



การศึกษาและพัฒนาระบบวิเคราะห์การเดินโดยวิธีการไบโออิมพีแดนซ์
Implementation and Development of Bio-impedance for Gait Analysis

คมกริชณ์ ศรีพันธ์

Komkit Seepan

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตรปริญญา
วิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า
มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for the Degree of
Master of Engineering in Electrical Engineering
Prince of Songkla University**

2553

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

ชื่อวิทยานิพนธ์ การศึกษาและพัฒนาระบบวิเคราะห์การเดินโดยวิธีการไปโออิมพีแดนซ์
ผู้เขียน นายคมกริชณ์ ศรีพันธ์
สาขาวิชา วิศวกรรมไฟฟ้า

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์หลัก

คณะกรรมการสอบ

.....
(รองศาสตราจารย์บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

.....ประธานกรรมการ
(รองศาสตราจารย์ ดร.มนตรี กาญจนะเดชะ)

อาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม

..... กรรมการ
(ดร.ประกาศิต กายะสิทธิ์)

.....
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์)

..... กรรมการ
(รองศาสตราจารย์บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา)

..... กรรมการ
(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พฤกษ์ภัทรานนต์)

บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ อนุมัติให้บัณฑิตวิทยาลัยฉบับนี้เป็น
ส่วนหนึ่งของการศึกษา ตามหลักสูตรปริญญาวิศวกรรมศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาวิศวกรรมไฟฟ้า

.....
(รองศาสตราจารย์ ดร.เกริกชัย ทองหนู)
คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

ชื่อวิทยานิพนธ์	การศึกษาและพัฒนาระบบวิเคราะห์การเดิน โดยวิธีการไปโอมพีแดนซ์
ผู้เขียน	นายคมกริชณ์ ศรีพันธ์
สาขาวิชา	วิศวกรรมไฟฟ้า
ปีการศึกษา	2552

บทคัดย่อ

วิทยานิพนธ์ฉบับนี้นำเสนอการศึกษาและพัฒนาระบบวิเคราะห์การเดินของ โดย ใช้วิธีการ และเทคนิคตรวจวัดไป โอมพีแดนซ์ในรยางค์ล่าง ซึ่งใช้วิธีการติดตั้งขั้วไฟฟ้าสำหรับ ตรวจวัดแบบ 4 ขั้วไฟฟ้า ระบบตรวจวัดที่ใช้ประกอบด้วยส่วนสำคัญ 3 ส่วน คือ ส่วนสำหรับจ่าย กระแสคงที่ ส่วนขยายสัญญาณ และส่วนการตรวจจับขนาด มุมเฟสของสัญญาณเพื่อแปลงเป็น ค่าไป โอมพีแดนซ์ แสดงผลและบันทึกผลด้วยโปรแกรม LABVIEW เพื่อทำการศึกษาความถี่ที่ เหมาะสมสำหรับการตรวจวัดในรยางค์ล่าง ตำแหน่งที่เหมาะสมสำหรับการตรวจวัดในรยางค์ล่าง และความสัมพันธ์ของการเปลี่ยนแปลงค่าไป โอมพีแดนซ์ในวงจรการเดิน

ระบบตรวจวัดความถูกต้องแม่นยำเมื่อสอบเทียบกับเครื่องมือมาตรฐาน และ สามารถทำงานได้ตรงตามเงื่อนไขการออกแบบ สำหรับการศึกษาค้นคว้าความถี่ที่เหมาะสมสำหรับการ ตรวจวัดและตำแหน่งการติดตั้งขั้วไฟฟ้าที่เหมาะสมกับการตรวจวัดค่าไป โอมพีแดนซ์ จาก การทดลอง พบว่า การตอบสนองความถี่มีผลโดยตรงกับสภาพขอมของเนื้อเยื่อ โดยพิสูจน์การ ตอบสนองทางความถี่ว่าสัมพันธ์กับค่าไป โอมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงด้วยแผนภาพของ Cole-Cole ซึ่งความถี่และขนาดของสัญญาณที่เหมาะสมกับการตรวจวัดค่าไป โอมพีแดนซ์ในรยางค์ล่างมีค่า อยู่ในช่วง 40-60 กิโลเฮิร์ตซ์สำหรับรยางค์ล่าง สำหรับการติดตั้งขั้วไฟฟ้าบนรยางค์นั้น ทำการติดตั้ง ตามแนวกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการเดิน ซึ่งแสดงลักษณะเด่นของสัญญาณ และสอดคล้องกับ ความถี่ของสภาพขอมทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อนั้นมีค่าประมาณ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ ผลการศึกษา และพัฒนาระบบวิเคราะห์การเดินด้วยวิธีการตรวจวัด ไป โอมพีแดนซ์ พบว่าค่าสัมประสิทธิ์ สหสัมพันธ์ของค่าไป โอมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงมีความสัมพันธ์กันสูงมากด้วยนัยสำคัญทางสถิติ ซึ่งสามารถประเมินวงจรการเดินที่เกิดขึ้นในมนุษย์ปกติได้จากการเปลี่ยนแปลงค่าไป โอมพีแดนซ์ โดยตรง ดังนั้นระบบตรวจวัดที่ศึกษาและพัฒนาขึ้นจึงมีความเหมาะสมสำหรับตรวจวัด ค่าไป โอมพีแดนซ์ และประเมินการเดินในวงจรการเดินของมนุษย์ปกติและผิดปกติได้

คำสำคัญ ระบบตรวจวัดไป โอมพีแดนซ์ วงจรการเดินของมนุษย์

Thesis Title	Implementation and Development of Bio-impedance for Gait Analysis
Author	Mr. Komkit Seepan
Major Program	Electrical Engineering
Academic Year	2009

ABSTRACT

This thesis suggests the implementation and development of gait analysis using methods and techniques of lower limb bio-impedance feedback. Our measuring used 4-electrode method configuration and the measurement system consists of 3 parts, the constant current source, instrumentation amplifier and magnitude phase detecting module. LABVIEW program used for recorded and displayed results. The purposes are to find a suitable frequency and position for bio-impedance measurement from the human lower limb, and to study a relationship between impedance changes and gait cycle.

The accuracy of results is acceptable and follows a standard of impedance analyzer. It can be concluded that bio-impedance system is working to our design condition. From the experiments, we found that the frequency response has direct correlation with tissue permittivity. According to Cole-Cole plot between real part and imaginary part of impedance, the result shown the suitable frequency to detect a human lower limb bio-impedance in a range from 40 to 60 kHz. As for appropriate electrode installed on each position of lower limb where the most of relevant., which shows the features of the consistent with the frequency of the signal and allow of bio-impedance tissue conditions for measurement in the lower limb approximately 50 kHz in our design. From our experiments, we found that the correlation coefficient of bio-impedance changes of each gesture on gait cycle. Result has associated with significant statistically to assess the gait cycle that occurs in normal people bio-impedance changing directly. In summary, the propose method of bio-impedance measuring for gait analysis is suitable for gait analysis of a regular movement and non- regular movement.

Keywords: Bio-impedance measurement, Gait analysis

กิตติกรรมประกาศ

ขอแสดงคำขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ บุญเจริญ วงศ์กิตติศึกษา ประธานกรรมการที่ปรึกษางานวิจัย ที่ได้กรุณาให้การสนับสนุนการทำวิจัย กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษา แนะนำความรู้ในด้านการทำวิจัย เอกสาร ข้อมูลต่างๆ เป็นอย่างดี รวมทั้งแนวความคิด และกำลังใจ ในการแก้ปัญหาตลอดจนตรวจทานแก้ไขวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.พรชัย พุกฤษภัทรานนท์ และ ผู้ช่วยศาสตราจารย์สาวิตรี ตันตนะขุ กรรมการที่ปรึกษางานวิจัยที่ได้กรุณาอุทิศเวลาให้คำปรึกษา คำแนะนำ และให้การช่วยเหลือแก้ไขปัญหาในงานวิจัย ตลอดจนช่วยตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร.มนตรี กาญจนเดชะ ประธานกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ และ ดร. ประภาสิต กายะสิทธิ์ (อาจารย์ผู้ทรงคุณวุฒิ) ที่ได้กรุณาอุทิศเวลาเป็น กรรมการสอบวิทยานิพนธ์ และตรวจทานวิทยานิพนธ์ให้ดำเนินไปอย่างสมบูรณ์

ขอขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์คณิต เจษฎ์พัฒนานนท์ กรรมการสอบโครงร่าง และกรรมการสอบความก้าวหน้างานวิจัยที่ได้กรุณาให้คำแนะนำที่เป็นประโยชน์ต่องานวิจัย

ขอขอบพระคุณ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ ที่กรุณาให้ทุนการศึกษาแก่ข้าพเจ้าระหว่างการศึกษา

ขอขอบพระคุณ ศูนย์บ่มเพาะวิศวกรรมเครือข่ายเฉพาะด้านวิศวกรรมพื้นฟูภายใต้ความร่วมมือของศูนย์เทคโนโลยีอิเล็กทรอนิกส์และคอมพิวเตอร์แห่งชาติ (NECTEC) ที่อุดหนุนทุนวิจัยให้สามารถทำงานได้สำเร็จลุล่วง

ขอขอบพระคุณ คณาจารย์และเจ้าหน้าที่ในภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้าทุกๆ ท่าน ที่ให้ความช่วยเหลือในด้านต่างๆมาโดยตลอด จนกระทั่งงานสำเร็จลุล่วง

ขอขอบพระคุณ บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์ วิทยาเขตหาดใหญ่ ที่ให้ความช่วยเหลือด้านการประสานงานต่าง ๆ

ขอขอบคุณ พี่ๆ และเพื่อน ๆ รวมทั้งน้องๆ ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า และวิศวกรรม สิ่งแวดล้อมทั้ง 20 ท่านที่สละเวลามาเป็นอาสาสมัครสำหรับให้งานวิจัยนี้สำเร็จลุล่วงด้วยดี

สุดท้ายนี้ ข้าพเจ้าขอโน้มรำลึกถึงพระคุณของบิดามารดาและครอบครัว ที่ส่งเสริมสนับสนุน ให้คำแนะนำ ให้คำปรึกษา ให้กำลังใจ และทุนทรัพย์แก่ข้าพเจ้าตลอดมาจนกระทั่งทำให้ข้าพเจ้าประสบความสำเร็จ

คมกริชณ์ ศรีพันธ์

สารบัญ

	หน้า
สารบัญ	(6)
รายการตาราง	(9)
รายการภาพประกอบ	(10)
บทที่	
1. บทนำ.....	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย.....	1
1.2 การตรวจเอกสาร บทความ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	2
1.2.1 Clinical Gait Analysis.....	2
1.2.2 A new Bio-impedance sensor Technique for Leg Movement Analysis...	2
1.2.3 Evaluation of a Bio-impedance Method for Measuring Human Arm Movement.....	2
1.2.4 Fundamental characteristics of human limb electrical impedance for biodynamic analysis.....	3
1.2.5 Consideration of Conditions Required for Multi-Channel Simultaneous Bio-impedance Measurement.....	3
1.2.6 Evaluation System of Physical Exercise Ability using Bio-electrical impedance.....	4
1.3 วัตถุประสงค์.....	5
1.4 ขอบเขตการวิจัย.....	5
1.5 แผนการดำเนินงานตลอดงานวิจัย.....	5
1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ.....	6
2. ทฤษฎีและหลักการ.....	7
2.1 ไบโอมิพีแดนซ์ (Bio-impedance).....	8
2.1.1 คุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อมนุษย์.....	8
2.1.2 แบบจำลองทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ.....	12
2.1.3 การเขียนแผนภูมิ โคล-โคล (Cole-Cole plot).....	14
2.1.4 แบบจำลองการเกิดไบโอมิพีแดนซ์.....	17

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
2.1.5 เครื่องมือที่ใช้ในเทคนิคตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์.....	19
2.1.6 วิธีการวัดไบโออิมพีแดนซ์.....	19
2.1.7 ขั้วไฟฟ้า (electrode).....	22
2.2 การเดินของมนุษย์.....	23
2.2.1 กล้ามเนื้ออย่างค้ำกลางของมนุษย์.....	24
2.2.2 วงจรการเดินของมนุษย์.....	26
3. วัสดุ อุปกรณ์ และวิธีการ.....	30
3.1 การออกแบบระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์.....	30
3.1.1 วงจรจ่ายกระแสไฟฟ้าคงที่.....	31
3.1.2 วงจรขยายสัญญาณ.....	33
3.2 ความรู้พื้นฐานและวิธีการของการตรวจจับขนาดและมุมเฟสของสัญญาณ.....	34
3.3 การออกแบบซอฟต์แวร์ด้วยโปรแกรม LABVIEW และการประมวลผลขนาดและมุมเฟส.....	36
3.3.1 การตรวจจับขนาดและมุมเฟส.....	36
3.4 ตำแหน่งสำหรับติดตั้งขั้วไฟฟ้า.....	37
3.4.1 การตรวจสอบมุมของขา.....	38
3.5 การทดสอบคุณลักษณะของคุณสมบัติของวงจรที่ออกแบบสำหรับตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์.....	39
3.5.1 วัสดุ อุปกรณ์ และวิธีการวิเคราะห์ข้อมูล.....	39
3.5.2 ผลการทดลองและการวิจารณ์.....	39
3.6 การตรวจวัดคุณสมบัติค่าอิมพีแดนซ์ในแบบจำลองเนื้อเยื่อ.....	41
3.6.1 วัสดุ อุปกรณ์ และวิธีการวิเคราะห์ข้อมูล.....	41
3.6.2 ผลการทดลอง และการวิจารณ์.....	44
4. ผลการทดลอง.....	45
4.1 การศึกษาผลการตอบสนองต่อความถี่ของเนื้อเยื่อมนุษย์และร่างกายของมนุษย์.....	45
4.1.1 วัสดุ อุปกรณ์ สำหรับการทดลอง.....	45
4.1.2 วิธีการทดลอง.....	47

สารบัญ (ต่อ)

	หน้า
4.1.3 ความสัมพันธ์ของค่าไป โออิมพีแดนซ์กับ การยืด (extension) การงอ (flexion) ของข้อต่อสะโพก หัวเข่า และข้อเท้า.....	56
4.1.4 ความสัมพันธ์ของการติดตั้งขั้วไฟฟ้าที่ขาซ้ายกับขาขวา.....	57
4.1.5 ความสัมพันธ์ของค่าอิมพีแดนซ์กับค่าน้ำหนักถ่วงขาเพื่อสร้างอุปสรรคในวงจรการเดินของมนุษย์.....	58
4.2 ความสัมพันธ์ค่าไป โออิมพีแดนซ์กับวงจรการเดินของมนุษย์.....	61
4.2.1 ผลการทดสอบการเดินในอาสาสมัครชายและอาสาสมัครหญิง.....	61
4.2.2 วิเคราะห์การเดินในอาสาสมัครชายและหญิง.....	65
4.2.3 วิเคราะห์การเดินในอาสาสมัครที่มีการเดินผิดปกติ.....	67
5. สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ.....	69
5.1 สรุปผล.....	69
5.1.1 การศึกษาผลของความสัมพันธ์ด้วยนัยสำคัญทางสถิติ.....	70
5.2 ปัญหา และข้อเสนอแนะ.....	71
5.2.1 ปัญหาและวิธีการแก้ไข.....	71
5.2.2 ข้อเสนอแนะ.....	72
5.2.3 ข้อเสนอแนะวิธีการตรวจวัดค่าไป โออิมพีแดนซ์สำหรับการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบพลวัตต่อเนื่องในอนาคต.....	73
บรรณานุกรม.....	74
ภาคผนวก.....	77
ภาคผนวก ก.....	78
ภาคผนวก ข.....	83
ภาคผนวก ค.....	87
ภาคผนวก ง.....	91
ภาคผนวก จ.....	99
ประวัติผู้เขียน.....	120

รายการตาราง

ตาราง	หน้า
2-1	แสดงการแพร่ผ่านทางไฟฟ้ากับองค์ประกอบของสิ่งมีชีวิต..... 12
2-2	แสดงงานวิจัยก่อนหน้าที่ทำการศึกษาตำแหน่งวัดอิมพีแดนซ์ ความถี่ ขนาดค่าอิมพีแดนซ์ต่อพื้นที่ และค่าอิมพีแดนซ์โดยตรงในร่างกายมนุษย์..... 16
2-3	แสดงช่วงการเดิน ท่าทางการเดิน และมุมข้อต่อของสะโพก หัวเข่าและข้อเท้า..... 24
2-4	การทำงานของข้อต่างๆ และกล้ามเนื้อในขณะที่เดิน..... 28
3-1	ค่าความคลาดเคลื่อนของเครื่องมือวัดสอบเทียบกับเครื่องมือวัด HIOKI LCR 3531Z Hitester..... 44
4-1	ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ทำขึ้นนิ่งและทำวางขาบนเก้าอี้..... 56
4-2	ความสัมพันธ์ของค่าอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงเมื่อมีการยึดหรือของข้อต่อสะโพก หัวเข่าและข้อเท้า..... 56
4-3	ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างไบโออิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงระหว่างขาซ้ายกับขาขวา..... 58
4-4	ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของอาสาสมัครกับรูปแบบการเดิน และเปอร์เซ็นต์การเดิน..... 62
4-5	ผลการเปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของอาสาสมัครกับรูปแบบการเดินแต่ละท่า..... 63

รายการภาพประกอบ

ภาพประกอบ	หน้า
2-1 โครงสร้างของเนื้อเยื่อเซลล์ชีวภาพ.....	9
2-2 แผนภาพสภาพยอมทางไฟฟ้า (ϵ''_f) และสภาพนำไฟฟ้า (σ') ที่ความถี่ต่างๆ.....	10
2-3 เปรียบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างส่วนจริงและส่วนจินตภาพของสภาพยอมทางไฟฟ้าที่แกนความถี่กับแผนภาพโคล-โคล (Cole-Cole plot).....	10
2-4 วงจรสมมูลเนื้อเยื่อ.....	13
2-5 แสดงการแพร่ผ่านของความถี่ที่เหมาะสมกับการเกิดอิมพีแดนซ์เชิงซ้อนของเนื้อเยื่อ	14
2-6 อิมพีแดนซ์เชิงซ้อนตามแบบจำลองสามารถเขียนในรูปแผนภาพโคล-โคล (Cole-Cole plot).....	15
2-7 แบบจำลองของ Fricke.....	16
2-8 แบบจำลองของ Derbye.....	17
2-9 แบบจำลองเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อของรยางค์ในร่างกายมนุษย์กับการเปลี่ยนแปลงเมื่อมีการยืดตัวหรือหดตัว.....	17
2-10 แบบจำลองเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อของรยางค์ในร่างกายมนุษย์สำหรับการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์	18
2-11 แผนผังแสดงเครื่องมือที่ใช้ในเทคนิคการวัดไบโออิมพีแดนซ์.....	19
2-12 วิธีการวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบ 2 ขั้วไฟฟ้า.....	19
2-13 วิธีการวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบ 3 ขั้วไฟฟ้า.....	20
2-14 วิธีการวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบ 4 ขั้วไฟฟ้า.....	21
2-15 ขั้วไฟฟ้าที่แบบแผ่น surface electrode.....	23
2-16 กล้ามเนื้อขาของมนุษย์.....	24
2-17 วงจรการเดินของมนุษย์.....	26
2-18 ช่วงที่เท้าลอยสูงจากพื้น.....	28
3-1 ระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ในวงจรการเดินของมนุษย์.....	31
3-2 วงจรจ่ายกระแสไฟฟ้าคงที่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ 500 ไมโครแอมแปร์.....	32
3-3 วงจรขยายสัญญาณเครื่องมือ.....	33
3-4 แสดงการวัดอิมพีแดนซ์เบื้องต้นด้วยตรวจจับขนาดและมุมเฟสของสัญญาณ gain-phase detector (GPD).....	34

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
3-5 แผนผังการทำงานของการทำงานของการแยกขนาด มุมเฟส คำนวณค่าอิมพีแดนซ์.....	36
3-6 ส่วนแสดงผลและบันทึกสัญญาณ ไปอิมพีแดนซ์.....	37
3-7 แสดงตำแหน่งการติดตั้งขั้วไฟฟ้าสำหรับการตรวจวัด ไปอิมพีแดนซ์ของรยางค์ ท่อนล่าง.....	37
3-8 แสดงตำแหน่งในการติดตั้ง LED.....	39
3-9 การคงค่ากระแสที่ความถี่ต่างๆ.....	40
3-10 ผลการตอบสนองอัตราขยายและมุมเฟส.....	40
3-11 ผลการตอบสนองอัตราการจัดสัญญาณ โหมดร่วม.....	41
3-12 แบบจำลองอิมพีแดนซ์ทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ Fricke.....	42
3-13 ผลการทดสอบระบบตรวจวัด ไปอิมพีแดนซ์กับ แบบจำลอง Fricke.....	42
3-14 ผลการทดสอบระบบตรวจวัด ไปอิมพีแดนซ์กับ pure resistance.....	43
3-15 ความคลาดเคลื่อนของระบบที่ใช้วัดด้วยแบบจำลองทั้ง 2 แบบ.....	43
4-1 การติดตั้งอุปกรณ์สำหรับการตรวจวัด ไปอิมพีแดนซ์.....	46
4-2 การติดตั้งอุปกรณ์สำหรับการตรวจวัด ไปอิมพีแดนซ์สำหรับการตรวจวัดจริง.....	47
4-3 แสดงตำแหน่งการติดตั้งขั้วไฟฟ้าสำหรับตรวจวัด ไปอิมพีแดนซ์ของรยางค์ท่อน ล่าง.....	48
4-4 ความสัมพันธ์ของค่า resistance และ reactance ที่ความถี่ต่างๆ	
(ก) แสดงค่า resistance.....	
(ข) แสดงค่า absolute reactance.....	49
4-5 การประเมินค่าไปอิมพีแดนซ์บนแผนภาพของ โคล-โคล.....	50
4-6 แผนภาพ โคล-โคล สำหรับการติดตั้งขั้วไฟฟ้าตามแนวกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการ เดิน.....	
(ก) แผนภาพ โคล-โคล..สำหรับช่องสัญญาณที่ 2.....	
(ข) แผนภาพ โคล-โคล..สำหรับช่องสัญญาณที่ 1.....	51
4-7 แผนภาพ โคล-โคล สำหรับการติดตั้งขั้วไฟฟ้าแบบสุ่ม.....	
(ก) แผนภาพ โคล-โคล สำหรับช่องสัญญาณที่ 2.....	
(ข) แผนภาพ โคล-โคล สำหรับช่องสัญญาณที่ 1.....	52

รายการภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ	หน้า
4-8	แผนภูมิความสัมพันธ์ระหว่างการเคลื่อนไหวร่างกายต่างกับค่าไบโออิมพีแดนซ์.....
	(ก) ขนาดของอิมพีแดนซ์.....
	(ข) มุมเฟสของอิมพีแดนซ์..... 54
4-9	ความสัมพันธ์ของสัญญาณทางไฟฟ้ากับการเคลื่อนไหวในรายครั้งสำหรับการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ 2 ช่องสัญญาณ..... 55
4-10	การตรวจวัดสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ในขาซ้าย (LL) และ ขาขวา (RL)..... 57
4-11	การติดตั้งตู้มถ่วงน้ำหนักสำหรับสร้างอุปสรรคในการเดิน..... 59
4-12	ความสัมพันธ์ของค่าไบโออิมพีแดนซ์ที่ขาขวาเมื่อเปลี่ยนตู้มถ่วงน้ำหนักเป็น 2.5 ปอนด์ (2.5 right) และ 5 ปอนด์ (5 right) ตามลำดับ..... 59
4-13	ความสัมพันธ์ของค่าไบโออิมพีแดนซ์ที่ขาซ้ายเมื่อเปลี่ยนตู้มถ่วงน้ำหนักเป็น 2.5 ปอนด์ (2.5 left) และ 5 ปอนด์ (5 left) ตามลำดับ..... 60
4-14	แสดงค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน.....
	(ก) อาสาสมัครชาย 10 คน กับการเปลี่ยนแปลงค่าไบโออิมพีแดนซ์ในแต่ละท่าของ วงจรถ่ายการเดิน.....
	(ข) อาสาสมัครหญิง 10 คน กับการเปลี่ยนแปลงค่าไบโออิมพีแดนซ์ในแต่ละท่าของ วงจรถ่ายการเดิน.....
	(ค) อาสาสมัครชาย – หญิง 20 คน กับการเปลี่ยนแปลงค่าไบโออิมพีแดนซ์ในแต่ละ ท่าของวงจรถ่ายการเดิน..... 64
4-15	เปรียบเทียบค่าไบโออิมพีแดนซ์กับวงจรถ่ายการเดินของอาสาสมัครที่เดินปกติและ อาสาสมัครที่เดินผิดปกติ..... 67
4-16	เปรียบเทียบค่าผลต่างการเปลี่ยนแปลงไบโออิมพีแดนซ์กับวงจรถ่ายการเดินของ อาสาสมัครที่เดินปกติและอาสาสมัครที่เดินผิดปกติ..... 68
5-1	ไบโออิมพีแดนซ์กับท่าทาง 8 ลักษณะของวงจรถ่ายการเดินในอาสาสมัครช่วงอายุ 21- 35 ปี น้ำหนัก 40-100 กิโลกรัม และส่วนสูง 155-184 เซนติเมตร..... 71

บทที่ 1

บทนำ

1.1 ความสำคัญและที่มาของการวิจัย

การเดินเป็นวิวัฒนาการที่มีความสำคัญในการดำรงชีวิต โดยท่าทางและความเร็วในการเดินที่ได้เปรียบเชิงกลของมนุษย์นั้นใช้พลังงานน้อยที่สุด ก่อให้เกิดแรงเครียดต่อระบบกระดูก กล้ามเนื้อ และเอ็นข้อน้อยที่สุด ทำให้มีความมั่นคงปลอดภัยสูงสุด ถ้าท่าทางการเดินเปลี่ยนไปจากปกติไม่ว่าจะเกิดจากความพิการ หรือสาเหตุใดๆ ก็ตามซึ่งปัจจุบันมีแนวโน้มสูงขึ้นจากข้อมูลความพิการ เฉพาะความพิการที่เกี่ยวข้องกับการเดินในประเทศไทยจากสำนักงานสถิติแห่งชาติประจำปี 2550 [1] พบว่า ประชากรของประเทศไทยมีปัญหา และความบกพร่องเกี่ยวกับการเดิน เนื่องจากความพิการอันเกิดจากสาเหตุต่างๆ สูงถึง 400,000 คน ดังนั้นการที่จะเข้าใจปัญหา และแนวทางแก้ไขปัญหาในการเดินได้นั้นต้องเข้าใจแบบแผนการเดินที่ปกติก่อน [2, 3] และความจำเป็นที่จะต้องใช้เครื่องมือในการช่วยวิเคราะห์ แบบแผนการเดินที่ถูกต้อง รวดเร็ว และมีความแม่นยำสูงย่อมมีมากขึ้น

ปัจจุบันเครื่องมือที่ใช้ในการวิเคราะห์การเดินมีหลายชนิด เช่น การวิเคราะห์จากภาพจากกล้องถ่ายรูป และกล้องวิดีโอ วิเคราะห์จากสัญญาณกล้ามเนื้อ วิเคราะห์ด้วยวิธีวัดมุมด้วยเครื่องมือวัดมุม (goniometer) และวิเคราะห์ด้วยสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ทางไฟฟ้า [4, 5, 6] โดยแต่ละวิธีก็มีข้อดี และข้อเสียแตกต่างกันไป เช่น การวิเคราะห์ด้วยเครื่องวัดมุม ไม่เหมาะสำหรับการวัดที่มีการเคลื่อนไหวที่รวดเร็ว ไม่ทนทาน และมีข้อจำกัดมากในขณะเคลื่อนไหวแบบพลวัต เนื่องจากโครงสร้างที่เป็นแบบเชิงกล การวิเคราะห์ด้วยสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อจะมีความยุ่งยากในการวัดขณะที่มีการเคลื่อนไหว ซึ่งจะมีสัญญาณรบกวนขณะเคลื่อนไหว (motion artifact) หรือตัวแปรขณะเคลื่อนไหวเข้ามาเกี่ยวข้อง การวิเคราะห์ภาพจากกล้องถ่ายรูปยังไม่มีความเร็วพอ เพราะมีปัจจัยเรื่องการอัปเดตรูปเข้ามาเกี่ยวข้อง และการวิเคราะห์ด้วยกล้องวิดีโอซึ่งราคาค่อนข้างสูง รวมถึงมีข้อจำกัดเรื่องพื้นที่ในการวิเคราะห์ [5, 6] และการวิเคราะห์สัญญาณทางไฟฟ้าด้วยระบบตรวจวัดสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ เพื่อวัดอิมพีแดนซ์ของกล้ามเนื้อขาที่เกี่ยวข้องกับการเดิน [5, 6, 7, 8] จึงเป็นวิธีการหนึ่งที่น่าสนใจ เนื่องจากมีข้อดีเรื่องการติดต่อ และข้อจำกัดของระยะทางขณะทำการวัด สามารถทำการวัดข้อมูลได้รวดเร็ว ระบบมีราคาถูกลง เมื่อเทียบกับระบบการวิเคราะห์การเดินด้วยภาพ เพื่อลดสัญญาณรบกวน เนื่องจากสัญญาณรบกวนจะรบกวนการเคลื่อนไหวของ

ร่างกายและลดการใช้กระบวนการทางคณิตศาสตร์ที่ซับซ้อนได้ดีกว่าระบบการวิเคราะห์สัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ [9, 10] นอกจากนี้ยังถือได้ว่าเป็นกระบวนการใหม่ที่นำมาใช้วิเคราะห์การเดิน

1.2 การตรวจเอกสาร บทความ และงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

1.2.1 Clinical Gait Analysis [4]

ศึกษาการวิเคราะห์การเดินในทางคลินิก ซึ่งอธิบายตัวแปรต่างๆที่เกี่ยวข้องกับการวิเคราะห์การเดิน เช่น ทิศทางของรอยเท้า สามารถอธิบายในลักษณะของมุมที่เกิดขึ้น แรงกระทำที่เกิดขึ้นจากการเดิน การทำงานของกล้ามเนื้อ และภาพจากกล้องวิดีโอ รวมถึงความสำคัญของการประเมินการเดินทั้งทางด้านการรักษา การบำบัด และการฟื้นฟู

1.2.2 A new Bio impedance sensor Technique for Leg Movement Analysis [5]

ศึกษาระบบการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ เพื่อใช้อธิบายการเคลื่อนไหวของขา ตั้งแต่สะโพก หัวเข่า จนถึงข้อเท้า จากค่าของอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงไป ด้วยการใช้ระบบตรวจวัดแบบ 4 ขั้วไฟฟ้า ซึ่งประกอบด้วย วงจรแปลงแรงดันให้เป็นกระแสเพื่อที่จะจ่ายกระแสคงที่ 300 ไมโครแอมแปร์ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ และวงจรวัดแรงดัน นอกจากนี้ยังเพิ่มเครื่องมือวัดมุม เพื่อให้ระบบตรวจวัดทราบค่าอิมพีแดนซ์และค่ามุมตั้งแต่สะโพก หัวเข่าและข้อเท้าเมื่อมีการเคลื่อนไหว นอกจากนั้นตำแหน่งวางขั้วไฟฟ้าสำหรับการเคลื่อนไหวของขา เพื่อให้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ (correlation coefficient) มีค่าสูง อิมพีแดนซ์มีการเปลี่ยนแปลงชัดเจน และมีสัญญาณรบกวนต่ำ ทำให้ได้ตำแหน่งวางขั้วไฟฟ้าที่สามารถอธิบายการเคลื่อนไหวของสะโพก หัวเข่าและข้อเท้าที่มีประสิทธิภาพที่สุด จากค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ ระหว่างค่ามุมของข้อเท้ากับค่าอิมพีแดนซ์ของข้อเท้า ค่ามุมของหัวเข่ากับค่าอิมพีแดนซ์ของหัวเข่า และค่ามุมของสะโพกกับค่าอิมพีแดนซ์ของสะโพกมีค่าเป็น -0.913 ± 0.03 0.944 ± 0.02 และ 0.82 ± 0.08 ตามลำดับ

1.2.3 Evaluation of a Bio-impedance Method for Measuring Human Arm Movement [6]

ศึกษาการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์เพื่อใช้อธิบายการเคลื่อนไหวของแขนเพื่อหาความสัมพันธ์จากคุณสมบัติความต้านทาน ความยาว และพื้นที่หน้าตัดของมัดกล้ามเนื้อ จากการยึดหรือของข้อมือและข้อศอก จากกฎของโอห์มโดยใช้วงจรจ่ายกระแสคงที่ 300 ไมโครแอมแปร์ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ วงจรวัดแรงดันเพื่อหาค่าอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงเมื่อมีการยึดหรือของข้อมือและข้อศอก นอกจากนี้ยังเพิ่มเครื่องมือวัดมุม เพื่อหาค่ามุมยึดหรือของข้อมือและข้อศอก ตำแหน่งวางขั้วไฟฟ้าในงานวิจัยนี้ยังเป็นการค้นพบขึ้นใหม่ในขณะทดลองด้วย ซึ่งตำแหน่งวาง

ขั้วไฟฟ้าทำให้สามารถอ่านค่าอิมพีแดนซ์ได้ดี ติดตั้งง่าย และจากค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ จากการทดลอง พบว่า การเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแดนซ์ของแขนท่อนกับค่ามุมของข้อมือและการเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแดนซ์ของแขนท่อนบนกับค่ามุมของข้อศอกมีความสัมพันธ์กัน ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ ข้อมือและข้อศอกเป็น 0.9 ± 0.04 และ -0.98 ± 0.02 ตามลำดับ อิมพีแดนซ์ของข้อมือมีค่าประมาณ 32-35 โอห์มและอิมพีแดนซ์ของข้อศอกมีค่าประมาณ 45-52 โอห์ม

1.2.4 Fundamental characteristics of human limb electrical impedance for biodynamic analysis [8]

งานวิจัยนี้นำเสนอการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์เพื่อใช้อธิบายการเคลื่อนไหวของร่างกายซึ่งประกอบด้วย กระดูก กล้ามเนื้อ ไขมัน เลือดและผิวหนัง โดยที่ความถี่ปกติของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อและเลือดที่กระแสไฟฟ้าสามารถไหลผ่านได้ประมาณ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ โดยใช้ระบบตรวจวัดแบบขั้วไฟฟ้า 4 ขั้ว วงจรจ่ายกระแสคงที่ 500 ไมโครแอมแปร์ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ วงจรขยายคิฟเฟอเรนซ์เชิงลบ สามารถวัดอิมพีแดนซ์ในร่างกายของมนุษย์ในกระบวนการเคลื่อนไหวร่างกายมนุษย์กับจลศาสตร์และตัวแปรทางจลน์ คือ มุมของข้อต่อ กำลังของกล้ามเนื้อ ความเร่งของการเคลื่อนไหว ความเร็วของการเคลื่อนไหว และสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อที่เกี่ยวกับการเคลื่อนไหวเพื่อหาวิธีการวัดอิมพีแดนซ์ ในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบพลวัต ผลลัพธ์ที่ได้ คือ ความสัมพันธ์ระหว่างอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงไปกับมุมข้อศอกหรือข้อมือ ความสัมพันธ์ระหว่างอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงไปกับความเร็วเชิงมุมของข้อศอก หรือข้อมือความสัมพันธ์ระหว่างอิมพีแดนซ์กับความเร่งของการเคลื่อนไหว ความสัมพันธ์ระหว่างอิมพีแดนซ์กับความเร็วของการเคลื่อนไหว ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์สูง สามารถใช้ในการวิเคราะห์ทักกะการเคลื่อนไหวทางด้านกีฬา

1.2.5 Consideration of Conditions Required for Multi-Channel Simultaneous Bio impedance Measurement [9]

งานวิจัยนี้ศึกษาการวัดแบบหลายช่องสัญญาณซึ่ง 50 กิโลเฮิร์ตซ์เป็นความถี่ทั่วไปของร่างกายและร่างกายมนุษย์ โดยสืบหาเงื่อนไขพื้นฐานในการวัดด้วยระบบไบโออิมพีแดนซ์และหาคุณสมบัติทางชีวภาพของเนื้อเยื่อ ซึ่งสามารถยืนยันภายใต้ความถี่สูงสุด 50 เฮิร์ตซ์ของสัญญาณทางชีวภาพ และประยุกต์ความไวในการตรวจจับเฟสใน 2 ช่องสัญญาณ ในทุกๆ การวัด 1 กิโลเฮิร์ตซ์ พบว่า ความเป็นเชิงเส้นของสัญญาณชีวภาพของเนื้อเยื่อได้ผลดีช่วงกระแส 1 มิลลิแอมแปร์ ความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ ทั้งหมดนี้ทำการวัดจากระบบไบโออิมพีแดนซ์ 2 ช่องสัญญาณที่ออกแบบและสร้างขึ้นมา โดยดัดแปลงการใช้ระบบตรวจวัดแบบขั้วไฟฟ้า 4 ขั้ว ประกอบด้วย วงจรจ่ายกระแสรูปสัญญาณชายนันท์ชอยด์คงที่ 500 ไมโครแอมแปร์ 50 กิโลเฮิร์ตซ์

และวัดแรงดันไฟฟ้าจากเนื้อเยื่อด้วยวงจรมหาพีเพอเรนซ์เซลล์ โดยผลการทดลองสามารถนิยามคุณสมบัติของเป็นเชิงเส้นของอิมพีแดนซ์ตามค่าที่ได้จากผลการวัดอิมพีแดนซ์แบบ 2 ช่องและวัดอิมพีแดนซ์แบบช่องเดียว เพื่อนำมาวัดอิมพีแดนซ์ของคอกติประมาณ 20-50 โอห์ม ทดลองวัดที่แขนแล้วได้ประมาณ 40 โอห์ม ค่าความคลาดเคลื่อนร้อยละ 1 ซึ่งใกล้เคียงกับที่คอก ปัญหาของการวัดระบบนี้คือมีความซับซ้อนมีข้อจำกัดเรื่องเวลา แต่มีข้อดีเรื่องความสะดวกในการทำงานและเฉพาะทาง

1.2.6 Evaluation System of Physical Exercise Ability using Bio-electrical impedance [10]

งานวิจัยนี้ประเมินระบบตรวจวัดความสามารถในการเคลื่อนไหว ในขณะที่ฝึกซ้อมและเกี่ยวข้องกับเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแดนซ์ เนื่องจากเคลื่อนไหวร่างกายต่างของมนุษย์ ใช้วิธีการวัดอิมพีแดนซ์โดยใช้เทคนิคระบบตรวจวัดแบบขั้วไฟฟ้า 4 ขั้ว จ่ายกระแสรูปสัญญาณชายนุชอยด์คองที่ 500 ไมโครแอมแปร์ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ สามารถติดตั้งเองได้ เป้าหมายของระบบนี้ข้อแรกคือ สามารถแสดงคุณสมบัติอิมพีแดนซ์ทางไฟฟ้าในรยางค์ต่างๆ ของมนุษย์ ข้อที่สองนำเสนอพื้นฐานสำคัญของการตรวจจับทางกายภาพของการเคลื่อนไหวบนความสัมพันธ์ที่ตรงกันของขนาด รูปแบบ และความสม่ำเสมอของการเคลื่อนไหวกับรูปแบบสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์

จากการตรวจสอบเอกสารทั้งหมดสามารถนำเอาวิธีการไบโออิมพีแดนซ์มาใช้ในการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของรยางค์ของมนุษย์ โดยสามารถแสดงคุณสมบัติความสัมพันธ์ทางไฟฟ้า และรูปแบบของการเคลื่อนไหวได้ชัดเจนภายใต้การออกแบบระบบตรวจวัดที่เหมาะสม โดยอาศัยหลักการออกแบบพื้นฐาน จากการจ่ายกระแสไฟฟ้าคงที่รูปสัญญาณชายนุชอยด์ให้กับรยางค์ที่ต้องการวิเคราะห์ค่าอิมพีแดนซ์ จากนั้นทำการขยายสัญญาณด้วยวงจรมหาพีเพอเรนซ์ เพื่อนำมาแปลงเป็นค่าอิมพีแดนซ์ตามกฎของโอห์ม ในวิทยานิพนธ์นี้้นำเอาวิธีการตรวจวัดข้างต้นมาทำการศึกษารูปแบบ และพัฒนา ระบบวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ด้วยวิธีการไบโออิมพีแดนซ์ โดยนำเสนอความสัมพันธ์ของตำแหน่งตรวจวัด และความถี่ที่เหมาะสม รวมไปถึงความสัมพันธ์ของสัญญาณทางไฟฟ้ากับการเคลื่อนไหวของรยางค์ต่างในวงจรการเดิน

1.3 วัตถุประสงค์

- 1.3.1 เพื่อศึกษากระบวนการ วิธีการ และเครื่องมือวัดสัญญาณกล้ามเนื้อด้วยเทคนิคไบโอ-อิมพีแดนซ์ ในการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์
- 1.3.2 เพื่อหาประเมินอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงในรยางค์ท่อนล่างและการเดินของมนุษย์
- 1.3.3 เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างช่วงต่างๆในวงจรการเดินมนุษย์กับการทำงานของกล้ามเนื้อ และค่าอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลง

1.4 ขอบเขตการวิจัย

- 1.4.1 สร้างอุปกรณ์ตรวจวัดสัญญาณทางไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อโดยใช้กระบวนการ และวิธีการไบโออิมพีแดนซ์
- 1.4.2 สามารถหาตำแหน่งติดตั้งขั้วไฟฟ้าสำหรับวงจรการเดินด้วยวิธีการไบโออิมพีแดนซ์ที่สามารถหาลักษณะเด่นของสัญญาณได้ง่าย และแม่นยำ
- 1.4.3 สามารถหาความถี่เหมาะสมของอิมพีแดนซ์บนรยางค์ท่อนล่างที่เกี่ยวข้องกับวงจรการเดิน
- 1.4.4 สามารถหาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณทางไฟฟ้าโดยใช้วิธีการไบโออิมพีแดนซ์กับวงจรการเดิน
- 1.4.5 สามารถแสดงผลลัพธ์ของระบบวิเคราะห์การเดินโดยใช้ไบโออิมพีแดนซ์บนโปรแกรม LABVIEW

1.5 แผนการดำเนินงานตลอดการวิจัย

- 1.5.1 ศึกษาการวิเคราะห์วงจรการเดินของมนุษย์
- 1.5.2 ศึกษาระบบตรวจวัดสัญญาณแบบวิธีไบโออิมพีแดนซ์
- 1.5.3 ออกแบบเครื่องมือวัดและระบบตรวจวัด
- 1.5.4 ทดสอบระบบตรวจวัดสัญญาณแบบวิธีไบโออิมพีแดนซ์กับวงจรการเดินของมนุษย์
- 1.5.5 หาตำแหน่งติดตั้งขั้วไฟฟ้าสำหรับวงจรการเดินด้วยวิธีการไบโออิมพีแดนซ์
- 1.5.6 หาความถี่ที่เหมาะสมของอิมพีแดนซ์บนรยางค์ท่อนล่างที่เกี่ยวข้องกับวงจรการเดิน
- 1.5.7 หาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณทางไฟฟ้าโดยใช้วิธีไบโออิมพีแดนซ์กับวงจรการเดิน
- 1.5.8 วิเคราะห์ผลการทดลอง
- 1.5.9 ปรับปรุง และ แก้ไข
- 1.5.10 สรุปผลการทดลองและจัดทำรายงานฉบับสมบูรณ์

1.6 ประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.6.1 สามารถใช้กระบวนการและวิธีการไบโออิมพีแดนซ์ในการตรวจวัดอิมพีแดนซ์ของขามนุษย์

1.6.2 สามารถหาความสัมพันธ์ระหว่างสัญญาณทางไฟฟ้ากับวงจรการเดินโดยใช้วิธีไบโออิมพีแดนซ์

1.6.3 สามารถวิเคราะห์วงจรการเดินของมนุษย์ด้วยวิธีการที่รวดเร็วแม่นยำและมีประสิทธิภาพ

บทที่ 2

ทฤษฎีและหลักการ

ในการพัฒนาระบบวิเคราะห์การเดินของมนุษย์โดยใช้วิธีตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์จำเป็นที่จะต้องทำการศึกษา และทำความเข้าใจในองค์ความรู้พื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับระบบตรวจวัด รวมไปถึงองค์ประกอบพื้นฐานของเนื้อเยื่อมนุษย์ และวงจรการเดินของมนุษย์อย่างลึกซึ้ง ถือเป็นสิ่งสำคัญที่จะนำไปสู่การพัฒนาระบบตรวจวัดที่ได้ผล และมีประสิทธิภาพสูงสุด

ระบบตรวจวัดด้วยวิธีการของไบโออิมพีแดนซ์เป็นองค์ความรู้ที่มีการพัฒนาขึ้นมาเป็นเวลานานแล้วก็จริง แต่ในการใช้สำหรับการตรวจวัดในเนื้อเยื่อทางชีวภาพนั้นเริ่มแพร่หลายประมาณ 40 ปีที่แล้ว โดยมีการค้นพบว่า เมื่อนำเนื้อเยื่อทางชีวภาพมาทำการศึกษา และผลของสภาพยอมทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อจะทำให้อิมพีแดนซ์ของเนื้อเยื่อเปลี่ยนแปลงเนื่องจากความถี่ [11]

พื้นฐานของการวัดสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ในทางไฟฟ้านั้นสามารถแยกออกเป็นสองชนิด ดังนี้ ข้อที่หนึ่ง คือ การศึกษาการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นทางกายภาพวิทยาและพยาธิวิทยา เช่น การศึกษารวมไปถึงการสังเกต การเต้นของหัวใจและระบบไหลเวียนโลหิต จุดประสงค์เพื่อการวัดเชิงคุณภาพ และการวัดเชิงปริมาณจากข้อมูลของอิมพีแดนซ์ที่มีการเปลี่ยนแปลง ข้อที่สองเพื่อทำการหาคุณสมบัติของเนื้อเยื่อของร่างกาย เช่น อาการบวม น้ำ ปริมาณน้ำในร่างกาย น้ำภายในเซลล์ น้ำภายนอกเซลล์ ไขมันในร่างกาย และอื่นๆ [12,13] โดยในรายละเอียดของบทนี้แบ่งออกเป็น 3 ส่วน ดังนี้ ส่วนที่ 1 นำเสนอทฤษฎีไบโออิมพีแดนซ์ ซึ่งประกอบด้วย คุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ สภาพยอมทางไฟฟ้า และสภาพนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อแบบจำลองทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ และการเขียนแผนภูมิโคล-โคล (Cole-Cole plot) ส่วนที่ 2 นำเสนอระบบการตรวจวัดด้วยวิธีการไบโออิมพีแดนซ์ ซึ่งประกอบด้วย การตรวจวัดอิมพีแดนซ์วัสดุ และอุปกรณ์ที่ใช้ในระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ วิธีการวัดไบโออิมพีแดนซ์ ขั้วไฟฟ้าสำหรับการวัดไบโออิมพีแดนซ์ และการประยุกต์ใช้ในการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์สำหรับร่างกายของมนุษย์ ส่วนที่ 3 นำเสนอวงจรการเดินของมนุษย์ ซึ่งประกอบด้วย รางค์ล่างและกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการเดิน ช่วงการเดินในวงจรการเดินของมนุษย์ และการวิเคราะห์การเดิน

2.1 ไบโออิมพีแดนซ์ (Bio-impedance)

ไบโออิมพีแดนซ์เป็นการอธิบายคุณสมบัติความต้านทานทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อทางชีวภาพ และกลไกการเปลี่ยนแปลงทางกายภาพ ตัวอย่างเช่น เนื้อเยื่อ กล้ามเนื้อของเป้าหมายที่สนใจ โดยเปรียบเทียบกับเนื้อเยื่อกับวัสดุทางไฟฟ้าจำพวกวัสดุเฉื่อยงาน (passive component) กล่าวคือ กระแสไฟฟ้าที่มีองค์ประกอบของกระแสไฟฟ้าสลับไหลผ่านเนื้อเยื่อทางชีวภาพที่มีสมบัติความต้านทานทางไฟฟ้าแล้วเกิดอัตราส่วนระหว่างศักย์ไฟฟ้าต่อกระแสไฟฟ้าที่ไหลผ่านเนื้อเยื่อซึ่งสอดคล้องตามกฎของโอห์ม เรียกว่า ไบโออิมพีแดนซ์ (Bio-impedance) โดยจะเป็นความต้านทานเชิงซ้อนที่สามารถอธิบายความสัมพันธ์ของขนาดและผลต่างมุม ที่เกิดจากส่วนจริง และส่วนจินตภาพของไบโออิมพีแดนซ์เชิงซ้อน โดยสามารถแยกออกเป็นอิมพีแดนซ์จากตัวต้านทานและอิมพีแดนซ์ของตัวเก็บประจุ ดังความสัมพันธ์ต่อไปนี้

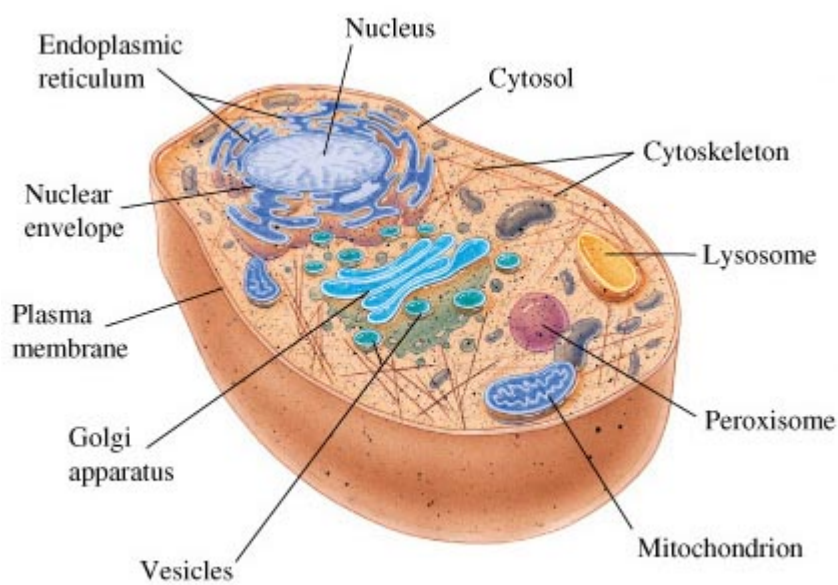
$$\text{อิมพีแดนซ์จากตัวต้านทาน คือ } \operatorname{Re}\{Z\} = R = \frac{V}{I} \quad (2.1)$$

$$\text{อิมพีแดนซ์ของตัวเก็บประจุ คือ } \operatorname{Im}\{Z\} = -j \frac{1}{2\pi f c} \quad (2.2)$$

2.1.1 คุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อมนุษย์

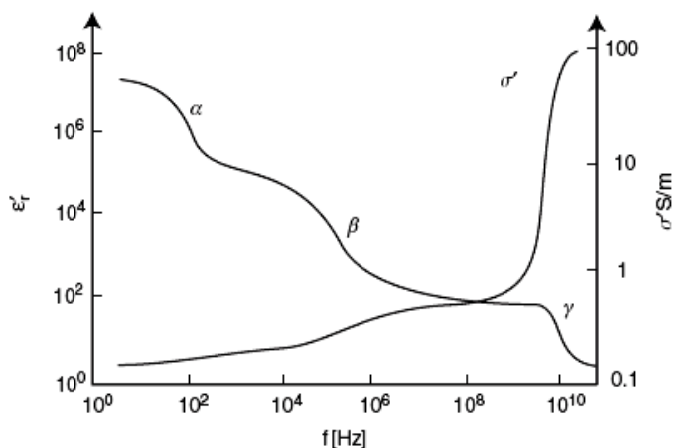
คุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อทางชีวภาพสามารถหาได้จากองค์ประกอบต่างๆ ของเนื้อเยื่อ ซึ่งปกติแล้วเนื้อเยื่อเกิดขึ้นจากเซลล์ชนิดเดียวกันหรือหลากหลายชนิดกันที่ทำหน้าที่เฉพาะร่วมกัน สำหรับร่างกายมนุษย์มีเนื้อเยื่อ 4 ประเภทหลัก คือ เนื้อเยื่อบุผิว (epithelial tissue) เนื้อเยื่อเกี่ยวพัน (connective tissue) เนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ (muscular tissue) และเนื้อเยื่อประสาท (nerve tissue) เนื้อเยื่อเหล่านี้ถูกประกอบขึ้นให้เป็นอวัยวะ (organ) โดยส่วนประกอบเซลล์แสดงถึงภาพประกอบ 2-1 นอกจากนี้ยังมีส่วนประกอบของของเหลวนอกเซลล์ (extra cell fluid; ECF) คือ ปริมาณของของเหลวอยู่ภายนอกเซลล์ทั่วทั้งร่างกาย ทำหน้าที่เป็นสื่อกลางให้มีสิ่งต่างๆ เคลื่อนที่รอบๆ เซลล์ ซึ่งมีทั้งโปรตีน ไอออน ส่วนของพลาสมาโดยเป็น extracellular fluid ประมาณ 20% และ interstitial fluid ประมาณ 80% นอกจากนี้ เซลล์ยังมีของเหลวภายในเซลล์ หรือที่รู้จักกันคือ ไซโทซอล (cytosol) ออร์แกเนลล์ (organelles) และนิวเคลียสของเซลล์ ช่องว่างระหว่างของเหลวภายในเซลล์กับของเหลวภายนอกเซลล์จะมีไอออนอิสระซึ่งมีกลไกก่อกำเนิดสัญญาณ โดยทำให้เกิดจากการแพร่เข้า-ออกผ่านเยื่อหุ้มเซลล์ของอะตอมตัวนำประจุไฟฟ้า เรียกว่า ไอออน (ion)

ให้สามารถสร้างสนามไฟฟ้าสู่ภายนอกได้โดยเนื้อเยื่อทางชีวภาพจะประกอบไปด้วยสารที่เป็นตัวนำประจุไฟฟ้า เช่น K^+ Na^+ และ Cl^- ซึ่งเป็นตัวนำประจุไฟฟ้าที่สำคัญในการทำให้เกิดความนำกระแสไฟฟ้า [13]

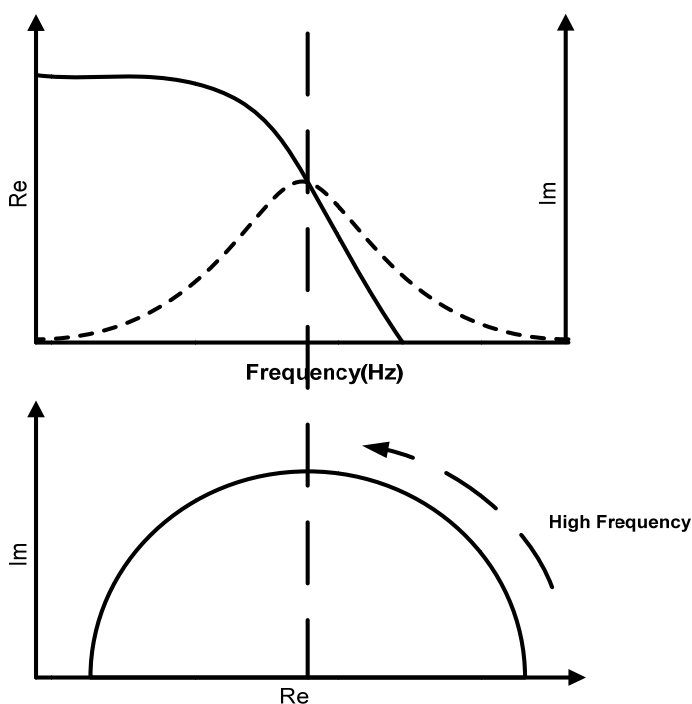


ภาพประกอบ 2-1 โครงสร้างของเนื้อเยื่อเซลล์ชีวภาพ (ที่มา: biological cell (Online) Available from <http://www.rmutphysics.com/CHARUD/naturemystery/sci3/cell/content.html>)

การศึกษาวิจัย ในช่วงปี ค.ศ.1957 [11] พบว่า เซลล์ และเนื้อเยื่อต่างๆ มีองค์ประกอบของโมเลกุลมีขั้ว การเรียงตัวของเซลล์เพื่อประกอบกันเป็นเนื้อเยื่อ หรือกล้ามเนื้อประกอบด้วยของเหลว และเซลล์เส้นใยหลายเส้นที่หดตัวได้ สามารถเคลื่อนที่ผ่านกัน และเปลี่ยนขนาดของเซลล์ได้ เกิดเป็นศักย์ไฟฟ้าในรูปแบบต่างๆ และมีสภาพยอมทางไฟฟ้า และสภาพนำไฟฟ้าที่ความถี่ต่างๆ แสดงดังภาพประกอบ 2-2



ภาพประกอบ 2-2 แผนภาพสภาพยอมทางไฟฟ้า (ϵ'_r) และสภาพนำไฟฟ้า (σ') ที่ความถี่ต่างๆ ของเนื้อเยื่อ (ที่มา: S.Grimnes and Ø.G.Martinsen, 2000. Bioimpedance and Bioelectricity Basics. SanDiego cademicPress.)



ภาพประกอบ 2-3 เปรียบเทียบความสัมพันธ์ระหว่างส่วนจริงและส่วนจินตภาพของสภาพยอมทางไฟฟ้าที่แกนความถี่กับแผนภาพ โคล-โคล (Cole-Cole plot) (ที่มา: S.Grimnes and Ø.G.Martinsen, 2000. Bioimpedance and Bioelectricity Basics. SanDiego cademicPress.)

สภาพยอมทางไฟฟ้ามีค่าสูงสุด เมื่อค่าจินตภาพมีค่าสูงที่สุด ซึ่งความถี่ที่ทำให้ค่าจินตภาพสูงที่สุด เรียกว่า ความถี่วิกฤติ (critical frequency) และนิยามเวลาที่สมนัยกับค่าความถี่นี้ว่า ค่าเวลาผ่อนคลาย (relaxation time) ดังภาพประกอบที่ 2-3 สังเกตได้ว่าค่าเวลาผ่อนคลายนี้ (ค่าจินตภาพสูงที่สุด) จะสัมพันธ์กับช่วงเดียวกันกับที่ค่าจริงอยู่ในช่วงเปลี่ยนผ่าน โดยนิยามช่วงที่สภาพยอมทางไฟฟ้าเกิดการเปลี่ยนผ่านนี้ว่า การกระจายตัวของสภาพยอมทางไฟฟ้า ซึ่งมีความสัมพันธ์กันเปลี่ยนแปลงส่วนจริงกับส่วนจินตภาพกับความถี่ต่างๆ รายละเอียดจะกล่าวในการเขียนแผนภูมิ โคล-โคล (Cole-Cole plot)

โดยปกติแล้วช่วงการกระจายตัวของสภาพยอมทางไฟฟ้ามี 3 ช่วง α , β และ γ ซึ่งแต่ละช่วงจะมีการกระจายตัวที่ความถี่แตกต่างกัน โดยช่วงผ่อนคลายนั้นแสดงคุณสมบัติของเซลล์เมมเบรนที่ทำให้เกิด ทิศทางขั้วคู่ และการตอบสนองแบบตัวเก็บประจุ หรือไดอิเล็กทริกของเซลล์เมมเบรน ซึ่งรวมพารามิเตอร์ต่างๆ ของเนื้อเยื่อ เช่น จำนวน รูปร่าง การวางตัวของเซลล์ และอิมออนในร่างกาย เป็นต้น [9,10,11,12,13] โดยที่จะไม่นำไฟฟ้าที่ความถี่ต่ำ และนำไฟฟ้าที่ความถี่สูง ถ้ามีการจ่ายกระแสไฟฟ้าที่ความถี่ต่ำจะสามารถผ่านได้เฉพาะน้ำภายนอกเซลล์เท่านั้น และเมื่อจ่ายกระแสไฟฟ้าที่ความถี่สูงเข้าไปจะสามารถผ่านได้ทั้งน้ำภายในเซลล์ และภายนอกเซลล์

2.1.1.1 ช่วงการกระจายตัว α โดยปกติแล้วจะเกิดในช่วงความถี่ต่ำ 10 เฮิร์ตซ์ ถึง 10 กิโลเฮิร์ตซ์ ซึ่งปกติแล้วความถี่ช่วงนี้ยังไม่สามารถอธิบายผลของความถี่ได้ชัดเจนนัก ด้วยเหตุผล 3 ประการดังนี้ ประการแรก ผลของเอนโดพลาสมิกเรติคูลัมไม่ยังเป็นอิสระจากช่วงความถี่นี้ ประการที่ 2 โปรตีนที่ถูกบรรจุอยู่ในพลาสมายังไม่เป็นอิสระกับความถี่ของตัวนำ ดังนั้นการผ่อนคลายของตัวไอออนที่ประจุอยู่บนผิวของเซลล์นั้นยังมีกลไกอื่นที่ทำให้ไม่เป็นอิสระจากความถี่นั่นเอง

2.1.1.2 ช่วงการกระจายตัว β โดยปกติแล้วจะเกิดในช่วงความถี่ต่ำ 10 กิโลเฮิร์ตซ์ ถึง 100 กิโลเฮิร์ตซ์ ซึ่งปกติแล้วความถี่ช่วงนี้ยังเป็นช่วงที่มีความนำไฟฟ้า และยังมีคุณสมบัติของการเกิดการเก็บประจุไฟฟ้าของเยื่อเซลล์ และเนื้อเยื่อชั้นใน เนื่องจากโครงสร้างของเนื้อเยื่อที่มีทั้งสารประกอบตัวนำทั้งภายในเซลล์ และภายนอกเซลล์ที่ทำให้เกิดการแพร่ผ่านของไอออนได้ง่าย

2.1.1.3 ช่วงการกระจายตัว γ ช่วงการกระจายตัวนี้จะมึน้ำในเซลล์ และเนื้อเยื่อบางส่วน ซึ่งองค์ประกอบส่วนใหญ่จะเป็นน้ำ ความถี่จะอยู่ในช่วง 100 เมกะเฮิร์ตซ์ จนถึง ระดับกิกะเฮิร์ตซ์

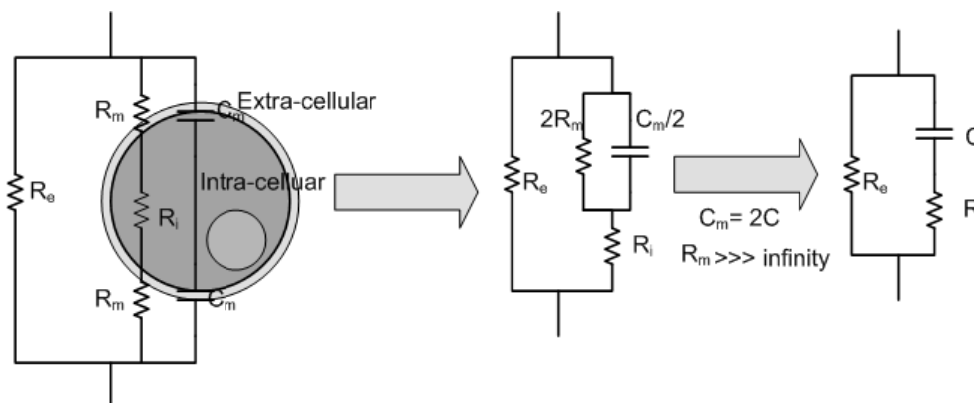
สำหรับความถี่ที่ถูกละเลย และประยุกต์ใช้ในทางการแพทย์นั้น คือ ช่วงการกระจายตัว α และช่วงการกระจายตัว β เนื่องจากความถี่นี้มีการเปลี่ยนแปลงทางพยาธิวิทยาและเนื้อเยื่อปกติ ดังแสดงตามตาราง 2-1

ตาราง 2-1 แสดงการแพร่ผ่านทางไฟฟ้ากับองค์ประกอบของสิ่งมีชีวิต [11]

โครงสร้างทางชีววิทยาของสิ่งมีชีวิต		ช่วงการกระจายตัว		
		α	β	γ
น้ำและสารประกอบตัวนำ				●
โครงสร้างโมเลกุล	กรดอะมิโน		●	●
	โปรตีน		●	●
	กรดนิวคลีอิก	●	●	●
ต่อม	มีประจุที่ผิว	●	●	
	ไม่มีประจุที่ผิว		●	
เซลล์และเนื้อเยื่อ	ของเหลวอิสระของโปรตีน		●	
	ระบบทูลูลา	●	●	
	มีประจุที่ผิว	●	●	
	เนื้อเยื่ออ่อนคลาย	●	●	
	ออร์แกเนลล์		●	
	โปรตีน		●	

2.1.2 แบบจำลองทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ

งานวิจัยที่ผ่านๆ มาเกี่ยวกับการอธิบายคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อเป็นสาเหตุของการอธิบายองค์ประกอบในการหาข้อสรุปทั้งในรูปของทฤษฎีทางไฟฟ้า หรือแบบจำลองทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ [13] โดยปกติแล้วการนำไฟฟ้าของเนื้อเยื่อนั้นจะต่ำมาก วงจรสมมูลเนื้อเยื่อถูกแสดงดังภาพประกอบที่ 2-4 โดยที่ความต้านทานของเหลวภายนอกเซลล์เขียนแทนด้วย R_e ความต้านทานของเหลวภายในเซลล์เขียนแทนด้วย R_i ความต้านทานของช่องว่างในการส่งผ่านไอออนเขียนแทนด้วย R_m และการเก็บประจุภายในเนื้อเยื่อเซลล์เขียนแทนด้วย C_m ผลของ R_m และ C_m จะถูกประมาณในรูปอย่างง่าย C ซึ่งจะมีอยู่ในเนื้อเยื่อทางชีวภาพอยู่แล้ว [13] สำหรับที่ความถี่ต่ำมีองค์ประกอบของไฟกระแสดังกล่าวไม่สามารถไหลผ่านเซลล์เนื้อเยื่อได้ เนื่องจากเนื้อเยื่อพลาสมาประพฤติตัวเป็นฉนวน สำหรับการวัดอิมพีแดนซ์จะทำการวัดที่ความต้านทานของเหลวภายนอกเซลล์ R_e เมื่อความถี่สูงมากขึ้นเนื้อเยื่อพลาสมาที่ประพฤติตัวเป็นฉนวนจะค่อยๆ ลดลงทำให้เกิดการนำกระแสมากขึ้นซึ่งที่ความถี่หลักกิโวลต์ถึงหลักเมกะเฮิร์ตซ์จะมีกระแสไหลผ่านทั้งของเหลวภายนอกเซลล์ และของเหลวภายในเซลล์ ซึ่งการวงจรสมมูลสามารถเขียนเป็น $R_e \parallel R_i$



ภาพประกอบ 2-4 วงจรสมมูลเนื้อเยื่อ (ที่มา: S.Grimnes and Ø.G.Martinsen, 2000. Bioimpedance and Bioelectricity Basics. SanDiego cademicPress.)

เนื่องจากวงจรสมมูลของอิมพีแดนซ์ถูกเขียนในรูปแบบอย่างง่ายของอิมพีแดนซ์เชิงซ้อน ตามภาพประกอบที่ 2-5 สามารถเขียนเป็นความสัมพันธ์เชิงซ้อนได้ดังสมการ 2.3

$$Z = R_e \left\| \left(R_i + \frac{1}{j\omega C} \right) \right. = \frac{R_e (1 + j\omega R_i)}{1 + j\omega (R_e + R_i)} = R + jX \quad (2.3)$$

โดยที่ Z คือ อิมพีแดนซ์เชิงซ้อน (Ω)

R คือ ส่วนจริงหรือค่าความต้านทาน (Ω)

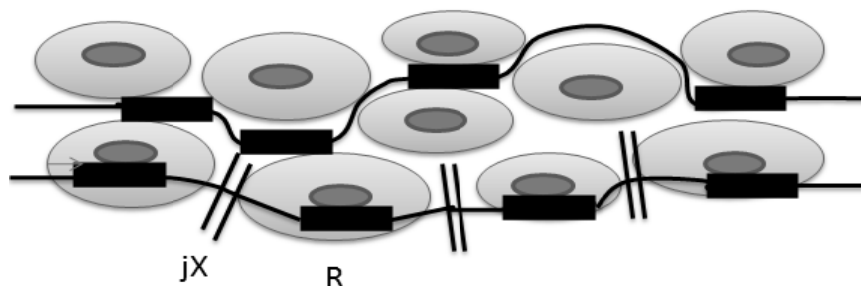
jX คือ ส่วนจินตภาพหรือค่าการเก็บประจุ (Ω)

ซึ่งทั้งหมดขึ้นอยู่กับความถี่วิธีการตรวจสอบดังความสัมพันธ์ต่อสมการ 2.4 - 2.5

$$\omega \gg 0, Z_0 \approx R_e \quad (2.4)$$

$$\omega \gg \infty, Z_\infty = R_e \parallel R_i \approx \frac{R_e R_i}{R_e + R_i} \quad (2.5)$$

สำหรับเนื้อเยื่อของมนุษย์ซึ่งมีองค์ประกอบต่างๆ บรรจุอยู่มากภายในเซลล์นั้น ได้มีนักวิจัย K.S. Cole ได้ทำการสร้างแบบจำลองอิมพีแดนซ์ของโคล-โคลขึ้น โดยวัตถุประสงค์เพื่อจำลองเนื้อเยื่อ แบบจำลองนี้ประกอบด้วย 3 ส่วน คือ สมการความสัมพันธ์ แผนภูมิของอิมพีแดนซ์เชิงซ้อนรูปครึ่งวงกลม [14, 15, 16] และวงจรสมมูลทางไฟฟ้า



ภาพประกอบ 2-5 แสดงการแพร่ผ่านของความถี่ที่เหมาะสมกับการเกิดอิมพีแดนซ์เชิงซ้อนของเนื้อเยื่อ (ที่มา: K.S.Cole and R.H.Cole. 1941. "Dispersion and absorption in dielectrics.I.Alternating current characteristics", *J. Chem Phys.* Vol.9, 341–351.)

2.1.3 การเขียนแผนภูมิ โคล-โคล (Cole-Cole plot)

การเขียนแผนภูมิ โคล-โคล เป็นวิธีสำหรับอธิบายพฤติกรรมของความต้านทานของเนื้อเยื่อ และยืนยันความต้านทานของเนื้อเยื่อว่าเป็นฟังก์ชันของความถี่ ซึ่งจะเป็นไปตามแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของโคล-โคล (Cole-Cole) ดังสมการ 2.6 [14, 15]

$$Z^* = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + \left(j \frac{f}{f_c} \right)^{1-\alpha}} \quad (2.6)$$

Z^* : อิมพีแดนซ์เชิงซ้อนที่เป็นฟังก์ชันของความถี่ (f) และพารามิเตอร์ของโคล-โคล ซึ่งประกอบด้วย:

R_0 : อิมพีแดนซ์ที่ความถี่ต่ำ

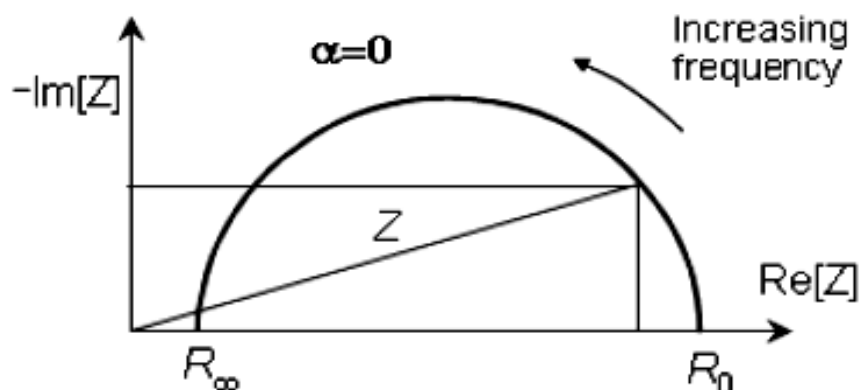
R_∞ : อิมพีแดนซ์ที่ความถี่สูง

α : แฟคเตอร์ของโคล-โคลซึ่ง $0 \leq \alpha \leq 1$

f_c : คุณสมบัติของความถี่ที่ทำให้ค่าในแกนจินตภาพมีค่าสูงสุด (ความถี่ผ่อนคลาย)

∞ : คุณสมบัติของพารามิเตอร์ของความถี่ในการผ่อนคลายของเนื้อเยื่อที่แตกต่างกัน

การนำเสนอในรูปแบบของอิมพีแดนซ์เชิงซ้อนในรูปแบบแผนภาพของโคล-โคล ซึ่งประกอบด้วยแกนจริงกับแกนจินตภาพของอิมพีแดนซ์ โดยจะมีรูปร่างเป็นครึ่งวงกลม แกนตั้งเป็นจำนวนจินตภาพและแกนนอนเป็นจำนวนจริง ตามความสัมพันธ์ของอิมพีแดนซ์ที่ความถี่ต่างๆ และค่าในแกนจริงจะขึ้นอยู่กับค่าของ α ดังแสดงในภาพประกอบ 2-6



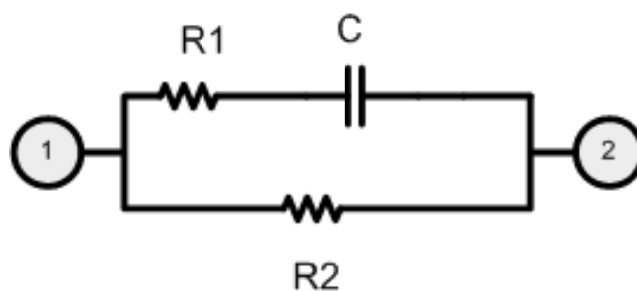
ภาพประกอบ 2-6 อิมพีแดนซ์เชิงซ้อนตามแบบจำลองสามารถเขียนในรูปแผนภาพ โคล-โคล (Cole-Cole plot) (ที่มา: Al-Surkhi, O.I. Riu, P.J. Vazquez, F.F. Ibeas, J. 2007. Monitoring Cole-Cole Parameters During Haemodialysis (HD). Engineering in Medicine and Biology Society, 2238- 2241.)

จากการศึกษาที่ผ่านมาเกี่ยวกับการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่เกี่ยวข้องกับเนื้อเยื่อส่วนต่างๆ ของร่างกายมนุษย์ พบว่า ในการการวิจัยส่วนใหญ่มุ่งเน้นที่จะวัดค่าอิมพีแดนซ์ต่อพื้นที่ และวัดค่าอิมพีแดนซ์โดยตรง [5, 6, 8, 9, 16, 17] ดังแสดงในตาราง 2-2

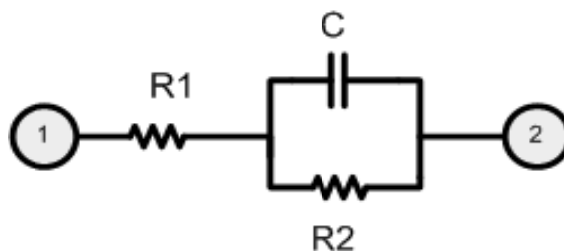
คุณสมบัติค่าไดอิเล็กทริกในเนื้อเยื่อทางชีวภาพของมนุษย์ เนื่องจากเนื้อเยื่อมนุษย์ ประกอบด้วยความสัมพันธ์ของเนื้อเยื่อชีวภาพกับค่าไดอิเล็กทริกของของเหลวภายนอกกับของเหลวภายในเซลล์ซึ่งทำหน้าที่เสมือนเป็นค่าความต้านทาน R_1 และ R_2 และเนื้อเยื่อเซลล์ทำหน้าที่เสมือนเป็นค่าตัวเก็บประจุ C ในเนื้อเยื่อทางชีวภาพ จึงได้มีผู้เสนอแบบจำลองวงจรสมมูล RC ตามภาพประกอบที่ 2-7 และ 2-8 ตามทฤษฎีว่าด้วยเนื้อเยื่อทางชีวภาพการเกิดค่าอิมพีแดนซ์ของเนื้อเยื่อทางชีวภาพนั้นเป็นอิมพีแดนซ์แบบเชิงซ้อน ดังนั้นสามารถนำมาแยกค่าอิมพีแดนซ์เชิงซ้อนเป็นส่วนจริง และส่วนจินตภาพได้ วงจรสมมูลทางไฟฟ้าที่มีการนำเสนอและได้รับการยอมรับอย่างแพร่หลายมี 2 แบบจำลอง คือ แบบจำลองของ Fricke [13,18] และแบบจำลองของ Derbye [13] ซึ่งเป็นวงจรสมมูลที่มีองค์ประกอบของอิลิเมนต์แบบตัวต้านทาน และตัวเก็บประจุปกติแล้วจะ เรียกว่า แบบจำลองแบบ 3 อิลิเมนต์

ตาราง 2-2 แสดงงานวิจัยก่อนหน้าที่ทำการศึกษาค่าแห่งวัตอิมพีแดนซ์ ความถี่ ขนาดค่าอิมพีแดนซ์ต่อพื้นที่ และค่าอิมพีแดนซ์โดยตรงในร่างกายมนุษย์

ผู้วิจัย,ปีตีเผยแพร่ งานวิจัย	ตำแหน่งตรวจวัด, ความถี่ที่ทำการวัด (เฮิรตซ์)	ค่าอิมพีแดนซ์ต่อ หน่วยพื้นที่ ($\Omega.cm$)	ค่าอิมพีแดนซ์ โดยตรง (Ω)
Faes et al,1999 [16]	Human tissue (except fat and bone), 100-10M.	150-675	-
Lukaski et al,2003 [26]	Whole-body impedance.	-	200-800
Shiffman et al,1999 [17]	Whole-body impedance of typically fall.	-	500
Kim et al,2004 [5]	Lower limb, 50k.	-	-
Kim et al,2002 [6]	Arm, 50k.	-	30-60
Yamamoto et al,1998 [9]	Arm and Neck, 50k.	-	40 and 20-50



ภาพประกอบ 2-7 แบบจำลองของ Fricke (ที่มา: H. Frick. 1953. "Relation of the permittivity of biological cell suspensions to fractional cell", Nature, Vol.172, 731-732)

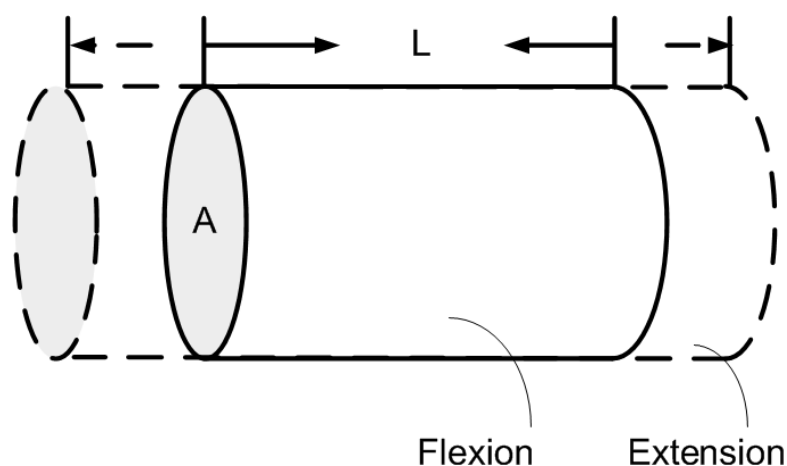


ภาพประกอบ 2-8 แบบจำลองของ Derbye (ที่มา: S.Grimnes and Ø.G.Martinsen. 2000.

Bioimpedance and Bioelectricity Basics. SanDiego cademicPress.)

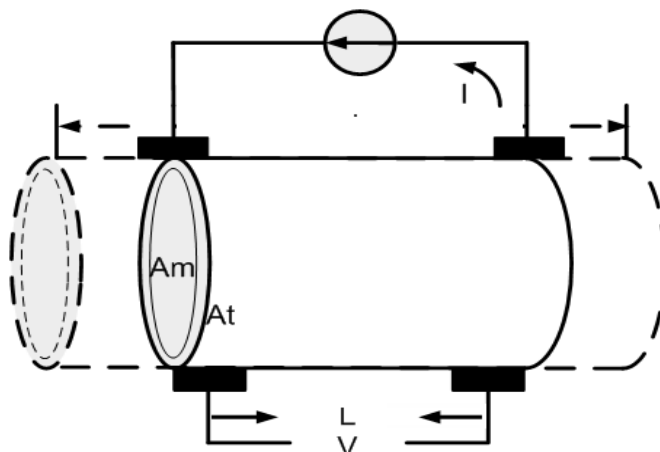
2.1.4 แบบจำลองการเกิดไบโออิมพีแดนซ์

เนื่องจากการวิจัยนี้สนใจการเปลี่ยนแปลงพื้นที่หน้าตัดของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ จากภาพประกอบที่ 2-9 แสดงการเปลี่ยนแปลงของรูปร่างเมื่อมีการยืดหรือหดตัวของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อ พบว่าศักย์ไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้าสามารถหาได้ความสัมพันธ์ของโอห์ม และเป็นไปตามความสัมพันธ์ที่ 2-1 เนื่องจากศักย์ไฟฟ้าที่วัดได้เกิดจากการเปลี่ยนแปลงของค่าอิมพีแดนซ์เมื่อกระแสถูกกำหนดให้คงที่ จากความสัมพันธ์ในสมการที่ 2-3 อิมพีแดนซ์ของเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อเกิดจากความต้านทานไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ (ρm) ความยาวของกล้ามเนื้อ (L) และพื้นที่หน้าตัดของกล้ามเนื้อ (A_m) ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2-10



ภาพประกอบ 2-9 แบบจำลองเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อของร่างกายมนุษย์กับการเปลี่ยนแปลงเมื่อมีการยืดตัวหรือหดตัว (ที่มา: K. S. Kim , D. Y. Yoon , Y. K. Yang , J. H. Seo , Kyeong Seop Kim and C. G. Song. 2002. Evaluation of a Bio-impedance Method for Measuring Human Arm

Movement, *Yonsei Medical Journal*, 637-643.)



ภาพประกอบ 2-10 แบบจำลองเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อของร่างกายมนุษย์สำหรับการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ (ที่มา: K. S. Kim , D. Y. Yoon , Y. K. Yang , J. H. Seo , Kyeong Seop Kim and C. G. Song. 2002. Evaluation of a Bio-impedance Method for Measuring Human Arm Movement, *Yonsei Medical Journal*, 637-643.)

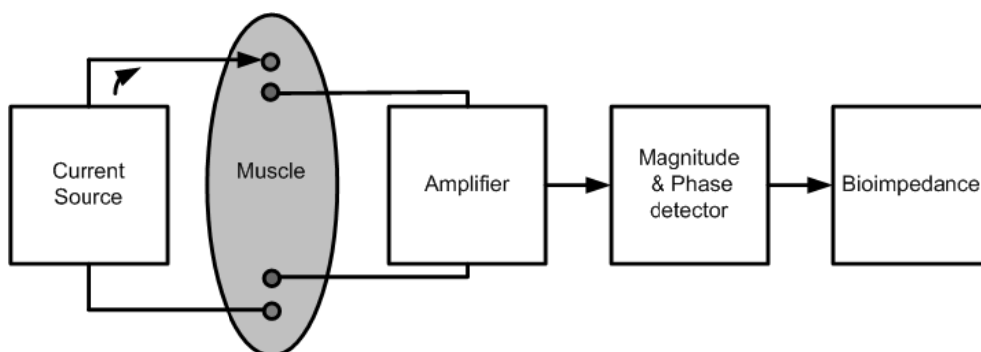
เมื่อพื้นที่หน้าตัดและความยาวของกล้ามเนื้อเปลี่ยนแปลงอิมพีแดนซ์ของกล้ามเนื้อก็จะเปลี่ยนแปลงไปด้วยดังสมการ 2.7 โดยสามารถวัดขณะที่ร่างกายเคลื่อนไหวได้โดยใช้เครื่องมือและระบบตรวจวัดดังแสดงตามภาพประกอบ 2-11

$$V = I(Z_m \parallel Z_t) = I \left(\rho_m \frac{L}{A_m} \parallel \rho_t \frac{L}{A_t} \right) \quad (2.7)$$

- V : ความต่างศักย์มีหน่วยเป็น (v)
- I : กระแสคงที่หน่วยเป็น (mA)
- L : ระยะห่างระหว่างขั้วไฟฟ้าสำหรับวัดความต่างศักย์มีหน่วยเป็น (cm)
- A_m : พื้นที่หน้าตัดของกล้ามเนื้อมีหน่วยเป็น (cm^2)
- A_t : พื้นที่หน้าตัดของเนื้อเยื่อเชื่อมกับกล้ามเนื้อ มีหน่วยเป็น (cm^2)
- ρ_m : ความต้านทานทางไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ มีหน่วยเป็น ($\Omega \cdot cm$)
- ρ_t : ความต้านทานทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ มีหน่วยเป็น ($\Omega \cdot cm$)

2.1.5 เครื่องมือที่ใช้ในเทคนิคตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์

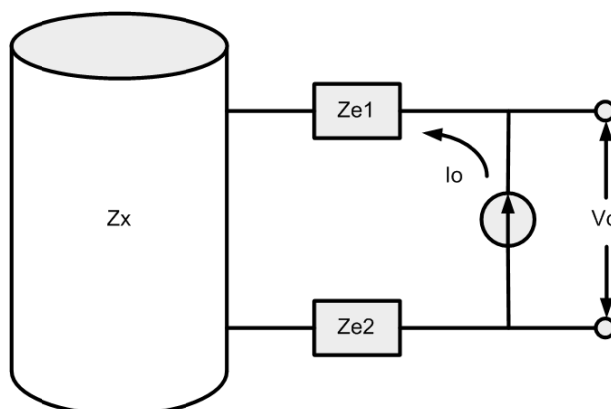
เทคนิคที่ใช้ในการวัดไบโออิมพีแดนซ์ โดยทั่วไปประกอบด้วยส่วนสร้างสัญญาณ สำหรับจ่ายกระแสไฟฟ้าคงที่ เพื่อจ่ายกระแสไปยังเนื้อเยื่อของกล้ามเนื้อ ซึ่งเป็นส่วนที่ทำหน้าที่วัด ศักย์ไฟฟ้าด้วยวงจรขยายสัญญาณ จากนั้นจึงทำการตรวจจับขนาด และมุมเฟสของสัญญาณ เพื่อ แปลงให้เป็นค่าอิมพีแดนซ์สำหรับนำไปวิเคราะห์หาไบโออิมพีแดนซ์ในเนื้อเยื่อกล้ามเนื้อดังแสดง ในภาพประกอบที่ 2-11



ภาพประกอบ 2-11 แผนผังแสดงเครื่องมือที่ใช้ในเทคนิคการวัดไบโออิมพีแดนซ์ [7]

2.1.6 วิธีการวัดไบโออิมพีแดนซ์

โดยปกติแล้วการวัดอิมพีแดนซ์จะใช้การวัด 3 แบบหลักๆ คือ วิธีการวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบ 2 ขั้วไฟฟ้า แบบ 3 ขั้วไฟฟ้า และแบบ 4 ขั้วไฟฟ้า [7, 29] ตามภาพประกอบที่ 2-12



ภาพประกอบ 2-12 วิธีการวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบ 2 ขั้วไฟฟ้า (ที่มา: S.Grimnes and Ø.G.Martinsen. 2000. Bioimpedance and Bioelectricity Basics. San Diego academic Press.)

2.1.6.1 วิธีการใช้ขั้วไฟฟ้าแบบ 2 ขั้ว (two electrode method) คือ ระบบวัดที่ใช้ขั้วไฟฟ้าแบบ 2 ขั้ว โดยจะประกอบด้วยขั้วไฟฟ้าสำหรับวัดแรงดัน 1 ขั้ว และขั้วไฟฟ้าสำหรับจ่ายกระแส 1 ขั้ว ซึ่งใช้หลักการวัดแบบขั้วเดียว (unipolar) ดังภาพประกอบที่ 2-12 ด้วยการจ่ายกระแสไฟฟ้า I_0 ผ่านเนื้อเยื่อ โดยมี Z_e ซึ่งเป็นความต้านทานระหว่างเนื้อเยื่อกับขั้วไฟฟ้า และทำการวัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้า V_0 ทำให้สามารถตรวจวัดอิมพีแดนซ์รวมได้ดังแสดงในสมการที่ 2.8 -2.10

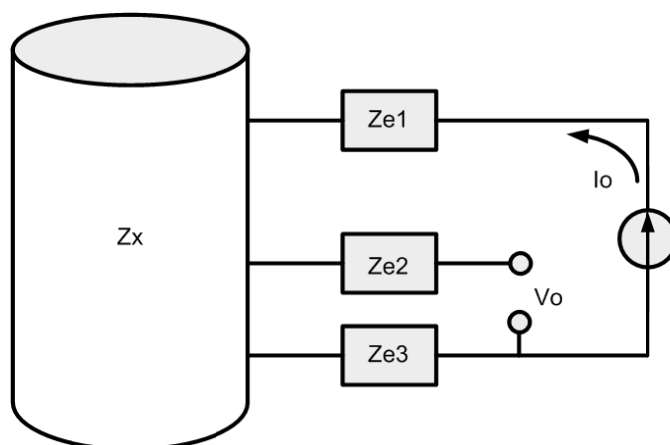
$$Z = \frac{V_0}{I_0} = Z_{e1} + Z_{e2} + Z_x \quad (2.8)$$

ซึ่งปกติแล้วขั้วไฟฟ้าจะมีคุณสมบัติเหมือนกัน ดังนั้น

$$Z_{e1} = Z_{e2} = Z_e \quad (2.9)$$

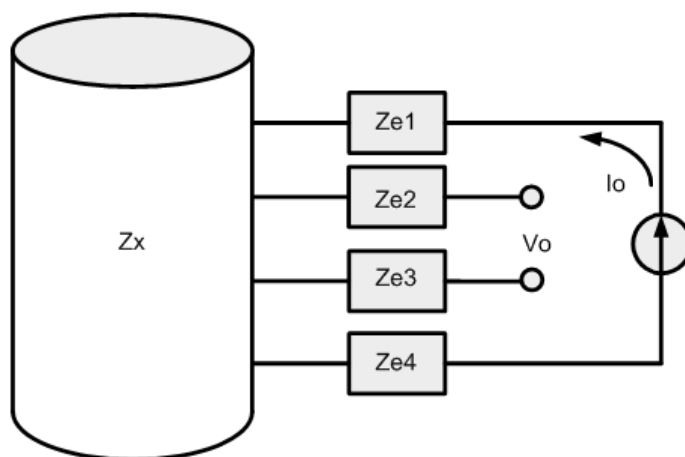
ดังนั้นอิมพีแดนซ์ที่วัดได้จะมีความสัมพันธ์ดังต่อไปนี้

$$Z = \frac{V_0}{I_0} = 2Z_e + Z_x \quad (2.10)$$



ภาพประกอบ 2-13 วิธีการวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบ 3 ขั้วไฟฟ้า (ที่มา: S.Grimnes and Ø.G.Martinsen, 2000. Bioimpedance and Bioelectricity Basics. SanDiego cademicPress.)

2.1.6.2 วิธีการใช้ขั้วไฟฟ้าแบบ 3 ขั้ว (three electrode method) คือ ระบบวัดโดยใช้ขั้วไฟฟ้าแบบ 3 ขั้ว ประกอบด้วยขั้วไฟฟ้าสำหรับวัดแรงดัน 1 ขั้ว และขั้วไฟฟ้าสำหรับจ่ายกระแส 2 ขั้ว โดยใช้หลักการจ่ายกระแสแบบสองขั้ว (bipolar) และขั้วไฟฟ้าสำหรับจับสัญญาณ ซึ่งใช้หลักการวัดแบบขั้วเดียว (unipolar) ดังภาพประกอบที่ 2-13 โดยการจ่ายกระแสไฟฟ้า I_0 ผ่านเนื้อเยื่อ โดยมี Z_{e1} ซึ่งเป็นความต้านทานระหว่างเนื้อเยื่อกับขั้วไฟฟ้า และ Z_{e2} เป็นความต้านทานระหว่างเนื้อเยื่อกับขั้วไฟฟ้าทำหน้าที่เป็นขั้วไฟฟ้าอ้างอิง การวัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้า V_0 โดยทำการวัดระหว่าง Z_{e2} และ Z_{e3} ทำให้สามารถตรวจวัดอิมพีแดนซ์รวมได้



ภาพประกอบ 2-14 วิธีการวัดไบโออิมพีแดนซ์แบบ 4 ขั้วไฟฟ้า (ที่มา: S.Grimnes and Ø.G.Martinsen. 2000. Bioimpedance and Bioelectricity Basics. SanDiego cademicPress.)

2.1.6.3 วิธีการใช้ขั้วไฟฟ้าแบบ 4 ขั้ว (four electrode method) คือ ระบบวัดโดยใช้ขั้วไฟฟ้าแบบ 4 ขั้ว ประกอบด้วยขั้วไฟฟ้าสำหรับวัดแรงดัน 2 ขั้ว และขั้วไฟฟ้าสำหรับจ่ายกระแส 2 ขั้ว โดยใช้หลักการจ่ายกระแสแบบสองขั้ว (bipolar) และขั้วไฟฟ้าสำหรับจับสัญญาณหลักการวัดแบบสองขั้ว (bipolar) ดังภาพประกอบที่ 2-14 ด้วยการจ่ายกระแสไฟฟ้า I_0 ผ่านเนื้อเยื่อ โดยมี Z_{e1} ซึ่งเป็นความต้านทานระหว่างเนื้อเยื่อกับขั้วไฟฟ้า และ Z_{e4} ซึ่งเป็นความต้านทานระหว่างเนื้อเยื่อกับขั้วไฟฟ้าทำหน้าที่เป็นขั้วไฟฟ้าอ้างอิง การวัดค่าความต่างศักย์ไฟฟ้าระหว่างขั้วไฟฟ้า V_0 โดยทำการวัดระหว่าง Z_{e2} และ Z_{e3} ทำให้สามารถตรวจวัดอิมพีแดนซ์รวมได้

2.1.7 ขั้วไฟฟ้า (electrode) [7]

ขั้วไฟฟ้าเป็นวัสดุอุปกรณ์ที่มีความสำคัญในการศึกษาสัญญาณไฟฟ้าทางชีวภาพ ทำหน้าที่แปลงสัญญาณทางชีวภาพให้เป็นสัญญาณไฟฟ้า โดยการแลกเปลี่ยนไอออนของสัญญาณทางไฟฟ้าผ่านทางปฏิกิริยาเคมี ซึ่งสามารถนำมาประยุกต์ใช้กับงานทางด้านวิศวกรรมชีวเวชได้ทั้งการตรวจวัด และบันทึกสัญญาณไฟฟ้า รวมถึงการจ่ายกระแสไฟฟ้า โดยทั่วไปแล้วขั้วไฟฟ้าจะถูกจำแนกตามคุณลักษณะของวัสดุได้ 4 ประเภท ดังนี้

2.1.7.1 ขั้วไฟฟ้าที่สร้างจากโลหะมีสกุล (noble metal) โลหะมีสกุลเป็นวัสดุที่เฉื่อย (inert) ต่อปฏิกิริยาทางเคมี ดังนั้นจึงมีการเปลี่ยนแปลงสภาพเพียงเล็กน้อยในขณะที่ใช้งาน โลหะมีสกุลที่นิยมใช้เป็นขั้วไฟฟ้า ได้แก่ ทองคำ (gold-Au), ทองคำขาว (platinum-Pt) เป็นต้น

2.1.7.2 ขั้วไฟฟ้าที่สร้างจากโลหะ โลหะที่ใช้สร้างเป็นขั้วไฟฟ้ามักจะเป็นโลหะที่มีสภาพการนำไฟฟ้าดี เช่น เงิน หรืออาจจะสร้างจากสารประกอบของโลหะ อาทิ เงินคลอไรด์ (silver chloride) สำหรับคาโลเมล (calomel- Hg_2Cl_2) ซึ่งเป็นขั้วไฟฟ้าที่นิยมใช้ในการทดลองปฏิกิริยาเคมีไฟฟ้า จะไม่ถูกนำมาใช้ในงานทางชีวภาพ เนื่องจากผลลัพท์ที่ได้เกิดเป็นโลหะปรอท (Hg) ซึ่งสารที่มีอันตรายต่อสมอง และระบบประสาทส่วนกลาง อันเป็นต้นเหตุของโรคมินามาตะ

2.1.7.3 ขั้วไฟฟ้าที่สร้างจากวัสดุเลือกผ่านไอออน (ion-selective electrode) วัสดุที่ใช้สร้างส่วนใหญ่จะเป็นเยื่อเลือกผ่าน อาทิ การหลอมรวมแก้วกับสารประกอบโลหะ การใช้สารกึ่งตัวนำ หรือการใช้เนื้อเยื่อทางชีวภาพในสารละลายอิเล็กโทรไลต์มาเป็นขั้วไฟฟ้า เป็นต้น นิยมใช้เป็นขั้วไฟฟ้าสำหรับวัดความเป็นกรด-ด่าง

2.1.7.4 ขั้วไฟฟ้าไวงาน (active electrode) ขั้วไฟฟ้าประเภทนี้จะเป็นการผสมขั้วไฟฟ้าที่เป็นตัวนำไฟฟ้ากับวงจรอิเล็กทรอนิกส์ เพื่อลดการแปลกปน (artifact) และกำจัดสัญญาณรบกวน โดยส่วนใหญ่สามารถนำขั้วไฟฟ้าแบบสัมผัสโดยไม่ต้องใช้สารช่วยนำไฟฟ้าเป็นตัวกลาง จึงมักเรียกว่าขั้วไฟฟ้าแบบแห้ง (dry electrode)

ขั้วไฟฟ้าที่เลือกนำมาในงานวิจัยนี้เป็นขั้วไฟฟ้าโลหะที่สร้างจากขั้วไฟฟ้าประเภทเงิน-เงินคลอไรด์มี 2 แบบ คือ ขั้วไฟฟ้าแบบแผ่น (surface electrode) และขั้วไฟฟ้าแบบเข็มสำหรับสัญญาณทางชีวภาพซึ่งเลือกใช้แบบแผ่น ซึ่งมีความเหมาะสมมากกว่าแบบเข็ม แสดงดัง

ภาพประกอบที่ 2-15



ภาพประกอบ 2-15 ขั้วไฟฟ้าที่แบบแผ่น surface electrode

2.2 การเดินของมนุษย์

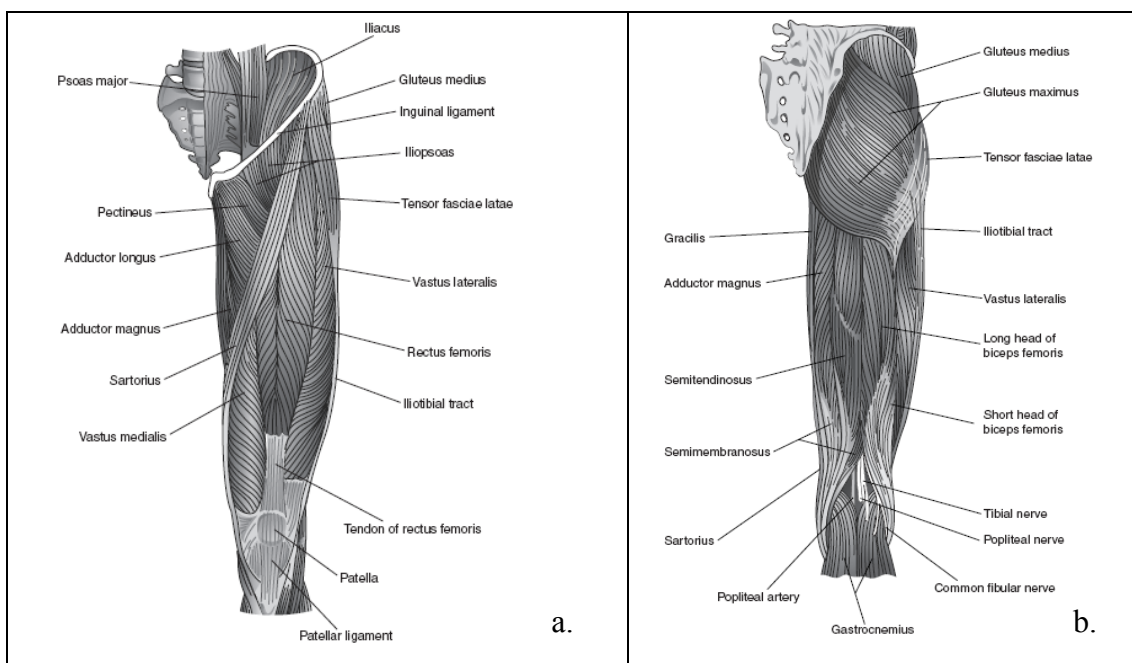
ในหัวข้อนี้ได้นำเสนอทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับการเดิน อาทิ เช่น กล้ามเนื้อในรยางค์ล่างของมนุษย์ และวงจรการเดินของมนุษย์ ซึ่งรายละเอียดต่างๆ ล้วนแล้วมีความสำคัญกับการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ทั้งสิ้น รูปแบบการเคลื่อนไหวของมนุษย์ว่าด้วยการเคลื่อนที่แบบพลวัต เช่น การเดินถือว่ามีความซับซ้อนตามเงื่อนไขของปัจจัยหลายๆ อย่าง เช่น อายุ เพศ ส่วนสูง น้ำหนัก ความเร็วในการเดิน จังหวะของการก้าวเดิน ซึ่งเป็นตัวแปรสำคัญในการตรวจจับการเดินของมนุษย์ เพื่อประโยชน์ในการบำบัด พิ้นฟู หรือรักษาผู้ที่มีปัญหาที่เกี่ยวข้องกับการเดิน การวิเคราะห์การเดินด้วยวิธีต่างๆ มีความแพร่หลายมากขึ้น อาทิเช่น การวัดมุมโดยตรง การใช้ตัวตรวจรู้ การใช้กล้องวิดีโอ การวัดสัญญาณไฟฟ้าของกล้ามเนื้อ และการวัดสัญญาณอิมพีแดนซ์ทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ ซึ่งเป็นวิธีการหนึ่งในการตรวจจับเคลื่อนไหวของมนุษย์ โดยจะกล่าวถึงการเดิน ซึ่งใช้การตรวจจับไบโออิมพีแดนซ์รับสัญญาณเข้าที่เป็นสัญญาณของแรงดัน เพื่อแปรผลเป็นสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ โดยแบ่งการบันทึกผลของสัญญาณเป็น 8 กรณี ตามวงจรการเดินของมนุษย์ [4, 20, 21]

ตาราง 2-3 แสดงช่วงการเดิน ท่าทางการเดิน และมุมข้อต่อของสะโพก หัวเข่าและข้อเท้า

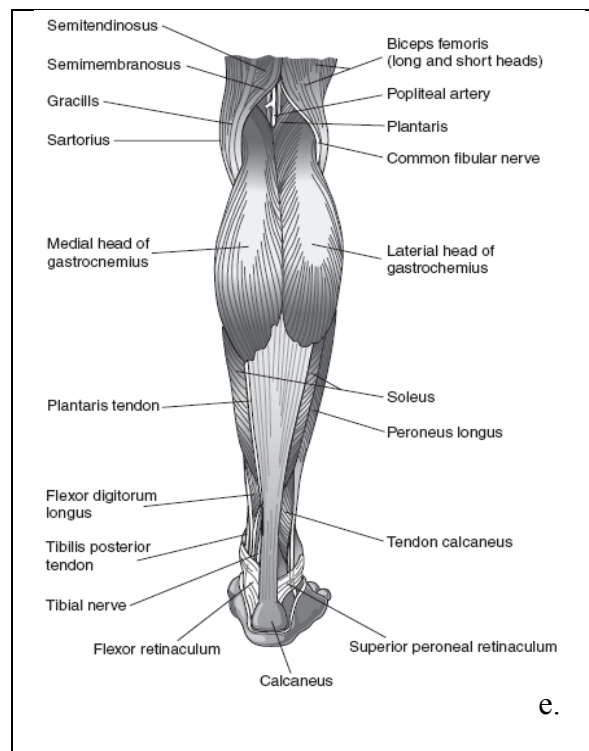
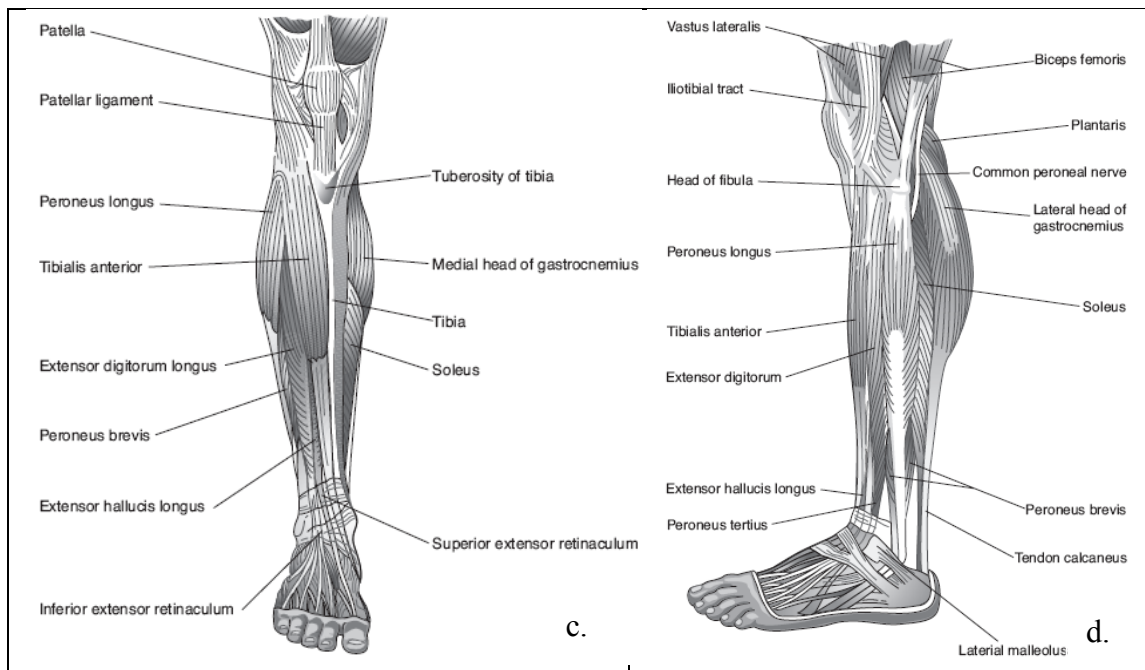
ช่วงการเดินของมนุษย์	ท่าทางการเดินของมนุษย์	มุมข้อต่อของสะโพก หัวเข่าและข้อเท้า
Stance Phase	Heel Strike (HS)	Flex 23 ,Fully extend ,Neutral
	FootFlat (FF)	Flex 23 ,Flex 20 ,Plantarflex 15
	Mid Stance(Mst)	Flex 10, Flex 10 ,Dorsiflex 3
	HeelOff (HO)	Hyperextend 10, Flex 2,Dorsiflex 15
	ToeOff (TO)	Flex 10 ,Flex 40 ,Plantarflex 20
Swing Phase	Acceleration(Ac)	Flex 5 ,Flex 65 ,Neutral
	Mid Swing (Msw)	Flex 25, Flex 65 ,Neutral
	Deceleration (Dec)	Flex 25 ,Fully extend, Neutral

2.2.1 กล้ามเนื้ออย่างค้ำล่างของมนุษย์

ในทางกายภาพแล้วร่างกายค้ำล่างของมนุษย์ซึ่งเป็นองค์ประกอบสำคัญในการบังคับให้มนุษย์เคลื่อนไหว หรือเดินได้ในชีวิตประจำวัน ภาพประกอบที่ 2-16 แสดงให้เห็นรายละเอียดกล้ามเนื้อทั้งหมดบนร่างกายค้ำล่างของมนุษย์



ภาพประกอบ 2-16 กล้ามเนื้อขาของมนุษย์ (ที่มา: Human Anatomy Lab. Muscular System. (Online) Available from: <http://www.colorado.edu/intphysiphy3415lab05-4e.pdf>. [January, 2009])

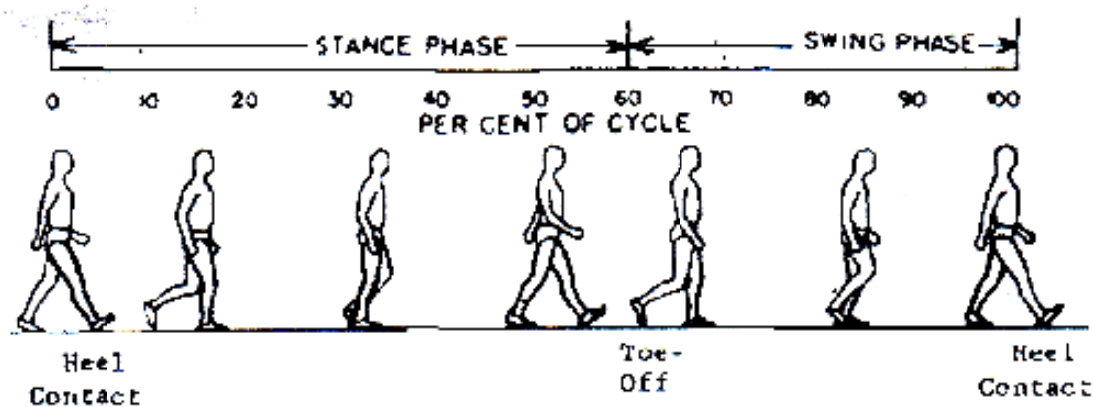


ภาพประกอบ 2-16 กล้ามเนื้อขาของมนุษย์ [ต่อ] (ที่มา: Human Anatomy Lab. Muscular System. (Online) Available from: <http://www.colorado.edu/intphysiphy3415lab05-4e.pdf>)

จากภาพประกอบที่ 2-16 แสดงให้เห็นถึงองค์ประกอบของกล้ามเนื้อทั้งหมดอย่างชัดเจน โดยที่ภาพประกอบที่ 2-16a. แสดงกล้ามเนื้ออย่างครึ่งล่างส่วนบนด้านหน้า ภาพประกอบที่ 2-16b. แสดงกล้ามเนื้ออย่างครึ่งล่างส่วนบนด้านหลัง ภาพประกอบที่ 2-16c. แสดงกล้ามเนื้ออย่างครึ่งล่างส่วนล่างด้านหน้า ภาพประกอบที่ 2-16d. แสดงกล้ามเนื้ออย่างครึ่งล่างส่วนล่างด้านข้าง และภาพประกอบที่ 2-16e. แสดงกล้ามเนื้ออย่างครึ่งล่างส่วนล่างด้านหลัง กล้ามเนื้อที่ดูน่าสนใจจะมีส่วนเท่านั้นที่มีความสำคัญกับการเดิน

2.2.2 วงจรการเดินของมนุษย์

การเดินเกิดจากวงจรการเคลื่อนไหวของขาทั้ง 2 ข้าง ซึ่งแบ่งวงจรของการเดิน (gait cycle) ออกเป็น 2 ช่วง (phase) คือ [4, 19, 20, 21] stance phase คือ ช่วงที่เท้ายันอยู่กับพื้นดิน และ swing phase คือ ช่วงที่เท้าลอยอยู่ในอากาศ



ภาพประกอบ 2-17 วงจรการเดินปกติของมนุษย์ (ที่มา: สุทธิ สุทัศน์ ณ อยุธยา, 2553. กายวิภาคศาสตร์ระบบการเคลื่อนไหว. พิมพ์ครั้งที่ 2. เชียงใหม่: คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่)

จากภาพประกอบ 2-17 วงจรการเดินปกติของมนุษย์เมื่อก้าวออกเดินด้วยเท้าขวา ในช่วงแรก เท้าขวาวจะยันพื้นเพื่อรับน้ำหนักตัว (stance phase) ส่วนลำตัวจะเคลื่อนไปข้างหน้า โดยเท้าซ้ายจะเป็นส่วนดันตัวให้ก้าวไปข้างหน้า เมื่อลำตัวเคลื่อนไปข้างหน้าเท้าซ้ายซึ่งลอยก็จะมาแตะพื้นเพื่อรับน้ำหนัก เท้าขวาก็จะกลายเป็นตัวดันลำตัวให้เคลื่อนที่ไปข้างหน้า แล้วตัวทำเองก็จะลอยจากพื้น (swing phase) เพื่อจะไปคอยรับน้ำหนักต่อไป phase ตามลำดับ ที่กล่าวถึงนี้ คือ การศึกษาข้างใดข้างหนึ่ง ซึ่งจะเห็นว่าขาขวาวจะมี stance phase และ swing phase ตามกันไป เมื่อขาขวาวเป็น swing phase ขาซ้ายต้องเป็น stance phase สลับกันไป จึงทำให้การเดินเป็นไปตามธรรมชาติ ซึ่งถ้าศึกษาให้ละเอียดแล้วจะเห็นว่าช่วงต่างๆ ยังแบ่งออกได้เป็นขั้นตอน ดังนี้

2.2.1.1 Stance phase ประกอบด้วย

1. Heel strike คือ ขั้นตอนที่ส้นเท้ากระทบกับพื้น กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้ คือ
 - กล้ามเนื้อ quadriceps ทำหน้าที่ให้เข่าเหยียด
 - กล้ามเนื้อ gluteus maximus ทำหน้าที่เหยียดสะโพกเพื่อให้ส้นเท้ากดกับพื้น
 - กล้ามเนื้อ hamstrings ทำหน้าที่ช่วยเหยียดสะโพกเพื่อให้ส้นเท้ากดกับพื้น
 - กล้ามเนื้อกลุ่มกระดูกข้อเท้าขึ้น ทำให้เท้ากระดกพื้นพื้น
2. Foot flat เป็นระยะของการเดินที่เท้าแตะพื้น ใช้กล้ามเนื้อเหมือนระยะ heel strike เว้นแต่ข้อเท้าอยู่ในท่ากระดูกกลาง 15 องศา
3. Mid-stance เป็นระยะของการเดินที่มีการเคลื่อนไหวของลำตัวมาด้านหน้ามากขึ้น น้ำหนักตัวตกลงในแนวศูนย์กลางมวลของร่างกาย ผ่านหลังข้อสะโพกหน้าข้อเข่า และข้อเท้า กล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้ คือ
 - กล้ามเนื้อ iliopsoas ทำหน้าที่ให้ข้อสะโพกงอเกินไปไม่ให้ hyperextension
 - กล้ามเนื้อ gluteus medius, gluteus minimus และ tensor lata ทำหน้าที่ให้กระดูกเชิงกรานอยู่ในระดับไม่ให้เอียงไปด้านใดด้านหนึ่ง และไม่ให้เกิดอาการง่าย
 - กล้ามเนื้อ quadriceps ทำหน้าที่ไม่ให้เข่างอพับลงมา
 - กล้ามเนื้อกระดูกเท้า ทำหน้าที่ให้ฝ่าเท้าแบนพื้น
4. Heel off เป็นระยะที่ส้นเท้ายกสูงจากพื้น ลำตัวจะเอนไปข้างหน้ามากขึ้น กล้ามเนื้อที่ทำงานในระยะนี้ คือ
 - กล้ามเนื้อ iliopsoas ทำหน้าที่ป้องกันไม่ให้ข้อสะโพก hyperextension มากไป
 - กล้ามเนื้อ hamstring ทำหน้าที่งอเข่า
 - กล้ามเนื้อกระดูกเท้าลง ทำหน้าที่กระดูกข้อเท้าลง
5. Toe off เป็นระยะที่นิ้วเท้าดันให้ขาไปข้างหน้าเพื่อสู่ระยะ swing phase กล้ามเนื้อ iliopsoas ทำหน้าที่งอสะโพกเหวี่ยงขาไปข้างหน้า
 - กล้ามเนื้อ ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่าเร็วเกินไป
 - กล้ามเนื้อกระดูกเท้าลง ทำหน้าที่ดันให้ขาเหวี่ยงไปข้างหน้า

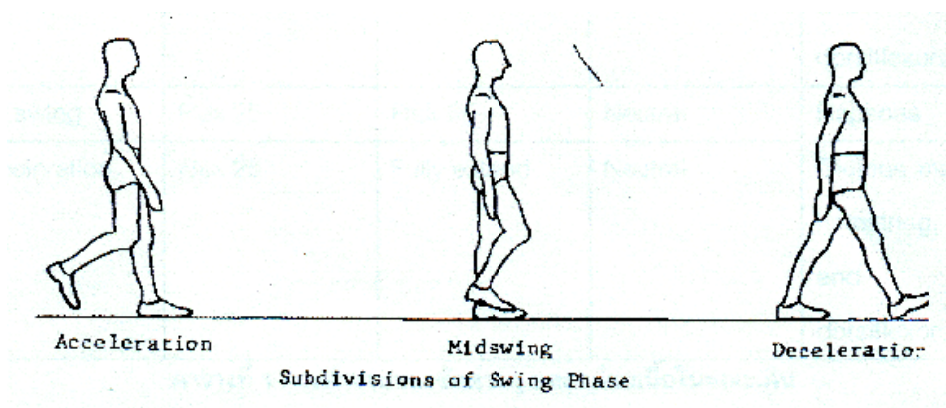
2.2.1.2 Swing phase กินเวลาประมาณ 1/3 ของวงจรการเดิน แบ่งเป็น 3 ระยะ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 2-18 ดังนี้

1. Acceleration คือ ระยะที่ขาเหวี่ยงไปข้างหน้าด้วยความเร็วจากแรงเฉื่อยมาเร่งกล้ามเนื้อที่ทำงานระยะนี้ คือ

- กล้ามเนื้อ iliopsoas ทำหน้าที่เหวี่ยง และงอสะโพกไปข้างหน้า
- กล้ามเนื้อ quadriceps ทำหน้าที่ป้องกันการงอเข่ามากเกินไป
- กล้ามเนื้อกระดูกเท้าขึ้น ทำให้ข้อเท้ากระดูกขึ้น เพื่อให้ไม่ไหลเท้าแตะพื้นกันล้ม

2. Mid swing คือ ระยะที่ขาข้างนั้นถูกดึงให้ลอยมาอยู่ใต้ลำตัว กล้ามเนื้อที่ใช้เหมือนระยะ acceleration

3. Deceleration คือ ระยะการเดินที่ขาข้างที่ถูกเหวี่ยงไปข้างหน้าจากแรงกล้ามเนื้อที่กล่าวมาถูกชะลอให้ช้าลง เพื่อเข้าสู่ stance phase อีกครั้งเป็นวงจรการเดินใหม่ต่อไป



ภาพประกอบ 2-18 ช่วงที่เท้าลอยสูงจากพื้น (ที่มา: สุทธิ สุทัศน์ ณ อยุธยา, 2553. กายวิภาคศาสตร์ระบบการเคลื่อนไหว, พิมพ์ครั้งที่ 2, เชียงใหม่: คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่)

ช่วงต่างๆ ของการเดินสามารถสรุปการทำงานของข้อต่อต่างๆ และกล้ามเนื้อได้ตามตารางประกอบที่ 2-4 ดังต่อไปนี้

ตาราง 2-4 การทำงานของข้อต่างๆ และกล้ามเนื้อในขณะที่เดิน

Phases	Hip (degree)	Knee (degree)	Ankle (degree)	Muscles
Heel strike	Flex 23	Fully extend	Neutral	hamstrings, foot and toe dorsiflexors, Gluteus maximus, quadriceps,
Foot Flat	Flex 23	Flex 20	Plantarflex 15	Same
Mid stance	Flex 10	Flex 10	Dorsiflex 3	iliopsoas, quadriceps, gluteus minimus, tensor fascia lata, plantar flexors
Heel off	Hyperextend 10	Flex 2	Dorsiflex 15	iliopsoas, hamstrings, plantar flexors
Toe off	Flex 10	Flex 40	Plantarflex 20	iliopsoas, quadriceps, plantar flexors
Acceleration	Flex 5	Flex 65	Neutral	iliopsoas, foot and toe dorsiflexors, quadriceps
Mid swing	Flex 25	Flex 65	Neutral	iliopsoas
Deceleration	Flex 25	Fully extend	Neutral	Gluteus maximus, hamstrings, foot and toe dorsiflexors

(ที่มา: สุทธิ สุทัศน์ ณ อยุธยา. 2553. กายวิภาคศาสตร์ระบบการเคลื่อนไหว. พิมพ์ครั้งที่ 2. เชียงใหม่: คณะแพทยศาสตร์มหาวิทยาลัยเชียงใหม่)

บทที่ 3

วัสดุ อุปกรณ์และวิธีการ

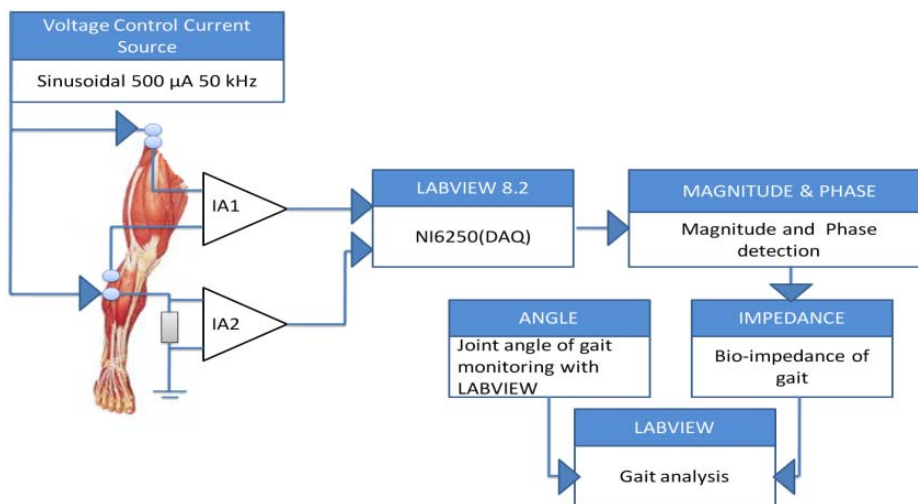
ในบทที่ 3 จะกล่าวถึงการออกแบบระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ ซึ่งแสดงรายละเอียดการออกแบบวงจรจ่ายกระแสไฟฟ้าคงที่ วงจรขยายสัญญาณพื้นฐาน และวิธีการของการตรวจจับขนาด และมุมเฟสของสัญญาณ ซอฟต์แวร์สำหรับการตรวจจับขนาด และมุมเฟสด้วยโปรแกรม LABVIEW การหาตำแหน่งสำหรับติดตั้งขั้วไฟฟ้า การตรวจสอบมุมของขาด้วยกล้องวิดีโอเพื่อทำหน้าที่ยืนยันว่าท่าทางการเดินในวงจรการเดินนั้นมีความถูกต้อง และผลการทดสอบคุณสมบัติต่างๆ ของระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์

3.1 การออกแบบระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์

การออกแบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์พื้นฐานประกอบด้วย การออกแบบวงจรจ่ายกระแสคงที่ การออกแบบวงจรขยายสัญญาณ และการออกแบบการตรวจจับขนาด และมุมเฟสของสัญญาณ เพื่อคำนวณหาค่าอิมพีแดนซ์ ซึ่งการออกแบบระบบพื้นฐานจะสามารถนำไปสู่การศึกษา และออกแบบวิธีการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ สำหรับการพัฒนาระบบตรวจวัดสัญญาณในเนื้อเยื่อทางชีวภาพต่อไป

จากระบบตรวจวัดที่ใช้ในการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ในร่างกายนมนุษย์ ส่วนสำคัญที่สุด คือ ส่วนที่ทำหน้าที่ในการจัดการกับสัญญาณชีวภาพ ซึ่งในการประมวลผลสัญญาณจากสัญญาณที่เป็นแรงดันให้อยู่ในรูปของสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ โดยเงื่อนไขสำคัญอยู่ที่การตรวจวัดขนาด และมุมเฟสของสัญญาณ แสดงดังภาพประกอบที่ 3-1 ระบบสำหรับการตรวจวัดด้วยวิธีการไบโออิมพีแดนซ์ประกอบด้วยส่วนต่างๆ ดังนี้ ส่วนที่ 1 คือ วงจรสำหรับจ่ายกระแสคงที่ เพื่อจ่ายกระแสในรูปสัญญาณชายนูนๆ ให้อุปกรณ์ส่วนล่าง ส่วนที่ 2 คือ ส่วนวงจรขยายสัญญาณเครื่องมือ เพื่อทำหน้าที่ขยายสัญญาณตรงตำแหน่งที่ต้องการวัด และเข้าสู่การแปลงสัญญาณในส่วนที่ 3 ซึ่งเป็นส่วนของการเชื่อมประสานโดยใช้ NI 6250 สำหรับแปลงสัญญาณอะนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล เพื่อนำมาทำการตรวจจับขนาด และมุมเฟสของสัญญาณ โดยกระบวนการทางคณิตศาสตร์ที่ไม่ซับซ้อนเพื่อแปรผลให้เป็นสัญญาณอิมพีแดนซ์ รวมไปถึงส่วนของการตรวจจับความถูกต้องของท่าทางในช่วงต่างๆ ของวงจรการเดินโดยใช้กระบวนการ

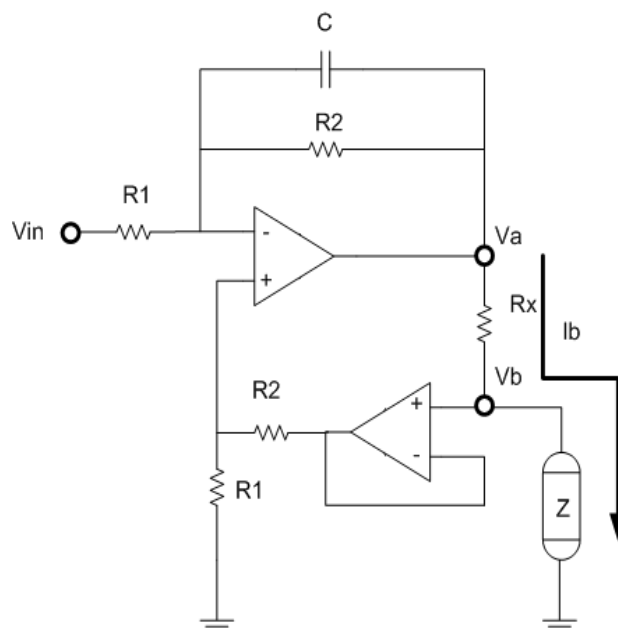
ทางภาพ ซึ่งทำการตรวจสอบมุมจากภาพเคลื่อนไหวด้วยกล้องวิดีโอ เพื่อยืนยันว่าได้เดินในท่าทางทำ หรือแบบแผนการเดินที่ถูกต้อง



ภาพประกอบ 3-1 ระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ในวงจรการเดินของมนุษย์

3.1.1 วงจรจ่ายกระแสไฟฟ้าคงที่

เนื่องจากเนื้อเยื่อทางชีวภาพมีความไวต่อกระแส จึงมักจะเกิดความเสียหาย สมบูรณ์ เมื่อมีกระแสไฟฟ้าจำนวนมากไหลผ่าน ดังนั้นในการทดลองนี้จึงต้องออกแบบวงจรคงค่ากระแสไฟฟ้าขนาด 500 ไมโครแอมแปร์ โดยอาศัยการจัดวงจรออปแอมป์แบบ Howland [24, 25] เพื่อแปลงแรงดัน V_{in} ให้เป็นสัญญาณกระแส I_z สามารถจ่ายกระแสด้วยรูปแบบสัญญาณรูปคลื่นสัญญาณชานัน์ชอยด์ ผ่านขั้วไฟฟ้า 1 คู่ ต่อ 1 ช่องสัญญาณ วงจรจ่ายกระแสแบบแปลงแรงดันเป็นกระแสของ Howland เป็นวงจรที่ออกแบบง่าย ไม่ซับซ้อน และสามารถคงค่ากระแสที่ความถี่สูงได้ดี จึงเหมาะสำหรับการใช้งานทางด้านการแพทย์ ด้วยเงื่อนไขการออกแบบด้วยรูปแบบการแปลงแรงดันเป็นกระแสที่ไม่ซับซ้อน มีความต้านทานด้านออกสูงและสามารถคงค่ากระแสที่ความถี่สูงได้ดีมากโดยใช้ตัวขยายดำเนินการ LF412 เป็นตัวขยายดำเนินการพื้นฐาน ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-2



ภาพประกอบ 3-2 วงจรจ่ายกระแสไฟฟ้าคงที่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ 500 ไมโครแอมแปร์

โดยในการออกแบบสามารถกำหนดกระแสคงที่จากสมการที่ 3.1

$$I_b = I_z = \frac{-R_2}{R_1} \frac{1}{R_x} V_{in} \quad (3.1)$$

ค่าอุปกรณ์สามารถคำนวณได้จากสมการที่ 3.2

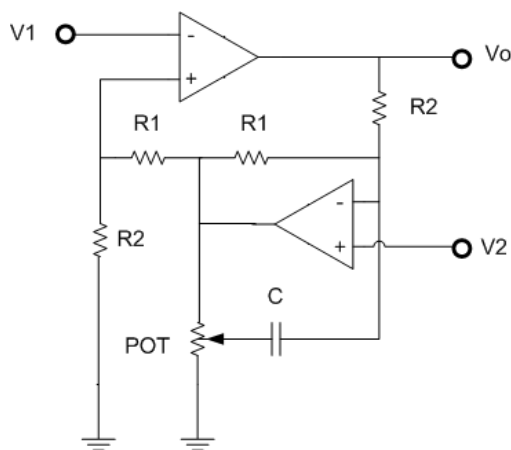
$$I_z = \frac{-R_2}{R_1} \frac{1}{R_x} V_{in} \quad (3.2)$$

ตัวอย่างการคำนวณดังสมการที่ 3.3

$$I_z = \frac{5k}{1k} \frac{1}{10k} 1 = 500\mu A \quad (3.3)$$

3.1.2. วงจรขยายสัญญาณ

วงจขยายสัญญาณเครื่องมือที่ใช้ในการขยายสัญญาณจากกล้ามเนื้อ โดยปกติแล้วสามารถนำไปใช้ในการขยายสัญญาณได้หลากหลาย โดยเฉพาะงานที่มีสัญญาณรบกวนสูงๆ เช่น สัญญาณกล้ามเนื้อ หรือสัญญาณอื่นๆ เป็นต้น ดังนั้นการออกแบบต้องคำนึงถึง อัตราขยาย อัตราการกำจัดสัญญาณโหมคร่วม และสามารถใช้งานในความถี่ที่ออกแบบได้ดี วงจขยายสัญญาณเครื่องมือ (instrumentation amplifier) ที่ออกแบบใช้งานควรรักษาคุณสมบัติความต้านทานด้านเข้าสูง อัตราขยายสูง [อัตราการกำจัดสัญญาณโหมคร่วมสูง] ดังภาพประกอบที่ 3-3 ซึ่งใช้การขยายสัญญาณด้วยตัวขยายดำเนินการ 2 ตัว โดยสามารถคำนวณอัตราขยายวงจรถังสมการที่ 3.4 และแสดงตัวอย่างการคำนวณดังสมการที่ 3.5 – 3.7



ภาพประกอบ 3-3 วงจขยายสัญญาณเครื่องมือ

โดยอัตราขยายสัญญาณของวงจรถังแสดงในสมการที่ 3.4

$$V_0 = \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)(V_2 - V_1) \quad (3.4)$$

ตั้งตัวอย่างการคำนวณ

$$V_0 = \left(1 + \frac{100k}{1k}\right)(V_2 - V_1) \quad (3.5)$$

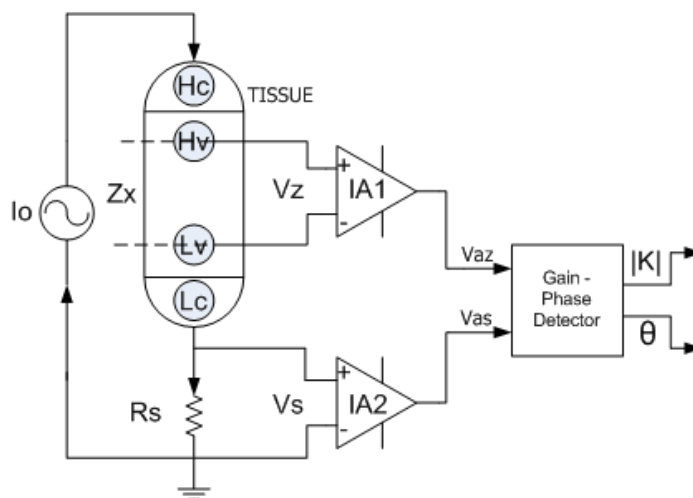
$$\frac{V_0}{(V_2 - V_1)} = \left(1 + \frac{100k}{1k}\right) \quad (3.6)$$

ให้อัตราขยายของวงจรเท่ากับ

$$A = \frac{V_0}{(V_2 - V_1)} = \left(1 + \frac{100k}{1k}\right) = 101 \quad (3.7)$$

3.2 ความรู้พื้นฐานและวิธีการของการตรวจจับขนาดและมุมเฟสของสัญญาณ

สำหรับการออกแบบเครื่องมือตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ เพื่อทำการวัดเนื้อเยื่อทางชีวภาพทางคลินิก โดยพื้นฐานการออกแบบทั้งหมดของงานวิจัยนั้น จัดทำเพื่อตรวจจับอัตราส่วนของขนาดและมุมเฟสของของสัญญาณอิมพีแดนซ์ เพื่อใช้ในการประยุกต์สำหรับการวัดไบโออิมพีแดนซ์ของวงจรการเดินของมนุษย์ ซึ่งประกอบด้วยส่วนที่เป็นฮาร์ดแวร์ และซอฟต์แวร์ โดยที่ส่วนของฮาร์ดแวร์เป็นการออกแบบระบบตรวจวัดในส่วนที่เป็นกระแส และแรงดัน ก่อนจะส่งให้ส่วนของซอฟต์แวร์ซึ่งจะใช้โปรแกรม NI LABVIEW ผ่าน NI 6250 เพื่อแปลงข้อมูลสำหรับการแปรผลข้อมูลรวมไปถึงการปรับเทียบเครื่องมือสำหรับการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ในวงจรการเดินของมนุษย์ต่อไป



ภาพประกอบ 3-4 แสดงการวัดอิมพีแดนซ์เบื้องต้นด้วยตรวจจับขนาด และมุมเฟสของสัญญาณ gain-phase detector (GPD) (ที่มา: Y. Yang, J. Wang, G. Yu, F. Niu and P. He. 2006. “Design and preliminary evaluation of a portable device for the measurement of bioimpedance spectroscopy”, *Physiol Meas*, Vol.27, 1293-1310.)

ความรู้พื้นฐานและการออกแบบเบื้องต้นเกี่ยวกับการตรวจจับอัตราส่วนของขนาดและมุมเฟสของของสัญญาณอิมพีแดนซ์สามารถอธิบายจากภาพประกอบที่ 3-4 ดังนี้

Z_X คือ ค่าอิมพีแดนซ์ของเนื้อเยื่อที่ทำการวัด

R_s คือ ค่าความต้านทานอ้างอิงที่ถูกอนุกรมไว้กับ Z_X

I_0 กระแสคงที่รูปสัญญาณไซน์ที่ไหลผ่าน Z_X และ R_s ผ่านขั้วไฟฟ้าคู่ H_c และ L_c ตามลำดับ V_Z แรงดันที่ตกคร่อม Z_X และ V_s แรงดันที่ตกคร่อม R_s ผ่านขั้วไฟฟ้าคู่ H_v และ L_v ซึ่งถูกขยายสัญญาณด้วยวงจรขยายสัญญาณเครื่องมือ IA1 และ IA2 ตามลำดับ โดยที่ความต้านทานด้านเข้าของ IA1 และ IA2 สูงมากทำให้กระแสไม่สามารถไหลผ่านได้ สามารถเขียนอยู่ในรูปของสมการได้ดังสมการที่ 3.8 – 3.9

$$V_{AZ} = A_1 V_Z = A_1 I_0 Z_X, \quad (3.8)$$

$$V_{AZ} = A_2 V_s = A_s I_0 R_s \quad (3.9)$$

โดยที่ A_1 และ A_2 เป็นอัตราขยายสัญญาณจาก IA1 และ IA2 ตามลำดับ

การตรวจจับขนาดและเฟสของสัญญาณ จาก $|K|$ คือ สัญญาณออกที่เป็นสัญญาณกระแสตรงตามอัตราส่วน V_{AZ} และ V_{AS} คือ ความต่างทางมุมเฟสของ V_{AZ} และ V_{AS} ดังสมการที่ 3.10 และ 3.11

$$|K| = \left| \frac{V_Z}{V_s} \right|, \quad (3.10)$$

$$\theta = (\theta_{AZ} - \theta_{AS}) \quad (3.11)$$

จากสมการ 3.12 และ 3.13 ทำให้สามารถหาค่าของอิมพีแดนซ์ (Z_X) ที่ไม่ทราบค่าได้ จากสมการต่อไปนี้

$$Z_X = R_s \frac{V_Z}{V_s} = R_s \frac{A_2}{A_1} \frac{V_{AZ}}{V_{AS}} \quad (3.12)$$

$$= R_s \frac{A_2}{A_1} |K| < \theta \quad (3.13)$$

เนื่องจาก A_1 และ A_2 จะได้ $\frac{A_1}{A_2} = 1$ สามารถเขียนในรูปอย่างง่ายได้ดังสมการ

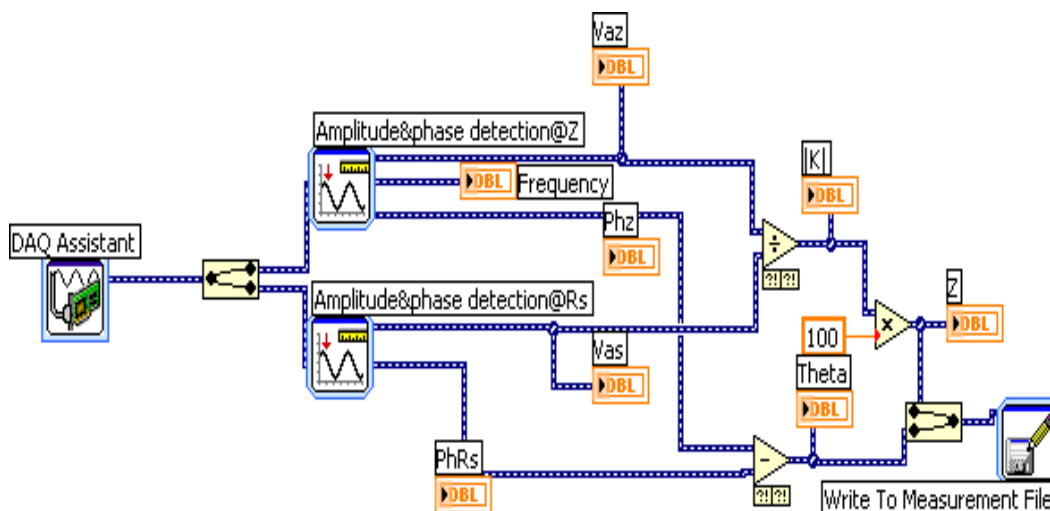
3.14

$$Z_x = R_s |K| < \theta \tag{3.14}$$

3.3 การออกแบบซอฟต์แวร์ด้วยโปรแกรม LABVIEW และการประมวลผลขนาดและมุมเฟส

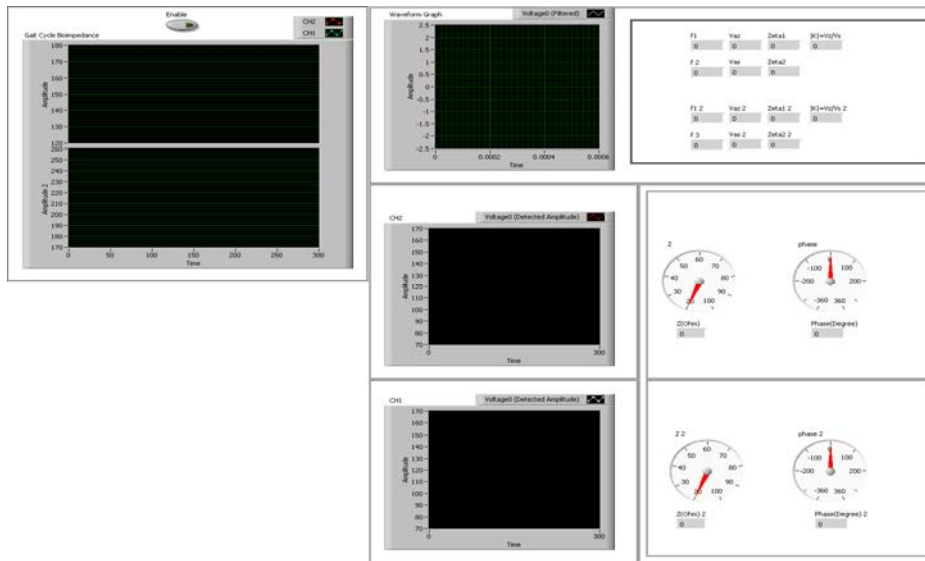
3.3.1 การตรวจจับขนาดและมุมเฟส

เมื่อรับสัญญาณจากวงจรขยายสัญญาณ เครื่องมือ NI PCI 6250 DAQ จะทำหน้าที่เป็นส่วนเชื่อมประสานในการรับสัญญาณเข้ามา 2 ช่องสัญญาณ และประมวลผลขนาด และมุมเฟสของสัญญาณ โดยใช้ซอฟต์แวร์ของ LABVIEW ในการคำนวณ ดังแสดงแผนการทำงานของ การตรวจจับขนาด และมุมเฟสของสัญญาณดังภาพประกอบที่ 3-5



ภาพประกอบ 3-5 แผนผังการทำงานของ การแยกขนาด มุมเฟส คำนวณค่าอิมพีแดนซ์

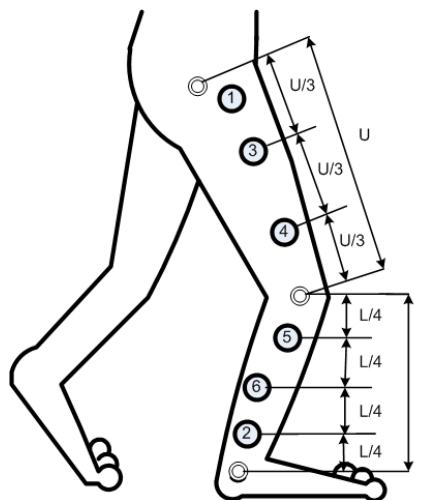
ภาพประกอบ 3-6 โปรแกรม LABVIEW ใช้สำหรับในการประมวลผลขนาด มุมเฟส การแสดงผลสัญญาณและบันทึกผลจากการตรวจวัดไป ไออิมพีแดนซ์



ภาพประกอบ 3-6 ส่วนแสดงผลและบันทึกสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์

3.4 ตำแหน่งสำหรับติดตั้งขั้วไฟฟ้า

เนื่องจากการตรวจวัดอิมพีแดนซ์ในรายลักษณ์ที่เกี่ยวข้องกับการเดินตำแหน่งจุดวัดสำคัญที่สามารถหาค่าอิมพีแดนซ์ ติดตั้งง่าย และลดการรบกวนน้อยที่สุดในงานวิจัย [5] กลุ่มของขั้วไฟฟ้าที่ติดตั้งสำหรับวางรขยายสัญญาณเครื่องมือจะทำการติดตั้งดังภาพประกอบที่ 3-7



ภาพประกอบ 3-7 แสดงตำแหน่งการติดตั้งขั้วไฟฟ้า
สำหรับการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ของรายลักษณ์ที่อ่อนล้าง

สำหรับตำแหน่งการติดตั้งขั้วไฟฟ้าของวงจรขยายสัญญาณเครื่องมือ (instrumentation amplifier) ข้างต้นนั้น สามารถลดการรบกวนระหว่างคู่ของขั้วไฟฟ้าได้ดี และยังให้ค่าสัมประสิทธิ์สัมพันธ์ที่มีค่าสูง โดยงานวิจัยนี้ทำการแบ่งส่วนของรยางค์ล่างออกเป็นสองส่วน คือ ส่วนของรยางค์ล่างที่ท่อนบน แทนด้วยสัญลักษณ์ U และส่วนของรยางค์ล่างที่ท่อนล่าง แทนด้วยสัญลักษณ์ L ทั้งนี้เพื่อให้ง่ายต่อการติดตั้งขั้วไฟฟ้าด้วยการแบ่ง U ออกเป็น U/3 และแบ่ง L ออกเป็น L/4 นอกจากนี้ตำแหน่งที่ติดตั้งก็จะสัมพันธ์กันกับกล้ามเนื้อสำคัญที่เกี่ยวข้องกับการเดิน โดยตำแหน่งหมายเลข 1 และหมายเลข 2 คือ คู่ของขั้วไฟฟ้าที่จ่ายกระแสไฟฟ้าคงที่ 500 ไมโครแอมแปร์ ที่ตำแหน่งหมายเลข 3 และหมายเลข 5 สำหรับขยายสัญญาณการตรวจจับไบโออิมพีแดนซ์ในรยางค์ล่างช่วง U เพื่อหาความสัมพันธ์ของการเคลื่อนไหว และที่ตำแหน่งหมายเลข 4 และหมายเลข 6 สำหรับขยายสัญญาณการตรวจจับไบโออิมพีแดนซ์ในรยางค์ล่างช่วง L เพื่อหาความสัมพันธ์ของการเคลื่อนไหว ซึ่งแตกต่างจากงานวิจัยของ Kim [5] โดยงานวิจัยนี้ใช้หลักการจับสัญญาณพร้อมข้อต่อที่เคลื่อนไหวโดยคำนึงถึงจุดตรวจวัดที่เป็นส่วนของรยางค์ที่ติดตั้งขั้วไฟฟ้าง่ายและสามารถติดตั้งได้ทั้งในอาสาสมัครหญิง และชายแบบไม่ยุ่งยากมากนัก

3.4.1 การตรวจสอบมุมของขา [28]

ในการตรวจสอบท่าทางที่ถูกต้องของการเดินทำการทดสอบรวมกับการวิเคราะห์ผลด้วยกล้องวิดีโอ โดยใช้หลักการของมาร์คเกอร์ (marker) ในการออกแบบให้เป็นอุปกรณ์แบบแอ็กทีฟ (active device) โดยใช้ไดโอดเปล่งแสง (LED) ออกมาเป็นแสงสีน้ำเงิน (super bright) เนื่องจากแสงสีน้ำเงินมีความยาวคลื่น 468 นาโนเมตร ซึ่งเป็นช่วงความยาวคลื่นที่พบได้น้อยในสภาพแวดล้อมทั่วไป อุปกรณ์ที่ใช้สำหรับตรวจจับภาพในงานวิจัยนี้ใช้ กล้องวิดีโอ ชนิด webcam ยี่ห้อ Creative VF0410 Live Cam Video IM Pro ความละเอียด 640 x 480 pixels ความเร็วในการรับภาพสูงสุด 30 เฟรมต่อวินาที ซึ่งเป็นกล้องที่มีจำหน่ายทั่วไป โดยเชื่อมต่อผ่านทาง USB Port ภาพที่ได้นำไปประมวลผลโดยใช้โปรแกรม LABVIEW ประกอบด้วยการรับภาพจากกล้อง (webcam) นำข้อมูลที่ได้แปลงสัญญาณให้อยู่ในรูปของข้อมูล 24 bits จากนั้นทำการคัดแยกมาร์คเกอร์ ออกจากภาพ และหาตำแหน่งของมาร์คเกอร์ ในภาพ และคำนวณหามุมของท่าทางการเดิน 8 ท่าในวงจรการเดินของมนุษย์โดยอ้างอิงมุมตามตารางที่ 2-2 เพื่อกำหนดท่าทางหรือแบบแผนการเดินที่ถูกต้องสำหรับวงจรการเดินในมนุษย์ปกติ โดยติดตั้ง LED ทั้งหมด 3 จุด คือ สะโพก หัวเข่า และข้อเท้า แสดงดังภาพประกอบที่ 3-8



ภาพประกอบ 3-8 แสดงตำแหน่งในการติดตั้ง LED

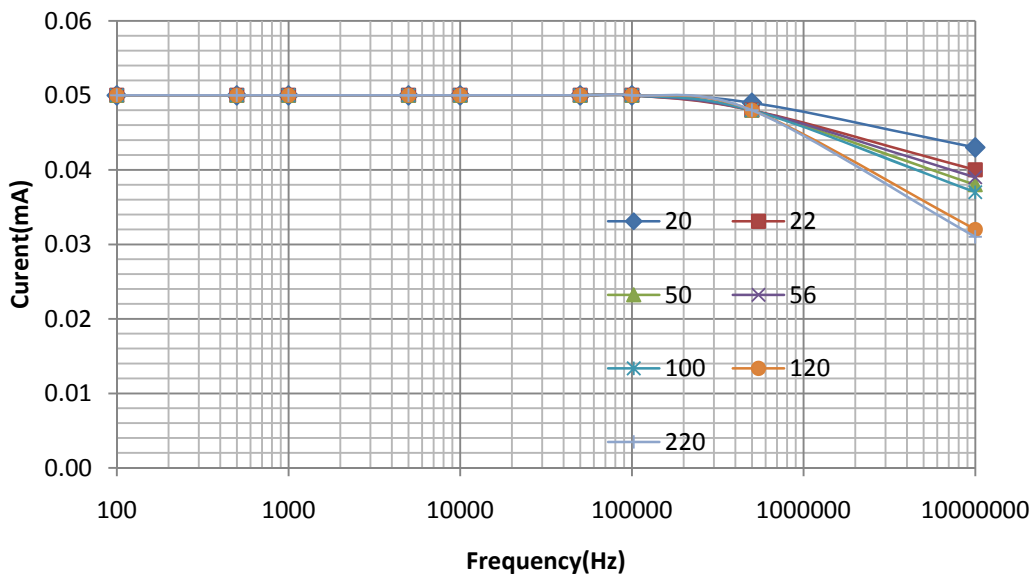
3.5 การทดสอบคุณลักษณะของคุณสมบัติของวงจรที่ออกแบบสำหรับตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์

3.5.1 วัสดุอุปกรณ์และวิธีการวิเคราะห์ข้อมูล

วัสดุอุปกรณ์ และวิธีการวิเคราะห์ข้อมูลสำหรับการหาคุณสมบัติของวงจรที่ออกแบบสำหรับตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ประกอบด้วย คุณสมบัติของวงจรจ่ายกระแสแรงดันที่ คุณสมบัติของวงจรขยายสัญญาณ โดยพิจารณาที่ขนาด และความถี่ของสัญญาณว่ามีความเหมาะสมสำหรับนำมาใช้ในการตรวจวัดสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์

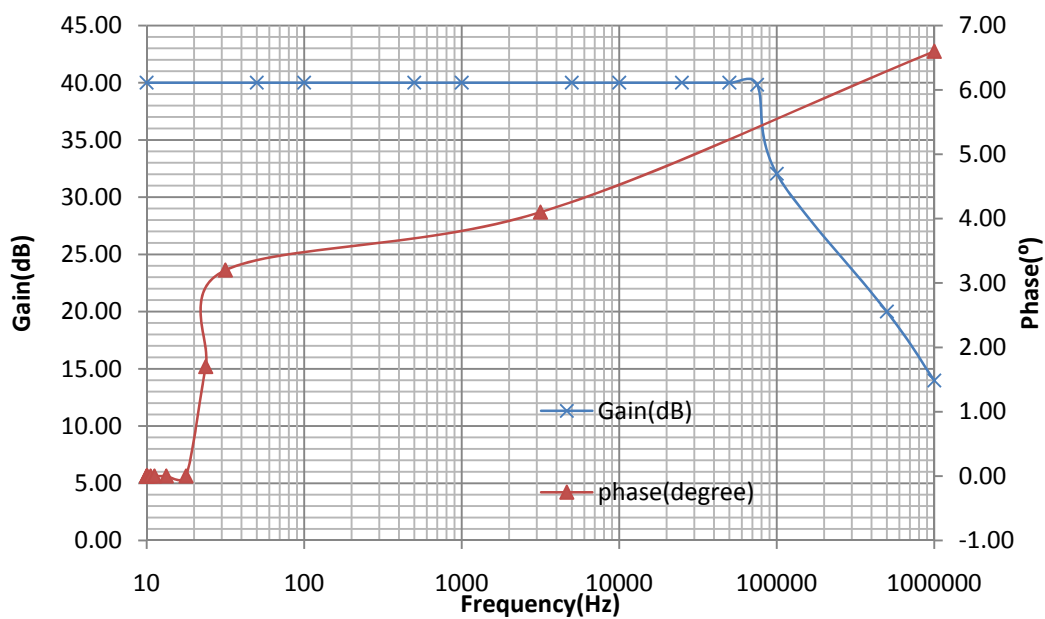
3.5.2 ผลการทดลองและการวิจารณ์

3.5.2.1 ผลทดสอบคุณสมบัติของวงจรจ่ายกระแสแรงดันที่ จุดประสงค์หลักของการออกแบบวงจรจ่ายกระแสไฟฟ้าที่สามารถคงค่ากระแสที่ความถี่สูงๆ โดยวงจรที่ทำการออกแบบด้วยวงจรจ่ายกระแสที่แบบ Howland สามารถคงค่ากระแสที่ 500 ไมโครแอมแปร์ หรือ 0.05 มิลลิแอมแปร์ ด้วยความถี่ที่สูงถึง 300 กิโลเฮิรตซ์ ดังภาพประกอบที่ 3-9 โดยทดสอบกับโหลดความต้านทานมาตรฐาน ค่าความผิดพลาด $\pm 1\%$ 7 ค่า คือ 20 22 50 56 100 120 และ 220 โอห์ม ตามลำดับแทนเนื้อเยื่อหรือกล้ามเนื้อมนุษย์ก่อน การทดสอบด้วยความต้านทานหลายๆ ค่าก็เพื่อยืนยันว่าวงจรจ่ายกระแสที่สามารถคงค่ากระแสได้จริงเมื่อโหลดมีการเปลี่ยนแปลงไป โดยใช้ค่าความต้านทานที่มีค่าใกล้เคียงกันกับค่าความต้านทานในเนื้อเยื่อหรือกล้ามเนื้อจริง

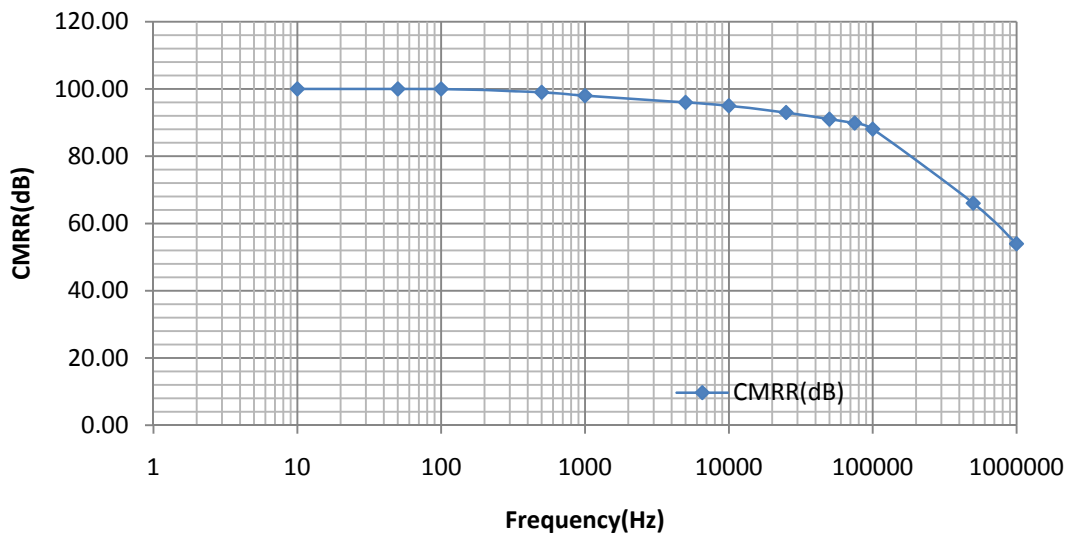


ภาพประกอบ 3-9 ผลการทดสอบวงจรคงค่ากระแสที่ความถี่ต่างๆ

3.5.2.2 ผลทดสอบคุณสมบัติของวงจรมอดูเลชันสัญญาณ วงจรมอดูเลชันที่ออกแบบสามารถคงค่าอัตราขยายสัญญาณที่ความถี่ต่างๆ ประมาณ 40 dB และอัตราการกำจัดสัญญาณไม่มอดูเลชันประมาณ 100 dB (CMRR) ที่ความถี่ต่ำกว่า 100 Hz ดังแสดงในภาพประกอบที่ 3-10 และ 3-11



ภาพประกอบ 3-10 ผลการตอบสนองอัตราขยาย และมุมเฟส



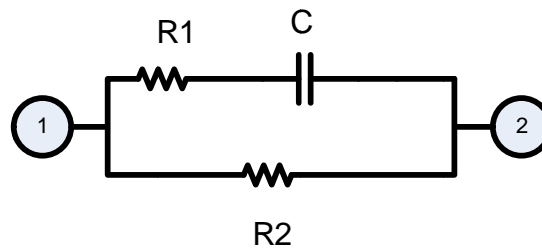
ภาพประกอบ 3-11 ผลการตอบสนองอัตรการกำจัดสัญญาณโหมคร่วม

3.6 การตรวจวัดคุณสมบัติค่าอิมพีแดนซ์ในแบบจำลองเนื้อเยื่อ

3.6.1 วัสดุอุปกรณ์และวิธีการวิเคราะห์ข้อมูล

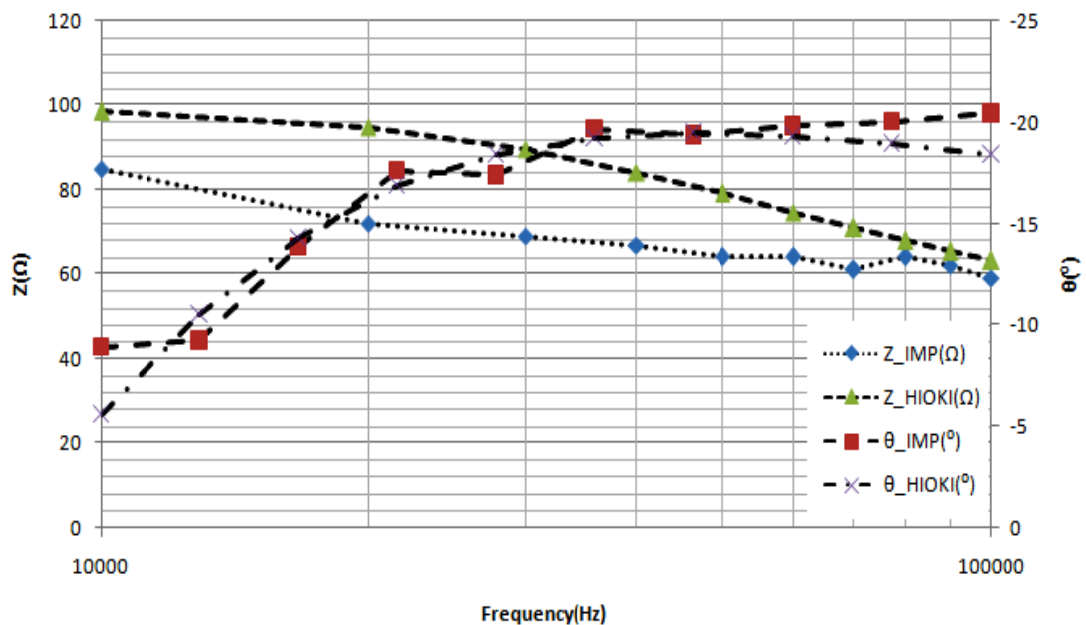
วัสดุอุปกรณ์สำหรับการทดสอบ และวิธีการวิเคราะห์ข้อมูลมีดังนี้ ระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ที่ออกแบบแบบ 1 ช่องสัญญาณ เครื่องมือวัดอิมพีแดนซ์สำหรับห้องทดลอง HIOKI LCR 3531Z Hitester และแบบจำลองเนื้อเยื่อของมนุษย์

เนื่องจากการการออกแบบระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์นั้นต้องทำการตรวจวัดบนเนื้อเยื่อของมนุษย์ ดังนั้นในการออกแบบทดสอบ และทำการสอบเทียบเครื่องมือต้องอาศัยแบบอิมพีแดนซ์ทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อทางชีวภาพตามภาพประกอบที่ 3-12 ซึ่งแสดงแบบจำลอง และวงจรสมมูลย์ทางไฟฟ้าของ Fricke สำหรับเนื้อเยื่อทางชีวภาพแบบจำลองนี้จะใช้การบ่งชี้ค่าไดอิเล็กทริกของเนื้อเยื่อผ่านตัวเก็บประจุ และบ่งชี้คุณสมบัติของสารไดอิเล็กโตรไลต์ทั้งภายในและภายนอกเซลล์ผ่านค่าความต้านทานไฟฟ้า จึงทำให้คุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อชีวภาพถูกเทียบเคียงเป็นค่าอิมพีแดนซ์ทางไฟฟ้า [11, 25, 26] และสามารถศึกษาคุณลักษณะของเนื้อเยื่อทางไฟฟ้าด้วยเทคนิคที่เรียกว่าไบโออิมพีแดนซ์ได้

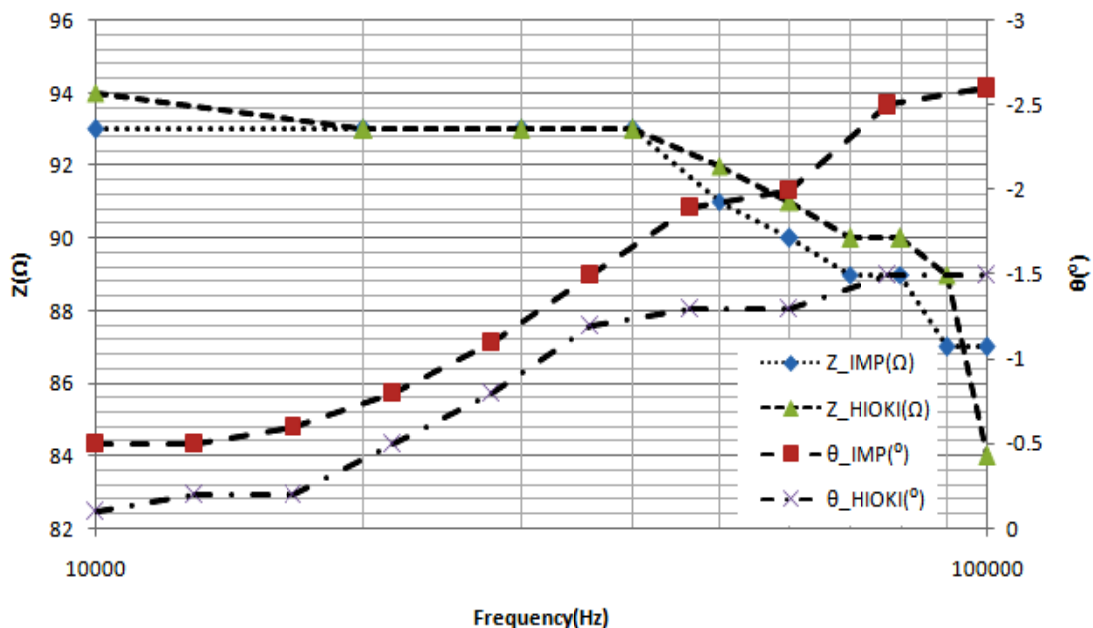


ภาพประกอบ 3-12 แบบจำลองอิมพีแดนซ์ทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อ Fricke

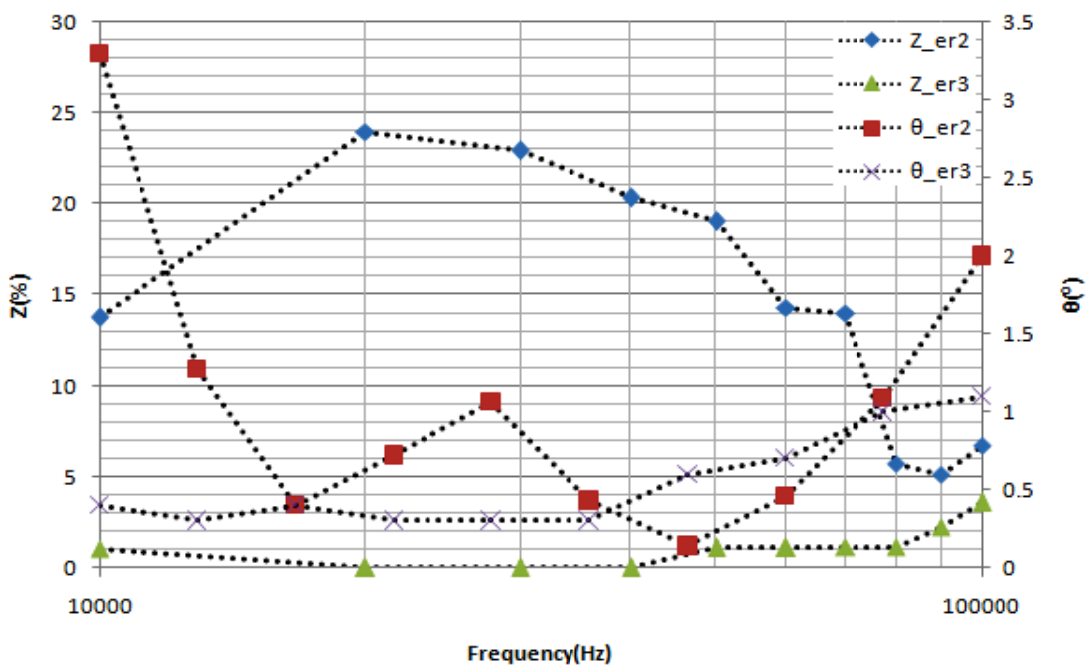
โดยการออกแบบ และทดสอบการทำงานของวงจรด้วยแบบจำลองเนื้อเยื่อ 2 แบบ คือ แบบจำลองของ Fricke และแบบจำลองที่เป็นตัวต้านทานเพียงอย่างเดียวตามลำดับ โดยทำการทดสอบเปรียบเทียบกับเครื่องมือวัด HIOKI LCR 3531Z Hitester ใช้ช่วงความถี่ที่ทดสอบ คือ 10 กิโลเฮิร์ตซ์ ถึง 100 กิโลเฮิร์ตซ์ ผลการทดลองแสดงดังภาพประกอบที่ 3-13 และ 3-14 จากนั้นทำการเปรียบเทียบเครื่องมือวัดที่ออกแบบกับเครื่องมือวัด HIOKI LCR 3531Z Hitester ผลของค่าคลาดเคลื่อนในแต่ละความถี่นำมาหาค่า Mean Square Error แล้วแสดงค่าคลาดเคลื่อนดังภาพประกอบที่ 3-15 ผลของเปอร์เซ็นต์ความผิดพลาดที่เกิดขึ้นอยู่ในเกณฑ์เหมาะสม และสามารถนำไปทดสอบวัดคุณสมบัติไบโออิมพีแดนซ์ทางไฟฟ้าได้



ภาพประกอบ 3-13 ผลการทดสอบระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์กับแบบจำลอง Fricke



ภาพประกอบ 3-14 ผลการทดสอบระบบตรวจวัดไป โออิมพีแดนซ์กับ pure resistance



ภาพประกอบ 3-15 ความคลาดเคลื่อนของระบบที่ใช้วัดด้วยแบบจำลองทั้ง 2 แบบ

ตาราง 3-1 ค่าความคลาดเคลื่อนของเครื่องมือวัดสอบเทียบกับเครื่องมือวัด HIOKI LCR 3531Z

Hitester		
แบบจำลอง	ขนาด (%)	มุมเฟส (%)
Fricke	14.6	1.09
Pure resistance	1.13	0.54

3.6.2 ผลการทดลองและการวิจารณ์

ระบบที่นำมาประเมินการตรวจวัดค่าอิมพีแดนซ์ในแบบจำลองอิมพีแดนซ์ทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อโดยใช้แบบจำลอง Fricke และ pure resistance พบว่า สามารถอ่าน และบันทึกค่าคุณสมบัติทางไฟฟ้าของเนื้อเยื่อทางชีวภาพแล้ว ผลการทดสอบเทียบกับเครื่องมือวัดไบโอ-อิมพีแดนซ์เครื่องมือวัด HIOKI LCR 3531Z Hitester กับให้ผลใกล้เคียงกัน โดยค่าความคลาดเคลื่อนค่าอิมพีแดนซ์ที่วัดได้ 14.6% และความคลาดเคลื่อนทางมุมเฟส 1.09% และผลการทดสอบการวัดค่าอิมพีแดนซ์ในตัวต้านทานเพียงอย่างเดียวจะมีค่าความคลาดเคลื่อนค่าอิมพีแดนซ์ที่ 1.13% และความคลาดเคลื่อนทางมุมเฟส 0.54% ดังนั้นระบบตรวจวัดที่ออกแบบมีความแม่นยำมากพอที่จะนำไปตรวจวัด และวิเคราะห์ค่าไบโออิมพีแดนซ์ในเนื้อเยื่อจริงของมนุษย์ได้

บทที่ 4

ผลการทดลอง

ในบทนี้จะทำการศึกษาวิธีการตรวจวัด และปัจจัยสำคัญของการตรวจวัด สัญญาณด้วยวิธีไบโออิมพีแดนซ์สำหรับวิเคราะห์ และประเมินค่าสัญญาณอิมพีแดนซ์ในเนื้อเยื่อของมนุษย์ซึ่งประกอบไปด้วย ประเด็นวิจัยเรื่องความถี่ที่เหมาะสม ตำแหน่ง และระยะห่างของ ขั้วไฟฟ้าที่ติดตั้งบนร่างกายคน รวมไปถึงความสามารถในการวิเคราะห์ข้อมูลที่ต้องการ แม่นยำ

4.1 การศึกษาผลการตอบสนองต่อความถี่ของเนื้อเยื่อมนุษย์ และร่างกายคน

ในการศึกษาผลของความถี่สำหรับตรวจวัดการตอบสนองของเนื้อเยื่อความถี่ต่างๆ กันเพื่อหาความถี่ และตำแหน่งตรวจวัดที่เหมาะสมสำหรับการตรวจวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์ ในเนื้อเยื่อของมนุษย์

4.1.1 วัสดุ อุปกรณ์สำหรับการทดลอง

สำหรับการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ในวงจรการเดินของมนุษย์สำหรับงานวิจัยนี้ แยกออกเป็น 2 ส่วนคือส่วนประกอบฮาร์ดแวร์และส่วนของซอฟต์แวร์โดยใช้วัสดุและอุปกรณ์ ดังนี้

4.1.1.1 ส่วนประกอบฮาร์ดแวร์

หมายเลข 1 คือ แหล่งจ่ายไฟฟ้ากระแสตรง (DC Regulated power supply model EE2004)

หมายเลข 2 คือ แหล่งกำเนิดสัญญาณชายนู้นุชอยด์ความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์ (Function generator model GFG 8050)

หมายเลข 3 คือ วงจรตรวจจับสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์จากการออกแบบในบทที่ 3 โดยเลือกใช้แบบ 2 ช่องสัญญาณสำหรับจับสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ในร่างกัคนส่วนบนกับร่างกายคนส่วนล่าง และใช้วิธีการตรวจจับแบบ 4 ขั้วไฟฟ้าในการจับสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ซึ่งกล่าวในบทที่ 2

หมายเลข 4 คือ ส่วนต่อประสาน (PCI NI6250 from National Instrument) สำหรับทำหน้าที่แปลงสัญญาณแรงดันทางไฟฟ้าเพื่อประมวลผลในคอมพิวเตอร์

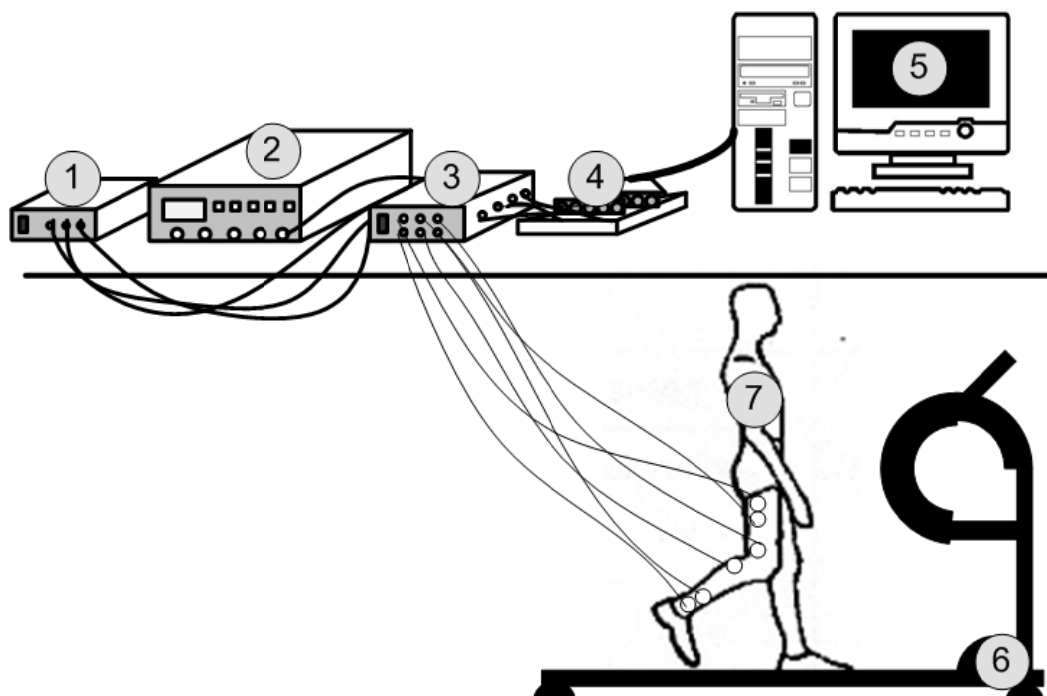
หมายเลข 5 คือ คอมพิวเตอร์ใช้สำหรับประมวลผล และแสดงผล (ASUS, Intel (R) CPU 3.00 GHz 512 MB of RAM)

หมายเลข 6 คือ คู่วิ่งไฟฟ้า ยี่ห้อ TREO FITNESS กำหนดความเร็วเฉลี่ยอยู่ที่ 3 km/hour ซึ่งความเร็วเฉลี่ยของการเดินในมนุษย์ปกติประมาณ 3.6- 5.4 km/hour [23]

หมายเลข 7 คือ อาสาสมัคร และขั้วไฟฟ้า Ag/AgCl (ยี่ห้อ 3M, Red Dot, USA) ซึ่งหาซื้อง่าย และราคาถูก

รายละเอียดทั้งหมดของฮาร์ดแวร์ในระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์สำหรับการวิเคราะห์วงจรการเดินของมนุษย์ ดังแสดงไว้ในภาพประกอบ 4-1

4.1.1.2 ส่วนของซอฟต์แวร์ใช้การซักรหัสที่อัตรา 200 Ks/s สำหรับซักรหัสสัญญาณจากฮาร์ดแวร์ของระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ ซึ่งปกติแล้วซักรหัสแบบหลายช่องสัญญาณของ NI PCI 6250 สามารถซักรหัสสัญญาณได้สูงถึง 1 MS/s เพื่อประโยชน์ และความเร็วในการวิเคราะห์สัญญาณต่อไป รายละเอียดโครงสร้างของซอฟต์แวร์สำหรับการตรวจจับค่าไบโออิมพีแดนซ์ในรยางค์ล่างของมนุษย์ และวงจรการเดินของมนุษย์จะกล่าวไว้ดังภาพประกอบในภาคผนวก.



ภาพประกอบ 4-1 การติดตั้งอุปกรณ์สำหรับการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์



ภาพประกอบ 4-2 การติดตั้งอุปกรณ์สำหรับการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์สำหรับการตรวจวัดจริง

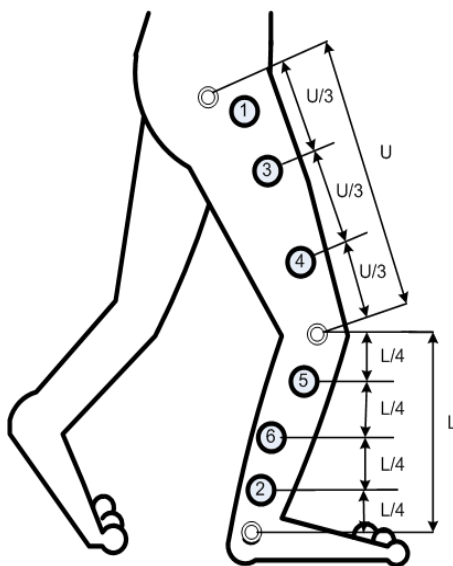
ในการตรวจวัดจริงมีการรวมกล้องวิดีโอ และมาร์คเกอร์สำหรับตรวจสอบความถูกต้องของท่าเดินเข้าไปด้วยดังแสดงในภาพประกอบ 4-2

4.1.2 วิธีการทดลอง

4.1.2.1 การทดลองหาความถี่ที่เหมาะสมสำหรับการตรวจวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์ในรายก้ล่างของมนุษย์ การทดลองนี้เพื่อหาความถี่ที่เหมาะสมต่อการติดตั้งขั้วไฟฟ้าสำหรับวัดไบโออิมพีแดนซ์ในรายก้ล่าง และการเคลื่อนไหวในรายก้ล่าง จากการทบทวนวรรณกรรมที่ผ่านมา ความถี่ 50 กิโลเฮิรตซ์เป็นความถี่ที่ถูกใช้งานมากที่สุด ดังนั้นการทดลองนี้จะเป็นการยืนยันความถี่ที่เหมาะสมด้วย การนำค่าอิมพีแดนซ์เชิงขั้วมาทำการเขียนแผนภาพ โคล-โคล โดยกำหนดให้แกนนอนเป็นค่าจริงของไบโออิมพีแดนซ์ที่วัดได้ และแกนตั้งเป็นค่าจินตภาพของไบโออิมพีแดนซ์ที่วัดได้ รายละเอียดแสดงการเขียนแผนภาพ โคล-โคล แสดงไว้ในบทที่ 2 โดยการเขียนแผนภูมินี้จะสัมพันธ์กับตำแหน่งติดตั้งขั้วไฟฟ้า

สำหรับการติดตั้งขั้วไฟฟ้าสำหรับวัดสัญญาณนั้นทำการติดตั้งตามแนวกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการเดินดังแสดงไว้ในบทที่ 2 ตาราง 2-2 โดยติดตั้งตามแนวกล้ามเนื้อกลุ่ม iliopsoas quadriceps vastus lateralis (ขั้วไฟฟ้าหมายเลข 1, 3, 4) และ peroneus longus tensor fascia lata (ขั้วไฟฟ้าหมายเลข 2, 5, 6) ดังแสดงในภาพประกอบ 4-3 ซึ่งเป็นกล้ามเนื้อที่ทำงานสำหรับการเดินของมนุษย์ ซึ่งจะมีความแตกต่างจากการทดลองของ Kim [5] โดยการติดตั้งขั้วไฟฟ้าที่ตำแหน่งบนรายก้ล่างนั้นจะมีการติดตั้งขั้วไฟฟ้าพร้อมขั้วต่อที่มีการเคลื่อนไหวทั้งหมด ทั้งนี้เพื่อให้ส่วนจ่ายกระแสที่ขั้วไฟฟ้าหมายเลข 1 และ 2 จ่ายกระแสไฟฟ้าผ่านรายก้ล่างทั้งหมด ส่วนขยายสัญญาณช่องสัญญาณที่ 1 ขั้วไฟฟ้าหมายเลข 4 และ 6 ส่วนขยายสัญญาณช่องสัญญาณที่ 2 ขั้วไฟฟ้าหมายเลข 3 และ 5 ตามลำดับก็ถูกติดตั้งพร้อมขั้วต่อหัวเข้า จุดประสงค์เพื่อการตรวจวัดที่สามารถ

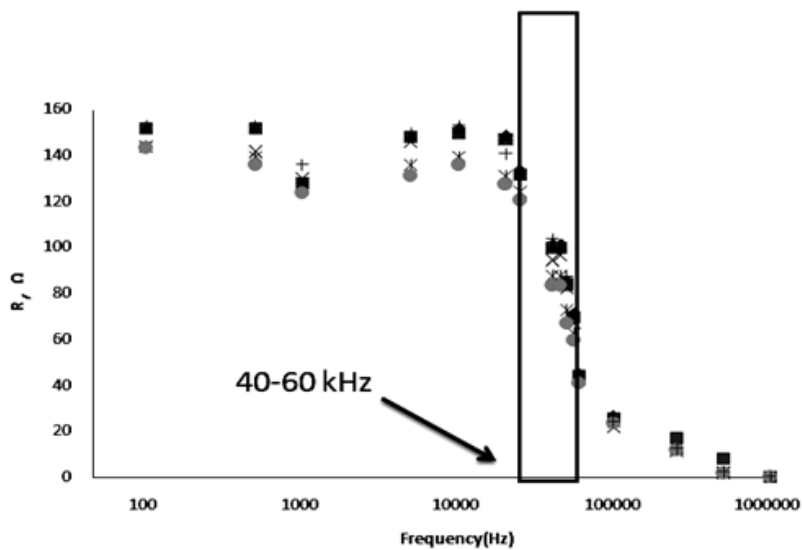
อธิบายถึงการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นระหว่างค่าอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงกับการเปลี่ยนแปลงมุมของข้อต่อ



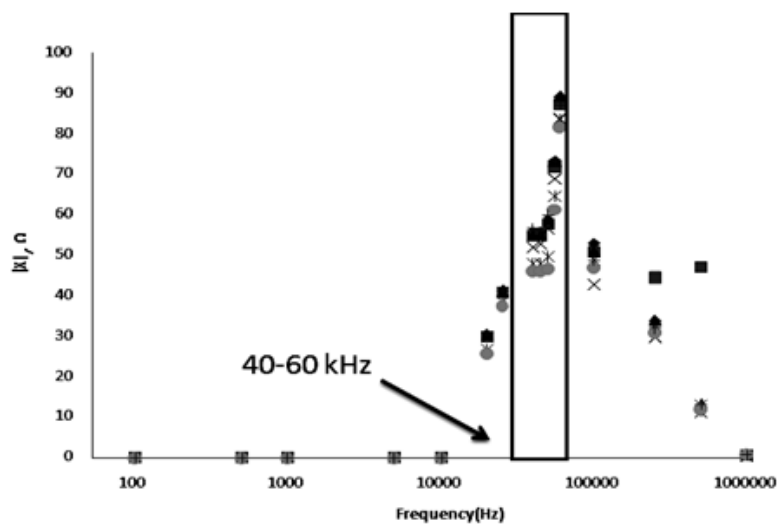
ภาพประกอบ 4-3 ตำแหน่งการติดตั้งขั้วไฟฟ้าสำหรับตรวจวัด
ไบโออิมพีแดนซ์ของรยางค์ท่อนล่าง

4.1.2.2 การทดลองเพื่อความเป็นไปได้ของหาความถี่ที่เหมาะสมในเบื้องต้น สำหรับการตรวจวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์ในการเคลื่อนไหวรยางค์ล่าง

ทำการทดลองตามสมมติฐานข้างต้น โดยติดตั้งเครื่องมือวัดกับอาสาสมัคร 1 คน ด้วยอุปกรณ์วัด 1 ช่องสัญญาณ ติดตั้งขั้วไฟฟ้าแบบสี่ขั้ว ผลการวัดค่า resistance และ reactance ของรยางค์ท่อนล่างในการเดิน 7 ท่าทางของวงจรการเดินของอาสาสมัครทำการเปลี่ยนแปลงความถี่ตั้งแต่ 100 Hz จนถึง 1 MHz ดังภาพประกอบ 4-4



(ก)



(ข)

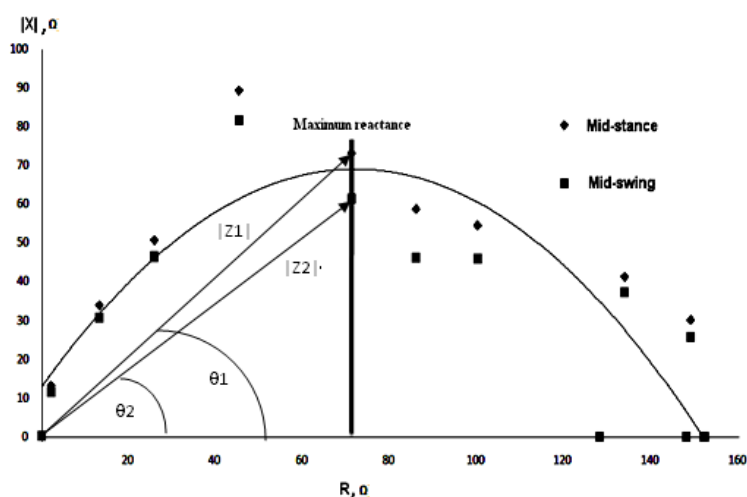
ภาพประกอบ 4-4 ความสัมพันธ์ของค่า resistance และค่า reactance ที่ความถี่ต่างๆ

(ก) แสดงค่า resistance

(ข) แสดงค่า absolute reactance

จากภาพที่ 4-4 ภาพ (ก) และ (ข) แสดงความสัมพันธ์ของ resistance และ reactance ของยางค์ท่อนล่างในการเดิน 7 ท่าทางของวงจรการเดินของอาสาสมัคร ประกอบด้วย heel strike, foot flat, mid stance, heel off acceleration, mid swing และ deceleration ตามลำดับ

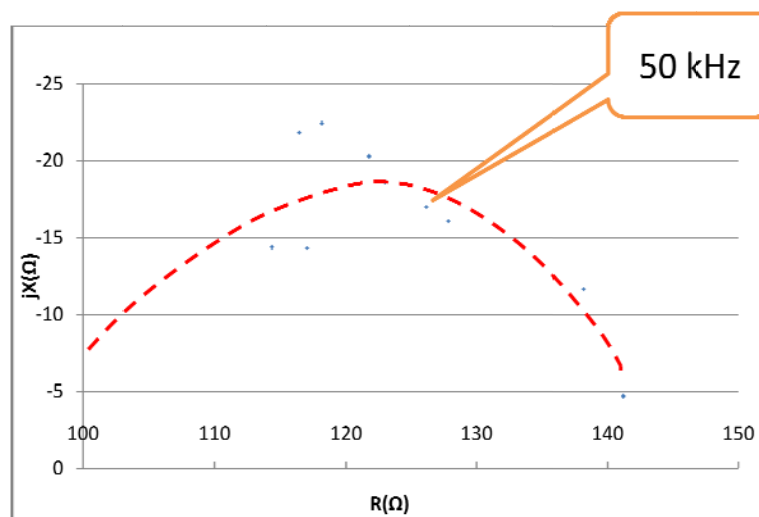
จากข้อมูลที่วัดได้จากอาสาสมัคร พบว่า ค่ารีซิสแตนซ์ และค่ารีแอคแตนซ์ ภาพประกอบ 4-4 (ก) และภาพประกอบ 4-4 (ข) ในช่วงความถี่ 40-60 kHz ซึ่งมีความสัมพันธ์กับ ค่าเวลาผ่อนคลายสำหรับสภาพยอมผ่านของเนื้อเยื่อ และสัมพันธ์กับสมมติฐาน และการทบทวน วรรณกรรมในตอนต้นว่าค่าอิมพีแดนซ์ในวงจรการเดินขึ้นอยู่กับความถี่ และความถี่ที่ทำให้ สามารถแยกท่าทางของการเดินในท่าต่างๆ ของวงจรการเดินนั้น ประมาณ 40-60 kHz ดังนั้นค่า resistance และ reactance ที่วัดได้จากวงจรการเดินเขียนแผนโคล-โคล โดยพิจารณาผ่านค่า $|Z|$ ที่ ความถี่ 50 kHz ทำให้เกิดค่า maximum reactance ดังภาพประกอบ 4-5 เมื่อ $|Z1|$ คือ ขนาดของ อิมพีแดนซ์ในท่า mid-stance θ_1 คือ มุมของอิมพีแดนซ์ในท่า mid-stance $|Z2|$ ขนาดของ อิมพีแดนซ์ในท่า mid-swing และ θ_2 คือ มุมของอิมพีแดนซ์ในท่า mid-swing พบว่า ขนาดของ อิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงที่ความถี่ 50 kHz ที่สามารถแยกท่า 2 ท่านี้ได้ชัดเจน



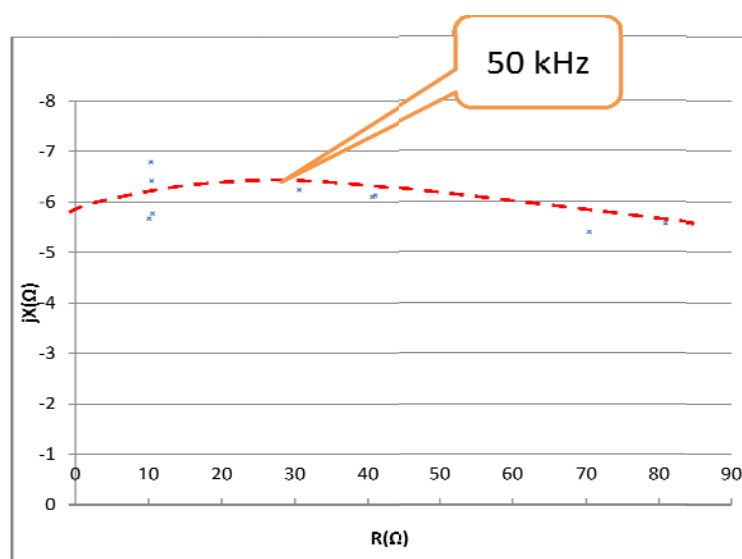
ภาพประกอบ 4-5 การประเมินค่าไบโออิมพีแดนซ์บนแผนภาพของ โคล-โคล

หลังจากนั้นทำการสแกนความถี่ด้วยช่วงความถี่ที่แคบลงจาก 10 kHz-100 kHz เพื่อ ยืนยันความเหมาะสมของความถี่ ด้วยช่องสัญญาณที่มากขึ้นถึง 2 ช่องสัญญาณ ดังภาพประกอบ 4-6 (ก) และ (ข) แสดงให้เห็นตำแหน่งติดตั้งขั้วไฟฟ้าในขณะที่ตรวจวัดจริงของค่าไบโออิมพีแดนซ์ เองซ้อนกับความถี่ สำหรับช่องสัญญาณช่องที่ 1 และ ค่าไบโออิมพีแดนซ์เองซ้อนกับความถี่ สำหรับช่องสัญญาณช่องที่ 2 โดยทำการติดตั้งขั้วไฟฟ้าตามแนวกล้ามเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการเดิน ดังที่ได้กล่าวไว้ข้างต้น เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงกับความถี่ ซึ่งให้เห็นว่าที่ความถี่ 50 กิโลเฮิร์ตซ์นั้นให้ค่าอิมพีแดนซ์ที่เป็นค่าจินตภาพสูงที่สุด ซึ่งองค์ประกอบ ของเนื้อเยื่อมีความสามารถในการยอมผ่านของกระแสไฟฟ้าทำให้สามารถไหลผ่านเนื้อเยื่อได้ดี

[11] ซึ่งสัญญาณในช่องสัญญาณช่องที่ 1 และช่องที่ 2 นั้นมีการเปลี่ยนแปลงคล้ายกัน และมีแนวโน้มของความถี่เหมือนกัน ดังนั้นตำแหน่งติดตั้งขั้วไฟฟ้าที่ตำแหน่งนี้เหมาะสมสำหรับติดตั้งขั้วไฟฟ้าในรายการด้านล่าง



(ก)



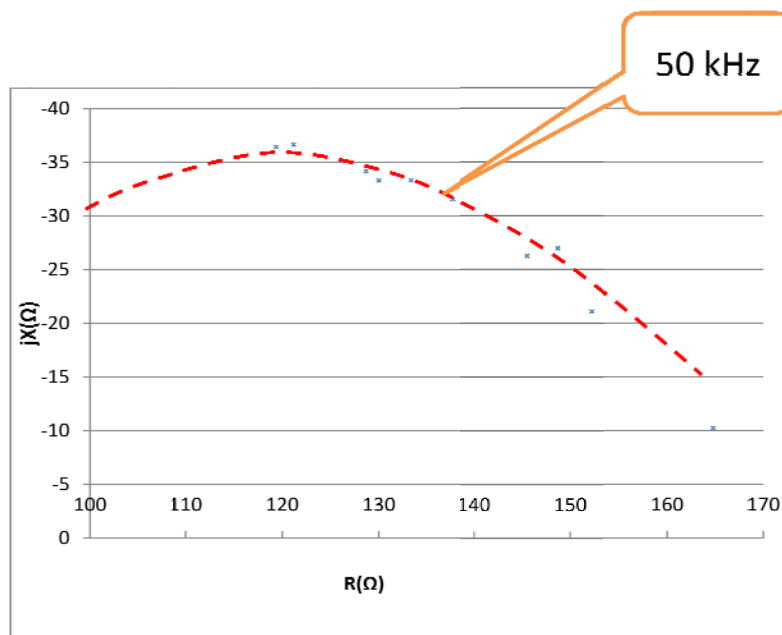
(ข)

ภาพประกอบ 4-6 แผนภาพ โคล - โคล สำหรับการติดตั้งขั้วไฟฟ้า

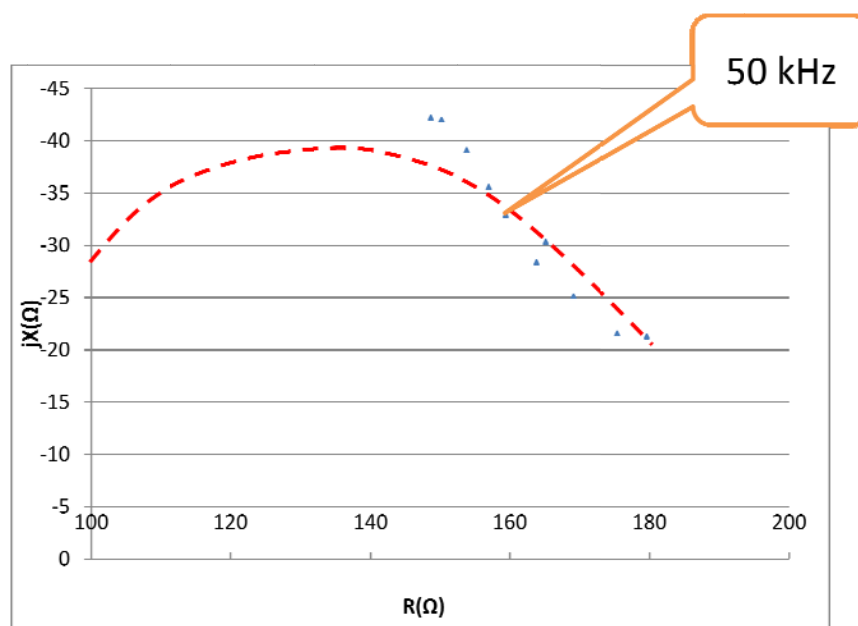
ตามแนวกล้ำเนื้อที่เกี่ยวข้องกับการเดิน

(ก) แผนภาพ โคล - โคล สำหรับช่องสัญญาณที่ 2

(ข) แผนภาพ โคล - โคล สำหรับช่องสัญญาณที่ 1



(ก)



(ข)

ภาพประกอบ 4-7 แผนภาพโกล-โกล สำหรับการติดตั้งขั้วไฟฟ้าแบบสุ่ม

(ก) แผนภาพโกล-โกล สำหรับช่องสัญญาณที่ 2

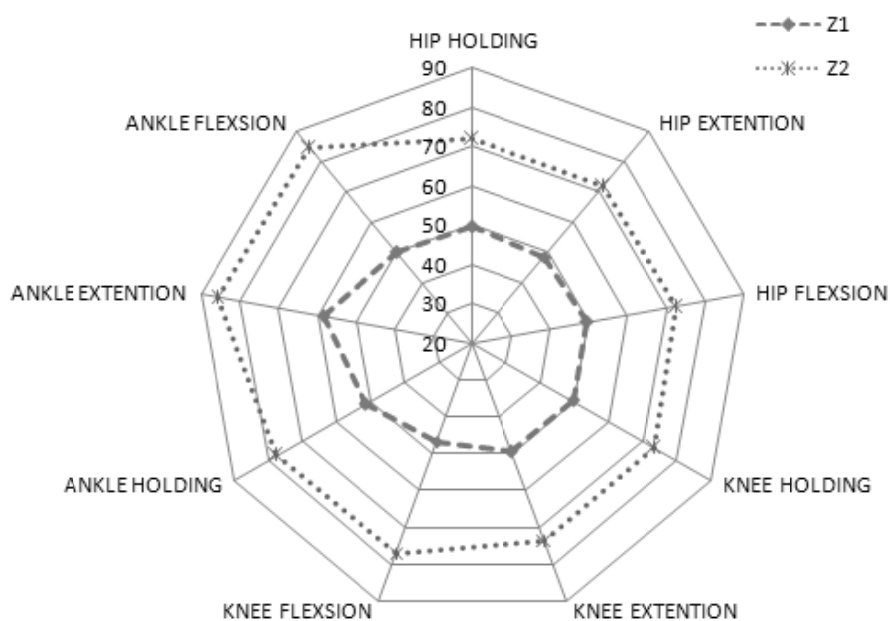
(ข) แผนภาพโกล-โกล สำหรับช่องสัญญาณที่ 1

ภาพประกอบ 4-7 (ก) และ (ข) แสดงให้เห็นตำแหน่งติดตั้งขั้วไฟฟ้าในขณะที่ตรวจวัดจริง โดยตำแหน่งของขั้วไฟฟ้าถูกติดแบบสุ่ม มีลำดับการติดตั้งขั้วไฟฟ้าดังนี้

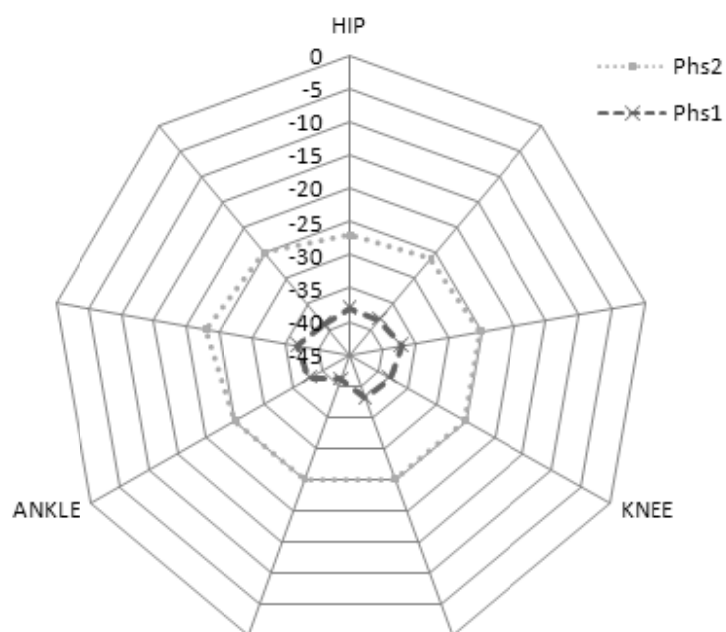
1. ขั้วไฟฟ้าสำหรับจ่ายกระแสไฟฟ้าติดที่ สะโปกกับหลังเท้าตามลำดับ
2. ขั้วไฟฟ้าสำหรับขยายสัญญาณช่องสัญญาณที่ 1 จะถูกติดตั้งเหนือหัวเข่า และหน้าแข้งตามลำดับ
3. ขั้วไฟฟ้าสำหรับขยายสัญญาณช่องสัญญาณที่ 2 จะถูกติดตั้งที่ต้นขา และได้หัวเข่า

ซึ่งจุดตรวจจับนี้ทำการสุ่มเพื่อยืนยันจุดตรวจวัดสัญญาณตามภาพประกอบ 4-3 ผลของการตรวจวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์เชิงซ้อนกับความถี่ช่องสัญญาณที่ 1 และค่าไบโออิมพีแดนซ์เชิงซ้อนกับความถี่ช่องสัญญาณที่ 2 เพื่อหาความสัมพันธ์ระหว่างค่าอิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงกับความถี่จะเห็นได้ว่าค่าความถี่ 20 กิโลเฮิร์ตซ์นั้นให้ค่าอิมพีแดนซ์ที่เป็นค่าจินตภาพสูงที่สุด ซึ่งองค์ประกอบของเนื้อเยื่อมีความสามารถในการยอมผ่านของกระแสไฟฟ้า ทำให้สามารถไหลผ่านเนื้อเยื่อได้ดี [1] ซึ่งความถี่ช่วงนี้จะเป็นของเหลว และกระดูกที่มีการยอมผ่านทางไฟฟ้า เนื่องจากสัญญาณในช่องสัญญาณที่ 1 และช่องที่ 2 นั้นมีการเปลี่ยนแปลงคล้ายกัน และมีแนวโน้มของความถี่เหมือนกัน ดังนั้นตำแหน่งติดตั้งขั้วไฟฟ้าที่ตำแหน่งนี้ไม่เหมาะสมสำหรับติดตั้งขั้วไฟฟ้าในรยางค์ล่าง

4.1.2.3 การศึกษาผลของการลดพารามิเตอร์สำหรับการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ สำหรับการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ซึ่งเป็นอิมพีแดนซ์เชิงซ้อนจะประกอบด้วยขนาด และมุมเฟสของสัญญาณ ในการตรวจวัดสามารถลดพารามิเตอร์มุมเฟสออกจากการวิเคราะห์ได้ ดังแสดงในภาพประกอบ 4-8 (ก) และ (ข) จากการวิเคราะห์ผลการทดลองด้วยแผนภูมิเรดาร์ พบว่า ขนาดของสัญญาณในภาพประกอบ 4-8 (ก) เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงท่าทางการเคลื่อนไหวจากการยืด และงอข้อต่อของสะโพก หัวเข่าและข้อเท้า ค่าของขนาดมีการเปลี่ยนแปลงชัดเจน ส่วนมุมเฟสของภาพประกอบ 4-8 (ข) มีการเปลี่ยนแปลงน้อยมากเมื่อมีการเคลื่อนไหวในท่าทางต่างๆ จึงสรุปได้ว่าการเปลี่ยนแปลงมุมเฟสของสัญญาณเมื่อมีการเคลื่อนไหวข้อต่อต่างๆ คงที่มีการเปลี่ยนแปลงน้อยมากสามารถลดพารามิเตอร์นี้ออกจากการวิเคราะห์ค่าไบโออิมพีแดนซ์สำหรับการเคลื่อนไหวแบบพลวัตในรยางค์ล่างได้ ซึ่งทำให้เกิดความรวดเร็วในการแปรผล



(ก)

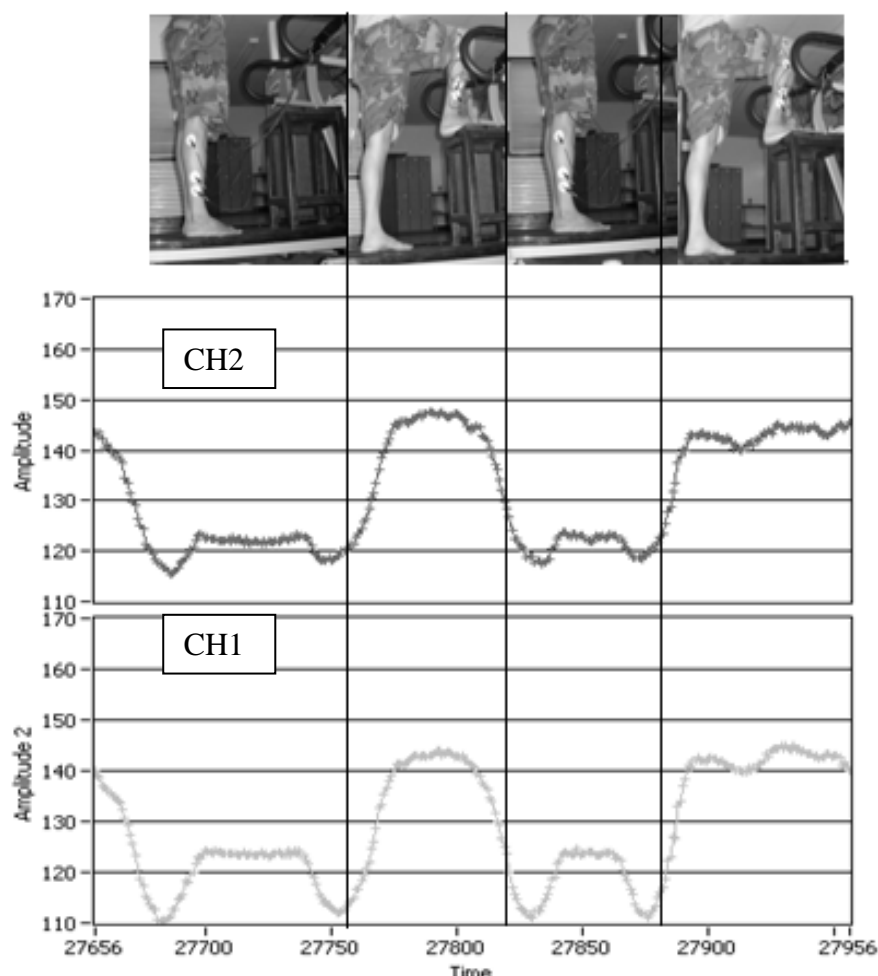


(ข)

ภาพประกอบ 4-8 แผนภูมิความสัมพันธ์ระหว่างการเคลื่อนไหวร่างกายต่างกับค่าไบโอมิพีแดนซ์

(ก) ขนาดของอิมพีแดนซ์ (ข) มุมเฟสของอิมพีแดนซ์

4.1.2.4 การศึกษาผลของการเคลื่อนไหวร่างกายค้ำกลางของมนุษย์กับตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ การศึกษาผลของการเคลื่อนไหวกับการทำซ้ำในท่าทางต่างๆ เพื่อศึกษาพฤติกรรมของการเปลี่ยนแปลงอิมพีแดนซ์ตอนที่ร่างกายค้ำกลางมีการเคลื่อนไหว ในการทดลองนี้จะยกตัวอย่างการทำซ้ำใน 2 ท่าทางอย่างง่าย คือ ทำยืนนิ่งสลับกับท่าวางเท้าบนเก้าอี้ แล้วหาความสัมพันธ์ของการตรวจจับแบบ 2 ช่องสัญญาณ คือ ch1 (amplitude 2) และ ch2 (amplitude) ซึ่ง แสดงให้เห็นค่า amplitude และค่า amplitude 2 ซึ่งมีแนวโน้มของสัญญาณที่คล้ายคลึงกันดังภาพประกอบ 4-9



ภาพประกอบ 4-9 ความสัมพันธ์ของสัญญาณทางไฟฟ้ากับการเคลื่อนไหวในรายกค้ำกลางสำหรับการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ 2 ช่องสัญญาณ

ตาราง 4-1 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ทำขึ้นนั่ง และท่าวางขาบนเก้าอี้

		CH2	CH1
CH2	Pearson Correlation	1	.953(**)
	Sig. (2-tailed)		.000
	N	170	170
CH1	Pearson Correlation	.953(**)	1
	Sig. (2-tailed)	.000	
	N	170	170

** Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

จากการใช้โปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ SPSS พบว่า ผลการทดลองการตรวจจับค่าอิมพีแดนซ์โดยใช้จุดตรวจจับตามภาพประกอบ 4-3 และการตรวจจับใน 2 ช่องสัญญาณนั้น เกิดการเปลี่ยนแปลงค่าไบโออิมพีแดนซ์ในทำขึ้นนั่ง และวางขาบนเก้าอี้ ซึ่งมีความสัมพันธ์กันด้วยค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ 0.953 แสดงว่า เมื่อร่างกายมีการเคลื่อนไหวค่าไบโออิมพีแดนซ์ก็มีการเปลี่ยนแปลงตามท่าทางนั้นๆ โดยยืนยันผลจากการทำซ้ำหลายรอบ

4.1.3 ความสัมพันธ์ของค่าไบโออิมพีแดนซ์กับ การยืด (extension) การงอ (flexion) ของข้อต่อสะโพก หัวเข่า และข้อเท้า

การทดลองนี้ใช้จุดตรวจวัดตามภาพประกอบที่ 4-3 ทำซ้ำในอาสาสมัครชาย และอาสาสมัครหญิง ทำซ้ำคนละ 10 รอบแสดงค่าเฉลี่ยของค่าอิมพีแดนซ์ดังแสดงในตาราง 4-2

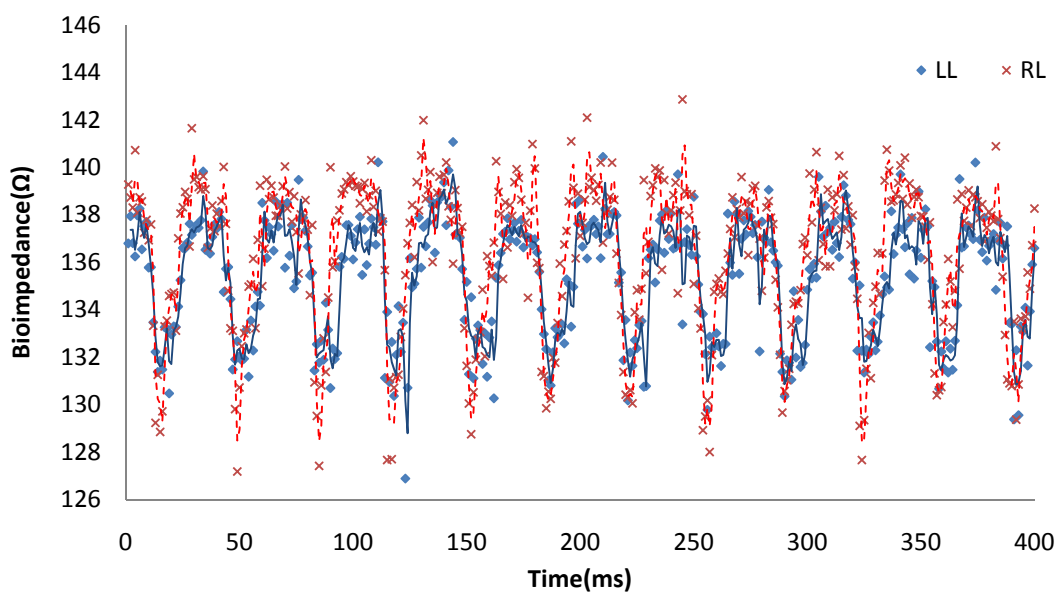
ตาราง 4-2 ความสัมพันธ์ของค่าไบโออิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงเมื่อมีการยืดหรืองอของข้อต่อสะโพก หัวเข่าและข้อเท้า

	Ankle Joint			knee Joint			Hip Joint		
	Holdin g	Flexion	Extensio n	Holdin g	Flexio n	Extensio n	Holdin g	Flexio n	Extensio n
Volunteer 1	130.56	139.48	129.44	130.56	106.47	132.07	130.56	132.07	132.07
Volunteer 2	134.24	136.54	135.2	134.24	103.5	135.2	134.24	135.77	143.57

จากผลการทดลอง พบว่า การเปลี่ยนแปลงค่าไบโออิมพีแดนซ์กับท่าหนึ่ง (Ah) ท่าอ (Af) และท่ายี่ด (Ae) ของข้อเท้า ท่าหนึ่ง (Kh) ท่าอ (Kf) และท่ายี่ด (Ke) ของหัวเข่า และ ท่าหนึ่ง (Hh) ท่าอ (Hf) และท่ายี่ด (He) ของสะโพกมีความสัมพันธ์กัน โดยมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์สูง

4.1.4 ความสัมพันธ์ของการติดตั้งขั้วไฟฟ้าที่ขาซ้ายกับขาขวา

การทดลองนี้เพื่อทดสอบสมมติฐานเรื่องการติดตั้งขั้วไฟฟ้าขาซ้ายกับขาขวา จะต้องมีการเปลี่ยนแปลงเหมือนกัน หรือคล้ายคลึงกันเนื่องจากการเคลื่อนไหวเหมือนกัน โดยทำการตำแหน่งติดตั้งขั้วไฟฟ้าเหมือนกัน หลังจากทำการทดลองเพื่อพิสูจน์สมมติฐาน พบว่า การเปลี่ยนแปลงอิมพีแดนซ์ในขาซ้ายกับขาขวาในวงจรการเดินต้องมีความคล้ายคลึงกันเมื่อมีการติดตั้งขั้วไฟฟ้าตามภาพประกอบ 4-2 ซึ่งผลจากการตรวจวัดสัญญาณที่มีการซ้ำคาบของการเดินของมนุษย์ ดังแสดงในภาพประกอบที่ 4-10



ภาพประกอบ 4-10 การตรวจวัดสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ในขาซ้าย (LL) และ ขาขวา (RL)

ตาราง 4-3 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่าง ไบโอมิพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงระหว่างขาซ้ายกับ
ขาขวา

		LL	RL
LL	Pearson Correlation	1	.610(**)
	Sig. (2-tailed)		.000
	N	800	800
RL	Pearson Correlation	.610(**)	1
	Sig. (2-tailed)	.000	
	N	800	800

** Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

ทำการวิเคราะห์ข้อมูลด้วยโปรแกรม SPSS พบว่า จากการตรวจจับสัญญาณเพื่อวิเคราะห์สัญญาณ ไบโอมิพีแดนซ์ในขาซ้าย และขาขวานั้นให้ความสัมพันธ์สูงตามค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ที่แสดงไว้ในตาราง 4-3 ดังนั้นสรุปได้ว่าการหาความสัมพันธ์ของการเปลี่ยนแปลงค่าไบโอมิพีแดนซ์กับการเดินของมนุษย์นั้นสามารถตรวจจับเฉพาะขาซ้ายหรือเฉพาะขาขวานั้นสัญญาณจากการตรวจจับจะมีลักษณะเหมือนกัน ทำให้การวิเคราะห์วงจรการเดินของมนุษย์นั้นใช้การตรวจจับสัญญาณเพียงขาขวาข้างเดียวก็เพียงพอต่อการวิเคราะห์เฉพาะวงรอบของการเดินที่มีการเดินแบบปกติ (มีการก้าวขาเหมือนภาพประกอบ 4-10) ซึ่งข้อดีคือลดเวลา และจำนวนขั้วไฟฟ้าสำหรับติดตั้งขั้วไฟฟ้าซึ่งอาจเป็นปัจจัยที่ก่อให้เกิดความรำคาญกับผู้ถูกตรวจวัดหรืออาสาสมัคร

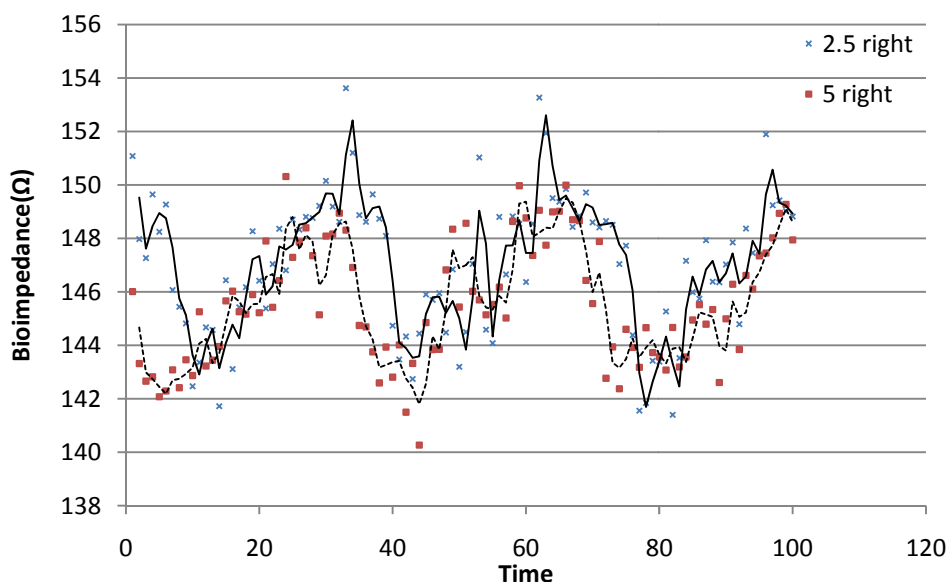
4.1.5 ความสัมพันธ์ของค่าอิมพีแดนซ์กับต้วน้ำหนักถ่วงขาเพื่อสร้างอุปสรรคในวงจรการเดินของมนุษย์

สมมติฐานของการทดลองนี้ คือ เมื่อมีการเพิ่มต้วน้ำหนักสามารถสร้างภาระไม่ให้เกิดสมดุลในวงจรการเดิน ดังนั้นเพื่อหาความสัมพันธ์ของค่าอิมพีแดนซ์กับวงจรการเดินจะนำต้วน้ำหนักมาถ่วง โดยต้วน้ำหนักที่นำมาถ่วงนั้นนั้นมีมวลอยู่ที่ก่อนละ 2.5 ปอนด์ มี 2 ก้อน น้ำหนักสุทธิ 2 ก้อน คือ 5 ปอนด์ โดยจะมีการทดลอง 4 กรณี ดังนี้ เพิ่มน้ำหนักเข้าที่ขาซ้าย 2.5 ปอนด์ เพิ่มน้ำหนักเข้าที่ขาซ้ายให้ให้เป็น 5 ปอนด์ จากนั้นเปลี่ยนมาเพิ่มน้ำหนักเข้าที่ขาขวา 2.5

ปอนด์และเพิ่มน้ำหนักเข้าที่ขาขวา 5 ปอนด์ ตามลำดับโดยที่ตำแหน่งการติดตั้งขั้วไฟฟ้า
 ดังภาพประกอบ 4-2 เหมือนเดิม และเพิ่มการติดตั้งตุ้มน้ำหนักดังภาพประกอบ 4-11

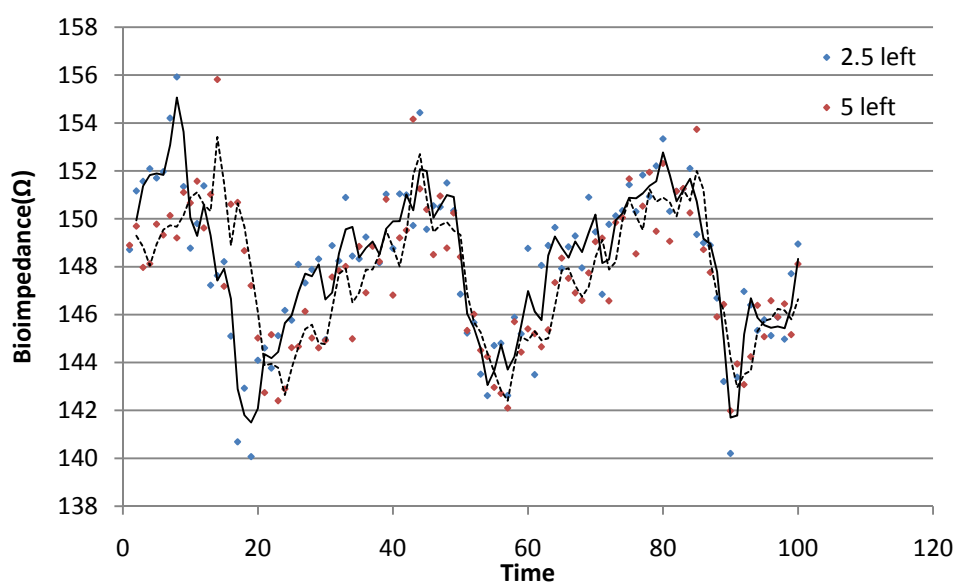


ภาพประกอบ 4-11 การติดตั้งตุ้มน้ำหนักสำหรับสร้างภาระในการเดิน



ภาพประกอบ 4-12 ความสัมพันธ์ของค่าไบโออิมพีแดนซ์ที่ขาขวาเมื่อเปลี่ยนตุ้มน้ำหนักเป็น
 2.5 ปอนด์ (2.5 right) และ 5 ปอนด์ (5 right) ตามลำดับ

จากผลการทดลองตามภาพประกอบ 4-12 ค่าไบโออิมพีแดนซ์ที่ขาขวาเมื่อเปลี่ยนค้ำน้ำหนักเป็น 2.5 ปอนด์ (2.5 right) และ 5 ปอนด์ (5 right) มีความเปลี่ยนแปลงไม่มากนักในช่วงของ stance phase แต่สิ่งที่ชัดเจน คือ ค่าของเวลาที่เกิดขึ้นในช่วง swing phase ซ้ำลง และค่าอิมพีแดนซ์ลดต่ำลงอย่างชัดเจน จากการเพิ่มน้ำหนักขาขวาต้องออกแรงยกน้ำหนักมากขึ้น ขนาดของอิมพีแดนซ์มีการเปลี่ยนแปลงเล็กน้อย ขณะเดียวกันการที่ขาขวาต้องยกน้ำหนัก 5 ปอนด์ เทียบกับ 2.5 ปอนด์แล้วย่อมมีอุปสรรคต่อการเดินมากกว่าอยู่แล้วดังแสดงในภาพประกอบ 4-12 ให้เห็นถึงช่วงเวลาที่มีการเปลี่ยนแปลงเฉพาะช่วงที่เป็น swing phase เท่านั้น



ภาพประกอบ 4-13 ความสัมพันธ์ของค่าไบโออิมพีแดนซ์ที่ขาซ้ายเมื่อเปลี่ยนค้ำน้ำหนักเป็น 2.5 ปอนด์ (2.5 left) และ 5 ปอนด์ (5 left) ตามลำดับ

จากผลการทดลองตามภาพประกอบ 4-13 ค่าไบโออิมพีแดนซ์ที่ขาซ้ายเมื่อเปลี่ยนค้ำน้ำหนักเป็น 2.5 ปอนด์ (2.5 left) และ 5 ปอนด์ (5 left) มีความเปลี่ยนแปลงไม่มากนักในช่วงของ swing phase แต่สิ่งที่ชัดเจน คือ ค่าของเวลาที่เกิดขึ้นในช่วง stance phase ซ้ำลงชัดเจน จากการเพิ่มน้ำหนักขาซ้าย นั่นคือต้องออกแรงยกน้ำหนักมากขึ้น ขนาดของอิมพีแดนซ์มีค่าลดน้อยลงจากเดิมเล็กน้อย ขณะเดียวกันการที่ขาซ้าย ต้องยกน้ำหนัก 5 ปอนด์เทียบกับ 2.5 ปอนด์แล้วย่อมมีอุปสรรคต่อการเดินมากกว่า ดังแสดงในภาพประกอบ 4-13 ให้เห็นถึงช่วงเวลาที่มีการเปลี่ยนแปลงเฉพาะช่วงที่เป็น stance phase เท่านั้น

4.2 ความสัมพันธ์ค่าไบโออิมพีแดนซ์กับวงจรการเดินของมนุษย์

จุดประสงค์ของงานวิจัยนี้ คือ การตรวจวัดความสัมพันธ์ของค่าอิมพีแดนซ์ด้วยระบบวัดไบโออิมพีแดนซ์กับวงจรการเดินของมนุษย์ ซึ่งถ้าระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์สามารถแยกความสัมพันธ์ของท่าทางในการเดินออกมาได้จะมีประโยชน์อย่างมากในการสร้างเครื่องมือสำหรับการวิเคราะห์การเดินในทางการแพทย์ และการทำกายภาพบำบัดของผู้ป่วยที่มีปัญหาเกี่ยวกับการเดินซึ่งในประเทศไทยเองก็มีผู้มีปัญหาเกี่ยวกับการความพิการดังแสดงในข้อมูลทางสถิติที่ผ่านมา สัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ที่ตรวจวัดได้ในวงจรการเดินของมนุษย์นั้นมีลักษณะเป็นสัญญาณซ้ำคาบ ซึ่งแสดงช่วงของ stance phase และ swing phase ในวงจรการเดิน และสามารถบ่งชี้ท่าทางทั้ง 8 ท่าในวงจรการเดินปกติของมนุษย์

4.2.1 ผลการทดสอบการเดินในอาสาสมัครชาย และอาสาสมัครหญิง

ในการวิเคราะห์ข้อมูลที่ต้องทำซ้ำ และหลายตัวอย่างโดยนำเสนอข้อมูลสำคัญทางสถิติมาวิเคราะห์ สามารถใช้ซอฟต์แวร์ที่มีความน่าเชื่อถือ วิเคราะห์ ในการวิเคราะห์ผลการทดสอบระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์สำหรับวิเคราะห์การเดินได้นำเอาโปรแกรมวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติ SPSS สำหรับการวิเคราะห์หาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของการเปลี่ยนแปลงค่าไบโออิมพีแดนซ์กับท่าทาง 8 ลักษณะในวงจรการเดินของมนุษย์ และการทดสอบสมมติฐานของกลุ่มข้อมูล 2 กลุ่มที่สัมพันธ์กัน (t-test dependent)

4.2.1.1 ผลการทดสอบ และวิเคราะห์การเดินในอาสาสมัครชาย การหาความสัมพันธ์ของสัญญาณทางไฟฟ้าด้วยวิธีการไบโออิมพีแดนซ์ในระบบการเดินของอาสาสมัครชายนั้นจะประเมินความสัมพันธ์ของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์จากอาสาสมัครชาย 10 คน และมีจำนวนรอบทำซ้ำ 10 รอบ (แสดงดังภาพผนวก จ)

4.2.1.2 ผลการทดสอบ และวิเคราะห์การเดินในอาสาสมัครหญิง การหาความสัมพันธ์ของสัญญาณทางไฟฟ้าด้วยวิธีการไบโออิมพีแดนซ์ในระบบการเดินของอาสาสมัครหญิงนั้นจะประเมินความสัมพันธ์ของค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์จากอาสาสมัครหญิง 10 คน และมีจำนวนรอบทำซ้ำ 10 รอบ (แสดงดังภาพผนวก จ)

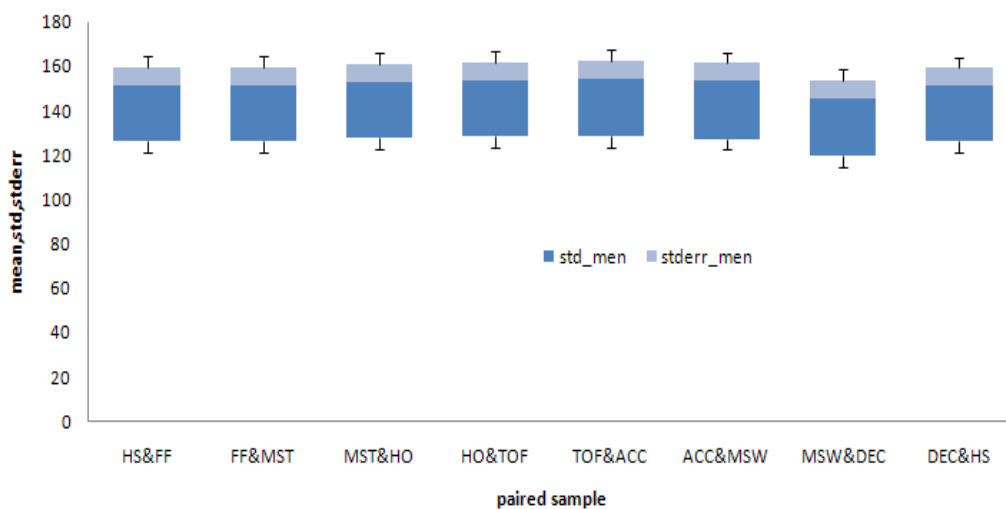
ตาราง 4-4 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของอาสาสมัครกับรูปแบบการเดินและเปอร์เซ็นต์การเดิน

%Gait Cycle	Movement Form	Correlation Coefficient		
		10 Men (Volunteer)	10 Women (Volunteer)	20 Men&Women (Volunteer)
10	HS	1	1	1
20	FF	1	1	1
40	MST	0.998	1	0.999
50	HO	0.997	1	0.999
60	TOF	0.997	0.999	0.999
70	ACC	0.999	0.999	0.999
90	MSW	0.993	0.997	0.996
100	DEC	0.999	1	0.999

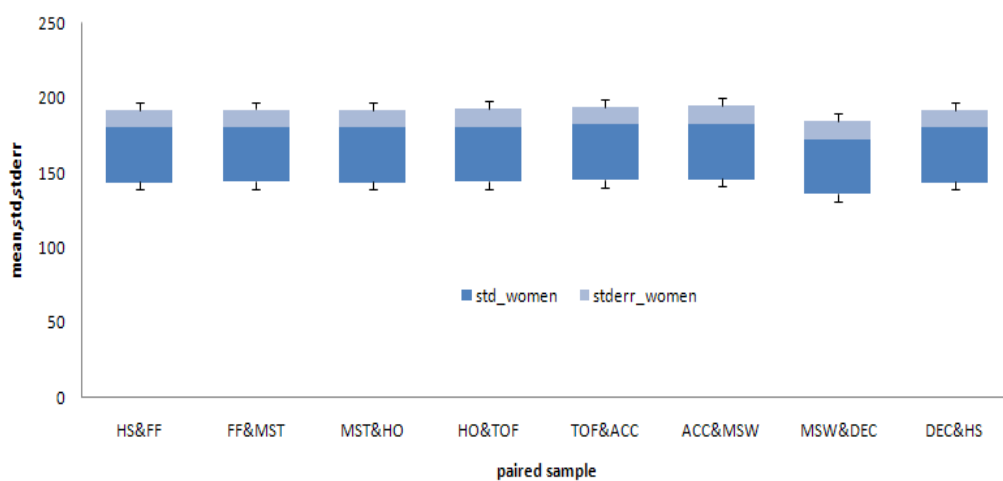
**Correlation is significant at the 0.01 level

ตาราง 4-5 ผลการเปรียบเทียบค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของอาสาสมัครกับรูปแบบการเดินแต่ละท่า

Paired Sample of Movement Form	Correlation Coefficient		
	10 Men(Volunteer)	10 Women(Volunteer)	20 Men&Women(Volunteer)
HS&FF	1	1	1
FF&MST	0.999	1	0.999
MST&HO	0.999	1	1
HO&TOF	0.999	1	0.999
TOF&ACC	0.999	1	0.999
ACC&MSW	0.993	0.998	0.996
MSW&DEC	0.996	0.998	0.997



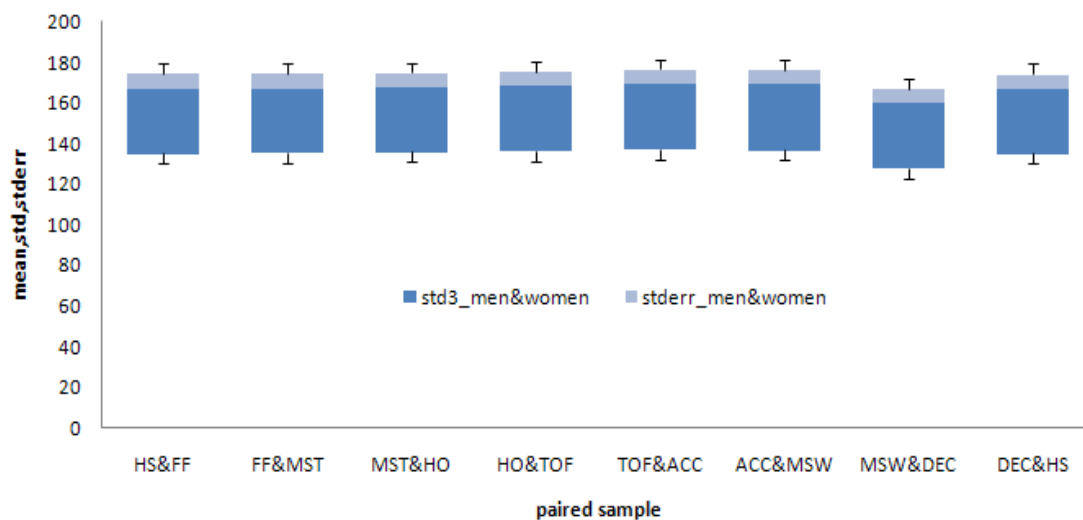
(ก)



(ข)

ภาพประกอบ 4-14 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน

- (ก) อาสาสมัครชาย 10 คนกับการเปลี่ยนแปลงค่าไปโออิมพีแดนซ์ในแต่ละท่าของ
วงจรถ่ายเดิน
- (ข) อาสาสมัครหญิง 10 คนกับการเปลี่ยนแปลงค่าไปโออิมพีแดนซ์ในแต่ละท่าของ
วงจรถ่ายเดิน
- (ค) อาสาสมัครชาย-หญิง 20 คนกับการเปลี่ยนแปลงค่าไปโออิมพีแดนซ์ในแต่ละท่า
ของวงจรถ่ายเดิน



(ค)

ภาพประกอบ 4-14 ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน (ต่อ)

- (ก) อาสาสมัครชาย 10 คนกับการเปลี่ยนแปลงค่าไบโออิมพีแดนซ์ในแต่ละท่าของวงจรการเดิน
- (ข) อาสาสมัครหญิง 10 คนกับการเปลี่ยนแปลงค่าไบโออิมพีแดนซ์ในแต่ละท่าของวงจรการเดิน
- (ค) อาสาสมัครชาย-หญิง 20 คนกับการเปลี่ยนแปลงค่าไบโออิมพีแดนซ์ในแต่ละท่าของวงจรการเดิน

4.2.2 วิเคราะห์การเดินในอาสาสมัครชายและหญิง

ผลการหาความสัมพันธ์ของสัญญาณทางไฟฟ้าของการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์กับการเคลื่อนไหวแบบพลวัตในวงจรการเดินของมนุษย์ด้วยค่าสัมประสิทธิ์ความสัมพันธ์จากอาสาสมัครชาย และอาสาสมัครหญิง จากผลการทดลองแสดงให้เห็นว่าข้อมูลทางสถิติของท่าทางในวงจรการเดินกับการเปลี่ยนแปลงค่าสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ มีความแนวโน้มความสัมพันธ์เหมือนกันดังตาราง 4-4 ทำให้สามารถประเมินได้ว่า การเดินในแต่ละท่าสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแดนซ์โดยตรง

ผลการหาความสัมพันธ์ของสัญญาณทางไฟฟ้าของการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์กับการเคลื่อนไหวแบบพลวัตรหว่างแต่ละท่าทางทั้ง 8 ท่าทางของวงจรการเดินของอาสาสมัครชาย และอาสาสมัครหญิง พบว่า ค่าเบี่ยงเบนมาตรฐาน และค่าผิดพลาดของค่าเบี่ยงเบนมาตรฐานมีความสัมพันธ์กันระหว่างท่าทางในวงจรการเดินกับการเปลี่ยนแปลงสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ที่เหมือนกัน และสอดคล้องกันทางสถิติดังภาพประกอบ 4-14 และภาพประกอบ 4-15 ทำให้การประเมินการเดินที่ปกติมีความเหมาะสม และแม่นยำ

ผลการหาความสัมพันธ์ของสัญญาณทางไฟฟ้าของการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์กับการเคลื่อนไหวแบบพลวัตรหว่างแต่ละท่าทางทั้ง 8 ท่าทางของวงจรการเดินของอาสาสมัครชาย และอาสาสมัครหญิงแสดงให้เห็นว่าค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างท่าทางในวงจรการเดินสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ว่ามีความสัมพันธ์กัน และมีแนวโน้มเหมือนกันตาราง 4-5 ซึ่งชี้ให้เห็นว่าการตรวจวัดด้วยวิธีการนี้สามารถบ่งชี้ค่าอิมพีแดนซ์ของท่าเดินในแต่ละท่าได้

ผลการหาความสัมพันธ์ของสัญญาณทางไฟฟ้าของการตรวจวัดไบโอ-อิมพีแดนซ์กับการเคลื่อนไหวแบบพลวัตรหว่างแต่ละท่าทางทั้ง 8 ท่าทางของวงจรการเดินของอาสาสมัครชาย อาสาสมัครหญิงและอาสาสมัครชายหญิงแสดงให้เห็นว่าค่าความเชื่อถือได้ของข้อมูลด้วย 95% ของความน่าเชื่อถือของ 2 ช่วงเวลา (t-test) แสดงถึงความสัมพันธ์ระหว่างท่าทางในวงจรการเดินสัมพันธ์กับการเปลี่ยนแปลงสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ว่ามีความน่าเชื่อถือ และยอมรับได้สูง ดังแสดงในภาคผนวก จ

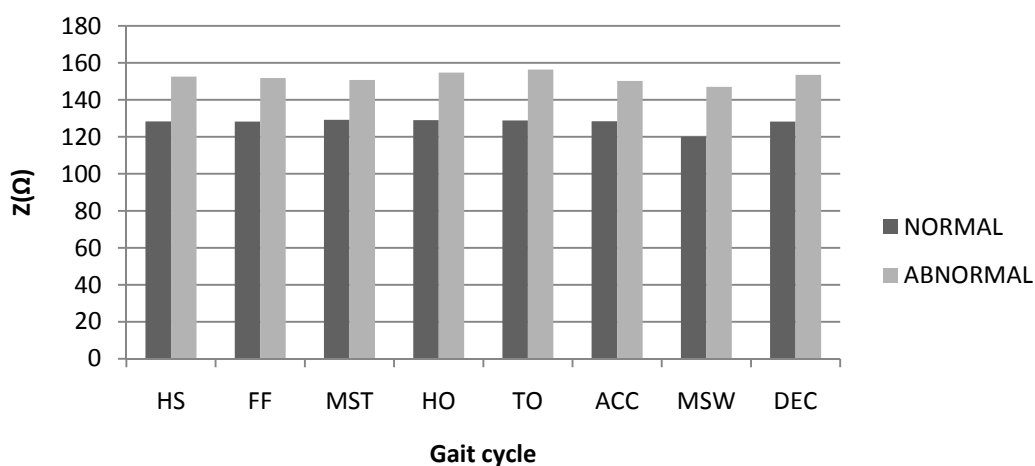
จากผลการทดลอง พบว่า ในวงจรการเดินปกติของมนุษย์นั้นจะเกิดสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์แบบซ้ำคาบ ดังนั้นการทดสอบเก็บข้อมูลอาสาสมัคร โดยมีจำนวนตัวอย่างและจำนวนซ้ำที่มากมีข้อดีในการยืนยันความถูกต้องรวมไปถึงการแสดงถึงความสัมพันธ์ที่มีความชัดเจนมีความน่าเชื่อถือมากขึ้น กล่าวโดยสรุป ในการนำวิธีวิเคราะห์วงจรการเดินของมนุษย์โดยวิธีการตรวจวัดสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ของเนื้อเยื่อและกล้ามเนื้อในรยางค์ล่างของมนุษย์ โดยใช้วิธีการของนำระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์กับการติดตั้งขั้วไฟฟ้าแบบ 4 ขั้วไฟฟ้า ทำให้สามารถระบุความสัมพันธ์ของค่าไบโออิมพีแดนซ์ในช่วง stance phase และ swing phase ของวงจรการเดิน และสามารถบ่งชี้ท่าทางทั้ง 8 ท่าคือ heel strike foot flat mid stance heel off toe off acceleration mid swing และ deacceleration ในวงจรการเดินปกติของมนุษย์

4.2.3 วิเคราะห์การเดินในอาสาสมัครที่มีการเดินผิดปกติ

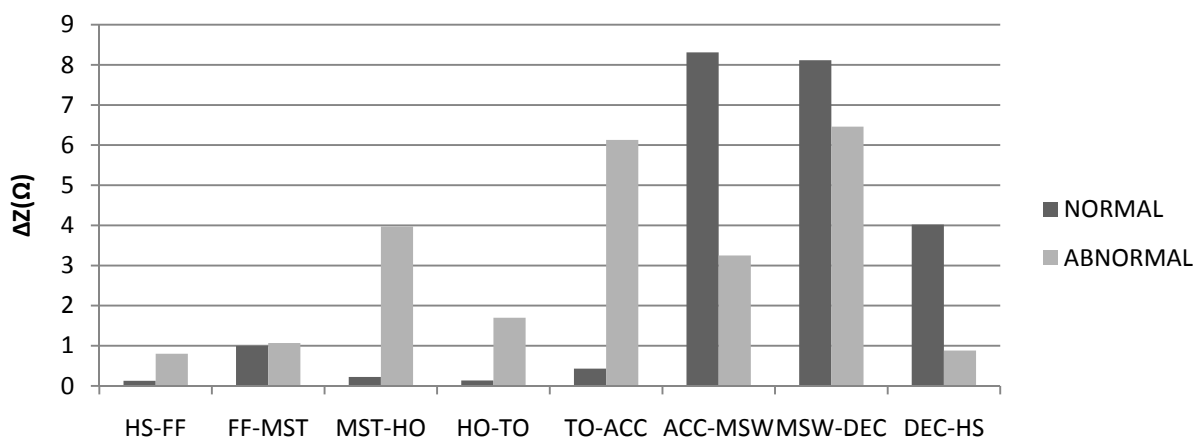
สำหรับการตรวจวัดในอาสาสมัครที่มีการเดินหรือวงรอบของการเดินที่ผิดปกติ ซึ่งมีอาสาสมัครจำนวน 1 คน ทำการเก็บข้อมูลของท่าทางการเดินซ้ำ 10 รอบของการเดิน ทำการหาค่าเฉลี่ยของค่าขนาดสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์

อาการการเดินที่ผิดปกติ

- เป็นอาการที่เกิดจากการบาดเจ็บจากการเล่นกีฬา
- มีอาการบาดเจ็บหัวเข่าขวา ทำให้เกิดความผิดปกติเวลาเดิน เมื่อพิจารณาในวงรอบปกติของการเดิน คือ จะมีอาการที่ปรากฏอยู่ในช่วงต่างๆของการเดิน เริ่มจากช่วง stance phase ท่าที่มีอาการบาดเจ็บคือท่าขวาจะสัมผัสกับพื้นในช่วงเวลาสั้นๆ สำหรับช่วง swing phase นั้นท่าขวาที่ยกสูงจากพื้นก็สามารถยกสูงจากพื้นได้ไม่มากนัก เนื่องจากเกิดอาการปวดที่หัวเข่า ทำให้การเดินมีความผิดปกติในรอบวงเดินปกติ
- เมื่อพิจารณาการเปลี่ยนแปลงค่าไบโออิมพีแดนซ์ในแต่ละท่า ทั้งในช่วงที่เป็น stance phase จะมีการเปลี่ยนแปลงค่าไบโออิมพีแดนซ์ และ swing phase ดังภาพประกอบ 4-15 และภาพประกอบ 4-16



ภาพประกอบ 4-15 เปรียบเทียบค่าไบโออิมพีแดนซ์กับวงจรการเดินของอาสาสมัครที่เดินปกติและอาสาสมัครที่เดินผิดปกติ



ภาพประกอบ 4-16 เปรียบเทียบค่าผลต่างการเปลี่ยนแปลงไบโออิมพีแดนซ์กับวงจรการเดินของอาสาสมัครที่เดินปกติและอาสาสมัครที่เดินผิดปกติ

ผลการทดลอง พบว่า เมื่อเปรียบเทียบการเดินระหว่างคนที่เดินปกติและเดินผิดปกติโดยแสดงวงรอบการเดินดังภาคผนวก จ.7 จ.8 และ จ.9 พบว่า ในช่วง stance phase จะเห็นความแตกต่างค่อนข้างชัดเจนเนื่องจากการอาสาสมัครที่ทำการทดสอบจะมีการเปลี่ยนแปลง กล่าวคือ ช่วงเวลาที่เท้าแตะพื้นจะลงน้ำหนักที่เท้าไม่ได้มาก เนื่องจากอาการเจ็บปวด ดังนั้นค่าไบโออิมพีแดนซ์ที่มีการเปลี่ยนแปลงช่วงนี้ทำทางในท่า mid stance จะมีการแตะพื้นไม่เต็มที่ ทำให้การเปลี่ยนแปลงค่าไบโออิมพีแดนซ์ที่เกิดขึ้นค่อนข้างต่ำเมื่อเทียบกับที่เดินของคนปกติที่ช่วงการเดินนี้เท้ามีการเหยียบพื้นเต็มที่ จึงมีค่าไบโออิมพีแดนซ์ที่สูงกว่า แต่เมื่อพิจารณาในการเปลี่ยนแปลงผลต่างระหว่างแต่ละท่าทาง ค่าผลต่างการเปลี่ยนแปลงไบโออิมพีแดนซ์ในท่า mid stance heel off และ toe off ของอาสาสมัครที่เดินผิดปกติทำที่ต้องออกแรงส่งเพื่อจะเข้าสู่ช่วง swing phase นั้น จะมีการเปลี่ยนแปลงเพิ่มขึ้น ซึ่งสอดคล้องกับอาการของอาสาสมัคร สำหรับในช่วง swing phase นั้นเมื่อเท้าขวามีการยกขึ้นค่าไบโออิมพีแดนซ์ย่อมมีการเปลี่ยนแปลงแน่นอน แต่ค่าของขนาดไบโออิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงไปนั้น สำหรับอาสาสมัครที่มีการเดินผิดปกติจะมีอาการในท่า mid swing คือ เท้าจะไม่สามารถยกขึ้นได้สูงมากนัก ดังนั้นเมื่อเปรียบเทียบค่าไบโออิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงไป เมื่อพิจารณาจากค่าผลต่างการเปลี่ยนแปลงไบโออิมพีแดนซ์ในท่า mid swing จะมีค่าเปลี่ยนแปลงไม่สูงมากนักตามกลไกการเคลื่อนไหวนั่นเอง

บทที่ 5

สรุปผลการวิจัยและข้อเสนอแนะ

บทนี้กล่าวถึงบทสรุปเกี่ยวกับงานวิจัยปัญหา และอุปสรรค ข้อวิจารณ์ และข้อเสนอแนะสำหรับการพัฒนาระบบวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ โดยใช้เทคนิคการวิเคราะห์ไบโออิมพีแดนซ์ เพื่อเป็นประโยชน์สำหรับผู้ที่ต้องการศึกษา และเป็นแนวทางในการพัฒนาระบบวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ต่อไป

5.1 สรุปผล

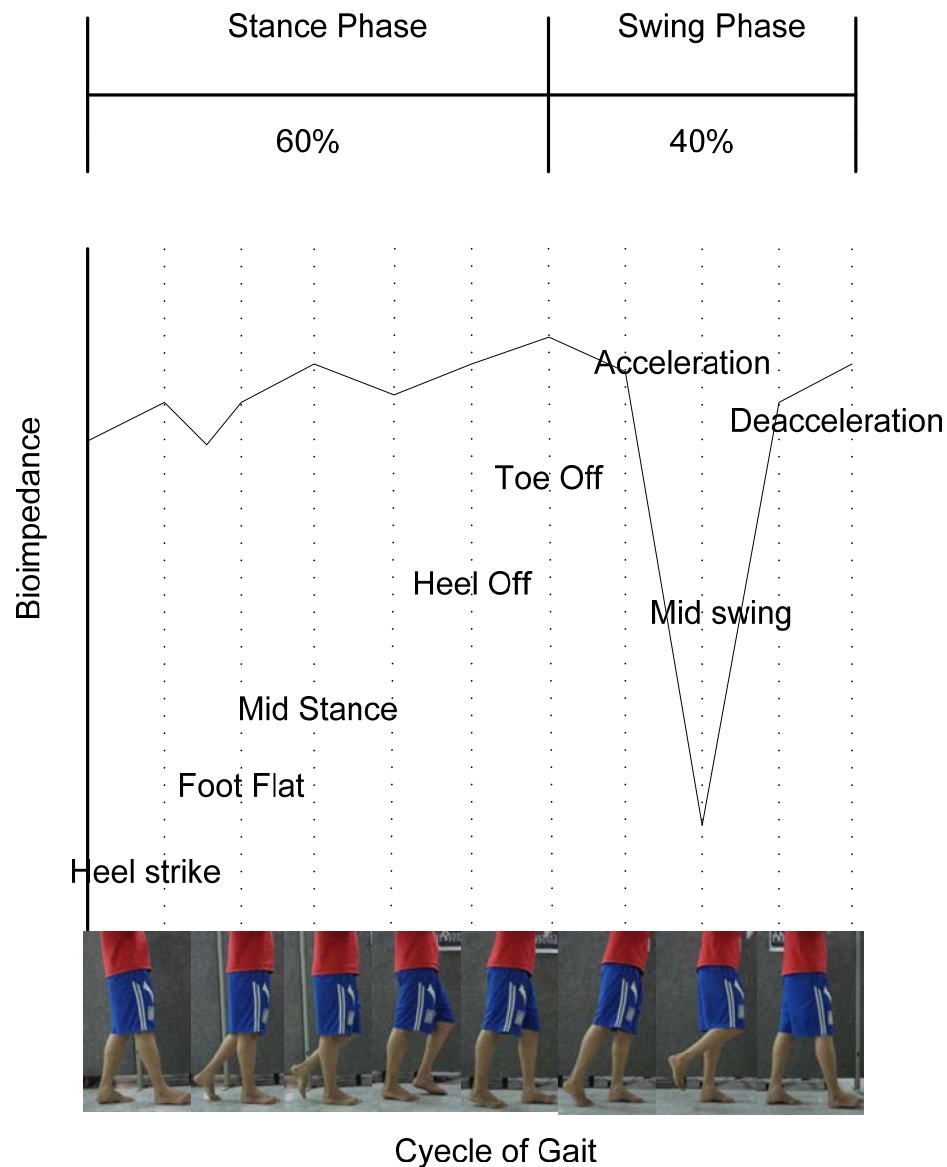
จากการศึกษาองค์ความรู้ และทฤษฎีที่เกี่ยวข้องกับระบบวิเคราะห์การเดิน โดยใช้วิธีการตรวจวัดสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ในร่างกาย เพื่อเป็นการตรวจสอบ และยืนยันผลประเมินการตรวจวัดค่าอิมพีแดนซ์ในรายกึ่งด้วยวิธีการไบโออิมพีแดนซ์นั้น ทำให้ทราบถึงรายละเอียดของขั้นตอนการออกแบบระบบที่ใช้ในการตรวจวัดสัญญาณ รวมไปถึงการประเมินค่าอิมพีแดนซ์ที่เหมาะสมทั้งในแง่ของสัญญาณ และตัวของผู้ถูกติดตั้งขั้วไฟฟ้าสำหรับการตรวจวัดสัญญาณเอง กล่าวคือ การทำงานของระบบตรวจวัดสัญญาณขึ้นอยู่กับปัจจัยความถี่ที่เหมาะสมสำหรับการตรวจวัด ตำแหน่งติดตั้งขั้วไฟฟ้าสำหรับการตรวจวัด และความสัมพันธ์ของการตรวจวัดการเปลี่ยนแปลงค่าไบโออิมพีแดนซ์ในการเคลื่อนไหวแบบพลวัตอย่างการเดิน จากการศึกษาดังกล่าว ได้ตั้งประเด็นวิจัยเกี่ยวกับการศึกษาผลของการตอบสนองของความถี่ของเนื้อเยื่อมนุษย์ ผลของตำแหน่งการติดตั้งขั้วไฟฟ้าในการตรวจวัดสำหรับการทดสอบการเคลื่อนไหวในรายกึ่ง และความสัมพันธ์ในการเคลื่อนไหวแบบพลวัตของวงจรการเดินปกติของมนุษย์กับค่าไบโออิมพีแดนซ์

จากประเด็นวิจัยดังกล่าวได้นำไปสู่การออกแบบระบบพื้นฐานของการตรวจวัดสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ ซึ่งประกอบด้วย ส่วนแรกระบบตรวจจับสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์ ซึ่งมีส่วนจ่ายกระแสไฟฟ้าคงที่ ส่วนขยายสัญญาณ และส่วนประมวลผลสัญญาณขนาด และมุมเฟสของสัญญาณจากกระแส และแรงดันที่ตรวจวัดได้เป็นองค์ประกอบ ส่วนที่สองระบบการติดตั้งขั้วไฟฟ้าแบบ 4 ขั้วไฟฟ้า สำหรับจ่ายกระแสและแรงดัน และส่วนที่สาม คือ ส่วนการประมวลผลสัญญาณ และแสดงผลบนคอมพิวเตอร์ โดยใช้ส่วนต่อประสานแบบแปลงสัญญาณอะนาล็อกเป็นสัญญาณดิจิทัล เพื่อใช้เป็นระบบพื้นฐานในการศึกษาผลของความถี่ที่มีความเหมาะสมกับการวิเคราะห์ และประเมินการเปลี่ยนแปลงค่าไบโออิมพีแดนซ์ในรายกึ่ง และการศึกษาผลของ

ตำแหน่งติดตั้งขั้วไฟฟ้าที่มีความเหมาะสมในแง่ของสัญญาณ และการติดตั้งในอาสาสมัคร ซึ่งความแตกต่างเมื่อเทียบงานวิจัยของ Kim [5] ดังแสดงไว้ในบทที่ 4 ซึ่งเป็นการติดตั้งเพื่อให้เกิดความเหมาะสมกับหัวข้อวิจัยที่สุด นอกจากนี้สามารถพิจารณาจากโครงสร้างของระบบตรวจวัดสัญญาณ และผลของการศึกษาความสัมพันธ์ของรยางค์ล่างในวงจรการเดินกับสัญญาณ ไบ โออิมพีแดนซ์ (ดังแสดงในบทที่ 3 และ 4) สรุปได้ว่าความถี่ที่เหมาะสมสำหรับวิเคราะห์สัญญาณไบ โออิมพีแดนซ์ กับวงจรการเดินของมนุษย์อยู่ในช่วง 50 กิโลเฮิร์ตซ์ และผลของการเพิ่มจำนวนช่องสัญญาณในการตรวจวัดทำให้เห็นความสัมพันธ์ของสัญญาณทางไฟฟ้ากับวงจรการเดินของมนุษย์ด้วยนัยสำคัญทางสถิติเมื่อทำการทดสอบระบบตรวจวัดสัญญาณไบ โออิมพีแดนซ์ในวงจรการเดินของมนุษย์ด้วยจำนวนตัวอย่าง และการทำซ้ำที่มากทำให้สามารถบ่งชี้ความสัมพันธ์ได้ชัดเจนมากขึ้น

5.1.1 การศึกษาผลของความสัมพันธ์ด้วยนัยสำคัญทางสถิติ

การประเมินการวิเคราะห์สัญญาณไบ โออิมพีแดนซ์กับความสัมพันธ์ของการเดินชี้ให้เห็นความสัมพันธ์ของข้อมูลที่มีความสัมพันธ์ระหว่างท่าทาง 8 ลักษณะของวงจรการเดินของมนุษย์นั้นสามารถแยกออกชัดเจนด้วยค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของข้อมูล ซึ่งมีค่าเข้าใกล้ 1 โดยในท่า heel strike มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างค่าไบ โออิมพีแดนซ์กับท่าทางในวงจรการเดินของมนุษย์อยู่ที่ 1 ท่า foot flat มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างค่าไบ โออิมพีแดนซ์กับท่าทางในวงจรการเดินของมนุษย์อยู่ที่ 1 ท่า mid stance มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างค่าไบ โออิมพีแดนซ์กับท่าทางในวงจรการเดินของมนุษย์อยู่ที่ 0.999 ท่า heel off มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างค่าไบ โออิมพีแดนซ์กับท่าทางในวงจรการเดินของมนุษย์อยู่ที่ 0.999 ท่า toe off มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างค่าไบ โออิมพีแดนซ์กับท่าทางในวงจรการเดินของมนุษย์อยู่ที่ 0.999 ท่า acceleration มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างค่าไบ โออิมพีแดนซ์กับท่าทางในวงจรการเดินของมนุษย์อยู่ที่ 0.999 ท่า mid swing มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างค่าไบ โออิมพีแดนซ์กับท่าทางในวงจรการเดินของมนุษย์อยู่ที่ 0.996 และท่า deceleration มีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างค่าไบ โออิมพีแดนซ์กับท่าทางในวงจรการเดินของมนุษย์อยู่ที่ 0.999 ตามลำดับ และประเมินค่าความสัมพันธ์ได้ดังแสดงในภาพประกอบ 5-1 เนื่องจากการเปลี่ยนแปลงในช่วง swing phase นั้นที่ขนาดของสัญญาณมากที่สุดสามารถอธิบายได้จากการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นจากการงอของรยางค์ขาทั้งขาที่บนและขาที่ล่าง โดยพิจารณาจากการเปลี่ยนแปลงจากมัดกล้ามเนื้อที่มีการเปลี่ยนแปลงกล่าวคือ เมื่อทำเดินเข้าสู่ swing phase กล้ามเนื้อ



ภาพประกอบ 5-1 ไบโอมิพีแดนซ์กับท่าทาง 8 ลักษณะของวงจรการเดิน
ในอาสาสมัครช่วงอายุ 21-35 ปี น้ำหนัก 40-100 กิโลกรัม และส่วนสูง 155-184 เซนติเมตร

5.2 ปัญหาและข้อเสนอแนะ

5.2.1 ปัญหาและวิธีการแก้ไข

5.2.1.1 องค์ความรู้และข้อมูลที่เกี่ยวข้องกับเรื่องระบบตรวจวัดไบโอมิพีแดนซ์ในการตรวจวัด
สัญญาณของการเคลื่อนไหวแบบพลวัตยังเป็นประเด็นวิจัยใหม่อยู่ ดังนั้นการนำองค์ความรู้ทางด้าน
ต่างๆ มาประยุกต์รวมกัน ซึ่งทำให้เกิดความยากในสืบค้นข้อมูล เนื่องจากข้อมูลมีการเผยแพร่น้อย

ทำให้องค์ความรู้หลายด้านต้องใช้เวลาในทำความเข้าใจ และส่งผลให้ใช้เวลาในการทำการศึกษาก่อนข้างนาน

5.2.1.2 สำหรับการพัฒนาระบบตรวจสอบ เนื่องจากการวิเคราะห์สัญญาณที่ความถี่ค่อนข้างสูงอาจถูกรบกวนได้ง่ายแล้ว วัสดุอุปกรณ์ที่ใช้เพื่อให้สามารถชั่งตัวอย่างสำหรับวิเคราะห์สัญญาณที่เหมาะสมได้ ในการวิเคราะห์ที่ความถี่สูงอย่าง NI PCI 6250 นั้นค่อนข้างมีราคาสูง

5.2.1.3 โปรแกรมสำหรับระบบตรวจสอบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ ซึ่งใช้โปรแกรม LABVIEW โดยผู้วิจัยเพิ่งเริ่มทำการศึกษาก็ใช้เวลาค่อนข้างมากสำหรับการออกแบบในส่วนซอฟต์แวร์

5.2.1.4 ในการออกแบบระบบตรวจวัดต้องทำการปฏิบัติการทดลอง สำหรับการเก็บข้อมูลในอาสาสมัครนั้น การติดตั้งขั้วไฟฟ้าในงานวิจัยนี้ค่อนข้างมีปัญหาในการติดตั้งขั้วไฟฟ้ากับอาสาสมัครที่เป็นผู้หญิง วิธีแก้ปัญหาคือ ให้ผู้ช่วยที่เป็นผู้หญิงด้วยกันทำการติดตั้งขั้วไฟฟ้า

5.2.1.5 ในการเก็บผลการทดสอบร่วมกับลู่วิ่งไฟฟ้า 2.65 แรมมีจะมีสัญญาณรบกวนจากความถี่ของจำนวนรอบของมอเตอร์เข้ามากรบกวนระบบตรวจวัด วิธีแก้ไขปัญหาคือ เชื่อมต่อโครงสร้างที่เป็นเหล็กลงสู่ระบบดิน โดยใช้หลักดินยาว 1.5 เมตรทำการติดตั้งระบบดินให้กับลู่วิ่งไฟฟ้า ซึ่งสามารถลดสัญญาณรบกวนได้มาก

5.2.2 ข้อเสนอแนะ

5.2.2.1 ผู้ที่สนใจจะวิจัยเกี่ยวกับระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ควรทำการศึกษาค้นคว้าที่เกี่ยวข้องกับระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์อย่างลึกซึ้ง โดยเฉพาะเรื่องของการออกแบบสำหรับพกพาซึ่งน่าจะมีประโยชน์มากในอนาคต

5.2.2.2 ผู้ที่สนใจจะวิจัยเกี่ยวกับระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์จะต้องเน้นให้ความสำคัญในการออกแบบระบบ ซึ่งถ้าออกแบบวงจรรวมที่มีประสิทธิภาพความคลาดเคลื่อนของการตรวจวัดจะน้อยลงทำให้การประมวลผลสัญญาณในลำดับต่อไปมีความถูกต้อง แม่นยำและน่าเชื่อถือตามไปด้วย นอกจากนี้ไปถึงข้อระมัดระวังเรื่องความปลอดภัยเนื่องจากระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์นั้นเป็นการจ่ายกระแสไฟฟ้าเข้าสู่เนื้อเยื่อ ดังนั้นถ้าเกิดมีความผิดพลาดเกิดขึ้นขณะตรวจวัดต้องมีความมั่นใจได้ว่าผู้ถูกตรวจวัดไม่เป็นอันตราย

5.2.2.3 การใช้การตรวจจับขนาดสัญญาณและมุมเฟสของสัญญาณ โดยการใช้ NI PCI 6250 นั้นจะไม่สะดวก สำหรับการวิเคราะห์ข้อมูลที่ต้องเก็บข้อมูลนอกสถานที่ โดยเน้นไปที่การออกแบบการตรวจจับขนาดสัญญาณ และมุมเฟสของสัญญาณ โดยการใช้ไอซีเบอร์ AD8302 ซึ่งจะทำให้วงจร หรือระบบตรวจวัดมีขนาดเล็กลงนอกจากนี้แล้วสามารถนำสัญญาณออกของสัญญาณ

ร่วมกับ NI USB 6009 สำหรับเชื่อมต่อกับเครื่องคอมพิวเตอร์แบบพกพา และสามารถเก็บข้อมูลนอกสถานที่ได้ง่ายกว่า

5.2.2.4 การสร้างความน่าเชื่อถือ และการประยุกต์ใช้ระบบตรวจวัดสำหรับการรู้จำสัญญาณแบบซ้ำคาบ เช่น การเดิน การวิ่ง เป็นต้น

5.2.2.5 การออกแบบ และพัฒนาระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์สำหรับวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ยังมีการใช้สายไฟ ในอนาคตสามารถพัฒนาให้มีการตรวจจับสัญญาณแบบไร้สาย ทำให้เกิดความสะดวก และง่ายต่อการเคลื่อนไหวมากกว่าการติดตั้งขั้วไฟฟ้า

5.2.3 ข้อเสนอแนะวิธีการตรวจวัดค่าไบโออิมพีแดนซ์สำหรับการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบพลวัตในอนาคต

5.2.3.1 สำหรับการวิเคราะห์ข้อมูลแบบพลวัต เพื่อให้ระบบมีการตรวจวัดที่มีความแม่นยำมากขึ้น สามารถนำวิธีการของโครงข่ายประสาทเทียม (artificial) ในการสร้างระบบรู้จำให้ระบบตรวจวัดมีความฉลาดมากขึ้น เนื่องจากการออกแบบ และพัฒนาระบบตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์สำหรับการวิเคราะห์การเดินนั้นก็เป็นกรวิเคราะห์การเคลื่อนไหวแบบพลวัต ดังนั้นแนวโน้มหรือความสามารถในการวิเคราะห์สัญญาณแบบพลวัตมีสูงพอสมควร ในส่วนของระบบรู้จำจะมีความสำคัญมากสำหรับความถูกต้องแม่นยำของการวิเคราะห์ นอกจากนี้แล้วถ้าระบบมีความสามารถในการรู้จำสูงอาจนำไปประยุกต์ใช้ร่วมกับการบำบัดรักษาผู้ป่วยที่มีปัญหาเกี่ยวกับการเคลื่อนไหวแบบพลวัต ตัวอย่างเช่นการทำกายภาพบำบัดหรือการทดสอบการทำงานของระบบกล้ามเนื้อของวิทยาศาสตร์การกีฬา นอกจากนี้แล้วยังสามารถนำวิธีการตรวจวัดไบโออิมพีแดนซ์ไปใช้ในการวิเคราะห์ร่วมกับวิธีการวิเคราะห์ด้วยภาพจากกล้องวิดีโอ หรือแม้แต่ตัวตรวจรู้แบบวัดความเร่งซึ่งเป็นที่นิยมสำหรับการตรวจวัดการเคลื่อนไหวแบบพลวัตของมนุษย์ ทำให้ระบบตรวจวัดมีความถูกต้อง แม่นยำ มีความหลากหลายในการวิเคราะห์ข้อมูล

บรรณานุกรม

- [1] สำนักงานสถิติแห่งชาติ กระทรวงเทคโนโลยีสารสนเทศและการสื่อสาร.2550 .การสำรวจความพิการ.
- [2] กิ่งแก้ว ปาจริย์. 2550. เวชศาสตร์ฟื้นฟู สำหรับเวชปฏิบัติทั่วไป. พิมพ์ครั้งที่ 1. กรุงเทพฯ: คณะแพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล มหาวิทยาลัยมหิดล.
- [3] สุธี สุทัศน์ ณ อยุธยา. 2533. กายวิภาคศาสตร์ระบบการเคลื่อนไหว. พิมพ์ครั้งที่ 2. เชียงใหม่: คณะแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่.
- [4] B. Roy Davis. 1988.Clinical Gait Analysis. *IEEE Engineering in Medicine and Biological Magazine*, 35-40.
- [5] J.C. Kim, S.C. Kim, K.C. Nam, S.H. Ahn, M. Park and D.A. Kim. 2004. A new Bio-impedance sensor Technique for Leg Movement Analysis, *Sensor Networks and Information Processing Conference*, 487 - 490.
- [6] K. S. Kim , D. Y. Yoon , Y. K. Yang , J. H. Seo , Kyeong Seop Kim and C. G. Song. 2002. Evaluation of a Bio-impedance Method for Measuring Human Arm Movement, *Yonsei Medical Journal*, 637-643.
- [7] S.Grimnes and Ø.G.Martinsen. 2000. Bioimpedance and Bioelectricity Basics. *SanDiego cademicPress*.
- [8] T. Nakamura, Y. Yamamoto. 1992. Fundamental characteristics of human limb electrical impedance for biodynamic analysis, *Proceedings IFBME*, 465-472.
- [9] Y. Yamamoto, T. Kusuhara, T. Adli. 1998. Consideration of Conditions Required for Multi Channel Simultaneous Bio impedance Measurement. *Instrumentation and Measurement Technology Conference vol.1*,231-234.
- [10] T. Nakamura, Y. Yamamoto. 2001. Evaluation System of Physical Exercise Ability using Bio-electrical impedance. *Proceedings ISIE, IEEE International Symposium on Volume 3*, 2053 – 2058.
- [11] HP. Schwan. 1957. Electrical properties of tissue and cell suspensions. *Advances in Biological and Medical Physics*, 147-209.

- [12] F. Seoane 2007. Electrical Bioimpedance Cerebral Monitoring: Fundamental Steps towards Clinical Application. In: Signal & System (Goteborg: Chalmers University of Technology), 154-158
- [13] S. Grimnes and O. G. Martinsen, 2005, Cole electrical impedance Model-a critique and alternative, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.52, 132-135
- [14] K.S. Cole and R.H. Cole. 1941. "Dispersion and absorption in dielectrics. I. Alternating current characteristics", *J. Chem Phys.* Vol.9, 341–351.
- [15] Al-Surkhi, O.I. Riu, P.J. Vazquez, F.F. Ibeas, J. 2007. Monitoring Cole-Cole Parameters During Haemodialysis (HD). Engineering in Medicine and Biology Society, 2238- 2241
- [16] T.J. C. Faes, H. A. Meji, J. C. Munck and R. M. Heethaar. 1999. The electric resistivity of human tissues (100 Hz-10 MHz), a meta-analysis of review studies, *Physiol.Meas.* Vol.20, R1-R10.
- [17] C. A. Shiffman, R. Aaron, V. Amoss, J. Therrien and K. Coomler. 1999 Resistivity and phase in localized BIA, *Phys.Med.Biol*, Vol.24, 2409-2429.
- [18] H. Frick. 1953. "Relation of the permittivity of biological cell suspensions to fractional cell", *Nature*, Vol.172, 731–732.
- [19] Human Anatomy Lab. Muscular System. (Online) Available from: <http://www.colorado.edu/intphysphy3415lab05-4e.pdf>. [January, 2009]
- [20] Davids JR. 1996. Normal gait and assessment of gait disorders. In: Morrissy RT, Weinstein SL, editors. Pediatric Orthopaedics. Philadelphia: Lippincott-Raven, 93-116.
- [21] J. Perry. 1992. Gait analysis: Normal and pathologic function. New York: McGraw-Hill
- [22] L.Xin D. Xiuzhen F.Feng . 2005. Study on changes of characteristic parameters of biological tissues impedance spectroscopy in vitro within 5 to 360 min after excision at the frequency range from 1Hz to 1MHz. Engineering in Medicine and Biology Society, 1123-1126.
- [23] List of orders of magnitude for speed, (Online) Available from: [http://en.wikipedia.org/wiki/Orders_of_magnitude_\(speed\)](http://en.wikipedia.org/wiki/Orders_of_magnitude_(speed)) [May, 2009]
- [24] W. Wang, M. Brien, D.D Gu and J .Yang. 2007. "A Comprehensive Study on Current Source Circuits", IFBME Proceedings Vol.17, 213-216.

- [25] Y. Yang, J. Wang, G. Yu, F. Niu and P. He. 2006. "Design and preliminary evaluation of a portable device for the measurement of bioimpedance spectroscopy", *Physiol Meas*, Vol. 27, 1293-1310.
- [26] J. Wtorek and A. Bujnowski. 2007. "A Measurement system for evaluating electrical properties of flowing blood", *IFBME Proceedings*, Vol.17, .280-283.
- [27] เฉลิมพล คงเขียว. 2553. ระบบภาพเคลื่อนไหวสำหรับการวิเคราะห์การเดินของมนุษย์ . ภาควิชาวิศวกรรมไฟฟ้า มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์.
- [28] T.Zagar and D, Krizaj. 2007."An instrumentation amplifier as a front-end for a four-electrode bioimpedance measurement", *Physiol Meas*, Vol.28, 57-65.
- [29] ชานินทร์ ศิลป์จารุ. 2546. การวิจัยและวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติด้วย SPSS. นนทบุรี: โรงพิมพ์นิต้าการพิมพ์.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

บทความทางวิชาการที่นำเสนอใน

The 2nd Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2009)

13 -14 August 2009, Phuket, Thailand

AN INVESTIGATION OF GAIT ANALYSIS USING BIOIMPEDANCE TECHNIQUE

Komkit Seepan, Boonchareon Wongkittisuksa, Pornchai Phukpatranont, and Sawit Tanthanuch
Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Prince of Songkla University, Hat Yai, Thailand

ABSTRACT

Gait Analysis widely involves for posture-related disorder diagnosis of locomotion human, both to design treatment plans, and for follow-up monitoring. This paper aims to investigate low limbs motion analysis obtained from electrical impedance. The proposed system consists of a variable frequency current generator and a biopotential amplifier. The current generator is 500 uA constant current sources whose frequencies varied from 100 Hz to 1 MHz. The tetra-polar electrode configuration at a thigh (gluteus muscle) and an ankle (fibularis tendon) of lower limbs are used to measure by a biopotential amplifier, and then both magnitude and phase-shift of the signal are interpreted to electrical impedance. In result, phases of gait cycles can be figured with frequency range 40-60 kHz. More ever, the proposed system will be advantage to enhance utilization in gait analysis applications.

1. INTRODUCTION

In Thailand have many people are autistic disorder, cerebral palsy, paralysis, and other disorder diagnosis of lower limb movement more than 400,000 person on 2009[1]. Then many researcher had studied the gait analysis for help disorder person. Many method were used on gait analysis such as camera, video camera, goniometer, electromyography (EMG), bio impedance technique and etc [2, 3, 4].

A. Gait cycle

A gait cycle is including of stance phases and swing phases, with further subdivisions of each phase. The stance phase were subdivided into heel strike is heel contact with floor, foot flat is foot contact with floor, mid-stance is body forward both weight of mass on center of body and heel off is heel up from the floor both forward the body. The swing phase is subdivided into acceleration is limb forward by acceleration, mid-swing is foot above the floor, and deceleration is the limb go to the stance phase before. Each sub phase is accompanied by a change in position, floor reaction force, and internal muscular forces. Gait analysis is studies 7 style of gait cycle [5].

B. Bio impedance

The complex impedance of bio-tissue is many different when frequency of driven current varies. The variation of bio-tissue very different does the characteristic of bio-tissue was called bio-impedance.

Bio impedance technique has been applied in many applications such as tissue characterization, physiological measurement, disease detection, biosensing, etc. Bio impedance technique is interesting in this study because advantage more than other method.

The advantages consist of low cost, fast response and easy to use [2, 3, 4]. Such as the bio-impedance compare with electromyography (EMG) that difficult to determine kinetic parameters because EMG signal are not proportional to the associated movement [2, 3, 4].

The bio-impedance are consists of real part of impedance and imaginary part of impedance [8]. Basic architecture of bio-impedance measurement was based on tetra-polar electrodes. The system has four electrode placements consisting of two electrodes for inject constant sinusoidal current to lower limb and two voltage electrodes for signal detection from lower limb to instrumentation amplifier. The theory of bio-impedance can be calculated by

$$Z = \left(\frac{V_z}{I} \right), \quad (1)$$

Where

I is sinusoidal constant current by Voltage Control Current Source (VCCS) (uA),

Z is complex impedance of lower limb consist the resistive impedance and reactive impedance (Ω) and V_z is output Voltage from Instrument Amplifier (V).

Biological impedance has the frequency range of β -relaxation (kHz up to few MHz) [9, 10]. β -relaxation, predominantly due the capacitive of cell membrane. The impedivity of a tissue depends on biophysical parameters [10]. The complex impedance of tissue plotted on Cole-Cole model represent a corresponding to the resistance (real part of complex impedance) and reactance (imaginary part of complex impedance) shown as Figure 2. Cole-Cole model used for illustrating the behavior of tissue impedance as function of frequency [10].

In this application, we use a bio-impedance method for monitoring electrical impedance inside the human lower limb. The human limb has a structure consisting of bone, muscle, fat, blood and skin. A constant current of 50 kHz frequency (relaxation frequency) flow almost the muscle tissues and blood better than other frequency [6, 7].

The characterization of tissue impedance is shown in the figure 1.

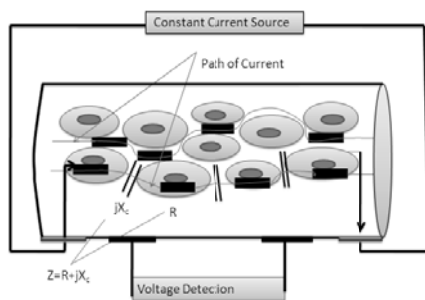


Figure1. Electrical properties of biological tissue.

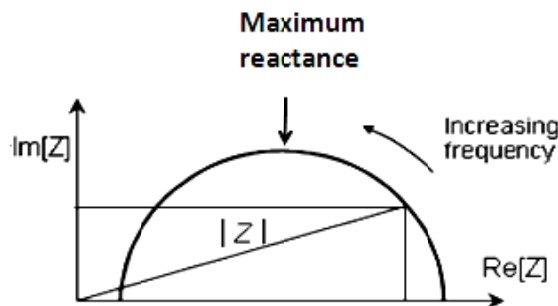


Figure2. Complex impedance plot Cole-Cole model.

2. MATERIALS AND METHODS

The experiments were used with a volunteer. Proposes of measurement system for detect bio-impedance from legs movement.

A. Measurement system

We setup the measurement system for monitoring electrical impedance from lower limb (human leg) . The Bio-impedance technique for impedance detection from lower limb is shown in figure 3.

The measurement system including the constant current electrode injected to lower limb so that 500 uA and bio-potential electrodes. Disposable Ag-AgCl (RedDot, 3M) electrodes were used and tetra-polar electrode configuration for this study shown as Figure 3. This system proposes can be monitoring the large resistive of electrical impedance from lower limb when

varies frequency 100 Hz to 1 MHz on 4 pattern of stance phase, including heel strike, foot flat mid stance, heel off and 3 pattern of swing phase, including acceleration, mid swing, Deceleration for gait analysis.

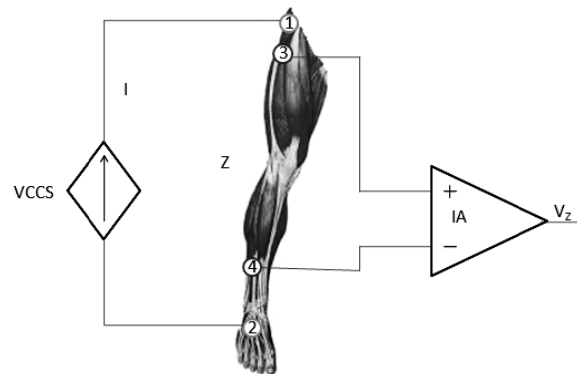


Figure 3 . Bio-impedance measurement setup

Electrode configuration

Two current electrodes and two bio-potential electrodes were attached to the leg. As shown in figure 3. “(1)”and “(2)” are current electrodes .They was placed on gluteus muscle and fibularis tendon, respectively [11]. “(3)”and “(4)” are bio-potential electrodes .They was placed on vastus lateralis (quadriceps) muscle and peroneus longus muscle, respectively [11]. This electrode configuration because initial study of measuring for determine position due to electrode configuration. There could predict the large value of bio-impedance and scan the frequency due to measuring the bio-impedance from lower limbs when testing on 7 style movement of gait cycle.

3. RESULTS

The results of the measured bio-impedance and Cole - Cole model for gait cycle detection when frequencies are changed on measuring. At low frequency have more value of impedance and reduce the value at high frequency Bio-impedance value are not linearity. Compare the value of resistance on over frequency 100 Hz to 1 MHz, resistance value where 7 style of gait cycle at 40-60 kHz has more different value. On the stance phase resistance value more than the swing phase value. As figure 4 shown the stance phase and swing phase resistance value are consist of resistance on heel strike ($R_{hs} (\Omega)$), resistance on foot flat ($R_{ff} (\Omega)$) resistance on mid stance ($R_{mst} (\Omega)$),resistance on heel off ($R_{ho} (\Omega)$), resistance on acceleration ($R_{ac} (\Omega)$),resistance on mid swing ($R_{msw} (\Omega)$) and resistance on deceleration ($R_{dec} (\Omega)$), respectively.

As figure 5 shown the stance phase and swing phase reactance value are consist of reactance on heel strike ($jX_{hs}(\Omega)$), reactance on foot flat ($jX_{ff}(\Omega)$) reactance on mid stance ($jX_{mst}(\Omega)$), reactance on heel off ($jX_{ho}(\Omega)$), reactance on acceleration ($jX_{ac}(\Omega)$), reactance on mid swing ($jX_{msw}(\Omega)$) and reactance on deceleration ($jX_{dec}(\Omega)$), respectively

The Cole-Cole model characteristic parameters change in mid-stance and mid-swing of gait cycle (Figure 6). The value of R and jX varied over frequency. Compare all frequency, 40 kHz-60 kHz has most impedance value change. This impedance value can be used for gait cycle analysis.

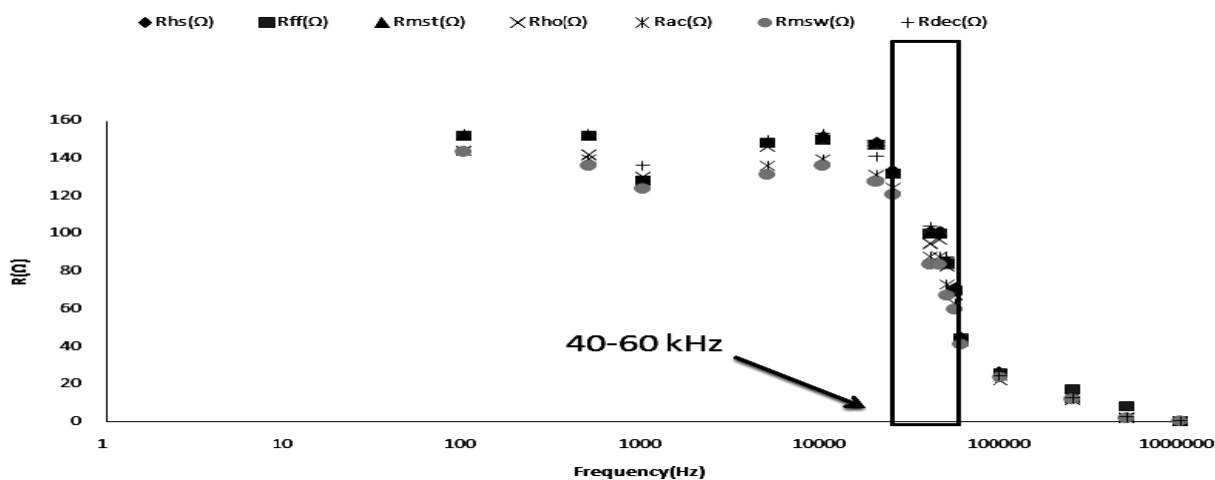


Figure 4. The real of impedance value from 7 pattern style

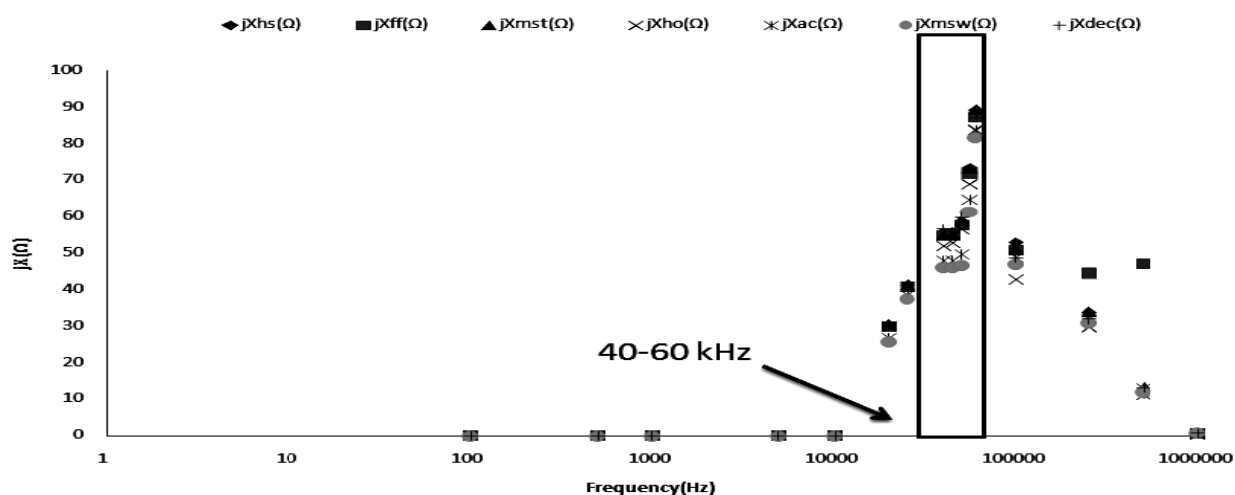


Figure 5. The imaginary of impedance value from 7 pattern style

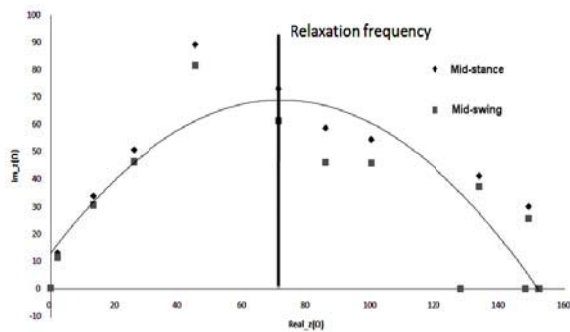


Figure6. Compare of impedance pattern form in Mid-stance and Mid-swing using Cole-Cole model for monitoring frequency response of lower limb

We selected 50 kHz of human limb has a structure consisting of bone, muscle, fat, blood and skin [6,7] for monitoring resistance on gait cycle. Then resistance value on 7 pattern form consist heel strike (HF), foot flat (FF), mid-stance (M-st), heel off (HO), acceleration (AC), mid-swing (M-sw), and deceleration (Dec) are shown in figure 7.

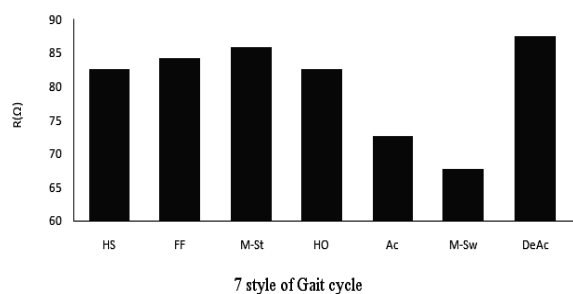


Figure7. The resistance value on 7 pattern style of gait cycle at 50 kHz frequency

4. DISCUSSIONS AND CONCLUTIONS

The results of our researching show the frequency for detect the bio-impedance on bio-impedance measurement technique. Resistance value from the result could measuring fast response and easy detected. The signal from bio-impedance measurement was strange and easy to classify each style on gait cycle. In this paper, the Cole-Cole model could selecting the frequency 40-60 kHz for detect large resistance value for predict 7 form of gait cycle for gait analysis. More ever, the result of this study is the first step on topic. Future, results was applied to gait analysis.

5. ACKNOWLEDGMENT

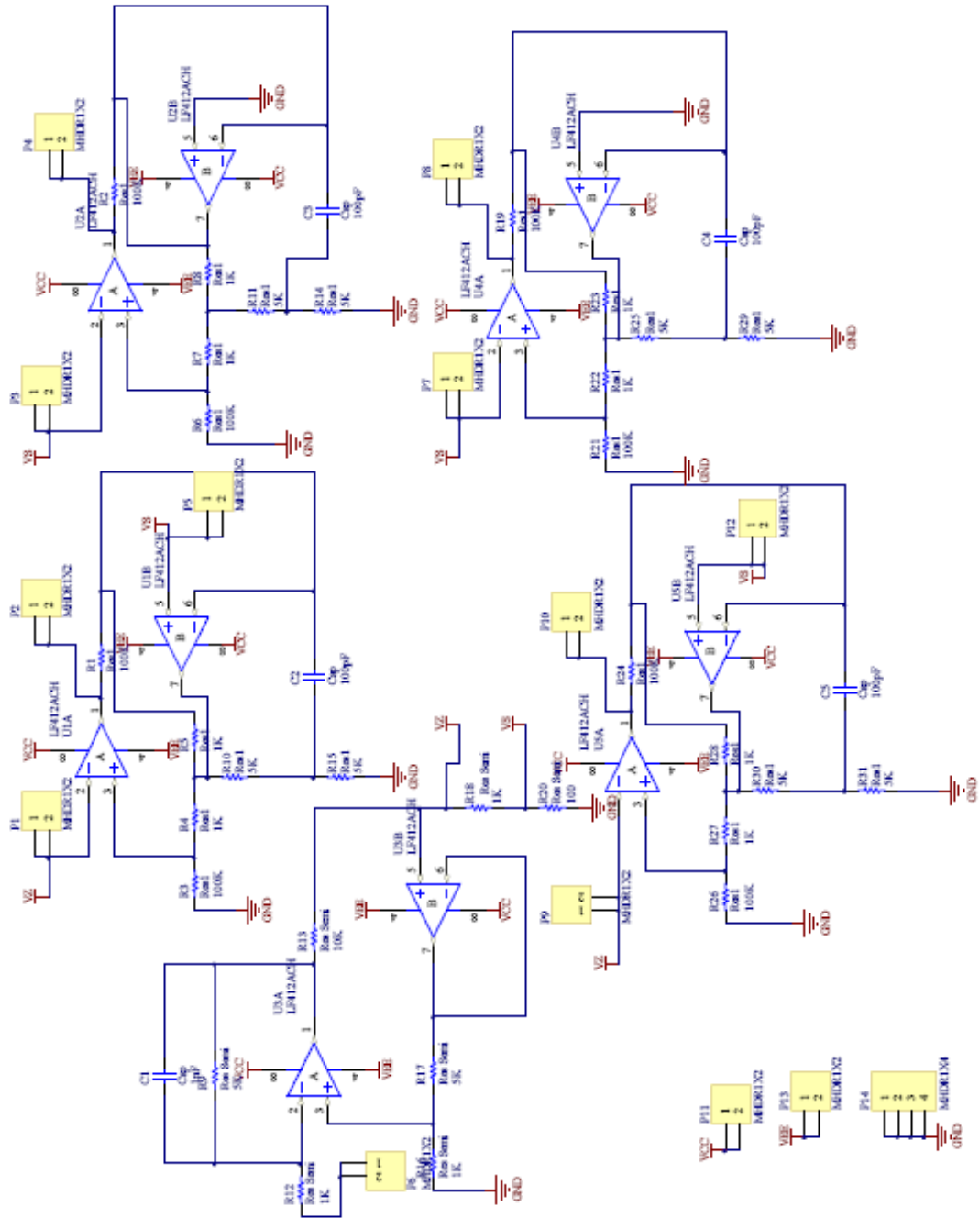
This research is carried out in the research activity framework of Excellence for Rehabilitation Engineering under the National Electronics and Computer Technology Center of Thailand (NECTEC) and Prince of Songkla University.

6. REFERENCES

- [1] National Statistical Office, "Disability Survey", Ministry of Information and Communication Technology, 2007
- [2] J.C. Kim, S.C. Kim, K.C. Nam, S.H. Ahn, M. Park and D.A. Kim, "A new Bio impedance sensor Technique for Leg Movement Analysis", in *Sensor Networks and Information Processing Conference 2004*, Melbourne, Australia, pp. 487-490, 4-17 Dec. 2004.
- [3] K. S. Kim , D. Y. Yoon , Y. K. Yang , J. H. Seo , K. S. Kim and C. G. Song, "Evaluation of a Bio-impedance Method for Measuring Human Arm Movement", *Yonsei Medical Journal*, Vol. 43(5), pp. 637-643, Oct. 2002.
- [4] Roy B. Davis, "Clinical Gait Analysis", *IEEE Engineering in Medicine and Biological Magazine*, pp.35-40, 1988 .
- [5] JR. Davids, "Normal gait and assessment of gait disorders". In: *Morrissy RT, Weinstein SL*, Editors, *Pediatric Orthopaedics*, Philadelphia, Lippincott-Raven, pp. 93-116, 1996
- [6] T. Nakamura, Y. Yamamoto. "Evaluation System of Physical Exercise Ability using Bio-electrical impedance", in *IEEE International Symposium on Industrial Electronics Proceedings (ISIE 2001)*, Pusan, KOREA, pp.2053-2058, 2001.
- [7] T. Nakamura, Y. Yamamoto, "Fundamental characteristics of human limb electrical impedance for biodynamic analysis", *Medical & biological engineering & computing*, Vol.30(5), pp.465-472,1992.
- [8] S.Grimnes and Ø.G.Martinsen, "Bioimpedance and Bioelectricity Basics", AcademicPress, 2002.
- [9] HP. Schwan,"Electrical properties of tissue and cell suspensions", *Advances in Biological and Medical Physics*, Vol.V, pp.147-209, 1957.
- [10] L. Xin, D Xiuzhen , F. Feng, "Study on changes of characteristic parameters of biological tissues impedance spectroscopy *in vitro* within 5-360 min after excitation at the frequency range from 1Hz to 1MHz.", *IEEE, Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Proceeding of the 2005*, Shanghai, CHINA, pp.1123-1126, Sept 1-4. 2005.
- [11] Beginning yoga (Jan 05 2009), "MUSCLE CHART". City College of San Francisco [Online], Available: [http:// www.danceceres.org/yoga/Muscle_Chart.pdf](http://www.danceceres.org/yoga/Muscle_Chart.pdf)

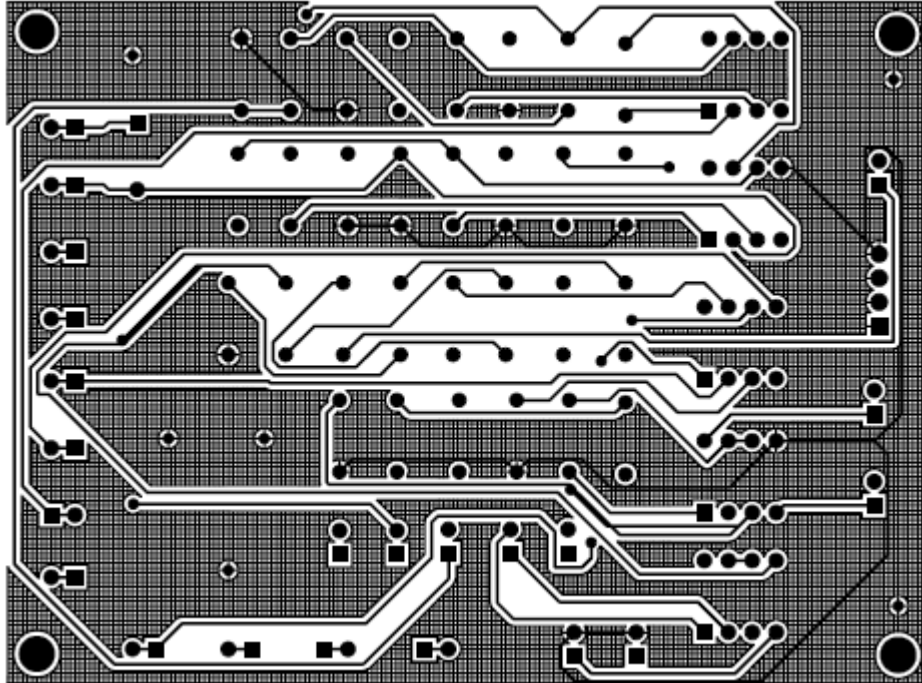
ภาคผนวก ข ภาพผลรวมของการออกแบบฮาร์ดแวร์

ข1. รายละเอียดวงจรตรวจวัดไบโอมิพีแดนซ์

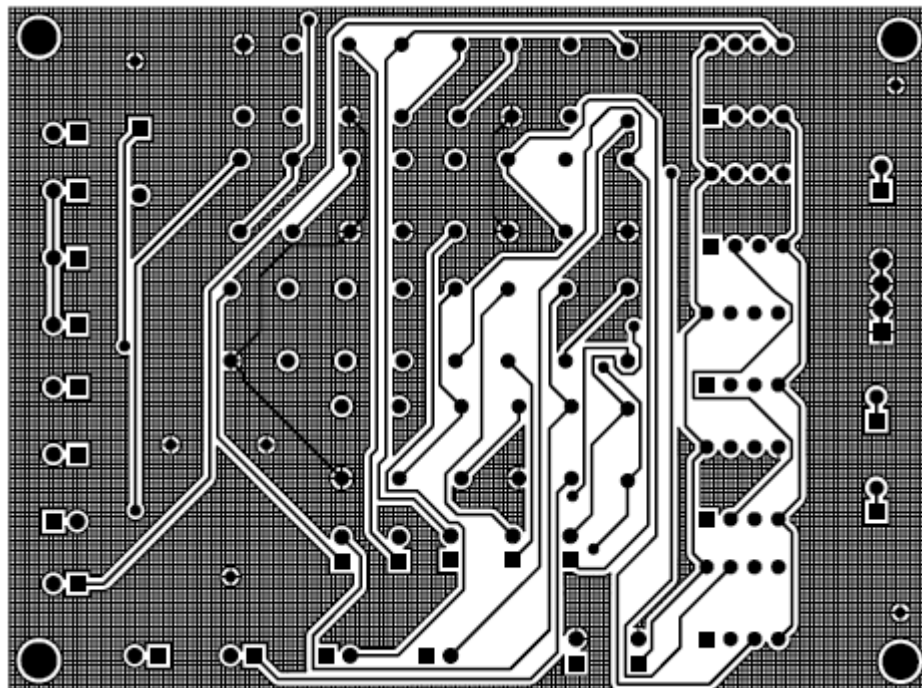


ภาพประกอบ ข-1 วงจรตรวจวัดไบโอมิพีแดนซ์

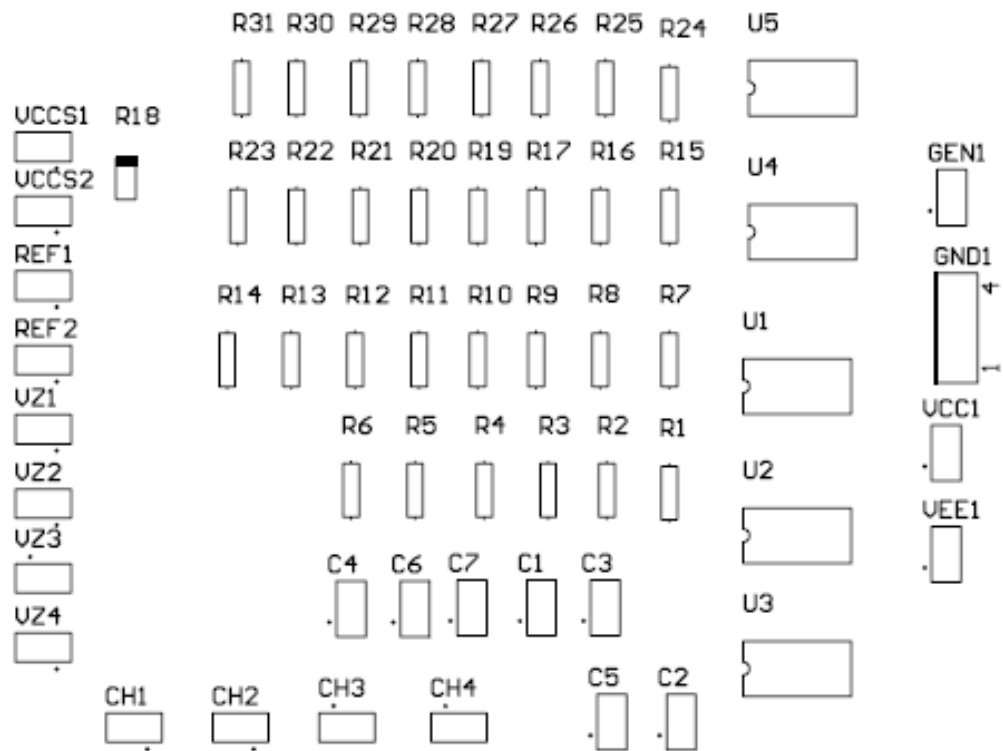
ข2. แผ่นวงจรสำเร็จรูป



ภาพประกอบ ข-2 แผ่นวงจรสำเร็จรูปด้านล่าง



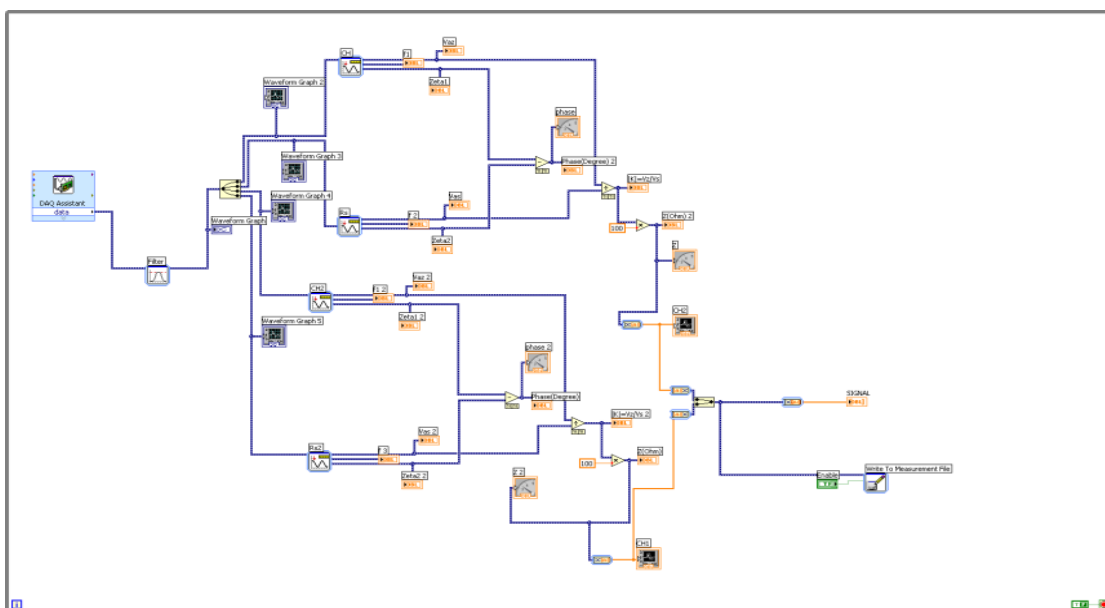
ภาพประกอบ ข-3 แผ่นวงจรสำเร็จรูปด้านบน



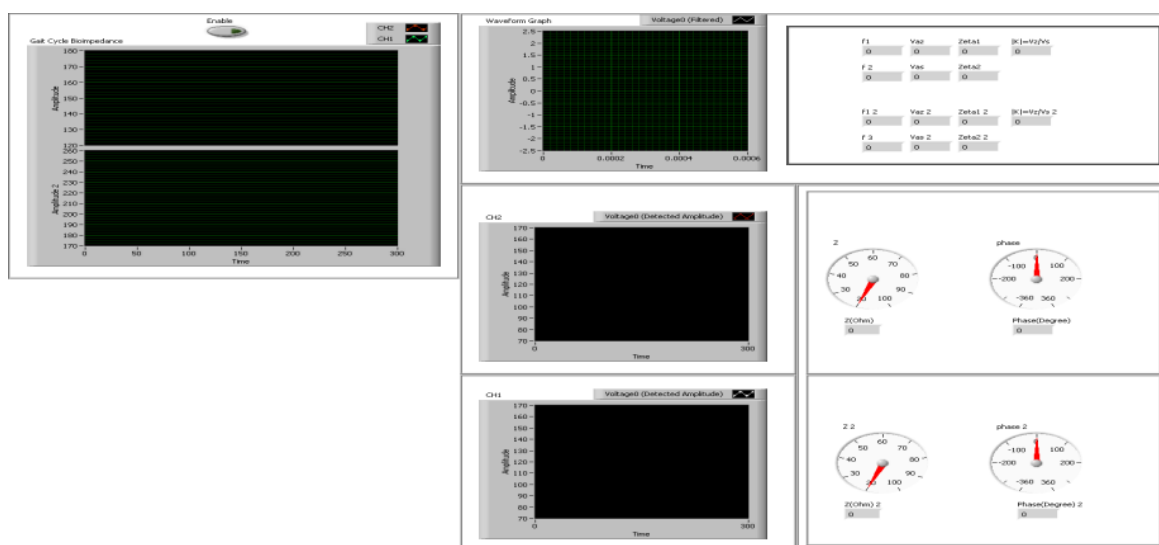
ภาพประกอบ ข-4 ตำแหน่งการวางอุปกรณ์ของแผ่นวงจรสำเร็จรูป

ภาคผนวก ค ซอฟต์แวร์

ค1. แผนผังการทำงานสำหรับการออกแบบซอฟต์แวร์



(ก)



(ข)

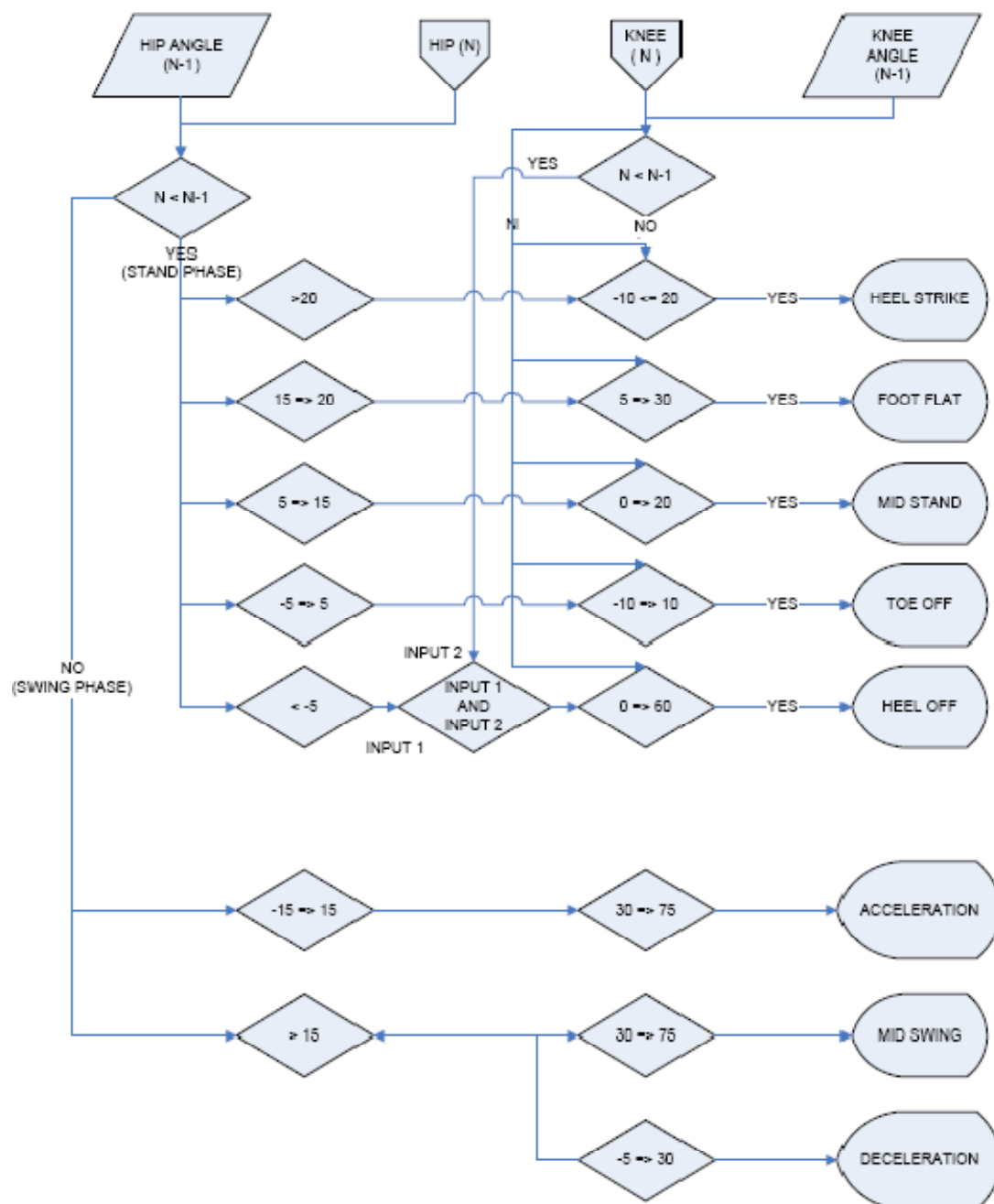
ภาพประกอบ ค-1 แผนผังการทำงานสำหรับการออกแบบซอฟต์แวร์

(ก) การคำนวณและบันทึกค่าไป โออิมพีแดนซ์ด้วยโปรแกรม LABVIEW

(ข) หน้าจอแสดงผลการตรวจวัดสัญญาณไป โออิมพีแดนซ์หน้า

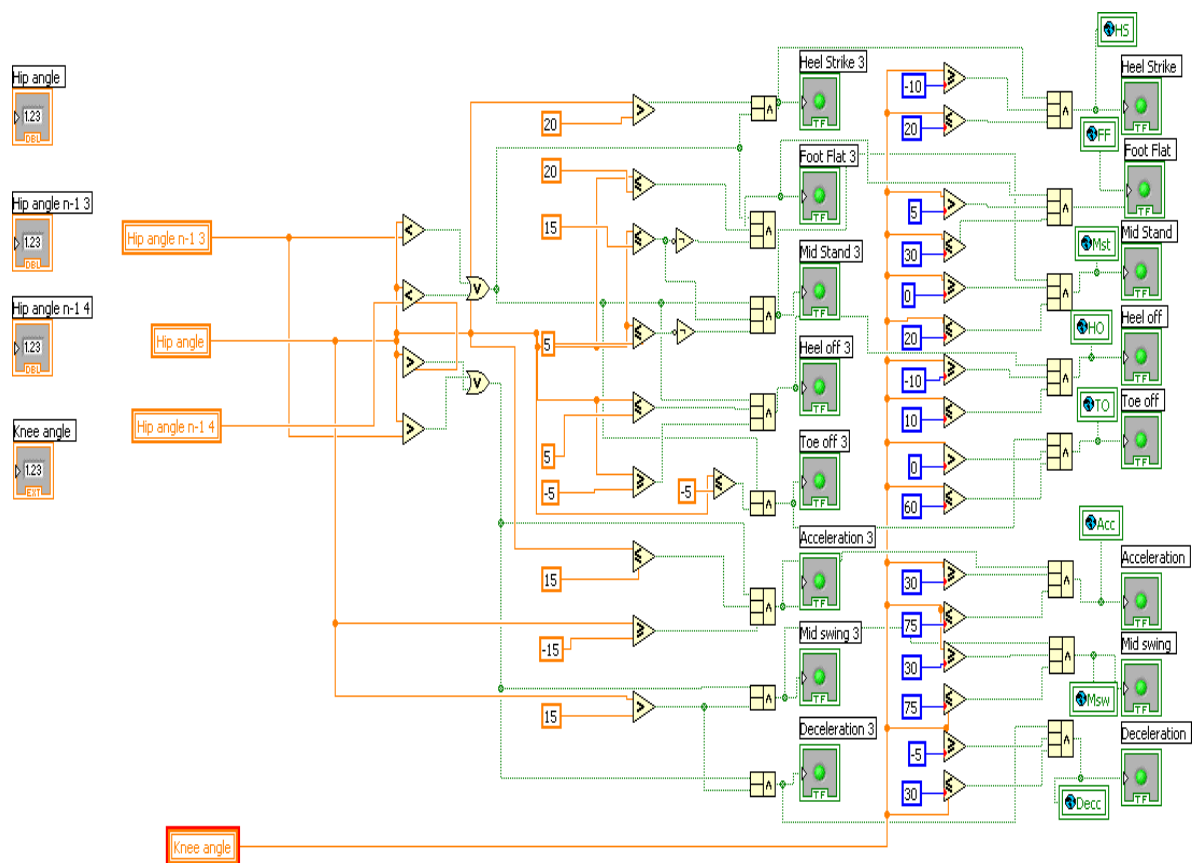
จอแสดงผลการตรวจวัดสัญญาณไป โออิมพีแดนซ์

ค2. แผนผังการทำงานของกรจําแนกช่วงการเดิน [28]



ภาพประกอบ ค-2 แผนผังการทำงานของกรจําแนกช่วงการเดิน [28]

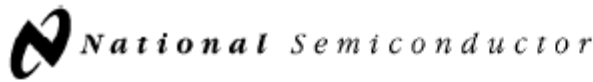
ค3. แผนผังทำงานโปรแกรม LABVIEW สำหรับจำแนกช่วงการเดิน [28]



ภาพประกอบ ค-3 แผนผังทำงาน โปรแกรม Labview สำหรับจำแนกช่วงการเดิน [28]

ภาคผนวก ง ข้อมูลทางเทคนิคของไอซีเบอร์ LF412 และ NI PCI6250 DAQ

ง1. ข้อมูลพื้นฐานของไอซี LF412



February 1995

LF412 Low Offset, Low Drift Dual JFET Input Operational Amplifier

General Description

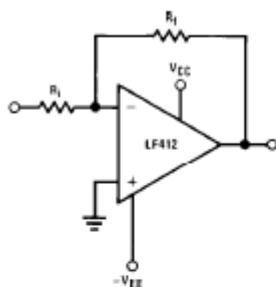
These devices are low cost, high speed, JFET input operational amplifiers with very low input offset voltage and guaranteed input offset voltage drift. They require low supply current yet maintain a large gain bandwidth product and fast slew rate. In addition, well matched high voltage JFET input devices provide very low input bias and offset currents. LF412 dual is pin compatible with the LM1558, allowing designers to immediately upgrade the overall performance of existing designs.

These amplifiers may be used in applications such as high speed integrators, fast D/A converters, sample and hold circuits and many other circuits requiring low input offset voltage and drift, low input bias current, high input impedance, high slew rate and wide bandwidth.

Features

- Internally trimmed offset voltage 1 mV (max)
- Input offset voltage drift 10 $\mu\text{V}/^{\circ}\text{C}$ (max)
- Low input bias current 50 pA
- Low input noise current 0.01 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$
- Wide gain bandwidth 3 MHz (min)
- High slew rate 10V/ μs (min)
- Low supply current 1.8 mA/Amplifier
- High input impedance $10^{12}\Omega$
- Low total harmonic distortion $A_V = 10$, $R_L = 10\text{k}$, $V_O = 20\text{ Vp-p}$, BW = 20 Hz-20 kHz $\leq 0.02\%$
- Low 1/f noise corner 50 Hz
- Fast settling time to 0.01% 2 μs

Typical Connection



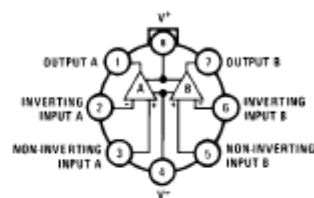
Ordering Information

LF412XYZ

- X indicates electrical grade
- Y indicates temperature range
- 'M' for military
- 'C' for commercial
- Z indicates package type
- 'H' or 'N'

Connection Diagrams

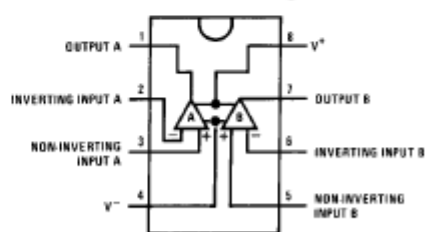
Metal Can Package



Note. Pin 4 connected to case.
TOP VIEW

Order Number LF412AMH, LF412MH,
LF412CH or LF412MH/883*
See NS Package Number H08A

Dual-In-Line Package

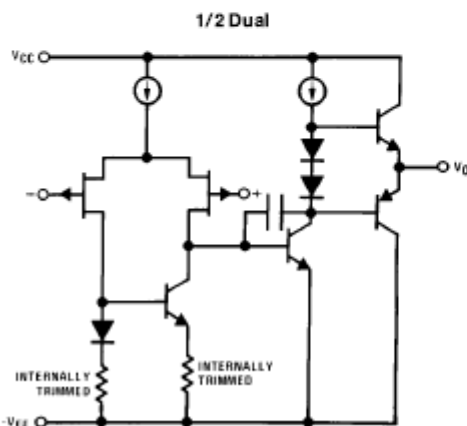


TOP VIEW

TL/H/5856-1

Order Number LF412ACN, LF412CN or LF412MJ/883*
See NS Package Number J08A or N08E

Simplified Schematic



*Available per JMS8510/11905

BI-FET 8™ is a trademark of National Semiconductor Corporation.

ง2. ข้อมูลจำเพาะของไอซี LF412

Absolute Maximum Ratings

If Military/Aerospace specified devices are required, please contact the National Semiconductor Sales Office/Distributors for availability and specifications.
(Note 9)

	LF412A	LF412		H Package (Note 3)	N Package
Supply Voltage	±22V	±18V	Power Dissipation (Note 10)	670 mW	670 mW
Differential Input Voltage	±38V	±30V	T_J max	150°C	115°C
Input voltage Range (Note 1)	±19V	±15V	θ_{JA} (Typical)	152°C/W	115°C/W
Output Short Circuit Duration (Note 2)	Continuous	Continuous	Operating Temp. Range	(Note 4)	(Note 4)
			Storage Temp. Range	-65°C ≤ T_A ≤ 150°C	-65°C ≤ T_A ≤ 150°C
			Lead Temp. (Soldering, 10 sec.)	260°C	260°C
			ESD Tolerance (Note 11)	1700V	1700V

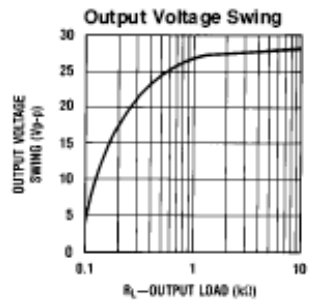
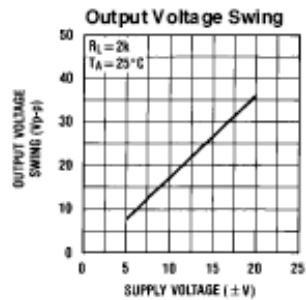
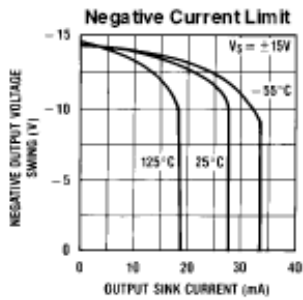
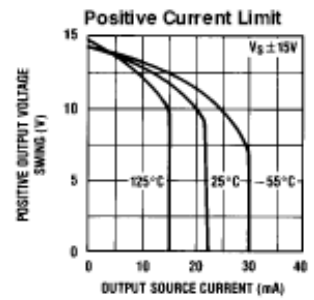
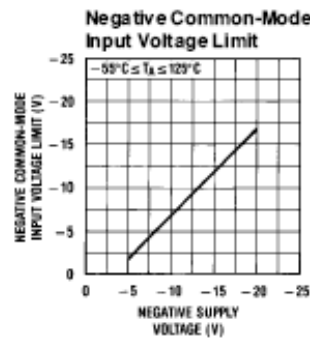
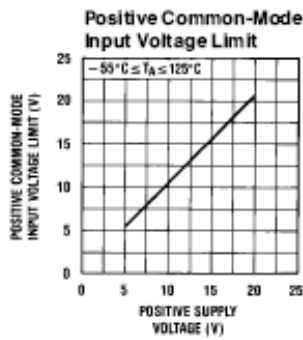
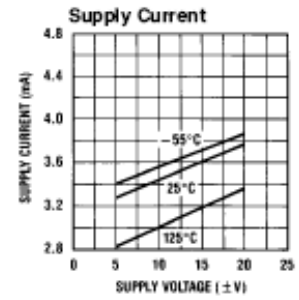
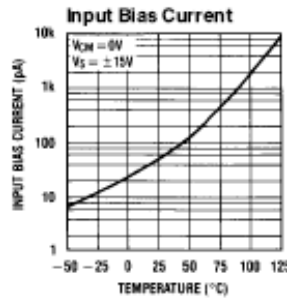
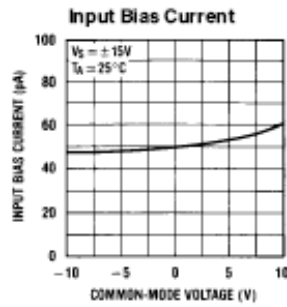
DC Electrical Characteristics (Note 5)

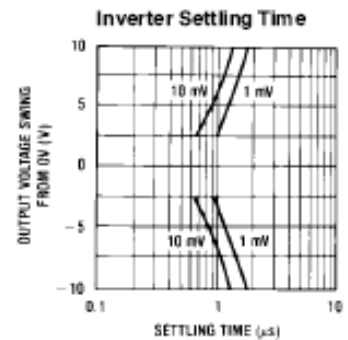
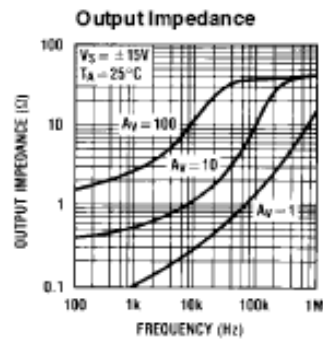
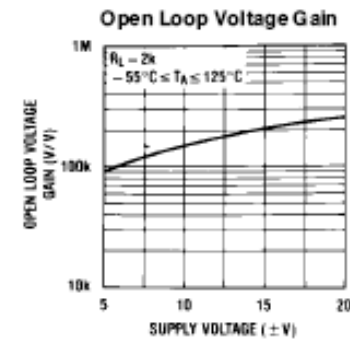
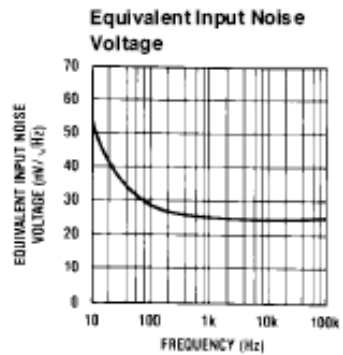
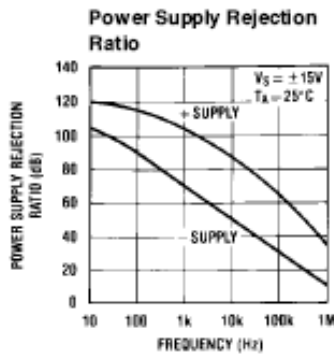
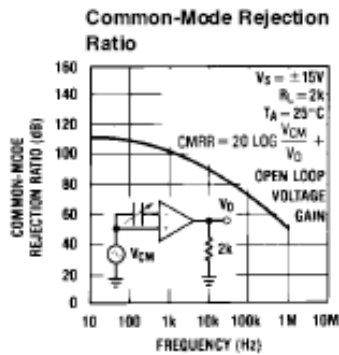
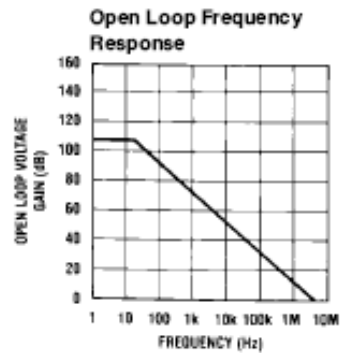
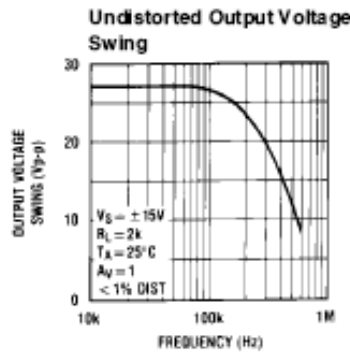
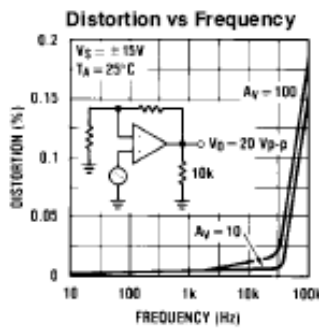
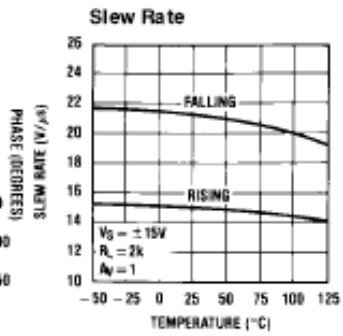
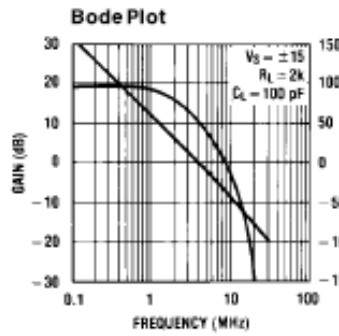
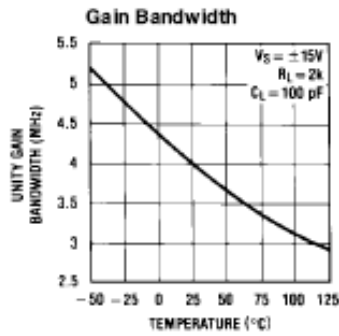
Symbol	Parameter	Conditions	LF412A			LF412			Units
			Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
V_{OS}	Input Offset Voltage	$R_S = 10\text{ k}\Omega$, $T_A = 25^\circ\text{C}$		0.5	1.0		1.0	3.0	mV
$\Delta V_{OS}/\Delta T$	Average TC of Input Offset Voltage	$R_S = 10\text{ k}\Omega$ (Note 6)		7	10		7	20	$\mu\text{V}/^\circ\text{C}$
I_{OS}	Input Offset Current	$V_S = \pm 15\text{V}$ (Notes 5 and 7)	$T_J = 25^\circ\text{C}$	25	100	25	100		pA
			$T_J = 70^\circ\text{C}$		2		2		nA
			$T_J = 125^\circ\text{C}$		25		25		nA
I_B	Input Bias Current	$V_S = \pm 15\text{V}$ (Notes 5 and 7)	$T_J = 25^\circ\text{C}$	50	200	50	200		pA
			$T_J = 70^\circ\text{C}$		4		4		nA
			$T_J = 125^\circ\text{C}$		50		50		nA
R_{IN}	Input Resistance	$T_J = 25^\circ\text{C}$		10^{12}		10^{12}		Ω	
A_{VOL}	Large Signal Voltage Gain	$V_S = \pm 15\text{V}$, $V_O = \pm 10\text{V}$, $R_L = 2\text{k}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	50	200		25	200		V/mV
		Over Temperature	25	200		15	200		V/mV
V_O	Output Voltage Swing	$V_S = \pm 15\text{V}$, $R_L = 10\text{k}$	±12	±13.5		±12	±13.5		V
V_{CM}	Input Common-Mode Voltage Range		±16	+19.5		±11	+14.5		V
				-16.5			-11.5		V
CMRR	Common-Mode Rejection Ratio	$R_S \leq 10\text{k}$	80	100		70	100		dB
PSRR	Supply Voltage Rejection Ratio	(Note 8)	80	100		70	100		dB
I_S	Supply Current	$V_O = 0\text{V}$, $R_L = \infty$		3.6	5.6		3.6	6.5	mA

AC Electrical Characteristics (Note 5)

Symbol	Parameter	Conditions	LF412A			LF412			Units
			Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
	Amplifier to Amplifier Coupling	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $f = 1\text{ Hz} - 20\text{ kHz}$ (Input Referred)		-120			-120		dB
SR	Slew Rate	$V_S = \pm 15\text{V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	10	15		8	15		V/ μs
GBW	Gain-Bandwidth Product	$V_S = \pm 15\text{V}$, $T_A = 25^\circ\text{C}$	3	4		2.7	4		MHz
e_n	Equivalent Input Noise Voltage	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $R_S = 100\Omega$, $f = 1\text{ kHz}$		25			25		$\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$
i_n	Equivalent Input Noise Current	$T_A = 25^\circ\text{C}$, $f = 1\text{ kHz}$		0.01			0.01		$\text{pA}/\sqrt{\text{Hz}}$

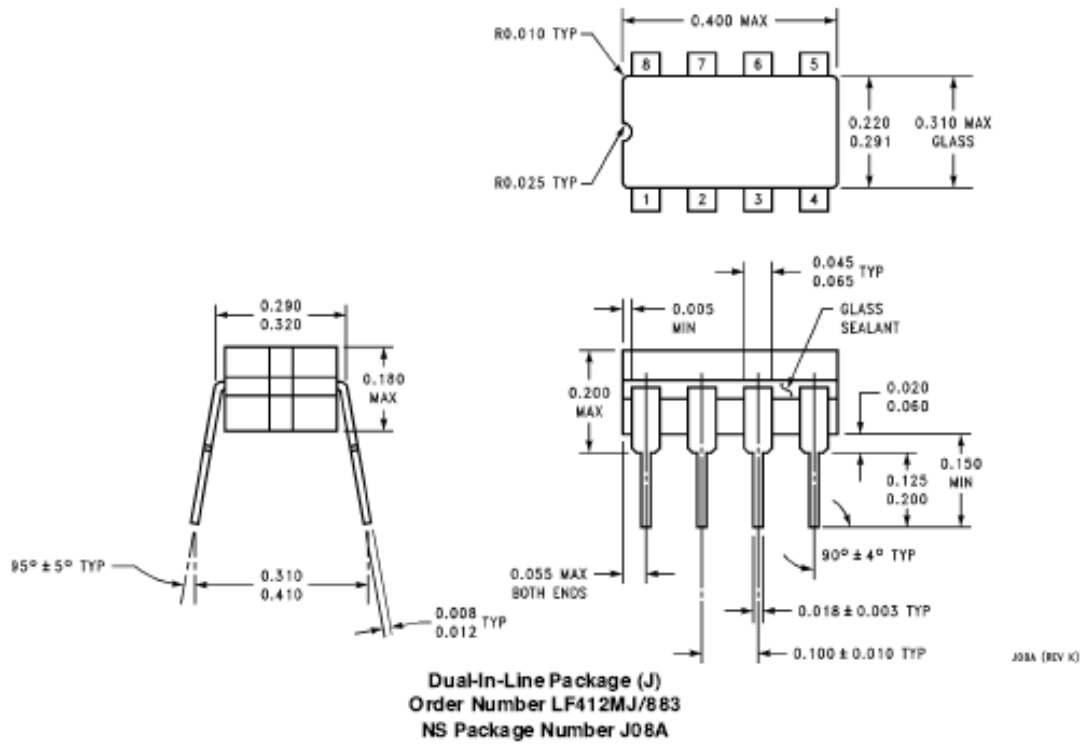
Typical Performance Characteristics





ง3. ลักษณะจำเพาะของไอซี LF412

Physical Dimensions inches (millimeters) (Continued)



ง4. ข้อมูลพื้นฐานของ NI PCI6250 DAQ

High-Speed M Series Multifunction Data Acquisition - 16-Bit, up to 1.25 MS/s, up to 80 Analog Inputs



- 16, 32, or 80 analog inputs at 16 bits, 1.25 MS/s (1 MS/s scanning, NI 6255 specified at 750 kS/s scanning)
- Up to 4 analog outputs at 16 bits, 2.8 MS/s (2 μ s full-scale settling)
- 7 programmable input ranges (± 100 mV to ± 10 V) per channel
- Up to 48 TTL/CMOS digital I/O lines (up to 32 hardware-timed at 10 MHz)
- Two 32-bit, 80 MHz counter/timers
- Analog and digital triggering
- X1, X2, or X4 quadrature encoder inputs
- 2-year calibration interval

Overview

NI M Series high-speed multifunction data acquisition (DAQ) devices are optimized for superior accuracy at fast sampling rates. These devices have NI-MCal calibration technology for improved measurement accuracy and six DMA channels for high-speed data throughput. They have an onboard NI-PGIA 2 amplifier designed for fast settling times at high scanning rates, ensuring 16-bit accuracy even when measuring all channels at maximum speeds. All high-speed devices have a minimum of 16 analog inputs, 24 digital I/O lines, seven programmable input ranges, analog and digital triggering, two counter/timers, and an extended two-year calibration interval.

NI recommends high-accuracy M Series devices (NI 625x) for 5X more measurement sensitivity or Industrial M Series devices (NI 623x) for 60 VDC isolation and superior noise rejection.

See the NI USB-625x data sheet for information specific to USB M Series devices.

Requirements and Compatibility

OS Information

- Windows 2000/XP
- Windows Vista x64/x86
- Linux®
- Mac OS X

Driver Information

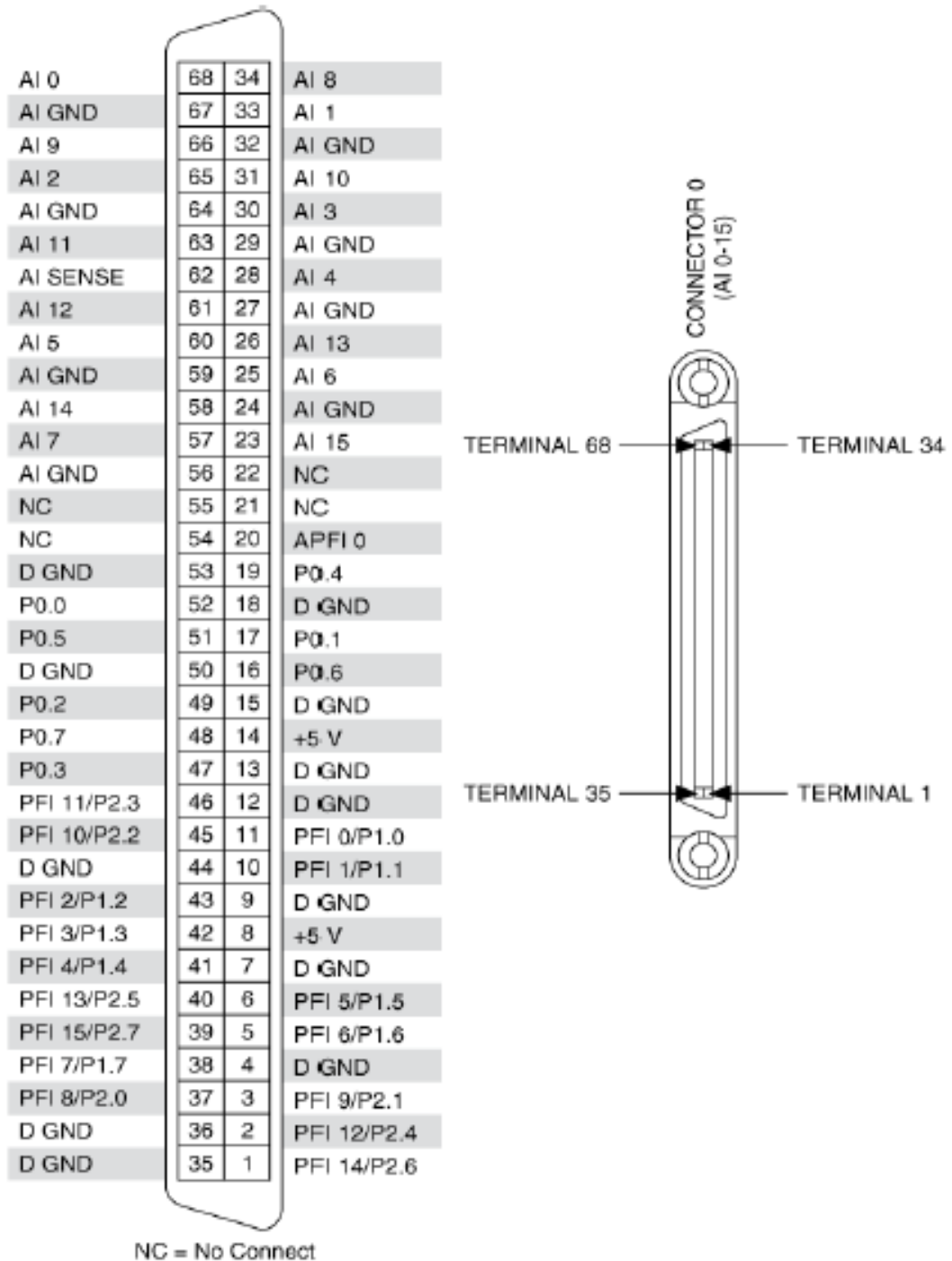
- NI-DAQmx Base
- NI-DAQmx

Software Compatibility

- ANSI C/C++
- LabVIEW
- LabVIEW SignalExpress
- Visual Studio .NET
- LabWindows/CVI

Family	Bus	Analog Inputs	AI Resolution (bits)	Analog Outputs	AO Resolution	Max Update Rate (MS/s)	AO Range (V)	Digital I/O	Correlated (clocked) DIO
NI 6250	PCI, PXI	16	16	0	-	-	-	24	8, up to 10 MHz

ง5. ส่วนสำหรับการเชื่อมต่อNI PCI6250 DAQ



ภาคผนวก จ. ข้อมูลตรวจวัดจริงในอาสาสมัครสำหรับอาสาสมัครแต่ละคน 10 รอบ
การทำซ้ำและการวิเคราะห์ข้อมูลทางสถิติด้วย SPSS

จ1. ข้อมูลค่าเฉลี่ย ไบโอมิพีแดนซ์ 10 การทำซ้ำ ของอาสาสมัครชาย 10 คน

	General Data			Bioimpedance (Ω)							
	High (cm)	Weigh (kg)	Age (year)	Heel Strike	Foot Flat	Mid Stance	Heel Off	Toe Off	Acceleration	Mid Swing	Deceleration
Volunteer1	174	63	24	132.256	132.338	134	136.343	137.202	134.33	133.109	134.22
Volunteer2	165	48	29	130.111	130.431	132.333	133	134.511	131.113	122.317	130.442
Volunteer3	168	70	25	74.2214	74.22	75.354	75.332	74.336	72.943	66.5433	74.875
Volunteer4	184	100	24	146.952	146.521	147.156	150.433	148.22	148.321	144.322	148.225
Volunteer5	176	55	27	128.354	128.226	129.224	129	128.865	128.433	120.122	128.235
Volunteer6	179	65	35	128.113	128.232	127.93	127.384	129.001	128.232	119.438	126.337
Volunteer7	172	60	22	110.554	111.229	115.399	115.663	115.433	114.335	102.453	110.988
Volunteer8	170	80	22	171.98	172.112	174.881	174.322	174.331	174.412	163.5554	171.115
Volunteer9	169	80	25	127.556	127.651	128.321	128.355	128.985	127.324	119.23	125.673
Volunteer10	174	71	24	112.684	112.644	112.334	112.558	113.65	114.443	107.212	113.554

จ2. ข้อมูลค่าเฉลี่ย ไบโอมิพีแดนซ์ 10 การทำซ้ำ ของอาสาสมัครหญิง 10 คน

	General Data			Bioimpedance (Ω)							
	High (cm)	Weigh (kg)	Age (year)	Heel Strike	Foot Flat	Mid Stance	Heel Off	Toe Off	Acceleration	Mid Swing	Deceleration
Volunteer1	158	52	23	155.33	155.229	156	156.113	156.223	156.432	148.332	155.556
Volunteer2	167	50	26	87.22	87.556	87.324	88	87.555	88.432	78.012	87.554
Volunteer3	155	40	24	111.236	111.123	110.032	110.115	112.435	113.899	100.077	109.445
Volunteer4	174	56	23	171.254	171.324	171.007	171.355	173.224	173.312	160.221	170.111
Volunteer5	165	42	23	187.006	187.111	186.879	187	187.112	189.333	180.005	187.324
Volunteer6	165	65	21	190.009	190.101	190.001	190.235	193.234	193.324	180.232	190.122
Volunteer7	175	62	21	101.556	102.335	102.498	103.102	104.555	104.888	97.883	103.248
Volunteer8	161	51	24	117.998	117.778	117.009	118.444	118.568	118.643	108.555	118.211
Volunteer9	169	48	24	166.666	166.765	166.083	166.888	168.958	167	159.223	167.677
Volunteer10	160	58	24	151.359	152.223	152.55	153.445	154.567	155.765	148.098	150.32

จ3. ผลการวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างไบโออิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงกับการยึดหรืองอของข้อต่อสะโพก หัวเข่าและข้อเท้า ด้วยโปรแกรม SPSS

ตาราง จ-1 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างไบโออิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงกับการยึดหรืองอของข้อต่อสะโพก หัวเข่าและข้อเท้า

		Ah	Af	Ae	Kh	Kf	Ke	Hh	Hf	He
Ah	Pearson Correlation	1	-1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	-1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)
	Sig. (2-tailed)	
	N	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Af	Pearson Correlation	-1.000(**)	1	-1.000(**)	-1.000(**)	1.000(**)	-1.000(**)	-1.000(**)	-1.000(**)	-1.000(**)
	Sig. (2-tailed)
	N	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Ae	Pearson Correlation	1.000(**)	-1.000(**)	1	1.000(**)	-1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)
	Sig. (2-tailed)
	N	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Kh	Pearson Correlation	1.000(**)	-1.000(**)	1.000(**)	1	-1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)
	Sig. (2-tailed)
	N	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Kf	Pearson Correlation	-1.000(**)	1.000(**)	-1.000(**)	-1.000(**)	1	-1.000(**)	-1.000(**)	-1.000(**)	-1.000(**)
	Sig. (2-tailed)
	N	2	2	2	2	2	2	2	2	2

จ3. ผลการวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างไบโออิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงกับการยืดหรืองอของข้อต่อสะโพก หัวเข่าและข้อเท้า ด้วยโปรแกรม SPSS (ต่อ)

ตาราง จ-1 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างไบโออิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงกับการยืดหรืองอของข้อต่อสะโพก หัวเข่าและข้อเท้า (ต่อ)

		Ah	Af	Ae	Kh	Kf	Ke	Hh	Hf	He
Ke	Pearson Correlation	1.000(**)	-1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	-1.000(**)	1	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)
	Sig. (2-tailed)
	N	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Hh	Pearson Correlation	1.000(**)	-1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	-1.000(**)	1.000(**)	1	1.000(**)	1.000(**)
	Sig. (2-tailed)
	N	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Hf	Pearson Correlation	1.000(**)	-1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	-1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	1	1.000(**)
	Sig. (2-tailed)
	N	2	2	2	2	2	2	2	2	2
He	Pearson Correlation	1.000(**)	-1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	-1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	1
	Sig. (2-tailed)	
	N	2	2	2	2	2	2	2	2	2

** Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

จ4. ผลการวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์จากการทดสอบการเดินในอาสาสมัครชายด้วยโปรแกรม SPSS

ตาราง จ-2 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างไปโออิมพีแคนซ์กับท่าทางการเดินในวงจรการเดินของอาสาสมัครชาย 10 คน

		HS	FF	MST	HO	TOF	ACC	MSW	DEC
HS	Pearson Correlation	1	1.000(**)	.998(**)	.997(**)	.997(**)	.999(**)	.993(**)	.999(**)
	Sig. (2-tailed)		.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000
	N	10	10	10	10	10	10	10	10
FF	Pearson Correlation	1.000(**)	1	.999(**)	.998(**)	.998(**)	.999(**)	.992(**)	.999(**)
	Sig. (2-tailed)	.000		.000	.000	.000	.000	.000	.000
	N	10	10	10	10	10	10	10	10
MST	Pearson Correlation	.998(**)	.999(**)	1	.999(**)	.999(**)	.999(**)	.989(**)	.997(**)
	Sig. (2-tailed)	.000	.000		.000	.000	.000	.000	.000
	N	10	10	10	10	10	10	10	10
HO	Pearson Correlation	.997(**)	.998(**)	.999(**)	1	.999(**)	.999(**)	.994(**)	.998(**)
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000		.000	.000	.000	.000
	N	10	10	10	10	10	10	10	10
TOF	Pearson Correlation	.997(**)	.998(**)	.999(**)	.999(**)	1	.999(**)	.993(**)	.998(**)
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000		.000	.000	.000
	N	10	10	10	10	10	10	10	10

จ4. ผลการวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์จากการทดสอบการเดินในอาสาสมัครชายด้วยโปรแกรม SPSS (ต่อ)

ตาราง จ-2 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างไบโออิมพีแดนซ์กับท่าทางการเดินในวงจรการเดินของอาสาสมัครชาย 10 คน (ต่อ)

		HS	FF	MST	HO	TOF	ACC	MSW	DEC
ACC	Pearson Correlation	.999(**)	.999(**)	.999(**)	.999(**)	.999(**)	1	.993(**)	.999(**)
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000	.000		.000	.000
	N	10	10	10	10	10	10	10	10
MSW	Pearson Correlation	.993(**)	.992(**)	.989(**)	.994(**)	.993(**)	.993(**)	1	.996(**)
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000	.000	.000		.000
	N	10	10	10	10	10	10	10	10
DEC	Pearson Correlation	.999(**)	.999(**)	.997(**)	.998(**)	.998(**)	.999(**)	.996(**)	1
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000	
	N	10	10	10	10	10	10	10	10

** Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed)

ตาราง จ-3 เปรียบเทียบ Paired Samples Statistics ของค่าไบโอมิพีแคนซ์เฉลี่ยกับท่าทางต่างๆ 8 ท่าทางในวงจรการเดินของมนุษย์ในอาสาสมัครชาย

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	HS	126.2781	10	25.20528	7.97061
	FF	126.3604	10	25.15801	7.95566
Pair 2	FF	126.3604	10	25.15801	7.95566
	MST	127.6932	10	25.37722	8.02498
Pair 3	MST	127.6932	10	25.37722	8.02498
	HO	128.2390	10	25.62352	8.10287
Pair 4	HO	128.2390	10	25.62352	8.10287
	TOF	128.4534	10	25.66195	8.11502
Pair 5	TOF	128.4534	10	25.66195	8.11502
	ACC	127.3886	10	25.85329	8.17553
Pair 6	ACC	127.3886	10	25.85329	8.17553
	MSW	119.8302	10	25.81027	8.16192
Pair 7	MSW	119.8302	10	25.81027	8.16192
	DEC	126.3664	10	24.97669	7.89832

ตาราง จ-4 เปรียบเทียบสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ Paired Samples ในอาสาสมัครชาย

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	HS & FF	10	1.000	.000
Pair 2	FF & MST	10	.999	.000
Pair 3	MST & HO	10	.999	.000
Pair 4	HO & TOF	10	.999	.000
Pair 5	TOF & ACC	10	.999	.000
Pair 6	ACC & MSW	10	.993	.000
Pair 7	MSW & DEC	10	.996	.000

ตาราง จ-5 ทดสอบความน่าเชื่อถือของข้อมูลจากความสัมพันธ์ของไป โออิมพีแดนซ์กับวงจรการเดินของมนุษย์ในอาสาสมัครชาย

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
				Lower	Upper			
Pair 1 HS - FF	-.08226	.28702	.09076	-.28758	.12306	-.906	9	.388
Pair 2 FF - MST	-1.33280	1.37412	.43454	-2.31579	-.34981	-3.067	9	.013
Pair 3 MST - HO	-.54580	1.26827	.40106	-1.45307	.36147	-1.361	9	.207
Pair 4 HO - TOF	-.21440	1.18912	.37603	-1.06504	.63624	-.570	9	.583
Pair 5 TOF - ACC	1.06480	1.32436	.41880	.11741	2.01219	2.543	9	.032
Pair 6 ACC - MSW	7.55843	3.12277	.98751	5.32454	9.79232	7.654	9	.000
Pair 7 MSW - DEC	-6.53623	2.35281	.74402	-8.21933	-4.85313	-8.785	9	.000

จ5. ผลการวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์จากการทดสอบการเดินในอาสาสมัครหญิงด้วยโปรแกรม SPSS

ตาราง จ-6 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างไป โออิมพีแดนซ์กับท่าทางการเดินในวงจรการเดินของอาสาสมัครหญิง 10 คน

		HS	FF	MST	HO	TOF	ACC	MSW	DEC
HS	Pearson Correlation	1	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	.999(**)	.999(**)	.997(**)	1.000(**)
	Sig. (2-tailed)		.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000
	N	10	10	10	10	10	10	10	10
FF	Pearson Correlation	1.000(**)	1	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	.998(**)	1.000(**)
	Sig. (2-tailed)	.000		.000	.000	.000	.000	.000	.000
	N	10	10	10	10	10	10	10	10
MST	Pearson Correlation	1.000(**)	1.000(**)	1	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	.998(**)	1.000(**)
	Sig. (2-tailed)	.000	.000		.000	.000	.000	.000	.000
	N	10	10	10	10	10	10	10	10
HO	Pearson Correlation	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	1	1.000(**)	.999(**)	.998(**)	1.000(**)
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000		.000	.000	.000	.000
	N	10	10	10	10	10	10	10	10
TOF	Pearson Correlation	.999(**)	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	1	1.000(**)	.998(**)	.999(**)
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000		.000	.000	.000
	N	10	10	10	10	10	10	10	10

จ5. ผลการวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์จากการทดสอบการเดินในอาสาสมัครหญิงด้วยโปรแกรม SPSS (ต่อ)

ตาราง จ-6 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างไป โออิมพีแดนซ์กับท่าทางการเดินในวงจรการเดินของอาสาสมัครหญิง 10 คน (ต่อ)

		HS	FF	MST	HO	TOF	ACC	MSW	DEC
ACC	Pearson Correlation	.999(**)	1.000(**)	1.000(**)	.999(**)	1.000(**)	1	.998(**)	.999(**)
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000	.000		.000	.000
	N	10	10	10	10	10	10	10	10
MSW	Pearson Correlation	.997(**)	.998(**)	.998(**)	.998(**)	.998(**)	.998(**)	1	.998(**)
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000	.000	.000		.000
	N	10	10	10	10	10	10	10	10
DEC	Pearson Correlation	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	1.000(**)	.999(**)	.999(**)	.998(**)	1
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000	
	N	10	10	10	10	10	10	10	10

** Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

ตาราง จ-7 เปรียบเทียบ Paired Samples Statistics ของค่าไปโออิมพีแดนซ์เฉลี่ยกับท่าทางต่างๆ 8 ท่าทางในวงจรการเดินของมนุษย์ในอาสาสมัครหญิง

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	HS	143.9634	10	36.78838	11.63351
	FF	144.1545	10	36.71597	11.61061
Pair 2	FF	144.1545	10	36.71597	11.61061
	MST	143.9383	10	36.82651	11.64556
Pair 3	MST	143.9383	10	36.82651	11.64556
	HO	144.4697	10	36.67047	11.59622
Pair 4	HO	144.4697	10	36.67047	11.59622
	TOF	145.6431	10	37.08657	11.72780
Pair 5	TOF	145.6431	10	37.08657	11.72780
	ACC	146.1028	10	36.95565	11.68640
Pair 6	ACC	146.1028	10	36.95565	11.68640
	MSW	136.0638	10	36.78236	11.63160
Pair 7	MSW	136.0638	10	36.78236	11.63160
	DEC	143.9568	10	36.70612	11.60749

ตาราง จ-8 เปรียบเทียบสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ Paired Samples ในอาสาสมัครหญิง

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	HS & FF	10	1.000	.000
Pair 2	FF & MST	10	1.000	.000
Pair 3	MST & HO	10	1.000	.000
Pair 4	HO & TOF	10	1.000	.000
Pair 5	TOF & ACC	10	1.000	.000
Pair 6	ACC & MSW	10	.998	.000
Pair 7	MSW & DEC	10	.998	.000

ตาราง จ-9 ทดสอบความน่าเชื่อถือของข้อมูลจากความสัมพันธ์ของไป โออิมพีแดนซ์กับวงจรการเดินของมนุษย์ในอาสาสมัครหญิง

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
				Lower	Upper			
Pair 1 HS - FF	-.19106	.36616	.11579	-.45300	.07088	-1.650	9	.133
Pair 2 FF - MST	.21620	.55029	.17402	-.17746	.60986	1.242	9	.245
Pair 3 MST - HO	-.53140	.43670	.13810	-.84380	-.21900	-3.848	9	.004
Pair 4 HO - TOF	-1.17340	1.15441	.36506	-1.99921	-.34759	-3.214	9	.011
Pair 5 TOF - ACC	-.45970	1.11440	.35240	-1.25690	.33750	-1.304	9	.224
Pair 6 ACC - MSW	10.03900	2.52339	.79797	8.23387	11.84413	12.581	9	.000
Pair 7 MSW - DEC	-7.89300	2.48600	.78614	-9.67138	-6.11462	-10.040	9	.000

จ6. ผลการวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์จากการทดสอบการเดินในอาสาสมัครชายด้วยโปรแกรม SPSS

ตาราง จ-10 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างไป ไอเอ็มพีแดนซ์กับท่าทางการเดินในวงจรการเดินของอาสาสมัครชายและหญิงรวม 20 คน

		HS	FF	MST	HO	TOF	ACC	MSW	DEC
HS	Pearson Correlation	1	1.000(**)	.999(**)	.999(**)	.999(**)	.999(**)	.996(**)	.999(**)
	Sig. (2-tailed)		.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000
	N	20	20	20	20	20	20	20	20
FF	Pearson Correlation	1.000(**)	1	.999(**)	.999(**)	.999(**)	.999(**)	.996(**)	.999(**)
	Sig. (2-tailed)	.000		.000	.000	.000	.000	.000	.000
	N	20	20	20	20	20	20	20	20
MST	Pearson Correlation	.999(**)	.999(**)	1	1.000(**)	.999(**)	.999(**)	.996(**)	.999(**)
	Sig. (2-tailed)	.000	.000		.000	.000	.000	.000	.000
	N	20	20	20	20	20	20	20	20
HO	Pearson Correlation	.999(**)	.999(**)	1.000(**)	1	.999(**)	.999(**)	.997(**)	.999(**)
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000		.000	.000	.000	.000
	N	20	20	20	20	20	20	20	20
TOF	Pearson Correlation	.999(**)	.999(**)	.999(**)	.999(**)	1	.999(**)	.996(**)	.999(**)
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000		.000	.000	.000
	N	20	20	20	20	20	20	20	20

จ6. ผลการวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์จากการทดสอบการเดินในอาสาสมัครชายด้วยโปรแกรม SPSS (ต่อ)
 ตาราง จ-10 ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ระหว่างไป โออิมพีแดนซ์กับท่าทางการเดินในวงจรการเดินของอาสาสมัครชายและหญิงรวม 20 คน (ต่อ)

		HS	FF	MST	HO	TOF	ACC	MSW	DEC
ACC	Pearson Correlation	.999(**)	.999(**)	.999(**)	.999(**)	.999(**)	1	.996(**)	.999(**)
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000	.000		.000	.000
	N	20	20	20	20	20	20	20	20
MSW	Pearson Correlation	.996(**)	.996(**)	.996(**)	.997(**)	.996(**)	.996(**)	1	.997(**)
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000	.000	.000		.000
	N	20	20	20	20	20	20	20	20
DEC	Pearson Correlation	.999(**)	.999(**)	.999(**)	.999(**)	.999(**)	.999(**)	.997(**)	1
	Sig. (2-tailed)	.000	.000	.000	.000	.000	.000	.000	
	N	20	20	20	20	20	20	20	20

** Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

ตาราง จ-11 เปรียบเทียบ Paired Samples Statistics ของค่าไปโออิมพีแดนซ์เฉลี่ยกับท่าทางต่างๆ 8 ท่าทางในวงจรการเดินของมนุษย์ในอาสาสมัครชายและหญิง

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	HS	135.1208	20	32.00499	7.15653
	FF	135.2575	20	31.96383	7.14733
Pair 2	FF	135.2575	20	31.96383	7.14733
	MST	135.8158	20	31.88901	7.13060
Pair 3	MST	135.8158	20	31.88901	7.13060
	HO	136.3544	20	31.89520	7.13198
Pair 4	HO	136.3544	20	31.89520	7.13198
	TOF	137.0483	20	32.26777	7.21529
Pair 5	TOF	137.0483	20	32.26777	7.21529
	ACC	136.7457	20	32.49139	7.26530
Pair 6	ACC	136.7457	20	32.49139	7.26530
	MSW	127.9470	20	32.02767	7.16160
Pair 7	MSW	127.9470	20	32.02767	7.16160
	DEC	135.1616	20	31.86128	7.12440

ตาราง จ-12 เปรียบเทียบสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ Paired Samples ในอาสาสมัครชายและหญิง

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	HS & FF	20	1.000	.000
Pair 2	FF & MST	20	.999	.000
Pair 3	MST & HO	20	1.000	.000
Pair 4	HO & TOF	20	.999	.000
Pair 5	TOF & ACC	20	.999	.000
Pair 6	ACC & MSW	20	.996	.000
Pair 7	MSW & DEC	20	.997	.000

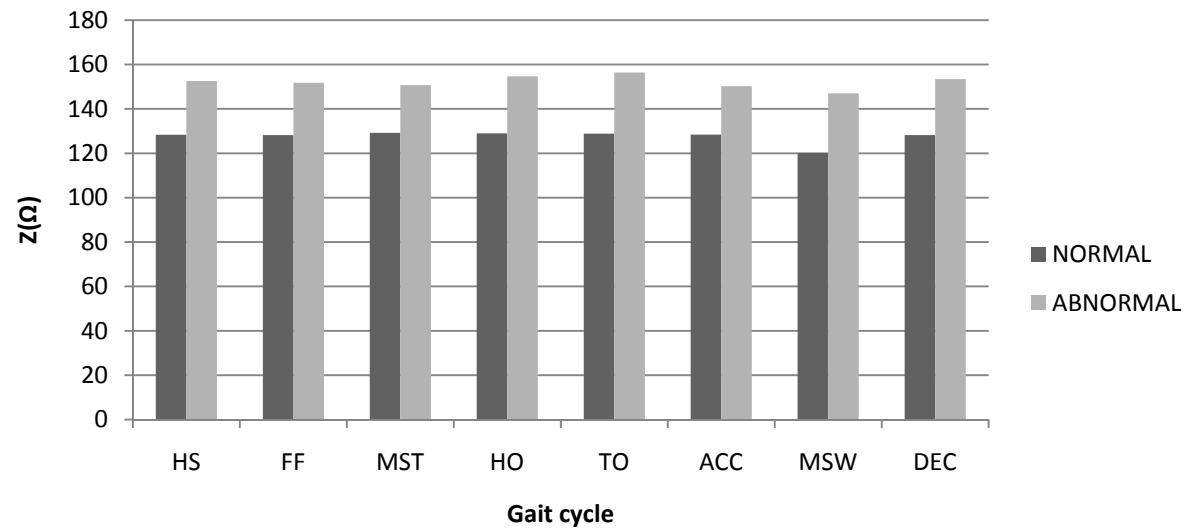
ตาราง จ-13 ทดสอบความน่าเชื่อถือของข้อมูลจากความสัมพันธ์ของไบโออิมพีแดนซ์กับวงจรการเดินของมนุษย์ในอาสาสมัครชายและหญิง

	Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)
	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
	Lower	Upper	Lower	Upper	Lower	Upper	Lower	Upper
Pair 1 HS - FF	-.13666	.32503	.07268	-.28878	.01546	-1.880	19	.075
Pair 2 FF - MST	-.55830	1.29201	.28890	-1.16298	.04638	-1.932	19	.068
Pair 3 MST - HO	-.53860	.92321	.20644	-.97068	-.10652	-2.609	19	.017
Pair 4 HO - TOF	-.69390	1.24220	.27777	-1.27527	-.11253	-2.498	19	.022
Pair 5 TOF - ACC	.30255	1.42502	.31864	-.36438	.96948	.949	19	.354
Pair 6 ACC - MSW	8.79872	3.04215	.68025	7.37495	10.22248	12.935	19	.000
Pair 7 MSW - DEC	-7.21462	2.45644	.54928	-8.36426	-6.06497	-13.135	19	.000

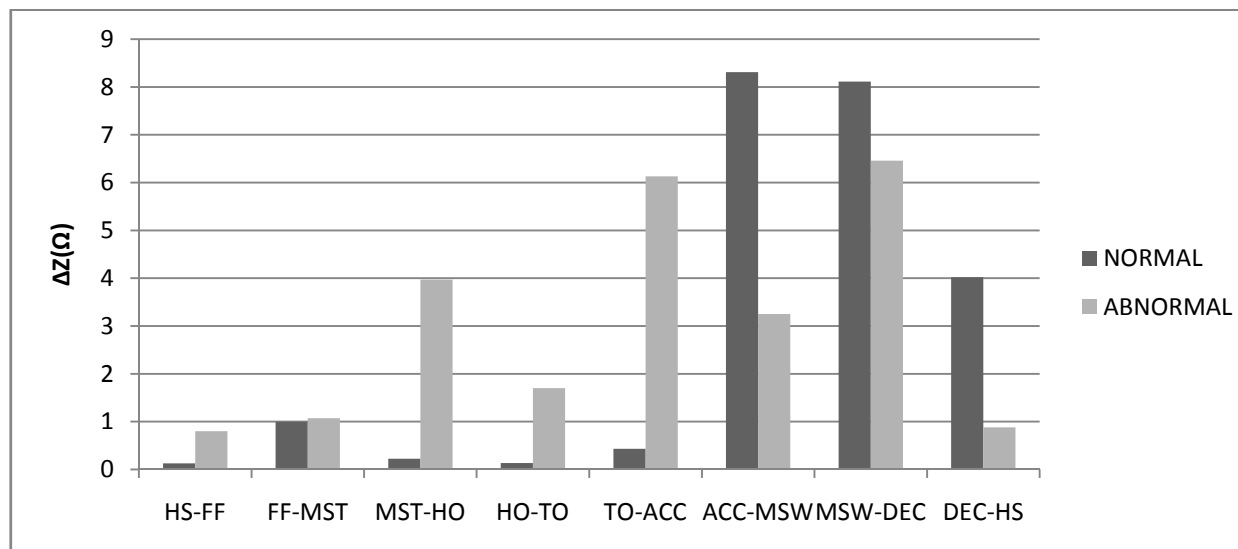
จ7. ข้อมูลค่าเฉลี่ยไบโออิมพีแดนซ์ 10 การทำซ้ำ ของอาสาสมัครที่เดินผิดปกติ 1 คน

	General Data			Bio-impedance (Ω)							
	High (cm)	Weigh (kg)	Age (year)	Heel Strike	Foot Flat	Mid Stance	Heel Off	Toe Off	Acceleration	Mid Swing	Deceleration
Volunteer1 (Abnormal)	170	60	24	152.6	151.8	150.73	154.7	156.40	150.27	147.02	153.48

จ8. เปรียบเทียบค่าเฉลี่ยไบโออิมพีแดนซ์ 10 การทำซ้ำ ของอาสาสมัครที่เดินผิดปกติ 1 คน คนที่มีการเดินปกติ



จ9. เปรียบเทียบค่าผลต่างการเปลี่ยนแปลงไบโอมิพีแคนซ์ 10 การทำซ้ำ ของอาสาสมัครที่เดินผิดปกติ 1 คน กับคนที่มีการเดินปกติ



จ10. เปรียบเทียบกลไกการเปลี่ยนแปลงมุมของข้อต่อในวงจรการเดินกับการเปลี่ยนแปลงไบโออิมพีแดนซ์ในอาสาสมัคร

Gait cycle	Hip (°)	Knee (°)	Ankle (°)	Bio-impedance trends
Heel strike	Flex 23	Fully extend	Neutral	Increase
Foot flat	Flex 23	Flex 20	Planarflex 15	Decrease
Mid stance	Flex 10	Flex 10	Dorsiflex 3	Increase
Heel off	Hyperextend 10	Flex 2	Dorsiflex 15	Decrease
Toe off	Flex 10	Flex 40	Planarflex 20	Increase
Acceleration	Flex 5	Flex 65	Neutral	Decrease
Mid swing	Flex 25	Flex 65	Neutral	Decrease
Deceleration	Flex 25	Fully extend	Neutral	Increase

ผลการทดลอง พบว่า กลไกการเปลี่ยนแปลงไบโออิมพีแดนซ์จะสัมพันธ์กับมุมของข้อต่อ เนื่องจากตำแหน่งติดตั้งขั้วไฟฟ้าในงานวิจัยนี้มีการติดตั้งวงจรถ่ายสัญญาณคร่อมตำแหน่งข้อต่อหัวเข่าทุกช่องสัญญาณตรวจวัด ดังนั้น ลักษณะเด่นของสัญญาณจะถูกแสดงด้วยขนาดที่เพิ่มขึ้นและลดลง ดังแสดงใน จ.10 ซึ่งแสดงให้เห็นในท่า mid stance ค่าของสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์จะมีค่าเพิ่มขึ้น เนื่องจากข้อต่อสะโพก หัวเข่า และข้อเท้า ถูกยืดออกทำให้ค่าไบโออิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงในเนื้อเยื่อเนื่องจากการยืดออกทำให้การเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแดนซ์เพิ่มมากขึ้นดังภาพประกอบที่ 2-9 และสมการที่ 2.7 ในทางเดียวกันเมื่อพิจารณาในท่า mid swing ค่าของสัญญาณไบโออิมพีแดนซ์จะมีค่าลดลง เนื่องจากข้อต่อสะโพก หัวเข่า และข้อเท้า ถูกงอเข้าทำให้ค่าไบโออิมพีแดนซ์ที่เปลี่ยนแปลงในเนื้อเยื่อเนื่องจากการงอเข้าทำให้การเปลี่ยนแปลงค่าอิมพีแดนซ์ลดลงดังภาพประกอบที่ 2-9 และสมการที่ 2.7

ประวัติผู้เขียน

ชื่อ สกุล	นายคมกริชณ์ ศรีพันธ์	
รหัสประจำตัวนักศึกษา	5110120072	
วุฒิการศึกษา		
	วุฒิ	ชื่อสถาบัน
	วิศวกรรมศาสตรบัณฑิต (วิศวกรรมไฟฟ้า)	มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์
		ปีที่สำเร็จการศึกษา
		2550

ทุนการศึกษา (ที่ได้รับในระหว่างการศึกษา)

ทุนผู้ช่วยวิจัย คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยสงขลานครินทร์

การตีพิมพ์และเผยแพร่ผลงาน

K.Seepan, B.Wongkittisuksa, P.Phukpattranont and S.Tanhanuch. 2009. "An investigation of gait analysis using bioimpedance technique". 2nd *Biomedical Engineering International Conference*. August 13-14, 191-194.