

高齢者の心理的な抵抗感を軽減する
移動支援機器の研究

Development of a Mobility Aid for Older Persons

– Reducing dilemmas between body and mechanical function –

2007年 3月

二瓶美里

目次

記号表	1
第1章 序論	7
1.1 はじめに	7
1.2 研究の背景	8
1.2.1 高齢者の特性	8
1.2.2 障害者・高齢者を取りまく社会理念の変化と機器設計規範	8
1.2.3 QOL（生活の質）と福祉機器	10
1.2.4 福祉機器の利用と心理的なストレス	11
1.2.5 高齢者を対象とした機器開発	11
1.2.6 高齢者と移動支援	12
1.3 研究の目的と意義	13
1.3.1 目的	13
1.3.2 課題	14
1.3.3 意義	15
1.4 研究の状況	16
1.4.1 高齢者と福祉機器の関係性	16
1.4.2 開発に応用可能なモデルと開発プロセス	18
1.4.3 移動支援機器の開発	18
1.5 本論文の構成	23
第2章 高齢者の心理状況を考慮した移動支援機器の開発要件	27
2.1 緒論	27
2.2 福祉機器使用時に発生するジレンマ	28
2.2.1 フィールド調査	28
2.2.2 機器選択にかかわる人々の視点	28
2.2.3 機器選択時の戸惑い	29
2.2.4 福祉機器と機器利用者の関係	30
2.2.5 障害者と高齢者の違い	30

2.3	質的研究アプローチの導入	30
2.3.1	質的研究アプローチの特徴	30
2.3.2	質的研究の方法	31
2.3.3	質的研究アプローチの導入理由	31
2.4	高齢者の調査	32
2.4.1	質的研究アプローチと概念設計	32
2.4.2	調査デザインと調査協力者の設定	32
2.4.3	高齢者の調査結果と考察	35
2.4.4	移動支援機器使用に関する心理的な状況	37
2.4.5	車いすの利用と抵抗感	39
2.4.6	利用することで変化する機器の印象	40
2.5	移動支援機器と高齢者の心理状況の概念化	40
2.5.1	プロセスの可視化	40
2.5.2	身体機能の2つの側面と車いす	41
2.5.3	葛藤と折り合い	42
2.5.4	心理状況プロセスの特徴	42
2.5.5	心理状況を示す概念図の妥当性と構成の必然性	43
2.5.6	新たな移動支援機器の開発要件	44
2.6	小括	44
第3章	概念設計と要求仕様	45
3.1	緒論	45
3.2	概念設計	46
3.2.1	開発要件の定義と明確化	46
3.2.2	心理的な負担を軽減する機器の役割	46
3.3	機器構成	47
3.3.1	人間と機械にみる全体機能	47
3.3.2	機器構成の決定	49
3.4	要求仕様	54
3.4.1	利用環境と要求仕様	54
3.4.2	身体機能と要求仕様	55
3.4.3	リスクに対する影響	64
3.4.4	基本仕様	67

3.5	システム全体の要求機能	68
3.5.1	システムに要求される機能	68
3.5.2	歩行運動	69
3.5.3	車両の動作	80
3.5.4	方向変換	83
3.5.5	システムの要求機能のまとめ	86
3.6	小括	86
第4章	移動支援機器の製作	89
4.1	緒論	89
4.2	機器構成とシステム概要	91
4.2.1	機器の概要	91
4.2.2	全体寸法と重量	93
4.2.3	歩行部（トレドミル部）	93
4.2.4	駆動部	94
4.2.5	操作ステアリング部	94
4.2.6	システム概要	94
4.2.7	全体システムとして要求される機能	95
4.3	トレッドミル制御システムと平地歩行	96
4.3.1	動作分類に基づく技術課題	96
4.3.2	負荷電流値の計測	97
4.3.3	定常歩行時における負荷特性の計測実験	99
4.3.4	歩行周期と歩行パターンの計測実験	102
4.3.5	歩行パターンにおける振幅中心の推定	104
4.3.6	床面歩行時における過渡歩行時の床反力前後分力の計測	105
4.3.7	歩行速度に追従するアクティブな制御	109
4.3.8	路面傾斜角度による歩行パターンへの影響	114
4.3.9	傾斜角センサを用いたフィードバック制御	116
4.4	操作部・操作部制御システム	118
4.4.1	動作分類に基づく技術課題	118
4.4.2	乗車判定	118
4.4.3	旋回と歩行	119
4.5	統合システム	124

4.5.1	システムブロック線図	124
4.5.2	フローチャート	126
4.5	小括	128
第5章	機器の評価	131
5.1	緒論	131
5.2	機器の基本機能の評価	132
5.2.1	要求機能と評価項目	132
5.2.2	歩行運動	133
5.2.3	車両の動作	135
5.2.4	方向変換	147
5.3	健常者による走行評価	156
5.3.1	走行時の画像による評価	156
5.3.2	アンケートによる走行評価	157
5.4	高齢者による走行評価	160
5.4.1	評価概要	160
5.4.2	評価のための準備	160
5.4.3	評価方法	161
5.4.4	評価結果	161
5.4.5	試乗評価結果のまとめ	163
5.5	機器に対する印象の評価	164
5.5.1	アンケート調査	164
5.5.2	機器の印象に関する調査	165
5.5.3	高齢者の機器に対する印象	166
5.5.4	Tread-Walk の印象	167
5.6	小括	167
第6章	結論	171
第7章	応用と展望	175
7.1	緒論	175
7.2	調査対象と概念化	176
7.2.1	高齢者と概念図	176

7.2.2	フィールド調査の視点	176
7.2.3	機器の評価における心理的な抵抗感の影響	177
7.2.4	心理状況の概念化	178
7.2.5	心理状況の概念化の応用と展開	178
7.3	概念から実体へ	179
7.3.4	質的データから具体化するプロセス	179
7.3.3	技術課題の抽出と応用	179
7.4	移動支援機器（Tread-Walk）の機能展開.....	181
7.4.1	2枚ベルトシステム	181
7.4.2	2枚ベルトシステムの応用	184
7.5	実用化への課題	184
7.5.1	移動支援機器の適用範囲と課題	184
7.5.2	心理的な抵抗感の軽減と課題	186
7.6	高齢社会の思想と福祉機器	187
7.5	まとめ	188
参考文献		191
謝辞		199

付録

- 付録 A
- 付録 B
- 付録 C
- 付録 D
- 付録 E
- 付録 F

業績リスト

図の目次

(第1章)

Fig. 1.1	Outline of this research.....	14
Fig. 1.2	Walking support system (Hitachi Ltd.)	19
Fig. 1.3	Walking support system for outdoor use (Research Institute of Akita).....	19
Fig. 1.4	Lower limb orthosis (Pacific-supply Inc.).....	20
Fig. 1.5	Active prosthesis (Nabuko Inc.).....	20
Fig. 1.6	HAL (Sankai-Lab.).....	20
Fig. 1.7	Technical aids for persons with disabilities.....	23
	– Classification and terminology – (ISO9999)	
Fig. 1.8	Configuration of this thesis	25

(第2章)

Fig. 2.1	Relationship between body function and assistive devices.....	29
Fig. 2.2	Stage structure of qualitative research approach	31
Fig. 2.3	Introduction of qualitative research approach for concept design.....	32
Fig. 2.4	Classification of participants	33
Fig. 2.5	The dilemma resolving process model of older persons	41
Fig. 2.6	Roelands' Model of AT use in older persons.....	43
	(adapted from Roelands et al. 2002)	

(第3章)

Fig. 3.1	Human-Machine system.....	48
Fig. 3.2	Development requirement between bodily and mechanical phase.....	49
Fig. 3.3	Component parts determination using exemplum model.....	52
Fig. 3.4	Example of proposal.....	53
Fig. 3.5	Image concept of the new mobility aid (Tread-Walk).....	53
Fig. 3.6	Foot length.....	55
Fig. 3.7	Backside thick reducer	56
Fig. 3.8	Wheel formation of powered wheelchair (plan view)	57
	(Robotics Handbook 2005)	
Fig. 3.9	Wheeled moving system with standing position.....	57
Fig. 3.10	Position of driving wheels.....	58
Fig. 3.11	Body weight	58

Fig. 3.12	Grip position and handle torque	59
Fig. 3.13	Handle height and standing position	59
Fig. 3.14	Shoulder length.....	60
Fig. 3.15	Grip size	60
Fig. 3.16	Pushing strength (height=0.8 [m]).....	61
Fig. 3.17	Pulling strength (height=0.8 [m]).....	61
Fig. 3.18	Pushing strength (height=0.9 [m]).....	62
Fig. 3.19	Pulling strength (height=0.9 [m]).....	62
Fig. 3.20	Pushing strength (height=1.0 [m]).....	62
Fig. 3.21	Pulling strength (height=1.0 [m]).....	63
Fig. 3.22	Treadmill board and belt size	63
Fig. 3.23	Decomposition of mechanical structures and functions.....	68
Fig. 3.24	Detection of gait movement method and technological opportunity	69
Fig. 3.25	Extraction technology of gait pattern	70
Fig. 3.26	Floor reaction force gait analysis with treadmill system.....	71
Fig. 3.27	Battery-assisted bicycle.....	72
Fig. 3.28	Clear up the technological opportunity	74
Fig. 3.29	Versatile treadmill system (Platz Resreha serease KDT-6100)	76
Fig. 3.30	Walking training and assist system (Hitachi Ltd.).....	77
Fig. 3.31	Relationship Tread-Walk and human walking	80

(第 4 章)

Fig. 4.1	System development overview.....	90
Fig. 4.2	Prototype overview (Tread-Walk)	91
Fig. 4.3	Prototype outline (Tread-Walk).....	91
Fig. 4.4	Prototype size (Tread-Walk).....	92
Fig. 4.5	Treadmill system	93
Fig. 4.6	The steering system	94
Fig. 4.7	System overview	95
Fig. 4.8	System flow chart (From main switch to off)	96
Fig. 4.9	System flow chart (From get on to get off)	96
Fig. 4.10	Extraction of gait pattern and acceleration/deceleration	97
	from treadmill control system	
Fig. 4.11	Treadmill belt rotational direction and current load from out force.....	98
Fig. 4.12	Detection of gait pattern from load current of DC motor.....	99
Fig. 4.13	Walking pattern Cadence 58 [steps/min], Walking speed 1.0 [km/h]	100

Fig. 4.14	Walking pattern Cadence 58 [steps/min], Walking speed 2.0 [km/h]	101
Fig. 4.15	Walking pattern Cadence 96 steps/min, Walking speed 2.0 [km/h]	101
Fig. 4.16	Heel position and motor load	103
Fig. 4.17	Load current pattern of a gait cycle	103
Fig. 4.18	Rotational velocity and weight	105
Fig. 4.19	Forward and backward of floor reaction force	106
	and walking velocity during accelerating	
Fig. 4.20	Forward and backward of floor reaction force	107
	and walking velocity during decelerating	
Fig. 4.21	Forward and backward floor reaction force and integration value.....	108
Fig. 4.22	Characteristics of velocity change of gait initiation,	109
	termination and during walking (acceleration, deceleration)	
Fig. 4.23	Detection of accelerating concept from floor reaction force.....	110
Fig. 4.24	Detection of accelerating concept from motor load	111
Fig. 4.25	Frame format of current load and the thresholds.....	112
Fig. 4.26	Coordination system of the Tread-Walk.....	115
Fig. 4.27	Load current of each angle	116
Fig. 4.28	Peak average for each gradient angle	116
Fig. 4.29	Slope walking model	117
Fig. 4.30	The motion of 2DW2C.....	120
Fig. 4.31	The relationship of centrifugal force and center of gravity.....	122
Fig. 4.32	The Tread-Walk system flow.....	125
Fig. 4.33	System flow chart.....	127

(第 5 章)

Fig. 5.1	Velocity and acceleration of treadmill.....	133
Fig. 5.2	Walking on upload (only treadmill)	134
Fig. 5.3	Determination of get on the walking belt	135
Fig. 5.4	Determination of get off the walking belt	136
Fig. 5.5	Command value of treadmill and treadmill velocity	137
	(moving average 20) during walking and driving	
Fig. 5.6	Command of drive wheel and double value of treadmill velocity	137
	(moving average 20) during walking and driving	
Fig. 5.7	Walking and moving distance	138
Fig. 5.8	The vehicle moves to the velocity where it walks	139
	by twice the velocity (forward).	

Fig. 5.9	The vehicle moves to the velocity where it walks by twice the velocity (backward)	140
Fig. 5.10	Velocity and acceleration of treadmill	142
Fig. 5.11	Velocity and acceleration of vehicle	142
Fig. 5.13	Velocity and deceleration of treadmill	142
Fig. 5.14	Velocity and deceleration of vehicle	144
Fig. 5.15	Experimental design (T. Prokop et al. 1997)	144
Fig. 5.16	Handle angle and treadmill velocity during walking and driving	146
Fig. 5.17	Right and left wheel velocity during turning drive	148
Fig. 5.18	Rotating movement (during walking)	149
Fig. 5.19	Handle angle during stop mode	150
Fig. 5.20	Rotating movement (minimum radius)	151
Fig. 5.21	Turning radius and vehicle velocity (simulation)	152
Fig. 5.22	Centrifugal force and handle angle (simulation)	153
Fig. 5.23	The difference of the position influences the CF. ($v_p=0.0$ [km/h], simulation)	154
Fig. 5.24	The difference of the position influences the CF. ($v_p=3.0$ [km/h], simulation)	155
Fig. 5.25	The difference of the position influences the CF. ($v_p=6.0$ [km/h], simulation)	155
Fig. 5.26	The gait pattern during walking and driving on the Tread-Walk	157
Fig. 5.27	Driving test and evaluation, subjects (healthy young)	158
Fig. 5.28	Driving test and evaluation, subject (healthy older)	162
Fig. 5.29	Questionnaire result (Do you want to ride Tread-Walk)	164
Fig. 5.30	Photo of questionnaire survey at i-land city (Fukuoka)	166

(第7章)

Fig. 7.1	Development process and important point	176
Fig. 7.2	Prototype of mobility aid holding two independent belts (Tread-Walk2)	182
Fig. 7.3	Mechanism of two belts separated walking	183
Fig. 7.4	Walking pattern of two belts	184
Fig. 7.5	Older persons and social thought	188

表の目次

(第1章)	
Table 1.1	Social thought and normative design 9
Table 1.2	The type of wheeled mobility devices..... 22
(第2章)	
Table 2.1	Typical personal mobility aids in daily living 33
Table 2.2	Fundamental profile (12 participants) 34
(第3章)	
Table 3.1	Estimated psychological burden and mechanical function 46
Table 3.2	Comparison between new concept and existing products..... 47
Table 3.3	Japanese Industrial Standard of powered wheelchair with handle..... 54
Table 3.4	Risk analysis of the mobility aid, Tread-Walk 66
Table 3.5	Development consideration of body function and mechanical function 67
Table 3.6	Detection of walking movement 70
Table 3.7	Detection of floor reaction force 72
Table 3.8	Clarification of technical component opportunity..... 73
Table 3.9	Viewpoint and acceleration 82
Table 3.10	Required function 86
(第4章)	
Table 4.1	Specification of components 92
Table 4.2	Pitch and amplitude of gait cycle 101
Table 4.3	Relation of flag, Current load and treadmill velocity 119
(第5章)	
Table 5.1	Functional requirement and evaluation term 132
Table 5.2	Acceleration and deceleration of treadmill and vehicle (1:2) 143
Table 5.3	Physical profile of healthy young subjects..... 158
Table 5.4	Technical consideration (young subjects) 160
Table 5.5	Physical profile of healthy older subjects..... 161
Table 5.6	Technical consideration (older subjects) 163
Table 5.7	Free description field..... 165

記号表

(第3章)

(i) 要求仕様

d_{grip}	ハンドル握り径
f_u	ベルト駆動力
h_d	ハンドル高さ
h_{wb}	歩行面高さ
l_{go}	車両の乗降スペース
l_{hd}	ハンドル長さ
l_{hp}	ハンドルと人間の体幹の距離
l_{wb}, l_{wvb}, l_{sp}	ベルトおよび歩行板長さ, ベルト幅, 歩行板幅
m_1, m_2, m_3	人間の質量, トレッドミル質量, 車両質量
N_{pull}, N_{push}	ハンドルを引く力, 押す力
r	車両旋回時の旋回半径
S	トレッドウォーク乗車者にかかる束縛力
S_1	開発にかかると予測される時間
S_2	実現が可能な技術課題構成
T	開発要件 (T^1, T^2, T^3 を同時に満たすこと)
T^1	身体機能の維持 (生体内で発生する移動歩行時に必要な筋や関節の運動を維持すること)
T^2	移動範囲の維持・拡張 (日常・社会生活における行動・移動範囲を維持・拡張すること)
T^3	他者の視点から見た歩行姿勢 (特別な姿勢や動作を指示することなく, 自由で自然な姿勢や歩容を示すこと)
W_h	車両に乗車可能な耐荷重 (搭乗者の最大体重)

(ii) 歩行訓練システム

a_1, a_2, a_3	車両上の人間の加速度, ベルトの加速度, 車両の加速度
m_a, m_d	歩行訓練システムのベルトシステムの総荷重, 設定したい荷重
k_a, k_d	歩行訓練システムの弾性係数, 設定したい弾性係数
K_{hv}	車両速度と歩行速度の比例ゲイン (v_p / v_h)
f_u, f_f	歩行訓練システムの駆動力, 摩擦オフセット
F, F_k	歩行訓練システムのユーザーの蹴り力

F_b	歩行訓練システムのユーザーの制動力
c_a, c_d	歩行訓練システムの粘性係数・設定したい粘性係数
v_h	人間の歩行速度
v_p	車両の中心速度

(iii) 座標系

O- $X_h Y_h Z_h$	人間座標系, 原点が人間の重心付近に固定されている直交座標系
O-XYZ	ワールド座標系, X軸およびY軸を含む平面が路面に一致し, 路面に垂直な軸をZ軸とし, 原点が路面に固定されている直交座標系 (World座標系)
O- $X_{TW} Y_{TW} Z_{TW}$	原点が Tread-Walk の重心付近に固定されている直行座標系
O- $X_{TM} Y_{TM} Z_{TM}$	原点が Tread-Walk のトレッドミルに固定されている直行座標系

(第4章)

(i) 機器の製作

a	車両間距離の 1/2 (立位位置中心から車両片側車輪までの距離)
$a(t)$	加速負荷電流値関数
ave_data	乗降判定に使用する一定時間の負荷電流値の平均
A_{fth}, B_{fth}	負荷電流値が加速・減速域にあることを判定するための閾値係数
A_1, A_2, B_1, B_2	補正係数
b	支持基底面の体重心位置から片足底中心までの距離
$b(t)$	減速負荷電流値関数
C_v	搭乗者の体重による補正係数
$I_{ave}(t)$	負荷電流値の平均値
$Center(v)$	搭乗者が加速も減速も行っていない場合のトレッドミルモータの負荷電流値
$Center(v, \theta)$	傾斜面の補正を入れた場合の搭乗者が加速も減速も行っていない場合のトレッドミルモータの負荷電流値
d_1	モータのシャフト径
d_2	プーリ (小) 径
d_3	プーリ (大) 径
d_4	ベルトシャフト径
f_{Ma}	基準値から谷のピーク値までの推進力の最大値
f_{Mb}	基準値から山のピーク値までの推進力の最大値
f_m	機械的な摩擦による負荷

F_1	トレッドミルモータにかかる力
F_2	タイミングベルトにかかる力
F_3	トレッドミルベルトにかかる力
$Fa(t, t_{A0})$	ある時刻 t_{A0} から現在時刻 t までの $a(t)$ の積分値
$Fb(t, t_{B0})$	ある時刻 t_{B0} から現在時刻 t までの $b(t)$ の積分値
F_c	トレッドウォークの乗車者にかかる遠心力
F_h	トレッドウォークの乗車者にかかる慣性力
F_m	機械的な摩擦による負荷
F_max_{dec}	歩行によって生じる電流値変動の振幅の最大ピーク値
F_min_{acc}	歩行によって生じる電流値変動の振幅の最小ピーク値
F_x	床反力前後分力
h	搭乗者の重心高さ
I	トレッドミルモータから検出される電流値
$I(t)$	時間 t における負荷電流値
K_a, K_b	トレッドミルの基本加速ゲイン, 基本減速ゲイン
K_{hv}	車両速度と歩行速度の比例ゲイン (v_p / v_h)
K_T	トレッドミルモータのトルク定数
L_f	車両の重心位置からベルト上の人間の重心位置までの距離
L_s	歩幅 (片方の足が着床した位置から別の足が次に着床した位置までの進行方向の距離, すなわち一步間の距離)
l	駆動輪車輪間の距離 (トレッド)
l_R, l_L	車両の走行軌跡 (右, 左)
$m(v), n(v)$	速度に依存する関数
m_1	搭乗者の体重 (質量)
$pcos\theta_g$	板に垂直かかる重力
$qsin\theta_g$	重力がベルトに加える力
R	車両中心 (車両の重心位置) と旋回中心の距離
$sign(\alpha)$	ハンドル操作に用いる符号関数
t_{op}	ベルトの目標速度到達時間
T_1	トレッドミルモータ, プーリ (小) にかかるトルク
T_2	プーリ (大), ベルトシャフトにかかるトルク
T_a	立脚中期から山のピークまでの時間
T_b	谷のピークから立脚中期までの時間
$Ta(v)$	加速に関するトレッドミル速度を変数とする閾値関数
$Tb(v)$	減速に関するトレッドミル速度を変数とする閾値関数
T_c	一步行周期

T_h	踵接地時
T_m	立脚中期
T_p	トレッドミル上での歩行の平均周期
T_t	つま先離地時
Tm_v	トレッドミルモータの指令電圧
T_A, T_a	推進力が働いている期間
T_B, T_b	制動力が働いている期間
v_l, v_r	左右の車輪の速度
v_{ldrive}, v_{rdrive}	駆動輪（左右）の速度指令値
v_h	人間の歩行速度
v_p	車両の中心速度
V_t	トレッドミルベルト速度
V	電流計によって変換された電圧
\mathbf{r}	車両の方向ベクトル
\mathbf{n}	車両の回転軸の単位ベクトル
α	ハンドル操作角度
β	旋回半径 r と駆動輪間の距離 l についての関数
θ_g	斜面角度（水平と車両のなす角度）
θ_w	車両が旋回する際の旋回中心における角度
φ	車両の旋回角度
ω	車両の回転角速度

(ii) 人と車両の座標系

O-XYZ	ワールド座標系
O- $X_{TW}Y_{TW}Z_{TW}$	原点が Tread-Walk の重心付近に固定されている直行座標系
O- $X_{TM}Y_{TM}Z_{TM}$	原点が Tread-Walk のトレッドミルに固定されている直行座標系

(iii) 回転の座標系

o-xyz	車両の静止座標系
o'-x'y'z'	回転座標系

(第 5 章)

a	車両間距離の 1/2（立位位置中心から車両片側車輪までの距離）
a_{ta}, a_{va}	発進時のトレッドミル，車両の加速度
a_{td}, a_{vd}	停止時のトレッドミル，車両の加速度
A_{ta}, A_{td}	加速度算出時のトレッドミル，車両における係数

b	支持基底面の体重心位置から片足底中心までの距離
B_{ta}, B_{vd}	加速度算出時のトレッドミル・車両における係数
$Center(v)$	搭乗者が加速も減速も行っていない場合のトレッドミルモータの負荷電流値
$Center(v, \theta)$	傾斜面の補正を入れた場合の搭乗者が加速も減速も行っていない場合のトレッドミルモータの負荷電流値
F_c	トレッドウォークの乗車者にかかる遠心力
h	搭乗者の重心高さ
$I(t)$	時間 t における負荷電流値
K_{hv}	車両速度と歩行速度の比例ゲイン (v_p / v_h)
v_g	歩行速度 (歩行の速度, 単位時間に歩行する距離)
v_p	車両の中心速度
v_{ta}, v_{va}	加速時のトレッドミル速度, 車両速度
v_{td}, v_{vd}	減速時のトレッドミル速度, 車両速度
α	ハンドル操作角度
β	旋回半径 r と駆動輪間の距離 l についての関数

第1章 序論

- 1.1 はじめに
- 1.2 研究の背景
- 1.3 研究の目的と意義
- 1.4 研究の状況
- 1.5 本論文の構成

1.1 はじめに

本邦における人口統計から見た高齢者は65歳以上と定義され、総人口の22%を占めており2560万人にのぼり、今後も増加する傾向にあるといわれている（高齢者白書2005）。高齢者の生活状況においては、単独世帯と夫婦のみの世帯を合わせた世帯数が全体の割合の50.3%を占めている。このことは、高齢者を含む世帯では、日常生活を自立して行う必要を迫られる状況下にある高齢者が非常に多いことを示している。一方で、2000年に制定され、2006年度より介護予防を重視したシステムに改訂された介護保険制度において要介護と認定された者は394.3万人にのぼる。そのため、何らかの介助や支援を必要とする対象者が多く存在し、今後増加する傾向にあることをこれらの統計的な情報から知ることができる。

このような社会背景を基に、工学研究の分野では高齢者を対象とした機器開発や研究支援が数多くなされ、機器の普及促進の社会基盤が構築されてきた。工学以外の分野に目を向けると、高齢者を対象とした研究は高齢社会に対する医学的、経済的観点から必要性を迫られ、ここ数年で急速な発展を遂げている。それらによって、老化のメカニズムや生活状況、個人特性や長期的な特性などが徐々に明らかになりつつある。そして、これまで統計的な分類で把握できなかった高齢者の身体特性や心理特性、ライフスタイルの多様性などが指摘されるようになってきた。このことは、統計的な情報からは具体的に高齢者個人が何を求め、どのような支援を必要としているかについて読み取ることが難しいことを示している。

本研究ではこれらの背景を基に、高齢者を対象とした福祉機器（移動支援機器）の提案を行う。本章では、まず、高齢者の身体特性と福祉機器が日常生活に与える影響について述べ、福祉機器の開発が障害者と高齢者を対象として発展してきた背景を示し、社会理念の変化が機器設計規範に与える影響と日本における福祉機器開発の変遷を辿る。次に、福祉機器の開発が日常生活に用いられるようになった結果、障害者や高齢者の活動や参加に大きなインパクトを与えた効果の一方で、機器を利

用することで心理的なストレスが発生する例を取り上げる。そして、この心理的なストレスに着目した機器開発の目的および意義を示し、それらに関連する研究の状況について述べる。

1.2 研究の背景

1.2.1 高齢者の特性

高齢者の機能低下には個人差があり、運動機能や感覚機能などの変化は病気（脳卒中）や骨折等により急激にあるいは緩やかに起こるといわれている。精神・心理的な特性においては、記憶や認知などの機能低下の他に、老いに対する自覚や受容が課題となり、これらが複合して起こるのが高齢者の機能低下の特性と捉えることができる（大川 2004）。このような特性を持つ高齢者に対し、日常生活や社会参加を支援する方策が様々な分野において提案されてきた。

老化と呼ばれる現象は万人に共通に見られるものであるが、近年では身体機能の低下を少しでも遅らせることが一般的な共通観念のように見受けられる。このような、老化予防という考え方は、加齢によって起こる心身の変化を長期的に捉えるために行われた10年間にわたる追跡調査「中年から老化予防・総合的長期追跡研究」（東京都老人総合研究所 1997）などの取り組みからも見受けられ、同様の長期間の調査が各国で実施されている。それらの研究の枠組みとしての特徴は、老化という現象を医学、心理学、社会科学などの学際的な観点から捉える試みであるといえる。

工学の分野における老化予防や加齢に対する研究の枠組みは、医療機器や福祉機器の研究開発が挙げられる。特に現代の高齢者にとって最も切実な問題である、脳卒中や骨折などによる日常生活活動（ADL）の急激な低下に直面した状況に対する支援手段としての機器開発があげられる。それらは福祉機器や福祉用具と称され、日常生活や臨床現場で活用されてきた（松尾 2005）。

1.2.2 障害者・高齢者を取りまく社会理念の変化と機器設計規範

障害者や高齢者を対象とした機器開発は、歴史的な社会背景と共に大きく変化し、国際的な障害や加齢の概念変化は設計倫理や設計規範に大きな影響を与えている。ここでは、はじめに障害者や高齢者を対象とした各国の社会施策や世界的な取り組みが、福祉機器の開発を促進させ、理念を変化させながら発展してきた軌跡を述べる。次に、本邦における政策や制度と福祉機器開発への取り組みを俯瞰する。

(1) 障害者と高齢者の施策と世界的取り組み（木村 2002；野村ら 2000）

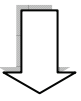
1948年の世界人権宣言は、障害者に対して大きな意味合いを持ち、人種間の差別

撤廃のみを述べているだけではなく、障害者や当時社会的弱者と呼ばれる人々の人権を示す上で、大きな役割を果たしてきた。1975年の障害者の権利宣言は、度重なる障害者の権利迫害とそれに対抗する当事者自身の運動によって成し遂げられたものである。特にこの時期はベトナム戦争の影響により各地で反戦運動が行われ、アメリカをはじめ、各国でも同様の運動が行われる経緯となった。1990年にアメリカで制定されたADA法（Americans with Disabilities Act）は、社会制度はもとより、機器開発や建築物などにも大きな影響をもたらした。1999年の国際高齢者年は、世界における高齢化の傾向が重要視されたことを示している。2000年に制定されたICF（WHO 2002）における障害の定義の変化は、障害の概念を大きく変える出来事であった。

(2) 機器開発の流れ

福祉機器開発における歴史的な流れは前述のような社会的背景に基づき、人権の尊重が重視されたことを機に発展する。その後バンク・ミンケルセンが示したノーマライゼーションの理念に基づき、ヨーロッパではデザインフォーオール、アメリカではバリアフリー・デザイン、ロナルド・メイスが提唱したユニバーサルデザイン、日本では共用品といった設計（倫理）規範が生まれた（野村ら 2000；Molly 1998；生活工学研究センター 2005）。これらは表 1.1 に示すように、「障害者が平等に生きる機会のための機器」から「障害者が平等に生きることはきわめて普通であることを示す機器」に姿を変え、「そもそも平等というのであれば、特別なものではなく誰にでも使えることを前提とした機器」へと福祉機器の概念を変化させてきたとも考えることができる。

Table 1.1 Social thought and normative design

年代	思想・理念の変遷	設計規範の変化
1948	(人権の尊重) 障害者が平等に生きる機会を 獲得する	・福祉機器の一般化
	(ノーマライゼーション) 障害者・高齢者が平等に生きる ことはきわめて普通である	・バリアフリー・デザイン
2006	障害者・高齢者が平等である ならば、特別なものではなく、 誰にでも使えることを前提と する	・デザインフォーオール（欧） ・ユニバーサルデザイン（米） ・共用品（日本）

近年では、設計開発がより上流あるいは統括的な開発過程におけるアプローチを重視した手法に注目が集まりつつある。特にニーズを始点とした機器開発においては、ユーザーセンタード、ユーザーオリエンテッド、ユーザーパーティシペーションのように、ユーザーを開発の中心に位置づける取り組みがなされてきた。それらはさらに上位の設計理論に集約されつつある。このように、時代と共にシステムは複雑化し、より上流の設計理論を形成する傾向にある。そして、以上のような社会的な思想と設計思想の関係は、社会的時代背景に強く影響を受けるため、これらの関係を明らかにしておくことは今後の福祉機器開発の動向を探る上で、助力になると考える。

(3) 日本における福祉機器開発の変遷

本邦における福祉機器の開発は、高齢者の人口増加に伴い、工学的支援の法整備や社会的背景など、工学に対する強い期待が見受けられる。社会保障制度や科学技術に対する支援資金や研究費が導入され、「福祉用具の研究開発及び普及の促進に関する法律（福祉用具法）」が1993年に制定されて以来約10年、様々な福祉機器が開発されてきた（橋本 1993）。機器の普及が進むにつれ、製品の安全性、耐久性などの工学的評価の他に、利便性や身体的な有効性などの評価が求められるようになった。その結果、福祉機器は高齢者の自立を促進し、QOLを向上させるものであると考えられ、2000年に制定された介護保険法制定以来、福祉機器の利用を促進する社会基盤の構築がすすめられてきた（京極 2004）。

1.2.3 QOL（生活の質）と福祉機器

1970年代から用いられている Quality of Life (QOL)の指標は、日本語では“生活の質”あるいは“生命の質”などと訳されており、主にアメリカやイギリスにおいて複数の定義が存在する。これらの定義をたどると、人々の関心が経済的な効果のみならず、QOLが個人の意識的・心理的・主観的側面を重視して個人の生きがいや満足感と、社会的な暮らしやすさや生活のしやすさ、快適さなどの総合的な問題へと転換してきたことを示している。これによって、生活の目標が充足から新たな価値へと移行していることが分かる（木村 2002）。

近年、工学分野で用いられるQOLは、特に福祉工学・リハビリテーション工学で多く用いられる用語であるといえる。これは、福祉機器が日常生活に深く関係する機器であるという特徴を示しており、QOLの向上を実現する影響を持っていると言われている（山内 1998）。本邦においても井上（2003）らは、重度障害者を対象とした福祉機器の開発事例から、機器が当事者のQOLを向上させるものであり、身体・生活・精神に総合的に影響を与えるものであることを明らかにしている。

しかし、これらの指標においても高齢者の人生から織り成される歴史によって培

われた生活習慣や人生観などの個人因子に対する言及がなされておらず、対象とする高齢者は特徴が捉えにくいことが問題となる。したがって QOL を考慮し、総合的に高齢者に適した機器開発を行うことは極めて難しいと言える。

1.2.4 福祉機器の利用と心理的なストレス

利用者の立場から見れば福祉機器は、一般製品と異なり利用者の生活に深く密着し、身体の一部として捉えられることも多いという特徴を持つ。そのため、なくてはならない物として扱われる一方で、身体の欠如や身体機能の低下を強調する道具になりうる二面性を持つ。この二面性は、機器に対して持つ印象を表現する際に、同じ機器であっても、利用者によってその印象が異なることから観察することができる。臨床現場における例をあげると、ある利用者は、車いすは自立生活を可能にし、日常生活を活性化させる、自分の足のようにであると笑顔を見せる。一方同じ機種・機能を持つ車いすのある利用者は、私もこのようなものを使うようになってしまった、と落胆の色を見せる。この例は、前者は福祉機器利用による QOL 向上の効果を、後者は福祉機器の利用が心理的なストレス¹の要因となる可能性があることを示している。

この現象は、利用者が福祉機器をどのように捉えているかの違いによるものであり、機器の機能やデザインにかかわらず、受け取る人間の内面によって生ずるものと考えられる。逆に言えば、利用者が機器をどのように捉えているかが分かれば、より受け入れられやすい機器の開発が可能になると考えられる。

1.2.5 高齢者を対象とした機器開発

これまで、福祉機器開発の対象は主に障害者および高齢者とされ、両者は同様の問題を抱える対象として扱われることが多かった。これは、身体機能や日常生活活動に着目した考え方であり、杖や車いすなどが両者に共通して用いることの可能な機器であることから、効率的で生産的な考え方である。しかし、本来障害者と高齢者の特性は異なるため、高齢者特有の精神的な状況や機器に対する意識に着目し、機器開発に応用することは、使用者の立場に立った機器を開発する上で、重要な視点であると考えられる。

1.2.4 節で述べたように、福祉機器をポジティブに捉えるかネガティブに捉えるかは障害者においては、利用期間の違いや障害・疾患の違い（後天性、先天性、進行性等）として推測が可能な場合がある。しかし、このような個人が持つ機器の印象を決定するいくつかのパラメータには、障害の捉え方や認識（障害は個性である、

¹ ここでは、心理的なストレスを「精神的に負担となる状況（大辞林第二版 三省堂 Web 版）」と定義する。

障害は不便である) など, 身体や自己認識 (障害があっても前向きに生きる, 折り合いをつけること) も影響していると考えられる。

一方, 高齢者について考えた場合, 身体や自己を認識していくプロセスは障害者と同様であるとは限らない。井上 (2002) は, 高齢者が感覚・知覚機能の加齢変化の状況を受け止め, このプロセスを可能な限り困難なく経過できるよう, 周囲が援助することの重要性を述べており, 次のように記している。「高齢者の中には, 目が見えにくくなったり, 耳が聞こえにくくなったことを, 恥ずかしいこと, もしくは, 価値を失うこと, 極端な場合には, 悪いことと信じている人もいる。そして, 自分の感覚機能の衰えを隠そうとする場合も少なくない。もとより, 感覚機能などの衰えは, 老いを自覚させることにもつながり, いつまでも若くありたいと思う気持ちに反するものでもあるので, 一種の防衛反応として, 自分の衰えに目を向けないという場合もあろう。」

このような高齢者特有の老いに対する意識は, 感覚機能に限ったことではなく身体機能についても言えることであると考えられる。したがって, 身体機能に深く関与する福祉機器は, 高齢者特有の身体や自己認識にも影響を与える可能性が高く, この特性を機器の開発時に十分考慮することが必要であると考えられる。

1.2.6 高齢者と移動支援

本研究で開発対象とする機器は, 福祉機器の中でも代表的な移動支援機器とした。これは, ヒトの移動機能が歩行による移動や機器を利用した移動まで, 生活に与える影響, 生体および外見上に見られる変化が最も大きいことから, それらによる心理的な負担も大きいものと考えられるためである。

(1) 福祉機器と移動支援機器

移動機能は, 日常生活の中で大きな役割を担う。人は自立移動ができるか否かで, その生活形態も大きく異なり, できることや行ける場所に制限が生じる。そのため, 福祉機器の中でも移動支援機器は重要な役割を持つ。

(2) 歩行と移動

二足歩行機能は人間の特徴的な機能であり, 社会生活や日常生活に大きな影響を与えてきた。「人間は二足歩行が可能な動物である」という前提は, 二足歩行がヒトの進化において最も重要な機能獲得の一つであることから, 数多くの研究がなされ, その運動特性や医学的特性が明らかにされてきた (中村 1998 ; Cook 2000 ; 木村 2002 ; 西澤 2000)。しかし, この前提は, 歩行ができないという状況に直面した

高齢者や障害者にとっては、葛藤²に苦しみ、複雑な心理状態を生み出す要因ともなりうる。

(3) 高齢者の歩行機能と自立生活

医学的な視点から見ても、歩行習慣は健康保持・増進を考える上で、安全性、簡便性などを含め、最も有効な運動形態であるとされている(沢井 1998;水村 1998)。歩行運動がもたらす身体への効果は、呼吸器官系機能の向上や安静時血圧の低下などの生理学的な意義の他に、脚力・筋力を維持することなどがある(江藤 2002;江口 2003)。筋力の低下は運動機能障害を招き、関節可動域の周辺や靭帯に影響を与え、寝たきりの原因ともなる廃用症候群などをひきおこす場合がある(平井 2002)。このように、医学的な観点から見ても歩行機能の低下は自立生活に大きな影響を与える。

1.3 研究の目的と意義

1.2.1 目的

身体機能低下等により、移動形態が歩行から車いすに移行する状況下において、高齢者の中には福祉機器（移動支援機器）を利用することに抵抗感を感じる人が存在すると考えられる。そこで、本研究では機器を利用するあるいは利用の可能性のある高齢者の心理状況を分析し、心理的な抵抗感の軽減を図る新たな移動支援機器を提案する。本研究の目的は、そのような着眼点の基に移動支援機器を開発し、評価を行うこととする。

図 1.1 に本研究の概要を示す。本研究では身体状況や生活状況を考慮して開発され、評価された福祉機器が必ずしも利用者に受け入れられるわけではないことを問題の始点として、福祉機器を利用していながらそれを不快に感じている人や、機器の利用に対して抵抗感を持つ人が快適に機器を利用し、QOLの向上を期待できる新たな機器を提案する。そのために、利用の阻害要因となる心理的な抵抗感の分析により機器の開発要件を抽出し、利用者の身体状況（高齢者の身体特性）や生活状況（利用環境）および社会的な心理状況を考慮した機器の設計を行う。また、本研究で開発した機器のみに備えた機能特性が身体や感覚に与える影響についても設計の段階で考慮する。このような方法を用いて機器を開発することで、高齢者がより使

² 葛藤とは、「心の中に相反する欲求が同時に起こり、そのどちらかを選ぶか迷うこと（大辞林第二版 三省堂 Web 版）」と定義され、例えば、人類と他の生物を比較する際に用いる二足歩行が可能であるという一般的な前提が、車いすなどの他の移動形態を選択する際の迷いを発生させる要因となる場合がある。ここでは、この迷いを葛藤と呼ぶ。

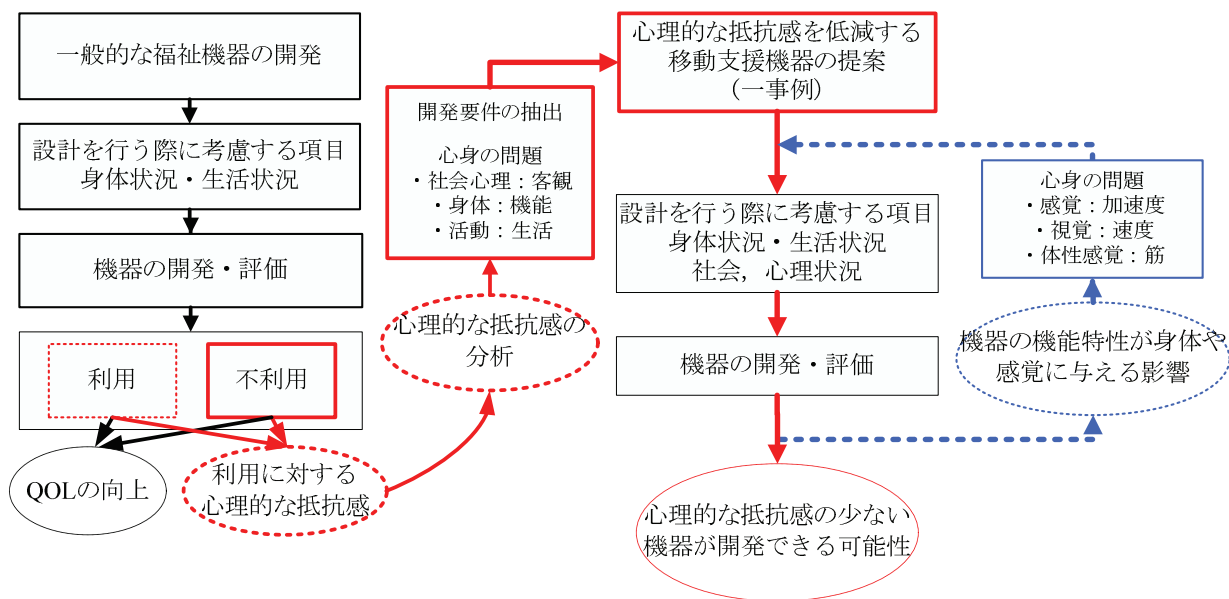


Fig. 1.1 Outline of this research

いやしい機器を開発することができると思う。最終的には車いすなどのような既存の移動支援機器と比較して高齢者が利用する際に受け入れやすい機器の開発を目指す。

1.2.2 課題

上記に示した目的を達成するための課題を次のように設定する。

(1) 心理的なストレスの明確化

移動支援機器を利用することに対して何らかの、心理的なストレスが存在するか、あるとすればその要因は何かを調べる必要がある。このような心理的に深い情報は、あらかじめ予測ができず、一般的なアンケート手法では取得することが難しい情報のため、発言しにくい本音や心理状況を取得するための、質的なデータを現存させた調査手法を考える必要がある。また、取得した調査結果を基に高齢者の心理状況を分析し、現象を把握しやすい形すなわち概念的な可視化が可能な状態へ変換し、その後開発要件を抽出する必要がある。

(2) 機器の開発

抽出された開発要件を基に、機器の開発を行う。まず、機構・入力系・駆動系などの構成を具体化し、それらに必要とされる機能を明確化する。次に、機構部について、高齢者の身体特性にあわせた設計を行う必要がある。また、システムの設計を行う際に車両の動作によって人間の身体にどのような影響や感覚が与えられるかを調べ、予測する必要がある。さらに、安全なシステムとするために、あらかじめ

リスクが発生すると考えられる項目の検討と、対策を行う必要がある。

(3) 開発機器の評価、効果の明確化

製作した移動支援機器の評価を行う。まず、基本的な機能評価を行い、要求した機器の基本的な機能や仕様が満たされているかを確認する。次に、健常者による試乗評価を行い、操作性の評価や走行感に関する官能評価を行う。また、高齢者による試乗評価を行うことで、健常者と同様に安全な走行が可能であることを確かめ、官能評価を行う。さらに、健常者が走行しているところを見せ、高齢者が移動支援機器に対して抱く印象を調べる調査を行い、機器に対する心理的な抵抗感が軽減しているかを確認する。

1.2.3 意義

本研究のように、高齢者の心理的なストレスに対しその存在を調べ、それらを軽減するための機器を開発することには、以下のような意義が考えられる。

(1) 高齢者を対象とした機器の設計

提案した移動支援機器を実体化する過程で、高齢者の使いやすい機器を設計し、操作性の良いシステムを構築することが重要な項目であると考えられる。高齢者を対象とした機器を開発するためには、高齢者の生活環境や身体特性などを把握した上で、設計を行うことが望ましいとされている。しかし、新たな機器を開発する際には、これまでにはない環境への問題や身体への問題が生じると考えられる。したがって、機器の構造や挙動を想定することで、新たに生じる問題を把握し設計に適用することは重要な課題であると考えられる。このような手法は一般的な方法ではあるが、一事例を通して検討し、その結果を考察することは、移動支援機器や福祉機器を開発する上で、重要なことであると考えられる。

(2) 高齢者の福祉機器利用に対する抵抗感の軽減

高齢者が車いすに対して抱く心理的な抵抗感は、歩けなくなることへの不安や寝たきりになることへの不安などが関連すると考えられる。加齢に伴い身体機能が低下していくことを実感し、自身の身体と折り合いを付けることは予測できるが、機器を利用することに対する不安や困難は、予測することが難しい。機器に対する利点や有効性をあらかじめ理解することと同時に、機器を利用することで生じる不安や抵抗感を把握することは、機器の有効な利用を促進する上で重要なことであると考えられる。

(3) 臨床現場における機器選択時の心理的な影響の予測

これまで、臨床現場における利用者が機器を利用することによって示す心理的な

状況の予測は、患者や利用者との話し合いより得られる情報や、経験的な情報として得られることが多かった。実践家は、利用者の複雑な身体状況、生活状況、心理状況を分析することで潜在的なニーズを引き出し、より適した機器を選択する作業を行っていると考えられる。

本研究で作成する高齢者を対象とした機器利用時の心理状況を反映した概念図は、機器の開発を行うための概念的なモデルであると共に、機器選択時の利用者の心理的な影響の予測を実現する可能性を含むことから、臨床現場における利用が期待できる。

(4) 心理状況に対する工学技術適用の可能性

これまで、機器を開発することによって、直接的に精神的な状況（心理状況）を向上させる試みは行われてこなかった。なぜならば、機器開発において心理状況の改善は、副次的に行われるものであるとされてきたからである。本研究では、心理的な状況の分析的アプローチにより得られた結果を基に、心理的な抵抗感を軽減すると考えられる具体的な機器を提案する。これにより、工学の適応範囲の拡大と可能性を示すことができると考える。

1.4 研究の状況

1.4.1 高齢者と福祉機器の関係性

(1) 福祉機器の利用と心理的な効果の関係

福祉機器を利用することで得られる心理的な効果の存在は、主に障害者を対象とした利用評価や使用と不使用に関する研究の結果として報告されている。しかし、高齢者を対象とした調査報告では、望月（2006）らの在宅要介護高齢者を対象とした調査から、生活の中で車いすを利用する事の意味を述べた報告以外はほとんど見受けられない。

Jutai（2000）らは、福祉機器の利用が QOL に与えるインパクトと、Outcome を測定するための利用効果測定手法の開発を行っている。また、機器を利用することで心理的にどのような変化が見られたかを調べるための心理評価スケール（PIADS）の開発も進められてきた（Jutai 2003）。Wessels（2003）らは、機器の使用と不使用に関する報告をレビューし、不使用の現状と決定因子の分類を行っている。ここでは、福祉機器の不使用における決定因子を、個人因子、機器関連の因子、環境因子、医学的な介入関連の因子としている。臨床現場の研究では、供給された福祉機器が使用されていないという問題が指摘されており（William 2002）、本来機器を使用する

ことが便利であり、有効であるとされる一般的な前提とは相反する現状が報告されている。これらは、福祉機器の利用者に、機器に対する何らかの抵抗感が存在することを示唆している。

一方 Deborah (2000) らは、福祉機器を利用する個人を対象とした調査を行い、機器が身体機能の補助として利用される一方で、他者から軽視され、烙印を押されるように見られるといったネガティブな概念が存在することを述べている。

さらに、機器を利用することで生じると考えられる心理的な影響因子は、年齢・性別・社会的状況・人生経験などの個人に関連した項目は ICF では背景因子（個人因子）に属し、社会的・文化的な相違があるとされ明確な分類がなされていない（WHO 2003）。つまり、臨床現場においては認識されている機器の不使用に関わる心理的なメカニズムや、個人的な問題として見られる機器に対する概念の違いなどは、具体的には明らかにされていないのが現状である。

(2) 仮説生成と質的研究アプローチ

前述の個人的な機器の価値観や考えを調べ、心理的なメカニズムを明らかにするためには、個人因子に含まれる関連項目を調べる必要がある。しかし、近代の生活様式の多様化によって、あるいは高齢者が長年培ってきた経験や習慣によって、これらの項目を抽出することは非常に困難であると考えられる。このような状況に対し、Uwe (2002) は Greetz (1983) の主張を援用し、複雑な現象や社会に対してはこれまで用いてきた演繹的な方法では研究対象の多様性に対応できないことを述べている。そして、実証的データから新たに理論を作り出す（仮説を生成する）、帰納的な研究の戦略によって、これらの研究対象の多様性に適応できると示唆している。

(3) 質的研究アプローチと工学

質的研究アプローチは、社会学・心理学・歴史学などで用いられ、複雑な現象から理論を作り出す際に多く用いられてきた。これまで、機器開発のためのニーズを抽出する際に、アンケート法、ブレイン・ストーミング法、デルファイ法、KJ 法などが質的なデータを取り扱う手法として活用されてきた。本研究が対象とする機器利用者の心理的な状況や機器と利用者の関係性を把握するためには、単純なアンケート手法やグループインタビュー法では当事者の内面や潜在的なニーズを抽出することは難しいと考えられる。したがって、当事者の言語情報や態度や表情などを含む質的なデータを取り扱う手法としては、質的研究アプローチは適しているといえる。唯一の形として実体化することを要求される工学の特性から見れば、このような帰納的な方法の適用は、ものを開発する前段階である概念設計のフェーズに位置づけられる。

1.4.2 開発に応用可能なモデルと開発プロセス

前述のような質的なデータに基づき、潜在的なニーズを具現化する過程において、何らかのモデルを作成することは、現象の把握を行う上で有用であると考えられる。モデリングには、大きく分けると現象論的モデルと単位モデルがある。前者は社会や経済のような複雑パラメータを持つ現象を対象としたモデルである。後者は系の振る舞いを数学的に示すモデルである (James 2003)。

(1) 福祉機器の分野における概念モデル

近年、福祉機器のアウトカムリサーチの分野では、人間工学の分野で用いられている概念モデルの援用や、福祉機器の選択と人間側の要素を明らかにする概念モデルが数多く開発されている。例えば、Cook らの HAAT (Human Activity Assistive Technology) モデルはユーザーニーズに最も合う福祉機器を確認するために用いられ、また、Scherer らは福祉機器の長期的な利用と不利用を社会環境、人間、機器の相互関係として示した MPT (The Matching Person and Technology model) を提案している。James はこのような概念モデルを開発するモチベーションは、最終的には機器を利用することで起こる現象や結果などの振る舞いを予測することにある。それによって、臨床家は医学的介入の予測をし、開発業者は機器の利用効果を予測し、利用者は機器を利用することで得られる日常生活における効果や影響を知ることが可能となると述べている。しかし、新たな福祉機器の開発に応用が可能な概念モデルは存在していないため、そのモデルの要素や構成から十分に検討する必要があるといえる。

(2) システムズ・アプローチ

産業構造の問題や資源・エネルギー問題など、現代社会の諸問題に対応する工学的な手法としては、これまで、システムズ・アプローチ (榎木 1981) などが提案されている。システムズ・アプローチは、1950 年から 60 年代に工学システムを中心としてアメリカで発達した問題解決法の学問であるとされている。また、この手法は、問題点の提起からシステムの定義・明確化、システムの構造化、システムの探求を通して意思決定の補助手段となすものである。本研究では、当事者である高齢者が移動支援機器をどのように捉え、機器に対しどのような印象を持ち、心理的な負担を抱えているか、という不明確な現状を把握し、開発者に応用可能な形として示す必要がある。したがって、このように要素や構造が明らかではなく複雑な問題を取り扱う際に、システムズ・アプローチは援用できる可能性がある。

1.4.3 移動支援機器の開発

本研究で対象とした移動支援機器の先行研究は、その対象により主に 3 つに分類

することができる。歩行運動を上肢やハーネスによってアシストする方法，筋力を増強させる，あるいは痛みや制限のある下肢関節をアシストする方法，歩行によって行われる移動活動をアシストする方法である。

(1) 歩行のアシスト

加齢や疾患などにより日常生活の歩行に必要な下肢機能が低下した高齢者や障害者が何らかの外部からの補助を用いることで，自立歩行を実現するものである。例えば，福祉用具では，リハビリ用に用いられる四点杖や歩行器，外出用の杖や歩行器などがあげられる。近年開発された機器では，モータ等のアクチュエータを付加した機能を持つものが多く，図 1.2 に示す歩行器を動力化した歩行支援機（日立製作所）（藤江 2000）や図 1.3 に示す外出用歩行器を動力化した電動アシスト歩行器（秋田県工業試験センター）（宮脇 1999, 2004）などがある。これらは個人の歩行能力に応じたアシスト量を決定するための力センサなどを設置している。



Fig. 1.2 Walking support system
(HITACHI)



Fig. 1.3 Walking support system for outside use
(Industrial Research Institute of Akita)

(2) 歩行機能のアシスト

歩行のアシストが必要な人を対象とすることと同様に，歩行機能自体をアシストする機器としては，補装具などがあげられる。例えば，図 1.4 のような関節の可動域制限や膝折れなどが発生する場合の補助具としては，下肢装具（山本 2002）が多く開発されており，足関節・膝関節・股関節などの動きをアシストすることが可能となる。また，切断などにより欠損した下肢に対しては，義足が開発され，図 1.5 に示す能動義足やインテリジェント膝継ぎ手（中川 2002）などが実用化されている。さらに近年，図 1.6 のような下肢機能が低下した人を対象とした外骨格型（殻構造）

の動力装具（CYBERDYNE 株式会社）（山海 2000 ; Kawamoto 2003）が開発され、筋電や歩行相を入力とした人間の身体運動によって制御する下肢装具開発が進められている。



Fig. 1.4 Lower limb orthosis
(Pacific-supply Inc.)



Fig. 1.5 Active prosthesis
(Nabuko Inc.)



Fig. 1.6 HAL
(Sankai-Lab.)

(3) 移動機能のアシスト

歩行運動を行うことによって実現する移動をアシストする機器としては、車いすと車の両面から開発が促進されてきた。これらの特徴のひとつは、駆動部に車輪を持つことであると言える。

(i) 車輪型移動機器の種類

個人が利用する乗り物（personal mobility）は、大きく分類すると、電動車いすやカートのような歩行者として扱われる（歩道を走行することが可能な）6 [km/h]以下のものと、それ以上の速度で、免許が必要なものに分類することができる。上限速度は各国で異なり、スウェーデンでは 15.0 [km/h]以下と規制され自転車として区分され（速度によっては歩行者として）、イギリスでは 12.8 [km/h]未満などが車両として区分される（国土交通省 2005）。また、海外では FDA（米国）の認可が下りているが、日本では販売されていない Independence4000（Independence technology Inc. Web）なども存在する。

表 1.2 は、現在製品化され一般的に利用されている電動車いすや電動カート（ハンドル形電動車いす）などをまとめたものである。車両の構造は、前輪駆動・中輪駆動・後輪駆動に分類され、本邦では後輪駆動が最も利用されている。また、パワーステアリングや 4WD の機能を有する車両もある。車両重量は 100±30 [kg]程度である。着脱式の JWX-1 のみは着脱部が 14.5 [kg]と非常に軽量であることが分かる。入力操作は電動カートが操作ハンドルなのに対し、他の機種はすべてジョイスティックを用いている。ジョイスティック形は、回転半径が小さくとれることや操作部

の形状変更が可能なこと、移乗動作時にリフトなどを利用しやすい事が特徴である。ハンドル形の場合は、回転半径が大きいのが、移乗が自立で可能な人や自転車や車の運転経験のある人、巧緻操作が難しい人にとっては扱いやすい場合もある。本邦では近年ハンドル形電動車いすの出荷台数が27,000台出荷されていると言われている（平成13年度）。電源には24[V]のバッテリーを用いる場合が多く、左右の車輪にはDCモータを用い、通常PID制御による速度制御を行っている。また、高齢者を対象とした車両としては、高齢者の特性に基づいたシルバービークルなどの提案がなされている（鎌田 2002a, 2002b）。

(ii) 移動機器の国際分類

ISO9999 福祉用具の分類と用語（テクノエイド協会 2000）によれば、移動機器（Aids for personal mobility）の中でも一人乗りで歩道を走行するタイプの車輪移動機構かつ外部動力を持つものは、車いす（Wheelchairs）に分類され、電動介助用車いす、電動3・4輪、電動車いす、エンジン付き車いす、動力付きビークルに分類される（図1.7）。

Table 1.2 the Type of wheeled mobility devices

社名	Invacare	Pride	Permobil	Suzuki	YAMAHA	IMASEN	Kanto-aw	IndependenceT	HONDA
Image									
製品名	3G Ranger X RWD	Jazzy 1121	エントラ・コルパス	MC16P	JWX-1	EMC700	Patrafour KMC-0001	iBot4000	モンパル ML200
特徴	後輪駆動	中輪駆動	前輪駆動	パワーステアリング	脱着式	多機能 (リク)	前輪特殊車輪	階段昇降	前輪操舵
サイズ	1143×686×445	1000×600× -	1120×610×550	1030×625×850	普通型に取り付け	1055×600×1035	980×625×930	1090×640×546	1190×595×1045
重量	135kg	74.6kg	125kg	83kg	14.5kg	93kg	100kg	131kg	97kg
駆動方式	前輪キヤスタ後輪直接駆動	中2輪駆動方式	後輪キヤスタ前輪直接駆動	電子制御ステアリングサポーター機構	後輪直接駆動	前輪キヤスタ後輪直接駆動	4輪駆動	4輪駆動	後2輪直接駆動方式デフ付き
駆動方式	全方向電子制御方式	全方向無段階電子制御方式	全方向電子制御方式	ジョイスティック全方向無段階	ジョイスティック操舵	全方向電子制御方式	全方向電子制御方式	—	走行レバー無段階制御
消費電力 (走行距離)	DC24 45km	DC12 40km	DC24 30-35km	DC24 160W×2	DC24 120W×2	DC24 200W×2	DC24 280W×2	DC67.2V×2	DC24 ブラッシュ 430W×2
走行速度	10.4km/h	6km/h	6.5km/h	6K/h	4.5,6,0km/h	4.5, 6,0km/h	6km/h	10.9km/h	6km/h
登坂角度	9°	10°	—	8°	6°	8°	10°	—	10°
最小回転半径	—	495mm	640mm	1020mm	—	950mm	790mm	760mm	1430mm
他の機能	—	80mm	60mm	—	—	50mm	80mm	76mm	120mm

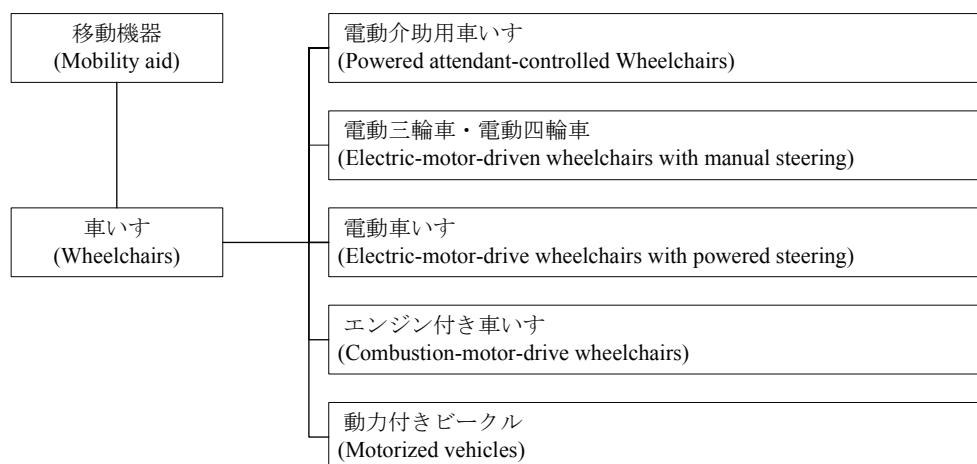


Fig. 1.7 福祉用具における移動支援機器の分類 (ISO9999)

1.5 本論文の構成

前述のように、本研究では、高齢者の福祉機器に対する心理的な抵抗感を軽減するための移動支援機器を提案し、開発することを目的とする。そのために、高齢者を対象とした移動支援機器に対する質的研究手法を用いた調査を行い、高齢者を利用することによって生じる心理状況な変化を開発者の理解しやすい情報へと変換する作業を行う。それにより、心理的な抵抗感の構成要素とその関係が明らかになり、機器に必要な開発要件を抽出することができる。抽出した開発要件をもとに、人間と機械の役割を明確化した上で機器の構成を検討し、実体設計を行う。また、開発した機器に対する基本機能の評価を行い、要求仕様や要求機能が満たされているかを確認する。また、試乗評価や官能評価により開発した機器が開発要件を満たしているかを確認し、機器に対する抵抗感に関する考察を行う。

本論文は7章から構成される (図 1.8)。第1章では本研究の対象となる高齢者と高齢者や障害者が利用する福祉機器の開発課題を背景として述べ、本研究の目的と意義および研究の状況を述べる。第2章では、高齢者の調査方法と移動支援機器に関する心理状況の変化を示す概念図と開発要件について述べる。第3章では、第2章で得られた開発要件を基に移動支援機器の概念設計を行い、機器構成と要求仕様、システム全体に要求される機能および技術的な課題について述べる。第4章では概念設計を具体化する実体設計を行い移動支援機器の製作について説明し、第5章では開発した機器の基本機能評価と健常者や高齢者を対象とした試乗評価を行う。第6章では本研究の以上の結果を結論としてまとめ、第7章では本研究の応用の可能

性と展望を示す。

まず、第2章では在宅生活を行う高齢者を対象に、移動支援機器の捉え方や機器に対する質的研究アプローチを用いた調査について述べる。調査より得られた機器利用時の阻害要因となる心理的な抵抗感を分析し、その詳細を示す。また、調査結果に基づいた開発要件を抽出する。

第3章では、第2章で得られた開発要件を定義し、心理的な抵抗感を軽減するための可能性と条件を明確化し、新たな移動支援機器の提案を行う。また、具体的な機器の構成を検討し、それぞれの構成要素に要求される機能と要素間の相互的な関係によって要求される機能を抽出する。また、移動支援機器を利用する環境や高齢者の身体状況を想定した上で、それぞれの特性に合わせた要求仕様を決定する。その際、利用によって想定されるリスクをあらかじめ検討することで、基本的な要求仕様を決定する。また、それらを実現するために必要な既存技術開発事例の調査を行い、センサや制御方法など技術的な課題を抽出する。

第4章では、第3章から得られた要求仕様を基に開発した機能試作機について述べる。本研究で製作する移動支援機は、歩行部、駆動部、操作部の3つの要素から構成される。システム全体としての要求機能を実現するためには、要素技術の相互関係を明確化する必要がある。まず、機器の構成について、トレッドミル型の歩行部、車両駆動部、ステアリング部の3つの構成要素に分類し、そのハードウェア構成を説明する。次に、利用者の乗車から降車までの動作を分類し、それらの動作から3つの構成要素に要求される具体的な機能であるトレッドミル部制御システム、駆動部・操作部制御システムについて説明する。また、全体の統合システムについて述べる。より具体的な内容として、本機による歩行パターンの分析と床面歩行中の床反力前後分力との比較分析を基に加速や減速が可能な歩行速度に追従するアクティブな制御について述べる。また、その際に斜面歩行時の床反力特性を考慮し、坂道歩行モデルを用いて補正を行う。

第5章では、第4章で開発した移動支援機器の機能評価および試乗評価について述べる。まず、機器の機能的要求を満たしているかを調べるために、要求の分類を行い、評価項目を明確にする。評価は基本操作を行った際の操作系を駆動部の動作検証を行う。次に、健常者による試乗走行実験を行い、機器に要求される機能を満たすことが可能か確かめる。ここでは、健常者10名の約10[m]における直進走行の試乗評価を行い、改善点と改良に取り入れた点をまとめ、改善を行った。また、高齢被験者に対しても健常者と同様の試乗走行実験を行い、開発要件を満たしているかを確かめる。さらに開発した機器に対して高齢者が持つ印象を調べるために、本機器を用いて走行している姿を提示し、アンケート調査を行い開発した移動支援機器が高齢者の機器に対する抵抗感を軽減する可能性を述べる。

第6章では、これらの研究成果をまとめ、総括とする。

第7章では，本研究で提案した開発プロセスの考察を行い，開発フェーズに分類することで，各フェーズにおける新たな課題や応用について述べ，展望を述べる．

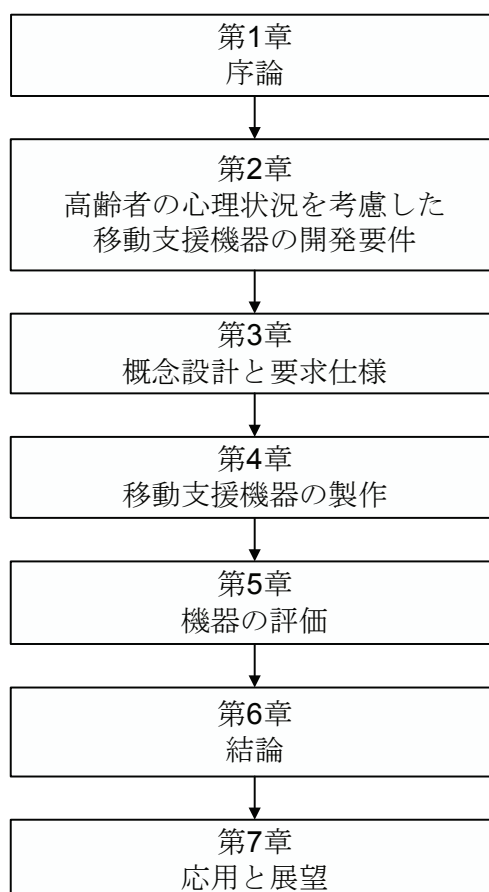


Fig. 1.8 Configuration of this thesis

第2章 高齢者の心理状況を考慮した 移動支援機器の開発要件

- 2.1 緒論
- 2.2 福祉機器使用時に発生するジレンマ
- 2.3 質的研究アプローチの導入
- 2.4 高齢者の調査
- 2.5 移動支援機器と高齢者の心理状況の概念化
- 2.6 小活

2.1 緒論

本章では在宅高齢者を対象とした福祉機器と移動に関する調査を行い、高齢者が移動支援機器（福祉機器）に対して抱く印象や機器を利用するときの心理状況を明らかにする。それを基に、福祉機器に対するネガティブな印象などの心理的な状況を概念設計の段階で事前に考慮し、より受け入れられやすい機器の開発を目指す。そのプロセスと必要事項を下記に記す。

- (i) 障害者が車いすなどの福祉機器を選択する際の適合を行う臨床現場において参与観察を行い、利用者と福祉機器をとりまく現状を分析する。ここでは、機器利用時に生じる機器に対する戸惑いや印象などのネガティブな印象に着目し、利用の阻害要因に関する仮説を設定する。
- (ii) 福祉機器に対するネガティブな印象が、障害者特有のものであるか否かを、質的研究手法を用いて調べ、高齢者における福祉機器の快適な利用や継続的な利用を阻害する要因となるという仮定に基づき高齢者の特徴や心理的な抵抗感の存在を確かめる。
- (iii) 心理的な抵抗感や葛藤の発生メカニズムをトレードオフの関係で示し、心理概念モデルを構築する。心理状況変化のプロセスを可視化することで、機器利用者の心理状況に対し開発者の理解を促すと同時に、移動支援機器の開発要件を抽出する。

これにより、機器開発の概念設計の段階で機器利用時に高齢者に生じると考えられる抵抗感や葛藤を軽減する機器開発が可能になると考えられる。

2.2 福祉機器使用時に発生するジレンマ

2.2.1 フィールド調査

福祉機器を初めて利用する場面は病院や病床などが多く、そのような場面ではこれまで健康で福祉機器や福祉用具の存在を知らない者でも、突然利用を余儀なくされる事例が多い。長期間機器を利用し、機種交換やより適合した機器を選択することとは異なり、初めて機器を利用する場面では、迷いや不安などを感じていると考えられる。そこで、受傷や疾患により初めて機器を利用することが多いとされるリハビリテーション病院において参与観察を行い、機器導入時における障害者の状況を調べた。ここでは、障害者を対象とした機器選択において、著者が経験した福祉機器の適合（国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所シーティングクリニック（廣瀬 2001））をフィールド調査と位置づけ、以下に現状をまとめる。

機器の選択に関わる人々は、医療職（医師，看護師，理学療法士，作業療法士，義肢装具士，言語療法士等）や、福祉職（ケアマネージャ，介護福祉士，ヘルパー，福祉相談員等），業者，リハビリテーションエンジニア，そして本人，家族，介助者が主である。このように様々なバックグラウンドを持つ人々が，当事者の要求に耳を傾け，本人に最も適した機器の選択を行う。

2.2.2 機器選択に関わる人々の視点

様々な職種・立場の人々が機器選択に関わる利点は，医療や身体だけではなく，生活，モノ，介助等多方面から検討することが可能なことにある。

- (i) 医療職：身体機能の回復・維持を目標とし，機能回復訓練や当事者の生活復帰へのアプローチを行う。また，褥瘡や頸椎症などの二次障害を防ぐための検討を行う。
- (ii) エンジニア：使用する機器が安全であるか，身体に適したものであるかを判断する。適していない場合は，調整や設定の変更を行う。また，移動の目的や使用用途などを考慮した機能やインタフェースを検討する。
- (iii) 家族・介助者：使用者の日常生活や周辺環境を把握している。そのため，使用者のニーズを理解しやすい立場にいる。介助者・家族への聞き取りから，部屋へのアプローチや移乗介助，自動車への乗り込みなども検討する必要がある。
- (iv) 使用者：具体的な要求を主張し，適した機器を自ら選択する必要がある。しかし，特に受傷直後や機能訓練中，進行性の疾患などの場合，機器に対する戸惑いや迷いなどを抱く場合が多い。

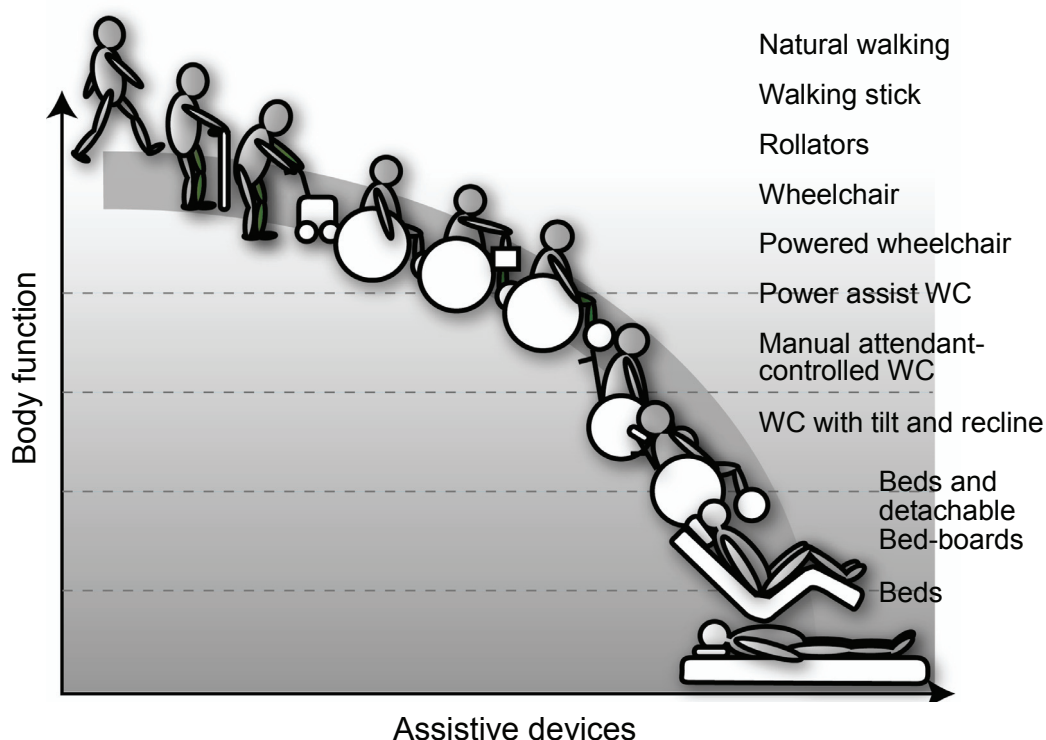


Fig. 2.1 Relationship between body function and assistive devices

2.2.3 機器選択時の戸惑い

杖歩行から車いすに移行する際には、医療職は身体能力を目安に車いす導入を検討し、業者やエンジニアと最適な機器を選択する。その際、当事者の使用目的や生活状況を介助者と共に検討することで、身体状況と生活状況を加味した理想的な機器の選択・適合が可能になる。ところが、理想的な選択ができたとしても、使用者本人は、様々なことをあきらめており、複雑な心理状態が見え隠れすることがある。例えば、杖歩行から車いすを選択する際に、結果的には車いすを選択したとしても、「本当はもっと訓練したら治るのではないか」、「車いすに乗ってしまったら機能が落ちてしまうのではないか」との相反する想いが発生するのである。本研究ではこの二律背反の選択肢をジレンマ¹と定義し、心理的な問題の対象としてこのジレンマに着目した。図 2.1 は“身体機能”と人に介在する代表的な福祉機器の関係を示したものである。前述したジレンマは杖歩行－車いす間に生ずると仮定したが、他の機器選択を行う場合においてもすべてジレンマが発生していると考えられる。

¹ ジレンマとは、「自分の思い通りにしたい二つの事柄のうち、一方を思い通りにすると他の一方が必然的に不都合な結果になるという苦しい立場。板ばさみ(大辞林 第二版 三省堂 Web 版)」と定義される。ここでは、車いすに乗れば生活機能が向上するが、身体機能が低下するという状況を示す。

2.2.4 福祉機器と機器利用者の関係

機器や構造物は行動や行為を容易にする道具であることは一般的な常識として知られているが、福祉機器は便利な道具である以上に別の意味を含むことが、過去の報告から指摘されている。Deborahらは身体障害者を対象とした調査から、福祉機器が障害を回避する利益あるものとして扱われると同時に、「相違」や「欠如」を強調するなど、ネガティブな側面が存在することを示した。Wesselsらは供給された福祉機器の不使用に関する研究から、機器の導入プロセスにおいて、カウンセリング時に、導入効果や期待・態度・社会的支援などの因子を考慮することが最も難しく、適切な心理的状況を保つことが必要であると述べている。

つまり、便利なものとして開発され、利用されてきた福祉機器が利用者にとっては負の方向へ働く場合もあることを示している。しかし、このような問題は消費者である利用者が機器を選択する際の重要な要因であるのにも関わらず、これまで機器開発に考慮されてきたという報告はない。

2.2.5 障害者と高齢者の違い

前述のように、障害者を対象とした調査報告から対象の特殊性や課題が示され、政策の提言や医療介入のあり方などが提案されてきた。しかし、高齢者に注目した場合、障害者と福祉機器の関係性を表す特殊性が高齢者に共通するものか、相反するものであるかは明らかにされていない。障害のない高齢者を対象とした福祉機器に関連する数少ない調査報告から、個人の意見から福祉機器の意味や概念について述べたものがあるが、機器開発に対する言及はなされておらず、また本邦における報告はなかった。

そのため、本研究ではまず高齢者が福祉機器をどのように捉えているかを調べ、現状を把握する必要がある。そこでフィールド調査から得られたジレンマの存在が高齢者においても同様に存在するか、その要因や発生プロセスを調べることにした。

2.3 質的研究アプローチの導入

2.3.1 質的研究アプローチの特徴

質的研究アプローチ（箕浦 1999 ; Uwe 2003）は、心理学、人文学、社会心理学などで用いられる手法であり、口述データを基に理論を構築する手法である。この手法は、定性的に得られた情報をボトムアップ的に集計するため、あらかじめ項目を設定したアンケート手法や統計的な手法と異なり、より深い情報や心理的な現象を把握しやすい特徴を持つ。インタビュー時に記録した口述データは、はじめにテキストデータに変換し、発言ごとに通し番号を付ける。次に被験者の発言を文脈ご

とに整理し、ラベル付けを行う。ここでは取得したテキストデータを生データとして取り扱い、口述的な発言者固有の表現をそのまま記載する方法をとる。これにより、データマイニングなどの言語分析の手法では示すことのできない、発言者の文脈上に現れる悩み・喜び・葛藤などの詳細を把握することができる。

2.3.2 質的研究の方法

質的な研究方法を段階的に説明したものを、図 2.2 に示す。質的研究手法は、主に、対象からデータ収集までの方法と、データから理論を構築するまでの方法に分類することができる。データ収集の方法としては、口頭データは主にインタビューデータを録音することによって、視覚データはフィールドノートを用いることで収集することが可能になる。一方、収集したデータから理論化する過程では、コード化やカテゴリー化、シーケンス分析、ナラティブ分析などが用いられる。

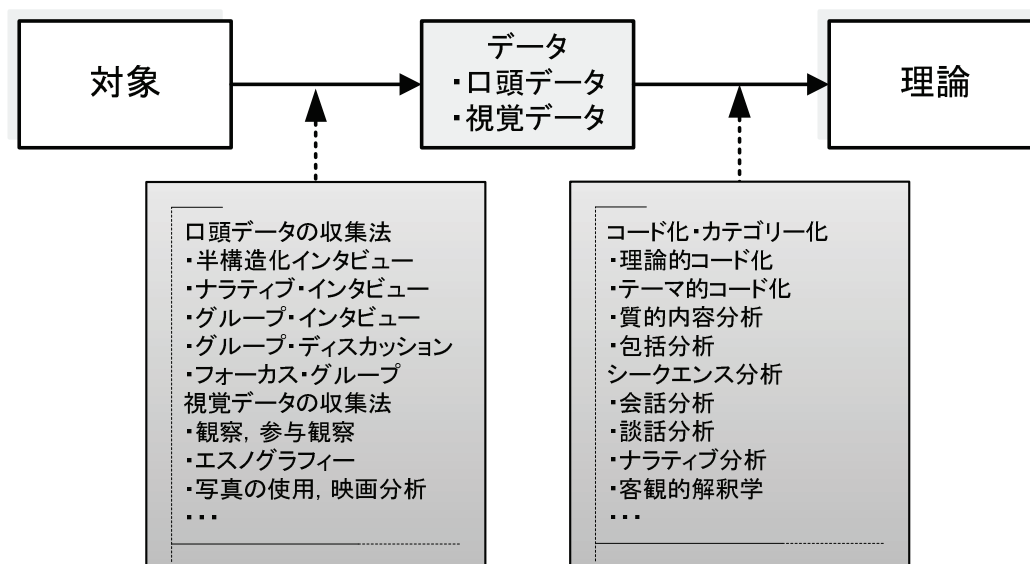


Fig. 2.2 Stage structure of qualitative research approach

2.3.3 質的研究アプローチの導入理由

本研究で、質的研究アプローチを用いる最も大きな理由は、人口統計学上に見る高齢者から得られる情報では、本当の高齢者像が見えてこないという現状を問題視したためである。つまり、高齢者を対象とした新たな機器を開発するにあたり、65歳以上、心身機能が低下する対象が高齢者である、という知識や認識では対象を把握することが困難であると考えたためである。例えば、開発の初期段階において、高齢者像の不明確さは、開発者が求める福祉機器や機器に対する印象や考え方と、高齢者のそれとが異なるのではないかと、社会的な生活環境などの背景因子の違いが大きいのではないかと、そもそも機器は必要とされないのではないかと議論を生み

出した。そこで、調査方法としては開発者（工学の立場）のみの視点で設問を作成すると偏りが出るため、分野の異なる社会学の研究者とチームを組むことでその偏りを補った。その際、ターゲットの選択（インタビューを行う高齢者の身体状況や生活状況）を初期段階で十分に議論を行った。

2.4 高齢者の調査

2.4.1 質的研究アプローチと概念設計

機器開発における本アプローチは、設計の初期段階で重要な役割を持つ概念設計の際に用いることができる。つまり、高齢者の視点から得られる質的なデータを設計の上流過程において考慮することができれば、心理的な影響などを事前に考慮した機器開発が可能となる（図 2.3）。そのため、本研究では具体的な事例として、高齢者と移動支援機器に焦点を絞り、調査を行うこととした。

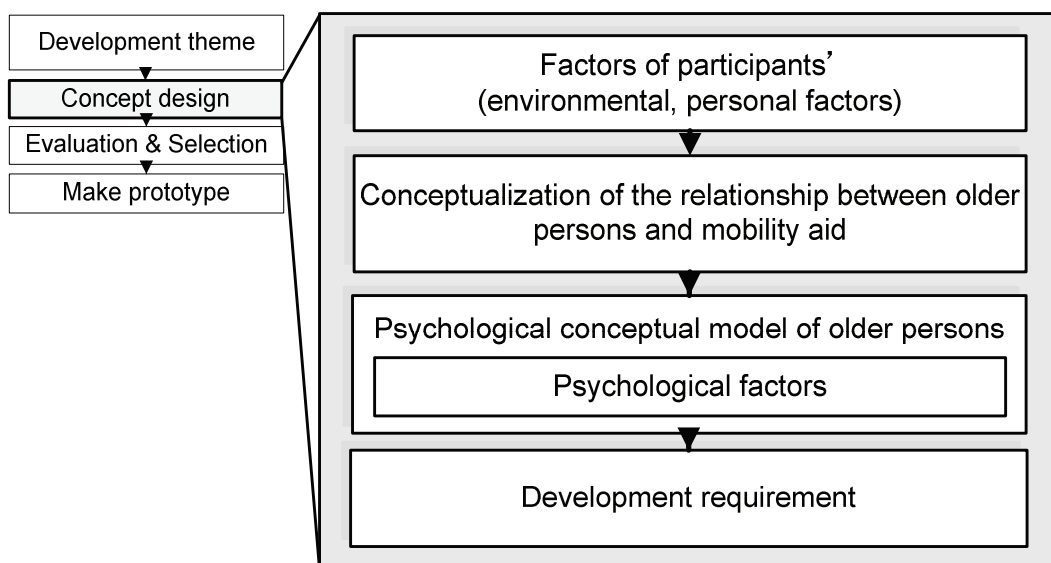


Fig. 2.3 Introduction of qualitative research approach for concept design

2.4.2 調査デザインと調査対象の設定

(1) 調査対象の設定

図 2.4 に調査協力者の分類を示す。本論文では高齢者を 65 歳以上の男女と定義し、移動方法と身体状況について分類する。移動方法に関しては、日常的に車いすを利用していない高齢者を車いす非利用者、利用している高齢者を車いす利用者とする。身体機能に関しては、何らかの障害のある場合には高齢障害者、それ以外を健常高

齢者と称する。一方、調査の対象とする移動支援機器は、日常の生活や活動に用いられる身近な機器とし、主に病院等に設置されている折りたたみ車いす、外出用の杖、4輪の歩行器とした。それらの機器の機能的な特徴と主な利用者の身体機能の特徴を表2.1に示す。

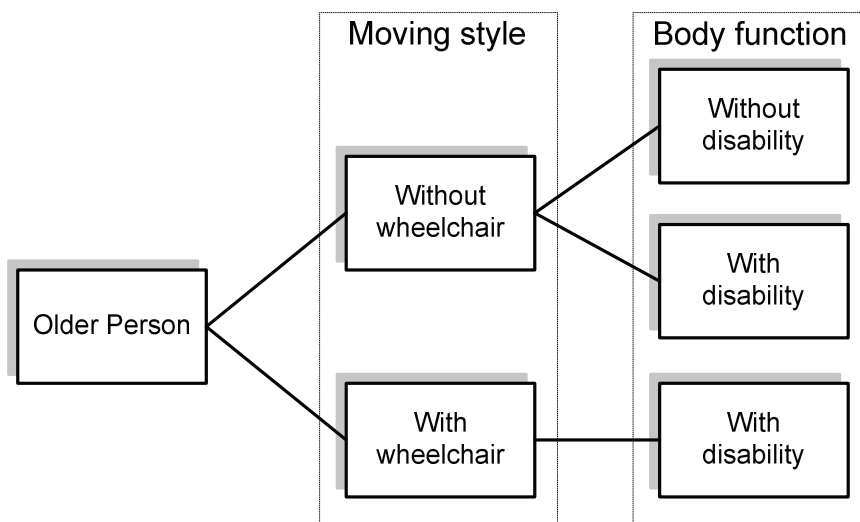





Fig. 2.4 Classification of participants

Table 2.1 Typical personal mobility aids in daily living
(テクノエイド協会 2003)

Mobility Aid	Device Function	Body Function
 Walking – stick	Walking-aids with one leg and a handle without forearm support.	Person for whom support when walking is necessary. The person grasps the stick to support their weight.
 Rollator	Wheeled frames with built-in handgrips and legs, which provide support whilst walking.	Person who needs greater support and stability than using a stick.
 Wheelchair	Wheelchairs designed to be propelled by the user, by pushing with both hands on the rear wheels or on the hand rims of the rear wheels.	Person who can walk for short periods.

(2) 調査協力者

福祉機器は一般製品と異なり，利用者の個人因子や環境因子によって同種類・同機能の機器であっても，その印象がポジティブ（「自立意識」や「自由」(Barker 2004)）からネガティブ（「障害の強調」「活動の制限」(Deborah 2000 ; Barker 2004)）まで幅広く分布していると言われている．また，利用年数や障害の違い（先天性・後天性）によって機器の捉え方が異なる傾向があることを示唆している報告もある (Deborah 2000)．そのため，本調査では利用中の高齢者に対してのみの調査ではなく，機器を利用する以前の高齢者が持つ機器の印象などを知る必要があると考えた．表 2.2 に調査協力者 12 名のプロフィール（属性 Attribute, 身体状況・病歴 Physical Status and Disease, 日常生活・習慣 Daily Life/Routine, 要介護度 Care Need, 移動支援機器利用の経験 Experience in Use of Mobility Aids）および特徴を示す．調査協力者の平均年齢は 77.5 歳，男性 4 名，女性 8 名である．機器を利用しない健常高齢者 (A-F) は，歩行を中心とした移動を行う在宅生活者であり，うち 3 名は腰・背痛がある．高齢障害者 G は，過去に車いす利用の経験があるが，現在は装具と歩行器を用いた歩行を行っており，週 2 回デイサービスを利用している．高齢障害者 (H-L) は，デイサービスに車かバスで週 2 回通所する要介護度 1 から 3 の車いす利用者であり，配偶者や子供と生活している．また K は日常生活では車いすを利用し，施設内では歩行器を用いた歩行を行っている．

Table 2.2 Fundamental profile (12 participants)

ID	Attribute (sex, age)		Physical Status and Disease	Daily Life/ Routine	Care Need	Experience in Use of Mobility Aids (past/ now, years)
A	Male	82	Gonalgia	Walking	NA	Bicycle (past)
B	Male	72	Gonalgia	Walking and exercise everyday	NA	Bicycle (past)
C	Male	80	Back pain	Plays tennis until he feel back pain	NA	Walking-stick (now), Bicycle (past)
D	Female	73	Broken hand	Walking	NA	Bicycle (past)
E	Female	84	Healthy	Walking	NA	Bicycle (past)
F	Female	73	Healthy	Walking	NA	Bicycle (now)
G	Female	69	Cerebral infarction, right side hemiplegia	Walking, Daily service 2/week	1	Collator, Prosthetic with left foot (now, over 10 yrs) Wheelchair (past)
H	Female	78	Cerebral infarction, right side hemiplegia	Daily service 2/week	3	Wheelchair (now, 2-3 yrs)
I	Female	68	Cerebral infarction, Heart disease, Fracture, Leg paralysis	Daily service 2/week	2	Wheelchair (now, 4 yrs), Stick (past, over 10 yrs)
J	Male	72	Progressive impairment	Daily service 2/week	3	Wheelchair (now, 5 yrs), Powered wheelchair (past)
K	Female	85	Subarachnoid bleeding	Daily service 2/week	3	Rollator (now), Wheelchair (now, over 5 yrs)
L	Female	94	Stroke	Daily service 2/week	1	Wheelchair (now, over 10 yrs)

(3) インタビュー方法

インタビュー調査は原則として調査協力者の自宅、デイサービス等の介護施設の個室や静かな場所で行った。調査者は著者本人と数名で構成し、威圧感のない服装や言動に心がけた。はじめに、プロフィールを作成するための個人因子や環境因子となる身体状況や生活状況の聞き取り調査を行った。その後、移動と歩行、生活やそれらに利用する移動支援機器に関する直接対面式の半構造化面接を行った。調査項目は、属性、移動、活動、生活圏、現在の自分自身の身体状況についての認識、機器の使用経験、機器への要望、目指すライフスタイル、歩行、などが含まれる（調査用紙を付録 A に記す）。インタビューは 2004 年 8 月から 2005 年 5 月にかけて、12 名の調査協力者に対して実施した。平均所要時間は約 110 分、1 名につき 1 回の調査を行った。

(4) データの取得方法

本調査では被験者の同意のもとで、インタビューデータの会話を IC レコーダで記録し、逐語録を作成した。調査の分析には社会状況の分析手法（ロフランド, 2003）を参考にし、個人のプロフィールの作成および逐語録中の機器に関する部分の抽出を行った。その後、逐語録を読み返すことで機器に対する印象と実感、個人ごとの印象の変化や考え方とプロフィールの関連性を把握した。

2.4.3 高齢者の調査結果と考察

(1) 調査結果

調査協力者が車いすを利用しているか、利用していないかという現状は、車いすに対する印象に深く関わっていると考えられる。また、その状況を満足しているか不満足かによって、つまり前向きに捉えることが可能（肯定的）か、前向きに捉えることができない（否定的）かによって、車いすの印象を判断することができる。以降協力者の口述データから車いすの利用と意識に関係する発言を引用し、それに関して分析する。なお、引用は以下の形式で記した。

(調査協力者 ID) : 引用文 (著者による補足)

(2) 車いす利用に関する高齢者の意識

(i) 車いすを利用することに対する抵抗

- (F) : だから自分では乗りたくない. こういうのに乗るんだったら外へは出ないな. 私は絶対に, もう.
- (B) : いや, 想像しないねえ, 車いす乗るって所まで想像しないねえ. 寝込んでんじやうんじやないの?
- (D) : (歩くことは) 幸せだわね. 歩けなくなったらどうしましょ. ねえ, もう, 落ち込んでんじやうね. 私きつとね, 歩けなくなったらね, わかんないその時になってみないとわからないけれどね. もう外にはきつと出ないでしょ. 私のことだから, 歩けなくなっちゃったら.
- (A) : (歩くことは) 健康維持もそれもあるけど, 気分転換にもなるからね.
- (F) : (歩くことは) 健康の基/財産だなんて思います.

車いすの非利用者7名中6名が車いすに対して否定的な印象を抱き, 強い抵抗を示していた. また, 将来車いすの利用を想定することについても, 想像できない, 考えないと強い抵抗を示しており, 車いすに乗ることに対して, 否定的な印象が認められた. また, それに対応し歩けなくなることに対する不安も述べられていた. それらは日頃の運動に気を使うことに結びつき, 車いすの非利用者7名中7名がウォーキングなど何らかの運動を日課としていた. さらに, 歩くことを幸せ, 健康維持, 健康の基, 財産と捉えていた.

- (G) : (車いすは楽?)うん. 歩くのより楽/ (気に入りました?)気に入らないけどさあ/自分で一人で住むようになってから, やっぱり自分の足で行った方がいい. / (車いすは) 足が弱っちゃうからさ, だから歩くの.

一方で, 以前車いすの利用経験はあるが, 現在は利用していないGは, 車いすを利用することが歩くことよりも楽であることを認識しているが, 自分の足で歩くことを選択していた. また, 車いすを利用することによって, 下肢機能を使わなくなり, 下肢機能が低下すると感じていた.

(ii) 車いすを利用することに対する満足感

- (H) : やっぱり外を見られて良かったなあっていう喜びばかりですよ.
- (I) : 百点満点です. あれがなかったら全然外へも出られないもん.
- (J) : 不満はない/軽くてねえ
- (K) : (車いすは) 自分の体みたいな物ね. 本当に, あれ(車いす)と一緒に住んでると思うのね. 自分の身体の一部.

3年以上の利用歴のある利用者は、車いすに対する不満はないと述べていた。そして、車いすをなくてはならない物、外出を可能にする物、身体の一部と捉えていた。また、利用経験のある5名中5名が利用の利点を述べていた。

- (L) : (車いす) 私は乗りたくないですけど、ありがたいですからね。
- (K) : 病院に行って、みんな乗っている姿は見てるけど、ああと思ったもんね。実際自分で乗るとはさ、考えてもいないし。乗るとも思わなかったから。
- (I) : 歩きたい。歩いてます。実際に、いくら(人に)やってもらいなさいって言っても、やっぱり自分で動かないと惨めだもん。

脳梗塞の病歴があるLは、日常生活は主に歩行器と車いすを用いているが、車いすに対しては抵抗と感謝の気持ちが混在することを述べていた。また、現在では車いすは身体の一部であると感じているKは、過去に車いすを利用することになるとは思っておらず、初めは何らかの抵抗があったと述べている。また、車いすの必要性を十分に感じているIに関しても、歩けないことが惨めであると述べている。

2.4.4 移動支援機器使用に関する心理的な状況

(1) 車いすに対する二つの視点

以上より、車いすに対し抵抗を感じる人と、満足している人が存在することが分かった。次に、注目したのは、利用に対する否定的な意見や捉え方などを曖昧な言葉で表現している点である。ここでは、車いすに対する印象を、(i) 車いすそのものや利用者に対する印象と、(ii) 利用する自己を客観的な立場から見た印象の2つの特徴的な視点に分類した。

(i) 車いすと利用者に対する印象

- (J) : それはやはり、自分としてはかわいそうって言うことを考えて。気の毒だなあって。
- (D) : (老老介助を見て) 大変じゃないかなあと思いますよね。
- (C) : 本人の意思よりもね、介護の一端として医療のね。回復する一端として、こうね、押させてるような、連れて行くようなそんな感じを受ける。
- (B) : リハビリとか、病院、病気が上がりの人か？病気(リハビリに)専念しているって感じだな。／車いす借りて、その場限りの。

(ii) 他者から見た自分（車いす利用者）の印象

- (K) : 最初ね、車いすになんか乗ってね、恥ずかしいなあと思ってね、知ってる人に会うとね、こっち（顔が見えない方向）向いてたの、乗せてもらったけどね。今、みんな知ってるからね、何とも思わなくなった。
- (L) : 本当にうごけなくてしゅーんとなってるんだったらね、しょうがないけど、見た目は元気そうでね、車いすに乗ってるのは、恥ずかしいですよ。

12名中10名が車いす利用者はかわいそう、気の毒、大変そうという印象を持っていた。車いすの利用経験がないCは車いすに対し、人に押しさせる、連れて行くといった受動的な機器である印象を抱いていた。また、Bについては車いすから医療や病気をイメージすることが述べられた。一方で、車いす利用者は、利用を始めた頃は、知り合いに会うことを恥ずかしいと感じていることが述べられていた。また、片マヒにより歩行が困難だが、一見元気に見えるLは、車いすに乗る自分が、他人から車いすに乗るには元気すぎると思われているのではないかと感じていた。

(2) 折り合いの付け方

調査協力者の中には車いすをネガティブなものと思える抵抗感が認められた。この抵抗感に関し、利用者は何らかの葛藤を感じながらも折り合いを付けていた。そこで、この車いすに対するネガティブな印象を当事者がどのように考え、葛藤にどのように対処したのかを、協力者の車いすに対する印象や考えの変化から見ていくこととした。ここでは、それぞれのプロセスを下記に示すように丁寧に辿った。

- (I) : （車いすを使い始めた頃）もちろん、実際自分でほら、外行きたいし、車いすで行こうって言われたとき、こんな便利なものあるんだって思ってね。あれ（利用）したんだけど、はじめはいやだと思ったけど、もう、それが無いと。／（何故いやだと思った？）だって、自分で元気なまま、まさか、車いすであれ（生活）しようと思わないもん。歩けたもの。／（歩けるのに使う必要はないじゃないかという気持ち？）そうそう、もちろんそうよ。体が不自由になってやっとそういうの使おうってなってさ、使うときも、ああ、申し訳ないと思うわよ。人の手借りるんだもの。だけど、今はないと生活できない。感謝している。車いすに。／うん。だんだん不自由になってほら、立つこともだめだって言われると、こんなにありがたいと思っている。
- (G) : （歩けることは）幸せなことだ、歩けない人、歩きたくて歩けない人も

いるじゃない。あたしはどんなに遅くたって自分の足で歩くから幸せだと思う。／歩ける人から見ると、まどろっこいなって思うけどさ、私は自分の足で歩くから幸せ。

(H) : あこがれ、(歩ける頃は歩くこと)それが当然だと思っていた。／自分が摂生しなかったから悪いと原因の方を思うと歩きたいなんて気にならない。／今、生きているだけでもありがたいことだという風に思うようにしています。

車いすを利用するIは複数の疾患があり、屋内では杖と車いすによる生活を送っている。Iは利用初期にこれまで機器を利用することを考えたことがなく、歩くことができたため、機器を利用することに抵抗感があった。しかし、利用を迫られたことで活動範囲が広がるのが可能と知り、機器の利便性を実感していると述べていた。また、Gは以前車いすを利用した経験があるが、現在は屋外では歩行器と装具による生活を行っており、歩けない人(自分と比べて障害が重度の者)と比較することによって自分が歩けることを再認識し、歩けることが幸せであると述べている。一方、片マヒにより歩行が困難なHは、歩くことができないことを、自分の不摂生に原因があると述べ、歩くことはあこがれであるが、生きているだけでもありがたいと述べている。

(C) : (杖を使う前は杖を持っている人のこと、自分も使ってみたらどうかなど)そういうことすら、考えたことないですね。／自分が使ってみて、なるほど、杖っていうのはありがたいな、てわかる。／(杖を使う人の見方が使用してから)変わったね。確かに変わった。あの人どうしたかなあ、腰が痛いかなあ、膝かなあとか、ああいう杖なのかなあ?ていうふうだね。

さらに、杖についても同様の傾向がみられた。Cは、腰痛のために調査日の直前に杖を利用することになった。その際の杖の利用以前と利用以後についての、印象の違いを述べていた。

2.4.5 車いすの利用と抵抗感

(1) 車いす利用の意思

車いす非利用者／利用者が満足しながら車いすを利用しているか否かを、利用に対する抵抗感や満足感から考察する。非利用者は、車いす利用に対して否定的に捉える場合が多く、その内容は、「利用により身体機能が低下する不安」「歩くことが幸せ、健康である」「漠然とした利用に対する抵抗感」に要約された。一方、利用者は、車いすを肯定的に捉える場合が多く、「利便性が高い」「身体の一部として」と

認識していた。しかし、利用者の中には、利用に対して満足をしていながらも、何らかの抵抗感があることを示した者もあり、必ずしも完全に満足をしているわけではないことが分かった。

(2) 車いすの印象と抵抗感

次に、車いす利用を否定的に捉えている者の中に存在した漠然とした抵抗感の詳細を、車いすや車いす利用者に対して持つ印象、車いすに乗る自己を客観的に見た印象の2つの視点から考察する。前者は車いすそのものが、「身体機能の低下や障害を想像させる」「病院や老人介護施設を想像させる」「介助者を想像させる」ものであると捉えていることが分かった。後者は、車いすを利用しているにもかかわらず、元気そうに見えることが恥ずかしいことであると述べていた。つまり、「車いすは障害や身体機能の低下した人が乗る物である」と捉える傾向があり、利用者にはそのような振る舞いをしなければならないのではないかという意識があると考えられる。

2.4.6 利用することで変化する機器の印象

調査協力者のうち、車いすを利用する者は利用に対する満足感と抵抗感に対する葛藤を、利用しない者は身体機能の低下に対する不安と抵抗感に対する葛藤を、それぞれの方法で消化し、受け止めていることが分かった。利用者は、結果的には移動することができることが大事である、とポジティブに受け止めている場合でも、現状を受け入れる過程では、過去への反省、運命として受け止めるなどがあげられている。一方で、歩行移動を選択した高齢者は「歩けることが幸せ」とポジティブな姿勢へと変化する過程で、自分より重度の障害のある歩行困難者と比較することで、自分が歩けることの喜びを再認識している。つまり、調査協力者が現在の心境を説明する際に、結果的には現状に満足しているという発言が得られても、機器を利用するまでの過程には様々な葛藤を抱えている可能性があるといえる。そして、高齢者は車いすや杖の利便性を理解することで、機器に対する印象をポジティブに変化させていくと考えられる。

2.5 移動支援機器と高齢者の心理状況の概念化

2.5.1 プロセスの可視化

以上の調査結果から、高齢者が日常生活の中で、身体機能の低下や車いすの利用を受け入れるプロセスを示す心理状況の概念化を行った(図 2.5)。この概念図は、高齢者の実体を把握しやすくするために、心理状況の変化のプロセスを可視化するものである。各要素の関連性を整理することで、問題点や要点を明確に示すことが

できる。

2.5.2 身体機能の2つの側面と車いす

車いすを利用する際には、2つの二律背反（ジレンマ）が存在する。それは、ジレンマ A. 車いすを利用すれば移動が可能となるが、身体機能が低下する可能性がある（Between body function and mobility activity）、ジレンマ B. 車いすに座ることは楽であるが、障害者として扱われる可能性がある（Between body appearance and effortless mobility）、ことである。つまり、車いすの利用と身体機能の維持の間には、身体機能そのものに対する問題と、身体機能の表象に関する問題の2つの問題が存在し、これらが車いすを利用する際の葛藤の原因となる。

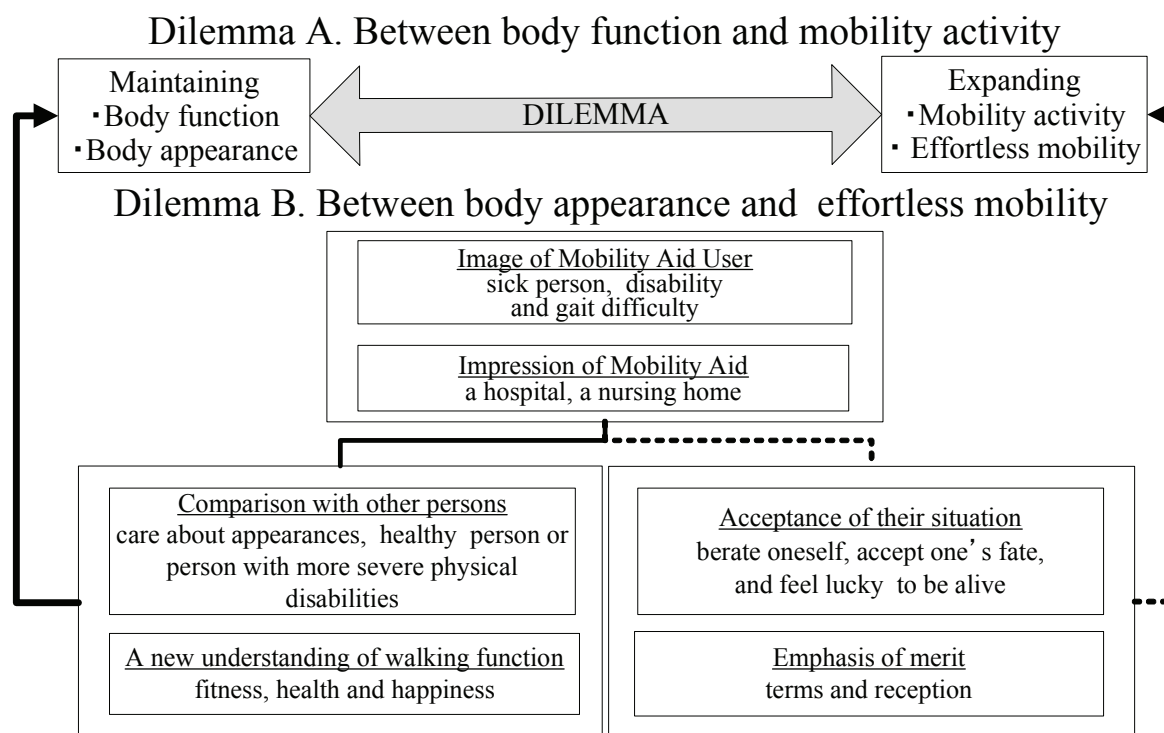


Fig. 2.5 The dilemma resolving process model of older persons

2.5.3 葛藤と折り合い

(1) 葛藤

ジレンマ A. によって生じる葛藤は、身体機能の低下を実感する高齢者が直面する抵抗感である。次に、高齢者が身体機能の低下によって、車いすの利用を迫られる状況になると、ジレンマ B. 車いすに乗ることで、体の不自由な人と見られることに対する新たな抵抗感が生じる。また、車いすが病院や老人介護施設を連想させる場合もあり、これらも抵抗感の要因となる。そして、それらの車いすに対するネガティブな印象は、高齢者が車いすを利用していなかった時点で持つ車いすの印象に依存し、車いすに乗っている人の印象と、車いすに乗ることになる自分の間にギャップを感じ、葛藤が生ずる。

(2) 折り合い²

車いす非利用者は、身体機能の低下が日常生活に支障を及ぼす恐れに対し、身体機能を維持するために、運動をすることでこの葛藤を軽減しようとする。車いす利用者は車いすを利用することになると、利用することになったのは自分の不摂生のせいであることや、生きていだけでも幸せであるという考え方をし、移動することの利点を重視するようになり、納得をしていく。また、車いすの利用経験があるが歩くことを選択した高齢者は、自分より重度の障害のある人と比較することで、歩けることの重要性を再認識する。さらに、多少歩行が困難であっても歩けることは幸せであると思いを転換することでその状況を納得している。

2.5.4 心理状況プロセスの特徴

福祉機器利用者が、車いすのような移動支援機器を利用する際になぜ戸惑うのか、歩行機能あるいは機器を用いた移動の選択肢における心理的なトレードオフ関係を明らかにし、その解決策となる要件を導き出す必要がある。そしてその要件の内容は、福祉機器の中でも、Wessels らが着目した福祉機器の不使用に関する報告から、同様の結果が認められたため、本研究で作成した心理状況プロセスを示す概念図の必然性を示すことができる。

本来であれば、概念図の妥当性の評価を行う際に、本プロセスを用い新たに多数のサンプルに対する試行を行うことで、同様の振る舞い (behavior) が発現するかどうかを調べる必要がある。しかし、本研究はこれまでのモデルとは異なり、機器開発に主眼をおく研究であるため、その妥当性の検証を行わない。そこで、妥当性を

² 折り合いとは、「互いに譲り合って一致点をみつけること (大辞林 第二版 三省堂 Web 版)」と定義される。ここでは、歩行が困難である自分自身を認めることを示す。

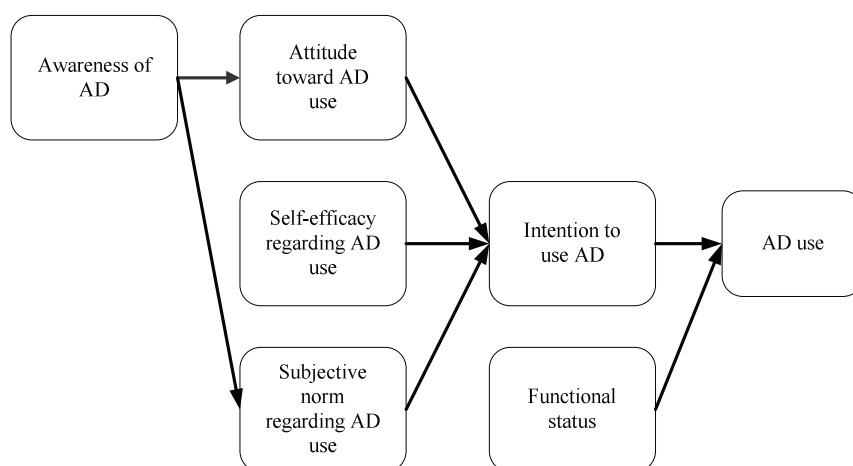


Fig. 2.6 Roelands' Model of AT use in older persons (adapted from Roelands et al. 2002)

示すために、福祉機器の利用に関して同様の視点を持つ社会認知モデルの一つを取り上げ、比較を行った (Lenker 2003)。

2.5.5 心理状況を示す概念図の妥当性と構成の必然性

これまで、福祉機器の利用評価の研究分野では、機器を利用することで何が変化したかを示す概念モデルが多数報告されている。その中でも、図 2.6 に示す福祉機器に対する意識と利用の関係を示した Roelands らの高齢者の福祉機器利用モデルは、本モデルと同様の視点を持つ社会認知モデルの一つである。本研究で作成した心理状況を示す概念図は、Roelands らのモデルと同様に機器の利用者に対する心理的な状況を把握することが可能である。それに加えて本研究で作成した概念図では利用者が抱く機器に対する心理的なトレードオフの関係を明示する構成にしたことで、機器に必要な要件を導くことができるようになり、機器開発へ応用することが容易となる。

また、作成した概念図をある対象者が車いす（福祉機器）を利用し始めるプロセスに当てはめると、供給された福祉機器の不利用に関する Wessels らの報告により示された「障害受容のプロセスは福祉機器の利用に大きく影響されること」、「患者が機器を利用するかは本人が自分自身および福祉機器に抱く期待に影響されること」、を説明可能である。したがって、本研究で取り扱った身体機能の衰えを自覚しており、それに対して折り合いをつけて生活していかなければならない高齢者を対象とした、移動支援機器の開発に適用することは妥当であると考えられる。

なお、本調査により作成された概念図は、調査協力者となる 12 名の高齢者の調査結果を反映した概念図である。そのため、すべての高齢者を包含したものではないが、一部の高齢者の現実的な状況における代表例として捉えることが可能である。これによって、これまで高齢社会における人口分類として画一的に捉えられてきた

高齢者の現状を、より深く捉えることが可能であると考える。

2.5.6 新たな移動支援機器の開発要件

以上より、高齢者の移動支援機を利用する際に2つのジレンマが生じることが明らかになった。そして、これらの要因となるのが、機器を使用することで身体機能が低下するのではないかという不安（身体機能の低下）、機器を使用することで障害者として見られるのではないかということへの抵抗感（歩けないことを示す身体表象）、機器を使用することで楽に移動ができ、行きたいところへ行けると期待（移動機能向上に対する期待）であることが分かった。したがって、このジレンマを軽減するには、身体機能・身体表象・移動機能の3つを考慮した最適な解を求めることが開発要件となる。

2.6 小括

本研究では、在宅生活をする高齢者を対象に、移動支援機器の捉え方や機器に対する印象の調査を行った。調査の結果、機器利用の阻害要因として、車いすに対する心理的な抵抗感の存在が示された。この抵抗感の詳細を明らかにするために心理状況の分析を行いそれらを可視化するための概念図を作成した。さらに、この概念図を基に抵抗感を軽減するための、新たな移動支援機器の開発要件の提案を行った。その結果、以下の結論が得られた。

- (i) 質的研究アプローチを用いた調査により、車いすを利用する際には、身体の機能と表象に関する2つのジレンマが発生することが分かった。
- (ii) 機器を利用することで生じる表象に関するジレンマにより発生する抵抗感は、歩行が可能である姿を示すことで軽減する可能性があることが分かった。
- (iii) 抵抗感の詳細や発生プロセス分析することで、当事者から語られた生データである質的データから得られた葛藤や悩みを含む心理的な状況を可視化し、移動と身体機能と身体表象の3つの観点を総合的に取り込んだ開発要件を抽出した。

今回明らかになった車いすに対する抵抗感のような、個人の内面に生じる精神的（感情的）な問題は、使われる機器を開発する上で、無視することのできない問題である。また、当事者の心理状況において機器に対する印象が変化することが認められたことは、機器開発プロセスにおいて、生活状況や身体状況に心理状況を加えた複合的な分析手法が必要であることを示しており、そのような分析手法を用いることで、より有用な機器開発が期待される。

第3章 概念設計と要求仕様

3.1	緒論
3.2	概念設計
3.3	機器構成
3.4	要求仕様
3.5	技術課題の明確化
3.6	小活

3.1 緒論

本章では、前章より得られた開発要件をもとに抽象化を行い、機能構造の構築および設計解原理の探索を行う。ここでは、設計概念の作成から設計解に到るプロセスを述べる。その概要および主要なフェーズを下記に示す。

- (i) 開発要件を定義し、心理的な負担を軽減する可能性と条件を明確化する。
- (ii) 具体的な機器の構成を決定するために、人間と機械（Human-machine system）の特性を整理し、それぞれに要求される機能を検討する。また、範例モデルを応用して構成要素を決定し機器のコンセプトを明確化する。抽出された構成要素はからそれぞれ個別の要求される機能と要素間の相互的な関係によって要求される機能を抽出する。
- (iii) 移動支援機器の利用環境や高齢者の身体状況を考慮した要求仕様を決定する。また、安全性を考慮した基本設計を行うために、想定されるリスクの検討を行うことで、基本仕様を決定する。
- (iv) 各要素の技術課題としては、既存技術の調査と分類を行い、必要となる技術課題を明確にする。

以上のようなプロセスで概念設計を行うことで、開発要件を満たす全体の機能、機能を実現する原理とその組み合わせが具体化され、実体設計につながる事が可能となる。

3.2 概念設計

3.2.1 開発要件の定義と明確化

第2章より、車いすの利用を迫られた高齢者の心理的なストレスの要因が「身体機能の低下」、「移動活動の低下」、「障害者として見られることに対する抵抗感」であることが分かった。しかし、高齢者の抱くジレンマは、加齢による機能低下が起こるために完全になくなることはない。したがって、このようなジレンマを抱える高齢者に移動支援機器を導入するためには、使用者の心理的な抵抗感や葛藤を軽減し、折り合いを付けやすい機器を開発することが開発要件となる。つまり、「身体機能の維持」や「移動活動の維持・拡大」、「他者の視点から見た歩行姿勢」を考慮することが、高齢者の移動支援機器に対する抵抗感の軽減に有効であると考えられる。

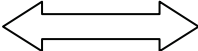
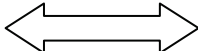
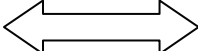
ここで、これらの3つの要件を定義し、同時に解決することを要件とした。それらはそれぞれ以下のように定義される。

- A. 身体機能の維持は、生体内で発生する移動（歩行）時に必要な筋や関節の運動を維持すること
- B. 移動活動の維持・拡大は、日常・社会生活における行動・移動活動を維持・拡大すること
- C. 他者の視点から見た歩行姿勢は、特別な姿勢や動作を指示することなく、自由に自然な姿勢や歩容を示すこと

3.2.2 心理的な負担を軽減する機器の役割

この3つの要件と予測される心理的な負担の関係を表3.1に示す。

Table 3.1 Estimated psychological burden and mechanical function

Predictable psychological conflict	(a) : Large	(b) : Middle	(c) : Small
A. Body function	Depression		Improvement
B. Mobility activities	Reducing		Expanding
C. Body appearance	Sitting		Walking

この表は、身体機能の向上と低下、移動範囲の拡大と縮小、歩行の姿勢を見せることが可能か否かといった開発機器の特徴について、高齢者が感じる心理的な抵抗感をまとめたものである。この表の特徴は、分類要素の項目として他者の視点を取

り入れたことと、各要素を予測される心理的な負担によって分類したことにある。この表により、これまであまり明確にされなかった機器を使用している際の外観という機能を考慮して機器を分類することができる。また、新たに機器を開発する際に対象者が機器に対して抱く恐れや期待を考慮した設計要件の機能分類が可能となる。

例えば身体機能の低下の恐れ A- (a) はあるが、身体をサポートする必要はあり、移動機能を維持し B- (b)、座位を取らざるを得ない C- (a) 場合には、{A- (a), B- (b), C- (a)} と分類でき、車いすなど生活を重視した機器が導かれる。身体機能の向上 A- (c) を目指し、移動性は重視しない B- (a) が、歩行がしたい C- (c) 場合には、{A- (c), B- (a), C- (c)} と分類でき、リハビリテーション機器などのトレーニング要素を備えた機器が導出される。

本研究では身体機能を維持し A- (b)、移動範囲を拡大させ B- (c)、他者から見て歩行運動 C- (c) を実現する {A- (b), B- (c), C- (c)} の人を対象とした移動支援機器を開発コンセプトとした。

一方、本コンセプトと既存の機器とを比較したものを表 3.2 に示す。この表は、要求される機能に対する実現の可能性を示したものである。○は実現が可能、△は限定的に可能、×は実現の可能性が低いものである。したがって、他の機器の機能と比較し本研究で開発する機器は、既存の機器の機能では実現することが困難であるといえる。

Table 3.2 Comparison between new concept and existing products

Required function	New concept	Walking-stick, Rollators	Wheel chair	Powered wheelchair	Trainer
Maintaining body (walking) function	○	○	×	×	○
Expanding mobility activities	○	△	○	○	×
Keep walking appearance	○	○	×	×	×

3.3 機器構成

3.3.1 人間と機械にみる全体機能

機器の構成や要求機能、人間の機能を考えた場合、本システムは人間・機械シス

テムとして置き換えることができる。林 (1971) らは人間・機械システムにおいて、人間と機械との仕事の分担，人間と機械との融合，全体のシステムの中で人間の利用する道具や計器空間，作業姿勢はどうすればよいか，全体のシステムの評価，を重要な設計課題としている。

前述の開発要件においてこれらの課題は，身体機能と機器の機能の分担，身体と機械の融合としての操作インタフェース，全体のシステムにおける人間の感覚へのフィードバック，身体表象としての姿勢として捉えることができる。図 3.1 に，人間・機械システム (ノバート 1967) としての移動支援機器を示す。それらの関係は，次のように説明することができる。

人間側の要素は身体感覚 (sensory system)・中枢神経系 (central nerve system)・身体機能 (physical function) の3つの要素からなり，それらが身体運動を発現し，身体表象 (body appearance) として表される。また，機械側の要素は，操作器 (operation system)・処理制御系 (control system)・機器機能 (mechanical function) の3つの要素からなり，それらが機器を作動し，機器の機構や形状 (mechanical shape) として表される。ここで人間側と機械側を接続する部分であるインタフェース部は，機械の状態を人間が知覚するための感覚器との関係と，機械を操作する身体機能 (筋・骨格) と操作器との関係の2つの関係で示すことができる。

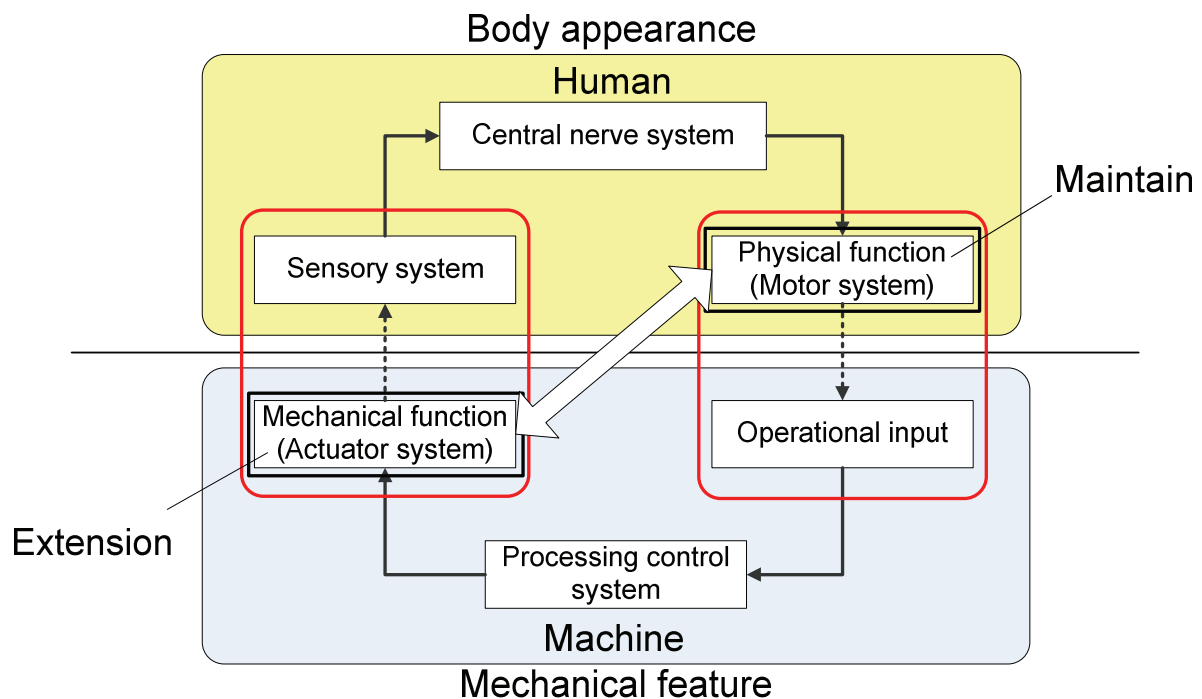


Fig. 3.1 Human-Machine system

ここで、開発要件を満たすためには身体機能は維持され、移動機能である機器の機能は拡大することから、処理制御系によりこれらの関係を増幅するシステムを構築する必要がある。また、それによって身体には移動機能が増幅された感覚を知覚することが予測できる。

この身体と機械における2つのフェーズは、先に定義された開発要件を満たす機器の構成要素となり、図3.2のような関係として示される。開発要件を満たす身体および機器の要求を示すと、移動支援機器に要求される機器構成 (mechanical phase) は、入力となる操作の方法 (operational input), 出力となる機器の機能 (mechanical function), 相対的な外観や動きを表す機器の形状 (mechanical feature) に分類することができる。一方、人間側の要素として要求される身体構成 (bodily phase) は入力となる身体感覚 (body perception), 出力となる身体機能 (body function), 外観や動きを表す身体表象 (body appearance) に分類することができる。

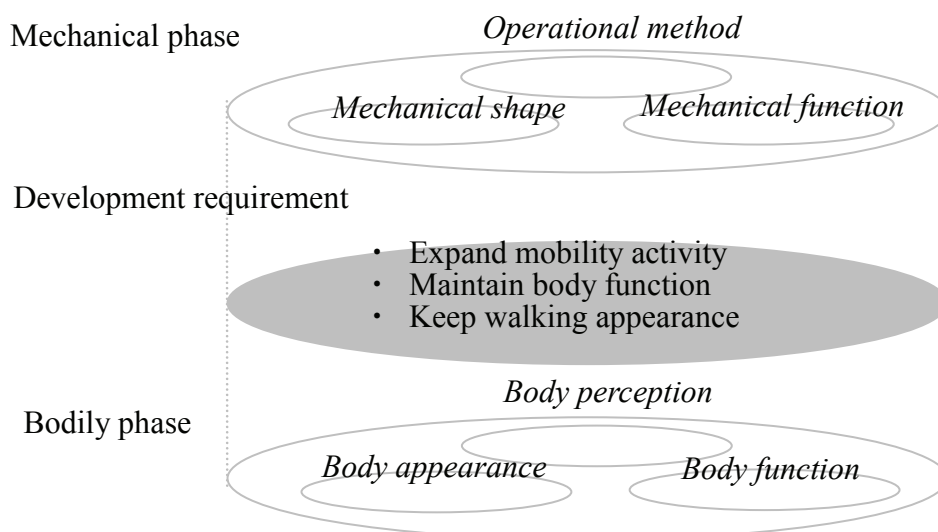


Fig. 3.2 Development requirement between bodily and mechanical phase

3.3.2 機器構成の決定

(1) 範例モデルの応用

開発する機器の構成を具体的にするために、図3.3に示した範例モデル(吉川 1985, 1997)を用いて構成要素を決定する。上記に定義した開発要件および3つの要件を、下記に示す。

$$T = T^1 \cap T^2 \cap T^3 \tag{3.1}$$

ここで、 T は開発要件、 T^1 = 身体機能の維持 (生体内で発生する移動歩行時に必

要な筋や関節の運動を維持すること), T^2 =移動範囲の維持・拡張 (日常・社会生活における行動・移動範囲を維持・拡張すること), T^3 =他者の視点から見た歩行姿勢 (特別な姿勢や動作を指示することなく, 自由で自然な姿勢や歩容を示すこと) である. ここで, T^3 は身体の状態を示す要件のため, 機器の構成を考える上での姿勢や動作を導く条件とした.

(2) キーワードと部分機能

ここでは, まず初めに各要素のキーワードをそれぞれ, トレーニング要素, 移動要素, 歩行, 歩容の要素とし, 対応する既存機器および身体状況を著者の知る限り記した. まず, T^1 について検索すると, 長距離を歩行する通常歩行・ペダリング歩行器・ルームランナー, 足踏み歩行などが検索され, それらの機能を分析すると, 歩行・ペダリング・トレッドミルベルト・足踏み装置といった機能に分類することができる.

それと並行に, T^2 について検索を行うと, 車・戦車・HAL・二足歩行ロボット・竹馬といった機器が検索された. それらの機能を分析すると, 車輪・無限軌道・外骨格・二足・竹馬などの機能に分類することができる.

T^3 については, 歩行を上肢の運動, 下肢の運動, 体幹の運動に分類し, それぞれが行う操作系を分析した. 上記の運動を用いることで実現可能な操作型としては, ハンドル, ジョイスティック, ボタン, モーションセンサ, 力センサなどがあげられる.

(3) 機器構成要素の決定と条件

3 つの開発要件を基に抽出された機器の構成は, 複数存在する. そのため, ここでは開発時間 (1~3 年) と開発実現性 (1~3 年で実現が可能な技術課題構成) を評価基準として, 複数解から最適解を見つけるマトリクスを作成した.

$$T = T^1 \times T^2 \times T^3$$

$$= \begin{bmatrix} \textit{natural_walking} \\ \textit{pedaling_walking} \\ \textit{treadmill_walking} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \textit{wheel} \\ \textit{endles_strack} \\ \textit{external_skeleton} \\ \textit{stilets} \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \textit{handle} \\ \textit{joysthick} \\ \textit{button} \\ \textit{body_gradient} \\ \textit{hand_swinging} \\ \textit{leg_swinging} \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

このとき、開発条件 S_1 , S_2 は、下記のように設定した。

$$S_1 = \{\text{開発にかかると予測される時間}\} \leq 3\text{yrs} \quad (3.3)$$

$$S_2 = \{\text{実現が可能な技術課題構成}\} \leq 3\text{yrs} \quad (3.4)$$

その結果、抽出した機器の例を図 3.4 に示す。(a) は歩行運動によって操作する移動支援機器、(b) は腕の振りによって操作する機器、(c) は端座位（立位に近い座位）を取ることで下肢の筋力を維持する機器である。いずれも身体の下肢や上肢の機能を維持しつつ移動活動を実現する機器である。

本研究では、一つの開発事例として、図 3.5 に示す機器を開発することとした。この機器を先に述べた開発要件に照らし合わせ構成を検討する。 T^1 の要件を満たす構成としては、身体に対する拘束が少ないと考えられるトレッドミル状の歩行面を採用した。次に、 T^2 を満たす駆動系に関しては、トレッドミルは車両に接続することが可能なことから、車輪によって駆動する形状とした。その結果、移動性や移動効率が良く拘束条件の少ない車輪型を採用することとした。これにより、車輪付きトレッドミルがベースとなる。さらに、 T^3 を満たすために、歩行運動を阻害しない方法を抽出した。また、歩行時に直感的に方向変換が可能とするため、上肢の回旋運動を利用したハンドルタイプの操作系を選択した。これによって、ハンドル操作式車輪付きトレッドミル歩行を構成要素として決定した。ここで、この移動支援機器は、歩くことによって移動するイメージを提示するため、Tread-Walk と名付けた。

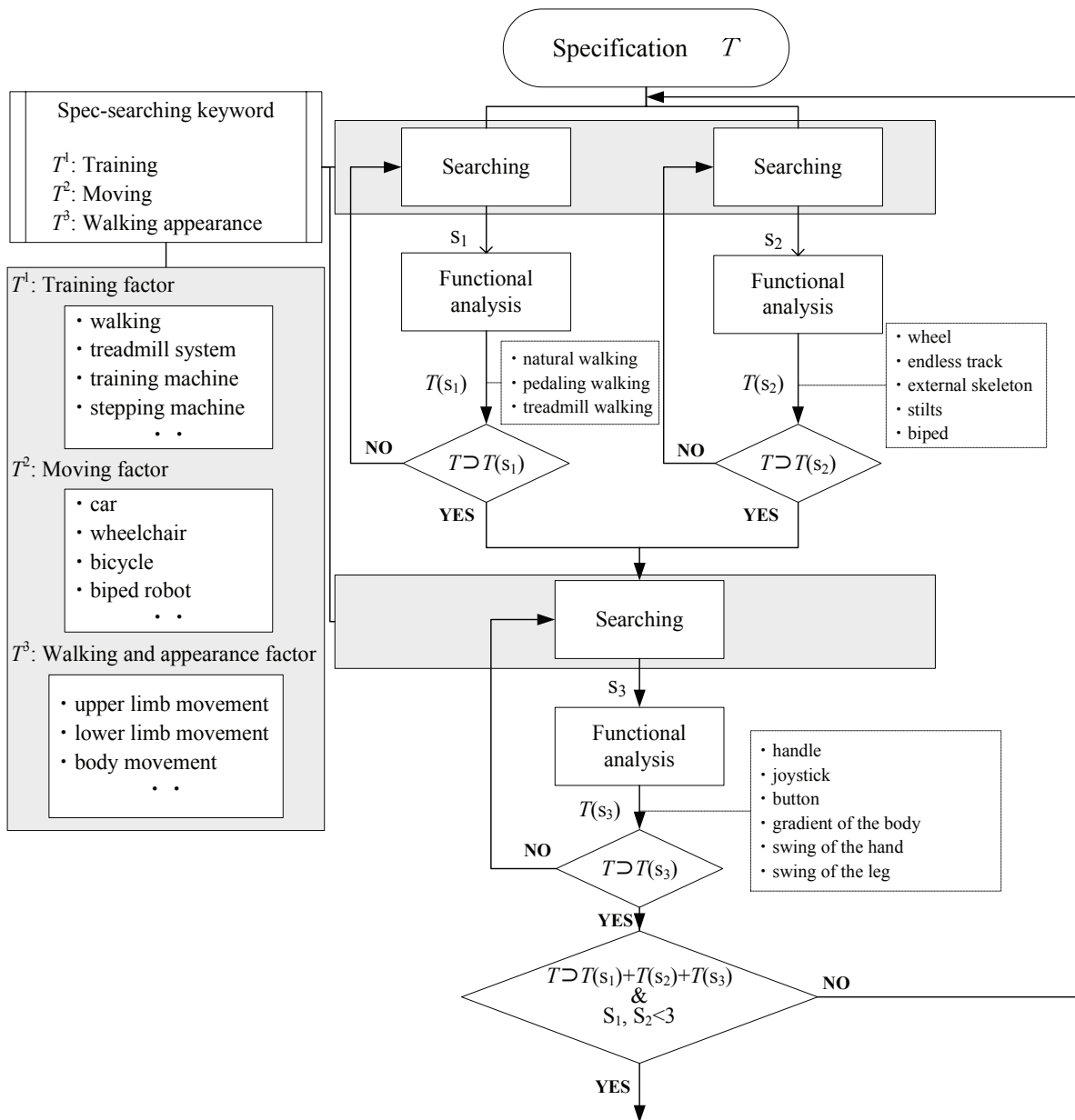


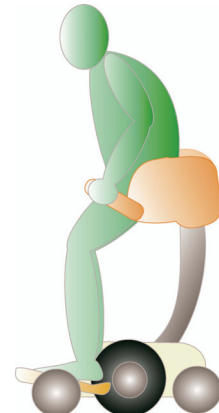
Fig. 3.3 Component parts determination using exemplum model



(a) Using gait movement



(b) Using arm swing



(c) Using lower limb muscles

Fig. 3.4 Example of proposal

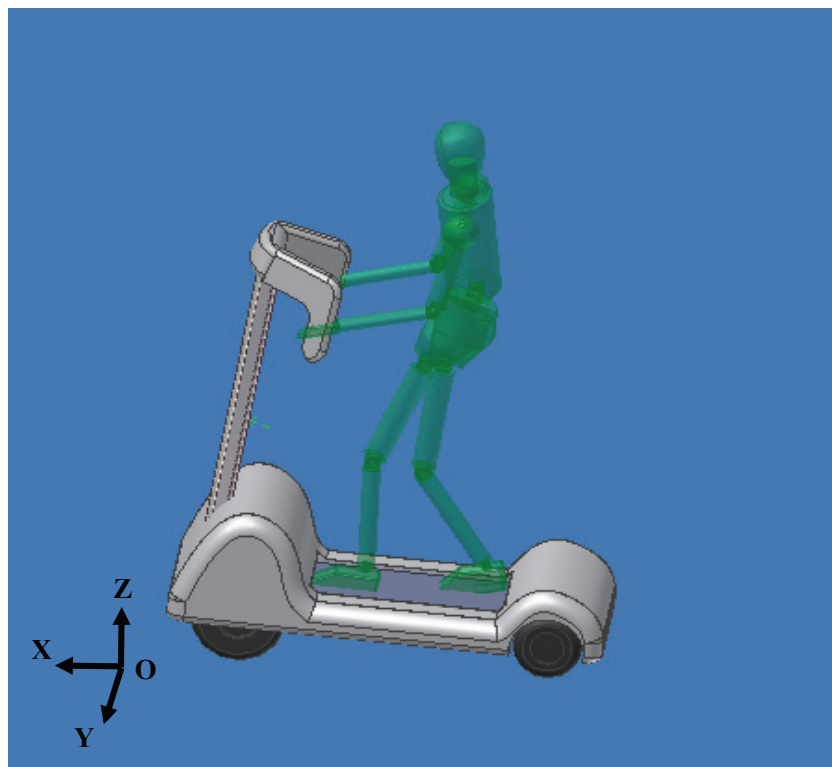


Fig. 3.5 Image concept of the new mobility aid (Tread-Walk)

3.4 要求仕様

3.4.1 利用環境と要求仕様

本研究で開発する車両は、屋外用で近距離の移動に利用するものとし、同様の用途に利用されるハンドル形電動車いす（電動カート）の仕様を参考にする。したがって、JIS T9203 自操ハンドル形で規定された4輪タイプのハンドル形電動車いすの寸法や走行性能に準拠するものとする。表 3.3 にハンドル形電動車いすの外寸を示す。道路交通法では、ハンドル形車いすは歩行者として位置づけられており、屋外環境では主に歩道を走行する移動機器である。利用用途としては買い物や近距離の移動を想定しており、高齢者の利用が多いと言われている。ハンドル形電動車いすの利用場所としては、屋外の他に鉄道の利用を可能としているが、それらは空間寸法における最小回転半径に依存するところが大きい（国土交通省 2003）。

屋外環境においては段差や坂道などの傾斜が存在するが、JIS T9203 登坂性能試験（斜面角度 10 [deg]を登坂可能か）・坂道走行試験（斜面角度 6 [deg]の S 時走路を走行可能か）・段差乗り越え試験（助走無しで 25 [mm], 500 [mm], 手前から 40 [mm]）を参考にし、駆動輪径や車両構造を決定する。

本研究では、利用環境に次の条件を与える。

- (a) 屋内あるいは屋外の広い場所（私有地あるいは利用が許可された公道）
- (b) 起伏が激しくなく、最大段差は 300 [mm]程度、最大傾斜角度は±8 [deg]程度
- (c) 路面環境はアスファルトあるいは舗装した路面環境

以上のような空間を想定し、基準寸法を JIS T9203 の自操ハンドル形を参考にすることとした。ただし、外寸については人間の動作特性や身体寸法を考慮する必要があるため準拠することとした。

Table 3.3 Japanese Industrial Standard of powered wheelchair with handle

項目		最大値
外寸	全長	1,200 [mm]
	全幅	700 [mm]
	全高	1,090 [mm]
最高速度		6.0 [km/h]以下
回転性能		幅 1.2 [m]の直角路を曲がれる

3.4.2 身体機能と要求仕様

人種や性別、年齢により身体の寸法や特性は異なるため、仕様の基準となる体形や身体機能を設定する必要がある（生活工学研究センター 2004）。本研究では、日本人の高齢者の身体寸法や特性に合った設計を行うために、下記のデータベースを利用した。ここでは主に製作する機器を構成する駆動部や歩行部、ステアリング部の寸法や形状などの仕様を検討する。

- (a) 人間特性データベース（独立行政法人 製品評価技術基盤機構）
- (b) 人体寸法データベース（産業技術総合研究所 デジタルヒューマン研究センター）
- (c) 人体計測データベース（社団法人 人間生活工学研究センター）

(1) 車両駆動部

駆動輪の要求仕様は、3.4.1 節の利用環境によって決まることが多いが、駆動輪配置は、以下の条件を考慮する。

- (a) 搭乗者の車両への乗り降りが容易な乗降スペース
- (b) 搭乗者の旋回時の体幹の旋回中心と車両の旋回中心が近づく駆動輪配置
- (c) 搭乗者の体重を高齢者の平均体重とした車両の設計
- (d) 長時間、長距離の利用

- (a) **乗降スペース l_{go}** ：車両への乗降スペース（図 3.10 参照）の基準として、人間の足長と臀部厚径を採用する。図 3.6 に足長の分布、図 3.7 に臀部厚径の統計的なデータを示す。物理的に必要なスペースの最小値としては足長の 270 [mm] と設定する必要があるが、視覚的に十分スペースがあり乗降場所であると確認できるサイズを臀部厚径とし、それを基準として 300 [mm] と設定した。

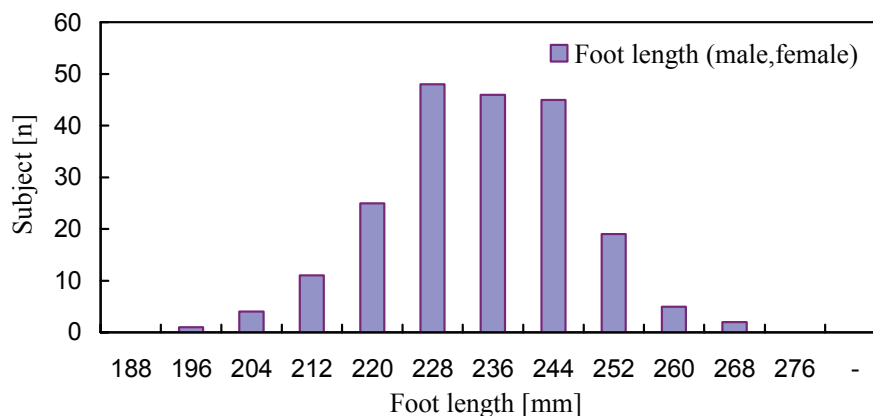


Fig. 3.6 Foot length

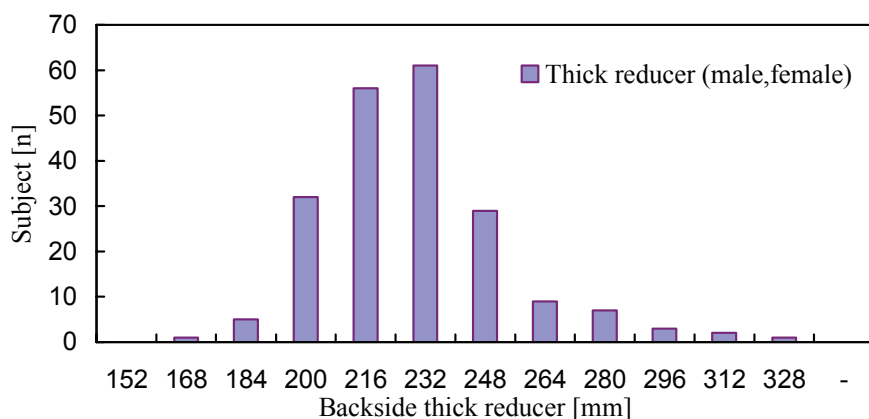


Fig. 3.7 Backside thick reducer

- (b) **車両の構成**：車両移動機構は，駆動輪の位置によってその挙動が決定される．特にモータ駆動の車両移動機構は，図 3.8 に示す電動車いすの車輪配置からその種類を把握することができる．現在最も一般的に用いられる車輪配置は後輪駆動であり，その他に前輪駆動，中輪駆動，4 輪駆動などが存在する．近年では，前輪キャストがパワーステアリングの物や，全方向移動キャストなどを用いる物もある．電動カートと称される電動 3 輪・4 輪車は，前輪操舵式が特徴であり，T 字やループハンドルをステアリング機構として持つ．また，階段昇降システムや悪路走行を実現する i-bot (independence 4000) は，特殊な 4 輪を持つ車両移動機構である．さらに，図 3.9 に示す Segway 社が開発した Segway はジャイロセンサを用いた二輪移動機構によって，Permobil 社の Entra Vertical は四輪機構によって立位姿勢で安定した乗車が可能である．

本研究では，搭乗者が立位姿勢と類似した歩行姿勢をとるため，ヒトの歩行時の回転半径に近い挙動を実現するのが望ましい．そこで，前輪駆動および後輪キャスト輪とすることで，車両回転中心がヒトの重心位置の前方に位置するように駆動輪を設置することとした．しかし，図 3.10 に示すように旋回中心と体幹中心位置を近づけるためには，駆動輪を車両中央部に設置する（中輪駆動）にする必要があるが，これらの 2 点はトレードオフの関係（旋回中心を中心にする，つまり中輪駆動にすると乗降スペースが狭くなる関係）を持つため，ここでは駆動輪を前輪に配置し，乗降スペースが 300 [mm]以上となるように設計する必要があることが分かった．

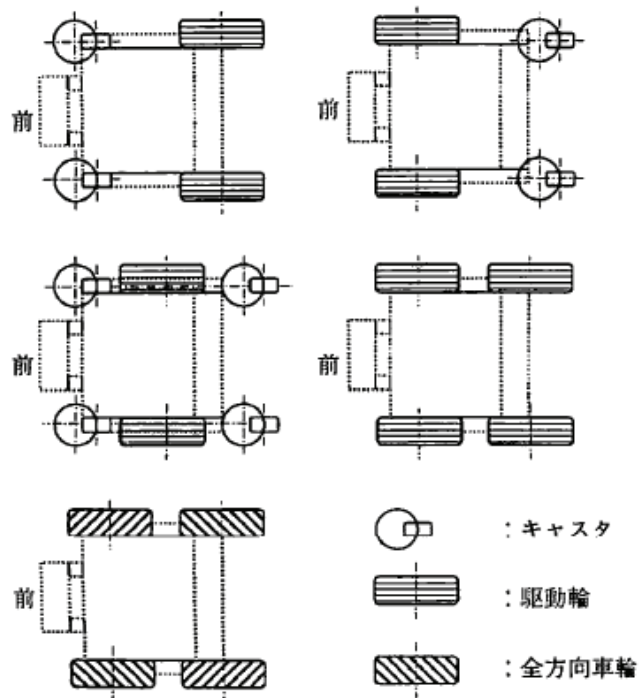


Fig. 3.8 Wheel formation of powered wheelchair (plan view)
(Robotics Handbook 2005)



(a) Permobil (Entra Vertical)



(b) Segway (i2 Commuter)

Fig. 3.9 Wheeled moving system with standing position

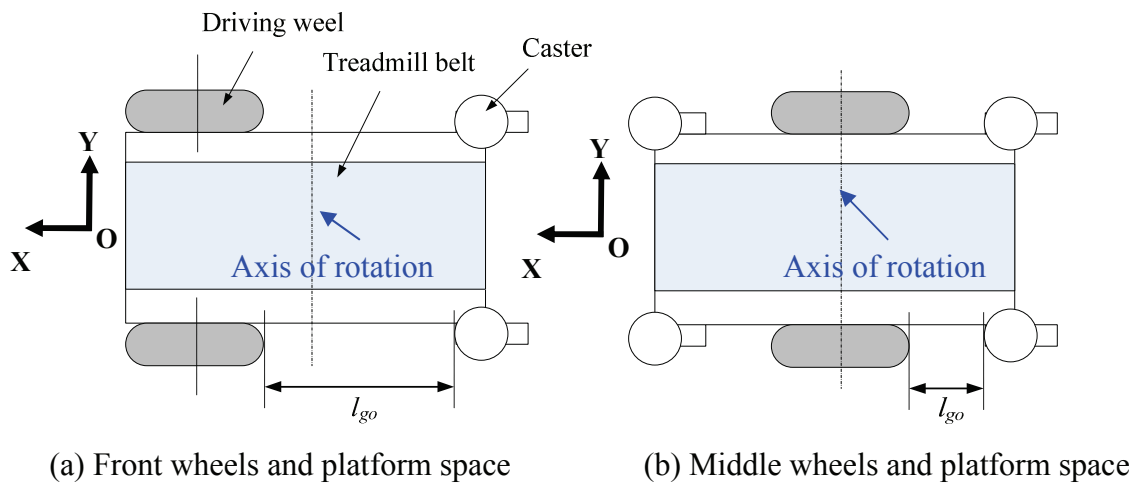


Fig. 3.10 Position of driving wheels

(c) 耐荷重 W_h : 図 3.11 に若年者および高齢者の平均体重を示す. 高齢者の平均体重は, 男性 61 [kg], 女性 55 [kg]であり健常者の平均体重と同程度である. そこで, 本車両を設計する際の基準とする耐荷重を 61 [kg]以上とする. また, 車両や二輪車などの設計や車両テストに採用される人間の体重として使われる耐荷重が 80 [kg]を基準としていることが多いことから, 80 [kg]を基準として設計を行うこととした.

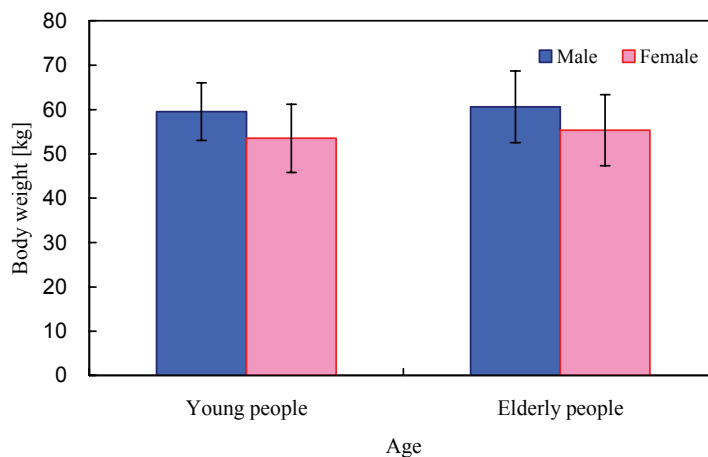


Fig. 3.11 Body weight

(d) 連続利用時間 : 電源は充電可能なものとし, 走行距離 15 [km]程度, または 4 時間程度の使用を考え, 一般的な電動車いすや電動カートに用いられている鉛蓄電池を用いることとした.

(2) 操作ステアリング (ハンドル)

車両の操作方法としては、ジョイスティック・レバー・方向スイッチ・自動車のハンドルなど様々あるが、車両の旋回角度とハンドル角度が視覚的に理解しやすいよう、図3.12に示すように中央を回転中心として回転する1本の操作ハンドルを選択する。

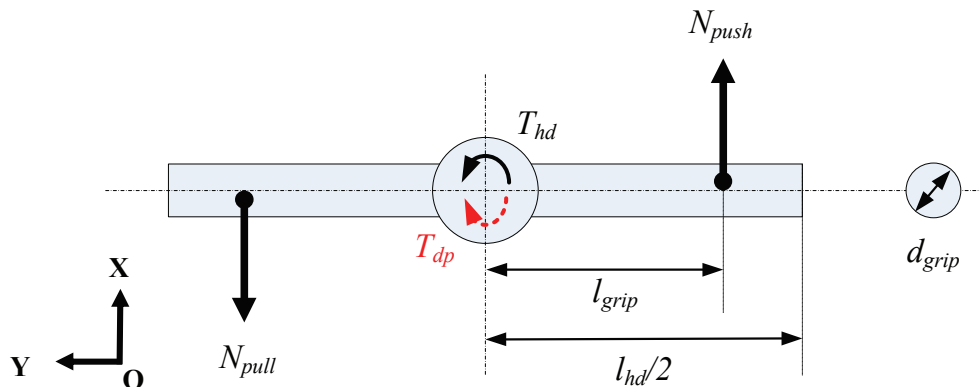


Fig. 3.12 Grip position and handle torque

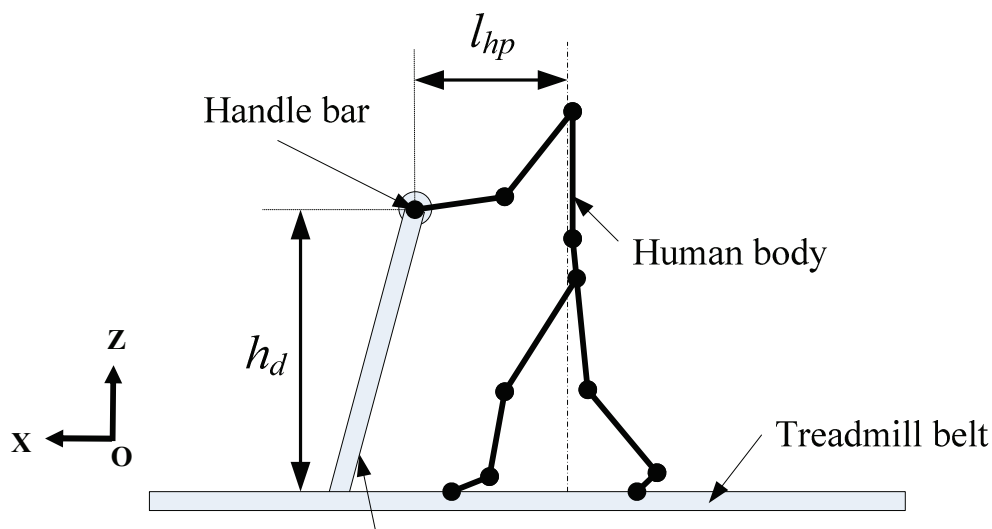


Fig. 3.13 Handle height and standing position

- (a) ハンドル長さ l_{hd} : 図3.14に高齢者男性, 女性の肩峰間の距離を示す. ここでは, 最大値となる高齢者男性の左右肩峰間の平均距離 400 [mm]を基準とし左右 20 [mm]程度の余分長さを設け 440 [mm]が必要なハンドル長さとした. また, ハンドルが車両歩行面幅よりも大きいと外部環境や人に接触する危険性があるため, 車両歩行面幅以下となるように設計する. なお, 車両歩行面幅は次項目 (3) 歩行面トレッドミル部で決定する.

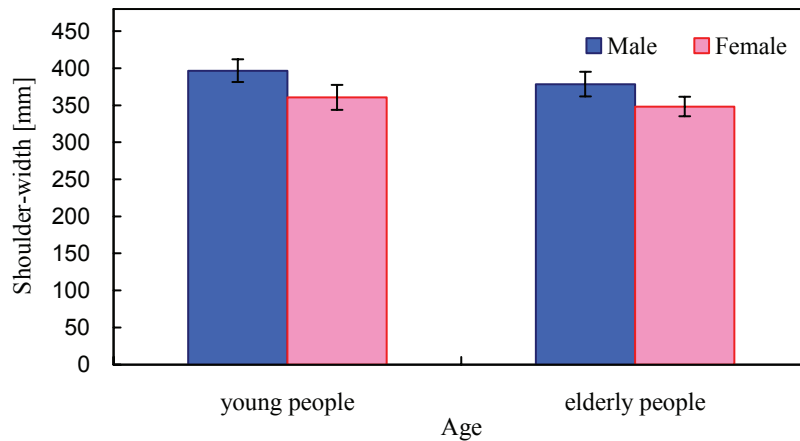


Fig. 3.14 Shoulder length

- (b) ハンドル握り径 d_{grip} : 図 3.15 は円柱の握り内径・内径（指示）を示している。内径はそれぞれ年齢によって大きな差はなかったため、基準内径として高齢者群の握り内径（指示）約 37 [mm]とし、最大内径を高齢者群男女の握り内径約 40 [mm]以下にすることを必要とする。また、実際に手に触れる部分には滑りにくく柔らかい握り感覚が得られるようウレタン素材のカバーを取り付ける。そのため、カバーの厚みを考慮してハンドル径を 5~10 [mm]程度小さく設計する必要がある。

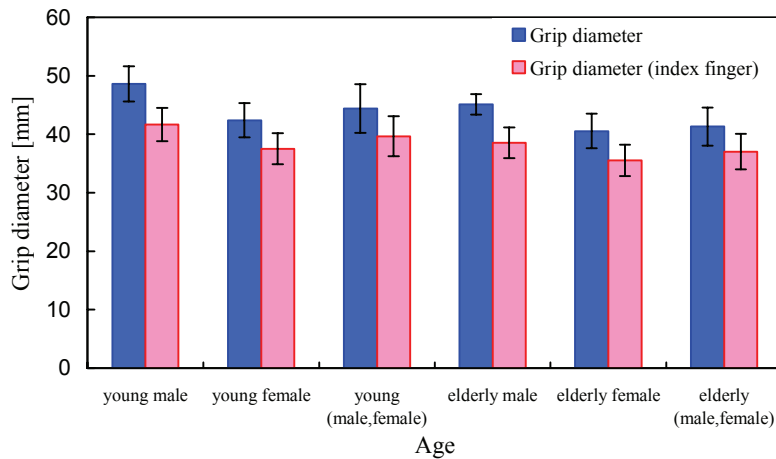


Fig. 3.15 Grip size

- (c) ハンドルを押し力, 引く力 N_{push} , N_{pull} : 図 3.16, 3.17, 3.18, 3.19, 3.20, 3.21 は 0.8 [m]~1.0 [m]の高さでハンドルを押し力と引く力の平均値を示している。ハンドルを押し力と引く力を比較すると引く力の方が大きく、最大で 103.5 [N]であった。今回採用したハンドルレバーの中心を回転中心として左右の支点に力を加えた場合、引く力の方が強くなるためハンドルが回りやすくなり、直進

性が低下する可能性がある。そこで、回転中心に抵抗を与えある程度回りにくくすればハンドルのぐらつきは軽減すると考えた。しかし、どの程度の抵抗を与えることが最適か分からなかったため、回転中心に可変式のダンパーを取り付けることとした。その際、ハンドル支点から 160 [mm]の位置にかかる最大の力を 103.5 [N]とした場合、16.6 [Nm]のトルク T_{hd} が発生するため、0 [Nm]~8 [Nm]程度のトルク調整 T_{dp} が可能で、最大使用角度が 90 [deg]以上の揺動ダンパーを選定する必要があることが分かった。

- (d) **ハンドル高さ h_d** : 図 3.13 は矢状面から見たトレッドミルと人間の位置関係を示している。このとき、ハンドルと人間の体幹の距離は約 $l_{hp}=350$ [mm]とした。ハンドルを握った際に、最も力の入りやすい高さを基準とする。図 3.18, 3.19, 3.20, 3.21, において押す力と引く力、それに応じた高さを比較すると総合的に見ても大きな違いはなかったため、個人の実験に合わせられるよう歩行面からの高さを 950 [mm]とし、ハンドルバーの高さを ± 50 [mm]伸縮可能な構造とする。

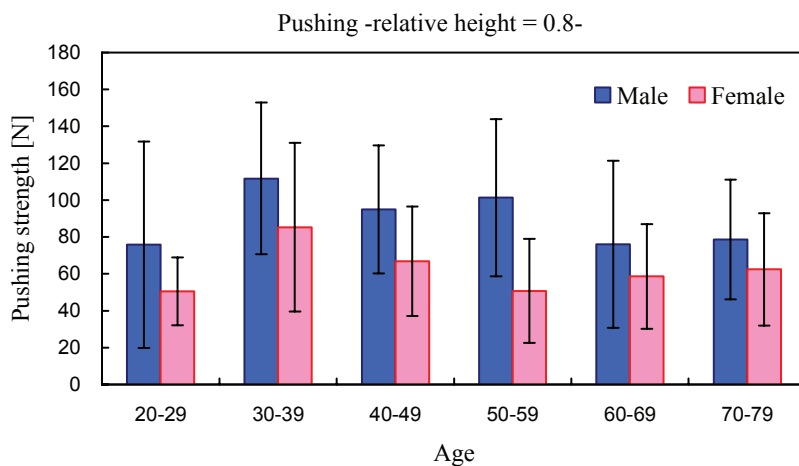


Fig. 3.16 Pushing strength (height=0.8 [m])

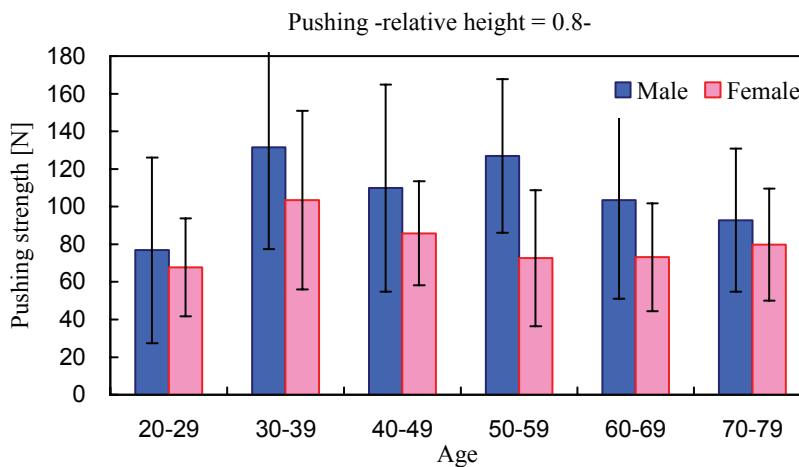


Fig. 3.17 Pulling strength (height=0.8 [m])

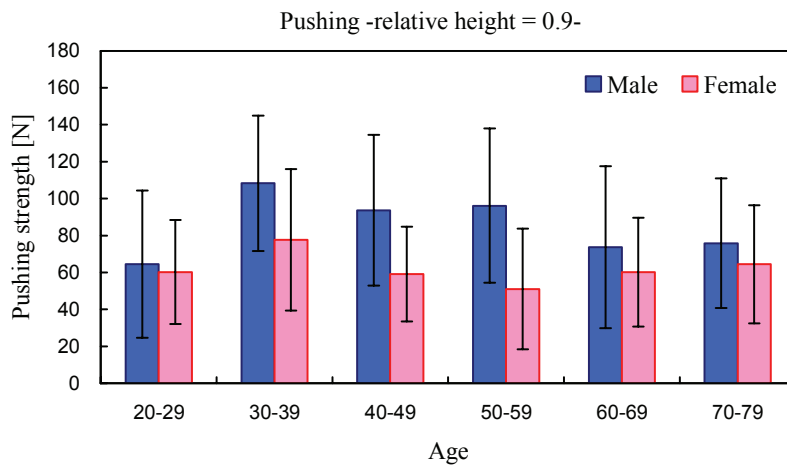


Fig. 3.18 Pushing strength (height=0.9 [m])

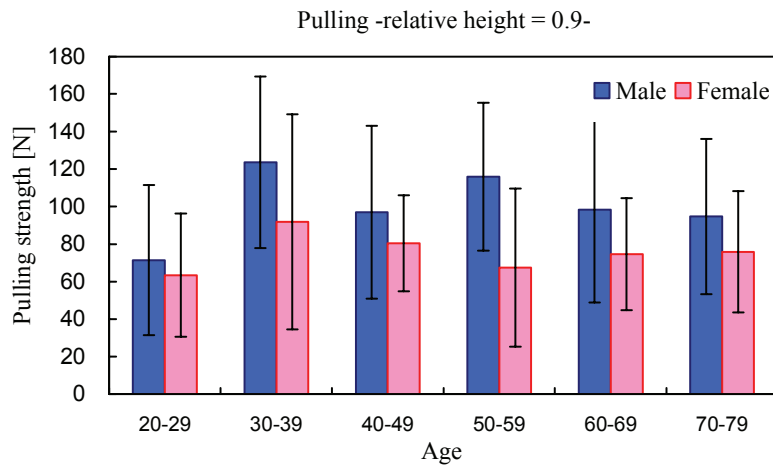


Fig. 3.19 Pulling strength (height=0.9 [m])

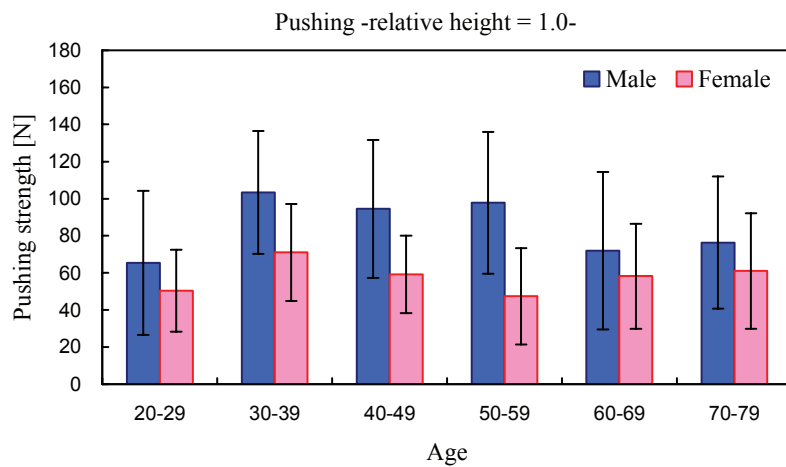


Fig. 3.20 Pushing strength (height=1.0 [m])

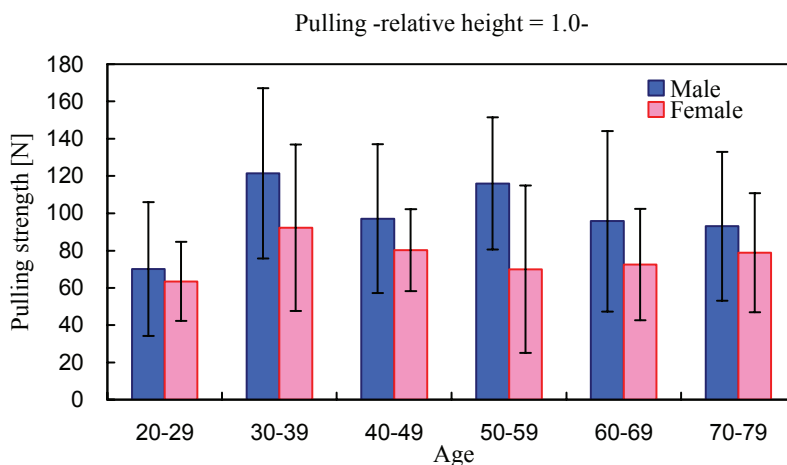


Fig. 3.21 Pulling strength (height=1.0 [m])

(3) 歩行トレッドミル部

歩行部の仕様を決定する際には、・ベルト寸法・歩行面高さ・歩行板寸法を決定する必要がある。図 3.22 に設計を行う際に必要となる寸法を示す。ここでは、次の条件を基に要求仕様を決定する。

- (a) ベルトから足が落ちないベルト長さ
- (b) 歩きやすい歩隔を保つためのベルト幅
- (c) またぎ動作によるつまずき防止のために低床の歩行面
- (d) 段差走行時における歩行面下部の接触防止

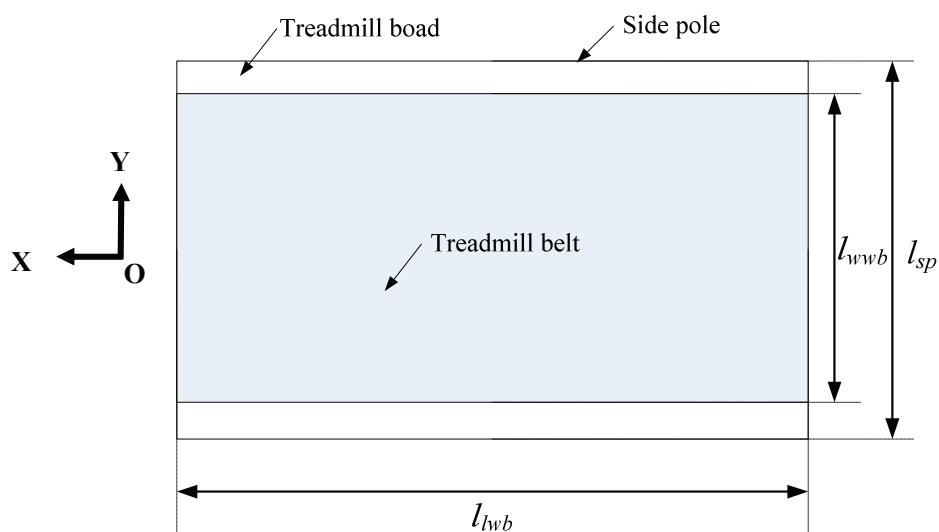


Fig. 3.22 Treadmill board and belt size

- (a) **ベルト寸法** l_{wb} , l_{wwb} , l_{sp} : 歩行ベルト長さは高齢者の自由歩行時の歩幅（平成 10 年度 NEDO 20 人計測）を基準とする。歩幅は 20 歳代や 30 歳代では男性約 700 [mm]~750 [mm], 女性約 650 [mm]と比較し, 60 歳代から 80 歳代では男性約 600 [mm]~680 [mm], 女性約 560 [mm]~650 [mm]と短い歩幅で歩行していることを示している。したがって, 最大長さ基準を約 680 [mm]とし, できる限り短くするように設計する。なお, 自由歩行時の平均速度としては 3.0 [km/h]程度を妥当とし, 最大歩行速度を 3.0 [km/h]とする。一方, ベルト幅はベルト上で歩行を行う際の左右の足部位置である歩隔の 2 倍である約 200 [mm]に足幅 100 [mm]を足した 300 [mm]以上とし, 肩峰距離平均 400 [mm]以内とする。
- (b) **歩行面高さ** h_{wb} : 歩行面高さは駆動輪のシャフト位置と車両の取り付け位置および段差を乗り越える際に歩行面底が地面と接触しないように設計する必要がある。駆動輪のタイヤ径が 12.5 [inch]のため, 地面からシャフト軸中心までの距離は半径の 158 [mm]となる。したがって, 158 [mm]を最大高さとし, 設計を行うこととする。
- (c) **歩行板寸法**: 歩行板寸法は, 長さ方向はベルト寸法に依存するため, 約 680 [mm]程度とする。また, 歩行板幅寸法 l_{sp} はベルト幅に横支柱幅を足した距離とする。

3.4.3 リスクに対する検討

(1) リスクアセスメント

平成 15 年に社団法人ロボット工業会が行った福祉用ロボットの標準化に関する調査において, リスクアセスメントの分析および評価の重要性が述べられている(社団法人日本ロボット工業会 2003)。リスクアセスメントは, 基本安全規格 ISO14121 において, 「機器類に付随する危険源の審査を系統的方法で実施可能にするための一連の論理的手順」と説明している。また, リスクを完全になくす事は不可能なため, リスク低減の優先順位の決定が重要となり, 実際のリスクアセスメントでは, リスク分析とリスク評価作業結果に基づく安全査定作業の必要性を述べている。これらの開発者が行うべき安全設計の背景には, ロボットにおける安全基準が産業用ロボットから医療・福祉用ロボットへ拡大してきたことや, 多くの国際安全規格が作成され, 体系化がなされてきたことがあげられる。本研究では, これまでになくシステムのため, 新たな危機におけるリスクの設定が難しいことから, ケーススタディをもとに機能試作に必要なリスクの検討を行うこととした。

(2) 開発機器（移動支援機器）の特徴

本移動支援機器の特徴的な点は, 高齢者の外出時における移動活動を支援する機器であることにある。そのため, 高齢者が一人で利用することを想定する必要がある。

る。また、操作能力が個人によって異なると考えられることから、ハンドルの誤操作や車両の転倒、歩行ベルトの踏み違いに対する対策が重要となる。さらに、利用者以外の利用環境内の対人・対物などによる危険源や事故などの危険性も考慮する必要がある。

(3) 想定されるリスク

表 3.4 に、Tread-Walk を利用することで発生すると考えられるリスクの分析とその対策を記す。機器の使用状況は、利用者と移動支援機器、移動支援機器と第三者、移動支援機器と外部環境の主に 3 種類に分類することができる。それぞれの分類に従い、想定可能な危険源と危険状況の抽出およびそれに対するリスクの見積を行った。また、それらの対応策として、ここでは本質的安全設計と追加予防策を示した。しかし、今回開発を行う機能試作機においては、実現が可能な部分においてのみ対応することとし、その内容を記した。

Table 3.4 Risk analysis of the mobility aid, Tread-Walk

機器使用状況	危険源・危険状態	リスクの見積・評価	本質的安全設計・追加予防策	機能試作での対策
利用者が移動支援機器上で歩行する	乗降時につまずく	傷害	またぎ高さの低床化	歩行面を低くする
	歩行中につまずく・転倒	傷害	歩行ベルトの安全制御, 非常停止ブレーキ	歩行ベルトの制御, 停止スイッチ
	急発進・急停車による身体の移動	傷害	歩行ベルトの安全制御, 車両速度の制限	歩行ベルトの制御, 歩行・車両速度の制限
	ハンドルにぶつかる	傷害	歩行速度と車両速度の安全制御,	歩行速度と車両速度比の制限
	車体が傾き転倒	傷害	非常停止ブレーキ	(危険な場所での走行は未対応)
移動支援機器が第三者に接触する	車体が第三者に接触	傷害	非常停止装置, 障害物検知, 速度制限, 突起部を丸める	停止スイッチ, ソフトカバー
	車両で第三者を圧迫する	傷害	速度制限, 重量の軽量化	速度制限, 軽量化
	感電	傷害・死亡	動作電圧の低圧化	(試作機未対応)
	動作停止時に車体が動き出す	傷害	電磁ブレーキ	電磁ブレーキの設置
外部環境が変化する	雨雪による短絡, 加熱・発火	傷害	防水構造	(雨天時の走行は未対応)
	悪路による機構部の故障, 破損	傷害	防塵, 振動対策	(悪路走行は未対応)

3.4.4 基本仕様

基本的な要求仕様は3.3.1節に示したリスク対応、身体機能に関する要件、機器に要求される機能を考慮し、表3.5にまとめた。基本的には電動車いすのJIS規格に近い形状・規格としたが、特徴となる歩行（立位）姿勢によって生じる高さや長さはある限り小型化を目指すこととした。

Table 3.5 Development consideration of body function and mechanical function

構成部	機器に要求される機能	要求仕様
車両部	<ul style="list-style-type: none"> 歩道走行を考慮し、小型化を目指す 軽量化 直進性や旋回性の良い走行特性 安定した走行が可能 乗車や降車の際の動作のしやすさ 回転中心と体幹中心 体重の個人差に対応 長時間利用できる 安全に利用できる 	<ul style="list-style-type: none"> JIS T9203 に準拠 寸法 全長 1,200 [mm], 全幅 700 [mm], 全高 1,090 [mm] 回転性能 幅 0.9 [m]あるいは 1.2 [m]の直角路を曲がれる 全体重量 70 [kg] 以内 耐荷重 80 [kg] 乗降スペース 300 [mm]以上 前輪駆動 車両最高速度 6.0 [km/h] 連続動作時間 約 4 [h] 電磁ブレーキ
歩行部	<ul style="list-style-type: none"> ベルトから足が落ちない 歩きやすい歩隔 つまずきにくい 安全な走行速度 処理速度 歩きやすい歩行速度 平地歩行と同様の下肢筋力 歩きやすい歩行面 	<ul style="list-style-type: none"> トレッドミルベルト最高速度 3 [km/h] ベルト寸法 650 [mm]×350 [mm] 歩行面高さ 158 [mm] 歩行板寸法 680 [mm]×450 [mm]
ステアリング部 (ハンドル)	<ul style="list-style-type: none"> 掴みやすいハンドル幅, ハンドル径, ハンドル位置 高齢者のハンドルを回す力 機器の旋回を歩行の方向変換時の感覚と類似させる ハンドル操作が歩行に影響ないようにする 	<ul style="list-style-type: none"> 最小回転半径 1530 [mm] ハンドル長さ 440 [mm] ハンドル径 35 [mm] 揺動ダンパー 10 [Nm] 可変式 ハンドル高さ 950 [mm]

3.5 システム全体の要求機能

3.5.1 システムに要求される機能

3つの要件（身体機能の維持，移動範囲の維持・拡大，他者の視点から見た歩行姿勢）を同時に満たす機器として，車両・トレッドミル・ハンドルより構成される要素を抽出した．この機器構成要素をもとに，実体設計を行うための要求機能を明確にする必要がある．

ここでは，システムを構築するにあたり，これらの3つの構成要素とそれぞれの関係を図 3.23 に示す．また，構成要素間の関係から要求機能を明確に示すと下記の3点となる．

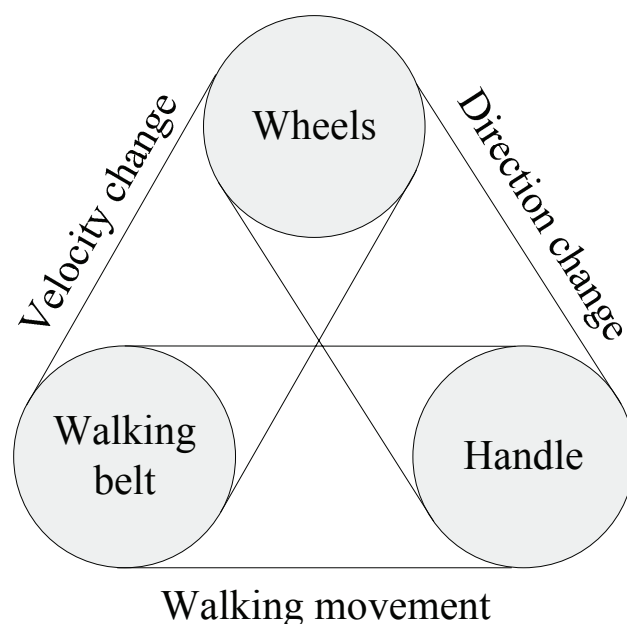


Fig. 3.23 Decomposition of mechanical structures and functions

以上より，本システムに要求される機能を以下に明示する．

- (a) 歩行に関わる身体機能を使うことで維持を行うための，歩行者のアクティブな歩行動作に追従するアクティブなベルト制御機能
- (b) 移動範囲を拡大させることが可能な速度を増幅させる機能
- (c) 他者から見て歩行運動を行っていることを提示するための歩行運動を行うことで移動機能を可能とする機能

3.5.2 歩行運動 (Walking movement)

(1) 要求される機能

トレッドミル上で歩行運動を行う際には、次の点を条件とする。

- (a) 歩行相が乱れることなく、自然な歩行を実現
- (b) 搭乗者が任意の速度で歩行した場合、それに応じてベルト速度が変化し常に一定の位置で歩行が可能

ヒトの歩行相は、立脚相・両脚支持相・遊脚相の3つの相に分類することができる。この歩行相が乱れることなく床面歩行時と同様の歩行運動を行えるようにトレッドミルベルトの回転速度を制御するためには、人間の歩行動作を抽出し速度を実現するまでに100 [ms]以内で処理を行う必要がある。また、搭乗者が歩行速度を変えた場合、一定速度で回転するトレッドミルでは歩行位置が変化しないよう搭乗者が歩行速度を調整するが、本システムではベルト速度が搭乗者の歩行速度に合わせる機能が要求される。

(2) 技術課題の明確化

(i) 搭乗者の歩行動作の検出する条件

ベルト速度が搭乗者の歩行速度に合わせる機能を実現するためには、トレッドミルベルト上での歩行動作を検出する必要がある。図3.24に歩行動作から歩行のパターンを検出する方法の選択肢とその選択過程を示す。ここでは、以下の条件を選択基準とした。

- (a) 非拘束，非装着で歩行が可能
- (b) 歩行速度の変化を抽出可能
- (c) キャリブレーションを必要としないセンシング

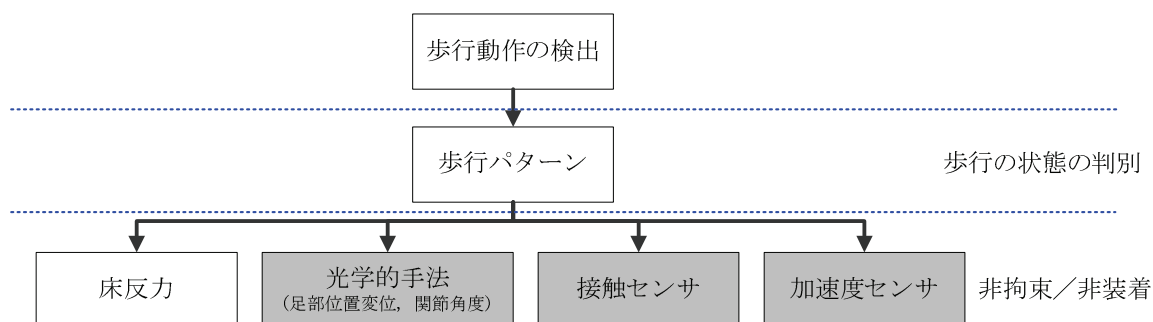
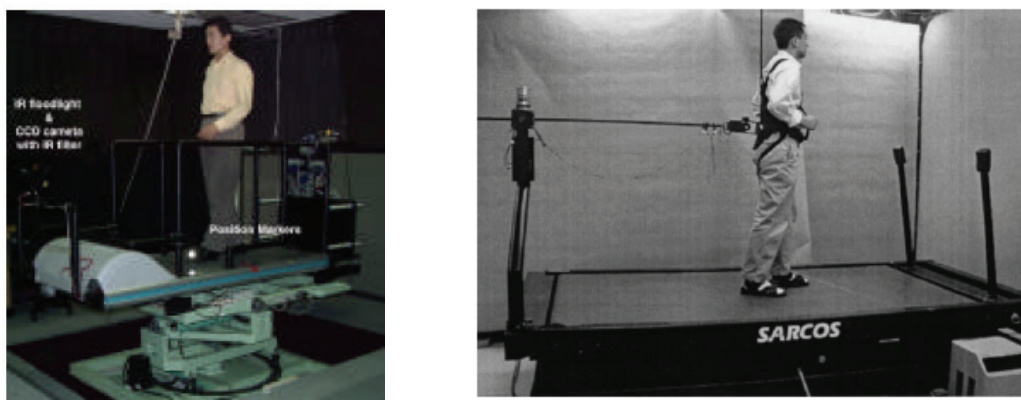


Fig. 3.24 Detection of gait movement method and technological opportunity

(3) センサの選択

最終的に検出したい人間の歩行速度を推定するためには、トレッドミル上における歩行パターンをセンシングする必要がある。トレッドミル上の歩行パターンを抽出する方法としては、図 3.25 (a) に示す歩行運動によってもたらされる足部の幾何学的な位置関係（歩幅や関節角度の変動）を、光学的手法を用いて非接触に検出する方法（野間 1999）がある。また、床面に複数の接触センサを設置することで同様に歩幅の変動を検出する方法、図 3.25 (b) に示す体幹の動作から歩行パターンを抽出する方法（Christensen 2000）、加速度センサを用いて歩行者の歩行速度を推定する方法（興梠 2004）、歩行時に発生する床反力を検出することで、カメラを用いて歩行者の位置を推定する方法（Mark 2003）などがある。



(a) Overview of trial ATLAS (b) Estimation from trunk movement

Fig. 3.25 Extraction technology of gait pattern

表 3.6 に、歩行動作を検出する方法と、それらの特徴を示す。ここでは、○は要求を満たすもの、△は限定的に要件を満たすもの、×は要求を満たさないものである。したがって、床反力あるいは接触センサを用いた方法が妥当であると考えられる。そこで次に、床反力の検出の手法について比較を行った。

Table 3.6 Detection of walking movement

	Floor reaction	Optical detection technique	Contact sensor	Acceleration sensor
Objective detection	Force	Position, displacement	(walking) phase	acceleration
Without wear, physical restraint	○	△ (marker etc.)	○	×
Accuracy	○	○	△	△
Narrow space of measurement system	△	×	○	△

本研究では、装着や幾何学的なキャリブレーションを必要とせずに歩行時の速度変動を検出するため、歩行時に発生する床反力のみを計測する手法または歩行速度を推定可能な接触センサを選択肢とした。

床反力は、前後分力・垂直分力・水平分力の3分力で示されるが、その中でも臨床歩行分析における左右両足の非対称性の比較測定には、床反力の垂直分力が多く用いられる。White (1998) らは歩行対称性評価に両脚間の対象指数として、垂直分力を用いている。このような垂直分力を計測可能な機能を備えたものとしては、図 3.26 に示すようにトレッドミルのベルト下に床反力計を設置した Gaitway (キスラー社 2007 ; Alain 2001) などが開発されている。

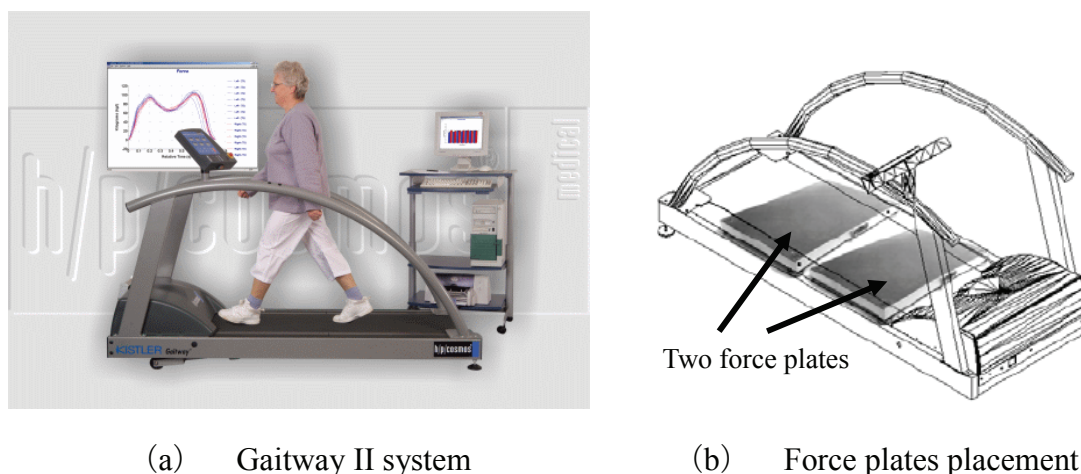


Fig. 3.26 Floor reaction force gait analysis with treadmill system

ここで、歩行時に発生する床反力を利用して歩行動作を検出する手法を、表 3.7 にまとめる。各項目において、○は利用実現性のあるもの、△は比較的利用実現性のあるもの、×は利用実現性の低いものである。特に重視されるのは、重量である。一般的な設置型の床反力計の重量は、設置安定性や剛性を考慮し、重量が非常に大きい。また、キャリブレーションなどが必要なことから、メンテナンス性が低いと考えられる。そこで、本装置では、歩行パターンを検出する際に、最も速度変動を抽出しやすい分力である、前後分力のみを用いるシステムを選択する。この手法は、モータに掛かる負荷トルクを検出する手法であるが、先行研究では AC モータを用い、負荷トルクの計測を行っている (谷 1996a, 1996b)。しかし、本研究では電源供給方法などを考慮し、安価で取り扱いやすい DC モータを選択した。そこで、前後分力から歩行の速度成分を検出する手法の開発を技術課題とした。

Table 3.7 Detection of floor reaction force

	Force plate	AC motor	DC motor	Contact sensor
Objective detection	3 direction force	1 direction force from load torque	1 direction force from load torque	Phase
Weight	×	△	○	○
Narrow space	△	△	○	○
Accuracy of gait analysis	○	△	△	×
Maintenance	△	△	△	○
Low cost	×	△	○	○

(4) 技術課題の明確化

以上のように、歩行中の速度変化情報を抽出するために、床反力の前後分力を計測する方法を決定した。次に、どのような技術課題があるかを明らかにするために、既存技術の調査を行った。

先行開発事例としては、人の力をアシストし、走行を行う機器の例として、電動アシスト自転車やパワーアシスト車いす (Shirley 2003) があげられる。前者はペダルを踏む力を、後者はハンドリムを押す力をトルクセンサで検出しアシストする。基本的にはこの両者は同様の構造をしているが、電動アシスト自転車の方が汎用的であり、開発事例が多いと考え、ここでは電動アシスト自転車の開発事例を参考にした。電動アシスト自転車は、人の力を補うために電動機を用いる自転車 (道路交通法第 1 条の 3) と定義され、ヤマハ発動機 (図 3.27 (a)), パナソニックサイクルテック (図 3.27 (b)) などが販売し、一般に広く普及している。



Fig. 3.27 Battery-assisted bicycle

この自転車は、本研究で開発する機器「歩行する力をアシストし、走行を行う」と類似の構造を取り得ることからこの自転車技術開発を参考にし、本機の技術課題を抽出した。電動補助自転車においては、1990年から1996年に出願された電動自転車関連の特許出願をもとにした技術開発課題から、以下の4点が技術要素課題として取り上げられていた（特許庁 2007）。

(i) 電動補助自転車の技術

- (a) 動力伝達系
- (b) センサ
- (c) 制御演算回路
- (d) 電池・電源回路

電動補助自転車における技術課題項目と、Tread-Walk に対応付けた詳細を表 3.8 に示す。

Table 3.8 Clarification of the technical component opportunity

技術要素	開発課題	電動補助自転車	Tread – Walk	詳細
(a) 動力伝達系	<ul style="list-style-type: none"> ・低コスト ・軽量化 ・小型化 ・走行フィードバックの向上 ・フェールセーフ 	<ul style="list-style-type: none"> ・人力と補助駆動力の合成部 ・増減速機などの要素 ・補助駆動装置と車輪との伝達経路 	<ul style="list-style-type: none"> ・人力と補助駆動力の合成部 ・増減速機などの要素 ・補助駆動装置と車輪との伝達経路 	<ul style="list-style-type: none"> ・歩行補助駆動力と移動補助駆動力の分割 ・歩行時における前後分力と駆動力の合成部 ・補助駆動装置と車輪との伝達経路
(b) センサ	<ul style="list-style-type: none"> ・低コスト化 ・検出精度の向上 	<ul style="list-style-type: none"> ・簡単な構造 ・蹴り力／制動力・負荷・車速などの複数センサの共有化 	<ul style="list-style-type: none"> ・簡単な構造 ・蹴り力／制動力・負荷・車速などの複数センサの共有化 	<ul style="list-style-type: none"> ・一般的なスポーツ用トレッドミル構造の採用 ・蹴り力／制動力を負荷として検出 ・センサの共有化
(c) 制御演算回路	<ul style="list-style-type: none"> ・高い性能 ・付加価値 	<ul style="list-style-type: none"> ・補助駆動オン・オフ ・補助率などの演算・制御ユニット 	<ul style="list-style-type: none"> ・補助駆動オン・オフ ・補助率などの演算・制御ユニット 	<ul style="list-style-type: none"> ・補助率などの演算 ・制御ユニット
(d) 電池・電源回路	<ul style="list-style-type: none"> ・充電の手間 ・メンテナンス性 ・給電負荷機能 ・安全性 ・フェールセーフ 	<ul style="list-style-type: none"> ・電池構造 ・電池からの給電回路 	<ul style="list-style-type: none"> ・電池構造 ・電池からの供給回路 	<ul style="list-style-type: none"> ・外部電源から重点可能な汎用的な電池を採用 ・過電流などの安全性を考慮

(ii) 技術要素課題の抽出

図 3.28 に主な技術課題と各技術要素の関係を示す。前節では、床反力の前後分力を計測する方法を決定した。それを基に技術課題をまとめると、開発課題となるのは人間の力と補助駆動力の合成についての技術であり、これらは人間の力（歩行パターン¹）の検出と人間の力と移動補助駆動力の合成に分類して考えることができる。また、人間の力をどの程度補助するべきか、という歩行補助力の演算技術が必要となることや、歩行補助率を決定する際に、坂道などに対応した歩行補助力を演算する技術も必要となる。

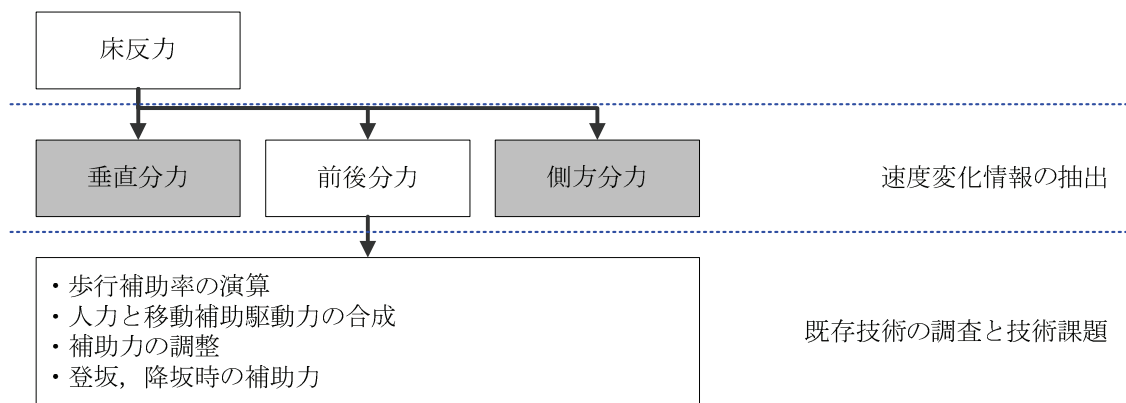


Fig. 3.28 Clear up the technological opportunity

以下に4点の課題をまとめると、

① 歩行補助率の演算

電動補助自転車は、人がペダルの踏力を検出し少ない力でも車速が発生するようなモータ制御を行っている。本研究で開発する機器においても同様に、歩行の力である床反力の前後分力を検出し、車両を動作させる。しかし、歩行運動は機器を利用したとしても日常生活と同程度の運動量を維持したいため、歩行の力とベルトの速度は1:1の関係となるように設定することとした。したがって、歩行の力から歩行速度を推定し、トレッドミルベルトの速度を決定する手法が技術課題となる。

② 人力と移動補助駆動力の合成

人間の歩行速度（トレッドミル速度）に対する車両の移動速度は、トレッドミルの最高速度と車両の最高速度によって決まる。前述のように（表 3.15）トレッ

¹ 歩行パターン（gait pattern）：歩行にかかわる個々の運動学的要素の全体的な集合

ドミルの最高速度は 3.0 [km/h]、車両の最高速度は 6.0 [km/h]としたため、最大速度が一致するよう最大倍率を 2 倍とする。

③ 補助力の調整

歩き出しの蹴り力が急激に増大する場合や、制動力が急激に増大する場合による移動補助駆動力の急激な変動は、搭乗者の大きな負担となる。また、加速が上限速度を越える場合や低速で走行したい場合など、細やかな速度の変更が必要となる。そのため、歩行力によって発生する移動補助駆動力は、滑らかでなくてはならない。

④ 登坂、降坂時の補助力

一般的に、坂道を上る場合は平地と比較して大きな蹴り力が必要となる。一方で坂道を下る場合は、平地と比較し小さな蹴り力で進むことが可能となる (Ambarish 1998 ; Audea 2006)。このように歩行時の登坂と降坂で蹴り力が異なると、相対的には蹴り力や制動力の大小で歩行速度や移動速度を決定することが難しくなる。そこで、坂道や下り坂に関わらず安定した歩行を行うために、最適な補助力を演算する必要がある。電動補助自転車では、ペダルに掛かる力と速度を調整する補正システムが存在する。このシステムは、速度が 0.0 [km/h]から 15.0 [km/h]間は、ペダルに掛かる力とアシスト力を同じ比率に設定し、15.0 [km/h]から制限速度の 24.0 [km/h]まではアシスト力を減らし、速度が 24.0 [km/h]以上では、人力のみの歩行を行うように設定している。したがって、この方法は路面の傾斜角度に関わらず、アシスト力を決定することができる。

本研究で開発する機器においては、登坂や平坦など環境条件が変化することによる蹴り力や速度がどのような変化を示すか不明のため、まず平地歩行のシステムを開発し、その後登坂・降坂への適応を考えることとした。

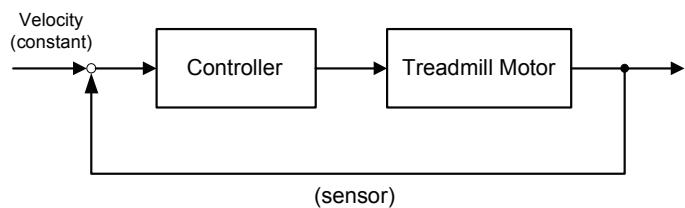
(5) 制御方法

(i) 汎用的なトレッドミル装置との相違

図 4.29 (a) は一般的に市販されている歩行ベルト型トレーニング装置である。この装置は、図 4.29 (b) に示すように、一定速度でベルトを回転させるフィードバック制御を採用している。本研究で開発するシステムは、速度を一定に保つフィードバック制御とは異なり、ベルト上におけるアクティブな歩行を実現する機能を目指す。例えば、歩行開始や歩行終了を搭乗者が自発的に行うことができ、歩行中の速度変更も可能な機能を持つ。

平地での通常歩行とトレッドミル上での歩行を比較した文献は多く、大塚 (2003) らによってトレッドミル上での歩行と平地歩行の実験結果から、時間因子の比較を

行い，両歩行間における遊脚時間の差と両脚支持期割合の差との間に有意な負の相関があることが認められた．また，ベルト上における一定速度での歩行と自然歩行では，前者はパッシブな歩行，後者はアクティブな歩行と表すことができるため，使う筋肉（特に底背屈筋などの足関節の筋肉）が異なると考える．また，一定速度で回転させるトレッドミルシステムは，歩行開始や終了を足部によって自発的に行うことができないため，この点が自然歩行と比較した際の大きな相違点であると言える（徳田 1984）．



(a) The whole system

(b) Control system

Fig. 3.29 Versatile treadmill system (Platz Resreha serease KDT-6100)

(ii) ベルト速度を人間の力で決定する先行研究

ベルト速度を変動させる際に人間の歩行する力に対し，どの程度の歩行補助回転力を与えるかが補助率の演算である．これまで，ベルト回転速度を制御する装置として低摩擦のトレッドミルベルトを用いた図 3.30 (a) に示す歩行訓練機がある（酒井 1994，藤江 2000）．これは，インピーダンス制御を実装した AI (active impedance control) 歩行と呼ばれるものである．図 3.30 (b) に制御に用いられているトレッドミルのモデルを示す．

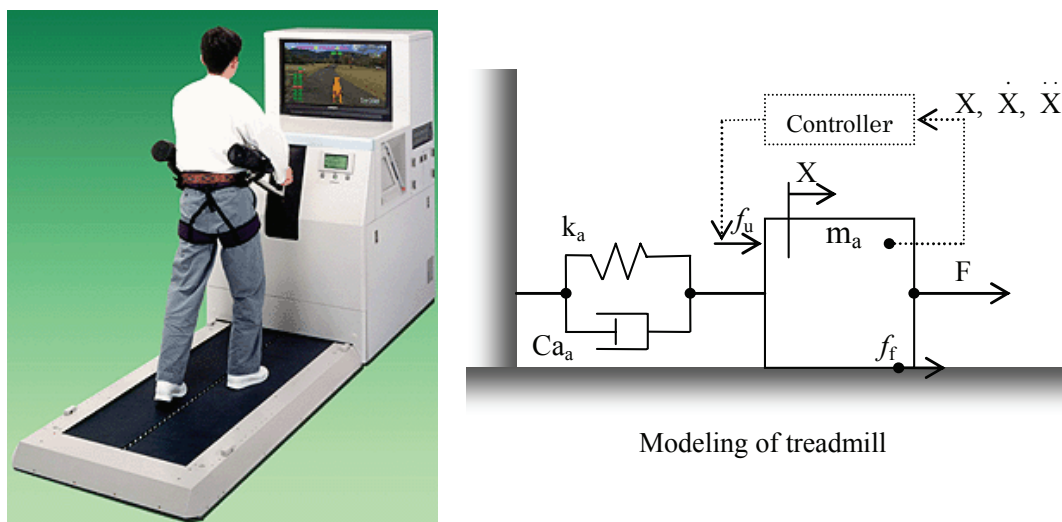
ここでは，インピーダンスと動摩擦は一定とし，粘性係数 c_d のみを設定し，可動ベルトの速度 x に関する関数として定義している．運動状態による変化を低減し，特性を表す m_a, c_a, k_a, f_f は運動状態によらず一定である．PW-1 では速度 \dot{x} の検出はエンコーダで行っており，粘性係数 c_d は速度 \dot{x} の関数として定義可能である．従って，トレッドミルのモデルは次式で表す事ができる．

$$m_a \ddot{x} + c_a \dot{x} + k_a x = f_u + f_f + F_k \quad (3.5)$$

ここで

$$\dot{x} \equiv \frac{dx}{dt}, \quad \ddot{x} \equiv \frac{d^2x}{dt^2} \quad (3.6)$$

ここで、 F はユーザーの蹴り力（立脚期に加える力（外力））、 f_u はモータ駆動力、 f_f は摩擦などの減衰（抵抗力）、 x はベルト位置、 m_a はベルトシステムの総荷重、 c_d は粘性係数、 k_a は弾性係数である。



(a) PW-1 (b) AI walking system

Fig. 3.30 Walking training and assist system (Hitachi Ltd.)

ここで、トレッドミルシステムにおける目標負荷特性は、

$$m_d \ddot{x} + c_d \dot{x} + k_d x = F \tag{3.7}$$

であり、 m_d, c_d, k_d はそれぞれ設定したい質量、粘性係数、弾性係数である。また、 $x, \dot{x}, \ddot{x}, f_f$ は既知である。したがって、駆動力 f_u は次式となる。

$$f_u = (m_a - m_d) \ddot{x} + (c_a - c_d) \dot{x} + (k_a - k_d) x - f_f \tag{3.8}$$

ここで、 f_f は摩擦オフセットであり、摩擦を補償するための体重に摩擦係数 μ をかけたものである。駆動力は粘性係数 c_d を設定することで決定し、下記のように示される。

$$f_u = (c_a - c_d) \dot{x} - f_f \tag{3.9}$$

したがって、 c_d を任意に変えることで、ベルト速度が低いときには小さく、高いときには大きく設定することが可能となる。

しかし、この方法は蹴り力によりモータを回転させ、粘性パラメータにより疑似的な制動力を発生させるため、制動力を任意に設定することができない。したがって、歩行速度変更時の増減を人間の歩行感覚に近い方法で行うことは難しい。そのため、蹴り力と制動力の両方を入力パラメータとして用いるシステムの開発が技術課題となる。つまり、図(3.30 (b))に示すユーザーの蹴り力（立脚期に加える力（外力）） F は、ベルトの回転方向と同方向に加える力の蹴り力 F_k と、ベルトの回

転方向と逆方向に加える力である制動力 F_b に分解し, $c_a=c_d$ となる c_d と摩擦 f_f を推定することができれば, 蹴り力により速度を発生させ, 制動力により速度を止めることが可能になり歩行中の速度変更が人間の歩行力のみによって実現すると考える.

(iii) ベルト上での歩行 (静止状態)

ベルト上では前後方向の力のみの検出が可能のため, 1 自由度系を構成している場合で考える. ベルト上での歩行を蹴り力と制動力を発生する 2 つの力として簡略化し, 人間の制動力を F_b , 蹴り力を F_k とする. 人間の身体から足部による力である制動力や蹴り力は接地面の質点が n 個として考えると, 足部の変位は

$$x_1 = x_1(q), x_2 = x_2(q), \dots, x_n = x_n(q) \quad (3.10)$$

で表せるとすると, 仮想変位の原理により, 系の平衡条件の許容変位はそれらを微小に取ることにすれば,

$$\delta x_1 = \dot{x}_1(q)\delta q, \delta x_2 = \dot{x}_2(q)\delta q, \dots, \delta x_n = \dot{x}_n(q)\delta q \quad (3.11)$$

ここで,

$$\dot{x}_i(q) \equiv \frac{d}{dq} x_i(q) \equiv \frac{dx_i}{dq} \quad (3.12)$$

である. 仮想仕事の式を一般座標系で示すと下記の式になる.

$$\begin{aligned} \delta W &= F_1\delta x_1 + F_2\delta x_2 + F_3\delta x_3 + \dots \\ &= \{F_1\dot{x}_1(q) + F_2\dot{x}_2(q) + F_3\dot{x}_3(q) + \dots\} \delta q = 0 \end{aligned} \quad (3.13).$$

括弧内を一般座標 q に対応する一般力 Q で示すと,

$$F_1\dot{x}_1(q) + F_2\dot{x}_2(q) + \dots \equiv Q_{F_1} + Q_{F_2} + \dots \equiv Q \quad (3.14)$$

となる. ここで, $\delta q \neq 0$ のとき平衡状態 $Q = 0$ は次式で示される.

$$Q \equiv F_1\dot{x}_1(q) + F_2\dot{x}_2(q) + \dots = 0 \quad (3.15)$$

つまり, ベルト上の人間が歩いていない場合, あるいは蹴り力と制動力が同時に釣り合っている場合において平衡条件は式 (3.15) で表すことができる.

(iv) ベルト上での歩行 (動的状態)

動的な場合について考えてみる際には静的な場合を拡張すればよい. この時もベルト上では前後方向の力のみの検出が可能のため, この系は 1 自由度系を構成している場合とし, 静的な場合と同様に考え, ベルト上での歩行を, 蹴り力と制動力を発生する 2 つの力として簡略化し, 人間の制動力を F_b , 蹴り力を F_k 図のように表す. 人間の身体から足部による力である制動力や蹴り力は接地面の質点が n 個として考えると, 足部の変位は

$$x_1 = x_1(q), x_2 = x_2(q), \dots, x_n = x_n(q) \quad (3.16)$$

で表せるとすると、仮想変位の原理により、系の平衡条件の許容変位は、それらを微小に取ることにすれば、

$$\delta x_1 = \dot{x}_1(q)\delta q, \delta x_2 = \dot{x}_2(q)\delta q, \dots, \delta x_n = \dot{x}_n(q)\delta q \quad (3.17)$$

となる。ここで、

$$\dot{x}_i(q) \equiv \frac{d}{dq} x_i(q) \equiv \frac{dx_i}{dq} \quad (3.18)$$

次に、動的な問題を考えると身体を含めた足部の質量 $m_1, m_2 \dots$ (ここでは歩行相である立脚・両脚支持によって変動する足部に加わる質量の変化を考慮して、個別の質量として捉える) とすると、ダランベールの原理よりによって慣性力を考慮すると、仮想仕事は次式で示すことができる。

$$\delta W = \{F_1 + (-m_1\ddot{x}_1)\} \delta x_1 + \{F_2 + (-m_2\ddot{x}_2)\} \delta x_2 + \dots \quad (3.19)$$

$$\begin{aligned} &= \sum (F_i \delta x_i) + \sum (-m_i \ddot{x}_i \delta x_i) \\ &= \delta W_F + \delta W_I \end{aligned} \quad (3.20)$$

ここで、 δW_F は外力の仮想仕事、 δW_I は慣性力の仮想仕事である。外力の仮想仕事は、ポテンシャル U を導入し、

$$\delta W_F \equiv \left(-\frac{\partial U}{\partial q} + Q_{nc} \right) \delta q \quad (3.21)$$

ここで、 Q_{nc} は U 以外の力として、この力も U に含ませた場合、1自由度系の静的な平衡条件は、

$$-\frac{dU}{dq} = 0 \quad (3.22)$$

と与えられることより、

$$\delta W_I = - \left[\frac{d}{dt} \left(-\frac{\partial T}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial T}{\partial q} \right] \delta q. \quad (3.23)$$

T は系の全運動エネルギーであることから、

$$T = \sum T_i = \sum \frac{1}{2} m_i \dot{x}_i^2 \quad (3.24)$$

である。また、

$$\delta W = \frac{dU}{dt} \delta q = Q \delta q \quad (3.25)$$

であることから、一般座標 q および一般速度 \dot{q} を用いて系の運動エネルギーは次のように表現できる。

$$T = T(q, \dot{q}) \quad (3.26)$$

したがって、動的な場合における仮想仕事の原理は次式で与えられる。

$$\delta W = \delta W_F + \delta W_I \quad (3.27)$$

$$= \left(-\frac{\partial U}{\partial q} + Q_{nc} \right) \delta q - \left[\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial T}{\partial q} \right] \delta q \quad (3.28)$$

$$= \left\{ \left(-\frac{\partial U}{\partial q} + Q_{nc} \right) - \left[\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial T}{\partial q} \right] \right\} \delta q = 0$$

静的な場合の平衡条件である式 3.12 より動的な場合の平衡条件の運動方程式は、次式で示すことができる。

$$\left\{ \left(-\frac{\partial U}{\partial q} + Q_{nc} \right) - \left[\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial T}{\partial q} \right] \right\} \delta q = 0 \quad (3.29)$$

ここで、第 1 項は系に作用する外力の一般力すなわち歩行時の蹴り力や制動力を示し、第 2 項は慣性力を意味する。

3.5.3 車両の動作 (Vehicle movement)

(1) 要求される機能

本研究で開発する車両の特徴は、人間の歩行速度に合わせたベルト速度を車両の速度入力とし、任意の比例ゲインを与えることで、人間の歩行速度を増幅することにある。従って、ここでは人間の歩行運動と車両の移動動作について、要求される機能を明らかにする。

(i) 歩行運動と移動

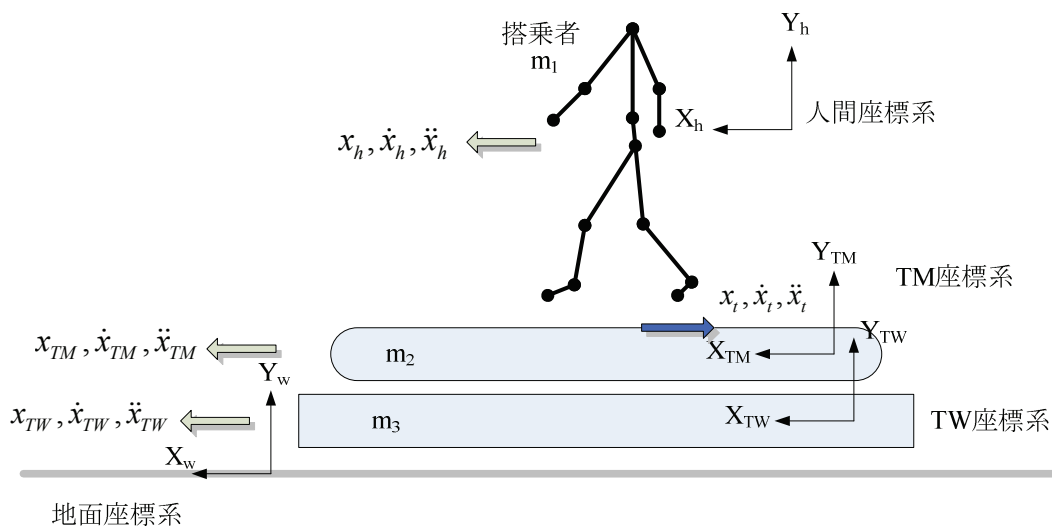


Fig. 3.31 Relationship Tread-Walk and human walking

人間は歩行運動を行うことで、速度を発生している。歩行運動は重心の速度変化であり、筋の働きによって生じる。例えば、歩行する際には接地面である床面を蹴る力が必要であり、その床面を移動し重心の変化を起こすためには足関節の底屈筋の活動が必要であることを意味している（土屋ら 1989；木村 1982）。立位時や歩行時には、これらの筋群の伸展や足底部圧力分布などが検知され、体性感覚として知覚される。重心の速度変化は、直線加速度を受容する耳石器（前庭系）によって知覚される。

一方、視覚系は前庭系と比較すると、速度の情報（光学的流動）を検知する機能であり、周辺の環境の変化を知覚することができる。これらの3つの感覚器の情報が統合されることによって人間は歩行を行い、移動し、速度を感じることができる（多賀 2004）。

ここでは、以下の条件を満たした場合の車両の加速度や人間の加速度を述べる。図 3.31 に人間、トレッドミル、Tread-Walk の関係を示す。

- (a) 人間座標系：原点が人間の重心付近に固定されている直交座標系
- (b) TM (Treadmill) 座標系：原点がトレッドミルの重心付近に固定されている直交座標系
- (c) TW (Tread-Walk) 座標系：原点が Tread-Walk の重心付近に固定されている直交座標系
- (d) 地面座標系：X 軸および Y 軸を含む平面が路面に一致し、路面に垂直な軸を Z 軸とし、原点が路面に固定されている直交座標系 (World 座標系)
- (e) m_1, m_2, m_3 : 人間の質量, トレッドミル質量, 車両質量
- (f) トレッドミル速度は歩行速度と同じ速度で、向きが逆とし $\dot{x}_{TM} = -\dot{x}_h$, 車両速度は歩行速度を任意の倍数 (K_{hv}) にしたときの速度 $\dot{x}_{TW} = k_{hv}\dot{x}_h$
- (g) 車両や人は回転せず、直進する

(ii) 慣性座標系と人間にかかる慣性力

直線上を a_3 で車両が加速しているとき、同じ加速度で移動している人間は、静止している地面座標系にいる観測者から見て成り立つ運動方程式に、慣性力を導入すると、次式で表される。

$$(F_h + S - m_1 a_3) \delta x = 0 \quad (3.30)$$

ここで、 F_h は乗車している人間にかかる力、 S は束縛力、 m_1 は人間の体重である。

(2) 制御方法

(i) 車両の加速度

以上より、車両の加速度 a_3 が大きくなると、乗車している人間にかかる力 F_h は大きくなり、次のようなことが起こると考えられる。

- (a) 車両が加速する際、加速度 a_3 が急激に変化すると、ベルト上を歩行している人はベルトの後方へ流され、さらに中心位置に戻ろうと加速を行うため、ベルトから落ちてしまう可能性がある。
- (b) 車両が減速する際、減速度 a_3 が急激に変化すると、ベルト上を歩行している人はその慣性力によって、前へ飛び出す可能性がある。

また、自動車の正常なストップで人間が正常と感じる加速度の持続時間と大きさは、それぞれ 5~8 [s], 0.25 [G], 電車の正常な加速度と減速度の持続時間と大きさはそれぞれ 5 [s], 0.1~0.2 [G]である (Morgan 1973) ことから加速度が 0.2 [G]以下となるように設定する必要があることが分かった。

(ii) 各視点から見た加速度

車両が等加速度運動を行っているとは仮定し、 $\ddot{x}_h = a_1$, $\ddot{x}_{TM} = a_2$, $\ddot{x}_{TW} = a_3$, とおくと 0 から T 秒間の加速度は、各視点から見ると表 3.9 のように表すことができる。

Table 3.9 Viewpoint and acceleration

Viewpoint	Object	Acceleration
World	Human	a_3
	Treadmill	$a_3 - a_1$
	Tread-Walk	a_3
Tread-Walk	Human	0
	Treadmill	$-a_1$
Treadmill	Human	a_1
	Tread-Walk	a_1
Human	Treadmill	0
	Tread-Walk	$-a_1$

ここで、地面座標系から見ると、車両の加速度 a_3 と人間の加速度は等しく、トレッドミルの加速度は車両の加速度から人間の加速度を引いたもの、すなわち $a_3 - a_1$ で表されることが分かる。これは、人間がある加速度 a_h で歩行をしようとしたときに、車両や身体の全部が a_3 で動く事を意味しており、 $a_3 - a_1$ が大きいと、人間がなんらかの違和感を生じるものと予測される。したがって、歩行の加速度と車両の加速度をなるべく小さくするようにシステムを設計する必要があることが分かった。

3.5.4 方向変換 (Vehicle steering)

(1) 要求される機能

人間が方向変換動作を行う際に、それに近い方法で車両の方向変換操作を行うことは、操作負担を軽減することと等しく、直感的な操作の実現を可能とする。そのため、次の機能が要求される。

- (a) 安定した直進・後退操作が可能
- (b) 安全な左右への方向変換が可能
- (c) 身体運動を阻害しない旋回操作を実現

(2) 制御方法

(i) 車両の直進・後退操作

車両の直進と後退は、駆動輪モータの正転・逆転によって決定される。歩行動作や方向変換動作は直進操作・後退操作にかかわらず、同じ方法とするために駆動輪モータの正転・逆転は切り替えスイッチによって決定することとした。したがって、車両は直進時に方向変換を行う場合は駆動輪モータの逆転を行わないため、最小旋回半径は片輪駆動輪を回転中心として動作する。

(ii) 車両の旋回操作

ヒトの方向変換動作は、中枢神経系が身体の筋や関節に指令を出し、必要な関節角度と筋力を決定することで関節モーメントを発生させる。それにより、股関節の内旋や屈曲伸張角度を調整することで、床面接地位置角度の変更や接地タイミングの変更を行うことができる。また、足関節の底背屈角度の調整によっても床反力を調整し、方向変換動作を行うことができる。これによって、体幹が回旋し、腰部や上肢が進行方向に向くように調整される。すなわち、身体動作に対応したシステムを開発する場合には、生体的な信号を抽出するか、それによって発生する筋・骨格系の力学的な運動を抽出するか、それによって生じた結果としての身体動作を利用するか、の3つの方法が考えられる。本システムのようにハンドル操作を車両の方向変換操作に用いるシステムとした場合、後者の体幹の回旋運動を抽出することが適していると考えられる。

(iii) 搭乗者にかかる力

旋回操作を行う際に、旋回半径が小さい、あるいは旋回速度が速いと搭乗者は立

位に近い姿勢で乗車しているため、バランスを崩しやすいと考えられる。そこで、搭乗者がバランスを崩さないように旋回半径や、左右輪の速度を決定する必要がある。静止座標系を (x, y, z) とし、静止座標系に対して回転している座標系を (x', y', z') とする。

旋回操作を行う際に、旋回半径が小さいあるいは旋回速度が速いと、搭乗者は立位に近い姿勢で乗車しているため、バランスを崩しやすいと考えられる。そこで、搭乗者がバランスを崩さないように旋回半径や、左右輪の速度を決定する必要がある。ここで、静止座標系を (x, y, z) とし、静止座標系に対して回転している座標系を (x', y', z') とすると、

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \omega t & \sin \omega t & 0 \\ -\sin \omega t & \cos \omega t & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (3.31)$$

と表すことができる。車両は z 軸の周りを角速度 ω で回転しているものとする。このとき、逆変換すると次式で表される。

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \omega t & -\sin \omega t & 0 \\ \sin \omega t & \cos \omega t & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} \quad (3.32)$$

ここで、

$$\dot{x} \equiv \frac{dx}{dt}, \quad \ddot{x} \equiv \frac{d^2x}{dt^2}, \quad \dot{y} \equiv \frac{dy}{dt}, \quad \ddot{y} \equiv \frac{d^2y}{dt^2} \quad (3.33)$$

とおき、ニュートンの運動方程式に式(3.11)を代入すると

$$\begin{aligned} \frac{d^2x}{dt^2} &= (\dot{x}' \cos \omega t - x' \omega \sin \omega t - \dot{y}' \sin \omega t - y' \omega \cos \omega t)' \\ &= \ddot{x}' \cos \omega t - \dot{x}' \omega \sin \omega t - x' \omega^2 \cos \omega t - \dot{y}' \sin \omega t - \dot{y}' \omega \cos \omega t - y' \omega^2 \sin \omega t \\ &= [\ddot{x}' \cos \omega t - \dot{y}' \sin \omega t] - 2\omega [\dot{x}' \sin \omega t + \dot{y}' \cos \omega t] - \omega^2 [x' \cos \omega t - y' \sin \omega t] \end{aligned} \quad (3.34)$$

ここで、

$$F_x = F_x' \cos \omega t - F_y' \sin \omega t \quad (3.35)$$

このとき、 x 成分の運動方程式は、

$$\begin{aligned}
F_x' \cos \omega t - F_y' \sin \omega t &= m[\ddot{x}' \cos \omega t - \ddot{y}' \sin \omega t] \\
&\quad - 2m\omega[\dot{x}' \sin \omega t + \dot{y}' \cos \omega t] \\
&\quad - m\omega^2[x' \cos \omega t - y' \sin \omega t]
\end{aligned} \tag{3.36}$$

同様にして y 成分の運動方程式は,

$$\begin{aligned}
F_x' \sin \omega t + F_y' \cos \omega t &= m[\ddot{x}' \sin \omega t + \ddot{y}' \cos \omega t] \\
&\quad + 2m\omega[\dot{x}' \cos \omega t - \dot{y}' \sin \omega t] \\
&\quad - m\omega^2[x' \sin \omega t - y' \cos \omega t]
\end{aligned} \tag{3.37}$$

式(3.15), (3.16)を整理すると,

$$F_x = m\ddot{x}' - 2m\omega\dot{y}' - m\omega^2 x' \tag{3.38}$$

$$F_y = m\ddot{y}' + 2m\omega\dot{x}' - m\omega^2 y' \tag{3.39}$$

また, 第1項を左辺に移すと

$$m\ddot{x}' = F_x + 2m\omega\dot{y}' + m\omega^2 x' \tag{3.40}$$

$$m\ddot{y}' = F_y - 2m\omega\dot{x}' + m\omega^2 y' \tag{3.41}$$

$$m\ddot{z}' = F_z \tag{3.42}$$

車両の位置を軸からの距離と方向のベクトル \mathbf{r} で表し, 同様にして車両の回転軸の方向を向いた単位ベクトルを \mathbf{n} とすると, 式(3.39), (3.40), (3.41)は次式で表すことができる.

$$m \frac{d^2 \mathbf{x}'}{dt^2} = \mathbf{F}' - 2m\omega \mathbf{n} \times \mathbf{v}' + m \mathbf{r} \omega^2 \tag{3.43}$$

ここで, 第2項はコリオリ力, 第3項は遠心力である. コリオリ力は速度が大きくなると x' 方向へ進んでいるとすれば $-y'$ の力を受け, y' 方向へ進んでいるとすれば x' の力を受ける. また, 遠心力は車両が旋回中心から離れるほど大きくなる. このときコリオリ力は十分小さいものとして考えると, 搭乗者には, $m\mathbf{r}\omega^2$ の遠心力のみがかかる. したがって, この遠心力に対して立位状態を保つための旋回角速度や旋回半径を決定する必要があることが分かった.

3.5.5 システムの要求機能のまとめ

駆動部・歩行部・ステアリング部のシステムに要求される機能を次にまとめる。
まず、

Table 3.10 Required function

		要求される機能	詳細
統合システム	歩行部	<ul style="list-style-type: none"> ・ 自然歩行と自由歩行の実現 ・ トレッドミル状で歩行を行うことで加速・減速が可能 	<ul style="list-style-type: none"> ・ 歩行の力から歩行速度を推定すること ・ 歩行相が乱れることなく自然な歩行を実現すること ・ 搭乗者が任意の速度で歩行した場合、それに応じてベルト速度が変化し、常に一定の場所で歩行が可能なこと ・ 処理速度 100 [ms] ・ 傾斜角 8 [deg]で歩行が可能
	車両の動作	<ul style="list-style-type: none"> ・ 自由歩行と関連した車両の速度変更 	<ul style="list-style-type: none"> ・ 加速や減速がなめらかに行える。最大加速度 0.2 [G]以下とする。 ・ トレッドミル (歩行) の加速度と車両の加速度を同程度にする。 ・ 歩行速度に対して最大 2 倍の速度で移動することが可能
	方向変換	<ul style="list-style-type: none"> ・ 人間の動作を阻害しない旋回操作 ・ 搭乗者が旋回によりバランスを崩さない旋回操作 	<ul style="list-style-type: none"> ・ 立位状態で旋回運動を行った場合に、身体にかかる遠心力によってバランスが崩れない旋回速度, 旋回半径の実現

3.6 小括

本章では、第 2 章で定義づけた心理的な抵抗感を軽減することが可能な、移動支援機器のコンセプトの立案と開発要件の抽出を行った。また、抽出された開発要件の定義を明確にし、それらを具現化するためのシステムの構成要素とシステム構成を具体化した。また、利用場所に適応するための利用環境を考慮した要求仕様によって車両寸法や機能を決定し、高齢者の身体特性の統計的なデータに基づいた寸法や耐荷重などの検討を行い、さらに利用することで想定されるリスクの分析をもとに、基本仕様を導いた。その要求仕様を満たす各要素の構成要素と要素間の相互関係を基に要求される機能を明らかにした。また、既存技術の調査と分類を行う

ことで、必要となる技術課題を明確にした。

- (i) 開発要件を定義し、生体内で発生する移動（歩行）時に必要な筋や関節の運動を維持すること（身体機能の維持）、日常・社会生活における行動よび移動活動を維持拡大すること（移動活動の維持・拡大）、特別な姿勢や動作を指示することなく自由で自然な姿勢や歩容を示すこと（他者から見た歩行姿勢）、の3つの要件を同時に満たすこととした。
- (ii) 人間が操作し利用するシステムとして、身体感覚と機器の機能、中枢神経系と処理制御系、身体機能と操作器をそれぞれ対応づけることによって、機器の構成や機能と役割を明確にすることができることが分かった。
- (iii) 機器構成を具体化するために、既存技術や技術分類から構成要素を決定する範例モデルを応用した。開発要件を満たす機器のコンセプトとして、具体化された移動支援機器の中から、本研究では操作ステアリング（ハンドル）部・車両部・トレッドミル（歩行）部を構成要素とした新しい移動支援機器を提案することができた。
- (iv) 開発する機器の要求仕様の基本となる車両の大きさを決定するために、利用環境を決定し自操ハンドル形電動車いすの JIS 規格に準じた外寸を採用し、全長 1,200 [mm]、全幅 700 [mm]、全高 1,090 [mm]、最高速度 6.0 [km/h]とすることとした。
- (v) 構成される各要素の寸法を決定するために、高齢者の身体機能や人体寸法特性などのデータベースを用いて、車両部については車両の乗降・車両の構成・耐荷重・連続利用時間、ステアリング部についてはハンドル長さ・ハンドル握り径・ハンドルの抵抗用揺動ダンパー・ハンドル高さ、歩行トレッドミル部についてはベルト寸法・歩行面高さ・歩行板寸法を決定した。さらに、高齢者が利用することによって想定されるリスクを検討し仕様に取り込むことで基本仕様を決定した。
- (vi) システムに要求される機能を、歩行運動・車両の動作・方向変換に分類し、それぞれに要求される機能の明確化と技術課題の明確化と制御方法を決定した。歩行運動では、自然で安全な歩行を行うための処理速度を 100[ms]とし、非拘束でキャリブレーションを必要とせず、歩行者の歩行速度の変化を抽出する方法として、DC モータの電流値を計測し負荷トルクを計測する手法を採用することとした。また、技術課題を明確化するために電動補助自転車の技術要素課題を調査し、歩行補助率の演算・人力と移動補助駆動力の合成・補助力の調整・登坂、降坂の補助力、の課題を抽出した。
- (vii) トレッドミル部の作動方法については、既存技術と比較する事で具体的な制御方法を決定することができた。車両部においては、歩行運動によって発生する速

度と移動速度の関係を加速度・慣性力の2点から検討し、車両の速度変更時の基準となる加速度が0.2 [G]以内となるようシステムを設計することとした。方向変換については、直進操作と後退操作は切り替えスイッチによって駆動輪のモータの正転・逆転を行うこととした。旋回操作については、旋回時に搭乗者にかかる力を体にかかる遠心力によって決定することで、バランスが崩れない旋回速度と旋回半径を実現する必要があることが分かった。

以上のように開発要件を満たすと考えられる基本的な要求仕様を決定し、システムに要求される機能を決定した。開発要件を基にいくつかの機器や設計解を提案したが、本研究で実際に開発する機器は「歩くことで移動する」という機能を有するのが特徴となる。また、この特徴は様々な未知の変化（体性感覚の変化，視覚の変化，前庭系の変化など）を人間に与えると考えられる。

第4章 移動支援機器の製作

- 4.1 緒論
- 4.2 機器構成とシステム概要
- 4.3 トレッドミル制御システムと平地歩行
- 4.4 駆動部・操作部制御システム
- 4.5 統合システム
- 4.6 小括

4.1 緒論

本章では、前章で明確化された新たな移動支援機器の要求仕様を満たす機器の開発について述べる。前章で述べたとおり開発した機器は構成要素として3つに分けられるが、システム全体としての要求機能を実現するために、要素技術は相互に関係している。図4.1は要素技術の相関を示している。実線は各要素に属するより詳細な要素技術を示しており、矢印の実線はある要素技術を構築する際に必要な実験結果やモデルを別の要素技術を構築する際に適用したことを表す。また、相互の矢印はそれぞれの要素技術間の比較を行った結果、新たな技術が構築されたことを意味する。

はじめに、細枠（水色の枠）線内に示す機器の構成について、トレッドミル型の歩行部、車両駆動部、操作ステアリング部の3つの構成要素に分類し、そのハードウェア構成（機構と電気信号）を説明する。次に利用者の乗車から降車までの動作を分類し、動作から3つの構成要素それぞれに要求される具体的機能を示す。これらの詳細を4.2節で述べる。具体的な機能はトレッドミル部制御システムと駆動部・操作部制御システムに分類する。4.3節では、破線枠内（上）に示すトレッドミル部制御システムについて述べる。4.4節にて破線枠内（下）に示す駆動部・操作部制御システムについて説明する。トレッドミル部制御システムの詳細および駆動部制御システムの詳細は項目（i～vii）ごとに述べる。また、太枠（赤色の枠）線内に示す、4.5節に統合システムとして説明を加える。以上により、要求仕様および要求機能を満たす移動支援機器の開発を実現する。

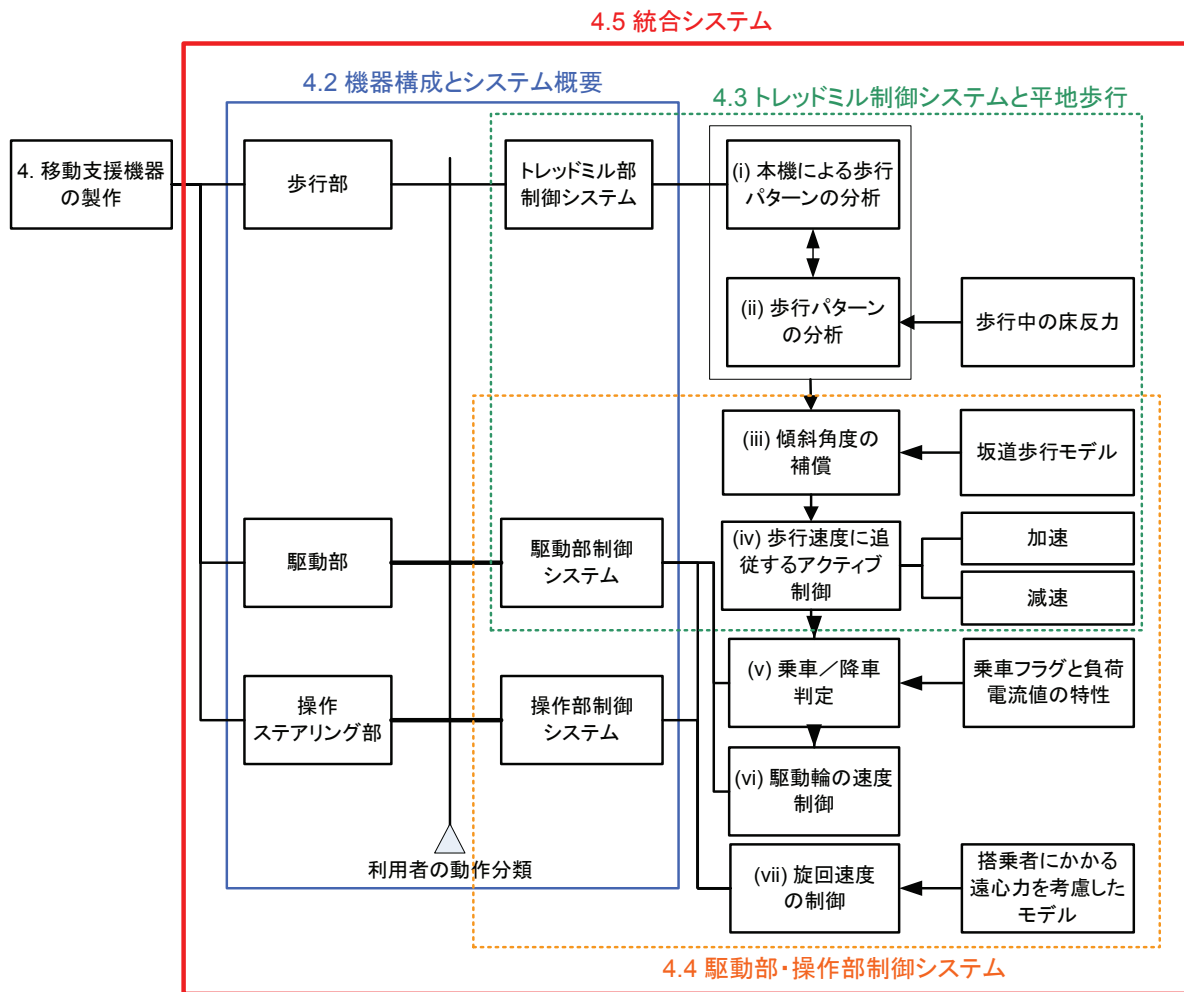


Fig. 4.1 System development overview

4.2 機器構成とシステム概要

4.2.1 機器の概要

図 4.2 に製作した試作機（Tread-Walk）の外観，図 4.3 に各部の名称，図 4.4 に機器概要，表 4.1 に基本仕様を示す。

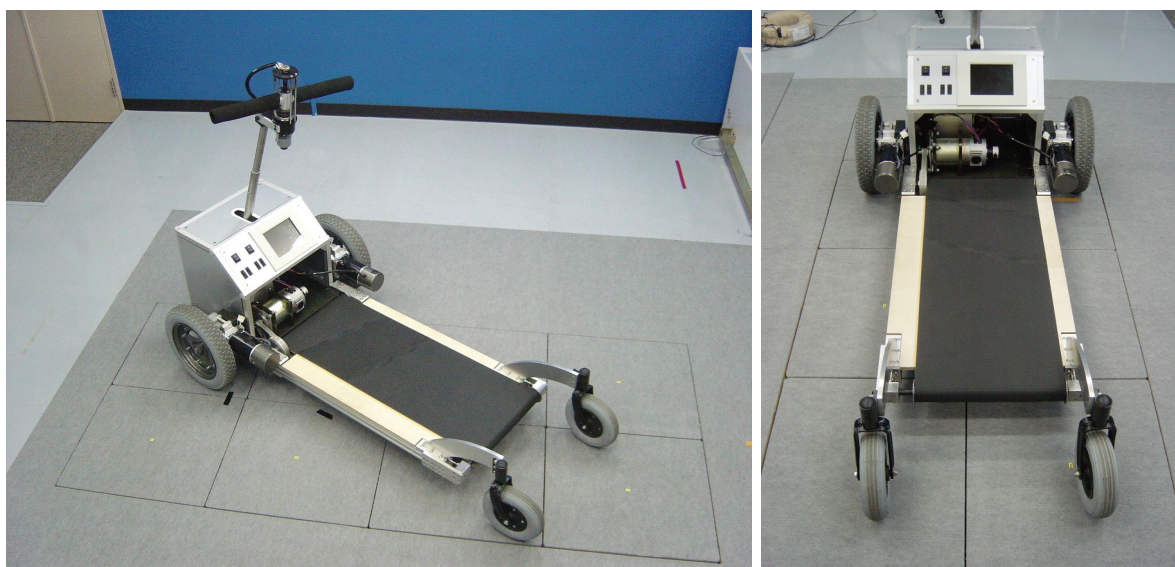


Fig. 4.2 Prototype overview (Tread-Walk)

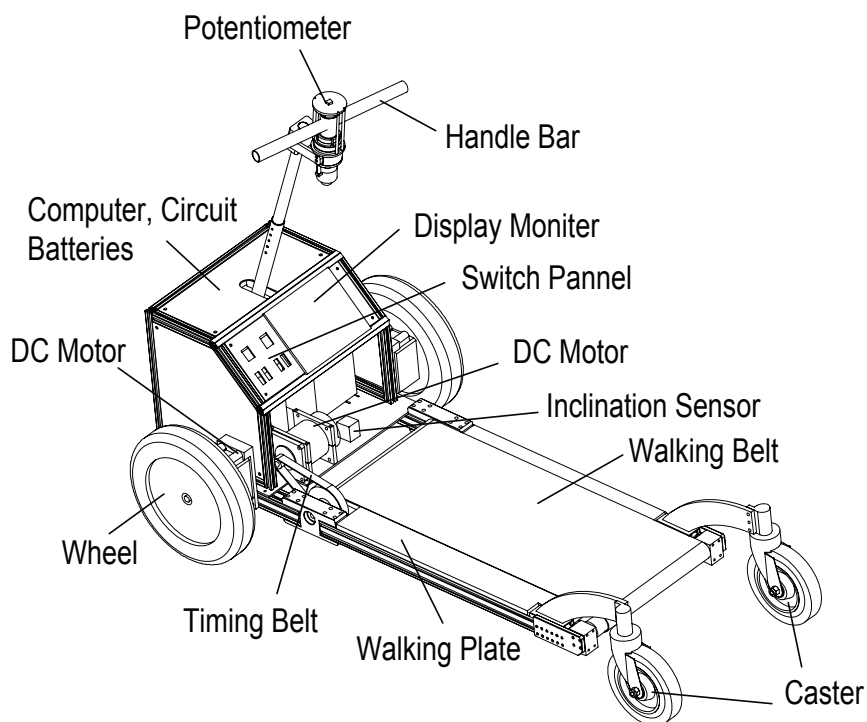


Fig. 4.3 Prototype outline (Tread-Walk)

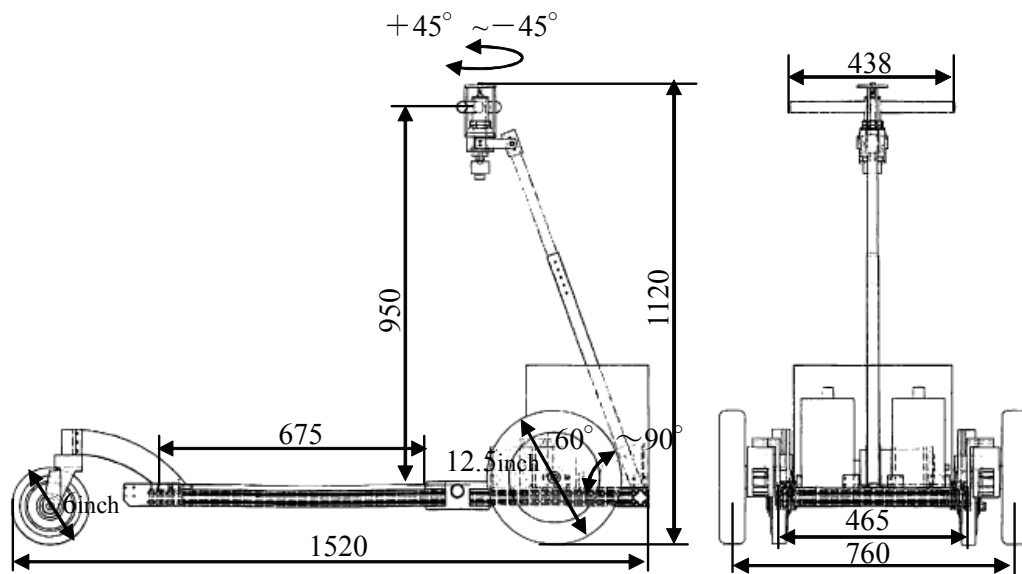


Fig. 4.4 Prototype size (Tread-Walk)

Table 4.1 Specification of components

Driving Components	Size	1520L×760W×1120H [mm]
	Weight	55 [kg] (without battery)
	System	Front-wheel drive and rear caster DC motor(134 [W])×2 velocity control, Curtis1228 controller
	Driving speed	6.0 [km/h] (Max.)
Handling and Walking Components	Size (walking belt)	675×340 [mm]
	Height of walking belt	135 [mm]
	System	DC motor(250 [W]) for treadmill with taco-generator and current monitoring
	Walking belt speed	3.0 [km/h] (Max.)
	Height of handle bar	850 ± 50 [mm]
Handle angle	-45 [deg]~45 [deg]	
Total System	Control system	PC(104Bus), A-D, D-A, Counter board Monitor (6.4 [inch]), Develop software QNX
	Power consumption	about 750 [W]
	Continuous time	about 4 hours (lead battery 12×35 [Ah]×2)

4.2.2 全体寸法と重量

全体の寸法は歩道の幅を考慮して可能な限り小型化を目指し、全長 1520 [mm]、幅 760 [mm]とした。重量はバッテリーを除いた場合 55 [kg]あり、重心位置は前方より約 20%、左右中心部に位置する。バッテリー重量は 2 台で約 20 [kg]あり、前方部分に設置スペースを設けた。JIS 規格電動車いす (JIS T9203) やバイク (JIS D0010-1982)、車両のモデル (JIS D0001-1983) などに準じて体重 80 [kg]以内の搭乗者を想定して設計を行った。歩行面の全長が搭乗者の歩幅に依存するため、基準とした電動車いすの規格と比較し、全長約 320 [mm]、幅約 60 [mm] 外寸が大きくなった。

4.2.3 歩行部 (トレッドミル部)

搭乗者が歩行運動を行う歩行面は図 4.5 (a) に示すようにトレッドミル形状とし、1 本のベルトを用いた。ベルトの回転方向は一方向とし、歩行中にベルトが逆回転しない設計とした。また、ベルトと歩行板の板材との間の摩擦を軽減させるために、板材にすべりテープを設置した。トレッドミルは歩行面前方と後方にある 2 本のシャフトを用いて回転させ、図 4.5 (b) のように前方にはトレッドミルを歩行運動に合わせて回転させるためのトレッドミル回転 DC モータを、タイミングベルトにより連結した。DC モータの選定および仕様を付録 B に示す。また歩行面の大きさは高齢者の標準歩行の歩幅を基準とし、長さ 675 [mm]、幅 340 [mm]とした。歩行面高さは機器乗車時のつまずきや降車時の衝撃防止を考慮し 135 [mm]とした。

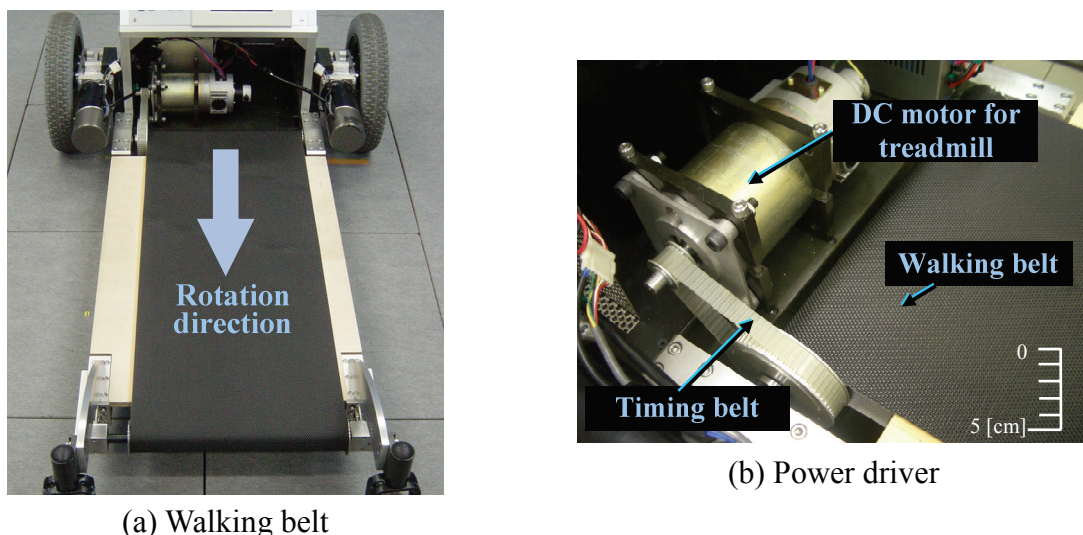


Fig. 4.5 Treadmill system

4.2.4 駆動部

車両の駆動部は、車両の回転中心と体幹の回転中心がより近づくような構成として、駆動輪は前方に配置した。駆動用モータは DC ギアドモータ（今仙電動車いすモータユニット）を用い、サイドの支柱の左右に 2 個取り付けた。駆動モータの制御には Curtis 社製の速度制御ドライバ（Curtis1228 controller）を使用した。駆動用 DC ギアドモータの選定基準および仕様を付録 C に示す。前輪のタイヤ径は 12.5 [inch]とし、後輪は回転半径を小さくするためにフリーキャスタとした。また、路面の傾斜に対応するために、車両重心付近に傾斜センサを設置した。

4.2.5 操作ステアリング部

左右への方向転換は、ハンドルの回転角度を読み取り、左右の駆動輪の回転速度を変化させることで行う。図 4.6 (a) に示すようにハンドルは回転軸に接続され、上部固定部にポテンショメータ、下部固定部に回転運動に抵抗を与えるロータリダンパを取り付けた。また、ハンドルの操作により体幹が回旋し過ぎて歩行に影響を及ぼすことがないように、ハンドルの最大操作量を左右それぞれ 45 [deg]とし、機構的に回転制限を設けた。ハンドルの位置は、高齢者が対象物を押すときの平均的な距離 300 [mm]、高さ 960 [mm]を基準高さとし、図 4.6 (b) に示すように約±50 [mm]の高さ調整機能、矢状面から見て水平方向 60 [deg]~90 [deg]の角度調整機構を設けた。

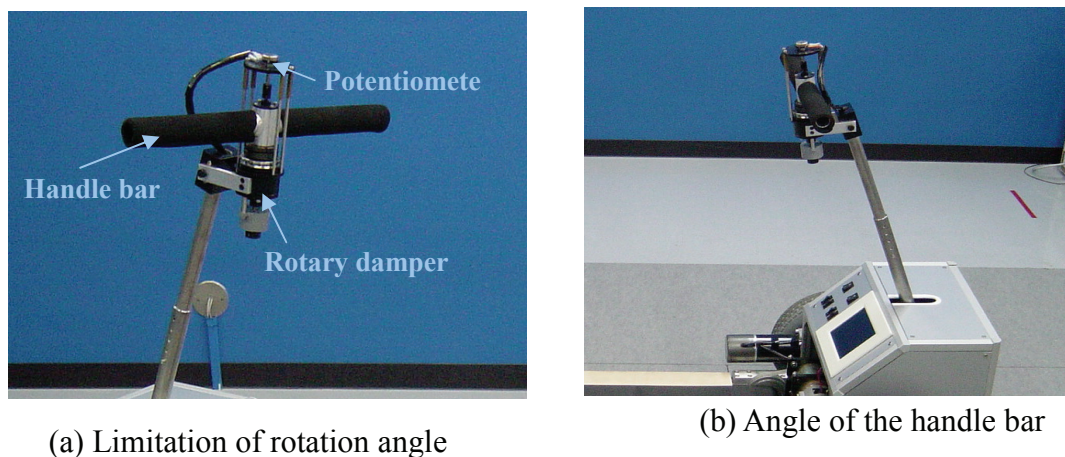


Fig. 4.6 The steering system

4.2.6 システム概要

システムの概要を図 4.7 に示す。電源は DC24 [V]のバッテリーとし、トレッドミル用モータ 1 個と駆動用モータ 2 個を駆動する。また、電源から DC-DC コンバータを用いて DC5 [V]にて、制御用 PC（AD 変換ボード・DA 変換ボード・カウンタボード）を動作させる。また、トレッドミル用モータから得られる負荷電流値は電流

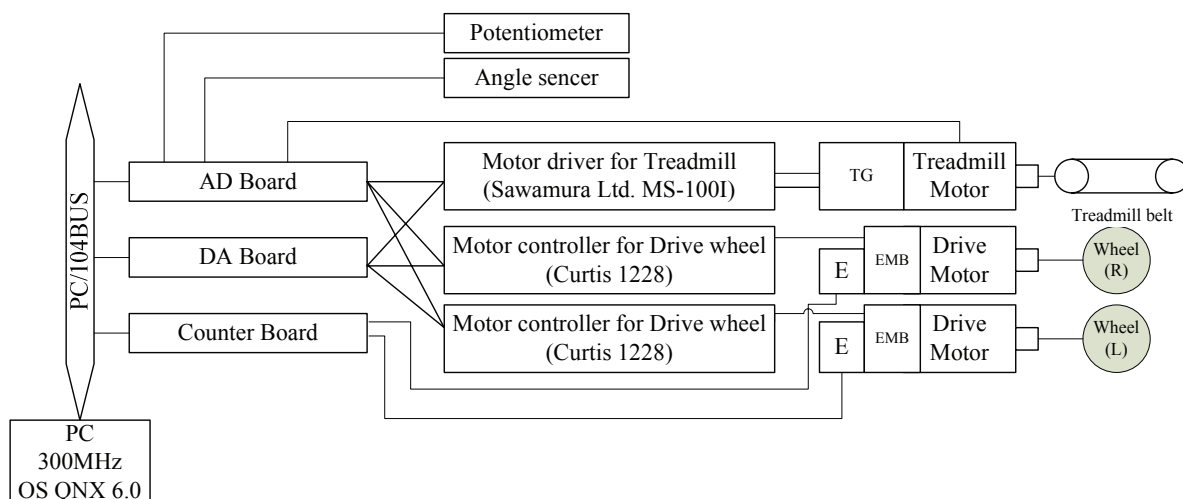


Fig. 4.7 System overview

計（付録 B Table B.4）により変換された電圧，ハンドル上部に取り付けたポテンシオメータ（5 [k Ω]）の回転により得られる検出電圧，車両に設置した傾斜角センサより得られる検出電圧を AD 変換し，PC に送信することで左右の駆動モータの回転比を決め，方向転換に用いる．トレッドミル用モータと駆動用モータはそれぞれタコジェネレータと電流値を計測することで速度制御を行い，さらに駆動部の回転数を計測するためにエンコーダを取り付けた．

4.2.7 全体システムとして要求される機能

本システムの操縦についての搭乗者の動作プロセス分析を行い，その概要の流れ図を図 4.8（乗車から降車まで），図 4.9（乗車中の歩行）に示す．本システムの移動車両に要求される機能，および歩行部に要求される機能は次の通りである．

(1) 乗車から降車まで

メインスイッチを起動した後，搭乗者が乗車していない場合に動作しない安全なシステムを構築するためには，搭乗者の乗車状態を調べる乗車判別の処理が必要となる．ここでは，搭乗者が乗車していない状態，乗車している状態，乗車し歩行を行っている状態の 3 つのフェーズを判別し，切り替える機能が要求される．

(2) 乗車中の歩行

乗車し歩行を行っているフェーズでは，歩行速度を変更し，加速，一定速度，減速の 3 つのフェーズおよびハンドル角度によって，左右，直進の判定を行う機能が要求される．

(3) トレッドミル制御部に要求される機能

搭乗者が“自由歩行”を可能とし，“自然歩行”をするような機能が求められる．自然歩行とは，ここでは床面を歩行する際に行われる歩行運動と同等の歩行と定義

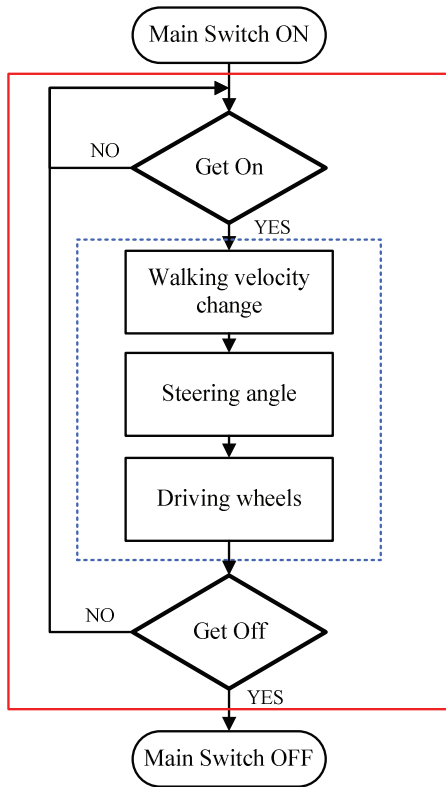


Fig. 4.8 System flow chart
(From main switch on to off)

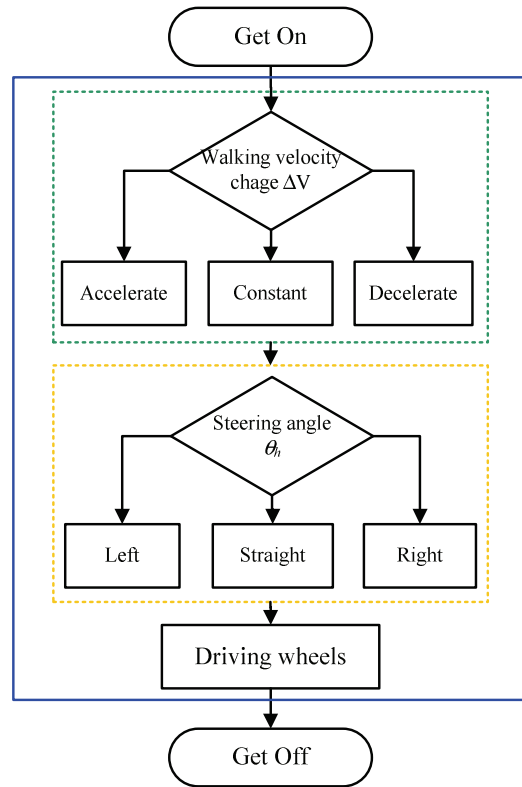


Fig. 4.9 System flow chart
(From get on to get off)

する。厳密にはトレッドミル上において、運動学および運動力学的観点から床面歩行に近い歩行を実現する機能が要求される。自由歩行とは、歩き方に特別の指示をしない場合の歩行である。被験者に計測を意識させず、市街での歩行を観察するような場合をいう（土屋 1989）。ここでは、トレッドミル上において、歩行者が歩行速度の変更や立ち止まりなどを実現することのできる機能が要求される。

したがって、本システムの核となる入力信号の取得手法を確立し、歩行時の特徴波形を抽出することが本システムでは要求される。ここでは、はじめに、製作したトレッドミルシステムで歩行データの計測を行い、その特徴を抽出する。

4.3 トレッドミル制御システムと平地歩行

4.3.1 動作分類に基づく技術課題

図 4.10 に示した要素技術の課題について以下に示す。項目の番号は図 4.1 に対応する。

- (i) 開発した歩行部の制御システムにより，ベルト歩行中における床反力の前後分力（蹴り力および制動力）を検出することが可能であることを確かめる．
- (ii) トレッドミル上での自然歩行・自由歩行を実現するために，床反力計および三次元位置計測装置を用いた歩行実験から歩行パターンを分析し，人間の平地歩行時の歩行運動メカニズムを明らかにする．
- (iii) また，傾斜路面を歩行した際の床反力前後分力の傾向を調べ，坂道歩行モデルを用いて坂道昇降の際の加速・減速パラメータの補償を行う．
- (iv) トレッドミル上の歩行より得られた前後分力と，床反力計を用いた通常歩行時の歩行実験を比較することで，検出された前後分力の歩行パターンのパラメータを明確にする．また，過渡歩行時の歩行メカニズムを知ることで，トレッドミル上における歩き始め，歩き終わりのベルト制御手法を決定する．

これらの項目と 4.2.7 節で抽出したトレッドミル制御システムに要求される機能を実現するための具体的な課題の項目を図 4.10 に示す．この図は，トレッドミル制御システムを構築する際の流れを示したもので，主に負荷電流値の計測原理と歩行パターンの抽出，加速/減速の関係と，それに必要な計測実験の関連性をまとめたものである．

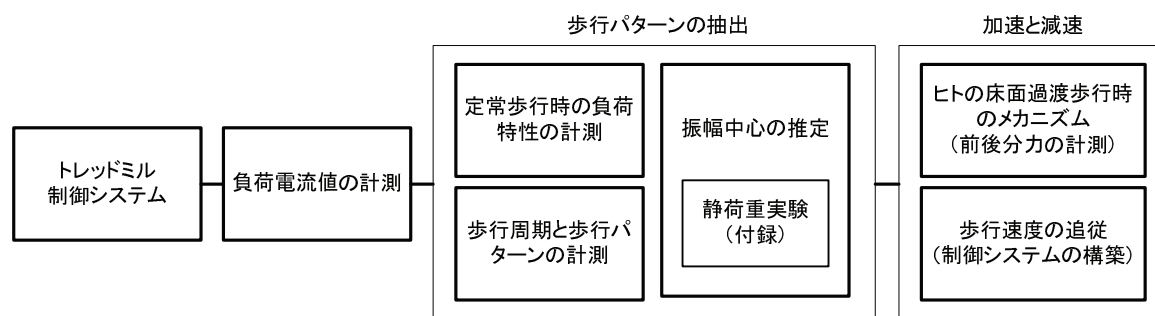


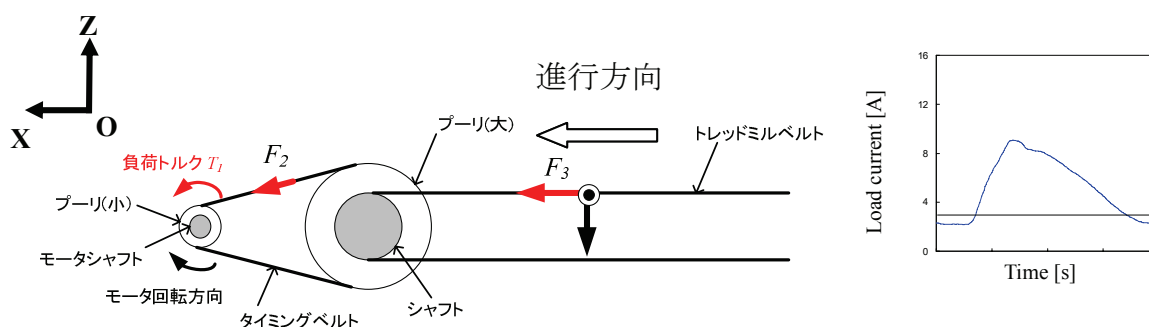
Fig. 4.10 Extraction of gait pattern and acceleration/deceleration from treadmill control system

4.3.2 負荷電流値の計測

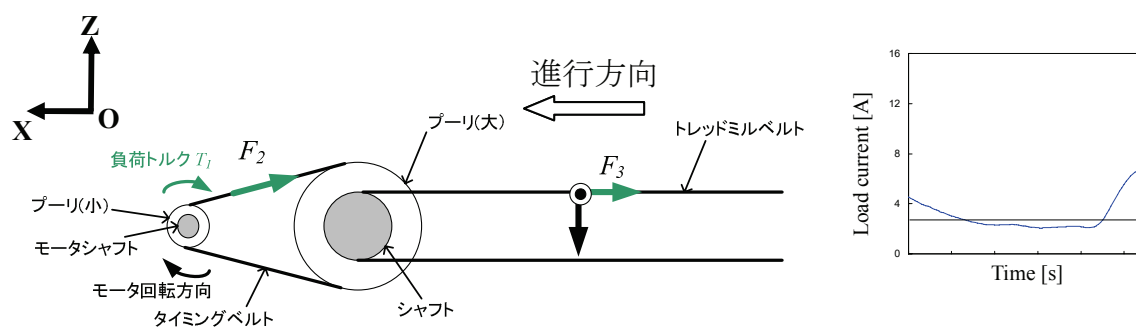
(1) トレッドミルベルトと負荷電流値の関係

本節では，トレッドミルベルトと DC モータの構造を説明し，ベルトにかかる負荷と負荷電流値の力学的な関係性を述べる．開発したトレッドミルシステムは，図 4.11 (a-1)，(b-1) に示すように，歩行を行うベルトとタイミングベルトによってトレッドミルを回転させる DC モータに接続されている．DC モータの回転方向は，人間の進行方向と逆方向，すなわち前から後ろに回転するとし，これをモータの正回

転とする。人が乗車していないときの負荷電流値を計測すると 3.0 [A]あり，これは機械的な摩擦などにより負荷トルクが発生していることを示している。図 4.11 (a-1) に示すように，正回転に対して逆方向の負荷 F_3 がかけるとモータには負荷トルク T_1 が生じる。そのときに検出した負荷電流値は，図 4.11 (a-2) に示すように 3.0 [A] より大きい負荷電流値が検出される。一方，図 4.11 (b-1) は正回転に対して同方向の負荷 F_3 がかけられ，図 4.11 (b-2) のように 3.0 [A] より小さい負荷電流値が検出される。



(a-1) Motor torque and braking force (in the opposite direction) (a-2) Constant velocity



(b-1) Motor torque and kicking force (in the same direction) (b-2) Constant velocity

Fig. 4.11 Treadmill belt rotational direction and current load from out force

(2) 歩行運動と負荷電流値の関係

トレッドミル上で歩行を行う場合，DC モータには踵を接地する時に生じる回転方向とは逆の負荷と，ベルトを蹴る時に生じる回転方向と同じ方向の負荷が交互に表れ，この正と逆の負荷電流値が周期的に検出することが可能であると考えた。

本機のトレッドミル部のみを一定速度で作動させ，トレッドミル上での一歩行周期の歩行速度変化を検出するために，モータの負荷電流を計測し，その際の歩行パターンを検出する実験を行った。歩行パターン計測のプロセスを図 4.12 に示す。トレッドミル上で歩行を開始すると，蹴り力はモータの回転方向の負荷として，また制動力はモータの回転方向に対し，逆向きの負荷として検出される。それらのデータはフィルタリング処理（移動平均）後に，次式で表される。

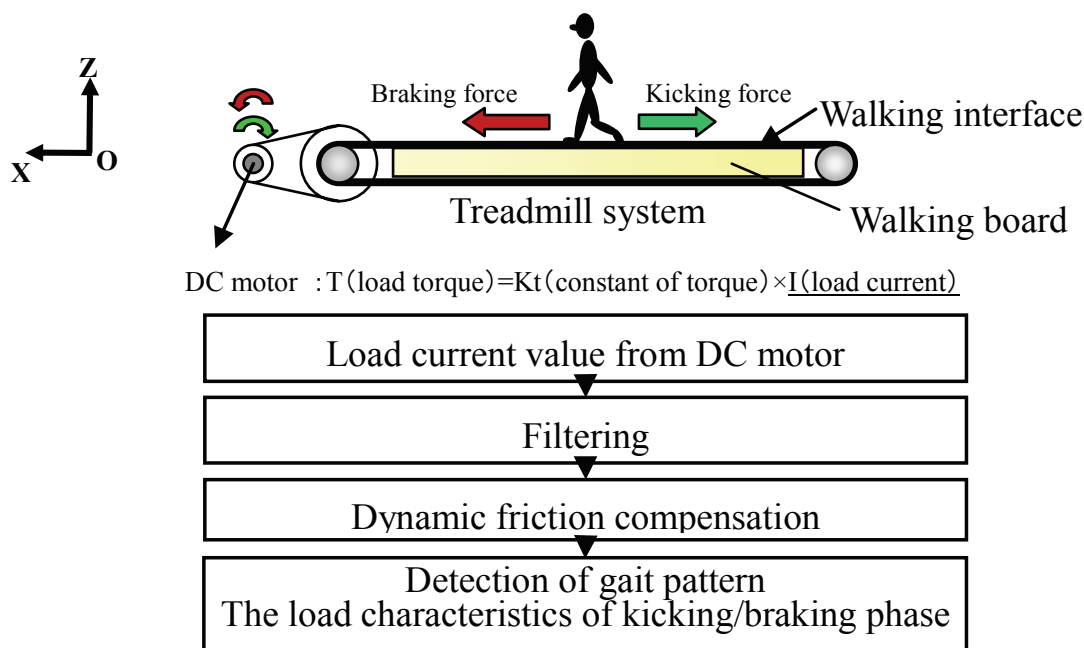


Fig. 4.12 Detection of gait pattern from load current of DC motor

$$I = T_1 / K_T \quad (4.1)$$

ここで、 I はトレッドミルモータから得られる負荷電流値であり、実際にはドライバにより電圧 V に変換される。このとき電流値 $I = 3.75 \cdot V$ [A] と換算される。 K_T はモータのトルク定数、モータ負荷トルク T_1 である。したがって、モータ負荷は次式で表すことができる。

$$F_3 = 3.2K_T I / d_1 \quad (4.2)$$

ここで、 F_3 はトレッドミルベルトに掛かる力、 d_1 はモータシャフト径である。このとき、 $K_T = 0.076$ [Nm/A]、 $d_1 = 0.02$ [m] であった。なお、ベルト上に搭乗しない状態でのモータ負荷は 36.0 [N] であった。

4.3.3 定常歩行時における負荷特性の計測実験

(1) 実験目的

DC モータの負荷電流値から、搭乗者の歩行状態を推定することが可能であるかを確かめるために、本機トレッドミル上を一定速度で歩行した際の負荷電流値の特性を調べる。ここでは、歩行速度や歩行周期などの歩行パラメータを変更して歩行した場合の負荷電流値から得られる歩行パターンと、歩行周期および負荷電流値の関係を調べる。

(2) 実験方法と実験条件

実験は、トレッドミル定常歩行時における負荷の特性を計測するために、トレッドミル歩行時の速度 1.0 [km/h], 2.0 [km/h]の時に、1 分間当たりの歩数であるケイデンスは 58 [steps/min], 96 [steps/min]で行い、負荷電流を計測した。本機のトレッドミル部分のみを一定速度で回転させ、メトロノーム音に合わせて歩行を行った。負荷電流値は、式 (4.2) によってモータにかかる負荷として換算した。被験者は1名 (20代女性) で行った。

(3) 実験結果・考察

図 4.13, 4.14, 4.15 から、モータ負荷の値が歩行の周期と同様の時間的周期現象が現れていることが確認された。平均周期 T_p 、平均振幅値 $2A$ 、平均振幅中心、最大振幅値、最小振幅値を表 4.2 にまとめる。実験の結果、以下が明らかになった。

- (i) 図 4.13, 4.14: ケイデンスが同一 (58 [steps/min]) で歩行した場合、歩行速度 1 [km/h] の歩行と比較し、歩行速度 2.0 [km/h]の方がモータにかかる負荷の変動幅は約 40%増大し、平均振幅中心は 19%増加した。
- (ii) 図 4.14, 4.15: 歩行速度が同一速度 (2.0 [km/h]) の場合では、ケイデンスが 58 [steps/min] の歩行と比較し、ケイデンス 96 [steps/min]の歩行は、モータ負荷のパターンの振動数が 0.6 高くなることが確認された。また、平均振幅中心は 8%増加した。さらに、これらの 10 秒間における振動の周期は、理論的な歩行回数 (58 [steps/min]: 9.6 回, 96 [steps/min]: 16 回) と一致していた。

以上より、図中の振動数やピーク値より歩行パターンを捉えることが可能なことを確認した。

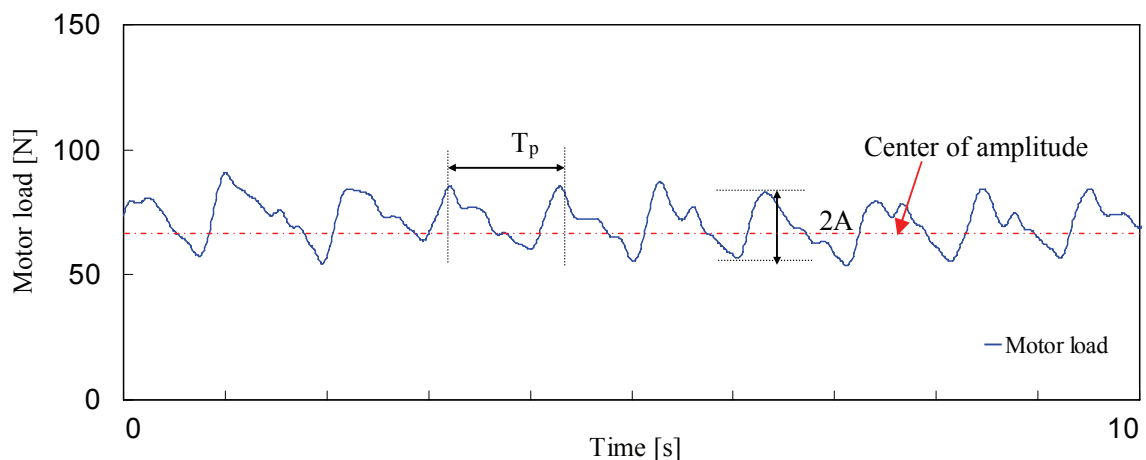


Fig. 4.13 Walking pattern
Cadence 58 [steps/min], Walking speed 1.0 [km/h]

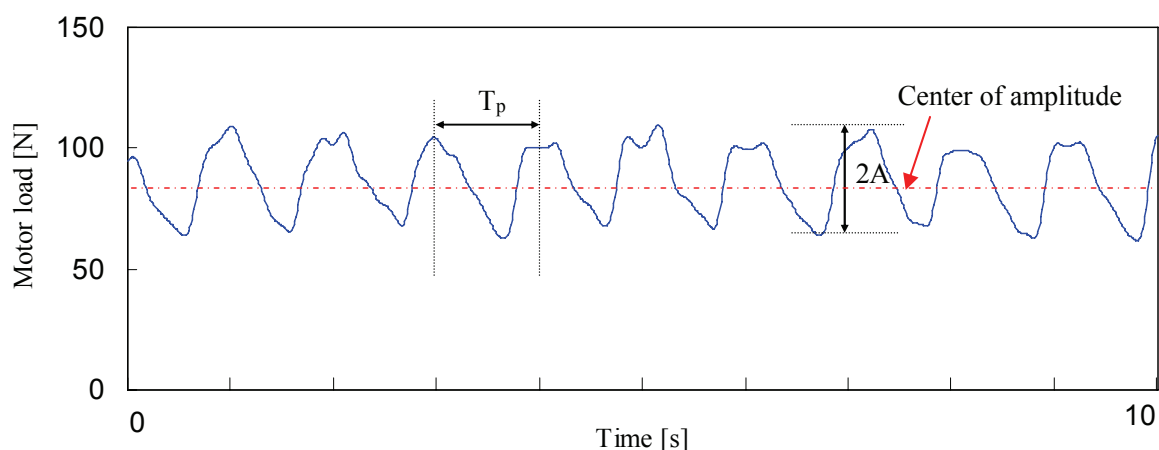


Fig. 4.14 Walking pattern
Cadence 58 [steps/min], Walking speed 2.0 [km/h]

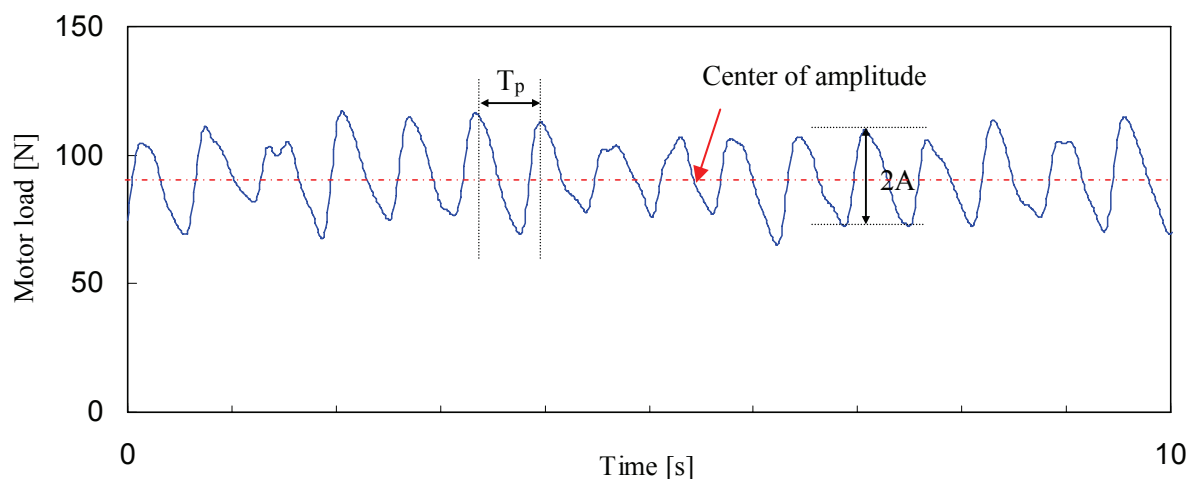


Fig. 4.15 Walking pattern
Cadence 96 steps/min, Walking speed 2.0 [km/h]

Table 4.2 Pitch and amplitude of gait cycle

	58 [steps/min] 1.0 [km/h]	96 [steps/min] 1.0 [km/h]	96 [steps/min] 2.0 [km/h]
平均周期 T_p [s]	1.1	1.0	0.6
振動数($1/T_p$) [Hz]	0.9	1.0	1.6
平均振幅値 [N]	27.9	39.0	36.6
(振幅中心 [N])	(71.0)	(84.7)	(91.6)
最大振幅値 [N]	90.8	109.6	117.0
最小振幅値 [N]	53.7	61.9	65.3

4.3.4 歩行周期と歩行パターンの計測実験

(1) 実験目的

本機トレッドミル上で検出された歩行パターンと歩行動作との対応を調べるために定常歩行時における負荷特性の計測実験（4.3.3 節）と同様の条件において、三次元位置計測装置 (Vicon512[®]) を用いて踵接地, つま先離地の位置データを取得した。

(2) 実験方法

トレッドミルの速度を 1.0 [km/h], ケイデンス 58 [steps/min] で歩行時の負荷電流を計測し, 同時に踵・つま先部にマーカーを取り付け, 足部位置の計測を行った。

実験条件は, 本機のトレッドミル部のみを一定速度で回転させ, メトロノーム音に合わせて歩行を行った。その際, 踵接地からつま先離地までの半周期の一步の距離を歩行面ベルト脇に 44.7 [cm] の間隔でテープを張ることで一定歩幅での歩行を行った。被験者は 1 名 (20 代男性) である。

(3) 実験結果・考察

図 4.16, 4.17 は 1.0 [km/h] の一定速度で歩行中の実験より得られた負荷電流計測値 (フィルタ処理) のモータ負荷のパターン, および左右足部 (踵・つま先) の位置 (床面からの高さ) 計測データである。ここでは, 右足踵接地から右足踵接地までを一步行周期として示す。その結果, 次のことが分かった。

- (i) 図 4.16 は, 左右足部の踵位置の計測データとその時のモータ負荷を計測した結果である。まず, 左足踵接地時付近 (直後) にモータ負荷に山のピークが存在することが分かる。踵接地時には, 制動力が発生するため, このモータ負荷の山のピークは踵接地後の制動力と推定することができる。
- (ii) 図 4.17 は, 左右足部のつま先位置の計測データとその時のモータ負荷を計測した結果である。まず, 左足つま先離地時 (直後) には谷のピーク値が存在することが分かる。つま先離地時には推進力 (蹴り力) が発生するため, このモータ負荷の谷のピークはつま先離地後の蹴り力と推定できる。
- (iii) 歩行周期に関しては, モータ負荷の波形の谷のピークから山のピークにかけて片足の遊脚相が存在することが分かる。また, 両足のつま先位置の変動から, この山のピーク値から谷のピーク値にかけては両脚支持期が存在することが分かる。

以上より, 検出された負荷電流値から歩行パターンが推定可能であることが分かった。

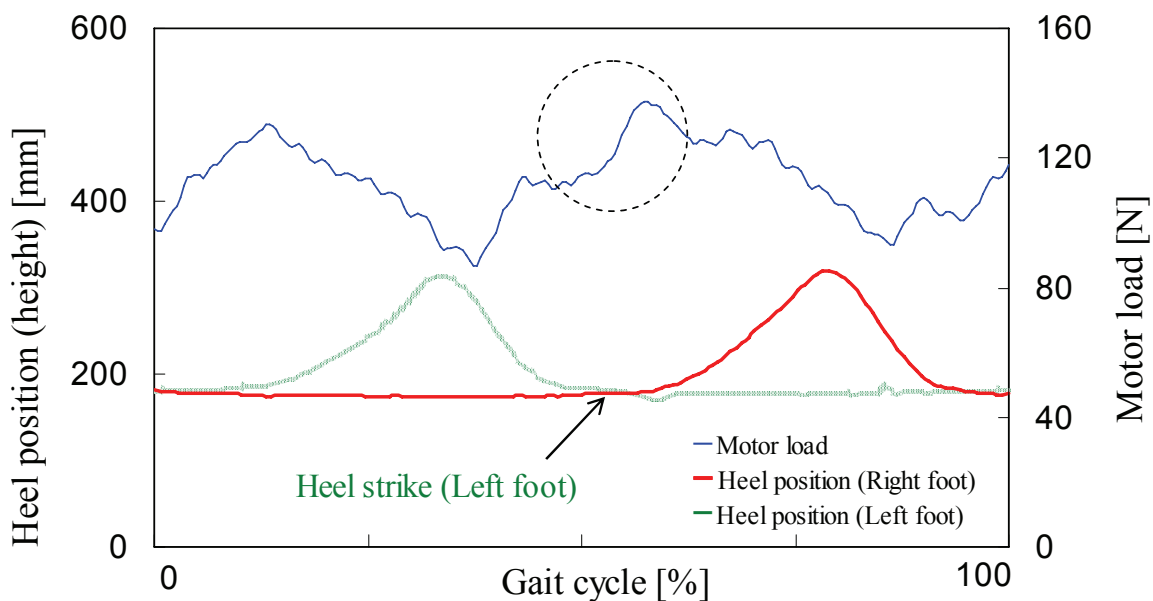


Fig. 4.16 Heel position and motor load

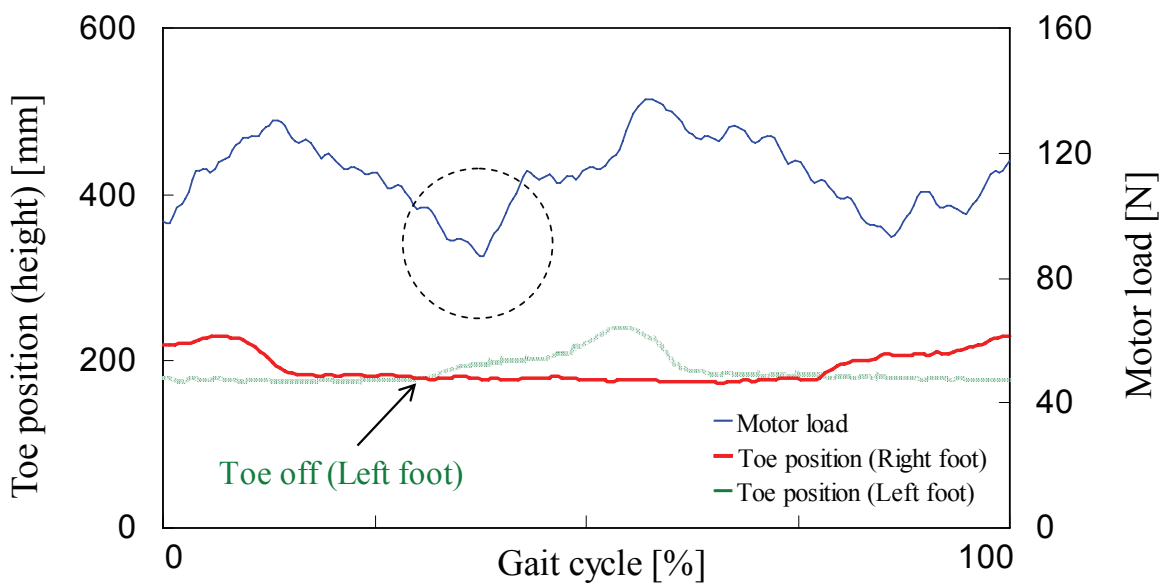


Fig. 4.17 Toe position and motor load

4.3.5 歩行パターンにおける振幅中心の推定

(1) 実験目的

DC モータは、回転速度が増加すると逆起電力が発生し、負荷電流値が線形に増加する特性がある。そのため、歩行パターンの振幅中心を推定したい場合、モータの速度が増加すると電流値が増加し、それに伴い振幅中心も増加する。また、トレッドミルベルトの回転方向に対して逆の負荷が掛かると、モータの負荷電流値は増加する。つまり、搭乗者がベルト上に乗ると、ベルト上に搭乗者が乗車していないときの負荷 36.0 [N]に加え、ベルトと歩行板の間に摩擦が生じる負荷が増加し、この場合でも振幅中心は増加する。したがって、歩行パターンから得られる波形の振幅中心を推定する場合には、負荷電流値と DC モータの回転速度およびベルト上の荷重の関係を明らかにする必要がある。そこで、速度と荷重の特性を調べる実験を行った。

(2) 実験方法

計測実験はトレッドミルシステム部のみを作動させ、車両は固定して行った。まず、被験者がベルト上端付近（モータに近い端）に立位姿勢で乗車した後、ベルトに一定速度指令値を与えて回転させる。被験者の位置はベルトの回転に伴いベルト端（後方）に到達する。このときの負荷電流値を 7, 8 パターンの速度 (0.20 [V], 0.50 [V], 0.61 [V], 1.00 [V], 1.22 [V], 1.83 [V], 2.00 [V], 2.44 [V]) について計測した。また、被験者は、それぞれ 43.0 [kg], 55.0 [kg], 65.0 [kg] の健常被験者 3 名で行った。各被験者および各速度において 3 回ずつ計測した。

(3) 実験結果・考察

実験結果を図 4.18 に示す。ここでは、ベルト上を歩行せずに立位で移動させた際の負荷電流値を計測している。計測した負荷電流値は、不安定な立ち上がり（回転初期）の区間を除き、安定な速度が得られた地点における値を取り、3 回の実験結果の平均値を出した。実験結果から、歩行時の振幅中心 $Center(v)$ はモータの回転速度（指令電圧）が速いほど大きく、搭乗者の体重が重いほど大きな値をとることが分かった。また、各 8 点 (43 [kg] については 7 点) の指令電圧と負荷電流値の関係は正比例の関係を示した。さらに、各体重における速度と負荷電流値の関係は、ほぼ同じ傾きであることが分かった。

ところで、この実験で行った立位移動時の負荷電流値の値は、蹴り力も制動力も発生していない状態における値であり、歩行時の振幅中心 $Center(v)$ と同等であると考えられる。

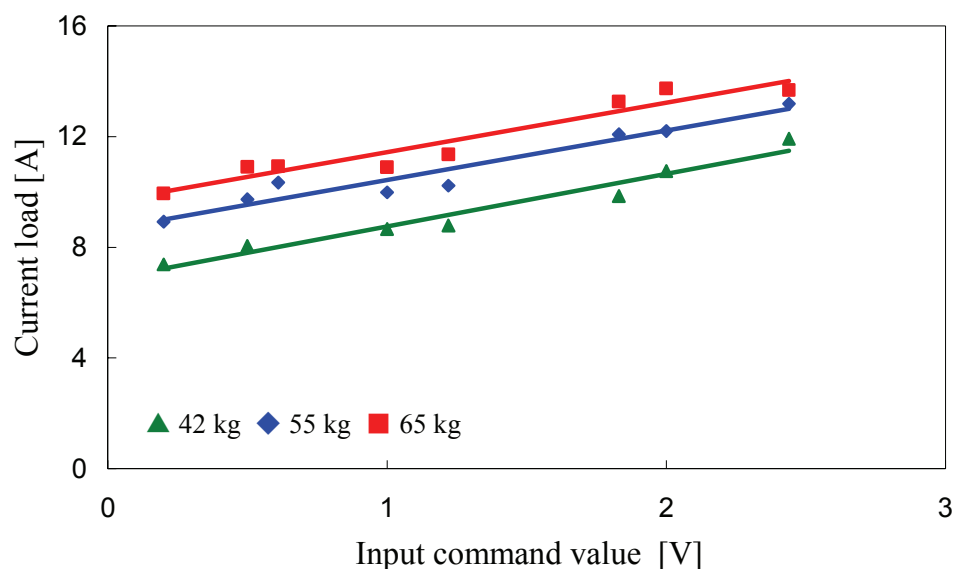


Fig. 4.18 Rotational velocity and weight

すなわち、計測された歩行中の振幅中心を示す負荷電流値を最小二乗近似すると振幅中心は次式で表される。

$$Center(v) = pmg(f_m + C_v v) \quad (4.3)$$

ここで、 $Center(v)$ は一定速度でベルトを回転させた際のモータの負荷電流値であり、 f_m および C_v はそれぞれ機械的な摩擦による負荷、荷重による補正係数、 pmg は板に掛かる重力、 m は搭乗者の体重である。この実験の結果より、各パラメータの数値を試行錯誤的に決定した。また、式(4.3)は静荷重実験結果を参考にした(静荷重実験に関しては付録Dを参照)。

4.3.6 床面歩行時における過渡歩行時の床反力前後分力の計測

本節では、抽出された負荷電流値の歩行パターンから速度変化を抽出する手法について述べる。トレッドミル上でヒトが地面を歩くように自然に歩行するためには、ヒトが平地歩行時に行っている歩行運動メカニズムを参考にすることができる。特にここではヒトの過渡歩行時における床反力の前後分力に着目し、トレッドミルの回転速度の制御手法を決定するための加速と減速に必要なパラメータを決定する。

(1) 床面歩行時における床反力とヒトの推進力

図4.19に歩行中に加速した際の床反力前後分力と、そのときの重心の進行方向の速度、図4.20は歩行中に減速した際の床反力の前後分力と、重心の進行方向の速度

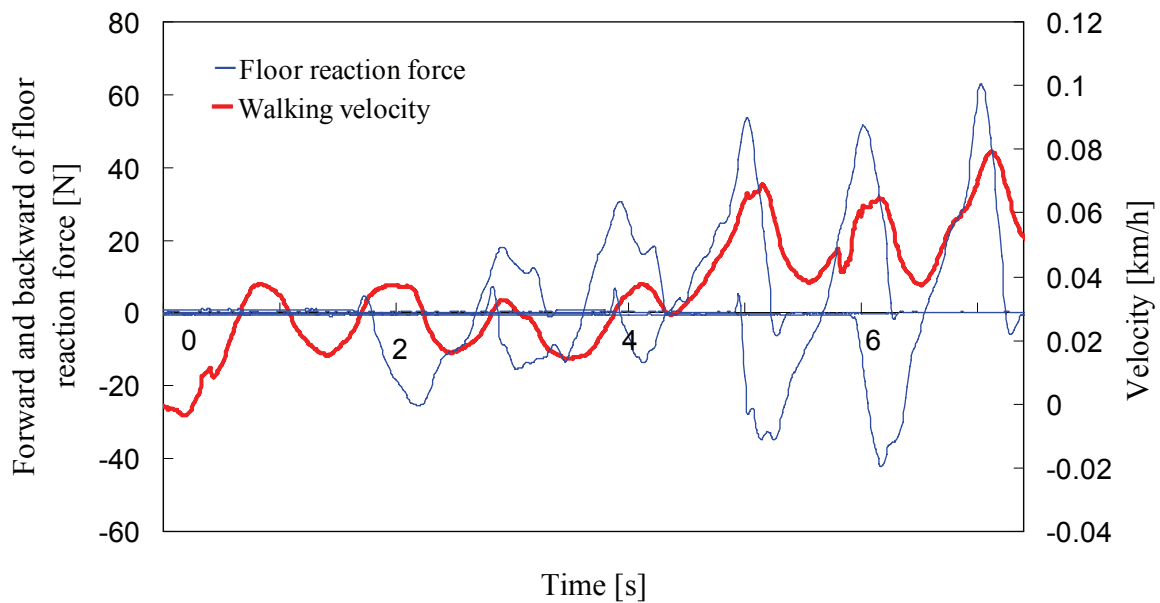


Fig. 4.19 Forward and backward of floor reaction force and walking velocity during accelerating

を示す。床反力は左右の足の連続的なデータであり、同一時間内に2つの床反力が発生している部分は両脚支持期、それ以外は単脚支持期を示している。歩行中の加速時と減速時の床反力および重心速度の特徴を以下にまとめる。

- (i) 図 4.19 に示す加速時の重心の速度は、巨視的な視点から見れば 0.0 [km/h] から 0.08 [km/h] と増加しているが、約 0.5 秒毎に床反力の変化に応じて増減している。また、その増減の特徴は、両脚支持期において床反力 F_x が 0.0 [N] になる時点で進行方向の速度 v_h が最大となり、単脚支持期で F_x が 0.0 [N] になる時点では v_h が最小となる。0~4 秒までは一定速度で歩行しているが 5 秒付近で蹴り力（マイナス方向の力）が発生すると、それに応じて重心速度は増加する。
- (ii) 図 4.20 に示す減速時も同様に、重心の速度を巨視的な視点から見れば 0.06 [km/h] から 0.02 [km/h] に減少しているが、加速時と同様に速度は約 0.5 秒毎に床反力の変化に応じて周期的に増減している。また、増減の特徴も加速時と同様の傾向を確認することができる。両脚支持期において床反力 F_x が 0.0 [N] になる時点で進行方向の速度 v_h が最大となり、単脚支持期で F_x が 0.0 [N] になる時点では v_h が最小となる。0~4 秒までは一定速度で歩行しているが 5 秒付近で制動力が発生し、蹴り力が減少すると、それに応じて重心速度は減少する。

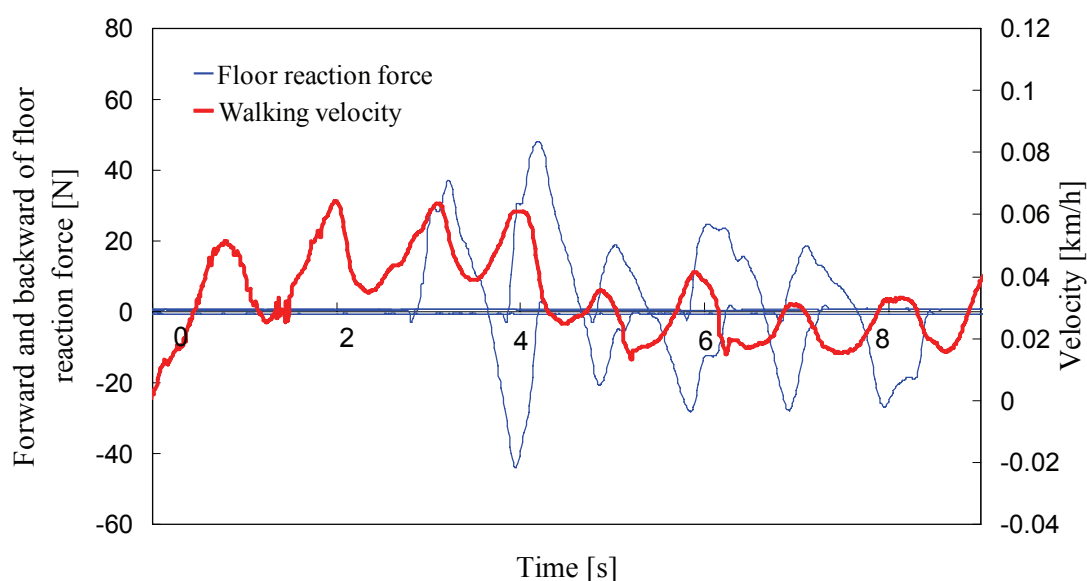


Fig. 4.20 Forward and backward of floor reaction force and walking velocity during decelerating

(2) 歩行時の加速と減速

歩行運動において加速や減速は定常歩行を行う際に必ず生じる過渡的な速度変化が行われる期間である。本システムにおいてはヒトの平地歩行時の過渡歩行の歩行メカニズムを参考にし、トレッドミル上における歩き始め・歩き終わりのベルト制御手法を決定する。

先にヒトの歩行速度の変化は、踵接地から踵接地までの一歩行周期内における床反力前後分力がもたらす短期的な速度変化と、歩行開始期から定常歩行期を経て歩行終了期に至る一連の歩行運動による緩やかな速度変化の2種類に分類することができることを述べた。この2種類の歩行速度変化は、一歩行周期における床反力前後分力の積分値とヒトの重心位置の時間的な変化である歩行速度の関係から確認することができる。

図 4.21 (a), (b) は、一定速度で歩行している時の床反力の前後分力と、加速したときの前後分力を示している。この2つを比較すると、図 4.21 (c) に示すように、加速した時の前後分力の積分値から減速した時の積分値は、蹴り力の分だけ大きくなるのが分かる。つまり、加速期には $\{(\text{蹴り力}) > (\text{制動力})\}$ 、減速期には $\{(\text{蹴り力}) < (\text{制動力})\}$ 、等速期には $\{(\text{蹴り力}) = (\text{制動力})\}$ の関係が成り立つ (山下 1995 ; 山崎 2002)。

ここで、一定速度で歩行した際の床反力前後分力の積分値 (蹴り力, 制動力), 加速期の床反力前後分力の積分値 (蹴り力, 制動力) はそれぞれ次式で表される。

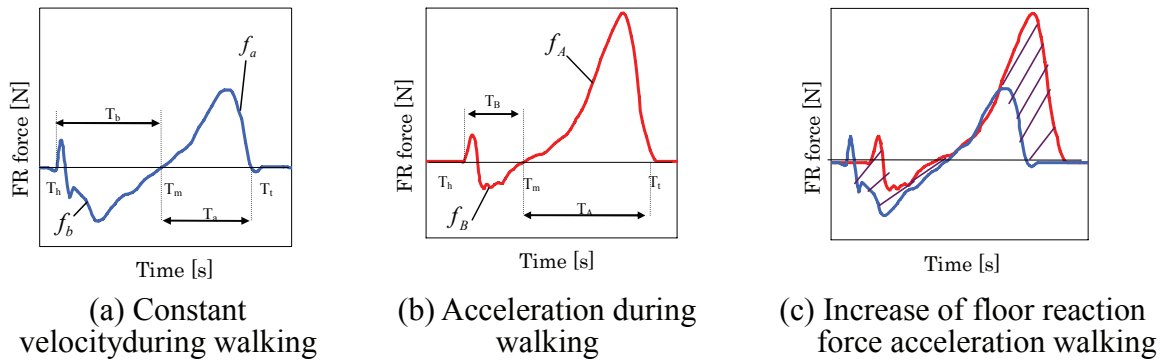


Fig. 4.21 Forward and backward floor reaction force and integration value

$$F_a \cdot T_a = \int_{T_h}^{T_m} f_a \cdot dt \quad (4.4)$$

$$F_b \cdot T_b = \int_{T_m}^{T_t} f_b \cdot dt \quad (4.5)$$

$$F_A \cdot T_A = \int_{T_h}^{T_m} f_A \cdot dt \quad (4.6)$$

$$F_B \cdot T_B = \int_{T_m}^{T_t} f_B \cdot dt \quad (4.7)$$

T_h : 踵接地時

T_t : つま先離地時

T_m : 立脚中期

T_a, T_A : 推進力が働いている期間

T_b, T_B : 制動力が働いている期間

したがって、加速分あるいは減速分の床反力前後分力の積分値は $F \cdot T$ として次式で示すことができる。

$$F \cdot T = (F_A \cdot T_A - F_a \cdot T_a) + (F_B \cdot T_B - F_b \cdot T_b) \quad (4.8)$$

(3) 過渡歩行時における前後分力の積分値

各歩行期（歩行開始期・歩行中加速期・歩行中減速期・歩行終了期）における速度増加量を図 4.22 に示す。各速度の変化量における床反力前後分力の積分値は被験者の体重で正規化され、絶対値表示としている。

歩行速度の増加や減少に伴う床反力前後分力積分値の傾向は、速度変化量が増大するほど線形的に増加し、一步における速度変化量は、各歩行期において約 $0.3 \text{ [N} \cdot \text{s/kg]}$ である。歩行中加速期における床反力変化の速度特性を基準とした場合、歩行

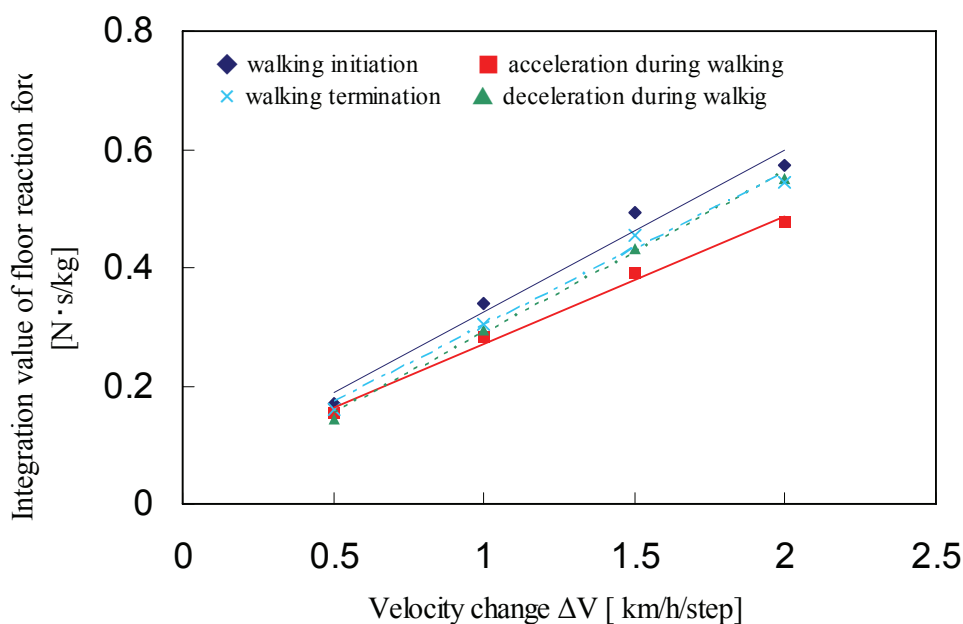


Fig. 4.22 Characteristics of velocity change of gait initiation, termination and during walking (acceleration, deceleration)

開始期においてはその傾きから約 20%の蹴り力が必要となり、一方で歩行中減速期および終了期においては蹴り力と同程度の制動力が発生することが示される。

4.3.7 歩行速度に追従するアクティブな制御

以上より、本機トレッドミルから床反力の前後分力をモータ負荷として検出することが可能であることが分かった。また、過渡歩行時の歩行特性計測実験からは、床反力前後分力の積分値が過渡歩行の識別に有効であることが分かった。さらにこの巨視的な速度変化を本機器のトレッドミル速度および駆動輪速度の決定に利用する場合、歩行開始期においては同じ速度増加量を期待した際に必要な床反力積分値が、歩行中加速期の値よりも 20%増加することを想定してシステムを構築する必要があることが分かった。

また、これらの実験から本トレッドミルシステムにより計測される床反力前後分力から速度変化量の推定とケイデンスが識別できることから、歩行パターンが抽出可能であることが示唆された。

そこで、本システムを構築するにあたり操作者の自然な歩行パターンを床反力の前後分力、すなわちトレッドミル回転モータにかかる力（正転・逆転方向）から検出し、それを基にトレッドミルの回転速度を決定する制御手法を開発することとした。

(1) トレッドミルシステムによる歩行速度の増加と減少

歩行中の床反力の前後分力の積分値によって、人間の重心位置の加速や減速が表せることを示してきた。ここでは、歩行中の加速量と減速量を検出する方法について述べる。

(i) 床面歩行時の前後分力と加速量・減速量

図 4.23 は前述した床面歩行時の床反力前後分力と、加速量・減速量の検出方法を概念的に示したものである。床反力 0.0 [N]を基準値 *Center* として負方向に $T_a(v)$ 、正方向に $T_b(v)$ の閾値を設ける。これらの閾値以下あるいは以上の床反力を積分すると閾値を示す値が基準として加速や減速を知ることが可能となる。例えば、 $T_a(v)=20$ [N], $T_b(v)=20$ [N]に設定した場合、速度約 0.05 [km/h]を基準として加速量や減速量を決定することになる。

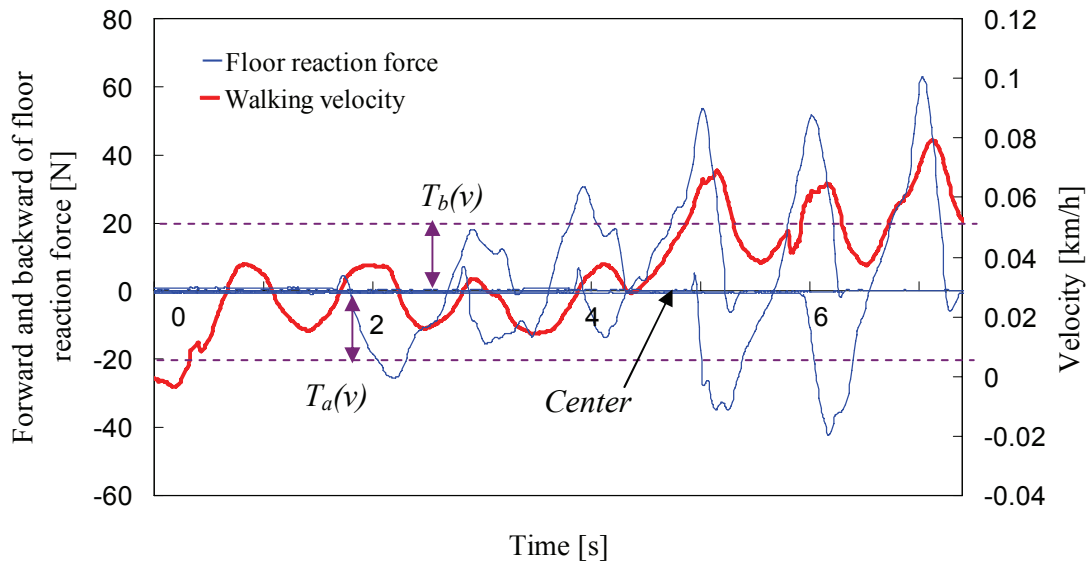


Fig. 4.23 Detection of accelerating concept from floor reaction force

つまり、床反力の加速および減速量は、次式で表すことができる。

$$f(t) = \int_{T1(v)}^{T2(v)} u(g(x) - T(v))g(x)dx \quad (4.9)$$

$$\text{ただし, } g(x) = \begin{cases} g(x) & (g(x) > T(v)) \\ 0 & (g(x) \leq T(v)) \end{cases} \quad (4.10)$$

ここで、 $T1(v)$, $T2(v)$ は加速・減速量の積分範囲を時間であり、 $T2(v)-T1(v)$ が大きいほど滑らかな加速や減速が可能となるが、大きすぎると目標到達速度までに時間遅れが発生する。また、 $T_a(v)$, $T_b(v)$ を個別の値として設定することで $T_a(v) > T_b(v)$ の場

合は加速しやすく、 $T_a(v) > T_b(v)$ の場合は減速しやすいシステムとなる。

(ii) トレッドミルシステム歩行時の加速量・減速量

床面歩行時の床反力前後分力と加速量・減速量の検出方法を基に、トレッドミルシステムによって検出されたモータ負荷から加速量・減速量を検出する方法を示す。図 4.24 に 20 秒間歩行した際のモータ負荷の振幅波形を示す。振幅中心の推定値 $Center=0.0$ [N]を基準線として、負方向に $T_a(v)$ 、正方向に $T_b(v)$ の閾値を設ける。これらの閾値以下あるいは以上の床反力を積分すると閾値を示す値が基準として加速・減速することが可能となる。本システムの場合、振幅中心を確実に推定することが困難なため、最終的に $T_a(v)$ 、 $T_b(v)$ の値は試行錯誤的に調整し、決定した。

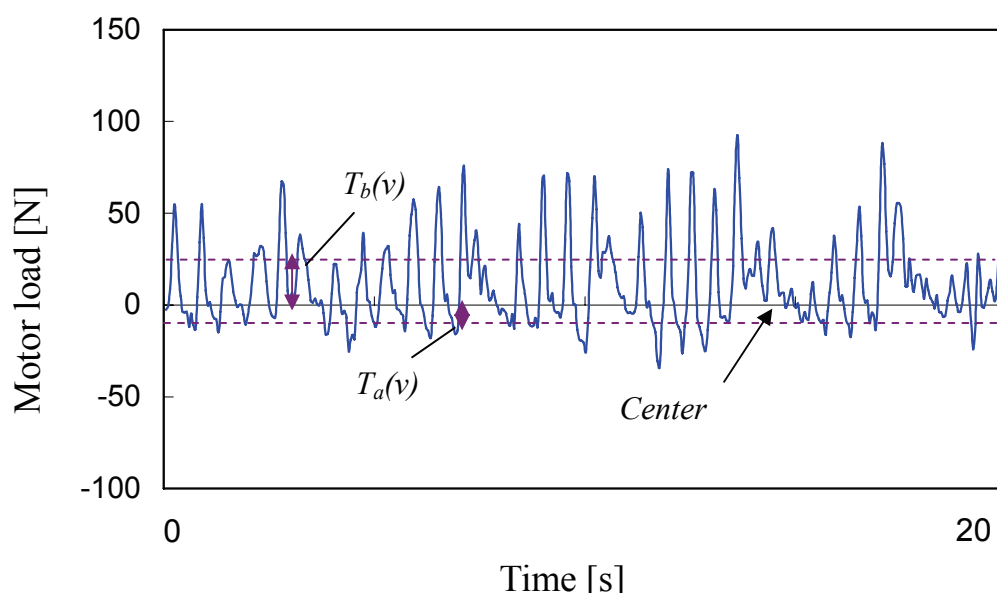


Fig. 4.24 Detection of accelerating concept from motor load

(2) 歩行速度に追従するトレッドミルシステム

搭乗者の歩行速度に追従するトレッドミルシステムを構築するには、推定された歩行パターンから速度変化を抽出する必要がある。実際の歩行では、搭乗者の重心位置における速度変化は、目標速度に達成するために数歩かけて到達する。そこで、ここでは以下の指標が適切になるようにパラメータを決める必要がある。

(a) 目標速度到達時間 t_{op}

反応速度が遅い場合、加速し続けたときに足がトレッドミルから飛び出す危険性がある。反応速度が早い場合は、一歩行周期内に速度変動が頻繁に現れるため、安定した歩行が難しくなる。

(b) 加減速ゲイン K_a, K_b

加速ゲインが大きすぎると加速した際、トレッドミルの後ろから落ちる可能性がある。一方で、減速ゲインが小さすぎる場合は、前方へつんのめる可能性がある。

まず、加速負荷電流値関数 $a(t)$ および減速負荷電流値関数 $b(t)$ を次式で定義する。

$$a(t) = \max(\text{Center}(v) - Af_{ih} - I(t)) \quad (4.11)$$

$$b(t) = \max(I(t) - \text{Center}(v) - Bf_{ih}) \quad (4.12)$$

$$\text{ただし, } \max(x) = \begin{cases} x & (x > 0) \\ 0 & (x \leq 0) \end{cases} \quad (4.13)$$

ここで、 $I(t)$ は負荷電流値、 Af_{ih} 、 Bf_{ih} は負荷電流値が加速域、減速域にあるかを判定するための閾値係数を表し、 $\text{Center}(v)$ は、搭乗者が加速も減速も行っていない場合のトレッドミルモータの負荷電流値であり、

$$\text{Center}(v) = f_m + C_v v \quad (4.14)$$

で表される。 f_m および C_v はそれぞれ機械的な摩擦による負荷、搭乗者の体重による補正係数である。関数 $a(t)$ および $b(t)$ のある時間範囲内における積分値が閾値を越えた場合にそれぞれ加速、減速を行う。すなわち、次式の不等式条件が満たされた際にそれぞれ、加速、減速を行うことになる。

$$Fa(t, t_{A0}) > Ta(v) \quad \text{where } Fa(t, t_{A0}) = \int_{t_{A0}}^t a(t) dt \quad (4.15)$$

$$Fb(t, t_{B0}) > Tb(v) \quad \text{where } Fb(t, t_{B0}) = \int_{t_{B0}}^t b(t) dt \quad (4.16)$$

$Fa(t, t_{A0})$ はある時刻 t_{A0} から現在時刻 t までの $a(t)$ の積分値を表し、図 4.25 の模式図の領域 A の面積を示し、 $Fb(t, t_{B0})$ は、領域 B の面積を示す。

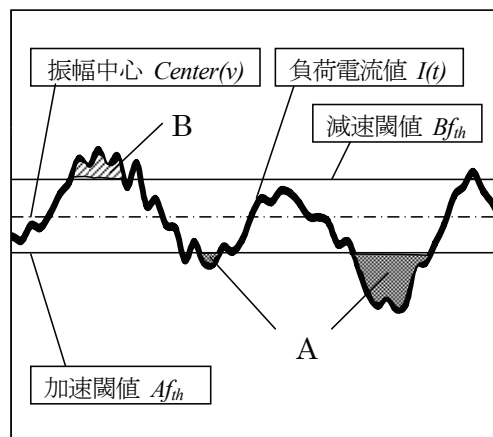


Fig. 4.25 Frame format of current load and the thresholds

また、 $Ta(v)$ 、 $Tb(v)$ はそれぞれ、加速、減速に関するトレッドミルの速度を変数とする閾値関数であり、

$$Ta(v) = A_1 \cdot v + A_2 \quad (4.17)$$

$$Tb(v) = B_1 \cdot v + B_2 \quad (4.18)$$

で表される。ここで、 A_1, A_2, B_1, B_2 は補正係数である。一旦、加速を行うと、 $Fa(t, t_{A0})$ はリセットされ0に戻り、そのリセットされた時刻が t_{A0} に再設定される。減速に関しても同様の関係でプログラムを行った。これらの関係により、例えば加速したい際には、蹴り力が大きな歩行を数歩続けることで、トレッドミルの回転速度が増加する。

また、式(4.15)、(4.16)によって加速あるいは減速の判定がなされた場合には、トレッドミルの速度はそれぞれ $V_{af}(v)$ 、 $V_{bf}(v)$ だけ加速、減速される。 $V_{af}(v)$ 、 $V_{bf}(v)$ は、

$$V_{af}(v) = K_a \cdot n(v) \quad (4.19)$$

$$V_{bf}(v) = -K_b \cdot m(v) \quad (4.20)$$

で表され、 K_a, K_b はそれぞれ基本加速ゲイン、基本減速ゲインを表し、 $n(v)$ 、 $m(v)$ は速度が高くなるほど大きくなる離散的な関数を表す。これにより、段階的な加・減速ゲインを与えることで、急激な発進や停止などを防ぐシステムとした。また、トレッドミルの速度は3.0 [km/h]以下に設定した。

(3) 傾斜路面の試乗走行

前述のように、本システムは歩行時の前後分力を負荷トルクから蹴り力／制動力として検出するシステムとしたため、傾斜路走行時には路面の傾斜角度に依存した負荷トルクが検出されると考えられる。傾斜路には、車両に対して垂直方向にアプローチを行う登坂・降坂と、水平方向にアプローチする片流れ等の路面傾斜が存在するが、本研究では前者の垂直方向のアプローチを対象とした。そこで、車両に1軸傾斜センサを設置することで、登坂や降坂走行時に検出した歩行パターンデータの補正を行った。平地歩行時の床反力を基準とした設定値と比較し、傾斜角度に依存した負荷トルクが検出されると考えられる (David 2003 ; Ling 2000 ; Ronita 2003 ; Stephen 2004)。

本機を用いて傾斜角度 8 [deg]の坂道を登坂／降坂実験を行った結果、次の現象が見られた。

(a) 傾斜角度 (+8 [deg])

平地歩行時ではベルトの中心を歩くことができたが、歩行位置の中心が後方にシフトする現象が見られた。また、歩行者が一定速度で歩行を行うことを意図しても、歩行速度や走行速度が増加しやすくなる傾向があることが分かった。

(b) 傾斜角度 (-8 [deg])

坂道を下っているときには、歩行／走行が止まりやすい傾向があることが分かった。また、平地歩行時に行っていた方法と同様に、歩行速度を上げようと試みても、速度が増加しないことが分かった。

登坂時に実際の歩行速度よりも検出される前後分力の蹴り力が大きくなり、制動力が小さくなるため、ベルト速度が速くなる。一方で、降坂走行時には蹴り力が小さくなり、制動力が大きくなるため、ベルト速度が遅くなる現象が見られる。つまりこれらは、重力加速度の影響を受け、そのパラメータは角度に依存すると容易に考えられる。そこで、各傾斜角度における計測実験を行うことで、傾斜角度における床反力前後分力の傾向を詳しく調べた。

4.3.8 路面傾斜角度による歩行パターンへの影響

(1) 実験目的

試乗走行より、路面の傾斜角度によってベルトの加速／減速に用いる制動力と蹴り力が正確に検出できず、ベルト上での歩行位置が大きくずれることが分かった。そこで、傾斜角度での計測される負荷トルクの特性を調べることを目的とする。

(2) 実験方法

(a) 座標系

図 4.26 に車両（トレッドウォーク）座標系、歩行面（トレッドミル）座標系、グローバル座標系を示す。車両座標系 $\overline{O}_{TW} - \overline{X}_{TW} \overline{Y}_{TW} \overline{Z}_{TW}$ を設定し、車両の左右方向を \overline{Y}_{TW} 軸、前後方向を \overline{X}_{TW} 軸、上下方向を \overline{Z}_{TW} 軸として車両の重心位置付近を原点に固定した座標系 \overline{O}_{TW} を想定した。ここでは、傾斜面を斜面に向かって直進する場合つまり、 \overline{X}_{TW} 方向の並進運動、前後移動を想定し、 \overline{Y}_{TW} 軸周りの回転運動のみ取り扱うこととした。また、歩行面座標系を $\overline{O}_{TM} - \overline{X}_{TM} \overline{Y}_{TM} \overline{Z}_{TM}$ 、グローバル座標系を $\overline{O} - \overline{XYZ}$ とした。

(b) 実験方法

実験装置は車両部を固定し、動かない状態で歩行ベルト部のみを作動させ、平地歩行、傾斜角度を付けた場合の歩行実験を行った。傾斜は登り坂の場合は前輪部下、下り坂の場合は後輪部下に部材を入れることで角度を付けた。

傾斜は、上りを (+)、下りを (-) とし、5, 10, 0, -5, -10 [deg] の 5 種類、ケイデンス n を 58 [steps/min], 96 [steps/min]、歩行速度 v_g を 1 [km/h]、歩幅を L_s [cm] = v_g [cm/s/n steps/s] として一定速度で歩行した。歩行者は体重 m が 43 [kg], 53 [kg] の若年健常者とした。ケイデンスはメトロノーム音を用い、歩調を合わせた。

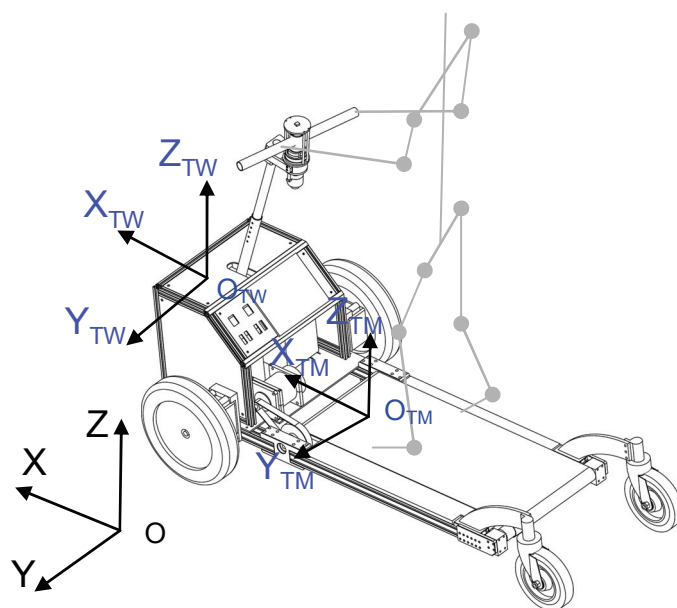


Fig. 4.26 Coordination system of the Tread-Walk

(3) 実験結果と考察

図 4.27 に各角度における歩行時の負荷電流値の振幅を示す．上り坂では，平地に比べ，傾斜角度が大きくなると制動力／蹴り力の振幅中心およびピーク値は，小さくなることが分かった．つまり，本システムでは上り坂の傾斜角度が大きいと加速しやすくなり，さらに減速しにくくなる．一方下り坂では平地と比較し，傾斜角度が小さくなると，制動力／蹴り力の振幅中心ピーク値は大きくなることが分かった．つまり，下り坂では傾斜角度が大きいと，加速しにくくなりさらに減速しやすくなることが分かる．これらの結果は，本システムでの坂道走行時に得られた定性的な感覚とも一致しており，傾斜角度による影響が加速／減速システムに影響していることが明らかになった．

各角度で歩行を行った際に検出された電流値負荷から，任意の 10 秒分の歩行データを抽出し，一歩ごとの振幅のピーク値，最大値 ($F_{max_{dec}}$)，最小値 ($F_{min_{acc}}$) 平均値を算出した．それらの関係を示す結果を図 4.28 に示す．

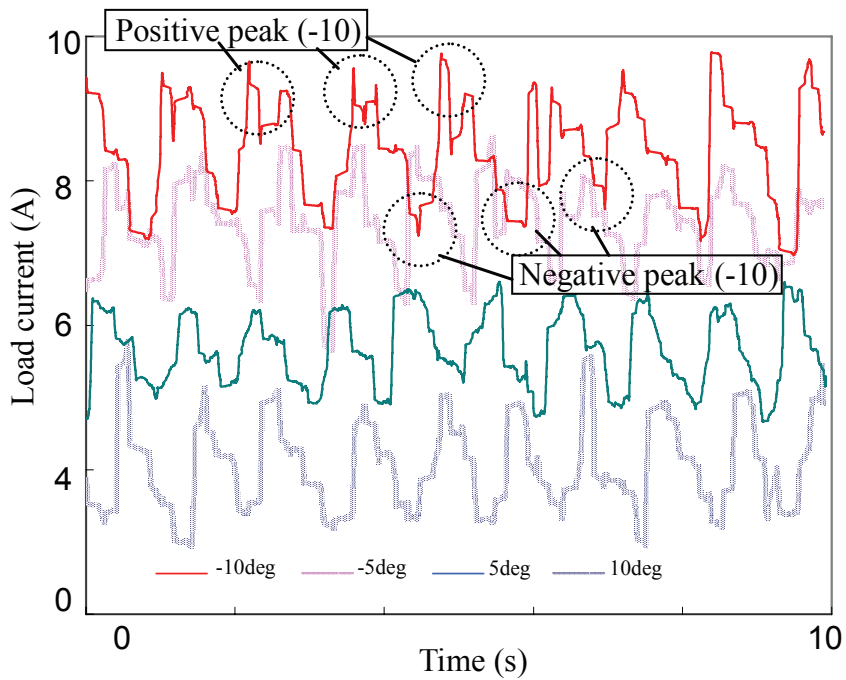


Fig. 4.27 Load current of each angle

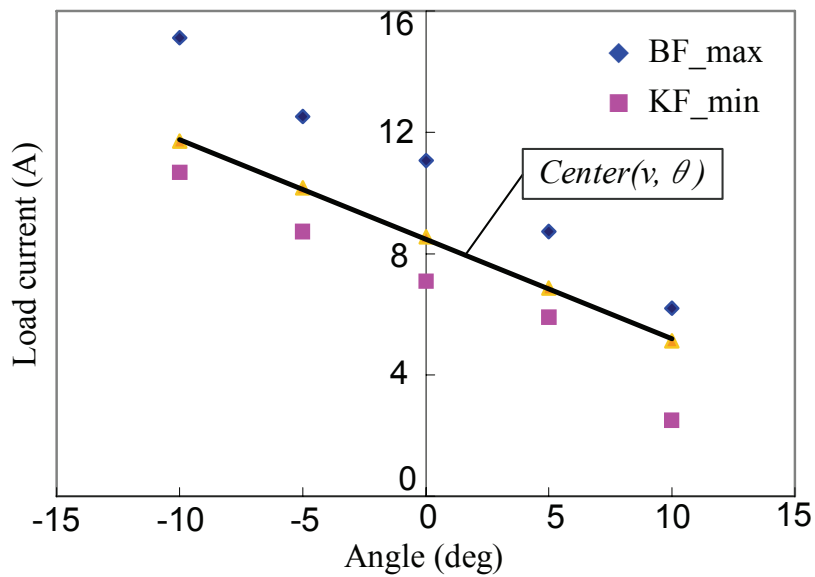


Fig. 4.28 Peak average for each gradient angle

4.3.9 傾斜角センサを用いたフィードバック制御

(1) 傾斜歩行モデルと傾斜角度センサ

以上の実験結果より、歩行面の車両傾斜角度がわかれば、傾斜面歩行中における床反力の特性を知ることができることが分かった。そこで、傾斜角センサ (OMRON

D5R-L02-60) を歩行面と同一平面にある車両のフロントパネル上に取り付け、車両の傾斜角度を計測し、その値をもとに登坂時の床反力前後分力補正を行うことにした。図 4.29 に坂道歩行時におけるトレッドミルと人の関係を示すモデルを示す。傾斜角度が変化すると、式 (4.3) は次のように表される。

$$Center(v, \theta_g) = mg\{p \cos \theta_g (f_m + C_v v) - q \sin \theta_g\} \quad (4.21)$$

このとき、 $p \cos \theta_g$ は板に垂直かかる重力の変化、 $q \sin \theta_g$ は重力がベルトに加える力、 m は搭乗者の体重である。今回は $m=43.0$ [kgf] の時これらのパラメータを試行錯誤的に決定し、その結果 $p=1.0$, $f_m=3.6 \times 10^{-3}$, $C_v=1.6 \times 10^{-2}$, $q=4.5 \times 10^{-2}$ とした。

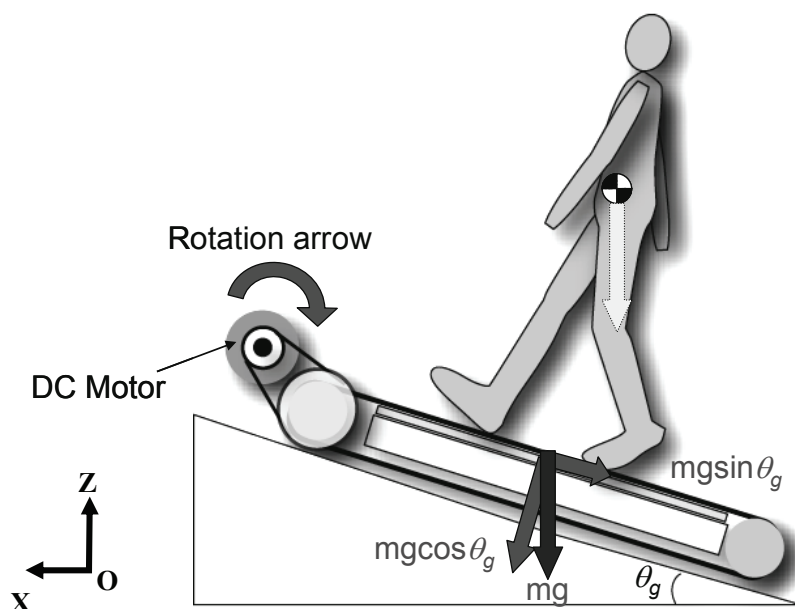


Fig. 4.29 Slope walking model

(2) 歩き始め・終わりのベルト制御手法

歩行速度の増減は、基本的には 1 歩行周期における速度変動によって説明することができるが、自然歩行においては歩き始めや歩き終わりは緩やかに行われる (池内 1994 ; 江原 2002)。例えば、静止立位状態から 3.0 [km/h] の速度を実現したい場合には、急激な速度変化 (加速度) が実現するわけではなく、速度が徐々に増加する。一般的には自然歩行時の速度変化が任意の設定速度に達するまでには、3 歩必要だといわれている (江原 2002)。したがって、ベルト速度が目標とする速度 (搭乗者の歩きたいと思う速度) に達するまでの時間に関連する速度勾配は、数歩行周期ごとに行われることが自然歩行に近い速度変化であることが分かる。

4.4 駆動部・操作部制御システム

4.4.1 動作分類に基づく技術課題

図 4.1 に示した要素技術の課題について以下に示す。項目の番号は図 4.1 に対応する。

- (v) 搭乗者が乗車あるいは降車したか否かを判定するため、人がベルト上に乗った際の負荷電流値の値と乗っていない場合の負荷電流値の特性を調べ、判定アルゴリズムを構築する。
- (vi) 駆動輪の速度は、歩行速度の変化に応じた車両速度の増減を行うために、歩行速度を車両速度の操作入力とするシステムとする。また、坂道走行時に車両の傾斜角によって発生するトレッドミルベルト回転 DC モータにかかるトルクの変化を補正するアルゴリズムの開発を行う。それにより、坂道走行時においても平地歩行と同様の歩行運動を可能とする。さらに、急激な加速や減速によって、搭乗者の歩行位置が変動しないような速度勾配などを考慮したシステムを構築する。
- (vii) 歩行（立位）移動を行う場合、座位とは異なり重心位置が高くなるため、体幹のバランスを崩しやすくなる。そこで、車両の旋回によって搭乗者にかかる遠心力を考慮し、安定した旋回が行えるシステムを開発する。

以下、それぞれについて述べる。

4.4.2 乗車判定

表 4.3 に乗車判定およびトレッドミル速度に対応するフラグ、基本加速ゲイン K_a 、基本減速ゲイン K_b の関係を示す。まず、歩行動作の一連の動作である歩き始め、定常歩行、歩き終わりの他に、搭乗者が乗車しているか否かを検出する機能を設けた。ここでは、プログラムを開始すると、トレッドミル用 DC モータに微弱な指令電圧 ($Tm_v=0.05$ [V], $V_f=0.06$ [km/h]) を与える。そこで、搭乗者がベルト上に乗車すると、負荷電流値 ($I(t)>3.0$ [A]) の時に乗車歩行モードとなり、歩行用初期指令電圧 ($Tm_v=0.2$ [V], $V_f=0.16$ [km/h]) を与える。歩行中は、トレッドミル速度に応じて基本加速ゲインおよび基本減速ゲインを調整することで、急な加速や減速を防いだ。例えば、トレッドミル速度が小さい場合には、基本加速ゲインを大きく設定し、速度が最大速度 3.0 [km/h] に近づくと、基本加速ゲインを小さく設定した。一方、基本減速ゲインは、速度が最大速度に近づくとつれ、大きく設定することで、最大速度

付近での加速時に歩行者が感じる抵抗が大きいシステムとした。

降車設定値は負荷電流値 $I(t)=3.0$ [A]とし、設定値以下となったときに $\text{Flag}=0$ となるようにした。ただし、歩行中に蹴り力が大きくなり降車判定値より小さい場合、歩行中に降車モードと誤認識しやすくなるため、ここでは一定データ数（約 5 [s]）の平均値 ave_data ($\text{ave_data}=I(t)/k, k; 50$) を設定し、その値が設定値 ($I(t)=3.0$ [A]) より大きい場合には歩行モードとし、それ以外を降車とすることで判別を行った。そのため、降車後判別ループの最中に歩行ベルトの回転速度が大きくなるため、駆動輪に速度指令が発生することがあり、降車後にも車両が動いてしまうため、駆動輪の速度を決定する歩行ベルト回転速度の最小値を調整する必要があった。

Table 4.3 Relation of flag, Current load and treadmill velocity

Flag No.	Current load I A	K_a, K_b	Treadmill velocity km/h
0	$I < 3$	0	0.06
0	$I - \text{Center}(v) < 0$	+0.05	$0.16 < V_t < 0.5$
	$I - \text{Center}(v) > 2.0$	-0.01	
1	$I - \text{Center}(v) < -0.5$	+0.005	$0.5 < V_t < 1.0$
	$I - \text{Center}(v) > 1.0$	-0.01	
2	$I - \text{Center}(v) < -2.0$	+0.001	$1.0 < V_t < 1.5$
	$I - \text{Center}(v) > -1.0$	-0.01	
3	$I - \text{Center}(v) < -2.0$	+0.001	$1.5 < V_t < 2.0$
	$I - \text{Center}(v) > -1.0$	-0.01	
4	$I - \text{Center}(v) < -3.0$	+0.0001	$2.0 < V_t < 2.5$
	$I - \text{Center}(v) > -2.0$	-0.1	
5	$I - \text{Center}(v) < -4.0$	+0.0001	$2.5 < V_t < 3.0$
	$I - \text{Center}(v) > -3.0$	-0.1	

4.4.3 旋回と歩行

車両の旋回は、左右の車輪に速度差を与えて回転させることで実現される。ここでは、その速度差を与える基本的な規範として、

- ① 速度一定の走行では旋回前と旋回中の走行速度は変わらない
- ② 遠心力によって搭乗者の安定性が崩れることを防ぐために、走行速度に応じて

操作角度と目標旋回半径の比率を変える

の2つを考えた。さらに、付加的な機能として、停止している状態では、最小の旋回半径を持つ回転を行うことが可能となるように車両旋回の制御系を設計した。

(1) 車両速度と旋回半径

本研究で製作した機器は、前輪駆動かつ後輪キャスト方式 2DW2C (2 drive wheels 2 caster) であり、その車両の操舵にはステアリング (ハンドル) を用いる。この車両は、① 車両を真横に走らせることは不可能、② 片方の車輪を中心として向きを変えることが可能、であるという特徴を有し非ホロノミックな系である。一方、車両のアクセルとブレーキに対応する前後方向の速度制御は歩行速度 (トレッドミルのベルト速度)、およびステアリング (ハンドルの角度) による方向変換操作の2つの制御入力がある。

ところで、車両の動く空間の次元は平面内での位置 (2次元) および姿勢角 (1次元) の合計3次元であるため、入力に対して空間の次元が1次元多い。このことは、前後方向の速度制御とステアリング操作の2次元入力によって3次元の空間移動が実現できることを示している (中村 1993a, 1993b ; 市川 1995 ; 高野 1995)。

図4.30に座標系O内で運動する車両の理想化モデルを示す。駆動輪の中点を $P(x,y)$ として左右それぞれの円周速度を v_l, v_r 、とすると、中点Pの速度は v_p で示される。また、そのときの旋回速度は $\dot{\theta} = (v_r - v_l) / l$ で表される。ここで、車輪間距離 l である。また、点 $Q(x_q, y_q)$ は車両に乗車している人間の重心位置である。駆動輪の中点から点Qまでの距離は L_f とした。

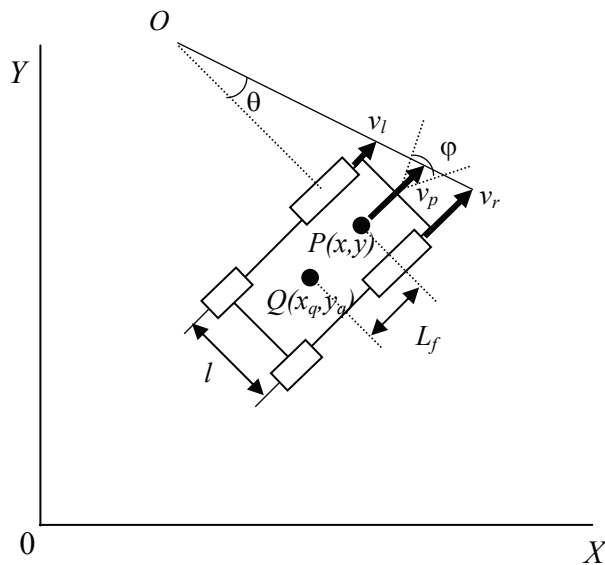


Fig. 4.30 The motion of 2DW2C

2DW2C は一般的に次式で表される.

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\cos \theta}{2} & \frac{\cos \theta}{2} \\ \frac{\sin \theta}{2} & \frac{\sin \theta}{2} \\ -\frac{1}{l} & \frac{1}{l} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_l \\ v_r \end{bmatrix} \quad (4.22)$$

一方, TW 座標系から見れば車両の運動は,

$$\begin{bmatrix} v_p \\ \dot{\phi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{2} & \frac{1}{2} \\ -\frac{1}{l} & \frac{1}{l} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_l \\ v_r \end{bmatrix} \quad (4.23)$$

で表される. ここで, ϕ は車両のなす旋回角度である. ところで, 実際の車両の制御入力となるのは, 車両速度 v_p と旋回角度 ϕ であるため車両の制御入力と出力の関係は, 逆行列を用い次式で表すことができる.

$$\begin{bmatrix} v_l \\ v_r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & -\frac{l}{2} \\ 1 & \frac{l}{2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_p \\ \dot{\phi} \end{bmatrix} \quad (4.24)$$

さらに, 式 (4.22), (4.23) から, 絶対座標系における車両の運動は, 次式で表せる.

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & 0 \\ \sin \theta & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_p \\ \dot{\phi} \end{bmatrix} \quad (4.25)$$

ここで, 車両速度と旋回角度を車両速度とハンドル角度によって決定するため, TW 座標系の式 (4.23) においてコントローラ, 絶対座標系の式 (4.25) から具体的な制御コントローラ的设计を行った. 行列 A の詳細に関しては次節に記す.

$$\begin{bmatrix} v_p \\ \dot{\phi} \end{bmatrix} = [A] \begin{bmatrix} v_l \\ v_r \end{bmatrix} \quad (4.26)$$

(2) 旋回時の遠心力と搭乗者のバランス

図 4.31 は車両乗車旋回時の搭乗者に掛かる遠心力と支持基底面および重心の関係を示している. このとき, 搭乗者は車両中心に左右の足幅を $2b$ とし, ハンドルを握まず, 安定した立位姿勢を保つとすると, 旋回時に搭乗者の重心は旋回中心とは逆側に遠心力をうける.

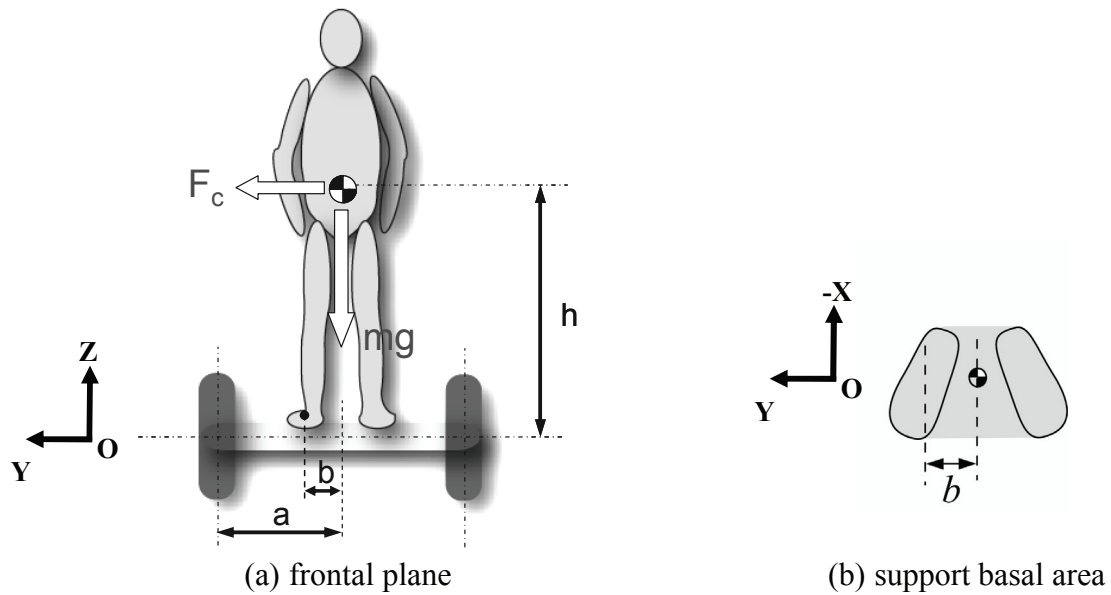


Fig. 4.31 The relationship of centrifugal force and center of gravity

3.4.5 節で示したとおり遠心力 F_c は次式で表され、

$$F_c = m r \varphi^2 \quad (4.27)$$

ここで、旋回半径 r は、駆動輪間の距離 $a=l/2$ を用いて β を次のように定義する。

$$\beta = \frac{a}{r} \quad (4.28)$$

m は搭乗者の体重、 r 車両の旋回半径、 φ は角速度である。ここで、式 (4.27) から、

$$F_c = m \frac{a}{\beta} \left(v_p^2 \cdot \frac{\beta^2}{a^2} \right) = m v_p^2 \cdot \frac{\beta}{a} \quad (4.29)$$

となる。ところで、人間が遠心力により立位バランスを崩す場合、支持基底面より外に重心が移動すると倒れることから、次の関係を満たす場合人間の立位バランスが保たれる。そのことを考慮すると、次の不等式の関係を満たすように、 β と v_p を決定する必要がある。

$$\frac{b}{h} \geq \frac{F_c}{mg} = \frac{v_p^2 \cdot \beta}{g a} \quad (4.30)$$

ここで、 b は支持基底面の体重心位置から足底中心までの距離、 h は搭乗者の重心高さである。式を整理して次式を得る。

$$\beta \leq \frac{a b}{h} g \cdot \frac{1}{v_p^2} \quad (4.31)$$

したがって、下記のように β の最大値 β_{\max} を次式で設定することで遠心力の影響を

人間の立位姿勢に与えることなく旋回することが可能になる.

$$\beta_{\max} = \frac{ab}{h} g \cdot \frac{1}{v_p^2} \quad (<1) \quad (4.32)$$

(3) 速度差, 基点角度左右の速度の実現

上肢によるハンドル操作は, 腰部 (両揚骨) に対する両肩峰の回旋角度と上肢の屈曲と伸展の複合的な運動によって行われる. 腰部の動きは歩行運動によって変動することから, 上肢操作においては歩行運動の妨げとならないようにすることが重要である. また, 通常はハンドルにつかまりながら歩行運動を行うことで車両を走行させるため, ハンドルを高精度に操作する必要があるような操作系は向かないと考えられる. それらのことを考慮して, ハンドルの操作角度は ± 45 [deg]とし, 直進したい時と旋回したい時の操作を明確に区別するために, ハンドル操作の不感帯領域を設け $-5[\text{deg}] < \alpha < 5[\text{deg}]$, さらに, ハンドルの操作角度の二乗に比例して, 左右の車輪の速度差が決まることとした.

ハンドルの操作角度を α とすると,

$$\beta = \begin{cases} 0 & \text{if } -5^\circ < \alpha < 5^\circ \\ \beta_{\max} \left(\frac{\alpha}{45^\circ} \right)^2 & \text{if } -45^\circ < \alpha < -5^\circ \text{ or } 5^\circ < \alpha < 45^\circ \\ \beta_{\max} & \text{if } \alpha < -45^\circ \text{ or } 45^\circ < \alpha \end{cases} \quad (4.33)$$

$$= \begin{cases} 0 & \text{if } -5^\circ < \alpha < 5^\circ \\ \frac{ab}{h} g \cdot \frac{1}{v^2} \left(\frac{\alpha}{45^\circ} \right)^2 & \text{if } -45^\circ < \alpha < -5^\circ \text{ or } 5^\circ < \alpha < 45^\circ \\ \frac{ab}{h} g \cdot \frac{1}{v^2} & \text{if } \alpha < -45^\circ \text{ or } 45^\circ < \alpha \end{cases} \quad (4.34)$$

(i) 車両走行時の旋回動作

したがって, 右旋回操作時にはハンドルを時計回り (α を正) に操作するとして, 旋回時の左右の車輪の速度, それぞれ v_l, v_r は, α, β 駆動輪の速度指令値 v_{drive} を用いて,

$$v_{ldrive} = \{1 + \text{sign}(\alpha)\beta\} v_{drive} \quad (4.35a)$$

$$v_{rdrive} = \{1 - \text{sign}(\alpha)\beta\} v_{drive} \quad (4.35b)$$

で表される. ただし, $\text{sign}(\alpha)$ は符号関数を表し,

$$\text{sign}(\alpha) = \begin{cases} +1 & \text{if } \alpha > 0 \\ 0 & \text{if } \alpha = 0 \\ -1 & \text{if } \alpha < 0 \end{cases} \quad (4.36)$$

である。

(ii) 車両停止状態から片側車輪のみを作動させたときの旋回

移動速度 $v_p=0.0$ [km/h]の時には，最小の旋回を行う（最小旋回半径）機能を実現するために，片方の車輪は停止した状態で旋回を行う．ここで，最小旋回半径のときの角速度 $\varphi=2v_p/l$ を決めるにあたっては，遠心力，重心位置，基底点を考慮して，

$$\frac{b}{h} \geq \frac{F_c}{mg} = \frac{mr\omega^2}{mg} = \frac{l}{2g} \left(\frac{2v_p}{l} \right)^2 = \frac{2(v_p)^2}{gl} \quad (4.37)$$

これを变形して，整理すると

$$v_p \leq \sqrt{\frac{gbl}{2h}} \quad (4.38)$$

として，その場回転の回転速度の条件が導かれる．これを用いて，その場回転時の左右の車輪の回転速度指令値は，

$$\begin{aligned} v_{l\text{drive}} = 0, v_{r\text{drive}} &= 2\sqrt{\frac{gbl}{2h}} && \text{if } \alpha < -45^\circ \\ v_{l\text{drive}} = 0, v_{r\text{drive}} &= 2\sqrt{\frac{gbl}{2h}} \left(\frac{\alpha}{45^\circ} \right)^2 && \text{if } -45^\circ < \alpha < -5^\circ \\ v_{l\text{drive}} = 0, v_{r\text{drive}} &= 0 && \text{if } -5^\circ < \alpha < 5^\circ \\ v_{l\text{drive}} = 2\sqrt{\frac{gbl}{2h}} \left(\frac{\alpha}{45^\circ} \right)^2, v_{r\text{drive}} &= 0 && \text{if } 5^\circ < \alpha < 45^\circ \\ v_{l\text{drive}} = 2\sqrt{\frac{gbl}{2h}}, v_{r\text{drive}} &= 0 && \text{if } 45^\circ < \alpha \end{aligned} \quad (4.39)$$

となる。

4.5 統合システム

4.5.1 システムブロック線図

図 4.32 はトレッドミル部と駆動部の概要を示したブロック線図である．トレッドミルの作動は，基本的にトレッドミルベルトを駆動させるモータによって行われる

が、移動機器全体の走行は次のプロトコルをたどる。① 搭乗者がトレッドミル上で歩行運動を行うと、蹴り力がベルトを回転させ、② 回転はトレッドミルのベルトを回転させるモータ軸に伝わり、その時の蹴り力・制動力が負荷電流値として検出される。③ 検出した負荷電流値を制御用 PC に送信し、ベルト速度を蹴り力・制動力の分だけ増幅あるいは減少させるモータの回転速度を決定する。④ 同時にベルト速度を増幅させた回転速度を左右の駆動モータに送ることで、機器が走行する。

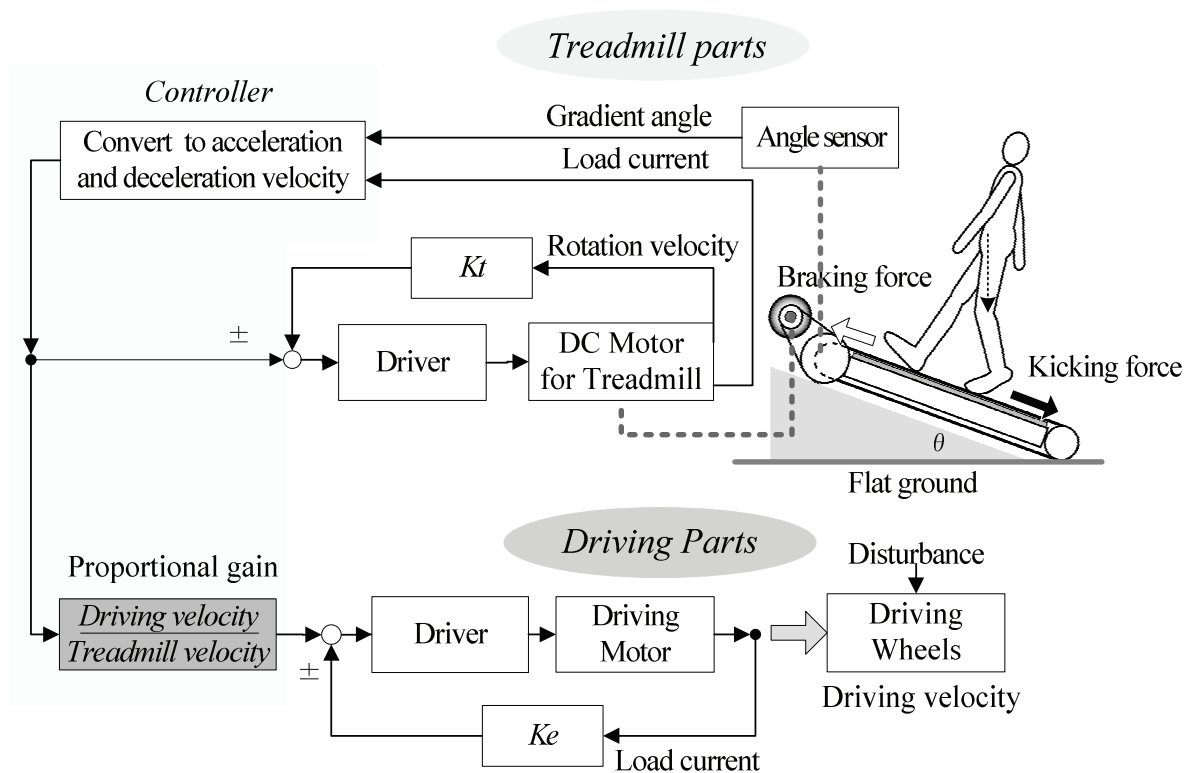


Fig. 4.31 The Tread-Walk system flow

4.5.2 フローチャート

本システム動作のフローチャートを図 4.33 に示す。走行モードに入ると、トレッドミルモータは乗車判定を行うために微小な速度指令を送る。搭乗者がトレッドミルに乗車するとモータに体重摩擦分の負荷トルクが発生し乗車を判定する。その後、トレッドミル上で歩行を開始すると、蹴り力・制動力を示す周期的な負荷電流値が検出される。検出された蹴り力と制動力は、加速・定速・減速に判別され、歩行面の回転速度を決定する。搭乗者が降車すると降車判定を行い、走行モードに戻る。

なお、フローチャート内の歩行開始から歩行終わりか否かの判別までの処理速度は、100 [ms]以内で実行される。

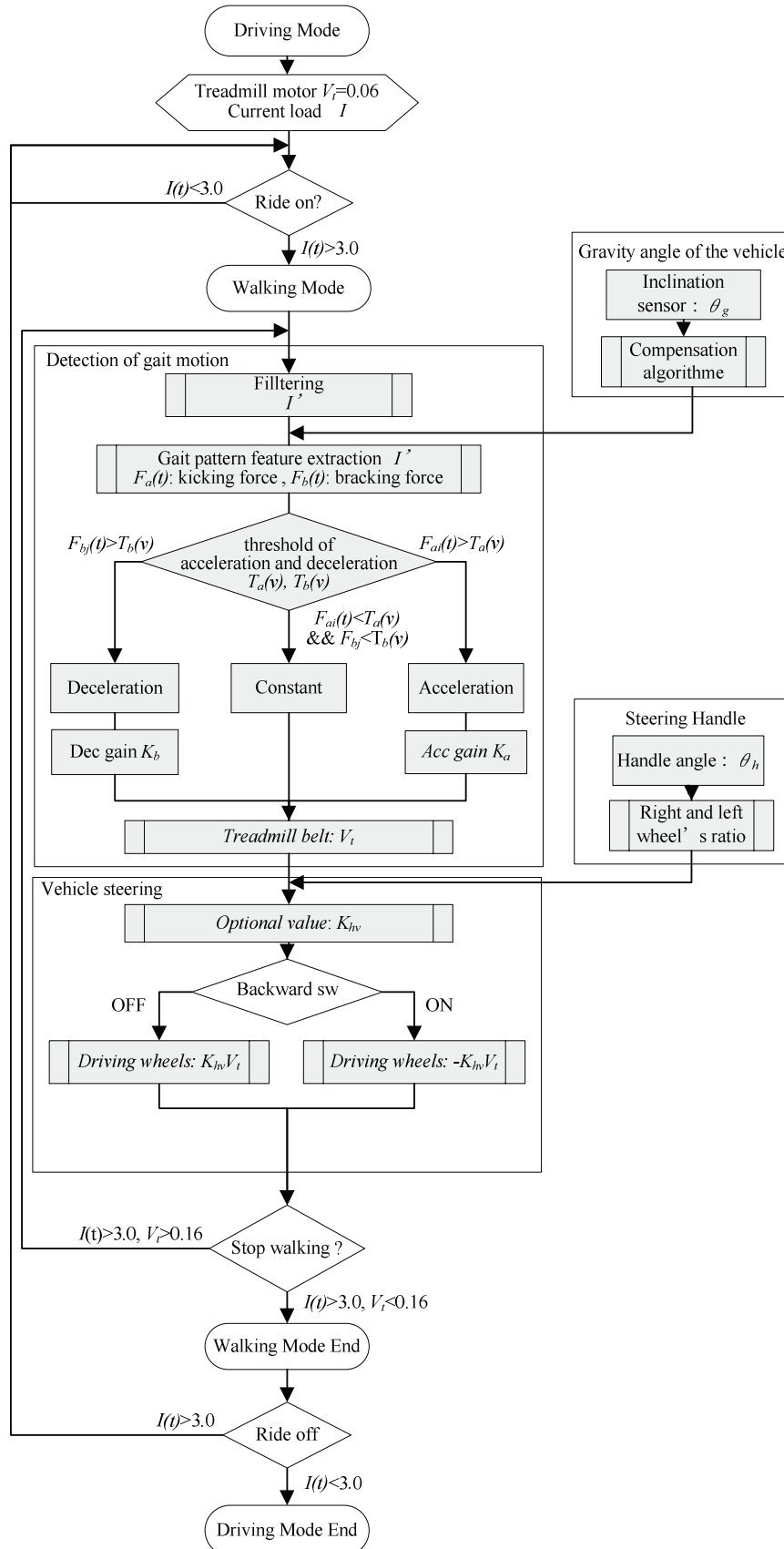


Fig. 4.33 System flow chart

4.6 小括

この章では、第3章で明らかになった開発コンセプトを基に機能試作を製作し、開発機器の概要を歩行部・駆動部・操作部の3つについて基本仕様、機構、機能、システムの詳細を述べた。制御系については本システムの核となる歩行部（トレッドミル部制御システム）において、歩行パターンの抽出方法を考案した。また、ヒトの床面歩行時における床反力前後分力と本システムによる歩行パターンの分析結果を比較した。主要構成部間の相互関係は、歩行-駆動部の制御と操作-駆動部の制御部分に分割し説明した。これらから、以下のことが明らかになった。

- (i) 1枚の歩行ベルトと接続したDCモータから出力される負荷電流値の振幅波形から、搭乗者がベルト上で歩行している際の歩行パターンである蹴り力と制動力を抽出することができた。また、抽出された歩行パターンを平地歩行時のデータおよび三次元位置計測装置を用いた足部位置の変化と比較することで、一歩行周期における歩行相である立脚機と遊脚期および両脚支持期を推定することが可能であることが分かった。
- (ii) 歩行ベルト上での加速・減速運動実験結果より、負荷電流値から床反力前後分力の加速成分と減速成分を抽出することが可能であることが分かった。また、歩行面上に取り付けた傾斜角センサから、車両のピッチ角を検出することで、上り坂や下り坂歩行時の歩行パターンの違いに対応可能な補正アルゴリズムを開発した。それにより、速度変化を基に平地歩行と同様のベルト速度制御が可能な、ヒトの歩行運動に合わせてベルト速度が発生するアルゴリズムの開発および制御システムの構築を行った。
- (iii) 歩行速度と駆動速度の相対速度パラメータを決定し、歩行速度に対して駆動速度を増幅させるシステムとアルゴリズムを開発した。その際に、加速量を調整する加減速ゲインと、加速時間を調整する目標速度到達時間を設定することで、急激な加速度を与えず安全な加速や減速が可能となるシステムを設計した。また、車両の方向変換操作としてハンドルの回転角度から左右車輪の回転比を決定し、車両の旋回動作を可能とするシステムを構築した。その際に、遠心力によって身体が車両から落ちないように立位状態の支持基底面と重心の関係と遠心力の関係から、左右駆動輪の旋回速度と旋回半径を決定するシステムを設計した。

以上より要求仕様に合わせた機器の開発を行った。本システムの特徴は従来のトレッドミル制御システムと比較し、ヒトの歩行成分の加速成分である蹴り力に着目

したことよりも、むしろ減速成分である制動力に着目したことにあげられる。つまり、制動力を検出するシステムとしたことで、車両の速度変更を人間の歩行運動によって行うこれまでにない操作入力システムを開発することが可能となった。

第5章 機器の評価

- 5.1 緒論
- 5.2 機器の基本機能の評価
- 5.3 健常者による走行評価
- 5.4 高齢者による走行評価
- 5.5 機器に対する印象の評価
- 5.6 小括

5.1 緒論

本章では、第4章で開発した移動支援機器の機能評価および試乗評価について述べる。はじめに、機能的要求を満たしているかを調べるために要求機能の分類を行い、評価項目を明確にする。次に、健常被験者による試乗走行実験を行い、そこでの改善点と改良に取り入れた点をまとめる。抽出された新たな問題点や課題を整理し、改善を行った後、高齢被験者による試乗走行実験および高齢者を対象とした機器に対する印象などについてのアンケート調査を行い、開発した移動支援機が高齢者の機器に対する心理的な抵抗感を軽減することが可能であるかを検証する。具体的な流れを下記に記す。

(i) 機器の基本機能の評価

製作した歩行部と操作部、駆動部の統合システムにおいて要求機能を満たしているかを調べる。ここでは、基本操作を行った際の操作系と駆動部の動作検証を行う。

(ii) 健常者による評価

機器を用いることにより、搭乗者が歩行運動を維持し、移動性を拡張し、さらに歩行運動を提示することが可能であることを確かめるために、健常被験者10名を対象とした直進距離10[m]の試乗走行実験を行う。また、この走行評価から操作系（歩行部・操作部）に関する問題点を抽出し、改善および対策などを行う。

(iii) 高齢者による評価

高齢被験者3名を対象とした直進走行の試乗評価を行い、高齢者に対しても上記の開発要件（歩行運動の維持、移動性の拡張、歩行運動の提示）を満たしているかを確かめる。

(iv) アンケートによる評価

開発した機器に対して高齢者が持つ印象を調べるために、本機器を用いて走

行している姿（健常者）を提示し、高齢者を対象にアンケート調査を行う。それにより、開発した移動支援機器が高齢者に抵抗感なく受け入れられる機器であることを確かめる。

5.2 機器の基本機能の評価

5.2.1 要求機能と評価項目

表 5.1 に要求機能とそれらの評価に必要な評価項目を示す。評価は、歩行運動・車両の動作・方向変換の各構成部において行い、さらに総合的なシステムとしての評価を行う。

Table 5.1 Functional requirement and evaluation term

	構成	要求機能	評価項目
統合システム	歩行運動	<ul style="list-style-type: none"> 歩行の力から歩行速度を推定することが可能 歩行層が乱れることなく自然な歩行を実現する 搭乗者が任意の速度に応じてベルト速度が変化し、常に一定の場所で歩行が可能 処理速度 100 [ms]を実現 傾斜角 8 [deg]で歩行が可能 	<ul style="list-style-type: none"> トレッドミルの速度変換が可能 傾斜面歩行時の加速/減速の実現 (8 [deg])
	車両の動作	<ul style="list-style-type: none"> 加速や減速がなめらかに行え、最大加速度 0.2 [G]以下 トレッドミル（歩行）の加速度と車両の加速度を同程度 歩行速度に対して最大 2 倍の速度に移動することが可能 	<ul style="list-style-type: none"> 乗車および降車の判定 設定した倍率 K_{lv}（歩行速度／移動速度）に対する車両速度の実現すなわち歩行距離に対して移動距離が任意の倍数となること 車両の発進操作と停止操作
	方向変換	<ul style="list-style-type: none"> 立位状態で旋回運動を行った場合に、身体にかかる遠心力によってバランスが崩れないよう旋回速度、旋回半径を設定 	<ul style="list-style-type: none"> 車両停止状態から片側車輪のみを作動させたときの旋回（最小半径 1524 [mm]）の実現 車両走行時の旋回操作の実現

歩行運動による速度変更および傾斜面における安定した歩行の実現性については、車両部を固定したトレッドミル（歩行）部のみの機能評価を行う。車両の動作に関しては、搭乗者の乗車と降車の判別と歩行速度に比例ゲイン K_{hv} を与えた時の駆動部の動作を評価する。また、発進操作と停止操作時におけるトレッドミルと車両の加速や減速時の加速度を評価する。操作部においては、ハンドル回転角度と車両の旋回性能および車両の旋回運動を評価する。旋回性能は、移動中の旋回操作と最小旋回半径においての旋回動作を評価する。また、旋回操作時に用いたアルゴリズムを計算機シミュレーションによって再現し、旋回時のアルゴリズムの評価を行う。

5.2.2 歩行運動

(1) トレッドミルの速度変更

図 5.1 にトレッドミル上で搭乗者が 5 秒間加速歩行を行った際の、負荷電流値およびトレッドミル回転速度を示す。ここでは、搭乗者が歩行中に加速を行うと、加速閾値を下回る部分の負荷電流値 $a(t)$ の値が積分加算され、それが式 (4.15) の関係を満たしたとき、トレッドミル速度が増加する。また加速・減速ゲインはトレッドミル速度に応じて各閾値は小さくなっていくように設定される。同様に式 (4.16) の条件を満たしたときには減速が行われる。これによって、トレッドミル上でヒトが歩行速度変更を行うとそれに応じたベルト速度が可能であることが確認された。また、これらの定数パラメータは、トレッドミル上での歩行試験（被験者 1 名）を繰り返し、実際に動作させながら試行錯誤的に調整することで決定した。

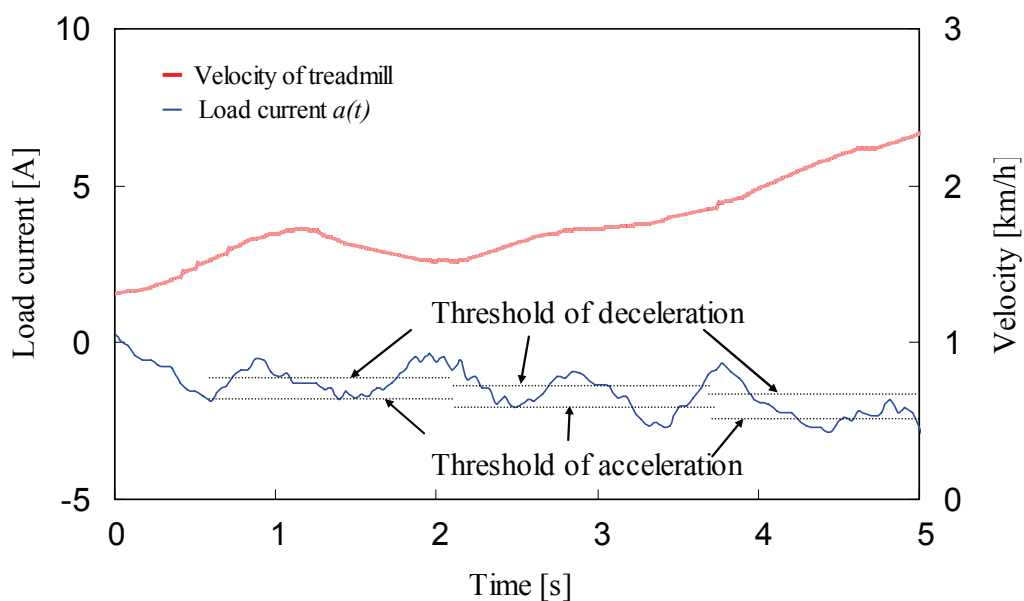


Fig. 5.1 Velocity and acceleration of treadmill

(2) 傾斜面の歩行：傾斜歩行モデルの妥当性

ここでは、駆動輪を固定し、トレッドミル歩行面を 5 [deg]傾斜させた時の実験を行った。実験は 10 秒間の加速、10 秒間の定速、10 秒間の減速歩行の 30 秒間行った。また、5 秒、15 秒、25 秒の瞬間に定位置でカメラ撮影を行い、歩行者の矢状面上の位置を確認した。図 5.2 に負荷電流値 $I(t)$ と振幅中心 $Center(v, \theta)$ の値、ベルト回転速度およびその際の歩行の様子を示す。 $I(t)$ および $Center(v, \theta)$ の振動は、歩行パターンを表している。0 から 10 秒の間の加速期においては、蹴り力が増加すると同時に $Center$ の値の増加に影響し、ベルト速度が増加している。定常歩行期においては、 $Center$ の値の変動は少なく、その結果、速度もほぼ一定に保たれる。20 秒から 30 秒にかけては、 $I(t)$ の制動力が有意に働き、 $Center(v, \theta)$ の値が減少することで、速度も減少していることが分かる。なお、それらの各期間における矢状面上での歩行位置は、トレッドミル歩行面座標系に対して一定であることが示された。

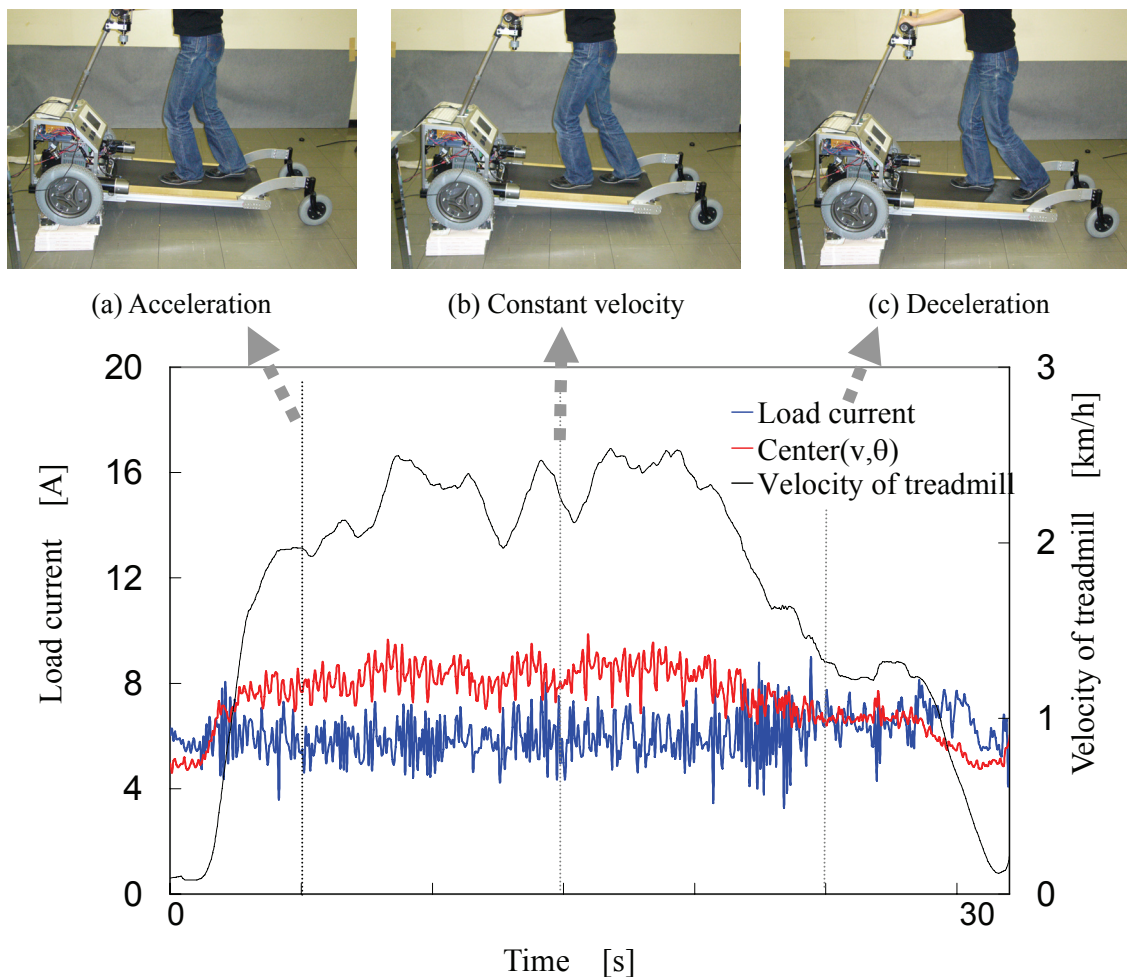


Fig. 5.2 Walking on upload (only treadmill)

5.2.3 車両の動作

(1) 乗車および降車の判定

図 5.3 に乗車判定, 図 5.4 に降車判定時の負荷電流値の値およびそれによって変化するフラグを示す (フラグは表 4.2 を参照. Flag: 0 の時降車モード, Flag: 1~5 の時乗車モード). 4.4.1 節で述べたように, トレッドミルベルトのモータを駆動すると, モータの機械的な負荷およびベルトと歩行板の間の摩擦力などが発生し, 負荷電流が検出される. 図 5.3 の乗車判定においては, 人が乗車していない状態では, 電流値 I は $2.0 < I < 3.0$ [A]を示している. 人が乗車すると ($t=10.0$ [s]付近), トレッドミルと歩行板の間の摩擦力により, 負荷電流値が増加し, 3.0 [A]を越えた際に歩行モードに切り替わっていることが分かり, 正常に動作していることが確認できる. 同様に, 図 5.4 の降車判定時には, 人が乗車している際には負荷電流値は $6.0 < I < 10.0$ [A]を示している. 人が降車すると ($t=8.0$ [s]付近), トレッドミルと歩行板間の摩擦力は減少するため, 負荷電流値が減少し, 3.0 [A]未満のとき, 降車モードに切り替わることが分かり, 降車においても正常に動作していることが確認できる.

以上より, 負荷電流値によって乗車および降車の判定を行うことができることが検証された.

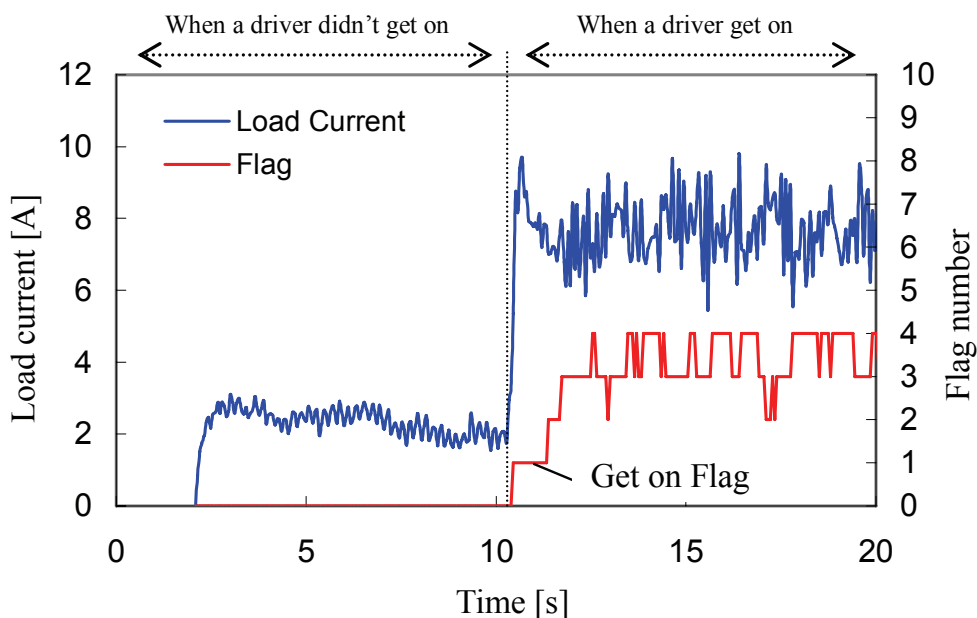


Fig. 5.3 Determination of get on the walking belt

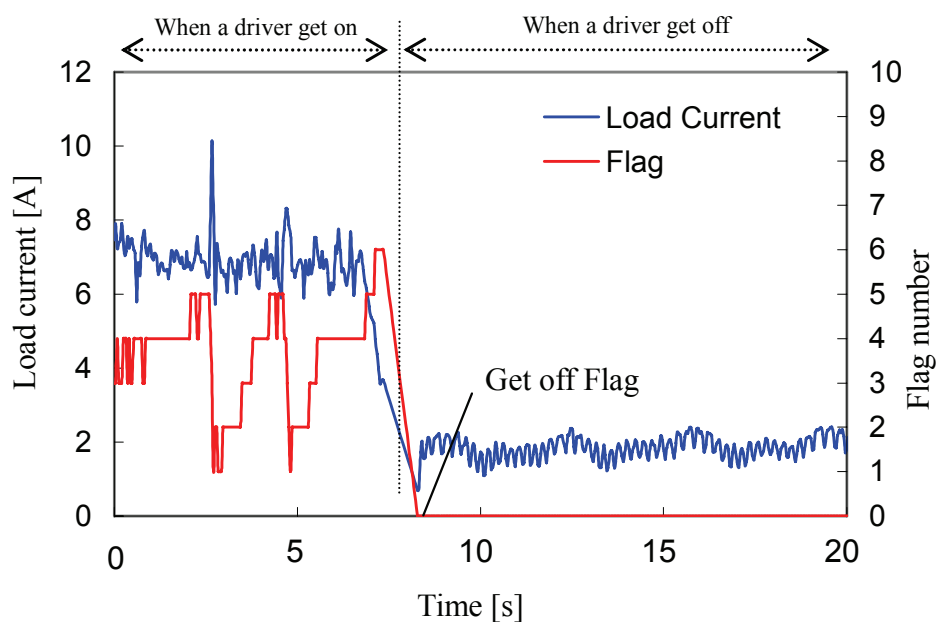


Fig. 5.4 Determination of get off the walking belt

(2) 歩行速度の増幅

ここでは、本機の機能において最も特徴的な、歩行速度を増幅する機能について述べる。歩行速度の増幅は、トレッドミル速度（歩行速度）と任意の比例ゲイン K_{hv} を与えた車両速度（移動速度）で評価を行う。なお、歩行移動比例ゲインは、トレッドミル速度の実測値ではなく、速度指令値に与えている。また、トレッドミル速度は、タコジェネレータより検出された値、車両速度はエンコーダの値を用いた。はじめに、(i) トレッドミル指令値と実測値を確かめ、(ii) トレッドミル速度指令値、駆動輪速度指令値、車両速度が得られているかを評価する。(iii) さらに、連続的な走行記録から、歩行距離と移動距離が設定した比率を実現しているかを確かめる。

(i) トレッドミル指令値と実測値

図 5.5 に、搭乗者が 15 秒間の間に任意の速度で加速、減速歩行（走行）した時の、トレッドミル指令電圧（速度に変換）とタコジェネレータから検出された速度の計測結果を示す。ここでは、各計測値に対して、移動平均 ($n=20$) の処理を行っている。また、各計測点における平均誤差は 0.005 [km/h]、標準誤差(S.E)は 7% となった。したがって、指令速度値と実測値の誤差は十分に小さい事が検証された。

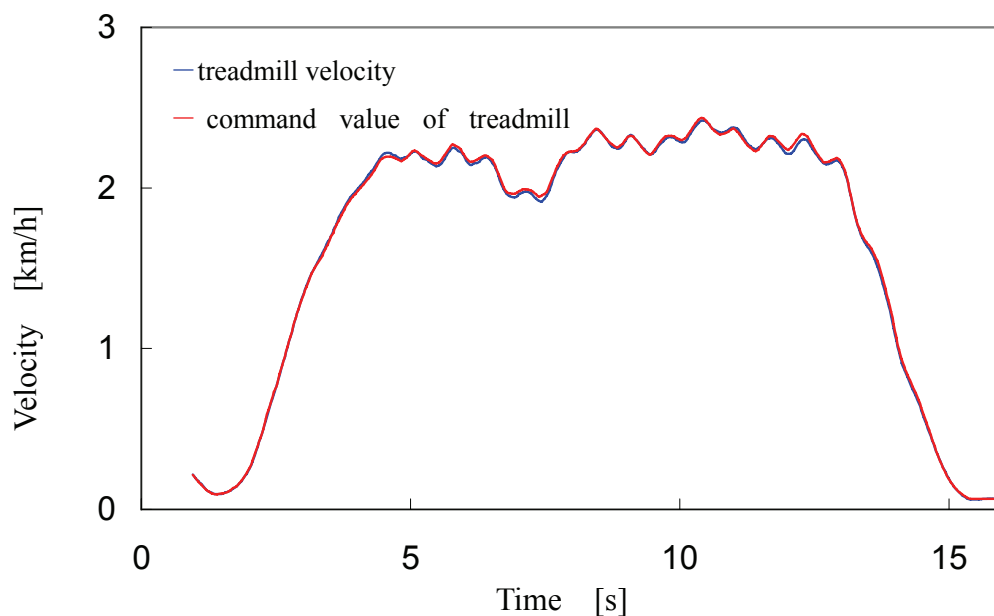


Fig. 5.5 Command value of treadmill and treadmill velocity (moving average 20) during walking and driving

(ii) トレッドミル指令値と駆動輪実測値

次に、図 5.6 に車両駆動輪指令値と車両駆動輪の実測値を示す。駆動輪の指令値と比較すると、実測値は速度が増加すると誤差が大きくなる傾向が見られた。全体的に車両駆動輪の実測値は、トレッドミル指令値と同様に 2 峰性の速度変化を示しており、また、時間遅れもほとんど見られなかった。このとき、速度の最大誤差が 0.65 [km/h]、平均誤差 0.22 [km/h]、標準誤差 (S.E) は 14 % となった。

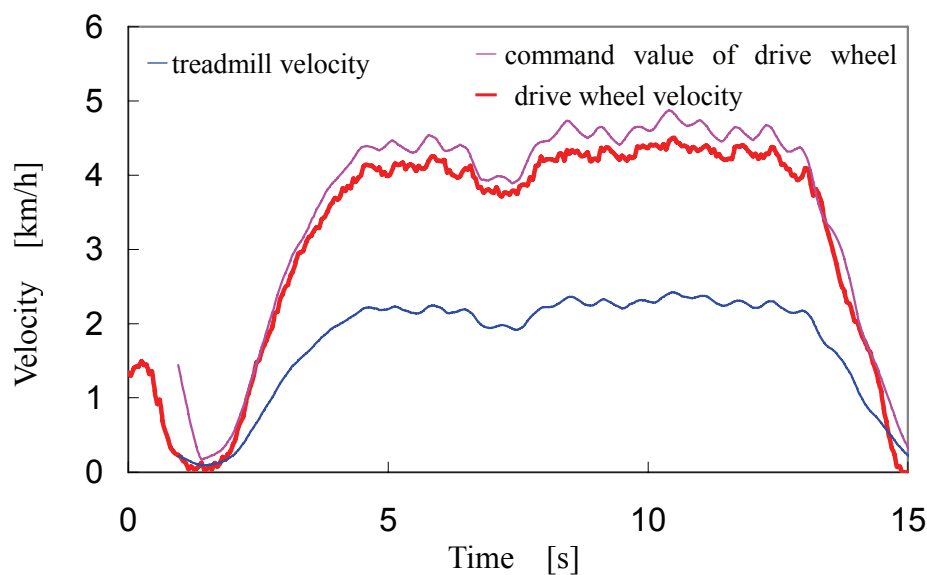


Fig. 5.6 Command of drive wheel and double value of treadmill velocity (moving average 20) during walking and driving

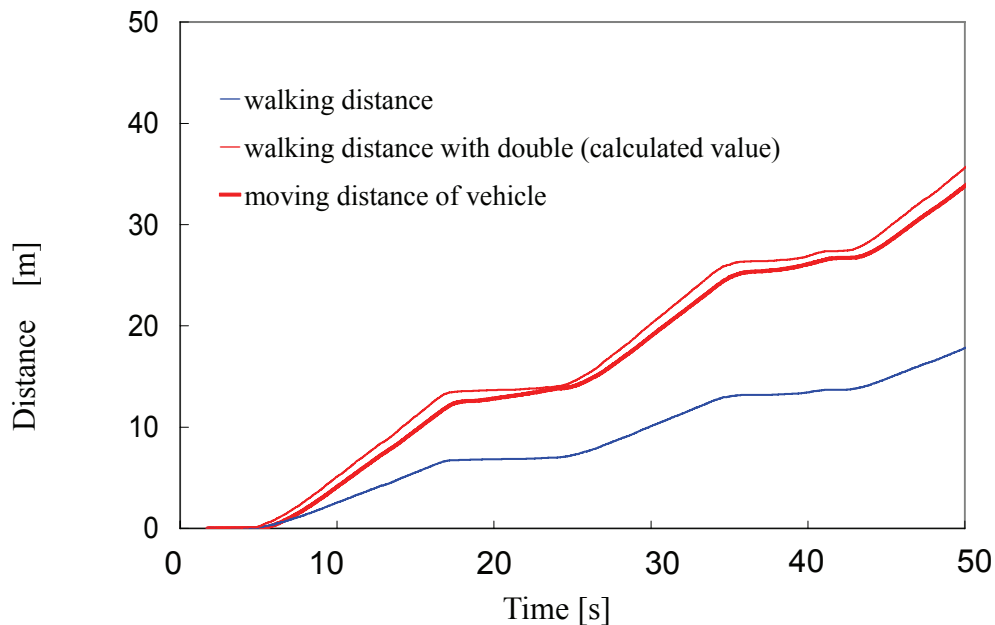


Fig. 5.7 Walking and moving distance

図 5.7 は、50 秒間任意の速度で歩行（走行）したときのトレッドミル速度から換算した歩行距離と駆動輪速度から得られた走行距離を示している。ここでは、トレッドミルの歩行距離を 2 倍したものを計算値として、左右駆動輪の走行距離は平均値を用いた。50 秒間走行したときの車両の移動距離は実測値 33.8 [m]、トレッドミル上での歩行距離を 2 倍した計算値は 35.6 [m] となり、その距離の誤差は約 5 % であった。従って、トレッドミルベルト上で歩行を行うと、歩行した距離に対して 2 倍の距離を移動することが可能となるシステムを実現することができた。

また、図 5.8 に歩行速度／移動速度比例ゲイン K_{hv} を 2 にしたときの直進走行時の動画から、0.5 秒間毎の静止画像として抜き出した約 8.5 秒間の歩行および走行の様子を示す。搭乗者がベルト上で歩行運動を行うと、車両が歩行運動による移動量に比べ、大きく移動していることが確認できる。また、図 5.9 は後進走行時の動画から 0.5 秒間毎の静止画像として抜き出した約 8.5 秒間の歩行および走行の様子である。車両の後退動作は、歩行者が前進に進む歩行運動を行うことで実現する。後退動作の場合でも、搭乗者の歩行運動による移動量に比べ、大きく移動していることが確認できる。



Fig. 5.8 The vehicle moves to the velocity where it walks by twice the velocity(forward)

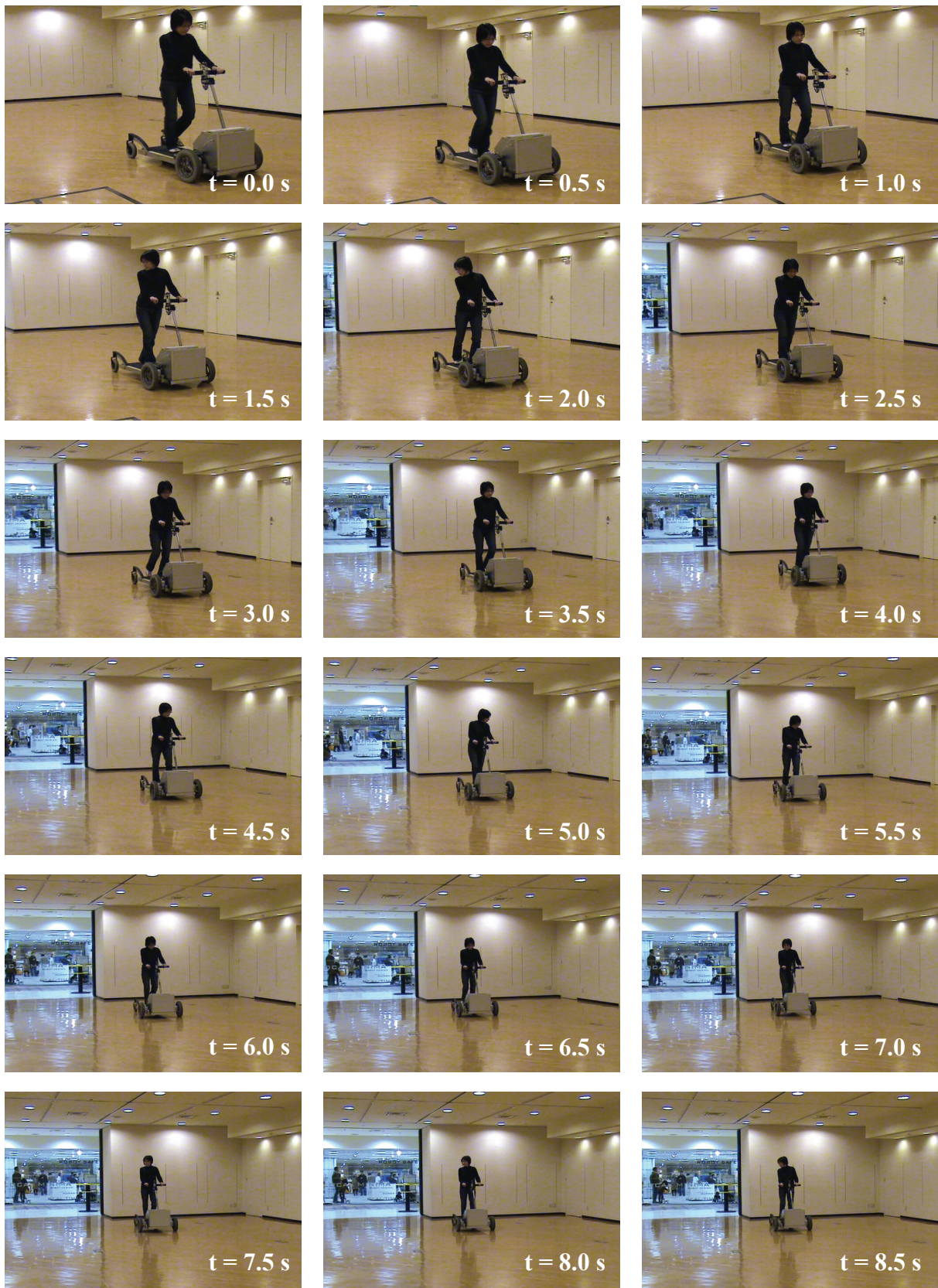


Fig. 5.9 The vehicle moves to the velocity where it walks by twice the velocity(backward)

(3) 発進操作と停止操作

(i) 発進操作とトレッドミルと車両の加速度

車両の発進操作は、車両上（トレッドミル上）で歩行運動を始めることにより実行される。トレッドミル速度は歩行速度と逆の方向に大きさは等しいと仮定すると、トレッドミルの速度と車両の速度が 1:1 のとき、つまり車両速度/歩行速度 K_{hv} が 1 のとき加速度は同じため、身体にかかる慣性力は歩行時と同一となり、床面を歩行したときと同様の速度感覚を実現することが可能となる。しかし、トレッドミル速度と車両の速度が 1:2、つまり車両速度/歩行速度 K_{hv} が 1 より大きい場合には身体にかかる慣性力は車両速度に依存する。したがって、車両速度/歩行速度 K_{hv} が大きいと、加速時に身体が後方に移動してしまう可能性がある。そこで、トレッドミル速度の加速度を急激に与えず、緩やかに与えるようシステムの設計を行った。ここでは、歩き始めのトレッドミル速度と車両速度を計測し、それぞれの加速度の比較を行う。

図 5.10, 5.11 は本機の最大設定値である車両速度/歩行速度 $K_{hv}=2$ のときの発進操作時の速度および加速度を示している。計測したデータをトレッドミル速度が発生した時点をも $t=0.0$ とした。トレッドミル速度および車両速度の計測データは、微小の速度変化を生じているが、ここでは速度の増加が滑らかに行われていると仮定し、一次系で指数近似することとした。そのとき、速度および加速度を次式で表す。

$$v_{ta,va} = A_{ta,va}(1 - \exp(-B_{ta,va}t)) \quad (5.1)$$

ここで、 v_{ta} 、 v_{va} はそれぞれ加速時のトレッドミル速度、車両速度とし、 A_{ta} 、 A_{va} 、 B_{ta} 、 B_{va} はそれぞれトレッドミル、車両における係数としこれらの係数を Trust-Resion 法を用いて算出すると、 $A_{ta}=2.17$ 、 $A_{va}=4.03$ 、 $B_{ta}=1.30$ 、 $B_{va}=0.68$ であった。これらを代入して微分し、次式を用いて加速度を算出する。

$$a_{ta,va} = A_{ta,va}B_{ta,va} \exp(-B_{ta,va}t). \quad (5.2)$$

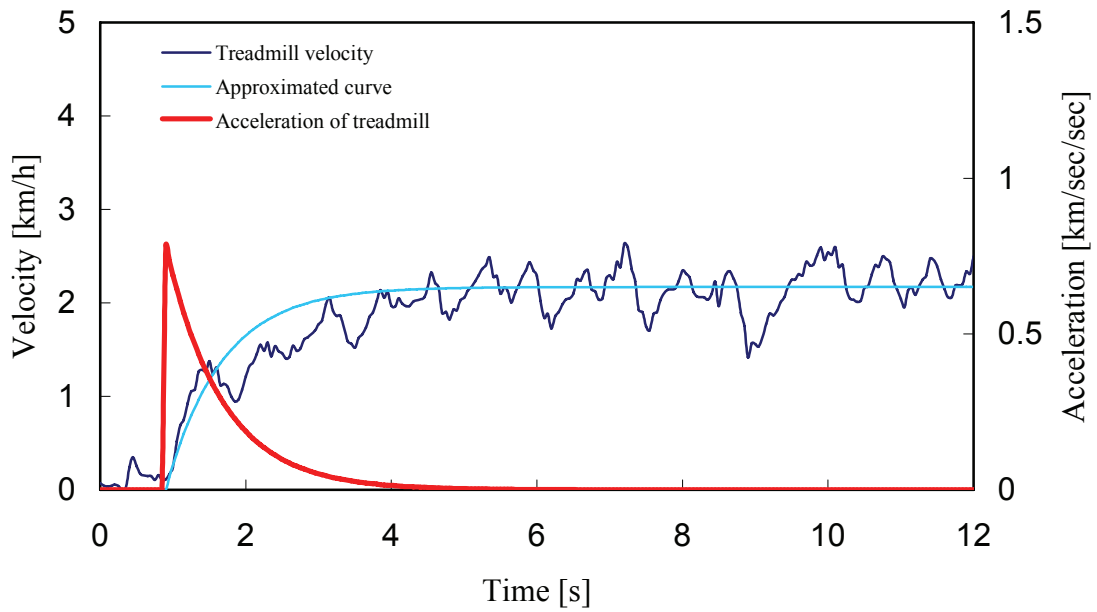


Fig. 5.10 Velocity and acceleration of treadmill

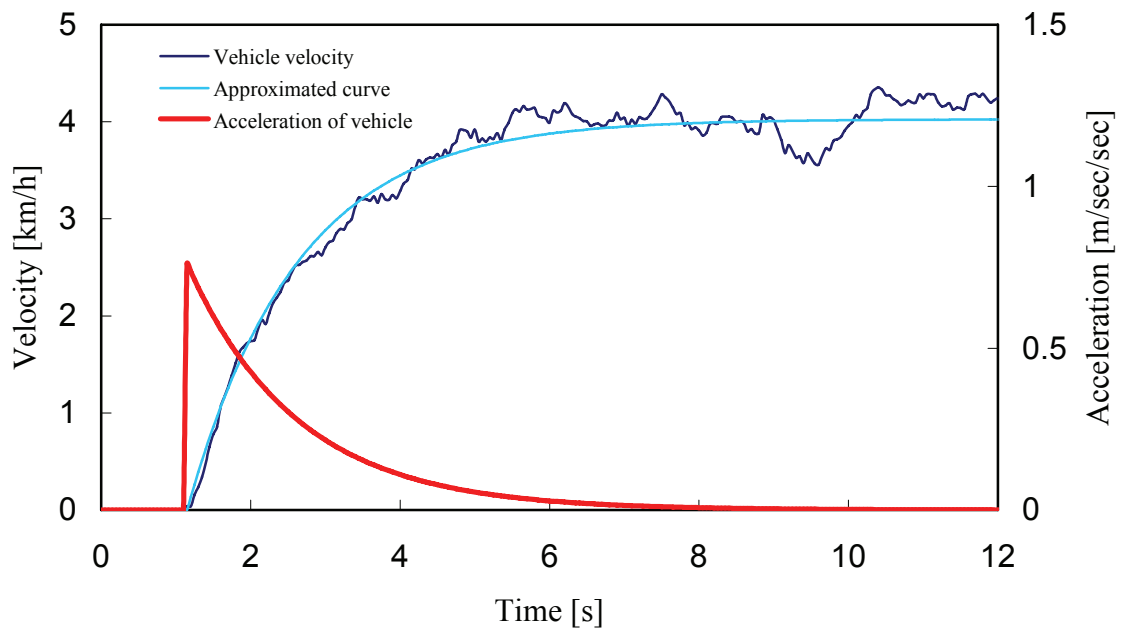


Fig. 5.11 Velocity and acceleration of vehicle

(ii) 停止操作とトレッドミルと車両の加速度

一方、減速時には、車両速度／歩行速度 K_{hv} が大きいと、減速時に身体が前方に移動してしまう可能性がある。そこで、減速時においても加速時と同様トレッドミル速度の加速度を急激に与えず、緩やかに与えるようシステムの設計を行った。ここでは、歩き終わり（停止操作）のトレッドミル速度と車両速度を計測し、それぞれの加速度の比較を行う。

図 5.13, 5.14 は本機の最大設定値である車両速度／歩行速度 $K_{hv}=2$ のときの発進操作時の速度および減速時の加速度を示している。計測したデータをトレッドミル速度が発生した時点をも $t=0.0$ とした。トレッドミル速度および車両速度の計測データは、微少の速度変化を生じているが、ここでは減速が滑らかに行われていると仮定し、一次系で指数近似することとした。そのとき、速度および加速度を次式で表す。

$$v_{td,vd} = -A_{td,vd}(1 - \exp(-B_{td,vd}t)) \quad (5.1)$$

ここで、 v_{td} , v_{vd} はそれぞれ減速時のトレッドミル速度、車両速度とし、 A_{td} , A_{vd} , B_{td} , B_{vd} はそれぞれトレッドミル、車両における係数としこれらの係数を Trust-Resion 法を用いて算出すると、 $A_{td}=4.12$, $A_{vd}=2.16$, $B_{td}=1.69$, $B_{vd}=2.41$ であった。これらを代入して微分し、式 (5.1) と同様に次式を用いて減速時の加速度を算出する。

$$a_{td,vd} = A_{td,vd}B_{td,vd} \exp(-B_{td,vd}t). \quad (5.2)$$

(iii) 発進操作と停止操作の安全性

算出した発進時および停止操作時の加速度を表 5.2 に示す。

Table 5.2 Acceleration and deceleration of treadmill and vehicle (1:2)

	Maximum acceleration	Maximum deceleration
Treadmill	0.78 [m/s ²]	1.45 [m/s ²]
Vehicle	0.75 [m/s ²]	1.95 [m/s ²]

- (a) 発進時のトレッドミルの最大加速度 0.78 [m/s²]と車両の最大加速度 0.75 [m/s²]の差は 0.01 [m/s²]とほとんど確認されないが、減速時にはトレッドミルの最大加速度よりも車両の最大加速度の方が約 0.5 [m/s²]大きいことが分かった。

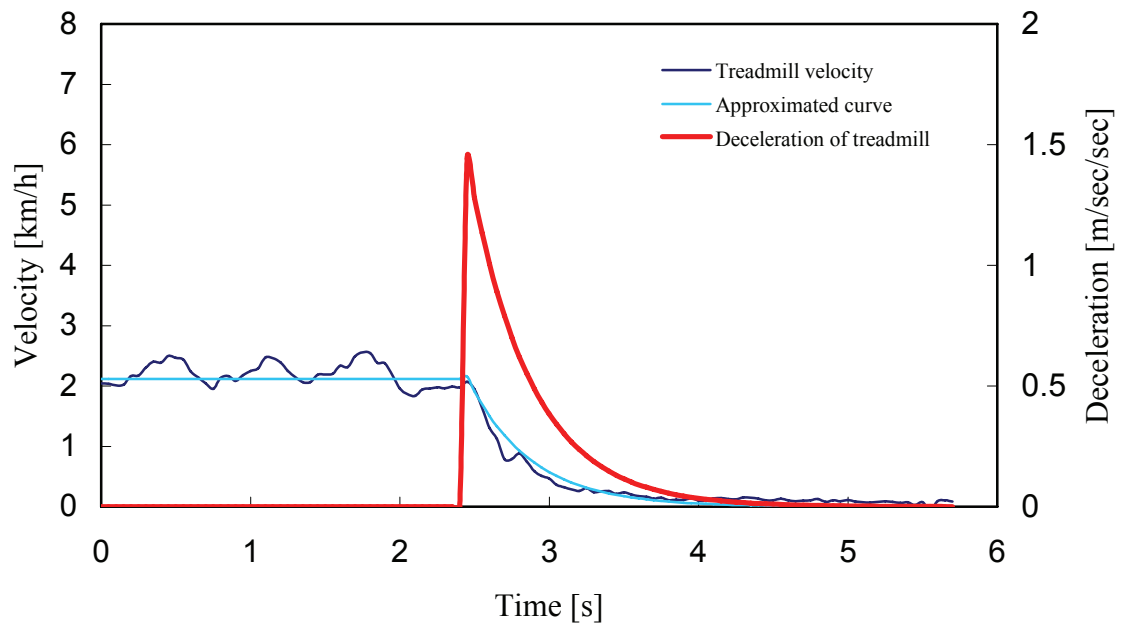


Fig. 5.13 Velocity and deceleration of treadmill

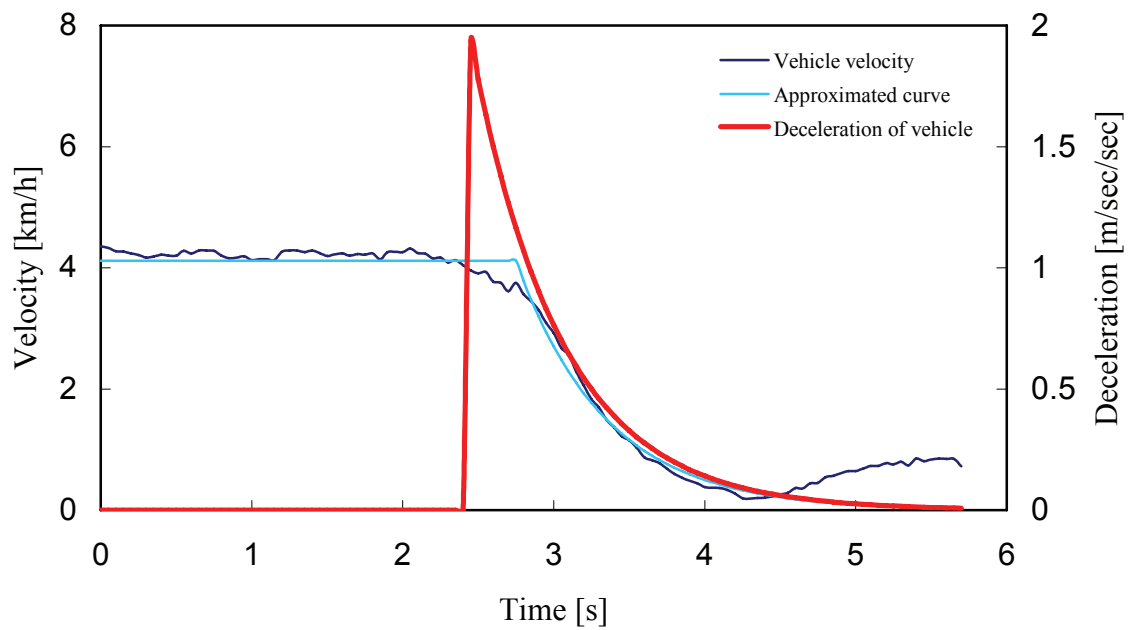


Fig. 5.14 Velocity and deceleration of vehicle

- (b) 発進時加速度の特徴は、加速を始める時が加速度の最大値となりその後緩やかに、加速度が減少する。最大加速度の差が $0.01 \text{ [m/s}^2\text{]}$ のため、車両上で歩行運動を行う搭乗者にかかる慣性力は、歩行時と大きく変わらないと考えられる。ところで、速度を2倍にしているため、加速度も2倍になるはずであるが、加速度が同様になるのは、次のような理由によるものであると考える。

例えば、トレッドミル上で歩行運動を行う搭乗者が、 0.0 [km/h] から 2.0 [km/h] に加速をする、つまりトレッドミルベルトを加速させる動作を行うと、動作開始時に最も加速度が大きくなる。同時に車両速度が 0.0 [km/h] から 4.0 [km/h] に増加するが、そのときの速度到達時間 (a_{ta} , $a_{pa} < 0.03$ となる時) は、車両が 6.0 [s] 、トレッドミルが 3.5 [s] と 2.5 [s] の遅れが発生していることが分かる。つまり、急激な加速度を与えないために、発進時においては、緩やかな加速度を与えるが、その分車両速度到達時間に時間遅れが発生していることが確認された。

- (c) 減速時の加速度の特性は、加速時と同様に減速を始めるときが加速度の最大値となり、その後緩やかに加速度が減少する。例えば、トレッドミル上で歩行運動を行う搭乗者が、 2.0 [km/h] から 0.0 [km/h] に減速をする、つまりトレッドミルベルトを減速させる動作を行うと、動作開始時に最も加速度が大きくなる。同時に車両速度が 4.0 [km/h] から 2.0 [km/h] に減少するが、そのときの速度到達時間 (a_{td} , $a_{pd} < 0.03$) は、車両が 5.0 [s] 、トレッドミルが 4.1 [s] と 0.9 [s] の遅れが発生していることが分かる。つまり、減速時には急激な加速度を与えないために緩やかな加速度を与えたいが、停止時に時間遅れを小さくすると加速度の差が大きくなってしまふことが確認された。

以上より、発進時には車両の加速によって身体が振り落とされることがないように急発進しないよう安全性を考慮して設計を行う必要があった。評価の結果、急激な加速はなされておらず、緩やかな加速が実現していることが確認された。しかし、その分車両の速度到達時間に遅れが発生していることも分かった。

一方、減速時には車両が障害物などとの接触を避けるため、急停止の必要性を考慮して設計を行う必要があった。評価の結果、歩行を停止した直後に車両が停止する時間遅れは 0.9 [s] であることが確認された。したがって、 4.0 [km/h] の速度で停止操作を行う場合、歩行動作による停止位置に対する距離のずれが 1.0 [m] 以内であることが確認された。しかし、そのためにトレッドミルの減速の加速度よりも大きな加速度が車両に発生しており、身体にも車両と同様の加速度の影響を受けると考えられる。

これらの結果から、加速と減速を決定する際には、トレッドミルと車両の最大加速度、速度到達時間、停止操作と車両の停止位置を考慮する必要があることが分かった。

(iv) 加速や減速の感覚

3.5.3 節でヒトの歩行動作と移動は、体性感覚系・前庭系・視覚系の統合された情報に関連したものであると述べた。本研究で開発した機器は、体性感覚としての歩行運動と、前庭耳石器より得られる加速や減速の情報、車両が動くことによる周辺環境からの視覚情報が混在して統合される。そのため、Tread-Walk 上で歩行を行うと、「動く歩道」を歩行するような感覚を受ける。仮に搭乗者および車両が等速直線運動を行ったとして、前庭系の影響がない状態にしたとしても、この感覚を知覚することができる。つまり、この感覚は体性感覚と視覚の情報に差異によって発生していると考えられる。

視覚によって得られる情報と体性感覚によって得られる情報を統合する際の現象として、最近では視覚の速度情報である光学的流動が、身体の動揺を誘発する可能性があると言われている。図 5.15 は停止したトレッドミル上で歩行を行っている際に、光学的流動を与え、光学的流動変化と歩行速度の相関を調べた実験のイメージ図である。Prokop(1997)らによれば、視覚に速度情報を与えると、その光学的流動変化に伴い歩行速度が増加することを報告しており、さらに歩行速度は歩幅を変えることによって行われることを実験結果から明らかにしている。また、視覚情報は環境への定位において重要な意味を持ち、視覚が前庭系の誤情報に優先することを示唆した報告もある(政二 1999)。

次に前庭系が働く加速度が発生する場合について考える。加速度に関してみれば、発進時にトレッドミルの加速度と車両の加速度を近づけることで、体幹への影響がないようシステムの設計を行ったが、車両の加速度とトレッドミルの加速度との差は 2.5 [s]になることからその間前庭系は加速度を感じていると考えられる。高齢者の感覚機能は、加齢と共に低下する傾向があることからこの加速度に対する耐性についても検討する必要がある。従って、最大加速度と加速時間の最適値を考慮することで、より快適な操作が可能になると考える。

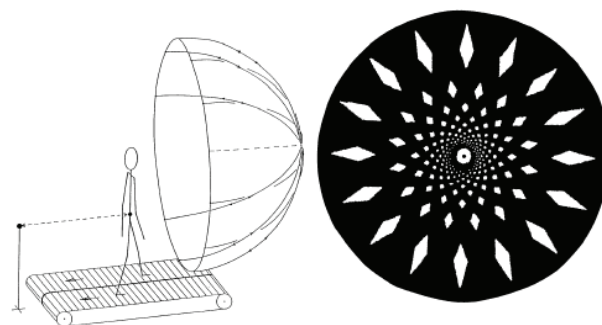


Fig.5.15 Experimental design (Prokop T. et al 1997)

5.2.4 方向変換

(1) 駆動部制御とステアリング部制御

旋回操作における制御系は、4.2.5 節に示したとおり、次の2つの基本的な規範に従い設計を行った。

- ① 速度一定の走行では、旋回前と旋回中の走行速度は変わらない。
- ② 遠心力によって搭乗者の安定性が崩れることを防ぐため、走行速度に応じて操作角度と目標旋回半径の比率を変える。

また、付加機能として、車両が停止している状態では、最小の旋回半径を持つ回転を行う。ここでは、それらの方向変換操作を、速度が発生しているときの方向変換（移動旋回）、歩行速度が発生していないときの方向変換（最小旋回半径の旋回）として走行評価実験を行った。

(i) 方向変換（移動旋回）

図 5.16 は、30 秒間の車両走行中のトレッドミルの速度（歩行速度）およびハンドル旋回角度を示す。このとき、搭乗者の歩行速度は 0.0 [km/h] (Flag: 1, 0.16 [km/h]) から 3.0 [km/h]の間で任意の速度で歩行を行った。また、ハンドル操作においても搭乗者の任意の旋回操作を行った。

次に、図 5.17 に図 5.18 の歩行および旋回操作を行った際の左右駆動輪の速度（実測値）と計算機によるシミュレーション値（理論値）を示す。シミュレーション値は、計測されたハンドル旋回角度およびトレッドミル速度を基に、式(4.25a)、(4.25b)に代入し算出した。このとき、理論値と実測値のピーク値から推定される時間誤差は約 0.5 秒見られた。また、誤差平均 0.17 [km/h]、標準誤差 31.4%であった。

駆動輪速度は、目標速度に対して実測値は平均 0.2 [km/h]程度小さく出力されていることが分かる。これらは、路面の状況などの外乱によって生じるものと考えられる。総合的に見ても、走行中において左右のハンドル旋回操作、歩行による加速減速操作、駆動輪による旋回移動走行が設計どおり実現されていることが確認された。図 5.18 に歩行中旋回走行時の動画から、0.5 秒間毎の静止画像として抜き出した約 8.5 秒間の歩行および走行の様子を示す。歩行中にハンドルを回転させると、突然車両が回転することなく、徐々に車両が旋回運動を行っていることを確認することができる。

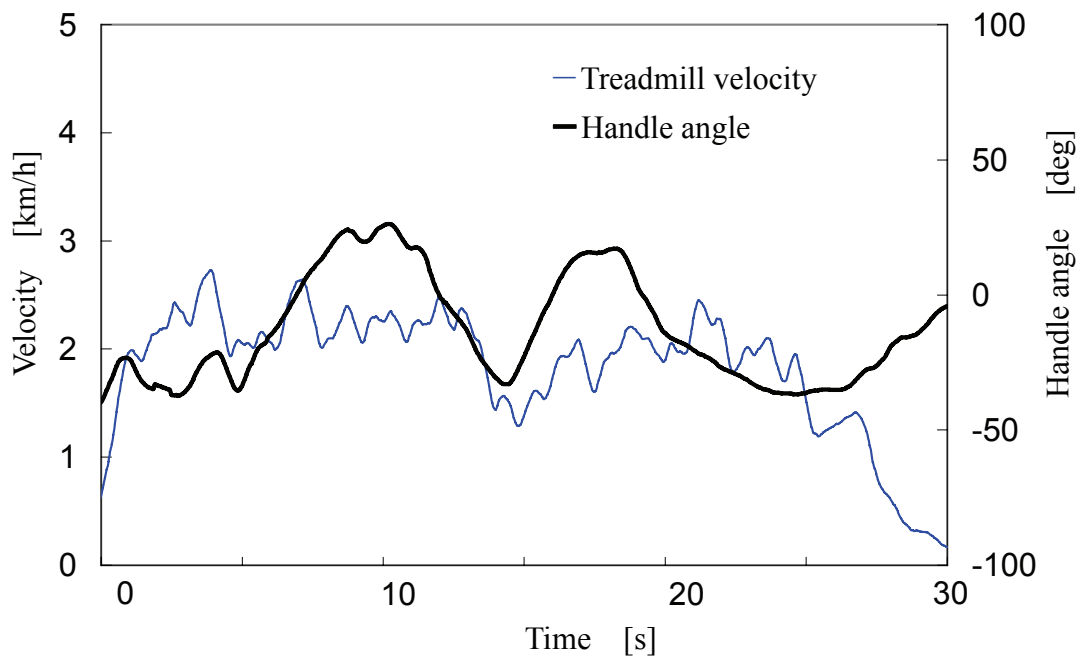


Fig. 5.16 Handle angle and treadmill velocity during walking and driving

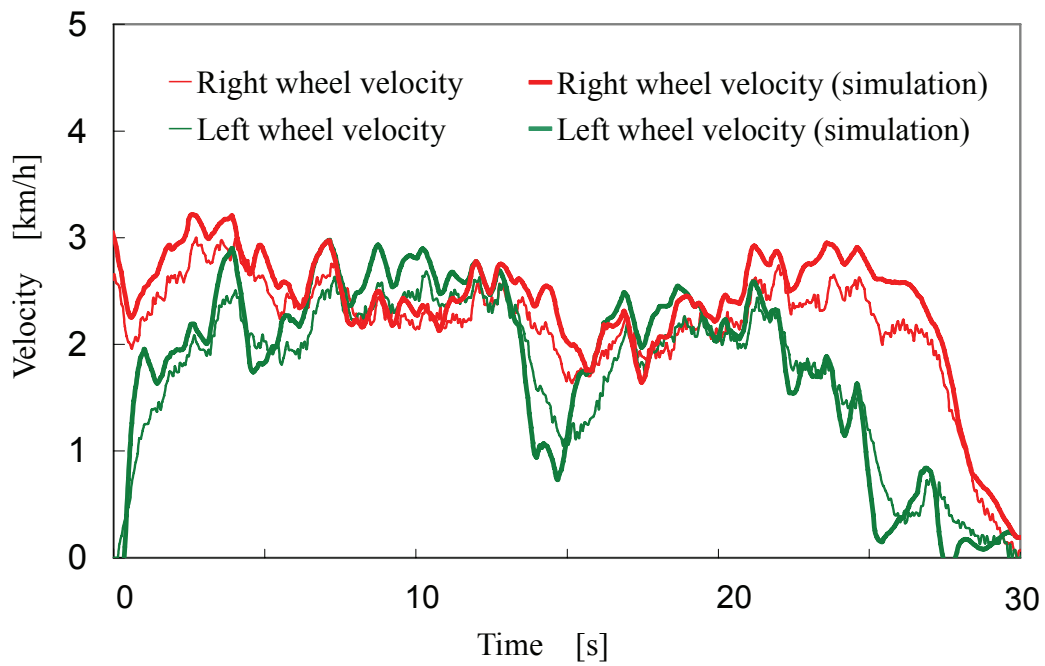


Fig. 5.17 Right and left wheel velocity during turning drive



Fig. 5.18 Rotating movement (during walking)

(ii) 方向変換（最小旋回半径）

次に、本機に乗車し歩行運動をせずにハンドルのみを回転させる実験を行った。ハンドル操作を行ったのは 40 秒間で、計測途中、数秒トレッドミル上で歩行運動が発生した。

図 5.19 に速度が 0.0 [km/h]の時のハンドル角度、トレッドミル速度およびそれらによって決定された左右の駆動輪速度の計測結果を示す。このとき、トレッドミル速度はほぼ 0.0 [km/h] (Flag: 1, 0.16 [km/h]) である。図中 $t=3\sim 15.0$ [s]付近では、ハンドル角度 θ が +45.0 [deg]の時（左にきった状態）右車輪速度 1.5 [km/h]，左車輪速度 0.0 [km/h]を示しており，左車輪を回転中心としたその場回転を行っていることが確認できる。一方，図中 $t=30\sim 40.0$ [s]付近では， θ が -45.0 [deg]の時（右にきった状態）左車輪速度 1.5 [km/h]，右車輪速度 0.0 [km/h]を示しており，右車輪を回転中心としたその場回転を行っていることが確認できる。以上により，歩行速度が 0.0 [km/h]，つまり歩行運動を行わず立位の状態でハンドルをきったときに，片輪を回転中心としたその場旋回操作が行えることを確かめることができた。

また，図 5.20 に最小旋回半径で方向変換を行った際の動画から，0.5 秒間毎の静止画像として抜き出した約 8.5 秒間の歩行および走行の様子を示す。ベルト上で静止した状態でハンドルを回転させると，左車輪を回転中心として，車両が旋回運動を行っていることを確認することができる。

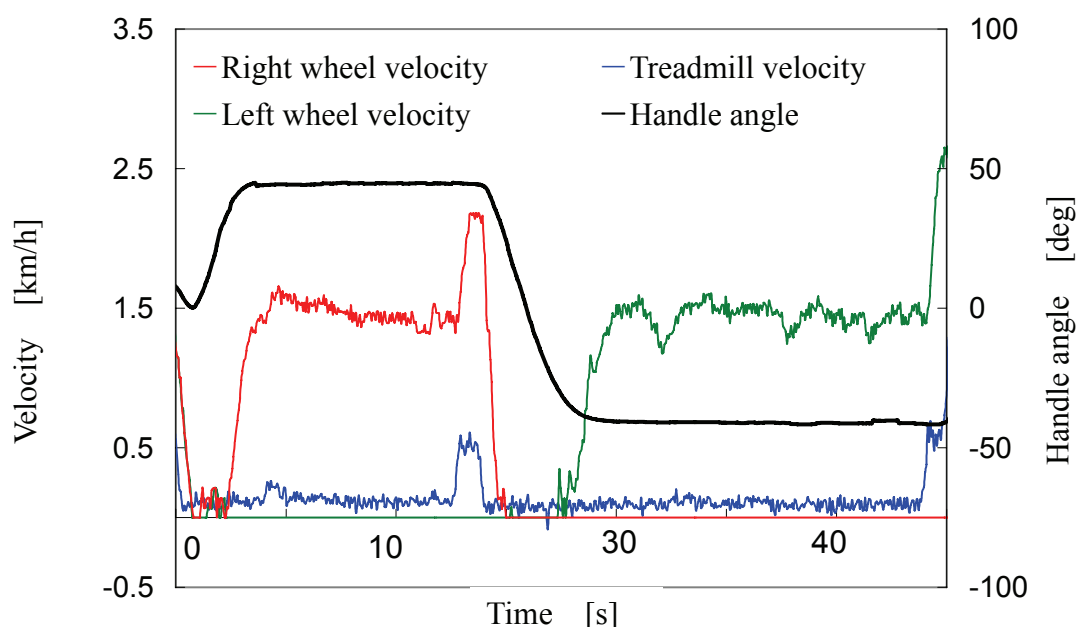


Fig. 5.19 Handle angle during stop mode

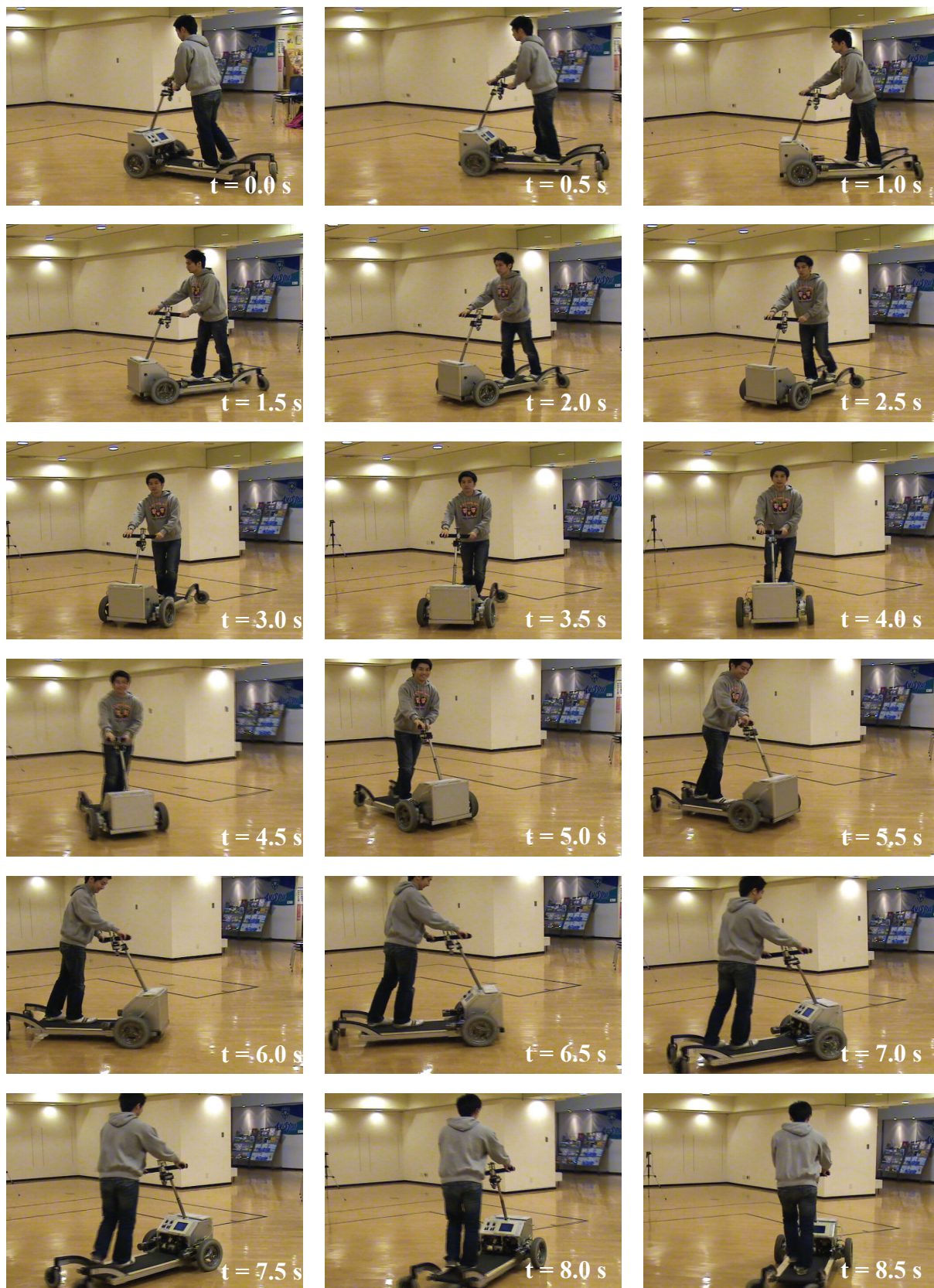


Fig. 5.20 Rotating movement (minimum radius)

(2) 車両旋回操作のシミュレーション

4.4.3 節で用いた車両旋回操作アルゴリズムを用いて計算機上でシミュレーションを行い、回転半径や車両速度などの挙動を調べる。ここでは、搭乗者の重心高さ $h=800$ [mm]、支持基底面の体重心位置から片足足底中心までの距離 $b=100$ [mm]とし、遠心力は $0.125 G$ 以内となるよう設定した。乗車位置からの車両間距離 $a=380$ [mm]、車両の制限速度 v_p は 1.0 [km/h]から 6.0 [km/h]である。ハンドルの切り角は $-45 \leq \alpha \leq 45$ [deg]で基本的に操作は左右対称のため、ここでは $\alpha \leq 45$ [deg]として算出した。

(i) 車両の旋回半径

図 5.21 にハンドル角度 $\alpha=10.0, 20.0, 30.0, 40.0$ [deg], $v_p=0.0, 1.0, 2.0, 3.0, 4.0, 5.0, 6.0$ [km/h]とした時の旋回半径との関係を示す。

- (a) 速度が大きくなるにつれて、旋回半径は大きくなることが確認された。例えば、ハンドル角度が 15 [deg]の場合、速度 1.0 [km/h]の時は回転半径 3.4 [m]、速度 2.0 [km/h]の時は回転半径 3.4 [m]、速度 3.0 [km/h]の時は回転半径 5.1 [m]、速度 4.0 の時は回転半径 9.1 [m]、速度 5.0 [km/h]の時は回転半径 14.2 [m]、速度 6.0 の時は回転半径 20.4 [m]である。

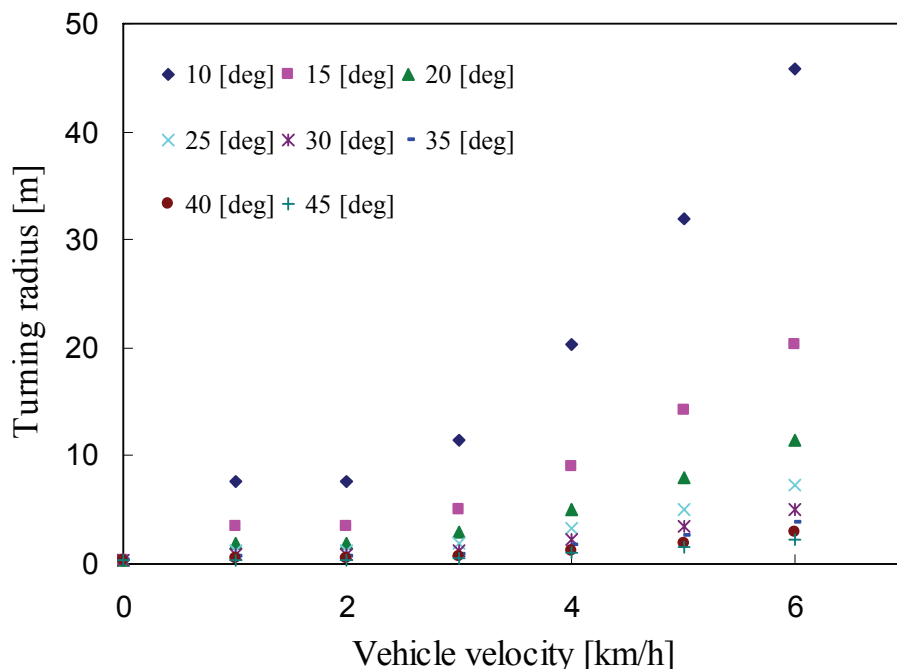


Fig. 5.21 Turning radius and vehicle velocity (simulation)

- (b) ハンドル角度 α に対する旋回半径を見ると、ハンドル角度が 10 [deg]の際と 20 [deg]以上で大きく旋回半径が異なることが確認できる。例えば、走行速度が 6.0 [km/h]の際に、ハンドル角度 α が 20 [deg]の時は旋回半径 11.5 [m]、30 [deg]の時は旋回半径 5.1 [m]、40 [deg]の時は旋回半径 2.8 [m] である。20[deg]～40[deg]の際の旋回半径は、ハンドル角度が 10 [deg]の時の旋回半径 49.5[m]に比べると、速度 0.0 [km/h]の時の最小旋回半径 760 [mm]と大きく変わらない。このことから、ハンドル角度が大きい際には最小半径は速度によって大きく変化しないことが確認できる。

本機器の旋回半径の特性は、式 (4.34) で決定した通り、ハンドル角度 α に大きく依存する傾向があるため、操作者はそれらの特性を考慮したハンドルの操作を行う必要があることが示された。

(ii) 車両上の搭乗者にかかる遠心力

図 5.22 は速度 $v_p=0.0, 2.0, 3.0, 4.0, 5.0, 6.0$ [km/h]とし、ハンドル角 $a=0.0\sim 45.0$ [deg]を 5.0[deg]ごとの角度における車両の重心位置で発生する遠心力を示している。

- (a) 0.0～6.0 [km/h]どの速度に関しても、ハンドル角が大きくなるにつれて、遠心力が大きくなることが確認された。
- (b) 車両速度 $v_p=0.0$ (最小回転半径での旋回) を除いては、ハンドル角度が大きいほど車両質量中心にかかる遠心力は大きくなる。速度が $v_p=0.0$ [km/h]で最小半径の旋回を行った際には、ハンドル角度が 45 [deg]になるにつれて、式(4.31)より、 β が β_{max} の値に近づくことから、急に回転し始める傾向があり、遠心

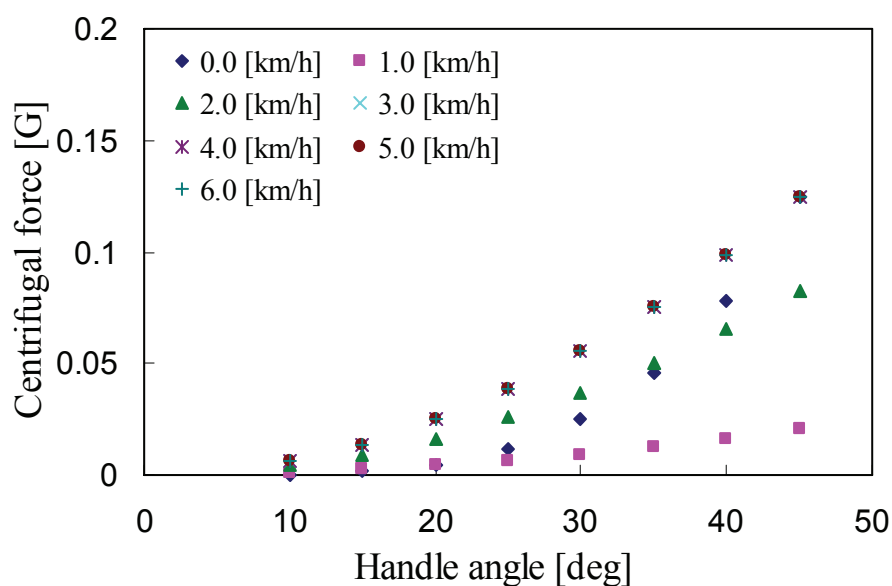


Fig. 5.22 Centrifugal force and handle angle (simulation)

力も急に上昇する。

- (c) 車両速度 v_p が 4.0 以上の際には、遠心力は速度によらずハンドル角度のみによって決まる。これは、遠心力がある一定値を超えないように β_{\max} を決定しているためである。これは、式 (4.25) , (4.27) から式 (4.22) は

$$F_c = mv_p^2 \cdot \frac{1}{\alpha} \cdot \frac{ab}{h} g \cdot \frac{1}{v_p^2} \left(\frac{\alpha}{45^\circ} \right)^2 \quad (5.22)$$

となり、遠心力はハンドル角度のみによって決まるためである。

- (d) 車両速度 v_p が 3.0 以下の際には、式 (4.25) によって計算した β_{\max} は 1 以上の値になっており、そのため、式 (4.22), 式 (4.24) から、

$$F_c = mv_p^2 \cdot \frac{\beta}{\alpha} \quad \text{where} \quad \beta \leq \frac{ab}{h} g \cdot \frac{1}{v_p^2} \quad (5.23)$$

となり、遠心力は速度とハンドル角から決まることになる。

本システムで用いた旋回アルゴリズムの場合、搭乗者が感じる遠心力は速度が小さい領域においては、車両速度とハンドル角度によって、速度が大きい領域においては、ハンドル角度のみによって決まる。

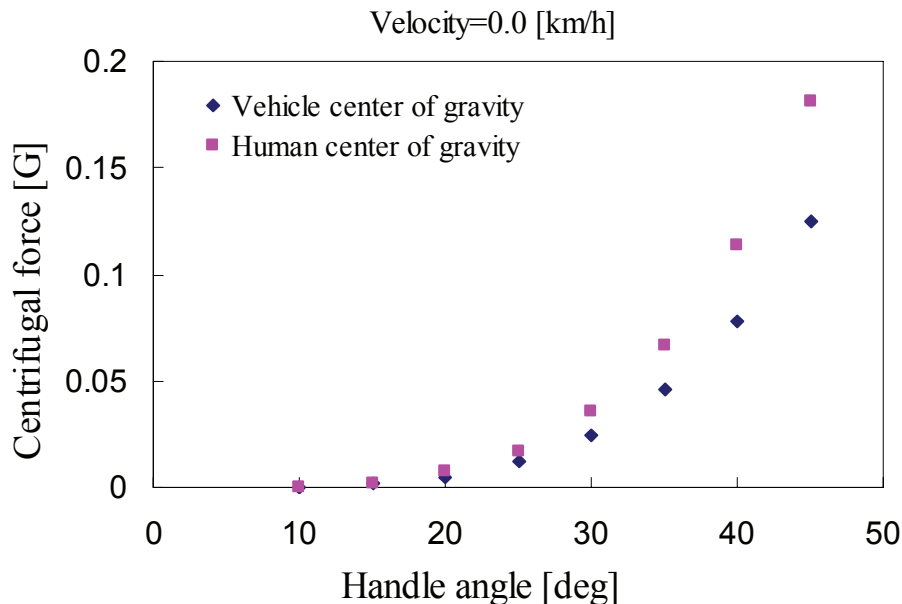


Fig. 5.23 The difference of the position influences the CF. ($v_p=0.0$ [km/h], simulation)

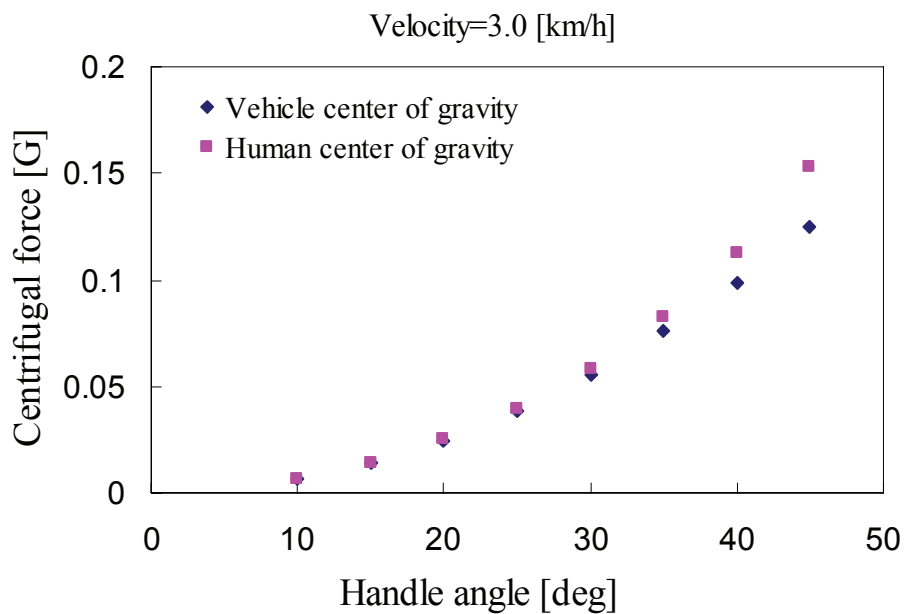


Fig. 5.24 The difference of the position influences the CF. ($v_p=3.0$ [km/h], simulation)

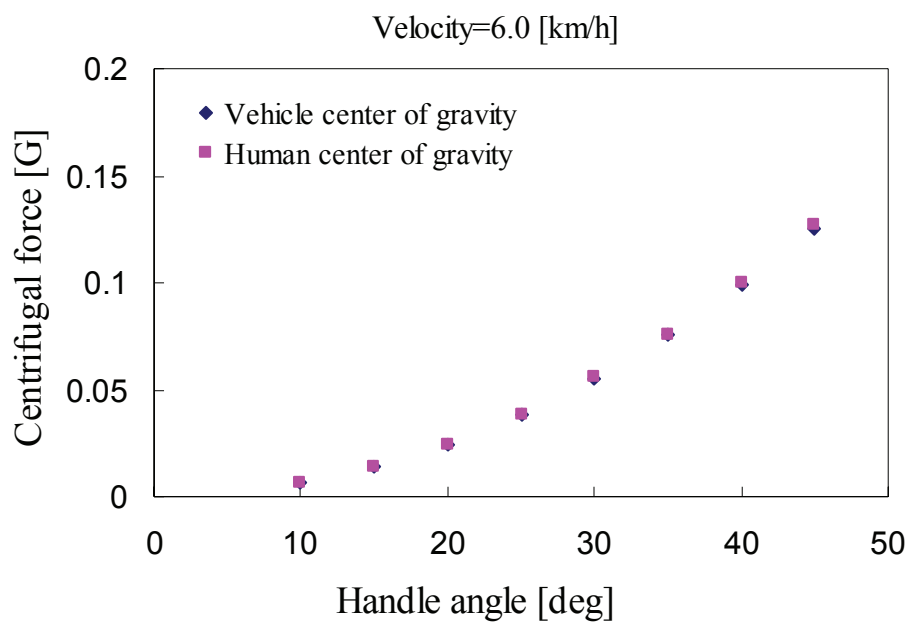


Fig. 5.25 The difference of the position influences the CF. ($v_p=6.0$ [km/h], simulation)

(iii) 立位位置と遠心力の違い

車両の旋回操作に用いたアルゴリズムは、車両重心付近に搭乗者が立位姿勢で立った場合の遠心力を想定している。しかし、実際には体幹の中心軸は車両重心位置から離れた距離に立っているため、車両の旋回軸とは異なる位置に存在する事になる。この距離を $L_f=400$ [mm]とすると、車両にかかる遠心力と体にかかる遠心力が異なると考えられる。そこで、これらを確認するために上記と同じ条件でシミュレーションを行った。図 5.23, 5.24, 5.25 に車両速度が $v_p=0.0, 3.0, 6.0$ [km/h]の時の車両重心にかかる遠心力と人間の体の重心位置にかかる遠心力の計算結果を示す。

- (a) $v_p=0.0$ [km/h]の時、車両は走行せず、ハンドル角度が 45 [deg]の入力が入ったときに最小旋回半径で旋回するが、このとき体にかかる遠心力の方が車両にかかる遠心力より 44% 大きくなる。
- (b) $v_p=3.0$ [km/h]の時、車両の旋回操作はハンドル角度が 30 [deg]以上の時、体にかかる遠心力の方が車両にかかる遠心力より角度に応じて約 3% から 22% 大きくなる。
- (c) $v_p=6.0$ [km/h]の時、車両の旋回操作はハンドル角度に関わらず、体にかかる遠心力と車両にかかる遠心力は同程度である。

この結果より、速度が小さい領域においては、遠心力に対する車両上の搭乗者の位置の影響が大きいことが確認された。以上のことから、低速領域において、より安全な旋回操作システムを構築するには、車両上の搭乗者の位置を考慮する必要があることが分かった。

5.3 健常者による走行評価

5.3.1 走行時の画像による評価

Tread-Walk 上で歩行運動を行った際に、搭乗者が客観的に見て歩行時の下肢動作が自然に行われているかどうかを、利用時の動画像を用いて検証した。被験者は 30 代健常女性で、歩行部のみの歩行練習および車両を動かした状態の走行練習を行った。その後、広い場所で平地を約 10 [m]直進走行した。

図 5.26 (a)-(e)は、Tread-Walk 走行時における搭乗者の歩容を示した写真である。この時、走行速度は歩行速度の 2 倍に設定し、ビデオカメラで撮影した。撮影された動画データは、 0.2 [s]ごとの静止画像を 5 枚抽出した。各静止画像から歩容を分析すると、(a) 両脚支持期から(b) 左脚による蹴り出しの後、(c) 左脚が遊脚期と右足立脚期が見られる。さらに(d) 右足立脚期中に左脚振り出しが行われ、(e) 左脚の接地が見られた。これにより、Tread-Walk 上で行われる歩行は、自然歩行と同様に滑らかに行われていることが示された。

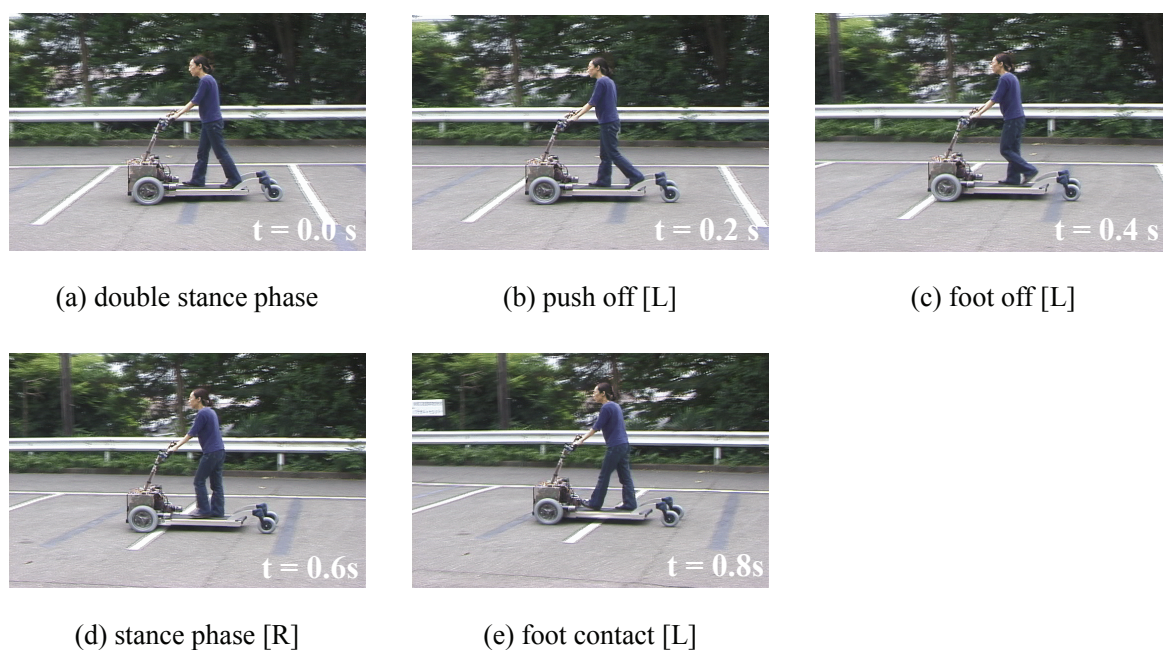


Fig. 5.26 The gait pattern during walking and driving on the Tread-Walk

5.3.2 アンケートによる走行評価

(1) 歩行と走行に関する評価

(i) 評価実験方法と試乗条件

トレッドミル上を任意の速度で歩行し、トレッドミル上の歩行速度に対する駆動輪の増幅率（駆動速度/歩行速度）を 1.2, 1.5 の 2 種類で試乗走行を行った。被験者は本機に初めて搭乗する 20 代健常者男性 10 名で、機械工学の知識を持つ学生である。評価実験は 2005 年 7 月 29 日に屋外で行った。まず、トレッドミルのみでの歩行練習を行った後、平坦な路上（距離 15 [m]、幅 5 [m]）で各条件につき 2 回ずつ直進走行を行った。また、走行中被験者の走行状況（歩行姿勢）を記録するため、矢状面よりビデオカメラで録画した。走行試乗実験後、歩きやすいと感じた増幅率における主観評価を行った。評価項目は以下の 5 項目を 7 段階評価で行い、その他に自由記述の記入欄を設けた。

- (a) 平地歩行と同様の歩行が得られたか（motor sensation）。
- (b) 歩行機能を使用していると感じたか（body function）。
- (c) 速度の増加を感じたか（amplification of walking velocity）。
- (d) 歩行速度の増幅は快適か（feeling of amplification of walking）。
- (e) 他者から見て自分は歩行をしている姿を提示していると感じるか（walking appearance）。
- (f) 自分の試乗走行時の姿をビデオで見た上で、自分は歩行している姿を提示していると感じるか（walking appearance (video)）。

(ii) 対象者のプロフィール

試乗を行った対象者の身体的なプロフィールを表 5.3 に示す。身長は 157~177 [cm]，体重は 48~67 [kg]である。

Table 5.3 Physical profile of healthy young subjects

Subject	Sex.	Body height [cm]	Body weight [kg]
A	Male	176	66
B	Male	173	67
C	Male	157	48
D	Male	169	68
E	Male	177	62
F	Male	168	62
G	Male	169	61
H	Male	175	60
I	Male	170	60
J	Male	168	57

(iii) 評価実験方法と試乗条件

評価結果を図 5.27 に示す。アンケートデータは標準偏差(SD)を算出し，平均値，平均値±SD 値を記入した。

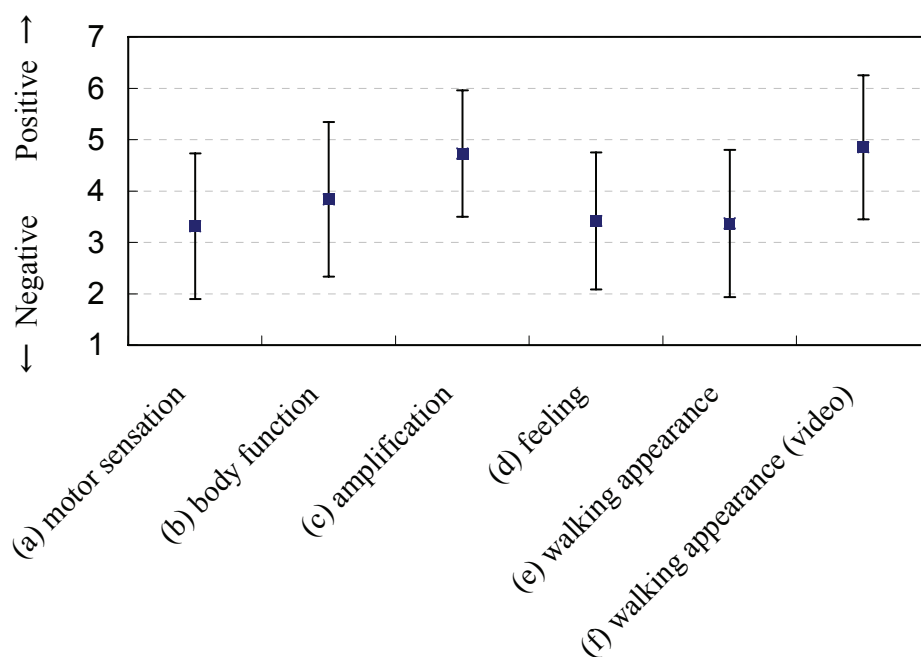


Fig. 5.27 Driving test and evaluation, subjects (healthy young)

(a)では、10名中3名がやや歩きやすいと回答したが、3名がやや歩きにくいと回答した。(b)、(d)から搭乗者が歩行機能を使用していることや、歩行速度を増加している感覚があることが確認された。(c)からは歩行による速度の増減が、ある程度快適に行うことのできるシステムであることを確認した。(e)、(f)では自分の想像していた以上に、ビデオで映された自分の走行姿は歩いているように見える傾向があることが分かった。

これらの結果から、開発要件である(A)歩行機能を使うことで維持すること、(B)歩行速度を増幅させること、(C)歩行している姿を提示すること、の3つの要件が同時に実現することが可能であることが示唆された。また、搭乗者が歩きやすいと感じる歩行の増幅感は、今後、より自然な歩行と最適な歩行の増幅を行うための制御系の構築において、一つの指標となることが分かった。

(2) 問題点の抽出と改良

自由記述欄に記述された問題点や要求を整理し、構造と制御系に関する要項として表5.4にまとめた。また、改善を行ったものを○、改善を行ったがさらに検討が必要なものを△とした。

構造の問題点としては、実験した際のハンドル高さは950 [mm]と身長にかかわらず一定とした。機能としては、50 [mm]の調整範囲を設けていたが、個人差に合わせられるようハンドル位置や高さの調整を容易に行える構造とする必要があることが分かった。また、足下を見て走行してしまう人が数名おり、進行方向を見ながら安定した歩行が行えるよう制御パラメータの調整を行った。ただし、ハンドル位置によって歩行位置が変わる場合もあり、さらに改良が必要であることが分かった。

制御系に関しては、歩き出しの問題が多く見られたため、発進初期速度の設定値の変更や、速度パラメータの調整を行うことで改善を行った。また、制御ループ内に遅れ時間が発生していたため、アルゴリズムの改良を行った。停止に関しては、アルゴリズム内の降車判定において、短時間速度を増加させることで負荷トルクの増加を検出していたが、アルゴリズム改良後もやや車両降車後に速度が発生することが合ったため、さらなる改良が必要であることが分かった。今後、ハンドルブレーキの機能を追加することで、この問題は解決できると考える。

Table 5.4 Technical consideration

構造の問題点	改善策
<ul style="list-style-type: none"> ・ハンドル高さ, 安定性 ・視線が下を見てしまう ・姿勢が前傾になる 	<ul style="list-style-type: none"> △ ハンドル強度 △ 制御パラメータの調整 △ ハンドル位置・高さの調整
制御系の問題点	改善策
<ul style="list-style-type: none"> ・加速時に急に加速 ・蹴り出す力がないと歩行が難しい ・止まり方が難しい ・歩き出しにベルトが動かない ・動かすときに歩こうと意識してから動くまで少し間があった ・ベルトから降りてから速くなるのは危ない ・速く歩こうとすると, ベルトの前方に移動してしまい, 歩けなくなって止まる ・歩き出しの鈍さ, 速度の不安定 	<ul style="list-style-type: none"> ○ 発進初期速度の調整 ○ 速度パラメータの調整 ○ 減速パラメータの調整 ○ 発進パラメータの調整 ○ 計算処理の安定化 △ 停止スイッチの追加 ○ 速度パラメータの調整 ○ 発進初期速度の調整

5.4 高齢者による走行評価

5.4.1 評価概要

健常者の走行評価と同様に, トレッドミル上を任意の速度で歩行し, トレッドミル上の歩行速度に対する駆動輪の増幅率 K_{lv} (駆動速度/歩行速度)を変えた実験を行った.

5.4.2 評価のための準備

被験者は本機に初めて搭乗する 65 歳以上の健常者高齢者男性 2 名, 女性 1 名である. 被験者は福岡市にあるシルバー人材サポートセンターに依頼し, 屋外での作業が可能な高齢者を条件として選択基準とした. 評価実験は 2005 年 11 月 9 日, 10 日に屋外で行った. はじめに, 被験者の身体状況や生活状況などの聞き取り調査を行った. 次に, 機器の特徴と操作方法, 実験の趣旨, 実験方法, 実験によって生じるリスクの可能性を説明し, それらの回避方法および実験実施者の対応方法を理解の上で実験参加の意思を再度確認した. リスクの対処方法は, 非常停止スイッチの位置と操作方法の説明と, 車両から降りる際の注意事項を確認した. また, 実験実施者は必ず移動支援機の近くから離れず, 常に非常停止用のスイッチを押せる状態にいることとした.

5.4.3 評価方法

(1) 評価実験と条件

トレッドミル上を任意の速度で歩行し、トレッドミル上の歩行速度に対する駆動輪の増幅率（駆動速度/歩行速度）を 1.2, 1.5 の 2 種類で試乗走行を行った。トレッドミルのみでの歩行練習を行った後、平坦な路上（福岡アイランドシティ内の広場）で各条件につき 2 回ずつ直進走行を行った。走行距離は約 15 [m]とした。また、走行中被験者の走行状況（歩行姿勢）を記録するため、矢状面よりビデオカメラで録画した。走行試乗実験後、歩きやすいと感じた増幅率における主観評価を行った。

評価項目は健常者実験と同様以下の 5 項目を 7 段階評価で行い、その他に自由記述の記入欄を設けた。

- (a) 平地歩行と同様の歩行（自然な歩行）が得られたか。
- (b) 歩行機能を使用していると感じたか。
- (c) 速度の増加を感じたか。
- (d) 歩行速度の増幅は快適か。
- (e) 他者から見て自分は歩行をしている姿を提示していると感じるか。
- (f) 自分の試乗走行時の姿を、ビデオを見た上で、自分は歩行している姿を提示していると感じるか。

(2) 被験者のプロフィール

試乗を行った被験者の身体的なプロフィールを表 5.5 に示す。3 名とも日常生活において運動量は多くはないが、立ち仕事やダンスなどのある程度の運動量は維持しており、身体に痛みや障害はなかった。

Table 5.5 Physical profile of healthy older subject

Subject	Sex., Age	Body height	Body weight
K	Male, 63	170	62
L	Male, 65	171	55
M	Female, 62	154	46

5.4.4 評価結果

(1) 歩行と走行に関する評価

図 5.28 (a), (b)に高齢被験者による走行実験の様子を示す。アンケート調査の結果、項目(a)では、3 名中 3 名がかなり自然な歩行が可能であったと回答した。項目(b)からは、楽をしているような感覚はなく歩行機能を使っていることを実感していた。

また、項目(c), (d)では体感速度が増加している事を実感しており、中には歩行速度と同等の速度差 1.5 倍に比べ 1.2 倍ではもどかしいという意見やもっと早く歩きたいとの意見もあった。したがって、搭乗者が歩行機能を使用していることや、歩行速度を増加している感覚があることが確認された。以上より、歩行による速度の増減が、ある程度快適に行うことのできるシステムであることを確認した。項目(e), (f)では、自分の想像していた以上に、ビデオで映された自分の走行姿は歩いているように見える傾向があることが分かった。

これらの結果から、開発要件となる (A) 歩行機能を使うことで維持すること、(B) 歩行速度を増幅させること、(C) 歩行している姿を提示すること、の 3 つの要件が同時に実現することが可能であることが示唆された。



(a) Subject A



(b) Subject B

Fig. 5.28 Driving test and evaluation, subject (healthy older)

(2) 問題点の抽出と改良

自由記述欄に記述された問題点や要求を整理し、構造と制御系に関する要項として表 5.6 にまとめた。また、改善を行ったものを○、改善を行ったがさらに検討が必要なものを△とした。

構造の問題点としては主にハンドル部が多く、健常者の走行試乗評価と同様に、ハンドルの高さ調整を容易に行える機構とする必要があることが分かった。また、ハンドル回転機構部に設けた遊びが大きいとの意見があり、改良の必要があることが分かった。また、モータや車輪などがむき出しになっている部分があり、カバーを付け、デザインを考慮した方が良いとの意見もあり、キャスター部分についてはカバーを取り付けることで、人間が接触した際の危険性を軽減することができた。また、他の部分についても同様に検討する必要があることが分かった。歩行面の長さに関しては、コンパクトにして欲しいという要望とは相反し、乗車時に歩行面長さが短いという意見もあった。特に、歩行面の中央ではなくやや後方で歩行する傾向が多いため、ベルトから落ちるような気がするといった意見もあった。

制御系に関する問題点としては、自転車と同様に手元にブレーキを取り付けて欲

しいとの要求があった。搭乗者が容易に操作可能なブレーキシステムについては、健常被験者からも同様の意見があり、追加する必要性は高いことが分かった。ハンドル操作の難しさについては、実験時の設定ではハンドル角度に対して車両旋回角度は比例的な制御を行っていたが、遠心力を考慮したステアリング制御系の大幅な改良を行うことで操作性は向上したと考える。また、視線が下を見てしまう、歩きづらい、手に力が入るなどの問題については、トレッドミル制御システムおよび車両システムに関係すると考えられるため、これらの制御システムの改良が必要であることが分かった。

Table 5.6 Technical consideration

構造の問題点	改善策
<ul style="list-style-type: none"> ・姿勢が前傾になる ・ハンドル高さ ・ハンドルの遊びが大きい ・カバーやデザイン 	<ul style="list-style-type: none"> △ 高さ調整機能の簡易化, ハンドル位置・高さの調整 △ ハンドル回転機構の改良 △ キャスター周りのカバー, 安全カバー
<ul style="list-style-type: none"> ・歩行面が短い 	<ul style="list-style-type: none"> △ 本機に乗車した場合の歩幅, 歩行位置を計測する必要性
制御系の問題点	改善策
<ul style="list-style-type: none"> ・自転車のようなブレーキ ・ハンドル操作が難しい 	<ul style="list-style-type: none"> △ 停止スイッチの追加 ○ ステアリング制御システムの改良
<ul style="list-style-type: none"> ・視線が下を見てしまう ・トレッドミルが歩きづらい ・手に力が入る 	<ul style="list-style-type: none"> △ トレッドミル制御システムの改良

5.4.5 試乗評価結果のまとめ

高齢者健常者の試乗走行評価結果は、若年健常者の試乗走行評価結果とほぼ同様の結果が得られ、要求機能が実現していることが示された。また、それによって本研究で開発した移動支援機器が開発要件を満たす機器であることが示された。試乗した高齢者の意見からは、歩行速度に対して車両速度が増幅する違和感に関して、特にネガティブな感想はなく、もっと歩きたい（乗りたい）、スピードを速くして欲しいという意見が得られたことから、歩行速度と移動速度の比例ゲイン K_{lv} が 1.5 程度であれば特に違和感なく乗車できることが確認された。

しかし、本研究で被験者を依頼した高齢健常者は、身体機能や活動に制限がなく運動能力が高いと考えられることから、身体機能の低下がみられる高齢者が乗車可

能な機能を満たしているかを再度確認する必要があると考える。したがって、現在の設定で本機を利用することが可能な高齢者の身体的な特徴としては、日常生活の中で歩行による移動活動を行っている人が対象となる。

5.5 機器に対する印象の評価

5.5.1 アンケート調査

今回製作した機器が、ターゲットとなる高齢者の心理的な抵抗感や葛藤を軽減し、折り合いをつけやすい機器であるかを確かめるために、不特定多数の高齢者に対するアンケート調査を行った。評価実験は2006年11月8日から10日にかけて、屋外で行った。調査の様子を図5.29に示す。調査は健常者(20代男性)が広場で試乗走行中、アンケートに協力いただいた70名を対象として行った。はじめに見たときの印象を重視するため、質問開始時にはTread-Walkのコンセプトなどの情報をあまり伝えず、率直な感想を伺った。質問項目は「トレッド・ウォークに乗りたいか」を5段階評価で自由欄として、その理由や機器の感想、どのような場所で乗ってみたいかなどを設けた(例えば、「乗っている人を見て、どう思うか」「自分が乗るとしたらどうか」「乗った場合、何を期待するか」「不安を感じるか」「乗るとすればどのような場所で乗りたいか」「どういう人に乗ってもらいたいか」)。



Fig. 5.29 Photo of questionnaire survey at i-land city (in Fukuoka)

5.5.2 機器の印象に関する調査

自由記述欄に記された70名（若年者，高齢者）のアンケート調査の回答を表5.6にまとめる。

Table 5.6 Free description field

搭乗者および 機器の印象	便利そう／足の不自由な人にもいい／楽しそう／格好良く見えた／便利，足の少し悪い人には／なじむ／おもしろそう／目の錯覚というか，不思議な感覚／自分もやってみたい．不自由なときにあつたらいい／健康的に見える／あつたらよいかもしれない／錯覚をした横で押していると思った／年寄りにはよい／スポーツ用具かと思った／普通に歩いている感じ／健康な人はいらぬ／前が大きくて，違和感がある／歩けばよいのではと思う．／結構速い（2倍の設定）／デザインが悪い／まぬけ，何をしているのか分からない
自分が利用することを想定	足が不自由だったら／楽しそう／人の目が気になる／ハンドル操作が難しそう／人中では難しい．人にけがをさせてはいけぬ／乗ってみたい，荷物が置いて便利そう．／10万円以下なら／優越感／十人十色．楽しみながら運動できるからよいのでは？／よい印象を与えない．障害者．マイナス．／高齢者対象だときつい／生活・家事には必要ない．若い人にはいい／恥ずかしい／乗りたい．すぐに助かるのを実感したい．自分も動きたい．／運動がたくさん必要そう／問題なく乗れると思う／楽しそう／人の目が気になる
機器に対する 期待や不安	（期待すること） 健康／移動が楽／散歩／運動不足の人／病院内の使用／ストレス解消／楽／ダイエット／リハビリ （不安なこと） 小型化／前方にクッション／置き場所がない／後方が危険／下り坂，傾斜面，段差／カーブ／人との接触／柵，背もたれ／不安定／砂利道／後方のキャスターが回転するのが怖い／車の通りの少ないところでの使用／ボタンを押しただけで進む方がよい／バランス／転倒，事故／クラクション／バック
利用場所	（肯定的） 日常生活，近所／散歩／買い物／外国／広いところ，公園，会場／平地，道の良いところ／訓練，病院内，リハビリ／一般道，歩道内は無視／見晴らしが良いところ／車が少ない （否定的） 日常では段差がある／道路上では無理／曲がり角はだめ／雨の日は無理／公道の乗り物ではないのでは？／車道や歩道は怖いのではないか？／乗る場所が難しいのではないか？／一般道／坂道は乗れないと思う／家の中じゃ無理
利用する 対象者	（一般・若い人） 一般／50代，40代，女性，若い方，子供の遊び／老人でもよい，割と元気な高齢者／ディズニーランド，テーマパーク，アトラクション／かわいくしてほしい （高齢者） 年寄り（高齢者），60代を過ぎた人，若い人は乗らないのでは？／早く車いすになってしまうかもという人に．自分歩くことが長くなる．

	／支えたら歩ける人に／足の不自由で、半身不随はちょっと速いし。 ／脳卒中、杖を使っている人、片麻痺の人、障害者／軽いリハビリに 使用できるのでは？健康な人はたいして意味がないのでは。
--	---

5.5.3 高齢者の機器に対する印象

アンケートに協力いただいた70名のうち、60歳以上の男女38名（男性25名、女性13名）の調査結果を図5.30にまとめた。5段階評価では、第一印象として乗ってみたいか否かの質問では、乗りたいと答えた人が79%、乗りたくないと答えた人が10%であった。乗りたいと答えた理由は、「おもしろそう」、「めずらしい」など興味対象が12名であった。また、「運動」や「健康」、「リハビリ」が5名、「外出意欲が出る」が1名であった。一方で、ネガティブな理由としては「必要性」を感じない2名、「走行場所」がない1名、「収納」や「運搬」に対する問題などが1名であった。乗りたいと答えた人の中に、「人目につく」「一人だったら乗りたい」と注目されることを気にしている人も2名いた。

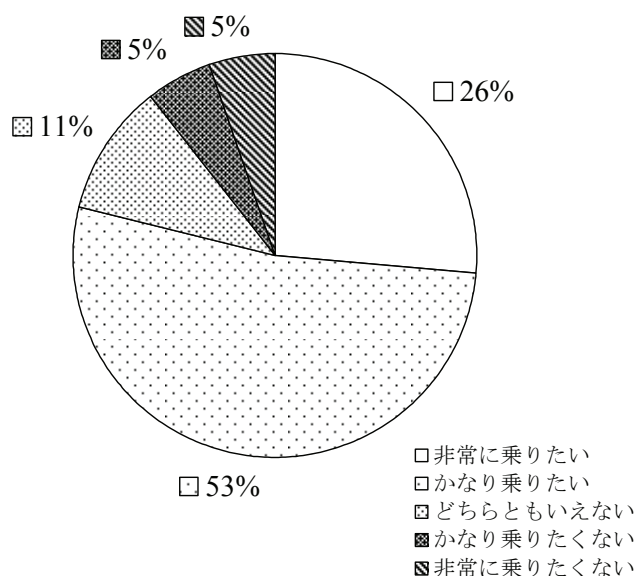


Fig. 5.30 Questionnaire result (Do you want to ride Tread-Walk?)

回答者のなかには、「(心臓が悪く)あまりたくさん運動できないが、(身体のために)運動はしなくてはいけない。(少しの運動でたくさん移動ができるなら)とても興味がある」と述べる人もいた。

5.5.4 Tread-Walk の印象

70名を対象とした調査の結果を以下にまとめる。

- (a) Tread-Walk に乗っている人を見た印象や期待することについては、本機の開発要件のキーワードとなる身体・移動・歩行の姿に関する回答が得られた。しかし、中には何をするためのものであるか理解していない対象者も存在した。
- (b) 自分が乗ることを想定した場合、楽しい・優越感といったポジティブな回答から、障害者・人目が気になるというネガティブな回答まで存在した。
- (c) 機器を利用することに対する不安要因としては、外寸の問題や車両の安定性、操作性やそれらに関する機能に対する回答が多かった。
- (d) 利用場所に関しては、近距離、一般道や日常生活に利用したいという肯定派と一般道は無理という否定派に回答が別れた。
- (e) 利用する人に関しても同様に、一般向けや若者向けとして利用することを希望している回答者とは対称的に、高齢者やリハビリ向けという印象を抱く人がいた。

高齢者を対象としたアンケート調査結果からは、

- (f) 車いすなどの移動支援機器と比べると、使用する前からネガティブな印象を抱くことは少ないことが分かった。しかし、日常生活における具体的な用途や使用場所の想定が難しいことも明らかになった。

5.6 小括

本章では、開発した機器に対する機器の基本機能の評価、健常者による評価、高齢者による評価、高齢者に対するアンケートによる評価を行った。機器の機能評価では、製作した歩行部と操作部、駆動部の統合システムにおいて要求機能を満たしていることを確かめた。健常者による試乗評価では、搭乗者が歩行運動を維持し、移動性を拡張し、さらに歩行運動を提示することが可能であることを確かめた。また、走行評価から操作系に関する問題点を抽出し、改善および対策を行った。また、高齢者による試乗評価から高齢被験者の試乗評価を行い、高齢者においても開発要件である歩行運動の維持と移動性の拡張、歩行運動の提示を実現していることが確かめられた。さらに、アンケートによる評価結果から開発した機器に対して高齢者が抱く印象を調べた。その結果、以下の結論が得られた。

- (i) 車両を固定し、トレッドミル上で加速運動を行った際の負荷電流値およびトレッドミル速度から、本システムにおいて歩行運動に応じてベルト速度を変更することが可能であることが確認された。また、車両ピッチ角に傾斜角度を与え

た場合においても加速時，一定速度歩行時，減速時において同じ位置で歩行することが可能であることが確認された。

- (ii) 車両への乗車および降車を判定する方法として，搭乗者が乗車することによって発生する負荷電流値の閾値を $I > 3.0$ [A] とすることで乗車・降車判定が実現できることを確認した。
- (iii) 歩行速度に対して移動速度を 2 倍に設定し 15 秒間走行したときのトレッドミル速度，駆動速度を計測し評価を行った。その結果，速度の最大誤差は 0.65 [km/h]，標準誤差 (S.E) は 14% であり要求した機能通りに作動していることが確認された。また，50 秒間のベルト上での歩行距離と車両の移動距離を比較したところ，誤差は 5% と長時間においても要求した機能を満たしていることを確認した。
- (iv) 発進操作と停止操作に関しては，トレッドミルの加速度と車両の加速度の比較を行った。その結果，加速時にはトレッドミルと車両の最大加速度は 0.78 [m/s^2]， 0.75 [m/s^2] とほぼ同じだが，車両の加速時間がトレッドミルの加速時間と比較し 2.5 [s] 遅れていることが確認された。一方，減速時にはトレッドミルと車両の最大加速度は 1.45 [m/s^2]， 1.95 [m/s^2] と車両の減速時の加速度の方が大きく，時間遅れが 0.9 [s] であることが確認された。これらの評価結果は，システムが設計通りすなわち，加速時にはトレッドミルと車両の加速度の差を小さくし，減速時にはトレッドミルと車両の速度実行時間を短くするようなシステムを実現していることを示しており，加速・減速に関しても要求した機能通りの動作を確認することができた。しかし，それらの最適値に関しては今後検討する必要があることが分かった。
- (v) 移動旋回操作の評価結果から，ハンドル旋回角度とトレッドミル速度によって実行される車両の動作が，理論値と比較し約 0.5 [s] の時間遅れが発生することが分かった。また，そのときの誤差平均は 0.17 [km/h]，標準誤差は 31.4% であることが確認された。また，目標速度と比較し実測値が約 0.2 [km/h] 遅れていることが確認された。これらは路面状況による外乱などの影響であると考えられた。また，最小回転半径の時の旋回については最大角度まで回すと片方の車輪速度が 1.5 [km/h] と一定であることが確認された。
- (vi) 旋回時の計算機シミュレーション結果から，旋回半径の特性がハンドル角度に大きく依存する傾向があるため，操作者はそれらの特性を考慮したハンドルの操作を行う必要があることが分かった。また，本システムで用いた旋回アルゴリズムの場合，搭乗者が感じる遠心力は速度が大きい領域においては車両速度とハンドル角度によって，速度が大きい領域においてはハンドル角度のみによって決定することが示された。さらに，本機のシステムでは遠心力の影響を判定する人間の位置を車輪間中央に設けたが，低速領域においてより安全な旋回操作システムを構築するには，車両上の搭乗者の位置を考慮する必要があることが分かった。

- (vii) 健常被験者の試乗走行時の歩容の評価から、歩行周期である両脚支持期、単脚支持期、けり出し、振り出し、遊脚期、踵接地などを確認することができ、また、それらが滑らかに行われていることを確認した。が開発要件を満たした機器を開発することができた。また、健常者 10 名による走行評価から、3 つの開発要件を満たす機器が開発できたことを確認した。ただし、下を見て歩行を行う傾向があることが分かった。この原因としては、ハンドル高さや慣れの問題などがあるが、今後検討が必要であることが分かった。
- (viii) 高齢被験者 3 名による試乗走行評価から、健常者と同様に開発要件を満たした機器を開発し、直進走行における操作性や走行性を確認した。
- (ix) さらに、高齢者 38 名を対象としたアンケート評価から、機器に持つ印象を調べたところ、80%の高齢者が利用に関して前向きな回答を記述しており、本機器を利用することに抵抗感が少ないことが示唆された。

第6章 結論

本研究では高齢者の福祉機器に対する心理的な抵抗感を軽減する新たな移動支援機器の基本構造を提案し、実際に機器の開発ならびに機能評価を行った。

まず、高齢者が車いすなどの移動支援機器を利用する際の心理状況について帰納的アプローチを用いて明らかにし、ジレンマや抵抗感などの存在を確かめた。次に、事前把握の難しい葛藤や抵抗感などの心理状況を可視化するためのプロセスを示す概念図を作成し開発要件を抽出した。開発要件は身体機能・移動性・身体表象の3つの観点を総合的に取り込むことを条件とし、新たなコンセプトを提案した。このコンセプトを実現するための具体的な開発事例として、ヒトの歩行における加速成分である蹴り力と減速成分である制動力に着目し、歩行動作によって生じる速度に応じてトレッドミル速度を変更することが可能な制御システムを構築した。また、その歩行動作を移動車両の操作に用いることで、搭乗者が歩行運動によって速度を変動し、歩行速度を増幅しているという感覚を得られる車両システムを実現した。さらに機器の機能評価の結果から、要求仕様や要求された機能を満たすシステムが実現したことを確認した。そして、高齢者の身体機能の維持、移動機能の拡大、身体表象としての歩行維持を実現することを確認した。それによって他の機器と比較して心理的な抵抗感の少ない移動手段となる可能性が示唆された。

これらの結果を総合し、本論文では以下を結論とした。

- (i) 高齢者 12 名を対象とした質的な調査から高齢者の中には福祉機器を利用することに抵抗感を持つ者がおり、その抵抗感の要因として、身体機能の維持と楽な移動、身体表象の変化と利便性に関わる2つのジレンマが存在することが明らかになった。その結果を基に車いすなどの移動支援機器を利用する際の心理状況を概念化し、利用者が抱く機器に対する心理的なトレードオフの関係を明示することで、機器に必要な要件を導くことが可能となった。本研究で提案した心理的な問題に対する解決策としての移動支援機器は、これまで考えられてきた身体機能を鍛えるためのトレーニング機器や、移動範囲を拡大する機器とは異なった新しい機能を提供することができた。
- (ii) 本研究で開発したシステムでは、身体と機械の役割を明確にすることで各要素の具体的な基本仕様および要求機能を決定した。車両の全体的な外寸や機能は、JIS 規格に準ずることとしたが、立位（歩行姿勢）で乗車することから、長さ 1520 [mm]、幅 760 [mm]と JIS 規格より長さが約 320 [mm]、幅が約 60 [mm] 大きな外寸となった。長さに関しては人間の歩幅を考慮してトレッドミル部を長くしたことが原因である。機器の評価結果の中にも大きさに関する改善点を

要求している例もあったが、実際の試乗実験を行った搭乗者からはそのような意見は少なかった。むしろ歩行面がやや短いという被験者もいた。ただし、現在バッテリー等を収納している前方部分の短縮は可能であると考え。人間と機械のインタフェースの部分に関わる仕様は高齢者の身体寸法や人間の特性を考慮することで、身長 153 [cm] から 177 [cm]、体重 43 [kg] から 68 [kg] の人が利用できることを確かめ、ある程度汎用的な仕様が満たされていることが確認された。

- (iii) 一枚の歩行ベルトと接続した DC モータから出力される負荷電流値の振幅波形から、搭乗者がベルト上で歩行している際の蹴り力と制動力を抽出することができた。また、抽出された歩行パターンを平地歩行時のデータおよび三次元位置計測装置を用いた足部位置の変化と比較することで、一歩行周期における歩行相である立脚機と遊脚期および両脚支持期を推定することが可能であることが確認された。
- (iv) 歩行ベルト上での加速・減速運動実験結果より、負荷電流値から床反力前後分力の加速成分と減速成分を抽出することが可能であることが分かった。また、歩行面上に取り付けた傾斜角センサから、車両のピッチ角を検出することで、上り坂や下り坂歩行時の歩行パターンの違いに対応可能な補正アルゴリズムを開発した。それにより、速度変化を基に平地歩行と同様のベルト速度制御が可能な、ヒトの歩行運動に合わせてベルト速度が発生するアルゴリズムの開発および制御システムの構築を行った。
- (v) 車両を固定し、トレッドミル上で加速運動を行った際の負荷電流値およびトレッドミル速度から、本システムにおいて歩行運動に応じてベルト速度を変更することが可能であることが確認された。また、車両ピッチ角に傾斜角度を与えた場合においても加速時、一定速度歩行時、減速時において同じ位置で歩行することが可能であることが確認された。
- (vi) 車両を利用する際の乗降動作を検出するアルゴリズムを開発した。車両への乗車および降車を判定する方法として、搭乗者が乗車することによってモータ負荷が増大することから、負荷電流値についての閾値を設け $I > 3.0$ [A] となるときに乗車、 $I < 3.0$ [A] となるときに降車とする方法を取り入れた。これにより乗車・降車判定が実現できることを確認した。ただし、今回の設定ではこの乗車判定のみを用いて車両の発進動作を許可していたため、走行開始スイッチなどを設置し安全性を向上させる必要があることが分かった。
- (vii) 歩行速度と駆動速度の相対速度パラメータを決定し、歩行速度に対して駆動速度を増幅させるシステムとアルゴリズムを開発した。歩行速度に対して移動速度を 2 倍に設定し 15 秒間走行したときのトレッドミル速度、駆動速度を計測し評価結果から、速度の最大誤差は 0.65 [km/h]、標準誤差 (S.E) は 14% であ

り要求した機能通りに作動していることが確認された。また、50秒間のベルト上での歩行距離と車両の移動距離を比較したところ、誤差は5%と長時間においても要求した機能を満たしていることを確認した。

- (viii) 機器を構築する以前に人間が機器を操作したときの感覚の予測を行い、システムの要求機能に盛り込み、車両の動作が身体に及ぼす慣性力と加速度の関係を考慮したアルゴリズムを構築した。その際に、加速量を調整する加減速ゲインと、加速時間を調整する目標速度到達時間を設定することで、急激な加速度を与えず安全な加速や減速が可能となるシステムを設計した。発進操作と停止操作に関しては、トレッドミルの加速度と車両の加速度の比較を行った。その結果、加速時にはトレッドミルと車両の最大加速度は $0.78 \text{ [m/s}^2\text{]}$ 、 $0.75 \text{ [m/s}^2\text{]}$ とほぼ同じだが、車両の加速時間がトレッドミルの加速時間と比較し 2.5 [s] 遅れていることが確認された。一方、減速時にはトレッドミルと車両の最大加速度は $1.45 \text{ [m/s}^2\text{]}$ 、 $1.95 \text{ [m/s}^2\text{]}$ と車両の減速時の加速度の方が大きく、時間遅れが 0.9 [s] であることが確認された。これらの評価結果は、システムが設計通りすなわち、加速時にはトレッドミルと車両の加速度の差を小さくし、減速時にはトレッドミルと車両の速度実行時間を短くするようなシステムを実現していることを示しており、加速・減速に関しても要求した機能通りの動作を確認することができ、安全なシステムを構築することができた。しかし、それらの最適値に関しては今後検討する必要があることが分かった。
- (ix) 車両の方向変換操作としてハンドルの回転角度から左右車輪の回転比を決定し、車両の旋回動作を可能とするシステムを構築した。その際に、遠心力によって身体が車両から落ちないように立位状態の支持基底面と重心の関係と遠心力の関係から、左右駆動輪の旋回速度と旋回半径を決定するシステムを設計した。移動旋回操作の評価結果から、ハンドル旋回角度とトレッドミル速度によって実行される車両の動作が、理論値と比較し約 0.5 [s] の時間遅れが発生することが分かった。また、そのときの誤差平均は 0.17 [km/h] 、標準誤差は 31.4% であることが確認された。また、目標速度と比較し実測値が約 0.2 [km/h] 遅れていることが確認された。これらは路面状況による外乱などの影響であると考えられた。また、最小回転半径の時の旋回については最大角度まで回すと片方の車輪速度が 1.5 [km/h] と一定であることが確認された。旋回時の計算機シミュレーション結果から、旋回半径の特性がハンドル角度に大きく依存する傾向があるため、操作者はそれらの特性を考慮したハンドルの操作を行う必要があることが分かった。また、本システムで用いた旋回アルゴリズムの場合、搭乗者が感じる遠心力は速度が大きい領域においては車両速度とハンドル角度によって、速度が大きい領域においてはハンドル角度のみによって決定することが示された。さらに、本機のシステムでは遠心力の影響を判定する人間の位置

を車輪間中央に設けたが、低速領域においてより安全な旋回操作システムを構築するには、車両上の搭乗者の位置を考慮する必要があることが分かった。

- (x) 健常被験者の試乗走行時の歩容の評価から、歩行周期である両脚支持期、単脚支持期、けり出し、振り出し、遊脚期、踵接地などを確認することができ、また、それらが滑らかに行われていることを確認した。が開発要件を満たした機器を開発することができた。また、健常者 10 名による走行評価から、3 つの開発要件を満たす機器が開発できたことを確認した。ただし、下を見て歩行を行う傾向があることが分かった。この原因としては、ハンドル高さや慣れの問題などがあるが、今後検討が必要であることが分かった。
- (xi) 高齢被験者 3 名による試乗走行評価から、健常者と同様に開発要件を満たした機器を開発し、直進走行における操作性や走行性を確認した。
- (xii) 高齢者 38 名を対象としたアンケート評価から、機器に持つ印象を調べたところ、80%の高齢者が利用に関して前向きな回答を記述しており、本機器を利用することに抵抗感が少ないことが示唆された。
- (xiii) この車両の走行感覚は体性感覚と視覚と前庭感覚によって考察することができ、歩行運動を行う身体が生み出す運動量の変化情報と外界の環境の変化を速度として知覚することができる光学的流動 (Optical flow) の情報と車両の加速度を感じることでできる耳石器の情報の統合時の偏差によって示すことができる可能性があることが示唆された。
- (xiv) 本研究で提案した新たな機器は、高齢者の歩行から車いすに移行する移動形態に対して、その形態の選択肢を増やすことで抵抗感の軽減を図る可能性があることが示唆された。

本研究で提案した新たな移動支援機器は、前述のような心理的な抵抗感というネガティブな視点を基に開発した機器であるが、結果として身体機能を維持し、移動活動を拡張し、歩行を行う感覚や外観をそのままに利用することが可能なポジティブな要素を多く含む機器を製作することが可能となった。また、設計の段階で利用環境や利用者の身体状況、リスクの検討や歩きやすさを考慮することで歩行面は平らで転びにくく、ハンドルも体幹のバランスを維持する上で転倒しにくい構成となり、安全な移動ツールが開発できたことが示された。

このような新しい移動ツールは、今後使われるか否かということを含め、どのように成長し、評価されるかを知るには長い年月が掛かる。しかし、このような機器は製作することで分かることも多く、提案したことに大きな意義があり、新たな移動スタイルのあり方を示すことができたと考える。そして、他の移動支援機器がそうであったように、本研究で得られたシーズとしての移動支援機器は、様々な用途に応用されバリエーション展開がなされることが予測される。

第7章 応用と展望

- 7.1 緒論
- 7.2 調査対象と概念化
- 7.3 概念から実体へ
- 7.4 移動支援機器（Tread-Walk）の機能展開
- 7.5 実用化への課題
- 7.6 高齢社会の思想と福祉機器開発
- 7.7 まとめ

7.1 緒論

本章では、本研究で開発した高齢者の心理的な抵抗感を軽減する移動支援機器を開発プロセスの視点から考察し、各フェーズにおける課題と展望を述べる。

図 7.1 に本研究で行った開発フェーズを示し、概念化、機器コンセプトの立案、機器の開発および評価の流れを示す。本プロセスの特徴は、それぞれ次元の異なる問題を取り扱う点にある。各フェーズは、現象を概念化する第1フェーズ、概念化された現象から機器コンセプトを抽出する第2フェーズ、機器コンセプトを実体化する第3フェーズ、実体化した機器を評価する第4フェーズより成る。本章では、各フェーズにおいて以下の4点を考察し、展望を示す。

- (i) 第1フェーズ：フィールド調査および質的研究アプローチを用いた調査，それによって得られた高齢者の機器に対する心理的な抵抗感の分析結果から明らかになった新たな課題や展望を述べる。
- (ii) 第2フェーズ：構築した概念図について，概念図の応用の可能性を述べる。また，概念図から得られた質的な情報から機器の形へと具現化するプロセスと技術課題の抽出方法について考察する。
- (iii) 第3フェーズ：機器の開発において，抽出された技術課題に対し本研究で実現した機能を考察し，応用と展望を述べる。また，Tread-Walkの基本構造を応用した機能展開の一例を取り上げ，展望を述べる。
- (iv) 第4フェーズ：機器の評価を通して，本研究で開発した移動支援機器の実用化への課題と展望を述べる。

最後に本研究で製作した機器および実施した機器開発プロセスを通して，高齢者の

思想と福祉機器の開発の位置づけを明確にし，その意味を述べる．

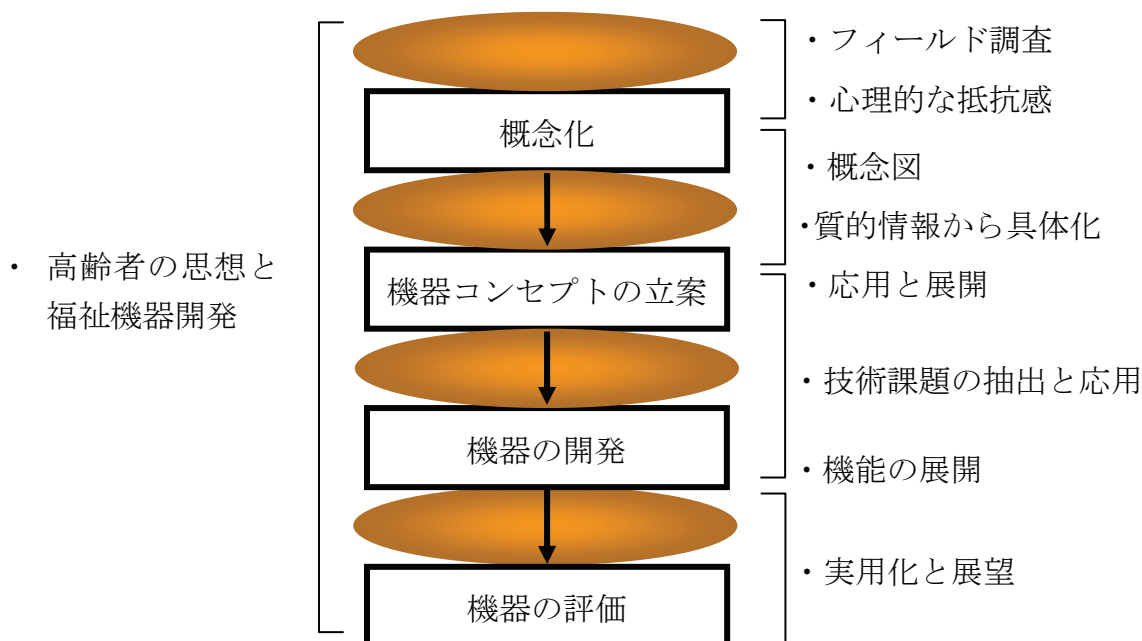


Fig. 7.1 Development process and important point

7.2 調査対象と概念化

7.2.1 高齢者と概念図

ここでは，高齢者を対象とした調査（第1フェーズ）と構築した概念図（第2フェーズ）についての課題と展望を述べる．まず，対象となる高齢者の調査の限界と問題点を考察し，新たな課題と調査の必要性を述べる．次に，本研究から明らかになった機器に対する心理的な抵抗感が機器の評価に与える影響について考察する．また，機器を利用する高齢者の心理状況を示す概念図の必要性と，構築した概念図の応用と他の対象への利用の可能性を示す．

7.2.2 フィールド調査の視点

フィールド調査の役割は，研究対象となる現象の観察と問題の発見を行うことである．本研究でフィールド調査と位置づけた臨床現場における参与観察では，機器の開発が目的ではなく，機器の適合（既存の機器を個人の身体や生活状況に合わせる）が目的であった．そこでは，障害のある当事者の言動や態度が人により曖昧であり，攻撃的であり，悟りを含むこともあり，個人によって大きく異なっていたことが問題発見の原点である．この機器導入時に生じる当事者の心理状況は，お

そらく臨床家が経験的に対処している内容であり、ある程度一般化された現象であるかもしれない。しかし、それらの心理状況を当事者の観点から明らかに示した報告はこれまでなかった。

本研究を進める上で、難点であったのは調査協力を依頼する高齢者層の選定である。本来であれば、脳卒中など脳血管性の疾患により予期せず片麻痺となった場合や、転倒後に骨折し、それらの身体機能が回復する間の高齢者に調査協力を依頼し、そのような心理状況における機器の捉え方や変化を捉えることが直接的な方法である。しかし、心理状況の不安定な高齢者にアクセスすることは、倫理上困難であったため、機器を利用する以前の健常高齢者と現在利用している高齢者の両者の調査を行うこととした。つまり、本調査は車いすを利用している高齢者にとって、歩行できないこと、あるいはできなくなることを自覚せざるをえない調査であり、高齢者に心理的な負担を与える可能性もあるため、そのような点を考慮した上で調査デザインを決定した。

しかしながら、術後や受傷後に不安定な身体状況や生活状況の変化に対し、不安を抱えた複雑な心理状況の中で機器を選択する過程は、上記の理由から調査が行われない可能性もある。そのため今後より効果的な福祉機器の介入を行う上で、重要な課題であると同時に、対象者との信頼関係の基での継続的な調査の必要性を指摘したい。

7.2.3 機器の評価における心理的な抵抗感の影響

福祉機器の開発において、最終的な利用効果を調査する総合的な利用評価やアウトカム研究は、機器の実用性を明らかにし、問題点を抽出する上で大きな役割を担っている。しかし、このような評価には、個人因子に含まれる漠然とした機器に対する抵抗感や身体への不安、葛藤などは考慮されてこなかった。本研究で行った調査の結果から、これらの因子が機器の評価に大きく影響する可能性があることを示唆することができる。

例えば新たな機器を開発し、ターゲットユーザーへの利用評価を依頼する場合に、ユーザーが身体的な悩みを抱えており、機器を利用することで障害を強調する印象を受ければ、良い評価結果は得られない。一方でユーザーが介助者の労苦を意識し、ある程度の使い勝手や印象よりも、介助者の負担の軽減を強く要望すれば、評価結果が良くなる可能性もある。

このように、機器の評価時における利用者の心理状況は評価結果に大きな影響を与える可能性があることが推測される。したがって、利用評価時における対象者の身体状況・生活状況・心理状況を複合的に考慮し、機器の評価の考察を行う必要があると考える。

7.2.4 心理状況の概念化

車いすの利用と身体機能に関するジレンマは、環境的・身体的な不便の問題として当事者が開発者に伝えることが可能である。しかし、本調査で確認した身体機能のもう一つの側面である表象に関わるジレンマは、これまでの機器開発においては重要視されてこなかった。このジレンマは、個人の精神的あるいは感情的な現象であり、複雑な構造を持つため定量化が難しい。特に、当事者が葛藤に苦しみ、恥ずかしさやあきらめを感じながら折り合いを付けていくプロセスは、個人の努力により意識的・無意識的に隠されるものであり、当事者側から積極的に語られることはほとんどない。そのため、これまでこのような心理的な問題は、開発者には伝わらないことが多く、新たな機器を開発するモチベーションとはなりにくかった。

本研究では、質的研究アプローチを用い、当事者の機器利用の阻害要因となる心理的なストレスを把握しプロセスを可視化した。つまり、本アプローチを用いることで開発者が当事者の深い情報を理解し、個人の持つ問題の相違点や共通点を当事者の視点から取り込み、共有化することができる。

7.2.5 心理状況の概念化の応用と展開

本研究の特徴の一つは、その調査対象と調査結果の提示方法にある。本調査では、高齢者が福祉機器に対して何らかの心理的な葛藤を抱くケースが存在することを確認した。また、それらの心理的な葛藤は、機器を利用することで低下する身体機能への不安や機器を利用することで得られる移動性の拡張、車いすを利用することで身体機能の低下や障害を強調する等の要素であることを明らかにした。そして、心理的な抵抗感や葛藤の発生メカニズムをトレードオフの関係で示した心理状況の概念図を構築した。このように、心理的な変化のプロセスを可視化することで、高齢者の個人の内面に生じる精神的な問題である心理状況を理解すると同時に、開発者の理解を促すことが可能となった。

本研究で構築した概念図の概念構造は、他の福祉機器を開発する際にも応用できる可能性がある。例えば高田（2002）が行った中途視覚障害者における白杖携行の調査では、白杖携行の意思決定を行う過程の中で葛藤や苦悩が生じ、障害の理解と共に当事者の意識が変化していくことを報告している。したがって、工学の立場からこのような心理的な影響を考慮して白杖を捉えることで新たな機器や用具のコンセプトを提案することが可能となる。これは、他の福祉機器においても同様のことが言えるであろう。しかしながら、社会が障害を一つの個性として認め、新しい文化が形成された場合、機器の捉え方や利用に対する別の視点が機器開発の必要性を疑問視するであろう。

そのような複雑な関係を理解するには、障害のある人に対する同様の現状調査を行い、当事者の視点から機器がもたらす心理的な効果と機器の印象やそれを取りま

く社会の現状を調べる必要がある。そのうえで、新たな機器を開発する必要があるか、あるとすれば具体的にどのような心理状況を考慮して開発する必要があるのかを丁寧に分析し、問題を解決していく必要があると考える。それゆえ、このような問題を対象とする機器開発には工学のみならず、例えば心理学や社会学、障害学のような学際的な観点から問題を分析する必要性があるといえる。そして、そのような多面的なアプローチを実施することは、多くの内面的な葛藤を抱えた当事者を理解し、工学の役割を認識する上で重要な方向性であると考えられる。

7.3 概念から実体へ

7.3.1 質的データから具体化するプロセス

前述のように、機器を開発することは一つの形として実体化することであり、そのために、定性的に得られた質的な情報（言語や態度）から機器の開発要件を抽出し、それを基に要求機能や設計仕様を決定する必要がある。そのため、本研究では、高齢者の調査から得られた歩行や移動に関する考え方と移動支援機器に対する印象のインタビューデータ（言語や態度）を基に概念図を構築し、高齢者に対する移動支援機器を開発する際に考慮すべき規範ともいえる開発要件を抽出した。しかし、この方法では開発要件の段階において設計解が複数存在するため、それらから具体的な一つの形を設計解として求める必要があった。そこで、本研究では開発要件を再定義し、要素への分解、統合を繰り返すこと、つまりアナリシスとシンセシスを行うことで設計解を求めた。その際、同時に組み合わせられる要素数およびそれらの関係を限定するために、人間機械系の理論を援用した。また、評価指標として開発期間や開発可能性を加えることで機器機能の実現を図った。これらの方法は、本研究に限らず開発を行う際に重要な点であると考えられる。

7.3.2 技術課題の抽出と応用

本研究で参考とした電動アシスト自転車は、製品としての普及率が非常に高く、完成度も高い。このような技術的な事例と対比させ、新たな技術課題を明確化することは機器を設計・製作する、またシステムを構築する上で非常に有用な方法であるといえる。特に人間を含む制御系を構築する場合、機械系におけるエネルギー消費を最小にすることで最適化する手法とは異なり、人間の身体機能を基準として身体動作のセンシングと機器の機能の実現を行う必要があり、それらの評価基準も人間を含めた系においてなされるものである。そのため、構成要素の分類と各要素間の関連づけを重視し技術課題を抽出した。下記にそれらの特徴と新たな課題を示す。

- (1) 人間の歩行動作を検出するセンシング部では、歩行時に発生する推進力と制動力に着目し、床反力の前後分力としてこれらの力を検出することとした。本論ではベルトの回転速度（歩行速度）を制御するために前後分力を検出したが、これらの力を両脚における歩行機能評価としての対象指数として利用し、歩行機能を計測するセンシングシステムへと応用することが可能であると考え。本研究では主に1枚のベルトを用いそれに接続されたモータからの負荷電流の検出を行ったが、左右足の独立した推進力および制動力を検出する、つまり2枚のベルトにそれぞれモータを接続した構成にすることで、より詳しい歩行機能の評価を行うことが可能となる（2枚ベルトの機器については、本章7.5.1節にその詳細を記す）。
- (2) 歩行補助率の演算に関しては、本研究では人間の通常歩行（床面を自然に歩行する）を基準としてそれと同様の歩行が可能であるようにシステムの設計を行ったが、トレッドミルの加減速パラメータを任意の値に変更することで、負荷歩行や歩行アシストが実現する。つまり、トレーニングのように通常の歩行よりも大きな力で歩行運動を行う場合には加速しにくく減速しやすいように調整し、一方歩行機能の低下が見られる場合には加速しやすく減速しにくい設定にすれば歩行機能をアシストすることが可能となる。
- (3) 人力と移動補助駆動力の合成および補助力の調整に関しては、歩行速度に対する移動速度、つまりトレッドミルベルト回転速度に対する駆動輪の速度を任意の比例ゲインによって調整するシステムとした。したがって、実際の歩行運動によって発生する速度と体感速度が異なり、これまでのシステムにはない走行感覚を実現することが可能となった。ここで問題となるのは比例ゲインを大きくしたとき（1倍以上）の搭乗者に与える急激な前後方向への変動であるが、これらは歩き始めや歩き終わりなどの低速歩行時に与える基本加速ゲイン、基本減速ゲインに速度の関数を含めることで解決した。

また、外界環境の変化に対応する機能としては、登坂・降坂時の補助力に関する補償機能を実現したが、この機能により坂道でも平地歩行と同等の前後分力で歩行および走行することが可能になったといえる。しかしながら、日本の道路環境に多く見られる片流れのような車両座標系における x 軸周りの回転においては本機では考慮しなかったため、これらの2軸周りの回転における補償機能が必要と考える。

7.4 移動支援機器（Tread-Walk）の機能展開

7.4.1 2枚ベルトシステム

本論文では、DC モータに接続された1枚のベルト上で歩行動作を行うことで、脚がベルトに加えた力（歩行中に身体が受ける推進力と制動力の反作用力）を検出し、それを入力信号として、ベルトの回転速度を制御するトレッドミルの開発を行ってきた。さらに、そのトレッドミルの速度情報を車輪型の移動機器の駆動指令として用いることで、歩行速度に比例したゲインを与えた走行を可能とする移動支援機の開発を行ってきた。この移動支援機は、走行の加速・減速には、歩行動作に伴う両脚の床反力前後方向成分の和を入力信号として用い、左右の旋回はハンドルを操作した回転角度を入力信号として動作するものである。ここでは、機能展開の可能性と新たな技術課題を述べる。

(1) 左右独立した歩行パターンの抽出

1枚のベルトを用いてベルトに接続されたDC モータの負荷から歩行パターンを抽出する場合、左右脚の判別は立脚期においては可能だが、両脚支持期においては片足の踵接地ともう一方のつま先離地の総和が検出されるため、その判別は不明瞭である。そのため、歩行機能において左右脚で差がある人の場合、左右脚によって発生する速度に差が発生することで、ベルト速度変化が大きくなる可能性があり、車両駆動部へ滑らかではない指令が与えられることが予測される。

そこで、左右脚の歩行パターンを独立して検出することの可能な2本のベルト機構にすることで、歩行相の正確な判定やそれによる速度制御を実現することができると考える。また、上肢を用いることで歩行動作に類似した操作を行うことができるが、歩行動作から直接回旋動作信号を抽出することができれば、より直感的な操作が可能となる。

そこで、これまでに開発したトレッドミル上での歩行中に検出される力を入力信号として用いる機構を基本構想とし、脚からベルトに加えられる推進力・制動力パターンの左右差を基に機器の方向変換操作を行う手法を提案する。

(2) 方向変換と回旋動作

ヒトの二足歩行による移動では、脚を前方への振り出す遊脚相と足部底面を通じて地面から外力を受ける立脚相が左右交互に繰り返される。歩行速度の調整や方向転換のための回旋動作は、左右それぞれの足部と地面との間に働く力とモーメントを調整することで行われている。特に、回旋動作は足部と地面の間に働く力とモーメントのパターンが左右で異なるように調整する事で実行されていると言える（森

屋 2002).

そこで,左右の推進力成分となる床反力前後分力を2本のベルトに接続されたDCモータにより独立して検出することができれば,ヒトの方向変換時における旋回動作を抽出することが可能となる. 図 7.2 に左右独立したベルト機構を持つ移動支援機 (Tread-Walk2) を示す.

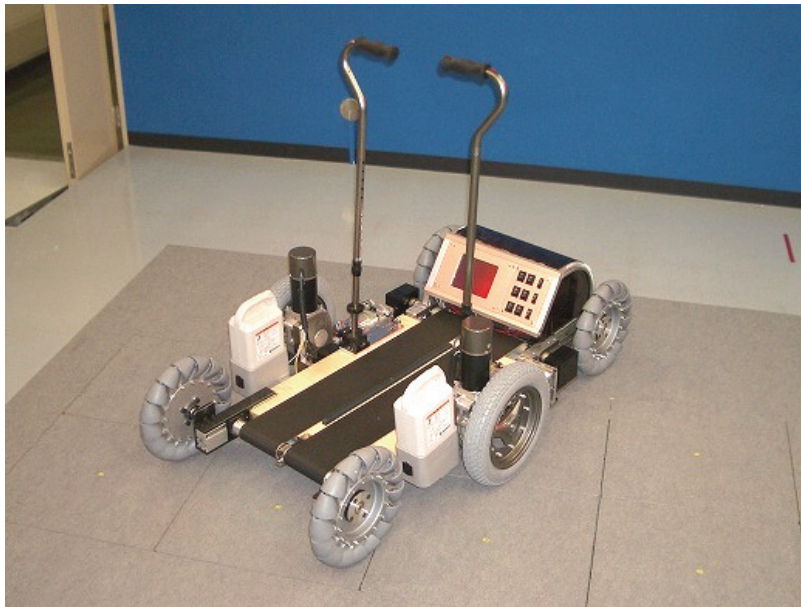


Fig. 7.2 Prototype of mobility aid holding two independent belts (Tread-Walk2)

(3) 機器の構造

(a) 全体構成

2枚ベルトを持つ移動支援機の全体構成は,3つの機構部からなり,車輪走行を行う駆動部,歩行パターンを抽出し,ベルトの速度制御を行うトレッドミル部,左右旋回動作を行うハンドル部である.

(b) 左右分離歩行部

左右分離歩行部を図 7.3 に示す.歩行面は,460×675 [mm]の一枚の板上を2本のベルトが回転する機構となる.そのため,左右ベルト幅はそれぞれ135 [mm]とし,左右ベルト間に踏み違い防止用の15 [mm]の分離板を設ける.また左右それぞれのベルト駆動を行うDCモータ2個を歩行面前方に取り付けた.

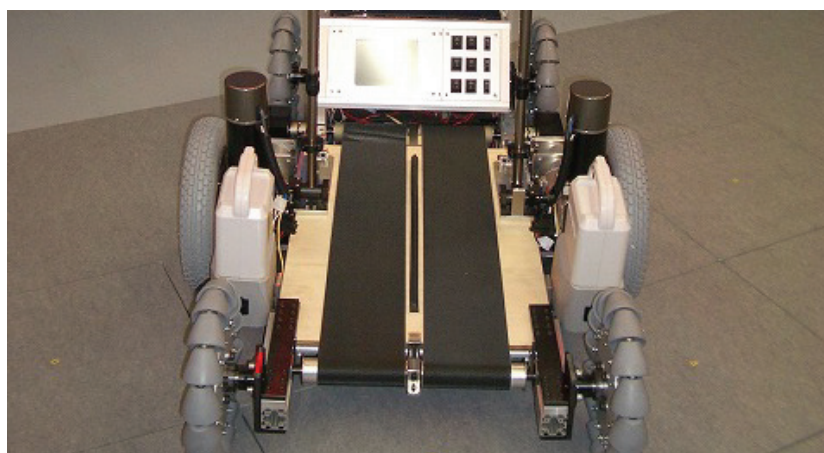


Fig. 7.3 Mechanism of two belts separated walking

(4) 人間の旋回動作とシステム

(a) 旋回方法

ヒトが旋回動作を行う際に、進行方向を決定するパラメータに床反力の作用点、力、モーメントがある。しかし、本システムでは床反力の前後方向成分のみしか検出することができないため、その検出信号のみで旋回操作を行う場合には、次の問題が生じる。まず、歩き始めや低速時に左右のパターンに差が生じた場合、直進性が低下する可能性があることと、さらに、歩き始めの時点で旋回動作を行いたい場合に、その判別が困難であることである。そこで、本システムにおいては、直進時と方向変換時でフェーズを切り替えることでこれらを解決することを図り、操作ハンドル部にフェーズスイッチを設けることとした。

(b) 左右脚分離された歩行パターン

1枚のベルトを用いた場合には、左右の脚からベルトに与えられた力が合成されたものとして、蹴り力、制動力が周期的な波形として検出される。これまでの移動支援機ではそのとき検出された値をベルトの速度を制御する入力信号として用いていた。一方、左右ベルトの前後分力を独立して検出する場合、歩行パターンは一歩行周期に左右それぞれで周期的な波形として得ることができる。そのため、1枚のベルトによる歩行パターンと比較すると、両脚支持期を正確に捉えることができるが、一歩行周期分の身体重心の速度変化は、左右の前後分力を時間積分した値に比例するため、身体がトレッドミルから逸脱しないように左右ベルトの速度を調整する必要がある。

図7.4に58 [step/min]で歩行した際の2枚ベルトから得られる1歩行周期の負荷電流値の波形を示す。2枚ベルトにすることで、(B) 制動力、(A) 蹴り力を独立して検出し、また左右脚の(C) 立脚期、(D) 遊脚期を判別することが可能なことから両脚支持期の推定ができ、より正確な歩行相が検出可能となる。

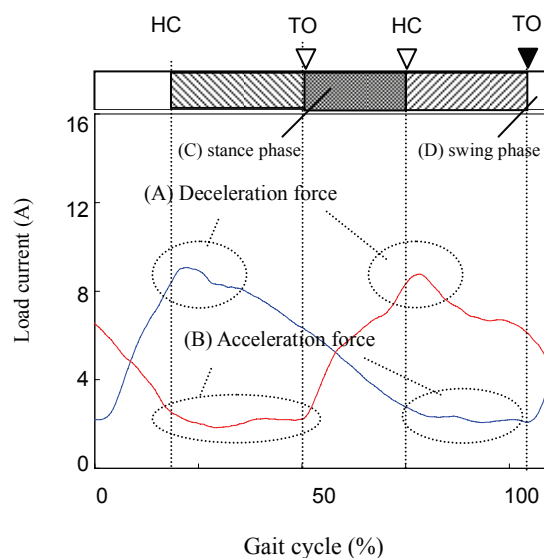


Fig. 7.4 Walking pattern of two belt

7.4.2 2枚ベルトシステムの応用

本研究では、これまで開発を行ってきた移動支援機の新たな操作系として、人間の歩行運動における旋回動作に着目し、新たな機能を有する方向変換システムを提案した。このシステムは、歩行時に発生する左右足の速度成分の違いを検出し、その速度差を車両の操作系に用いる機構を持つ。ここでは、直進操作と旋回操作時のトレッドミル速度の決定方法と、システムを考案した。これらを組み込むことで、足部とベルトの間に働く力を左右独立に検出することで、歩行運動のみを用いた方向変換操作が可能となり、ハンドルの回転操作を用いないより単純な操作を実現することができると思われる。

7.5 実用化への課題

7.5.1 移動支援機器の適用範囲と課題

本研究で製作した移動支援機を実用化するには、より具体的な利用者層と利用用途などの適用範囲を整理する必要がある。また、それによって必要となる付加機能などの実用化に向けた課題を示し、展望を述べる。

(1) 適用範囲

移動支援機（Tread-Walk）を利用可能な人は、下肢に障害がない人、歩行が可能な人というように、機器の評価によって確認した実機の機能と特性によってある程度限定される。そこで、利用者の身体的な特徴を考慮すると、次のような適用範囲

が想定される。

(i) 対象者

- (a) トレッドミルベルト制御システムは、歩行運動によって作動するため、対象者は、歩行機能を有する人である。すなわち、筋力の低下や関節可動域の制限が推進力の発生を妨げない若年者、中高年、高齢者とする。
- (b) 車両の旋回操作をハンドル操作によって行うため、上肢の運動機能（腕の屈曲、伸展、手の把持機能）を有する若年者、中高年、高齢者とする。
- (c) 車両の旋回操作時に、体幹の回旋運動が発生するため、ハンドルの旋回動作を妨げない体幹の回旋運動機能を有する若年者、中高年、高齢者とする。
- (d) 車両の安全な操作を行う必要があるため、視覚、認知機能を有し、周辺環境や空間の理解能力のある人とする。

また、対象者と同様に、現状での車両外寸や機能の特徴から、利用が可能な環境を考慮すると次のような適用範囲が想定される。

(ii) 利用環境

- (a) 段差の多い場所では、駆動輪の径や車両の機構上の影響を受け、走行が難しいため、階段や段差の少ない広い場所（屋内、屋外）とする。
- (b) トレッドミル制御システムの駆動モータおよび車両の駆動モータのトルクに応じて登坂や降坂に制限があるため、坂道は 8 [deg]程度を限界とし、路面の片流れなどが多くない場所とする。
- (c) 車両の構成上、通行人と接触すると危険なため、人通りの多くない歩道、広場とする。

(2) 実用化への課題

実用化を考えた場合、ターゲットとなる利用者数と既存の機器に対する優位性が重視される。ここでは、福祉機器・介護予防と一般製品の2つの観点から実用化の可能性を述べる。

(i) 福祉機器・介護予防

高齢者や障害者の利用を対象とした場合、本機は福祉機器に分類される移動支援機器として位置づけられる。福祉機器としての市場性は、対象としては自立歩行が可能な高齢者や障害者、要介護2までの人が想定される。この機器は、リハビリ用の歩行訓練機器としても利用できる可能性があると同時に、歩行機能を維持しつつ楽に移動できる機器であり、現在そのような機器は存在しないため、優位性がある。

また、利用者の操作性を考えると、利点として無理なく自然な動きができることなどがあげられる。ただし、問題点としては、次の点が指摘される。

- (a) 利用場所
- (b) 外寸、重量
- (c) 防水性、安全性、耐久性、収納性、メンテナンス性
- (d) 価格

- (a) 利用場所については、日本では使用できる環境（歩道）が整っていないため、現段階では整地された屋外や屋内の利用が考えられるが、欧米豪などの広い地域で利用できる可能性もある。
- (b) 機器の外寸は、歩行面ベルトの外寸によって車両構造が決定するため、小型化には限界があるが、前方のパネル部分は小型化が可能である。重量に関しては、バッテリー重量影響が大きいいため、ニッケル水素・リチウムイオンバッテリー等を用いることで、長時間の利用と軽量化が可能になると考える。
- (c) 防水性は、デザインの変更により実現する可能性が高い。安全性はフェールセーフを考慮した制御システム上での安全対策と、構造上での安全対策を検討する必要がある。また、耐久性やメンテナンス性に関しては、アフターサービスや流通方法も視野に入れ、ビジネスモデルを検討する必要があると考える。
- (d) 価格は福祉機器として実用化する場合には、電動車いすや電動カートと同様に 30 万から 50 万程度とする必要があると考える。

(ii) 一般製品

一般製品として実用化をする場合、レジャーやアミューズメント機器、健康産業向けとしての位置づけが考えられる。その場合、利用対象者は若年層や中高年となる。私有地で利用する場合、制限速度や歩行速度／移動速度の増幅率は現在の設定よりも大きく設定することが可能なため、よりアクティブな動作を実装することが可能となる。

課題としては、(i) 介護予防・福祉予防と同様に、利用場所、外寸、重量、価格、安全性、防水性、耐久性、収納性、メンテナンス性があげられる。

7.5.2 心理的な抵抗感の軽減と課題

本研究では、高齢者の福祉機器に対する心理的な抵抗感を軽減する新たな機器を提案してきた。開発当初、潜在的なニーズを抽出する際に調査協力を依頼した高齢者は日常的に車いすなどの移動支援機器を利用する高齢者から、移動支援機器を利用した経験のない健常高齢者まで、身体的な特徴の幅広い層をターゲットとした。

機器の印象を調査した結果から、レジャー機器としての利用や健康機器としての利用を要望する意見が得られた。その一方で、特に若年・中年健常者の意見から、障害者や脚が不自由な人が乗るものである、目立つという意見も存在した。このネガティブな印象は、車いすの調査を行った場合と同様のものであり、心理状況を考慮して開発したにもかかわらず、若年健常者にとっては、リハビリや病院を連想させる機器であることが示唆された。

別の視点から見れば、このような心理的な抵抗感の要因となる見た目の影響は、実用化の際に考慮することで解決できる可能性があると考えられる。前節で、実用化の方策として福祉機器・リハビリ機器とレジャー・アミューズメント機器の2つの方向性と可能性を示した。実用化を視野に入れた場合、前者では開発した移動支援機器が福祉機器であることを強調することになり、リハビリや病院を連想させる要因となる可能性が大きい。後者では一般製品として扱われるため、自転車や電動自転車のようなツールとして捉えられるため、一般的な移動ツールとして扱われることになる。したがって、機器に対する心理的な抵抗感を軽減するためには、後者のように一般的な機器として実用化し、その後高齢者層への利用が可能なシステムへとシフトすることが有効な方法であると考えられる。

7.6 高齢社会の思想と福祉機器開発

ここでは、高齢社会を背景とした思想と対比しながら本研究で開発した機器の位置づけを考察する。本研究で構築した概念的図とそれに基づく機器開発の結果から、高齢者の思想と機器の関係を見ると、次のようなことが分かる。高齢者を取り巻く社会には、大きく分けて2つの思想が存在する（図7.5）。一つは、社会政策としても主流である身体を健康を促進し、快活な生活を送ることでQOLを向上させるという思想である。この考え方は、健康な身体を維持することで医療費の削減や介護力の軽減を実現することから、国民の負担額や物理的な負担が軽減すると考えられており、本邦において最も一般的な考え方である。工学分野においてもこの考え方は主流であり、高齢者数の増加に伴い福祉機器・用具の消費者数が増えると予測されてきたことから、多くの企業が参入し様々な機器が開発され商品化が進められてきた（後藤 1997）。しかし、この考え方の延長には、理想的な身体を追い求めるあまり現実の身体よりも理想像を求めるエンボディメント（embodiment）という思想（Cheryl 2003）が存在し、過度な健康志向を求める場合もある。

もう一つは、理想論として存在するエンパワメント（empowerment）と呼ばれる思想（Carolyn 2003）である。この考え方は、身体機能に関わらず生きがいや前向きな精神がQOLを向上させるという考え方である。つまり、年齢や身体機能を評価基

準として持たず、内発的な自発性を主軸とすることで、死や病、障害を受け入れることができるという利点を持つ。

上記に示したこの身体と精神を中心とした二つの思想は、両者とも QOL の向上を導くと考えられるが、その構成要素は異なるといえるであろう。したがって、現実社会に生活する高齢者の多くは、「高齢でも健康な社会」と「健康ではなくともすばらしい人生」の間で身体と精神のバランスを保ちながら個人個人で最適な解を導いていると考えられる。

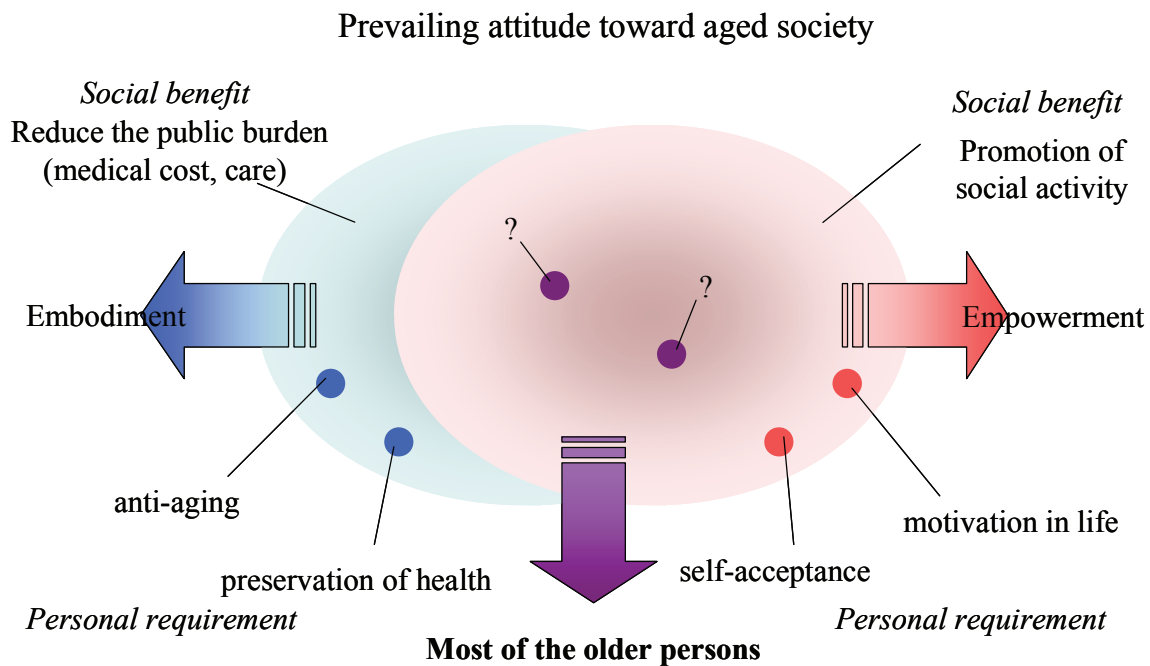


Fig. 7.5 Older persons and social thought

そして、本研究で一例を示した機器の開発はこの現実社会に暮らす高齢者の潜在的なニーズに基づき、思想や考え方を提案する代わりに機器によって生活の質を向上させることを提案したものであるといいかえることができる。

7.7 まとめ

本章では、本研究で開発した高齢者の心理的な抵抗感を軽減する移動支援機器を開発プロセスの視点から考察し、4つのフェーズに分類することで各フェーズにおける考察と明らかになった課題および応用や展望について述べた。各フェーズにおける考察からフィールド調査の課題や心理的な抵抗感の考察から評価時に発生する新たな影響を示唆し、心理状況を概念化する必要性と展望を述べた。また、開発要

件から具体化する過程で、利用環境および高齢者の身体状況などを検討する必要性を述べた。また、機能展開として新たな2枚ベルトシステムの提案と課題を示した。そして、本研究で提案した移動支援機器の位置づけを高齡社会における思想と関連づけて考察した。以下に、それらをまとめる。

- (i) 調査デザインの設計を行う際には、対象者の心理的な負担を考慮する必要がある。特に術後や受傷後の回復期の高齢者は、身体状況や生活状況の変化が最も大きく、精神的にも不安定と考えられるため、調査に対する心理的な負担が存在する可能性がある。
- (ii) 機器に対する心理的な抵抗感は、機器の利用評価の結果に影響を与える可能性がある。したがって、利用者の身体状況・生活状況・心理状況を複合的に考慮する必要がある。
- (iii) 開発者が利用者の精神状態や感情などを理解するために、本研究では当事者の心理状況を可視化する概念図を構築した。これにより、開発者が当事者の個人因子である心理状況を含めた情報を理解することが容易になるため、より有用な機器開発が期待される。
- (iv) 本研究で着目した心理的な抵抗感とそれに対応する開発要件の抽出に関係する開発フェーズは、高齢者を対象とした機器開発のみならず、他の福祉機器を開発する際にも応用できる可能性がある。
- (v) 開発した移動支援機の機能展開として、左右脚の独立したセンシングが可能な2枚ベルトシステムを示した。これにより、1枚ベルトのシステムでは不可能な左右脚の力を独立して検出し、左右のベルト速度を個別に変更可能なシステムが実現する。このことは、新たな操作系へと展開できると同時に、歩行相の詳細が抽出可能であることから、歩行機能の計測システムとして応用することができる。
- (vi) 実用化に際して、福祉機器としての方向性と一般製品としての方向性の2つの方向性と可能性を考察した。その結果、心理的な抵抗感を軽減するためには、高齢者のみを対象とした市場を対象とせず、一般製品として認知された後に高齢者層への利用を考える必要があることが分かった。

本研究では、機器の利用の阻害要因となる利用に対する心理的な抵抗感に着目し、それらの分析結果を基に具体的な移動支援機器を提案し、実際に開発と評価を行った。この一連の開発プロセスの特徴は、設計を行う際に考慮する項目として身体状況・生活状況および心理・社会状況とした点にある。したがって、本開発プロセスは、利用者の心理的・社会的状況が重視される福祉機器を開発する際に応用できる可能性があり、このような手法を用いることで、より有用な機器開発が期待される。

参考文献

(第1章)

- Anne Shumway-Cook, Marjorie H. Woollacott, (田中繁, 高橋明監訳), “モーターコントロール 運動制御の理論と臨床応用”, 原著第2版, 医歯薬出版株式会社, 2004.
- Deborah Lupton, Wendy Seymour, “Technology, selfhood and physical disability,” *Social Science & Medicine*, 50, pp. 1851-1862, 2000.
- James A. Lenker, Victor L. Paquet, “A New Conceptual Model for Assistive Technology Outcomes Research and Practice,” *Asst Technol (2004 RESNA)*, 16, pp. 1-10, 2004.
- Jutai, J., Rigby, P., Ryan, S., and Stickel, S., “Psychosocial impact of electronic aids to daily living,” *Assistive Technology*, 12, 123-131, 2000.
- Jutai, J., Day, H., “Psychosocial Impact of Assistive Devices Scale (PIADS),” *Technology and Disability*, 14, 107-111, 2002.
- Kawamoto Hiroaki, Shigehiro Kanbe, Yoshiyuki Sankai: “Power Assist Method for HAL-3 Estimating Operator's Intension Based on Motion Information,” *Proc. of 12th IEEE Workshop on Robot and Human Interactive Communication (ROMAN 2003)*, 2003.
- Molly Follette Story, “Maximizing Usability: The Principles of Universal Design”, *Asst Technol (2004 RESNA)*, 10, pp. 4-12, 1998.
- Uwe F., “質的研究入門”, pp. 3-20, 春秋社, 2003.
- Wessels R., B. Dijcks, M. Soede, G.J. Gelderblom and L. De Witte, “Non-use of Provided Assistive Technology Devices, a Literature Overview,” *Technology and Disability* 15, pp. 231-238, 2003.
- WHO (世界保健機関), “ICF 国際機能生活分類 国際障害分類改訂版”, 中央法規, 2002.
- William C. Mann, Sara Goodall, Michael D. Justiss, Machiko Tomita, “Dissatisfaction and Nonuse of Assistive Devices Among Frail Elders,” *Asst Technol (2002 RESNA)*, 14, 2002.
- 井上勝也, 木村周, “新版 老年心理学”, 朝倉書店, pp.1-18, 2002.
- 井上剛伸, 山内繁, 数藤康雄, 廣瀬秀行, 塚田敦史, 石濱裕規, 二瓶美里, “QOL の構成要因に基づいた頭部操作式電動車いすの開発”, *日本生活支援工学会誌*, Vol.1 No.1, 2002.
- 江口清, “高齢者における筋力トレーニング, 特集 筋力トレーニングー最新のエビデ

- ンスからみた新たな展開”, *Journal of clinical rehabilitation*, Vol.12, No.7, 2003.
- 江藤文夫, “老年者の身体的廃用症候群; その成因と対策 筋力低下・筋萎縮, 特集廃用症候群”, *老年精神医学雑誌*, Vol.13, No.4, 2002.
- 大川弥生, “高齢期をいかに生活するか 健康長寿を目指して 高齢期の虚弱防止と自立”, *長寿科学振興財団*, pp. 63-77, 2003.
- 奥村敦史, “メカニックス入門“, 共立出版, 1987.
- 鎌田実, 畝田真宏, 寺島義人, 藤井直人, 秋山哲男, “高齢者の使用に適した移動具の研究 (第2報, シルバービークルコンセプトの提案とプロトタイプ製作・評価)”, *日本機械学会論文集 (C編)*, 68巻 669号, pp.145-152, 2002.
- 鎌田実, 藤井直人, 秋山哲男, “高齢者の使用に適した移動具の研究 (第1報, 高齢者の特性調査とそれに基づく移動具への要求機能の検討)”, *日本機械学会論文集 (C編)*, 68巻 665号, pp. 220-227, 2002.
- 木村哲彦監修, “生活環境論”, 第3版, 医歯薬出版株式会社, 2002.
- 木村賛編集, “高齢者の歩行”, *てらぺいあ*, 155-231, 2002.
- 京極高宣, 市川洸監修, “新訂 福祉用具の活用”, 北隆館, 2005.
- 国土交通省, “交通バリアフリー技術規格調査研究報告書”, 2003.
- 榎木義一, 川村和彦, “参加型システムズ・アプローチ 手法と応用”, *日刊工業新聞社*, 1981.
- 中村隆一, 長崎浩, 齋藤宏, “基礎運動学”, 医歯薬出版, pp. 310-334, 1998.
- (財) 東京都老人総合研究所, “長期プロジェクト研究報告 中年からの老化予防・総合的長期追跡研究 (TMIG-LISA) 5年間の中間報告”, 1997.
- (財) テクノエイド協会, “ISO9999 福祉用具の分類と用具 (仮訳)”, *ISO/TC173/SC2 (用語と分類) 国内委員会用資料*, 2002.
- 沢井史穂, “脚力の強化と歩行能力の向上—高齢者に不可欠な脚力強化—, 特集 ウォーキングの医科学—最近の普及と研究を踏まえて—”, *臨床スポーツ医学*, Vol.15, No.9, 1998.
- 山海嘉之, 川村祐一郎, 岡村純平, 李秀雄, “筋電位を用いた歩行支援のための外骨格パワーアシストシステム HAL-1 に関する研究”, *日本機械学会講演論文集*, pp. 269-270, 2000.
- 社団法人生活工学研究センター編, “ワークショップ 人間生活工学第1巻”, 丸善株式会社, 2004.

- 西澤哲, 古名丈人, 杉浦美穂, 奥住秀之, 長崎浩, 伊東元, 藤田祐樹, 萩上真理, 上田裕, “高齢者歩行の決定要因”, *バイオメカニズム* 11, pp. 131-139, 2000.
- 野村歆ら, “福祉住環境コーディネータ検定2級テキスト”, 東京商工会議所, 2000.
- 水村真由美, “歩行週間と健康, 寿命一歩く習慣のある人の方が健康で長生きである—”, *臨床スポーツ医学*, Vol.15, No.9, 1998.
- 内閣府少子化対策・高齢社会対策, “高齢社会白書”,
<http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/index-w.html>
- 中川昭夫, “メカトロニクス化義足システム—膝継手と股継手—”, *日本義肢装具学会*, Vol.18, No.1, 2002.
- 橋本虎之助, 高齢化社会と福祉機器技術総合政策の展開, *機械学会誌*, 96-898, pp. 28-31, 1993.
- 平井俊策, “廃用症候群とは—総論的に—, 特集 廃用症候群”, *老年精神医学雑誌*, Vol.13, No.4, 2002.
- 松尾清美, 窪田静, “テクニカルエイド 福祉用具の選び方・使い方”, 三輪書店, 2005.
- 宮脇和人, “高齢者の歩行に配慮した歩行し演奏地の開発”, *人間生活工学* Vol.5 No.1, 2004.
- 宮脇和人, 巖見武裕, 大日方五郎, 近藤康夫, 沓澤圭一, 小笠原雄二, 西村信三, “電動歩行機を用いた高齢者歩行の評価(第1報, 平地歩行)”, *日本機械学会論文集(C編)*, 65巻640号, pp. 171-178, 1999.
- 望月美栄子, 山崎喜比古, 八巻知香子, 楠永敏恵, “在宅要介護高齢者にとって生活の中で車いすを利用することの意味に関する研究”, *公衆衛生雑誌*, 53(10), p. 866, 2006.
- 山内繁, “参加支援工学”, *BME*, Vol. 12, No.8, pp. 1-8, 1998.
- 山本澄子, 佐熊重広, 萩原章由, 松田靖史, 安井匡, “油圧を利用した短下肢装具の開発”, *リハ工学カンファレンス講演予稿集* 17, pp. 347-350, 2002.
- CYBERDYNE 社, CYBERDYNE, <http://www.cyberdyne.jp/> (参照 2007-2-1) .
- Independence technology & Johnson and Johnson company, iBot Mobility System, <http://www.ibotnow.com/> (参照 2007-2-1).
- (第2章)
- Barker DJ, “Acceptance and Meanings of Wheelchair Use in Senior Stroke Survivors”, *American journal of occupational therapy* 58(2), pp. 221-230, 2004.

Deborah Lupton., et al., “Technology, Selfhood and Physical Disability,” *Social Science & Medicine*, 50, pp. 1851-1862, 2000.

J. ロフランド, L. ロフランド, “社会状況の分析：質的観察と分析の方法”, pp.243-276, 恒星社厚生閣, 2004.

Lenker J. A., et al., “A Review of Conceptual Models for Assistive Technology Outcomes Research and Practice,” *Assistive Technology (RESNA)*, 15, pp. 1-15, 2003.

Uwe F., 質的研究入門, pp. 3-20, 春秋社, 2003.

Wessels R., et al., “Non-use of Provided Assistive Technology Devices, a Literature Overview,” *Technology and Disability* 15, pp. 231-238, 2003.

(財) テクノエイド協会, ISO9999 福祉用具の分類と用語 (仮訳), 財団法人テクノエイド協会, pp. 53-58, 2003.

廣瀬秀行, 高橋功次, 三田友記, 井上剛伸, 新妻淳子, 中山剛, 石濱裕規, 塚田敦史, 二瓶美里, 松原裕幸, 岩崎洋, 吉田由美子, 関寛之, “シーティング適合サービス開始後 3 年間の結果報告”, 国立身体障害者リハビリテーションセンター研究紀要 22 号, pp. 15-21, 2001.

箕浦康子編著, “フィールドワークの技法と実際: マイクロ・エスノグラフィー入門”, ミネルヴァ書房, 1999.

(第 3 章)

Alain Belli, Phong Bui, et al., “A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking,” *Journal of Biomechanics* 34, pp. 105-112, 2001.

Ambarish Goswami, “A new gait parameterization technique by means of cyclogram moments: Application to human slope walking”, *Gait and Posture* 8, pp. 15-36, 1998.

Andrea N. Lay, Chris J. Hass, Robert J. Gregor, “The effects of sloped surfaces on locomotion: A kinematic and kinetic analysis,” *Journal of Biomechanics* 39, pp. 1621-1628, 2006.

Christensen, R., Hollerbach, J.M., Xu, Y., and Meek, S., “Inertial force feedback for the Treadport locomotion interface,” *Presence: Teleoperators and Virtual Environments*, 9, pp. 1-14, 2000.

Morgan C.T., Cook J.S., (近藤武 他訳), “人間工学データブックー機器設計の人間工学指針ー”, コロナ社, 1973.

Mark S., John N., “Automatic recognition by gait: progress and prospects,” *Sensor Review*,

- Vol.23, No.4, pp.323-331, 2003.
- Robert R. Christensen, John M. Hollerbach, et al., “Inertial Force Feedback for the Treadport Locomotion Interface,” Vol. 9 No.1, February pp. 1-14, 2000.
- Shirley G. Fitzgerald, Julianna Arva, Rory A. Cooper, Michael J. Dvorznak, Donald M. Spaeth, Michael L. Boninger, “A Pilot Study on Community Usage of a Pushrim-Activated, Power-Assisted Wheelchair,” *Asst. Technol. (2003RESNA)*, 15, pp. 113-119, 2003.
- Tani.T, “System Design and Field-testing of the Walk Training System”, *IEEE Proceeding of IROS*, pp. 340-345, 1996a.
- White, S.C., H.J.Yack, C.A. Tucker and H-Y Lin. “Comparison of vertical ground reaction forces during over ground and treadmill walking,” *Med. Sci. Sports Exerc.* 30, pp. 1537-1542, 1998.
- 大塚圭, 才藤栄一 他, “平地歩行とトレッドミル歩行における時間因子の比較”, *総合リハビリテーション* 29(6), pp. 549-556, 2003.
- 木村賛, 神谷正明, “速度変化に伴い人の歩行がどう変わるか”, *バイオメカニズム* 6, pp. 69-79, 1982.
- 国土交通省, “交通バリアフリー技術規格調査研究報告書”, 2003.
- 興梠正克, 蔵田武志, “慣性センサ群とウェアラブルカメラを用いた歩行動作解析に基づくパーソナルポジショニング手法”, *信学技報*, PRMU2003-260, pp. 25-30, 2004.
- 酒井昭彦, 谷知之, 小関篤志, 服部静子, 大内厚, “歩行訓練システムの歩行面制御実験 (高齢者歩行介助システムの開発第 6 報)”, 第 13 回日本ロボット学会学術講演会, pp. 1051-1052, 1994.
- 産業技術総合研究所デジタルヒューマン研究センター, 人体寸法データベース, 1997-98, (CD-ROM).
- 社団法人生活工学研究センター編, “ワークショップ 人間生活工学第 4 巻”, 丸善株式会社, 2004.
- 社団法人日本ロボット工業会, 平成 14 年度経済産業省委託工業標準化推進調査 (社会基盤創成標準化調査), “高齢者等福祉用ロボットの標準化に関する調査研究成果報告書”, 2003.
- 社団法人 日本ロボット学会編, “ロボット工学ハンドブック 新版第 1 刷”, pp. 377, コロナ社, 2005.

多賀巖太郎, “脳と身体の動的デザイン, 運動・知覚の非線形力学と発達”, 金子書房, 2004.

谷知之, 古関篤志, 酒井昭彦, 服部静子, “歩行訓練システム制御方式の開発”, 日本機械学会論文集 (C編) 62 卷 579 号, 1996b.

土屋和夫監修, “臨床歩行分析入門”, 臨床歩行分析懇談会編, pp. 61-94, 医歯薬出版, 1989.

ノバート・ウィーナー著 (池原止戈夫訳), “人間機械論 サイバネティクスと社会”, みすず書房, 1967.

日本工業規格調査会, 電動車いす, JIS9203, 2003.

野間春生, 宮里勉, 中津良平, “能動的歩行動作に対応した歩行感覚提示装置の開発”, 日本バーチャルリアリティ学術論文誌, Vol.4, No.2, 1999.

林喜男, 大川雅司, 井口雅一編, “人間・機械システムの設計”, 人間と技術社, 1971.

藤江正克, 酒井昭彦, “高齢者の自立生活支援のためのコンプライアンス制御型歩行訓練機の開発”, 日本ロボット学会誌, Vol.18, No.1, pp. 53-54, 2000.

吉川弘之監修, “技術知の位相 新工学知 1”, pp. 98-106, 東京大学出版会, 1997.

吉川弘之, “一般設計学”, 機械の研究 第 37 卷第 1 号, pp. 108-116, 1985.

社団法人 人間生活工学研究センター, 人体計測データベース
<http://www.hql.jp/project/funcdb2000/zensin/zenshintop.html/> (参照 2007-2-1) .

Independence technology & Johonson Johnson company, iBot Mobility System,
<http://www.ibotnow.com/> (参照 2007-2-1).

KISTLER gateway II system, h/s/cosmos®, <http://www.h-p-cosmos.biz/jp/> (参照 2007-2-1) .

Segway ホームページ, <http://www.segway.com/> (参照 2007-2-1).

特許庁ホームページ技術分野特許マップ機械 9 “自転車技術”,
<http://www.jpo.go.jp/shiryousonota/map/kikai09/frame.htm> (参照 2007-2-1).

独立行政法人 製品評価技術基盤機構, 人間特性データベース,
<http://www.tech.nite.go.jp/human/index.html> (参照 2007-2-1).

パナソニックサイクルテック株式会社, “電動自転車”,
<http://www.panabyco.jp/products/electric/index.html> (参照 2007-2-1) .

Permobile Inc., “Permobil Japan”, <http://www.permobil.com/> (参照 2007-2-1) .

YAMAHA 発動機, “電動自転車”, <http://www.yamaha-motor.jp/pas/index.html> (参照

2007-2-1) .

(第4, 5章)

David M. Saxe and Richard A. Foulds, “Analysis of gait event detection algorithms applied to movement data collected on a sloped treadmill, IEEE, 2003.

Ling Li, Xiaoyan Liu, “Simulating human walking on special terrain: up and down slopes”, Computers & Graphics 24, pp. 453-463, 2000.

Prop T., Schubert M., Berger W., “Visual influence on human locomotion –Modulation to changes in optic flow,” Journal of Experimental Brain Research, Volume 114, Number 1, pp. 63-70, 1997.

Ronita L. Cromwell, “Movement strategies for head stabilization during incline walking”, Gait and Posture 17, pp. 246-253, 2003.

Stephen D. Prentice, Erika N. Hasler, Jennifer J. Groves, James S. Frank, “Locomotor adaptations for changes in the slope of the walking surface”, Gait and Posture 20, pp. 255-265, 2004.

池内秀隆, 佐藤正視, 加藤了三, 山下忠, “人間の歩行開始・停止時の床反力ピーク値と歩行速度の関係解析”, 日本機械学会論文集 (C編), 60巻, 577号, pp. 195-200, 1994.

市川誠, “車両移動機構の走行力学 車両移動機構のABC (第2回),” 日本ロボット学会誌, Vol. 13 No.2, pp. 213-218, 1995.

江原義弘, 山本澄子, “歩き始めと歩行の分析 ボディダイナミクス入門”, 医歯薬出版株式会社, 2002.

政二慶, “歩行と視覚”, Japanese Journal of Biomechanics in Sports & Exercise Vol.3, No.4, 1999.

高野政晴, “運動学車両移動機構のABC(第3回),” 日本ロボット学会誌, Vol. 13, No.3 pp. 356-360, 1995.

土屋和夫監修, “臨床歩行分析入門”, 臨床歩行分析懇談会編, pp. 61-94, 医歯薬出版, 1989.

徳田哲男, 丸山仁司, 中山彰博, 梶村由美子, “トレッドミル歩行と屋外歩行における老年者の歩行特性”, 人間工学, Vol.20 No.3, pp. 161-169, 1984.

中村仁彦, “非ホロノミックロボットシステム 第1回ホロノミックなロボットって何?”, 日本ロボット学会誌, Vol.11 No.4, pp. 521-528, 1993a.

中村仁彦, “非ホロノミックロボットシステム 第2回幾何学的な非ホロノミック拘束の下での運動計画,” 日本ロボット学会誌, Vol.11 No.5, pp. 665-662, 1993b.

山崎信寿, 長谷和徳, “自由歩行における歩調・歩幅の生体力学的決定基準,” バイオメカニズム 16, pp. 179-190, 2002.

山下忠, 池内秀隆, 井出将文, 田川善彦, 谷口隆雄, 加藤了三, 佐藤正視, “二足歩行の力学的研究—床半力とモデルによるアプローチ—,” バイオメカニズム学会誌, Vol.19, No.3, 1995.

(第6, 7章)

Cheryl Laz, Aged embodied, Journal of Aging Studies, volume 17, pp.509-519, 2003.

Morell C.M., Empowerment and long-living women: return to the rejected body, Journal of Aging Studies, Volume 17, Number 1, pp. 69-85(17), 2003.

後藤芳一, “離陸する福祉機器ビジネス 超高齢社会のフロンティア市場”, 日本経済新聞社, 1997.

高田明子, “中途視覚障害者の“白杖携行”に関する調査研究 —アンケート調査による意識と実態の把握—,” 社会福祉学第43巻第2号, pp. 125-136, 2003.

謝辞

本研究を進めるにあたり、公私に渡って多大なご指導とご教示を賜りました早稲田大学大学院理工学研究科生命理工学専攻の藤江正克教授に心より感謝いたします。研究活動だけでなくあらゆる面において、暖かく熱心なご指導を賜りましたこと重ねて深く感謝し、御礼申し上げます。そして本論文をまとめるにあたり、御忙しい中貴重なお時間を割いていただき適切な御指導、御意見を賜りました早稲田大学理工学部梅津光生教授、高西淳夫教授、人間科学部藤本浩志教授、山内繁教授に深く感謝し心より御礼申し上げます。

本論文は、著者の前職（国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所流動研究員）の研究を原点として博士後期課程における研究成果をまとめたものであり、福祉工学、ロボット工学、機械工学、人間科学の各分野の先生方から数え切れないほどの助言をいただきました。とりわけ、著者に研究者としての道を選択するきっかけをくださり、さらに本研究を進めるにあたり福祉工学・リハビリテーション工学に関する適切な助言を頂きました国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所福祉機器開発部開発室長井上剛伸先生に深い感謝の意を表します。また、内藤尚先生（大阪大学大学院基礎工学研究科）、塚田敦史先生（東京電機大学理工学部）、国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所福祉機器開発部、国立身体障害者リハビリテーションセンター病院の諸先生方、皆様に深い感謝の意を表します。また、社会学と工学の漠々とした問題について御理解を頂き常に適切な助言や協力を頂きました国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所学振研究員八巻知香子先生、聖徳大学短期大学部楠永敏恵先生に深い感謝の意を表します。

そして、本研究を共に遂行しものづくりの苦楽を共有した藤江研究室の金重裕三氏（早稲田大学大学院修士課程）、社会学の視点から高齢者の現状の調査を共に遂行した望月美栄子氏（東京大学大学院医学系研究科健康科学・看護学専攻博士課程）、調査や実験に協力してくださった高齢者の皆様、藤江研究室の皆様心より感謝いたします。

研究室の先輩として、公私に渡り様々な支援を頂いた岡本淳氏（早稲田大学先端科学・健康医療融合研究機構）、同僚・同輩として、岸宏亮氏（早稲田大学大学院博士課程3年、日立製作所勤務）、原田香奈子氏（早稲田大学大学院博士課程3年、国立成育医療センター研究員）、岡安はる奈氏（早稲田大学大学院博士課程2年）、豊田和孝氏（早稲田大学大学院修士課程2年）、助力を惜しまず共に考え学ぶ楽しさを再確認させてくださった柳原勝氏、小林洋氏（早稲田大学大学院博士課程2年）、川村和也氏（早稲田大学大学院博士課程1年）、また実験を行う際に協力いただいた安藤健氏（早稲田大学大学院修士課程1年）に心より感謝いたします。

また、学会でお会いした折に議論にお付き合いいただきご意見やご助言を頂きま

した研究者の皆様，関係者の皆様，研究活動を応援してくださりいつも励ましてくださった友人や先輩方に感謝致します。

また，機器の開発に当たり，多くの助言を頂きました有限会社安久工機の田中隆様，田中努様，本研究に際しご協力を頂きました福岡市役所の皆様，ロボスクエアの皆様，特殊電装株式会社様，岐阜県研究開発財団の皆様に感謝いたします。

さらに，三年間いつも著者の健康を気に懸け励ましてくださった研究室秘書の村山洋子様，藤原直子様，COE 秘書村上まゆみ様に感謝いたします。また博士論文を提出するにあたり助言を頂きました高西研究室の皆様に感謝いたします。

最後に，著者の研究活動を常に応援し，理解し支えてくれた両親と家族に心より感謝いたします。

付録 A. アンケート調査

アンケート調査は、以下に示すインタビュー・ガイド¹を用いて行った。インタビュー・ガイド作成時には、Uwe (2003) の示す 4 つの基準に従った。インタビューに対する (1) 非指示, (2) 特定性, (3) 幅広さ, (4) インタビュイーによって示される深さと個人的文脈。

インタビュー・ガイド

1. はじめに

(1) インタビューの目的

この調査は、高齢者の皆様が日常生活において、どのような外出をしているのか、また、車いすなどの異動期のための機器に対してどのようなお考えを持っているのかをお聞きし、高齢者の皆さま方にとってより快適な満足のいく外出・移動の機会が得られるようにするためにはどうしたらよいかを提案するための調査です。具体的には以下の 2 つです。

- ・移動機器（車いす）などをどのようにすれば、高齢者の方々に受け入れられやすくなるかを調べ、新たな機器を提案すること。
- ・より理想的な外出や移動の機会を得るための方法を提案すること。

(2) 調査場所

ご自宅への訪問、または、ご希望の場所でリラックスした状態でお話を聞きます。

(3) インタビュー時間

- ・1 時間 30 分から 2 時間程度

(4) プライバシーや個人情報

- ・この調査に協力していただく皆様のプライバシーは尊重し、皆さまの個人情報は、この調査の目的以外には使用いたしません。
- ・個人情報の管理は厳重を期し、決して外部にもれることのないように責任

¹ Uwe は著書の中で、インタビュー・ガイドを次のように定義している。「主として半構造化インタビュー実施のために作成される、質問の項目やテーマ、あるいは具体的な質問文、さらにインタビュー進行上の指針などをリストアップしたもの。量的調査における質問紙の場合と違って、多くの場合、このインタビュー・ガイド上の質問文やその配列は杓子定規に守られず、個々のインタビュー状況に応じて柔軟に変えることが望ましいとされる」

を持って管理いたします。

- ・この調査でお聞きする内容は、皆さまにご負担をおかけしない、簡単な質問を用意しておりますが、万が一、お答えできないようでしたらそのようにお伝えください。
- ・インタビューの内容を後で正確に分析するために、レコーダーで録音させていただきたい。

2. 属性

(1) プロフィール

- ・年齢／家族構成・その役割／同居者／介助者
- ・要介護度／病気・疾患・障害等の有無とその時期／怪我や転倒について
- ・1週間のスケジュールについて／1日のスケジュールについて
- ・これまでしてきた仕事

(2) 日常生活

- ・生活の変化について（住居を変えた等）
- ・健康で気をつけていること

3. 移動活動・歩く生活範囲

(1) 生活の中でいつもどのような移動を行っていますか？

- ・屋内／屋外

(2) 日ごろ歩く場所はどの辺ですか？

- ・場所／頻度／時間／目的

(3) 自宅周辺の地形（坂が多い、段差が多い等）

(4) 今は行かなくなったが、以前（数年前くらい）よく行った場所がありますか？

- ・また、最近行かなくなった理由

(5) 乗り物（車、電車、タクシー、自転車等）は乗りますか？

- ・目的／頻度／時間

(6) 特に目的もなしに歩くこと（散歩など）がありますか？

- ・また、その理由

(7) 一人で歩いているとき（買い物に行くときなど）には何を考えていますか？

4. 現在の自分の身体能力について

(1) 最近疲れやすくなったことはありますか？

(2) どういう時に感じますか？

(3) どの程度感じていますか？

5. 機器の使用経験

(1) 車いすに乗ったことはありますか？

- ・そのとき感じていたことを覚えていますか？

- ・どのようなことがありますか？
 - ・不便だと思ったことはありますか？
 - ・車いすではなく、杖を使うことはありますか？それによって何か変わりましたか？
- (2) 車いすに乗っている人、乗ることになった人が周りにいますか？
- ・便利／不便そうだと思いますか？
- (3) 今、車いすに乗ることで、いける場所が増えるとか、できるが増えるなど、生活が便利になることがありますか？
- (4) こういう機器を知っているか？（歩行器、車いす、電動カート、車いすの資料を見せる）
- ・使ってみたいですか？
 - ・どのような印象をうけますか？
- 6. 機器に対する要望**
- (1) こんな機器あったらいいなと思うものはありますか？
- ・たとえば、バイク・車・電動カートなどはどうですか？
- 7. (障害や疾患がある場合) もし治ったら何がしたいですか？**
- 8. 生きがい、目標、夢、ライフプラン**
- (1) ビジョン（展望）の有無
- (2) 生きがい
- (3) 将来的に歩くのが大変になったときのことを考えることがありますか？
- ・不安はありますか？
 - ・杖を使うことを、車いすを使うことを想像できますか？
- 9. 歩くこととは？**
- (1) 杖をつくのとは車いすに乗るのではどちらが大変ですか？
- (2) (あなたにとって) 歩くことってどういうことですか？
- (3) (あなたにとって) 歩けるということはどういうことですか？
- 10. お願い**
- (1) 質問で足りないことがあった場合、またお聞きすることは可能ですか？
- (2) 何かございましたら連絡をください

付録 B. トレッドミル・モータの選定

B.1 では、4 章で述べた移動支援機 (Tread-Walk (01)) および B.2 では 7 章で述べた 2 枚ベルトの移動支援機器 (Tread-Walk (02)) について、それぞれのトレッドミル部モータの選定における要点を記す。また、B.3 ではトレッドミル・モータの構成要素である、モータ、DC サーボモータドライバ、トレッドミル・タコゼネ、トレッドミル・直流電流センサの仕様を記す。

B.1 Tread-Walk 01

(1) ギアヘッドの減速比の決定

$$N = \frac{V \cdot 60}{\pi \cdot D} = \frac{50000[\text{mm}/\text{min}]}{\pi \cdot 40[\text{mm}]} = 398[\text{r}/\text{min}] \quad (\text{B.1})$$

ここで、速度 $V=3.0$ [km/h], シャフト径 $D=40$ [mm]

(2) 必要トルクの計算

$$F = \mu mg = 0.3 \times (80 + 1.46) \times 9.807 = 239.5[\text{N}] \quad (\text{B.2})$$

ここで、 μ はしゅう動面の摩擦係数 0.3, m はベルトと体重の総重量 81.5 [kg], g は重力加速度 9.8 [m/s²]である。従って、負荷トルクは、

$$T_L = \frac{F \cdot D}{2 \cdot \eta} = \frac{239.5 \times 40 \times 10^{-3}}{2 \times 0.9} = 5.32[\text{Nm}] \quad (\text{B.3})$$

ここで、 η はベルト・ローラの効率 0.9 である。また、ベルトの重量 m_b は、

$$l_b = 900 \times 2 + 40 \times \pi = 1926[\text{mm}] \quad (\text{B.4})$$

$$m_b = 1926[\text{mm}] \times 360 \times 10^{-6} \times 2.1[\text{kg}/\text{m}^2] = 1.46[\text{kg}] \quad (\text{B.5})$$

(3) 負荷慣性の確認

・ベルト・ワークの慣性モーメント

$$Jm_1 = m_1 \times \left(\frac{\pi \times D_1}{2\pi} \right)^2 = 81.47 \times \left(\frac{\pi \times 40 \times 10^{-3}}{2\pi} \right)^2 = 326 \times 10^{-4}[\text{kg} \cdot \text{m}^2] \quad (\text{B.6})$$

・ローラの慣性モーメント

$$Jm_2 = \frac{1}{8} \times m_2 \times D_1^2 = \frac{1}{8} \times 0.25 \times (40 \times 10^{-3})^2 = 0.5 \times 10^{-4}[\text{kg} \cdot \text{m}^2] \quad (\text{B.7})$$

m_2 はローラ質量 0.25[kg]

- ・ギヤヘッド軸全負荷慣性

$$J = Jm_1 + Jm_2 \times 2 = 326 \times 10^{-4} + 0.5 \times 10^{-4} = 326.5 \times 10^{-4} [\text{kg} \cdot \text{m}^2] \quad (\text{B.8})$$

- ・必要電力

$$W = T_L [\text{Nm}] \times \frac{N [\text{rpm}]}{60} \times 2\pi = 5.32 \times 318 \times 2\pi = 177 [\text{W}] \quad (\text{B.9})$$

B.2 Tread-Walk 02

(1) 動作パターンの計算式

一歩における歩行変化をとらえ、それに追従した速度制御を行うには、一歩(半歩行周期)で増幅する速度と、それに必要な速度勾配を算出する必要がある。ここでは、反歩行周期で増幅する速度を $v=0.5$ [km/h](0.139 [m/s])とし、最大ケイデンスを 96 [steps/min]とすると、1 [step]は 1.6 [s]である。従って、速度勾配 α は、

$$\alpha = \frac{0.139}{1.6} = 0.087 \quad (\text{B.10})$$

である。したがって、立ち上がり時間 t_A は

$$t_A = \frac{(v_0 - v_1)}{\alpha} = \frac{(0.83 - 0.69)}{0.087} = 1.59 [\text{s}] \quad (\text{B.11})$$

ここで、 v_0 は最大速度 3.0[km/h]、 v_1 は最大速度前の速度 2.5 [km/h]とし、ここでは 0.5 [km/h]刻みの速度変化を実現するものとした。ここで、立ち上がり時間 t_A 中に動く距離は、

$$X_A = \frac{1}{2} \times \alpha \times t_A^2 + v_1 \times t_A = 1.34 [\text{m}] \quad (\text{B.12})$$

となる。

(2) イナーシャの計算

① 平地，立位姿勢の場合

円筒 1， 2 (シャフト) のイナーシャ $J1, J2$ は、次式で表される。

$$J_1 = J_2 = \frac{1}{8} \times M_1, M_2 \times D_s^2 = \frac{1}{8} \times 0.25 \times (40 \times 10^{-3})^2 = 0.5 \times 10^{-4} [\text{kg} \cdot \text{m}^2] \quad (\text{B.13})$$

ここで、 $M1, M2=0.25$ [kg]、 $D1, D2=40$ [mm]である。

また、物体によるイナーシャ $J3$ は、

$$J_3 = m_3 \times \frac{D_1^2}{4} = 80 \times \frac{(40 \times 10^{-3})^2}{4} = 320 \times 10^{-4} [\text{kg} \cdot \text{m}^2] \quad (\text{B.14})$$

ここで、 $M3=80$ [kg]である。次に、ベルトによるイナーシャ $J4$ は、

$$J_4 = m_4 \times D_1^2 = (1.479) \times (40 \times 10^{-3})^2 = 0.24 \times 10^{-4} [\text{kg} \cdot \text{m}^2] \quad (\text{B.15})$$

$$J_w = (J_1 + J_2 + J_3 + J_4) = (0.5 + 0.5 + 320 + 0.24) \times 10^{-4} = 321.24 [kg \cdot m^2] \quad (B.16)$$

② 傾斜 10 度，立位姿勢の場合，
傾斜 10 度で物体が滑らない場合，物体イナーシャ J_3 の値が， M の変化に伴い，
変化する

(下り坂の場合)

$$F_{Slope} = mg \sin \theta + \mu mg \cos \theta \quad (B.17)$$

ここで， $m=81.46$ ， $\theta=10^\circ$ ， $\mu=0.3$ ，の場合，

$$F_{Slope} = mg \sin \theta + \mu mg \cos \theta = 81.46 \times 9.807 \times \sin 10^\circ + 0.3 \times 81.46 \times \cos 10^\circ = 374.5 [N]$$

これは，平地のみを計算した場合

$$F_{Flat} = \mu mg = 0.3 \times 81.46 \times 9.807 = 239.7 [N] \quad (B.18)$$

と比較すると傾斜時は平地と比べて，1.6 倍近く負荷が増加する事になる。

(平地で蹴り力入った場合)

$$F_{kf} = \mu mg + kf = 81.5 \times (0.3 \times 9.807 + 0.48) = 279 [N] \quad (B.19)$$

(3) 負荷トルクの計算

ベルト上を力 F で物体が移動するときに必要な負荷トルクは，

$$T_w = \mu mg \times \frac{D_1}{2} = 279 \times \frac{40 \times 10^{-3}}{2} = 5.58 [Nm]$$

$$T_{w_{slope}} = 374.5 \times \frac{40 \times 10^{-3}}{2} = 7.49 [Nm] \quad (B.20)$$

また，モータ軸換算負荷は，

$$T_L = \frac{G \cdot T_w}{\eta} = \frac{5.58}{0.9} = 6.2 [Nm] \quad (B.21)$$

ここで， $G=G \eta=0.9$

(4) 回転数

$$N = \frac{833 [mm/s]}{40 \times \pi \times 60} = 397.9 [rpm] \quad (B.22)$$

B.3 トレッドミル・モータの仕様

Table B.1 トレッドミル・モータ仕様

型式	澤村電気工業（株）モータ SS60E6
定格電圧	24V
電流	15A
定格出力	250W
定格回転数	2500rpm
トルク常数 Kt	0.076Nm/A
質量	4.2kg

Table B.2 DC サーボモータドライバ仕様

型式	澤村電気工業（株）モータ MS-100I	
主回路	MOS-FET PWM 制御 可逆	
電源電圧	DC8~32V (24V)	
出力電圧	CD0~±31V (電源電圧 +1V)	
定格電流：連続定格	DC±15A	
瞬間最大電流：5分定格	DC±22A	
速度指令電圧	DC±10V	
指令入力抵抗	100KΩ	
速度帰還	なし	
減定格率	95%以上	
PWM 周波数	20KHz	
調整機能	スピード	RV1-
	ローゲイン	RV2 1倍
	オフセット	RV3 ±0.2V 可変
	位相補償	RV4-
	電流制限	RV5 0-150%
	ソフトスタート	RV6 0-5sec
保護機能	放熱器温度	90°C出力停止 (モータフリー)
	過電流	電流制限設定値で低電流動作
操作信号	インヒビット	出力停止 (モータフリー)
	逆転禁止	正転 非可逆運転
	正転禁止	逆転 非可逆運転

使用温度範囲	-10~40℃
可変抵抗器	10KΩ 10回転 (オプション)
ダイヤル	アナログ又はデジタル (オプション)
外形寸法	175×51.5×144.5mm

Table B.3 トレッドミル・タコゼネ仕様

出力電圧	3V/Krpm
正逆転出力電圧偏差	±3%以下
直線性	0.8%以下
リップル電圧 (実行値)	2%以下
回転数範囲	0~6000rpm
内部抵抗	約 35Ω
電機子インダクタンス	7mH
最小負荷抵抗	10KΩ
電機子イナーシャ	15g・cm ²

Table B.4 トレッドミル・直流電流センサ

型番	SMC-15PB (ルックス工業 (株))
動作電源電圧	±12V
入力電流	正負電流検出
出力電圧 (at ±If)	±4V
残留電圧 (at If=0)	0V
定格電流	±15A
外形寸法(mm)	15(D)×15 (W) ×19 (H)
重量	8g

付録 C. 電動台車のモータ選定

車両駆動部である電動台車モータの選定は台車の質量 75 [kg], 搭乗者の質量 80 [kg], 車両と路面との摩擦係数 0.04, 車輪径 12.5 [inch], 8 度の斜面を登坂できるものとした. C.1 では本機で用いた駆動輪モータ・ドライバに関して, 駆動輪モータ, 駆動輪ギア, 駆動輪電磁ブレーキ, 駆動輪エンコーダ, 駆動輪モータ・ドライバ (TW01, TW02), コントローラ, コントローラ内部設定定数の仕様を記す. また, C.2 では, 制御用コントローラを含め, その他の仕様 (PC, D/A ボード, A/D ボード, 傾斜センサ, Monitor) を記す.

C.1 駆動輪モータ・ドライバの仕様

Table C.1 駆動輪モータ仕様

電圧	DC24V
電流	6.9A
トルク	441mN・m
回転数	2900r/min
出力	134W
定格	連続
質量	5.8kg

Table C.2 駆動輪モータギア仕様

出力軸回転数	$103^{\pm 10\%}$ r/min
出力軸トルク	14N・m
減速比	1/28
OHL	1470N
潤滑方式	オイルバス (SEI50 250cc)

Table C.3 駆動輪電磁ブレーキ仕様

構造	無励磁作動形
静摩擦トルク	0.98N・m 以上
電圧	DC24V
容量	7W

Table C.4 駆動輪エンコーダ仕様

型式	シャープ (株) GP1A51HR
電源電圧	DC5V±0.5V
消費電流	40mA Max. (Vcc=5V 参考値)

Table C.5 駆動輪モータ・ドライバ仕様 (TW01)

型番	Curtis1228-2730
定格電圧	DC24V
出力電流	35A/1 時間, 75A/1 分
回転数	2900r/min
モータ種類	DC モータ用
スロットル	シングルエンド型電圧スロットル (0-5V)
制御入力部	ON/OFF 信号
電磁ブレーキ出力	最大 1A

Table C.6 駆動輪モータ・ドライバ仕様 (TW02)

型番	Curtis1228-2730
定格電圧	DC24V
出力電流	35A/1 時間, 75A/1 分
回転数	2900r/min
モータ種類	DC モータ用
スロットル	ウィグワグ型 5V スロットル (2.5±2.0V)
制御入力部	ON/OFF 信号
電磁ブレーキ出力	最大 1A

Table C.7 コントローラ仕様 (TW01,02 共通)

入力電圧	24V
PWM 作動周波数	15Hz
最小モータ抵抗	130mΩ
B+, B- 論理ピン電流 (最大)	9A (18 ピンコネクタ上の 1,2,10,11 ピン)
KSI 入力電流 (標準)	50mA (プログラマ無し), 150mA (プログラマ有り)
KSI 入力電流 (最大)	1.5A
論理入力電流 (標準)	24V で 1mA
BDI 出力電圧および電流 (最大)	0-5V, 2mA
LED 出力電流 (最大)	15mA
電磁ブレーキコイル抵抗	32-200Ω
電磁ブレーキ電流(最大)	1A
制御入力スイッチタイプ	オン/オフ
速度制御信号	3 線, 0-5kΩ, または 0-5V
速度制御タイプ	シングルエンド (TW01), ウィグワグ (TW02)
重量	0.6kg
寸法 (L×W×H)	156×91×43mm

Table C.8 コントローラ内部設定定数 (TW01, 02)

表示項目	設定値	機能説明
TEMP CB SETPT	51	—
MAIN C/L	30	駆動用, 回生用の主電流制限 (A)
MOTOR R	500	モータコイル抵抗 (mΩ)
IR COMP COEFF	0	IR 補償係数 (%)
KEY OFF DECEL	0.2	キースイッチ入力をオフにした場合の減速率 (秒)
TREMOR COMP	3	手の震え等で生ずる急なスロットル動作でのモータ応答性を制御
ACCEL MAX SPD	0.2	ハイ・スロットルでの前進加速レートを設定 (秒)
ACCEL MIN SPD	0.2	ロー・スロットルでの前進加速レートを設定 (秒)
DECEL MAX SPD	0.2	ハイ・スロットルでの前進減速レートを設定 (秒)
DECEL MIN SPD	0.2	ロー・スロットルでの前進減速レートを設定 (秒)
E STOP	0.2	前進中にフル・スロットル後退要求した時の急減速 (秒)
REV ACCEL MAX	0.2	ハイ・スロットルでの後退加速レートを設定 (秒)
REV ACCEL MIN	0.2	ロー・スロットルでの後退加速レートを設定 (秒)
REV DECEL MAX	0.2	ハイ・スロットルでの後退減速レートを設定 (秒)

REV DECEL MIN	0.2	ロー・スロットルでの後退減速レートを設定 (秒)
M1 MAX SPD	100	モード1 最高速度, PWM 出力 (%)
M2 MAX SPD	100	モード2 最高速度, PWM 出力 (%)
M1 MIN SPD	50	モード1 最低速度, PWM 出力 (%)
M2 MIN SPD	50	モード2 最低速度, PWM 出力 (%)
M1 REV MAX SPD	100	モード1 後退最高速度, PWM 出力 (%)
M2 REV MAX SPD	100	モード2 後退最高速度, PWM 出力 (%)
REV MIN SPD	50	後退低速度, PWM 出力 (%)
GEAR SOFTEN	100	前・後進のアクセル完了点でのギアの緩みの緩和調整 (%)
SOFT START	10	前・後進のスタート点でのアクセル応答の緩和調整 (%)
RAMP SHAPE	50.0	ランプ形状 (静的スロットルマップ), スロットルマップ
BDI FULL VLTS	24.6	バッテリー表示の最大電圧
BDI EMPTY VLTS	20.8	バッテリー表示の最小電圧
BDI RESET	27.0	バッテリーパックのフルチャージ・レベル (ボルト)
SLEEP DLY	1.0	スロットルがニュートラル状態での電源休止遅延時間 (分)
BRAKE DELAY	6.0	ブレーキ遅延時間 (秒)
GREEP SPEED	6.0	クリープ速度, フル・スロットルに対する PWM 出力割合 (%)
THRTL TYPE	4,1	スロットル・タイプ (TW01:4:シングルエンド形電圧スロットル (0-5V)) (TW02:1:ウィグワグ式 5V スロットル (2.5±2.0V))
THRTL DEADBAND	8.0	ニュートラル不感帯調整 (%)
THRTL GAIN	1.0	制限範囲スロットル調整: 1.0~10.0
THRTL AUTOCAL	OFF	ウィグワグスロットル・センタリング機能, ON/OFF
SPD SCALER	24.0	モータに印可される最大電圧設定 (ボルト)
HIGH PEDAL DIS	ON	ハイペダル無効 (HPD), ON/OFF
FAULT BEEP	ON	HPD またはブレーキ異常時の警告音, ON/OFF
SEAT LIFT	OFF	シート・リフトモード設定, ON/OFF
BRAKE FLTS	ON	電磁ブレーキ・フォールト検査機能動作設定
PUSH SPD	25	プッシュスイッチ ON 時手で押すことができる最大速度 (%)

C.2 その他（制御用コントローラ等）

Table C.9 Specifications of PC104

メーカー形式	PCM-3350F	
搭載済み CPU	Cyrix NS Gx-1 300MHz	
	(チップセットに内蔵)	
セカンドキャッシュ	なし	
システムメモリ	最大 128MB	
	144pin SODIMM× 1	
BIOS	Flash ROM 256kB	
チップセット	CX5530a	
拡張バスインターフェース	PC/104	
ウォッチドグタイマ	1.6sec に固定	
SSD 機能	Compact Flash Card	
	をサポート	
寸法	96.0 (H) ×90.0 (W) 0.1 kg	
グラフィック	CX5530a	
アクセラレータ		
ビデオメモリ	1 ~ 4 MB	
解像度	CRT 最大	1024×768×1677 万色
	FPD 最大	1024×768×18 万色
ネットワーク規格	10BASE, 100BASE-TX	
コントローラチップ	Intel 82559	
ポート	RJ-45 コネクタ用	
	10pin ヘッダ	
データ転送速度	10/100Mbps	
OS	QNX Realtime Platform	

Table C.10 Specifications of PC104 D/A board

D/A コンバータ	QDA-724PC104
出力分解能	12 ビット
非直線性	0.004% F S
正確度	0.07% F S
温度ドリフト	0.002%FS/□
出力電圧範囲	0~10V/±10v (ソフト切り替え)
セトリング時間	16.5μs
出力サイクル	16.5μs (+出力命令実行時間)
グリッチ	400mv (±10v 出力範囲のとき)
負荷駆動能力	容量 1000pF 以下、抵抗 5 KΩ 以上
汎用デジタル入出力	2 ビット TTL 入力, 1 ビット TTL 出力
強制 0v 出力機能	電源 ON、リセット操作時
	複数ボードの同期運転も可能

Table C.11 Specifications of PC104 A/D board

A/D コンバータ	AD1674
分解能	12 ビット, 8 ビットバスにより 2 回に分けて読み込み
入力チャンネル数	16 チャンネル
入力電圧範囲	-10~10 V
変換速度	10 μsec
入力インピーダンス	10 MΩ以上
電源	+5V 320 mA

Table C.12 リニア傾斜センサ OMRON D5R-L02-60

検出角度範囲	±60° (検出幅 120°)	
電源電圧範囲	DC5V±0.5V	
出力	出力範囲	20mA 以下
	水平電圧	2.5V±0.05V
	感度	25mV/° ±3%
直線性	1%F.S.以下	
応答時間 (90%到達時間)	1s (+60° →0° ステップ移動)	

Table C.13 Specifications of 6.4 TFT LCD Monitor

メーカー型番	TV06VP-DC/TV06VP-DC-T (Jinyoung Contech Co., Ltd.)
Screen Size	6.4", 640×480 dots
Active Area (mm)	130.6 (H)×97.9 (V)
Supporting Resolutions	Full display by zooming out on VGA
Driver Element	a-SI TFT active matrix
Pixel Arrangement	RGB vertical stripe
Aspect Ratio	4:3
Max. Colors	262.114 color
Response Time (ms)	Typ. 15/30
Input Rating	DC 12V @ 1.25A
Power requirement	15W
Weight	Net; 1.6 kg (Gross; 3.8 kg)
Refresh Rate	Max. 640×480@75Hz
Main Frequency	Max. 28MHz
Horizontal Frequency	31.5~37.5 KHz

付録 D. 計測実験

D.1 静荷重実験

(1) 実験目的

本システムでは、DC モータの特性であるトルクが電流（負荷電流）と比例する特性を利用し、トレッドミルベルト上で生じる力を計測する。したがって、ベルトの回転速度と DC モータの特性および体重によって生じるベルトと板材の摩擦の特性を考慮する必要がある。ここでは、一定の速度でベルトを回転させた際に、荷重の異なる錘をベルトの上端（モータに近い端）から下端へ移動させることで変化する負荷電流値と、ベルト速度を変えたときの負荷電流値を計測することで、本システムの静的な荷重における特性を調べた。

(2) 実験方法

錘は円柱状（115 mm (D), 70 mm (H)）の荷重 10 kg, 20 kg, 30 kg, 40 kg, 50 kg のとき、それぞれ速度 0.5 km/h, 1.0 km/h, 1.5 km/h, 2.0 km/h で行った。1 個の錘は 5 kg である。はじめに、錘をベルト上端に置き、一定速度で回転させ、錘がベルトの端に到達し地面に落ちるまでの間、負荷電流値を計測した。各錘および各速度において 3 回ずつ計測した。

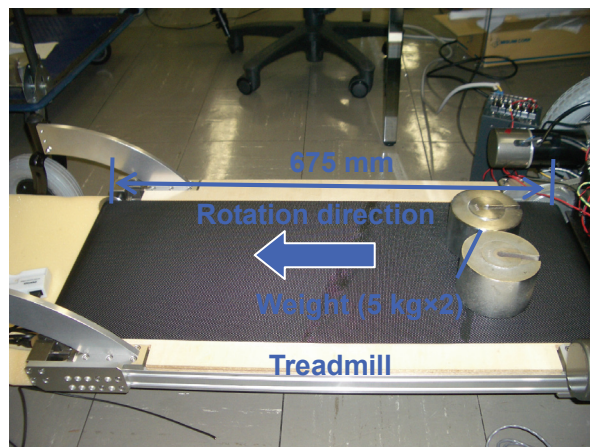


Fig. D.1 静荷重実験

(3) 実験結果

計測した電流値は、安定速度が得られた値の平均を算出した。図 D.2 に各荷重における各速度の負荷電流値を示す。なお、50 kg の荷重実験においては、錘

がベルト上にある間に目標速度 1.5 km/h, 2.0 km/h に到達しなかったため、計測不能とした。

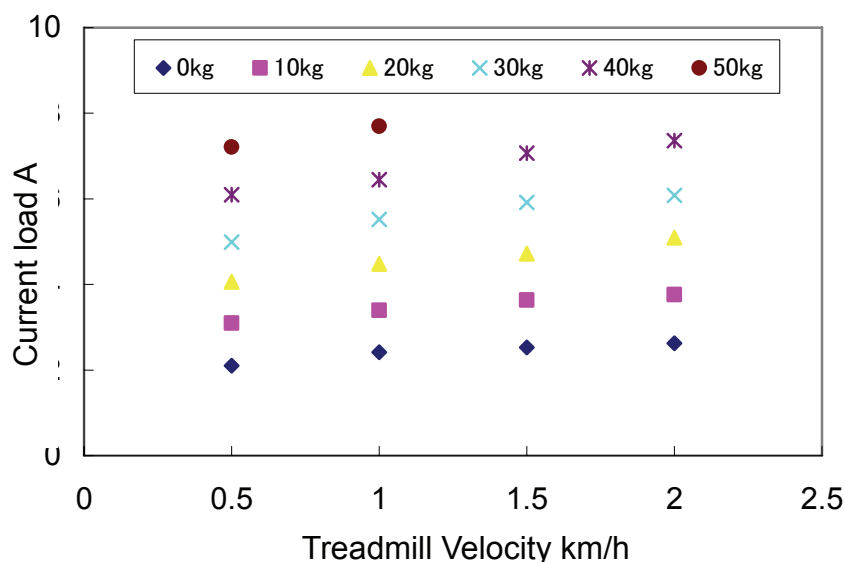


Fig. 4.11 荷重と速度を変えたときの電流値

(4) 考察

図 4.11 から、速度増加に比例し、負荷電流値が増加していることが分かる。このとき、負荷電流値の速度増加率（単位速度）は速度が大きいほど単位速度における負荷電流値が小さく、0.5 km/h の時 0.39 A/kg/(km/h), 2.0 km/h の時、0.13 A/kg/(km/h)であった。一方、荷重の増加に関しても比例関係が見られ、負荷電流値が増加していること負荷電流値の荷重増加率（単位重量）が、10 kg の時 0.38 A/kg, 40 kg の時 0.17 A/kg と荷重が大きいほど単位荷重における負荷電流値が小さくなることが分かった。一般的に動摩擦は非線形であるが、ここでは線形として扱い、摩擦補償を行う。

以上より、負荷電流値とベルト速度および荷重の関係を次式で表す。

$$Center(v) = pmg(f_m + C_v v) \quad (D.1)$$

ここで、 $Center(v)$ は一定速度でベルトを回転させた際のモータの負荷電流値であり、 f_m および C_v はそれぞれ機械的な摩擦による負荷、荷重による補正係数、 pmg は板に掛かる重力、 m は錘の質量である。この実験の結果より、各パラメータの数値を試行錯誤的に決定し、 $p=1$, $f_m=0.015$, $C_v=0.0159$ とした。

付録 E. モータトルクとベルトに掛かる力の関係

図 E.1 はトレッドミルベルトに掛かる力とモータに掛かる力の関係を示している。

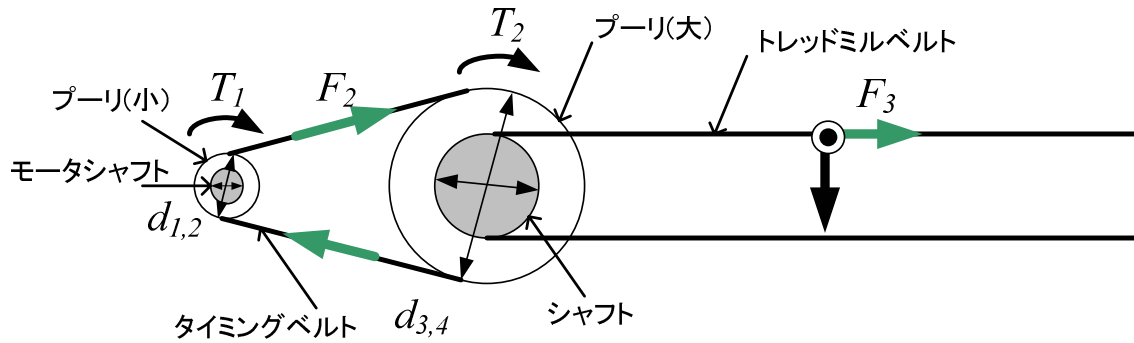


Fig. E.1 モータの連結とベルトの関係

モータに掛かる力を F_1 、プーリ (小) に掛かる力およびプーリ (大) に掛かる力を F_2 、トレッドミルベルトに掛かる力を F_3 とすると、次の関係が成り立つ。

$$\begin{cases} T_1 = F_1 \cdot \frac{d_1}{2} = F_2 \cdot \frac{d_2}{2} \\ T_2 = F_2 \cdot \frac{d_3}{2} = F_3 \cdot \frac{d_4}{2} \end{cases} \quad (\text{E.1})$$

ここで、 d_1 、 d_2 、 d_3 、 d_4 はそれぞれモータシャフト径、プーリ (小) 径、プーリ (大) 径、シャフト径である。(E.1)よりトレッドミルベルトに掛かる力 F_3 は次式のように示される。

$$F_3 = F_1 \cdot \frac{d_1}{d_2} \cdot \frac{d_3}{d_4} \quad (\text{E.2})$$

一方、モータトルク T_1 は次式で表すことができ、

$$T_1 = K_T I = F_1 \cdot \frac{d_1}{2} \quad (\text{E.3})$$

ここで、 K_T [Nm/A] はトルク定数、 I [A] は電流値である。式(1.2)、(1.3)から

$$F_3 = K_T I \cdot \frac{2d_1 d_3}{d_1 d_2 d_4} \quad (\text{E.4})$$

また、それぞれの径の関係から

$$F_3 = 3.2 K_T I / d_1 \quad (\text{E.5})$$

付録 F. 駆動モータとトレッドミルモータの特性

(1) 駆動モータの特性

駆動輪車両の指令電圧と車両移動速度には、以下の関係がある。

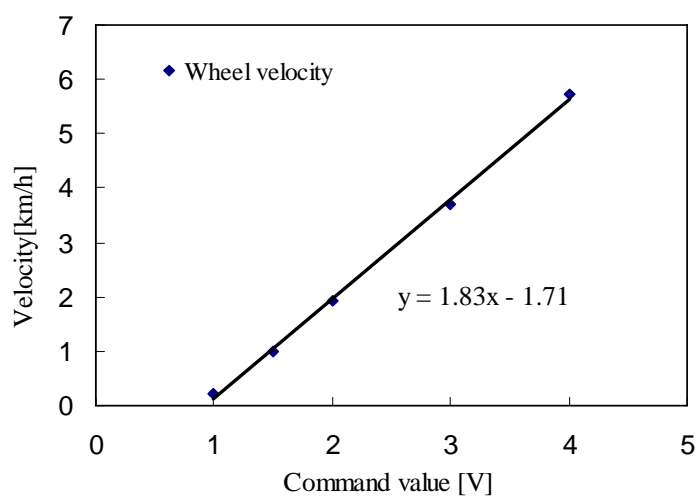


Fig. F.1 Wheel velocity and command value

指令電圧が 0 から 1[V]の間および 5[V]以上では駆動輪の速度は安定しない. 速度が安定した範囲内の 5 点の指令電圧と駆動輪の速度は, 図 F.1 にプロットしたように, ほぼ正比例の関係を示した. それらを最小二乗近似することで駆動輪速度は次式で表される.

$$V = \begin{cases} 0.0 & (D.voltage < 1.0) \\ 1.83 \cdot D.voltage - 1.71 & (1.0 \leq D.voltage < 5.0) \\ 6.0 & (5.0 \leq D.voltage) \end{cases} \quad (F.1)$$

ここで, $D.voltage$ は駆動輪モータの指令電圧, V は車両の移動速度である.

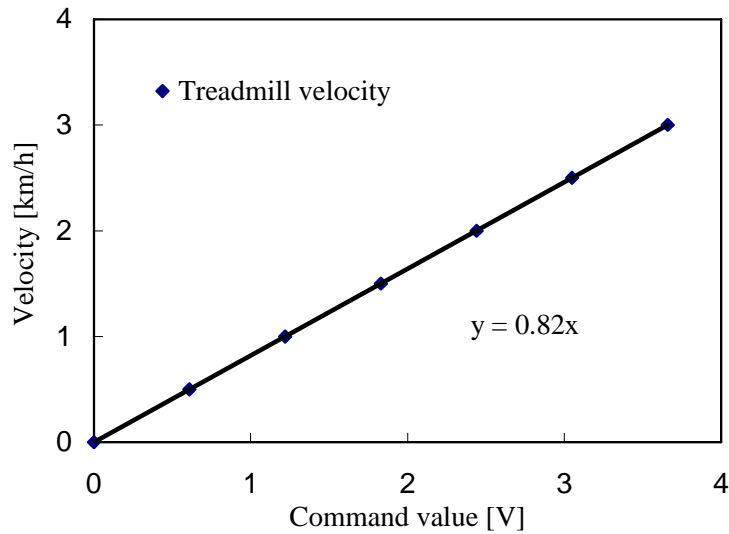


Fig. F.2 Treadmill velocity and command value

次に，トレッドミルモータの速度指令電圧とトレッドミル速度の関係を図 F.2 に示す．駆動輪速度と同様に，指令電圧とトレッドミル速度の関係は次式で表される．

$$V_t = 0.82 \cdot T.voltage \quad (F.2)$$

で表すことができる．ここで， V_t はトレッドミル速度， $T.voltage$ はトレッドミル指令電圧である．ここで，移動速度 V がトレッドミル速度 V_t の K_{hv} 倍となるよう比例ゲイン K_{hv} を与えた場合，

$$V = K_{hv} \cdot V_t \quad (F.3)$$

であることから，移動速度指令電圧 $D.voltage$ およびトレッドミル速度指令速度 $T.voltage$ は，次式のように示すことができる．

$$D.voltage = \{K_{hv} (0.82 \cdot T.voltage) + 1.71\} / 1.83 \quad (F.4)$$

種類別	題名	発表・発行年月	発表・発行掲載誌名	連名者
1. 論文				
○	高齢者の心理概念モデルに基づく移動支援機器開発要件の抽出	2007年1月	日本機械学会論文集(C編)第725号第73巻, pp.266-273.	<u>二瓶美里</u> 井上剛伸 望月美栄子 八巻知香子 楠永敏恵 藤江正克
○	Development of a New Mobility System “Tread-Walk” –Design of a Control Algorithm for Slope Movement-	2006年12月	Proceeding of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (CD-ROM) 174, pp.1006-1011.	<u>二瓶美里</u> 金重裕三 藤江正克 井上剛伸
○	歩行速度を増幅する移動支援機器の開発 –高齢者のジレンマ解消の解として–	2006年10月	バイオメカニズム18, バイオメカニズム学会論文集, pp.101-111.	<u>二瓶美里</u> 金重裕三 藤江正克 井上剛伸
	Estimation of Rotator Cuff Activity Using a Surface EMG during Shoulder External Rotation	2006年12月	Proceeding of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (CD-ROM) 282, pp.1634-1639.	安藤健 <u>二瓶美里</u> 藤江正克
	Development of New Mobility Assistive Robot for Elderly People with Body Functional Control – Estimating walking speed from floor reaction on treadmill-	2006年1月	Proceeding of the 2006 IEEE Biomedical Robotics (CD-ROM) F129, pp.1-6.	金重裕三 <u>二瓶美里</u> 藤江正克

種類別	題名	発表・発行年月	発表・発行掲載誌名	連名者
1. 論文 の続き	Bottlenecks and Their Solutions for Development of Assistive Technologies	2003年8月	Assistive Technology –Shaping the Future G. Craddock et al. (Eds.) IOS Press.	井上剛伸 塚田敦史 相川孝則 廣瀬秀行 田村徹 伊藤和幸 横田恒一 <u>二瓶美里</u> 石濱裕規
	福祉機器開発におけるボトルネックとその解決策(福祉機器開発事例の検証)	2002年11月	日本機会学会論文集(C編)第675号第68巻 2002, p.3439-3446.	塚田敦史 井上剛伸 廣瀬秀行 相川孝則 伊藤和幸 田村徹 石濱裕規 横田恒一 <u>二瓶美里</u>
	QOLの構成要因に基づいた頭部操作式電動車いすの開発	2002年3月	日本生活支援工学会誌 Vol.1 No.12002, pp.42-49.	井上剛伸 山内繁 数藤康雄 廣瀬秀行 塚田敦史 石濱裕規 <u>二瓶美里</u>
	シーティング適合サービス開始後3年間の結果報告	2002年3月	国立リハビリテーションセンター研究紀要22号平成13年, pp.15-21.	廣瀬秀行 高橋功次 三田友記 井上剛伸 新妻淳子 中山剛 石濱裕規 塚田敦史 <u>二瓶美里</u> 松原裕幸 岩崎洋 吉田由美子 関寛之

種類別	題名	発表・発行年月	発表・発行掲載誌名	連名者
2. 講演	Proposition of Mobility Aid for Older Persons -Assuming the Dilemma to Use Assistive Technologies	2006年8月	第21回リハ工学カンファレンス講演論文集 2006, pp. 225-226.	<u>二瓶美里</u> 井上剛伸 金重裕三 藤江正克
	左右分離ベルトを持つ歩行速度追従型トレッドミルの開発-開発コンセプト-	2006年6月	ROBOMECH2006 講演概要集, No.06-4, 2P2-A16.	<u>二瓶美里</u> 金重裕三 藤江正克
	高齢者の心理概念モデルと機器開発プロセス	2006年12月	第5回福祉工学シンポジウム, pp.103-105.	<u>二瓶美里</u> 井上剛伸 望月美栄子 金重裕三 藤江正克
	階段昇降に着目した下肢サポートシステムの開発	2006年7月	第4回生活支援工学系学会連合大会講演予稿集, pp.173.	田邊淳 <u>二瓶美里</u> 藤江正克
	歩行時の骨盤保持による体重免荷装置の開発 骨盤の回転を阻害しないヒトと機器のインタフェース部の開発	2006年7月	第4回生活支援工学系学会連合大会講演予稿集, pp.129.	渡邊峰生 <u>二瓶美里</u> 藤江正克

種類別	題 名	発表・発行年月	発表・発行掲載誌名	連名者
2. 講演 の続き	高齢者の健康維持と行動範囲拡大を目指した移動支援機器の開発 - トレッドミル上での歩行状況検知による搭乗者の歩行速度導出-	2005 年 12 月	第 3 回生活支援工学系学会連合大会講演予稿集, pp.120.	金重裕三 <u>二瓶美里</u> 藤江正克
	高齢者の身体機能と調和した下肢関節運動のアシスト手法	2005 年 12 月	第 3 回生活支援工学系学会連合大会予稿集, pp.128.	林延明 平林昌洋 <u>二瓶美里</u> 藤江正克
	高齢者の心理概念モデルの構築と移動支援機器開発への応用	2005 年 9 月	第 7 回感性工学カンファレンス, pp.123.	<u>二瓶美里</u> 井上剛伸 藤江正克
	福祉用具の満足度評価スケールの開発 - QUEST 簡易版 -	2005 年 9 月	リハビリテーション工学カンファレンス, pp.10-11.	井上剛伸 佐々木一弘 森浩一 酒井奈緒美 上村智子 塚田敦史 <u>二瓶美里</u>
	歩行速度を増幅する移動支援機器の開発 - 高齢者のジレンマ解消の解として -	2005 年 6 月	第 19 回バイオメカニズム・シンポジウム予稿集, pp.173-182.	<u>二瓶美里</u> 金重裕三 藤江正克 井上剛伸

種類別	題名	発表・発行年月	発表・発行掲載誌名	連名者
2. 講演 の続き	高齢者を対象とした移動機器の開発コンセプト(障害受容と福祉機器使用におけるジレンマの発生)	2004年12月	第4回福祉工学シンポジウム, pp.201-204.	<u>二瓶美里</u> 井上剛伸 藤江正克 八巻知香子 渡辺敏恵
	シーティングクリニックにおける電動車いす適合システムの紹介	2004年5月	第38回日本理学療法学会.	岩崎 洋 吉田由美子 中村優子 金山まゆみ 関 寛之 廣瀬秀行 井上剛伸 <u>二瓶美里</u>
	電動車いすの走行評価・訓練	2003年12月	第20回国立身体障害者リハビリテーションセンター業績発表会.	<u>二瓶美里</u> 井上剛伸 廣瀬秀行 星野元則 岩崎 洋 吉田由美子 金山まゆみ 関 寛之
	初期評価からは見えない電動車いす操作能力-実走行評価の重要性- : 事例報告	2003年8月	第18回リハ工学カンファレンス, pp.261-p262.	<u>二瓶美里</u> 井上剛伸 廣瀬秀行 岩崎 洋 吉田由美子 金山まゆみ 関 寛之 塚田敦史
	画像処理を用いた重度障害者用電動車いすの開発」-透視4点問題を用いた頭部動作の計測-	2002年12月	第19回国立身体障害者リハビリテーションセンター業績発表会.	<u>二瓶美里</u> 井上剛伸

種類別	題名	発表・発行年月	発表・発行掲載誌名	連名者
3. 講演 の続き	単眼視による電動車いす開発における頭部動作の計測	2002年10月	バイオメカニズム学術公演会2002講演予稿集, pp.105-106.	<u>二瓶美里</u> 井上剛伸
	頭部操作式電動車いすのモジュール化	2001年11月	第17回リハ工学カンファレンス, pp.9-12.	井上剛伸 数藤康雄 <u>二瓶美里</u> 廣瀬秀行 内山幹男
3. 解説 その他 解説 論文	第1章 自立を支援する福祉機器 2.車いす・電動車いす” 高齢者をめぐる介護・介護支援機器	2005年9月	ライフ・サイエンス, pp.26-33.	井上剛伸 <u>二瓶美里</u>
	連載 介護・介助支援機器の現状と今後の展望 車いす・電動車いす	2003年9月	ライフ・サイエンス Geriatric Medicine (老年医学), 9月号 Vol.41 No.9, pp.1345-1349.	井上剛伸 <u>二瓶美里</u>
	著書 編著 (共著) 行きたいところに一人で行ける 電動カート活用のススメ	2002年10月	地域ケアリング, Vol.4 No.11, p.36-40.	井上剛伸 <u>二瓶美里</u>
	著書 編著 (共著) 第3部 移動・移乗 行きたいところへ一人で行ける電動カート活用のススメ	2004年9月	新訂福祉用具の活用法, 北隆館, pp.149-156.	井上剛伸 <u>二瓶美里</u>

種類別	題名	発表・発行年月	発表・発行掲載誌名	連名者
2.講演 の続き ワークショップ (共著)	An Active Speed Control Treadmill System with Separate Belts for Each Leg	2006年9月	The 3 rd CIR-COE Joint Workshop On Robot Technologies for Human-Robot Coexistence, p.177.	<u>二瓶美里</u> 金重裕三 藤江正克 井上剛伸
講演	これからの20年にかける夢	2006年8月	20周年記念式典 リレートーク パネルディスカッション, 神戸学院大学.	<u>二瓶美里</u>
講演	研究者の考える20年後	2006年3月	第2回21世紀COE7大学拠点合同シンポジウム パネルディスカッション, 名古屋大学.	<u>二瓶美里</u>
報告	福祉工学シンポジウム2004	2004年9月	リハビリテーション・エンジニアリング, Vol.20, No.1 p.54.	<u>二瓶美里</u>
3.特許	移動支援機器	2006年1月30日	特願 2006-21376号	<u>二瓶美里</u> 金重裕三 藤江正克 井上剛伸
	移動支援機器	2006年11月24日	特願 2006-316411号	金重裕三 <u>二瓶美里</u> 藤江正克

