

## บทที่ 4

### การประเมินผลกระทบจากการสั่นสะเทือนของรถยนต์

#### ตามมาตรฐาน ISO 2631-1:1997

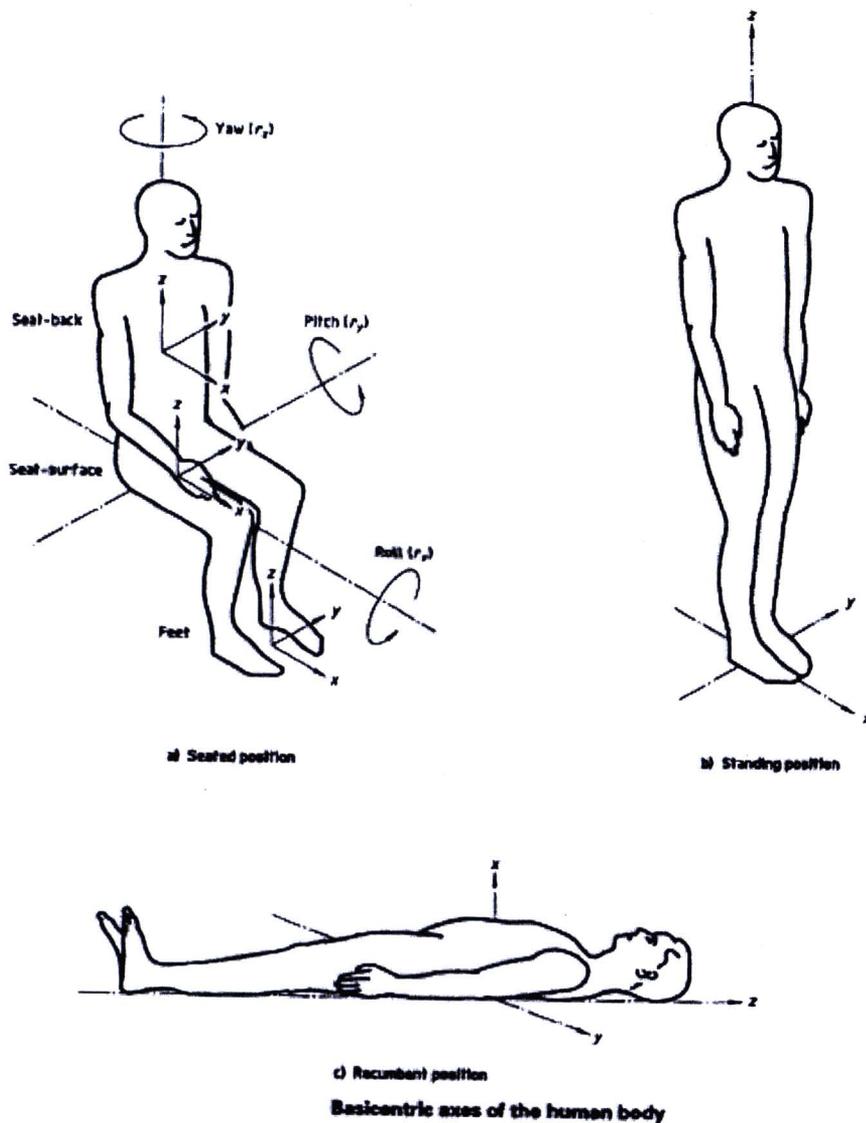
#### 4.1 ขอบเขตของมาตรฐาน ISO 2631-1:1997

มาตรฐาน ISO 2631 ได้ถูกจัดทำขึ้นครั้งแรกในปี ค.ศ. 1985 และได้มีการนำมาปรับปรุงขึ้นอีกครั้งในปี ค.ศ. 1997 ซึ่งมีทั้งหมด 5 ฉบับ โดยในส่วนของมาตรฐาน ISO 2631-1 (ฉบับที่ 1) นี้มีวัตถุประสงค์เพื่อกำหนดวิธีการตรวจวัดและประเมินการสั่นสะเทือนของร่างกายมนุษย์อันเป็นผลมาจากการสั่นสะเทือนจากสภาพแวดล้อมภายนอกซึ่งอาจก่อให้เกิดผลกระทบต่อสุขภาพอนามัย (Health) ความสะดวกสบาย (Comfort) การรับรู้ได้ (Perception) และความเจ็บป่วยจากการเคลื่อนไหว (Motion sickness) ทั้งนี้มาตรฐานจะพิจารณาถึงเฉพาะการสั่นสะเทือนทั่วไปจากสภาพแวดล้อมภายนอกเท่านั้น ได้แก่ การสั่นสะเทือนที่เกิดขึ้นภายในรถยนต์ทั้งทางบก ทางอากาศและทางน้ำ การสั่นสะเทือนที่เกิดขึ้นจากเครื่องจักรกลที่ถูกใช้ในภาคอุตสาหกรรมและภาคการเกษตร และการสั่นสะเทือนจากการดำเนินกิจกรรมทางอุตสาหกรรมบางประเภท เช่น การตอกเสาเข็ม การระเบิด เป็นต้น อย่างไรก็ตาม มาตรฐานนี้ไม่ได้จำกัดขอบเขตของระดับขั้นการสั่นสะเทือนเอาไว้ (Vibration exposure limits) อีกทั้งยังมีเนื้อหาไม่ครอบคลุมถึงเหตุการณ์อันจะส่งผลกระทบต่อสุขภาพอันก่อให้เกิดการสั่นสะเทือนแบบฉับพลันที่รุนแรงต่อร่างกายมนุษย์ได้ ตัวอย่างเช่น การประสบอุบัติเหตุ ไฟฟ้าช็อต เป็นต้น นอกจากนี้ยังไม่รวมถึงศักยภาพของตัวบุคคลในการอยู่ภายใต้หรือทนต่อสภาวะการสั่นสะเทือนที่เกิดขึ้นเพราะแต่ละบุคคลนั้นมีศักยภาพไม่เท่าเทียมกัน

มาตรฐาน ISO 2631-1 นี้ได้กำหนดวิธีการตรวจวัดการสั่นสะเทือนแบบคาบ (Periodic vibration) การสั่นสะเทือนแบบสุ่ม (Random vibration) และการสั่นสะเทือนแบบชั่วคราว (Transient vibration) ส่วนในการประเมินผลกระทบของการสั่นสะเทือนต่อร่างกายมนุษย์นั้นจะพิจารณาถึงระดับขั้นของการสั่นสะเทือนจากสภาพแวดล้อมภายนอกด้วยค่าตัวประกอบหลักผ่านดัชนีตัวเลขเพื่อเป็นตัวชี้วัดให้อยู่ในเกณฑ์ที่ยอมรับได้ ทั้งนี้ช่วงความถี่ที่ใช้พิจารณาที่สามารถส่งผลกระทบต่อสุขภาพอนามัย ความสะดวกสบาย และการรับรู้ได้ คือ 0.5 ถึง 80 Hz และส่งผลกระทบต่อความเจ็บป่วยจากการเคลื่อนไหว คือ 0.1 ถึง 0.5 Hz โดยมาตรฐานได้กำหนดค่าพารามิเตอร์ความถี่ถ่วงน้ำหนัก (Frequency weighting) ที่แตกต่างกันไปเพื่อปรับการการสั่นสะเทือนของร่างกายตามค่าความถี่และลักษณะการจัดวางตำแหน่งท่าทางในแต่ละกิจกรรม คือ นั่ง ยืน และนอน ซึ่งท่าทางเหล่านี้ให้ผลทางความรู้สึกต่อการสั่นสะเทือนไม่เหมือนกัน

#### 4.2 พารามิเตอร์ที่เกี่ยวข้องสำหรับใช้ประเมินผลการสั่นสะเทือนของร่างกายมนุษย์

การตรวจวัดการสั่นสะเทือนต่อร่างกายมนุษย์ตามมาตรฐาน ISO 2631-1 นั้น ปริมาณหลักที่ใช้ในการตรวจวัดและประเมินผลการสั่นสะเทือนคือค่าความเร่ง โดยจะพิจารณาอ้างอิงถึงระบบพิกัดแกนพื้นฐานที่เกี่ยวข้องกับท่าทางหรืออิริยาบถต่างๆ ได้แก่ นั่ง ยืน และนอน ดังแสดงในรูปที่ 5.1 โดยการสั่นสะเทือนในแต่ละอิริยาบถจะประกอบไปด้วย (ก) การเปลี่ยนตำแหน่ง (Translation) 3 ทิศทางตามแนวแกน x แนวแกน y และแนวแกน z (ข) การหมุน (Rotation) 3 ทิศทางรอบแกน x รอบแกน y และรอบแกน z



รูปที่ 4.1 ระบบพิกัดแกนพื้นฐานตามแต่ละอิริยาบถภายใต้การสั่นสะเทือนต่อร่างกายมนุษย์

แนวทางการประเมินตามมาตรฐานนี้จะใช้ค่าเฉลี่ยตลอดช่วงเวลาของการสั่นสะเทือนที่อยู่ภายใต้ช่วงความถี่ของการสั่นสะเทือนนั้นๆ โดยในสภาพความเป็นจริงความถี่ของการสั่นสะเทือนที่เกิดขึ้นอาจเป็นได้ทั้งสัญญาณความถี่สูงและความถี่ต่ำซึ่งเป็นตัวแปรที่สำคัญที่ส่งผลกระทบต่อความรู้สึกต่อการสั่นสะเทือนที่เกิดขึ้นในทิศทางต่างๆ เพราะฉะนั้น ก่อนที่จะนำค่าความเร่งไปใช้ในการประเมินถึงผลกระทบต่างๆ ที่กล่าวมาแล้วข้างต้นนั้น มาตรฐานจึงได้กำหนดวิธีการปรับกรองสัญญาณความเร่งเนื่องจากการสั่นสะเทือนตามค่าความถี่ด้วยการใช้ค่าพารามิเตอร์ความถี่ถ่วงน้ำหนักที่แตกต่างกันออกไป ซึ่งจะขึ้นอยู่กับอริยาบถและทิศทางของการสั่นสะเทือนที่พิจารณา ดังแสดงไว้ในตารางที่ 4.1

ตารางที่ 4.1 ค่าแนะนำสำหรับการเลือกใช้ Frequency-weighting curves ในการกรองสัญญาณ

Frequency weighting	Health (see clause)	Comfort (see clause 8)	Perception (see clause 8)	Motion sickness (see clause 9)
$W_k$	z-axis, seat surface	z-axis, seat surface z-axis, standing vertical recumbent (except head) x-, y-, z-axes, feet (sitting)	z-axis, seat surface z-axis, standing vertical recumbent (except head)	-
$W_d$	x-axis, seat surface y-axis, seat surface	x-axis, seat surface y-axis, seat surface x-, y-axes, standing horizontal recumbent y-, z-axes, seat-back	x-axis, seat surface y-axis, seat surface x-, y-axes, standing horizontal recumbent	-
$W_f$	-	-	-	vertical

จากตารางที่ 4.1 จะเห็นว่าพารามิเตอร์ความถี่ถ่วงน้ำหนักหลัก (Principal frequency weighting) ที่เกี่ยวข้องกับสุขภาพอนามัย ความสะดวกสบาย และการรับรู้ได้ คือค่า  $W_k$  ซึ่งถูกพิจารณาในทิศทางตามแนวแกน z ในอริยาบถนั่งและยืน และตามแนวแกน x หรือตามแนวตั้งในอริยาบถนอน (ยกเว้น ศีรษะ) ส่วนค่า  $W_d$  ถูกพิจารณาในทิศทางตามแนวแกน x และแนวแกน y ในอริยาบถนั่งและยืน และตามแนวแกน y และแนวแกน z หรือตามแนวราบในอริยาบถนอน สำหรับพารามิเตอร์ความถี่ถ่วงน้ำหนักหลักอีกค่าหนึ่งที่เกี่ยวข้องกับความเจ็บป่วยจากการเคลื่อนไหว คือ  $W_f$  โดยจะถูกพิจารณาในทิศทางตามแนวตั้งเท่านั้นสำหรับแต่ละอริยาบถ

ในภาคผนวก A ของมาตรฐาน ISO 1631-1 ได้กำหนดสูตรทางคณิตศาสตร์ในการคำนวณค่าพารามิเตอร์ความถี่ด่วงน้ำหนกหลักซึ่งเป็นผลมาจากการคูณกันของค่าฟังก์ชันส่งผ่าน (Transfer functions) จำนวน 4 ชุด โดยแต่ละชุดจะมีตัวแปรของฟังก์ชันส่งผ่าน (Parameter of the transfer functions) เข้ามาเกี่ยวข้องดังแสดงไว้ตามตารางที่ 4.2

ตารางที่ 4.2 ตัวแปรของฟังก์ชันส่งผ่าน

Weighting	Band-limiting		Acceleration-velocity transition (a-v transition)			Upward step			
	$f_1$ Hz	$f_2$ Hz	$f_3$ Hz	$f_4$ Hz	$Q_4$	$f_5$ Hz	$Q_5$	$f_6$ Hz	$Q_6$
$W_k$	0.4	100	12.5	12.5	0.63	2.37	0.91	3.35	0.91
$W_d$	0.4	100	2.0	2.0	0.63	$\infty$	-	$\infty$	-
$W_f$	0.08	0.63	$\infty$	0.25	0.86	0.0625	0.8	0.1	0.8

สูตรทางคณิตศาสตร์ของค่าพารามิเตอร์ความถี่ด่วงน้ำหนกหลักที่ใช้ในการกรองความถี่หาได้จากการคูณกันของฟังก์ชันส่งผ่านตามสมการ (4.1) คือ

$$H(p) = H_h(p) \cdot H_1(p) \cdot H_t(p) \cdot H_s(p) \quad (4.1)$$

เมื่อ

$$|H_h(p)| = \left| \frac{1}{1 + \sqrt{2}\omega_1/p + (\omega_1/p)^2} \right| = \sqrt{\frac{f^4}{f^4 + f_1^4}} \quad (4.2)$$

$$|H_1(p)| = \left| \frac{1}{1 + \sqrt{2}p/\omega_2 + (p/\omega_2)^2} \right| = \sqrt{\frac{f_2^4}{f^4 + f_2^4}} \quad (4.3)$$

$$|H_t(p)| = \left| \frac{1 + p/\omega_3}{1 + p/(Q_4\omega_4) + (p/\omega_4)^2} \right| = \sqrt{\frac{f^2 + f_3^2}{f_3^2}} \cdot \sqrt{\frac{f_4^4 \cdot Q_4^2}{f^4 \cdot Q_4^2 + f^2 \cdot f_4^2(1 - 2Q_4^2) + f_4^4 \cdot Q_4^2}} \quad (4.4)$$

$$|H_s(p)| = \left| \frac{1 + p/(Q_5\omega_5) + (p/\omega_5)^2}{1 + p/(Q_6\omega_6) + (p/\omega_6)^2} \cdot \left(\frac{\omega_5}{\omega_6}\right)^2 \right| = \frac{Q_6}{Q_5} \cdot \sqrt{\frac{f^4 \cdot Q_5^2 + f^2 \cdot f_5^2(1 - 2Q_5^2) + f_5^4 \cdot Q_5^2}{f^4 \cdot Q_6^2 + f^2 \cdot f_6^2(1 - 2Q_6^2) + f_6^4 \cdot Q_6^2}} \quad (4.5)$$

โดยที่

- $H_h(p)$  คือ ฟังก์ชันส่งผ่านของซีดจำกัดย่านความถี่สูง (High pass)
- $H_l(p)$  คือ ฟังก์ชันส่งผ่านของซีดจำกัดย่านความถี่ต่ำ (Low pass)
- $H_t(p)$  คือ ฟังก์ชันส่งผ่านของการแปลงระหว่างความเร่งและความเร็ว  
(Acceleration-velocity transition)

$H_s(p)$  คือ ฟังก์ชันส่งผ่านของการแปลงสัญญาณกระตุก (Upward step)

$f_1, f_2$  คือ ความถี่ที่มุม (Corner frequency)

$\omega_1 = 2\pi f_1$  คือ ความถี่เชิงมุมของความถี่ที่มุม  $f_1$

$\omega_2 = 2\pi f_2$  คือ ความถี่เชิงมุมของความถี่ที่มุม  $f_2$

$\omega_3 = 2\pi f_3$  คือ ความถี่เชิงมุมของความถี่  $f_3$

$\omega_4 = 2\pi f_4$  คือ ความถี่เชิงมุมของความถี่  $f_4$

$\omega_5 = 2\pi f_5$  คือ ความถี่เชิงมุมของความถี่  $f_5$

$\omega_6 = 2\pi f_6$  คือ ความถี่เชิงมุมของความถี่  $f_6$

ทั้งนี้ฟังก์ชันส่งผ่าน  $H_h(p)$  และ  $H_l(p)$  ถูกเรียกรวมกันว่า ซีดจำกัดย่านความถี่ (Band-limiting) และฟังก์ชันส่งผ่าน  $H_t(p)$  จะเกี่ยวข้องกับการแปลงสัญญาณให้เป็นสัดส่วนกับความเร่งเมื่อสัญญาณมีความถี่ต่ำ แต่หากสัญญาณมีความถี่สูงจะทำการแปลงสัญญาณให้เป็นสัดส่วนกับความเร็ว

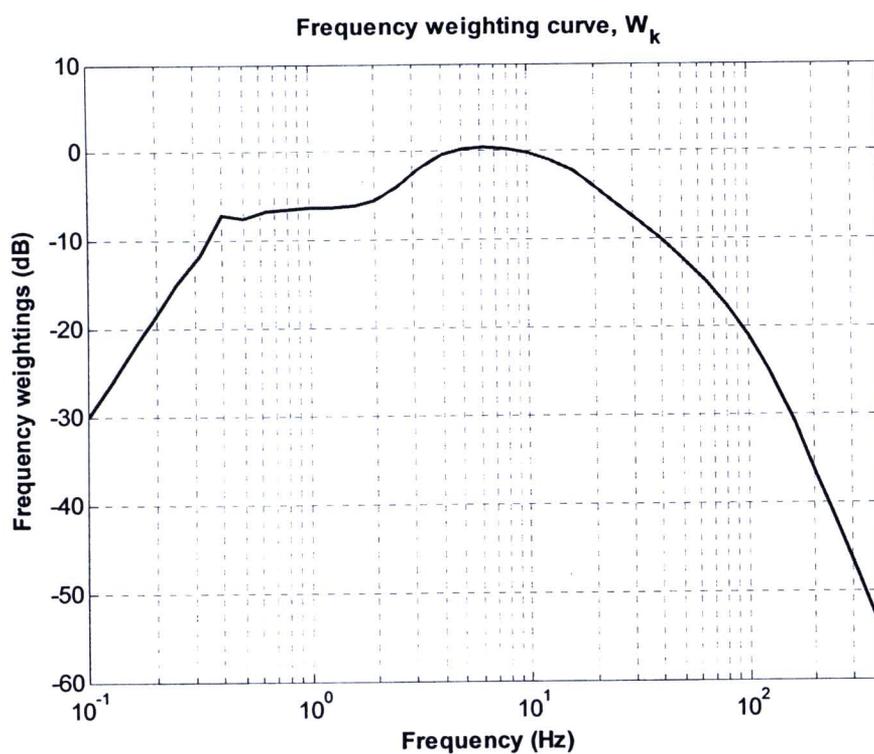
ในการศึกษานี้ได้พิจารณาเฉพาะความเร่งของรถยนต์ตามแนวตั้งเท่านั้น ทั้งนี้ผู้ใช้โดยสารจะอยู่ในอิริยาบถนั่ง เพราะฉะนั้นหากพิจารณาจากคำแนะนำสำหรับการเลือกใช้ Frequency-weighting curves ในการกรองสัญญาณตามตารางที่ 4.1 จะพบว่าค่าพารามิเตอร์ความถี่ถ่วงน้ำหนักหลัก,  $W_k$  เพียงค่าเดียวเท่านั้นที่จะถูกนำมาใช้เพื่อกรองสัญญาณความเร่งจากการสั่นสะเทือนของรถยนต์ และจากความสัมพันธ์ในสมการ (4.1) ถึง (4.5) สามารถคำนวณหาค่าพารามิเตอร์ความถี่ถ่วงน้ำหนักหลัก,  $W_k$  สัมพันธ์กับค่าความถี่,  $f$  ได้ดังแสดงในตารางที่ 4.3

ตารางที่ 4.3 ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความถี่ถ่วงน้ำหนักหลักและความถี่

Frequency, $f$ • (Hz)	$W_k$		
	Factor	Factor x 1000	dB
0.100	0.0312	31.2	-30.11
0.125	0.0486	48.6	-26.26
0.160	0.079	79	-22.05
0.200	0.121	121	-18.33
0.250	0.182	182	-14.81
0.315	0.263	263	-11.60
0.400	0.352	352	-7.00
0.500	0.418	418	-7.57
0.630	0.459	459	-6.77
0.800	0.477	477	-6.43
1.000	0.482	482	-6.33
1.250	0.484	484	-6.29
1.600	0.494	494	-6.12
2.000	0.531	531	-5.49
2.500	0.631	631	-4.01
3.150	0.804	804	-1.90
4.000	0.967	967	-0.29
5.000	1.039	1039	0.33
6.300	1.054	1054	0.46
8.000	1.036	1036	0.31
10.000	0.988	988	-0.10
12.500	0.902	902	-0.89
16.000	0.768	768	-2.28
20.000	0.636	636	-3.93
25.000	0.513	513	-5.80
31.500	0.405	405	-7.86

ตารางที่ 4.3 (ต่อ) ความสัมพันธ์ระหว่างค่าความถี่ถ่วงน้ำหนักหลักและความถี่

Frequency, $f$ (Hz)	$W_k$		
	Factor	Factor x 1000	dB
40.000	0.314	314	-10.05
50.000	0.246	246	-12.19
63.000	0.186	186	-14.61
80.000	0.132	132	-17.56
100.000	0.0887	88.7	-21.04
125.000	0.054	54	-25.35
160.000	0.0285	28.5	-30.91
200.000	0.0152	15.2	-36.38
250.000	0.0079	7.9	-42.04
315.000	0.00398	3.98	-48.00
400.000	0.00195	1.95	-54.20



รูปที่ 4.2 เส้นโค้งความสัมพันธ์ระหว่างค่าความถี่ถ่วงน้ำหนักหลักและความถี่

จากค่าในตารางที่ 4.3 สามารถนำไปสร้างเส้นโค้งความสัมพันธ์ในรูปแบบบล็อกสเกลระหว่างค่าความถี่ถ่วงน้ำหนักหลัก,  $W_k$  และความถี่,  $f$  ดังแสดงในรูปที่ 4.2 โดยค่า  $W_k$  จะถูกนำไปใช้ในการประเมินผลกระทบด้านสุขภาพอนามัย ความสะดวกสบาย และการรับรู้ได้ในลำดับต่อไป

### 4.3 วิธีการประเมินผลการสั่นสะเทือนของร่างกายมนุษย์

มาตรฐาน ISO 2631-1 ได้จำแนกการประเมินผลการสั่นสะเทือนของร่างกายมนุษย์ออกเป็น 2 วิธีหลัก คือ (ก) การประเมินโดยวิธีพื้นฐาน และ (ข) การประเมินโดยวิธีเพิ่มเติมหากวิธีการประเมินพื้นฐานไม่เพียงพอ ในกระบวนการประเมินผลนั้นจะใช้ความเร่งถ่วงน้ำหนัก (Weighted acceleration,  $a_w(t)$ ) ซึ่งได้จากความเร่งที่ผ่านการกรองสัญญาณด้วยค่าพารามิเตอร์ความถี่ถ่วงน้ำหนัก,  $W_k$  ดังที่ได้อธิบายไว้แล้วในหัวข้อที่ผ่านมา โดยค่าความเร่งถ่วงน้ำหนักนี้จะถูกนำไปใช้ในการหาค่าความเร่งรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองแบบถ่วงน้ำหนัก (Weighted root-mean-square (r.m.s) acceleration,  $a_w$ ) ทั้งนี้ในการตัดสินใจเลือกใช้วิธีประเมินผลให้เหมาะสมนั้นขึ้นอยู่กับว่าลักษณะของสัญญาณความเร่งมีความเสถียรหรือคงที่มากน้อยเพียงใด ซึ่งมาตรฐาน ISO 2631-1 ได้กำหนดดัชนีชี้วัดทางตัวเลขขึ้น เรียกว่า ตัวประกอบสูงสุด (Crest factor) คือ ค่าอัตราส่วนโมดูลัสระหว่างค่าความเร่งถ่วงน้ำหนักสูงสุดต่อค่าความเร่งรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองแบบถ่วงน้ำหนัก ( $|a_w(t)|/a_w$ ) โดยที่หากค่าตัวประกอบสูงสุดมีค่าไม่เกิน 9 แสดงถึงการมีลักษณะคงที่ของสัญญาณ แต่ถ้าหากค่านี้มีค่ามากกว่า 9 แล้วสัญญาณจะมีลักษณะไม่คงที่ ต่อไปจะอธิบายรายละเอียดของวิธีการประเมินผลทั้งสองวิธีดังกล่าวตามหัวข้อต่อไป

#### 4.3.1 การประเมินโดยวิธีพื้นฐาน

การประเมินโดยวิธีพื้นฐานจะถูกใช้ก็ต่อเมื่อค่าตัวประกอบสูงสุดน้อยกว่าหรือเท่ากับ 9 ซึ่งมีความรุนแรงของสัญญาณในลักษณะคงที่ โดยมีพารามิเตอร์หลักที่ใช้ในการประเมินคือค่าความเร่งรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองแบบถ่วงน้ำหนัก (Weighted root-mean-square (r.m.s) acceleration) ในหน่วย  $m/s^2$  ซึ่งมีความสัมพันธ์ตามสมการ (4.6) คือ

$$a_w = \left[ \frac{1}{T} \int_0^T a_w^2(t) dt \right]^{1/2} \quad (4.6)$$

เมื่อ

$a_w(t)$  คือ ความเร่งถ่วงน้ำหนัก (Weighted acceleration) มีหน่วยเป็น  $m/s^2$

$T$  คือ ช่วงของเวลาที่พิจารณาภายใต้การสั่นสะเทือนมีหน่วยเป็นวินาที (s)

#### 4.3.2 การประเมินโดยวิธีเพิ่มเติมหากวิธีการประเมินพื้นฐานไม่เพียงพอ

การประเมินโดยวิธีเพิ่มเติมจะถูกนำมาใช้เมื่อความรุนแรงของสัญญาณมีลักษณะไม่คงที่หรือมีการกระโดดของสัญญาณซึ่งจะทำให้ได้ค่าตัวประกอบสูงสุดเกินกว่า 9 โดยที่หากนำสัญญาณลักษณะนี้ไปใช้กับวิธีการประเมินโดยวิธีพื้นฐานแล้ว จะทำให้ได้ผลการประเมินของการสั่นสะเทือนต่ำเกินไปซึ่งขาดความแม่นยำ เพราะการวิเคราะห์ด้วยวิธีการนี้มีความไวไม่เพียงพอกับสัญญาณที่มีลักษณะกระโดด ดังนั้นมาตรฐาน ISO 2631-1 จึงได้เสนอวิธี the fourth power vibration dose method ขึ้นมาซึ่งเป็นหนึ่งในวิธีวิเคราะห์ที่ให้ความไวสูงกว่าการใช้ค่าความเร่งรากลที่สองแบบถ่วงน้ำหนักตามวิธีการประเมินโดยพื้นฐาน เพราะใช้ตัวเลขยกกำลัง 4 แทนตัวเลขยกกำลัง 2 สำหรับเทอมของความเร่ง โดยมีพารามิเตอร์หลักที่ใช้ในการประเมินคือค่า Vibration dose value (VDV) ซึ่งมีความสัมพันธ์ตามสมการ (4.7) คือ

$$VDV = \left[ \int_0^T [a_w(t)]^4 dt \right]^{\frac{1}{4}} \quad (4.7)$$

เมื่อ

$a_w(t)$  คือ ความเร่งถ่วงน้ำหนัก (Weighted acceleration) มีหน่วยเป็น  $m/s^2$

$T$  คือ ช่วงของเวลาที่พิจารณาภายใต้การสั่นสะเทือนมีหน่วยเป็นวินาที (s)

อย่างไรก็ดี หากการสั่นสะเทือนเกิดขึ้นหลายช่วงเวลา ค่า  $VDV_{total}$  หาได้จากการเฉลี่ยแบบเรขาคณิตด้วยรากที่สี่ของผลรวมยกกำลังสี่ของค่า  $VDV$  แต่ละค่าในช่วงเวลาต่างๆ ตามสมการ (4.8) คือ

$$VDV_{total} = \left[ \sum_i VDV_i^4 \right]^{\frac{1}{4}} \quad (4.8)$$

#### 4.4 การประเมินผลกระทบต่อสุขภาพอนามัย

ในการประเมินผลกระทบต่อสุขภาพอนามัยภายใต้สภาวะการสั่นสะเทือนนั้น มาตรฐานได้กำหนดใช้กับบุคคลที่มีสุขภาพเป็นปกติในอิริยาบถนั่ง ทั้งนี้หากการสั่นสะเทือนมีระดับชั้นความรุนแรงมากหรือมีขนาดสัญญาณสูงแบบชั่วคราว (High magnitude single transients) ซึ่งอาจมีสาเหตุมาจากอุบัติเหตุทางรถยนต์หรือภาวะที่ได้รับบาดเจ็บ เป็นต้น โดยมีปัจจัยหลักที่ก่อให้เกิดผลกระทบที่มีความเสี่ยงสูงต่อสุขภาพอนามัยคือ การอยู่ภายใต้สภาวะการสั่นสะเทือนที่มีระดับชั้นความรุนแรงมากขึ้นหรือเป็นระยะเวลาสั้นๆ สำหรับวิธีการประเมินผลกระทบต่อสุขภาพอนามัยสามารถจำแนกออกเป็น 2 กรณี ดังต่อไปนี้

##### 4.4.1 กรณีที่ตัวประกอบสูงสุดไม่เกิน 9 (Crest factor $\leq 9$ )

ในกรณีนี้จะใช้ค่าความเร่งรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองแบบถ่วงน้ำหนัก ( $a_w$ ) ตามความสัมพันธ์ในสมการ (4.6) เพื่อใช้ประเมินผลกระทบต่อสุขภาพอนามัย อย่างไรก็ตามหากมีหลายช่วงเวลาที่อยู่ภายใต้สภาวะการสั่นสะเทือน มาตรฐานได้กำหนดวิธีการหาค่าความเร่งรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองแบบถ่วงน้ำหนักสำหรับสองช่วงเวลาที่แตกต่างกัน โดยใช้หลักการทางพลังงานเพื่อขยายช่วงเวลาของการอยู่ภายใต้สภาวะการสั่นสะเทือนออกไปตามความสัมพันธ์ในสมการ (4.9) คือ

$$a_{w1}T_1^{1/2} = a_{w2}T_2^{1/2} \quad (4.9)$$

เมื่อ

$a_{w1}$ ,  $a_{w2}$  คือ ความเร่งรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองแบบถ่วงน้ำหนักในช่วงเวลาที่ 1 และ 2 ตามลำดับ มีหน่วยเป็น  $m/s^2$

$T_1$ ,  $T_2$  คือ ช่วงเวลาของการอยู่ภายใต้สภาวะการสั่นสะเทือนในช่วงเวลาที่ 1 และ 2 ตามลำดับ มีหน่วยเป็นวินาที (s)

ในบางกรณี ความสัมพันธ์ในสมการ (4.9) สามารถพิจารณาให้เป็นรากที่ 4 ได้ คือ

$$a_{w1}T_1^{1/4} = a_{w2}T_2^{1/4} \quad (4.10)$$



เมื่อ

- $a_{w1}, a_{w2}$  คือ ความเร่งรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองแบบถ่วงน้ำหนักในช่วงเวลาที่ 1 และ 2 ตามลำดับ มีหน่วยเป็น  $m/s^{1.75}$
- $T_1, T_2$  คือ ช่วงเวลาของการอยู่ภายใต้สภาวะการสั่นสะเทือนในช่วงเวลาที่ 1 และ 2 ตามลำดับ มีหน่วยเป็นวินาที (s)

นอกจากนี้ หากการสั่นสะเทือนเกิดขึ้นในหลายช่วงเวลาซึ่งมีขนาดและช่วงเวลาของการสั่นสะเทือนแตกต่างกัน สามารถใช้ค่าความเร่งรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองแบบถ่วงน้ำหนักเทียบเท่าตามสมการ (4.11) คือ

$$a_{w,e} = \left[ \frac{\sum a_{wi}^2 \cdot T_i}{\sum T_i} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (4.11)$$

เมื่อ

- $a_{w,e}$  คือ ขนาดของความเร่งเทียบเท่า (ค่าความเร่งรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองแบบถ่วงน้ำหนัก มีหน่วยเป็น  $m/s^2$ )
- $a_{wi}$  คือ ขนาดของความเร่ง (ค่าความเร่งรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองแบบถ่วงน้ำหนัก มีหน่วยเป็น  $m/s^2$ ) ในช่วงเวลา  $T_i$

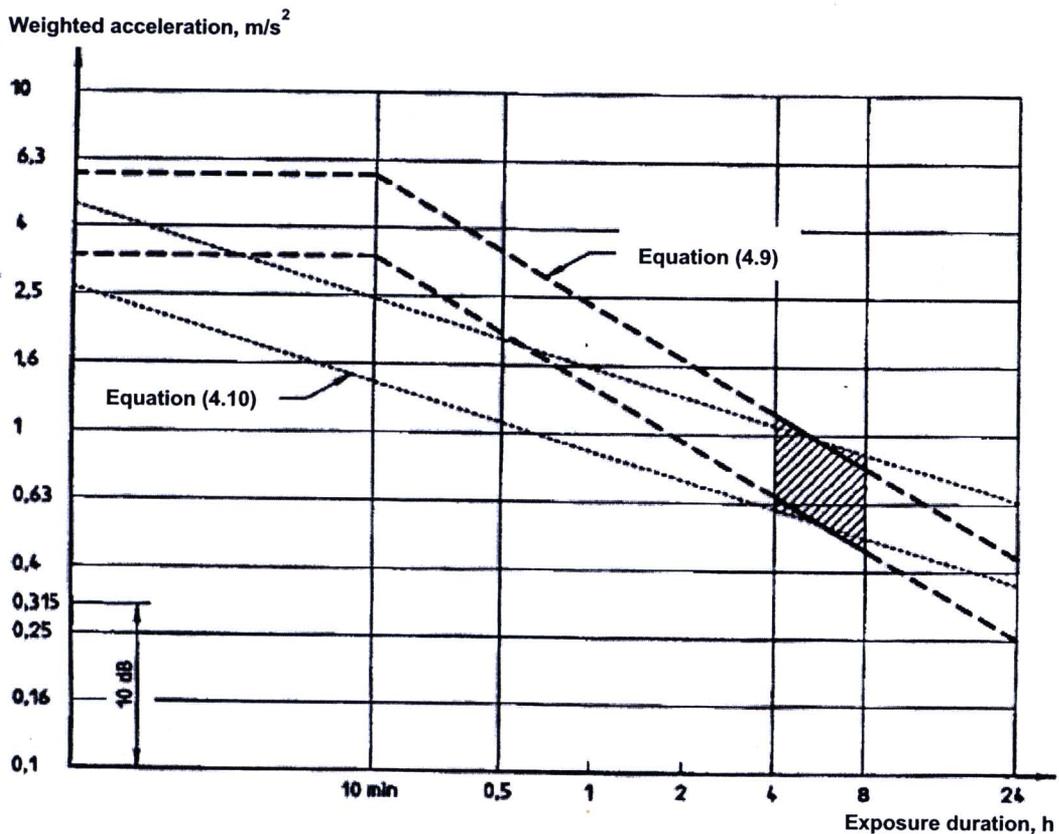
สมการ (4.11) สามารถพิจารณาให้อยู่ในเทอมของรากที่ 4 ได้ คือ

$$a_{w,e} = \left[ \frac{\sum a_{wi}^4 \cdot T_i}{\sum T_i} \right]^{\frac{1}{4}} \quad (4.12)$$

เมื่อ

- $a_{w,e}$  คือ ขนาดของความเร่งเทียบเท่า (ค่าความเร่งรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองแบบถ่วงน้ำหนัก มีหน่วยเป็น  $m/s^{1.75}$ )
- $a_{wi}$  คือ ขนาดของความเร่ง (ค่าความเร่งรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองแบบถ่วงน้ำหนัก มีหน่วยเป็น  $m/s^2$ ) ในช่วงเวลา  $T_i$

สมการ (4.9) และ (4.10) สามารถนำมาสร้างกราฟมาตรฐานของสุขภาพและขอบเขตเฝ้าระวังซึ่งเป็นความสัมพันธ์ระหว่างค่าความเร่งถ่วงน้ำหนักและเวลาได้ตามรูปที่ 4.3 โดยจะเห็นว่าความสามารถในการอดทนภายใต้สภาวะการสั่นสะเทือนจะค่อยๆ ลดลงเมื่อเวลาผ่านไปมากขึ้น จนกระทั่งถึงเขตที่ต้องเฝ้าระวังในบริเวณส่วนที่แรงงาที่อยู่ในช่วงเวลา 4 ถึง 8 ชั่วโมง ซึ่งสามารถส่งผลกระทบต่อสุขภาพอนามัยได้



รูปที่ 4.3 กราฟมาตรฐานของสุขภาพและขอบเขตเฝ้าระวัง (Health guidance caution zones)

#### 4.4.2 กรณีที่ตัวประกอบสูงสุดเกินกว่า 9 (Crest factor > 9)

จากหัวข้อ 4.3.2 ค่า  $VDV$  จะถูกนำมาใช้ในการประเมินผลการสั่นสะเทือนที่มีต่อร่างกายมนุษย์ หากค่าตัวประกอบสูงสุดมากกว่า 9 ทั้งนี้เพื่อความแม่นยำที่มากขึ้นแทนการใช้ค่าค่าความเร่งรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองแบบถ่วงน้ำหนักดังที่ได้กล่าวมาแล้วข้างต้น

#### 4.5 การประเมินผลกระทบต่อความสะดวกสบายและการรับรู้

• ในหัวข้อนี้มาตรฐานเพียงแค่นี้ให้แนวทางและเกณฑ์สำหรับตรวจสอบขนาดของการสั่นสะเทือนเพื่อประเมินผลกระทบต่อความสะดวกสบายและการรับรู้เท่านั้นโดยไม่ได้กำหนดขอบเขตของระดับการสั่นสะเทือนสูงสุดเอาไว้ ทั้งนี้มาตรฐานได้กำหนดใช้กับบุคคลที่มีสุขภาพเป็นปกติและใช้ได้กับทุกอิริยาบถ อย่างไรก็ตาม เกณฑ์ที่ใช้เพื่อประเมินผลกระทบต่อความสะดวกสบายนี้ไม่ได้แสดงให้เห็นถึงความเกี่ยวข้องกับช่วงระยะเวลาที่อยู่ภายใต้สภาวะการสั่นสะเทือนเหมือนอย่างกับกรณีการประเมินผลกระทบต่อสุขภาพอนามัย

##### 4.5.1 การประเมินผลกระทบต่อความสะดวกสบาย

ในกรณีที่ค่าตัวประกอบสูงสุดไม่เกินกว่า 9 ค่าความเร่งรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองแบบถ่วงน้ำหนักจะถูกใช้เพื่อประเมินผลเช่นเดียวกับกรณีสุขภาพอนามัยซึ่งรายละเอียดต่างๆ ได้อธิบายไว้แล้วในหัวข้อ 4.4.1

ตารางที่ 4.4 เกณฑ์สำหรับการประเมินผลกระทบต่อความสะดวกสบายจากการสั่นสะเทือน

Weighted Acceleration ( $m/s^2$ )	Comfort Reaction of Passenger
Less than 0.315	not uncomfortable
0.315 to 0.50	a little uncomfortable
0.50 to 0.80	fairly uncomfortable
0.80 to 1.25	uncomfortable
1.25 to 2.00	very uncomfortable
Greater than 2.00	extremely uncomfortable

สำหรับกรณีที่ค่าตัวประกอบสูงสุดเกินกว่า 9 จะไม่นำค่าความเร่งรากที่สองของค่าเฉลี่ยกำลังสองแบบถ่วงน้ำหนักมาใช้ในการประเมินผลเนื่องจากให้ความแม่นยำที่ต่ำ แต่จะใช้ค่าความเร่งสูงสุดโดยไม่ผ่านการปรับกรองสัญญาณแทนซึ่งจะมีอิทธิพลอย่างยิ่งต่อการประเมิน

ทั้งนี้มาตรฐานได้กำหนดเกณฑ์การประเมินผลกระทบต่อความสะดวกสบายจากการสั่นสะเทือนไว้ดังแสดงในตารางที่ 4.4

#### 4.5.2 การประเมินผลกระทบต่อการรับรู้

ในการประเมินผลกระทบต่อการรับรู้จะใช้ค่าสูงสุดของความเร่งถ่วงน้ำหนักมาเปรียบเทียบกับค่าความเร่งตามเกณฑ์มาตรฐานของ ISO 2631-1 ที่ระบุไว้เท่ากับ  $0.015 \text{ m/s}^2$  ซึ่งเป็นขนาดของการสั่นสะเทือนที่บุคคลทั่วไปสามารถรับรู้ได้ นอกจากนี้มาตรฐานยังได้ระบุไว้อีกว่าค่าความเร่งตามเกณฑ์มาตรฐานที่กำหนดไว้นั้นมีแนวโน้มลดลงน้อยมาก แม้ว่าช่วงเวลาของการสั่นสะเทือนจะยาวนานมากขึ้นก็ตาม อย่างไรก็ตามหากค่าความเร่งสูงสุดมีค่าสูงกว่าค่าความเร่งตามเกณฑ์มาตรฐานแล้ว สามารถที่จะส่งผลให้การรับรู้ได้ถึงถึงการสั่นสะเทือนเพิ่มขึ้นอย่างต่อเนื่อง

#### 4.6 การประเมินผลกระทบต่อความเจ็บป่วยจากการเคลื่อนไหว

ความเจ็บป่วยจากการเคลื่อนไหวโดยส่วนใหญ่แล้วมีโอกาสเกิดขึ้นได้หากบุคคลทั่วไปอยู่ภายใต้สภาวะการสั่นสะเทือนที่มีช่วงความถี่ต่ำระหว่าง 0.1 ถึง 0.5 Hz และมีแนวโน้มของอาการเพิ่มขึ้นหากช่วงเวลาของการสั่นสะเทือนยาวนานขึ้น โดยมาตรฐานได้กำหนดใช้กับเฉพาะบุคคลที่อยู่ในอิริยาบถยืนและนั่งเท่านั้น ทั้งนี้อาจเป็นไปได้ว่าในอิริยาบถนอนจะช่วยให้ความเจ็บป่วยจากการเคลื่อนไหวลดลงได้ซึ่งเหตุผลยังคงไม่มีความชัดเจนว่าทำไมถึงเป็นเช่นนั้น โดยเพียงแค่อสันนิษฐานว่าอาจเป็นเพราะการเคลื่อนที่ตามแนวแกน  $x$  ของร่างกายหรือเพราะการเคลื่อนที่ของศีรษะเกิดขึ้นน้อยในอิริยาบถนอน อย่างไรก็ตามมาตรฐานได้ให้ข้อแนะนำในทางปฏิบัติเพื่อลดอาการความเจ็บป่วยจากการเคลื่อนไหว โดยการพยายามให้ศีรษะฟิงส่วนของโครงสร้างที่สามารถช่วยลดการเคลื่อนที่ของศีรษะลงได้ เช่น หากอยู่ในรถยนต์ทำได้โดยการเอาศีรษะฟิงเบาะนั่ง เป็นต้น

ในการประเมินผลจะใช้ค่าพารามิเตอร์ความถี่ถ่วงน้ำหนักหลัก,  $W_f$  เป็นตัวปรับบรรองความเร่งของสัญญาณเพื่อหาค่าความเร่งถ่วงน้ำหนัก หลังจากนั้นจะนำค่าความเร่งที่ได้ไปหาค่า Motion sickness dose value (MSDV) ซึ่งเป็นตัวแปรหลักที่ใช้ในการประเมินตามความสัมพันธ์ในสมการ (4.13) คือ

$$MSDV = \left[ \int_0^T [a_w(t)]^2 dt \right]^{\frac{1}{2}} \quad (4.13)$$

เมื่อ

$a_w(t)$  คือ ความเร่งถ่วงน้ำหนัก (Weighted acceleration) มีหน่วยเป็น  $\text{m/s}^2$

$T$  คือ ช่วงของเวลาที่พิจารณาภายใต้การสัมผัสเพื่อนมีหน่วยเป็นวินาที (s)

• ในความเป็นจริง ความสามารถในการรู้สึกและอดทนได้ต่อสภาวะการสัมผัสเพื่อนจะมีความแตกต่างกันของแต่ละบุคคล โดยเพศหญิงมีแนวโน้มที่จะเกิดภาวะความเจ็บป่วยได้มากกว่าเพศชาย และภาวะนี้จะเกิดมากขึ้นกับผู้ที่สูงอายุ ดังนั้น มาตรฐานจึงได้กำหนดค่าคงที่  $K_m$  ขึ้นมาซึ่งมีค่าแตกต่างกันตามเพศและวัย โดยค่านี้จะเป็นสัมประสิทธิ์การคูณของค่า  $MSDV$  ให้อยู่ในรู้อยู่ที่จะก่อให้เกิดภาวะความเจ็บป่วยจากการเคลื่อนไหว อย่างไรก็ตาม หากไม่คำนึงถึงผลของความแตกต่างระหว่างเพศและวัย มาตรฐานได้กำหนดให้ใช้ค่า  $K_m$  เท่ากับ  $1/3$  เพื่อความสะดวกต่อการประเมิน