HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	体幹・骨盤回旋補助による歩行支援および走行拡張
Author(s)	橋本, 光太郎
Citation	北海道大学. 博士(情報科学) 甲第14141号
Issue Date	2020-03-25
DOI	10.14943/doctoral.k14141
Doc URL	http://hdl.handle.net/2115/78423
Type	theses (doctoral)
File Information	Kotaro_Hashimoto.pdf

Instructions for use

Hokkaido University Collection of Scholarly and Academic Papers : HUSCAP

SSI-DT79175027

博士論文

体幹・骨盤回旋運動補助による歩行支援および走行拡張

橋本 光太郎

2020 年 3 月

北海道大学 大学院情報科学研究科
システム情報科学専攻

本論文は北海道大学大学院情報科学研究科に
博士 (情報科学) 授与の要件として提出した博士論文である。

橋本 光太郎

審査委員：　主査　田中孝之 准教授
副査　金子俊一 教授
近野敦 教授

体幹・骨盤回旋運動補助による歩行支援および走行拡張*

橋本 光太郎

概要

近年, 高齢化に伴う要介護・要支援者の増加が大きな問題となっており, 未然に防止することが重要となっている. 我々は要介護となる要因の一つである運動器障害に着目し, 人間が行う基本的な動作である歩行や走行を対象として, 体幹と骨盤の回旋運動から歩行を支援する回旋運動補助システムを開発しており, 日常的な運動を促し運動機会を増加させることで運動器障害の予防を目指す. 回旋運動補助では体幹と骨盤の間に相対的な回旋運動を与えることで歩行・走行時の運動を効率の良い動作へ改善する. 歩行・走行といったダイナミックな動作に対して補助を与え動作を改善するにあたり, 人間の現在行っている動作に合わせた補助を行う必要がある. そこで, 本研究では人間の歩行・走行動作に適応した回旋運動補助を与えることで歩行・走行を支援するシステムを構築する.

我々が提案する回旋運動補助では制御系に拡張型周期入力制御を導入することにより, 人間の動作周期に合わせた補助を適用可能としており, 運動周期の変化に応じて適切な補助力を与えられる. また, 制御パラメータの変更により補助力を運動に対して先行もしくは遅延する形で与えるよう調整が行えるため, 運動の促進もしくは抑制が可能である.

本研究では, 上記装置を利用して回旋運動補助を実施するにあたり, Spinal Engine 理論にて提唱されている人間の上半身と下半身のエネルギフローに着目し, 歩行・走行運動中に発生するエネルギロスを, 装置による運動への介入にて一部補填することで, 運動規模を維持するために人間が投入していたエネルギ分を代替, 人間にとって負担が少なくなるよう補助を提供するシステムの実現を目的とする.

まず, 回旋運動補助装置の設計・開発を行った. 歩行中に人間の体幹と骨盤の間で発生している運動を計測した結果, 回旋運動の他に前後屈, 側屈動作が行われており, これらの運動が制限された際には歩行の運動規模は縮小され, 負担が大きくなっていたため, 装置により運動に介入する際にはこれらの運動が制限されないよう, フレキシブルな構造とした. この装置に拡張型周期入力制御を導入, 脚の動きから歩行・走行動作を把握し, その動作に応じた補助を与える.

次に, 回旋補助による効果検証のため歩行および走行実験を実施した. 実際に装置を装着し, 歩行または走行動作中に回旋補助力を与え, その際の運動の変化および表面筋電位を計測した結果, 歩行運動において高齢者歩容の改善効果および大腿筋, 大臀筋の負担低減効果を確認した. また, 力学モデルによる解析により歩行中のエネルギ損失を約 1 割軽減し, エネルギ的に損失が少ない動作に変化したことを確認した.

さらに, 走行動作への補助実験において, 回旋補助により上半身と下半身のエネルギフローの改善についてシミュレーションにて検証した. 今後, 回旋補助による走行動作の変

*北海道大学 大学院情報科学研究科 システム情報科学専攻 博士論文, SSI-DT79175027, 2020 年 3 月 25 日.

化を表現するため, 走行運動の生成による検証が容易となるよう, 単純なモデルにて走行を表現する. 我々は, 質量とバネにて構成された 1 リンクモデルで走行を表現する SLIP モデルをベースに, 回旋動作を表現できる拡張 SLIP モデルを作成した. 作成したモデルよるシミュレーションにより, 走行中の上半身と下半身における角運動量を比較した結果, 回旋補助により角運動量差が約 6.1%低減されることを確認した. また, 上半身と下半身の間で発生しているエネルギフローから, 理想的な走行を維持するための外部から投入すべき必要トルクを算出し, 開発した回旋補助装置の制御系が出力する補助トルクと比較したところ, 補助率は約 5.6%となり, 回旋補助により低減された角運動量差の量と同程度であることを確認した. これより, 開発したシステムにより走行運動の改善が行えることが示唆されたほか, 拡張 SLIP モデルを用いたエネルギフロー改善のための制御系設計手法の構築可能性を示した.

キーワード: 回旋補助, 歩行支援, 運動拡張, Spinal Engine

Trunk and Pelvic Rotation Assist for Walking Assist and Running Augmentation†

Kotaro Hashimoto

Abstract

In recent years, the increase in the number of people requiring nursing care and support accompanying aging has become a major problem, and it is important to prevent it in advance. We focus on musculoskeletal disorders, one of the factors that require nursing care, and support the walking movement from the trunk and pelvic rotation to support the walking and running, which are the basic actions performed by humans. We are developing a system that aims to prevent musculoskeletal disorders by promoting daily exercise and increasing exercise opportunities. Trunk and pelvic rotation assist is improve the motion during walking and running to efficient motion by giving a relative rotational motion between the trunk and pelvis. In order to improve efficiency by providing assistance for dynamic motion such as walking and running, it is necessary to provide assistance that matches the current motion of human beings. In this study, we develop a system that assists walking and running by providing rotational motion assistance adapted to human walking and running motion.

In our proposed rotational motion assist system, by introducing a periodic input control to the control system, it is possible to apply assist that matches the human motion cycle, and to provide an appropriate assist force according to changes in the motion cycle. Therefore, it is possible to give assistance to humans while reducing the restriction of motion by the device. In addition, the assistance can proceed or delay the motion by adjusting a control parameter, so that the motion can be controlled to promote or suppress the exercise. In this study, we focus on the energy flow of the upper and lower body of the human body proposed in the Spinal Engine Theory to assist in the rotational motion using the device, and to reduce the energy loss that occurs during walking and running motion. The aim is to realize a system that provides assistance to reduce the burden on humans by substituting part of the energy that was input by humans to maintain the scale of movement, by partially compensating for movements with devices.

First, we designed and developed the trunk and pelvic rotation assist device. As a result of measuring the movements occurring between the human trunk and pelvis during walking, anteroposterior bending and lateral bending movements were performed

†Doctoral Thesis, Division of Systems Science and Informatics, Graduate School of Information Science and Technology, Hokkaido University, SSI-DT79175027, March 25, 2020.

in addition to the rotation movements. When these movements were restricted, the scale of walking was reduced and the burden increased. For that reason, a flexible structure was adopted so that these motions were not restricted when intervening in the exercise by the device. This system introduces periodic input control, measures walking and running motion from leg motion, and gives assistance corresponding to the walking and running motion.

Next, walking and running experiments were performed to verify the effect of the trunk and pelvic rotation assist. With the device actually worn, a rotation assisting force was applied during walking or running, and changes in movement and surface-EMG were measured. As a result, it was confirmed that the elderly gait was improved and reduced the burden on the thigh muscles and gluteal muscles. In addition, it was confirmed by analysis using a dynamic model that energy loss during walking was reduced by about 10%, and the operation changed to a low energy loss motion.

Moreover, in the experiment for assisting running motion, the improvement of energy flow in the upper body and lower body with rotation assist was verified by simulation. In the future, in order to express the change of the running motion due to the rotation assist, we will express the running with a simple model so that the verification by generating the running motion is easy. We have developed an extended SLIP model that can express the rotational motion based on the SLIP model that represents running by one-link model composed of mass and spring. By comparing the angular momentum between the upper body and lower body during running by simulation using the created model, it was confirmed that the angular momentum difference was reduced by about 6.1% by the rotation assist. Also, based on the energy flow generated between the upper and lower body, the required torque to be applied from the outside to maintain ideal running is calculated, and the assistive torque output by the control system of the developed rotation assist device is calculated. As a result of comparison, the assist rate was about 5.6%, confirming that it was about the same as the amount of angular momentum difference reduced by the rotation assist. This suggests that the running system can be improved by the developed system and that the control system design method for energy flow improvement using the extended SLIP model can be constructed.

Keywords: Rotation Assist, Walking Assist, Running Assist, Spinal Engine

目 次

第 1 章　序論

1

1.1　研究背景 1
1.1.1　歩行と走行 1
1.1.2　高齢化社会に伴う要介護問題と運動の重要性 3
1.1.3　人間拡張技術 4
1.2　関連研究 5
1.3　研究目的 6
1.4　論文構成 6

第 2 章　回旋運動補助装置の設計

7

2.1　体幹回旋運動の歩行動作への寄与 7
2.1.1　体幹固定による検証実験 7
2.1.2　実験結果 9
2.2　体幹・骨盤回旋運動補助装置 13
2.2.1　体幹・骨盤運動補助装置の概要 13
2.2.2　歩行分析による装置仕様の決定 15
2.2.3　体幹・骨盤運動補助装置の設計および製作 18
2.3　周期入力制御による回旋補助 23
2.3.1　周期入力制御による歩行・走行アシスト 23
2.4　第 2 章のまとめ 26

第 3 章　回旋運動補助効果の検証

27

3.1　歩行支援効果 27
3.1.1　歩行支援効果検証実験 27
3.1.2　実験結果・考察 29
3.2　走行拡張効果 34
3.2.1　走行拡張効果検証実験 34
3.2.2　実験結果・考察 36
3.3　第 3 章のまとめ 43

第 4 章　補助最適化のための SLIP モデルに基づく解析 **45**
4.1 SpinalEngine 理論に基づく回旋補助の評価方法 45
4.2 SLIP モデルによる走行運動の表現 45
4.2.1 SLIP モデル 45
4.3 回旋運動表現のためのモデル拡張 46
4.3.1 回旋運動の表現 46
4.4 Spinal Engine 理論に基づく走行拡張評価 51
4.4.1 パラメータ同定 51
4.4.2 拡張 SLIP モデルによる回旋補助の評価 52
4.4.3 エネルギフローに基づく回旋補助の一提案 56
4.5 第 4 章のまとめ 62

第 5 章　結論 **63**

謝辞 **65**

参考文献 **67**

付 録 A 拡張 SLIP モデル運動方程式の導出 **71**
A.1 立脚相 71
A.2 遊脚相 72

図 目 次

1.1 Walking motion 2
1.2 Running motion 2
1.3 Walking experiment on fixed upper body 3
1.4 Comparison of EMG on fixed upper body (5.5km/h, *p<0.05, **p<0.01) 3

2.1 Trunk fixing tool 8
2.2 EMG measurement position 8
2.3 Example of trunk rotaion angle 9
2.4 Example of hip flexion angle 9
2.5 Comparison of joint angle on fixed upper body (5.5km/h, **p<0.01) . . . 12
2.6 Comparison of EMG on fixed upper body (5.5km/h, *p<0.05, **p<0.01) 12
2.7 Measurement muscle position 13
2.8 Schematic of trunk and pelvis motion assist device 14
2.9 Helen Hayes markerset 15
2.10 Measurement by motion capture system 15
2.11 Length of back surface 16
2.12 Bending 17
2.13 Lateral bending 17
2.14 CAD model 19
2.15 Trunk-Pelvic Motion Assist Device 19
2.16 Wearing Trunk-Pelvic Motion Assist Device 20
2.17 Microcontroller 20
2.18 Joint angle sensor 21
2.19 Complementary filter 22
2.20 Control switch 22
2.21 Emergency stop switch 22
2.22 Outputs of periodic input control 24
2.23 Block diagram of trunk and pelvis motion assist in walk 24
2.24 Definition of Joint Angle 25

3.1 Experiment of imitation of elderly walking 27
3.2 Elderly walking 28
3.3 Knee flexion angle 29
3.4 Experiment of rotation assist on walking 30
3.5 Walker model 31

3.6 Mechanical energy of walker (Subject B, No assist) 33
3.7 Mechanical energy of walker (Subject B, With assist) 33
3.8 Evaluation of energy loss (Subject B) 34
3.9 Running experiment 35
3.10 Running experiment condition 35
3.11 Subject condition 35
3.12 Measurement muscle position 36
3.13 Running performance 37
3.14 Changes in EMG (iEMG) 37
3.15 Comparison of EMG (EO_L) 38
3.16 Comparison of EMG (EO_R) 38
3.17 Comparison of EMG (ES_L) 39
3.18 Comparison of EMG (ES_R) 39
3.19 Comparison of EMG (GM_L) 40
3.20 Comparison of EMG (GM_R) 40
3.21 Comparison of EMG (QF_L) 41
3.22 Comparison of EMG (QF_R) 41
3.23 Comparison of EMG (BF_L) 42
3.24 Comparison of EMG (BF_R) 42

4.1 SLIP model 46
4.2 SLIP running 46
4.3 Enhanced SLIP model 47
4.4 Enhanced SLIP model running 48
4.5 Expression of running in enhanced SLIP model 49
4.6 Comparison of result in measurement and simulation (COM_Z) 54
4.7 Comparison of result in measurement and simulation (Trunk rotation) . . 54
4.8 Comparison of result in measurement and simulation (Trunk rotation modulated) 55
4.9 Comparison of trunk rotation angle (SLIP) 55
4.10 Changes in angular momentum of upper and lower body (no assist) 56
4.11 Changes in angular momentum of upper and lower body (with assist) . . 56
4.12 Energy of upper and lower body on enhanced SLIP model 57
4.13 Mechanical energy in running simulation 58
4.14 Energy transfer between upper body and lower body 58
4.15 Energy transfer difference between upper body and lower body 59
4.16 Difference of energy transfer in second step 59
4.17 Required energy 59
4.18 Required velocity 61
4.19 Required acceleration 61
4.20 Required torque 61
4.21 Required torque pattern for ideal running 62

表 目 次

2.1 Subject information of experiment in fixing trunk rotation walking 8
2.2 Average joint angle (natural walking) 10
2.3 Average joint angle (fixed walking) 11
2.4 Measurement muscle 13
2.5 Bending of flexible shaft, stretching range of body surface 18
2.6 Assist device specification 18
2.7 IMU specification 21
2.8 Assist device specification 25

3.1 Mesurement condition 28
3.2 Imitation of elderly walking (*p<0.05, **p<0.01) 29
3.3 Experimental result (*p<0.05, **p<0.01, ***p=0.01) 30
3.4 Segment condition (Subject B) 32
3.5 Compare of energy loss 34
3.6 Measurement muscle 36
3.7 Changes in motion (*:$p < 0.05$, **:$p < 0.01$) 36

4.1 Parameters of enhanced SLIP model 50
4.2 Measurement results of length of part and body weight 51
4.3 Estimation coefficient of mass of part 51
4.4 Estimation coefficient of principal moment of inertia of part 52
4.5 Rotaion moment of inertia 52
4.6 Result of parameter identification (**:$p < 0.01$) 53
4.7 Difference of angular momentum 56

第1章　序論

1.1　研究背景

1.1.1　歩行と走行

人間は胴体を始め, 下肢, 上肢, 頭部からなる身体構造を持っている. 動物の中でも人間は特殊な移動形態を採っており, 2 本の下肢と脊柱を垂直に立てて移動する, 直立二足歩行を行う. このような移動形態を採る動物は人間だけであると言われ, 進化の過程において食料獲得のため広く行動する必要に迫られたことで, 四足歩行よりもエネルギ効率の良かった二足歩行を発達させたと考えられている [1][2].

歩行は, 人間が日常で最も高頻度に行う移動動作である. その具体的な身体動作としては, 「2 本の下肢の交互運動を用いて, 体重心を含む体幹をバランスを失わないように前方へ運ぶ方法」とされる [3]. 下肢による移動運動は周期的な動作で行われ, 下肢が地面と接している" 立脚期" と, 下肢が地面から離れている" 遊脚期" の大きく 2 つの状態に分けられる. 一般に, 歩行の 1 周期は一方の下肢が地面と接する" 接地" から同側の下肢が再び接地するまでを指す. 歩行の特徴として, 立脚期には 2 つの状態があり, 両方の下肢が地面に接している両脚支持期と左右どちらかの下肢だけが地面と接している単脚支持期が存在する. 図 1.1 に 1 周期における歩行動作の例を示す. 歩行では, 1 周期における立脚期の割合が 62%程度, 遊脚期が 38%程度 (歩行速度 1.2m/s 時) となり, 片脚の立脚期が 50%を超えて占めているため, 立脚期の始めと終わりに 12%程度ずつ両脚支持期が存在している [4].

走行は, 下肢を利用した歩行よりも高速な移動運動である. その特徴として, 歩行に見られた両脚支持期が見られなくなり, どちら側の下肢も地面から離れる瞬間が存在する. 図 1.2 に 1 周期における走行動作の例を示す. 走行では, 1 周期における立脚期の割合が 39%程度, 遊脚期が 61%程度 (走行速度 3.2m/s 時) となり, 片脚の立脚期が 50%を下回ることで両脚支持期が無くなり, 両脚が地面と接しない状態が生まれる [4].

このような歩行および走行において共通することとして, どちらも全身を利用した移動運動である点がある. 歩行のような動作を取り上げられる際, 直接環境と作用しあっている下半身に注目されることが多いが, 実際のところ, 運動を行っているのは下半身だけではなく, 上半身の運動も歩行という動作において大きな役割を果たしていると言われている [5]. その役割として考えられているのは, 歩行動作中, 下半身が動作することによって発生している角運動量を, 上半身が相殺することによって, 歩行動作が維持されていることである. 実際, 上半身である腕を胸の前で組んで振らずに歩くことで, 床と足の間で発生する回旋方向の摩擦が増加し, エネルギー消費量が 5.0∼7.7%増加すると報告されている [6].

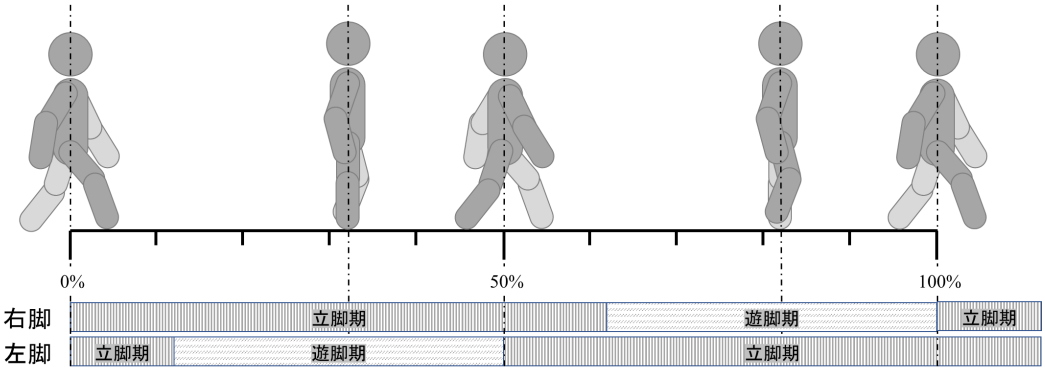


図 1.1: Walking motion

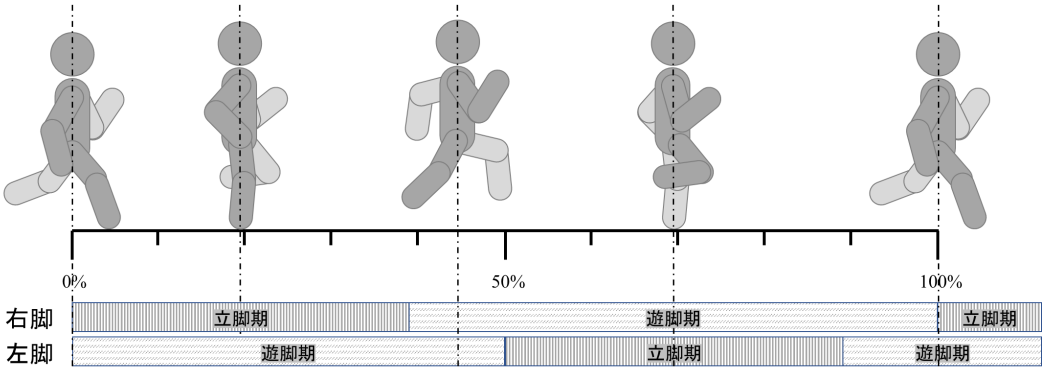
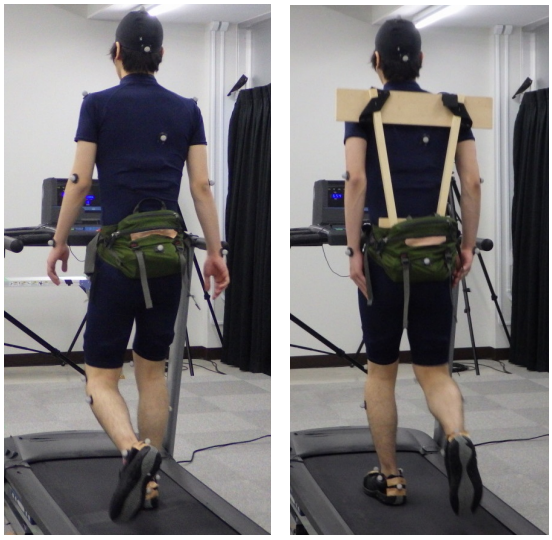


図 1.2: Running motion

このような釣り合いが取られ, 効率的な運動となるメカニズムとして, SpinalEngine という脊柱に着目した理論が提唱されている [7]. SpinalEngine 理論では, 歩行や走行といった移動運動の本質は脊柱にあると述べられており, 運動中に上半身および下半身の間で発生するエネルギは, 脊柱を介してエネルギのやり取り, エネルギーフローが正常に発生することで釣り合いが取られ, 効率的な運動が維持されると考えられる. 実際に, 図 1.3 に示す形で, 上半身を固定器具により固定し, その運動を拘束することにより, 上半身の運動による歩行への寄与を確認した. 5 名の被験者において, トレッドミル上にて歩行を行い歩行速度をコントロールした上で, 歩行の負担として筋活動を計測した結果, 図 1.4 の様に下肢筋 (大腿四頭筋:QF, 大腿二頭筋:BF) にて筋活動の増加する形で有意な差が確認された. この結果より, 下肢における負担は増加していることが推察され, 上半身があり, その運動によって省エネルギな歩行が達成されていると考えられる.

以上より, 歩行および走行どちらにおいても, 上半身は運動の効率化に寄与しており, 上半身から歩行, 走行運動を変容, 改善することが可能であるものと考えられる.



(a) Natural walking (b) Fixed walking

図 1.3: Walking experiment on fixed upper body

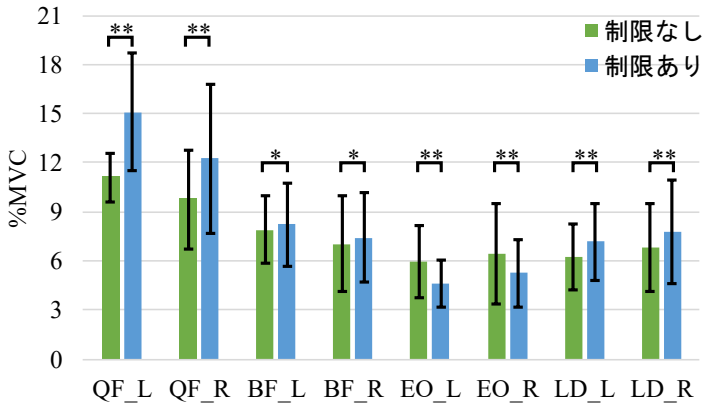


図 1.4: Comparison of EMG on fixed upper body (5.5km/h, *p<0.05, **p<0.01)

1.1.2 高齢化社会に伴う要介護問題と運動の重要性

近年, 世界各国で高齢化が進行している. その傾向は先進国において特に顕著で, 60 歳以上の老年人口の割合は 2015 年時点で約 24%にも達している [8]. 今後もその割合は先進国・発展途上国問わずさらに増加することが予想され, 既に高齢化が進行している日本も例外ではない [9].

人間は加齢に伴い身体機能が低下し, 日常生活において支援や介護が必要となる場合がある. このような状態はそれぞれ要支援, 要介護状態と呼ばれ, QOL(quality of life: 生活

の質) の低下を招くことに加え, 介護を行う家族や介護者の負担の増加に繋がる可能性があるため, 介護職員が不足している現状 [26] においては要介護となる前に予防することが望ましい. 健康上の問題で日常生活に制限が生じるまでの期間を ”健康寿命 ” といい, この健康寿命が延びることにより QOL の向上の他, 介護予防, 医療費の削減といった様々なメリットが生じると考えられる [12]. 要介護となる要因には多くの原因がある [10]. 脳卒中や心疾患等に起因するもののほか, 高齢に起因する衰弱, 関節疾患, 骨折・転倒に伴う運動器障害が大きな割合を占めている [11]. 運動機能の低下は ADL(Activities of daily living: 日常生活活動度) の低下との関連が強いと言われている [13]. ADL を維持・向上させることで運動器障害の予防に繋がると考えられ, ADL 維持・向上の方法の 1 つとして, 人間の基本的な運動である歩行運動を行うことが挙げられる. 実際, 歩行能力が低下している高齢者は, 将来的な要介護発生と関連していることが示されており [14], 適度な歩行運動を積極的に行うことで運動器障害の予防, 要介護の予防となることが考えられる. 厚生労働省でもこの適度な歩行運動を行う目安として歩数を目標値として定めており, また, 適度な歩行を行うことで心筋梗塞やがんの発生リスクを低下させることが出来るという報告もあり, 健康寿命の延伸に対して歩行運動は有用であると考えられる [15].

1.1.3　人間拡張技術

人間拡張技術とは, 生身の人間では出来ないようなことをロボット技術などを利用することで出来るようにする技術のことである. 具体的には, パワーアシストロボットを利用し, 普段の何倍もの重さのものを持てるようになったり, 自動車などで通常死角となるような場所をカメラや投影装置を利用してあたかも透視しているかのように見えるようにしたり, 触覚デバイスにより μ m オーダーの精度の触覚を得ること等, 人間の身体能力や感覚を, ロボット技術を組み合わせることで, 通常は出来ないようなことを実現する技術である.

ここで我々は, 身体能力向上の一つである走行拡張技術に着目した. 人間が走行を行う際, 上半身と下半身の間でエネルギの授受が行われており, エネルギの流れとして見ることができる. エネルギフローが滞るようになると, 上半身または下半身で発生した反トルクを相殺する運動量を持つことができず, 筋発揮によって抵抗し, 走行を維持するようになり, 非効率な走行となることが考えられる. そこで, 我々の提案する体幹・骨盤回旋運動補助では, この体幹および骨盤におけるエネルギフローの制御が可能であると見込まれる. まずは体幹・骨盤回旋運動補助にてエネルギフローの改善が図れることを確認し, 走行時に発生するエネルギフローの損失を回旋補助により低減し, 走行を効率的なものへ改善できるか検証する.

1.2 関連研究

歩行アシストシステム

佐野らは受動歩行理論に基づき人の遊脚期における脚振り運動の支援を行う無動力の歩行アシストシステムを開発した [16]. 受動歩行とは, McGeer により提唱された, アクチュエータやセンサ, 制御なしに, 歩行機がもつダイナミクスと下り坂などの環境との相互作用のみで織り成される歩行のことをいう [17]. 製品化された ACSIVE では, バネ・カムを用いた腰トルク発生機構により被支援者が単独で利用できるものとなっており, 歩行を行うとその脚の動作によりバネにエネルギが蓄えられ, 補助力が作用し遊脚期での膝の脚振り運動へのアシスト効果が示されている [18]. モータを用いない単純な機構により構成されているため, 重量が片脚のもので 550g と歩行アシストシステムの中でも軽量なものとなっている. 片脚に障害が発生し膝の屈曲ができなくなったことを想定した検証ではこの支援機により, 屈曲が容易になる感覚があり左右差が低減されたという効果が得られている. また, 改良型の aLQ ではさらに軽量化がなされており, 片脚で 380g であり, 歩行時の負担が PCI(Physiological Cost Index) 法による評価で約 20%低減するとされている [19].

岩月らは受動歩行機の歩容が人の歩容と非常に近いという特徴から歩行支援機を開発した [20]. 人に対して受動歩行を行う脚を追加する形の歩行支援機となっており, モータ等の動力を用いない無動力の支援機である. 支援者が歩行支援機に動作を与え, 歩行支援機が受動歩行を行い, その動作が歩行支援機を装着している被支援者に伝達されることで歩行の支援が行われる. この歩行支援機と共に歩行を行うことで疑似的に高齢者歩容を再現した状態において膝の屈曲が支援され, 抑制されていた膝関節の動作が健常者に近づく効果, 歩幅や歩行速度の改善効果が得られている.

山海らは歩行障碍者に対する歩行およびリハビリテーションを支援するためのアシストシステムとして, 外骨格型パワーアシストシステムの HAL を開発した [21]. 人の下肢に対して装置を取り付け, DC モータにより下肢関節を駆動する機構を取っている. アシストにおいて装着者の運動意思を読み取るにあたり, 筋肉から漏れ出る電気パルスである筋電位を利用しており, これを表面筋電位として計測, 関節に配置したアクチュエータを駆動させることで動作支援を行う.

自動車メーカーの Honda では, 腰部と大腿部に取り付け, 股関節の動作をサポートすることで歩行をアシストする Honda 歩行アシストを開発した [22]. 歩行時の股関節の角度を計測し, 股関節を屈曲・伸展させることで下肢の振り出し, 蹴り出しを支援する. 脳卒中片麻痺者へのリハビリテーション用途として利用された結果, 快適歩行速度の向上といった効果が得られている [23].

このように, 多くの歩行アシストシステムでは, 下肢の動作に着目し, その動作を支援する形で歩行のアシストが行われてきた. しかし, 前述の通り, 歩行動作は下半身のみで行われる運動ではなく, 上半身の運動も関与して行われる運動である. そこで, 上半身も含めたアシストを行うことで, より効果的な歩行アシストを適用できるものと考えられる. まだ活発には行われていないが, 次のような上半身を考慮した全身運動としての歩行を支援する歩行アシストシステムの研究がされている.

全身運動を考慮した歩行アシストシステム

王らはSpinal Engine理論で述べられている歩行における脊柱の動きに着目し, 体幹の側屈・捻り運動を取り入れた歩行アシスト機器を開発を行っており, 左右の踏み分け, 腰の回旋動作を取り入れた歩行アシスト機器を製作している. 圧力センサにより足底圧を計測し, さらに神経振動子を用いた制御法により股関節の内転・外転および屈曲・伸展をアシストすることで装着者の意思の同調したアシスト制御ができることを確認している [24].

原口らは体幹や上肢の運動を下肢に伝達することで歩行支援効果を得る無動力歩行アシストシステムを開発している [25]. 腕振りの動作と体幹回旋運動をベルトを介して股関節へ伝達する機構を取っている. 歩行動作実験により, 股関節伸展モーメントに対して約15%の支援効果を得ることが出来ている.

これらの歩行アシストシステムは上半身の動作を利用したものではあるが, 上半身へのアシストを併せて行う, 全身運動として歩行をアシストするシステムはほとんど見受けられない. 我々は, 上半身と下半身の協調関係に着目し, それぞれの動作に介入することで全身運動としての歩行を支援する歩行アシストシステムを開発する. また, 本アシスト手法は走行運動に対しても有効であると考えられ, 走行運動に対しても適用することを検討する.

1.3 研究目的

本研究では, 上記装置を利用して回旋運動補助を実施するにあたり, Spinal Engine理論にて提唱されている人間の上半身と下半身のエネルギフローに着目する. 歩行・走行運動中に発生するエネルギロスを, 装置による運動への介入にて一部補填することで, 運動規模を維持するために人間が投入していたエネルギ分を代替, 人間にとって負担が少なくなるよう補助を提供するシステムの実現を目的とする.

1.4 論文構成

本論文の構成は以下の通りである.

第1章 本研究の背景, 関連研究, 目的について述べた.

第2章 体幹・骨盤間に回旋運動を与え, 歩行・走行動作に介入する体幹・骨盤回旋運動補助装置の設計, 開発について述べる.

第3章 第2章で設計, 開発した体幹・骨盤回旋運動補助装置により, 歩行への支援効果の検証と, 走行拡張効果の検証について述べる.

第4章 回旋運動補助の検証のため, 走行動作を対象に拡張SLIPモデルによる補助効果の解析について述べる.

第5章 本研究の結論を述べる.

第2章　回旋運動補助装置の設計

2.1　体幹回旋運動の歩行動作への寄与

2.1.1　体幹固定による検証実験

体幹の回旋運動が歩行に及ぼす作用について歩行実験により検証を行う．歩行中, 上半身を動かさないよう意識して歩行を行うと自然に歩行を行っているときに比べ歩きにくくなることが予想される．これは, Spinal Engine 理論を基に考えると, 上半身の運動を抑制することで上半身と下半身の間で成り立っていた角運動量のバランスが崩れ, 歩行を維持するためには, 運動規模を変化させて保存の関係を保つ, あるいは不足分または過剰分の角運動量を人間のモータである筋肉が補償することが必要である．前者の場合は歩容が変化に伴い通常あまり活動しない筋肉が活動するようになる, 筋肉が活動するタイミングが変化するといった現象が発生するものと考えられる．後者の場合には筋活動のタイミングは大きな変化がなく, 活動の大きさが変化するものと考えられ, どちらの場合においても, 歩行の効率化に上半身が関与していたことが推察される．

そこで, 実際に上半身の運動を拘束した状態での歩行を行い, その際の身体運動や筋活動量を計測することで, 歩行における上半身の関与を確認する．本研究ではこの上半身の運動として体幹の回旋運動に着目した．

体幹の回旋運動の抑制には図 2.1 に示す固定器具を使用する．この固定器具は腰当てを骨盤付近に装着し, 肩当てを肩に装着することで体幹を拘束し動きを制限する．装着図については図 1.3 に示した通りである．また, 腕の振りについても上半身の角運動量に寄与するため, 固定器具にて体幹を固定したパターンでは, 腕を体幹に密着した状態にて維持し, 腕の振りを抑制した状態で歩行を行った．被験者は健常な成人男性 5 名, トレッドミル上で各歩行状態について歩行速度 3.5 [km/h], 4.5 [km/h], 5.5 [km/h] の 3 速度, 各 40 秒 3 セット実施する．トレッドミルを使用した歩行への作用として, 床上 (平地歩行) と同じ速度で歩行した際, 体感で 1.5 倍の速さに感じられるという報告がある [27]．しかし, 床反力の観点から比較するとほとんど差はないとの報告もあり [28], 今回の実験ではトレッドミル上同士の比較を行うため, 負荷の比較を行う上では問題とならないと考え, トレッドミルを利用し計測を行う．モーションキャプチャシステムにより歩行時の動作を計測し, 表面筋電位計により筋肉の筋電位を計測する．計測する筋肉は, 股関節の屈曲・伸展に関与する大腿四頭筋 (外側広筋) および大腿二頭筋 (長頭), 体幹の回旋に関与する外腹斜筋と腕の屈曲・伸展に関与する広背筋である．各筋電位を計測する際の電極の取り付け位置の写真を図 2.2 に示す．モーションキャプチャシステムのサンプリング周波数は 100 [Hz], 表面筋電位計のサンプリング周波数は 1000 [Hz] である．

図 2.3 にモーションキャプチャシステムにより計測された 3 次元データより得られる体幹回旋角の例を, 図 2.4 に股関節角の例を示す．本実験の歩容の評価では, 体幹回旋角, 股

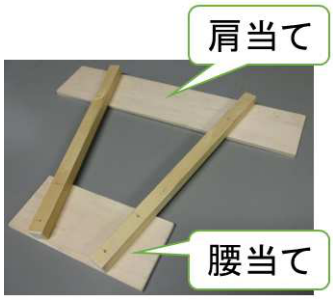
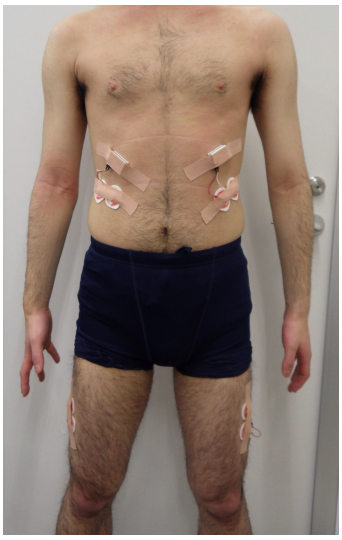


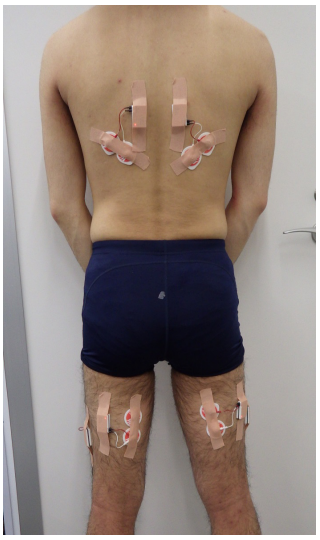
図 2.1: Trunk fixing tool

表 2.1: Subject information of experiment in fixing trunk rotation walking

被験者	年齢	身長 [cm]	体重 [kg]
被験者 A	23	164	72
被験者 B	24	173	58
被験者 C	24	173	75
被験者 D	24	172	65
被験者 E	21	167	68



Front view



Back view

図 2.2: EMG measurement position

関節角および肩関節角の振れの大きさ, 歩行周期といった点から評価を行う. 各関節角の振れの大きさについて, 体幹回旋角は図に示したように左右への回旋が最大となった点の振れ幅を振れの大きさとする. 股関節角は図に示したように屈曲が最大となった点, 伸展が最大となった点の振れ幅を振れの大きさとし, 左右それぞれの股関節角を評価する. 肩関節角については股関節角と同様に左右の肩関節角について屈曲・伸展方向の振れ幅について評価する.

筋活動量の評価について述べる. 表面筋電位計にて計測した筋電位では人の部位による電位の違いにより筋肉間および被験者間の定量的な比較・評価が行えないため, 正規化を行う必要がある. そこで, ここでは代表的な正規化法である 100%MVC 法を用いる. 100%MVC 法とは, 計測筋の等尺性随意収縮 (Maximum Voluntary Contraction:MVC) 時の筋電位が 100%となるように正規化する手法である. これにより, その筋肉の活動量がその筋肉が MVC 時の活動量に対する割合で評価できるため, 筋肉間, 被験者間における比較も行うことが出来る. 但し, MVC 時の筋電位は随意的で静的な条件において計測されるものであるため, 運動時の筋活動量は必ずしも 100%以下にならない場合がある [29]. MVC の計測方

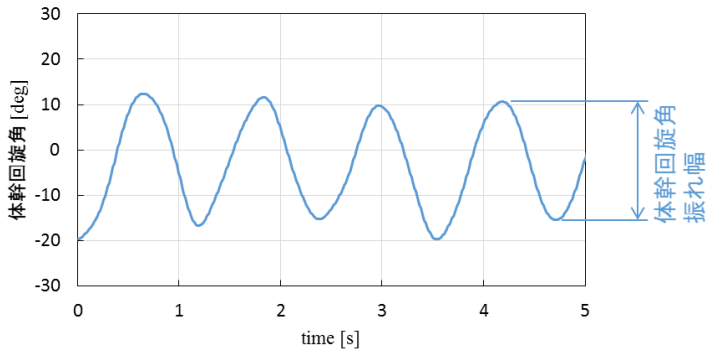


図 2.3: Example of trunk rotaion angle

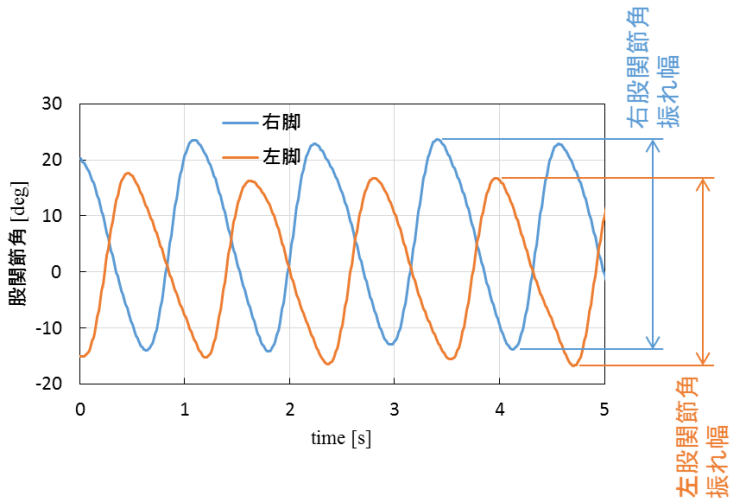


図 2.4: Example of hip flexion angle

法としては, 被験者の各計測筋についてその筋肉が行う運動を抑え込むよう被験者を抑え込み, 最も力を発揮しやすい姿勢にて約 5 秒間最大努力で力を発揮してもらい計測を行う. 得られた%MVC 値を動作中の筋活動量の評価指標とする.

2.1.2 実験結果

表 2.2～ 表 2.3 にモーションキャプチャシステムにより計測した各被験者の各歩行速度における歩行の動作データを解析した結果の体幹回旋角, 左右股関節角, 左右肩関節角の振れ幅を示す. N はサンプル数で, ここではストライドの数を表しており, 各関節角の値はサンプルの平均を, 括弧内の数字は標準誤差を示している. 一例として, 歩行速度 5.5 [km/h] で歩行した際の体幹固定器具による上下半身の運動変化として, 図 2.5 にそれぞれの関節角の変化を示す.

表 2.2: Average joint angle (natural walking)

被験者	歩行速度 [km/h]	N	左股関節角 [deg] Mean(SEM)	右股関節角 [deg] Mean(SEM)	体幹回旋角 [deg] Mean(SEM)	左肩関節角 [deg] Mean(SEM)	右肩関節角 [deg] Mean(SEM)
被験者 A	3.5	103	30.9(0.1)	30.4(0.1)	23.4(0.5)	19.9(0.4)	22.1(0.4)
	4.5	114	32.2(0.1)	32.3(0.1)	23.5(0.2)	20.5(0.2)	26.9(0.2)
	5.5	125	35.5(0.1)	36.1(0.1)	27.6(0.2)	23.3(0.2)	29.6(0.2)
被験者 B	3.5	96	27.2(0.1)	30.0(0.1)	16.0(0.2)	12.8(0.4)	8.3(0.3)
	4.5	105	29.7(0.1)	31.1(0.0)	21.1(0.1)	18.1(0.2)	14.3(0.2)
	5.5	114	33.5(0.1)	35.5(0.2)	20.9(0.2)	18.8(0.3)	14.3(0.3)
被験者 C	3.5	101	24.5(0.1)	23.7(0.1)	14.6(0.2)	17.0(0.2)	15.2(0.4)
	4.5	114	26.2(0.1)	25.6(0.1)	15.9(0.1)	19.3(0.2)	16.9(0.4)
	5.5	123	29.1(0.1)	28.6(0.1)	16.6(0.1)	19.3(0.2)	15.6(0.3)
被験者 D	3.5	93	29.6(0.2)	32.1(0.2)	22.9(0.3)	25.3(0.5)	28.4(0.7)
	4.5	105	32.9(0.1)	36.5(0.1)	28.4(0.2)	26.7(0.4)	35.5(0.3)
	5.5	114	34.1(0.1)	38.4(0.1)	28.3(0.3)	24.7(0.9)	30.0(0.6)
被験者 E	3.5	94	26.8(0.1)	30.6(0.1)	10.8(0.1)	13.8(0.1)	9.7(0.2)
	4.5	109	29.7(0.1)	32.9(0.1)	10.8(0.1)	14.3(0.2)	11.3(0.2)
	5.5	120	31.9(0.1)	34.3(0.1)	13.1(0.1)	16.2(0.2)	13.6(0.1)

表 2.3: Average joint angle (fixed walking)

被験者	歩行速度 [km/h]	N	左股関節角 [deg] Mean(SEM)	右股関節角 [deg] Mean(SEM)	体幹回旋角 [deg] Mean(SEM)	左肩関節角 [deg] Mean(SEM)	右肩関節角 [deg] Mean(SEM)
被験者 A	3.5	111	35.5(0.3)	34.8(0.3)	3.6(0.6)	4.4(0.5)	3.0(0.4)
	4.5	121	37.1(0.1)	36.5(0.1)	3.6(0.1)	6.1(0.7)	2.9(0.2)
	5.5	139	40.7(0.2)	40.8(0.2)	4.3(0.1)	4.6(0.2)	3.4(0.1)
被験者 B	3.5	95	33.1(0.2)	37.9(0.1)	2.3(0.0)	1.3(0.1)	1.7(0.1)
	4.5	104	36.6(0.1)	39.7(0.1)	2.7(0.0)	1.9(0.1)	1.9(0.1)
	5.5	119	39.8(0.1)	42.6(0.1)	3.2(0.0)	2.4(0.4)	2.4(0.6)
被験者 C	3.5	106	36.0(0.2)	38.9(0.3)	1.6(0.0)	1.9(0.4)	2.3(0.1)
	4.5	111	37.8(0.2)	40.2(0.2)	2.4(0.0)	2.4(0.1)	3.3(0.1)
	5.5	131	36.1(0.1)	36.8(0.2)	3.2(0.1)	2.5(0.1)	2.3(0.6)
被験者 D	3.5	85	37.7(0.1)	36.5(0.1)	4.5(0.1)	2.3(0.1)	2.5(0.1)
	4.5	106	40.6(0.1)	39.9(0.1)	5.4(0.1)	2.6(0.1)	2.0(0.5)
	5.5	100	42.6(0.1)	42.1(0.1)	6.0(0.1)	2.6(0.2)	2.8(0.1)
被験者 E	3.5	87	35.1(0.2)	37.5(0.1)	2.2(0.0)	2.6(0.1)	2.7(0.1)
	4.5	107	37.5(0.1)	39.3(0.1)	3.4(0.0)	4.2(0.2)	4.7(0.1)
	5.5	115	40.7(0.1)	41.6(0.1)	4.7(0.1)	3.7(0.2)	4.9(0.1)

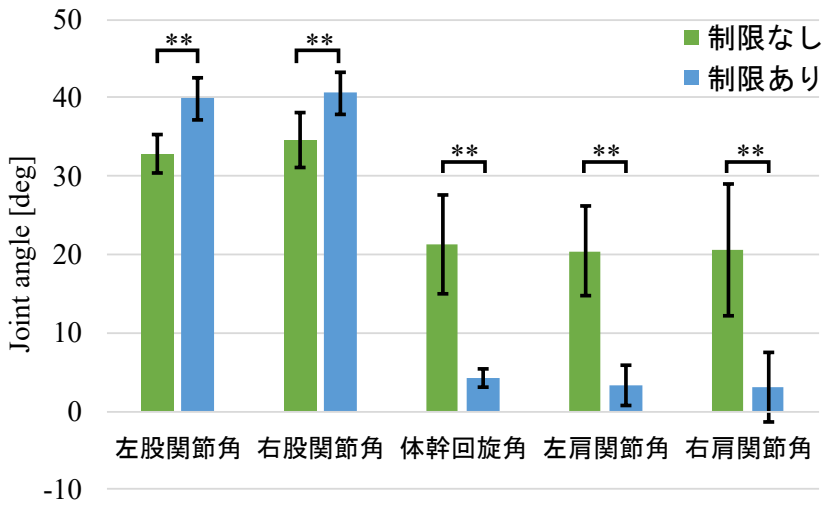


図 2.5: Comparison of joint angle on fixed upper body (5.5km/h, **p<0.01)

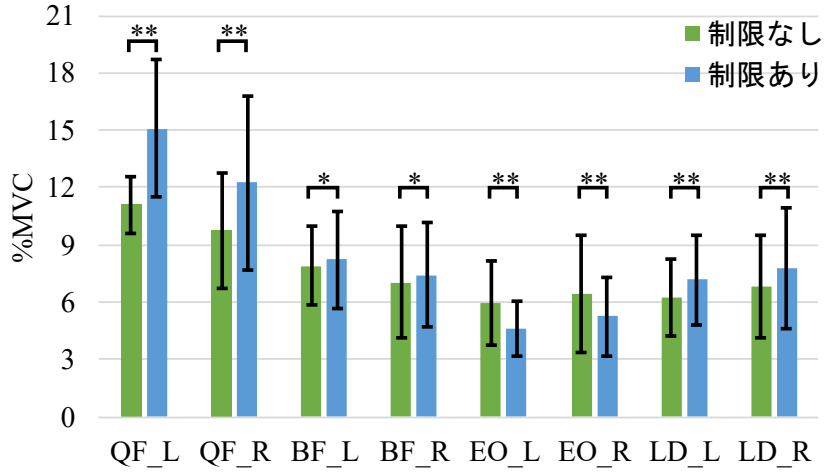


図 2.6: Comparison of EMG on fixed upper body (5.5km/h, *p<0.05, **p<0.01)

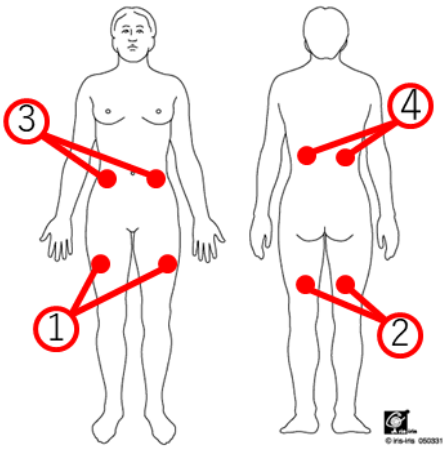


図 2.7: Measurement muscle position

表 2.4: Measurement muscle

番号	計測筋	略称
1	大腿四頭筋	QF
2	大腿二頭筋	BF
3	外腹斜筋	EO
4	広背筋	LD

体幹固定器具装着に伴い, 体幹回旋角および左右の肩関節角は大幅に縮小していることが確認でき, また, 左右の股関節角については拡大している. このような変化が, 全被験者を通しておおよそ同様の変化が表れており, 体幹固定器具により上半身の運動が抑制されていることが確認できる.

この状態における負担変化の例として, 歩行速度 5.5 [km/h] における表面筋電位の計測結果を, 改めて図 2.6 に示す. また, 計測した筋肉の位置および略称を図 2.7, 表 2.4 に示す. 総じて下肢筋の筋活動は増加する傾向にあり, 有意な差が表れている. この結果より, 上半身の運動が正常に行われることで, 歩行が効率的な運動となっていたことが推察される.

2.2 体幹・骨盤回旋運動補助装置

2.2.1 体幹・骨盤運動補助装置の概要

体幹と骨盤に対して回旋運動を与える体幹・骨盤回旋運動補助装置の概要について述べる.

体幹と骨盤の間にて相対的な回旋運動を与えるため, 図 2.8 に示した構造の装置を設計, 開発する. 本装置では, 人間の骨盤と体幹に対してそれぞれに装着するためのマウントを介して装置を装着する.. 骨盤マウント (Hip mount) 上にはモータを固定しており, 人間の体幹回旋軸と平行な軸の回転トルクを生み出す. このモータで発生したトルクを胸郭マウント (Chest mount) へ伝達することで, 体幹と骨盤の間で回旋運動を発生させる構造している.

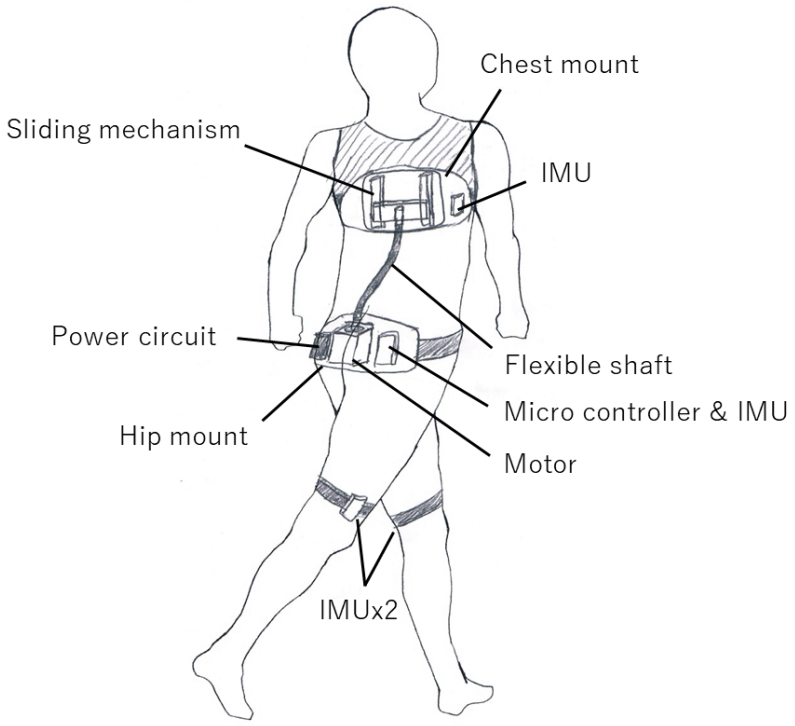


図 2.8: Schematic of trunk and pelvis motion assist device

人間は歩行や走行を行う際, 体幹と骨盤には回旋運動以外に前後屈動作や側屈動作が発生している. これらの運動を制限してしまうことにより, 前章で述べたような余分な筋発揮を防ぐため, 装置の装着前後で運動に制限がないことが望ましい. そこで, 装置の機構による制限を抑えるため, 体幹と骨盤の間で動力を伝達する機構には可撓性の高いフレキシブルシャフトを採用する. フレキシブルシャフトは, 回転を伝達する柔軟な動力伝達軸で, 軸が弧を描く様に曲げられた状態においても回転を伝達することが出来る. これにより, 前後屈や側屈時の体幹の湾曲動作に追従しつつ, 動力伝達が可能となる. しかし, 前後屈運動においては, 湾曲動作への追従の他に, 体表面長の変化に対する対応も必要となる. これは, 体幹内にある回旋軸の脊柱と体表面に配置される装置の回旋軸が一致せず, 平行に配置されることに起因する問題で, 前後屈時に体表面長に変化が生まれる. 体表面長の変化に伴い, 装置の回旋軸も軸方向に引き伸ばされるなどの変化が発生するため, 体幹の前後屈動作を制限しないためには, この変化に対応する機構が必要となる. そこで, 回転を伝達するフレキシブルシャフトと体幹に装着する胸郭マウントとの接合部に, 回旋軸方向に平行移動するスライダを持つスライド機構を設け, 前屈時の背中の体表面長の伸縮に対応できるようにすることで, 装置を装着しても運動を妨げない構造とした. これらの機構にて必要となる仕様について, 歩行実験を実施, 歩行分析により仕様を決定する.

2.2.2 歩行分析による装置仕様の決定

歩行動作の計測を行い, 次の 2 点の仕様を決定する.

- フレキシブルシャフトに対して作用する曲げの曲率半径
- スライド機構のストローク長

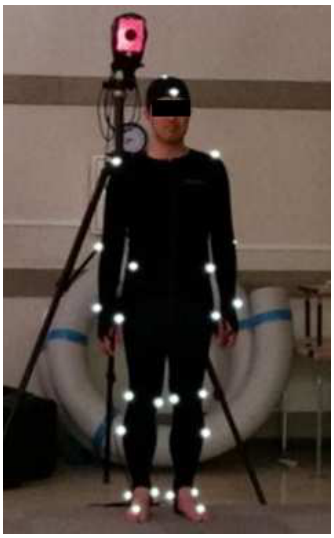


図 2.9: Helen Hayes markerset

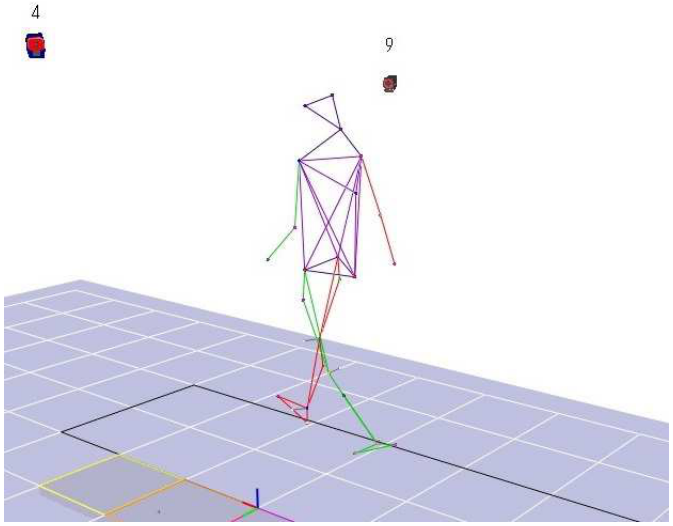


図 2.10: Measurement by motion capture system

歩行動作の計測に当たり, 光学式モーションキャプチャシステム (Motion Analysis Corporation, MAC3D System) を利用して 3 次元的な動作計測を行う. 光学式モーションキャプチャシステムは, 計測対象に取り付けた球体の反射マーカーに対して赤外線 LED 光源にて赤外線を照射し, その反射を複数台のカメラで撮影することでマーカーの 3 次元位置座標を計測するシステムである. 計測した 3 次元位置座標を用いてコンピュータ上で計測対象の動きを再現することが出来, 様々な解析に利用することが出来る. 計測対象が人間の場合には, 解剖学的特徴点にマーカーを取り付けることにより人が行う多くの動作がコンピュータ上で再現できるようになる. 人の全身の動作を計測するために様々なマーカーの取り付け方 (マーカーセット) があるが, 本研究ではヘレンヘイズマーカーセットを利用する. 図 2.9 にヘレンヘイズマーカーセットを取り付けた様子を, 図 2.10 に計測されたマーカーとそれらが構成する人のマーカーセットを示す (但し, 図 2.9 で示した姿勢とは別の計測データである).

また, 筋活動量の計測のため, 表面筋電位計 (S&ME Company, BioLog DL-5000) を用いて計測を行い, その変化を確認する. 表面筋電位計は, 能動的に動作を行った際の筋活動に伴い皮膚表面に発生する微弱な電位 (表面筋電位) を計測することで, 筋活動量を評価する計測機器である. 計測の際には, 計測したい筋肉上の皮膚に電極を貼り付けることで微弱な電位を計測する. このため, 非侵襲的で被験者の負担が少ない計測方法となっている. 本研究では電極として使い捨ての電極 (日本光電, ディスポ電極 M ビトロード) を使用した.

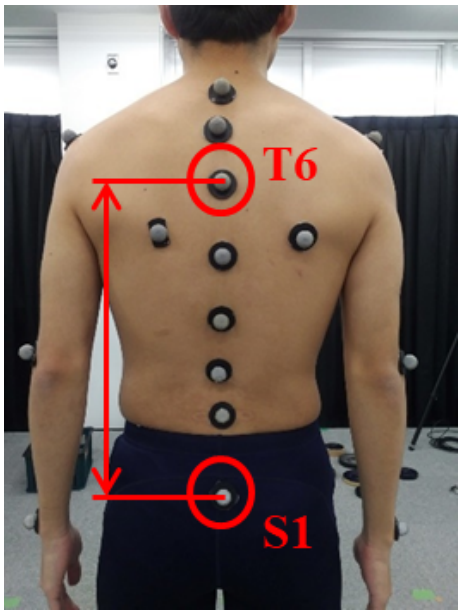


図 2.11: Length of back surface

被験者は成人男性 3 名, 水平な床の上で歩行を行い, 3 次元動作計測システム (MAC3D モーションキャプチャシステム, サンプリング 100 [Hz], 赤外線カメラ 11 台) により計測する. 体表面長として, ここでは骨盤マウント上に配置したモータから胸郭マウントまでシャフトを渡すことを想定し, 図 2.11 に示した形で仙骨 S1 上マーカーと胸椎 T6 上マーカーの距離を体表面長として計測を行った. ここでは, 条件が厳しい状態での値を設計値とするため, 歩行の中でも運動強度の高い速歩の状態で計測した. ただし, 無理に手脚を振り歩くような歩容ではなく, 被験者にとって無理なく自然に行える速歩について実施した. 歩行において体幹は鉛直に保たれるので, シャフトに作用する曲げは骨盤の動作によるものが主体となる. そこで, 前額面上での運動と矢状面上での運動に分けて, 前額面での運動では立脚期に立脚脚を骨盤が乗り越える際に発生する骨盤の傾斜運動が最も小さな曲率半径の曲げを生じると考え, 図 2.12 に示す様に仙骨 S1, 腰椎 L5, 胸椎 T12 上に貼付したマーカー 3 点より曲率半径を計算し, 設計値を見積もる. 矢状面上での運動では歩行の推進力の一部を生み出す体幹の前後屈動作が曲げを生じると考え, 図 2.13 に示す様に仙骨 S1, 胸椎 T6, 頸椎 C7 上に貼付したマーカー 3 点よりシャフトに対して作用する曲げから設計値を得る. ここで, シャフトは骨盤マウントと胸郭マウントを経由点なしに繋いでいるため, 腰部の湾曲の影響は受けないものとする.

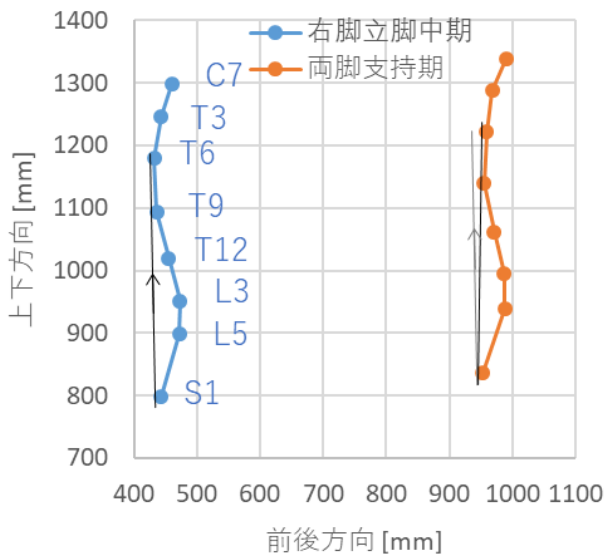


図 2.12: Bending

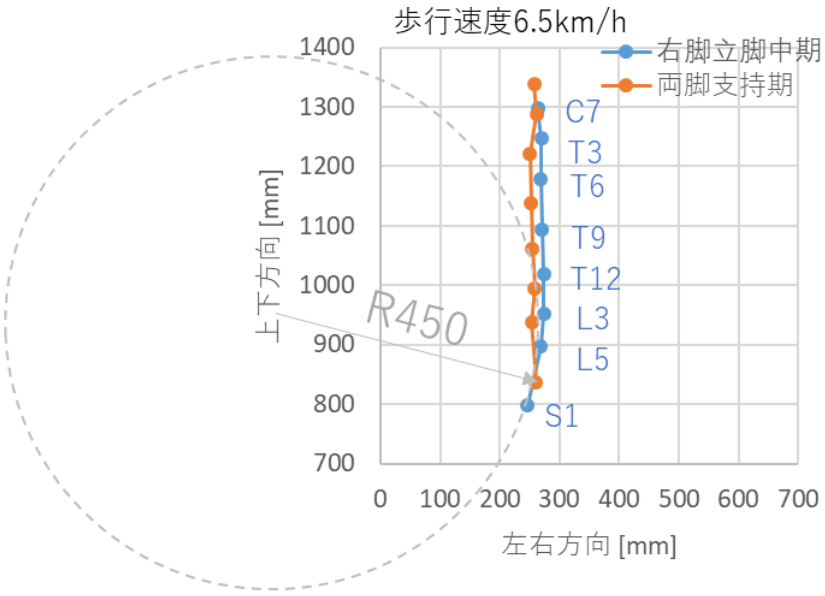


図 2.13: Lateral bending

歩行分析結果からシャフトに作用する曲げの曲率半径および体表面長の伸縮幅として S1 上マーカーと T6 上マーカーの距離の最大値と最小値の差分を計算した結果を表 2.5 に示す. 歩行時にシャフトに作用する曲げは前額面上での骨盤の傾斜運動によるものが曲率半径として最小となり, R450 程度であることが確認された. 前後屈動作による曲げは曲率半径が大きく, 選定に関しては影響がないレベルであったため, 上記の側屈. 動作による影響

表 2.5: Bending of flexible shaft, stretching range of body surface

	Subject A	Subject B	Subject C
Age	24	22	24
Height [cm] / Weight [kg]	159 / 70	167 / 68	160 / 59
Walking Speed [km/h]	7.64	6.29	7.25
Minimum Radius of Curvature on Coronal Plane [mm]	496	460	559
Minimum Radius of Curvature on Sagittal Plane [mm]	2747	843	1751
T6-S1 Maximun / Minimum Distance [mm]	325 / 308	309 / 302	365 / 349
Stretching Range [mm]	17	7	16
Amplitude of trunk rotation angle θ_t (SD) [°]	9.0 (0.6)	5.9 (0.7)	13.8 (1.1)
Amplitude of pelvic rotation angle θ_{pt} (SD) [°]	7.4 (0.6)	5.1 (0.7)	12.9 (0.8)
Amplitude of chest rotation angle θ_{tt} (SD) [°]	3.2 (0.5)	0.8 (0.4)	2.5 (0.3)
Chest/Pelvic rotation ratio θ_{tt}/θ_{pt}	0.43	0.16	0.19

表 2.6: Assist device specification

	Specification
Length, Width, Height [mm]	412±50, 340, 85
Weight [kg]	3.0
Motor power [W]	100
Reduction ratio of motor gear head	72:1
Efficiency of motor gear head [%]	59
Rated speed [rpm]	171
Rated torque [Nm]	3.29
Operating frequency [Hz]	50

からシャフトを選定する．また, スライド機構のストローク長について, 歩行時の体表面長の伸縮幅は 20 [mm] に満たない程度であったため, これを十分許容するストローク長を設定し, スライド機構を設計する．

2.2.3　体幹・骨盤運動補助装置の設計および製作

図 2.14 および図 2.15 に開発した体幹・骨盤運動補助装置の CAD モデルおよび外観, 表 2.8 に主な仕様を示す．モータ (マクソンモータ, EC22) が取り付けられた骨盤マウント (Hip mount) は骨盤背部, 胸郭マウント (Chest mount）は胸郭背部に, それぞれベルトで固定され, 身体に装置駆動力が伝わる．前述の歩行動作解析の結果，フレキシブルシャフトが対応するべき曲率半径が R450 程度であること, 表 2.8 に示す伝達動力より最小曲げ半径 R250, 許容回転数範囲 200∼3600 [rpm], 許容伝達トルク 1.08 [Nm], 全長 180 [mm] の両回転型フレキシブルシャフト (昌和発条製作所) を採用した．

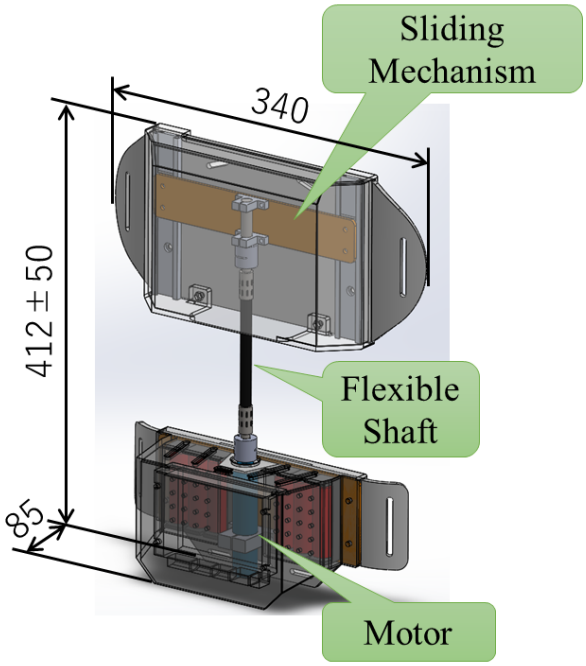


図 2.14: CAD model

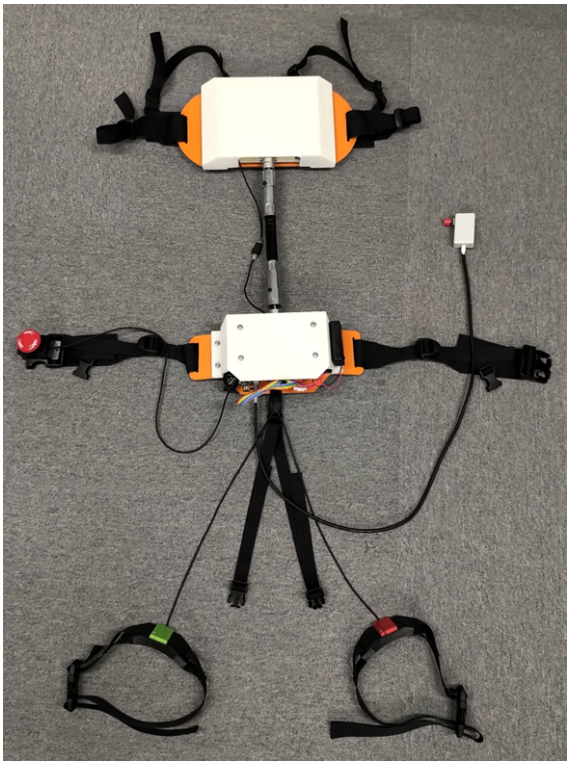


図 2.15: Trunk-Pelvic Motion Assist Device

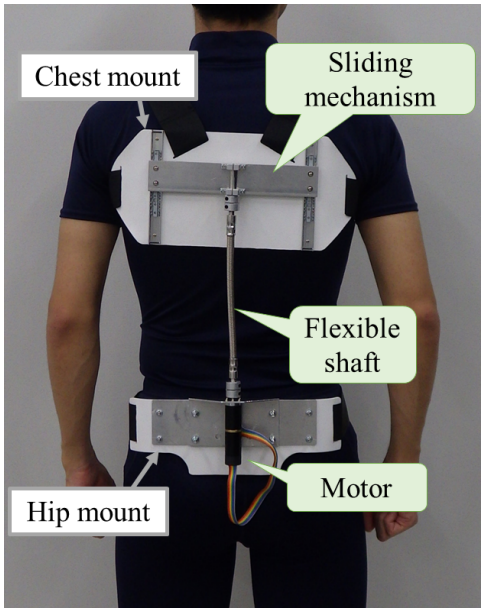


図 2.16: Wearing Trunk-Pelvic Motion Assist Device

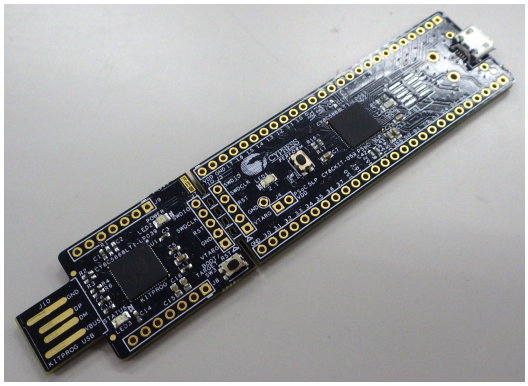


図 2.17: Microcontroller

骨盤マウントと胸郭マウントはフレキシブルシャフト (Flexible shaft) およびスライド機構 (Sliding mechanism) で連結され, モータの駆動トルクが伝達される. この装置を装着した状態を図 2.16 に示す.

本装置では, 図 2.17 に示す PSoC マイコン (Cypress, PSoC 5LP) により制御および計測を統括する. 制御はリアルタイム制御にて一定周期の制御が実現されるように構成し, リアルタイム OS として FreeRTOS を導入した.

人間の行っている歩行や走行動作の状態を観測するため, 本装置では, 股関節屈伸角, 骨盤回旋角, 胸郭回旋角を計測するにあたり, 図 2.18 に示す 6 軸 IMU(InvenSense, MPU-9250) を採用した. この IMU に搭載されている加速度センサおよびジャイロセンサを利用して関節角を計測する.

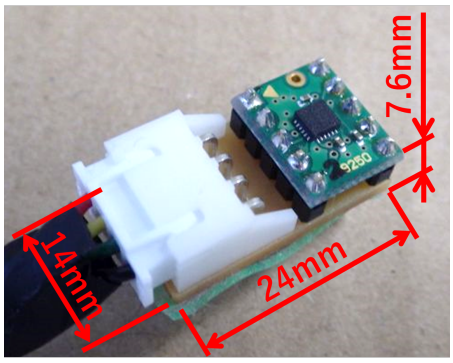


図 2.18: Joint angle sensor

表 2.7: IMU specification

	Specification
Interface	I2C
Acceleration measurement range	± 2 [g]
Gyroscope measurement range	± 250 [°/sec]

表 2.7 に本センサの仕様を示す．計測に際して, 加速度センサには高周波のノイズが多く, ジャイロセンサではドリフトにより, それぞれ単体で角度計測を行う場合には大きな誤差が発生する．そこで, 我々は図 2.19 および式 2.1 に示した相補フィルタ [30] と呼ばれる, それぞれのセンサの長所 (周波数特性的に信頼度の高い信号を抽出したもの) を相補的に組み合わせる特性を持ったフィルタを利用することにより, センサ由来のノイズの影響を低減した姿勢角 (関節角) を得る．ここで, 式 2.1 中の A は相補フィルタのフィルタ係数 (ここでは, A=0.95 とした), θ_{Joint} は計測される関節角, θ_{Gyro} はジャイロセンサから得た角速度より算出された姿勢角, θ_{Acc} は加速度センサより得た加速度より算出された姿勢角, ω_{Gyro} はジャイロセンサにて計測した角速度, dt はサンプリング時間 (装置の制御周期) を表す．IMU は大腿部および骨盤マウント上, 胸郭マウント上に設置し, それぞれの関節角, 回旋角の計測を行う．

$$\theta_{Joint} = A(\theta_{Gyro} + \omega_{Gyro}dt) + (1 - A)\theta_{Acc} \tag{2.1}$$

安全のため, 装着者は 2 系統のスイッチの操作により, 装置の動作を制御, 強制停止出来るようになっている．1 つは, 図 2.20 に示すように, 常に手で保持しつつ操作を行えるスイッチとなっており, 補助の ON-OFF を切り替えることが出来る．もう 1 つは, 図 2.21 に示すような非常停止スイッチとなっており, 骨盤マウントのベルト上に取り付けられている．こちらのスイッチでは, モータ電流を強制的にカットすることで装置の非常停止が行えるようになっている．

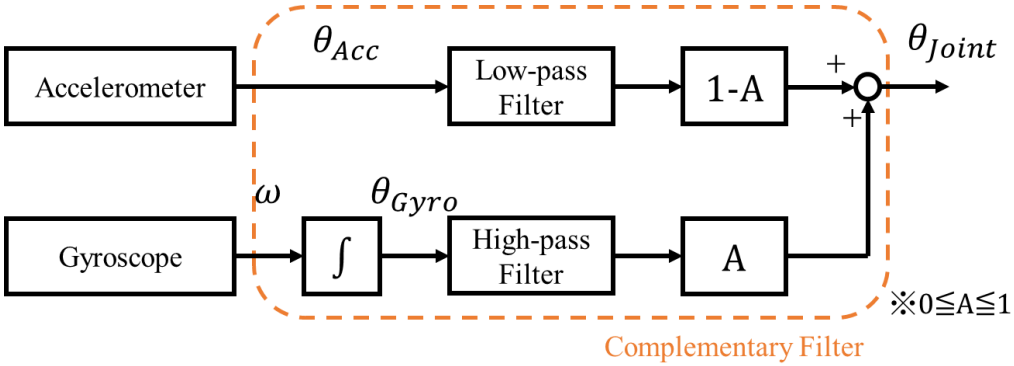


図 2.19: Complementary filter

図 2.20: Control switch

図 2.21: Emergency stop switch

2.3 周期入力制御による回旋補助

2.3.1 周期入力制御による歩行・走行アシスト

体幹・骨盤運動補助を行うため, 本研究ではアシスト装置の制御系として周期入力制御を導入する. 周期入力制御はその制御系に周波数引き込み現象を持つ非線形方程式を利用することで周期入力と同期した出力を得ることができ [32], 周期的運動を持つメカニカルシステムを任意のエネルギ状態に動的に安定化する手法で, 周期運動である支援対象の歩行運動に対して有用であり, 適当な歩容へ改善する補助を行う上で適していると考えられる. 周期入力と出力の同期はそのような非線形振動子の持つ特性を利用して実現する. 基本的には式 2.2 により周期入力 u と出力 x の同期が実現される.

$$\ddot{x} - \epsilon(1 - \dot{x}^2)\dot{x} + \omega_0^2 x = K_G u \tag{2.2}$$

ここで, ω_0 は非線形振動子の自励振動周波数, ϵ, K_G は正の定数である. 周期入力制御では, 式 2.3 のような加法定理を利用した出力方程式を考える. ω は周期入力の周波数, x は周期入力に同期した解 $x \propto \sin(\omega t)$ であり, K_f は制御出力のゲイン (体幹回旋角の目標振幅), K_{AG1}, K_{AG2} は各同期出力の振幅を 1 にするためのオートゲインである.

$$y = K_f(K_{AG1} x \cos\psi + K_{AG2}\dot{x}\sin\psi) = K_f \sin(\omega t + \psi) \tag{2.3}$$

これより, 周期入力制御は入力の周期運動に対して任意の位相差 ψ を持った制御出力 y を得ることができる. この位相差を制御することで系へのエネルギの入出を制御して, 目標の運動状態へ導くことで周期運動系の運動状態を制御する.

人間の運動補助へ周期入力制御を適用するにあたり, 相津らは非線形振動子に Hybrid 振動子という Van der Pol 振動子と Rayleigh 方程式の両方の特性を持つ拡張型 Hybrid 振動子を開発した [31]. 非線形項に対して双対な関係を持つそれらの特性を同時に考慮することで, 相平面上において対称性の良い解軌道を実現できる. また, Hybrid 振動子の解軌道は人間の四肢の運動特性に近いという報告もあることから，人間の運動に対して親和性の高いアシスト装置の制御系が実現可能と考える.

本研究では右股関節角 θ_{hr} を次式の拡張型 Hybrid 振動子に入力し, 脚の運動に同期した体幹回旋角の目標値 θ_d を得る.

$$\ddot{\theta}_d - \epsilon[1 - \beta\theta_d^2 - (1-\beta)\delta\dot{\theta}_d^2]\dot{\theta}_d + \omega_0^2\theta_d = K_G\theta_{hr} \tag{2.4}$$

ここで, δ は相平面上における正規化係数であり, 理想的には $\delta = 1/\omega_0^2$ を用いる. この振動子は, 粘性項のエネルギフィードバックの項にポテンシャルエネルギと運動エネルギの両方を持ち, その比率 β（変形度）を変化させることで図 2.22 のような任意の弛緩振動を発生させることが可能となっている. 例えば, $\beta = 1$ の場合, 上記方程式は Van der Pol 振動子として振舞い, 急峻な立上りを持つ振動となる. また, $\beta = 0$ の場合, Rayleigh 振動子として振舞い Van der Pol 振動子とは逆に緩やかな立上りと急峻な立下がりを示す. $\beta = 0.5$ では, ちょうど中間の特性として正弦波に近い解軌道を示し, 人間の運動特性に近い運動と言われている. このような出力波形の変形により入力の周期運動に対して位相の進み・遅れを持たせることで, 系のエネルギ制御を可能とする. 本研究では, 人間の運動に対して

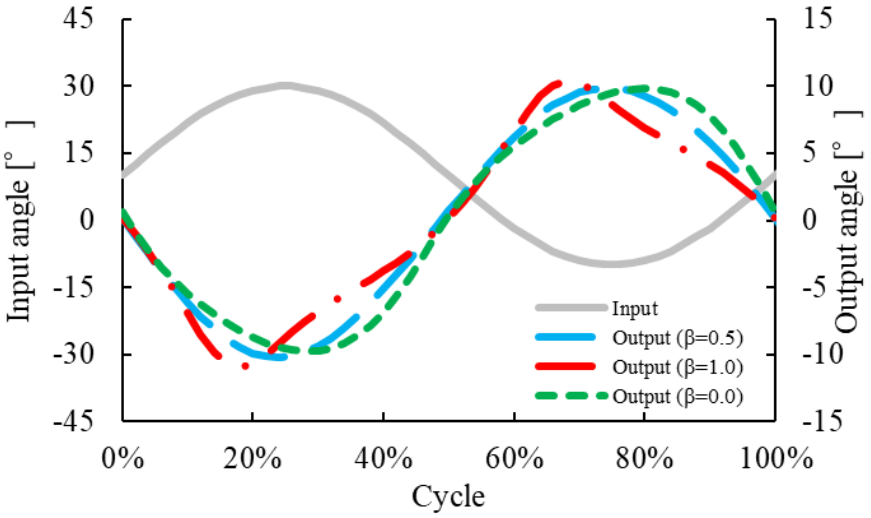


図 2.22: Outputs of periodic input control

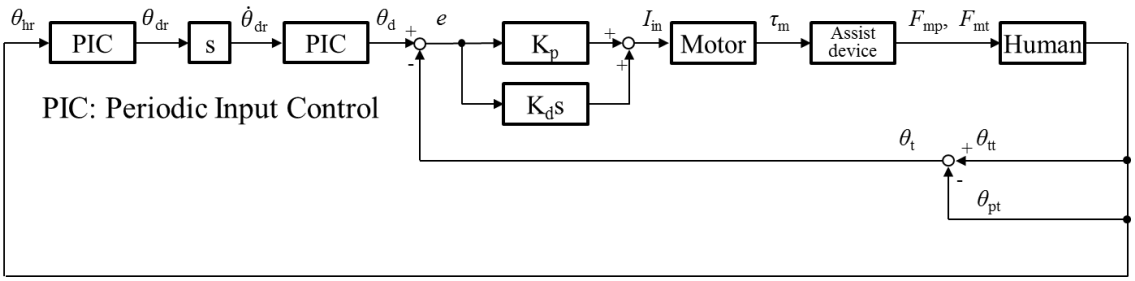


図 2.23: Block diagram of trunk and pelvis motion assist in walk

先行して補助力を与えることで運動補助を行うために, $\beta = 1$ として Van der Pol 振動子の特性を持った体幹回旋角の目標値を得る. 体幹回旋角などの関節角の定義は, 図 2.24 の通りである. 目標とする体幹回旋角の振幅 K_f は歩行時のエネルギ制御を行う上で歩行状態に合わせて設定するとよいと考えられるが, 次章で述べる歩行動作での効果検証においては, 試みに一定値の振幅を目標値とした. マウント部のずれやフレキシブルシャフトのねじれの作用が働いた状態においても補助力を伝達できるように, 被験者 A,B,C が速歩を行った際の体幹回旋角の振幅 (3 名の平均値) の 3 倍程度の値を目標振幅とした. 周期入力制御により体幹回旋角の目標値を算出した後, それに追従するよう PD 制御にてモータを制御する. PD 制御のゲイン K_p,K_d は被験者が歩行動作を行った際, 目標値への追従が行われるように設定を行い, 被験者が自身の動作に装置が追従し, かつ装置により回旋を促されていると感じる補助力を受ける状態となるよう調整を行った.

表 2.8: Assist device specification

θ_{hr}	Right leg hip flexion angle
θ_{pt}	Pelvic rotation angle
θ_{tt}	Trunk rotation angle
θ_t	Relative rotation angle of trunk and pelvis
θ_d	Target angle of trunk rotation
e	Command Value
I_{in}	Input current
τ_m	Motor torque
F_{mp}	External force applied to pelvis
F_{mt}	External force applied to trunk

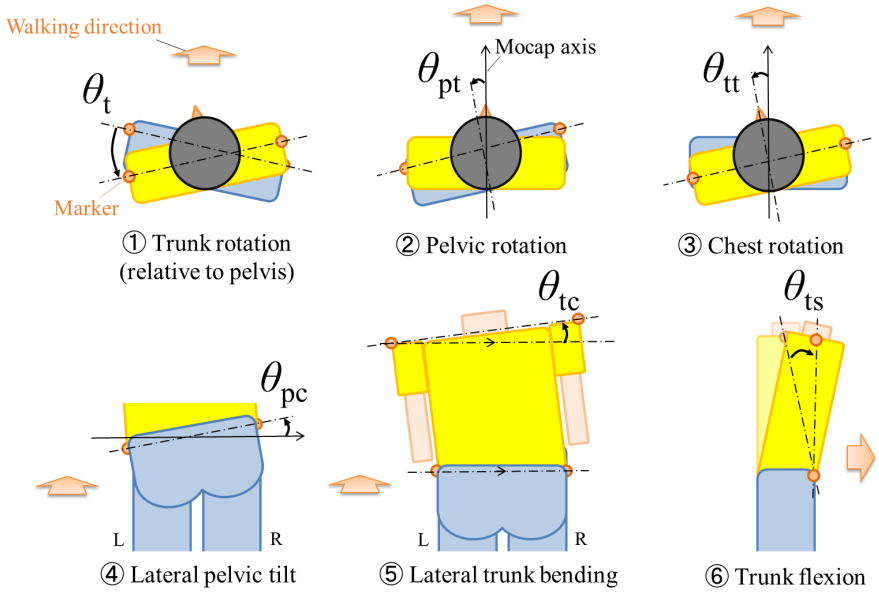


図 2.24: Definition of Joint Angle

2.4　第 2 章のまとめ

本章では, 体幹と骨盤の間に相対的な回旋運動を与える装置の設計・開発について述べた. 体幹・骨盤回旋運動補助では, 人間の体幹および骨盤それぞれに対して回旋方向の運動を与えることで, 上半身と下半身の間におけるエネルギーフローを改善することを目的としている. そのため, 回旋運動を与えつつも, その他の人間が行っている運動を可能な限り妨げないために, フレキシブルシャフトを利用した柔軟な構造を持たせた. これらの構造材の選定においては, 人間の動作を計測することにより, 必要な性能を決定し, 部品の選定を行った.

回旋補助を人間に対して適用するにあたり, 歩行状態や走行状態に合わせて補助力を適用する必要があるため, 制御系に周期入力制御を導入することで, 運動の周期に適応して補助力を与えることが出来るように設計した. また, 導入した周期入力制御では, 非線形振動子のもつパラメータを調整することで出力の波形を変形することが可能で, 運動に対して先んじて補助を与えたり, 遅らせることで負荷を与えることなどが可能となっている.

次章では, 本章で開発した装置を利用して, 歩行および走行に対して回旋補助を適用した際の効果検証について述べる.

第3章　回旋運動補助効果の検証

3.1　歩行支援効果

3.1.1　歩行支援効果検証実験

提案する体幹・骨盤運動補助装置による歩行アシスト効果について, 歩行実験を実施し評価を行う.

歩行時の歩容を評価するため, 人間の歩行動作を 3 次元動作計測システム (MotionAnalysis, MAC3D) によって計測する. 計測条件を表 3.1 に示す. 計測動作は床上歩行であり, 普段通りの歩行速度での歩行を計測する. 歩行目標として，進行方向の目線の高さに目標となる目印を設定し, その目標に目線を合わせつつ, 目標に向かい歩行を行うよう指示した. 歩容の評価は図 2.24 の関節角について検証する.

被験者は前述の歩行実験を行った際, 表 2.5 に示すように体幹回旋角 θ_t の振幅が小さく, かつ胸郭回旋角の振幅と骨盤回旋角の振幅の比が最も小さい, つまり歩行時に体幹の運動があまりなく, 下半身と上半身との間のエネルギ損失が大きいと考えられる被験者 B および被験者 C に対して本アシストを適用する. 装置着用による効果の比較検証動作として装置を着用し駆動しない場合での歩行を計測し, 回旋補助力の有無による作用の評価を行う.

人間は高齢になるつれ, 図 3.2 に示すように関節の動作が縮小する [33]. 本装置は独歩できる高齢者を対象として開発しているが, 本論文では開発した装置と制御系の有効性を安全に検証するため, 危険状態を回避できる 20 代の若年健常者を被験者とし, 図 3.1 に示すように, その足首におもりをつけることで負荷を掛け, 疑似的な高齢被験者とした. まず, このような負荷により高齢者歩容を再現できているのか検証を行った.

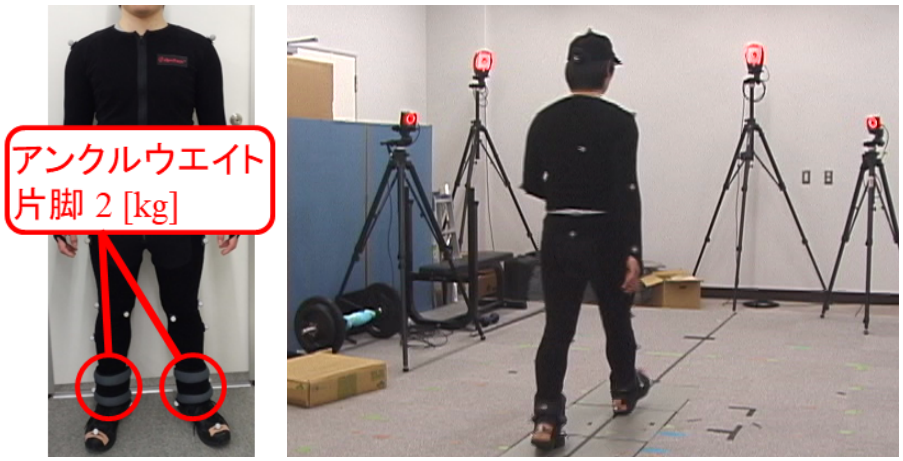


図 3.1: Experiment of imitation of elderly walking

表 3.1: Mesurement condition

Subject	2 males
Measurement	Motion capture system
Motion	Walk on floor
Trial number	3 times
Number of strides	6
Deformation rate	$\beta = 1.0$
Amplitude of target trunk rotation angle	$K_f = 30$ [°]

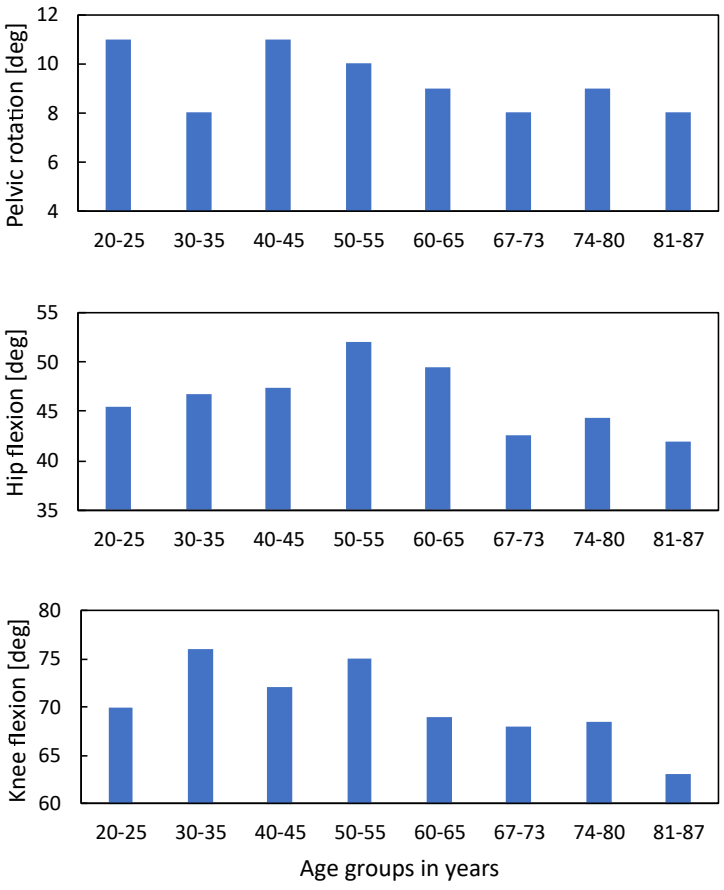


図 3.2: Elderly walking

両足首に対してそれぞれ 2 [kg] の重りを付けることによる, 模擬高齢者歩容の再現実験の結果, 表 3.2 に示すような歩容の変化が確認された. 表中の*は自然歩行と重りを装着した歩行のデータについて t 検定を行った結果を示している. 骨盤回旋角の振幅が 1.0 [°], 膝関節屈曲角の最大点が 4.5 [°] 有意に減少し, 歩行速度および股関節角は変化が見られ

なかった．ここで, 膝関節屈曲角の計測点を図 3.3 に示す．

表 3.2: Imitation of elderly walking (*p<0.05, **p<0.01)

	Natural walking (SD)	Loaded walking (SD)
Speed [km/h]	5.2 (0.0)	5.0 (0.1)
Pelvis rotation angle [°] (N=6)	3.4 (0.6)	2.4 (0.6)*
Hip flexion angle [°] (N=12)	19.9 (0.5)	20.0 (0.6)
Knee flexion angle [°] (N=12)	71.9 (1.2)	67.4 (1.1)**

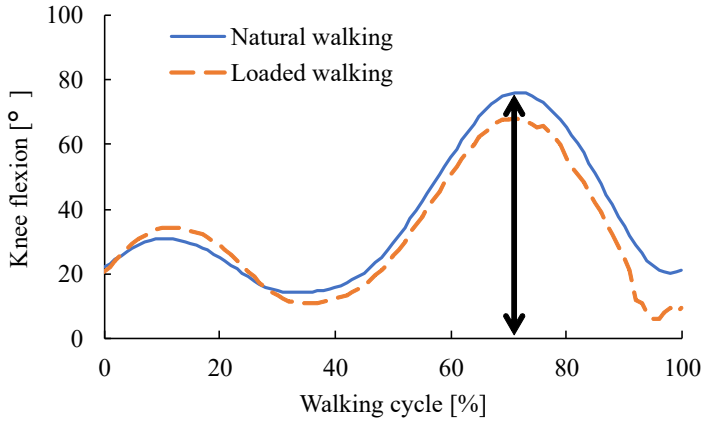


図 3.3: Knee flexion angle

このような歩容の変化は部分的ではあるが, 前述の高齢健常者の歩容の変化と類似するものであり, 本実験では, 足首に重り装着した歩容を高齢者の歩容を模擬したものとして, 回旋アシストの歩行支援効果の検証を行う．

3.1.2 実験結果・考察

歩行支援効果検証実験時の様子を図 3.4 に示す．装置による歩容の変化として, モーションキャプチャにて計測したデータより計算した歩行速度および各関節角の振れ幅を標準偏差として表 3.3 に示す．表中の*は回旋補助なしと補助ありのデータについて t 検定を行った結果を示している．回旋補助を行うことにより, 装置が直接作用する骨盤に対する体幹の回旋角 θ_t は被験者 B では 7.3 [°], 被験者 C では 15.1 [°] 有意に増加しており, 設計通り装置による補助力が作用し, 回旋運動に対して作用していることが確認できる．骨盤の回旋角 θ_{pt}, 胸郭の回旋角 θ_{tt} について, 被験者 B では共に 3.3 [°] 有意に増加しており, 骨盤, 胸郭それぞれに同程度の運動の拡大が確認された．被験者 C では骨盤の回旋角が 2.1 [°], 胸郭の回旋角が 11.5 [°] 有意に増加していることが確認され, 胸郭の運動の拡大が大きいものの, それぞれに運動の拡大が確認された．このように, 骨盤と胸郭に対して補助力

図 3.4: Experiment of rotation assist on walking

表 3.3: Experimental result (*p<0.05, **p<0.01, ***p=0.01)

	Subject B		Subject C	
	No assist (SD)	With assist (SD)	No assist (SD)	With assist (SD)
θ_t [°]	3.6 (0.6)	10.9 (2.6) **	9.8 (0.8)	24.9 (2.2) **
θ_{pt} [°]	2.2 (0.5)	5.5 (0.6) **	7.3 (0.4)	9.4 (0.8) **
θ_{tt} [°]	3.2 (0.7)	6.5 (1.6) **	5.2 (1.6)	16.7 (1.9) **
θ_{pc} [°]	4.7 (0.3)	3.2 (0.3) **	3.6 (1.1)	3.1 (0.4)
θ_{tc} [°]	6.2 (0.3)	4.2 (1.1) **	6.8 (1.0)	4.8 (0.5) **
θ_{ts} [°]	0.9 (0.1)	1.8 (0.2) **	1.4 (0.5)	4.0 (1.1) **
Hip flexion angle [°]	19.1 (1.1)	18.3 (0.8) *	18.6 (0.8)	16.8 (1.9) **
Knee flexion angle [°]	74.3 (1.6)	76.3 (1.2) ***	73.6 (4.6)	74.6 (1.4)
Walking speed [km/h]	5.2 (0.4)	4.8 (0.1)	4.0 (0.1)	4.1 (0.1)
Stride length [m]	1.51 (0.05)	1.39 (0.02) **	1.24 (0.02)	1.26 (0.05)
Cycle duration [s]	1.04 (0.04)	1.04 (0.03)	1.12 (0.02)	1.11 (0.02)

を加え, 回旋運動を与えるという目的を達成した. また, 膝関節角の屈曲角も被験者 B では有意に増大しており, 被験者 C においては両膝の平均値としては有意な差が見られないが, 片脚の値では右膝関節角において 73.7 [°] から 76.2 [°] へ 2.5 [°] 有意 ($p < 0.01$) に増大していた. 歩行速度については, 被験者 B, C 両者とも重りの装着による有意な差は見られなかった.

骨盤の回旋角および胸郭の回旋角は増加しており, 回旋補助の作用を受けて歩容が変化したことが確認できる. 骨盤の回旋角が増大することによりストライド長が増大することが考えられたが, 今回の結果からは増大は確認されなかった. 膝関節角が回旋補助により有意に増大していることから高齢者歩行に見られる歩容が若年者の歩行に近づいたことが見受けられる. 骨盤の傾斜角, 体幹の側屈角, 体幹の前屈角に表れた変化について, コルセットを着用した際の体幹の側屈角, 前屈角 [34] に類似することから, 装置を着用する際の固定ベルトの締め付けによる影響や, 骨盤と胸郭をつなぐ装置の構造による影響と考えられる.

このときのそれぞれの状態における上半身と下半身の力学的エネルギを, 図 3.5 を利用して式 3.1 により計算する. ここで, i は身体部分, j は時刻を表し, m_i は身体部分質量, g は重力加速度, h_{ij} は身体部分の重心高, h_0 は立位時の身体部分の重心高, v_{ij} は身体部分重心の速度, I_i は身体部分重心周りの慣性モーメント, ω_{ij} は身体部分の角度を数値微分して得た角速度である. これら身体部分重心およびその速度, 身体部分の角度は動力学計算シミュレータ (SIMM, MusculoGraphics Inc.) を利用して計算し, 身体部分質量および重心周りの慣性モーメントの値は阿江らの推定式 [35] より表 3.4 に示す通り算出した. また, 下半身は身体部分 $i = 1 \sim 7$, 上半身は身体部分 $i = 8 \sim 12$ で構成されるものとする. その計算結果を図 3.6 および図 3.7 に示す. 図中の RHS および LHS はそれぞれ, 右踵接地 (Right Heel Strike) および左踵接地 (Left Heel Strike) を表している.

$$E_{ij} = m_i g(h_{ij} - h_0) + \frac{1}{2} m_i v_{ij}^2 + \frac{1}{2} I_i \omega_{ij}^2 \tag{3.1}$$

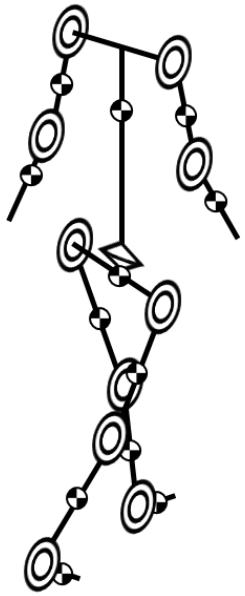


図 3.5: Walker model

表 3.4: Segment condition (Subject B)

Segment No.i	Segment name	Moment of inertia [kg・m^2]
1	Pelvis	0.203
2	Right thigh	0.0654
3	Right lower thigh	0.0161
4	Right foot	0.00158
5	Left thigh	0.0654
6	Left lower thigh	0.0161
7	Left foot	0.00158
8	Trunk	0.203
9	Right upper arm	0.0128
10	Left upper arm	0.0128
11	Right lower arm	0.00506
12	Left lower arm	0.00506

図 3.6 および図 3.7 より, 上半身と下半身のエネルギがそれぞれ増加するタイミングにおいて上半身のエネルギが装置を着用することで増加し, 着用しない場合に見られる下半身のエネルギとの差が小さくなっていることが確認できる. 理想的な効率の良い歩行としてエネルギロスのない歩行を考えると, 歩行時にエネルギの散逸がない状態であるため下半身と上半身の力学的エネルギの和は一定値になると考えられる. 受動歩行理論においても, 理想的な受動歩行が行われる場合には, 外部からのエネルギの供給なしに歩行が維持可能, つまり, 力学的エネルギの総和は一定であるとされている [36]. 実際には様々な要因でエネルギロスが発生するが, アシスト対象としている下半身と上半身の運動の調和がとれていない歩行においては下半身と上半身の間で行われているとされるエネルギの伝達の過程においてエネルギの散逸が発生していると考えられ, エネルギロスの大きい歩行となる. このエネルギの散逸を評価するため, 歩行中の力学的エネルギ和の最大値からの差を散逸したエネルギとし, 1 歩行周期における理想的なエネルギ状態に対する散逸したエネルギの割合である散逸率を評価関数として式 3.2 の様に定義する.

$$e = \frac{1}{n}\frac{\sum_j^n (E_{max} - \sum_i^s E_{ij})}{E_{max}} \tag{3.2}$$

ここで, n は 1 歩行周期のデータ数, s は身体部分の数, E_{max} は歩行中の力学的エネルギ和の最大値である. この散逸率が小さいほどその歩行状態における散逸したエネルギの割合が小さいことを表しているためエネルギロスが少ない効率的な歩容となることを示す.

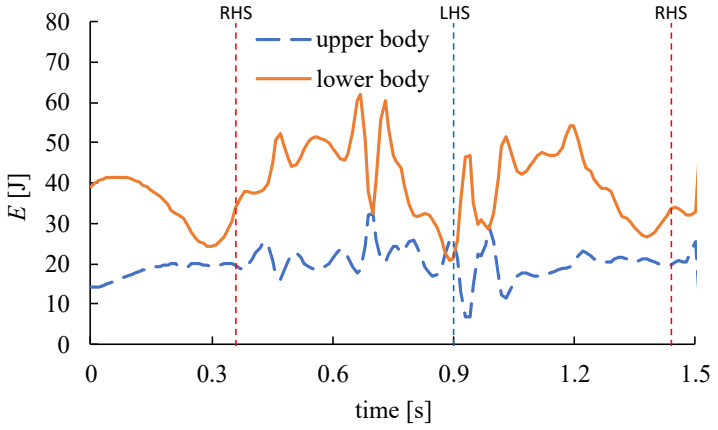


図 3.6: Mechanical energy of walker (Subject B, No assist)

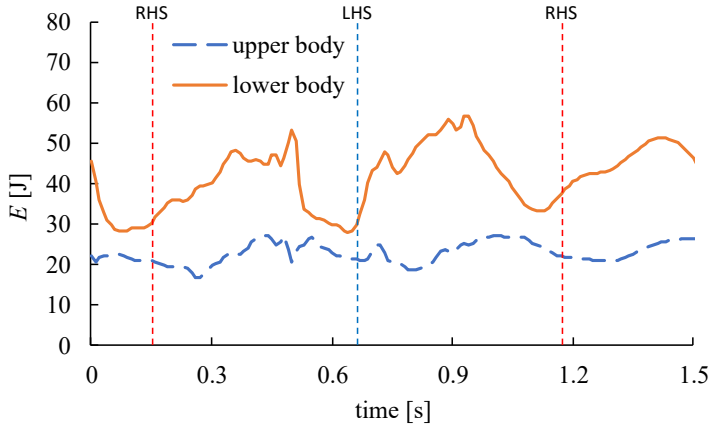


図 3.7: Mechanical energy of walker (Subject B, With assist)

回旋補助の有無によるそれぞれの散逸率を示したものが表 3.5 である．ここでは, 計測した 3 試行の内, エネルギの水準が近いものとして E_{max} の値が近いものを抜粋し比較した．表 3.5 より, 回旋補助によって散逸率が被験者 B においては 4.2 ポイント (4.2 / 30.2 = 13.9%), 被験者 C では 2.5 ポイント (2.5 / 27.7 = 9.0%) 改善しており, それぞれ効率的な歩容へ変化したことが確認できる．これより, 開発した装置による体幹・骨盤運動補助は, 人の上半身と下半身間のエネルギ状態を制御することができ, 歩行時のエネルギ損失が少なく, 効率の良い歩容へ改善する歩行アシストの実現可能性を示した.

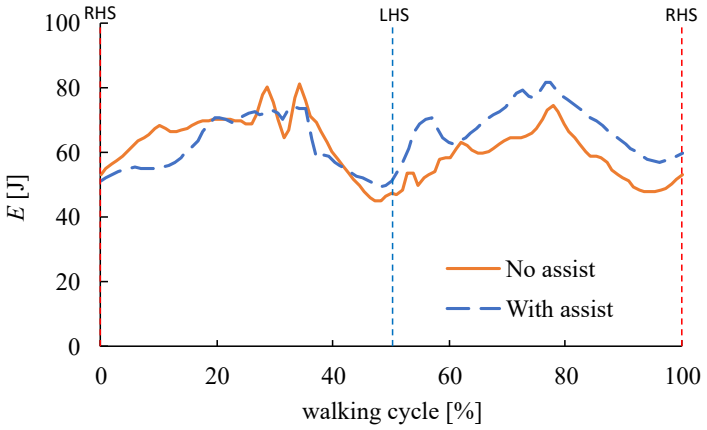


図 3.8: Evaluation of energy loss (Subject B)

表 3.5: Compare of energy loss

	Subject B		Subject C	
	No assist	With assist	No assist	With assist
n	3	4	5	7
e [%]	30.2	26.0	27.7	25.2
E_{max} [J]	109	98.8	52.0	62.5

3.2　走行拡張効果

3.2.1　走行拡張効果検証実験

走行に対する回旋補助効果の検証を行うため, 走行実験を実施した. 計測は屋内で実施, 平地での走行動作を計測する. 図 3.9 および図 3.10 に走行実験の実験環境を示す. 人の走行動作をモーションキャプチャシステム (VICON) により計測する. フルボディマーカーセットにて全身の 3 次元動作を記録する. 図 3.10 のように, 計測空間には床反力計が設置されており, 走行時の床反力を計測できるよう床反力計の上を走行する. また, 同時に表面筋電位計により筋活動量の計測を行う. 計測を行う筋肉については, 表 3.6 に示すとおりである.

図 3.11 に走行実験時の被験者の状態を示す. 実験中は常時, 回旋補助装置を装着した状態にて計測を行う. 被験者は 1 名 (身長 1.67 [m], 体重 60.0 [kg]), 回旋補助なし, 補助ありの 2 パターンを計測する. それぞれのパターンにおいて, 20 試行計測する. 運動強度は, 無理をせず継続して走行できる軽いランニング程度の強度とした. 回旋補助装置の動作は, 入力の股関節角と同期した正弦波波形の目標体幹回旋角に追従する形で補助力を与える. これより, 走行中に運動状態を促進, 抑制させるような変化は与えず, 一定の運動状態を維持するように補助が行われる.

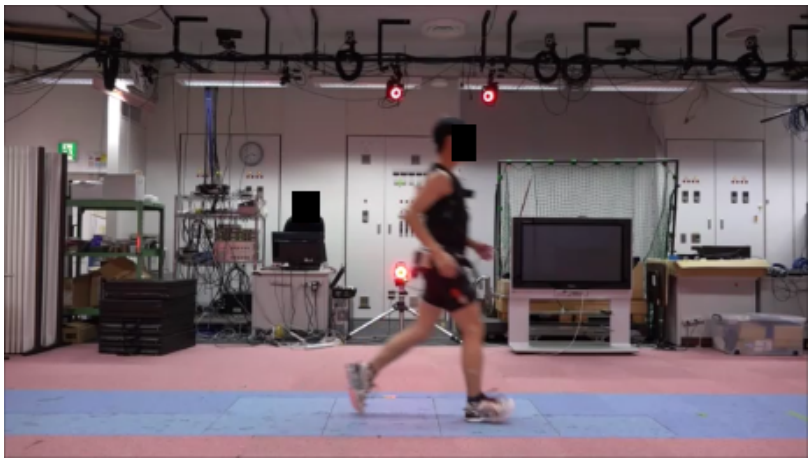


図 3.9: Running experiment

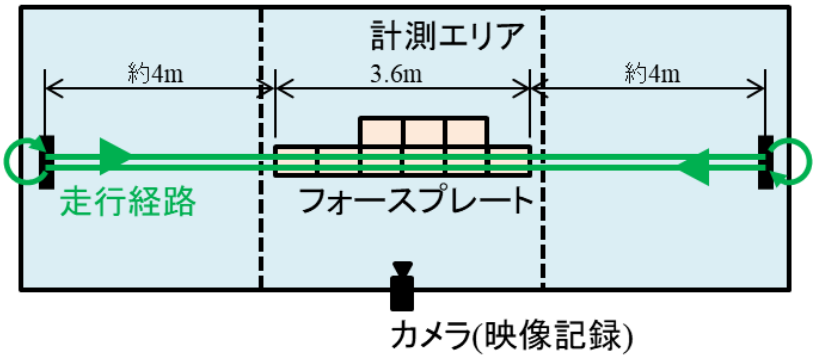


図 3.10: Running experiment condition

図 3.11: Subject condition

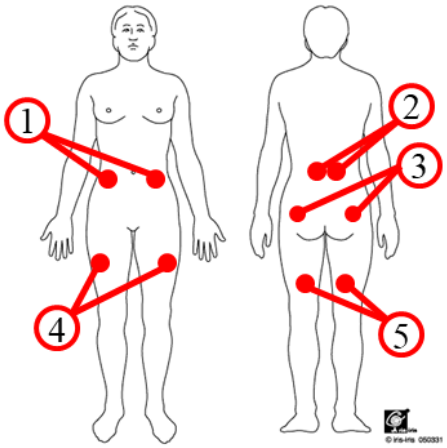


図 3.12: Measurement muscle position

表 3.6: Measurement muscle

番号	計測筋	略称
1	外腹斜筋	EO
2	脊柱起立筋	ES
3	大臀筋	GM
4	大腿四頭筋	QF
5	大腿二頭筋	BF

表 3.7: Changes in motion (*:$p < 0.05$, **:$p < 0.01$)

	補助なし (SD)	補助あり (SD)
体幹回旋角 [°]	15.8(1.8)	23.5(4.1)**
右股関節角 [°]	40.8(2.2)	44.3(1.6)**
左股関節角 [°]	39.9(1.9)	44.1(2.2)**
走行周期 [s]	0.75(0.04)	0.83(0.02)**
ストライド長 [m]	1.93(0.07)	1.71(0.10)**
走行速度 [m/s]	2.57(0.14)	2.07(0.17)*

3.2.2　実験結果・考察

走行実験において走行中に回旋補助を与えた結果を示す．まず, 運動の変化として, 体幹回旋角, 股関節角および走行周期, 速度について表 3.13 に示す．表中の*は回旋補助なしと補助ありのデータについて t 検定を行った結果を示している．

ここでは, 図 2.24 と同様に体幹回旋角, 股関節角について, 体幹回旋角は反時計回り (胸郭が骨盤に対して左側へ回旋), 股関節角は屈曲を正方向とし, 最大回旋 (屈曲) 角から最小回旋 (伸展) 角の振れ幅を取っている．回旋補助を与えることにより, まず, 装置が直接作用している体幹回旋角が平均値で 7.7 [°] 拡大している．また, 股関節角が左右それぞれ 4.2 [°], 3.5 [°] 拡大していることが確認できる．次に, 走行周期, ストライド長, 走行速度について, それぞれ装置が作用することにより, 周期が 0.08 [s] 長く, ストライド長が 0.22 [m] 短くなり, これに伴い走行速度が 0.50 [m/s] 低下した結果となっている．ここで, 図 3.13 に補助なし, 補助ありの試行における, 走行周波数 (走行周期の逆数) とストライド長をプロットしたものを示す．

それぞれの状態を比較すると, 補助ありのものは, 補助なしのものと比べて平均は低下しているものの, 走行周波数のばらつきが小さくなっていることが確認できる．ストライド長に関して, 補助ありのものは平均が短く, ばらつきが大きくなっていることが見受け

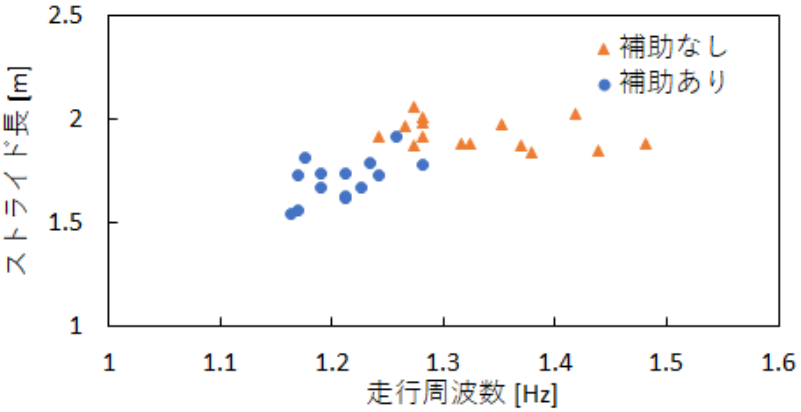


図 3.13: Running performance

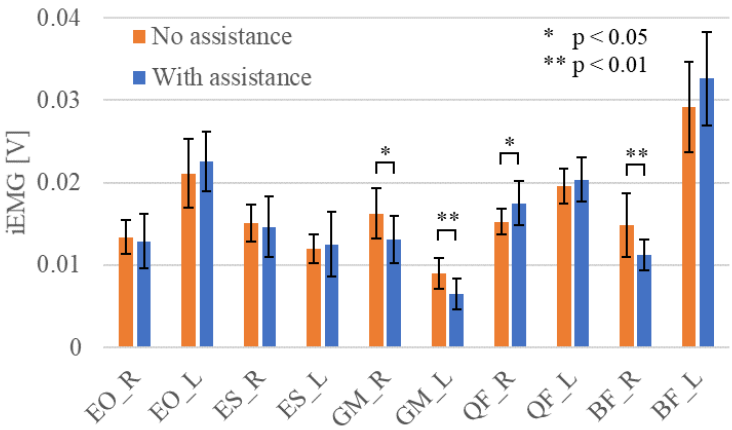


図 3.14: Changes in EMG (iEMG)

られる．これは, 人が装置により回旋補助を加えられることで, その動作に合わせて運動しようとしていたためと考えられる．装置の動作は人の運動を計測し, フィードバック的に周期を合わせて行くため, 運動の途中から人が運動を速くしようとした場合, 補助がその動作に合うまでにタイムラグが発生する．その過程で, 人は装置より抵抗を受けに行く形となるので, そこで無理に運動を速めようとしない限り, 装置の元々の動作周期周辺での運動に落ち着くものと考えられ, 今回の結果となったものと思われる．

次に, 筋負荷の変化を確認するため, 筋活動量の変化を積分筋電位として補助なし, 補助ありでステップごとに平均を取り (補助なし: 9 ステップ, 補助あり: 7 ステップ), 比較したものを図 3.14 に示す．また, 各筋肉の 1 走行周期中の表面筋電位の比較として, RMS(root mean square) 処理を行い, 右踵接地を走行周期の始まりとして, 複数のステップの平均を取った波形を示したものを図 3.15～ 図 3.24 に示す．まず, 図 3.14 より, 回旋補助による変化として, 大臀筋の左右において有意に筋活動量が低下している．

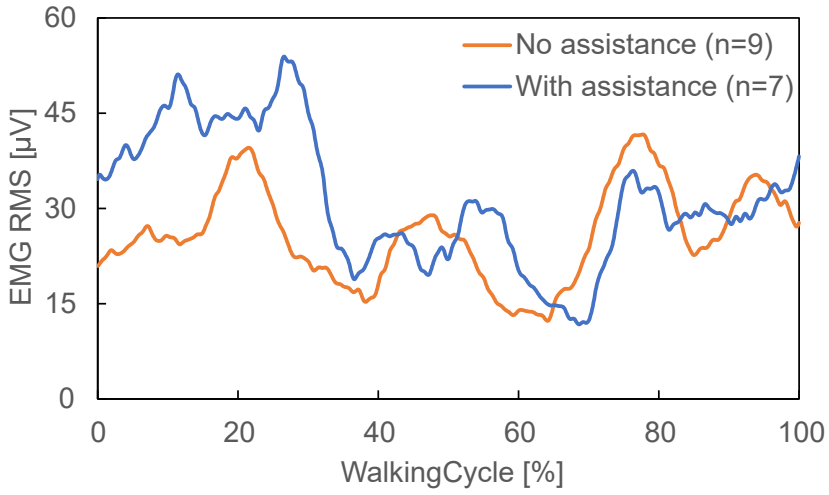


図 3.15: Comparison of EMG (EO_L)

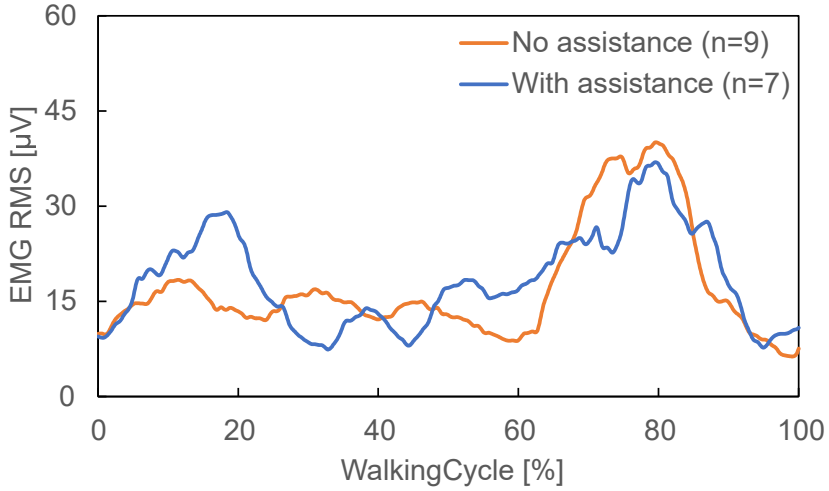


図 3.16: Comparison of EMG (EO_R)

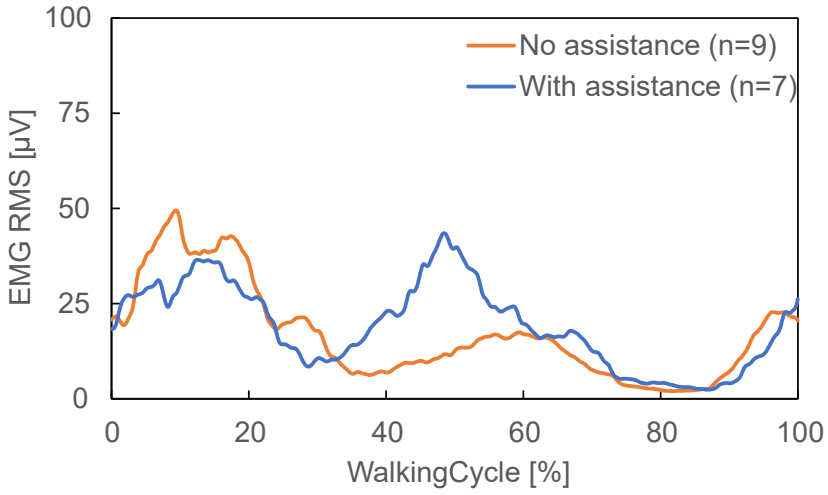


図 3.17: Comparison of EMG (ES_L)

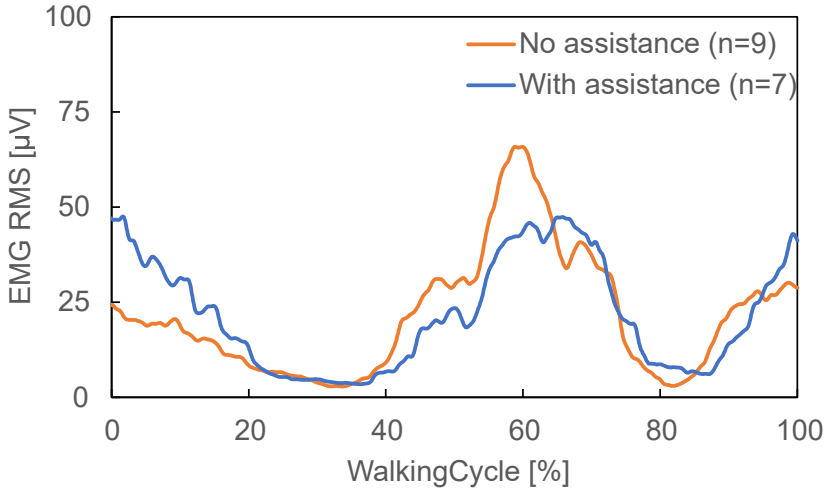


図 3.18: Comparison of EMG (ES_R)

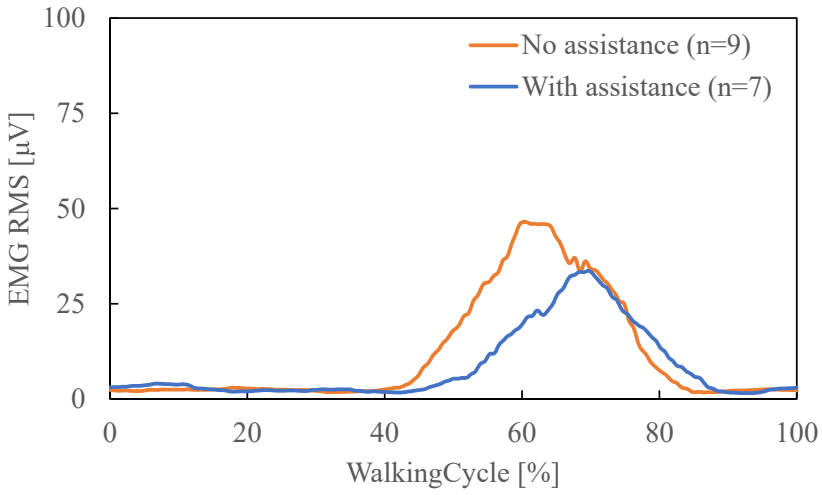


図 3.19: Comparison of EMG (GM_L)

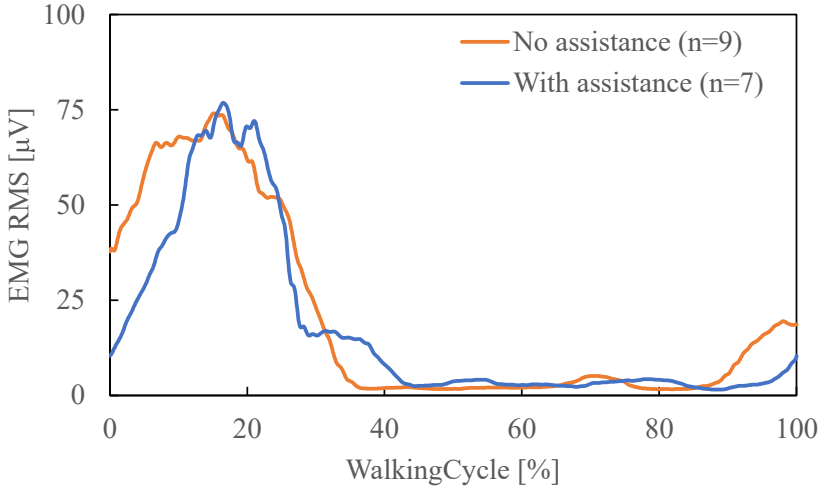


図 3.20: Comparison of EMG (GM_R)

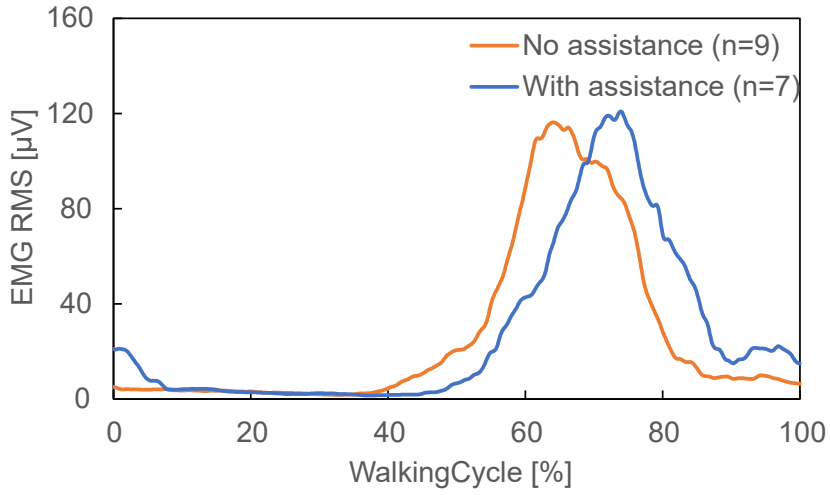


図 3.21: Comparison of EMG (QF_L)

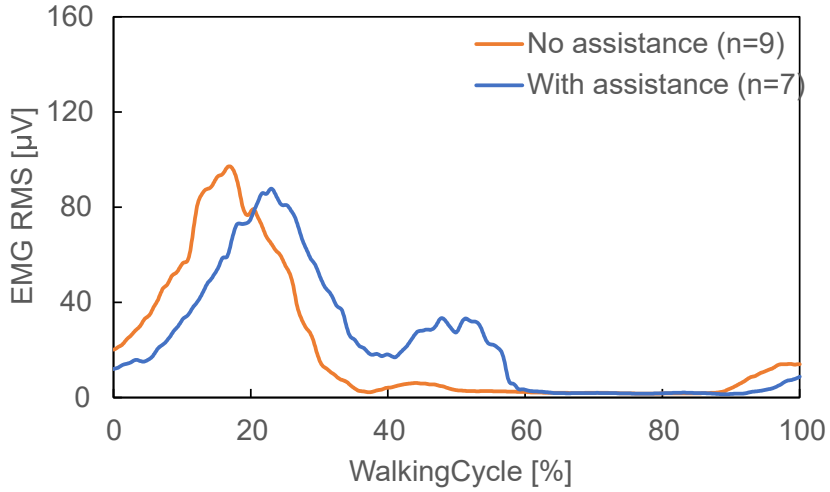


図 3.22: Comparison of EMG (QF_R)

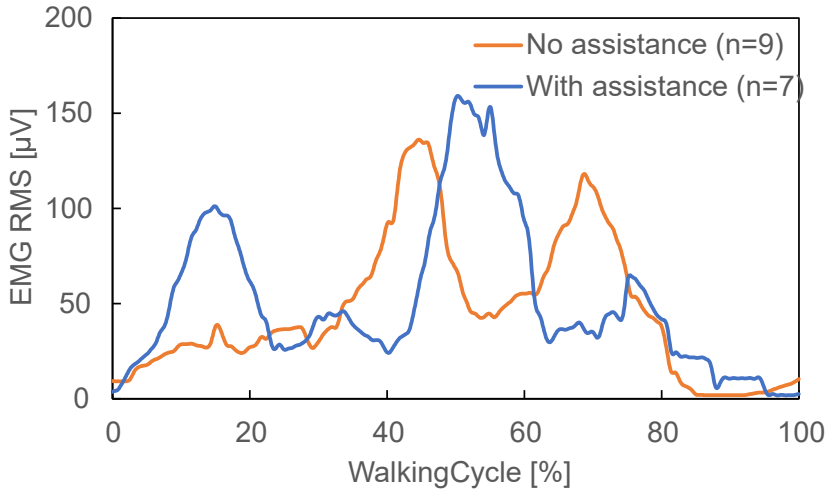


図 3.23: Comparison of EMG (BF_L)

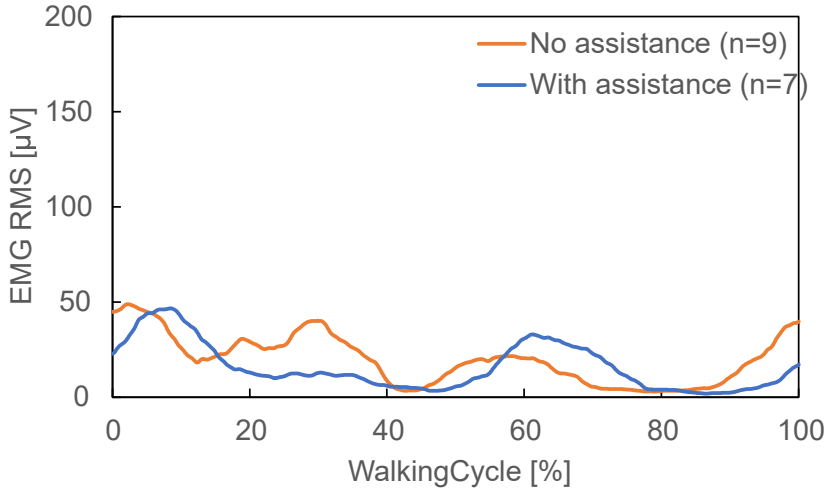


図 3.24: Comparison of EMG (BF_R)

実際, 左右の大臀筋の筋電位を示している図 3.19 および図 3.20 を確認すると, 筋電位波形ピークの低下や波形面積の縮小が確認できる. また, 大腿二頭筋の右側についても有意な低下が見られる. 大臀筋や大腿二頭筋は, 股関節を伸展させる際に働く筋である. 加えて, 大腿二頭筋は膝関節を屈曲させる機能も持つ. このような機能から, 大臀筋は走行中において, 踵接地時に発生する床反力に起因する股関節周りの屈曲モーメントを制御する際に働く. 大腿二頭筋は, 遊脚相終期に前方へ振られている大腿を減速させることをメインに働くことに加え, 大臀筋と共に踵接地時の股関節周りの屈曲モーメントを制御する. ここでは左右両側で筋活動量の低下が見られた大臀筋に着目して, それぞれの走行周期中の活

動変化を確認すると, 踵接地のタイミングから活動を開始し, 回旋補助なしに比べて補助ありのものは緩やかに活動量が増加して, 活動のピークのタイミングが走行周期の 10%程度遅れる形で現れ, 活動が収まるタイミングは補助なしのものと同程度のタイミングで収束している. また, 左側の筋においてはそのピークの低下も見られる. 活動量のピークの遅れは, 大腿四頭筋や大腿二頭筋においても見られる. 上半身の筋である, 外腹斜筋や脊柱起立筋においては, このような活動量のピークの遅れは, 脊柱起立筋活動の一部で見受けられるものの, 下肢筋ほど明確に現れていない, このような筋活動の変化は回旋補助による運動の変化によりもたらされたものであると考えられるが, 本実験の計測結果としては走行パフォーマンスの低下も見られており, 効率的な運動へ変化したことによるエネルギロスの低減効果によるものかどうかについては, 今後, より条件を整えて検証を行う必要がある.

3.3 第 3 章のまとめ

本章では, 体幹・骨盤回旋運動補助を歩行および走行に対して適用し, その効果の検証を行った.

歩行に対して回旋補助を適用した結果として, 高齢者歩容の改善と, 力学的エネルギ効率の改善が見られた. 検証実験では, 若年成人男性に対して実施しているため, 高齢者歩容の模擬ということで足首にウエイトを装着した状態で高齢者歩容に近づくことを確認し, これを模擬高齢者歩容として, 回旋補助により改善するかを検証した. 歩行実験の結果, 高齢者の歩容に見られる関節角の減少が再現されており, 回旋補助によりその改善が見られた. 力学的エネルギの比較においても, 1 歩行周期中の損失が回旋補助の適用により約 10%前後低下しており, 効率的な歩容に変化したことが見受けられた.

走行実験の結果, 回旋補助により体幹回旋動作に介入し, その動作を拡大したことを確認した. 走行時の筋活動量を補助なしと補助ありにて比較したところ, 補助を与えたものについては, 大臀筋や大腿二頭筋といった股関節の伸展筋について活動量の低下を, 下肢筋について活動量ピークに遅れが生じていることを確認した. しかし, 走行パフォーマンスについて低下していたため, 回旋補助を行ったことによるエネルギフロー改善により表れた効果かどうか検証を行う必要がある.

次章では, 回旋補助の与え方について最適化するために, 人間の上半身と下半身の間で発生しているエネルギフローを表現し, 与えるべき補助力を検討するためのモデルの作成および解析, 評価について述べる.

第4章　補助最適化のための SLIP モデルに基づく解析

本章では, 第 3 章にて実施した回旋補助実験について, SpinalEngine 理論に基づいた上半身と下半身のエネルギフローの観点から, 動作改善効果の評価について述べる. まず, 上下半身のエネルギフローに着目した回旋補助による動作改善の評価方法について述べる. 次に, 回旋補助を考慮した走行動作を表現するモデルを構築する. 最後に, 構築したモデルを利用し, 計測した拡張走行動作における回旋補助の評価を行う.

4.1　SpinalEngine 理論に基づく回旋補助の評価方法

本アシストでは, 歩行, 走行動作中の上半身と下半身における回旋運動に対して作用することで, それぞれの間でやり取りされているエネルギの流れに介入し, 散逸エネルギの少ない, 所謂楽な歩行状態や, より高いパフォーマンスを発揮する走行など, 意図する運動状態へと変化させることを目的としている. そこで, 回旋補助による上半身と下半身の間で発生しているエネルギフローの改善効果を評価するため, 上半身と下半身を持ち, それぞれの回旋動作および装置の介入を表現するモデルを構築する. この際, 与えた回旋補助により人間の動作がどのように変化するのかを今後検討するため, 装置により介入し動作が変化した運動の生成が行えることが望ましい. 全身運動の生成はこれまでも試みられてきているが, 人間の全身の構造をモデル化したヒューマンモデルでは自由度が非常に多く, 力学的に整合性のとれた動作を生成することは困難である. 人間の動作を非常に単純なモデルで表現することで, 運動の生成を容易に行うことが出来る SLIP モデルをベースに, 回旋補助評価のためのモデルを作成する.

4.2　SLIP モデルによる走行運動の表現

4.2.1　SLIP モデル

走行運動に対して適用する回旋アシストのため, 走行動作をモデル化, 走行中の上半身と下半身の間における回旋の角運動量の変化を表現することで, 与えるべき回旋アシストについて検討する. ここではまず, 前章の走行拡張効果検証時に与えていた回旋運動補助について, 人間の走行モデルを用いて解析することで補助の評価を実施する.

前述のように, 人は非常に複雑な構造を持ち, 力学的に整合性のとれた全身運動を生成することは難しい. そこで, 走行運動を, 単純な構造で構成される SLIP モデルで表現し, 回旋アシストを適用した走行運動を生成, 走行への作用を検討する.

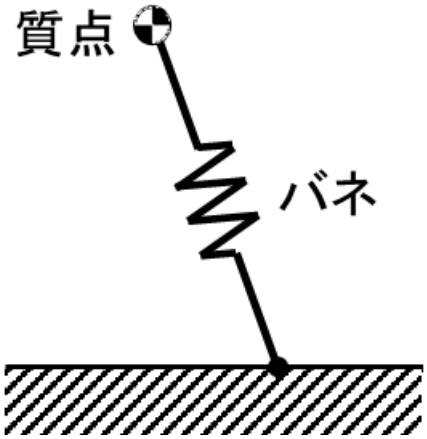


図 4.1: SLIP model

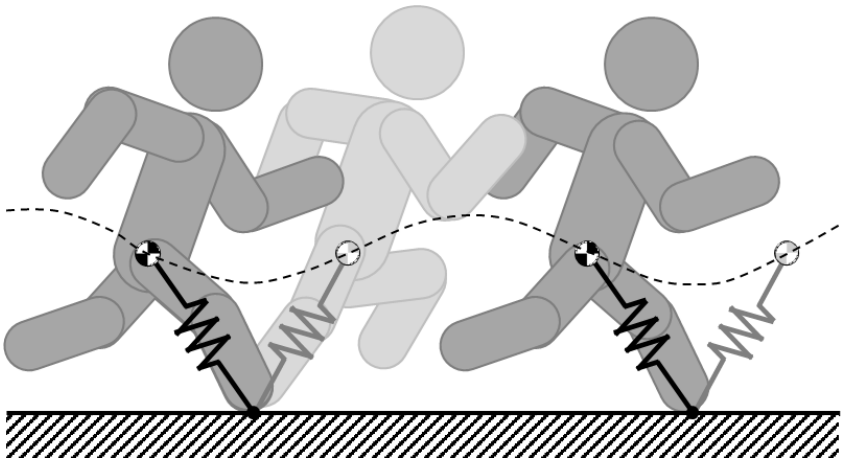


図 4.2: SLIP running

SLIP モデルは, Blickhan[37] により提唱された, 図 4.1 の様に質点とバネを持つ 1 リンク構造のモデルで, 図 4.2 に示す様な走行動作などにおいて, 人の身体重心が脚のバネのような振る舞いにより支えられ, 移動する形で運動を表現してきた.

4.3　回旋運動表現のためのモデル拡張

4.3.1　回旋運動の表現

通常, SLIP モデルは矢状面上での運動を表現するように設計されている. Seipel ら [40] は SLIP モデルを 3 次元化し, 水平面および冠状面上での走行の振る舞いを表現可能としているが, 本研究が検証を実施する水平面上で行われる回旋運動に伴う上半身, 下半身の間での角運動量の変化およびエネルギーフローを表現することは出来ない.

そこで, 本研究では 3 次元に拡張された SLIP モデルをベースに回旋運動を表現するこ

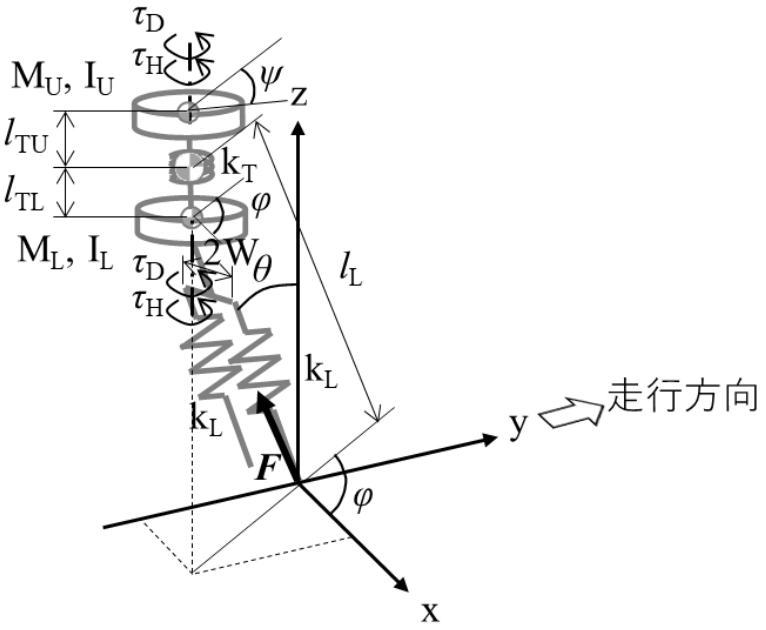


図 4.3: Enhanced SLIP model

とで, 回旋アシストを評価可能なモデルへ拡張する. 上半身と下半身に見立てた 2 つの慣性ロータを図 4.3 に示す形で設け, 体幹・骨盤それぞれの回旋運動を表現できるよう拡張, エネルギーフローの観点から回旋アシストについて検討, 評価する. 本モデルにおける人間の走行との関係のイメージとしては, 図 4.4 のようになるまた, 床面との接触により発生する相互作用として人が受ける回旋モーメントを表現するモーメントアームを脚部にあたる部分に持たせる.

本モデルでは, 図 4.5 で表したように立脚相、遊脚相の 2 つの状態で走行を表現する. ランニングの様な強度の走行では, 体幹はおおよそ鉛直に保たれており, 上半身, 下半身を表現する慣性ロータは, それぞれ常に鉛直方向に平行に回旋軸を維持するものとする. そのため, 以下の式 4.1, 4.2 に示す関係にある.

$$\begin{cases} x_L = x_U = x_G \\ y_L = y_U = y_G \\ z_L = z_G - l_{TL} \\ z_U = z_G + l_{TU} \end{cases} \tag{4.1}$$

$$\begin{cases} \dot{x}_L = \dot{x}_U = \dot{x}_G \\ \dot{y}_L = \dot{y}_U = \dot{y}_G \\ \dot{z}_L = \dot{z}_U = \dot{z}_G \end{cases} \tag{4.2}$$

立脚相, 遊脚相それぞれの状態における本モデルの運動方程式について, ラグランジュの運動方程式により導出する. 導出した運動方程式について, 立脚相を式 4.7 に, 遊脚相を式

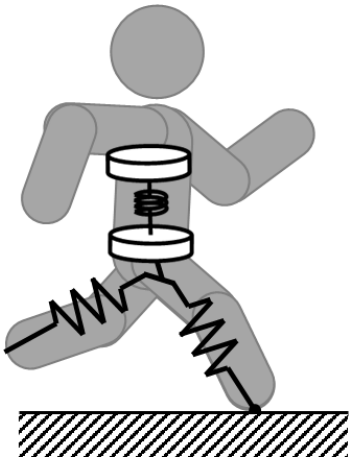


図 4.4: Enhanced SLIP model running

4.8 に示す. また, 式中の α, β, γ について, 式 4.9~4.11 の様においている. ここで, これらの式中, 図 4.3 中のパラメータについて表 4.1 にまとめる. 慣性モーメントについては, 阿江らの推定法 [35] を用いて次のように推定した. この推定法では, 立位で手を自然に下した姿勢の人間の身体を 15 個の部分に分け, それぞれの部分長と全身の体重から, それぞれの部分における主慣性モーメントを推定する. まず, 被験者の部分長および体重を計測し, その計測結果を表 4.2 に示す. また, 推定式 4.3 および表 4.3 に示す推定係数より部分の体重を計算し, その結果についても表 4.2 に示す. 次に, この計測値を用いて, 以下の推定式 4.4 より部分の主慣性モーメントを計算し, 計算結果を表 4.4 に示す.

$$M_i = a0 + a1 * SL + a2 * WT \tag{4.3}$$

$$I_{Zi} = b0 + b1 * SL + b2 * WT \tag{4.4}$$

ここで, I_{Zi} は部分の主慣性モーメント, SL は部分長, WT は体重を表す. 最後に, 上半身および下半身それぞれの部分ごとの慣性モーメントを式 4.5 および式 4.6 の様に足し合わせることで, 下半身の慣性モーメント I_L および上半身の慣性モーメント I_U を表 4.5 のように求めた.

$$I_L = 2\left\{(I_{大腿} + M_{大腿} l_P^2) + (I_{下腿} + M_{下腿} l_P^2) + (I_{足} + M_{足} l_P^2)\right\} + I_{下胴} \tag{4.5}$$

$$I_U = 2\left\{(I_{上腕} + M_{上腕} l_S^2) + (I_{前腕} + M_{前腕} l_S^2) + (I_{手} + M_{手} l_S^2)\right\} + I_{頭} + I_{上胴} \tag{4.6}$$

ここで, l_P および l_S はそれぞれ, 体幹回旋軸 (正中線) からの大腿中心および上腕中心までの水平距離であり, それぞれのそれ以遠も同じ距離離れているものとする.

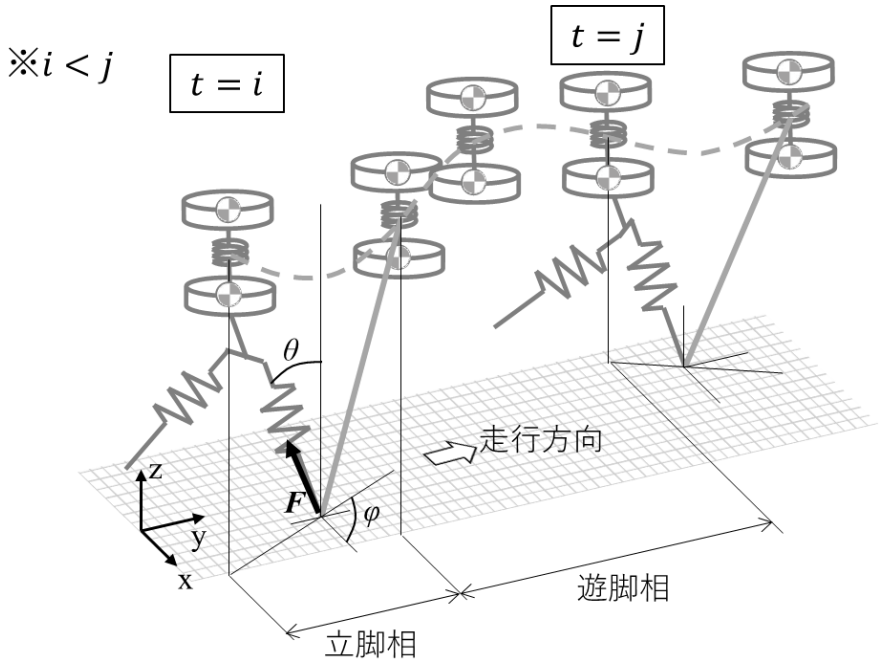


図 4.5: Expression of running in enhanced SLIP model

$$\begin{cases} \ddot{x}_G = \left\{ \frac{M_L}{M}\dot{\varphi}^2 + \frac{M_U}{M}(\dot{\psi}^2 - 2\dot{\psi}\dot{\varphi} + \dot{\varphi}^2) + \alpha \right\} x_G = \ddot{x}_U = \ddot{x}_L \\ \ddot{y}_G = \left\{ \frac{M_L}{M}\dot{\varphi}^2 + \frac{M_U}{M}(\dot{\psi}^2 - 2\dot{\psi}\dot{\varphi} + \dot{\varphi}^2) + \alpha \right\} y_G = \ddot{y}_U = \ddot{y}_L \\ \ddot{z}_G = \alpha z_G - g = \ddot{z}_U = \ddot{z}_L \\ \ddot{\varphi} = \frac{1}{\beta}\left\{ WF\sin\theta\cos\varphi - 2(x_L\dot{x}_G + y_L\dot{y}_G)\{M_L\dot{\varphi} + M_U(\dot{\varphi} - \dot{\psi})\} \right\} \\ \ddot{\psi} = \frac{1}{\gamma}\{k_T(\varphi - \psi) + \tau_H + \tau_D\} \\ \qquad + \frac{1}{\beta}\left\{ WF\sin\theta\cos\varphi - 2(x_G\dot{x}_L + G_L\dot{y}_G)\left\{ M_L\dot{\varphi} + M_U(\dot{\varphi} - \dot{\psi}) \right\} \right\} \end{cases} \tag{4.7}$$

$$\begin{cases} \ddot{x}_G = 0.0 = \ddot{x}_U = \ddot{x}_L \\ \ddot{y}_G = 0.0 = \ddot{y}_U = \ddot{y}_L \\ \ddot{z}_G = -g = \ddot{z}_U = \ddot{z}_L \\ \ddot{\varphi} = 0.0 \\ \ddot{\psi} = \frac{\tau_D + \tau_H}{I_{UG}} \end{cases} \tag{4.8}$$

$$\alpha = -\frac{k_L}{M}\left(1 - \frac{l_{L0}}{\sqrt{x_G^2 + y_G^2 + z_G^2}}\right) \tag{4.9}$$

$$\beta = I_{LG} + M_L(x_G^2 + y_G^2) \tag{4.10}$$

$$\gamma = I_{UG} + M_U(x_G^2 + y_G^2) \tag{4.11}$$

表 4.1: Parameters of enhanced SLIP model

パラメータ	説明
M_L, M_U, M	下半身, 上半身, 全身質量
I_L, I_U	下半身, 上半身慣性モーメント (回旋)
l_L	足先から重心までの長さ (脚)
l_{L0}	脚の自然長
l_{TU}	全身重心位置から上半身重心位置までの長さ
l_{TL}	全身重心位置から下半身重心位置までの長さ
k_L, k_T	脚バネ定数, 回旋バネ定数
φ, θ, ψ	下肢回旋角, 下肢仰角, 体幹角
φ_0, θ_0	接地時の姿勢
x_G, y_G, z_G	全身の重心位置
x_L, y_L, z_L	下半身重心位置
x_U, y_U, z_U	上半身重心位置
τ_H	人が発揮する回旋トルク
τ_D	装置が発揮する回旋トルク

立脚相から遊脚相, 遊脚相から立脚相への遷移条件は, それぞれ式 4.12 および式 4.13 に従う. 立脚相から遊脚相への遷移条件である式 4.12 では, 離地の際における脚の状態を条件としている. 立脚の際には, 接地の時点から脚のバネが圧縮され, 離地にかけてバネが伸長することで貯められたエネルギを利用しつつ蹴り出しを行い, 遊脚相へと遷移する. そのため, 離地の条件として, 立脚中にバネに貯められたエネルギを使い切った状態, つまり脚の長さが自然長になっていること, かつ, バネの伸長速度がゼロもしくは伸長方向にあれば, 遊脚相に遷移するとしている. 遊脚相から立脚相への遷移条件である式 4.13 では, 接地の際における質点の状態を条件としている. 遊脚相では, 離地時に質点の速度が重力方向においては重力と逆向き, つまり上昇する速度を持つため, 進行方向の速度と合わせて, 質点は放物運動をするように遊脚相の運動を表現する. この状態に基づいて, 接地時の条件として, 質点の高さについて, バネが圧縮されていない自然長の状態で, 接地姿勢の質点高さになった状態とし, かつ, 質点の持つ重力方向の速度が重力方向と同じ, 落下方向となっている状態を条件としている.

$$\begin{cases} l_L = l_{L0} \\ \dot{l}_L \geq 0 \end{cases} \tag{4.12}$$

$$\begin{cases} z_L = l_{L0} \cos\theta_0 \\ \dot{z}_L \leq 0 \end{cases} \tag{4.13}$$

運動のシミュレーションにあたり, モデルの一部のパラメータ (k_L, l_{L0}, k_T) を同定する必要がある. そこで, 運動実験を実施, 人の走行運動を計測し, パラメータを同定する.

表 4.2: Measurement results of length of part and body weight

計測部位	計測結果 [m]	部分質量推定結果 [kg]
頭部	0.28	7.6
上腕	0.25	1.5
前腕	0.23	0.91
手	0.20	0.65
大腿	0.44	7.5
下腿	0.39	3.0
足	0.25	0.71
上胴	0.30	17
下胴	0.18	10
体重	60.0[kg]	

表 4.3: Estimation coefficient of mass of part

M_i	a0	a1	a2
頭部	-1.1968	25.9526	0.02604
上腕	-0.36785	1.15588	0.02712
前腕	-0.43807	2.22923	0.01397
手	-0.01474	2.09424	0.00414
大腿	-4.53542	14.5253	0.09324
下腿	-1.71524	6.04396	0.03885
足	-0.26784	2.61804	0.00545
上胴	-9.63322	31.431	0.27893
下胴	-5.70449	29.2113	0.17966

4.4 Spinal Engine 理論に基づく走行拡張評価

4.4.1 パラメータ同定

DhaibaWorks[41] を用いて, 計測した動作データより人間の重心軌道および床反力データからモデルへの接触力を計算し, 拡張 SLIP モデルのパラメータを同定する. まず, 脚バネ定数 k_L および脚の自然長 l_{L0} について, 計測された床との接触力 $F(t)$ とバネの反力の誤差を最小化するよう, 式 4.14 に示す評価関数を最小化して最適化, パラメータを同定する. また, 回旋バネ定数 k_T について, 上半身の慣性トルクとねじりバネのトルクの誤差を最小化するよう, 評価関数として式 4.15 を最小化する形で最適化を行い, 同定する.

$$E_L = \sum_{t}^{T} (F(t) - k_L(l_L(t) - l_{L0}))^2 \tag{4.14}$$

表 4.4: Estimation coefficient of principal moment of inertia of part

I_{Zi}	b0	b1	b2
頭部	-138.956	1307.37	1.24856
上腕	-11.1029	-44.8794	0.71203
前腕	-13.4756	26.3785	0.24644
手	-1.67255	9.0812	0.05381
大腿	-350.308	418.338	6.6271
下腿	-62.7928	104.746	1.10838
足	-40.9844	228.138	0.00753
上胴	-2016.55	1516.61	48.8973
下胴	-1376.85	2246.6	29.075

表 4.5: Rotaion moment of inertia

	慣性モーメント
$I_U[kgm^2]$	0.48
$I_L[kgm^2]$	0.50

$$E_T = \sum_{t}^{T}(I_U \frac{\mathrm{d}^2}{\mathrm{d}t^2}(\psi - \varphi) - k_T(\psi - \varphi))^2 \tag{4.15}$$

ここで, T は stance 期の時間である. パラメータ同定の結果を表 4.6 に示す. 回旋補助を適用することにより, k_L について有意に低下する結果が見られた. 他のパラメータについては有意な差は確認されなかった. この k_L の値の差は, 明らかに回旋補助を与えることにより発生したものであるが, 前章で示したように, 走行速度を揃えた比較が行えていないため, 身体運動が効率化された結果であるのか, 走行パフォーマンスが低下したことによるものなのか切り分けられていない. どちらの作用が効いているのか明確にするためには, 今後, パフォーマンスが同じ状態での比較を行う必要がある.

4.4.2 拡張 SLIP モデルによる回旋補助の評価

本実験で与えた回旋補助トルクにて, 我々が考える負担の少ない走行状態, 上半身と下半身の角運動量のバランスが取れている状態で行われる走行となるかを拡張 SLIP モデルを利用して検証する.

ここでは, 補助なしの動作を基にして, 拡張 SLIP モデルにてその動作を再現, そこに実験時に与えたトルクを加えることで, 角運動量が回旋補助の有無でどのように変化するかを確認し, 回旋アシストの評価を行う. SLIP モデルにより走行を表現する際には, はじめに質点に対して速度, つまりエネルギが与えられ, 地面との接触により立脚相のふるまい

表 4.6: Result of parameter identification (**:$p < 0.01$)

	補助なし	補助あり
k_L [N/m]	-9.45×10^3	-9.01×10^3**
l_{L0} [m]	1.01	1.01
k_T [Nm/rad]	3.34×10^2	3.35×10^2

が表現される．その際にバネに蓄えられたエネルギがバネの伸長と共に放出され, 質点を押し上げることにより遊脚相へ遷移する．遊脚相では重力の作用により再び速度を持ちながら地面へと接触することにより立脚相に遷移するといった形で走行が繰り返し表現される．このとき, 与える速度により, 走行のふるまいが変化することになる．そこで, 我々は, その速度について, 走行実験時の計測された動作を表現するために, PSO(Particle Swarm Optimization) 法を用いて探索することで決定した．PSO(粒子群最適化) 法 [42] は最適解探索アルゴリズムの一つで, 最適化のための目的関数が与えられたとき, 複数の粒子が互いに情報を共有し合いながら最適解を求めて探索空間を動き回ることで, 最適解を探索する [43]．ここでは目的関数として, 計測された走行動作より求めたステップ間の距離と時間を用い, 一定時間 T_m に進む際の目標位置 P_{target} として式 4.16 のように定義し, これを最大化するようパラメータを探索, 最適化する．ここで, $P_{t=T_m}$ は拡張 SLIP モデルの全身の重心位置である．

$$E_{SLIP} = \frac{1}{(P_{target} - P_{t=T_m})^2} \tag{4.16}$$

図 4.6 にモーションキャプチャにより計測した被験者の身体重心の高さの時系列データと, 同定したパラメータを利用した SLIP モデルによるシミュレーションの質点高さの時系列データをプロットした結果を示す．SLIP モデルによるシミュレーションは, おおよそ実走行の軌跡と類似しており, 走行の速度も実測で 2.29 [m/s], SLIP で 2.27 [m/s] と実走行の重心の振舞を再現できているものと考えられる．図 4.7 に計測したモーションデータより算出した体幹回旋角と SLIP モデルによるシミュレーションにより得られた体幹回旋角をプロットした結果を示す．それぞれの波形を確認すると, 振幅と位相に差が生じている．これは, SLIP モデルのシミュレーション条件によるものと考えられる．本シミュレーションでは, まず, 慣性モーメントが一定の状態で走行の生成が行われている．実際の走行においては, 手足の振りにより, 回旋軸周りの慣性モーメントは動的に変化するが, 本シミュレーションで採用している慣性モーメントの値としては, 前節で求めた立位の状態における回旋軸周りの慣性モーメントを走行周期全体にわたり定数として扱っていたため, 小さな振幅の回旋角となったものと考えられる．また, 位相の差について, SLIP モデルによるシミュレーションでは, 本来, 走行時に発生する接地面との接触力による運動の変化を接地時の重心速度のリセットにより与えている部分があるため, 実際の走行動作よりも, 位相が進んだ状態で運動が生成されているものと考えられる．以上の点より, 試みに, 慣性モーメントについて, 両手足を 45[$^\circ$] 振った状態の慣性モーメントを求め ($I_U = 0.74, I_L = 2.4$), 上半身と下半身の慣性モーメントの比率を求め (2.4 / 0.74 = 3.2), シミュレーションの結果に掛け合わせ振幅を調整し, また, 実際の走行データより, 接地時から床反力のピーク部

分までの時間を計測し, SLIP シミュレーションの運動をその時間分遅らせた結果を図 4.8 に示す. 実測の体幹回旋角と, 以上のものを調整した SLIP シミュレーションの結果は, 振幅および位相, 波形など概ね類似していることが見受けられ, 慣性モーメントの値や速度の与え方を改良することで妥当な体幹回旋角を生成できるものと考えられる.

図 4.9 に SLIP モデルによるシミュレーションにおいて, 補助なしの状態と, 装置トルクデータを加味した補助ありの状態の体幹回旋角の比較を示す. 加えたトルクにより, 回旋運動が変化している様子が確認でき, これにより, 上半身と下半身の角運動量の状態がどのように変化したか検証する.

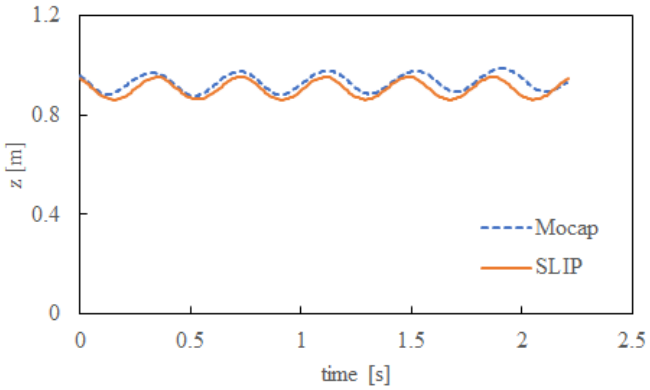


図 4.6: Comparison of result in measurement and simulation (COM_Z)

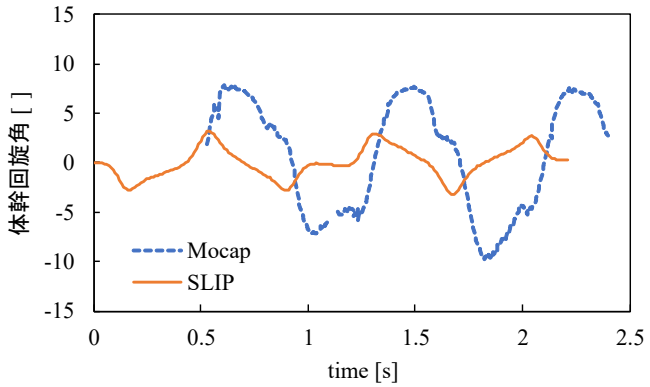


図 4.7: Comparison of result in measurement and simulation (Trunk rotation)

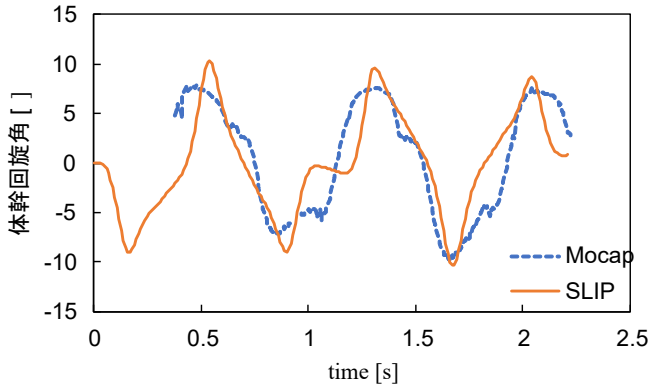


図 4.8: Comparison of result in measurement and simulation (Trunk rotation modulated)

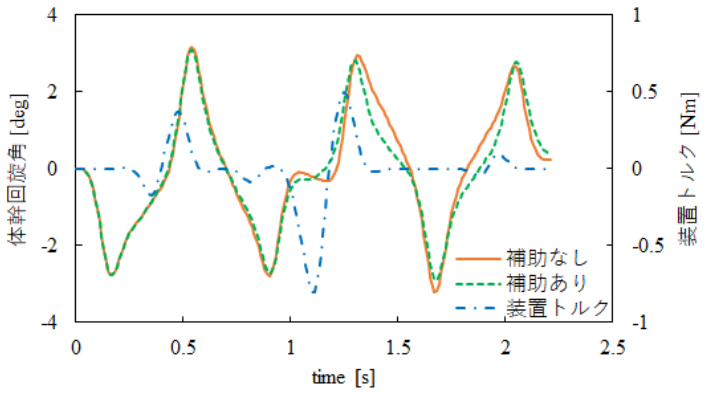


図 4.9: Comparison of trunk rotation angle (SLIP)

図 4.10, 図 4.11 に補助なし, あり, それぞれの状態における走行中の角運動量の変化の一例を示す. 角運動量のバランスが取れており, 直進の走行を維持している場合には, 上半身, 下半身の角運動量の大きさは同程度になると考えられるので, 式 4.17 のように上半身, 下半身の角運動量 (L_U, L_L) の差分を取り, それを試行における走行時間にわたり積分することで, その走行における角運動量バランスがどの程度取れていたか評価する.

$$e_L = \sum_{t}^{T} (L_L - L_U)^2 \tag{4.17}$$

表 4.7 に図 4.10, 図 4.11 に示した走行における角運動量差を示す. 表 4.7 に示す様に, 回旋補助を与えることで角運動量差が 6.1%縮小していることが確認された. これは, 回旋補助が与えられることにより上半身, 下半身間でのエネルギフローが円滑に維持されるようになり, 上半身, 下半身の角運動量それぞれが散逸して失われずに保存された状態に近い走行動作となったものと考えられる.

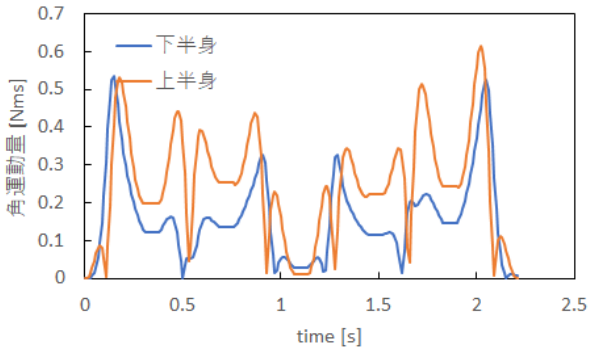


図 4.10: Changes in angular momentum of upper and lower body (no assist)

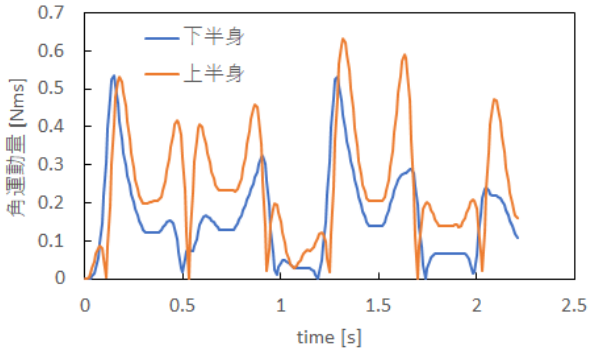


図 4.11: Changes in angular momentum of upper and lower body (with assist)

表 4.7: Difference of angular momentum

	補助なし	補助あり
e_L	4.9	4.6

4.4.3　エネルギフローに基づく回旋補助の一提案

前節では, 走行時において回旋補助を行うことで上半身, 下半身の角運動量差が減少, 効率的な走行状態と変化したことを示した. この改善の機序と考えているエネルギフローの状態を基に, 我々が設計した走行状態の改善のための回旋補助がどの程度有効かについて述べる. ここでのエネルギフローとは, 上半身および下半身が持つエネルギが, 走行動作の中でそれぞれ互いに移動する流れのことを指す. 我々が設計した拡張 SLIP モデルにおいては, 図 4.12 に示す形で表現される. E_U, E_L はそれぞれ上半身, 下半身が持つエネルギ, つまり運動エネルギ (並進, 回転) とポテンシャルエネルギの総和を表す. この E_U, E_L の

走行中における変化から, エネルギフローを求める.

拡張 SLIP モデルを利用して走行動作のシミュレーションを行い, 得られた動作から上半身および下半身の力学的エネルギを計算した結果を図 4.13 に示す. また, 図中には立脚相と遊脚相の状態をそれぞれ 0, 1 としてプロットしている. ここでは, 理想的な走行状態となるために投入すべきエネルギの検証のため, 前節での SLIP モデルシミュレーションにて, 人間が走行を維持するために投入するエネルギを模して行っていた各ステップ毎に速度のリセットを行わず純粋な受動機構として扱い, 回旋補助によって理想状態へと変化させることができるか検証する. また, 回旋の慣性モーメントについて, 実際の走行時においては腕や脚が振られることで大きな慣性モーメントが発生する. そのため, ここでは両手足をそれぞれ互い違いに 45[°] 振った状態を再現し, 上半身の慣性モーメントを前述の値の 2 倍, 下半身の慣性モーメントを 5 倍としてシミュレーションを行う.

エネルギフローを求めるため, 接地時の上半身および下半身のエネルギ状態を基準として, その基準からの変化を確認する. 接地のタイミングは, 図 4.13 に示した相が 1 から 0 に変化するタイミングであるので, この点におけるエネルギを基準として, ステップ毎に変化を抽出したものを図 4.14 に示す.

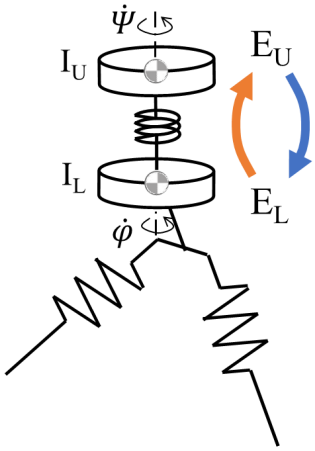


図 4.12: Energy of upper and lower body on enhanced SLIP model

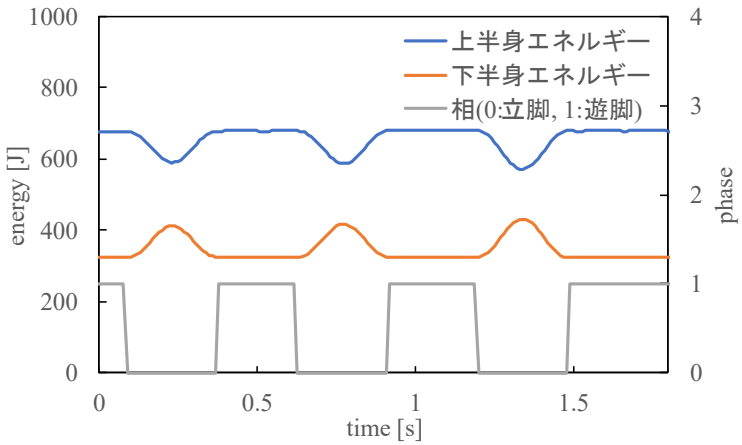


図 4.13: Mechanical energy in running simulation

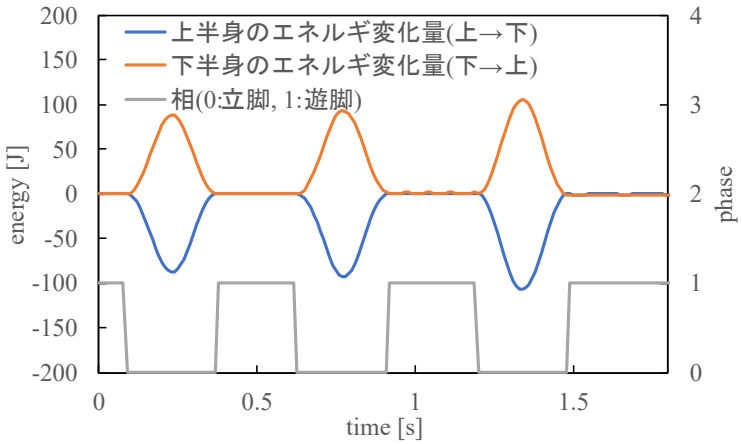


図 4.14: Energy transfer between upper body and lower body

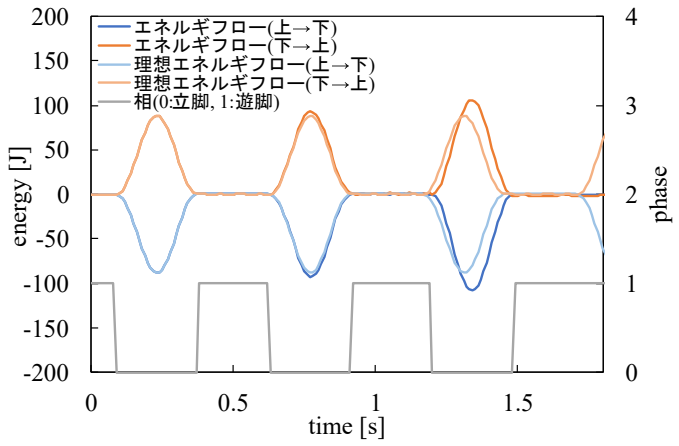


図 4.15: Energy transfer difference between upper body and lower body

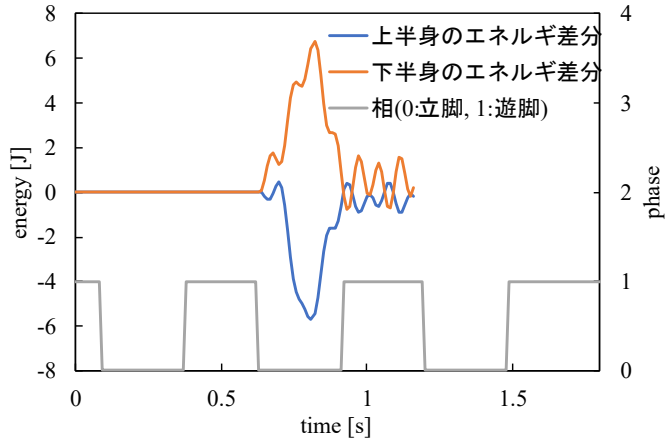


図 4.16: Difference of energy transfer in second step

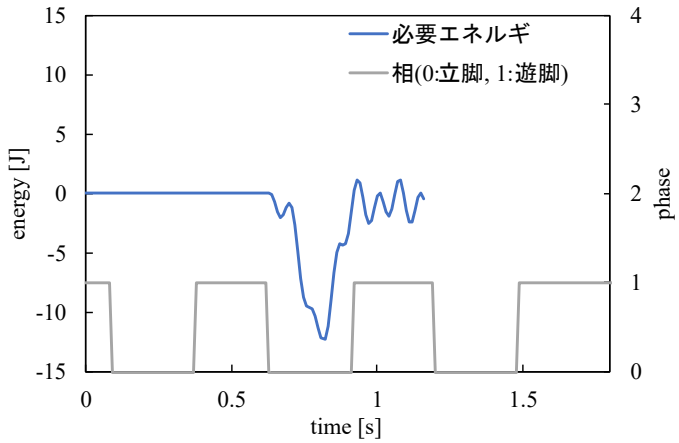


図 4.17: Required energy

我々は各ステップにおいて上半身から下半身, 下半身から上半身へのそれぞれのエネルギフローに差が無い状態, 力学的エネルギの総和が一定となる状態が理想的な走行状態と考えている. 図 4.14 のエネルギフローでは, 2 ステップ目以降のフローに流量の変化が生じることで, 理想状態から乖離していることが確認できる (図 4.15: 1 ステップ目のフローを維持したものを理想状態として表示している). そこで, 理想状態のエネルギフローから 2 ステップ目にて発生した差を抽出し, フローに差が生まれないよう上半身に対して与える (差し引く) べきエネルギを求め, それに応じた回旋補助トルクを算出する. まず, 図 4.16 の様に, 2 ステップ目にて発生したエネルギフローの差を抽出する. この図では, 上半身では ΔE_U 分エネルギが不足しており, 下半身では ΔE_L 分エネルギに余剰が出ている. このエネルギフローの差を, 下半身を基準に上半身に対して与えるべき必要エネルギとして図 4.17 の様に抽出する. 次に, 抽出したエネルギフローの差から, 式 4.18 を用いて角速度を計算し, これを微分することで角加速度を算出する.

$$\Delta\dot{\psi} = \sqrt{\frac{2(\Delta E_U - \Delta E_L)}{I_U}} \tag{4.18}$$

角速度および角加速度を計算した結果を図 4.18 および図 4.19 に示す. ここで, 角速度を計算する際, 拡張 SLIP モデルにおける回旋の慣性モーメントが小さいことに起因する, 通常, 人が能動的に行う身体運動では多く含まれない高い振動数の運動が発生したため, 100 [ms] 窓の移動平均を取ることで, 4Hz をカットオフ周波数としてそれ以上の振動数の動作を減衰させた. 算出した角加速度に, 上半身の慣性モーメントを掛けることで, 必要トルクを図 4.20 の様に求める. 得られた 1 ステップ (2 ステップ目) における必要トルクを基本として, 左右脚のステップ毎にトルクを反転しつつ重ね合わせ, 走行時に理想状態を維持するため与える回旋補助トルクが図 4.21 の様に得られる.

ここで, 2 章にて設計した制御系による回旋補助を考える. 設計した拡張周期入力制御系では, 出力波形を正弦波を基本として, そのピーク波形を進める or 遅らせることが出来るようになっており, 運動に先んじて補助を与える or 運動を抑制するように補助を与えることを期待して設計された. この制御系を通して与えられる補助トルクを 3 パターン, 図 4.21 にプロットする. 理想状態を維持するための必要トルクと, 回旋補助装置によって与えられる補助トルクを比較すると, 必要トルクには高い振動数の波形が含まれるものの, 補助トルクの波形の傾向は類似しており, 特に $\beta = 1.0$ の波形が必要トルクの波形に類似していることが伺える. この $\beta = 1.0$ における補助トルクを与えた際の必要トルクを補填する補助率を, 1 周期において絶対値をとり積分値でそれぞれ比較することで計算すると, およそ 5.6%となり, 前節で得られた角運動量差の低減率 6.1%に近いことが確認された. これは, 我々が提案した制御系により走行運動の改善が行えることを示唆するものであり, また, このエネルギフローを基にして補助トルクを設計することで, 効率的な走行動作へと改良できる可能性を示すものである.

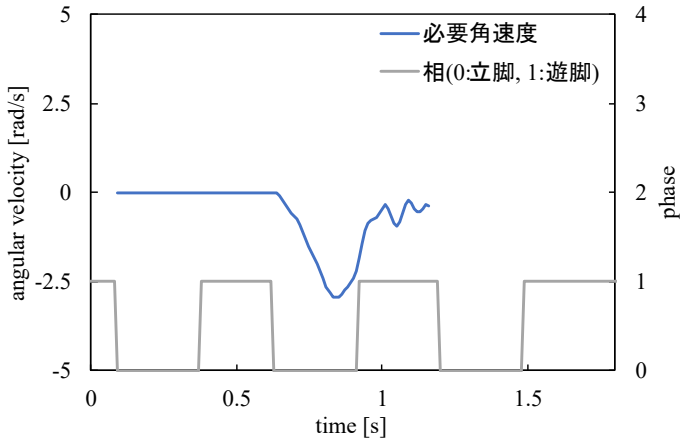


図 4.18: Required velocity

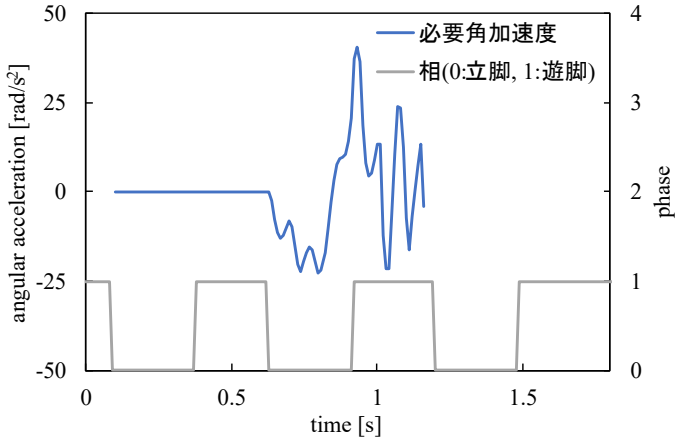


図 4.19: Required acceleration

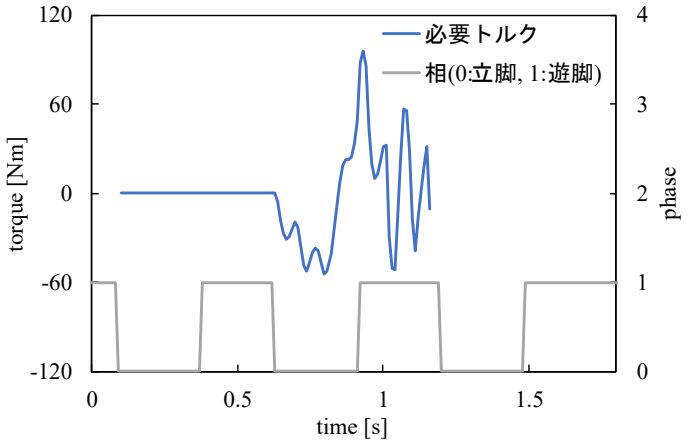


図 4.20: Required torque

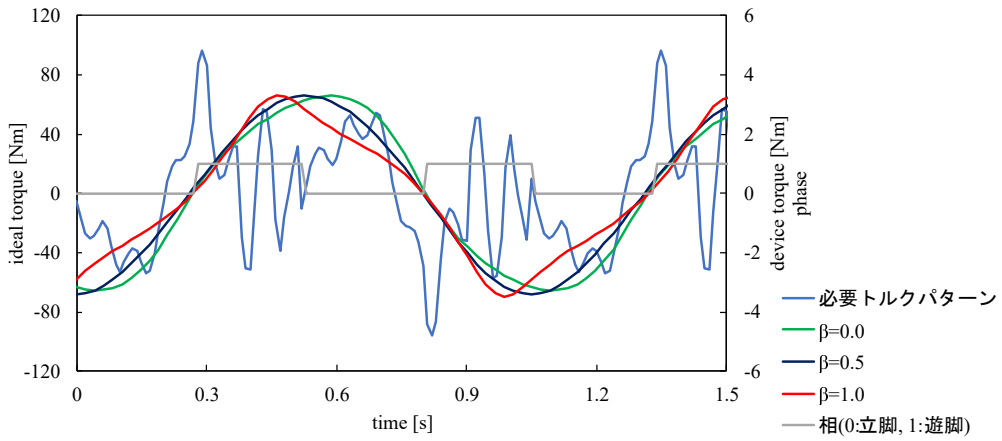


図 4.21: Required torque pattern for ideal running

4.5　第 4 章のまとめ

本章では, 人間の上半身および下半身の回旋による運動への作用を表現できるように拡張した SLIP モデルを利用して, 走行動作をエネルギフローの観点から評価を実施した.

SLIP モデルは, 質点とバネからなる非常に単純な構造のモデルであるため, 運動を生成しても力学的な不整合が起き難い特徴を持つが, 我々が適用する回旋補助で作用する回旋の運動を表現することが出来ない. そこで, 回旋補助による上半身と下半身への作用を表現するため, 回旋運動を表せるよう慣性ロータを 2 つ設け, 上半身と下半身それぞれの回旋運動による作用を表現するように拡張を行った.

拡張したモデルについて運動方程式を導出し, バネ定数や自然長といったパラメータを実際の走行動作より同定し, 同定したパラメータは実際の走行動作をよく表現できていることを確認した. 上半身と下半身の角運動量について検証し, 走行中に発生しているエネルギフロー中の損失による上半身と下半身の間における角運動量の差が, 回旋補助により約 6.1%低減されていたことが確認された.

また, SLIP モデルを用いて走行中のエネルギフローから理想的な走行状態を維持する必要トルクを算出し, 設計した制御系の出力する補助トルクと比較したところ, その補助率は約 5.6%となり, 角運動量差で低減されていた量と近しいものとなった. 得られた必要トルクを基に, 装置から人間への作用を含む力学モデルを通して装置が発生するべきトルクを求めることで, 走行を改善する回旋補助を実現しうると考える. これより, 本制御系によりエネルギフローの改善が行えることが示唆されたほか, エネルギフローを改善することによる走行動作の改良の可能性が示された. 以上から, 提案する体幹・骨盤回旋運動補助により, 上半身と下半身におけるエネルギフローを改善する効果が期待され, 回旋動作による走行動作および歩行動作に対して動作改善の可能性を示した.

第5章　結論

本研究では, 体幹と骨盤の間に回旋運動を与えることで, 歩行や走行中の上半身と下半身の間で発生しているエネルギフローに作用し, その動作を効率化するアシストシステムの開発とその効果検証, 評価を行った.

1. 体幹・骨盤回旋補助装置の開発
   体幹・骨盤回旋運動補助では, 人間の体幹および骨盤それぞれに対して回旋方向の運動を与えることで, 上半身と下半身の間におけるエネルギーフローを改善することを目的としている. そのため, 回旋運動を与えつつも, 人間が行っている体幹のその他の運動を可能な限り妨げないことが望ましい. そこで, 開発する体幹・骨盤回旋補助装置では, フレキシブルシャフトおよびスライド機構を組み合わせることにより, 体幹の前後屈動作や側屈動作を許容しつつ, モータにより発生する回旋トルクを骨盤から胸郭へ伝達できる柔軟な構造を持たせた. これらの構造材の選定において, 歩行実験を実施して人間の動作を計測することにより, 必要な性能を決定し, 部品の選定を行った.
   回旋補助を人間に対して適用するにあたり, 歩行状態や走行状態に合わせて補助力を適用する必要がある. そこで, 本装置では股関節屈伸角を IMU により計測し, 拡張型周期入力制御を導入することで, その運動の周期に適応して補助力を与えることが出来るよう制御系を設計した. 導入した拡張型周期入力制御では, 非線形振動子のもつ制御パラメータを調整することで出力の波形を変形することが可能で, 運動に対して先んじて補助を与えたり, 遅らせることで負荷を与えることなどが可能となっている.

2. 回旋補助の歩行・走行に対する効果検証
   回旋補助を実際に歩行および走行に対して適用し, その効果について実験的に検証した. 歩行動作に対する検証実験では, 若年成人男性に対して実施しているため, 高齢者歩容の模擬ということで足首にウエイトを装着した状態で高齢者歩容に近づくことを確認し, これを模擬高齢者歩容として, 回旋補助により改善するかを検証した. 模擬高齢者歩容では, 高齢者の歩容に見られる関節角の減少が再現されていることを確認した. 歩行に対して回旋補助を適用した結果として, 膝関節角の可動域改善といった模擬高齢者歩容の改善が見られた. 歩行周期全体を通した力学的エネルギの比較において, 発生していたエネルギ損失が回旋補助の適用により約 10%程度低下しており, 効率的な歩容に変化したことが確認された.
   走行動作に対する検証実験では, 回旋補助により体幹回旋動作に介入し, その動作を拡大したことを確認した. 走行時の筋活動量を補助なしと補助ありにて比較したところ, 補助を与えたものについては, 大臀筋や大腿二頭筋といった股関節の伸展筋に

ついて, 活動量の低下を確認した. しかし, 走行パフォーマンスについて低下していたため, 回旋補助を行ったことによるエネルギフロー改善により表れた効果かどうか検証を行う必要がある.

3. 拡張 SLIP モデルによる回旋補助の評価
走行動作に対する回旋補助について, その有効性を SLIP モデルを利用し評価を実施した. SLIP モデルは, 質点とバネからなる非常に単純な構造のモデルであるため, 運動を生成しても力学的な不整合が起き難い特徴を持つが, 我々が適用する回旋補助で作用する回旋の運動を表現することが出来ない. そこで, 回旋補助による上半身と下半身への作用を表現するため, 回旋運動を表せるよう慣性ロータを 2 つ設け, 上半身と下半身それぞれの回旋運動による作用を表現するように拡張を行った.
拡張したモデルについて運動方程式を導出し, バネ定数や自然長といったパラメータを実際の走行動作より同定し, 同定したパラメータは実際の走行動作をよく表現できていることを確認した. 上半身と下半身の角運動量について検証し, 走行中に発生しているエネルギフロー中の損失による上半身と下半身の間における角運動量の差が, 回旋補助により約 6.1%低減されていたことが確認された. また, SLIP モデルを用いて走行中のエネルギフローから理想的な走行状態を維持する必要トルクを算出し, 設計した制御系の出力する補助トルクと比較したところ, その補助率は約 5.6%となり, 角運動量誤差で低減されていた量と近しいものとなった. これより, 提案したアシストシステムにより走行運動の改善が行えることが示唆され, エネルギフローを基にして補助トルクを設計することで, 効率的な走行動作へと改良できる可能性を示した.
以上から, 提案する体幹・骨盤回旋運動補助により, 上半身と下半身におけるエネルギフローを改善する効果が期待され, 回旋動作による走行動作および歩行動作に対して動作改善の可能性を示した.

以上より, 提案する体幹・骨盤回旋運動補助は, 歩行および走行動作を改善する効果を確認した. 今後, エネルギフローを指標とした制御手法の構築により, より効果的なアシストが見込まれる. また, 本アシスト手法は, 脚を中心として補助を行う従来型の歩行・走行アシストシステムに更なるアシスト効果をもたらすことが期待される.

謝辞

本論文は著者が北海道大学大学院情報科学研究科システム情報科学専攻修士課程・博士後期課程において行った研究をまとめたものです．論文執筆に当たり, 学内学外問わず多くの方々からの御指導, 御協力をいただきました．改めて, この場を借りて御礼申し上げます．

指導教員の田中孝之准教授におきましては, 修士課程・博士後期課程の 5 年間に加えて, 修士課程入学前のインターンシップの時より, 御指導をいただきました．研究における議論, 御意見を多数いただき, 本研究をまとめるに至りました．また, 国内外での学会発表, 研究会への参加, 企業との共同研究を通して, これまでに得たことのない様々な経験を積むことができたことにより, 著者自身の研究者としての成長につながりました．日々の研究にあたり, 得手不得手を踏まえ, 絶え間なく御指導・御協力をいただけたことに深謝申し上げます．

金子俊一教授におきましては, ミーティングにおける様々な議論に加えて日々の研究室生活を通して, 研究に関する御指導および御助言をいただきました．また, 研究者としてのあり方や姿勢についての御意見については, 自身の研究姿勢を改めて見つめなおし, 改善する一助となりました．心より御礼申し上げます．

近野敦教授におきましては, 少ない機会ながらも本研究における核心に迫る議論および本論文の執筆あたり, 多大な御助言を頂きました．心より御礼申し上げます．

共同研究として多大な御支援, 御指導をいただいた株式会社ニコンの大平哲哉様, 山本雅也様, 尾鷲幹夫様, 安田雅彦様, 森野友介様, 他多数の方々には大変お世話になりました．産業技術総合研究所の村井昭彦様におきましては, 回旋補助評価のためのモデル構築におきまして, 多くの御助言をいただきました．本研究をまとめるにあたり, 御協力いただいた皆様に心よりお礼申し上げます．

また, ヒューマンセントリック工学研究室のスタッフである松下昭彦助教, 秘書の吉川美紀さん, 途中雅恵さん, 副島静帆さんには事務手続き等に関して様々なサポートをしていただきました．心よりお礼申し上げます．

また, ヒューマンセントリック工学研究室においてご指導・ご協力くださった先輩方, 同輩, 後輩に心より感謝申し上げます．

5 年間の研究室生活は, これまでの人生の中でとても濃密で大きな経験になりました．同期の相津君, 川瀧君, 松田君, 宮島さん, 先輩の日下さん, 土谷さん, 後輩の吉田君, 若生君などの協力があったからこそ, この論文を完成することができました．また, 研究室での生活も楽しく過ごせたのも研究室メンバー皆様のおかげです．ありがとうございました．

参考文献

[1] 岡田守彦, “ヒトの起源 -バイペダリズムの獲得を中心に-”, バイオメカニズム学会誌, Vol.21, No.4, pp.185-190, 1997.

[2] Michael D. Sockol, David A. Raichlen, and Herman Pontzer, “Chimpanzee locomotor energetics and the origin of human bipedalism”, PNAS, Vol.104, No.30, pp.12265-12269, 2007.

[3] 才藤栄一, 大塚圭, “歩行分析と動作分析”, 藤田保健衛生大学リハビリテーション部門, 2015.

[4] Tom F. Novacheck, “The biomechanics of running”, Gait and Posture, Vol.7, No.1, pp.77-95, 1998.

[5] Bruijn, S.M., Meijer, O.G., Dieen, J.H., Kingma, I. and Lamoth, C.J.C., “Coordination of leg swing, thorax rotations, and pelvis rotations during gait: The organization of total body angular momentum”, Gait and Posture , Vol.27, No.3, pp.455-462, 2008.

[6] Brian R. Umberger, “Effects of suppressing arm swing on kinematics, kinetics, and energetics of human walking”, Journal of Biomechanics, Vol.41, No.11, pp.2575-2580, 2008.

[7] Gracovetsky, S.A. and Lacono, S., “Energy transfers in the spinal engine”, Journal of Biomedical Engineering, Vol.9, No.2, pp.99-114, 1987.

[8] United Nations Department of Economic and Social Affairs, “World Population Ageing 2015”, http://www.un.org/en/development/desa/population/publications/pdf/ageing/WPA2015_Report.pdf, 2015.

[9] 国立社会保障・人口問題研究所, “人口統計資料集 2016 年版”, http://www.ipss.go.jp/syoushika/tohkei/Popular/Popular2016.asp?chap=0, 2016.

[10] 厚生労働省, “平成 28 年国民生活基礎調査の概況”, https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa16/index.html

[11] 内閣府, “高齢者の介護”, 平成 28 年度版高齢社会白書 (全体版), pp.23-30, 2016.

[12] 厚生労働省, “健康日本 21（第 2 次）の推進に関する参考資料”, http://www.mhlw.go.jp/bunya/kenkou/dl/kenkounippon21_02.pdf, 2012.

[13] Jack M. Guralnik, Luigi Ferrucci, Carl F. Pieper, Suzanne G. Leveille, Kyriakos S. Markides, Glenn V. Ostir, Stephanie Studenski, Lisa F. Berkman, and Robert B. Wallace, “Lower Extremity Function and Subsequent Disability: Consistency Across Studies, Predictive Models, and Value of Gait Speed Alone Compared With the Short Physical Performance Battery”, The Journals of Gerontology: Series A, Volume 55, Issue 4, pp.M221-M231, 2000.

[14] 牧迫飛雄馬, 古名丈人, 島田裕之, 赤沼智美, 吉田裕人, 井平光, 横山香理, 鈴木隆雄, “後期高齢者における新規要介護認定の発生と 5m 歩行時間との関連:39ヵ月間の縦断研究”, 理学療法学, 第 38 巻, 第 1 号, pp.27-33, 2011.

[15] Amy A. Hakim, Helen Petrovitch, Cecil M. Burchfiel, G. Webster Ross, Beatriz L. Rodriguez, Lon R. White, Katsuhiko Yano, J. David Curb, and Robert D. Abbott, “Effects of Walking on Mortality among Nonsmoking Retired Men”, The New England Journal of Medicine, Vol.338, No.2, pp.94-99, 1998.

[16] 佐野明人, 岩月和輝, “無動力歩行支援機の開発”, ロボティクス・メカトロニクス講演会 講演概要集, 2P1-V08, 2012.

[17] T. McGeer, “Passive dynamic walking”, The International Journal of Robotics Research, Vol.9, No.2, pp.62-82, 1990.

[18] 株式会社 今仙技術研究所, “歩行支援機｜製品紹介｜株式会社今仙技術研究所”, https://www.imasengiken.co.jp/product/acsive/

[19] 株式会社 今仙技術研究所, “無動力歩行アシスト「aLQ(アルク)」 by ACSIVE”, http://www.imasen.co.jp/alq.html

[20] 岩月和輝, 佐野明人, “人との親和性の高い歩行支援機の開発”, 第 54 回自動制御連合講演会, 1G304, pp.327-328, 2011.

[21] 山海嘉之, 川村祐一郎, 岡村純平, 李秀雄, “筋電位を用いた歩行支援のための外骨格パワーアシストシステム HAL-1 に関する研究”, 日本機械学会 茨城講演会講演論文集, pp.269-270, 2000.

[22] 本田技研工業株式会社, “Honda｜Honda 歩行アシスト”, https://www.honda.co.jp/walking-assist/

[23] 渡邊亜紀, 川井康平, 佐藤浩二, 宮崎吉孝, 伊藤寿弘, 森照明 , “HONDA 歩行アシストの継続使用による脳卒中片麻痺者の歩行変化”, 理学療法学, Vol.43, No.4, pp.337-341, 2016.

[24] 王志鵬, 浅野賢, 長谷和徳, 林祐一郎, “Spinal Engine 理論に基づくメカニズムと神経振動子を有する歩行アシスト機器”, 日本機械学会 Dynamics and Design Conference 2014 USB 論文集, 2014.

[25] 原口直登, 長谷和徳, 林祐一郎, 吉田正樹, “上肢から下肢への運動伝達に基づく無動力歩行アシスト装具の開発”, 人間工学, Vol.51, 特別号, pp.288-289, 2015.

[26] 内匠功, “介護職員の人手不足問題”, 明治安田生活福祉研究所 生活福祉研究, 88, pp.54-69, 2014.

[27] 久保晃, “トレッドミルの歩行速度の知覚について”, 運動生理, Vol.6, No.1, pp.33-38, 1991.

[28] 岡田誠, 才藤栄一, 大塚圭, 櫻井宏明, 武田斉子, 寺西利生, 鈴木由佳理, 岡西哲夫, 寺尾研二, 加賀順子, 金田嘉清, “トレッドミル歩行と平地歩行における床反力の比較”, 理学療法学, Vol.29, No.6, pp.209-217, 2002.

[29] 深代千之, 桜井伸二, 平野裕一, 阿江通良, “スポーツバイオメカニクス”, 朝倉書店, 2003.

[30] Hyung Gi Min and Eun Tae Jeung, “Complementary Filter Design for Angle Estimation using MEMS Accelerometer and Gyroscope”, Department of Control and Instrumentation, Changwon National University, Changwon, Korea, pp.641-773, 2015.

[31] 相津琢磨, 橋本光太郎, 日下聖, 田中孝之, “歩行時体幹回旋補助装置のための拡張型Hybrid 振動子を用いた歩行アシストの一提案”, JSME Conference on Robotics and Mechatronics, 1P1-L11, 2017.

[32] 梶原秀一, 花島直彦, 青柳学, “周期入力制御系の数理構造と強制引き込み現象”, 計測自動制御学会論文集, Vol.52, No.10, 2016.

[33] M.Patricia Murray, Ross C. Kory and Bertha H. Clarkson, “Walking Patterns in Healthy Old Men”, Journal of Gerontology, Vol.24, No.2, pp.169-178, 1969.

[34] Vogt, L., Pfeifer, K., Portscher, M. and Banzer, W., “Lumber corsets: Their effect on three-dimensional kinematics of the pelvis”, Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol.37, No.5, pp.495-499, 2000.

[35] 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”, Society of Biomechanisms Japan, Vol.11, pp.23-33, 1992.

[36] Mariano Garcia, Anindya Chatterjee, Andy Ruina, “Efficiency, Speed, and Scaling of 2D Passive Dynamic Walking”, Dynamics and Stability of Systems, Vol.15, No.2, 2000.

[37] R. Blickhan, THE SPRING-MASS MODEL FOR RUNNING AND HOPPING, Journal of Biomechanics, Volume 22, Issues 11-12, pp.1217-1227, 1989.

[38] Virginie Lafage, Frank Schwab, et al., Standing Balance and Sagittal Plane Spinal Deformity, Spine, 33, 14, pp.1572-1578, (2008).

[39] 日下聖, 相津琢磨, 橋本光太郎, 田中孝之, ”歩行アシスト・レジストのための周期入力制御を用いた体幹回旋補助装置”, 計測自動制御学会論文集, Vol.54, No.3, pp.373-382, 2018.

[40] Justin E. Seipel and Philip Holmes, Running in Three Dimensions: Analysis of a Point-mass Sprung-leg Model, The International Journal of Robotics Research, Vol. 24, No. 8, pp.657-674, 2005.

[41] Y. Endo, M. Tada, and M. Mochimaru, “Dhaiba: Development of Virtual Ergonomic Assessment System with Human Models”, Degital Human Modeling 2014, pp.1-8, 2014.

[42] J. Kennedy and R. Eberhart, “Particle swarm optimization”, Proceedings of ICNN’95 - International Conference on Neural Networks, pp.1942-1948, 1995.

[43] 斎藤利通, “粒子群最適化と非線形システム”, IEICE Fundamentals Review, Vol.5, No.2, pp.155-161, 2011.

付 録 A　拡張SLIPモデル運動方程式の導出

図 4.3 に示した, 拡張 SLIP モデルの運動方程式について, ラグランジュの運動方程式を用いて導出する. 以下に立脚相および遊脚相における運動方程式の導出過程を示す.

A.1　立脚相

ラグランジアン $\mathcal{L}$ を求めるため, 系の運動エネルギとポテンシャルエネルギを書き出す. まず, 運動エネルギ K は下半身および上半身の質点の運動エネルギ, 下肢回旋および体幹回旋の回転エネルギからなり, 式 (A.1) の通りである.

$$K = \frac{1}{2}M(\dot{x}_G^2 + \dot{y}_G^2 + \dot{z}_G^2) + \frac{1}{2}I_L\dot{\varphi}^2 + \frac{1}{2}I_U(\dot{\psi} - \dot{\varphi})^2 \tag{A.1}$$

次に, ポテンシャルエネルギ U は下半身および上半身の質点のポテンシャルエネルギ, 脚バネおよび回旋バネの弾性エネルギからなり, 式 (A.2) の通りである.

$$U = Mgz_G + \frac{1}{2}k_L(l_L - l_{L0})^2 + \frac{1}{2}k_T(\psi - \varphi)^2 \tag{A.2}$$

これらの差を取ることにより, ラグランジアン $\mathcal{L}$ を導出する. 式 (4.1), (4.2) の関係を利用して整理することで, 式 (A.3) の様に導出される.

$$\begin{aligned}
\mathcal{L} &= K - U \\
&= \frac{1}{2}M(\dot{x}_G^2 + \dot{y}_G^2 + \dot{z}_G^2) + \frac{1}{2}I_L\dot{\varphi}^2 + \frac{1}{2}I_U(\dot{\psi}^2 + 2\dot{\psi}\dot{\varphi} + \dot{\varphi}^2) \\
&\quad + \frac{1}{2}\left\{I_U + M_U(x_G^2 + y_G^2)(\dot{\psi}^2 - 2\dot{\psi}\dot{\varphi} + \dot{\varphi}^2)\right\} \\
&\quad - Mgz_G - \frac{1}{2}k_L\left\{x_G^2 + y_G^2 + z_G^2 - 2l_{L0}\sqrt{x_G^2 + y_G^2 + z_G^2} + l_{L0}^2\right\} \\
&\quad - \frac{1}{2}k_T(\psi^2 - 2\psi\varphi + \varphi^2)
\end{aligned} \tag{A.3}$$

このラグランジアンより, 次のラグランジュ方程式を立て, 拡張 SLIP モデルの運動方程式を導入する. 式 (A.4) にラグランジュ方程式を示す.

$$\begin{cases}
\frac{t}{dt}\left(\frac{\partial\mathcal{L}}{\partial\dot{x}_G}\right) = \frac{\partial\mathcal{L}}{\partial x_G} \\
\frac{t}{dt}\left(\frac{\partial\mathcal{L}}{\partial\dot{y}_G}\right) = \frac{\partial\mathcal{L}}{\partial y_G} \\
\frac{t}{dt}\left(\frac{\partial\mathcal{L}}{\partial\dot{z}_G}\right) = \frac{\partial\mathcal{L}}{\partial z_G} \\
\frac{t}{dt}\left(\frac{\partial\mathcal{L}}{\partial\dot{\phi}_G}\right) = \frac{\partial\mathcal{L}}{\partial\phi_G} + WF\sin\theta\cos\varphi - \tau_H - \tau_D \\
\frac{t}{dt}\left(\frac{\partial\mathcal{L}}{\partial\dot{\psi}_G}\right) = \frac{\partial\mathcal{L}}{\partial\psi_G} + \tau_H + \tau_D
\end{cases} \tag{A.4}$$

式 (A.4) について解くことで, 式 (A.5) に示す立脚期における運動方程式が得られる.

$$\begin{cases} \ddot{x}_G = \left\{ \frac{M_L}{M}\dot{\varphi}^2 + \frac{M_U}{M}(\dot{\psi}^2 - 2\dot{\psi}\dot{\varphi} + \dot{\varphi}^2) + \alpha \right\} x_G = \ddot{x}_U = \ddot{x}_L \\ \ddot{y}_G = \left\{ \frac{M_L}{M}\dot{\varphi}^2 + \frac{M_U}{M}(\dot{\psi}^2 - 2\dot{\psi}\dot{\varphi} + \dot{\varphi}^2) + \alpha \right\} y_G = \ddot{y}_U = \ddot{y}_L \\ \ddot{z}_G = \alpha z_G - g = \ddot{z}_U = \ddot{z}_L \\ \ddot{\varphi} = \frac{1}{\beta}\left\{ WF\sin\theta\cos\varphi - 2(x_L\dot{x}_G + y_L\dot{y}_G)\{M_L\dot{\varphi} + M_U(\dot{\varphi} - \dot{\psi})\} \right\} \\ \ddot{\psi} = \frac{1}{\gamma}\left\{ k_T(\varphi - \psi) + \tau_H + \tau_D \right\} \\ \qquad + \frac{1}{\beta}\left\{ WF\sin\theta\cos\varphi - 2(x_G\dot{x}_L + G_L\dot{y}_G)\left\{ M_L\dot{\varphi} + M_U(\dot{\varphi} - \dot{\psi}) \right\} \right\} \end{cases} \tag{A.5}$$

ここで, 式 (A.5) 中の α, β, γ について, 以下の式 (A.6)∼(A.8) の通りおいている.

$$\alpha = -\frac{k_L}{M}\left(1 - \frac{l_{L0}}{\sqrt{x_G^2 + y_G^2 + z_G^2}}\right) \tag{A.6}$$

$$\beta = I_{LG} + M_L(x_G^2 + y_G^2) \tag{A.7}$$

$$\gamma = I_{UG} + M_U(x_G^2 + y_G^2) \tag{A.8}$$

A.2　遊脚相

遊脚相における運動では, 床からの反力を受けない点が大きく異なり, それに伴い運動方程式が変化する. 式 (A.9) に遊脚期における運動方程式を示す.

$$\begin{cases} \ddot{x}_G = 0.0 = \ddot{x}_U = \ddot{x}_L \\ \ddot{y}_G = 0.0 = \ddot{y}_U = \ddot{y}_L \\ \ddot{z}_G = -g = \ddot{z}_U = \ddot{z}_L \\ \ddot{\varphi} = 0.0 \\ \ddot{\psi} = \frac{\tau_D + \tau_H}{I_{UG}} \end{cases} \tag{A.9}$$

発表文献

論文

査読付学会誌等

1. 橋本光太郎, 田中孝之, 日下聖, “歩容改善のための体幹・骨盤運動補助による歩行アシスト”, 日本機械学会論文集, Vol.84, No.864, 2018.

査読付国際会議プロシーディング

1. Kotaro HASHIMOTO, Takayuki TANAKA, Takashi KUSAKA, “Walking Assistance and Resistance of Walking Motion by Trunk and Pelvis Motion Assist”, 2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, ThFTS5.5, 2018.
2. Kotaro HASHIMOTO, Takayuki TANAKA, Takashi KUSAKA, Takuma AIZU, “Prototype of a Trunk Rotation Assist System for Passive Dynamic Walking and Fundamental Experiments”, World Automation Congress ISORA 2016, 1570244474, 2016.

その他論文

査読付学会誌等

1. 日下聖, 相津琢磨, 橋本光太郎, 田中孝之, “歩行アシスト・レジストのための周期入力制御を用いた体幹回旋補助装置”, 計測自動制御学会論文集, Vol.54, No.3, pp.373-382, 2018.

査読付国際会議プロシーディング

1. Takuma AIZU, Takayuki TANAKA, Kotaro HASHIMOTO, Takashi KUSAKA, “A Fundamental Design of Controller of Trunk Rotation Assist Device for Passive Dynamic Walk”, World Automation Congress ISORA 2016, 1570244471, 2016.

講演論文

査読付国内会議プロシーディング

1. 橋本光太郎, 田中孝之, 日下聖, “歩容改善のための体幹・骨盤運動補助による歩行アシスト”, 第 23 回ロボティクスシンポジア, pp.313-315, 2018.
2. 相津琢磨, 日下聖, 田中孝之, “体幹回旋補助装置を用いた波形変形による歩行アシストの一提案”, 第 22 回ロボティクスシンポジア, pp.265-266, 2017.
3. 橋本光太郎, 田中孝之, 相津琢磨, 日下聖, “受動歩行アシストを考慮した体幹回旋補助装置”, 第 21 回ロボティクスシンポジア, pp.177-122, 2016.
4. 相津琢磨, 田中孝之, 橋本光太郎, 日下聖, “体幹回旋補助装置のための基礎的研究”, 第 21 回ロボティクスシンポジア, pp.476-481, 2016.

査読なし国内会議プロシーディング

1. 橋本光太郎, 田中孝之, “3D SLIP モデルを用いた拡張走行の一提案”, 第 37 回日本ロボット学会学術講演会, RSJ2019AC1E2-04, 2019.
2. 橋本光太郎, 田中孝之, “リンク, インピーダンスパラメータ調整による歩行運動拡張法の一提案”, 第 36 回日本ロボット学会学術講演会, RSJ2018AC1B1-05, 2018.
3. 橋本光太郎, 田中孝之, 日下聖, “歩行動作分析に基づく体幹・骨盤運動補助による歩行アシスト装置の開発”, 第 18 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, pp.3007-3011, 2017.
4. 相津琢磨, 橋本光太郎, 日下聖, 田中孝之, “歩行時体幹回旋補助装置のための拡張型 Hybrid 振動子を用いた歩行アシストの一提案 ”, ロボティクス・メカトロニクス講演会 2017, 1P1-L11, 2017.
5. 橋本光太郎, 田中孝之, 相津琢磨, 日下聖, “歩行支援のための体幹回旋補助装置”, 第 9 回日本ロボット学会北海道ロボット技術研究専門委員会学術講演会, pp.113-116, 2017.
6. 相津琢磨, 日下聖, 田中孝之, 橋本光太郎, “歩行時体幹回旋補助装置のための拡張型 Hybrid 振動子を用いた周期入力制御”, 第 9 回日本ロボット学会北海道ロボット技術研究専門委員会学術講演会, 2017.
7. 橋本光太郎, 田中孝之, 日下聖, “筋筋膜構造を考慮した体幹動作補助スーツの開発”, 日本バーチャル・リアリティ学会研究報告 第 2 回超人スポーツ学術研究会, Vol.21 No.SHS01 ISSN1343-0572, pp.3-5, 2016.
8. 橋本光太郎, 田中孝之, 相津琢磨, 日下聖, “歩行及び腰部支援のための体幹動作補助装置の開発”, 第 17 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, pp.241-242, 2016.

9. 相津琢磨, 日下聖, 田中孝之, 橋本光太郎, “体幹回旋補助装置を用いた歩行アシストにおける適応型周期入力制御の適用”, 第 17 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, pp.243-246, 2016.

10. 相津琢磨, 日下聖, 田中孝之, 橋本光太郎, “歩行速度に応じた体幹回旋エネルギ制御の一提案”, 第 34 回日本ロボット学会学術講演会, 1E3-02, 2016.

11. 橋本光太郎, 田中孝之, 相津琢磨, 日下聖, “歩行アシストのための体幹運動補助による歩行励起”, 第 16 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, pp.1208-1211, 2015.

12. 相津琢磨, 田中孝之, 橋本光太郎, 日下聖, “体幹運動補助による歩行励起型アシストスーツにおける歩行解析”, 第 16 回計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会, pp.1212-1213, 2015.