

Ortopedik Tabanlık Tasarımı ve Basınç Analizleri Orthopedic Insole Design and Pressure Analyzes

Salih ÖZKAN¹, Hayriye ALTURAL², Güzin Çakır KANDEMİRLİ³ ve Fatma KANDEMİRLİ²

¹ Malzeme Bilimi ve Mühendisliği, Kastamonu Üniversitesi, Kastamonu, Türkiye
salih84ozkan@gmail.com

² Biyomedikal Mühendisliği, Kastamonu Üniversitesi, Kastamonu, Türkiye
ahayriye@kastamonu.edu.tr, fkandemirli@yahoo.com

³ Şanlıurfa Viranşehir Devlet Hastanesi, Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Bölümü, Şanlıurfa, Türkiye
gskandemirli@yahoo.com

Özetçe— Bu çalışmada düşük maliyetle kişiye özel ortopedik tabanlık üretimi ve basınç analizlerinin gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır. Bu analizlerin yapılmasında ATmega328 mikrodenetleyici içeren Arduino programlama platformu ve ince film basınç sensörü kullanılmıştır. Sensör yerleşimi için ayak tabanında 5 bölge belirlenerek basınçla orantılı değerler kaydedilmiş ve tabanlık tasarımı için bu değerler kullanılmıştır. Basınç analizleri için ölçümlere 19-34 yaş arası düztaban ve normal ayak tabanına sahip 17 gönüllü katılmıştır. Ayak tabanındaki basıncın dengeli bir şekilde dağılmasını sağlayan bir merkez çizgisi belirlenmiş ve buna ilişkin bir matematiksel model oluşturulmuştur. Bu model ile ölçümlerden elde edilen veriler üzerinde normalizasyon işlemi uygulanmış ve tabanlık bölgeleri için uygun yükseklik değerleri bulunmuştur. Bu çalışmaya ek olarak ayağın topuk kısmına yerleştirilen 9 mm yüksekliğindeki bir köpük malzemenin ayak tabanına uygulanan basınç etkisini azaltma derecesi ölçülmüştür.

Anahtar Kelimeler — *ortopedik; tabanlık; basınç sensörü; ince film; Arduino.*

Abstract— In this study, it was aimed to produce a low cost customized orthopedic insole and perform its pressure analyzes. In this analysis, it was used thin film pressure sensor and Arduino programming platform equipped with ATmega328 microcontroller. For the sensor layout, 5 zones were determined in the sole and the proportional values with the pressure were recorded and these values were used for the insole design. For the pressure analysis, 17 volunteers aged 19 to 34 years, with flatfoot and normal foot participated for the experiments. A center line was determined to provide a balanced distribution of the pressure in the sole and a mathematical model was created for this distribution. Through this model, the data obtained from the experiments was normalized and the appropriate height values were calculated for the insole zones. In addition to this study, the reduction degree of pressure applied to the sole of a 9 mm high foam material placed on the heel of the foot was measured.

Keywords — *orthopedic; insole; pressure sensor; thin film; Arduino.*

I. GİRİŞ

Büyüme döneminde hafif ve orta düzleşen ayaklar yumuşak doku ve kemiklerin büyümesi ile düzelmesine rağmen şiddetli düztaban, eklem distorsiyonu, kas zayıflığı, eklem ağrıları gibi farklı klinik semptomlara neden olabilmektedir [1].

Düztabanlıkla ilgili kliniksel bakım yöntemlerinde esnek, rijid, çarpık ayak vb. alt dalların doğru bir şekilde teşhis edilmesi üzerine odaklanılmaktadır [2]. Esnek düztabanda, hasta kendi ağırlığını zemin üzerine tümüyle uyguladığında, medial uzunlamasına ayak kemeri kaybolur [3]. Bununla birlikte, hasta ayak parmakları ya da topukları üzerinde duruyorsa, medial uzunlamasına ayak kemeri ortaya çıkar [3]. Rijid düztabanda ise ayak kemeri ağırlığa bakılmaksızın düşük olarak seyretmektedir [3]. Esnek düztabanın seyri iyi huyludur [4]. Çocuk ayakta durmaya başladığında, genellikle 4 yaş civarında düztabanlık kaybolmaktadır [4]. Çalışmamızda esnek düztaban üzerinde durulmaktadır.

Ortopedik tabanlık kullanımı ayağın geometrik şekli ve ayakta meydana gelen bazı rahatsızlıklardan dolayı düztaban için çok önemlidir. Bu nedenle araştırmacılar entegre sensörler ve kablosuz sistemle yürüme analizi gibi bazı fiziksel ve mekanik testler yapmışlardır [5]. Diğer çalışmalarda [6,7], ayak şeklini belirlemek ve ayak tabanına uygulanan basıncı analiz etmek için ayak tarayıcı kullanmışlardır. Bu cihaz oldukça maliyetlidir.

Ortopedik tabanlık ile ilgili literatürde pek çok çalışma bulunmaktadır [8,9]. Örneğin, Pfaffen ve ark. [8] mobil ile basınç analizleri yapmıştır. Hessert ve ark. [9] yürüme anında ayak basınç dağılımı üzerine çalışma yapmışlardır.

II. YÖNTEM

A. Denejde Kullanılan Malzemeler

Denejde kullanılan malzemeler ve cihazlar Tablo 1'de verilmiştir. Deneysel çalışmada basınç ölçümleri için

ATmega328 mikrodenetleyici içeren Arduino programlama platformu kullanılmıştır.

TABLO I. MALZEMELER VE CİHAZLAR

ATmega328 serisi Arduino R3 Uno
İnce film basınç sensörü
Kalıp için 3-Boyutlu yazıcı
16x2 LCD ekran ve I2C modülü
9V Batarya

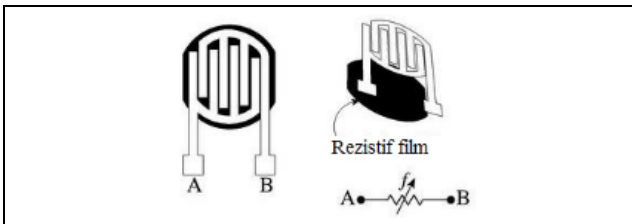
Çeşitli arabirimlere sahip bir ATmega328 mikroişlemciye dayanan Arduino son zamanlarda çok popüler bir mikro denetleyici kartı haline gelmiştir [10]. Meraklılar arasındaki popülerliği sayesinde, Arduino kartının fiyatı oldukça düşüktür ve bu da okullarda kullanım için önemli bir avantaj sağlamaktadır [10]. Fotovoltaik hücre ölçümleri [11], fotometri [12] ve otonom arazi robotlarının inşası [13] dahil olmak üzere son zamanlarda bu kartın kullanıldığı eğitim amaçlı birkaç laboratuvar deneyi ortaya çıkmıştır [10]. Araştırmacılar [12] Arduino kullanarak fotometri ile ilgili çalışmada günışığı koşullarında ters kare ışık yasasını ölçmek için basit bir deney yapmışlardır. Arduino kartı, ATmega328 işlemcisindeki ana bilgisayar ve seri iletişim sistemleri arasında uyumluluğa izin veren bir USB-Seri dönüştürücü ile donatılmıştır [14]. Arduino, C / C ++ programlama diline dayanan, açık kaynaklı yazılım geliştirici dili ve açık kaynaklı yazılım geliştirici kitini (başlangıç kiti) içeren bir elektronik platformdur [15].

Çalışmada 0-150Kg aralığında ölçüm yapılabilen ince film basınç sensörü kullanılmıştır. Şekil 1'de ince film basınç sensörü görülmektedir. PET (Polietilen Tereftalat) malzemeden yapılmış bu basınç sensörü üzerine düşen yüke göre bir direnç değeri kazanmakta ve analog değer üretilmektedir.



Şekil 1. İnce film basınç sensörü.

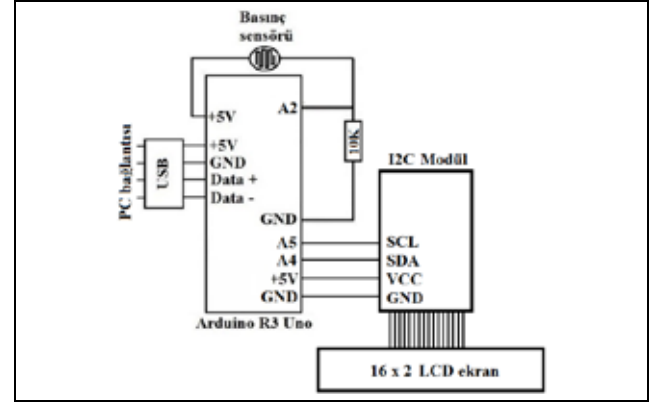
FSR (Force-Sensing Resistor) olarak da bilinen bu basınç sensörü iyi bir rezistif sensördür [16]. Basınç uygulandığında, sensör iki elektrot arasındaki iletken köpüğün direncini ölçer [16]. Direnç sensöründen geçen akım, iletken tabaka basınç altındayken (direnç düşürdüğünde) artar [16]. FSR'ler kuvvetle direnci değişen piezorezistif iletken polimerden oluşmaktadır [17]. FSR sensörü için üretim süreci, elektrotların bir polimer film alt tabakası üzerine film baskısını içermektedir [18]. Şekil 2'de FSR sensör örneği görülmektedir.



Şekil 2. İnce film basınç sensörünün iç yapısı [19].

B. Basınç Sistemi Kurulumu

Ayak tabanı basınç ölçümleri için belirlenen devre şeması Şekil 3'te yer almaktadır. Basınç ölçüm sistemi Şekil 4'te görülmektedir.



Şekil 3. Basınç ölçümleri için tasarlanan devre şeması.



Şekil 4. Basınç ölçümleri için tasarlanan sistem.

C. Basınç Analizleri için Ayak Tabanı Bölgelerinin Belirlenmesi

Ayak tabanı basınç ölçümleri için 5 bölge belirlenmiştir. Ayrıca bu 5 bölgeye yerleştirmek üzere Solidworks programı ile tasarımı yapılan ve 3-Boyutlu yazıcıdan çıkartılan bir kalıp oluşturulmuştur. Şekil 5'te ayak tabanı için belirlenen 5 bölge ve kalıbın 3-Boyutlu yazıcıdan çıkartılmış hali görülmektedir.

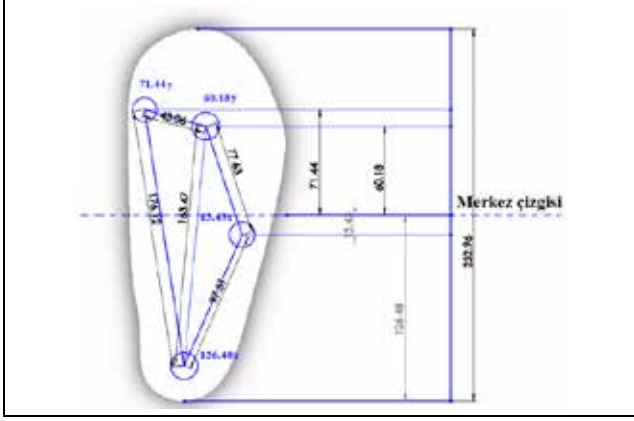


Şekil 5. Ayak tabanı için belirlenen 5 bölge ve sensör yerleşimi için oluşturulan kalıp.

D. Normal Ayak Tabanı için Basınç Dağılım Yüzdelerinin Belirlenmesi

Normal basınç dağılımların belirlenmesinde Şekil 6'daki ölçüm sistemi kullanılmıştır. Basınç dağılım yüzdeleri Tablo

2'deki gibi elde edilmiştir. 3. bölge için basınç değeri 0 olarak belirlenmiştir.



Şekil 6. Ayak tabanı için basınç dağılımının belirlenmesi.

TABLO II. NORMAL AYAK TABANI BASINÇ DAĞILIM YÜZDESİ

Ayak taban bölgesi	1	2	3	4	5
Basınç dağılım yüzdesi	21.76	45.88	0	4.87	25.91

E. Basınç Ölçümleri ve Analizi

Ayak tabanı basınç ölçümlerine 12 bayan ve 5 erkek gönüllü olarak katılmıştır. 12 bayan içerisinde 3'ü düztabanlı ve 5 erkek içerisinde 2'si düztabanlıdır. Normal ayak tabanı için belirlenen basınç dağılım yüzdesi ile ölçümlerden elde edilen basınç dağılım yüzdesi arasındaki fark yüzdesi Tablo 3'te verilmiştir.

TABLO III. BASINÇ DAĞILIM YÜZDELERİNİN NORMAL DEĞERLERE GÖRE YÜZDE DEĞİŞİMİ

1. Bölge	2. Bölge	3. Bölge	4. Bölge	5. Bölge
22.08	-4.12	1.30	-1.06	-18.21
4.33	-15.17	3.21	18.56	-10.93
-9.78	-11.14	0.97	36.32	-16.36
9.01	-1.78	0.00	3.71	-10.94
-2.93	-4.10	0.00	2.67	4.36
-13.20	-11.72	0.00	37.52	-12.60
9.63	-1.62	0.00	8.87	-16.88
-4.31	-7.29	0.00	14.34	-2.74
-1.68	-19.05	0.00	-2.52	23.25
-17.37	27.86	0.00	5.28	-15.77
-12.35	0.66	0.00	28.80	-17.11
-18.00	-8.46	0.00	27.76	-1.31
6.92	-1.93	1.88	4.06	-10.93
-10.69	-15.73	10.76	9.40	6.26
-1.86	-9.38	0.00	9.90	1.33
-5.11	-4.41	0.00	25.60	-16.08
-4.36	1.79	0.00	19.98	-17.41

Tablo 4'te Tablo 3'deki N. satır için tabanlığın yükseklik değeri N_y ve N. bölgedeki basınç dağılım yüzdesinin yüzde değişim değeri N_d olarak Denklem (1)'de belirtilmiştir. Tablo 4'teki N. satırda bulunan maksimum ve minimum değerler sırasıyla nM ve nm olarak Denklem (1)'de verilmiştir. Bununla

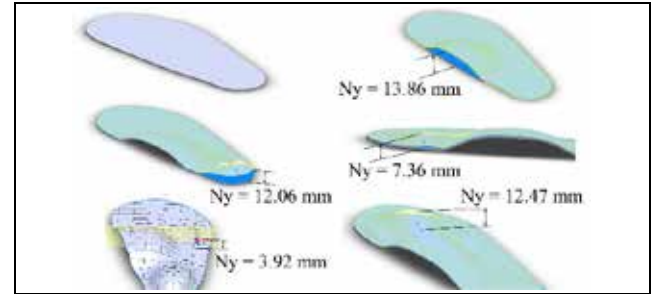
birlikte, Denklem (1)'de k sabit değeri 2., 3. ve 5. ayak tabanı bölgeleri için 3, 1. bölge ayak tabanı bölgesi için 5 ve 4. ayak tabanı bölgesi için de 10 alınmıştır.

$$N_y = N_d + (nM - nm)/k \quad (1)$$

TABLO IV. TABANLIĞIN BÖLGELERİ İÇİN HESAPLANAN YÜKSEKLİK DEĞERLERİ

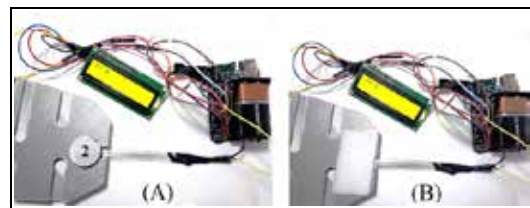
1. Bölge (N_y)	2. Bölge (N_y)	3. Bölge (N_y)	4. Bölge (N_y)	5. Bölge (N_y)
12.47	12.06	13.86	3.92	7.36
8.92	8.37	14.50	5.88	9.79
6.10	9.72	13.75	7.66	7.98
9.86	12.84	13.43	4.40	9.78
7.47	12.06	13.43	4.30	14.88
5.42	9.52	13.43	7.78	9.23
9.98	12.89	13.43	4.92	7.80
7.20	11.00	13.43	5.46	12.52
7.72	7.08	13.43	3.78	21.18
4.58	22.72	13.43	4.56	8.17
5.59	13.65	13.43	6.91	7.73
4.46	10.61	13.43	6.81	12.99
9.44	12.79	14.06	4.43	9.79
5.92	8.19	17.02	4.97	15.52
7.69	10.30	13.43	5.02	13.87
7.04	11.96	13.43	6.59	8.07
7.19	14.03	13.43	6.03	7.63

Denklem (1)'deki N_y değerlerine göre tabanlık şekli belirlenmiştir. Tabanlık için belirlenen 5 bölgenin N_y yükseklik değerleri ve çizim aşamaları Şekil 7'de görülmektedir.



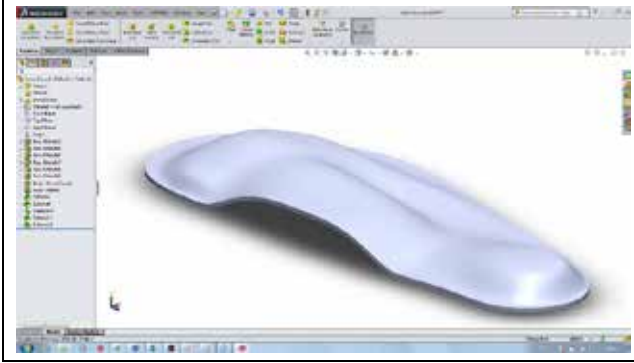
Şekil 7. Tabanlık yüksekliklerinin tasarımı.

Çalışmaya ek olarak köpük malzemenin ayak tabanına uygulanan basıncı azaltma derecesi ölçülmüştür. 9 mm yüksekliğindeki köpük malzemenin ayak tabanına uygulanan basıncı %10.5 azalttığı tespit edildi. Köpük malzeme ile ilgili yapılan çalışma Şekil 8'de verilmiştir.



Şekil 8. A) Köpük malzeme kullanılmaksızın oluşturulan deney düzeneği, B) Köpük malzeme kullanarak yapılan test.

Tasarlanan 3-Boyutlu tabanlık resmi Şekil 9'da verilmiştir.



Şekil 9. 3-Boyutlu tabanlık.

III. SONUÇLAR

Sonuç olarak diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında, düşük maliyetli ve uygun materyaller kullanılarak ortopedi ile ilgili etkili bir çalışma yapılmıştır. Çalışma sonucunda yeni bir ortopedik iç taban tasarlanmıştır. Basınç analizleriyle ilgili yapılan bu çalışmada, ayak tabanı ile ayakkabı arasındaki tepe basıncını azaltmada tabanlık kullanımının ve tabanlık şeklinin etkili olduğu kanıtlanmıştır. Arduino kartı, Solidworks programı ve hızlı prototiplemeyi sağlayan 3-Boyutlu yazıcı ile pratik olarak 3-Boyutlu tabanlık şekli oluşturulmuştur.

Çalışmada kullanılan yöntem, basınç sensörlerinin yanında jiroskop sensörü, kapasitif sensör ve flex sensörleri gibi farklı sensörler ile desteklenebilmekte ve sadece ortopedi alanı ile sınırlı kalmayıp fizyoterapi gibi farklı alanlara da cevap verebilmektedir. Sonraki çalışmalarda Microsoft Visual Studio program içerisinde yer alan C# programlama dili kullanılarak kullanıcı arayüzünün oluşturulması ve yapay zeka yöntemleri ile verilerin analizinin gerçekleştirilmesi planlanmıştır. Bununla birlikte, oluşturulan yazılım algoritmasının akıllı telefonlara program paketi olarak aktarılması düşünülmüştür. Bu tür çalışmalarda sensörlerden alınan bilgiler ile daha hassas ölçümlerin gerçekleştirilmesi için yüksek frekansta çalışan mikrodenetleyicilerin kullanılması ve ölçülmek istenen fiziksel veya kimyasal özelliklere göre farklı sensör tasarımlarının gerçekleştirilmesi öngörülmüştür. Bu bakış açısıyla, ortopedi ve fizyoterapi alanlarının yanında farklı alanlarda da ilerleme kaydedilebileceği düşünülmüştür.

KAYNAKLAR

- [1] Su, S., Mo, Z., Guo, J., and Fan, Y. "The Effect of Arch Height and Material Hardness of Personalized Insole on Correction and Tissues of Flatfoot", *J Healthc Eng.*, 2017.
- [2] Evans, A. M., Nicholson, H., and Zakarias, N. "The paediatric flat foot proforma (p-FFP): improved and abridged following a reproducibility study", *J Foot Ankle Res*, 2(1), 25, 2009.
- [3] Lee, H. J., Lim, K. B., Yoo, J., Yoon, S. W., Yun, H. J., and Jeong, T. H. "Effect of custom-molded foot orthoses on foot pain and balance in

children with symptomatic flexible flat feet", *Ann Rehabil Med.*, 39(6), 905-913, 2015.

- [4] Fabry, G. "Static, axial, and rotational deformities of the lower extremities in children", *Eur J Pediatr.*, 169, 529-534, 2010.
- [5] Bamberg, S. J., Benbasat, A. Y., Scarborough, D. M., Krebs, D. E., and Paradiso, J. A. "Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System", *IEEE Trans Inf Technol Biomed.*, 12(4), 413-423, 2008.
- [6] Sun, S. P., Chou, Y., and Sue, C. C. "Classification and mass production technique for three-quarter shoe insoles using non-weight-bearing plantar shapes", *Appl Ergon.*, 40(4), 630-635, 2009.
- [7] Chen, Y., Zhang, K., Qiang, M., and Hao, Y. "Maintenance of longitudinal foot arch after different mid/hind-foot arthrodesis procedures in a cadaveric model", *Clin Biomech.*, 29(2), 170-176, 2014.
- [8] Pfaffen, S., Sommer, P., Stocker, C., Wattenhofer, R., and Welten, S. (2011, November). "Planipes: Mobile foot pressure analysis", In Proceedings of the First ACM Workshop on Mobile Systems, Applications, and Services for Healthcare (p. 2). ACM.
- [9] Hessert, M. J., Vyas, M., Leach, J., Hu, K., Lipsitz, L. A., and Novak, V. "Foot pressure distribution during walking in young and old adults", *BMC Geriatr.*, 5(1), 8, 2005.
- [10] Kubínová, Š. and Šlégr, J. "Physics demonstrations with the Arduino board", *Phys. Educ.*, 50(4), 472, 2015.
- [11] Zachariadou, K., Yiasemides, K., and Trougakos, N. "A low-cost computer-controlled Arduino-based educational laboratory system for teaching the fundamentals of photovoltaic cells", *Eur. J. Phys.*, 33(6), 1599, 2012.
- [12] Vera, F., Rivera, R., and Ortiz, M. "A simple experiment to measure the inverse square law of light in daylight conditions", *Eur. J. Phys.*, 35(1), 015015, 2013.
- [13] Hernández, D., Trejo, H., and Ordoñez, E. (2015). "Development of an exploration land robot using low-cost and Open Source platforms for educational purposes", *J. Phys.: Conf. Ser.*, 012007, Mexico.
- [14] Barrett, S. F. "Arduino Microcontroller: Processing for Everyone!", *Synthesis Lectures on Digital Circuits and Systems*, 7(2), 2012.
- [15] Kosobutskyy, P. and Ferens, R. (2017). "Statistical analysis of noise measurement system based on accelerometer-gyroscope GY-521 and Arduino platform", *Experience of Designing and Application of CAD Systems in Microelectronics (CADSM)*, 2017 14th International Conference, 405-407, Ukraine.
- [16] Abdul Razak, A. H., Zayegh, A., Begg, R. K., and Wahab, Y. "Foot plantar pressure measurement system: A review", *Sensors*, 12(7), 9884-9912, 2012.
- [17] Gefen, A. "Pressure-sensing devices for assessment of soft tissue loading under bony prominences: technological concepts and clinical utilization", *Wounds*, 19(12), 350-362, 2007.
- [18] Urry, S. "Plantar pressure-measurement sensors", *Meas. Sci. Technol.*, 10(1), R16, 1999.
- [19] Putnam, W. and Knapp, R. B. "Input/data acquisition system design for human computer interfacing", Available on the web at <http://www.cs.princeton.edu/~prc/MUS539/Sensors.pdf>, 1996.