

บทที่ 5 บทสรุปและข้อเสนอแนะ

ในบทที่ 5 นี้เป็นบทสรุปของการทดลองซึ่งประกอบไปด้วยผลการเดินทดสอบจากห้องปฏิบัติการ Gait analysis และผลกระทบที่เกิดขึ้นจากการใช้ Compliant wedge ที่มุมต่าง ๆ กันรวมไปถึงผลสรุปการคำนวณที่ได้จากแบบจำลองการเดิน

5.1 สรุปผลการทดลองการเดินจากห้องปฏิบัติการ Gait analysis

ตารางที่ 5.1 แสดงค่า Peak vertical GRF ในการทดสอบการเดินด้วยลักษณะการเดินที่แตกต่างกัน

การทดลอง	Trial	1 st peak vertical GRF (N)			2 nd peak vertical GRF (N)		
		Left	Right	Mean	Left	Right	Mean
Barefoot	1	497.05	528.21	512.86	564.93	592.58	580.84
	2	511.31	518.62		570.48	583.38	
	3	512.55	509.44		586.34	587.32	
Normal shoe	1	525.20	541.81	534.84	554.39	569.19	565.07
	2	541.53	540.20		559.74	575.80	
	3	529.68	530.60		560.82	570.46	
Compliant wedge 2°	1	519.95	554.35	528.72	569.05	583.49	572.44
	2	504.32	534.70		571.24	583.43	
	3	532.85	526.17		563.67	563.80	
Compliant wedge 4°	1	529.35	529.29	526.53	566.14	569.63	561.03
	2	506.66	543.91		551.85	572.07	
	3	515.92	534.09		548.65	557.82	
Compliant wedge 6°	1	533.96	507.80	515.78	592.73	555.25	565.14
	2	502.32	514.91		569.64	551.47	
	3	513.77	521.89		561.99	559.79	

ตารางที่ 5.2 แสดงค่า Peak KAM ในการทดสอบการเดินด้วยลักษณะการเดินที่แตกต่างกัน

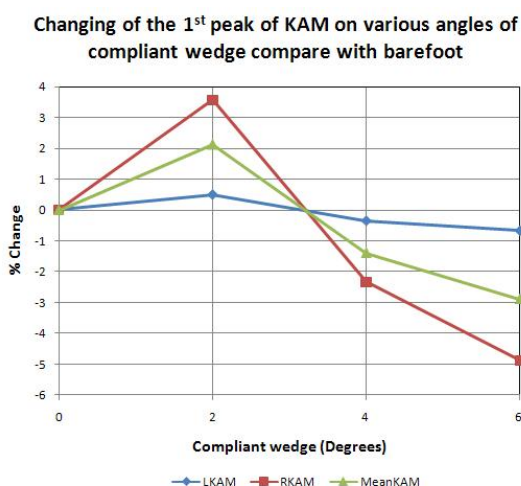
การทดลอง	Trial	1 st peak KAM (N.mm/kg)			2 nd peak KAM (N.mm/kg)		
		Left	Right	Mean	Left	Right	Mean
Barefoot	1	419.52	525.07	467.30	253.72	502.08	377.19
	2	448.45	463.52		262.43	497.48	
	3	456.74	490.52		230.89	516.56	
Normal shoe	1	438.74	515.41	478.27	256.29	516.55	384.43
	2	450.85	510.63		263.24	522.36	
	3	447.00	506.99		233.98	514.13	
Compliant wedge 2°	1	445.53	497.42	477.21	249.44	525.42	386.17
	2	416.82	518.27		260.93	514.74	
	3	468.96	516.23		250.15	516.33	
Compliant wedge 4°	1	438.33	468.41	460.78	267.17	499.28	385.88
	2	434.33	500.32		274.73	517.58	
	3	447.47	475.80		275.96	480.58	
Compliant wedge 6°	1	461.49	460.25	453.79	248.46	500.33	378.35
	2	434.18	469.02		275.45	473.68	
	3	420.18	477.64		257.15	515.01	

จากตารางที่ 5.1 แสดงค่า Peak ของ Vertical GRF ที่เกิดขึ้นในขณะเดิน ซึ่งพบว่าการสวมรองเท้าชนิดต่างๆในการเดินจะส่งผลกระทบต่อค่า Peak vertical GRF ในขณะเดินเพียงเล็กน้อย ไม่ว่าจะเป็นในช่วงของ Initial contact ซึ่งจะถูกแสดงด้วยค่า 1st peak vertical GRF หรือในช่วง Terminal stance phase ซึ่งจะถูกแสดงด้วยค่า 2nd peak vertical GRF โดยรองเท้าที่เป็น Compliant wedge ซึ่งมีความยืดหยุ่นของโครงสร้างมากกว่าส้นรองเท้าปกติทำให้ค่า 1st peak vertical GRF ในขณะเดินลดลงเล็กน้อยเมื่อเทียบกับการใส่รองเท้าที่มีส้นรองเท้าแข็งกว่า ในขณะที่ตารางที่ 5.2 แสดงค่า Peak KAM ที่เกิดขึ้นในขณะเดิน ซึ่งพบว่าการเปลี่ยนแปลงใกล้เคียงกับการเปลี่ยนแปลงของค่า Peak GRF คือเมื่อมีการสวมรองเท้าในขณะเดินจะทำให้ค่า Peak GRF และ Peak KAM เพิ่มขึ้นเมื่อเปรียบเทียบกับเดินด้วยเท้าเปล่า

ในการพิจารณาโมเมนต์คดที่ข้อเข่าหรือ KAM ซึ่งมีหน่วยเป็น N.mm ส่วนมากจะนิยมทำ Normalize หน่วยให้เป็น N.mm/kg หรือ % body weight x height โดยสมมติให้โมเมนต์ที่เกิดขึ้นเป็นสัดส่วนกับ น้ำหนักตัวและส่วนสูง เพราะการเปลี่ยนแปลงของโมเมนต์ที่เกิดขึ้นในขณะที่เดินจะเกิดจากผลของการเปลี่ยนแปลงลักษณะการเดินมากกว่าขนาดของร่างกาย ดังนั้นในการทดลองที่มีกลุ่มตัวอย่างที่หลากหลายจึงจำเป็นต้องนำข้อมูลที่ได้ไปทำ Normalized ก่อนนำไปใช้เปรียบเทียบเพื่อวิเคราะห์ผลการทดลอง ซึ่งจากตารางที่ 5.3 เมื่อพิจารณาการเปลี่ยนแปลงเฉพาะ 1st peak KAM ในขณะเดินเมื่อใช้ Compliant wedge โดยเปรียบเทียบกับเดินด้วยเท้าเปล่าพบว่าค่า 1st peak KAM มีแนวโน้มลดลง เมื่อมุมของ Compliant wedge เท่ากับ 4° และ 6° โดยพบว่า 1st peak KAM จะลดลง 1.40% และ 2.89% ตามลำดับแต่พบว่าในขณะที่ใช้ Compliant wedge 2° จะส่งผลทำให้ค่า 1st peak KAM เพิ่มขึ้น 2.12%

ตารางที่ 5.3 แสดงผลการเปรียบเทียบค่า 1st peak of KAM ระหว่างการเดินด้วยเท้าเปล่าและการเดินด้วย Compliant wedge ที่มุมต่างๆ

การทดลอง	% LKAM change	% RKAM change	% Mean change
Compliant wedge 2°	0.50	3.57	2.12
Compliant wedge 4°	-0.35	-2.34	-1.40
Compliant wedge 6°	-0.67	-4.88	-2.89

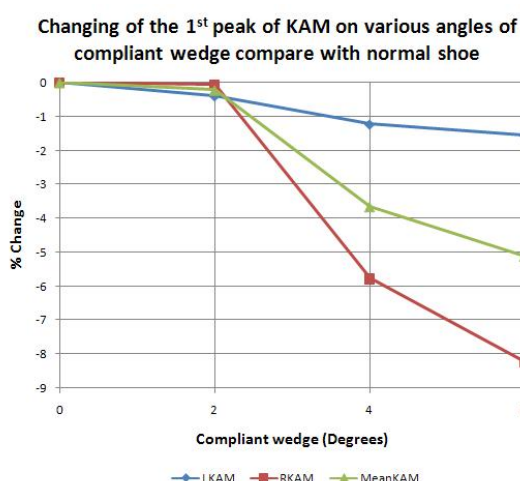


รูปที่ 5.1 แสดงแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของ 1st peak of KAM เมื่อมุมของ Compliant wedge เพิ่มขึ้น เมื่อเทียบกับการเดินด้วยเท้าเปล่า

ในขณะที่หากพิจารณาการเปลี่ยนแปลงของ 1st peak KAM ในขณะที่เดินเมื่อใช้ Compliant wedge เปรียบเทียบกับการเดินด้วยรองเท้าปกติจะพบว่าการใช้ Compliant wedge 6° จะสามารถลด 1st peak KAM ที่เกิดขึ้นในขณะที่เดินได้มากที่สุดคือ 5.12% ในขณะที่การใช้ Compliant wedge 4° ในการเดิน สามารถช่วยลด Peak KAM ได้ใกล้เคียงกันคือ 3.66% และการใช้ Compliant wedge 2° สามารถช่วยลด Peak KAM ได้น้อยที่สุดคือ 0.22% โดยเมื่อนำผลการทดลองที่ได้มาเปรียบเทียบกับผลการทดลอง ในงานวิจัยของ Hinman [19] ซึ่งใช้ LWI 5° กับผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมพบว่าสามารถช่วยลด Peak KAM ที่เกิดขึ้นในขณะที่เดินได้ 5.8% ในขณะที่จากงานวิจัยของ Kakihana [17] พบว่าค่า KAM จะลดลง 5.6% เมื่อใช้ LWI 6° กับผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมและค่า KAM จะลดลง 10.4% กับคนปกติ ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่าอุปกรณ์ช่วยเดิน Compliant wedge สามารถช่วยลด Peak KAM ที่เกิดขึ้นในขณะที่เดินได้ใกล้เคียงกับการใช้ LWI ซึ่งเป็นเป็นอุปกรณ์พื้นฐานสำหรับการรักษาผู้ป่วยโรคข้อเข่าเสื่อมหรือผู้ป่วยที่มีลักษณะการโค้งของข้อเข่าผิดปกติ

ตารางที่ 5.4 แสดงผลการเปรียบเทียบค่า 1st peak KAM ระหว่างการเดินด้วยรองเท้าปกติและการเดินด้วย Compliant wedge ที่มุมต่างๆ

การทดลอง	% LKAM change	% RKAM change	% Mean change
Compliant wedge 2°	-0.39	-0.07	-0.22
Compliant wedge 4°	-1.23	-5.77	-3.66
Compliant wedge 6°	-1.55	-8.23	-5.12



รูปที่ 5.2 แสดงแนวโน้มการเปลี่ยนแปลงของ 1st peak of KAM เมื่อมุมของ Compliant wedge เพิ่มขึ้น เมื่อเทียบกับการเดินด้วยรองเท้าปกติ

การนำ Compliant wedge มาใช้ในขณะเดินนอกจากจะช่วยลด Peak vertical GRF ซึ่งหมายถึงสามารถช่วยลดแรงที่จะกระทำกับข้อเข่าโดยตรงได้แล้วยังสามารถช่วยลด Peak KAM ที่เกิดขึ้นที่ข้อเข่าซึ่งเป็นตัวแปรสำคัญหนึ่งที่ทำให้อาการของโรคข้อเข่าเสื่อมรุนแรงเพิ่มขึ้น [14] แต่การเลือกขนาดของมุมที่จะใช้ในการออกแบบรองเท้าสำหรับการรักษาผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมก็มีความสำคัญมากด้วยเพราะถึงแม้ว่าการใช้ LWI ที่มีความชันเพิ่มขึ้นจะช่วยให้สามารถลด Peak KAM ได้แต่จากการทดลองพบว่าในการใช้ Compliant wedge จะทำให้ Subtalar joint valgus moment มีค่าเพิ่มขึ้น โดยจากตารางที่ 5.5 พบว่า ในข้อเท้าข้างซ้ายการเปลี่ยนแปลงที่เกิดขึ้นจะถูกแสดงด้วยเครื่องหมายบวกเพราะว่าในขณะที่สวมรองเท้าปกติขณะเดินที่ข้อเท้าข้างซ้ายจะมีค่า Subtalar joint varus moment เป็นค่าลบซึ่งก็คือค่า Subtalar joint valgus moment ดังนั้นเมื่อมีการใช้ Compliant wedge จึงพบว่าค่าเฉลี่ยของ Subtalar joint valgus moment มีค่าเพิ่มขึ้นเมื่อเทียบกับการใช้รองเท้าปกติจึงแสดงค่าการเปลี่ยนแปลงด้วยเครื่องหมายบวก ในขณะที่ข้างขวาจะเกิด Subtalar joint varus moment เป็นค่าบวกและค่าจะลดลงเมื่อมีการใช้ Compliant wedge ดังนั้นจึงสามารถสรุปได้ว่าในขณะที่ใช้ Compliant wedge 6° จะทำให้ Subtalar joint valgus moment ที่ข้อเท้าข้างซ้ายและข้างขวาเพิ่มขึ้น 11.07% และ 88.14% ตามลำดับ ซึ่งหากเทียบกับข้อมูลจากงานวิจัยของ Abdallah [21] ซึ่งพบว่าค่าเฉลี่ยของ Subtalar joint valgus moment เพิ่มขึ้นจะมีค่าเพิ่มขึ้นจาก 0.04 N.m/kg เป็น 0.09 N.m/kg ในขณะที่ใช้ LWI 0° และ LWI 6° ตามลำดับหรือมีค่า Subtalar joint valgus moment เฉลี่ยเพิ่มขึ้น 125%

นอกจากการเปลี่ยนแปลงของโมเมนต์ที่เกิดขึ้นที่ข้อเท้าและข้อเข่าแล้วในการใช้ Compliant wedge ยังพบการเปลี่ยนแปลงของมุมข้อเท้าและข้อเข่าด้วย ซึ่งจากผลการทดลองที่ได้เมื่อนำข้อมูลมาวิเคราะห์ความแตกต่างด้วยวิธี ANOVA (Analysis of variance) ที่ระดับนัยสำคัญ 0.05 โดยจากตารางที่ 5.6 แสดงการเปลี่ยนแปลงอย่างมีนัยสำคัญของมุมข้อเท้าและข้อเข่าเมื่อใช้ Compliant wedge เปรียบเทียบกับการใช้รองเท้าปกติ ซึ่งจากผลการทดลองที่ได้พบว่าในข้อเท้าทั้งข้างซ้ายและขวาไม่พบการเปลี่ยนแปลงของมุมในแกน X หรือการเปลี่ยนแปลงมุม Dorsiflexion/Plantarflexion แต่จะพบว่าการเปลี่ยนแปลงมุมข้อเท้าในแกน Y หรือการเปลี่ยนแปลงมุม Varus/Valgus โดยในขณะที่ใช้ Compliant wedge จะพบว่าที่ข้อเท้าข้างซ้ายจะมีมุม Ankle varus ลดลงแต่ในข้างขวามีมุม Ankle varus เพิ่มขึ้น นอกจากนี้ยังพบการเปลี่ยนแปลงมุมข้อเท้าในแกน Z หรือการเปลี่ยนแปลงมุม Internal rotation/External rotation ด้วย โดยจะพบว่าที่ข้อเท้าข้างซ้าย Ankle internal rotation แต่ในข้างขวากลับพบว่า Ankle internal rotation เพิ่มขึ้น ในขณะที่ข้อเข่าไม่พบการเปลี่ยนแปลงที่มีนัยสำคัญของมุมในแกน X และ Y หรือการเปลี่ยนแปลงมุม Flexion/Extension และ Varus/Valgus ตามลำดับแต่จะพบเพียงการเปลี่ยนแปลงของมุมข้อเข่าในแกน Z หรือการเปลี่ยนแปลงมุม Internal rotation/External rotation เท่านั้น โดยพบว่าเมื่อมีการใช้ Compliant wedge จะทำให้มุม Knee internal rotation มีแนวโน้มเพิ่มขึ้นทั้งข้างซ้ายและขวา

ตารางที่ 5.5 แสดงการเปลี่ยนแปลงของ Subtalar joint varus moment ในขณะที่ใช้ Compliant wedge

การทดลอง	% Left change	% Right change
Compliant wedge 2°	6.60	-40.76
Compliant wedge 4°	21.36	-171.28
Compliant wedge 6°	11.07	-88.14

ตารางที่ 5.6 แสดงการเปลี่ยนแปลงของมุมที่ข้อเท้าและที่ข้อเข่าในขณะที่ใช้ Compliant wedge

Joint angle	% Change		
	Compliant wedge 2°	Compliant wedge 4°	Compliant wedge 6°
Left ankle varus	-23.22	-12.59	-12.12
Right ankle varus	28.46	73.44	75.18
Left ankle internal rotation	-20.04	-20.19	-2.04
Right ankle internal rotation	18.83	66.64	63.21
Left knee internal rotation	-22.43	-0.73	36.65
Right knee internal rotation	3.12	7.85	16.92

5.2 สรุปผลการทดลองด้วยแบบจำลองการเดินในโปรแกรม Adams life module

ตารางที่ 5.7 แสดงความคลาดเคลื่อนของ Peak KAM ของแบบจำลองการเดิน

ค่า Peak KAM	Gait analysis (N.mm/kg)	Simulation model (N.mm/kg)	% Error	% Mean error
Left mean 1 st peak of KAM	441.49	456.65	2.50	1.61
Right mean 1 st peak of KAM	511.01	515.26	0.83	
Left mean 2 nd peak of KAM	251.17	332.39	32.33	-15.76
Right mean 2 nd peak of KAM	517.68	315.30	-39.09	

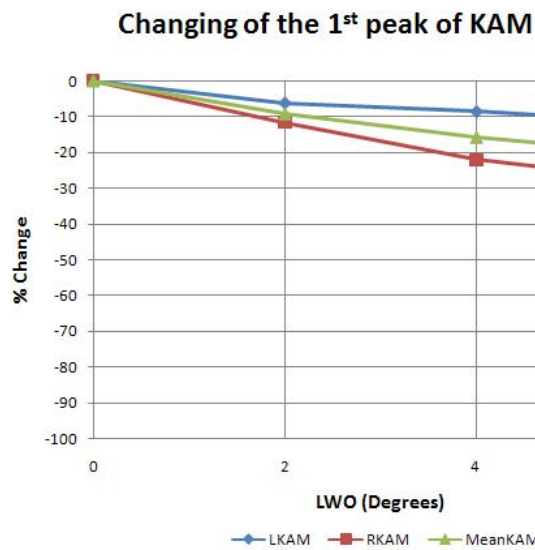
ตารางที่ 5.8 แสดงค่า Peak KAM จากแบบจำลองการเดินด้วยลักษณะการเดินที่แตกต่างกัน

การทดลอง	Trial	1 st peak KAM (N.mm/kg)			2 nd peak KAM (N.mm/kg)		
		Left	Right	Mean	Left	Right	Mean
LWO 0°	1	472.49	526.02	485.96	335.84	357.72	323.84
	2	371.55	446.47		348.19	296.06	
	3	525.92	573.29		313.13	292.11	
LWO 2°	1	436.82	446.47	441.93	258.45	296.06	243.67
	2	347.62	386.90		249.13	207.21	
	3	501.08	532.67		233.91	217.24	
LWO 4°	1	430.39	419.61	409.96	149.83	291.48	214.78
	2	323.25	310.72		169.52	257.25	
	3	499.72	476.05		144.32	276.28	
LWO 6°	1	416.44	385.71	386.70	43.71	105.25	39.42
	2	295.77	277.29		67.11	0.86	
	3	496.92	448.09		23.68	-4.08	

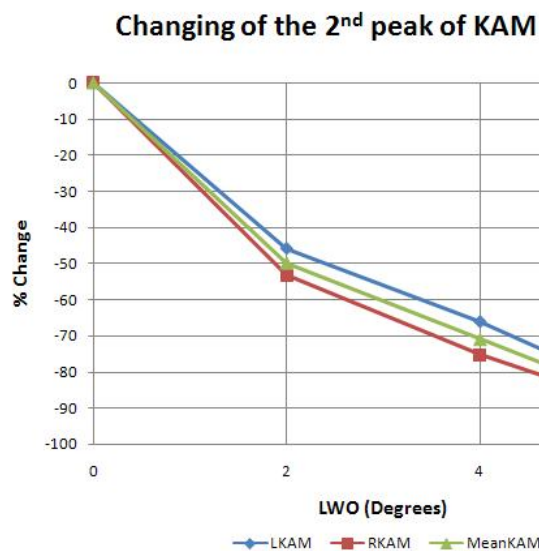
ตารางที่ 5.9 แสดงผลการเปลี่ยนเทียบค่า 1st peak of KAM จากแบบจำลองการเดิน

การทดลอง	% LKAM Change	% RKAM change	% Mean change
LWO 2°	-6.16	-11.63	-9.06
LWO 4°	-8.51	-21.96	-15.64
LWO 6°	-11.74	-28.12	-20.42

จากตารางที่ 5.7 แสดงผลของความคลาดเคลื่อนที่คำนวณได้จากแบบจำลองการเดินภายหลังจากที่ได้ทำการปรับแต่งตัวแปรของ Tracking agent และ Contact properties ซึ่งพบว่าแบบจำลองที่สร้างยังคงมีความคลาดเคลื่อนจากค่าที่คำนวณได้จริงค่อนข้างมากโดยเฉพาะอย่างยิ่งค่า 2nd peak KAM ทั้งข้างซ้ายและข้างขวามีค่าน้อยกว่าค่าจริงมาก แต่ในส่วนของ 1st peak KAM ซึ่งเป็นส่วนที่จะนำมาพิจารณาเป็นหลักมีค่าที่เคียงกับค่าจริงมากกว่า ดังนั้นสามารถสรุปได้ว่าแบบจำลองนี้สามารถนำไปใช้ในการคำนวณหาค่า KAM แทนการทดสอบจริงเพื่อดูแนวโน้มในการเปลี่ยนแปลง KAM ได้



รูปที่ 5.3 แสดงแนวโน้มในการเปลี่ยนของ 1st Peak of KAM เมื่อมุมของ LWO เพิ่มขึ้น



รูปที่ 5.4 แสดงแนวโน้มในการเปลี่ยนของ 2nd Peak of KAM เมื่อมุมของ LWO เพิ่มขึ้น

เมื่อนำแบบจำลองการเดินที่ได้นี้ไปใช้ในการคำนวณค่า 1st peak KAM โดยการใส่ LWO ที่มุมต่างๆ พบว่าเมื่อมุมของ LWO เพิ่มขึ้นค่า 1st peak KAM จะมีค่าลดลงซึ่งสอดคล้องกับผลการทดลองด้วย Compliant wedge แต่การคำนวณด้วยแบบจำลองจะแสดงแนวโน้มในการลดลงของค่า Peak KAM มากกว่าในการทดลองด้วย Compliant wedge โดยพบว่าที่ LWO 6° จะทำให้ Peak KAM ลดลงถึง 20.42%

5.3 ข้อเสนอแนะ

ในงานวิจัยนี้เป็นการออกแบบอุปกรณ์ช่วยเดินเพื่อใช้สำหรับลดโมเมนต์คดที่ข้อเข่าในขณะเดินสำหรับคนปกติโดยข้อมูลที่ใช้ในการออกแบบเป็นข้อมูลเฉพาะจากผู้ร่วมทดสอบเพียงคนเดียว โดยแรงที่ใช้ในการคำนวณเพื่อออกแบบ Compliant wedge เป็นแรง GRF สูงสุดที่เกิดขึ้นในขณะเดินซึ่งมีค่าประมาณ 600 N ดังนั้นหากนำอุปกรณ์ช่วยเดินนี้ไปใช้ทดสอบกับผู้อื่นที่มีน้ำหนักตัวไม่เหมือนเดิมก็อาจจะทำให้ได้ผลการทดลองที่ได้ต่างออกไปได้จากเดิม สำหรับการทดลองจะเป็นการทดสอบการเดินของคนปกติที่ไม่มีอาการผิดปกติที่ข้อเข่าและไม่มีอาการของโรคข้อเข่าเสื่อม อีกทั้งในการทดลองนี้ยังเป็นการทดลองเพื่อดูผลกระทบที่เกิดขึ้นในทันที (Immediate effect) จึงทำให้อุปกรณ์ช่วยเดินนี้ยังไม่สามารถนำไปใช้ในการรักษาอาการเจ็บที่ข้อเข่าของผู้ป่วยข้อเข่าเสื่อมหรือแม้กระทั่งการนำไปใช้ในการรักษาการโก่งที่ผิดปกติของข้อเข่า นอกจากนี้ผลการทดลองที่ได้มาจากผู้ร่วมทดสอบการเดินเพียง 1 คนซึ่งอาจจะทำให้ความน่าเชื่อถือของข้อมูลที่ได้มีความน่าเชื่อถือไม่มากเท่าที่ควร ดังนั้นหากสามารถทำการทดลองด้วยกลุ่มตัวอย่างที่มีความหลากหลายมากขึ้นทั้งเพศและช่วงอายุก็จะช่วยให้ข้อมูลที่ได้มีความเชื่อถือเพิ่มมากขึ้น ดังนั้นหากต้องการนำอุปกรณ์ช่วยเดินนี้ไปใช้ในการรักษาโรคข้อเข่าเสื่อมจำเป็นต้องมีการศึกษาถึงผลกระทบอื่นที่มีต่อผู้ป่วยเพิ่มเติม นอกจากนี้ถึงแม้ว่าผลการทดลองที่ได้จะแสดงให้เห็นว่าการใช้ Compliant wedge จะสามารถช่วยลด Peak KAM ที่เกิดขึ้นในขณะเดินซึ่งการลดลงของ Peak KAM นี้จะส่งผลให้แรงกดที่บริเวณด้านในของข้อเข่าลดลงซึ่งจะช่วยชะลอการสึกหรอของกระดูกอ่อนที่ข้อเข่าด้านในได้ แต่ทั้งนี้ทั้งนั้นยังไม่สามารถสรุปได้ว่าอุปกรณ์ช่วยเดิน Compliant wedge นี้สามารถช่วยลดอัตราการเกิดโรคข้อเข่าเสื่อมในกลุ่มผู้สูงอายุได้

สำหรับในส่วนของการจำลองการเดินที่สร้างด้วยโปรแกรม Adams life module สามารถนำไปใช้ในการพยากรณ์แนวโน้มของผลการเดินที่สนใจศึกษาแทนการทดสอบด้วยการเดินจริงในห้องปฏิบัติการ Gait analysis ซึ่งในการทดลองนี้พบว่าแบบจำลองสามารถแสดงแนวโน้มในการเปลี่ยนแปลงค่า Peak KAM เมื่อมีการเปลี่ยนมุมของ LWO ได้ใกล้เคียงกับผลการทดลองด้วย Compliant wedge หรือการทดลองด้วย LWI ในงานวิจัยอื่นๆ แต่แบบจำลองที่สร้างยังคงมีความคลาดเคลื่อนค่อนข้างมากเมื่อเทียบกับค่าที่ทดสอบได้จริง ดังนั้นหากทราบค่าตัวแปรที่จะใช้ในการปรับแต่งแบบจำลองได้ใกล้เคียงกับความเป็นจริงมากเท่าไรก็จะยิ่งทำให้แบบจำลองที่สร้างมีความน่าเชื่อถือเพิ่มมากขึ้นตามไปด้วย ซึ่งการนำแบบจำลองมาใช้ในการทดลองแทนจะทำให้ช่วยประหยัดเวลาและค่าใช้จ่ายในการทำการทดลองได้เป็นอย่างมาก