

หุ่นยนต์ติดตามบุคคลและตรวจจับการล้มสำหรับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

A Robot to Track and Detect Falls in Hemiplegia Patients

จิรัชฐ โลหะประธาน, นิสารัตน์ วงศ์เหล็ก, โสภา โพธิ์กันยา, มโนชัย อภิเลิศโสภณ, อัศลิภัก มีชัย, ทิฆัมพันธ์ เจริญพงษ์
สาขาวิชาวิศวกรรมชีวการแพทย์ คณะวิศวกรรมศาสตร์ มหาวิทยาลัยศรีนครินทรวิโรฒ

บทคัดย่อ

ปัญหาที่สำคัญสำหรับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกคือการหกล้ม รายงานชุดนี้นำเสนอแนวทางในการพัฒนาหุ่นยนต์เพื่อติดตามผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกและตรวจจับการล้มของผู้ป่วยจากภาพต่อเนื่อง เพื่อติดตามผู้ป่วยไปสถานที่ต่างๆ ตรวจจับการล้ม และแจ้งเตือนเพื่อให้ความช่วยเหลือได้ทันเวลาที่เมื่อเกิดการล้ม การพัฒนาระบบแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลัก คือ 1) การควบคุมหุ่นยนต์ และ 2) การติดตามและตรวจจับการล้มด้วยการประมวลผลภาพถ่าย การออกแบบหุ่นยนต์จะใช้ราสป์เบอร์รี่พาย (Raspberry Pi) เป็นอุปกรณ์ในการควบคุมหุ่นยนต์ และประมวลผลตรวจจับการล้ม การตรวจจับการล้มจะคำนวณจากจุดศูนย์กลางมวลของผู้ป่วยเปรียบเทียบกับตำแหน่งของฐานรองรับการทรงตัว และ อัตราเร็วในการลดลงของลำตัวผู้ป่วย สำหรับการทดลองเพื่อทดสอบประสิทธิภาพของระบบจะตรวจจับผู้ป่วยจากการหกล้มในทิศทางต่างๆ ระหว่าง 0 ถึง 360 องศา ทั้งหมด 8 ทิศทาง ค่าความถูกต้องเท่ากับ 96.00 เปอร์เซ็นต์ ข้อดีของระบบนี้เมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการอื่นในปัจจุบันคือ สามารถติดตามผู้ป่วยไปภายนอกที่พนักอาศัยได้ และสามารถตรวจจับการล้มได้ทุกรูปแบบ

คำสำคัญ: หุ่นยนต์ติดตาม การล้ม สมองขาดเลือด อัมพาต

1. ที่มาและความสำคัญ

อัมพาตเป็นอาการอ่อนแรงของร่างกาย อาการนี้อาจจะเป็นชั่วคราวหรือถาวรก็ได้ พบได้หลายลักษณะ เช่น อัมพาตทั้งตัว (quadriplegia), อัมพาตครึ่งตัว (paraplegia) หรือ อัมพาตครึ่งซีก (hemiplegia) เป็นต้น [1, 2] โดยสาเหตุหลักเกิดจากการที่สมองขาดเลือดอย่างเฉียบพลัน (Stroke) การกายภาพบำบัดเป็นวิธีการหนึ่งในการฟื้นฟูทักษะการ

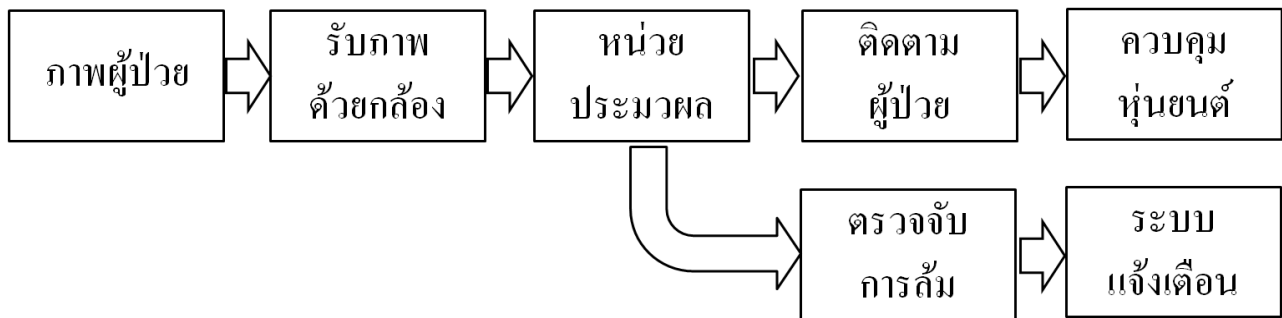
เคลื่อนไหวในผู้ป่วยกลุ่มดังกล่าว โดยเฉพาะผู้ป่วยกลุ่มอัมพาตครึ่งซีก [1] อันตรายที่สำคัญต่อผู้ป่วยที่เข้ารับการฟื้นฟูการเคลื่อนไหว คือ การหกล้ม ซึ่งประมาณ 50 เปอร์เซ็นต์ของจำนวนผู้ป่วยทั้งหมด จะเกิดการหกล้มในสัปดาห์แรกของการฟื้นฟูการเคลื่อนไหว [3]

งานวิจัยหลายฉบับได้ศึกษาความเสี่ยงในการเกิดการหกล้มของผู้ป่วยสมองขาดเลือดอย่างเฉียบพลัน เพื่อหาวิธีการลดอันตรายจากเหตุการณ์ดังกล่าว [4-9] อัตราการหกล้มของผู้ป่วยในประเทศแถบตะวันตกอยู่ระหว่าง 8.9/1000 [5] ถึง 15.9/1000 [10] คนต่อวัน ในประเทศไทยและจีนมีอัตราการล้มที่น้อยกว่า อยู่ระหว่าง 3.4/1000 [11] ถึง 5.5/1000 [12] คนต่อวัน ตามลำดับ และอัตราการหกล้มจะเพิ่มสูงขึ้นเมื่อผู้ป่วยมีอายุมากกว่า 60 ปี [13, 14]

เพื่อลดอันตรายและบรรเทาการบาดเจ็บจากการหกล้ม งานวิจัยหลายฉบับ ได้พัฒนาเทคโนโลยีสำหรับการตรวจจับการหกล้ม เพื่อให้ความช่วยเหลือเบื้องต้น โดยงานวิจัยในปัจจุบันสามารถแบ่งเทคโนโลยีสำหรับการตรวจจับการล้มออกเป็น 3 กลุ่ม [15] คือ 1) ตรวจจับการล้มจากอุปกรณ์สวมใส่ [16, 17, 18] 2) ตรวจจับการล้มจากอุปกรณ์ตรวจวัดสภาพแวดล้อม [19, 20, 21, 22] และ 3) ตรวจจับการล้มด้วยกล้อง [23, 24, 25]

สำหรับการตรวจจับการล้มจากอุปกรณ์สวมใส่ Gaetano A. และ คณะ [16] นำมาตรวัดความเร่ง 3 แกน (Tri-axial accelerometer) มาใช้ในการตรวจจับการหกล้ม โดยอุปกรณ์จะติดไว้กับเครื่องแบบบริเวณลำตัว การตรวจจับการล้มจะใช้ค่าความเร็วจากการหมุนของมาตรการวัด โดยอุปกรณ์ชุดนี้ทำงานผ่านระบบเครือข่าย เพื่อลดจำนวนข้อมูลในการส่งผ่านเครือข่าย ระบบสมองกลฝังตัว ได้ถูกนำมาประยุกต์ใช้ [17]

เพื่อประมวลผลสัญญาณหลักในอุปกรณ์พกพา Sricharan, K.S.



ภาพที่ 1 การทำงานของหุ่นยนต์ติดตามและตรวจจับการล้มสำหรับผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก

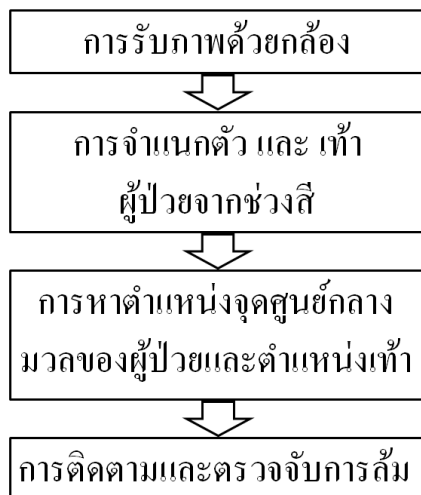
และ คณะ ได้ออกแบบตัวเก็บประจุและนำมาใช้ร่วมกับอุปกรณ์มาตรวัดความเร่ง [18] ซึ่งอุปกรณ์นี้จะติดไว้กับผู้ป่วยเช่นกัน อย่างไรก็ตามอุปกรณ์พกพาต้องพึ่งพาการส่งข้อมูลมาที่หน่วยประมวลผลหลัก ซึ่งตำแหน่งในการติดตั้งอาจส่งผลให้การส่งข้อมูลขาดหายได้ เนื่องจากข้อจำกัดดังกล่าวทำให้ไม่สะดวกให้กับผู้สูงอายุ [15]

สำหรับการตรวจจับการล้มจากอุปกรณ์ตรวจวัดสภาพแวดล้อม เช่นการใช้ข้อมูลเสียง [19] และภาพร่วมกัน [20] หรือ การใช้ข้อมูลการสั่นของพื้น [21] มาเป็นข้อมูลในการตรวจจับการที่มีบุคคลล้มกระแทกพื้น โดยการจำแนกรูปแบบการสั่นของพื้น Bogdan K. และ คณะ [22] ประยุกต์ใช้ข้อมูล 3 มิติ ร่วมกับมาตรวัดความเร่งไร้สาย ในการตรวจจับการล้ม อย่างไรก็ตามข้อเสียของเทคโนโลยีกลุ่มนี้คือ สัญญาณรบกวนสำหรับข้อมูลเสียง รวมถึงอุปกรณ์เซ็นเซอร์คุณภาพดีมีราคาสูง เช่น เซ็นเซอร์วัดความดัน (Pressure Sensor) [15] หรือ ในกรณีของอุปกรณ์ไร้สายก็มีข้อจำกัดในการส่งสัญญาณดังกล่าวมาแล้วข้างต้น

สำหรับการตรวจจับการล้มด้วยกล้อง เป็นวิธีที่แพร่หลายในปัจจุบัน Chen, Y.T. และ คณะ [23] ได้นำเสนอการตรวจจับการล้มจากภาพต่อเนื่อง ด้วยวิธีหาคุณสมบัติสเกเลตอน (Skeleton) ร่วมกับรูปร่างของคนในภาพ การประมาณรูปร่างด้วยวงรีนำมาใช้ในการประเมินรูปร่างและการเอียงของบุคคลในภาพ การเอียงของวงรีเป็นค่าที่ใช้ในการบ่งชี้การล้มของบุคคลนั้น วิธีการนี้เหมาะกับการที่กล้องติดตั้งอยู่ในแนวระดับเดียวกับผู้ป่วย Caroline R. และ คณะ [24] ได้พัฒนาวิธีการตรวจจับคนล้มด้วยวิธีการเปลี่ยนแปลงรูปร่างของบุคคล

โดยแบ่งเป็น 3 ขั้นตอน คือ 1) การจำแนกบุคคลจากฉากหลังด้วยการเปรียบเทียบข้อมูลกับฐานข้อมูล 2) คำนวณรูปร่างของบุคคลที่เปลี่ยนแปลงไปจากภาพขาว-ดำ และ 3) ตรวจจับการล้มด้วยวิธีเกาส์เซียนมิกเจอร์โมเดล (Gaussian Mixture Model) วิธีนี้เหมาะสมกับกล้องวงจรปิดติดตั้งภายในอาคาร ซึ่งถ่ายเป็นมุมก้มจากเพดานห้อง Simin, W. และ คณะ [25] ได้นำเสนอวิธีจดจำท่าทางสำหรับการตรวจจับการล้มจากภาพนิ่ง โดยเริ่มจากการกำหนดขอบเขตส่วนต่างๆ ของร่างกาย ประเมินท่าทางของบุคคลจากการเรียงตัวของข้อมูลขอบเขต เพื่อนำมาวิเคราะห์การล้ม อย่างไรก็ตาม การตรวจจับการล้มจากกล้องเป็นวิธีการที่มีประสิทธิภาพมากกว่าวิธีการอื่น กล้องมีราคาถูกและสามารถถ่ายภาพในมุมกว้างได้ [15] แต่ข้อจำกัดหนึ่งของงานวิจัยในปัจจุบันคือกล้องวงจรปิดอาจเกิดการบดบังจากสิ่งกีดขวางอื่นได้ และไม่เหมาะสมกับการตรวจจับนอกสถานที่ที่ไม่มีการติดตั้งระบบตรวจจับการล้มไว้

จากงานวิจัยที่ผ่านมา การตรวจจับการล้มด้วยจากภาพถ่ายเป็นวิธีที่เหมาะสมที่สุดในการพัฒนาสู่การใช้งานจริง ข้อจำกัดหนึ่งของตรวจจับการล้มด้วยกล้องคือ การบดบังจากสิ่งกีดขวางอื่น และ ไม่สามารถใช้กับบริเวณที่ไม่ได้ติดตั้งกล้องไว้ได้นั้น เพื่อแก้ปัญหาดังกล่าว งานวิจัยชิ้นนี้จึงนำเสนอการออกแบบหุ่นยนต์เพื่อติดตามผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกและตรวจจับการล้มของผู้ป่วยด้วยกล้อง เพื่อให้หุ่นยนต์สามารถติดตามผู้ป่วยไปสถานที่ต่างๆ ได้ ตรวจจับการล้ม และสามารถแจ้งเตือน ขอความช่วยเหลือในกรณีที่ผู้ป่วยเกิดการล้ม



ภาพที่ 2 ขั้นตอนการทำงานการติดตามและตรวจจับการล้ม

หัวข้อต่อไปของรายงานชุดนี้ประกอบด้วย วิธีการออกแบบหุ่นยนต์และการตรวจจับการล้ม การทดลอง การอภิปรายผล และ สรุปในหัวข้อสุดท้าย

2. การควบคุมหุ่นยนต์ติดตามและการตรวจจับการล้ม

ระบบโดยรวมของหุ่นยนต์ติดตามและตรวจจับการล้ม ประกอบด้วยส่วนที่สำคัญ 2 ส่วน คือ 1) การควบคุมหุ่นยนต์ 2) การติดตามและตรวจจับการล้มด้วยการประมวลผลภาพถ่าย หัวข้อนี้จะอธิบายระบบโดยรวมของหุ่นยนต์ต่อไป

2.1 การควบคุมหุ่นยนต์

สำหรับวงจรในการควบคุมหุ่นยนต์ ประกอบด้วย โมดูลกล้อง (Camera Module), หน่วยประมวลผล คือ ราชพีเบอร์รี่พาย หน่วยความจำ 512 MB รุ่น บีพลัส (Raspberry Pi 512MB Model B+), วงจรขับเคลื่อนมอเตอร์ (Drive motor circuit), แอแดปเตอร์ไวไฟ รุ่น Edimax (Wifi adapter: Edimax), หุ่นยนต์ โดยมีหลักการทำงานตามภาพที่ 1 นี้

จากภาพที่ 1 ระบบของหุ่นยนต์ติดตามและตรวจจับการล้มของผู้ป่วยล้มป่วยครั้งซึ่งจะรับภาพผู้ป่วยด้วยกล้องและส่งข้อมูลไปประมวลผลด้วยราชพีเบอร์รี่พาย ซึ่งหน่วยประมวลผลจะทำหน้าที่ 4 ประการ คือ 1) ติดตามผู้ป่วย 2) การควบคุมการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ 3) ตรวจจับการล้ม และ 4) การแจ้งเตือนเมื่อเกิดการล้ม โดยมีการทำงานดังนี้



ภาพที่ 3 การจำแนกลำตัวและเท้าเพื่อหาตำแหน่งลำตัวและฐานรองรับการทรงตัว

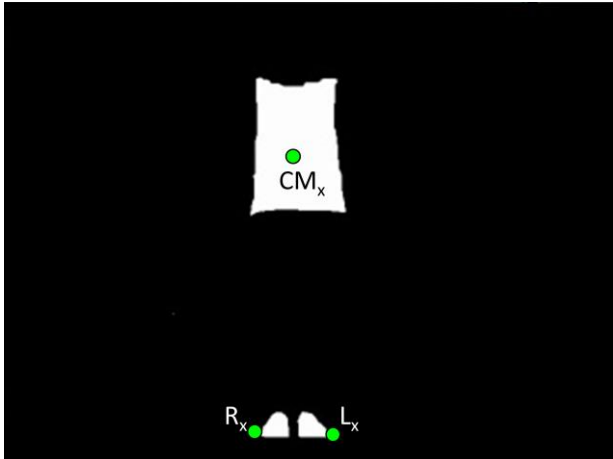
สำหรับวงจรควบคุมการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ จะใช้วงจรเอชบริดจ์ (H-Bridge) เพื่อควบคุมมอเตอร์ 2 ตัว โดยวงจรสามารถควบคุมมอเตอร์ได้ 2 ตัว วงจรนี้จะควบคุมการหมุนของมอเตอร์ เพื่อให้หุ่นยนต์สามารถติดตามการเคลื่อนที่ของผู้ป่วยได้คล่องตัวที่สุด ชุดประมวลผลจะควบคุมให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่ด้านหน้า เคลื่อนที่ไปด้านหลัง การเลี้ยวซ้าย และการเลี้ยวขวา ได้ ตามการเคลื่อนที่ของผู้ป่วย

2.2 การติดตามและตรวจจับการล้มด้วยการประมวลผล

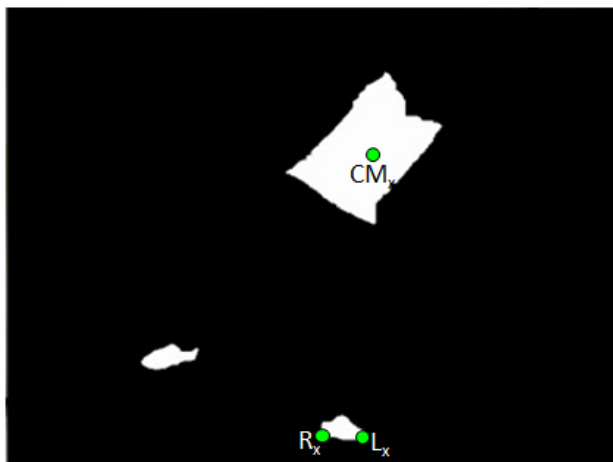
ภาพถ่าย

ในหัวข้อนี้จะอธิบายขั้นตอนการทำงานของการติดตามผู้ป่วยและการตรวจจับการล้ม การติดตามผู้ป่วยและการตรวจจับการล้มจะคำนวณจากตำแหน่งของผู้ป่วยในภาพ สำหรับการติดตามและเปรียบเทียบตำแหน่งของลำตัวผู้ป่วยกับตำแหน่งของเท้าสำหรับการตรวจจับการล้มเบื้องต้น โดยขั้นตอนการประมวลผลภาพถ่ายสำหรับการติดตามและตรวจจับการล้มแสดงดังภาพที่ 2 ขั้นตอนที่สำคัญประกอบด้วย 3 ขั้นตอน คือ 1) การจำแนกลำตัวและเท้าของผู้ป่วย 2) การหาตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวลและตำแหน่งฐานรองรับการทรงตัว และ 3) การติดตามและตรวจจับการล้ม

การจำแนกลำตัวและฐานรองรับการทรงตัวของผู้ป่วย: การจำแนกลำตัวและเท้า จะจำแนกจากสีเสื้อและรองเท้าจากค่าสีที่กำหนด โดยภาพจะแปลงจากระบบสี RGB เป็น HSV สีเสื้อและเท้าของผู้ป่วยจะกำหนดจากช่วงสีฮิว (Hue: H) และ ช่วงสีเซททูเรชั่น (Saturation: S) เนื่องจากการจำแนกสีจะ



ก) สถานะปกติ (ไม่ล้ม)



ข) สถานะเกิดการล้ม

ภาพที่ 4 จุดศูนย์กลางมวลในแนวนอน (CM_x) และ ตำแหน่งฐานรองรับการทรงตัวในแนวนอน (R_x และ L_x) โดยตำแหน่ง R_x และ L_x คือ ตำแหน่งซ้ายและขวาของฐานรองรับการทรงตัว เกิดกลุ่มข้อมูล (Blob) หลายกลุ่ม ระบบติดตามผู้ป่วยนี้จะเลือกกลุ่มข้อมูลที่มีสมาชิกมากที่สุดของแต่ละสีเป็นตำแหน่งของผู้ป่วยและตำแหน่งของฐานรองรับในภาพ โดยจุดศูนย์กลางของตำแหน่งลำตัวผู้ป่วยจะนำมาคำนวณสำหรับการติดตามผู้ป่วยและควบคุมการเคลื่อนที่ของหุ่นยนต์ ลำตัวและฐานรองรับที่จำแนกได้จากภาพในระบบสี RGB จะแสดงดังภาพที่ 3

การหาตำแหน่งจุดศูนย์กลางมวลและตำแหน่งฐานรองรับการทรงตัว: การตรวจจับการล้มจะหาจากการเปรียบเทียบจุดศูนย์กลางมวล (Center of Mass) และ ตำแหน่งของเท้า ซึ่งเป็นฐานรองรับสำหรับการทรงตัว (Base of Support) การหาจุดศูนย์กลางมวลใช้ตำแหน่งของสีเสื้อ จำนวนสมาชิกในกลุ่ม

ข้อมูลสีเสื้อที่มีมากที่สุดจะกำหนดเป็นสีผู้ป่วยที่จำแนกได้ และใช้โมเมนต์ในการหาตำแหน่งจุดศูนย์กลางของเสื้อ

สำหรับการหาฐานรองรับจะใช้วิธีเดียวกับการหาสีเสื้อ โดยตำแหน่งซ้ายสุดและขวาสุดของฐานรองรับหรือเท้าที่ติดพื้น จะกำหนดให้เป็นขอบของฐานรองรับ

การติดตามและตรวจจับการล้ม: การติดตามจะควบคุมให้หุ่นยนต์เคลื่อนที่ เพื่อให้จุดศูนย์กลางมวลอยู่ในบริเวณกลางภาพ ส่วนการตรวจจับการล้ม จากภาพการทดลอง ทิศทางการล้มจะมี 2 กลุ่ม คือ 1) การล้มไปทางซ้ายและขวาของกล้อง และ 2) การล้มเข้าหากกล้องและล้มออกห่างจากกล้อง

สำหรับการล้มไปทางซ้ายและทางขวาของกล้อง การตรวจจับการล้มจะดูจากสมมูลของร่างกาย ด้วยการเปรียบเทียบจุดศูนย์กลางมวลในแนวนอน หรือ แกน X กับขอบของฐานรองรับ ถ้าจุดศูนย์กลางมวลอยู่นอกตำแหน่งขอบของฐานรองรับ แสดงว่าเกิดการเสียสมดุลและมีโอกาสล้มสูง

การล้มเข้าหากกล้องและล้มออกห่างจากกล้อง การล้มจะคำนวณจากความเร็วของจุดศูนย์กลางมวลที่เปลี่ยนแปลงไปในแนวดิ่ง โดยเทียบจากพิกัดจุดศูนย์กลางมวลของเฟรม $i-1$ และ i ถ้าเร็วกว่าเกณฑ์ความเร็วที่กำหนด จะกำหนดว่าเกิดการล้มขึ้น ดังแสดงในภาพที่ 4 โดยที่แสดงการล้มไปทางด้านซ้ายหรือขวาของภาพ

ในกรณีที่ความเร็วไม่เกินที่กำหนด แต่อยู่ภายนอกฐานรองรับ สามารถคาดการณ์ได้ 2 กรณี คือบุคคลกำลังจะล้มกับกำลังนั่งบนเก้าอี้ ทั้ง 2 กรณีสามารถจำแนกได้จากระยะการลดตำแหน่งลงของจุดศูนย์กลาง ถ้าจุดศูนย์กลางมวลลดต่ำลงเข้าใกล้ฐานรองรับมากกว่าเกณฑ์ที่กำหนดจะกำหนดให้เป็นการล้ม และระบบจะแจ้งเตือนในลำดับต่อไป

3. ผลการทดลอง

สำหรับขั้นตอนการทดสอบประสิทธิภาพของวิธีที่ใช้ในการตรวจจับการล้มจากสมมูลการทรงตัวและความเร็วในการล้ม ตัวอย่างในการทดลองทั้งหมดมีจำนวน 25 ตัวอย่าง สวมเสื้อสีแดงและรองเท้าน้ำเงิน ถ่ายภาพจากทิศทางการล้มทั้งหมด 8 ทิศ คือ 0, 45, 90, 135, 180, 225, 270, และ 315 องศา ข้อมูลทั้งหมดมี 200 ข้อมูล พบว่าผลการทดลองการ

ตรวจจบการล้มนด้วยวิธีที่นำเสนอ มีค่าความถูกต้องเฉลี่ยอยู่ที่ 96.00% ดังแสดงในตารางที่ 1

ในขณะเดียวกันผู้วิจัย ได้ทำการทดสอบประสิทธิภาพของวิธีการตรวจจบการล้มน สำหรับกรณีเปลี่ยนท่าทางจากยืนเป็นนั่ง และจากนั่งเป็นยืน โดยการทดลองทั้งหมด 8 ทิศทาง แสดงผลตามตารางที่ 1 พบว่ามีค่าความถูกต้องเฉลี่ย 96.00%

ตารางที่ 1 ความถูกต้องของการตรวจจบการล้มนสำหรับทิศทางการล้มนจะ 0 องศา ถึง 315 องศา

ท่าทาง	ความถูกต้องของระบบสำหรับทิศทางการล้มนในองศาต่างๆ (%)								เฉลี่ย (%)
	0	45	90	135	180	225	270	315	
ล้มน	92	96	96	92	92	100	100	100	96.00
นั่ง	92	96	96	100	100	96	88	100	96.00
เฉลี่ย	92	96	96	96	96	98	94	100	96.00

4. อภิปรายผล

จากผลการทดลองจะเห็นว่า วิธีการที่นำเสนอมีความถูกต้องเป็นที่น่าพอใจ ซึ่งข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้น มีสาเหตุหลักอยู่ 3 ประการ คือ 1) ระยะห่างระหว่างผู้ทดลองกับกล้อง และ 2) ระดับความสูงของผู้ทดลอง 3) ความสว่างของห้องทดลอง

4.1 ระยะห่างระหว่างผู้ทดลองกับกล้อง

นอกจากนี้ ถ้าตำแหน่งการยืนอยู่ไกลจากกล้องมากเกินไป ทำให้โปรแกรมคำนวณความเร็วในการล้มนได้ช้ากว่าความจริง จึงทำให้ระบบไม่สามารถตรวจจบการล้มนได้ การปรับปรุงคือการหาความสัมพันธ์ระหว่างระยะกล้องกับความเร็วในการล้มนที่เปลี่ยนแปลงไป

4.2 ความสูงของผู้ทดลอง

ในการตรวจจบการล้มน พบว่าเมื่อตัวอย่างบางคนล้มน แต่ไม่มีการแจ้งเตือน เป็นคนที่มีรูปร่างค่อนข้างสูงกว่าเกณฑ์ทั่วไป ทำให้ล้มนช้ากว่าเกณฑ์ความเร็วที่ตั้งไว้ การตรวจจบการล้มนจากความเร็วจึงผิดพลาด การปรับปรุงคือ หาความสัมพันธ์ของเกณฑ์ความเร็วให้เหมาะสมกับส่วนสูงของแต่ละบุคคล

4.3 ความสว่างของห้องทดลอง

ในการตรวจจบการล้มน พบว่าเมื่อตัวอย่างบางคนล้มนในห้องทดลองที่มีแสงแดดจากภายนอกห้องลอดเข้ามา ภาพที่เกิดขึ้นมีสีที่สว่างเกินไป ทำให้ไม่สามารถตรวจจบจุด CM_x ได้แม่นยำ มีผลทำให้การประมวลผลการล้มนเกิดการผิดพลาด

ได้ การปรับปรุงคือการหาความสัมพันธ์ระหว่างความสว่างกับสีที่เกิดขึ้น

5. สรุป

รายงานชุดนี้นำเสนอแนวทางในการพัฒนาหุ่นยนต์เพื่อติดตามผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกและตรวจจบการล้มนของผู้ป่วยจากภาพต่อเนื่อง การพัฒนาระบบแบ่งออกเป็น 2 ส่วนหลัก คือ 1) การควบคุมหุ่นยนต์ และ 2) การติดตามและตรวจจบการล้มนด้วยการประมวลผลภาพถ่าย สำหรับการทดลองเพื่อทดสอบประสิทธิภาพของระบบ โดยการตรวจจบผู้ป่วยจากการหกล้มนในทิศทางต่างๆ ระหว่าง 0 ถึง 360 องศา ทั้งหมด 8 ทิศทาง ค่าความถูกต้องเท่ากับ 96.00 เปอร์เซนต์ ข้อผิดพลาดที่เกิดขึ้นมี 3 สาเหตุ คือ 1) ระยะห่างระหว่างผู้ทดลองกับกล้อง และ 2) ระดับความสูงของผู้ทดลอง 3) ความสว่างของห้องทดลอง ข้อดีของระบบนี้เมื่อเปรียบเทียบกับวิธีการอื่นในปัจจุบันคือ สามารถติดตามผู้ป่วยไปภายนอกที่พักอาศัยได้ และสามารถตรวจจบการล้มนได้ทุกรูปแบบ การแนวทางการทำงานทั้งหมดและความก้าวหน้าในการพัฒนาหุ่นยนต์ที่ผ่านมา ทีมผู้ทดลองมีความมั่นใจว่าจะสามารถพัฒนาหุ่นยนต์ให้มีระบบสมบูรณ์ได้ในระยะที่กำหนด ต่อไป

เอกสารอ้างอิง

- [1] วิยะดา ศักดิ์ศรี, สุรัตน์ ชนานภาพไพศาล, “คู่มือกายภาพบำบัดผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีก,” อัมรินทร์สุขภาพ, ISBN: 9786115290000.
- [2] กฤษณี ศรีวิชา, ลำพวน มะประโพธิ์, อัมพร จิตอารี, “คุณภาพชีวิตของผู้ป่วยอัมพาตครึ่งซีกที่พูดได้ในชุมชนรอบบริเวณ รพ. พุทธชินราช จ. พิษณุโลก,” Community Research.
- [3] Lee JE., Stokic DS., “Risk factors for falls during inpatient rehabilitation,” Am J Phys Med Rehabil. 2008, May; 87(5): 341-350; quiz 351, 422. doi: 10.1097/PHM.0b013e31816ddc01.
- [4] Atzmon Ts., Zvi S., “Falls in stroke patients: risk factors and risk management,” Isr Med Assoc J. 2010 Apr;12(4):216-9.

- [5] Vlahov D, Myers AH, Al-Ibrahim MS. "Epidemiology of falls among patients in a rehabilitation hospital." *Arch Phys Med Rehabil* 1990; 71: 8-12.
- [6] Forster A, Young J. "Incidence and consequences of falls due to a stroke: a systematic inquiry." *BMJ* 1995; 311: 83-6.
- [7] Tutuarima JA, Van Der Meulen JH, De Haan RJ, Van Straten A, Limburg M. "Risk factors for falls of hospitalized stroke patients." *Stroke* 1997; 28: 297-301.
- [8] Teasell R, McRaeM, Foley N, Bhardwaj A. "The incidence and consequences of falls in stroke patients during inpatient rehabilitation: factors associated with high risk." *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83: 329-33.
- [9] Ramnemark A, Nyberg L, Borssen B, Olsson T, Gustafson Y. "Fractures after stroke." *Osteoporos Int* 1998; 8: 92-5.
- [10] Nyberg L, Gustafson Y. Patient falls in stroke rehabilitation. "A challenge to rehabilitation strategies." *Stroke* 1995; 26: 838-42.
- [11] Sze KH, Wong E, Leung HY, Woo J. "Falls among Chinese stroke patients during rehabilitation." *Arch Phys Med Rehabil* 2001; 82: 1219-25.
- [12] Chaiwanichsiri D, Jiamworakul A, Kitisomprayoonkul W. "Falls among stroke patients in a Thai Red Cross rehabilitation center." *J Med Assoc Thai* 2006; 89(Suppl 3): S47-52.
- [13] Ugur C, Gucuyener D, Uzuner N, Ozcan S, Ozdemir G. "Characteristics of falling in patients with stroke." *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2000; 69(5):649-51.
- [14] Gucuyener D, Ugur C, Uzuner N, Ozdemir G. "The importance of falls in stroke patients." *Ann Saudi Med* 2000; 30(3-4): 322-3.
- [15] Muhammad M., Ling Sh., and Luke S., "A Survey on fall detection: Principles and approaches," *Neurocomputing* 100(2013) 144-152.
- [16] Anania, G.; Tognetti, A.; Carbonaro, N.; Tesconi, M.; Cutolo, F.; Zupone, G.; De Rossi, D., "Development of a novel algorithm for human fall detection using wearable sensors," *Sensors, 2008 IEEE* , pp.1336,1339, 26-29 Oct. 2008
- [17] Karantonis, D.M.; Narayanan, M.R.; Mathie, M.; Lovell, N.H.; Celler, B.G., "Implementation of a real-time human movement classifier using a triaxial accelerometer for ambulatory monitoring," *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on* , vol.10, no.1, pp.156,167, Jan. 2006.
- [18] Sricharan, K.S.; Srikrishna, C., "Automated human fall detection system using a fluid dielectric, capacitive, multi axial acceleration sensor," *Instrumentation Control and Automation (ICA), 2013 3rd International Conference on* , pp.74,79, 28-30 Aug. 2013.
- [19] Zhuang, X., Huang, J., Potamianos, G., Hasegawa-Johnson, M., "Acoustic fall detection using Gaussian mixture models and GMM super-vectors," *IEEE Int. Conf. on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, pp. 69-72, 2009.
- [20] Tabar, A.M., Keshavarz, A., Aghajan, H., "Smart home care network using sensor fusion and distributed vision-based reasoning," *4th ACM Int. Workshop on Video Surveillance and Sensor Networks*, 2006.
- [21] Alwan, M.; Rajendran, P.J.; Kell, S.; Mack, D.; Dalal, S.; Wolfe, M.; Felder, R., "A Smart and Passive Floor-Vibration Based Fall Detector for Elderly," *Information and Communication Technologies, 2006. ICTTA '06. 2nd*, pp.1003-1007.
- [22] Kwolek, B., Kepski, M., "Human fall detection on embedded platform using depth maps and wireless accelerometer," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Vol. 117, Issue 3, Dec. 2014, pp: 489-501.

- [23] Yie-Tarng Chen; Yu-Ching Lin; Wen-Hsien Fang, "A hybrid human fall detection scheme," *Image Processing (ICIP), 2010 17th IEEE International Conference on* , vol., no., pp.3485,3488, 26-29 Sept. 2010.
- [24] Rougier, C.; Meunier, J.; St-Arnaud, A.; Rousseau, J., "Robust Video Surveillance for Fall Detection Based on Human Shape Deformation," *Circuits and Systems for Video Technology, IEEE Transactions on* , Vol.21, No.5, pp.611,622, May 2011.
- [25] Simin, W., Salim, Z., and Bastian, L., "Lying Pose Recognition for Elderly Fall Detection," *Robotics: Science and Systems VII*. 2011.