T2R2 東京科学大学 リサーチリポジトリ
Science Tokyo Research Repository

論文 / 著書情報
Article / Book Information

題目(和文)	転倒防止を目的とした高齢者と支持物の運動力学的モデリングと評価指標に関する研究
Title(English)	A study on kineto-static modeling and evaluation indices of elderly people and support objects aiming at fall prevention
著者(和文)	松田聡一郎
Author(English)	Soichiro Matsuda
出典(和文)	学位:博士(工学), 学位授与機関:東京工業大学, 報告番号:甲第11551号, 授与年月日:2020年6月30日, 学位の種別:課程博士, 審査員:武田 行生,菅原 雄介,岩附 信行,岡田 昌史,中島 求
Citation(English)	Degree:Doctor (Engineering), Conferring organization: Tokyo Institute of Technology, Report number:甲第11551号, Conferred date:2020/6/30, Degree Type:Course doctor, Examiner:,,,,
学位種別(和文)	博士論文
Type(English)	Doctoral Thesis

Powered by T2R2 (Science Tokyo Research Repository)

学位論文

転倒防止を目的とした高齢者と支持物の運動力学的モデリングと評価指標に関する研究

A study on kineto-static modeling and evaluation indices of elderly people and support objects aiming at fall prevention

松田　聡一郎 / Soichiro MATSUDA

東京工業大学　理工学研究科　機械物理工学専攻

指導教員　武田　行生　教授　　菅原　雄介　准教授

令和２年６月

東京工業大学
Tokyo Institute of Technology

目 次

第 1 章　緒論 **1**
1.1　研究背景 1
1.2　本論文の目的 6
1.3　関連研究 11
1.4　本論文の構成 13

第 2 章　支持物の反力特性のモデル化 **16**
2.1　緒言 16
2.2　支持物の定義 16
2.3　歩行中の支持物の使用法の定義 16
2.4　本論文で対象とする支持物 17
2.5　各支持物の反力特性の定式化 17
2.6　結言 20

第 3 章　バランス復帰特性に基づく単一の支持物が存在する環境の評価法 **22**
3.1　緒言 22
3.2　支持物の評価指標の候補選出 22
3.2.1　解析モデルの検討 22
3.2.2　反力特性立体の提案 24
3.2.3　評価指標の候補の定式化 27
3.3　評価指標の妥当性検証 31
3.3.1　支持物を用いた歩行時の評価指標値の計算 32
3.3.2　支持物の官能評価 36
3.3.3　支持物の妥当な評価を行える評価指標の決定・提案 36
3.4　結言 41

第 4 章　ダイナミックペアを適用したモデルに基づく杖歩行時の前方杖先位置の評価法 **43**
4.1　緒言 43

4.2 ダイナミックペアを適用したモデルを使用した動力学シミュレーション . . . 43
4.2.1 シミュレーションモデルの検討 . . . 44
4.2.2 シミュレーション条件 . . . 48
4.2.3 結果 . . . 51
4.2.4 考察 . . . 52
4.3 各関節の負の仕事の行いやすさを表す評価指標の検討 . . . 55
4.3.1 評価指標の定式化 . . . 55
4.3.2 杖歩行実験 . . . 59
4.3.3 評価指標の計算条件 . . . 64
4.3.4 結果 . . . 66
4.3.5 考察 . . . 68
4.4 前方転倒防止に有用な杖先位置の例示 . . . 71
4.4.1 目的関数の定式化 . . . 71
4.4.2 最適化問題の設定 . . . 72
4.4.3 最適化計算結果の例示 . . . 73
4.5 結言 . . . 75

第 5 章 身体機能・環境条件に応じた支持物使用・活用法の提案および本研究の展望 77
5.1 緒言 . . . 77
5.2 単一の支持物が存在する環境の評価結果の例示 . . . 77
5.2.1 前提条件 . . . 77
5.2.2 評価結果・考察 . . . 79
5.3 身体特性・環境条件に応じた支持物の活用法の提案 . . . 81
5.3.1 身体特性・環境条件の設定 . . . 81
5.3.2 各条件下における支持物の活用法の考察 . . . 82
5.4 本研究の展望 . . . 85
5.5 結言 . . . 90

第 6 章 結論 92
6.1 本論文で得られた成果 . . . 92
6.2 本論文で明らかになった課題 . . . 93
6.3 本研究の展望 . . . 94

付 録 A 円柱形状支持物に関する評価指標計算結果と官能評価結果 99

付 録 B ダイナミックペアの初期並進変位を決定するための予備実験 102

付 録 C 鈴木による手のひらと T 字杖のグリップの間の粘性減衰係数を測定する予備実験 104

謝辞 105

表 目 次

1.1 Magnitude of grip force in each age (made by the author based on human characteristics measurement data 2001–2002 provided by National Institute of Technology and Evaluation). 10

2.1 Support objects focused on in this thesis. 20

3.1 Subject specification. 33
3.2 Height of support objects used in the experiment. 34
3.3 Weight coefficients based on joint torque characteristics. 36

4.1 Parameter values used in the dynamic simulation. 50
4.2 Definition of joints in Fig. 4.5. 58
4.3 Definition of segments in Fig. 4.5. 59
4.4 Subject specification. 61
4.5 Definition of each leg support phase. 65
4.6 A result of an organoleptic evaluation for safety. 68
4.7 Coefficients of a second-order polynomial regression equation of E_{NW} shown by the broken curve in Fig. 4.10. 70
4.8 Detail of regression curve of $E_{\mathrm{ED}}\left(\bar{d}\right)$ shown in Fig. 4.12. 73
4.9 Detail of regression curve of $E_F\left(\bar{d}\right)$ shown in Fig. 4.13. 73

5.1 Detail of an user of the support objects. 78
5.2 An example of assessment of living space. 80
5.3 Input, condition/limitation, and output parameters concerning the handrail as an example. 88

B.1 The result of the preliminary experiment 103

図 目 次

1.1 An example of walking support tools generally used by the elderlies. 3
1.2 An image diagram of a walking instruction system. 4
1.3 An image diagram of a new-shaped support. 5
1.4 An image diagram of a cane with damper element. 5
1.5 Positioning of this study. 7
1.6 Application of this study. 11

2.1 Non-portable support objects. 18
2.2 A portable support object. 19
2.3 A friction cone corresponding to a horizontal-planar-shaped support object as an example. 20

3.1 A serial mechanism and an inverted pendulum as human model considered in this chapter. 24
3.2 A kinematics model of human upper arm. 24
3.3 An inverted pendulum model. 28
3.4 Model of balance recovery. 29
3.5 Subject. 33
3.6 Experimental apparatus (cylindrical-shaped support object as an example). 33
3.7 Organoleptic evaluation setup. 37
3.8 Relationship between normalized height of the horizontal-planar support object $\bar{h}$ and values of the calculated indices without consideration of joint torque characteristics. 38
3.9 Relationship between normalized height of the horizontal-planar support object $\bar{h}$ and values of the calculated indices with consideration of joint torque characteristics. 39
3.10 Relationship between normalized height of the horizontal-planar support object $\bar{h}$ and result of organoleptic evaluation. 40

3.11 Comparison between values of calculated indices and organoleptic evaluation results (subject F, horizontal-planar object case). 41

4.1 A kinematic and dynamic model used in the simulation. 46
4.2 An effect of vertical force applied to a cane on its rotation according to tilt of the cane. 47
4.3 A calculation flow for the dynamic simulation. 49
4.4 Displacement corresponding to an inclination of a cane (θ_{C}) and magnitude of force corresponding to reaction force applied to the hand from the cane grip in its longitudinal direction (F_{hand}). 52
4.5 A human and a cane model for calculating the evaluation index concerning an ability to perform negative work (ANW). 57
4.6 A flow to calculate the evaluation index concerning the ANW (E_{NW}). . . . 60
4.7 An experimental apparatus. 61
4.8 Usage of force plates during the experiment. 62
4.9 An example of $\bar{d}$ in each leg support phase. 66
4.10 Relationship between $\bar{d}$ and E_{NW} for three subjects. 67
4.11 A histogram constructed by placing $\bar{d}$ on the horizontal axis and the number of data of E_{NW} on the vertical axis. 68
4.12 Relationship between $\bar{d}$ and log decrement of θ_{C} obtained from the simulation. 73
4.13 Relationship between $\bar{d}$ and reciprocal number of a maximum value of F_{hand} obtained from the simulation. 73
4.14 Results of optimization. 74

5.1 Use of both arms: touching a wall and a table by each hand. 83
5.2 An example of an affected-side-support device. 83
5.3 Difference of width according to environments in which support object is used. 86
5.4 Parameters which should be considered in assessment and/or design of handrail. 87
5.5 An example of a brushup of evaluation index (EI). 89

A.1 Relationship between normalized height of the cylindrical support object $\bar{h}$ and values of the calculated indices without consideration of joint torque characteristics. 100

A.2 Relationship between normalized height of the cylindrical support object $\bar{h}$ and values of the calculated indices with consideration of joint torque characteristics. 101
A.3 Relationship between normalized height of the cylindrical support object $\bar{h}$ and result of organoleptic evaluation. 101

B.1 Experimental apparatus of preliminary experiment for measurement of possible slippage between a cane grip and a human hand. 103

C.1 Experimental apparatus of preliminary experiment for mesurement of viscous damping coefficients between a cane grip and a human hand. 105

第1章　緒論

1.1　研究背景

日本では，2018 年時点で 65 歳以上の人口が全体の人口の 28.1 %に達し，2065 年には 38.4 %まで増加すると見込まれている [1]．一方，高齢者の歩行動作を支援する介護者は不足しており，2018 年の介護関係職種の有効求人倍率は全職業の有効求人倍率（1.45 倍）の約 2.7 倍となっている [1]．このような状況下において，介護者ひとりあたりの高齢者の対応人数を減らしつつ，それでもなお高齢者の QOL を現状維持あるいは向上するためには，加齢による身体能力の低下を最小限に留めることが求められる．身体能力のうち自立した移動を行う能力は豊かな生活を送るうえで必要な能力である．主な能力に歩行能力が挙げられ，これは立位姿勢と同じ目線で，自身の判断で自身の身体能力により目的の場所に移動する能力である．ところが，加齢により歩行が困難になるケースは少なくない．加えて，高齢者の歩行時の転倒は死亡につながる重大な事故であると報告されている．そのため，高齢者の転倒防止に着目した歩行支援はさまざまな分野で注目されており，今日では支援のための多くの器具・装具・装置が研究・開発されている．

ところで，高齢者の中にも歩行能力に個人差は存在する．その個人差を大まかに分類すると次のとおりである：

1. 歩行動作を行うためには支援が必須（支援に依存）
2. ある程度（軽度）の支援により歩行が可能
3. 若年者，中年者と同じように歩行が可能

日本における令和 2 年度の 65 歳以上の第 1 号被保険者全体に対する，要介護と認定された人口の割合は約 13 % [2] である．この割合が上述の 1 に対応するとすれば，残りの約 87 %，すなわち高齢者の大部分は 2 または 3 に対応する．

上述の 1 の高齢者に対しては，支援法が広く検討されている．機械工学の分野では，歩行を支援する装置の研究・開発が多く報告されている [3–5]．これらの多くは全身不随や対麻痺等を患った，支援なしには自立した歩行ができない患者・高齢者を歩行可能にするコンセプトで研究・開発されている．しかし，これらは 1 の高齢者向けに研究・開発されているた

め，高性能である一方で高価である．そこで，昨今の高齢者の増加や介護者の減少を鑑み，1 の高齢者よりも人口の大部分を占めると想定される，2 の高齢者に対する支援の検討が求められている．2 の高齢者に対しては，より簡便・安価な方法で，かつ介護者の支援に頼らない自立的な歩行支援法が望まれる．なお，3 の高齢者に対しては，支援の必要がないことは明らかである．

一方，2 の高齢者は，一般に自身の歩行を支援するために図 1.1 に示すような手すりや杖を使用している．従来，手すりや杖は自立的な歩行を行うために高齢者に広く使用されており，前述の背景を考慮すると今後もそれらを使用する人数が増加することが見込まれる．さらにこれらの使用は上記の歩行支援装置と比べ簡便・安価な方法である．そのため，本論文では手すりや杖を使用した転倒防止効果に着目する．手すりや杖の使用による転倒防止効果に関しては従前より多くの研究がなされているが，文献 [6] によると手すりや杖の役割・使用効果は次の 2 つに分類されると述べられている．

i. 脚の部分免荷

ii. 身体の運動情報取得

i に関しては，手すり・杖にある程度の大きさの力（数十 N 程度）を作用させ，脚で発揮するべき力・脚の各関節トルクの大きさを減らす効果，すなわち下肢の筋活動を抑制する効果である．例えば手すりに関しては，IJmker らが手すりを握った歩行においては，手すりに全く触れない歩行と比較して下肢の各筋の筋電位が全体的に低下することを実験的に確認している [7]．杖に関しては，建内らにより片脚立位時における杖の使用が重心移動と下肢筋活動に与える影響 [8] に関する検討がなされている．これに対し，ii に関しては，手すり・杖にほとんど力を作用させず（数 N 程度）に触れることで，腕の各種受容体より身体の体性感覚情報を得る効果である．これはいわゆるライトタッチ効果と呼ばれており，昨今はライトタッチ効果に関する検討もなされている [6, 9]．これらの文献においては，ライトタッチ効果は体性感覚情報を通じて重心移動量を減少させることであると説明されている．また，文献 [6] によると，脳卒中患者の被験者が杖を健側の手で持って歩行した実験において，杖に作用する鉛直下向きの力の大きさが 2.3 N である杖歩行 (force contact) では，その大きさが 49.3 N である杖歩行 (touch contact) と比べ，患側の脚の半腱様筋，大腿筋膜張筋，および内側広筋がより活動していると報告されている．歩行能力の維持・改善のためには，その脚において免荷する補助ではなくある程度の筋活動が行われることが望ましい．したがって，冒頭で述べた 2. ある程度（軽度）の支援により歩行が可能である高齢者は，手すり・杖を使用する際には ii の効果を得られるような使用法がよい．

上記のように手すりや杖の役割・使用効果の科学的根拠は徐々に明らかになってきてい

(a) Handrails

(b) A cane

Fig. 1.1: An example of walking support tools generally used by the elderlies.

る．そのため，高齢者が QOL を現状維持あるいは向上するためには積極的に手すり・杖を積極的に使用することが望ましい．ところが，使用効果は科学的なデータより明らかになってきているものの，その設置位置や使用法などを決めるためのモデル，およびこれに基づく定量的な評価指標は明らかになっていない．すなわち，例えば手すりに関しては，設置高さ・太さなどを決めるための定量的な指標，杖に関しては，杖先の位置・使用する杖の種別などを決めるための有用な指標が存在せず，現状は官能評価による検討・決定 [10] にとどまっている，あるいは有識者（医師・介護者など）の属人的な知識・経験により決定されている．有用な指標が存在しないために引き起こされる問題点を以下に挙げる．

「ii. 身体の運動情報取得」の効果を得る使用法における転倒防止に寄与する力学的効果の検討ができない．

手すり・杖の使用に「ii. 身体の運動情報取得」の効果があることは明らかになってきているが，さらなる転倒防止を実現するためには，例えば歩行中のつまずきのような，身体の運動情報取得だけでは転倒防止できない場合も考慮する必要がある．そこで，手すりや杖の設置位置・使用法の違いが転倒防止に及ぼす寄与の度合いの定量的評価法・指標の開発が望まれる．ところが，手すりや杖の使用による身体への力学的影響に関する検討は理学療法学の分野を中心になされているものの，手すりの高さや杖を突く位置に応じた，転倒防止に寄与する力学的な効果に関しては十分な検討がなされていない．

もし上述の検討が進んだ場合には，高齢者自身で行える，支持物を使用した歩行改善トレーニング法の確立が期待される．さらに，これをさらに応用した，杖歩行リハビリ・トレーニングのための歩行教示システムの開発が期待される．杖歩行教示システムのイメージ図を図 1.2 に示す．このシステムは，転倒防止に寄与する力学的な効果を考慮し，使用者個々の

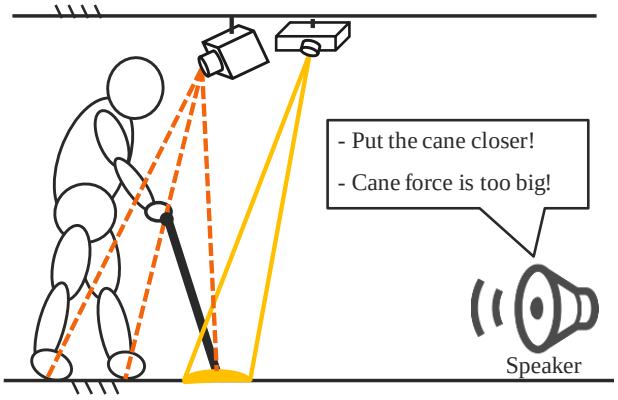


Fig. 1.2: An image diagram of a walking instruction system.

身体特性（身長，体重に加え身体能力など）に応じて杖先位置，および足の位置の教示を行うことができることを想定して示している．このような杖歩行支援法が開発されれば，歩行支援の医療・介護関係者による属人化を防止でき，社会的な課題である超高齢社会・介護者不足の一助となると考えられる．

新たな支援策の検討・設計が困難.

手すりや杖は，それらの基本的なコンセプト・目的・形状などは旧来より全く変わっていない．これを考慮すると，手すりや杖の使用より転倒防止効果が大きいと考えられる，新たな支援策の検討・設計が望まれる（例えば，手すりや杖は，現状の形状が歩行中の転倒防止に適しているのか，他によりよい形状がないか，そもそも形状を変更することが転倒防止に寄与するのか，など）．しかし，その検討に際して使用できる指標が現状存在しないため，新たな支援策に関する，ワールドワイドで行えるような工学的な検討，ならびに設計・開発が現状は見込めない．

もし上述の指標の検討が進んだ場合には，新しい形状の手すりや転倒防止に寄与する機能を具備した杖の開発が期待される．これらのイメージ図を図 1.3，および図 1.4 に示す．図 1.3 は，手で握りこめるような球状の手すりである．ここでは一般の丸型手すりより転倒防止効果が高いと想定し示しているが，形状を評価する指標が確立されれば，このような新しい形状の手すりの開発ができる．また，図 1.4 は，粘性要素を搭載した杖である．これも同様に一般の杖より転倒防止効果が高いと想定し示しているが，減衰粘性特性が転倒防止に寄与することを示す指標が確立されれば，転倒防止に寄与する機能を具備した杖の開発ができる．これらのような手すり・器具が開発されれば，上述の杖歩行支援法と同様に社会的課題の解決に貢献できると考える．

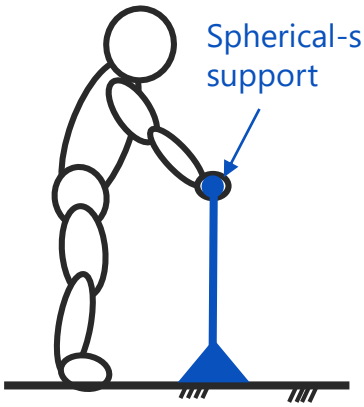


Fig. 1.3: An image diagram of a new-shaped support.

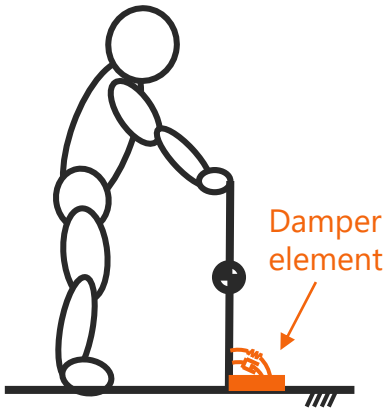


Fig. 1.4: An image diagram of a cane with damper element.

上記のような問題を踏まえ，運動・力学モデルに基づいて手すりや杖の高さ・種別などを評価する指標の提案が行われることが必要である．そして，その指標による評価結果が定量的に示されること，示された結果に基づいて新しい支援法を提案できること，およびこの値に基づく手すり・杖の有用な設計が実現できることが強く望まれる．そこで本研究では，「ii. 身体の運動情報取得」の効果を得るための使用法を対象に，手すり・杖を使用した転倒防止に寄与する力学的な効果に着目した．そして，その効果の大きさを評価観点として支持物のアセスメント・設計を行うためのツールの確立に着目した．このツールは，設計・評価を行うための身体と手すり・杖などの運動力学的モデル，およびそのモデルに基づく評価指標から構成される．評価指標の確立のためにはその指標が評価する物理量の種別，評価の結果に求められる精度などに応じて必要なモデリングを行うことが求められるため，モデルと評価指標の 2 つを検討する必要がある．また，高齢者が歩行時の転倒防止を目的として，手すり・杖を使用するだけでなく，机や壁に手を付いて歩行している場面も多く見受けられる．そこで，この机や壁なども，手すり・杖と同様に歩行中に手で触れることを考慮し，手すり・杖と同様に扱って検討する．本論文では，これらのような人間の手を介して反力を受けられる設備・器具・建築構造物等を一般化して支持物と定義する．そして，支持物，あるいは支持物が存在する環境を評価対象として，それらを使用することによる歩行中の転倒防止効果のアセスメントツール，さらにこれに基づく支持物，あるいは支持物が存在する環境の設計ツールの構築を検討する．（以後，表現の簡略化のため，誤解のない範囲で「支持物，および支持物が存在する環境」を単に「支持物」あるいは「環境」と呼ぶことがある．）

なお，本研究で検討するアセスメント・設計ツールの基本的なコンセプトは次のとおりである．

I. 入力情報を基に，個人に合わせた出力結果を得られること

II. 簡易に得られる情報を入力情報とすること

I に関しては，入力情報を個人の身体特性（身長，体重，身体能力など）として，その個人に合うアセスメント・設計ができることである．II に関しては，I で述べた入力情報は簡易に得られる情報とすることである．すなわち，大掛かりな測定器具・装置などを必要としない情報を入力とすることである．本論文においてもこれらのコンセプトの実現を目指して以降の検討を進める．

1.2　本論文の目的

本研究の位置づけを説明した図を図 1.5 に示す．支持物の評価観点は脚の免荷効果に関する評価，あるいはライトタッチ効果に関する評価など，さまざま考えられるが，本研究においては支持物は 1.1 節の「ii. 身体の運動情報取得」が主な目的として使われていることを前提として，支持物の使用による力学的な転倒防止への効果に着目し，これを評価観点とする．そして，高齢者の日常生活全体における支持物，あるいは支持物が存在する環境のアセスメント・設計ツールを構築することを本研究の最終目標とする（図 1.5 の青色の破線の枠内）．

なお，文献 [11] では，転倒の定義のひとつとして「床・地面もしくはそれより低い位置に手やお尻などの体の一部が付いたすべての場合」が紹介されている．これに従い，以降において転倒とは第 3 章，第 4 章において後述する倒立振子モデルにおける質量中心が地面に接した状態とする．そして，この倒立振子モデルが倒れ始め，支持物から反力を得られない限りは転倒に至る瞬間を「バランスを崩しかけた瞬間」とする．また，転倒防止とは，「バランスを崩しかけた瞬間」の後，十分に時間が経過しても転倒が発生しない状態になることとする．すなわち，高齢者の歩行の速さを考慮し，倒立振子の受動回転ジョイントの，回転軸まわりの静的なモーメントの釣り合いがとれた状態になることとする．この状態になることを，本論文では一般に広い意味合いで使用される「転倒防止」と区別するために「バランス復帰」と呼ぶ．加えて，このバランス復帰の行いやすさを「バランス復帰特性」と呼ぶ．

上述の最終目標の達成を目指し，本論文ではまず設計の基礎となるアセスメントに着目し，平面上の直進方向の歩行動作を対象とする．そして，高齢者の平面歩行時のバランス復帰特性に基づく支持物のアセスメントツールの開発を目的とする（図 1.5 のオレンジ色の点線の枠内）．このツールを使用することで，入力に対して所望の情報（アセスメント結果）が得られること，および得られた情報の妥当性・有用性を確認・検討する．本論文ではまず基礎的な検討を行うため，単一の支持物を使用する場合を具体的に取り上げる．加えて，支持物を可搬性の有無で分類し，それぞれの分類における評価法を検討する．そして，検討した

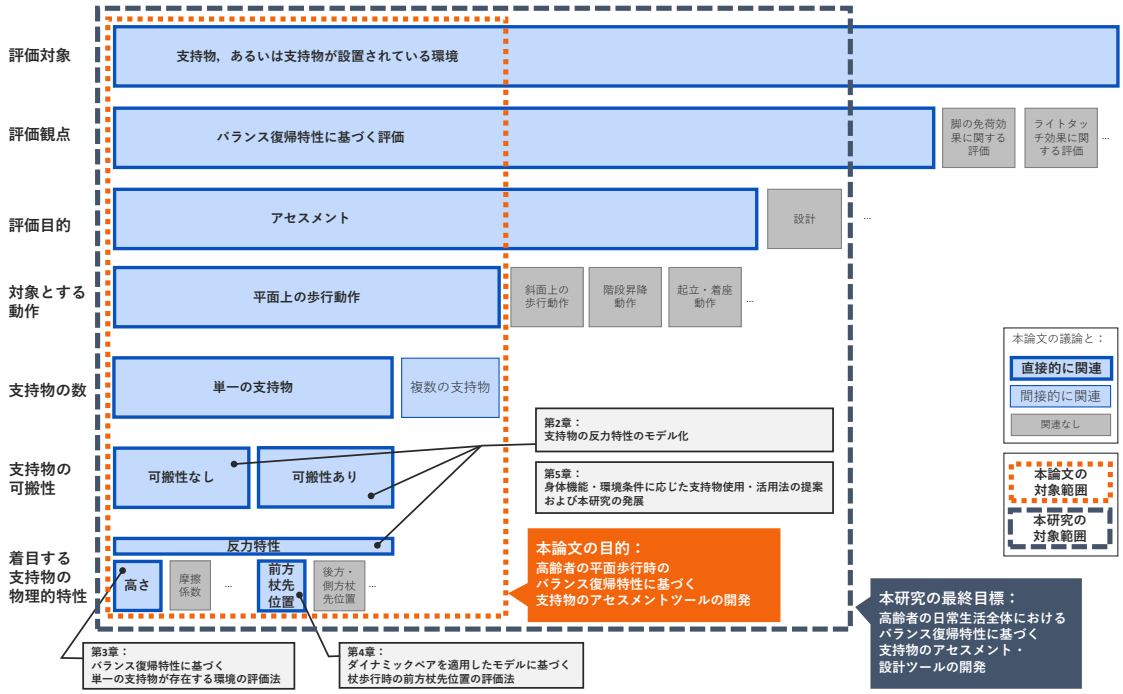


Fig. 1.5: Positioning of this study.

方法により支持物のバランス復帰特性に基づく評価を行い，この結果を通じて転倒防止効果の定量的な議論を行えること，およびこの議論に基づく支持物の使用・活用法を提案できるようになることを本論文における到達目標とする．

手すり・机・壁などの可搬性がない（環境に存在する）支持物に関しては，それが存在する環境を制約条件として，環境の評価法を検討する．高齢者の個々の身体特性に応じた支持物の評価を行えるようにするため，入力量は身長，体重を基本とする．また，支持物のアセスメント・設計を行えるようにするため，評価量（出力パラメータ）を支持物に関するパラメータとする．このパラメータはさまざまあるが，支持物の高さは支持物から得られる反力との積により足元の接地点まわりのモーメントに影響するため，転倒防止に対して大きな寄与が期待できると考える．そこで，評価量として支持物高さに着目する．

著者は，1.1 節で述べたライトタッチ効果，および文献 [12] を参考として，高齢者の歩行時における支持物を使用する特徴を次の 2 点と捉えている．

1. 通常歩行時には，支持物に触れているがほとんど力を作用させない．
2. バランスを崩しかけた瞬間には，上肢によって支持物から必要な大きさの反力を得てバランス復帰する．

本論文においては，2 の場面を対象に，歩行時における支持物の使用による転倒防止効果を

論じる．2 の特徴を踏まえると，上肢が支持物から得る反力がバランス復帰に効果的である場合には，バランス復帰特性が高いといえる．一方，人間の上肢は肩関節，肘関節，および手関節と上腕部，前腕部，および手部で構成されており，各部位（以降，部位をセグメントと呼ぶ.）は各関節により相対的な運動を行うことができる．したがって，各セグメントの姿勢に依存して手先で力を発揮しやすい方向が変化する．また，支持物から得られる反力は垂直力および摩擦力の合力であるが，これらは支持物の形状特性に依存して得られる方向が変化する．そこで，バランス復帰特性を力学的モデルにて表現するために，まず上肢を文献 [13] を参考に 7 自由度シリアルリンク機構でモデル化する．次に，このモデルの出力点における力の方向性を表現するために，これを同モデルにおける操作力楕円体 [14] で表す．さらに，支持物の形状特性に依存して得られる反力の方向を表現するために，これを摩擦円錐 [15] で表す．これらの共通部分から得られる立体が，支持物によるバランス復帰特性を表現すると考え，本論文ではこの立体を使用して支持物を評価する．そして，支持物を使用した歩行実験を通じて，モデル，および操作力楕円体と摩擦円錐の共通部分から得られる立体を使用した支持物の高さの評価法の妥当性・有用性を検討する．

一方，可搬性のある（持ち運べる・持ち運ぶ必要がある）支持物に関しては，代表的な支持物として杖を取り上げ，これを使用することによる転倒防止効果を検討する．ここでは，可搬性のない支持物に関する検討と同じ理由で，入力量として身長，体重を基本とする．また，可搬性のある支持物は手すり・机などの可搬性のない支持物と異なり環境に設置（固定あるいは固定相当）されていないため，反力を得るときには支持物と地面に相対運動が生じ得ること，および運搬中は所望の反力を得られず反力を得るためには地面との接点の位置を決定し使用することが必要である．（杖や歩行器・歩行車を想定されたい.）杖の場合は，杖先の接地中は杖先と地面の接点まわりの回転運動が生じ得る．加えて，接地中以外は反力を得ることはできず，次の接地に向けて杖先位置を都度決める必要がある．そこで，上述の支持物から得る反力によるバランス復帰とは別に，杖先と地面の接点まわりの回転運動に関する，動力学的な観点から杖先位置を評価する指標が存在すると仮説を立て，この仮説の有効性を確認する．高齢者の転倒の主な原因である，歩行中のつまずきによる転倒の方向は，前後左右 8 方向のうち前方・左前方・右前方が 70.1 %を占めている [16]．そのため，可搬性のある支持物の地面との接点の位置と，力学的な転倒防止効果の関係を明らかにするために，本論文ではまず，高齢者の歩行動作における進行方向（つま先より前方）の杖先位置の違いと，歩行中につまずいた際の前方への転倒防止に寄与する力学的な効果の関係に着目する．

ところで，一般に握力が低下した人には T 字杖ではなくロフストランド型杖の使用が推奨されている [17]．この事実より，握力低下が杖の使用に影響を及ぼすと推測される．実際，高齢者は加齢による握力低下が著しいことがわかっている．表 1.1 に各年齢における水平パ

イプを握った際の握力の大きさの違いを示す．これは，独立行政法人製品評価技術基盤機構提供の NITE 平成 13-14 年度人間特性計測データ [18] を基に著者が作成した表である．同表より，60 歳代，70 歳代，および 80 歳代の握力の平均値は，ピーク時に比べ，男性は 73 %，70 %，および 57 %，女性は 47 %，54 %，および 44 %にそれぞれ低下することがわかる．これに加え，加齢により反応時間が増加することもわかっており，60 歳男女の光に対する反応時間は，最も短い年齢のそれと比べ，それぞれ約 2.6 倍，約 2.1 倍になることが知られている [12]．そこで，これらの加齢により握力低下および反応時間の増加が生じる事実，および上述の杖の運動に関する動力学的な観点から杖先位置を評価する指標が存在すると仮説を立てたことを考慮し，握力の低下・反応時間の増加が，杖の回転運動，および杖を握る手を介し身体の運動に影響を及ぼし得ると考えた．一方，機械設計の初期段階で考慮するべき概念として，武田らはダイナミックペアを提案している [19]．この提案では，手首・足首のリハビリ装置を対象に，使用者への不要な負荷を避けつつ所望の支援運動を実現するために，人間と機械のインターフェースをダイナミックペア（運動可能かつ粘弾性特性を持つ機械要素）としてモデル化し，実際にその目的にかなう仕様の装置を設計している．そこで，このダイナミックペアを拡張し本論文に適用する．すなわち，加齢による握力低下および反応時間の増加により手と杖に相対的なずれ・滑りが発生し，これが杖の回転運動，および杖を握る手を介し身体の運動に影響を及ぼすと仮説を立て，手と杖の機械的インターフェースを，完全固定でない運動可能要素かつ粘弾性要素で表現したダイナミックペアによりモデル化する．そして，このモデルを使用した解析モデルを使用した数値シミュレーションおよび実験を通じて，仮説の有効性を確認するとともに，モデルの妥当性・転倒防止に望ましい前方杖先位置を求める評価指標を検討する．

本論文ではさらに，以上の検討結果を踏まえてバランス復帰特性に基づいて単一の可搬性のない支持物・可搬性のある支持物を評価した計算例を示す．これらの計算により，最も単純な単一の支持物を使用する条件における評価結果を得られるため，これを応用するとさまざまな条件下において検討の基礎となるデータを得ることができる．本論文では，得られたデータを基に，適宜前提を置き，複数の支持物を使用した場合に拡張を試みる．そして，支持物の使用者の具体的な身体能力条件，および具体的な環境条件に応じて考察を加え，各条件下における支持物の使用・活用法の提案を行う．

本論文においては上述の目的に沿って議論を進めるが，本論文の成果を基に，あるいは本研究の最終目標の達成を基に，図 1.6 に示すような本研究の応用・発展を想定している．図 1.6 において，1. 支持物の設計論の確立では，バランス復帰特性に基づく支持物の設計，および新たな反力特性を持つ支持物の開発に応用・発展を想定している．2. 住環境・施設環境の設計論の確立では，バランス復帰特性に基づく住環境・施設環境全体のアセスメント・

Table 1.1: Magnitude of grip force in each age (made by the author based on human characteristics measurement data 2001–2002 provided by National Institute of Technology and Evaluation).

Age	Men		Women		Average between men and women	
	NGF*[1] [N/kg]	RGF*[2]	NGF [N/kg]	RGF	NGF [N/kg]	RGF
20's	2.9	0.76	4.12	0.91	3.8	0.98
30's	3.72	0.98	4.51	1	3.88	1
40's	3.8	1	3.51	0.78	3.7	0.96
50's	3.33	0.88	3.17	0.7	3.27	0.84
60's	2.76	0.73	2.12	0.47	2.46	0.63
70's	2.65	0.7	2.45	0.54	2.57	0.66
80's	2.15	0.57	2.01	0.44	2.08	0.54

*[1] Normalized grip force.
*[2] Ratio of grip force to the maximum force.

設計論の構築に応用・発展を想定している．3. 支援機械の開発では，バランス復帰特性に基づく歩行支援機械の開発，およびダイナミックペアを適用したモデルに基づく歩行支援機械の開発への応用・発展を想定している．4. 支持物を使用した歩行教示法の確立では，高齢者自身で行える，支持物を使用した歩行能力改善トレーニング法の確立，これをさらに応用した，歩行リハビリ・トレーニングのための歩行教示システムの開発に応用・発展を想定している．

これらに代表されるような本研究の応用・発展により，1.1 節で述べた超高齢社会における高齢者の QOL の維持・介護者の不足の解消などの社会的な課題の解決が期待される．1.1 節で述べたとおり，介護者が不足している状況において高齢者の QOL の維持を実現するためには，これを維持しつつ介護者ひとりあたりの高齢者の対応人数を減らす必要がある．これを実現するためには，高齢者自身が自立的に移動を行えるように上述の 1, 2 によってよりバランス復帰特性の高い支持物や環境が設計されることが望ましい．さらに，上述の 3 によって 1, 2 よりさらにバランス復帰特性の高い機械・器具が設計され，これによる支援が受けられることが望ましい．加えて，上述の 4 によって高齢者自身が自立的な歩行のリハビリ・トレーニングを行い歩行能力を向上させられるとなおよい．なお，第 5 章において本論文の成果を基に考察を加え，本研究の上述の 1–4 への関連性をより具体的に説明する．

以上より，本研究・本論文の内容は 1–4 を実現するうえですべての根幹となる内容であり，かつ社会的な課題の解決にもつながる，社会的ニーズをとらえた重要な検討である．そこで，著者は図 1.6 に示す応用・発展を目指し，まず本論文において，高齢者の平面歩行時のバランス復帰特性に基づく支持物のアセスメントツールの開発を行う．

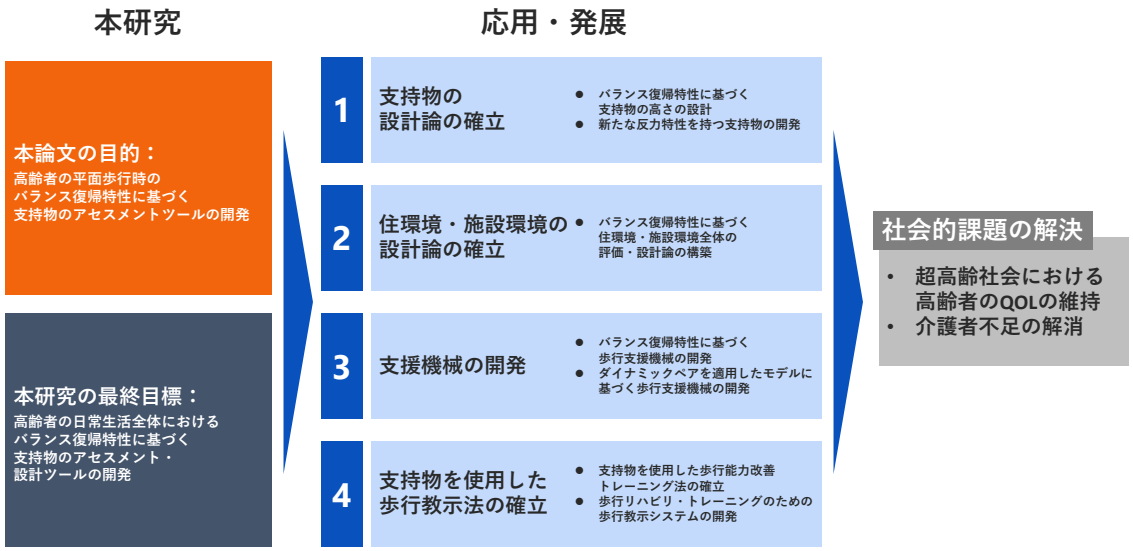


Fig. 1.6: Application of this study.

1.3　関連研究

手すりや杖に関する理学療法分野における研究は広く行われている．手すりに関しては，IJmker らが，手すりを握った歩行では手すりに全く触れない歩行と比較して下肢の各筋の筋電位が全体的に低下することを実験的に確認している [7]．また横山らは，廊下や階段における手すりの地面からの最適な高さや直径を，高齢者を被験者とした感性工学的評価によって決定している [10]．杖に関しては，例えば建内らは片脚立位時における杖の使用が重心移動と下肢筋活動に与える影響に着目し，杖に作用する力を大きくすると中殿筋の活動量が減少することを示唆している [8]．IJmker らは脳卒中の患者を対象に，歩行中の杖の使用による代謝エネルギーへの影響に着目しており，歩行実験の結果より杖の使用は代謝エネルギーを減少させる効果があると示唆している [9]．昨今ではライトタッチ効果に関する研究も多くなされている．1.1 節で触れた Boonsinsukh らは，歩行時の杖の使用は骨盤の横方向の安定性を向上させる効果があると報告している [6]．またライトタッチ効果と明示はされていないものの，前述した建内らは，前述と同じ文献 [8] において，杖に作用する力の大きさが自重の 10–20 %に相当する大きさにおいても，自重を支えるには不十分な軽く触れる程度 (1 N 未満) においても，杖を使用しない場合と比較して重心の移動距離が短くなることを同文献で示唆している．Stramel らは，人間に追従するライトタッチ用杖型ロボットを開発し，これを用いて VR 環境を歩行させる実験を行った結果，実環境の歩行と比較しストライド幅が狭くなり，歩行の安定性が向上したと示唆している [20]．しかしながら，これらは手すりや杖の使用による身体への力学的影響に関する検討，あるいはライトタッチ効果を示

す検討であり，本論文が着目している手すりの高さや杖を突く位置に応じた，転倒防止に寄与する力学的な効果に関する検討には至っていない．

操作力楕円体と摩擦円錐に関連する研究として，人間の上肢発揮力の方向依存性を評価した研究，操作力楕円体と摩擦円錐の共通部分を使用した研究が挙げられる．前者に関しては，佐々木らが，動的操作力楕円体と推進力寄与図形を用いて，一般的な車いすの操作性の，人間の生体力学特性への適合性を評価している [21]．松井らはねじ回し作業のしやすさに着目し，被験者による主観評価と最大発揮トルク，および操作力楕円体による力の出しやすい方向を比較検討することで，ねじ回し作業の操作力楕円体による評価の妥当性を考察している [22]．また山田らは自動車の操作機器の設計に関し，操作力楕円体と生体力学特性を用いて，上肢の力の発揮しやすさを表現する手法を構築している [23]．その結果，力の発揮しやすさを考慮した設計が，操作時の筋負担低減の観点から有効であることを確認している．田中らは下肢における各関節トルクの角度依存性を考慮した操作力楕円体を導出し，これを基に足先で発生する力の発揮しやすさの評価法を提案している．そして，角度依存性を考慮しない評価法と比較して，提案した評価法は実験結果に則した評価を行えているため有効な評価法であると述べている [24]．後者の操作力楕円体と摩擦円錐の共通部分を使用した研究に関しては，辻らが，操作力楕円体と摩擦円錐の楕円近似の共通部分を用いてマニュピレータハンドにおける把持安定性の評価を行い，高速な把持計画を行っている [25]．しかしながら，本論文のように操作力楕円体と摩擦円錐を組み合わせて得られる立体が，支持物によるバランス復帰特性を表現するとして，この立体を使用して支持物の高さを評価する研究例はない．

杖を使用した動作支援に関連する研究は，ロボット工学の分野においても広く行われている．例えば Di らは転倒を検知し受動的に転倒を防止する機能を具備する Intelligent cane robot を開発している [26]．この開発においては，ロボットと使用者の両足から構成される支持多角形の図心と，ロボットから使用者の手が得る反力と使用者の両足が床から得る反力を基に計算される COP の距離，および使用者の両脚の加速度を基に転倒を検出し，検出後はインピーダンス制御により杖型ロボットを移動させ転倒を回避する制御系を構築している．転倒の検出に関しては，このロボットを使用した通常歩行時における，図心と COP の距離および両足の加速度の分布をあらかじめ取得しておき，これと歩行中のリアルタイムに計測された図心と COP の距離および両足の加速度を比較し，Duboi の可能性論に基づいて通常歩行と異常歩行を判断している．そして，異常歩行と判断された場合に転倒が生じたとして，これにより転倒の検出を行っている．また，石田らは球体駆動式全方向移動機構を用いた，使用者に足を置く目標位置を示す杖歩行訓練ロボットを開発している [27]．ロボットは使用者に足を置く目標位置を示し，目標位置と実際の足の位置の差異に応じた評価を使用

者にフィードバックする．この目標位置は使用者に応じた歩幅などの設定を行うことで調整が可能であると述べられている．Di らの研究においては，多数のセンサ類やアクチュエータから構成されており，また靴のインソールにもセンサを取り付ける必要があるため，[3–5] よりは簡便・安価な支援策であるものの，1.1 節で述べた「2. ある程度（軽度）の支援により歩行が可能」な高齢者のニーズに応えるためには，より簡素化が必要と考えられる．これに対し，本研究の最終目標が達成されればさらに簡便・安価な支援策が実現でき上記のニーズに応えられると考える．また，石田らの研究においては，医療・介護関係者が歩幅などの設定を行い患者にロボットを使用してもらうことを想定している．一方，本論文ではいずれはバランス復帰特性に基づく足の位置の決定（設計）を行えるようなツールの開発を目指して，支持物のアセスメントツールの開発を目的としている．そのため，本研究は医療・介護関係者による属人化防止が期待される研究であり，さらに超高齢社会・介護者不足の一助となると考えられる．

また，本論文では高齢者の握力低下，反応時間の増加等を考慮して，手と杖の間をダイナミックペアによりモデル化している．このダイナミックペアは 1.2 節ですでに述べたとおり，元来武田らにより機械設計の初期段階で考慮するべき概念として提案されている [19]．また，ダイナミックペアを杖歩行の解析に応用した例として鈴木の研究 [28] がある．鈴木は，実験により人間の手のひらと T 字杖のグリップの間に粘弾性特性があることを示し，人間の手のひらと T 字杖のグリップの間を粘弾性要素を含むダイナミックペアでモデル化することの妥当性を示している．加えて，ダイナミックペアを解析モデルに適用し，このモデルを使用して動力学解析が行えることを示している．上述したとおり，本論文では高齢者の握力低下，反応時間の増加等を考慮してダイナミックペアを適用しており，武田らの研究とはモデルの適用・活用法が異なる．また，鈴木の研究は解析モデルの妥当性の検討・動力学解析結果の例示にとどまっており，杖先位置のアセスメントへの適用には至っていない．

上記のように，本論文に関連する研究例は多く存在する．ところが，上記のいずれも本論文とは目的・アプローチが異なる研究である．よって，上述の目的を達成すること，将来の目標達成に対して有用な知見を得ることが期待できる．

1.4　本論文の構成

本論文の構成を要約して以下に示す．

第 1 章　緒論

第 2 章　支持物の反力特性のモデル化

まず，支持物および本論文で対象とする歩行中の支持物の使用法を改めて定義する．さらに，以降の章において支持物の形状特性に基づく転倒防止効果を議論するために，本論文で対象とする支持物とその形状を具体例を挙げて説明する．これに加え，支持物の反力特性を摩擦円錐でモデル化する．

第 3 章　バランス復帰特性に基づく単一の支持物が存在する環境の評価法

可搬性のない支持物を使用した高齢者の歩行動作を対象に，支持物使用者の身長・体重を基本的な入力とし，これに加え必要となるパラメータを入力として単一の支持物が設置されている環境の高さ・形状の評価を行う．これを行うために，支持物の高さとバランス復帰特性の関係を表す評価指標，およびこの評価指標を構築するための適切な身体モデルについて検討を行う．まず，身体のリンク機構モデルを検討し，これより 1.2 節で述べた操作力楕円体を導出する．そして，これと第 2 章で導出した摩擦円錐を組み合わせて反力特性立体を提案する．この反力特性立体に基づいて，バランス復帰に関する評価指標の候補を 4 つ挙げる．上述の 4 つの指標のうち，バランス復帰の観点から支持物の妥当な評価を行える指標を明らかにするために，a. 支持物を用いた歩行実験，およびその実験によって得られたパラメータを用いた 4 つの指標の計算，b. 不安定な足場を用いた実験による支持物の官能評価を行う．そして，a および b の結果を比較し，4 つの候補のうち妥当な評価を行える指標を決定する．

第 4 章　ダイナミックペアを適用したモデルに基づく杖歩行時の前方杖先位置の評価法

可搬性のある支持物として杖に着目し，これを使用した高齢者の歩行動作を対象とする．そして，杖使用者の身長・体重を基本的な入力とし，これに加え必要となるパラメータを入力として前方の杖先位置の評価を行うために，この位置と転倒防止効果の関係を表す評価指標，およびこの評価指標を構築するための適切な身体・杖のモデルについて検討を行う．まず，高齢者の握力低下や反応時間の増加を考慮し，手と杖の機械的インターフェースを上述のダイナミックペアによりモデル化する．これを解析モデルに適用し，この解析モデルを使用して動力学シミュレーションを行い杖による転倒防止効果に及ぼす影響を検討する．そして，シミュレーション結果に基づき，解析モデルの妥当性に考察を加え，ダイナミックペアのダンパ要素によるエネルギー消散量，および手が杖から受ける力の大きさを評価指標としている．次に，シミュレーション結果に基づき，さらに人間の各関節における負の仕事の行

いやすさも評価指標とし，これを定式化する．そして，この評価指標の値を計算するための入力値を得ること，および杖先位置の違いによる安全性に関する官能評価を行うことを目的として，被験者を採用した杖歩行実験を行い，この実験結果を基に各関節の負の仕事の行いやすさの評価指標としての妥当性について考察を加える．最後に，検討した評価指標を使用して，前方の杖先位置の決定例を示し，身長・体重を基本的な入力として前方の杖先位置が決定できることを示す．

第 5 章　身体機能・環境条件に応じた支持物使用・活用法の提案および本研究の展望

第 3 章および第 4 章の成果を基に，実生活上に近い条件下ににおける支持物の活用法を検討・考察する．これを行うために，支持物の使用者の具体的な身体能力条件，および環境条件を設定し，第 3 章で検討した指標を用いてバランス復帰特性に基づいて支持物を評価した例を示す．そしてその評価例を基に各条件下における支持物の活用法を検討・考察する．まず，高齢の支持物使用者，および単一の支持物を仮想的に設定し，第 3 章で検討した支持物の評価指標を用いて支持物を評価した例を示す．これを受けて，次に支持物の使用者の具体的な身体能力条件，および具体的な環境条件下における，各条件下おける支持物の活用法を検討・考察した結果を述べる．最後に，上述の議論結果に基づき，本研究の展望を述べる．

第 6 章　結論

本論文で得られた成果を要約して示す．

第2章　支持物の反力特性のモデル化

2.1　緒言

本章では，以降の章において支持物を使用した転倒防止効果を議論するために，まず 2.2 節，2.3 節で支持物，および本論文で対象とする歩行中の支持物の使用法を改めて定義する．さらに，2.4 節では，本論文で対象とする支持物とその形状を具体例を挙げて説明する．2.5 節では，前節で説明した支持物の反力特性を摩擦円錐によりモデル化する．2.6 節では，本章で得られた成果を要約して示す．

2.2　支持物の定義

1.1 節で簡単に述べたが，本節にて改めて支持物を定義する．本論文においては，支持物を「人間が手を介して反力を得られる設備・器具・建築構造物等」と定義する．本章では，支持物から得られる反力の方向が支持物の形状特性に依存すると考え，この形状依存性を摩擦円錐 [15] でモデル化する．

2.3　歩行中の支持物の使用法の定義

1.2 節ですでに述べたとおり，本論文では歩行中の支持物の使用法に関して，1.1 節で述べたライトタッチ効果，および文献 [12] を参考に，高齢者の歩行時における支持物を使用する特徴を次の 2 点と捉えている．

1. 通常歩行時には，支持物に触れているがほとんど力を作用させない．
2. バランスを崩した場合には，上肢によって支持物から必要な大きさの反力を得てバランス復帰する．

本論文においては，2 の場面を対象に，歩行時における支持物の使用による転倒防止効果を論じる．

2.4　本論文で対象とする支持物

本論文で対象とする支持物を図 2.1, 2.2，および表 2.1 にに示す．図 2.1，および図 2.2 において，X 軸正方向を歩行の進行方向，Z 軸正方向を鉛直上向きの方向，Y 軸を ZX 平面に対し垂直な方向とする．

表 2.1 において，1–3 は環境に設置される支持物，あるいは環境そのものを指す支持物である．これらは可搬性のない支持物と分類する．

1 は一般に丸型の手すりと呼ばれる，円柱形状の手すりである．手すりの軸は図 2.1(a) 中の X 軸方向とし，支持物の半径方向に垂直力が得られるものとする．なお，手すりの半径方向の大きさ（太さ）は無視する．また，手先を円筒として手すりを包み込んだ状態を考え，上記の垂直力に対し，X 軸方向の静止摩擦力が作用するものとする．このような反力特性を持つ支持物を本論文では円柱形状の支持物と呼ぶ．

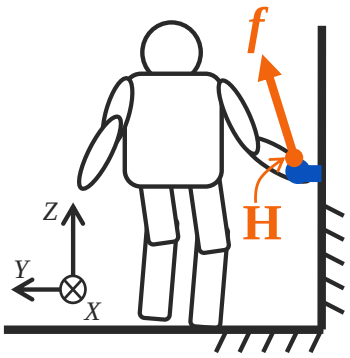
2, 3 はそれぞれ壁，机である．机は図 2.1(b) における ZX 平面，壁は図 2.1(c) における XY 平面に平行な平面とする．垂直力はこれらの平面に垂直な方向に得られるものとする．また，手先に相当する点と支持物に相当する物体が点接触している状態で静止摩擦力が作用するものとし，摩擦力は ZX 平面，XY 平面上の方向に得られるものとする．このような反力特性を持つ支持物を本論文ではそれぞれ水平平面形状，および鉛直平面形状の支持物と呼ぶ．

なお，ここまで述べた支持物において，本来は支持物から得られる純粋な反力モーメントによるバランス復帰への影響も考慮すべきであるが，本論文では以降で述べる評価法が有用な評価法であるかを確認するために，問題を単純にして考察を明確にすることを意図して，それによる影響は十分小さいと仮定し，力のみに着目する．

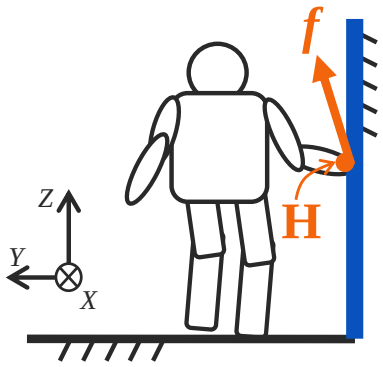
次に，4 は一般に歩行支援のために持ち運んで使用される，T 字型の杖である．なお，T 字型の杖とは，手で杖のグリップを握って使用する杖の一般的な総称である．本論文ではこれは可搬性のある支持物と分類する．図 2.2 において，杖先において杖と地面（XY 平面に平行な平面）はその接点まわりの回転運動ができるものとする．また，地面に対する杖の姿勢は，杖先が滑らない範囲の角度に保たれているとし，具体的には考慮しないする．これらより，杖を介して受けられる反力は杖の長手方向に得られるものとする．このような反力特性を持つ支持物を本論文では線分形状の支持物と呼ぶ．

2.5　各支持物の反力特性の定式化

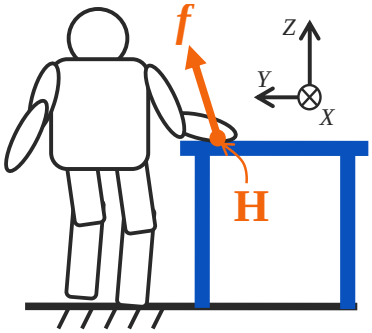
前節で定義した各支持物から得られる反力の特性を定式化する．各支持物から手が得られる反力を $\boldsymbol{f} = \begin{bmatrix} f_X & f_Y & f_Z \end{bmatrix}^{\mathrm{T}}$ とすると，図 2.1, 2.2 において手の位置に相当する点 H に作



(a) A handrail (cylinderical shape)



(b) A wall (vertical-planar shape)



(c) A table (horizontal-planar shape)

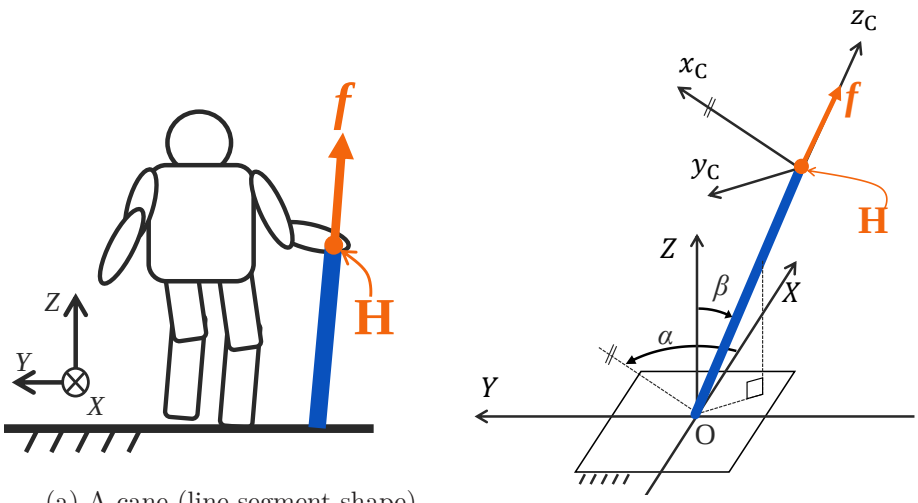
Fig. 2.1: Non-portable support objects.

用する $\boldsymbol{f}$ はそれぞれ以下のような条件を満たす.

$$\text{円柱形状:} \qquad {f_Y}^2 + {f_Z}^2 \geq \left(\frac{f_X}{\mu_{\mathrm{HS}}}\right)^2 \tag{2.1}$$

$$\text{鉛直平面形状:} \qquad \begin{aligned} &{f_Z}^2 + {f_X}^2 \leq (\mu_{\mathrm{HS}} f_Y)^2 \\ &f_Y \geq 0 \end{aligned} \tag{2.2}$$

$$\text{水平平面形状:} \qquad \begin{aligned} &{f_X}^2 + {f_Y}^2 \leq (\mu_{\mathrm{HS}} f_Z)^2 \\ &f_Z \geq 0 \end{aligned} \tag{2.3}$$



(a) A cane (line-segment shape)

(b) Definition of moving coodinate system O−$x_C y_C z_C$ and angle α, β

Fig. 2.2: A portable support object.

$$\text{線分形状:}\quad \begin{aligned} & f_{z_C} \geq 0 \\ & \boldsymbol{f} = R_Z(\alpha) R_X(\beta) \begin{bmatrix} 0 & 0 & f_{z_C} \end{bmatrix}^{\mathrm{T}} \\ & {f_X}^2 + {f_Y}^2 \leq (\mu_{SG} f_Z)^2 \\ & f_Z \geq 0 \end{aligned} \tag{2.4}$$

ただし，μ_{HS}，μ_{SG} はそれぞれ手 (Hand) と支持物 (Support object)，支持物 (Support object) と地面 (Ground) の間の静止摩擦係数である．なお，様々な材料を対象とした生体摩擦学に関する研究はなされている [29,30] が，本論文では問題の簡略化のため静止摩擦係数 μ_{HS} を一定値として扱う．同じ理由で，μ_{SG} も一定値として扱う．また，式 (2.4) における $R_Z(\alpha)$，$R_X(\beta)$ はそれぞれ Z 軸周りに α，X 軸周りに β 回転する回転行列である．α，β は図 2.2(b) に示す角度であり，それぞれ，$\beta = 0$ の場合の X 軸と x_C 軸のなす角，Z 軸と z_C 軸のなす角である．これらの角度は与えられるものとする．座標系 O − $x_C y_C z_C$ は杖に固定された動座標系であり，これの z_C 軸の方向は杖の長手方向の地面から手の向きと一致する．

式 (2.1)–(2.4) は摩擦円錐と呼ばれ，支持物から受けられる反力の方向特性を示す．例として，水平平面形状の支持物に関する摩擦円錐の概観を図 2.3 に示す．同図において，f_X 軸，f_Y 軸，f_Z 軸の向きはそれぞれ図 2.1 の X 軸，Y 軸，Z 軸と一致する．これらの関係を使用して，支持物の形状特性に依存するバランス復帰特性を第 3 章以降で議論する．なお，図

Table 2.1: Support objects focused on in this thesis.

No.	Portability	Support object	Shape	Reaction force characteristics	
				Normal force	Friction force
1	Non-portable	Handrail	Cylinderical shape	Radial direction	Longitudinal direction
2		Wall	Vertical-planar shape	Direction normal to surface	Surface direction
3		Table	Horizontal-planar shape	Same as above	Same as above
4	Portable	Cane	Line-segment shape	Longitudinal direction	

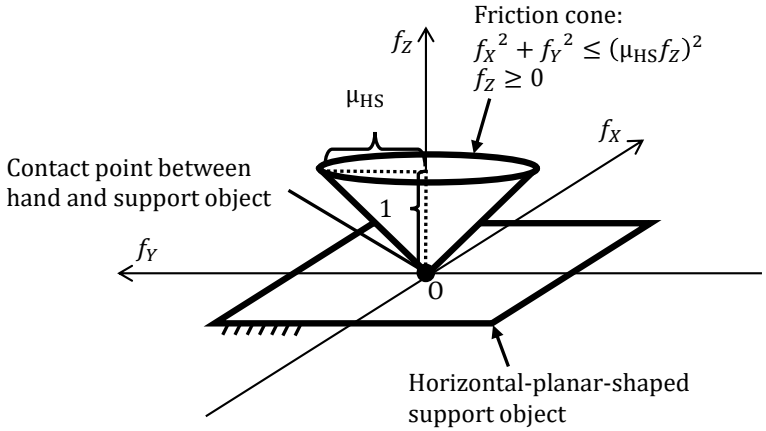


Fig. 2.3: A friction cone corresponding to a horizontal-planar-shaped support object as an example.

2.1, 2.2 および表 2.1 に示した支持物の他にも支持物とみなせる設備・器具はある（例：縦型手すり，四足杖，歩行器，歩行車等）が，本論文では図 2.1, 2.2 および表 2.1 に示す支持物を代表例として取り上げ議論を進める．

2.6　結言

本章では，支持物を改めて定義し，歩行中の支持物の使用法を定義した．さらに，本論文で対象とする支持物の具体例を示した．これに加え，支持物の形状特性に依存して得られる反力に関して考察を加えた．以下に本章で得られた成果を要約して示す．

1. 本論文で対象とする支持物を可搬性の有無で分類し，それぞれの形状特性に依存して

得られる反力の方向を示した.

2. 1 で得られた結果を基に，円柱形状，水平平面形状，鉛直平面形状，および線分形状の支持物に関して，それらの形状特性に依存して得られる反力を摩擦円錐によりモデル化した.

第3章　バランス復帰特性に基づく単一の支持物が存在する環境の評価法

3.1　緒言

本章では，可搬性のない支持物を使用した高齢者の歩行動作を対象とし，高齢者の個々の身体特性に応じて可搬性のない支持物の評価を行えるようにするために，支持物使用者の身長・体重を基本的な入力として単一の支持物が設置されている環境の高さの評価を行う．そこで，支持物の高さとバランス復帰特性の関係を表す評価指標，およびこの評価指標を構築するための適切な身体モデルについて検討を行う．3.2 節では，まず，身体のリンク機構モデルを検討し，これより 1.2 節で述べた操作力楕円体を導出する．そして，これと 2.5 節で導出した摩擦円錐を組み合わせて反力特性立体を提案する．この反力特性立体に基づいて，バランス復帰に関する評価指標の候補を 4 つ挙げる．3.3 節では，この 4 つの指標のうち，バランス復帰の観点から支持物の妥当な評価を行える指標を明らかにするために，a. 支持物を用いた歩行実験，およびその実験によって得られたパラメータを用いた 4 つの指標の計算，b. 不安定な足場を用いた実験による支持物の官能評価を行う．そして，a および b の結果を比較し，4 つの候補のうち妥当な評価を行える指標を決定する．3.4 節では，本章で得られた成果を要約して示す．

3.2　支持物の評価指標の候補選出

3.2.1　解析モデルの検討

1.2 節で述べたとおり，本章では手先で力を発揮しやすい方向を 7 自由度シリアルリンク機構の操作力楕円体で表現する．本項では，まずこの操作力楕円体の導出のための上肢のモデル化について議論する．また，同じく 1.2 節で述べたとおり，バランスを崩しかけた瞬間に支持物を使用してバランスのとれた状態に復帰することに着目する．そのため，本項では「バランスを崩しかけた瞬間」を表現するモデルについても議論する．

まず，上肢のモデル化に関して，1.2 節でも述べたが人間の上肢は肩関節，肘関節，および手関節と，上腕部，前腕部，および手部で構成されている．一方，文献 [13] によれば，従

来人間の関節およびセグメントは，機構学の分野における対偶および剛体リンクでモデル化され，適切な精度で種々の運動学・力学解析がなされてきた．そして，歩行のような粗大運動においては，肩関節，肘関節，および手関節はそれぞれ，1 つの球対偶（3 自由度），2 つの回転対偶（2 自由度），2 つの回転対偶（2 自由度）で表して解析がなされてきた．これらを考慮すると，上肢を 7 自由度シリアルリンク機構にモデル化することは妥当と導ける．

次に，「バランスを崩しかけた瞬間」を表現するモデルに関して，瞬間的には転倒は生じていないが徐々に転倒状態に移り変わっていくことを表現できるモデル化が行えることが望ましい．一方，文献 [31] によると，従来人間のバランスを分析する際に，人間の質量中心が足関節を中心に回転すると考え，質量中心と回転対偶で構成される倒立振子モデルがよく用いられている．ここで，足関節はその瞬間にはトルクを発揮できないとして，回転対偶が受動対偶である倒立振子モデルとすると，質量中心が回転対偶の回転中心から見て鉛直上向き方向に存在している限りは振子は運動を行わない．ただし，この状態は，例えば質量中心にわずかな外力が作用した場合に，振子が回転対偶の軸周りに回転しその回転が重力により徐々に加速されるような状態である．これらを加味すると，「バランスを崩しかけた瞬間」を表現するモデルには回転対偶が受動対偶である倒立振子の適用が妥当と導ける．

なお，前者は対偶によってモデル化した自由度以外の自由度，後者は身体の片側の上肢以外の身体の各関節による各セグメントの相対変位を無視している．ただし，本章ではバランスを崩しかけた瞬間は姿勢が変化しないとしてバランスのとれた状態に復帰することを考える．そのため，その瞬間における上述の無視がアセスメント結果に与える影響は十分小さいと考えられる．

したがって，本章では上肢を 7 自由度シリアル機構でモデル化し，「バランスを崩しかけた瞬間」を表現するために身体を倒立振子でモデル化する．そこで，図 3.1 のように，片側の上肢部分を剛体 7 自由度シリアルリンク機構，および，その他の部分を足下に相当する位置に水平面上に軸を有する回転ジョイントを設けた倒立振子として，それぞれモデル化する．ただし，図 3.1 に示す座標系 $\mathrm{O}-XYZ$ において，X 軸正方向を歩行の進行方向，Z 軸正方向を鉛直上向き方向，Y 軸を ZX 平面に対し垂直な方向とする．剛体 7 自由度シリアルリンク機構については，肩関節を 3 自由度の球ジョイント，肘関節および手関節を 2 自由度のユニバーサルジョイントとしてそれぞれモデル化する（図 3.2）．ただし図 3.2 に示すリンクの長さ L_1，L_2，L_4，および L_6 はすべて 0，また肩関節，肘関節，手関節の中心に相当する点をそれぞれ S，E，W とし，手先に相当する点を H と表す．$\theta_{i=1,2,\cdots,7}$ および $\boldsymbol{w}_{i=1,2,\cdots,7}$ をそれぞれ回転ジョイント i の角変位，および，軸の方向を表す 3 次元単位ベクトルと定義する．上肢の各ジョイントは能動ジョイントとする．倒立振子については，足下の回転ジョイントは受動ジョイントとし，バランスを失った際に質量中心が倒れる方向に 1 自由度をも

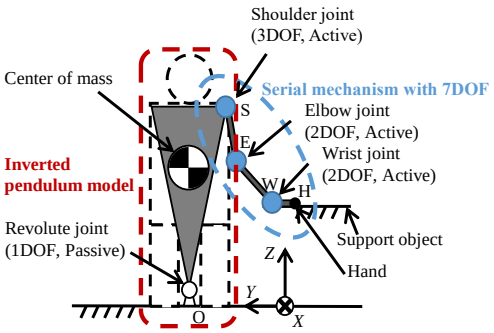


Fig. 3.1: A serial mechanism and an inverted pendulum as human model considered in this chapter.

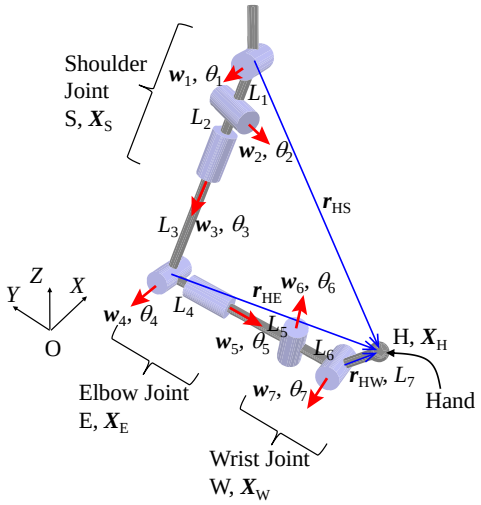


Fig. 3.2: A kinematics model of human upper arm.

つと考える．

なお，1.2 節でも述べたが，本章における転倒は，図 3.1 の倒立振子モデルにおける質量中心が地面に接した状態と定義し，倒立振子モデルが倒れ始め，支持物から反力を得られない限りは転倒に至る瞬間を「バランスを崩しかけた瞬間」と定義する．また，転倒防止，すなわちバランス復帰とは，図 3.1 における倒立振子の受動回転ジョイントの，回転軸まわりの静的なモーメントの釣り合いがとれた状態になることとする．また，人間は本来片脚立ちの際に遊脚側に倒れればその足を地面に着くことで倒れることを回避できるが，本章では加齢による反応時間の増加 [12] を考慮し，この回避ができない前提を置いている．これらの定義・前提のもと，以降で支持物を使用することによるバランス復帰特性について議論する．

3.2.2　反力特性立体の提案

本項では，手先における支持物からの反力の得やすさを，支持物の形状特性に依存して得られる反力の方向を含めて表す，反力特性立体を提案する．反力特性立体は次のように導出する．まず，前項で示した上肢の 7 自由度シリアルリンク機構における，手先での発生力の方向性を示す操作力楕円体，および支持物の形状特性に依存して得られる反力の方向を示す摩擦円錐をそれぞれ導出する．次に，これらの共通部分を取ることにより，反力特性立体を導出する．以下では，それぞれの導出過程を述べる．

操作力楕円体の導出

1.2 節で述べたとおり，各セグメントは各関節により相対的な回転運動を行うことができるため，上肢の各セグメントの姿勢に依存して手先で力を発揮しやすい方向が変化する．これと，3.2.1 項における議論を踏まえ，7 自由度シリアルリンク機構の出力点における力を発揮しやすい方向を求める．一方，操作力楕円体は，文献 [14] で説明されているとおり，「各関節で発揮するトルクの二乗和が 1 以下」の条件を与えて導出されているが，これは，ある大きさの力を作用させるために必要とされる，各関節で発揮するトルクの二乗和が楕円体の長軸の方向で最小になることを表す．つまり，楕円体の表面と中心点の距離が長い方向が，支持物からすべての方向に反力が得られるとした場合の反力を得やすい方向である．極端な例を挙げると，腕を伸ばしきったときに，腕の方向に楕円体の長軸が伸び，その長さは無限大になる．本論文で検討しているバランス復帰は，バランスを崩した際に転倒しないように腕で身体を支えることを対象としている．そのため，操作力楕円体が大きいほど，さまざまな方向へのバランス復帰に対して，各関節で発揮するトルクの大きさは小さくなるため好ましい．以上より，手先における力を発揮しやすい方向を表現するために，7 自由度シリアルリンク機構における操作力楕円体を用いることとする．そして，操作力楕円体が大きいほどバランス復帰に効果的であると考える．

ところで，前述の文献 [14] における「各関節で発揮するトルクの二乗和が 1 以下」の条件は，各関節が等しいトルク発揮特性を有する場合を前提としている．これらが異なる場合には，各関節のトルク発揮特性の違いを考慮した条件を与えることが望ましい．そこで，各関節のトルク発揮特性を考慮しない場合と考慮する場合の操作力楕円体を導出し，3.3 節においてそれらの評価指標の計算値の違いを基に各関節のトルク発揮特性の考慮要否を検討する．

上述の議論を踏まえ，3.2.1 項で導出した上肢の 7 自由度シリアルリンク機構モデルを基に，操作力楕円体を導出する．本論文では図 3.1, 3.2 における，肩関節に相当するジョイント S，肘関節に相当するジョイント E，手関節に相当するジョイントの中心の位置 W，および手先に相当する点の位置 H の位置をそれぞれ 3 次元位置ベクトル $\boldsymbol{X}_{\mathrm{S}}$，$\boldsymbol{X}_{\mathrm{E}}$，$\boldsymbol{X}_{\mathrm{W}}$，および $\boldsymbol{X}_{\mathrm{H}}$ で表す．これらの位置は与えられるものとし，これらの一部を与え θ_i，$\boldsymbol{w}_i$，L_3，L_5，および L_7 を得る．解析の対象としている 7 自由度シリアル機構において，次の式 (3.1) を満たすヤコビ行列 $J_{\mathrm{T}} \in \boldsymbol{R}^{3\times 7}$ を考える．ただし，$\boldsymbol{\tau}(= \begin{bmatrix} \tau_1 & \tau_2 & \cdots & \tau_7 \end{bmatrix}^{\mathrm{T}})$ は各回転ジョイントの発生トルクをまとめた 7 次元ベクトル，$\boldsymbol{f}$ は点 H に作用する力を表す 3 次元ベクトルで

ある．式 (3.1) によって，点 H に作用する力を得るために必要な各関節トルクが得られる．

$$\left.\begin{aligned}
\boldsymbol{\tau} =& -{J_{\mathrm{T}}}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{f} \\
J_{\mathrm{T}} =& \begin{bmatrix}\boldsymbol{S}_1 & \boldsymbol{S}_2 & \boldsymbol{S}_3 & \boldsymbol{S}_4 & \boldsymbol{S}_5 & \boldsymbol{S}_6 & \boldsymbol{S}_7\end{bmatrix} \\
\boldsymbol{S}_i =& \boldsymbol{w}_i \times \boldsymbol{r}_i \\
\boldsymbol{r}_i =& \boldsymbol{r}_{\mathrm{HS}} = \boldsymbol{X}_{\mathrm{H}} - \boldsymbol{X}_{\mathrm{S}} \ (i = 1,\, 2,\, 3) \\
=& \boldsymbol{r}_{\mathrm{HE}} = \boldsymbol{X}_{\mathrm{H}} - \boldsymbol{X}_{\mathrm{E}} \ (i = 4) \\
=& \boldsymbol{r}_{\mathrm{HW}} = \boldsymbol{X}_{\mathrm{H}} - \boldsymbol{X}_{\mathrm{W}} \ (i = 5,\, 6,\, 7) \\
\boldsymbol{f} =& \begin{bmatrix}f_X & f_Y & f_Z\end{bmatrix}^{\mathrm{T}}
\end{aligned}\right\} \tag{3.1}$$

各関節のトルク発揮特性を考慮しない場合には，式 (3.1) に対し以下の式 (3.2)

$$\|\boldsymbol{\tau}\|^2 \leq 1 \tag{3.2}$$

を条件として与える．すると，以下の式 (3.3)

$$\|\boldsymbol{\tau}\|^2 = \boldsymbol{\tau}^{\mathrm{T}}\boldsymbol{\tau} = \boldsymbol{f}^{\mathrm{T}} J_{\mathrm{T}} {J_{\mathrm{T}}}^{\mathrm{T}} \boldsymbol{f} \leq 1 \tag{3.3}$$

を導ける．式 (3.3) はいわゆる操作力楕円体を表す．これは各回転ジョイントが発生するトルクの 2 乗和が一定値以下の下に得られる力ベクトルの集合であり，この集合は 3 次元空間内で一般に楕円体の内部および表面を表す．

各関節のトルク発揮特性を考慮する場合には，式 (3.2) の代わりに

$$\sum_{i=1}^{7} (a_i \tau_i)^2 = \|A\boldsymbol{\tau}\|^2 \leq 1 \tag{3.4}$$

を条件として与える．ここで，A は a_i を対角成分とする $\boldsymbol{R}^{7\times 7}$ の対角行列である．また，a_i は各関節のトルク発揮特性に基づく重み係数である．式 (3.4) を条件として与えると，式 (3.1) は

$$\|A\boldsymbol{\tau}\|^2 = (A\boldsymbol{\tau})^{\mathrm{T}} (A\boldsymbol{\tau}) = \boldsymbol{f}^{\mathrm{T}} J_{\mathrm{T}} A^2 {J_{\mathrm{T}}}^{\mathrm{T}} \boldsymbol{f} \leq 1 \tag{3.5}$$

と変形できる．式 (3.5) は各関節のトルク発揮特性を考慮した場合の操作力楕円体を表す．

摩擦円錐の導出

ここまで，3 次元空間のすべての方向に反力を得られるとして操作力楕円体を導出したが，実際は支持物の形状や摩擦特性により，支持物を使う場面においてすべての方向に反力を得ることはできない．そこで，支持物の形状や摩擦を考慮して，手先において支持物から得られる反力の方向特性を摩擦円錐を用いてモデル化する．本章で対象とする各支持物の摩擦円錐は，第 2 章で導出したとおりそれぞれ式 (2.1), (2.3), および (2.2) のように表される．

反力特性立体の導出

操作力楕円体，および摩擦円錐を組み合わせることにより，支持物の形状特性を考慮した手先における支持物からの反力を得やすい方向を表すことができる．本論文では，式 (3.3), および式 (2.1), (2.3) または (2.2) を満たす f の成分で構成される立体，すなわち操作力楕円体と摩擦円錐の共通部分を反力特性立体（RFCS: Reaction Force Characteristics Solid）と呼ぶ．反力特性立体の表面と，反力特性立体の構成要素である操作力楕円体の中心点の距離が長い方向が，反力を得やすい方向である．この反力特性立体を，バランス復帰特性を表現する立体として提案する．

3.2.3　評価指標の候補の定式化

本項では，前項にて提案した反力特性立体に基づく，支持物の高さを評価し得ると考えられる指標の候補を定式化する．まず，図 3.1 に示す解析モデルに基づいてバランス復帰を定義する．次に，バランス復帰特性に影響を与える要因を検討する．具体的には，反力特性立体を考慮したバランス復帰に必要な反力の大きさの余裕度合い，支持物から得られる摩擦力の使用度合い，および，バランス復帰に必要となる力の大きさを導出する．最後に，支持物を評価する指標の候補を挙げ，これらを定式化する．

解析モデルに基づくバランス復帰の定義

図 3.1 の倒立振子モデルにおいて，絶対座標系 $\mathrm{O}-XYZ$ に対して Z 軸まわりに θ だけ回転した座標系 $\mathrm{O}-xyz$ を考え，この y 軸が足下の回転ジョイントの回転軸に一致すると定義する（図 3.3）．バランスを崩しかけた瞬間の状態を，図 3.3 の倒立振子の質量中心に対して x 軸に平行な方向に外力 $\boldsymbol{F}$ が作用した状態とする．そしてバランスを崩しかけた瞬間の状態からの復帰，すなわちバランス復帰を，作用した外力によって生じる y 軸まわりのモーメントに釣り合うように，上肢モデルが支持物に相当する物体から反力を受けることにより

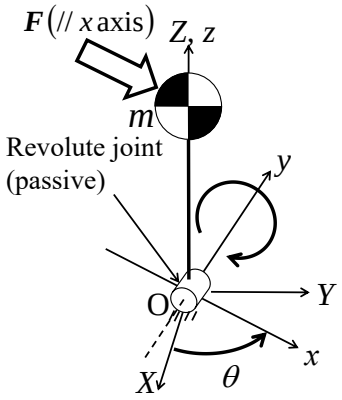


Fig. 3.3: An inverted pendulum model.

実現すると定義する．このとき θ を様々に変えることで，任意の方向にバランスを崩しかけた瞬間の状態，およびバランス復帰を表現する．

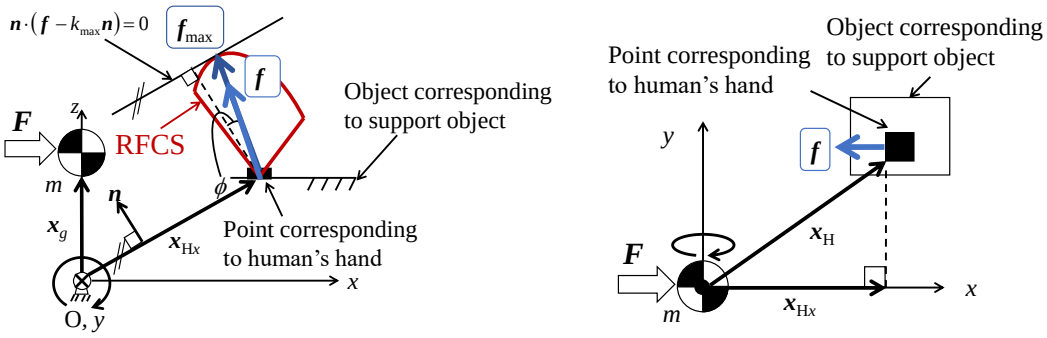
バランス復帰に必要な反力の大きさの余裕度合いの導出

反力特性立体に基づくバランス復帰に必要な反力の大きさの余裕度合いを，次の 1–3 の流れで定式化する．

1. 反力特性立体を基にバランス復帰に効果的な反力を導出する．
2. 1 で導出した反力と同じ方向で，かつバランス復帰に必要となる大きさの反力を導出する．
3. 1 で導出した反力の大きさに対する，2 で導出した反力の大きさの余裕度合いを導出する．

まず，1 について説明する．図 3.4(a) および (b) は倒立振子モデルをそれぞれ $-y$ 軸方向および $+z$ 軸方向から見た図である．図 3.4 の座標系 $\mathrm{O}-xyz$ における，足下に相当する位置 O から見た手先，および質量中心に相当する位置を表す 3 次元ベクトルをそれぞれ $\boldsymbol{x}_{\mathrm{H}}$, $\boldsymbol{x}_{\mathrm{g}}$ とする．$\boldsymbol{x}_{\mathrm{H}}$ を zx 平面に射影したベクトルを $\boldsymbol{x}_{\mathrm{H}_x}$ として，$\boldsymbol{x}_{\mathrm{H}_x}$ と y 軸に垂直な単位ベクトルを $\boldsymbol{n} = \boldsymbol{x}_{\mathrm{H}_x} \times \boldsymbol{j} / \| \boldsymbol{x}_{\mathrm{H}_x} \times \boldsymbol{j} \|$($\boldsymbol{j}$: y 軸正の向きと方向が一致する単位ベクトル) とする．このときバランス復帰に効果的な反力の集合 $\boldsymbol{f}$ は式 (3.6) で表される．

$$\boldsymbol{n} \cdot (\boldsymbol{f} - k\boldsymbol{n}) = 0,\ k > 0 \tag{3.6}$$



(a) View from − y axis　　(b) View from z axis

Fig. 3.4: Model of balance recovery.

ここで，式 (3.3) または (3.4)，式 (2.1), (2.3) または (2.2)，および式 (3.6) を同時に満たし，かつ，k の値が最大（$k = k_{\mathrm{MAX}}$）となる $\boldsymbol{f} = \boldsymbol{f}_{\mathrm{MAX}}$ は，反力特性立体に基づく，y 軸まわりに対して最も大きなモーメントを生じさせられる力である．この $\boldsymbol{f}_{\mathrm{MAX}}$ を，本論文ではバランス復帰に効果的な力と呼ぶ．

次に，2 について説明する．1 で導出したバランス復帰に効果的な力の方向を考慮し，倒立振子モデルのモーメントの釣り合いを考える．すると，次の式 (3.7) および (3.8) を得る．

$$\|\boldsymbol{x}_{\mathrm{H}_x}\|\,\|\boldsymbol{f}\|\cos\phi = \|\boldsymbol{x}_{\mathrm{g}}\|\,\|\boldsymbol{F}\| \tag{3.7}$$

$$\boldsymbol{f}_{\mathrm{MAX}} = S\boldsymbol{f} \tag{3.8}$$

ただし，ϕ は図 3.4(a) における，$\boldsymbol{f}$ と $\boldsymbol{n}$ がなす角であり，S は任意のスカラ値とする．式 (3.7) および (3.8) を満たす 3 次元ベクトル $\boldsymbol{f}$ は，質量中心に与えられた力により生じる y 軸まわりのモーメントと釣り合うために必要な支持物からの反力である．そして，その方向はバランス復帰に効果的な方向である．

最後に，3 について説明する．式 (3.7) および (3.8) を整理すると，スカラ S は，

$$S = \frac{\|\boldsymbol{x}_{\mathrm{H}_x}\|\,\|\boldsymbol{f}_{\mathrm{MAX}}\|\cos\phi}{\|\boldsymbol{x}_{\mathrm{g}}\|\,\|\boldsymbol{F}\|} \tag{3.9}$$

と表される．すなわち，S は $\boldsymbol{f}_{\mathrm{MAX}}$ の大きさに対する $\boldsymbol{f}$ の大きさの余裕度合いを表す倍率である．S の値が大きいほど，手先で発揮するべき力の大きさが小さくてもバランス復帰することができることを表している．ただし，上肢モデルの姿勢，倒立振子モデルの地面との接点を表す回転ジョイントの位置，および転倒方向（図 3.3 における θ の値）によってはバラ

ンス復帰できない場合がある．すなわち，式 (3.6) を満たす k が存在しない場合がある．例えば，図 3.4(a) において $\boldsymbol{F}$ は x 軸方向に作用しているが，同図上において仮に $-x$ 軸方向に作用した場合（つまり，同図に対応する θ より π だけ大きい場合）には反力特性立体の形状を考慮すると，この反力特性立体からは $\boldsymbol{F}$ による発生したモーメントに釣り合うための力が得られず，バランス復帰できないことがわかる．このような場合は $S = 0$ とする．本章ではバランス復帰特性がこのスカラ S の値の大小に大きく依存すると考え，これを基本に支持物の評価指標を検討する．

摩擦力の使用度合いの定式化

バランス復帰特性に影響を与える要因として，上記の S のほかに，摩擦力の使用度合いが重要であると考える．本論文で取り上げている摩擦モデルは静止摩擦であり，摩擦力が作用する方向にある大きさ以上の力が加わると滑りを起こす．よって反力特性立体における操作力楕円体と摩擦円錐の交線上あるいはその近傍に，$\boldsymbol{F}$ の解が存在することは好ましくない．そこで，人間が支持物を使用する際に，摩擦力を活用するほど支持物の評価は下がると考えるべきである．この考えに基づき，摩擦力の使用度合いを，ある程度の摩擦力の使用は問題ないが，静止摩擦限界付近の摩擦力の使用時には評価が急激に下がる特性を有する，次の関数 Φ により評価する．

$$\Phi = \sqrt{1 - \frac{R^2}{{R_0}^2}} \tag{3.10}$$

ここで，R は支持物から得られる摩擦力の大きさ，R_0 は最大静止摩擦力の大きさを示す値である．

バランス復帰に必要となる力の大きさの定式化

これまでバランス復帰に効果的な方向の反力でバランス復帰を考えたが，必要な力が大きくなる場合には人間はバランス復帰が困難だと感じると考えられる．よって人間が支持物を用いて歩行する際に，実際にバランス復帰を行うために必要な力が大きいほど，支持物の評価は下がるべきである．そこで上記の Φ と同様に，バランス復帰特性に影響を与える要因として，上肢が発揮する力の大きさに着目する．そして，バランス復帰に必要となる力の大きさを，上肢モデルが実際にバランス復帰時に発揮するべき力 $\boldsymbol{f}$ の大きさを逆数にとった次式の関数 N_f により評価する．

$$N_f = \frac{1}{\|\boldsymbol{f}\|} \tag{3.11}$$

評価指標の候補

本項においてこれまで導出した関数に基づき，バランス復帰特性に基づく支持物の評価指標の候補を選出する．まず，支持物を使用した際のバランス復帰特性を示す考え方のもと導出した，式 (3.9) の S の値を評価指標の候補として選出する．また，S に支持物から得る摩擦力の使用度合い，およびバランス復帰に必要となる力の大きさの効果を反映させた，次の指標も候補として選出する．

$$S_1 = S\Phi \tag{3.12}$$

$$S_2 = SN_f \tag{3.13}$$

$$S_3 = S\Phi N_f \tag{3.14}$$

ここで，S_1 は S に摩擦力を使用する度合いに関する関数を掛け合わせた指標，S_2 は S に上肢が発揮する力の大きさに関する関数を掛け合わせた指標，および S_3 は S に摩擦力を使用する度合いと上肢が発揮する力の大きさの関数の両方を掛け合わせた指標である．これらの 4 つを支持物のバランス復帰に関する評価指標の候補として挙げ，次節でそれらの値を計算し結果を基に具体的に検討を加える．これらを計算するためには，図 3.1, 3.2 における，肩関節に相当するジョイント S，肘関節に相当するジョイント E，手関節に相当するジョイントの中心の位置 W，および手先に相当する点の位置 H が必要となる．そこでこれらは実験的に得ることとし，次節にて支持物を使用した歩行実験を行う．

3.3　評価指標の妥当性検証

本節では，3.2.2 項で述べた各関節のトルク発揮特性の考慮要否，および 3.2.3 項で候補として挙げた 4 つの評価指標のうち，支持物の妥当な評価が行える指標を明らかにするために，下記 i–iii の流れで評価指標の妥当性検証を行う．

i. 指標の計算に必要なパラメータを得るために，支持物を用いた歩行実験，および各評価指標の計算を行う．

ii. i で得られた指標値の比較対象とするために，不安定な足場を用いた実験により支持物の高さに応じた安全性に関する官能評価を行う．

iii. i および ii の結果の傾向を比較し考察を加え，各関節のトルク発揮特性の考慮要否を決定するとともに，4 つの評価指標のうち支持物の高さを妥当に評価する指標を決定する．

3.3.1　支持物を用いた歩行時の評価指標値の計算

3.2.3 項でも述べたとおり，3.2.3 項で候補に挙げた評価指標を計算するために必要なパラメータは実験的に得ることとした．そこで，2010 年 11–12 月に被験者に支持物を触れながら歩行してもらう実験を行った．実験にて得られたパラメータを用いて，4 つの評価指標の計算を行った．

歩行実験概要

実験結果に公平性・客観性をもたせるため，被験者は公募を行った．その結果，健康な成人男性 7 名を採用した．各被験者には事前に実験目的・内容を十分に説明し，実験への参加の同意を得た．表 3.1 に被験者の詳細を示す．高齢者の姿勢や運動特性を模擬するために，被験者には図 3.5 に示すような，日下病院院長川村次郎医師および積水化学株式会社により共同で考案・開発された，「模擬体験装具　高齢化体験　ハイパータイプ」を装着して実験に臨んでもらった．図 3.5 のように被験者に Helen Hayes marker set [32] に加え，評価指標の計算に必要な位置に，合計 34 個の反射マーカを貼った．そしてそれらの位置を，実験装置の概要を図 3.6 に示すような，Motion Analysis 社製のカメラ Mac Eagle 10 台を用いた同社の MAC3D System により，サンプリング周波数 250 Hz にて計測した．データを処理する際，ローパスフィルタとして 6 Hz のバターワースフィルタを適用した．支持物の位置を示すパラメータはさまざまあるが，支持物の高さは支持物から得られる反力との積により足元の接地点まわりのモーメントに影響を及ぼすため，転倒予防に対して大きな寄与が期待できる（支持物の高さは支持物の水平方向の位置と比較してモーメントが大きな値をとり得る）．そのため，水平平面形状の支持物および円柱形状の支持物の高さを種々設定して実験を行った．具体的には，それぞれの支持物の高さを 11 段階用意（表 3.2）し，それぞれについて 2 回ずつ実験を行った．鉛直平面形状の支持物を用いた実験に関しても 2 回ずつ行った．被験者には図 3.6 におけるスタートラインからゴールラインまでを歩行し，その間，支持物には軽く触れる程度で歩行するように指示した．また，進行方向に対して横方向の位置は，被験者が支持物を用いて歩行する際に自然と感じる位置を選択して歩行してもらった．この実験により，肩関節中心，肘関節中心および手関節中心のそれぞれの位置，手先の位置，および倒立振子モデルの地面上の回転ジョイントの位置を得た．また岡田らの係数 [33] を用いることにより身体の質量中心位置を得た．

Table 3.1: Subject specification.

Subject	Age [year]	Height [m]	Mass [kg]
A	23	1.85	72
B	22	1.60	59
C	23	1.75	68
D	22	1.73	67
E	24	1.72	75
F	25	1.74	73
G	24	1.81	83

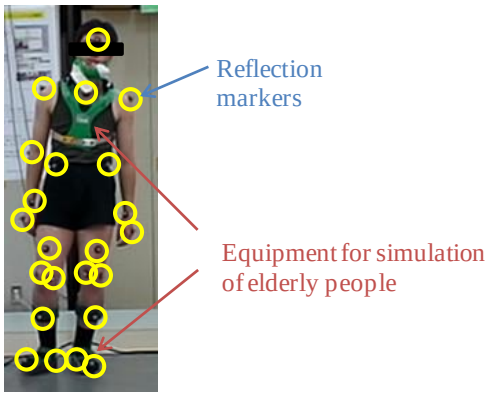


Fig. 3.5: Subject.

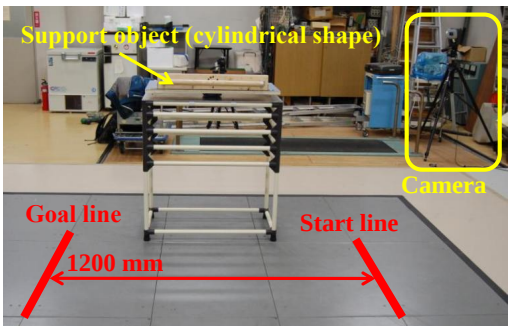


Fig. 3.6: Experimental apparatus (cylindrical-shaped support object as an example).

評価指標の計算方法および計算条件

歩行実験で得られたパラメータを用いて，3.2.3 項において導出した評価指標を計算した．図 3.6 のスタートラインにおいて支持物に手を触れた瞬間を歩行開始時刻，ゴールラインまで歩行して手を放した瞬間を歩行終了時刻と定義した．計算時間の短縮化のために，歩行開始時刻と歩行終了時刻の間を 12 等分した．そして，12 等分した時刻に最も近い測定フレームを，それぞれフレーム 1, 2, $\cdots$, 12 と番号を付け，各フレームにおける評価指標値を計算した．また任意の方向にバランスを崩した状態のバランス復帰特性を評価するために，図 3.3 の θ の値は $\pi/6$ から 2π まで $\pi/6$ ごとに変えて評価指標値を計算した．

実験条件（支持物の高さと種類）ごとの計算手順は次の通りである．

手順 1. 各フレーム，各 θ について，S, S_1, S_2, および S_3 を計算する．

手順 2. 各フレームについて，次式のように S, S_1, S_2, および S_3 の $\theta = \pi/6, \pi/3, \cdots, 2\pi$

Table 3.2: Height of support objects used in the experiment.

(a) Horizontal-planar shape

Height [m]
0.55
0.65
0.75
0.85
0.95
1.05
1.15
1.25
1.35
1.45
1.55

(b) Cylindrical shape

Height [m]
0.60
0.70
0.80
0.90
1.00
1.10
1.20
1.30
1.40
1.50
1.60

に関する平均 S_{Frame}, S_{1Frame}, S_{2Frame}, および S_{3Frame} を計算する.

$$S_{\mathrm{Frame}} = \sum_{k=1}^{12} S_k/12 \tag{3.15}$$

$$S_{\mathrm{1Frame}} = \sum_{k=1}^{12} S_{1,\,k}/12 \tag{3.16}$$

$$S_{\mathrm{2Frame}} = \sum_{k=1}^{12} S_{2,\,k}/12 \tag{3.17}$$

$$S_{\mathrm{3Frame}} = \sum_{k=1}^{12} S_{3,\,k}/12 \tag{3.18}$$

ここで, S_k, $S_{1,\,k}$, $S_{2,\,k}$, および $S_{3,\,k}$ $(k = 1,\, 2,\, \cdots,\, 12)$ はそれぞれ $\theta = \pi/6,\, \pi/3,\, \cdots,\, 2\pi$ に対応する S, S_1, S_2, および S_3 を表す.

手順 3. 次式のように S_{Frame}, S_{1Frame}, S_{2Frame}, および S_{3Frame} のフレーム 1, 2, $\cdots$, 12

に関する平均 S_{Walk}, S_{1Walk}, S_{2Walk}, および S_{3Walk} を計算する．

$$S_{\mathrm{Walk}} = \sum_{l=1}^{12} S_{\mathrm{Frame},\,l}/12 \tag{3.19}$$

$$S_{\mathrm{1Walk}} = \sum_{l=1}^{12} S_{\mathrm{1Frame},\,l}/12 \tag{3.20}$$

$$S_{\mathrm{2Walk}} = \sum_{l=1}^{12} S_{\mathrm{2Frame},\,l}/12 \tag{3.21}$$

$$S_{\mathrm{3Walk}} = \sum_{l=1}^{12} S_{\mathrm{3Frame},\,l}/12 \tag{3.22}$$

ここで，$S_{\mathrm{Frame},\,l}$, $S_{\mathrm{1Frame},\,l}$, $S_{\mathrm{2Frame},\,l}$, および $S_{\mathrm{3Frame},\,l}$ $(l = 1,\, 2,\, \cdots,12)$ はそれぞれフレーム 1, 2, $\cdots$, 12 に対応する S_{Frame}, S_{1Frame}, S_{2Frame}, および S_{3Frame} を表す．

なお，上述の記号（S_{Walk} など）は各関節のトルク発揮特性を考慮しない場合の計算値を示しているものとし，トルク発揮特性を考慮する場合の計算値は各記号に $\prime$ を付けて表す（例：$S_{\mathrm{Walk}}{}'$）．

文献 [29,30] を参考にして，式 (2.1), (2.3), および (2.2) における μ_{HS} の値は 0.75 とした．また，式 (3.9) における $\|\boldsymbol{F}\|$ については，$\boldsymbol{F}$ を質量 m の質量中心に対し加速度 $\boldsymbol{a}$ を与える力と定義し，$\|\boldsymbol{F}\| = m\,\|\boldsymbol{a}\|$ が成り立つとした．m の値は被験者の質量とした．なお，本章では支持物の高さによるバランス復帰特性の検討を目的としているため，質量中心の加速度の値に応じた結果の違いには着目しない．そのため，値に物理的な意味合いを持たせずに相対値で比較することを意図し，$\|\boldsymbol{a}\|$ の値は 1 とした．

3.2.2 節における a_i の値は，独立行政法人製品評価技術基盤機構提供の NITE 平成 13-14 年度人間特性計測データ [18] から得られた 65 歳以上の各被験者の最大発揮トルクを被験者数で平均化することで得た．なお，同データからは肩関節，肘関節，および手関節の屈曲・伸展方向の最大発揮モーメントのみ得られたため，同じ関節の屈曲・伸展以外の回転方向の関節特性も屈曲・伸展方向の関節特性と同様であると仮定して，すべての関節についての係数を得た．肩関節に関する最大発揮モーメントの平均値が 3 つの係数の中で最大であったため，肩関節に関する係数を 1 として，他の関節に関する係数は肩関節の最大発揮モーメントに対する逆比とした．その係数の値を表 3.3 に示す．

Table 3.3: Weight coefficients based on joint torque characteristics.

Joint	Coefficients	The maximum torque in flexion and extension direction [N · m]	Value
Shoulder	$a_1,\ a_2,\ a_3$	31.1	1
Elbow	$a_4,\ a_5$	21.1	1.48
Wrist	$a_6,\ a_7$	7.29	4.27

3.3.2　支持物の官能評価

本章で検討したモデル・評価指標による評価法が現実的に成り立つ評価法であるかを確認するため，および前節で挙げた指標のうち支持物の高さを妥当に評価する指標を検討するために，前項にて計算した各評価指標値の比較対象とするべく，支持物に対する官能評価を行った．本章は支持物使用者の身長・体重を入力として単一の支持物が設置されている環境の高さの評価を行い得る評価法の提案を目的としているため，支持物の高さが安全性に及ぼす影響についての官能評価を行う．そこで，不安定な足場を人工的に作り出し，次の実験 1, 2 を行った．

実験 1. 不安定な足場を被験者に歩行してもらう実験

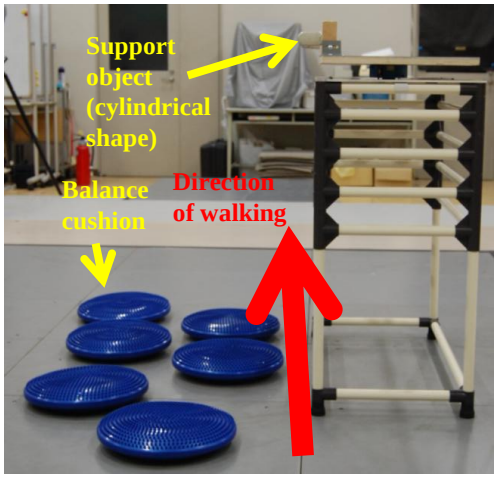
実験 2. 不安定な足場に立つ被験者の質量中心付近を様々な方向に押した際に，支持物を用いてバランスを保ってもらう実験

前項の実験と同一の被験者を採用し，前項の実験と同時期に実験を行った．各被験者には事前に実験目的・内容を十分に説明し，実験への参加の同意を得た．被験者には，前項の実験と同じく，「模擬体験装具　高齢化体験　ハイパータイプ」を装着し実験に臨んでもらった．

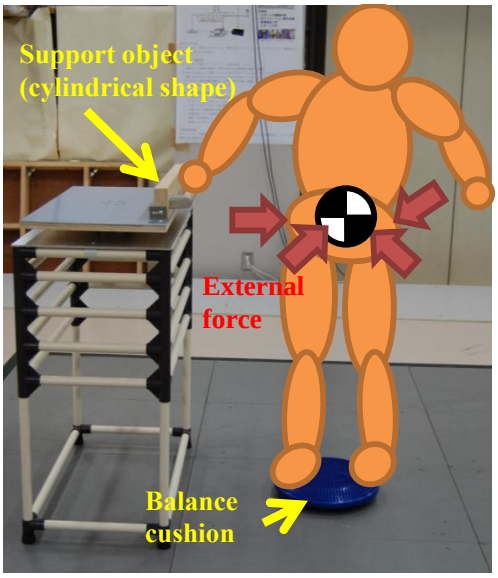
不安定な足場を作り出すために，トーエイライト社製バランスクッションを床に置いた．実験 1 では，これを図 3.7(a) のように複数並べ，実験 2 では図 3.7(b) のように 1 つ置いた．実験 1, 2 ともに前項と同一の支持物を使用し，床からの支持物高さは表 3.2 に示したとおりである．支持物の高さに応じて，安全性を観点として被験者に 5 段階で評価してもらった．

3.3.3　支持物の妥当な評価を行える評価指標の決定・提案

本項では，3.3.1 項で得られた S_{Walk}, S_{1Walk}, S_{2Walk}, S_{3Walk}, $S_{\mathrm{Walk}}{}'$, $S_{\mathrm{1Walk}}{}'$, $S_{\mathrm{2Walk}}{}'$，および $S_{\mathrm{3Walk}}{}'$ の値と，3.3.2 項で得られた支持物に対する官能評価の結果を比較し考察を加える．



(a) Setup # 1



(b) Setup # 2

Fig. 3.7: Organoleptic evaluation setup.

計算結果・官能評価結果

水平平面形状支持物を使用した条件における，3.3.1 項にて計算した各評価指標の値を図 3.8, 3.9 に示す．ここで，各関節のトルク発揮特性を考慮しない場合を図 3.8 に，考慮している場合を図 3.9 に示している．また，3.3.2 項で得られた官能評価の結果を図 3.10 に示す．図 3.8–3.10 において，横軸は支持物の高さを被験者の身長で除した支持物の無次元高さ $\bar{h}$ である．また，図 3.8 において，被験者 B の計算値は明らかに官能評価の結果と異なる傾向であったため，$\bar{h}$ に対応するすべての値を図示していない．なお，円柱平面形状支持物を使用した条件における各結果は付録 A を参照されたい．

図 3.8, 3.9, 3.10 より，S_{Walk}，S_{1Walk}，S_{2Walk}，S_{3Walk}，$S_{\mathrm{Walk}}{}'$，$S_{\mathrm{1Walk}}{}'$，$S_{\mathrm{2Walk}}{}'$，および $S_{\mathrm{3Walk}}{}'$ のうち，S_{Walk} が官能評価の結果と比較して最も傾向が一致していた．S_{Walk} において，水平平面形状の支持物では，被験者間で各評価指標の値と官能評価の値のピークをとる無次元高さが若干異なるが，7 名中 4 名の被験者（被験者 A，被験者 D，被験者 E，被験者 F）にて値の大小の傾向が一致していた．一方，円柱形状の支持物では，同じように値のピークをとる $\bar{h}$ が若干異なるが，7 名中 3 名（被験者 A，被験者 E，被験者 F）の被験者にて値の大小の傾向が一致していた．代表して，最も計算値と官能評価結果の大小の傾向が一致した被験者 F に関する，水平平面形状支持物を使用した条件における各評価指標の値と官能評価の結果を図 3.11 に示す．

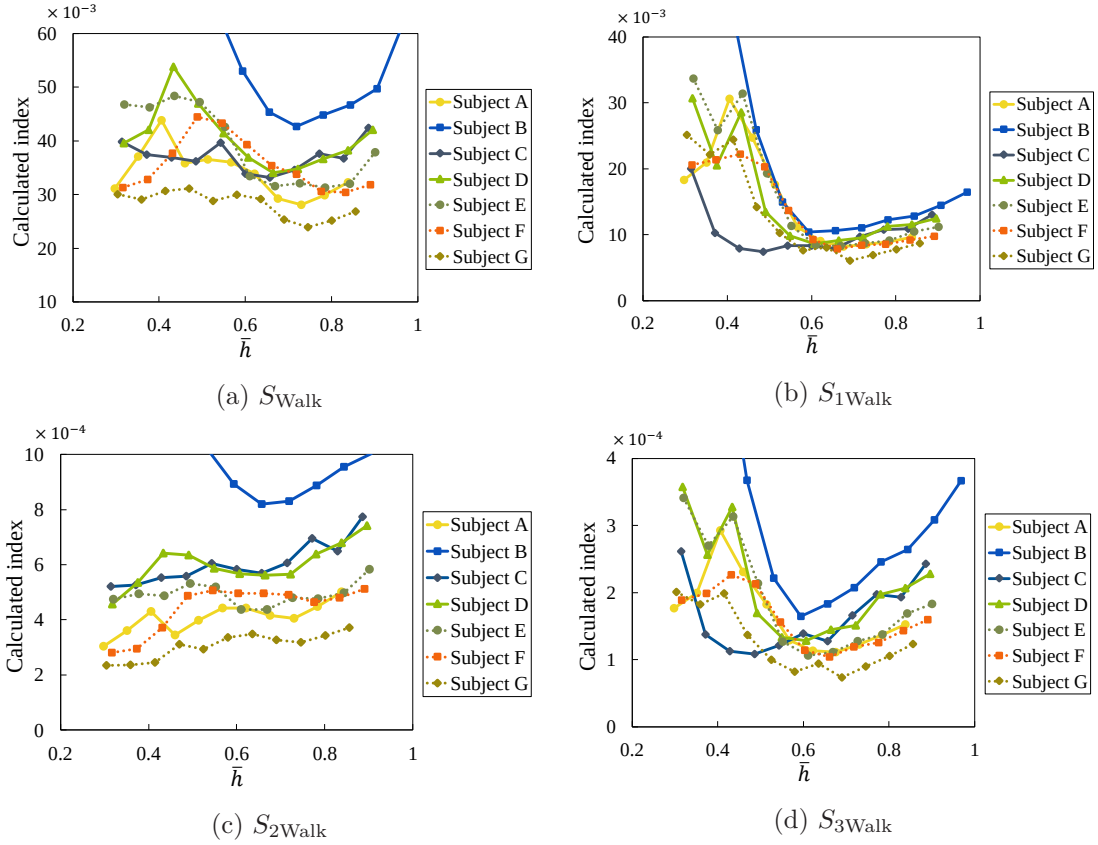


Fig. 3.8: Relationship between normalized height of the horizontal-planar support object $\bar{h}$ and values of the calculated indices without consideration of joint torque characteristics.

考察

まず，すべての被験者において値の大小の傾向は一致しておらず，評価指標の一般性について課題が残るものの，計算値と官能評価結果の傾向が一致した被験者がいたことから，本章で示した評価法は現実的に成り立つ評価法であることが示唆された．ただし，前述のとおり評価指標の一般性は課題として残るため，今後他の被験者数を採用し実験を行うとともに，何人の被験者を採用すれば十分な評価が行えたと示せるか，およびそのうち何人の被験者において計算値と官能評価結果の傾向が一致すれば一般性があると示せるか，検討する必要がある．

次に，$S_{\mathrm{Walk}}{}'$, $S_{\mathrm{1Walk}}{}'$, $S_{\mathrm{2Walk}}{}'$，および $S_{\mathrm{3Walk}}{}'$ に関しては，S_{Walk} と比べて，計算値と官能評価結果の値の傾向が一致しなかった．そこで，本論文では各関節のトルク発揮特性は考慮しないこととし，以降は S_{Walk}, S_{1Walk}, S_{2Walk}, および S_{3Walk} に関して考察を加える．この結果より手先での力の発生しやすさを力を発揮しやすい方向は各関節のトルク発揮特性に

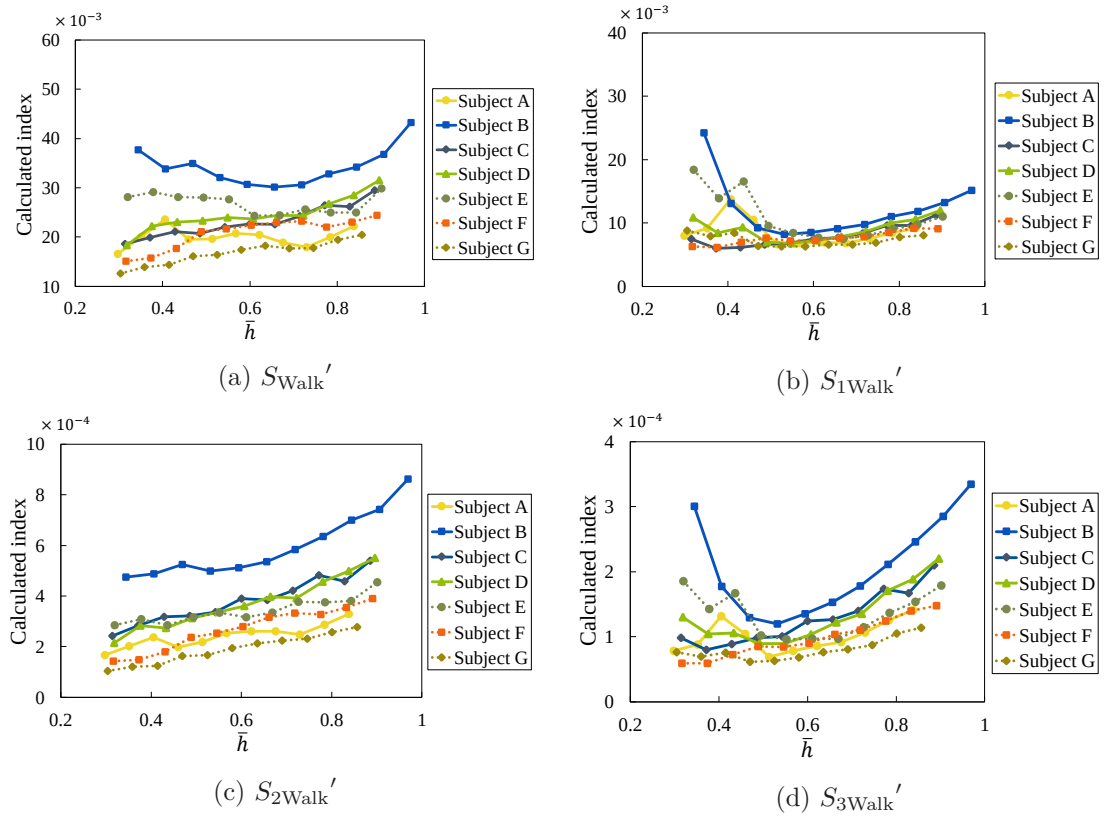


Fig. 3.9: Relationship between normalized height of the horizontal-planar support object $\bar{h}$ and values of the calculated indices with consideration of joint torque characteristics.

は依存しないことが示唆された．本章では肩関節・肘関節・手関節の屈曲・伸展方向の最大発揮トルクの違いのみを考慮したが，より結果の精度を高めるためには他の特性（関節角度に依存するトルク発揮特性・関節可動域・関節使用優先順位など）を考慮する必要性を今後検討する必要がある．

さらに，S_{1Walk}, S_{2Walk}, および S_{3Walk} については，計算値と官能評価結果の傾向が S_{Walk} と比較し一致しない結果となった．この結果から，バランス復帰時の摩擦力の使用度合いや力の大きさは，バランス復帰のための力の余裕度合いと比べると，バランス復帰特性への寄与の度合いは小さいと考察される．この考察に対しては，実際に転倒からバランス復帰する際に支持物からの反力の受け方を検討・検証したうえで，バランス復帰時の摩擦力の使用や力の大きさの，バランス復帰特性への考慮要否を検討する必要がある．一方で，候補として挙げた 4 つの評価指標の中で，すべての被験者において値の大小の傾向は一致していないが，評価指標 S_{Walk} が計算値と官能評価結果の傾向が最も一致した．したがって，バランス復帰のための力の余裕度は，バランス復帰特性への寄与の度合いが大きく，評価指標 S_{Walk}

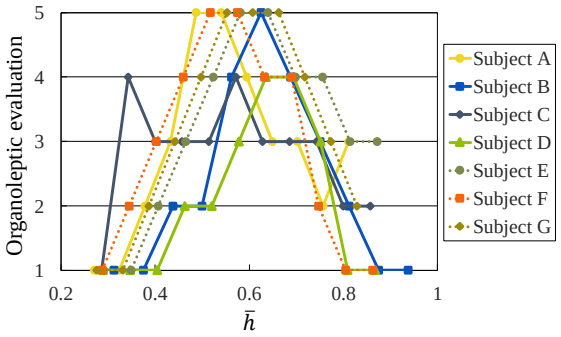


Fig. 3.10: Relationship between normalized height of the horizontal-planar support object $\bar{h}$ and result of organoleptic evaluation.

が支持物の定量的な評価を行う上で最も妥当であると判断する．

S_{Walk} を用いれば，本章で示した計算方法に則ると，式 (3.9) より $\boldsymbol{x}_{\mathrm{H}_x}$ は手の位置，$\boldsymbol{f}_{\mathrm{MAX}} \cos\phi$ は肩関節，肘関節，手関節の位置，および支持物の形状特性（反力特性立体），$\boldsymbol{x}_{\mathrm{g}}$ は足部から見た質量中心の相対位置，$\boldsymbol{F}$ は質量が入力として与えられると支持物の評価を行える．実用上の利便性を追求するためには，入力値の削減が求められる（例えば身長・体重のみを入力値とする，など）．そこで，各位置を求めるための支持物を使用した歩行モデルの確立や，身長・体重を入力値とした質量中心位置の推定方法の確立が課題として挙げられる．なお，本論文の第 5 章では，適宜前提を置き身長・体重のみを入力値として支持物の評価例を示す．

加えて，本章では，平面におけるモーメントの釣り合いを考慮した検討を行い上述の知見を得られたが，今後の課題として空間的なモーメントの釣り合いを考慮する必要があると考える．本論文のように平面的にバランス復帰を考える場合には，バランス復帰の際の鉛直軸周りのモーメントの釣り合いを無視していることになる．ただし，本章では触れていないが，例えば支持物として杖を使用する場合には，杖から得られる力はその長手方向の力に限られモーメントは得られないため，必ず鉛直軸周りのモーメントの不釣り合いが生じる．このように支持物の種類により力・モーメントの釣り合いが得られないことも本章から得られた課題ととらえている．

さらに，2.4 節でも述べたが，円柱形状，水平平面形状，鉛直平面形状の支持物に関しては，それらより反力モーメントを得ることができる．本来はこのような支持物から得られる純粋な反力モーメントによるバランス復帰への影響も考慮すべきである．本論文では反力モーメントによる影響は十分小さいと仮定し，力のみに着目し，一部の被験者においては官能評価結果と傾向が一致した指標値の計算結果を得られた．なお，反力モーメントを考慮するためには，手の大きさおよび反力を得られる点を考慮するためのモデルを検討する必要がある．これを評価指標の精度向上のための今後の検討課題とする．

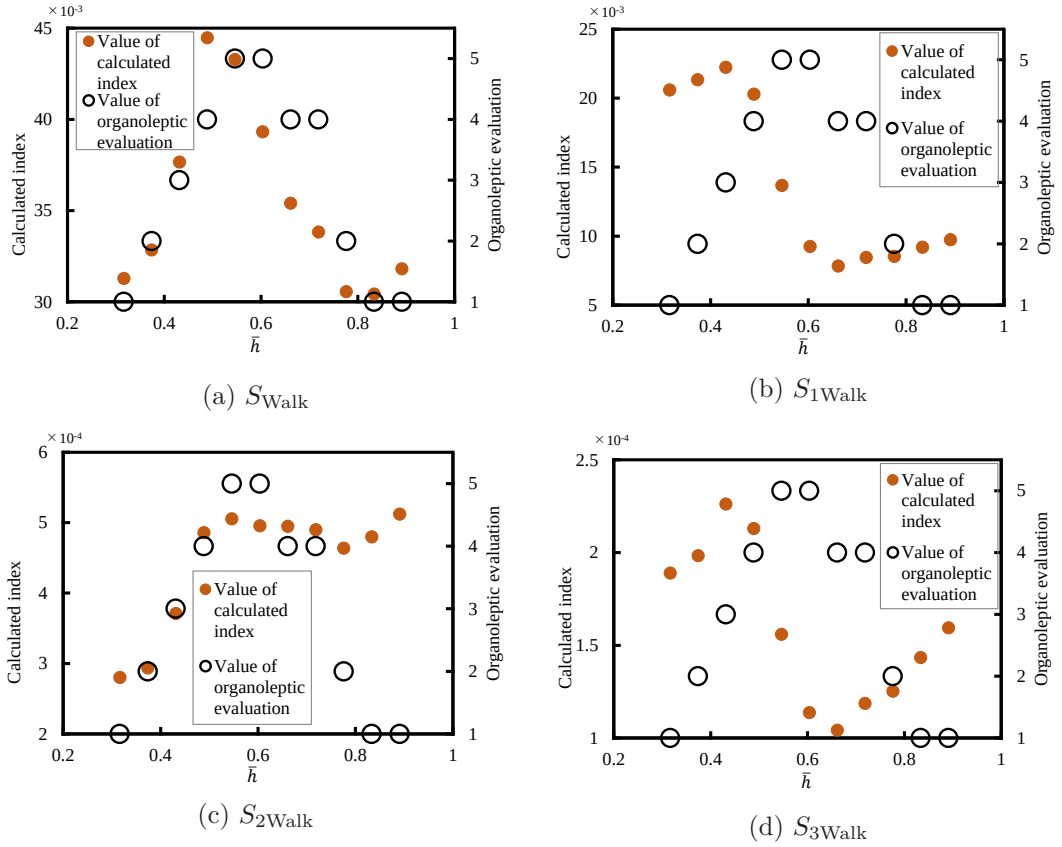


Fig. 3.11: Comparison between values of calculated indices and organoleptic evaluation results (subject F, horizontal-planar object case).

3.4　結言

本章では，高齢者の歩行中の転倒防止のために，円柱形状，水平平面形状，および鉛直平面形状の可搬性のない支持物を使用した歩行に着目し，支持物使用者の身長・体重を基本的な入力として，支持物の高さ・形状がバランス復帰に及ぼす効果を評価する指標とその指標を構築するためのモデルを検討した．まず上肢の姿勢による支持物からの反力の得やすさ，支持物の形状特性により得られる反力の方向，バランス復帰に効果的な力の関係等を考慮して，バランス復帰特性に関する支持物の評価指標について論じた．そして，歩行実験結果をもとに評価指標を計算し，その結果と被験者による支持物の種類および高さに関する官能評価の結果を比較することで，妥当な指標を明らかにした．以下に本章において得られた成果を要約して示す．

1. 上肢の姿勢に基づき，手先での力の発生しやすさを，7 自由度シリアル機構による操作力楕円体で表した．そして，これに支持物から受けられる反力の方向特性を示す摩

擦円錐を組み合わせた反力特性立体を，高齢者のバランス復帰特性を表す立体として提案した．

2. 反力特性立体とバランス復帰に効果的な力を考慮し，バランス復帰に必要な反力の大きさの余裕度合いを支持物の高さを評価する指標の候補に挙げた．これとともに，摩擦力の使用度合い，およびバランス復帰時に発揮すべき力の大きさもバランス復帰特性に影響するとして，これらを考慮し合計 4 つの指標を候補に挙げた．

3. 評価指標の計算値と被験者による官能評価の結果を比較することにより，2 において候補に挙げた 4 つの評価指標のうちバランス復帰に必要な反力の大きさの余裕度合いが最も支持物の高さの妥当な評価が行える指標であることを示した．

4. 3 で得られた評価指標，およびこれを構築するための本章で示したモデルによって，支持物使用者の身長・体重，質量中心位置，手・足・肩関節・肘関節・手関節の位置を入力として，単一の支持物が設置されている環境の高さの評価を行えるようにした．

本章の検討範囲の中で得られた課題として，評価指標の一般性の検討，評価指標の計算に伴う入力値の削減，各関節特性の考慮要否，評価における摩擦力の使用度合い・バランス復帰に必要となる力の大きさの考慮要否，空間的なモーメントの釣り合いを考慮した評価への拡張，および支持物から得られる純粋な反力モーメントによるバランス復帰への影響の考慮要否が挙げられる．これらは上述した本章で得られた成果に影響を及ぼす課題ではないが，内容の詳細化・結果の高精度化のために必要であると考える．それぞれの課題の解決に向けては，追加実験を通じた検討，支持物を使用した歩行モデルの確立，各種歩行・支持物使用パターンの増加による評価指標の再考，実際に転倒からバランス復帰する際の支持物からの反力の得られ方の検討，各関節特性の評価指標への導入検討，および手の大きさおよび反力を得られる点を考慮するためのモデルの検討が必要と考える．

第4章　ダイナミックペアを適用したモデルに基づく杖歩行時の前方杖先位置の評価法

4.1　緒言

本章では，1.2 節で述べたとおり，可搬性のある支持物の代表例である杖に着目し，これを使用した高齢者の歩行動作を対象とする．そして，杖使用者の身長・体重を基本的な入力として前方の杖先位置の評価を行うために，つま先と杖先の距離に着目し，この距離と転倒防止効果の関係を表す評価指標，およびこの評価指標を構築するための適切な身体・杖のモデルについて検討を行う．4.2 節では，高齢者の握力低下や反応時間の増加を考慮し，手と杖の機械的インターフェースをダイナミックペアによりモデル化する．これを解析モデルに適用し，この解析モデルを使用して動力学シミュレーションを行い，つま先と杖先の距離の違いが杖による転倒防止効果に及ぼす影響を検討する．そして，シミュレーション結果に基づき，解析モデルの妥当性に考察を加え，ダイナミックペアのダンパ要素によるエネルギー消散量，および手が杖から受ける力の大きさを評価指標としている．4.3 節では，シミュレーション結果に基づき，さらに人間の各関節における負の仕事の行いやすさも評価指標として，これを定式化する．そして，この評価指標の値を計算するための入力値を得ること，およびつま先と杖先の距離による安全性に関する官能評価を行うことを目的として，被験者を採用した杖歩行実験を行う．4.4 節では，本章で検討した評価指標を使用して前方の杖先位置の決定例を示し，身長・体重を基本的な入力として前方の杖先位置が決定できることを示す．4.5 節では，本章において得られた成果を要約して示す．

4.2　ダイナミックペアを適用したモデルを使用した動力学シミュレーション

本節では，1.2 節で立てた次の仮説の有効性を確認するために，動力学シミュレーションを行う．

仮説 1. 握力の低下・反応時間の増加により手と杖に相対的なずれ・滑りが発生し，これが杖の回転運動，および杖を握る手を介し身体の運動に影響を及ぼす．

仮説 2. 杖先と地面の接点まわりの回転運動に関する，動力学的な観点から杖先位置を評価する指標が存在する．

まず，シミュレーションに使用する適切な解析モデルを検討する．次に，シミュレーションに与える条件を設定する．そして，シミュレーションを行った結果を示し，その結果に対して考察を加える．

4.2.1　シミュレーションモデルの検討

動力学シミュレーションで使用する解析モデルを図 4.1 に示す．杖歩行動作は本来は 3 次元の空間運動であるが，空間運動を対象とした解析を行う必要性の確認のため，本章では矢状面上の平面運動としてとらえ，進行方向の杖先位置と前方への転倒防止に関する矢状面内での力学的寄与の関係を検討する．このシミュレーションモデルでは，人間の立位時における，前額面に垂直な方向に X 軸，矢状面に垂直な方向に Y 軸，鉛直上向き方向に Z 軸をとり，人間の身体と杖を，ダイナミックペアを含む平面 4 節リンク機構によって表している．

歩行中にバランスを崩しかけた瞬間には，転倒しないために必要な力を杖の地面との接触による反力から得ると考える．このとき，3.2 節と同様に身体の各セグメントの相対運動は無視できるとして，身体を 1 つの剛体としてモデル化する（図 4.1(a) のリンク B）．バランスを崩しかけた状態は，つま先に相当する位置に受動回転ジョイント（図 4.1(c) のジョイント B）を設け，その軸の時計回りの方向に，身体に相当する剛体モデルに対してある期間外力モーメント（図 4.1(c) の M_{E}）を作用させることで表現する．また，杖先に相当する位置には受動回転ジョイント（図 4.1(c) のジョイント C）を設ける．稲田らは，ここまで検討した，人間が杖を突いた状態を表すモデルが固定連鎖であり，リンク間の相対運動ができない状態であると述べている（図 4.1(a)）[34]．すなわち，杖を手で剛に握れる若年者にとっては，図 4.1(a) の場面は必要な反力を杖から受けることで転倒を防止できると考える．

ところで，本論文で目的としている高齢者のための支持物のアセスメントツールの開発を行うためには，既に明らかになっている高齢者の特性はモデル化し高性能・高精度な出力を行えるようにすることが重要である．そこで，1.2 節で述べたとおり，加齢による握力低下および反応時間の増加を考慮の影響をモデルに含めることにして，手と杖の機械的インターフェースには次の 1 および 2 のダイナミックペアの特性があると考える．

1. 運動可能方向：杖に相当するリンクに対して垂直な並進 1 自由度，および図 4.1 における ZX 平面に垂直な軸まわりの回転 1 自由度を持つ．

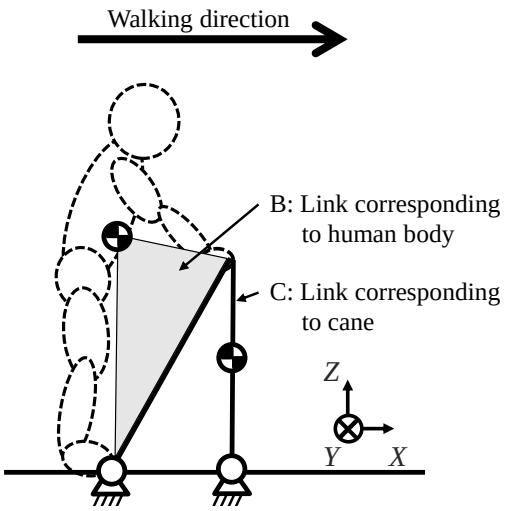
2. 粘弾性特性：1 の運動可能方向それぞれに粘弾性特性を持つ．（本節ではこの特性を線形ばね・ダンパ要素でモデル化する．）

ダイナミックペアにより図 4.1(a) のモデルに自由度を付加する（図 4.1(c) のジョイント DP_x, DP_θ，およびそれらが接続されているリンク DP）と，機構的には 1 自由度平面 4 節リンク機構における特異姿勢となる（図 4.1(b)）．この特異姿勢は，人間の身体に相当するリンクの運動を入力とした場合に，機構の自由度が失われる姿勢である．この姿勢を保っている限りは，図 4.1(a) と変わりなく相対運動ができない状態である．ここで，加齢に伴う握力低下および反応時間の増加により手と杖の間にずれ・滑りが生じたとし，ダイナミックペアがつま先と手の距離および杖の長さと比較しわずかに変位した状態を考えると，人間に相当するリンクの回転速度に対して杖に相当するリンクが非常に高速に回転する状態となる（図 4.1(c)）．この姿勢が，高齢者の身体のわずかな摂動により杖に高速な回転運動を生じさせる状態を表しており，この特異点近傍の姿勢の特性を解析することで高齢者の杖歩行の転倒防止に寄与する要因を検討できると考えた．

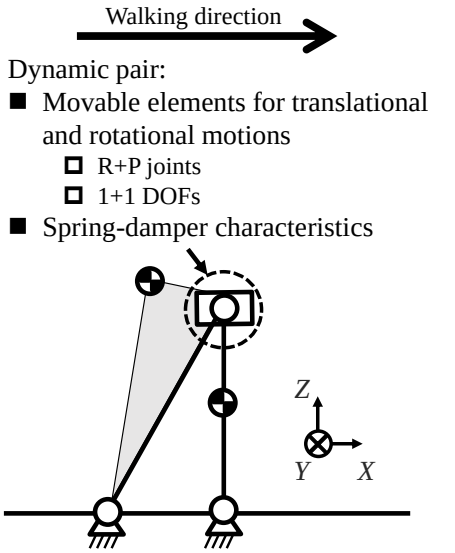
なお，3.2 節の解析モデルの検討では，上肢の姿勢による手先での力の発生しやすさを表現することを目的に，上肢を 7 自由度シリアルリンク機構でモデル化している．本節では加齢による影響を考慮し，つま先と杖先の距離の違いによる手と杖の相対運動の傾向の違いを検討することを目的に，解析対象・条件を限定して解析モデルを検討した．そのため，本節において検討した解析モデルにおいては，上肢の姿勢による手先での力の発生しやすさには特に着目していない．

また，1.2 節，および 3.2 節では図 3.1 の倒立振子の質量中心が地面に接した状態を転倒と定義した．本節においても，転倒は図 4.1 の 1 つの剛体としてモデル化した身体の質量中心が地面に接した状態とする．一方，図 4.1(c) において，杖が鉛直方向から傾くほど，杖に作用する鉛直下向きの力が回転を促すため，杖の鉛直方向からの傾きが大きくなるにつれ転倒を促すと考えられる（図 4.2）．そのため，転倒を防止するためには，杖に鉛直方向から傾きが発生した場合にそれが短時間で小さくなり，杖の方向が短時間で鉛直方向と平行に戻ることが望ましい．すなわち，図 4.1 でモデル化されている身体-杖系の運動エネルギーの値が短時間で小さくなり杖の鉛直方向からの角度が 0（図 4.1(c) において $\theta_\mathrm{C} = \pi$）に収束することが，転倒防止に寄与すると考える．そこで，本章においてはダイナミックペアのばね要素の平衡状態は $\theta_\mathrm{C} = \pi$ の状態（図 4.1(b) の状態）であるとして，この状態に短時間で収束し，運動エネルギーの値が短時間で小さくなるほど転倒防止効果が大きいとする．

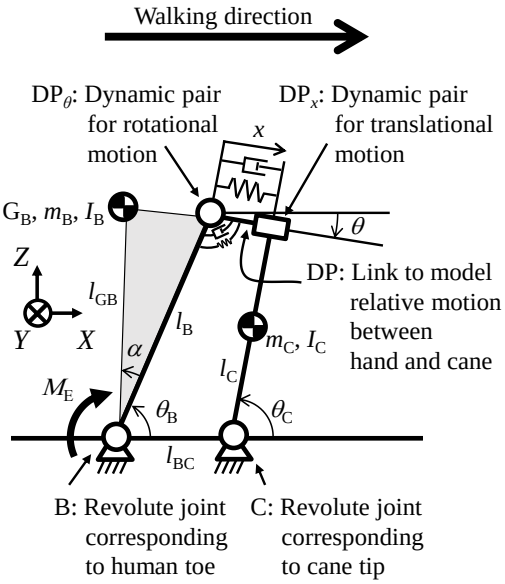
次項以降では，図 4.1(c) のモデルに関する運動学的拘束条件下において，身体・杖に相当する剛体リンクおよびダイナミックペアから構成される全系の運動方程式を解くことで，各時刻におけるリンクの応答を求める．具体的には次の関係式を連立させて求める．



(a) Without dynamic pair (younger people)



(b) With dynamic pair (elderly people, singular posture)



(c) With dynamic pair (elderly people, neiborhood of singular posture)

Fig. 4.1: A kinematic and dynamic model used in the simulation.

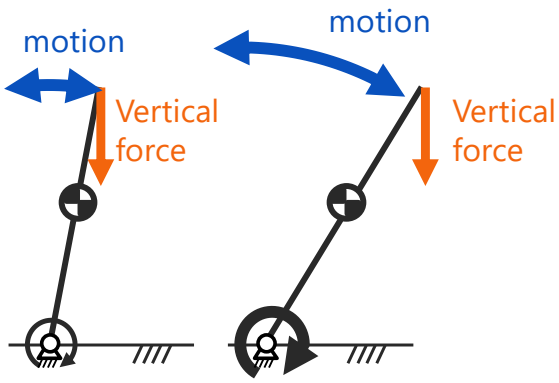


Fig. 4.2: An effect of vertical force applied to a cane on its rotation according to tilt of the cane.

各リンクの並進方向の運動方程式（リンクごとに立式）：

$$m\ddot{\boldsymbol{G}} = \boldsymbol{F} \tag{4.1}$$

各リンクの回転方向の運動方程式（リンクごとに立式）：

$$I\ddot{\Theta} = \boldsymbol{M} \tag{4.2}$$

並進方向のダイナミックペアの変位と粘弾性特性の関係式：

$$f_{\mathrm{DP}} = -k_{\mathrm{DP}_x} \cdot x - c_{\mathrm{DP}_x} \cdot \dot{x} \tag{4.3}$$

回転方向のダイナミックペアの変位と粘弾性特性の関係式：

$$\tau_{\mathrm{DP}} = -k_{\mathrm{DP}_\theta} \cdot \theta - c_{\mathrm{DP}_\theta} \cdot \dot{\theta} \tag{4.4}$$

閉回路方程式：

$$\boldsymbol{DP_\theta}_{\boldsymbol{B}} + \boldsymbol{DP_x}_{\boldsymbol{DP_\theta}} + \boldsymbol{C_{DP_x}} + \boldsymbol{B_C} = 0 \tag{4.5}$$

リンク B（身体に相当する剛体）の重心の位置と角変位の関係式：

$$\boldsymbol{G}_{\mathrm{B}} = \boldsymbol{B} + l_{\mathrm{GB}} \begin{bmatrix} \cos\left(\theta_{\mathrm{B}} + \alpha\right) \\ \sin\left(\theta_{\mathrm{B}} + \alpha\right) \end{bmatrix} \tag{4.6}$$

ここで，m は各リンクの質量（ただしリンク DP は $m = 0$），$\boldsymbol{G}$ は各リンクの重心の位置ベクトル，$\boldsymbol{F}$ は各リンクに作用するすべての並進力（リンク間内力，並進方向のダイナミックペアのばね・ダンパ要素から作用する力，重力）の合力，I は各リンクの重心周りの慣性モーメント（ただしリンク DP は $I = 0$），Θ は各リンクの絶対角変位，$\boldsymbol{M}$ は各リンクに作用するすべての重心周りのモーメント（リンク間内力によるモーメント・純粋なリンク間内力モーメント，並進方向のダイナミックペアのばね・ダンパ要素から作用する力によるモーメント・回転方向のダイナミックペアのばね・ダンパ要素から作用するモーメント，外力モーメント）の合力，f_{DP} は並進方向のダイナミックペアの粘弾性特性によりリンク C に x 軸方向に作用する力，τ_{DP} は回転方向のダイナミックペアの粘弾性特性によりリンク DP に作用するトルク，k_{DP_x}, c_{DP_x}, k_{DP_θ}, c_{DP_θ} は並進・回転方向のダイナミックペアの弾性・粘性減衰係数，$\boldsymbol{B_C}$ は点 C を起点として点 B を終点とする相対位置ベクトル（$\boldsymbol{DP_x}$, $\boldsymbol{DP_\theta}$, $\boldsymbol{C_{DP_x}}$, $\boldsymbol{B_C}$ も同様），$\boldsymbol{G}_{\mathrm{B}}$ はリンク B の重心の位置ベクトル，$\boldsymbol{B}$ は点 B の位置ベクトルである．他の記号は図 4.1 に示すとおりである．

4.2.2　シミュレーション条件

シミュレーションにおける計算フローを図 4.3 に示す．シミュレータに与える各種定数は表 4.1 にまとめている．以下，各々の値の設定について述べる．

つま先と杖先の距離

つま先と杖先の距離の違いによる動力学シミュレーション結果の傾向を検討するために，次の 1–3 のつま先と杖先の距離（図 4.1(c) における l_{BC}）を条件として与える．

1. $l_{\mathrm{BC}} = 0.2$ m：つま先と杖先の距離として一般に適切な距離 [35]
2. $l_{\mathrm{BC}} = 0.5$ m：条件 1 より長い距離
3. $l_{\mathrm{BC}} = 0.05$ m：条件 1 より短い距離

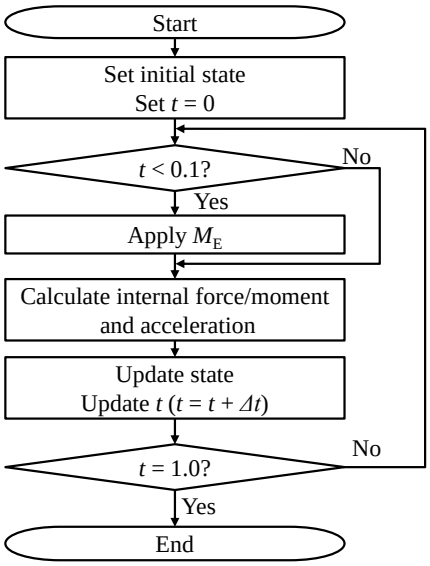


Fig. 4.3: A calculation flow for the dynamic simulation.

シミュレーション時間および外力トルク付加時間

シミュレーションは時刻 $t = 0$ s から開始し，$t = 1.0$ s で終了するものとする．バランスを崩しかけた瞬間の状態を表すため，シミュレーション時間：1 s に対して短い時間（$t = 0$ s から $t = 0.1$ s まで），図 4.1(c) に示すように外力モーメント M_{E} を作用させる．そして，つま先と杖先の距離の違いによるバランスを崩しかけた状態から転倒防止に至るまでの各リンクの応答の違いを確認するため，M_{E} に対する $t = 1.0$ s までの応答を確認するものとする．なお，外力モーメントの大きさは，歩行中に関する質量中心の加速度の最大値が 0.5 G 程度であると想定して数値を決定した．

慣性パラメータ

人間に相当するリンク，および，杖に相当するリンクには表 4.1 のように質量を設定する．また，前項でも述べたが，ダイナミックペアによって表している回転ジョイントおよび直進ジョイント間のリンクの質量は無視できるものとし，0 とする．また，本来は人間や杖の質量分布，および，人間の各セグメントの形状特性を考慮し重心位置と慣性モーメントをシミュレーションに与えるべきだが，まずは結果の傾向を把握するべく，人間を長方形，杖を線分とする簡易なモデルを想定して与える数値を決定した．人間に相当するリンクは，日本人の成人男性の平均的な身長 1.70 m・体重 60.0 kg を考慮し，表 4.1 に示すように長方形の長さ・幅，および，その質量を決定した．杖に相当するリンクは，身長 1.70 m の杖使用者に

Table 4.1: Parameter values used in the dynamic simulation.

Parameter	Value	Unit	Explanation
M_{E}	-250	$\mathrm{N \cdot m}$	External moment initiating the stumble during 0.1s. It corresponds to inertia applied to human's center of mass and generating 0.5 G.
m_{B}	60	kg	Mass of a human whole body.
I_{B}	14.7	$\mathrm{kg \cdot m^2}$	Moment of inertia of a human whole body (modeled by a 1.7m $\times$ 0.2m square)
m_{C}	0.28	kg	Mass of a cane
I_{C}	1.81×10^{-2}	$\mathrm{kg \cdot m^2}$	Moment of inertia of a cane (modeled by a line segment).
g	9.81	$\mathrm{m/s^2}$	Gravity acceleration.
$k_{\mathrm{DP}x}$	1.00×10^{2}	N/m	Spring constant of dynamic pair for translational motion.
$c_{\mathrm{DP}x}$	1.00×10^{0}	$\mathrm{N \cdot s/m}$	Damping constant of dynamic pair for translational motion.
$k_{\mathrm{DP}\theta}$	1.00×10^{1}	$\mathrm{N \cdot m/rad}$	Spring constant of dynamic pair for rotational motion.
$c_{\mathrm{DP}\theta}$	1.00×10^{-1}	$\mathrm{N \cdot m \cdot s/rad}$	Damping constant of dynamic pair for rotational motion.
l_{B}	$({l_{\mathrm{C}}}^2 + {l_{\mathrm{BC}}}^2)^{1/2}$	m	Length between a human toe and a hand. It depends on l_{C} and l_{BC}.
l_{C}	0.88	m	Length of a cane.
l_{BC}	0.2	m	Length between a human toe and a cane tip. Three representative values were given in order to investigate its effect comparing with the experimental results.
	0.5	m	
	0.05	m	

推奨される長さ [11]，および，市販されているアルミニウム製の杖の平均的な質量から，線分の長さ，および，その質量を決定した．重心位置はそれぞれの図形の図心にあるとして，それぞれのリンクの慣性モーメントを決定した．重力加速度は 9.81 $\mathrm{m/s^2}$ とした．

ダイナミックペアを構成するジョイントおよびばね・ダンパ要素

4.2.1 項において定義した，ダイナミックペアを構成する並進・回転ジョイントは，それぞれ，杖に相当するリンクと平行な方向の並進力と ZX 平面に垂直な軸周りのモーメント，図 4.1 の ZX 平面上における任意の並進力を受けられるジョイントとする．また，ばね・ダンパ要素の弾性・粘性減衰係数に関しては，ばね・ダンパ要素が外力モーメントの大きさに対し同程度のオーダのモーメントが抗し得る値を選定し，与える数値を決定した．粘性減衰係数の値に関しては，あらかじめ動力学シミュレーションを行い各リンクの速度を得て，この値を基に試行錯誤的に決定した．

つま先および杖先に相当する位置の回転ジョイント

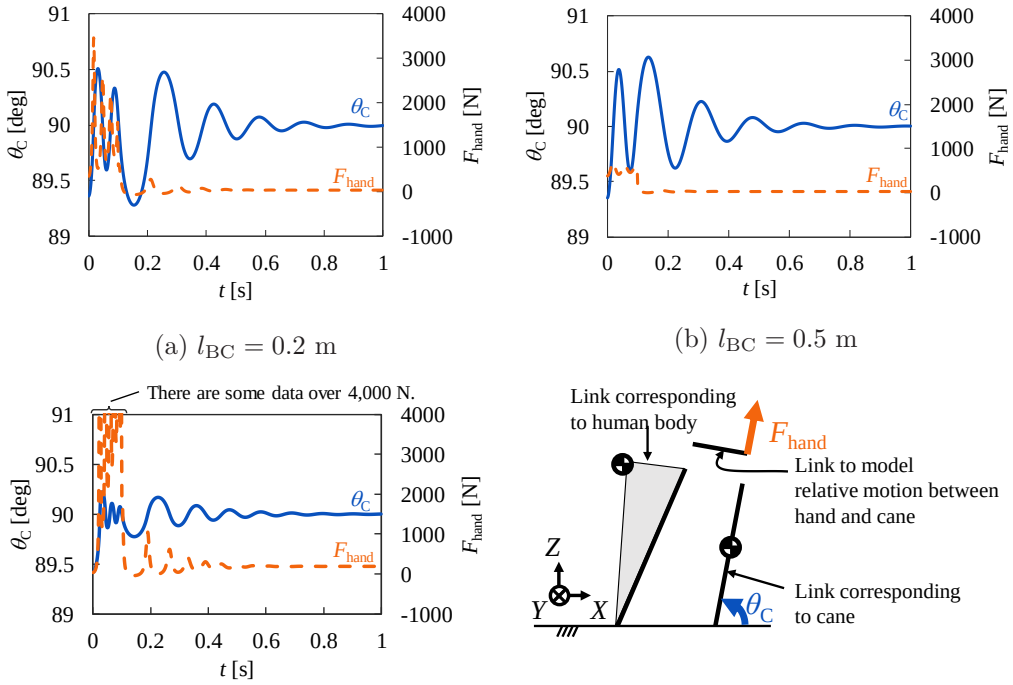
人間および杖が地面から得られる床反力は垂直抗力と静止摩擦力の合力である．垂直抗力は図 4.1 の Z 軸正方向に得られ，また，静止摩擦力は同図の X 軸正負方向に得られ，かつその大きさには制限がある．しかし，慣性パラメータに関する条件と同じく，本章は杖による転倒防止効果に関する評価法の検討が目的のため，表題の回転ジョイントは図 4.1 の ZX 平面上の任意の方向の並進力を受けられる理想的なジョイントとして扱うこととする．

機構定数および初期姿勢

与える機構定数と，これに依存して決まる機構パラメータを示し，シミュレーションにおける初期姿勢を定義する．まず，人間に相当するリンクの重心を X 軸から反時計回りに 89° の角度，杖の重心を 90° の角度，および $x = 0$ m とする．この条件と，杖の長さ l_C，およびつま先と杖先の距離 l_{BC} から，他の従属的に決まるパラメータを求める．次に，4.2.1 節における議論内容を踏まえ，この姿勢から $x = 0.01$ m だけ変位した姿勢を求め，これを初期姿勢として後続の繰り返し計算を行う．なお，この $x = 0.01$ m は，著者が T 字杖のグリップを握る際に起こり得るずれを測定する予備実験を行い，この実験で得られた結果を基に設定している．この予備実験に関しては付録 B を参照されたい．

4.2.3　結果

図 4.4 に，杖の傾きに相当する角変位 θ_{C}，および手が杖からその長手方向に受ける反力に相当する力の大きさ F_{hand} の時間変化を示す．まず，条件としている l_{BC} の値に応じて θ_{C} の変化量に違いはあるものの，杖に相当するリンクに鉛直方向からの回転変位が生じることが示された．次に，M_{E} を付加している間 ($t = 0.1$ s まで) において，l_{BC} の値が小さいほど，M_{E} により生じた θ_{C} の振動が短時間で収束する結果となった．この結果は，モデル全体に対して M_{E} が与えたエネルギーが，ダイナミックペアのダンパ要素によって消散されていること，および，l_{BC} の値が小さいほどより多く消散されていることを示していると考えられる．これは，l_{BC} の値が小さいほど $t = 0.1$ s までの杖の振動数が大きく，杖が高速に運動しているためと考えられる．一方で，l_{BC} の値が小さいほど，F_{hand} は大きくなる結果となった．これは，l_{BC} が M_{E} に耐えうるモーメントを発生させるためのモーメントアームであることに起因する．



(a) $l_{\mathrm{BC}} = 0.2$ m

(b) $l_{\mathrm{BC}} = 0.5$ m

(c) $l_{\mathrm{BC}} = 0.05$ m

(d) Definitions of θ_{C} and F_{hand}

Fig. 4.4: Displacement corresponding to an inclination of a cane (θ_{C}) and magnitude of force corresponding to reaction force applied to the hand from the cane grip in its longitudinal direction (F_{hand}).

4.2.4　考察

仮説 1 に対する考察

まず，杖に相当するリンクに鉛直方向からの回転変位が生じた結果に着目する．4.2.1 項において，杖の鉛直方向からの傾きが大きくなるにつれ転倒を促すと述べた．これに対し，ダイナミックペアの解析モデルへの適用により手と杖に相対的なずれ・滑りが発生していること，そしてこれにより転倒に至る挙動が生じていることがシミュレーション結果より考察される．よって，仮説 1「握力の低下・反応時間の増加により手と杖に相対的なずれ・滑りが発生し，これが杖の回転運動，および杖を握る手を介し身体の運動に影響を及ぼす.」の有効性が本シミュレーションによって示唆された．

ただし，4.2.1 で示したモデルが，高齢者の杖歩行時の身体と杖の運動特性，および手と杖のインターフェースの挙動を表現することを示すまでは至っていない．そのため本項の動力学シミュレーションでは仮説 1 の検証には至っていない．そこで，今後はこの検証を行うために，杖歩行時の転倒を模擬した実験や，握力低下を模擬した状況下における杖歩行実験

などが必要と考える．

仮説 2 に対する考察

次に，l_{BC} の値の違いにより θ_{C} の値の挙動に違いが生じた結果に着目する．4.2.1 項において，転倒を防止するためには，杖の運動エネルギーの値が短時間で小さくなることが望ましいと述べた．一方，4.2.3 項で示した結果より，シミュレーションでは M_{E} を作用させた後に（シミュレーションにおける $t = 0.1$ s 以降），l_{BC} の値が小さいほど杖に相当するリンクの振幅が小さくなっていた．すなわち，ダイナミックペアを導入した結果，つま先と杖先の距離によりダンパ要素によるエネルギー消散量に違いが生じた．

ところで，もし杖にその運動エネルギーを消散する機能が具備されていれば，当然ながらそのエネルギーの値は小さくなる．つまり，本章では手と杖の機械的インターフェースに粘性特性があるとしてダンパ要素でモデル化を行ったが，このインターフェースに備わる粘性特性が十分ある・ないにかかわらず，粘性特性を持つ機械要素が存在すれば転倒防止効果があるといえる．そこで，エネルギー消散量が転倒防止に関する杖先位置の評価量となること，すなわち仮説 2「杖先と地面の接点まわりの回転運動に関する，動力学的な観点から杖先位置を評価する指標が存在する．」が本シミュレーションの結果に考察を加えることで確認できた．

ダイナミックペアのダンパ要素によるエネルギー消散量に関する考察

上述の「仮説 2 に対する考察」を踏まえると，本章で検討しているモデルにおいては，つま先と杖先の距離に応じて変化する，ダイナミックペアのダンパ要素によって消散されるエネルギーの値が大きいほど転倒防止効果が大きいことが示唆される．この示唆の有効性を確認するために，人間の通常の歩行において行われる，筋による仕事を参考に考察を加える．

Winter は，歩行中の両脚支持期において，人間は蹴り脚（後脚）の筋が行う正の仕事により前進するためのエネルギーを得るが，同時に体重支持脚（前脚）の筋が行う負の仕事により蹴り脚で得たエネルギーの一部を吸収しており，これらの正および負の仕事は安全な歩行に不可欠であると述べている [31]．本研究ではこの説を鑑み，杖歩行時においても，ダイナミックペアのダンパ要素が行うエネルギー消散により転倒防止に寄与すると考える．また，鈴木は予備実験において手のひらと T 字杖のグリップの間に粘性特性があることを示し，その粘性減衰係数を求めている [28]（予備実験の概要は付録 C を参照されたい）．加えて，高齢者の指の腹の機械的特性を明らかにすることを目的に，指の腹を粘性特性を持つ機械要素としてモデル化した場合の粘性減衰係数を実験的に求めた研究例 [36] がある．これらより

人間の皮膚には杖歩行の動的挙動に影響を及ぼす粘性特性があることがわかり，これより本章においても手と杖のインターフェースをダンパ要素を含む機械要素としてモデル化し，それによるエネルギー消散が行われると考える．以上より，本章ではダイナミックペアのダンパ要素によるエネルギー消散が杖歩行時の転倒防止に寄与すると考え，これを，つま先と杖先の距離と転倒防止効果の関係を表す評価指標とする．

ただし，上述の「仮説 1 に対する考察」で述べたとおり，4.2.1 で示したモデルの有効性を示す検証には至っていないため，ダイナミックペアのダンパ要素によってエネルギー消散が行えることは明らかになっていない．そこで，上述と同様に実験を通じた検証が必要と考える．

杖から手に作用する力の大きさに関する考察

杖から手に作用する力の大きさは転倒防止に際し小さい方が望ましいため，これもつま先と杖先の距離と転倒防止効果の関係を表す評価指標とする．これは第 3 章における反力特性立体を用いたバランス復帰特性を検討した際の，バランス復帰を行うために必要な力が小さい方が望ましい，としたことに則している．

上述の考察に基づく各関節の負の仕事の行いやすさに関する議論への発展

次に，ここまでエネルギー消散量が多いことによって転倒防止効果があることを示したが，エネルギー消散は他の箇所において行われても転倒防止に効果的だと考える．一方，4.2.1 節において検討した解析モデルでは身体の各セグメントの相対運動は無視できるとしたが，それらは実際には相対運動を行う．そこで，各関節において負の仕事を行うことにより，エネルギーを各関節において消散できると考える．これは上述の，歩行動作中の体重支持脚での負の仕事が安全な歩行の実現を促していることに則しており，これより人間は各関節における負の仕事を経験的に行っているとも考えられる．各関節において負の仕事を行うためには，必要な関節トルクを発揮できる余裕があること，および関節可動域に余裕があることが必要条件である．これらは人間の各セグメントの姿勢に依存し，さらにその姿勢はつま先と杖先の距離により変化するため，各関節の負の仕事の行いやすさはその距離に依存する．以上を踏まえ，次の仮説 3 を立てた．

仮説 3. 人間は各関節における負の仕事によりエネルギー消散する能力が備わっており，つま先と杖先の距離と各関節の負の仕事の行いやすさの関係を経験的に把握している．

そこで次節においては，各関節の負の仕事の行いやすさ（ANW: Ability to perform Negative Work）に着目して上述の仮説の有効性を確認するとともに，各関節の負の仕事の行いやすさの，つま先と杖先の距離を評価する指標としての妥当性を検討する．

4.3　各関節の負の仕事の行いやすさを表す評価指標の検討

4.3.1　評価指標の定式化

杖歩行を行う人間の機構モデル化

本項では，杖歩行中における，各関節のトルクと角変位のそれぞれの限界値に対する余裕度合いを表す関数を定式化する．そのために，まず杖歩行を行う人間と杖のモデル化を行う．

4.2 節における動力学シミュレーションと条件を揃えるため，本節においても矢状面上の平面運動を考えるものとする．文献 [13] によると，歩行動作における運動・力学解析のためのモデル化では，矢状面上の，両脚の足関節，膝関節，および股関節の自由度による下肢の各セグメントの相対運動と，上肢と体幹を組み合わせた 1 つの剛体の相対運動を表せるモデルとしても，より精度よくモデル化を行った場合と比べて，歩行動作を扱う精度で下肢関節のモーメントの計算結果はほとんど変わらないことが知られている．そこで，本項では上述のモデルに加え，杖を保持している側の上肢の各関節および各セグメントを考慮に入れた，図 4.5 のような平面 11 節リンク機構でモデル化する．ここで，図 4.5(a) において，$\mathrm{J}_i\,(i = 1, 2, \ldots, 9)$ は人間の各関節に相当する回転ジョイントを表す．各回転ジョイントはそれぞれ番号の小さい順に，杖を持っている腕側の脚の足関節，膝関節，股関節，反対側の脚の足関節，膝関節，股関節，杖を持っている腕の肩関節，肘関節，手関節に相当する．$\mathrm{J}_{\mathrm{CSF}}$，$\mathrm{J}_{\mathrm{OSF}}$ および $\mathrm{J}_{\mathrm{Cane}}$ はそれぞれ，杖を持っている腕側の足部，反対側の足部，および杖先と地面の相対運動を表すための受動回転ジョイントを表す．表 4.2 に各回転ジョイントの定義をまとめている．τ_i, φ_i はそれぞれ，回転ジョイント J_i の関節トルク，角変位を表す．また，図 4.5(b) において，$\mathrm{S}_j\,(j = 1, 2, \ldots, 10)$ は人間の各セグメントに相当する剛体リンクを表す．各剛体リンクはそれぞれ番号の小さい順に，杖を持っている腕側の脚の足部，下腿部，大腿部，反対側の脚の足部，下腿部，大腿部，頭部・胴体・杖を持っている腕と反対側の腕，杖を持っている腕の上腕部，前腕部，手部・杖に相当する．表 4.3 に各剛体リンクの定義をまとめている．以下，記述の単純化のため，機構モデル上の回転ジョイント J_i・剛体リンク S_j を，対応する人間の関節・セグメントの名称で呼ぶ．（例：回転ジョイント J_7 は肩関節 J_7 と呼ぶ．）m_j, I_j, L_j はそれぞれ，セグメント S_j の質量，重心まわりの慣性モーメント，セグメントの長さ（L_1, L_4, L_{10} はそれぞれ両足のつま先と足関節中心の距離，杖先と

手関節中心の距離）を表している．また，計算の簡略化のため，歩行中に相対運動が小さい頭部・胴体・杖を突いている腕と反対側の腕の各セグメントは同一の剛体として表す．さらに，本節は杖先位置に応じた人間の各関節における負の仕事の行いやすさを議論することを目的としているため，手部は杖のグリップを剛に握っているとみなし，手部・杖は同一の剛体として表すものとする．

評価指標の導出

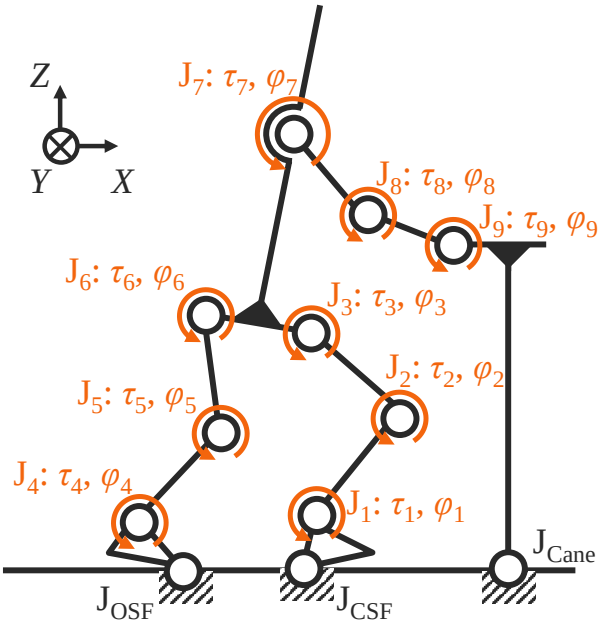
図 4.5 のモデルを基に，歩行中のある時刻における各関節トルクの最大発揮可能トルクに対する余裕度合い，および関節角変位の可動域限界に対する余裕度合いを表す関数を以下のように定式化する．

$$\begin{aligned} E_{\tau,i} &= \cos\left(\frac{\pi}{2}\cdot\frac{\bar{\tau}_i}{\bar{\tau}_{\mathrm{MAX},i}\left(\varphi_i,\mathrm{sgn}\left(\bar{\tau}_i\right)\right)}\right) && \left(-\bar{\tau}_{\mathrm{MAX},i}\le\bar{\tau}_i\le\bar{\tau}_{\mathrm{MAX},i}\right) \\ &= 0 && \left(\bar{\tau}_i<-\bar{\tau}_{\mathrm{MAX},i},\bar{\tau}_{\mathrm{MAX},i}<\bar{\tau}_i\right) \end{aligned} \tag{4.7}$$

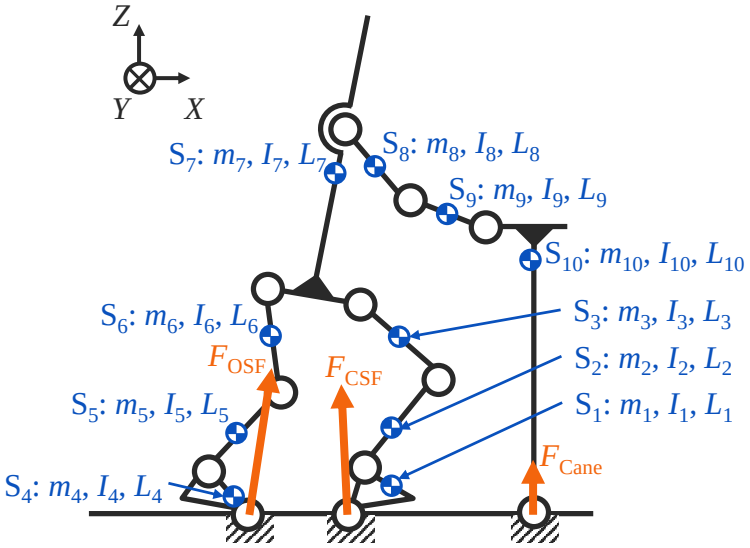
$$E_{\mathrm{RoM},i} = \sin\left(\pi\cdot\frac{\varphi_i-\varphi_{\mathrm{L},i}}{\varphi_{\mathrm{U},i}-\varphi_{\mathrm{L},i}}\right) \qquad \left(\varphi_{\mathrm{L},i}\le\varphi_i\le\varphi_{\mathrm{U},i}\right) \tag{4.8}$$

ここで，式 (4.7) の $E_{\tau,i}$ は，関節 i の関節トルク τ_i を身体の質量で除した標準化関節トルク $\bar{\tau}_i$ を変数とする，標準化最大発揮可能トルク $\bar{\tau}_{\mathrm{MAX},i}\left(\varphi_i,\mathrm{sgn}\left(\bar{\tau}_i\right)\right)$ に対する余裕度合いを表す関数である．$\bar{\tau}_{\mathrm{MAX},i}\left(\varphi_i,\mathrm{sgn}\left(\bar{\tau}_i\right)\right)$ は φ_i および $\bar{\tau}_i$ の符号に依存する関節 i の標準化最大発揮可能トルクを表す．また，式 (4.8) の $E_{\mathrm{RoM},i}$ は，関節 i の角変位 φ_i を変数とする，関節可動域に対する余裕度合いを表す関数である．$\varphi_{\mathrm{L},i}$ および $\varphi_{\mathrm{U},i}$ はそれぞれ関節 i の角変位の下限値および上限値を表す．なお，$E_{\tau,i}$，$E_{\mathrm{RoM},i}$ を計算するために必要な入力値を得る方法については後述する．

これらの関数 $E_{\tau,i}$ および $E_{\mathrm{RoM},i}$ の値域は $[0,1]$ であり，それぞれ，標準化最大関節トルクおよび関節可動域に対して最も余裕がある場合には 1，全く余裕がない場合には 0 をとる．すなわち，$E_{\tau,i}$ に関しては，標準化最大可能発揮トルクに近い大きさのトルクを発揮しているとその関節の正負の回転方向それぞれに十分なトルクを発揮できないため，負の仕事が行えない方向があるとして小さい評価値が出力する．加えて，発揮しているトルクの大きさが 0 に近いとその関節の正負の回転方向それぞれに十分トルクを発揮できる余裕があり，負の仕事が行いやすいとして大きい評価値を出力する．一方，$E_{\mathrm{RoM},i}$ に関しては，関節可動域の限界に近いとその関節の正負の回転方向それぞれに十分な可動域の余裕がないため，負の仕



(a) Joint torque and joint angular displacement of each joint



(b) Inertial parameters, length and applied ground reaction force of each segment

Fig. 4.5: A human and a cane model for calculating the evaluation index concerning an ability to perform negative work (ANW).

Table 4.2: Definition of joints in Fig. 4.5.

Name	Difinition of joints		Corresponding motion	Active / passive
J_1	Cane-side leg	Ankle	Dorsiflexion–Plantarflexion	Active
J_2		Knee	Extention–Flexion	Active
J_3		Hip	Extention–Flexion	Active
J_4	Cane-opposite-side leg	Ankle	Dorsiflexion–Plantarflexion	Active
J_5		Knee	Extention–Flexion	Active
J_6		Hip	Extention–Flexion	Active
J_7	Cane-side arm	Shoulder	Extention–Flexion	Active
J_8		Elbow	Extention–Flexion	Active
J_9		Wrist	Dorsiflextion–Palmar flextion	Active
J_{CSF}	Ground point of the mechanism	A joint expressing relative motion of a cane-side foot and the ground	N/A	Passive
J_{OSF}		A joint expressing relative motion of a cane-opposite-side foot and the ground	N/A	Passive
J_{Cane}		A joint expressing relative motion of a cane tip and the ground	N/A	Passive

事が行えない方向があるとして小さい評価値が出力する．加えて，関節可動域の中間の角変位においてはその限界から最も遠いため，その関節の正負の回転方向それぞれに十分な可動域の余裕があり，負の仕事が行いやすいとして大きい評価値を出力する．

式 (4.7), (4.8) を用いて，計算の対象とする全関節の，負の仕事の行いやすさの評価を総合的に表す関数 E_{NW} を次のように定式化する．

$$E_{\mathrm{NW}} = \sum_{i=1}^{N} \left(E_{\tau,i} \cdot E_{\mathrm{RoM},i} \right) / N \tag{4.9}$$

ここで，N は計算の対象とする全関節の数を表す．図 4.5 に示す通り，本章では両脚支持期においては $N = 9$ である．（両脚支持期以外については後述する．）なお，本来はどの関節で消散が行われるか，あるいは優先的に行われるかを明らかにし，それを基に式 (4.9) の定式化を行うべきである．ただし，本章においては，エネルギーを消散する関節，および優先

Table 4.3: Definition of segments in Fig. 4.5.

Name	Definition of segments	
S_1	Cane-side leg	Foot
S_2		Lower leg
S_3		Thigh
S_4	Cane-opposite-side leg	Foot
S_5		Lower leg
S_6		Thigh
S_7	HAT except for cane-side arm	
S_8	Cane-side arm	Upper arm
S_9		Forearm
S_{10}		Hand and cane

的にエネルギー消散する関節が不明であるため，エネルギー消散はすべての関節において等しく行われると仮定し，式 (4.9) の定式化を行った．また，$E_{\mathrm{RoM},i}$ に関しては例えば可動域限界でもある方向には大きな変位が可能であることや，可動域の大半は正負方向に十分な余裕があるにもかかわらず可動域の中間の相対評価が高くなることが考えられる．ただし，本章においては $E_{\mathrm{RoM},i}$ は式 (4.8) で表されるものと仮定し，以後の議論を進める．

式 (4.7) から式 (4.9) はいずれも，値が大きいほど各関節において負の仕事を行いやすいことを示す．これらの式を計算するためには，図 4.6 に示すように，杖歩行中の各関節の $\bar{\tau}_i$ および φ_i が必要となる．そこで，これらは実験的に得られたデータから逆動力学・逆運動学を解いて得ることとする．

4.3.2　杖歩行実験

4.3.1 項で定式化した指標を計算するために必要な入力パラメータを得ることに加え，同指標が各関節の負の仕事の行いやすさを評価をする指標として妥当であるか検討することを目的に，2019 年 12 月に被験者を採用した杖歩行実験を行った．なお，本論文では高齢者のための歩行支援を検討しているため，本来は被験者に高齢者を採用し実験を行うべきである．しかし，まずは各関節の負の仕事の行いやすさを表す評価指標値 E_{NW} と，つま先と杖先の距離の関係の傾向の有無を確認するため，被験者として中年者を対象に実験を行った．

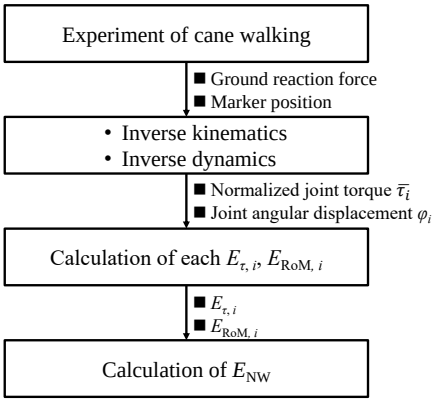


Fig. 4.6: A flow to calculate the evaluation index concerning the ANW (E_{NW}).

被験者

被験者には健常な中年者である男女 3 名（男性 1 名，女性 2 名）を採用した．その詳細は表 4.4 に示すとおりである．被験者は匿名化し，それぞれ被験者 A，被験者 B，被験者 C とした．なお，本実験は東京工業大学人を対象とする研究倫理審査委員会の承認（承認番号：第 2019120 号）のもと行った．被験者は公募によって採用し，各被験者には事前に実験目的・内容，当該実験への参加による利益・不利益，安全性の確保方針，および個人情報の保護方針を十分に説明した．説明後，書面による本人署名の参加同意を得たのちに実験を行った．

実験を行う前に，あらかじめ各被験者のセグメントの長さ L_j を計測した．また阿江らの係数 [37] を用いて各セグメントの慣性パラメータ m_j, I_j，および質量中心位置を求めた．なお，第 3 章では岡田らの係数 [33] を用いて各セグメントの質量および質量中心を計算している．本章においてはその被験者に実際に作用している関節トルクの値を算出するために，中年者に近いと考えられる係数を用いた．

実験方法

実験装置の概要を図 4.7 に示す．被験者には，図 4.7 の Start line から Goal line まで歩行する実験を行ってもらった．実験中，一般に販売されている T 字杖を使用してもらった．この杖は長さが調整可能であり，武藤が推奨している長さ [11] を参考に被験者の身長に応じて長さを調整した．また，杖は利き腕に持って歩行してもらった．なお，被験者 A, B, および C の利き腕はそれぞれ左，右，および右であった．

被験者と杖には，Helen Hayes marker set [32] に加え，評価指標の計算に必要な位置に，合計 35 個（被験者：33 個，杖 2 個）の反射マーカを貼った．そしてそれらの位置を，Motion

Table 4.4: Subject specification.

Specification	Value
n	3
Age [year]	35, 57, 58 (Ascending order)
Height [m]	1.63 ± 0.13 (Mean $\pm$ SD)
Mass [kg]	58.7 ± 15.3 (Mean $\pm$ SD)

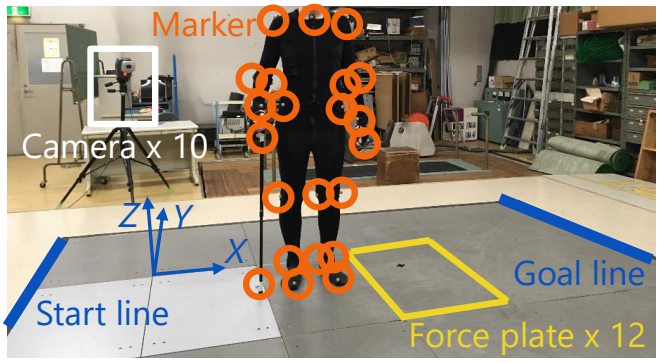
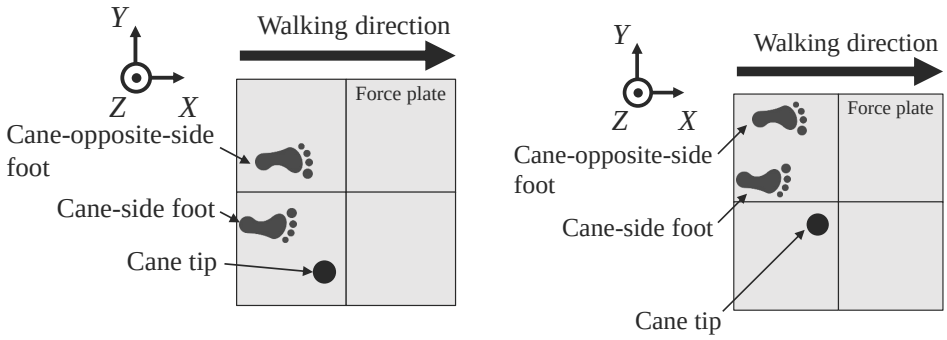


Fig. 4.7: An experimental apparatus.

Analysis 社製のカメラ Mac Eagle 10 台を用いた同社の MAC3D System により，サンプリング周波数 100 Hz にて計測した．データを処理する際，ローパスフィルタとして 6 Hz のバターワースフィルタを適用した．また，図 4.5(b) に示す 3 つの床反力：杖を持っている腕側の足 CSF に作用する床反力 F_{CSF}，反対側の足 OSF に作用する床反力 F_{OSF}，および杖先に作用する床反力 F_{Cane} を測定するために，Kisler 社製の合計 12 枚の床反力計（図 4.7 において，X 軸方向に 6 枚，Y 軸方向に 2 枚，計 $6 \times 2 = 12$ 枚）を用いて，サンプリング周波数 400 Hz で計測した．なお，F_{CSF}，F_{OSF}，および F_{Cane} を独立に得るために，図 4.8(a)(b) に示す 2 パターンの測定を行った．

同図 (a) の測定において杖を持っている腕側の足と杖先が同じ床反力計を共有する場合には，同図 (b) の結果を用いてそれらを分離し，それぞれの床反力の値を推定した．具体的には以下の手順でそれぞれの床反力を得た．

手順 1. 図 4.8(a) の測定（OSF は同図紙面に向かって上，CSF・杖先は同図紙面に向かって下の床反力計に載せる）に加え，同図 (b) の測定（OSF・CSF は同図紙面に向かって上，杖先は同図紙面に向かって下の床反力計に載せる）も行うように被験者に指示する．



(a) Walking pattern 1

(b) Walking pattern 2

Fig. 4.8: Usage of force plates during the experiment.

手順 2. (a) の実験結果において，杖と CSF が同じ床反力計を共有すると F_{Cane} と F_{CSF} を独立に測定できない．そこで杖と CSF が同じ床反力計を共有している測定フレームを (a) の実験結果から抽出する．

手順 3. 手順 2 で抽出された測定フレームの床反力データに対し，(b) において測定された杖の床反力と，(a) における杖と CSF が合わさった床反力・圧力中心，杖先の位置から，(a) における杖と CSF の床反力を分離する．この，杖および CSF の床反力と，(a) において独立して測定された OSF の床反力を，それぞれ F_{Cane}，F_{CSF}，および F_{OSF} の値とする．

手順 4. 手順 3 で処理した測定フレーム以外のフレームに関しては，実験で得られた結果をそのまま F_{Cane}，F_{CSF}，および F_{OSF} の値とする．

なお，図 4.7 および図 4.8 における X, Y 軸の方向，および図 4.7 における歩行方向は，利き腕が右である場合を前提に示している．利き腕が左の場合には，図 4.7 における歩行方向は Goal line から Start line までとした．また，図 4.7 において X, Y 軸の方向を反転して実験後のデータ処理を行った．

この実験により得られた反射マーカの位置，および床反力より，各関節中心 J_i・その他身体特徴点の位置，および両足と杖先に作用する床反力 F_{Cane}，F_{CSF}，および F_{OSF} を得た．得られた位置情報から数値微分により各セグメントの加速度・角加速度を求めた．これらと，4.3.2 項で求めた各身体パラメータを入力として逆運動学解析および逆動力学解析を行い，各被験者の杖歩行中の $\bar{\tau}_i$，φ_i を算出した．具体的には次のように算出した．

$\bar{\tau}_i$ の算出式（セグメントごとに立式）：

$$m_i \ddot{\boldsymbol{G}}_i = \boldsymbol{F}_i \tag{4.10}$$

$$I_i \ddot{\Theta}_i = \boldsymbol{M}_i + \tau_i \tag{4.11}$$

$$\bar{\tau}_i = \tau_i / m_{\mathrm{B}} \tag{4.12}$$

φ_i の算出式（セグメントごとに立式）：

$$\varphi_i = \Theta_{\mathrm{dist},\,i} - \Theta_{\mathrm{prox},\,i} - \varphi_{\mathrm{ini},\,i} \tag{4.13}$$

または

$$\varphi_i = \Theta_{\mathrm{prox},\,i} - \Theta_{\mathrm{dist},\,i} - \varphi_{\mathrm{ini},\,i} \tag{4.14}$$

ここで，m_i は各セグメントの質量，$\boldsymbol{G}_i$ は各セグメントの重心の位置ベクトル，$\boldsymbol{F}_i$ は各セグメントに作用するすべての並進力（セグメント間内力，重力，床反力）の合力，I_i は各セグメントの重心周りの慣性モーメント，Θ は各セグメントの絶対角変位，$\boldsymbol{M}_i$ は関節トルク τ_i を除く，各セグメントに作用するすべての重心周りのモーメント（セグメント間内力によるモーメント，τ_i 以外の，隣り合う関節で発生しているトルクの反作用トルク，床反力によるモーメント）の合力，m_{B} は身体の質量，$\Theta_{\mathrm{dist},\,i}$, $\Theta_{\mathrm{prox},\,i}$ はそれぞれ隣り合う 2 つのセグメントにおける末梢側，中枢側のセグメントの絶対角変位，$\varphi_{\mathrm{ini},\,i}$ は隣り合う 2 つのセグメントの相対角変位の基準となる角度である．

$\bar{\tau}_i$ に関しては，各セグメントの式 (4.10)–(4.12) を連立させて求めた．また φ_i に関しては，独立行政法人製品評価技術基盤機構提供の NITE 平成 13-14 年度人間特性計測データ [18] における各関節の関節角の定義をもとに，関節ごとに式 (4.13) および (4.14) のどちらかを選択し求めた．

実験条件

つま先と杖先の距離による評価指標値の違いを確かめるために，杖先の位置に関する 3 つの実験条件下において実験を行うように被験者に指示した．以下に実験条件を示す．

条件 1. 被験者にとって杖先を突く位置として最も自然だ・心地よいと思われる位置

条件 2. 条件 1 よりつま先から遠い位置

条件 3. 条件 1 よりつま先から近い位置

被験者には，実験を始める前に上記 3 条件での杖歩行の練習を十分に行ってもらった．また，実験と実験の間に被験者に疲労が生じていないか随時ヒアリングし，疲労が生じていた場合には休憩をとるように指示した．各条件は 2 回ずつ実施し，それぞれにおいて図 4.8(a)(b) の 2 パターンの実験を行った．すなわち，被験者 1 人あたり計 12 回（3 つの条件下における歩行，1 つの条件につき 2 回の歩行，図 4.8(a)(b) の歩行）の実験を行った．

各実験条件に関する官能評価

本節で検討したモデル・評価指標に基づく，各関節の負の仕事の行いやすさに関する評価法が現実的に成り立つ評価法であるかを確認するため，および上記の実験条件間の評価指標計算結果と比較し検討を加えるため，条件ごとに安全性に関する官能評価を行った．官能評価では条件間の相対評価を行い，実験後の被験者のアンケートの記述から，各条件を被験者ごとに「最も安全」,「最も危険」,「中間」に分類した．

4.3.3　評価指標の計算条件

歩行中の杖接地有無・支持脚に応じた計算条件とつま先と杖先の距離の定義

杖歩行中は杖および各脚による支持状態が変わり，これにより各関節の負の仕事の行いやすさ，およびつま先と杖先の距離が変化する．そこで，本項では杖歩行中の杖接地有無・支持脚に応じた計算条件と，つま先と杖先の距離 d を定義する．これを表 4.5 に示す．同表に示すとおり，杖歩行を，杖接地有無・支持脚に応じて 4 つのフェーズに分ける．このうち，杖が接地しているときは，両脚支持期，杖を持っている腕側の脚による片脚支持期，反対側の脚による片脚支持期の 3 つのフェーズに分けている．

両脚支持期（フェーズ DS）において，評価指標 E_{NW} を計算する際には図 4.5(a) に定義するすべてのジョイントを対象に計算を行う．このフェーズでは，両脚により支持多角形が形成されていることから両脚を複数の回転ジョイントを持つ閉ループ機構として表す．これを 1 つの脚として見なし，前方の足のつま先と杖先の距離を d とする．

それぞれの片脚支持期（フェーズ CSS および OSS）においては支持脚と腕のジョイントのみを対象に計算を行う（すなわち，遊脚のジョイントに関しては計算を行わない）．このフェーズでは，支持脚の足のつま先と杖先の距離を d とする．

杖が接地していないときは，この状態を 1 つのフェーズ（フェーズ CNOG）として定義する．このフェーズでは，杖を接地せずに歩行できていることから，動的なバランスが取れ

Table 4.5: Definition of each leg support phase.

Cane tip	Phase	Definition	Evaluation index E_{NW}	Distance between toe and cane tip d
On the ground	DS	Double leg Support	Calculated concerning all joints	The forefoot's toe and the cane tip
	CSS	Cane-Side leg Support	Calculated concerning joints of the support leg and the cane-side arm	The toe of the support leg and the cane tip
	OSS	Opposite-Side leg Support	Same as above	Same as above
Off the ground	CNOG	Cane is Not On the Ground	Not calculated	Not defined

ている状態と判断し，評価指標の計算対象外とする．なお，本章においては進行方向に対し前方への転倒防止を検討しているため，いずれのフェーズにおいても杖先が進行方向に対しつま先より後方に接地している場合には，前方への転倒防止には寄与しないと考え，議論の対象外とする．

各被験者間のセグメントの長さの違いを考慮するため，d を実験で求めたのちに，これを各被験者の身長で除した標準化距離 $\bar{d}$ を求める．各フェーズにおいて $\bar{d}$ を求めた例を図 4.9 に示す．図 4.9 において，横軸は 1 ストライドの時間を $[0,\ 1]$ で標準化した標準化時間 $\bar{t}$，縦軸は $\bar{d}$ を表している．次項においては，この $\bar{d}$ と評価指標計算結果を比較する．

各関節の標準化最大発揮可能トルクの定義

式 (4.7) を計算する際に必要な各関節の標準化最大発揮可能トルク $\bar{\tau}_{\mathrm{MAX},i}\left(\varphi_i, \mathrm{sgn}\left(\bar{\tau}_i\right)\right)$ は，本節の評価指標計算においては次に示す手順により定義した．まず，独立行政法人製品評価技術基盤機構提供の NITE 平成 13-14 年度人間特性計測データ [18] の，65 歳以上における各関節の等尺性収縮における最大発揮可能トルクを抽出した．次にこれらのそれぞれを被験者の身体の質量で除して標準化最大発揮トルクを求めた．さらに，求めた標準化最大発揮トルクに対し被験者間の平均をとった．参照したデータベースには，φ_i の代表値，および τ_i の符号に対応した最大発揮トルクのデータが公開されているため，標準化最大発揮トルクを，φ_i，$\bar{\tau}_i$ の符号を入力値とし，それに対応する値を出力するような関数として定義した．代表値以外の φ_i を入力とした場合には，代表値間の標準化最大発揮トルクを線形補間，あるいは定数で補間して出力するような関数として定義した．

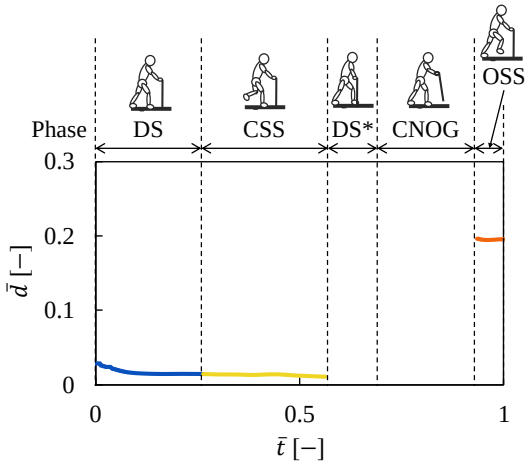


Fig. 4.9: An example of $\bar{d}$ in each leg support phase.

各関節可動域の定義

式 (4.8) を計算する際に必要な各関節の可動域の下限値 $\varphi_{\mathrm{L},i}$ および上限値 $\varphi_{\mathrm{U},i}$ は，次に示す手順により定義した．まず，4.3.3 項で使用したデータより，65 歳以上における各関節の可動域の下限値および上限値を抽出した．次に，抽出した各関節の可動域下限値および上限値に対し被験者間の平均をとり，これを計算に使用する値として定義した．

4.3.4　結果

E_{NW} の計算結果

図 4.10 に，各被験者の $\bar{d}$ と E_{NW} の関係を示す．$\bar{d}$ と E_{NW} の関係は次のように求めている．まず，$\bar{d}$ と E_{NW} のそれぞれの時系列変化（各サンプリングタイムにおける $\bar{d}$ と E_{NW} の値）を算出している．次に，これらから $\bar{d}$ に対応する E_{NW} を求めている．図 4.10 において，横軸を 0.01 単位に区切ってプロットしている．つまり $\bar{d} = \bar{d}_{\mathrm{value}}$ $\left(\bar{d}_{\mathrm{value}} = 0.01, 0.02, \dots\right)$ の点は $\bar{d}_{\mathrm{value}} - 0.01 < \bar{d} \leq \bar{d}_{\mathrm{value}}$ を満たす $\bar{d}$ を示している．また，縦軸の値は $\bar{d}$ に対応する E_{NW} の，各 $\bar{d}$ における平均値を示している．なお，プロット数が被験者ごとに異なる理由は，1. 必ずしもすべての実験において独立した $\bar{d}$ を得られていない（$\bar{d}$ が重複して得られている）ためと，2. 杖先が進行方向に対しつま先より後方に接地している場合があるためである．まず，被験者 B に関しては 4.3.3 項で定義される d をほとんど得られなかった（つま先より杖先が進行方向に対し後方に接地する杖歩行が多かった）ため，本章の議論対象から

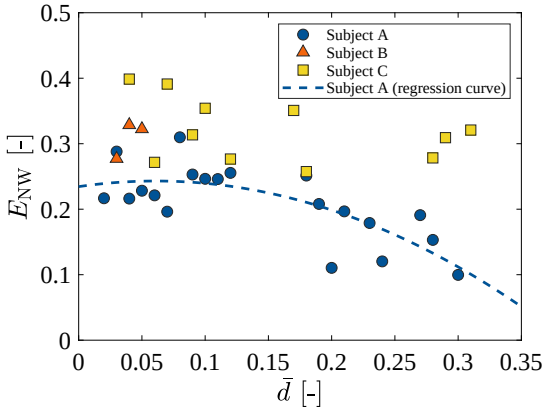


Fig. 4.10: Relationship between $\bar{d}$ and E_{NW} for three subjects.

除外した．次に，被験者 A に関しては，$\bar{d} = 0.1$ 付近で E_{NW} の値がピークをとる傾向の結果が得られた．被験者 C に関しては，$\bar{d}$ の増加に伴い E_{NW} の値が単調減少する傾向の結果が得られた．

官能評価結果

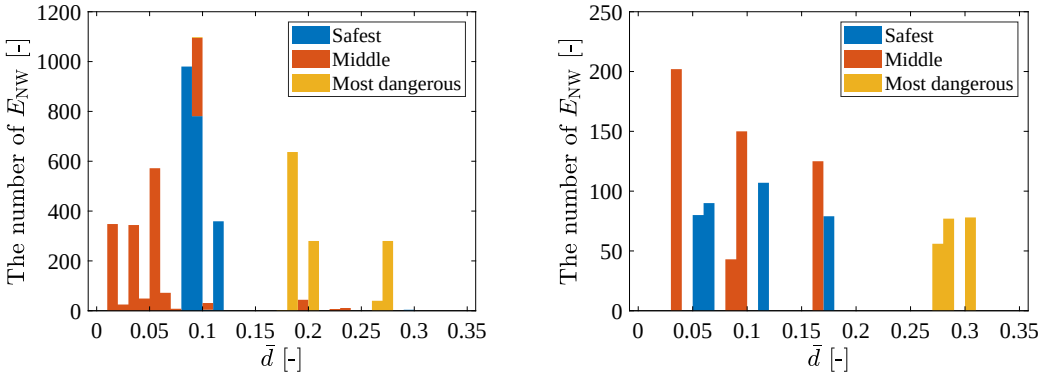
表 4.6 に各被験者，各条件の官能評価結果を示す．同表において，“Safest”（最も安全）が最も高い評価であり，“Most dangerous”（最も危険）が最も低い評価を表す．この結果より，被験者によっては実験条件 1：「被験者にとって杖先を突く位置として最も自然だ・心地よいと思われる位置」が必ずしも「最も安全」であると感じておらず，各被験者が最も安全と感じる杖歩行条件には差異があることがわかる．

次に，官能評価結果を $\bar{d}$ に対応させそれらの関係を確認する．図 4.11 は，被験者 A と被験者 C の，$\bar{d}$ に対応する E_{NW} の数の分布を示すヒストグラムである．4.3.4 項と同様に，図 4.11 の横軸を 0.01 単位に区切っている．縦軸の値は区切られた範囲に対応する E_{NW} の数を示している．図 4.11(a) より，被験者 A に「最も安全」であると評価された実験条件では $\bar{d}$ は 0.1 付近，「中間」であると評価された実験条件では 0.01–0.05 付近，「最も危険」と評価された実験条件では 0.2–0.25 付近であることがわかる．図 4.10 における被験者 A の E_{NW} の値と比較すると，$\bar{d}$ に応じた E_{NW} の値の大小と，$\bar{d}$ に応じた官能評価結果の高低はおおむね一致していることがわかる．なお，図 4.11(b) に示す被験者 C の官能評価結果からは，比較的大きい値の $\bar{d}$ に対応する E_{NW} の値の傾向と官能評価結果はおおむね一致していたものの，被験者 A のように全体的に一致するような傾向は得られなかった．

Table 4.6: A result of an organoleptic evaluation for safety.

Subject	Safest	Middle	Most dangerous
Subject A	Condition 1	Condition 3	Condition 2
Subject B	Condition 3	Condition 1	Condition 2
Subject C	Condition 3	Condition 1	Condition 2

* Condition 1: Each subject puts a cane tip on natural position he/she feels.
Condition 2: Each subject puts a cane tip on farther position from his/her toe than condition 1.
Condition 3: Each subject puts a cane tip on closer position from his/her toe than condition 1.



(a) Subject A　　(b) Subject C

Fig. 4.11: A histogram constructed by placing $\bar{d}$ on the horizontal axis and the number of data of E_{NW} on the vertical axis.

4.3.5　考察

4.3.4 項で示したとおり，被験者 A に関する，$\bar{d}$ の値に対応する評価指標の計算値と官能評価の結果の傾向が一致していたため，すべての被験者において値の大小の傾向は一致しておらず，評価指標の一般性について課題が残るものの，本章で示した評価法は現実的に成り立つ評価法であることが示唆された．加えて，被験者 A に関しては 4.3.1 項で導出した評価指標 E_{NW} がつま先と杖先の距離を評価する指標としての妥当性が示唆された．そして，4.2.4 項で立てた仮説 3「人間は各関節における負の仕事によりエネルギー消散する能力が備わっており，つま先と杖先の距離と負の仕事の行いやすさの関係を経験的に把握している」の有効性が，被験者 A において実験結果より示唆された．

被験者 A の E_{NW} の値に $\bar{d}$ に応じて違いが生じた要因として，1. 腕の各関節のトルク，および 2. 杖を持っている腕側の脚の足関節と股関節のトルクが挙げられる．以下に要因 1 お

よび 2 の観点からさらに考察を加える．

要因 1 に関しては，$\bar{d}$ の値の増大に伴い，腕の各関節（肩関節，肘関節，手関節）の $E_{\tau,i}$（式 (4.7)）の値が小さくなる傾向を示していた．これにより，$\bar{d}$ の値が比較的大きい場合には E_{NW} の値が小さくなる傾向となった．これは，$\bar{d}$ の値の増大に伴い杖が地面から受ける床反力に対抗するための関節トルクが大きくなっているためである．なお，肘関節および手関節に限るが，被験者 C にも同様の傾向が表れており，これにより被験者 C においても $\bar{d}$ の値の増大に伴い E_{NW} の値は小さくなっていた．これと，比較的大きい値の $\bar{d}$ における被験者 C の官能評価結果と比較しても傾向が一致することから，要因 1 に関しては 2 名の被験者間において一貫した結果として得られた．

要因 2 に関しては，$\bar{d}$ の値の減少に伴い，杖側の脚の足関節と股関節の $E_{\tau,i}$ の値が小さくなる傾向を示していた．これにより，$\bar{d}$ の値が比較的小さい場合には E_{NW} の値が小さくなる傾向となった．O’ Meara and Smith は，人間の側方の片側のみに設置された手すりを使用した，座位からの立ち上がり動作を対象に下肢の各関節モーメントを計測する実験を行っている [38]．この実験では，手すり不使用時の立ち上がり動作における，手すり側の脚の足関節と股関節のモーメントの大きさを比較し，手すり使用時の方がそれらは小さいことが示されている．同文献では手すりから得る反力の大きさの違いによる各関節モーメントへの影響は検討されていないが，仮にこの反力が大きくなることに伴い，手すり側の脚の足関節と股関節のモーメントの大きさがより小さくなるとした場合を考える．すると，同文献の結果は，$\bar{d}$ の値が大きくなるに伴い腕の各関節トルクが大きくなっている，本章の結果（上記要因 1 の内容）と一致する．同文献と本章では，支持物の種類（手すりと杖），および対象とする動作（立ち上がり動作と歩行動作）は異なるものの，同様の傾向の結果を得られたことにより，評価指標の計算結果は妥当であると考えられる．なお，被験者 C には 2 に関する上記のような結果は得られなかった．

評価指標の計算値と官能評価の結果の傾向が一致していた被験者は 3 名中 1 名と限定的であるものの，以上の議論から，本論文では E_{NW} を被験者 A のつま先と杖先の距離を評価する指標とする．次章において杖先位置の決定例を示すために，図 4.10 における被験者 A の E_{NW} の値の取り方から，E_{NW} を $\bar{d}$ に関する 2 次多項式 $E_{\mathrm{NW}} = \alpha_{\mathrm{NW},2} \cdot \bar{d}^{\,2} + \alpha_{\mathrm{NW},1} \cdot \bar{d} + \alpha_{\mathrm{NW},0}$ で回帰する．求めた回帰式の係数を表 4.7 に示す．

ただし，$\bar{d}$ の値に対応する評価指標の計算値と官能評価の結果の傾向が一致していたのは被験者 A に関してのみであったこと，および仮説 3 の検証までは至っていないことから，課題として測定方法の高精度化などによる評価指標 E_{NW} の一般性の検証が挙げられる．そこで，この検証では，測定方法の再考（床反力の分離による測定誤差が評価指標値に及ぼす影響の検討と床反力計測方法の改善），官能評価の方法の再考（アンケートの観点，問い方，

Table 4.7: Coefficients of a second-order polynomial regression equation of E_{NW} shown by the broken curve in Fig. 4.10.

Equation	$\alpha_{\mathrm{NW},2}$	$\alpha_{\mathrm{NW},1}$	$\alpha_{\mathrm{NW},0}$
$E_{\mathrm{NW}} = \alpha_{\mathrm{NW},2} \cdot \bar{d}^{\,2} + \alpha_{\mathrm{NW},1} \cdot \bar{d} + \alpha_{\mathrm{NW},0}$	-2.30	0.280	0.235

等），評価指標 E_{NW} の再考（4.3.1 項における，エネルギー消散を行う関節およびその優先度の検討，$E_{\mathrm{RoM},i}$ の定式化の妥当性の検討，およびこれらの式への反映）を行い，被験者 A と同じ傾向を得られるか検討する必要がある．これに加え，3.3 節と同様に，他の被験者を採用した実験，十分といえる被験者の人数の検討，および一般性を示すための計算値と官能評価結果の傾向が一致する被験者の人数の検討も行う必要がある．一方で，被験者 A においては E_{NW} の評価指標としての妥当性が示唆され，$\bar{d}$ と E_{NW} の関係を示す回帰式を得られた．そこで，今後高齢者への適用可否を検討するために高齢者を対象とした実験を行うことの有用性を見出すことができた．

なお，本章では式 (4.9) に示すように，E_{NW} はすべての関節の負の仕事を行える能力を等価に扱い計算している．ところが，各関節において最大発揮トルク・関節可動域は異なるため，負の仕事を行える能力は関節によって異なる．これを考慮すると E_{NW} は，次のように係数 a_i を加えた ${E_{\mathrm{NW}}}'$ と再定義できる．

$$ {E_{\mathrm{NW}}}' = \sum_{i=1}^{N} a_i \left(E_{\tau,i} \cdot E_{\mathrm{RoM},i} \right) / N \tag{4.15} $$

ここで，a_i は各関節の相対的な発揮可能トルク・関節可動域の違いを表すための係数であり，各関節が発揮できる最大トルク・関節可動域を基に $[0, 1]$ の範囲の値を取るように定義する．しかし，4.3.2 項・4.3.3 項で示した実験結果・計算条件を基に式 (4.15) を計算したが，4.3.4 項で得られたような，評価指標値と官能評価結果の傾向が一致する結果は得られなかった．そのため，本節においては式 (4.9) を使用した計算結果を示し考察を加えた．ただし，各関節の負の仕事を行える能力は，各関節が発揮できる最大トルク・関節可動域以外の要因によって決定する可能性もあると考えられる（例えば，股関節の屈曲・伸展動作は最も大きなトルクを発揮でき，かつ，可動域が最大であるが，負の仕事を行う能力は膝関節や肘関節の方が何らかの要因で優っている，等）．したがって，前述の課題に加え上記の要因も明らかにするために，杖歩行中に転倒しかけた場合に負の仕事を行う関節の検討を観点に，被験者を採用した実験を行う必要があるといえる．

4.4　前方転倒防止に有用な杖先位置の例示

4.4.1　目的関数の定式化

本節では，4.3 節における被験者 A を対象に，4.2 節および 4.3 節で得られた評価指標を基に，前方の杖先位置の決定例を示す．ここでは，一例として最適化の手法を用いて杖先位置を示す．まず本項では最適化を行うための 3 つの目的関数 I, II および III を，前節までに検討した評価指標に基づいて定式化する．なお，本章の最適化計算は目的関数の最大化を考えるものとし，以下で示す目的関数はすべて値が大きい方が評価が高いことを表す．

目的関数 I. ダイナミックペアのダンパ要素によるエネルギー消散量

4.2 節の検討では，つま先と杖先の距離が短くなると杖の運動が収束する時間が短くなり転倒防止に寄与することが示唆された．そこでこの結果を基に，つま先と杖先の距離に応じた，ダイナミックペアのダンパ要素によるエネルギー消散量に関する目的関数を定式化する．

4.2.3 節では，つま先と杖先の距離が $l_{\mathrm{BC}} = 0.05,\ 0.2,\ 0.5$ m の 3 条件を与えた動力学シミュレーションの結果を示している．つま先と杖先の距離とエネルギー消散量の関係をより詳細に把握するために，$0.01\ \mathrm{m} \leq l_{\mathrm{BC}} \leq 0.5\ \mathrm{m}$ の範囲で l_{BC} を 0.01 m 単位で変更し動力学シミュレーションを繰り返し行った．さらに，各 l_{BC} の値に応じたエネルギー消散量を定量的に表すために，4.2 節で定義した外力モーメント M_{E} を作用させる時間 $t\,(0\ \mathrm{s} \leq t < 0.1\ \mathrm{s})$ における，θ_{C} の対数減衰率を求めた．その結果を図 4.12 に示す．同図において，横軸は l_{BC} を身長 h（$h = 1.7$ m：動力学シミュレーションにおいて設定している人間の身長）で除した標準化距離 $\bar{d}$，縦軸は θ_{C} の対数減衰率を示している．この対数減衰率を，目的関数 I：E_{ED} と定義する．E_{ED} の値の傾向を基に，図 4.12 のように $\bar{d}$ に関する回帰曲線を求めた．表 4.8 に回帰曲線の詳細を示す．

目的関数 II. 手に作用する力の大きさ

4.2 節の検討では，目的関数 I. ダイナミックペアのダンパ要素によるエネルギー消散量に加え，杖から手に作用する力の大きさ F_{hand} がつま先と杖先の距離に依存して変化することが示された．この F_{hand} の値は小さいほうが望ましいため，F_{hand} に関する目的関数を定式化する．

目的関数 I と同じ方法で動力学シミュレーションを行い，各 $\bar{d}$ の値に対応する F_{hand} の最大値を求めた．求めた結果を図 4.13 に示す．同図において，横軸は目的関数 I と同じ定義の $\bar{d}$ であり，縦軸は F_{hand} の最大値の逆数を示している．この F_{hand} の最大値の逆数を，目的

関数 II：E_F と定義する．目的関数 I の導出と同じ手順で，図 4.13 のように E_F の $\bar{d}$ に関する回帰曲線を求めた．表 4.9 に回帰曲線の詳細を示す．

目的関数 III. 各関節の負の仕事の行いやすさ

4.3 節において検討した，被験者 A の各関節の負の仕事の行いやすさに関する評価指標を，目的関数 III として採用する．4.3.5 節で示した 2 次多項式の回帰曲線 $E_{\mathrm{NW}} = \alpha_{\mathrm{NW},2} \cdot \bar{d}^{\,2} + \alpha_{\mathrm{NW},1} \cdot \bar{d} + \alpha_{\mathrm{NW},0}$ を，目的関数 III と定義する．

4.4.2　最適化問題の設定

4.4.1 項で定式化した 3 つの目的関数を使用して，被験者 A を対象とした前方への転倒防止に有用な杖先位置を求める多目的最適化問題を設定する．目的関数 I，および II は $\bar{d}$ に関してそれぞれ単調減少関数，および単調増加関数であるため，本節で考える最適化問題では任意の $\bar{d}$ に対してパレート最適解が得られる．そこで考察の観点を明確化するために，特定の最適解に着目することとし，多目的最適化問題を重み係数を用いた単一目的の最適化問題に置き換える．以下に，本章で考える最適化問題を整理する．

$$\begin{aligned} &\text{Maximize} \quad f = w_{\mathrm{ED}} \cdot \frac{E_{\mathrm{ED}}\left(\bar{d}\right)}{E_{\mathrm{ED,\ MAX}}} + w_F \cdot \frac{E_F\left(\bar{d}\right)}{E_{F,\ \mathrm{MAX}}} + w_{\mathrm{NW}} \cdot \frac{E_{\mathrm{NW}}\left(\bar{d}\right)}{E_{\mathrm{NW,\ MAX}}} \\ &\text{Subject to} \quad 0.01 \leq \bar{d} \leq 0.35 \qquad (w_{\mathrm{ED}} + w_F + w_{\mathrm{NW}} = 1,\ w_{\mathrm{ED}}, w_F, w_{\mathrm{NW}} \geq 0) \end{aligned} \tag{4.16}$$

式 (4.16) において，f は目的関数 I, II および III とそれぞれの重み係数から構成される，最適化問題の目的関数である．$E_{\mathrm{ED}}\left(\bar{d}\right)$，$E_F\left(\bar{d}\right)$，および $E_{\mathrm{NW}}\left(\bar{d}\right)$ はそれぞれ 4.4.1 項で定式化した目的関数 I, II および III である．$E_{\mathrm{ED,\ MAX}}$, $E_{F,\ \mathrm{MAX}}$ および $E_{\mathrm{NW,\ MAX}}$ は，後述する $\bar{d}$ の範囲における $E_{\mathrm{ED}}\left(\bar{d}\right)$，$E_F\left(\bar{d}\right)$ および $E_{\mathrm{NW}}\left(\bar{d}\right)$ の最大値を表す．また，w_{ED}，w_F および w_{NW} はそれぞれ目的関数 I，II および III に関する重み係数を表す．これらの重み係数を適宜設定することで，目的関数 I，II および III のうちどの評価内容を重視するか，相対的に変えることができる．本章では重み係数は与えられる前提とし，与えられた重み係数に対応する最適化計算結果を例示する．なお，最適化計算条件の $\bar{d}$ の範囲は，第 4.3 章の実験結果を参考に設定している．すなわち，実験で得られた $\bar{d}$ の値は，図 4.10 より $0.01 < \bar{d} \leq 0.31$ の範囲であったため，これを参考に $0.01 \leq \bar{d} \leq 0.35$ を最適化計算条件として与えている．この範囲で $\bar{d}$ を 0.0001 単位で全探索し，f を最大化する最適解 $\bar{d} = \bar{d}_{f_{\mathrm{MAX}}}$ を求める．

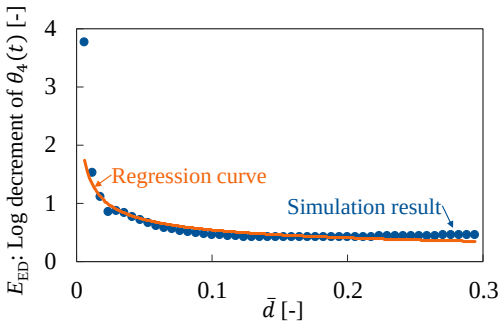


Fig. 4.12: Relationship between $\bar{d}$ and log decrement of θ_C obtained from the simulation.

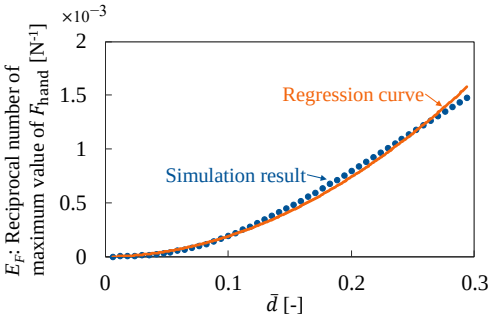


Fig. 4.13: Relationship between $\bar{d}$ and reciprocal number of a maximum value of F_{hand} obtained from the simulation.

Table 4.8: Detail of regression curve of $E_{\mathrm{ED}}\left(\bar{d}\right)$ shown in Fig. 4.12.

Equation	α_{ED}	β_{ED}
$E_{\mathrm{ED}} = \alpha_{\mathrm{ED}} \cdot \bar{d}^{\,\beta_{\mathrm{ED}}}$	0.206	−0.416

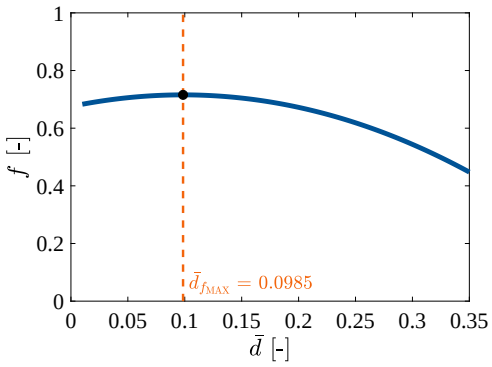
Table 4.9: Detail of regression curve of $E_F\left(\bar{d}\right)$ shown in Fig. 4.13.

Equation	α_F	β_F
$E_F = \alpha_F \cdot \bar{d}^{\,\beta_F}$	0.0175	1.96

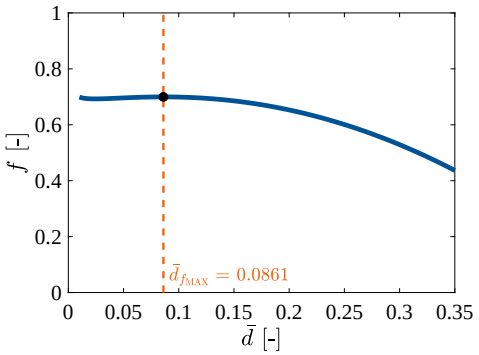
4.4.3　最適化計算結果の例示

図 4.14(a)–(c) に，最適化計算結果の例を示す．図 4.14(a) は，目的関数 I による評価の影響をなくした結果である．これは握力低下や反応時間の増加等が進んだ高齢者ではなく，健常者を想定し目的関数 II および III のみを考慮した $\bar{d}$ の評価である．同図より，$\bar{d}_{f_{\mathrm{MAX}}} = 0.0985$ であることがわかる．これは身長 1.7 m の人間にとって，つま先と杖先の最適な距離が約 0.17 m であることを示しており，一般に推奨される距離の範囲内（0.15–0.20 m）である．次に，図 4.14(b) は，握力低下や反応時間の増加等が進んだ高齢者を想定し，同図 (a) から $w_F : w_{\mathrm{NW}} = \text{const.}$ として，w_{ED} に値を設定した結果である．同図 (a) の結果と比べ，$\bar{d}$ の値が小さくなっており，最適な杖先位置がつま先側に近づいていることがわかる．図 4.14(c) には，握力低下や反応時間の増加等に加え全身の筋力低下も進んだ高齢者を想定し，同図 (b) から $w_F : w_{\mathrm{NW}}$ の w_F の割合を大きくした結果を示している．この場合には，同図 (a) の結果と比べ，$\bar{d}$ の値が大きくなっており，最適な杖先位置がつま先から離れていることがわかる．

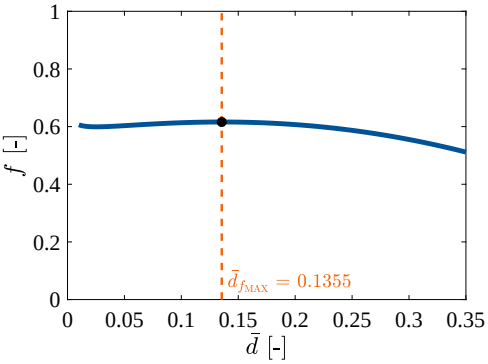
上記に示したように，各重み係数を適宜変更することで，被験者 A を対象とした前方への転倒防止に最適なつま先と杖先の距離，すなわち前方の杖先位置を求めることができる．



(a) $w_{\mathrm{ED}} = 0,\ w_F = 0.3,\ w_{\mathrm{NW}} = 0.7$



(b) $w_{\mathrm{ED}} = 0.05,\ w_F = 0.285,\ w_{\mathrm{NW}} = 0.665$



(c) $w_{\mathrm{ED}} = 0.05,\ w_F = 0.38,\ w_{\mathrm{NW}} = 0.57$

Fig. 4.14: Results of optimization.

得られた目的関数には $\bar{d}$ の値によっては大きな変化がない範囲があるものの，本節で示したように実用上現実的な $\bar{d}$ の範囲にピークが得られる目的関数を得られたことが，本章で得られた重要な知見である．ただし，本節では重み係数を与えて計算を行っているため，最適化の手法を用いて杖先位置を例示したものの，転倒防止に最適な杖先位置は求めるまでは至っていない．そこで，重み係数の決定法の検討が今後の課題である．なお，各重み係数の値は高齢者個々の身体特性に応じて決定するべきであり，この特性から各重み係数を決定する方法論を明らかにすることは，1.2 節で述べたような支持物を使用した歩行教示法の確立に有用である．また，本章では矢状面の動力学を対象に前方への転倒防止を観点に評価法を検討したが，解析モデルの 3 次元への拡張を通じて後方転倒や側方転倒の防止に関しても同様の方法で評価を行えるか，検討の余地があるといえる．加えて，本章で示した手法を適用すれば，杖使用者の身長・体重・身体能力（握力・反応時間，全身の筋力），杖歩行時の身体の運動情報・床反力情報を入力として，提案した指標を使用し最適な前方杖先位置を決定できることがわかった．しかしながら，第 3 章と同じく実用上の利便性を追求するためには，入

力値の削減が求められる．

4.5　結言

本章では，高齢者の杖歩行を対象として，杖使用者の身長・体重を基本的な入力とした，ダイナミックペアを適用した解析モデルに基づく前方の杖先位置を決定するための評価指標，およびそれを構築するためのモデルの検討を行った．まず，解析モデルの検討およびこのモデルを使用した動力学シミュレーションを行い考察を加え，ダイナミックペアのダンパ要素によるエネルギー消散量，および手が杖から受ける力の大きさに着目した．また，この考察より人間の各関節の負の仕事の行いやすさにも着目し，これの前方の杖先位置と転倒防止効果の関係を表す指標としての妥当性を，杖歩行実験の結果を基に検討した．最後に，上記の検討結果から，前方の杖先位置を決定するための最適化計算を行った．以下に本章で得られた成果を要約して示す．

1. 高齢者の歩行時の杖による転倒防止効果に影響を及ぼす要因を明らかにするために，手と杖の間の機械的インターフェースをダイナミックペアでモデル化した解析モデルを使用して動力学シミュレーションを行った．その結果に考察を加え，エネルギー消散量が杖先位置を評価する指標となることが示唆された．これに基づき，ダイナミックペアのダンパ要素のエネルギー消散量，および転倒を防止するために必要となる力の大きさを，前方の杖先位置と転倒防止効果の関係を表す評価指標として挙げた．

2. 1 のシミュレーション結果にさらに考察を加えた結果，人間の各関節における負の仕事の行いやすさも前方の杖先位置と転倒防止効果の関係を表す評価指標になり得ることが考察された．この考察を基に，各関節トルクの最大発揮可能トルクに対する余裕，および各関節の角変位の可動域限界に対する余裕を表す関数を組み合わせた，負の仕事の行いやすさを表す式を導出した．

3. 被験者を採用した杖歩行実験を行った結果，ある被験者において，2 で導出した評価指標の計算結果と官能評価結果の傾向が一致した．これより，各関節における負の仕事の行いやすさを，特定の被験者における，前方の杖先位置と転倒防止効果の関係を表す評価指標として挙げた．

4. 1 および 3 で得られた評価指標を基に目的関数を設定し，特定の被験者を対象とした杖先位置を求める最適化計算を行い，その計算結果を例示した．これより，本章で得られた目的関数を使用し，身体特性に応じて適当な重み係数を選択することで，実用上現実的な範囲に前方への転倒防止に有用な杖先位置を決定できた．

5. 以上より，特定の被験者を対象として，杖使用者の身長・体重を基本的な入力として杖先位置を決定できる指標，およびこれを構築するためのモデルを示し，前方杖先位置の評価を行えるようにした．

本章の検討範囲の中で得られた課題として，4.2 節の動力学シミュレーションで使用したモデルが，高齢者の杖歩行時の身体と杖の運動特性，および手と杖のインターフェースの挙動を表現することを示す検証，4.3 節における測定方法の高精度化などによる評価指標 E_{NW} の一般性の検証，評価指標の高齢者への適用可否に関する検討，各関節の負の仕事を行いやすさの決定要因の検討，4.4 節における高齢者の身体特性に応じた重み係数の決定法，後方あるいは側方への転倒防止のための杖先の最適な位置の検討，および入力値の削減検討が挙げられる．これらは上述した本章で得られた成果に大幅に影響を及ぼす課題ではないが，内容の詳細化・結果の高精度化のために必要となる．解決に向けて，杖歩行時の転倒や握力低下を模擬した実験，測定方法の再考，被験者数の増加，官能評価の方法の再考，評価指標 E_{NW} の再考，高齢者を対象とした実験を通じた検討，解析モデルの 3 次元への拡張，および杖歩行モデル（運動・力学）の検討を行う必要がある．

第5章　身体機能・環境条件に応じた支持物使用・活用法の提案および本研究の展望

5.1　緒言

本章は，第2章から第4章の成果を基に，実生活上に近い条件下における支持物の活用法を検討・考察する．これを行うために，支持物の使用者の具体的な身体能力条件，および環境条件を設定し，この設定した条件における評価例を示す．そしてその評価例を基に各条件下における支持物の活用法を検討・考察する．5.2節では，高齢の支持物使用者，および使用する単一の支持物を仮想的に設定し，第3章で検討した指標を用いてバランス復帰特性に基づいて支持物を評価した例を示す．この例示に基づき5.3節では，まず支持物の使用者の具体的な身体能力条件，および具体的な環境条件を設定する．そして，本論文で到達目標としている，支持物の活用法を検討・考察した結果を述べる．5.4節では，前節までの議論内容に基づいて，本研究の展望を述べる．5.5節では，本章で得られた成果を要約して示す．

5.2　単一の支持物が存在する環境の評価結果の例示

本節では3.2節および3.3節で検討した支持物の評価指標を用いて，単一の支持物が存在する環境の評価例を示す．なお，杖は環境に設置されている支持物ではないが，これを使用した歩行の評価例も併せて本節で示す．

5.2.1　前提条件

支持物の使用者に関する設定

高齢の支持物使用者を想定し，その身体パラメータは文献 [33] を参考に表5.1のように設定した．各体節長は身長に比例すると仮定し，運動を参考にした被験者の体節長に基づいて

Table 5.1: Detail of an user of the support objects.

Parameter	Value	Use to caluculate the index S_{Walk}	
Age [year]	75	No	-
Height [m]	1.58	Yes	To determine the length of user's segments
Mass [kg]	57.1	Yes	To determine the mass value m of the inverted pendulum model in Fig. 3.3

使用者のセグメント長を決定した．また，式 (3.9) の $\|\boldsymbol{F}\|$ $(= m\,\|\boldsymbol{a}\|)$ における，倒立振子モデルの質量 m の値には支持物使用者の質量を採用した．

支持物の種類・使用法に関する設定

可搬性のない支持物を使用する歩行として，1. 手すりを使用した歩行，2. 机の上部に触れた歩行，3. 机の縁を親指とその他の指にて挟んだ歩行，および 4. 壁に触れた歩行，を想定する．1–4 の支持物モデルには，それぞれ，1：円柱形状支持物，2：水平平面形状支持物，3：水平平面形状支持物（反力は上下方向に得られる），4：鉛直平面形状支持物を割り当てる．そして，それぞれの支持物の形状・持ち方に応じた反力の方向性を基に反力特性立体を導出し，式 (3.9), (3.15), および (3.19) を用いて評価指標値の計算・比較を行う．

まず，1：円柱形状，2, 3：水平平面形状の支持物に関しては，それらの高さに一般の手すりと食卓の地面からの高さを条件として与えた．円柱形状支持物の高さは，一般的な手すりの高さの床面から 800 mm とした．水平平面形状支持物の高さは，日本において一般的な食卓の高さの床面から 700 mm とした．そして，3.3 節において，これらの高さに最も近い高さを歩行した実験データ，かつ評価計算値が官能評価の結果と最も傾向が一致した被験者の実験データを用いて計算を行った．

次に，4：鉛直平面形状の支持物に関しては，1–3 のような高さに関するパラメータは存在しないため，特に条件は与えなかった．3.3 節において，評価指標値が官能評価の結果と最も傾向が一致した被験者に，3.3.1 項と同様の方法で鉛直平面形状の支持物を触れながら歩行する実験を行ってもらい，その実験データを用いて計算を行った．なお，1–4 と比較し評価指標値の値の意味合いを考察するため，5. 摩擦力をほとんど得られない壁を想定した摩擦係数 $= 0.1$ の鉛直平面形状支持物に関しても，上述と同様の方法で計算を行った．

さらに，可搬性のある支持物を使用する歩行として，6. 杖を使用した歩行を取り上げる．6 の支持物モデルには，線分形状支持物を割り当てる．支持物の形状および杖の角度に応じ

た反力の方向性を基に上述の 1–5 と同じ方法で反力特性立体を導出し，評価指標値の計算を行った．そして，第 4 章において，図 4.14(b) で得られた $\bar{d} = \bar{d}_{f_{\mathrm{MAX}}}$ の値に最も近い $\bar{d}$ の値をとった，被験者 A の歩行データを採用して計算を行った．

5.2.2　評価結果・考察

評価指標を計算した結果，評価指標の値の大きさは 1, 3, 4, 2, 5, 6 の順であった（表 5.2）．以下に計算結果から重要と考えるポイントを 3 点述べる．

まず，2：机は 1–4 のうち最も値が低い結果となった点に着目する．評価指標は，その定義から，次の A および B によって値が大きくなる．

A. 反力の得られる方向のバリエーションが多いこと

B. バランス復帰に必要な大きさに余裕があること

2：机の評価指標の値は 4：壁よりも値が小さくなっているため，上記 A よりも B が評価指標値の大きさに寄与していると考えられる（2：机と 4：壁は A の観点に対しては差異がないため）．また，4：壁のシミュレーションでは，使用者は比較的高い位置（おおよそ肩の位置）を触れながら歩行しているため，壁側にバランスを崩した際のバランス復帰に必要なモーメントが得やすいと計算される．この結果からも，B が評価指標値の大きさに寄与していることが考えられる．

次に，2：机は 1–4 のうち最も値が低い結果となったのに対し，3：机（指で挟んだ状態）は，1：手すりよりも評価値は低い結果であるが，4：壁よりも評価値は高い結果となった点に着目する．支持物の種類は 2 と 3 で同じだが，支持物の使用法を変えるとバランス復帰特性が向上することを示している．この結果からさらに考察を加えると，加齢や疾患が原因で握力が低下し，机を握れない高齢者が支持物の使用者である場合，机は 2 の評価指標値しか得られないと示される．したがって，握力が低下した高齢者にとっては，歩行時に机のみ存在する状況は壁のみ存在する状況と比べて危険であり，別途評価値を高められる支持物や，支援機械の導入が必要であることがわかる．

最後に，2–4 の評価指標値は，1：手すりと比較して値が小さい結果となったが，一定の評価値は持っている点，さらに 6：杖より評価値が大きい点に着目する．まず，1–4 のうち一般に歩行を補助する器具は 1：手すりであるが，2–4 の支持物が環境に存在すると，支持物が何もない環境（評価指標値 = 0）と比較して転倒防止に効果がある環境と評価できる．次に，5：摩擦力をほとんど得られない壁と 4 の結果を比較すると，5 に比べ，4 の方が評価値が大きい．さらに，6：杖は 5 と比べて半分以下の評価である．すなわち，2–4 だけでなく 5

Table 5.2: An example of assessment of living space.

No.	Type of support objects	Model of support objects	Value of calculated index [$\times 10^{-3}$]	Note
1	Handrail	Cylinderical shape	101	Height: 800 mm
2	Table	Horizontal-planar shape	45	Height: 700 mm
3	Table (gripped)	Horizontal-planar shape (reaction force can be obtained in upper and lower directions)	59	Height: 700 mm
4	Wall	Vertical-planar shape	51	-
5	Wall (small friction)	Vertical-planar shape	27	Coefficient of friction: 0.1
6	Cane	Line segment shape	12	-

の支持物が環境に存在すると，杖を使用するよりも転倒防止に効果がある環境と評価できることを意味する．これより，歩行において周囲に机や壁がある場合には，杖を使用せず机や壁に触れて歩行する方がより安全であると考察される．ただし，杖の利点は可搬性がある点であり，杖を使用すると周囲に何もない場合でも一定の転倒防止効果は得られる．したがって，この考察から得られた，推奨される支持物の使用法の優先度は次の 1–3 の順である：

優先度 1. 手すりに触れて歩行する．

優先度 2. 周囲手すりがないときに机や壁があればそれに触れて歩行する．

優先度 3. 杖は携帯し，周囲に何もないときには杖を使用して歩行する．

上記の優先度に基づく支持物の使用により最も転倒防止効果のある歩行を実現できることが，本項の例示結果より示唆された．

上記のとおり，本論文にて提案した反力特性立体，およびバランス復帰の考え方から構成される支持物の評価指標を使用すると，支持物が単一である条件下ではあるが，歩行時の転倒予防の観点から支持物あるいは支持物が存在する環境を評価できる．また，バランス復帰特性に基づく評価法を応用し，両腕で支持物に触れた場合のそれぞれの反力特性立体を考慮することで，支持物が複数存在する環境の評価への拡張も可能であると考えている．そこで発展的議論として，評価値の低い支持物しか存在しない環境下においても，支持物がもう一つ存在し，反対側の上肢でも支持物を使用して歩行した場合にはより転倒防止効果のある歩

行が可能となるか，検討する価値があると考える．そして，支持物が複数存在する環境におけるバランス復帰特性の評価を行い実環境に近づいた評価に取り組むことで，さらなる高齢者の歩行時の転倒防止を実現することが今後必要であると考えられる．

ところで，本節では支持物使用者の身体パラメータを具体的に設定し，その使用者のための評価を行った．したがって，バランス復帰特性に基づく評価法は，円柱平面形状の支持物，および水平平面形状の支持物の高さの設計に応用できると考えられる．例えば，各個人の身長に対し最適な高さの支持物の設計が挙げられる．そこで，本研究の今後の展望に，バランス復帰特性に基づく支持物の高さの設計を加え，これに関する検討も進めていくことが今後必要であると考えられる．

5.3　身体特性・環境条件に応じた支持物の活用法の提案

前節では単一の支持物による支持物の評価例を示したが，本節ではこれを実際の生活に近い条件下に応用する．まず支持物の使用者の具体的な身体能力，および環境条件を設定する．そして，前節の評価例に基づき，支持物の活用法を検討・考察した結果を述べ，この結果を基に支持物の活用法を提案する．なお，5.2 節では，単一の支持物によるバランス復帰特性の評価指標値を計算した．この評価指標値は片腕のみで支持物を使用する前提で計算されているが，本節では両腕が健康であれば両腕で支持物を使用できるものとし，両腕で支持物を触れる場合の評価値は触れた各支持物の評価指標値の和で表せられるものと仮定して議論を進める．

5.3.1　身体特性・環境条件の設定

各条件下における支持物の活用法を検討するために，前節の計算結果および考察に基づき，具体的な身体特性・環境条件を設定する．以下 3 つのケースにおいて考察を加えるものとし，それぞれのケースにおいて考慮する条件を示す．

ケース 1：身体機能：両腕が健康/片腕のみ健康

もし両腕が健康であれば，評価値の低い支持物しか存在しない環境下においても，支持物がもう一つ存在し，反対側の上肢でも支持物を使用して歩行した場合にはより転倒防止に寄与すると考えられる．そこで本ケースにおいては，歩行能力は十分にあり，歩行環境は住環境と固定し，両腕を駆使することで転倒防止に寄与できることを評価指標値を基に考察す

る．これとともに，もし片腕のみ健康である場合に両腕と同等の転倒防止効果を得るための支持物の活用法について考察を加える．

ケース 2．身体機能：歩行能力

ある程度の支援により歩行可能となる高齢者には，支持物を活用した歩行支援をするべきと第 1 章で述べたが，そのような高齢者の中にも歩行能力に差があると考えられる．そこで，歩行能力：支持物を使用すれば歩行能力が十分にある/十分でない（支持物を使用してなんとか歩行できる）を条件として与え，その条件に応じた支持物の活用法・選定について考察を加える．

ケース 3．環境：支持物を使用する環境

支持物を使用する環境は住環境，介護・医療関連の施設環境，または屋外環境等さまざまであり，それぞれ広さ，支持物の設置可否，介護者の有無が異なる．そこで，具体的な支持物を使用する環境を条件として与え，その条件に応じた支持物の活用法や転倒防止効果を得るための支持物の活用法について考察を加える．

5.3.2　各条件下における支持物の活用法の考察

ケース 1：身体機能：両腕が健康/片腕のみ健康

前節で述べた，両腕で支持物を触れる場合の評価値は触れた各支持物の評価指標値の和で表せられる仮定に従うと，もし両腕が健康であれば，転倒防止のためには両腕により 2 つの支持物を積極的に活用するべきであることは明らかである．そこで，両腕が健康である条件下においては，本論文で対象としている支持物のうち最も評価値が高い手すりが，住環境中に満遍なく，途切れることなく，かつ両手が届く範囲に 2 本平行に設置されていることが望ましい（このときの評価指標値は 202×10^{-3}）．しかしながら，このような手すりの設置は環境的・金銭的な制約から難しいことは明らかである．したがって，両腕により 2 つの支持物を活用するためには，支持物の配置を考慮して住環境を設計するべきと考えられる．例えば，廊下に代表される幅が比較的狭い空間においては，両腕で壁を触れられる程度の幅であれば 102×10^{-3} の評価値を得られる．他にも，図 5.1 に示すように，幅が広い空間で片腕でのみ壁を触れられる環境であれば，もう片方の腕の届く場所に机を配置することで，96×10^{-3} の評価値を得られる．これらの数値は片腕での手すりの使用（評価値：101×10^{-3}）と同等の評価値である．

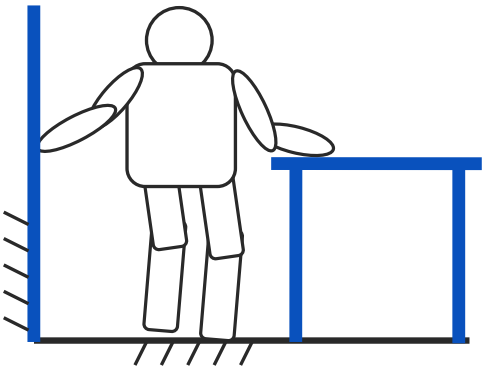


Fig. 5.1: Use of both arms: touching a wall and a table by each hand.

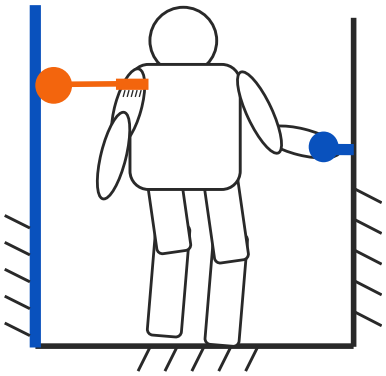


Fig. 5.2: An example of an affected-side-support device.

ところで，上述のような議論を住環境・施設環境の設計段階から考慮できれば，施工・入居後に歩行支援対策を行うよりも柔軟に対応でき，かつコストを抑えられると考えられる．さらには施工・入居後であっても，支持物の配置を少し工夫することで，バランス復帰特性に基づく転倒防止を促す環境を実現することができると考えられる．そこで，バランス復帰特性に基づく住環境・施設環境の設計論の構築を，本研究の今後の展望に加える．

一方，脳出血や脳梗塞等による軽度の単麻痺を患った高齢者を想定し，片腕のみ健康な場合を考える．この条件では，高齢者の住環境における動線を考慮し，少なくとも健側に手すりの設置が必要であると考えられる．加えて，患側では支持物による支援が得られることが望ましいが，転倒防止を促進するためには，患側で机・壁・手すり相当の反力を得られる器具・機械の開発が求められる．患側を支援する器具・装置の一例を図 5.2 に示す．同図が示すものは，壁側は鉛直平面を自由に運動可能であり，肩側は身体に固定されているような器具である．このような器具・機械の開発も，本研究の今後の展望に加える．

ケース 2．身体機能：歩行能力

1.1 節でも述べたが，文献 [6] によると，脳卒中患者の被験者が杖を健側の手で持って歩行した実験において，杖に作用する鉛直下向きの力の大きさが 2.3 N である杖歩行 (ライトタッチ効果を狙った杖歩行) では，その大きさが 49.3 N である杖歩行と比べ，患側の脚の半腱様筋，大腿筋膜張筋，および内側広筋がより活動していると報告されている．本論文で対象としている杖の使用法は，同文献の前者の杖歩行時の使用法に相当する．一方で，例えば片脚の筋力低下が原因で歩行能力が低下した高齢者でも，歩行能力の維持・改善のためには，その脚において必要以上に免荷を促す補助ではなくある程度の筋活動が行われた方がよいと考える．したがって，支持物を使用すれば歩行能力が十分にある高齢者は，それを使用

して積極的に歩行動作を行うことが望ましい．特に，杖はバランス復帰特性の評価は低いもののある一定の評価値（12×10^{-3}）があり，かつ可搬性があるため汎用性が高い．そのため，支持物を使用すれば歩行能力が十分にある場合には杖を携帯し，多くの場所で杖を使って歩行を行うことが望ましい．なお，本論文では，ライトタッチ効果による支持物から得る運動情報の活用は特に考慮しておらず，転倒しかけた際の支持物から得る反力による，受動的なバランス復帰を議論している．ただし，能動的に支持物から得られる運動情報を身体の姿勢の制御系にフィードバックすることを考慮すれば，より転倒防止に寄与できるのではないかと考える．さらに，運動情報だけでなく，手が支持物から受ける力もフィードバック情報ととらえている．これらを活用した評価法の検討を，本研究の今後の展望に加える．

ところで，第 4 章では前方杖先位置の評価法を検討したが，これを応用すると杖の使用者に応じた杖先の目標位置を決定できるため，杖歩行のトレーニング法の改善，および将来的にはこのトレーニング法の確立に発展できると考えられる．介護者が不足しているなか，杖を使った歩行を高齢者が積極的に行えるようにするために，上述のような杖歩行のトレーニングが高齢者自身でできることが望ましい．加えて，このトレーニングのための，杖の使用者の歩行位置に応じた杖先の目標位置を指示するような杖歩行教示システム（図 1.2）が開発されるとなおよい．そこで，高齢者自身で行える杖歩行のトレーニング法の確立，および杖歩行のトレーニングのための歩行教示システムの開発を，本研究の今後の展望に加える．

一方，支持物を使用しても歩行能力が十分でない高齢者は，まずはバランス復帰特性の評価が高い手すりの使用を検討することが望ましい．もし手すりを使用しても歩行が困難である場合には，ケース 1 で述べたように両腕での支持物の使用を視野に入れたい．また，このような場合には，よりバランス復帰特性の評価が高いと想定される，新たな反力特性を持つ支持物の導入，歩行支援機械の導入が求められる．そして，これらの導入によっても支援が不足する場合には，最終的に介護者の支援が求められる．

新たな反力特性を持つ支持物とは，例えば球状の支持物（図 1.3）が考えられる．形状が球状であれば，理論上は支持物から 3 次元空間の全方向に垂直力を得られるため，バランス復帰特性が高いと想定される．さらに，縦型手すりに代表される，鉛直方向に長手方向が伸びる円柱形状支持物も，水平面の全方向に垂直力を得られるため，これもバランス復帰特性が高いと想定される．実際に球状の支持物や縦型手すりを歩行時に使用するためには，環境の至るところにそれらが設置されている必要がある．そのため上述の考え方に基づく支持物の設計および環境への導入はさらなる検討を要するが，これを本研究の今後の展望に加える．

加えて，歩行支援機械には，Intelligent cane robot [26] に代表されるような，人間とともに移動でき受動的に歩行を支援する機能が具備されていることが望ましい．本論文におけるバランス復帰特性に基づく評価法を応用すると，例えば，人間が転倒しかけた際に可搬性

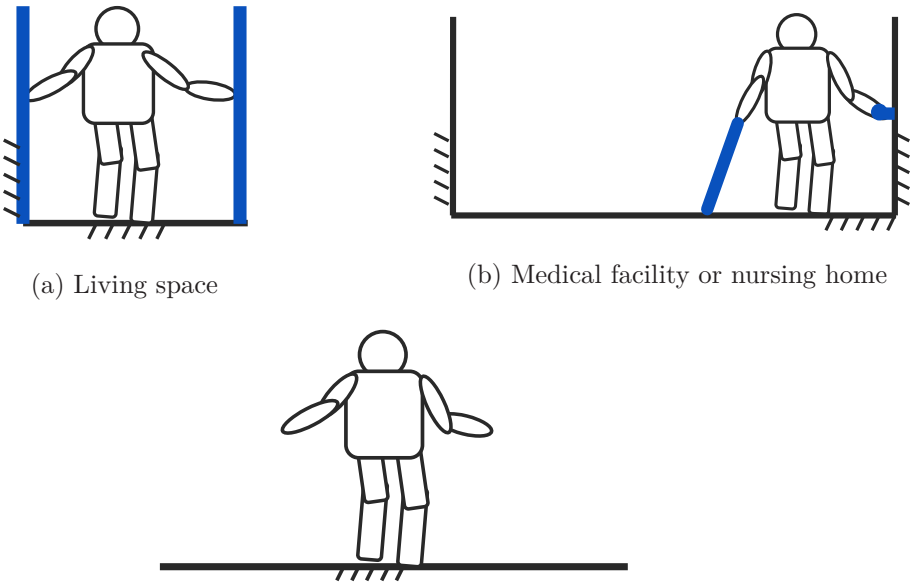
のない支持物のように地面に対して剛となる機能が具備されている支援機械が考えられる．そしてこの支援機械に触れる場所が，手すりのようなバランス復帰特性の高い形状であることが望ましい．RT-Walker [39] は上述に近い機能を具備しており，バランス復帰特性に基づく評価法に従うとこのような支援機械の実用化・一般社会への普及が期待される．また，第 4 章の内容に即して検討すると，例えば，転倒しかけた際にダイナミックペアのダンパ要素によってエネルギーを消散する代わりに，優先してエネルギーを消散するような機能を持つ杖，または，そもそも振動しにくい性質を持つ杖が考えられる．これらを設計するにあたり，第 4 章にて議論したダイナミックペアのダンパ要素によるエネルギー消散と同じ考え方で，例えば粘性減衰係数を設計しダンパ要素を杖に具備する（図 1.4），あるいは杖に動吸振器相当の機能を具備する，といった検討ができる．このような支援機械を住環境や施設環境に安価で導入可能とすることが社会的な課題である．この課題を解決すべく，今後バランス復帰特性やエネルギー消散に基づく歩行支援機械の開発を今後の展望に加える．

ケース 3．環境：支持物を使用する環境

住環境においては，特に日本では，比較的狭い空間が多い（図 5.3(a)）．そのため，ケース 1 で述べた通り，例えば片側の手で手すりを，反対側の手で壁を触れて歩行する等，狭い空間における支持物を活用した歩行支援を行うことができる．これに対し，介護・医療関連の施設環境においては住環境に比べ広い（図 5.3(b)）．このような環境では，住環境のような支持物の活用はできない．そこで介護者に介助してもらうのが最も望ましいが，緒論で述べた通り介護者の人口は不足している．そのため，できる限り自分自身で歩行できるように，片側の手で手すりを触れつつ反対側は常に杖を携帯しこれを使用する，あるいはあらかじめ手が届く位置に設置された手すりを使用し，極力バランス復帰特性の評価を高くすることが望ましい．また，屋外においてはさらに広い空間を歩行する必要があり（図 5.3(c)），また手すりの設置も限定的であるため，バランス復帰特性の評価は低い．この場合，バランス復帰特性の評価を高くするためには，杖を両手に持つ（評価値：24×10^{-3}）ことが挙げられる．しかしながら，屋内と比較し得られる評価値は小さいことは明らかであり，危険である．そこで，屋外においてはケース 2 で述べた通り，歩行支援機械の導入，あるいは介護者の支援が求められる．

5.4　本研究の展望

1.2 節でも簡単に述べたが，本節では 5.3 節までの成果に基づき，本研究の応用・発展により実現すると考えられる本研究の展望を述べる．



(a) Living space

(b) Medical facility or nursing home

(c) Outdoor

Fig. 5.3: Difference of width according to environments in which support object is used.

1.1 節で述べたが，本研究では，支持物のアセスメント・設計ツールにより，支持物を使用することによる歩行中の転倒防止効果のアセスメント，さらにこれに基づく支持物，あるいは支持物が存在する環境の設計の実現を目指している．この一例として，著者が想定している，一般的な丸型の手すりの高さおよび太さを決定するフローを説明する．図 5.4 および表 5.3 に，一般的な丸型の手すりの高さおよび太さを決定するためのパラメータを示す．この例における各パラメータの分類は次のとおりである：

入力パラメータ　身長 h，各セグメント長 sl_i，体重（質量）m，各セグメント質量 sm_i，身体能力（歩行能力，四肢の健康状態など）PA

制約条件　種別・形状（丸型手すり）T/S，手と手すりの接触面の摩擦係数 μ，手の位置 $\boldsymbol{X}_{\mathrm{H}}$，足の位置 $\boldsymbol{X}_{\mathrm{F}}$，手すりが設置されている環境の幅 W，（手すりが設置可能な）長さ L，高さ H

出力（設計）パラメータ　手すりの高さ h_{HR}，太さ ϕ_{HR}

このように分類できれば，身長，各セグメント長，体重（質量），各セグメント質量，身体能力を与えると，各制約条件に応じて手すりの高さ・太さがシステマティックに決定できると考えられる．また，入力パラメータ・制約条件・出力パラメータの一部のパターンでもアセスメント・設計行為が行えるようになれば，それを繰り返し行うことでアセスメント・設

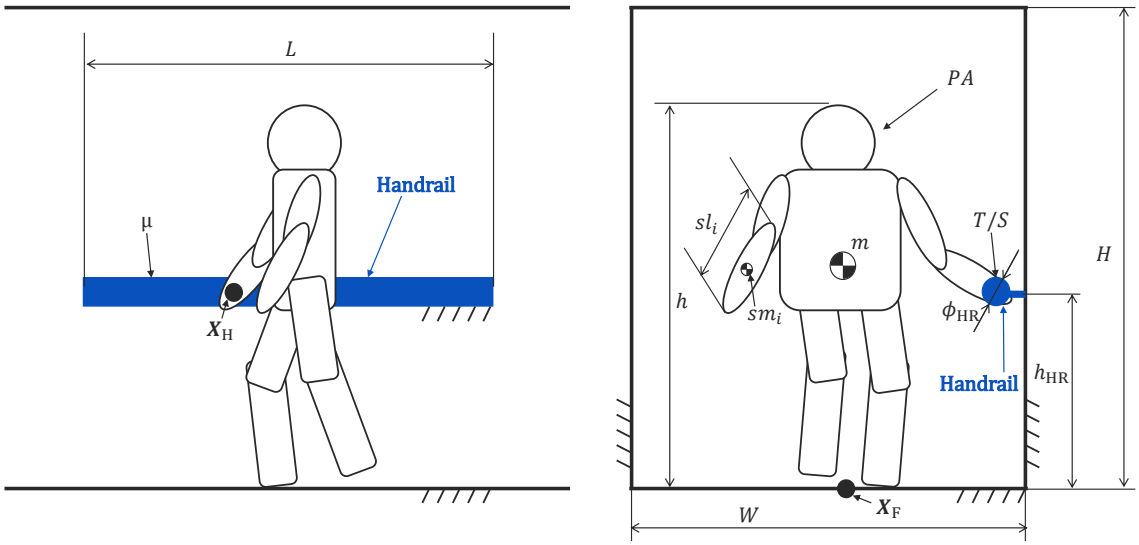


Fig. 5.4: Parameters which should be considered in assessment and/or design of handrail.

計法のブラッシュアップが図れ，いずれは高性能，高精度の出力を得られるアセスメント・設計ツールを構築できると考えられる（図 5.5）．以上の考え方を基に，本研究の，図 1.6 に示した応用・発展例 1–4 への関連性を以降で説明する．

1. 支持物の設計論の確立では，バランス復帰特性に基づく支持物の設計，および新たな反力特性を持つ支持物の開発に応用・発展を想定している．前者は支持物に手すりを選定する前提とすれば図 5.4，表 5.3 に示すとおりの応用・発展例であり，この例は本研究で検討の対象としている支持物のアセスメント・設計ツールを基に実現できると考える．この内容は 5.2.2 項で述べた今後の展望である，バランス復帰特性に基づく支持物の高さの設計に関連する．加えて，アセスメント・設計ツールをベースとし，これに対し同図，同表における摩擦係数 μ を出力パラメータとする検討を加えれば，これも設計パラメータとすることができる．後者は図 5.5 の右下部に記すとおりの応用・発展例であり，この例は同図が示すとおりアセスメント・設計結果の蓄積，およびこの蓄積を基に評価指標の再検討・再定義を行うことで実現できると考える．そして，これの実現により，1.1 節で述べた図 1.3 が具体化される．この内容は 5.3.2 項ケース 2 で述べた今後の展望である，バランス復帰特性に基づく新たな形状の支持物の設計および環境への導入に関連する．

2. 住環境・施設環境の設計論の確立では，バランス復帰特性に基づく住環境・施設環境全体のアセスメント・設計論の構築に応用・発展を想定している．これは，まず図 1.5 において「対象とする動作」が「平面上の歩行動作」だけでなく他の動作も対象とすることを想定している．他の動作も対象とすることで，住環境・施設環境の任意の場所を評価対象に加え

Table 5.3: Input, condition/limitation, and output parameters concerning the handrail as an example.

Category	Parameter	Symbol	Input	Condition/limitation	Output
Handrail	Type/Shape	T/S		✓	
	Height	h_{HR}			✓
	Diameter	ϕ_{HR}			✓
	Coefficient of friction	μ		✓	
User	Height	h	✓		
	Weight (mass)	w	✓		
	Segment length	sl_i	✓		
	Segment mass	sm_i	✓		
	Phisycal ability	PA	✓		
	Position of hand	$\boldsymbol{X}_{\mathrm{H}}$		✓	
	Position of foot	$\boldsymbol{X}_{\mathrm{F}}$		✓	
Environment	Width	W		✓	
	Length	L		✓	
	Height	H		✓	

ることができる．これを実現するためには，本研究・本論文における目標・目的の達成が必要である．その一方で，得られた成果をベースとすれば，他の動作時のおける環境評価に応用・発展できると考える．他にも，図 5.4，表 5.3 において W, L, H，あるいは家具の配置位置などを出力パラメータとすれば環境，家具の配置のアセスメント・設計が可能になる．これもアセスメント・設計ツールをベースに検討を加えることで実現に向かうと考える．この内容は 5.3.2 項ケース 1 で述べた今後の展望である，バランス復帰特性に基づく住環境・施設環境の設計論の構築に関連する．ところで，住環境・施設環境の設計論の検討には，バランス復帰特性だけでなく支持物の配置による転倒時の身体への物理的な衝撃の影響も考慮する必要があると考える．例えば，机は手すりや壁と異なり角張っている部分があるため，転倒した際に接触すると身体に対して大きな影響を及ぼすことが想定される．本論文では支持物を使用した転倒防止に関して議論を進めてきたが，住環境・施設環境の設計論の検討を行う際には，転倒防止に加え転倒を防止できなかった場合の身体への影響も視野にいれて総合的に検討する必要がある．

3. 支援機械の開発では，バランス復帰特性に基づく歩行支援機械の開発，およびダイナミックペアを適用したモデルに基づく歩行支援機械の開発への応用・発展を想定している．これらに関しては，例えば図 5.5 において得られた評価関数の値をより大きくあるいは小さくするために必要かつ十分な機能・性能を検討し，それを実現するための機械の設計や支持物への機械要素の追加を行う応用・発展例である．これらの実現には本研究・本論文におい

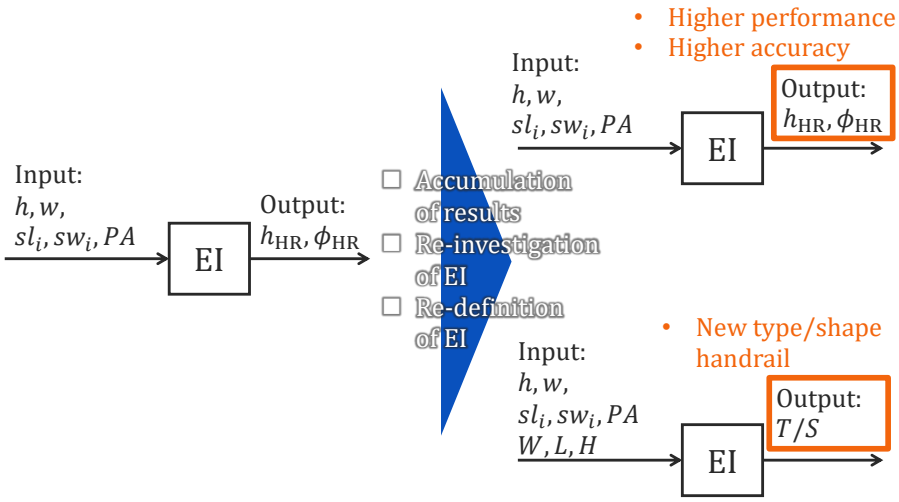


Fig. 5.5: An example of a brushup of evaluation index (EI).

て検討するアセスメント・設計ツールの，モデル・評価指標に妥当性・有用性が存在することが重要である．一方で，高性能・高精度な出力を行えるアセスメント・設計ツールの開発が実現すれば，歩行支援機械の開発に応用・発展が期待される．そして，これの実現により，1.1 節で述べた図 1.4 が具体化される．この内容は 5.3.2 項ケース 1 および 2 で述べた今後の展望である，バランス復帰特性やエネルギー消散に基づく歩行支援器具・機械の開発に関連する．

4. 支持物を使用した歩行教示法の確立では，高齢者自身で行える，支持物を使用した歩行能力改善トレーニング法の確立，これをさらに応用した，歩行リハビリ・トレーニングのための歩行教示システムの開発に応用・発展を想定している．これらは支持物に手すりを選定する前提とすれば図 5.4，表 5.3 において h，w，sl_i，sw_i，PA を入力として，$\boldsymbol{X}_{\mathrm{H}}$，$\boldsymbol{X}_{\mathrm{F}}$ を出力とする場合に相当する．これが実現できれば，使用者の身体特性（身長，体重に加え身体能力など）に応じて支持物の使用法（図 5.4，表 5.3 の場合，手の位置 $\boldsymbol{X}_{\mathrm{H}}$），および次に足を運ぶ位置（図 5.4，表 5.3 の場合，足の位置 $\boldsymbol{X}_{\mathrm{F}}$）を決定することができる．本質的には 1, 2 において説明したパラメータの入出力の入れ替えと変わらないため，これも本研究・本論文で検討するアセスメント・設計ツールをベースとして実現できると考える．そして，これの実現により，1.1 節で述べた図 1.2 が具体化される．この内容は 5.3.2 項ケース 2 で述べた今後の展望である，高齢者自身で行える杖歩行のトレーニング法の確立，および杖歩行のトレーニングのための歩行教示システムの開発に関連する．

以上のように，本論文の成果に基づき，前節においては，支持物を使用した歩行における，バランス復帰特性に関する評価値を基に，身体機能・環境条件に応じた支持物の活用法を提案した．さらに，支持物ではなく歩行支援機械を活用するべき身体機能・環境条件にも言及

した．そして，本節では，前節の議論に基づき本研究の今後の展望を見い出した．これらの検討を進めるためには介護・医療従事者，ロボット工学の専門家等との連携が必須と考えられる．今後は，本論文で得られた成果を基に，各専門家との然るべき連携を行い本研究のさらなる発展を目指すことが求められる．

5.5　結言

本章では，実生活における支持物の活用法を検討・考察するために，まず，第 2 章から第 4 章の成果の応用例として，単一の支持物あるいは支持物が存在する環境の評価例を示した．次に，支持物の使用者の具体的な身体能力条件，および具体的な環境条件を設定し，評価指標を使用して設定した条件における評価例を示した．この評価例を基に各条件下における支持物の活用法を検討・考察した．加えて，ここまでの議論に基づき本研究の展望を述べた．以下に本章で得られた成果を示す．

1. 第 3 章で議論した支持物の評価指標，および第 4 章で議論した最適な前方杖先位置の求め方を応用し，単一の支持物の条件下で，転倒防止の観点から支持物あるいは支持物が存在する環境を評価できることを例示した．これより，単一の支持物の条件下では，手すり，壁・机，杖の優先度で使用することで，最も転倒防止効果のある歩行を実現できることが示唆された．

2. 1 で得られた各支持物の評価値を基に，身体能力：両腕が健康/片腕のみ健康，歩行能力，および環境：支持物を使用する環境について，支持物を使用する条件下における支持物の活用法を検討・考察した．これより，ある程度身体能力がありかつ屋内においては，両腕を活用すること，支持物の役割を担う家具等の配置を工夫すること，および極力支持物を使用した歩行を行うことが有効であるとした．加えて，身体能力が限定的または屋外においては歩行を支援する機械の導入が必要であると述べた．

本章の検討範囲の中で得られた課題として，両腕を使用した場合のバランス復帰特性の評価法の検証が挙げられる．支持物が複数存在する環境におけるバランス復帰特性の評価を行い実環境に近づいた評価に取り組むことが求められる．

また，本章における支持物の活用法の検討・考察の結果，本研究の今後の展望として次を見い出した．

- バランス復帰特性に基づく支持物の高さの設計
- バランス復帰特性に基づく住環境・施設環境全体の設計論の構築

- 患側で机・壁・手すり相当の反力を得られる器具・機械の開発
- 新たな反力特性を持つ支持物の開発
- バランス復帰特性に基づく歩行支援機械の開発
- ダイナミックペアを適用したモデルに基づく歩行支援機械の開発
- 手が支持物から受ける力をフィードバック情報とした場合の歩行支援効果への影響の検討
- 高齢者自身で行える杖歩行のトレーニング法の確立
- 杖歩行のトレーニングのための歩行教示システムの開発

これらのそれぞれに対し，各専門家との然るべき連携を行いそれぞれの検討を進める必要がある．

第6章　結論

本論文では，高齢者の平面歩行時のバランス復帰特性に基づく支持物のアセスメントツールの開発を行うことを目的として，支持物の評価指標および指標構築の基となるモデルを検討し，評価指標に対する入力に対し所望の情報が得られること，およびその結果の妥当性・有用性を確認・検討した．そして，検討した評価法により支持物の評価を行い，この結果を通じて転倒防止効果の定量的な議論を行えること，およびこの議論に基づく支持物の使用・活用法を提案できるようになることを本論文における到達目標として議論を進めた．まず，可搬性で支持物を分類し，それらの形状特性に応じた反力が得られる方向について議論した．可搬性の無い支持物に関しては，円柱形状，水平平面形状，および鉛直平面形状の支持物を対象に，支持物使用者の身長・体重を基本的な入力として単一の支持物の高さの評価を行うために，支持物の形状に依存する反力特性と上肢の各セグメントの姿勢に依存する手先における支持物からの反力の得やすさに着目し，これを表現するモデルおよびこれに基づく指標の検討を行った．また，可搬性の有る支持物の代表的な支持物として杖を取り上げ，杖使用者の身長・体重を基本的な入力として前方の杖先位置の評価を行うために，つま先と杖先の距離に着目し，この距離と杖による転倒防止効果の関係を表す評価指標，およびこの評価指標を構築するための適切な身体・杖のモデルについて検討を行った．最後に，上記の議論を基に各支持物のバランス復帰特性の評価値の計算例を示し，この結果に考察を加え支持物の活用法を議論するとともに，この議論に基づいて本研究の応用・発展例を示した．

6.1　本論文で得られた成果

以下に，本論文で得られた成果を要約して示す．

1. 可搬性のない支持物を対象に，各支持物の反力特性をモデル化した摩擦円錐と，手先で力を発揮しやすい方向をモデル化した操作力楕円体の共有点をとった反力特性立体を提案した．これを基にバランス復帰特性に基づく支持物の評価指標の候補を挙げ，そのうち１つの指標が支持物の高さを評価する指標として最も妥当であることを示した．そして，これらを使用することにより，支持物使用者の身長・体重・各セグメン

ト長・各セグメント重量，手・足・肩関節・肘関節・手関節の位置を入力として，単一の支持物が設置されている環境の高さの評価を行えるようにした．

2. 可搬性のある支持物として杖を取り上げ，その可搬性を考慮し手と杖のインターフェースをダイナミックペアでモデル化した．これを適用した解析モデルを使用した動力学シミュレーションを行った結果，杖歩行の転倒防止の観点からエネルギー消散量が杖先位置を評価する指標となることが示唆された．この得られた知見を基に評価指標を3つ挙げ，これらの評価指標を用いて特定の被験者を対象として，杖使用者の身長・体重・身体能力（握力・反応時間，全身の筋力），杖歩行時の身体の運動情報・床反力情報を入力として前方転倒防止に有用な杖先位置を決定できるようにした．

3. 1–2で得られた評価指標を計算することにより，単一の支持物を使用する条件下で各支持物のバランス復帰特性の評価例を定量的に示すことができた．そして，この値の支持物ごとの違いを基に，支持物の使用者の具体的な身体能力，および環境に応じて支持物の使用・活用法を提案できるようになった．

6.2　本論文で明らかになった課題

以下に，本論文で得られた課題を要約して示す．

第3章で明らかになった課題として，評価指標の精度向上，バランス復帰時の摩擦力の使用や力の大きさの，バランス復帰特性への考慮要否，最大発揮トルクを含む各関節特性の考慮要否，および支持物から得られる純粋な反力モーメントによるバランス復帰への影響の考慮要否が挙げられる．これらの課題については，それぞれ，歩行・支持物使用シミュレータ等を用いた，各種歩行・支持物使用パターンの増加（年齢・性別・体型等，さまざまな被験者特性の変更）による評価指標の再考，実際に転倒からバランス復帰する際の，支持物からの反力の受け方の検討，各関節特性（関節トルクの重み・関節可動域・関節可動優先順位等）の評価指標への導入検討，および手の大きさおよび反力を得られる点を考慮するためのモデルの検討が必要と考える．

第4章で明らかになった課題として，4.2節の動力学シミュレーションで使用したモデルの有効性検証，4.3節における評価指標 E_{NW} の一般性の検証，高齢者への評価指標の適用性の検討，各関節の負の仕事を行いやすさの決定要因の検討，4.4節における高齢者の身体特性に応じた重み係数の決定法，および後方あるいは側方への転倒防止のための杖先の最適な位置の検討が挙げられる．これらの課題については，杖歩行時の転倒や握力低下を模擬した実験，測定方法の再考，被験者数の増加，官能評価の方法の再考，評価指標 E_{NW} の再考，

高齢者を対象とした実験を通じた検討，解析モデルの 3 次元への拡張，および杖歩行モデル（運動・力学）の検討が求められる．

第 5 章で明らかになった課題として，両腕を使用した場合のバランス復帰特性の評価法の検証が挙げられる．今後は，支持物が複数存在する環境におけるバランス復帰特性の評価を行い実環境に近づいた評価に取り組むことが求められる．

6.3　本研究の展望

以下に，5.4 節で述べた本研究の展望を要約して示す．

本論文の 5.2 節および 5.3 節で述べた内容を基に，本論文の内容は 1. 支持物の設計論の確立，2. 住環境・施設環境の設計論の確立，3. 支援機械の開発，および 4. 支持物を使用した歩行教示法の確立に応用・発展できると考えられる．すなわち，

1. (a) 単一の支持物の条件下における環境の評価を行った結果より，バランス復帰特性に基づく支持物の高さの設計
   (b) 支持物を使用しても歩行能力が十分でない高齢者に対する支持物の活用法を検討した結果より，バランス復帰特性に基づく新たな反力特性を持つ支持物の開発
2. (a) 両腕が健康である高齢者に対する支持物の活用法を検討した結果より，バランス復帰特性に基づく住環境・施設環境の設計論の構築
3. (a) 片腕が健康である高齢者に対する支持物の活用法を検討した結果より，患側で机・壁・手すり相当の反力を得られる器具・機械の開発
   (b) 支持物を使用しても歩行能力が十分でない高齢者に対する支持物の活用法を検討した結果より，ダイナミックペアを適用したモデルに基づく歩行支援機械の開発，および患側で机・壁・手すり相当の反力を得られる器具・機械の開発
4. (a) 支持物を使用すれば歩行能力が十分にある高齢者に対する支持物の活用法を検討した結果より，手が支持物から受ける力をフィードバック情報とした場合の歩行支援効果への影響の検討，高齢者自身で行える杖歩行のトレーニング法の確立，杖歩行のトレーニングのための歩行教示システムの開発

に発展・応用が期待できると述べた．これらのそれぞれを進めるために，各専門家との然るべき連携を行う必要がある．

参考文献

[1] 内閣府, 高齢社会白書（令和元年度版）, 2019.

[2] 厚生労働省, 介護保険事業状況報告　月報（暫定版）　令和２年１月, 2020.

[3] Raj, A. K., Neuhaus, P. D., Moucheboeuf, A. M., Noorden, J. H., and Lecoutre, D. V., Mina: a sensorimotor robotic orthosis for mobility assistance, *Journal of Robotics*, Vol. 2011, , 2011.

[4] Farris, R. J., Quintero, H. A., and Goldfarb, M., Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 19, No. 6, pp. 652–659, 2011.

[5] Hayashi, T., Kawamoto, H., and Sankai, Y., Control method of robot suit hal working as operator's muscle using biological and dynamical information, In *2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3063–3068. IEEE, 2005.

[6] Boonsinsukh, R., Panichareon, L., and Phansuwan-Pujito, P., Light touch cue through a cane improves pelvic stability during walking in stroke, *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Vol. 90, No. 6, pp. 919–926, 2009.

[7] IJmker, T., Lamoth, C., Houdijk, H., Tolsma, M., Van Der Woude, L., Daffertshofer, A., and Beek, P., Effects of handrail hold and light touch on energetics, step parameters, and neuromuscular activity during walking after stroke, *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, Vol. 12, No. 1, p. 70, 2015.

[8] 建内宏重, 市橋則明, 大畑光司, 楞田眞弘, 大野博司, 八幡元清, 秋本喜英, 山口淳, T字杖への荷重量の変化が片脚立位時の安定性と下肢筋活動に与える影響, 理学療法学, Vol. 29, No. 6, pp. 225–229, 2002.

[9] IJmker, T., Houdijk, H., Lamoth, C. J., Jarbandhan, A. V., Rijntjes, D., Beek, P. J., and van der Woude, L. H., Effect of balance support on the energy cost of walking

after stroke, *Archives of physical medicine and rehabilitation*, Vol. 94, No. 11, pp. 2255–2261, 2013.

[10] 横山精光, 今村恒一, 塩川満久, 長町三生, 山岡俊樹, 住宅用手すりの基本的仕様の検討 : ユニバーサルデザインのための住宅用手すりの基本仕様, デザイン学研究, Vol. 56, No. 4, pp. 41–48, 2009.

[11] 武藤芳照, 転倒予防: 転ばぬ先の杖と知恵, 岩波新書. 岩波書店, 2013.

[12] ユニバーサルデザイン研究会, 人間工学とユニバーサルデザイン: ユーザビリティ・アクセシビリティ中心・ものづくりマニュアル, 日本工業出版, 2008.

[13] 日本機械学会, バイオメカニクス数値シミュレーション, コンピュータアナリシスシリーズ / 日本機械学会編. コロナ社, 1999.

[14] 吉川恒夫, ロボット制御基礎論, コンピュータ制御機械システムシリーズ. コロナ社, 1988.

[15] 中村仁彦, 永井清, 吉川恒夫, 複数のロボット機構による協調的あやつりの力学, 日本ロボット学会誌, Vol. 4, No. 5, pp. 489–498, 1986.

[16] 大久保善郎, 清野諭, 鄭松伊, 大須賀洋祐, 根本みゆき, 大田仁史, 田中喜代次, 転倒防止プログラムの開発　〜つまずき時に踏みとどまるバランス能力からの提案〜, 平成 22 年度　日本体育協会スポーツ医・科学研究報告書, Vol. 1, No. 1, pp. 5–12, 2010.

[17] 公益財団法人東京都福祉保健財団, 福ナビ とうきょう福祉ナビゲーション 杖の選び方・使い方　3．杖の種類, 2020, <http://www.fukunavi.or.jp/fukunavi/kiki/tsue/tsue_03.html>, (参照日 2020 年 3 月 26 日).

[18] 独立行政法人製品評価技術基盤機構, Nite 平成 13–14 年度人間特性計測データ, 2019, <https://www.hql.jp/database/cat/etc/nite_h13-14_funcdb>, (参照日 2019 年 11 月 11 日).

[19] 武田行生, 菅原雄介, 松浦大輔, 松田聡一郎, 鈴木智行, 北川雅隆, LIU, Y.-C., ダイナミックペアに基づく装着形動作支援装置のモデル化と運動力学解析, 年次大会 2019, p. S11405. 一般社団法人 日本機械学会, 2019.

[20] Stramel, D. M., Carrera, R. M., Rahok, S. A., Stein, J., and Agrawal, S. K., Effects of a person-following light-touch device during overground walking with visual per-

turbations in a virtual reality environment, *IEEE Robotics and Automation Letters*, Vol. 4, No. 4, pp. 4139–4146, 2019.

[21] 佐々木誠, 巖見武裕, 大日方五郎, 宮脇和人, 三浦弘樹, 島田洋一, 木口量夫, 上肢運動特性に基づく車いす操作性と手先力パターンの解析, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 73, No. 732, pp. 2279–2286, 2007.

[22] 松井彬輔, 瀬尾明彦, 土井幸輝, 上肢の可操作性によるネジ回し作業の作業性評価 (機械力学, 計測, 自動制御), 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 75, No. 754, pp. 1718–1724, 2009.

[23] 山田直樹, 米澤泰延, 三浦泰彦, 正守一郎, 川口克也, 中村誠之, 操作性向上のための上肢可操作性予測手法の開発, マツダ技法, Vol. 21, pp. 199–204, 2003.

[24] 田中良幸, 山田直樹, 正守一郎, 辻敏夫, 生体関節トルク特性を考慮した下肢操作特性の解析, 計測自動制御学会論文集, Vol. 40, No. 6, pp. 612–618, 2004.

[25] 辻徳生, 原田研介, 金子健二, 摩擦円すいの楕円体近似を用いた把持安定性の高速評価, 日本ロボット学会誌, Vol. 29, No. 3, pp. 278–287, 2011.

[26] Di, P., Hasegawa, Y., Nakagawa, S., Sekiyama, K., Fukuda, T., Huang, J., and Huang, Q., Fall detection and prevention control using walking-aid cane robot, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 21, No. 2, pp. 625–637, 2015.

[27] 石田秀一, 宮本弘之, 橋元隆, 球体駆動式全方向移動機構を用いた歩行訓練ロボットの開発, 人間工学, Vol. 49, No. 2, pp. 76–81, 2013.

[28] 鈴木智行, 高齢者の杖歩行のためのダイナミックペアモデル, Master's thesis, 東京工業大学, 2017.

[29] 高嶋樹, 中西義孝, 日垣秀彦, ヒト掌皮膚の摩擦に関する研究:(第 1 報) 摩擦の発生機構に対する実験的検証, 第 15 回バイオエンジニアリング講演会講演論文集, pp. 253–254. 一般社団法人 日本機械学会, 2003.

[30] 中西義孝, 日垣秀彦, 高嶋樹, 河越恒夫, 宮川浩臣, ヒト掌皮膚の摩擦に関する研究:(第 2 報) 手すり材料選定を目的とした摩擦係数測定, 第 15 回バイオエンジニアリング講演会講演論文集, pp. 255–256. 一般社団法人 日本機械学会, 2003.

[31] Winter, D. A., *Biomechanics and motor control of human movement*, John Wiley & Sons, 2009.

[32] Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., and Wootten, M. E., Measurement of lower extremity kinematics during level walking, *Journal of orthopaedic research*, Vol. 8, No. 3, pp. 383–392, 1990.

[33] 岡田英孝, 阿江通良, 藤井範久, 森丘保典, 日本人高齢者の身体部分慣性特性, バイオメカニズム, Vol. 13, pp. 125–139, 1996.

[34] 稲田重男, 窪田雅夫, 林則行, 北郷薫, 機構学, 朝倉書店, 1961.

[35] 一般財団法人製品安全協会, 棒状つえの sg 基準, 2019, <https://www.sg-mark.org/SG/0073>, (参照日 2019 年 9 月 26 日).

[36] Park, J., Pažin, N., Friedman, J., Zatsiorsky, V. M., and Latash, M. L., Mechanical properties of the human hand digits: Age-related differences, *Clinical Biomechanics*, Vol. 29, No. 2, pp. 129–137, 2014.

[37] 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定, バイオメカニズム, Vol. 11, pp. 23–33, 1992.

[38] O'Meara, D. M. and Smith, R. M., The effects of unilateral grab rail assistance on the sit-to-stand performance of older aged adults, *Human movement science*, Vol. 25, No. 2, pp. 257–274, 2006.

[39] Hirata, Y., Muraki, A., and Kosuge, K., Motion control of intelligent passive-type walker for fall-prevention function based on estimation of user state, In *Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006.*, pp. 3498–3503. IEEE, 2006.

付 録A　円柱形状支持物に関する評価指標計算結果と官能評価結果

3.3.3 項における，円柱形状支持物に関する評価指標計算結果と官能評価結果を示す．3.3.1 項にて計算した円柱形状支持物に関する各評価指標の値を図 A.1, A.2 に示す．ここで，各関節のトルク発揮特性を考慮しない場合を図 A.1 に，考慮している場合を図 A.2 に示している．また，3.3.2 項で得られた，円柱形状支持物に関する官能評価の結果を図 A.3 に示す．図 A.1–A.3 において，3.3.3 項と同じく，横軸は支持物の高さを被験者の身長で除した支持物の無次元高さ $\bar{h}$ である．また，同じく図 A.1 において，被験者 B の計算値は明らかに官能評価の結果と異なる傾向であったため，$\bar{h}$ に対応するすべての値を図示していない．

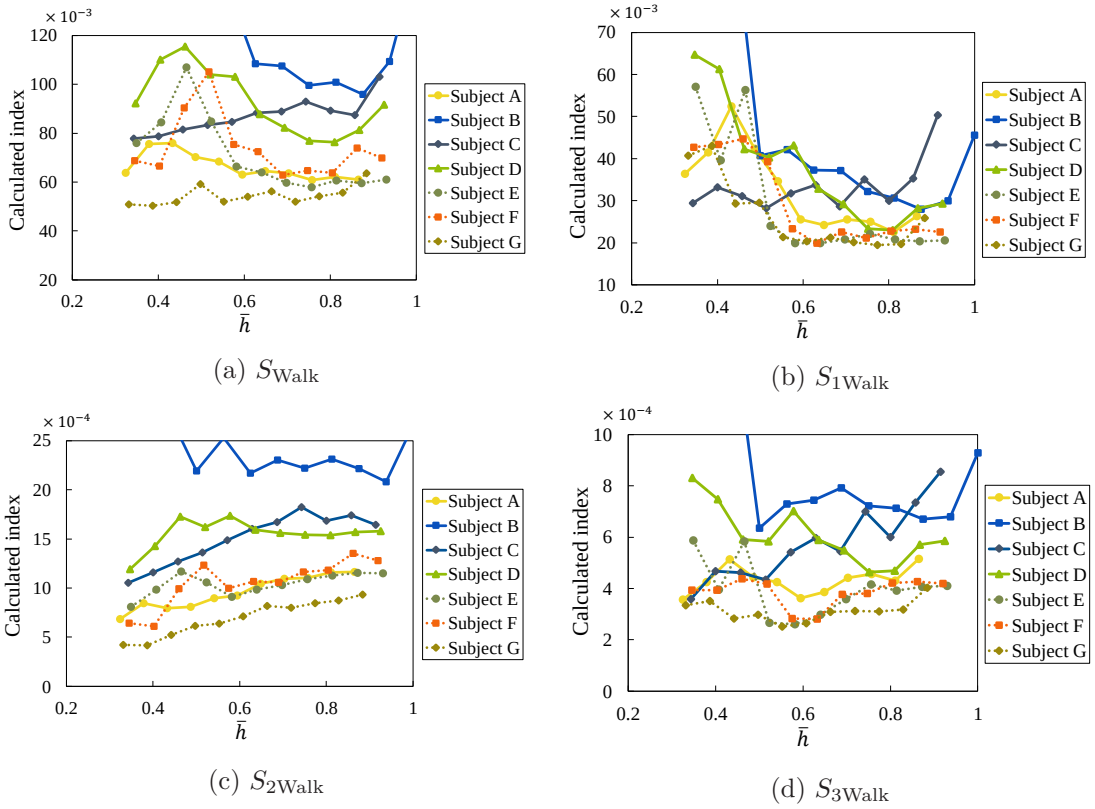


Fig. A.1: Relationship between normalized height of the cylindrical support object $\bar{h}$ and values of the calculated indices without consideration of joint torque characteristics.

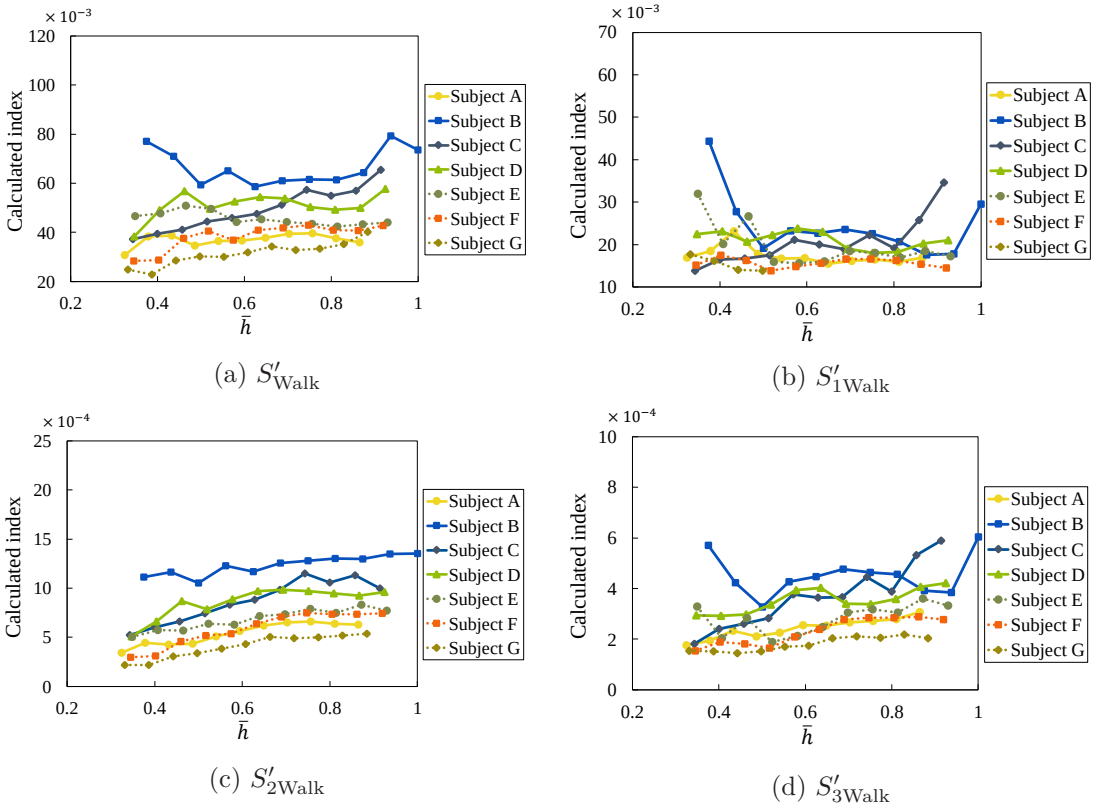


Fig. A.2: Relationship between normalized height of the cylindrical support object $\bar{h}$ and values of the calculated indices with consideration of joint torque characteristics.

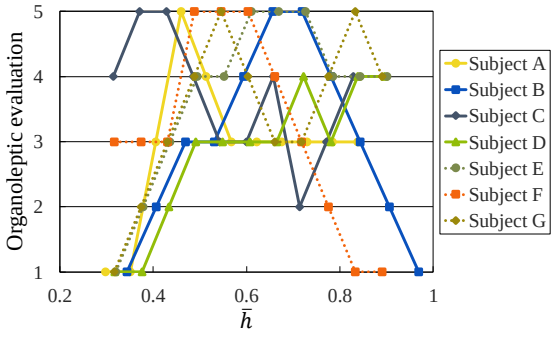


Fig. A.3: Relationship between normalized height of the cylindrical support object $\bar{h}$ and result of organoleptic evaluation.

付 録B　ダイナミックペアの初期並進変位を決定するための予備実験

4.2 節ではダイナミックペアが並進方向に 0.01m 変位した姿勢を動力学シミュレーションにおける初期姿勢としている．この値は，著者が T 字杖のグリップを握る際に起こり得るずれを測定する予備実験を行い，T 字杖のグリップを握る際に本来握るべき位置より 0.01m 程度ずれ得ることを根拠に定めている．以下に予備実験の方法・結果を示す．

握力が低下・反応時間が増加した高齢者は，杖歩行中に杖を握りなおすことが想定される．そこで，杖を握り直したときに発生し得る位置のずれを求めるために，握りなおした手の位置の本来握るべき位置からの差異を測定する予備実験（図 B.1）を行った．まず，文献 [11] にて推奨されている握り方により T 字杖を十分時間をかけて握った．この位置を本来握るべき位置とする．次に，杖のグリップが伸びている方向に x 軸をとった．なお，x 軸はグリップ上に固定されている．そして，一旦杖を離してから，再度十分な時間をかけずに握りなおしたときの手の x 軸方向の相対変位を測定した．測定結果を表 B.1 に示す．再度握りなおしたときには ±0.01m 前後変位し得ることがわかる．この予備実験の結果を根拠に，動力学シミュレーションにおける初期姿勢：ダイナミックペアの並進方向の変位 $x = 0.01\,\mathrm{m}$ を定めた．

Fig. B.1: Experimental apparatus of preliminary experiment for measurement of possible slippage between a cane grip and a human hand.

Table B.1: The result of the preliminary experiment

No. of trials	x [mm]
1	-10
2	-7
3	7
4	11
5	-4
6	10
7	-2
8	8
9	3
10	14

付 録C　鈴木による
手のひらとT字杖のグリップの間の
粘性減衰係数を測定する予備実験

鈴木は予備実験により人間の手のひらとT字杖のグリップの間に粘性特性があることを示している [28]．この実験方法・結果を著者が要約した．これを以下に述べる．

図C.1に実験装置を示す．同図において，静止系に固定されたベースプレートと手に固定されたプラットフォームの相対運動，およびベースプレートに固定されている杖のグリップに作用する力・トルクを測定することにより，人間の手のひらとT字杖のグリップの間の粘性減衰係数を同定した．運動の測定には3次元運動計測システム（ピクセルゲート社製，VENUS3D）を使用した．6台の赤外線カメラで，ベースプレートとプラットフォームに取り付けられた合計8個の反射マーカの位置を測定した．力・トルクの測定には力・トルクセンサ（Optoforce社製，HEX-CE-2000N）を使用した．力・トルクセンサをベースプレートに固定し，これにT字杖のグリップ部を取り付けた．実験では，図C.1に示す各軸の正負の方向に力を，各軸周りの正負の方向にモーメントを加えて，変位と角変位を測定した．計測された変位・角変位に対し主成分分析を行い，主要な運動方向を求めた．求めた運動方向に関して，並進変位・速度・力に関する最適化問題を解き粘性減衰係数の同定を行った．例として，式(A1), (A2)に，x軸方向に最も近い運動方向に関する最適化問題を示す．

$$\text{Minimize} \left\| \begin{bmatrix} \Delta \boldsymbol{x}_{\mathrm{PC},i} & \dot{\boldsymbol{x}}_{\mathrm{PC},i} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} k_{x_{\mathrm{PC}},i} \\ c_{x_{\mathrm{PC}},i} \end{bmatrix} - \boldsymbol{F}_{x_{\mathrm{PC}},i} \right\| \qquad (k_{x_{\mathrm{PC}},i} \geq 0, c_{x_{\mathrm{PC}},i} \geq 0) \qquad \text{(A1)}$$

$$\Delta \boldsymbol{x}_{\mathrm{PC},i} = \begin{bmatrix} \Delta x_{\mathrm{PC},i-3} \\ \Delta x_{\mathrm{PC},i-2} \\ \Delta x_{\mathrm{PC},i-1} \\ \Delta x_{\mathrm{PC},i} \end{bmatrix}, \ \dot{\boldsymbol{x}}_{\mathrm{PC},i} = \begin{bmatrix} \dot{x}_{\mathrm{PC},i-3} \\ \dot{x}_{\mathrm{PC},i-2} \\ \dot{x}_{\mathrm{PC},i-1} \\ \dot{x}_{\mathrm{PC},i} \end{bmatrix}, \ \boldsymbol{F}_{x_{\mathrm{PC}},i} = \begin{bmatrix} F_{x_{\mathrm{PC}},i-3} \\ F_{x_{\mathrm{PC}},i-2} \\ F_{x_{\mathrm{PC}},i-1} \\ F_{x_{\mathrm{PC}},i} \end{bmatrix} \qquad \text{(A2)}$$

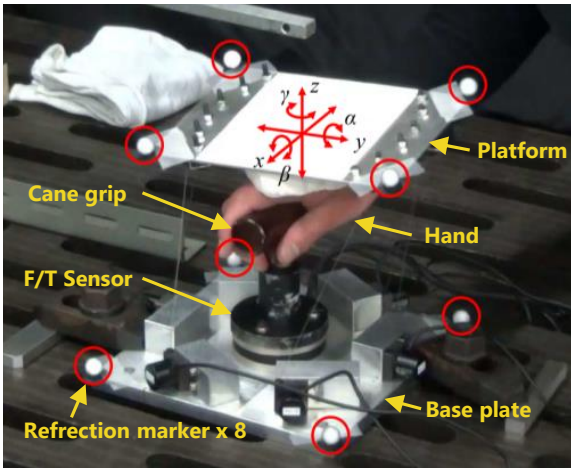


Fig. C.1: Experimental apparatus of preliminary experiment for mesurement of viscous damping coefficients between a cane grip and a human hand.

ここで，$\Delta x_{\mathrm{PC},i}$ は各サンプリングタイム（各フレーム i）における相対変位の変化量，$\dot{x}_{\mathrm{PC},i}$ は相対速度，$F_{x_{\mathrm{PC},i}}$ は並進力，$k_{x_{\mathrm{PC},i}}$ は弾性係数，$c_{x_{\mathrm{PC},i}}$ は粘性減衰係数を示す．式 (A1), (A2) を各サンプリングタイムにおいて繰り返し計算を行った．

計算の結果, 得られた $c_{x_{\mathrm{PC},i}}$ の値はばらつきが大きいものの, おおよそ $0\ \mathrm{N\cdot s/m} \leq c_{x_{\mathrm{PC},i}} \leq 50\ \mathrm{N\cdot s/m}$ の範囲で $c_{x_{\mathrm{PC},i}}$ が得られた．これより，人間の手のひらと T 字杖のグリップの間の粘性減衰係数が得られたこと，およびこれに従い人間の手のひらと T 字杖のグリップの間に粘性特性があることが示された．

謝辞

本論文は，東京工業大学理工学研究科機械物理工学専攻に在籍し実施した研究の成果をまとめたものです．在籍中には，多くの方々にお世話になりました．ここに感謝の意を表します．

武田行生教授には，主指導教員として学士論文執筆より博士論文執筆まで多大なご指導・ご鞭撻を賜りました．社会人博士として活動した著者は，業務と研究活動の両立が難しく，ときにはご面倒をお掛けいたしましたが，それにもかかわらず最後まで本論文の執筆全般にあたり多くのご助言をいただき，本論文をまとめることができました．ここに深く感謝の意を表します．

菅原雄介准教授には，副指導教員として多くのご指導・ご鞭撻を賜りました．著者の研究内容に関するディスカッションを通じて研究の方向性および結論を定めることができ，本論文をまとめることができました．ここに深く感謝の意を表します．

岩附信行教授，岡田昌史教授，中島求教授には，著者の研究内容に関する多くの有用なご助言をいただき，本論文をよりよいものにまとめることができました．ここに深く感謝の意を表します．

旧杉本・武田研究室の杉本浩一教授（当時），樋口勝助教（当時），武田・菅原研究室の松浦大輔助教（当時），同研究室補佐員の高野浩子氏，市瀬泰子氏，同研究室修士課程の鈴木智行氏（当時）をはじめとした研究室の皆様には，研究内容に関する多くのご助言をいただくとともに，研究室生活に関するご援助もいただき研究室生活を楽しく有意義なものとすることができました．ここに深く感謝の意を表します．

最後に，著者の社会人博士課程への進学を許し，最後まで温かく研究活動を見守って下さりました妻に心より感謝いたします．

2020 年 5 月

松田　聡一郎