

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**PARKİNSON HASTALARINDA HAREKET BOZUKLUĞUNU
DEĞERLENDİRMEYE YÖNELİK DONANIM VE YAZILIM
GELİŞTİRİLMESİ**

Erkan GENCER

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

2014

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**PARKİNSON HASTALARINDA HAREKET BOZUKLUĞUNU
DEĞERLENDİRMEYE YÖNELİK DONANIM VE YAZILIM
GELİŞTİRİLMESİ**

Erkan GENCER

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

2014

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**PARKİNSON HASTALARINDA HAREKET BOZUKLUĞUNU
DEĞERLENDİRMEYE YÖNELİK DONANIM VE YAZILIM
GELİŞTİRİLMESİ**

Erkan GENCER

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

Bu tez .././201.. tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği/Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Ö. Halil ÇOLAK
Yrd. Doç. Dr. Süleyman BİLGİN
Yrd. Doç. Dr. Ümit D. ULUŞAR

ÖZET

PARKİNSON HASTALARINDA HAREKET BOZUKLUĞUNU DEĞERLENDİRMEYE YÖNELİK DONANIM VE YAZILIM GELİŞTİRİLMESİ

Erkan GENCER

**Yüksek Lisans Tezi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Yrd. Doç. Dr. Süleyman BİLGİN
Haziran, 2014**

Spastisite, kişinin beyin ve spinal korttaki lezyonlar nedeniyle oluşan rahatsızlık olarak tanımlanmaktadır. Rahatsızlığın derecesinin değişmesine göre kişinin günlük hayatına müdahale edebilen bir hal almaktadır. Bu sebeple spastisitenin ölçütlerinin belirlenmesi büyük önem taşımaktadır. Ölçüt olarak en yaygın kullanılan yöntem Ashworth kriteri olarak adlandırılan yöntemdir. Ancak bu yöntemin yetersiz kaldığı açıktır. Bu sebeple spastisite ve rijiditenin değerlendirilmesine yönelik çalışmalar sürmektedir. Bu kapsamda spastisite ve rijiditenin açısız olarak değerlendirmesine yardımcı olabilecek bir cihaz tasarımı gerçekleştirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Spastisite, Gonyometre Cihazı, Gömülü Sistem Tasarımı

JÜRİ: Doç. Dr. Ö. Halil ÇOLAK
Yrd. Doç. Dr. Süleyman BİLGİN
Yrd. Doç. Dr. Ümit D. ULUŞAR

ABSTRACT

HARDWARE AND SOFTWARE DEVELOPMENT TO EVALUATE MOVEMENT DISORDER OF PARKINSON PATIENTS

Erkan GENCER

M. Sc. Thesis in Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Ass. Prof. Dr. Süleyman BİLGİN

June, 2014

Spasticity is a feature of altered skeletal muscle performance in muscle tone involving hypertonia; it is also referred to as an unusual "tightness", stiffness, or "pull" of muscles. spastic muscle will have immediately noticeable, often quite forceful, increased resistance to passive stretch when moved with speed and/or while attempting to be stretched out, as compared to the non-spastic muscles in the same person's body .It effects person's daily life depends on degree of disease. Fot that reasons, scaling of disease becomes a serious situation. There are some scaling for understanding the degree of spasticity and most commonly used scaling method is Ashwort and Modified Ashworth Scale. But it is sure that they do not give sufficient results. A goniometrical method for scaling spasticity and rigidite has been developed in this study.

Keywords: Spasticity, Digital Goniometer Device, Embedded System Design

JÜRİ: Ass. Prof. Dr. Suleyman BILGIN (Supervisor)

Assoc. Prof. Dr. O. Halil COLAK

Ass. Prof. Dr. Umit D. ULUSAR

ÖNSÖZ

Tıp alanında meydana gelen gelişmeler teknolojiye bağlı olarak giderek artmaktadır. Bu sayede daha önceleri tam olarak teşhis ya da tedavi edilemeyen birçok rahatsızlık ve hastalığın artık daha kolay koşullarla çok daha iyi sonuçlarla tedavi edildiği görülmektedir.

İnsan vücudunun fizyolojisini etkileyen en temel unsurlardan birisi de beyin ve spinal kordlara bağlı olarak çalışan yapılardır. Tıp alanında meydana gelen değişiklikler bu konuda da yoğun olarak devam etmektedir. Tez kapsamında ele alınan spastisite ve rijidite rahatsızlıkları da bunlardandır. Önceleri kullanılan değerlendirmeler artık yeterli gelmemekte ve yeni çalışmaların gerekliliğini ortaya koymaktadır.

Bu sebeple kişinin yaşamını daha kolay hale getirebilmek ve tedavisininin daha iyi şekilde yapılmasını sağlayabilmek amacıyla bu konu ele alınmıştır.

Tez çalışmam süresince bana destek olan danışmanım Yrd. Doç. Dr. Süleyman BİLGİN' e, proje çalışmalarım boyunca tasarım, deneme süreçleri ve tez oluşturma aşamamda yardımcı olan Serkan USLU ve Tunca NÜZKET' e desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	v
ÖNSÖZ	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR	3
3. MATERYAL VE YÖNTEM	6
3.1. Spastisitenin Genel Tanımı ve Hastalık Özellikleri	6
1.3.1. Spastisitenin genel tanımı	6
1.3.2. Spastisitenin oluşum şekilleri ve genel özellikleri	7
3.2. Spastisite Değerlendirme Yöntemleri	8
3.3. Gonyometrik Ölçüm Yapan Cihazlar	10
3.4. Örneklem Teorisi	10
3.5. Kuantalama	12
4. YAPILAN ÇALIŞMA	13
4.1. Devrenin Güç Hattı	14
4.2. Sensör Yapıları	16
4.3. Sensör - Mikrodenetleyici Haberleşmesi	17
4.4. Kablosuz Haberleşme Yapısı	19
4.4.1. Seri port iletişim kısmı	20
4.5. Mikrodenetleyici Yazılımı	23
4.5. Arayüz Tasarımı	23
5. BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ	30
6. TARTIŞMA VE SONUÇ	33
7. KAYNAKLAR	36
ÖZGEÇMİŞ	39

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

Ag	Gümüş
AgCl	Gümüş Klorür
CO ₂	Karbondiyoksit
Hz	Hertz
kg	Kilogram
KHz	Kilo Hertz
KΩ	Kilo Ohm
MHz	Mega Hertz
mmHg	Milimetre Civa
mV	Mili Volt
MΩ	Mega Ohm
O ₂	Oksijen
SiCl	Silikon Klorür
μA	Mikro Amper

Kısaltmalar

AS	Ashworth Scale
BF	Biceps Femoris
GUI	Graphical User Interface
H	H Refleksi
MAS	Modified Ashworth Scale
SPASM	Support Programme for Assembly of a Database for Spasticity Measurement
QF	Quadriceps Femoris
T	Patella T Refleksi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 3.1. Sinir döngüsü ve kas reseptörleri	6
Şekil 3.2. Örnekleme işlemi	11
Şekil 3.3. Kuantalama işlemi	12
Şekil 4.1. Tasarlanan cihazın çalışma blok yapısı.....	13
Şekil 4.2. Tasarlanan cihaz.....	14
Şekil 4.3. Tasarlanan cihaz-2	14
Şekil 4.4. Devrenin güç hattı şematik çizimi	15
Şekil 4.5. Tasarlanan devrenin güç hattı	15
Şekil 4.6. Açısal hız bilgisi için kullanılan sensörler	16
Şekil 4.7. Sıcaklık ölçümü için kullanılan DS18B20 sensörü	17
Şekil 4.8. One wire iletişim protokolü	18
Şekil 4.9. One wire hat üzerinde iletişim modeli	19
Şekil 4.10. Kablosuz haberleşme modülü mekaniksel yapısı	19
Şekil 4.11. Kablosuz haberleşme modülü elektriksel yapısı.....	20
Şekil 4.12. Seri port konnektörü	21
Şekil 4.13. Max232 entegresi	22
Şekil 4.14. Mikrodenetleyici yazılımı algoritması	23
Şekil 4.15. Hasta kayıt ekranı	24
Şekil 4.16. Veri alım ekranı	25
Şekil 4.17. Ayarlar bölümü	25
Şekil 4.18. Dışarıdan alınan kayıt dosyası seçimi.....	26
Şekil 4.19. Araç çubuğu	26
Şekil 4.20. Düğme grubu	27
Şekil 4.21. Alınan veri	27
Şekil 4.22. İstenilen veri bölümü	28
Şekil 5.1. Normal olgu ölçümü	31
Şekil 5.2. Spastik olgu ölçümü.....	31
Şekil 5.3. Spastik hasta ölçümü	32
Şekil 6.1. Tasarlanan cihazdan ölçüm alımı.....	33
Şekil 6.2. Tasarlanan cihazın uygulama deneyi	34
Şekil 6.3. Tasarlanan cihazın klinik uygulamada hastaya bağlanması	34
Şekil 6.4. Tasarlanan cihazın klinik ortamında denenmesi.....	35

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Spastisite oluşum sebepleri ve oluşum Oranları	7
Çizelge 4.1. Seri port pin görevleri	21

1. GİRİŞ

Spastisite üst motor nöron lezyonu sonrası gelişen, beyin ve spinal korddaki lezyonlar nedeniyle geliştiği için oldukça yaygın rastlanılan bir hareket bozukluğudur. Ekstremiteler kaslarının hareket hızına bağlı tonus artışından dolayı hastaların günlük yaşam işlevlerini etkiler.

Kavram ve klinik deneyim olarak çok bilindik olmasına rağmen spastisitenin tanımı halen tartışılmaktadır. Günümüzde geçerliliğini koruyarak kabul edilen tanımlama Lance'ın tanımlamasıdır. Bu tanımlamaya göre, "Spastisite; Üst motor nöron sendromunun bir bileşeni olarak, germe refleksinin kolay uyarılabilirliği sonucu, tendon reflekslerindeki artışla birlikte, tonik germe refleksinin ("kas tonusunun") hıza bağlı olarak şekilde artmasıyla karakterize bir motor bozukluktur." (Lance 1980)

Klinik olarak spastisitenin tanımlanması ve izlenmesinde günümüzde dört temel yöntem kullanılmaktadır. Bu yöntemler;

- Klinik Değerlendirme Skalaları
 - Ashworth Skalası
 - Modifiye Ashsorth Skalası
 - Biyomekanik Değerlendirmeler
 - Pendulum Testi
 - İzokinetik dinamometreler
 - Nörofizyolojik, Elektrofizyolojik Değerlendirmeler
 - H Yanıtı
 - H/M Oranı
 - F Yanıtı, F/M Oranı
 - Yürüme Analizi
- şeklindedir.

Bu yöntemlerden klinik değerlendirmede kullanılan Ashworth skalasının yapılan çalışmalarla en güvenilir ölçüm yöntemi olduğu sonucuna varılmıştır. Bu skala uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. Hastalığın değerlendirilmesinde muayene edilen kişinin ekstremiteleri tam hareket açıklığında hareket ettirirken karşılaştığı direncin değerlendirilmesine dayanır (Ashworth 1964). Beş dereceye göre bu değerlendirilme yapılır. Fakat daha sonraları klinik ölçümlerde meydana gelen eksikliklerin giderilmesine bağlı olarak Ashworth Skalası yeniden düzenlenmiş ve adına "Modified Ashworth Scala" (MAS) denilmiştir (Bohannon 1987).

MAS, Ashworth skalasından farklı olarak farklı bir dereceye sahiptir. Bohannon ve Smith "1+" derecesini ekleyerek ve bazı tanımlamaları değiştirerek bu skalayı geliştirmişlerdir.

Bu çalışmada monosinaptik bir refleks olan Patella T refleksinin elektrofizyolojik özellikleri ile bu refleks sırasında diz ekleminin hareket özelliklerinden yararlanarak normal ve spastisitedeki değişim tanımlanacak ve spastisitede kullanılabilir bir ölçüm ve değerlendirme yöntemi geliştirilmesine yardımcı olacak elektro-kinesiyolojik bir cihaz tasarımı gerçekleştirilmiştir.

2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

Spastisite sık görülen, hastanın günlük yaşam işlevlerini etkileyen ve tedavisinde farklı disiplinlerin yaklaşımını gerektiren bir nörolojik hastalıktır. Multipl Sklerozlu hastaların %85'inde (Rizzo vd 2004), spinal kord lezyonu olan hastaların %65-78'inde (Maynard vd 1990), inme geçiren hemiplejili hastaların %35'inde (Sommerfeld vd 2004) spastisite gelişmektedir.

Spastisite klinik nörolojide en iyi bilinen motor bozukluklardan birisi olmasına rağmen gerek tanımlanmasında gerekse de değerlendirilmesi ve ölçülmesinde sorunlar yaşanmıştır (Malhotra 2009, Adam 2005) . Mekanizmasının anlaşılması süreci ile birlikte spastisitenin tanımlanması sürecinde ancak 1980'lerde ortak bir noktaya gelinmiştir. Lance'ın 1980'deki spastisite tanımı halen kabul gören tanımdır.

Lance spastisiteyi "Üst motor nöron sendromunun bir bileşeni olarak, germe refleksinin kolay uyarılabilirliği sonucu, tendon reflekslerindeki artışla birlikte, tonik germe refleksinin ("kas tonusunun") hıza bağlı olacak şekilde artmasıyla karakterize bir motor bozukluk" olarak tanımlamıştır (Lance 1980). Ancak spastisitenin ölçülmesi ve değerlendirilmesi ile ilgili yaklaşımlar ise daha önceleri, 1950' lerde başlamıştır. 1951'de Wartenberg Pendulum testini tanımlamıştır (Wartenburg 1951). Serbest salınımına bırakılan ekstremitenin salınım özelliklerine dayanan bir değerlendirmedir.

Spastik ekstremitenin serbest salınımı "sarkaç hareketi" belirgin şekilde normallerden azalmıştır. Ancak bu test sadece alt ekstremita ile sınırlıdır ve spastisitenin farklı düzeyleriyle uyumluluğu klinik değerlendirmede yeterli değildir. Daha sonra Tardieu ve arkadaşları "Tardieu Skalası" nı geliştirmişlerdir (Tardieu 1954). Pasif olarak hareket ettirilen ekstremiteye gösterilen direncin açısı ve eklem hareketinin sınırlı olup olmadığı önemlidir. Ölçme üç farklı hızda yapılmaktadır. Böylece V1, V2 ve R3 olarak tanımlanan üç farklı hızda yapılan pasif harekete R1 ve R2 hareket sınırlılıklarına bakılmakta ve pasif harekete olan reaksiyon 0'dan 5'e kadar olan skala ile değerlendirilmektedir.

Klinik uygulamada belirli bir eğitim gerektirmektedir ancak gözlemciler ve gözlemler arası uyumluluğu iyidir (Garcies 2001). Ancak 1964 yılında Ashworth'un geliştirdiği skala ise en yaygın kullanılan ve en fazla bilinen spastisite skalası olmuştur. 1987 yılında bu skala çok küçük değişikliklerle "Bohannon ve Smith" tarafından yeniden düzenlenmiş ve "Modifiye Ashworth Skalası" olarak tanımlanmıştır (Bohannon 1987).

Ashworth skalası tamamen klinik bir skala olmasına rağmen spastisitenin değerlendirilmesinde elektrofizyolojik yöntemler her zaman önemli bir yer tutmuştur. Biering-Sorensen ve arkadaşlarının 2006 yılındaki derlemelerinde vurguladıkları gibi klinik değerlendirme ile elektrofizyolojik değerlendirme arasında uyum beklenildiği gibi değildir (Biering-Sorensen 2006).

Normal olgularda gözlenen değişim aralığının yüksek olması da spastisiteye özgü elektrofizyolojik bulguların tanımlanmasını zorlaştırmaktadır. Standardize edilmeden yapılan H refleksi, T refleksi veya gerim refleksi çalışmaları spastisitede

farklılık olarak tanımlanabilmekte ancak spastisiteye özgü bir değişiklik olarak kabul edilememektedir.

Çok sayıda çalışma içinde sadece Milanov'un 1999'daki çalışması (Milanov 1999) ile Sherwood ve arkadaşlarının 2000 yılındaki çalışmalarında (Sherwood 2000) Modifiye Ashworth Skalası ile H refleksi ve T refleksi arasında orta düzeyde korelasyon ile yüzeysel EMG deki kayıtların kantitatif değerlendirilmesi ile Ashworth skalası arasında ilişki gösterilmiştir.

Spastisite ile ilgilenen önemli yazarlardan Shemesh ve arkadaşlarının, Katz ve arkadaşlarının, Crone ve arkadaşlarının, Nielsen ve arkadaşlarının, Pisano ve arkadaşlarının, Morita ve arkadaşlarının, Bakheit ve arkadaşlarının çalışmalarında elektrofizyolojik bulgularla klinik skala arasında bir korelasyon saptanmamıştır (Biering-Sorensen 2006).

Spastisite eklem pasif harekete gösterdiği hıza bağlı direnç olarak tanımlandığından isokinetik çalışmalar spastisite değerlendirilmesinde kullanılmıştır (Burridge 2005, Colata 2008). Gerimin hızı ve amplitüde standardize edilebildiğinden önemli bir avantaj oluşturmaktadır. Ancak kasın yapısal değişikliğine bağlı olan tork değişikliğini de içeren bir değerlendirme değildir. Firoozbakhsh ve arkadaşları farklı açılarda hızlardaki fleksiyon ve ekstansiyona direnci değerlendirerek spinal kord lezyonu olanlarda belirgin tork artışını göstermişlerdir (Firoozbakhsh 1993). Perell ve arkadaşları spinal kord lezyonu olanlarda benzer bulgular saptamışlar ancak normal bireyler arasında bir fark gözlememişlerdir (Perell 1996).

Hıza bağlı gerim refleksinin eşiği de bu bağlamda bir spastisite işareti olarak değerlendirilmektedir. Perell ve arkadaşlarının çalışmasında gerim refleksi eşiği spastik grupta 30°/sn hızındadır. Pisano ve arkadaşları gerim refleksi eşiğinin inmeye bağlı gelişen spastisitede normallere göre belirgin düşük olduğunu göstermişlerdir (Pisano 2000). Her iki değerlendirme yöntemi Ashworth skalası ile uyumlu bulunmuştur.

Bu bulgulara bağlı olarak Pandyan ve arkadaşları taşınabilen ve pasif ekstremitelere hareketine direnci ölçen spastisite ölçüm aracı geliştirmişler ve Modifiye Ashworth Skalası ile karşılaştırdıkları çalışmada Modifiye Ashworth Skalası'nın pasif harekete dirence daha duyarlı olduğunu yani alfa motor nöronun uyarılabilirliğindeki artıştan farklı olarak kasın yapısındaki değişimin bir ölçütü olduğunu bulmuşlardır (Pandyan 2001). İsokinetik değerlendirme yöntemlerinin elektrofizyolojik yöntemlerle birlikte spastisitenin değerlendirilmesinde önemli bir yeri bulunmaktadır.

Geliştirilmeye çalışılan yeni yöntemler genellikle spastisitenin belli yönünü ön plana çıkaran elektrofizyolojik-kineziolojik yöntemlerdir. Voerman ve arkadaşlarının spastisitenin değerlendirilmesinde kullanılan elektrofizyolojik yöntemleri çok geniş bir şekilde gözden geçiren 2005 tarihli makalelerinde belirttikleri gibi nörofizyolojik-biyomekanik bileşimli metodların spastisitenin aktif ve fonksiyonel hareketlerde değerlendirilmesinde katkısı olabileceği kanısı ortak bir eğilimdir (Voerman 2007).

Burridge ve arkadaşları yine 2005 yılında spastisitenin değerlendirilmesini metodolojik ve teorik yönleriyle ele aldıkları makalelerinde düzeysel olarak yöntemleri

sıraladıklarında en temel olarak H refleksi, T refleksi ve F yanıtlarını; bir üst düzey olarak pasif harekete olan direncin değerlendirilmesini (yüzeyel EMG, kantitatif analizler vs.) gerim refleksi, mekanik gerim yanıtlarını daha bir üst düzey olarak aktif kas kasılması sırasındaki gerim refleksleri, farklı hızlardaki dairesel hareketlere olan gerim refleks yanıtlarını, el-bilek hareketi sırasındaki koaktivasyonu ve en üst düzey olarak ta hareket örüntüleri sırasındaki (Örneğin yürüme, pozisyon değişimleri vb.) gerim refleks değişimlerine eşlik eden reaktif kas kasılmalarının değerlendirilmesini belirtmektedirler (Burridge 2005).

Ancak spastisitenin karmaşık yapısı nedeniyle değerlendirilmesinin de birden fazla değer ile yapılmasını önermektedirler. Daha standart yöntemlere gerek olduğu ve daha derinlemesine incelemenin gerekliliği belirtilmektedir. Ashworth skalasında yüksek değer alan hastaların elektromyografik ve dinamometrik incelemelerinde spastisite ile uyumlu bulgular saptanmamıştır. Bu nedenle Ashworth skalasının objektif bir skala olmadığı ve kişiye bağlı bir değerlendirme olduğu belirtilmektedir.

Literatürde, eklem hareket açıklığının elektronik gonyometre kullanılarak ölçülmesine rastlanmaktadır. Piriyaarasarth ve arkadaşlarının 2008 yılında yaptığı çalışmada (Piriyaarasarth 2008) Biometrics firmasının ürettiği elektronik gonyometre kullanılarak diz eklemının hareket açıklığı ölçülmüştür. Ölçümde kullanılan SG150 kodlu gonyometre, 200Hz örnekleme frekansına ve ± 2 derece hassasiyete sahiptir (<http://www.biometricsltd.com/gonio.htm>).

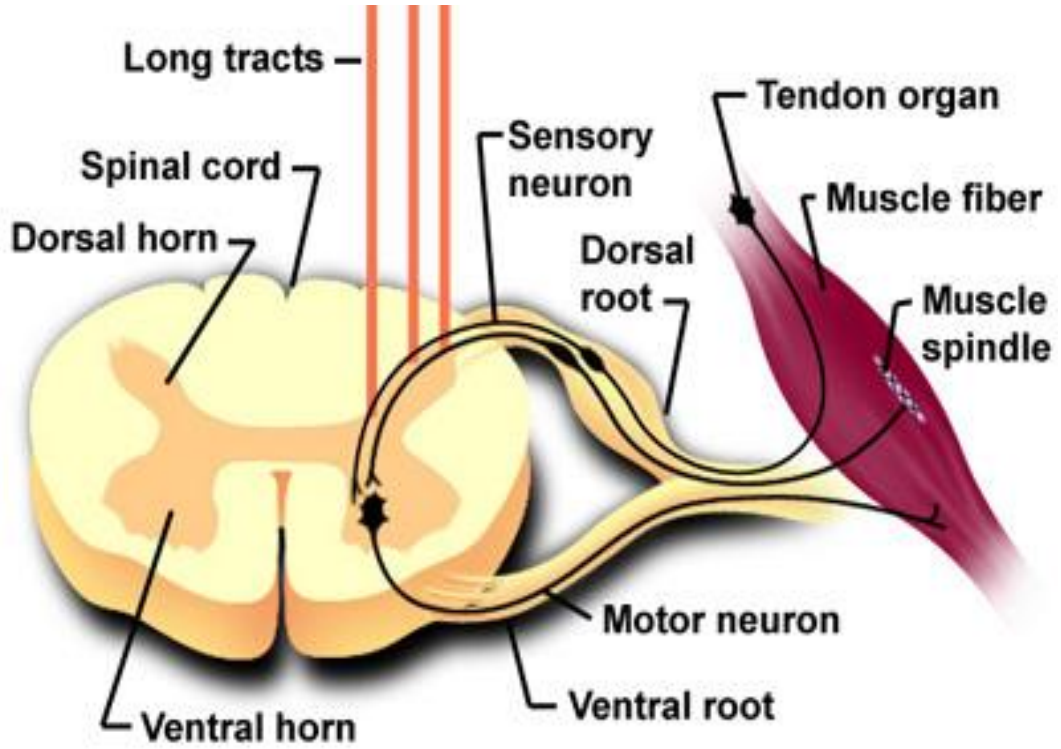
Bir başka çalışmada (Gibbs 2005) kullanılan gonyometre, 3.2° hassasiyete sahip olup 2Hz altındaki hareketleri ölçebilmektedir. Kumar ve arkadaşlarının 2010 yılında yaptığı çalışmada (Kumar 2010), yapay bir elektronik diz eklemi geliştirilmiş ve bu kapsamda bir elektronik gonyometre tasarımı yapılmıştır. Tasarlanan gonyometre için herhangi bir hassasiyet bilgisi verilmemektedir. Felipe ve arkadaşlarının 2007'de yaptığı bir başka çalışmada (Quiroz 2007) fototransistör ve kızılötesi led kullanılarak ± 1 derece hassasiyete sahip bir elektronik gonyometre tasarlanmıştır.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Spastisitenin Genel Tanımı ve Hastalık Özellikleri

3.1.1. Spastisitenin Genel Tanımı

Spastisite günlük hayatta sık karşılaşılmamasından ve kişinin yaşamını etkileyecek düzeyde bir rahatsızlık olmasından dolayı uzun zamandır üzerinde çalışılan bir olgudur. Bu nedenle karşılaşılan durumlar hastalığın tanımının farklı şekillerde yapılmasına sebep olmuştur. Spastisite için kabul gören en iyi tanım 1980 yılında Lance tarafından şu şekilde yapılmıştır: “Spastisite; Üst motor nöron sendromunun bir bileşeni olarak, germe refleksinin kolay uyarılabilirliği sonucu, tendon reflekslerindeki artışla birlikte, tonik germe refleksinin (“kas tonusunun”) hızla bağlı olacak şekilde artmasıyla karakterize bir motor bozukluktur.” Spinal refleks bileşenleri Şekil 3.1.’de gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Sinir döngüsü ve kas reseptörleri

3.1.2. Spastisitenin Oluşum Şekilleri ve Genel Özellikleri

Spastisite, omurilik (travma, tümör), serebral veya beyin sapı (infarkt) veya bunların kombinasyonu (demiyelinizan hastalıklar) hastalıklara bağlı oluşabilir. Bu rahatsızlıklara bağlı oluşum oranları, spastisite çalışma grubu (SPASM-Support Programme for Assembly of a Database for Spasticity Measurement) tarafından belirlenen oluşum yüzdeleri Çizelge 3.1.'de gösterildiği gibidir.

Çizelge 3.1. Spastisite oluşum sebepleri ve oluşum oranları

Spastisite Oluşum Sebebi	Oluşum Yüzdesi
Cerebral Palsi	%90
Travmatik Beyin Yaralanması	%50
Omurilik Yaralanması	%40
Multipl Skleroz	%37-38
İnme	%35

Spastisitenin çeşitli oluşma sebeplerine bağlı olarak hastalık farklı özellikler gösterebilmektedir. Omurilik yaralanmasından kaynaklı spastisitenin özellikleri;

- Akut komplet omurilik yaralanması sonrası lezyon düzeyinin altında spinal refleksler alınamaz (spinal şok) ya da depresedir.
- Belirli bir sürede çeşitli nöronal mekanizmalar harekete geçer, refleks eksitabilitiyi artırır spinal refleksler geri döner, sonra da hiperaktif olur.
- Fazık germe refleksi, hızlı ekstremit hareketi ile ortaya çıkarılır ve kas kasılmaları birkaç saniye içinde hızlı bir biçimde kaybolur.
- Bunun tipik örnekleri klonus ve sustalı çakı refleksidir.
- Tonik germe refleksi hem hızlı hem de yavaş eklem hareketi ile ortaya çıkarılır.
- Daha çok fleksör kaslarda gözlenir ve kontraktürlere eğilimi artırır.
- Fleksör geri çekme refleksi (kutanomusküler refleks) Ağrılı bir uyarı kalça ve diz eklemi fleksiyonu ile ayak bileği dorsifleksiyonuna yol açar. (üçlü fleksiyon)
- İnhibe edilemeyen mesane kontraksiyonları, dış üretral sfinkter spazmları, detrüsr dış sfinkter dissinerjisi, basınç ülserleri bu refleksleri ortaya çıkarabilir. şeklindedir.

Travmatik ve ya metabolik beyin hasarından dolayı oluşan spastisitenin özellikleri;

- Dekortike rijiditesi bilateral kortikal lezyonlarla ilişkilidir.
- Üst ekstremiteler fleksiyon alt ekstremiteler ekstansiyon pozisyonundadır. şeklindedir.

Cerebral kökenli spastisitenin özellikleri;

- İnme sonrası başlangıç döneminde refleksler ve istemli hareket kaybolur kaslar flastır (serebral şok).
- Günler, haftalar içinde refleksler geri dönmeye başlar ve haftalar aylar içinde hiperaktifleşir.
- Hemiplejik hastalarda değişen derecelerde, ilkel lökomotor paternler içinde kasların stereotipik birlikte aktivasyonu gözlenir ve bu hareket biçimi Brunnstrom tarafından sinerjiler olarak tanımlanmıştır.
- İyileşme evreleri boyunca istemli hareket arttıkça, hiperaktif refleksler azalır
- İnme sonrası fleksör refleks spazmlar sık görülmese de Babinski işareti karakteristiktir.
- Beyin sapı yollarında etkilenme düzeyi ile ilişkili olarak hiperaktif tonik boyun refleksi ve tonik vestibüler refleksler görülebilir.
- Hemiplejik üst ekstremitede fleksör tonus ve hareketler çoğunlukla ekstansörlere baskındır. şeklindedir.

3.2. Spastisite Değerlendirme Yöntemleri

Spastisite, santral sinir sistemindeki lezyonun oluş zamanına (akut veya yavaş gelişen), büyüklüğüne ve lezyonun yerine (serebral korteks, beyin sapı, omurilik) bağlı olarak farklı şekillerde ortaya çıkar.

Spastisitenin değerlendirilmesinde klinik, elektrofizyolojik ve biyomekanik olmak üzere üç ana yaklaşım vardır. Spastisitenin kantitatif ölçümü oldukça zor olmakla birlikte bu, tedavi planında, hastanın medikal ve fizik tedaviye yanıtının ölçülmesinde, prognoz tayininde oldukça önemlidir. Spastisiteyi ölçmek için, henüz tam doğru ve etkin metot mevcut değildir.

Spastisitede başlıca ölçüm metotları;

- Klinik değerlendirme skalaları
- Biyomekanik değerlendirmeler
 - Pendulum testi.
 - İzokinetik dinamometreler
- Nörofizyolojik-Elektrofizyolojik değerlendirmeler
 - H yanıtı.
 - H/M oranı.
 - F Yanıtı F/M oranı
 - Diğer refleks çalışmaları
- Yürüme analizi (dinamik EMG, kinematik ve kinetik kayıtlama)

Klinik skalalardan en sık ve temel kullanılanı Ashworth skalasıdır.

Ashworth – Pederson yönteminde derecelendirme;

- 0: Kas tonusunda artış yok, normal kas
- 1: Tonusta hafif artmış. Fleksiyon ve ekstansiyon sonunda ortaya çıkar
- 2: Tonus artmış ve ROM boyunca mevcut. Ancak pasif hareket kolay
- 3: Tonus artışı belirgin. Pasif hareket zor
- 4: Tonus artışı çok şiddetli. Pasif hareket mümkün değil.

şeklindedir.

Bu skala kas tonusunu 0 (normal) ile 4 (şiddetli spastisite) arasında sınıflar. Kullanımı kolaydır ama bulgular hekimin bakışına bağlıdır. Pek çok hastanın spastisitesi orta derecelerde toplandığı için sınıflamak oldukça zor ve karışık olmaktadır.

Modifiye Ashworth skalasında derecenlendirme;

- 0. (0) Tonus artışı yok
- 1. (1) Hareket açıklığının sonunda yakalama ve gevşeme veya minimal bir direnç ile karakterize hafif tonus artışı mevcut
- 1+ (2) Eklem hareket açıklığının yarıdan azı boyunca, minimal direncin izlendiği hafif kastonusu artışı mevcut
- 2. (3)Kas tonusu tüm eklem hareket açıklığı boyunca ve daha fazla artmış, fakat eklemler kolayca hareket ettirilebiliyor
- 3. (4) Pasif hareketi zorlaştıran belirgin tonus artışı mevcuttur
- 4. (5) Etkilenen kısımlar fleksiyon ve ekstansiyonda rijittir

şeklindedir.

Biyomekanik ölçümler, germe refleks aktivitesindeki değişimleri ölçer. Hekimin ekstremiteye bir germe uygulayıp, germeye karşı direnci hissettiği Ashworth skalasının genişletilmiş halidir. Biyomekanik ölçümler, kontrollü bir uyarı verip, harekete karşı mekanik cevabı, moment (torque), pozisyon algılayıcıları ve elektromiyografi (EMG) kullanarak ölçer. Biyomekanik ölçümler, klinik ölçümler ile korele olup, tekrar edilebilir, tutarlı, objektif özelliklerine rağmen, klinik uygulamalarda standart değildirler.

Elektrofizyolojik değerlendirme, spastisiteyi değerlendirmek ve spinal nöronal devreleri incelemek için, çok çeşitli elektrofizyolojik refleks çalışmalar yapılmaktadır. Elektrofizyolojik testler spastik hastada, omurilik fonksiyonundaki ve spinal reflekslerdeki değişiklikleri incelemede kullanılan mükemmel araçlardır.

3.3. Gonyometrik Ölçüm Yapan Cihazlar

Literatürde, eklem hareket açıklığının elektronik gonyometre kullanılarak ölçülmesine rastlanmaktadır.

Elektronik gonyometreler, belirtilen ve ya hedeflenen konumdaki hareket değişikliğini açığa bağlayan ölçen cihazlardır. Bu ölçüm cihazının kullanılacağı duruma göre çeşitli hassasiyetlerde geliştirilmektedir. Gonyometrenin ölçümü için çeşitli yöntemler mevcuttur. (Optik okuyucular, Mekanik denge koruyucular, vb.)

Piriyaprasarth ve arkadaşlarının 2008 yılında yaptığı çalışmada (Piriyaprasarth 2008) Biometrics firmasının ürettiği elektronik gonyometre kullanılarak diz ekleminin hareket açıklığı ölçülmüştür.

Ölçümde kullanılan SG150 kodlu gonyometre, 200Hz örnekleme frekansına ve ± 2 derece hassasiyete sahiptir. Bir başka çalışmada (Gibbs 2005) kullanılan gonyometre, 3.2° hassasiyete sahip olup 2Hz altındaki hareketleri ölçebilmektedir.

Kumar ve arkadaşlarının 2010 yılında yaptığı çalışmada (Kumar 2010), yapay bir elektronik diz eklemi geliştirilmiş ve bu kapsamda bir elektronik gonyometre tasarımı yapılmıştır. Tasarlanan gonyometre için herhangi bir hassasiyet bilgisi verilmemektedir.

Felipe ve arkadaşlarının 2007'de yaptığı bir başka çalışmada (Quiroz 2007) fototransistör ve kızılötesi led kullanılarak ± 1 derece hassasiyete sahip bir elektronik gonyometre tasarlanmıştır.

3.4. Örnekleme Teorisi

Bir ya da birden fazla değişkene bağlı olarak değişen ve bilgi taşıyan işlevlere (fonksiyonlara) işaret denir. İşaretler analog ve sayısal olmak üzere iki sınıfa ayrılırlar.

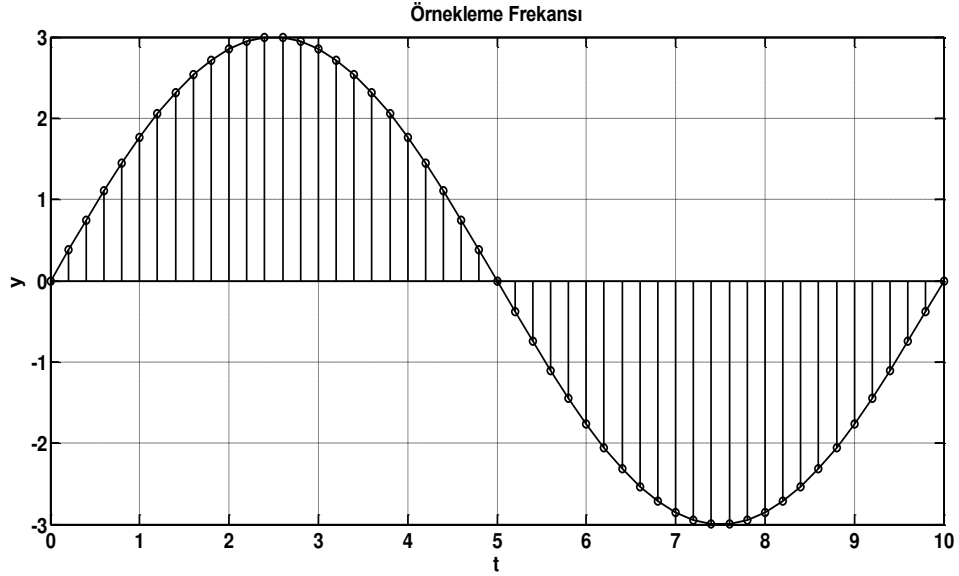
Sürekli zamanlı ve sürekli genlikli işaretlere (hız, ivme, basınç, elektriksel alan vs.) analog işaretler adı verilir. Bir analog işaret, t fiziksel bir büyüklüğü göstermek üzere ile gösterilebilir. Ayrık zamanlı ve ayrık genlikli işaretlere ise sayısal işaretler adı verilir.

Doğada bulunan birçok işaret gibi vücut yüzeyinden alınan elektrokardiyogram işareti de analog bir sinyaldir. Bu sinyalin cihazlar tarafından algılanıp üzerinde analizler yapılabilmesi için sayısal hale getirilmesi gerekmektedir.

Bir sinyalin sayısal hale getirilebilmesi için ilk adım örnekleme sürecinin ne şekilde yapılacağını belirlemesidir. Yani vücut üzerinden almaya çalıştığımız sinyalin bir saniye içerisinde kaç örnek sayısı ile alınacağını belirlemesi gerekir.

Örnekleme işlemi analog bir işaret üzerinden, seçilen bir f_s örnekleme frekansı ile, T_s örnekleme periyodu kadar aralıklı örneklerin alınması işlemidir

Tipik bir örnekleme işlemi Şekil 3.2.'de gösterilmiştir.



Şekil 3.2. Örnekleme işlemi

Örneklemenin neye göre yapılacağını belirlenmesinde en temel ölçü kriteri Nyquist ölçütüdür. Nyquist teoremine göre örnekleme frekansının elde edilen sinyalin güç spektral yoğunluğundaki bant genişliğinin iki katından daha büyük olması gerekmektedir.

Bu sayede analog işaretin sayısal işarete dönüştürülürken olması gereken en önemli adımlardan birisi tamamlanır. Nyquist kriterine göre;

$$f_s > 2f_a \quad (3.1)$$

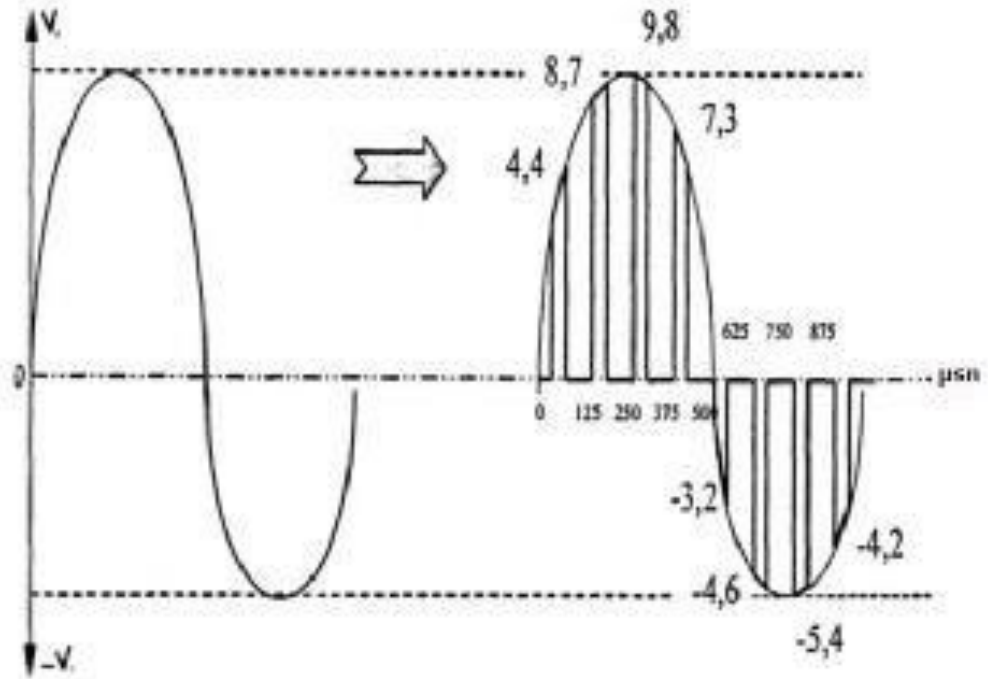
olmalıdır.

Burada, f_a incelenen işaretin maksimum frekansıdır. Nyquist teoreminin sağlanmadığı durumlarda sinyal üzerinde örtüşmeler meydana gelir. Bu örtüşmeler işaretin incelenmesi sırasında yanlış sonuçlar elde edilmesine sebep olabilir. Örtüşmenin meydana geldiği örneklenmiş bir işareten tekrar orjinal işaret elde edilemez.

3.5. Kuantalama

Bir analog işareti, sayısal işarete dönüştürürken işlem basamaklarının bir tanesi de kuantalamadır. Kuantalama işlemi, analog bir işaretin en düşük değeri ile en yüksek değeri arasında eşit aralıklı basamaklar oluşturma işlemidir. Bu işlemde oluşturulan her basamağa bir sayısal değer atanır. Bu değerler, sayısal işaretin kaç bitlik değer olmasına göre değişmektedir.

Örneğin, -5 V ile +5 V arasında oluşan bir analog işaret 12 bitlik bir kuantalama işlemine göre $10 \text{ V} / 2^{12} = 2,441 \text{ mV}$ civarında bir adım ile gerçekleşecektir. Bununla ilgili bir kuantalama örneği Şekil 3.3.'de gösterilmiştir.



Şekil 3.3. Kuantalama işlemi

4. YAPILAN ÇALIŞMA

Bu çalışma kapsamında yapılan tasarımda belirtilen hastaların diz eklem kısmına bağlanacak cihaz aracılığıyla hastanın refleks kuvvetini zaman bağlı olarak algılayabilen bir Kablosuz Gonyometre Cihazının donanımsal kısmı ve arayüzü oluşturulmuştur.

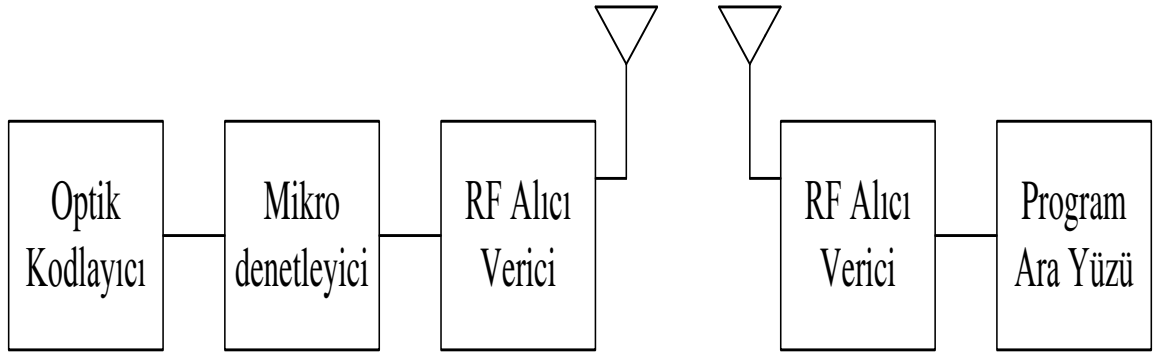
Donanımsal kısmı;

- Güç Hattı
- Sensör Yapıları
- Sensör – Mikrodenetleyici Haberleşmesi
- Kablosuz Haberleşme Yapısı
- Mikrodenetleyici Yazılımı kısımlarından oluşmaktadır.

Yazılımsal kısmı;

- Hasta Bilgi Ekranı
- Sinyal Elde Edilmesi Kısım
- Analiz Taramaları kısımların oluşmaktadır.

Donanımsal kısmın tasarımında hasta üzerinden açılacak ivme bilgisini alabilecek ve bu aldığı sinyali uygun işleme yöntemlerinden geçirerek bilgisayar yazılımına sunabilecek nitelikte bir devre tasarımı yapılmıştır. Yapılan çalışmanın blok modeli ve cihaz Şekil 4.1., Şekil 4.2. ve Şekil 4.3.'te gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Tasarlanan cihazın çalışma blok yapısı



Şekil 4.2. Tasarlanan cihaz



Şekil 4.3. Tasarlanan cihaz-2

4.1. Devrenin Güç Hattı

Cihazın mobil olarak çalışabilmesi istenildiğinden devrenin beslenmesi 9V pil ile sağlanmıştır. Pilden alınan voltaj entegrelerin, sensörlerin, mikro denetleyicinin ve haberleşme modülünün besleme voltajına göre 5V değerine uygun olacak şekilde regüle edilmiştir.

İstenilen voltajların sağlanabilmesi için 7805 regülatörü kullanılmıştır. Devre içinde gerekli olan tüm besleme gerilimleri, gürültü değeri taşımaması için ilgili pin girişinden önce temizlenerek sunulmuştur.

Devre üzerinde ayrıca cihaz şehir şebekesine bağlı olduğu zamanlarda şarj olabilmesi amacıyla batarya şarjı kısmı güç hattına dâhil edilmiştir.

Kart üzerinde oluşabilecek Elektromanyetik girişimlerin engellemesi amacıyla devrenin sinyal ve gerilim yolları dışında kalan tüm yüzeyi toprak yapısı olarak seçilmiştir.

Bu toprak yapısı ana gerilim girişinin toprağına en yakın noktada birleştirilmiş devre içinde topraklama amacıyla kullanılan trace yapılarında birbirlerinden ayrılmıştır.

Bu sayede devrenin giriş gerilimden ya da sinyal girişinden gelebilecek bir gürültünün devredeki diğer entegrelerin çalışması yapısını bozmasının önüne geçilmiştir.

15

4.2. Sensör Yapıları

Tasarlanan sistemde ölçülmek istenen hastanın elektrokinesiyolojik değerleridir. Bu sebeple dizin germe refleksi ve yürüme sırasında bacağın açılma açısının zamana göre değişimini elde edebilecek sensör yapılarına ihtiyaç duyulmuştur. Kullanılan sensörler Şekil 4.6.'da gösterilmiştir.

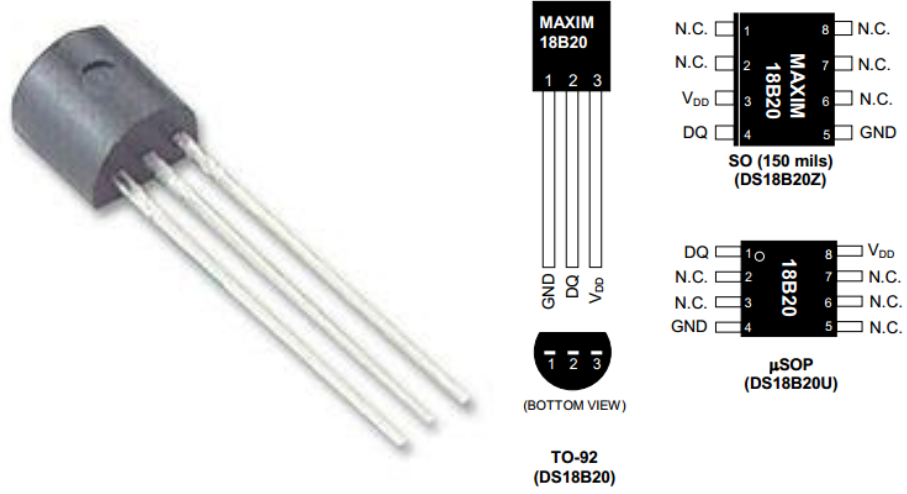


Şekil 4.6. Açısal hız bilgisi için kullanılan sensörler

Sensör üzerinde bulunan lazer diyot ile ışık algılayıcı fototransistör üzerine ışık gönderilmektedir. Lazer ile algılayıcı arasında, üzerinde 500 adet delik olan disk bulunmaktadır. Lazer, diskin üzerindeki deliğe denk geldiğinde fototransistör üzerine düşecek ve sensör lojik 1 üretir. Deliğe denk gelmediğinde ise fototransistör üzerine ışık düşmeyeceği için sensör lojik 0 üretir. Bacağın konumu hakkında bilgi sahibi olmak için disk dize sabitlenmiş ve diz hareketine göre sensör 0 ve 1'lerden oluşan dijital bir işaret üretilmektedir.

Hastanın bu eylemlerini gerçekleştirdiği sırada önemli parametrelerden birisi de sıcaklık olduğundan devreye aynı zamanda sıcaklık ölçüm modülü eklenilmiştir. Sıcaklık ölçümü için MAXIM INTEGRATED Firması tarafından üretilen DS18B20 sensörü kullanılmıştır.

Kullanılan sensör Şekil 4.7.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.7. Sıcaklık ölçümü için kullanılan DS18B20 sensörü

Bu sensörlerin tercih edilmesinde temel amaçlar şu şekilde sıralanabilir:

- Kullanılan açı sensörü yazılım ile hassasiyeti değiştirilebilen ve istenilen nitelikteki elektrokinesiyolojik değerlendirmeyi yapabilecek uygunlukta ölçüm yapabilmektedir.
- DS18B20 sıcaklık sensörü ise geri tedarik kolaylığı gerekse yaygın kullanımı ve yazılımsal faydaları ile çalışmayı destekler nitelikte olduğu için kullanılmıştır.

4.3. Sensör - Mikrodenetleyici Haberleşmesi

Tasarımda kullanılan sensörlerden, açısal hız ölçümü için kullanılan “Avago Technologies - Aedb-9140-A12 - Encoder, 3channel, 500cpr, 6mm” sensörü belirtilen üç kanal üzerinden ilgili zamanda lazer diyot ile ışık algılayıcı tarafından taranan delik sayısını belirtmektedir.

Bu sayı mikro denetleyici tarafından lojik 1 ve 0 ifadeleri olarak algılanmakta ve ne kadar adet değişim olduğu mikro denetleyici için hazırlanan yazılım ile sayılmaktadır.

Bu sayım sırasında istenilen hassasiyet değerlerinin sağlanması için kaç delikte bir sayıcının değer değiştireceğinin belirlenmesi gerekmektedir. Bu değer belirtilmesinin ardından mikro denetleyici sayma işlemini gerçekleştirmektedir.

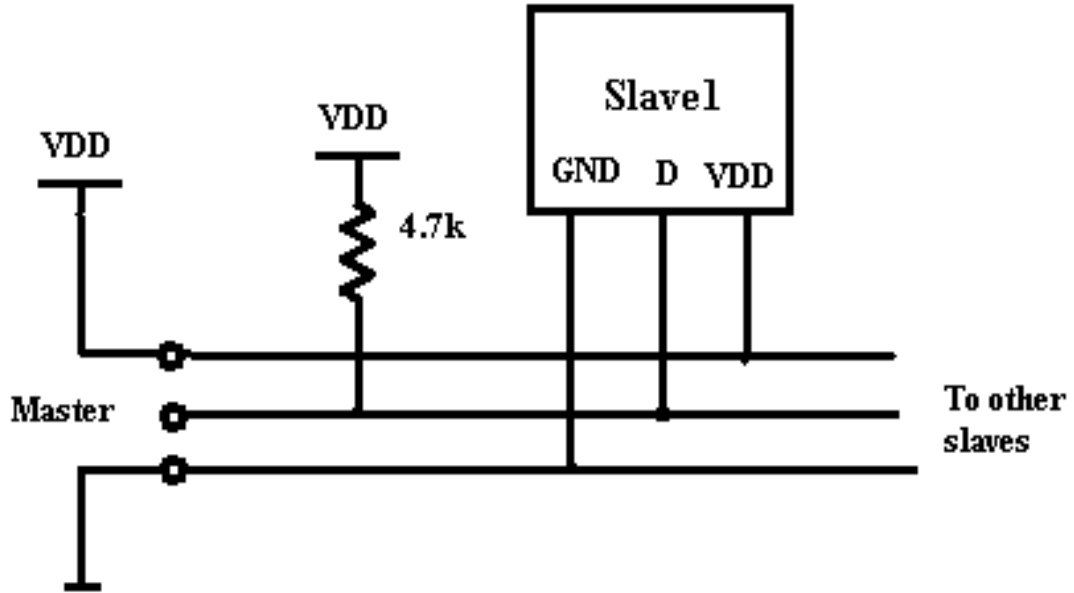
Sayım sonucu oluşan veriyi bilgisayar ortamına aktarabilmek için hazırlamakta ve bunun ardından seri port haberleşme pinlerini kullanarak veriyi göndermektedir. Gönderilen verinin yapısı integer tipinde sekizer bitlik veri olarak uygulanmıştır.

İkinci olarak kullanılan sensör DS18B20 isimli sıcaklık ölçümü yapan sensördür. Bu sensör üretici firma tarafından hazırlanan One Wire iletişim protokolü ile çalışmaktadır.

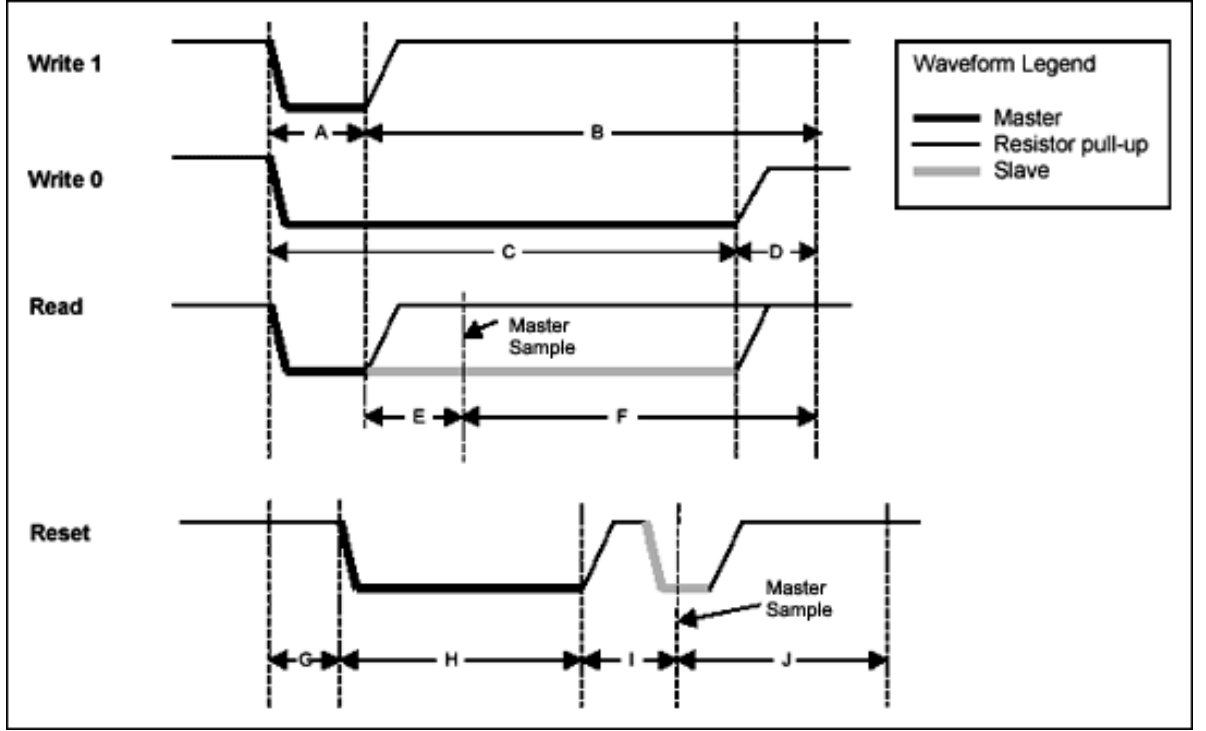
Bu protokolde sensörün 3 pini bulunmaktadır. Bunlardan ikisi besleme pinleri olarak adlandırılan +5 V ve toprak pinidir. Üçüncü pin ise sensörün veriyi göndermesi için iletişim amaçlı kullanılan pindir.

Tek pin üzerinden iletişim verisi gönderildiğinden protokole One Wire ismi verilmiştir. Hat üzerindeki her bir cihazın bir rom numarası bulunur ve mikro denetleyici bu rom numarasına göre hat üzerindeki eeprom, sıcaklık sensörü, rtc vb. aygıtlarından bilgi okuyup, yazabilir.

Aynı hat üzerinde birden fazla cihazla haberleşmesi Şekil 4.8.'de, hatta gönderilen veri iletişim modeli Şekil 4.9.'da gösterilmiştir.



Şekil 4.8. One wire iletişim protokolü



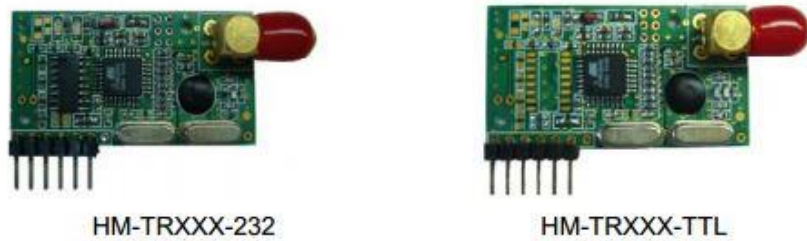
Şekil 4.9. One wire hat üzerinde iletişim modeli

4.4. Kablosuz Haberleşme Yapısı

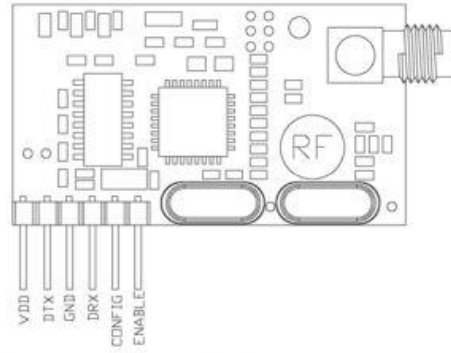
Kablosuz Haberleşme yapısı için Hope RF firması tarafından üretilen “ HM TR Transparent Wireless Data Link” modülü kullanılmıştır.

Kullanılan modül, standart UART arayüzünde TTL ya da RS232 iletişim protokolü üzerinden haberleşme yapabilmesi sebebiyle kullanıcı kolaylığı sunmaktadır.

Modülün mekaniksel yapısı ve elektriksel diyagramı Şekil 4.10. ve Şekil 4.11.’de gösterildiği gibidir.



Şekil 4.10. Kablosuz haberleşme modülü mekaniksel yapısı



Pins	title	description
VCC	Power supply	+5V
DTX	Data transmission	Module data transmission
DRX	Data receiving	Module data receiving
CONFIG	Configure mode	If CONFIG pin is high at power on, the module enter configure mode to set up work parameters.
ENABLE	Working funtion	If config pin is low at power on, the module will enter normal mode for data transmission

Şekil 4.11. Kablosuz haberleşme modülü elektriksel yapısı

Kullanılan kablosuz haberleşme modülünün yazılımsal kısmında seri port haberleşmesi olan UART protokolü kullanılmıştır. Bu protokol Bölüm 4.4.1’de ayrıntılı olarak incelenmiştir.

4.4.1. Seri port iletişim kısmı

Seri port iletişim protokolünde bilgi tek hat aracılığıyla gönderilir ve alınır. 8 bitlik bir verinin gönderilmesi için 8 ayrı çevrim yapılmalıdır ve her çevrimde bilginin bir biti gönderilmelidir.

Gönderilen bilgi hattı için ve alınan bilgi hattı için birer hat mevcuttur. Bu nedenle seri port haberleşmesi çift yönlü çalışabilen bir porttur. Verilerin başlangıç ve bitişleri işaretlerle senkronizasyon sağlanır.

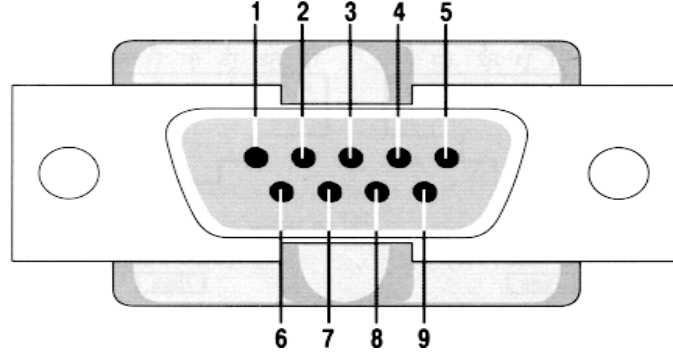
Bilgisayarlarla seri port protokolünde iletişim yapılabilmesi için RS232 isimli standart belirlenmiştir. Bu standarda göre veri seviyeleri TTL seviyelerinden yüksektir. Bunun tekrar TTL seviyesine dönüştürülmesi için alıcı ve gönderici kısımlarında uygunlaştırıcı entegreler mevcuttur.

Verilerin hızlı aktarımının yapılması için UART arabirimi sayesinde alınan ve gönderilen veri kısımlarında veriler paralel iletişim haline getirilerek aktarılır.

RS232 standartına göre bir bilgi 0 ise bunun gerilim değeri +3V ile +25V arasında olabilir. Bilgi 1 ise gerilim değeri -3V ile -25V arasında değer almıştır.

Cihazlar seri port iletişim protokolü üzerinden haberleşme yapacaklar ise birinin gönderen kısmı diğerinin alınan kısmı, birinin alınan kısmı diğerinin gönderen kısmına denk gelecek şekilde çapraz olarak bağlanmaktadır.

Toprak uçları birleştirilmelidir. Bunun sağlanmaması durumunda verilerde bozulmalar meydana gelecektir.



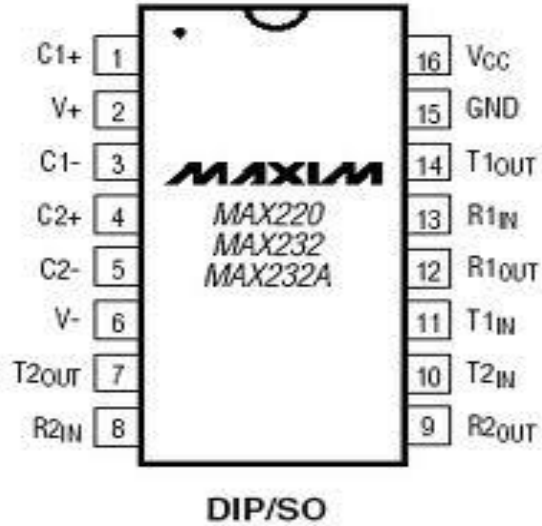
Şekil 4.12. Seri port konnektörü

Seri port iletişiminin yapılması için bağlanan kablounun pin yapısı Çizelge 4.1.'de ve pin modülü Şekil 4.12.'de gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. Seri port pin görevleri

Pin İsmi	Görevi
1	Taşıyıcı Tespit
2	RX Bilgi Alma
3	TX Bilgi Gönderme
4	Bilgi Terminali Hazır
5	Toprak
6	Bilgi Gönderme Hazır
7	Gönderme İsteği
8	Gönderme İsteği Tamam
9	Zil İşaretçisi

Seri port bilgilerinin bu iletişimi sağlayabilmesi için mikro denetleyiciden çıkan bilgi MAX232 entegresine gönderilmiştir. MAX232 entegresi istenilen gerilim değerlerine göre gelen ve giden veriyi hazırlayıp konnektörlere iletmiştir. MAX232 entegresi Şekil 4.13.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.13. Max232 entegresi

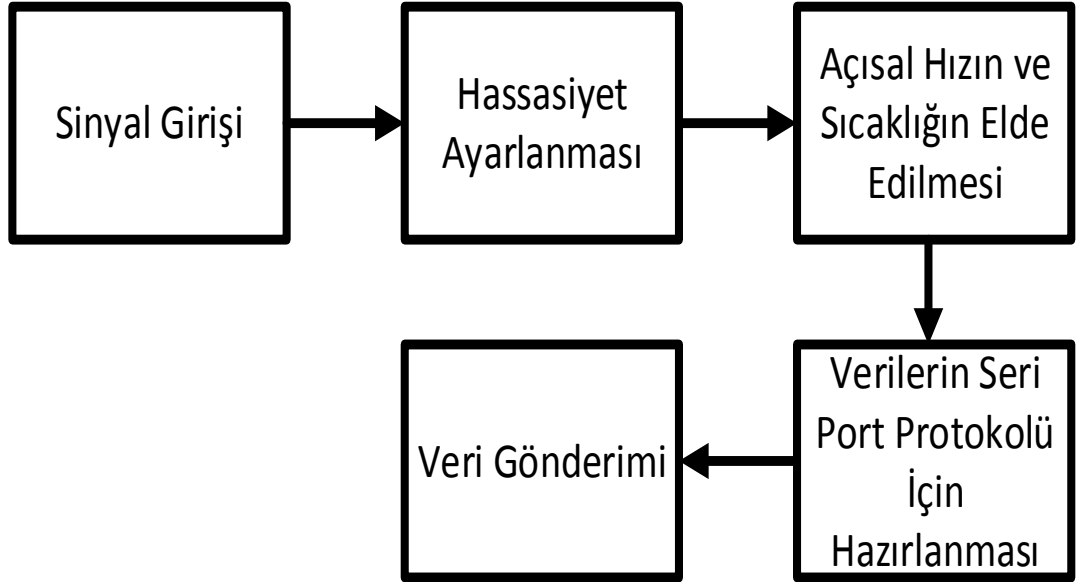
Seri port iletişimi baskı devre kartı üzerinde gürültüden kaynaklı birçok probleme yol açabilmektedir. Çünkü veri aktarımı sırasında oluşabilecek hatalar, dış kaynak tarafından gönderilen verinin üzerinde gelebilecek gürültü gibi kaynaklar tüm baskı devre kartı üzerine yayılabilir.

Bunun önüne geçilmesi için haberleşme kısmı kast üzerinde iyi yalıtılmalıdır. Yalıtım amacıyla bu kısmın toprak yapısı ayrı tutulmuştur. Kart üzerinde mikro denetleyicinin yanından daha uzağa, güç hattı yakınına tasarlanarak gelecek her hangi bir gürültünün ana toprağa gönderilmesi sağlanmıştır.

Veri gönderim hızı o 115,000 bit / saniye olarak ayarlanmıştır. Bu sayede verinin arayüz kısmına gerçek zamanlı olarak aktarılması sağlanmıştır. Mikro denetleyicinin programlanması kısmında UART kütüphanesi kullanılarak kodlar hazırlanmıştır.

4.5. Mikrodenetleyici Yazılımı

Tasarlanan devrenin tüm modül ve yapılarının kontrol edilebilmesi için Mikrochip firması tarafından üretilen PIC16F882 mikro denetleyicisi kullanılmıştır. Bu mikro denetleyici sensörleri ve çevresel üniteleri kontrol edebilmesi için programlanmıştır. Yapılan programın genel algoritması Şekil 4.14.'te gösterilmiştir.



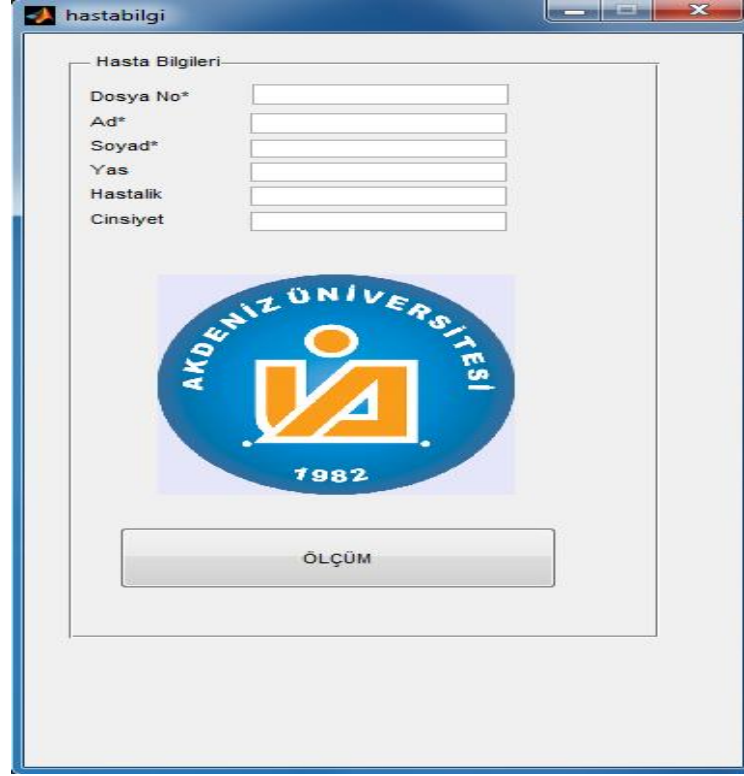
Şekil 4.14. Mikrodenetleyici yazılımı algoritması

4.6. Arayüz Tasarımı

Çalışmada yapılmış olan arayüz tasarım sürecini basamaklar halinde belirtmek istersek;

- Veritabanı ve Hasta Kayıt
- Kayıt Edilen Verilerin Arayüz Ortamına Aktarılması
- Alınan Veriler Üzerinden Analiz Yapılması kısımlarından oluşmaktadır.

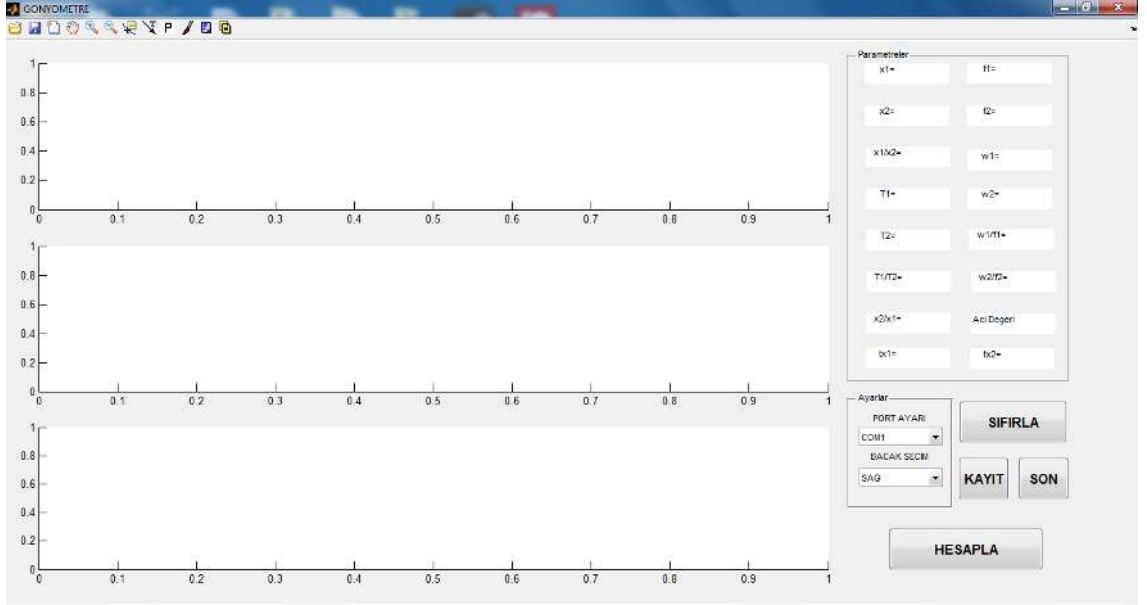
Hasta kayıt ekranı Şekil 4.15.'te gösterilmiştir.



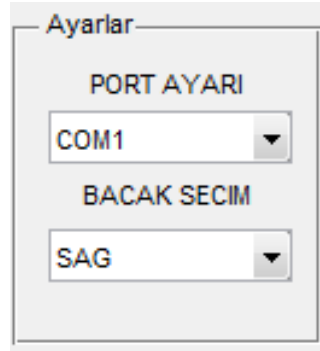
Şekil 4.15. Hasta kayıt ekranı

Tasarlanan donanım ile alınacak verilerin, bu veriler sonucunda elde edilecek olan bulguların ve kişi bilgilerinin daha sonradan ihtiyaç duyulduğunda kullanılabilmesi için saklanacağı bir veri tabanı oluşturulmuştur. Oluşturulan bu veri tabanı sayesinde kişi bilgilerine, alınan verilere ve bulgulara rahat erişim sağlanmıştır ve istenildiği zaman değişiklikler yapılabilme imkanı sunulmuştur. İlk olarak oluşturulan hasta kayıt ekranı ile hastanın gerekli olan ad, soyad, yaş ve rahatsızlığı vb. bilgileri veri tabanına alınmıştır.

Kayıt işleminin tamamlanmasının ardından kişiye ait verilerin alınacağı ekran oluşturulmuştur. Şekil 4.16. ve Şekil 4.17.'de veri alım ekranları ve iletişim portu seçimi gösterilmiştir.



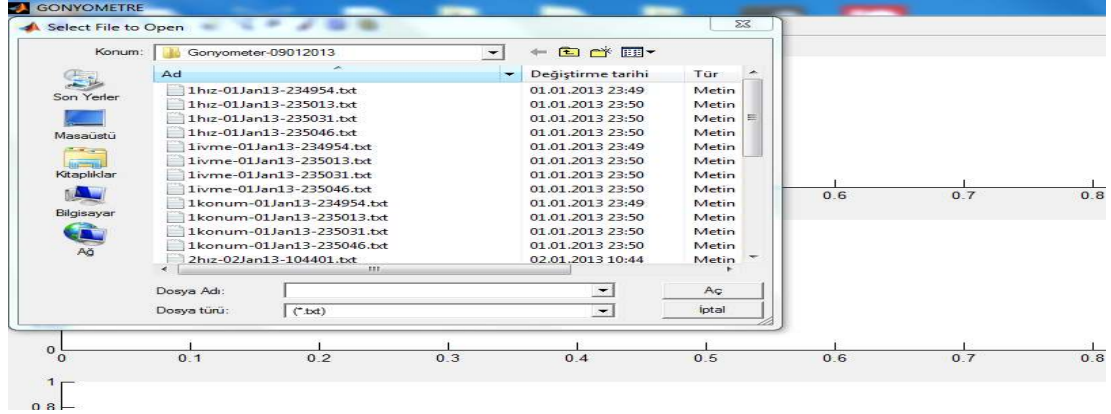
Şekil 4.16. Veri alım ekranı



Şekil 4.17. Ayarlar bölümü

Oluşturulan bu ekranda kayıt alınmaya başlamadan önce donanım ile haberleşme için ve kayıt alınacak bacak seçimi için de bir ayar seçeneği belirtilmiştir. Bu ayarlar ile ilgili karşılaşılabilecek bir hata ile ilgili çeşitli uyarı mesajları sisteme eklenmiştir.

Yapılan uygulama ile gerçek zamanlı olarak veriler alınabildiği gibi daha önce alınmış veriler veya dışarıdan alınan başka veriler de programda kullanılabilir hale getirilmiştir.



Şekil 4.18. Dışarıdan alınan kayıt dosyası seçimi

Kayıt dosyası seçimi ve araç çubuğu Şekil 4.18. ve Şekil 4.19.’da gösterilmiştir.

Programın işlevlerini artırmak ve bazı işlevlerine rahat ulaşabilmek için bir araç çubuğu oluşturuldu.

Bu araç çubuğunda ;

- Dışarıdan veri alımı
 - Alınan verilerin depolama alanına kayıt etme
 - Grafik üzerinde gezinme
 - Grafik üzerinde yakınlaştır ve uzaklaştırma
 - Veri üzerindeki belirli bir noktayı belirleme
 - Parametrelerin veri üzerinde gösterimi
 - İstenilen veri bütünü seçimi (“brush”)
 - “Brush” işleminden önceki veriyi ekrana getirme
- işlevlerini gerçekleştiren düğmeler bulunmaktadır.



Şekil 4.19. Araç çubuğu

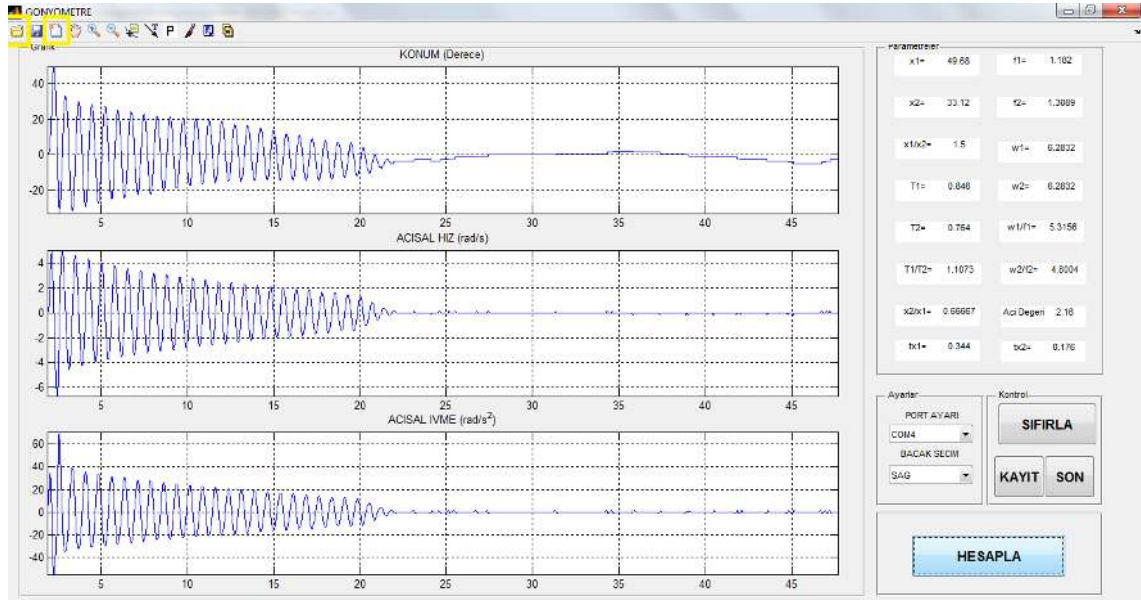
Gerçek zamanlı veri alımı, gerekli olan haberleşme portu ve ölçüm yapılacak bacak ayar seçenekleri seçildikten sonra programda bulunan kayıt düğmesi ile gerçekleştirilmektedir.

Daha önce alınan bir kayıt var ise önceki alınan veriler ve bu verilerle elde edilen bulgular sıfırla düğmesi ile temizlenecek ve program yeni bir veri alımı için hazır hale gelecektir. Bu işlemler ile ilgili arayüz kısmı Şekil 4.20.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.20. Düğme grubu

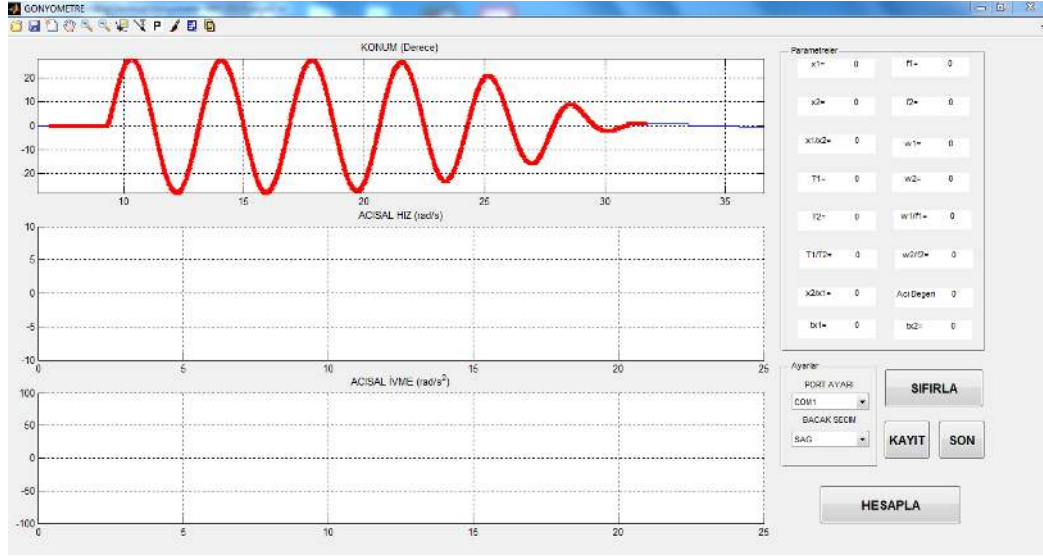
Kayıt düğmesi ile birlikte program seri port aracılığıyla donanımdan aldığı konum verilerini hafızasına alarak bu verileri bir grafik üzerine çizdirmeye başlar. Yeterli süre veri alındıktan sonra düğme grubundaki son düğmesiyle veri alımı durdurulmuş olur. Bu sürede alınan veriler ekran görüntülenmektedir. Alınan verilerin görüntülenmesi işlemi Şekil 4.21.'de gösterilmiştir.



Şekil 4.21. Alınan veri

Veri alımında yaşanabilecek aksiliklerden veya haberleşme sırasında yaşanabilecek bir sıkıntı nedeniyle alınan veri üzerinde bir bozulma meydana gelebilir. Yapılan analizlerde bir hata oluşmaması için verideki sorunlu bölgelerin çıkarılması gerekmektedir.

Bu çıkarım işlemi için programın üst tarafında bulunan araç çubuğundan “brush” düğmesi kullanılır. Şekilde görüldüğü gibi verinin sadece seçilen kısmı (Kırmızı) ile analiz yapılmasını sağlar ve bozulan kısım analize karışmaz. Yapılan işlem Şekil 4.22.’de gösterildiği gibidir.



Şekil 4.22. İstenilen veri bölümü

Cihazdan hastaya ait bacağın açısız konum bilgisi alındıktan sonra;

- Açısız Konumun zamana göre değişiminin gösterimi
- Açısız Hızın zamana göre değişiminin hesaplanması
- Açısız İvmenin zamana göre değişiminin hesaplanması
- Periyot hesaplamaları
- Maksimum açısız hız hesabı yapılır.

Bu adımları açıklamak için Denklem 2.1.’deki bağıntıyı ele alırız. Burada θ cihazda bulunan sensör diskin ve istenilen açı hassasiyetine göre değişen disk üzerinde bulunan iki delik arasındaki mesafedir. Disk üzerinde bulunan n tane belirli ve sabit sayıdaki delikli yapıdan yararlanılarak refleks hareketinin oluşturduğu diz açısı hesabı yapılmaktadır

$$\theta = \frac{360.S.n}{2\pi r} \quad (4.1)$$

Bulunan dizin açısal konumu Denklem 2.1’de verilen ifadeyle hesaplanır. Bunun ardından Denklem 2.2 ve Denklem 2.3’deki bağıntılar kullanılarak dizin açısal hızı ve açısal ivmesi hesaplanır.

$$\alpha = \frac{dw}{dt} = \frac{d^2\theta}{dt^2} \quad (4.2)$$

$$\omega = \frac{d\theta}{dt} \quad (4.3)$$

Burada α dizin açısal hızını , ω ise dizin açısal ivmesini ifade eder.

5. BULGULARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Spastisite rahatsızlığı; üst motor nöron sendromunun bir bileşeni olarak, germe refleksinin kolay uyarılabilirliği sonucu, tendon reflekslerindeki artışla birlikte, tonik germe refleksinin (kas tonusunun) hıza bağlı olacak şekilde artmasıyla karakterize bir motor bozukluktur.”

Spastisitenin değerlendirilmesinde klinik, elektrofizyolojik ve biyomekanik olmak üzere üç ana yaklaşım vardır. Spastisitenin kantitatif ölçümü oldukça zor olmakla birlikte bu, tedavi planında, hastanın medikal ve fizik tedaviye yanıtının ölçülmesinde, prognoz tayininde oldukça önemlidir. Spastisiteyi ölçmek için, henüz tam doğru ve etkin metot mevcut değildir.

Elde edilen en etkin ölçüm yöntemi olarak doktorun tecrübesi ve alanındaki uzmanlığına bağlı olarak Ashworth ölçütlerine uygun olarak yapılan değerlendirmedir.

Bu çalışmada monosinaptik bir refleks olan Patella T refleksinin elektrofizyolojik özellikleri ile bu refleks sırasında diz eklemine hareket özelliklerinden yararlanarak normal ve spastisitedeki değişim tanımlanmasına yardımcı olacak ve spastisitede kullanılabilecek bir ölçüm ve değerlendirme yöntemi geliştirilmiştir.

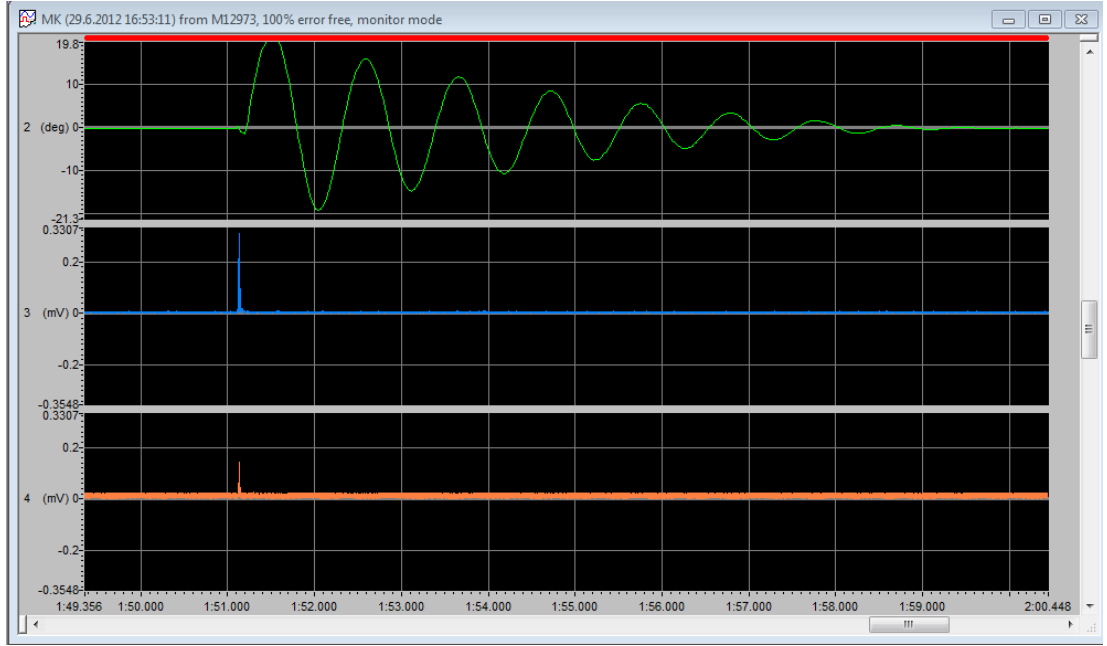
Akselerometre ile patella refleks yanıtının başlama zamanı ve goniometrik bir yaklaşımla refleks sırasında eklem açısı değişikliği ve açısal hızı ölçülmüştür. Elektrofizyolojik ve kineziyolojik verilerin birlikte değerlendirilmesi ile elde edilecek olan parametrenin spastisite ile normal tonusu ayırt etmede bir ölçek olup olmayacağına ve Ashworth skalası ile uyumluluğu incelenmiştir.

Yapılan çalışmada gonyometrik olarak ölçüm alınmış ve alınan bu ölçümlerin doktor tarafından belirlenen ölçüte uygun olup olmadığı Tıp Fakültesi Nöroloji Bölümünde görevli Prof. Dr. Hilmi Uysal tarafından değerlendirilmiştir.

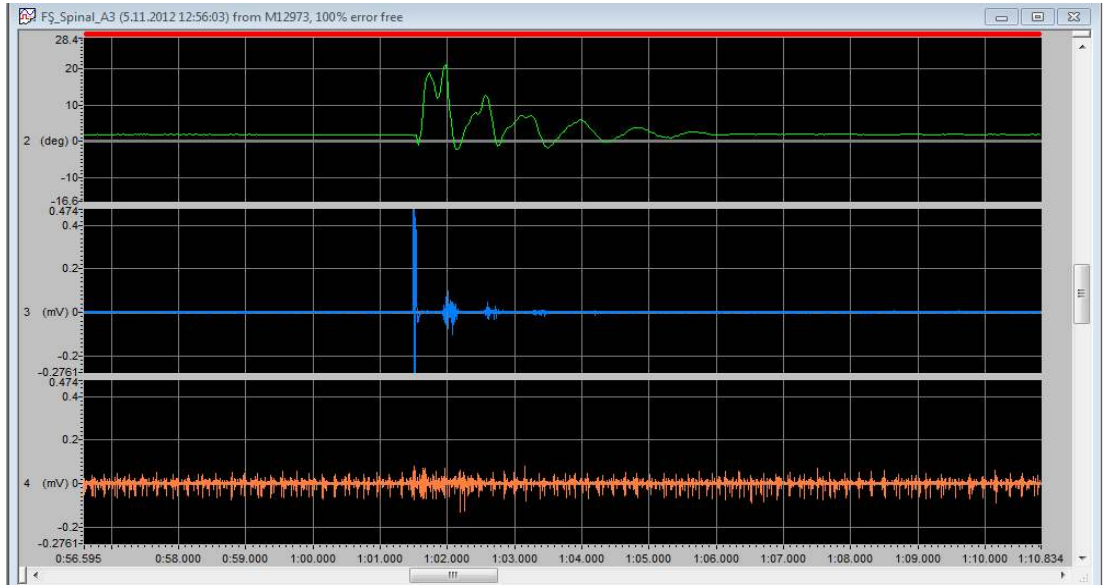
Alınan değerlendirilmeye göre, yapılan cihaz elektrofizyolojik olarak yapılan ölçüm sayesinde Ashworth ölçütlerine uygun olarak sonuç vermektedir.

Ancak spastisitenin son aşaması olarak değerlendirilen rijidite rahatsızlığı bulunan bireylerde kas tonusundaki değişimin tam olarak yakalanamadığı belirlenmiştir.

Alınan ölçümler ve karşılaştırmaları Şekil 5.1., Şekil 5.2. ve Şekil 5.3.’de açı ve zamana göre değişen grafikler halinde gösterilmiştir.

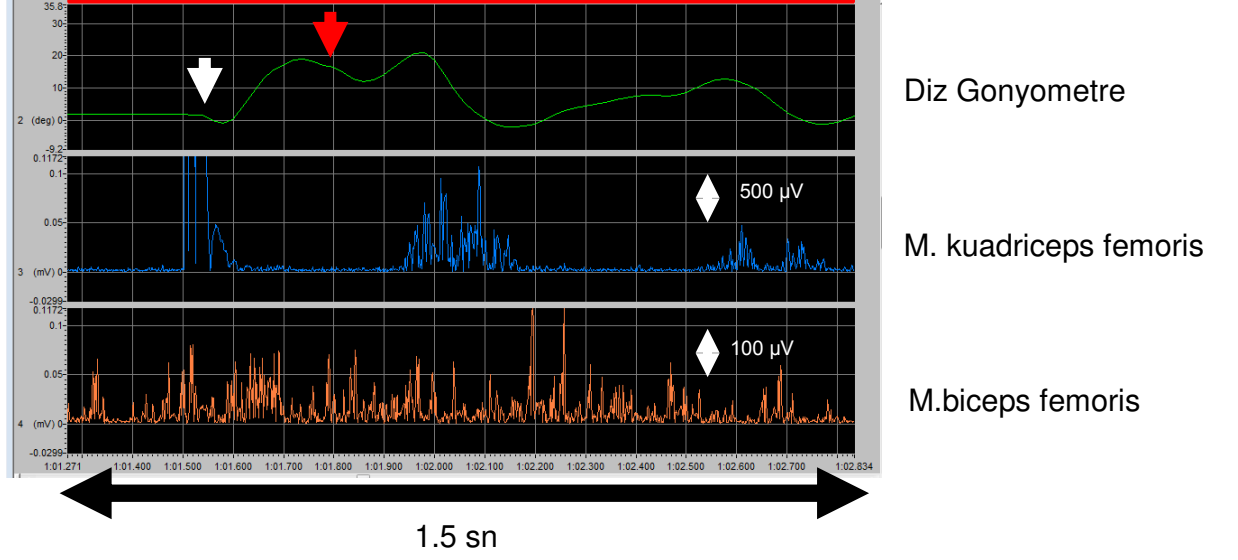


Şekil 5.1. Normal olgu ölçümü



Şekil 5.2. Spastik olgu ölçümü

Ashworth 3 spastik hastadan Patella T refleksi kaydı



Şekil 5.3. Spastik hasta ölçümü

6. TARTIŞMA ve SONUÇ

Spastisitenin değerlendirilmesinde kullanılabilecek klinik bulgu ve değerlendirmeler ile uyumlu elektro fizyolojik-kinesiyolojik bir yöntem geliştirmek ve geliştirilen yöntemin halen kullanılan klinik ölçüt Ashworth ile uyumluluğu araştırıldı.

Bu kapsamda tasarlanacak elektronik açıölçer, sadece nörolojik uygulamalar için değil aynı zamanda mekanik sistemlerde açısal hız hesaplamalarında, eğim ölçme, açı ölçme konum ölçme şeklinde farklı tıbbi ve endüstriyel uygulamalara da uyarlanabilir bir alt yapı etkisi taşıması beklenmektedir.

Spastisitenin değerlendirilmesi sorunu sadece tanımlama sorunu değildir. Hasta izlenmesinin, verilen tedavinin etkinliğinin değerlendirilmesinin, hastaya yapılacak rehabilitasyon seçeneklerinin değerlendirilmesinin de temelidir. Bu çok sık rastlanan hareket bozukluğu ile ilgili araştırmalarda kullanılacak güvenilir ve yinelenebilir yöntemler halen önemini korumaktadır. Bu nedenle bu projenin spastisiteyi değerlendirme sorununa bir katkısı olacaktır.

Dünyada da artık Ashworth skalasının yeterli olmadığı ve yeni skalaların geliştirilmesi çabalarının yoğunlaştığı görülmektedir. Tasarlanan cihazın klinik ölçüm sırasında kullanımı Şekil 6.1., Şekil 6.2., Şekil 6.3. ve Şekil 6.4.'de gösterilmiştir.



Şekil 6.1. Tasarlanan cihazdan ölçüm alımı



Şekil 6.2. Tasarlanan cihazın uygulama deneyi



Şekil 6.3. Tasarlanan cihazın klinik uygulamada hastaya bağlanması



Şekil 6.4. Tasarlanan cihazın klinik ortamında denenmesi

7. KAYNAKÇA

- Adams, M. and Hicks, A. 2005. Spasticity after spinal cord injury. pp. 577-586.
- Ashworth, B. 1964. Preliminary trial of carisprodal in multiple sclerosis. *Practitioner*, pp. 540-542.
- Bennett, D., Li, Y. and Siu, M. 2001. Plateau potentials in sacrocaudal motoneurons of chronic spinal rats recorded in vitro. *J Neurophysiol*, pp. 1955-1971.
- Biering-Sorensen, F., Nielsen, J. and Klinge, K. 2006. Spasticity-assessment: a review. *Spinal Cord*, 44 p.
- Bohannon, R. and Smith, M. 1987. Inter-rater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Physical Therapy*, 67: 206-227.
- Boyras, I., Oktay, F., Celik, C., Akyuz, M. ve Uysal, H. 2009. Effect of cold application and tizanidine on clonus: clinical and electrophysiological assessment. *J Spinal Cord Medicine*, 32(2): 132-139.
- Burke, D., Gillies, J. and Lance, J. 1970. The quadriceps stretch reflex in human spasticity. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 33: 216-223.
- Burrige, J. and Wood, D. and Hermens, H. and Voerman, G. 2005. Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity. *Disability and Rehabilitation*, 27 (1): 69-80.
- Calota, A., Feldman, A. and Levin, M. 2008. Spasticity measurement based on tonic stretch reflex threshold in stroke using a portable device. 119: 2329-2337.
- Delwaide, P. and Pennisi, G. 1994. Tizanidine and electrophysiologic analysis of spinal control mechanisms in humans with spasticity. *Neurology*, 44: 21-27.
- Dietz, V. 2000. Spastic movement disorder. *Spinal Cord*, 38: 389-393.
- Firoozbakhsh, K., Kunkel, C., Scremin, A. and Moneim, M. 1993. Isokinetic dynamometric technique for spasticity assessment. *Am J Phys Med Rehabil*, 72: 379-385.
- Fleuren, J., Voerman, G. and Erren-Wolters, C. 2010. Stop using the Ashworth Scale for the assessment of Spasticity *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 81: 46-52.
- Gibbs, P. and Asada H. 2005. Wearable Conductive Fiber Sensors for Multi-Axis Human Joint Angle Measurements. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 2: 7 p.
- Gracies, J. 2001. Evaluation de la spasticite Apport de l'échelle de Tardieu. *Motricite Cerebrale*, 22: 1-16.

- Gracies, J. 2005. Pathophysiology of spastic paresis 1: Paresis and soft tissue changes. *Muscle and Nerve*, 31: 535-551.
- Gracies, J. 2005. Pathophysiology of spastic paresis II: Emergence of muscle overactivity. *Muscle and Nerve*, 31: 552-571.
- Katz, R. 1999. Presynaptic inhibition in humans: a comparison between normal and spastic patients. *J Physiol (Paris)*, 93: 379–385.
- Kumar, N., Soni, S., Kumar, A. and Sohi, B. 2010. Low cost prototype development of electronic knee. *Journal of Scientific & Industrial Research*, 69 p.
- Mayer, N. 1997. Clinicophysiological concepts of spasticity and motor dysfunction in adults with an upper motoneuron lesion. *Muscle and Nerve*, 20(6): 1-13.
- Maynard, F., Karunas, R. and Waring, W. 1990. Epidemiology of spasticity following traumatic spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil*, 71: 566-569.
- Malhotra, S. and Pandyan, A. 2009. Spasticity, an impairment that is poorly defined and poorly measured. *Clinical Rehabilitation*, 23: 651-658.
- Milanov, I. 1999. Clinical and neurophysiological correlations of spasticity. *Funct Neurol*, 14: 193-201.
- Nickolls, P., Collins, D., Gorman, R., Burke, D. and Gandevia, S. 2004. Forces consistent with plateau-like behaviour of spinal neurons evoked in patients with spinal cord injuries. *Brain*, 127: 660-670.
- Nielsen, J., Crone, C. and Hultborn, H. 2007. The spinal pathophysiology of spasticity- from a basic science point of view. *Acta Physiol*, 189: 171-180.
- Pandyan, A., Price, C., Rodgers, H., Barnes, M. and Johnson, G. 2001. Biomechanical examination of a commonly used measures of spasticity. *Clin Biomech*, 16: 859-865.
- Perell, K., Scremin, A., Scremin, O. and Kunkel, C. 1996. Quantifying muscle tone in spinal cord injury patients using isokinetic dynamometric techniques. *Paraplegia*, 34: 46-53.
- Pierrot-Deseilligny, E. and Burke, D. 2005. The circuitry of the human spinal cord. Its role in motor control and movement disorders. Cambridge University Press, pp. 1-7.
- Piriyaprasarth, P., Morris, M., Winter, A. and Bialocerkowski, A. 2008. The reliability of knee joint position testing using electrogoniometry. *Journal of BMC Musculoskeletal Disorders*, 9(6): 13-20.

- Pisano, F., Miscio, G., Conte, Cd., Pianca, D., Candeloro, E. and Colombo R. 2000. Quatitative measures of spasticity in post-stroke patients. *Clin Neurophysiol* 111: 1015-1022.
- Quiroz, F., Moreno, A. and Peláez, M. 2007. Development of a Dynamic Goniometer with an Incremental Encoder. 1 p.
- Rizzo, A., Hadjimichael, C., Preiningerova, J. and Vollmer, T. 2004. Prevalence and treatment of spasticity repoted by multipl sclerosis patients. *Multiple sclera*, 10: 589-595.
- Sherwood, A., Graves, D. and Priebe, M. 2000. Altered motor control and spasticity after spinal cord injury:subjective and objective assessment. *J Rhebil Res Dev*, 37: 41-52.
- Sommerfeld, D., Eek, E., Svensson, A., Holmqvist, L. and Von Arbin, H. 2004. Spasticity after stroke:its occurrence and association with motor impairments and activity limitations. *Stroke*, 35: 134-139.
- Sunnerhagen, K. 2010. Stop using the Ashworth scale fort he assessment of spasticity. Editorial Commentary. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 81: 2.
- Tardieu, G., Shentoub, S. and Delarue R. 1954. A la recherché d'une technique de mesure de la spasticite. *Revue Neurologique*, 91: 143-144.
- Uysal, H., Larsson, L., Efendi, H., Burke, D. and Ertekin, C. 2009. Medium-latency reflex response of soleus elicited by peroneal nerve stimulation. *Exp Brain Res.*, 193(2): 275-286.
- Uysal, H., Mogyoros, I. and Burke, D. 1999. Reproducibility of tendon jerk reflexes during a voluntary contraction. *Clinical Neurophysiology*, 110: 1-7.
- Voerman, G., Burridge, J., Hitchcock, R. and Hermens, H. 2007. Clinometric properties of a clinical spasticity measurement tool. *Disability and Rehabilitation*, 29(24): 1870-1880.
- Voerman, G., Gregoric, M. and Hermens, H. 2005. Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: The Hoffman reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex. *Disability and Rehabilitation*, 27(1): 33-68.
- Wartenburg, R. 1951. Pendulousness of the legs as a diagnostic test. *Neurology*, 1: 18-24.
- Yaltkaya, K. 1971. Normalde, spastisitede, rijiditede, patella refleksinin elektrofizyolojik ve mekanik özellikleri hakkında çalışma, Doçentlik Tezi, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ankara, 50 s.
- Young, R. 1994. Spasticity: a review. *Neurology*, 44: 12–20.

ÖZGEÇMİŞ

Soyadı, Adı : GENCER, Erkan
Uyruğu : T.C.
Doğum Tarihi : 07.04.1986
Doğum Yeri : Antalya
Medeni Hali : Bekar
E-mail : erkangencer@outlook.com

Eğitim:

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Yüksek Lisans	Akdeniz Üniversitesi/Elektrik-Elektronik Müh	
Lisans	Başkent Üniversitesi/Biyomedikal Müh.	2009
Lise	Metin Nuran Çakallıklı Anadolu Lisesi	2004
İlköğretim	Ahmet Ferda Kahraman İlkokulu	1997