การพัฒนาแพลตฟอร์มรับแรงสำหรับการวิเคราะห์แรงจากการยืนและเดินของสุนัข

นายพชร ชลายน

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย
ปีการศึกษา 2555

ลิขสิทธิ์ของจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

บทคัดย่อและแฟ้มข้อมูลฉบับเต็มของวิทยานิพนธ์ตั้งแต่ปีการศึกษา 2554 ที่ให้บริการในคลังปัญญาจุฬาฯ (CUIR)
เป็นแฟ้มข้อมูลของนิสิตเจ้าของวิทยานิพนธ์ที่ส่งผ่านทางบัณฑิตวิทยาลัย
The abstract and full text of theses from the academic year 2011 in Chulalongkorn University Intellectual Repository(CUIR)
are the thesis authors' files submitted through the Graduate School.

DEVELOPMENT OF FORCE PLATFORM FOR ANALYSES OF FORCE DUE TO STANDING AND GAIT ANALYSIS IN CANINE

Mr. Pachara Chalayon

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements

for the Degree of Master of Engineering Program in Electrical Engineering

Department of Electrical Engineering

Faculty of Engineering

Chulalongkorn University

Academic Year 2012

Copyright of Chulalongkorn University

หัวข้อวิทยานิพนธ์	การพัฒนาแพลตฟอร์มรับแรงสำหรับการวิเคราะห์แรงจากการยืนและเดินของสุนัข
โดย	นายพชร ชลายน
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชัญชนา ตั้งวงศ์ศานต์
อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม	ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายสัตวแพทย์ ดร.สุมิตร ดุรงค์พงษ์ธร

คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย อนุมัติให้นับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญามหาบัณฑิต

....คณบดีคณะวิศวกรรมศาสตร์
(รองศาสตราจารย์ ดร.บุญสม เลิศหิรัญวงศ์)

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

....ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.เจษฎา ชินรุ่งเรือง)

....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ชัญชนา ตั้งวงศ์ศานต์)

....อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายสัตวแพทย์ ดร.สุมิตร ดุรงค์พงษ์ธร)

....กรรมการภายนอกมหาวิทยาลัย
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.สุพันธุ์ ตั้งจิตกุศลมั่น)

พชร ชลายน : การพัฒนาแพลตฟอร์มรับแรงสำหรับการวิเคราะห์แรงจากการยืนและเดินของสุนัข. (DEVELOPMENT OF FORCE PLATFORM FOR ANALYSES OF FORCE DUE TO STANDING AND GAIT ANALYSIS IN CANINE)
อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก: ผศ.ดร.ชัญชนา ตั้งวงศ์ศานต์, อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม: ผศ.นสพ.ดร.สุมิตร ดุรงค์พงษ์ธร, 79 หน้า.

ระบบแพลตฟอร์มรับแรงในงานวิจัยนี้ได้ถูกพัฒนาขึ้นสำหรับการวัดการกดน้ำหนักของฝ่าเท้าสุนัขขณะยืนและเดิน ระบบประกอบด้วยระบบตรวจวัดแรง ระบบเก็บข้อมูลและโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูล ระบบตรวจวัดแรงที่นำมาจัดเรียงในพื้นที่ขนาด 12×12 cm^2 ประกอบด้วยเซนเซอร์จำนวน 144 ตัว ระบบถูกทดสอบและปรับเทียบมาตรฐาน โดยใช้น้ำหนักมาตรฐานจำนวน 25 ชิ้นที่น้ำหนัก 40 g ถึง 3000 g วางลงบนเซนเซอร์แต่ละตัว สมการเทียบมาตรฐานที่ได้สามารถแบ่งเป็น 5 ช่วงตามน้ำหนักที่มีเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดน้อยกว่า 5% ระบบแพลตฟอร์มรับแรงถูกนำไปทดสอบต่อเพื่อตรวจสอบความแม่นยำในการตรวจวัดการกระจายน้ำหนักด้วยมวลมาตรฐานที่มีรูปร่างของฐานที่แตกต่างกัน 3 แบบ ได้ผลที่มีเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดน้อยกว่า 3.5% จากนั้นจึงนำมาตรวจวัดการยืนโดยใช้สุนัข 48 ตัว ที่มีน้ำหนักอยู่ในช่วง 2-40 kg ถูกเลือกและตรวจร่างกายโดยสัตวแพทย์ สุนัขทั้งหมดแบ่งเป็น 3 กลุ่ม เป็นสุนัขปกติ สุนัขมีความผิดปกติที่มีโรคกล้ามเนื้อและกระดูกและสุนัขที่น้ำหนักเกินมาตรฐาน จากการตรวจวัดการยืน สุนัขปกติมีอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) อยู่ที่ประมาณ 61:39 และอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายต่อเท้าคู่ขวา (คู่ซ้าย:คู่ขวา) มีค่าประมาณ 50:50 โดยมีเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายและเท้าคู่ขวาที่น้อยกว่า 7.3% สำหรับสุนัขที่ผิดปกติอัตราส่วน คู่หน้า:คู่หลัง มีค่าประมาณ 67:33 และมีอัตราส่วน คู่ซ้าย:คู่ขวา อยู่ในช่วง 27:73 ถึง 74:26 โดยมีความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายต่อเท้าคู่ขวาที่ในช่วง 4.4-97% สำหรับสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมีอัตราส่วน คู่หน้า:คู่หลัง มีค่าประมาณ 58:42 และมีอัตราส่วน คู่ซ้าย:คู่ขวา ที่ 50:50 สำหรับการตรวจวัดการเดินโดยใช้สุนัข 3 ตัว (สุนัขปกติ 2 ตัวและสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐาน 1 ตัว) ในสุนัขปกติจะมีแรงกดสูงสุดที่ขาหน้าในขณะเดินเป็น 1.6 เท่าของแรงกดขณะยืน มีแรงกดสูงสุดที่เท้าหลังขณะเดินเป็น 1.48 เท่าของแรงกดขณะยืนและมีอัตราส่วน คู่หน้า:คู่หลัง ขณะเดินอยู่ที่ประมาณ 60:40 สำหรับสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐานจะมีแรงกดสูงสุดที่เท้าหน้าขณะเดินเป็น 0.95 เท่าของแรงกดขณะยืน มีแรงกดสูงสุดที่เท้าหลังขณะเดินเป็น 1.29 เท่าของแรงกดขณะยืนและมีอัตราส่วน คู่หน้า:คู่หลัง ขณะเดินอยู่ที่ประมาณ 52:48

ภาควิชา วิศวกรรมไฟฟ้า	ลายมือชื่อนิสิต
สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า	ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก
ปีการศึกษา 2555	ลายมือชื่อ อ.ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

5370293721: MAJOR ELECTRICAL ENGINEERING

KEYWORDS: FORCE PLATFORM SYSTEM / CANINE / WEIGHT DISTRIBUTION / MUSCULOSKELETAL DISEASE / OBESE DOG

PACHARA CHALAYON: DEVELOPMENT OF FORCE PLATFORM FOR ANALYSES OF FORCE DUE TO STANDING AND GAIT ANALYSIS IN CANINE. ADVISOR: ASST. PROF. CHANCHANA TANGWONGSAN, Ph.D., CO-ADVISOR: ASST. PROF. SUMIT DURONGPHONGTORN, Ph.D., 79 pp.

A force platform system has been developed for measurement of weight applied by each paw of canines when they are standing and walking. The system is composed of a force sensing system, a data acquisition system and a data analysis program. The active area of the force sensing system is 12×12 cm^2 and consisted of 144 sensors. The system was tested and calibrated using 25 standard weights varied from 40 g to 3,000 g by placing each standard weight on each sensor. The obtained calibration curve is divided and fitted using 5 equations with less than 5% error. The system was further tested, to ensure the accuracy of the detection of the weight distribution, using standard weights with 3 different base-shapes. The results were less than 3.5% error. The animal standing tests were then performed using 48 dogs varied from 2-40 kg randomly chosen and physically examined by veterinarians. The dogs were grouped into 3 groups, healthy dog, abnormal dog with musculoskeletal diseases and obese dog. The obtained results for healthy dogs, the ratio of the average weight applied on the forelimbs to the hindlimbs (fore:hind) is around 61:39 and the ratio of the average weight applied on the left limbs to the right limbs (left:right) is around 50:50 with less than 7.3% difference between left and right limb for both fore limbs and hind limbs. For abnormal dogs, the fore:hind is about 67:33 and the left:right are not consistent ranging from 27:73 to 74:26 with the difference between left and right limb varies from 4.4% to 97%. For obese dogs, the fore:hind is about 58:42 and the left:right is 50:50. For the animal walking test using 3 dogs (2 healthy dogs and 1 obese dog), the results of health dog show the maximum weight applied on the forelimb while walking is approximately 1.6 times of the average weight applied while standing. The maximum weight applied on the hindlimb while walking is approximate 1.48 times of the average weight applied while standing. The fore:hind while walking is approximately 60:40. The results from the obese dog show the maximum weight applied on the forelimb while walking is approximately 0.95 times of the average weight applied while standing. The maximum weight applied on the hindlimb while walking is approximate 1.29 times of the average weight applied while standing. The fore:hind while walking is approximate 52:48.

Department : Electrical Engineering Student's Signature ....

Field of Study : Electrical Engineering Advisor's Signature ....

Academic Year : 2012 Co-Advisor's Signature ....

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้สามารถสำเร็จลุล่วงได้ด้วยคำแนะนำและคำปรึกษาจาก ผศ.ดร. ชัญชนา ตั้งวงศ์ศานต์ ซึ่งเป็นอาจารย์ผู้ควบคุมวิทยานิพนธ์, ข้าพเจ้ารู้สึกซาบซึ้งในความอนุเคราะห์จากท่านอาจารย์ที่คอยให้คำแนะนำ ให้คำปรึกษาอย่างดีมาโดยตลอดการศึกษาในระดับบัณฑิตศึกษาของข้าพเจ้า ซึ่งทำให้วิทยานิพนธ์เล่มนี้เสร็จสมบูรณ์ได้

ข้าพเจ้าขอขอบคุณพระคุณ ผศ.นสพ.ดร. สุมิตร ดุรงค์พงษ์ธร และ ผศ.นสพ.ดร. กัมปนาท สุนทรวิภาต อาจารย์ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะสัตวแพทย์ศาสตร์ ซึ่งเป็นอาจารย์ผู้ให้คำปรึกษาและข้อมูลทางสัตวแพทย์ที่มีความสำคัญกับวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบพระคุณคณาจารย์จากภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ และ อาจารย์ภาควิชาศัลยศาสตร์ คณะสัตวแพทย์ศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยทุกท่าน ที่ได้ประสิทธิ์ประสาทวิชาให้ รวมถึงเป็นกำลังใจให้กับข้าพเข้ามาจนถึงทุกวันนี้

ขอขอบคุณ สพญ. พรยมล เลิศวรกิจ นสพ. ปราชญ์ หมายหาทรัพย์ สพญ. สาธิตา ภาณุวัฒน์สุข คุณดวงกมล กรทอง คุณธิติพันธุ์ ตระการผล คุณอภิชาต ตั้งกิจเจริญวงศ์ และคุณณัฐพรรณ เนื่องจำนง คุณณัฐวรรณ วิทวัสพงศ์ธร สัตวแพทย์และนิสิตจากคณะสัตวแพทย์ศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยที่คอยให้การสนับสนุน ข้อเสนอแนะ และช่วยเหลือเกี่ยวกับงานวิจัยมาโดยตลอด

ขอขอบคุณบัณฑิตวิทยาลัย แห่งจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ที่สนับสนุนงบสำหรับงานวิจัยและวิทยานิพนธ์ฉบับนี้

ขอขอบพระคุณ คุณพ่อบัญชา ชลายน คุณแม่ทัศนีย์ ชลายน คุณลุงวีระวัฒน์ ชลายน และครอบครัวที่คอยสนับสนุนข้าพเจ้ามาโดยตลอด

ขอขอบคุณ ศวินฐ์ ณ สงขลา และเพื่อน ๆ ทุกคนที่เป็นผู้ให้คำปรึกษาและให้กำลังใจกันในระหว่างการศึกษาตลอดมา

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้รับทุนอุดหนุนวิทยานิพนธ์สำหรับนิสิตครั้งที่ 1 จากบัณฑิตวิทยาลัย จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

สารบัญ

หน้า

บทคัดย่อภาษาไทย .... ง

บทคัดย่อภาษาอังกฤษ .... จ

กิตติกรรมประกาศ........ ฉ

สารบัญ .... ช

สารบัญตาราง .... ฌ

สารบัญภาพ .... ฎ

บทที่ 1 ส่วนประกอบของวิทยานิพนธ์........ 1

1.1 ที่มาและความสำคัญ........ 1

1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา 2

1.3 สมมุติฐานการศึกษา........ 2

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย 3

1.5 ขอบเขตการวิจัย 3

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์ 3

บทที่ 2 ความรู้พื้นฐานและทบทวนวรรณกรรม 5

2.1 แพลตฟอร์มรับแรงสำหรับวัดการกดน้ำหนัก........ 5

2.2 โรคกล้ามเนื้อและกระดูกในสุนัขและการตรวจโรค 7

2.3 ลักษณะการยืนของสุนัข........ 10

2.4 ลักษณะการเดินของสุนัข........ 11

2.5 ทบทวนวรรณกรรม........ 13

บทที่ 3 ระบบแพลตฟอร์มรับแรงและการตรวจวัดแรงกด........ 16

3.1 ระบบตรวจวัดแรง 17

3.1.1 ทรานซดิวเซอร์........ 17

3.1.2 โครงสร้างรับแรงกด........ 20

3.2 ระบบเก็บข้อมูล........ 21

3.2.1 มัลติเพล็กเซอร์แบบ 16 bit (16-bits Multiplexer)........ 21

3.2.2 ไมโครคอนโทลเลอร์ (Microcontroller)........ 22

3.2.3 การทำงานของระบบเก็บข้อมูล 23

3.3 โปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูล 25
3.4 การปรับเทียบมวลมาตรฐาน..... 26
3.5 การทดสอบการกระจายแรงกดด้วยมวลมาตรฐาน 32
บทที่ 4 การตรวจวัดและวิเคราะห์ยืนของสุนัข..... 35
4.1 บทนำ 35
4.2 วิธีการตรวจวัด 35
4.3 ผลที่ได้จากการตรวจวัดการยืนของสุนัข 36
4.3.1 ผลการตรวจวัดสุนัขปกติ..... 36
4.3.2 ผลการตรวจวัดสุนัขมีความผิดปกติในการยืน 41
4.3.3 ผลการตรวจวัดสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐาน..... 44
4.4 การวิเคราะห์ผลที่ได้จากการตรวจวัด 46
4.4.1 การวิเคราะห์ผลที่ได้จากการตรวจวัดการยืนของสุนัขที่เป็นปกติ..... 46
4.4.2 การวิเคราะห์ผลที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขที่มีความผิดปกติในการยืน 47
4.4.3 การวิเคราะห์ผลที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐาน..... 48
4.5 ข้อสรุปการตรวจวัดการยืนของสุนัข 49
บทที่ 5 การตรวจวัดและวิเคราะห์การเดินของสุนัข 52
5.1 บทนำ 52
5.2 วิธีการตรวจวัดและวิเคราะห์การเดินของสุนัข 52
5.3 ผลที่ได้จากการตรวจวัดการเดินของสุนัข..... 53
5.4 สรุปการทดสอบการเดินกับสุนัข 64
บทที่ 6 ข้อสรุปงานวิจัยและแนวทางการพัฒนา..... 66
6.1 สรุปงานวิจัยและผลการตรวจวัด..... 66
6.2 เปรียบเทียบระบบแพลตฟอร์มจากงานวิจัยอื่น..... 68
6.3 แนวทางการพัฒนา 70
รายการอ้างอิง 71
ภาคผนวก 74
ภาคผนวก ก. ข้อมูลสุนัขที่ตรวจวัดการยืนและการเดิน 75
ภาคผนวก ข. สุนัขที่สัตวแพทย์ไม่สามารถระบุสถานะสุขภาพด้วยการสังเกตท่าทาง..... 77
ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์ 79

สารบัญตาราง

หน้า

ตารางที่ 2.1 ระดับของสะบ้าหัวเข่าเคลื่อนต่อลักษณะที่ตรวจพบ................................. 10

ตารางที่ 3.1 ความต้านทานเฉลี่ยของ FSR-400 (kΩ) กับน้ำหนักที่ใช้ทดสอบ (g).............. 19

ตารางที่ 3.2 ผลการทดลองวงจรทดลองการเกิด Offset ในฟังก์ชันแปลงแอนะลอกเป็นดิจิตอล 28

ตารางที่ 3.3 ผลของเส้นโค้งเปรียบเทียบ ของ FSR-400 กับต่อมวลน้ำหนักบน FSR-400....... 31

ตารางที่ 3.4 ค่าเฉลี่ยของน้ำหนักมาตรฐานที่นำมาทดสอบ... 34

ตารางที่ 4.1 ข้อมูลการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนเท้าทุกเท้าของสุนัขปกติ........................ 36

ตารางที่ 4.2 ข้อมูลการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนเท้าทุกเท้าของสุนัขที่มีความผิดปกติในการยืน 42

ตารางที่ 4.3 ข้อมูลการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนเท้าทุกเท้าของสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐาน 44

ตารางที่ 4.4 ค่าเฉลี่ยของอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) และค่าเฉลี่ยของอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าซ้ายต่อเท้าขวา (ซ้าย:ขวา) ของสุนัขปกติจำนวน 28 ตัว แบ่งตามขนาดสายพันธุ์....... 46

ตารางที่ 4.5 อัตราส่วนค่าเฉลี่ยรวมของน้ำหนักกดของเท้าสุนัขที่มีความผิดปกติในการยืนเทียบกับสุนัขปกติ... 47

ตารางที่ 4.6 อัตราส่วนค่าเฉลี่ยรวมของน้ำหนักกดของเท้าสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐานเทียบกับสุนัขปกติ.. 49

ตารางที่ 5.1 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาต่อน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างในขณะเดิน และข้อมูลของน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างของสุนัขในขณะยืนของสุนัขพันธุ์พุดเดิ้ลน้ำหนัก 7 kg... 53

ตารางที่ 5.2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาต่อน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างในขณะเดิน และข้อมูลของน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างของสุนัขในขณะยืนของสุนัขพันธุ์ชิสุห์น้ำหนัก 6.75 kg... 56

ตารางที่ 5.3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาต่อน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างในขณะเดิน และข้อมูลของน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างของสุนัขในขณะยืนของสุนัขพันธุ์ผสมน้ำหนัก 10 kg... 59

ตารางที่ 6.1 สรุปความแตกต่างของระบบแพลตฟอร์มที่ใช้ในงานวิจัยที่มีลักษณะใกล้เคียงกัน 68

ตารางที่ 6.2 สรุปข้อดีและข้อเสียของระบบแพลตฟอร์มที่ใช้ในงานวิจัยที่มีลักษณะใกล้เคียงกัน 69

หน้า

ตารางที่ ก.1 ประวัติของสุนัขที่ตรวจวัดการยืนในงานวิจัยนี้จำนวน 48 ตัว…………………… 73
ตารางที่ ข.1 ผลการตรวจของสุนัขพันธุ์ปอมเมอร์ราเนียนเพศผู้น้ำหนัก 3.8 kg……….……… 75
ตารางที่ ข.2 ผลการตรวจของสุนัขพันธุ์ปั๊กเพศเมียน้ำหนัก 8 kg…………………………...….. 76

สารบัญภาพ

หน้า

รูปที่ 2.1 แพลตฟอร์มรับแรงที่ใช้ในการแพทย์ 6
รูปที่ 2.2 อาการขากระเผลก (Lameness) ในสุนัข 7
รูปที่ 2.3 ภาพถ่ายเอ็กซ์เรย์บริเวณข้อสะโพกสุนัขบริเวณที่เกิดข้อสะโพกเสื่อม 8
รูปที่ 2.4 ภาพเอกซเรย์บริเวณที่เกิดโรคสะบ้าหัวเข่าเคลื่อนในสุนัข 8
รูปที่ 2.5 ภาพเอกซเรย์บริเวณที่เกิดโรคข้อเสื่อมในสุนัข 9
รูปที่ 2.6 ท่ายืนที่ถูกต้องของสุนัขปกติและการกระจายน้ำหนักของเท้าทั้ง 4 ข้าง 10
รูปที่ 2.7 ภาพประกอบของสุนัขที่กำลังเดินและรูปแบบการจัดวางเท้า 11
รูปที่ 2.8 ภาพน้ำหนักที่กดลงบนฝ่าเท้าสุนัขของการเดินทั้ง 4 จังหวะ 12
รูปที่ 3.1 ผังลำดับงานของระบบแพลตฟอร์มรับแรง 16
รูปที่ 3.2 ภาพโดยรวมของระบบแพลตฟอร์มรับแรง 16
รูปที่ 3.3 ภาพมุมบนของ FSR-400 17
รูปที่ 3.4 โครงสร้างของ FSR และหมึกคาร์บอนของ FSR 18
รูปที่ 3.5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักที่ใช้ทดสอบ (g) กับความต้านทาน (kΩ) 19
รูปที่ 3.6 โครงสร้างรับแรงกด 21
รูปที่ 3.7 CD4067BE 16-bits multiplexer 22
รูปที่ 3.8 ชุดอุปกรณ์ Arduino^{TM} Chip Kit MAX32 22
รูปที่ 3.9 ผังการทำงานระบบเก็บข้อมูล 24
รูปที่ 3.10 ส่วนแสดงผลของโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูล 25
รูปที่ 3.11 วงจรสมมูลของทรานซ์ดิวเซอร์แต่ละชุดในระบบแพลตฟอร์มรับแรง 26
รูปที่ 3.12 แรงดันที่ตกคร่อมความต้านทานอ้างอิง (V_{output}) ที่ค่าต่าง ๆ กับน้ำหนักกด 27
รูปที่ 3.13 วงจรทดสอบเพื่อหาการ Crosstalk ในช่องสัญญาณ 28
รูปที่ 3.14 วงจรวัดแรงกดของแต่ละชุดในระบบแพลตฟอร์มรับแรง 29
รูปที่ 3.15 ความสัมพันธ์ระหว่างมวลน้ำหนักที่กดและแรงดัน V_{output} 29
รูปที่ 3.16 เส้นโค้งเปรียบเทียบ ของ FSR-400 ระหว่าง LSB กับต่อมวลน้ำหนักบน FSR-400 แบ่งเป็น 5 ช่วงความสัมพันธ์ 31
รูปที่ 3.17 หน้าสัมผัสของมวลมาตรฐานและภาพการกระจายน้ำหนักมวลมาตรฐาน 33

หน้า

รูปที่ 4.1 ภาพการกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้ง 4 เท้าที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขปกติลำดับที่ 1 ถึง 10 (สุนัขขนาดเล็ก)………………………………………..…………………… 38
รูปที่ 4.2 ภาพการกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้ง 4 เท้าที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขปกติลำดับที่ 11 ถึง 21 (สุนัขขนาดกลาง)…………………………………….…..………………… 39
รูปที่ 4.3 ภาพการกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้ง 4 เท้าที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขปกติลำดับที่ 22 ถึง 28 (สุนัขขนาดใหญ่)……………………………………...………………… 41
รูปที่ 4.4 ภาพการกระจายน้ำหนักฝ่าเท้าทั้ง 4 เท้าที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขที่มีความผิดปกติในการยืนลำดับที่ 1 ถึง 12………………………………………………………… 43
รูปที่ 4.5 ภาพการกระจายน้ำหนักฝ่าเท้าทั้ง 4 เท้าที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขที่มีความผิดปกติในการยืนลำดับที่ 1 ถึง 8…..……………………………………………………… 45
รูปที่ 5.1 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาต่อน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างในขณะเดินและข้อมูลของน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างของสุนัขในขณะยืนของสุนัขพันธุ์พุดเดิ้ล น้ำหนัก 7 kg……………………………………………………………………… 53
รูปที่ 5.2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาต่อน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างในขณะเดินและข้อมูลของน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างของสุนัขในขณะยืนของสุนัขพันธุ์ชิสุห์ผสมพุดเดิ้ลน้ำหนัก 6.75 kg…………………………………………………………..… 56
รูปที่ 5.3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาต่อน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างในขณะเดินและข้อมูลของน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างของสุนัขในขณะยืนของสุนัขพันธุ์ผสม น้ำหนัก 10 kg…………………………………………………………………….. 59
รูปที่ 5.4 แรงกดขณะเดินของสุนัขพันธุ์พุดเดิ้ลน้ำหนัก 7 kg ในช่วงเวลา 0-0.40 s ………..….. 63
รูปที่ 5.5 แรงกดขณะเดินของสุนัขพันธุ์ชิสุห์ผสมพุดเดิ้ลน้ำหนัก 6.75 kg ที่ช่วงเวลา 0-0.40 s …………………………………………………………..……. 63
รูปที่ 5.6 แรงกดขณะเดินของสุนัขพันธุ์ผสมน้ำหนัก 10 kg ในช่วงเวลา 0-0.40 s (สุนัขน้ำหนักเกินมาตรฐาน)……………………………………………………… 63
รูปที่ ข.1 ท่ายืนของสุนัขพันธุ์ปอมเมอร์ราเนียนเพศผู้น้ำหนัก 3.8 kg……………………….... 75
รูปที่ ข.2 ที่ยืนของสุนัขพันธุ์ปั๊กเพศเมียน้ำหนัก 8 kg…………………………………….… 76

บทที่ 1
ส่วนประกอบของวิทยานิพนธ์

1.1 ที่มาและความสำคัญ

โรคกล้ามเนื้อและกระดูก (musculoskeletal disease) ในสุนัขเป็นโรคที่พบได้ทุกช่วงอายุ เพศ และ สายพันธุ์ โรคดังกล่าวส่งผลให้สุนัขเกิดความเจ็บปวดและเคลื่อนไหวไม่สะดวก กระดูกเกิดการผิดรูปและส่งผลเสียต่อระบบโครงสร้างที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหว ทำให้เกิดความผิดปกติในอวัยวะต่าง ๆ ซึ่งได้แก่ กล้ามเนื้อ กระดูกและข้อต่อ เมื่อสุนัขมีการบาดเจ็บที่ขาสุนัขจะหลีกเลี่ยงการใช้งานขาข้างที่บาดเจ็บ สุนัขเหล่านี้มักแสดงออกด้วยท่ายืนที่มีการกดน้ำหนักที่ผิดปกติหรือยืนไม่สมดุลและมีการเดินที่ผิดปกติหรือเดินขากะเผลก (lameness) เมื่อสุนัขถ่ายน้ำหนักลงบนขาข้างที่ใช้งานมากขึ้น เป็นผลทำให้กล้ามเนื้อและกระดูกรับภาระมากขึ้น เมื่อเกิดขึ้นบ่อยครั้งและเป็นเวลานานอาจส่งผลให้กระดูกเกิดความผิดปกติได้ [1] จากอาการของโรคดังกล่าว สัตวแพทย์สามารถตรวจความผิดปกติได้หลายวิธี เช่น การสังเกตท่าทาง (observation) การตรวจแบบคลำ (palpation) และการตรวจด้วยภาพฉายรังสี (X-ray) การสังเกตท่าทางเป็นวิธีสังเกตและประเมินผล (เป็นระดับความถูกต้องในการเดิน เช่น 1= แย่มาก 2 = แย่ 3 = ปานกลาง 4 = ดี และ 5 = ดีมาก) ซึ่งเป็นวิธีที่ไม่ยุ่งยากแต่อาจให้ผลที่ไม่ถูกต้องสำหรับสุนัขที่มีอาการบาดเจ็บอื่นร่วมอยู่ด้วย วิธีการตรวจแบบคลำเป็นวิธีตรวจด้วยการใช้มือสัมผัสหรือกดบริเวณที่ตรวจเพื่อหาความผิดปกติทางกายภาพ เช่น การคลำบริเวณหัวเข่าเพื่อหาว่าข้อเข่านั้นเคลื่อนที่หลุดออกจากกันหรือไม่หรือการคลำเพื่อตรวจมุมการเคลื่อนที่บริเวณข้อต่อหรือสะโพกว่าสามารถเคลื่อนที่ได้ปกติหรือไม่ วิธีดังกล่าวจำเป็นต้องใช้สัตวแพทย์ที่มีความชำนาญในการวิเคราะห์ว่าสุนัขมีความผิดปกติหรือไม่ [2] การตรวจด้วยภาพฉายรังสีเป็นวิธีที่สามารถระบุตำแหน่งและความผิดปกติได้ แต่ก็จำเป็นต้องใช้แพทย์ผู้เชี่ยวชาญในการวิเคราะห์ภาพฉายรังสีอีกเช่นกัน นอกจากนี้ยังมีค่าใช้จ่ายสูงและมีความเสี่ยงซึ่งเป็นอันตรายต่อสัตว์ที่ได้รับรังสีอีกด้วย จากที่กล่าวมาข้างต้น วิธีการตรวจเหล่านี้ไม่สามารถบอกผลเป็นตัวเลขเพื่อใช้วิเคราะห์ทางคณิตศาสตร์ได้

ปัจจุบันการนำเอาหลักชีวกลศาสตร์ (biomechanics) มาประยุกต์เพื่อวิเคราะห์ความผิดปกติของกล้ามเนื้อและกระดูกจากการยืนและการเคลื่อนไหว (standing and gait analysis) มีมากขึ้น [1] การวิเคราะห์การยืนและการเดินของมนุษย์ด้วยระบบแพลตฟอร์มรับแรง (force platform system) เป็นวิธีการวัดที่ได้รับการยอมรับและใช้ในการวิจัยอย่างแพร่หลาย เนื่องจากเป็นการวัดแรงกดที่กระทำจากการยืนและการเดินโดยตรงแบบไม่รุกล้ำ (non-invasive) นอกจากนี้ได้มีการนำวิธีแบบเดียวกันมาใช้ในงานวิจัยเกี่ยวการยืนและการเดินของสัตว์อีกด้วย เช่น การทดสอบการตอบสนอง

ทางประสาทของหนูที่มีต่อสารเคมีต่าง ๆ [3] การวัดความอ่อนแอบริเวณขาหน้าทั้งสองข้างของม้า [4] และ การวัดจังหวะเท้าที่เกิดขึ้นจากการเดินของสุนัข [5] ดังนั้นการวัดแรงกดในลักษณะคล้ายกันนี้สามารถนำไปใช้กับสุนัขได้ ซึ่งจะให้ข้อมูลที่เป็นประโยชน์ในงานวิจัยและอาจใช้เพื่อช่วยในการตรวจและติดตามผลการรักษาได้ แต่การวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการยืนและการเดินของสุนัขด้วยระบบแพลตฟอร์มรับแรงยังมีไม่มากนัก นอกจากนี้เนื่องจากฝ่าเท้าสุนัขมีขนาดเล็กกว่ามนุษย์และมีความหลากหลายทางกายภาพที่มากกว่าจึงต้องการความละเอียดในการวัดที่สูงกว่าจึงไม่เหมาะกับแพลตฟอร์มรับแรงที่ใช้กับมนุษย์จึงไม่เหมาะที่จะนำมาใช้วัดแรงกดจากเท้าของสุนัข

สำหรับงานวิจัยนี้จะมุ่งเน้นการพัฒนาระบบแพลตฟอร์มรับแรงที่เหมาะกับการใช้งานกับสุนัขซึ่งประกอบด้วยส่วนประกอบสำคัญ 3 ระบบ ได้แก่ ระบบตรวจวัดแรง (force sensing system) ที่ใช้วัดแรงกดจากฝ่าเท้าสุนัข ส่วนอุปกรณ์เก็บข้อมูล (data acquisition system) เป็นส่วนที่กำหนดข้อมูล แปลงข้อมูลแรงกดที่ได้รับเป็นค่าเชิงตัวเลข และโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูล (data analysis program) เป็นส่วนที่ใช้คำนวณและแสดงผลบนส่วนหน้าจอแสดงผล โดยจะบันทึกข้อมูลในลักษณะภาพแรงกดของฝ่าเท้าที่ช่วงเวลาต่าง ๆ เพื่อใช้ในการศึกษาวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของแรงกดฝ่าเท้าในขณะยืนและเดินของสุนัข ที่มีช่วงน้ำหนักระหว่าง 2-40 kg

1.2 จุดมุ่งหมายและวัตถุประสงค์ของการศึกษา

1. พัฒนาแพลตฟอร์มรับแรงให้เหมาะสมในการใช้งานกับสุนัขที่มีน้ำหนักระหว่าง 2-40 kg
2. ศึกษาวิเคราะห์ลักษณะการยืนและการเดินของสุนัขโดยใช้แพลตฟอร์มรับแรงที่ได้พัฒนาขึ้น

1.3 สมมุติฐานการศึกษา

งานวิจัยนี้ทำการพัฒนาระบบแพลตฟอร์มรับแรงโดยใช้ทรานซ์ดิวเซอร์ FSR (force sensing resistor) ที่มีสมบัติค่าความต้านทานไฟฟ้าที่เปลี่ยนแปลงแบบลดลงเมื่อมีแรงกดที่มากขึ้นบนหน้าสัมผัสของตัวอุปกรณ์ โดยจะนำมาสร้างเป็นระบบแพลตฟอร์มรับแรงเพื่อใช้งานร่วมกับอุปกรณ์เก็บข้อมูลที่ได้พัฒนาขึ้นและนำไปแปลงค่าเพื่อแสดงผลเป็นตัวเลข ระบบดังกล่าวเหมาะสำหรับการใช้วัดแรงกดของฝ่าเท้าสุนัข ทั้งขณะยืนอยู่กับที่และขณะที่เดินอยู่บนแพลตฟอร์ม โดยสามารถนำข้อมูลดังกล่าว เช่น ภาพการกระจายแรงกดของฝ่าเท้าสุนัข มาวิเคราะห์เพื่อศึกษาการกดน้ำหนักบนฝ่าเท้าของสุนัขในแต่ละช่วงน้ำหนัก รวมไปถึงการศึกษาความสมดุลของการกระจายน้ำหนักของของเท้าหน้าและเท้าหลังของสุนัขปกติและสุนัขที่มีโรคกล้ามเนื้อและกระดูก โดยสุนัข

ที่มีความปกติควรมีการกระจายน้ำหนักตัวที่สมดุล มีอัตราส่วนน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายและเท้าคู่ขวาประมาณ 50:50 หรือใกล้เคียงและอัตราส่วนน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลังประมาณ 60:40 หรือใกล้เคียง รวมไปถึงการเปรียบเทียบ แรงกดฝ่าเท้าควบคู่กับการจับภาพเคลื่อนไหวของสุนัขขณะก้าวเดินบนแพลตฟอร์มเพื่อนำไปศึกษาลักษณะการเดินของสุนัขอีกด้วย

1.4 ทฤษฎีหรือแนวคิดที่ใช้ในงานวิจัย

ภาพแรงกดฝ่าเท้าของสุนัขแสดงถึงการกดน้ำหนักซึ่งสามารถบ่งชี้ถึง ขนาด โครงสร้าง สุขภาพและความสมดุลของร่างกาย โดยสุนัขที่มีสุขภาพสมบูรณ์ควรมีอัตราส่วนน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายต่อเท้าคู่ขวาประมาณ 50:50 และอัตราส่วนน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลังประมาณ 60:40

เมื่อทดสอบกับสุนัขที่กำลังเดิน ระบบแพลตฟอร์มรับแรงจะแสดงภาพการกระจายน้ำหนักและน้ำหนักกดฝ่าเท้าทั้งหมดที่เกิดขึ้น ซึ่งจะแสดงจังหวะการก้าวเท้าในช่วงเวลาต่างๆ เช่น จังหวะที่เท้าเหยียบพื้นหรือ support phase จังหวะพยุงตัวหรือ thrust phase จังหวะดันตัวไปข้างหน้าหรือ lift phase และจังหวะเท้าสุนัขก้าวออกไปหรือ swing phase [6] ซึ่งภาพการกระจายน้ำหนักและน้ำหนักกดฝ่าเท้าของแต่ละช่วงเวลามาเรียงต่อกันนั้น สามารถนำมาวิเคราะห์เป็นข้อมูลการเดิน [7] เพื่อใช้ศึกษาการกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าสุนัขขณะเดินได้

1.5 ขอบเขตการวิจัย

1. พัฒนาแพลตฟอร์มรับแรงสำหรับการยืนและการเดินที่สามารถแสดงข้อมูลเป็นภาพการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนฝ่าเท้าของสุนัขที่มีน้ำหนัก ระหว่าง 2-40 kg
2. นำข้อมูลภาพการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนฝ่าเท้าที่ได้มาวิเคราะห์เพื่อศึกษาลักษณะการยืนและการเดินของสุนัข

1.6 โครงสร้างวิทยานิพนธ์

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้ได้แบ่งรายละเอียดเนื้อหาออกเป็น 6 บท ประกอบด้วย บทที่ 1 ที่มาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์การศึกษา สมมุติฐาน แนวคิดของงานวิจัยและขอบเขตของงาน ในบทที่ 2 กล่าวถึงความรู้พื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับงานวิจัย ซึ่งประกอบด้วยระบบแพลตฟอร์มรับแรง ชนิดของโรคและวิธีตรวจโรคกล้ามเนื้อและกระดูกในสุนัข ลักษณะการยืนและการเดินของสุนัข

ปกติ ในส่วนท้ายของบทที่ 2 เป็นการทบทวนวรรณกรรมที่เป็นงานวิจัยต่าง ๆ ที่มีความเกี่ยวข้องกับการพัฒนาแพลตฟอร์มรับแรงและการใช้แพลตฟอร์มรับแรงในการวิเคราะห์การยืนและการเดินของมนุษย์และสัตว์

เพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนาระบบแพลตฟอร์มรับแรงในงานวิจัยนี้ ในบทที่ 3 จะกล่าวถึงระบบแพลตฟอร์มรับแรงและการทดสอบแพลตฟอร์มรับแรงที่ได้พัฒนาขึ้น ซึ่งประกอบด้วยการออกแบบและสร้างระบบตรวจวัดแรงที่ใช้เซนเซอร์ตรวจวัดแรง ระบบส่งข้อมูลที่มีการทำงานร่วมกันของไมโครคอนโทลเลอร์กับมัลติเพล็กเซอร์ การพัฒนาโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูล การปรับเทียบระบบด้วยมวลมาตรฐานและการทดสอบการตรวจวัดการกระจายน้ำหนักด้วยมวลมาตรฐานที่มีรูปร่างของฐานที่ต่างกัน 3 แบบ ในบทที่ 4 เป็นการตรวจวัดการยืนของสุนัข 3 กลุ่มประกอบด้วย สุนัขปกติ สุนัขที่มีความผิดปกติในการยืนและสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐาน จากนั้นจึงนำผลการตรวจวัดที่ได้มาวิเคราะห์การกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าในขณะยืนของสุนัขและสรุปผลที่ได้ ในบทที่ 5 เป็นการตรวจวัดการเดินของสุนัข โดยใช้สุนัข 3 ตัว ซึ่งเป็นสุนัขปกติ 2 ตัว และสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐาน 1 ตัว โดยสุนัขทั้งสามมีข้อมูลการตรวจวัดการยืนอยู่แล้ว เพื่อนำผลของข้อมูลที่ได้มาวิเคราะห์และเปรียบเทียบการกระจายน้ำหนักของสุนัขขณะยืนและขณะเดินที่ช่วงจังหวะการเดินต่าง ๆ และสรุปผลที่ได้ บทที่ 6 เป็นการสรุปผลงานวิจัย ซึ่งประกอบด้วยข้อสรุปของงานวิจัยการพัฒนาแพลตฟอร์มรับแรง ข้อดีและข้อเสียของระบบแพลตฟอร์มรับแรงที่พัฒนาขึ้นจากการนำไปตรวจวัดการยืนและการเดินของสุนัขจริง การเปรียบเทียบระบบแพลตฟอร์มรับแรงที่ได้พัฒนาขึ้นกับระบบแพลตฟอร์มรับแรงจากงานวิจัยอื่นที่ได้กล่าวถึงในส่วนของการทบทวนวรรณกรรมและข้อเสนอแนะเกี่ยวกับแนวทางในการพัฒนาระบบแพลตฟอร์มรับแรงต่อไป

บทที่ 2
ความรู้พื้นฐานและทบทวนวรรณกรรม

ระบบแพลตฟอร์มรับแรง (force platform system) เป็นระบบที่ใช้เพื่อศึกษาการยืนและการเดินของสุนัขในงานวิจัยนี้ เป็นการผสมผสานองค์ความรู้พื้นฐานทางด้านวิศวกรรมไฟฟ้าและสัตว-แพทยศาสตร์เข้าด้วยกัน การตรวจวัดการกดน้ำหนักของสุนัขจำเป็นต้องอาศัยความรู้เกี่ยวกับการออกแบบระบบแพลตฟอร์มรับแรง เพื่อนำหลักการใช้งานและการทำงานของเครื่องมือไปใช้ในการพัฒนาระบบแพลตฟอร์มรับแรง เพื่อนำไปใช้ในการศึกษาการกดน้ำหนักของสุนัขรวมไปถึงการออกแบบการทำงานของเก็บข้อมูลและแสดงข้อมูลของระบบ สำหรับความรู้ทางสัตวแพทย์เกี่ยวกับลักษณะของโรคกล้ามเนื้อและกระดูกของสุนัขและลักษณะการยืนและการเดินที่ถูกต้องของสุนัขก็เป็นสิ่งสำคัญที่ทำให้สามารถวิเคราะห์อาการของโรคและจำแนกความแตกต่างระหว่างสุนัขที่เป็นโรคกล้ามเนื้อและกระดูกกับสุนัขปกติ นอกจากนี้การพัฒนาแพลตฟอร์มรับแรงเป็นไปตามวัตถุประสงค์ของงานวิจัย จึงจำเป็นต้องศึกษางานวิจัยที่เกี่ยวข้องกับการพัฒนาและใช้งานแพลตฟอร์มรับแรง เพื่อเป็นแนวทางเพื่อประยุกต์ใช้ในงานวิจัย

บทที่ 2 นี้จะกล่าวถึงหลักการและทฤษฎีพื้นฐานที่ใช้ในงานวิจัย ซึ่งประกอบไปด้วย ข้อมูลเกี่ยวกับแพลตฟอร์มรับแรง โรคกล้ามเนื้อและกระดูกในสุนัขและการตรวจโรค ลักษณะการยืนและการเดินของสุนัข รวมไปถึงการทบทวนวรรณกรรมที่เป็นงานวิจัยที่เกี่ยวข้องที่ได้ดำเนินมาแล้ว

2.1 แพลตฟอร์มรับแรงสำหรับวัดการกดน้ำหนัก

แพลตฟอร์มรับแรงเป็นเครื่องมือตรวจวัดแบบไม่รุกล้ำ (non-invasive) ที่ใช้ตรวจวัดการกดน้ำหนักของร่างกายขณะยืนอยู่กับที่หรือขณะเดินเหยียบลงบนแพลตฟอร์มรับแรง แพลตฟอร์มรับแรงอาจมีลักษณะเป็นฐานเหยียบที่ประกอบด้วยอุปกรณ์ตรวจวัดแรงหรือทิศทาง มีการจัดเรียงอุปกรณ์ตรวจวัดที่แตกต่างกัน ระบบแพลตฟอร์มรับแรงอาจมีระบบตรวจวัดแรงมากกว่า 1 ระบบได้และอาจมีรูปทรงที่แตกต่างกันตามลักษณะการใช้งาน ระบบตรวจวัดแรงสามารถแบ่งออกเป็นประเภทตามชนิดของเซนเซอร์ ได้แก่ แพลตฟอร์มรับแรงแบบโหลดเซลล์ (load cell type) แพลตฟอร์มรับแรงแบบความเก็บประจุ (capacitance type) แพลตฟอร์มรับแรงแบบสเตรนเกจ (strain gauge type) แพลตฟอร์มรับแรงแบบไพโซรีซิสทีพ (piezoresistive type) ระบบแพลตฟอร์มรับแรงสามารถนำไปประยุกต์กับการวัดแรงกดของมนุษย์และสัตว์ควบคู่กับอุปกรณ์อื่น เช่น กล้องจับภาพ เครื่องวัดสัญญาณชีพจร เครื่องวัดสัญญาณกล้ามเนื้อ เพื่อประกอบกันเป็นข้อมูลที่สมบูรณ์ยิ่งขึ้น [8]

ในปัจจุบันแพลตฟอร์มรับแรงมีการใช้งานอย่างกว้างขวางเพื่อการศึกษาและวิจัยทางชีวกลศาสตร์ เช่น วิเคราะห์จุดศูนย์กลางมวล (center of mass) การวิเคราะห์การยืนอยู่กับที่และการเดิน (standing and gait analysis) การวิเคราะห์สมดุลกลขณะอยู่กับที่ (static analysis) และการวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (kinetic analysis) ระบบแพลตฟอร์มรับแรงมีการนำมาใช้งานในทางการแพทย์ทางด้านอายุรกรรมและด้านกายภาพบำบัดและฟื้นฟู ช่วยให้แพทย์สามารถทำการรักษาได้อย่างถูกต้อง ลดระยะเวลาในการวินิจฉัย ลดค่าใช้จ่าย ไม่ส่งผลกระทบต่อร่างกายผู้ป่วยและสามารถใช้ในติดตามการฟื้นฟูของผู้ป่วยหลังการรักษา ระบบแพลตฟอร์มที่นำมาใช้ทางการแพทย์มีลักษณะดังแสดงในรูปที่ 2.1

รูปที่ 2.1 แพลตฟอร์มรับแรงที่ใช้ในการแพทย์
(ที่มา คณะแพทย์ศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย)

นอกจากนี้ระบบแพลตฟอร์มรับแรงได้ถูกนำไปใช้ในงานวิจัยทางการกีฬาเพื่อใช้วิเคราะห์การเคลื่อนไหวของกล้ามเนื้อเพื่อพัฒนาสมรรถภาพของนักกีฬา [7] อีกทั้งได้มีการนำระบบแพลตฟอร์มรับแรงมาประยุกต์ใช้ในงานทางสัตวแพทย์เพื่อวิเคราะห์การยืนและการเดินของสัตว์ ยกตัวอย่างเช่น งานวิจัยของ D. E. Handley และคณะ [3] ที่พัฒนาแพลตฟอร์มรับแรงขนาดเล็กไปใช้ตรวจวัดการตอบสนองจากสารกระตุ้นประสาทในหนูทดลองและงานวิจัยของ K.G. Keegan [4] ที่นำแพลตฟอร์มรับแรงไปประยุกต์ใช้วัดความสมดุลการยืนของม้าเพื่อศึกษาการลักษณะการกระจายน้ำหนักของขาหน้าของม้าที่มีอาการกะเผลก

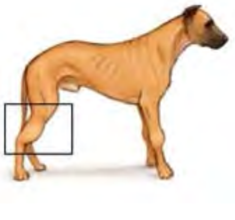
แพลตฟอร์มรับแรงจัดเป็นอุปกรณ์วัดที่มีความไม่ซับซ้อนและสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการตรวจวัดข้อมูลทางชีวกลศาสตร์ได้อย่างมาก ในอนาคตอาจมีการพัฒนาให้ระบบแพลตฟอร์มมี

ขนาดที่เหมาะสม มีความหลากหลายในการวัดแรงกด มีราคาที่ต่ำ และสามารถใช้งานได้ทั่วไป โดยเฉพาะโรงพยาบาลที่ต้องการคัดกรองสุนัขที่เป็นโรคกล้ามเนื้อและกระดูกและโรคที่มีผลต่อการยืนและการยืนอื่น ๆ

2.2 โรคกล้ามเนื้อและกระดูกในสุนัขและการตรวจโรค

โรคกล้ามเนื้อและกระดูก (musculoskeletal disease) ในสุนัขเป็นโรคที่สามารถพบได้ในสุนัขทุกสายพันธุ์ ทุกเพศและทุกวัย โดยมักเกิดจากอุบัติเหตุ อายุของสุนัขและสายพันธุ์ โรคดังกล่าวส่งผลให้สุนัขเกิดความเจ็บปวดและเคลื่อนไหวไม่สะดวก ส่งผลเสียต่อกระดูกและโครงสร้างอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องกับการเคลื่อนไหวและมักส่งผลต่อเนื่องทำให้เกิดความผิดปกติบริเวณกล้ามเนื้อ กระดูกและข้อต่อกระดูก โดยสุนัขจะแสดงออกด้วยการยืนที่ไม่สมดุลและการเดินที่ผิดปกติหรือเดินขากะเผลก (lameness) ซึ่งเป็นผลจากการที่สุนัขไม่ใช้งานขาข้างที่บาดเจ็บ ส่งผลให้สุนัขถ่ายน้ำหนักไปที่ขาข้างที่ใช้งาน ทำให้กล้ามเนื้อและกระดูกของขาข้างที่ไม่บาดเจ็บต้องรับภาระมากขึ้น [1]

อาการขากะเผลกเป็นความผิดปกติของขาซึ่งทำให้เกิดความเจ็บปวดส่งผลให้การยืนของสุนัขไม่มั่นคง เป็นอาการที่สามารถสังเกตได้ระหว่างที่สุนัขเคลื่อนไหว จัดเป็นความผิดปกติทางกายภาพที่เกิดจากการอักเสบแบบเฉียบพลัน (acute inflammation) และติดเชื้อจากการบาดเจ็บ โดยการอักเสบแบบเฉียบพลันบริเวณดังกล่าวจะมีอาการบวม (swelling) เมื่อเกิดขึ้นเป็นเวลานานจะส่งผลให้เป็นการอักเสบแบบเรื้อรัง (chronic inflammation) โดยจะส่งผลให้มุมการเคลื่อนไหวที่ขาสุนัขลดลงได้ดังที่แสดงในรูปที่ 2.2

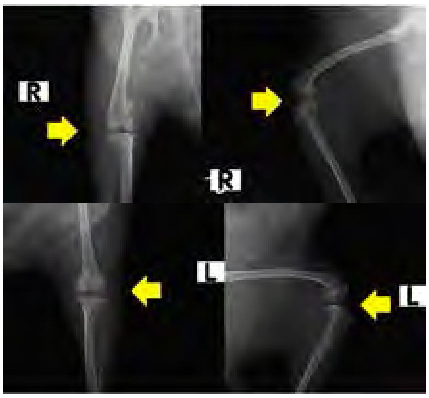


รูปที่ 2.2 อาการขากะเผลก (lameness) ในสุนัข [19]

โรคกล้ามเนื้อและกระดูกที่พบได้บ่อย เช่น โรคข้อสะโพกเสื่อมในสุนัขพันธุ์ใหญ่ (hip dysplasia) เช่น ลาบราดอร์รีทรีฟเวอร์ (labrador retriever) เยอรมันเชพเพิร์ด (german shepherd) โกลเด้นรีทรีฟเวอร์ (golden retriever) และ ร็อตไวเลอร์ (rottweiler) โรคนี้สามารถถ่ายทอดทางพันธุกรรม สัตว์ที่เป็นโรคนี้จะมีลักษณะของเบ้าสะโพก (acetabulum) ที่ตื้นกว่าปกติ ทำให้หัวกระดูกต้นขา (head of femur) หลวมและหลุดออกจากเบ้าได้ง่าย ดังแสดงในรูปที่ 2.3

รูปที่ 2.3 ภาพถ่ายเอกซเรย์บริเวณข้อสะโพกสุนัขบริเวณที่เกิดข้อสะโพกเสื่อม (ลูกศรชี้) [18]

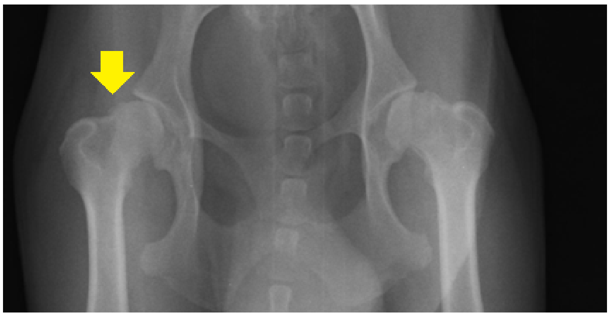
โรคสะบ้าหัวเข่าเคลื่อน (patellar luxation) มักเกิดจากพันธุกรรมหรืออุบัติเหตุ โดยกระดูกสะบ้าหัวเข่าจะหลุดออกจากตำแหน่งเดิม ดังแสดงในรูปที่ 2.4 ทำให้สัตว์เดินกางขาหลังในลักษณะขากระเผลก พบมากในสุนัขพันธุ์เล็ก เช่น ปั๊ก (pug) พุดเดิ้ล (poodle) ปอมเมอร์าเนี่ยน (Pomeranian) และชิสุห์ (shih-tzu)



รูปที่ 2.4 ภาพเอกซเรย์บริเวณที่เกิดโรคสะบ้าหัวเข่าเคลื่อนในสุนัข
(ที่มา โรงพยาบาลสัตว์เล็กจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย)

โรคข้อเสื่อม (Degenerative Joint Disease, DJD หรือ osteoarthritis) มักพบในสุนัขทุกสายพันธุ์ที่มีอายุมาก เกิดได้จากหลายสาเหตุ ส่วนมากเกิดจากการเติบโตของกระดูกแข็งบริเวณข้อต่อที่มาแทนที่กระดูกอ่อนที่สึกออกไป ดังแสดงในรูปที่ 2.5 เมื่อมีการเคลื่อนไหวบริเวณดังกล่าวจะเกิดการเสียดสี เป็นผลให้กระดูกอ่อนสึกออกไปมากขึ้น ทำให้สัตว์เจ็บปวดและแสดงอาการขากะเผลก

นอกจากนี้การบาดเจ็บที่เกิดจากอุบัติเหตุก็เป็นปัจจัยที่ทำให้สัตว์เกิดโรคข้อเสื่อมได้เช่นกัน ซึ่งอุบัติเหตุส่งผลให้เกิดการกระแทกและเสียดสีกันของข้อต่อ ทำให้เกิดการสึกของกระดูกอ่อนบริเวณข้อต่อได้เช่นกัน



รูปที่ 2.5 ภาพเอกซเรย์บริเวณที่เกิดโรคข้อเสื่อมในสุนัข
(ที่มา โรงพยาบาลสัตว์เล็กจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย)

การตรวจอาการขากระเผลกโดยสัตวแพทย์ มี 2 ขั้นตอนได้แก่ การสังเกตท่าทาง (observation) จากลักษณะภายนอกทั่วไปของสุนัข เช่น เพศ สายพันธุ์ ขนาดตัว การยืนและการเดินของสุนัข จากนั้นจึงประเมินความสมบูรณ์ของการเดิน (gait score) โดยแบ่งเป็น 5 ระดับ ได้แก่ 1 = แย่มาก 2 = แย่ 3 = ปานกลาง 4 = ดี และ 5 = ดีมาก สุนัขที่มีอาการบาดเจ็บจะพยายามใช้ขาข้างที่เจ็บรับน้ำหนักให้น้อยที่สุดและถ่ายน้ำหนักไปที่ขาอื่น หากสัตว์มีการบาดเจ็บที่ข้อต่อ จะทำให้สัตว์เคลื่อนไหวข้อต่อนั้นน้อยลง จากนั้นจึงตรวจแบบคลำ (palpation) โดยสัตวแพทย์จะเริ่มจากการตรวจขาข้างที่ปกติก่อนเพื่อใช้อ้างอิง (เนื่องจากสุนัขมีความหลากหลายทางกายวิภาค) การตรวจจะเริ่มจากการตรวจที่นิ้วเท้า ข้อเท้า สังเกตความสามารถในการเคลื่อนไหวของข้อต่อ บาดแผลและอาการอื่นๆ โดยข้อต่อที่บาดเจ็บบางครั้งจะมีขนาดใหญ่กว่าปกติและจะมีอุณหภูมิสูงกว่าปกติ จากนั้นจึงตรวจบริเวณข้อ เข่าและสะโพกเพื่อตรวจว่ามีความผิดปกติซึ่งอาจเป็นข้อต่อเสื่อมและเส้นเอ็นฉีกขาดหรือไม่ จากนั้นจึงคลำบริเวณสะบ้า ซึ่งมีระดับของสะบ้าหัวเข่าเคลื่อนที่แตกต่างกันดังแสดงในตารางที่ 2.1

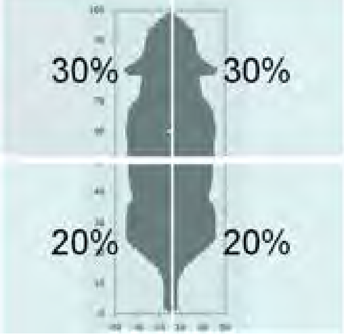
ตารางที่ 2.1 ระดับของสะบ้าหัวเข่าเคลื่อนและลักษณะที่ตรวจพบ

ระดับของ Patellar luxation	ลักษณะที่ตรวจพบ
Grade I	สะบ้าสามารถดันออกจากเบ้าได้แต่ดีดกลับเข้าไปยังเบ้าสะบ้าทันที
Grade II	สะบ้าสามารถดันออกจากเบ้าได้และไม่ดีดกลับเข้าไปยังเบ้าสะบ้าทันที
Grade III	สะบ้าค้างอยู่นอกเบ้าแต่สามารถดันสะบ้ากลับเข้าไปในเบ้าได้
Grade IV	สะบ้าค้างอยู่นอกเบ้าและไม่สามารถดันสะบ้ากลับเข้าไปในเบ้าได้

2.3 ลักษณะการยืนของสุนัข

สุนัขเป็นสัตว์เลี้ยงลูกด้วยนมที่มีโครงสร้างลำตัวขนานกับพื้นมีลำตัวสมมาตร มีจุดศูนย์กลางมวล (center of mass) ที่ตำแหน่งกลางหน้าอกหลังกระดูกสะบัก ทำให้ขณะสุนัขยืนอยู่กับที่ในลักษณะเท้าสัมผัสกับพื้นราบ น้ำหนักตัวจะกดลงที่ขาหน้าประมาณ 60% และขาหลังประมาณ 40% [5] ในลักษณะที่ขาหน้าเหยียดไปข้างหน้าในมุมเกือบตั้งฉาก (≤ 90°) เพื่อรับน้ำหนักตัวส่วนหน้าที่ประกอบด้วยส่วนหัวและช่องอก (ที่มีน้ำหนักของอวัยวะภายใน เช่น กระดูกซี่โครง ปอด หัวใจ หลอดลม) และขาหลังที่เหยียดไปข้างหลังเพื่อพยุงลำตัวส่วนช่องท้องและกระดูกเชิงกรานด้วยมุมองศาที่ใกล้เคียงกัน จากโครงสร้างของสุนัขดังกล่าวทำให้มีการกระจายน้ำหนักไปที่ขาหน้าข้างซ้ายอยู่ที่ประมาณ 30% ของน้ำหนักตัว ขาหน้าข้างขวาอยู่ที่ประมาณ 30% ของน้ำหนักตัว ขาหลังข้างซ้ายอยู่ที่ประมาณ 20% ของน้ำหนักตัวและขาหลังข้างขวายู่ที่ประมาณ 20% ของน้ำหนักตัวดังแสดงในรูปที่ 2.6

(ก)



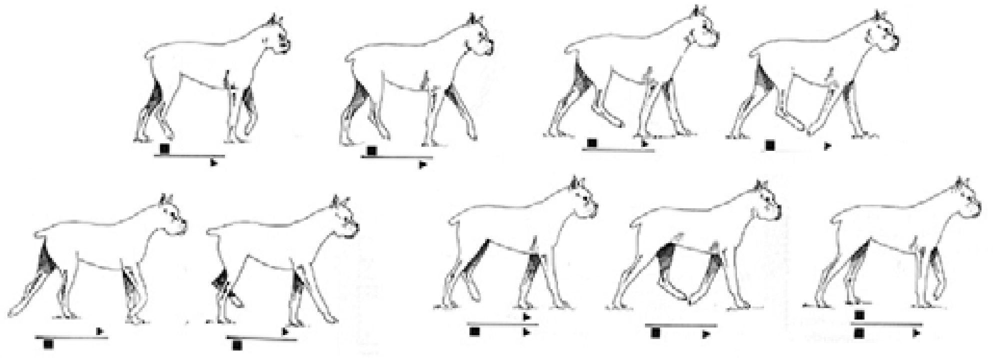
(ข)

รูปที่ 2.6 ท่ายืนที่ถูกต้องของสุนัขปกติ (ก) และการกระจายน้ำหนักของเท้าทั้ง 4 ข้าง (ข)

การกดน้ำหนักของสุนัขสามารถเปลี่ยนแปลงได้ตามลักษณะโครงสร้างเฉพาะสายพันธุ์และสุขภาพของสุนัข สำหรับสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐานดังกล่าวอาจส่งผลให้มีน้ำหนักกดลงบริเวณสะโพกมากกว่าปกติเนื่องจากน้ำหนักตัวส่งผลให้สุนัขในกลุ่มนี้มีความเสี่ยงต่อโรคกล้ามเนื้อและกระดูกมากกว่าปกติ สำหรับสุนัขที่มีความความผิดปกติจากโรคกล้ามเนื้อและกระดูกหรือมีอาการบาดเจ็บสุนัขในกลุ่มนี้จะหลีกเลี่ยงการกดน้ำหนักของขาข้างที่ผิดปกติทำให้การกระจายน้ำหนักของขาดังกล่าวน้อยกว่าปกติส่งผลให้มีการกระจายน้ำหนักไปที่ขาอื่น ๆ มากกว่าปกติ ทำให้สมดุล (ซ้าย:ขวา) ของสุนัขกลุ่มนี้มีค่าไม่เท่ากับ 50:50 ซึ่งเมื่อเกิดการกระจายน้ำหนักที่ผิดปกติเป็นเวลานาน อาการผิดปกติดังกล่าวอาจเป็นผลให้สุนัขมีโครงสร้างที่ผิดปกติและเกิดปัญหาเกี่ยวกับกล้ามเนื้อและกระดูกที่รุนแรงได้

2.4 ลักษณะการเดินของสุนัข

การเดินเป็นการเคลื่อนที่ที่มีประสิทธิภาพที่สุดของสุนัข เมื่อสุนัขเดินจะพบว่ามีเท้าของสุนัขที่สัมผัสกับพื้นจำนวนอย่างน้อย 2 เท้าเสมอหรือบางครั้งอาจมีถึง 3 หรือ 4 เท้า ในบางจังหวะของการเดิน สุนัขจะใช้ขาหน้าในการชะลอความเร็วและใช้ขาหลังในการเร่งความเร็วในการเคลื่อนที่ ดังนั้นจึงเป็นเหตุให้สุนัขออกแรงเคลื่อนที่โดยเริ่มจากขาหลังในลักษณะส่งแรงผลักเพื่อควบคุมความเร็ว และใช้ขาหน้าในการแบกน้ำหนักตัวซึ่งรวมไปถึงการรับแรงกระแทกขณะเดินและวิ่ง ขาหน้าจะรับน้ำหนักตัวมากกว่าขาหลังถึง 1.5 เท่าในขณะยืน ส่งผลให้อัตราส่วนแรงกดของขาหน้าต่อแรงกดของขาหลังของสุนัขมีอัตราส่วนประมาณ 60:40 การเดินของสุนัขมีจังหวะที่เท้าหน้าสัมผัสพื้นและเท้าหลังสัมผัสพื้นเท่ากัน (หรือใกล้เคียงกัน) [6] ดังที่แสดงในรูปที่ 2.7

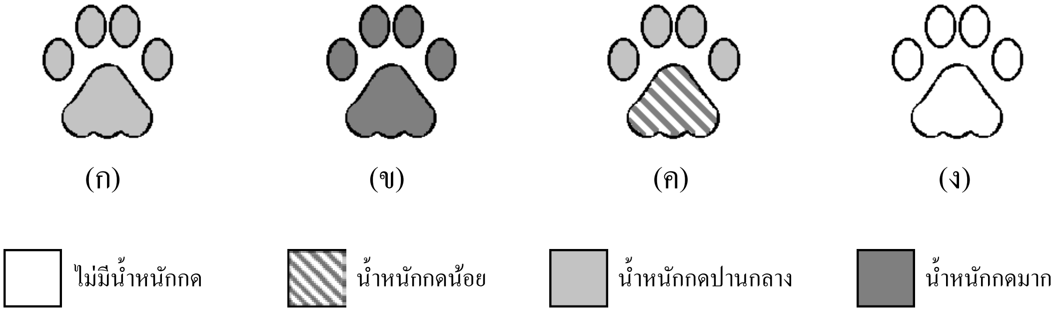


รูปที่ 2.7 ภาพประกอบของสุนัขที่กำลังเดินและรูปแบบการจัดวางเท้า [6]

ขณะเดิน เท้าของสุนัขมีจังหวะที่สัมผัสกับพื้นแบ่งออกเป็น 4 จังหวะ [6] ได้แก่

1. support phase เป็นช่วงที่เท้าสุนัขเริ่มออกแรงกดกับพื้นทำให้การกระจายน้ำหนักที่เกิดขึ้นจะเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว เกิดขึ้นในช่วงที่เท้าเริ่มสัมผัสกับพื้นจนถึงช่วงที่มีน้ำหนักกดสูงสุด
2. thrust phase มีลักษณะของพื้นที่การกระจายน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นจนคงตัว ในช่วงที่มีน้ำหนักกดอยู่ในช่วงที่สูงที่สุด
3. lift phase มีลักษณะของพื้นที่การกระจายน้ำหนักที่ลดลงหลังจากช่วงที่มีแรงสูงสุดกดของเท้า เกิดในช่วงที่เท้าสุนัขกำลังจะก้าวออกจากพื้น
4. swing phase ในช่วงนี้จะไม่มีน้ำหนักกดที่ฝ่าเท้าซึ่งเป็นช่วงที่เท้าสุนัขก้าวออกไปจากพื้นแล้ว

จังหวะที่เท้าสุนัขสัมผัสพื้นขณะเดินจะมีการกดน้ำหนักลงบนเท้าที่แตกต่างกัน ดังแสดงในรูป 2.8



รูปที่ 2.8 น้ำหนักที่กดลงบนฝ่าเท้าสุนัขในจังหวะเดินทั้ง 4 จังหวะ [6]

(ก) support phase (ข) thrust phase (ค) lift phase และ (ง) swing phase

อย่างไรก็ตามสำหรับสุนัขที่มีการเดินที่เป็นปกติย่อมบ่งชี้ถึงความสมบูรณ์ของสุขภาพที่ดี แต่หากสุนัขมีอาการบาดเจ็บก็มีความเป็นไปได้ที่สุนัขจะเปลี่ยนท่าการเดินเพื่อลดความเจ็บปวดระหว่างการยืนและเดิน ในการวินิจฉัยโรคสัตวแพทย์สามารถวินิจฉัยความผิดปกติของสุนัขได้จากการเดินที่ไม่สมมาตรอันเป็นผลจากความผิดปกติของระบบกล้ามเนื้อ

2.5 ทบทวนวรรณกรรม

D.E. Handley และคณะ [3] ได้วิจัยเกี่ยวกับการตรวจวัดการสั่นสะเทือนจากการตอบสนองของหนูทดลองจากการกระโดดขาเดียวของขาหน้าและขาหลังและดูการพลิกตัวกลับ (เมื่อปล่อยในสภาพหงายหน้าขึ้น) ตรวจวัดกับหนูทดลองก่อนและหลังจากได้รับการฉีดสารเคมีกระตุ้นประสาท งานวิจัยนี้ใช้แพลตฟอร์มรับแรงแบบไพโซรีซิสทีพ (piezoresistive type) ที่มีเซนเซอร์จำนวน 8 ตัว จัดเรียงเป็น 4 ชุด ที่มุมทั้ง 4 มุม โดยเซนเซอร์แต่ละชุดจะแบ่งหน้าที่เป็นเซนเซอร์วัดความสะเทือนจากหนูทดลองและเซนเซอร์วัดการสั่นสะเทือนจากสิ่งแวดล้อม โดยระบบมีอัตราสุ่มสัญญาณที่ 5000 S/s โครงสร้างแพลตฟอร์มรับแรงใช้วัสดุคาร์บอนสตีล (carbon steel) ที่มีค่าโมดูลัสของยังสูง แพลตฟอร์มรับแรงในงานวิจัยดังกล่าวจึงมีจุดเด่นในการตรวจวัดการสั่นสะเทือนที่มีความไวสูงจากการเคลื่อนไหวของหนูทดลองจึงใช้วิธีนำสัญญาณจากเซนเซอร์ที่วัดการสั่นสะเทือนจากสิ่งแวดล้อมมาใช้หักล้างสัญญาณจากเซนเซอร์วัดการสะเทือนจากหนูทดลอง (เพื่อหักล้างสัญญาณรบกวนออกจากสัญญาณที่ตรวจวัดในขณะนั้น) นอกจากนี้โครงสร้างแพลตฟอร์มรับแรงยังมีส่วนช่วยลดการสั่นสะเทือนจากภายนอกขณะวัด ทำให้ผลการตรวจวัดมีความผิดพลาดน้อย ได้สัญญาณจากการวัดที่มีคุณภาพดี ระบบแพลตฟอร์มรับแรงนี้มีข้อเสียที่ไม่สามารถตรวจวัดมวลที่มากกว่า 500 g อีกทั้งมีการใช้งานระบบส่งข้อมูลที่เป็นชุดอุปกรณ์สำเร็จรูปติดตั้งภายนอกจำนวน 8 ชุด (1 ชุดต่อเซนเซอร์) ทำให้ระบบโดยรวมมีขนาดใหญ่มากและสามารถไม่คลื่อนย้ายได้เนื่องจากระบบมีความละเอียดอ่อนสูง

E.D. Lemaire และคณะ [9] ได้ศึกษาสมดุลของร่างกายระหว่างการเดินของมนุษย์ด้วย F-Scan® System (Tekscan Inc.) อุปกรณ์ตรวจวัดแรงแบบไพโซรีซิสทีพ (piezoresistive type) ที่ออกแบบให้เซนเซอร์มีลักษณะเป็นแผ่นบางรูปรองเท้าสำหรับติดที่ใต้พื้นรองเท้ากีฬาเพื่อตรวจวัดแรงกดของเท้าทั้งสองข้างและมีสายข้อมูลโยงเข้าอุปกรณ์เก็บข้อมูลที่ติดกับเอวของผู้ใช้งาน บันทึกเป็นข้อมูลที่อัตราสุ่มข้อมูล 140 S/s ผลของการตรวจวัดสามารถอธิบายลักษณะของสมดุลของร่างกายที่เกิดขึ้นระหว่างการเดิน สำหรับคนปกติพบว่าการกระจายแรงกดของฝ่าเท้ามนุษย์จะมีการกดน้ำหนักอยู่บริเวณส้นเท้าและปลายเท้า มีสมดุลซ้าย-ขวา ใกล้เคียงกัน (50:50) งานวิจัยดังกล่าวมีข้อดีที่เป็นอุปกรณ์ขนาดเล็กพกพาง่ายจึงความสะดวกในการวัด สามารถใช้ในการวัดแรงกดของฝ่าเท้าได้ในทุกช่วงของการเดินหรือการวิ่งเพราะมีการจัดเรียงเซนเซอร์จำนวน 4 ตัวต่อ cm^2 ระบบดังกล่าวมีข้อเสียเพราะการวัดจำเป็นต้องสวมรองเท้าที่หุ้มส้นเท้า ทำให้มุมเคลื่อนไหวของเท้าขณะเดินไม่เป็นธรรมชาติ นอกจากนี้ระบบดังกล่าวสามารถเสียหายได้ง่ายจากแรงกระแทกและการใช้งานที่หนักเกินไป

S. Xu และคณะ [10] ได้ประดิษฐ์ระบบแพลตฟอร์มรับแรงขนาด 40×40 cm^2 โดยใช้เซนเซอร์แบบไพโซรีซิสทีพ (piezoresistive type) จำนวน 1600 ตัว มีจัดเรียงเซนเซอร์ 1 ตัวต่อ cm^2 ทำงานด้วยอัตราสุ่มข้อมูล 100 S/s เพื่อศึกษาจุดศูนย์กลางมวลขณะเดินของมนุษย์โดยตรวจวัดการเดินของนักกีฬาเพื่ออธิบายจุดศูนย์กลางแรงกดของฝ่าเท้าขณะเดิน จากการวิจัยพบว่าการเดินของมนุษย์จะมีจุดศูนย์กลางมวลอยู่ที่ช่วงฝ่าเท้าช่วงจมูกเท้าถึงส้นเท้า แต่ถ้าเท้ามีลักษณะที่ผิดปกติก็จะทำให้ตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวลที่เอียงออกไปทางด้านซ้ายหรือด้านขวา ระบบแพลตฟอร์มรับแรงนี้มีข้อดีที่มีพื้นที่ตรวจวัดแรงที่กว้างเพียงพอต่อการวัดการกดน้ำหนักของเท้ามนุษย์พร้อมกันทั้ง 2 ข้างแต่มีข้อเสียเกี่ยวกับการใช้งานส่วนแปลงแอนะลอกเป็นดิจิตอลที่ทำงานช้าเกินไปและยังพบปัญหาเกี่ยวกับการส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์เนื่องจากข้อมูลจากเซนเซอร์ทั้งหมดมีจำนวนมากที่ให้การส่งสัญญาณช้าลง

S.J. Chong และคณะ [7] ได้ประดิษฐ์ Precision smart force platform ขึ้นเพื่อใช้ในการศึกษาการเดินของมนุษย์ โดยใช้เซนเซอร์แบบไพโซรีซิสทีพ (piezoresistive type) รุ่น Flexi Force A201-100 (Tekscan Inc.) จำนวน 144 ตัว มีการจัดเรียงเซนเซอร์ 1 ตัวต่อตารางนิ้ว และสร้างระบบตรวจวัดแรงขนาด 45×50 cm^2 โดยใช้แผ่นอะคริลิกเป็นวัสดุสำหรับโครงสร้างแพลตฟอร์ม นอกจากนั้นยังแบ่งชุดทรานซ์ดิวเซอร์ออกเป็น 4 ส่วน ส่วนละ 6×6 (เซนเซอร์ 6 ตัวต่อมัลติเพล็กเซอร์ 1 ชุด) ในส่วนของโปรแกรมวิเคราะห์จะใช้โปรแกรม LabVIEW™ เพื่อความง่ายและสะดวกในการใช้งาน ระบบดังกล่าวมีข้อดีที่มีความเร็วเพียงพอที่สามารถบันทึกการกระจายน้ำหนักของเท้าทุกจังหวะได้และการใช้อุปกรณ์สำเร็จรูปอย่าง NI-DAQ อุปกรณ์แปลงแอนะลอกเป็นดิจิตอลที่มีอัตราการสุ่มข้อมูลที่ 100 S/s และเป็นผลิตภัณฑ์เฉพาะสำหรับโปรแกรม LabVIEW™ จึงไม่มีปัญหาเกี่ยวกับการส่งข้อมูล แต่มีข้อเสียคือชิ้นงานดังกล่าวไม่สามารถตรวจวัดการกดน้ำหนักโดยละเอียดได้เนื่องจากระยะห่างระหว่างทรานซ์ดิวเซอร์มีมาก นอกจากนี้ระบบดังกล่าวยังใช้อุปกรณ์สำเร็จรูปอย่าง NI-DAQ ในระบบดังกล่าวมีความละเอียดที่สูงเกินความจำเป็นและมีราคาสูง

K.G. Keegan และคณะ [4] ได้นำแพลตฟอร์มรับแรงแบบโหลดเซลล์ (load cell type) ไปประยุกต์ใช้วัดความสมดุลการยืนและการเดินของม้าเพื่อศึกษาลักษณะการกระจายน้ำหนักไปที่ขาหน้าของม้าร่วมกับการสังเกต (observation) การสั่นของหัวและหางม้าขณะเดินเพื่อใช้อธิบายการเดินของม้าที่มีอาการกะเผลก จากการศึกษาดังกล่าวพบว่าม้าที่มีอาการกะเผลกจะมีค่าเฉลี่ยการกระจายน้ำหนักไปที่ขาคู่หน้า (ซ้ายและขวา) ที่มากกว่าม้าปกติ 7-8% แสดงการกระจายน้ำหนักที่ผิดปกติของขาคู่หน้าของม้า งานวิจัยดังกล่าวมีข้อดีที่ระบบแพลตฟอร์มรับแรงมีขนาดใหญ่และทนทานต่อน้ำหนักกดที่มากแต่มีข้อเสียคือเป็นระบบแพลตฟอร์มที่ไม่มีการจัดเรียงเซนเซอร์เพื่อตรวจวัดรูปร่างการกระจายน้ำหนักของม้าและออกแบบเพื่อตรวจวัดเฉพาะน้ำหนักกดของเท้าหน้า

เท่านั้นจึงไม่สามารถแสดงภาพฝ่าเท้าของม้าได้ ทำให้ไม่ทราบข้อมูลเกี่ยวแสดงการกระจายน้ำหนักของเท้าหลังซึ่งอาจมีข้อมูลที่มีประโยชน์สำหรับการศึกษาการกดน้ำหนักของม้าในอนาคตได้

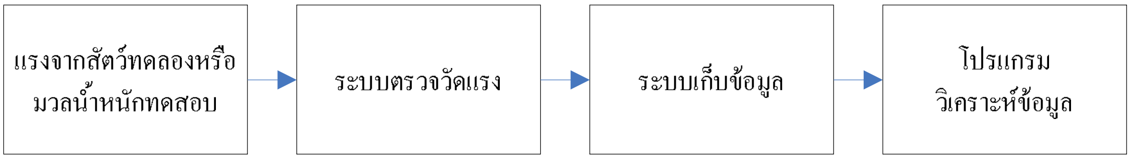
สรุปข้อมูลจากงานวิจัยที่ได้กล่าวมาทั้งหมด ระบบแพลตฟอร์มรับแรงจากทุกงานวิจัยมีความคล้ายกันในด้านการวัดน้ำหนักกดหรือแรงกดในแนวตั้งฉากกับพื้นจากการยืนและการเดิน ที่ระบบแพลตฟอร์มรับแรงสามารถแบ่งเป็นส่วนย่อยได้ 3 ส่วน คือ

1. ระบบตรวจวัดแรงกดที่ประกอบด้วยเซนเซอร์ตรวจวัดแรงกด (อาจมีจำนวนและการกระจายตัวแตกต่างกันขึ้นกับการใช้งาน)
2. ระบบเก็บข้อมูลที่มีใช้งานของอุปกรณ์ที่มีส่วนแปลงแอนะลอกเป็นดิจิตอลเพื่อแปลงสัญญาณทางไฟฟ้าที่ได้จากการตรวจวัดแปลงเป็นของค่าตัวเลขฐานสอง
3. โปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูลและแสดงผลบนคอมพิวเตอร์ โดนนำค่าตัวเลขฐานสองจากระบบเก็บข้อมูลไปวิเคราะห์เป็นค่าทางคณิตศาสตร์จากนั้นจึงแสดงผลการวิเคราะห์พร้อมบันทึกข้อมูล

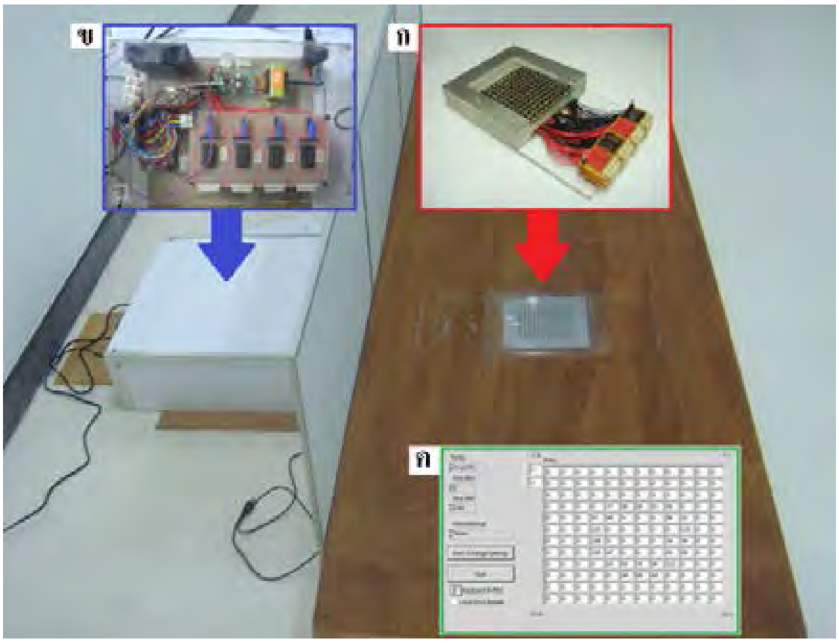
จากวิธีและขั้นตอนของงานวิจัยที่ได้จากการทบทวนวรรณกรรมดังกล่าวได้นำมาพัฒนาเป็นระบบแพลตฟอร์มรับแรงสำหรับตรวจวัดการยืนและการเดินของสุนัข โดยใช้เซนเซอร์แบบไพโซรีซิสทีพ (piezoresistive type) จัดเรียงเป็นพื้นที่เพื่อตรวจวัดการกระจายน้ำหนัก บันทึกการกระจายน้ำหนักด้วยระบบเก็บข้อมูลโดยอาศัยการทำงานของส่วนแปลงแอนะลอกเป็นดิจิตอลบนไมโครคอนโทลเลอร์ร่วมกันมัลติเพล็กเซอร์ จากนั้นจึงทดสอบระบบด้วยมวลมาตรฐานที่น้ำหนักต่าง ๆ เพื่อหาสมการเทียบมาตรฐานสำหรับวิเคราะห์ผลของข้อมูลที่ได้และแสดงผลบนหน้าจอคอมพิวเตอร์ โดยวิธีและขั้นตอนการพัฒนาแพลตฟอร์มรับแรงจะกล่าวต่อไปในบทที่ 3

บทที่ 3
ระบบแพลตฟอร์มรับแรงและการตรวจวัดแรงกด

ระบบแพลตฟอร์มรับแรง (force platform system) ที่ได้พัฒนาขึ้นเพื่อใช้ศึกษาการยืนและการเดินของสุนัขในงานวิจัยนี้ประกอบด้วยส่วนประกอบหลัก 3 ส่วน ได้แก่ ระบบตรวจวัดแรง (force sensing system) ระบบเก็บข้อมูล (data acquisition system) และ โปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูล (data analysis program) ดังแสดงใน รูปที่ 3.1 และ 3.2



รูปที่ 3.1 ผังลำดับงานของระบบแพลตฟอร์มรับแรง



รูปที่ 3.2 ภาพโดยรวมของระบบแพลตฟอร์มรับแรง (ก) ระบบตรวจวัดแรง
(ข) ระบบเก็บข้อมูล และ (ค) โปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูล

จากรูปที่ 3.1 และ 3.2 การตรวจวัดแรงกดของระบบจะเริ่มขึ้นเมื่อแรงกดจากสัตว์ทดลองหรือมวลทดสอบถูกกดลงบนระบบตรวจวัดแรง จะทำให้ระบบซึ่งประกอบไปด้วยทรานซ์ดิวเซอร์

ที่สามารถแปลงค่าแรงกดไปเป็นค่าความต้านทานไฟฟ้า ผลที่ได้จากระบบตรวจวัดแรงจะถูกนำไปแปลเป็นข้อมูลที่ระบบเก็บข้อมูล จากนั้นข้อมูลจะถูกส่งไปยังคอมพิวเตอร์ ซึ่งใช้โปรแกรมคอมพิวเตอร์ LabVIEW™ ที่พัฒนาขึ้นเป็นโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูล เพื่อวิเคราะห์ข้อมูลที่ได้เป็นค่าทางคณิตศาสตร์ จากนั้นจึงบันทึกข้อมูลที่ได้และแสดงผลที่ได้บนหน้าจอแสดงผล

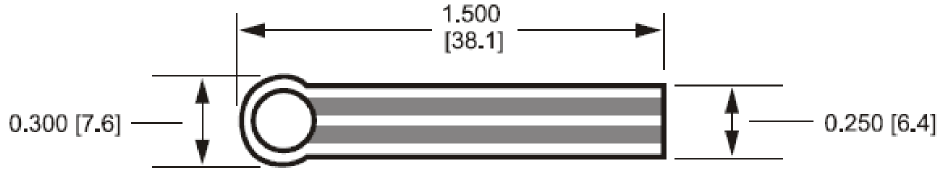
การจะนำระบบแพลตฟอร์มรับแรงไปใช้ในการวัดการกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าของสุนัข จำเป็นต้องมีการปรับพารามิเตอร์ต่าง ๆ ของระบบและเพื่อความเหมาะสมกับการนำไปใช้วัดการกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าของสุนัข จึงจำเป็นต้องมีการทดสอบอุปกรณ์ในทุกลำดับการทำงานของระบบซึ่งจะกล่าวในลำดับถัดไป

3.1 ระบบตรวจวัดแรง

ระบบตรวจวัดแรงเป็นส่วนของระบบแพลตฟอร์มรับแรงที่ใช้ตรวจวัดแรงที่เกิดขึ้นจากน้ำหนักและแรงกดของสัตว์ทดลองในขณะยืนหรือเดินเหยียบบนอุปกรณ์หรือจากน้ำหนักของมวลทดสอบ ออกแบบสำหรับวัดแรงกดของสุนัขขนาดน้ำหนักตัว 2-40 kg ระบบตรวจวัดแรงประกอบไปด้วยโครงสร้างรับแรงกดซึ่งมีทรานซดิวเซอร์ขนาดเล็กจำนวน 144 ตัว จัดเรียงอยู่ภายใน โดยจัดเรียงเป็นตารางขนาด 12×12 cm^2 (มีทรานซดิวเซอร์จำนวน 1 ตัวต่อ cm^2) โดยทรานซ์ดิว-เซอร์แต่ละตัวจะเชื่อมต่อเข้ากับแผงวงจรไฟฟ้าแล้วจึงนำมาเชื่อมต่อกับระบบเก็บข้อมูล

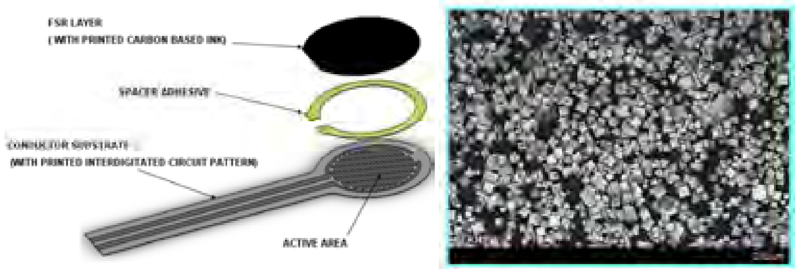
3.1.1 ทรานซดิวเซอร์

เอฟเอสอาร์ (FSR) เป็นอุปกรณ์ที่มีลักษณะเป็นแผ่นแบบหนาที่มีสมบัติในการเปลี่ยนแรงกดที่ผิวสัมผัสไปเป็นค่าความต้านทานทางไฟฟ้า ความต้านทานไฟฟ้าลดลงเมื่อมีแรงกดเพิ่มขึ้นที่ผิวสัมผัสเพิ่มขึ้น สามารถตอบสนองต่อแรงกดได้เร็ว มีขนาดเล็ก ทนต่อแรงสะเทือน และมีการเปลี่ยนแปลงจากผลของอุณหภูมิที่ต่ำ เอฟเอสอาร์ที่นำมาใช้งานคือ FSR-400 ซึ่งมีขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 6.4 mm ดังที่แสดงในรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 ภาพมุมบนของ FSR-400 [18]

โครงสร้างของอุปกรณ์ดังที่แสดงในรูปที่ 3.4 ประกอบด้วยแผ่นเมมเบรนสองแผ่นที่มีแหวนรอง (Spacer) แยกเมมเบรนทั้งสองออกจากกัน เมมเบรนแผ่นล่างจะประกอบด้วยชุดความต้านทาน 2 ชุดที่แยกออกจากกันทางไฟฟ้า (โดยแต่ละชุดจะมีตัวนำไฟฟ้าที่ยื่นออกมา เพื่อใช้ต่อเชื่อมกับระบบภายนอก) ส่วนเมมเบรนแผ่นบนจะเคลือบด้วยหมึกคาร์บอนของเอฟเอสอาร์ (FSR™ carbon-based ink) ที่มีสมบัติเป็นตัวนำไฟฟ้า และมีขนาดของเม็ดหมึกที่มีความหนาไม่เท่ากัน แรงกดเบา ๆ บนแผ่นเมมเบรนจะทำให้เม็ดหมึกที่หนาที่สุดสัมผัสกับแนวความต้านทานของเมมเบรนแผ่นล่าง แต่เมื่อกดด้วยแรงที่มากขึ้นจุดสัมผัสของเมมเบรนทั้งสองจะเพิ่มขึ้น ทำให้ตัวนำบนแผ่นไม่ทับเมมเบรนแผ่นล่างที่เดิมแยกจากกันทางไฟฟ้าสัมผัสกับหมึกคาร์บอนทำให้ความต้านทานทั้งสองชุดเกิดการเชื่อมต่อกันเกิดเป็นความต้านทานขึ้น ดังนั้นเมื่อมีแรงกดมากขึ้นส่วนที่สัมผัสกับหมึกคาร์บอนจะมากขึ้น ทำให้ค่าความต้านทานลดลง [18]



(ก) (ข)

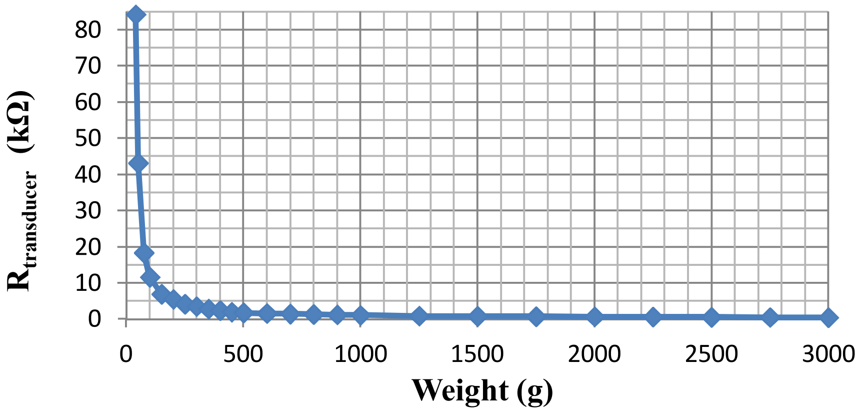
รูปที่ 3.4 (ก) โครงสร้างของ FSR และ (ข) หมึกคาร์บอนของ FSR (FSR™ carbon-based ink) [18]

ระบบตรวจวัดแรงประกอบด้วยเซนเซอร์ FSR-400 เรียงตัวเป็นตารางขนาด 12×12 cm^2 ทำหน้าที่ตรวจวัดแรงขนาดตั้งแต่ 40 g ถึง 3000 g FSR-400 นั้นมีความเร็วในการตอบสนองต่อแรงกดน้อยกว่า 3 μs เมื่อนำ FSR-400 ที่มีสมบัติความต้านทานลดลงตามแรงกดที่เพิ่มขึ้นมาประยุกต์ใช้กับระบบตรวจวัดแรง ก็สามารถใช้วัดแรงกดที่เกิดขึ้นได้โดยคิดจากค่าความต้านทานที่เปลี่ยนไปของ FSR-400

ในการทดสอบ FSR-400 นั้นจะใช้มวลมาตรฐานระดับ K-1 จำนวน 25 มวล ที่มีช่วงน้ำหนักที่ 40 g ถึง 3000 g วางบนหน้าสัมผัสของ FSR-400 เพื่อหาค่าความต้านทานที่เกิดขึ้นจากน้ำหนักของมวลมาตรฐาน โดยเริ่มวางมวลมาตรฐานที่ 40 g และเพิ่มขึ้นจนถึง 3000 g ทำซ้ำจำนวน 5 รอบ ได้ผลการทดสอบดังตารางที่ 3.1 และรูปที่ 3.5

ตารางที่ 3.1 ความต้านทานเฉลี่ยของ FSR-400 (kΩ) ที่น้ำหนักต่าง ๆ ของมวลมาตรฐานที่ใช้ทดสอบ (g)

น้ำหนักที่ใช้ทดสอบ (g)	ความต้านทานเฉลี่ยของ FSR-400 (kΩ)	S.D.
40	84.15	24.55
50	43.13	20.45
75	18.34	18.34
100	11.63	15.15
150	6.94	8.39
200	5.55	1.63
250	4.21	1.07
300	3.51	0.50
350	2.85	0.53
400	2.43	0.56
450	2.00	0.38
500	1.78	0.19
600	1.61	0.15
700	1.48	0.13
800	1.34	0.22
900	1.22	0.18
1000	1.12	0.12
1250	0.90	0.12
1500	0.79	0.11
1750	0.74	0.12
2000	0.69	0.13
2250	0.62	0.10
2500	0.56	0.06
2750	0.50	0.06
3000	0.46	0.06



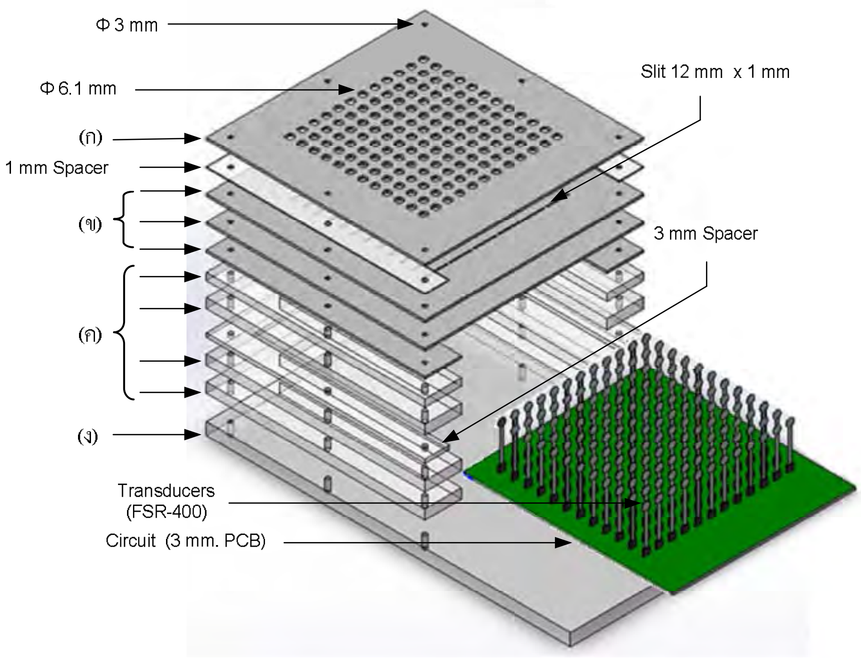
รูปที่ 3.5 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักที่ใช้ทดสอบ (g) กับความต้านทาน (kΩ)

จากผลการทดสอบด้วยมวลมาตรฐานดังที่แสดงในตารางที่ 3.1 และรูปที่ 3.5 พบว่าเมื่อใช้มวลมาตรฐานที่มีน้ำหนักมากขึ้นจะส่งผลให้ความต้านทานของ FSR-400 จะลดลง การวัดที่มีแรงกดน้อยกว่า 40-200 g จะมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานสูงประมาณ 1.63-24.55 kΩ น้ำหนักกดในช่วงประมาณ 250-3000 g การทำงานของทรานซ์ดิวเซอร์จะทำงานอยู่ในช่วงที่ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานต่ำคือประมาณ 0.06-1.07 kΩ ซึ่งจากค่าดังกล่าว จะกำหนดให้เป็นช่วงการวัดน้ำหนักที่เหมาะสมต่อการใช้งานของเซนเซอร์ ซึ่งจากจุดประสงค์ของการทดสอบซึ่งใช้สุนัขที่เข้าทดสอบที่มีช่วงน้ำหนักอยู่ที่ 2-40 kg งานวิจัยนี้จึงกำหนดให้น้ำหนักกดสูงสุดอยู่ที่ 3000 g ต่อ ทรานซ์ดิวเซอร์ 1 ตัว ซึ่งส่งผลให้ระบบการวัดนี้มีช่วงของความต้านทาน ($R_{transducer}$) ที่อยู่ 0.46-84.15 kΩ

3.1.2 โครงสร้างรับแรงกด

โครงสร้างรับแรงกดเป็นโครงสร้างที่ออกแบบมาเพื่อป้องกันความเสียหายซึ่งอาจเกิดขึ้นกับอุปกรณ์ภายใน โครงสร้างดังกล่าวประกอบไปด้วยวัสดุ 2 ชนิด ได้แก่ แผ่นอะคริลิก (acrylic) และ แผ่นเหล็กกล้าไร้สนิม (stainless steel) แผ่นเหล็กกล้าไร้สนิมนำมาใช้เพื่อป้องกันความเสียหายที่เกิดกับหน้าสัมผัสทรานซ์ดิวเซอร์และแผงวงจรไฟฟ้าภายในจากการรับน้ำหนักกดที่มากเกินไป ส่วนแผ่นอะคริลิกจะใช้เพื่อเป็นแผ่นคั่นระหว่างชั้นวางหน้าสัมผัสทรานซ์ดิวเซอร์และแผงวงจรไม่ให้เคลื่อนที่ออกจากกัน

โครงสร้างรับแรงกดแบ่งออกเป็น 4 ชั้นได้แก่ ชั้นฝาครอบ (top cover) ชั้นหน้าสัมผัสทรานซดิวเซอร์ (transducer layer) ชั้นแผงวงจรไฟฟ้า (circuit layer) และชั้นฐานรอง (base layer) ดังที่แสดงในรูปที่ 3.6 ชั้นฝาครอบใช้เหล็กกล้าไร้สนิมขนาด 18×18 cm^2 ความหนา 3 mm พื้นที่ตรงกลาง ขนาด 12×12 cm^2 ถูกเจาะรูขนาดเส้นผ่าศูนย์กลาง 6.1 mm ด้วยเลเซอร์ จำนวน 144 รู สำหรับใส่ปุ่มยางซิลิโคน โดยปุ่มยางซิลิโคนดังกล่าวจะช่วยป้องกันความเสียหายที่เกิดขึ้นระหว่างชั้นฝาครอบกับชั้นทรานซ์ดิวเซอร์ ชั้นฝาครอบกับชั้นทรานซ์ดิวเซอร์ถูกคั่นด้วยแผ่นอะคริลิกความหนา 1 mm ชั้นทรานซ์ดิวเซอร์ประกอบด้วยแผ่นเหล็กกล้าไร้สนิม 3 แผ่นซึ่งถูกตัดให้มีร่องเล็กขนาด 12×1 mm อยู่กลางแผ่นจำนวน 12 ช่องเพื่อสอดหน้าสัมผัสทรานซ์ดิวเซอร์มาไว้ด้านบนของชั้นทรานซ์ดิวเซอร์ ด้านล่างของทรานซ์ดิวเซอร์จะนำไปประกอบเข้ากับชั้นแผงวงจร ชั้นแผงวงจรประกอบด้วยส่วนของวงจรแบ่งแรงดันที่มีขนาด 1 cm^2 ต่อวงจร เรียงกันเป็นตารางขนาด 12×12 cm^2 ด้านล่างของชั้นแผงวงจรจะถูกคั่นด้วยแผ่นอะคริลิกความหนาชั้นละ 6 mm จำนวน 2 ชั้น เพื่อเป็นพื้นที่สำหรับบัดกรีสายตัวนำของอุปกรณ์เพื่อเชื่อมต่อเข้ากับระบบเก็บข้อมูล



รูปที่ 3.6 โครงสร้างรับแรงกด (ก) ชั้นฝาครอบ (ข) ชั้นหน้าสัมผัสทรานซดิวเซอร์ (ค) แผงวงจรไฟฟ้าและ (ง) ชั้นฐานรอง

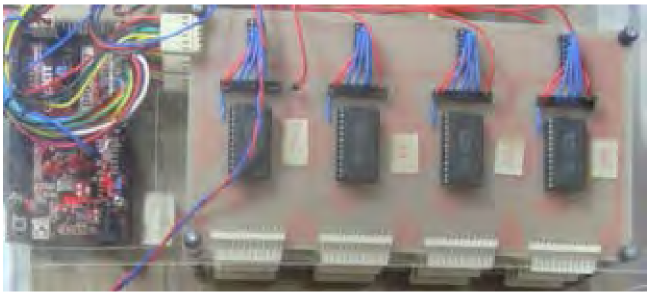
3.2 ระบบเก็บข้อมูล

ระบบเก็บข้อมูลเป็นระบบที่ใช้ในการประมวลสัญญาณทางไฟฟ้าที่ได้จากระบบตรวจวัดแรงแล้วแปลงผลของสัญญาณดังกล่าวเป็นค่าตัวเลข การใช้งานนั้นระบบเก็บข้อมูลจะถูกควบคุมด้วยการทำงานร่วมกันของมัลติเพล็กเซอร์ขนาด 16 bit (16-bits-multiplexer) จำนวน 12 ตัว ภายใต้การทำงานของไมโครคอนโทลเลอร์รุ่น PIC32MX795F512 Microchip® โดยออกแบบเพื่อใช้รวมสัญญาณที่เป็นแรงดันจากทั้งหมดจาก 144 ช่องสัญญาณให้เหลือ 12 ช่องสัญญาณ เพื่อลดจำนวนสายสัญญาณและสะดวกต่อการเชื่อมต่อกับไมโครคอนโทลเลอร์ ดังนั้นจึงกำหนดให้ไมโครคอนโทลเลอร์ควบคุมการทำงานของมัลติเพล็กเซอร์ขนาด 16 bit ด้วยวิธีส่งการนับค่าแอนะลอกเป็นเลขฐานสองจำนวน 4 หลักไปควบคุมการสับช่องสัญญาณของมัลติเพล็กเซอร์ เพื่อกำหนดการเปิดปิดช่องสัญญาณที่ต้องการ

3.2.1 มัลติเพล็กเซอร์แบบ 16 bit (16-bits Multiplexer)

มัลติเพล็กเซอร์เป็นอุปกรณ์ซึ่งเป็นตัวที่ทำหน้าที่เลือกช่องสัญญาณที่มีข้อมูลช่องหนึ่งจากหลาย ๆ ช่องสัญญาณมาเป็นอินพุตและต่อช่องสัญญาณที่มีข้อมูลนั้นเข้าเป็นสัญญาณเอาต์พุตเพียง

เอาต์พุตเดียว ซึ่งการเลือกช่องสัญญาณดังกล่าวเกิดจากการป้อนสัญญาณผ่านสายข้อมูล (select line) งานวิจัยนี้ใช้มัลติเพล็กเซอร์ชนิด CD4067BE, 16-bits multiplexer (ที่มีช่องเลือกสัญญาณจำนวน 4 ช่องสำหรับควบคุมการเปิดปิด 1 ถึง 16 ช่องสัญญาณ ในงานวิจัยนี้ออกแบบโดยใช้มัลติเพล็กเซอร์รุ่น CD4067BE จำนวน 12 ตัว ควบคุม 144 ช่องสัญญาณ ที่ต่อมาจากระบบตรวจวัดแรง (1 ตัว ควบคุม 12 ช่องสัญญาณ) นำมาประกอบเข้ากับแผงวงจรโดยออกแบบเป็น 3 แถว แถวละ 4 ตัว ดังรูปที่ 3.7



รูปที่ 3.7 CD4067BE 16-bits multiplexer จำนวน 12 ตัว (ซ้าย)
ต่อกับไมโครคอนโทลเลอร์ (ขวา)

จากรูปที่ 3.7 ช่องเลือกสัญญาณจำนวน 4 ช่อง จากทุกมัลติเพล็กเซอร์จะถูกควบคุมผ่านไมโครคอนโทลเลอร์เพื่อควบคุมการทำงานของช่องสัญญาณซึ่งจะกล่าวในส่วนถัดไป

3.2.2 ไมโครคอนโทลเลอร์ (Microcontroller)

ไมโครคอนโทลเลอร์ที่นำมาใช้ในงานวิจัยนี้เป็นไมโครคอนโทลเลอร์รุ่น PIC32MX795F512 Microchip® จาก ชุดอุปกรณ์ Arduino™ Chip Kit MAX32 ดังรูปที่ 3.8

รูปที่ 3.8 ชุดอุปกรณ์ Arduino™ Chip Kit MAX32

ไมโครคอนโทลเลอร์มีช่องแปลงแอนะลอกเป็นดิจิตอล 16 ช่อง ขนาด 10 bit โดยการใช้งานอุปกรณ์นี้มีการใช้งานหลักอยู่ 2 ลักษณะ คือ ใช้ป้อนสัญญาณแอนะลอก ตั้งแต่ 0000 ถึง 1011 ให้มัลติเพล็กเซอร์แบบ 16 bit เพื่อทำงานเป็นตัวเลือกสัญญาณแบบ 1 ต่อ 12 ช่องสัญญาณ (1-to-12 data selector) และทำหน้าที่เป็นอุปกรณ์แปลงแอนะลอกเป็นดิจิตอล (analog to digital converter) เพื่อให้เปลี่ยนค่าสัญญาณทางไฟฟ้าที่ได้รับเป็นตัวเลข (ตั้งแต่ 0-1023) โดยตัวเลขเหล่านั้นเกิดจากข้อมูลในเลขฐานสองซึ่งความละเอียดในการวัดสัญญาณสามารถคำนวณได้จากสมการที่ (3.1)

$$LSB = \frac{V}{2^n} \tag{3.1}$$

เมื่อ *LSB* ความละเอียดของฟังก์ชันแปลงแอนะลอกเป็นดิจิตอล (Less Significant Bits)

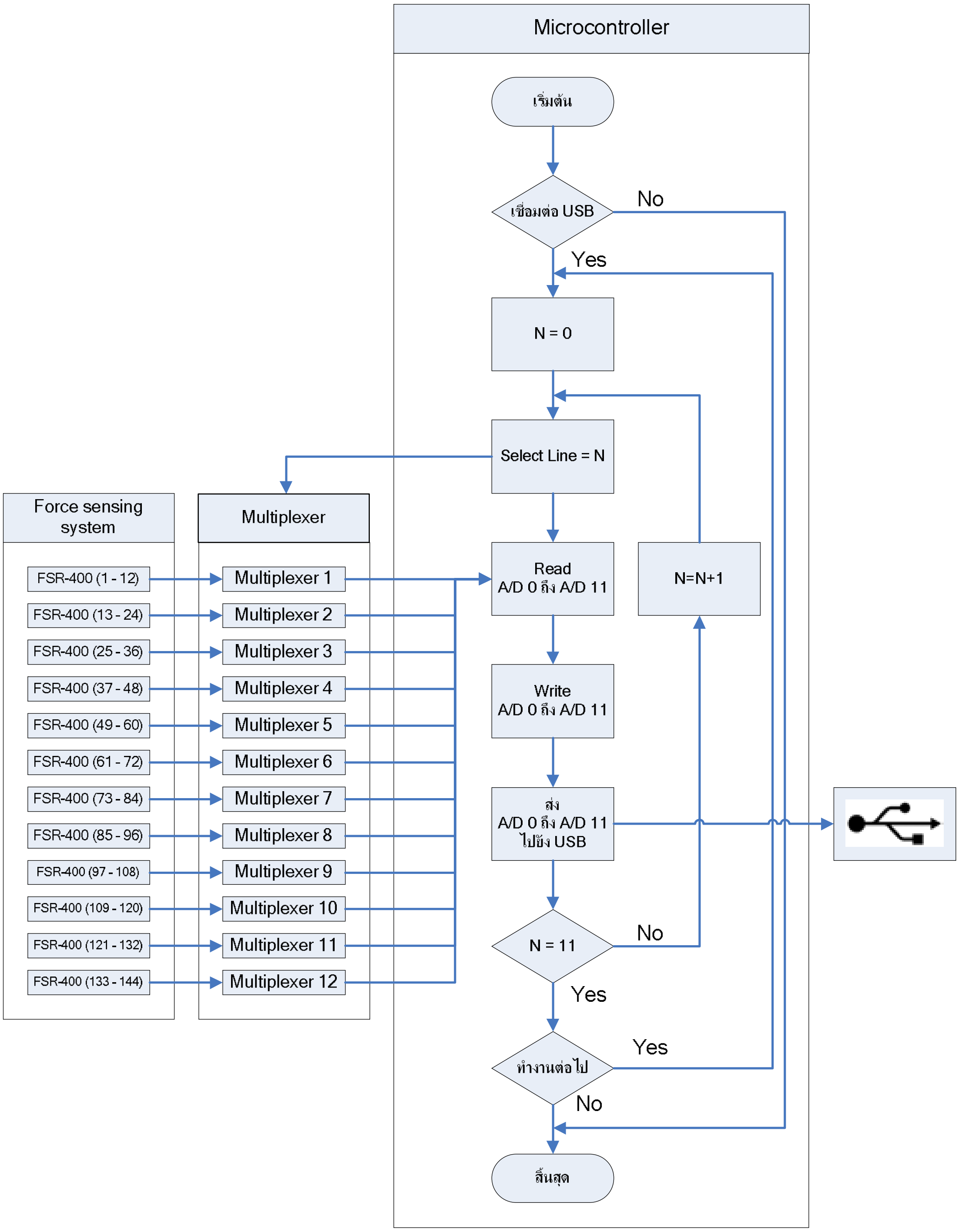
V แรงดันขับไมโครคอนโทลเลอร์ [v]

n จำนวนbitของฟังก์ชันแปลงแอนะลอกเป็นดิจิตอล [bit]

จากสมการที่ (3.8) ความละเอียดของการแปลงสัญญาณแอนะลอกเป็นดิจิตอลมีค่า 4.89 mV (ประมาณ 5 mV) ที่ความละเอียด 1024 ขั้น (2^{10} ขั้น) ซึ่งหลังจากประมวลสัญญาณดังกล่าวเป็นตัวเลขแล้ว จากนั้นไมโครคอนโทลเลอร์จะแปลงข้อมูลทั้งหมดจาก 144 ช่องสัญญาณ เป็นข้อมูล 1 ชุด (ซึ่งเป็นเมตริกซ์ขนาด 12×12) และจากนั้นไมโครคอนโทลเลอร์จะส่งข้อมูลผ่าน universal serial bus (USB) ไปยังคอมพิวเตอร์

3.2.3 การทำงานของระบบเก็บข้อมูล

ระบบเก็บข้อมูลเป็นระบบที่เชื่อมระหว่างระบบตรวจวัดแรงและโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูลเข้าด้วยกัน จึงเป็นระบบที่มีหน้าที่แปลงค่าของแรงกดที่ได้เป็นตัวเลขและจึงส่งไปยังคอมพิวเตอร์ผ่าน USB ports ที่มีโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูลด้วยอัตราสุ่มสัญญาณ ที่ 20 ชุดข้อมูล/s ระบบเก็บข้อมูลดังกล่าวอาศัยการทำงานร่วมกันของมัลติเพล็กเซอร์แบบ 16 bit (CD4067BE, Texas Instruments Inc.) จำนวน 12 ตัว และ ไมโครคอนโทลเลอร์ (PIC32MX795F512, Microchip® บนชุดอุปกรณ์ Chip Kit MAX32) การทำงานดังกล่าวสามารถอธิบายได้ด้วยผังการทำงานดังที่แสดงในรูปที่ 3.9



รูปที่ 3.9 แผงผังการทำงานของระบบเก็บข้อมูล

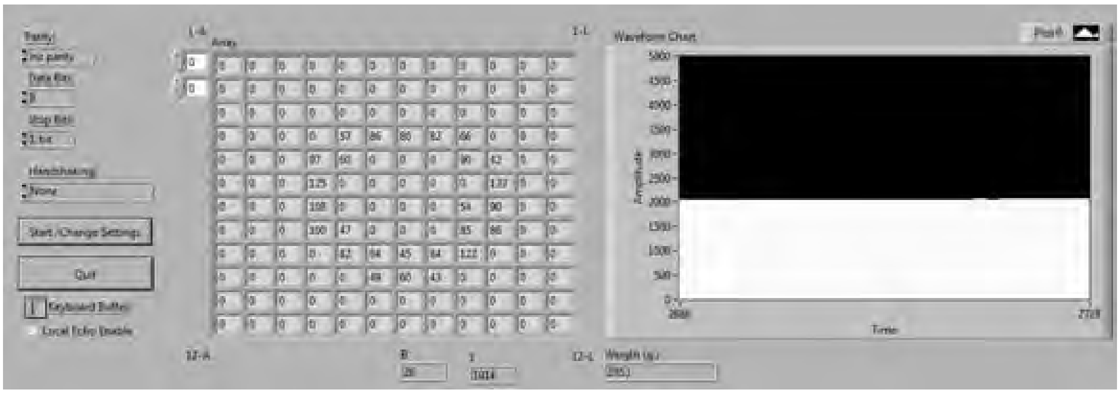
จากรูปที่ 3.9 ไมโครคอนโทลเลอร์บนแผงวงจร Chip-Kit MAX32 ทำงานควบคู่กับมัลติเพล็กเซอร์ ซึ่งจะเริ่มทำงานหากมีสถานะแสดงการเชื่อมต่อจาก USB Port โดยกำหนดตัวแปรควบคุม N = 0 ที่ select line ของมัลติเพล็กเซอร์ทั้ง 12 ตัวพร้อมกันเพื่อควบคุมให้มัลติเพล็กเซอร์

ทั้งหมดมีการทำงานแบบคู่ขนานและเริ่มต้นการทำงานของมัลติเพล็กเซอร์ที่ช่องสัญญาณแรก จากนั้นส่วนแปลงแอนะลอกเป็นดิจิตอล (ที่ A/D 0 ถึง A/D 11) ของไมโครคอนโทลเลอร์จะอ่านค่าสัญญาณทางไฟฟ้าผ่านช่องสัญญาณขาออกของมัลติเพล็กเซอร์ แล้วจึงแปลงเป็นค่า LSB (ที่อยู่ในช่วง 0-1023) แล้วจึงส่งข้อมูลตัวเลขดังกล่าวออกทาง USB Port จากนั้นจะเริ่มการทำงานซ้ำใหม่ด้วยค่าควบคุมที่ N = 11 เพื่อให้การทำงานที่ค่าควบคุม N < 11 กลับไปทำงานใหม่ในช่วง select line โดยทุกครั้งที่กลับไปทำงานใหม่จะให้ตัวแปร N เพิ่มค่าขึ้นทีละ 1 เพื่อเป็นการสั่งให้มัลติเพล็กเซอร์สับเปลี่ยนช่องสัญญาณขาเข้า จาก 0 ไป 1 และวนซ้ำไปจนถึง 11 เพื่อทำให้ส่วนแปลงแอนะลอกเป็นดิจิตอลอ่านแรงดันไฟฟ้าจากมัลติเพล็กเซอร์ครบทั้ง 12 ช่องสัญญาณในแต่ละตัว ซึ่งวิธีดังกล่าวทำให้ระบบเก็บข้อมูลสามารถอ่านค่าสัญญาณทางไฟฟ้าผ่านวงจรตรวจจับในระบบตรวจวัดแรงได้ครบทั้ง 144 วงจร จากเซนเซอร์ 144 ตัว

3.3 โปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูล

โปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูลเป็นโปรแกรมที่พัฒนาขึ้นเพื่อแสดงค่าการกระจายน้ำหนักบนระบบตรวจวัดแรงด้วย โปรแกรม LabVIEW™ เป็นส่วนที่นำข้อมูลที่ได้รับจากระบบเก็บข้อมูลมาประมวลผลเป็นค่าของตัวเลข จากนั้นนำไปจัดเรียงเป็นชุดข้อมูลที่ใช้สำหรับการแสดงผล

หลังจากข้อมูลถูกส่งผ่าน USB Port แล้วข้อมูลแรงกดที่เกิดขึ้นจะถูกนำไปแปลงเป็นเมตริกซ์ขนาด 12×12 ที่มีความเร็ว 20 ข้อมูล/s ซึ่งจากนี้ข้อมูลเมตริกซ์ดังกล่าวจะถูกนำไปคำนวณเป็นแรงที่เกิดขึ้นด้วยสมการเส้นโค้งเปรียบเทียบ (ซึ่งจะกล่าวต่อไปดังที่แสดงในสมการที่ 3.2-3.6) แล้วจึงนำไปแสดงผลในส่วนแสดงผลดังรูปที่ 3.10

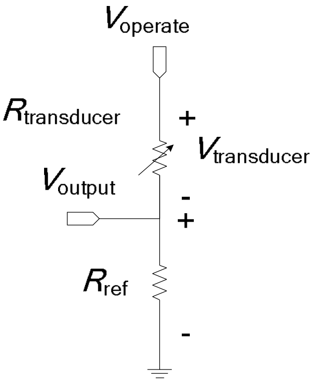


รูปที่ 3.10 ส่วนแสดงผลของโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูล

จากรูปที่ 3.10 โปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูลแบ่งการทำงานเป็น 2 ส่วน ส่วนที่หนึ่งเป็นหน้าแสดงผลของแรงที่เป็นเมตริกซ์ขนาด 12×12 ที่ความเร็ว 20 ชุดข้อมูล/s ในส่วนที่สองแสดงผลรวมของแรงที่เกิดขึ้นบนทรานซ์ดิวเซอร์ทั้ง 144 ตัว ซึ่งแสดงเป็นแรงแนวตั้งสูงสุด (peak vertical force) ข้อมูลทั้งหมดจะถูกบันทึกในลักษณะ text document file ซึ่งสะดวกในการนำไปวิเคราะห์ด้วยโปรแกรมจากซอฟต์แวร์อื่น

3.4 การปรับเทียบมวลมาตรฐาน

เนื่องจากแรงที่กดลงบนอุปกรณ์ ทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงความต้านทานของทรานซดิวเซอร์ ($R_{transducer}$) ในทางปฏิบัติ ความต้านทานดังกล่าวไม่สะดวกในการใช้งาน จึงจำเป็นต้องสร้างวงจรแบ่งแรงดัน (voltage divider) ที่ประกอบด้วยความต้านทานจากทรานซ์ดิวเซอร์ต่ออนุกรมกับความต้านทานอ้างอิงมีค่าคงที่ (R_{ref}) และป้อนแรงดันไฟฟ้า ($V_{operate}$) ขนาด 5 V ดังแสดงในรูปที่ 3.11 จากวงจรย่อยนี้จะได้แรงดันตกคร่อมที่ความต้านทานอ้างอิงหรือแรงดันเอาท์พุต (V_{output}) ซึ่งสามารถนำค่าแรงดันที่ได้นี้ไปใช้งานต่อไป

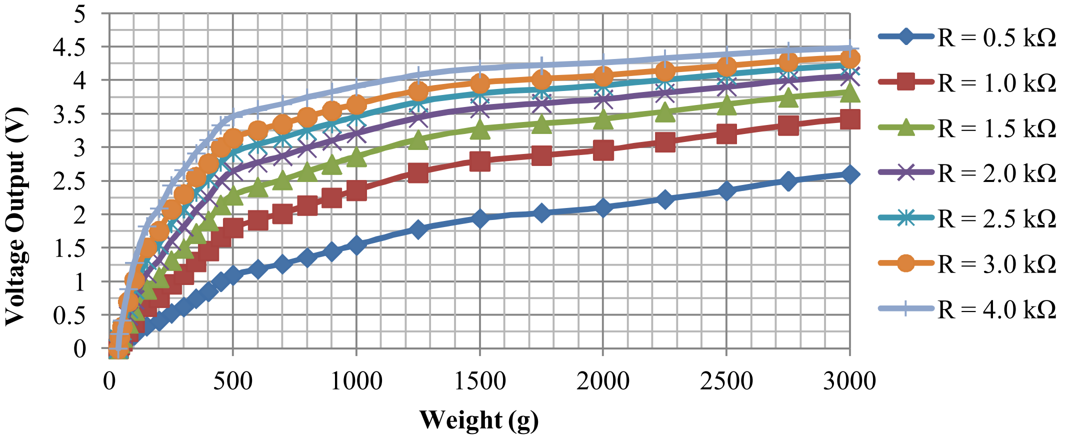


รูปที่ 3.11 วงจรสมมูลของทรานซ์ดิวเซอร์แต่ละชุดในระบบแพลตฟอร์มรับแรง

จากรูปที่ 3.11 เป็นวงจรสมมูลของวงจรแบ่งแรงดันเพื่อใช้ตรวจวัดแรงกดบนทรานซ์ดิวเซอร์ เมื่อเกิดความเปลี่ยนแปลงขึ้นที่ $R_{transducer}$ ที่จะทำให้แรงดันที่ตกคร่อมความต้านทานอ้างอิง (V_{ref}) เปลี่ยนแปลงไปด้วยดังสมการที่ 3.2

$$V_{Output} = V_{Operate} - V_{Transducer} \tag{3.2}$$

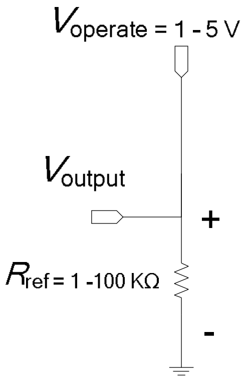
จากสมการที่ 3.1 ความต้านทาน ($R_{transducer}$) เป็นสมบัติความต้านทานไฟฟ้า ซึ่งในทางปฏิบัติไม่สามารถนำค่าเหล่านี้ไปใช้สำหรับตรวจวัดแรงกดได้ทันที จึงจำเป็นต้องสร้างวงจรแบ่งแรงดัน (voltage divider) และป้อนแรงดันไฟฟ้า 5 V ดังรูปที่ 3.11 ซึ่ง ความสัมพันธ์ของแรงดันแอนะลอกที่เราต้องการวัด (V_{output}) จะมีค่ามากหรือน้อยขึ้นอยู่กับความต้านทานอ้างอิง (R_{ref}) ที่นำไปใช้กับวงจร โดยการหาความต้านทาน (R_{ref}) ที่เหมาะสมที่สุดกับวงจรตรวจวัดแรงจะทดสอบด้วยการใช้ความต้านทาน 0.5 kΩ 1.0 kΩ 1.5 kΩ 2.0 kΩ 2.5 kΩ 3.0 kΩ และ 4.0 kΩ ต่อกับ FSR-400 ที่ถูกกดด้วยน้ำหนักในช่วง 40 g ถึง 3000 g ซึ่งได้ผลการทดสอบความสัมพันธ์แรงดันที่ตกคร่อมความต้านทานอ้างอิง (V_{output}) ที่น้ำหนักกดค่าต่าง ๆ ดังรูปที่ 3.12



รูปที่ 3.12 แรงดันที่ตกคร่อมความต้านทานอ้างอิง (V_{output}) เทียบกับน้ำหนักกดค่าต่าง ๆ

แรงดันที่ตกคร่อมความต้านทานอ้างอิง (V_{output}) จะส่งผลต่อ V_{output} สูงสุดซึ่งเป็นขอบเขตเต็มมาตราส่วนแสดงผล (full scale output) หากความต้านทานอ้างอิง (R_{ref}) มีค่ามาก จะส่งผลให้มาตราส่วนแสดงผลมีค่ามากตามไปด้วย แต่อย่างไรก็ตาม ความต้านทานอ้างอิง (R_{ref}) นั้นส่งผลต่อสัญญาณรบกวนเนื่องจากความต้านทานและตัวเก็บประจุภายในไมโครคอนโทลเลอร์ในช่องสัญญาณที่ใช้งานทำให้เกิด crosstalk ในช่องสัญญาณใกล้เคียงในลักษณะ offset

การทดสอบหา crosstalk ในช่องสัญญาณใกล้เคียงทดสอบโดยป้อนแรงดันทดสอบจากแหล่งกำเนิด ($V_{operate}$) ที่แรงดัน 1 V 2 V 3 V 4 V และ 5 V เข้าวงจรโดยไม่มี FSR-400 อนุกรมกับความต้านทานอ้างอิง (R_{ref}) เพื่อจำลองแรงดันที่ฟังก์ชันแปลงแอนะลอกเป็นดิจิตอลให้เสมือนวงจรทดลองอ่านค่า จากนั้นอ่านค่าแรงดันที่เกิดขึ้นในขาแปลงแอนะลอกเป็นดิจิตอลตำแหน่งใกล้เคียงโดยยึดหลักว่าแรงดัน offset ที่รบกวนในขา V_{output} ควรมีค่าไม่เกิน 5% ของค่าแรงดันทดสอบที่ป้อนเข้าวงจร ดังที่แสดงในรูปที่ 3.13 และตารางที่ 3.2



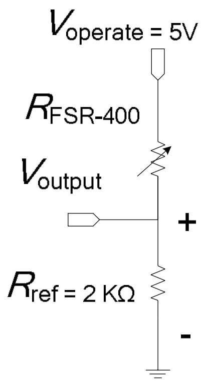
รูปที่ 3.13 วงจรทดสอบเพื่อหาการ Crosstalk ในช่องสัญญาณ

ตาราง 3.2 ผลการทดลองวงจรทดลองการเกิด Offset ในฟังก์ชันแปลงแอนะลอกเป็นดิจิตอล

R_{ref} (kΩ)	Offset ที่วัดได้จากการป้อนแรงดันทดสอบ (V)				
	ที่ 5 V	ที่ 4 V	ที่ 3 V	ที่ 2 V	ที่ 1 V
100	1.44	1.18	0.89	0.50	0.24
80	1.21	0.99	0.75	0.48	0.22
60	1.03	0.76	0.51	0.44	0.21
40	0.88	0.70	0.48	0.41	0.18
20	0.87	0.66	0.42	0.35	0.17
10	0.85	0.65	0.39	0.32	0.16
9	0.81	0.60	0.36	0.26	0.14
8	0.73	0.55	0.34	0.26	0.13
7	0.66	0.53	0.31	0.23	0.11
6	0.55	0.40	0.30	0.20	0.10
5	0.48	0.40	0.27	0.19	0.08
4	0.37	0.29	0.21	0.15	0.04
3	0.15	0.12	0.09	0.05	0.02
2	0.07	0.05	0.03	0.02	0.01
1	0.02	0.01	0.01	0	0

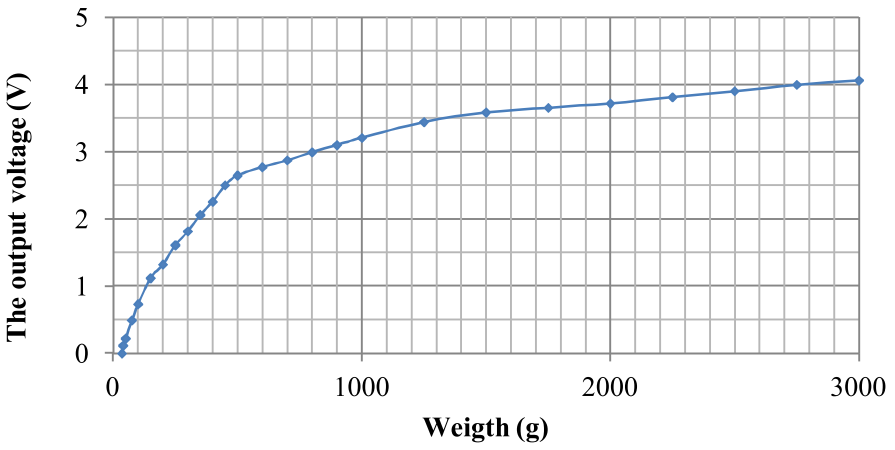
จากการทดลองที่แสดงในตารางที่ 3.2 พบว่าค่าความต้านทานที่เหมาะสมสำหรับการใช้งานนี้ คือ R_{ref} = 2 kΩ ในการใช้งานจริงจะมีช่วงแรงดันที่อ่านได้อยู่ที่ประมาณ 0 V ถึง 3 V ซึ่งมีสัญญาณ Offset ที่ต่ำกว่า 5% นอกจากนี้ที่แรงดัน 4 V ถึง 5 V แม้จะไม่มีการใช้งานจริงแต่สัญญาณ Offset ยังคงต่ำกว่า 5%

การทดสอบวงจรแบ่งแรงดันสำหรับการวัดแรงกดจึงถูกนำมาประยุกต์ โดยป้อนแรงดันไฟฟ้าขนาด 5 V ผ่าน FSR-400 ที่ต่ออนุกรมกับความต้านทางอ้างอิงที่ 2 kΩ (R_{ref}) ดังที่แสดงในรูปที่ 3.14



รูปที่ 3.14 วงจรวัดแรงกดของแต่ละชุดในระบบแพลตฟอร์มรับแรง

จากภาพที่ 3.14 เมื่อป้อนแรงดันไฟฟ้าจะส่งผลให้เกิดแรงกันตกคร่อมที่ V_{output} ที่มีความสัมพันธ์กับแรงกดที่เปลี่ยนไป นั่นคือ เมื่อไม่มีแรงกดมากระทำต่อ FSR-400 ความต้านทานที่ $R_{FSR-400}$ จะมีค่ามาก ($R_{FSR-400}$ > 10 MΩ) เมื่อเทียบกับ R_{ref} ส่งผลให้ V_{output} มีค่าเข้าใกล้ 0 V ในทางกลับกันเมื่อมีแรงกดจากมวลน้ำหนักมากระทำต่อ FSR-400 ขนาดตั้งแต่ 40 g ถึง 3000 g ความต้านทานที่ $R_{FSR-400}$ จะมีค่าน้อยลง ($R_{FSR-400} \approx$ 0.46-84.15 kΩ) เมื่อเทียบกับ R_{ref} ส่งผลให้ V_{output} มีค่าเพิ่มขึ้น จากผลดังกล่าวแสดงความสัมพันธ์ของแรงดัน V_{output} และมวลน้ำหนักบน FSR-400 จึงมีลักษณะดังรูปที่ 3.15



รูปที่ 3.15 ความสัมพันธ์ระหว่างมวลน้ำหนักที่กด (g) และแรงดัน V_{output} (V)

จากรูปที่ 3.15 ความสัมพันธ์ของแรงดัน V_{output} ต่อมวลน้ำหนักบน FSR-400 ดังกล่าว เกิดขึ้นที่แรงดันไฟฟ้าตั้งแต่ 0-5 V ซึ่งแปลงเป็น LSB (Less Significant Bits) ในช่วง 0-1023 บน ฟังก์ชันแปลงค่าแอนะลอกของไมโครคอนโทลเลอร์ เมื่อนำมาเรียบเรียงใหม่เป็นความสัมพันธ์เชิงเส้นสามารถแบ่งออกเป็น 5 ช่วงความสัมพันธ์ ดังแสดงในรูปที่ 3.16

สมการเส้นโค้งเปรียบเทียบช่วงของความสัมพันธ์ตามมวลที่กระทำต่อ FSR-400 สามารถแบ่งได้เป็น 5 ช่วงดังนี้:

1. ช่วงที่มวลน้อยกว่า 40 g, FSR-400 ไม่มีการตอบสนอง หรือ

$$LSB < 28: \qquad Weight(\mathrm{g}) = 0 \tag{3.3}$$

2. ช่วงที่มวล 40-250 g, ความสัมพันธ์ระหว่าง LSB ต่อมวลน้ำหนักบน FSR-400 มีลักษณะเชิงเส้นดังสมการที่ (3.4):

$$28 \le LSB < 229: \qquad Weight(\mathrm{g}) = 0.506(LSB) + 27.764 \tag{3.4}$$

3. ช่วงที่มวล 250-500 g, ความสัมพันธ์ระหว่าง LSB ต่อมวลน้ำหนักบน FSR-400 มีลักษณะเชิงเส้นดังสมการที่ (3.5):

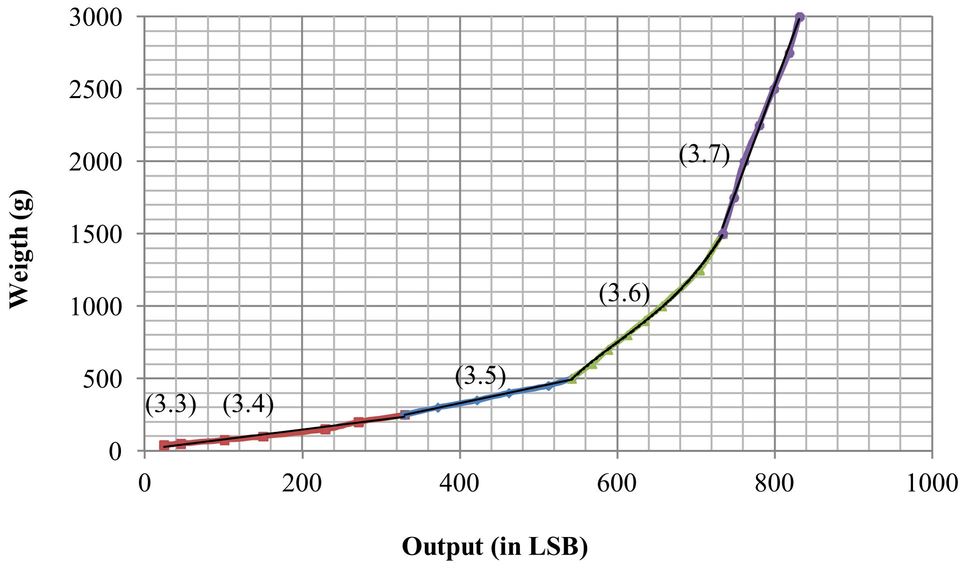
$$229 \le LSB < 542: \qquad Weight(\mathrm{g}) = 1.096(LSB) - 102.29 \tag{3.5}$$

4. ช่วงที่มวล 500-1500 g, ความสัมพันธ์ระหว่าง LSB ต่อมวลน้ำหนักบน FSR-400 มีลักษณะเป็นสมการโพลิโนเมียลอันดับที่ 3 ดังสมการที่ (3.6):

$$542 \le LSB < 734: Weight(\mathrm{g}) = 4.087 \times 10^{-6}(LSB)^3 - 1.70\times10^{-3}(LSB)^2 + 2.95(LSB) - 1228.43 \tag{3.6}$$

5. ช่วงที่มวล 1500 gขึ้นไป, ความสัมพันธ์ระหว่าง LSB ต่อมวลน้ำหนักบน FSR-400 มีลักษณะเชิงเส้นดังสมการที่ (3.7):

$$LSB < 734: \quad Weight(\mathrm{g}) = 14.86(LSB) - 8966.37 \tag{3.7}$$



รูปที่ 3.16 เส้นโค้งเปรียบเทียบ ของ FSR-400 ระหว่าง LSB กับมวลน้ำหนักบน FSR-400 ที่แบ่งเป็น 5 ช่วงความสัมพันธ์

ตารางที่ 3.3 ผลของเส้นโค้งเปรียบเทียบ ของ FSR-400 กับต่อมวลน้ำหนักบน FSR-400

น้ำหนักจริง (g)	Output (V)	SD (g)	Output (LSB)	น้ำหนักที่คำนวณได้จากโค้งเปรียบเทียบ FSR (g)	Error (%)
40	0.12	3.57	24	39.78	-0.55
50	0.22	10.89	45	50.70	1.41
75	0.49	18.24	101	78.65	4.88
100	0.73	15.61	150	103.70	3.71
150	1.12	17.92	229	143.59	-4.27
200	1.32	8.92	271	193.18	-3.41
250	1.61	9.23	330	257.46	2.99
300	1.81	20.53	372	303.19	1.07
350	2.06	10.93	422	357.74	2.21
400	2.26	19.52	462	401.84	0.46
450	2.50	12.87	512	456.48	1.44
500	2.65	15.43	542	488.85	-2.23
600	2.77	10.25	568	603.77	0.63
700	2.87	12.20	588	698.24	-0.25
800	2.99	6.83	613	817.21	2.15
900	3.10	11.02	635	928.43	3.16
1000	3.21	7.42	657	1043.08	4.31
1250	3.44	11.60	705	1312.55	5.00
1500	3.58	5.75	734	1487.89	-0.81
1750	3.65	6.79	748	1750.00	0.00
2000	3.72	6.83	761	1943.58	-2.82
2250	3.81	8.08	780	2228.36	-0.96
2500	3.90	9.69	799	2504.52	0.18
2750	4.00	7.49	818	2791.97	1.53
3000	4.06	9.81	831	2987.69	-0.41

จากตารางที่ 3.3 เมื่อเปรียบเทียบค่าน้ำหนักที่คำนวณได้จากโค้งเปรียบเทียบของ FSR กับมวลนำมาทดสอบด้วยสมการที่ (3.8)

$$\%\text{Error} = \left(\frac{\text{น้ำหนักจริง} - \text{น้ำหนักที่คำนวณได้}}{\text{น้ำหนักจริง}}\right) \times 100\% \tag{3.8}$$

พบว่ามีความผิดพลาดอยู่ในช่วงที่น้อยกกว่า 5% (%Error < 5%) โดยเส้นโค้งความสัมพันธ์ดังกล่าวจะถูกนำไปใช้ในส่วนโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูลเพื่ออ่านค่าของแรงที่ได้ต่อไป

3.5 การทดสอบการกระจายแรงกดด้วยมวลมาตรฐาน

ระบบแพลตฟอร์มรับแรงที่ถูกสร้างขึ้นเมื่อมีแรงกดที่ระบบตรวจวัดแรงจะได้รับข้อมูล 2 ส่วน คือ ข้อมูลภาพการกระจายน้ำหนักกดและข้อมูลแรงกดรวมของภาพการกระจายน้ำหนักกด การทดสอบโดยใช้มวลมาตรฐานที่มีรูปร่างแตกต่างกัน เพื่อทดสอบความแม่นยำในการระบุรูปร่างของสิ่งที่กดและการกระจายตัวของน้ำหนักที่กด จากนั้นจึงทดสอบการการกระจายน้ำหนักที่ฝ่าเท้าของสุนัข ทั้งในกรณีที่ยืนและเดินเพื่อแสดงการกระจายน้ำหนักที่ฝ่าเท้าของสุนัขและรูปร่างของฝ่าเท้าของสุนัขขณะยืนและเดิน

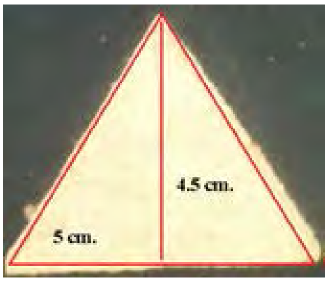
การทดสอบด้วยมวลมาตรฐานเป็นขั้นตอนที่มีความสำคัญก่อนนำไปวัดน้ำหนักกดของสุนัข ซึ่งการทดสอบนี้ใช้มวลน้ำหนักในมาตรฐาน K-1 ที่มีรูปร่างของฐานที่ต่างกัน 3 แบบ ได้แก่ ฐานรูปสามเหลี่ยม ฐานรูปวงกลม และฐานรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า ซึ่งทดสอบด้วยการวางน้ำหนักอยู่กับที่เป็นเวลา 5 s เป็นจำนวน 5 ครั้ง โดยทุก 0.05 s ข้อมูลจาก 144 เซนเซอร์จะถูกนำมาหาผลรวมและเมื่อครบ 5 s จะมีจำนวนข้อมูลผลรวมทั้งหมด 100 ข้อมูล ข้อมูลดังกล่าวจะถูกนำมาหาค่าเฉลี่ยเพื่อพิจารณาและหาเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาด (%Error) ของระบบแพลตฟอร์มรับแรง โดย %Error สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 3.9

$$\%\text{Error} = \frac{|\text{Weight(g)} - \text{Avg.total (g)}|}{\text{Weight(g)}} \times 100\% \tag{3.9}$$

โดย

%Error	=	เปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดของระบบแพลตฟอร์มรับแรง
Weight	=	น้ำหนักของมวลมาตรฐานที่กดลงบนแพลตฟอร์มรับแรง (g)
Avg.total	=	ค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่แพลตฟอร์มรับแรงอ่านได้ (g)

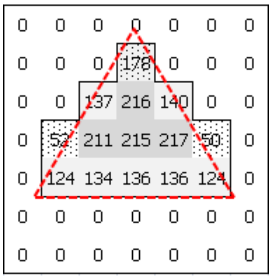
การทดสอบน้ำหนักมาตรฐานนี้ ค่าเฉลี่ยผลรวมของน้ำหนักจากที่อ่านได้จากแผนภาพการกระจายน้ำหนัก จากน้ำหนักมาตรฐานซึ่งมีฐาน รูปสามเหลี่ยม รูปวงกลมและรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้า ควรมีค่าใกล้เคียงกับน้ำหนักของมวลมาตรฐาน นอกจากนี้รูปของการกระจายน้ำหนักที่ได้ควรมีลักษณะที่ใกล้เคียงกับมวลมาตรฐานที่นำมาทดสอบ



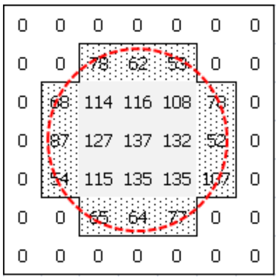
(ก)

(ข)

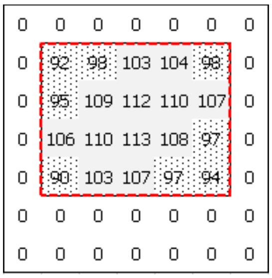
(ค)



(ง)



(จ)



(ฉ)

รูปที่ 3.17 ฐานมวลมาตรฐาน (ก) ฐานแบบสามเหลี่ยม (ข) ฐานแบบวงกลม (ค) ฐานแบบสี่เหลี่ยม และภาพการกระจายน้ำหนักมวลมาตรฐาน (ง) จากฐานรูปสามเหลี่ยม (จ) จากฐานรูปวงกลม (ฉ) จากฐานรูปสี่เหลี่ยม

เมื่อเปรียบเทียบรูปร่างของฐานของมวลมาตรฐานกับรูปร่างที่ระบบตรวจวัดแรงอ่านได้ พบว่ามีความใกล้เคียงกันดังที่แสดงในรูปที่ 3.17 แต่มีส่วนที่แตกต่างกันซึ่งอาจเกิดมาจากการวางรูปทรงนั้นเอียงออกจากตำแหน่งกึ่งกลางของเซนเซอร์ ทำให้ผลของการกระจายน้ำหนักกระจายไม่

เท่ากันแต่ เมื่อนำผลรวมของน้ำหนักจากมวลมาตรฐานที่ได้มารวมกันและเฉลี่ยจะพบว่าค่าเฉลี่ยของน้ำหนักมาตรฐานที่นำมาทดสอบจะมีค่าใกล้เคียงกับน้ำหนักจริงของมวลมาตรฐานดังแสดงในตารางที่ 3.4

ตารางที่ 3.4 ค่าเฉลี่ยของน้ำหนักมาตรฐานที่นำมาทดสอบ

รูปร่าง	น้ำหนัก (g)	น้ำหนักรวม (g)	SD (g)	Error (%)
สามเหลี่ยม	2000	2069	15.61	3.45
วงกลม	2000	1984	8.23	0.80
สี่เหลี่ยม	2000	2053	4.99	2.65

จากผลการทดสอบของมวลมาตรฐานดังที่แสดงในรูปที่ 3.17 และตารางที่ 3.4 พบว่าผลเฉลี่ยน้ำหนักรวมของมวลทั้งหมดที่ได้จากน้ำหนักมาตรฐาน ที่มีฐานรูปสามเหลี่ยม รูปวงกลมและรูปสี่เหลี่ยมผืนผ้ามีค่า 2,069 g 1,984 g และ 2,053 g ตามลำดับ ซึ่งเมื่อเทียบกับน้ำหนักมาตรฐาน 2,000 g พบว่ามี %Error อยู่ที่ 3.45% 0.80% และ 2.65% ตามลำดับ

เมื่อเปรียบเทียบรูปร่างการกระจายน้ำหนักที่ระบบแพลตฟอร์มรับแรงอ่านได้เทียบกับรูปร่างของฐานมาตรฐานจริงโดยอ้างอิงข้อมูลจากตารางที่ 3.3 รูปที่ 3.17 (ก) เปรียบเทียบกับ 3.17 (ง) จะมีการกระจายน้ำหนักคล้ายกับฐานของน้ำหนักมาตรฐาน ที่มีการกระจายน้ำหนักอยู่ในช่วง 50-217 g ในรูปที่ 3.17 (ข) เปรียบเทียบกับ 3.17 (จ) จะพบว่ารูปทรงนี้มีพื้นที่ฐานที่น้อยที่สุด จึงความใกล้เคียงกับรูปร่างของฐานของน้ำหนักมาตรฐานมากที่สุดถึงแม้ว่าการน้ำหนักจะเอียงไปทางด้านซ้ายเล็กน้อยก็ตาม มีการกระจายน้ำหนักภายในที่อยู่ในช่วง 52-137 g ส่วนรูปที่ 3.17 (ค) เปรียบเทียบกับ 3.17 (ฉ) จะพบว่าผลที่ได้เป็นรูปสี่เหลี่ยมเป็นรูปที่มีพื้นที่ฐานที่กว้างที่สุด มีการกระจายน้ำหนักภายในที่อยู่ในช่วง 90-120 g และรูปร่างการกระจายน้ำหนักมีความใกล้เคียงกับรูปร่างของฐานของมวลมาตรฐาน

ในการทดสอบลักษณะการกดของฝ่าเท้าสุนัขจะมีลักษณะใกล้เคียงกับรูปร่างของฐานของน้ำหนักมาตรฐานแบบวงกลมที่แสดงใน รูปที่ 3.17 (ข) มากที่สุด เนื่องจากสุนัขมีฝ่าเท้าที่นิ้วและอุ้งเท้าที่เป็นรูปร่างคล้ายวงกลมและตำแหน่งตุ่มเท้าที่ใกล้กัน ในการใช้งานจริงจะเลือกสุนัขนั้นมีฝ่าเท้าขนาดตั้งแต่ 3-80 cm^2 ในช่วงน้ำหนักตัว 2-40 kg ซึ่งจะเหมาะสมต่อการอ่านค่าของระบบตรวจวัดแรงนี้

บทที่ 4
การตรวจวัดและวิเคราะห์ยืนของสุนัข

4.1 บทนำ

การตรวจวัดและวิเคราะห์การยืนของสุนัขมีวัตถุประสงค์เพื่อหาข้อมูลการกระจายน้ำหนักของเท้าสุนัขทั้ง 4 เท้า โดยใช้ระบบแพลตฟอร์มรับแรง โดยจะนำข้อมูลการกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าและแรงกดสูงสุดที่ได้มาวิเคราะห์การกระจายน้ำหนักของสุนัขเพื่อทำฐานข้อมูลอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักกดของข้างซ้ายต่อข้างขวา (ซ้าย:ขวา) และอัตราส่วนค่าเฉลี่ยรวมของน้ำหนักกดของเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) แล้วจึงนำข้อมูลที่ได้ไปใช้วิเคราะห์ศึกษาลักษณะการยืนของสุนัข

4.2 วิธีการตรวจวัด

การตรวจวัดการยืนของสุนัขนี้ใช้แพลตฟอร์มรับแรงในการวัดแรงที่กดบนเท้าแต่ละข้างของสุนัขในขณะที่ยืน โดยมีขั้นตอนในการตรวจวัดดังนี้

1. เลือกสุนัขแบบสุ่ม (น้ำหนัก อายุ เพศ สายพันธุ์) ที่มีประวัติการตรวจจากโรงพยาบาลสัตว์เล็กจุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย จำนวนทั้งหมด 48 ตัว
2. นำสุนัขไปยืนบนแพลตฟอร์มรับแรงและบันทึกข้อมูลแรงกดเป็นเวลาอย่างน้อย 3 s ในการยืนแต่ละครั้งจะมีเท้า 1 เท้าที่กดบนแพลตฟอร์ม ทำซ้ำจนครบทั้ง 4 เท้า โดยจะบันทึกข้อมูลอย่างน้อย 3 ครั้ง ต่อเท้าแต่เลย
3. นำค่ายอดของแรงกด (peak vertical force) จากทั้ง 3 ครั้ง ไปหาค่าเฉลี่ยแล้วจึงนำค่าเฉลี่ยที่ได้จากเท้าแต่ละข้างนำมาใช้เป็นค่าน้ำหนักกดของฝ่าเท้าแต่ละเท้า
4. นำน้ำหนักกดของเท้าทั้ง 4 เท้า มารวมกันเป็นน้ำหนักตัวของสุนัขและเทียบกับน้ำหนักจริงของสุนัข คำนวณหา %Error โดยใช้สมการที่ 3.9 (ถ้า %Error > 5% ข้อมูลจะถูกคัดออก)
5. จากน้ำหนักกดของเท้าทั้ง 4 ข้างจะนำมาคำนวณเป็นอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) อัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าข้างซ้ายต่อเท้าข้างขวา (ซ้าย:ขวา) และเปอร์เซ็นต์ความ

แตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าซ้ายและเท้าขวา (%ความแตกต่างของเท้าซ้ายและเท้าขวา) ของเท้าแต่ละคู่

สุนัขทั้งหมดจะถูกแบ่งออกเป็น 3 ประเภทคือ สุนัขปกติ สุนัขที่มีความผิดปกติเกี่ยวกับการยืนและสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐาน โดยข้อมูลและประวัติสุนัขทั้งหมดจะถูกแสดงอยู่ในส่วนภาคผนวก ก.

4.3 ผลที่ได้จากการตรวจวัดการยืนของสุนัข

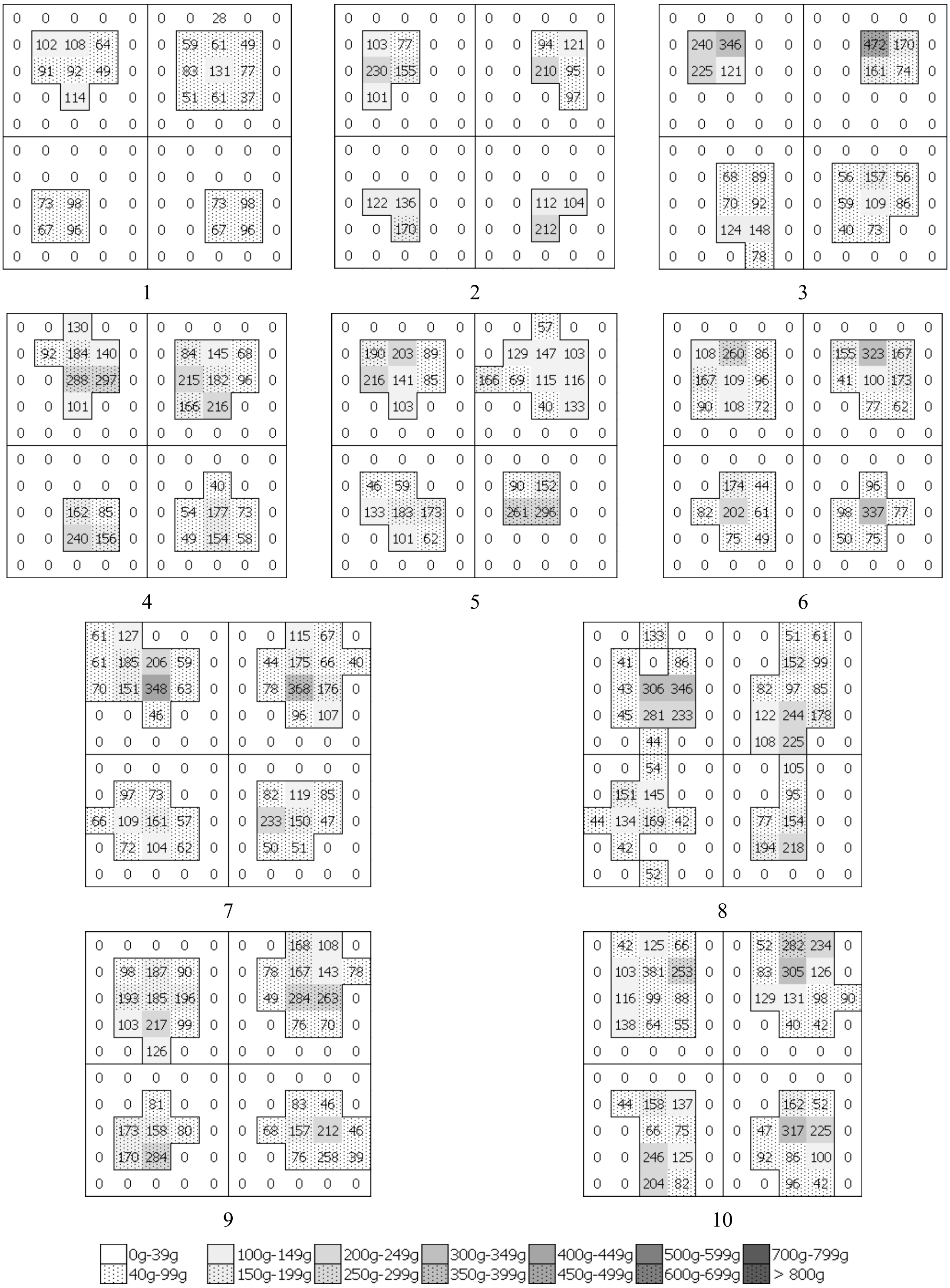
4.3.1 ผลการตรวจวัดสุนัขปกติ

จากการตรวจวัดการยืนของสุนัขปกติ (ไม่มีโรคความผิดปกติที่เกิดจากการยืนและน้ำหนักไม่เกิน) จำนวน 28 ตัว แบ่งเป็นสุนัขขนาดเล็กจำนวน 10 ตัว สุนัขขนาดกลางจำนวน 11 ตัว และสุนัขขนาดใหญ่จำนวน 7 ตัว ได้ผลของน้ำหนักที่กดลงบนแต่ละเท้าของสุนัขและได้คำนวณค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าซ้ายและเท้าขวา (%ความแตกต่างของเท้าซ้ายและเท้าขวา หรือ %Diff) ของเท้าแต่ละคู่ อัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) อัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายต่อเท้าคู่ขวา (คู่ซ้าย:คู่ขวา) ดังที่แสดงในตารางที่ 4.1 รูปที่ 4.1 4.2 และ 4.3 แสดงภาพการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนเท้าของสุนัขขนาดเล็ก ขนาดกลางและขนาดใหญ่ตามลำดับ

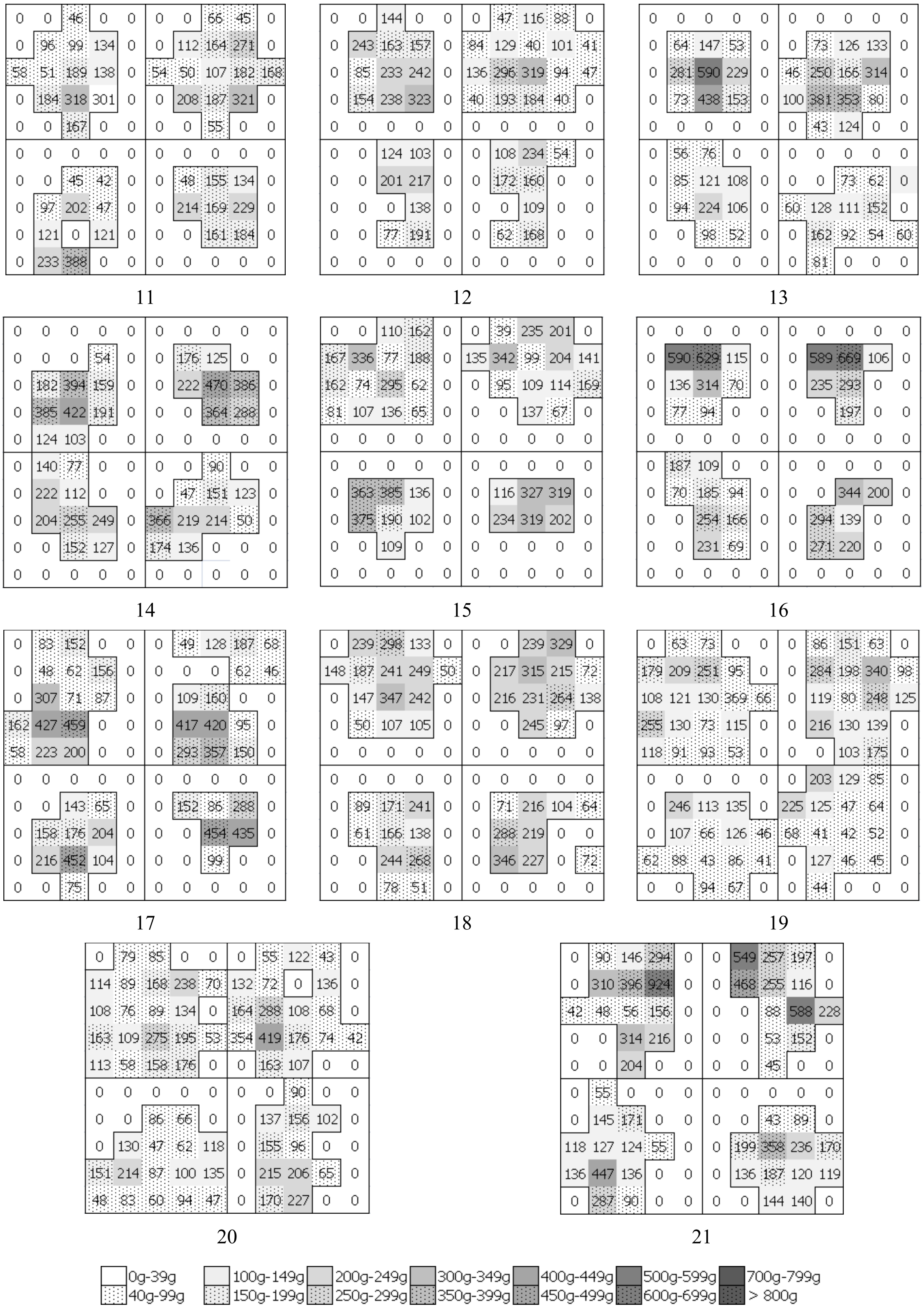
ตารางที่ 4.1 ข้อมูลการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนเท้าทุกเท้าของสุนัขปกติ

ลำดับที่	สายพันธุ์	น้ำหนักจริง (kg)	น้ำหนักกด (g)							อัตราส่วน	
			ซ้ายหน้า	ขวาหน้า	%Diff	ซ้ายหลัง	ขวาหลัง	%Diff	รวม	หน้า :หลัง	ซ้าย :ขวา
					สุนัขพันธุ์ขนาดเล็ก						
1.	ยอร์ค	1.9	630	593	6.0	323	339	4.8	1885	64.9:35.1	50.6:49.4
2.	ปอม	2	644	608	5.8	426	436	2.4	2114	59.2:40.8	50.6:49.4
3.	พุดเดิ้ล	3	936	870	7.3	655	674	1.8	3135	57.6:42.4	50.7:49.3
4.	ปอม	3.48	1201	1147	4.6	619	626	1.2	3593	65.3:34.7	50.7:49.3
5.	พุดเดิ้ล	3.5	1010	982	2.8	730	785	7.2	3507	56.8:43.2	49.6:50.4
6.	ปอม	3.8	1100	1082	1.6	697	733	5.0	3612	60.4:39.6	49.8:50.2
7.	ปอม	4.5	1383	1370	1.0	783	825	5.2	4361	63.1:36.9	49.7:50.3
8.	ผสม	4.85	1516	1494	1.4	822	832	1.2	4664	64.5:35.5	50.1:49.9
9.	ปอม	5.15	1454	1488	2.3	1001	971	3.0	4914	59.9.40.1	50.0:50.0
10.	พุดเดิ้ล	5.5	1531	1612	5.2	1183	1171	1.0	5497	57.2:43.8	49.4:50.6
	ค่าเฉลี่ย	3.76	-	-	3.8	-	-	3.4	-	60.9:39.1	50.1:49.9

ลำดับที่	สายพันธุ์	น้ำหนักจริง (kg)	น้ำหนักกด (g)							อัตราส่วน	
			ซ้ายหน้า	ขวาหน้า	%Diff	ซ้ายหลัง	ขวาหลัง	%Diff	รวม	หน้า :หลัง	ซ้าย :ขวา
สุนัขพันธุ์ขนาดกลาง											
11.	ผสม	6	1781	1914	7.2	1249	1292	3.4	6236	59.3:40.7	48.6:51.4
12.	พุดเดิ้ล	6	1902	1944	2.2	1053	1096	4.0	5995	64.2:35.8	49.3:50.7
13.	พุดเดิ้ล+ชิสุห์	6.52	1998	2132	6.4	1060	1068	0.8	6258	66.0:34.0	48.9:51.1
14.	ชิสุห์+พุเดิ้ล	6.75	2017	2050	1.6	1470	1547	5.2	7084	57.4:42.6	49.2:50.8
15.	พุดเดิ้ล	7	2071	2077	0.2	1559	1559	0.0	7266	57.1:42.9	50.0:50.0
16.	พุดเดิ้ล	7.3	2111	2078	1.6	1364	1462	7.0	7015	59.7:40.3	49.5:50.5
17.	เทอร์เรีย	8	2476	2488	0.4	1628	1517	7.0	8109	61.2:38.8	50.6:49.4
18.	ชิสุห์	8.3	2624	2583	1.6	1493	1593	6.4	8293	62.8:37.2	49.6:50.4
19.	พุดเดิ้ล	8.4	2521	2593	2.8	1325	1307	1.4	7746	66.0:34.0	49.7:50.3
20.	พุดเดิ้ล	8.4	2527	2559	1.2	1540	1580	2.6	8206	62.0:38.0	49.6:50.4
21.	ปั๊ก	9.6	3205	3013	6.2	1899	1942	2.2	10059	61.8:38.2	50.7:49.3
	ค่าเฉลี่ย	7.5	-	-	2.9	-	-	3.6	-	61.6:38.4	49.6:50.4
สุนัขพันธุ์ขนาดใหญ่											
22.	ไซบีเรียน	24	6685	6523	2.4	5118	5112	0.1	23438	56.4:43.6	50.4:49.6
23.	ไซบีเรียน	24.34	7365	7202	2.2	4944	4964	0.2	24475	59.5:40.5	50.3:49.7
24.	ลาบาดอร์	25	7601	7745	1.8	4056	4169	1.4	23571	65.1:34.9	49.5:50.5
25.	ไซบีเรียน	27	8353	8655	3.6	4664	4773	1.2	26445	64.3:35.7	49.2:50.8
26.	ไซบีเรียน	29	8363	8147	2.6	6171	6074	0.8	28755	57.4:42.6	50.5:49.5
27.	โกลเด้น	33.84	9932	10095	1.6	5896	6055	1.3	31978	62.6:37.4	49.5:50.5
28.	ลาบาดอร์	35.7	10114	10328	2.0	6431	6324	0.8	33197	61.6:38.4	49.8:50.2
	ค่าเฉลี่ย	28.4	-	-	2.4	-	-	1.6	-	61.0:39.0	49.9:50.1



รูปที่ 4.1 ภาพการกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้ง 4 เท้าที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขปกติลำดับที่ 1 ถึง 10 (สุนัขขนาดเล็ก)



รูปที่ 4.2 การกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้ง 4 เท้าที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขปกติลำดับที่ 11 ถึง 21 (สุนัขขนาดกลาง)

0	0	198	120	268	56	0	0	0	403	276	107	0	0
0	120	295	180	356	122	0	0	133	438	369	407	266	0
0	105	157	135	125	217	133	210	408	209	85	135	84	0
46	317	192	52	84	360	225	104	420	67	53	47	194	58
0	168	97	210	346	87	0	0	66	203	371	92	218	83
0	0	90	407	474	362	0	0	148	421	395	96	0	0
0	0	137	203	112	86	0	0	0	0	44	0	0	0
0	0	0	84	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	110	97	334	201	0	0	0	0	146	471	161	156	0
0	280	293	302	177	325	60	0	145	241	373	353	421	0
0	89	140	52	95	369	109	0	450	275	56	124	169	0
0	168	113	0	163	81	0	0	65	94	0	115	280	0
0	96	104	167	495	311	0	0	0	353	106	75	121	0
0	0	0	0	180	87	0	0	0	243	121	0	0	0

22

0	0	0	132	59	0	0	0	0	0	264	168	235	85	0	0
0	0	0	323	309	489	59	0	0	0	266	212	143	100	0	0
0	97	121	76	87	309	62	0	0	353	126	0	0	104	196	0
0	162	235	0	0	169	463	0	0	423	129	176	264	129	130	0
0	0	0	332	265	159	468	0	0	0	43	392	741	212	0	0
0	0	179	476	482	139	0	0	0	0	198	678	659	322	0	0
0	0	63	440	753	301	0	0	0	0	156	240	115	0	0	0
0	0	0	0	86	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	128	219	299	0	0	0	0	0	98	272	270	260	0	0
0	75	416	256	305	244	55	0	0	0	152	258	257	263	0	0
0	0	167	101	85	453	152	0	0	145	310	67	50	232	72	0
0	226	238	0	0	0	0	0	0	0	78	118	84	293	69	0
0	45	186	0	175	155	0	0	0	0	282	408	145	50	0	0
0	0	0	0	322	386	78	0	0	0	257	347	120	0	0	0
0	0	0	0	46	44	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

23

0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	68	0	0	0	0
0	0	0	138	156	162	0	0	0	0	118	381	294	194	0	0
0	0	146	439	537	515	58	0	0	228	156	325	351	392	40	0
0	52	112	309	388	403	113	0	218	369	110	67	164	228	60	0
0	291	163	0	79	396	408	0	44	179	141	75	101	347	235	0
0	319	121	138	204	434	420	0	0	68	275	275	240	621	232	0
0	0	58	278	204	136	0	0	0	103	283	340	86	81	0	0
0	0	0	160	115	0	0	0	0	0	105	110	37	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	129	131	106	0	0	0	0	0	0	325	227	272	0	0
0	86	356	198	295	88	0	0	0	0	104	460	290	362	47	0
0	85	190	105	103	355	85	0	0	0	297	149	112	173	246	0
0	108	137	57	53	131	0	0	0	0	101	64	41	143	358	0
0	52	119	137	206	59	0	0	0	0	0	67	127	104	83	0
0	0	0	167	337	125	0	0	0	0	0	0	45	0	0	0
0	0	0	62	98	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

24

0	114	228	163	205	0	0	0	0	237	202	298	42	0
65	395	644	451	603	70	0	0	133	829	442	495	235	0
176	354	273	130	242	309	0	115	340	253	138	329	534	0
156	524	176	101	130	508	68	199	785	141	85	236	369	0
0	0	147	417	251	68	0	0	78	88	467	448	0	0
0	0	177	632	374	0	0	0	0	101	408	439	129	0
0	0	96	109	0	0	0	0	0	0	70	80	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	166	344	296	86	0	0	0	0	73	186	0	0	0
0	203	275	350	254	52	0	0	91	355	429	370	154	0
0	116	101	113	320	242	0	0	236	186	198	405	155	0
0	445	250	0	114	110	0	0	55	0	49	345	221	0
0	172	104	80	104	0	0	0	0	76	113	727	141	0
0	0	0	256	127	0	0	0	47	102	0	47	0	0

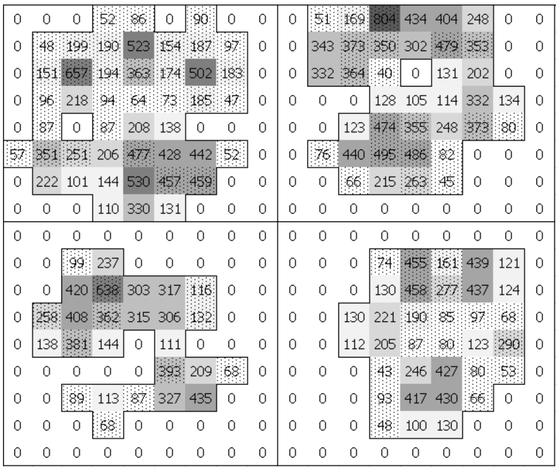
25

0	0	0	0	95	0	0	0	0	0	55	0	0	0	0	0
0	0	356	183	502	274	0	0	0	285	482	224	414	69	0	0
0	0	455	273	341	151	0	0	0	133	391	221	443	124	0	0
0	91	0	0	0	163	237	0	117	307	176	40	100	120	168	0
0	439	150	111	74	346	283	0	132	499	214	131	78	465	407	0
0	212	183	467	348	113	0	0	0	62	177	486	228	196	134	0
0	0	107	576	982	387	0	0	0	0	324	433	275	0	0	0
0	0	0	157	146	126	0	0	0	0	0	44	0	0	0	0
0	0	68	61	104	94	0	0	0	0	97	265	0	0	0	0
0	0	403	305	391	260	0	0	0	0	401	645	374	381	0	0
0	0	86	78	80	88	62	0	0	381	188	189	374	473	0	0
0	99	228	0	0	87	333	61	0	431	105	0	0	99	0	0
0	102	224	84	134	125	176	0	0	0	92	142	103	292	62	0
0	0	50	288	675	298	0	0	0	0	159	446	193	59	0	0
0	0	0	369	412	252	0	0	0	0	0	139	61	0	0	0
0	0	0	0	46	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

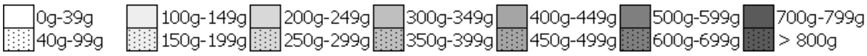
26

0	0	154	618	222	0	0	0	0	179	135	47	0	0
0	462	568	702	342	605	291	0	68	378	358	416	286	0
86	654	547	210	194	749	338	98	228	246	287	479	465	0
0	200	154	147	96	130	74	176	277	103	78	410	262	0
0	346	491	184	382	157	0	0	173	624	285	950	736	0
0	219	131	83	283	88	0	0	294	508	321	437	420	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	123	199	50	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	47	49	0	0	0
0	379	365	341	276	0	0	0	0	552	485	365	280	0
50	367	419	350	248	69	0	0	107	226	349	332	239	0
376	190	78	72	166	314	0	0	344	176	78	58	123	143
340	282	108	96	98	129	0	0	100	92	102	101	286	272
0	68	194	292	66	0	0	0	0	0	356	295	40	0
0	0	64	167	0	0	0	0	0	0	346	168	0	0

27



28



รูปที่ 4.3 การกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าทั้ง 4 เท้าที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขปกติลำดับที่ 22 ถึง 28 (สุนัขขนาดใหญ่)

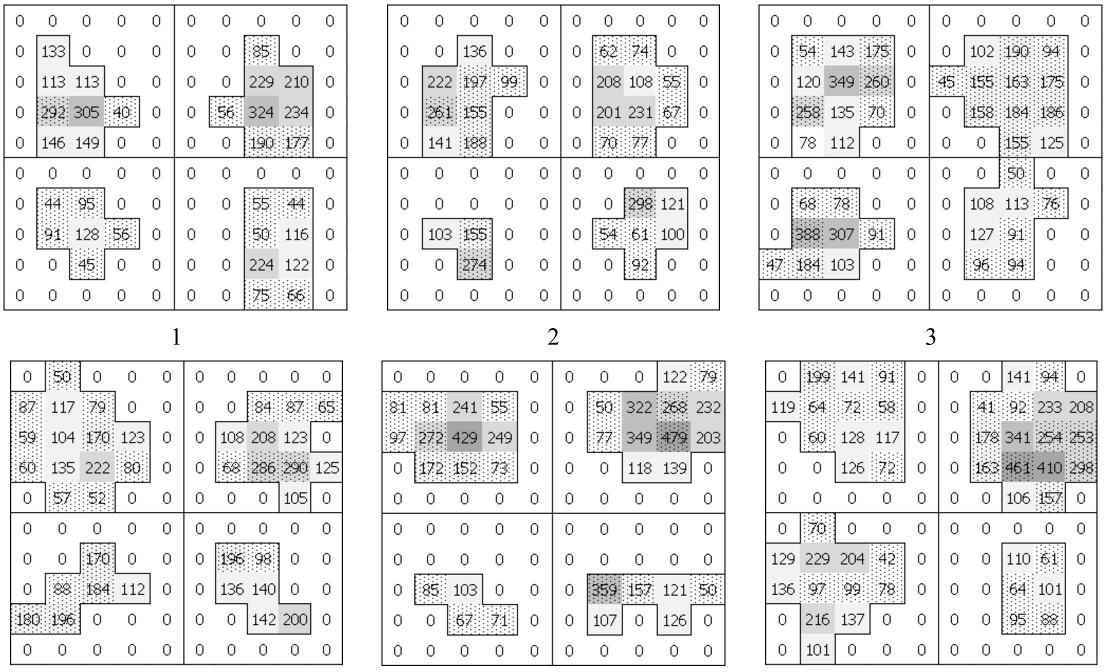
4.3.2 ผลการตรวจวัดสุนัขมีความผิดปกติในการยืน

จากการตรวจวัดการยืนของสุนัขที่มีโรคความผิดปกติที่เกี่ยวข้องกับการยืน จำนวน 12 ตัว แบ่งเป็นสุนัขที่เป็นโรคกล้ามเนื้อและกระดูกจำนวน 8 ตัว สุนัขที่ขามีอาการบาดเจ็บจำนวน 1 ตัว สุนัขที่เป็นโรคกล้ามเนื้อและกระดูกที่มีอาการบาดเจ็บจำนวน 1 ตัว และ สุนัขที่เป็นโรคกล้ามเนื้อและกระดูกที่มีน้ำหนักเกินจำนวน 2 ตัวได้ผลของน้ำหนักที่กดลงบนแต่ละเท้าของสุนัขและได้คำนวณค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าซ้ายและเท้าขวา (%Diff) ของเท้าแต่ละคู่ อัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) อัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายต่อเท้าคู่ขวา (คู่ซ้าย:คู่ขวา) ดังที่แสดงในตารางที่ 4.2 รูปที่ 4.4 แสดงภาพการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนเท้าของสุนัขที่ผิดปกติทั้งหมด 12 ตัว

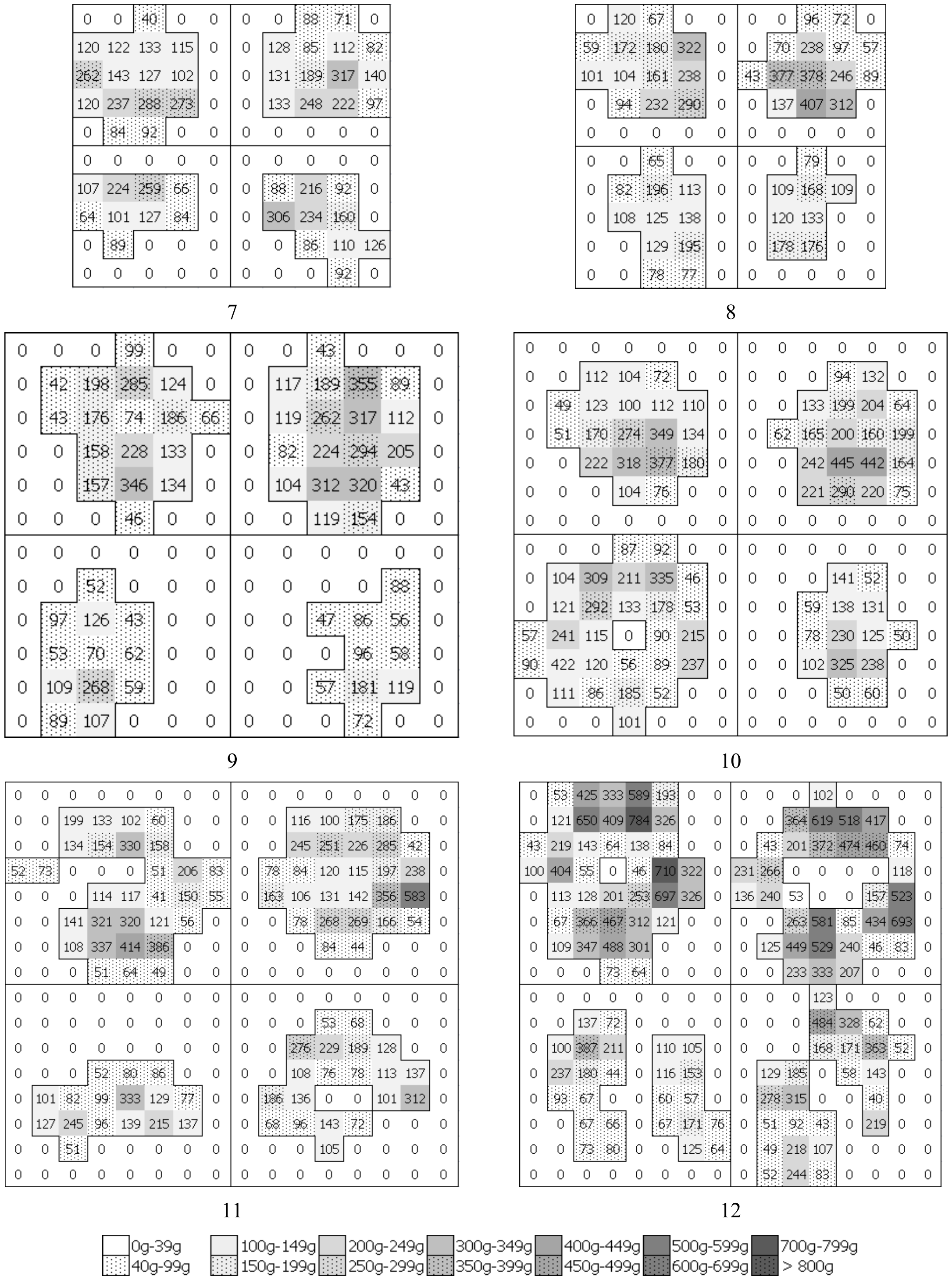
ตารางที่ 4.2 ข้อมูลการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนเท้าทุกเท้าของสุนัขที่มีความผิดปกติในการยืน

ลำดับที่	สายพันธุ์	น้ำหนักจริง (kg)	น้ำหนักกด (g)							อัตราส่วน	
			ซ้ายหน้า	ขวาหน้า	%Diff	ซ้ายหลัง	ขวาหลัง	%Diff	รวม	หน้า:หลัง	ซ้าย:ขวา
1.	ปอม(M)	3.8	1261	1502	18.4	458	755	49.0	3976	69.5:30.5	43.2:56.8
2.	ปอม(M)	4	1412	1136	21.6	538	687	24.4	3773	67.5:32.5	51.7:48.3
3.	พุดเดิ้ล(M)	5	1558	1627	4.4	1143	770	39.0	5098	62.5:37.5	53.0:47.0
4.	ชิสุห์(I)	5	1464	1561	6.4	908	991	8.8	4924	61.4:38.6	48.2:51.8
5.	ชิสุห์(M)	5.5	1912	2476	25.8	332	893	91.6	5613	78.2:21.8	40.0:60.0
6.	ปั๊ก(M)	7	1272	3450	92.2	1536	532	97.0	6790	69.5:30.5	41.4:58.6
7.	Papillion(M)(O)	7	2021	2279	12.0	1509	1231	20.2	7040	61.1:38.9	50.1:49.9
8.	ชิสุห์(M)	7.1	2066	2647	24.6	1194	916	26.4	6823	69.1:30.9	47.8:52.2
9.	ปั๊ก(M)	8	2366	3389	35.6	1089	871	22.2	7715	74.6:25.4	44.8:55.2
10.	ชิสุห์ผสม(M)(I)	13.1	3023	3713	20.4	4115	1793	78.6	12644	53.3:46.7	56.5:43.5
11.	บลูด๊อก(M)	15	4553	4984	9.0	2073	2940	34.6	14550	65.5:34.5	45.5:54.5
12.	โกลเด้น(M)(O)	31	11212	9592	15.6	4436	5387	19.4	30626	67.9:32.1	51.1:48.9
	ค่าเฉลี่ย	9.2	-	-	23.8	-	-	42.6	-	66.7:33.3	47.8:52.2

(M) = โรคกล้ามเนื้อและกระดูก (I) = มีอาการบาดเจ็บ (O) = น้ำหนักเกินและเป็นโรคอ้วน



1 2 3 4 5 6



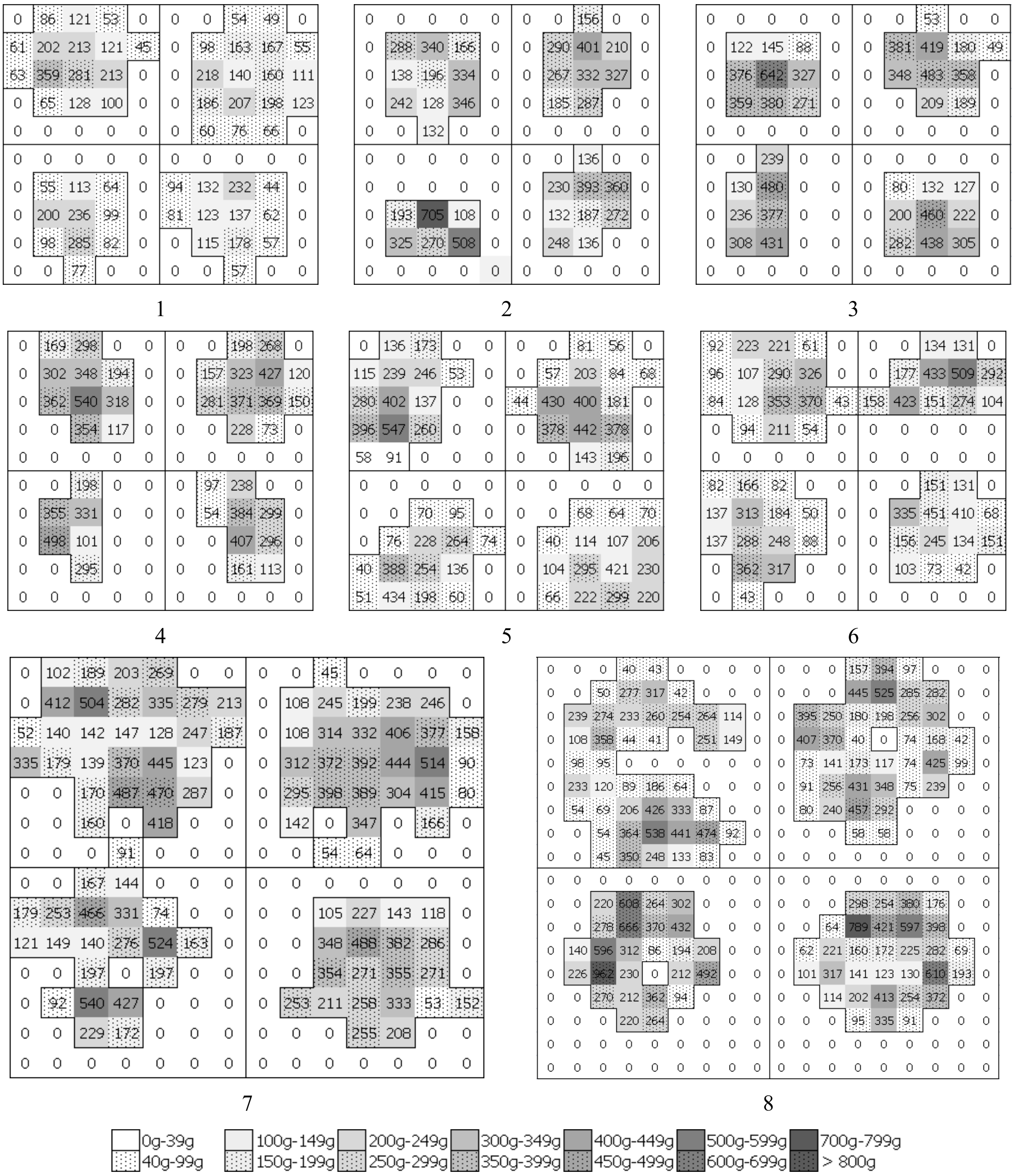
รูปที่ 4.4 ภาพการกระจายน้ำหนักฝ่าเท้าทั้ง 4 เท้าที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขที่มีความผิดปกติในการยืนลำดับที่ 1 ถึง 12

4.3.3 ผลการตรวจวัดสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐาน

จากการตรวจวัดการยืนของสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐาน จำนวน 8 ตัว ได้ผลของน้ำหนักที่กดลงบนแต่ละเท้าของสุนัขและได้คำนวณค่าเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าซ้ายและเท้าขวา (%Diff) ของเท้าแต่ละคู่ อัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) อัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายต่อเท้าคู่ขวา (คู่ซ้าย:คู่ขวา) ดังที่แสดงในตารางที่ 4.3 รูปที่ 4.5 แสดงภาพการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนเท้าของสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐานทั้งหมด 8 ตัว

ตารางที่ 4.3 ข้อมูลการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนเท้าทุกเท้าของสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐาน

ลำดับที่	สายพันธุ์	น้ำหนักจริง (kg)	น้ำหนักกด (g)							อัตราส่วน	
			ซ้ายหน้า	ขวาหน้า	%Diff	ซ้ายหลัง	ขวาหลัง	%Diff	รวม	หน้า:หลัง	ซ้าย:ขวา
1.	สปิร์ท	7.2	2106	2152	2.2	1330	1393	4.6	6981	61.0:39.0	49.2:50.8
2.	พุดเดิ้ล	9	2315	2435	5.0	2104	2067	1.8	8921	53.2:46.8	49.5:50.5
3.	ชิสุห์ผสม	10	2751	2699	2.0	2239	2202	1.6	9891	55.1:44.9	50.4:49.6
4.	ผสม	10	3102	2991	3.6	2109	2032	3.8	10234	59.5:40.5	50.9:49.1
5.	ชิสุห์	10.98	3144	3117	0.8	2323	2484	6.6	11068	56.6:43.4	49.4:50.6
6.	พุดเดิ้ล	11.04	2712	2765	2.0	2499	2439	2.4	10415	52.6:47.4	50.0:50.0
7.	บลูด๊อก	26	7446	7640	2.6	4727	4956	4.8	24769	60.9:39.1	49.1:50.9
8.	เยอรมันเชพเพิร์ด	35	8482	8588	1.2	8225	8070	2.0	33365	51.1:48.9	50.0:50.0
	ค่าเฉลี่ย	15.0	-	-	2.4	-	-	3.4	-	56.3:43.7	49.8:50.2



รูปที่ 4.5 ภาพการกระจายน้ำหนักฝ่าเท้าทั้ง 4 เท้าที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐาน ลำดับที่ 1 ถึง 8

4.4 การวิเคราะห์ผลที่ได้จากการตรวจวัด

4.4.1 การวิเคราะห์ผลที่ได้จากการตรวจวัดการยืนของสุนัขที่เป็นปกติ

จากการตรวจวัดกับสุนัขปกติจำนวน 28 ตัว (ตามประวัติสุขภาพ) โดยจัดสุนัขอยู่ในกลุ่มสุนัขขนาดเล็ก สุนัขขนาดกลาง และสุนัขขนาดใหญ่ เพื่อหาอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) นอกจากนี้ยังแยกเป็นอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายต่อเท้าคู่ขวา (ซ้าย:ขวา) และเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าซ้ายและเท้าขวา (%ความแตกต่างของเท้าซ้ายและเท้าขวา) ดังตารางที่ 4.4

ตารางที่ 4.4 ค่าเฉลี่ยของอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) และค่าเฉลี่ยของอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าซ้ายต่อเท้าขวา (ซ้าย:ขวา) ของสุนัขปกติจำนวน 28 ตัว แบ่งตามขนาดสายพันธุ์

กลุ่ม	คู่หน้า:คู่หลัง	ขาหน้า		ขาหลัง	
		ซ้าย:ขวา	%ความแตกต่าง	ซ้าย:ขวา	%ความแตกต่าง
สุนัขขนาดเล็ก จำนวน 10 ตัว ช่วงน้ำหนัก 2-7 kg ช่วงน้ำอายุ 2-12 ปี	60.9:39.1 (±3.3)	50.6:49.4 (±1.0)	3.8% (±2.2)	49.7:50.3 (±0.8)	3.4% (±2.1)
สุนัขขนาดกลาง จำนวน 11 ตัว ช่วงน้ำหนัก 7-20 kg ช่วงน้ำอายุ 6-10 ปี	61.6:38.4 (±3.1)	49.7:50.3 (±0.9)	2.9% (±2.5)	49.5:50.5 (±1.0)	3.6% (±2.0)
สุนัขขนาดใหญ่ จำนวน 7 ตัว ช่วงน้ำหนัก 20-35 kg ช่วงน้ำอายุ 2-9 ปี	61.0:39.0 (±3.4)	49.9:50.1 (±0.7)	2.4% (±0.6)	49.8:50.2 (±0.5)	1.6% (±1.0)

หมายเหตุ

คู่หน้า:คู่หลัง = อัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง

ซ้าย:ขวา = อัตราส่วนค่าเฉลี่ยรวมของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าข้างซ้ายต่อเท้าข้างขวา

%ความแตกต่าง = เปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าซ้ายและเท้าขวา

จากตารางที่ 4.4 ข้อมูลที่ได้จากการทดสอบนี้มีผลใกล้เคียงกับอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าและเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) ใกล้เคียงกับผลการศึกษาการเดินของสุนัขของ Gillette [2] และ Nunamaker และคณะ [6] กล่าวคือปกติสุนัขจะมีการกดน้ำหนักในขาหน้าประมาณ 60% และขาหลังประมาณ 40% มีอัตราส่วนค่าเฉลี่ยรวมของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าข้างซ้ายต่อเท้าข้างขวา (ซ้าย:ขวา) จะใกล้เคียงอัตราส่วน 50:50 ซึ่งจากการตรวจวัดกับสุนัขปกติพบการกดน้ำหนักไปที่เท้าหน้าเท่ากับ 61.2% และเท้าหลังเท่ากับ 38.8% และมีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานอยู่ที่ 3.1% มีอัตราส่วนค่าเฉลี่ยรวมของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าข้างซ้ายต่อเท้าข้างขวา (ซ้าย:ขวา) เท่ากับ 50.1:49.9 และมีเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายและเท้าคู่ขวาที่น้อยกว่า 7.3% (จากตารางที่ 4.1)

4.4.2 การวิเคราะห์ผลที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขที่มีความผิดปกติในการยืน

จากการตรวจวัดการยืนของสุนัขที่มีโรคความผิดปกติที่เกิดจากการยืนจำนวน 12 ตัว โดยเปรียบเทียบกับสุนัขปกติจำนวน 28 ตัว ค่าอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) อัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายต่อเท้าคู่ขวา (คู่ซ้าย:คู่ขวา) และเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าซ้ายและเท้าขวา (%ความแตกต่าง) ของสุนัขทั้ง 2 กลุ่มแสดงในตารางที่ 4.5

ตารางที่ 4.5 อัตราส่วนค่าเฉลี่ยรวมของน้ำหนักกดของเท้าสุนัขที่มีความผิดปกติเกี่ยวกับการยืนเทียบกับสุนัขปกติ

กลุ่ม	คู่หน้า:คู่หลัง	ขาหน้า		ขาหลัง	
		ซ้าย:ขวา	%ความแตกต่าง	ซ้าย:ขวา	%ความแตกต่าง
สุนัขที่ความผิดปกติในการเดิน จำนวน 12 ตัว ช่วงน้ำหนัก 3.8-31 kg ช่วงน้ำอายุ 2-12 ปี	66.7:33.3 (±6.6)	45.6:54.4 (±7.2)	23.8% (±23.3)	51.2:48.8 (±13.4)	42.6% (±30.1)
สุนัขปกติ จำนวน 28 ตัว ช่วงน้ำหนัก 2-28 kg ช่วงน้ำอายุ 2-12 ปี	61.2:38.8 (±3.1)	50.1:49.9 (±0.9)	3.1% (±2.1)	49.7:50.3 (±0.8)	3.0% (±2.1)

จากตารางที่ 4.5 สำหรับสุนัขที่ผิดปกติมีอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) ประมาณ 67:33 และอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายต่อเท้าคู่ขวา (คู่ซ้าย:คู่ขวา) ในช่วงประมาณ 27:73 ถึง 74:26 และมีเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายและเท้าคู่ขวาที่ในช่วง 4.4-97% มีค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) ที่ประมาณ 6.6% และค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานของอัตราส่วนค่าเฉลี่ยรวมของน้ำหนักกดของข้างซ้ายต่อข้างขวา (ซ้าย:ขวา) เป็น 7.2% ที่เท้าหน้าและ 13.4% ที่เท้าหลัง

สำหรับสุนัขที่มีความผิดปกติในการยืน (รูปที่ 4.4) สุนัขกว่าครึ่งจะมีการกระจายน้ำหนักที่เท้าซ้ายไม่สมดุลกับเท้าขวาและกระจายของแรงกดฝ่าเท้าของสุนัขแสดงถึงเท้าด้านใดด้านหนึ่งของสุนัขแบกน้ำหนักของร่างกายมากกว่าปกติซึ่งแสดงจากเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยรวมของน้ำหนักกดของเท้าข้างซ้ายและเท้าข้างขวาที่มากกว่า 10% ซึ่งอาจเป็นข้อสันนิษฐานว่าเกิดความผิดปกติเกี่ยวกับโรคข้อและกระดูกและอาจบ่งบอกถึงอาการบาดเจ็บที่ขาข้างนั้นได้

สุนัขที่มีความผิดปกติในการเดินส่วนมากในกลุ่มที่เป็นโรคกล้ามเนื้อและกระดูกจะมีอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) ประมาณ 68:32 (ขาคู่หน้ารับน้ำหนักเท่ากับ 68% ของน้ำหนักตัว และขาคู่หลังรับน้ำหนักเท่ากับ 32% ของน้ำหนักตัว) ซึ่งสอดคล้องกับความผิดปกติเกี่ยวกับโรคข้อและกระดูกที่เกิดขึ้นกับขาคู่หลัง ข้างใดข้างหนึ่งหรือทั้งสองข้าง ซึ่งนำไปสู่การถ่ายน้ำหนักไปที่ขาหน้าที่เพิ่มมากขึ้น

4.4.3 การวิเคราะห์ผลที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐาน

จากการตรวจวัดการยืนของสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐาน จำนวน 8 ตัว โดยเปรียบเทียบกับสุนัขปกติจำนวน 28 ตัว ค่าอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) อัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายต่อเท้าคู่ขวา (คู่ซ้าย:คู่ขวา) และเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าซ้ายและเท้าขวา (%ความแตกต่าง) ของสุนัขทั้ง 2 กลุ่มแสดงในตารางที่ 4.6

ตารางที่ 4.6 อัตราส่วนค่าเฉลี่ยรวมของน้ำหนักกดของเท้าสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐานเทียบกับสุนัขปกติ

กลุ่ม	คู่หน้า:คู่หลัง	ขาหน้า		ขาหลัง	
		ซ้าย:ขวา	%ความแตกต่าง	ซ้าย:ขวา	%ความแตกต่าง
สุนัขที่น้ำหนักเกินมาตรฐาน จำนวน 8 ตัว ช่วงน้ำหนัก 7-35 kg ช่วงน้ำอายุ 2-12 ปี	56.3:43.7 (±3.9)	49.7:50.3 (±0.7)	2.4% (±1.4)	49.9:50.1 (±1.0)	3.4% (±1.8)
สุนัขปกติ จำนวน 28 ตัว ช่วงน้ำหนัก 2-28 kg ช่วงน้ำอายุ 2-12 ปี	61.2:38.8 (±3.1)	50.1:49.9 (±0.9)	3.1% (±2.1)	49.7:50.3 (±0.8)	3.0% (±2.1)

จากตารางที่ 4.6 สุนัขที่ปกติจะมีอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) มีค่าเท่ากับ 61.2:38.8 (±3.3) ในทุกขนาดสายพันธุ์ แต่สำหรับสุนัขกลุ่มที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐานจะมีอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) มีค่าเท่ากับ 56.3:43.7 (±3.9) แสดงถึงการกดน้ำหนักไปที่ขาหลังของสุนัขในกลุ่มนี้จะมากกว่าสุนัขในกลุ่มปกติถึง ประมาณ 5% ของน้ำหนักตัวทำให้สุนัขกลุ่มนี้มีความเสี่ยงต่อโรคกล้ามเนื้อและกระดูกที่สูงกว่าปกติ (โดยเฉพาะขาคู่หลัง) ทั้งนี้อาจเกิดจากส่วนของน้ำหนักตัวที่เพิ่มขึ้นที่บริเวณลำตัวมีการถ่ายลงไปยังขาหลังมากกว่าไปที่ขาหน้า สำหรับอัตราส่วนค่าเฉลี่ยรวมของน้ำหนักกดของเท้าข้างซ้ายต่อเท้าข้างขวา (ซ้าย:ขวา) ของสุนัขที่น้ำหนักเกินมาตรฐานจะมีค่าใกล้เคียง 50:50 ซึ่งคล้ายกับสุนัขปกติ แสดงถึงการกระจายน้ำหนักที่สมดุลซ้าย-ขวาของสุนัขที่มีน้ำหนักเกิน

4.5 ข้อสรุปการตรวจวัดการยืนของสุนัข

จากการตรวจวัดการยืนของสุนัขสามารถสรุปเกี่ยวกับแรงกดของเท้าของสุนัขได้ดังนี้

สำหรับสุนัขที่ปกติ

1. มีการกระจายน้ำหนักตัวในกรณีการยืนที่มีความสมดุล ซ้าย-ขวา (ซ้าย:ขวา ≈ 50:50) และมี %ความแตกต่างเฉลี่ยประมาณ 3.1%

2. มีการกระจายน้ำหนักไปที่เท้าหน้าประมาณ 61% และที่เท้าหลังประมาณ 39% ซึ่งสอดคล้องกับข้อมูลจาก Gillette [2] และ Nunamaker และคณะ [6]

สำหรับสุนัขที่มีความผิดปกติในการยืน

1. มีการยืนที่ไม่สมดุล (ซ้าย:ขวา ประมาณ 27:73 ถึง 74:26) และมี %ความแตกต่างที่สูงกว่า 10% (มี %ความแตกต่างในช่วงตั้งแต่ 4.4-97%)
2. มีการกระจายน้ำหนักไปที่เท้าหน้าอยู่ที่ประมาณ 67% และที่เท้าหลังประมาณ 33% นั่นคือมีการกระจายน้ำหนักในขณะยืนไปที่เท้าหน้ามากกว่าปกติ (สันนิษฐานว่าเนื่องจากโรคกล้ามเนื้อและกระดูกเป็นความผิดปกติที่มักพบที่ขาหลังของสุนัขและสุนัขมักจะถ่ายน้ำหนักตัวไปที่เท้าหน้าเพิ่มมากขึ้นเพราะหลีกเลี่ยงความเจ็บปวดจากการกดน้ำหนักไปยังเท้าหลัง)

สำหรับสุนัขกลุ่มที่น้ำหนักเกินมาตรฐาน

1. มีการกระจายน้ำหนักตัวในกรณีการยืนที่มีความสมดุลซ้าย-ขวา (ซ้าย:ขวา ≈ 50:50) และมี %ความแตกต่างเฉลี่ยประมาณ 3.4%
2. มีการกระจายน้ำหนักในขณะยืนไปที่เท้าหลังมากกว่าปกติ โดยมีน้ำหนักกดที่เท้าหน้าประมาณ 56% และที่เท้าหลังประมาณ 44%

จากข้อความข้างต้นเป็นการสนับสนุนสมมุติฐานที่ว่าการกดน้ำหนักของเท้าสุนัขปกติมีอัตราส่วนน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายต่อเท้าคู่ขวาประมาณ 50:50 และอัตราส่วนน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลังประมาณ 60:40

สำหรับข้อมูลจากการตรวจวัดสุนัขที่มีความผิดปกติในการยืนได้สนับสนุนข้อสมมุติฐานที่ว่าสุนัขจะหลีกเลี่ยงการลงน้ำหนักไปที่ขาข้างที่เจ็บหรือเคลื่อนไหวไม่สะดวกเป็นผลให้แรงกดที่เท้าข้างนั้นน้อยลงและทำให้แรงกดมากขึ้นที่เท้าข้างอื่น แรงกดที่มากขึ้นเกิดจากการที่ต้องรับน้ำหนักแทนเท้าข้างที่บาดเจ็บหรือเคลื่อนไหวไม่สะดวก

สำหรับข้อมูลจากการตรวจวัดสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐานได้สนับสนุนข้อสมมุติฐานที่ว่าสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐานมีโอกาสเสี่ยงต่อการเกิดโรคกล้ามเนื้อและกระดูกได้มากกว่าสุนัขปกติเพราะสุนัขกลุ่มนี้มีการกระจายน้ำหนักไปยังขาหลังมากกว่าสุนัขกลุ่มปกติถึง 5% ของน้ำหนักตัว ทำให้กล้ามเนื้อและกระดูกของขาหลังรับน้ำหนักมากกว่าปกติซึ่งโดยเฉพาะขาคู่หลังที่รับน้ำหนักกดสูงกว่าปกติมักทำให้สุนัขกลุ่มนี้มีความเสี่ยงต่อโรคกล้ามเนื้อและกระดูก เช่น โรคข้อสะโพกอักเสบและโรคข้อสะโพกเสื่อม

นอกเหนือจากการตรวจวัดการยืนของสุนัขที่ได้แยกประเภทแล้ว ยังมีกรณีพิเศษ 2 กรณีที่สุนัขถูกระบุว่าว่าเป็นปกติ (ไม่เป็นโรคกล้ามเนื้อและกระดูก) โดยวิธีการตรวจด้วยการสังเกตโดยสัตวแพทย์ แต่เมื่อตรวจด้วยแพลตฟอร์มรับแรงแล้วกลับพบความผิดปกติของสุนัขทั้ง 2 กรณีนี้และได้รับการยืนยันความถูกต้องของผลการตรวจด้วยการตรวจแบบคลำโดยสัตวแพทย์ที่เชี่ยวชาญโดยได้แสดงข้อมูลการตรวจกรณีพิเศษทั้ง 2 กรณีในภาคผนวก ข.

บทที่ 5
การตรวจวัดและวิเคราะห์การเดินของสุนัข

5.1 บทนำ

การตรวจวัดและวิเคราะห์การเดินของสุนัขมีวัตถุประสงค์เพื่อเก็บข้อมูลแรงกดของเท้าสุนัขขณะกำลังเดิน โดยใช้ระบบแพลตฟอร์มรับแรงควบคู่ไปกับการใช้กล้องจับภาพสุนัขในขณะกำลังเดิน เพื่อนำข้อมูลการกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าและแรงกดสูงสุดในช่วงจังหวะการเดินต่าง ๆ ไปวิเคราะห์เพื่อศึกษาลักษณะการเดินของสุนัข

5.2 วิธีการตรวจวัดและวิเคราะห์การเดินของสุนัข

การตรวจและวิเคราะห์การเดินของสุนัขเป็นการใช้ระบบแพลตฟอร์มรับแรงตรวจวัดแรงกดที่เท้าของสุนัขในขณะเดิน (ที่อัตราสุ่มข้อมูล 20 ข้อมูล/s) จากนั้นจึงนำภาพการกระจายแรงกดที่ได้ไปวิเคราะห์ร่วมกับภาพที่บันทึกได้จากกล้องจับภาพ (ที่ความเร็ว 20 ภาพ/s) เพื่อศึกษาลักษณะการเดินของสุนัข โดยใช้สุนัขจำนวน 3 ตัว ที่มีจังหวะก้าวอยู่ที่ประมาณ 0.4 s ซึ่งวิธีการตรวจวัดมีดังนี้

1. เลือกสุนัข 3 ตัว จากกลุ่มสุนัขขนาดกลางที่มีความยาวลำตัวที่ใกล้เคียงกัน
2. นำสุนัขไปเดินบนแพลตฟอร์มรับแรง โดยให้สุนัขเดินเหยียบ (เท้าแต่ละข้าง) บนแพลตฟอร์มรับแรงอย่างน้อย 3 ครั้งต่อเท้าแต่ละข้าง พร้อมบันทึกภาพ การเดินของสุนัขด้วยกล้องจับภาพ
3. นำค่ายอดของแรงกด (peak vertical force) จากทั้ง 3 ครั้ง ไปหาค่าเฉลี่ยน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้าง
4. นำข้อมูลน้ำหนักกดของเท้าทั้ง 4 ข้าง ขณะเดินที่เวลาต่าง ๆ จะนำมาวิเคราะห์ โดยเทียบเป็น %ของน้ำหนักตัว
5. นำค่าอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายต่อเท้าคู่ขวา (คู่ซ้าย:คู่ขวา) และอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) จากข้อมูลการยืนของสุนัขทั้ง 3 ตัว นำมาเปรียบเทียบกับข้อมูลน้ำหนักกดที่คำนวณได้ในข้อ 4 เพื่อวิเคราะห์ความแตกต่างระหว่างการเดินและการยืน

การตรวจวัดนี้ใช้สุนัขปกติจำนวน 2 ตัว และสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐานจำนวน 1 ตัว ดังจะกล่าวในส่วนถัดไป

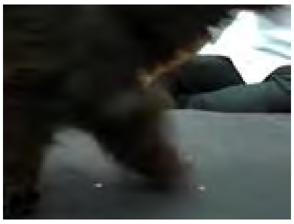
5.3 ผลที่ได้จากการตรวจวัดการเดินของสุนัข

จากข้อมูลการตรวจวัดการเดินของสุนัข 3 ตัวได้แก่ สุนัขพันธุ์พุดเดิ้ลน้ำหนัก 7 kg สุนัขพันธุ์ชิสุห์น้ำหนัก 6.75 kg จากกลุ่มสุนัขปกติและสุนัขพันธุ์ผสมน้ำหนัก 10 kg จากกลุ่มสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐาน ข้อมูลจากการตรวจวัดการเดินของสุนัข ได้แก่ ค่าเฉลี่ยน้ำหนักกดของเท้าทั้ง 4 ข้าง และข้อมูลการยืน ได้แก่ อัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) อัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายต่อเท้าคู่ขวา (คู่ซ้าย:คู่ขวา) ของสุนัขทั้ง 3 ตัว ดังแสดงในตารางที่ 5.1 5.2 และ 5.3 ตามลำดับ และข้อมูลการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนเท้าของสุนัขทั้ง 4 ข้าง ขณะเดินที่บันทึกในช่วงเวลาที่ 0-0.40 s (เฉพาะจังหวะที่เท้ามีการกดน้ำหนักเท่านั้น) แสดงในรูปที่ 5.1 5.2 และ 5.3 ตามลำดับ

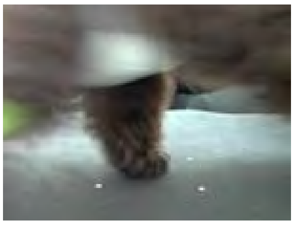
ตารางที่ 5.1 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาต่อน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างในขณะเดินและข้อมูลของน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างของสุนัขในขณะยืนของสุนัขพันธุ์พุดเดิ้ลน้ำหนัก 7 kg

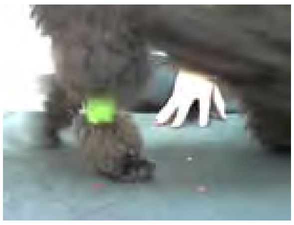
เวลา (s)	**น้ำหนักกด (g)**							
	ซ้ายหน้า	%เทียบน้ำหนักตัว	ขวาหน้า	%เทียบน้ำหนักตัว	ซ้ายหลัง	%เทียบน้ำหนักตัว	ขวาหลัง	%เทียบน้ำหนักตัว
0.00	0	0%$^{(IV)}$	0	0%$^{(IV)}$	0	0%$^{(IV)}$	0	0%$^{(IV)}$
0.05	577	8.2%$^{(I)}$	585	8.4%$^{(I)}$	646	9.2%$^{(I)}$	577	8.2%$^{(I)}$
0.10	3531	50.4%$^{(II)}$	3494	50.0%$^{(II)}$	2133	30.5%$^{(II)}$	1985	28.4%$^{(II)}$
0.15	3089	44.1%$^{(II)}$	2868	41.0%$^{(II)}$	1748	25.0%$^{(II)}$	1992	28.6%$^{(II)}$
0.20	1822	26.0%$^{(III)}$	1894	27.0%$^{(III)}$	1271	18.2%$^{(III)}$	1358	19.4%$^{(III)}$
0.25	1253	17.9%$^{(III)}$	1273	18.2%$^{(III)}$	51	0.8%$^{(III)}$	72	1.0%$^{(III)}$
0.30	0	0%$^{(IV)}$	0	0%$^{(IV)}$	0	0%$^{(IV)}$	0	0%$^{(IV)}$
0.35	0	0%$^{(IV)}$	0	0%$^{(IV)}$	0	0%$^{(IV)}$	0	0%$^{(IV)}$
0.40	0	0%$^{(IV)}$	0	0%$^{(IV)}$	0	0%$^{(IV)}$	0	0%$^{(IV)}$
ข้อมูลการยืน	2071	29.6%	2077	29.6%	1559	22.2%	1559	22.2%
(Error = 3.6%)	**หน้า:หลัง**	57.1:42.9	**ซ้าย:ขวา**	50.0:50.0				

$^{(I)}$ = support phase, $^{(II)}$ = thrust phase, $^{(III)}$ = lift phase, $^{(IV)}$ = swing phase



ช่วง	วินาทีที่ (s)	ซ้ายหน้า		ขวาหน้า	
		ภาพการกระจายน้ำหนัก	น้ำหนักกด (g)	ภาพการกระจายน้ำหนัก	น้ำหนักกด (g)
support phase	0.05	0 0 0 0 0 79 169 90 0 0 116 123 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	585	0 0 0 0 0 0 0 151 0 0 0 171 163 45 0 0 0 0 55 0 0 0 0 0 0	577
thrust phase	0.10	0 198 482 0 0 378 511 450 0 0 249 364 174 69 0 222 201 183 50 0 0 0 0 0 0	3494	0 0 222 261 0 0 154 687 418 370 0 423 402 94 120 0 77 149 0 117 0 0 0 0 0	3531
	0.15	0 133 311 0 0 313 385 384 0 0 305 332 193 0 0 167 181 385 0 0 0 0 0 0 0	2868	0 0 134 85 0 0 192 521 326 180 0 385 392 151 69 0 40 152 191 50 0 0 0 0 0	3089
swing phase	0.20	0 204 441 0 0 264 398 443 0 0 0 72 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	1894	0 0 232 273 72 0 81 511 355 187 0 0 183 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	1822
	0.25	0 271 110 0 0 71 413 268 0 0 0 120 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	1273	0 0 256 187 0 0 81 355 213 64 0 0 117 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	1253





ช่วง	วินาทีที่ (s)	ซ้ายหลัง		ขวาหลัง	
		ภาพการกระจายน้ำหนัก	น้ำหนักกด (g)	ภาพการกระจายน้ำหนัก	น้ำหนักกด (g)
Support phase	0.05	0 0 0 0 0 0 0 88 0 0 0 155 114 66 0 0 154 70 0 0 0 0 0 0 0	646	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 226 0 0 0 82 0 269 0 0 0 0 0 0	577
thrust phase	0.10	0 176 42 0 0 310 227 131 0 0 308 140 78 41 0 134 78 392 76 0 0 0 0 0 0	2133	0 0 205 74 0 0 45 301 171 54 0 195 149 0 42 0 0 112 230 0 0 0 0 305 102	1985
	0.15	0 112 47 0 0 235 168 70 0 0 229 121 41 40 0 213 41 387 44 0 0 0 0 0 0	1748	0 0 282 93 0 0 157 427 161 51 0 177 183 0 0 0 246 215 0 0 0 0 0 0 0	1992
lift phase	0.20	0 97 41 0 0 230 287 139 0 0 174 141 50 112 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	1271	0 0 226 93 0 0 82 409 269 51 0 71 157 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	1358
swing phase	0.25	0 0 0 0 0 0 51 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	51	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 72 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	72

0g-39g 40g-99g 100g-149g 150g-199g 200g-249g 250g-299g 300g-349g 350g-399g 400g-449g 450g-499g 500g-599g 600g-699g 700g-799g > 800g

รูปที่ 5.1 ภาพการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนฝ่าเท้าที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขพันธุ์พุดเดิ้ล น้ำหนัก 7 kg จากกลุ่มสุนัขปกติ

ตารางที่ 5.2 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาต่อน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างในขณะเดินและข้อมูลของน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างของสุนัขในขณะยืนของสุนัขพันธุ์ชิสุห์ผสมพุดเดิ้ลน้ำหนัก 6.75 kg

เวลา (s)	**น้ำหนักกด (g)**							
	ซ้ายหน้า	%เทียบน้ำหนักตัว	ขวาหน้า	%เทียบน้ำหนักตัว	ซ้ายหลัง	%เทียบน้ำหนักตัว	ขวาหลัง	%เทียบน้ำหนักตัว
0.00	0	0%(IV)	0	0%(IV)	0	0%(IV)	0	0%(IV)
0.05	760	11.3%(I)	789	11.7%(I)	867	12.9%(I)	782	11.6%(I)
0.10	2152	32.2%(I)	2207	32.9%(I)	1906	28.4%(I)	1791	26.7%(I)
0.15	3449	51.5%(II)	2796	41.7%(II)	3037	45.3%(II)	3178	47.4%(II)
0.20	3041	45.4%(II)	2903	43.3%(II)	1354	20.2%(II)	1825	27.2%(II)
0.25	2203	32.8%(III)	1885	28.3%(III)	58	0.9%(III)	76	1.1%(III)
0.30	957	14.2%(III)	605	9.0%(III)	0	0%(IV)	0	0%(IV)
0.35	0	0%(IV)	0	0%(IV)	0	0%(IV)	0	0%(IV)
0.40	0	0%(IV)	0	0%(IV)	0	0%(IV)	0	0%(IV)
ข้อมูลการยืน	2017	29.8%	2050	30.3%	1470	21.8%	1547	22.9%
(Error = 4.8%)	**หน้า:หลัง**	57.4:42.6	**ซ้าย:ขวา**	50.8:49.2				

(I) = support phase, (II) = thrust phase, (III) = lift phase, (IV) = swing phase

ช่วง	วินาทีที่ (s)	ซ้ายหน้า		ขวาหน้า	
		ภาพการกระจายน้ำหนัก	น้ำหนักกด (g)	ภาพการกระจายน้ำหนัก	น้ำหนักกด (g)
support phase	0.05	0 0 0 0 0 0 0 0 0 182 0 0 0 0 208 291 0 0 0 0 0 79 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	789	0 0 0 0 0 0 0 0 108 0 0 0 0 0 75 183 0 0 0 0 147 276 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	760

support phase	0.10	0 0 0 115 0 0 0 0 83 324 45 0 0 0 321 363 241 0 0 0 43 496 0 0 0 0 0 121 0 0 0 0 0 0 0 0	2207	0 0 64 0 0 0 0 139 131 0 0 0 0 110 364 263 0 0 0 219 405 408 0 0 0 0 104 0 0 0 0 0 0 0 0 0	2152
thrust phase	0.15	0 0 0 105 0 0 0 0 141 282 120 0 0 92 242 428 186 0 0 0 416 426 221 0 0 0 77 561 50 0 0 0 0 102 0 0	2796	0 0 142 121 0 0 0 76 154 166 79 0 0 192 248 215 209 0 0 120 270 392 322 50 0 0 0 40 0 0 0 0 0 0 0 0	3449
	0.20	0 0 0 179 0 0 0 0 183 322 120 0 0 126 277 433 221 0 0 0 382 375 321 0 0 0 0 102 0 0 0 0 0 0 0 0	2903	0 0 133 0 0 0 0 117 128 101 0 0 0 45 152 387 221 0 0 0 378 571 412 0 0 0 119 139 0 0 0 0 0 0 0 0	3041
lift phase	0.25	0 0 0 219 0 0 0 59 196 319 98 0 0 120 214 375 114 0 0 0 232 101 156 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	1885	0 0 234 0 0 0 0 76 165 159 0 0 0 64 251 237 133 0 0 0 0 336 230 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	2203
	0.30	0 0 0 114 0 0 0 0 114 231 134 0 0 0 214 102 48 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	605	0 0 143 72 0 0 0 0 128 0 0 0 0 0 0 124 138 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	957

ช่วง	วินาทีที่ (s)	ซ้ายหลัง		ขวาหลัง	
		ภาพการกระจายน้ำหนัก	น้ำหนักกด (g)	ภาพการกระจายน้ำหนัก	น้ำหนักกด (g)
support phase	0.05	0 0 62 0 0 0 53 85 0 0 0 45 94 0 0 0 135 210 183 0 0 0 0 0 0	782	0 187 101 0 0 0 97 108 0 0 0 0 69 113 0 0 0 107 0 0 0 0 0 0 0	867
	0.10	0 0 69 0 0 77 191 134 0 0 126 102 124 0 0 70 422 468 123 0 0 0 0 0 0	1791	0 187 234 0 0 0 97 65 159 0 0 0 51 237 133 0 0 62 336 230 0 0 0 0 0	1906
thrust phase	0.15	0 68 199 0 0 100 213 266 213 0 116 120 218 125 0 66 460 652 221 0 0 0 0 0 0	3178	0 0 149 0 0 0 205 367 234 0 0 225 157 387 109 0 0 345 371 341 0 0 133 155 0	3037
lift phase	0.20	0 90 0 0 0 116 270 151 0 0 127 319 281 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	1825	0 0 120 0 0 0 245 443 169 0 0 167 110 104 0 0 0 172 244 0 0 0 0 51 0	1354
swing phase	0.25	0 0 0 0 0 0 58 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	76	0 0 0 0 0 0 0 76 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	58

0g-39g 40g-99g 100g-149g 150g-199g 200g-249g 250g-299g 300g-349g 350g-399g 400g-449g 450g-499g 500g-599g 600g-699g 700g-799g > 800g

รูปที่ 5.2 ภาพการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนฝ่าเท้าที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขพันธุ์ชิสุห์ น้ำหนัก 6.75 kg

ตารางที่ 5.3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างเวลาต่อน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างในขณะเดินและข้อมูลของน้ำหนักกดของเท้าแต่ละข้างของสุนัขในขณะยืนของสุนัขพันธุ์ผสมน้ำหนัก 10 kg

เวลา (s)	น้ำหนักกด (g)							
	ซ้ายหน้า	%เทียบน้ำหนักตัว	ขวาหน้า	%เทียบน้ำหนักตัว	ซ้ายหลัง	%เทียบน้ำหนักตัว	ขวาหลัง	%เทียบน้ำหนักตัว
0.00	0	0%(IV)	0	0%(IV)	0	0%(IV)	0	0%(IV)
0.05	904	9.0%(I)	722	7.2%(I)	1199	11.1%(I)	1073	10.7%(I)
0.10	1497	15.0%(I)	1612	16.2%(I)	1794	17.9%(I)	1373	13.7%(I)
0.15	2462	24.6%(II)	2600	26.0%(II)	2222	22.2%(II)	2107	21.1%(II)
0.20	2839	28.4%(II)	2310	23.1%(II)	2634	26.3%(II)	2477	24.7%(II)
0.25	2002	20.0%(III)	1554	15.5%(III)	1427	14.3%(III)	1903	19.0%(III)
0.30	828	8.3%(III)	478	4.8%(III)	690	6.9%(III)	1180	11.8%(III)
0.35	0	0%(IV)	0	0%(IV)	0	0%(IV)	0	0%(IV)
0.40	0	0%(IV)	0	0%(IV)	0	0%(IV)	0	0%(IV)
ข้อมูลการยืน	3102	31%	2991	29.9%	2109	21.1%	2031	20.3%
(Error = 2.3%)	**หน้า:หลัง** 59.5:40.5		**ซ้าย:ขวา** 50.9:49.1					

(I) = support phase, (II) = thrust phase, (III) = lift phase, (IV) = swing phase

	วินาทีที่ (s)	ซ้ายหน้า ภาพการกระจายน้ำหนัก	ซ้ายหน้า น้ำหนักกด (g)	ขวาหน้า ภาพการกระจายน้ำหนัก	ขวาหน้า น้ำหนักกด (g)
support phase	0.05	0 0 0 0 0 0 45 0 0 0 0 167 137 0 0 0 240 133 0 0 0 0 0 0 0	722	0 0 286 62 0 0 136 242 101 0 0 0 77 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	904
	0.10	0 0 0 0 0 0 84 244 268 0 0 183 316 0 0 0 311 206 0 0 0 0 0 0 0	1612	0 0 319 155 0 0 136 281 199 167 0 0 90 107 0 0 0 0 43 0 0 0 0 0 0	1497

thrust phase	0.15	0 0 0 54 0 0 133 422 440 46 0 196 410 209 0 0 293 397 0 0 0 0 0 0 0	2600	0 0 351 250 0 0 137 361 332 384 0 0 129 221 168 0 0 0 129 0 0 0 0 0 0	2462
	0.20	0 0 0 144 0 0 56 267 244 145 0 172 532 228 0 0 226 296 0 0 0 0 0 0 0	2310	0 0 308 293 55 0 76 395 397 450 0 0 193 210 246 0 0 0 116 100 0 0 0 0 0	2839
lift phase	0.25	0 0 0 0 0 0 0 126 110 0 0 252 379 248 0 0 194 245 0 0 0 0 0 0 0	1554	0 0 264 221 0 0 50 312 329 379 0 0 139 137 128 0 0 0 43 0 0 0 0 0 0	2002
	0.30	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 61 131 0 0 0 135 151 0 0 0 0 0 0 0	478	0 0 96 102 0 0 0 156 168 177 0 0 0 129 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	828

ช่วง	วินาทีที่ (s)	ซ้ายหลัง		ขวาหลัง	
		ภาพการกระจายน้ำหนัก	น้ำหนักกด (g)	ภาพการกระจายน้ำหนัก	น้ำหนักกด (g)
support phase	0.05	0 0 0 0 0 0 0 136 124 0 0 0 135 97 0 0 62 375 144 0 0 0 0 0 0	1073	0 0 0 0 0 0 205 177 0 0 0 271 282 211 0 0 53 0 0 0 0 0 0 0 0	1199

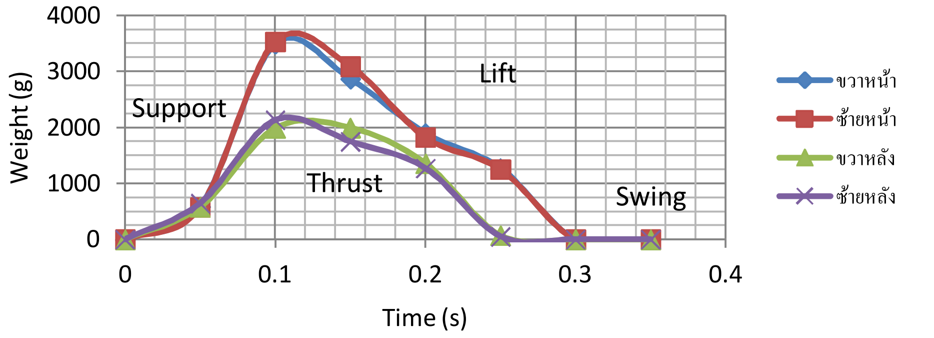
support phase	0.10	0 0 0 0 0 0 0 136 152 0 0 0 139 116 0 0 104 413 230 0 0 0 83 0 0	1373	0 0 0 0 0 0 196 202 0 0 0 298 336 383 0 0 123 129 127 0 0 0 0 0 0	1794
thrust phase	0.15	0 0 0 0 0 0 0 122 175 0 0 0 165 131 0 0 171 511 399 0 0 0 273 160 0	2107	0 0 0 0 0 0 180 225 0 0 0 327 373 438 0 0 154 164 224 0 0 0 71 66 0	2222
	0.20	0 0 0 0 0 0 0 67 168 0 0 0 174 155 50 0 154 531 494 55 0 0 327 302 0	2477	0 0 0 0 0 0 0 97 0 0 0 277 432 502 0 0 216 264 366 112 0 0 142 226 0	2634
lift phase	0.25	0 0 0 0 0 0 0 0 47 0 0 0 443 432 86 0 0 398 387 110 0 0 0 0 0	1903	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 213 326 366 0 0 138 157 182 0 0 0 45 0 0	1427
	0.30	0 0 0 0 0 0 0 129 121 0 0 113 383 351 83 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0	1180	0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 105 162 187 0 0 66 78 92 0 0 0 0 0 0	690

0g-39g, 40g-99g, 100g-149g, 150g-199g, 200g-249g, 250g-299g, 300g-349g, 350g-399g, 400g-449g, 450g-499g, 500g-599g, 600g-699g, 700g-799g, > 800g

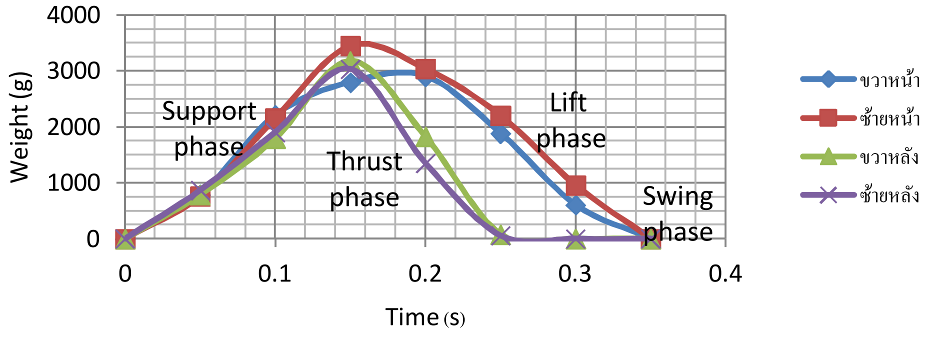
รูปที่ 5.3 ภาพการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนฝ่าเท้าที่ได้จากการตรวจวัดสุนัขพันธุ์ผสม น้ำหนัก 10 kgจากกลุ่มสุนัขน้ำหนักเกินมาตรฐาน

จากข้อมูลแรงกดของเท้าทั้ง 4 เท้า ที่เกิดจากการเดินของสุนัข ดังที่แสดงในตารางที่ 5.1 5.2 และ 5.3 เป็นข้อมูลที่เกิดขึ้นในช่วงเวลาที่ต่างกันเพราะแพลตฟอร์มรับแรงสามารถตรวจวัดฝ่าเท้าได้เพียงครั้งละหนึ่งเท้าเท่านั้น เมื่อนำข้อมูลมาเรียบเรียงโดยเริ่มจากจังหวะเริ่มต้นของแรงกดของเท้าแต่ละข้างจากจังหวะ support phase ที่ช่วงประมาณ 0-0.10 s จังหวะ thrust phase ที่ช่วงประมาณ

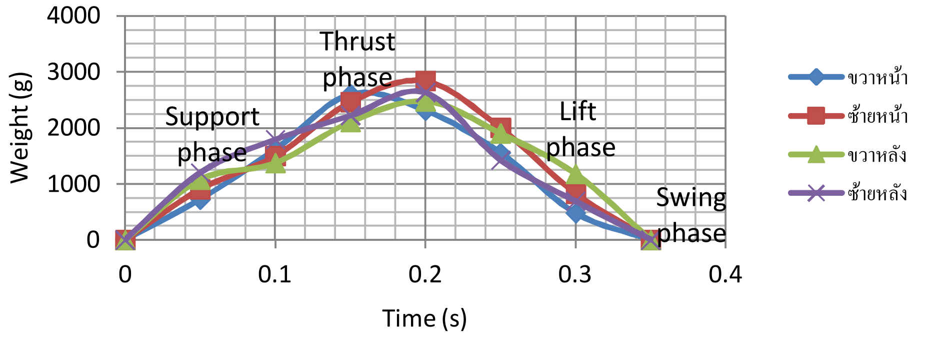
0.10-0.20 s จังหวะ lift phase ที่ช่วงประมาณ 0.20-0.35 s และ จังหวะ swing phase ที่ช่วงประมาณ 0.30-0.40 s (ช่วงที่ไม่มีแรงกดเนื่องจากเท้าสุนัขได้ก้าวออกไป) จะสามารถแสดงเป็นกราฟความสัมพันธ์ระหว่างเวลากับแรงกดขณะเดินของสุนัขได้ดังที่แสดงในรูปที่ 5.4 5.5 และ 5.6



รูปที่ 5.4 แรงกดขณะเดินของสุนัขพันธุ์พุดเดิ้ล น้ำหนัก 7 kg ที่ช่วงเวลา 0-0.40 s



รูปที่ 5.5 แรงกดขณะเดินของสุนัขพันธุ์ชิสุห์ผสมพุดเดิ้ล น้ำหนัก 6.75 kg ที่ช่วงเวลา 0-0.40 s



รูปที่ 5.6 แรงกดขณะเดินของสุนัขพันธุ์ผสมน้ำหนัก 10 kg ที่ช่วงเวลา 0-0.40 s

การวิเคราะห์การเดินในสุนัข (น้ำหนักเกินมาตรฐาน)

จากตารางที่ 5.1 5.2 และ 5.3 ที่แสดงน้ำหนักกดบนฝ่าเท้าของสุนัขทั้ง 3 ตัว พบว่าตั้งแต่เท้าสุนัขเริ่มเหยียบแพลตฟอร์มรับแรงจนช่วง 0-0.10 s เป็นจังหวะเท้าเหยียบพื้นหรือ support phase จะเป็นช่วงสั้น ๆ ที่ภาพการกระจายน้ำหนักจะมีพื้นที่เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว ในช่วง 0.10-0.20 s ซึ่งเป็นจังหวะพยุงตัวหรือ thrust phase ซึ่งน้ำหนักตัวของสุนัขจะเพิ่มขึ้นจนถึงค่าสูงสุด (ที่ช่วงประมาณ 28-52% เทียบน้ำหนักตัว) และพบว่าภาพการกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าจะมีพื้นที่กว้างที่สุด ในช่วง 0.20-0.30 sเป็นจังหวะดันตัวไปข้างหน้าหรือ lift phase สุนัขจะดันลำตัวไปข้างหน้าการกระจายน้ำหนักจะมีพื้นที่ลดลงและในจังหวะเหวี่ยงเท้าหรือ swing phase จะไม่พบการกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าที่สัมผัสกับแพลตฟอร์ม จากผลการตรวจวัดดังกล่าว เมื่อนำน้ำหนักกดฝ่าเท้ามาเรียงลำดับตามช่วงเวลาจะเป็นความสัมพันธ์ระหว่างน้ำหนักต่อเวลาจากการทดสอบการเดินของสุนัข

จากตารางที่ 5.1 5.2 และ 5.3 และรูปที่ 5.4 5.5 และ 5.6 พบว่าสุนัขที่เข้าทดสอบมีคาบการเดินในเท้าแต่ละเท้าอยู่ที่ประมาณ 0.40 s ซึ่งจากภาพการกระจายน้ำหนักที่เกิดขึ้น สุนัขที่เข้าทดสอบทุกตัวมีจังหวะการก้าวเท้าในช่วงเวลาต่าง ๆ ที่คล้ายกัน ดังนี้

1. support phase เป็นช่วงที่เท้าสุนัขเริ่มออกแรงกดกับพื้นทำให้การกระจายน้ำหนักที่เกิดขึ้นจะเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว เกิดขึ้นในช่วง 0-0.10 s มีน้ำหนักกดอยู่ในช่วงประมาณ 8-32% เทียบน้ำหนักตัวที่เท้าหน้าและประมาณ 10-28% เทียบน้ำหนักตัวที่เท้าหลัง
2. thrust phase มีลักษณะของพื้นที่การกระจายน้ำหนักที่เพิ่มขึ้นจนคงตัว ในช่วง 0.10-0.20 s มีน้ำหนักกดอยู่ในช่วงประมาณ 32-50% เทียบน้ำหนักตัวที่เท้าหน้าและประมาณ 28-40% เทียบน้ำหนักตัวที่เท้าหลัง
3. lift phase มีลักษณะของพื้นที่การกระจายน้ำหนักที่เกิดขึ้นจะลดลง ในช่วง 0.20-0.35 s มีน้ำหนักกดอยู่ในช่วงประมาณ 32% ลดลงจนถึง 5% เทียบน้ำหนักตัวที่เท้าหน้าและประมาณ 25% ลดลงจนถึง 10% เทียบน้ำหนักตัวที่เท้าหลัง
4. swing phase ในช่วงนี้จะไม่มีน้ำหนักกดฝ่าเท้าซึ่งเป็นช่วงที่เท้าสุนัขก้าวออกไปเกิดขึ้นในช่วงในช่วง 0.30-0.40 s

จากการตรวจวัดสุนัขพันธุ์พุดเดิ้ลน้ำหนัก 7 kg กับสุนัขพันธุ์ชิสุห์ผสมพุดเดิ้ลน้ำหนัก 6.75 kg ที่เป็นสุนัขน้ำหนักปกติ และสุนัขพันธุ์ผสมน้ำหนัก 10 kg ที่เป็นสุนัขน้ำหนักเกินมาตรฐาน พบว่าสุนัขในกลุ่มปกตินี้มีอัตราส่วนแรงกดสูดสุดของเท้าหน้าต่อเท้าหลังในขณะเดินมีค่าที่ใกล้เคียงกันกับค่าจากการยืนที่อัตราส่วนประมาณ 61:39 ซึ่งอาจกล่าวได้ว่าอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) ของสุนัขปกติในขณะที่ยืนและเดินมีความใกล้เคียงกัน (แต่มีน้ำหนักที่กดที่ต่างกัน) สำหรับสุนัขพันธุ์ผสมน้ำหนัก 10 kg ที่มีน้ำหนักเกิน

มาตรฐานนั้นมีอัตราส่วนแรงกดสูดสุดของเท้าหน้าต่อเท้าหลังในขณะเดินมีอัตราส่วนประมาณ 52:48 ซึ่งแตกต่างจากการอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) จากขณะยืนที่มีค่าเท่ากับ 59.5:40.5

จากข้อมูลการตรวจวัดการเดินของสุนัขปกติพบว่าจะมีแรงกดสูงสุดเฉลี่ยของเท้าหน้าในจังหวะ thrust phase อยู่ที่ 45.9% ของน้ำหนักตัว คิดเป็น 1.6 เท่า เมื่อเทียบกับแรงกดเฉลี่ยของเท้าหน้าในขณะยืน (28.6%) และแรงกดสูงสุดเฉลี่ยของเท้าหลังในจังหวะ thrust phase อยู่ที่ 31.6% ของน้ำหนักตัว คิดเป็น 1.48 เท่า เมื่อเทียบกับแรงกดเฉลี่ยของเท้าหลังในขณะยืน (21.4%)

สำหรับสุนัขที่มีน้ำหนักเกินพบว่าจะมีแรงกดสูงสุดเฉลี่ยของเท้าหน้าในจังหวะ thrust phase อยู่ที่ 28.4% ของน้ำหนักตัว คิดเป็น 0.95 เท่า เมื่อเทียบกับแรงกดเฉลี่ยของเท้าในขณะยืน (29.8%) และแรงกดสูงสุดเฉลี่ยของเท้าหลังในจังหวะ thrust phase อยู่ที่ 26.3% ของน้ำหนักตัว คิดเป็น 1.29 เท่า เมื่อเทียบกับแรงกดเฉลี่ยของเท้าหลังในขณะยืน (20.2%)

5.4 สรุปการทดสอบการเดินกับสุนัข

จากการตรวจวัดและวิเคราะห์การเดินของสุนัข (ควบคู่กับการตรวจวัดการยืนของสุนัข) สามารถสรุปได้ว่า สุนัขที่นำมาทดสอบมีความเร็วการเดินที่ใกล้เคียงกันซึ่งจะมีจังหวะที่เท้าเหยียบพื้นใกล้เคียงกันด้วย จากการตรวจวัดนี้สุนัขทุกตัวมีจังหวะ support phase ที่มีแรงกดเพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็วซึ่งเป็นช่วงประมาณ 0.10 s จังหวะ thrust phase ที่มีค่าแรงกดสูงสุดซึ่งเป็นช่วงประมาณ 0.10 s จังหวะ lift phase ที่แรงกดลดลงซึ่งเป็นช่วงประมาณ 0.10-0.15 s และ จังหวะ swing phase ที่ไม่มีแรงกดเนื่องจากเท้าสุนัขได้ก้าวเท้าออกไป

ผลการทดสอบนี้สอดคล้องกับข้อมูลของ Gillette [2] ที่กล่าวว่า การเดินของสุนัขที่ปกติ จะพบสมดุลของการเดินของเท้าซ้ายและเท้าขวาขณะก้าวเดินพร้อมกันและมีจังหวะก้าวที่ใกล้เคียงกัน สุนัขจะใช้เท้าหน้าในการหยุดและรองรับแรงกระแทกจากการเดินและจะใช้เท้าหลังดันตัวไปข้างหน้า ทำให้พบว่าในช่วง support phase thrust phase และ lift phase เท้าหน้าของสุนัขที่ตรวจวัดได้จะไม่มีการเปลี่ยนแปลงพื้นที่สัมผัสพื้นมากนัก แต่สำหรับเท้าหลังในช่วง support phase และ thrust phase สุนัขจะลงน้ำหนักไปที่ฝ่าเท้าและในช่วง lift phase สุนัขจะใช้จมูกเท้าและฝ่าเท้าบางส่วน ดันตัวเองไปข้างหน้าซึ่งจะทำให้รูปร่างของฝ่าเท้าที่อ่านได้ จะมีเฉพาะบริเวณจมูกเท้าและฝ่าเท้าบางส่วนเท่านั้น นอกจากนี้ข้อมูลอัตราส่วนของการลงน้ำหนักยังสอดคล้องกับข้อมูลของ Nunamaker และคณะ [6] ที่กล่าวว่า ในจังหวะ thrust phase เป็นจังหวะที่มีแรงกดจากร่างกายมากที่สุด แต่ยังคงอัตราส่วนแรงกดเท้าหน้าต่อเท้าหลังที่ประมาณ 60:40

สำหรับแรงกดที่เกิดขึ้นจากการเดินและการยืนของสุนัขปกติ พบว่าแรงกดสูงสุดเฉลี่ยในขณะเดินของเท้าหน้าแต่ละข้างจะเป็น 1.6 เท่า ของแรงกดเฉลี่ยในขณะยืนและแรงกดสูงสุดเฉลี่ยในขณะเดินของเท้าหลังแต่ละข้างจะเป็น 1.48 เท่า ของแรงกดเฉลี่ยในขณะยืน ซึ่งจากผลดังกล่าวอาจใช้เป็นข้อสมมุติฐานที่ว่าโรคกล้ามเนื้อและกระดูกของสุนัขที่มีอาการผิดปกติที่ขาหลัง เช่น โรคข้อต่อเสื่อมและข้อสะโพกเสื่อมอาจเป็นผลมาจากการที่สุนัขต้องออกแรงกดที่ขาหลังเพื่อเดินและวิ่งมากกว่าถึง 1.48 เท่าของแรงกดที่สุนัขต้องออกแรงขณะยืนอยู่กับที่แต่ยังคงอัตราส่วนแรงกดเท้าหน้าต่อเท้าหลังที่ประมาณ 60:40 ทั้งการยืนและการเดิน

สำหรับสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐานจะมีแรงกดสูงสุดในขณะเดินของเท้าหน้ามีค่า 0.95 เท่าของแรงกดขณะยืน มีแรงกดสูงสุดในขณะเดินของเท้าหลังมีค่า 1.29 เท่าของแรงกดขณะยืนและมีอัตราส่วนแรงกดเท้าหน้าต่อเท้าหลังขณะเดินอยู่ที่ประมาณ 52:48 ซึ่งมีการกดน้ำหนักที่เท้าหลังเพิ่มขึ้นประมาณ 4% เทียบน้ำหนักตัว (56:44) คิดเป็นเพิ่มขึ้น 7.5% หากเทียบกับข้อมูลของสุนัขพันธุ์ผสมน้ำหนัก 10 kgที่เข้าตรวจวัดการยืน (59.5:40.5) ซึ่งจากผลดังกล่าวอาจเป็นการสนับสนุนสมมุติฐานที่ว่าสุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐานจะมีแนวโน้มที่จะเกิดโรคข้อต่อเสื่อมและข้อสะโพกเสื่อมมากกว่าสุนัขปกติเพราะการกระจายน้ำหนักไปที่เท้าหลังขณะเดินจะมากกว่าขณะยืนถึงประมาณ 4% (56:44) และมากกว่าสุนัขปกติในขณะยืนถึงประมาณ 8% (60:40)

บทที่ 6
ข้อสรุปงานวิจัยและแนวทางการพัฒนา

6.1 สรุปงานวิจัยและผลการตรวจวัด

ระบบแพลตฟอร์มรับแรงสำหรับวิเคราะห์การยืนและการเดินของสุนัขที่ได้พัฒนาขึ้น สามารถนำไปใช้เก็บข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับการยืนและการเดินของสุนัข โดยในขณะยืนก็จะให้ข้อมูลในลักษณะการกระจายน้ำหนักที่กดลงบนฝ่าเท้าแต่ละข้าง ซึ่งสามารถนำมาวิเคราะห์เป็นข้อมูลค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่ฝ่าเท้าแต่ละข้างของสุนัขในลักษณะอัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) อัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่ซ้ายต่อเท้าคู่ขวา (คู่ซ้าย:คู่ขวา) และเปอร์เซ็นต์ความแตกต่างระหว่างค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าซ้ายและเท้าขวา (%ความแตกต่างของเท้าซ้ายและเท้าขวา) ในขณะยืนอยู่กับที่ ข้อมูลดังกล่าวสามารถนำมาใช้ในการจำแนกสุนัขปกติกับสุนัขที่มีความผิดปกติในการยืน เช่น ข้อสะโพกเสื่อม โรคสะบ้าหัวเข่าเคลื่อน โรคข้อเสื่อม อีกทั้งยังสามารถแสดงแนวโน้มอย่างคร่าว ๆ ของสุนัขที่น้ำหนักเกินและเป็นโรคอ้วนโดยใช้อัตราส่วนค่าเฉลี่ยของน้ำหนักที่กดลงบนเท้าคู่หน้าต่อเท้าคู่หลัง (คู่หน้า:คู่หลัง) ได้อีกด้วย

นอกจากนี้ได้มีการใช้งานระบบแฟลตฟอร์มรับแรงในการเก็บข้อมูลที่ได้จากการเดินเป็นข้อมูลการกระจายน้ำหนักของเท้าของสุนัขขณะกำลังเหยียบบนระบบ ซึ่งสามารถนำข้อมูลการกระจายน้ำหนักของฝ่าเท้าขณะเดินไปวิเคราะห์เป็นข้อมูลจังหวะการลงเท้าของสุนัข ระบบแพลตฟอร์มรับแรง (ที่มีการจัดเรียงเซนเซอร์ 1 ตัวต่อ cm^2) มีการบันทึกข้อมูลที่ความเร็ว 20 ชุดข้อมูล/s และสามารถเก็บข้อมูลฝ่าเท้าที่ได้เหยียบลงบนระบบแพลตฟอร์มรับแรงดังกล่าวเป็นข้อมูลการกระจายแรงกดของเท้า ซึ่งสะดวกต่อการสังเกตลักษณะของการถ่ายน้ำหนักขณะยืนและเดินได้ ซึ่งจะทำให้สัตวแพทย์และนักวิจัยเกี่ยวข้องสามารถนำข้อมูลไปใช้ได้ นอกจากนี้ข้อมูลดังกล่าวสามารถนำไปเปรียบเทียบผลของการเดินที่ได้ตรวจวัดก่อนหน้าเพื่อการเปลี่ยนแปลงต่าง ๆ (ที่เกี่ยวกับการรักษา) ได้อีกด้วย จากการนำระบบดังกล่าวมาใช้ในการศึกษาการยืนและการเดินของสุนัขสามารถสรุปข้อดีและข้อเสียของระบบแพลตฟอร์มรับแรงได้ดังนี้

ข้อดีของระบบแพลตฟอร์มรับแรง

1. ระบบตรวจวัดแรงมีการจัดเรียงเซนเซอร์ 1 ตัวต่อ 1 cm^2 และบันทึกข้อมูลที่ความเร็ว 20 ชุดข้อมูล/s เพียงพอต่อการวัดแรงกดของฝ่าเท้าสุนัข 1 ข้าง สามารถแสดงรายละเอียดการกระจายน้ำหนักในการยืนและเดินได้
2. ระบบแพลตฟอร์มรับแรงสามารถบันทึกข้อมูลแรงกดที่ได้เป็นไฟล์ประเภท text document ซึ่งสะดวกต่อการนำข้อมูลที่บันทึกไว้ไปใช้วิเคราะห์ด้วยโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูลต่าง ๆ ได้
3. ข้อมูลที่ได้จากการวัดเป็นข้อมูลตัวเลขแสดงน้ำหนักกด หากสัตวแพทย์ต้องการสังเกตความเปลี่ยนแปลงของสุนัขก็สามารถนำไปเปรียบเทียบกับข้อมูลการยืนและการเดินที่ได้เก็บข้อมูลในอดีตได้

ข้อเสียของระบบแพลตฟอร์มรับแรง

1. ระบบแพลตฟอร์มรับแรงที่ได้พัฒนาขึ้นนี้เป็นระบบที่สามารถใช้วัดแรงกดฝ่าเท้าของสุนัขได้เพียงข้างเดียวทำให้การตรวจวัดทั้ง 4 เท้าอาจใช้เวลานาน
2. ระบบแพลตฟอร์มมีส่วนของระบบแพลตฟอร์มที่มีขนาดใหญ่ ทำให้การขนย้ายไม่สะดวกและมีโอกาสเกิดความเสียหายขณะขนย้ายได้
3. การวัดแรงกดจากการเดิน จำเป็นต้องให้สุนัขเดินผ่านระบบหลายครั้ง (เนื่องจากการเดินในบางครั้งเท้าของสุนัขอาจไม่ได้กดลงบนระบบ) ทำให้ใช้เวลาในการทดสอบมากและเนื่องจากระบบไม่สามารถวัดน้ำหนักกดของเท้าทั้ง 4 เท้าพร้อม ๆ กันได้ อีกทั้งระบบมีความเร็วในการสุ่มข้อมูลที่ต่ำเกินไป ทำให้ข้อมูลการเดินที่ได้ยังไม่สามารถสรุปได้

จากข้อสรุปดังกล่าว ระบบแพลตฟอร์มรับแรงนี้สามารถนำไปพัฒนาเพิ่มเติมเพื่อแก้ไขข้อบกพร่องจากการออกแบบและเพิ่มเติมอุปกรณ์ให้เหมาะสมกับการใช้งาน ระบบแพลตฟอร์มรับแรงนี้อาจสามารถนำมาใช้ในการวิเคราะห์การยืนและการเดินของสุนัขเพื่อใช้เป็นข้อมูลในการวินิจฉัยโรคและการรักษาซึ่งเป็นประโยชน์ต่อสัตวแพทย์ได้อย่างมาก

6.2 เปรียบเทียบระบบแพลตฟอร์มจากงานวิจัยอื่น

จากข้อสรุปดังกล่าวเมื่อนำแพลตฟอร์มรับแรงที่ได้พัฒนาขึ้นในงานวิจัยนี้ไปเปรียบเทียบกับระบบแพลตฟอร์มรับแรงที่มีลักษณะใกล้เคียงกันในงานวิจัยของ D.E. Handley [3] E.D. Lemaire [9] X. Su [10] S. J. Chong [7] และ K.G. Keegan [4] สามารถสรุปข้อแตกต่างอันประกอบด้วยข้อมูลที่ตรวจวัด จำนวนแพลตฟอร์มรับแรงที่ใช้ในการเก็บข้อมูล การจัดเรียงเซนเซอร์ต่อพื้นที่ จำนวนเซนเซอร์ ความเร็วการสุ่มสัญญาณ ความผิดพลาด ได้ดังที่แสดงในตารางที่ 6.1 และสรุปข้อดีและข้อเสียของระบบแพลตฟอร์มที่ใช้ในงานวิจัยที่เกี่ยวข้องดังที่แสดงในตารางที่ 6.2

ตารางที่ 6.1 สรุปความแตกต่างของระบบแพลตฟอร์มที่ใช้ในงานวิจัยที่มีลักษณะใกล้เคียงกัน

งานวิจัย	**ตรวจวัดกับ**	**ข้อมูลที่ตรวจวัด**	**ช่วงน้ำหนักที่สามารถตรวจวัดได้ (kg)**	**ชนิดของเซนเซอร์**	**ขนาดของระบบ (cm^2)**	**จำนวนเซนเซอร์**	**ความเร็วการสุ่มสัญญาณ (S/s)**	**%ความผิดพลาด (%error)**
D. E. Handley	หนูทดลอง	แรงกดในแนวตั้งและความถี่ของแรงกด	0-0.5	ไพโซ-รีซิสทีพ	46×51	8	5000	< 5%
E.D. Lemaire	มนุษย์	แรงกดในแนวตั้ง สมดุลซ้าย-ขวา และตำแหน่งของแรงกด	0.5-100	ไพโซ-รีซิสทีพ	11×30	-	140	< 5%
S. Xu	มนุษย์	แรงกดในแนวตั้งและตำแหน่งจุดของแรงกด	0.5-100	ไพโซ-รีซิสทีพ	40×40	1600	50-100	< 8%
S. J. Chong	มนุษย์	แรงกดในแนวตั้งและตำแหน่งของแรงกด	1-100	ไพโซ-รีซิสทีพ	45×40	144	100	< 5.6%
K.G. Keegan	ม้า	แรงกดในแนวตั้ง สมดุลซ้าย-ขวา ความถี่การเดิน	10-500	โหลดเซลล์	-	8	50-100	< 5%
งานวิจัยนี้	สุนัข	แรงกดในแนวตั้งและตำแหน่งของแรงกด	0.04-40	ไพโซ-รีซิสทีพ	12×12	144	20-50	< 5%

ตารางที่ 6.2 สรุปข้อดีและข้อเสียของระบบแพลตฟอร์มที่ใช้ในงานวิจัยที่มีลักษณะใกล้เคียงกัน

งานวิจัย	ข้อดี	ข้อเสีย
D. E. Handley	- มีความเร็วการสุ่มสัญญาณสูงถึง 1000 S/s - ระบบมีความแม่นยำมากเพราะมีการนำผลของเซนเซอร์ที่วัดความสะเทือนจากสิ่งแวดล้อมมาหักล้างเซนเซอร์ที่ใช้ตรวจวัดแรงกดในขณะทดลอง	- ระบบมีขนาดใหญ่ - ไม่สามารถเคลื่อนย้ายได้เพราะอุปกรณ์มีความละเอียดสูง - ชุดอุปกรณ์ส่งข้อมูลและคอมพิวเตอร์มีราคาสูง
E.D. Lemaire	- มีจัดเรียงเซนเซอร์ที่ชิดกัน (4 ตัวต่อ cm^2) - สามารถสามารถพกพาได้ - สะดวกต่อการวิเคราะห์ข้อมูลในคอมพิวเตอร์	- ต้องสวมรองเท้าที่หุ้มส้นเท้าขณะตรวจวัดการเดินทำให้การมุมเคลื่อนไหวของเท้าขณะเดินไม่เป็นธรรมชาติ - มีการกระแทกขณะใช้งานตลอดเวลาระบบจึงเสียหายง่าย
S. Xu	- มีจัดเรียงเซนเซอร์ที่ชิดกัน (1 ตัวต่อ cm^2) - ระบบตรวจวัดมีขนาดพอดีสำหรับวัดการเท้ามนุษย์ได้พร้อมกัน 2 เท้า - สามารถหาตำแหน่งจากแรงกดของส่วนต่าง ๆ ของเท้าได้	- อุปกรณ์แปลงแอนะลอกเป็นดิจิตอลทำงานช้าเกินไป - มีปัญหาเกี่ยวกับการส่งข้อมูลเข้าคอมพิวเตอร์เพราะข้อมูลที่ได้จากเซนเซอร์ทั้งหมดมีจำนวนมากเกินไป
S. J. Chong	- มีความเร็วเพียงพอจึงสามารถบันทึกการกระจายน้ำหนักของเท้าทุกจังหวะได้ - ใช้อุปกรณ์ส่งข้อมูล NI-DAQ ทำให้ไม่มีปัญหาเกี่ยวกับการส่งข้อมูล	- อุปกรณ์ส่งข้อมูลมีราคาแพงและมีประสิทธิภาพเกินความจำเป็น - มีจัดเรียงเซนเซอร์ที่ห่างกันจึงไม่สามารถวัดการกระจายน้ำหนักของเท้าแบบละเอียดได้ (0.16 ตัวต่อ cm^2)
K.G. Keegan	- ระบบแพลตฟอร์มรับแรงได้มากได้ - ข้อมูลการกระจายน้ำหนักของขาแต่ละข้างมีความละเอียดพอ สามารถวิเคราะห์อาการกะเผลกของม้า	- ระบบแพลตฟอร์มที่ตรวจวัดเฉพาะน้ำหนักรวมของเท้าทั้งหมดเท่านั้นจะไม่สามารถแสดงภาพฝ่าเท้าของม้าได้ - มีเพียงการตรวจวัดเฉพาะขาหน้าของม้าเท่านั้น
งานวิจัยนี้	- มีจัดเรียงเซนเซอร์ที่ที่ชิดกัน (1 ตัวต่อ cm^2) - มีความผิดพลาดที่น้อยกว่า 5% - ระบบไม่ซับซ้อนและใช้งานง่าย - ราคาถูกกว่าระบบแพลตฟอร์มอื่น ๆ	- มีระบบตรวจวัดแรงกดขนาดเล็กทำให้สามารถตรวจวัดเท้าสุนัขได้เพียงครั้งละ 1 เท้า - มีความเร็วการสุ่มสัญญาณ 20 S/s (สูงสุดที่ 50 S/s)

จากตารางที่ 6.1และ 6.2 ระบบแพลตฟอร์มรับแรงที่ได้พัฒนาขึ้นเมื่อเทียบงานวิจัยอื่นคือมีจุดเด่นที่ เป็นระบบขนาดเล็กมากเมื่อเทียบกับระบบอื่น มีความละเอียดของการจัดเรียงเซนเซอร์สูง แต่มีความผิดพลาดที่น้อยกว่า 5% มีความซับซ้อนน้อยและราคาถูก แต่มีจุดด้อยกว่าที่ระบบแพลตฟอร์มที่พัฒนาขึ้นมีขนาดเล็กจึงทำให้สามารถตรวจวัดเท้าสุนัขได้เพียงครั้งละ 1 เท้าเท่านั้น มีอัตราสุ่มข้อมูลที่น้อยเมื่อเทียบกับระบบแพลตฟอร์มรับแรงระบบอื่น เนื่องจากงานวิจัยนี้ใช้การทำงานร่วมกันของไมโครคอนโทลเลอร์กับมัลติเพล็กเซอร์ที่ความเร็วเพียง 20 S/s (ซึ่งความเร็วสูงสุดสามารถทำได้คือ 50 S/s แต่ไม่ได้ปรับใช้ เพื่อลดจำนวนข้อมูลที่ส่งไปยังคอมพิวเตอร์) แทนอุปกรณ์ส่งข้อมูลสำเร็จรูปอย่าง NI-DAQ มีราคาสูง ระบบแพลตฟอร์มรับแรงนี้สามารถพัฒนาให้มีประสิทธิภาพที่มากขึ้น ได้ดังที่จะกล่าวในส่วนถัดไป

6.3 แนวทางการพัฒนา

ระบบแพลตฟอร์มรับแรงที่ได้พัฒนาขึ้นมีข้อดีและข้อเสียที่เป็นผลจากการออกแบบ เช่น การประกอบแผงวงจรและ FSR-400 (เพื่อให้สามารถถอดประกอบเซนเซอร์สำหรับซ่อมแซม) การออกแบบเพื่อให้สามารถรับแรงกดที่มากสำหรับสุนัขตัวใหญ่และการออกแบบให้ใช้งานติดต่อกันเป็นเวลานาน จึงทำให้ระบบแพลตฟอร์มรับแรงมีระบบตรวจวัดแรงแยกออกจากระบบส่งข้อมูล ในการใช้งานจริงสุนัขที่ไม่ได้รับการฝึกจากเจ้าของสัตว์ต้องใช้เวลาตรวจวัดนาน นอกจากนี้การเก็บข้อมูลด้วยระบบแพลตฟอร์มรับแรงเพียงอย่างเดียวอาจไม่เพียงพอและนำไปใช้งานได้ยาก โดยจากที่กล่าวมาข้างต้นระบบแพลตฟอร์มรับแรงในงานวิจัยนี้สามารถสรุปการพัฒนาสามารถแบ่งเป็นหัวข้อได้ตามนี้

1. เพิ่มจำนวนของระบบรับแรงให้เพียงพอต่อการวัดการกดน้ำหนักของเท้าสุนัขทั้ง 4 เท้าพร้อมกัน
2. นำ FPGA เข้ามาใช้แทนไมโครคอนโทลเลอร์ [15] เพราะสามารถออกแบบการทำงานได้ยืดหยุ่นกว่าจึงสามารถเพิ่มประสิทธิภาพการทำงานให้มากขึ้นและเพิ่มความเร็วการรับและส่งข้อมูลให้สูงขึ้นได้
3. ออกแบบระบบรับแรงและระบบเก็บข้อมูลให้มีขนาดเล็กลงและรวมกันเป็นอุปกรณ์ชิ้นเดียวเพื่อความสะดวกในการใช้งานและการเคลื่อนย้าย
4. นำ FSR-400-Short [20] หรือทรานซ์ดิวเซอร์รับแรงที่มีขนาดเล็กลงกว่า FSR-400 เพื่อให้สามารถออกแบบให้โครงสร้างแพลตฟอร์มรับแรงมีความหนาที่น้อยลง
5. ปรับปรุงการส่งข้อมูลเข้าคอมพิวเตอร์และ Graphic User Interfere ที่ง่ายต่อการใช้งาน
6. ใช้ระบบไร้สายมาช่วยในการส่งข้อมูลเพื่อลดสายส่งข้อมูลซึ่งมีความยุ่งยากในการประกอบและใช้งาน
7. เพิ่มกล้องจับภาพความเร็วสูงและมีการนำ image processing เข้ามาใช้งานร่วมด้วยเพื่อให้ได้ข้อมูลการเดินที่สมบูรณ์และสามารถวิเคราะห์ความผิดปกติของโรคได้ดียิ่งขึ้น

รายการอ้างอิง

[1] Soontornvipart, K., Lameness and Orthopedic Examination in Small Animals. Course Materials, Dept. Surgery, Fac. Vet. Sci., Chulalongkorn University, Bangkok.

[2] Gillette, R.L., and other, The Importance of Including Gait Analysis in the Training Regimen. Auburn University Sports Medicine Program Newsletter, Summer Issue (pp 1-2) 1998.

[3] Handley, D.E, Ross, J.F, and Carr, G.J, A Force Plate System for Measuring Low-Magnitude Reaction Forces in Small Laboratory Animals. Physiology & Behavior, 64, 5, (July 1998), pp. 661-669.

[4] Keegan, K. G., and other, Comparison of an inertial sensor system with a stationary force plate for evaluation of horses with bilateral forelimb lameness. Am J Vet Res, 73(3), (Mar 2012), pp. 368-74.

[5] Gillette, R. L., and Craig Angle, T., Recent developments in canine locomotor analysis: A review. The Veterinary Journal, 178, (Jan 2008), pp 165–176.

[6] Charles D., Newton, D.V.M., and David M. Nunamaker, Textbook of Small Animal Orthopedics. V.M.D. The textbook, 1985, Chapter 81

[7] Chong, S. J., Senanayake, A., Gouwanda, D., amd How, K.B., Precision Smart Force Platform IEEE/ASME Inter. Conf. Advanced Intelligent Mechatronics, (July 2009), pp. 71-75.

[8] Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzchak, Y., and Arcan, M., Biomechanical Analysis of the Three-Dimensional Foot Structure during Gait: A Basic Tool for Clinical Applications. Journal of Biomechanical Engineering, (Dec 2000), 122, 6, pp 630.

[9] Lemaire, E.D., Biswas, A., and Kofman, J., Plantar pressure parameter for dynamic gait stability analysis. EMBS '06. 28th Annual International Conference of the IEEE, (Aug 2006), pp. 4465-4468.

[10] Xu, S., Zhou, X., and Sun, Y, A Novel Platform System for Gait Analysis. Human System Interactions Conference IEEE, (May 2008), pp. 1045-1049.

[11] Rana, N. K., et al., Application of Force Sensing Resistor (FSR) in Design of Pressure Scanning System for Plantar Pressure Measurement. Mumbai-400053, IEEE Computer and Electrical Engineering, (2009), pp. 678-685.

[12] Bonde-Petersen, F., et al, A simple force platform. European Journal of Applied Physiology, 34(1), (Dec 1975), pp. 51-54.

[13] Wang, H., et al Measuring System of A 3D Force Platform for Plantar Pressure Distribution. Proceeding of IEEE International Conference on Automation and Logistics Shenyang, China, (Aug. 2009), pp. 905-910.

[14] Rezaul K. Begg and Syed M. Rahman, A Method for the Reconstruction of Ground Reaction Force-Time Characteristics During Gait from Force Platform Recordings of Simultaneous Foot Falls. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 47, (Apr 2000), pp. 547-551.

[15] Kale, A., et al., Gait Analysis for Human Identification. Audio and Video Based Biometric Person Authentication Lecture Notes in Computer Science Volume 2688, (2003), pp 706-714.

[16] Valdes, M.D., et al., A FPGA-based Frequency Measurement System for High-Accuracy QCM Sensors. Industrial Electronics 2008 (IECON 2008). 34th Annual Conference of IEEE, (Aug 2008), pp 1707-1712.

[17] Hypertrophic-Osteodystrophy. [Online]. Available from: http://carrboroplazavet.com/ resources/encyclopedia/G-H/hypertrophic-osteodystrophy.php [2013, January 21]

[18] Dog health [Online]. Available from: http://www.thekennelclub.org.uk/doghealth/ [2013, April 11]

[19] Interlink.INC., Force sensing resistor user guide [Online]. Available from: http://www.media. mit.edu/resenv/classes/MAS836/Readings/fsrguide.pdf [2011, October 10]

[20] Interlink.INC., Force sensing resistor datasheet [Online]. Available from: http://www.steadlands.com/data /interlink/fsrdatasheet.pdf [2011, October 10]

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก.
ข้อมูลสุนัขที่ตรวจวัดการยืนและการเดิน

การตรวจวัดการยืนและเดินในงานวิจัยนี้ใช้สุนัขเพื่อเป็นข้อมูลสำหรับการตรวจวัดการยืน จำนวน 48 ตัว ตั้งแต่วันที่ 10 กันยายน 2555 ถึงวันที่ 1 เมษายน 2556 จากสุนัขที่เจ้าของสัตว์นำมาใช้บริการที่โรงพยาบาลสัตว์เล็ก คณะสัตวแพทยศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย โดยเป็นสุนัขทุกสายพันธุ์ ที่มีน้ำหนักตั้งแต่ 1.9 kg ถึง 35.5 kg มีช่วงอายุตั้งแต่ 1 ปี ถึง 15 ปี โดยสุนัขทั้งหมดจะถูกตรวจสุขภาพเพื่อบันทึกประวัติของสุนัขก่อนเข้าตรวจวัดการเดินและยืน โดยประวัติสุนัขทั้งหมดได้แสดงในตารางที่ ก.1

ตารางที่ ก.1 ประวัติของสุนัขที่ตรวจวัดการยืนในงานวิจัยนี้จำนวน 48 ตัว

ลำดับที่	พันธุ์สุนัข	น้ำหนัก	อายุ	อาการของโรค
สุนัขขนาดเล็ก				
1	ยอร์ค	1.9	2.0	-
2	ปอม	2	12.0	-
3	พุดเดิ้ล	3	5.0	-
4	ปอม	3.48	-	เป็นโรคต้อกระจก
5	พุดเดิ้ล	3.5	8.0	-
6	ปอม	3.8	-	เป็นโรคต้อกระจก
7	ปอม	4.5	1.0	-
8	ผสม	4.85	-	-
9	ปอม	5.15	3.5	ปอดอักเสบ
10	พุดเดิ้ล	5.5	11.0	เบาหวาน
สุนัขขนาดกลาง				
11	ผสม	6	-	-
12	พุดเดิ้ล	6	-	-
13	พุดเดิ้ล+ชิสุห์	6.52	6.0	โรคผิวหนัง
14	ชิสุห์+พุเดิ้ล	6.75	-	-
15	พุดเดิ้ล	7	-	-
16	พุดเดิ้ล	7.3	-	-
17	เทอร์เรีย	8	-	-
18	ชิสุห์	8.3	-	-

19	พุดเดิ้ล	8.4	15.0	โรคหัวใจ
20	พุดเดิ้ล	8.4	8.0	พยาธิในเม็ดเลือก ตับโต
21	ปั๊ก	9.6	-	-
สุนัขขนาดใหญ่				
22	ไซบีเรียน	24	5.0	ทองแดง
23	ไซบีเรียน	24.34	-	-
24	ลาบาดอร์	25	2.0	ฉีดยาป้องกันเห็บหมัด
25	ไซบีเรียน	27	5.0	ต่อมลูกหมากโต
26	ไซบีเรียน	29	5.0	-
27	โกลเด้น	33.84	10.0	ทำแผลที่ใบหู
28	ลาบาดอร์	35.7	9.0	เป็นทองแดง มีอาการคั่งเลือดที่ใบหู
สุนัขที่มีความผิดปกติในการยืน				
1*	ปอม	3.8	-	patellar luxation ที่ขาทั้งสองข้าง (ด้านซ้ายมากกว่า)
2	ปอม	4	-	patellar luxation ที่ขาทั้งสองข้าง (ด้านซ้ายมากกว่า)
3	พุดเดิ้ล	5	11.0	patellar luxation ที่ขาทั้งสองข้าง
4	ชิสุห์	5	4.5	ขาบวม, พึ่งเจาะให้น้ำเกลือ
5	ชิสุห์	5.5	10.0	ขาผิดปกติ
6	ปั๊ก	7	8.0	โรคข้อเสื่อม + ขาสั้น
7	Papillion	7	9	patellar luxation ที่ขาทั้งสองข้าง
8	ชิสุห์	7.1	6.0	โรคข้อสะโพกเสื่อม
9*	ปั๊ก	8	8	patellar luxation ที่ขาทั้งสองข้าง (ด้านขวามากกว่า)
10	ชิสุห์ผสม	13.1	11	โรคข้อเสื่อม เอ็นขาหลังฉีก Cushing's syndrome
11	บลูด๊อก	15	3	โรคข้อเสื่อม มีกล้ามเนื้อผิดปกติที่ขาซ้าย
12	โกลเด้น	31	7.0	ข้อสะโพกเสื่อม โรคหัวใจ
สุนัขที่มีน้ำหนักเกินมาตรฐาน				
1	สปิร์ท	7.2	12.0	เริ่มมี patellar luxation แต่ยังไม่พบความผิดปกติ
2	พุดเดิ้ล	9	-	-
3	ชิสุผสม	10	-	-
4	ผสม	10	-	-
5	ชิสุห์	10.98	10.0	โรคผิวหนัง
6	พุดเดิ้ล	11.04	11.0	โรคภูมิแพ้ โรคผิว
7	บลูด๊อก	26	-	-
8	เยอรมันเชพเพิร์ด	35	6.0	หูอักเสบ

* สุนัขที่ไม่ทราบสถานะก่อนตรวจวัดด้วยระบบแพลตฟอร์มรับแรง

ภาคผนวก ข.

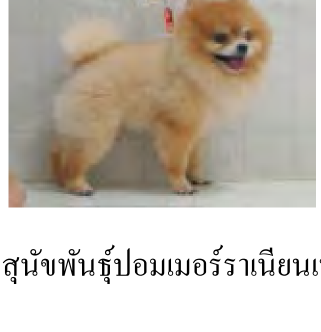
สุนัขที่สัตวแพทย์ไม่สามารถระบุสถานะสุขภาพด้วยการสังเกตท่าทาง

จากภาคผนวก ก. สุนัขที่เข้าตรวจวัดการยืนด้วยระบบแพลตฟอร์มรับแรงมีสุนัข 2 ตัว ที่สัตวแพทย์ ลงความเห็นจากการสังเกตท่าทาง (observation) ว่ามีการยืนและการเดินที่ปกติ โดยไม่ได้ตรวจคลำ (palpation) แต่เมื่อนำสุนัขมาตรวจวัดการยืนด้วยระบบแพลตฟอร์มรับแรง พบว่าสุนัขดังกล่าวมีการกระจายน้ำหนักที่ผิดปกติ สัตวแพทย์จึงตรวจคลำสุนัขตัวดังกล่าวเพื่อยืนยันผลการตรวจวัดการยืนด้วยระบบแพลตฟอร์มรับแรง โดยข้อมูลการตรวจวัดการยืนจากระบบแพลตฟอร์มรับแรงและข้อมูลการวินิจฉัยจากสัตวแพทย์ได้แสดงดังตารางที่ ข.1 และ ข.2 และรูปแสดงการยืนของสุนัขดังกล่าวได้แสดงดัง รูปที่ ข.1 และ ข.2

ตารางที่ ข.1 ผลการตรวจของสุนัขพันธุ์ปอมเมอร์ราเนียนเพศผู้น้ำหนัก 3.8 kg

ข้อมูลการตรวจวัดการยืนด้วยระบบแพลตฟอร์มรับแรง						**ข้อมูลการวินิจฉัยจากสัตวแพทย์**
	ข้อมูลน้ำหนักกด		**ข้อมูล %เทียบน้ำหนักตัว**			- กระดูกขาทั้ง 4 ข้างอยู่ในตำแหน่งปกติ - กระดูกไม่มีการแตกหรือหัก - ไม่มีอาการปวดบวมที่ขา - ข้อสะโพกปกติ สามารถขยับได้โดยไม่เจ็บ - ตรวจคลำพบเบ้าสะบ้าหลวมที่ขาด้านซ้ายหลังและขาด้านขวาหลัง ลูกสะบ้าด้านซ้ายสามารถดันออกจากเบ้าได้ง่าย
	ซ้าย (g)	**ขวา (g)**	**%ซ้าย**	**%ขวา**	**%diff**	
หน้า	1261	1502	31.7	37.8	18.4	
หลัง	458	755	11.5	19.0	49.0	
ข้อมูลสรุป	หน้า:หลัง = 69.5:30.5 ซ้าย:ขวา = 43.2:56.8 **การยืนผิดปกติเพราะ** - สุนัขหลีกเลี่ยงการกดน้ำหนักไปที่เท้าซ้ายหลังจึงมีการกดน้ำหนักที่เท้าซ้ายหลังน้อยกว่าปกติ - เท้าข้างขวาหลังมีการกดน้ำหนักมากกว่าปกติ - มีการกดน้ำหนักของร่างกายเอียงไปทางขวา					Patellar luxation Grade II* ที่ขาหลังทั้งสองข้าง (มีความผิดปกติที่ด้านซ้ายมากกว่า)

*อ้างอิงจากตารางที่ 2.1



รูปที่ ข.1 ท่ายืนของสุนัขพันธุ์ปอมเมอร์ราเนียนเพศผู้น้ำหนัก 3.8 kg

ตารางที่ ข.2 ผลการตรวจของสุนัขพันธุ์ปั๊กเพศเมียน้ำหนัก 8 kg

<table>
<tr><th colspan="6">ข้อมูลการตรวจวัดการยืนด้วยระบบแพลตฟอร์มรับแรง</th><th>ข้อมูลการวินิจฉัยจากสัตวแพทย์</th></tr>
<tr><td rowspan="2"></td><td colspan="2">ข้อมูลน้ำหนักกด</td><td colspan="3">ข้อมูล %เทียบน้ำหนักตัว</td><td rowspan="4">- กระดูกขาทั้ง 4 ข้างอยู่ในตำแหน่งปกติ
- กระดูกไม่มีการแตกหรือหัก
- ไม่มีการปวดบวมที่ขา
- ข้อสะโพกปกติ สามารถขยับได้โดยไม่เจ็บ
- ตรวจคลำพบลูกสะบ้าสามารถดันออกจากเบ้าได้ โดยในขาด้านขวาหลังสามารถดันลูกสะบ้าออกจากเบ้าง่ายกว่า</td></tr>
<tr><td>ซ้าย (g)</td><td>ขวา (g)</td><td>%ซ้าย</td><td>%ขวา</td><td>%diff</td></tr>
<tr><td>หน้า</td><td>2366</td><td>3369</td><td>30.7</td><td>43.8</td><td>35.6</td></tr>
<tr><td>หลัง</td><td>1089</td><td>871</td><td>14.2</td><td>11.3</td><td>22.2</td></tr>
<tr><td rowspan="3">ข้อมูลสรุป</td><td colspan="5">หน้า:หลัง = 74.6:25.4</td><td rowspan="3">Patellar luxation Grade II* ที่ขาหลังทั้งสองข้าง
(มีความผิดปกติที่ด้านขวามากกว่า)</td></tr>
<tr><td colspan="5">ซ้าย:ขวา = 44.8:55.2</td></tr>
<tr><td colspan="5">การยืนผิดปกติเพราะ
- สุนัขหลีกเลี่ยงการกดน้ำหนักลงบนเท้าขวาหลังจึงมีการกดน้ำหนักที่เท้าขวาหลังน้อยกว่าปกติ
- มีการถ่ายน้ำหนักไปยังเท้าที่ใกล้เคียง ทำให้เท้าหลังซ้ายและเท้าหน้าซ้ายมีการกดน้ำหนักมากกว่าปกติ
- มีการกดน้ำหนักของร่างกายเอียงไปทางขวา</td></tr>
</table>

*อ้างอิงจากตารางที่ 2.1

รูปที่ ข.2 ท่ายืนของสุนัขพันธุ์ปั๊กเพศเมียน้ำหนัก 8 kg

จากผลการตรวจด้วยแพลตฟอร์มรับแรงและคำวินิจฉัยจากสัตวแพทย์หลังจากการตรวจคลำ ดังที่แสดงในตารางที่ ข.1 และ ข.2 แสดงให้เห็นว่าระบบแพลตฟอร์มรับแรงที่ได้พัฒนาขึ้นสามารถใช้ตรวจสอบความผิดปกติที่เกี่ยวข้องกับโรคกล้ามเนื้อและกระดูกบางประการของสุนัขได้ หากมีการพัฒนาต่อยอดให้สามารถใช้อ่านข้อมูลได้ง่ายขึ้นก็จะมีความเป็นไปได้ที่จะนำมาใช้เป็นอุปกรณ์ช่วยวินิจฉัยโรคกล้ามเนื้อและกระดูกของสุนัขในอนาคตได้

ประวัติผู้เขียนวิทยานิพนธ์

นายพชร ชลายน เกิดเมื่อวันที่ 17 พฤศจิกายน พ.ศ. 2529 ที่จังหวัดอุบลราชธานี สำเร็จการศึกษาปริญญาตรีวิศวกรรมศาสตร์บัณฑิต สาขาวิศวกรรมไฟฟ้า จากภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยเกษตรศาสตร์ ในปีการศึกษา 2552 และเข้าศึกษาต่อในระดับปริญญาโท หลักสูตรวิศวกรรมศาสตร์มหาบัณฑิตสาขาวิศวกรรมไฟฟ้า สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัยในปีการศึกษา 2553