

Çocuklarda Beyin Felci Hastalığı Tedavisi İçin Yürüyüş Eğitimi

Erkan Kocakaya, Aybike Dirikol, Hasan Dinçer
Kocaeli Üniversitesi Elektronik ve Haberleşme Sistemleri Araştırma Merkezi(EHSAM),
İzmit/ Türkiye
Email: hdincer@kou.edu.tr , erkanko@hotmail.com , adirikol@hotmail.com

Özet. Bu çalışmanın amacı beyin felci geçiren çocukların özellikle baldır kaslarında spastisite olması nedeniyle vücut yükünü parmak uçlarına basarak topuğa yetersiz ağırlık uygulaması yüzünden ortaya çıkan yürüyüş bozukluğunun düzeltilmesinde kullanılacak bir cihaz tasarlanmaktadır. Bu cihaz hastanın yürüme sırasında topuğa uyguladığı kuvveti ölçerek uygulanan bu kuvvetin istenilen değerlerde olması durumunda ışıklı ve sesli bir uyarı ile hastaya doğru bastığını belirtecektir. Böylelikle Hastanın doğru bastığı durumları algılayarak bu yöne doğru bir eğilim göstermesi amaçlanmaktadır. Ayrıca belli periyotlarda ölçülen bu değerler bir mikrodenetleyici yardımıyla kaydedilecek ve bu değerler Newton cinsinden bir LCD displayden de gözlemlenebilecektir.

Anahtar Sözcükler - Yürüyüş Eğitimi .
Fizyo Terapi . Kuvvet Ölçüm

I – Giriş

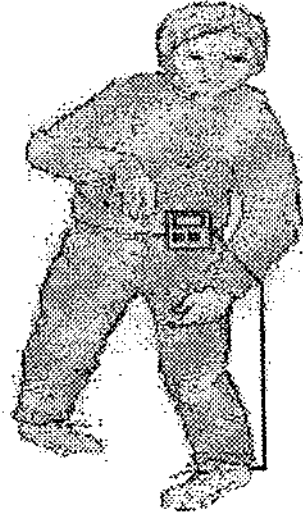
Cerebral Palsy (CP). Çocuklardaki beyin felci anlamına gelir. Değişik tipleri mevcuttur. Bunlardan bazıları Abortif poliyomyelit. Nonparalitik poliyomyelit vb... Bu çalışmada ilgililenen hastalık türü : vücudun bir yarısında kol ve bacakta motor defisit (Hemiplejik Tip) ya da bacaklarda daha belirgin olmak üzere kollarında ve bacaklarda motor defisittir (Diplejik Tip). Bu çocuklarda motor defisit ile birlikte bazı kas gruplarında tonus artışı (spastisite) sorunu olur. Diplejik CP'li hastalar motor defisit ve baldır kaslarında spastisite olması nedeniyle topuklarına ağırlık vermeden yürürler.

Bu çalışmada : CP'nin diplejik formunda biofeedback uygulaması ile yürüme sırasında vücut yükünün topuğa aktarılmasındaki yetersizliğin düzeltilmesi amaçlanmaktadır. Gerçekleştirilmeye çalışan Yürüyüş Eğitimi cihazı kuvvet ölçüm kısmı hasta ayakkabısının topuğuna yerleştirilecek ve 30 dakika süre ile yürüme eğitimi yapılacaktır. Hastalar tedavi süresince tedavinin 10. . 20. . 30. günleri ile 2. ve 6. ayları değerlendirilecek. Böylelikle hastalığın gelişim süreci gözlenmiş olacaktır.

Bu proje kapsamında beyin felci geçirmiş hastaların vücut yüklerini topuğa yetersiz uygulamalarında dolaylı oluşan yürüyüş bozukluğunun giderilmesi amaçlanmaktadır.

Cerebral palsy hastalarında yürüme fonksiyonunun düzeltilmesinde biofeedback tedavide kullanılmak üzere tasarlanan yürüyüş eğitimi anlamına gelen Gait Trainer Şekil-1de görüldüğü gibi üç bölümden oluşmaktadır.

1. Yük duyarlı tabanlık
2. Bele takılabilen küçük kontrol kutusu
3. Bağlantı kablosu (tabanlık ile kontrol kutusu arasında)
4. Cihaz-Bilgisayar bağlantı arabirimi

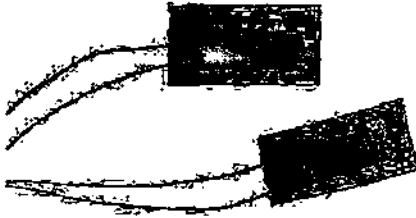


Şekil 1

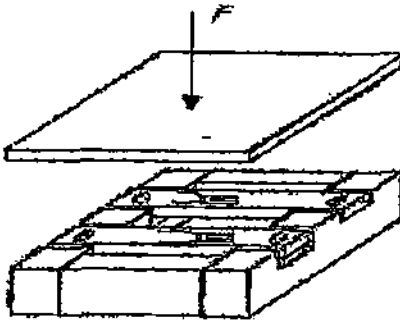
Topuğa uygulanan ağırlık LCD göstergesi ile Newton olarak izlenebilecek ve belirli bir süre için topuğa aktarılan yük belleğe alınacaktır. Belleğe alınan ağırlık miktarına göre , bir eşik değeri ayarlanacak : eşik üstünde topuğa yük verildiğinde hastanın doğru bastığını gösterecek ses ve ışık tan oluşan bir uyarı verilecektir. Bu şekilde hastanın kendi kendini yürüyüşünü düzeltilmesi sağlanacaktır.

2-SİSTEM TANITIMI

İstenilen özellikleri sağlayabilecek bir cihazın iki önemli bölümden oluşması gereklidir. Bunlardan ilki topuğa aktarılan yükün ölçülmesini sağlamak amacıyla tasarlanan strain gauge tabanlı mekanik sistemdir. Bu projede aslında ağırlık ölçmeye yarayan bir algılayıcı (Transducer) tasarımı yapılmaktadır. Dolayısıyla öncelikle bir fiziksel büyüklük algılanıp elektriksel işarete dönüştürülecektir. Bu fiziksel büyüklük uygulanan yük ile sahip olduğu direnç değerinin değişmesi prensibi ile çalışan strain gauge adlı eleman tarafından sağlanacaktır. Aşağıdaki şekilde Strain Gauge'in şekli görülmektedir.



Strain gauge elemanının bu algılamayı yeterli bir seviyede yapabilmesi için bazı fiziksel koşulların sağlanması gereklidir. Yani elektronik devrede işlenebilecek yeterli seviyede bir elektriksel işaret elde edilebilmesi için mekanik bir sisteme ihtiyaç vardır ve belirli boyutlara sahip olmalıdır. Aşağıda Şekil-2 de görülen mekanik sistem hastanın ayakkabısının topuğuna yerleştirilecektir. Topuğa uygulanan kuvvetin algılanabilmesi için algılayıcı olarak iki paralel levhadan oluşan bir sistem kullanılmaktadır.



Şekil 2

Bu levhaların üzerine strain gauge'ler yerleştirilecektir. Kuvvetin uygulanmasıyla bir ucu sabit, diğer ucu serbest olan levhalarda bükülme olur. Bu bükülme sınırlıdır. Bu limitler uygulanan kuvvet F, malzemenin elastik modülü E (bu tasarımda alüminyum kullanılmıştır), levhaların uzunluğu L kesit modülü W ile Hook yasası ile oluşan gerinim aşağıdaki bağıntılarla hesaplanabilir.

$$\sigma = E \epsilon \quad (1)$$

$$\sigma = \frac{F \epsilon}{W} \quad (2)$$

$$W = \frac{bh^2}{6} \quad (3)$$

Burada

σ : bükülme gerinimi

E : alüminyum elastik modülü , 72.1 GPa

ϵ : bükülme gemesi 1500 μ m /m ile sınırlıdır.

L : levhanın uzunluğu (m)

W : Kesit Modülü

b : levhanın eni (m)

h : levhanın yüksekliği (m)

ile temsil edilmektedir

Bu formüller ile uygulanan kuvvet ile boyutlar arasında bir ilişki kurulmuştur. Bu veriler ile strain gauge direnci arasındaki bağıntı aşağıda gösterildiği gibidir.

Herhangi sabit bir nesneye dışarıdan bir kuvvet uygulandığında bir gerilme ve germe meydana gelir. Gerilme nesnenin içi yapısındaki direnç kuvvetleri ile tanımlanırken, germe nesne üzerindeki şekil değiştirme yada deformasyon ile tanımlanır. Gerilme uygulanan kuvvetin (F) birim yüzeye bölünmesi ile hesaplanabilir.

$$\text{Gerilme } (\sigma) = F/A \quad (4)$$

Germe ise nesneye bir yük uygulandığında nesnenin boyundaki değişimin orijinal boyuna bölünmesi ile hesaplanabilir. Nesnenin deformasyonunun birim uzunluğa oranı olarak tanımlanabilir.

$$\text{Germe } (\epsilon) = \Delta L/L \quad (5)$$

Germinin nominal değerleri 0,005inch/inch den daha azdır. Ve genellikle birim olarak mikro strain kullanılır.

$$\text{Mikrostrain} = \text{Strain} \times 10^6 \quad (6)$$

Dirençteki ve boydaki bu değişimlere bağlı olarak duyarlılık yani gauge faktör belirlenir. K ile gösterilir ve aşağıdaki biçimde formülle edilmektedir

$$k = (\Delta R / R) / (\Delta l / l) = \frac{\Delta R}{\epsilon l} \quad (7)$$

Burada ;

R : gauge direnci (Ω)

ΔR : gauge direncindeki değişim miktarı

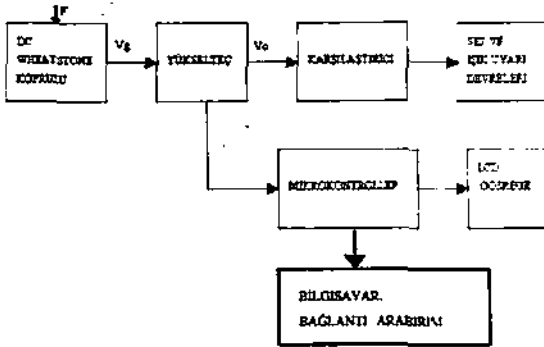
l : gauge'in uzunluğu

Δl : gauge'in uzunluğundaki değişim

miktarı (mm)

ε : germe (μ ε) mikro strain

Cihazın ikinci önemli bölümü ise , uygulanan kuvvet ile orantılı olarak elde edilen direnç değişimi ile elektriksel işaret üreten birimdir. Bu birimden elde edilen işaret yükseltilir , ayarlanabilen bir eşik değeri ile karşılaştırılır ve eşik değerin üzerinde olması halinde hasta ses ve ışık ile uyarılır. Bu şekilde hastanın yürüyüşünü kendi kendine düzeltmesi , alınan bilgilerin hastanın tedavisinin takibi ve gerekli istatistiklerin çıkarılabilmesi için belleğe alınmasını sağlayacak olan bir Elektronik Sistemdir. Şekil-3 de görülen blok şema Yürüyüş Eğitimsinin elektronik sisteminin temelidir.

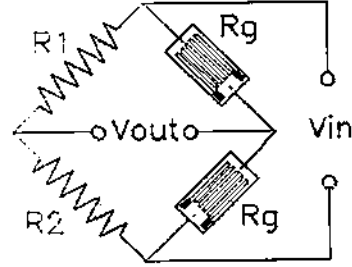


Şekil-3

Yürüyüş eğitimcisinin birimlerini inceleyelim.

DA Wheatstone Köprüsü. İlk aşamada kuvvet ile orantılı olarak bir direnç değişimi elde edildikten sonra bu değişimin belirlenmesi yani ölçülmesi gerekmektedir. Bu ölçmeyi yapabilecek en uygun devre yarım Wheatstone devresidir. Köprüdeki dört dirençten ikisi gerinim ölçerden oluşur.

Aşağıdaki şekilde bir yarım köprü görülmektedir.



Yarım Wheatstone Köprüsü

Bir yarım köprü için sistemin çıkışı

Gerinmemiş durumdaki strain gauge direnci

$$R = 120 \Omega$$

$$\text{Gauge faktör } k = 2$$

$$V_{in} = 10 \text{ V}$$

Strain gauge lerin 100μstrain'e maruz kalırlarsa ;
ε = 4.0067 10⁻⁴ olur. Bu değerlerle

$$k = \frac{\Delta R}{R \epsilon} \text{ ise } \Delta R = k R \epsilon \text{ olur.} \quad (8)$$

$$V_{out} = V_{in} \frac{\Delta R}{2R} \quad (9)$$

$$\Delta R = 2.120.4.006.10^{-4} = 0,096 \Omega$$

$$V_{out} = 10. \frac{0,096}{2.120} \cong 4 \text{ mV}$$

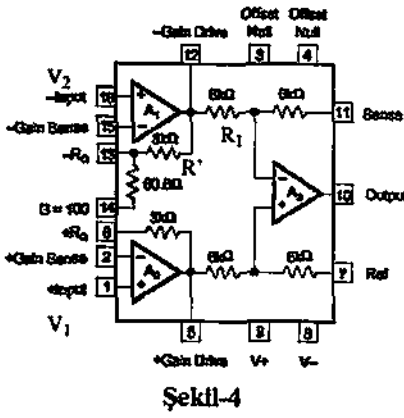
Bu hesaplamalar 100 Newton 'luk bir kuvvet için yapılmıştır.

Ölçüm Yükseltici ;Elde edilen bu mV'lar mertebesindeki gerilim değerini devremizde kullanabilmek için belli bir değere yükseltmek gerekmektedir. Bunun için INA103 adlı BURR-BROWN firmasına ait ölçüm yükseltici kullanılmıştır.

INA103 düşük gürültüye ve düşük bozulmaya sahip bir ölçüm yükselticidir. Bu özelliklerinden dolayı birçok uygulamada kullanılır. Özelliklerden Bazıları;

- Yüksek kalitede mikrofon ön yükseltici
- Fark Alıcılarında
- Sinyal Yükseltici olarak Strain Gauge'li Ağırlık Ölçüm Uygulamalarında Köprü Transducer'larda

Kullanılır.



Şekil-4

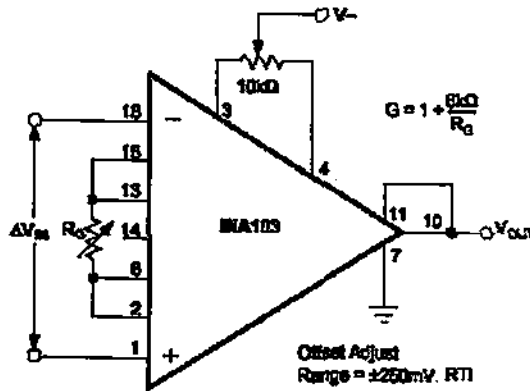
Yukarıdaki şekilde bu yükselticinin iç yapısı gösterilmektedir. INA103 $\pm 9V$ dan $\pm 25V$ a kadar geniş bir gerilim aralığında çalışabilir. Bu tüm devrenin kazancı R_G yük direnci ile sağlanmaktadır. Kazanç ifadesi

$$V_o = (1 + 2R'/R_G)(R_2/R_1)(V_2 - V_1) \quad (10)$$

Burada $R' = 3 \text{ K}\Omega$, $R_2 = R_1 = 6 \text{ K}\Omega$

$$V_o = (1 + 6 \cdot 10^3/R_G)(V_2 - V_1) \quad (11)$$

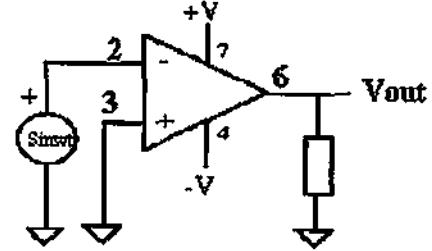
Yükselticinin sisteme uygulanış devre şeması Şekil-5'te gösterildiği gibidir. Devre Ön Ayar yapılmış olup hassasiyeti artırılmıştır. Bu şekildeki bir devrede R_G ile kazancı 500 değerine kadar kararlılığı bozulmadan yükseltmek mümkündür. Bu sistemde kazancı 250 olarak ayarlayarak çıkışından minimum 1 V luk gerilim oluşması amaçlanmıştır.



Şekil-5

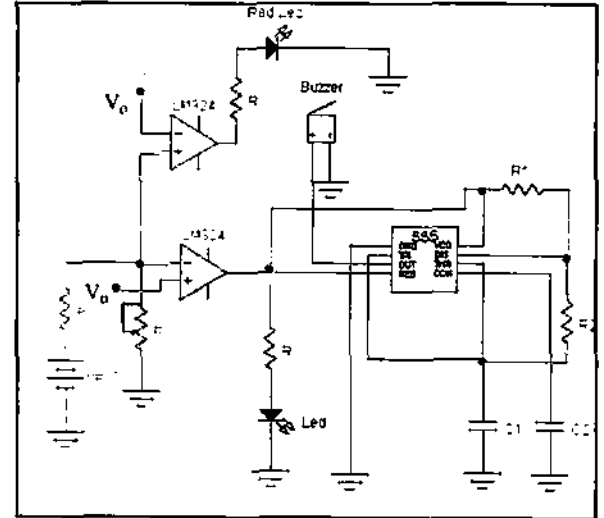
Karşılaştırıcı Katı ; En basit bir karşılaştırıcı; genel amaçlı bir işlemsel yükselticinin iki girişine doğrudan bağlanarak oluşturulduğu gibi, güvenilir bir devre için bazı elemanlarında dışarıdan bağlanması gerekir. Şekil-6'da en basit bir karşılaştırıcı devresi gösterilmektedir. Burada işlemsel yükselticinin girişine bir sinusoidal dalga uygulanmıştır.

+ uç ise toprağa bağlanmıştır. $V_i < 0$ olduğunda çıkış $+V_{sat}$ ve $V_i > 0$ olduğunda çıkış $-V_{sat}$ seviyesindedir. V_i işareti negatiften pozitifte giderken sıfır seviyesinden geçtiğinde çıkış $+V_{sat}$ 'tan $-V_{sat}$ 'a sıçrar. Eğer çıkış $-V_{sat}$ 'tan $+V_{sat}$ 'a sıçramış ise giriş negatife giderken sıfırdan geçtiği anlaşılır.



Şekil-6

Daha iyi bir sonuç için karşılaştırıcı olarak imal edilmiş devreleri kullanmakta fayda vardır. Bu amaçla National Semiconductor ürünü olan LM324 'ün kullanılması uygun görüldü. Ayrıca hastanın ayarlanan eşik değerinin üstünde bir değerde kuvvet uygulaması durumunda karşılaştırıcı çıkışının bir sesli ve ışıklı uyarı devresini sürmesi amaçlanmaktadır. Bu sistemin devre şekli aşağıda gösterildiği gibidir.



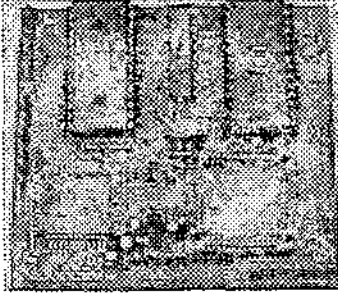
Şekil-7

Mikrodenetleyici Katı; Günümüzde artık birçok uygulamada mikroişlemciler ve mikrodenetleyiciler gibi elemanlar sıklıkla kullanılmaktadır. Bu proje kapsamında sistemdeki bilgilerin depolanması ve A/D dönüştürücü işlemlerinin yerine getirilmesi amacıyla mikrodenetleyici kullanılmıştır. Bu amaçla TECEL firmasına ait MC200 mikroişlemci kartı ihtiyaçları karşılayacak düzeyde bulunmuştur. Kartın özelliklerinden bazıları şunlardır

- 68HC11A1 Mikrodenetleyici
- 36 Bit IN/OUT plus an
- 8 Channel, 8 Bit A/D Port.

- RS-232 Seri Port.
- 46 total of I/O lines
- 512 bytes'lik dahili EEPROM.
- 16K EPROM.
- 32K SRAM.
- Boyut : 3.0" x 3.0" (7.62cm x 7.62cm).
- 8Mhz Çalışma Hızı.
- EEPROM yazma , okuma ve aynı zamanda çalıştırma yeteneği

Şekil-8'de bu kartın bir resmi bulunmaktadır.



Şekil-8

3- Ölçüm Sonuçları

Sisteme uygulanan kuvvet değerlerine göre elde ettiğimiz çıkış gerilim Çizelge-1 'de verilmiştir.

Çizelge-1

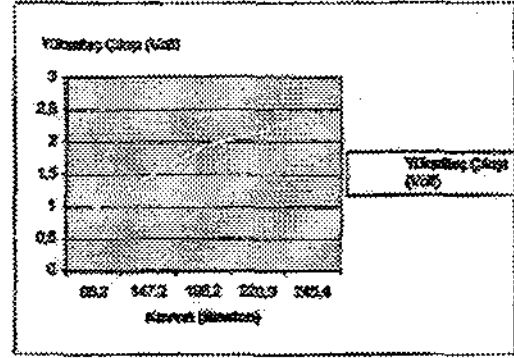
$V_0(mV)$						
$F(Newton)$	0,0392	0,0399	0,0393	0,388	0,0387	0,0395
Kuvvet (Newton)	98,2	147,2	196,2	220,9	235,6	245,4
Wheatstone Çıkışı (mV)	3,85	5,875	7,72	8,59	9,14	9,7
Yükselteç (Volt)	0,96	1,47	1,935	2,15	2,28	2,44
Kazanç (V_0/V_0)	249,3	250,2	250,6	250,2	249,4	251,5

Kuvvet algılayıcıda Şekil-2 'de görüldüğü gibi gerinim ölçer alüminyum levhaya yerleştirilmiştir. Bu sistemde 245 Newton'dan sonra alüminyum levha çok fazla eğildiğinden kuvvet algılayıcısının tabanına değmektedir. Dolayısıyla 245 Newton'dan sonra sistem hata vermektedir.

Bu problemin çözümü için alüminyum yerine çelik levha kullanılmalı veya kuvvet algılayıcı tabanı ile levha arasındaki uzaklık artırılmalıdır.

Ölçüm sonuçlarına bakıldığında kuvvet algılayıcıda F/V_0 oranının 245 newton'a kadar doğrusal olarak değiştiği görülmektedir.

Ölçüm yükseltecinin kazanç V_0/V_0 ise 250 civarında değişmektedir. Ölçümlerden elde edilen giriş kuvveti ile yükseltecin çıkışı arasındaki değişimi gösteren değerler Şekil-9 'da verilmiştir.



Şekil-9

4 - Sonuç

Tıp alanındaki gelişmelere rağmen Çocuklardaki Beyin Felci hastalığının meydana gelmesine sebep olan etkenlerin tümü bilinmemekte ve kesin bir tedavisi bulunmamaktadır. Ancak kişinin bu hastalık yüzünden aldığı hasara bağlı olarak uygulanan fizik terapi ile hastanın gelişimi sağlanmaktadır. Bu amaçla gerçekleştirilmeye çalışılan Yürüyüş Eğitimsi topuktan uygulanan kuvvet, kuvvet algılayıcısı ile gerilime dönüştürülerek uygulanan kuvvetin büyüklüğü newton olarak ölçülebilmektedir. Aynı zamanda ölçülen bu değerler bir mikrodenetleyici yardımıyla belleğe alınmaktadır. Bundan sonraki aşamalarda amacımız mekanik sistemi daha da küçülterek bir tabanlık içine yerleştirmek ve Infra-Red'li bir arabirimden meydana gelen bilgisayarla devamlı haberleşen bir sistem oluşturmaktır.

Kaynaklar

- [1] National Semiconductor Ürün Kataloğu 2000
- [2] Arch Phys Rehabil Vol.62, August 1981
- [3] GWI Graham and White Instruments Strain Gauge Kataloğu 1999
- [4] Tecel Elektronik Kataloğu 200
- [5] Burr-Brown Semiconductor Ürün Kataloğu 2000
- [6] HBM Ürün Kataloğu 1999