

การจำลองการเคลื่อนไหวแขนท่อนปลายจากภาพสแกนคอมพิวเตอร์

MODELING OF FOREARM MOTION BASED ON CT IMAGES

จรรย์ภรณ์ อุ๋นวงษ์*

คณะวิศวกรรมศาสตร์ สาขาอุตสาหกรรม มหาวิทยาลัยอุบลราชธานี วารินชำราบ อุบลราชธานี 34190

E-mail: saothong.j@gmail.com*

บทคัดย่อ

วัตถุประสงค์ของงานวิจัยนี้คืออธิบายวิธีสร้างแบบจำลองปลายแขน ที่สามารถตรวจสอบลักษณะการเคลื่อนไหว พื้นผิวสัมผัสระหว่างกระดูกแต่ละชิ้น และความสามารถในการเคลื่อนไหวด้วยซอฟต์แวร์ทางกลศาสตร์พื้นฐาน ข้อมูลส่วนประกอบของกระดูกและรูปร่างได้ภาพถ่ายเอกซเรย์คอมพิวเตอร์ กระดูกบริเวณแขนท่อนปลายประกอบด้วย ส่วนปลายของกระดูกต้นแขน กระดูกแขนท่อนนอก และกระดูกแขนท่อนใน ข้อมูลดิจิทัลนี้ต้องแปลงให้เป็นมาตรฐานระบบ CAD สำหรับสร้างแบบจำลองสามมิติ ขั้นตอนการสร้างแบบจำลองเริ่มจากกำหนดระบบอ้างอิง, ประเภทของข้อต่อระหว่างกระดูกแต่ละคู่, ประเภทและทิศทางการเคลื่อนไหว และการกำหนดวิธีวัดค่าพารามิเตอร์ การศึกษานี้จำเป็นต้องอาศัยองค์ความรู้ ด้านกลศาสตร์ กายวิภาคศาสตร์และคอมพิวเตอร์กราฟฟิก

ผลการจำลองแบบพบว่าภาพสแกนคอมพิวเตอร์ทำให้ได้รูปทรงของกระดูกที่ชัดเจนและสามารถจำลองการเคลื่อนไหวได้ดี โดยไม่ต้องใช้ซอฟต์แวร์เฉพาะทางซึ่งส่วนใหญ่ราคาแพง การจำลองแบบนี้เป็นแนวทางสำหรับการศึกษาวัยวะส่วนอื่น นอกจากนั้นสามารถประยุกต์ใช้เพื่อศึกษาความบกพร่องของการเคลื่อนไหว, การพัฒนาอวัยวะเทียมเพื่อทดแทนส่วนที่เสื่อมสภาพ, และการพัฒนาอุปกรณ์และเทคโนโลยีทางการแพทย์

คำสำคัญ : แบบจำลองปลายแขน, การวิเคราะห์การเคลื่อนไหว, การพัฒนาผลิตภัณฑ์

Abstract

The objective of this research is to describe the process of forearm modeling. The model is able to investigate characteristics of motion, bone contact areas, and mobility of forearm by using the ordinary mechanical software. Digital data from computerized tomography (CT) scans of the radius, ulna and humerus, is converted into standard CAD system. The procedure of modeling starts from defining coordinate system, types of joints, types and directions of motion and measurement method, respectively.

Based on computerized tomography (CT) scans, the model has ability to imitate the forearm motion without using the specialized software, which is mostly expensive. There are various applications of the model such as prosthesis design, diagnosis of motion disorder, joint replacement analysis, etc.

Keywords : Forearm modeling, Motion Analysis, Product Development

1. ความเป็นมาของปัญหา

การจำลองแบบเป็นวิธีเลียนแบบการเคลื่อนไหวของระบบที่ต้องการศึกษาประเภทหนึ่ง การใช้คอมพิวเตอร์

กราฟิกช่วยให้ผู้ศึกษาสามารถเข้าใจระบบ สามารถประเมินสถานการณ์และตัดสินใจโดยที่มีความผิดพลาดน้อยลง ประหยัดเวลาและค่าใช้จ่าย

การจำลองแบบนิยมใช้เพื่อการพัฒนาผลิตภัณฑ์แบบจำลองที่สร้างขึ้นต้องทดสอบเพื่อทำการปรับปรุงให้ได้แบบที่เหมาะสมที่สุดก่อนการผลิตจริง

ปัจจุบันการจำลองแบบประยุกต์ในงานด้านการแพทย์มากขึ้น เช่นการเปลี่ยนข้อเข่าหรือกระดูกสะโพกแบบจำลองสามารถแสดงการปะทะและขัดสีกับอวัยวะอื่นก่อนที่จะการผ่าตัดจริง ทำให้ลดความยุ่งยากและซับซ้อนจากปัญหาที่อาจจะเกิดขึ้นหลังการผ่าตัดได้ด้วย

การสร้างแบบจำลองและการจำลองแบบทางคอมพิวเตอร์สามารถตอบสนององการศึกษาด้านกลศาสตร์ชีวภาพได้อย่างหลากหลาย แบบจำลองช่วยทำนายหรือประเมินลักษณะการเคลื่อนที่และกลไกการทำงาน บางครั้งสามารถทำนายพารามิเตอร์ที่ไม่สามารถได้จากกรวัดโดยตรง ดังนั้นวิธีการนี้จึงให้ข้อมูลที่มประโยชน์ต่อทางการแพทย์ในการวินิจฉัยได้อย่างแม่นยำทำให้การรักษามีประสิทธิภาพและประสิทธิผลยิ่งขึ้น

การจำลองแบบทางการแพทย์นิยมใช้ซอฟต์แวร์เฉพาะทางสำเร็จรูป (Delp, 1995) ซึ่งส่วนใหญ่มีราคาแพงและมีการใช้งานที่จำกัด โดยเฉพาะอย่างยิ่งยุคที่ระบบคอมพิวเตอร์เปลี่ยนแปลงอย่างรวดเร็ว อายุการใช้งานของซอฟต์แวร์สำเร็จรูปก็สั้นลงไปด้วยทำให้ไม่คุ้มค่ากับการลงทุน

ดังนั้นผู้ศึกษาจึงได้ทดลองสร้างแบบจำลองด้วยซอฟต์แวร์ทางกลศาสตร์พื้นฐาน เพื่อเป็นแนวทางในการพัฒนาและใช้ประโยชน์จากซอฟต์แวร์ที่มีอยู่ให้เกิดประโยชน์สูงสุด และเป็นการเสนอทางเลือกวิธีการศึกษาสำหรับผู้สนใจต่อไป

2. ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

ปัญหาซอฟต์แวร์สำหรับการจำลองแบบที่เป็นแพ็คเกจสำเร็จรูปปัจจุบันคือข้อจำกัดเกี่ยวกับการใช้งานและราคาที่สูงเมื่อเทียบกับการใช้งาน ตารางที่ 1 แสดงการศึกษาเปรียบเทียบซอฟต์แวร์ด้านกลศาสตร์ชีวภาพ (Saothong, 2000)

การศึกษาการเคลื่อนไหวของแขนได้รับความสนใจมากขึ้นในปัจจุบันแต่ปริมาณยังน้อยและยังไม่มาตรฐานเมื่อเทียบกับการเดิน ซึ่งอาจจะมีสาเหตุมาจากความซับซ้อนของรูปทรงของกระดูกและกลไกการเคลื่อนไหว ซึ่งประกอบด้วยอวัยวะที่หลากหลาย (Anglin C et al., 2000)

ตารางที่ 1 เปรียบเทียบซอฟต์แวร์สำเร็จรูปด้านกลศาสตร์ชีวภาพ

ชื่อซอฟต์แวร์	SIMM	FIGURE
ระบบปฏิบัติการ	Windows	Windows NT
License	จำกัด	จำกัด
การใช้งาน	ซับซ้อน	ปานกลาง
คุณภาพกราฟิก	ปานกลาง	ดีมาก
ประเภทข้อมูล	3D Scan, Manual Digitizer	Standard CAD System
การสร้างวัตถุ	ยุ่งยาก	ไม่จำกัด
การวิเคราะห์การเคลื่อนไหว	มี	มี
ภาพเคลื่อนไหว	เพิ่มโมดูล	มี
การประมวลผล	มี	มี
การวัดตำแหน่ง	ซอฟต์แวร์กำหนด	กำหนดเอง
คุณภาพการแสดงผล	ดี	ดี
ประยุกต์ใช้งาน	จำกัด	หลากหลาย
ราคา/License	\$11050 / 1 Yr	\$10,000/3 Yrs
ต่ออายุใช้งาน	\$950/time	-

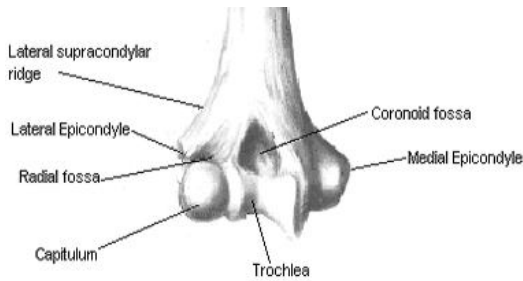
เดิมการศึกษาด้านการเคลื่อนไหวจะใช้ระบบตรวจจับด้วยระบบเซนเซอร์, ระบบแม่เหล็กไฟฟ้า, หรือ การถ่ายวิดีโอ วิธีการเหล่านี้พบความคลาดเคลื่อนเนื่องจากการเปลี่ยนตำแหน่งของผิวหนังกับตำแหน่งของกระดูกที่ต้องการวัดข้อมูล ต่างจากการวัดโดยตรงจากข้อมูลภาพถ่ายทางการแพทย์ เช่น CT หรือ MRI แต่เนื่องจากภาพถ่ายเป็นภาพขณะที่อยู่นิ่ง เพื่อศึกษาการเคลื่อนไหวจึงต้องประยุกต์เอาวิธีการอื่นเข้ามาร่วมด้วย (Nojiri K. et al, 2008)

2.1 กายวิภาควิทยา

แขนท่อนล่างคือบริเวณจากศอกจนถึงข้อมือ ประกอบด้วยปลายของกระดูกต้นแขน (Humerus), กระดูกแขนท่อนในหรือกระดูกอัลนา (Ulna), และกระดูกแขนท่อนนอกหรือกระดูกเรเดียส (Radius) ขณะเคลื่อนไหวมีการทำงานของข้อต่อระหว่าง กระดูกต้นแขนกับกระดูกอัลนา, ข้อต่อระหว่างกระดูกต้นแขนกับกระดูกเรเดียส, และข้อต่อระหว่างกระดูกอัลนาและกระดูกเรเดียส ซึ่งรายละเอียดของกระดูกและข้อต่อแสดงในรายละเอียดดังนี้

1. กระดูกต้นแขน

ส่วนของกระดูกต้นแขนที่มีผลต่อการเคลื่อนไหวของปลายแขนคือบริเวณส่วนปลาย แบ่งออกเป็นสองส่วนคือ ส่วนที่แนบกับลำตัวจะมีขนาดใหญ่กว่าด้านนอกมีรูปทรงเป็นร่องลึกเรียกว่า Trochlea เพื่อรองรับ Olecranon ซึ่งมีลักษณะคล้ายตะขอของกระดูกอัลนาขณะที่มีการเหยียดหรืองอแขน ส่วนที่อยู่ด้านนอกจะมีขนาดเล็กมีรูปทรงกลมยื่นออกมาเรียกว่า Capitulum กระดูกส่วนนี้เฝือกติดทับกับหัวกระดูกเรเดียสขณะที่เคลื่อนไหว



รูปที่ 1 รูปร่างของปลายกระดูกต้นแขน (Morrey BF, 2000)

2. กระดูกแขนท่อนในหรือกระดูกอัลนา

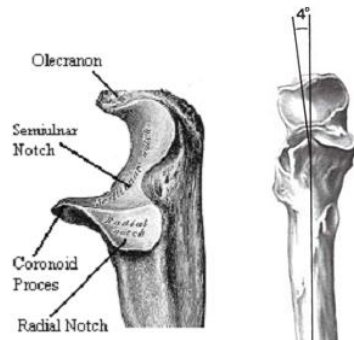
ลักษณะสำคัญของกระดูกอัลนาคือส่วนหัวซึ่งประกอบด้วยสองส่วนโค้งยื่นลักษณะเหมือนตะขอเกี่ยวในแนวตั้ง โดยเอียงจากแนวแกนของกระดูกประมาณ 4 องศา ส่วนโค้งด้านบนเรียกว่า Olecranon และส่วนโค้งด้านล่าง คือ Coronoid Process ส่วนบริเวณที่เว้าเข้าไประหว่างส่วนโค้งทั้งสองนี้เรียกว่า Semilunar Notch และบริเวณผิวโค้งเว้าติดกับกระดูกแขนท่อนนอกเรียกว่า Radial Notch ซึ่งจะประกบกับหัวกระดูกเรเดียส

ขณะที่แขนเหยียดตั้ง Olecranon จะประกบด้านหลังของข้อต่อระหว่างกระดูกต้นแขนและกระดูกอัลนาทำให้ข้อต่อมีเสถียรภาพมากยิ่งขึ้น และ Semilunar Notch ไถลไปกับ Trochlea ของกระดูกต้นแขนเมื่องอแขน

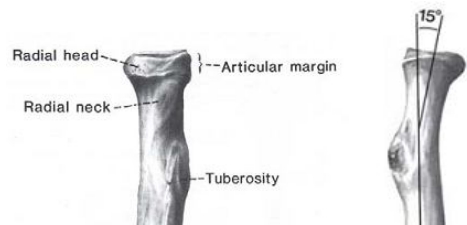
3. ส่วนต้นกระดูกแขนท่อนนอกหรือกระดูกเรเดียส

ส่วนต้นกระดูกแขนท่อนนอกประกอบด้วย หัว คอ และปุ่มกระดูก ส่วนหัวที่มีลักษณะเป็นทรงกระบอกด้านบนผิวจะโค้งเว้าเหมือนถ้วยตื้นเพื่อรองรับกับ Capitulum ของกระดูกต้นแขน เส้นรอบวงของส่วนหัวกระดูกจะประกบกับ Radial Notch ของกระดูกอัลนา ถัดลงมาจากส่วนหัวคือคอ

กระดูก และปุ่มกระดูกตามลำดับ หัวกระดูกอยู่เอียงจากแกนกระดูกประมาณ 15 องศา



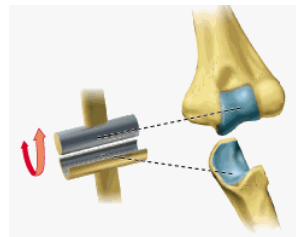
รูปที่ 2 รูปร่างของกระดูกแขนท่อนใน (Morrey BF, 2000)



รูปที่ 3 รูปร่างของกระดูกแขนท่อนนอก (Morrey BF, 2000)

4. ข้อต่อระหว่างกระดูกต้นแขนกับกระดูกปลายแขนท่อนใน (ข้อต่อแบบบานพับ)

ข้อต่อประเภทนี้จะเคลื่อนไหวในระนาบเดียวคือไปและย้อนกลับและการเคลื่อนไหวทั้งหมดจะเกิดขึ้นที่รอบแกนหนึ่งแกน พื้นผิวข้อต่อเชื่อมกันด้วยเส้นเอ็นที่มีความแข็งแรงเพื่อให้กระดูกไม่หลุดจากกัน



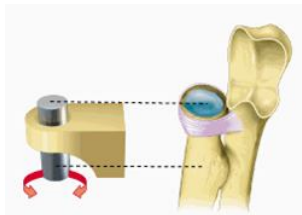
รูปที่ 4 ข้อต่อกระดูกต้นแขนกับกระดูกอัลนา (Aphichat, Website)

5. ข้อต่อระหว่างกระดูกต้นแขนกับกระดูกปลายแขน
 ท่อนนอก (ข้อต่อเรียว)

ข้อต่อนี้จะเกิดการไถลของผิวสัมผัสของสองพื้นผิว
 ซึ่งพบระหว่างหัวกระดูกเรเดียสกับ Capitulum ของกระดูก
 ต้นแขน โดยที่ส่วนกระดูกที่นูนของ Capitulum จะเลื่อนไถล
 ไปบนกระดูกที่เว้าของกระดูกเรเดียส ความสามารถในการ
 เคลื่อนไหวถูกจำกัดด้วยเอ็นหรือกระดูกอ่อนรอบข้อต่อ

6. ข้อต่อระหว่างหัวกระดูกปลายแขนท่อนนอกและ
 หัวกระดูกปลายแขนท่อนใน (ข้อต่อรูปเตี้ย)

การเคลื่อนไหวของข้อต่อเป็นแบบหมุนภายในวง
 แหวน เส้นเอ็นทำหน้าที่เป็นวงแหวนโดยมีหัวกระดูก
 เรเดียสหมุนอยู่ภายใน



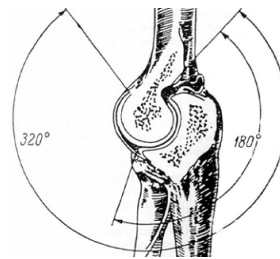
รูปที่ 5 ข้อต่อกระดูกอัลนาเข้ากับกระดูกเรเดียส
 (Aphichat, Website)

2.2 ประเภทของการเคลื่อนไหว

การเคลื่อนไหวปลายแขนแบ่งออกเป็น 3 ชนิดคือ
 การไถล, การเคลื่อนไหวเชิงมุม และการหมุน รูปแบบการ
 เคลื่อนไหวของข้อต่อขึ้นอยู่กับรูปทรงของแต่ละผิวที่สัมผัส
 กัน

1. การเหยียดและงอแขน

การเหยียดและงอแขนเป็นการทำงานของข้อต่อแบบ
 บานพับทั้งกระดูกอัลนาและกระดูกเรเดียสจะเคลื่อนขนาน
 กันบนพื้นผิวที่มีลักษณะเป็นหน้าตัดวงกลมของปลาย
 กระดูกต้นแขน ส่วนปลายของกระดูกต้นแขนที่มีลักษณะ
 เป็นโพรง ซึ่งเรียกว่า Coronoid fossa ทำหน้าที่กำหนด
 พิสัยของการเคลื่อนที่ก่อนที่จะเกิดการกระทบกันของ
 กระดูก ขณะที่ย่อแขนตำแหน่งสูงสุด Coronoid process จะ
 ประทับกับ Coronoid fossa และขณะที่เหยียดแขนสุด
 Olecranon จะประชิดกับด้านหลังของ Coronoid fossa
 ของกระดูกต้นแขน ระดับปกติของการงอและเหยียดแขน
 อยู่ระหว่าง 0 - 140 องศา เนื่องจากลักษณะของกระดูกต้นแขน
 ส่วนปลายมีมุมเอียงตั้งนั้นแกนการเหยียดและงอแขนจึงมี
 มุมเอียงตามไปด้วย (Morrey BF, 2000)



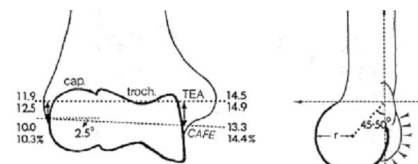
รูปที่ 6 พิสัยการเคลื่อนที่ซึ่งถูกกำหนดด้วยรูปทรงของ
 กระดูก ส่วนนูนนอกของ Trochlea มีขนาด 320 องศา และ
 ส่วนเว้าของกระดูกอัลนา มีขนาด 180 องศา ดังนั้นพิสัย
 การเคลื่อนไหวถูกจำกัดที่ $320-180=140$ องศา
 (Vladimir M et al, 1998)

2. จุดศูนย์กลางการเหยียดและงอแขน

จุดศูนย์กลางการเหยียดและงอแขนประมาณ 2-3
 มิลลิเมตรจากจุดศูนย์กลางของ Trochlea แนวแกนการ
 หมุนเริ่มจากจุดศูนย์กลางของ Capitulum ไปจนถึง
 Epicondyle ด้านที่อยู่ติดกับลำตัว (Morrey BF, 2000)

การจำลองการเหยียดและงอแขนควรพิจารณา
 Carrying Angle ซึ่งเกิดขึ้นจากการเอียงของกระดูกต้นแขน
 เป็นมุมระหว่างแนวแกนของกระดูกต้นแขนกับแนวแกน
 ของกระดูกอัลนา โดยทั่วไปประมาณ 15 องศาสำหรับเพศ
 ชายและ 10 องศาสำหรับเพศหญิง

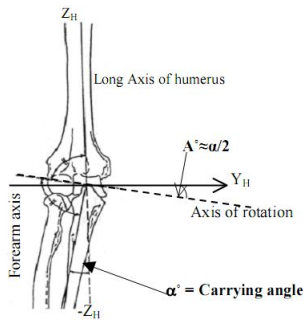
ขณะที่งอแขนเต็มที่ Carrying angle = 0 และมุมจะมี
 ขนาดเพิ่มขึ้นขณะที่เหยียดแขนออก และมีค่าสูงสุดเมื่อ
 เหยียดแขนเต็มที่ (Anglin C et al., 2000)



(ก) ด้านหน้า

(ข) ด้านข้าง

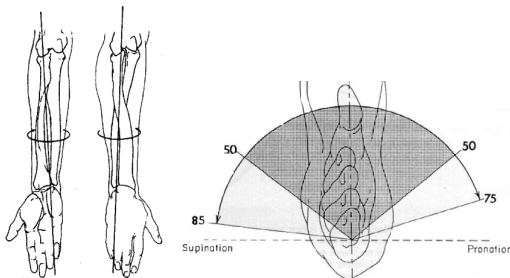
รูปที่ 7 จุดศูนย์กลางการเหยียดและงอแขน
 (Vladimir M et al, 1998)



รูปที่ 8 Carrying Angle (Vladimir M et al, 1998)

3. การคว่ำและหงายปลายแขน

การคว่ำและหงายปลายแขนกระดูกอัลนาจะอยู่กับที่ ส่วนกระดูกเรเดียสหมุนตามทิศทาง การคว่ำหรือหงายปลายแขน โดยเฉลี่ยการคว่ำปลายแขนประมาณ 75 องศา และประมาณ 85 องศาสำหรับการหงายปลายแขน

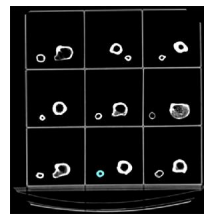


รูปที่ 9 การคว่ำและหงายปลายแขน (Morrey BF, 2000ข)

3. วัสดุและวิธีการ

3.1 การเตรียมข้อมูล

การสร้างแบบจำลองนี้ ใช้ภาพสแกนของหญิงชาวไทยอายุ 25 ปี ภาพถ่ายสแกนด้วยคอมพิวเตอร์ถูกจัดเก็บไว้ในไฟล์ประเภท (.mpj) แปลงข้อมูลให้เป็นระบบมาตรฐาน เช่น IGES หรือ STL โดยใช้ซอฟต์แวร์ชื่อ MIMICS (Materialise's Interactive Medical Image Control system) การแปลงข้อมูลนี้ทำให้สามารถสร้างวัตถุ 3 มิติ จากภาพถ่าย 2 มิติได้ (Saekee, 2000) ช่วยให้ศัลยแพทย์, รังสีแพทย์เห็นรูปทรงของอวัยวะอย่างชัดเจนและเป็นข้อมูลที่ สำคัญในการสร้างแบบจำลองสำหรับการศึกษาด้านชีวกลศาสตร์ด้วย



ภาพสแกน CT



3D model

รูปที่ 10 การสร้างวัสดุสามมิติจากภาพสแกน CT

การศึกษาค้นคว้านี้เลือกแปลงให้อยู่ในแบบ STL เพราะสามารถแสดงคุณสมบัติของพื้นผิวได้ดีและไม่จำเป็นต้องมีการแปลงข้อมูลซ้ำซ้อนเหมือนแบบ IGES ขั้นตอนการแปลงข้อมูลประกอบด้วย

1. ถ่ายภาพด้วยเครื่องสแกนคอมพิวเตอร์
2. สร้างเป็นภาพ 3 มิติ (.mpj): MIMICS
3. แปลงข้อมูลระบบมาตรฐาน (STL, ASCII): MedCAD Software
4. แปลงขนาดข้อมูลเพื่อการสร้างแบบจำลอง: Surfacr Software
5. สร้างแบบจำลอง: ADAMS Software

3.2 การกำหนดระบบอ้างอิง

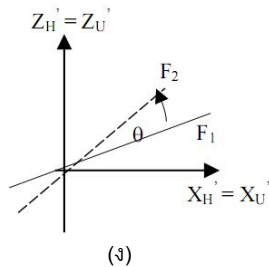
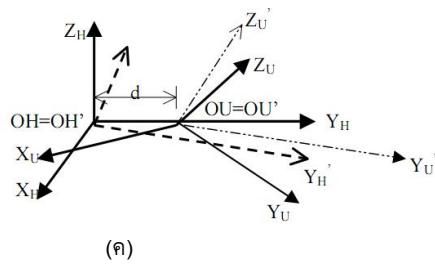
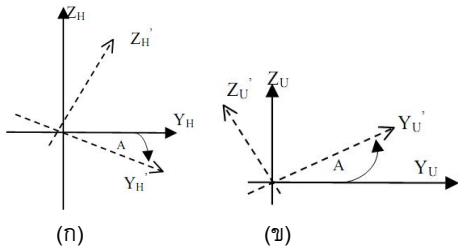
การกำหนดระบบอ้างอิงควรใช้เป็นระบบที่เป็นมาตรฐานเพื่อให้กลุ่มผู้ที่สนใจศึกษาสามารถใช้ผล การศึกษาเปรียบเทียบหรืออ้างอิงได้และลดการโต้แย้งระหว่างกลุ่มนักวิจัยด้วยกัน

การศึกษานี้ใช้การกำหนดระบบอ้างอิงที่รายงานโดย Chao (Chao et al., 1976) ซึ่งเป็นพื้นฐานของการศึกษา การเคลื่อนไหวของแขนในยุคต่อๆมา

3.3 การกำหนดการเคลื่อนไหว

ระบบการอ้างอิงตำแหน่งตามทฤษฎีของ Euler โดยที่กระดูกแต่ละชิ้นมีสัญลักษณ์ต่อไปนี้ กระดูกต้นแขน (X_H, Y_H, Z_H) กระดูกอัลนา (X_U, Y_U, Z_U) และ กระดูกเรเดียส (X_R, Y_R, Z_R) ตามลำดับ การพิจารณาการเคลื่อนไหวปลายแขน กำหนดกระดูกต้นแขนติดอยู่กับที่ การงอหรือเหยียดเป็นการเปลี่ยนแกนระหว่างกระดูกอัลนาและกระดูกต้นแขน เนื่องจากรูปทรงของกระดูกต้นแขนทำให้การเปลี่ยนแกนไม่ได้เป็นแบบตั้งฉากกันจึงต้องพิจารณาการเบี่ยงเบนที่เกิดขึ้นด้วย

การรอกและเหยีดแบนเริ่มจากหมุนให้ระบบอ้างอิง กระตุกต้นแบน (ก) อยู่ในแนวเดียวกันกระตุกอัลนา (ข) และเลื่อนจุดกำเนิดให้อยู่ตำแหน่งเดียวกัน (ค) หลังจากนั้น กำหนดให้กระตุกต้นแบนยึดกับที่แล้วหมุนกระตุกอัลนา (ง)



รูปที่ 11 ลำดับการเหยีด / งอแบน

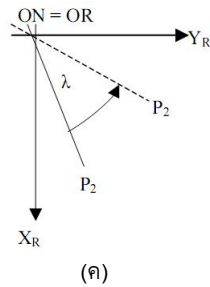
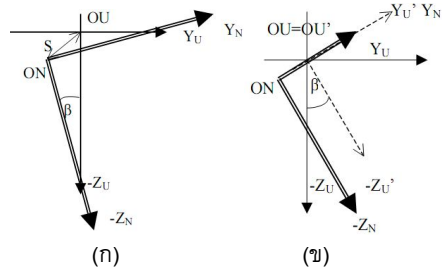
และมีตำแหน่งในระบบอ้างอิงดังสมการที่ (1)

$$\begin{aligned} X(\theta) &= (Z'_H, Z'_U) \sin(\theta) + (X'_H, X'_U) \cos(\theta) \\ Y(\theta) &= Y_H, Y_U \\ Z(\theta) &= (Z'_H, Z'_U) \cos(\theta) - (X'_H, X'_U) \sin(\theta) \end{aligned} \quad (1)$$

θ เป็นมุมของการเหยีด/งอแบน

การคว่ำและหงายแบนเป็นการหมุนระหว่างกระตุกสองชั้นคืออัลนากับเรเดียส ต้องกำหนดตำแหน่งแกนกลางเพื่อบ่งชี้ทิศทางของการหมุนของปลายแบน กำหนดให้ระบบอ้างอิงของกระตุกเรเดียส(ก) หมุนระบบแกนของกระตุกอัล

นากับแกนกลางอยู่ในทิศทางเดียวกัน และเลื่อนให้อยู่ในตำแหน่งเดียวกัน (ข) จากนั้นหมุนรอบแกนกลางซึ่งในที่นี้กำหนดให้เป็น $-Z_R$ ซึ่งเป็นแกนเดียวกับแกน Z_N (ค)



รูปที่ 12 ลำดับการคว่ำ / งอแบน

โดยมีตำแหน่งในระบบอ้างอิงดังสมการที่ (2)

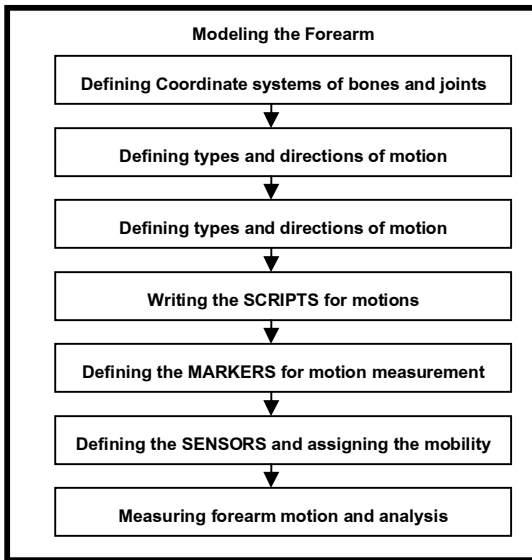
$$\begin{aligned} X_N &= X_R = X_R \cos(\lambda) - Y_R \sin(\lambda) \\ Y_N &= Y_R \cos(\lambda) + X_R \sin(\lambda) \\ -Z_N &= Z_R = -Z_R \end{aligned} \quad (2)$$

λ เป็นมุมของการคว่ำและหงายแบน

3.4 การสร้างแบบจำลอง

ขั้นตอนของการสร้างแบบจำลองสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 13. ข้อกำหนดและสมมุติฐานของการสร้างแบบจำลองมีรายละเอียดดังนี้

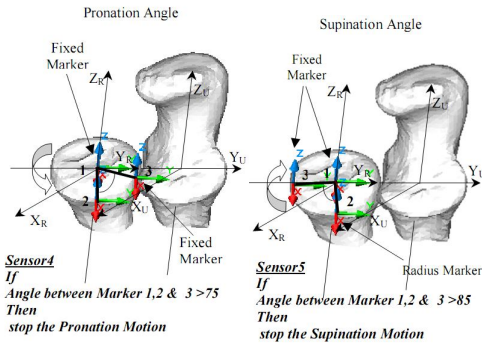
แบบจำลองประกอบด้วยวัตถุแข็งเกร็งและเชื่อมต่อกันด้วยข้อต่อทางกล, การเคลื่อนไหวแบนท่อนปลายเป็นอิสระจากอวัยวะส่วนอื่นของร่างกาย, ส่วนของกระตุกอ่อนพิจารณาารวมเป็นเนื้อเดียวกับกระตุกทั้งท่อน, ไม่พิจารณาการผิดรูปของเนื้อเยื่ออ่อน และผลที่เกิดจากแรงกระทำ, ความสามารถในการเคลื่อนไหวจำกัดด้วยรูปร่างของกระตุกและประเภทของข้อต่อ, การเคลื่อนไหวของข้อต่อเกิดขึ้นรอบแกนที่อยู่กับที่ ตั้งฉากกับระนาบการหมุนของวัตถุตลอดเวลา



รูปที่ 13 ขั้นตอนการสร้างแบบจำลอง

3.5 การวัดการเคลื่อนไหว

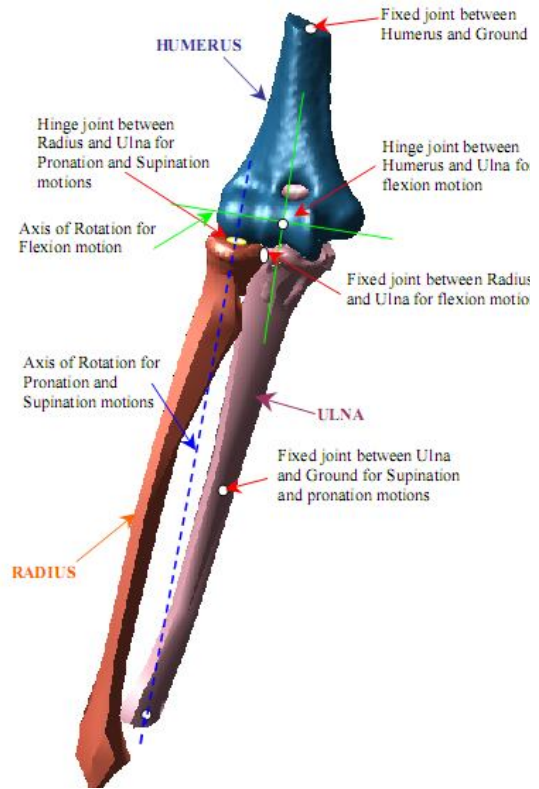
การวัดการเคลื่อนไหวต้องกำหนด Markers และ กำหนดเงื่อนไขที่ Sensors ดังตัวอย่างในรูปที่ 14



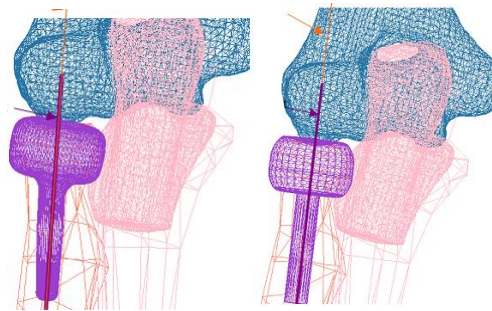
รูปที่ 14 การกำหนด Sensor เพื่อวัดการเคลื่อนไหว

4. ตัวอย่างการประยุกต์ใช้งาน

การประยุกต์ใช้งานแบบจำลองการเคลื่อนไหวเช่น ศึกษาเปรียบเทียบการเคลื่อนไหวปกติกับปัญหาเนื่องจาก โรคภัย การทดสอบและ การออกแบบอวัยวะเทียม หรือการเคลื่อนไหวเมื่อมีการทดแทนอวัยวะที่เสื่อมสภาพหรือชำรุด ด้วยอวัยวะเทียม เป็นต้น



รูปที่ 15 แบบจำลองปลายแขน



รูปที่ 16 ตัวอย่างของการประยุกต์ใช้แบบจำลอง

6. สรุปและเสนอแนะ

การวิเคราะห์การเคลื่อนไหวเป็นเรื่องที่ทำหายและผล การศึกษาสามารถใช้ประโยชน์ทั้งทางวิศวกรรมศาสตร์และ การแพทย์ การศึกษาพิสัยการเคลื่อนไหวด้วยเครื่องมือหรือ อุปกรณ์ที่ต้องวางตัวตรงจับสัญญาณบนผิวหนัง ขณะเคลื่อนไหว ผิวหนังมีการเคลื่อนที่และจุดถูกเปลี่ยนตำแหน่ง

จึงมีความผิดพลาดเกิดขึ้นได้ การจำลองแบบเป็นวิธีการหนึ่งที่สามารถเลือกใช้เพื่อเปรียบเทียบความถูกต้องของข้อมูล

การจำลองแบบทางการแพทย์นิยมใช้ซอฟต์แวร์เฉพาะทางที่มีราคาสูงและการใช้งานที่จำกัด ความก้าวหน้าทางเทคโนโลยีอย่างรวดเร็วอายุการใช้งานของซอฟต์แวร์ก็จำกัดด้วย ต้องมีค่าใช้จ่ายเพื่อการอัปเดตระบบและข้อมูล การสร้างแบบจำลองบนซอฟต์แวร์มาตรฐานสามารถลดความรุนแรงของปัญหาดังกล่าวได้

การจำลองแบบการเคลื่อนไหวปลายแขนด้วยซอฟต์แวร์มาตรฐานสามารถจำลองการเคลื่อนไหวได้เสมือนจริงระดับหนึ่งด้วยเหตุผลสำคัญ 2 ประการคือ ข้อมูลของกระดูกและข้อต่อได้จากภาพสแกน CT มีความใกล้เคียงกับอวัยวะจริงมาก และแบบจำลองจากภาพ CT จัดปัญหาความแตกต่างของเพศ, วัย ส่วนมากซอฟต์แวร์เฉพาะทางทั่วไปการประมาณค่าเฉลี่ยรูปทรงของอวัยวะ เหตุผลอีกประการหนึ่งคือ การกำหนดตำแหน่งของเซนเซอร์บนพิกัดของจุดที่ศึกษาทำให้ค่าที่วัดได้ใกล้เคียงกับความจริงมากขึ้นกว่าการวางไว้บนตำแหน่งของผิวหนังซึ่งจะมีการเปลี่ยนตำแหน่งเมื่อมีการเคลื่อนไหว

ข้อเสนอแนะเพื่อเป็นแนวทางพัฒนาศักยภาพแบบจำลอง เช่น การพิจารณาแรงที่กระทำจากภายนอกและแรงภายในของกล้ามเนื้อ, ศึกษาท่วงท่าที่มีการทำงานของข้อต่อที่เกี่ยวข้องพร้อม ๆ กัน เป็นต้น

นอกจากนี้ ควรทดลองสร้างแบบจำลองบนซอฟต์แวร์มาตรฐานอื่นเพื่อเปรียบเทียบศักยภาพของซอฟต์แวร์ และเป็น การส่งเสริมการใช้ทรัพยากรอย่างมีประสิทธิภาพ เพื่อให้ได้ ข้อมูลที่มีความน่าเชื่อถือมากขึ้นควรนำวิธีการทางสถิติร่วมพิจารณาด้วย

บรรณานุกรม

Anglin C. and Wyss U P. 2000. **Review of arm motion analysis.** Proceedings of the institution of mechanical engineers. Pp 541-555.

Chao, E.Y. 1980. **Electrogoniometer for the easurement of human elbow rotation.** J. Biomechanics Eng. Pp.102: 301

Delp S and Loan J.P. 1995. **A graphics-based software system to develop and analyze model of musculoskeletal structures.** Computer in Biology and Medicine. Vol. 25, No.1. pp. 21-34

Ellen Kreighbaum and Kathrine M. Barthels. A . 1985. **Qualitative approach for studying human movement.** ed2, Macmillan, New York.

Greco V., and Greco L. 2009. **A virtual system for simulation of human upper limb.** Proceeding of the world congress on engineering Vol. 2

Johannes Reich and Wolfgang J. Daunicht. 2000. **A rigid body model of the forearm.** J. Biomechanics, Vol.33, 1159-1168.

Mansour G., Mitsi S., and Bouzakis D. 2008. **A kinematics and dynamics of the human upper extremity.** Proceeding of the 3rd international conference on manufacturing engineering. pp. 885-891

Morrey BF. 2000. **The elbow and its disorder.** ed 3. Philadelphia. WB Saunders.

Nojiri K. , Matsunaga N., and Kawaji S. 2008. **Modeling of Pronation-Supination for forearm skeleton based on MRI.** Proceeding of word congress. Theinternational Federation of Automatic control. PP14767- 14772

Saekee B. 2000. **Radial Head Prosthesis; Indications and Design Techniques,** Special Study, AIT.

Saothong J. 2000. **Modeling and Kinematics of elbow joint.** Special Study, AIT,

Vladimir M. Zatsiorsky. 1998. **Kinematics of human motion, United state of America,** Human Kinematics, pp. 225-272.

http://61.7.235.246/basic_nurse/apichat49/page/apichat/bone/page/joint02.html