ความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายกับค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน ในกลุ่มการสบฟันประเภทต่างๆ

ปริญญานิพนธ์

ของ

วรินทร โอภาสสัจจะกุล

เสนอต่อบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา

ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาทันตกรรมทั่วไป

เมษายน 2561

ความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายกับค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน ในกลุ่มการสบฟันประเภทต่างๆ

ปริญญานิพนธ์

ของ

วรินทร โอภาสสัจจะกุล

เสนอต่อบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา

ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาทันตกรรมทั่วไป

เมษายน 2561

ลิขสิทธิ์เป็นของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายกับค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน ในกลุ่มการสบฟันประเภทต่างๆ

บทคัดย่อ

ของ

วรินทร โอภาสสัจจะกุล

เสนอต่อบัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ เพื่อเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษา
ตามหลักสูตรปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาทันตกรรมทั่วไป
เมษายน 2561

วรินทร โอภาสสัจจะกุล. (2561). *ความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายกับค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันประเภทต่างๆ.* ปริญญานิพนธ์ วท.ม.(ทันตกรรมทั่วไป). กรุงเทพฯ: บัณฑิตวิทยาลัย มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ. คณะกรรมการควบคุม: รองศาสตราจารย์ ดร. ทันตแพทย์หญิง พรสวรรค์ ธนธรวงศ์

มีการศึกษาจำนวนมากแสดงผลของความผิดปกติของระบบปากและขากรรไกรที่ไม่ได้รับการรักษาที่ส่งผลต่อการทรงตัว การเดิน ตลอดจนเสถียรภาพของร่างกาย การรักษาการสบฟันที่ผิดปกติเหล่านี้จะช่วยให้ผู้ป่วยมีคุณภาพชีวิตที่ดีขึ้น เช่น ด้านความสวยงาม การบดเคี้ยว รวมถึงการมีสุขภาพช่องปากที่ดี

วัตถุประสงค์ เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายกับค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันประเภทต่างๆ

วิธีดำเนินการวิจัย กลุ่มตัวอย่างจำนวน 24 คน มีลักษณะการสบฟันแบบแองเกิล 3 ประเภท แบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม กำหนดให้กลุ่ม 1 = การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1; กลุ่ม 2 = การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2; กลุ่ม 3 = การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3 ทำการทดสอบการทรงตัว 2 มุม คือ มุมก้มและมุมเอียง โดยบันทึกองศาการทรงตัวของร่างกายจากกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (องศา) และบันทึกค่าจุดศูนย์กลางแรงดันที่เปลี่ยนแปลงจากอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า เป็นเวลา 20 วินาที การวิเคราะห์ข้อมูลจะใช้วิธีการทางสถิติหาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ด้วยวิธีของเพียร์สันและวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว โดยกำหนดค่าระดับนัยสำคัญทางสถิติ 0.05

ผลการวิจัย พบความสัมพันธ์ของการทรงตัวอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ = 0.001 การสบฟันแบบแองเกิลแต่ละประเภทจะแสดงผลการทรงตัว 2 แกนคือ การทรงตัวมุมก้มแสดงระดับนัยสำคัญทางสถิติดังนี้ กลุ่ม 1 2 และ 3 = 0.048 0.665 และ 0.054 ตามลำดับ ในขณะที่มุมเอียงแสดงระดับนัยสำคัญทางสถิติดังนี้ กลุ่ม 1 2 และ 3 = 0.113 0.108 และ 0.062 ตามลำดับ และผลการเปรียบเทียบระหว่างการสบฟันแต่ละประเภทต่อการทรงตัวของร่างกายพบว่า ไม่มีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติ

บทสรุป จากการศึกษาพบว่ามีความสัมพันธ์กันของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายกับค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันทั้ง 3 ประเภท ซึ่งผลจากการศึกษานี้ สามารถนำไปพัฒนาเครื่องมือที่ใช้วัดองศาการทรงตัวของร่างกายให้มีประสิทธิภาพเพื่อทดแทนเครื่องมือที่ใช้ประเมินเสถียรภาพของร่างกายในปัจจุบัน

RELATIONSHIP BETWEEN BODY POSTURE, BODY AXIS AND THE CENTER OF PRESSURE IN DIFFERENT OCCLUSIONS

AN ABSTRACT

BY

WARINTHORN OPASSAJJAKUL

Presented in Partial Fulfillment of the Requirements for the

Master of Science Degree in General Dentistry

at Srinakharinwirot University

April 2018

Warinthorn Opassajjakul. (2018). *Relationship between Body Posture, Body Axis and the Center of Pressure in Different Occlusions*. Master's thesis, M.S. (General Dentistry). Bangkok: Graduate School, Srinakharinwirot University. Advisor: Assoc. Prof. Dr. Bhornsawan Thanathornwong.

According to previous studies, untreated diseases of the stomatognathic system may cause significant changes in body posture, stability, and gait. Thus, the correction of malocclusions provide patients with numerous benefits, such as aesthetic improvements in terms of chewing function and oral health.

Objectives: This study was designed to evaluate the relationship between body posture, body axis and the center of pressure in different occlusions.

Materials and Methods: There were twenty-four subjects divided into three groups of eight based on occlusion types and Angle's classification. Group One was assigned to Class One; Group Two was assigned to Class Two; Group Three was assigned to Class Three. Body posture was on an anteroposterior and a bilateral axis and was recorded using camera positioning for axis movement in terms of degree and a force plate for maximum and minimum amplitude values of the center of pressure in twenty seconds. The data obtained was subject to statistical analysis using the Pearson correlation and a One-Way ANOVA test and with a result of $p \leq 0.05$, it was considered significant.

Results: The relationship of body posture demonstrated a significant p-value of 0.001 and Angle's classification used a two axis for body posture. In the anteroposterior axis, groups one, two and three showed p-values of 0.048, 0.665 and 0.054, respectively. On the bilateral axis, groups one, two and three showed p-values of 0.113, 0.108 and 0.062, respectively. However, the results of the comparison between different types of occlusion and body posture showed no statistically significant differences.

Conclusions: This study demonstrated that the relationship between body posture, the body axis and the center of pressure in three occlusions. These results could lead to and improve the creation of effective instruments for body axis assessment and replace the equipment currently used to assess body stability.

ปริญญานิพนธ์

เรื่อง

ความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายกับค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

ในกลุ่มการสบฟันประเภทต่างๆ

ของ

วรินทร โอภาสสัจจะกุล

ได้รับอนุมัติจากบัณฑิตวิทยาลัยให้นับเป็นส่วนหนึ่งของการศึกษาตามหลักสูตร

ปริญญาวิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมทั่วไป

ของมหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

.....คณบดีบัณฑิตวิทยาลัย

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ นายแพทย์ฉัตรชัย เอกปัญญาสกุล)

วันที่ เดือน เมษายน พ.ศ. 2561

คณะกรรมการควบคุมปริญญานิพนธ์

.....ที่ปรึกษาหลัก

(รองศาสตราจารย์ ดร.ทพญ.พรสวรรค์ ธนธรวงศ์)

คณะกรรมการสอบปากเปล่า

.....ประธาน

(ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร.ทพญ.ภาวิณีย์ ปฏิพัทธ์วุฒิกุล ดิดรอน)

.....กรรมการ

(ศาสตราจารย์ ดร.ทพญ.ศิริวรรณ สืบนุการณ์)

.....กรรมการ

(รองศาสตราจารย์ ดร.ทพญ.พรสวรรค์ ธนธรวงศ์)

ประกาศคุณูปการ

ปริญญานิพนธ์ฉบับนี้สำเร็จสมบูรณ์ได้ด้วยความช่วยเหลือและคำแนะนำอย่างดียิ่งจากคณาจารย์หลายท่าน ผู้วิจัยขอกราบขอบพระคุณ รองศาสตราจารย์ ดร. ทันตแพทย์หญิง พรสวรรค์ ธนธรวงศ์ ประธานควบคุมปริญญานิพนธ์ ที่กรุณาให้คำปรึกษาแนะนำแนวทาง ข้อมูลและข้อคิดเห็นต่างๆที่มีประโยชน์ต่อการทำวิจัยในครั้งนี้ด้วยดีตลอดมา

ขอกราบขอบพระคุณ ผู้ช่วยศาสตราจารย์ ดร. ทันตแพทย์หญิง ภาวิณีย์ ปฏิพัทธ์วุฒิกุล ดิดรอน และศาตราจารย์ ดร. ทันตแพทย์หญิง ศิริวรรณ สืบนุการณ์ ที่กรุณาร่วมเป็นกรรมการสอบโครงร่างปริญญานิพนธ์และสอบป้องกันปริญญานิพนธ์ ตลอดจนให้คำแนะนำและข้อเสนอแนะต่างๆของการวิจัยรวมทั้งให้ความกรุณาตรวจแก้ไขปริญญานิพนธ์ให้มีความสมบูรณ์ยิ่งขึ้น

ขอขอบคุณเจ้าหน้าที่คลินิกภาควิชาทันตกรรมทั่วไป คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ ทุกท่านที่ให้การช่วยเหลือตลอดมา

และขอขอบคุณเจ้าหน้าที่ห้องปฏิบัติการชีวกลศาสตร์ คณะวิทยาศาสตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย ทุกท่านที่ให้การช่วยเหลือ และการต้อนรับอันอบอุ่นตลอดระยะเวลาที่ทำวิจัยนี้

ท้ายที่สุดนี้ผู้วิจัยใคร่ขอกราบขอบพระคุณ บิดา มารดาที่รักยิ่ง ผู้เป็นแรงบันดาลใจ และให้การสนับสนุนคอยให้กำลังใจจนสำเร็จการศึกษา

วรินทร โอภาสสัจจะกุล

สารบัญ

บทที่		หน้า
1	**บทนำ**.....	1
	ภูมิหลัง.....	1
	ความมุ่งหมายของการวิจัย.....	2
	ความสำคัญของการวิจัย.....	2
	ขอบเขตของการวิจัย.....	2
	กรอบแนวคิดในการวิจัย.....	4
	สมมุติฐานในการวิจัย.....	4
2	**เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง**.....	5
	ท่าทาง.....	5
	ระบบกล้ามเนื้อและกระดูก.....	6
	ระบบรับความรู้สึก.....	10
	ระนาบและแกนการเคลื่อนไหวของร่างกาย.....	12
	การสบฟัน.....	13
	การบันทึกความเคลื่อนไหว.....	15
	แรงปฏิกิริยาจากพื้น.....	20
	งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง.....	21
3	**วิธีดำเนินการวิจัย**.....	26
	การกำหนดประชากรและการเลือกกลุ่มตัวอย่าง.....	26
	เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย.....	27
	การเก็บรวบรวมข้อมูล.....	27
	การจัดกระทำข้อมูลและการวิเคราะห์ข้อมูล.....	30

.สารบัญ (ต่อ)

บทที่		หน้า
4	**ผลการวิจัย**…….....	31
	การวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของการทรงตัวของร่างกายในกลุ่มการสบฟันประเภทต่างๆโดยใช้เครื่องมือวัด 2 ชนิด ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าความมุ่งหมายของการวิจัย.....……..…….....	32
	การวิเคราะห์ความแตกต่างการทรงตัวของร่างกายในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภทโดยใช้เครื่องมือวัด 2 ชนิด ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า…….....	43
5	**สรุปและอภิปรายผล**…….....	45
	บรรณานุกรม…….....	49
	ภาคผนวก…….....	55
	ประวัติย่อผู้วิจัย…….....	72

บัญชีตาราง

ตาราง		หน้า
1	แสดงการเปรียบเทียบความสัมพันธ์ของการทรงตัวของร่างกายมุมก้มและมุมเอียง ในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท โดยใช้เครื่องมือวัด 2 ชนิด ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า	32
2	แสดงการเปรียบเทียบความสัมพันธ์ของการทรงตัวของร่างกายมุมก้มในกลุ่มการสบฟันประเภทต่างๆโดยใช้เครื่องมือวัด 2 ชนิด ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า	35
3	แสดงการเปรียบเทียบความสัมพันธ์ของการทรงตัวของร่างกายมุมเอียงในกลุ่มการสบฟันประเภทต่างๆโดยใช้เครื่องมือวัด 2 ชนิด ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า	39
4	แสดงการเปรียบเทียบการทรงตัวของร่างกายในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท จากกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว	43
5	แสดงการเปรียบเทียบค่าจุดศูนย์กลางแรงดันของร่างกายในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท จากอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า	44
6	แสดงค่าการเปลี่ยนแปลงขององศาการทรงตัวและค่าการเปลี่ยนแปลงของค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน ในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภทในขณะยืนทรงตัวปกติ เมื่อวัดด้วยเครื่องมือ 2 ชนิด ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า	61

บัญชีภาพประกอบ

ภาพประกอบ **หน้า**

1 โครงสร้างกระดูก……..... 10

2 ระนาบและแกนร่างกาย……...….. 13

3 การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1……...…… 14

4 การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2……...…… 15

5 การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3……...…… 15

6 การบันทึกความเคลื่อนไหวโดยใช้กล้องวิดีโอ……...…….. 16

7 มาร์คเกอร์แบบสะท้อนแสงอินฟราเรด……...……. 18

8 ตัวอย่างการติดมาร์คเกอร์แบบสะท้อนแสงอินฟราเรด……...…… 18

9 การจับตำแหน่งมาร์คเกอร์ตามตำแหน่งกายวิภาค……...……. 19

10 กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Qualisys Proreflex CCD)……...…… 19

11 อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า……...……. 21

12 ตำแหน่งการติดมาร์คเกอร์……...…….. 27

13 ตำแหน่งการยืนบนชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า……...…… 28

14 ตำแหน่งการยืนของผู้ทดสอบ……...…… 28

15 ลักษณะการยืนบนชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า……...…… 29

16 กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Qualisys Camera Oqus)……...…… 29

17 ตำแหน่งภาพจากกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวจำนวน 9 ตัว……...…… 30

18 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมก้มระหว่างแนวแกนร่างกาย
และค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิล 3 ประเภท……..... 33

19 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมเอียงระหว่างแนวแกนร่างกาย
และค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิล 3 ประเภท……..... 34

20 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมก้มระหว่างแนวแกนร่างกาย
และค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1……..... 36

21 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมก้มระหว่างแนวแกนร่างกาย
และค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2……..... 37

บัญชีภาพประกอบ (ต่อ)

ภาพประกอบ **หน้า**

22 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมก้มระหว่างแนวแกนร่างกาย และค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3……..... 38

23 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมเอียงระหว่างแนวแกนร่างกาย และค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1……..... 40

24 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมเอียงระหว่างแนวแกนร่างกาย และค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2……..... 41

25 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมเอียงระหว่างแนวแกนร่างกาย และค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3……..... 42

26 การวัดโครงสร้างของกระดูกสันหลัง……..... 59

27 โปรแกรม Qualisys track manager……..... 63

28 ขั้นตอนการเปิดข้อมูลในโฟลเดอร์……..... 63

29 ข้อมูล 6DOF ในมุมมองสามมิติ……..... 64

30 ขั้นตอนการเลือกนามสกุลไฟล์ของ 6DOF……..... 65

31 ขั้นตอนการเลือก 6DOF ที่ต้องการนำมาวิเคราะห์……..... 65

32 โฟลเดอร์ข้อมูล 6DOF……..... 66

33 ข้อมูลดิบ 6DOF……..... 66

34 ขั้นตอนการเปิดหน้าต่างข้อมูลจากชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า……..... 68

35 ขั้นตอนการเลือกข้อมูลจากชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า……..... 68

36 ขั้นตอนการเลือกข้อมูลค่าจุดศูนย์กลางแรงดันและชนิดแผ่นรองรับแรง……..... 69

37 ขั้นตอนการแปลงผลค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน……..... 69

38 ขั้นตอนการบันทึกข้อมูลค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน……..... 70

39 โฟล์เดอร์ข้อมูลค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน……..... 70

40 ข้อมูลดิบค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน……..... 71

บทที่ 1
บทนำ

ภูมิหลัง

ในปัจจุบันการรักษาความผิดปกติของใบหน้าและช่องปากมีความเกี่ยวข้องกับการรักษาทางทันตกรรมมากขึ้น โดยเฉพาะสาขาศัลยศาสตร์และสาขาทันตกรรมจัดฟัน ซึ่งเป้าหมายของการรักษานั้นก็เพื่อแก้ไขปัญหาโครงสร้างใบหน้าที่ผิดปกติหรือไม่พึงประสงค์ ให้มีลักษณะตามที่ต้องการหรือใกล้เคียงกับความปกติมากที่สุด การรักษาจะมุ่งเน้นแก้ไขความผิดปกติของเนื้อเยื่อแข็งบริเวณใบหน้าและช่องปาก เพื่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงที่เห็นผลได้ชัดเจน โดยหลังจากที่ได้ทำการรักษานั้นผลการรักษาที่ได้มักพบว่า ผู้ป่วยบางรายสามารถคงสภาพการรักษาที่น่าพึงพอใจไว้ได้เป็นระยะเวลานาน แต่บางรายนั้นเกิดการกลับมาเป็นใหม่อีกครั้ง โดยพบว่าสาเหตุที่เป็นเช่นนี้ เนื่องจากมีการแก้ไขปัญหาเฉพาะในส่วนของโครงสร้างใบหน้าเท่านั้น แต่มิได้มีการแก้ไขปัญหาที่โครงสร้างส่วนอื่นของร่างกาย ซึ่งถือเป็นปัจจัยหนึ่งที่ส่งผลให้ความผิดปกตินั้นๆเกิดขึ้น[1] การศึกษาผลของโครงสร้างร่างกายที่มีต่อการสบฟันนั้น มีหลายการศึกษาที่เกี่ยวกับความผิดปกติของโครงสร้างร่างกายของมนุษย์ทั้งที่เป็นมาแต่กำเนิดหรือได้รับมาภายหลัง โดยพบว่าในคนที่มีความผิดปกติของโครงสร้างร่างกายจะพบลักษณะของโครงสร้างใบหน้าและการสบฟันที่ผิดปกติร่วมด้วย[2] ทั้งนี้เนื่องจากโครงสร้างทั้งสองส่วนมีความเชื่อมโยงกันด้วยกล้ามเนื้อ ซึ่งจะช่วยชดเชยความไม่สมดุลที่เกิดขึ้น ท่าทางของคนเราจะแสดงตำแหน่งและโครงสร้างส่วนต่างๆของร่างกายให้มีความสมดุลกันภายใต้สภาวะที่หยุดนิ่งและเคลื่อนไหว โดยธรรมชาตินั้นศีรษะของคนจะตั้งตรงอยู่ได้ต้องอาศัยความสมดุลของกระดูกบริเวณคอ โครงสร้างกล้ามเนื้อที่ใบหน้าและระนาบการสบฟันร่วมกัน ซึ่งจะมีกล้ามเนื้อและเส้นประสาทคอยเชื่อมโยงความสัมพันธ์เหล่านี้[3]

มีงานวิจัยที่ศึกษาความสัมพันธ์ของโครงสร้างใบหน้าและโครงสร้างร่างกายเพิ่มขึ้น ผลการศึกษาพบทั้งมีความสัมพันธ์กัน[4-5] และไม่มีความสัมพันธ์กัน[6] ลักษณะของโครงสร้างใบหน้าที่มักนำมาใช้ในงานวิจัย เช่น ตำแหน่งขากรรไกรล่าง[7-9] ลักษณะฟันและโครงสร้างขากรรไกร[10] ความผิดปกติของข้อต่อขากรรไกร[11-13] เป็นต้น

ความสัมพันธ์ระหว่างการสบฟัน ท่าทางของร่างกายและความผิดปกติของข้อต่อขากรรไกรยังเป็นเรื่องที่หาคำตอบไม่ได้ในวงการทันตแพทย์ ข้อมูลทางสรีรวิทยาของร่างกายจึงใช้เป็นพื้นฐานในการประเมินท่าทางของร่างกายในกลุ่มที่มีการสบฟันผิดปกติหรือมีปัญหาข้อต่อขากรรไกร ในการศึกษาข้อมูลเหล่านี้จำเป็นต้องเลือกเครื่องมือที่เหมาะสมมาใช้ในการวัด เช่น เซ็นเซอร์วัดความเอียง (Inclinometer sensor) เซ็นเซอร์วัดความเร่ง (Accelerometer sensor) เครื่องมือวัดมุม

(Goniometer) เครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ (Electromyogram, EMG) เครื่องวัดตำแหน่งขากรรไกร (Kinesiography, KG) อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า (Force plate)[14] เป็นต้น

งานวิจัยส่วนใหญ่เกี่ยวข้องกับสมมติฐานที่ว่าการสบฟันมีอิทธิพลต่อการทรงตัวของร่างกายในทางคลินิกจึงได้ใช้ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าเข้ามาวิเคราะห์ความสัมพันธ์ ตัวชี้วัดประเมินท่าทางของร่างกายนั้นคือค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน (Center of Pressure, COP) ซึ่งเป็นค่าที่ใช้กันอย่างแพร่หลาย สามารถเข้าใจได้ง่ายและยังเป็นค่าหลักที่ใช้ในการประเมินท่าทางของร่างกายในท่ายืนตรง[15-16] โดยค่าจุดศูนย์กลางแรงดันคือ จุดของเวกเตอร์ที่มีขนาดเท่ากับและทิศทางตรงกันข้ามกับน้ำหนักที่ลงบนจุดนั้นๆ[17]

ความมุ่งหมายของการวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ผู้วิจัยได้ตั้งความมุ่งหมายไว้ดังนี้

1. เพื่อศึกษาความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายกับค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันประเภทต่างๆ

2. เพื่อเปรียบเทียบผลของการทรงตัวระหว่างกลุ่มการสบฟันทั้ง 3 ประเภท โดยวัดจากแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

ความสำคัญของการวิจัย

แนวโน้มความสัมพันธ์ระหว่างแนวแกนของร่างกายกับค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันทั้ง 3 ประเภทที่ได้จากการศึกษาในครั้งนี้ จะใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานเพื่อประกอบการวางแผนการรักษาในผู้ป่วยที่มีความผิดปกติของโครงสร้างกะโหลกศีรษะและใบหน้า ซึ่งอาจต้องมีการปรับโครงสร้างหลักของร่างกายให้มีความสมดุลกันร่วมด้วย เพื่อช่วยคงสภาพการรักษาให้มีประสิทธิภาพสูงสุด

ขอบเขตของการวิจัย

งานวิจัยนี้เป็นการหาความสัมพันธ์ระหว่างแนวแกนของร่างกายกับค่าจุดศูนย์กลางแรงดันผ่านกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวใช้เทคนิคการจับภาพของมาร์คเกอร์ โดยอาศัยกระบวนการทางภาพในการแยกภาพของมาร์คเกอร์แต่ละตัวและนำพิกัดของมาร์คเกอร์บนภาพมาหาแนวแกนของร่างกายในแกนมุมก้มและมุมเอียง เพื่อเปรียบเทียบกับการทรงตัวของร่างกายในขณะยืนปกติผ่านอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า ซึ่งสามารถประมวลผลเป็นค่าพิกัดการแกว่งของร่างกายในแกนมุมก้มและมุมเอียงเช่นกัน

ประชากรที่ใช้ในการวิจัย

เพศหญิงและชายที่มีอายุระหว่าง 19-30 ปี ในเขตกรุงเทพมหานคร

กลุ่มตัวอย่างที่ใช้ในการวิจัย

จำนวน 24 คน แบ่งตามกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิล 3 ประเภท ประเภทละ 8 คน

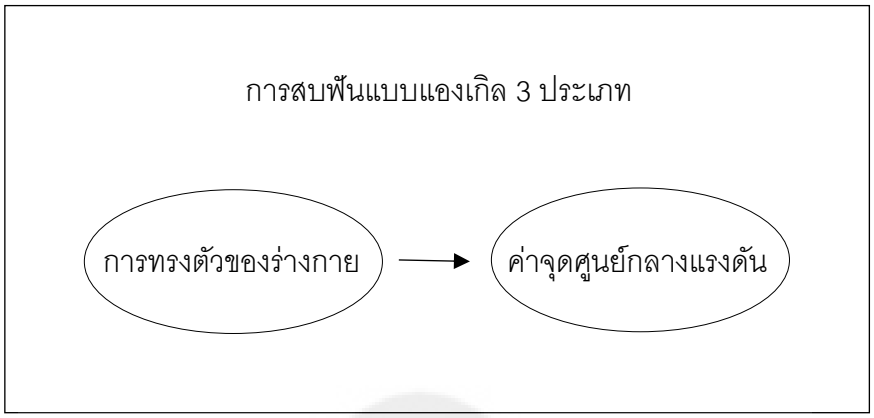
ตัวแปรที่ศึกษา

1. ตัวแปรอิสระ แบ่งดังนี้
   1.1 การสบฟันแบบแองเกิล 3 ประเภท
      1.1.1 ประเภท 1
      1.1.2 ประเภท 2
      1.1.3 ประเภท 3
   1.2 การทรงตัวของร่างกาย (องศา)
2. ตัวแปรตาม ได้แก่ ค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

นิยามศัพท์เฉพาะ

1. Camera positioning หมายถึง กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว
2. Reflective marker หมายถึง มาร์คเกอร์แบบสะท้อนแสงอินฟราเรด
3. Force plate หมายถึง ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า
4. Center of Pressure หมายถึง ค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน
5. Bilateral axis หมายถึง แกนข้าง ใช้ในการแบ่งระนาบซ้ายและขวาของร่างกาย ใช้ในการบอกพิกัดมุมเอียงของร่างกาย
6. Anteroposterior axis หมายถึง แกนหน้าและหลัง ใช้ในการแบ่งระนาบหน้าและหลังของร่างกาย ใช้ในการบอกพิกัดมุมก้ม
7. Angle’s classification หมายถึง การสบฟันแบบแองเกิล 3 ประเภท โดยพิจารณาจากฟันกรามแท้ซี่แรกในขากรรไกรบนและล่างเป็นหลักในการวินิจฉัย

กรอบแนวคิดในการวิจัย



สมมุติฐานในการวิจัย

1. H_0: องศาการทรงตัวและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันของการสบฟันไม่มีความสัมพันธ์กัน

   H_1: องศาการทรงตัวและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันของการสบฟันมีความสัมพันธ์กัน

2. H_0: องศาการทรงตัวและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันของการสบฟันแต่ละประเภท ไม่มีความสัมพันธ์กัน

   H_1: องศาการทรงตัวและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันของการสบฟันแต่ละประเภท มีความสัมพันธ์กัน

3. H_0: องศาการทรงตัวและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันของการสบฟัน 3 ประเภท ไม่มีความแตกต่างกัน

   H_1: องศาการทรงตัวและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันของการสบฟัน 3 ประเภท มีความแตกต่างกัน

บทที่ 2
เอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ศึกษาเอกสารและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง และได้นำเสนอตามหัวข้อต่อไปนี้

1. ท่าทาง (Posture)
2. ระบบกล้ามเนื้อและกระดูก (Musculoskeletal system)
3. ระบบรับความรู้สึก (Somatosensory system)
4. ระนาบและแกนการเคลื่อนไหวของร่างกาย (Plane and body axis)
5. การสบฟัน (Occlusions)
6. การบันทึกความเคลื่อนไหว
7. แรงปฏิกิริยาจากพื้น (Ground reaction force)
8. งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ท่าทาง

ท่าทาง หมายถึง ความสัมพันธ์ของส่วนต่างๆของร่างกายที่อยู่ใกล้เคียงกัน รวมทั้งความสัมพันธ์กับส่วนอื่นๆของร่างกายทั้งหมดด้วย อาจเป็นสภาวะที่ร่างกายหยุดนิ่งหรือสภาวะที่ร่างกายกำลังเคลื่อนไหวก็ได้ ในสภาวะทั้งสองนี้จะต้องใช้กล้ามเนื้อจำนวนหลายมัดมาช่วยกันทำงานเพื่อให้เกิดความมั่นคงหรือเกิดการเคลื่อนไหวตามที่ต้องการ เช่น การยืน การนอน การเดิน เป็นต้น จะแบ่งออกได้เป็น 2 ชนิด[18] คือ

1. สภาวะที่ร่างกายหยุดพักผ่อน (Inactive posture) เช่น การนอน กล้ามเนื้อทุกมัดของร่างกายจะทำงานน้อยที่สุด จะมีแต่กล้ามเนื้อของอวัยวะที่จำเป็นต่อการดำรงชีพเท่านั้นที่ทำงาน เช่น กล้ามเนื้อของระบบหายใจ กล้ามเนื้อของระบบไหลเวียนเลือด เป็นต้น

2. สภาวะที่กล้ามเนื้อต่างๆของร่างกายทำงานประสานกัน (Active posture) เพื่อจะให้ร่างกายคงอยู่ในท่าหนึ่งๆหรือเพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวของส่วนต่างๆของร่างกาย โดยแบ่งออกได้เป็น

2.1 ท่าทางขณะที่ร่างกายอยู่นิ่งในท่าหนึ่งท่าใด (Static posture) เช่น การยืน การนั่ง เป็นต้น กล้ามเนื้อบางกลุ่มของร่างกายจะทำงานต้านกับแรงดึงดูดของโลก เช่น การยืนตรงปกติ กล้ามเนื้อที่ทำงานเพื่อต้านกับแรงดึงดูดของโลก คือ กล้ามเนื้อเหยียดหลัง กล้ามเนื้อเหยียดข้อสะโพก ข้อเข่า และข้อเท้า ซึ่งกล้ามเนื้อเหล่านี้ เรียกว่า Antigravity muscles

2.2 ท่าทางขณะที่ร่างกายมีการเคลื่อนไหว (Dynamic posture) เป็นท่าทางที่ต้องใช้กล้ามเนื้อของข้อต่อต่างๆทำงานประสานกัน เพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวที่ต้องการ เช่น การเดิน การนั่งลง การยืนขึ้น การก้มยกของ เป็นต้น

กลไกการควบคุมท่าทาง (Postural mechanism)

กล้ามเนื้อต่างๆที่ทำงานเพื่อรักษาท่าทางของร่างกาย หรือเพื่อให้เกิดการเคลื่อนไหวของร่างกายจะทำงานมากหรือน้อยอย่างไรนั้น ขึ้นอยู่กับท่าทางของร่างกายในขณะนั้น

การทำงานของกล้ามเนื้อที่รักษาท่าทาง จะมีระบบประสาทมาควบคุมและมีกลไกที่สลับซับซ้อน ทำให้เกิดรีเฟล็กซ์ของการทรงตัว (Postural reflex) ที่มีอวัยวะตอบสนอง (Effector organ) อยู่ที่กล้ามเนื้อ จะทำงานต้านกับแรงดึงดูดของโลก ส่วนอวัยวะรับความรู้สึก (Receptor organ) จะอยู่ที่ส่วนต่างๆของร่างกาย เช่น กล้ามเนื้อ ข้อต่อ ตา หู และผิวหนัง

1. กล้ามเนื้อ ภายในกล้ามเนื้อจะมีอวัยวะรับความรู้สึกเรียกว่า Neuromuscular end organ และ Neurotendinous end organ ซึ่งเป็นอวัยวะที่บันทึกการเปลี่ยนแปลงของความตึงตัวของกล้ามเนื้อ

2. ตา การเห็นจะบันทึกการเปลี่ยนแปลงส่วนต่างๆของร่างกาย และทำให้เกิด Righting reflex ที่จะคอยควบคุมให้ร่างกายอยู่ในท่าตั้งตรงเสมอ

3. หู การเคลื่อนไหวของร่างกายในระนาบต่างๆหรือการหมุนของร่างกาย ซึ่งทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของของเหลวภายในอวัยวะควบคุมการทรงตัวของหูชั้นในและจะไปกระตุ้นอวัยวะรับความรู้สึกในอวัยวะนั้น ทำให้เกิดรีเฟล็กซ์ของการทรงตัวของร่างกาย

4. ส่วนประกอบของข้อต่อ อวัยวะรับความรู้สึกอยู่ที่เอ็นยึดข้อต่อ ซึ่งจะรับความรู้สึกเกี่ยวกับการเปลี่ยนแปลงที่อยู่ของข้อต่อ และการเปลี่ยนแปลงของมุมข้อต่อ และทำให้เกิดรีเฟล็กซ์ของการทรงตัวของร่างกาย

5. ความรู้สึกที่ผิวหนัง โดยเฉพาะที่ฝ่ามือและฝ่าเท้าจะมีอวัยวะรับความรู้สึกสัมผัสและแรงกดจำนวนมาก ในขณะที่มีการยืนรับน้ำหนักก็จะกระตุ้นอวัยวะรับความรู้สึกเหล่านี้ และทำให้เกิดรีเฟล็กซ์ของการทรงตัวของร่างกายขึ้น

ระบบกล้ามเนื้อและกระดูก

ระบบกล้ามเนื้อและกระดูกทำงานสัมพันธ์กันโดยที่โครงกระดูกเป็นโครงสร้างที่ใช้ค้ำจุนร่างกายให้คงรูปร่างป้องกันส่วนที่อ่อนนุ่มของร่างกาย และช่วยในการเคลื่อนไหวของร่างกายโดยการทำงานร่วมกันกับกล้ามเนื้อ มีความสัมพันธ์กับการออกแรงและการใช้แรงโดยตรง ประกอบด้วย 3 ระบบย่อย[19] คือ

1. **กระดูก** เป็นโครงสร้างที่ค้ำจุนโครงสร้างของร่างกายและป้องกันอวัยวะภายใน รวมทั้งช่วยในการเคลื่อนไหว โดยทำหน้าที่คล้ายกับคานที่เคลื่อนไหวโดยการเคลื่อนที่ของกล้ามเนื้อ กระดูกของคนแบ่งออกเป็น 2 กลุ่ม[18] คือ

1.1 กระดูกแกน (Axial skeleton) หมายถึง กระดูกที่อยู่บริเวณกึ่งกลางของร่างกาย ประกอบด้วย

1.1.1 กระดูกกะโหลกศีรษะ (Skull) ภายในกะโหลกศีรษะเป็นโพรงสำหรับบรรจุสมอง จะมีกระดูกกะโหลกศีรษะและกระดูกย่อยหลายๆชิ้นเชื่อมติดกัน กระดูกกะโหลกศีรษะจึงทำหน้าที่ห่อหุ้มและป้องกันสมองด้วย

1.1.2 กระดูกสันหลัง (Vertebra) เป็นส่วนของกระดูกแกนที่ช่วยค้ำจุนและรองรับน้ำหนักของร่างกาย กระดูกสันหลังเป็นแนวกระดูกที่ทอดอยู่ทางด้านหลังของร่างกาย ประกอบด้วยกระดูกชิ้นเล็กๆ เป็นข้อๆ ติดกันด้วยกล้ามเนื้อและเอ็นระหว่างกระดูกสันหลังแต่ละข้อจะมีแผ่นกระดูกอ่อนหรือที่เรียกทั่วไปว่าหมอนรองกระดูก (Intervertebral disc) ทำหน้าที่รองและเชื่อมกระดูกสันหลังแต่ละข้อเพื่อป้องกันการเสียดสี ถ้าแผ่นกระดูกอ่อนนี้เสื่อมเราจะปวดหลังและไม่สามารถบิดหรือเอียงตัวได้ กระดูกสันหลังแบ่งออกเป็น 4 ระดับ ดังภาพประกอบ 1[20]

1.1.2.1 กระดูกสันหลังระดับคอ (Cervical vertebrae)

1.1.2.1.1 แอ่งที่อยู่ล่างต่อส่วนของท้ายทอยที่ยื่นมากที่สุด (External occipital protuberance) จะเป็นระดับของกระดูกสันหลังระดับคออันที่ 1 (Atlas)

1.1.2.1.2 Transverse process ของกระดูกสันหลังระดับคออันที่ 1 จะอยู่ล่างและหน้าต่อปลายแหลมของกระดูก Mastoid process ซึ่งตรงกับกระดูกระดับมุมของขากรรไกรล่าง

1.1.2.1.3 Spinous process ของกระดูกคออันที่ 2 (Axis) จะอยู่ต่ำจาก External occipital protuberance ประมาณ 2 ความกว้างของนิ้วมือ

1.1.2.1.4 Cricoid cartilage เป็นกระดูกอ่อนของกล่องเสียงอันล่างสุดจะอยู่ต่ำจากลูกกระเดือกลงมา ซึ่งจะตรงกับระดับของกระดูกสันหลังระดับคออันที่ 6 ซึ่งเป็นระดับเดียวกับรอยต่อระหว่างกล่องเสียงกับหลอดลม และคอหอยกับหลอดอาหาร

1.1.2.1.5 กระดูกสันหลังระดับคออันที่ 7 มี Spinous process ที่ยาวและเห็นได้ชัดเจน ขณะก้มศีรษะจะพบเป็นปุ่มที่บริเวณด้านหลังของฐานคอ เรียกว่า Vertebra prominens ใช้เป็นข้อบ่งชี้ในการนับระดับ Spinous process ของกระดูกสันหลัง

1.1.2.2 กระดูกสันหลังระดับอก (Thoracic vertebrae)

1.1.2.2.1 Spinous process ของกระดูกสันหลังระดับอกอันที่ 1 จะเห็นได้ชัดเจนเมื่อก้มศีรษะโดยอยู่ล่างต่อ Spinous process ของกระดูกสันหลังระดับคออันที่ 7

1.1.2.2.2 รอยต่อระหว่าง body ของกระดูกสันหลังระดับอกอันที่ 2 และ 3 จะอยู่ในระดับเดียวกับแอ่ง Sternal

1.1.2.2.3 กระดูกสะบัก จะตรงกับกระดูกซี่โครงอันที่ 2 ถึง 7 และ Root ของ Spine of scapular จะอยู่ในระดับเดียวกับ Spinous process ของกระดูกสันหลังระดับอกอันที่ 3

1.1.2.2.4 รอยต่อระหว่าง Body ของกระดูกสันหลังระดับอกอันที่ 4 และ 5 จะอยู่ในระดับเดียวกับระดับของ Sternal angle

1.1.2.2.5 Body ของกระดูกสันหลังระดับอกอันที่ 9 จะอยู่ในระดับเดียวกับ Xiphoid process ของกระดูกหน้าอก

1.1.2.2.6 Spinous process ของกระดูกสันหลังระดับอก สามารถคลำได้ในร่องกลางหลังจะเห็นชัดเมื่อก้มลำตัว เนื่องจาก Process นี้จะเอียงลาดลงไปอยู่ในระดับเดียวกับ Body ของกระดูกสันหลังระดับอกอันล่าง

1.1.2.3 กระดูกสันหลังระดับเอว (Lumbar vertebrae)

1.1.2.3.1 Spinous process ของกระดูกสันหลังระดับเอว จะอยู่ระดับเดียวกันกับ Body ของมัน เนื่องจาก Process จะยื่นมาด้านหลังในแนวราบ และคลำง่ายขึ้นเมื่อก้มลำตัว

1.1.2.3.2 รอยต่อระหว่างกระดูกสันหลังระดับเอวอันที่ 2 และที่ 3 จะตรงกับระดับต่ำสุดของกระดูกซี่โครงอันที่ 10 เมื่อมองทางด้านหน้า

1.1.2.3.3 รอยต่อระหว่างกระดูกสันหลังระดับเอวอันที่ 3 และที่ 4 จะตรงกับระดับสะดือ ซึ่งบริเวณนี้จะมีเส้นประสาทรับความรู้สึกระดับอกเส้นที่ 10 มาเลี้ยง

1.1.2.3.4 Body ของกระดูกสันหลังระดับเอวอันที่ 4 จะตรงกับจุดสูงสุดของ Iliac crest

1.1.2.4 กระดูกสันหลังระดับก้น (Sacral vertebrae)

1.1.2.4.1 Posterior superior iliac spine เป็นลักยิ้มบริเวณก้น อยู่ห่างจากกึ่งกลางลำตัวประมาณ 3.8 เซนติเมตร โดยจะอยู่ตรงกับกระดูกสันหลังระดับก้นอันที่ 2 และอยู่ในระดับเดียวกับปลายล่างสุดของ Dual sac

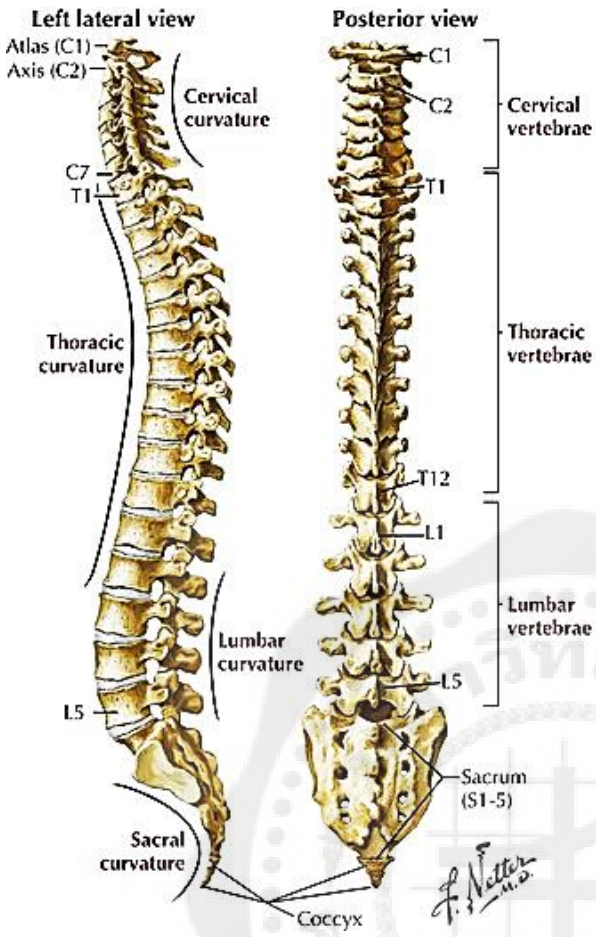
1.1.2.4.2 Anterior superior iliac spine เป็นกระดูกที่เห็นชัดเจนทางด้านหน้าของสะโพก ซึ่งเป็นส่วนของกระดูก Iliac crest ใช้เป็นข้อบ่งชี้ในการวัดความยาวของขา

1.1.3 กระดูกซี่โครง (Ribe) มีลักษณะเป็นซี่ๆ มีทั้งหมด 12 คู่ หรือ 24 ชิ้น ทำหน้าที่เป็นกำแพงให้ส่วนอก กระดูกซี่โครงจะเชื่อมกับกระดูกอก (Sternum) ด้วยกระดูกอ่อน ระหว่างกระดูกซี่โครงมีกล้ามเนื้อยึดซี่โครงทั้งแถบนอกและแถบใน การหดตัวและการคลายตัวของกล้ามเนื้อ 2 ชุดนี้สลับกันเกิดการเคลื่อนที่เข้าออกของอากาศภายนอกและภายในช่องอก มีผลทำให้กระดูกซี่โครงเคลื่อนขึ้นและลง และทำให้ปริมาตรภายในช่องอกเปลี่ยนแปลงตามไปด้วย

1.2 กระดูกรยางค์ (Appendicular skeleton) หมายถึงโครงกระดูกที่อยู่รอบนอกกระดูกแกนซึ่งช่วยในการเคลื่อนไหวของแขน ขา โดยตรง รวมทั้งกระดูกสะบักและกระดูกเชิงกรานที่เป็นฐานรองกระดูกแขนและกระดูกขา กระดูกแขนเริ่มแต่บริเวณไหล่ มีกระดูกสะบักและกระดูกไหปลาร้าทำหน้าที่เป็นฐานรองแขน เชื่อมโยงระหว่างกระดูกสันหลังด้านบนของลำตัวกับกระดูกต้นแขนส่วนกระดูกขาเริ่มตั้งแต่บริเวณเชิงกรานที่ต่อกับกระดูกต้นขา และจากกระดูกต้นขา มีสะบ้าหัวเข่าที่ฝังอยู่ในเอ็นของกล้ามเนื้อและต่อกับกระดูกแข็ง

2. **ข้อต่อ** เป็นส่วนสำคัญในการกำหนดทิศทางการเคลื่อนที่ของส่วนต่างๆในร่างกาย เนื่องจากข้อต่อเป็นส่วนที่เชื่อมกันระหว่างกระดูกกับกระดูก และกระดูกกับกระดูกอ่อนตั้งแต่ 2 ชิ้นขึ้นไป โดยมีเนื้อเยื่อกระดูกอ่อนเป็นตัวเชื่อม ช่วยยึดเสริมความแข็งแรง ทำให้มีความยืดหยุ่นในการเคลื่อนไหวได้สะดวกขึ้น

3. **กล้ามเนื้อ** การเคลื่อนไหวของมนุษย์ต้องอาศัยแรงดึง (Tension force) ที่เกิดขึ้นจากการหดตัวของกล้ามเนื้อเป็นสำคัญ นอกจากนี้แล้ว กล้ามเนื้อยังมีส่วนช่วยในการดูดซับแรงกระแทก และทำให้คนเรายืนตรงได้อีกด้วย การออกแรงของกล้ามเนื้อจะเกิดขึ้นเมื่อกล้ามเนื้อถูกกระตุ้นโดยประสาท ทำให้บางครั้งเรียกรวมกันว่า ระบบประสาทกล้ามเนื้อ (Neuromuscular system)



Level	Corresponding structure
C2-3	Mandible
C3	Hyoid bone
C4-5	Thyroid cartilage
C6	Cricoid cartilage
C7	Vertebra prominens
T3	Spine of scapula
T8	Level that inferior vena cava pierces diaphragm
T10	Xiphisternal junction
T10	Level that esophagus pierces diaphragm
T12	Level that aorta pierces diaphragm
L1	End of spinal cord (conus medullaris)
L3	Subcostal plane
L3-4	Umbilicus
L4	Bifurcation of aorta
L4	Iliac crests
S2	End of dural sac

ภาพประกอบ 1 โครงสร้างกระดูก

ที่มา: Frank Netter . (2014). Atlas of human anatomy. p. 153.

ระบบรับความรู้สึก

ระบบรับความรู้สึก ได้แก่ ระบบที่ทำหน้าที่รับความรู้สึกสัมผัสจากตัวรับความรู้สึก (Receptor) จากผิวหนังและส่วนอื่นๆของร่างกาย ความรู้สึกเจ็บปวด การมองเห็น การทรงตัว การได้ยิน การรับความรู้สึกของข้อต่อและตำแหน่งของร่างกาย การส่งสัญญาณประสาทของระบบรับความรู้สึกสามารถสรุปได้เป็น 4 ระดับ[21] คือ

1. ตัวรับความรู้สึก ได้แก่ Free nerve ending, Pacinian corpuscle, Ruffini's corpuscle, Meisner' s corpuscle และ Merkel's disc

2. ทางเดินประสาทขาเข้า (Afferent pathway) หมายถึง เส้นใยประสาทจากตัวรับความรู้สึกไปสู่เซลล์ประสาทในไขสันหลังหรือก้านสมอง

3. ทางเดินประสาทขาขึ้น (Ascending pathway) หมายถึง กลุ่มของเส้นใยประสาทจากเซลล์ประสาทในไขสันหลังหรือก้านสมองไปยังส่วนของเปลือกสมองใหญ่

4. ส่วนของเปลือกสมองใหญ่ที่ทำหน้าที่รับความรู้สึก (Sensory cortex) ได้แก่ ส่วนของเปลือกสมองใหญ่ที่อยู่บน Frontal lobe

ระบบประสาทที่เกี่ยวข้องกับการได้ยิน การทรงตัว และการมองเห็นมีตัวรับความรู้สึกที่เฉพาะเจาะจง และมีกลุ่มของนิวเคลียสและส่วนสมองที่ควบคุมแยกเฉพาะกันไป การทำงานของการได้ยินมักเป็นเอกเทศไม่ขึ้นกับการทำงานของระบบการทรงตัวและการมองเห็น ถึงแม้ว่าในบางภาวะ เช่น ขณะมีเสียงรบกวนดังมากๆ หรือได้ยินเสียงที่ไม่คาดคิด สัญญาณเสียงอาจกระตุ้นให้เกิดการเคลื่อนไหวของตาและศีรษะไปยังแหล่งกำเนิดเสียงอัตโนมัติ การเคลื่อนไหวของตาและศีรษะดังกล่าวนี้ต้องอาศัยการทำงานของระบบการทรงตัวและการมองเห็น ส่วนระบบการมองเห็นมีการทำงานที่ขึ้นกับระบบการทรงตัวบางส่วน โดยข้อมูลที่ได้จากระบบการทรงตัวมีความสำคัญต่อการเคลื่อนไหวของลูกตาในขณะที่เกิดการเคลื่อนไหวของศีรษะ

ระบบการได้ยิน (Auditory system)

สัญญาณเสียงและการทำงานของระบบการได้ยิน ทำให้เกิดการเคลื่อนไหวของศีรษะและตาไปยังต้นกำเนิดเสียง กระตุ้นการทำงานของเซลล์ประสาทของระบบประสาทส่วนกลางและระดับของการรับรู้ ทำให้เข้าใจและสามารถแยกแยะสัญญาณเสียงชนิดต่างๆได้

ระบบการทรงตัว (The vestibular system)

การทำงานของระบบการทรงตัวทำให้ร่างกายทราบถึงการเคลื่อนไหวของศีรษะและตำแหน่งของศีรษะ ช่วยควบคุมการเคลื่อนไหวของลูกตาให้รับภาพได้นิ่งขณะมีการเคลื่อนของศีรษะ (Gaze stabilization) ควบคุมการทรงท่าของร่างกาย และมีผลต่อการทำงานของระบบประสาทอัตโนมัติและระดับการรู้สึกตัว หน้าที่ของระบบการทรงตัว 3 ประการหลังนี้มีความสำคัญต่อการควบคุมการเคลื่อนไหว[22] ในภาวะปกติเรามักไม่ค่อยรู้สึกถึงความรู้สึกที่เกิดจากการทำงานของระบบการทรงตัว แต่การทรงตัวนี้มีบทบาทสำคัญต่อการเคลื่อนไหว ช่วยให้สามารถกำหนดทิศและตำแหน่งของการมองได้ ช่วยให้เกิดความมั่นคงของการทรงตัวในขณะยืนและเดิน ความผิดปกติของการทำงานจะทำให้เกิดอาการคลื่นไส้ เวียนศีรษะ รู้สึกไม่มั่นคง รวมทั้งมีความยากลำบากในการตรึงสายตาที่ตำแหน่งใดตำแหน่งหนึ่งและรักษาการทรงตัว[23]

ระบบการมองเห็น (The visual system)

ความสำคัญของระบบการมองเห็นต่อการควบคุมการเคลื่อนไหวมีอยู่หลายด้าน การมองเห็นทำให้เราสามารถระบุตำแหน่งและประเมินการเคลื่อนไหวของวัตถุภายนอกได้ หน้าที่ของระบบการเคลื่อนไหวดังกล่าวนี้จัดเป็น Exteroceptive sense นอกจากนี้ระบบการมองเห็นยังทำหน้าที่ในการให้ข้อมูลตำแหน่งการเคลื่อนไหวของร่างกายเปรียบเทียบกับสิ่งแวดล้อม และบอกถึงความสัมพันธ์ของตำแหน่งของร่างกายส่วนหนึ่งเปรียบเทียบกับอีกส่วนหนึ่ง หรืออาจจัดเป็น Visual proprioception ดังนั้นระบบการมองเห็นจึงมีบทบาทสำคัญในด้านของการควบคุมการทรงท่า และการเคลื่อนไหวของร่างกายด้านการเคลื่อนย้ายตัว (Locomotion) และการหยิบจับ (Manipulatory function)[24]

โดยสรุปคือ หลักการของการรักษาสมดุล คือ ความสามารถในการควบคุมการทรงตัวของมนุษย์ผ่านการควบคุมตำแหน่งของร่างกาย

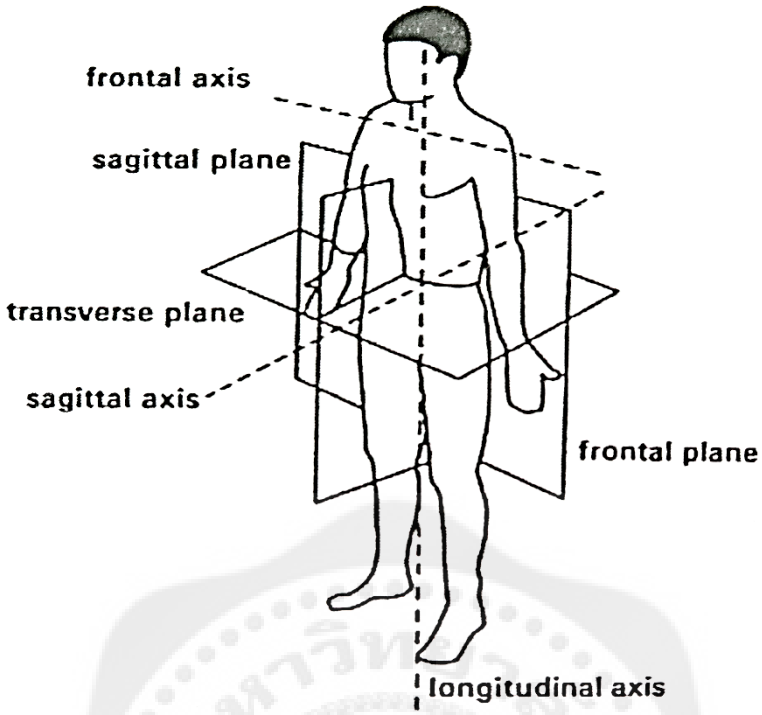
ระนาบและแกนการเคลื่อนไหวของร่างกาย

ความสัมพันธ์ของระนาบและแกนการเคลื่อนไหว จะมีอยู่ 3 แบบ[19] ซึ่งก็คือภาพสามมิติที่มีทั้งความกว้าง ความยาวและความสูง ดังภาพประกอบ 2

1. ระนาบแบ่งซ้าย-ขวา (Sagittal หรือ Median plane) เทียบได้กับการมองภาพจากด้านข้าง (Side view) จะมีแกนข้าง (Frontal หรือ Bilateral axis) ตั้งฉาก บางครั้งเรียกว่าระนาบหน้าหลัง

2. ระนาบแบ่งหน้า-หลัง (Frontal หรือ Coronal plane) เทียบได้กับการมองภาพจากด้านหน้าไปด้านหลัง (Front view) จะมีแกนหน้า-หลัง (Sagittal หรือ Anteroposterior axis) ตั้งฉาก บางครั้งเรียกว่าระนาบข้าง

3. ระนาบแบ่งบน-ล่าง (Transverse หรือ Horizontal plane) เทียบได้กับการมองภาพด้านบนไปด้านล่าง (Top view หรือ bird-eye view) จะมีแกนแนวดิ่ง (Vertical หรือ Longitudinal axis) ตั้งฉาก บางครั้งเรียกว่า ระนาบขอบฟ้า



ภาพประกอบ 2 ระนาบและแกนร่างกาย

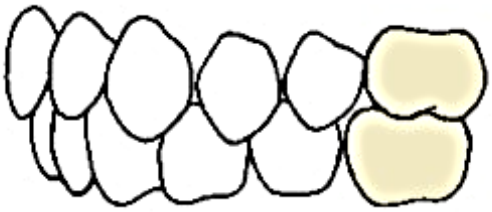
ที่มา: ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์. (2553). ชีวกลศาสตร์ขั้นนำ. หน้า 30.

การสบฟัน

การสบฟันแบบปกติ หรือที่เรียกว่า Normal occlusion จะเป็นลักษณะสบฟันที่ดีและสามารถพบได้จริงในทางคลินิก ซึ่งอาจมีการเรียงตัวของฟันบางซี่ที่ไม่ดีสมบูรณ์พร้อม แต่ก็ไม่ก่อให้เกิดปัญหากับสุขภาพหรือในการบดเคี้ยวอาหารหรือการทำงานของอวัยวะภายในช่องปาก

Edward H. Angle[25] ได้กล่าวถึงการสบฟันที่ปกติว่าจะต้องมีลักษณะของการเรียงตัวของฟันที่ดีในแต่ละขากรรไกรและต้องเรียงตัวเป็นส่วนโค้งที่สวยงามและสมดุลกันระหว่างฟันบนและฟันล่างโดยถือเอาฟันกรามแท้ซี่แรกในขากรรไกรบนเป็นหลักในการวินิจฉัยลักษณะการสบฟันตามระบบแองเกิล (Angle’s classification) แบ่งเป็น 3 ประเภท คือ

1. ประเภทที่ 1 (Class I, neutrocclusion) เป็นความสัมพันธ์ระหว่างฟันหลังบนล่างในสภาพปกติ กล่าวคือ ยอดฟันด้านแก้มใกล้กลาง (Mesiobuccal cusp) ของฟันกรามบนซี่ที่ 1 สบอยู่ตรงกับร่องใกล้แก้ม (Buccal groove) ของฟันกรามล่างซี่ที่ 1 (Mandibular first molar) ดังภาพประกอบ 3



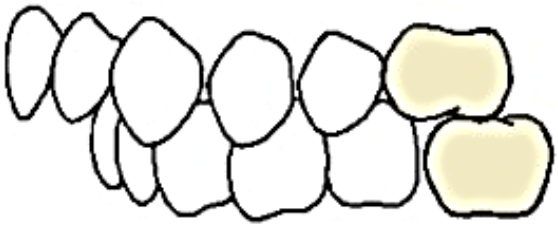
ภาพประกอบ 3 การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1

ที่มา: William R. Proffit; et al. (2013). Contemporary orthodontics. p. 4.

2. ประเภทที่ 2 (Class II, distocclusion) ฟันกรามล่างซี่ที่ 1 มีตำแหน่งค่อนไปทางด้านหลัง (Backward) หรือด้านไกลกลาง (Distal) ของตำแหน่งปกติ กล่าวคือ ยอดฟันด้านแก้มใกล้กลางของฟันกรามบนซี่ที่ 1 จะสบอยู่ระหว่างฟันกรามเล็กซี่ที่ 1 (Second bicuspid) กับฟันกรามล่างซี่ที่ 1 การสบฟันประเภทที่ 2 จำแนกตามแนวแกนเอียง (Axial inclination) ของฟันหน้าบน (Maxillary incisor) ดังภาพประกอบ 4 แบ่งเป็น 2 ดิวิชัน (Division) ได้แก่

2.1 ดิวิชัน 1 ฟันหน้าบนยื่น โอเวอร์เจทปานกลางถึงมากกว่าปกติ ฟันหน้าล่างมักงอกยาวกว่าปกติ จึงพบลักษณะฟันสบลึกร่วมด้วย การเรียงตัวของฟันบนเป็นรูปตัววี (V shaped dental arch) ระยะระหว่างฟันเขี้ยว (Intercanine width) แคบกว่าปกติ ผู้ป่วยมักมีโครงสร้างใบหน้าเป็นประเภทที่ 2 (Skeletal class II malocclusion) รูปหน้าด้านข้างอูม (Convex facial profile) เนื่องจากคางหลุบ (Retrognathic) ริมฝีปากบนสั้น ปากปิดไม่สนิท ริมฝีปากล่างมักวางตัวอยู่ทางด้านหลังหรือด้านใกล้ลิ้น (Lingual surface) ของฟันหน้าบน ซึ่งจะส่งเสริมให้ฟันหน้าบนยื่นมากขึ้นเมื่อผู้ป่วยพยายามปิดริมฝีปากให้สนิท

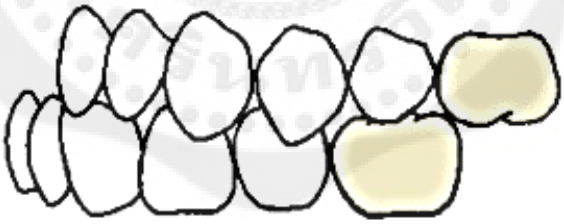
2.2 ดิวิชัน 2 ฟันตัดซี่กลางบนมีตำแหน่งใกล้ลิ้น ในขณะที่ฟันตัดซี่ข้างมีตำแหน่งใกล้ริมฝีปากและมักซ้อนทับบนฟันตัดซี่กลาง ขนาดของโอเวอร์ไบท์มากกว่าปกติ การเรียงตัวของฟันบนเป็นรูปตัวยู (U shaped dental arch) ลักษณะเฉพาะที่สังเกตุได้คือ รูปหน้าด้านข้างตรง (Straight facial profile) กล้ามเนื้อเมนทาลิส (Mentalis muscle) แข็งแรงมากกว่าปกติ ปรากฏเป็นร่องในแนวระนาบใต้ริมฝีปากล่าง ผู้ป่วยมักมีปัญหาเกี่ยวกับการบาดเจ็บจากการสบฟันและข้อต่อขากรรไกร (Temporomandibular joint) เนื่องจากฟันสบลึกและแนวแกนของฟันหน้าบนขัดขวางการเคลื่อนที่ของขากรรไกรล่างมาทางด้านหน้า



ภาพประกอบ 4 การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2

ที่มา: William R. Proffit; et al. (2013). Contemporary orthodontics. p. 4.

3. ประเภทที่ 3 (Class III, mesiocclusion) ฟันกรามล่างซี่ที่ 1 มีตำแหน่งค่อนมาทางด้านหน้า (forward) หรือด้านใกล้กลาง (Mesial) ของตำแหน่งปกติ กล่าวคือ ยอดฟันด้านแก้มใกล้กลางของฟันกรามบนซี่ที่ 1 สบกับยอดฟันด้านแก้มไกลกลาง (Distobuccal cusp) ของฟันกรามล่างซี่ที่ 1 และยอดฟันด้านแก้มใกล้กลางของฟันกรามล่างซี่ที่ 2 (Mandibular second molar) ผู้ป่วยมักมีโครงสร้างใบหน้าประเภทที่ 3 (Skeletal class III malocclusion) รูปหน้าด้านข้างเว้า (Concave facial profile) ขนาดของขากรรไกรบนล่างไม่สัมพันธ์กัน โดยขากรรไกรล่างใหญ่กว่าขากรรไกรบน มักพบ ครอสไบท์ทั้งบริเวณฟันหน้าและฟันหลัง ฟันหน้าล่างมีแนวแกนเอียงไปทางด้านใกล้ลิ้นมากกว่าปกติ (Lingual inclination) เนื่องจากแรงกดของริมฝีปากล่างและการปรับตัวตามธรรมชาติเพื่อให้สบกับฟันบน ดังภาพประกอบ 5



ภาพประกอบ 5 การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3

ที่มา: William R. Proffit; et al. (2013). Contemporary orthodontics. p. 4.

การบันทึกความเคลื่อนไหว

การบันทึกความเคลื่อนไหว หมายถึง ข้อมูลจะถูกบันทึกการเคลื่อนไหวและทำการแปลงการเคลื่อนไหวนั้นให้อยู่ในรูปแบบของข้อมูลดิจิตอล

ประเภทของการบันทึกความเคลื่อนไหว

การบันทึกความเคลื่อนไหวแบ่งได้เป็น 3 ประเภทหลักๆตามเทคโนโลยีที่ใช้ ดังนี้

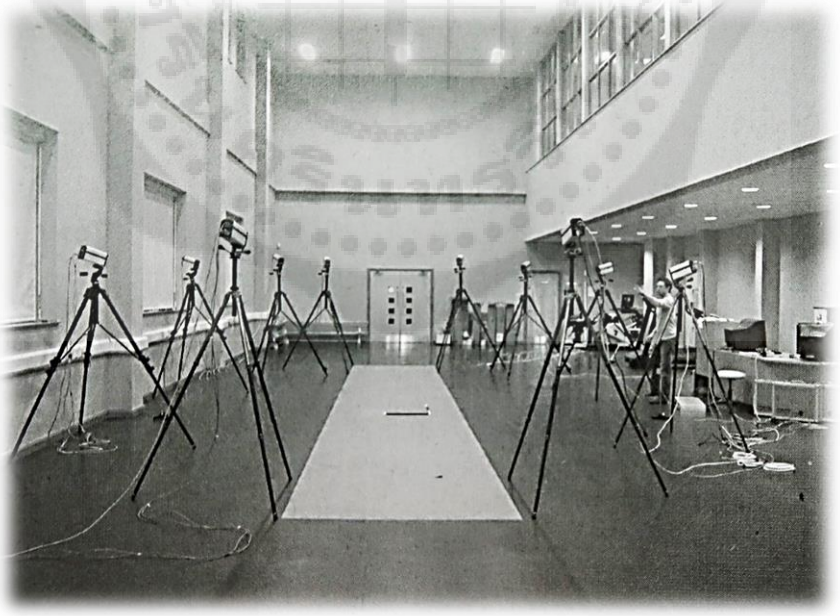
1. **การบันทึกความเคลื่อนไหวโดยชุดเชิงกล** (Electro-mechanical motion capture system)

การบันทึกประเภทนี้มักใช้กับการจับการเคลื่อนไหวของมนุษย์โดยเฉพาะ โดยใช้ชุดที่ทำขึ้นพิเศษสำหรับให้มนุษย์สวมใส่สำหรับการบันทึกความเคลื่อนไหว โดยชุดจะมีลักษณะเป็นโครงสร้างที่เชื่อมต่อกันโดยมีตัวต้านทานปรับค่าได้ในการวัดการหมุนของจุดต่างๆตามข้อต่อสำคัญของร่างกาย การรู้มุมการหมุนของจุดต่างๆทำให้เราสามารถรู้ท่าทางการเคลื่อนไหวของผู้สวมชุดได้

2. **การบันทึกความเคลื่อนไหวโดยใช้แม่เหล็ก** (Magnetic motion capture system)

ใช้เซ็นเซอร์ติดไว้ตามส่วนต่างๆ เพื่อวัดคลื่นแม่เหล็กไฟฟ้าความถี่ต่ำที่ผลิตออกมาจากแหล่งกำเนิดคลื่นที่ติดตั้งไว้ในบริเวณที่ทำการบันทึก เซ็นเซอร์แต่ละตัวจะถูกต่อสายมาเข้ายังวงจรวัดค่า เพื่อหาตำแหน่งของเซ็นเซอร์แต่ละตัวในสนามแม่เหล็ก วงจรวัดค่าจะส่งข้อมูลไปเข้าเครื่องคอมพิวเตอร์เพื่อแสดงตำแหน่งและการหมุนในรูปแบบสามมิติ

3. **การบันทึกความเคลื่อนไหวโดยใช้กล้องวีดีโอ** (Optical motion capture system) ดังภาพประกอบ 6



ภาพประกอบ 6 การบันทึกความเคลื่อนไหวโดยใช้กล้องวิดีโอ

ที่มา: Jim Richards. (2008). Biomechanics in clinic and research. p. 107.

วิธีการบันทึกแบบใช้วีดีโอยังสามารถแบ่งได้อีก 3 ชนิดคือ

3.1 แบบไม่มีมาร์คเกอร์ (Markerless)

การตรวจจับท่าทางโดยปราศจากการทำเครื่องหมายบนร่างกาย (Markerless motion capture) เป็นอีกหลักการของการวิเคราะห์การแสดงท่าทางของมนุษย์ หลักการนี้จะไม่มีการทำสัญลักษณ์หรือเครื่องหมายไว้บนจุดต่างๆของร่ายกายของผู้ถูกตรวจจับ โดยในหลักการนี้จะบันทึกภาพการเคลื่อนไหวมาวิเคราะห์ เพื่อทำการแยกแยะส่วนที่คาดการณ์ว่าจะเป็นร่างกายมนุษย์ออกจากพื้นหลัง จากนั้นจึงนำข้อมูลส่วนที่เป็นร่างกายมนุษย์จากภาพมาวิเคราะห์ท่าทาง ในหลักการนี้สามารถแยกย่อยวิธีการในการวิเคราะห์ท่าทางได้ 2 แบบคือ การวิเคราะห์ข้อมูลจากภาพสองมิติ (2 Dimension image processing) และการวิเคราะห์ข้อมูลจากภาพสามมิติ (3 dimension image processing) สำหรับการวิเคราะห์ข้อมูลจากภาพสองมิตินั้นเป็นหลักการที่ได้รับความนิยมมาอย่างยาวนาน โดยจะใช้รายละเอียดจุดสีของภาพมาทำการวิเคราะห์ท่าทาง แต่อย่างไรก็ตามพบว่าการวิเคราะห์ข้อมูลจากภาพสองมิตินั้นมักมีปัญหาในเรื่องการแยกแยะส่วนของร่างกายมนุษย์ออกจากพื้นหลังที่มีความซับซ้อน ซึ่งส่งผลต่อความถูกต้องในการวิเคราะห์ท่าทางตามไปด้วย นอกจากนี้แสงก็ยังเป็นอีกปัจจัยที่ส่งผลต่อคุณภาพในการวิเคราะห์ข้อมูลท่าทางอีกเช่นกัน ในทางกลับกันการวิเคราะห์ข้อมูลจากภาพสามมิติสามารถช่วยลดปัญหาดังกล่าวของวิธีการวิเคราะห์ข้อมูลจากภาพสองมิติลงได้ด้วยสาเหตุที่ชุดข้อมูลในภาพสามมิตินั้นมีส่วนของข้อมูลเชิงลึก ซึ่งช่วยในการแบ่งแยกระหว่างวัตถุแต่ละชิ้นให้มีความชัดเจนมากยิ่งขึ้น นอกจากนี้อุปกรณ์ที่ใช้ในการบันทึกภาพเชิงลึกนั้นเป็นอุปกรณ์ประเภทเซ็นเซอร์จึงทำให้แสงไม่ได้เป็นปัจจัยสำคัญในการวิเคราะห์ข้อมูล ดังนั้นการวิเคราะห์ข้อมูลจากภาพสามมิติจึงเป็นอีกหนึ่งแนวทางที่หลายงานวิจัยในปัจจุบันให้ความสนใจเช่นเดียวกับหลายงานวิจัยในปัจจุบัน

3.2 แบบมีมาร์คเกอร์ (Marker)

การตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยการทำสัญลักษณ์บนจุดต่างๆของร่างกาย (Marker motion capture) เป็นการตรวจจับส่วนต่างๆของร่างกายโดยผู้ถูกตรวจจับจะต้องสวมใส่ชุดหรือเครื่องแต่งกายที่มีการทำเครื่องหมายในส่วนต่างๆเอาไว้ โดยเครื่องหมายที่ถูกกำหนดไว้บนร่างกายจะเป็นตัวบ่งบอกถึงอวัยวะส่วนต่างๆเพื่อใช้ในการแบ่งแยกอวัยวะแต่ละส่วนที่ต้องการตรวจจับ โดยวิธีสกัดจุดต่างๆบนร่างกายนั้นสามารถทำได้ทั้งจากการบันทึกภาพผ่านกล้องแล้วนำข้อมูลที่บันทึกได้มาทำการวิเคราะห์หาสัญลักษณ์ที่ทำไว้บนร่างกายหรือในอีกกรณีคือการใช้อุปกรณ์ที่เป็นอุปกรณ์บอกพิกัดซึ่งสามารถช่วยให้รู้พิกัดของส่วนต่างๆบนร่างกายได้ทันทีในระหว่างที่ทำการบันทึกข้อมูลการเคลื่อนไหว

3.2.1 มาร์คเกอร์แบบสะท้อนแสงอินฟราเรด (Reflective marker or passive marker)

เป็นการถ่ายภาพวิดีโอชนิดพิเศษในการติดตามตำแหน่งของมาร์คเกอร์ที่ติดอยู่ตามส่วนต่างๆ โดยกล้องวิดีโอนี้จะใช้เลนส์แบบรับแสงอินฟราเรด แล้วใช้แสงอินฟราเรดจากแหล่งกำเนิดแสงที่ติดไว้รอบๆกล้องถ่ายภาพ แสงจะสะท้อนที่มาร์คเกอร์ทำให้เห็นเป็นจุดที่มีความเข้มแสงมากกว่าบริเวณอื่นๆ ดังภาพประกอบ 7-9

ภาพประกอบ 7 มาร์คเกอร์แบบสะท้อนแสงอินฟราเรด

ที่มา: Jim Richards. (2008). Biomechanics in clinic and research. p. 124.

ภาพประกอบ 8 ตัวอย่างการติดมาร์คเกอร์แบบสะท้อนแสงอินฟราเรด

ที่มา: Jim Richards. (2008). Biomechanics in clinic and research. p. 124.

ภาพประกอบ 9 การจับตำแหน่งมาร์คเกอร์ตามตำแหน่งกายวิภาค

ที่มา: Jim Richards. (2008). Biomechanics in clinic and research. p. 124.

3.2.2 มาร์คเกอร์แบบหลอดแอลอีดี (Active marker or pulsed-LED)

เป็นการบันทึกภาพท่าทางของผู้ทดสอบโดยใช้วิธีวัดจากมาร์คเกอร์ที่เป็นหลอดแอลอีดี โดยใช้หลักการวัดความเข้มของแสงสำหรับการบันทึกข้อมูล

งานวิจัยนี้ผู้วิจัยได้เลือกใช้หลักการในการตรวจจับท่าทางโดยการทำเครื่องหมายบนร่างกายแบบสะท้อนแสงอินฟราเรดจากเครื่อง Qualisys ของบริษัท Qualisys AB โดยใช้การวิเคราะห์ข้อมูลจากภาพสามมิติในการวิเคราะห์ท่าทางการทรงตัวของร่างกาย ดังภาพประกอบ 10

ภาพประกอบ 10 กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Qualisys Proreflex CCD)

ที่มา: Jim Richards. (2008). Biomechanics in clinic and research. p. 108.

แรงปฏิกิริยาจากพื้น

แรงสะท้อนกลับจากการที่มีแรงกระทำจากร่างกายลงไปสู่พื้น จะมีแรงสะท้อนกลับไปยังพื้นผิวของร่างกายที่สัมผัสกับพื้น ตามทฤษฎี กฎข้อที่ 3 ของนิวตัน คือ ถ้ามีแรงกิริยา (Action force) กระทำกับวัตถุ ย่อมทำให้เกิดแรงปฏิกิริยา (Reaction force) ขึ้น เท่ากับแรงกิริยาและมีทิศทางทางตรงข้ามเสมอ โดยการวัดค่าแรงปฏิกิริยาจากพื้นจะใช้แผ่นวัดแรง (Force platform) เป็นเครื่องมือทางชีวกลศาสตร์ที่มีลักษณะเป็นแผ่น เพื่อวัดค่าแรงปฏิกิริยาที่ส่งไปยังแผ่นวัดแรง

ลักษณะของแรงปฏิกิริยาจากพื้นขณะเดิน ในจังหวะที่เท้าสัมผัสพื้น (Heel strike) จะเกิดแรงปฏิกิริยาที่พื้นกระทำต่อเท้าสูงสุดหรือ Impact peak ซึ่งเกิดขึ้นภายในระยะเวลา 0.05 วินาที นับจากจังหวะที่เท้าสัมผัสพื้น จากนั้นจะมีค่าลดลงและจะมีค่าเพิ่มขึ้นอีกครั้งในระยะเท้าถีบพื้นไปด้านหน้า (Toe off) หรือ (Push off) จะเกิดแรงปฏิกิริยาที่พื้น Active peak[28]

แรงปฏิกิริยาจากพื้นมีองค์ประกอบ 3 ทิศทางคือ

1. ทิศทางในแนวดิ่ง (Vertical force = Fz)
2. ทิศทางในแนวหน้า-หลัง (Antero-posterior force = Fy)
3. ทิศทางในแนวด้านในและแนวด้านนอก (Medio-lateral force = Fx)

แรงทั้ง 3 ทิศทางนี้จะตั้งฉากซึ่งกันและกัน และรวมกันเป็นแรงทิศทางเดียวที่กระทำต่อร่างกาย

แรงปฏิกิริยาจากพื้นสามารถวัดได้จากแผ่นวัดแรง ซึ่งเป็นเครื่องมือทางชีวกลศาสตร์การวัดหรือการทดสอบแรงปฏิกิริยาจากพื้นจากการเดิน การวิ่ง การกระโดด เป็นต้น เพื่อศึกษาแรงปฏิกิริยาที่ส่งไปยังแผ่นวัดแรง มีค่าเป็นเท่าไร เป็นเครื่องมือที่ใช้สำหรับการศึกษาในด้านคิเนติกส์ ใน 3 ทิศทาง คือ แนว แกน X Y และ Z เป็นเครื่องมือที่มีความละเอียดสูง มีความแปรปรวนต่ำ เที่ยงตรงและแม่นย่ำ

อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าเป็นอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับวัดแรงที่เกิดขึ้นในขณะที่น้ำหนักตัวถ่ายเทไปยังเท้าที่สัมผัสกับพื้นซึ่งประกอบไปด้วยแรงในแนวดิ่งและแรงในแนวราบ โดยที่ภายในของอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าจะประกอบไปด้วยเซ็นเซอร์สำหรับวัดแรง ซึ่งโดยทั่วไปมักนิยมใช้ Piezoelectric หรือ Strain guage หลายตัวเรียงต่อกันทำให้อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้านอกจากจะสามารถวัดแรงปฏิกิริยาที่เกิดขึ้นที่เท้าได้แล้ว ยังสามารถวัดการกระจายตัวของแรงที่ฝ่าเท้าได้ด้วย ดังภาพประกอบ 11

ภาพประกอบ 11 อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

ที่มา: Jim Richards. (2008). Biomechanics in clinic and research. p. 90.

งานวิจัยนี้ผู้วิจัยจะใช้ข้อมูลจากการกระจายตัวของแรงที่ฝ่าเท้าซึ่งบอกค่าตำแหน่งการแกว่งของร่างกายเป็นพิกัดมาประเมินการทรงตัวของร่างกาย ความแม่นยำที่วัดจะขึ้นอยู่กับตำแหน่งในขณะที่เท้าสัมผัสกับอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า โดยเท้าของผู้ทดสอบควรอยู่ในตำแหน่งกึ่งกลางของอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ความสัมพันธ์ทางชีวกลศาสตร์และระบบประสาทของช่องปากและขากรรไกรนั้นมีผู้ศึกษามากขึ้นเรื่อยๆ หลายบทความแนะนำให้พัฒนาคุณภาพของระเบียบวิธีการวิจัยโดยให้กำหนดคำถามงานวิจัยที่เฉพาะมากขึ้น ในปัจจุบันข้อมูลส่วนใหญ่จะศึกษาผลของการสบฟันที่มีต่อโครงสร้างร่างกาย โดยรูปแบบของการสบฟันบางอย่างที่มีความสัมพันธ์กับความผิดปกติของโครงสร้างใบหน้ามีแนวโน้มที่จะก่อให้เกิดการเปลี่ยนแปลงโครงสร้างของร่างกายและกล้ามเนื้อ เช่น ภาวะขากรรไกรสั้นรุนแรง ภาวะขากรรไกรยื่น กระโหลกศีรษะผิดปกติมีขนาดใหญ่หรือเล็กเกินไป ใบหน้าไม่สมมาตร ซึ่งนำไปสู่การเปลี่ยนแปลงของกระดูกคอและความสมดุลของร่างกาย[29-30]

การศึกษาผลของโครงสร้างร่างกายที่มีต่อการสบฟันนั้น มีหลายการศึกษาที่เกี่ยวกับความผิดปกติของโครงสร้างร่างกายของมนุษย์ ทั้งที่เป็นมาแต่กำเนิดหรือได้รับมาภายหลัง พบว่าในคนที่มีความผิดปกติของโครงสร้างร่างกายนั้น จะพบลักษณะของโครงสร้างใบหน้าและการสบฟันที่ผิดปกติร่วมด้วย[2] ทั้งนี้เนื่องจากโครงสร้างทั้งสองส่วนมีความเชื่อมโยงกันด้วยกล้ามเนื้อ ซึ่งจะช่วยชดเชยความไม่สมดุลที่เกิดขึ้น ท่าทางของคนเราจะแสดงตำแหน่งและโครงสร้างส่วนต่างๆของร่างกายให้มีความสมดุลกันภายใต้สภาวะที่หยุดนิ่งและเคลื่อนไหว โดยธรรมชาตินั้นศีรษะของคนจะตั้งตรงอยู่ได้ต้องอาศัยความสมดุลของกระดูกบริเวณคอ โครงสร้างกล้ามเนื้อที่ใบหน้าและระนาบการสบฟันร่วมกัน โดยจะมีกล้ามเนื้อและเส้นประสาทคอยเชื่อมโยงความสัมพันธ์เหล่านี้[30]

การศึกษาของ Motoyoshi และคณะ[31-32] พบว่าระนาบการสบฟันที่มีความเอียงจะส่งผลถึงการเคลื่อนของกระดูกสันหลังส่วนคอเนื่องจากแรงจากการบดเคี้ยวทั้งสองข้างไม่สมดุลกันสอดคล้องกับการศึกษาของ Fushima และคณะ[33] ที่พบว่าระนาบการสบฟันจะชันขึ้นในด้านที่มีการเคลื่อนของขากรรไกร และพบการทำงานที่มากขึ้นของกล้ามเนื้อแมสเซสเตอร์ (Masseter) และกล้ามเนื้อเทมพอรัล (Temporal) ในด้านที่ไม่มีการเคลื่อนที่ของขากรรไกร[34] นอกจากนี้การศึกษาของ Kuboki และคณะ[35] ได้ทำการศึกษาการทำงานของกล้ามเนื้อในการเคี้ยวข้างเดียว พบว่ามีความแตกต่างกัน โดยเมื่อเริ่มเคี้ยวการทำงานของกล้ามเนื้อด้านที่ไม่ได้เคี้ยวจะลดลงอย่างรวดเร็ว ส่วนกล้ามเนื้อด้านที่มีการเคี้ยวจะมีการทำงานของกล้ามเนื้ออย่างชัดเจน

การศึกษาของ Levinkind[1] ใช้เครื่องมือตรวจวิเคราะห์การทำงานของระบบประสาทและการทรงตัว (Balance platform) เพื่อทดสอบโครงสร้างร่างกาย พบว่าผู้ที่มีการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2 (Molar relationship class II) จะมีโครงสร้างร่างกายโดยรวมเคลื่อนไปทางด้านหน้า ในขณะที่ผู้ที่มีการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3 (Molar relationship class III) จะมีโครงสร้างร่างกายโดยรวมเคลื่อนไปทางด้านหลัง และเมื่อมีการศึกษาการปรับตัวของโครงสร้างร่างกายตำแหน่งกระดูกสันหลังส่วนคอที่เปลี่ยนแปลงไป พบว่าครึ่งหนึ่งของผู้มีการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1 และ 2 (Molar relationship class I, II) จะมีกระดูกสันหลังส่วนคอที่โค้งไปทางด้านหน้าอย่างชัดเจน (Marked cervical lordosis) ขณะที่ผู้มีการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3 จะมีกระดูกสันหลังส่วนคอโค้งไปทางด้านหลัง (Abnormal kyphosis) นอกจากนี้การศึกษาของ Arumugam และคณะ[36] ได้ทดสอบลักษณะการสบฟันที่ผิดปกติประเภทต่างๆที่มีอิทธิพลต่อการทรงตัวของร่างกายโดยใช้เครื่องมือตรวจวิเคราะห์การทำงานของระบบประสาทและการทรงตัว พบว่าผู้ที่มีการสบฟันผิดปกติชนิดโครงสร้างประเภท 2 และ 3 (Skeletal relationship class II, III) จะมีการทรงตัวที่ไม่ปกติ และจะเพิ่มการแกว่งของร่างกายมากขึ้นเมื่อมีการสบฟันผิดปกติชนิดโครงสร้างประเภท 2 และ 3 ที่รุนแรง (Skeletal relationship class II, III) เช่นเดียวกับการศึกษาของ Alwarawreh และคณะ[37] ที่ทดสอบความสมมาตรของร่างกายมุมเอียง พบว่าการสบฟันที่ผิดปกติรุนแรง เช่น ภาวะขากรรไกรยื่นรุนแรง ภาวะขากรรไกรสั้นรุนแรง จะส่งผลต่อการเอียงตัวของร่างกายมากขึ้น

การศึกษาของ Gangloff และคณะ[3] พบว่าความผิดปกติของช่องปากและขากรรไกร (Stomatognathic system) เช่น โรคเกี่ยวกับข้อต่อขากรรไกร (TMD) การสบฟันที่ผิดปกติ จะมีความเสี่ยงที่สามารถพัฒนาจนเกิดความผิดปกติของท่าทางร่างกายได้โดยเฉพาะในส่วนของกล้ามเนื้อคอซึ่งเป็นส่วนสำคัญในการทรงท่าของร่างกาย Broadbent และคณะ[38] ได้กล่าวไว้ว่ากล้ามเนื้อกลุ่มไฮออยด์ (Hyoid) กล้ามเนื้อสเตอร์โนไคลโดมาสตอยด์ (Sternocleidomastoid) และกล้ามเนื้อทราพีเซียส (Trapezius) จะทำงานร่วมกันและเชื่อมกระดูกสันหลังส่วนคอและกระดูกขากรรไกรเข้าด้วยกัน และยังตั้งข้อสันนิษฐานไว้ว่าการสบฟันที่ผิดปกตินั้นมีความสัมพันธ์ใกล้ชิดกับการมีกระดูกขากรรไกร

ล่างที่มีรูปร่างผิดปกติและยังสามารถส่งผลไปยังกระดูกสันหลังส่วนคอได้อีกด้วยทำให้มีการปรับท่าทางของร่างกายเพื่อชดเชยความผิดปกตินั้น นอกจากนี้ Shimazaki และคณะ[2] ยังได้กล่าวไว้ว่าความลาดเอียงของระนาบการสบฟันทางด้านข้างและความไม่สมดุลของกล้ามเนื้อบดเคี้ยวระหว่างด้านซ้ายและด้านขวาจะส่งผลต่อกระดูกสันหลังส่วนคอ เช่น ผู้ป่วยที่มีรูปร่างและการใช้งานของขากรรไกรล่างในด้านข้างผิดตำแหน่งไปจากปกติ อาจจะส่งผลให้มีการปรับตัวทดแทนความผิดปกตินั้นโดยปรับท่าทางของร่างกายได้เช่นกัน ส่วนเหตุผลที่ขากรรไกรล่างสามารถรับรู้ได้ถึงความไม่สมดุลของร่างกายนั้น Bracco และคณะ[39] ได้อธิบายไว้ว่าตำแหน่งของกระดูกขากรรไกรล่างที่แตกต่างกันไปจะส่งผลต่อระบบประสาทรับรู้ความรู้สึกของข้อต่อ (Proprioceptive sense) และการส่งกระแสประสาทของอวัยวะปริทันต์ (Periodontal afferent) ให้มีการเปลี่ยนแปลงไป ซึ่งจะมีผลต่อค่าจุดศูนย์กลางแรงดันและเสถียรภาพในการทรงตัว (Gait stability) ของร่างกายซึ่งส่งผลต่อท่าทางของร่างกายที่ต่างกันออกไป ดังการศึกษาของ Sforza และคณะ[40] ยืนยันว่ายิ่งตำแหน่งของกระดูกขากรรไกรล่างมีความสมดุลมาก จะทำให้การหดตัวของกล้ามเนื้อคอและกล้ามเนื้อสเตอร์โนไคลโดมาสตอยด์ทั้งสองข้างสมดุลกัน และจะลดการแกว่งของร่างกาย (Body sway) ได้ นอกจากนี้ Broadbent และคณะ[38] พบว่าหากมีการปรับเปลี่ยนหรือแก้ไขโครงสร้างส่วนใดส่วนหนึ่งแล้ว จะส่งผลต่อโครงสร้างอีกส่วนหนึ่งที่เชื่อมโยงกันอยู่ด้วยกล้ามเนื้อด้วยเช่นกัน

จากการทบทวนวรรณกรรมพบว่า มีงานวิจัยที่ระบุว่าการสบฟันไม่ใช่ปัจจัยหลักของปัญหาข้อต่อขากรรไกรและกล้ามเนื้อ[41] และคนที่มีการสบฟันผิดปกติก็อาจเป็นผลจากการเปลี่ยนแปลงของข้อต่อขากรรไกรและกล้ามเนื้อได้ มีการศึกษาในมนุษย์และสัตว์ทดลองพบว่า กลุ่มที่พบสิ่งกีดขวางการสบฟันจะกระตุ้นให้เกิดโรคเกี่ยวกับข้อต่อขากรรไกรได้ และผลจากการรักษาทางทันตกรรมก็เป็นปัจจัยหนึ่ง เช่น การมีวัสดุบูรณะสูงกว่าระดับสบฟันปกติ การจัดฟัน การใส่ฟันปลอม[42] เป็นต้น นอกจากนี้การศึกษาในกลุ่มปกติและกลุ่มที่มีประวัติโรคเกี่ยวกับข้อต่อขากรรไกรก็จะมีการตอบสนองต่อสิ่งกีดขวางการสบฟันที่ต่างกัน เช่น กลุ่มปกติจะพบปัญหาการทำงานของกล้ามเนื้อแมสเซสเตอร์น้อยกว่ากลุ่มที่มีประวัติโรคเกี่ยวกับข้อต่อขากรรไกรเมื่อได้รับสิ่งกีดขวางการสบฟันเช่นเดียวกัน[43]

วิธีที่ใช้ในการประเมินโครงสร้างร่างกายในปัจจุบันนี้ โดยเฉพาะการศึกษาความสามารถในการทรงท่าทางในปัจจุบันมีหลายวิธี ซึ่งการประเมินความสมดุลของท่าทางสามารถประเมินได้จากทั้งวิธีในทางด้านคุณภาพและทางด้านปริมาณ วิธีทางด้านคุณภาพคือ การใช้สายตาของผู้สังเกตเป็นเกณฑ์ เช่น การใช้วิธี Forward bend test (FBT) เพื่อใช้ในการตรวจความผิดปกติของโครงสร้างกระดูกสันหลังได้อย่างคร่าวๆ[44] แต่อย่างไรก็ตามการทดสอบนี้จะไม่สามารถวัดค่าระดับความผิดปกติได้ ต้องใช้ร่วมกับเครื่องมือที่ใช้ในการวัดโครงสร้างของกระดูกสันหลัง (Scoliometer) ส่วนวิธีทางด้านปริมาณในการวัดท่าทางนั้นเป็นการใช้เครื่องมือร่วมด้วย เช่น การวัดการทำงานของกล้ามเนื้อโดยเครื่องวัดสัญญาณไฟฟ้าจากกล้ามเนื้อ การวัดค่าของการทำงานของระบบประสาทที่รับความรู้สึก

(Sensory organization test, SOT) เพื่อประเมินความสามารถในการทรงตัวและการรักษาสมดุลของร่างกายโดยตรง โดยจะทดสอบได้ทั้งการมองเห็น การทรงตัวจากหูชั้นใน และประสาทสัมผัสความรู้สึกจากข้อต่อ โดยเครื่องมือที่ใช้ในการประเมินมีหลายชนิด เช่น เครื่องวัดการทรงตัว (Equitest) เครื่องมือสำหรับตรวจประเมินการเคลื่อนไหว (Balance Master) และชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าและสมดุลร่างกาย เป็นต้น และมีการศึกษาที่ยืนยันความสัมพันธ์ระหว่างการมองเห็นและการทรงตัวของร่างกาย พบว่าตำแหน่งของการทิ้งน้ำหนักและอัตราการแกว่งขณะยืนทรงตัวจะได้รับอิทธิพลจากการมองเห็น สรุปได้ว่าการทรงตัวของร่างกายจะลดลงเมื่อผู้ทดสอบหลับตา[45]

งานวิจัยส่วนใหญ่เกี่ยวข้องกับสมมติฐานที่ว่าการสบฟันมีอิทธิพลต่อท่าทางของร่างกายในทางคลินิกจึงได้ใช้ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าและสมดุลร่างกายเข้ามาวิเคราะห์ความสัมพันธ์นี้ แต่ก็มีบางรายงานที่ระบุว่าการใช้ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าและสมดุลร่างกายยังมีความน่าเชื่อถือไม่เพียงพอ ดังนั้นก่อนการใช้ทุกครั้งต้องคำนึงถึงความถูกต้องและความแม่นยำของตัวเครื่อง ความน่าเชื่อถือในการทดสอบ ตลอดจนตัวแปรต่างๆที่นำมาใช้ในการทดสอบ นอกจากนี้ยังสามารถดูผลการรับรองได้จากบริษัทผู้ผลิตและการตรวจวัดประเมินคุณภาพของเครื่องมือ

ปัจจุบันชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าและสมดุลร่างกายเป็นเครื่องมือที่นิยมใช้วิเคราะห์ท่าทางของร่างกายในกลุ่มผู้ที่มีสุขภาพแข็งแรง ผู้ที่มีความผิดปกติทางร่างกาย ผู้สูงอายุ รวมถึงนักกีฬาที่อาจมีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างตลอดเวลา และอุปกรณ์นี้จะต้องใช้โดยผู้ที่มีความชำนาญ อาทิ นักกายภาพบำบัด ศัลยแพทย์ออโทปิดิกส์ นักประสาทวิทยา แพทย์สนาม เป็นต้น

สิ่งที่จะเป็นตัวชี้วัดประเมินสมดุลของร่างกายนั้นคือค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน ซึ่งเป็นค่าที่ใช้กันอย่างแพร่หลายในการประเมิน สามารถเข้าใจได้ง่ายและยังเป็นค่าหลักที่ใช้ในการประเมินท่าทางของร่างกายในท่ายืนตรง[15-16] โดยค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน คือ จุดของเวกเตอร์ที่มีขนาดเท่ากับและทิศทางตรงกันข้ามกับน้ำหนักที่ลงบนจุดนั้นๆ การทดสอบด้วยชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าและสมดุลร่างกาย จะประกอบไปด้วยแผ่นกระดานที่ตั้งอยู่บนตัวรับสัญญาณชนิด Load cell ซึ่งใช้หลักการ Stain gauge เป็นตัวรับสัญญาณที่มีความเสถียรภาพเหนือกว่าและเหมาะกับงานวิจัยที่ต้องการความแม่นยำเมื่อเทียบกับตัวรับสัญญาณชนิดอื่นๆ[17] ค่าจุดศูนย์กลางแรงดันนั้นมักไม่ได้รับอิทธิพลจากการมองเห็นและและการสบฟันแต่ขึ้นกับตำแหน่งที่ผู้ทดสอบยืนบนแผ่นรองรับแรง และจะมีระยะขจัดที่เคลื่อนที่ในแนวเอียงซ้ายขวาน้อยกว่าแนวก้มเงย เนื่องจากความสัมพันธ์ระหว่างอวัยวะและโครงสร้างต่างๆในร่างกายมีแนวโน้มเอียงไปในแนวด้านหน้าหลังมากกว่า

ในส่วนการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวของร่างกายจะใช้กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Camera positioning) ร่วมกับโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและมาร์คเกอร์แบบสะท้อนแสงอินฟราเรด (Reflective marker) โดยการทำสัญลักษณ์บนจุดต่างๆของร่างกาย (Marker motion capture) ผู้ถูกตรวจจับจะต้องสวมใส่ชุดหรือเครื่องแต่งกายที่มีการทำเครื่องหมายในส่วนต่างๆเอาไว้โดยเครื่องหมาย

ที่ถูกกำหนดไว้บนร่างกายจะเป็นตัวบ่งบอกถึงอวัยวะส่วนต่างๆที่ต้องการตรวจจับโดยวิธีสกัดจุดต่างๆบนร่างกายนั้นสามารถทำได้จากการบันทึกภาพผ่านกล้องแล้วนำข้อมูลที่บันทึกได้มาทำการวิเคราะห์หาสัญลักษณ์ที่ทำไว้บนร่างกาย จำนวนและตำแหน่งของกล้องนั้นขึ้นกับลักษณะงานที่ใช้เก็บข้อมูลซึ่งมีทั้งในรูปแบบสองมิติและสามมิติ การบันทึกข้อมูลแบบสองมิติสามารถใช้กล้องเพียง 1 ตัวก็เพียงพอต่อการใช้งาน เช่น การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวมุมก้มหรือการวิเคราะห์การเคลื่อนไหวมุมเอียง ในขณะที่การบันทึกข้อมูลแบบสามมิติจะนิยมใช้กล้องมากกว่า 2 ตัวขึ้นไป เนื่องจากมาร์คเกอร์อาจไม่แสดงให้เห็นได้พร้อมกันทั้งหมด งานวิจัยที่ผ่านมาได้ระบุว่าการมีจำนวนกล้องที่มากขึ้นจะส่งผลให้การเก็บข้อมูลมีความถูกต้องมากขึ้นเช่นกัน ส่วนตำแหน่งของกล้องจะมีความสัมพันธ์กับตำแหน่งของวัตถุโดยจะต้องสามารถเก็บภาพของวัตถุที่สนใจได้ครอบคลุมทั้งหมดทั้งในสภาวะหยุดนิ่งและเคลื่อนไหว[28]

แนวโน้มความสัมพันธ์ระหว่างแนวแกนของร่างกายกับค่าจุดศูนย์กลางแรงดันที่ได้จากการศึกษาในครั้งนี้จะใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานเพื่อประกอบการวางแผนการรักษาในผู้ป่วยที่มีความผิดปกติของโครงสร้างกะโหลกศีรษะและใบหน้า ซึ่งอาจต้องมีการปรับโครงสร้างหลักของร่างกายให้มีความสมดุลกันร่วมด้วย เพื่อช่วยคงสภาพการรักษาให้มีประสิทธิภาพสูงสุด

บทที่ 3
วิธีดำเนินการวิจัย

ในการวิจัยครั้งนี้ ผู้วิจัยได้ดำเนินการตามขั้นตอนดังนี้

1. การกำหนดประชากรและการเลือกกลุ่มตัวอย่าง
2. เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย
3. การเก็บรวบรวมข้อมูล
4. การจัดกระทำและการวิเคราะห์ข้อมูล

การกำหนดประชากรและการเลือกกลุ่มตัวอย่าง

เกณฑ์การคัดเลือกอาสาสมัครให้เข้าโครงการวิจัย

1. อายุ 19-30 ปี
2. กลุ่มตัวอย่างจำนวน 24 คน มีลักษณะการสบฟันแบบแองเกิล 3 ประเภท ได้แก่ ประเภท 1 2 และ 3 ประเภทละ 8 คน
3. ไม่มีความผิดปกติทางระบบโครงร่างและกล้ามเนื้อมาแต่กำเนิด
4. ไม่มีประวัติได้รับอุบัติเหตุบริเวณศีรษะ คอ ไหล่ หลังส่วนบนและเท้าที่ส่งผลต่อโครงสร้างร่างกาย
5. ไม่เคยได้รับการรักษาจัดฟัน

เกณฑ์การแยกอาสาสมัครมิให้เข้าโครงการวิจัย

1. มีภาวะกระดูกสันหลังคด

เกณฑ์การให้เลิกจากการศึกษา

1. ได้รับอุบัติเหตุบริเวณศีรษะ คอ ไหล่ หลังส่วนบนและเท้าที่ส่งผลต่อโครงสร้างร่างกายในระยะเวลาขณะทำโครงการวิจัย
2. เริ่มติดเครื่องมือจัดฟันร่วมกับใช้แรงปรับการเรียงตัวฟันระหว่างอยู่ในโครงการวิจัย
3. เมื่อมีความประสงค์ต้องการยกเลิกการร่วมโครงการวิจัย

เครื่องมือที่ใช้ในการวิจัย

1. กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Qualisys Camera Oqus) รุ่น Oqus 7+ series จากบริษัท Qualisys AB ประเทศสวีเดน

2. โปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Qualisys Track Manager) รุ่น 2.16 จากบริษัท Qualisys AB ประเทศสวีเดน

3. มาร์คเกอร์แบบสะท้อนแสงอินฟราเรด (Reflective Marker) จำนวน 4 ตัว

4. ชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า (Bertec Forceplate) จากบริษัท Bertec Corporation ประเทศสหรัฐอเมริกา

5. เครื่องมือที่ใช้ในการวัดโครงสร้างของกระดูกสันหลัง (Scoliometer) จากบริษัท Mizuho OSI ประเทศสหรัฐอเมริกา

6. โปรแกรมวิเคราะห์สถิติ (SPSS; Statistical package for the social sciences version 23.0 Armonk, NY: IBM Corp.) จากบริษัท International Business Machines ประเทศสหรัฐอเมริกา

การเก็บรวบรวมข้อมูล

1. บันทึกข้อมูลการสบฟันของกลุ่มตัวอย่างจำนวน 24 คนที่มีลักษณะการสบฟันแบบแองเกิล 3 ประเภท โดยแบ่งออกเป็น 3 กลุ่ม กำหนดให้กลุ่ม 1 = การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1, กลุ่ม 2 = การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2, กลุ่ม 3 = การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3

2. ให้ผู้ทดสอบติดมาร์คเกอร์จำนวน 4 ตัว บริเวณกระดูกสันหลังส่วนคอชิ้นที่ 7 ดังภาพประกอบ 12

ภาพประกอบ 12 ตำแหน่งการติดมาร์คเกอร์

3. ให้ผู้ทดสอบยืนบนชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

หลักการวัดความสมดุลของการทรงตัวของร่างกายด้วยชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

3.1 ก่อนใช้เครื่องต้องทำการตั้งค่าศูนย์ของเครื่องทุกครั้ง

3.2 ให้ผู้ทดสอบถอดรองเท้าขึ้นไปยืนบนชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า โดยให้ยืนตามท่าของ International Society of Posturography (ISP) คือ ส้นเท้าชิดติดกันและเท้าทั้งสองข้างทำมุมกัน 30 องศา โดยวัดจากช่องว่างระหว่างเท้าด้านในตามรูปที่กำหนดบนแผ่นวัดแรง และมองตรงไปยังด้านหน้า ดังภาพประกอบ13-15

3.3 ให้ผู้ทดสอบยืนทรงตัวปกติเป็นเวลา 20 วินาที

ภาพประกอบ 13 ตำแหน่งการยืนบนชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

ภาพประกอบ 14 ตำแหน่งการยืนของผู้ทดสอบ

ภาพประกอบ 15 ลักษณะการยืนบนชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

4. บันทึกองศาการทรงตัวของร่างกายจากกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (องศา) และบันทึกค่าจุดศูนย์กลางแรงดันจากอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าพร้อมกัน เป็นเวลา 20 วินาที

หลักการวัดองศาการทรงตัวของร่างกายด้วยกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว

4.1 ใช้หลักการประมวลผลภาพ (Image processing)

4.2 ติดมาร์คเกอร์จำนวน 4 ตัว บริเวณกระดูกสันหลังส่วนคอชิ้นที่ 7

4.3 ถ่ายภาพจากกล้องจำนวน 9 ตัวเพื่อใช้ในการประมวลผลภาพในการหาพิกัดของมาร์คเกอร์ในสามมิติ ซึ่งกล้องทั้ง 9 ตัวจะวางอยู่โดยรอบของผู้ทดสอบ ดังภาพประกอบ16-17

4.4 ผ่านกระบวนการประมวลผลภาพโดยโปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหว จะทำให้ได้พิกัดของมาร์คเกอร์

ภาพประกอบ 16 กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (Qualisys Camera Oqus)

ภาพประกอบ 17 ตำแหน่งภาพจากกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวจำนวน 9 ตัว

การจัดกระทำข้อมูลและการวิเคราะห์ข้อมูล

1. ใช้โปรแกรมวิเคราะห์การเคลื่อนไหวประมวลผลการทรงตัวของร่างกาย
2. ใช้โปรแกรมคำนวนค่าจุดศูนย์กลางแรงดันจากชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า
3. คำนวณจากการทรงตัวของร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันจากค่าการแกว่งของข้อมูลระหว่างค่าน้อยสุดและค่ามากสุด
4. สถิติที่ใช้ในการวิเคราะห์ข้อมูล

   4.1 หาค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ด้วยวิธีของเพียร์สัน (Pearson correlation)

   4.2 เปรียบเทียบความแตกต่างของการสบฟัน 3 ประเภทด้วยการวิเคราะห์ความแปรปรวนทางเดียว (One-Way ANOVA)

บทที่ 4
ผลการวิจัย

การวิจัยครั้งนี้ ได้ทำการเก็บรวบรวมข้อมูลพื้นฐานของกลุ่มตัวอย่าง ได้แก่ ประเภทการสบฟันแบบแองเกิล 3 ประเภท เพื่อนำมาหาความสัมพันธ์ของการทรงตัวของร่างกายในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภททั้งมุมก้มและมุมเอียง รวมทั้งเปรียบเทียบความแตกต่างการทรงตัวของร่างกายในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภททั้งมุมก้มและมุมเอียง โดยเครื่องมือที่ใช้ในงานวิจัยครั้งนี้คือ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า และนำข้อมูลจากการทดสอบมาคำนวณค่าสถิติด้วยคอมพิวเตอร์ และนำผลการวิเคราะห์ข้อมูลนำเสนอในรูปของตารางประกอบความเรียงและกราฟแสดงความสัมพันธ์ โดยแบ่งการนำเสนอเป็น 2 ตอน ดังนี้

ตอนที่ 1 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของการทรงตัวของร่างกายในกลุ่มการสบฟันประเภทต่างๆโดยใช้เครื่องมือวัด 2 ชนิด ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

ตอนที่ 2 ผลการวิเคราะห์ความแตกต่างการทรงตัวของร่างกายในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท โดยใช้เครื่องมือวัด 2 ชนิด ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

ตอนที่ 1 ผลการวิเคราะห์ความสัมพันธ์ของการทรงตัวของร่างกายในกลุ่มการสบฟันประเภทต่าง ๆโดยใช้เครื่องมือวัด 2 ชนิด ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

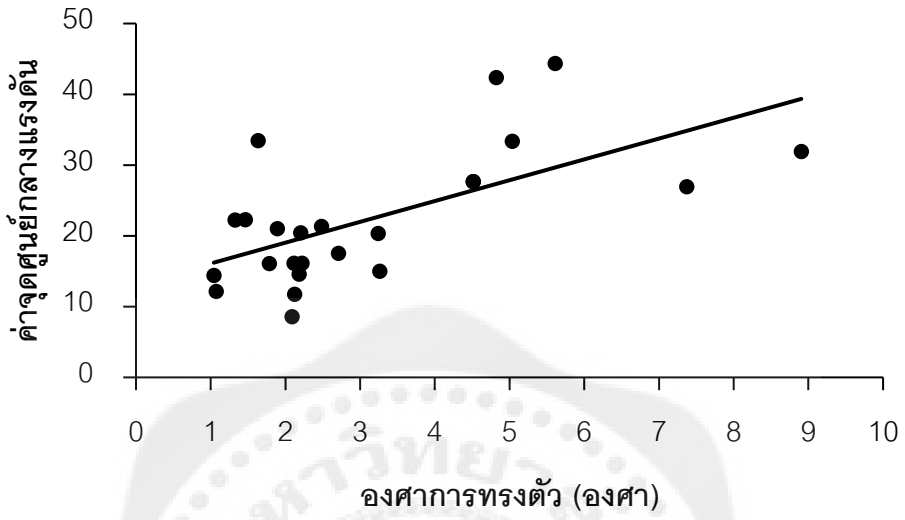
ตาราง 1 แสดงการเปรียบเทียบความสัมพันธ์ของการทรงตัวของร่างกายมุมก้มและมุมเอียงในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท โดยใช้เครื่องมือวัด 2 ชนิด ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

การทรงตัว	เครื่องมือ	การสบฟัน 3 ประเภท			
		$\bar{X}$	S.D.	r	p
มุมก้ม	กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว	3.15	2.03	0.634	0.001*
	อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า	22.42	9.40		
มุมเอียง	กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว	2.21	1.77	0.637	0.001*
	อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า	18.85	15.08		

*ผลการทดสอบมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จากผลการวิเคราะห์ข้อมูลในตารางที่ 1 เรื่องความสัมพันธ์ของการทรงตัวของร่างกายมุมก้มและมุมเอียงในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท จากกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า พบว่า การทรงตัวมุมก้ม ($r = 0.634$, $p = 0.001$) มีความสัมพันธ์ของเครื่องมือทั้ง 2 ชนิด และการทรงตัวมุมเอียง ($r = 0.637$, $p = 0.001$) มีความสัมพันธ์ของเครื่องมือทั้ง 2 ชนิดเช่นกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

กราฟที่ 1 แสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมก้มระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท



ภาพประกอบ 18 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมก้มระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท

จากการวิเคราะห์สมการเชิงเส้นของความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิล 3 ประเภท พบว่า มีความสัมพันธ์ระหว่างแนวแกนของร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในมุมก้ม อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 สามารถนำมาสร้างสมการได้ดังนี้

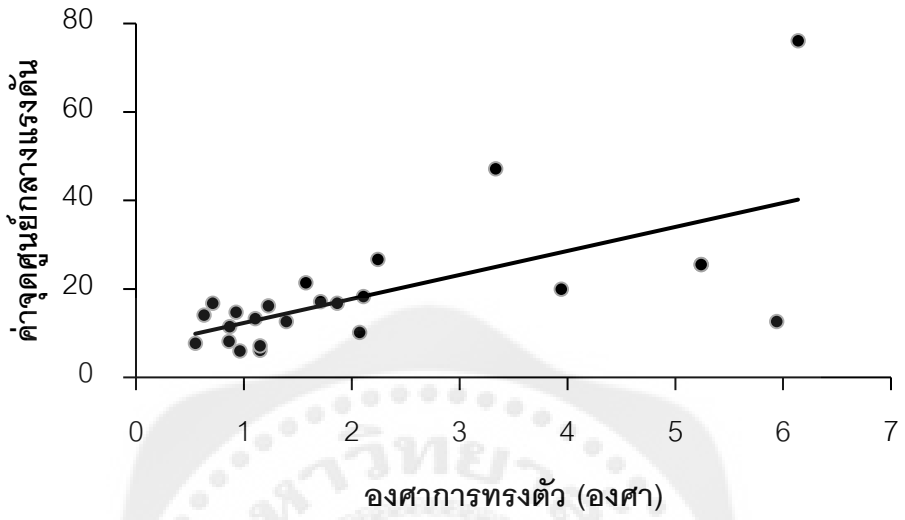
$$Y = 2.94x + 13.15$$

โดยกำหนดให้

x = องศาการทรงตัวของร่างกาย (องศา)

y = ค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

กราฟที่ 2 แสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมเอียงระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท



ภาพประกอบ 19 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมเอียงระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท

จากการวิเคราะห์สมการเชิงเส้นของความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิล 3 ประเภท พบว่า มีความสัมพันธ์ระหว่างแนวแกนของร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในมุมเอียง อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 สามารถนำมาสร้างสมการได้ดังนี้

$$Y = 5.43x + 6.88$$

โดยกำหนดให้

x = องศาการทรงตัวของร่างกาย (องศา)

y = ค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

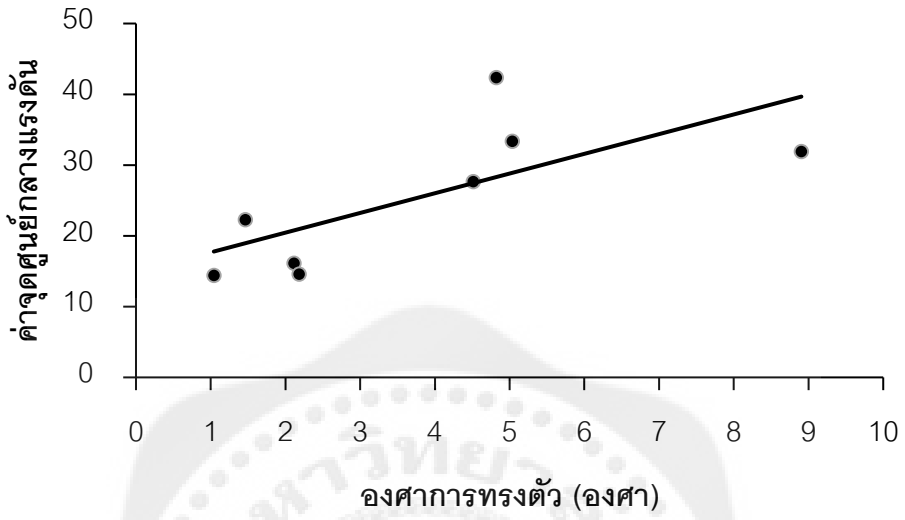
ตาราง 2 แสดงการเปรียบเทียบความสัมพันธ์ของการทรงตัวของร่างกายมุมก้มในกลุ่มการสบฟันประเภทต่างๆโดยใช้เครื่องมือวัด 2 ชนิด ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

การสบฟันแบบแองเกิล	เครื่องมือ	มุมก้ม			
		$\bar{X}$	S.D.	r	p
ประเภท 1	กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว	3.76	2.61	0.710	0.048*
	อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า	25.35	10.22		
ประเภท 2	กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว	2.41	1.03	0.182	0.665
	อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า	21.14	6.92		
ประเภท 3	กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว	3.28	2.13	0.699	0.054
	อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า	20.76	11.09		

*ผลการทดสอบมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จากผลการวิเคราะห์ข้อมูลในตารางที่ 2 เรื่องความสัมพันธ์ของการทรงตัวของร่างกายมุมก้มจากกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า พบว่า กลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1 ($r = 0.710$, $p = 0.048$) มีความสัมพันธ์ของเครื่องมือทั้ง 2 ชนิด ในขณะที่กลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2 ($r = 0.182$, $p = 0.665$) ไม่มีความสัมพันธ์กันของเครื่องมือทั้ง 2 ชนิด และกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3 ($r = 0.699$, $p = 0.054$) ไม่มีความสัมพันธ์กันของเครื่องมือทั้ง 2 ชนิด อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

กราฟที่ 3 แสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมก้มระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1



ภาพประกอบ 20 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมก้มระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1

จากการวิเคราะห์สมการเชิงเส้นของความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1 พบว่า มีความสัมพันธ์ระหว่างแนวแกนของร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในมุมก้ม อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 สามารถนำมาสร้างสมการได้ดังนี้

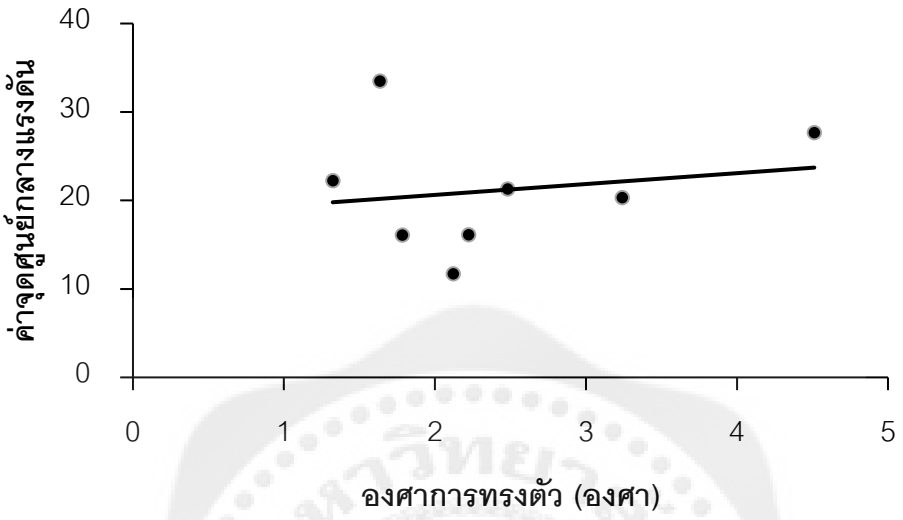
$$Y = 2.78x + 14.88$$

โดยกำหนดให้

x = องศาการทรงตัวของร่างกาย (องศา)

y = ค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

กราฟที่ 4 แสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมก้มระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2



ภาพประกอบ 21 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมก้มระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2

จากการวิเคราะห์สมการเชิงเส้นของความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2 พบว่า ไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างแนวแกนของร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในมุมก้ม อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 สามารถนำมาสร้างสมการได้ดังนี้

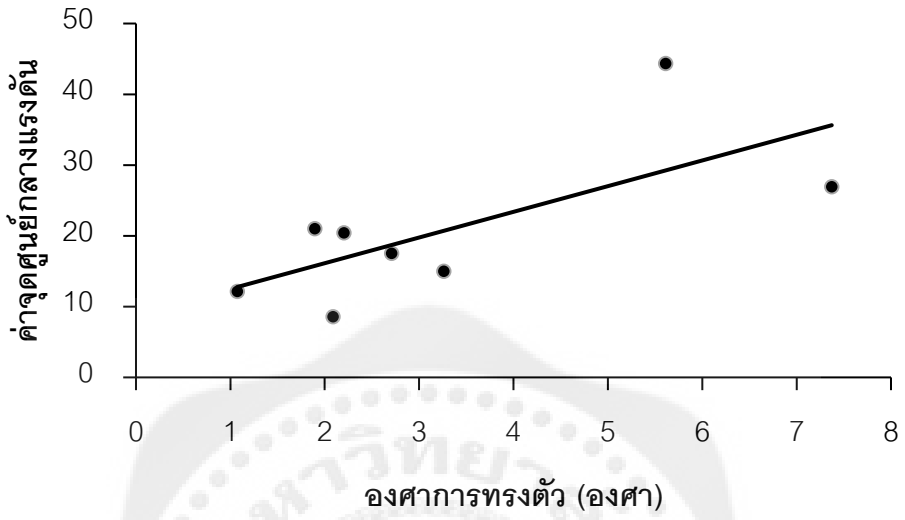
$$Y = 1.23x + 18.17$$

โดยกำหนดให้

x = องศาการทรงตัวของร่างกาย (องศา)

y = ค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

กราฟที่ 5 แสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมก้มระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3



ภาพประกอบ 22 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมก้มระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3

จากการวิเคราะห์สมการเชิงเส้นของความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3 พบว่า ไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างแนวแกนของร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในมุมก้ม อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 สามารถนำมาสร้างสมการได้ดังนี้

$$Y = 3.63x + 8.88$$

โดยกำหนดให้

x = องศาการทรงตัวของร่างกาย (องศา)

y = ค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

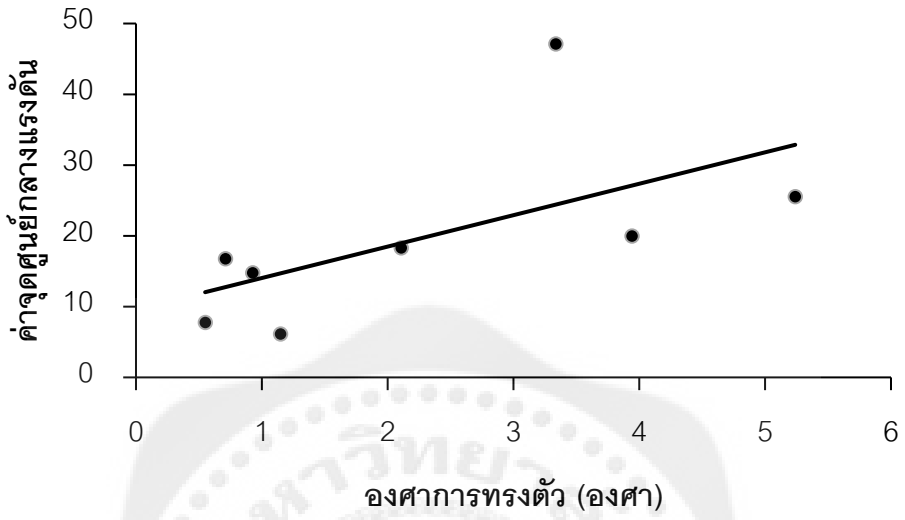
ตาราง 3 แสดงการเปรียบเทียบความสัมพันธ์ของการทรงตัวของร่างกายมุมเอียงในกลุ่มการสบฟันประเภทต่างๆโดยใช้เครื่องมือวัด 2 ชนิด ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

การสบฟันแบบแองเกิล	เครื่องมือ	มุมเอียง			
		$\bar{X}$	S.D.	r	p
ประเภท 1	กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว	2.24	1.74	0.604	0.113
	อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า	19.57	12.81		
ประเภท 2	กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว	2.12	1.33	0.610	0.108
	อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า	17.76	6.3		
ประเภท 3	กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว	2.25	2.35	0.682	0.062
	อุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า	19.22	23.27		

*ผลการทดสอบมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จากผลการวิเคราะห์ข้อมูลในตารางที่ 3 เรื่องความสัมพันธ์ของการทรงตัวของร่างกายมุมเอียงจากกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า พบว่า กลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1 (r = 0. 604, p = 0.113) ไม่มีความสัมพันธ์ของเครื่องมือทั้ง 2 ชนิด กลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2 (r = 0.610, p = 0.108) ไม่มีความสัมพันธ์กันของเครื่องมือทั้ง 2 ชนิด และกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3 (r = 0.682, p = 0.062) ไม่มีความสัมพันธ์กันของเครื่องมือทั้ง 2 ชนิด อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

กราฟที่ 6 แสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมเอียงระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1



ภาพประกอบ 23 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมเอียงระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1

จากการวิเคราะห์สมการเชิงเส้นของความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1 พบว่า ไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างแนวแกนของร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในมุมเอียง อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 สามารถนำมาสร้างสมการได้ดังนี้

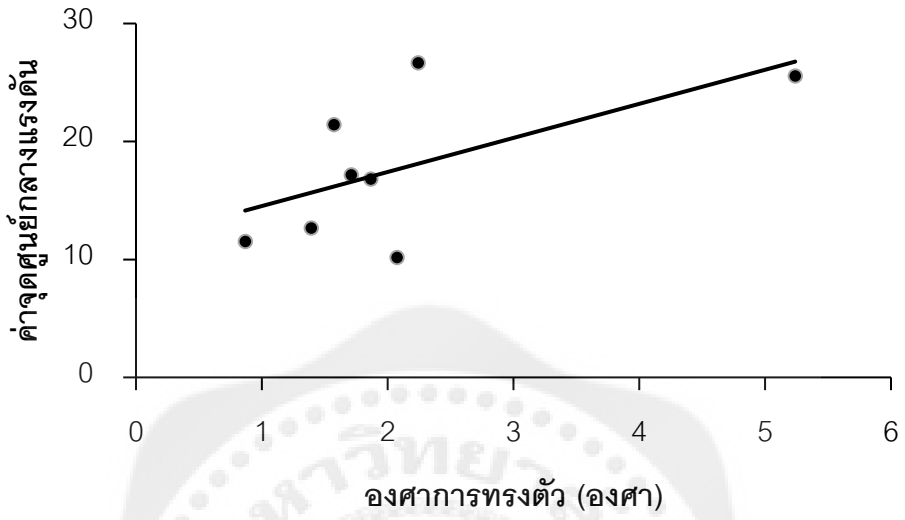
$$Y = 4.44x + 9.60$$

โดยกำหนดให้

x = องศาการทรงตัวของร่างกาย (องศา)

y = ค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

กราฟที่ 7 แสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมเอียงระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2



ภาพประกอบ 24 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมเอียงระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2

จากการวิเคราะห์สมการเชิงเส้นของความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2 พบว่า ไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างแนวแกนของร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในมุมเอียง อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 สามารถนำมาสร้างสมการได้ดังนี้

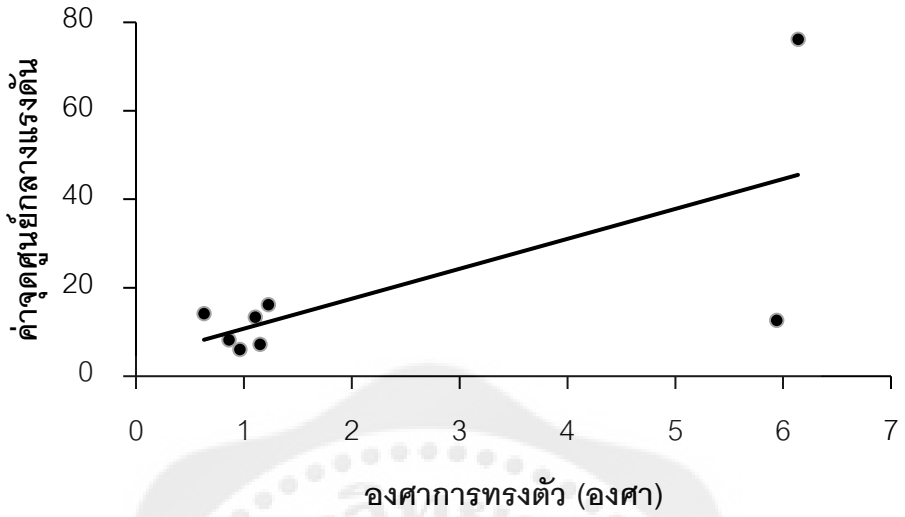
$$Y = 2.89x + 11.64$$

โดยกำหนดให้

x = องศาการทรงตัวของร่างกาย (องศา)

y = ค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

กราฟที่ 8 แสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมเอียงระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3



ภาพประกอบ 25 กราฟแสดงความสัมพันธ์เชิงเส้นของการทรงตัวมุมเอียงระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3

จากการวิเคราะห์สมการเชิงเส้นของความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3 พบว่า ไม่มีความสัมพันธ์ระหว่างแนวแกนของร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในมุมเอียง อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 สามารถนำมาสร้างสมการได้ดังนี้

$$Y = 6.77x + 3.98$$

โดยกำหนดให้

x = องศาการทรงตัวของร่างกาย (องศา)

y = ค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

ตอนที่ 2 ผลการวิเคราะห์ความแตกต่างการทรงตัวของร่างกายในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท โดยใช้เครื่องมือวัด 2 ชนิด ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหวและอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

ตาราง 4 แสดงการเปรียบเทียบการทรงตัวของร่างกายในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท จากกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว

การสบฟันแบบแองเกิล	การทรงตัวของร่างกาย (องศา)							
	มุมก้ม				มุมเอียง			
	$\overline{X}$	S.D.	F	p	$\overline{X}$	S.D.	F	p
ประเภทที่ 1	3.76	2.61			2.24	1.74		
ประเภทที่ 2	2.41	1.03	0.896	0.423	2.12	1.33	0.859	0.651
ประเภทที่ 3	3.28	2.13			2.25	2.35		

*ผลการทดสอบมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จากผลการวิเคราะห์ข้อมูลในตารางที่ 4 เพื่อเปรียบเทียบการทรงตัวของร่างกายมุมก้มในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท จากกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว พบว่า การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1 2 และ 3 ($F = 0.896$, $p = 0.423$) มีการทรงตัวของร่างกายที่ไม่แตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 และเปรียบเทียบการทรงตัวของร่างกายมุมเอียงในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท จากกล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว พบว่า การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1 2 และ 3 ($F = 0.859$, $p = 0.651$) มีการทรงตัวของร่างกายที่ไม่แตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

ตาราง 5 แสดงการเปรียบเทียบค่าจุดศูนย์กลางแรงดันของร่างกายในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท จากอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

การสบฟันแบบแองเกิล	ค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน							
	มุมก้ม				มุมเอียง			
	$\overline{X}$	S.D.	F	p	$\overline{X}$	S.D.	F	p
ประเภทที่ 1	25.35	10.22			19.57	12.81		
ประเภทที่ 2	21.14	6.92	0.565	0.577	17.76	6.3	2.365	0.307
ประเภทที่ 3	20.76	11.09			19.22	23.27		

*ผลการทดสอบมีความแตกต่างกันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

จากผลการวิเคราะห์ข้อมูลในตารางที่ 5 เพื่อเปรียบเทียบค่าจุดศูนย์กลางแรงดันของร่างกายมุมก้มในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท จากอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า พบว่า การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1 2 และ 3 (F = 0.565, p = 0.577) มีการทรงตัวของร่างกายที่ไม่แตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05 และเปรียบเทียบค่าจุดศูนย์กลางแรงดันของร่างกายมุมเอียงในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภท จากอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า พบว่า การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1 2 และ 3 (F = 2.365, p = 0.307) มีการทรงตัวของร่างกายที่ไม่แตกต่างกัน อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติที่ระดับ 0.05

บทที่ 5
สรุปและอภิปรายผล

การวิจัยครั้งนี้ มุ่งเน้นศึกษาความสัมพันธ์ของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายกับค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันประเภทต่างๆ และเปรียบเทียบผลของการทรงตัวระหว่างกลุ่มการสบฟันทั้ง 3 ประเภท โดยวัดจากแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน ซึ่งสามารถนำไปใช้เป็นข้อมูลพื้นฐานเพื่อประกอบการวางแผนการรักษาในผู้ป่วยที่มีความผิดปกติของโครงสร้างกะโหลกศีรษะและใบหน้า ซึ่งอาจต้องมีการปรับโครงสร้างหลักของร่างกายให้มีความสมดุลกันร่วมด้วย เพื่อช่วยคงสภาพการรักษาให้มีประสิทธิภาพสูงสุด ดังนั้นเพื่อให้ได้ข้อมูลความสัมพันธ์ของการทรงตัวที่น่าเชื่อถือ และลดความคลาดเคลื่อนในการเก็บข้อมูล จึงกำหนดให้กลุ่มตัวอย่างแบ่งตามการสบฟันแบบแองเกิล 3 ประเภท เพื่อเปรียบเทียบผลการทดสอบระหว่างประเภทการสบฟันต่อการทรงตัวร่างกาย อีกทั้งผู้วิจัยยังใช้เครื่องมือทางวิทยาศาสตร์การกีฬาที่มีประสิทธิภาพ และตัวแปรที่เกี่ยวข้องมีความครอบคลุม โดยจะอภิปรายผลการทดสอบตามหัวข้อต่างๆดังนี้

1. กลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลทั้ง 3 ประเภทกับการทรงตัวร่างกายมุมก้มและมุมเอียง

พบว่าลักษณะการทรงตัวของร่างกายในมุมก้มและมุมเอียงมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันโดยมีความสัมพันธ์ไปในทิศทางทางเดียวกัน เช่น หากมีการโน้มตัวของร่างกายไปทางด้านหน้า ตำแหน่งจุดศูนย์กลางแรงดันก็จะทิ้งน้ำหนักไปทางด้านหน้าเช่นเดียวกัน จากข้อมูลที่ได้พบว่า ค่าการเปลี่ยนแปลงขององศาการทรงตัว (องศา) และค่าการเปลี่ยนแปลงของค่าจุดศูนย์กลางแรงดันมีค่าน้อย ซึ่งแสดงถึงการทรงตัวที่ปกติ และสามารถนำมาสร้างสมการเพื่อหาความสัมพันธ์ของการทรงตัวของร่างกายได้ ดังสมการ $Y = 2.94x + 13.15$ แสดงความสัมพันธ์ของการทรงตัวมุมก้ม และ $Y = 5.43x + 6.88$ แสดงความสัมพันธ์ของการทรงตัวมุมเอียง (โดยกำหนดให้ x = องศาการทรงตัวของร่างกาย และ y = ค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน)

2. กลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1 กับการทรงตัวร่างกายมุมก้ม

กลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1 (กลุ่มการสบฟันปกติ) พบว่า ลักษณะการทรงตัวของร่างกายในมุมก้มมีความสัมพันธ์กันอย่างมีนัยสำคัญทางสถิติระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันโดยมีความสัมพันธ์ไปในทิศทางทางเดียวกัน และสามารถนำมาสร้างสมการเพื่อหาความสัมพันธ์ของการทรงตัวของร่างกายได้ ดังสมการ $y = 2.78x + 14.88$ นอกจากนี้ยังเป็นการยืนยัน

ผลการศึกษาอื่นๆที่ศึกษาถึงลักษณะการสบฟันที่มีอิทธิพลต่อการทรงตัวของร่างกาย เช่น มีการศึกษาพบว่า ยิ่งตำแหน่งของกระดูกขากรรไกรล่างมีความสมดุลมาก จะทำให้การหดตัวของกล้ามเนื้อคอและกล้ามเนื้อสเตอร์โนไคลโดมาสตอยด์ทั้งสองข้างสมดุลกัน ซึ่งจะลดการแกว่งของร่างกายได้[40] และหากมีการปรับเปลี่ยนหรือแก้ไขโครงสร้างส่วนใดส่วนหนึ่งแล้ว จะส่งผลต่อโครงสร้างอีกส่วนหนึ่งที่เชื่อมโยงกันอยู่ด้วยกล้ามเนื้อ ระบบประสาทรับรู้ความรู้สึกด้วยเช่นกัน ซึ่งจะมีผลต่อค่าจุดศูนย์กลางแรงดันและเสถียรภาพในการทรงตัวของร่างกาย ซึ่งส่งผลต่อท่าทางของร่างกายที่ต่างกันออกไป[38-39]

3. กลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2 และ 3 กับการทรงตัวร่างกายมุมก้ม

กลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2 และ 3 (กลุ่มการสบฟันไม่ปกติ) ผลการศึกษามีค่าเฉลี่ยการเปลี่ยนแปลงทั้งองศาการทรงตัวและค่าจุดศูนย์กลางแรงดันไม่แตกต่างกันมาก และมีความสัมพันธ์กันเพียงเล็กน้อย สอดคล้องกับการศึกษาของ Perinetti และคณะ[8,17] ที่ระบุว่าการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2 และ 3 จะมีความสัมพันธ์เพียงเล็กน้อยต่อการทรงตัวของร่างกาย จึงไม่สามารถสรุปแนวโน้มการทรงตัวในกลุ่มที่มีการสบฟันประเภทนี้ได้

Lippold และคณะ[47] ได้ศึกษาในเด็กเล็กอายุ 3.5-6.8 ปี พบความสัมพันธ์กันระหว่างการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2 กับการทรงตัวของร่างกาย โดยเด็กกลุ่มนี้จะมีการทรงตัวที่ด้อยกว่าเด็กทั่วไป จึงได้แนะนำให้สังเกตลักษณะการสบฟันตั้งแต่เด็กเล็กเพื่อป้องกันภาวะความผิดปกติของโครงสร้างร่างกายในอนาคต นอกจากนี้ Sidlauskiene และคณะ[48] ได้ศึกษาความสัมพันธ์ของลักษณะการสบฟันที่ผิดปกติในเด็กก่อนจัดฟัน พบว่า ลักษณะโครงสร้างศีรษะที่มีมุม SNB น้อย (โครงสร้างกระดูกขากรรไกรประเภท 2) จะมีโครงสร้างกระดูกสันหลังโกงร่วมด้วย เช่นเดียวกับการศึกษาของ Arntsen และคณะ[49] ที่ศึกษาในกลุ่มเด็กก่อนจัดฟันที่มีการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2 พบว่า ลักษณะของกระดูกสันหลังส่วนคอนั้นมีความสัมพันธ์กับกะโหลกศีรษะและใบหน้า ในส่วนการทำงานของกล้ามเนื้อบดเคี้ยว พบว่า มีความสัมพันธ์ต่อการสบฟันเช่นกัน เมื่อวัดการทำงานของกล้ามเนื้อเทมพอรัลและแมสเซสเตอร์ในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลทั้ง 3 ประเภท จะพบการทำงานของกล้ามเนื้อในกลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2 แสดงถึงการมีแนวโน้มในการเอียงศีรษะไปทางด้านหน้าของลักษณะการสบฟันแบบนี้[50]

Kulczynski และคณะ[51] ศึกษาความผิดปกติของท่าทางร่างกายในกลุ่มตัวอย่างที่สบฟันแบบแองเกิลประเภท 3 ก่อนการผ่าตัดเพื่อจัดฟัน ผ่านโปรแกรม SAPO เพื่อวิเคราะห์ประเมินความสมมาตรร่างกายจากภาพถ่าย ซึ่งก็พบว่า มีแนวโน้มการเอียงตัวของร่างกายไปด้านหน้าและด้านซ้ายอย่างมีนัยสำคัญ ในขณะที่ Nobili และคณะ[52] ทดสอบการยืนบนแผ่นวัดแรงของชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้าของกลุ่มตัวอย่างที่มีการสบฟันแบบแองเกิลทั้ง 3 ประเภท พบว่า กลุ่มที่มีการสบฟันแบบ

แองเกิลประเภท 2 จะมีลักษณะการยืนโน้มตัวไปทางด้านหน้า และกลุ่มที่มีการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3 จะมีลักษณะการยืนโน้มตัวไปทางด้านหลัง

เมื่อเปรียบเทียบผลการวิจัยที่ผ่านมากับงานวิจัยนี้พบว่า การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2 และ 3 ที่ได้จากงานวิจัยนี้ยังไม่สามารถระบุแนวโน้มการเอียงตัวของร่างกายได้ชัดเจน ซึ่งต่างจากงานวิจัยอื่นๆที่มักพบว่า การสบฟันแบบแองเกิลประเภท 2 จะมีแนวโน้มการเอียงตัวของร่างกายไปด้านหน้า และการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 3 จะมีแนวโน้มการเอียงตัวของร่างกายไปด้านหลัง

4. กลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1 2 และ 3 กับการทรงตัวร่างกายมุมเอียง

กลุ่มการสบฟันแบบแองเกิลประเภท 1 2 และ 3 พบว่าลักษณะการทรงตัวของร่างกายในมุมเอียงไม่มีความสัมพันธ์กันระหว่างแนวแกนร่างกายและค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน และจากข้อมูลที่ได้พบว่า ค่าการเปลี่ยนแปลงขององศาการทรงตัว (องศา) และค่าการเปลี่ยนแปลงของค่าจุดศูนย์กลางแรงดันมีค่าน้อย ซึ่งแสดงถึงการทรงตัวที่ค่อนข้างปกติ และสอดคล้องกับผลการศึกษาของ Alwarawreh และคณะ[37] ที่ทำการทดสอบความสัมพันธ์ของลักษณะการสบฟันที่ผิดปกติในระดับความรุนแรงที่ต่างกันเทียบกับความสมมาตรของร่างกายมุมเอียง โดยผลการศึกษาพบความสัมพันธ์ของลักษณะการสบฟันที่ผิดปกติรุนแรงเท่านั้นที่มีความสัมพันธ์อย่างมีนัยสำคัญทางสถิติกับความสมมาตรของร่างกายมุมเอียง ในขณะที่การสบฟันที่ผิดปกติเพียงเล็กน้อยจะไม่ส่งผลต่อความสมมาตรของร่างกาย

5. ความสัมพันธ์ของโครงสร้างใบหน้า ขากรรไกรและกระดูกสันหลัง

การศึกษาของ Segatto และคณะ[53] พบว่า ความชันจากกระดูกสันหลังส่วนคอชิ้นที่ 2 มีผลต่อความโค้งของกระดูกสันหลัง และกระดูกสันหลังแต่ละส่วนก็มีความสัมพันธ์กับลักษณะของกะโหลกศีรษะและใบหน้า เช่น มุมของขากรรไกรล่างมีความสัมพันธ์กับมุมการแอ่นของกระดูกสันหลัง (Lordotic curve) [54] นอกจากนี้การศึกษาของ Solow และคณะ[55] ได้ทำการศึกษาพัฒนาการของกระดูกขากรรไกรล่าง พบว่า คนที่มีมุมระหว่างศีรษะและกระดูกสันหลังส่วนคอที่น้อย จะมีการเจริญเติบโตของขากรรไกรล่างยื่นไปทางหน้าหน้า ส่งผลให้ความยาวของใบหน้าสั้นลง ในขณะที่คนที่มีมุมระหว่างศีรษะและกระดูกสันหลังส่วนคอที่มากขึ้น จะมีการเจริญเติบโตของขากรรไกรล่างน้อยลง ส่งผลให้ความยาวของใบหน้าเพิ่มขึ้น ซึ่งความสัมพันธ์เหล่านี้จะเป็นประโยชน์ต่อการวินิจฉัยในการรักษาทั้งทางทางทันตกรรมจัดฟันและการรักษาโรคกระดูกสันหลัง

6. **ค่าจุดศูนย์กลางแรงดันต่อการทรงตัวของร่างกาย**

ค่าการเปลี่ยนแปลงของจุดศูนย์กลางแรงดันที่มากขึ้น แสดงถึงการแกว่งของร่างกายที่เพิ่มขึ้น ซึ่งจะลดความสามารถในการทรงตัวของร่างกายลง[46] จากข้อมูลพบว่า ค่าจุดศูนย์กลางแรงดันของการสบฟันทั้ง 3 ประเภท มีค่าค่อนข้างน้อยและต่างกันเพียงเล็กน้อย จึงแสดงถึงการทรงตัวที่ค่อนข้างปกติ ซึ่งอาจเกิดจากเกณฑ์การคัดเลือกอาสาสมัครที่ได้ทำการคัดออกสำหรับบุคคลที่มีโครงสร้างร่างกายผิดปกติ รวมทั้งอาจเกิดจากความผิดปกติของลักษณะการสบฟันประเภทที่ 2 และ 3 ที่ไม่รุนแรงมาก นอกจากนี้การมองเห็นของผู้ทดสอบก็มีอิทธิพลต่อการทรงตัวเช่นกัน[45]

จากการวิจัยนี้ พบว่า มีความสัมพันธ์กันของการทรงตัวระหว่างแนวแกนร่างกายกับค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มการสบฟันทั้ง 3 ประเภท ซึ่งผลจากการศึกษานี้ สามารถนำไปพัฒนาเครื่องมือที่ใช้วัดองศาการทรงตัวของร่างกายให้มีประสิทธิภาพเพื่อทดแทนเครื่องมือที่ใช้ประเมินเสถียรภาพของร่างกายในปัจจุบัน และในงานวิจัยครั้งต่อไป ผู้วิจัยเสนอให้มีการตั้งเกณฑ์แบ่งระดับความรุนแรงของการสบฟันที่ผิดปกติ รวมทั้งอาจเพิ่มปัจจัยเรื่องทิศทางของการทรงตัวในขั้นตอนการเก็บข้อมูล เพื่อให้ผลงานวิจัยสามารถบอกแนวโน้มการทรงตัวในกลุ่มการสบฟันประเภทต่างๆได้ชัดเจนขึ้น

บรรณานุกรม

บรรณานุกรม

1. Levinkind M. (2008). Consideration of whole body posture in relation to dental development and treatment of malocclusion in children. *BDA Journal Supplement*. 1-6.
2. Shimazaki T, Motoyoshi M, Hosoi K, Namura S. (2003). The effect of occlusal alteration and masticatory imbalance on the cervical spine. *Eur J Orthod*. 25: 457-63.
3. Gangloff P, Louis JP, Perrin PP. (2000). Dental occlusion modifies gaze and posture stabilization in human subjects. *Neurosci Lett*. 293: 203-6.
4. Hanke BA, Motschall E, Turp JC. (2007). Association between orthopedic and dental findings: what level of evidence is available?. *J Orofac Orthop*. 68: 91-107.
5. Cuccia A, Caradonna C. (2009). The relationship between the stomatognathic system and body posture. *Clinics*. 64(1): 61-6.
6. Perinetti G, Contardo L. (2009). Posturography as a diagnostic aid in dentistry: a systematic review. *J Oral Rehabil*. 36: 922-36.
7. Tardieu C, Dumitrescu M, Giraudeau A, Blanc J-C, Cheynet F, Borel L. (2009). Dental occlusion and postural control in adults. *Neurosci Lett*. 450: 221-4.
8. Perinetti G. (2006). Dental occlusion and body posture: no detectable correlation. *Gait Posture*. 24: 165-8.
9. Sakaguchi K, Mehta NR, Abdallah EF, Forgione AG, Hirayama H, Kawasaki T, et al. (2007). Examination of the relationship between mandibular position and body posture. *Cranio*. 25(4): 237-49.
10. Michelotti A, Farella M, Buonocore G, Pellegrino G, Piergentili C, Martina R. (2007). Is unilateral posterior crossbite associated with leg length inequality?. *Eur J Orthod*. 29: 622-6.
11. Ferrario VF, Sforza C, Schmitz JH, Taroni A. (1996). Occlusion and center of foot pressure variation: is there a relationship?. *J Prosthet Dent*. 76: 302-8.
12. Perinetti G. (2007). Temporomandibular disorders do not correlate with detectable alterations in body posture. *J Contemp Dent Pract*. 8(5): 60-7.
13. Munhoz WC, Marques AP. (2009). Body posture evaluations in subjects with internal temporomandibular joint derangement. *Cranio*. 27(4): 231-42.

14. Manfredini D, Castroflorio T, Perinetti G, Guarda-Nardini L. (2012). Dental occlusion, body posture and temporomandibular disorders: where we are now and where we are heading for. *J Oral Rehabil*. 39: 463–71.

15. Winter DA. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 3: 193-214.

16. Duarte M, Freitas SM. (2014). Revision of posturography based on force plate for balance evaluation. *Rev Bras Fisioter*. 14(3): 183-92.

17. Kleckers T, editor. Force sensors based on strain gages and piezoelectric crystal-based force transducers in mechatronic systems - A comparison. Proceedings of the Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) 2012 May 13- 16; Graz, Austria: IEEE; 2012.

18. กานดา ใจภักดี. (2542). *วิทยาศาสตร์การเคลื่อนไหว. 3*. กรุงเทพฯ: ดวงกมล.

19. ชัยพัฒน์ หล่อศิริรัตน์. (2553). *ชีวกลศาสตร์ขั้นนำ*. กรุงเทพฯ: ภาควิชาวิทยาศาตร์การกีฬา คณะวิทยาศาตร์การกีฬา จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย.

20. Netter F. (2014). *Atlas of human anatomy*. 6. Oxford: Saunders.

21. จงจินตน์ รัตนาภินันท์ชัย. (2542). *การควบคุมการเคลื่อนไหว (Motor control)*. 1. เชียงใหม่: ภาควิชากายภาพบำบัด คณะเทคนิคการแพทย์ มหาวิทยาลัยเชียงใหม่.

22. Lundy-Ekman L. (1998). *Neuroscience: Fundamental for rehabilitation*. Philadelphia: W.B. Saunders.

23. Fox CR, Cohen H. (1993). The visual and vestibular system. *Neuroscience for rehabilitation*. Philadelphia: Lippincott.

24. Shummway-Cook A, Woollacott M. (1995). *Theory and practical applications*. London: Williams & Wilkins.

25. Angle, E.H. (1899). *Classification of malocclusion dental cosmos*. 41: 248-64.

26. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM, Ackerman JL. (2013). *Contemporary orthodontics*. 5. Philadelphia: Catherine Jackson.

27. Richards J. (2008). *Biomechanics in clinic and research*. 1. Philadelphia: Elsevier.

28. Whittle M.W. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot. *Gait Posture*. 264–75.

29. Wakano S, Takeda T, Nakajima K, Kurokawa K, Ishigami K. (2011). Effect of experimental horizontal mandibular deviation on dynamic balance. *J Prosthodont Res*. 55: 228–33.

30. Michelotti A, Buonocore G, Manzo P, Pellegrino G, Farella M. (2011). Dental occlusion and posture: an overview. *Prog Orthod*. 12(1): 53-8.

31. Motoyoshi M, Shimazaki T, Sugai T, Namura S. (2002). Biomechanical influences of head posture on occlusion - an experimental study using finite element analysis. *Eur J Orthod*. 24: 319–26.

32. Motoyoshi M, Shimazaki T, Hosoi K, Wada M, Namura S. (2003). Stresses on the cervical column associated with vertical occlusal alteration. *Eur J Orthod*. 25: 135–8.

33. Fushima K, Akimoto S, Takamoto K, Sato S, Suzuki Y. (1989). Morphological feature and incidence of TMJ disorders in mandibular lateral displacement cases. *Nihon Kyosei Shika Gakkai Zasshi*. 48(3): 322–8.

34. Hidaka J, Morishita T, Nakata S, Nakashima A. (1996). The relation between craniofacial asymmetry and bilateral functional balance of the masticatory muscle. *Nihon Kyosei Shika Gakkai Zasshi*. 55: 329–36.

35. Kuboki T, Yatani H, Matsuka Y, Kio M, Amano Y, Yamashita A. (1991). Biomechanical analysis of stomatognathic system during power stroke of unilateral chewing. *J Jpn Soc TMJ*. 3(2): 66–78.

36. Arumugam P, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. (2016). The relationship of postural body stability and severity of malocclusion. *APOS Trends Orthod*. 6: 205-10.

37. Alwarawreh AM, Sarayreh SA, Rabadi HF, Albdour EA, Marzouq AM. (2014). Effect of body posture on malocclusion. *Pak Oral Dental J*. 34(4): 635-9.

38. Broadbent Sr BH, Broadbent Jr BH, William HG. (1975). Bolton standards of dentofacial developmental growth. St.Louis: Mosby.

39. Bracco P, Deregibus A, Piscetta R. (2004). Effects of different jaw relations on postural stability in human subjects. *Neurosci Lett*. 356: 228-30.

40. Sforza C, Tartaglia GM, Solimene U, Morgun V, Kaspranskiy RR, Ferrario VF. (2006). Occlusion, sternocleidomastoid muscle activity and body sway: a pilot study in male astronauts. *Cranio*. 24(1): 43-9.

41. Landi N, Manfredini D, Tognini F, Romagnoli M, Bosco M. (2004). Quantification of the relative risk of multiple occlusal variables for muscle disorders of the stomatognathic system. *J Prosthet Dent*. 92(2): 190–5.

42. Carlsson GE. (2010). Some dogmas related to prothodontics, temporomandibular disorders and occlusion. *Acta Odontol Scand*. 68(6): 313–22.

43. Michelotti A, Farella M, Gallo LM, Veltri A, Palla S, Martina R. (2005). Effect of occlusal interference on habitual activity of human masseter. *J Dent Res*. 84(7): 644–8.

44. Perinetti G, Contardo L, Biasati AS, Perdoni L, Castaldo A. (2010). Dental malocclusion and body posture in young subjects: A multiple regression study. *Clinics*. 65(7): 689-95.

45. Baldini A, Nota A, Tripodi D, Longoni S, Cozza P. (2013). Evaluation of the correlation between dental occlusion and posture using a force platform. *Clinics*. 68(1): 45-9.

46. Palmieri RM, Ingersoll CD, Stone MB, Krause BA. (2002). Center of pressure parameters used in the assessment of postural control. *J Sport Rehabil*. 11: 51-66.

47. Lippold C, van den Bos L, Hohoff A, Danesh G, Ehmer U. (2003). Interdisciplinary study of orthopedic and orthodontic findings in preschool infants. *J Orofac Orthop*. 64(5): 330-40.

48. Sidlauskiene M, Smailiene D, Lopatiene K, Cekanauskas K, Pribuisiene R, Sidlauskas M. (2015). Relationships between malocclusion, body posture, and nasopharyngeal pathology in pre-orthodontic children. *Med Sci Monit*. 21: 1765-73.

49. Arntsen T, Sonnesen L. (2011). Cervical vertebral column morphology related to craniofacial morphology and head posture in preorthodontic children with class II malocclusion and horizontal maxillary overjet. *Am J Orthod Dentofac*. 140(1): 1-7.

50. Gadotti IC, Berzin F, Biasotto-Gonzalez D. (2005). Preliminary rapport on head posture and muscle activity in subjects with class I and II. *J Oral Rehabil*. 32: 794-9.

51. Kulczynski FZ. (2018). Postural assessment in class III patients before orthognathic surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 76(2): 426-35.

52. Nobili A, Adversi R. (1996). Relationship between posture and occlusion: a clinical and experimental investigation. *Cranio*, 14(4): 274-85.

53. Segatto E, Segatto A, Braunitzer G, Kirschneck C, Fanghanel J, et al. (2014). Craniofacial and cervical morphology related to sagittal spinal posture in children and adolescents. *BioMed Res Int*. 2014: 1-8.

54. Lippoid C, Danesh G, Schilgen M, Drerup B, Hackenberg L. (2006). Relationship between thoracic, lordotic, and pelvic inclination and craniofacial morphology in adults. *Angle Orthod*. 76(5): 779-85.

55. Solow B, Sandham A. (2002). Craniocervical posture: a factor in the development and function of the dentofacial structures. *Eur J Orthod*. 24: 447-56.

ภาคผนวก

ภาคผนวก ก

เอกสารรับรองโครงการวิจัยที่เกี่ยวกับงานวิจัยในมนุษย์

คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

เลขที่รับรอง DENTSWU-EC05/2561

เอกสารรับรองโครงการวิจัยที่เกี่ยวกับงานวิจัยในมนุษย์
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

ชื่อโครงการ (ชื่อภาษาไทย) **การศึกษาความสัมพันธ์ระหว่างการทรงตัวโดยใช้อุปกรณ์ควบคุมและกำกับท่าทาง กับค่าจุดศูนย์กลางแรงดันในกลุ่มที่มีการสบฟันประเภทต่างๆ**

(ชื่อภาษาอังกฤษ) The study of relationship between body posture using postural monitorial device and center of pressure in different occlusions

ชื่อหัวหน้าโครงการ รศ.ดร.ทพญ.พรสวรรค์ ธนธรวงศ์
สังกัดหน่วยงาน ภาควิชาทันตกรรมทั่วไป คณะทันตแพทยศาสตร์ มศว
ระยะเวลารับรอง เดือน มีนาคม 2561 – เดือน กุมภาพันธ์ 2562

เอกสารที่รับรอง
1. แบบข้อเสนอโครงการวิจัย
2. หนังสือให้ความยินยอมเข้าร่วมในโครงการ
3. Information sheet สำหรับผู้ยินยอมตน

รับรองโดย คณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมในการทำวิจัย ประจำคณะทันตแพทยศาสตร์

ลงนาม.....
(ผศ.ดร.ทพญ.ปรมาภรณ์ จิ๋วพัฒนกุล แก้วบณี)
ประธานคณะกรรมการพิจารณาจริยธรรมในการทำวิจัย
คณะทันตแพทยศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
วันที่ 14 มี.ค. 2561

ลงนาม.....
(ผศ.ดร.ทพ.ณัฐวุฒ แก้วสุทธา)
คณบดีคณะทันตแพทยศาสตร์
วันที่ 14 มี.ค. 2561

หมายเลขรับข้อเสนอ dentswu-ec-in 06/2561

ภาคผนวก ข

การวัดความสมมาตรของโครงสร้างร่างกายจากส่วนของกระดูกสันหลัง

1. ผู้ทดสอบยืนหันหลัง ลำตัวตรง

2. ประกบมือทั้งสองข้างเข้าหากัน แล้วยืดไปทางด้านหน้าลำตัว

3. โน้มตัวลงไปข้างหน้าช้าๆ แล้วหยุดเมื่อตำแหน่งของไหล่ทั้งสองข้างอยู่ในระดับเดียวกันกับสะโพก ผู้วิจัยบันทึกความสมมาตรของกระดูกสันหลังเบื้องต้น โดยให้ระดับสายตาอยู่ในระดับเดียวกันกับหลังของผู้ทดสอบ

4. วางส่วนที่เว้าของเครื่องมือที่ใช้ในการวัดโครงสร้างของกระดูกสันหลัง คร่อมส่วนกระดูกสันหลังให้ตั้งฉากกับส่วนของร่างกาย โดยเริ่มจากเลข 0 องศา แล้วค่อยๆเลื่อนเครื่องมือที่ใช้ในการวัดโครงสร้างของกระดูกสันหลังลงเบาๆตามแนวกระดูกสันหลัง โดยวัดจากส่วนบนก่อน คือบริเวณอก หลังจากนั้นให้ผู้ทดสอบโน้มตัวลงเพิ่มจนถึงระดับที่ส่วนที่นูนสุดของกระดูกสันหลังส่วนเอวปรากฏ

5. กลับมายืนในท่าหลังตรงอีกครั้งหนึ่ง แล้วทำซ้ำตามขั้นตอนเดิมอีกครั้งหนึ่ง ดังภาพประกอบ 26

ก. ข. ค.

ภาพประกอบ 26 การวัดโครงสร้างของกระดูกสันหลัง (ก) จุดอ้างอิง (ข) บริเวณกระดูกสันหลังส่วนอก (ค) บริเวณกระดูกสันหลังส่วนเอว

เกณฑ์ในการประเมิน ได้แก่

ระดับ 1 คือระดับปกติ มีค่ามุมที่วัดได้อยู่ระหว่าง 0-3 องศา

ระดับ 2 คือระดับปานกลาง มีค่ามุมที่วัดได้อยู่ระหว่าง 4-6 องศา

ระดับ 3 คือระดับมีความผิดปกติของกระดูกสันหลัง มีค่ามุมที่วัดได้มากกว่าหรือเท่ากับ 7 องศา

ภาคผนวก ค

ข้อมูลการเปลี่ยนแปลงขององศาการทรงตัวและค่าการเปลี่ยนแปลงของ
ค่าจุดศูนย์กลางแรงดันที่ได้จากการทดสอบ

ตาราง 6 แสดงค่าการเปลี่ยนแปลงขององศาการทรงตัว (องศา) และค่าการเปลี่ยนแปลงของค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน ในกลุ่มการสบฟัน 3 ประเภทในขณะยืนทรงตัวปกติ เมื่อวัดด้วยเครื่องมือ 2 ชนิด ได้แก่ กล้องวิเคราะห์การเคลื่อนไหว (C) และอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า (F)

การสบฟันแบบแองเกิล	ลำดับ	มุมก้ม		มุมเอียง	
		C	F	C	F
ประเภท 1	1	8.90	31.92	3.94	20.00
	2	1.04	14.44	0.55	7.76
	3	4.82	42.38	3.33	47.15
	4	2.11	16.14	0.71	16.78
	5	4.51	27.67	5.24	25.57
	6	2.18	14.59	0.93	14.80
	7	1.46	22.28	1.15	6.15
	8	5.03	33.36	2.11	18.34
ประเภท 2	1	2.48	21.33	2.24	26.68
	2	1.64	33.49	2.07	10.17
	3	2.12	11.74	1.86	16.82
	4	1.78	16.11	0.87	11.53
	5	4.51	27.67	5.24	25.57
	6	1.32	22.27	1.57	21.45
	7	3.24	20.34	1.71	17.18
	8	2.22	16.15	1.39	12.68
ประเภท 3	1	5.61	44.36	6.14	76.12
	2	2.20	20.46	0.63	14.09
	3	3.26	15.04	0.86	8.19
	4	2.71	17.53	1.15	7.19
	5	2.09	8.59	0.96	6.04
	6	1.89	21.02	1.23	16.18
	7	1.07	12.16	1.11	13.30
	8	7.37	26.95	5.94	12.63

ภาคผนวก ง

วิธีการแปลผลข้อมูลจากโปรแกรม Qualisys track manager ในการวิเคราะห์แกนร่างกาย

1. เปิดโปรแกรม Qualisys track manager ดังภาพประกอบ 27

ภาพประกอบ 27 โปรแกรม Qualisys track manager

2. เลือก File, Open เพื่อเปิดหน้าข้อมูลที่ต้องการ ดังภาพประกอบ 28

ภาพประกอบ 28 ขั้นตอนการเปิดข้อมูลในโฟลเดอร์

3. เปิดหน้าต่างมุมมองสามมิติเพื่อกำหนดมาร์คเกอร์ในการวิเคราะห์ ดังภาพประกอบ 29

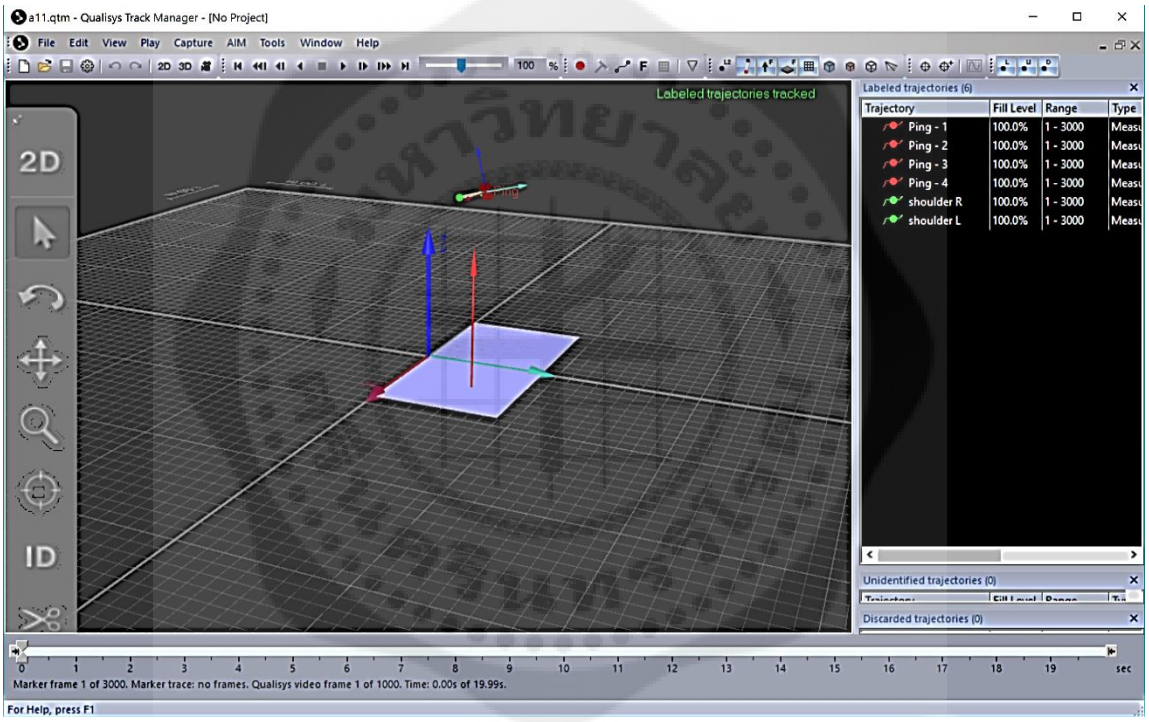
การวัดร่างกายในมุมมองสามมิติเรียกว่า Six degree of freedom (6DOF) เครื่องหมายที่แสดงในรูปแบบของแกนสามมิติ จะสอดคล้องกับตำแหน่งของร่างกายที่ติดมาร์คเกอร์ หากมีการเคลื่อนไหวหรือเปลี่ยนท่าทาง แกนในโปรแกรมก็จะแสดงพิกัดที่เปลี่ยนแปลงตามไปด้วย

แกนของระบบพิกัดของการจับภาพเคลื่อนไหว กำหนดให้

แกน X = สีแดง

แกน Y = สีเขียวอ่อน

แกน Z = สีน้ำเงินเข้ม



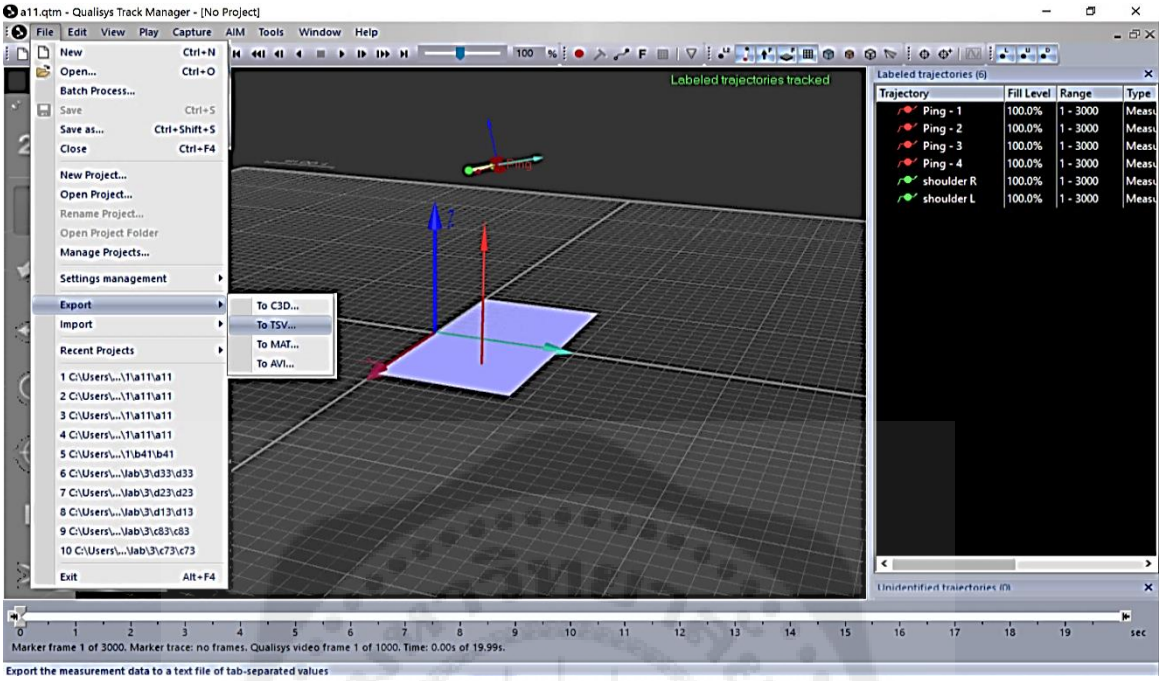
ภาพประกอบ 29 ข้อมูล 6DOF ในมุมมองสามมิติ

วิธีการเปลี่ยนรูปลักษณ์ของมุมมองสามมิติ

1. การหมุนมุมมองสามมิติ ทำได้โดย กดปุ่มซ้ายของเมาส์และเลื่อนเมาส์ มุมมองจะหมุนได้อย่างอิสระ

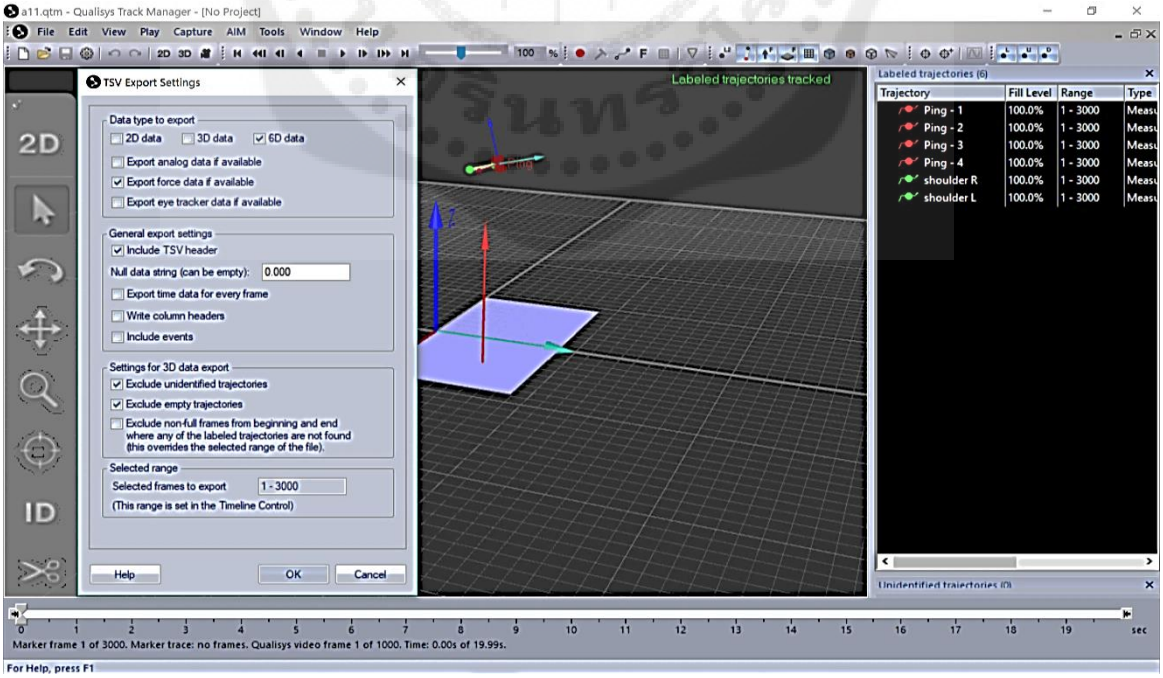
2. การซูมเข้าและออก สามารถกดปุ่มเมาส์ค้างไว้และเลื่อนเมาส์ไปด้านหน้าและหลัง

4. ทำการส่งออกข้อมูลทั้งหมดในรูปแบบ TSV ดังภาพประกอบ 30



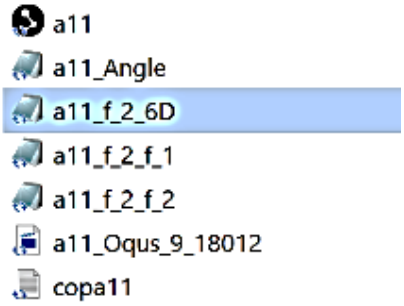
ภาพประกอบ 30 ขั้นตอนการเลือกนามสกุลไฟล์ของ 6DOF

5. เลือกค่าที่ต้องการนำมาวิเคราะห์ในรูปแบบสามมิติ ดังภาพประกอบ 31



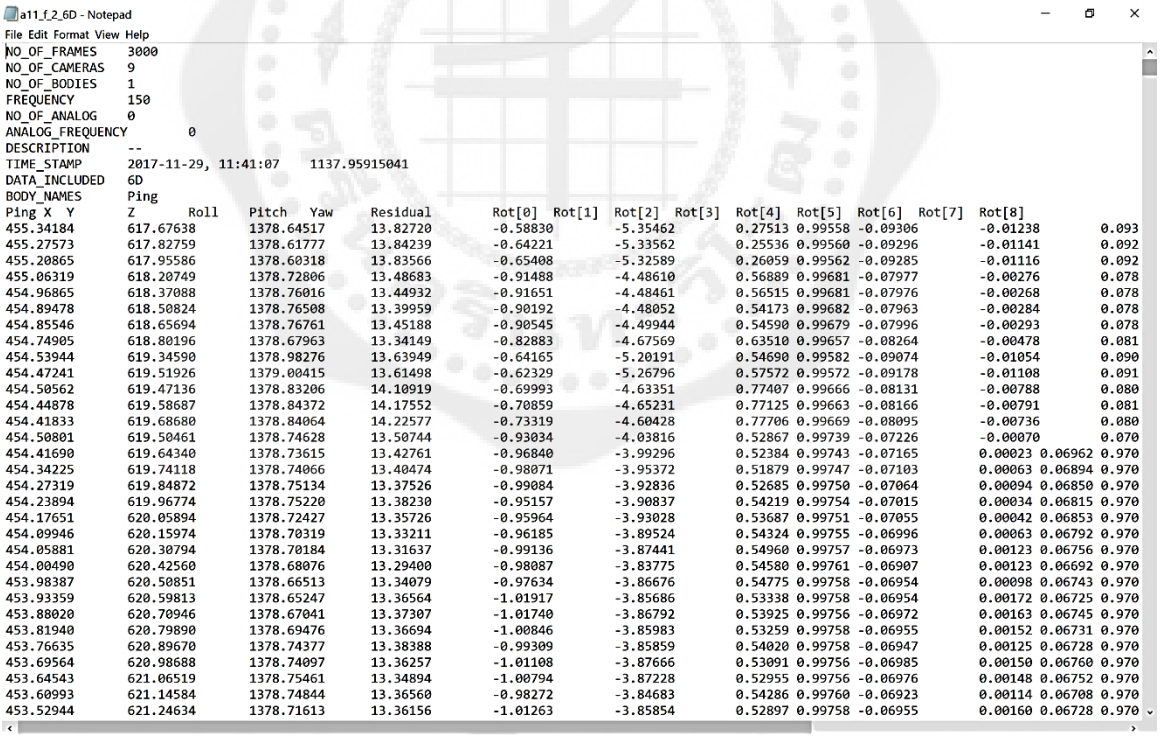
ภาพประกอบ 31 ขั้นตอนการเลือก 6DOF ที่ต้องการนำมาวิเคราะห์

6. ได้ข้อมูล 6DOF ที่มีไฟล์นามสกุล TSV ดังภาพประกอบ 32



ภาพประกอบ 32 โฟลเดอร์ข้อมูล 6DOF

7. แสดงข้อมูลดิบ 6DOF ในงานวิจัยครั้งนี้ต้องการวิเคราะห์ข้อมูลของแนวแกนร่างกายในมุมก้มและมุมเอียง จึงเลือกข้อมูลดิบของค่า Roll (มุมก้ม) และค่า Pitch (มุมเอียง) โดยใน 1 วินาที สามารถประมวลผลข้อมูลได้ 150 ข้อมูล ดังภาพประกอบ 33



a11_f_2_6D - Notepad

File Edit Format View Help

```
NO_OF_FRAMES    3000
NO_OF_CAMERAS   9
NO_OF_BODIES    1
FREQUENCY       150
NO_OF_ANALOG    0
ANALOG_FREQUENCY        0
DESCRIPTION     --
TIME_STAMP      2017-11-29, 11:41:07    1137.95915041
DATA_INCLUDED   6D
BODY_NAMES      Ping
Ping X  Y       Z       Roll    Pitch   Yaw     Residual        Rot[0]  Rot[1]  Rot[2]  Rot[3]  Rot[4]  Rot[5]  Rot[6]  Rot[7]  Rot[8]
455.34184       617.67638       1378.64517      13.82720        -0.58830        -5.35462        0.27513 0.99558 -0.09306        -0.01238        0.093
455.27573       617.82759       1378.61777      13.84239        -0.64221        -5.33562        0.25536 0.99560 -0.09296        -0.01141        0.092
455.20865       617.95586       1378.60318      13.83566        -0.65408        -5.32589        0.26059 0.99562 -0.09285        -0.01116        0.092
455.06319       618.20749       1378.72806      13.48683        -0.91488        -4.48610        0.56889 0.99681 -0.07977        -0.00276        0.078
454.96865       618.37088       1378.76016      13.44932        -0.91651        -4.48461        0.56515 0.99681 -0.07976        -0.00268        0.078
454.89478       618.50824       1378.76508      13.39959        -0.90192        -4.48052        0.54173 0.99682 -0.07963        -0.00284        0.078
454.85546       618.65694       1378.76761      13.45188        -0.90545        -4.49944        0.54590 0.99679 -0.07996        -0.00293        0.078
454.74905       618.80196       1378.67963      13.34149        -0.82883        -4.67569        0.63510 0.99657 -0.08264        -0.00478        0.081
454.53944       619.34590       1378.98276      13.63949        -0.64165        -5.20191        0.54690 0.99582 -0.09074        -0.01054        0.090
454.47241       619.51926       1379.00415      13.61498        -0.62329        -5.26796        0.57572 0.99572 -0.09178        -0.01108        0.091
454.50562       619.47136       1378.83206      14.10919        -0.69993        -4.63351        0.77407 0.99666 -0.08131        -0.00788        0.080
454.44878       619.58687       1378.84372      14.17552        -0.70859        -4.65231        0.77125 0.99663 -0.08166        -0.00791        0.081
454.41833       619.68680       1378.84064      14.22577        -0.73319        -4.60428        0.77706 0.99669 -0.08095        -0.00736        0.080
454.50801       619.50461       1378.74628      13.50744        -0.93034        -4.03816        0.52867 0.99739 -0.07226        -0.00070        0.070
454.41690       619.64340       1378.73615      13.42761        -0.96840        -3.99296        0.52384 0.99743 -0.07165        0.00023 0.06962 0.970
454.34225       619.74118       1378.74066      13.40474        -0.98071        -3.95372        0.51879 0.99747 -0.07103        0.00063 0.06894 0.970
454.27319       619.84872       1378.75134      13.37526        -0.99084        -3.92836        0.52685 0.99750 -0.07064        0.00094 0.06850 0.970
454.23894       619.96774       1378.75220      13.38230        -0.95157        -3.90837        0.54219 0.99754 -0.07015        0.00034 0.06815 0.970
454.17651       620.05894       1378.72427      13.35726        -0.95964        -3.93028        0.53687 0.99751 -0.07055        0.00042 0.06853 0.970
454.09946       620.15974       1378.70319      13.33211        -0.96185        -3.89524        0.54324 0.99755 -0.06996        0.00063 0.06792 0.970
454.05881       620.30794       1378.70184      13.31637        -0.99136        -3.87441        0.54960 0.99757 -0.06973        0.00123 0.06756 0.970
454.00490       620.42560       1378.68076      13.29400        -0.98087        -3.83775        0.54580 0.99761 -0.06907        0.00123 0.06692 0.970
453.98387       620.50851       1378.66513      13.34079        -0.97634        -3.86676        0.54775 0.99758 -0.06954        0.00098 0.06743 0.970
453.93359       620.59813       1378.65247      13.36564        -1.01917        -3.85686        0.53338 0.99758 -0.06954        0.00172 0.06725 0.970
453.88020       620.70946       1378.67041      13.37307        -1.01740        -3.86792        0.53925 0.99756 -0.06972        0.00163 0.06745 0.970
453.81940       620.79890       1378.69476      13.36694        -1.00846        -3.85983        0.53259 0.99758 -0.06955        0.00152 0.06731 0.970
453.76635       620.89670       1378.74377      13.38388        -0.99309        -3.85859        0.54020 0.99758 -0.06947        0.00125 0.06728 0.970
453.69564       620.98688       1378.74097      13.36257        -1.01108        -3.87666        0.53091 0.99756 -0.06985        0.00150 0.06760 0.970
453.64543       621.06519       1378.75461      13.34894        -1.00794        -3.87228        0.52955 0.99756 -0.06976        0.00148 0.06752 0.970
453.60993       621.14584       1378.74844      13.36560        -0.98272        -3.84683        0.54286 0.99760 -0.06923        0.00114 0.06708 0.970
453.52944       621.24634       1378.71613      13.36156        -1.01263        -3.85854        0.52897 0.99758 -0.06955        0.00160 0.06728 0.970
```

ภาพประกอบ 33 ข้อมูลดิบ 6DOF

8. ทำการเปลี่ยนไฟล์ข้อมูลไปอยู่ในรูปแบบ Excel เพื่อให้สะดวกต่อการเลือกข้อมูลที่ต้องการ

9. นำค่าที่ได้มาทำการวิเคราะห์ข้อมูลต่อไป

ภาคผนวก จ

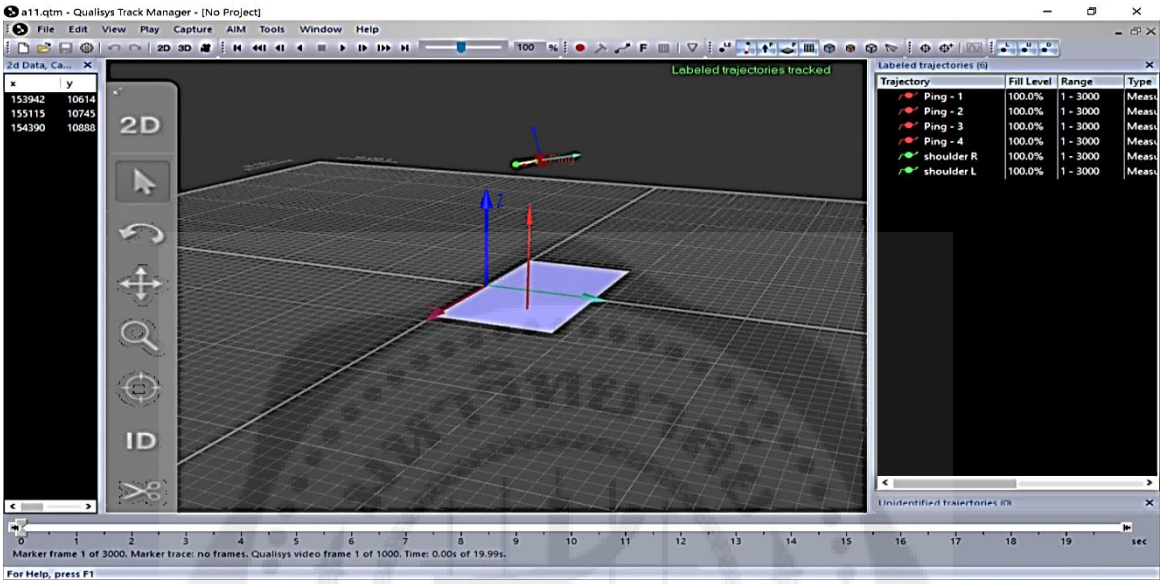
วิธีการแปลผลข้อมูลจากโปรแกรม Qualisys track manager ในการวิเคราะห์ค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

1. เปิดโปรแกรม Qualisys track manager ดังภาพประกอบ 27

2. เลือก File, Open เพื่อเปิดหน้าข้อมูลที่ต้องการ ดังภาพประกอบ 28

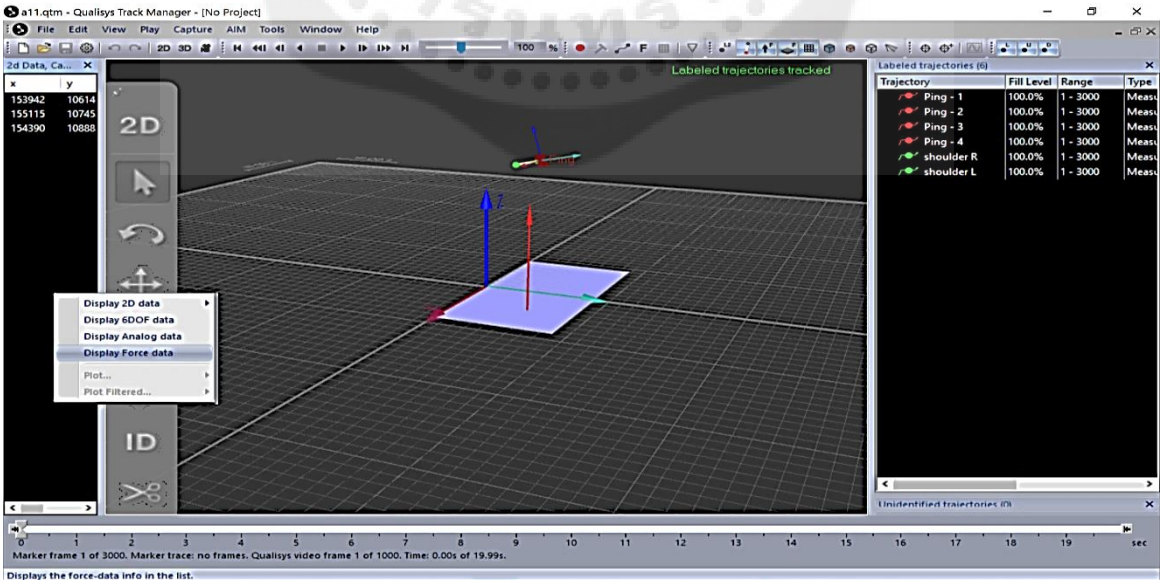
3. เปิดหน้าต่างมุมมองสามมิติ ดังภาพประกอบ 29

4. กด Ctrl D เพื่อเปิดหน้าต่างข้อมูลจากชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า ดังภาพประกอบ 34



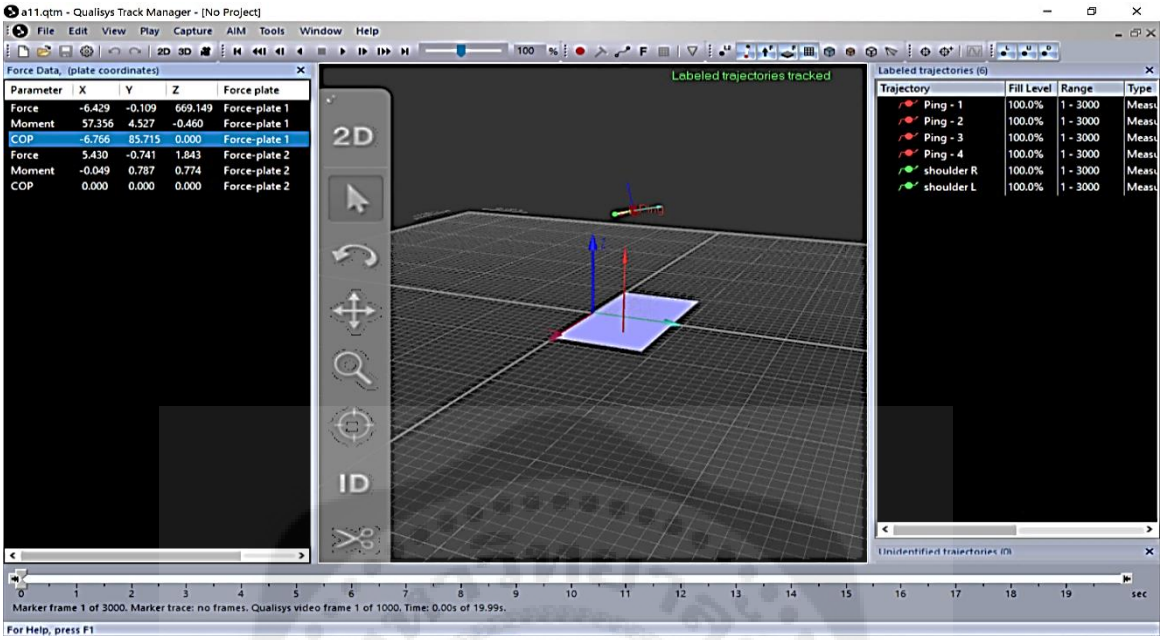
ภาพประกอบ 34 ขั้นตอนการเปิดหน้าต่างข้อมูลจากชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

5. คลิกเมาส์ปุ่มขวา เลือก Display Force data ดังภาพประกอบ 35



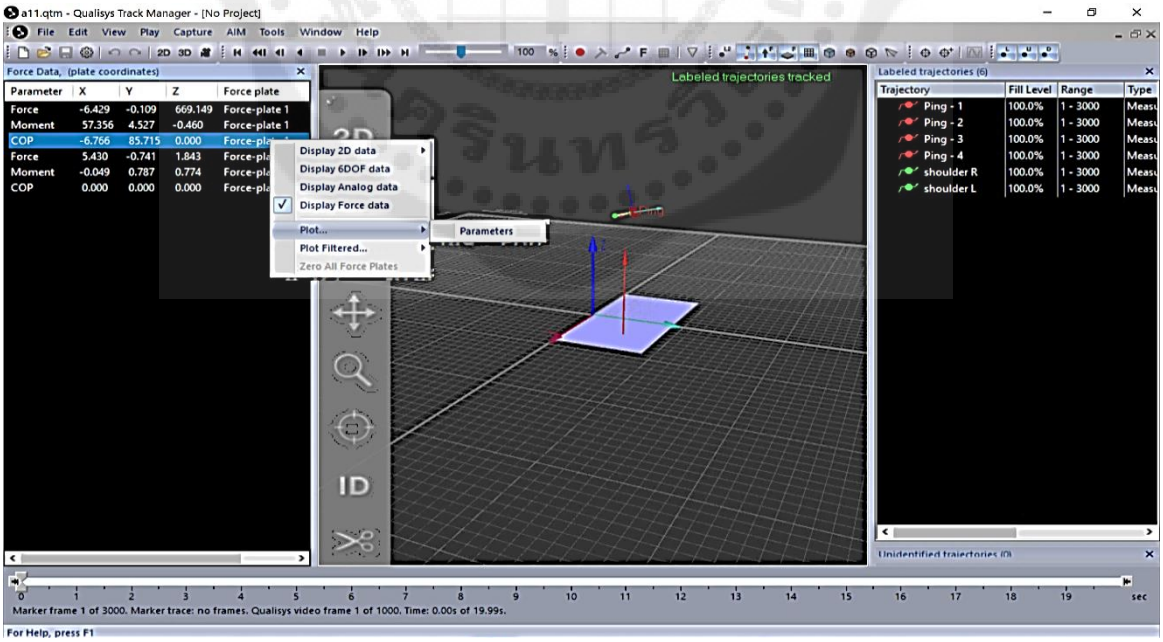
ภาพประกอบ 35 ขั้นตอนการเลือกข้อมูลจากชุดอุปกรณ์ตรวจวัดแรงกดฝ่าเท้า

6. เลือกข้อมูลค่าจุดศูนย์กลางแรงดันและชนิดแผ่นรองรับแรงที่ผู้ทดสอบยืน ดังภาพประกอบ 36



ภาพประกอบ 36 ขั้นตอนการเลือกข้อมูลค่าจุดศูนย์กลางแรงดันและชนิดแผ่นรองรับแรง

7. คลิกเมาส์ปุ่มขวาเลือก Plot, Parameters ดังภาพประกอบ 37

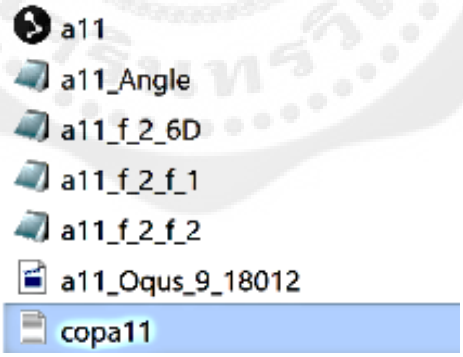


ภาพประกอบ 37 ขั้นตอนการแปลงผลค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

5. บันทึกข้อมูล ดังภาพประกอบ 38

ภาพประกอบ 38 ขั้นตอนการบันทึกข้อมูลค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

6. ได้ข้อมูลค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน ดังภาพประกอบ 39



ภาพประกอบ 39 โฟล์เดอร์ข้อมูลค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

7. แสดงข้อมูลดิบค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน ในงานวิจัยครั้งนี้ต้องการวิเคราะห์ข้อมูลของค่าจุดศูนย์กลางแรงดันของร่างกายในมุมก้มและมุมเอียง จึงเลือกข้อมูลดิบของค่า COP Y (มุมก้ม) และค่า COP X (มุมเอียง) โดยใน 1 วินาที สามารถประมวลผลข้อมูลได้ 1,500 ข้อมูล ดังภาพประกอบ 40

copa11 - Notepad

File Edit Format View Help

XY

	COP x		COP y		COP z
0.000	-6.52	0.000	85.20	0.000	0.00
0.001	-6.46	0.001	85.27	0.001	0.00
0.001	-6.41	0.001	85.33	0.001	0.00
0.002	-6.38	0.002	85.39	0.002	0.00
0.003	-6.35	0.003	85.45	0.003	0.00
0.003	-6.33	0.003	85.51	0.003	0.00
0.004	-6.33	0.004	85.57	0.004	0.00
0.005	-6.34	0.005	85.63	0.005	0.00
0.005	-6.37	0.005	85.81	0.005	0.00
0.006	-6.42	0.006	85.71	0.006	0.00
0.007	-6.51	0.007	85.65	0.007	0.00
0.007	-6.68	0.007	85.79	0.007	0.00
0.008	-6.70	0.008	85.81	0.008	0.00
0.009	-6.67	0.009	85.77	0.009	0.00
0.009	-6.56	0.009	85.87	0.009	0.00
0.010	-6.39	0.010	85.82	0.010	0.00
0.011	-6.23	0.011	85.81	0.011	0.00
0.011	-6.18	0.011	85.83	0.011	0.00
0.012	-6.08	0.012	85.70	0.012	0.00
0.013	-5.94	0.013	85.61	0.013	0.00
0.013	-5.82	0.013	85.64	0.013	0.00
0.014	-5.79	0.014	85.55	0.014	0.00
0.015	-5.88	0.015	85.64	0.015	0.00
0.015	-6.05	0.015	85.75	0.015	0.00
0.016	-6.25	0.016	85.95	0.016	0.00
0.017	-6.40	0.017	86.17	0.017	0.00
0.017	-6.49	0.017	86.12	0.017	0.00
0.018	-6.49	0.018	86.07	0.018	0.00
0.019	-6.49	0.019	86.12	0.019	0.00
0.019	-6.54	0.019	86.16	0.019	0.00
0.020	-6.39	0.020	86.16	0.020	0.00
0.021	-6.47	0.021	86.18	0.021	0.00
0.021	-6.40	0.021	86.07	0.021	0.00
0.022	-6.41	0.022	86.14	0.022	0.00
0.023	-6.46	0.023	86.32	0.023	0.00
0.023	-6.34	0.023	86.26	0.023	0.00
0.024	-6.21	0.024	86.34	0.024	0.00
0.025	-6.14	0.025	86.41	0.025	0.00
0.025	-6.03	0.025	86.46	0.025	0.00
0.026	-5.95	0.026	86.45	0.026	0.00

ภาพประกอบ 40 ข้อมูลดิบค่าจุดศูนย์กลางแรงดัน

8. ทำการเปลี่ยนไฟล์ข้อมูลไปอยู่ในรูปแบบ Excel เพื่อให้สะดวกต่อการเลือกข้อมูลที่ต้องการ

9. นำค่าที่ได้มาทำการวิเคราะห์ข้อมูลต่อไป

ประวัติย่อผู้วิจัย

ประวัติย่อผู้วิจัย

ชื่อ ชื่อสกุล	นางสาววรินทร โอภาสสัจจะกุล
วัน เดือน ปีเกิด	1 มิถุนายน 2531
สถานที่เกิด	เขตธนบุรี จังหวัดกรุงเทพมหานคร
สถานที่อยู่ปัจจุบัน	เขตธนบุรี จังหวัดกรุงเทพมหานคร
ตำแหน่งหน้าที่การงานในปัจจุบัน	ทันตแพทย์
สถานที่ทำงานในปัจจุบัน	โรงพยาบาลบ้านแพ้ว อำเภอบ้านแพ้ว จังหวัดสมุทรสาคร

ประวัติการศึกษา

พ.ศ. 2547	มัธยมศึกษาตอนต้น จาก โรงเรียนอัสสัมชัญศึกษา จังหวัดกรุงเทพมหานคร
พ.ศ. 2550	มัธยมศึกษาตอนปลาย จาก โรงเรียนเตรียมอุดมศึกษา จังหวัดกรุงเทพมหานคร
พ.ศ. 2557	ปริญญาตรี ทันตแพทยศาสตรบัณฑิต จาก มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ
พ.ศ. 2561	ปริญญาโท วิทยาศาสตรมหาบัณฑิต สาขาวิชาทันตกรรมทั่วไป จาก มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ