



ระบบติดตามโพรคอนทำงานออฟฟิศโดยใช้กล้อง Kinect

นายภูจนา ปาลิยะวรรัตน์

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาเทคโนโลยีสารสนเทศ
คณะเทคโนโลยีสารสนเทศ
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าชั้นบุรี
ปีการศึกษา 2557

ระบบติดตามโครงการทำงานออฟฟิศโดยใช้กล้อง Kinect

นายภูจนา ปานิยัชธรรม บธ.บ. (ระบบสารสนเทศธุรกิจ)

วิทยานิพนธ์นี้เป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร
วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาเทคโนโลยีสารสนเทศ
คณะเทคโนโลยีสารสนเทศ
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี
ปีการศึกษา 2557

คณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์

..... ประธานกรรมการวิทยานิพนธ์
(ผศ. ดร.บันทิต วรรธนาภา)

..... กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์
(ผศ. ดร.ชาคริต นุกูลกิจ)

..... กรรมการและอาจารย์ที่ปรึกษาวิทยานิพนธ์ร่วม
(ผศ. ดร.พรชัย มงคลนาม)

..... กรรมการ
(ผศ. ดร.ณรงค์ฤทธิ์ วรารณ์)

..... กรรมการ
(ดร.ทรงพล องค์วัฒนกุล)

ลิขสิทธิ์ของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี

หัวข้อวิทยานิพนธ์	ระบบติดตามโรคคนทำงานออฟฟิศโดยใช้กล้อง Kinect
หน่วยกิต	12
ผู้เขียน	นายภูจนา ปาลิยะวรรษ
อาจารย์ที่ปรึกษา	ผศ.ดร. ชาคริตา นุกูลกิจ ผศ.ดร. พrushy มงคลนาม
หลักสูตร	วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต
สาขาวิชา	เทคโนโลยีสารสนเทศ
ภาควิชา	เทคโนโลยีสารสนเทศ
คณะ	คณะเทคโนโลยีสารสนเทศ
ปีการศึกษา	2557

บทคัดย่อ

ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยได้นำเสนอระบบสำหรับติดตามพฤติกรรมการนั่งของผู้ทำงาน เพื่อป้องกันโรคคนทำงานออฟฟิศ โดยงานวิจัยได้มุ่งเน้นไปที่การตรวจจับการนั่งนิ่งๆ เป็นระยะเวลานาน โดยอาศัยการจำแนกทางเหมือนข้อมูลกับข้อมูลโครงสร้างที่ตรวจจับจากกล้อง Kinect ที่ถูกติดตั้งในสถานที่ทำงาน ระบบจะรับข้อมูลและการจำแนกประเภท ว่าผู้ใช้กำลังอยู่ใน哪ๆ หรือการเคลื่อนไหว ประสิทธิภาพของตัวจำแนกที่สร้างขึ้นด้วยวิธีต่างๆ อาทิ Decision Tree, Neural Network, Naïve Bayes, และ K-Nearest Neighbor ได้ถูกนำมาเปรียบเทียบเพื่อหาตัวจำแนกที่ทำงานได้มีประสิทธิภาพที่สุด ระบบที่นำเสนอสามารถตรวจจับท่าทางของมนุษย์ได้ที่ความแม่นยำ 97% และสามารถให้ผลตอบกลับจากรอบแก่ผู้ใช้ โดยอิงตามระดับความเสี่ยงทางสุขภาพตามหลักการยศาสตร์ นอกจากนี้ ระบบที่นำเสนออย่างตรวจจับท่านั่งที่มีคุณลักษณะ ได้ โดยอาศัยทฤษฎีบททางคณิตศาสตร์ ได้แก่ ระบบพิกัดรูปทรงกลม และเรขาคณิต ในการอ่านองค์ร่างกาย และงานวิจัยนี้ ยังครอบคลุมถึงการพัฒนาเครื่องแข็งแกร่งเตือนด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ และการใช้เทคนิคการสร้างโวนภาพเพื่อออกรายงานสุขภาพ

คำสำคัญ: สารสนเทศเพื่อสุขภาพและการแพทย์ / การยาสตร์ / โรคคนทำงานออฟฟิศ / กล้อง Kinect / การจดจำท่าทางของมนุษย์ / การจำแนก / การอ่านท่าทางของมนุษย์ / การสร้างมโนภาพ

Thesis Title	Office Workers Syndrome Monitoring Using Kinect
Thesis Credits	12
Candidate	Mr. Pujana Paliyawan
Thesis Advisors	Asst. Prof. Dr. Chakarida Nukoolkit Asst. Prof. Dr. Pornchai Mongkolnam
Program	Master of Science
Field of Study	Information Technology
Department	Information Technology
Faculty	School of Information Technology
Academic Year	2014

Abstract

In this paper, we propose a system for sitting monitoring an office worker to prevent office workers syndrome. This research has focused on detection of prolonged sitting of office workers by performing data mining classification on the real-time skeleton data stream captured by a single Kinect camera set up in an office worker's work station area. The system classifies the input stream into sequences of stills or moves. The performance of several classification methods such as decision tree, neural network, naive Bayes, and k-Nearest Neighbors are compared in order to acquire the optimal classifier. The proposed system can effectively monitor the user's postures with 97% accuracy and give the user real-time feedback based on the three levels of healthy in ergonomics. In addition, the proposed system detects unhealthy sitting posture using mathematic theorems which are spherical coordinate system and geometry for translating human body angle translation. And this research also includes development of an alerting device using a microcontroller, and provision of data visualization for a useful health summary report.

Keywords: Health and Medical Informatics / Ergonomics / Office Workers Syndrome / Kinect Camera / Human Gesture Recognition / Classification / Posture Translation / Visualization

กิตติกรรมประกาศ

วิทยานิพนธ์นี้สำเร็จลุล่วงได้ด้วยความกรุณาจากอาจารย์ พศ.ดร. ชาคริดา นุกูลกิจ ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษา และอาจารย์ พศ.ดร. พรชัย มงคลนาม ผู้เป็นอาจารย์ที่ปรึกษาร่วม ซึ่งทั้งสองท่านได้ให้คำแนะนำ ข้อเสนอแนะ ตลอดจนช่วยแก้ไขปัญหาและข้อบกพร่องต่างๆ มาโดยตลอด กระทั้งงานวิจัย ได้เสริมสมบูรณ์ และสามารถตีพิมพ์ผลงานทางวิชาการ ได้สำเร็จลุล่วง ผู้วิจัยจึงขอกราบขอบพระคุณ อาจารย์ทั้งสองเป็นอย่างสูง

ผู้วิจัยขอบพระคุณ อาจารย์ พศ.ดร. บัณฑิต วรรธนาภา อาจารย์ พศ.ดร. ณรงค์ฤทธิ์ วรากarn และ อาจารย์ ดร. ทรงพล องค์วัฒนกุล ผู้เป็นคณะกรรมการสอบวิทยานิพนธ์ ซึ่งกรรมการทุกท่านได้ให้คำแนะนำ และเสนอแนวคิดอันมีค่า ที่ช่วยปรับปรุงแก้ไข และพัฒนาวิทยานิพนธ์นี้ให้มีคุณภาพยิ่งขึ้น

ผู้วิจัยขอบพระคุณ รศ.พญ. ปิยะภัทร เเดชประชารัตน์ ผู้เชี่ยวชาญด้านเวชศาสตร์ฟื้นฟูคณะ แพทยศาสตร์ศิริราชพยาบาล ที่ให้ความกรุณาในการประเมินระบบ และให้ข้อเสนอแนะ แนวทางแก่ การพัฒนาต่อในอนาคต

ผู้วิจัยขอบพระคุณคณาจารย์ท่านอื่นๆ ในคณะเทคโนโลยีสารสนเทศ รวมถึงรุ่นพี่ และเจ้าหน้าที่ในคณะ สำหรับการช่วยเหลือ โดยเฉพาะในเรื่องเงินทุนสนับสนุนงานวิจัยที่เปิดโอกาสให้ผู้วิจัยสามารถนำผลงานไปนำเสนอในเวทีวิชาการระดับนานาชาติได้

ผู้วิจัยขอบคุณเจ้าหน้าที่ และนักศึกษาวิจัยในห้องปฏิบัติการ D-LAB สำหรับความรู้ ทักษะต่างๆ ที่ช่วยให้ผู้วิจัยสามารถสร้างสรรค์ระบบขึ้นได้ และขอบคุณที่ทางห้องปฏิบัติการ ให้ยืมกล้อง Kinect สำหรับใช้ในงานวิจัย

ผู้วิจัยขอบคุณ โครงการส่งเสริมการวิจัยในอุดมศึกษาและพัฒนาหัววิทยาลัยวิจัยแห่งชาติ สำนักงานคณะกรรมการการอุดมศึกษา ที่ให้การสนับสนุนงานวิจัย

ผู้วิจัยขอบคุณผู้ให้ความช่วยเหลือในการปรับแก้ภาษาอังกฤษ เพื่อการส่งผลงานเพื่อตีพิมพ์ในระดับนานาชาติ อันประกอบด้วย Mr. Anthony French ผู้ให้ความช่วยเหลือในงาน ECTI-CON 2014 และ Mr. David H. Cook กับ Mr. John F. Lawry จากฝ่าย ELCS ของ SIT ผู้ให้ความช่วยเหลือในงาน APCC2014

ผู้วิจัยขอขอบคุณอาจารย์ ดร. อนันต์ โอลสติกิลป์ อารย์อักษร ทิมประเสริฐ และคุณปรินทร์ อัคร อุปพันธ์ ที่ให้การสอนสั่งเรื่องการใช้งานในโครค่อน โทรลเลอร์ และให้ความช่วยเหลือในการสร้าง เครื่องแจ้งเตือน Pos-Monitor

ผู้วิจัยขอขอบคุณอาจารย์ธีรชาติ ชยากรณ์ และคณาจารย์ท่านอื่นๆ จากมหาวิทยาลัยอัสสัมชัญ สำหรับ ความช่วยเหลือในด้านเทคนิคต่างๆ เช่น ทฤษฎีสี และกราฟฟิก ในส่วน Visualization

ผู้วิจัยขอขอบคุณนายสุรชัย ปัญญาธารกุล บิดาของข้าพเจ้า และนายชลิต สกุลมนติ เพื่อนสนิท ผู้ให้ ความช่วยเหลือในด้านกราฟฟิกและการวางแผนประกอบต่างๆ

ผู้วิจัยขอขอบคุณอาจารย์ พศ.ดร. มงคล ธีระวรัญญ ผู้ให้ข้อมูลและคำแนะนำในเรื่องօอฟฟิศชิน โคลร์ และการยกสารตัว

ผู้วิจัยขอขอบคุณอาสาสมัครทุกท่าน โดยเฉพาะคุณครูชุดีกร ผิวขาว จากโรงเรียนลาซาล ที่ช่วยหา อาสาสมัคร ทำให้ผู้วิจัยสามารถเก็บข้อมูลตัวอย่าง ได้เพียงพอความต้องการ

ผู้วิจัยขอขอบคุณทุกคนในครอบครัว ที่เคยช่วยเหลือ และเป็นกำลังใจให้ตลอดมา

สุดท้ายนี้ ผู้วิจัยขอกล่าวว่า วิทยานิพนธ์และงานวิจัยนี้ คงไม่อาจสำเร็จได้ หากขาดความกรุณาจากทุก ท่าน ผู้วิจัยรู้สึกซาบซึ้งใจในน้ำใจของทุกท่านเป็นอย่างยิ่ง และกราบขอบคุณทุกท่านอีกครั้ง ณ ที่นี่

สารบัญ

หน้า

หน้าอนุมติ	ก
บทคัดย่อภาษาไทย	ข
บทคัดย่อภาษาอังกฤษ	ค
กิตติกรรมประกาศ	ง
สารบัญ	น
รายการตาราง	ญ
รายการรูปประกอบ	ฎ

บทที่

1. บทนำ	1
1.1 ความสำคัญและที่มาของงานวิจัย	1
1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย	2
1.3 ประโยชน์และผลที่คาดว่าจะได้รับจากการวิจัย	2
1.4 ขอบเขตงานวิจัย	2
1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน	3
1.6 แผนการดำเนินงานวิจัย	4
 2. การทบทวนวรรณกรรม	5
2.1 เทคโนโลยีที่ใช้ในการติดตามสุขภาพ	5
และเทคโนโลยีสำหรับการจดจำท่าทางของมนุษย์	
2.1.1 ก่อนปี 2005	5
2.1.2 ช่วงปี 2005	6
2.1.3 ช่วงปี 2006 - 2008	6
2.1.4 ช่วงปี 2009	7
2.1.5 ช่วงปี 2010	8
2.1.6 ช่วงปี 2011	10
2.1.7 ช่วงปี 2012	14
2.1.8 ช่วงปี 2013	18
2.1.9 ข้อสรุปรีวิวของเทคโนโลยีที่ใช้ในการติดตามสุขภาพ	19

	หน้า
2.2 กล้อง Kinect	21
2.2.1 เวอร์ชันของกล้อง Kinect	21
2.2.2 ส่วนประกอบและความสามารถของกล้อง Kinect	22
2.2.3 ชุดเครื่องมือพัฒนาซอฟต์แวร์สำหรับ Kinect	23
2.2.4 การประมวลผลภาพของกล้อง Kinect โดย Microsoft SDK	24
2.2.5 คุณสมบัติพิเศษใน Microsoft SDK	27
2.3 โภคคนทำงานออฟฟิศและการยาสตร์	29
2.3.1 โภคคนทำงานออฟฟิศ	29
2.3.2 การยาสตร์	35
2.3.3 ข้อสรุปเรื่องโภคคนทำงานออฟฟิศและการยาสตร์	39
3. ขั้นตอนการทำวิจัย	40
3.1 ข้อมูลทั่วไปของงานวิจัย	40
3.1.1 ภาพรวมของงานวิจัย	40
3.1.2 การติดตั้งระบบ	40
3.1.3 การตั้งค่าในแอพพลิเคชัน	42
3.1.4 ประเด็นอื่นๆ ของระบบ	43
3.2 การตรวจจับการนั่งนิ่ง	44
3.2.1 การเก็บข้อมูลตัวอย่าง	44
3.2.2 การทำ Normalization	46
3.2.3 การเลือกคุณลักษณะ (Feature Selection)	48
3.2.4 วิธีการจำแนก (Classification Methods)	49
3.3 การตรวจจับท่าทางที่ไม่ถูกหลอกการยาสตร์	50
3.3.1 ทฤษฎีบททางคณิตศาสตร์เพื่อการอ่านองคาร่างกาย	50
3.3.2 การอ่านองคาร่างกายกับกล้อง Kinect	54
3.3.3 การตรวจจับท่าทาง	55
3.3.4 การกรองสัญญาณรบกวน	59
3.3.5 การวัดผลการตรวจจับท่าทาง	61
3.4 การให้ผลตอบกลับและการออกรายงาน	62
3.4.1 ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพ (Health Risk Level)	62

	หน้า
3.4.2 คะแนนความเสี่ยงโดยรวม (Total Risk Score)	64
และระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม (Total Health Risk Level)	
3.4.3 การให้ผลตอบกลับแบบเรียลไทม์ (Real-Time Feedback)	66
3.4.4 การออกรายงานสุขภาพ (Summary Report)	69
4. ผลการวิจัย	76
4.1 การตรวจจับการนั่งนิ่ง	76
4.1.1 การเดือกคุณลักษณะ	76
4.1.2 การจำแนก	78
4.2 การตรวจจับท่าทาง	82
4.3 การใช้งาน และระดับการยอมรับ	84
4.4 อภิปรายผล	85
4.4.1 ข้อจำกัดด้านทัศวิสัย	85
4.4.2 อิทธิพลของท่าทางเริ่มต้น	86
4.4.3 ความอ่อนไหวต่อแกน Z (Sensitivity to Z-Axis)	86
4.4.4 การประเมินผลการสร้างโมโนภาค	86
4.5 การประเมินระบบโดยผู้เชี่ยวชาญ	89
4.5.1 ประเด็นทั่วไป	89
4.5.2 การประเมินผลการสร้างโมโนภาค	89
4.5.3 คะแนนและระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม	90
4.5.4 ความเห็นเรื่องการกรองสัญญาณรบกวน	90
4.5.5 การวัดความพิดพลด้วยบากและเชิงลบของโมเดล	90
5. สรุปผลการวิจัย	91
5.1 ผลสรุป	91
5.2 แนวทางการวิจัยในอนาคต	92
5.2.1 การขยายปีกด้านนักในการตรวจจับ	93
5.2.2 การลดต้นทุนของระบบ และการเปลี่ยนไปใช้เทคโนโลยีอื่นๆ	93
5.2.3 การประเมิน “การติดตั้งระบบที่แนะนำ”	94
5.2.4 แนวทางการประเมินผลการสร้างโมโนภาค	96
5.2.5 การกำหนด Buffer Time ในการกรองสัญญาณรบกวน	97

	หน้า
เอกสารอ้างอิง	98
ภาคผนวก	115
ก. เทคโนโลยีที่ใช้ในการติดตามสุขภาพ	115
และเทคโนโลยีสำหรับการจดจำท่าทางของมนุษย์	
ข. เครื่องแข็งตีอน	121
ค. การปรึกษาแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ เพื่อรับการประเมินและขอความเห็นเกี่ยวกับระบบ	123
ประวัติผู้วิจัย	127

รายการตาราง

ตาราง	หน้า
2.1 ตาราง Unusual Event	9
2.2 เปรียบเทียบเทคโนโลยีการติดตามสุขภาพ	15
2.3 เปรียบเทียบระบบตรวจจับการล้มแบบต่างๆ	17
2.4 ความสามารถของกล้อง Kinect	23
2.5 พารามิเตอร์ 5 ค่า ของ Smoothing	28
3.1 การติดตั้งที่แนะนำ	41
3.2 พารามิเตอร์ในการปรับ Smoothing	42
4.1 อัตราความแม่นยำในการจำแนก เพื่อตรวจจับการนั่งนิ่ง ที่อาศัยดูบนร่างกาย { Head_Dist_Avg, ElbowLeft_Dist_Avg, ElbowRight_Dist_Avg}	79
4.2 ข้อมูลความถูกต้องและความผิดพลาดในการตรวจจับการนั่งนิ่ง	80
4.3 อัตราความแม่นยำในการตรวจจับท่าทาง	82
4.4 อัตราความแม่นยำในการตรวจจับท่าทาง ที่ถูกแปลงรูป	83
4.5 ค่าความผิดพลาดอย่างมีนัยยะสำคัญ จากการใช้ Independent Samples T-test หากว่ามีผลพันธ์จะว่าตัวแปร	84
4.6 ข้อมูลเรื่องการใช้งาน และระดับการยอมรับ	84
4.7 สัดส่วนการคำนวณความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม	90
5.1 ความแม่นยำและการนำไปใช้ ของการติดตั้งระบบแบบต่างๆ	95
ก.1 เปรียบเทียบเทคโนโลยีการติดตามสุขภาพผู้ที่นั่งทำงาน	119
ก.2 เปรียบเทียบเทคโนโลยีการติดตามสุขภาพผู้ที่นั่งทำงาน (ต่อ)	120

รายการรูปประกอบ

รูป	หน้า
1.1 แผนการดำเนินงานวิจัย	4
2.1 เทคโนโลยีการตรวจวัดความถี่ก	6
2.2 การตรวจจับท่านั่งขณะทำงาน	6
2.3 แอพพลิเคชั่น Milo & Kate	7
2.4 การเปรียบเทียบข้อมูลที่อ่านได้กับข้อมูลตัวอย่าง	8
2.5 ระบบ Voodoo Tracking	9
2.6 การตรวจจับการลืม	9
2.7 เก้าอี้การยาสตร์	10
2.8 การจำแนกท่าทางของมนุษย์โดยใช้ Accelerometer ในมือถือ	10
2.9 ห้องลองเสื่อผ้าเสมือน	11
2.10 นักบำบัดเสมือน SimSensei	11
2.11 การควบคุม Humanoid Robot ผ่านทางกล้อง Kinect	11
2.12 การติดตามพฤติกรรมก้าวเดินในเด็ก	12
2.13 การตรวจจับท่าทางของมนุษย์	12
2.14 ระบบควบคุมรูปภาพ โดยปราศจากการสัมผัส	13
2.15 เก้าอี้อัจฉริยะ	13
2.16 Super Mirror เพื่อฝึกสอนการเต้นรำแก่นักเต้นบัดเล่ย	14
2.17 การติดตั้งกล้อง Kinect หลายตัวเพื่อประกอบโครงสร้างร่างมนุษย์	15
2.18 เทคโนโลยีการติดตามสุขภาพ	16
2.19 SEPTIMU	17
2.20 การตรวจจับใบหน้าด้วยกล้อง Logitech Webcam	18
2.21 การใช้ Fast Mocap สร้างกราฟิก 3 มิติ	18
2.22 หุ่นยนต์ที่ใช้ข้อมูลจากกล้อง Kinect เพื่อคาดคะเนพฤติกรรมในอนาคตของมนุษย์	19
2.23 การติดตามท่าทางขณะนั่งทำงาน	19
2.24 Project Natal ในงานสัมมนา E3 2009 Microsoft	21
2.25 Kinect for Xbox360	21
2.26 Kinect for Windows	22
2.27 Kinect 2.0	22

รูป	หน้า
2.28 ส่วนประกอบของกล้อง Kinect	23
2.29 การทำงานของกล้อง Kinect	24
2.30 ข้อมูลความลึก	25
2.31 ข้อมูลโครงร่าง	25
2.32 พิกัดของ Kinect	26
2.33 โลกแห่งความเป็นจริง และข้อมูลโครงร่าง: ผู้ใช้ยกแขนขวา ข้อมูลภาพสี RGB และข้อมูลความลึกที่ออกมานะ: ผู้ใช้ยกแขนซ้าย	26
2.34 ข้อมูลความลึก และข้อมูลภาพสีที่จับได้จากกล้อง Kinect ในห้องที่ปิดไฟ	27
2.35 Default Mode และ Seated Mode	27
2.36 ท่านั่งที่เหมาะสม	37
2.37 ท่านั่งที่เหมาะสม และท่านั่งที่ไม่เหมาะสม	37
2.38 องศาคอที่ถือว่าอยู่ในระดับปกติ ตามหลัก RULA	38
2.39 องค์การนิติตัวที่ถือว่าอยู่ในระดับปกติ ตามหลักของ Keyserling et al. (ภาพซ้าย)	38
3.1 ภาพรวมของงานวิจัย	40
3.2 การติดตั้งที่แนะนำ	41
3.3 ภาพที่เห็นจากกล้อง Kinect	42
3.4 ขั้นตอนการสร้างตัวจำแนก เพื่อการตรวจจับการนั่งนิ่ง	44
3.5 คุณลักษณะ (Feature) ต่างๆของฟีด	45
3.6 การหา Euclidian Distance ของจุดทั้ว	46
3.7 การหา Normalized Euclidian Distance ของจุดทั้ว	47
3.8 การเปลี่ยน Feed เป็น Training Data Set	47
3.9 คุณลักษณะต่างๆ ของชุดข้อมูลฝึกฝน	48
3.10 ระบบพิกัดรูปทรงกลมบนพิกัดของกล้อง Kinect	51
3.11 สี่เหลี่ยมลูกบาศก์ที่สร้างจากจุด 2 จุด บนพิกัด X, Y, Z	52
3.12 สามเหลี่ยมกับกฎของโโคไชน์	52
3.13 การใช้กฎของโโคไชน์ คำนุมต่างๆของสามเหลี่ยม	53
3.14 สามเหลี่ยมนูนจาก และสมบัติของมุม	54
3.15 เมื่อแทนค่า α ในสมการองศาสตร์วัยแกนต่างๆ	54
3.16 การวัดองศาของผู้ใช้	55
3.17 การคำนวณองศาของพิกัด 3 มิติ	56

รูป	หน้า
3.18 การวัดองศาการหันของผู้ไข้	57
3.19 การคำนวณองศาการหันบนพิกัด 3 มิติ	57
3.20 ความสูง (<i>Y</i>) ของ <i>Head</i> และ <i>ShoulderCenter</i> ระหว่างการนั่งกับการยืน	58
3.21 การเปลี่ยนแปลงสถานะที่สำเร็จ	60
3.22 การเปลี่ยนแปลงสถานะที่ไม่สำเร็จ (การกรองสัญญาณรบกวน)	60
3.23 การคำนวณคะแนนความเสี่ยงโดยรวม	64
3.24 ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพของการนั่งนี้ การก้มหน้า และการบิดตัว	65
3.25 ความเป็นสม�性ของระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม	65
3.26 สีชาดสด (Vivid Vermilion) [239, 64, 0] ที่ได้จากการผสมสี	66
3.27 แอพพลิเคชันสำหรับการติดตามโรคคนทำงานออฟฟิศ	67
3.28 หน้าจออนิเตอร์ที่แสดงผลการตรวจจับ	67
3.29 เครื่องแจ้งเตือน Pos-Monitor	68
3.30 รายงานสุขภาพประจำวัน ที่มีช่วงของเฟรมเวลาต่างๆ	69
3.31 รายงานสรุปแบบละเอียด ที่มีช่วงของเฟรมเวลาเท่ากับ 5 นาที	70
3.32 การนำมาส์ไฟชี เพื่อดูรายละเอียดเพิ่มเติม	70
3.33 รายงานสรุปแบบละเอียด แบบแนวอน	71
3.34 “การนั่งนิ่ง” ของ Vector Man	72
3.35 “การก้มหน้า” ของ Vector Man	72
3.36 “การบิดตัว” ของ Vector Man	72
3.37 ท่าทางอื่นๆ ของ Vector Man	72
3.38 รายงานสรุปแบบย่อด้วยไอคอนแบบปกติ	73
3.39 รายงานสรุปแบบย่อด้วยไอคอนแบบเล็ก	73
3.40 รายงานสรุปท่าทาง	74
3.41 แผนภูมิวงกลม ที่สรุปปริมาณเวลาของท่าทางต่างๆ	74
3.42 แผนภูมิวงกลม ที่สรุประดับความเสี่ยงทางสุขภาพของการนั่งนี้	75
3.43 แนวโน้มความเสี่ยงทางสุขภาพ ในระยะเวลา 15 วัน	75
4.1 Independent Samples T-test ในโปรแกรม SAS Enterprise Guide	76
4.2 D-Tree ที่สร้างจากคุณลักษณะทั้งหมด	77
4.3 Normalized Importance ที่ได้จากการสร้างโมเดลด้วย Neural Network ในโปรแกรม SPSS	77

รูป	หน้า
4.4 Boxplot ที่แสดงผลต่างใน ElbowLeft_Dist_Avg ระหว่างข้อมูล 2 ประเภท	78
4.5 สายงานที่ได้ตัวจำแนกที่น่าพอใจที่สุด (Optimal Workflow)	81
4.6 ตัวจำแนกที่น่าพอใจที่สุด (Optimal Classifier)	81
4.7 การบิดตัว	83
4.8 กราฟจุดที่บอกรความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปร	84
4.9 การมองเห็นของกล้อง กับการบิดตัวของผู้ใช้	85
5.1 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะ กับความแม่นยำ และการรองรับสถานที่ทำงาน	96
5.2 Production–Possibility Frontier โดยใช้ข้อมูลระยะ ความแม่นยำ และการรองรับสถานที่ทำงาน	96
5.3 การกรองสัญญาณรบกวนแบบเจียนข้อมูลแบบข้อนกลับ	97
ก.1 เทคโนโลยีที่ใช้ในการติดตามสุขภาพ และเทคโนโลยีสำหรับการจดจำท่าทางของมนุษย์	116
ก.2 การจำแนกประเภทเทคโนโลยีที่ใช้ในการติดตามสุขภาพ และเทคโนโลยีสำหรับการจดจำท่าทางของมนุษย์	117
ก.3 ข้อดี-ข้อเสียของเทคโนโลยีที่ใช้ในการติดตามสุขภาพ และเทคโนโลยีสำหรับการจดจำท่าทางของมนุษย์ แบบต่างๆ	122
ข.1 วงจรของ Pos-Monitor	124

บทที่ 1 บทนำ

ในบทนี้จะกล่าวถึงที่มาและความสำคัญของปัญหา วัตถุประสงค์และขอบเขตของงานวิจัย ขั้นตอนที่ใช้ในการดำเนินงาน ตลอดจนประโยชน์ที่คาดว่าจะได้รับ

1.1 ความสำคัญและที่มาของงานวิจัย

โรคคนทำงานออฟฟิศ (Office Workers Syndrome) [1] หรือที่ในประเทศไทยเรียกสั้นๆว่า ออฟฟิศซินโดรม (Office Syndrome) [2] คือกลุ่มของอาการ ที่เกิดจากการนั่งทำงานเป็นระยะเวลานาน และพฤติกรรมการทำงานที่ไม่ถูกสุขลักษณะ ซึ่งส่งผลให้เกิดอาการปวดกล้ามเนื้อและกระดูกส่วนต่อระบบประสาท และอาจนำไปสู่โรคร้ายอื่นๆ เช่น โรคอ้วน โรคความดัน โรคเบาหวาน หรือโรคมะเร็ง ทุกวันนี้โรคคนทำงานออฟฟิศเป็นสิ่งที่ควรใส่ใจอย่างยิ่ง เพราะคนจำนวนมากใช้เวลาส่วนใหญ่กับการทำงานด้วยคอมพิวเตอร์ อาการที่พบบ่อยได้บ่อย ยกตัวอย่างเช่น การปวดหลังส่วนล่าง (Low-Back Pain) เกิดจากพฤติกรรมการนั่งที่ไม่เหมาะสม เช่น นั่งนานเป็นระยะเวลานาน (Prolonged Sitting) หรือท่านั่งที่ไม่เหมาะสม (Unhealthy Sitting Posture) ตามหลักการยศาสตร์ (Ergonomics) [3] โดยมีคำแนะนำว่า ขณะที่นั่ง ผู้ทำงานควรเคลื่อนไหวร่างกายเป็นระยะ และลุกออกไประพักทุกช่วงเวลาหนึ่ง ผู้วิจัยเชื่อว่า ในความเป็นจริง บางคนอาจรู้อยู่แล้วว่าท่านั่งที่เหมาะสมเป็นอย่างไร และรู้ผลเสียจากการนั่งทำงานเป็นระยะเวลานาน แต่อย่างไรก็ตาม มันไม่ใช่เรื่องง่ายที่พวกราชจะพยายามดำเนินถึงเรื่องดังกล่าว ขณะที่ติดพันและยุ่งอยู่กับการทำงานดังนั้นแล้ว ผู้วิจัยเชื่อว่าจำเป็นต้องมีเครื่องมือบางอย่าง ที่จะช่วยคนเหล่านี้ติดตามพฤติกรรมการนั่งทำงาน และคอยแจ้งเตือนแก่พวกราช เมื่อพบพฤติกรรมเดี่ยงที่ไม่เหมาะสม

ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยได้ทำการสำรวจเทคโนโลยีที่ใช้ในการติดตามสุขภาพ และจากการเปรียบเทียบ ข้อดี-ข้อเสียของเทคโนโลยีหลายๆเทคโนโลยี ผู้วิจัยเชื่อว่า ระบบติดตามเพื่อป้องกันโรคคนทำงานออฟฟิศที่มีราคาถูกและมีประสิทธิภาพ จะสามารถพัฒนาขึ้นได้ ด้วยเทคโนโลยี Kinect ผู้วิจัยจึงได้นำเสนอระบบที่จะผ่านข้อมูลโครงร่าง (Skeleton Data) จากกล้อง Kinect [4, 5] โดยระบบจะวิเคราะห์ท่าทางของผู้ใช้ และให้ผลตอบกลับบนพื้นฐานของโมเดลสุขภาพ วิธีการจำแนกทางเหมือนข้อมูล (Data Mining Classification) [6] ได้ถูกนำมาใช้ เพื่อตรวจจับการนั่งนิ่งเป็นระยะเวลานาน ขณะที่ทุกภูมิทัศน์ทางคณิตศาสตร์ ซึ่งหลักๆ ได้แก่ ระบบพิกัด球面直角坐标系 (Spherical Coordinate System) [7] และเรขาคณิต (Geometry) [8] ได้ถูกนำมาใช้เพื่ออ่านท่าทางของมนุษย์ เช่น ใช้คำนวณองศาร่างกายของมนุษย์ เพื่อตรวจจับท่าทางที่ผิดสุขลักษณะ เช่น การนั่งก้มหน้า นอกจากนี้ ผู้วิจัยยัง

ได้นำเสนอการให้ผลตอบกลับแก่ผู้ใช้ผ่านทางเครื่องแข็งตีอนที่พัฒนาขึ้นด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ (Microcontroller) และเทคนิคการสร้างภาพ (Visualization) เพื่อนำเสนอรายงานสุขภาพ

1.2 วัตถุประสงค์ของงานวิจัย

1. เพื่อศึกษาหารือป้องกันโรคคนทำงานออฟฟิศ โดยอ้างอิงหลักการยศาสตร์
2. เพื่อศึกษาวิธีใช้งานกล้อง Kinect เพื่อตรวจจับท่าทางของมนุษย์ในขณะที่นั่งทำงาน
3. เพื่อศึกษาวิธีตรวจจับการนั่งนิ่งเป็นระยะเวลานาน โดยใช้วิธีการจำแนกท่าทางเหมือนข้อมูล
4. เพื่อศึกษาวิธีอ่านองค์กร่างกายของมนุษย์ ด้วยทฤษฎีนักท่องคณิตศาสตร์ ได้แก่ ระบบพิกัดรูปทรงกลม และเรขาคณิต
5. เพื่อพัฒนาระบบที่สามารถตอบกลับผู้ใช้ ผ่านทางเครื่องแข็งตีอนที่พัฒนาด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์
6. เพื่อพัฒนาเทคนิคการสร้างภาพ นำเสนอรายงานสุขภาพที่อ่านเข้าใจได่ง่าย

1.3 ประโยชน์และผลที่คาดว่าจะได้รับจากการวิจัย

1. ได้ระบบสำหรับป้องกันโรคคนทำงานออฟฟิศ ที่ใช้กล้อง Kinect
2. ได้วิธีใช้กล้อง Kinect เพื่อตรวจจับท่าทางของมนุษย์ขณะที่นั่งทำงาน
3. ได้วิธีตรวจจำแนกท่าทางของมนุษย์ ด้วยวิธีการทางเหมือนข้อมูล
4. ได้วิธีอ่านองค์กร่างกายของมนุษย์ ด้วยทฤษฎีนักท่องคณิตศาสตร์
5. ได้วิธีพัฒนาเครื่องแข็งตีอนด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์
6. ได้วิธีนำเสนอรายงานสุขภาพด้วยเทคนิคการสร้างภาพ

1.4 ขอบเขตงานวิจัย

1. พัฒนาแอ��เพลิเคชั่นของระบบ โดยใช้เฟรมเวิร์ก Microsoft SDK [5]
2. ทดสอบการตรวจจับโครงร่างของมนุษย์ขณะนั่งทำงานด้วย Kinect และแนวทางการตั้งกล้อง เพื่อให้ได้ประสิทธิภาพที่น่าพอใจที่สุด ภายใต้สภาพแวดล้อมของสถานที่ทำงานส่วนใหญ่
3. เก็บข้อมูลจากอาสาสมัครเพื่อนำมาใช้เป็นข้อมูลฝึกฝน ในการทำเหมือนข้อมูลสำหรับตรวจจับการนั่งนิ่ง
4. พัฒนาส่วนตรวจจับการนั่งนิ่ง ด้วยวิธีการทางเหมือนข้อมูล
5. พัฒนาส่วนตรวจจับท่าทาง โดยอ้างอิงทฤษฎีนักท่องคณิตศาสตร์
6. พัฒนาเครื่องแข็งตีอนด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ สำหรับให้ผลตอบกลับแก่ผู้ใช้ระบบ
7. พัฒนาเทคนิคการสร้างภาพ สำหรับนำเสนอรายงานสุขภาพที่อ่านเข้าใจได่ง่าย

1.5 ขั้นตอนการดำเนินงาน

1. ศึกษาข้อมูลเกี่ยวกับเทคโนโลยีที่ใช้ในการติดตามสุขภาพ โรคคนทำงานอффฟิศ และการยาสูบ
2. ศึกษาวิธีพัฒนาแอปพลิเคชันที่ใช้กล้อง Kinect ด้วยเฟรมเวิร์ก Microsoft SDK และศึกษาคุณสมบัติพิเศษที่มีใน Microsoft SDK เพื่อหาสิ่งที่สามารถนำมาเพิ่มประสิทธิภาพของแอปพลิเคชัน
3. ศึกษาวิธีการใช้เหมืองข้อมูลเพื่อจำแนก และจดจำท่าทางของมนุษย์
4. เก็บข้อมูลจากอาสาสมัครเพื่อนำมาสร้างโมเดลการจำแนก ด้วยวิธีการทางเหมืองข้อมูล
5. ศึกษาและหาทฤษฎีบททางคณิตศาสตร์ ที่สามารถนำมาใช้อ่านองคาร่างกายของมนุษย์ เพื่อตรวจจับท่าทาง
6. ออกแบบและพัฒนาเครื่องแข็งเตือนด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์ และเทคนิคการสร้างมินิเว็บ
7. ออกแบบและพัฒนาระบบเพื่อใช้ในการติดตาม โรคคนทำงานอффฟิศ ตามวิธีการที่นำเสนอ
8. นำระบบไปทดสอบกับผู้ใช้

1.6 แผนการดำเนินงานวิจัย

กิจกรรม	ต.ค. 2556	พ.ย. 2556	ธ.ค. 2556	ม.ค. 2557	ก.พ. 2557	มี.ค. 2557	เม.ย. 2557	พ.ค. 2557	มิ.ย. 2557
เลือกหัวข้อวิจัย									
ศึกษาเทคโนโลยีที่ใช้ในการติดตามสุขภาพและเทคโนโลยีสำหรับการจดจำทางของมนุษย์									
ศึกษาข้อมูลเกี่ยวกับกล้อง Kinect									
ศึกษาข้อมูลโรคคนทำงานออฟฟิศและการยกศาสตร์									
กำหนดขอบเขตงานวิจัย									
ค้นหาวิธีตรวจสอบการนั่งนิ่งเป็นระยะเวลานาน									
ค้นหาวิธีตรวจสอบท่าทาง									
พัฒนาส่วนตรวจสอบท่าทาง									
ค้นหาวิธีตั้งกล้องที่เหมาะสม									
เก็บข้อมูลตัวอย่างจากอาสาสมัคร									
นำข้อมูลตัวอย่างมาประเมิน									
ความแม่นยำของการตรวจสอบท่าทางในชั้นต้น									
เพื่อปรับแต่งส่วนตรวจสอบท่าทาง									
ก่อนการประเมินจริงในภายหลัง									
นำข้อมูลตัวอย่าง									
มาพัฒนาส่วนตรวจสอบการนั่งนิ่งเป็นระยะเวลานาน									
พัฒนาส่วนแจ้งเตือนของระบบ									
พัฒนาเครื่องแจ้งเตือนด้วยไมโครคอนโทรลเลอร์									
พัฒนาเทคนิคการสร้างมโนภาพ									
เพื่อนำเสนอรายงานสุขภาพประจำวัน									
ประกอบทักษะส่วนเข้าด้วยกันเป็นระบบที่สมบูรณ์									
และนำไปทดสอบกับอาสาสมัครในสภาพแวดล้อมจริง									
นำผลลัพธ์ที่ได้มาประเมินและสรุป									
ตีพิมพ์ผลงานวิจัย									
จัดทำเอกสาร									

รูปที่ 1.1 แผนการดำเนินงานวิจัย

บทที่ 2 การทบทวนวรรณกรรม

เพื่อการทำวิจัยเรื่องระบบตรวจจับ โรคคนทำงานออฟฟิศ ผู้วิจัยได้ศึกษาค้นคว้าเกี่ยวกับเทคโนโลยีที่ใช้ในการติดตามสุขภาพและเทคโนโลยีสำหรับการจดจำท่าทางของมนุษย์ จากงานวิจัยที่เกิดขึ้นในอดีต การค้นคว้าดังกล่าว มีวัตถุประสงค์เพื่อการเข้าใจอย่างถ่องแท้ถึงแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงทางเทคโนโลยี เพื่อเข้าใจถึงข้อดีข้อเสียและจุดเด่นของแต่ละเทคโนโลยีแต่ละชนิด ผู้วิจัยได้ศึกษาข้อมูลเกี่ยวกับกล้อง Kinect เพื่อเข้าใจศักยภาพและฟังชันการทำงานอย่างละเอียด และนอกจากนี้ ผู้วิจัยยังได้ศึกษางานวิจัยทางการแพทย์ เพื่อให้เข้าใจอย่างถ่องแท้ถึงความหมายของ “ท่านั่งที่ถูกสุขลักษณะ” ตามหลักการยศาสตร์ และชีวการแพทย์ (Biomedical)

2.1 เทคโนโลยีที่ใช้ในการติดตามสุขภาพ

และเทคโนโลยีสำหรับการจดจำท่าทางของมนุษย์

การติดตามสุขภาพในอดีต อาศัยการใช้ผู้ดูแล (Caretaker) หรือบริการจากผู้ให้บริการด้านสุขภาพ (Health Care Provider) ซึ่งมีค่าใช้จ่ายที่สูงและมีความยุ่งยาก ทั้งยังต้องอาศัยความพยายามอย่างมาก เนื่องจากผู้ดูแลจะต้องคอยติดตามสุขภาพของผู้ถูกติดตามตลอดเวลา ในปัจจุบัน เทคโนโลยีสารสนเทศได้ถูกนำมาใช้เพื่อสร้างระบบติดตามสุขภาพแบบอัตโนมัติ งานวิจัยได้เกิดขึ้นจำนวนมาก พัฒนาการและแนวโน้มทางเทคโนโลยีมีการเปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็วในแต่ละปี

2.1.1 ก่อนปี 2005

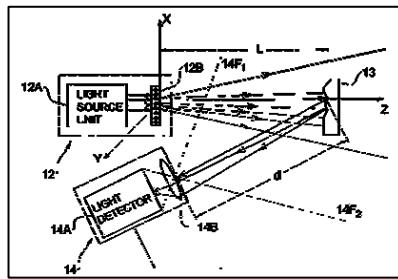
ในปี 2002 Nelwan และคณะ [10] ได้พัฒนาระบบติดตามสุขภาพสำหรับใช้ในโรงพยาบาล ซึ่งจะคอยติดตามรูปคลื่นทางสรีรวิทยา (Physiological Waveform) 6 ชนิด งานวิจัยขึ้นนี้อาศัยการเข้ามือต่อเครื่อง มีดัดทางการแพทย์เข้ากับมือถือ โดยมือถือถูกใช้เป็นหน้าจอแสดงผล และเป็นตัวส่งข้อมูลข้อมูลตำแหน่ง GPS ผ่านเครือข่ายไร้สายให้แก่ผู้ดูแล

ในปี 2004 งานวิจัยของ Nelwen และคณะ ได้ถูกกล่าวถึงโดย Anliker [10] และ Lee [11] โดย Anliker และคณะได้นำเสนอระบบชื่อว่า AMON ซึ่งเป็นระบบติดตามสุขภาพแบบพกพา เพื่อติดตามผู้ป่วยที่มีปัญหาด้านหัวใจและระบบทางเดินหายใจอย่างรุนแรง ขณะที่ Lee และคณะ พบว่าข้อมูลที่มีขึ้นมาในส่วนของผู้ป่วยจะส่งผลให้เกิดความผิดพลาดที่มากขึ้นตามไปด้วย พวกเขานำเสนอการใช้ Sensor-Network Domain Knowledge เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว ซึ่งภายหลังงานวิจัยขึ้นนี้ ได้ถูกอ้างถึงหลายครั้ง ในงานวิจัยด้าน Ambient Intelligence

ระบบอัจฉริยะเพื่อการติดตามสุขภาพได้ถูกนำเสนอโดย Majeed และคณะ [12] โดยอุปกรณ์ที่ห้าชื่อได้ทั่วไปได้ถูกติดตั้งในบ้านพัก เพื่อติดตามผู้ที่ต้องการการดูแลด้านสุขภาพ โดยงานวิจัยนี้ใช้ Fuzzy Reasoning ในการสร้างโมเดลและศึกษาพฤติกรรม พากษาถ้ากล่าวว่า การจะสร้างคุณภาพชีวิตที่ดีในระยะเวลาหนึ่น ต้องอาศัยการติดตามสุขภาพอย่างสม่ำเสมอ ไม่ใช่การใช้แค่ระบบแจ้งเตือน ที่แก้ไขเฉพาะปัญหาฉับพลัน

2.1.2 ช่วงปี 2005

Xbox360 ได้ออกความติดตามในเดือนพฤษภาคม และเทคโนโลยีการตรวจวัดความลึก (Depth Sensing Technology) โดยใช้แสงอินฟราเรด ซึ่งเป็นเทคโนโลยีที่อยู่เบื้องหลัง Kinect ได้ถูกคิดค้นขึ้นโดย Zalevsky และคณะ [13] ดังรูปที่ 2.1



รูปที่ 2.1 เทคโนโลยีการตรวจวัดความลึก [13]

Jaimes และคณะ [14] ได้นำเสนอระบบเพื่อตรวจจับพฤติกรรมการทำงาน โดยงานวิจัยนี้ถูกจ้างถึงว่าเป็นระบบที่ใช้กล้อง (Camera-Based System) ระบบแรก พากษาได้ใช้กล้อง Webcam และนำเสนอยัลกอริทึมในการดึงโครงร่างของมนุษย์ออกจากพื้นหลัง ระบบทำงานโดยผู้ใช้ให้ข้อมูลว่า “ท่านั่งที่ดี” คืออะไร โดยระบบจะจดจำและค่อยแจ้งเตือน เมื่อท่านั่ง ณ เวลาใดๆ ไม่ใช่ท่านั่งที่ดีนอกจากนี้ ระบบยังสามารถอกรายงานที่สรุปผลสุขภาพการนั่ง ในแต่ละวัน และบ่งบอกสัดส่วนเวลาที่ใช้กับท่านั่งท่าต่างๆ ได้ ดังรูปที่ 2.2

	40% of the time.		25% of the time.
	20% of the time.		15% of the time.

รูปที่ 2.2 การตรวจจับท่านั่งขณะทำงาน [14]

2.1.3 ช่วงปี 2006 - 2008

ในปี 2006 ระบบติดตามสุขภาพผู้ใช้แล็บปีที่อปฯได้ถูกสร้างขึ้นโดย Demmans และคณะ [15] งานวิจัยนี้พยาบาลที่จะวัดองศาขององค์ผู้ใช้ โดยอาศัย FLX-01 ที่เป็นเซ็นเซอร์ตรวจจับความโค้งงอ (Flex Sensor) ระบบพยาบาลที่จะปรับปรุงพฤติกรรมการก้มของผู้ใช้ และส่งเสริมให้มีการออกกำลังกาย

เพื่อเสริมสร้างความแข็งแรงของต้นคอ เพื่อป้องกันการเจ็บป่วยจากการเคลื่อนไหวซ้ำๆ (RSI: Repetitive Stress Injuries) ปัญหาที่ลูกกล่าวถึงในงานวิจัยชิ้นนี้ คือ ระบบมีความสามารถต่ำในการรู้ใจผู้ใช้ และอิกปัญหาหนึ่งคือการแจ้งเตือนของระบบเกิดบ่อยเกินไป ซึ่งมากกว่าหนึ่งครั้งในแต่ละนาที ซึ่งบ่งบอกถึงปัญหาด้านความแม่นยำของการตรวจจับ

ในปี 2007 Becker และคณะ [16] ได้พัฒนา Ambient Intelligent Home Care ที่สามารถแก้ไขปัญหาของระบบ Home Care ในบุคคลนั้น ที่ต้องอาศัยคนงานเป็นจำนวนมาก อย่างไรก็ตาม พวกราษฎร์ฯ ระบุว่า ระบบที่พวกราษฎร์ฯ ให้ความสำคัญมากเกินไปกับส่วนของเทคโนโลยี ขณะที่ให้ความสำคัญไม่เพียงพอ กับเรื่องการนำไปใช้ประโยชน์และทศนคติของผู้ใช้ระบบ

ในปี 2008 Lee และคณะ ได้นำเสนอระบบติดตามผู้สูงอายุและผู้ทุพพลภาพ [17] โดยเครื่องมีดวัดทางการแพทย์ได้ถูกติดตั้งในบ้านพัก และมีการติดตั้งเครื่องขยายเพื่อแจ้งเตือนให้ผู้ดูแลทราบเมื่อเกิดเหตุการณ์ที่ไม่คาดคิด เป้าหมายของงานวิจัยคือเพื่อยกระดับคุณภาพชีวิตของผู้ที่ขาดคนดูแล

ในงานวิจัยของ Arteaga และคณะ [18] ระบบติดตามผู้ป่วยโรคหลอดเลือดสมองได้ถูกสร้างขึ้น โดยใช้เครื่องวัดความเอียง 3-Axial Accelerometer ระบบมีเป้าหมายเพื่อติดตามจำนวนความเสี่ยงในแต่ละวัน และแจ้งเตือนแก่ผู้ใช้เมื่อตรวจพบท่าทางที่เป็นอันตราย นอกจากนี้ ระบบยังสามารถอธิบายงานอัตโนมัติเพื่อให้แพทย์นำไปใช้วินิจฉัยต่อไป

2.1.4 ช่วงปี 2009

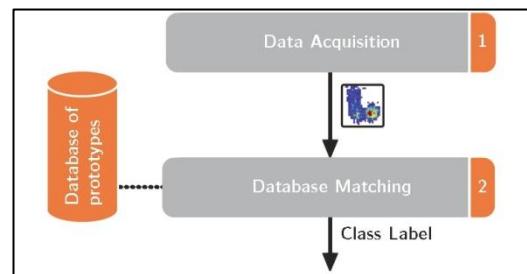
กล้อง Kinect for Xbox ได้เปิดตัวในเดือนมิถุนายน ที่งานสัมมนา Microsoft's E3 ตัวอย่างจำนวนสามตัวอย่างที่ถูกนำเสนอได้แก่ Ricochet, Paint Party และ Milo & Kate ซึ่งสำหรับแอพพลิเคชัน Milo & Kate นั้น (รูปที่ 2.3) ทาง Kipman ผู้สร้าง Kinect ได้กล่าวว่า มันไม่ใช่เกมส์ แต่เป็นสิ่งจำลองที่มนุษย์สามารถปฏิสัมพันธ์กับเครื่องจักรผ่านทางภาษาธรรมชาติ [19] [20]



รูปที่ 2.3 แอพพลิเคชัน Milo & Kate [20]

สำหรับงานวิจัยที่เกิดขึ้นในปีนี้ Tessendorf และคณะ ได้นำเสนอระบบติดตามพฤติกรรมการนั่งโดยปราศจากการควบคุม (Unsupervised Manner) [21] โดยระบบอาศัยตัววัดแรงกด และมีการ

เปรียบเทียบข้อมูลที่อ่านได้กับข้อมูลตัวอย่าง (Prototypes) ในฐานข้อมูลอย่างต่อเนื่อง (รูปที่ 2.4) โดยใช้อัลกอริทึม Adaptive Resonance Theory (ART) ระบบสามารถให้ผลตอบกลับแบบเรียลไทม์ว่าผู้ใช้นั่นนึงเป็นเวลานานเท่าไร และก่อให้เกิดความเสี่ยงด้านสุขภาพเท่าไร



รูปที่ 2.4 การเปรียบเทียบข้อมูลที่อ่านได้กับข้อมูลตัวอย่าง [21]

ระบบของ Nelwan ในปี 2002 [9] และระบบของ Anliker ในปี 2004 [10] ได้ถูกนำมาพัฒนาต่อเป็นระบบพกพาแบบไร้สาย (WHMS: Wireless Homecare Monitoring System) โดย Dobrescu และคณะ [22] พากษาได้กล่าวว่า การจะสร้าง WHMS ที่สมบูรณ์ได้ จะต้องพัฒนาด้านการสื่อสารข้อมูล การป้องกันคดีนรบกวน การรวมข้อมูลจากอุปกรณ์หลายอุปกรณ์ อนุรักษ์พลังงาน และการเชื่อมต่อแบบหลายชั้น (Multi-tiered)

ตัวอย่างเป้าหมายในงานวิจัยของ Dobrescu และคณะ

- Sleep Apnea: ติดตามปริมาณออกซิเจนในเลือด การหายใจ การเต้นของหัวใจ EEG และ EOG ขณะนอนหลับ โดยใช้เซ็นเซอร์ที่ติดกับตัวผู้ป่วย
- Journaling Support: กระตุ้นให้ผู้ป่วยช่วยเหลือผู้บำบัดในการวินิจฉัยโรค โดยมีระบบคอยช่วยบันทึกการเปลี่ยนแปลงของการทำงานต่างๆ ของร่างกาย เช่น ระยะการเคลื่อนไหว ความเจ็บปวด ความเมื่อยล้า การนอนหลับ การปวดหัว และอื่นๆ
- Cardiac Health: ตรวจจับจังหวะการเต้นของหัวใจที่ผิดปกติ ด้วยเซ็นเซอร์ EKG

2.1.5 ช่วงปี 2010

กล้อง Kinect for Xbox ได้ถูกวางแผนและไดรเวอร์ OpenNI ได้ถูกปล่อยออกมาใน 2 เดือนให้หลังมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีคาร์ลส鲁ห์ (KIT: Karlsruhe Institute of Technology) [23, 24] ได้นำเสนอการตรวจจับโครงร่างของมนุษย์ทั้งร่างกายและแสดงผลเป็นคอมพิวเตอร์กราฟฟิก 3 มิติ ที่เรียกว่า Voodoo โดยใช้กล้อง Kinect ดังรูปที่ 2.5



รูปที่ 2.5 ระบบ Voodoo Tracking [24]

Feng และ Lin ได้ติดตั้งระบบเพื่อแจ้งเตือนเวลาผู้สูงอายุล้ม โดยไม่คาดคิด [25] ตาราง “Unusual Event” ได้ถูกนำเสนอ (ตารางที่ 2.1) และ Support Vector Machine (SVM) ได้ถูกใช้สำหรับการจดจำแบบแผน (Pattern Recognition) ระบบทำงานโดยดึงส่วนที่เคลื่อนไหวออกด้วยอัลกอริทึมการแยกความแตกต่างของพื้นหลัง (Background Difference Algorithm) ท่าทาง ได้ถูกนำไปเปรียบกับตารางถ้าพบว่าผู้สูงอายุมีการล้ม ดังรูปที่ 2.6 ระบบจะแจ้งเตือนไปยังผู้ดูแลโดยทันที

ตารางที่ 2.1 ตาราง Unusual Event [25]

index number	standing	bending	sitting	lying	state
1	1	1	1	1	un-normal
2	1	1	1	0	un-normal
3	1	1	0	1	un-normal
4	1	1	0	0	normal
5	1	0	1	1	un-normal
6	1	0	1	0	normal



รูปที่ 2.6 การตรวจจับการล้ม [25]

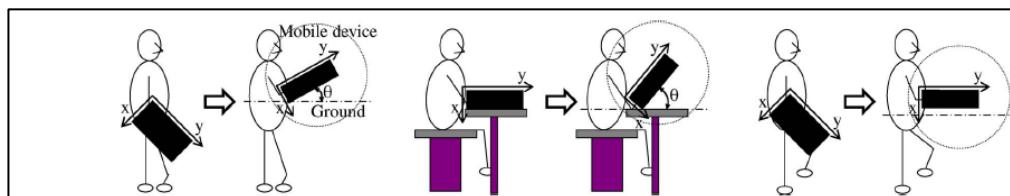
Zheng และ Morrell สร้างเก้าอี้การยศาสตร์ (Ergonomic chair) (รูปที่ 2.7) ที่จะชี้แนะให้ผู้ใช้นั่งมีท่านั่งที่ถูกสุขลักษณะ โดยเก้าอี้จะสั่นเตือนเมื่อตราชพบท่านั่งที่ไม่ดีต่อสุขภาพ [26]



รูปที่ 2.7 เก้าอี้การยศาสตร์ [26]

ด้วยเหตุที่ระบบดูแลสุขภาพในสมัยนี้ ประสบปัญหาจากค่าใช้จ่ายเริ่มต้นที่สูง ระบบส่วนใหญ่ถูกสร้างขึ้นเพื่อควบคุมอาการป่วย มากกว่าจะป้องกัน และระบบส่วนมากจะไม่เน้นความสำคัญในด้านสังคมหรือความต้องการทางจิตของผู้ใช้ Singh และคณะ [27] จึงพัฒนาระบบที่จะแก้ไขปัญหาเหล่านี้ พวกเขากำหนดชื่อ “Healthcare4Life” ที่ใช้กล้อง Webcam เพื่อการบริหารมือ ใช้ iPhone เพื่อการติดตามและส่งเสริมการออกกำลังกายของแขนและขาต่อ ภาษา HealthML ได้ถูกนำเสนอเพื่อการແກะเปลี่ยนข้อมูลระหว่างองค์ประกอบของระบบ งานวิจัยดังกล่าวที่ “ได้ถูกพัฒนาต่อไปเป็น Health Care Alliance For Life Inc. [28] ในภายหลัง

Baek และ Yun [29] ได้เพิ่มปีกความสามารถของสมาร์ทโฟน ให้สามารถตรวจจับท่าทางของมนุษย์ ระบบติดตามท่าทางของผู้ใช้ (UPMS: User Posture Monitoring System) ที่สร้างขึ้น สามารถจำแนกประเภทของกิจกรรม 3 อย่าง ได้แก่ การนั่ง การยืน และการเดิน และสามารถอ่านองค์การก้ม โดยใช้ Accelerometer ที่อยู่ในมือถือ ดังรูปที่ 2.8



รูปที่ 2.8 การจำแนกท่าทางของมนุษย์โดยใช้ Accelerometer ในมือถือ [29]

2.1.6 ช่วงปี 2011

บริษัท AR Door ได้ร่วมมือกับร้านเสื้อผ้า Topshop สร้างห้องลองเสื้อผ้าเสมือน (Virtual Fitting Room) ดังรูปที่ 2.9 ที่ผู้ซื้อสามารถทดลองใส่เสื้อผ้าผ่านมอนิเตอร์ที่ใช้กราฟฟิก 3 มิติ โดยห้องลองเสื้อผ้านี้ได้ถูกติดตั้งใน Topshop สาขาญี่ปุ่น ตั้งแต่เดือนพฤษภาคม [30]



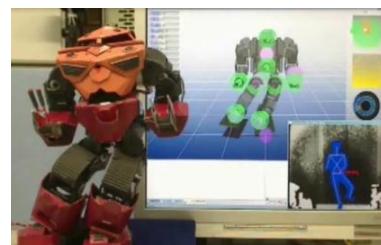
รูปที่ 2.9 ห้องลองเสื้อผ้าเสมือน [30]

นักบำบัดเสมือน SimSensei (รูปที่ 2.10) ลูกพัฒนาในโครงการ DARPA ด้วยความร่วมมือระหว่าง Cognito Health และ USC Institute for Creative Technologies (ICT) SimSensei สามารถอ่านภาษาร่างกายของผู้ใช้ และรับรู้ความเครียดผ่านทางร่างกาย สีหน้า น้ำเสียง โดยภายหลัง SimSensei กล่าวถึงว่า สามารถตรวจจับความเครียดได้แม่นยำถึง 90% จากการทดสอบกับคนจำนวน 60 คน [31, 32]



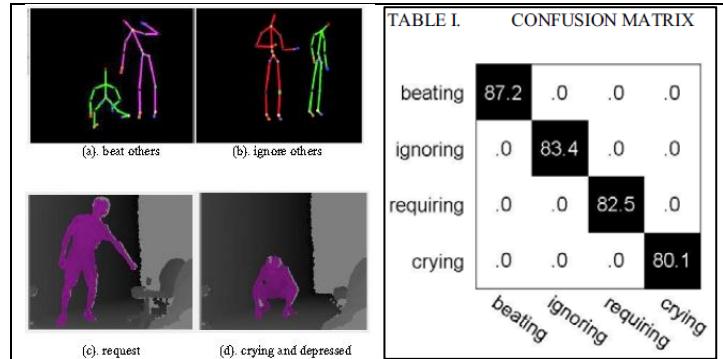
รูปที่ 2.10 นักบำบัดเสมือน SimSensei [31]

โครงการ V-Sido [33, 34] ได้ถูกจัดตั้งในญี่ปุ่น งานวิจัยมีเป้าหมายเพื่อควบคุม Humanoid Robot ผ่านทางกล้อง Kinect ดังรูปที่ 2.11



รูปที่ 2.11 การควบคุม Humanoid Robot ผ่านทางกล้อง Kinect [33]

Yu และคณะ [35] ได้พัฒนาระบบเพื่อติดตามพฤติกรรมการก้าวขาในเด็ก โดยใช้กล้อง Kinect ข้อมูลฝึกฝนได้ถูกจัดเก็บและใช้เพื่อการจำแนกพฤติกรรม ดังรูปที่ 2.12 ระบบมีเป้าหมายเพื่อเป็นเครื่องมือช่วยเหลือแพทย์ในการบำบัด

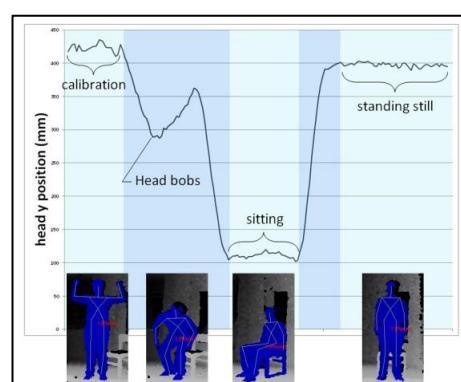


รูปที่ 2.12 การติดตามพฤติกรรมก้าวร้าวในเด็ก [35]

Chang และคณะ ได้เปรียบเทียบระหว่างระบบที่ใช้ Kinect กับระบบที่ใช้ OptiTrack [36] OptiTrack เป็นที่ยอมรับในด้านความแม่นยำและศักยภาพการประมวลผลที่สูง อย่างไรก็ตาม ระบบที่ใช้ OptiTrack จำเป็นต้องใช้กล้องจำนวนหลายตัว และใช้มากเกอร์ช่วยเพื่อเพิ่มความแม่นยำ ส่งผลให้ OptiTrack ไม่เหมาะสมกับการนำไปใช้สร้างระบบ เนื่องจากค่าใช้จ่ายที่สูง และความยุ่งยากในการใช้ ขณะที่ Kinect ไม่ประสบปัญหาเหล่านี้

Huang และคณะ ได้พัฒนาระบบที่ใช้ Kinect เพื่อช่วยเหลือนักบำบัด ในการให้การกายภาพบำบัดแก่ผู้ป่วยที่นั่ง รถเข็น [37] ความแม่นยำของการตรวจจับอยู่ที่ 80% ซึ่งเกิดจากข้อจำกัดที่ว่า ล้อของรถเข็นรบกวนการ ตรวจจับโครงร่างของกล้อง

LaBelle และคณะ ได้ใช้ Kinect เป็นเครื่องมือเพื่อการทำกายภาพบำบัดสำหรับผู้ป่วยโรคหลอดเลือด สมอง [38] ระบบสามารถติดตามท่าทาง (รูปที่ 2.13) และช่วยเหลือผู้ป่วยให้ทึบภายในคลินิกและเวลา ที่อยู่บ้าน พวกราบานว่ากล้อง Kinect สามารถตรวจจับได้ดีที่สุดเมื่อวัตถุอยู่ในระยะห่าง 3.5 เมตร และพบว่าสีของเสื้อจะไม่ส่งผลกระทบต่อการตรวจจับ แต่การตรวจจับจะมีความแม่นยำลดลงหาก ตรวจจับคนที่สวมเสื้อผ้าเทอะทะ



รูปที่ 2.13 การตรวจจับท่าทางของมนุษย์ [38]

Gallo, Placitelli และ Ciampi [39] นำเสนอรูปแบบเปิด (Open-Source) เพื่อควบคุมภาพถ่ายทางการแพทย์ (รูปที่ 2.14 ภาพซ้าย) ระบบจะช่วยเหลือแพทย์ที่อยู่ในห้องผ่าตัด ที่อุปกรณ์ในห้องจะต้องผ่านการมาเข้า ระบบนี้จะช่วยให้แพทย์สามารถดูภาพต่างๆ เช่น CT Scan หรือ MRI ได้โดยควบคุมด้วยภาษาเมือง ศูนย์เทคโนโลยีสารสนเทศ Renato Archer [40, 41, 42] ได้นำเสนอรูปแบบที่คล้ายกัน เรียกว่า InVesalius (รูปที่ 2.14 ภาพขวา) ซึ่งช่วยให้แพทย์ผ่าตัด สามารถควบคุมภาพถ่ายด้วยภาษาท่าทางโดยไม่ต้องสัมผัส



รูปที่ 2.14 ระบบควบคุมรูปภาพ โดยปราศจากการสัมผัส [39, 42]

สำหรับงานวิจัยด้านเทคโนโลยีเพื่อสุขภาพ เก้าอี้อัจฉริยะ ได้ถูกสร้างขึ้นโดย Schrempf และคณะ [43] ตัววัสดุแรงไนโตรบิกิติดตั้งเพื่อตรวจจับท่าทางที่ผิดสุขลักษณะและแจ้งเตือน (รูปที่ 2.15) ระบบไนโตรบิกิตันสนับสนุนให้ผู้ใช้นั่งทำงานแบบไดนามิก คือ มีการเคลื่อนไหวเป็นประจำขณะที่นั่งทำงาน และนอกจากนี้ยังมีการพัฒนาเกมส์สำหรับการออกกำลังกาย



รูปที่ 2.15 เก้าอี้อัจฉริยะ [43]

Iliev [44] และคณะได้ใช้สัญญาณ Accelerometer และ Photo-Pletismographic ในการตรวจจับการลืม ระบบที่ได้เป็นระบบค่าใช้จ่ายต่ำ ที่ติดตามผู้ใช้บนเฉพาะเดิน เพื่อตรวจจับการลืมและตรวจจับกิจกรรมที่ส่งผลต่อการเดินของหัวใจ ผลลัพธ์ที่ได้มีความน่าเชื่อถือที่สูง ใช้เวลาการประมวลผลที่สั้น และเป็นเรียลไทม์

สำหรับงานวิจัยอื่นๆ ในปีนี้ Liu และคณะ [45] ได้พัฒนาระบบสำหรับการกายภาพบำบัดมือโดยใช้ Webcam Farra และคณะ [46] ได้พัฒนาระบบที่ใช้กล้องมือถือเพื่อติดตามสุขภาพของกระดูกสันหลังแบบไดนามิก และสุดท้าย Jeong และคณะ [47] ได้พัฒนาระบบที่ประเมินท่าทางการก้มของผู้ใช้ด้วย 3-Axis Accelerometer

2.1.7 ช่วงปี 2012

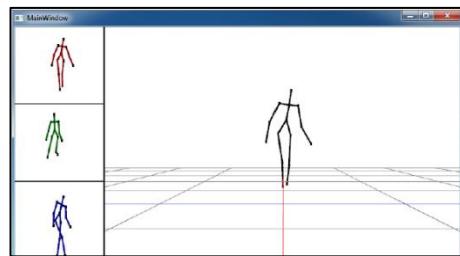
ในงานวิจัยของ Parajuli และคณะ [48] Kinect ได้ถูกใช้เพื่อติดตามผู้สูงอายุ และช่วยด้านการออกกำลังกาย โดยระบบสามารถตรวจจับเมื่อผู้ใช้ทำท่าไก่ล็จะล้ม ข้อมูลได้ถูกจัดเก็บและทำการจดจำท่าทางด้วย Support Vector Machine งานวิจัยที่คล้ายกันนี้ ยังถูกทำขึ้นโดย Maggiorini และคณะ [49] โดย Kinect ถูกใช้เพื่อการดูแลผู้สูงอายุในระยะยาว (LTC: Long Term Care) ระบบเป็น Ambient Intelligence ที่สามารถช่วยเรื่องการออกกำลังกาย ตรวจจับท่าทางว่าถูกต้องหรือไม่ ติดตามด้วยด้านสุขภาพ และแจ้งเตือนแก่ผู้ดูแล เมื่อเกิดเหตุผิดปกติ

สำหรับงานวิจัยอื่นๆ ที่เกี่ยวข้องกับ Kinect ในปีนี้ Kepski และ Kwolek [50] ได้นำเสนอระบบเพื่อตรวจจับการล้มโดยใช้ Kinect Marquardt และคณะ [51] ได้พัฒนา “Super Mirror” ที่ช่วยฝึกสอนการเดินร้าบแก่นักเดินบล๊าดเลีย์ ดังรูปที่ 2.16



รูปที่ 2.16 Super Mirror เพื่อฝึกสอนการเดินร้าบแก่นักเดินบล๊าดเลีย์

สำหรับงานวิจัยของมหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี ประเทศไทย Patsadu และคณะ [52] ได้ทำการวิจัยเกี่ยวกับการจดจำท่าทางของมนุษย์ด้วยกล้อง Kinect นราภรณ์ พัฒโนทัย [53] ได้นำเสนอการตรวจจับโกรงร่างโดยใช้กล้อง Kinect หลายตัว เพื่อแก้ไขปัญหาในกรณีที่วัตถุโกรนบัง และไม่สามารถมองเห็นได้ด้วยกล้องเพียงตัวเดียว สุทธิพงษ์ แก่นจันทร์ [54] ได้นำเสนอระบบที่ตรวจจับท่าทางของมนุษย์โดยปราศจากเครื่องมือวัดตำแหน่ง ระบบทำงานโดยใช้การประกอบข้อมูลโกรงร่างจากกล้อง Kinect หลายตัว ดังรูปที่ 2.17 และได้ทดสอบกับการตรวจจับท่าทางการเดินที่ผิดปกติ เช่น Trendelenburg's gait (Gluteus Medius gait), Gluteus Maximus gait, Quadriceps Paralysis และ Stepage gait



รูปที่ 2.17 การติดตั้งกล้อง Kinect หลายตัวเพื่อประกอบโครงร่างมนุษย์ [54]

Dhillon และคณะ [55] ที่เคยพัฒนา HealthCare4Life ได้ทำการสำรวจเกี่ยวกับเทคโนโลยีการติดตามสุขภาพ และพบว่าเป้าหมายของระบบติดตามสุขภาพสามารถบรรลุได้ ภายใต้ค่าใช้จ่ายที่เหมาะสม เมื่อใช้ประโยชน์จากอุปกรณ์ตรวจจับที่หาได้ทั่วไป เช่น เกมส์คอนโซลเลอร์ และสมาร์ทโฟน ระบบได้ทำการจัดกลุ่มอย่างเป็นระบบ และวิเคราะห์ระดับตามความสามารถ ซึ่งได้ผลลัพธ์ดังตาราง 2.2 Kinect ได้ถูกกล่าวถึงในงานวิจัยว่ามีการนำไปใช้ในการดูแลสุขภาพมากขึ้นเรื่อยๆ การใช้กล้อง Kinect หลายตัวจะสามารถเพิ่มความสามารถในการจดจำแบบแผน และ Kinect ยังเหมาะสมกับผู้ใช้หลากหลายประเภท เพราะสามารถติดตั้งและใช้งานได้ง่าย

ตารางที่ 2.2 เปรียบเทียบเทคโนโลยีการติดตามสุขภาพ [55]

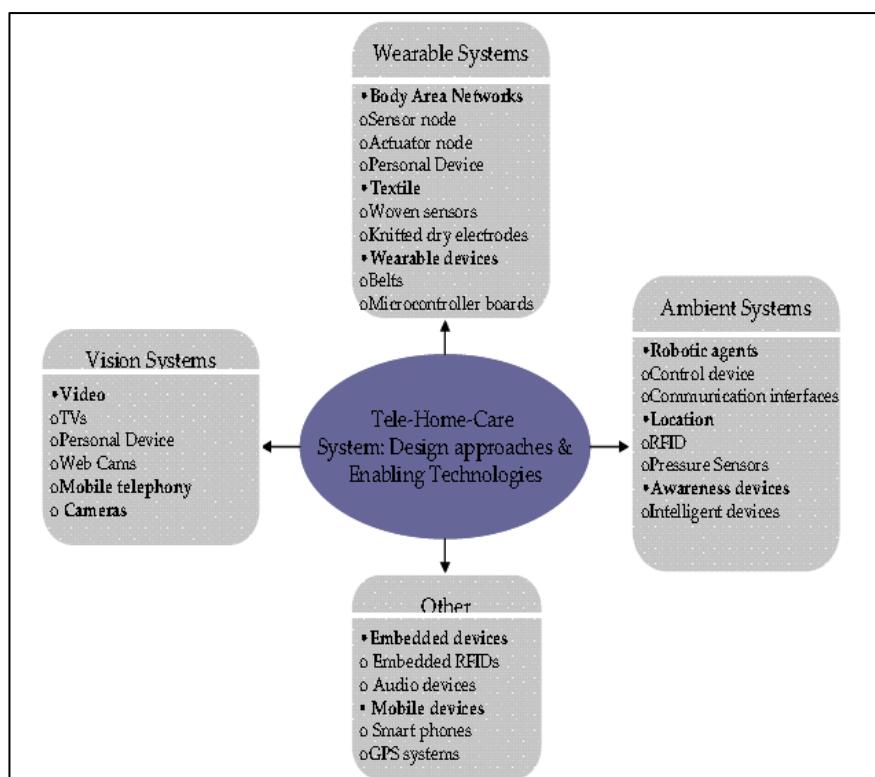
Categories	Handheld Sensing Devices		Handsfree Sensing Devices		Mobile Sensing Devices	
Devices	Wiimote	PS Move	Kinect	Webcam	iPhone	Nintendo DS
Main purpose	Gaming	Gaming	Gaming	Online video conferencing	Communication	Gaming
Motion detection	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
Open source	Yes	No	Yes	Yes	No	No
Range	Wireless short-range	Wireless short-range	Wireless short-range	Wired short-range	Limited to its connection method	Limited to its connection method
Feedback	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
Microphone	No	Yes	Yes	Depends on product brand	Yes	Yes
Voice recognition	No	Yes	Yes	No	Yes	Yes
Buttons	Yes	Yes	No	No	Yes	Yes
Camera	No	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
Accelerometers	Yes	Yes	No	No	Yes	Yes
Connectivity	Bluetooth	Bluetooth, USB	USB	USB	Bluetooth, Wi-Fi	Wi-Fi
Other technology	Optical sensor, Infrared	Gyroscope, Terrestrial magnetic field sensor	Infrared	Image sensor (CCD or CMOS)	Touchscreen, GPS, 3G, Infrared	Touchscreen, Nintedo proprietary communication protocol
Potential in telehealth	Rehabilitation (e.g. arm exercise) [2], Monitoring [6], Social support [4], Fall detection	Rehabilitation (e.g. arm exercise), Monitoring (e.g. fall detection), Social support	Rehabilitation (e.g. physical body exercise, weight control) [3], Handsfree imaging tool [8], Diagnosis [33], Video calling, Social support, Therapy	Rehabilitation (e.g. hand exercise) [30], Video call [18,19], Monitoring [15], Social support, Diagnosis	Rehabilitation (e.g. arm exercise) [11], Monitoring (e.g. heart monitor, diet tracker) [26], Data collection [12], Diagnosis [18], Medication reminder, Video	Rehabilitation (e.g. mental exercise) [27], Monitoring [28], Data collection [31], Fall detection [31], Social support [31], Video calling

การสำรวจอีกงานหนึ่งได้ทำขึ้นโดย Al-Attas และคณะ [56] งานวิจัยได้ทำอนุกรรมวิชาน สรุปจุดแข็ง และจุดด้อย และอธิบายถึงประเด็นต่างๆ รวมถึงข้อเสนอแนะต่องานวิจัยในอนาคตอย่างละเอียด

Al-Attas และคณะได้แบ่งเทคโนโลยีการดูแลสุขภาพออกเป็น 4 หมวดหมู่ ดังรูปที่ 2.18

1. Wearable System: ระบบที่ผู้ใช้สวมใส่อุปกรณ์ตรวจวัด
2. Ambient Home System: ระบบที่อุปกรณ์ต่างๆ ถูกติดตั้งในที่พักอาศัย
3. Vision System: ระบบที่ใช้กล้อง และอุปกรณ์จับภาพ
4. Other System: ระบบที่ใช้อุปกรณ์อื่นๆ เช่น RFID มือถือ หรือเครื่องตรวจจับการเคลื่อนไหว

สำหรับคำแนะนำในงานวิจัยในอนาคต Al-Attas และคณะ ได้สรุปว่าการออกแบบทางสถาปัตยกรรม สนับสนุนให้มีการเปลี่ยนแปลงอย่างมีประสิทธิภาพ ตัวอย่างเช่น ค่าใช้จ่ายในการติดตั้งระบบ Ambient Home ควรลดค่าใช้จ่ายเพื่อให้มีความคุ้มค่าในทางปฏิบัติ ระบบยังสมควรคำนึงถึงพฤติกรรมการทำงานร่วมกันเพื่อใช้เหตุผลในการแก้ไขปัญหาที่มีความซับซ้อน การสื่อสารระหว่างอุปกรณ์ควร มีการพัฒนา แหล่งพลังงานถือเป็นปัญหาที่สำคัญ โดยเฉพาะกับระบบแบบสวมใส่ ด้านอื่นๆ ที่ต้อง คำนึงถึง คือ การประสานระหว่างอุปกรณ์ ความมั่นคง ความน่าเชื่อถือ ความเป็นส่วนตัว และการใช้งาน



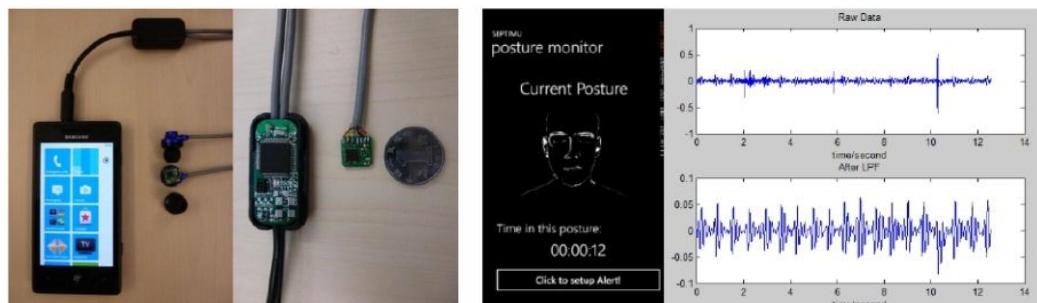
รูปที่ 2.18 เทคโนโลยีการดูแลตามสุขภาพ [56]

ในการสำรวจของ Bai และคณะ [58] ระบบติดตามการล้มได้ถูกแบ่งเป็น 3 ประเภท ประเภทแรกใช้การจดจำภาพ ประเภทที่สองใช้เครื่องตรวจจับเสียงและแรงสั่นสะเทือน และประเภทที่สาม ใช้อุปกรณ์ดังเดิม เช่น เครื่องมือวัดทางการแพทย์ ซึ่งผู้ใช้งานต้องสวมใส่อุปกรณ์ต่างๆ Bai และคณะ ได้นำเสนอระบบแบบใหม่ ซึ่งใช้ 3-Axis Accelerometer ที่เป็นเซ็นเซอร์ที่มีอยู่แล้วบนสมาร์ทโฟนเพียงอย่างเดียวในการตรวจจับการล้ม ซึ่งข้อดีของระบบ เปรียบเทียบได้ดังตารางที่ 2.3

ตารางที่ 2.3 เปรียบเทียบระบบตรวจจับการล้มแบบต่างๆ

	ระบบของ Bai et al. [58]	ระบบประเภท A	ระบบประเภท B
วิธีตรวจจับการล้ม	3-Axis Accelerometer	การจดจำภาพ	เครื่องตรวจจับเสียงและแรงสั่นสะเทือน
ความสะดวก	ดี	ปานกลาง	ปานกลาง
ทำงานกลางแจ้ง	ได้	ไม่ได้	ไม่ได้
ค่าใช้จ่าย	ต่ำ	สูง	สูง
ตรวจจับการร่วง	ได้	ไม่ได้	ไม่ได้

Hong และคณะ ได้นำเสนอระบบมือถือ SEPTIMU (รูปที่ 2.19) ซึ่งใช้เฉพาะเซ็นเซอร์ที่ฝังอยู่ในมือถือ ตรวจจับว่าผู้ใช้นั่งนิ่งเป็นระยะเวลานานเท่าไหร่ และให้ผลตอบกลับโดยอิงจากโน้ตเดลทางสุขภาพ [59, 60]



รูปที่ 2.19 SEPTIMU [59]

งานวิจัยต่างๆ ที่ใช้มือถือ [29, 46, 59, 60] ได้ถูกอ้างถึง และนำมาพัฒนาต่อโดย Lee และคณะ [61] ระบบที่ออกแบบเป็นระบบตรวจจับท่าทางด้วยมือถือเพื่อป้องกันความเสี่ยงทางสุขภาพ วัตถุประสงค์ เพื่อตรวจสอบว่าผู้ใช้กำลังใช้งานอุปกรณ์อยู่หรือไม่ มีองค์การก้มคอเท่าไหร่ (ตรวจจับด้วย 3-Axis Accelerometer) ซึ่งนานขนาดไหน และกระพริบตาที่ครั้ง (ตรวจจับด้วยการประมวลผลภาพ)

ในงานวิจัยของ Liu และคณะ การประมาณท่าทางของศีรษะแบบ 3 มิติ ได้ถูกทำขึ้นโดยใช้การ ไอลิเวียนของนาก (Scene Flow) และโน้ตเดลศีรษะทั่วไป (Generic Head Model) ระบบอาศัย Webcam

ดึงจุดบนใบหน้าออกมานะ (รูปที่ 2.20) และคำนวณองศาสตร์ก้มหน้า หันหน้า และเอียงศีรษะ โดยระบบมีข้อจำกัดในเรื่องระยะและความแม่นยำในการตรวจจับ [62]



รูปที่ 2.20 การตรวจจับใบหน้าด้วยกล้อง Logitech Webcam [62]

2.1.8 ช่วงปี 2013

กล้อง Kinect 2.0 สำหรับ Xbox One ได้เปิดตัวสู่สาธารณะ โดยสมมติฐานการมองเห็นดีขึ้น 60% โดยมี Close Range รองรับการตรวจจับถึงระดับนิ้วมือ โครงสร้างสามารถอ่านได้สูงสุด 6 โครงสร้าง และความสามารถในการตรวจจับวัตถุขนาดเล็กดีขึ้น 200-300% มีความสามารถในการอ่านสีหน้า โดยสามารถรับรู้ได้ว่าคนใช้รูสีกันสนุกหรือรูสีเบื่อ ความละเอียดได้ถูกปรับเป็น 1080p HD รองรับ WiFi direct และยังอ้างถึงว่า เมื่อผสมผสานข้อมูลภาพสี และเซ็นเซอร์ Active IR กล้อง Kinect จะสามารถอ่านเชิงประจักษ์ใบหน้าได้ [63]

Fast Mocap [64] ได้เปิดตัวสู่สาธารณะ โดยเป็นแอพพลิเคชันที่ช่วยให้นักคอมพิวเตอร์กราฟฟิก 3 มิติ สามารถสร้างอนิเมชันได้อย่างรวดเร็วและง่ายดาย (รูปที่ 2.21) โดยใช้ประโยชน์จากกล้อง Kinect แอพพลิเคชันดังกล่าวสามารถนำไปใช้กับโปรแกรมกราฟฟิก เช่น Autodesk Maya



รูปที่ 2.21 การใช้ Fast Mocap สร้างกราฟฟิก 3 มิติ [64]

โดยอาศัยประโยชน์จากกล้อง Kinect นักวิจัยของมหาวิทยาลัย Cornell [65] ได้สร้างหุ่นยนต์ที่ใช้ข้อมูลโครงสร้างจากกล้อง เพื่อคาดคะเนการกระทำต่อไปของมนุษย์ หุ่นยนต์ดังกล่าวจะคาดคะเนถึงสิ่งที่มนุษย์จะทำ และคิดว่ามันสามารถทำอะไรได้เพื่อช่วยเหลือมนุษย์ในการทำสิ่งนั้นๆ เช่น การช่วยเปิดประตูตู้เย็น เมื่อมนุษย์เดินไปที่ตู้เย็น (รูปที่ 2.22)



รูปที่ 2.22 หุ่นยนต์ที่ใช้ข้อมูลจากกล้อง Kinect เพื่อคาดคะเนพฤติกรรมในอนาคตของมนุษย์ [65]

Uribe-Quevedo และคณะ [66] ได้นำเสนอระบบสำหรับติดตามและแก้ไขท่าทางในการนั่งทำงาน (รูปที่ 2.23) ผลลัพธ์ที่ออกมาระดับให้เห็นว่า ประสบความสำเร็จในการตรวจจับตำแหน่งของศีรษะ และองศาส้างๆ กล้อง Kinect ถูกพิสูจน์ว่าเป็นเครื่องมือที่เชื่อถือได้ในการตรวจจับโครงร่าง ระบบสามารถตรวจจับท่านั่งที่ผิดสุขลักษณะและแสดงข้อความป้องอปัพแจ้งเตือน พวกเขากำหนดให้คำแนะนำสำหรับงานวิจัยในอนาคตว่า สมควรมีการทดลองใช้อุปกรณ์ทางเลือกอื่นๆ ใน การตรวจจับอารมณ์ เช่น ความเครียด ความเจ็บปวด ความสนุก



รูปที่ 2.23 การติดตามท่าทางขณะนั่งทำงาน [66]

Lee และคณะ ได้ปรับปรุงระบบเดิม [61] และออกแบบเป็นระบบสมบูรณ์ซึ่งชื่อว่า Smart pose [67, 68] โดยเป็นระบบมือถือเพื่อร่วงท่าทาง (Mobile Posture-Aware System) ที่ใช้เฉพาะเซ็นเซอร์ที่ติดมากับมือถือ ระบบสามารถคาดคะเนท่าทางของผู้ใช้ เช่น ตำแหน่งศีรษะและองศาสอ โดยอาศัยการประมวลผลภาพจากกล้องด้านหน้า ระบบจะแจ้งเตือนเมื่อพบท่านั่งที่ผิดสุขลักษณะ

2.1.9 ข้อสรุป เรื่องเทคโนโลยีที่ใช้ในการติดตามสุขภาพ

และเทคโนโลยีสำหรับการจดจำท่าทางของมนุษย์

ระบบติดตามสุขภาพแบบดั้งเดิมจะอยู่บนพื้นฐานของการติดตั้งอุปกรณ์ ไม่ว่าจะเป็นแบบสวมใส่โดยผู้ใช้ หรือติดตั้งอุปกรณ์ในสถานที่ ระบบประเภทนี้จะใช้อุปกรณ์ทางการแพทย์และเซ็นเซอร์กายภาพ เช่น ตัววัดแรง ตัววัดความดัน [57] ระบบแบบสวมใส่มีความยุ่งยาก ไม่สะดวก และมีปัญหาในด้าน

การประสานข้อมูล รวมถึงแหล่งพลังงาน และต้องการเน็ตเวิร์กไร้สายเพื่อให้ทำงานได้อย่างมีประสิทธิภาพ [9, 10] ขณะที่ระบบแบบติดตั้งอุปกรณ์ในสถานที่มีปัญหารึ่องค่าใช้จ่ายที่สูง โดยเฉพาะกรณีที่ระบบจะต้องมีการติดตั้งอุปกรณ์มากกว่า 1 ชุด [11, 12, 16, 22, 44] แต่เดิม ระบบติดตามสุขภาพจึงถูกใช้เฉพาะกับผู้ที่ต้องการการดูแลในระดับสูง เช่น ผู้ป่วยในโรงพยาบาล นักวิจัยได้พยาบาลที่จะลดจำนวนอุปกรณ์ที่ใช้เท่าที่เป็นไปได้ รวมทั้งสร้างส่วนเชื่อมต่อผู้ใช้ที่สามารถลดความซับซ้อนของระบบ ซึ่งในยุคหลัง ระบบประเภทนี้ ยังมีการนำอุปกรณ์ทั่วไป (Vision) เข้ามาช่วย [17, 25, 27]

เมื่อเทคโนโลยีการประมวลผลภาพเริ่มแพร่หลาย ระบบประเภททั่วไปและระบบที่อยู่บนพื้นฐานของการใช้กล้องได้ถูกพัฒนามากขึ้น และเริ่มมีระบบติดตามสุขภาพสำหรับคนรักสุขภาพทั่วไป ระบบติดตามสุขภาพค่าใช้จ่ายต่ำได้ถูกพัฒนาอย่างต่อเนื่อง อย่างไรก็ตาม เรื่องความแม่นยำในการตรวจจับและความถูกต้องของทางอัลกอริทึมในการประมวลผลภาพ ก็ยังเป็นปัญหาหลักของการวิจัยระบบประเภทนี้

ในช่วงปีหลังๆ ระบบจำนวนมากใช้อุปกรณ์ 3-Axis Accelerometer เพื่อตรวจจับการเคลื่อนที่ของวัตถุ โดย 3-Axis Accelerometer เป็นเซ็นเซอร์หนึ่งที่ติดมากับสมาร์ทโฟน [18, 29, 46, 47, 58, 59, 61] การศึกษาวิจัยระบบที่อยู่บนมือถือมากขึ้น เนื่องจากในยุคหลัง มือถือถูกพกพาและใช้งานในทุกสถานที่ มันจึงกลายเป็นเครื่องมือที่ได้รับความสนใจ ที่จะใช้สร้างระบบติดตามสุขภาพแบบพกพา [61, 67]

หลังจากที่ได้ร่วมกับ Open Source ของ Kinect ถูกปล่อยออกมานานวิจัยที่ใช้กล้อง Kinect เป็นอุปกรณ์ได้เพิ่มขึ้นอย่างรวดเร็ว กล้อง Kinect เป็นอุปกรณ์ราคาถูก และมีการใช้งานอยู่แล้วในบ้านที่มีเครื่องเกมส์ Xbox มันแก้ไขปัญหารึ่องความเป็นส่วนตัวที่เกิดในระบบทั่วไป เนื่องจากกล้องสามารถตรวจจับเฉพาะโครงร่าง โดยไม่ต้องเก็บข้อมูลที่เป็นภาพสี นอกเหนือนี้การพัฒนาขึ้นทำได้ง่าย เพราะชุดพัฒนาซอฟต์แวร์มีอยู่แล้ว ไม่จำเป็นต้องยุ่งกับเรื่องอัลกอริทึมในการประมวลผลภาพอีก [38, 48-50]

สมรรถนะหลักของกล้อง Kinect คือ การจดจำท่าทาง ซึ่งทำให้มันกลายเป็นอุปกรณ์ที่ได้รับความสนใจอย่างมากในการทั่วไปเพื่อการกายภาพบำบัด [36, 37, 45] กล้อง Kinect สามารถช่วยในการออกกำลังกาย และติดตามว่าท่าทางที่ทำถูกต้องหรือไม่ ข้อดีที่กล่าวมานี้ ได้ถูกนำไปใช้ประโยชน์ในงานวิจัยหลากหลายแขนง [35, 51, 65]

2.2 กล้อง Kinect



รูปที่ 2.24 Project Natal ในงานสัมมนา E3 2009 Microsoft [69]

กล้อง Kinect ได้ถูกคิดค้นโดยบริษัท Microsoft และเปิดตัวต่อสาธารณะครั้งแรกในวันที่ 1 มิถุนายน 2009 ภายใต้ชื่อโครงการ “Project Natal” (รูปที่ 2.24) กล้องนี้ได้ถูกพัฒนาขึ้นเพื่อใช้กับเครื่องเกมส์ วีดีโอ Xbox360 Kinect ถือเป็นส่วนเชื่อมต่อผู้ใช้ธรรมชาติ ที่ช่วยให้ผู้เล่นสามารถส่งคำสั่งผ่านภาษาท่าทางในโลกแห่งความเป็นจริง กล้องนี้รองรับการตรวจจับท่าทางและการเคลื่อนไหวของมนุษย์ รวมถึงคำพูดและเสียง หรืออีกนัยหนึ่ง Kinect มีเทคโนโลยีทั้งในด้านการประมวลผลภาพและการประมวลผลสัญญาณเสียง [70]

บริษัท Microsoft มองความสำเร็จในการพัฒนากล้อง Kinect ว่าเป็น “การเริ่มต้นของความบันเทิงในบ้านยุคต่อไป (The birth of the next generation of home entertainment)” [71] กล้อง Kinect for Xbox ได้ออกวางตลาดในปี 2010 จำนวน 8 ล้านเครื่องถูกขายออกไปภายในระยะเวลา 60 วัน (4 พฤษภาคม 2010 - 3 มกราคม 2011, อเมริกาเหนือ) ทำให้ Kinect ได้ถูกบันทึกว่าโดย Guinness World Record ว่าเป็น “เครื่องใช้อิเล็กทรอนิกส์ในครัวเรือนที่ขายดีที่สุดในโลก (Fastest-Selling Consumer Electronics Device)” [72-75]

2.2.1 เวอร์ชันของกล้อง Kinect

Kinect for Xbox (รูปที่ 2.25) เป็นเวอร์ชันแรกของกล้อง Kinect ที่ถูกพัฒนาเพื่อใช้กับ Xbox360 มันสามารถนำไปใช้กับเครื่องคอมพิวเตอร์ได้โดยอาศัยชุดพัฒนาซอฟต์แวร์ OpenNI [78] หรือ Microsoft SDK [7, 8]



รูปที่ 2.25 Kinect for Xbox360 [5]

Kinect for Windows (รูปที่ 2.26) เปิดตัวในวันที่ 21 กุมภาพันธ์ 2011 และออกวางตลาดในต้นปี 2012 โดยมันถูกสร้างขึ้นเพื่อวัตถุประสงค์ด้านการค้า และคุณสมบัติใหม่ที่มีการนำเสนอ คือ พัฒนาการตรวจจับในระยะใกล้ (Close Range Mode) [76]



รูปที่ 2.26 Kinect for Windows [5]

Kinect 2.0 (รูปที่ 2.27) คือ เวอชันรุ่นถัดไปของ Kinect ที่เปิดตัวในวันที่ 23 มีนาคม 2013 และจะออกวางตลาดพร้อม Xbox One ในอนาคตอันใกล้ [63]



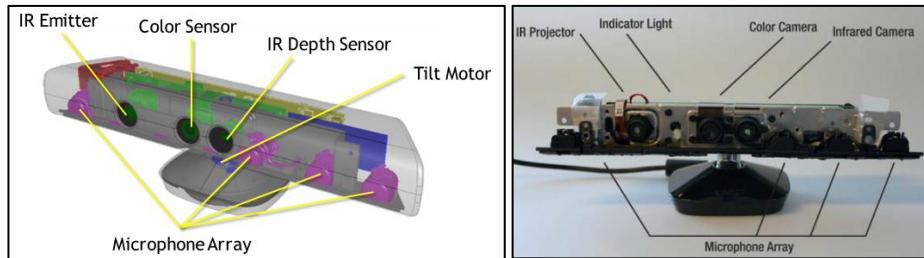
รูปที่ 2.27 Kinect 2.0 [5]

2.2.2 ส่วนประกอบและความสามารถของกล้อง Kinect

ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยได้ทดลองใช้กล้อง Kinect สองรุ่น ได้แก่ Kinect for Xbox และ Kinect for Windows จากการทดลองและเปรียบเทียบ ผู้วิจัยพบว่ากล้องทั้งสองมีความคล้ายคลึงกันมาก ในที่นี้ จึงจะกล่าวถึงส่วนประกอบและความสามารถของกล้องทั้งสองไปพร้อมๆกัน (รูปที่ 2.28 และตารางที่ 2.4)

กล้อง Kinect ประกอบด้วย 5 ส่วนหลักๆ ได้แก่ [4, 5, 77]

1. IR Emitter: ตัวขิงแสงอินฟราเรด
2. IR Depth Sensor: ตัวรับแสงอินฟราเรด ซึ่งจะได้ข้อมูลความลึกของแสงที่ตกกระทบ
3. Tile Motor: มอเตอร์สำหรับปรับองศาการก้มเงยของกล้อง
4. Color Sensor: เซ็นเซอร์จับภาพสี
5. Microphone Array: กลุ่มของไมโครโฟนที่เรียงตัวเป็นแนวอน ใช้รับเสียง



รูปที่ 2.28 ส่วนประกอบของกล้อง Kinect [5]

ตารางที่ 2.4 ความสามารถของกล้อง Kinect [5, 77]

Kinect	Array Specifications
Sensor	<ul style="list-style-type: none"> ■ Color and depth-sensing lenses ■ Microphone array
Field of View	<ul style="list-style-type: none"> ■ Tilt motor for sensor adjustment ■ Horizontal: ± 57 degrees ■ Vertical: ± 43 degrees ■ Physical tilt range: ± 27 degrees
Data Streams	30 frames per second (FPS)
Audio format	<ul style="list-style-type: none"> ■ 320x240 16-bit depth @ 30 frames/sec ■ 640x480 32-bit color @ 30 frames/sec ■ 16-bit audio @ 16 kHz

2.2.3 ชุดเครื่องมือพัฒนาซอฟต์แวร์สำหรับ Kinect

ในการพัฒนาแอปพลิเคชันที่ใช้กล้อง Kinect จะต้องมีการติดตั้งส่วนเชื่อมต่อฮาร์ดแวร์และเฟรมเวิร์ก หรือชุดเครื่องมือพัฒนาซอฟต์แวร์ ซึ่งปัจจุบันมีด้วยกันได้แก่

ก. OpenNI

เนื่องจากบริษัท Microsoft ไม่ได้ปล่อยส่วนเชื่อมต่อของ Kinect ออกมานำในช่วงแรก เดือนธันวาคม ปี 2010 องค์กรไม่แสวงผลกำไร PrimeSense จึงได้ปล่อยชุดไดรเวอร์ Open Source ออกมา สำหรับใช้งานกับ Kinect เรียกว่า NITE ซึ่งต่อมาถูกเปลี่ยนชื่อเป็น OpenNI [78, 79, 80]

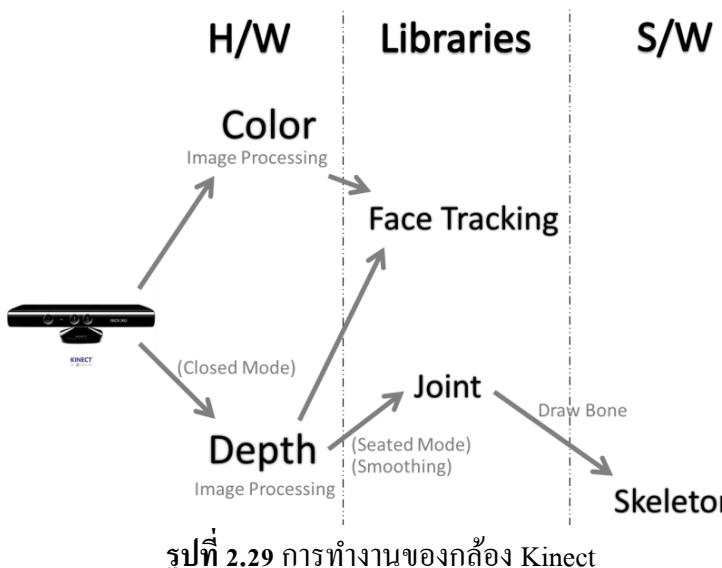
๔. Microsoft SDK

ชุดเครื่องมือพัฒนาซอฟต์แวร์อย่างเป็นทางการของ Microsoft ได้ถูกปล่อยออกมารับใช้กับ Windows 7 ในเดือนมิถุนายน 2011 ชุดพัฒนาดังกล่าว ช่วยให้ผู้พัฒนาสามารถสร้างแอ��พพลิเคชันที่ทำงานกับ Kinect ได้ด้วยภาษา C++/CLI, C#, หรือ Visual Basic .NET [4, 5, 82, 83, 84]

เนื่อง Microsoft เป็นผู้พัฒนากล้อง Kinect โดยตรง ดังนั้น จึงนำจะรู้ข้อมูลการทำงานภายในของ Kinect ที่ดีกว่า PrimeSense ที่ทำวิศวกรรมขึ้นกลับ ผู้วิจัยได้ทำการเปรียบเทียบระหว่าง Microsoft SDK 7.1 และ OpenNI 2.0 และพบว่า Libraries จาก Microsoft SDK มีฟังชันก์โปรแกรมมิ่งที่มีประโยชน์มากกว่า และสามารถอ่านข้อมูลร่างกายได้ 20 จุด ซึ่งมากกว่า OpenNI ที่อ่านได้ 15 จุด อย่างไรก็ตาม Microsoft SDK จะรองรับเฉพาะภาษา C++, C#, หรือ Visual Basic โดยต้องพัฒนาบนโปรแกรม Microsoft Visual Studio บนระบบปฏิบัติการ Windows 7 หรือ Window 8 ขณะที่ OpenNI จะสนับสนุนภาษา Python, C, C++, C#, Java, Lisp และอื่นๆอีกหลายภาษา ไม่จำเป็นต้องพัฒนาบนโปรแกรม Visual Studio และยังรองรับระบบปฏิบัติการ Linux และ OS X

Microsoft SDK ได้ถูกเลือกเป็นชุดเครื่องมือพัฒนาซอฟต์แวร์ในงานวิจัยนี้

2.2.4 การประมวลผลภาพของกล้อง Kinect โดย Microsoft SDK



ในการประมวลผลภาพ ฮาร์ดแวร์ของ Kinect จะรับข้อมูลหลักๆอยู่ 2 อย่าง คือ ข้อมูลความลึก (Depth Data) และข้อมูลภาพสี (Color Data) หลังจากกล้องรับข้อมูลดังกล่าวแล้ว ข้อมูลโครงร่างจะถูกสร้างจากข้อมูลความลึก โดย Library ของชุดพัฒนาซอฟต์แวร์ [4, 5] (รูปที่ 2.29)

ก. ข้อมูลภาพสี

ข้อมูลภาพสีคือภาพวีดีโอสี RGB ที่จับได้จากกล้องวีดีโอหัวไป โดยจากการทดสอบพบว่าภาพสีที่ได้จากกล้อง Kinect for Windows จะมีความละเอียดมากกว่า Kinect for Xbox

ข. ข้อมูลความลึก

ข้อมูลความลึก คือ ข้อมูลที่มาจากการใช้แสงอินฟราเรด (รูปที่ 2.30)



รูปที่ 2.30 ข้อมูลความลึก

ค. ข้อมูลโครงร่าง

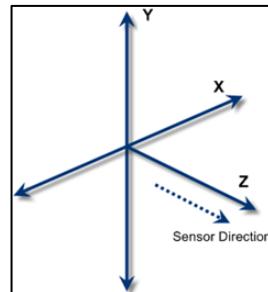
เป็นข้อมูลที่เกิดจากการประมวลผลบนข้อมูลความลึก (รูปที่ 2.31) โดยจุดบนร่างกายได้ถูกคำนวณออกมาจากโครงร่างของมนุษย์ แต่ละจุดจะประกอบด้วยเอกลักษณ์ (Identity) ว่าเป็นจุดใดของร่างกาย และค่าเวกเตอร์ 3 มิติ ที่บอกตำแหน่งของจุดดังกล่าว (รูปที่ 2.32)



รูปที่ 2.31 ข้อมูลโครงร่าง

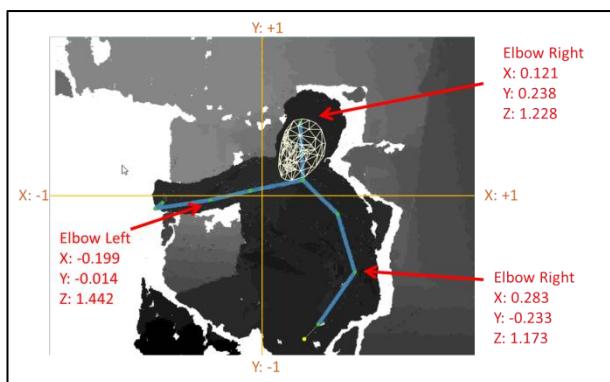
เวกเตอร์ของ Kinect (หน่วยเป็นเซนติเมตร)

- X : พิกัดในแนวนอน โดยมีค่า 0 เมื่อยื่นขาไปทางขวา (ทางซ้ายจากมุมมองของกล้อง) และเป็นลบเมื่อยืนหันไปทางซ้าย
- Y : พิกัดในแนวตั้ง เป็น 0 เมื่อวัดถูกยื่นวนนาบกับกล้อง เป็นบวกเมื่อวัดถูกยื่นสูงกว่า และเป็นลบเมื่อวัดถูกยื่นต่ำกว่า
- Z : ระยะห่างจากกล้องถึงวัตถุ



รูปที่ 2.32 พิกัดของ Kinect [5]

จากการทดลองใช้ Microsoft SDK กล้อง Kinect สามารถดึงข้อมูลจุดบนร่างกายได้ 20 จุดภายใน Default Mode และ 10 จุดภายใน Seated Mode ผู้วิจัยพบว่าภาพที่จับได้ด้วยกล้อง Kinect (ข้อมูลภาพสี RGB และข้อมูลความลึก) จะมีลักษณะกลับซ้ายขวาเป็นภาพสะท้อนในกระจก (Mirror image หรือ Lateral Inversion) ขณะที่ข้อมูลโครงร่างจะมีด้านซ้ายขวาที่ตรงกับโลกแห่งความเป็นจริง (รูปที่ 2.33)

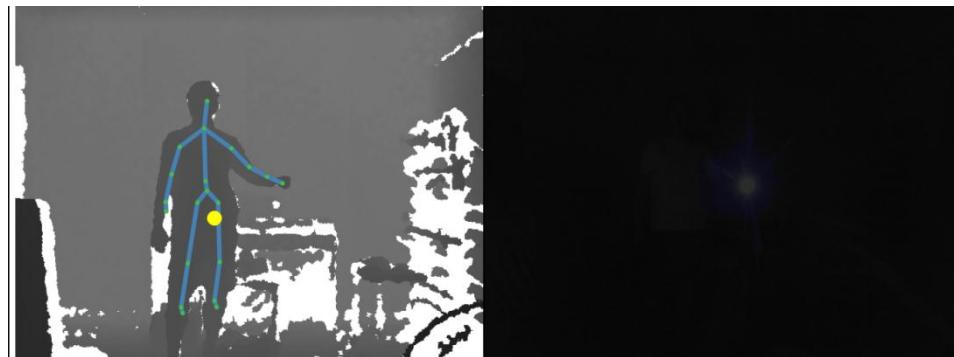


รูปที่ 2.33 โลกแห่งความเป็นจริง และข้อมูลโครงร่าง: ผู้ใช้ยกแขนขวา
ข้อมูลภาพสี RGB และข้อมูลความลึกที่ออกมาก: ผู้ใช้ยกแขนซ้าย

ข้อมูลโครงร่างประกอบด้วยจุดบนร่างกาย (Joints) และกระดูก (Bones) กระดูกเป็นเส้นตรงที่ลากเพื่อเชื่อมจุดต่างๆเข้าด้วยกัน จุดบนร่างกายจะมีค่าสถานะที่เรียกว่า “Tracking State” ซึ่งบ่งบอกความเชื่อมั่นของการตรวจจับ ถ้าสถานะเป็น “Tracked” ค่าความเชื่อมั่นจะเป็น 1 หมายถึง จุดดังกล่าวตรวจจับได้ชัดเจน หากสถานะเป็น “Inferred” หมายถึง การตรวจจับมีความไม่แน่นอน เช่นจุดดังกล่าวโคนบังหรือโคนรบกวน หากสถานะของจุดใดจุดหนึ่งเป็น “Not Tracked” Microsoft SDK จะไม่ให้ค่าจุดบนร่างกายใดๆเลย

เนื่องจากข้อมูลโครงร่างคำนวณมาจากการดึงข้อมูลความลึกโดยใช้แสงอินฟราเรด ผู้วิจัยพบว่า ข้อมูลโครงร่างและข้อมูลความลึกจะสามารถตรวจสอบจับได้ โดยไม่ได้รับผลกระทบจากสีของวัตถุที่ตรวจจับ และทำงานได้แม้ในสภาพแวดล้อมที่ไว้แสง (รูปที่ 2.34) อีกทั้งไร้ความประสีที่ภาพของกล้อง Kinect จะ

ได้รับผลกระทบอย่างมีนัยยะจากปัจจัยของวัตถุที่ตรวจจับ เช่น การตรวจจับคนที่ใส่เสื้อผ้าที่ดูเทอะทะ หรือคนที่ໄวงผอมยวและผอมหัก นอกจากนี้ ผู้ใช้ขึ้นพบว่ากล้องจะทำงานได้ดีที่สุด ในสภาพแวดล้อมที่แสงน้อย และทำงานได้แย่ที่สุดในสภาพแวดล้อมที่มีแดดร้อน เนื่องจากแสงอินฟราเรดจะถูกกรองกวน

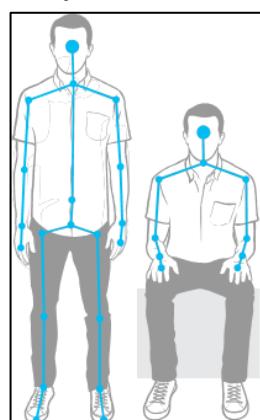


รูปที่ 2.34 ข้อมูลความลึก และข้อมูลภาพสีที่จับได้จากการกล้อง Kinect ในห้องที่ปิดไฟ

2.2.5 คุณสมบัติพิเศษใน Microsoft SDK

ก. Default Mode vs. Seated Mode

โดยปกติแล้ว เวลาตรวจจับ กล้อง Kinect จะต้องหาจุดทึ้งหมดของร่างกาย ซึ่งหากจุดใดๆ แม้เพียงจุดเดียว ไม่สามารถหาได้ กล้องก็จะไม่ให้ข้อมูลโครงการร่างกายอีกเลย ซึ่งหมายถึง การตรวจจับโครงการร่างของมนุษย์จะทำได้ยากขณะนั้น เพราะกล้องจะเห็นลำตัวช่วงค้างไม่ครบ หรือไม่ชัดเจน ซึ่งปัญหานี้สามารถแก้ไขได้โดยใช้ Seated Mode [4, 5] ที่จะเป็นการสั่งการให้ Kinect ค้นหาเฉพาะจุด 10 จุดของลำตัวส่วนบน ดังรูปที่ 2.35



รูปที่ 2.35 Default Mode และ Seated Mode

๗. Smoothing

โดยปกติ กล้อง Kinect จะให้ข้อมูลที่ไม่เสถียร เพราะได้รับผลกระทบจากสิ่งรบกวนต่างๆ ตัวอย่างเช่น เวลาที่มีนูนยื่นยุบบีบ ข้อมูลโครงร่างที่กล้องจับได้จะมีความแปรปรวน เช่น โครงร่างสั่นเหมือนมีการเคลื่อนไหวอยู่ตลอดเวลา หรืออีกตัวอย่าง คือ เวลาที่จุดใดๆ ลูกบดบังจากทิศนิวัติ กล้องจะเดาส่วนจุดนั้นๆ และจะระบุต่อความแม่นยำของโครงร่างทั้งหมด ปัญหาเหล่านี้สามารถแก้ไขได้ โดยใช้คุณสมบัติที่เรียกว่า Smoothing [4, 5] โดยปรับพารามิเตอร์ดังตารางที่ 2.5

ตารางที่ 2.5 พารามิเตอร์ 5 ค่า ของ Smoothing [4, 5]

Correction	Takes a float ranging from 0 to 1.0. The lower the number, the more correction is applied.
JitterRadius	Sets the radius of correction. If a joint position “jitters” outside of the set radius, it is corrected to be at the radius. The property is a float value measured in meters.
MaxDeviationRadius	Used this setting in conjunction with the <i>JitterRadius</i> setting to determine the outer bounds of the jitter radius. Any point that falls outside of this radius is not considered a jitter, but a valid new position. The property is a float value measured in meters.
Prediction	Returns the number of frames predicted.
Smoothing	Determines the amount of smoothing applied while processing skeletal frames. It is a float type with a range of 0 to 1.0. The higher the value, the more smoothing applied. A zero value does not alter the skeleton data.

๘. Close Range Mode vs. Default Range Mode

Close Range Mode [4, 5] เป็นโหมดสำหรับการตรวจจับระยะใกล้ โดยเป็นคุณสมบัติใหม่ที่มีใน Kinect for Windows ทำงานโดยการปรับไฟกล้องเพื่อปรับลดความลึกจากการทดสอบโหมดนี้ ผู้วิจัยได้พบว่า ช่วยให้ Kinect ตรวจจับวัตถุที่อยู่ใกล้ได้ดีขึ้น โดยแยกกับความสามารถในการตรวจจับวัตถุที่อยู่ไกล

ในงานวิจัยนี้ ต้องการตรวจจับผู้ที่นั่งทำงาน ซึ่งปกติจะอยู่ในระยะระหว่าง 1 ถึง 2 เมตร จากการทดลอง ผู้วิจัยพบว่า Close Range Mode ไม่ช่วยให้ได้การตรวจจับที่แม่นยำขึ้นอย่างมีนัยยะสำคัญ

คุณสมบัตินี้จึงไม่ถูกนำมาใช้ เพื่อให้ระบบสามารถทำงานได้กับ Kinect for Xbox ที่ไม่มี Close Range Mode ด้วย

2.3 โรคคนทำงานออฟฟิศ และการยศาสตร์

2.3.1 โรคคนทำงานออฟฟิศ

โรคคนทำงานออฟฟิศ (Office Workers Syndrome) [1] หรือที่ในประเทศไทยนิยมเรียกว่า ออฟฟิศซินโดรม (Office Syndrome) [2, 85, 86] เป็นกลุ่มของอาการที่มักพบในกลุ่มคนทำงาน มีสาเหตุจากพฤติกรรมที่ไม่ถูกสุขลักษณะ เช่น การนั่งทำงานเป็นเวลานาน นั่งในท่าที่ไม่เหมาะสม หรืออยู่ในสภาพแวดล้อมการทำงานที่ไม่ดี ส่งผลให้เกิดอาการเจ็บปวดกับกล้ามเนื้อและกระดูก เช่น ปวดเมื่อยหรือชาที่แขน ข้อมือ นิ้วมือ หรือเท้า อาจมีอาการอื่น เช่น ปวดตา ตาแห้ง และบางรายอาจมีการป่วยด้วยโรคข้ออักเสบหรือโรคประสาಥ้อสันดาลเรื้อรัง

ในปัจจุบัน โรคคนทำงานออฟฟิศถูกถายเป็นอาการป่วยที่พบบ่อย เนื่องจากคนส่วนใหญ่ใช้เวลา กับคอมพิวเตอร์ หรือมือถือเป็นเวลานาน โดยไม่มีการเคลื่อนไหวหรือการพักที่เพียงพอ งานวิจัยที่จัดทำขึ้นในยุโรป ระบุว่า พนักงานออฟฟิศเข้าพนแพทย์ ด้วยสาเหตุอันดับหนึ่งคืออาการปวดหลัง ตามด้วยปวดไหล่ และปวดศีรษะ ตามลำดับ อีกงานวิจัยหนึ่งจัดทำโดยสถาบันสถาบันสถิติสุขภาพแห่งชาติ แห่งสหรัฐอเมริกา (National Institute of Health Statistics, The United States) ระบุว่า ประเภทของอาการปวดที่พบบ่อยในระยะเวลา 3 เดือนของพนักงาน ได้แก่ อาการปวดหลังส่วนล่าง 28.4% ไมเกรน 16.6% และปวดศีรษะ 16.6% และ 15.4% เป็นที่เชื่อกันว่าอาการเหล่านี้เกี่ยวข้องกับโรคคนทำงานออฟฟิศ และนอกจากนี้ยังมีการศึกษาพบว่าร้อยละ 55 ของพนักงานออฟฟิศจะประสบกับอาการเหล่านี้ เนื่องจากนั่งก้มหลังทำงานมากกว่า 6 ชั่วโมงต่อวัน ความเครียด ความทิ้ง ความวิตก และการนอนหลับพักผ่อนไม่เพียงพอ ยังถูกระบุว่าเป็นสาเหตุของโรคคนทำงานออฟฟิศถึง 80%

นพ.กฤษณ์ ไกรภักดี ผู้เชี่ยวชาญที่ไครโรมед สาคคลินิก (Chiromed Clinic) พบว่าอาการปวดจะเกิดจากสาเหตุหลักๆ 3 สาเหตุ ได้แก่ กระดูกและข้อ เส้นประสาท และกล้ามเนื้อ ซึ่งทั้งหมดทำงานประสานกัน อาการปวดที่เกิดจากการกระดูกและข้อ ยกตัวอย่าง เช่น เจ็บแพรืบ คออื่น หลังค่อม อาการปวดที่เกิดจากเส้นประสาท ยกตัวอย่าง เช่น รู้สึกไม่มีแรง หรือกล้ามเนื้อกระดูก และอาการปวดที่เกิดจากกล้ามเนื้อ ยกตัวอย่าง เช่น อาการปวดเมื่อย อ่อนล้า กล้ามเนื้อยืด บางคนมีปวดตา และเข้าใจว่าคือไมเกรน แต่ที่จริงอาจเกิดจากการนั่งทำงานเป็นระยะเวลานาน พนักงานที่ทำงานกับคอมพิวเตอร์มัก

นั่งก้มหลังและยื่นหน้าเข้าหาหน้าจอ ซึ่งการทำเช่นนี้ จะทำให้กระดูกคู่อยาเสื่อมสภาพและทรุดตัวในที่สุด [85]

คนจำนวนมากมีอาการปวดหลัง โดยไม่รู้สาเหตุที่แน่ชัด นพ.กฤษณ์ ไถอธินายในจุดนี้ว่า โดยปกติกล้ามเนื้อของมนุษย์จะหดตัว และจะคลายตัวเวลาที่ทำงาน แต่เมื่อมีการทำงานเป็นเวลานานกล้ามเนื้อจะปิดการคลายตัว ทำให้เวลาที่ต้องคลายตัว กล้ามเนื้อจะคลายตัวได้ลำบาก และจะเกิดพังผืดขึ้น gele พังผืดจะทำให้เลือดไหลเวียนไม่สะดวก ส่งผลให้กล้ามเนื้ออักเสบและระทบกับปลายประสาท และเป็นที่มาของอาการปวดกล้ามเนื้อ [85]

ก. อาการปวดหลังส่วนล่าง

อาการปวดหลังส่วนล่างล่างเป็นปัญหาสุขภาพที่พบบ่อยในสังคมอุตสาหกรรม โดยผลสำรวจระบุว่า คนอังกฤษร้อยละ 59 เคยประสบกับอาการปวดหลังส่วนล่าง และ ณ เวลาที่มีการสำรวจพบว่าร้อยละ 39 มีอาการปวดหลังในระยะหนึ่งปีที่ผ่านมา และร้อยละ 19 มีอาการปวดหลังอยู่ในขณะนั้น [87] สำหรับการปวดหลังส่วนล่างใน 12 เดือนที่ผ่านมา พบร้อยละ 21 ในช่องกอง [88] และร้อยละ 54 ในเดนมาร์ก [89] ผลกระทบจากการปวดหลังส่วนล่าง ทำให้ผลิตภัณฑ์มวลรวมแห่งชาติ (GNP: Gross National Product) และคุณภาพชีวิตลดลงจากการนี้ และทำให้หลายคนต้องออกจากงานเพื่อเข้ารับการรักษา [90]

ในปี 1997 สถาบันเพื่อความปลอดภัยและอาชีวอนามัย (BAuA: Federal Institute for Occupational Safety and Health) กล่าวว่า ประมาณร้อยละ 40 ของคนทำงานสำนักงาน ประสบกับอาการปวดหลังส่วนล่าง [91] การสำรวจสภาพแวดล้อมการทำงานของชาวญี่ปุ่นรุ่งที่ 3 (Third European survey on working conditions) ในปี 2000 รายงานว่า อาการที่พบบ่อยที่สุดในผู้ทำงาน คือ อาการปวดหลังส่วนล่างที่ร้อยละ 33 [92]

งานวิจัยหลายงาน ได้จัดทำขึ้นในญี่ปุ่นเพื่อศึกษาปัจจัยที่ส่งผลให้เกิดอาการปวดหลังส่วนล่าง Hirose และคณะพบว่า เจ้าของกิจการหรือและคนที่ทำธุรกิจส่วนตัว ที่ทำงานเป็นเวลาระยะหนาแน่นในแต่ละวัน จะมีอาการเหนื่อยล้าต่อเนื่องไปในวันถัดไป [93] Ohta และคณะระบุว่า คนที่ทำธุรกิจส่วนตัวจะประสบกับความยากลำบากมากกว่าอาชีพอื่น และมีความเสี่ยงที่จะป่วยไข้ หรือมีอารมณ์หุนหันพลันแล่นสูง [94]

ในปี 2011 ศูนย์วิจัยสุขภาพและมหาวิทยาลัย Baqiyatallah ในอิหร่าน ได้จัดทำวิจัย โดยใช้แบบสอบถามและการสัมภาษณ์ นักวิจัยพบว่าอาการปวดหลังส่วนล่างเป็นอาการป่วยที่พบมาก

ที่สุดในคนวัยทำงาน จากอาสาสมัคร 1,580 คน 1,436 ได้ให้ความร่วมมือ โดยมีอายุเฉลี่ย 35 ปี ผลวิจัยชี้ว่า กว่าร้อยละ 60 ของอาสาสมัครเคยมีอาการปวดหลังส่วนล่างในช่วงเวลาที่ทำงาน ร้อยละ 45 ต้องทนมา กับอาการอย่างรุนแรงในช่วงที่เริ่มทำงาน นักวิจัยชี้ว่า อายุ น้ำหนักตัว และระยะเวลาที่นั่งทำงาน มีความสัมพันธ์ที่มีนัยยะสำคัญกับอาการปวดหลังส่วนล่าง ในขณะที่ เพศ อาชุจาน การสูบบุหรี่ ตำแหน่ง และการใช้คอมพิวเตอร์น้อยกว่า 5 ชั่วโมง ไม่มีผลเกี่ยวข้อง การวิจัยยังพบว่า 87.9% ของการปวดหลังส่วนล่าง ทำให้เกิดอาการปวดในส่วนอื่นๆ ของร่างกาย ตามมา เช่น คอ (53.2%) ไหล่ (43.5%) และขา (39.2%) โดยร้อยละ 54 ของอาสาสมัครที่ให้ความร่วมมือ ออกกำลังกายเป็นประจำ แต่พบว่า ไม่มีส่วนช่วยป้องกันอาการปวดหลังส่วนล่าง [95]

ในอเมริกา คนจำนวน 31 ล้านคน เคยประสบกับอาการปวดหลังส่วนล่าง [96] และอาการนี้ เป็นหนึ่งในสาเหตุดื้อ ที่ทำให้เกิดการพิการ [97] ครึ่งหนึ่งของคนอเมริกันมีอาการปวดหลังส่วนล่าง ในแต่ละปีโดยเฉลี่ย หนึ่งในสี่ของผู้ใหญ่มีอาการปวดหลังส่วนล่างอย่างน้อยที่สุด 1 วันเต็ม ใน 3 เดือนที่ผ่านมา และ 7.6% รายงานว่า มีอาการปวดที่รุนแรงอย่างน้อยหนึ่งครั้งในช่วงเวลาหนึ่งปีที่ผ่านมา [98, 99] อาการปวดหลังส่วนล่างเป็นหนึ่งในสาเหตุสำคัญที่ทำให้สูญเสียความสามารถในการทำงาน และเป็นสาเหตุหลักที่ทำให้เกิดการหยุดงาน และการพนแพทย์ [100-103] ในคนที่มีอาการปวดหลังส่วนล่างเรื้อรัง พบร่วมกับการปวดซึกระยะไปที่ส่วนอื่นๆ ของร่างกาย และมียังผลกับการนอนหลับ ซึ่ง 58.7% ของผู้ที่มีอาการปวดหลังส่วนล่างเรื้อรัง จะเป็นโรคนอนไม่หลับ [104, 105] มีการประมาณว่า 8 ใน 10 ของคนเคยปวดหลัง จะมีข้อจำกัดในการทำงานน้อยกว่าคนทั่วไป มีโอกาสสมมูลภาพเป็น 3 เท่าของคนทั่วไป และโอกาสเป็นโรคเครียด 4 เท่าของคนทั่วไป [98, 106-109]

ทีมประเมินผู้ป่วยจากอาการปวดหลัง (Back Pain Patient Outcomes Assessment Team, MEDTEP) ได้ทำการวิจัยช่วงปี 1989 ถึง 1994 พบร่วมกับคนอเมริกันใช้เงินมากกว่าห้าหมื่นล้านเหรียญสหรัฐต่อปีในการรักษาอาการปวดหลัง [110, 111] คนที่มีอาการปวดหลังใช้จ่ายประมาณ 1.6 เท่าในการดูแลสุขภาพ เมื่อเทียบกับคนทั่วไป [112] และงานวิจัยในปี 2011 รายงานว่า เก้าหมื่นหกพันล้านเหรียญสหรัฐถูกใช้ต่อปีในการรักษาอาการปวดหลัง [104]

มีการค้นพบว่า การอยู่ในท่าเดิมนานๆ หรือการนั่งที่นานเกินไป ทำให้เกิดความเสี่ยงให้เกิดอาการปวดหลังส่วนล่าง กล้ามเนื้ออักเสบ กระดูกผิดรูป กระดูกทรุด หรือสันหลังยืด [113, 114] การนั่งและมีการขับบ่อบ่ำ จะช่วยป้องกันอาการเหล่านี้ได้ แต่อย่างไรก็ตาม มันเป็นการยากที่จะคงระวังท่าทาง การนั่ง และขับตัวเรื่อยๆ ในขณะที่กำลังติดพันอยู่กับงาน [115]

๔. การนั่งนิ่งเป็นเวลานาน

การนั่งนิ่งเป็นเวลานานเป็นสิ่งที่ควรระวังในทุกวันนี้ งานวิจัยหลายฉบับได้พยาบาลกันหาความเกี่ยวพันธ์ระหว่างการนั่งนิ่งเป็นเวลานานกับความเสี่ยงที่ทำให้เกิดโรค งานวิจัยชี้ว่าการนั่งที่นานเกินไป สามารถทำให้ความดันโลหิตสูง ระดับน้ำตาลและไขมันในเลือดสูง ซึ่งทำให้เกิดโรคอ้วน เบาหวาน และกลุ่มโรคที่เกิดจากการเผาผลาญพลังงานที่ผิดปกติ (Metabolic Syndrome) การนั่งเป็นเวลาหลายชั่วโมงเพิ่มความเสี่ยงในการเสียชีวิตจากโรคหัวใจและมะเร็ง จากการเปรียบเทียบในผู้ใหญ่ที่ใช้เวลาน้อยกว่าสองชั่วโมงในแต่ละวัน นั่งคูทีวี กับคนที่ใช้เวลามากกว่า 4 ชั่วโมง พบร่วมกันความเสี่ยงการตายจากโรคต่างๆสูงกว่า 50 % และ 125% มีความเสี่ยงเพิ่มขึ้นในการเสียชีวิตจากโรคหัวใจและหลอดเลือด เช่นอาการเจ็บหน้าอก หรือหัวใจวาย [116]

“เก้าอี้ฆ่าเราได้” Levine แพทย์ที่ศึกษาเกี่ยวกับความผิดปกติของต่อมไร้ท่อที่สถาบันการแพทย์มา依 ได้กล่าวแก่นิตยสาร Los Angeles Times [117] สุขภาพจากการนั่งนิ่งเป็นเวลานานได้ถูกชี้ให้เห็นในงานวิจัยหลายฉบับ จากการศึกษาผู้หญิงที่มีอายุมากกว่า 40 ปี พบร่วมกันของการนั่งมีผลกับโรค ทำให้การผลิตอินซูลินในเลือดลดลงหรืออุดตัน ซึ่งนำไปสู่โรคเบาหวานประเภทที่สอง จากการศึกษาผู้ชายวัยกลางคน 4,500 คน ใน สกอตแลนด์การนั่งหน้าทีวีหรือคอมพิวเตอร์ 2 ชั่วโมงต่อวัน เพิ่มความเสี่ยงการโรคหัวใจสองเท่า และเพิ่มความเสี่ยงในการเสียชีวิต 50% [118] นักวิทยาศาสตร์ที่ศูนย์วิจัยชีวการแพทย์เพนนิงตันในรัฐหลุยเซียน่า (Pennington Biomedical Research Center) ได้ติดตามผู้ชายและผู้หญิงจำนวนมากกว่า 17,000 คน เป็นเวลากว่า 13 ปี จากการวิเคราะห์ พบร่วมกันที่นั่งเกือบทั้งวันมีโอกาสเสียชีวิตจากการหัวใจวายถึง 54% [119] Katzmarzyk พบร่วมกันของการนั่งนานเพิ่มความเสี่ยงในการเป็นโรคหัวใจ มีผลต้านทานกับการดูดซึมอาหารและทำให้อายุสั้น [120] จากอีกงานวิจัย กับคนฟินแลนด์ 27 คน พบร่วมกันกลุ่มคนที่ทำงานนั่งโดยเดียว กล้ามเนื้อจะขาดการเคลื่อนไหวถึง 70% ในแต่ละวัน ถึงแม้ว่าจะมีการออกกำลังประจำวันรวมอยู่ด้วยก็ตาม [121]

สมาคมมะเร็งแห่งสหราชอาณาจักร (American Cancer Society) พบร่วมกับผู้หญิงที่นั่งนานกว่าหกชั่วโมง ในแต่ละวัน มีโอกาสเสียชีวิตเพิ่มขึ้น 37% จากผู้หญิงที่นั่งนานไม่เกินสามชั่วโมง และในผู้ชาย มีโอกาสเสียชีวิตเพิ่มขึ้น 18% และสรุปว่า การออกกำลังกายทุกวันจะไม่ช่วยอะไร ถ้าเวลาที่เหลือเป็นการนั่ง [118, 119, 122]

“การนั่งคือการสูบบุหรี่แบบใหม่” Kanodia แพทย์และนักวิจัยที่ศูนย์การดูแลสุขภาพส่วนบุคคลที่ของศูนย์การแพทย์เว็กเซเนอร์ มหาวิทยาลัยรัฐโอไฮโอ (Ohio State University's Wexner Medical Center) กล่าวใน Los Angeles Times ว่าระยะเวลาการนั่ง และการขาดการเคลื่อนไหวของ

กล้ามเนื้อเกี่ยวข้องอย่างมากกับโรคอ้วน โรคการเผาผลาญพลังงานผิดปกติ โรคเบาหวาน โรคหลอดเลือดหัวใจ และโรคมะเร็ง รวมถึงอัตราการเสียชีวิต ผู้ที่นั่งเป็นเวลานานมีความเสี่ยงสูงต่อการเกิดโรคมากกว่าคนที่มีการเคลื่อนไหวบ่อยๆ ถึงแม้การเคลื่อนไหวจะไม่ใช่การออกกำลังกาย เช่น การเดินขึ้นบันได การเดินไปพยินกาแฟ การนั่งจะระงับการผลิตไขมันเลกุลที่เรียกว่าไลโปโปรตีนไลเพส (Lipoprotein Lipase) ซึ่งเป็นตัวเผาผลาญไขมันและน้ำตาล ทุกชั่วโมงที่คุณนั่งคุ้นเคยทัศน์ จะทำให้อายุสั้นลง 22 นาที เทียบกับการสูบน้ำหรือ ที่ทำให้อายุสั้นลง 11 นาทีต่อน้ำหรือต่อหนึ่งวัน Kanodia เชื่อว่าในการที่จะสร้างชีวิตที่มีสุขภาพดี ต้องมีการปรับเปลี่ยนพฤติกรรมการทำงาน โดยต้องลดระยะเวลาการนั่งนี้ Kanodia ยังกล่าวว่า “ถ้าคนที่เข้ามาทำงาน นั่งทำงานเป็นเวลาเกินสี่ชั่วโมงต่อวัน งานที่ออกมายจะแยกว่าการ ‘ไม่ทำงานเสียอีก’” [119, 120, 122, 124, 125]

จากการศึกษาที่ตีพิมพ์ใน Archives of Internal Medicine จากการติดตามผู้ใหญ่ชาวออสเตรเลียจำนวน 222,497 คน เป็นเวลาหลายปี นักวิจัยพบว่าจำนวนเวลาที่นั่งมีผลกับความเสี่ยงที่จะเสียชีวิต Friedman หัวหน้าศูนย์บริการหัวใจล้มเหลวที่ North Shore Plain กล่าวว่า การนั่งนานเกินไป จะทำให้เสี่ยงต่อการป่วยจากโรคอ้วนและโรคหัวใจ ร้อยละ 40 ของคนที่นั่งวันละ 11 ชั่วโมงหรือมากกว่านั้น จะเสียชีวิตในสามปีให้หลัง ไม่ว่าเขาจะมีการออกกำลังหรือใช้ร่างกายในด้านอื่นหรือไม่ van der Ploeg นักวิจัยจากมหาวิทยาลัย Sydney School of Public Health กล่าวว่า การนั่งนานเกินไปจะห่วงการคุณค่าอาหาร ซึ่งจะทำให้เกิดระดับของไตรกรีเซอโร่ไฮดรอฟอฟสูง ลดระดับของไขมันดีและลดการผลิตอินซูลิน ผู้ใหญ่ที่ใช้เวลา 90% ของเวลาว่างกับการนั่ง จะเสี่ยงเป็นโรคหัวใจ โรคอ้วน เบาหวาน โรคสมองเสื่อม และมะเร็งบางชนิด [121, 125-127]

van der Ploeg ส่งเสริมให้คนที่ทำงาน พยายามหันมาเย็นและเดินเมื่อทำได้ โดยกล่าวว่า เป็นเรื่องสำคัญมากที่จะต้องมีการเคลื่อนที่ทางกาย เช่น เดิน 30 นาทีต่อวัน สำหรับผู้ใหญ่ และ 60 นาทีสำหรับเด็ก “คุณไม่จำเป็นต้องเย็นหรือเดินตลอดเวลา ว่างที่คุณมี แน่นอนว่าการนั่งเป็นสิ่งที่สบายกว่า แต่คุณต้องพยายามหาจุดสมดุลระหว่างการนั่ง การยืน และการเดิน หรือ การใช้ร่างกายเคลื่อนไหวในแบบอื่นๆ” van der Ploeg กล่าว [121, 125-128]

Hamilton จากศูนย์วิจัยชีวการแพทย์เพนนิงตัน กล่าวว่า การทำงานของไฟฟ้าในกล้ามเนื้อจะลดลงทันทีเมื่อมีการนั่ง ก่อให้เกิดผลกระทบที่เป็นอันตรายต่อการเผาผลาญพลังงานในทุกๆนาที ไม่เพียง แต่อัตราการเผาผลาญแคลอรี่ของร่างกายจะลดลงอย่างมาก มันยังมีผลกับการผลิตอินซูลินในร่างกายทำให้เพิ่มความเสี่ยงต่อการเป็นโรคเบาหวานชนิดที่ 2 และการนั่งนานจะลดการผลิตไขมันดีในเลือด นำไปสู่ความเสี่ยงของโรคหัวใจ [120] จากการวิจัยพบว่าการนั่งเป็นเวลานาน จะฉะลอกการเผาผลาญไขมันและก่อให้เกิดกลุ่มอาการของโรคการคุณค่าอาหาร

โรคเบาหวานชนิดที่สอง โรคอ้วน โรคหัวใจและหลอดเลือด ในทางกลับกัน การเดิน 2 นาทีและหยุดพักจากการทำงานทุก 20 นาที สามารถเพิ่มการควบคุมระดับน้ำตาล และก่อให้เกิดความอยากอาหาร 30% ดังนั้นจึงควรสร้างนิสัยของการหยุดพักเป็นระยะขณะทำงาน [118, 129]

Wilmot และคณะ จากมหาวิทยาลัยเลสเตอร์ (Leicester) สหราชอาณาจักร รวบรวมผลลัพธ์จาก 18 งานวิจัย ซึ่งมีกลุ่มตัวอย่างรวมทั้งหมด 794,577 คน ในประเทศสหรัฐอเมริกาแคนาดา ออสเตรเลีย ยุโรป และญี่ปุ่น พอกเข้าพบว่าการนั่งเป็นเวลานาน เพิ่มความเสี่ยงเป็นสองเท่าต่อการเป็นโรคเบาหวานชนิดที่สอง โรคหัวใจและหลอดเลือด รวมถึงความเสี่ยงต่อการเสียชีวิต ผลดังกล่าววนี้ ไม่มีความแตกต่างว่าผู้ที่นั่งนานจะออกกำลังกายทุกวันหรือไม่ “ผู้ใหญ่ส่วนใหญ่ใช้เวลาในที่นั่งโดยเฉลี่ย 50-70% ของเวลาทั้งหมด ดังนั้นผลของการศึกษานี้ พบว่ามีผลกระทบเป็นวงกว้าง” Wilmot กล่าว และเสริมว่า “เพียงการจำกัดเวลาที่เราใช้ในการนั่ง เราสามารถลดความเสี่ยงต่อการโรคเบาหวาน โรคหัวใจ และการเสียชีวิต ได้” [118, 120, 130-132]

ในการป้องกันความเสี่ยงการเกิดโรคจากการนั่งนั่งเป็นระยะเวลานาน ผู้เชี่ยวชาญแนะนำให้คิดถึงการนั่งแบบเคลื่อนไหวบ่อยๆ (Dynamic Sitting) และพักบ่อย (Micro-Break) การยืนจะเพาพาลญ แคลอร์มากกว่าการนั่งร้อยละ 50 จึงแนะนำให้ยืนและเดินเมื่อใดก็ตามที่เป็นไปได้ เช่น เดินไปห้องน้ำ หรือเดินไปทำงาน หรือเดินไปรับประทานอาหาร หรือเดินขึ้นบันได ยืนพูดโทรศัพท์ ยืนขณะประชุม Hedge จากศูนย์วิจัยการยาสตร์และบีจจ์ที่เกี่ยวพันกับมนุษย์ แนะนำว่าการนั่งทำงาน ด้วยการยาสตร์ที่ถูกต้องคือ ทุกๆ 20 นาที ควรยืนขึ้นและเคลื่อนไหวไปรอบๆ เป็นเวลาสั้นๆ “คุณไม่จำเป็นต้องทำการออกกำลังกายอย่างจริงจังเพื่อให้ได้ประโยชน์ แค่เดินไปรอบๆ ก็เพียงพอ ดังนั้น งสร้างนิสัยการทำงาน ให้เคลื่อนไหวให้มากขึ้น และหลากหลายในที่ทำงานของคุณ” Hedge กล่าว [116, 119]

2.3.2 การยาสตัร์

การยาสตัร์ หรือมนูญย์ปัจจัย เป็นสาขาวิชาการที่รวมการศึกษาทั้งในด้านจิตวิทยา วิศวกรรมศาสตร์ ชีวกลศาสตร์ การออกแบบอุตสาหกรรม การออกแบบกราฟิก สถาติ การปฏิบัติการและการวิจัย และมนุษยวิทยา โดยให้ความสำคัญกับประสิทธิภาพของมนูญย์ การยาสตัร์มุ่งเน้นไปที่การออกแบบ การทดสอบ และการประเมินผลกระทบที่มีความเกี่ยวข้องระหว่างมนูญย์และเครื่องจักร เพื่อให้บรรลุ “สมดุลระหว่างมนูญย์และเครื่องจักร” ด้วยความเชื่อว่าพฤติกรรมของมนูญย์ จะได้รับผลกระทบจากสภาพแวดล้อม การยาสตัร์จะส่งเสริมให้นักออกแบบสร้างอุปกรณ์สำนักงานและอุปกรณ์ที่ทำงานให้เหมาะสมกับร่างกายและความคิดของมนูญย์ เพื่อลดความเครียดของร่างกาย รวมถึงความคุ้มปัจจัยภายนอก เช่น แสงสว่าง อุณหภูมิ และเสียง เพื่อให้คนงานสามารถทำงานอย่างมีประสิทธิภาพสูงสุด เป็นเวลานานที่สุด [3, 133, 134]

วิศวกรรมทางกายภาพ (Physical Engineering) เป็นศาสตร์แขนงหนึ่งในการยาสตัร์ ว่าด้วยวิธีการที่ร่างกายมนูญย์มีปฏิสัมพันธ์กับเครื่องมือ และผลกระทบที่เกิดต่อร่างกายของพวกราช เช่น โรคที่เกี่ยวกับกระดูกและกล้ามเนื้อ ความผิดปกติจากการทำงาน เช่น ไหวซ้ำๆ (Repetitive Disorders) ความการออกแบบสภาพแวดล้อมของสถานที่ทำงาน สุขลักษณะและความปลอดภัยในสถานที่ทำงาน จุดประสงค์ของวิศวกรรมทางกายภาพ คือ เพื่อเข้าใจและป้องกัน ปัญหาสุขภาพที่อาจจะเกิดที่เกี่ยวกับการใช้คอมพิวเตอร์ เช่น ปัญหาจากรังสี ปัญหาการเคลื่อนไหวซ้ำๆ เป็นเวลานาน ปัญหามองเห็น และปัญหากล้ามเนื้อ [134, 135]

ก. การพักย้อย (Micro-Break)

เพื่อสุขภาพที่ดี มีคำแนะนำให้มีการพักสั้นๆ ในระหว่างการทำงาน โดยการพักคือกุญแจสำคัญเพื่อ มั่นใจว่าระบบกระดูกและกล้ามเนื้อจะทำงานได้เป็นปกติ และป้องกันความเสี่ยงจากการเจ็บป่วยทางการยาสตัร์

Janaro และ Bechtold [136] ได้ทำการศึกษาเกี่ยวกับความสัมพันธ์ระหว่าง ผลผลิต (Productivity) กับการพักระหว่างการทำงาน (Rest Break) พวกราชได้พบว่าตารางการพักดีที่สุด คือ พัก 3 นาที ในทุกๆ การทำงาน 10 นาที Hedge [137] 主张อิงผลงานชิ้นนี้ และพิสูจน์ให้เห็นในงานวิจัยของเขาว่า การบริหารจัดการทางการยาสตัร์และการใช้การพักที่เหมาะสม สามารถลดการบาดเจ็บจากการใช้แป้นพิมพ์และเมาส์ได้ และยังเพิ่มผลผลิตของคนงาน เช่น ลดข้อผิดพลาดในการพิมพ์

Occupational Safety and Health Administration (OSHA) [138, 139] กระทรวงแรงงานแห่งสหราชอาณาจักร แนะนำว่าคนทำงานควรหลีกเลี่ยงการอยู่ในท่านิ่ง การทำงานที่ดี ควรให้คนทำงาน

เปลี่ยนแปลงท่าทางบ่อยๆ ขณะทำงานคอมพิวเตอร์ หน้าจอควรอยู่ห่าง 18 ถึง 30 นิ้ว และอยู่ในระดับสายตาของผู้ใช้ ความมีการพักบ่อย 3 ถึง 5 นาทีในทุกๆ การทำงาน 20-30 นาทีและในการใช้แป้นพิมพ์หรือเมาส์ ขณะพักควรออกกำลังและบริหารมือเล็กน้อย และหลังจากการทำงานคอมพิวเตอร์ทุกๆ ส่องชั่วโมง ควรมีการพัก 10 นาที

เวลาที่แนะนำให้มีการพักบ่อย แตกต่างกันในหลายสถานศึกษา

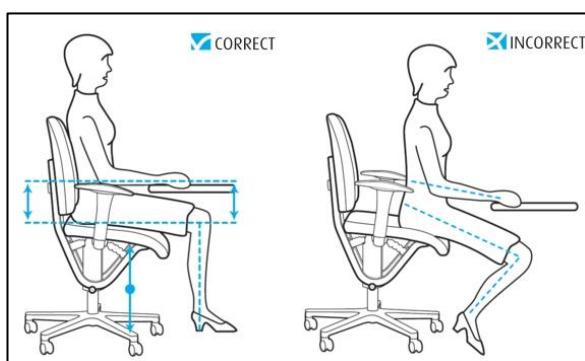
- คณะอนามัยสิ่งแวดล้อมและความปลอดภัยของมหาวิทยาลัยสแตนฟอร์ด (Stanford Environmental Health & Safety) [141] แนะนำว่าการใช้คอมพิวเตอร์ หรือการทำงานในห้องปฏิบัติการ ไม่ควรต่อเนื่องเกิน 30 นาที และควรมีการพัก 2 นาที ก่อนทำงานอีก ต่อไป และแนะนำว่าการพักบ่อยที่ดี ควรเป็น 30 วินาที ถึง 1 นาทีในทุกๆ การทำงาน 10 นาที
- Workers' Compensation Board [142] แนะนำให้พักบ่อย 5 นาที ในแต่ละชั่วโมง และแนะนำให้หลีกเลี่ยงการนั่งเป็นเวลานาน หรือให้ยืนและเดินขณะทำงาน หรือลุกขึ้น และทำการยืดเส้นยืดสาย นอกเหนือไปนี้ ยังได้แนะนำให้ยกคอกและไหล่ย่างน้ออยู่ทุก 10 นาที หรือใช้การออกกำลังกายในสำนักงานแบบอื่นๆ
- Work Cover [143] แนะนำให้มองออกไปไกลๆ เพื่อพักสายตาสักครู่ในทุกๆ 10 นาที และกิจกรรมที่เหมาะสมและการทำสม่ำเสมอ คือ การพักบ่อย 2-3 นาที ทุกๆ ครั้งชั่วโมง
- Liebenson [144] ระบุว่า หากมีการลุกขึ้นหนึ่งครั้งในทุกๆ 20-30 นาที การพักหายใจ เป็นครึ่งนาที ได้ มีผลนั้น ควรพักเบรกและบริหารร่างกายทุก 30 นาที เมื่อต้องนั่งทำงานเป็นเวลานาน
- กระทรวงแรงงานรัฐออนแทรีโอ (Ontario, Ministry of Labor) [145] กล่าวว่า การพักสั้นๆ แต่บ่อยๆ มีผลดีกับการทำงาน และลดความไม่สบายตัวมากกว่า เมื่อเทียบกับการนั่งทำงานเป็นเวลานานและยาวที่เดียว เพียงจัดตารางให้มีการพัก 5 นาที ทุกหนึ่งชั่วโมง จะช่วยบรรเทา บรรเทาร่างกายและสายตาจากการทำงานคอมพิวเตอร์

๗. ท่านั่งที่เหมาะสม (Proper Sitting Posture)

จากหลายงานค้นคว้าในเรื่องท่านั่งที่เหมาะสมหรือท่านั่งที่ถูกสุขลักษณะ การนั่งควรนั่งด้วยศีรษะและคออยู่ในแนวตรงกับกระดูกสันหลัง ร่างกายไม่มองไปทางหน้าหรือข้างหลัง ด้านข้างนาน กัน และขาซึ่งล่างตั้งฉาก 90 องศา ลำตัวหันไปทางหน้า ข้อศอกบนกับพื้น แขนช่วงบนและข้อศอกติดกับลำตัว แขนเป็น 90 องศา กับต้นแขนส่วนบน ข้อมือและมือเหยียดตรง เท้าพักวางราบกับพื้น หรือวางบนที่พักเท้า ควรมีที่พักหลังเพื่อหนุนหลังส่วนล่าง มีที่พักแขนเพื่อวางแขน และเก้าอี้ควรปรับความสูงได้ [135, 146-150] ดังรูปที่ 2.36 และรูปที่ 2.37



รูปที่ 2.36 ท่า�ั่งที่เหมาะสม [135]



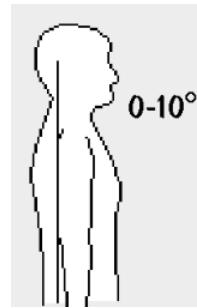
รูปที่ 2.37 ท่า�ั่งที่เหมาะสม และท่า�ั่งที่ไม่เหมาะสม [150]

ค. หลักการ RULA และ REBA

Rapid Upper Limb Assessment (RULA) [151, 152] เป็นวิธีการในการประเมินความเสี่ยงทางสุขภาพ ที่มุ่งเน้นไปที่การเกิดความผิดปกติต่อร่างกายส่วนบน ซึ่งสร้างแนวทางในการเข้าถึงความเสี่ยงจากท่าทางอย่างเป็นระบบ ด้วยการวิเคราะห์ของสาขาร่างกาย และคำนวณคะแนนความเสี่ยง ณ เวลาต่างๆ

Rapid Entire Body Assessment (REBA) [152, 153] เป็นอีกวิธีหนึ่ง ซึ่งใกล้เคียงกับ RULA แต่จะครอบคลุมร่างกายทั้งร่าง รวมทั้งคำนึงถึงผลการจากนั่งนิ่ง และการนั่งแบบมีการเคลื่อนไหวเป็นระยะ โดยจะทำการวิเคราะห์การเกิดข้อของท่าทางต่างๆ ว่าแต่ละท่ามีความต่อเนื่องเป็นระยะเวลาเท่าไหร่

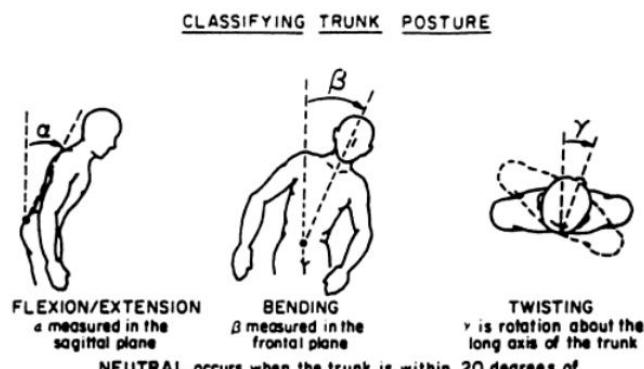
RULA และ REBA ได้ถูกนำมาใช้ในงานวิจัยนี้ เพื่อศึกษาหาค่าคงที่ขององศาร่างกายที่เหมาะสมในการตรวจท่าทาง ตัวอย่างเช่น หลักของ RULA และ REBA ที่ระบุว่า การก้มหน้าจะเกิดขึ้นเมื่อองศาคอต่ำกว่า -10 องศา โดยองศานี้ จะวัดจากเส้นตรงที่บนนาฬิกาทั้งสอง รูปที่ 2.38 ซึ่งเทียบได้กับจุด Head และ Shoulder Center บนข้อมูลที่ได้จากการถ่าย Kinect



รูปที่ 2.38 องศาคอที่ถือว่าอยู่ในระดับปกติ ตามหลัก RULA [151, 152]

๔. หลักการอื่นๆ

หลักการอื่นๆ เช่น การประเมินองศาการบิดตัว จากงานวิจัย “Computer-Aided Postural Analysis” ของ Keyserling et al. ใน [154] ได้ถูกนำมาใช้ ซึ่งในงานวิจัยระบุว่าการนั่งบิดตัวจะเกิดขึ้นเมื่อองศาพิเศษจากแนวตรงไปด้านข้างมากกว่า 20 องศา ดังรูปที่ 2.39



รูปที่ 2.39 องศาการบิดตัวที่ถือว่าอยู่ในระดับปกติ

ตามหลักของ Keyserling et al. (ภาคช้าย) [154]

ผู้วิจัยยังได้ศึกษางานวิจัยต่างๆ ใน [154] เช่น “Comparison of Different Approaches for the Prevention of Low Back Pain” ที่เขียนโดย Snook et al. ซึ่งเนื้อหาส่วนหนึ่งได้อธิบายถึงระดับความเสี่ยงที่จะเกิดการปวดหลังส่วนล่าง จากท่าทางการบิดตัว และอธิบายแนวทางการป้องกันดังกล่าว

2.3.3 ข้อสรุป เรื่องโรคคนทำงานออฟฟิศและการยศาสตร์

โรคคนทำงานออฟฟิศ คือ กลุ่มอาการของโรคที่เกิดจากการทำงานนั่ง ตั้ง ซึ่งเป็นสิ่งที่ควรใส่ใจอย่างยิ่ง ในปัจจุบัน สาเหตุหลักของการเป็นโรคคนทำงานออฟฟิศ คือ การนั่งนานๆ เป็นระยะเวลานาน และ การนั่งในท่าที่ไม่ถูกสุขลักษณะ โรคคนทำงานออฟฟิศทำให้เกิดอาการปวดตามส่วนต่างๆ ของร่างกาย และ ส่งผลต่อการทำงานของระบบประสาท การนั่งนานๆ ก็เป็นสาเหตุของการเพาเพลญพลังงาน ผิดปกติ มีผลกระทบต่อคุณภาพและกระบวนการคุณอินชูลิน นำมาซึ่งกลุ่มอาการของโรคที่เกิดจากการดูด ซึมอาหารที่ผิดปกติ เช่น เบาหวานชนิดที่สอง โรคอ้วน โรคหัวใจและหลอดเลือด การวิจัยยังคงกว่า โรคคนทำงานออฟฟิศ ส่งผลอย่าง甚 นำมาซึ่งโรคหัวใจ มะเร็ง และ โรคหลอดเลือดสมอง

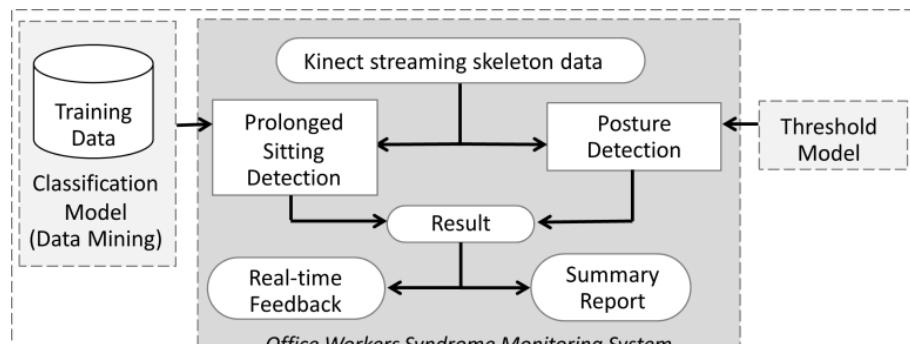
มีคำแนะนำว่า ขณะทำงาน ผู้ทำงานควรเคลื่อนไหวร่างกายบ่อยๆ และมีการพักผ่อนทุกช่วงเวลาหนึ่ง การเคลื่อนไหวไม่จำเป็นต้องถึงขั้นออกกำลัง อย่างน้อยการยืนหรือเดินเมื่อมีโอกาส ก็สามารถป้องกัน โรคที่เกิดจากการทำงานได้

ในความเป็นจริง หลายคนอาจรู้ว่าท่านั่งที่เหมาะสมเป็นอย่างไร และรู้ผลเสียจากการนั่งทำงาน เวลานาน พากขา รู้ว่าสิ่งใดดีหรือไม่ดีต่อสุขภาพ แต่มันไม่ง่ายที่จะดำเนินถึงเหล่านี้ ในขณะที่กำลัง ติดพันกับการทำงาน เท่านั้น ได้รู้ว่า สมควรมีอุปกรณ์ที่ช่วยติดตามการนั่งของพากขา และแจ้งเตือนพาก เขา เมื่อตรวจพบพฤติกรรมเสี่ยงที่ไม่ดีต่อสุขภาพ ซึ่งจากการสำรวจเรื่องเทคโนโลยีในการติดตาม สุขภาพ ผู้วิจัยเชื่อว่า หนึ่งในเครื่องมือที่ดีที่สุด ที่จะทำหน้าที่นี้ได้ ก็คือกล้อง Kinect

บทที่ 3 ขั้นตอนการทำวิจัย

3.1 ข้อมูลทั่วไปของงานวิจัย

3.1.1 ภาพรวมของงานวิจัย



รูปที่ 3.1 ภาพรวมของงานวิจัย

งานวิจัยที่นำเสนอ (รูปที่ 3.1) ประกอบด้วยการทำงานสำคัญ 2 ส่วน ได้แก่ การตรวจจับการนั่งนิ่งเป็นระยะเวลานาน และการตรวจจับท่านั่งที่ผิดสุขลักษณะ ระบบต้นแบบจะถูกพัฒนาโดยมีการเก็บข้อมูล ตัวอย่างจากอาสาสมัครเป็นวีดีโอล็อกิป ข้อมูลดังกล่าวถูกใช้เป็นข้อมูลฝึกฝน (Training data) ในการสร้างโมเดลการจำแนก (Data Mining Classification Model) สำหรับตรวจจับการนั่งนิ่งเป็นระยะเวลานาน ด้วยวิธีทางเหมือนข้อมูล ส่วนการตรวจจับท่านั่งที่ผิดสุขลักษณะ ได้ทำโดยอาศัยโมเดลค่าคงที่ (Threshold Model) ซึ่งเกิดจากการคำนวณองศาสตร์ร่างกายด้วยวิธีทางคณิตศาสตร์ และการใช้ค่าคงที่ ที่ได้จากการยกศาสตร์

ระบบที่นำเสนอจะอ่านข้อมูลโครงร่างจากกล้อง Kinect จากนั้นจะให้ผลตอบกลับ จากการตรวจจับการนั่งนิ่งและการตรวจจับท่านั่งที่ผิดสุขลักษณะ แก่ผู้ใช้แบบเรียลไทม์ ระบบยังสามารถนำข้อมูลดังกล่าวมาสรุปผลเป็นรายงาน ซึ่งจะบอกระดับสุขภาพ และความเสี่ยงตามหลักการยกศาสตร์ จากพฤติกรรมการนั่งของผู้ใช้

3.1.2 การติดตั้งระบบ

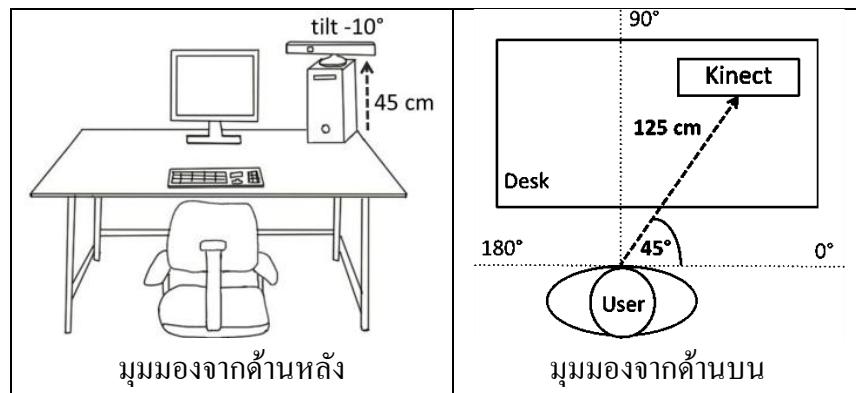
ผู้วิจัยค้นพบว่า กล้อง Kinect จะทำงานได้มีประสิทธิภาพสูงสุด เมื่อวัตถุที่ตรวจจับอยู่ใกล้กล้อง ด้านหน้าของกล้อง (พิกัด 0 องศาทั้งในแนวระนาบและแนวตั้ง) และวัตถุอยู่ในระยะห่างที่มากกว่า 2 เมตร อย่างไรก็ตาม ผู้วิจัยค้นพบว่าการตั้งกล้องโดยให้ผู้ทำงานอยู่ในตำแหน่งดังกล่าวเป็นเรื่องยาก ในทางปฏิบัติ เนื่องจากสภาพแวดล้อมของสถานที่ทำงานส่วนใหญ่ไม่เอื้ออำนวย เช่น เมื่อตั้งกล้อง

ด้านหน้า ทัศนะวิสัยของกล้องจะถูกบดบังโดยหน้าจอคอมพิวเตอร์ หรือด้วยเหตุผลเรื่องพื้นที่ที่จำกัด ทำให้ไม่สามารถตั้งกล้องในระยะห่างกว่า 2 เมตรได้

ผู้วิจัยได้ทำการปรับแต่งและค้นหาวิธีติดตั้งกล้อง Kinect ให้ได้ประสิทธิภาพที่น่าพอใจที่สุด ภายใต้สภาพแวดล้อมของสถานที่ทำงานส่วนใหญ่ ผลที่ได้คือ ผู้วิจัยพบว่ากล้อง Kinect ควรติดตั้งโดยวาง กล้องบนเกล่องให้สูงประมาณ 45 เซนติเมตร จากพื้น โต๊ะทำงาน ในทิศตะวันออกเฉียงเหนือของผู้ ทำงาน (พิกัด 45 องศา ในระบบพิกัดคาร์ทีเซียน) ระยะห่างสมควรอยู่ที่ 125 เซนติเมตร โดยวัดจากตัว ผู้ใช้งานกึ่งกลางของกล้อง และกล้องควรก้มลงที่ -7 องศา อย่างไรก็ตาม ค่าต่างๆสามารถปรับได้ตาม ความเหมาะสมของสถานที่ ซึ่งสรุปได้ดังตาราง 3.1 และรูปที่ 3.2

ตารางที่ 3.1 การติดตั้งที่แนะนำ

	ค่าที่แนะนำ	ค่าที่เป็นทางเลือก
ทิศทาง	ตะวันออกเฉียงเหนือ (45°)	ตะวันออกเฉียงเหนือ (20° ถึง 70°) หรือ ตะวันตกเฉียงเหนือ (110° ถึง 160°)
ระยะ	125 เซนติเมตร	100 ถึง 150 เซนติเมตร
ความสูงจากโต๊ะ	45 เซนติเมตร	30 ถึง 60 เซนติเมตร
องศาการก้มเงย ของกล้อง Kinect	-15°	-7° ถึง -15°



รูปที่ 3.2 การติดตั้งที่แนะนำ

ในจุดที่เห็นจะเดินทางร่างของผู้ใช้อยู่กึ่งกลางทัศนวิสัย ดังรูปที่ 3.3



รูปที่ 3.3 ภาพที่เห็นจากกล้อง Kinect

กล้อง Kinect สามารถทำงานได้ดีในที่ร่ม และจะดีที่สุดในสถานที่ที่มีแสงน้อย คำแนะนำเพิ่มเติมคือ หากด้านหลังไม่ควรมีหน้าต่าง เนื่องจากรังสีอัลตราไวโอเลตจากดวงอาทิตย์อาจบกวนการตรวจจับของกล้อง รวมทั้งวัตถุที่เป็นกระจกหรือมีคุณสมบัติสะท้อนแสง จะส่งผลต่ออินฟราเรดของกล้อง Kinect

3.1.3 การตั้งค่าในแอพพลิเคชัน

- ปรับองศาการก้มเงยให้อยู่ที่ -7° ถึง -15°
- เปิดใช้งาน Seated Mode
- เปิดใช้งาน Default Range Mode
- เปิดใช้งาน Smoothing โดยตั้งค่าดังตาราง 3.2

ตารางที่ 3.2 พารามิเตอร์ในการปรับ Smoothing

Smoothing	0.50
Correction	0.50
Prediction	0.50
JitterRadius	0.05
MaxDeviationRadius	0.04

** ค่าที่ระบุเป็นค่าเริ่มต้นของ Smoothing อยู่แล้ว

3.1.4 ประเด็นอื่นๆ ของระบบ

ก. ความเป็นส่วนตัว (Privacy)

ในการบันทึกข้อมูล ระบบจะทำการบันทึกข้อมูลโครงร่าง ข้อมูลค่าความเสี่ยงด้านสุขภาพ และข้อมูลประกอบอื่นๆ เช่น ข้อมูลวันเวลา และการตั้งค่าของระบบ (กล้องอยู่ห่างจากผู้ใช้เท่าไหร่ ทิศทางเท่าใด) ข้อมูลโครงร่างสามารถนำกลับมาเล่นซ้ำได้เมื่อนำวิดีโอ ส่วนข้อมูลที่เป็นภาพสีหรือวิดีโอดูจะไม่ถูกบันทึก ซึ่งจะทำให้ผู้ใช้รู้สึกเป็นส่วนตัวมากขึ้น

ข. ความทนทาน (Robustness)

อัลกอริทึมที่ใช้การตรวจจับการนั่งนิ่งและการตรวจจับท่าทาง สามารถทำงานได้อย่างมีความน่าเชื่อถือภายใต้สภาพแวดล้อมที่หลากหลาย โดยการตรวจจับการนั่งนิ่งอาศัยการ Normalization เพื่อรับมือกับขนาดร่างกายที่มีความแตกต่างกันของผู้ใช้ และการตรวจจับนี้จะไม่ได้รับผลกระทบจากการติดตั้งระบบ เช่น ความสูงของโต๊ะ หรือระหว่างระหว่างผู้ใช้กับกล้อง Kinect ขณะเดียวกัน การตรวจจับท่าทางอาศัยการคำนวณองศาและสัดส่วนของร่างกาย ซึ่งจะไม่ได้รับผลกระทบจากความแตกต่างในด้านขนาดตัวของผู้ใช้ และเนื่องจากการคำนวณอาศัยการหาความเปลี่ยนแปลง (Relative Change) ระหว่างท่าทางปัจจุบัน (Current Posture) กับท่าทางตั้งต้น (Base Posture) จึงสามารถรับมือกับการติดตั้งระบบที่มีความแตกต่างกันได้อย่างไรก็ตาม ผู้วิจัยพบว่าประสิทธิภาพในการตรวจจับท่าทางอาจได้รับผลกระทบจากการติดตั้งระบบ เมื่อของจุดของร่างกายไม่สามารถมองเห็นได้อย่างชัดเจน

ค. การสำรองข้อมูล และการกู้คืนข้อมูล (Data Backup & Data Recovery)

ในการตรวจจับการนั่ง ระบบจะทำการสำรองข้อมูลโครงร่างและข้อมูลความเสี่ยงสุขภาพ ในทุกช่วงเวลาที่กำหนด (ค่าเริ่มต้น คือ ทุก 3 นาที) การสำรองดังกล่าวถูกทำขึ้นเพื่อป้องกันการสูญหายของข้อมูลในกรณีที่ระบบล่ม ไฟดับ หรือผู้ใช้ลืมบันทึกข้อมูล โดยระบบจะเก็บข้อมูลล่าสุดในรูปไฟล์ชั่วคราว (Temp File) ซึ่งไฟล์ชั่วคราวจะถูกเขียนทับด้วยข้อมูลล่าสุดไปเรื่อยๆ

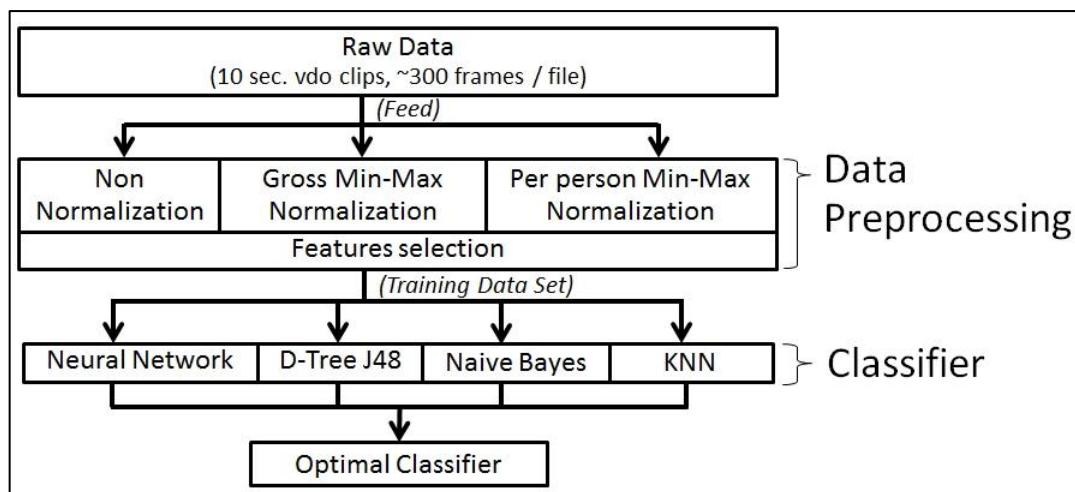
ง. การปรับแต่งให้เข้ากับผู้ใช้ (Customization)

ค่าคงที่ต่างๆ ในระบบ (เช่น เวลาที่เหมาะสม ในการทำงานก่อนไปพัก) มาจากงานวิจัยที่มีชื่อเสียงในทางการแพทย์และการยศาสตร์ อย่างไรก็ตาม ระบบได้เปิดโอกาสให้ผู้ใช้สามารถปรับตั้งค่าต่างๆ ให้เข้ากับตนเอง เช่น ตั้งปริมาณเวลาที่ต้องการทำงานก่อนจะออกไปพัก ตั้งค่าคงที่ขององค์กรที่จะใช้ในการตรวจจับท่าทาง

ผู้ใช้สามารถส่วนต่างๆของปรับระบบให้เข้ากับความต้องการของตนเอง เช่น เปิด-ปิดเสียงแจ้งเตือนต่างๆ เลือกส่วนเชื่อมต่อและวิธีการรับผลตอบกลับ ว่าจะรับผ่านทางข้อมูลอปปอพ เสียงพูด เสียงสัญญาณแจ้งเตือน หรืออุปกรณ์แจ้งเตือน กำหนดช่วงเวลาสำหรับการสำรองข้อมูล และจำนวนไฟล์ชั่วคราวที่จะสำรอง รวมถึงปรับรายละเอียดของแอพพลิเคชัน เช่น ให้การติดตามท่าทางแสดงข้อมูลของไรบัง แสดงภาพเฉพาะโครงร่าง หรือแสดงข้อมูลความลึก หรือข้อมูลภาพสี RGB ด้วย ซึ่งการปรับลดรายละเอียดบางอย่างสามารถช่วยให้โปรแกรมทำงานเร็วขึ้นได้

3.2 การตรวจจับการนั่งนิ่ง

ระบบที่นำเสนอ ได้ตรวจจับการนั่งนิ่งโดยอาศัยการจำแนกทางเหมือนข้อมูล ตัวจำแนก (Classifier) ได้ถูกสร้างขึ้นเป็นจำนวนหลายตัวจากการนำข้อมูลฝึกฝนมาทำการสร้างโมเดล โดยใช้การสมมูลเทคนิคที่ต่างๆที่มีความแตกต่างกัน (วิธีการ Normalization วิธีการเลือกคุณลักษณะ วิธีการจำแนก) เพื่อหาตัวจำแนกที่ได้ผลลัพธ์ที่น่าพอใจที่สุด (Optimal Model) และตัวจำแนกที่เป็นผลลัพธ์ดังกล่าวจะถูกนำไปใช้ในการพัฒนาระบบทันแบบ (รูปที่ 3.4)



รูปที่ 3.4 ขั้นตอนการสร้างตัวจำแนก เพื่อการตรวจจับการนั่งนิ่ง

3.2.1 การเก็บข้อมูลตัวอย่าง

ผู้วิจัยได้ทำการเก็บวิดีโอดิบ (ข้อมูลดิบ) จากอาสาสมัครจำนวน 28 คน (ชาย 16 คน และหญิง 12 คน) ค่าเฉลี่ยอายุของอาสาสมัครอยู่ที่ 34.57 ± 12.83 ปี ค่าเฉลี่ยความสูงอยู่ที่ 167.14 ± 8.63 เซนติเมตร และรูปร่างของอาสาสมัครมีความหลากหลาย

คลิปวิดีโอดิบถูกตัดแบ่งเป็นส่วนย่อยของข้อมูล เรียกว่า “ฟีด (Feed)” ซึ่งแทนการเคลื่อนไหวของโครงร่างของผู้ใช้ภายในระยะเวลา 10 วินาที ข้อมูลทั้งหมดที่เก็บมา มีจำนวน 1,326 ฟีด โดยแต่ละฟีด

จะมีคุณสมบัติดังรูปที่ 3.5 และมีจำนวนเฟรมประมาณ 300 เฟรม (~30 เฟรม / 1 วินาที หรือ 1 เฟรม / 0.033 วินาที) ข้อมูลทั้งหมดใน 1 ไฟล์จะถือเป็น 1 ตัวอย่าง (Instance) และจะถูกกระนุประเกทว่าตัวอย่าง ดังกล่าว คือ การนั่งนิ่ง หรือการเคลื่อนไหว

1. Still

ประเภทที่บอกรวบรวมว่า ผู้ใช้มีการเคลื่อนไหวที่มีนัยยะสำคัญในเวลาที่กำหนด ซึ่งหากสถานะนี้ ดำเนินต่อไปในช่วงเวลาหนึ่ง จะถือว่าผู้ใช้มีการนั่งนิ่ง ซึ่งส่งผลเดียบต่อสุขภาพ

2. Move

ประเภทที่บอกรวบรวมว่าผู้ใช้มีการเคลื่อนไหวที่มีนัยยะสำคัญในระยะเวลาที่กำหนด เช่น มีการออกกำลังกาย หรือยืดเส้นยืดสาย สถานะดังกล่าวจะทำให้การนั่งนิ่งถูกระงับ ซึ่งจะช่วยป้องกันโรคคนทำงานออฟฟิศ

▪ Time	▪ ElbowLeft_c	▪ HandLeft_c
▪ Head_c	▪ ElbowLeft_x	▪ HandLeft_x
▪ Head_x	▪ ElbowLeft_y	▪ HandLeft_y
▪ Head_y	▪ ElbowLeft_z	▪ HandLeft_z
▪ Head_z	▪ ElbowRight_c	▪ HandRight_c
▪ ShoulderCenter_c	▪ ElbowRight_x	▪ HandRight_x
▪ ShoulderCenter_x	▪ ElbowRight_y	▪ HandRight_y
▪ ShoulderCenter_y	▪ ElbowRight_z	▪ HandRight_z
▪ ShoulderCenter_z	▪ WristLeft_c	
▪ ShoulderLeft_c	▪ WristLeft_x	
▪ ShoulderLeft_x	▪ WristLeft_y	
▪ ShoulderLeft_y	▪ WristLeft_z	
▪ ShoulderLeft_z	▪ WristRight_c	
▪ ShoulderRight_c	▪ WristRight_x	
▪ ShoulderRight_x	▪ WristRight_y	
▪ ShoulderRight_y	▪ WristRight_z	
▪ ShoulderRight_z		

รูปที่ 3.5 คุณลักษณะ (Feature) ต่างๆของไฟล์

3.2.2 การทำ Normalization

ผู้วิจัยได้ทำการเปลี่ยนสเกลของข้อมูลให้อยู่บนสเกลมาตรฐาน เพื่อลดปัญหาที่เกิดจากความแตกต่างของขนาดตัวบุคคล จากข้อมูลฟีดจำนวน 1,326 ตัวอย่าง (663 Still, 663 Move) ในแต่ละฟีด ได้มีการคำนวณระยะทางแบบยุคลิด (Euclidian Distance) ระหว่างเฟรมที่ต่อเนื่องกันของแต่ละจุดบนร่างกาย อาจเรียกผลลัพธ์ที่ได้ว่า ระยะทางของการเคลื่อนไหวของจุดใดๆ ในระยะเวลา 0.033 วินาที ดังสมการที่ 1

$$J_{Dist_{(1,2)}} = \sqrt{(J_{x_2} - J_{x_1})^2 + (J_{y_2} - J_{y_1})^2 + (J_{z_2} - J_{z_1})^2} \quad (1)$$

- ค่า J แทนถึงจุดใดๆ บนร่างกาย (เข้น หัว)
- ค่า J_{Dist} แทนถึงระยะทางแบบยุคลิดระหว่างสองเฟรมที่ต่อเนื่องกันของจุดดังกล่าว

ตัวอย่างผลลัพธ์ที่ได้เป็นดังรูปที่ 3.6

<u>Feed</u>					
Time	Head_x	Head_y	Head_z	Head_Dist	
1115261727	-0.01298	0.225969	0.891952		
1115261731	0.002006	0.208991	0.904973	0.02612252	
1115261733	0.008041	0.202962	0.909994	0.00989865	
1115261738	0.008026	0.200983	0.910965	0.00220443	
1115261740	0.003011	0.207954	0.907986	0.00908947	
1115261744	0.001047	0.208975	0.907957	0.00221444	
1115261748	-0.00097	0.210996	0.907978	0.00285387	
1115261750	-0.00398	0.216967	0.906999	0.00676034	

** 1115261727 >> Date 11, Time 15:26:17 and .27 sec.

รูปที่ 3.6 การหา Euclidian Distance ของจุดหัว

เมื่อระยะทางแบบยุคลิดทั้งหมดถูกคำนวณ ผู้วิจัยได้ทำ Min-Max Normalization ตามสมการที่ 2 บนค่า J_{Dist} โดยการทำ Min-Max Normalization นี้ ถูกทำขึ้น 2 รูปแบบ คือ Gross Min-Max Normalization (GMM) และ Per Person Min-Max Normalization (PMM)

GMM คือการทำ Min-Max Normalization บนทั้งมูลทั้งหมดในคราวเดียว โดยใช้ค่าสูงสุด และค่าต่ำสุด จากฟีดทั้งหมด 1,326 ฟีด ขณะที่ PMM จะเป็นการทำ Min-Max Normalization โดยใช้ค่าสูงสุด และค่าต่ำสุด จากฟีดทั้งหมดของคนแต่ละคน (ทำทั้งสิ้น 28 รอบ แต่ละรอบใช้ฟีดประมาณ 48 ฟีดโดยเฉลี่ย)

$$J'_{Dist_n} = \frac{J_{Dist_n} - J_{Dist_{Min}}}{J_{Dist_{Max}} - J_{Dist_{Min}}} \quad (2)$$

ตัวอย่างผลลัพธ์ที่ได้เป็นดังรูปที่ 3.7

Feed					
Time	Head_x	Head_y	Head_z	Head_Dist	Head_Dist'
1115261727	-0.01298	0.225969	0.891952		
1115261731	0.002006	0.208991	0.904973	0.02612252	1
1115261733	0.008041	0.202962	0.909994	0.00989865	0.32169035
1115261738	0.008026	0.200983	0.910965	0.00220443	0
1115261740	0.003011	0.207954	0.907986	0.00908947	0.28785935
1115261744	0.001047	0.208975	0.907957	0.00221444	0.00041888
1115261748	-0.00097	0.210996	0.907978	0.00285387	0.0271527
1115261750	-0.00398	0.216967	0.906999	0.00676034	0.19048004
min 0.00220443					
max 0.02612252					

รูปที่ 3.7 การหา Normalized Euclidian Distance ของจุดหัว

ข้อมูลของแต่ละไฟล์ถูกสรุปค่าวิบัติเชิงพรรณนา (Descriptive Statistics) ออกมารูปแบบข้อมูล 1 เรคคอร์ด โดยคุณลักษณะของข้อมูลจะถูกดึงออกมา (Feature Extraction) ผ่านการคำนวณ ความแปรปรวน (V) ค่าสูงสุด (Max) ค่าเฉลี่ย (Avg) เปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 75 ($P75$) และเปอร์เซ็นต์ไทล์ที่ 90 ($P90$) บนค่า J'_{Dist} ดังรูปที่ 3.8

Training Data Set								
id	user	class	Head_Dist_V	Head_Dist_Max	Head_Dist_Avg	Head_Dist_P75	Head_Dist_P90	
001	A01	M	0.000780478	0.225327449	0.012805889	0.031635451	0.048621169	

1 Feed (~300 frame)
ถูกสรุปเป็น 1 record ใน Training Data Set

Feed					
Time	Head_x	Head_y	Head_z	Head_Dist	Head_Dist'
1115261727	-0.01298	0.225969	0.891952		
1115261731	0.002006	0.208991	0.904973	0.02612252	1
1115261733	0.008041	0.202962	0.909994	0.00989865	0.32169035

รูปที่ 3.8 การเปลี่ยน Feed เป็น Training Data Set

อย่างไรก็ตาม ผู้วิจัยได้พบว่า $P75$ และ $P90$ มีประโยชน์น้อย เมื่อเทียบกับ Avg ค่าทั้งสองจึงถูกตัดทิ้ง ในฐานะคุณลักษณะที่ไม่จำเป็น

เมื่อนำข้อมูล 1 Record ของทุกไฟลาร่วมกัน ผลลัพธ์ที่ออกมายัง คือ ชุดข้อมูลฝึกฝน (Training Data Set) ซึ่งมี *class* เป็นคุณลักษณะที่นักออกแบบ และมี 30 คุณลักษณะเป็นตัวคาดคะเน (Predictor) ดัง รูปที่ 3.9

▪ class	▪ ElbowLeft_Dist_V	▪ WristRight_Dist_V
▪ Head_Dist_V	▪ ElbowLeft_Dist_Max	▪ WristRight_Dist_Max
▪ Head_Dist_Max	▪ ElbowLeft_Dist_Avg	▪ WristRight_Dist_Avg
▪ Head_Dist_Avg	▪ ElbowRight_Dist_V	▪ HandRight_Dist_V
▪ ShoulderCenter_Dist_V	▪ ElbowRight_Dist_Max	▪ HandRight_Dist_Max
▪ ShoulderCenter_Dist_Max	▪ ElbowRight_Dist_Avg	▪ HandRight_Dist_Avg
▪ ShoulderCenter_Dist_Avg	▪ WristLeft_Dist_V	
▪ ShoulderLeft_Dist_V	▪ WristLeft_Dist_Max	
▪ ShoulderLeft_Dist_Max	▪ WristLeft_Dist_Avg	
▪ ShoulderLeft_Dist_Avg	▪ HandLeft_Dist_V	
▪ ShoulderRight_Dist_V	▪ HandLeft_Dist_Max	
▪ ShoulderRight_Dist_Max	▪ HandLeft_Dist_Avg	
▪ ShoulderRight_Dist_Avg		

รูปที่ 3.9 คุณลักษณะต่างๆ ของชุดข้อมูลฝึกฝน

3.2.3 การเลือกคุณลักษณะ (Feature Selection)

การเลือกคุณลักษณะ คือ การเลือกกลุ่มของคุณลักษณะจากข้อมูลทดสอบ ซึ่งกลุ่มของคุณลักษณะที่ดี จะมีจำนวนคุณลักษณะน้อย แต่สามารถจำแนกข้อมูล ได้อย่างมีประสิทธิภาพ การเลือกคุณลักษณะในงานวิจัยนี้ ได้ถูกทำขึ้นโดยอาศัยเทคนิคทั้งสิ้น 4 เทคนิค ดังนี้

ก. Independent Samples T-test

Independent Samples T-test [155] เป็นวิธีทางสถิติ เพื่อใช้ทดสอบค่าเฉลี่ยของตัวแปรประเภท Interval หรือ Ratio ระหว่างหมวดหมู่ที่เป็น Nominal หรือ Ordinal ในงานวิจัยนี้ Independent Samples T-test ได้ถูกใช้เพื่อทดสอบสมมติฐาน (Hypothesis) ว่าคุณลักษณะใดๆ ขึ้นตรงกับกลุ่มของข้อมูลหรือไม่

๔. D-Tree, Optimal Decision Nodes

Decision Tree (D-Tree) [6, 156] สามารถแบ่งข้อมูลได้อย่างมีประสิทธิภาพ ด้วยการทดสอบหาคุณลักษณะที่มีความสำคัญมากที่สุด ในการจำแนกประเภทของข้อมูล ดังนั้นแล้ว คุณลักษณะที่อยู่ในโหนด (Node) ระดับบนของต้นไม้ จะมีความสามารถในการจำแนกมากกว่าคุณลักษณะที่อยู่ในโหนดรูบเรียง

๕. Neural Network และ Normalize Importance (SPSS)

ผลลัพธ์จากการทำ Neural Network ในโปรแกรม SPSS จะมีค่าที่เรียกว่า Normalize Importance [157] โดยค่า Importance บ่งชี้ว่าเมื่อตัวแปรอิสระใดๆ มีการเปลี่ยนแปลง จะส่งผลกระทบต่อค่าที่คาดคะเนเท่าไหร่ และ Normalize Importance ก็คือค่า Important ของตัวแปรอิสระใดๆ หารด้วยค่า Important ที่มากที่สุด ซึ่งจะแสดงผลในรูปของเปอร์เซ็นต์

๖. Boxplot

Boxplot [6] คือ เทคนิคหนึ่งที่ใช้ในการตรวจสอบลักษณะการกระจายของข้อมูล (Exploratory Data Analysis) ในงานวิจัยนี้ Boxplot ได้ถูกใช้เพื่อหาคุณลักษณะที่มีนัยยะสำคัญ ในการจำแนกประเภทของข้อมูล

3.2.4 วิธีการจำแนก (Classification Methods)

ชุดของคุณลักษณะที่ได้จากการเลือกคุณลักษณะจะถูกนำมาไปประมวลผล ด้วยการจำแนก 4 วิธี ดังนี้

๗. Decision Tree (D-Tree)

Decision Tree [6, 155] ใช้สำหรับจำแนกข้อมูลตามกลุ่มตามป้ายประเภท ซึ่งจะให้ผลลัพธ์ในลักษณะที่เป็นแผนผังต้นไม้ ในงานวิจัยนี้ Decision Tree ใช้อัลกอริทึมที่เรียกว่า J48 (โปรแกรม WEKA) เพื่อการจำแนกท่าทางของมนุษย์เป็นโหนดตัดสินใจ (Decision Node) และโหนดใบไม้ (Leaf Nodes) โดยแต่ละโหนดใบไม้จะเป็นคำตอบของการจำแนกป้ายประเภท (Move หรือ Still).

๘. Neural Network

ในงานวิจัยนี้ Neural Network ที่ใช้เป็น Multi-Layer Perceptron (MLP) [6] ซึ่งเป็น Neural Network แบบป้อนໄปหน้า (Feed Forward) โดยมีเลเยอร์หนึ่งเลเยอร์หรือมากกว่า คั่นระหว่างเลเยอร์ข้อมูลเข้า และเลเยอร์ข้อมูลออก และ Neural Network ประเภทนี้จะใช้อัลกอริทึมการ

เรียนรู้แบบส่งกลับ (Back Propagation) MLP ถูกใช้กันแพร่หลายในงานประเกทการจำแนกรูปแบบ การจดจำ การคาดคะเน และการประมาณ

ค. Naïve Bayes

Naïve Bayes [6] ซึ่งเป็นตัวจำแนกความน่าจะเป็นอย่างง่าย ที่ใช้ทฤษฎีของ Bayes กับสมมุติฐานแบบมองโลกในแง่ดี บนความเป็นอิสระระหว่างคุณลักษณะ โดยดินโ蒙เดลจะถูกสร้างขึ้นจากข้อมูลฝึกฝนที่กำหนด

ค. k-Nearest Neighbors (KNN)

KNN [6] เป็นอัลกอริทึมการเรียนรู้แบบเกียจคร้าน ที่ไม่จำจำลักษณะพิเศษ แต่จะจำแนกค่าหรือประเกทของวัตถุเป้าหมาย ณ เวลาโคนเรียงใช้งานเท่านั้น โดยจะอ้างอิงจากเพื่อนบ้านหรือข้อมูลที่มีลักษณะคล้ายคลึงมากที่สุดจำนวน k ตัว KNN เป็นหนึ่งในอัลกอริทึมที่ง่ายที่สุดในการทำ Machine Learning เพราะผลลัพธ์อาศัยแค่เสียงโหวตส่วนใหญ่จากเพื่อนบ้าน ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยได้ใช้ค่า k เท่ากับ 5

3.3 การตรวจจับท่าทางที่ไม่ถูกหลักการยศาสตร์

ระบบที่นำเสนอสามารถตรวจจับท่าจับท่านั่งที่ผิดสุขลักษณะ และตรวจจับการลุกขึ้นหรือการเดินออกไปพักของผู้ใช้ได้ โดยทฤษฎีบททางคณิตศาสตร์ได้ถูกนำมาใช้ เพื่ออ่านองคาร่างกายของมนุษย์ และถอดความหมายของท่าทาง ค่าคงที่ได้ถูกกำหนด เพื่อใช้ตรวจจับการเปลี่ยนแปลงในท่าทางของผู้ใช้งาน

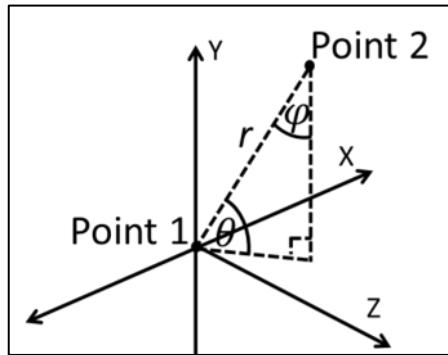
3.3.1 ทฤษฎีบททางคณิตศาสตร์เพื่อการอ่านองคาร่างกาย

ในงานวิจัยนี้ ผู้วิจัยได้อาศัยทฤษฎีบททางคณิตศาสตร์สองทฤษฎีหลักๆ ในการอ่านองคาร่างกาย ซึ่งประกอบด้วย ระบบพิกัดรูปทรงกลม (Spherical Coordinate System) [7] และเรขาคณิต (Geometry) [8]

ก. ระบบพิกัดรูปทรงกลม

ระบบพิกัดรูปทรงกลม เป็นระบบพิกัดสามมิติพื้นที่ 3 มิติ ซึ่งใช้กันในทางภูมิศาสตร์และค่าวาศาสตร์ เพื่อระบุตำแหน่งได้โดยวัดจากพื้นผิวโลก นอกจากนี้ ระบบพิกัดรูปทรงกลมถูกใช้อย่างแพร่หลายในทางคอมพิวเตอร์กราฟิก 3 มิติ และการพัฒนาเกมส์ 3 มิติ อย่างการใช้เพื่อหมุนหมุนกล้องโดยมีวัตถุใดๆ เช่น ตัวผู้เล่นเป็นจุดศูนย์กลาง

ระบบพิกัดรูปทรงกลมสามารถรองรับระบบพิกัดของ Kinect ที่ประกอบด้วยค่า X , Y , Z ได้ดังรูปที่ 3.10



รูปที่ 3.10 ระบบพิกัดรูปทรงกลมบนพิกัดของกล้อง Kinect

ตามทฤษฎี กล่าวไว้ว่า หากแทนของมิติทั้ง 3 เป็นตั้งรูปที่ 3.10 เมื่อมีจุด $Point 1$ และ $Point 2$ จะเกิดเส้นตรงที่เชื่อมจุดทั้งสองเข้าด้วยกัน เรียกว่า ระยะรัศมี (Radial Distance) มีความยาวเท่ากับ r ซึ่งหาค่าได้ด้วยการคำนวณระยะทางแบบยุคลิด (สมการที่ 3) และเมื่อ X และ Z เป็นแนวระนาบ Y เป็นแนวตั้ง พารามิเตอร์ φ จะมีค่าเท่ากับมุมข้อโลก (Polar Angle) (สมการที่ 4) และ θ จะเป็นมุมประกอบของ φ (สมการที่ 5)

$$r = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2} \quad (3)$$

$$\varphi^\circ = \arccos\left(\frac{\alpha}{r}\right) \times \frac{180}{\pi} \quad (4)$$

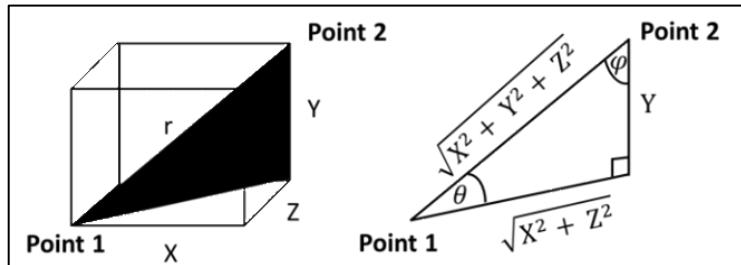
$$\theta^\circ = 90 - \varphi^\circ \quad (5)$$

** โดย α ในตัวอย่าง คือ Y

ข. เรขาคณิต

เรขาคณิตเป็นแขนงหนึ่งของคณิตศาสตร์ที่เกี่ยวข้องกับรูปทรง ขนาด พื้นที่ และความสัมพันธ์เชิงตำแหน่ง ตรีโกณมิติเป็นส่วนประกอบหนึ่งในการประมวลผลทางเรขาคณิต ซึ่งว่าด้วยการจัดการกับรูปทรงสามเหลี่ยม โดยเฉพาะสามเหลี่ยมนูนๆ ลักษณะ ตรีโกณมิติสามารถใช้คำนวณความสัมพันธ์ระหว่างด้านและมุมต่างๆ ของสามเหลี่ยม ผ่านทางทฤษฎีบทพีทาโกรัส และกฎของโโคไซน์ (The Law of Cosines)

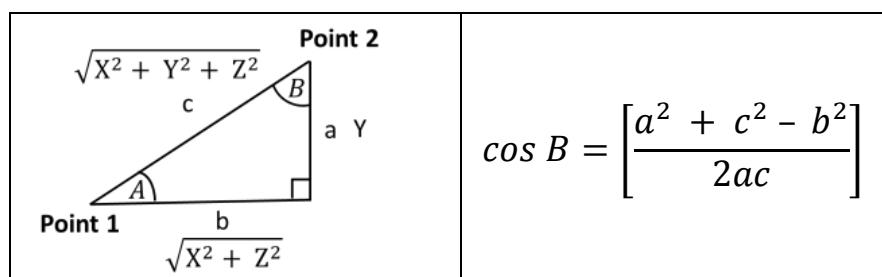
ในทางเรขาคณิต สี่เหลี่ยมลูกบาศก์เป็นรูปทรง 3 มิติพื้นฐาน โดยเป็นของแข็งที่เป็นปริซึม 3 มิติประกอบด้วยด้านเรียบ 6 ด้าน และมุมทั้งหมดเป็นมุมฉาก โดยแต่ละด้านที่ตรงข้ามจะมีขนาดเท่ากัน



รูปที่ 3.11 สี่เหลี่ยมลูกบาศก์ที่สร้างจากจุด 2 จุด บนพิกัด X, Y, Z

เมื่อสี่เหลี่ยมลูกบาศก์ประกอบด้วยพิกัด X, Y, Z ดังรูปที่ 3.11 เส้นทแยงมุมที่มีความยาวมากที่สุด (Max Diagonal) คือ เส้นที่ลากตรงจาก Point1 ไปยัง Point2 มีค่าเท่ากับ r หากาได้ด้วยการคำนวณระยะทางแบบยุคลิด เมื่ออิงเส้นทแยงมุมดังกล่าวจะสามารถหาความยาวด้านหนึ่งของลูกบาศก์ได้ดังนี้ แรงงานสีดำในรูปที่ 3.11 ภาพซ้าย โดยสามารถเดลี่ยมมุมฉาก จะมีด้านตรงข้ามมุมฉากคือ r ส่วนด้านที่อยู่ติดมุมฉาก ด้านหนึ่งจะมีค่าเท่ากับ Y ที่เป็นแกนแนวตั้ง (ความสูงของลูกบาศก์) ขณะที่อีกด้านอยู่บนพื้นระนาบของ X และ Z ซึ่งขนาดของด้านดังกล่าวจะหาได้จากทฤษฎีบทピทาโกรัส โดยใช้ค่า X และ Z ซึ่งที่ก่อตัวมา สรุปได้ดังรูปที่ 3.11 ภาพขวา

เมื่อมีสามเหลี่ยมใดๆ มุมของด้านต่างๆ จะสามารถคำนวณได้ โดยใช้กฎของโโคไซน์



รูปที่ 3.12 สามเหลี่ยมกับกฎของโโคไซน์

เมื่อนำกฎของโโคไซน์ ในรูปที่ 3.12 ไปใช้กับรูปที่ 3.11 ภาพขวา มุม φ และ θ สามารถคำนวณได้ดังรูปที่ 3.13

จากกฎของโคไซน์

$$\cos B = \left[\frac{a^2 + c^2 - b^2}{2ac} \right]$$

$$B = \arccos \left[\frac{a^2 + c^2 - b^2}{2ac} \right]$$

แทนค่า B ด้วย φ , A ด้วย θ และแทนค่าด้านทั้งสาม จะได้

$$\varphi = \arccos \left[\frac{Y^2 + (X^2 + Y^2 + Z^2) - (X^2 + Z^2)}{2 * Y * \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}} \right]$$

$$\varphi = \arccos \left[\frac{2Y^2}{2 * Y * \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}} \right]$$

$$\varphi = \arccos \left(\frac{Y}{r} \right)$$

แปลงค่าเรเดียนเป็นองศา

$$\varphi^\circ = \arccos \left(\frac{Y}{r} \right) * 180/\pi$$

หา θ โดยใช้สมบัติของมุมประกอบ

$$\theta^\circ = 90^\circ - \varphi$$

รูปที่ 3.13 การใช้กฎของโคไซน์ หานุ่มต่างๆ ของสามเหลี่ยม

สรุปแล้ว ค่าต่างๆ ของสามเหลี่ยมนุ่มจากในรูปที่ 3.13 จะคำนวณได้จากสมการดังต่อไปนี้

$$r = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2} \quad (6)$$

$$\varphi^\circ = \arccos \left(\frac{Y}{r} \right) * \frac{180}{\pi} \quad (7)$$

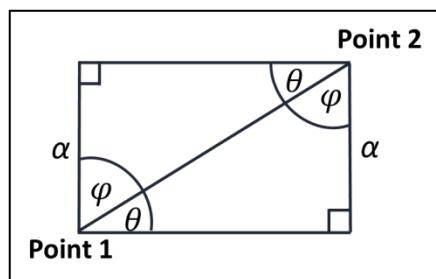
$$\theta^\circ = 90^\circ - \varphi^\circ \quad (8)$$

** โดย α ในตัวอย่าง คือ Y

3.3.2 การอ่านองศาสาร่างกายกับกล้อง Kinect

จาก 3.3.1 จะเห็นว่าทฤษฎีนบททางคณิตศาสตร์ทั้งสองทฤษฎี ให้สมการออกแบบมาเหมือนกัน (3, 4, 5 และ 6, 7, 8) ซึ่งสรุปได้ว่า พิกัดสามมิติใดๆ ที่ประกอบด้วย {X, Y, Z} เมื่อมีจุดสองจุด (จุดบนร่างกาย) จะทำให้เกิดสามเหลี่ยมนูนจากขึ้นตามรูปที่ 3.14 และค่าต่างๆ ของสามเหลี่ยมนูนดังกล่าวจะหาได้ดังรูปที่ 3.15

3.15



รูปที่ 3.14 สามเหลี่ยมนูนจาก และสมบัติของมูน

 	$r = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$ $\varphi^\circ = \arccos\left(\frac{Y}{r}\right) * 180/\pi$ $\theta^\circ = 90^\circ - \varphi$ $r = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$ $\varphi^\circ = \arccos\left(\frac{X}{r}\right) * 180/\pi$ $\theta^\circ = 90^\circ - \varphi$ $r = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$ $\varphi^\circ = \arccos\left(\frac{Z}{r}\right) * 180/\pi$ $\theta^\circ = 90^\circ - \varphi$
 	$r = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$ $\varphi^\circ = \arccos\left(\frac{Y}{r}\right) * 180/\pi$ $\theta^\circ = 90^\circ - \varphi$ $r = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$ $\varphi^\circ = \arccos\left(\frac{X}{r}\right) * 180/\pi$ $\theta^\circ = 90^\circ - \varphi$ $r = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$ $\varphi^\circ = \arccos\left(\frac{Z}{r}\right) * 180/\pi$ $\theta^\circ = 90^\circ - \varphi$

รูปที่ 3.15 เมื่อแทนค่า α ในสมการองศาสาร่างกาย

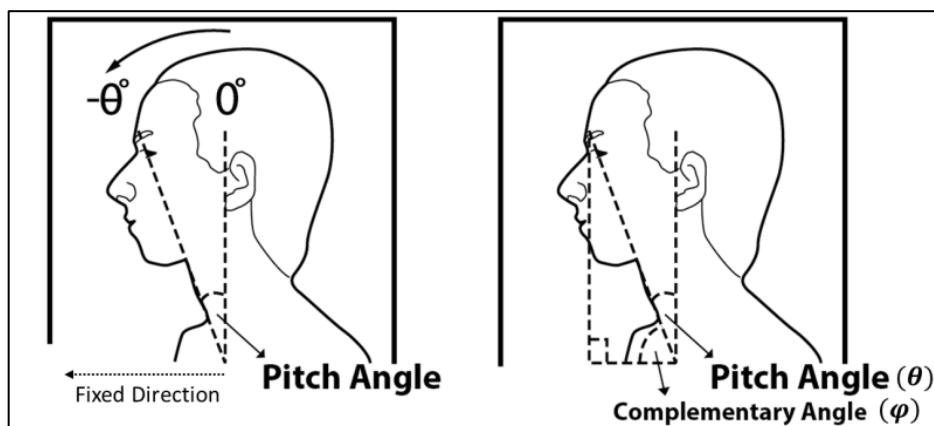
3.3.3 การตรวจจับท่าทาง

ในการตรวจจับท่าทาง ระบบอาศัยโมเดลค่าคงที่ (Threshold Model) ในการตรวจจับการเปลี่ยนแปลง ในเวลาที่ผู้ใช้มีการก้มหน้า บิดตัว ลุกขึ้นยืน หรือเดินออกไปพัก โดยค่าคงที่ขององค์กร่างกาย ถูกกำหนดโดยอาศัยหลักการทำงานการยศาสตร์ ดังที่กล่าวไว้ในบท 2.3.2

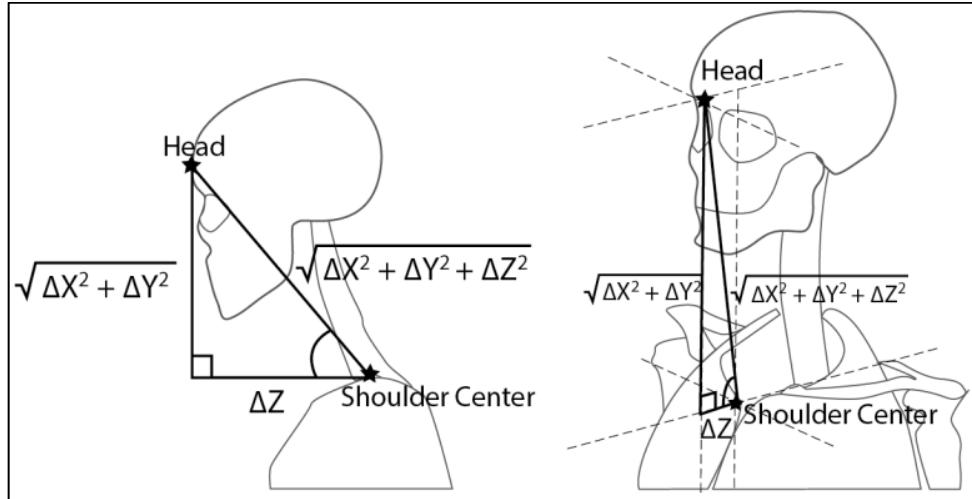
ด้วยเหตุที่สภาพแวดล้อมการทำงานมีความแตกต่างกัน ระบบจะไม่สามารถตรวจจับท่าทางโดยอาศัยค่าคงที่ได้จากการประมวลผลโดยทันที ตัวอย่างเช่น เมื่อระบบอ่านองค์กร่างกายก้มหน้าได้ -20 องศา ระบบไม่สามารถนำค่าดังกล่าววน涅มาเป็นข้อสรุปว่าผู้ใช้กำลังก้มหน้าหรือไม่โดยตรง เพราะค่านี้ได้รับผลกระทบจากสภาพแวดล้อม เช่น ความสูงของกล้องจากพื้น โต๊ะ หรือองค์กร่างกายก้มเมยของกล้อง อีกตัวอย่างก็เช่น การตรวจจับการเดินออกไปพัก ระบบไม่สามารถบอกได้ว่าระยะห่างที่ระยะเท่าใด คือการออกไปพัก เพราะระบบไม่ทราบได้ว่าขั้นตอนนั้นทำงาน ผู้ใช้นั่งห่างจากกล้องเท่าไร ดังนั้นแล้ว เมื่อระบบเริ่มทำงาน ผู้ใช้จึงต้องให้ข้อมูลที่เรียกว่า ท่าทางเริ่มต้น (Base Posture) ซึ่งเป็นท่านั่งที่ถูกสุขลักษณะตามหลักการยศาสตร์ (ในบท 2.3.2 ข้อ ข.) และท่าทางดังกล่าวจะระบบจะนำไปใช้คำนวณ หากการเปลี่ยนแปลงในท่าทางของผู้ใช้ในภายหลัง

ก. การตรวจจับการก้มหน้า (Pitch Detection)

การนั่งก้มหน้าเป็นท่านั่งที่ผิดสุขลักษณะ และเป็นสาเหตุสำคัญสำหรับของการปวดเมื่อยต้นคอ ระบบได้ทำการตรวจจับการก้มหน้า โดยใช้การอ่านองค์กร่างกายของผู้ใช้ อาศัยจุด Head และจุด Shoulder Center ของร่างกาย ตามรูปที่ 3.16 และ 3.17



รูปที่ 3.16 การวัดองค์กรของผู้ใช้



รูปที่ 3.17 การคำนวณของศาสออบนพิกัด 3 มิติ

การคำนวณของศาสการก้มหน้า อ้างอิงแกน Z เป็นแกนหลัก ($\alpha = Z$) และคำนวณด้วยสมการที่ 9 และ 10

$$Pitch^{\circ} = 90^{\circ} - \left[\arccos\left(\frac{\Delta Z}{r}\right) \times \frac{180}{\pi} \right] \quad (9)$$

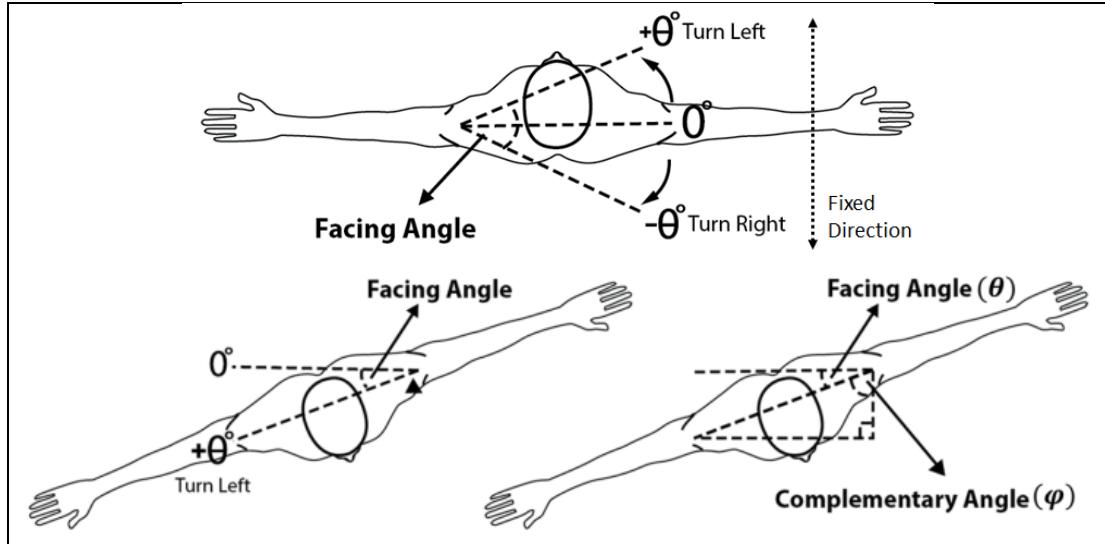
$$Pitch_{relative}^{\circ} = Pitch_{current}^{\circ} - Pitch_{base}^{\circ} \quad (10)$$

ระบบจะตัดสินว่าผู้ใช้ก้มหน้า ตามเงื่อนไขดังสมการที่ 11

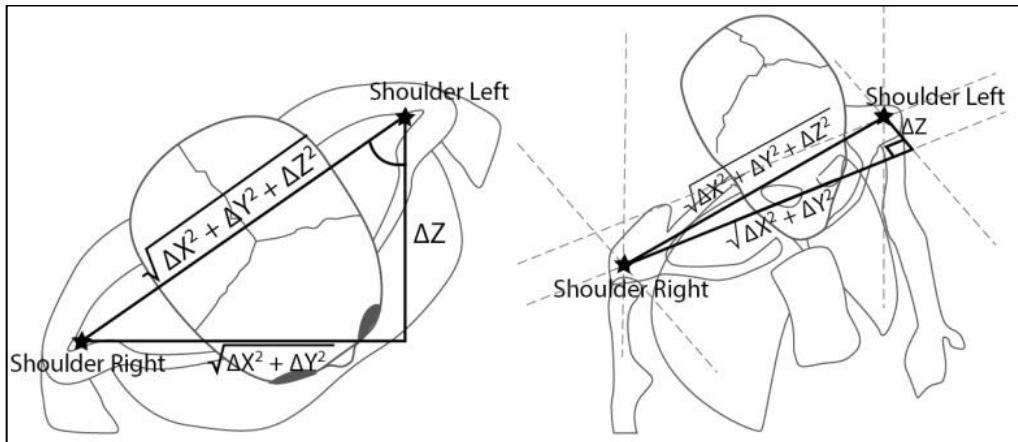
$$Pitch_{relative}^{\circ} \leq 10^{\circ} \quad (11)$$

ข. การตรวจจับการบิดตัว (Twisted Posture Detection)

การบิดตัว หรือการนั่งตัวไม่ตรง คือ การตรวจจับเมื่อลำตัวของผู้ใช้อุปกรณ์ที่ไม่ได้หันตรงเข้าหน้าจอคอมพิวเตอร์ ในขณะที่กำลังทำงานกับคอมพิวเตอร์ ซึ่งอาจส่งผลให้เกิดการปวดเมื่อยกล้ามเนื้อและกระดูกส่วนต่างๆ เช่น ต้นคอ สะโพก หรือส่วนหลังให้เป็นโรคสายตาอีking ระบบได้ตรวจจับการบิดตัว โดยคำนวณของศาสการหัน (Facing Degree) ของผู้ใช้อ้างอิงจากบัน_r่างกายสองขุด คือ Shoulder Right และ Shoulder Left ดังรูปที่ 3.18 และ 3.19



รูปที่ 3.18 การวัดองศาการหันของผู้ใช้



รูปที่ 3.19 การคำนวณองศาการหันบนพิกัด 3 มิติ

การคำนวณองศาการหัน อ้างอิงแกน Z เป็นแกนหลัก ($\alpha = \Delta Z$) องศาต่ำจากไทร์ช้ายไปไทร์ขวา โดยคำนวณด้วยสมการที่ 12 และ 13

$$\text{Facing}^\circ = \left[\arccos\left(\frac{\Delta Z}{r}\right) \times \frac{180}{\pi} \right] - 90^\circ \quad (12)$$

$$\text{Facing}_{\text{relative}}^\circ = \text{Facing}_{\text{current}}^\circ - \text{Facing}_{\text{base}}^\circ \quad (13)$$

ระบบจะตัดสินว่าผู้ใช้มีการบิดตัวแบบหันขวา ตามเงื่อนไขดัง 14

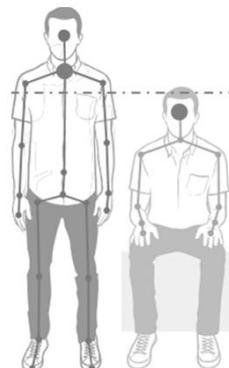
$$\text{Facing}_{\text{relative}}^\circ \leq -20^\circ \quad (14)$$

ระบบจะตัดสินว่าผู้ใช้มีการบิดตัวแบบหันขวา ตามเงื่อนไขดัง 15

$$Facing_{relative}^{\circ} \geq +20^{\circ} \quad (15)$$

ค. การตรวจจับการลุกนั่ง (Sit-Stand detection)

การตรวจจับการลุกนั่ง ใช้ค่าความสูง (Y) ของชุดสองชุดบนร่างกาย คือ *Head* และ *Shoulder Center* โดยใช้ทฤษฎีที่ว่า ความสูงของอกของคนโดยทั่วไปจะสูงกว่าความสูงของศีรษะของคนนั่นขณะที่นั่ง (Base Posture) ดังรูปที่ 3.20



รูปที่ 3.20 ความสูง (Y) ของ *Head* และ *ShoulderCenter* ระหว่างการนั่งกับการยืน

ระบบจะตัดสินว่าผู้ใช้ยืน ตามเงื่อนไขดัง 16

$$ShoulderCenter_{Y_{current}} > Head_{Y_{base}} \quad (16)$$

ระบบจะตัดสินว่าผู้ใช้นั่ง ตามเงื่อนไขดัง 17

$$ShoulderCenter_{Y_{current}} \leq Head_{Y_{base}} \quad (17)$$

ทฤษฎีดังกล่าวได้มาจาก การสังเกต โดยใช้หลักเหตุผลดังนี้

1. การตรวจจับการลุกนั่ง สามารถทำได้ด้วยการวิเคราะห์ความสูงของผู้ใช้ ซึ่งความสูงของมนุษย์ในขณะที่นั่งและยืน ย่อมมีความแตกต่างอย่างชัดเจน
2. เมื่อระบบสามารถจดจำ Base Posture จึงกล่าวได้ว่า ระบบสามารถเก็บค่า “ความสูงของผู้ใช้ในขณะที่นั่ง” ไว้สำหรับเปรียบเทียบกับความสูงของผู้ใช้ ณ เวลาใดๆ เพื่อการตรวจจับท่าทาง

3. เนื่องจากการนั่งทำงานด้วย Seated Mode จุดบนร่างกายที่สามารถนำมาใช้ได้จะมีทั้งหมด 10 จุด คือ { Head, ShoulderCenter, ShoulderLeft, ShoulderRight, ElbowLeft, ElbowRight, WristLeft, WristRight, HandLeft, HandRight } ดังนั้น ค่าความสูงจะต้องอาศัยจุดใดๆ กายใน 10 จุดนี้
4. จุดที่อยู่บนแขนไม่เหมาะสมจะนำมาใช้ในการตรวจจับ เนื่องจากความสูง (ค่า Y) ของจุดดังกล่าวมีความแปรปรวนสูง ทั้งได้รับผลกระทบอย่างชัดเจนจากท่าทางการเคลื่อนไหว เช่น การยกมือ ดังนั้นจุดที่เป็นตัวเลือกจะเหลือ { Head, ShoulderCenter, ShoulderLeft, ShoulderRight }
5. จุดบนไหล่ทั้ง 3 ถือว่าสามารถทดแทนกันได้ และผู้วิจัยเห็นว่า หากต้องเลือกจุดหนึ่งมาใช้ จุดนั้นสมควรเป็นจุดกึ่งกลางไหล่ คือ ShoulderCenter ดังนั้น ตัวเลือกที่เหลือคือ { Head, ShoulderCenter }
6. ผู้วิจัยได้สังเกตสิริยะของมนุษย์บนนั่งและยืน จากอาสาสมัคร 28 คน และพบว่าความสูงของ ShoulderCenter ของผู้ใช้บนที่ยืน จะสูงกว่าความสูงของ Head ในขณะที่เขานั่งเสมอ

๔. การตรวจจับการเดินออกไประพัก (Break Detection)

การตรวจจับการเดินออกไประพัก (ΔZ) ของจุด ShoulderCenter โดยระบบจะตัดสินว่าผู้ใช้เดินออกไประพัก เมื่อระยะห่างบีจูบันมีค่ามากกว่าระยะห่างตั้งต้น 1 เมตร หรือเมื่อกล่องไม่สามารถตรวจจับผู้ใช้ได้ ดังสมการที่ 18 และเงื่อนไขดังสมการที่ 19

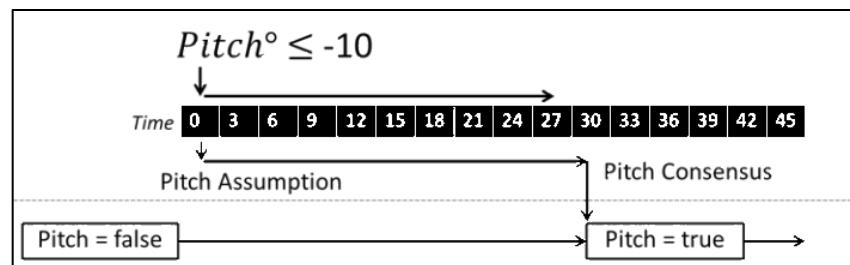
$$\text{ShoulderCenter}_{Z_{\text{relative}}} = \text{ShoulderCenter}_{Z_{\text{current}}} - \text{ShoulderCenter}_{Z_{\text{base}}} \quad (18)$$

$$\text{ShoulderCenter}_{Z_{\text{current}}} > 100 \quad (19)$$

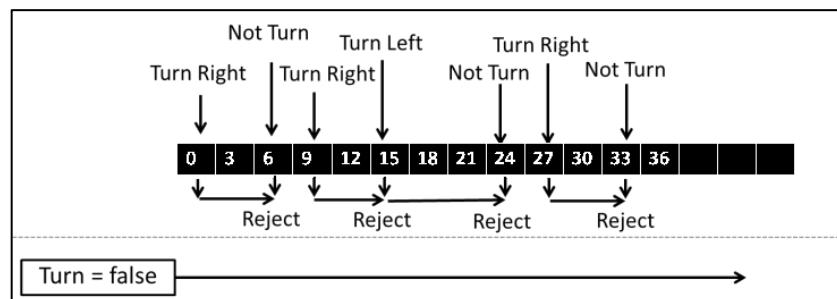
3.3.4 การกรองสัญญาณรบกวน

การกรองสัญญาณรบกวน (Noise Filtering) คือ การป้องกันไม่ให้สถานะของร่างกาย (State) มีเปลี่ยนแปลงอย่างกะทันหันในช่วงที่เกิดสัญญาณรบกวน เช่น เวลาที่ข้อมูลโครงร่างมีการสั่น การตรวจจับท่าทางอาจพบว่า ผู้ใช้นั่งก้มหน้าและไม่ก้มหน้าสลับกันไปมาในช่วงเสี้ยววินาที ซึ่งเป็นสิ่งที่ไม่สมควรจะเกิดขึ้น สำหรับปัญหานี้ ผู้วิจัยได้แก้ไขโดยเสนอเทคนิคที่ใช้แนวคิดที่เรียกว่า “มติเอกฉันท์ (Consensus)” โดยกำหนดว่า สถานะของร่างกายจะมีการเปลี่ยนแปลง เมื่อสถานะดังกล่าวเป็นที่เห็นพ้องกันจากจำนวนเฟรมที่กำหนดขึ้นต่อ

ยกตัวอย่างเช่น เมื่อตั้งค่าจำนวนเฟรมที่ 30 (ประมาณ 1 วินาที) ขณะที่ผู้ใช้กำลังนั่งทำงานโดยมีสถานะ “ไม่ก้มหน้า (Pitch = False)” เมื่อใดที่เฟรมใดเฟรมหนึ่งพบว่าผู้ใช้มีการก้มหน้า สถานะ “การก้มหน้า (Pitch = True)” จะไม่ถูกตัดสินโดยระบบในทันที แต่จะเกิดสิ่งที่เรียกว่า “สมมุติฐาน (Assumption)” ว่ามีการก้มหน้าเกิดขึ้น หากเฟรมจำนวน 29 เฟรมต่อจากนี้ ตรวจพบว่าผู้ใช้มีการก้มหน้าในทุกเฟรม สถานะ “การก้มหน้า” ก็จะได้รับการยอมรับโดยระบบ และระบบจะเปลี่ยนสถานะของผู้ใช้เป็น “ก้มหน้า” ในทางกลับกัน หากมีเฟรมใดเฟรมหนึ่งตรวจพบว่าผู้ใช้ไม่ก้มหน้า สมมุติฐานก็จะถูกปฏิเสธและตกไป (รูปที่ 3.21 และ 3.22)



รูปที่ 3.21 การเปลี่ยนแปลงสถานะที่สำเร็จ



รูปที่ 3.22 การเปลี่ยนแปลงสถานะที่ไม่สำเร็จ (การกรองสัญญาณรบกวน)

ค่าคงที่จำนวนในการกรองสัญญาณรบกวนถูกตั้งไว้ที่ 30 เฟรม ซึ่งการกำหนดตัวเลขดังกล่าว มาจากการพิจารณาดังนี้

- หากค่าดังกล่าวกำหนดไว้ต่ำเกินไป จะไม่สามารถกรองสัญญาณรบกวนได้อย่างมีประสิทธิภาพ
- ค่าดังกล่าวແประพันตรงกับ Buffer Time การตรวจจับ ซึ่งตัวเลขที่เพิ่มขึ้น จะทำให้ระบบตรวจจับท่าทางต่างๆ ได้ช้าลง ตัวอย่างเช่น ผู้ใช้ก้มหน้าที่ระยะเวลาใดๆ ระบบจะรับรู้ถึงการก้มหน้าดังกล่าวได้ในอีก 1 นาทีให้หลัง
- ผู้วิจัยกำหนดค่าไว้ที่ 30 เฟรม เนื่องจากเลือกเห็นว่า ระยะเวลา 1 วินาที น่าจะกรองสัญญาณรบกวนส่วนใหญ่ได้ในขณะที่ Buffer Time อยู่ในระดับที่ยอมรับได้

3.3.5 การวัดผลการตรวจจับท่าทาง

ในการทดสอบและวัดผลการตรวจจับท่าทาง ผู้วิจัยได้นำระบบไปทดสอบกับอาสาสมัครจำนวน 10 คน เพื่อทดสอบในด้านต่างๆ คือ ความแม่นยำ (Accuracy) การใช้งาน (Usability) และระดับการยอมรับ (Level of Acceptance) โดยในการประเมินความแม่นยำ ผู้วิจัยได้ให้อาสาสมัครทำท่าทางต่างๆ เช่น ก้มหน้า หรือบิดตัว และดูว่าระบบสามารถตรวจจับได้เป็นจำนวนกี่ครั้ง จากการทดสอบจำนวน 100 ครั้ง ส่วนการประเมินการใช้งานและระดับการยอมรับ ผู้วิจัยได้ทำการสอบถามอาสาสมัครถึงมุมมองความเห็นที่มีต่อระบบ เช่น คิดว่าระบบมีประโยชน์หรือไม่ ใช้งานง่ายหรือไม่ และพึงพอใจกับแนวคิดระบบหรือไม่ ซึ่งอาสาสมัครจะให้คะแนนตั้งแต่ 0 ถึง 10 พร้อมทั้งความเห็นและข้อเสนอแนะแบบปลายเปิด จากนั้นวิธีการทางสถิติ จึงถูกนำมาใช้วิเคราะห์ข้อมูลที่ได้

ก. การวิเคราะห์เพื่อวินิจฉัยข้อมูล (Exploratory Data Analysis)

การวิเคราะห์เพื่อวินิจฉัยข้อมูล [158] เป็นวิธีการวิเคราะห์ข้อมูลเพื่อสรุปชุดข้อมูลจากตัวแปร ซึ่งใช้ในการตรวจสอบ ไปในข้อมูล เพื่อตรวจหาตัวแปรที่มีความสำคัญ หากวามสัมพันธ์ระหว่างตัวแปร และรูปแบบ (Pattern) ที่น่าสนใจ

ก. T-test

One-Sample T-test [159] เป็นวิธีการทางสถิติ ที่ใช้เพื่อทดสอบว่าค่าเฉลี่ยของการกระจายอยู่ในค่าที่กำหนดของสมมติฐานว่าง (Null Hypothesis) หรือไม่ โดยการทดสอบดังกล่าว อยู่ภายใต้สมมติฐานว่าข้อมูลมีการกระจายตัวแบบปกติ (Normal Distribution)

Independent Samples T-test [159] เป็นวิธีการทางสถิติ ที่ใช้ทดสอบความแตกต่างในค่าเฉลี่ยระหว่างประชากรสองกลุ่ม โดยใช้เพื่อทำการทดสอบว่า ตัวแปรเป้าหมาย ขึ้นตรงกับตัวแปรพยากรณ์หรือไม่

ในงานวิจัยนี้ ค่าระดับความเชื่อมั่น (Confidence Level) ได้ถูกกำหนดที่ 95% กล่าวคือ ในการสรุปผล 100 ครั้ง ต้องได้ผลตามที่สรุป 95 ครั้งเป็นอย่างน้อย

3.4 การให้ผลตอบกลับและการออกรายงาน

อ้างอิงจากการศึกษาเรื่องการยศาสตร์ในบทที่ 2.3.2 ผู้จัดได้นำเสนอ ระบบการปรับระดับความเสี่ยงทางสุขภาพ (Health Risk Leveling System) เพื่อบ่งบอกสถานะความเสี่ยงทางสุขภาพของผู้ใช้ และนอกจากนี้ ผู้จัดยังได้พัฒนาเครื่องแจ้งเตือนสำหรับให้ผลตอบกลับจากระบบแก่ผู้ใช้ และเทคนิคการสร้างโโนภาคสำหรับอกรายงานสุขภาพ

3.4.1 ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพ (Health Risk Level)

ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพ ได้ถูกกำหนดเป็น 3 ระดับดังนี้

- *Lv0* หรือ *Green* : ระดับที่บ่งบอกถึงสุขภาพที่ดี
- *Lv1* หรือ *Yellow* : ระดับที่บ่งบอกว่าอยู่ในภาวะเฝ้าระวัง
- *Lv2* หรือ *Red* : ระดับที่บ่งบอกว่าเป็นอันตรายต่อสุขภาพ

ค่าคงที่ใช้ในงานวิจัย มาจากการศึกษางานวิจัยในทางการยศาสตร์ (หมวด 2.3.2) ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพ ทำงานโดยอาศัยตัวบันทึกเรียกว่า “คะแนนความเสี่ยง (Risk Score)” โดยหลักการดังกล่าว ได้ถูกนำไปใช้ในสามหัวข้อการตรวจขึ้น คือ “การนั่งนิ่ง” “การก้มหน้า” และ “การบิดตัว” ดังนี้

ก. การนั่งนิ่ง

- (1) คะแนนความเสี่ยงอยู่ที่ช่วง [0, 240]
- (2) คะแนนความเสี่ยงจะเพิ่มขึ้น 1 ทุก 30 วินาที ที่มีการนั่งนิ่งๆ
- (3) คะแนนความเสี่ยงจะลดลง 12 ทุก 30 วินาที ที่มีการเคลื่อนไหว ลุกขึ้นยืน หรือออกไปพัก
- (4) ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพ จะเป็น *Lv1* เมื่อคะแนนความเสี่ยง มากกว่า 40
- (5) ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพ จะเป็น *Lv2* เมื่อคะแนนความเสี่ยง มากกว่า 60

ระบบคะแนนดังกล่าวมีความหมายดังนี้

- ผู้ใช้ควรคิดเรื่องการพัก เมื่อทำงานมาแล้วนานกว่า 20 นาที (*ใช้กฎการให้คะแนนข้อ 2 และ 4*)
- ความเสี่ยงต่อสุขภาพจะเกิดขึ้น เมื่อทำงานต่อเนื่องนานกว่า 30 นาที (*ใช้กฎการให้คะแนนข้อ 2 และ 5*)
- ตัวยสัดส่วน 12:1 ผู้ใช้ควรมีการหยุดพัก และออกกำลังกายหรือยืดเส้นยืดสาย 30 วินาที หลังจากทำงานหนักนาที หรือ 5 นาที หลังจากการทำงานหนึ่งชั่วโมง หรือ 10 นาที หลังจากการทำงานสองชั่วโมง (*ใช้กฎการให้คะแนนข้อ 2 และ 3*)

- ถ้าผู้ใช้มีการพักเป็นเวลา 10 นาที ด้วยการออกกำลังกาย หรือ เดินออกໄไปพัก ความเสี่ยงทางสุขภาพของเขา จะกลับเป็นศูนย์ (*ใช้กฎการให้คะแนนข้อ 1 และ 3*)
- จากหลักทางการยาสตร์ เวลาพักสูงสุดที่มีการแนะนำอยู่ที่ประมาณ 10 นาที สำหรับการทำงานต่อเนื่อง 2 ชั่วโมง เป็นเหตุให้ค่าสูงสุดของคะแนนความเสี่ยงถูกตั้งที่ 240 คะแนน ซึ่งเท่ากับ 2 ชั่วโมง และอาศัยการพัก 10 นาที เพื่อให้กลับเป็นศูนย์ (*ใช้กฎการให้คะแนนข้อ 1 และ 3*)

๗. การก้มหน้า และการบิดตัว

- (1) คะแนนความเสี่ยงอยู่ที่ช่วง [0,120]
- (2) คะแนนความเสี่ยงจะเพิ่มขึ้น 1 ทุก 5 วินาที ที่มีการก้มหน้า/บิดตัว
- (3) คะแนนความเสี่ยงจะลดลง 5 ทุก 5 วินาที ที่ไม่ได้มีการก้มหน้า/บิดตัว หรือมีการเคลื่อนไหว/ลูกขี้นยืน
- (4) คะแนนความเสี่ยงจะถูกปรับเป็น 0 เมื่อมีการลุกออกໄไปพัก
- (5) ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพ จะเป็น Lv1 เมื่อคะแนนความเสี่ยง มากกว่า 12
- (6) ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพ จะเป็น Lv2 เมื่อคะแนนความเสี่ยง มากกว่า 36

ระบบคะแนนดังกล่าวมีความหมายดังนี้

- ผู้ใช้ควรระวังเรื่องท่าทาง เมื่อเริ่มก้มหน้าหรือบิดตัว นานกว่า 1 นาที (*ใช้กฎการให้คะแนนข้อ 2 และ 5*)
- ความเสี่ยงต่อสุขภาพจะเกิดขึ้น เมื่อก้มหน้าหรือบิดตัว นานกว่า 3 นาที (*ใช้กฎการให้คะแนนข้อ 2 และ 6*)
- ถ้าผู้ใช้มีท่านั่งที่ถูกสุขลักษณะเป็นเวลา 1 นาที หรือลุกออกໄไปพัก ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพ ของเขา จะกลับเป็นศูนย์ (*ใช้กฎการให้คะแนนข้อ 1 3 และ 4*)
- จากหลักทางการยาสตร์ ระดับความเสี่ยงสูงสุดของการก้มหน้าจะเกิดขึ้นเมื่อก้มหน้านานตั้งแต่ 10 นาทีขึ้นไป เป็นเหตุให้ค่าสูงสุดของคะแนนความเสี่ยงถูกตั้งที่ 120 คะแนน (*ใช้กฎการให้คะแนนข้อ 1 และ 2*)

3.4.2 คะแนนความเสี่ยงโดยรวม (Total Risk Score)

และระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม (Total Health Risk Level)

คะแนนความเสี่ยงโดยรวม สามารถคำนวณขึ้นจากคะแนนความเสี่ยงจากการนั่งนิ่ง การก้มหน้า และการบิดตัว โดยเนื่องจากคะแนนดังกล่าวมีสเกลที่ต่างกัน คะแนนจึงต้องถูกแปลงด้วยการทำ Normalization ให้อยู่ในช่วง [0, 100] เสียก่อน จากนั้นจึงทำการหาค่าเฉลี่ย และได้ผลลัพธ์ออกมาเป็นคะแนนความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม ดังรูปที่ 3.23

คะแนนความเสี่ยง จากการนั่งนิ่ง [0, 240]	= 143
คะแนนความเสี่ยง จากการก้มหน้า [0, 120]	= 64
คะแนนความเสี่ยง จากการบิดตัว [0, 120]	= 9
การ Nomalization ให้คะแนนอยู่ในช่วง [0, 100]	
คะแนนความเสี่ยง จากการนั่งนิ่ง [0, 100]	= 59.58
คะแนนความเสี่ยง จากการก้มหน้า [0, 100]	= 56.67
คะแนนความเสี่ยง จากการบิดตัว [0, 100]	= 7.50
คะแนนความเสี่ยงโดยรวม [0, 100]	= 41.25

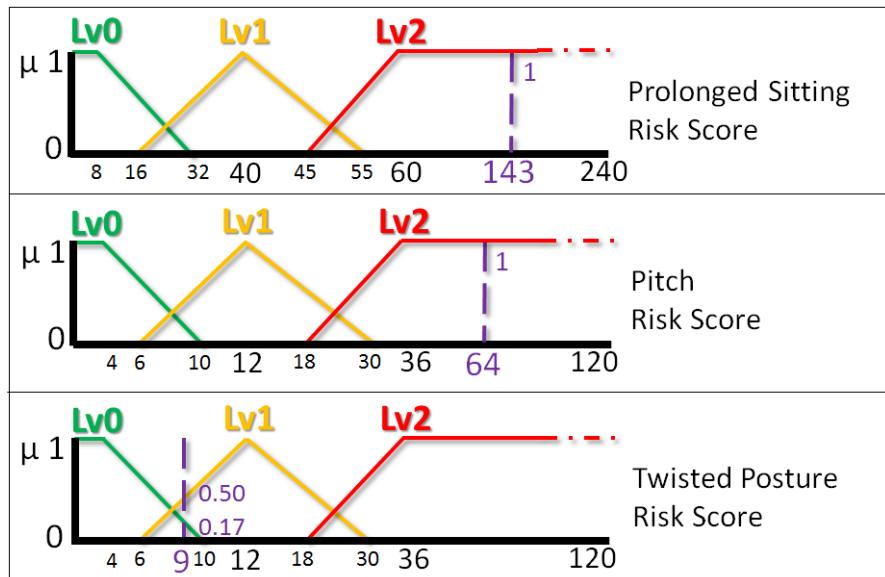
รูปที่ 3.23 การคำนวณคะแนนความเสี่ยงโดยรวม

จากตัวอย่างในรูปที่ 3.23 คะแนนความเสี่ยงจากการนั่งนิ่ง การก้มหน้า และการบิดตัว มีค่า 143 64 และ 9 ตามลำดับ เมื่อทำการ Normalization จะได้ค่า 59.58 56.67 และ 7.50 เมื่อนำค่าทั้งสามมาหาค่าเฉลี่ยจะได้ 41.25 ซึ่งถือเป็นคะแนนความเสี่ยงโดยรวม

ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม จะแตกต่างจากการระดับความเสี่ยงทางสุขภาพแบบอื่นๆ โดยระดับความเสี่ยงทางสุขภาพของการนั่งนิ่ง การก้มหน้า และการบิดตัว จะมีด้วยกันสามระดับ และการเปลี่ยนระดับจะเป็นแบบตัดตรงด้วยค่าคงที่ (Directly Cut Off) ในทางกลับกัน ผู้วิจัยเห็นว่าระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม สมควรเปลี่ยนแปลงอย่างค่อยเป็นค่อยไป (Gradual Transition) ผู้วิจัย จึงได้ประยุกต์ใช้แนวคิด “ฟังก์ชันสมาชิก” ของ Fuzzy Logic เพื่อช่วยให้การเปลี่ยนแปลงเรียบ润ื่นขึ้น

ระบบการปรับระดับความเสี่ยงทางสุขภาพที่ใช้สำหรับการนั่งนิ่ง การก้มหน้า และการบิดตัว สามารถวางแผนภาพออกมาได้ดังรูปที่ 3.24 โดยเส้นประแสดงถึงคะแนนตัวอย่าง ดังที่กล่าวถึงในรูปที่ 3.23 ความเป็นสมาชิกในระดับความเสี่ยงต่างๆ ของระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม จะถูกคำนวณจาก

การระดับความความเสี่ยงทางสุขภาพของการนั่งนิ่ง การก้มหน้า และการบิดตัว และคิดออกมาเป็นเปอร์เซ็นต์ ดังรูปที่ 3.25



รูปที่ 3.24 ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพของการนั่งนิ่ง การก้มหน้า และการบิดตัว

	Score	Membership		
		Lv0	Lv1	Lv2
Prolonged Sitting	143	0	0	1
Pitch	64	0	0	1
Twisted Posture	9	0.17	0.50	0
Total Health Risk	40.69	0.17	0.50	2
		6.37%	18.73%	74.91%

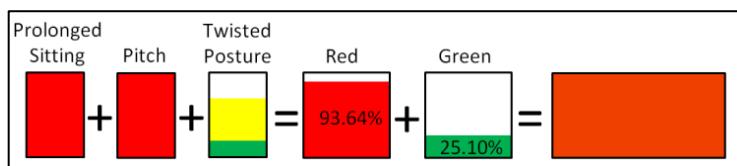
รูปที่ 3.25 ความเป็นสมาชิกของระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม

จากตัวอย่างในรูปที่ 3.25 อธิบายได้ดังนี้

- ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพของการนั่งนิ่ง และการก้มหน้า อยู่ที่ Lv2 (ความเป็นสมาชิกของ $Lv2 = 1 \times 2$) ขณะที่ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพของการบิดตัว อยู่กำกับระหว่าง Lv0 กับ Lv1 โดยมีความเป็นสมาชิกของ Lv0 เท่ากับ $(10 - 9) / (10 - 4) = 0.17$ และมีความเป็นสมาชิกของ Lv1 เท่ากับ $(9 - 6) / (12 - 6) = 0.50$
- เมื่อรวมคะแนนทั้งหมด จะได้ความเป็นสมาชิกของ Lv0 ที่ 0.17 ของ Lv1 ที่ 0.50 และของ Lv2 ที่ 2
- จากข้อที่ 2 เมื่อคิดสัดส่วนเป็นเปอร์เซ็นต์ จะได้ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม เป็นสมาชิกของ Lv0 ที่ 6.37% ของ Lv1 ที่ 18.73% และของ Lv2 ที่ 74.91% ดังนั้น สิ่งที่จะแทน

ความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม จะมาจากการผสมสีเขียว 6.37% เหลือ 18.73% และแดง 74.91%

4. ในทางโน้มเดลตี 8-bit RGB [160] สีแดงจะแทนด้วย [255, 0, 0] เหลืองจะแทนด้วย [255, 255, 0] และเขียวจะแทนด้วย [0, 255, 0] ดังนั้นแล้ว เมื่อผสมสี สีที่ได้จะมีค่า $[(18.73\% + 74.91\%) \times 255, (6.37\% + 18.73\%) \times 255, 0] = [239, 64, 0]$ หรือ สีรหัส EF4000 ใน Hexadecimal [161] ซึ่งหมายถึง สีชาดสด (Vivid Vermilion) ดังรูปที่ 3.26



รูปที่ 3.26 สีชาดสด (Vivid Vermilion) [239, 64, 0] ที่ได้จากการผสมสี

สังเกตว่าคะแนนความเสี่ยงโดยรวม สามารถบวกกันได้ที่ความเสี่ยงโดยรวมขึ้นสูงไป แต่คะแนนความเสี่ยงโดยรวม จะไม่นำมาใช้คำนวณระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวมโดยตรง และระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวมจะไม่ถูกแบ่งเป็นระดับขั้น แต่จะแบ่งด้วยโทนสีแทน

จากตัวอย่างที่กล่าวมา คะแนนความเสี่ยงโดยรวมอยู่ที่ 40.69 และระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม เป็นสีชาดสด ทั้งนี้ ที่คะแนนความเสี่ยงโดยรวมเท่ากัน ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวมมีโอกาสเป็นสีอื่นได้ เมื่อส่วนประกอบ คือ ระดับความเสี่ยงทางสุขภาพของการนั่งนิ่ง การก้มหน้า และการบิดตัว ต่างกัน

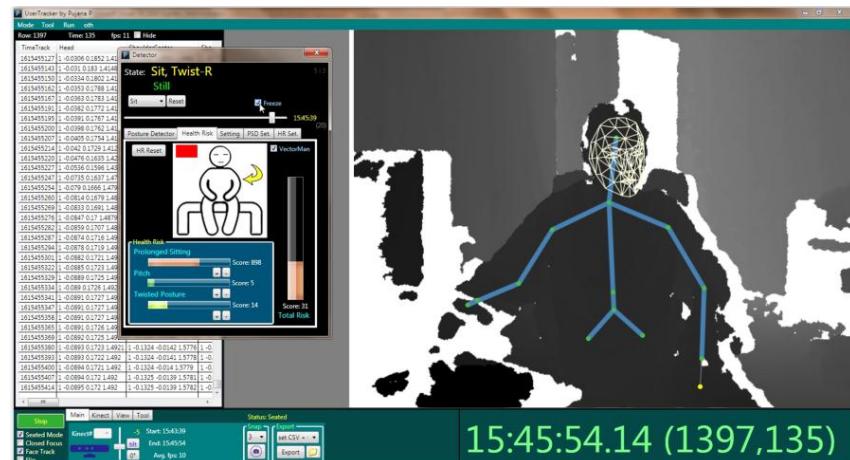
3.4.3 การให้ผลตอบกลับแบบเรียลไทม์ (Real-Time Feedback)

ในการติดตามโรคคนทำงานออฟฟิศ ระบบสามารถให้ผลตอบกลับจากการตรวจจับการนั่งนิ่งและการตรวจจับท่าทางแก่ผู้ใช้ โดยอาจผ่านทางหน้าจอคอมพิวเตอร์ของแอปพลิเคชัน หรือผ่านทางเครื่องแจ้งเตือน

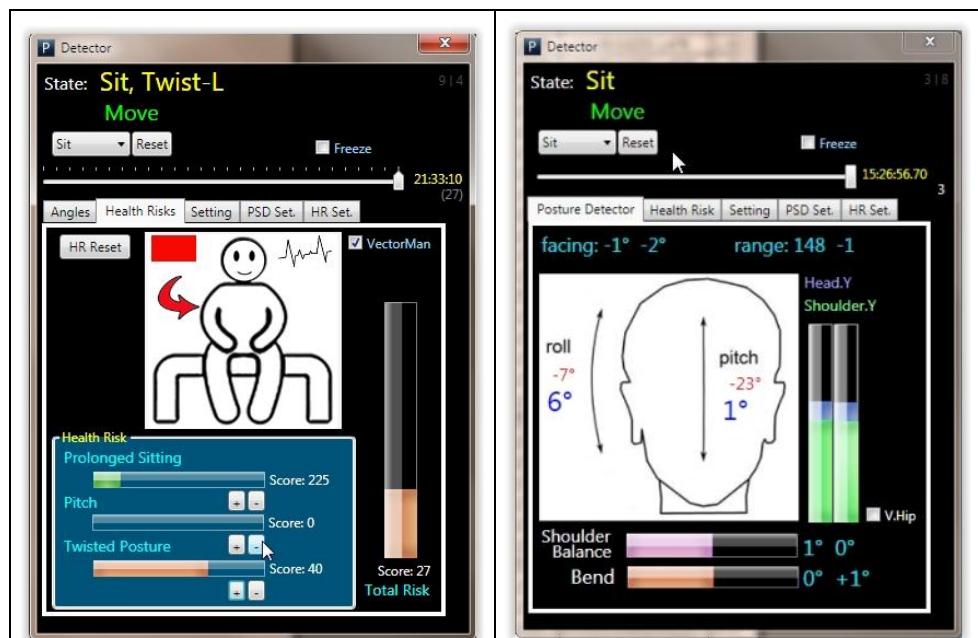
ก. หน้าจอคอมพิวเตอร์ และการเตือนภัยในแอปพลิเคชัน (Monitor Screen & In-App Alarm)

ผู้ใช้สามารถดูผลจากการตรวจจับการนั่งนิ่งและการตรวจจับท่าทาง เช่น องศาการก้มหน้า องศาการหัน และท่าทางที่คอมพิวเตอร์ประเมิน ได้จากหน้าจอคอมพิวเตอร์ (รูปที่ 3.27 และ 3.28) และแอปพลิเคชันจะมีการแจ้งเตือนแก่ผู้ใช้ โดยอิงระดับความเสี่ยงทางสุขภาพ เช่น แสดงข้อความปีอปัพ แนะนำให้ผู้ใช้ลุกออกไปพัก เมื่อระดับความเสี่ยงทางสุขภาพของการนั่งนิ่งขึ้นมาถึง Lv1 หรือ มีเสียงแจ้งเตือนแก่ผู้ใช้ เมื่อระดับความเสี่ยงทางสุขภาพใหญ่ขึ้นมาถึง Lv2 ทั้งนี้ ผู้ใช้ยัง

สามารถปรับแต่งได้ว่าต้องการให้ระบบแจ้งเตือนด้วยเสียงพูด เสียงสัญญาณเตือน หรือปิดเสียง และให้แสดงเฉพาะข้อความปีอปอัพ



รูปที่ 3.27 แอปพลิเคชันสำหรับการติดตามโกรคนทำงานออฟฟิศ



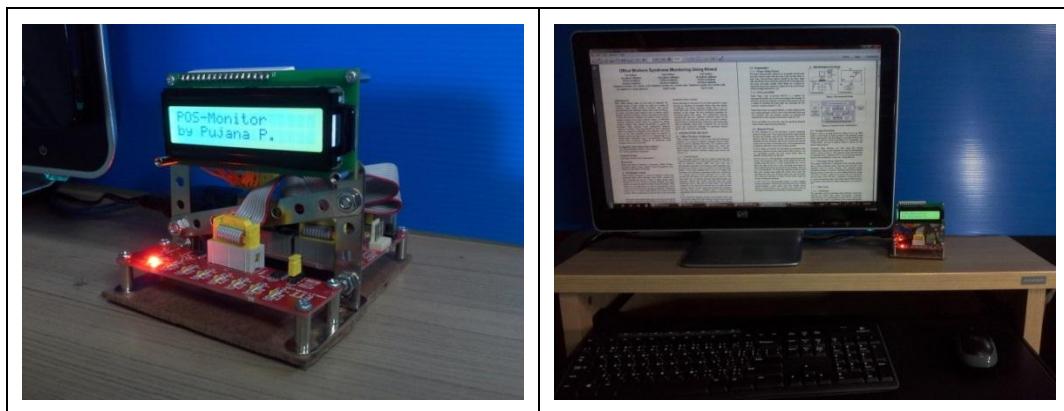
รูปที่ 3.28 หน้าจออนโนเตอร์ที่แสดงผลการตรวจจับ

บ. เครื่องแจ้งเตือน (Alerting Device)

ผู้วิจัยได้พัฒนาเครื่องแจ้งเตือนที่เรียกว่า “Pos-Monitor” ขึ้น (รูปที่ 3.29 และ 3.30) โดยใช้บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ และติดตั้งอุปกรณ์ดังนี้

- บอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ Arduino (Arduino Microcontroller)

- Arduino [162] เป็นแพลตฟอร์มหนึ่งของบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ตระกูล AVR ที่มีการเปิดเผยข้อมูลทั้งในส่วนของฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ ถูกออกแบบมาให้ใช้งานได้ง่าย และมีความยืดหยุ่นกับฮาร์ดแวร์และซอฟต์แวร์ประเภทต่างๆ
- ไฟ LED แบบ 8 ดวง (8-Pin LED Light)
- จอ LCD ขนาด 16×2 ตัวอักษร (16×2 Character LCD Monitor)
- ออดิโอซีรีฟ (Buzzer)



รูปที่ 3.29 เครื่องแจ้งเตือน Pos-Monitor

เพื่อทดสอบการใช้หน้าจอมอนิเตอร์ และการเตือนผ่านแอพพลิเคชัน Pos-Monitor เป็นส่วนเชื่อมต่อผู้ใช้ทางเลือก ที่มีความสามารถ อาทิ

- ใช้อจอ LCD แสดงข้อความเพื่อให้คำแนะนำแก่ผู้ใช้ เมื่อตรวจพบท่าทางที่ไม่เหมาะสม และกล่าวชม เมื่อผู้ใช้ทำการแก้ไขท่าทางให้ถูกต้อง เช่น บอกว่า “ตรวจพบการก้มหน้ากรุณาขับคอ (Pitch detected, reposition your neck)” เมื่อผู้ใช้ก้มหน้า และกล่าวชมว่า “เยี่ยม!! เป็นท่าที่ดีแล้ว (Good!! Proper Posture)” เมื่อผู้ใช้ยกคอขึ้น
- ไฟ LED จะแสดงข้อความบอกว่าผู้ใช้นั่งมาแล้วเป็นเวลานานเท่าไหร่ โดยใช้ไฟแต่ละดวง แทนเวลา 15 นาที เช่น เมื่อไฟจำนวน 4 ดวง จากทั้งหมด 8 ดวงสว่าง แปลว่าผู้ใช้นั่งมาแล้ว 60 นาที
- ไฟ LED จะกระพริบ เพื่อเรียกความสนใจจากผู้ใช้ ให้หันมามองหน้าจอ LCD เมื่อรับดับความเสี่ยงทางสุขภาพใดๆ ขึ้นถึง Lv1
- กระดิ่งจะดังขึ้น เพื่อ提醒เตือน เมื่อรับดับความเสี่ยงทางสุขภาพใดๆ ขึ้นถึง Lv2
- Pos-Monitor จะพยายามแนะนำให้ผู้ใช้ลุกออกไปพัก เมื่อถึงเวลาอันสมควร โดยกล่าวว่า “ถึงเวลาพักแล้ว ไปพักและผ่อนคลายเถอะ (Break Time, Let's Walk & Relax)” และเมื่อผู้ใช้ลุกขึ้นยืนเพื่อจะออกไปพัก Pos-Monitor จะขึ้นข้อความกล่าวว่า “ขอให้เป็นเวลาพักที่ดี (Have a good break)”

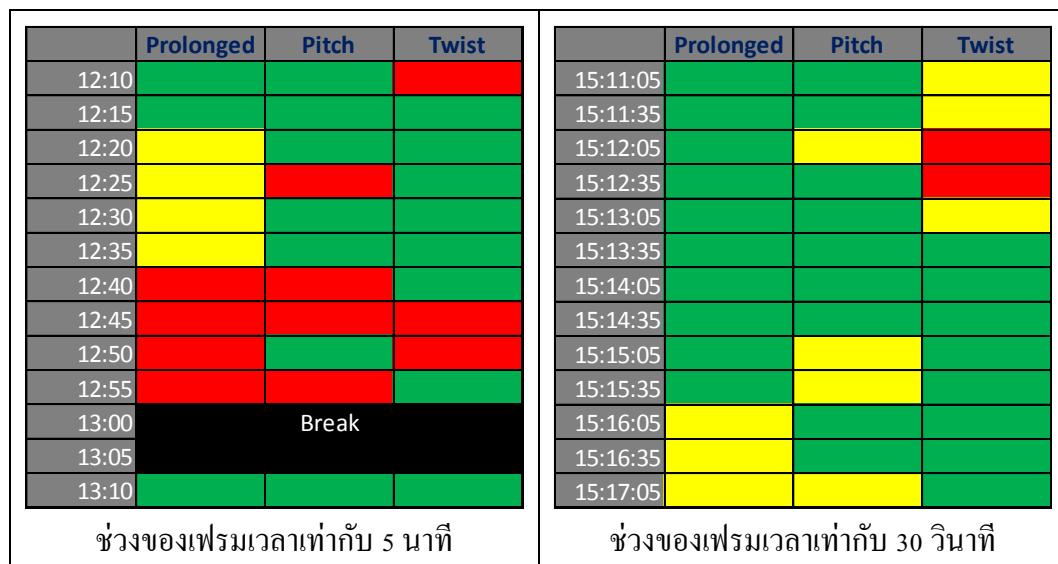
วัตถุประสงค์ของการพัฒนา Pos-Monitor คือ เพื่อพัฒนาส่วนเชื่อมต่อผู้ใช้ที่มีความเป็นมิตร ที่จะช่วยให้ผู้ใช้สามารถดูอย่างง่ายๆ ท่าทางของคนขณะทำงาน โดยไม่รบกวนงานที่กำลังทำอยู่ Pos-Monitor มีขนาดเล็กและสามารถนำไปวางไว้ข้างหน้าจอคอมพิวเตอร์ที่ใช้ทำงาน ซึ่งจะช่วยให้ผู้ใช้สามารถรับผลตอบกลับและคำแนะนำต่างๆ จากระบบได้อย่างสะดวกยิ่งขึ้น โดย Pos-Monitor มีต้นทุนการพัฒนาที่ประมาณ 1 พันบาทเท่านั้น

3.4.4 การออกรายงานสรุปภาพ (Summary Report)

ผู้วิจัยได้นำเสนอเทคนิค維ชีต่างๆ ในการสร้างมโนภาพสำหรับนำเสนอรายงานสุขภาพ โดยมุ่งเน้นให้ระบบง่ายต่อการใช้งาน และยกระดับประสบการณ์ของผู้ใช้

ก. รายงานสรุประดับความเสี่ยงทางสุขภาพ (HRL Summary)

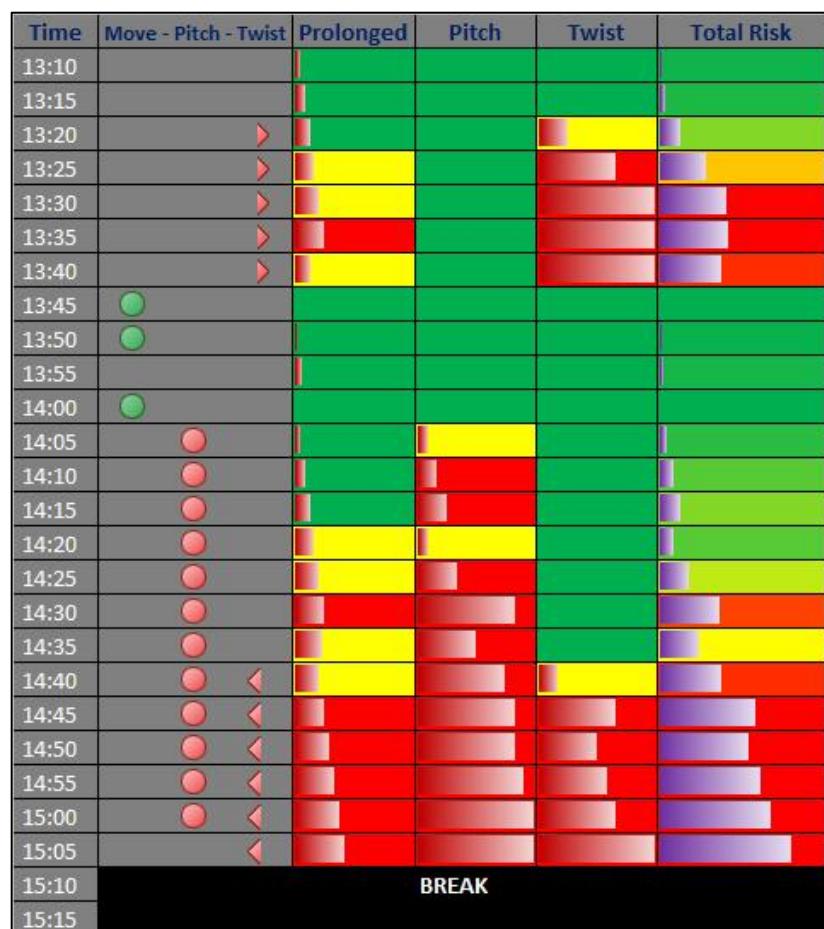
รายงานสรุประดับความเสี่ยงทางสุขภาพ (HRL Summary / Health Risk Level Summary) (รูปที่ 3.30) เป็นรายงานที่บ่งบอกระดับความเสี่ยงทางสุขภาพของการนั่งนิ่ง การก้มหน้า และการบิดตัวโดยเฉพาะ โดยระดับความเสี่ยงได้ถูกแสดงผล ในรูปแบบของสี รายงานสามารถย่อและขยายได้โดยสามารถปรับช่วงของเฟรมเวลา (Time Frame)



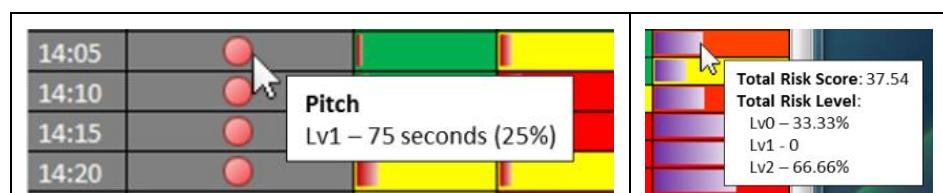
รูปที่ 3.30 รายงานระดับความเสี่ยงทางสุขภาพ ที่มีช่วงของเฟรมเวลาต่างๆ

ข. รายงานสรุปแบบละเอียด (Detailed Summary)

รายงานสรุปแบบละเอียด (รูปที่ 3.31) อาศัยสัญลักษณ์เพื่อบ่งบอกท่าทางของผู้ใช้ว่ามีการเคลื่อนไหว ก้มหน้า หรือบิดตัวไปพิเศษทางใด ในช่วงเวลาใดๆ ดังที่เห็นในคอลัมน์ที่ 2 ส่วนคอลัมน์ที่ 3-5 จะบ่งบอกระดับความเสี่ยงทางสุขภาพผ่านสีของพื้นหลัง และบ่งบอกคะแนนความเสี่ยงผ่านแผนภูมิแท่ง ผู้ใช้สามารถย่อและขยายรายงานได้โดยปรับช่วงของเฟรมเวลา และสามารถรายละเอียดต่างๆเพิ่มเติมได้ โดยนำมาสู่ปั๊บเร wen ที่ต้องการทราบข้อมูล (รูปที่ 3.32)



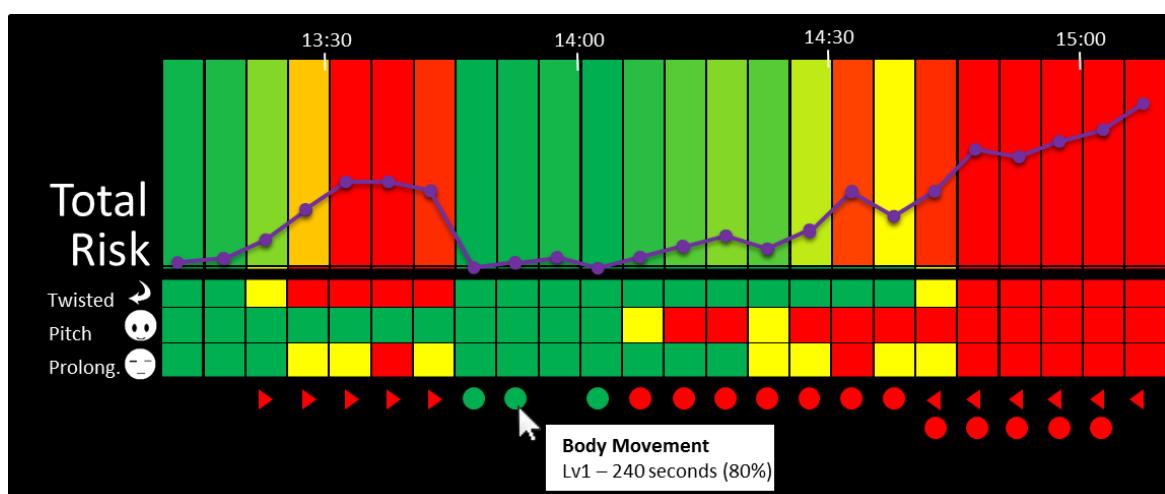
รูปที่ 3.31 รายงานสรุปแบบละเอียด ที่มีช่วงของเฟรมเวลาเท่ากับ 5 นาที



รูปที่ 3.32 การนำมาสู่ปั๊บเพื่อคุ้มครองสุขภาพเพิ่มเติม

จากตัวอย่าง ดังรูปที่ 3.31 สามารถตีความได้ว่า ผู้ใช้มีการนั่งนิ่งตั้งแต่เวลา 13:10 (คอลัมน์ที่ 2 ไม่มีวงกลมสีเขียว แปลว่าไม่มีการเคลื่อนไหว) และเริ่มบิดตัวไปทางขวาตั้งแต่เวลา 13:20 (ลูกศรสีแดงชี้ไปทางขวา) คะแนนความเสี่ยงได้สะสมและเพิ่มขึ้นเรื่อยๆ จนถึงเวลา 13:45 ที่ผู้ใช้ได้ทำการเคลื่อนไหวร่างกาย เป็นเวลาประมาณ 10 นาที คะแนนความเสี่ยงจึงลดลงจนเกือบหมด จากนั้น เวลา 14:05 ผู้ใช้เริ่มการนั่งนิ่งอีกครั้ง รวมถึงมีการก้มคอ (วงกลมสีแดง) และต่อมาเกือบเริ่มบิดตัวไปทางซ้าย ตั้งแต่เวลา 14:40 (ลูกศรสีแดงชี้ไปทางซ้าย) ความเสี่ยงทางสุขภาพค่อยๆ เพิ่มขึ้น และสูงสุดที่เวลาประมาณ 15:05 ก่อนที่ผู้ใช้จะลุกออกไปพัก

รายงานสรุปแบบละเอียด ยังสามารถวัดอุบัติภัยในแนวโน้ม และใช้กราฟเส้น แทนแผนภูมิแห่ง ดังรูปที่ 3.33

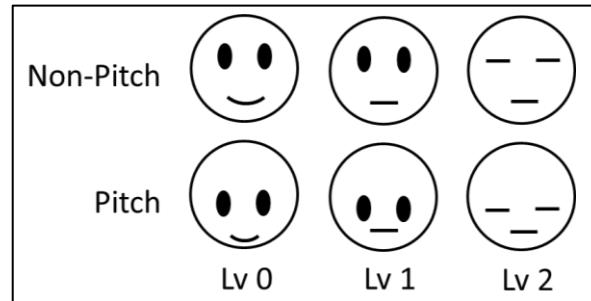


รูปที่ 3.33 รายงานสรุปแบบละเอียด แบบแนวโน้ม

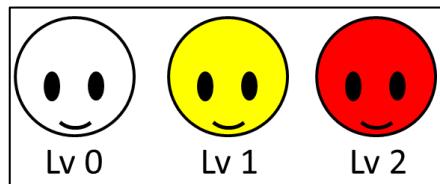
ค. รายงานสรุปแบบย่อ (Short Summary)

รายงานสรุปแบบย่อ มีวัตถุประสงค์เพื่อจำกัดข้อมูลที่นำเสนอแก่ผู้ใช้ ให้อยู่ในปริมาณที่เหมาะสม ช่วยให้อ่านเข้าใจ และนำไปใช้ประโยชน์ได้ง่าย โดยไอคอน Vector Man (รูปที่ 3.34 ถึง 3.37) ได้ถูกนำมาใช้เพื่อสื่อถึงความเสี่ยงทางสุขภาพ ดังนี้

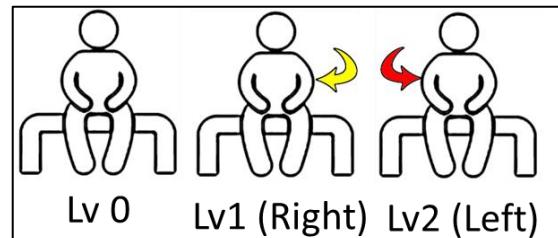
- “รอยยิ้ม” หรือ “ตากับปาก” จะแสดงถึงระดับความเสี่ยงจากการนั่งนิ่ง โดยเมื่อมีการนั่งนิ่นานๆ Vector Man จะเปลี่ยนจากหน้าขึ้น เป็นหน้าสะลิ่มสะลือ
- “ตำแหน่งของตาและปาก” จะแสดงถึงการก้มหน้า โดยเมื่อมีการก้มหน้า ตากับปากจะลงไปอยู่ด้านล่าง และ “สีของหัว” จะแสดงถึงระดับความเสี่ยงจากการก้มหน้า
- “ลูกศรข้างลำตัว” จะแสดงถึงการบิดตัว และสีของลูกศรจะบ่งบอกระดับความเสี่ยงจากการบิดตัว



รูปที่ 3.34 “การนั่งนิ่ง” ของ Vector Man



รูปที่ 3.35 “การก้มหน้า” ของ Vector Man



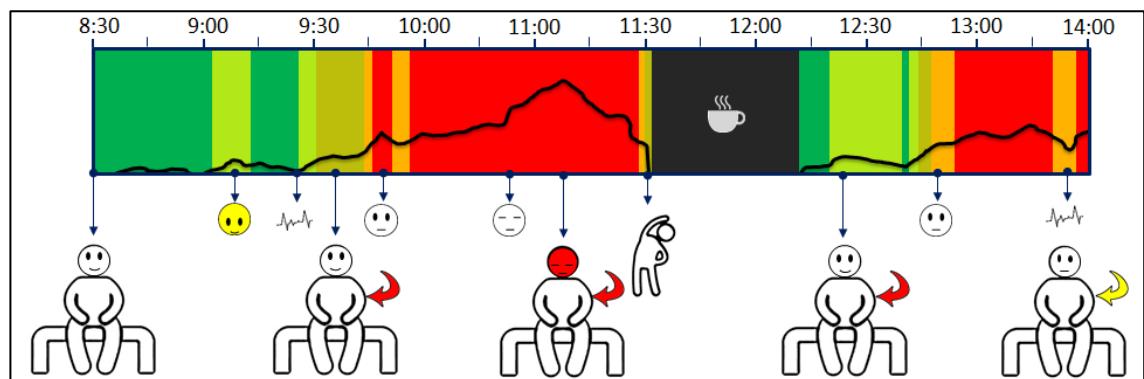
รูปที่ 3.36 “การบิดตัว” ของ Vector Man



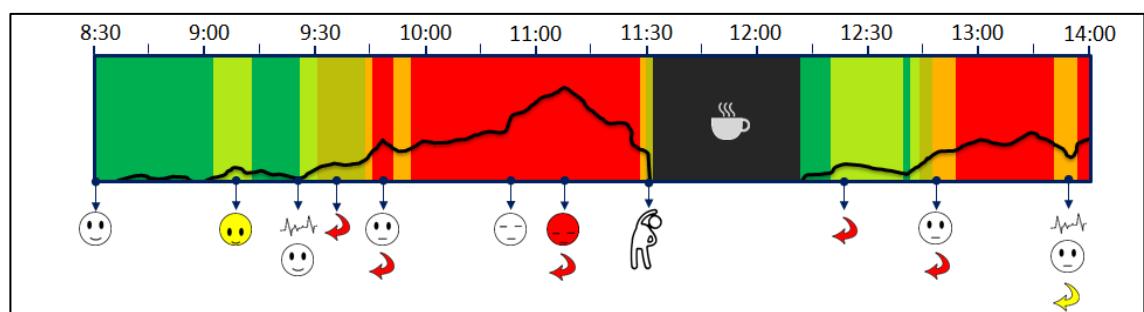
รูปที่ 3.37 ท่าทางอื่นๆ ของ Vector Man

รายงานสรุปแบบย่อ สามารถแสดงผลออกมาน ดังรูปที่ 3.38 โดยสีของพื้นหลังจะบ่งบอกถึงระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม และกราฟเส้นจะบอกถึงคะแนนความเสี่ยงในเวลาต่างๆ Vector Man ถูกใช้เพื่อบอกถึงท่าทางของผู้ใช้ ณ เวลาต่างๆ โดยภาพจะถูก瓜ด เมื่อมีการเปลี่ยนแปลงใน

ท่าทาง หรือการเปลี่ยนแปลงในคะแนนความเสี่ยง อย่างมีนัยยะสำคัญ เช่นตำแหน่งที่เกิด Local Maximum หรือ Local Minimum โดยรายงานนี้ ยังสามารถสรุป โดยใช้ไอคอน ที่เลือกลงดังภาพ ที่ 3.39



รูปที่ 3.38 รายงานสรุปแบบย่อด้วยไอคอนแบบปกติ



รูปที่ 3.39 รายงานสรุปแบบย่อด้วยไอคอนแบบเล็ก

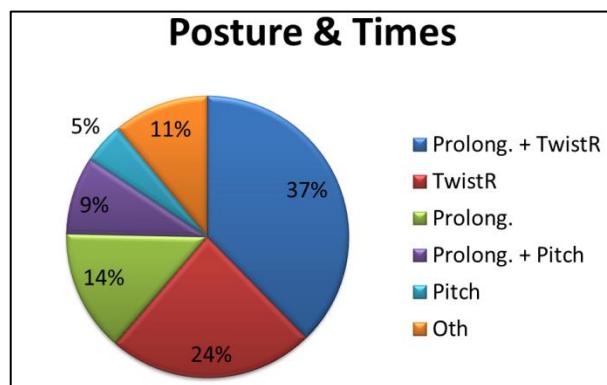
๔. รายงานสรุปท่าทาง (Posture Summary)

รายงานสรุปท่าทาง คือรายงานที่มีเป้าหมายเพื่อสรุปปริมาณเวลาที่ผู้ใช้ ใช้กับท่าทางการนั่งแบบต่างๆ โดยอาศัย Vector Man ในการบอกท่าทาง แต่ไอคอนจะไม่บอกระดับความเสี่ยงทางสุขภาพในกรณีนี้ (รูปที่ 3.40)

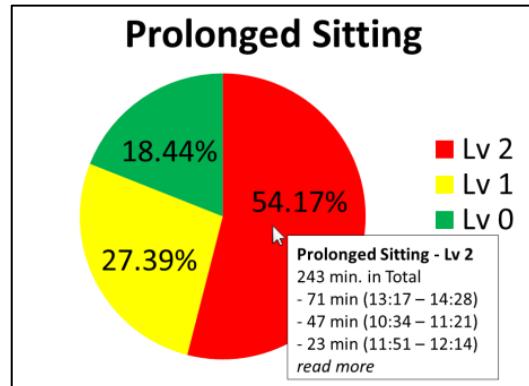
Rank	Postures & Times (total = 300 min.)
1	 <p>113 minutes (37.67%) - Prolonged Sitting - Twisted Posture (Right)</p>
2	 <p>71 minutes (23.67%) - Twisted Posture (Right)</p>
3	 <p>42 minutes (14%) - Prolonged Sitting</p>

รูปที่ 3.40 รายงานสรุปท่าทาง

ผู้ใช้สามารถปรับได้ว่าต้องการคูท่าทางกี่อันดับ สามารถคูภาพรวมเป็นแผนภูมิวงกลม (ดังรูปที่ 3.41) และสามารถคูเบอร์เซ็นต์ของระดับความเสี่ยงทางสุขภาพ สำหรับหัวข้อต่างๆของการตรวจขับ ดังรูปที่ 3.42



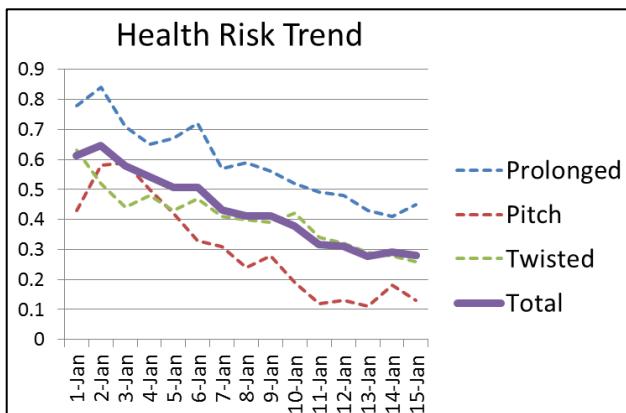
รูปที่ 3.41 แผนภูมิวงกลม ที่สรุปปริมาณเวลาของท่าทางต่างๆ
 (จำนวนท่าทาง = 5; ท่าทางที่เหลือ นับรวมเป็นท่าทางอื่นๆ)



รูปที่ 3.42 แผนภูมิวงกลม ที่สรุประดับความเสี่ยงทางสุขภาพของการนั่งนิ่ง

จ. รายงานสรุปแนวโน้ม (Health Trend Summary)

รายงานนี้ จะแสดงค่าเฉลี่ยคะแนนความเสี่ยงในแต่ละวัน (/สัปดาห์/เดือน) ของผู้ใช้ โดยคะแนนประกอบด้วยหัวข้อต่างๆ คือ การนั่งนิ่ง การก้มหน้า การบิดตัว และคะแนนโดยรวม ซึ่งคะแนนทั้งหลาย จะถูกแปลงให้อยู่ในสเกล [0, 1] ดังรูปที่ 3.42 ซึ่งจากแผนภูมิผู้ใช้จะสามารถทราบแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงในความเสี่ยงทางสุขภาพของตนเองได้



รูปที่ 3.43 แนวโน้มความเสี่ยงทางสุขภาพ ในระยะเวลา 15 วัน

บทที่ 4 ผลการวิจัย

4.1 การตรวจจับการนั่งนิ่ง

การตรวจจับการนั่งนิ่ง ประกอบด้วยการทดลอง 2 ส่วน ได้แก่ การเลือกคุณลักษณะ และการจำแนกชั้งผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลองในหัวข้อนี้ คือ วิธีการสร้างตัวจำแนกที่น่าพอใจที่สุด สำหรับการตรวจจับการนั่งนิ่ง

4.1.1 การเลือกคุณลักษณะ

จากผลการทดลอง ตามบทที่ 3.2.3 ผู้วิจัยได้ผลลัพธ์ดังต่อไปนี้

ก. Independent Samples T-test

ผลลัพธ์ที่ได้จากการ Independent Samples T-test มีความคล้ายคลึงกัน โดย Levene's Test แสดงให้เห็นว่า ทุกคุณลักษณะมีความแตกต่างในความแปรปรวนภายในตัวอย่างมีนัยสำคัญ (*Move* และ *Still*) ค่าความผิดพลาดอย่างมีนัยสำคัญ (Significant Error) ของทุกคุณลักษณะ มีค่าน้อยกว่า 0.0001 (ตัวอย่าง ดังรูปที่ 4.1) ซึ่งบ่งชี้ว่า คุณลักษณะทั้งหมดมีความเกี่ยวพันธ์กับประเทบทองข้อมูล บนระดับความเชื่อมั่นที่ 99.99% กล่าวคือ ทุกคุณลักษณะสามารถนำมาใช้ทำนายประเทบทองข้อมูล ได้ อย่างไรก็ตาม เนื่องจากค่าความผิดพลาดอย่างมีนัยสำคัญมีค่าที่ต่ำมาก ผู้วิจัยจึงไม่สามารถจัดลำดับความสำคัญของคุณลักษณะได้ ว่าคุณลักษณะใดมีความสำคัญมากที่สุด

Method	Variances	DF	t Value	Pr > t
Pooled	Equal	1324	31.65	<.0001
Satterthwaite	Unequal	674.1	31.65	<.0001

Equality of Variances				
Method	Num DF	Den DF	F Value	Pr > F
Folded F	662	662	109.40	<.0001

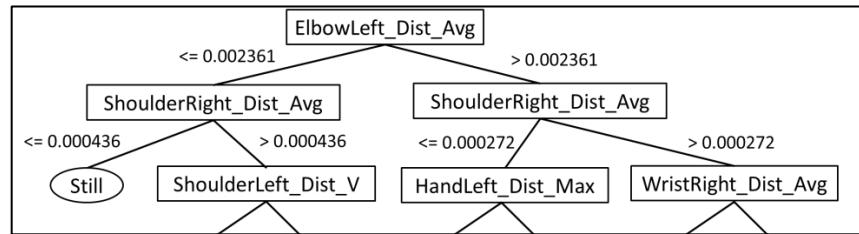
รูปที่ 4.1 Independent Samples T-test ในโปรแกรม SAS Enterprise Guide

(ตัวแปรอิสระ = Class, ตัวแปรตาม = Head_Dist_Avg)

๔. D-Tree, Optimal Decision Nodes

จากการทดลองสร้างโมเดลด้วย D-Tree (รูปที่ 4.2) โดยใช้คุณลักษณะทั้งหมด ผู้วิจัยพบว่า คุณลักษณะ 5 คุณลักษณะเด่นที่อยู่ระดับนสุดของต้นไม้ ได้แก่

{*ElbowLeft_Dist_Avg*, *ShoulderRight_Dist_Avg*, *ShoulderLeft_Dist_V*,
HandLeft_Dist_Max, *WaistRight_Dist_Avg*}

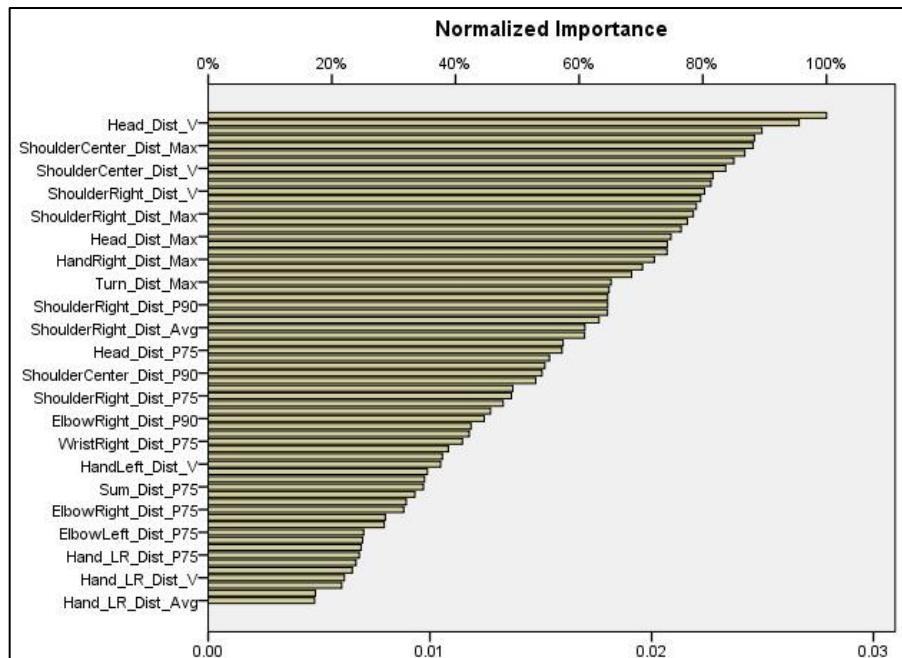


รูปที่ 4.2 D-Tree ที่สร้างจากคุณลักษณะทั้งหมด

๕. Neural Network และ Normalize Importance (SPSS)

จากการทดลองสร้างโมเดลด้วย Neural Network ในโปรแกรม SPSS คุณลักษณะที่ถูกระบุว่ามีความสำคัญมากที่สุด 5 อันดับแรก ใน Normalized Importance (รูปที่ 4.3) ได้แก่

{*Head_Dist_V*, *ShoulderCenter_Dist_Max*, *ShoulderRight_Dist_V*,
ShoulderRight_Dist_V, *ShoulderRight_Dist_Max*}

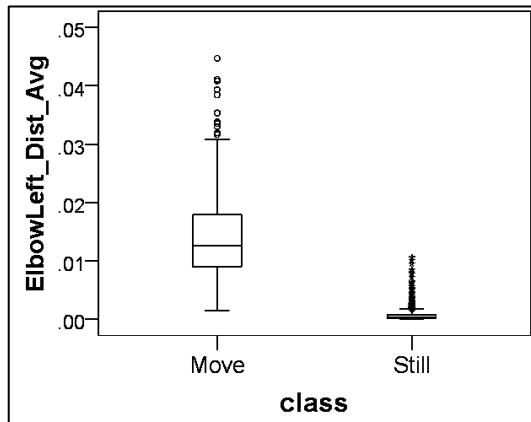


รูปที่ 4.3 Normalized Importance ที่ได้จากการสร้างโมเดลด้วย Neural Network ในโปรแกรม SPSS

4. Boxplot

จากการพเลือกกราฟด้วย Boxplot (เช่น รูปที่ 4.4) ผู้วิจัยพบว่าคุณลักษณะที่น่าสนใจ ที่สามารถแสดงผลต่างระหว่างข้อมูล 2 ประเภท บน Boxplot ได้ชัดเจน ได้แก่

{*ElbowLeft_Dist_Avg*, *ElbowRight_Dist_Avg*, *ShoulderRight_Dist_Avg*,
Head_Dist_Avg, *ElbowRight_Dist_V*}



รูปที่ 4.4 Boxplot ที่แสดงผลต่างใน *ElbowLeft_Dist_Avg* ระหว่างข้อมูล 2 ประเภท

จากผลลัพธ์ที่ได้ด้วยวิธีการดังที่กล่าวมา ผู้วิจัยได้จัดชุดของคุณลักษณะ (Sets of Features) ออกมาหลายชุด ด้วยการทดสอบคุณลักษณะต่างๆ ที่ได้จากคำแนะนำ โดยจัดให้มีความหลากหลาย และผู้วิจัยยังคำนึงถึงว่า ชุดของคุณลักษณะที่จัดขึ้นควรมีความเหมาะสม คือ มีประเภทของคุณลักษณะที่เหมือนกัน (เช่น เป็นความแปรปรวนทั้งหมด หรือเป็นค่าเฉลี่ยทั้งหมด) และมีความสมเหตุสมผลในทางตรรกية (เช่น แทนที่จะใช้ {*ElbowLeft_Dist_Avg*, *ShoulderRight_Dist_V*} ตามคำแนะนำที่ได้จาก D-Tree ตรงๆ ก็เปลี่ยนไปใช้ {*ElbowLeft_Dist_Avg*, *ElbowRight_Dist_Avg*} หรือ {*ShoulderLeft_Dist_V*, *ShoulderRight_Dist_V*} แทน)

4.1.2 การจำแนก

ชุดของคุณลักษณะแต่ละชุด ได้ถูกนำมาประกอบโมเดลการจำแนกด้วยวิธีการต่างๆ 4 วิธี ดังที่กล่าวไว้ในบทที่ 3.2.3 การฝึกฝนและทดสอบ ได้ทำขึ้นโดยใช้วิธี 10-fold Cross Validation เพื่อป้องกันการเกิด Overfitting จากผลการทดลอง ผู้วิจัยพบว่าอัตราความแม่นยำในการจำแนก จะถึงจุดที่เหมาะสมที่สุด เมื่อใช้ชุดบนร่างกาย คือ {*Head_Dist_Avg*, *ElbowLeft_Dist_Avg*, *ElbowRight_Dist_Avg*}

ข้อศอกเป็นจุดที่มีความสำคัญที่สุด ซึ่งทราบจากการเลือกคุณลักษณะ ดังนี้ จุด *ElbowLeft* และ *ElbowRight* จึงถูกพิจารณาเป็นอันดับแรก ส่วนจุดหัว คือ *Head* ได้ถูกเพิ่มเข้ามา เพื่อให้โมเดล

สามารถครอบคลุมร่างกายส่วนบนเกือบทั้งร่างกายได้ (ผู้วิจัยพบว่า บางอวัยวานถือการเคลื่อนไหวข้อศอกจะไม่ชัด แต่ส่วนหัวจะชัด)

ตารางที่ 4.1 ได้แสดงให้เห็นว่า อัตราความแม่นยำที่ได้จากการทดสอบสมมติฐานเทคนิคต่างๆ ทุกสายงาน ส่วนเป็นที่น่าพึงพอใจ ขณะที่ระยะเวลาประมวลผลของโมเดลแบบต่างๆ มีน้อยมาก จนไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยยะสำคัญ

ตารางที่ 4.1 อัตราความแม่นยำในการจำแนก เพื่อตรวจจับการนั่งนิ่ง
ที่อาศัยจุดนรังกาย { Head_Dist_Avg, ElbowLeft_Dist_Avg, ElbowRight_Dist_Avg}

Method	Normalization		
	Non	GMM	PMM
D-Tree	98.11%	* 98.04%	97.66%
Bays	98.19%	98.19%	95.17%
KNN (K5)	96.83%	98.27%	96.08%
NN	98.04%	98.04%	96.00%

ผู้วิจัยได้พิจารณาต่อถึงความผิดพลาดเชิงบวกและเชิงลบของโมเดล โดยในการตรวจจับการนั่งนิ่ง มุ่งเน้นการจับการเคลื่อนไหวเพื่อหยุดสภาวะการนั่งนิ่งต่อเนื่อง (*Positive = Move*) ดังนี้

- **ความผิดพลาดเชิงบวก (False Positive)** หมายถึงการที่ผู้ใช้นั่งนิ่ง แต่ระบบตีความว่าผู้ใช้มีการเคลื่อนไหว
- **ความผิดพลาดเชิงลบ (False Negative)** หมายถึงการที่ผู้ใช้มีการเคลื่อนไหว แต่ระบบตีความว่าผู้ใช้นั่งนิ่ง

สำหรับระบบติดตามสุขภาพ ผู้วิจัยเห็นว่าความผิดพลาดเชิงลบเป็นสิ่งที่ยอมรับได้มากกว่าความผิดพลาดเชิงบวก เพราะงานวิจัยทางการยศาสตร์สนับสนุนว่าผู้ทำงานควรมีการเคลื่อนไหวร่างกายอย่างสม่ำเสมอ และระบบที่นำเสนอสร้างขึ้นเพื่อสนับสนุนให้มีการเคลื่อนไหวร่างกายเพียงพอความจำเป็นขั้นต่ำ ดังนั้นแล้ว เมื่อความผิดพลาดเชิงลบเกิดขึ้น จะระบุตัวให้ผู้ทำงานมีการเคลื่อนไหวร่างกายมากกว่าความจำเป็นขั้นต่ำ ซึ่งไม่น่ามีผลเสียใดๆ ในขณะที่ความผิดพลาดเชิงบวกจะทำให้ผู้ใช้เคลื่อนไหวร่างกายไม่เพียงพอต่อความต้องการ ซึ่งเป็นผลเสียต่อสุขภาพอย่างเห็นได้ชัด

เมื่ออ้างอิงหลักการดังกล่าว หากวิเคราะห์ข้อมูลความถูกต้องและความผิดพลาดในการตรวจจับที่ได้ดังตารางที่ 4.2 จะเห็นได้ว่า โมเดลที่ดีที่สุดที่ถูกกล่าวถึงในบทที่ 4.1 มีความผิดพลาดเชิงบวกและเชิงลบอยู่ที่ 12 และ 14 ฟีด จากข้อมูลทดสอบจำนวน 1,326 ฟีด

ตารางที่ 4.2 ข้อมูลความถูกต้องและความผิดพลาดในการตรวจจับการนั่งนิ่ง

			Predicted-Actual			
Model	Normalization	Accuracy	M-M	S-S	M-S	S-M
			True+	True-	False+	False-
D-Tree	NoN	98.11%	650	651	12	13
	GMM	98.04%	649	651	12	14
	PMM	97.66%	646	649	14	17
Bays	NoN	98.19%	660	642	21	3
	GMM	98.19%	660	642	21	3
	PMM	95.17%	622	640	23	41
KNN (K5)	NoN	96.83%	643	641	22	20
	GMM	98.27%	651	652	11	12
	PMM	96.00%	638	635	28	25
NN	NoN	98.04%	655	645	18	8
	GMM	98.04%	655	645	18	8
	PMM	96.08%	644	630	33	19

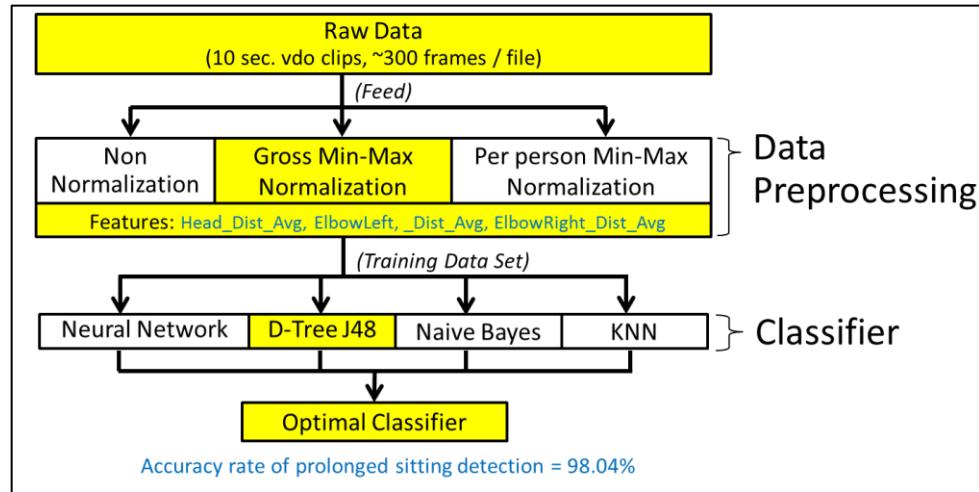
** Total = 1,326 feeds

เมื่อวิเคราะห์จากตารางแล้ว โมเดลที่น่าพอใจที่สุด ควรจะลดค่าความผิดพลาดเชิงบวกให้เหลือน้อยที่สุด ซึ่ง โมเดลดังกล่าว คือ KNN (N=5) และ D-Tree ที่ใช้การ Normalization แบบ GMM ซึ่ง โมเดลทั้งสองมีความแม่นยำ และความผิดพลาดเชิงบวกที่ใกล้เคียงกันมาก

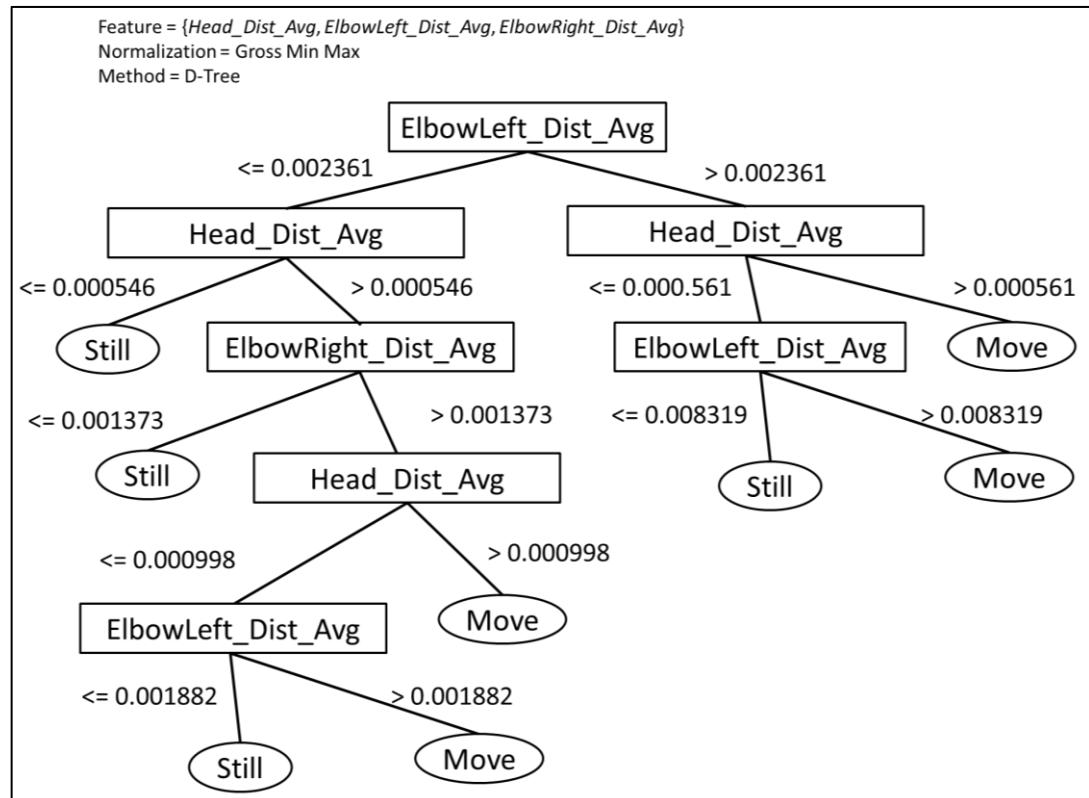
ในกรณีที่ โมเดล มีความแม่นยำ และข้อผิดพลาดใกล้เคียงกัน ผู้วิจัยเห็นว่าในการเลือก โมเดลที่น่าพอใจ ที่สุด สามารถเลือก โมเดลที่เรียนง่าย และดูแลรักษาได้มากกว่า

การ Normalization เป็นสิ่งจำเป็น ในการรับมือกับปัญหาเรื่องความแตกต่างในขนาดตัวของผู้ใช้ หากนำ PMM มาใช้ ระบบจะต้องจำกัดค่าสูงสุดและต่ำสุดของผู้ใช้แต่ละคน ขณะเดียวกัน หากนำ GMM มาใช้ ระบบจะสามารถทำงานกับผู้ใช้ได้โดยอาศัยค่าสูงสุดและค่าต่ำสุดที่มีอยู่แล้วจากชุดข้อมูลฝึกฝน ดังนั้น การ Normalization แบบ GMM จะทำให้ระบบมีความแข็งแรงมากกว่า

สำหรับวิธีการจำแนก D-Tree ได้ถูกเลือกเป็นวิธีการสร้าง โมเดลที่น่าพอใจที่สุด เนื่องจากเหตุผลสนับสนุนว่าเป็น โมเดลจะสามารถอ่านเข้าใจและรู้ที่มาที่ไปได้ ดังนั้นแล้ว ตัวจำแนกที่น่าพอใจที่สุด จึงถูกสร้างขึ้น โดยอาศัยจุดบนร่างกาย ได้แก่ { Head_Dist_Avg, ElbowLeft_Dist_Avg, ElbowRight_Dist_Avg } โดยทำการ Normalization แบบ GMM และสร้าง โมเดลแบบ D-Tree ซึ่ง อัตราความแม่นยำที่ได้ อยู่ที่ 98.04% ซึ่งสรุปได้ดังรูปที่ 4.5 และ โมเดล มีโครงสร้างดังรูปที่ 4.6



รูปที่ 4.5 สายงานที่ได้ตัวจำแนกที่น่าพอใจที่สุด (Optimal Workflow)



รูปที่ 4.6 ตัวจำแนกที่น่าพอใจที่สุด (Optimal Classifier)

4.2 การตรวจจับท่าทาง

ผลลัพธ์ที่ได้จากการทดลองเรื่องการตรวจจับท่าทาง คือ อัตราความแม่นยำของทฤษฎีที่ใช้ในการอ่านองศาสร่างกาย รวมถึงโน้มเดลค่าคงที่ที่ใช้ในการจับการเปลี่ยนแปลงในท่าทางของผู้ใช้ ผู้วิจัยได้นำระบบไปทดสอบในสภาพแวดล้อมการทำงานจริง กับอาสาสมัครจำนวน 10 คน โดยให้ปฎิบัติท่าทางต่างๆ ท่าละ 100 ครั้ง และดูว่าระบบสามารถตรวจจับได้ถูกต้องกี่ครั้ง

สำหรับการตรวจจับการลุกนั่ง และการลุกออกไปพัก ระบบสามารถตรวจจับได้ด้วยอัตราความแม่นยำ 100% ทราบเท่าที่โครงสร้างของมนุษย์สามารถเห็นได้จากกล้อง (ผู้ใช้ไม่หลุดออกจากขอบเขตการตรวจจับของกล้อง) ส่วนท่าทางอื่นๆ ได้อัตราความแม่นยำ ดังตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.3 อัตราความแม่นยำในการตรวจจับท่าทาง

user	setup	gender	height	Pitch	NotPitch	TwistL	TwistR	NotTwist
1	1	M	178	100%	100%	82%	96%	100%
2	1	M	178	93%	100%	77%	98%	100%
3	1	F	155	97%	100%	84%	94%	100%
4	1	M	175	92%	100%	72%	93%	100%
5	1	F	170	96%	100%	79%	95%	100%
6	2	F	150	100%	100%	94%	87%	100%
7	2	M	180	92%	100%	91%	85%	100%
8	2	M	173	84%	100%	83%	87%	100%
9	2	F	162	91%	100%	98%	90%	97%
10	2	F	160	100%	100%	100%	91%	100%

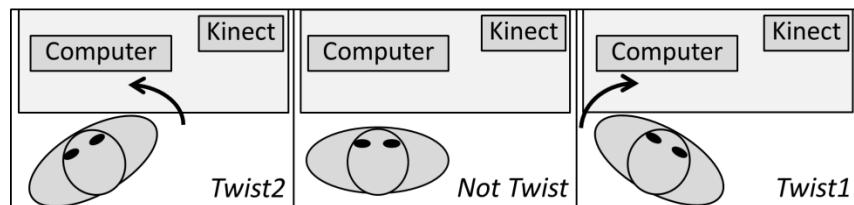
ระบบได้ถูกทดสอบด้วยการติดตั้งระบบ 2 แบบ ในแบบที่ 1 ($setup = 1$) กล้องได้ถูกตั้งไว้ทางตะวันออกเฉียงเหนือของผู้ใช้ (ดังรูปที่ 3.2 การติดตั้งที่แนะนำ) ส่วนในแบบที่ 2 ($setup = 2$) กล้องได้ถูกตั้งไว้ทางตะวันตกเฉียงเหนือ ทั้งนี้ เนื่องจากผู้วิจัยสังเกตว่าความแม่นยำในการตรวจจับการบิดตัว (องศาการหัน) น่าจะได้รับผลกระทบจากทิศทางของกล้อง กล่าวคือ เวลาที่กล้องตั้งอยู่ทางขวา ระบบจะตรวจจับการบิดตัวทางขวาได้ดีกว่าการบิดตัวทางซ้าย ดังที่เห็นได้จากตารางว่า ข้อมูล 5 ตัวอย่างแรก ความแม่นยำในการตรวจจับการบิดตัวทางขวา ($TwistR$) จะมีค่าสูงกว่าความแม่นยำในการตรวจจับการบิดตัวทางซ้าย ($TwistL$)

เพื่อพิสูจน์สมมุติฐานดังกล่าวนี้ ผู้วิจัยได้แปลงข้อมูลให้อยู่ในรูปแบบดังตารางที่ 4.3 โดย $Twist1$ หมายถึง ความแม่นยำในการตรวจจับการบิดตัว เมื่อผู้ใช้บิดเข้าหาทิศทางที่ตั้งกล้อง (รูปที่ 4.7 ภาพซ้าย) ขณะที่ $Twist2$ หมายถึง การบิดตัวในทิศทางที่ตรงกันข้ามกับกล้อง (รูปที่ 4.7 ภาพขวา) ส่วน Δ หมายถึง ผลต่างในอัตราความแม่นยำ ($Twist1 - Twist2$)

เมื่อข้อมูลอยู่ในรูปดังกล่าว สมมุติฐานว่า คือ “ $\text{delta} = 0$ ” ได้ถูกทดสอบ ด้วย One-Sample T-test และผลลัพธ์ คือ สมมุติฐานว่า ได้ถูกปฏิเสธ โดยค่าความผิดพลาดอย่างมีนัยสำคัญน้อยกว่า 0.001 และสรุปได้ว่า อัตราความแม่นยำของการบิดตัวเข้าหากล้อง สูงกว่าการบิดตัวไปในทิศทางตรงกันข้ามที่ประมาณ 10.79%.

ตารางที่ 4.4 อัตราความแม่นยำในการตรวจจับท่าทาง ที่ถูกแปลงรูป

user	gender	height	Pitch	NotPitch	Twist1	Twist2	delta	NotTwist
1	M	178	100%	100%	96%	82%	14%	100%
2	M	178	93%	100%	98%	77%	21%	100%
3	F	155	97%	100%	94%	84%	10%	100%
4	M	175	92%	100%	93%	72%	21%	100%
5	F	170	96%	100%	95%	79%	16%	100%
6	F	150	100%	100%	94%	87%	7%	100%
7	M	180	92%	100%	91%	85%	6%	100%
8	M	173	84%	100%	83%	87%	-4%	100%
9	F	162	91%	100%	98%	90%	8%	97%
10	F	160	100%	100%	100%	91%	9%	100%
Mean		168	94.50%	100.00%	94.19%	83.40%	10.79%	99.70%



รูปที่ 4.7 การบิดตัว

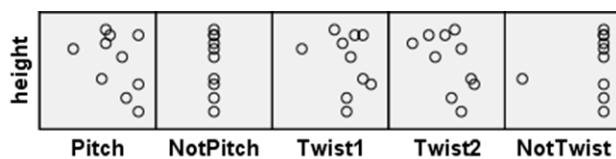
ผู้วิจัยได้ใช้ Independent Samples T-test เพื่อตรวจหาปัจจัยที่ส่งผลกระทบต่อความแม่นยำในการตรวจจับ (ตารางที่ 4.4) เช่น การตั้งกล้อง หรือเพศของผู้ใช้ อย่างไรก็ตามค่าความผิดพลาดอย่างมีนัยสำคัญทุกค่า ล้วนสูงกว่า 0.05 ซึ่งการปฏิเสธสมมุติฐานว่างล้มเหลว และนำไปสู่ข้อสรุปว่า เพศของผู้ใช้งาน และการตั้งกล้อง จะไม่ส่งผลกระทบต่ออัตราความแม่นยำในการตรวจจับท่าทางใดๆ ยกเว้นเพียงความแม่นยำของการตรวจจับการบิดตัวไปทิศตรงข้ามกับกล้อง (Twist2) ที่ระบบตรวจจับได้ดีกว่า เมื่อใช้การตั้งกล้องแบบที่ 1 ($\text{setup} = 1$) ส่วนอัตราความแม่นยำของการตรวจจับ “การไม่ก้มหน้า” อยู่ที่ 100% และค่าความผิดพลาดอย่างมีนัยสำคัญ ไม่สามารถหาได้

ตารางที่ 4.5 ค่าความผิดพลาดอย่างมีนัยยะสำคัญ

จากการใช้ Independent Samples T-test หากความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปร

	Pitch	NotPitch	Twist1	Twist2	NotTwist
setup	0.53	N/A	0.538	0.004	0.724
gender	0.167	N/A	0.199	0.148	0.374

สำหรับความสัมพันธ์ระหว่างอัตราความแม่นยำในการตรวจจับท่าทางไดๆ กับความสูงของผู้ใช้ ผู้วิจัยได้ทำการวิเคราะห์โดยอาศัยการพล็อตข้อมูลด้วยกราฟจุด (Scatter Plot) ดังรูปที่ 4.8 แต่ไม่พบรูปแบบใดๆ จากกราฟ (เช่น ความสัมพันธ์เชิงเส้นตรง หรือเส้นโค้ง) ซึ่งนำไปสู่ข้อสรุปว่า อัตราความแม่นยำในการตรวจจับท่าทางไดๆ ไม่ได้รับผลกระทบจากความสูงของผู้ใช้



รูปที่ 4.8 กราฟจุดที่บ่งบอกความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปร

(แนวตั้ง คือ ความสูงของผู้ใช้, แนวนอน คือ อัตราความแม่นยำของการตรวจจับท่าทางไดๆ)

4.3 การใช้งาน และระดับการยอมรับ

จากการทดลองดังที่กล่าวในบทที่ 3.3.5 ผู้วิจัยได้เก็บผลคะแนนจากอาสาสมัคร โดยถามความเห็นว่า ผู้ใช้คิดว่าระบบมีประโยชน์หรือไม่ (Usefulness) ใช้งานง่ายหรือไม่ (Ease of Use) และพึงพอใจกับ แนวคิดของระบบหรือไม่ (Satisfaction) ซึ่งได้ผลลัพธ์ดังตารางที่ 4.5

ตารางที่ 4.6 ข้อมูลเรื่องการใช้งาน และระดับการยอมรับ

user	gender	Useful	Easy	Satisfaction
1	M	9	9	9
2	M	9	8	8
3	F	10	10	10
4	M	10	9	10
5	F	10	10	10
6	F	10	8	10
7	M	10	10	9
8	M	8	8	9
9	F	8	10	8
10	F	10	10	10
	Mean	9.40	9.20	9.30

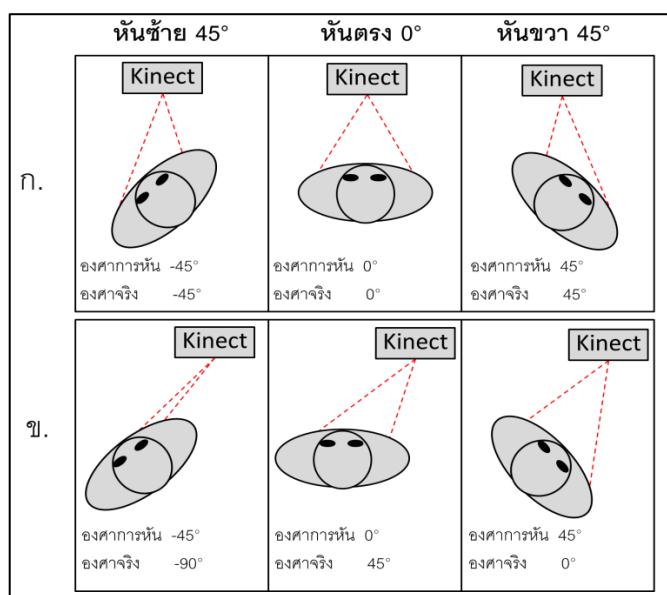
จากการทดสอบสมมุติฐานต่างๆด้วย Independent Samples T-test สมมุติฐานว่า “ได้ถูกปฏิเสธ และได้ข้อสรุปว่า ไม่มีความแตกต่างในเรื่องการใช้งาน และระดับการยอมรับ ระหว่างผู้ใช้ที่เป็นผู้ชายกับผู้หญิง”

4.4 อภิปรายผล

จากการนำระบบที่สมบูรณ์ไปทดสอบในสภาพแวดล้อมการทำงานจริง ผู้วิจัยพบว่าระบบสามารถทำงานได้ในสภาพแวดล้อมที่หลากหลาย และสามารถทำงานได้ค่อนข้างมีเสถียรภาพ ต่อผู้ใช้ที่มีลักษณะแตกต่างกันในด้านขนาดร่างกาย ความสูง อายุ หรือเพศ และจากการทดสอบระบบด้านแบบผู้วิจัยค้นพบประเด็นต่างๆ ที่น่าสนใจ ดังนี้

4.4.1 ข้อจำกัดด้านทักษิลัย

จากการทดสอบตามในบทที่ 4.2 ซึ่งแสดงให้เห็นว่าการบิดตัวทั้งสองข้าง มีค่าความแม่นยำแตกต่างกันอย่างมีนัยยะสำคัญ ผู้วิจัยสันนิษฐานว่าสาเหตุน่าจะมาจากการหักนิ้วของกล้อง กล่าวคือ สภาพการติดตั้ง ทำให้กล้อง Kinect มองเห็นส่วนต่างๆ ของร่างกายได้ชัดเจนไม่เท่ากัน ซึ่งเป็นสมมุติฐานที่ เป็นไปได้สูง เพราะกล้อง Kinect จะตรวจจับโครงร่างของมนุษย์ได้เมื่อผู้ใช้หันตรงเข้าหากล้อง (รูปที่ 4.9 ก. ภาพกลาง) ดังนั้น เมื่อกล้องติดตั้งอยู่ด้านขวาของผู้ใช้ 45° (รูปที่ 4.9 ข.) การที่ผู้ใช้บิดตัวไปทางขวา จะเสมือนเป็นการหันตรงเข้าหากล้อง ในขณะการการบิดตัวไปทางซ้าย จะเสมือนหันข้างเข้าหากล้อง ซึ่งกล้องน่าจะตรวจจับจุดบนร่างกายโดยเฉพาะจุดไหล่ซ้ายได้ยากขึ้น



รูปที่ 4.9 การมองเห็นของกล้อง กับการบิดตัวของผู้ใช้
(ก. คือ การติดตั้งในอุดมคติ, ข. คือ การติดตั้งที่แนะนำ)

4.4.2 อิทธิพลของท่าทางเริ่มต้น

ระบบที่นำเสนอดำเนินการเปลี่ยนแปลงในองค์กร่างกาย โดยใช้การเปรียบเทียบองค์กร่างกาย ณ เวลาใดๆ กับองค์กร่างกายเริ่มต้น (บทที่ 3.3.3) ดังนั้นแล้ว คุณภาพของท่าทางเริ่มต้นจะมีผลต่อประสิทธิภาพการตรวจจับ ผู้ใช้งานต้องมีความรู้เรื่องท่าทางที่ถูกสุขลักษณะตามหลักการยศาสตร์ และต้องมีความเข้าใจในการใช้กล้อง Kinect กล่าวคือ ในระหว่างจดจำท่าทาง จะต้องนั่งตัวตรงไม่ก้มหน้ามองตรงไปข้างหน้า และต้องสั่งให้ระบบจดจำท่าทางเมื่อโครงร่างเริ่มเสถียร

การจดจำท่าทางเริ่มต้นมีความจำเป็นในขณะนี้ เพราะผู้วิจัยยังไม่สามารถหาแนวทางอื่นเพื่อรับนุแวง ระบบนี้ และองค์การหันเริ่มต้นได้ กล่าวคือ หากไม่มีท่าทางเริ่มต้น ระบบจะไม่สามารถทราบได้เลยว่าองค์กราคือที่เวลาใด หมายถึงการก้มหน้า หรือการไม่ก้มหน้า องค์การหันที่เวลาใดๆ หมายถึงการนั่งตัวตรง หรือการนั่งบิดตัว รวมถึงระยะห่างเท่าใดที่จะบอกได้ว่าผู้ใช้ถูกออกไปพัก

4.4.3 ความอ่อนไหวต่อแกน Z (Sensitivity to Z-Axis)

สมมุติฐานว่า ระหว่างผู้ใช้อุปกรณ์และอยู่ใกล้ ความสามารถในการตรวจจับท่าทางจะมีความแม่นยำไม่เท่ากัน และการตรวจจับน่าจะเกิดข้อผิดพลาดจากแกน Z ได้มากกว่าแกน X และ Y

การทดสอบระบบที่จัดทำขึ้น จัดทำในสภาพแวดล้อมที่ผู้ใช้อยู่ห่างประมาณ 1-2 เมตร จึงยังไม่พบความอ่อนไหวต่อแกน Z ที่ชัดเจน แต่การวิเคราะห์ดังกล่าวจะมีความสำคัญ สำหรับงานในอนาคตที่ต้องการตรวจจับท่าทางของผู้ใช้ที่ถูกออกไปในระยะเกินกว่า 2 เมตร ผู้วิจัยจึงขอเสนอแนะให้เก็บข้อมูลตัวอย่าง และวิเคราะห์หาด้วยวิธีทางสถิติ เช่น Independent Samples T-test เพื่อคุ้ว่าความแม่นยำในการตรวจจับ ได้รับผลกระทบจากระยะห่างจากกล้องหรือไม่

4.4.4 การประเมินผลการสร้างภาพ (Visualization Evaluation)

ผู้วิจัยไม่ได้ทำการประเมินผลการสร้างภาพโดยตรง แต่ประเมินระบบเป็นภาพรวม (บทที่ 4.3) อย่างไรก็ตาม เนื่องจากการสร้างภาพเป็นส่วนสำคัญส่วนหนึ่งของระบบ ผู้วิจัยจึงเห็นว่าสมควรมีการประเมินผลการสร้างภาพอย่างละเอียดในอนาคต

ก. เทคนิคที่สามารถนำมาใช้

จากการทบทวนวรรณกรรมเกี่ยวกับการประเมินผลการสร้าง-nonภาพ การสร้าง-nonภาพที่ดีจะช่วยให้ผู้ใช้สามารถเข้าถึง จดจำ และตีความข้อมูลได้อย่างมีประสิทธิภาพมากขึ้น [164] โดยในการประเมิน สามารถอาศัยเทคนิคต่างๆ ดังนี้

1. การทดสอบภาษาใต้สภาพแวดล้อมที่มีการควบคุม

ยกตัวอย่างเช่น งานของ Chen et al. [165, 166] ที่หาความสัมพันธ์ระหว่างตัวแปรอิสระ 'ได้แก่ เครื่องมือ งาน ข้อมูล และประเภทของผู้ใช้ กับตัวแปรตาม 'ได้แก่ ความแม่นยำ และประสิทธิภาพ โดยความแม่นยำวัดจากความถูกต้องในการตีความข้อมูล และประสิทธิภาพวัดจากเวลาที่ใช้ในการปฏิบัติงานดังกล่าว โดยเทียบกับเวลาที่ตั้งเป็นมาตรฐานไว้อีกด้วย เช่น คือ งานของ Kobsa et al. [167] ที่ประเมินผลกระทบของการสร้าง-nonภาพที่แตกต่างกัน 3 ระบบ โดยทดลองกับการปฏิบัติงานต่างๆ ซึ่งงานดังกล่าว มีการตั้งค่าตอบเรียนรู้ การประเมินผลทำโดยเปรียบเทียบเวลาที่ผู้ใช้ใช้เพื่อหาคำตอบของคำถามที่ตั้งไว้ และความถูกต้องของคำตอบที่ได้

2. การประเมินการใช้งาน

เป็นการประเมินที่ให้ความสำคัญกับส่วนเชื่อมต่อของผู้ใช้ โดยอาศัยการสังเกตการใช้งานภาษาใต้การปฏิบัติงานที่ออกแบบไว้ ยกตัวอย่างเช่น การใช้เทคนิคการคิดออกเสียง (Think Aloud Protocol) [168] ที่ให้ผู้ใช้แก้ไขปัญหา พร้อมกับพูดสิ่งที่คิดไปด้วย เพื่อดูวิธีการคิดวิเคราะห์ของผู้ใช้ในขณะที่ใช้งานระบบ ซึ่งหมายความว่า ใช้หาจุดบกพร่องต่างๆ เช่น จุดที่ไม่ชัดเจนของ nonภาพ ที่อาจทำให้ผู้ใช้ตีความหมายของข้อมูลผิดไป

3. การศึกษาภาคสนาม และการศึกษาระยะยาว

เป็นการศึกษาที่ให้ความสำคัญกับ สิ่งที่เรียนรู้และคืนพบได้จาก nonภาพ โดยในแต่ละวัน จะให้ผู้ใช้เขียนสิ่งที่เรียนรู้ได้จากข้อมูลเป็นบันทึกสั้นๆ ผู้ใช้จะได้รับการฝึกฝนการใช้ม nonภาพอย่างต่อเนื่อง และจะต้องมีความชำนาญมากขึ้น บันทึกที่ได้จะถูกนำไปวิเคราะห์โดยผู้เชี่ยวชาญ เพื่อคุ้มครองความสามารถในการแก้ไขปัญหา และสิ่งที่เรียนรู้จากข้อมูลผ่านทาง nonภาพ มีแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงเป็นอย่างไร [169]

๔. สิ่งบ่งชี้ความสำเร็จของมโนภาพ

ความสำเร็จของมโนภาพ [164, 170] มีองค์ประกอบสำคัญดังนี้

1. ในระบบทวาร สามารถทำให้ผู้ใช้มองเห็นมุมมองใหม่ๆ ในข้อมูลเดิม

การค้นพบ (Discovery) ส่วนใหญ่ไม่ได้สิ่งที่เกิดขึ้นทันทีทันใด แต่เกิดจากการเรียนรู้และขัดการกับข้อมูลเดิมซ้ำๆ เมื่อ้อนเร่นที่นักชีววิทยาศึกษาข้อมูลชุดเดิมอยู่หลายสัปดาห์ หรือหลายเดือนเพื่อหารูปแบบของข้อมูล กล่าวคือ ธรรมชาติของการเรียนรู้จะเริ่มจากการทำความเข้าใจ ทำความคุ้นเคย และหมายมองใหม่ๆ จากสิ่งสิ่งเดิม จนเกิดเป็นการค้นพบ

การประเมินผลมโนภาพส่วนใหญ่จะเป็นการสังเกตระยะสั้น และผู้ใช้ระบบนักเป็นมือใหม่ที่ยังไม่เข้าใจเครื่องมือเท่าที่ควร ทำให้ความสนใจของผู้ใช้ไปอยู่ที่ส่วนเชื่อมต่อแทนการสนใจในสิ่งที่เห็นได้จากข้อมูล ซึ่งขณะที่การประเมินผลกระทบฯ จะเป็นการประเมินที่มีประสิทธิภาพมากกว่า เพราะช่วยให้เห็นถึงพฤติกรรมที่เปลี่ยนไปของผู้ใช้ และเห็นถึงผลกระทบที่เกิดจากการสร้างมโนภาพ อ่างไรก็ตามการประเมินในระบบทวารเป็นสิ่งที่สืบเปลี่ยน และยากที่จะปฏิบัติ รวมถึงจำเป็นต้องมีแนวทางการเก็บข้อมูลที่มีประสิทธิภาพ เพื่อนำข้อมูลเดิมกลับมาศึกษาซ้ำในอนาคต

2. สามารถตอบโจทย์ที่ไม่มีโจทย์

“ตอบโจทย์ที่ไม่มีโจทย์” หมายถึง การที่ผู้ใช้มโนภาพสามารถค้นพบสิ่งใหม่ๆ ที่เป็นคำตอบของคำถามที่ไม่ได้ถูกตั้งไว้ หรือไม่เคยคิดถึงซึ่งอาจจะมีคำถามดังกล่าวอยู่ ก็คือ การที่มโนภาพสามารถนำไปสู่การค้นพบที่ไม่คาดคิด ซึ่งจะมีประโยชน์อย่างมากเมื่อวิเคราะห์งานที่ประเด็นมีความน่าสนใจ และมีการสนับสนุนให้ผู้ใช้สามารถวิเคราะห์ข้อมูลและรายงานสิ่งที่พบเจออย่างอิสระ

3. เพิ่มโอกาสในการค้นพบ และการกระตุ้นความสนใจ

งานวิจัยส่วนมากจะให้ความสำคัญกับการประเมินเวลาที่ใช้ปฏิบัติงาน และปริมาณข้อมูลพลาด อย่างไรก็ตาม สิ่งที่งานวิจัยส่วนมากมักจะเลย คือ การศึกษาปัจจัยที่ก่อให้เกิดข้อมูลพลาด เช่น ผลกระทบจากส่วนเชื่อมต่อผู้ใช้ ที่ทำให้เกิดการตีความข้อมูลผิดไป รวมถึงการศึกษาในโอกาสที่จะก่อให้เกิดการค้นพบแนวโน้มหรือสิ่งใหม่ๆ จากข้อมูล และอีกปัจจัยสำคัญที่ควรทางประมาน คือ ความสามารถของมโนภาพในการกระตุ้นให้ผู้ใช้ตื่นตัวต่อข้อมูล สามารถจับรายละเอียดได้ดีขึ้น และส่งผลให้ใช้ความคิดตัดสินใจได้อย่างมีประสิทธิภาพ

4.5 การประเมินระบบโดยผู้เชี่ยวชาญ

ภายหลังระบบพัฒนาจนแล้วเสร็จ ผู้วิจัยได้สอบถามความเห็นจาก รศ.พญ. ปิยะภัทร เดชประธรรัม ผู้เชี่ยวชาญด้านเวชศาสตร์ฟื้นฟู ซึ่งได้รับคำแนะนำ และความเห็นที่มีต่อระบบ โดยรายละเอียดเพิ่มเติมของการประเมิน สามารถดูได้จากภาคพนวก ค.

4.5.1 ประเด็นทั่วไป

- ผู้เชี่ยวชาญมีความเห็นว่าระบบติดตาม โรคคนทำงานออฟฟิศจะช่วยเตือนสติผู้ทำงานให้ระวังสุขภาพการนั่ง ได้ ซึ่งเป็นสิ่งสำคัญมาก เพราะในการรักษาโรคคนทำงานออฟฟิศ แพทย์พบปัญหาว่าผู้ป่วยที่รับการรักษาจำนวนมาก ที่อาการทุเลาแล้ว ก็กลับมาเป็นอีก เนื่องจากผู้ป่วยกลับไปใช้นิสัยแบบเดิมๆ ด้วยเหตุผลว่าไม่มีสมาธิจะใส่ใจท่านั่งขณะทำงาน
- รายงานสุขภาพจะสามารถสร้างแรงกระตุ้นให้ผู้ทำงานใส่ใจสุขภาพมากขึ้น เนื่องจากสามารถเห็นถึงแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงในพฤติกรรม และสุขภาพของตนเอง
- การจัดสถานที่หรือโต๊ะทำงานเป็นสิ่งสำคัญมาก เพราะสามารถส่งผลทึ่งต่อความแม่นยำในการตรวจจับและพฤติกรรมของผู้ใช้ ดังนั้น สมควรจัดสถานที่ทำงานให้มีความเหมาะสมตามหลักการยศาสตร์ ก่อนการติดตั้งระบบ
- สำหรับการตรวจจับการนั่งนิ่ง การอาศัยจุดบนร่างกาย 3 จุด ถือว่าสามารถครอบคลุมอาภัปภัยจากการเคลื่อนไหวร่างกายล่างใหญ่ ที่เพียงพอจะเป็นผลดีต่อสุขภาพ
- การก้มหน้าและการบิดตัวที่จะส่งผลต่อสุขภาพ จะเป็นท่าทางที่มองเห็นได้ชัดแจ้ง ซึ่งกล้องนำจะตรวจจับได้ ผู้เชี่ยวชาญกล่าวว่า ยังไม่น่าจะมีงานวิจัยใดที่สนับสนุนว่าการณัตชัย-ขวาของผู้ใช้ ส่งผลให้บิดตัวชัย-ขวาได้ต่างกันอย่างมีนัยยะสำคัญ
- อายุ เป็นปัจจัยหนึ่ง ที่มีความสัมพันธ์โดยตรงกับความเสี่ยงทางสุขภาพ รวมถึงพฤติกรรมการนั่ง เช่น ผู้ใช้ที่มีอายุมาก มีโอกาสที่จะติดนิสัยนั่งก้มหน้ามากกว่าคนหนุ่มสาว อีกทั้งท่าทางที่ผิดสุขลักษณะ และการนั่งเป็นระยะเวลานาน จะส่งผลเสียต่อร่างกายผู้สูงอายุมากกว่า

4.5.2 การประเมินผลการสร้างໂນກາພ

รายงานสุขภาพอาจไม่ส่งผลต่อการวินิจฉัยของแพทย์อย่างมีนัยยะสำคัญ เนื่องจากแพทย์จะให้ความสำคัญที่อาการซึ่งเกิดจากผู้ป่วยเป็นหลัก แต่ในโນກาພจะมีประโยชน์ที่สุดในด้านการสร้างแรงจูงใจต่อผู้ใช้ ดังนั้น การประเมินสมควรประเมินในประเด็นที่ว่า “มโนกาพสามารถสร้างแรง และมีส่วนช่วยในการปรับเปลี่ยนพฤติกรรมของผู้ใช้อย่างไร” ซึ่งการประเมิน สมควรใช้การประเมินแบบระยะยาว

4.5.3 คะแนนและระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม

จากบทที่ 3.4.2 การประเมินความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวมในปัจจุบัน ตั้งอยู่บนสมมุติฐานว่า 3 หัวข้อ การตรวจจับ คือ การนั่งนิ่ง การก้มหน้า และการบิดตัว มีความสำคัญท่าๆ กัน

ผู้เชี่ยวชาญมีความเห็นว่า สิ่งสำคัญในการติดตามสุขภาพการนั่ง คือ การติดตามระยะเวลาการนั่งของผู้ใช้ ในการประเมินคะแนนและระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม สัดส่วนที่เหมาะสมนั้นกำหนดได้ยาก เพราะการนั่งนิ่งมีความสำคัญสูงกว่ามาก เมื่อเทียบกับการก้มหน้าและการบิดตัว ส่วนการก้มหน้าและการบิดตัวถือว่ามีระดับความเสี่ยงพอๆ กัน ดังนั้นแล้ว ทางแก้ไขหนึ่งที่เป็นไปได้ คือ แยกความเสี่ยงทางสุขภาพเป็นสองส่วน ส่วนแรกเป็นการนั่งนิ่งอย่างเดียว และส่วนที่สองที่ก่อให้เกิดการนั่ง (การก้มหน้าและการบิดตัว) อย่างไรก็ตาม การคิดระดับความเสี่ยงรวมจากทั้งสามหัวข้อ ก็ยังสามารถทำได้ แต่ต้องปรับสัดส่วนใหม่ ให้การนั่งนิ่งเป็นระยะเวลานานมีน้ำหนักความสำคัญที่เด่นชัด ผู้วิจัยจึงได้ปรับสัดส่วนการคำนวณใหม่ดังตารางที่ 4.7

ตารางที่ 4.7 สัดส่วนการคำนวณความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม

Prolonged	Pitch	Twisted	Total Risk
70%	15%	15%	100%

4.5.4 ความเห็นเรื่องการกรองสัญญาณรบกวน

ในการติดตามสุขภาพการนั่ง จะให้ความสำคัญกับความต่อเนื่องของท่าทางเป็นระยะเวลานาน เช่น ครึ่งชั่วโมง หรือหลายชั่วโมง แม้แต่การก้มหน้า หรือการบิดตัว หากเกิดขึ้นเพียงช่วงเวลาสั้นๆ ก็สามารถเป็นผลดีต่อสุขภาพ ได้เช่นกัน การรีดเส้นเข็มสาย หรือเปลี่ยนอาภัปกริยา สำหรับการกรองสัญญาณรบกวนถือว่าไม่ได้มีนัยยะสำคัญทางการแพทย์ ดังนั้น หากการกำหนด Buffer Time 1 วินาที สามารถป้องกันสัญญาณรบกวนได้ ก็ถือว่าเพียงพอ และหากการตรวจจับ จะมีระยะเวลาต่างๆ คลาดเคลื่อนต่างกันเพียงไม่กี่วินาที ถือว่าไม่มีผลกระทบที่สำคัญในการติดตามสุขภาพ

4.5.5 การวัดความผิดพลาดเชิงบวกและเชิงลบของโมเดล

ข้อผิดพลาดเชิงลบเป็นสิ่งที่ยอมรับได้มากกว่าความผิดพลาดเชิงบวก แต่เนื่องจากโมเดลแต่ละตัวมีความแม่นยำที่สูงมากอยู่แล้ว จึงกล่าวได้ว่า ไม่มีข้อแตกต่างที่มีนัยยะสำคัญนัก ทั้งนี้ ผู้เชี่ยวชาญให้ความเห็นเพิ่มเติมว่า สมควรมุ่งเน้นความสนใจไปที่อัตราความแม่นยำในการตรวจจับท่าทาง เช่น การก้มหน้า และการบิดตัว มากกว่า เพราะความแม่นยำในการตรวจจับท่าทางทั้งสองมีโอกาสได้รับผลกระทบจากการติดตั้งระบบ

บทที่ 5 สรุปผลการวิจัย

ในบทนี้จะกล่าวถึงผลสรุป อภิปรายผล ข้อจำกัด ข้อเสนอแนะ และแนวทางการพัฒนาต่อ

5.1 ผลสรุป

ผู้วิจัยได้เลือกเห็นถึงความสำคัญของการป้องกันโรคคนทำงานออฟฟิศ จึงได้ตั้งเป้าหมายที่จะพัฒนาระบบสำหรับติดตามโรคคนทำงานออฟฟิศ โดยอาศัยอุปกรณ์ที่จัดหาได้ง่าย สามารถนำไปใช้ได้จริง ภายใต้เงื่อนไขที่เหมาะสม

จากการค้นคว้าและศึกษาวรรณกรรมที่เกี่ยวข้อง ผู้วิจัยเชื่อว่ากล้อง Kinect เป็นเครื่องมือหนึ่งที่เหมาะสมที่สุดที่จะนำมาใช้ ผู้วิจัยจึงได้พัฒนาระบบโดยอาศัยกล้อง Kinect จำนวนหนึ่งตัว เป็นอุปกรณ์สำหรับรับข้อมูล โครงร่างมนุษย์ ระบบที่นำเสนอสามารถตรวจสอบจับการนั่งนิ่ง โดยอาศัยวิธีการจำแนกทางเหมือนข้อมูล และสามารถตรวจสอบจับท่าทาง โดยอาศัยทฤษฎีนักพฤติศาสตร์ในการอ่านองค่าร่างกาย อันได้แก่ ระบบพิกัดรูปทรงกลม และเรขาคณิต ท่าทางของผู้ใช้สามารถถูกตรวจสอบโดยอาศัยโมเดลค่าคงที่ ทั้งนี้ ค่าคงที่ได้ถูกกำหนดโดยอ้างอิงจากการศึกษาในด้านการยศาสตร์ เช่น RULA และ REBA

ระบบได้พัฒนาจนแล้วเสร็จ และวัดคุณประสิทธิภาพของงานวิจัยได้บรรลุผลตามเป้าหมาย ผลลัพธ์ได้แสดงให้เห็นว่าทฤษฎีต่างๆ สามารถนำมาประยุกต์ใช้ได้จริง และกล้อง Kinect ได้ถูกพิสูจน์ว่าเป็นเครื่องมือที่มีประสิทธิภาพในการตรวจจับและติดตามท่าทางของมนุษย์

ในด้านการตรวจจับการนั่งนิ่ง ซึ่งอาศัยวิธีการจำแนกทางเหมือนข้อมูล ผู้วิจัยได้ทดลองสร้างโมเดลแบบต่างๆ ขึ้น เพื่อหาโมเดลที่ได้ผลลัพธ์ที่น่าพึงพอใจที่สุด โดยโมเดลดังกล่าวอาศัยการติดตามจุดบนร่างกายสามจุด คือ ชุดหัวและข้อศอกทั้งสองข้าง เพื่อวิเคราะห์ว่าผู้ใช้กำลังอยู่ใน หรือมีการเคลื่อนไหว การประเมินผลทำด้วยวิธี 10-fold Cross Validation บนข้อมูลที่เก็บจากอาสาสมัครจำนวน 28 ซึ่งได้ระดับความแม่นยำในการตรวจจับที่ 98.04%

ในด้านการตรวจจับท่าทาง ซึ่งอาศัยการคำนวณองค่าร่างกาย และโมเดลค่าคงที่ การประเมินผลทำขึ้นโดยทดสอบระบบกับอาสาสมัครจำนวน 10 คน การตรวจจับการลุกขึ้นยืนและการลุกออกไปพัก มีความแม่นยำที่ 100% การตรวจจับการก้มหน้าแม่นยำที่ 94.5% ส่วนการตรวจจับการบิดตัว พบว่าการ

บิดตัวเข้าหากล้อง และการบิดตัวไปด้านตรงข้ามมีความแม่นยำต่างกัน ซึ่งได้ความแม่นยำที่ 94.19% และ 83.40% ตามลำดับ

ในด้านการประเมินการใช้งานและระดับการยอมรับ จากการทดสอบระบบตัวอย่างกับอาสาสมัครจำนวน 10 คน โดยใช้แบบสอบถามและการให้คะแนน (คะแนนเต็ม 10) พบว่าอาสาสมัครเห็นว่า ระบบมีประโยชน์ (คะแนนเฉลี่ย 9.40) ใช้งานง่าย (คะแนนเฉลี่ย 9.20) และรู้สึกพึงพอใจกับระบบ (คะแนนเฉลี่ย 9.30) โดยอาสาสมัครเห็นว่าระบบมีความเป็นมิตร และสามารถช่วยติดตามคุณภาพสุขภาพได้โดยไม่รบกวนการทำงาน

ผู้วิจัยยังได้พัฒนาส่วนเชื่อมต่อต่างๆ เพื่อให้ผลตอบกลับจากการบิดตัวของผู้ใช้ เช่น การให้ผลตอบกลับแบบเรียลไทม์ผ่านทางแอปพลิเคชัน และผ่านทางอุปกรณ์แจ้งเตือน ที่พัฒนาขึ้นจากไมโครคอนโทรลเลอร์ รวมถึงการออกแบบและพัฒนาเทคนิคการสร้างโมเดลทางกายภาพแบบเพื่อการออกรายงานสุขภาพ

5.2 แนวทางการวิจัยในอนาคต

ประเด็นที่ว่าไป ที่สามารถนำมารวบรวม ต่อยอด และเพิ่มประสิทธิภาพของระบบ ได้มีดังต่อไปนี้

- สืบเนื่องจากสิทธิพลของท่าทางเริ่มต้น (บทที่ 4.4.2) ระบบสมควรให้คำแนะนำในการจัดท่าทางที่เหมาะสมแก่ผู้ใช้ หรือตรวจสอบได้ว่าท่าทางเริ่มต้นของผู้ใช้ เป็นท่าทางที่เหมาะสม หรือไม่
- โดยธรรมชาติ กล้อง Kinect จะได้รับผลกระทบจากเสื้อผ้าการแต่งกายของผู้ใช้ รวมถึงสภาพแวดล้อมในสถานที่ตรวจจับ (ตามบทที่ 2.2.4 ข้อ ก.) ผู้วิจัยแนะนำว่า การใช้ Machine Learning ช่วยกรองสัญญาณรบกวน น่าจะสามารถแก้ไขปัญหานี้ได้
- นำเทคโนโลยีฐานข้อมูลมาใช้เพื่อจัดเก็บข้อมูลสุขภาพ ซึ่งจะช่วยให้ข้อมูลถูกจัดเก็บอย่างเป็นระเบียบ สามารถค้นหา และคุยข้อนหลังได้ง่าย และอาจทำคลังข้อมูล สำหรับงานวิเคราะห์ข้อมูล เช่น นำข้อมูลโครงร่างไปวิเคราะห์หารูปแบบพฤติกรรมที่ทำให้เกิดโรคต่างๆ เป็นต้น
- ระบบนำจะพัฒนาให้ตรวจจับท่าทางต่างๆ ได้หลากหลายขึ้น รวมถึงนำจะตรวจจับใบหน้า และอารมณ์ของผู้ใช้ได้ ซึ่งแนวทางการพัฒนานี้ ที่เป็นไปได้ คือ นำกล้อง Kinect 2.0 มาใช้
- ระบบควรช่วยเหลือผู้ใช้ในการผ่อนคลายความเครียด เช่น ในระหว่างเวลาพัก ระบบนำจะช่วยเปิดเพลงที่ช่วยในการผ่อนคลาย หรือแสดงภาพธรรมชาติบนมอนิเตอร์
- ระบบควรให้คำแนะนำแก่ผู้ใช้ได้ว่า ควรมีการยืดเส้นยืดสาย ออกกำลังกาย โดยปฏิบัติอย่างไร

5.2.1 การขยายขีดจำกัดในการตรวจจับ

ระบบในปัจจุบัน อาศัยกล้อง Kinect เพียงตัวเดียว จึงมีความโดยเด่นเรื่องค่าใช้จ่าย แต่จะมีข้อจำกัดด้านทศนิสัย โดยเฉพาะเวลาที่ผู้ใช้หันเข้า ทำให้กล้องมองเห็นซิกหนึ่งของร่างกายได้ไม่ชัดเจน ซึ่งผู้วิจัยเห็นว่า หากมีการใช้กล้องจำนวน 2 ตัว น่าจะแก้ไขปัญหานี้ได้เป็นอย่างดี

ระบบใช้การตรวจจับแบบ Seated Mode ซึ่งมีข้อโดยเด่นในการลดสัญญาณรบกวนและตรวจจับร่างกายส่วนบน ได้อย่างมีประสิทธิภาพ อย่างไรก็ตาม จุดร่างกาย เช่น ลำตัว (Torso) ซึ่งตรวจจับได้บน Default Mode เป็นจุดหนึ่งที่จะมีประโยชน์มากหากสามารถนำมาใช้ได้ เพราะสามารถเฝ้าระวังสุขภาพหลังของผู้ใช้อย่างไรก็ตาม เนื่องจากช่วงล่างของร่างกายของผู้ใช้มีแนวโน้มที่จะถูกบดบังด้วยโต๊ะหรือเก้าอี้อยู่แล้ว การใช้ Kinect ตัวเดียว ด้วย Default Mode จึงจะได้ประโยชน์ที่ไม่คุ้มผลเสีย แนวทางหนึ่งหนึ่งที่เหมาะสม คือ ใช้กล้องจำนวน 2 ตัว โดยที่ตัวหนึ่งมุ่งตรวจจับร่างกายส่วนบนด้วย Seated Mode และใช้อีกตัวหนึ่งตรวจจับจุดอื่นๆ ด้วย Default Mode

ระบบในปัจจุบัน ไม่สามารถตรวจจับการพักในลักษณะอยู่นิ่ง เช่น การนั่งหลับตา นอนพิงเก้าอี้ หรือการออกกำลังกายในลักษณะการยืดเส้น โดยท่าทางที่กล่าวมาเหล่านี้จะถูกเข้าใจโดยระบบว่าเป็นการนั่งนิ่ง สำหรับการแก้ไขปัญหานี้ สามารถทำได้โดยพัฒนาให้ระบบสามารถตรวจจับสายตา ว่าผู้ใช้กำลังมองมองนิเตอร์อยู่หรือไม่ เป็นต้น

5.2.2 การลดต้นทุนของระบบ และการเปลี่ยนไปใช้เทคโนโลยีอื่นๆ

อาจกล่าวได้ว่า แนวทางการพัฒนาต่อ สามารถแบ่งได้เป็น 2 แนวทางหลักๆ

1. แนวทางแรก คือ พัฒนาต่อโดยใช้กล้อง Kinect จำนวนที่มากขึ้น ซึ่งจะช่วยให้ตรวจจับได้สมบูรณ์มากขึ้น และขัดปัญหาด้านทศนิสัย ทั้งนี้ การพัฒนาต่อด้วยวิธีนี้ ต้นทุนของระบบจะสูงขึ้นเกือบทุกตัว เนื่องจากต้นทุนส่วนใหญ่คือราคากล้อง Kinect
2. แนวทางที่สอง คือ พัฒนาระบบที่ต้นทุนค่าใช้จ่ายต่ำลง เพื่อให้เหมาะสมแก่การนำไปใช้จริง ขึ้น โดยผู้วิจัยแนะนำว่า อาจแทนที่กล้อง Kinect ด้วยอุปกรณ์อื่น เช่น กล้อง Webcam หรืออาจใช้วิธีติดตั้งเซ็นเซอร์รับภาพเข้ากับเครื่องแจ้งเตือน และเขียนโปรแกรมทั้งหมดลงในบอร์ดไมโครคอนโทรลเลอร์ ซึ่งจะทำให้ระบบทั้งหมดเหลือเป็นอุปกรณ์ตัวเดียว ที่มีราคาถูกขนาดเล็ก พกพาได้ และสามารถทำงานได้แบบ Stand Alone โดยไม่ต้องอาศัยการเชื่อมต่อกับคอมพิวเตอร์อีกด้วย

5.2.3 การประเมิน “การติดตั้งระบบที่แน่นำ”

การติดตั้งระบบที่แน่นำ (บทที่ 3.1.2) ได้มาจากทดลองด้วยการสังเกต โดยมีหลักเหตุผลดังนี้

1. กล้อง Kinect ทำงานได้ดีที่สุดเมื่อผู้ใช้อยู่ด้านหน้าตรงกับกล้อง ซึ่งเป็นวิธีการติดตั้งแบบเดิมที่แน่นำโดย Microsoft [163] ส่วนระยะห่างที่เหมาะสม คือ ระยะไกลกว่า 2 เมตร โดยเฉพาะที่ราวๆ 3 เมตรครึ่ง [36]
2. ผู้วิจัยพบว่าการติดตั้งในข้อ 1 ไม่เหมาะสมในทางปฏิบัติ เนื่องจากโต๊ะคอมพิวเตอร์จำนวนมากจะถูกติดตั้งไว้ชิดกับผนังกำแพง หรืออยู่ในสภาพที่ไม่สามารถมองกล้องให้ห่างจากผู้ใช้จากด้านหน้าได้เกินกว่า 2 เมตร อีกทั้งการตั้งกล้องให้ตรงด้านหน้าผู้ใช้พอดีนั้นเป็นไปได้ยากเนื่องจากหน้าจอโน้ตบุ๊กบังทัศนวิสัยของกล้อง
3. หากวิเคราะห์ตามมาตรฐานการออกแบบโต๊ะคอมพิวเตอร์ [171] สัดส่วนมาตรฐานของโต๊ะคอมพิวเตอร์ อยู่ที่ $152 \times 76 \times 76$ เซนติเมตร (กว้าง \times ยาว \times สูง) ซึ่งหากรวมระยะห่างระหว่างคนกับโต๊ะทำงาน กล้องจะสามารถอยู่ห่างจากผู้ใช้ได้ราว 1 – 2 เมตร ขึ้นอยู่กับสภาพแวดล้อม
4. ระยะห่างที่เหมาะสมไม่สามารถระบุได้ชัดเจน หากยึดตามคำแนะนำการติดตั้งดังข้อ 1 กล้องก็ควรอยู่ห่างผู้ใช้เท่าที่เป็นไปได้ แต่ในทางกลับกัน ยิ่งกล้องอยู่ห่างเท่าใด การติดตั้งก็ยิ่งเป็นไปได้ยาก เนื่องจากพื้นที่ที่ต้องการมากขึ้น ดังนั้น ผู้วิจัยจึงคงความเห็นว่า ระยะที่เหมาะสมที่สุด คือ ระยะน้อยที่สุดที่สามารถติดตั้งกล้องแล้วมองเห็นโครงร่างช่วงบนของมนุษย์ได้ชัดเจนเพียงพอ
5. จากการทดลองตามหลักการในข้อ 4 ผู้วิจัยไม่สามารถหาจุดที่ติดตั้งได้ เหตุผลที่สำคัญข้อหนึ่งคือเรื่องขนาดตัวของผู้ใช้ สำหรับผู้ใช้ที่ขนาดร่างกายเล็ก การติดตั้งกล้องสามารถทำได้ด้วยระยะห่างจากผู้ใช้เพียง 1 เมตร ในขณะที่ผู้ใช้ที่ร่างกายมีขนาดใหญ่ กล้องอาจจะต้องตั้งห่างเกิน 2 เมตร เพื่อให้เห็นร่างกายช่วงบนได้
6. สำหรับทิศทางการติดตั้ง ผู้วิจัยแนะนำที่ 45° องศา จากทางซ้าย หรือขวา ขึ้นอยู่กับความสะดวก โดยเชื่อว่าองศาสั่งกล่าว ผู้ใช้สามารถพิงเข้าใจและนำไปปฏิบัติได้ง่าย เมื่อเปรียบเทียบกับองศาสันๆ เช่น 30° 40° 50°
7. สำหรับความสูงของกล้องจากพื้น โต๊ะ และองศาการก้มเงยของกล้อง จะปรับตามความสูงของผู้ใช้ ระยะห่างระหว่างผู้ใช้กับกล้อง รวมถึงสภาพแวดล้อมการทำงาน

ดังนั้นแล้ว ผู้วิจัยไม่ได้กำหนดการติดตั้งที่เหมาะสมอย่างชัดเจน แต่กำหนดค่าต่างๆ เป็นช่วงอย่างคร่าวๆ ซึ่งสามารถนำไปปรับใช้ได้ ดังตารางที่ 3.1 อย่างไรก็ตาม ผู้วิจัยมีความเห็นว่า สมควรประเมิน “การติดตั้ง” ในเชิงปริมาณมากขึ้นในอนาคต โดยเสนอแนวทางดังนี้

1. ในการประเมิน ให้กำหนดปัจจัยสำคัญ 2 อย่าง คือ ความแม่นยำ (Effective) และการนำไปใช้ (Usability) โดยมุ่งเน้นการลดข้อผิดพลาดในการตรวจจับในน้อยที่สุด แต่ขณะเดียวกันก็ต้องคำนึงถึงการติดตั้งที่เป็นไปได้ เหมาะสมกับสถานที่ทำงานส่วนใหญ่
2. การทดสอบความแม่นยำ ให้ดูจำนวนข้อผิดพลาดการตรวจจับที่เกิดขึ้นในการตรวจจับท่าทางต่างๆ หรืออาจวัดสัญญาณรบกวน คือ ความสั่นไหวของ โครงร่างในขณะที่ผู้ใช้อยู่นั่ง
3. การประเมินการนำไปใช้ ให้ทดสอบระบบภายในได้สภาพแวดล้อมต่างๆ และเมื่อว่าสภาพแวดล้อมส่วนใหญ่ มีพื้นที่สำหรับการตั้งกล้อง Kinect เท่าไหร่ และผู้ใช้ส่วนมากพึงพอใจกับการตั้งกล้อง Kinect ไว้ด้านใด และสามารถเรียนรู้การติดตั้งกล้องได้ดีขนาดไหน
4. อาศัยวิธีการทางสถิติเพื่อประเมินและเปรียบการติดตั้งในเชิงปริมาณ
5. หากเป็นไปได้ การติดตั้งในแบบต่างๆ สมควรประเมินบนการตรวจจับเดียวกัน (ติดตั้งกล้อง Kinect หลายกล้อง และเก็บข้อมูลพร้อมกัน)

ตารางที่ 5.1 แสดงตัวอย่างของข้อมูลที่สมมุติขึ้น ซึ่งจากตัวอย่าง ผู้ทดลองอาจพบว่า การติดตั้งระบบในแบบ A ได้ความแม่นยำที่ดีที่สุด (ติดตั้งให้กล้องอยู่ในทิศ 60 องศา ระยะห่างจากผู้ใช้ 2 เมตร สูง 60 เซนติเมตรจากโต๊ะ และกล้องก้มลง 60 องศา) แต่การติดตั้งแบบดังกล่าวไม่สะดวกในทางปฏิบัติ ซึ่งเห็นได้ว่าการติดตั้งแบบดังกล่าวสามารถรองรับได้ในสถานที่ทำงานประมาณ 5 ใน 10 แห่ง และความพึงพอใจของผู้ใช้อยู่ที่ 42.12% ในทางกลับกัน การตั้งกล้องในแบบ C มีความแม่นยำต่ำที่สุด แต่สามารถรองรับที่ทำงานเกือบทุกแห่ง และเป็นการติดตั้งที่ผู้ใช้รู้สึกพอใจที่สุด

ตารางที่ 5.1 ความแม่นยำและการนำไปใช้ ของการติดตั้งระบบแบบต่างๆ

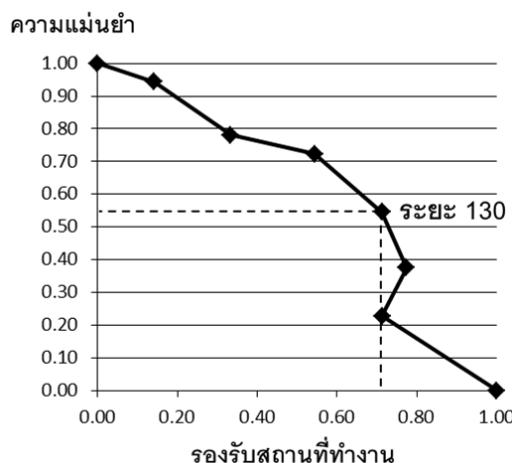
การติดตั้ง	ทิศ	ระยะ	สูง	องศากล้อง	ความแม่นยำ	รองรับสถานที่ทำงาน	ความพึงพอใจ
A	60	200	60	-7	94.94%	52.15%	42.12%
B	50	150	40	-10	91.73%	69.15%	64.31%
C	45	100	40	-10	80.76%	97.41%	80.22%
D	45	120	50	-15	85.48%	87.46%	76.45%

จากผลลัพธ์ที่ได้ อาจนำมาเปรียบเทียบหากจุดที่เหมาะสมที่สุดสำหรับค่าต่างๆ เช่น การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ระหว่างระยะ ความแม่นยำ และการรองรับสถานที่ทำงาน (รูปที่ 5.1 ด้านซ้าย) เมื่อทำการ Normalization ข้อมูลแล้ว (รูปที่ 5.1 ด้านขวา) จะสามารถหาระยะที่น่าพึงพอใจที่สุด (Optimal Range) โดยอาศัยวิธีการต่างๆ เช่น Production–Possibility Frontier [172] ดังรูปที่ 5.2 เป็นต้น



ระยะ	ความแม่นยำ	รองรับสถานที่ทำงาน	ระยะ	ความแม่นยำ	รองรับสถานที่ทำงาน
200	94.94%	52.15%	200	1.00	0.00
175	90.87%	62.48%	175	0.71	0.23
150	91.73%	69.15%	150	0.77	0.38
140	90.86%	76.84%	140	0.71	0.55
130	88.46%	84.88%	130	0.54	0.72
120	85.48%	87.46%	120	0.33	0.78
110	82.77%	94.87%	110	0.14	0.94
100	80.76%	97.41%	100	0.00	1.00

รูปที่ 5.1 ความสัมพันธ์ระหว่างระยะ กับความแม่นยำ และการรองรับสถานที่ทำงาน



รูปที่ 5.2 Production–Possibility Frontier

โดยใช้ข้อมูลระยะ ความแม่นยำ และการรองรับสถานที่ทำงาน

- **Production–Possibility Frontier:** เป็นวิธีที่นิยมใช้เพื่อหาผลผลิตที่ได้ ภายใต้การแลกเปลี่ยนผลประโยชน์สองคู่ (Tradeoffs) ซึ่งเป็นวิธีที่ใช้กันแพร่หลายในงานเศรษฐศาสตร์ และงานวิเคราะห์ธุรกิจ โดยจุดที่ได้ผลผลิตที่น่าพอใจที่สุด (Optimal Productivity) คือ จุดที่ได้พื้นที่สี่เหลี่ยมได้กราฟมากที่สุด

5.2.4 แนวทางการประเมินผลการสร้างมโนภาพ

สืบเนื่องจากความเห็นของผู้เชี่ยวชาญในบทที่ 4.5.2 ผู้วิจัยจึงขอเสนอแนวทางการประเมินผลการสร้างมโนภาพดังนี้

ก. การประเมินด้วยรายงานสรุปแนวโน้ม

เป็นการประเมินที่อาศัยรายงานในบทที่ 3.4.4 ข้อ ก. โดยให้แบ่งผู้ใช้มาสัมภาษณ์เป็นสองกลุ่ม และใช้ระบบติดตามสุขภาพและเก็บข้อมูลในแต่ละวัน สำหรับผู้ใช้กลุ่มแรก จะได้คุ้มครองสุขภาพของตนเอง ในขณะที่กลุ่มที่สองจะไม่ได้คุ้มครองใดๆ จากนั้นเมื่อเวลาผ่านไป ให้

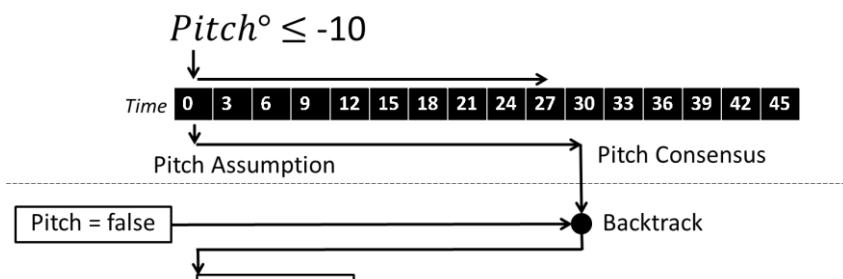
วิเคราะห์ความแตกต่างในแนวโน้มพฤติกรรมของแต่ละกลุ่ม โดยหากมีนาฬิกาทบทบด้าน บอกต่อผู้ใช้อ่านมีนัยยะสำคัญ รายงานสรุปแนวโน้มจะต้องแสดงให้เห็นว่าค่าเฉลี่ยความเสี่ยงทางสุขภาพในแต่ละวัน มีแนวโน้มลดลงในผู้ใช้กลุ่มแรกมากกว่ากลุ่มที่สอง

ข. การประเมินด้วยการติดตามอาการ

เป็นการประเมินที่คล้ายกับแบบแรก แต่ประเมินโดยให้ผู้เชี่ยวชาญวิเคราะห์อาการทางสุขภาพ แทนการอ้างอิงรายงานสรุปแนวโน้ม โดยอาศัยสมัครแต่ละคนจะมีอาการของโรคต่างๆ ในตอนที่เริ่มใช้ระบบ และเมื่อเวลาผ่านไป จะเป็นการติดตามว่าอาการของผู้ใช้ดีขึ้นหรือไม่ โดยอาจให้แพทย์กำหนดน้ำหนักของการที่เปลี่ยนไปเป็นตัวเลขเพื่อใช้ในการประเมิน อย่างไรก็ตาม แนวทางที่สองนี้ สามารถปฏิบัติได้ยาก ด้วยเหตุผลที่ว่า อาการของผู้ใช้แต่ละคนย่อมแตกต่างกัน และผู้ใช้ย่อมมีความมุ่งมั่นที่จะรักษาสุขภาพต่างกัน ดังนั้น หากมีการทดสอบ จะต้องใช้กลุ่มตัวอย่างขนาดใหญ่ และวางแผนที่ในการประเมินทางปริมาณให้ชัดเจน

5.4.5 การกำจัด Buffer Time ในการกรองสัญญาณรบกวน

ในปัจจุบัน การกรองสัญญาณรบกวน (บทที่ 3.3.4) มี Buffer Time 1 วินาที ซึ่งการกำจัด Buffer Time สามารถทำได้ โดยใช้วิธีการเขียนข้อมูลแบบข้อนกลับ (Backtrack) โดยกำหนดว่า เมื่อระบบยืนยัน การเปลี่ยนแปลงสถานะ ให้ทำการแก้ไขข้อมูลสถานะข้อนกลับไป 30 เฟรมก่อนหน้า ดังภาพที่ 5.3 ซึ่งจะทำให้ Buffer Time หมดไป



รูปที่ 5.3 การกรองสัญญาณรบกวนแบบเขียนข้อมูลแบบข้อนกลับ

ເອກສາຣ້ອງອົງ

1. PRLog, **Office workers syndrome: a new condition to focus on with your massage therapist** [Online], Available: <http://www.prlog.org/12145934-office-workers-syndrome-new-condition-to-focus-on-with-your-massage-therapist.html> [2013, September 30].
2. Samitivej Hospitals, **What Is Office Syndrome** [Online], Available: http://www.samitivejhospitals.com/healtharticle_detail/what_is_office_syndrome_1153/en [2013, September 30].
3. Institute of Ergonomics and Human Factors, **What is Ergonomics** [Online], Available: <http://www.ergonomics.org.uk/learning/what-ergonomics/> [2013, September 30].
4. Webb, J. and Ashley, J., 2012, **Beginning Kinect programming with the Microsoft Kinect SDK** [E-book], Apress©, pp. 1-321.
5. Microsoft, **MSDN – the Microsoft Developer Network** [Online], Available: <http://msdn.microsoft.com> [2013, August 25].
6. Han, J. and Kamber, M., 2006, **Data mining concepts and techniques**, Second Edition, Morgan Kaufmann Publishers, pp. 285-378.
7. Wolfram MathWorld, **Spherical Coordinates** [Online], Available: <http://mathworld.wolfram.com/SphericalCoordinates.html> [2014, January 16].
8. Khan Academy, **Geometry | Khan Academy** [Online], Available: <https://www.khanacademy.org/math/geometry> [2014, January 16].
9. Nelwan, S.P., van Dam, T.B., Klootwijk, P. and Meij, S.H., 2002, “Ubiquitous mobile access to real-time patient monitoring data”, **Computers in Cardiology**, September 22-25, pp. 557-560.
10. Anliker, U., Ward, J.A., Lukowicz, P., Troster, G., Dolveck, F., Baer, M., Keita, F., Schenker, E.B., Catarsi, F., Coluccini, L., Belardinelli, A., Shklarski, D., Alon, M., Hirt, E., Schmid, R. and Vuskovic, M., 2004, “AMON: a wearable multiparameter medical monitoring and alert system”, **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, December, vol. 8, no. 4, pp. 415-427.
11. Lee, B-S., Martin, T.P., Clarke, N.P., Majeed, B. and Nauck, D., 2004, “Dynamic daily-living patterns and association analyses in tele-care systems”, **Proceedings of the 4th IEEE International Conference on Data Mining (ICDM '04)**, November 1-4, pp. 447-450.

12. Majeed, B., Nauck, D., Lee, B-S., and Martin, T., 2004, “Intelligent systems for wellbeing monitoring”, **Proceedings of the 2nd International IEEE Conference on Intelligent Systems**, June 22-24, vol. 1, pp. 164-168.
13. Zalevsky, Z., Shpunt, A., Maizels, A. and Garcia, J., 2005, “Method and system for object reconstruction”, **WIPO Patent Application**, April 19, vol. 978, no. 1, pp. 4244-4419.
14. Jaimes, A. and Liu J., 2005 “Sit straight (and tell me what I did today): a human posture alarm and activity summarization system”, **Proceedings of the 2nd ACM workshop on Continuous archival and retrieval of personal experiences (CARPE '05)**, ACM, New York, USA, pp. 23-34.
15. Demmans, C., Subramanian, S. and Titus, J., 2007, “Posture monitoring and improvement for laptop use”, **CHI '07 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems (CHI EA '07)**, ACM, New York, USA, pp. 2357-2362.
16. Becker, M., Werkman, E., Anastopoulos, M. and Kleinberger, T., 2006, “Approaching Ambient Intelligent Home Care Systems”, **Pervasive Health Conference and Workshops**, November 29 - December 1, pp. 1-10.
17. Lee, H., Kim, Y.T., Jung, J.W., Park, K.H., Kim, D.J., Bang, B. and Bien, Z.Z., 2008, “A 24-hour health monitoring system in a smart house”, **Gerontechnology 2008**, vol. 7, no. 1, pp. 22-35.
18. Arteaga, S., Chevalier, J., Coile, A., Hill, W., Sali, S., Sudhakhrisnan, S., and Kurniawan, S.H., 2008, “Low-cost accelerometry-based posture monitoring system for stroke survivors”, **Proceedings of the 10th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility (Assets '08)**, ACM, New York, USA, pp. 243-244.
19. Cullen, J., **Milo & Kate “was never announced as a game,” says Kinect creator** [Online], Available: <http://www.vg247.com/2010/11/04/milo-kate-was-never-announced-as-a-game-says-kinect-creator/> [2013, September 10].
20. Yoon, A., **Milo & Kate could have been finished with six months of production** [Online], Available: <http://www.shacknews.com/article/78334/milo-kate-could-have-been-finished-with-six-months-of> [2013, September 10].
21. Tessendorf, B., Arnrich, B., Schumm, J., Setz, C. and Troster, G., 2009, “Unsupervised monitoring of sitting behavior”, **Annual International Conference of the IEEE on**

- Engineering in Medicine and Biology Society 2009 (EMBC 2009)**, September 3-6, pp. 6197-6200.
22. Dobrescu, R., Dobrescu, M., Popescu, D., Coanda, H.G., 2009, “Embedded Wireless Homecare Monitoring System”, **Proceedings of the International Conference on eHealth, Telemedicine, and Social Medicine 2009 (eTELEMED '09)**, February 1-7, pp. 66-71.
 23. Kognitive Automobiles KIT, **Full Body Motion Tracking with Voodoo and Microsoft Kinect** [Online], Available: http://www.youtube.com/watch?v=Q4boeMrSr_s [2013, August 31].
 24. Lösch, M., **VooDoo** [Online], Available: <http://voodootracking.sourceforge.net/> [2013, August 31].
 25. Feng, G. and Lin, Q.W., 2010, “Design of elder alarm system based on body posture reorganization”, **Proceedings of the International Conference on Anti-Counterfeiting Security and Identification in Communication (ASID)**, July 18-20, pp. 249-252.
 26. Zheng, Y. and Morrell, J.B., 2010, “A vibrotactile feedback approach to posture guidance”, **Haptics Symposium, IEEE**, March, pp. 351-358.
 27. Jaspaljeet, S., Burkhard, C.W. and Christof, L., 2010, “Framework for Healthcare4Life: a ubiquitous patient-centric telehealth system”, **Proceedings of the 11st International Conference of the NZ Chapter of the ACM Special Interest Group on Human-Computer Interaction (CHINZ '10)**, ACM, New York, USA, pp. 41-48.
 28. HealthCare4Life, **Health Care Alliance For Life Inc.** [Online], Available: <http://www.healthcare4life.org/> [2013, August 29].
 29. Baek, J. and Yun, B-J., 2010, “Posture Monitoring System for Context Awareness in Mobile Computing”, **IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement**, June, vol. 59, no. 6, pp. 1589-1599.
 30. Thomas K. Carpenter, **Virtual Fitting Room for Topshop** [Online], Available: <http://gamesalfresco.com/2011/05/10/virtual-fitting-room-for-topshop/> [2013, August 31].
 31. Anthony, S., **Kinect-based system diagnoses depression with 90% accuracy** [Online], Available: <http://www.extremetech.com/extreme/152309-kinect-based-system-diagnoses-depression-with-90-accuracy> [2013, August 31].

32. USC Institute for Creative Technologies, **SimSensei** [Online], Available: <http://ict.usc.edu/prototypes/simsensei/> [2013, August 31].
33. ikaziso, **[V-Sido] Control the Humanoid Robot by Kinect** [Online], Available: <http://www.youtube.com/watch?v=w8BmgtMKFbY> [2013, August 31].
34. V-Sido., **Real time control system for humanoid robots “V-Sido”** [Online], Available: <http://vsido.ujjin.com/en/index.html> [2013, August 31].
35. Yu, X., Wu, L., Liu, Q. and Zhou, H., 2011, “Children Tantrum Behaviour Analysis Based on Kinect Sensor”, **Proceedings of the 3rd Chinese Conference on Intelligent Visual Surveillance**, Beijing, China, December 1-2, pp. 49-52.
36. Chang, C-Y., L., Belinda, Zhang, M., Koenig, S., Requejo, P., Somboon, N., Sawchuk, A.A. and Rizzo, A.A., 2012 “Towards Pervasive Physical Rehabilitation Using Microsoft Kinect” **PervasiveHealth, IEEE**, pp. 159-162.
37. Huang, J., 2011, “Kinerehab: a kinect-based system for physical rehabilitation: a pilot study for young adults with motor disabilities”, **Proceedings of the 13th international ACM SIGACCESS conference on Computers and accessibility**, October 24-26, Scotland, UK, pp.319-320.
38. LaBelle, K., 2011, **Evaluation of Kinect Joint Tracking for Clinical and In-Home Stroke Rehabilitation Tools**, A Thesis for Undergraduate Program in Computer Science Notre Dame, Indiana, December, pp. 1-67.
39. Gallo, L., Placitelli, A.P. and Ciampi, M., 2011, “Controller-free exploration of medical image data: experiencing the Kinect”, **the 24th International Symposium on Computer-Based Medical Systems**, Bristol, UK, June 27-30, pp. 1-67.
40. gesruppert, 2011, **Gesture Interface using Kinect for Medical Imaging Visualization in Surgeries** [Online], Available: <http://www.youtube.com/watch?v=yLqSY07tS64> [2013, September 2].
41. Ruppert, G.C.S., Amorim, P.H.J., Moraes, T.F., and Silva, J.V.L., 2011 “Touchless gesture user interface for 3D visualization using the Kinect platform and open-source frameworks”, **Proceedings of the 5th International Conference on Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping**, Leiria, Portugal, September 28 - October 1, and later at the **World Journal of Urology**, 2012, October, vol. 30, no. 5, pp. 687-691.

42. InVesalius, **InVesalius** [Online], Available: <http://svn.softwarepublico.gov.br/trac/invesalius> [2013, September 2].
43. Schrempf, A., Schossleitner, G., Minarik, T., Haller, M. and Gross, S., 2011, "PostureCare - Towards a novel system for posture monitoring and guidance", **Proceedings of the 18th IFAC World Congress**, Elsevier, pp. 593-598.
44. Illiev, I.T., Tabakov, S.D. and Dotsinsky, I.A., 2011, "Automatic fall detection of elderly living alone at home environment", **Global Journal of Medical research Volume 11 Issue 4 Version 1.0 December 2011**, USA, pp. 83.
45. Liu, R., Wünsche, B.C. and Lutteroth, C., 2011, "A Framework for Webcam-based Hand Rehabilitation Exercises", **Proceedings VISAPP 2011**, pp. 626-631.
46. Farra, N., El-Sayed, B., Moacdieh, N., Hajj, H., Hajj, Z. and Haidar, R., 2011, "A Mobile Sensing and Imaging System for Real-Time Monitoring of Spine Health", **Journal of Medical Imaging and Health Informatics 1**, vol. 3, pp. 238-245.
47. Jeong, S., Song, T., Kim, H., Kang, M., Kwon, K., and Jeon, JW., 2011, "Human neck's posture measurement using a 3-axis accelerometer sensor", **Proceedings of the 2011 international conference on Computational science and Its applications - Volume Part V (ICCSA'11)**, pp. 96-109.
48. Parajuli, M., Dat Tran, Wanli Ma and Sharma, D., 2012, "Senior health monitoring using Kinect", **Proceedings of the 4th International Conference on Communications and Electronics (ICCE)**, August 1-3, pp. 309-312.
49. Maggiorini, D., Ripamonti, L., and Scambia, A., 2012, "Videogame technology to support seniors", **Proceedings of the 5th International ICST Conference on Simulation Tools and Techniques (SIMUTOOLS '12)**, ICST (Institute for Computer Sciences, Social-Informatics and Telecommunications Engineering), Brussels, Belgium, Belgium, pp. 270-277.
50. Kepski, M. and Kwolek, B., 2012, "Fall detection on embedded platform using kinect and wireless accelerometer", **Proceedings of the 13th international conference on Computers Helping People with Special Needs - Volume Part II (ICCHP'12)**, Klaus Miesenberger, Arthur Karshmer, Petr Penaz, and Wolfgang Zagler (Eds.), Part II. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, pp. 407-414.

51. Marquardt, Z., Beira, J., Em, N., Paiva, I., and Kox, S., 2012, “Super Mirror: a kinect interface for ballet dancers”, **CHI '12 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems (CHI EA '12)**, ACM, New York, USA, pp. 1619-1624.
52. Patsadu, O., Nukoolkit, C., Watanapa, B., 2012, “Human gesture recognition using Kinect camera”, **the International Joint Conference on Computer Science and Software Engineering (JCSSE)**, May 30 – June 1, pp. 28-32.
53. นราภูติ พัฒโนนท์, พรชัย มงคลนาม และบัณฑิต วรรธนาภา, 2555, “การประกอบรวมโครงร่างมนุษย์จากการตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้กล้อง Kinect หลายตัว”, **การประชุมวิชาการ ระดับประเทศทางด้านเทคโนโลยีสารสนเทศ (NCIT) ครั้งที่ 4**, อ. ชะอมา, จ. เพชรบูรี, 26-27 เมษายน, หน้า 369-374.
54. สุทธิพงษ์ แก่นจันทร์, 2555, **การติดตั้งกล้อง Kinect หลายตัวเพื่อประกอบโครงร่างมนุษย์โดยปราศจากการใช้เครื่องมือวัดตำแหน่งและทิศทางการวางกล้อง**, วิทยานิพนธ์ปริญญา วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต (วท.ม.) สาขาวิชาเทคโนโลยีสารสนเทศ มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี, หน้า 1-70.
55. Dhillon, J.S., Ramos, C., Wünsche, B.C. and Lutteroth, C., 2012, “Leveraging consumer sensing devices for telehealth”. **Proceedings of the 13th International Conference of the NZ Chapter of the ACM's Special Interest Group on Human-Computer Interaction (CHINZ '12)**, ACM, New York, USA, pp. 29-35.
56. Blum, J. and Magill, E., 2011, “Telecare service challenge: Conflict detection”, **the 5th International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare (PervasiveHealth)**, May 23-26, pp. 502-507.
57. Al-Attas, R., Yassine, A. and Shirmohammadi, S., 2012, “Tele-Medical Applications in Home-Based Health Care”, **the IEEE International Conference on Multimedia and Expo Workshops (ICMEW)**, July 9-13, pp. 441-446.
58. Bai, Y-W., Wu, S-C. and Tsai, C.L., 2012, “Design and implementation of a fall monitor system by using a 3-axis accelerometer in a smart phone”, **the IEEE 16th International Symposium on Consumer Electronics (ISCE)**, June 4-6, pp.1-6.
59. Hong, D., Zhang, B., Li, Q., Nirjon, S., Dickerson, R., Shen, G., Jiang, X. and Stankovic, J., 2012, “SEPTIMU: continuous in-situ human wellness monitoring and feedback using sensors embedded in earphones”, **Proceedings of the 11th International Conference on**

- Information Processing in Sensor Networks (IPSN '12)**, ACM, New York, USA, pp. 159-160.
60. 盼朮, **SEPTIMU demo video** [Online], Available: <http://www.youtube.com/watch?v=wQmTe John XDaV7k> [2013, August 29].
61. Lee, H., Choi, Y.S. and Lee, S., 2012, “Mobile posture monitoring system to prevent physical health risk of smartphone users”, **Proceedings of the ACM Conference on Ubiquitous Computing (UbiComp '12)**, ACM, New York, USA, pp. 592-593.
62. Liu, P., Reale, M., Yin, L., 2012, “3D Head Pose Estimation Based on Scene Flow and Generic Head Model”, **the IEEE International Conference on Multimedia and Expo (ICME)**, July 9-13, pp. 794-799.
63. Ulanoff, L., **Watch Your Heartbeat on Xbox One's New Kinect** [Online], Available: <http://mashable.com/2013/05/22/xbox-one-kinect-heartbeat/> [2013, September 10].
64. Fastmocap, **Fastmocap - Motion capture for everyone - Kinect Motion Capture - Windows and Mac OS X** [Online], Available: <http://www.fastmocap.com/> [2013, September 10].
65. Hernandez, D., **This Robot Learns to Pour Beer by Predicting Your Future** [Online], Available: <http://www.wired.com/gadgetlab/2013/05/robot-learns-to-pour-beer-by-predicting-your-future/> [2013, September 10].
66. Uribe-Quevedo, A., Perez-Gutierrez, B. and Guerrero-Rincon, C., 2013, “Seated Tracking for Correcting Computer Work Postures”, **the 29th Southern Biomedical Engineering Conference (SBEC)**, May 3-5, pp.169-170.
67. Lee, H., Choi, Y-S., Lee, S., and Shim, E., 2013, “Smart pose: mobile posture-aware system for lowering physical health risk of smartphone users”, **CHI '13 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems (CHI EA '13)**, ACM, New York, USA, pp. 2257-2266.
68. TheOfficialACM, **Smart pose** [Online], Available: <http://www.youtube.com/watch?v=OpxKGX5M1DQ> [2013, August 29].
69. DutchDisasterMovies, **Project Natal - Live Demonstration - E3 2009 Microsoft conference Xbox 360** [Online], Available: <http://www.youtube.com/watch?v=Z1kmguNEOMw> [2013, August 25].

70. Microsoft, **Xbox 360 “Project Natal” 101 June 2009**, [Online], Available: http://www.microsoft.com/games/en-US/e3/pr/project_natal_fact_sheet_may_09.rtf [2013, August 25].
71. VG247, 2009, **Microsoft calls Natal “birth of the next-generation of home entertainment”** [Online], Available: <http://www.vg247.com/2009/06/03/microsoft-calls-natal-birth-of-the-next-generation-of-home-entertainment/> [2013, August 25].
72. Microsoft, 2010, **Kinect for Xbox 360 Hits Million Mark in Just 10 Days** [Online], Available: <http://www.microsoft.com/en-us/news/press/2010/nov10/11-15ninemillionpr.aspx> [2013, August 25].
73. Webster, A., 2011, **Kinect sells 10 million units; motion-enabled Netflix, Hulu coming** [Online], Available: <http://arstechnica.com/gaming/2011/03/kinect-sells-10-million-units-motion-enabled-netflix-hulu-coming/> [2013, August 25].
74. Hsu, T., **Kinect sells more than 10 million units, scores Guinness World Records nod** [Online], Available: <http://latimesblogs.latimes.com/technology/2011/03/kinect-sells-more-than-10-million-units-scores-guinness-world-records-nod.html> [2013, August 25].
75. Guinnessworldrecords.com, **Kinect Confirmed As Fastest-Selling Consumer Electronics Device** [Online], Available: http://community.guinnessworldrecords.com/_Kinect-Announced-As-Fastest-Selling-Consumer-Electronics-Device/blog/3376939/7691.html [2013, August 25].
76. Microsoft Developer Network, **Starting February 1, 2012: Use the Power of Kinect for Windows to Change the World** [Online], Available: <http://blogs.msdn.com/b/kinectforwindows/archive/2012/01/09/kinect-for-windows-commercial-program-announced.aspx> [2013, August 25].
77. Microsoft Developer Network, **Kinect for Windows Sensor Components and Specifications** [Online], Available: <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/jj131033.aspx> [2013, August 25].
78. OpenNI, **Overview of OpenNI** [Online], Available: <http://openni.org/Documentation/> [2013, August 25].
79. Primesense, **Primesense's NITE Middleware** [Online], Available: <http://www.primesense.com/en/nite> [2013, August 21].

80. Mitchell, R., **PrimeSense releases open source drivers, middleware for Kinect, Joystiq.com** [Online], Available: <http://www.joystiq.com/2010/12/10/primesense-releases-open-source-drivers-middleware-for-kinect/> [2013, August 25].
81. Microsoft, **Kinect for Windows | Voice, Movement & Gesture Recognition Technology** [Online], Available: <http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/> [2013, August 25].
82. Orland, K., **Microsoft Announces Windows Kinect SDK For Spring Release** [Online], Available: http://www.gamasutra.com/view/news/33136/Microsoft_Announces_Windows_Kinect_SDK_For_Spring_Release.php [2013, August 25].
83. Stevens, T., **Kinect for Windows SDK beta launches, wants PC users to get a move on** [Online], Available: <http://www.engadget.com/2011/06/16/microsoft-launches-kinect-for-windows-sdk-beta-wants-pc-users-t/> [2013, August 25].
84. Olivarez-Giles, N., **Microsoft releases Kinect for Windows SDK** [Online], Available: <http://latimesblogs.latimes.com/technology/2011/06/microsoft-releases-kinect-for-windows-sdk.html> [2013, August 25].
85. Nationejobs.com, **ນອກຄາວົອຟິກ ຈິນໂຄຣມ** [Online], Available: <http://www.nationejobs.com/content/worklife/afterwork/template.php?conno=1069> [2013, September 30].
86. Mission Hospital, **Office Syndrome** [Online], Available: http://www.mission-hospital.org/index.php?option=com_content&view=article&id=151%3Aoffice-syndrome&catid=30%3Ahealth-programs-a-seminars&Itemid=323&lang=en [2013, September 30].
87. Hillman, M., Wright, A., Rajaratnam, G., Tennant, A. and Chamberlain, M.A., 1996, “Prevalence of low-back pain in the community: implications for service provision in Bradford”, **UK. J Epidemiol Community Health**, vol. 50, pp.347–352.
88. Lau, E.M., Egger, P., Coggon, D., Cooper, C., Valenti, L. and O’Connell, D., 1995, “Low-back pain in Hong Kong: prevalence and characteristics compared with Britain”, **J Epidemiol Community Health 1995**, vol. 49, pp. 492–494.
89. Leboeuf-Yde, C., Lauritsen, J.M. and Lauritzen, T., 1997, “Why has the search for causes of low-back pain largely been nonconclusive?”, **Spine 1997**, vol. 22, pp. 877–881.
90. Frank, A., 1993, “Low-back pain”, **British Medical Journal (BMJ) 1993**, vol. 306, pp. 901–08.
91. Ertel, M., Junghanns, G., Pech, E. and Ullsperger, P., 1997, **Effects of vdu-assisted work on health and well-being**, First Edition, Bremerhaven: Wirtschaftsverlag NW Verlag für

- neue Wissenschaft GmbH 1997 (Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin: Forschungsbericht, Fb 762), Papier, pp. 1-72.
92. Paoli, P. and Merllié, D., **Third European survey on working conditions 2000** [Online], Available: <http://www.eurofound.europa.eu/pubdocs/2001/21/en/1/ef0121en.pdf> [2013, September 30].
 93. Hirose, T., Tada, Y., Machida, M., Ohtake, Y. and Amagasaki, H., 1998, "Characteristics of work, life and health analyzed in a survey of a hundred thousand employees of small companies and self-employed persons" **San Ei Shi**, vol. 40, pp. 222–226.
 94. Ohta, A., Takeuchi, T., Sasazawa, Y. and Suzuki, S., 1998, "Differences in lifestyle and perceived health in different occupations in a community", **J Occup Health** 1998, vol. 40, pp. 325–333.
 95. Maryam, R., Mohammad, G., Nematollah, J.J. and Morteza, I., 2011, "Low-back pain and Related Factors among Iranian Office Workers", **Iranian Occupational Health Association (IOHA), International Journal of Occupational Hygiene**, vol. 3, no. 1, pp. 23-28.
 96. Jensen, M., Brant-Zawadzki, M. and Obuchowski, N., 1994, "Magnetic Resonance Imaging of the Lumbar Spine in People Without Back Pain", **N Engl J Med** 1994, vol. 331, pp. 69-116.
 97. TheLancet.com, **Global Burden of Disease Study 2010** [Online], Available: <http://www.thelancet.com/themed/global-burden-of-disease> [2013, September 30].
 98. Vallfors B., 1985, "Acute, Subacute and Chronic, Low-back pain: Clinical Symptoms, Absenteeism and Working Environment", **Scan J Rehab Med Suppl** 1985, vol. 11, pp. 1-98.
 99. Chou, R, 2007, "Diagnosis and Treatment of Low-back pain: A Joint Clinical Practice Guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society", **Ann Intern Med**, vol. 147, pp. 478-291.
 100. American Chiropractic Association, **Back Pain Facts & Statistics** [Online], Available: http://www.acatoday.org/level2_css.cfm?T1ID=13&T2ID=68 [2013, September 30].
 101. Hoy, D.G., Bain, C., Williams, G., March, L., Brooks, P., Blyth, F., Woolf, A., Vos, T. and Buchbinder, R., 2012, "A systematic review of the global prevalence of low-back pain", **Arthritis Rheum**, June 9, vol.64, no. 6, pp. 2028-2037.

102. Medline Plus, **Low-Back Pain-Chronic** [Online], Available: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/007422.htm> [2013, September 30].
103. National Institute of Neurological Disorders and Stroke, **Low-Back Pain Fact Sheet**, Available: http://www.ninds.nih.gov/disorders/backpain/detail_backpain.htm [2013, September 30].
104. Mehra, M., Hill, K., Nicholl, D. and Schadrack, J., 2011, “The burden of chronic low back pain with and without a neuropathic component: a healthcare resource use and cost analysis”, **J Med Econ**, May 15, vol. 37, no.11, pp. 668-677.
105. Alsaadi, S.M., McAuley, J.H., Hush, J.M. and Maher, C.G., 2011, “Prevalence of sleep disturbance in patients with low back pain”, **Eur Spine J**, May, vol. 20, no.5, pp.737-743.
106. The Ohio State University Wexner Medical Center, **Low-back pain** [Online], Available: http://medicalcenter.osu.edu/patientcare/healthcare_services/mens_health/low_back_pain/Pages/index.aspx [2013, September 30].
107. Medline Plus, **Back Pain**, Available: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/backpain.html> [2013, September 30].
108. National Center for Health Statistics, **Health, United States, 2006 with Chartbook on Trends in the Health of Americans**, Available: <http://www.cdc.gov/nchs/data/hus/hus06.pdf> [2013, September 30].
109. Nordeman, L., Gunnarsson, R. and Mannerkorpi, K., 2012, “Prevalence and characteristics of widespread pain in female primary health care patients with chronic low back pain”, **Clin J Pain**, January, vol. 28, no.1, pp. 65-72.
110. Agency for Health Care Policy and Research, Rockville, 1994, **In Project Briefs: Back Pain Patient Outcomes Assessment Team (BOAT)**, In MEDTEP Update, vol. 1, issue 1.
111. AHRQ Archive, **MEDTEP Update Archive: Back Pain Patient Outcomes Assessment Team (BOAT)** [Online], Available: <http://archive.ahrq.gov/clinic/medtep/backpain.htm> [2013, September 30].
112. Luo, X., Pietrobon, R., Sun, S.X., Liu, G.G. and Hey, L., 2004, “Estimates and patterns of direct health care expenditures among individuals with back pain in the United States”, **Spine**, vol. 29, pp. 79-86.
113. Pope, M., Goh, K. and Magnusson, M., 2002, “Spine ergonomics”, **Annual review of biomedical engineering**, vol. 4, no. 1, pp. 49–68.

114. Kingma, I. and van Dieën, J.H., 2009, “Static and dynamic postural loadings during computer work in females: Sitting on an office chair versus sitting on an exercise ball”, **Applied Ergonomics (Appl Ergon)**, vol. 40, no. 2, pp. 199–205.
115. Daian, A., van Ruiten, M., Visser, A., and Zubic, S., 2007, “Sensitive chair: a force sensing chair with multimodal real-time feedback via agent”, **Proceedings of the 14th European Conference on Cognitive ergonomics**, pp. 163–166.
116. Levine, J.A., **What are the risks of sitting too much?** [Online], Available: <http://www.mayoclinic.com/health/sitting/AN02082> [2013, October 2].
117. Ravn, H., “Don't just sit there. Really”, **The Los Angeles Times** [Online], Available: <http://articles.latimes.com/2013/may/25/health/la-he-dont-sit-20130525> [2013, October 2].
118. Bumgardner, W., **Health Risks from Sitting Still** [Online], Available: <http://walking.about.com/od/healthbenefits/a/sitting-still-health-risks.htm> [2013, October 2].
119. Walsh, B., **The Dangers of Sitting at Work — and Standing** [Online], Available: <http://healthland.time.com/2011/04/13/the-dangers-of-sitting-at-work%E2%80%94and-standing/> [2013, October 2].
120. The Alpla Group, **The “Invisible” Workplace Health Risk: Too Much Sitting** [Online], Available: http://www.thealphaga.com/assets/pdf/the_invisible_workplace_health_risk_too_much_sitting.pdf [2013, October 2].
121. Hauser, A., **Sitting Too Long Raises Death Risk** [Online], Available: <http://www.everydayhealth.com/healthy-living/0326/sitting-too-long-raises-death-risk.aspx> [2013, October 2].
122. Tucker, J., **Sitting Is the New Smoking** [Online], Available: <http://www.dynamicchiropractic.com/mpacms/dc/article.php?id=56575> [2013, October 2].
123. A.V. Patel et al., 2010, “Leisure time spent sitting in relation to total mortality in a prospective cohort of us adults”, **Am. J. Epidemiol.**, vol. 172, no. 4, pp. 419-429.
124. Ekblom-Bak, E., Hellénius, M.L. and Ekblom, B., 2010, “Are we facing a new paradigm of inactivity physiology?”, **British Journal of Sports Medicine**, vol. 44, no. 12, pp. 834-835.
125. Ross, B., Ortiz, E. and Siemaszko, C., **What a bummer! Prolonged sitting is shortening our lives, experts say** [Online], Available: <http://www.nydailynews.com/lifestyle/health/prolonged-sitting-shortening-lives-study-article-1.1355470> [2013, October 2].

126. Salamon, M., **Too Much Sitting Can Kill You, Study Suggests** [Online], Available: <http://consumer.healthday.com/mental-health-information-25/behavior-health-news-56/too-much-sitting-can-kill-you-study-suggests-663123.html> [2013, October 2].
127. van der Ploeg, H.P., Chey, T., Korda, R.J., Banks, E. and Bauman, A., 2012, “Sitting time and all-cause mortality risk in 222 497 Australian adults”, **Arch Intern Med**, March 26, vol. 172, no. 6, pp. 494-500.
128. Sifferlin, A., **Why Prolonged Sitting Is Bad for Your Health** [Online], Available: <http://healthland.time.com/2012/03/28/standing-up-on-the-job-one-way-to-improve-your-health/> [2013, October 2].
129. Dunstan, D.W., Kingwell, B.A., Larsen, R., Healy, G.N., Cerin, E., Hamilton, M.T., Shaw, J.E., Bertovic, D.A., Zimmet, P.Z., Salmon, J. and Owen, N., 2012, “Breaking Up Prolonged Sitting Reduces Postprandial Glucose and Insulin Responses” **Diabetes Care**, May, pp. 35, no. 5, pp. 976-83.
130. Sifferlin, A., **Prolonged sitting can increase Type 2 diabetes risk** [Online], Available: <http://www.cbc.ca/news/health/prolonged-sitting-can-increase-type-2-diabetes-risk-1.1192668> [2013, October 2].
131. Wilmot, E.G., Edwardson, C.L., Achana, F.A., Davies, M.J., Gorely, T., Gray, L.J., Khunti, K., Yates, T. and Biddle, S.J.H., 2012, “Sedentary time in adults and the association with diabetes, cardiovascular disease and death: systematic review and meta-analysis”, **Diabetologia**, vol. 55, no. 11, pp. 2895.
132. Henson, J., Yates, T., Biddle, S.J.H., Edwardson, C.L., Khunti, K., Wilmot, E.G., Gray, L.J., Gorely, T., Nimmo, M.A. and Davies, M.J., 2013, “Associations of objectively measured sedentary behaviour and physical activity with markers of cardiometabolic health” **Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2013**, vol. 31, no. 2, pp. 369-371.
133. Nussbaum, M.A. and van Dieën, J.H., 2006, **Physical Ergonomics**, in Mechanical Engineers' Handbook: Materials and Mechanical Design, Volume 1, Third Edition (ed M. Kutz), John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA, ch.22.
134. Health and Safety News & Reviews, **What is ergonomics and why is ergonomics important?** [Online], Available: <http://www.safetynewsandreviews.co.uk/article.asp?c=21> [2013, September 30].

135. John Wiley & Sons, Inc, 2006, **Chapter 4 – Physical Engineering** [Online], Available: isites.harvard.edu/fs/docs/icb.topic761456.files/Class_3_Chapters_3_and_4.pdf [2013, September 30].
136. Janaro, R.E. and Bechtold, S.E., 1985, “A study of the reduction of fatigue impact on productivity through optimal rest break scheduling”, **Human Factors**, vol. 27, no. 4, pp. 459-466.
137. Alan Hedge, **Effects of Ergonomic Management Software on Employee Performance** [Online], Available: <http://ergo.human.cornell.edu/Pub/HFlabReports/EMSReport99.pdf> [2013, October 2].
138. OSHA, **Micro-Break Stretches** [Online], Available: <http://www.colorado.gov/cs/Satellite?blobcol=urldata&blobheadername1=Content-Disposition&blobheadername2=Content-Type&blobheadervalue1=inline;+filename%3D%22Micro-Break+Stretches.pdf%22&blobheadervalue2=application/pdf&blobkey=id&blobtable=MungoBlobs&blobwhere=1251879061203&ssbinary=true> [2013, October 2].
139. OSHA, **OSHA fact sheet : Laboratory Safety Ergonomics for the Prevention of Musculoskeletal Disorders** [Online], Available: <https://www.osha.gov/Publications/laboratory/OSHAfactsheet-laboratory-safety-osha-lab-standard.pdf> [2013, October 2].
140. OSHA, **Ergonomics: The Study of Work, U.S. Department of Labor** [Online], Available: <https://www.osha.gov/Publications/osha3125.pdf> [2013, October 2].
141. Stanford Environmental Health & Safety, **Ergonomic Microbreaks** [Online], Available: <http://www.stanford.edu/dept/EHS/prod/general/ergo/microbreaks.html> [2013, October 2].
142. Workers' Compensation Board – Albert, **Office Ergonomics** [Online], Available: <http://www.stanford.edu/dept/EHS/prod/general/ergo/microbreaks.html> [2013, October 2].
143. WorkCover NSW, 2004, **Health and Safety in the Office Guide 2004** [Online], Available: http://www.workcover.nsw.gov.au/formspublications/publications/Documents/health_and_safety_in_the_office_guide_1319.pdf [2013, October 2].
144. C. Liebenson, 2002, “Micro-Breaks”, **Journal of Bodywork and Movement Therapies**, July 2002.
145. Ontario, Ministry of Labour, **Computer Ergonomics: Workstation Layout and Lighting** [Online], Available: https://www.labour.gov.on.ca/english/hs/pdf/gl_comp_erg.pdf [2013, September 30].

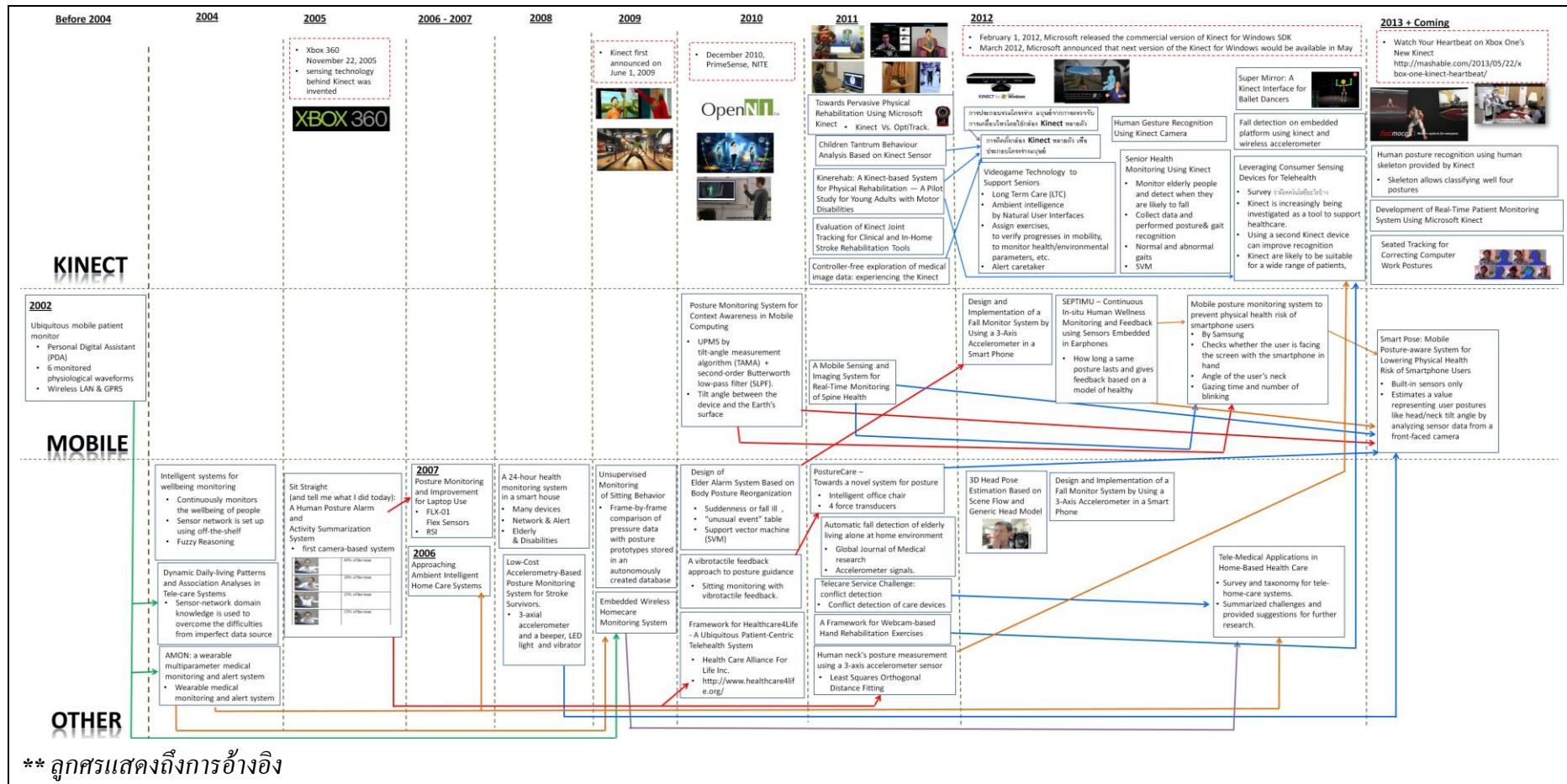
146. Martuscello, J., **Gravity: Your Back's Best Friend** [Online], Available: <http://www.npionline.org/articles/2012March.html> [2013, September 30].
147. OSHA, **Good Working Positions** [Online], Available: <https://www.osha.gov/SLTC/etools/computerworkstations/positions.html> [2013, September 30].
148. OSHA, **Computer Workstations eTool** [Online], Available: <http://www.osha.gov/SLTC/etools/computerworkstations/> [2013, September 30].
149. OSHA, **Computer Workstations eTool - Checklists** [Online], Available: <https://www.osha.gov/SLTC/etools/computerworkstations/checklist.html> [2013, September 30].
150. MOIZI, **Ergonomics - Sitting properly** [Online], Available: http://www.moizi.de/home/en/ergonomics/sitting_properly [2013, September 30].
151. Lueder, R., 1996, “A Proposed RULA for Computer Users”, **Proceedings of the Ergonomics Summer Workshop, UC Berkeley Center for Occupational & Environmental Health Continuing Education Program**, San Francisco, August 8–9, pp. 1-11.
152. James, T., **Ergonomic Evaluation Tools: RULA and REBA** [Online], Available: http://www.ncsu.edu/ehs/www99/right/handsMan/office/RULA_REBA_Presentation.pdf [2013, September 30].
153. Hignett, S. and McAtamney, L., 2000, “Rapid entire body assessment (REBA)”, **Appl. Ergonomics**, vol. 31, pp. 201–205.
154. American Conference, 1987, **Ergonomic Interventions To Prevent Musculoskeletal Injuries in Industry**, Second Edition, Lewis Publishing Inc., pp. 1-216.
155. Department of Statistics at Purdue University, **Two sample t-test: SAS instruction** [Online], Available: http://www.stat.purdue.edu/~tqin/system101/method/method_two_t_sas.htm [2013, September 30].
156. The University of Waikato, **Weka 3 - Data Mining with Open Source Machine Learning Software in Java** [Online], Available: <http://www.cs.waikato.ac.nz/ml/weka/> [2013, September 30].
157. SPSS, **SPSS Neural Networks™16.0** [Online], Available: http://www.uni-muenster.de/imperia/md/content/ziv/service/software/spss/handbuecher/englisch/spss_neural_network_16.0.pdf [January 16, 2014].

158. Larose, D.T., 2005, **Discovering Knowledge in Data: An Introduction to Data Mining**, John Wiley & Sons, pp. 1-241.
159. Math-Stat.net, **Research Skills: Using SPSS to perform t-tests. Graham Hole** [Online], Available: <http://www.math-stat.net/t-tests in SPSS.pdf> [January 16, 2014].
160. Worqx, **Color Systems - Subtractive & Additive Color** [Online], Available: http://www.worqx.com/color/color_systems.htm [January 16, 2014].
161. PerBang.dk, **RGB Chart & Multi Tool** [Online], Available: <http://www.perbang.dk> [January 16, 2014].
162. Arduino, **Arduino – HomePage**, Available: <http://www.arduino.cc> [January 16, 2014].
163. Popular Science, Bonnier Corporation, **How to Set Up Your Living Room for Microsoft Kinect**, Available: <http://www.popsci.com/gadgets/article/2010-11/how-set-your-living-room-microsoft-kinect> [August 1, 2014].
164. Saraiya, P., North, C. and Duca, K., 2004, “An Evaluation of Microarray Visualization Tools for Biological Insight”, **IEEE Symposium on Information Visualization (INFOVIS 2004)**, October 10-12, Austin, Texas, USA, pp. 1-8.
165. Chen, C. and Czerwinski, M., 2000, “Empirical evaluation of information visualizations: an introduction”, **Int. J. Human-Computer Studies**, vol. 53, pp. 631-635.
166. Chen, C. and Yu, Y., 2000, “Empirical studies of information visualization: a meta-analysis”, **IJHCS**, vol. 53, pp. 851-866.
167. Kobsa, A., 2001, “An Empirical Comparison of Three Commercial Information Visualization Systems”, **Proceedings of InfoVis 2001**, pp. 123-130.
168. Hartson, H., and Hix, D., 1993, **Developing User Interfaces: Ensuring Usability Through Product and Process**, First Edition, John Wiley, pp. 1-416.
169. Rieman, J., 1996, “A field study of exploratory learning Strategies”, **ACM Transactions on Computer-Human Interaction**, vol. 3, pp. 189-218.
170. Plaisant, C., 2004, “The Challenge of Information Visualization Evaluation”, **Proceedings of the working conference on Advanced visual interfaces (AVI '04)**, ACM, New York, USA, pp. 109-116.
171. Dimensions Info, **Standard Computer Desk Dimensions | Dimensions Info**, Available: <http://www.dimensionsinfo.com/standard-computer-desk-dimensions> [August 1, 2014].

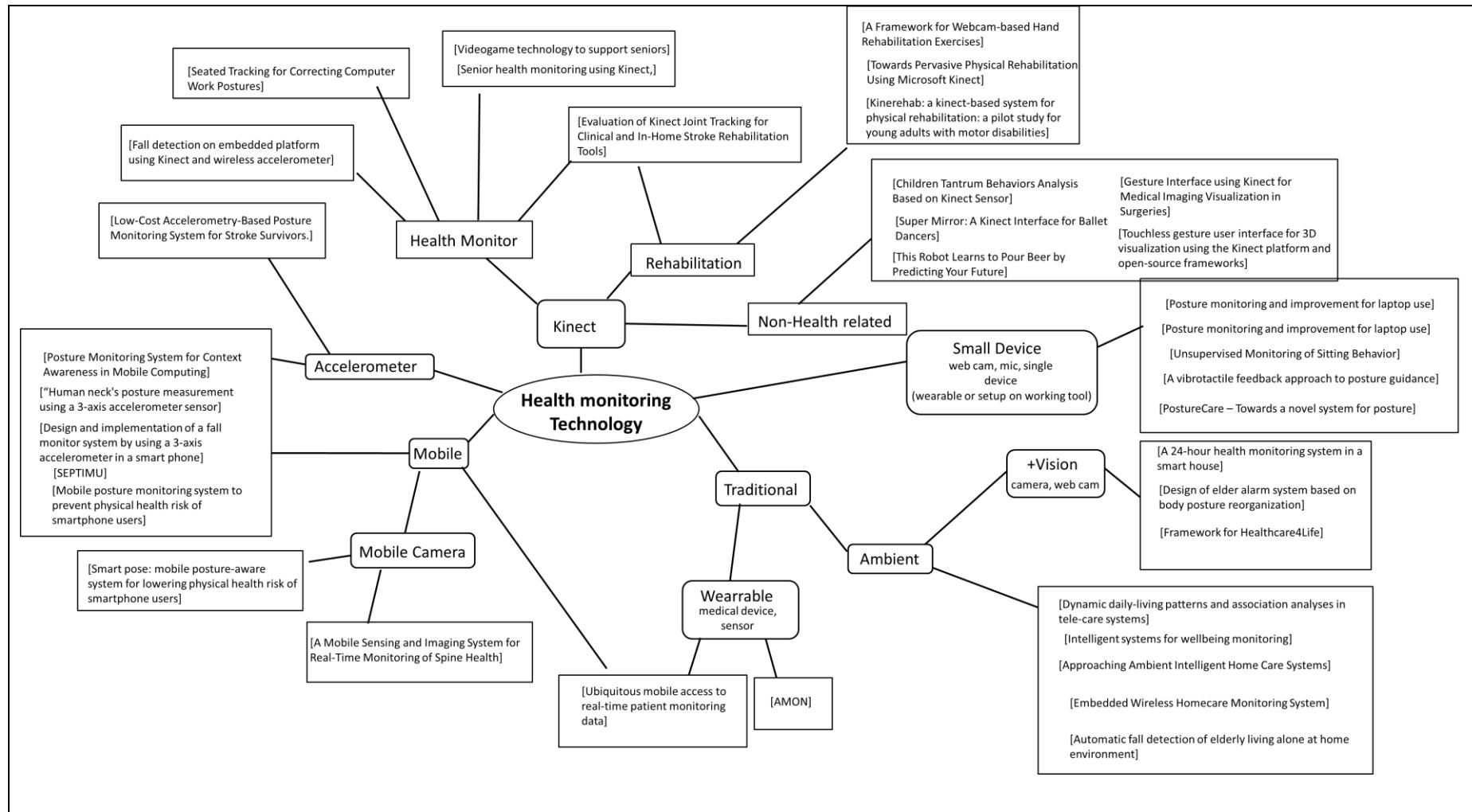
172. Investopedia, **Production Possibility Frontier - PPF**, Available: <http://www.investopedia.com/terms/p/productionpossibilityfrontier.asp> [August 1, 2014].

ภาคผนวก ก

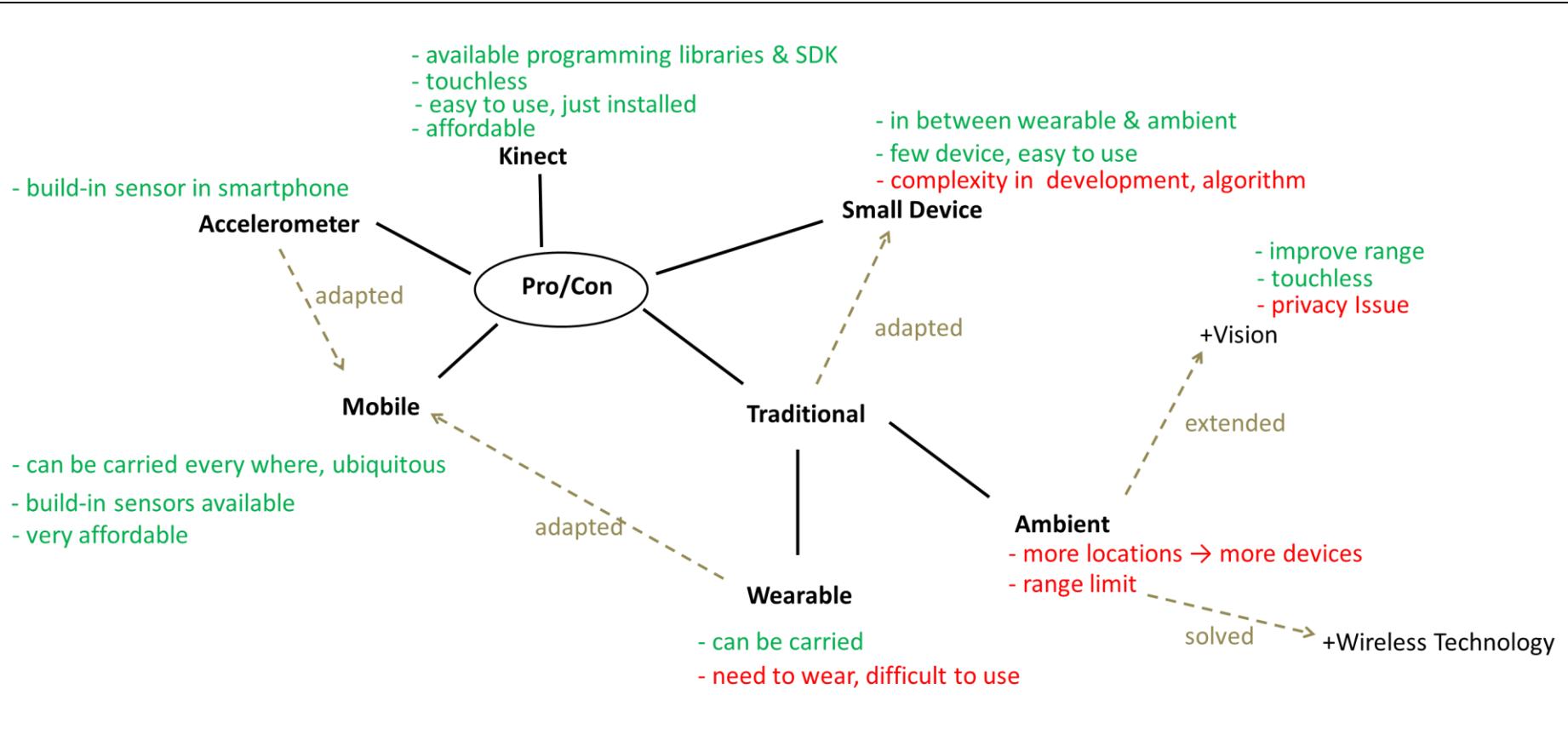
เทคโนโลยีที่ใช้ในการติดตามสุขภาพ
และเทคโนโลยีสำหรับการจดจำท่าทางของมนุษย์



រូបថត ក.1 ទេកនូវ លូយីទៅនៃការគិតបាមសុខភាព និងទេកនូវ លូយីសំរាប់ការគិតជាពាណិជ្ជកម្ម



รูปที่ ก.2 การจำแนกประเภทเทคโนโลยีที่ใช้ในการติดตามสุขภาพ และเทคโนโลยีสำหรับการจดจำท่าทางของมนุษย์



รูปที่ ก.3 ข้อดี-ข้อเสียของเทคโนโลยีที่ใช้ในการติดตามสุขภาพ และเทคโนโลยีสำหรับการจัดทำทางของมนุษย์ แบบต่างๆ

ตารางที่ ก.1 เปรียบเทียบเทคโนโลยีการติดตามสุขภาพผู้ที่นั่งทำงาน

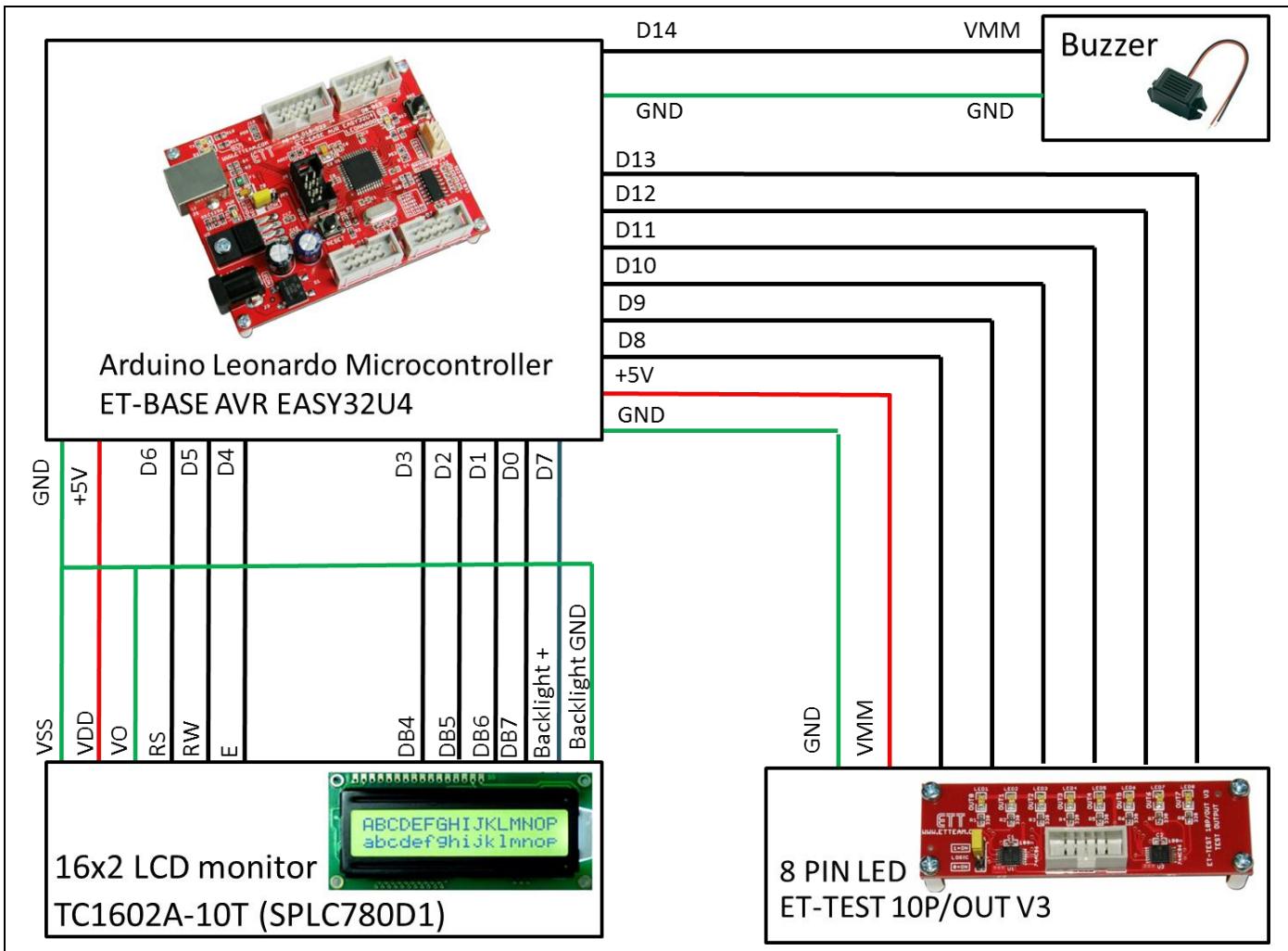
	Sit Straight (and tell me what I did today): A Human Posture Alarm and Activity Summarization System	Posture monitoring and improvement for laptop use	Unsupervised Monitoring of Sitting Behavior	A vibrotactile feedback approach to posture guidance	Posture Monitoring System for Context Awareness in Mobile Computing	PostureCare – Towards a novel system for posture	A Mobile Sensing and Imaging System for Real-Time Monitoring of Spine Health
Year	2005	2007	2009	2010	2010	2011	2011
Tool	web-cam Mic	FLX-01 Flex Sensors	pressure data prototypes stored in an autonomously created database	7 force-sensitive resistors	Mobile, Accelerometer	4 Force transducers	Mobile, Front camera
Methodology	Visual Processing Audio Processing Angles Translation	Angles Translation	posture recognition prototype database database matching	Calculation on weight data.	Angles Translation	Calculation on weight data.	Angles Translation
Focus	Good Posture Repetitive Stress Injuries (RSI)	angle between the neck and shoulder Sitting Still	Good Posture, by pressure/weight	Good Posture	UPMS by tilt-angle measurement algorithm (TAMA) + second-order Butterworth low-pass filter (SLPF). tilt angle between the device and the Earth's surface	dynamic sitting Game for pelvic rocking Exercise	real-time spin health dynamic monitoring trace the shape of the spine
Report & Alert	Real-Time Feedback Activity And Posture Summaries	Real-Time Feedback	Real-Time Feedback	Real-Time Feedback: vibrate	Real-Time Feedback	Real-Time Feedback	Real-Time Feedback
Problem	Privacy Least motivate	many error found, alert frequently					
Contribution	first camerabase algorithm for extracting human silhouette						

ตารางที่ ก.2 เปรียบเทียบเทคโนโลยีการติดตามสุขภาพผู้ที่นั่งทำงาน (ต่อ)

	"Human neck's posture measurement using a 3-axis accelerometer sensor	SEPTIMU	Mobile posture monitoring system to prevent physical health risk of smartphone users	3D head pose estimation based on scene flow and generic head model	Seated Tracking for Correcting Computer Work Postures	Smart pose: mobile posture-aware system for lowering physical health risk of smartphone users
Year	2011	2012	2012	2012	2013	2013
Tool	3-axis accelerometer sensor	sensors embedded in earphones	Mobile, 3-axis accelerometer	web-cam	Kinect	Mobile, build-in sensors only front-faced camera
Methodology	Angles Translation	Angles Translation	Angles Translation	Angles Translation	Angles Translation	Angles Translation
Focus	neck's posture measurement	how long one same posture lasts	angle of user's neck image processing was done to detect gazing time and number of eye blinking could check whether the user was actually using the device	Not focus on health issues extracting face joints and calculating pitch, yaw, and roll degree	head positions and orientations tracking calcualte head' angles	estimates a value representing user postures head/neck tilt angle by analyzing sensor data from a front-faced camera
Report & Alert	Real-Time Feedback	Real-Time Feedback: popup message	Real-Time Feedback: popup message	Real-Time Feedback: popup message	Real-Time Feedback: popup message	Real-Time Feedback: popup message
Problem				limitations in terms of head motion range and accuracy of the pose estimation		
Contribution						

ภาคผนวก ข

เครื่องแจ้งเตือน



รูปที่ ๔.๑ วงจรของ Pos-Monitor

ภาคผนวก ค

การปรึกษาแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ
เพื่อรับการประเมินและขอความเห็นเกี่ยวกับระบบ

รายงานการประชุม

เรื่อง	การบริการแพทย์ผู้เชี่ยวชาญ เพื่อรับการประเมินและขอความเห็นเกี่ยวกับระบบติดตามโรคคนทำงานօฟฟิศ
วันที่	ศุกร์ที่ 19 กันยายน 2557 เวลา 13:30 – 14:30
สถานที่	ตึกครีสจังวัลย์ชั้น 9 โรงพยาบาลศิริราช (ภาควิชาเวชศาสตร์ทึ่นฟุ)
ผู้ให้กำกับรักษา	รศ.พญ. ปิยะภัทร เดชพระธรรม
ผู้รับคำปรึกษา	นายภูจนา ปาลิยะวรรัตน์
	ผศ.ดร. ชาคริตา นุกูลกิจ
วัตถุประสงค์	<p>เพื่อนำเสนอระบบติดตามโรคผู้ทำงานօฟฟิศ ซึ่งเป็นส่วนหนึ่งของวิทยานิพนธ์ “ระบบติดตามโรคคนทำงานօฟฟิศโดยใช้กล้อง Kinect” การประชุมได้จัดขึ้นเพื่อรับการประเมิน และสอบถามความเห็นจากผู้เชี่ยวชาญ เพื่อในการพัฒนาระบบที่ดียิ่งขึ้นในอนาคต</p> <hr/>

1. ประโยชน์ของระบบ

ในการรักษาโรคคนทำงานօฟฟิศ แพทย์จะให้คำแนะนำกับผู้ป่วย เพื่อแก้ไขสภาพแวดล้อมการทำงาน และปรับเปลี่ยนพฤติกรรมการทำงาน มีผู้ป่วยจำนวนไม่น้อย ที่อาการด่างๆ เช่น การปวดเมื่อย จะดีขึ้นในช่วงแรก แต่หลังจากนั้น ไม่นาน อาการก็จะกลับมาเป็นอีก สาเหตุสำคัญคือการที่ผู้ป่วยจะล่าใจ กลับไปใช้พฤติกรรมแบบเดิมๆ ด้วยเหตุผลว่าลืม หรือไม่มีสมาธิจะใส่ใจเรื่องท่าทางระหว่างทำงาน ผู้เชี่ยวชาญจึงเห็นว่าระบบติดตามโรคคนทำงานօฟฟิศ สามารถมีบทบาทความสำคัญ ในการช่วยเตือนสติผู้ทำงานให้ระวังสุขภาพการนั่งได้ และรายงานสุขภาพ น่าจะช่วยสร้างแรงกระตุ้นให้ผู้ทำงานระมัดระวังและใส่ใจสุขภาพมากขึ้น เพราะผู้ทำงานสามารถเห็นถึงแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงในพฤติกรรม และสุขภาพของตนเอง

ผู้เชี่ยวชาญยังกล่าวว่าการติดตั้งระบบ กล่าวคือการจัดวางให้ความสูงของโต๊ะ เก้าอี้ และหน้าจอ อยู่ในระดับที่เหมาะสม ถือว่ามีความสำคัญมาก ระบบจะมีประสิทธิภาพสูงสุด เมื่อสภาพแวดล้อมการติดตั้งเป็นไปตามหลักการยาศาสตร์

2. ความสำคัญของการจัดสถานที่ทำงาน

การจัดสถานที่ทำงานเป็นสิ่งสำคัญอย่างมาก และเป็นสิ่งแรกที่ควรคำนึงถึง เนื่องจากสภาพแวดล้อมสถานที่ทำงานสามารถมีอิทธิพลต่อพฤติกรรมของผู้ใช้ เช่น การที่โดยทำงานมีความสูงไม่พอดีกับผู้ใช้ จะทำให้ผู้ใช้ต้องก้มหน้าเพื่อให้สามารถมองจอคอมอนิเตอร์ได้ชัดขึ้น ในด้านการรักษา แพทย์พบว่าผู้ป่วยโรคคนทำงานօฟฟิศ ส่วนมากจะมีปัญหาดังต่อไปนี้ คือการจัดสถานที่ทำงาน ซึ่งเมื่อให้คำแนะนำเรื่องการจัดสถานที่แล้ว ผู้ป่วยส่วนมากก็จะมีอาการดีขึ้น

3. แนวทางการประเมินผลการสร้างໂນກາພ

ระบบที่นำเสนอความรุ่งนั่นไปที่การใช้แบบส่วนตัว รายงานสุขภาพอาจไม่ส่งผลต่อการวินิจฉัยของแพทย์อย่างมีนัยยะสำคัญ เนื่องจากแพทย์จะให้ความสำคัญที่อาการซึ่งเกิดจากผู้ป่วยเป็นหลัก ดังนั้น แนวทางประเมินที่มุ่งเน้นว่าการสร้างໂນກາພจะช่วยแพทย์วินิจฉัยอาการได้ดีหรือรวดเร็วขึ้นหรือไม่ จึงไม่ใช่แนวทางการประเมินที่เหมาะสมกับระบบที่นำเสนอ

การประเมินสมควรรุ่งนั่นไปที่ผลกระบวนการต่อผู้ใช้ การประเมินค้ายเทคนิคการคิดออกเสียง (Think Aloud Protocol) ที่ซึ่งถือว่าไม่เหมาะสมจะนำมาใช้ในการประเมินໂນກາພของระบบที่นำเสนอ เนื่องจากมิโนกາພมีการสื่อข้อมูลอย่างตรงไปตรงมา ไม่ซับซ้อน ดังนั้น จึงไม่เหมาะสมที่จะการประเมิน “ผลกระบวนการต่อการใช้ความคิดของผู้ใช้” เช่นกัน

มโนกາພน่าจะมีประโยชน์ที่สุดในด้านการสร้างแรงจูงใจต่อผู้ใช้ ดังนั้น การประเมินสมควรประเมินในประเด็นที่ว่า “มโนกາພสามารถสร้างแรงใจ และมีส่วนช่วยในการปรับเปลี่ยนพฤติกรรมของผู้ใช้อย่างไร” ซึ่งการประเมินให้มุ่งจุดสังเกตว่า ระหว่างผู้ใช้ที่เห็นรายงานสุขภาพของตนเอง กับผู้ใช้ที่ไม่เห็นรายงาน แนวโน้มทางสุขภาพมีการเปลี่ยนแปลงต่างกันอย่างไร

4. คะแนนและระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม

ผู้เชี่ยวชาญกล่าวว่า สิ่งสำคัญของการติดตามสุขภาพการนั่ง คือ การติดตามระยะเวลาการนั่งของผู้ใช้ และในหัวข้อการตรวจจับ 3 หัวข้อ คือ การนั่งนิ่ง การก้มหน้า และการบิดตัว สมควรให้น้ำหนักกับการนั่งนิ่งมากที่สุด ส่วนการก้มหน้าและการบิดตัวจะมีผลต่อสุขภาพ เมื่อท่าทางการก้มหรือการบิดตัว อยู่ในองศาที่เห็นได้ชัด และอยู่ต่อเนื่องเป็นระยะเวลานาน

ผู้เชี่ยวชาญกล่าวว่า ใน การประเมินคะแนนและระดับความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม สัดส่วนที่เหมาะสมนั้นกำหนดได้จาก เพื่อการนั่งนิ่งมีความสำคัญสูงกว่าการก้มหน้าและการบิดตัวมาก ขณะที่การก้มหน้าและการบิดตัวมีระดับความเสี่ยงพอๆ กัน ดังนั้นแล้ว ทางแก้ไขหนึ่งที่เป็นไปได้ คือ แยกความเสี่ยงทางสุขภาพเป็นสองส่วน ส่วนแรกเป็นการบิดตัวอย่างเดียว และส่วนที่สองที่คือท่าทาง ซึ่งประกอบด้วย การนั่งนิ่งและการบิดตัว อย่างไรก็ตาม การคิดระดับความเสี่ยงรวมจากทั้งสามหัวข้อ ถือว่ายังสามารถทำได้ แต่ต้องปรับสัดส่วนใหม่ ให้การนั่งนิ่งเป็นระยะเวลานานมีน้ำหนักความสำคัญ โดยเด่นชัด โดยมีการลงความเห็นว่า สัดส่วนสมควรปรับใหม่เป็นดังสมการต่อไปนี้

$$\text{ความเสี่ยงทางสุขภาพโดยรวม (100\%)} = \text{การนั่งนิ่ง (70\%)} + \text{การก้มหน้า (15\%)} + \text{การบิดตัว (15\%)}$$

ทั้งนี้ สมการข้างต้นจะเหมาะสม ต่อเมื่อมีการปรับสภาพแวดล้อมของโต๊ะทำงานและเครื่องคอมพิวเตอร์ที่ใช้ให้เป็นไปตามหลักการยาศาสตร์แล้วเท่านั้น

5. ความเห็นเรื่องการกรองสัญญาณรบกวน

การติดตามสุขภาพการนั่ง จะให้ความสำคัญกับความต่อเนื่องของท่าทางเป็นระยะเวลาเป็นหลัก แม้แต่การก้มหน้าหรือการบิดตัว หากเกิดขึ้นเพียงช่วงเวลาสั้นๆ ก็อาจเป็นผลดีต่อสุขภาพเมื่อมีการยืดเส้นยืดสาย สำหรับการกรองสัญญาณรบกวนถือว่าไม่ได้มีนัยยะสำคัญทางการแพทย์ ดังนั้น หากการกำหนด Buffer Time 1 วินาที สามารถป้องกันสัญญาณรบกวนได้ ก็ถือว่าเพียงพอ และการตรวจจับที่มีระยะเวลาคาดเคลื่อนเพียงไม่กี่วินาที ถือว่าไม่มีผลกระทบที่ในการติดตามสุขภาพ

6. การวัดความผิดพลาดเชิงบวกและเชิงลบของโมเดล

ข้อผิดพลาดเชิงลบเป็นสิ่งที่ยอมรับได้มากกว่าความผิดพลาดเชิงบวก (การที่ระบบตรวจจับการเคลื่อนไหวไม่ได้ และบอกให้ผู้ใช้คลื่อนไหวร่างกายเกินกว่าความต้องการขั้นต่ำ ดีกว่าการที่ระบบตรวจจับการนั่งนิ่งไม่ได้ ทำให้ผู้ใช้ไม่มีการเคลื่อนไหวร่างกายเพียงพอ) แต่เนื่องจากโมเดลแต่ละตัวมีความแม่นยำที่สูงราว 97-98% อยู่แล้ว จึงกล่าวได้ว่า ไม่มีข้อแตกต่างที่มีนัยยะสำคัญนัก ทั้งนี้ สมควรมุ่งเน้นความสนใจไปที่อัตราความแม่นยำในการตรวจจับท่าทาง เช่น การก้มหน้า และการบิดตัว ซึ่งความแม่นยำในการตรวจจับมีโอกาสได้รับผลกระทบจากการติดตั้งระบบ

7. ปัจจัยที่อาจมีผลต่อความแม่นยำ และสิ่งที่อาจมีผลกระทบต่อการตรวจจับ

สิ่งสำคัญที่สุดที่ส่งผลทั้งต่อความแม่นยำการตรวจจับและพฤติกรรมของผู้ใช้ คือ สภาพแวดล้อมสถานที่ทำงาน ส่วนการก้มหน้าและการบิดตัวที่จะส่งผลต่อสุขภาพอย่างมีนัยยะสำคัญ ต้องเป็นท่าทางที่เห็นได้ชัดเจน ซึ่งกล่องน่าจะจับได้ และผู้เชี่ยวชาญกล่าวว่า ยังไม่น่ามีงานวิจัยใดที่สนับสนุนว่า การนัดซ้าย-ขวาของผู้ใช้จะส่งผลให้สามารถบิดตัวได้ต่างกันอย่างมีนัยยะสำคัญ อย่างไรก็ตาม อายุ เป็นปัจจัยหนึ่ง ที่มีความสัมพันธ์โดยตรงกับความเสี่ยงทางสุขภาพ รวมถึงพฤติกรรมการนั่ง โดยผู้ใช้ที่มีอายุมาก มีโอกาสที่จะก้มหน้าบ่อยมากกว่าคนหนุ่มสาว เนื่องจากปัญหาด้านสายตา หรือกระดูก อีกทั้งท่าทางที่ผิดสุขลักษณะ และการนั่งเป็นระยะเวลานาน จะส่งผลเสียต่อร่างกายกับผู้สูงอายุ มากกว่าคนหนุ่มสาว

ประวัติผู้วิจัย

ชื่อ - สกุล

นายภูจนา ปาลิยะวรรัตน์

วัน เดือน ปีเกิด

1 พฤษภาคม 2533

ประวัติการศึกษา

ระดับมัธยมศึกษา

ประโภค�ัธยมศึกษาตอนปลาย

โรงเรียนลาซาล กรุงเทพมหานคร พ.ศ. 2552

ระดับปริญญาตรี

บริหารธุรกิจบัณฑิต สาขาวิชาระบบสารสนเทศธุรกิจ
มหาวิทยาลัยอัสสัมชัญ พ.ศ. 2555

ระดับปริญญาโท

ปริญญาวิทยาศาสตร์มหาบัณฑิต สาขาวิชาเทคโนโลยีสารสนเทศ
มหาวิทยาลัยเทคโนโลยีพระจอมเกล้าธนบุรี พ.ศ. 2557

ทุนการศึกษา หรือทุนวิจัย

ทุนอุดหนุนสนับสนุนการวิจัยระดับบัณฑิตศึกษา

ทบวงมหาวิทยาลัย ปีงบประมาณ 2557

ผลงานที่ได้รับการตีพิมพ์

Paliyawan, P., Nukoolkit, C., and Mongkolnam, P., 2014, “Prolonged Sitting Detection for Office Workers Syndrome Prevention Using Kinect,” **Proceedings of the International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology 2014 (ECTI-CON 2014)**, Nakhon Ratchasima, Thailand, May 14–17, pp. 1-6.

Paliyawan, P., Nukoolkit, C., and Mongkolnam, P., 2014, “Office Workers Syndrome Monitoring Using Kinect,” **Proceedings of the international conference on the 20th Asia-Pacific Conference on Communications 2014 (APCC 2014)**, Pattaya, Thailand, October 1–3, pp.1-6.