



ES016

ต้นแบบเครื่องตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

Prototype of foot pressure monitor

น.ท.พิศณุ คุ้มชัย¹, นนร.รัชฎะ หนั่นคุณ², นนร.จิระภัทร อุดคำเที่ยง³, นนร.คชินทร์ บุญทรัพย์⁴

¹สถานະผู้วิจัยหลัก (กองวิชาวิศวกรรมศาสตร์ ฝ้ายศึกษา โรงเรียนนายเรือ จ.สมุทรปราการ 10270)

²สถานະผู้วิจัยร่วม (กองวิชาวิศวกรรมศาสตร์ ฝ้ายศึกษา โรงเรียนนายเรือ จ.สมุทรปราการ 10270)

³สถานະผู้วิจัยร่วม (กองวิชาวิศวกรรมศาสตร์ ฝ้ายศึกษา โรงเรียนนายเรือ จ.สมุทรปราการ 10270)

⁴สถานະผู้วิจัยร่วม (กองวิชาวิศวกรรมศาสตร์ ฝ้ายศึกษา โรงเรียนนายเรือ จ.สมุทรปราการ 10270)

Correspondence Author : น.ท.พิศณุ คุ้มชัย, 080-5246539

Email : pisanu41984198@hotmail.com

บทคัดย่อ

การกระจายแรงกดฝ่าเท้าเชิงพื้นที่เป็นมาตรการที่สำคัญและมีประโยชน์ในการประเมินรองเท้ากีฬา การฝึกอบรมการวิเคราะห์การเดินทางคลินิกและการวินิจฉัยโรคเท้า แต่การวัดและวิเคราะห์ความดันฝ่าเท้า ด้วยอุปกรณ์ในปัจจุบันมีราคาแพง กระดาษแผ่นนี้นำเสนอการวัดและวิเคราะห์ความดันฝ่าเท้าในรองเท้าระบบที่ใช้เซนเซอร์วัดน้ำหนัก (Load Cell) ต่อกับ HX711 เพื่อขยายสัญญาณสำหรับการหาแรงกดฝ่าเท้าเชิงพื้นที่ และชั่วคราวทั้งเท้าซ้ายจำนวน 4 ตัวและเท้าขวาจำนวน 4 ตัวและใช้ไมโครคอนโทรลเลอร์ในการประมวลผล และการกระจายตัวซอฟต์แวร์การแสดงผลและการวิเคราะห์แบบเรียลไทม์คือนำเสนอเพื่อคำนวณพารามิเตอร์ เช่นความดันเฉลี่ยสูงสุด ความดันศูนย์กลางของความดัน (COP) และความเร็วในการเปลี่ยน COP ผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าระบบนี้มีเสถียรภาพในการทำงานการวัดทั้งแบบคงที่และแบบไดนามิก และมีราคาที่ย่อมเยาเมื่อเทียบกับอุปกรณ์ที่มีขายในปัจจุบัน

คำสำคัญ : การกระจายแรงกดฝ่าเท้า, วิเคราะห์ความดันฝ่าเท้า, เซนเซอร์วัดน้ำหนัก

Abstract

Spatial foot pressure distribution was an important and useful measure in sports footwear assessment, training, trip analysis, clinic and pedophilia diagnosis. But measuring and analyzing plantar pressure with today's devices was expensive. This paper presented foot pressure measurement and analysis in shoes, a load cell system connected to HX711 to





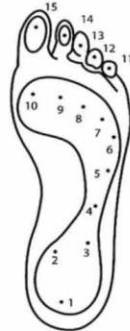
amplify the signal for determining spatial and transient foot pressure on both the left and the right four feet. 4, and using microcontrollers for processing and dispersing. The real-time display and analysis software were presented to calculate parameters such as maximum average pressure. Center pressure (COP) pressure and COP transition speed. Experimental results show that this system was stable in both static and dynamic measurement performance. And the price was relatively cheap compared to the equipment currently sold.

Keywords : Spatial foot pressure, foot pressure, load cell

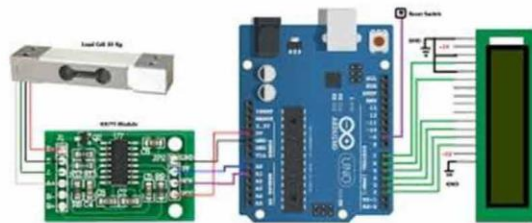
1. บทนำ

แรงกดฝ่าเท้า คือแรงกดบนผิวหนังเท้าที่เท้าของมนุษย์ประสบในระหว่างกิจกรรมประจำวัน ครั้งแรก มันถูกใช้ [1] เพื่อตรวจสอบประสิทธิภาพของรองเท้าบ้นัดและรองเท้ากีฬามีและไม่มี insoles viscoelastic โดยใช้ค่าเฉลี่ยความดันฝ่าเท้าสูงสุดเป็นพารามิเตอร์ หลักเกณฑ์นี้ได้รับจาก Mueller สำหรับการประยุกต์ใช้การประเมินแรงกดฝ่าเท้าในการประเมินและออกแบบรองเท้าสำหรับผู้ที่ไม่มีความบกพร่อง [2] แอปพลิเคชันที่สองเกี่ยวข้องกับการฝึกกีฬา เฟรตเดอริคและฮาร์ทเนอร์พยายามที่จะตระหนักถึงความผันของพวกเขาในการปรับให้เหมาะสมสมรรถนะด้านกีฬาด้วยเซ็นเซอร์ความดันฟิล์มบางและฮาร์ดแวร์เก็บข้อมูลราคาไม่แพง [3] หลังจากปี 2000 มีรายงานการวิจัยเพิ่มเติมเกี่ยวกับความดันฝ่าเท้าของนักกีฬากาการวิเคราะห์เพื่อปรับปรุงความสำเร็จในการเล่นกีฬาเช่นการฝึกการทรงตัวของฟุตบอล [4] และการไหลเท้าระหว่างการวิ่ง [5] การวิเคราะห์การเดินทางคลินิกการตรวจสอบรูปแบบการเดินเป็นแอปพลิเคชันที่สาม Morris และ Paradiso ได้พัฒนาระบบเซ็นเซอร์ที่รวมรองเท้าสำหรับการวิเคราะห์การเดินแบบไร้สายและแบบเรียลไทม์ข้อเสนอแนะซึ่งการกระจายแรงกดเชิงพื้นที่ของเท้าเป็นใช้ในการจดจำรูปแบบและการวิเคราะห์ตัวเลข [6] ใช้การกระจายความดันฝ่าเท้าเพื่อตรวจจบบรูปแบบการเดิน: การเดินปกตินี้เท้าเข้านิ้วเท้าออกการเดินมากเกินไปและการเดินด้วยสันเท้าการเดินผิดปกติ [7] ความดันฝ่าเท้าถูกนำไปใช้ในการประเมินพยาธิวิทยาของเท้าเช่นการวินิจฉัยเท้าแบน [8,11,12] การประเมินโรคเบาหวานที่เท้า, การวิเคราะห์การเดิน [13] เป็นต้น สำหรับไดนามิกในรองเท้าการกระจายความดันชั่วคราวและเชิงพื้นที่ซึ่งใช้สำหรับการวิเคราะห์เสถียรภาพการเดินแบบไดนามิก [15] การตรวจจบบการเดิน [16] และการเปลี่ยนแปลงลักษณะการเดินระหว่างวิ่ง [17] อย่างไรก็ตามทั้งสองระบบใช้สายไฟในการเชื่อมต่อเซ็นเซอร์ในรองเท้าและระบบเก็บข้อมูลรอบเอวซึ่งทำให้เกิดความไม่สะดวกและไม่สบายในระหว่างที่ต้องออกแรงการออกกำลังกายไม่เหมาะสำหรับการวัดกลางแจ้งระยะยาว ระบบเซ็นเซอร์โครงสร้างรองเท้าแบบไร้สายคือพัฒนาขึ้นสำหรับการวิเคราะห์การเดินและข้อเสนอแนะแบบเรียลไทม์ [6] ในระบบอุปกรณ์เชิงถูกใช้เป็นหน่วยตรวจจบบซึ่งไม่สบายและไม่สามารถอยู่ได้เป็นเวลานานเนื่องจากความเหนียวล้าของหน่วยตรวจจบบ ระบบการเก็บข้อมูลคือมีขนาดใหญ่และไม่สามารถกำหนดค่าให้เชื่อมต่อกับอุปกรณ์อื่นได้เครื่องรับสัญญาณระยะไกลได้





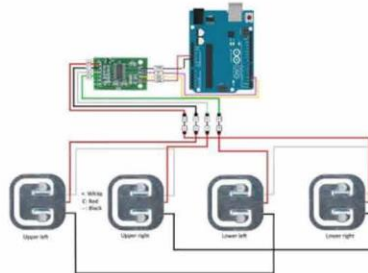
ภาพที่ 1 พื้นที่ทางกายวิภาคของเท้า



ภาพที่ 2 อุปกรณ์ที่ใช้ในการทำงานของระบบ

2. วิธีการ

2.1 ระบบเก็บข้อมูล ในงานวิจัยนี้รับค่าข้อมูลมาจาก 4 load cell ต่อ 1 เท้า โดยในการต่อวงจรตามภาพที่ 3



ภาพที่ 3 การต่อ 4 load cell กับ 1 Arduino

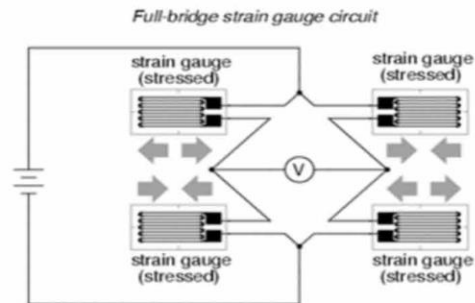
2.2 อุปกรณ์ที่ใช้

2.2.1 โหลดเซลล์เป็นตัวแปลงสัญญาณที่ใช้ในการแปลงแรงทางกลเป็นเอาต์พุตสัญญาณไฟฟ้า เซ็นเซอร์นี้มีมาตรฐานวัดความเครียดคือตัวโน้ตวงจรสะพานวีทสตัน เมื่อแรงหรือโหลดถูกนำไปใช้กับโหลดเซลล์มาตรฐานวัดความเครียดทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงทางไฟฟ้าความต้านทานด้วยแรงดันไฟฟ้าตามสัดส่วนการ

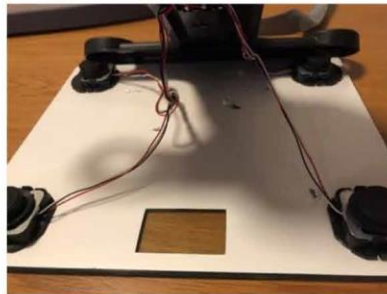




เปลี่ยนแปลงความต้านทานของมาตรวัดความเครียด สัญญาณเอาต์พุตเป็นของค่าสั่งหลายมิลลิโวลต์ จำเป็นต้องใช้เครื่องขยายเสียงสัญญาณแอมพลิฟายเออร์ HX711 ที่มีความแม่นยำ 24 บิต ตัวแปลงดิจิทัลอนาล็อก (ADC) โดยเฉพาะออกแบบมาสำหรับโหลดเซลล์และการทำงานในอุตสาหกรรมควบคุมด้วยความสามารถในการเชื่อมต่อโดยตรง [15] ข้อมูลที่ประมวลผลคือส่งไปยังบอร์ดประมวลผลบอร์ด Arduino



ภาพที่ 4 มาตรวัดความเครียดสี่ตัวในสะพานวีทสโตนการกำหนดค่า [1]



ภาพที่ 5 โหลดเซลล์ 4 ตัว



ภาพที่ 6 เครื่องขยายเสียงสัญญาณแอมพลิฟายเออร์





2.2.2 ซอฟต์แวร์ Arduino IDE Arduino IDE

เป็นการพัฒนาแบบบูรณาการสภาพแวดล้อมที่มีโปรแกรมแก้ไขข้อความ มีแถบเครื่องมือสำหรับฟังก์ชันเมนูและชุดเมนูโดยตรงเชื่อมต่อกับฮาร์ดแวร์ของบอร์ดเพื่อสื่อสารโดยการอัปโหลดโปรแกรม [16] โปรแกรม Arduino ประกอบด้วยสิ่งที่จำเป็นทั้งหมดสำหรับการวัดน้ำหนักเช่นเดียวกับการคำนวณปริมาณของร่างกาย

2.3 การทดสอบ

หลังจากดำเนินการทดสอบแล้วต้องโหลดไฟล์โปรแกรมหลักลงในบอร์ด Arduino วัตถุประสงค์ของโปรแกรม คือการหาโหลดเซลล์ทดสอบซึ่งเป็นลักษณะเฉพาะของเซ็นเซอร์ประเภทนั้น ๆ จากปัจจัยนี้ข้อมูลจะได้รับในรูปแบบหน่วยน้ำหนักตามลำดับในกรณีนี้เป็นกรั้มตามสูตรต่อไปนี้ซึ่งกำหนดไว้ในรหัสโปรแกรม

$$y = mx + b \quad (1)$$

ที่ซึ่ง y แสดงน้ำหนักจริงเป็นกรั้ม x เป็นค่าคร่าว ๆ ที่ได้จาก HX711 เครื่องขยายเสียง.m เป็นปัจจัยการสอบเทียบ และ b แสดงถึงจุดกระจัดในการหา

3. การประมวลผลข้อมูล

ในการรับข้อมูลเหตุการณ์ค่าความต้านทานของเซ็นเซอร์จะถูกดึงออกมาจากเซ็นเซอร์น้ำหนัก (load cell) หลังจากนั้นค่าน้ำหนักการจัดเก็บข้อมูลและค่าจะถูกคำนวณโดยโปรแกรม Arduino ค่าเซ็นเซอร์น้ำหนัก (load cell) เหล่านี้แสดงเป็นเส้นโค้งเคลื่อนที่ในแผนภูมิแบบเรียลไทม์ มีการกำหนดสีต่าง ๆ ไปยังตำแหน่งเซ็นเซอร์แต่ละตำแหน่งโดยพิจารณาจากแถบสีระดับน้ำหนัก (load cell) พารามิเตอร์การวิเคราะห์คือความดันเฉลี่ยในสมการที่ 2 และ 3 ความดันสูงสุดศูนย์ความดัน (COP) ในสมการที่ 4 และ 5 และคำนวณความเร็วของ COP ในสมการที่ 6 และตามลำดับ พารามิเตอร์คำนวณโดยสมการต่อไปนี้

$$Mean = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^n P_i \quad (2)$$

$$Peak = Max(P_1, \dots, P_i, \dots, P_n) \quad (3)$$

$$X_{cop} = \frac{\sum_{i=1}^n X_i P_i}{\sum_{i=1}^n P_i} \quad (4)$$

$$Y_{cop} = \frac{\sum_{i=1}^n Y_i P_i}{\sum_{i=1}^n P_i} \quad (5)$$

$$Speed_{cop} = \frac{\mu}{\Delta t} (|X_{cop}(t + \Delta t) - X_{cop}(t)|^2 + |Y_{cop}(t + \Delta t) - Y_{cop}(t)|^2)^{1/2} \quad (6)$$

โดยที่ n หมายถึงจำนวนเซ็นเซอร์ทั้งหมดฉันทหมายถึงค่าหนึ่งเซ็นเซอร์ X, Y คือพิกัดของพื้นที่รูปเท้าทั้งหมด μ คือระยะห่างของหน่วยระหว่างจุดประสานเพื่อนบ้านสองจุดและ Δt หมายถึงช่วงเวลา





4. ผลการทดลองและการอภิปราย

ผลการทดลองที่นำเสนอนี้ได้มาจากการวัดแรงกดฝ่าเท้าข้างต้นและระบบการวิเคราะห์ด้วยความดันเฉลี่ยสูงสุด ความดันสูงสุดศูนย์ความดัน (COP) และความเร็วในการเปลี่ยน COP โดยใช้ Arduino ในการประมวลผล เพื่อตรวจพบปัจจัยการสอบเทียบที่ถูกต้องแล้วโปรแกรมหลักและโหลดลงในบอร์ด Arduino ขั้นตอนต่อไปที่ดำเนินการประกอบด้วย การทดสอบหลายครั้ง ตาราง ที่ 1 ผู้ทดลองต้องดำเนินการสื้ออย่าง: ยืนปกติ ยืนบนขาข้างหนึ่ง และการยืนแบบก้าวเท้าซึ่งเป็นพื้นฐานในกิจกรรมปกติ ตาราง 2 แสดงให้เห็นว่าความแตกต่างโดยเฉลี่ยคือ 6.94 % ในขณะที่ความแตกต่างของการยืนปกติและการทดสอบการยืนขาเดียวจะสูงกว่า ผลลัพธ์แสดงว่าจุดกด 4 จุดนี้ข้อผิดพลาดในการวัดในตำแหน่งของ COP อยู่ในระดับต่ำการเพิ่มขึ้นเซอร์เพิ่มเติมภายใต้อาจลดข้อผิดพลาดได้อีก สำหรับประสิทธิภาพแบบไดนามิกของการวัด COP

ตารางที่ 1 ความแตกต่างที่เกี่ยวข้อง COP (เป็นเปอร์เซ็นต์)

คนที่ (ครั้งที่)	1(1)	1(2)	2(1)	2(2)	3(1)	3(2)	4(1)	4(2)	5(1)	5(2)	ค่าเฉลี่ย	ค่าเฉลี่ยโดยรวม
การยืนแบบปกติ	7.7	8.4	8.2	9.2	7.8	11.6	9.4	12.0	8.5	10.7	9.3500	6.94
การยืนขาเดียว	9.8	10.5	12.7	10.3	8.1	9.3	11.4	13.4	11.8	14.6	11.1900	
การยืนแบบก้าวเท้า	0.8	0.8	0.4	0.0	0.0	0.2	0.5	0.0	0.0	0.1	0.2800	

5. สรุปผลการทดลอง

จากการทดสอบและผลลัพธ์ที่ได้รับเป็นที่ยอมรับว่า Arduino ระบบวัดแรงกดเชิงพื้นที่มีการเบี่ยงเบนของระบบซึ่งไม่มีนัยสำคัญในการใช้งานระบบ ความเบี่ยงเบนส่วนใหญ่เกิดจากการขาดการจัดการระบบในตัวเองรวมทั้งการขาดการป้องกันการเดินสายของโหลดเซลล์

6. เอกสารอ้างอิง

- [1] L. A. Lavery, S. A. Vela, J. G. Fleishli, D. G. Armstrong, and D. C. Lavery. (1997) "Reducing plantar pressure in the neuropathic foot—A comparison of footwear," *Diabetes Care*, vol. 20, no. 11, pp. 1706–1710, 1997.
- [2] M. J. Mueller.(1999). "Application of plantar pressure assessment in footwear and insert design," *J. Orthop. Sports Phys. Therapy*, vol. 29, no. 12,pp. 747–755, 1999.





- [3] E. C. Frederick and K. P. Hartner.(1993) **“The evolution of foot pressure measurements,”** Sens. Mag., vol. 10, no. 6, pp. 30–35, 1993.
- [4] A. Gioftsidou, P. Malliou, G. Pafis, A. Beneka, G. Godolias, and C. N. Maganaris. (2006). **“The effects of soccer training and timing of balance training on balance ability,”** Eur. J. Appl. Physiol., vol. 96, no. 6, pp. 659–664, 2006.
- [5] R. M. Queen, B. B. Haynes, W. M. Hardaker, and W. E. Garrett, Jr.(2007). **“Forefoot loading during 3 athletic tasks,”** Amer. J. Sports Med., vol. 35,no. 4, pp. 630–636, 2007.
- [6] S. J. Morris and J. A. Paradiso.(2007). **“Shoe-integrated sensor system for wireless gait analysis and real-time feedback,”** in Proc. 24th Annu. Conf. Annu. Fall Meet. Biomed. Eng. Soc. EMBS/BMES Conf., Houston, 2002, pp. 2468–2469.
- [7] M. Chen, B. Huang, and Y. Xu. (2008). **“Intelligent shoes for abnormal gait detection,”** in Proc. IEEE Int. Conf. Robot. Autom., Pasadena, 2008, pp. 2019–2024.
- [8] J. M. Tareco, N. H. Miller, B. A. Macwilliams, and J. D. Michelson. (1999). **“Defining flatfoot,”** Foot Ankle Int., vol. 20, no. 7, pp. 456–460, 1999.
- [9] R. M. Stess, S. R. Jensen, and R. Mirmiran. (1997). **“The role of dynamic plantar pressures in diabetic foot ulcers,”** Diabetes Care, vol. 20, no. 5, pp. 855–858, 1997.
- [10] T. G. McPoil, W. Yamada, W. Smith, and M. Cornwall. (2001). **“The distribution of plantar pressures in American Indians with diabetes mellitus,”** J. Amer.Podiatric Med. Assoc., vol. 91, no. 6, pp. 280–287, 2001.
- [11] U. Kanatli, H. Yetkin, and S. Bolukbasi. (2003). **“Evaluation of the transverse metatarsal arch of the foot with gait analysis,”** Arch. Orthop. Trauma Surg., vol. 123, no. 4, pp. 148–150, 2003.
- [12] E. D. Lemaire, A. Biswas, and J. Kofinan. (2006). **“Plantar pressure parameters for dynamic gait stability analysis,”** in Proc. 28th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. (EMBS), New York, 2006, pp. 4465–4468.
- [13] P. Catalfamo, D. Moser, S. Ghousayni, and D. Ewins. (2008). **“Detection of gait events using an F-Scan in-shoe pressure measurement system,”** Gait Posture, vol. 28, no. 3, pp. 420–426, 2008.
- [14] P. W. Kong and H. D. Heer. (2009). **“Wearing the F-Scan mobile in-shoe pressure measurement system alters gait characteristics during running,”** Gait Posture, vol. 29, no. 1, pp. 143–145, 2009
- [15] Avia Semiconductor.https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/hx711_english.pdf

