

T.C.
ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJELERİ KOMİSYONU BAŞKANLIĞI

Bilim Alanı: Fen Bilimleri

Proje No: 2017-1475

TEMASSIZ AYAK BİLEĞİ EKLEM HAREKETİ ÖLÇÜM CİHAZI TASARIM

PROJE YÖNETİCİSİ

ADI SOYADI

BİRİMİ

Doç.Dr.Eyyüp GÜLBANDILAR / ESOGU Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Bilgisayar Müh. Böl.

PROJE ÇALIŞANLARI

Dr.Öğr. Üyesi Özgen ARAS / Kütahya Sağlık Bil. Üniv. Sağlık Bil. Fak. Fizyoterapi ve Reh. Böl.
Mühendis Uğur KANTAR / Kütahya Dumlupınar Üniv. Fen Bil. Enst. Elek.-Elektronik. Müh. ABD.

Başlama Tarihi :23.02.2017

Proje Desteği : 25 269,17 TL

Bitiş Tarihi :31.01.2019

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
1. Özet.....	3
2. Giriş ve Amaç	4
3. Yapılan Çalışmalar	5
3.1. Ayak Bileği Eklem Hareketlerinin Temassız Ölçüm Sistem Tasarımı	5
3.2. Elektrik-Elektronik Sistem Tasarımı	6
3.2.1. Mikro denetleyici.....	7
3.2.3. Bluetooth	8
3.2.4. Encoder	9
3.2.5. Lazer İşaretleyici	9
3.2.6. Karakter LCD Display.....	10
3.2.7. Kumanda kolu	10
3.2.8. Sınır Anahtarı.....	10
3.2.9. Güç Üniteleri.....	11
3.2.10. Buzzer	11
3.2.11. Motor Kontrol Birimi	11
3.2.12. Optocupler	11
3.2.13. Step Motorlar.....	12
3.2.14. Step Motor Sürücüleri	12
3.2.15. Güç Birimi.....	12
3.3. Mekanik Kısım	12
3.3.1. Dairesel Kol Hareketi.....	13
3.3.2. Lazer Hareketi.....	13
3.3.3. Dış Kutu İşlemleri	14
3.4. Bilgisayar Yazılımı	15
3.5. Araştırmanın Yapıldığı Yer ve Zaman	18
3.5.1. Veri Toplama Araçları.....	19
4. Bulgular.....	20
5. Sonuç ve Öneriler	24
6. Kaynaklar	24
EK-I	26
EK-II.....	27

1. Özet

Ayak bileği eklem hareketliliği ayakta durmak, yürümek ve günlük aktiviteler için son derece önemlidir. Ayak bileği hareketlerinin (dorsal ve planter fleksiyon) kısıtlanması ayak ve ayak bileği patolojilerinde görülür. Ayak bileği eklem hareketini ölçmek için çeşitli yöntemler kullanılır. Geleneksel yöntemler, tek düzlemde ölçüm yapan plastik gonyometre ve inclinometer ölçerdir. Bu yöntemler ile yapılan ölçümlerde hastaların ayağına temas edilmesi, temasın uyarın etkisini yaratmaktadır. Bu uyarın etkisi de ölçüm hatalarına neden olmaktadır. Bu uyarın etkisi, Hi-Tec tıbbi araçlar tarafından yapılan ölçümler ile önlenabilir ama bu cihazlar çok pahalıdır. Bu nedenlerle, güvenilir ve ekonomik ölçüm yapan cihazlara ihtiyaç duyulmaktadır. Çalışmamızın amacı, hem video kamera ile kontrol edilen hem de temassız bir ölçme yapabilen bir cihaz tasarlamaktır. Sağlıklı üniversite öğrencilerinde, plastik gonyometreden elde edilen ayak bileği hareket dereceleri ile temassız hareket ölçümü (video kamera ve tasarlanan cihaz) cihaz sonuçları arasındaki ilişki istatistiksel olarak karşılaştırılmıştır. Her üç ölçüm arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Abstract

Ankle joint mobility is extremely important for standing, walking and daily activities. Restriction of ankle movements (dorsal and planter flexion) is seen in foot and ankle pathologies. Various methods are used to measure ankle joint motion. Conventional methods are plastic goniometer and inclinometer gauge in a single plane. In the patients with the measurements made by these methods creates the effect of the stimulation of the contact. This stimulus effect also causes measurement errors. This stimulus effect can be prevented by measurements made by Hi-Tec medical instruments, but these devices are very expensive. For these reasons, reliable and economical measurement devices are needed. The aim of our study is to design a measurement device that can be controlled both video camera and a non-contact measurement. In healthy university students, the relationship between the degree of ankle motion obtained from plastic goniometry and the results of non-contact motion measurement (video camera and designed device) device were compared statistically. Statistically significant difference was not found between all three measurements.

2. Giriş ve Amaç

Ayak ve ayak bileği vücudu taşıyan ana yapılardır (Şaylı, 2009 : 247-248). Bu yapılarda meydana gelecek aksaklık günlük yaşamımız içerisinde gerçekleştirdiğimiz Yürüme, koşma, araba kullanma vb. birçok aktivitenin yapılması zorlaştıracaktır.

Ayak hareketleri sagittal, frontal (kronal) ve horizontal plan olmak üzere üç planda olmaktadır (Kaya vd., 2015). Ayak ve ayak bileğinin sagittal planda yapmış olduğu iki hareket vardır. Bunlar plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyon hareketidir. Plantar fleksiyon ayağın yukarı yöndeki eklem hareketi olarak tanımlanırken, dorsi fleksiyon hareket ise ayağın aşağı yöndeki eklem hareketidir.

Eklem hareket aralığı (EHA), bir eklem hareket miktarı olarak tanımlanır (Çetkin, 2009). Günlük aktivitelerde eklem hareket aralıklarının değerlendirilmesi için hareketi sağlayan yapıların fonksiyonel anatomisi ve biyomekaniğinin bilinmesi önem arz eder (Akdere, 2009). Bununla beraber EHA değeri; hastalığın anlaşılmasında, tedavi edici egzersizlerin etkili uygulanmasında ve tedavi programları üzerinde yapılacak değişikliklerin belirlenmesinde kullanılmaktadır (Çetkin, 2009).

Topuk ağrısı, sinir sıkışması, ayak bileği yaralanması metatarsaliji (metatarsal kemiklerin baş kısmındaki ağrı), equinus (ayağın yukarı yöndeki kısıtlı hareketi) gibi çeşitli klinik bulgular EHA kısıtlanmasına neden olmaktadır (Calatayud, 2015).

Birinci Dünya savaşından sonra, askerlerin sakatlık derecelerine ve emekliye ayrılmalarını karar vermek için sistematik bir değerlendirme yöntemine gereksinim duyulmuş, hatasız bir ölçüm şekli bulabilmek için günümüze kadar çeşitli ölçüm yöntemleri geliştirilmiştir (Otman ve Köse, 2014: 62-66). Literatürde EHA belirlenmesinde gonyometre, incolemetere radyografik ölçüm, bilgisayar destekli video analizi gibi birçok yöntem kullanılmıştır (Çetkin, 2009).

Klinik ortamlarımda en yaygın olarak kullanılan ölçme yöntemi gonyometre ile yapılan ölçümlerdir (Konar vd., 2012). Gonyometrelerin ucuz olması birçok uzmanın bu ölçü cihazını tercih etmesinde önemli bir rol oynasa da yapılan birçok araştırma bu ölçü yönteminin güvenilirliğini sorgulamaktadır. Bu nedenle, gonyometrelere oranla daha güvenilir sonuçlar ortaya koyan dijital göstergeli inkolometreler kullanılmaya başlanmıştır (Akdere, 2009). Her iki ölçme yönteminde de ölçüm yapan uzmanın ölçüm esnasında hastaya temas ederek ölçüm yapması gereklidir.

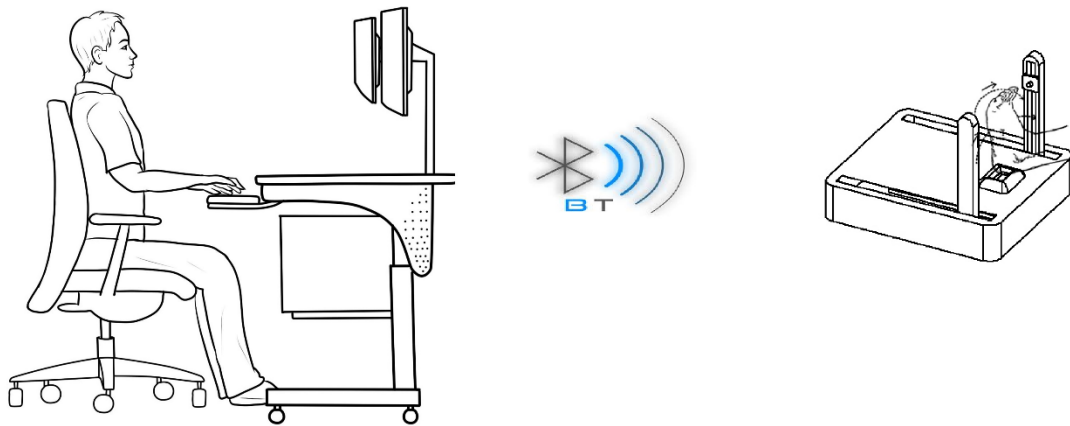
Bu ölçüm yöntemlerine alternatif olarak son zamanlarda bilgisayar destekli video analizi ve radyografik ölçüm yöntemleri de kullanılmaya başlanmıştır. Yapılan bu ölçümlerde diğer ölçüm yöntemlerine göre hastaya temas etmeden ölçüm yapmak mümkündür. Fakat bu sistemlerin pahalı olması, ölçüm işleminin sadece kliniklerde gerçekleştirilmesi, ölçüm işleminin uzun sürmesi ve ölçüm işleminin çok karmaşık olmasından dolayı uzmanlık gerektiren bir sistem olması gibi çeşitli dezavantajları vardır. Bu nedenle bu sistemler klinik ortamlarında pek yaygın olarak kullanılmaz (Lin vd, 2016).

Bu çalışma, ayak bileğinin dorsal fleksiyonu ve plantar fleksiyonu ölçümünü ayağa temas etmeden EHA'nı ölçümünü yapabilecek bir ölçüm sisteminin tasarımını yapmaktır. Ayrıca tasarlanan sistemin doğruluğunu belirlemek için ganyometrik ve fotografik ölçüm sonuçları ile korelasyonu incelenmiştir. Bu tasarlanan cihaz ile geleneksel ölçüm yöntemlerinin alternatif olarak temassız ölçüm yapma, taşınabilir bir yapıda olması, ekonomik olması ve kullanım için çok fazla uzmanlık gerektirmemesi gibi üstünlükler ortaya koyacaktır.

3. Yapılan Çalışmalar

3.1. Ayak Bileği Eklem Hareketlerinin Temassız Ölçüm Sistem Tasarımı

Tasarladığımız bu sistemle ayak bileğinin dorsal ve planter fleksiyon EHA'nı ayak bileğine temas etmeden ölçüm işlemi gerçekleştirilmiştir. Bu işlem; birbiriyle çift yönlü haberleşme yapabilen, tasarladığımız cihaz ve bluetooth donanımına sahip bilgisayar sayesinde yapılmıştır (Şekil3.1).



Şekil 3.1. Sistemim genel çalışma prensibi

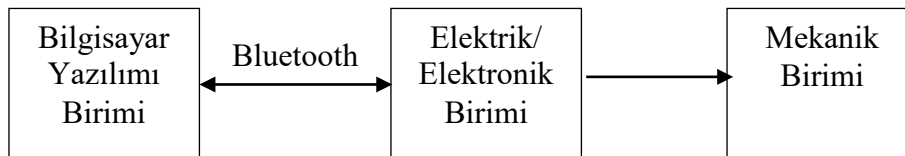
Bilgisayarın genel işlevi; C# yazılım dili ile tasarlanan ara yüz sayesinde cihazı uzaktan kontrol etmek, cihaz üzerinden gelen verileri alıp işlemek, işlenen verileri veri tabanına kaydetmek ve bu verilerin çıktısını almak olarak tanımlanmıştır.

Tasarladığımız cihazın genel işlevi ise; üzerinde bulunan mekanik ve elektronik sistem sayesinde bilgisayardan gelen komutlarla ayak bileğinin dorsal ve planter fleksiyon EHA'sını belirlemek, belirlediği bu verileri hem kendi üzerinde bulunan LCD ile kullanıncaya bildirmek hem de bu verileri bilgisayara göndermek olarak kısaca özetlenmiştir.

Ayak bileğinin ölçme işlemi şu şekilde gerçekleştirilmiştir.

- Cihaz üzerindeki belirtilen noktaya ayak topuğu yerleştirilmiştir.
- Cihaz ve bilgisayar arasında bağlantı sağlanmıştır.
- Cihaz üzerinde bulunan kol üzerindeki dikey ekseninde hareket edebilen lazer ile başlangıç ölçüm noktası belirlenmiştir.
- Ayak bileğinin dorsal veya planter yönde hareket ettirildikten sonra cihaz üzerindeki kollar bilgisayarla gönderilen komutlarla aynı yönde hareket ettirilmiştir.
- Lazer ışığı ayak üzerine düştüğü zaman hareket durdurulur. Ayak bileği ile aynı açıyla dönen kolun açı değeri enkoder ve diğer elektronik devre elemanları vasıtasıyla hesaplanmıştır.
- Belirlenen açı değeri bilgisayara ve kendi üzerinde bulunan ekrana yazdırılmıştır.

Bu işlemleri yapabilmek için sistemin elektrik/elektronik, mekanik ve bilgisayar yazılımı olmak üzere üç temel ögesi bulunmaktadır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Tasarlanan Ölçüm Sisteminin Blok Şeması

3.2. Elektrik-Elektronik Sistem Tasarımı

Tasarladığımız cihazın elektronik devre elemanları montaj edilerek bir metal kutu içine yerleştirilmiştir. Bu kutu içindeki devreler, işlemci birimi ve motor kontrol birimi olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Genel olarak çalışması bilgisayardan gelen komutları bluetooth yardımıyla almak, gelen komutlara göre mekanik aksamı kontrol etmek, ayak

bileğin plantar fleksiyon ve dorsal fleksiyon açısını belirleyerek çıkış birimlerine geri göndermektir. Elektronik devre şemasını Proteus programında çizilmiştir. Baskı devresini de Proteus/Ares programında hazırlanmıştır.

3.2.1. Mikro denetleyici

Çalışmamızda mikro denetleyici olarak Arduino Mega 2560 seçilmiştir (Şekil 3.3). Arduino açık kaynak kodlu Atmell tabanlı bir mikro denetleyicidir. Aslında Arduino'yu basit bir mikro denetleyici olarak tanımlamak çok doğru olamayabilir. Arduino bir giriş/çıkış (input/output) kartı ve Java tabanlı bir dilin yer aldığı geliştirme ortamından oluşan bir fiziksel programlama platform olarak tanımlamak çok doğru olacaktır. Arduino için program yazmak ve yazdığımız bu programları derleyerek Arduino'ya aktarmak için Arduino IDE uygulaması kullanılmaktadır. Bu uygulama C programlama diliyle kaynak kod yazma imkânı sağlamaktadır. Arduino son yıllarda kullanımı yaygınlaşan bir elektronik devre platformudur. Kolay programlanması, açık kaynak kodlu olması, hazır kütüphanelerin bulunması Arduino'nun yaygınlaşmasının önemli özelliklerindendir. Arduino Mega 2560'nın temel özellikleri;

- 54 adet dijital giriş çıkış(G/Ç) pini vardır. Bunların 15 tanesi darbe genişlik modülasyonu (PWM) çıkışı için kullanabiliriz.
- 16 adet analoog G/Ç pini bulunmaktadır.
- Haberleşme için 4 adet seri giriş çıkış pini bulunmaktadır.
- Çalışma frekansı 16 Mhz'dir.
- 256 KB flash belleği, 8 KB SRAM ve 4 KB EEPROM'a sahiptir.

Çalışmamızda Arduino mega 2560 tercih edilme sebebi dijital ve analog giriş çıkış pinlerinin fazla olması, haberleşme pinlerine sahip olması, dış kesme pinlerinin olması, Pwm çıkış sinyali üretebilmesi gibi birçok özelliklere sahip olmasıdır.

Arduino Mega 2560; Arduino 1.8.5 programıyla yazdığımız kodlara göre şu işlemleri yapmaktadır.

- Bluetooth'dan gelen verileri almaktır.
- Gelen verilere göre motor kontrol birimine sinyal göndermektir.
- LCD ekran üzerinde istenilen bilgilerin görüntülenmesini sağlamaktır.
- Sınır anahtarlarından gelen bilgilere göre motorların durdurmaaktır.

- Enkoderden gelen sinyalleri işleyerek cihaz üzerindeki kolların dönme açısını hesaplamaktır.
- Joyistik den gelen verilere göre motor kontrol birimine sinyal göndermektir.
- Buzzer ve Ledlerin istenilen zamanda çalışmasını sağlamaktır.
- Bluetooth aracılığıyla bilgisayara istenilen verileri göndermektir.

3.2.3. Bluetooth

Bluetooth, kısa mesafede kablosuz haberleşme yapmak için uygun bir teknolojidir. Tasarladığımız sistem bilgisayar ve cihaz arasında kablosuz veri transferini sağlamak için HC-06 bluetooth modülü kullanılmıştır. HC-05 bluetooth modülünün özellikleri şunlardır;

- 2,4 GHz haberleşme frekansı (ISM)
- Hassasiyet: ≤ -80 dBm
- RF çıkış gücü $\leq +4$ dBm
- Çalışma gerilimi: 1,8 - 3,6
- Akım: 50 mA
- Kimlik doğrulama ve şifreleme

Kullandığımız bu modül 6 adet pine sahiptir. VCC ve GND pinleri modülün voltaj beslemesi için kullanılmaktadır. Modülün besleme gerilimi 3.3 V'dur. Veri gönderme pini olan TXD pini arduinonumuzun RX pinine ; veri alma pini olan RXD pinide arduinonun TX pinine bağlanmaktadır. Böylece bluetooth haberleşme yapmasının fiziksel olarak sağlanmıştır. State pini ise bluetoothun bağlantısının sağlanıp sağlanmadığı hakkında bilgi vermektedir. Bağlantı sağlandığı takdirde state pini lojik olarak "1" çıkışı vermektedir. Diğer durumda lojik "0" çıkışını vermektedir. Yaptığımız yazılım ile bağlantı gerçekleştiğinde çift renkli led yeşil, gerçekleşmediğinde takdirde ise kırmızı olarak yanacaktır. Eneable pini ise bluetoothu "AT" komutlarıyla haberleşmek için kullanılmaktadır. Bu pini lojik olarak "1" yaptığımız takdirde "AT" komutları sayesinde bluetooth ismi, şifresi, haberleşme hızı gibi birçok özelliğini ayarlayabiliriz. Bizim tasarımda buna ihtiyaç olmadığı için bu pin boş bırakılmıştır.

Arduino ile bluetooth fiziksel olarak bağlantıyı sağlamamız haberleşme için yeterli olmayacaktır. Bluetooth aracılığıyla gelen verileri anlamlı hale getirmek veya veri göndermek için arduino yazılımına ihtiyaç bulunmaktadır. Arduinonun seri haberleşme yapabilmesi için

arduinonun seri haberleşme kütüphanesinden yararlanılmıştır. Bu kütüphane sayesinde “serial” nesnesiyle veri alma ve gönderme işlemleri yapılmıştır.

3.2.4. Encoder

Çalışmamızda kullandığımız Sparkfun firmasına ait döner ve artımsal tip encoder kullanılmıştır. Bu encoder bir tam tur başına 1024 adımlı kare dalga sinyal üretmektedir. Besleme gerilimi 5 Voltdur. Encodera bağlı kablonun 5 adet bağlantı ucu bulunmaktadır. Kahverengi ve mavi uç encoder besleme gerilimi için kullanılmıştır. Diğer uçlar ise encoderden üretilen çıkış sinyallerini vermektir. Bu çıkışlar “A”, “B” ve “ Z” olarak isimlendirilmiştir. Biz uygulamamızda sadece A ve B çıkışlarını kullanılmıştır.

Yaptığımız çalışmada encoderin mili hareketli kolun alt noktasına bağlanmıştır. Böylece kol döndükçe mil de kolla aynı yönde dönmesi sağlanmıştır. Kolun dönme açısı değeri encoder milinin dönme açısına eşittir. Kullandığımız encoder mili 360 derece döndüğünde yani tam bir tur yaptığında 1024 tane kare dalga sinyali üretmektedir. Mil açısını şu eşitlikle hesaplayabiliriz;

$$Açı = (360/1024) * \text{Kare dalga sinyali sayısı}$$

Encoder mili döndükçe oluşan kare dalga sayısı yazmış olduğumuz arduino yazılımı sayılmaktadır. Bu iş için encoderın A çıkışı, arduinun “D3” pinine bağlanmıştır. Bu pin arduinonun dış kesme olarak adlandırılan özel pindir. Bu pin sayesinde voltaj değişikliği olduğunda arduinonun bu değişikliği algılanması sağlanmaktadır. Kesme işlemi program akışı devam ederken belirlenen özel durumları takip edilmesi ve bu durum olduğu zaman istenilen işlemlerin yapılması olarak kısaca tanımlanabilir. Arduino kesme işlemini gerçekleştirmek için "attachInterrupt" fonksiyonu içinde dış kesme türünün belirtilmesi gerekmektedir. Biz bu fonksiyon içerisinde “RISING” kesmesini kullanılmıştır. Bu kesme yükselen kenarda gerçekleşmektedir. Yani pindeki voltaj 0 Volttan 5 Volta çıktığı zaman kesme işlemi gerçekleşmektedir. Encoderın A çıkışı 0 Volttan 5 Volta çıktığında kesme fonksiyonu devreye girmektedir. Kesme fonksiyonu devre girdiğinde B pininden elde edilen sinyal değeri 0 Voltsa kare dalga sinyal sayısını bir arttırılır, eğer 5 Voltsa bir azaltılır. Böylece mil döndüğünde oluşan kare dalga sinyali sayısını öğrenmiş olmaktadır. Yukarıda verilen eşitlik ile milin açısal yer değiştirme değeri yani kolun açısal yer değiştirme değerini hesaplamaktadır. Encoder mili döndüğünde oluşan kare dalga sinyalleri üzerindeki elektriksel parazitleri yok etmek için basit bir RC filtresi uygulanmıştır.

3.2.5. Lazer İşaretleyici

Kullanmış olduğumuz lazer işaretleyicisi; 3 voltda çalışan, 5 mW gücünde bir cihazdır. Lazer işaretleyici kol üzerinde dikey hareket eden mekanizma üzerine monte edilmiştir. Ölçme işleminde yaydığı ışık sayesinde ölçüm başlangıç noktasını ve bitiş noktasına belirlememizi sağlamaktadır.

3.2.6. Karakter LCD Display

Yapmış olduğumuz çalışmada 4x20 karakter LCD kullanılmıştır. Kullanılan bu LCD ekran sadece karakter yazdırmak için kullanılan bir bileşendir. Toplamda dört adet satırı olan LCD'nin her satırına 20 karakter yazdırılabilir. Yapılan işlemleri LCD ekran üzerine yazdırılarak kullanıcının bu işlemler hakkında bilgi sahibi olunması sağlanmıştır.

3.2.7. Kumanda kolu

Kullanılan kumanda kolu ile motorları cihaz üzerinden kontrol etmemizi sağlamıştır. Kumanda kolunun 5 adet bağlantı ucu vardır. Bu uçların iki tanesi besleme gerilimi için kullanılır. Vrx dikey eksenindeki sinyalleri, Vry pininde yatay eksenindeki sinyaller için kullanılır. Bu iki uçtan kumanda kolunun hareketi ile 0-1024 arasında analog değerler okunur. Bu uçlar arduiononun analog pinlerine bağlanır. Arduino yazılımı ile okunan değerlere göre motorların hareketlerini sağlayabiliriz. SW pini de kumanda kolu üzerinde bulunan buton için kullanılır.

3.2.8. Sınır Anahtarı

Cihazın yanında bulunan kollar ve kol üzerindeki lazer hareketli parçalardır. Bu parçalar belli bir aralıkta hareket etmesi gerekmektedir. Bu hareket aralığını aştığı zaman cihazın zarar görmesini engellemek amacıyla sınır anahtarları kullanılmıştır. Bu anahtarlar içinde açık ve kapalı olmak üzere iki adet kontak bulunmaktadır. Sınır anahtarının üzerindeki metal topuza basınç uygulandığı takdirde kontaklar konum değiştirmektedir. Yani açık olan kontak kapanır, kapalı kontak açılır. Bu basınç ortadan kalktığında kontaklar eski konumlarına dönmektedir.

Yapmış olduğumuz cihazda toplam dört adet sınır anahtarı kullanılmıştır. Bunların iki tanesi kolun öne ve arkaya hareketlerini sınırlandırmak için diğer ikisi de, lazerin dikey eksenindeki aşağı ve yukarı hareketini sınırlandırılmak için kullanılmıştır. Sınır anahtarların kontak ucu arduino girişine bağlamadan önce pull-up direnci bağlamıştır. Bu direnç ile arduino giriş pinin de 5V gerilim oluşması sağlanmıştır. Metal topuza basınç uygulandığında da ise arduino pininde 0 V gerilim oluşturmaktadır. Bu gerilim değişimlerine göre parçaların belirlenen sınırı geçtiğinde hareketini durdurmak için motorlara durdurma komutları gönderilmektedir. Kullanılan pull-up dirençleri sayesinde arduiona giriş pinlerin de kararlı bir voltaj seviyesi elde edilmektedir.

3.2.9. Güç Üniteleri

Devre elemanların çalışması için gerekli giriş voltajlarıyla beslenmesi gerekmektedir. Kullandığımız elektronik devre elamanlarının çalışma voltajları farklıdır. Arduino için 12 V DC, bluteoth ve lazer için 3.3 V DC, diğer devre elemanları içinde 5V DC gerilimine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu sebepten yapmış olduğumuz çalışma da 220V AC gerilimi 12 V DC gerilime çeviren anahtarlama güç kaynağı kullanılmıştır Şekil 3. 14. 5V ve 3.3V DC gerilim için de MP1584 DC-DC ayarlanabilir voltaj düşürücü regülatör kartı kullanılmıştır Şekil 3. 14b. Bu kart 23x17x4 mm buttlarında mini bir karttır. Kartın giriş gerilimi 4,5 ile 28V 'dur. Çıkış gerilimi de üzerindeki potensiyometre sayesinde 0.8V ile 20V arasında istenilen gerilim elde edilebilmektedir. Kart 3A kadar çıkış akımı sunabilmektedir. Giriş ve çıkışlarda oluşabilecek parazitleri önlemek için her kartın giriş ve çıkışına 100 nF 63V'luk polyester kondansatör bağlanmıştır.

3.2.10. Buzzer

Buzzer, kısaca verilen elektrik voltaja göre ses çıkaran devre elamanı olarak tanımlayabiliriz. Çalışmamızda 5V'luk buzzer kullanılmıştır. Buzzer, ölçme işlemi sırasında ölçme işlemini yapan kişiye sesli uyarı vermek için kullanılmıştır.

3.2.11. Motor Kontrol Birimi

Motor kontrol birimi, işlemci birimden gelen sinyallerle motorların çalışmasını kontrol eden bölümdür. Bu bölümde optocupler, motor sürücü, voltaj düzenleyici kartları ve step motordan oluşmaktadır.

3.2.12. Optocupler

Çalışmamızda 4N45 optocupleri kullanılmıştır. 4N25 optocuplerin içinde bir adet infrared diyot (led) ve foto transistor bulunmaktadır. İnfrared diyot doğru yönde kutuplandırınca ışık yayar. Yayılan bu ışık foto transistörün beyz (B) yüzeyine düşer. Yeterli ışık oluşunca foto transistorün emiter (E) – kollektör (C) arası iletme geçer. Bizim çalışmamızda arduinodan gelen sinyal infared diyotunun Anot (A) bacağına bağlanmıştır. Kotot (K) bacağına da işlemci biriminin toprak ucu bağlanmıştır. Arduinodan gelen sinyal 5V olunca infared led ışık yaymaya başlayacaktır. Yayılan bu ışık sayesinde foto transistör iletme geçerek kollektör- emitör arası iletme geçer. Böylelikle kollektör ucundaki 5V emiter ucuna bağlı çıkış da oluşacaktır. Oluşan bu sinyal motor sürücü kartına gönderilmektedir. Motor birimi ve işlemci birimi voltaj beslemeleri farklı kaynaklardan sağlanmaktadır. Ayrıca arduinodan gelen tüm sinyal girişlerinin herbiri için optocupler kullanılmaktadır. Böylelikle

motor birimi ve işlemci birimi arasında fiziksel bağlantı olmadan iletişimi sağlayarak, motorların çalışmasından oluşacak parazitlerin işlemci biriminin çalışmasının etkilenmemesini sağlamaktadır.

3.2.13. Step Motorlar

Çalışmamızda iki farklı tip step motor kullanılmıştır. Kolun yatay ekseninde ki hareketi için NEMA 23 step motoru, lazerin dikey eksenindeki hareketi içinde NEMA 17 step motoru kullanılmıştır. Her iki motor adım sayısı 200, adım açısı da 1.8° 'dir. Kol hareketi için kolların kendi ağırlığından dolayı NEMA17'ye göre daha güçlü olan NEMA 23 step motor tercih edilmiştir. Bu iki motor içinde iki ayrı tıde motor sürücü kartı kullanılmıştır.

3.2.14. Step Motor Sürücüleri

Yapmış olduğumuz çalışmada iki farklı özellikte step motor sürücüsü kullanılmıştır. Kol hareketini sağlayan Nema 23 step motoru için Toshiba çipi olan TB67S109AFTG 4A Step Motor Sürücü tercih edilmiştir. Bu sürücünün özellikleri; 9-42V arasında giriş gerilimiyle çalışabilmesidir.

- 4A'a kadar çıkış akımına sahiptir.
- Giriş ve çıkış sinyalleri optik olarak izole edilmiştir
- Yüksek voltaj, düşük voltaj, yüksek akım ve kısa devre koruması bulunmaktadır.
- Step motor adımlarını 1, 1/2, 1/4 , 1/8 , 1/16 ve 1/32 oranında sürebilme imkanına sahiptir.
- Çıkış akım 0,5A-4A arasında ayarlanabilmektedir.
- Üzerindeki alüminyum soğutucu sayesinde çipin ısınıı kolayca dağıtabilmektedir.

3.2.15. Güç Birimi

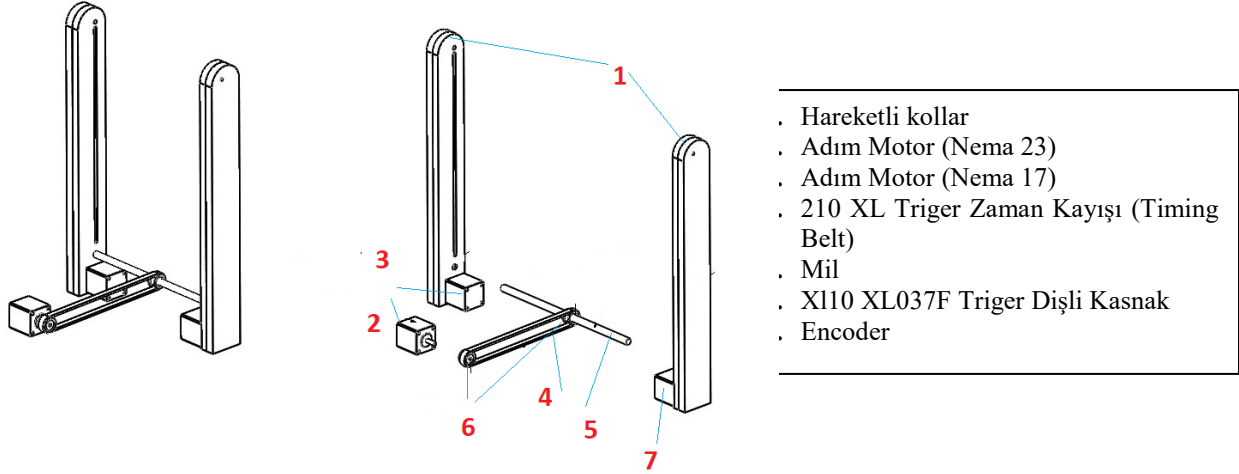
Bu bölüm mikroişlemci birimi ile optik olarak yalıtıldığı için buradaki elektronik birimlerinin enerji beslemeleri farklı kaynaklardan sağlanmaktadır. Bu kaynaklar 12 V anahtarlamaı güç kaynağı ve MP1584 DC-DC ayarlanabilir voltaj düşürücü regülatör kartı kullanılmıştır.

3.3. Mekanik Kısım

Cihaz üzerindeki kolların hareketini ve kolun üzerindeki lazerin hareketini sağlandığı bölümdür. Bu bölüm iki kısımdan meydana gelmektedir.

3.3.1. Dairesel Kol Hareketi

Kolun dairesel olarak yaptığı hareketin olduğu bölümdür. Bu bölümle ayağın EHA'nı belirlenmesi gerçekleştirilmektedir.



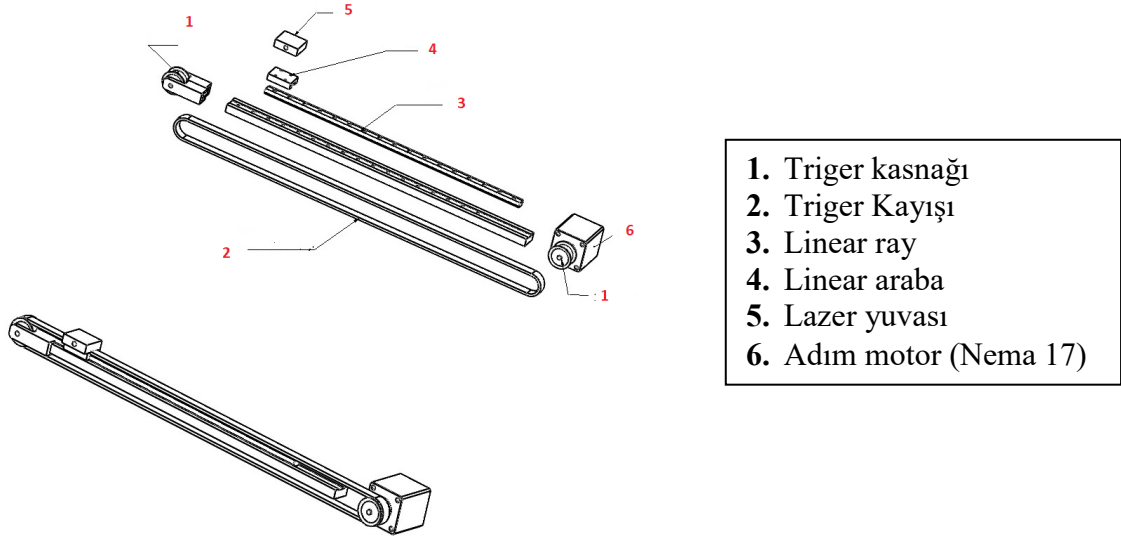
Şekil 3.3. Dairesel hareket kolları

Tasarlanan bu sistemdeki amaç ayağın yapmış olduğu hareketin benzerini yaparak ayak bileğinin dorsal ve planter fleksiyon açılarını tespit edebilmektir. Hareketli kollar sert plastikten torna tezgahında işlenerek elde edilmiştir. Her iki kol merkezinden birbirlerine mil ile bağlanmıştır. Bu mil sayesinde her iki kol tek motorla aynı anda hareket etmektedir. Bu mil üzerine triger kasnağı monte edilmiştir. Bu kasnağın tam karşısında aynı ebatta bir kasnak bulunmaktadır. Bu kasnak da Nema 23 motorun miline bağlanmıştır. İki kasnak arasına triger kayışı bağlanmıştır. Motor dönünce miline bağlı triger kasnağı dönmeye başlayacaktır. Motor hareketini kasnağa aktarır ve triger kayışı dönmeye başlamaktadır. Dönen triger kayışı diğer kasnağı, o da mili döndürmeye başlayacaktır. Mil döndükçe kollarda milledönüş yönüne göre hareket edebilecektir. Kolun alt merkezine bağlı encoder mili de dönmeye başlayacaktır. Kolun dönüş açısı ile encoder milinin dönüş açısı aynı olacaktır. Bu da bize ayak bileği ekleminin yapmış olduğu hareketin açısını hesaplamamızı sağlayacaktır.

3.3.2. Lazer Hareketi

Ayak ölçme işlememize başlamadan önce cihazın üzerine yerleştirilen ayağın tespit edilmesi gerekmektedir. Bu işlemi lazerin yaydığı doğrusal ışık sayesinde yapılmaktadır. Ayak cihaz üzerindeki ölçme noktasına yerleştirildiğinde lazer ışığının ayak üzerine düşmesi gerekmektedir. İnsanların ayak ölçüleri farklıdır. Bundan dolayı lazeri sabit bir noktaya koymamız mümkün değildir. Yapmış olduğumuz sistemde kol üzerinde bulunan lazer aşağı

ve yukarı hareket edebilecektir. Bu işlemi yapabilmek için Şekil 3.4’de gösterilen sistemi tasarlanmıştır.

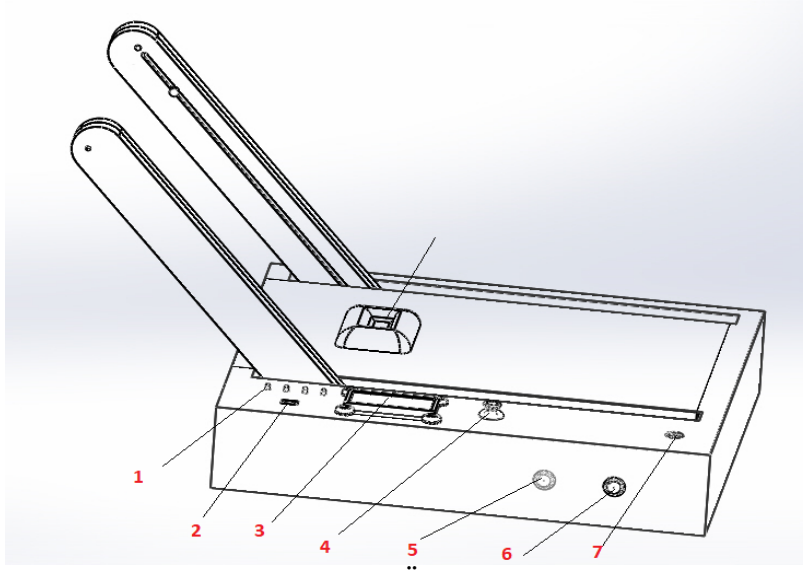


Şekil 3.4. Kollarda lazer ölçüm işaretçinin hareketi

Bu tasarımda doğrusal hareket yapıldığından dolayı düz bir ray kullanılmıştır. Kol içerisine bu ray sabitlenmiştir. Ray üzerinde çok hassas doğrusal hareketleri sağlayan araba bulunmaktadır. Lazer yuvasını bu arabanın üzerine sabitlenmiştir. Arabanın düz ray üzerindeki hareketini triger kayışı ile sağlamaktadır. Motor mili ve kolun üst noktasında karşılıklı triger kasnakları bulunmaktadır. Bu iki kasnak arasına triger kayışını yerleştirilmiştir. Motor döndüğünde kapalı bir çember şeklindeki triger kayışı da dönmektedir. Kayış üzerindeki bir noktadan düz ray üzerindeki arabaya sabitlendiğinden arabayı doğrusal hareket ettirmektedir. Bu sayede lazer dikey ekseninde aşağı ve yukarı hareket etmesi sağlanmaktadır.

3.3.3. Dış Kutu İşlemleri

Elektronik devre ve mekanik sistemleri bir arada tutmak ve ölçme işlemini gerçekleştirmek için Şekil 3.5.’de gösterilen bir cihaz kutusu yapılmıştır. Bu kutu, 8 mm kalınlığındaki saçtan lazer kesim tekniği kullanılarak imal edilmiştir. Saç üzerine anti statik boya ile boyama yapılmıştır. Elektronik devre ve güç üniteleri kutunun alt kısmına yerleştirilmiştir.



Şekil 3.5. Ölçüm sisteminin dış görünüşü

3.4. Bilgisayar Yazılımı

Bu bölümde yapmış olduğumuz çalışma ile cihazı uzaktan kontrol edip, elde edilen verileri hem dijital ortamda kayıt altına alma hem de bu verilen yazılı doküman haline getirilmesi için oluşturulmuş bir ara yüz programından oluşmaktadır. Yapılan yazılım C# programlama diliyle gerçekleştirilmiştir. Yapılan program sayesinde bilgisayar ve cihaz arasında çift yönlü bir veri transferi sağlanmıştır. Program çalıştırıldığında ölçüm yapılacak kişilerin bilgileri almak ve bunları kaydetmek için Şekil 3.6’de gösterilen arayüz kullanılmaktadır. Bu pencerede ölçüm yapılacak kişinin ad, soy ad, yaş, cinsiyet bilgileri yazılarak “SAVE” butonuna basılmaktadır.

Şekil 3.6. Ölçüm sisteminin ana arayüz yazılımı

“SAVE” butonuna basıldıktan sonra Şekil 3.7.’da gösterilen pencere açılmaktadır. Açılan pencereler içeriğinde beş adet gurubumuz bulunmaktadır. Bu gurupların işlevleri şu şekildedir.

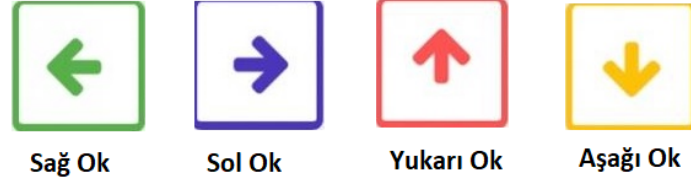


Şekil 3.7. Ölçüm sürecinin gerçekleştirildiği arayüz yazılımı

Connection Status: Bu grup da yapılan işlemlerin amacı cihaz ile bilgisayar arasındaki bluetooth bağlantısının sağlanmasıdır. Connect butonu bluetooth yardımıyla cihaz ve bilgisayar arasındaki bağlantının yapılmasını, Disconnect butonu da bağlantının kesilmesini sağlamaktadır. Bilgisayar ile cihaz arasında bağlantı sağlandığında kırmızı olan blueooth simgesi yeşil renk olmaktadır. Bağlantı sağlanmadığı sürece “Operation” gurubu haricindeki diğer guruplar pasif olur ve işlem yapılamamaktadır. Bağlantı sağlandığında bu guruplar aktif olacaktır. Ayrıca bağlantı sağlandığında Operation gurubunda “CONNECTING” yazısı görülecektir.

Control: Bu grup ile cihaz üzerinde bulunan motorların çalıştırıp durdurulmasını sağlayan komutlar gönderilmek için kullanılmaktadır. Sağ ok tuşuyla, kolun dairesel olarak hareketini cihazın ön kısmına doğru yapmasını sağlayan komut gönderilecektir. Aynı komutu klavye üzerinden “A” tuşuna basarak da yapabilmekteyiz. Tuşa basıldığı zaman motor hareketini başlatan komut gönderilirken, bırakıldığında ise motoru durduran komut gönderilmektedir. Sol ok tuşu ile gönderilen komutla; diğer hareketin tam tersi yönünde yani cihazın arkasına doğru kolun dairesel hareket yapması sağlanmaktadır. Bu işlemi de klavyeden “D” tuşuna

basarak yapabilmekteyiz. Yukarı ok tuşu lazerin dikey eksenindeki hareketini yukarı yönde yapmasını sağlayan komutu gönderilebilmektedir. Bu işlemi de klavyeden “W” tuşuna basarak gerçekleştirebiliriz. Aşağı ok tuşu lazerin aşağı doğru hareket etmesini istediğimiz zaman kullanabiliriz. Bu işlemi de klavyeden “S” tuşuna basarak gerçekleştirebiliriz. (Şekil 3.8)



Şekil 3.8. Ölçüm arayüzündeki kontrol ok tuşları

Operation: Bu grup içine cihazın o andaki gerçekleştirdiği işlemi kullanıcıya yazılı olarak bildirmek için kullanabiliriz. Örneğin lazer aşağı doğru hareket ediyorsa bu bölümde “The laser is moving down....” yazısı görülebilir.

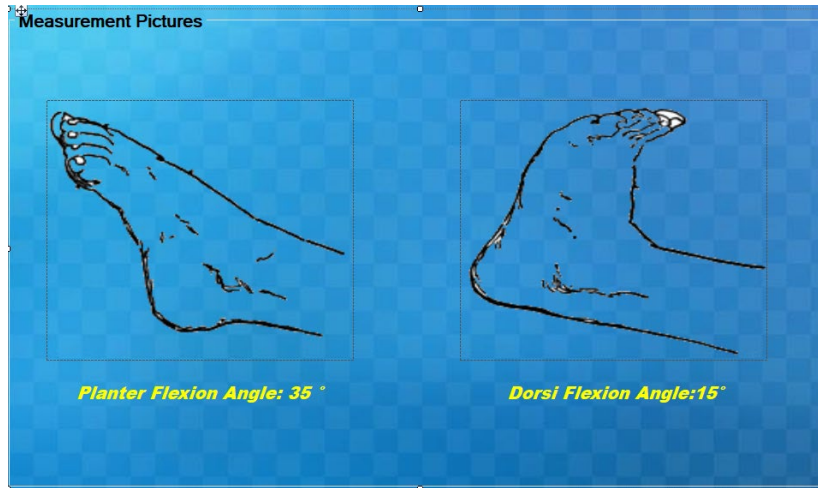
Measurement: Bu grup içerisinde dört adet butonumuz bulunmaktadır. “Foot Dedecion” ile ayağın ölçüm noktasını tespit ettikten sonra, ayağın ölçüm için başlangıç noktasının tespit edildiğini cihaza bildirmek için kullanılmaktadır. Böylelikle cihaz ölçüm için yapılan hesaplamalarda bu noktayı referans kabul etmektedir. “Planter Flexion” butonu ise; planter fleksiyon ölçme işleminin bittiğini cihaza bunu bildiren komutu göndermek için kullanılmaktadır. Butona basılınca cihaza giden komutla hesaplanan açı değeri ölçüm yapılan kişinin planter fleksiyon açısı olarak ölçülmektedir. “Dorsal Flexion” butonu da ölçüm yapılan kişinin dorsal fleksiyon açı ölçme işleminin bittiğini cihaza bildirmek için kullanılmaktadır. Bu butona basılınca cihaza gönderilen komutla; hesaplanan açının ölçüm yapılacak kişinin dorsal fleksiyon açı değeri olarak kayıtlanmaktadır. “Re-Measurement” butonuyla ise ölçüm işlemi bittikten sonra kullanılmaktadır. Butona basılınca bir mesaj kutusu ekrana gelmektedir (Şekil.3.9). Ölçme işlemine aynı kişiyle devam etmek isteniliyorsa “Evet” butonuna basılabilir. Eğer yeni bir kişiyle ölçüm işlemine devam edilecekse “Hayır” butonuna basılabilir. Evet, butonuna basılınca aynı ekran dururken hayır butonuna basınca ölçme ekranı kapanarak kayıt ekranı açılmaktadır. Böylelikle yeni kişinin bilgilerini kaydetmesi sağlanabilir.



Şekil 3.9. Ölçüm kayıt mesajı

Speed Adjustment : Bu grupta bulunan kaydırıcı nesneleriyle motorların dönme hızlarını ayarlamak için kullanılmaktadır. “Rotation Speed” kaydırıcısı ile kolun dairesel hareketini sağlayan motorun hızını değiştirmek için cihaza komut gönderilebilmektedir. “Vertical Speed” ise lazerin dikey eksenindeki hareketini sağlayan motorun hızını değiştirmek için kullanılmaktadır. Her iki motorda beş farklı hızda çalışabilmektedir.

Measurement Pictures: Ayak bileğinin dorsal ve planter fleksiyon açılarını belirlendiği zaman; ekranda bu açılarıyla ilgili resimlerin olduğu çalışma penceresidir (Şekil.3.10).



Şekil 3.10. Ölçümlerin şekil üzerinde gösterimi

Data & Exit: Bu grupta içerisinde üç tane buton bulunmaktadır. “Database” butonuna basıldığında ölçüm yapılan kişinin bilgileri ve ölçüm sonuçlarını Access programında oluşturan tabloya kaydetmektedir. “Print” butonuna basıldığında ölçüm yapılan kişinin sonuçlarını yazıcıdan yazdırılmasını sağlamaktadır. “Exit” butonu da ölçme işlemini bitirmek için kullanılmaktadır.

3.5. Araştırmanın Yapıldığı Yer ve Zaman

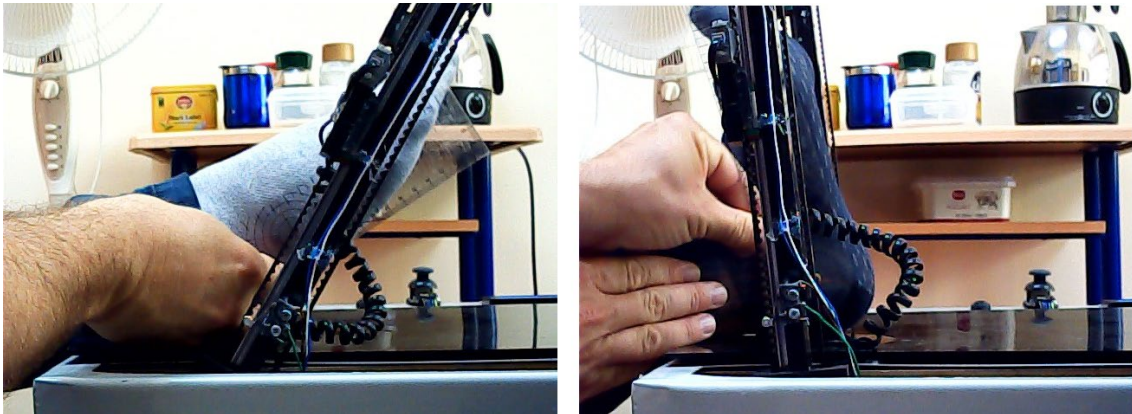
Çalışmamız için ölçüm yapılacak kişiler Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği 18-30 yaş arasındaki öğrencilerden seçilmiştir. Bilgisayar Mühendisliği laboratuvarlarında gerçekleştirilen ölçüm işlemleri Eylül 2018- Kasım 2018 arasında 45

gönüllü öğrenci ile gerçekleştirildi. Bu çalışmaya dahil edilen bireyler için Eskişehir Osmangazi Üniversitesi'nden yerel etik kuruldan onay alınmıştır.

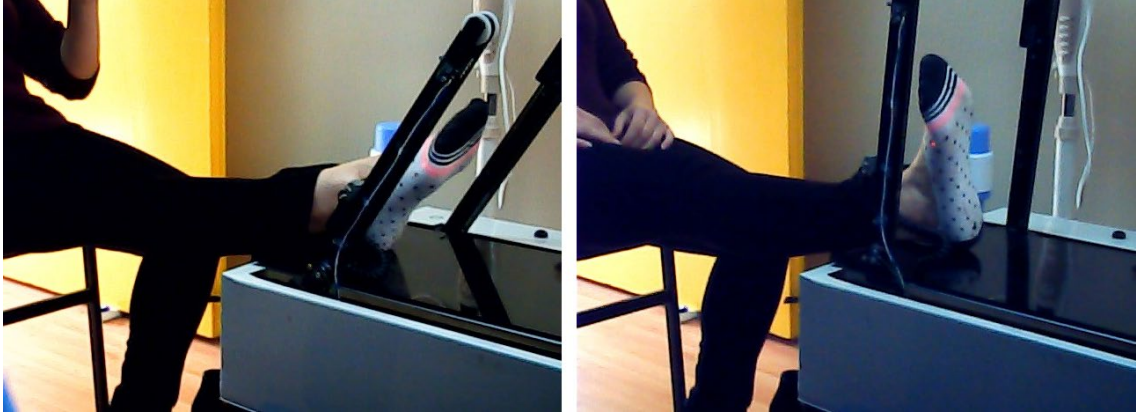
Çalışmaya dâhil edilme kriterleri; 18-30 yaş aralığında olmak, ayak bileğinden herhangi bir sağlık problemi olmamak, çalışmaya katılmayı kabul etmek ve anketleri doldurabilecek durumda olmak olarak belirlendi. Çalışma dışında tutulma kriterleri; anket formlarını dolduramayacak durumda olmak, 18 yaş altında olmak ve okuryazar olmamak olarak belirlendi. Çalışma hakkında hastalara bilgi verilip çalışmaya katılmaları teklif edildi. Hastalar bilgilendirildi ve “Gönüllü Onam” formu doldurmaları istendi.

3.5.1. Veri Toplama Araçları

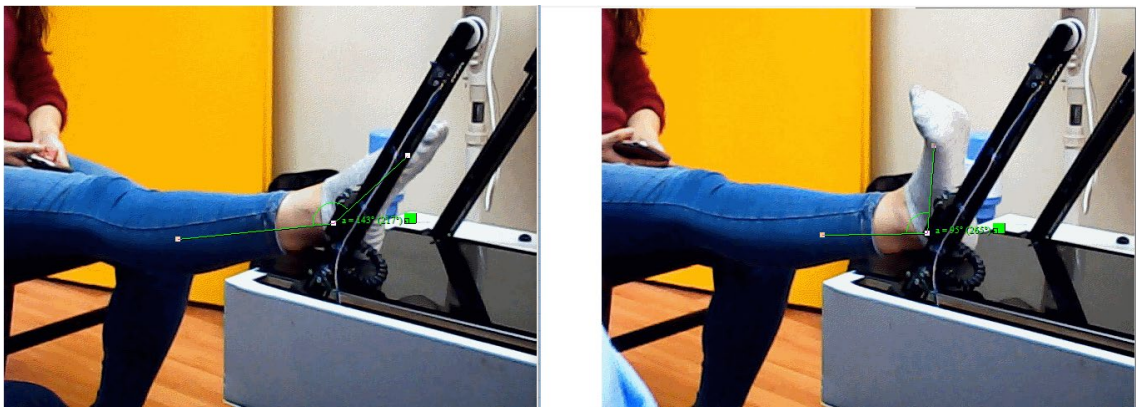
Çalışmaya katılan bireylerin ayak bileğinin aktif hareket genişliği ganyometre, bilgisayar ortamında osirus programı ve tasarladığımız cihaz ile üç farklı yöntemle belirlendi. Çalışmamızın amacı olan ayak bileğinin dorsal ve planter fleksiyon hareket açıklığının tespitini geleneksel yöntemlere alternatif olarak temassız olarak belirlemektir. Bundan dolayı yapmış olduğumuz cihazın güvenilirliğini; en çok kullanılan yöntem olan ganyometre ve bilgisayar ortamında ayak bileği fotoğraflarının üzerinde özel programlarla ölçüm yapılarak elde edilen değerler ile karşılaştırarak belirlenmiştir. Yapılan tüm ölçümler katılan bireylerin ölçüm yapılacak ayağına kendisi karar vermiştir. Ölçüme katılan bireylere ölçümler hakkında bilgi verilmiştir. Ölçüme katılan bireyler sandalye üzerine oturarak ölçüm yapılacak ayağını cihaz üzerinde belirtilen noktaya uzatılması istenmiştir. Katılımcılar ayağını dorsal ve planter yönde hareket ettirmesi istenilerek ganyometre ile ölçüm işlemi yapılmıştır. (Şekil.3.11.) Aynı işlem tasarladığımız cihaz ile gerçekleştirilmiştir (Şekil.3.12). Ayrıca bu hareketlerin fotoğrafları çekilerek daha sonra bilgisayar ortamında Osirus isimli programla bu hareketlerin resim üzerinden ölçüm değerleri belirlenmiştir (Şekil.3.13.)



Şekil 3.11. Ayak bileğinin dorsal ve planter fleksiyon hareketinin ganyometre ile ölçümü



Şekil 3.12. Ayak bileğinin dorsal ve planter fleksiyon hareketinin tasarlanan cihaz ile ölçümü



Şekil 3.13. Ayak bileğinin dorsal ve planter fleksiyon hareketinin Osirus ile ölçümü

4. Bulgular

Çalışmamızda Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği öğrencilerinin ayak bileğinin dorsal ve planter fleksiyon EHA'sını üç farklı yöntemle belirlendi. Bu yöntemle elde edilen istatistiksel bilgiler Tablo 4.1'de yer verilmiştir.

Tablo 4.1. Ayak bileğinin dorsal ve planter fleksiyon EHA'sını üç farklı yöntem sonuçları

		N	Ortalama	Std. Sapma	Std. Hata	Minimum	Maksimum
Planter Fleksiyon Açısı	Ganyometre	45	36,111	5,441	0,811	22,000	44,000
	Cihaz	45	35,536	5,708	0,851	23,170	47,820
	Osirus	45	31,755	8,105	1,208	12,000	45,000
Dorsal Fleksiyon Açısı	Ganyometre	45	12,022	6,166	0,919	0,000	26,000
	Cihaz	45	12,343	7,470	1,114	0,360	26,280
	Osirus	45	10,044	8,594	1,281	0,000	35,000

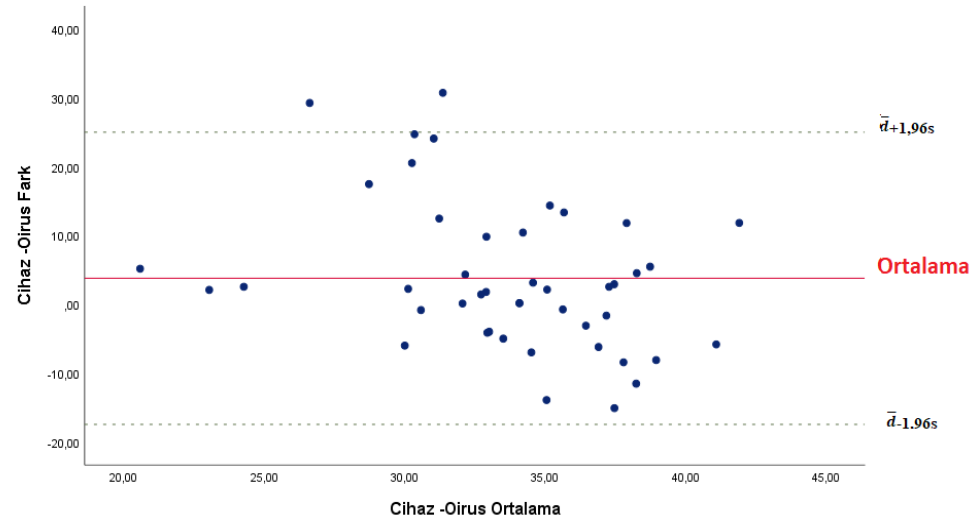
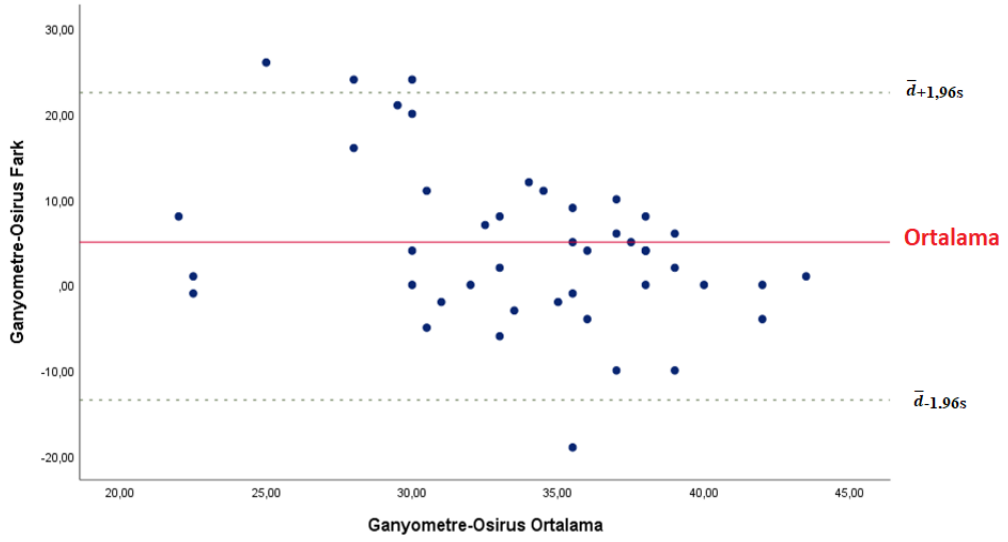
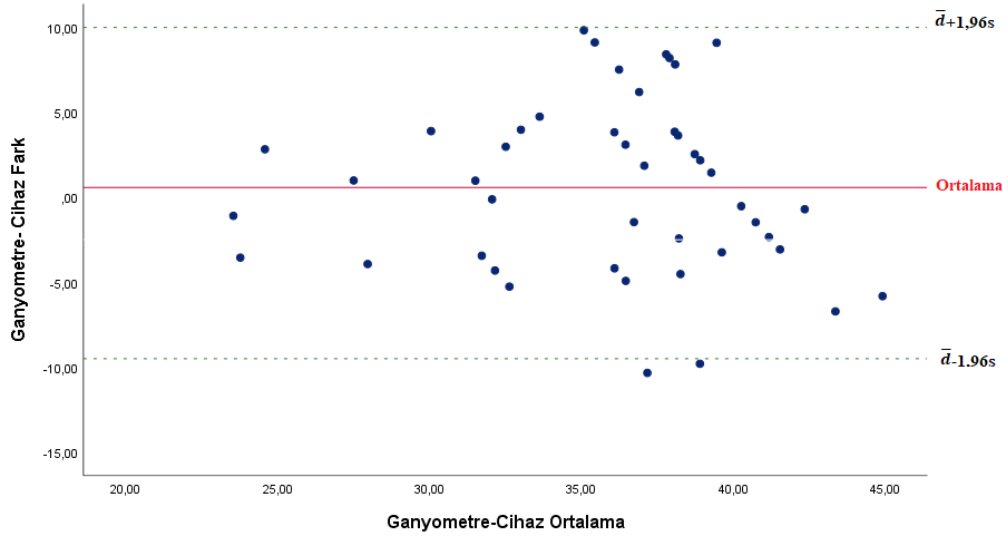
Tasarladığımız cihazın ölçüm sonuçları literatürde kullanılan iki farklı yöntemle karşılaştırılmıştır. Geliştirdiğimiz cihazın ölçüm sonuçlarının diğer iki farklı yöntemle karşılaştırmak için Bland-Altman Yöntemi kullanılmıştır. Medikal iki metodun

karşılaştırılmasında Bland-Altman Yöntemi oldukça yaygın kullanılan istatistiksel bir tekniktir (Saraçlı ve Çelik, 2012). Bu teknik de; iki ölçümden elde edilen ölçüm sonuçlarının analizine, ortalamalara karşı farkların saçılım grafiği çizilerek başlanır. Doğrusal regresyondaki artıkların analizine benzer şekilde, farklar ve ortalamalar arasında ilişki olmaması beklenir. Bu durumda, farklar grafiğinde uyum kaybı, farkların ortalaması ($\bar{d}$) ve standart sapması (s) kullanılarak belirlenir (Işıkhani vd., 2012). Eğer farklar normal dağılıma sahipse farkların sıfırın etrafında rasgele dağılması ve %95'inin " $\bar{d} - 1,96s$ " ile " $\bar{d} + 1,96s$ " arasında olması beklenir. Bu durum altında ortalamalar ve farklar arasında ilişki olmadığı düşünülür. Bu yöntemde, $\bar{d} \pm 1,96s$ "uyum sınırları" olarak adlandırılır. Uyum sınırları kısaca şu şekilde anlatılabilir. A yöntemi bir biyokimyasal değeri ölçmede rutin olarak kullanılan bir yöntemdir. B ise A yöntemi yerine kullanılması düşünülen başka bir yöntem olarak belirleniyor. "B yöntemi kullanıldığında elde edilen ölçüm değeri, A yöntemi ile elde edilen değerden $\bar{d} - 1,96s$ kadar küçük $\bar{d} + 1,96s$ kadar büyük bulunabilir (Genç vd., 2003).

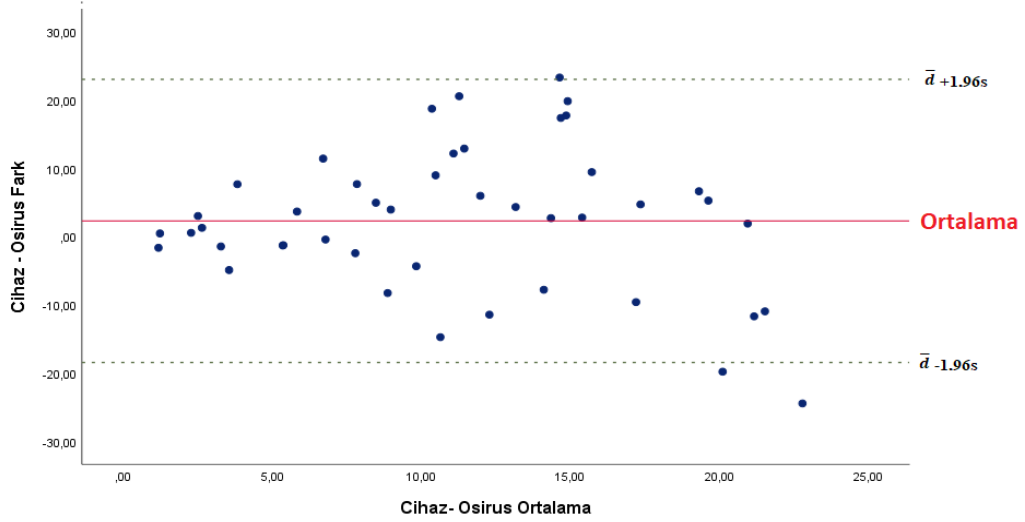
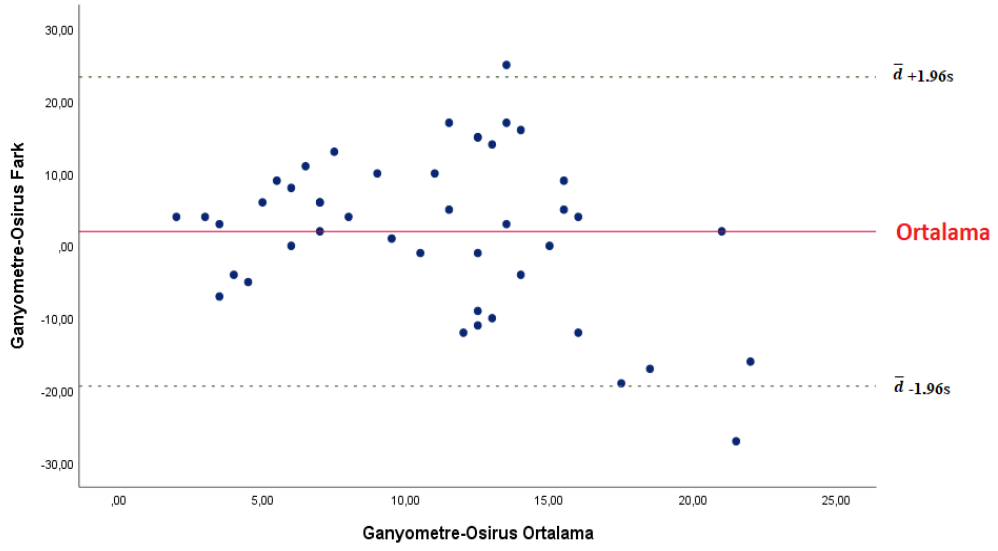
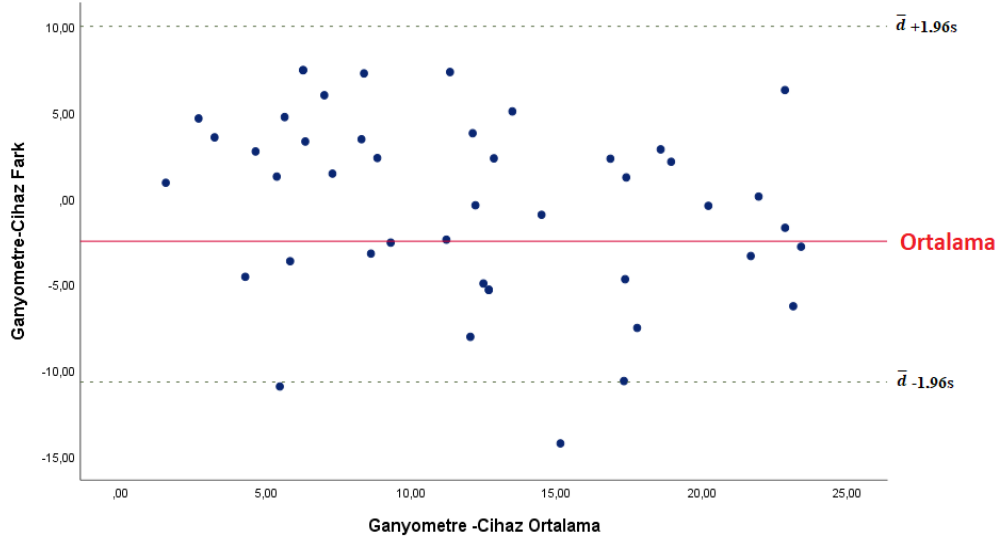
Tablo 4.2. Ayak bileğinin dorsal ve planter fleksiyon EHA ölçümü için kullanılan üç metodun uyum sınırları

	Ölçüm Yöntemi	N	$\bar{d}$	s	$\bar{d} - 1,96s$	$\bar{d} + 1,96s$
Planter fleksiyon	Gonyometre-Cihaz	45	0,58	5,12	10,60	-9,45
	Gonyometre-Osirus	45	4,36	9,25	22,48	-13,77
	Cihaz-Osirus	45	3,78	10,83	25,00	-17,44
Dorsal fleksiyon	Gonyometre-Cihaz	45	-0,32	5,29	10,05	-10,69
	Gonyometre-Osirus	45	1,98	10,90	23,34	-19,38
	Cihaz-Osirus	45	2,30	10,57	23,01	-18,42

Çalışmamızda ayak bileğinin dorsal ve planter fleksiyon hareket açıklığının ölçümü için kullanılan üç metodun birbirlerine göre uyum sınırları Tablo 4.2'de gösterilmiştir. Yapılan ölçümlere göre tasarladığımız cihaz gonyometre göre planter fleksiyonu aktif hareket genişliği $10,60^\circ$ büyük, $-9,45^\circ$ küçük olabilir. Ayrıca dorsal fleksiyon aktif hareket aralığı $10,05^\circ$ büyük, $-10,69^\circ$ küçük olabilir. Diğer bir yöntem olan Osirus programına göre planter fleksiyon aktif hareket genişliği $25,00^\circ$ büyük $-17,44^\circ$ küçük olabilir. Dorsal fleksiyon açısı da $23,01^\circ$ büyük, $-18,42^\circ$ küçük olabilir. Hesaplan uyum sınırlarına göre oluşturulan dağılım grafikleri Şekil 4.1. ve Şekil 4.2. gösterilmiştir. Dağılım grafikleri incelendiğinde elde edilen ölçüm sonuçlarının farklarının ortalamalarının sistematik bir şekilde dağılmadığı, rassal bir dağılım gösterdiği ve sonuçlarının % 95'inin uyum sınırları içinde olduğu görülmüştür. Geliştirilen cihazın Bland Altman yöntemine göre incelendiğinde diğer iki yöntemle göre uyumlu olduğu görülmüştür.



Şekil 4.1. Planter fleksiyonu hareketinin üç farklı yöntemin hata dağılımı ortalamaları



Şekil 4.2. Dorsal fleksiyonu hareketinin üç farklı yöntemin hata dağılımı ortalamaları

5. Sonuç ve Öneriler

Çalışmamız ayak bileğinin dorsal ve plantar fleksiyon aktif hareket açıklığının temassız ölçmek için klasik yöntemlere alternatif olarak geliştirilmiştir. Geliştirdiğimiz cihazın güvenilirliğini belirlemek için bu işlemler de en çok kullanılan gonyometre ve bilgisayar ortamında fotoğrafların üzerinde yapılan ölçüm sonuçlarının analiz yöntemleri kullanılmıştır. Ölçümler için Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümünden 45 öğrenci katılmıştır. Katılımcıların ayak bileğinin dorsal ve plantar fleksiyon aktif hareket aralığı üç yöntem ile belirlenmiştir.

Elde edilen veriler Bland- Altman istatistiksel yöntemlerine göre değerlendirilmiştir. Geliştirilen cihazın her iki yöntemlerle uyumlu sonuçlar ortaya koyduğu görülmüştür. Bazı ölçüm sonuçlarının anlamlı değer aralığının dışında olduğu tespit edilmiştir. Bunun sebebi olarak bazı ölçüm değerlerinin klasik yöntemle belirtilen değerlerden büyük veya küçük olduğu belirlenmiştir. Ayrıca ölçüm değerlerin arasındaki farkların diğer bir sebebi olarak; ayağın plantar ve dorsal fleksiyon aralığının aktif olarak belirlenmesinden kaynaklandığı düşünülmektedir.

Yapılan çalışma sonucunda ayak bileğinin planter ve dorsal hareket açıklığının temassız bir şekilde ölçümü gerçekleştirilmiştir. Gonyometre gibi ölçüm metotların aksine kişiye temas etmeden ölçüm gerçekleştirilirken, bilgisayar ortamından fotoğraf analizi gibi ölçümlere göre çok uzmanlık gerektirmeden hızlı bir ölçüm gerçekleştirilmesidir. Ayrıca, geliştirmiş olduğumuz cihazın tüm yasal hakları ESOGÜ Teknoloji Transfer Ofisi Uygulama ve Araştırma Merkezi (ETTOM) ofisine yetki devri yapılarak “Buluş Bildirimi” başvuru sürecine başlanılmıştır.

Bundan sonraki çalışmalarda aktif hareket aralığının yanında, pasif hareket aralığının belirlenmesi cihazın güvenilirlik düzeyini artıracakını düşünmekteyiz. Cihazın boyutlarını küçülterek, tablet ve cep telefonu yazılımlar geliştirilerek cihazın kullanımını daha basit bir hale geleceğini de düşünmekteyiz.

6. Kaynaklar

Akdere, H., Üniversite Öğrencilerinde Diz ve Ayak Bileği Eklem Hareket Genişliklerinin Ölçümü. *Spor Hekimliği Dergisi*, 44, 31-38, 2009.

Calatayud, J., Martin, F., Gargallo, P., Redonda, J.G., Colada, J. C., Marin P.J., The Validity And Reliability of a New Instrumented Device for Measuring Ankle Dorsiflexion Range of Motion. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 10 (2), 197-202, 2015.

Çetkin, M., Obezlerde Kalça, Diz Ayak Bileği Eklemlerinin Hareket Genişliği Değerlerinin Normal Bireylerle Karşılaştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Trakya Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2009.

Genç, Y., Sertkaya, D., Demirtaş, S., Klinik Araştırmalarda İki Ölçüm Tekniğinin Uyumunu İncelemede Kullanılan İstatistiksel Yöntemler. *Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası*. 56 (1), 1-6, 2003.

Işıkhan, S. Y., Kılıçkap, M., Alpar, C.R., İki Ölçüm Tekniğinin Uyumunu İncelemede Kullanılan Grafikselsel ve Regresyon Yöntemleri. *Türkiye Klinikleri J Biostat*. 5(1), 8-18, 2013.

Kaya, M., Yavuz, O. Y., Şanverdi Topaloğlu, Ş. E., Çankal, F., & Köksal, A., Ayak Bileği Lateral Kollateral Ligaman Patolojilerinin Tanısında Ve Tedavinin Yönlendirilmesinde Konvansiyonel Manyetik Rezonans Görüntülemenin (MRG) Yeri. *Çağdaş Tıp Dergisi*, (5)2,116-122, 2015.

Konor, M. Morton, S., Eckerson, J. M., Grindstaff, T. L., Reliability Of Three Measures Of Ankle Dorsiflexion Range Of Motion. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 7 (3), 279-287, 2012.

Lin, C., Chiang, S., Lu, L., Wei, S., Sung W., Validity of an Ankle Joint Motion and Position Sense Measurement System And Its Application in Healthy Subjects and Patients with Ankle Sprain. *Elsevier*. 131, 89-96, 2016.

Otman, S., Köse, N., Tedavi Hareketlerinde Temel Değerlendirme Prensipleri. (Altıncı Baskı). Türkiye: Pelikan Yayıncılık, 62-66, 2014.

Reider, B., “Bacak Distali, Ayak Bileği ve Ayak”, (Ed. Uğur Şaylı), Ortopedik Fizik Muayene, Güneş Tıp Kitapevleri, Ankara 2007, 247-248.

Saraçlı, S., Çelik, H. E., Metot Karşılaştırma Çalışmalarında Bland-Altman ve Tip II Regresyon Analizinin Karşılaştırılması. *Düzce Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Dergisi*. 2 (1), 11-14, 2012.

EK-I

PROJE DESTEĞİ : 25 269.18TL
HARCANAN MİKTAR : 14 440,87TL
EK DESTEK : - TL

PROJE KAPSAMINDA ALINAN CİHAZ VE DEMİRBAŞLAR:

No	Adı	Markası	Yeri
1	Dizüstü Bilgisayar	Asus UX310U	ESOGU MMF Bilgisayar
2	Renkli Laser Yazıcı	Samsung C43	" " " "
3	Sarf Malzemeleri		
4	Yurtdışı Kongre Katılımı		
5	Yurtiçi Kongre Katılımı		

EK-II

A-Yurt Dışı Kongre Katılımı

B- Yurt İçi Kongre Katılımı

Dear **Dr. Eyyup Gulbandilar**,

On behalf of the Organization Committee we would like to inform you that your report has been admitted to participate in the international conference **Materials, Methods and Technologies**, which will be held on **26-30 June 2018** in Elenite, Bulgaria.

Registration number

50600

Presentation type

Talk

Article(s)

DESIGN OF NON-CONTACT DEVICE INTENDED FOR RANGE OF MOTION

MEASUREMENT OF THE ANKLE JOINT

DETERMINE OF THE SPEED OF THE LIGHT IN THE FIBER CABLE BY USING
ARTIFICIAL NEURAL NETWORK

28 February 2018

Sincerely,
Ivan Genov
Chairman of Science and Education Foundation

MATERIALS, METHODS AND TECHNOLOGIES
INTERNATIONAL CONFERENCE
WWW.SCIENCEBG.NET

SCIENCE &
EDUCATION
FOUNDATION

Certificate of Appreciation

Presented to

Dr. Eyyup Gulbandilar

Eskisehir Osmangazi University, Turkey

as

Presenter

in the international conference

Materials, Methods and Technologies

26-30 June 2018

Elenite, Bulgaria

Paper titles

- 1) DESIGN OF NON-CONTACT DEVICE INTENDED FOR RANGE OF
MOTION MEASUREMENT OF THE ANKLE JOINT
- 2) DETERMINING THE SPEED OF LIGHT IN A FIBER CABLE BY
USING ARTIFICIAL NEURAL NETWORK



Certificate №100744600
29 June 2018



Ivan Genov

Chairman of Foundation "Science & Education"



**Design of non-contact device
intended for range of motion
measurement of the ankle joint**

Ozen Aras
Kutahya Health Sciences University
Faculty of Health Sciences
Department of Physiotherapy and Rehabilitation,

Ugur Kantar
Dumlupinar University
Faculty of Engineering
Department of Electronic Engineering

Eyyup Gulbandilar
Eskişehir Osmangazi University
Faculty of Engineering&Architecture
Department of Computer Engineering



Ankle joint mobility is very important for lower extremity movements, standing-walking and daily activities. Restricted ankle movements play an important role in foot and ankle pathologies (1).

The reason of the study

Dr.Eyyup GÜLBANDILAR 20th International
Conference-Materials, Methods & Technologies,
2018
29.01.2019 2



In recent years, new methods and tools have been developed for measuring the ankle joint motion. There are many simple, expensive and complex methods for measuring joint movements in the ankle (2-5). Conventional method is plastic goniometer and pedal type angle gauges on a single plane instrument (6).

The reason of the study



Goniometer



Pedal type angle gauges

Dr.Eyyup GÜLBANDILAR 20th International
Conference-Materials, Methods & Technologies,
2018
29.01.2019 3



It is available in tools that can perform advanced and complex measurements. Occasionally, measurement errors can also be observed, depending on the person performing the measurement. For this reason, reliable measurements are needed.

The reason of the study

Dr.Eyyup GÜLBANDILAR 20th International
Conference-Materials, Methods & Technologies,
2018
29.01.2019 4





It can provide significant contributions to many areas of the foot (sports, performance, etc.) and health (orthopedics, neurology, etc.) that are measurements of ankle and plantar flexion movements with a simple and relatively inexpensive tool (system) without contact with the foot (7-10).

The reason of the study

Dr.Eyyüp GÜLBANDILAR 20th International
Conference-Materials, Methods & Technologies,
2018
29.01.2019 5



The aim of our study was to design a non-contact evaluation instrument controlled by the video camera. The correlation between ankle range of motion degrees obtained from conventional method (plastic goniometer) and non-contact range of motion measurement device results will be investigating in healthy university students. In addition, the measured information will transfer to the computer environment and processed.

What is the aim of this study ?

Dr.Eyyüp GÜLBANDILAR 20th International
Conference-Materials, Methods & Technologies,
2018
29.01.2019 6



- A total of 80 volunteers (40 male and 40 female) were enrolled in the Faculty of Engineering and Architecture, Osmangazi University, aged between 17 and 22 years.
- All volunteers were selected by random sampling and only right dominant individuals were included in the evaluation. We were measured from the right side.

Work groups

Dr.Eyyüp GÜLBANDILAR 20th International
Conference-Materials, Methods & Technologies,
2018
29.01.2019 7



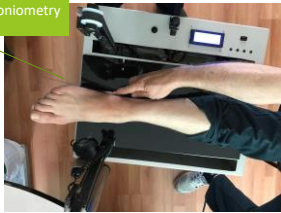
- Volunteers who had any previous history of orthopedic, neurological and vascular disease and a previous surgical operation with lower limbs were excluded in the study.

Work groups

Dr.Eyyüp GÜLBANDILAR 20th International
Conference-Materials, Methods & Technologies,
2018
29.01.2019 8

Tibia was elevated below knee level to 20 degrees with horizontal plane. The goniometry pivot point was detected as lateral malleol. Goniometry fixed length tibia long axis, moving arm 5. metatars following measurement was performed.

Goniometry



Conventional measurement

Dr. Eyyüp GÜLBANDILAR 20th International Conference-Materials, Methods & Technologies, 2018
29.01.2019 9

The ankle was positioned 90 degrees to the tibia in the midline, first the volunteer was asked to take his foot to his dorsiflexion. The ankle was then positioned 90 degrees to the midline again and was asked to move to the floor (plantar flexion).

Conventional measurement

Dr. Eyyüp GÜLBANDILAR 20th International Conference-Materials, Methods & Technologies, 2018
29.01.2019 10

In the same position, a photograph of the volunteers' feet-toes was taken. Osirus program measures the positions in the positions. Three measurements were taken from each volunteer on the right and the average was recorded.



Non-contact measurement

Dr. Eyyüp GÜLBANDILAR 20th International Conference-Materials, Methods & Technologies, 2018
29.01.2019 11

Developed measurement device



Non-contact measurement

Dr. Eyyüp GÜLBANDILAR 20th International Conference-Materials, Methods & Technologies, 2018
29.01.2019 12



Plantar flexion position measurement $\alpha = 152^{\circ}$



Non-contact
measurement

Dr.Eyyüp GÜLBANDILAR 20th International
Conference-Materials, Methods & Technologies,
2018
29.01.2019 13



Dorsiflexion position measurement $\alpha = 83^{\circ}$



Non-contact
measurement

Dr.Eyyüp GÜLBANDILAR 20th International
Conference-Materials, Methods & Technologies,
2018
29.01.2019 14



As a result, the preliminary
measurements made with our
developed device have been
completed. As we planned,
measurements on volunteers will be
done this month.

Conclusion

Dr.Eyyüp GÜLBANDILAR 20th International
Conference-Materials, Methods & Technologies,
2018
29.01.2019 15



1. Kleeblad LJ1, van Bommel AF2, Sieravelt IN3, Zuiderbaan HA4, Vergroesen DAS Validity and Reliability of the Achilometer(*): An Ankle Dorsiflexion Measurement Device. J Foot Ankle Surg. 2016 Jul-Aug;55(4):688-92. doi: 10.1053/j.jfas.2015.11.006. Epub 2016 Jan 29.

2. J. Wilken, S. Rao, M. Estin, C.L. Saltzman, H.J. Yack-A new device for assessing ankle dorsiflexion motion: reliability and validity J Orthop Sports Phys Ther, 41 (2011), pp. 274–280

3.J. Calatayud, F. Martin, P. Gargallo, J. García-Redondo, J.C. Colado, P.J. Marin. The validity and reliability of a new instrumented device for measuring ankle dorsiflexion range of motion.Int J Sports Phys Ther, 10 (2015), pp. 197–202

4.S.E. Munteanu, A.B. Strawhorn, K.B. Landorf, A.R. Bird, G.S. Murley.A weightbearing technique for the measurement of ankle joint dorsiflexion with the knee extended is reliable.J Sci Med Sport, 12 (2009), pp. 54–59

5.M.M. Konor, S. Morton, J.M. Eckerson, T.L. Grindstaff Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion.Int J Sports Phys Ther, 7 (2012), pp. 279–287

6.Lin GH ve ark, Validity of an ankle joint motion and position sense measurement system and its application in healthy subjects and patients with ankle sprain. Computer Methods and Programs in Biomedicine.Volume 131, July 2016, Pages 85–96

7. Yun S11, Kim MH2, Weon JH3, Kim Y4, Jung SH5, Kwon OY5. Correlation between toe flexor strength and ankle dorsiflexion ROM during the countermovement jump. J Phys Ther Sci. 2016 Aug;28(8):2241-4. doi: 10.1589/jpts.28.2241. Epub 2016 Aug 31.

8. Terada M1, Harkey MS2, Wells AM3, Pietrosimone BG2, Gribble PA3.The influence of ankle dorsiflexion and self-reported patient outcomes on dynamic postural control in participants with chronic ankle instability. Gait Posture. 2014;40(1):193-7. doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.03.186. Epub 2014 Apr 3.

9. Briggis SA1, Mulhern JL2, Wolosz GM3, Prostanman NM4 Preoperative and Postoperative Range of Motion: A Retrospective Comparison of Two Total Ankle Replacement Systems. J Foot Ankle Surg. 2015 Sep-Oct;54(5):809-14. doi: 10.1053/j.jfas.2014.12.036. Epub 2015 May 23.

10. Jung G1, Yu IY1, Kim SY1, Lee DK2, Oh JS3 Reliability of ankle dorsiflexion passive range of motion measurements obtained using a hand-held goniometer and Biodex dynamometer in stroke patients. J Phys Ther Sci. 2015 Jun;27(6):1899-901. doi: 10.1589/jpts.27.1899. Epub 2015 Jun 30.

References

Dr.Eyyüp GÜLBANDILAR 20th International
Conference-Materials, Methods & Technologies,
2018
29.01.2019 16



▪ This project is supported as
Eskisehir Osmangazi University-
BAP Project (2017-1475).

▪ This project has been approved by
the regional ethics committee.

Thank you....

Dr. Eyyüp GÜLBANDILAR 20th International
Conference-Materials, Methods & Technologies,
2018
29.01.2019 17



***International Congress on Engineering and Architecture
(ENAR)***

14-16 November 2018 Alanya / Turkey

Acceptance Letter

Dear Eyyup Gulbandilar

Paper ID: ENAR-302

Title of Paper: "Designing a new device for non-contact measurement of ankle joint motion"

Acceptance Status: Accepted as Oral Presentation

International Congress on Engineering and Architecture (ENAR) is pleased to inform you that your paper has been accepted at this congress. This decision is made based on a double - blind peer review process. The congress will be held in Alanya / Turkey between November 14 to 16, 2018. Authors of accepted papers are invited to register, make payment, attend and present their research paper at one of the congress sessions. On behalf of the organization committee I would like to congratulate you. Looking forward to seeing you in Alanya / Turkey at the congress.

Best Regards

Asst.Prof.Dr. M.Cüneyt BAĞDATLI
Chairman of Congress

This Acceptance Letter is to be presented to the academic leadership of Author's University and also USED for VISA APPLICATION!

International Congress on Engineering and Architecture (ENAR), 14-16 November 2018, Alanya / Turkey

Webpage: www.enar2018.com

E-mail: enarcongress@gmail.com

Congress Venue : Haydarpasha Palace Hotel with 5 Stars, Alanya / Turkey



INTERNATIONAL CONGRESS on ENGINEERING and ARCHITECTURE

14-16 November 2018

Alanya / Turkey

Oral Presentation

Designing A New Device For Non-Contact Measurement of Ankle Joint Motion

Eyyüp GÜLBANDILAR^{1*}, Ugur KANTAR², Özgen ARAS³

¹ Eskisehir Osmangazi University, Faculty of Engineering&Architecture, Department of Computer Engineering, Eskisehir, Turkey

² Dumlupınar University, Faculty of Engineering, Department of Electronic Engineering, Kutahya, Turkey

³ Kutahya Health Sciences University, Faculty of Health Sciences, Department of Physiotherapy and Rehabilitation, Kutahya, Turkey

*Corresponding Author E-mail: egulbandilar@ogu.edu.tr

Abstract

Ankle joint mobility is extremely important in standing, walking and daily activities. Restriction of the ankle movements occurs in the foot and ankle pathologies. Various methods are used to measure the ankle joint motion. Conventional methods are plastic goniometer and inclinometer in single plane. In that methods, measurements were made by contacting to foot, which causes measurement errors. Hi-Tec medical tools that can perform this evaluation expensively. For this reason, there are needs for reliable and economical devices. The aim of our study was to design a non-contact evaluation instrument controlled by the video camera. The correlation between ankle range of motion degrees obtained from conventional method (plastic goniometer) and non-contact range of motion measurement device results will be investigated in healthy university students. In addition, the measured information will transfer to the computer environment and processed.

Keywords: Ankle movements, range of motion, video capture, signal processing

Introduction

Ankle joint mobility is very important for lower extremity movements, standing-walking and daily activities. Restricted ankle movements play an important role in foot and ankle pathologies (1). A lack of robust measurement techniques to quantify ankle joint mobility and stiffness, however, has limited our ability to assess the functional consequences of relatively small changes in ankle joint mobility. Treatment strategies ranging from stretching exercises to surgical lengthening of the gastrocnemius-soleus complex are pre-scribed based on assessments of dorsiflexion ankle joint mobility, despite the less-than-adequate reliability of these assessments.

In recent years, new methods and tools have been developed for measuring the ankle joint motion. There are many simple, expensive and complex methods for measuring joint movements in the ankle. Wilken et al. (2011) determined the validity and reliability of measures obtained using a custom-made device for assessing ankle dorsiflexion motion and stiffness. Their validity and reliability testing results demonstrated good to excellent agreement (intraclass correlation coefficient values for validity testing ranging from 0.95 to 0.98 and for reliability testing ranging from 0.90 to 0.95). Calatayud et al (2015) to examine the validity and reliability of the leg motion system for measuring ankle dorsiflexion range of motion. Their results show that provide evidence to support the use of the leg motion system as a valid, portable, and easy to use alternative to the weight-bearing lunge test to assess ankle dorsiflexion range of motion in healthy participants. The study of Munteanua et al (2009) presented to determine the reliability of a technique to measure ankle joint dorsiflexion in a weight bearing position with the knee extended. Li et al (2016) designed to validate a novel ankle haptic interface system that measures the ankle range of motion and joint position sense in multiple plane movements, investigating the proprioception deficits during joint position sense tasks for patients with ankle instability. Konor et al (2012) determined the reliability of ankle range of motion measurements by using a standard goniometer, digital inclinometer and a tape measure. Conventional method is plastic goniometer and pedal type angle gauges on a single plane instrument (Figure 1).

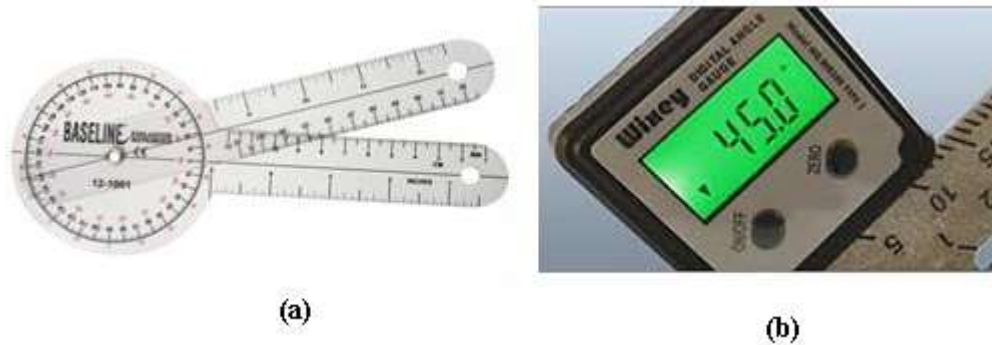


Figure 1. Conventioanal method measurement tools a-) Plastic ganiometer b-) Pedal type angle gauge (Anonymous, 2018(a), Anonymous, 2018(b)).

It is available in tools that can perform advanced and complex measurements. Occasionally, measurement errors can also be observed, depending on the person performing the measurement. For this reason, reliable measurements are needed. It can provide significant contributions to many areas of the foot (sports, performance, etc.), olders and health (orthopedics, neurology, etc.) that are measurements of ankle and plantar flexion movements with a simple and relatively inexpensive tool (system) without contact with the foot (9-14). The aim of our study was to design a non-contact evaluation instrument controlled by the video



INTERNATIONAL CONGRESS on ENGINEERING and ARCHITECTURE

14-16 November 2018

Alanya / Turkey

camera. The correlation between ankle range of motion degrees obtained from conventional method (plastic goniometer) and non-contact range of motion measurement device results will be investigating in healthy university students. In addition, the measured information will transfer to the computer environment and processed.

Material and Method

Subjects

We plan to select volunteer participants who are students of Eskişehir Osmangazi University Engineering and Architecture Faculty Computer Engineering Department. Eighty individuals (40 male, 40 female), aged 17-22 years will be recruited. Subject are excluded if they had any acute or chronic lower limb pathology in the previous 12 months, previous history of surgery to the lower limbs or any neurological or balance deficits. All volunteers are selected by random sampling and only right dominant individuals were included in the evaluation. Institutional ethics approval was granted prior to the study and all participants provided written informed consent.

Designed of measurement device

When this device is designed, it is aimed to measure contact angle of the ankle motion. The device generally consists of two steps. The first step is to measure the angle of motion of the ankle without contact. The second step is to transfer the obtained data wirelessly to the computer and monitor it on the computer (Figure 2). The developing device will operate with 220 V voltage. By using switch mode adapter at the bottom of the platform, DC voltage will be obtained by rectifying the mains voltage and it will be possible to work of electronic circuit elements.

For the first step, the developing system will be controlled by an Arduino microcontroller. In addition to this microcontroller, materials such as encoders, servo motors, barrier sensors are used. These materials will be mounted on a plastic case (Figure 3). This case, which will be completely plastic, will isolate the person who will measure the motion of the ankle against all electrical events. The operation of the system is as follows;

1. The person's foot is placed at an angle of 20° to the specified point on the platform.
2. The person performing the measurement will pushing the start button in the C # software program interface and this command will be transmitted to the arduino microcontroller via bluetooth. The arms on the side of the platform lift up at a 90° angle using servo motors.
3. Barrier sensor and receiver are placed on these arms. This sensor and receiver can move in vertical axis by two separate servo motors. Thanks to this movement, the sensor and receiver move down in the same direction. This motion will continue until the foot between the sensor and the receiver. Thus the foot is fixed. This measurement is defined as the calibration measure.

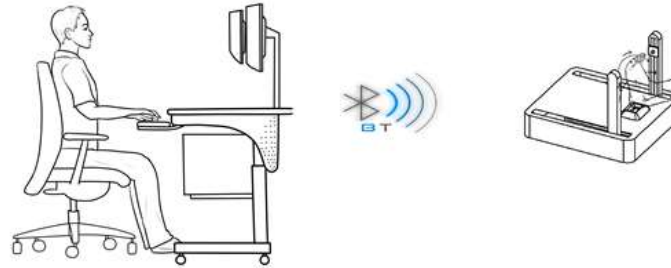


Figure 2. Prototype of measurement system

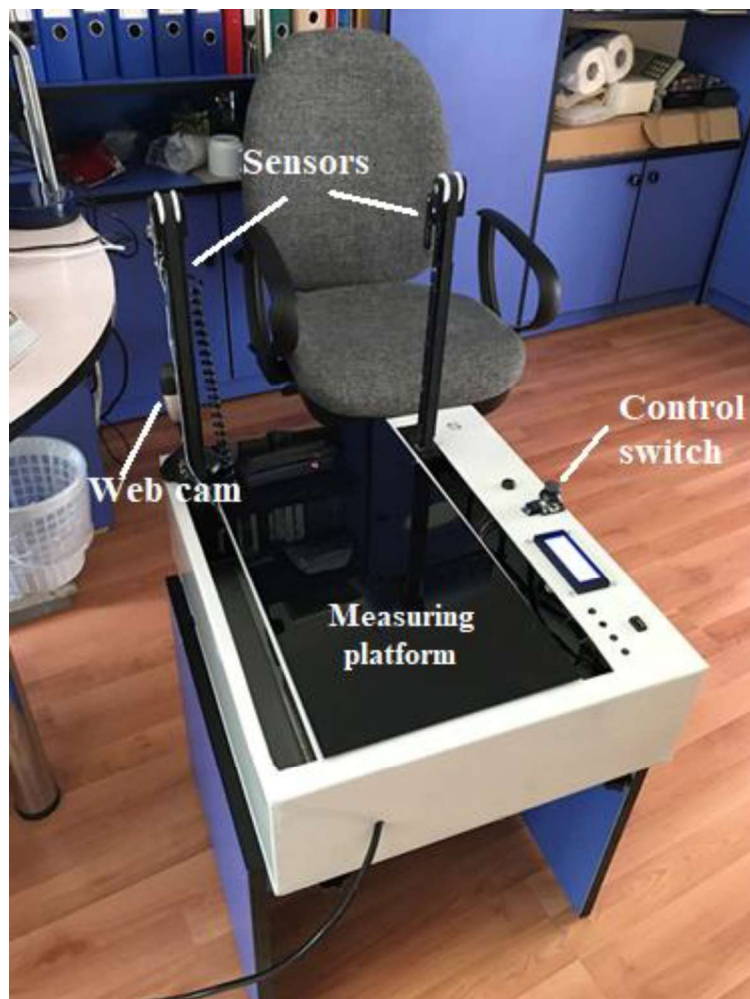


Figure 3. Developed measurement system and basic components

4. Then, if you measure your foot forward with the instruction of the person. The measurement operation is repeated (Plantar flexion position measurement).
5. The arms on the side of the metering unit move in the same direction as the foot using the servo motor.
6. With this movement, the encoder below the arm bracket also rotates. This process continues until the foot is detected again.

7. When the foot is detected, the rotating process ends. Thus the angle of rotation of the encoder is transmitted to the microcontroller.
8. This operation is repeated for the reverse movement of the foot (Dorsiflexion position measurement).
9. The measured values are transmitted to the computer via bluetooth. These values are analyzed and recorded using the written program.

All these measurements will be made with goniometric measurements and Osiris software which is a visual measurement software. Since the calibration process of the electronic components of the designed device has not yet been completed, the measurement of the goniometric and Osiris software in this study was carried out.

Measurement technique

Test measurements of the designed system were both conventional and Osiris software measurements. All measurements were made at the same mark foot positions. Tibia is elevated below knee level to 20 degrees with horizontal plane. The goniometry pivot point was detected as lateral malleol. Goniometry fixed length tibia long axis, moving arm 5.metatars following measurement is performed. We are measured from the right side.

The ankle was positioned 90 degrees to the tibia in the midline, first the volunteer was asked to take his foot to his dorsiflexion. The ankle was then positioned 90 degrees to the midline again and was asked to move to the floor (plantar flexion). Three times measurements were taken from each volunteer on the right and the average was recorded.



Figure 4. Conventioanal ankle position measurement by using plastic goniometer

Osiris software program measures in the same positions. In this position, a photograph of the volunteers' feet-toes was taken by using webcam. These photographs were recorded on a

computer in jpeg format. First, the photos in the plantar flexion position shown in Fig. 5 were used. These photographs were opened in the Osiris package software. When the photograph to be measured is open, "tool—angle" menu bars is selected and ready for measurement. On the photograph, firstly the middle point of the angle to be measured with the mouse is selected, then the tip of the angle is clicked with the mouse. If the selection of the specified points is not fully specified, they are dragged to the appropriate point by clicking on the inappropriate points with the mouse. The angular value of the angular region to be measured on the figure is measured. These angular values are either the angle between the points or the complement. Because of the plantar flexion position measurement shown in Fig. 5, the measurement value of the angular was found at 152° degrees. The angular deviation, which is meaningful for physiotherapists, is the vertical deviation. This angular value is not a meaningful value for physiotherapists, it is subtracted from 90° degrees to make it meaningful ($152-90=62^{\circ}$).



Figure 5. Plantar flexion position measurement by using Osiris software packet program

Secondly, the photograph in the position of dorsiflexion was opened in the same way by using Osiris package program (Figure. 6). In the same way, the three points to be measured are determined and set by using the mouse. The angular measurement value of the dorsiflexion position measurement was found at 83° degrees. A meaningful angular value for physiotherapists are found that subtracted 83° from 90° and resulting value is 7° degrees.



Figure 6. Dorsiflexion position measurement by using Osiris software packet program

Results and Suggestions

In this study was aimed to design a non-contact evaluation instrument controlled by the video camera and electronic components. The correlation between ankle range of motion degrees obtained from conventional method (plastic goniometer) and non-contact range of motion measurement device results will be investigating in healthy university students. As a result, the preliminary measurements made with our developed device have been completed. As we planned, measurements on volunteers will be done this month.

Ankle planter flexşon and dorsiflexion can be reliably and validly measured in clinical or research settings using the developed device. The device's simple and relatively low-tech design allows individuals who have minimal previous knowledge and skill in range-of-motion assessment to use the developed device to determine ankle planter flexsion and dorsiflexion, with little training, and to do so with a higher level of reliability and confidence than is possible with conventional goniometry.

Acknowledgment:

Financial support: this project is supported as Eskisehir Osmangazi University (BAP Project, 2017-1475). This project has been approved by the regional ethics committee.



INTERNATIONAL CONGRESS on ENGINEERING and ARCHITECTURE

14-16 November 2018

Alanya / Turkey

References

Anonymous, 2018(a). <https://www.amazon.com/Wixey-WR300-Type-Digital-Backlight/dp/B00T6YZ0K6>, Accepted Date: 6 July 2018.

Anonymous, 2018(b). <https://www.theratek.com/products/baseline-360-degree-goniometer-6-inches?variant=38601760012>, Accepted Date: 6 July 2018.

Brigido SA, Mulhern JL, Wobst GM, Protzman NM, 2014. Preoperative and Postoperative Range of Motion: A Retrospective Comparison of Two Total Ankle Replacement Systems, The Journal of Foot and Ankle Surgery, 54(5), 809-814, doi: 10.1053/j.jfas.2014.12.036

Calatayud J, Martin F, Gargallo P, García-Redondo J, Colado JC, Marín PJ, 2015. The validity and reliability of a new instrumented device for measuring ankle dorsiflexion range of motion", International Journal of Sports Physical Therapy, 10, 197-202.

Jung IG, Yu IY, Kim SY, Lee DK, Oh JS, 2015. Reliability of ankle dorsiflexion passive range of motion measurements obtained using a hand-held goniometer and Biodex dynamometer in stroke patients, Journal of Physical Therapy Science, 27(6), 1899-1901, doi: 10.1589/jpts.27.1899

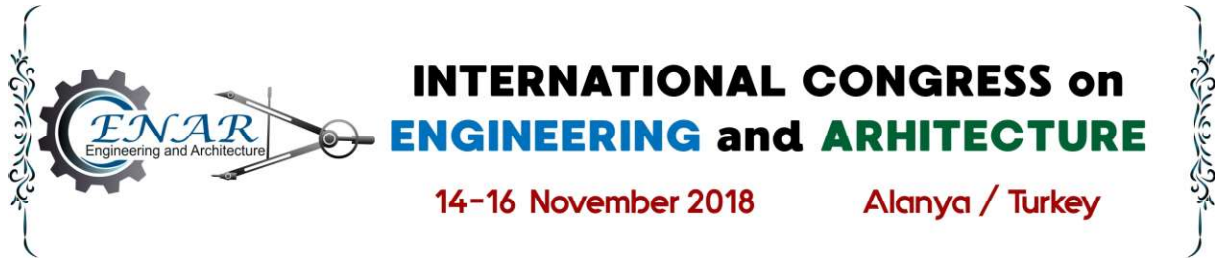
Kleeblad LJ, van Bommel AF, Siersevelt IN, Zuiderbaan HA, Vergroesen DA, 2016. Validity and Reliability of the Achillometer: An Ankle Dorsiflexion Measurement Device, The Journal of Foot and Ankle Surgery, 55(4):688-692. doi: 10.1053/j.jfas.2015.11.006.

Konor MM, Morton S, Eckerson JM, Grindstaff TL, 2012. Reliability of three measures of ankle dorsiflexion range of motion, International Journal of Sports Physical Therapy, 7, 279-287.

Lin CH, Chiang SL, Lu LH, Wei SH, Sung WH, 2016. Validity of an ankle joint motion and position sense measurement system and its application in healthy subjects and patients with ankle sprain, Computer Methods and Programs in Biomedicine, 131, 89-96.

McCullagh R, Dillon C, O'Connell AM, Horgan NF, Timmons S, 2017. Step-Count Accuracy of 3 Motion Sensors for Older and Frail Medical Inpatients, Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 98(2), 295-302. doi: 10.1016/j.apmr.2016.08.476.

Munteanu SE, Strawhorn AB, Landorf KB, Bird AR, Murley GS, 2009. A weightbearing technique for the measurement of ankle joint dorsiflexion with the knee extended is reliable", Journal of Science and Medicine in Sport, 12, 54-59.



Straiton N, Alharbi M, Bauman A, Neubeck L, Gullick J, Bhindi R, Gallagher R, 2018. The validity and reliability of consumer-grade activity trackers in older, community-dwelling adults: A systematic review, *Maturitas*, 112, 85-93. doi: 10.1016/j.maturitas.2018.03.016.

Terada M, Harkey MS, Wells AM, Pietrosimone BG, Gribble PA, 2014. The influence of ankle dorsiflexion and self-reported patient outcomes on dynamic postural control in participants with chronic ankle instability, *Gait Posture*. 40(1), 193-197, doi: 10.1016/j.gaitpost.2014.03.186

Wilken J, Rao S, Estin M, Saltzman CL, Yack HJ, 2011. A new device for assessing ankle dorsiflexion motion: reliability and validity, *Journal of Orthopedic & Sports Physical Therapy*, 41, 274–280.

Yun SJ, Kim MH, Weon JH, Kim Y, Jung SH, Kwon OY, 2016. Correlation between toe flexor strength and ankle dorsiflexion ROM during the countermovement jump, *Journal of Physical Therapy Science*, 28(8), 2241-2244, doi: 10.1589/jpts.28.2241