

# HEMİPLEJİK SEREBRAL PALSI'LI ÇOCUKLAR İÇİN MİKROKONTROLÖR-TABANLI AYAKKABI-İÇİNDE YÜRÜYÜŞ EĞİTİMCİSİ TASARIMI

Aybike DİRİKOL  
Elektronik ve Haberleşme  
Mühendisliği  
[adirikol@kou.edu.tr](mailto:adirikol@kou.edu.tr)

Hasan DİNÇER  
Elektronik ve Haberleşme  
Mühendisliği  
[hdincer@kou.edu.tr](mailto:hdincer@kou.edu.tr)

Erkan KOCAKAYA  
Elektronik ve Haberleşme  
Mühendisliği  
[ekocakaya@kou.edu.tr](mailto:ekocakaya@kou.edu.tr)

## ABSTRACT

*A microcontroller-based, in-shoe system is designed to measure pressure under the foot and achieve symmetrical gait with Hemiplegic Cerebral Palsied children while walking. Generally Cerebral Palsied children have injured to the area of their brain which controls the muscle tone and movement. They walk applying insufficient force to their heel. It is used to measuring method like gait analysis but it is obtained different parameters in gait analysis. The system consists of Flexiforce® pressure sensor ,2x16 LCD, 4x4 keypad, audio- visual alarm and HCMOS Motorola 68HC11 microcontroller. Pressure data are sampled at a rate of 20Hz and uploaded into PC using serial port. The data in the PC it can be monitor improving rehabilitation program.*

## 1. GİRİŞ

Serebral Palsi (SP) vücut hareketlerinin ve kasların uyumlu kullanımını etkileyen bir grup bozukluğuna verilen isimdir. Serebral Palsi doğumdan önce, doğum sırasında yada doğumdan kısa bir süre sonra beynin hasar görmesi sonucu oluşur. Bir çok durumda beyin hasarına neyin yol açtığı yada hasarı önlemenin olanağının varlığı bilinmemektedir.

Kas tonusu vücudu belirli bir pozisyonda tutmaya yarar. Kas tonusundaki değişiklikler sayesinde hareket gerçekleşir. Serebral Palsi'li bir çocuğun beyinde, kas tonusunun kontrol eden alan zarar görmüştür. Beyinde hasarın olduğu yere ve büyüklüğüne bağlı olarak kas tonusu çok sıkı, çok gevşek yasa çok sıkı ve gevşegin bir arada bulunması şeklinde olabilir. SP'li çocuk kas tonusunu düzgün ve orantılı değiştiremez.

Kas tonusu çok sıkıysa, SP'nin tipini açıklamak için spastik terimi kullanılır. Spastik SP'li çocuklar katı ve silkeleme tarzında hareketleri olur, bir pozisyondaya diğerine geçmek yada ellerindeki bir şeyi bırakmakta zorluk çekerler. En sık rastlanan tiptir. SP'li kişilerin yaklaşık yarısını oluşturmaktadırlar. Düşük kas tonusu ve hareketlerin uyumlu yapılamaması ataksik SP olarak tanımlanır. Ataksik SP'li çocuk çok dengesiz ve sarsak görünür. Çok yaşlı kişilerde görülebilecek

titremeler benzer sarsılmalar vardır. Çocuğun dengesi de genellikle bozuktur, yürürken dengesizlik olabilir. Kas tonusu karma yani bazen gevşek bazen sıkı ise bu tipe atetoid SP adı verilir. Atetoid SP'li çocuk oturur yada yürürken kendini dik ve sabit bir pozisyonda tutmakta zorlanır.

Kas tonusu farklı tiplerin yanı sıra vücudun SP'den etkilenen bölümleri de farklılık gösterebilir. Bu farklılıklar beynin hangi kısmının ve ne kadar büyüklükte bir kısmın zara gördüğüne bağlıdır. Her iki kol ve bacak etkilenmişse bu tipe kuadrupleji, vücudun tek bir tarafı etkilenmişse hemipleji, yalnızca bacaklar etkilenmişse dippleji adı verilir. Bu tipler arasında hemipleji SP'li çocuğun bir tarafı normal olarak çalıştığı için topallayarak da olsa yürüyebilir ve koşabilir.

Fiziksel rehabilitasyon Serebral Palsi tedavisinin temel taşıdır. Tedaviye genellikle hayatın ilk birkaç yılında ve tanı konulmasından hemen sonra başlanılır. Temel amaçlar; kullanılmama sonucu kaslarda oluşabilecek zayıflama ve bozulmayı engellemek, kasların anormal pozisyonda sabit katılaşmasını engellemek ve çocuğun hareket gelişimini arttırmak olarak sıralanabilir.

Bu çalışmanın temel amacı, Hemiplejik Serebral Palsi'li bir çocuğun yürüyüşünü düzeltmeye yönelik bir rehabilitasyon cihazı tasarlamaktır. Bu cihaz ile çocuğun topuğundan, dengeli ve simetrik yürümeyi sağlayacak kuvveti uygulamayı öğrenmesi amaçlanmıştır. Topuktan uygulanan kuvvet ölçülüp önceden belirlenen eşik seviyesi ile karşılaştırılacak, LCD ekranda uygulanan kuvvetin 1sn'lik süre içinde alınan ortalaması gözlenecek ve bilgisayara seri porttan aktarılıp verilerin grafikleri elde edilecektir.

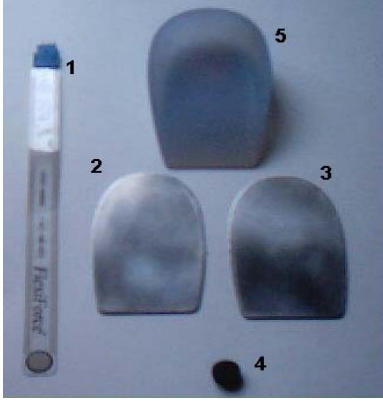
## 2. YÜRÜYÜŞ EĞİTİMCİSİ

Yürüyüş Eğitmcisi adlı cihaz 3 ana kısımdan oluşmaktadır.

1. Topuktan uygulanan kuvveti ölçmeye yarayan tabanlık
2. Bele takılabilen veri toplama ve kontrol kartı
3. Tabanlık ile kontrol devresi ve PC bağlantı kabloları

## 2.1 Algılayıcı ve Tabanlık

Uygulanan kuvvet ile direnci değişen FlexiForce polimer basınç algılayıcı silikon bir tabanlığa yerleştirilmiştir. Silikon tabanlık ise ayakkabı içine yerleştirilmiştir. Ayakkabı içinde topuğa uygulanan kuvvet tabanlığa oradan da algılayıcıya geçer. Algılayıcı, uygulanan kuvvete bağlı olarak bir değişim gösterir. Şekil1’de tabanlık yapımında kullanılan malzemeler görülmektedir.



Şekil1. Tabanlık yapımında kullanılan algılayıcı ve diğer malzemeler

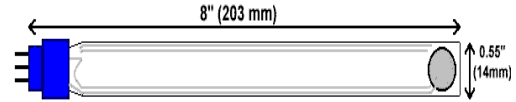
Şekil1’deki 1 nolu eleman algılayıcı, 2 nolu parça Cr-Ni karışımı malzemeden yapılmış bir plakadır. Algılayıcı bu plakanın üzerine yerleştirilmiştir. 3 nolu plakada aynı malzemeden yapılmış olup 5 nolu silikon topukluğun altına yerleştirilmiştir. Topuktan uygulanan tüm kuvveti algılayıcıya aktarmak için kullanılmıştır. 4 nolu parça ise topuktan uygulanan kuvveti algılayıcının algılama alanı üzerine aktarılmasını sağlar. En üstten an alta doğru malzemelerin yerleşim sırası 5-3-4-2-1 şeklindedir.

Bu cihazın tasarım aşamasında öncelikle topuktan uygulanan kuvvet ölçme yöntemleri incelenmiştir. Topuktan kuvvet ölçmek için yürüyüş analizi yöntemlerinden yararlanılabileceği görülmüştür. Ancak yürüyüş analizi ve topuktan kuvvet ölçmek birbirinden farklı amaçlara yönelik işlemlerdir.

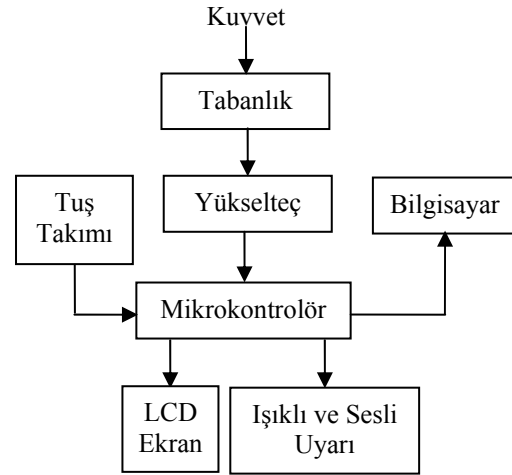
Son on yıl içinde yürüme analizi ile ilgili yapılan çalışmaları incelediğinde yürüme sırasında ayakta basınç dağılımı ölçme yöntemlerinin geliştirildiği görülmektedir. [2],[3] Bu yöntemlerde kuvveti algılamak ve elektriksel işarete dönüştürmek için gerek bir ayakkabı içine bir algılayıcı yerleştirilmiş, gerekse bir kuvvet platformundan yararlanılmıştır. Başlarda gerilme ölçerler, piezoelektrik kristaller ayak tabanında anlamlı ölçümler yapılabilecek noktalara yerleştirilmiş, daha sonralarda ise matrisler biçiminde ayakta basınç dağılımını haritasını çıkarabilecek algılayıcı düzenlemeleri tasarlanmıştır. Bu konuda bir çok firma müşteri isteğine özel algılayıcı tasarımları yapmaktadır. Araştırmalar sırasında en çok rastlanan algılayıcılardan biri FSR® (Force Sensing Resistor)

adlı iletken polimer malzemeden yapılmış kuvvet algılayıcı bir diğeri ise FlexiForce (SSB Single Serial Button ) adlı basınca duyarlı bir malzemeden yapılmış kuvvet algılayıcısıdır. Bu çalışmada kullanılmak üzere bu iki tip algılayıcı üzerinde inceleme ve karşılaştırılmalar yapılmıştır. FlexiForce algılayıcının maksimum kuvvet ölçme üstünlüğü doğrusal çalışma imkanı ve biomedikal uygulamalara daha fazla uyum sağlayacağı görülmüştür.

Direnç teknolojisine dayanan SSB algılayıcısına kuvvet uygulanması ters orantılı olarak, elemanın direncinde değişim ile sonuçlanır. SSB çok ince (0.005”) esnek baskılı devredir. 14mm (055”) eni, 203mm(8”) boyundadır. Algılayıcının uç kısmında 0.375” çaplı dairesel bir aktif algılama alanına sahiptir. Algılayıcı bir ara malzeme ve iki tabakadan meydana gelmiştir. Her tabakaya iletken olarak gümüş arasında basınca duyarlı mürekkep malzeme kullanılmış, iki tabaka üst üste gelecek şekilde yerleştirilmiş ve birada tutmak için yapıştırıcı kullanılmıştır. Aktif algılama alanı basınca duyarlı mürekkep (pressure sensitive ink) malzeme üzerindeki gümüş dairesel alanı ifade etmektedir. Bu konnektörler üç uçludur. [1]. Şekil2’de FlexiForce algılayıcı verilmiştir.



Şekil2. FlexiForce kuvvet algılayıcısı



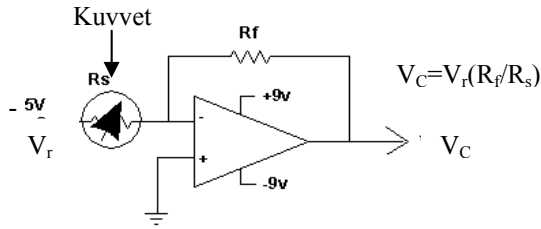
Şekil3. Sistemin blok diyagramı

Algılayıcı direncinin değişmesiyle, bir yükselteç devresi ile kuvvet elektriksel işarete dönüştürülür. Bu işaret 20Hz örnekleme hızında örneklenerek MOTOROLA 68HC11 mikrokontrolörün bulunduğu karta uygulanır. Bu sayede ölçülen kuvvet Newton cinsinden hesaplanır, LCD ekranda gösterilir, tuş takımı ile cihazı kullanan kişinin eşik seviyesini ve kontrol işlemlerini gerçekleştirebilir. Ayrıca uygulanan kuvvetin eşik değerinin altında ya da

üstünde olması durumlarında sesli ve ışıklı olarak hasta uyarılarak yürüyüşünü düzeltmeyi öğrenmesi sağlanır.

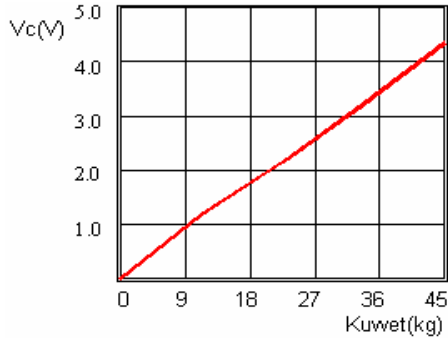
## 2.2 Yükselteç katı

FlexiForce algılayıcı bir yükselteç devresine bağlanarak bir mikrokontrolör devresinde kullanılabilir seviyeye dönüştürülür. Yükselteç çıkışı mikrokontrolörün analog sayısal çevirici portuna uygulanır. Şekil4'te yükselteç devresi verilmiştir.



$R_s$ = Basınç Algılayıcısı  
 $R_f$ = Geri besleme Direnci (1KΩ-100KΩ)

Şekil 4. Yükselteç devresi



Şekil5 . Algılayıcı kuvvet- gerilim eğrisi

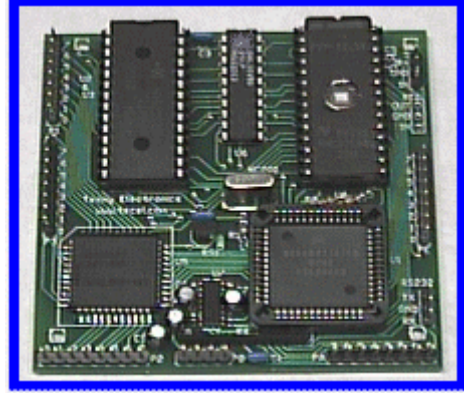
Yukarıdaki Şekil5'te algılayıcıya uygulanan kuvvet ile yükselteç çıkışından elde edilen gerilim değerlerine ait eğri görülmektedir. Eğriden de görüldüğü gibi 0-45kg'lık kuvvet aralığında devrenin çıkışında 0-4.4 V'luk gerilim elde edilmektedir.

Yükseltme işleminden sonra analog işaret 20Hz örnekleme hızında örneklenir. Daha önce yapılmış deneysel çalışmalarda yürüyüşün frekans spektrumu elde edilmiş, 20Hz ile örneklenen işareti ile 200Hz ile örneklenen işaret arasında önemli bir fark bulunmadığı belirtilmiştir.[2]

## 2.3 Veri Toplama ve Kontrol Katı

Bu cihazın veri toplama ve kontrol işlemleri için 8 bitlik HCMOS teknolojisi ile üretilmiş MOTOROLA

68HC11 mikrokontrolörü kullanılarak tasarlanmış bir kart kullanılmıştır. Bu mikrokontrolörün tercih edilmesinin sebepleri arasında programlama için herhangi bir arabirime gereksinim duyulmaması yeterli sayıda I/O (giriş/çıkış) pinine sahip olması özellikleri söylenebilir. Bu kısım verinin örneklenmesi kontrol işlemlerinin yapılması bakımından önemli bir kısımdır



Şekil6 . Mikrokontrolör kartı

Mikrokontrolör kartının özellikleri aşağıda verilmiştir.

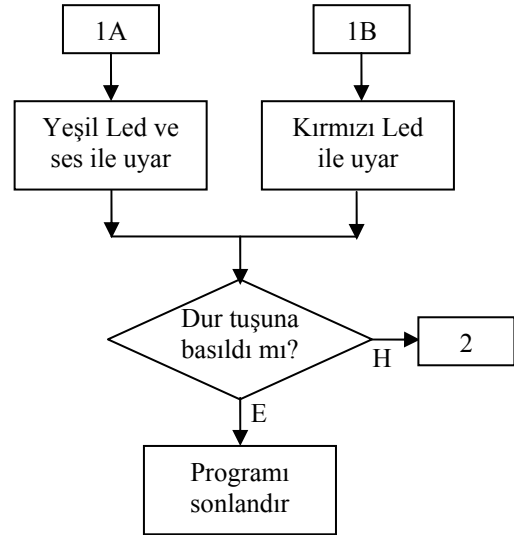
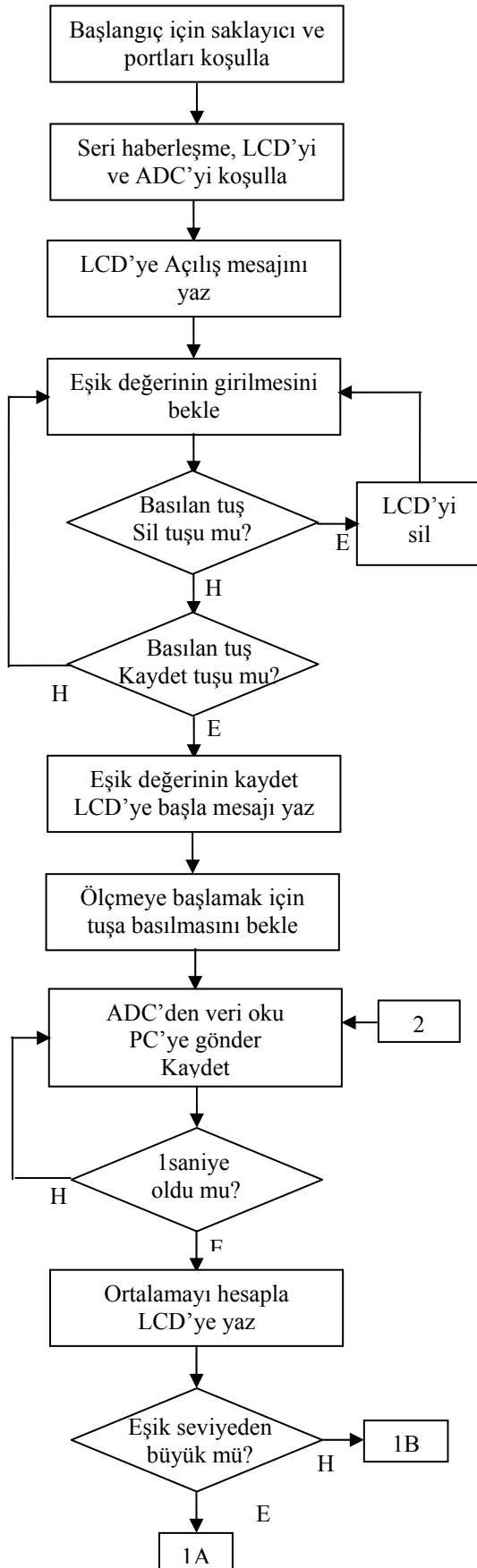
1. 68HC11A1 mikrokontrolör
2. 8 kanal, 8 bit A/D portu
3. RS232 seri port
4. Toplam 46 I/O hattı
5. 512 Kbayt dahili EEPROM
6. 16 Kbayt EPROM
7. 32 Kbayt SRAM
8. 8 MHz işlem hızı
9. 3.0"x3.0" (7.62 cm x 7.62cm)

Ayrıca mikrokontrolör kartına 2x16'lık LCD ekran 4x4'lük tuş takımı ve sesli ve ışıklı uyarı devresi bağlanmıştır.

Veri toplama işlemine yani ölçmeye başlanmasıyla mikrokontrolör kartı ile yükselteç devresinden elde edilen verilerin 1s'lik sürede ortalaması alınarak LCD ekranda gösterilerek hastanın ne kadar kuvvet uyguladığı izlenebilmektedir. Hastanın topuğuna uyguladığı kuvvet başlangıçta belirlenen eşik değerinin altında ise kırmızı led ile, üzerinde ise yeşil led ve buzzer ile bilgilendirilmekte ve doğru basmayı kendi kendine öğrenmesi sağlanmaktadır.

Ayrıca ölçme esnasında ölçülen veriler seri porttan bilgisayara aktarılmaktadır. Böylece rehabilitasyon çalışması süresinde alınan veriler ve hastalara ait bir veri tabanı oluşturulur. Terapist hastanın gelişim süresini izleme olanağına sahip olur. Veri tabanının oluşturulması için Delphi 6.0 programlama dili kullanılmıştır.Şekil7'de programın çalışmasına ait

algoritmanın blok diyagramı görülmektedir  
Programlama için assembly dili kullanılmıştır.



Şekil7. Program algoritması blok diyagramı

### 3. SONUÇ

Hemiplejik Serebral Palsi'li çocuklarda yürüme, koşma yada denge sağlamada rehabilitasyonun önemli bir rolü vardır. Bu sebeple hastalığın tedavisine katkıda bulunabilmek amacıyla böyle bir cihaz tasarlanmıştır. Yürüyüş Eğitimi ile, çocuğun topuğuna yeterli kuvvetini uygulamayı öğrenmesi ve tedavi ile ilgili gelişimin izlenmesi mümkün olacaktır. Kullanılan algılayıcıda kuvvetle gerilimin doğrusal olması nedeniyle ölçüm sistemi daha hassa çalışmaktadır. Yürüyüş Eğitiminin daha uzun süre veri kaydetme, taşınabilir bir cihaz olması ve daha çok noktadan ölçüm olarak ayak tabanındaki basınç dağılımının haritasını elde etme amaçlarına yönelik çalışmalar devam etmektedir.

### KAYNAKLAR

- [1] Single Serial Button (SSB) User's Guide, December 1998
- [2] Ziad O Abu-Faraj, Gearald F. Haris, Peter A. Smith "Surgical Rehabilitation of The Planovalgus Foot In Cerebral Palsy" IEEE Transaction On Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol9, No.2, pp 202-214, June 2001
- [3] Patrick T. Moran, Gerald F. Haris, Khomeshwari Acharya, HongSheng Zhu, and Jacqueline J. Wertsch "A Biofeedback Cane System: Instrumentation and Subject Application Results" IEEE Transaction Rehabilitation Engineering, Vol.3, No.1, pp132-138, March 1995
- [5] MC68HC11 A8 Reference Manual