

## แบบจำลองระบบแนะนำการเคลื่อนที่แขนในหนึ่งองศาอิสระโดยใช้ระบบสัมผัสสัมผัส Modeling of a One Degree of Freedom Arm Movement Guidance System Using Vibrotactile Signal

พงศธร ศรีอำพล<sup>1</sup> ศุภวุฒิ จันทร์ทรานูวัฒน์<sup>2</sup>

ภาควิชาวิศวกรรมเครื่องกล คณะวิศวกรรมศาสตร์ จุฬาลงกรณ์มหาวิทยาลัย

ถ.พญาไท ปทุมวัน กรุงเทพฯ 10330

โทร 0-22186610 โทรสาร 0-22522889 E-mail: Pongstorn.S@Student.chula.ac.th<sup>1</sup>, Supavut.C@Chula.ac.th<sup>2</sup>

Pongstorn Sornumpol Supavut Chantranuwathana

Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Chulalongkorn University,

Bangkok, 10330, Thailand

Tel: 0-22186610 Fax: 0-22522889 E-mail: Pongstorn.S@Student.chula.ac.th, Supavut.C@Chula.ac.th

### บทคัดย่อ

สัญญาณสัมผัสที่กระทำต่อผิวหนังสามารถนำไปประยุกต์ใช้เพื่อแนะนำการเคลื่อนที่สำหรับผู้พิการทางสายตาหรือเมื่อใช้สัญญาณสัมผัสจำนวนมากสามารถให้ข้อมูลภาพได้ ผลการทดลองเบื้องต้นจากบทความที่แล้วแสดงว่าการควบคุมโดยใช้ระบบป้อนกลับจากสัญญาณสัมผัสสามารถปรับให้การเคลื่อนที่ของแขนใน 1 องศาอิสระเร็วและแม่นยำขึ้น ในบทความนี้แบบจำลองการตอบสนองต่อการเคลื่อนที่ของแขนใน 1 องศาอิสระต่อสัญญาณสัมผัสได้นำมาใช้กับผู้ทดลองปกติสิบคน โดยได้สร้างตัวกระตุ้นที่สามารถสร้างความถี่ได้ถึง 50 Hz และกำหนดให้ผู้ทดลองได้ใช้เวลาในการเรียนรู้โดยใช้ระบบควบคุมเชิงสัดส่วนในการเคลื่อนที่จากมุมอ้างอิงหนึ่งไปยังอีกมุมหนึ่ง ค่าเกณฑ์ได้จากผลการทดลองนี้ยังสอดคล้องกับผลการทดลองที่ได้จากการตอบสนองเชิงความถี่ แบบจำลองการตอบสนองของแต่ละบุคคลสามารถประมาณด้วยฟังก์ชันถ่ายโอนที่ประกอบด้วยผลคูณของ ค่าเกน, ค่าอินทิเกรเตอร์ และเวลาประวิง ของแต่ละบุคคล และยังพบว่าค่าเกน และค่าเวลาประวิงของแต่ละคนไม่เท่ากัน นอกจากนี้เมื่อทำการทดลองต่อเนื่องเป็นระยะเวลานานค่าเกณฑ์จะลดลง ค่าต่างๆที่ได้จากการทดลองนี้สามารถนำไปใช้ออกแบบระบบแนะนำแบบป้อนกลับเพื่อให้แขนเคลื่อนที่ไปยังตำแหน่งที่ต้องการได้อย่างถูกต้องและแม่นยำ

### Abstract

Vibration signal applying to the skin (vibrotactile) has been proposed to provide guidance for a traveling blind person or, when applied in large number, to give a crude visual information. In an earlier paper by the authors, vibrotactile signal was proposed for an arm movement guidance system. Feedback

control was applied to 1-DOF (one degree of freedom) arm movement. Preliminary results from the paper shows that the vibrotactile guidance system for 1-DOF arm movement is possible and feedback techniques show promises in improving accuracy and speed. In this paper, modeling of the 1-DOF arm movement response to vibratactile guidance signal is presented. Ten normal-vision people are tested compared to two in the earlier paper. A vibrotactile actuator capable of producing up to 50 Hz signal was built. The subjects were given a learning period by using a closed loop P-controller to guide the arm from positions to positions. It is found that the time required for people to learn to react consistently to the vibration signal actuations were applied to obtain the frequency response for each person, The response can be approximate using a transfer function with a gain, an integrator, and a time-delay. However, the gain and the time-delay varies between the subjects. Furthermore, it is also found that the gain may be reduced with time spent on the test system. These results are valuable in designing a feedback guidance system using control techniques, in order to guide the arm to its destination quickly and accurately.

### 1. บทนำ

ปัญหาหนึ่งที่สำคัญในปัจจุบันของคนตาบอดคือ การได้รับข้อมูลที่ ไม่เพียงพอของสิ่งแวดล้อมรอบตัว ดังนั้นจึงมีการค้นคิดระบบต่างๆในการให้ข้อมูลเหล่านี้แก่คนตาบอดผ่านทางอื่น ๆ แทนตา ระบบที่สำคัญอันหนึ่งก็คือ ระบบช่วยในการเดินทางโดยจะใช้สัญญาณเสียงหรือ

สัญญาณต้นในการบอกขนาดและความถี่ของสิ่งกีดขวางเพื่อให้ผู้ใช้สามารถเดินทางหลบหลีกสิ่งกีดขวางได้

จากการพิจารณาพบว่าระบบนี้จะไม่เหมาะสำหรับการใช้งานอื่น ๆ นอกเหนือจากการเดินทาง เช่นการหาสิ่งของหรือการทำงานในสภาพแวดล้อมที่ไม่คงที่ซึ่งต้องการข้อมูลของสภาพแวดล้อมในปริมาณมาก เนื่องด้วยประสาทรูและผิวหนังสามารถรับข้อมูลได้น้อยกว่าประสาทตามาก[1]

บทความนี้จะนำเสนอในส่วนของระบบแนะนำการเคลื่อนไหวโดยใช้สัญญาณต้น โดยจะศึกษาในส่วนของคุณสมบัติของสัญญาณต้นและการเคลื่อนไหวของมนุษย์ โดยที่การศึกษาการเคลื่อนไหวใน 1 องศาอิสระ และเลือกใช้สัญญาณต้นในการส่งข้อมูล ในส่วนของระบบเสียงถึงแม้จะมีข้อดีคือผู้พิการสามารถทำความเข้าใจได้ง่าย แต่ก็จะมีประสิทธิภาพลดลงในสภาพแวดล้อมที่มีเสียงรบกวน [2] ส่วนในการใช้งานตัวกระตุ้นแบบสั่นนั้นข้อดีคือ ปัญหาเรื่องสัญญาณรบกวนมีน้อยสามารถให้ข้อมูลตามตำแหน่งต่างๆตามร่างกายได้ตามคำสั่งว่าจะให้เคลื่อนไหวอย่างไร และผู้ที่พิการทางตาและหูสามารถใช้ได้ แต่มีข้อเสียที่ต้องใช้เวลาในการเรียนรู้เพื่อทำความเข้าใจ และหากใช้งานไประยะหนึ่งอาจทำให้รู้สึกชาที่ผิวหนังและอาจเจ็บข้อมูลต่อไม่ได้ [3]

## 2. ทฤษฎีและงานวิจัยที่ผ่านมา

### 2.1. ระบบประสาททางสัมผัสของมนุษย์

จากการค้นคว้าพบว่า เส้นประสาทที่เกี่ยวข้องกับการตรวจวัดการสั่นสะเทือนคือ พาซิเนียนคอร์ปัสเคิล (Pacianian corpuscles) โดยสามารถรู้สึกการสั่นสะเทือนที่ความถี่ 10-500 Hz และรู้สึกไวที่สุดที่ความถี่ 250 Hz [4]บริเวณปลายนิ้ว และระยะห่างระหว่างจุดให้ข้อมูลของการสั่นควรมากกว่า 3.2 มม. ที่ความถี่ต่ำคือ 50-350 Hz และมากกว่า 4.4 มม. ที่ความถี่สูงคือ 500-700 Hz [1]

การส่งข้อมูลแบบสั่นทางผิวหนังอาจทำได้หลายวิธีเช่น การใช้ความถี่ที่ต่างกันของการสั่น และการใช้ความแรงของการสั่นที่ต่างกันที่ความถี่เดียว นอกจากนี้แล้วความสามารถในการรับข้อมูล (sensitivity) ก็อาจจะเพิ่มได้โดยการใช้สัญญาณแบบสุ่มสำหรับผู้สูงอายุ [5] และการใช้ช่วงหยุดระหว่างการสั่นสามารถหลีกเลี่ยงความเค้นของประสาทสัมผัสซึ่งเป็นเหตุให้ประสาทสัมผัสไม่ตอบสนองได้ [4]

สำหรับอุปกรณ์ที่ใช้ในการทดลองนี้ ใช้ความถี่ในการสั่นของโซลินอยด์เป็นอินพุตของการส่งข้อมูล (ไม่มีการควบคุมความแรงของการสั่น) คือถ้าสั่นที่ความถี่สูงคือ ให้ตกลงกับผู้ใช้ว่าให้เคลื่อนที่เร็วขึ้น และที่ความถี่ต่ำคือให้เคลื่อนที่ช้าลง

### 2.2 ระบบควบคุมการเคลื่อนไหว

การควบคุมตำแหน่งของแขนให้เคลื่อนที่ไปที่ที่ต้องการ ให้มีความผิดพลาดน้อยนั้น ควรจะใช้ระบบแบบป้อนกลับ [7] คือ มีการใช้ข้อมูลความแตกต่างระหว่างตำแหน่งจริงของแขน และตำแหน่งของแขนที่ต้องการ โดยจะให้สัญญาณต้นที่ต่างกันแล้วแต่ความผิดพลาดที่เกิดขึ้นเช่น มีการสั่นที่ความถี่สูงในตำแหน่งของแขนที่ต้องการจะให้เคลื่อนไปเมื่อมีความแตกต่างของตำแหน่งของแขนมาก

การออกแบบระบบป้อนกลับนั้นก็ทำในแบบต่างๆไปคือเริ่มที่การสร้างแบบจำลองทางคณิตศาสตร์ (Dynamic Model) แล้วนำมาใช้ในการออกแบบระบบควบคุม (หรือระบบแนะนำ) การเคลื่อนที่ แต่การ

ออกแบบนั้นอาจต้องคำนึงถึง "Crossover Model Principle" ที่บอกว่าระบบวงปิดใดๆที่มีมนุษย์อยู่ในระบบ จะมีวงฟังก์ชันถ่ายโอนที่ความชันในแผนภาพโบดีประมาณ -20 dB/decade [6] ที่ความถี่ตัดข้ามเสมอ เนื่องจากการปรับตัวของมนุษย์ซึ่งถ้าแบบจำลองที่สร้างขึ้นเมื่อนำมารวมกับระบบควบคุมเพื่อหาเป็นวงฟังก์ชันถ่ายโอนแล้ว ถ้าไม่ได้ค่าความชันที่กำหนดไว้ก็จะมีผลความแม่นยำในการทำนายผลการใช้งานลดลงหรือไม่ถูกต้อง เช่นตัวควบคุมเชิงสัดส่วนที่มีอัตราขยายสูงทำให้ความถี่ตัดข้ามของวงฟังก์ชันถ่ายโอนหรือก็คือแถบกว้างความถี่ (bandwidth) ของระบบปิดมีค่ามากๆ ที่จะทำให้ค่าความชันที่ความถี่ตัดข้ามของฟังก์ชันถ่ายโอนมีน้อย เพราะโดยทั่วไปแล้วค่าความชันจะน้อยลงตามความถี่ที่สูงขึ้น ซึ่งก็ตรงกับความรู้สึกที่ว่า มนุษย์จะไม่สามารถเคลื่อนไหวตามคำสั่งที่เร็วมากได้ ถึงแม้จะมีระบบควบคุมที่ดียังไงก็ตาม

## 3. อุปกรณ์และขั้นตอนการทดลอง

ในการทดลองจะแบ่งเป็น 2 ส่วนหลัก คือการทดลอง step response และการทดลองด้วยวิธีการตอบสนองเชิงความถี่ frequency response เพื่อหาแบบจำลองการตอบสนองของผู้ทดลอง โดยมีอินพุตคือ ความถี่ของการสั่น และเอาท์พุตคือมุมที่เปลี่ยนไปของแขน เนื่องมาจากความถี่ของการสั่น การส่งสัญญาณควบคุมจะเป็นการส่งสัญญาณแบบสั่นไปที่ข้อมือ ตัวกระตุ้นจะถูกติดตั้งที่ตำแหน่งข้อมือด้านในและด้านนอกเพื่อระบุทิศทางของการหมุนให้กับแขน ลักษณะของสัญญาณต้นจะมีลักษณะเป็นชวาบพัลส์ที่สั้น มีคาบของสัญญาณเป็นคลื่นรูปไซน์ แอมพลิจูดของไซน์ก็คือขนาดความถี่ของการสั่น ความถี่ที่ใช้จะอยู่ในช่วง 10 – 50 Hz เมื่อทำการส่งสัญญาณควบคุมไปกระตุ้นข้อมือ โดยใช้ตัวกระตุ้นโซลินอยด์ เอาท์พุตที่ได้จะเป็นตำแหน่งมุมการหมุนของแขนซึ่งจะเปลี่ยนไปตามลักษณะของสัญญาณควบคุม

รายละเอียดของอุปกรณ์ โซลินอยด์ สายไฟขนาด 40 AWG จำนวนรอบ 2000 รอบ ความเหนี่ยวนำไฟฟ้า 42 mH รัศมีแกนใน 7.25 mm รัศมีนอก 14 mm และมีความต้านทาน 100 โอห์ม ความต่างศักย์ไฟฟ้า 24 โวลต์ ลักษณะของตัวสั่นเป็นแท่งเหล็กที่มีเส้นผ่านศูนย์กลาง 3 มม. ความยาว 10 มม. โดยใช้เอนโคเดอสำหรับวัดตำแหน่งมุมของปลายแขนซึ่งมีความละเอียด 1600 พัลส์ต่อรอบ



รูปที่ 1 ตัวกระตุ้นสั่นสัมผัสโซลินอยด์ที่ใช้ในการทดลอง

### ขั้นตอนการทดลอง

1. การติดตั้งตัวกระตุ้นข้อมือขาทางด้านในและด้านนอกของผู้ทดลอง
2. ทำการตกลงกับผู้ทดลองว่าจะหมุนแขนทิศเดียวกับการสั่นคือเมื่อตัวกระตุ้นด้านใดสั่นผู้ทดลองจะหมุนแขนขาไปด้านนั้น และเมื่อตัวสั่นด้วยความถี่ที่สูงขึ้น ผู้ทดลองจะหมุนแขนด้วยความเร็วที่เพิ่มขึ้น

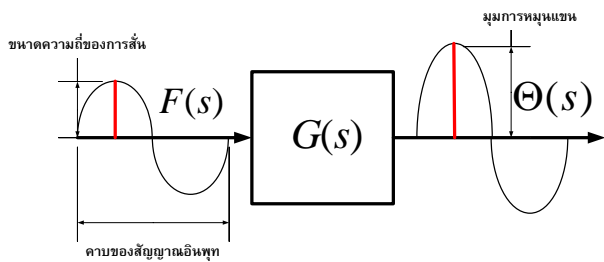
และถ้าตัวสั่นด้วยความถี่ที่ช้าลง ผู้ทดลองจะหมุนแขนด้วยความเร็วที่ลดลง

3. กำหนดมุมอ้างอิงต่าง ๆ ที่จะให้ผู้ทดลองหมุนไปคือมุม  $-30^\circ$ ,  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $0^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $0^\circ$  ตามลำดับ โดยผู้ทดลองไม่ทราบว่าเป็นมุมใด ในแต่ละมุมจะใช้เวลา 7 วินาทีจึงจะเปลี่ยนไปยังมุมต่อไป โดยจะใช้การควบคุมแบบป้อนกลับเชิงสัดส่วน โดยความถี่ที่ใช้สั่นจะเป็นไปตามสมการดังนี้

$$f = K(\theta - \theta_{ref}) \quad (1)$$

โดยใช้ความถี่ในช่วง 10 - 50 Hz สำหรับการทดลองนี้ใช้ค่า  $K = 1$  โดยเมื่อผู้ทดลองหมุนแขนมาใกล้มุมอ้างอิงตัวกระตุ้นจะที่มีความถี่ลดลง และจะทำการทดลองนี้ซ้ำเดิม 6 ครั้ง เพื่อสังเกตการเรียนรู้ และการเปลี่ยนแปลงของเวลาที่ใช้ในการเข้าสู่สภาวะอยู่ตัว (rise time and settling time)

4. ทำการทดลองเพื่อหาการตอบสนองเชิงความถี่ โดยจะส่งค่าคาบของสัญญาณอินพุตเป็นคลื่นรูปไซน์ เอาท์พุตคือตำแหน่งมุมของการหมุน เพื่อหาแบบจำลองการตอบสนองของของผู้ทดลองแต่ละคน ซึ่งจะทดลองที่ความถี่ 0.3, 0.4, 0.5, 0.6, 0.7, 0.8, 0.9, 1.0 และ 1.1 Hz จากนั้นนำข้อมูลที่ได้ออกไปหาแผนภาพโบดี ซึ่งจะนำไปสู่การหาแบบจำลองการตอบสนองของการสั่น



รูปที่ 2 แผนภาพการทดลองเพื่อหาการตอบสนองเชิงความถี่

5. บันทึกตำแหน่งการหมุนของข้อมือเทียบกับเวลาโดยคอมพิวเตอร์จะเก็บข้อมูลของตำแหน่งการหมุนทุก 0.05 วินาทีตลอดระยะเวลาการทดลอง

6. ทำการทดลอง step response ซ้ำตามข้อที่ 3 อีกครั้ง เพื่อตรวจสอบการเปลี่ยนแปลงของการตอบสนองเทียบกับการตอบสนองก่อนเริ่มทดลองการตอบสนองเชิงความถี่ (ข้อ 4)

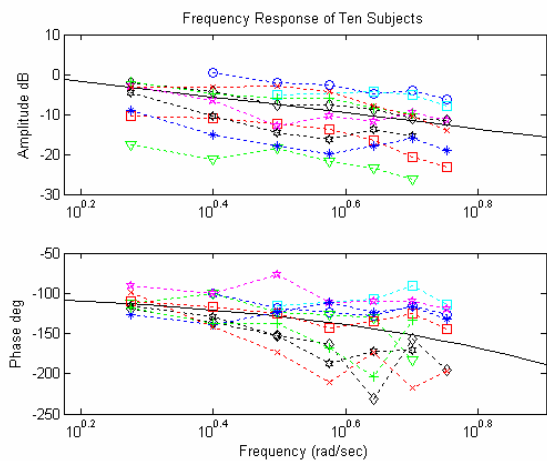
ในการทดลองข้อที่ 4 ได้เลือกทดลองที่ความถี่ 0.3 - 1.1 Hz เพราะว่าที่ความถี่ต่ำผู้ทดลองจะพยายามหมุนแขนเกินขอบเขตที่สามารถทำได้ และที่ความถี่สูงผู้ทดลองส่วนใหญ่ไม่สามารถตอบสนองได้ทัน ซึ่งสังเกตจากผลการทดลองที่ให้ความถี่เอาท์พุตไม่เท่ากับความถี่อินพุต



รูปที่ 3 ภาพแสดงผู้ทดลองขณะทำการทดลอง

#### 4. ผลการทดลอง

ข้อมูลที่ได้จากผลการทดลองการตอบสนองเชิงความถี่โดยทดสอบกับผู้ทดลองสายตาปกติทั้งสิ้น 10 คน เมื่อนำไปคำนวณหาค่าแอมพลิจูดและเฟสด้วยวิธีการแปลงฟูเรียร์ จากนั้นนำมาพล็อตแผนภาพโบดีซึ่งสามารถแสดงได้ดังรูปที่ 4



รูปที่ 4 แผนภาพโบดีของผู้ทดลองทั้งหมดและค่าเฉลี่ยของค่าเกนและเฟส

รูปที่ 4 (บน) แสดงอัตราการขยายเชิงความถี่ของผู้ทดลองทั้งหมด จะพบว่ามีลักษณะคล้ายเส้นตรง ดังที่ได้แสดงด้วยเส้นทึบในรูปความถี่เชิงเส้นของอัตราการขยายเชิงความถี่ของผู้ทดลองกับเส้นตรงนั้นแสดงอยู่ในตารางที่ 1 จากตารางที่ 1 จะเห็นว่ามีความชันที่หาจากวิธี Linear Regression จะมีค่าเฉลี่ย เท่ากับ  $-19.45$  dB/decade และมีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับเส้นตรง (RMSE) เฉลี่ย  $1.92$  dB/decade เนื่องจากค่าความชันเฉลี่ยของผู้ทดลองมีค่าใกล้เคียง  $-20$  dB/decade ดังนั้นเราจึงสามารถประมาณด้วยอินทิเกรเตอร์ซึ่งมีอัตราการขยายเชิงความถี่เป็นเส้นตรงที่มีค่าความชันเท่ากับ  $-20$  dB/decade ร่วมกับค่า Gain ดังสมการฟังก์ชันถ่ายโอน K/s โดยค่า Gain ของผู้ทดลองแต่ละคนมีค่าแตกต่างกันดังตารางที่ 1 ค่า Gain นี้มี

ค่าแตกต่างกันโดยค่ามากที่สุดมากถึง 3 เท่าของค่าน้อยที่สุด โดยมีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 1.99 นอกจากนี้ตารางที่ 1 แสดงค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับเส้นตรงที่มีค่าความชัน -20 dB/decade (RMSE) เฉลี่ยเท่ากับ 1.87

ตารางที่ 1 ค่าความชันของแอมพลิจูด (Slope), ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับเส้นตรง (RMSE) และ ค่าอัตราส่วนระหว่างเอาต์พุตและอินพุต (Gain) และ ส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลเทียบกับเส้นตรงที่มีค่าความชัน -20 dB/decade (RMSE) ของผู้ทดลองทั้งสิ้นคน

No.	Slope(dB/decade)	RMSE(dB)	Gain,K	RMSE(dB)
1	-19.47	0.58	1.12	0.55
2	-16.25	0.67	1.26	0.81
3	-17.37	0.82	1.41	0.84
4	-17.04	1.79	1.58	1.67
5	-19.71	1.99	1.78	1.78
6	-26.92	2.01	2.00	2.24
7	-18.62	2.50	2.24	2.30
8	-21.80	2.51	2.51	2.31
9	-13.32	2.58	2.82	2.68
10	-24.04	3.73	3.16	3.53
ค่าเฉลี่ย	-19.45	1.92	1.99	1.87
STD	3.96		0.69	

เมื่อพิจารณารูปที่ 4 (ล่าง) พบว่าค่าเฟสมีค่าเริ่มต้นประมาณที่ -90 องศา และมีแนวโน้มลดลง โดยถ้าประมาณว่าการเปลี่ยนแปลงของค่าเฟสกับความถี่เกิดจากเวลาประวิง จะสามารถหาค่าเวลาประวิงได้ดังแสดงได้ในตารางที่ 2 การหาค่าเวลาประวิงสามารถทำได้โดยใช้แบบจำลองที่อยู่ในรูปของอินทิเกรตอรร่วมกับค่าเกน และเวลาประวิง (delay time) ซึ่งสามารถเขียนเป็นฟังก์ชันถ่ายโอนดังนี้

$$G(s) = \frac{K}{s} e^{-\Gamma s} \quad (2)$$

โดยค่า  $K$  คือค่าเกนของผู้ทดลองแต่ละคน และ  $\Gamma$  คือเวลาประวิง (วินาที) ของผู้ทดลองแต่ละคน เวลาประวิงของผู้ทดลองแต่ละคนสามารถหาได้จากสมการดังนี้

$$\angle G(s) = \angle \frac{K}{s} + \angle e^{-\Gamma s} \quad (3)$$

เมื่อแปลงมุมเฟสให้อยู่ในรูปขององศาได้ดังนี้

$$\angle G(s) = -90 - 360 \Gamma f \quad (4)$$

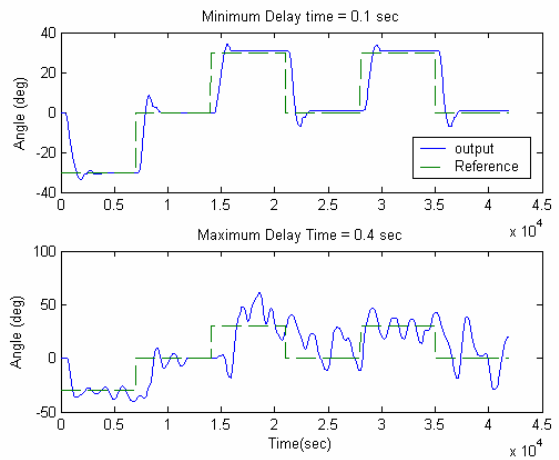
โดยค่า  $f$  คือสัญญาณความถี่อินพุตที่เป็นคลื่นรูปไซน์ สมการที่ (4) นี้สามารถนำมาใช้ในการหาค่าเวลาประวิงของแต่ละคนได้ โดยใช้วิธี Linear Regression

จากตารางที่ 2 จะเห็นว่าค่าเวลาประวิงมีค่าตั้งแต่ 0.07 ถึง 0.39 วินาที มีค่าเฉลี่ยเท่ากับ 0.22 วินาที และมีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐาน 0.12 วินาที โดยที่ข้อมูลเฟสของแต่ละคนมีค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลจากสมการที่ 4 (RMSE) โดยเฉลี่ย 16.92 degree

ตารางที่ 2 เวลาประวิงซึ่งได้จากการคำนวณเฟสในการตอบสนองเชิงความถี่ (D1), เวลาประวิงซึ่งวัดจากการทดลองมุมอ้างอิงต่างๆ (D2) และค่าส่วนเบี่ยงเบนมาตรฐานของข้อมูลจากสมการที่ 4 (RMSE)

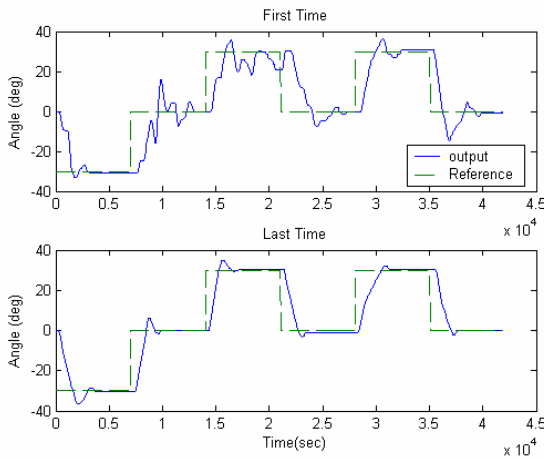
No.	D1(sec)	D2(sec)	RMSE(degree)
1	0.35	0.45	26.32
2	0.12	0.50	7.91
3	0.30	0.30	26.49
4	0.21	0.40	18.55
5	0.08	0.35	14.40
6	0.17	0.45	9.17
7	0.33	0.30	14.35
8	0.39	0.65	23.96
9	0.14	0.50	16.72
10	0.07	0.35	11.35
ค่าเฉลี่ย	0.22	0.43	16.92
STD	0.12	0.11	

จากการสังเกตพบว่าค่าเวลาประวิงมีความสำคัญต่อการควบคุมอย่างยิ่งดังแสดงในรูปที่ 5 ผลการตอบสนองต่อมุมอ้างอิง (การทดลองข้อ 3) ของผู้ทดลองที่มีค่าเวลาประวิงน้อยแสดงในรูปที่ 5 (บน) และผู้ทดลองที่มีค่าเวลาประวิงมากแสดงในรูปที่ 5 (ล่าง) จะเห็นว่าผู้ทดลองที่มีค่าเวลาประวิงน้อยเข้าสู่สถานะอยู่ตัวได้ดีกว่าผู้ทดลองที่มีค่าเวลาประวิงมาก นอกจากนี้ยังพบว่าเวลาประวิงที่ได้จากการตอบสนองเชิงความถี่ไม่ตรงกับที่ได้จาก step response และเมื่อสอบถามผู้ทดลองพบว่าอาจจะเกิดจากความคุ้นเคยในการทำการทดลองการตอบสนองเชิงความถี่ ทำให้ผู้ทดลองบางท่านสามารถคาดการณ์เคลื่อนที่ล่วงหน้าได้ ทำให้เวลาประวิงที่ได้จากบางคนจึงไม่สอดคล้องกับผลการทดลอง step response แต่ส่วนใหญ่มีแนวโน้มเหมือนกัน



รูปที่ 5 เปรียบเทียบผลการทดลองที่มีต่อมุมอ้างอิงต่าง ๆ ของผู้ทดลองที่มีเวลาประวิงน้อยที่สุด(บน) และมากที่สุด(ล่าง)

นอกจากนี้แล้วยังพบว่า ค่าเกนของผู้ทดลองอาจมีการลดลงตามระยะเวลาที่ทำการทดลอง ดังแสดงที่ในรูปที่ 6 ในรูปที่ 6 (บน) แสดงผลการตอบสนองต่อมุมอ้างอิงในตอนเริ่มทดลองของผู้ทดลองท่านหนึ่ง(การทดลองข้อ 3) และในรูปที่ 6 (ล่าง) แสดงผลการทดลองเดียวกันในตอนสุดท้ายของการทดลอง (การทดลองข้อ 6) จะเห็นว่าในตอนแรกผู้ทดลองยังไม่สามารถทำได้ดี แต่หลังจากที่ได้ใช้เวลาทดลองช่วงหนึ่ง ผู้ทดลองสามารถเรียนรู้และคุ้นเคยกับตัวกระตุ้นทำให้สามารถตอบสนองได้ดีขึ้น ซึ่งการเรียนรู้จะมาจากการลดเกน K (ในสมการที่ 2) ซึ่งต้องมีการศึกษาต่อไป



รูปที่ 6 การเปลี่ยนแปลงของผลการทดลองที่มีต่อมุมอ้างอิง เมื่อเริ่มต้นทดลอง และการทดลองครั้งสุดท้าย ของผู้ทดลองคนหนึ่ง

## 5. สรุป

แบบจำลองทางคณิตศาสตร์ของการเคลื่อนไหวของแขนที่มีต่อสัญญาณสั่งของแต่ละบุคคลมีความคล้ายคลึงกันโดยสามารถประมาณได้เป็น อินทิเกรเตอร์ ร่วมกับ ค่าเกน และเวลาประวิง โดยมีค่าเกนเฉลี่ยประมาณ 2 และค่าเวลาประวิงเฉลี่ยประมาณ 0.22 วินาที โดยที่ค่าเกนและค่าเวลาประวิงนี้มีความแตกต่างระหว่างบุคคลอย่างมีนัยสำคัญ ดังนั้นการออกแบบระบบแนะนำการเคลื่อนที่ที่จะต้องคำนึงถึงค่าเหล่านี้ด้วย

## 8. กิตติกรรมประกาศ

ขอขอบคุณผู้ทดลองทุกท่านที่อุทิศส่วสละเวลาอันมีค่า

## เอกสารอ้างอิง

- [1] Grigore C. Burdea, Force and touch feedback for virtual reality, John Wiley & Sons, 1 edition, August 1996, pp.14 – 17
- [2] Sunita Ram and Jennie Sharf, Wearable Computers, IEEE CNF, 1998. Digest of Papers. Second International Symposium on , 19-20 Oct. 1998, pp. 166 -167
- [3] Thomas P. Way and Kenneth E. Barner, Automatic Visual to Tactile Translation, IEEE Transactions on rehabilitation
- [4] Norman S. Nise, Control Systems Engineering, John Wiley & Sons, Inc , 3 edition, 2000

[5] James J. Collins, NoiseThatKeepsaBody on Balance, <http://www.nytimes.com/2002/11/14/technology/circuits/14next.htm>

[6] Tom Pilutti and A. Galip Ulsoy, Identification of Driver State for Lane-Keeping Tasks, IEEE Transaction on systems, man, and cybernetics, vol. 29, no.5, September 1999, pp. 486-502

[7] พงศธร ศรีอำพล และ ศุภวุฒิ จันทร์หาญวัฒน์, “การควบคุมการเคลื่อนที่หนึ่งของคานาสระของแขน โดยใช้การป้อนกลับด้วยการสัมผัสเทือนชนิดสัมผัส”, การประชุมวิชาการเครือข่ายวิศวกรรมเครื่องกลแห่งประเทศไทยครั้งที่ 17 15 – 17 ตุลาคม 2546 จังหวัดปราจีนบุรี

[8] Steven C. Chapra and Raymond P. Canale, “Numerical Methods for Engineers,” 3<sup>rd</sup> ed. , 1998, pp. 443-445