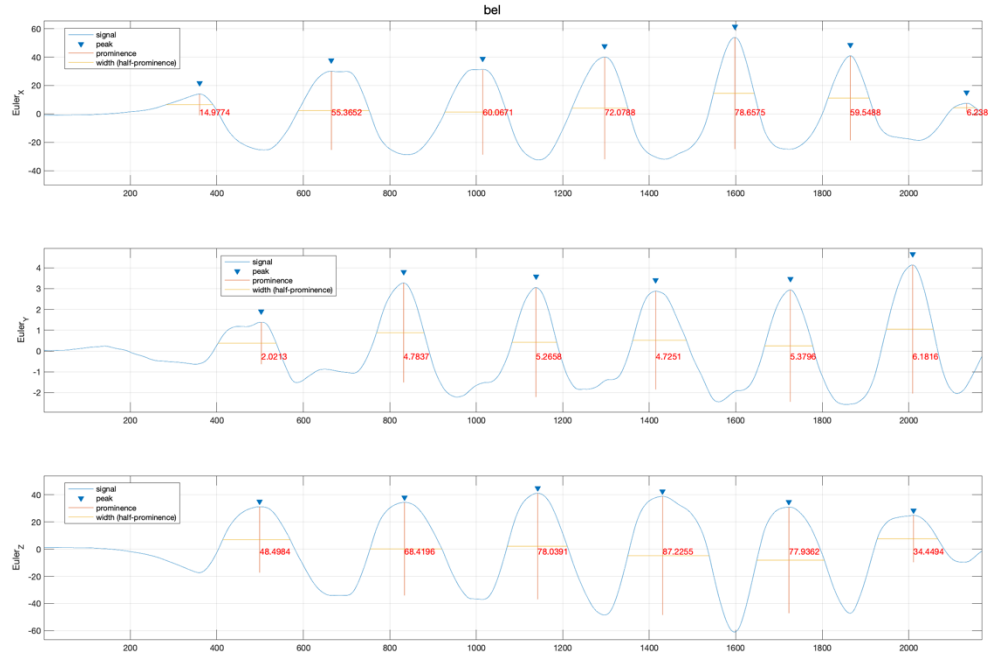
Şekil 16. Xsens Sensör Sisteminin Yerleşim Noktaları

Fizyoterapist tarafından, sensör yerleşimi bittikten sonra öncelikle seçilen egzersizi fizyoterapist gözetimi ve uyarımı olmadan yapılması istendi. Birey, ölçümlerin ilk 10 ve son 10 saniyesi dataların başlangıç noktasını belirlemek adına egzersiz yapmadı. Fizyoterapist tarafından, set içerisindeki egzersizlerin yapımı sırasında, başlangıç noktasına dönmeye başlamadan hemen öncesi egzersizin en belirgin noktası olduğunda bu noktada 1-2 saniye beklenmesi istendi ve set içerisindeki bir tam egzersizin verilerinin netliğini belirlemek için bir egzersiz bitip diğerine başlamadan hemen önce de 1-2 saniye beklenmesi istendi.

Bu iki setin bitiminde dinlendirilen birey, daha sonraki setlerini fizyoterapist eşliğinde sözel ve temaslı uyarımlar içeren bir şekilde egzersizleri yukarıda bahsedilen prosedürlere uyarak yapıldı. Tüm bu veriler akıllı tablette bulunan Xsens uygulaması üzerinden anlık olarak görüntülenebilirken aynı zamanda uygulama içerisinde üç boyutlu verilerin işlenmemiş hallerini kaydetmektedir. Uygulama içerisinde mail

yoluyla kolaylıkla veriler elde edilmiştir. Kullanılan akıllı tablet Apple marka olup iPad Pro modeli kullanılmıştır. Bu çalışma içerisinde Apple ile herhangi bir ortaklık bulunmamaktadır ve temini bizim tarafımızdan yapılmıştır.

Yaptırılan egzersiz sırasında lombel bölgede anterior-superior yönünde harmonik bir hareket beklenirken, egzersizin verimliliği ve ileri dönemde sekonder bir eğrilik gelişmemesi adına torakal bölgede ve omuz bölgesinde herhangi bir hareket istenmemektedir. Egzersiz sırasında sensörlerde beklenen hareketler şu şekildedir; lomber bölgeye yerleştirilen sensörde, aktif olarak X, Y ve Z eksenlerinde maksimum hareket gördüğümüz sensör olmalıdır. Torakal bölgeye yerleştirilen sensörde mümkünse hiçbir ekseninde bir hareket beklenmezken minimal hareket de tolare edilebilmektedir. Her iki omuza yerleştirilen sensörlerde de torakal bölgedeki sensörden beklenildiği gibi hiçbir ekseninde bir hareket olmaması amaçlanmaktadır.



Şekil 17. Xsens Sisteminden Elde Edilen Verilerin İşlenmiş Halleri

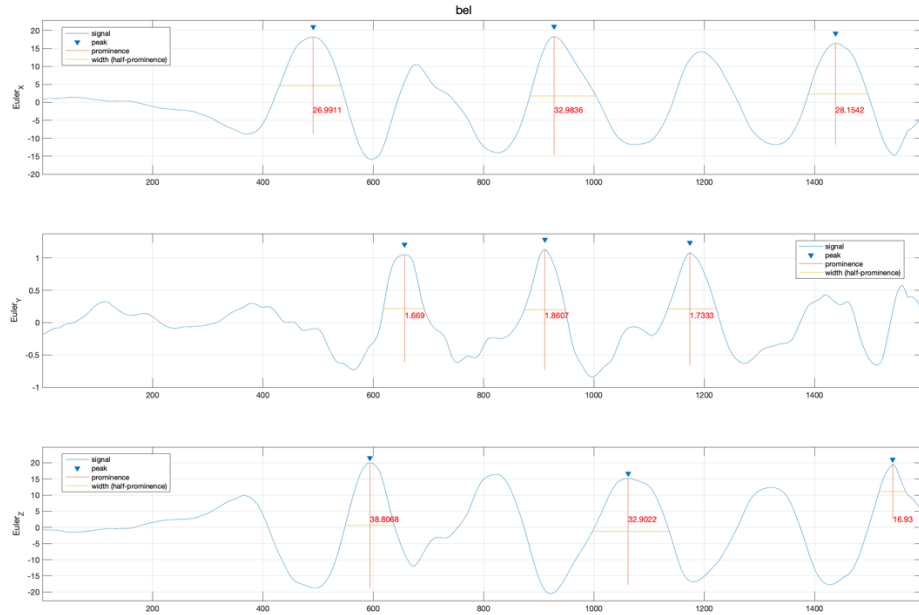
3.4. İstatiksel Analiz

Fizyoterapist komut ve uyarıları ile yapılan egzersizler ile fizyoterapist eşliği olmayan egzersizlerin açısal verilerinin karşılaştırılmasında, Student T-Test paired versiyonu kullanıldı. Bu verilerin incelenmesinde Microsoft Excel Software (Microsoft 365 Versiyonu) kullanıldı. İstatiksel olarak değerlere bakıldığında, 1., 2., 3. Ve 4. Deneklerin hareketlerinde beklenen açısal değerler, X eksen için 9,57 ile 23,82 arasındayken, Z eksen için bu açısal değerler 10,07 ile 47,17 arasındadır. İstatiksel olarak anlamlı sayılabilmesi için değerlerin bu aralıkta olması gerekmektedir.



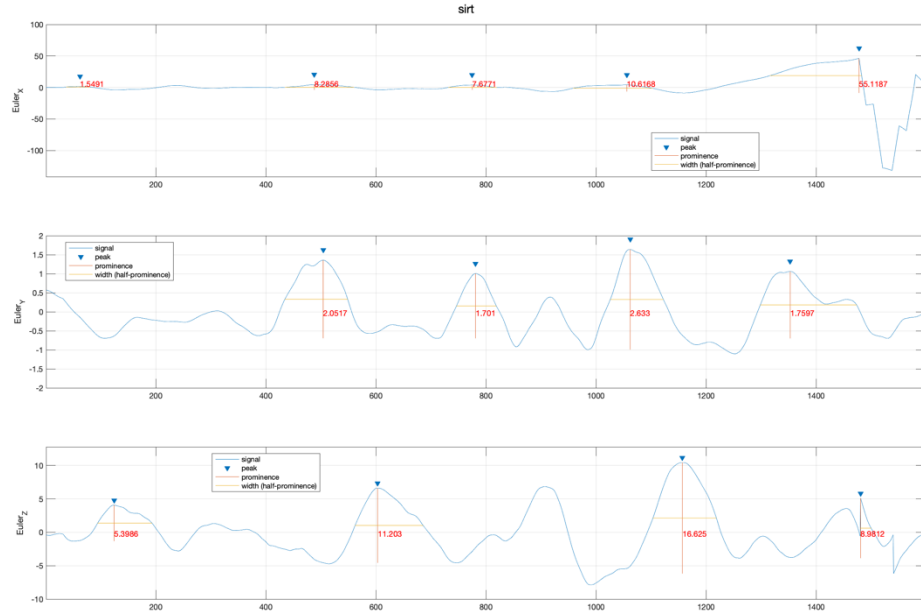
4. BULGULAR

Çalışmamıza toplamda 10 skolyozlu kız çocuk dahil edildi ancak yapılan değerlendirmeler ve ölçümler sonrasında işlenen verilerde 4 bireyin verileri daha net olduğundan çalışma bulgularına sadece 4 bireyin verileri dahil edilmiştir. Dahil edilme kriterlerinde belirtildiği üzere tüm bireyler 10-18 yaş aralığında ve lombel skolyoza sahipti. Klinik ortamda en az bir aylık bir egzersiz eğitimi alan ve çalışma içerisinde verilecek komutlara uyum sağlayabilen bireyler seçilmiştir.



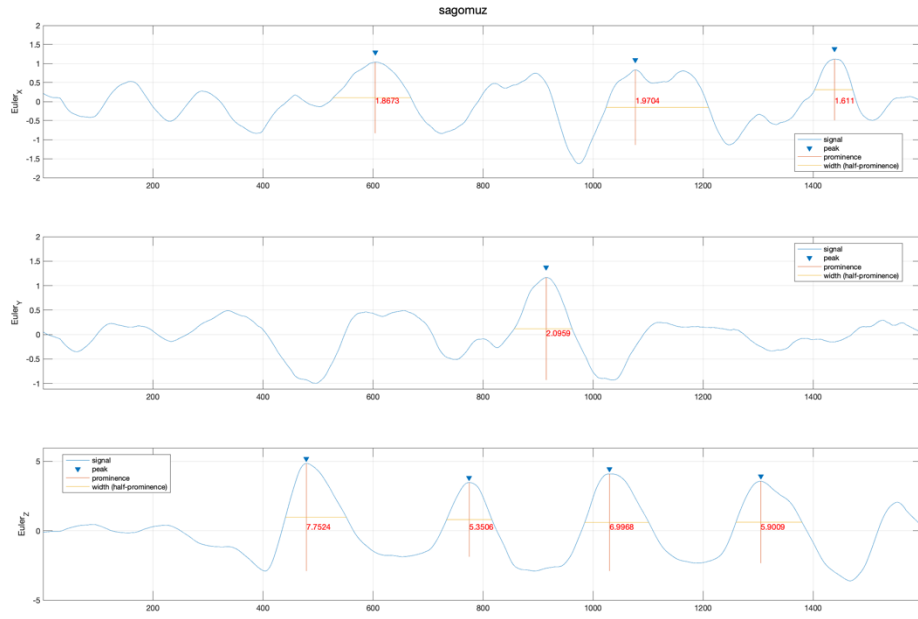
Şekil 18. Fizyoterapist Eşliğinde Yapılan Egzersizin Lombel Bölge Sensöründen Alınan Ham Verisi

Egzersize dahil edilen bir bireyin lombel bölgede bulunan sensöründen alınan veriler gösterilmektedir. Egzersiz sırasında ilk 10 saniye egzersiz yapmadan beklenilmesi komutu verildiğinden grafikte görülen X,Y ve Z eksenlerinde durağan bir bölge mevcuttur. Egzersize başladığından itibaren yapılan her bir tekrarda her üç eksen de peak noktaları görülmektedir. Bu grafikten yola çıkarak kullanılan XSens sensörleri içinde bulunan IMU sensörler her üç eksendeki hareketi de detaylı olarak bize grafikleyebileceği gözlemlenmiştir.



Şekil 19. Fizyoterapist Eşliğinde Yapılan Egzersizin Torakal Bölge Sensöründen Alınan Ham Verisi

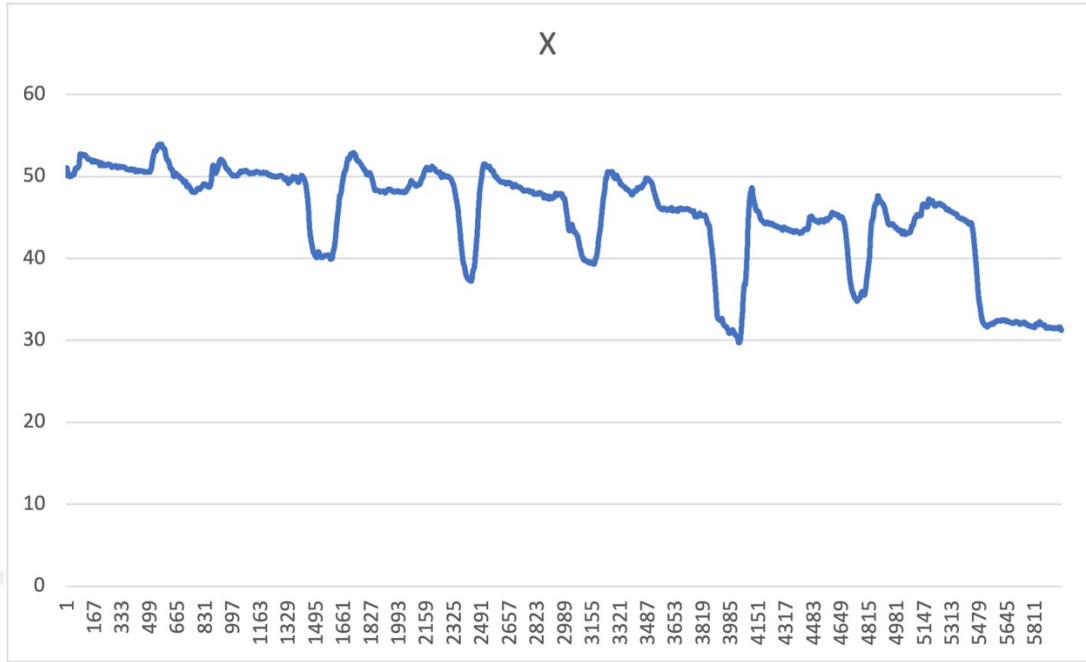
Lombel bölgedeki hareketin açığa çıkması için bireyin pelvisini anterior ve superiora hareket ettirmesi istenmektedir. Kullanılan kas grupları torakal ve omuz kuşağı kaslarına oranla büyük ve kuvvetli kaslardan oluşması sebebiyle torakal bölgede X ekseninde bir hareket açığa çıkması oldukça muhtemeldir. Ancak birey hareketi açığa çıkarırken torakal bölgesini de stabilize edebilirse egzersiz doğru kabul edilmektedir. Bu grafikte de görüldüğü üzere, IMU sensörlerinin aldığı verilerde X ekseninde oldukça stabil bir grafik oluşmuştur. Diğer eksenlerde hareket gözlenlenmesinin sebebi ise skolyoz tedavisinde kullanılan egzersizlerin 3 boyutlu olmasından kaynaklıdır. Birey aynı zamanda skolyozunun patomekanizmasında görülen azalmış olan kifozunu düzeltmek adına kifoz hareketi de yapmaktadır. Bu çalışmada öncelikli olarak X eksenine odaklanıldığından ana bakılan grafik X eksenidir. Lombel ve torakal bölgede grafikleri, gereç ve yöntem bölümünde detaylı anlatılmıştır, fizyoterapist eşliğinde yapılan egzersizlerin grafikleridir.



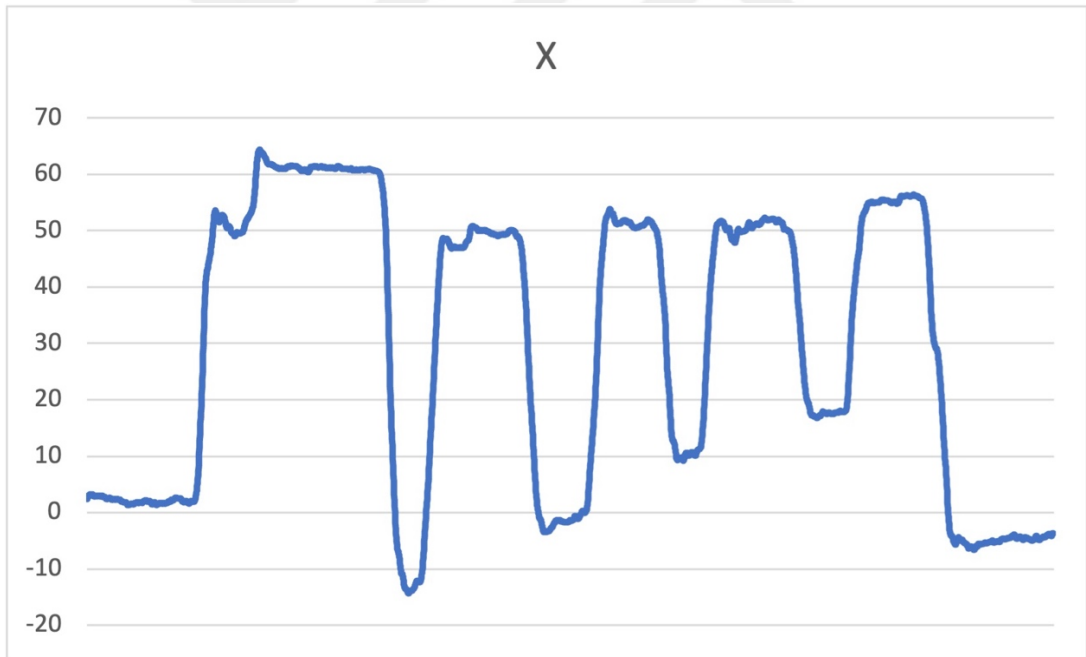
Şekil 20. Fizyoterapist Eşliğinde Yapılan Egzersizin Omuz Kuşağı Bölgesi Sensöründen Alınan Ham Verisi

Son olarak omuz kuşağındaki sensör incelendiğinde, bireyin torakal bölgesinde bulunan sensörde olduğu gibi hareketsizlik istenmektedir. Bu grafik bireyin ev egzersiz programında ne şekilde yapıyorsa onu yapmasını istediğimiz tekrarlardan alınmıştır. Bu grafik incelendiğinde bireyin egzersiz sırasında lombel bölgede görülen grafik gibi olmasa da minimal bir hareketin varlığını görebilmekteyiz. Asıl olarak bu grafik bize ölçüm yapmış olduğumuz XSens sensörlerinin içerisinde bulunan IMU sensörlerin her ekseninde meydana gelen hareketi algılayabildiğini göstermektedir. Çalışmamızın amacı skolyozlu bireylerin yapmış oldukları egzersizlerin sensörle etkinliğinin araştırılması olduğundan bu grafik bize birçok uyarı vermektedir. Hareket sırasında bireyin omuz kuşağını bir miktar daha stabil tutabilmesi istenebilir.

Verilen incelenmesi sırasında Y eksen verileri çalışmaya sonuçlarına dahil edilmemiştir. Bunun sebebi bireylerin egzersizleri daha önce öğrenme aşamasında Y ekseninin ölçtüğü veri olan sagittal planda bir hareket oluşturmamalarından kaynaklanmaktadır. Bireyler egzersizleri öğrenirken egzersize başlamadan önce sagittal planda olan düzeltmelerini yapamkatadır ve bunu tüm egzersiz süresince korumaktadırlar. Y ekseninde bir hareket beklenmediğinden dolayı anlamlı bir değişiklik de görülmemiştir.



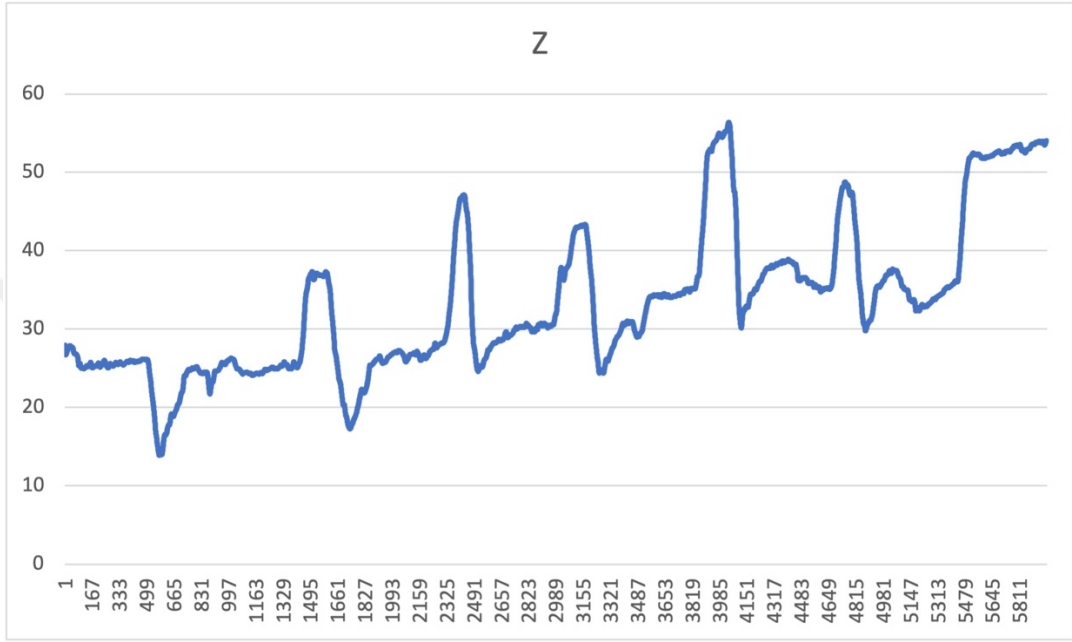
Şekil 21. Fizyotarpist eşliğinde yapılan egzersiz, sağ omuz, X eksenini grafiği



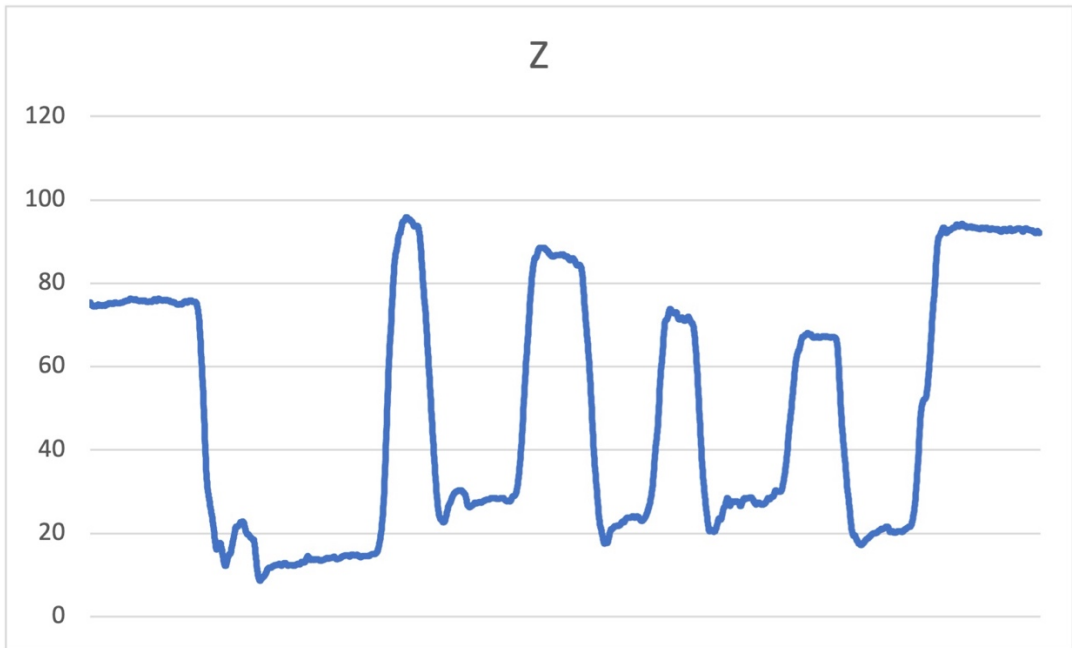
Şekil 22. Ev egzersiz programında uyguladığı egzersiz, sağ omuz, X eksenini

Yapılan detaylı analizler sonucunda elde edilen grafik yukarıda gösterildiği gibidir. X eksenini anterior-superior hareketi anlatmaktadır. Fizyoterapist eşliğinde yapılan egzersiz grafiği ile ev egzersiz programında yapılan egzersiz grafiği karşılaştırıldığında, klinik ortamda fizyoterapistin komutları, uyarıları ve dikkati ile yapılan egzersizlerde sağ

omuz sensöründe görülen hareketler, bireyin ev egzersiz programında uygulamanın olduğu egzersiz sırasında sağ omuzunda görülen hareketlerden oldukça az ve stabil durumdadır. Tekrarların ilerleyen kısımlarına baktığımızda fizyoterapist eşliğinde yapılan egzersizlerde sonlara doğru hareketin artması kişinin kas yorgunluğu ile ilişkilendirilebilir.



Şekil 23. Fizyotarpist eşliğinde yapılan egzersiz, sağ omuz, Z ekseni grafiği



Şekil 24. Ev egzersiz programında uyguladığı egzersiz, sağ omuz, Z ekseni

X	Eşiksiz	Eşikli
Denek 1	52,842	9,574
Denek 2	72,928	16,216
Denek 3	46,188	17,594
Denek 4	53,356	23,82
P(T≤t) one-tail	0,00473511	

Tablo 5. X Ekseni Verilerinin Fizyoterapist Eşliği ile ve Eşliği Olmadan Yapılan Egzersizlerin İstatistiksel Sonucu

X ekseninde yapılan değerlendirmeler ve incelemelere bakıldığında, Denek 1 için fizyoterapist eşliğinde yapılan egzersizlerdeki açısal değişim 9,574 derece iken fizyoterapist komutları ve uyarıları olmadan yapılan egzersizlerde açısal değişim 52,842 derece olarak ölçülmüştür. Denek 2 için bu değerler, fizyoterapist eşliği ile yapılan egzersizlerde 16,216 iken, fizyoterapist eşliği olmadan yapılan egzersizlerde 72,928 derece olarak ölçülmüştür. Denek 3'ün sonuçlarına bakıldığında, fizyoterapist eşliğinin olduğu egzersizlerde 17,594 derece iken, fizyoterapist eşliği olmadan yapılan egzersizlerdeki açısal değişim 46,188 derece olarak ölçülmüştür. Son olarak Denek 4'ün verilerine baktığımızda, fizyoterapistin öneri ve komutları ile yapılan egzersizlerdeki açısal değişim 23,82 iken, fizyoterapist eşliği olmadan yapılan egzersizlerde 53,356 derece olarak ölçülmüştür. Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda p değeri 0,00473511 olarak ölçülmüş ve $p < 0,05$ 'ten küçük olduğundan istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Z	Eşliksiz	Eşlikli
Denek 1	66,872	10,072
Denek 2	86,218	26,126
Denek 3	47,444	26,114
Denek 4	58,23	47,178
P(T<=t) one-tail	0,02859002	

Tablo 6. Z Eksenli Verilerinin Fizyoterapist Eşliği ile ve Eşliği Olmadan Yapılan Egzersizlerin İstatistiksel Sonucu

Z ekseninde yapılan değerlendirmeler ve incelemelere bakıldığında, Denek 1 için fizyoterapist eşliğinde yapılan egzersizlerdeki açısal değişim 10,072 derece iken fizyoterapist komutları ve uyarıları olmadan yapılan egzersizlerde açısal değişim 66,872 derece olarak ölçülmüştür. Denek 2 için bu değerler, fizyoterapist eşliği ile yapılan egzersizlerde 26,126 iken, fizyoterapist eşliği olmadan yapılan egzersizlerde 86,218 derece olarak ölçülmüştür. Denek 3'ün sonuçlarına bakıldığında, fizyoterapist eşliğinin olduğu egzersizlerde 26,114 derece iken, fizyoterapist eşliği olmadan yapılan egzersizlerdeki açısal değişim 47,444 derece olarak ölçülmüştür. Son olarak Denek 4'ün verilerine baktığımızda, fizyoterapistin öneri ve komutları ile yapılan egzersizlerdeki açısal değişim 48,178 iken, fizyoterapist eşliği olmadan yapılan egzersizlerde 58,23 derece olarak ölçülmüştür. Yapılan istatistiksel değerlendirme sonucunda p değeri 0,02859002 olarak ölçülmüş ve $p < 0,05$ 'ten küçük olduğundan istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Student T-Test paired versiyonunda yapılan istatistiksel verilerinin sonucunda fizyoterapist eşliği ile ve eşliği olmadan yapılan hareketlerin X ve Z ekseninde elde edilen açılarda p değerinin 0.05'in altında elde edildi. Dolayısıyla p değerinden elde edilen (X eksenli için 0.0047 ve Z eksenli için 0.028 değerleri ile) fizyoterapist eşliği ile ve eşliksiz yapılan egzersizlerde anlamlı bir fark olduğu saptanmıştır.

5. TARTIŞMA

Bu çalışma, ilgili hekim tarafından AIS teşhisi almış, 10-18 yaş aralığında bulunan ve lomber skolyozun major eğrilik olduğu kişilerde IMU sensör sistemi ile 3 boyutlu skolyoza spesifik egzersizleri, fizyoterapist uyarı ve komutlarının dahil edildiği ve edilmediği uygulamaların açısal olarak değerlendirmesini araştırmak için planlandı. Litaratür incelendiğinde 3 boyutlu skolyoza spesifik egzersizlerin skolyozun konservatif tedavisinde etkinliği görülmüştür ancak ev egzersiz programları bu çalışmalara dahil edilmemiştir. Klinik ortamda yapılan incelemeler sonucunda ev egzersiz programların etkinliğive doğruluğu tam olarak tespit edilememektedir. Çalışmamızın amacı, skolyozlu bireylerin konservatif tedavi sürecinde yapılan egzersizlerin etkinliğinin ve verimliliğin artırılması için ev egzersiz programının uygulanmasının da dahil edildiği IMU sensör sistemiyle ölçüm yapılmasıyla aradaki farkın incelenmesidir. Genel olarak postür değerlendirmeleri, rutin hasta muayenelerinde, fizyoterapi seanslarında veya resmi laboratuvar ortamında yapılan değerlendirmeler sırasında klinik bir ortamda yapılır. Bu tür geleneksel yöntemler, günlük yaşamdaki duruşu ölçmede ve duruşun bozulması ile zamanında geri bildirimde bulunamamada önemli bir yetersizlik ile maliyetli oluşu yüzünden ve pratik olarak eleştirilmiştir.

Skolyoz tedavisinin maliyeti incelendiğinde, bireylerin yaş, cinsiyet, eğrilik tipi ve eğriliğin ilerleme seyrine göre doktor randevu sıklıkları değişmektedir. Genel olarak önerilen randevu süreci 6 ay olarak belirlenmiştir. Bu doktor ziyaretlerinde X-Ray ölçümü ve genel muayene ücretlerinin yanı sıra, konservatif tedavi sürecinde haftalık en az 2 kez olan fizyoterapist ile yapılan egzersizleri ve eğriliğin derecesine göre önerilen korse ücretleri de bireylere ve ailelerine ekstra maliyet olarak yansımaktadır.

Spinal postürü analiz etmek için altın standart radyografik değerlendirme olarak kalmaya devam etmektedir. Ancak maliyeti ve X-Ray ışınını almanın sık tekrarlanmasının sınırlı olması bir dezavantajdır. Diğer laboratuvar tabanlı yöntemler olarak gonyometreler, fotogrametrik sistemler ve optoelektrik sistemler kullanılabilir, ancak bu sistemler rutin tıbbi pratiğe entegre edilememiştir(Simpson et al., 2019).

Çalışmamız sonucunda, yapılan değerlendirmelerin verileri incelendiğinde, IMU sensör sisteminin 3 boyutlu skolyoza spesifik egzersiz uygulamasında açısal verilerin net olarak verildiği gözlemlenmiştir. Bu sonucumuz, ‘IMU sensör sistemi 3 boyutlu

skolyoza spesifik egzersizlerde açısal değişimleri net olarak vermektedir.’ Hipotezini desteklemektedir.

Çalışmanın ikinci hipotezi olan ‘Fizyoterapist eşliğinde yapılan ve eşiksiz yapılan egzersizlerin arasında açısal değişiklikler mevcuttur.’ hipotezimiz, ölçümler sırasında elde edilen ve istatistiksel olarak yapılan değerlendirmenin sonucunda değişikliklerin mevcut olduğu gösterilmiştir. Bu sonuç hipotezimizi desteklemektedir.

Çalışmamızın bir diğer sonucu ise, fizyoterapistin komut ve uyarıları ile birlikte yapılan egzersizlerde, bireyin tek başına uyarı ve komut almaksızın yaptığı egzersizlere oranla daha az açısal değişimlerin mevcut olduğu, istatistiksel olarak da anlamlı bir farkın olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuca göre, ‘Fizyoterapist eşliğinde yapılan egzersizlerde, eşiksiz yapılan egzersizlere kıyasla daha az açısal değişim mevcuttur.’ hipotezimizi desteklemektedir.

İnsan hareketinin objektif değerlendirmesi için giyilebilir sensör tabanlı hareket yakalama sistemlerinin kullanımı hızla artmaktadır. Taşınabilir sistemler, saha içi ölçümler için pratik bir seçenektir, böylece hareket bozukluklarının gelişip devam edebileceği gerçek yaşam ortamlarında analiz yapılmasını sağladığının tespiti ileriki dönemde taşınabilir sensör sistemlerinin ev ortamında kullanılmaya aday bir teknoloji olduğunun göstergesidir.(Papi, Koh, & McGregor, 2017).

Omurganın yönelimini ölçmek için Euler açısı en objektif seçimdir. Xsens DOT veri toplamasını tamamlamış olduğundan doğrudan XYZ dizisinin Euler açılarını vermektedir ancak bu sıranın Euler açısı daha sonraki egzersiz seçimlerinde sıkıntı yaratacaktır. Bu nedenle sonraki görevleri kolaylaştırmak için elde edilen verilerin XYZ dizisinin Euler açılara dönüştürülmesi gerekir.

Postüral giyilebilir cihazların bazı kas-iskelet sistemi hastalıkları için birincil tedavi yöntemi olan sağlık çalışanlarına (doktor, fizyoterapist vb.) yardımcı olma potansiyeli vardır. Bazzarelli ve ark. 2003’te yaptıkları bir çalışmada, adölesan idiyoPATİK skolyozun (AIS) tedavisi için giyilebilir bir sistem önermişlerdir. Postür görüntüleme ve geri bildirim sistemi akselerometre ve elektromanyetik teknoloji kullanan bir sistemdir. Geleneksel olarak AIS, omurgaya pasif kuvvet uygulayan brace kullanılarak tedavi

edilir ve kullanıcıyı aktif olarak uyararak basınç noktalarından uzaklaşmasına neden olur. Uyarma ile oluşan aktif kas kasılmasının en önemli terapötik bileşen olduğu bildirilmektedir. Önerilen sistem vibro-dokunsal uyarılarak vererek, aktif kasılma sağlaması ile AIS'li hastalarda postürel düzeltmeyi teşvik etmede etkili olduğu bulunmuş ve 0-70 derece arasındaki ölçümler için hata oranı da % 1'den daha azdır (Bazzarelli, Durdle, Lou, & Raso, 2003). Ancak bu prototip kapalı sistem şeklinde uygulanmamış ve klinik kullanımının değerlendirme verileri eksiktir.

Archibald ve ark. 2011'de yaptıkları çalışmada, 3-10 yaş arasında skolyoz tanısı konmuş çocuklarda rehabilitasyon amaçlı dengesiz olan postürlerini düzeltmek için portable biofeedback sistemi geliştirmeyi amaçlamışlardır. Sistem kişinin T7 seviyesine takılır ve biofeedback sensörü 15° bir açıya ayarlanmıştır. Bu şekilde, çocuk otururken veya ayakta dururken 15° üzerinde yanlara doğru eğildiğinde, sistemin üzerindeki alarm çocuğu daha düzgün bir pozisyona gelmesini uyarmak için bir ses verir. Bu cihaz skolyozu iyileştirmek için değil, sadece skolyozun oluşturduğu asimetrik yüklenmelerin omurgaya daha fazla zarar vermesini önlemek için tasarlanmıştır. Gönüllü 10 çocuk üzerinde yapılan değerlendirmeler sonunda orta şiddette skolyozu olan çocuklarda bu sistemin kullanılmasının fayda sağladığı ancak şiddetli skolyozu olan çocuklar üzerinde yetersiz kaldığı belirtilmiştir(Archibald, Vemula, Anburajan, & Vpr, 2011).

Doktorlar hafif skolyozlu hastaların ilerlemesini veya gerilemesini izlemek için ve çeşitli fiziksel egzersizlerin düzenli gözleminin yapılmasını önermektedir. Voinea ve ark. 2015'de yaptıkları çalışmada hem görüntüleme hem de yapılan egzersizlerin etkinliğini değerlendirmek için bir sistem önermişlerdir. Kişi üzerine monte edilebilen bu sistem, fiziksel egzersizlerin etkinliğini doğru bir şekilde değerlendirmek için omurganın hareketi hakkında hastadan sübjektif verilerle birleştirilebilen objektif veriler verebilir. Bu izleme sistemini elde etmek için, ayarlanabilir Kosmodisk çerçevesi üzerine yerleştirilmiş atalet sensörleri kullanılmıştır. Skolyozlu kişilerden yana eğilmeleri istenmiş ve bu sırada izleme yapılmıştır. Sonuç olarak atalet sensörlerinin kullanılması ile insan hareketinin izlenmesi büyük bir potansiyele sahiptir. Sunulan giyilebilir skolyoz izleme sistemi ayarlanabilir ve kullanımı kolaydır (Voinea & Mogan, 2015). Yazarlar ileriki çalışmalar için daha hassas sistemler geliştirilmesi ve daha doğru sonuçlar alabilmek için matematik modellerinin oluşturulması tavsiyesinde

bulunmuştur. Bu çalışma ile çalışmamızı karşılaştırdığımızda, elde ettiğimiz sonuçların sensör sistemlerinin hareket algılaması ve açısal değişimlerin verilmesi sayesinde skolyozlu bireylerin konservatif tedavisinin uygulanmasında, izlenmesinde ve verimliliğin arttırılmasında yardımcı olacağı gözlemlenmiştir ve bu çalışmayla benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Ofis çalışanlarında, uzun saatler boyunca bilgisayarın önünde vakit geçirmek kötü bir duruşa neden olur. Düzgün postürü korumak için önerilen ergonomik stratejiler, mesleki risklerin azaltılmasına biraz yardımcı olmuştur ancak amaçlanan düzgün postürden bilinçsiz sapmalar kaçınılmazdır. Abyarjoo ve ark. 2015’de yaptıkları çalışmada, ofis çalışanları için, postürlerindeki en ufak değişiklikleri bile algılayabilecek ve kötü postüre geldiklerinde uyaracak hassas olan IMU tabanlı giyilebilir bir sistem önermişlerdi. Bu çalışmada postürü algılaması için sadece bir MEMS IMU modülü kullanılmış ve kullanılmadan önce kötü postür ve omurga hareketleri sensöre tanıtılmıştır. Bu sistemin kullanıcıya kendini düzeltmesi için biofeedback sağlayabildiği ve dolayısıyla da kronik kötü postüre bağlı oluşan sağlık sorunlarının önlenmesini ya da bu durumu azaltılmasını sağlayacak, düzgün postürün alışkanlık haline getirilmesine yardımcı olabileceği belirtilmiştir(Abyarjoo, Nonnarit, Tangnimitchok, Ortega, & Barreto, 2015). Bu çalışma sonuçlarıyla benzer sonuçlar elde edilen çalışmamızın, ileri dönemde biofeedback sistemi ile birlikte IMU sensör sistemlerinin hem postür hem de egzersiz doğruluğunu arttıracaklarını düşünmekteyiz.

O’Sullivan ve ark. 2012’de yaptıkları çalışmada bel ağrısı çeken hastalar üzerinde günlük hayattaki postürlerini düzeltmeleri için BodyGuard™ görüntüleme cihazını kullanmışlardır. Bu sistem minimal invaziv şekilde kişiye takılmakta ve kişinin sagittal plandaki omurga dizilimi hakkında bilgi vermektedir. Sistem hem görüntülü hem de sesli biofeedback verme özelliğine sahiptir. Bu sistemin güvenilirliğinin yapılması için karşılaştırma yapılması üzerine videoflouroscopy kullanılmıştır. Hastaların hem otururken hem de ayaktaki hareketleri sisteme tanıtılmış ve yanlış pozisyonda verdiği uyarılar videoflouroscopy eşliğinde ölçülmüştür. Sonuç olarak BodyGuard™ sagittal düzlemde vertebral hareketi analiz etmek için geçerli bir yöntem gibi görünmektedir ve bel ağrısı olan kişilerde laboratuvar ve klinik ortamlarda omurga duruşlarının uzun süreli izlenmesi için umut verici bir araçtır (O’Sullivan et al., 2012). Ancak bu sistemin minimal de olsa invaziv bir işlem içermesi ve sadece sagittal plandaki yanlış pozisyon

bilgisine bir uyarı oluşturması çok tercih edilen bir sistem olmasını engellemektedir. Bu alışma ile çalışmamız karşılaştırıldığında, çalışmamızda invaziv yöntem kullanılmamış olması,invaziv işlemi gerçekleştirecek uzmana ihtiyaç olmaması ve daha kolay uygulanabilirliği ile bu çalışmaya kıyasla üstün olduğu noktadır. Sensör sistemlerinin biofeedback özelliğinin olması ve videofluroskopi ile destekli incelemenin olması bizim çalışmamızda olmamasından dolayı üstün olduğu kısımdır.

Geri bildirim ve ileri besleme kontrolünün karmaşık bir etkileşimi, insan vücudunun hareketler sırasında dik bir duruş sergileme ve stabilize etme kabiliyetini sağlar. Postüral kontrol için biofeedback sistemleri, doğal duyuşal bilgileri desteklemek ve insan dengesini geliştirmek için ek duyuşal bilgi sağlamayı amaçlamaktadır. Postüral kontrol için biofeedback sistemlerinin denenmesi başladığından beri, dokunsal ve işitsel biofeedback sistemleri görsel biofeedback sistemlerinden çok daha az ilgi görmüştür. Bununla birlikte, son birkaç yılda, kısmen aynı anda veriyi işleme ve hareketi algılama teknolojisindeki ilerlemeler, günlük yaşam aktiviteleri sırasında postüral kontrol için kablosuz giyilebilir cihazlarda dokunsal ve ses şeklinde biofeedback sağlayan sistemlere olan ilginin artmasına sebep olmuştur(D Giansanti, Dozza, Chiari, Maccioni, & Cappello, 2009).

Giansanti ve ark. 2008’de yaptıkları çalışmada, yaşlı popülasyonda önemli morbidite nedenlerinden biri olan birçok sebepten kaynaklanabilecek postüral instabilite ve artmış düşme riskini, akselerometre ve gyroscope içeren IMU sistemini sesli geri bildirim sağlayarak azaltmak amaçlanmıştır. Sistemi kişilere öğretmek oldukça kolay olduğu için (sistem takımadan önce bir dakika anlatmak yeterli olmuştur), herkes uyum sağlayabilmiştir. Bu sonuç, salınımı kontrol etmek için gerekli enerjinin sesli biofeedback kullanılarak nasıl azaltıldığını ve en fazla enerji harcamasını gerektiren durumda sesli biofeedback’in özellikle enerji tüketimini azaltmada nasıl etkili olduğunu göstermektedir. Sesli biofeedback duruşun feedback kontrolünü arttırarak postürel düzeltmeleri artırdığı kanıtlanmıştır(Daniele Giansanti, Maccioni, Cesinaro, Benvenuti, & Macellari, 2008). Giansanti ve ark. yaptığı çalışmayla çalışmamızı kıyasladığımızda henüz bir biofeedback sistemi geliştirilmemiş olması yapılan incelemeleri daraltmıştır. İleri dönemde biofeedback sistemi eklenmesi gelecek uygulamalarımız için örnek olmuştur.

Hermanis ve ark. 2013'te yaptıkları çalışmada önerdikleri çözüm iki bölümden oluşmaktadır. Birincisi, kablosuz veri aktarımı sağlamak için vücuda monte sensör ağı, mikrodenetleyici ve Bluetooth modülünü içeren veri toplama ve aktarma için giyilebilir sensör sistemidir. İkinci bölüm ise, sensör veri işleme, görselleştirme ve geri bildirim üretimi için özel yapılmış uygulama ile geleneksel akıllı telefonda oluşmaktadır. Sensörlerden toplanan bilgi, akıllı telefona aktarılır ve eğer postürde bir bozukluk varsa kişiyi uyarmaktadır. Deney düzeneğinin test sonuçları, sistemin farklı duruş deformasyonlarını tanıma ve istenmeyen duruş tespit edilirse geri bildirim üretme potansiyelini kanıtlamıştır. Sensör ağı farklı deformiteler hakkında ayrıntılı veri sağlayabildiğinden, sistemin skolitik eğrileri tespit edebilmesi ve skolyoz teşhisi konan hastalar için geri bildirim sağlayabilmesi de mümkün olabilir (Hermanis, Nesenbergs, Cacurs, & Greitans, 2013). Ancak bu çalışma sadece statik duruş üzerine çalışmış ve uzun süreli klinik değerlendirmeler yapmamıştır. Gelecek çalışmalar için bu sistemi skolyoz hastalarının dinamik süreçlerine de adapte etmek ve uzun klinik değerlendirmeler ile desteklemesi faydalı olacağı önerisi yapılmıştır. Çalışmamızla kıyaslandığında, çalışmamızın dinamik egzersizler üzerinde yapılmış olması üstün özelliğidir ancak biofeedback sisteminin olmaması çalışmamızdan üstün olduğu kısımdır.

Lou ve ark. 2011'de yaptıkları çalışmada, adölesan dönemdekilerde postüral kifozun tedavisi için bir giysiye takılmış IMU sensörlerini kullanan benzer bir cihaz önermişlerdir. Ünitenin ana entegre devresi, mikro denetleyici ile birleştirilmiş bir kablosuz alıcı-verici kullanılmıştır. Sensörler T1 ve T12 vertebralar üzerine yerleştirilmiştir. Bulguları, sensör verilerinin standartlaştırılmış dönen bir tekerlek aparatı ile karşılaştırılmasında mükemmel bir korelasyonu vurgulamıştır (Lou, Lam, Hill, & Wong, 2012). Bununla birlikte, her iki sistem de yeterli doğruluk sergilemiş olsa da uzun vadeli sonuçları ve uzunlamasına klinik kullanımı değerlendiren veriler eksiktir. Bu tür cihazların duruş düzeltilmesi üzerindeki etkisini gösteren güncel bir çalışma da bulunmamaktadır. Çalışmamızla benzer sonuçlar elde edilen bu çalışma ile bir diğer ortak özelliği de uzun süreli klinikte uygulanmamış olmasıdır. Gelecek çalışmalarda uzun süreli klinik çalışma yapılmasına dikkat edilecektir.

Kang ve ark. yaptıkları çalışmada, birbirine bağlı dört IMU içeren giyilebilir bir giysi önermişlerdir. IMU'ları birbirine bağlayan iletken yapı, sensörlerden işlemciye sinyal

iletmek ve pil gücü iletiminde için kullanıldı. Yapılan prototip, oturma postürünü izlemek için test edildi. Giyilen giysinin, gövdenin postural eğiminin 1 saatin üzerinde güvenilir bir tahmin sağladığı bildirilmiştir. Eğim ve yuvarlanma yönlerinde güçlü bir doğrusallık vardı. Ancak 1 saatin üzerindeki kullanımlarda, yapılan ölçümlerin sonucunda hataların artmış olduğu görüldü. Tahmin hatalarındaki bu artışın IMU modüllerinin vücuda göreceli hareketinden kaynaklandığından şüphelenilmektedir (Kang et al., 2017). Çalışmamız, bu çalışma gibi uzun süreli takip edilmese de hareketi algılama yönünden benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Li ve ark. yaptığı bir çalışmada yaptığımız çalışmadaki gibi IMU sensörleri kullanarak kişinin egzersiz yapması istenmiş ve bunun verilerini incelemişlerdir. Skolyozun rehabilitasyonu ile ilgili sensör sistemlerini de dahil ederek yapılmış olan en kapsamlı çalışma olarak görebiliriz. Bizim çalışmaya benzer olarak Li ve ark. da XSens DOT sistemini kullanmışlardır. Bir omurga uzmanı tarafından destek alınmış olup, statik ve dinamik egzersizler sırasında veriler toplanmıştır. Statik egzersiz olarak nefes egzersizi ve statik olarak postür koruma egzersizi kullanılmış olup, dinamik egzersiz olarak esneklik egzersizleri kullanılmıştır. Bu egzersizlerin verilerini bir uygulama üzerinden kişilere sunmuşlar ve değerlendirmelerini kaydetmişlerdir. Sonuç olarak katılım sağlayan bireylerin bu uygulamayı eğlenceli ve yaratıcı olarak tanımlamıştır. Bizim çalışmamızla bir çok noktada benzer sonuçlar aldığımız bu çalışmayla birlikte, IMU sensör sistemlerinin skolyoz rehabilitasyonu alanında efektif olduğu ve ileri dönemde geliştirilmesi halinde rehabilitasyonun verimliliğini arttıracığı düşünülmektedir(Li et al., 2022).

Önerilen giyilebilir cihazların birçoğu çok çeşitli klinik uygulamalarda potansiyel kullanım vaat ederken, en büyük zorluk bu teknolojilerin onaylanamamasıdır. Gözden geçirilen makalelerin çoğu ya sadece prototip tasarımları şeklinde kalıyor ya da kısa bir süre içinde az örnekler kullanarak cihazların ön doğrulamasını yaptı. Uzun süreli postüral izleme ve iyileşme için kullanımlarını doğrulamak için daha büyük ve daha uzun süreli validasyon çalışmaları gereklidir. Omurga duruşunun belirlenmesinde birden fazla sensöre duyulan ihtiyaç, pratiklik açısından önemli bir zorluk oluşturmaktadır. Önerilen bazı giyilebilir sistemler sadece bir sensör kullansa da Fathi ve ark. postürün doğru sınıflandırılması için kullanılacak optimum sensör sayısının üç (IMU sensörü) olduğunu belirtmiştir. Yaptıkları araştırma sonucunda, üçten fazla

sensörün kullanılmasının postüral analiz verilerinin doğruluğunda istatistiksel olarak anlamlı bir iyileşme sağlamadığını göstermiştir(Fathi & Curran, 2017). Birden fazla sensör, kablolarla bağlantı ve vücuda bağlanma gerektirir, genellikle çemberleme yoluyla kullanıcının çıkarması ve yeniden takılması zor olabilir. Bu cihazların ticarileştirilmesinin anahtarı, doğruluk ve giyilebilirlik arasında mükemmel bir orta yol bulmaktır. Bu nedenle, bunun, önerilen cihazların çoğunda görüldüğü gibi popüler üç sensörün seçimi için gerekçe olduğu anlaşılmaktadır. Çok sensörlü giyilebilir cihazları daha pratik hale getirmenin bir yolu, sensörlerin akıllı tekstillere dahil edilmesidir. Bizim çalışmamızda bu çalışmaların ışığında, 4 sensör dahil edilmiş ve hareketin ölçümlerinin doğruluğunu arttırmıştır ve daha fazla sensör kullanılmamasıyla oluşabilecek bilgi kargaşasının önüne geçilmiştir.

IMU sensör sisteminin klinikte uygulanabilmesi için referanslı benzerlik oranları bulgular bölümündeki tabloda ifade edilen benzerlik oranları gibi olmalıdır yorumu yapılabilmektedir.

Limitasyonlar

Çalışmamızın bazı limitasyonları bulunmaktadır. Çalışmaya dahil edilen bireylerin verilerin değerlendirilmesi sonrası azalmış olması ilk limitasyonumuzdur.

İkinci limitasyonumuz, bireylerin sadece kız bireylerden oluşması, erkek bireylerin dahil edilmemiş olmasıdır.

Üçüncü limitasyonumuz, tüm eğrilik tiplerinde uygulanamamış olması ve seçilen egzersizlerin sensör sistemlerinin yerleşiminden dolayı kısıtlanmadır.

Dördüncü limitasyonumuz, IMU sensör sisteminin uygulanabilirliğinin uzun süreli sonuçları hakkında verilerimiz bulunmamaktadır.

KAYNAKLAR

- Abyarjoo, F., Nonnarit, O., Tangnimitchok, S., Ortega, F., & Barreto, A. (2015). *PostureMonitor: real-time IMU wearable technology to Foster poise and health*. Paper presented at the International Conference of Design, User Experience, and Usability.
- Alqhtani, R. S., Jones, M. D., Theobald, P. S., & Williams, J. M. (2015). Reliability of an accelerometer-based system for quantifying multiregional spinal range of motion. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 38(4), 275-281.
- Altaf, F., Gibson, A., Dannawi, Z., & Noordeen, H. (2013). Adolescent idiopathic scoliosis. *Bmj*, 346.
- Anderson, S. M. (2007). Spinal curves and scoliosis. *Radiologic technology*, 79(1), 44-65.
- Archibald, D., Vemula, K., Anburajan, M., & Vpr, S. K. (2011). *Portable biofeedback device for rehabilitating children with scoliosis between ages of 3–10 years and their posture correction*. Paper presented at the 2011 3rd International Conference on Electronics Computer Technology.
- Bazzarelli, M., Durdle, N. G., Lou, E., & Raso, V. J. (2003). A wearable computer for physiotherapeutic scoliosis treatment. *IEEE Transactions on instrumentation and measurement*, 52(1), 126-129.
- Bonato, P. (2010). Wearable sensors and systems. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 29(3), 25-36.
- Bostancı, E. (2015). Medikal Alanda Kullanılan Giyilebilir Teknolojiler: Uygulamalar, Karşılaşılan Sorunlar ve Çözüm Önerileri. *Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi*, 15-18.
- Brodie, M., Walmsley, A., & Page, W. (2008). Dynamic accuracy of inertial measurement units during simple pendulum motion. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 11(3), 235-242.
- Chan, M., EstèVe, D., Fourniols, J.-Y., Escriba, C., & Campo, E. (2012). Smart wearable systems: Current status and future challenges. *Artificial intelligence in medicine*, 56(3), 137-156.
- Chen, J.-H., Lee, S.-C., & DeBra, D. B. (1994). Gyroscope free strapdown inertial measurement unit by six linear accelerometers. *Journal of Guidance, Control, and Dynamics*, 17(2), 286-290.
- Chen, Z.-q., Zhao, Y.-f., He, S.-s., Wang, C.-f., Zhang, J.-t., Zhao, Y.-c., . . . Ming, L. (2012). Factors as predictors for thoracic and thoracolumbar/lumbar structural curves in adolescent idiopathic scoliosis. *Chinese Medical Journal*, 125(8), 1439-1442.
- Cheng, J. C., Castelein, R. M., Chu, W. C., Danielsson, A. J., Dobbs, M. B., Grivas, T. B., . . . Newton, P. O. (2015). Adolescent idiopathic scoliosis. *Nature reviews disease primers*, 1(1), 1-21.
- Choudhry, M. N., Ahmad, Z., & Verma, R. (2016). Adolescent Idiopathic Scoliosis. *The open orthopaedics journal*, 10, 143-154. doi:10.2174/1874325001610010143
- De Sèze, M., & Cugy, E. (2012). Pathogenesis of idiopathic scoliosis: a review. *Annals of physical and rehabilitation medicine*, 55(2), 128-138.
- Devereaux, M. W. (2007). Anatomy and examination of the spine. *Neurologic clinics*, 25(2), 331-351.

- Edmondston, S., & Singer, K. (1997). Thoracic spine: anatomical and biomechanical considerations for manual therapy. *Manual therapy*, 2(3), 132-143.
- Fathi, A., & Curran, K. (2017). Detection of spine curvature using wireless sensors. *Journal of King Saud University-Science*, 29(4), 553-560.
- Frost, B. A., Camarero-Espinosa, S., & Foster, E. J. (2019). Materials for the spine: anatomy, problems, and solutions. *Materials*, 12(2), 253.
- Galbusera, F. (2018). The spine: its evolution, function, and shape. In *Biomechanics of the Spine* (pp. 3-9): Elsevier.
- Giansanti, D., Dozza, M., Chiari, L., Maccioni, G., & Cappello, A. (2009). Energetic assessment of trunk postural modifications induced by a wearable audio-biofeedback system. *Medical engineering & physics*, 31(1), 48-54.
- Giansanti, D., Maccioni, G., Cesinaro, S., Benvenuti, F., & Macellari, V. (2008). Assessment of fall-risk by means of a neural network based on parameters assessed by a wearable device during posturography. *Medical engineering & physics*, 30(3), 367-372.
- Gibby, J. T., Swenson, S. A., Cvetko, S., Rao, R., & Javan, R. (2019). Head-mounted display augmented reality to guide pedicle screw placement utilizing computed tomography. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 14, 525-535.
- Grivas, T. B. (2014). Idiopathic Scoliosis: definitions, detection, clinical picture. *4th SOSORT Educational Courses*.
- Hefti, F. (2013). Pathogenesis and biomechanics of adolescent idiopathic scoliosis (AIS). *Journal of children's orthopaedics*, 7(1), 17-24.
- Hermanis, A., Nesenbergs, K., Cacurs, R., & Greitans, M. (2013). Wearable posture monitoring system with biofeedback via smartphone. *Journal of Medical and Bioengineering Vol*, 2(1).
- Hübner, P., Clintworth, K., Liu, Q., Weinmann, M., & Wursthorn, S. (2020). Evaluation of HoloLens tracking and depth sensing for indoor mapping applications. *Sensors*, 20(4), 1021.
- Kang, S.-W., Choi, H., Park, H.-I., Choi, B.-G., Im, H., Shin, D., . . . Park, S. (2017). The development of an IMU integrated clothes for postural monitoring using conductive yarn and interconnecting technology. *Sensors*, 17(11), 2560.
- Kılınçer C., H. M. K., Çobanoğlu S., Cigali B.S. (2002). Measurements of Spinal Motion. *Türk Nöroşirurji Dergisi* 12, 119 - 124.
- Knott, P., Sturm, P., Lonner, B., Cahill, P., Betsch, M., McCarthy, R., . . . Betz, R. (2016). Multicenter comparison of 3D spinal measurements using surface topography with those from conventional radiography. *Spine Deformity*, 4(2), 98-103.
- Konieczny, M. R., Senyurt, H., & Krauspe, R. (2013). Epidemiology of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of children's orthopaedics*, 7(1), 3-9.
- Kress-Rogers, E. (1996). *Handbook of biosensors and electronic noses: medicine, food, and the environment*: CRC Press.
- Li, J., Mai, E., Hu, D., Yang, Z., Liang, J., & Zhao, B. (2022). *Scoliosis Rehabilitation Assistant: A Real-time Scoliosis Training System*. Paper presented at the 2022 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC).
- Lou, E., Lam, G. C., Hill, D. L., & Wong, M.-S. (2012). Development of a smart garment to reduce kyphosis during daily living. *Medical & biological engineering & computing*, 50(11), 1147-1154.

- Luinge, H. J., & Veltink, P. H. (2005). Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical and Biological Engineering and computing*, 43(2), 273-282.
- Ma, C. Z.-H., Wong, D. W.-C., Lam, W. K., Wan, A. H.-P., & Lee, W. C.-C. (2016). Balance improvement effects of biofeedback systems with state-of-the-art wearable sensors: A systematic review. *Sensors*, 16(4), 434.
- Machida, M., Weinstein, S. L., & Dubousset, J. (2018). *Pathogenesis of idiopathic scoliosis*: Springer.
- Miele, V. J., Panjabi, M. M., & Benzel, E. C. (2012). Anatomy and biomechanics of the spinal column and cord. In *Handbook of clinical neurology* (Vol. 109, pp. 31-43): Elsevier.
- Misterska, E., Glowacki, M., & Latuszewska, J. (2012). Female patients' and parents' assessment of deformity-and brace-related stress in the conservative treatment of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*, 37(14), 1218-1223.
- O'Sullivan, K., Verschueren, S., Pans, S., Smets, D., Dekelver, K., & Dankaerts, W. (2012). Validation of a novel spinal posture monitor: comparison with digital videofluoroscopy. *European Spine Journal*, 21(12), 2633-2639.
- Papi, E., Koh, W. S., & McGregor, A. H. (2017). Wearable technology for spine movement assessment: A systematic review. *Journal of biomechanics*, 64, 186-197.
- Peng, Y., Wang, S.-R., Qiu, G.-X., Zhang, J.-G., & Zhuang, Q.-Y. (2020). Research progress on the etiology and pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis. *Chinese Medical Journal*, 133(04), 483-493.
- Qiu, G.-X. (2017). Scoliosis in China: history and present status. In (Vol. 130, pp. 2521-2523): Chinese Medical Journals Publishing House Co., Ltd. 42 Dongsi Xidajie
- Sarnadskiy, V. (2012). Classification of postural disorders and spinal deformities in the three dimensions according to computer optical topography. *Stud Health Technol Inform*, 176, 159-163.
- Sazonov, E. (2014). *Wearable Sensors: Fundamentals, implementation and applications*: Elsevier.
- Shakil, H., Iqbal, Z. A., & Al-Ghadir, A. H. (2014). Scoliosis: review of types of curves, etiological theories and conservative treatment. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 27(2), 111-115.
- Sheha, E. D., Steinhaus, M. E., Kim, H. J., Cunningham, M. E., Fragomen, A. T., & Rozbruch, S. R. (2018). Leg-length discrepancy, functional scoliosis, and low back pain. *Jbjs Reviews*, 6(8), e6.
- Simpson, L., Maharaj, M. M., & Mobbs, R. J. (2019). The role of wearables in spinal posture analysis: a systematic review. *BMC musculoskeletal disorders*, 20(1), 55.
- Srivastav, Y., Akhandnath, P., Kumar, M., Verma, A., & Chauhan, R. (2023). An overview of Scoliosis and its causes, as well as current treatment options.
- Stergiou, C. (2018). The Schroth method of physical therapy for the treatment of idiopathic scoliosis. *Journal of Research and Practice on the Musculoskeletal System*, 2(03), 95-97.
- Tan, Z., Yang, K., Sun, Y., Wu, B., Tao, H., Hu, Y., & Zhang, J. (2018). *An automatic scoliosis diagnosis and measurement system based on deep learning*. Paper presented at the 2018 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO).

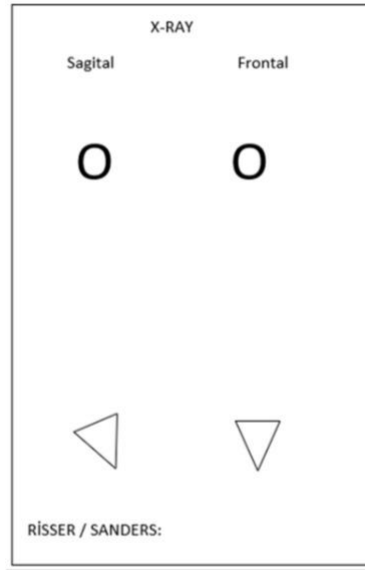
- Uehara, M., Takahashi, J., Ikegami, S., Kuraishi, S., Shimizu, M., Futatsugi, T., . . . Kato, H. (2017). Are pedicle screw perforation rates influenced by distance from the reference frame in multilevel registration using a computed tomography-based navigation system in the setting of scoliosis? *The Spine Journal*, 17(4), 499-504.
- Voinea, G. D., & Mogan, G. (2015). *Development of a Wearable Scoliosis Monitoring System Using Inertial Sensors*. Paper presented at the Applied Mechanics and Materials.
- Weinstein, S. L. (2019). The natural history of adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 39, S44-S46.
- White, A. (1990). Clinical biomechanics of the spine. *Clinical biomechanics of the spine*.
- Yılmaz, H., Zateri, C., Ozkan, A. K., Kayalar, G., & Berk, H. (2020). Prevalence of adolescent idiopathic scoliosis in Turkey: an epidemiological study. *The Spine Journal*, 20(6), 947-955.
- Yücekul, A. (2021). Tamamlayıcı Görüntüleme Yöntemi: Raster-stereografinin Kullanılabilirliği ve Radyografi ile Validasyonu. *Journal of Ankara University Faculty of Medicine/Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası*, 74.
- Zheng, Y., Dang, Y., Wu, X., Yang, Y., Reinhardt, J., & Wong, M. (2017). Epidemiological study of adolescent idiopathic scoliosis in Eastern China. *Journal of rehabilitation medicine*, 49(6), 512-519.
- Zhu, R., & Zhou, Z. (2004). A real-time articulated human motion tracking using tri-axis inertial/magnetic sensors package. *IEEE Transactions on Neural systems and rehabilitation engineering*, 12(2), 295-302.

EK-3 HASTA BİLGİ FORMU

SKOLYOZ DEĞERLENDİRME FORMU					TARİH:		
AD-SOYAD:							
DOĞUM TARİHİ:			CİNSİYET: K E			MESLEK:	
VELİ AD SOYAD:			TELEFON:				
TEŞHİS TARİHİ:					DOKTOR:		
SEZERYAN ☐				NMG: DÖNME		SÜRÜNME	
NORMAL DOĞUM ☐				EMEKLEME		YÜRÜME	
DOMİNANT TARAF		EL	SAĞ	SOL	AYAK	SAĞ	SOL
ALLERJİ ÖYKÜSÜ?		YOK	VAR		ALERJİ İÇİN İLAÇ:		
KULLANILAN DÜZENLİ İLAÇ?					AĞRI: VAR YOK		
KARDEŞ?		YOK	VAR		AİLE ÖYKÜSÜ?		
YAPILAN SPOR?				HAFTADA GÜN/SAAT			
BOY:		PUBERTE:			ALKOL:		
KİLO:		MENAPOZ:			SİGARA:		
		KEMİK YOĞUNLUĞU:					
ÖZGEÇMİŞ							
KORSE				TABANLIK			
TARİH:				TARİH:			
YER:				YER:			
KONTROL:				KONTROL:			
SÜRE:				YÜKSELTİ:			

KLİNİK DEĞERLENDİRME

Date	L____Deg./____	TL____Deg./____	T____Deg./____	C____Deg./____
Date	L____Deg./____	TL____Deg./____	T____Deg./____	C____Deg./____
Date	L____Deg./____	TL____Deg./____	T____Deg./____	C____Deg./____
Date	L____Deg./____	TL____Deg./____	T____Deg./____	C____Deg./____

**Beighton Score**

	SAĞ	SOL
El başparmağını avuç içi tarafından önkola değdirebilecek kadar bükme		
Küçük parmağı el sırtında 90 dereceden fazla bükme		
Dirseği düz tutarken orta hattan geçen çizginin 10 derece ötesine kadar ters yönde bükme		
Dizleri düz tutarken orta hattan geçen çizginin 10 derece ötesine kadar ters yönde bükme		
Dizleri bükmeden belden eğilerek avuç içlerini zemine değdirebilmek		

Bacak Boyu Sağ Sol

Umb.-med. Mal.
SIAS-med.mal.

STABILISATION/ENDURANCE

Date					
Side Plank (L) (Second)					
Side Plank (R) (Second)					
V-Sit (Second)					
Biering Sorenson (Second)					

EK-4 İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI

SKOLYOZLU BİREYLERDE EV EGZERSİZ PROGRAMININ SENSÖRLÜ SİSTEMLE ETKİNLİĞİNİN ARAŞTIRILMASI-2

ORIGINALITY REPORT

6%

SIMILARITY INDEX

5%

INTERNET SOURCES

2%

PUBLICATIONS

3%

STUDENT PAPERS

PRIMARY SOURCES

1

nek.istanbul.edu.tr:4444

Internet Source

1%

2

acikbilim.yok.gov.tr

Internet Source

1%

3

acikerisim.baskent.edu.tr

Internet Source

1%

4

Submitted to Koc University

Student Paper

<1%

5

acikerisim.medipol.edu.tr

Internet Source

<1%

6

www.slideshare.net

Internet Source

<1%

7

docplayer.biz.tr

Internet Source

<1%

8

www.openaccess.hacettepe.edu.tr:8080

Internet Source

<1%

9

Demirci, Özgür. "Güncel Sanat Pratiği
İçerisinde Şiddet ve Suç Uyarlamaları", Dokuz

<1%