

fMRIによる歩行模擬動作時の脳機能解析を
可能とする下肢動作提示システム

池田 貴公

システム情報工学研究科

筑波大学

2015年3月

概要

脳機能の探求は科学の歴史以来の人の興味である。脳機能の研究では、脳の病変による身体機能の麻痺や変化、脳の電気刺激による身体的、心理的变化を観察することにより行われてきた。これらの方法は脳の各部位の機能を明らかにする方法であるが、動作や心理的タスクによる各部位の連携を知るためにはタスク時の脳活動を計測する必要がある。非侵襲的に脳の全領域を計測する為には機能的核磁気共鳴画像 (functional Magnetic Resonance Imaging: fMRI) が有効である。fMRI を用いた運動タスク時の脳活動研究では上肢を対象としたものが多く行われているが、下肢を対象としたものは少なく、特に歩行動作時の fMRI による脳活動計測は行われていない。そこで本研究では歩行を模擬する動作時の脳活動を fMRI により計測可能とする下肢動作提示システム (lower-extremity motion simulator: LoMS) を研究開発した。LoMS は片脚 3 自由度有しており矢状面の動作提示が可能である。関節駆動にはマッキベン型空気圧式人工筋肉を用い、各関節に独立したトルク提示が可能である。また、動作に伴う足底反力提示を矢状面上で行うことが可能である。MRI 環境下で使用するために、LoMS は MRI 適合性を有する必要がある MRI 適合素材から構成されている。MRI 適合性試験により LoMS が MRI 適合性を有することを確認した。MRI 適合性試験では fMRI のヘッドコイルから LoMS までの距離が実用の範囲 (400[mm] 以上) であれば LoMS の存在及び動作が fMRI の撮像画質を低下させないことを確認した。また、fMRI 撮像環境下で LoMS が正常に関節角度計測可能であることを確認した。LoMS による歩行模擬動作提示性能評価では装着者の筋活動の観点から生体電位変遷と歩行時の筋抑制の 2 点で評価を行った。まず、トレッドミル歩行と LoMS による歩行模擬動作での動作 1 サイクル中の生体電位変遷を比較し、腸腰筋、大腿四頭筋、前脛骨筋およびヒラメ筋で相関があることを確認した。次に、トレッドミル歩行と歩行模擬動作時のヒラメ筋の抑制を計測し、両動作で同レベルの抑制が生じることを確認した。また、LoMS を用いて歩行模擬動作と半側負荷歩行模擬動作を動作タスクとした脳活動計測実験を行った。歩行模擬動作により、歩行に関連する脳領域が賦活することを確認した。また、半側負荷歩行模擬動作では動作提示を行う支援側と動作提示を行わない負荷側に分け、左右の半球で異なる領域が動作調整のために賦活することを確認した。また、ステップ動作時の足底反力提示により動作の知覚が容易になり、動作制御及び体性感覚に関連する脳賦活領域が小さくなることを確認した。脳活動計測実験を通して、fMRI による歩行模擬動作時の脳機能解析のために LoMS が有用であることを示した。

目次

第1章 序論	1
1.1 脳神経科学の変遷	1
1.2 脳活動計測手法	2
1.3 身体運動時の脳活動に関する関連研究と諸問題	4
1.4 研究目的	7
1.5 本論文の構成	9
第2章 下肢動作提示システム (LoMS)	10
2.1 MRI 適合性	10
2.1.1 MRI 撮像の原理	10
2.1.2 MRI 適合性の条件	12
2.2 システム構成	12
2.3 MRI 適合素材	14
2.4 駆動機構	15
2.5 LoMS の可動角度及び出力	16
2.6 自重免荷機構	18
2.7 足底反力提示機構	18
2.8 関節角度計測機構	20
第3章 LoMS の制御	21
3.1 関節駆動系のモデル化	21
3.1.1 レギュレータモデル	21
3.1.2 圧縮空気伝達チューブモデル	23
3.1.3 アクチュエータモデル	24
アクチュエータ内圧モデル	24
アクチュエータ張力モデル	24
3.1.4 関節トルクモデル	24
自重トルク	25
バネトルク	26
アクチュエータトルク	26
総トルク	26
3.2 関節駆動系の制御手法	26

3.2.1	後退ホライズン項	27
3.2.2	予測誤差項	28
3.2.3	制御入力	29
3.3	足底反力提示装置のモデル化	29
3.3.1	足底反力提示装置内圧モデル	29
3.3.2	足底反力モデル	29
3.4	足底反力提示装置の制御手法	30
3.5	動作提示開始制御	30
3.6	動作周期の調節	32
第 4 章	MRI 適合性試験	34
4.1	磁化率アーチファクト試験	34
4.1.1	実験方法	36
4.1.2	LoMS の存在による MR 画質への影響	36
4.1.3	LoMS の動作による MR 画質への影響	39
4.2	RF パルスノイズ試験	41
4.2.1	実験方法	41
4.2.2	RF パルスによる関節角度計測への影響	41
第 5 章	歩行模擬動作提示性能評価	43
5.1	生体電位による評価	43
5.1.1	評価方法	43
5.1.2	評価結果	45
5.2	足関節の拮抗筋の抑制による評価	56
5.2.1	歩行時の拮抗筋の抑制	56
5.2.2	H 波と M 波	57
5.2.3	評価方法	58
5.2.4	評価結果	60
第 6 章	歩行模擬動作時の脳活動計測	71
6.1	実験目的	71
6.2	実験方法	72
6.3	実験結果	73
6.4	考察	73
第 7 章	半側負荷歩行模擬動作時の脳活動	75
7.1	実験目的	75
7.2	実験方法	76
7.3	実験結果	76
7.4	考察	78

第 8 章	足底反力提示の有無による脳活動変化	81
8.1	実験目的	81
8.2	実験方法	81
8.3	実験結果	82
8.4	考察	82
第 9 章	結論	85
9.1	本論文のまとめ	85
9.2	今後の展望	87
	謝辞	90
	参考文献	91
	補足資料	97
	研究業績	99

图 目 次

1.1	Lower-extremity motion simulator (LoMS) providing gait-like motion during fMRI imaging	7
1.2	Overview of this research	8
2.1	NMR phenomenon	11
2.2	System architecture	12
2.3	Dimensions of LoMS	13
2.4	Drive mechanism of LoMS	15
2.5	Relationship among tension, air pressure and contraction rate of McKibben-type pneumatic artificial muscle	16
2.6	Foot-reactive-force generator (FRF generator)	18
2.7	Control of center of pressure (CoP) by foot-reactive force (FRF) generator	19
2.8	Power spectrum of requisite gait-like motion	20
3.1	Muscle contraction during gait-like motion with angle trajectory control and torque control	22
3.2	Transmission line	23
3.3	Radius of wire guide for tendons of pneumatic actuator and liner tension spring	25
3.4	Direction of joint angles	25
3.5	Block diagram of control of LoMS' joint	27
3.6	Block diagram of control of FRF generator	30
3.7	Flowchart of starting gait-like motion	31
3.8	Flowchart of synchronizing period of motion	33
4.1	Magnetic susceptibility artifact	35
4.2	Setting of magnetic susceptibility artifact assessment	35
4.3	EPI - T_2^* images of phantom subject when distance between LoMS system and head coil is changed	37
4.4	Signal-to-noise ratio (SNR) of phantom images measured by MRI against distance between LoMS and head coil of MRI	38
4.5	EPI - T_2^* images of phantom subject when LoMS move or is static	39

4.6	Signal-to-noise ratio (SNR) of phantom images measured by MRI when LoMS moved and is static when LoMS is set 400 [mm] from head coil of MRI	40
4.7	Power spectrum of hip joint angle data measured without low-pass filter	42
4.8	Power spectrum of hip joint angle data measured with low-pass filter	42
5.1	Cycle of gait-like motion	44
5.2	Positions of electrodes measuring BEP	45
5.3	Mean BEP transition among all volunteers during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS	47
5.4	Mean BEP transition of volunteer A during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS	48
5.5	Mean BEP transition of volunteer B during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS	49
5.6	Mean BEP transition of volunteer C during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS	50
5.7	Mean BEP transition of volunteer D during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS	51
5.8	Mean BEP transition of volunteer E during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS	52
5.9	Mean BEP transition of volunteer F during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS	53
5.10	Mean BEP transition of volunteer G during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS	54
5.11	Mean BEP transition of volunteer H during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS	55
5.12	Inhibition between antagonists of ankle joint	56
5.13	Connection of neurons and muscle	57
5.14	Electrode position for experiment of inhibition at musculus soleus	58
5.15	H-wave induced by electrical stimulation	59
5.16	Peak of intensity of H-wave against intensity of stimuli	59
5.17	Mean intensity of H-wave among all volunteers comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS	62
5.18	Intensity of H-wave of volunteer A comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS	63
5.19	Intensity of H-wave of volunteer B comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS	64
5.20	Intensity of H-wave of volunteer C comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS	65

5.21	Intensity of H-wave of volunteer D comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS	66
5.22	Intensity of H-wave of volunteer E comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS	67
5.23	Intensity of H-wave of volunteer F comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS	68
5.24	Intensity of H-wave of volunteer G comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS	69
5.25	Intensity of H-wave of volunteer H comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS	70
6.1	Motor areas of the cerebral cortex	71
6.2	Block design of fMRI measurement	72
6.3	Brain activity during gait-like motion supported by LoMS	73
7.1	Motor control model	75
7.2	Brain activity during hemi-burdened gait-like motion	77
7.3	Motor control circuit of brain	78
8.1	Experimental set up for foot-reactive-force effect during reciprocal repetition of flexion and extension of lower extremities.	82
8.2	Imaging design of experiment to reveal relationship between brain activity and foot reactive force.	83
8.3	Brain activity with or without foot reactive force.	84

表 目 次

1.1	Comparison of performance providing motion among pedaling system, stepping system and our LoMS	6
2.1	Weights of LoMS	13
2.2	MRI compatible materials	14
2.3	Requirement of each joint with walking simulation	17
2.4	Joint angle of LoMS and human	17
2.5	Minimum torque of LoMS	17
2.6	Maximum torque of LoMS	17
5.1	Correlation coefficient (R) of BEP transitions between gait and gait-like motion with LoMS of each volunteer (A - H) and average	46
5.2	Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of all volunteers	62
5.3	Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer A	63
5.4	Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer B	64
5.5	Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer C	65
5.6	Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer D	66
5.7	Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer E	67
5.8	Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer F	68
5.9	Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer G	69
5.10	Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer H	70

第1章 序論

1.1 脳神経科学の変遷

脳の機能の探求は有史以来の人の興味である。人が脳の重要性に着目したのは紀元前のことであり、紀元前 3500 年には人は治療を目的とし、頭蓋骨に穴を開ける穿孔術が行われていた (J. Piek et al., 1999 [1])。古代ギリシア時代には脳の形状からその機能を推測し始め、2 世紀後半に Galen は動物の解剖を行い、脳を大脳と小脳に分割して考えた (D. Todman, 2007 [2])。大脳と小脳の観察から大脳は身体からの感覚の受容や記憶を司り、小脳は筋の制御を司ると推定した。また Galen は脳を解剖し、脳脊髄液で満たされた脳室の存在を確認した。16 世紀まで、脳室の脳脊髄液により身体が動作すると考えた (液体-機械説)。17 世紀から 18 世紀には更に脳の研究が進み、解剖、観察により脳の組織は灰白質と白質に分類した。白質は末梢神経へ接続していることから身体と灰白質間の情報伝達の役割を白質が担っていると考えられた。18 世紀末には神経系の解剖が更に進み、神経系は脳及び脊髄から構成される中枢部分と末梢部分に分割されることが明らかになった。また、脳の表面に普遍的な凹凸 (回と溝) があることを観察から明らかにした。また、この凹凸から大脳を複数の葉に分割し、それぞれの葉がそれぞれ異なる機能を司ると仮説を立てた。18 世紀末まで、脳の機能の探求は主に脳を解剖し観察することにより行われていた。

一方で 18 世紀末までに Luigi Galvani や Emi H. Du Bois-Reymond は神経を電気刺激することにより筋が収縮することを発見し、また、脳が電位を発生する可能性を示した (M. Piccolino, 1998 [3])。この発見により、神経を介し脳と身体が電位により連絡することを明らかにした。その後、情報の伝達を行う神経が脊髄と末梢神経の接続部で前根と後根に枝分かれし、それぞれ遠心性と求心性の機能を持つことが明らかにされた。また、神経が異なる機能を持つことと同様に、脳も部位により異なる機能を持つという仮説が立てられた。1811 年に Charles Bell は運動神経の起点は小脳であり、感覚神経の終点は脳であると仮説を立てた (J. M. Pearce, 1993 [4])。Marie-Jean-Pierre Flourens は実験的切除法により、この仮説の立証を試みた (F. B. Yildirim et al., 2007 [5])。実験的切除法とは脳の各部位の機能を特定する為に、系統立てて部位を破壊し、どの運動や感覚が欠損するか立証する方法である。Flourens は様々な動物に対して実験的切除法を行い、小脳は協調運動に関する役割を担うことを明らかにした。この様に 19 世紀には脳機能の特定の為に脳の切除を行うようになった。1861 年、Pierre Paul Broca は言語の理解は可能であるが発話が不可能な患者が亡くなった後に、その脳の解剖を行った結果、左前頭葉に病変を確認し、類似の症例からこの部位が言語に関わるとした (V. Jay, 2002 [6])。現在この部位は Broca's 野と呼ばれ音声言語に関連する。この後、機能局在性が広く支持される様になった。

19世紀後半には電気刺激による脳機能の研究が行われている。1870年に Gustav Theodor Fritsch と Eduard Hitzig はイヌの脳を露出させ、脳表面の特定部位を電気刺激することにより特定の運動が誘発されることを明らかにした (I. Rosenfield, 1995 [7])。1881年に David Ferrier はサルの大脳の Fritsch らの実験と同じ部位を切除することにより、筋に麻痺が生じることを確認した (D. Ferrier et al., 1881 [8])。同時期に Hermann Munk は実験的切除法により後頭葉が視覚に関連することを明らかにした (H. Munk, 1890 [9])。この様に、19世紀には脳の機能局在性はより支持された。

1950年までに Wilder Graves Penfield らはヒトの大脳皮質の機能局在を詳細に確かめることを試みた (W. Penfield et al., 1937 [10])。Penfield は脳外科手術の際に患者の脳表面を電気刺激することによる反応をまとめた。Penfield により作成された運動野及び感覚野の身体部位の局在を示すホムンクルスの図は広く知られている。

20世紀に入り、大脳皮質の機能局在に関する研究が発展する一方で、大脳皮質の構造について理解が進む。Korbinian Brodmann や Constantin von Economo 及び Georg N. Koskinas など大脳皮質の神経細胞の層構成の違いについて研究をしており (K. Zilles et al., 2010 [11])、これを細胞構築学と言う。神経細胞の構成の違いは Brodmann の脳地図としてまとめられている。現在、大脳皮質の部位は Brodmann の脳地図で割り当てられた番号で呼ぶことが多い。

脳の機能の探求は、脳を解剖し観察することでその形状から機能を推測することに始まり、動物の脳の一部を破壊することによる身体機能の麻痺を観察することにより脳機能の特定を行ってきた。ヒトを対象とした脳機能の探求は脳内の病変と症状の関係の分析や、てんかん発作の症候を分析するなど臨床的手法により行い、更には大脳皮質の電気刺激を行った際の反応を調べることで脳機能の解析が行われてきた。しかし、ここまでの脳機能解析手法は脳組織の破壊や、てんかん発作または人工的にてんかん発作を擬似する電気刺激により行っているため、健全な状態での脳機能解析ではないため病的状態を切り離すことは出来ない。病的状態を切り離す為には感覚刺激や運動負荷などにより脳が賦活した状態を計測することで脳機能解析を行う必要がある。

1.2 脳活動計測手法

大脳機能局在の検索方法は大きく

- 病態との関連による臨床的手法、及び
- 近代的検索方法

に分けられる (池田, 2013 [12])。更に臨床的手法は

- 脳内病変と症状との関連、及び
- てんかん発作の症候分析

から局在機能の特定を行う。一方、近代的検索方法は

- 大脳皮質の電気・磁気刺激法（外的脳刺激方法），及び
- 脳機能賦活検索法

に分けられる。臨床的手法は脳の病変やてんかん発作により身体に生じる変化を観察することにより脳機能の特定を行うが，前述の通り病的状態を切り離すことが出来ず，健常な脳の機能解析ではない。近代的検索方法の外的脳刺激方法は大脳皮質の各部位と運動や感覚，または心理的变化を1対1対応として検索可能である。しかし，外的脳刺激方法は前述の通り，人工的にてんかん発作を模擬し一時的に病的状態を作り出すことで機能解析を行っている。また，電気刺激では脳に電極を当てて行うため，ヒトを対象として行う場合には脳外科手術を必要とする患者の協力が必要不可欠である。また，動物を対象として実験を行う場合であっても，

- 動物は神経系についての知識を進歩させるのに十分値する実験にのみ用いる，
- 実験動物が受ける痛みや苦痛を最小限にする為に必要なあらゆる手段を講ずる，
- 動物の使用に取って代わる代替手段をあらゆる点から検討する

など，動物実験に対する倫理を十分に考慮する必要がある（神経科学-脳の探求 [13]）。ヒトの脳機能を明らかにする為にはヒトの健常脳の機能解析を行う必要がある。ここまでで述べてきた手法ではこの目的を達することは出来ない。また，臨床的手法や外的脳刺激方法では大脳皮質の各部位と運動や感覚，または心理的变化を1対1対応で解析することは可能であるが，各部位の連携について解析することはできない。

人が運動や感覚知覚を行う際，脳の各部位は複雑に連携した脳回路が働く。各部位の機能が連携した脳回路を解析する為には，運動負荷や感覚刺激，心理的課題を与えた際の脳賦活を計測する脳機能賦活検索法を行う必要がある。賦活は，賦活に伴う脳の電位変化や血流量の変化を計測することにより捉えることが可能である。賦活の計測方法は，侵襲，非侵襲に分けることが可能であるが，電極を脳に直接当てて電位を計測するなどの方法がある侵襲的な計測方法は，ヒトで行う場合，脳外科手術を必要とする患者の協力により行うため，健常脳の計測は不可能であるため，非侵襲的な計測について更に述べる。

代表的な脳電位の計測法として脳波計（Electroencephalogram: EEG）がある。EEGは頭皮表面に電極を貼付け，脳が活動することにより生じる電位の変化を計測する。頭皮表面から賦活を計測する方法として，また近赤外分光法（Near-infrared spectroscopy: NIRS）がある。NIRSは頭皮表面から脳表層部の血流量変化を計測することにより賦活を捉える。EEGやNIRSは時間分解能は高いが空間分解能は低く，また，脳表層の計測に限られるという特徴がある。しかしながら，脳回路は脳表層で完結することはなく，脳の深部領域も含まれる。そのため，より深く脳機能を解析する為には脳全域を計測する必要がある。

脳全域を計測可能な手法として機能的核磁気共鳴画像（functional magnetic resonance imaging: fMRI）や単一光子放射断層撮影（Single photon emission computed tomography: SPECT）などがある。fMRIは核磁気共鳴画像（Magnetic resonance imaging: MRI）の撮像画質の向上とともに

に登場した、fMRIによる賦活の撮影は脳の血流量変化を計測することにより行われる。SPECTは体内に放射性同位体を投与し、その放射性同位体から放出されるガンマ線を計測することにより賦活を捉える。投与した放射性同位体は血流に乗り、脳組織に吸収される。その吸収量は血流量に比例するため、ガンマ線の計測により血流量を推定することが可能である。しかし、SPECTは放射性同位体を体内に投与するため、非侵襲とは言い難い。そこで、非侵襲であり脳の全領域を計測可能であるfMRIに着目する。

1.3 身体運動時の脳活動に関する関連研究と諸問題

本研究では身体運動時の脳機能に焦点を当てる。運動による脳の賦活をfMRIにより計測する手法として最も簡易な方法は、運動課題を行う前と行った後の脳活動を計測し、比較することにより運動による賦活を推定するという方法である。しかし、この方法では運動課題時に賦活した脳領域の賦活レベルが計測を行う時には低下する可能性を含んでいる。この可能性を排除するためには、運動課題中の脳活動を計測する必要がある。

fMRIを用いた運動課題中の脳活動を計測する研究は数多く行われているが、その多くは上肢を対象として行われている。Gordonらはタイピング動作を行う際の運動野や感覚野の賦活をfMRIにより計測している(A. M. Gordon et al., 1998 [14])。Gordonらは強磁性体を取り除き改造した一般的なPC用キーボードを用いて、1指または複指、単一キーの繰り返しタイピングや文章のタイピングなど、様々なタイピング課題を設定し、課題実行中の脳活動を計測している。Hribarらは3次元触覚/力覚インターフェイスデバイス Phantom Premium (A. Hribar et al., 2009 [15])を用いた、上肢運動時の脳活動を計測している。スクリーン上のカーソルをデバイスにより操作を行う際の脳活動計測である。MenonらやRajhらもまた平行リンク機構を有する3自由度触力覚デバイスを独自に開発し、上肢運動課題時の脳活動計測を試みている(S. Menon et al., 2013 [16], M. Rajh et al., 2011 [17])。

上肢を対象として運動課題時の脳活動計測が多く行われる理由として、上肢、特に手は複雑な動作を行い、日常的に最も使用する部位であること、Penfieldの脳皮質機能局在を表す小人の図より上肢を司る運動野及び感覚野の領域が広いことが考えられる。また、fMRIによる脳活動計測において頭部が動作するとアーチファクトとなり、頭部の動作が大きい場合には計測が不可能となる。頭部の動作は体幹が動作することにより誘発するが、上肢の運動では体幹の動作を抑制し易いため、fMRIによる計測が用意である。以上の点から上肢運動時の脳活動計測が多く行われている。しかしながら、下肢もまた歩行など日常的に頻繁に使用しており、下肢運動に関わる脳機能解析を要求するに十分に足りる。また、脳機能の知見を深めるためには下肢運動時の脳活動を明らかにする必要がある。

下肢運動時の脳活動計測として最も頭部の動作を回避して計測する方法は歩行イメージ中の脳活動計測である。Jahnらは立位、歩行及び走行をイメージしている際の脳活動をfMRIにより計測している(K. Jahn et al., 2004 [18])。各イメージで異なる領域が賦活し、かつ、歩行と走行のイメージで類似の不活性領域が存在することを述べている。

実際に下肢運動を行う際の脳活動計測では、足関節の運動を対象としたものが多く行われ

ている。Sahyoun らや Ciccarelli らは足関節の能動的・受動的動作を対象とし、木製の機器を使用して脳活動計測を行っている (C. Sahyoun et al., 2004 [19], O. Ciccarelli et al., 2005 [20])。Sahyoun らは足関節の能動的、受動的動作と動作準備や動作予測の脳活動に関して研究を行っており、動作時よりも動作前の動作準備や動作予測に関して大脳皮質の賦活が高まることを明らかにしている。Ciccarelli らは足関節の能動動作時と受動動作時の脳活動を比較し、能動と受動で同様の領域が賦活するが、能動動作に比べ受動動作では賦活の広がり限定であり、能動動作時では受動動作時に比べ強い賦活を示すことを報告している。MacIntosh らは関節角度計測テープを用い視覚フィードバックを与えながら、足関節を目標角度まで動作する際の脳活動の計測を行い、目標角度が小さい場合に比べ大きい場合の方が一次運動野及び一次体性感覚野の賦活が強いことを報告している (B. J. MacIntosh et al., 2004 [21])。これは目標角度が大きい方が動作難易度が高く、また、感覚フィードバックを必要としていると考えられる。Dobkin らの研究においては、脳卒中患者における歩行リハビリテーションに誘発される脳の可塑性を基とした脳の再組織化の解析に足関節の背屈運動時の脳活動を MRI で計測している (B. H. Dobkin et al., 2004 [22])。また Thijs らは膝関節を対象として脳活動計測を行っている (Y. Thijs et al., 2010 [23])。Thijs らは膝関節の動作時に関節抵抗を強めるほど中心溝周辺の賦活が高まることを明らかにしている。Luft らは脳卒中患者を対象として脳活動計測を行っている (A. R. Luft et al., 2005 [81])。Luft らは脳卒中患者と健常者の膝関節運動時の脳活動を比較し、脳卒中による下肢麻痺への脳の適応を報告している。

ここまで述べてきた下肢運動時の脳活動計測では単関節運動を対象として行われている。しかし、下肢運動は通常、股関節、膝関節及び足関節が連携して動作を行うことが多く、また、日常で最も頻繁に行う歩行動作は両下肢が協調して行う運動である。下肢全体の運動を対象として Mehta らは自転車のペダルを模した装置を用いてペダリング動作に関する脳活動を fMRI で計測している (J. P. Mehta et al. 2009[25])。Mehta らはペダリング動作により一次体性感覚野、一次運動野、補足運動野及び小脳虫部が賦活することを報告している。fMRI を用いた脳活動計測ではないが同様に L.O.D. Christensen らは、ポジトロン断層法 (Positron Emission Tomography: PET) を用いてペダリング動作時の脳活動を計測し、ペダリングの様な律動的動作の統合・制御には一次運動野や補足運動野が深く関わっていることを報告している (L.O.D. Christensen et al. 2000[26])。また、Hollnagel らはステッピング動作時の脳活動を fMRI で計測している (C. Hollnagel et al., 2011 [27])。能動動作と受動動作で計測を行い、受動動作時と比較し能動動作時に体性感覚野、一次運動野、前運動野の賦活領域のクラスタが大きくなることを報告している。

しかし、現在まで行われている下肢全体の運動を行う際の脳活動計測では、ペダリング動作やステッピング動作に特化した機器を開発し使用するため、その動作は限定的である。Table 1.1 にペダリング及びステッピングシステムと本研究で開発した下肢動作提示システム (Lower-extremity motion simulator: LoMS) を比較して示す。ペダリング動作は両脚で 1 自由度の動作を行い、下肢動作の手先位置である足部の可動域はペダルが描く円周上である。ステッピング動作は各脚 1 自由度であり、足部の可動域は直線上である。そのため従来研究で使用されているシステムでは人が日常生活で最も行う下肢動作である歩行動作を行うことはできない。

Table 1.1: Comparison among pedaling system, stepping system and our LoMS.

Performance providing motion	Pedaling	Stepping	LoMS
Bilateral cooperative move	○	○	○
Right and left independent move	×	○	○
Symmetrical move	○	○	○
Asymmetrical move	×	○	○
Active move	○	○	○
Passive move	×	○	○
Variation of speed	○	○	○
Resistance to active move	×	○	○
Degree of freedom	1 per two legs	1 per leg	3 per leg
Excursion of foot	On circumference	On line	On sagittal plane
Independent move at each joint	×	×	○
Provide hip joint torque	×	△ (connected knee)	○
Provide knee joint torque	×	△ (connected hip)	○
Provide ankle joint torque	×	×	○
Gait-like motion	×	×	○

歩行動作を行うためには各脚で最低3自由度が必要であり、歩行動作を提示するためには下肢の各関節に独立したトルク提示を行う必要がある。各関節を独立に制御可能なシステムを研究開発することで、未だ報告が無い歩行動作中の脳活動を計測可能となる。更に各関節に独立に制御可能であれば、様々な動作課題を設定可能である。

また、下肢動作を行う際に足底反力は重要な感覚フィードバックである。実際の歩行動作では、体重を免荷している状態であっても、足底への反力中心の移動を与えることにより適切な動作軌道を描くことが可能である (Y. P. Ivanenko et al., 2002 [28])。ペダリング動作を提示する機器では、自転車のペダルを模しているため、ペダリングに伴う足底反力が発生する。しかし、足底反力の制御は不可能である。一方、ステップング動作を提示する機器では、ステップングに伴う反力提示を行うが、ステップングに特化しているため、足底に対して上下方向のみの反力提示を行う。歩行動作提示では前方へ移動する歩行動作を提示するため、足底反力提示により反力中心の移動を提示する必要がある。

1.4 研究目的

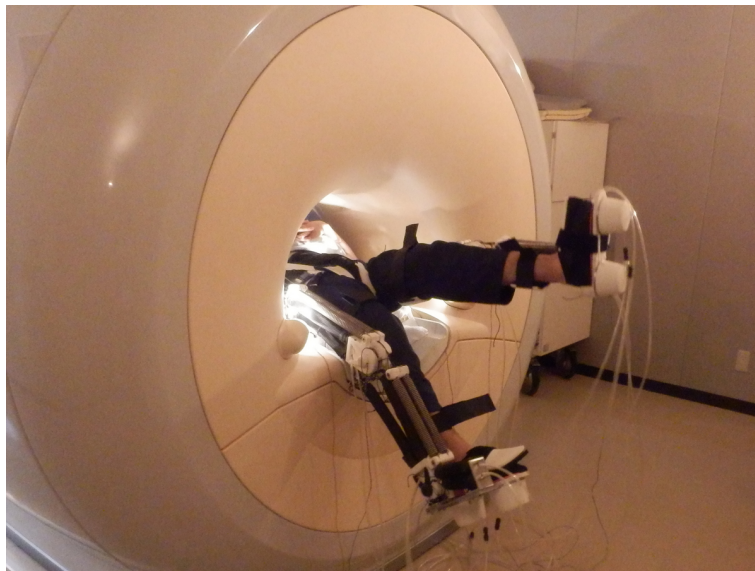


Figure 1.1: Lower-extremity motion simulator (LoMS) providing gait-like motion during fMRI imaging: LoMS enables MRI to measure brain activity while a wearer moves his/her lower extremities like gait in the lying posture.

そこで本研究では人の下肢へ歩行を模擬する動作をはじめとする様々な下肢動作及び動作に伴う足底反力を提示する際の脳活動を fMRI により計測し解析することを目指し、歩行模擬動作を提示する際の脳活動の fMRI 計測を可能とする下肢動作提示システム LoMS (Lower-extremity Motion Simulator: Fig. 1.1) を研究開発をする。LoMS の研究開発において以下の目

的を設定する (Fig. 1.2) .

- fMRI 撮像環境下で装着者に歩行模擬動作及び動作に伴う足底反力を提示可能な下肢動作提示システム LoMS を開発する.
- MRI 適合性試験により, LoMS が MRI 適合性を有し fMRI 撮像環境下で使用可能であることを示す.
- 歩行模擬動作提示性能評価により, LoMS が歩行模擬動作を提示することで装着者へ歩行動作感覚を与えることが可能であることを筋活動の観点から示す.
- 歩行模擬動作時の脳活動計測により, LoMS による動作提示時に脳活動計測が可能であることを確認するとともに, 歩行模擬動作により歩行に関連する脳領域が賦活することを示す.
- LoMS を用いた下肢動作時の脳活動計測の例として半側負荷歩行模擬動作時の脳活動計測およびステップ動作時の足底反力の有無による脳活動変化計測を行う.

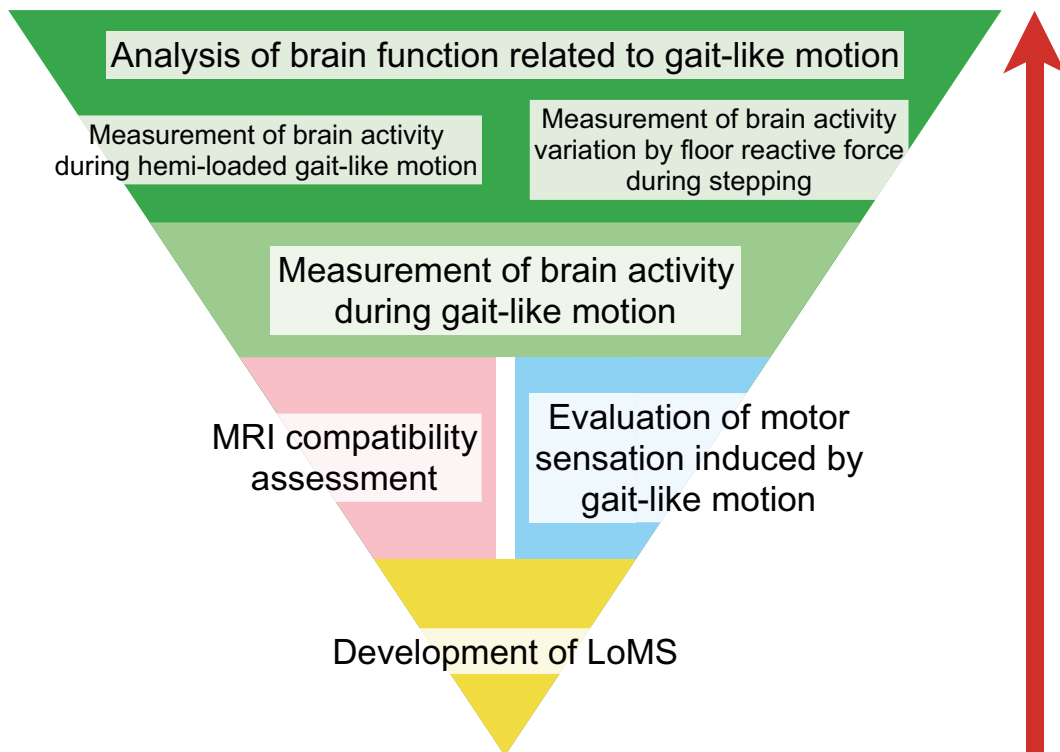


Figure 1.2: Overview of this research.

1.5 本論文の構成

ここまで脳機能解析の変遷について説明し、動作時の脳活動を fMRI により計測する従来研究について述べた。従来研究で用いられた動作提示システムでは、歩行動作時の脳活動計測は不可能であった。そこで本研究では目的を fMRI による歩行模擬動作時の脳機能解析を可能とする下肢動作提示システム LoMS の研究開発とすることを述べた。目的を満たすために LoMS は MRI 適合性を有し、歩行模擬動作を提示可能である必要がある。

第 2 章では LoMS のシステム構成について述べる。まず、MRI 適合性について MRI の撮像原理から説明する。次に LoMS のシステム構成を述べ、MRI 適合性を満たすべき構成部品を明確にする。次に、MRI 適合性を満たす部品、部材について説明する。そして LoMS の駆動機構や計測機構について述べる。

第 3 章では LoMS の制御手法について述べる。LoMS による歩行模擬動作提示の目標は動作提示により装着者に歩行時の筋活動を誘起することである。したがって、LoMS の制御では関節角度を目標とせず、関節トルクを目標とする。また、空気圧アクチュエータを採用するのでフィードバック制御では時間遅れが生じるため、後退ホライズン方策により制御を行う。

第 4 章では LoMS が MRI 適合性を満たすことを確認するために MRI 適合性試験について説明する。MRI 適合性試験は磁化率アーチファクト試験と RF パルスノイズ試験からなり、磁化率アーチファクト試験では LoMS の存在及び動作が fMRI の撮像画質を低下させないことを確認する。RF パルスノイズ試験では LoMS が fMRI 撮像中に関節角度を正常に計測可能であることを確認する。

第 5 章では LoMS の歩行模擬動作提示性能を装着者の筋活動の観点から評価する。まず、LoMS による歩行模擬動作時とトレッドミル歩行時の筋活動遷移を比較する。また、通常歩行時の遊脚期に足関節底屈筋が抑制されるが、トレッドミル歩行時と同様に歩行模擬動作時に足関節底屈筋が抑制されることを確認する。

第 6 章では LoMS による歩行模擬動作時の脳活動計測について述べる。歩行模擬動作提示時に脳活動が計測可能であること、および、歩行模擬動作により歩行に関連する脳領域が賦活することを確認する。

第 7 章では半側負荷歩行模擬動作時の脳活動計測について述べる。半側負荷歩行模擬動作とは右側のみ歩行模擬動作提示を行い、左側は提示を行わないことで左側に負荷をかけた状態で、左右対称の通常の歩行模擬動作を行うことで、動作イメージと実際の動作感覚の乖離による脳活動変化を明らかにする。

第 8 章ではステップ動作時の足底反力の有無による脳活動変化計測について述べる。ステップ動作を行う際に足底反力を提示する場合と提示しない場合の脳活動を計測し、足底反力による脳活動への影響を明らかにする。

第 9 章で本論文を纏める。また、最後に本研究がどの様に応用可能か将来の展望を述べる。

第2章 下肢動作提示システム (LoMS)

LoMS は MRI による被験者の脳活動計測中に被験者の下肢に歩行を模擬する動作を提示することで、歩行模擬動作を提示する際の脳活動計測を可能にする事を目的とする。そこで LoMS は以下の点を満たす必要がある。

- MRI 適合性を有する。
- 歩行動作感覚を提示する。

まず、LoMS の動作環境は MRI 検査室内であり更に fMRI 撮像中であるため、MRI 適合性を有する必要がある。本章ではまず LoMS が満たすべき MRI 適合性について説明をする。LoMS は MRI 適合性を満たすために MRI 適合素材から構成する。また、MRI 寝台上に仰臥位である装着者に歩行動作感覚を提示するために、下肢の各関節に独立に 1 自由度の関節トルク提示を行う。加えて下肢動作に合わせて足底へ反力を提示する。片脚 3 自由度で矢状面上の下肢動作提示を行う為、足底反力提示は足に対して前後方向の反力中心移動を提示可能とする。

2.1 MRI 適合性

MRI 検査室内で使用する機器は MRI 適合性を満たすことが要求される。本節ではまず MRI 装置の撮像原理を説明し MRI 適合性の必要性を述べる。次に機器に要求される MRI 適合性について述べる。

2.1.1 MRI 撮像の原理

MRI は ^1H 原子で生じる NMR (Nuclear magnetic resonance, Fig. 2.1) 現象を利用した画像撮像手法である。NMR 現象とは特定の周波数の電磁波を原子に与える事で原子が電磁波を共鳴吸収し、その直後に放射電波 (NMR 信号) を発生する現象である。原子に静磁場を掛けるとその原子核のスピン軸は磁場の方向に揃う。ある静磁場で原子核のスピン軸が揃えられた原子に電磁波を与えるとスピン軸が傾き、元の方向にスピン軸が戻る方向に力が発生し、スピン軸の先端が円を描く様に回転する。これを歳差運動と呼び、歳差運動に伴い電磁波として磁場の変動が生じ NMR 信号として現れる。傾いたスピン軸は時間経過とともに徐々に静磁場の方向に揃う為、NMR 信号は徐々に減衰する。これを自由誘導減衰 (Free induction decay: FID) と呼ぶ。FID は物質の磁化率の違いや原子核の周りを回る電子の運動の違いにより変化する。すなわち分子構造の違いにより原子核は異なる周波数の電波を放出する。MRI はシム

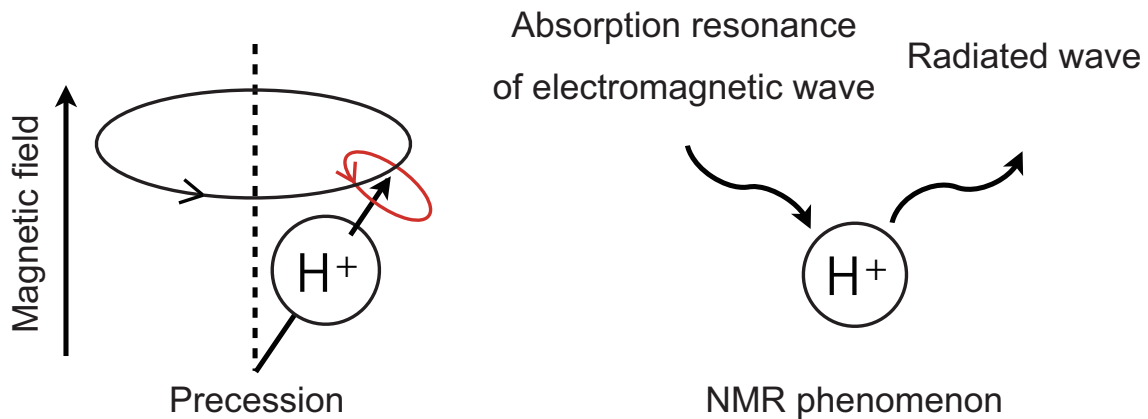


Figure 2.1: NMR phenomenon.

コイルにより静磁場を常に発生し、また、RFコイルにより歳差運動を誘起する電磁波を発生する。この電磁波をRFパルスと呼ぶ。RFパルスは10 [MHz]以上の周波数である（MRI安全性の考え方 [29]）。RFコイルはRFパルスを発生するパルス発生器とともに切換器により検波器と接続しており、NMR現象による電磁波を検出する。検出した電磁波からFIDを得る。また、スピン軸を傾けるRFパルスの周波数を歳差運動の回転周波数を揃える事により軸の傾きが大きくなり、撮像する対象に合わせ変化させる。また、MRIの静磁場によりFIDは変化し、MRIの画質が変化する。静磁場が高いほどMRI画質は向上するため、静磁場の磁束密度は次第に向上しており、現在では3 [T]のMRIが一般的に使用されている。また、撮像の為に均一性の高い静磁場が求められる。

更に、本研究では脳活動を撮像するため、fMRIを使用する。fMRIではBOLD（Blood oxygenation level dependent, S. Ogawa et al., 1990 [30], S. Ogawa et al., 1993 [31]）法を用い脳血流量の変化から脳賦活を計測する。感覚刺激の入力や脳から運動指令などの出力により特定の部位が賦活すると、脳血流量が増加する。しかしながら酸素消費量の増加は小さい。したがって、酸素消費量によるデオキシヘモグロビンの増加を、脳血流量の増加に伴うオキシヘモグロビンの増加が上回り、血中のオキシヘモグロビンの相対量が増加する。その結果、賦活部位では磁化率の影響が減少し、fMRIにより計測した信号強度が増加する。この信号強度の増加をfMRIで脳活動として撮像する。磁化率の変化を捉える為に静磁場の均一性が重要である。

以上の通り、MRIによる撮像には高静磁場と高周波数の電磁波であるRFパルスが伴う。また、撮像の為に撮像領域の静磁場が均一である必要がある。したがってMRI撮像中のMRI検査室内は特殊な環境であり、また撮像画質を維持する為に静磁場を均一に保つ必要がある。そのため、MRI検査室で使用する機器はMRI適合性を有する必要がある（MRI安全性の考え方 [32]）。

2.1.2 MRI 適合性の条件

MRI 適合性とは

条件 1 機器が MRI 装置に吸引されるなど安全上問題を起こさないこと (MR 安全),

条件 2 機器の存在及び動作が MRI の画質に影響を与えないこと, および

条件 3 MRI の磁場及び撮像動作により機器の機能が影響を受けないこと,

以上の 3 条件を満たすことである.

条件 1 は MR 安全性とも言え, 機器の材質に依存する. まず導電性の物体が人体に接触している状態で MRI 撮像を行うと RF パルスにより渦電流が生じ発熱し火傷をする恐れがある. しかしこれは布などで物体と人体の接触を避けることで防ぐことが可能である. また, MRI 検査室内に強磁性体の機器を持ち込むと高静磁場を発生している MRI 本体に吸引され, 重大な事故の原因となる. その為, 検査室内で使用する機器の材質は非磁性体である必要がある. しかし, 非磁性体であっても, その加工の方法により僅かながら磁性を帯びてしまう場合や, 導電性である場合に機器の動作や RF パルスによる渦電流により磁場が生じる場合があり, MRI の静磁場を乱し撮像画質を低下させる可能性がある為, 条件 2 を満たす必要がある. また, 使用する機器も, 高静磁場と RF パルスの下で安定した性能を実現する必要がある為, 条件 3 を満たす必要がある. MRI 撮像環境下で動作する機器は以上に述べた MRI 適合性を有する必要がある.

2.2 システム構成

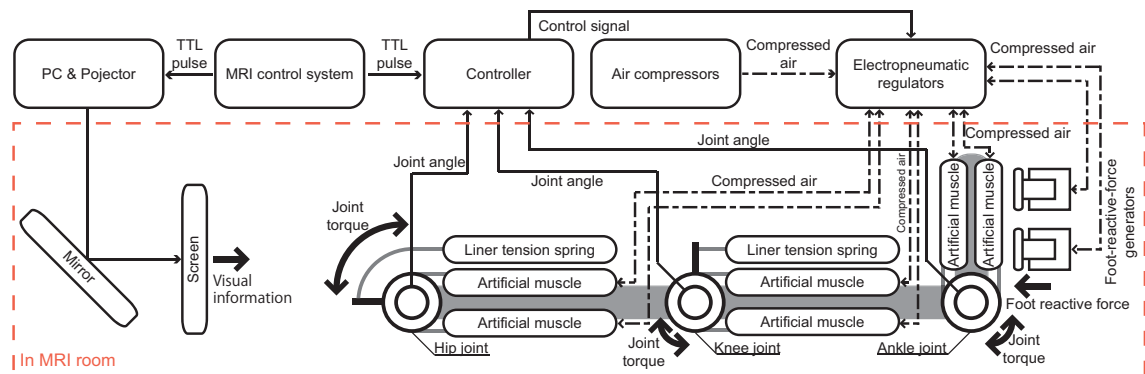


Figure 2.2: System architecture: Magnetic components (an air compressor, solenoid valves, electropneumatic regulators and a controller) are located out of the MRI room. Only nonmagnetic materials are located in the room to satisfy MRI compatibility.

Figure 2.2 に LoMS のシステム構成を示す. LoMS の構成要素は LoMS 使用時に MRI 検査室内で配置する部分と MRI 検査室外に配置する部分に分けられる. MRI 検査室内に配置する

部分のみが MRI 適合性を有する必要があり，MRI 検査室外に配置する部分は MRI に適合する必要は無く磁性体を含む部品及び部材を使用可能である。

MRI 検査室内には装着者に関節トルクと関節角度軌道を与える歩行模擬動作を提示する外骨格部分及び足底反力を提示する足底反力提示装置を配置する。これらの MRI 検査室内に配置する部分は MRI 適合素材で構成する。MRI 環境下ではアクチュエータとして一般的に使用される磁気式モータの使用が不可能であるため，関節トルク及び関節角度軌道を与えるアクチュエータとして，磁性体を含まないマッキベン型空気圧式人工筋肉（Airmuscle: KANDA TSUSHIN KOGYO CO., LTD., Tokyo, Japan）を使用する。LoMS の各関節には伸展及び屈曲用の人工筋肉をそれぞれ 1 本ずつ配置する。2 本の人工筋肉を拮抗させることによって関節にトルクと角度軌道を提示する。足底反力提示装置は空気圧を用いた非磁性の装置である。関節駆動機構について第 2.4 節，足底反力提示装置について第 2.7 節で説明する。

LoMS の寸法を Fig. 2.3 に示す。また，Table 2.1 に LoMS の各部位の重量を示す。

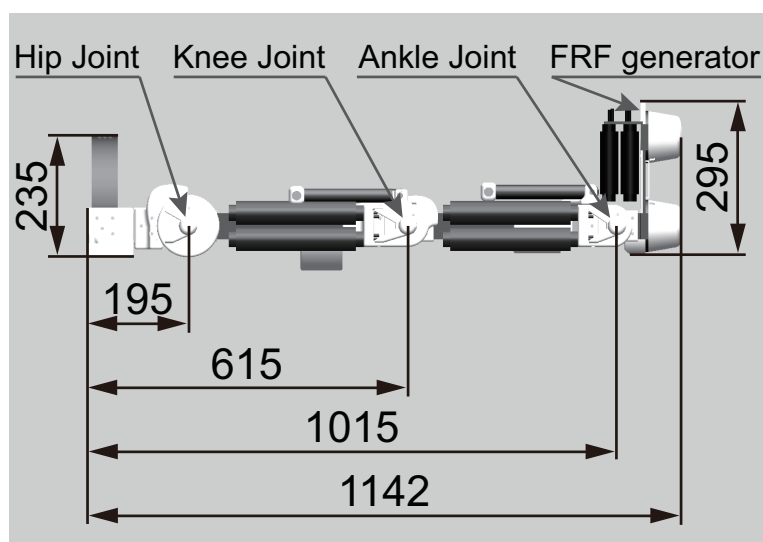


Figure 2.3: Dimensions of LoMS.

Table 2.1: Weights of LoMS.

Thigh [kg]	Crus [kg]	Foot [kg]	Total weight of a leg [kg]
2.50	2.50	2.36	7.36

制御用のコンピュータ（SH4：General Robotix, Ibaraki, Japan）やアクチュエータに圧縮空気を供給するエアコンプレッサ（Compressor model 12-25：JUN-AIR INTERNATIONAL A/S, Michigan, USA）及び電空レギュレータ（ITV1051-212BS：SMC Corporation, Tokyo, Japan）は MRI に適合しないため，MRI 検査室外に配置する。

更に，被験者へ指示を与えるためにスクリーンを使用する。MRI 検査室外に配置したコン

ピュータ及びプロジェクタから MRI 検査室内に配置した鏡を介し、スクリーンへ投影する。
 なお、LoMS 制御用コンピュータ及びプロジェクタ用コンピュータは MRI システムから TTL (Transistor-Transistor Logic) パルス入力を受け、MRI の撮像タイミングと同期する。

2.3 MRI 適合素材

Table 2.2: MRI compatible materials.

MRI compatible material	stainless steel(SUS304,316 etc.), ABS and acrylic resin, nylon, copper, etc.
MRI compatible actuator	pneumatic actuator, ultrasonic motor, hydraulic actuator
MRI compatible sensor	rotary potentiometer, optical encoder

MRI 適合性を満たす為に MRI 検査室内に配置する必要がある LoMS 外骨格部及び足底反力提示装置は非磁性体で構成される必要がある。MRI に適合する素材、部品を Table 2.2 に示す。

MRI に適合する素材には一部のステンレス、樹脂、カーボン繊維強化プラスチック (CFRP)、チタン合金、銅などが存在する。強度の高さから、ステンレス、CFRP、チタン合金の使用が考えられるが、強度はステンレスで十分であるため、LoMS のフレーム部にはステンレス (SUS304) を用いる。また、LoMS の関節部は複雑な形状をしているため、強度が高く加工の容易な ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene) 樹脂を用いる。負荷が掛からず強度の必要ないカバー部にはアクリル樹脂を用いる。

MRI に適合するアクチュエータは空気圧式アクチュエータ、超音波モータ、油圧式アクチュエータなどがある。出力について空気圧式アクチュエータ及び油圧式アクチュエータは人の下肢に動作を提示するために必要なトルクに足りるが、超音波モータは出力トルクが低く、目的動作提示に不適である。LoMS は関節の回転運動を行うため、アクチュエータはトルクを発揮する必要がある。空気圧式アクチュエータの多くは直線運動力を発揮する。直線運動は腱駆動とすることでトルクに変換可能である。一方、油圧式アクチュエータは回転トルクを発揮可能である。位置決め精度は油圧式アクチュエータは高く、空気圧式アクチュエータは低

い。これは空気圧の場合、負荷により供給空気が圧縮するためである。一方で、この圧縮により空気圧式アクチュエータには柔軟性があり、過負荷に対して安全に使用可能である。また、この柔軟性により、動作提示において強制的な軌道の提示をすることなく、装着者が動作する余地を与えることが可能である。また、空気圧式アクチュエータへの空気圧供給ユニットは油圧式アクチュエータの油圧ユニットと比較し簡易であり小型であるため、複数の研究、臨床に用いる MRI の運用に適している。そこで LoMS には空気圧式アクチュエータを採用し、先述の非磁性体で構成されたマッキベン型空気圧式人工筋肉を用いる。

MRI に適合する角度センサとして光学式エンコーダやロータリポテンショメータが挙げられる。関節角度計測にはロータリポテンショメータ (SV01 : Murata Manufacturing Co., Ltd., Kyoto, Japan) を使用する。ロータリポテンショメータには導電性プラスチックや銅を含むが、これらは非磁性体である。

2.4 駆動機構

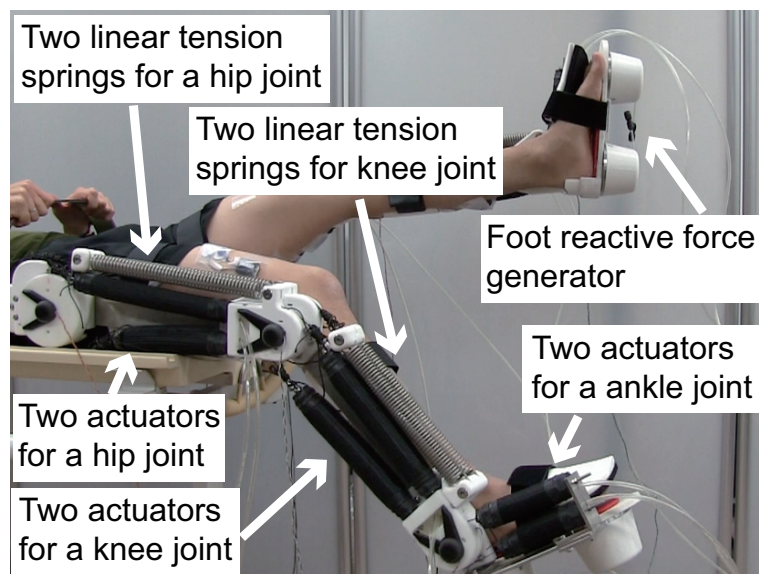


Figure 2.4: Drive mechanism of LoMS: Each joint has two Mckibben-type pneumatic artificial muscles as extensor and flexor. There are two linear tension springs for a hip joint and two springs for a knee joint to unweight LoMS. There is foot-reactive-force generator at each sole to simulate foot reactive force.

LoMS は歩行模擬動作提示を可能にする為に片脚 3 自由度を有しており、下肢の各関節を独立に制御可能である。各関節に 2 つの人工筋肉を配置し、それぞれ屈曲・伸展を行う。人工筋肉への空気圧制御は電空レギュレータ (ITV2051 : SMC 株式会社) を用いる。

LoMS の各関節は 2 本のマッキベン型空気圧式人工筋肉を拮抗させることにより、トルク

と角度軌道を生成する。LoMS には必要トルクに応じて外径の異なる 2 種類の人工筋肉を用いる。股関節及び膝関節の駆動に用いる人工筋肉は外径 1.5[inch]、足関節の駆動に用いるものは外径 1.25[inch] である。無負荷状態で 0.6[MPa] の圧縮空気の流入により、1.5[inch] の人工筋肉の外径は最大 50[mm] まで膨張し、1.25[inch] の人工筋肉の外径は最大 40[mm] まで膨張する。また、1.5[inch] の人工筋肉の最大発生張力は 1,800[N] であり、1.25[inch] の人工筋肉の最大発生張力は 1,200[N] である。収縮率と発生張力、供給圧縮空気の圧力の関係を Fig. 2.5 に示す。仕様上の人工筋肉へ供給する圧縮空気の最大圧力は 0.6[MPa] である。

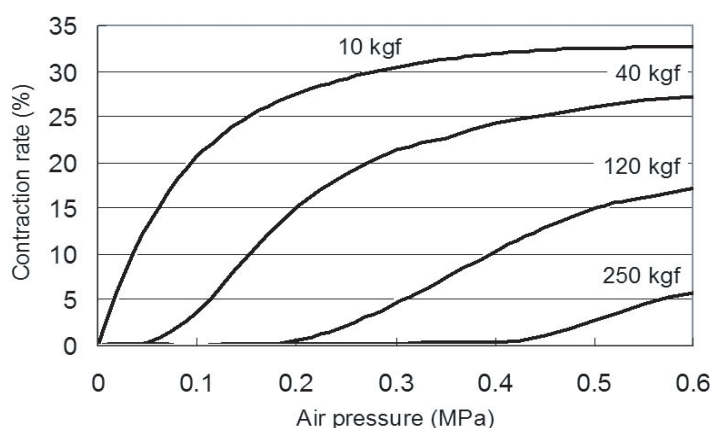


Figure 2.5: Relationship among tension, air pressure and contraction rate of McKibben-type pneumatic artificial muscle (KANDA TSUSHIN KOGYO CO., LTD., [ii])

2.5 LoMS の可動角度及び出力

歩行時における人間の各下肢関節の運動範囲と LoMS が能動的・受動的歩行動作を装着者に提示する為に各関節に必要とされるトルクを Table 2.3 に示す。人間が能動的に歩行を行っている際の各関節の回転範囲とトルクは人体物理学 [33] を参考にした。また、受動的歩行動作を提示する際に必要とされるトルクは、仰向け状態にある成人男性の下肢を持ち上げる為に必要なトルクとして計算している。なお 20 代男性の平均体重である約 66.5[kg] を基準とし (厚生統計要覧 (平成 25 年度) 参照)、関節トルクを求めた。

LoMS は人間の下肢関節の回転範囲や関節トルクを考慮した設計となっている。Table 2.4 に示す様に、LoMS の関節の回転範囲は歩行時における人間の関節の回転範囲を十分に満たすが、安全の為に、人間の関節の最大回転範囲にほぼ収まるように設計している。これにより、LoMS の動作により、装着者に過伸展、過屈曲による外傷を与えることはない。

LoMS に用いるマッキベン型空気圧式人工筋肉による発生張力は、流入する空気の圧力及び圧縮空気を流入させた際の人工筋肉自体の長さに依存する。人工筋肉は自然長のとき、最大張力を発揮する。また、人工筋肉が最も収縮している状態で発生張力は最小となる。人工筋肉

の収縮に伴い LoMS の関節角度が変化する為、すなわち、LoMS の関節トルクは関節角度に依存して変化する。人工筋肉へ供給する圧縮空気の圧力を 0.6[MPa] とした場合の LoMS 出力トルクを必要トルクと比較する。最小出力トルクを仰向け姿勢での受動的歩行動作提示及び能動的歩行動作提示に必要なトルクと比較した結果を Table 2.5 に示す。最小出力トルクは受動的歩行動作提示に必要なトルクを十分に満たしている。一方、足関節の最小出力トルクは能動的歩行に必要なトルクに満たない。しかし、能動的歩行動作を提示する際に最もトルクが必要な足関節角度において人工筋肉はほぼ自然長であり、最大張力を発揮しており、LoMS が最大トルクを出力する関節角度である。そこで、LoMS の最大出力と能動的歩行動作提示の必要トルクを比較し Table 2.6 に示す。LoMS の最大出力トルクが能動的歩行動作提示の必要トルクをほぼ満たす。また、LoMS の最大出力トルクを人間の最大発揮力と比較し、Table 2.6 に示す。LoMS の最大出力トルクは人間の最大発揮力を越えない為、人体へ過度に負担を掛けない。尚、人間の最大発揮力は人間特性データベース [i] を参照した。

Table 2.3: Requirement of each joint with walking simulation.

Joint name	Maximum angle of human[deg]		Requisite torque[Nm]	
	Extension	Flexion	Passive	Active
Hip	10.0	35.0	46.9	40.0
Knee	0.0	60.0	10.6	30.0
Ankle	15.0	15.0	0.97	75.0

Table 2.4: Joint angle of LoMS and human.

Joint name	Angle range of LoMS[deg]	Human walking		Maximum range of human	
		Angle[deg]	LoMS/Human[%]	Angle[deg]	LoMS/Human[%]
Hip	47.7	45.0	106.0	115.0	41.5
Knee	71.1	60.0	119.5	140.0	51.2
Ankle	75.1	30.0	250.3	75.0	100.1

Table 2.5: Minimum torque of LoMS.

Joint name	Minimum torque of LoMS[Nm]	Requisite torque for passive walking		Requisite torque for active walking	
		Torque[Nm]	LoMS/Requisite[%]	Torque[Nm]	LoMS/Requisite[%]
Hip	48.0	46.9	102.3	40.0	120.0
Knee	32.0	10.6	301.8	30.0	106.7
Ankle	32.0	0.97	3299.0	75.0	42.6

Table 2.6: Maximum torque of LoMS.

Joint name	Maximum torque of LoMS[Nm]	Requisite torque for active walking		Maximum torque of human	
		Torque[Nm]	LoMS/Requisite[%]	Torque[Nm]	LoMS/Human[%]
Hip	108.0	40.0	270.0	140.0	77.1
Knee	72.0	30.0	240.0	110.0	65.5
Ankle	72.0	75.0	96.0	75.0	96.0

2.6 自重免荷機構

LoMSの自重を免荷する為に線形引張りバネを使用する。使用する引っ張りバネはステンレス SUS316-WAP 製であり非磁性体である。バネ定数は $2.05[\text{N}/\text{mm}]$ である。自重による股関節及び膝関節トルクを軽減する為に大腿部及び下腿部にそれぞれ2本のバネを設置する。大腿部のバネにより発生する股関節トルクは最大約 $45.0[\text{Nm}]$ である。下腿部のバネにより発生する膝関節トルクは最大約 $23.6[\text{Nm}]$ である。

2.7 足底反力提示機構

LoMSは独自の足底反力提示装置 (Foot-reactive-force generator : FRF generator, Fig. 2.6) を搭載しており、矢状面の LoMS による下肢動作提示に伴う矢状面 (足に対して前後方向) の反力中心位置 (center of pressure: CoP) 移動を提示する。装置は ABS 樹脂, アクリル樹脂, ステンレス SUS304 やゴム等の非磁性体で構成されている。各足底に対し2つのピストンを配しており、装着者の足底を押し上げ床反力を模擬する。2つのピストンを用いることにより、装着者に前後方向の CoP 移動を提示可能である (Fig. 2.7)。Figure 2.7 中のグラフは CoP を一定の速度で制御した際の CoP を赤線で、足底へ掛かる反力を緑線で示しており、(1) から (5) は白丸で CoP を、足底へ掛かる反力をマルチカラーで示している。なお、足底反力提示装置の制御については第 3.4 節で述べる。

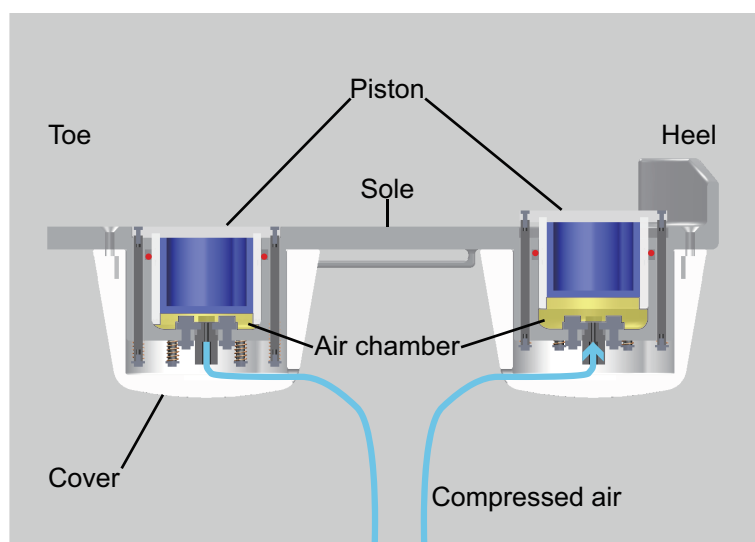


Figure 2.6: Foot-reactive-force generator (FRF generator): LoMS has two pistons at each sole to simulate foot-reactive force. Compressed air is provided into the pistons from the bottom. One of the pistons is on the thenar region of the sole and another is on heel region. The FRF generator provides senses of kicking, landing and center of gravity for a wearer.

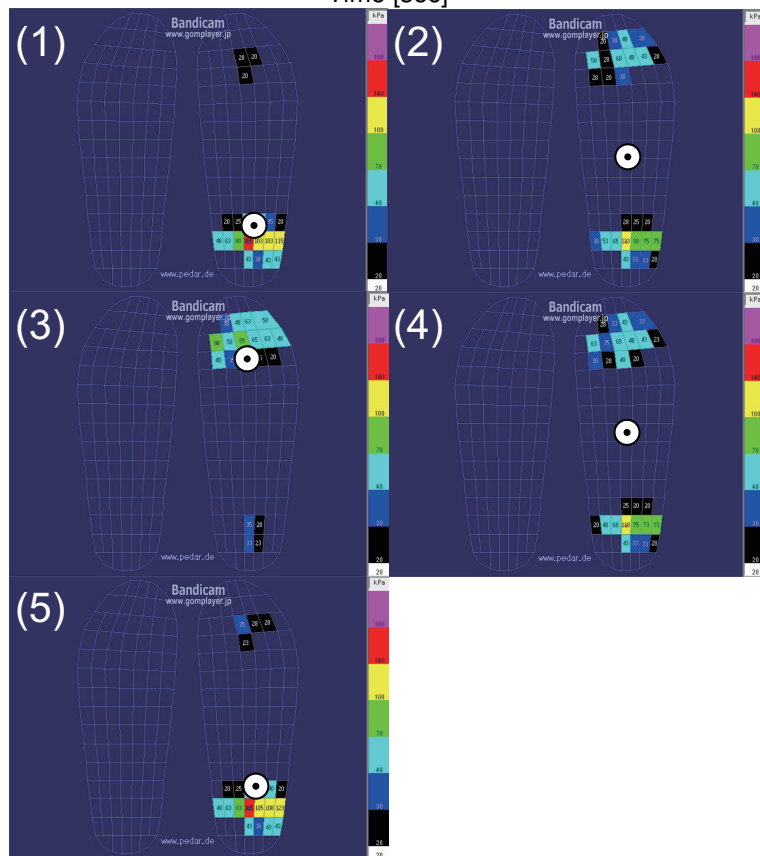
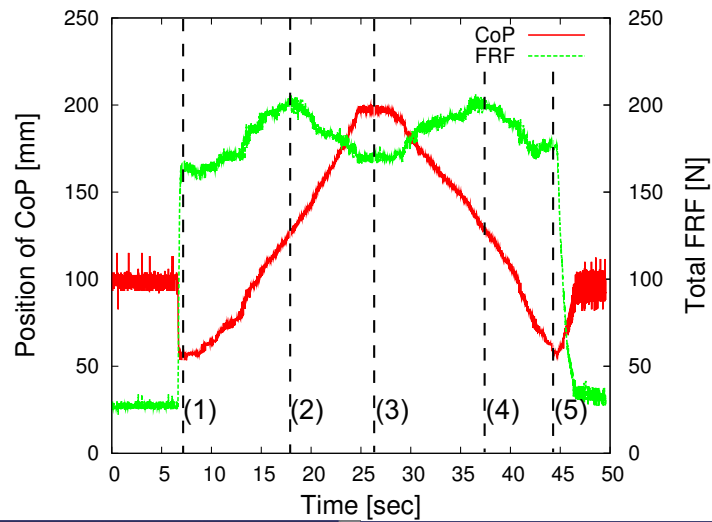


Figure 2.7: Control of center of pressure (CoP) by foot-reactive force (FRF) generator: FRF generator can control CoP to a sole with its two pistons. This graph shows the position of CoP with red line and the total FRF during constant speed control of CoP. These figures of sole shows the force with colors and CoP with a white circle.

2.8 関節角度計測機構

LoMS の関節角度を計測する為にロータリポテンショメータを各関節に配している。しかし MRI による撮像には周波数 10[MHz] 以上の電磁波である RF パルスが伴い、RF パルスが LoMS の関節角度計測にノイズを与えてしまう。一方、LoMS が提示する歩行模擬動作の周波数は約 0.5[Hz] を想定している。また、歩行模擬動作時の各関節角度軌道の周波数成分で 0[dB] を超える最大の周波数は膝関節で 8[Hz] である。そこで動作周波数より大きい 10.6[Hz] のカットオフ周波数に設定したアナログ CR ローパスフィルタを介して計測を行う。

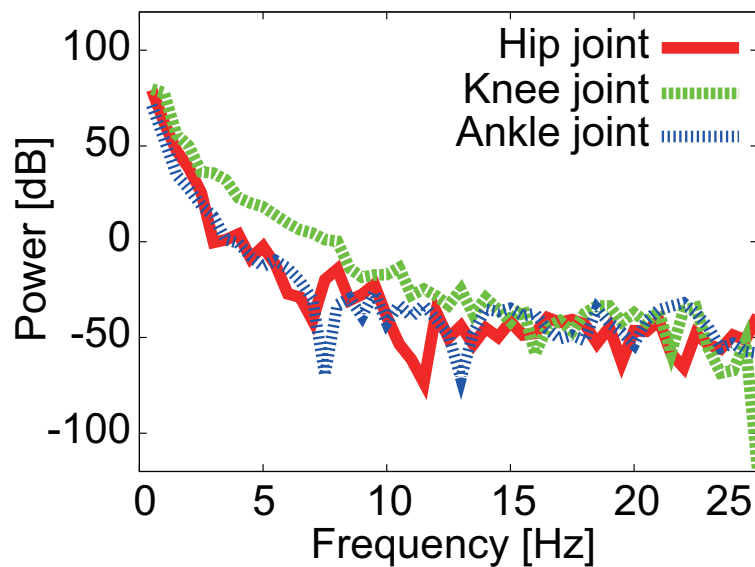


Figure 2.8: Power spectrum of requisite gait-like motion: Power is less than 0 [dB] if the frequency is more than 8 [Hz].

第3章 LoMSの制御

LoMS は fMRI による脳活動計測時に歩行模擬動作提示を行うため、装着者は仰臥位である。仰臥位の装着者に歩行動作感覚を与える為の方策を考える。動作軌道を目標として動作提示を行う場合、本来活動すべき筋では無く、目的の筋に対する拮抗筋に収縮感覚が生じる可能性がある。今、膝関節の屈曲動作を提示することを考える (Fig. 3.1)。屈曲動作を行う場合、装着者に与えたい動作感覚は屈筋の収縮感覚である。しかし、動作軌道で制御を行うと屈筋の収縮は必要なく、拮抗筋である伸筋が引き伸される。これにより伸筋の長さセンサである筋紡錘が引き伸され、Ia 線維を興奮が伝達し、 α 運動ニューロンの活動電位の発火頻度が増加する。この発火が筋長を短縮するために伸筋の収縮を引き起こす。また、動作軌道制御による伸筋の引き延ばし及び収縮により張力センサであるゴルジ腱器官が発火する。すなわち、動作軌道を目標として動作提示の制御を行うことにより、本来目的とする筋の収縮感覚ではなく、拮抗筋の収縮感覚を誘発する。

そこでLoMSによる動作提示ではトルクを目標とし制御する。LoMSの人工筋肉によるアクチュエータトルク、自重免荷機構のバネによるトルク、自重トルク、及び歩行動作時に人が発揮する関節トルクがバランスするようにアクチュエータトルクの制御を行う。

また、駆動に用いるアクチュエータは空気圧式人工筋肉であるため応答速度が遅いという特性がある。そのため、通常のフィードバック制御では時間遅れが生じ、意図通りの制御が不可能である。そこでLoMSの制御は予測制御に基づいて制御を行う。予測制御のために以下ではまず、LoMSの各要素をモデル化する。その後、制御手法について述べる。

3.1 関節駆動系のモデル化

トルク制御のためにLoMSのモデル化を行う。以下ではLoMSを各要素に分割し、レギュレータモデル、圧縮空気伝達チューブモデル、アクチュエータモデル、フレームモデルにモデル化する。

3.1.1 レギュレータモデル

レギュレータでは入力電圧 $u(t)$ に対し設定圧力は

$$P_{set} = \frac{p}{v}u(t) \quad (3.1)$$

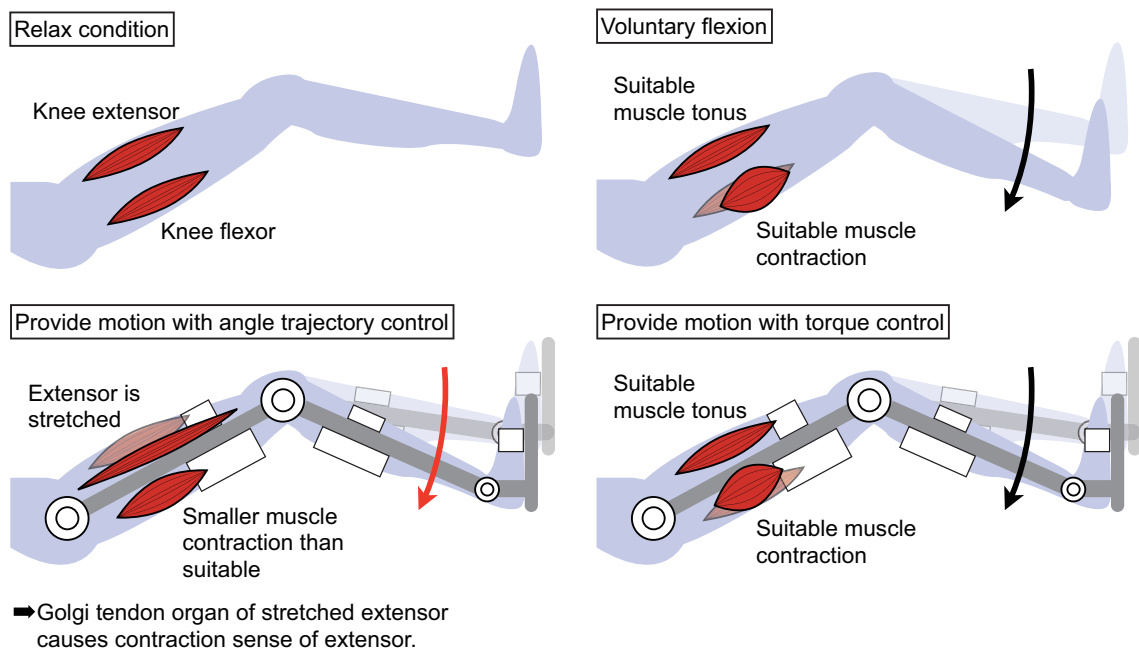


Figure 3.1: Muscle contraction during gait-like motion with angle trajectory control and torque control: When knee joint is flexed voluntary, the extensor of the knee joint keeps suitable muscle tonus, and the flexor of the knee joint is contracted suitable. When motion is provided with angle trajectory control, the extensor is stretched. The golgi tendon organ fire with this stretch, thus the golgi tendon organ causes contraction sense of extensor. When motion is provided with torque control, the extensor keeps suitable muscle tonus and the flexor is contracted suitable.

により求める。なお、 p は最大設定圧力、 v は最大入力電圧である。 P_{set} と下流圧力 P_{out} の大小関係を場合分けし、レギュレータの流量 $Q(t)$ は

$$Q(t) = \begin{cases} 600 C_{in} (P_{in} + 0.1) \sqrt{1 - \left(\frac{P_{out} + 0.1}{P_{in} + 0.1}\right)^2} & (P_{set} > P_{out}) \\ 0 & (P_{set} = P_{out}) \\ -600 C_{out} (P_{out} + 0.1) & (P_{set} < P_{out}) \end{cases} \quad (3.2)$$

から求める。なお、 P_{in} は上流圧力、 C_{in} は流入係数、 C_{out} は流出係数である。

3.1.2 圧縮空気伝達チューブモデル

伝達チューブ (Fig. 3.2) の上流の体積流量である $Q(t)[l/min]$ を質量流量

$$H(t) = \rho \frac{Q(t)}{60 \times 10^3} \\ = 2.01 \times 10^{-4} (P_{out} + 0.1) Q(t) [kg/s] \quad (3.3)$$

$$(3.4)$$

に変換する。なお ρ は空気の密度である。

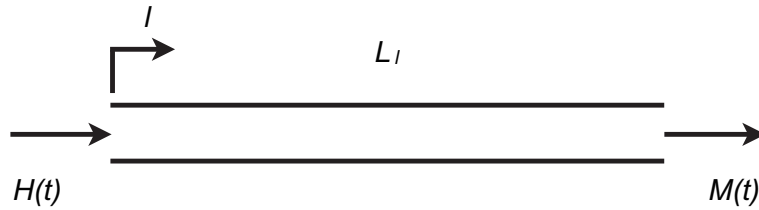


Figure 3.2: Transmission line: $H(t)$ is upstream mass flow. $M(t)$ is downstream mass flow. l is variable of line length. L_l is maximum l .

伝達チューブの下流の質量流量 $M(t)$ の導出式は Richer らが示しており、

$$M(t) = \begin{cases} 0 & (t < \frac{L_l}{C}) \\ \exp\left(-\frac{R_t R T}{2(P_{out} + 0.1) C}\right) H\left(t - \frac{L_l}{C}\right) & (t \geq \frac{L_l}{C}) \end{cases} \quad (3.5)$$

から求めることができる (E. Richer et al., 2001 [34])。なお R_t は配管抵抗、 R は気体定数、 T は絶対温度、 L_l はチューブ長、 C は音速、 t は時間である。

3.1.3 アクチュエータモデル

アクチュエータ内圧モデル

時間 Δt でアクチュエータに流入する空気のモル $\Delta n(t)$ を

$$\Delta n(t) = \frac{\Delta t}{m_g} M(t) \quad (3.6)$$

から求める。なお m_g はモル質量である。1 制御周期前の内圧と 1 制御周期間で流入するモルから現在の内圧

$$P(t) = P(t-1) + \frac{RT}{V_A} \Delta n(t-1) \quad (3.7)$$

と表され、ここでアクチュエータの体積

$$V_A = \pi \left(\frac{D_A}{2} \right)^2 L_A \quad (3.8)$$

となる。アクチュエータ体積は簡単のため最大収縮時としており、 D_A はアクチュエータ直径、 L_A はアクチュエータ長である。

アクチュエータ張力モデル

空気圧式アクチュエータはその内圧によりバネ特性が変化する（第 2.4 節中、Fig. 2.5）。アクチュエータの張力 $T(t)$ をモデル化すると

$$T(t) = (S_\alpha P(t) + S_\beta) C_{LA} + (I_\alpha P(t) + I_\beta) \quad (3.9)$$

と表さる。なお、 S_α 、 S_β 、 I_α 、 I_β はそれぞれ内圧により変化するアクチュエータの特性を示す定数である。ここでアクチュエータ収縮率

$$C_{LA}(t) = \frac{r_A |\theta(t) - i\theta|}{L_A} \times 100 \quad (3.10)$$

となる。 $\theta(t)$ は現在の関節角度、 $i\theta$ はアクチュエータが自然長となる関節角度である。また、 r_A はアクチュエータ用の腱をはわせるガイドの半径である（Fig. 3.3）。

3.1.4 関節トルクモデル

トルク制御においてアクチュエータが目標とするトルクは、自重トルク、バネトルク、アクチュエータトルク及び人が歩行時に発揮するトルクがバランスするトルクである。なお、各関節角度の正方向は Fig. 3.4 に示す通りである。

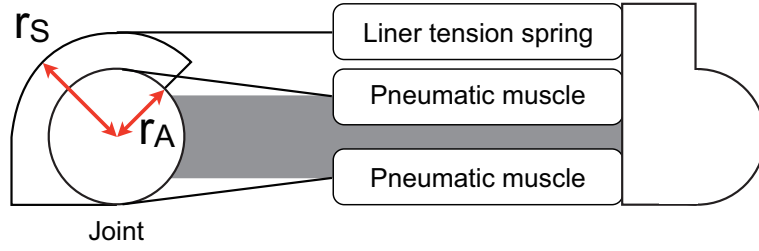


Figure 3.3: Radius of wire guide for tendons of pneumatic actuator and liner tension spring.

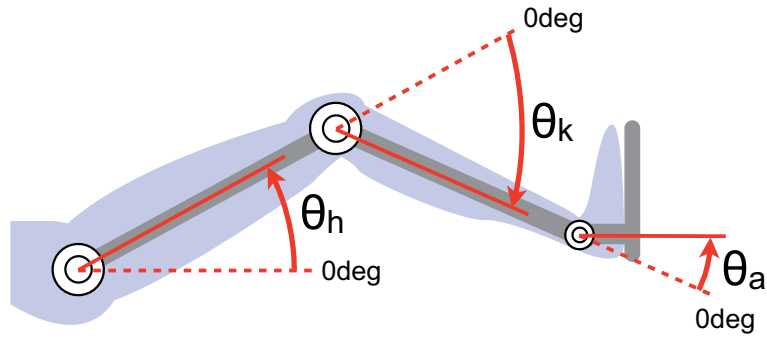


Figure 3.4: Direction of joint angles.

自重トルク

各関節の自重トルクは

$$\begin{aligned} \tau_{Wh} = & m_t \frac{L_t}{2} \cos(\theta_h) + m_s \left(L_t \cos(\theta_h) + \frac{L_s}{2} \cos(\theta_h - \theta_k) \right) \\ & + m_f \left(L_t \cos(\theta_h) + L_s \cos(\theta_h - \theta_k) + G_f \cos(\theta_h - \theta_k + \theta_a) + \frac{L_f}{2} \cos\left(\theta_h - \theta_k + \theta_a + \frac{\pi}{2}\right) \right) \end{aligned} \quad (3.11)$$

$$\begin{aligned} -\tau_{Wk} = & m_s \frac{L_s}{2} \cos(\theta_h - \theta_k) \\ & + m_f \left(L_s \cos(\theta_h - \theta_k) + G_f \cos(\theta_h - \theta_k + \theta_a) + \frac{L_f}{2} \cos\left(\theta_h - \theta_k + \theta_a + \frac{\pi}{2}\right) \right) \end{aligned} \quad (3.12)$$

$$\tau_{Wa} = m_f \left(G_f \cos(\theta_h - \theta_k + \theta_a) + \frac{L_f}{2} \cos\left(\theta_h - \theta_k + \theta_a + \frac{\pi}{2}\right) \right) \quad (3.13)$$

により求める。 τ_{Wh} , τ_{Wk} , τ_{Wa} はそれぞれ股関節，膝関節，足関節に発生する自重トルクである。 m_t , m_s , m_f はそれぞれ大腿，下腿，足部の自重である。なお自重は LoMS 及び装着者の和である。 L_t , L_s , L_f はそれぞれ大腿，下腿，足部の長さであり，各部位の重心は長さの midpoint とする。 θ_h , θ_k , θ_a はそれぞれ股関節，膝関節，足関節の関節角度である。

バネトルク

LoMS は自重免荷機構として股関節及び膝関節に線形引張りバネを配置している。バネによるトルクは

$$\tau_{Sh} = k r_{Sh}^2 (i\theta_{hs} - \theta_h) \quad (3.14)$$

$$-\tau_{Sk} = k r_{Sk}^2 (\theta_k - i\theta_{ks}) \quad (3.15)$$

により求める。 τ_{Sh} , τ_{Sk} はそれぞれ股関節, 膝関節のバネトルクである。 k はバネ定数である。 r_{Sh} , r_{Sk} はそれぞれ股関節, 膝関節でのバネトルクの距離である。 $i\theta_{hs}$, $i\theta_{hk}$ はそれぞれバネが自然長となる関節角度である。 θ_h , θ_k はそれぞれ股関節, 膝関節の現在関節角度である。

アクチュエータトルク

アクチュエータトルクは

$$\tau_{Aj} = (T_{jf} - T_{je}) r_{Aj} \quad (j = \text{each joint}) \quad (3.16)$$

により求める。 T_{jf} は屈筋の役割を持つアクチュエータの張力, T_{je} は伸筋の役割を持つアクチュエータの張力である。 r_{Aj} は各関節でのアクチュエータトルクの距離である。

総トルク

アクチュエータのトルクは

$$\tau_{Aj} - \tau_{Wj} + \tau_{Sj} + \tau_{Hj} = 0 \quad (j = \text{each joint}) \quad (3.17)$$

となる値を目標に設定する。なお, τ_{Hj} は人が歩行時に発揮する各関節トルクである。

3.2 関節駆動系の制御手法

空気圧アクチュエータは応答速度が遅いため, 一般に行われるフィードバック制御では不適である。そのため LoMS の制御は予測制御で行う。 Figure 3.5 に LoMS の制御ブロック線図を示す。 LoMS で行う予測制御では主に2つの項により制御入力を決定する。制御入力は後退ホライズン項と予測誤差項とからなる。

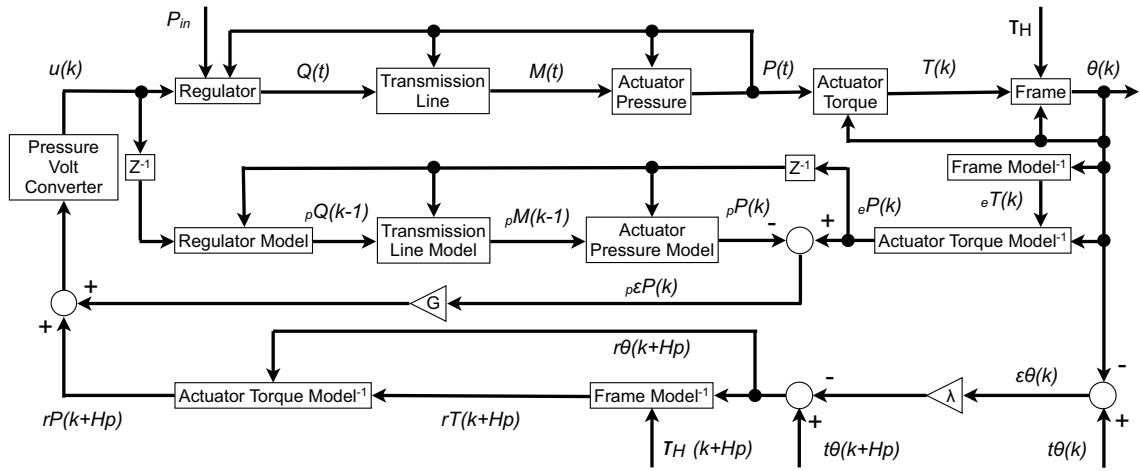


Figure 3.5: Block diagram of control of LoMS' joint.

3.2.1 後退ホライズン項

後退ホライズン項は目標関節角度 ${}^t\theta_j$ と現在関節角度 θ_j の誤差

$$\varepsilon\theta_j(k) = {}^t\theta_j(k) - \theta_j(k) \quad (3.18)$$

が指数関数に従って減少する参照軌道を設定し, H_p 制御周期後の参照角度を

$${}^r\theta_j(k + H_p) = {}^t\theta_j(k + H_p) - \exp\left(-\frac{H_p T_s}{T_{ref}}\right) \varepsilon\theta_j(k) \quad (3.19)$$

から得る. なお, T_s は制御周期, T_{ref} は時定数である. 次に参照角度における自重トルクとバネトルク, H_p 制御周期後の人の理想発揮トルクから各関節の目標トルク

$${}^r\tau_{Aj}(k + H_p) = {}^r\tau_{Wj}(k + H_p) - {}^r\tau_{Sj}(k + H_p) - {}^t\tau_{Hj}(k + H_p) \quad (3.20)$$

を決定する. なお, ${}^r\tau_{Wj}$, ${}^r\tau_{Sj}$ はそれぞれ関節角度が ${}^r\theta_j(k + H_p)$ の時における各関節の自重トルク及びバネトルクである. また, ${}^t\tau_{Hj}(k + H_p)$ は H_p 制御周期後における人の理想発揮トルクである. 各関節の目標トルクから各関節のアクチュエータの張力

$${}^rT_{jf}(k + H_p) = \begin{cases} 0 & ({}^r\tau_{Aj} < 0) \\ {}^r\tau_{Aj} / R_{Aj} & ({}^r\tau_{Aj} \geq 0) \end{cases} \quad (3.21)$$

$${}^rT_{je}(k + H_p) = \begin{cases} {}^r\tau_{Aj} / R_{Aj} & ({}^r\tau_{Aj} < 0) \\ 0 & ({}^r\tau_{Aj} \geq 0) \end{cases} \quad (3.22)$$

$$(3.23)$$

を決定する. なお, rT_{jf} , rT_{je} はそれぞれ屈筋と伸筋の目標張力である. また, $r\theta_j(k+Hp)$ から各アクチュエータの収縮率

$$rC_{jm}(k+Hp) = \frac{R_{Aj} |r\theta_j(k+Hp) - i\theta_{jm}|}{L_A} \times 100 \quad (3.24)$$

を求める. 式4.9を変形し, 目標張力とアクチュエータ収縮率から, 各アクチュエータの目標内圧

$$rP_{jm}(k+Hp) = \frac{rT_{jm}(k+Hp) - S_b rC_{jm}(k+Hp) - I_b}{S_a rC_{jm}(k+Hp) + I_a} \quad (3.25)$$

を求める.

3.2.2 予測誤差項

次に予測誤差項について説明を行う. 現在のアクチュエータトルク

$$e\tau_{Aj}(k) = e\tau_{Wj}(k) - e\tau_{Sj}(k) - t\tau_{Hj}(k) \quad (3.26)$$

を求める. なお, $e\tau_{Wj}$, $e\tau_{Sj}$ はそれぞれ現在の関節角度から得られる自重トルク及びバネトルクである. また, $e\tau_{Hj}$ は現在の人の理想発揮トルクである. 現在のアクチュエータトルクから各関節の屈筋, 伸筋の張力

$$eT_{jf}(k) = \begin{cases} 0 & (e\tau_{Aj} < 0) \\ e\tau_{Aj} / R_{Aj} & (e\tau_{Aj} \geq 0) \end{cases} \quad (3.27)$$

$$eT_{je}(k) = \begin{cases} e\tau_{Aj} / R_{Aj} & (e\tau_{Aj} < 0) \\ 0 & (e\tau_{Aj} \geq 0) \end{cases} \quad (3.28)$$

を求める. また現在角度から現在のアクチュエータ収縮率

$$eC_{jm}(k) = \frac{R_{Aj} |\theta_j(k) - i\theta_{jm}|}{L_A} \times 100 \quad (3.29)$$

を求める. 現在のアクチュエータの張力及び収縮率から現在のアクチュエータの内圧

$$eP_{jm}(k) = \frac{eT_{jm}(k) - S_b eC_{jm}(k) - I_b}{S_a eC_{jm}(k) + I_a} \quad (3.30)$$

を求める.

一方, 1制御周期後のアクチュエータの予測内圧を求める. アクチュエータの予測内圧はレギュレータモデル, 伝達チューブモデル, アクチュエータモデルから求める.

$${}_pQ_{jm}(k-1) = [\text{Regulator Model}](u_{jm}(k-1), eP_{jm}(k-1)) \quad (3.31)$$

$${}_pM_{jm}(k-1) = [\text{Transmission Line Model}]({}_pQ_{jm}(k-1)) \quad (3.32)$$

$${}_pP_{jm}(k) = [\text{Actuator Muscle Model}]({}_pM_{jm}(k-1), eP_{jm}(k-1)) \quad (3.33)$$

アクチュエータの現在内圧と 1 制御周期前に算出した予測内圧から予測誤差

$${}_p\varepsilon P_{jm}(k) = {}_eP_{jm}(k) - {}_pP_{jm}(k) \quad (3.34)$$

を求める。

3.2.3 制御入力

ここまでで得た後退ホライズン項及び予測誤差項から制御入力

$$u_{jm}(k) = ({}_rP_{jm}(k + Hp) + G_p\varepsilon P_{jm}(k)) \frac{v}{p} \quad (3.35)$$

を求める。なお G_p は予測誤差項のゲインである。

3.3 足底反力提示装置のモデル化

足底反力提示装置は関節駆動系と同様に空気圧を用いるため、後退ホライズン方策を採る。足底反力提示装置をモデル化するためには、レギュレータ、圧縮空気伝達チューブ、足底反力提示装置内圧及び足底反力をモデル化する必要がある。レギュレータモデル、圧縮空気伝達チューブモデルは 3.1.1 項及び 3.1.2 項で述べたものと共通である。以降に足底反力提示装置内圧モデル及び足底反力モデルについて述べる。

3.3.1 足底反力提示装置内圧モデル

足底反力提示装置内圧は、圧縮空気伝達チューブモデルから得た質量流量を式 4.6 によりモル流入量 Δn に変換し、 Δn より

$$P_{FRF}(t) = P(t-1) + \frac{RT}{V_{FRF}} \Delta n(t-1) \quad (3.36)$$

$$V_{FRF} = \pi \left(\frac{D_{FRF}}{2} \right)^2 L_{FRF} \quad (3.37)$$

を求める。なお V_{FRF} は足底反力提示装置内の体積である。人が LoMS を装着した状態では装置のピストンは最短になっており、体積はピストン内径 D_{FRF} 及びピストン最短長 L_{FRF} から求める。

3.3.2 足底反力モデル

足底反力は足底反力装置内圧より

$$F_{FRF} = \pi D_{FRF} P_{FRF} \quad (3.38)$$

により求める。

3.4 足底反力提示装置の制御手法

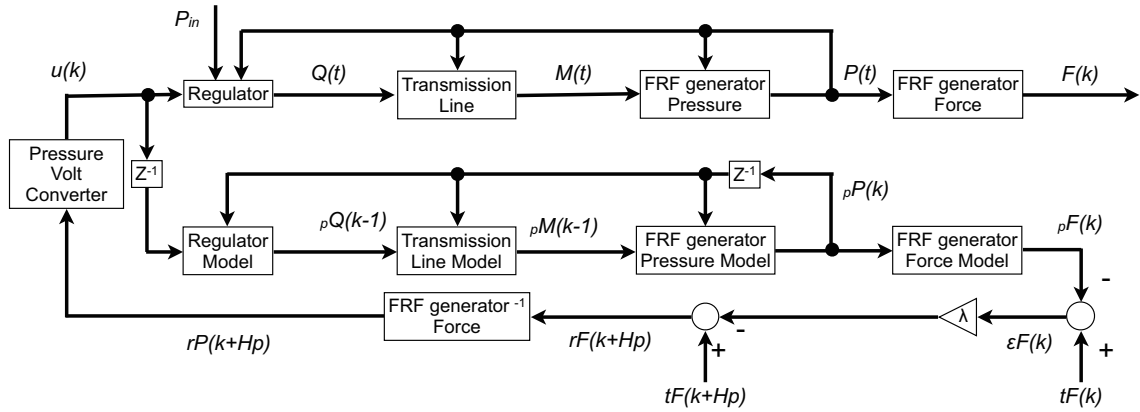


Figure 3.6: Block diagram of control of FRF generator.

足底反力提示装置の制御においても後退ホライズン方策を採る。Figure 3.6 に足底反力提示装置の制御ブロック線図を示す。足底反力提示装置にはセンサを用いていないため、3.3 節で述べたモデルから現在の推定出力 ${}_pF(k)$ を算出する。 ${}_pP(k)$ と現在の目標出力 ${}_tF(k)$ の誤差

$$\varepsilon F(k) = {}_tF(k) - {}_pF(k) \quad (3.39)$$

が指数関数に従って減少する参照軌道を設定し、 H_p 制御周期後の参照出力を

$${}_rF(k + H_p) = {}_tF(k + H_p) - \exp\left(-\frac{H_p T_s}{T_{ref}}\right) \varepsilon F(k) \quad (3.40)$$

から得る。なお、 T_s は制御周期、 T_{ref} は時定数である。足底反力モデルより目標とする内圧

$${}_rP(k + H_p) = [FRF\ force\ model]^{-1}({}_rF(k + H_p)) \quad (3.41)$$

を求める。目標内圧より入力

$$u(k) = \frac{v}{p} {}_rP(k + H_p) \quad (3.42)$$

を求める。

3.5 動作提示開始制御

LoMS による動作提示を開始する際に、装着者が動作していない状態で動作提示を開始すると動作に拮抗する筋が引き伸ばされ反射的に緊張する可能性があると考えられる。反射により拮抗筋が収縮すると目的とする動作感覚を与えることは不可能である。そこでLoMSは装着者の動作開

始を検知し、動作提示を開始する。Figure 3.7にLoMSによる動作提示開示制御のフローチャートを示す。fMRI撮像中のLoMSによる動作提示は、静止期間と動作期間の繰り返しで行う。静止期間の終わりから2-4[sec]前の足部位置の平均 ${}^A P_J$ ($J: R/L, R: Right\ foot, L: Left\ foot$)を基準とする。動作期間に入り、足部位置 P_J を計測し、

$$P_R > {}^A P_R + 50 [mm] \quad (3.43)$$

$$P_L \leq {}^A P_L \quad (3.44)$$

となる際に、動作提示を開始する。提示動作が歩行模擬動作である場合の足部位置は鉛直方向とし上方を正、ステップ動作である場合の足部位置は装着者の体幹方向とし頭側を正とする。なお、静止姿勢付近では、LoMSはバネによって免荷されており、装着者が動作するために大きな力を必要としない。

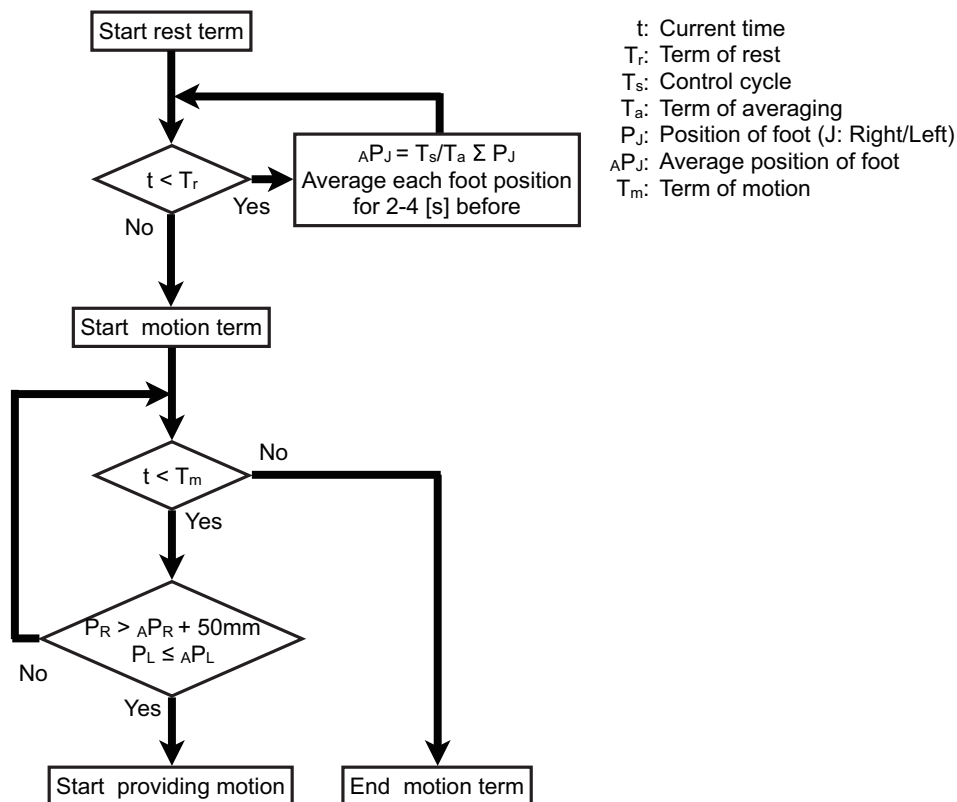


Figure 3.7: Flowchart of starting gait-like motion: LoMS starts to providing gait-like motion for a wearer by detecting his/her starting motion.

3.6 動作周期の調節

LoMSにより動作提示を行う際に、LoMSによる提示動作の動作周期と装着者が適切と感じる動作周期が異なる場合が想定される。この場合、提示動作が装着者の動作に対して前後する可能性がある。両者に差異が生じると装着者への提示感覚が不適切になると考えられる。そこでLoMSは装着者の動作周期に同期するために動作周期の調節を行う。Figure 3.8にLoMSによる動作周期の調節のフローチャートを示す。動作開始後、LoMSに初期動作周期を設定する。LoMSは歩行模擬動作中に関節角度からつま先の鉛直方向（ステップ動作の場合は水平方向）の速度 v 及び1周期前の同速度 v_p を算出する。 $v < 0$ 及び $v_p \geq 0$ の時、立脚期の開始とし、現周期の立脚期の開始時刻 st と前周期の立脚期の開始時刻 st_p より補正後の動作周期

$${}_cT_c = st - st_p \quad (3.45)$$

を求める。制御入力を決定する際の目標動作サイクル $C_t = 0$ のとき、動作周期 T_c を更新する ($T_c = {}_cT_c$)。

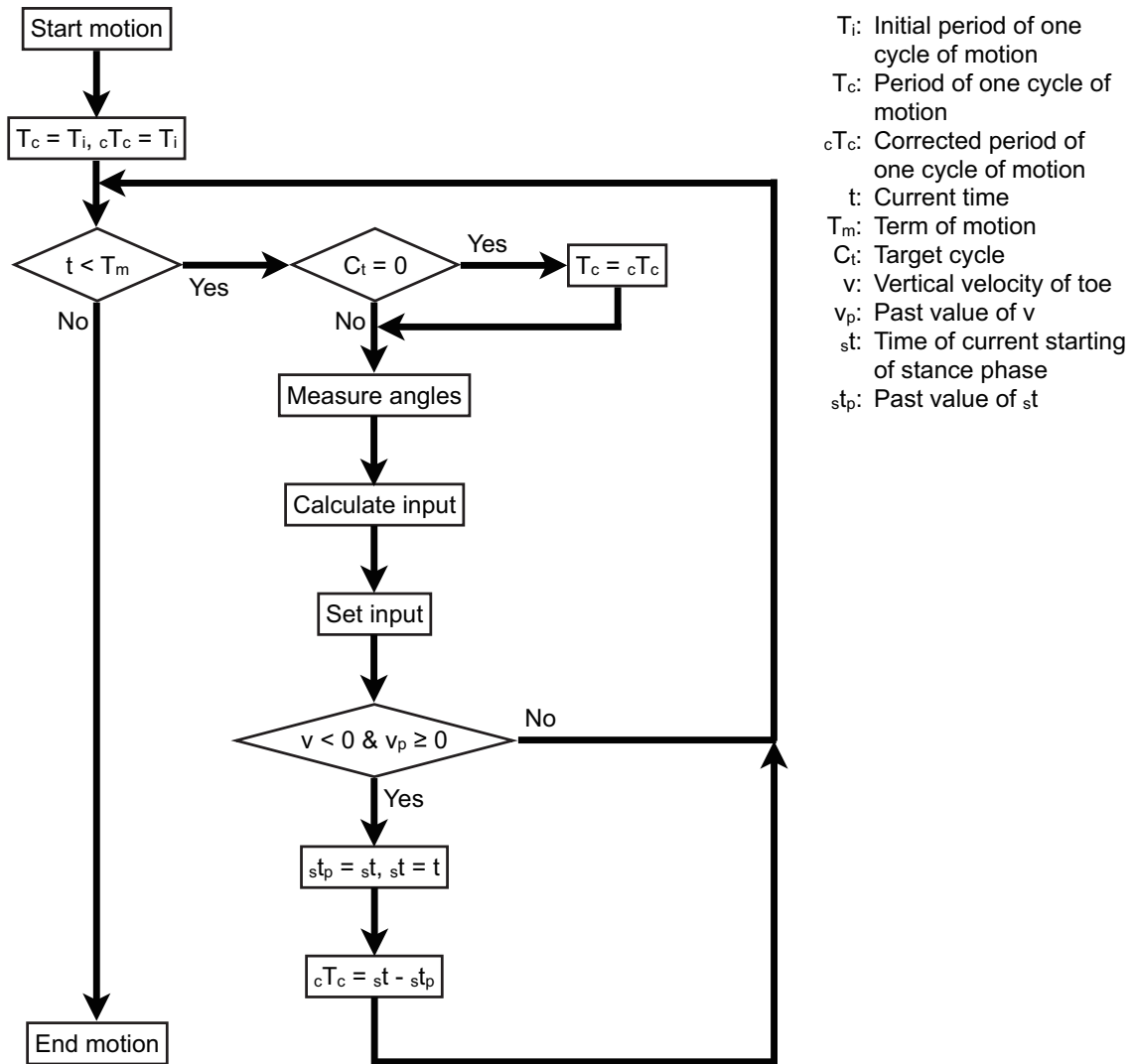


Figure 3.8: Flowchart of synchronizing period of motion: LoMS modulates its period of the providing motion to synchronize a wearer's one.

第4章 MRI適合性試験

本章では、非磁性体で構成されMRI安全性を満たすLoMSがMRI適合性を満たすことを確認する為に、磁化率アーチファクト試験、RFパルスノイズ試験の2つの試験からなるMRI適合性試験について説明する。本試験ではLoMS及びMRI装置（Achieva 3.0T TX, Philips, Eindhoven, Netherlands）を用いる。MRI計測には32チャンネルヘッドコイルを用いる。2つのMRI適合性試験ではそれぞれ、

- LoMSの存在及び動作がMRIの撮像画質を低下させないこと、また
- LoMSの関節角度計測がMRIの撮像動作によるノイズを受けないこと

を確認する。上記2つの項目に対してそれぞれ、磁化率アーチファクト試験、RFパルスノイズ試験を行う。磁化率アーチファクト試験ではMRI画像にLoMSの存在及び動作によるアーチファクトが生じないことを確認する。RFパルスノイズ試験ではLoMSの関節角度計測でMRI撮像に伴う電磁波によるノイズが生じないことを確認する。

4.1 磁化率アーチファクト試験

磁化率アーチファクト試験によりLoMSの存在及び動作がMRI撮像領域の局所磁場を乱さずMRI撮像画質が低下しないことを確認する。磁化率アーチファクト（Fig. 4.1）とは、物質間の磁化率の差により局所磁場が乱され不均一となり撮像対象となる水素原子核の歳差運動の位相が分散すること（磁化率効果）により現れるアーチファクトである（MRI完全解説[35]）。特に、fMRIを撮像する際に用いられるエコープラナーイメージング（Echo planner imaging : EPI）法は他の撮像法に比べ磁化率アーチファクトの影響を強く受けやすく、磁化率の高い金属等の存在により乱れた局所磁場の影響で信号の欠損や画像の歪みが生じてしまう。LoMSを構成するステンレスは非磁性体ではあるが、空気と比較し磁化率が大きい為、LoMSの周囲に不均一磁場が生じることが考えられる。LoMSによる撮像領域の磁場への影響は撮像領域からLoMSまで距離に依存するため、撮像領域に不均一磁場が生じない最短距離を明確にし、実用時の距離がその最短距離より大きいことを確認する必要がある。

本試験では先ずLoMSからMRIのヘッドコイルまでの距離（Fig. 4.2）を徐々に縮め、LoMSの存在がMRI画質に与える影響を評価する。次にLoMSの動作が画質に与える影響を評価する。

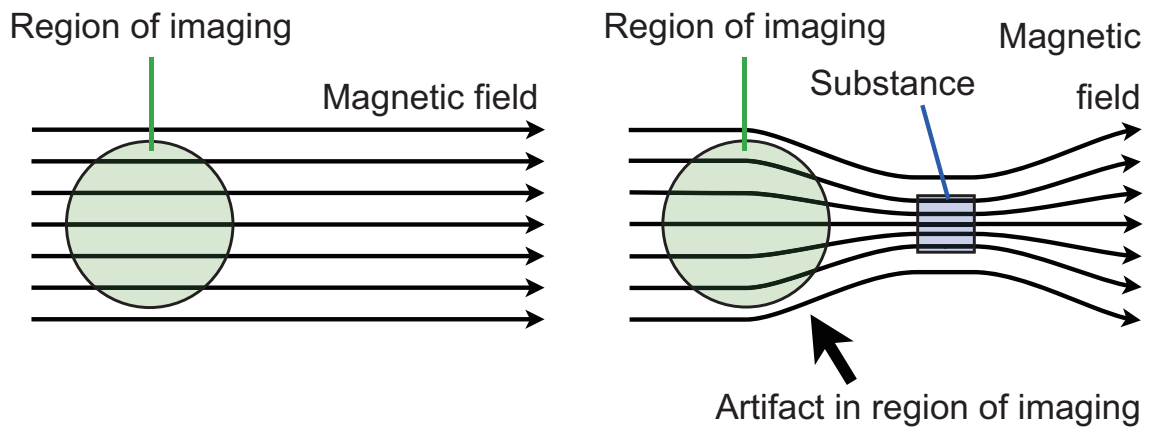


Figure 4.1: Magnetic susceptibility artifact: When there is a substance, whose magnetic susceptibility is different from one of air, in the magnetic field, the magnetic field is disturbed by the substance. When the distance between the region of imaging and the substance, the magnetic field in the region is disturbed as magnetic susceptibility artifact.

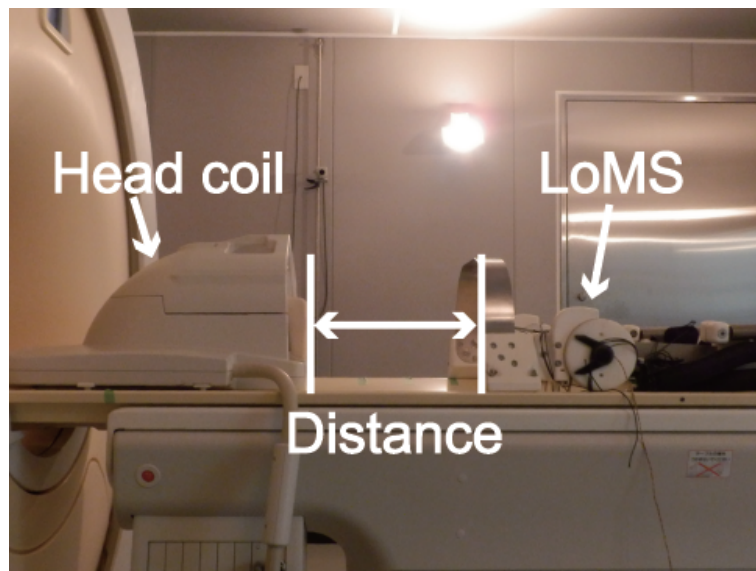


Figure 4.2: Setting of magnetic susceptibility artifact assessment: The assessment is conducted with a phantom subject. In this assessment, MRI measures the phantom when LoMS is set 0 - 700 [mm] from the head coil of MRI to confirm that the existence and the movement of LoMS does not decrease the fMRI image quality.

4.1.1 実験方法

本試験では LoMS による MRI への影響のみを評価するため、人の脳を計測対象とせずポリビニルアルコール (polyvinyl alcohol: PVA) ゲルファントムを MRI 計測の対象として用いる。人を計測対象とした場合、脳の形状及び組成が均一ではないことや、頭部が微動し撮像試行毎に撮像部位が異なる可能性があり、LoMS による影響の抽出が困難になるため本試験の目的に不適切である。ファントムを使用することで全試行で同位置の撮像が可能であり、撮像試行毎の撮像対象の条件を等しくすることで LoMS による影響のみを評価可能となる。MRI 撮像シーケンスは EPI-T2*強調画像で繰返し時間 (TR) を 3,000[ms]、エコー時間 (TE) を 35[ms]、フリップアングル (FA) を 90[deg] とし、スライス幅は 4[mm] とした。

撮像領域の磁場の均一性を評価する為に信号対雑音比 (Signal-to-noise ratio : SNR) を用いて評価することが一般的である。SNR の算出法は複数存在し中でも同一関心領域 (Region of interest : ROI) 法は磁場不均一によるアーチファクトの影響を受け SNR が低下し易いため (小倉ら, 2003 [36])、磁場不均一によるアーチファクトの影響を確認する本試験に最適であると考え、LoMS による MRI 画質への影響を同一 ROI 法で SNR を算出し評価する。同一 ROI 法では SNR を

$$SNR = \frac{S_p}{N_p} \quad (4.1)$$

で求める。 S_p は ROI 内の全ピクセルの信号強度の平均値、 N_p はその標準偏差である。SNR が小さいほどアーチファクトの影響が大きいことを示す。 S_p 及び N_p は OsiriX (OsiriX Foundation, California, US) を用いて計測する。なお画質に影響を及ぼさない SNR の低減範囲は一般化されていない。MRI 適合性を検証する従来研究では、空中雑音法を用い SNR を算出し、通常撮像時の SNR と比較し約-9.3[%] から約-5.3[%] 程度の SNR の低減は画質に影響を与えないとしている (G. S. Fischer et al. 2008 [37], K. Chinzei et al., 1999 [38], A. Kriegger et al., 2010 [39])。ただし、本研究で用いる同一 ROI 法はこれらの従来研究で用いられている空中雑音法より、アーチファクトの影響を受け SNR が低下し易い。そこで本研究では、あらゆる撮像条件で MRI 適合性を満たす為に、従来研究の中で最も厳しい水準である通常撮像時の SNR に対し ± 5 [%] を画質に影響を与えない SNR の範囲とする。

また、比較を行うスライスの位置はファントムの下端 (足側) から 41.5[mm] であり、ヘッドコイルの下端からは 67.5[mm] である。

4.1.2 LoMS の存在による MR 画質への影響

LoMS の存在により MRI 画質が低下しないことを評価する為に、

- LoMS が MRI 検査室内に存在しない場合と、
- LoMS が MRI 検査室内に存在する場合

においてファントムの撮像を行い SNR を比較する。なお LoMS は動作せず静止した状態で撮像を行う。検査室内の LoMS の有無により SNR に変化が無ければ、LoMS の存在により MRI 画質が低下しないと言える。LoMS が検査室内に存在する場合の撮像では LoMS の影響が生じる LoMS からヘッドコイルまでの距離を明確にする為に、LoMS からヘッドコイルまでの距離を 700[mm] から 0[mm] まで 100[mm] 刻みで設定し撮像を行う。

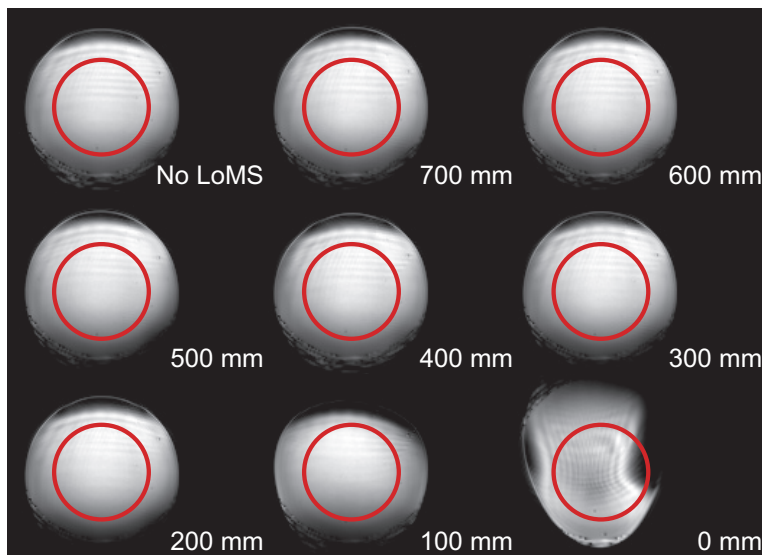


Figure 4.3: EPI - T_2^* images of phantom subject when distance between LoMS system and head coil is changed: When the distance was from 700 to 300 [mm], the appearances of images are almost same as one in no LoMS condition. When the distance is 200 and 100 [mm], dark areas at the upper and lower of the phantom images become wider than the more divided conditions. When LoMS and the head coil contact, the image is distorted due to the LoMS.

LoMS の存在による MRI 画質への影響評価におけるファントム画像を Fig. 4.3 に示す。700 [mm] から 300 [mm] のファントム画像では LoMS が検査室内に存在しない場合と同等である。200 [mm] 及び 100 [mm] では画像中の上下の暗い部分の範囲が広がっている。更に LoMS とヘッドコイルが接触している場合では画像が明らかに歪んでいる。また各画像中の破線円内が ROI である。また、LoMS からヘッドコイルまでの距離に対するファントム画像中の ROI の SNR を Fig. 4.4 に示す。図中の斜線部分は LoMS が検査室内に存在しない場合の SNR 値の $\pm 5\%$ を示している。距離 300[mm] まで SNR は LoMS が検査室内に無い場合の SNR の値の $\pm 5\%$ 内であり同程度である。距離が 200[mm] より近い場合で明確に SNR が低下した。したがって LoMS からヘッドコイルまでの距離が 300[mm] 以上である場合、LoMS の存在により MRI 画質は低下しない。また、LoMS を装着した被験者の脳活動を計測する際には LoMS からヘッドコイルまでの距離は 400[mm] から 470[mm] 程度である為、LoMS の存在により MRI 画質が低下しない範囲で使用可能である。

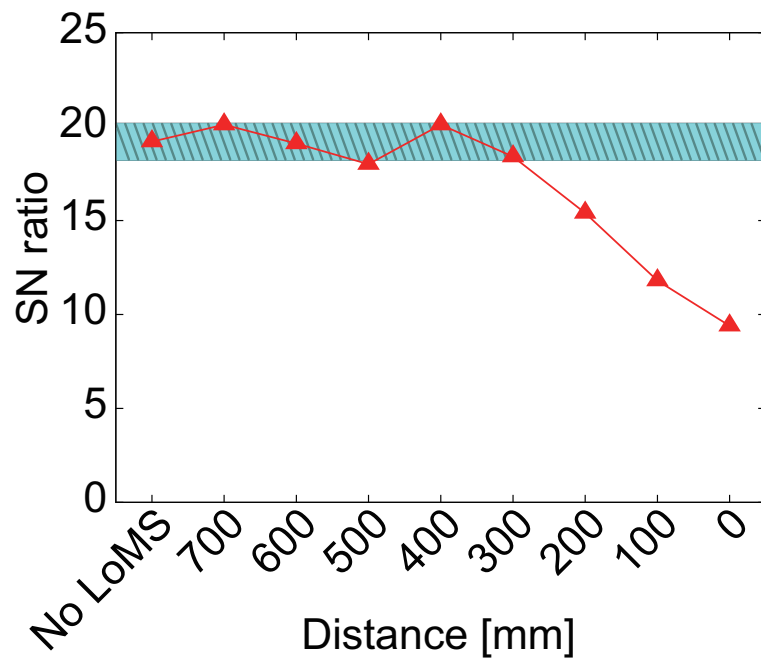


Figure 4.4: Signal-to-noise ratio (SNR) of phantom images measured by MRI against distance between LoMS and head coil of MRI: Shaded green area represents $\pm 5\%$ of SNR of no LoMS condition as the allowable error level. SNR does not decrease when the distance is 300 [mm] and more.

4.1.3 LoMS の動作による MR 画質への影響

次に LoMS の動作により MRI 画質が低下しないことを評価する為に、人が装着していない状態で

- LoMS が静止している場合と、
- LoMS が動作している場合

においてファントムの撮像を行い SNR を比較する。どちらの場合も LoMS からヘッドコイルまでの距離を 400[mm] に設定した。この距離は 4.1.2 項において静止した LoMS の存在により MRI 画質が低下しない距離であり、人が LoMS を装着し脳を fMRI 撮像を行う場合のおおよそ最短距離である。4.1.2 項では LoMS が静止している場合のファントムの撮像を行っているが、条件を揃える為に改めてヘッドコイルから 400[mm] の位置に LoMS を固定し LoMS 静止時と動作時の撮像を行う。LoMS が動作している場合の撮像では、LoMS が単体で左右の脚を交互に屈伸するステップ動作を行う。なお動作の周期は 2[sec] とする。また、LoMS の制御は各人工筋肉への供給圧力遷移を事前に計算し開ループ制御を行う。

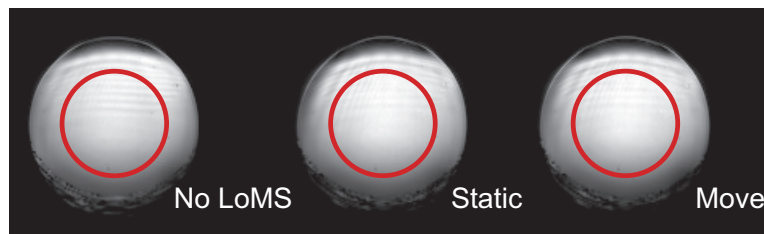


Figure 4.5: EPI - T_2^* images of phantom subject when LoMS move or is static: LoMS is set at 400 [mm] from the head coil which distance is the shortest practical distance when a human wears LoMS. There is no difference comparing the phantom images in moving condition, static condition and No LoMS condition.

LoMS の動作による MRI 画質への影響評価におけるファントム画像を Fig. 4.5 に示す。LoMS 動作時の画像は LoMS 静止時及び LoMS が MRI 検査室内に存在しない場合の画像と比較し同等である。また各画像中の破線円内が ROI である。また、比較基準となる LoMS が検査室内に存在しない場合と LoMS 静止時及び動作時のファントム画像中の ROI の SNR を Fig. 4.6 に示す。図中の斜線部分は LoMS が検査室内に存在しない場合の SNR 値の $\pm 5[\%]$ を示している。全ての場合において SNR が誤差 5[%] 以内であり、LoMS の動作により MRI 画質が低下しないことを確認した。

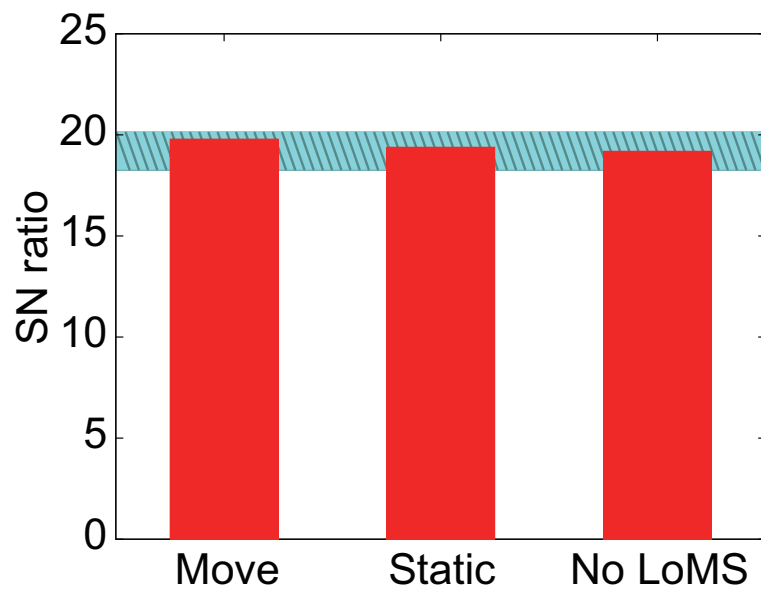


Figure 4.6: Signal-to-noise ratio (SNR) of phantom images measured by MRI when LoMS moved and is static when LoMS is set 400 [mm] from head coil of MRI: 400 [mm] is the shortest practical distance between LoMS and the head coil when a human wears LoMS. Shaded green area represents $\pm 5[\%]$ of SNR of no LoMS condition as the allowable error level. SNR does not decrease with the motion of LoMS.

4.2 RFパルスノイズ試験

次にRFパルスノイズ試験により、LoMSの関節角度計測がfMRIのRFパルスによるノイズを受けないことを確認する。MRI撮像中にLoMSを動作させ関節角度を計測し、RFパルスによるノイズがローパスフィルタにより遮断されていることを周波数スペクトルで確認する。

4.2.1 実験方法

MRI撮像中に

- ローパスフィルタを介さず角度計測する場合と、
- ローパスフィルタを介し角度計測する場合

の2つの場合で角度計測を行い、周波数スペクトルで評価する。サンプリング周波数は500[Hz]であり、LoMSは約0.5[Hz]の周期で動作する。なお、ポテンショメータの電位取得時に使用するローパスフィルタのカットオフ周波数は10.6[Hz]である。また、股関節が最もMRI本体に近くRFパルスの影響を受けるので、股関節角度の周波数スペクトルを代表として扱う。

4.2.2 RFパルスによる関節角度計測への影響

Figure 4.7にローパスフィルタを介さずにLoMSの股関節角度を計測した場合の周波数スペクトルを示す。動作は2[sec]であり動作により主に出現する周波数は0.5[Hz]である。Figure 4.7では約 $2.5 \times n$ [Hz] (n は自然数)で繰り返し高い値が出現している。これはMRI撮像時のRFパルス(10[MHz]以上)が折り返した結果として出現するノイズである。Figure 4.8にローパスフィルタを介しLoMSの股関節角度を計測した場合の周波数スペクトルを示す。Figure 4.8では0[Hz]付近の低周波数でのみ高い値であり、Fig. 4.7で見られた $2.5 \times n$ [Hz]で出現するRFパルスによるノイズが遮断されていることが分かる。以上より簡易なCRローパスフィルタを介することで、MRIの撮像動作に伴うRFパルスによるノイズを受けずにLoMSが角度計測可能であることを確認した。

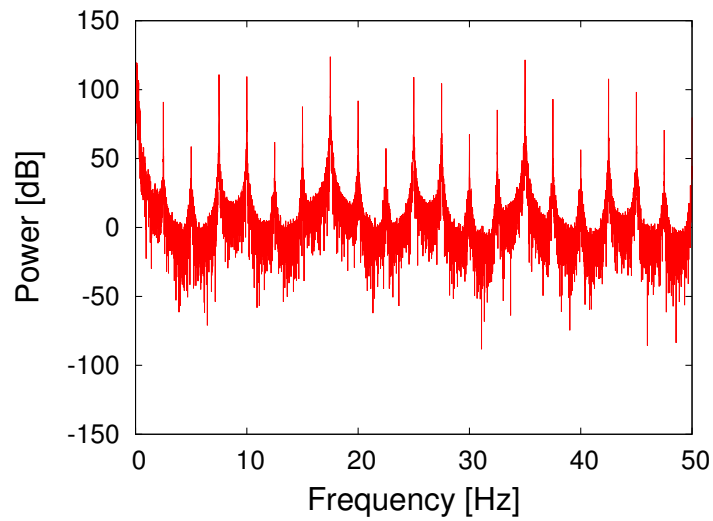


Figure 4.7: Power spectrum of hip joint angle data measured without low-pass filter: The frequency of motion is about 0.5 [Hz]. There are peaks of noise around every 2.5 [Hz]. This noise is due to the electromagnetic wave of MRI.

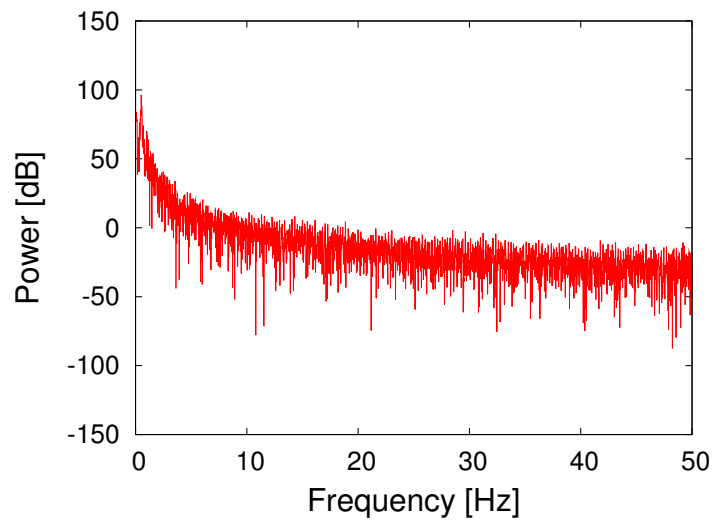


Figure 4.8: Power spectrum of hip joint angle data measured with low-pass filter: The frequency of motion is about 0.5 [Hz]. There is not noise due to an electromagnetic wave of MRI like in Fig. 4.7.

第5章 歩行模擬動作提示性能評価

本章ではLoMSが歩行模擬動作を提示することにより装着者に与える動作感覚を筋活動の観点から評価する。LoMSによる歩行模擬動作時に装着者は仰臥位であり、歩行模擬動作により装着者にどのような動作感覚を与えるか明確にする必要がある。LoMSによる歩行模擬動作提示により装着者へ与える動作感覚を評価するために、トレッドミル歩行時と歩行模擬動作時の生体電位 (Bioelectrical potential: BEP) 遷移および遊脚期の足関節底屈筋の抑制反応を比較する。

5.1 生体電位による評価

まず、歩行模擬動作時のBEP遷移を評価するために、トレッドミル歩行時と歩行模擬動作時のBEP遷移を比較する。動作1サイクル (Fig. 5.1) 中の両動作のBEP遷移の相関係数を算出し評価を行う。

5.1.1 評価方法

BEP計測では歩行時に使用する主要な5つの筋を計測点とする。計測点とする筋は腸腰筋 (iliopsoas: IP), 大腿四頭筋 (quadriceps femoris: QF), 大腿二頭筋 (biceps femoris: BF), 前脛骨筋 (musculus tibialis anterior: TA) およびヒラメ筋 (musculus soleus: SOL) の5筋である (Fig. 5.2)。計測した BEP_r は

$$BEP = \frac{1}{T} \int_0^T \left| \frac{BEP_r}{MVC} \right| dt \times 100 [\%MVC] \quad (5.1)$$

で積分し時間平均する。なお、積分範囲 T は50[ms]とした。 MVC は最大随意収縮 (Maximum voluntary contraction) 時のBEPである。BEPのサンプリング周波数は2,000[Hz]とした。

被験者は健康な20代男性8名である。各被験者はまずMVCを計測後、トレッドミル歩行時のBEP計測を行う。トレッドミル歩行ではメトロノームの音に動作周期を合わせて歩行を行う。続いてLoMSを装着した歩行模擬動作時のBEP計測を行う。なお、トレッドミル歩行及び歩行模擬動作の動作周期は2[sec]とした。トレッドミル歩行の立脚期と遊脚期の検知は足底の踵部、母指球部、小指球部及び母指に配した圧力センサにより行い、いずれかのセンサが圧感している場合を立脚、全てのセンサが圧感していない場合を遊脚とした。また、歩行模擬動作時の立脚期と遊脚期の検知はLoMSの関節角度よりつま先速度を算出して行い、垂

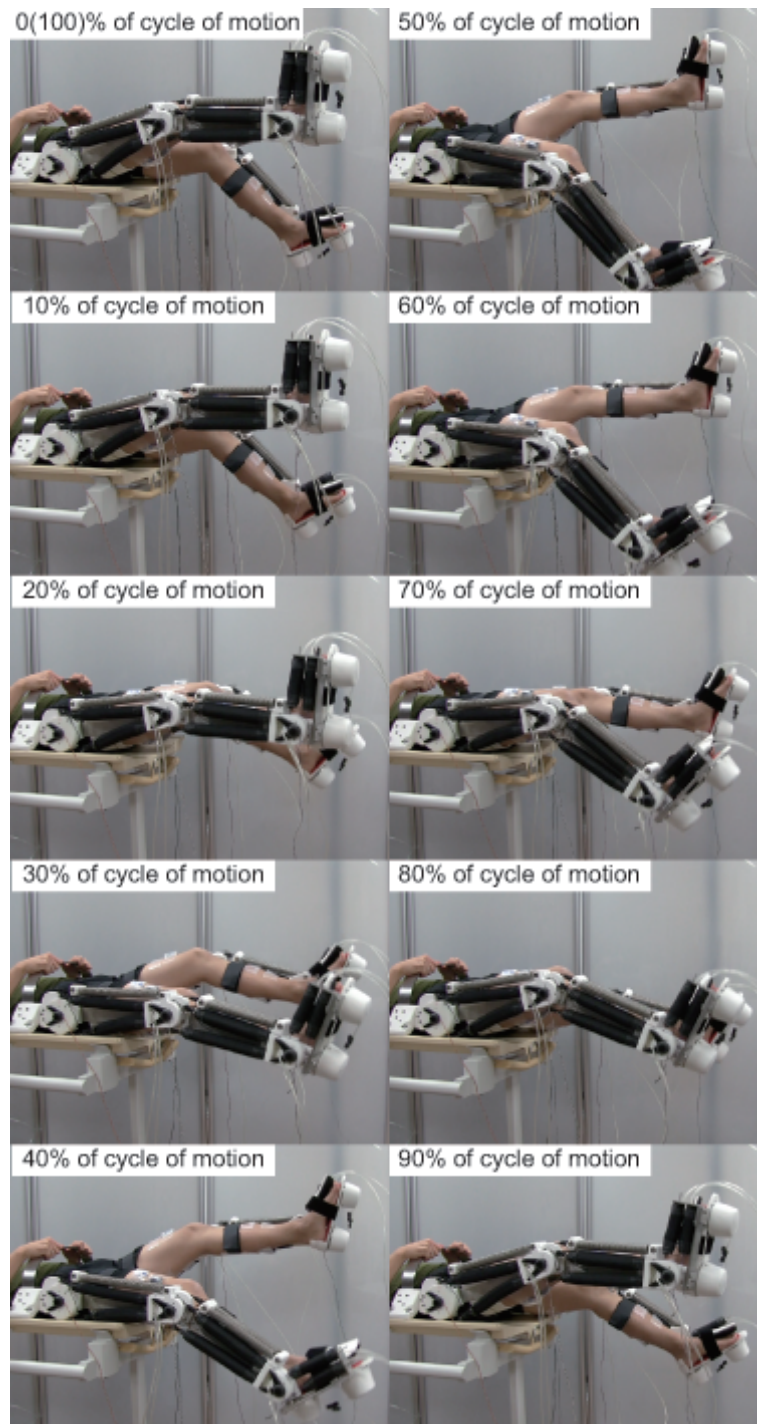


Figure 5.1: Cycle of gait-like motion: 0 [%] cycle of motion is at beginning state of stance phase (foot strike).

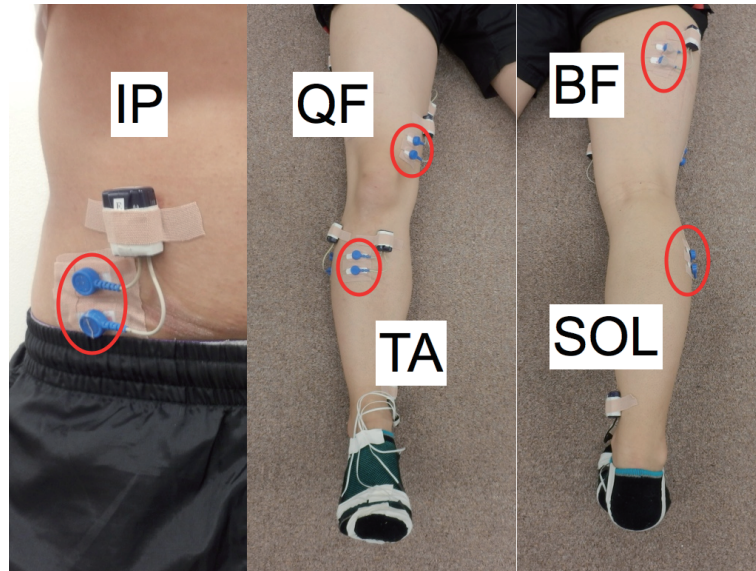


Figure 5.2: Positions of electrodes measuring BEP: BEP is measured at five main muscles for gait: iliopsoas (IP), quadriceps femoris (QF), biceps femoris (BF), musculus tibialis anterior (TA) and musculus soleus (SOL).

直方向に負の値の場合を立脚期とし、正の値の場合を遊脚期とした。動作1サイクルは立脚の始まりから遊脚の終わりまでとした。

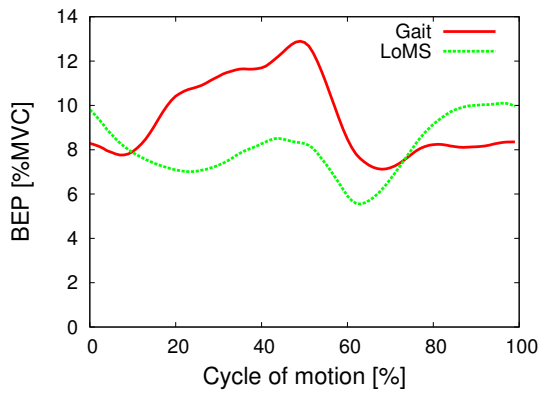
5.1.2 評価結果

Table 5.1 にトレッドミル歩行及び歩行模擬動作を比較した動作1サイクル（立脚期が0-約65[%]，遊脚期は約65-100[%]）中のBEP遷移の相関係数（ R ）を各被験者及び平均で筋毎に示す。Figure 5.3 に全被験者の平均の動作1サイクル中のBEP遷移をトレッドミル歩行及び歩行模擬動作を比較し筋毎に示す。IP (Fig. 5.3(a)) 及び QF (Fig. 5.3(b)) において歩行模擬動作と歩行でBEP遷移に中程度の相関があることを確認した ($0.4 < R < 0.7$)。TA (Fig. 5.3(d)) 及び SOL (Fig. 5.3(e)) において、歩行模擬動作と歩行でBEP遷移に強い相関があることを確認した ($R > 0.7$)。BF (Fig. 5.3(c)) において、歩行模擬動作と歩行でBEP遷移に相関が見られなかった ($R < 0.2$)。BFは股関節の伸展及び膝関節の屈曲に関わる筋である。歩行時、BFは立脚初期に強く活動している。一方で歩行模擬動作時には立脚終期に強く活動している。歩行時には立脚初期に体を前方へ移動することや遊脚初期に躓きを膝関節を屈曲するためにBFが高い活動を示す。しかし、歩行模擬動作時では立脚初期から中期にかけて膝関節を伸ばそうとする意志が働いており、立脚初期の活動が低いと考えられる。また、立脚中期から終期にかけて後方へ脚を蹴ろうとする意志が働いており、立脚終期に筋活動が高まったと考えられる。歩行模擬動作では普段意識せずに行う歩行動作を仰向け姿勢で意識して行うことにより実歩行時と比較して異なるタイミングでBFが活動してしまうが、IP, QF,

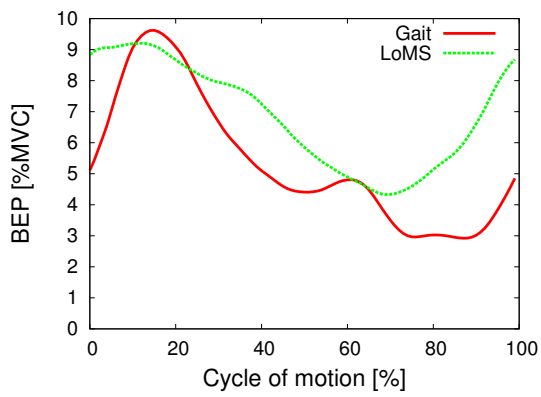
TA 及び SOL は歩行時と同様なタイミングで活動している。特に TA 及び SOL は足関節の拮抗筋であり，LoMS により歩行時の足関節の底背屈動作感覚を与えることが可能であることを確認した。また，Fig. 5.4 - 5.11 に各被験者の動作 1 サイクル中の BEP 遷移をトレッドミル歩行及び歩行模擬動作を比較し筋毎に示す。

Table 5.1: Correlation coefficient (R) of BEP transitions between gait and gait-like motion with LoMS of each volunteer (A - H) and average.

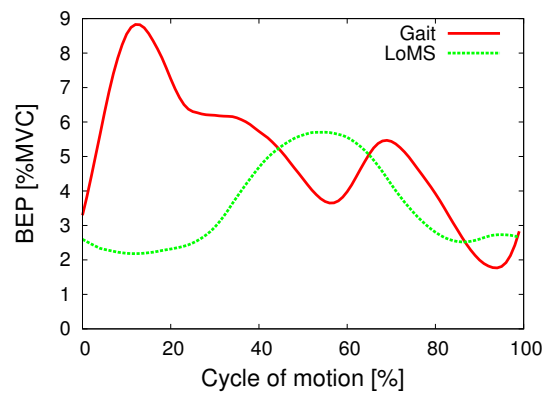
	A	B	C	D	E	F	G	H	Ave.	S.D.
IP	0.554	0.473	0.118	0.985	0.728	0.201	0.719	0.247	0.503	0.282
QF	0.610	0.364	0.395	0.633	0.690	0.641	0.498	0.941	0.596	0.172
BF	-0.705	-0.608	-0.190	-0.694	-0.265	0.150	0.230	0.323	-0.220	0.395
TA	0.703	0.835	0.766	0.787	0.710	0.754	0.849	0.843	0.781	0.054
SOL	0.860	0.700	0.911	0.948	0.737	0.775	0.819	0.941	0.836	0.088



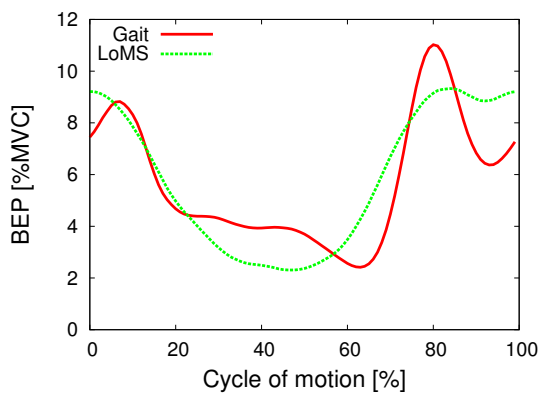
(a) Mean BEP transition of iliopsoas.



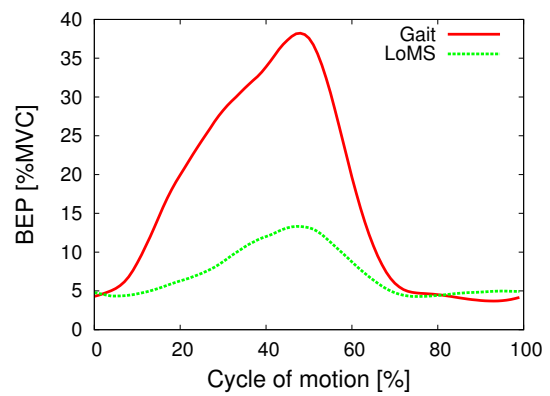
(b) Mean BEP transition of quadriceps femoris.



(c) Mean BEP transition of biceps femoris.

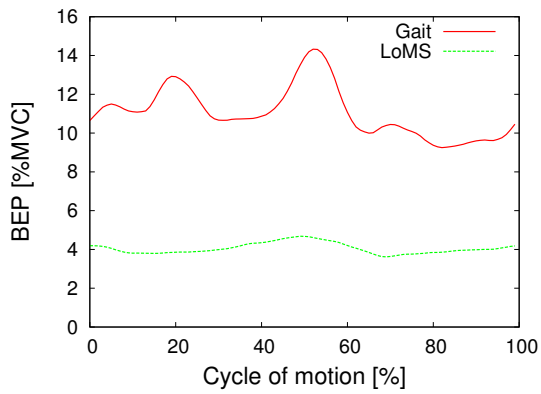


(d) Mean BEP transition of musculus tibialis anterior.

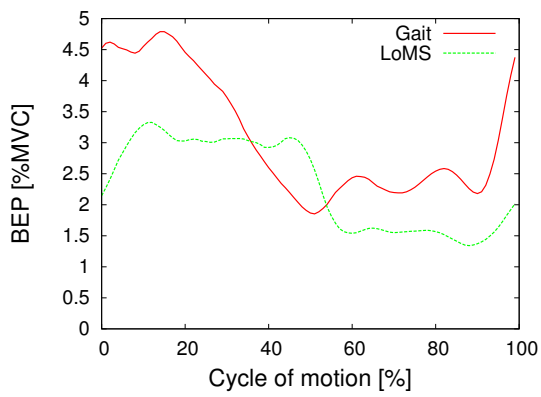


(e) Mean BEP transition of musculus soleus.

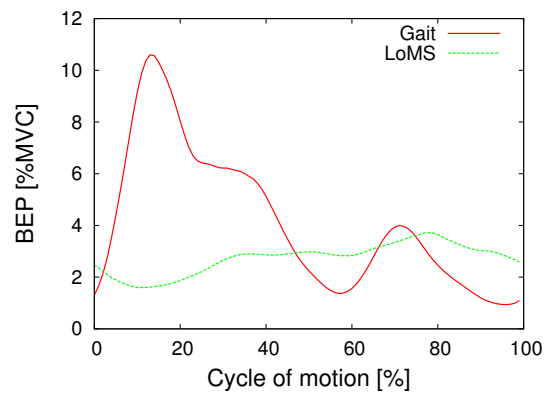
Figure 5.3: Mean BEP transition among all volunteers during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS.



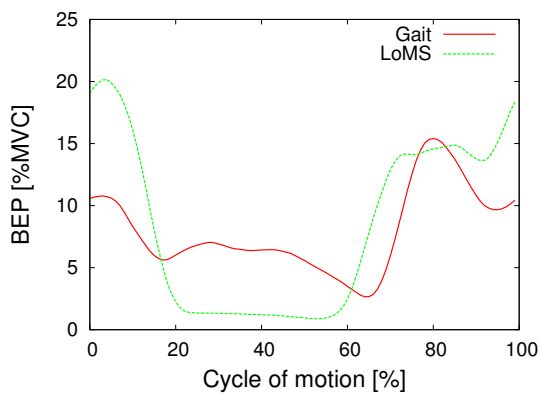
(a) Mean BEP transition of iliopsoas.



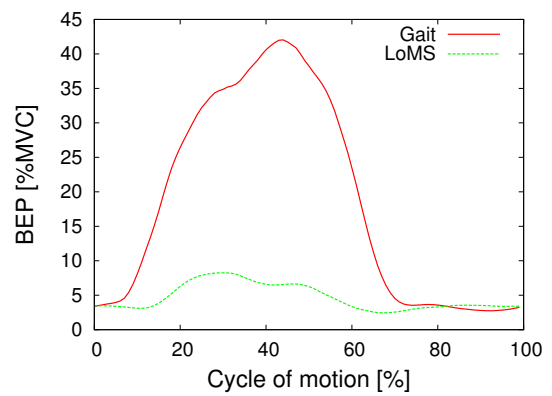
(b) Mean BEP transition of quadriceps femoris.



(c) Mean BEP transition of biceps femoris.

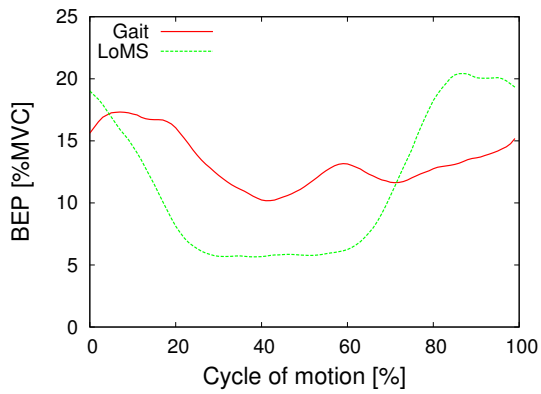


(d) Mean BEP transition of musculus tibialis anterior.

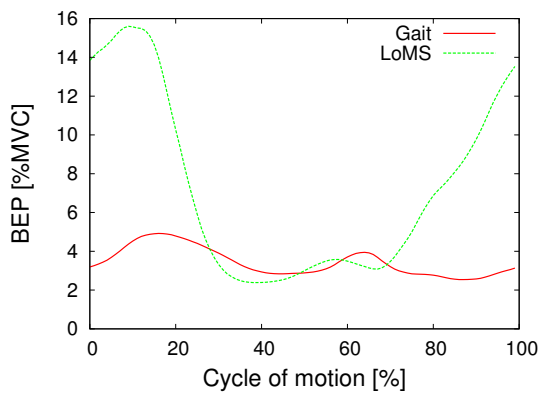


(e) Mean BEP transition of musculus soleus.

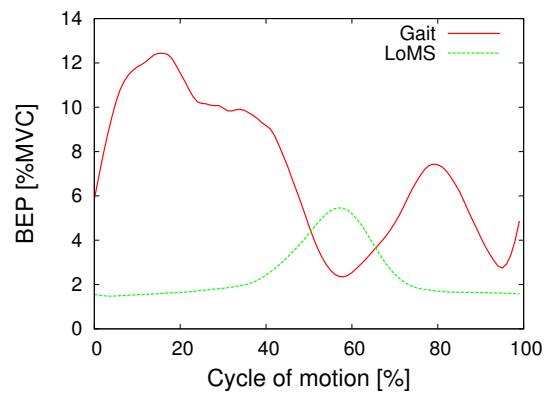
Figure 5.4: Mean BEP transition of volunteer A during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS.



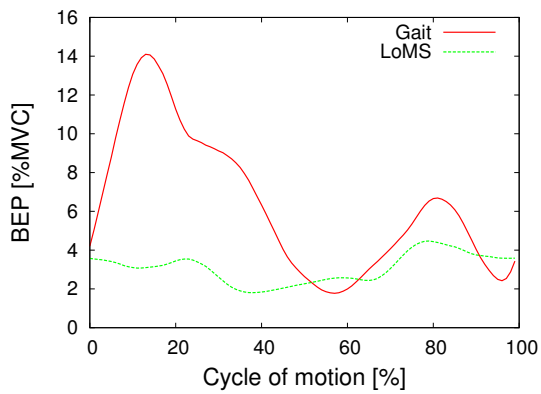
(a) Mean BEP transition of iliopsoas.



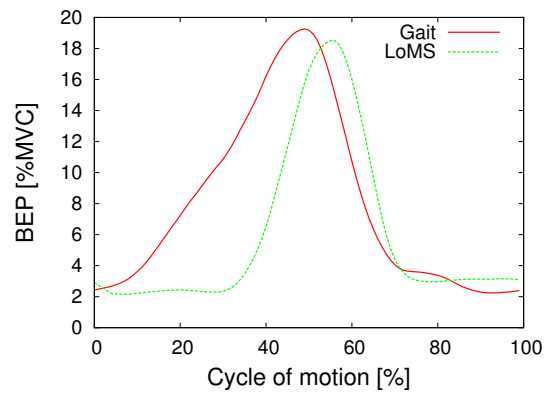
(b) Mean BEP transition of quadriceps femoris.



(c) Mean BEP transition of biceps femoris.

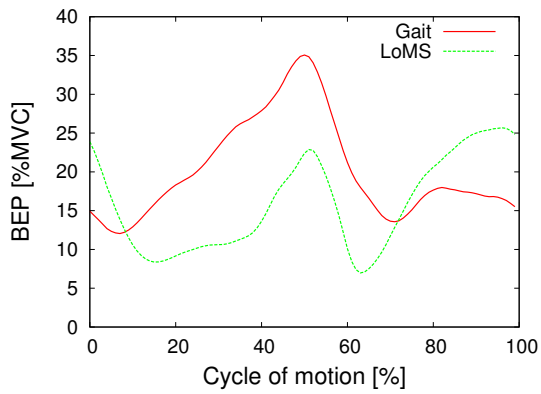


(d) Mean BEP transition of musculus tibialis anterior.

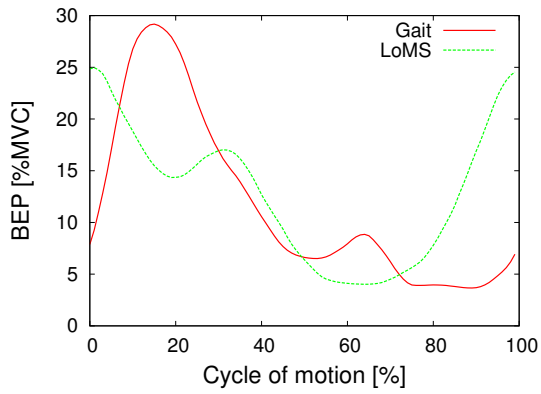


(e) Mean BEP transition of musculus soleus.

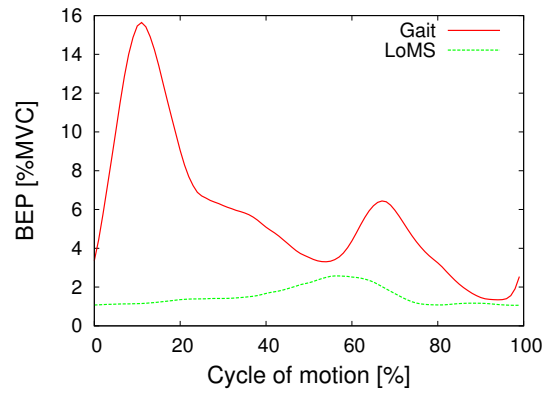
Figure 5.5: Mean BEP transition of volunteer B during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS.



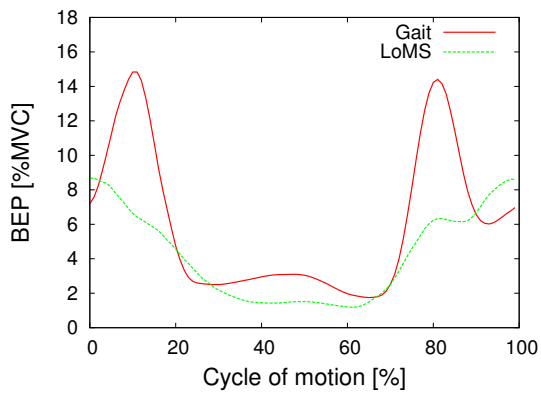
(a) Mean BEP transition of iliopsoas.



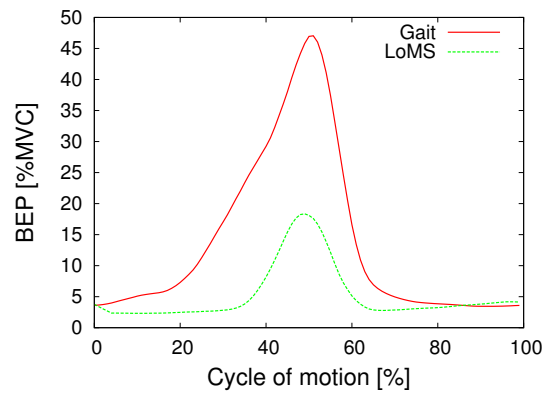
(b) Mean BEP transition of quadriceps femoris.



(c) Mean BEP transition of biceps femoris.

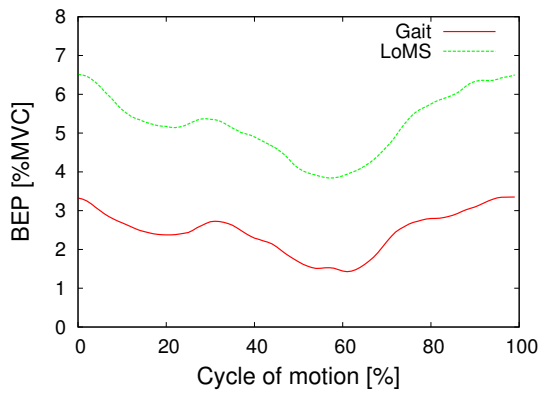


(d) Mean BEP transition of musculus tibialis anterior.

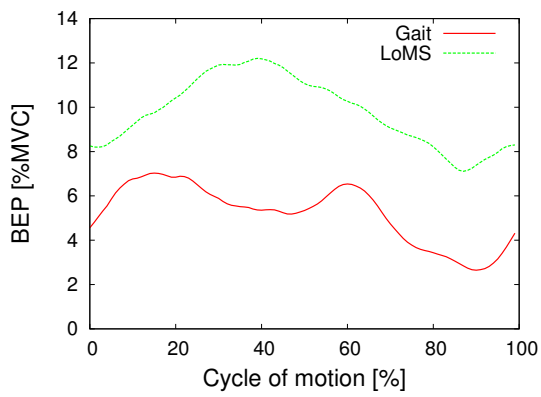


(e) Mean BEP transition of musculus soleus.

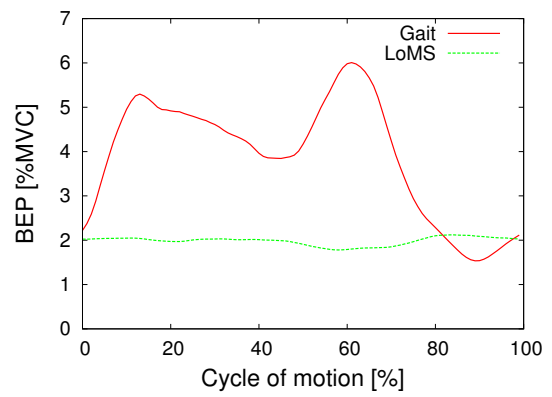
Figure 5.6: Mean BEP transition of volunteer C during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS.



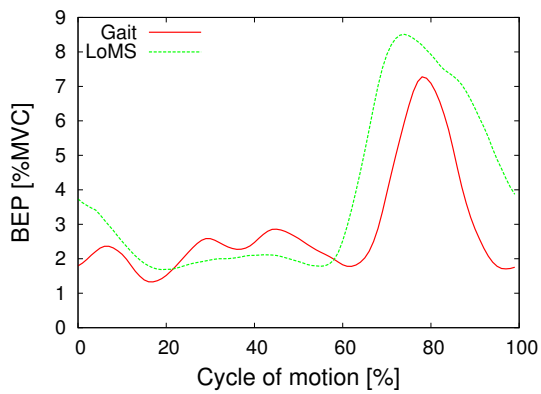
(a) Mean BEP transition of iliopsoas.



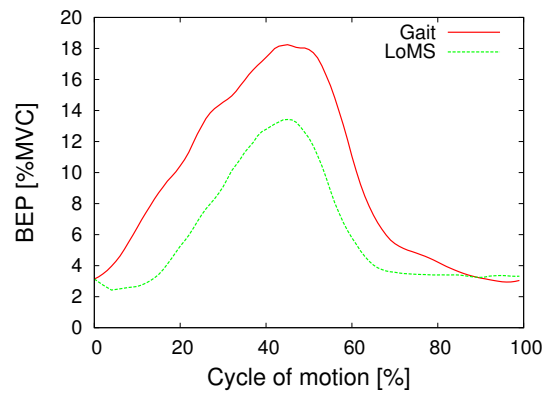
(b) Mean BEP transition of quadriceps femoris.



(c) Mean BEP transition of biceps femoris.

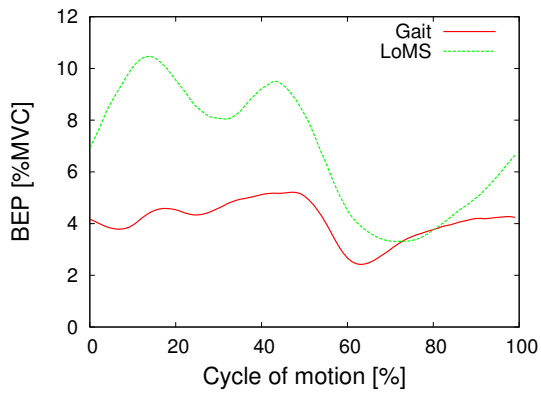


(d) Mean BEP transition of musculus tibialis anterior.

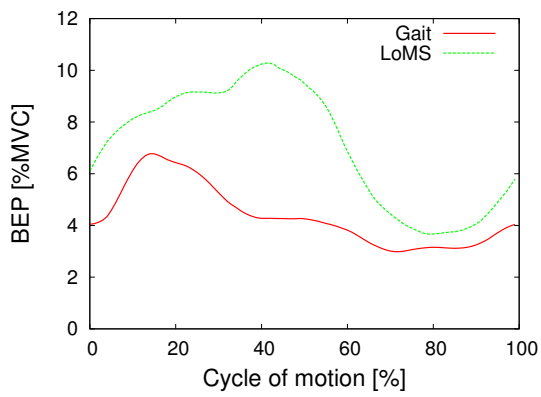


(e) Mean BEP transition of musculus soleus.

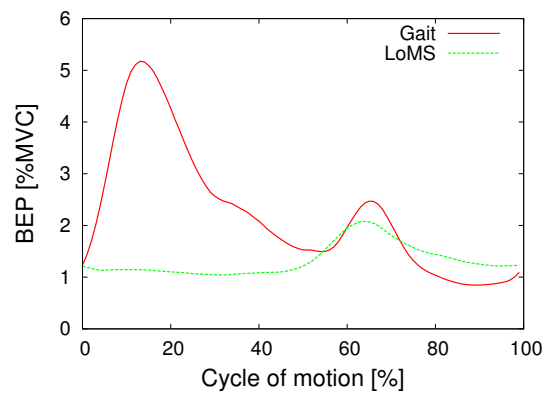
Figure 5.7: Mean BEP transition of volunteer D during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS.



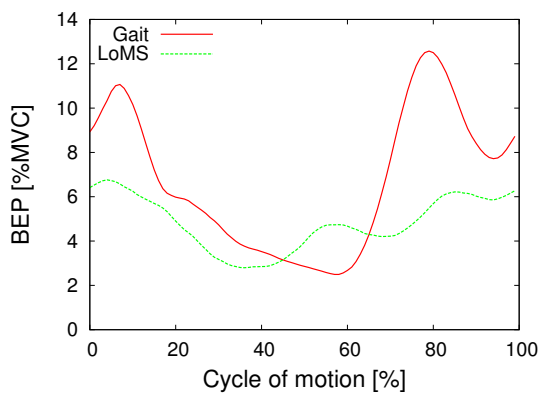
(a) Mean BEP transition of iliopsoas.



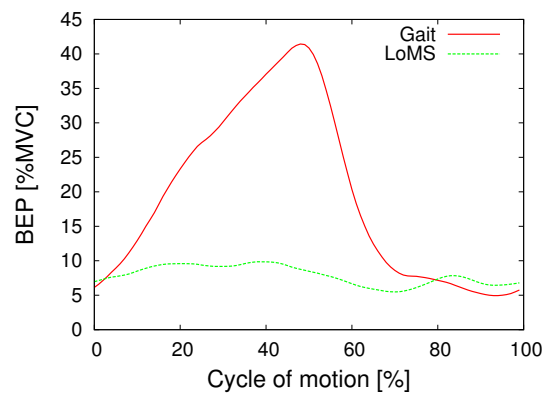
(b) Mean BEP transition of quadriceps femoris.



(c) Mean BEP transition of biceps femoris.

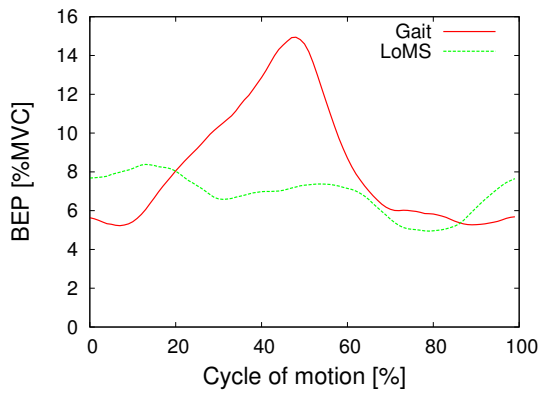


(d) Mean BEP transition of musculus tibialis anterior.

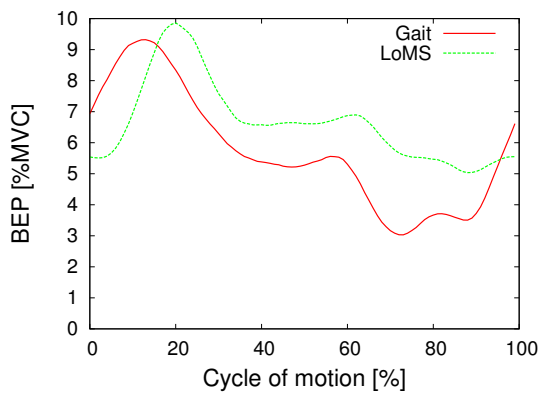


(e) Mean BEP transition of musculus soleus.

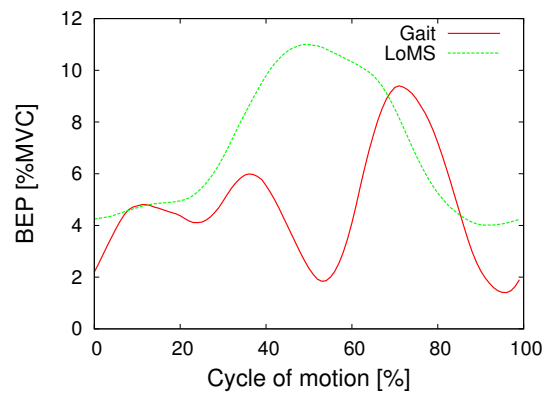
Figure 5.8: Mean BEP transition of volunteer E during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS.



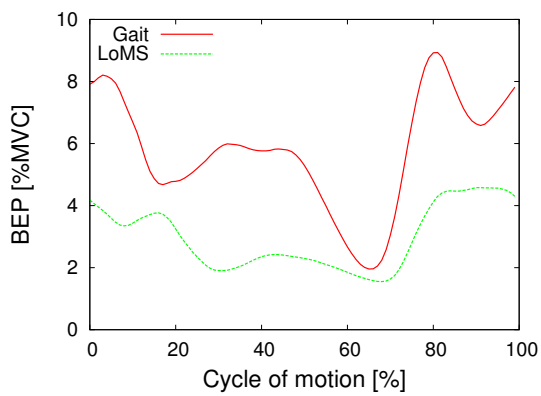
(a) Mean BEP transition of iliopsoas.



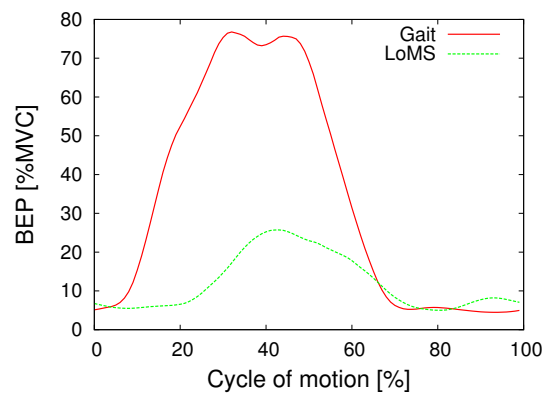
(b) Mean BEP transition of quadriceps femoris.



(c) Mean BEP transition of biceps femoris.

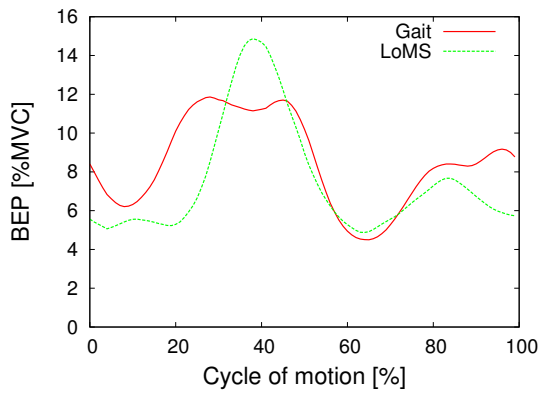


(d) Mean BEP transition of musculus tibialis anterior.

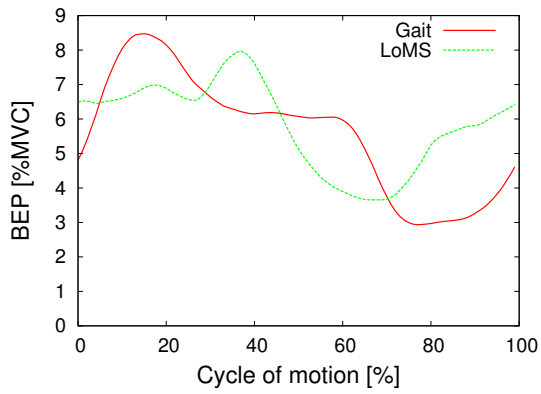


(e) Mean BEP transition of musculus soleus.

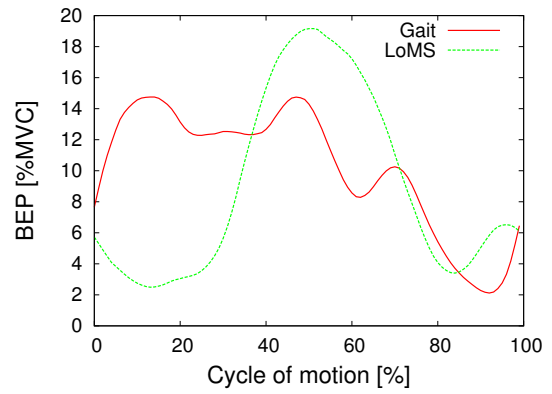
Figure 5.9: Mean BEP transition of volunteer F during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS.



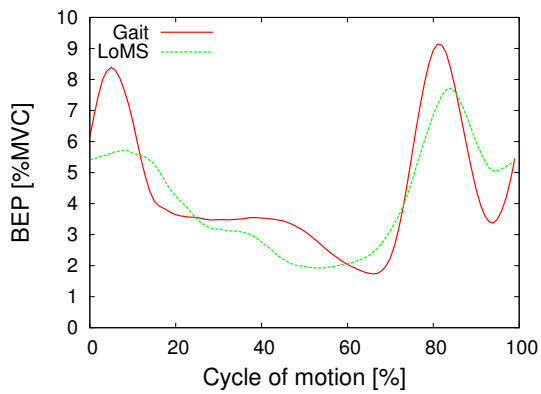
(a) Mean BEP transition of iliopsoas.



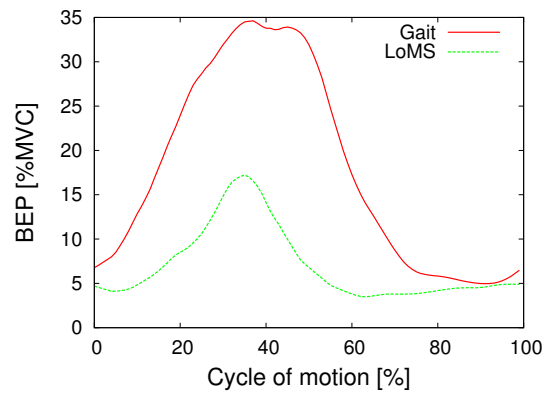
(b) Mean BEP transition of quadriceps femoris.



(c) Mean BEP transition of biceps femoris.

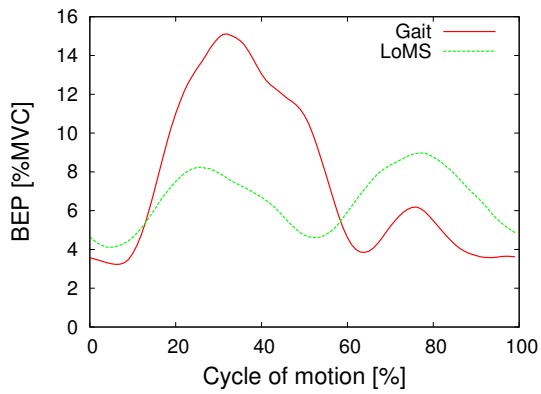


(d) Mean BEP transition of musculus tibialis anterior.

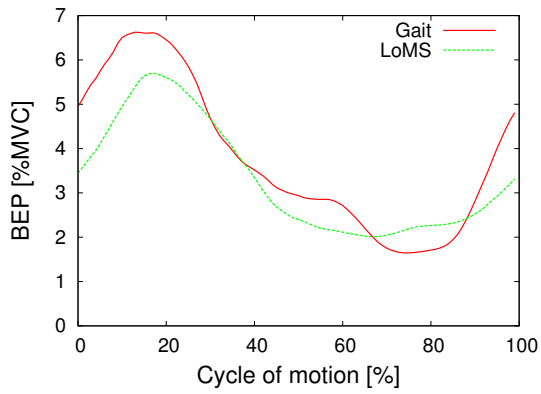


(e) Mean BEP transition of musculus soleus.

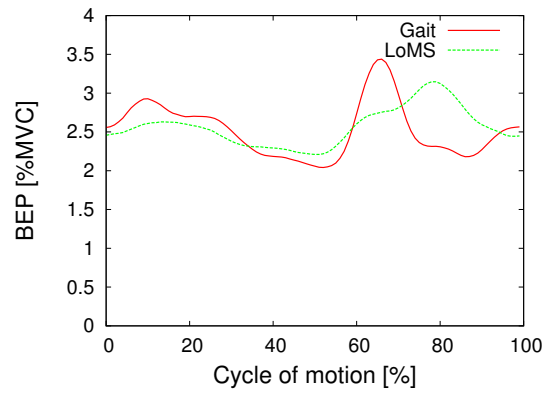
Figure 5.10: Mean BEP transition of volunteer G during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS.



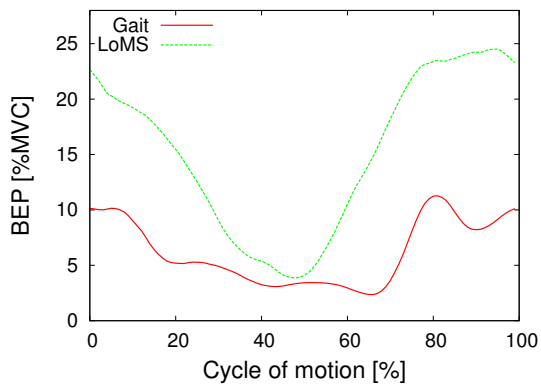
(a) Mean BEP transition of iliopsoas.



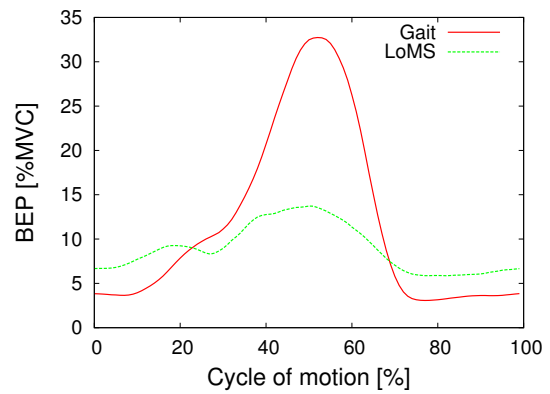
(b) Mean BEP transition of quadriceps femoris.



(c) Mean BEP transition of biceps femoris.



(d) Mean BEP transition of musculus tibialis anterior.



(e) Mean BEP transition of musculus soleus.

Figure 5.11: Mean BEP transition of volunteer H during one cycle of motion comparing treadmill gait and gait-like motion provided by LoMS.

et al., 1999 [44]) 等の反射が生じる。また、運動のフェーズに合わせて各筋で抑制反射が生じ (J. Shoji et al., 2005 [45], J.-C. Lamy et al., 2008 [46] C. Iglesias et al., 2008 [47]) , 足関節では底屈筋及び背屈筋で相互抑制が生じる。特に遊脚期に底屈筋であるヒラメ筋や腓腹筋などで抑制が顕著に見られる (N. Petersen, et al. 1999 [48]) 。これは遊脚期につまずきを防止するために、背屈筋を収縮させ足関節を背屈させており、背屈筋の収縮により抑制性介在ニューロンが底屈筋の興奮性介在ニューロンを抑制するからである。

5.2.2 H波とM波

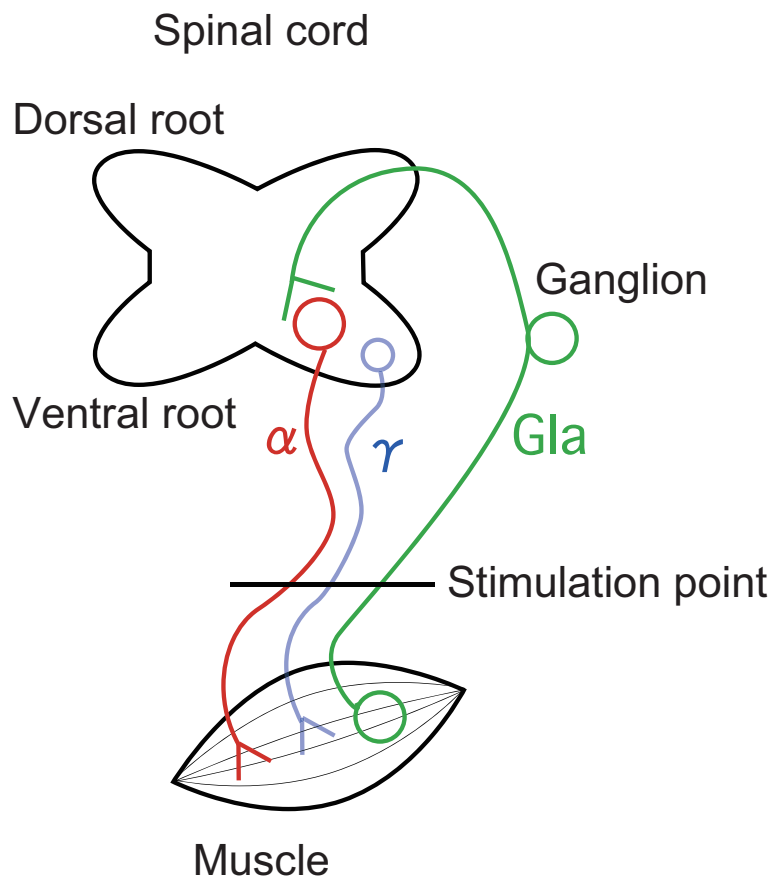


Figure 5.13: Connection of neurons and muscle.

筋の抑制を確認するためにはH (Hoffman) 波が用いられている ([40]-[48], W. N. Löscher et al., 1996 [49]) 。 Figure 5.13 に筋と運動ニューロンの連絡を示す。H波はGla求心性線維を低刺激強度で電気刺激することにより筋で発現する。Gla線維を電気刺激すると刺激がGla線維を上行し、脊髄に存在する α 運動ニューロンを刺激する。刺激を受けた α 運動ニューロンが興奮し、 α 遠心性線維を収縮指令が下行し、刺激後約30-40[ms]の間に目的の筋でH波が

発現する。また、電気刺激強度を高めると M 波 (Muscle action potential) が発現する。高刺激強度の電気刺激を与えると α 線維を興奮させ、興奮が α 線維を下行し、刺激から約 10[ms] 前後に筋で M 波が発現する。一方で、興奮は α 線維を上行し、GIa 線維から伝達してきた興奮と衝突し、GIa 線維の興奮は減少する。したがって M 波が発現する電気刺激強度では H 波が次第に減少し消滅する。

M 波は α 運動ニューロンを介さず発現するが、H 波では電気刺激から H 波が発現するまでに α 運動ニューロンを介す。 α 運動ニューロンは 5.2.1 項で述べた興奮性介在ニューロンに当たるため、H 波は抑制性介在ニューロンによる抑制の影響を受ける。そこで H 波を筋の抑制を確認するために用いる。同じ刺激強度の電気刺激を与えた際に、H 波強度が低下した場合に抑制が生じている。また、膝窩部から脛骨神経を刺激することにより足関節の底屈筋であるヒラメ筋で H 波が発現する。

5.2.3 評価方法

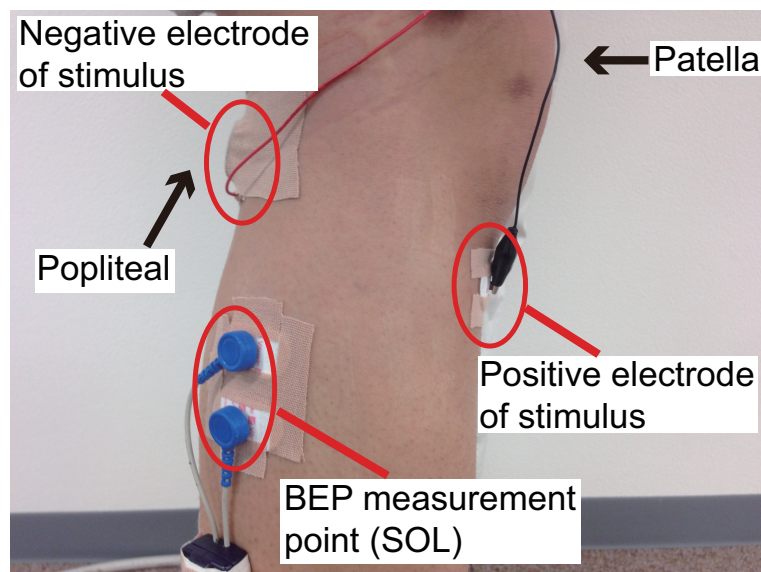


Figure 5.14: Electrode position for experiment of inhibition at musculus soleus.

歩行模擬動作の遊脚期にトレッドミル歩行の遊脚期と同様に足関節の底屈筋であるヒラメ筋が抑制されることを確認する。被験者は健康な 20 代男性 8 名である。ヒラメ筋の抑制を確認するために H 波を利用する。H 波を計測する為に、ヒラメ筋で BEP を計測する。BEP 計測のサンプリング周波数は 2,000[Hz] である。ヒラメ筋で H 波を誘発するために膝窩部中央から脛骨神経を刺激する (Fig. 5.14)。膝窩部に負極、膝頭下部に正極の刺激電極を固定した。刺激周期は 1.4[Hz]、刺激継続時間は 0.8[ms] とした。H 波強度は

$$I_H = BEP_H - BEP_B \quad (5.2)$$

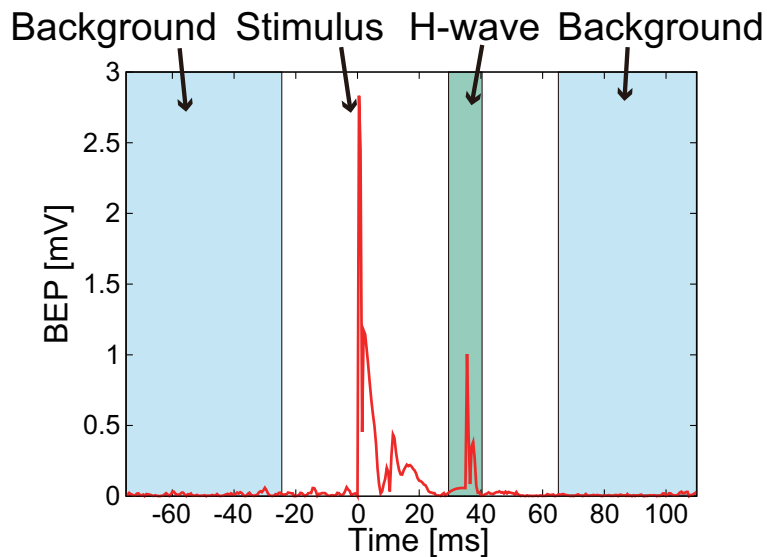


Figure 5.15: H-wave induced by electrical stimulation: H-wave is induced around 30 [ms] after electrical stimulus to the nervus tibialis from the popliteal region.

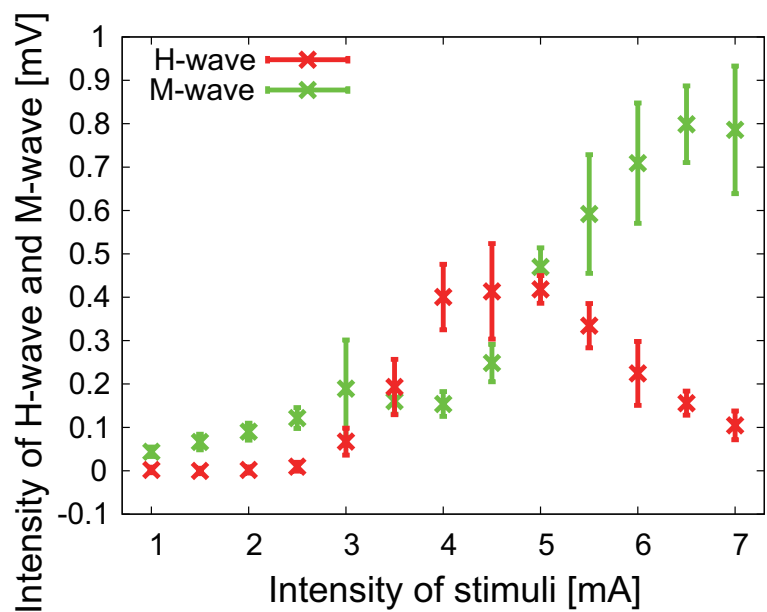


Figure 5.16: Peak of intensity of H-wave against intensity of stimuli: When the intensity of stimuli becomes strong, the intensity of H-wave becomes higher. When the intensity of stimuli becomes much stronger, the intensity of H-wave becomes lower and the intensity of M-wave becomes higher.

により求める。 BEP_H は刺激から 30-40[ms] 後の BEP の平均値、 BEP_B は刺激から 25-75[ms] 前及び 65-115[ms] 後の BEP の平均値である (Fig. 5.15)。なお、BEP は 50[Hz] をカットオフ周波数とするデジタル high-pass filter を通した後に絶対値を求める。

実験で用いる刺激強度を決定する為に、各被験者で安静立位時 (膝関節 0[deg]) に刺激強度を 1[mA] から徐々に上げ (Fig. 5.16)、H 波強度が最も高くなる刺激強度を実験に用いる強度とした。なお、刺激強度の決定では被験者が刺激により痛みを感じない範囲で刺激を行った。

被験者は健康な 20 代男性 8 名である。トレッドミル歩行時及び歩行模擬動作時に H 波を計測し H 波強度を算出する。両動作の動作周期は 2[sec] とした。動作位相は 5.1.1 項と同様に検出する。動作サイクルを 10 相 (立脚期は 1-5 相、遊脚期は 6-10 相) に分割し、被験者毎に各相の H 波強度の平均値

$$Ave_H = \frac{1}{n} \sum I_{Hi} \quad (i = 1, \dots, n : \text{刺激数}) \quad (5.3)$$

を算出する。また、被験者間で H 波強度を比較するために、立脚期中の H 波強度の最大値 Ave_{Hmax} を用い、

$${}_n Ave_H = \frac{Ave_H}{Ave_{Hmax}} \quad (5.4)$$

により標準化する。

5.2.4 評価結果

Figure 5.17 に全ての被験者の H 波強度の平均値を示す。赤はトレッドミル歩行時、緑は歩行模擬動作時の H 波強度を示す。Table 5.2 に各動作での立脚期と遊脚期の H 波強度を比較した t 検定の結果を示す。トレッドミル歩行及び歩行模擬動作でそれぞれ立脚期 (1-4 相) と比較し、遊脚期 (6-10 相) の H 波強度は有意に低下した ($p < 0.05$)。トレッドミル歩行時では立脚終期 (5 相) に対して遊脚前中期 (6-8 相) の H 波強度は有意に低したが、遊脚終期 (9-10 相) の低下に有意差は見られなかった。歩行模擬動作時では立脚終期 (5 相) 相に対して遊脚期の H 波強度の低下に有意差は見られなかった。両動作の 5 相では遊脚期の準備に入っており、H 波強度が低下し始めていると考えられる。以上より、歩行模擬動作時によって歩行時の遊脚期に生じる足関節底屈筋の抑制を誘発可能であることを確認した。また、Fig. 5.18-5.25 に各被験者の H 波強度を、Table 5.3-5.10 に各被験者の各動作での立脚期と遊脚期の H 波強度を比較した t 検定の結果を示す。

ここで、歩行模擬動作により歩行時と同様に抑制が生じることについて考察する。運動制御は随意的制御と自動的制御に分けられる (高草木ら, 2001, [50])。随意的制御は大脳皮質-基底核ループによって行われる。一方で、自動的制御は反射や筋緊張、歩行リズムの調整など意識に上がらない制御を行い、小脳、脳幹及び脊髄レベルで行われる (S. Grillner, 2011, [51], S. Rossignol, 2011 [52], Mori, 1987 [53])。特に脳幹の脚橋被蓋核の腹外側部は筋の緊張を調節する機能を担っている (K. Takakusaki et al., 1994 [54])。歩行模擬動作により歩行時と同様の抑制反射が生じたことから、歩行模擬動作によって自動的制御が歩行の状態に切り替わっ

たとえられる。すなわち歩行模擬動作により，小脳，脳幹，脊髄レベルで歩行動作を誘起することが可能であると考えられる。

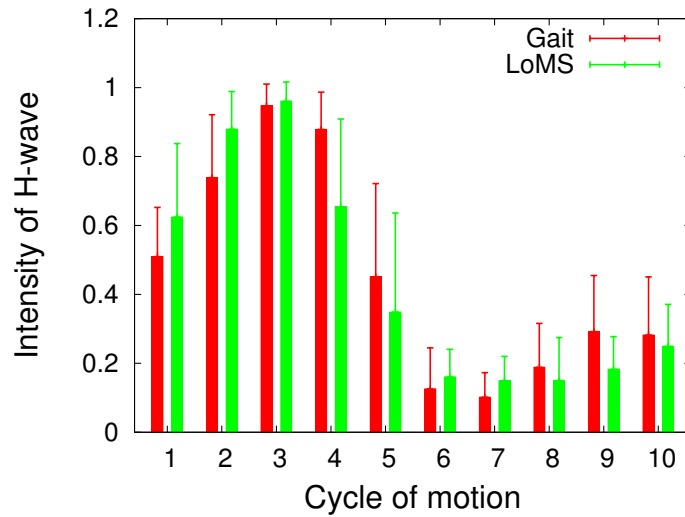


Figure 5.17: Mean intensity of H-wave among all volunteers comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS.

Table 5.2: Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of all volunteers.

	Gait					LoMS				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
6	***	***	***	***	**	***	***	***	***	
7	***	***	***	***	***	***	***	***	***	*
8	***	***	***	***	**	***	***	***	***	
9	**	***	***	***		***	***	***	***	
10	**	***	***	***		***	***	***	***	

*: $p < 0.10$, **: $p < 0.05$, ***: $p < 0.01$

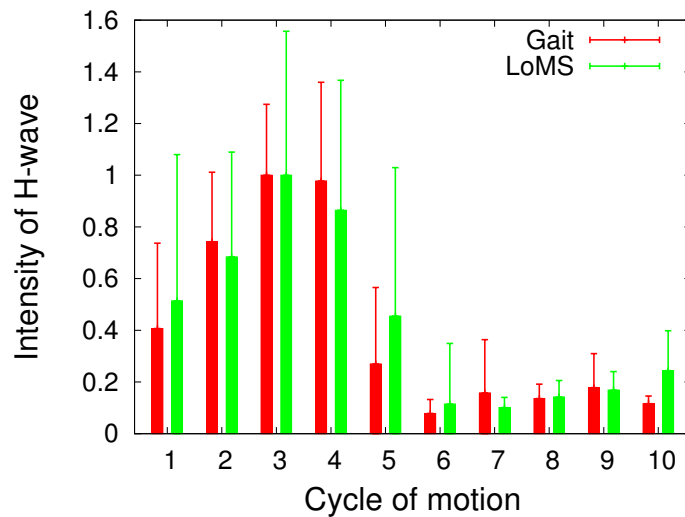


Figure 5.18: Intensity of H-wave of volunteer A comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS.

Table 5.3: Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer A.

	Gait					LoMS				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
6	***	***	***	***	**	**	***	***	***	*
7	*	***	***	***		*	***	***	***	*
8	**	***	***	***		**	***	***	***	*
9	**	***	***	***		*	***	***	***	
10	**	***	***	***			***	***	***	

*:p<0.10, **:p<0.05, ***:p<0.01

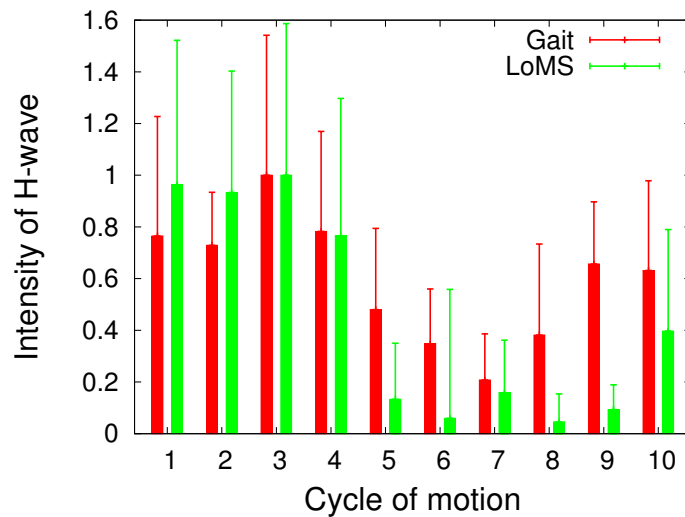


Figure 5.19: Intensity of H-wave of volunteer B comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS.

Table 5.4: Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer B.

	Gait					LoMS				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
6	**	***	**	**		***	***	***	***	
7	***	***	**	***		***	***	***	***	
8	**	**	**	**		***	***	***	***	
9						***	***	***	***	
10			*			***	***	***	**	**

*:p<0.10, **:p<0.05, ***:p<0.01

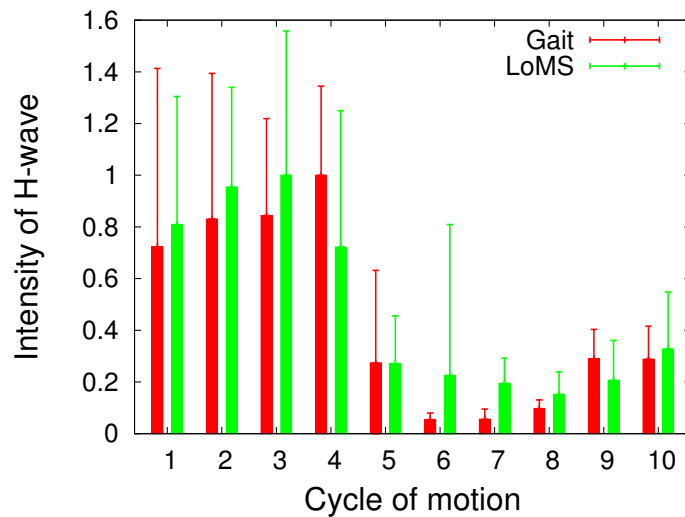


Figure 5.20: Intensity of H-wave of volunteer C comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS.

Table 5.5: Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer C.

	Gait					LoMS				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
6	***	***	***	***	**	**	***	***	*	
7	***	***	***	***	*	***	***	***	***	
8	**	***	***	***		***	***	***	***	*
9	*	**	***	***		***	***	***	***	
10		**	***	***		***	***	***	**	

*:p<0.10, **:p<0.05, ***:p<0.01

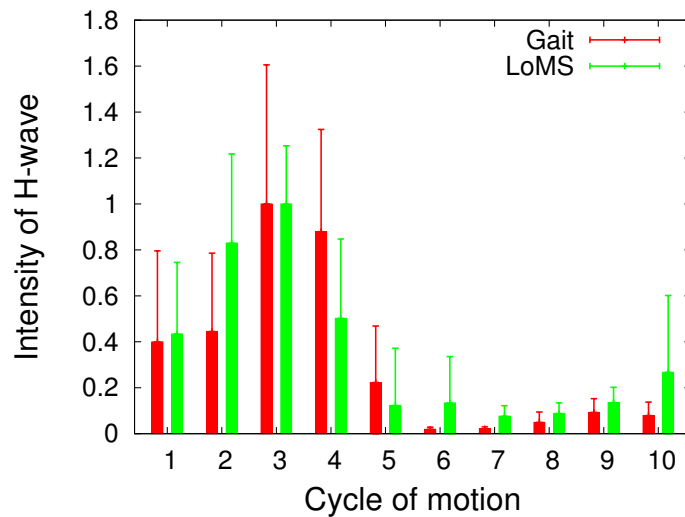


Figure 5.21: Intensity of H-wave of volunteer D comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS.

Table 5.6: Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer D.

	Gait					LoMS				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
6	***	***	***	***	**	**	***	***	***	
7	**	**	***	***	*	***	***	***	***	
8	**	***	***	***	**	***	***	***	***	
9	*	**	***	***		**	***	***	***	
10	**	***	***	***	*		***	***	*	

*:p<0.10, **:p<0.05, ***:p<0.01

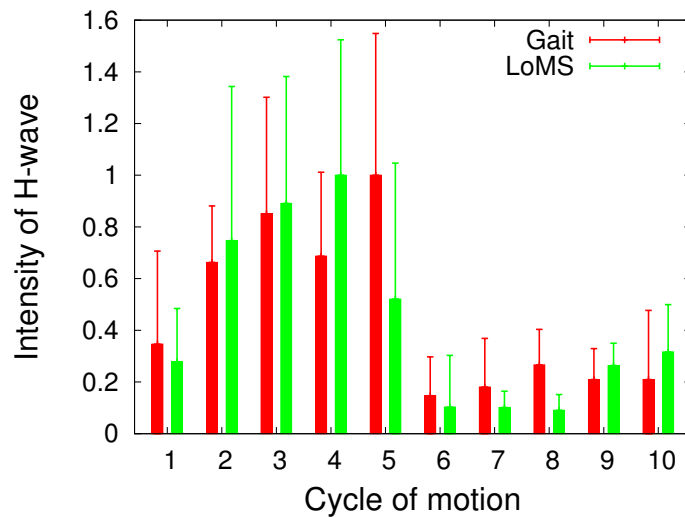


Figure 5.22: Intensity of H-wave of volunteer E comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS.

Table 5.7: Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer E.

	Gait					LoMS				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
6		***	***	***	***	**	***	***	***	**
7		***	***	***	***	**	***	***	***	**
8		***	***	***	***	***	***	***	***	***
9		***	***	***	***		**	***	***	
10		***	***	***	***		**	***	***	

*: $p < 0.10$, **: $p < 0.05$, ***: $p < 0.01$

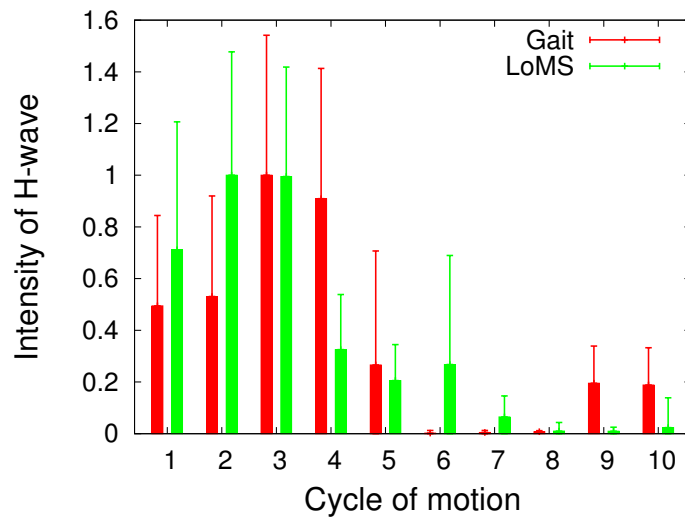


Figure 5.23: Intensity of H-wave of volunteer F comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS.

Table 5.8: Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer F.

	Gait					LoMS				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
6	***	***	***	***	*	**	***	***		
7	***	***	***	***		***	***	***	***	***
8	***	***	***	***	*	***	***	***	***	***
9	**	**	***	***		***	***	***	***	***
10	***	***	***	***		***	***	***	***	***

*: $p < 0.10$, **: $p < 0.05$, ***: $p < 0.01$

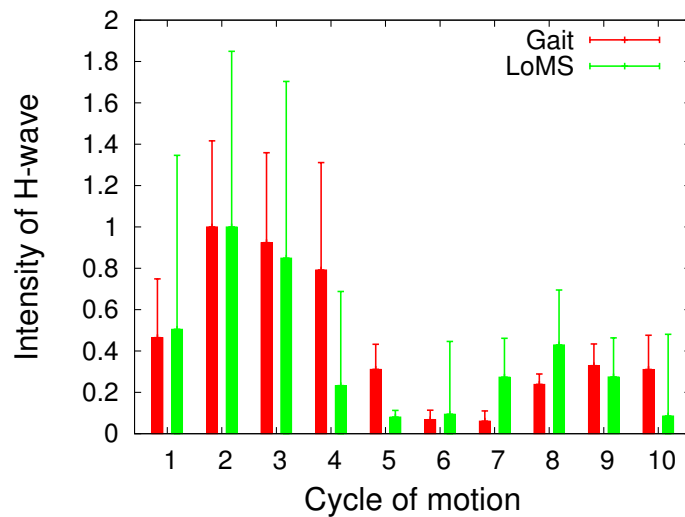


Figure 5.24: Intensity of H-wave of volunteer G comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS.

Table 5.9: Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer G.

	Gait					LoMS				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
6	***	***	***	***	***		***	***		
7	***	***	***	***	***		***	**		***
8	**	***	***	***	*		**	*		***
9		***	***	**			***	**		***
10		***	***	***		**	***	***		

*:p<0.10, **:p<0.05, ***:p<0.01

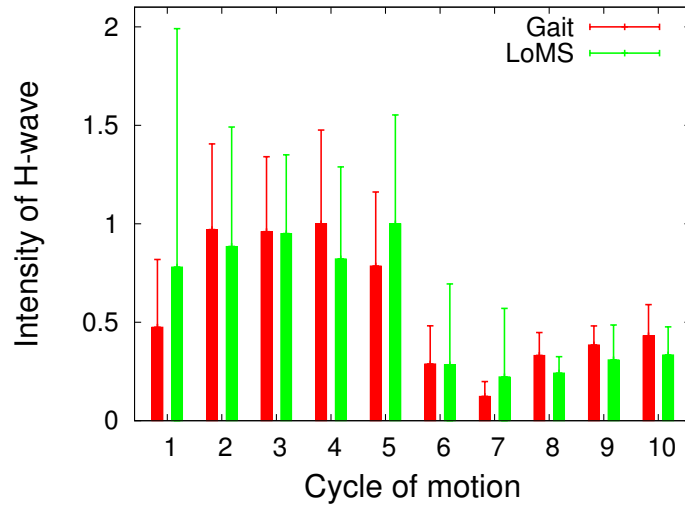


Figure 5.25: Intensity of H-wave of volunteer H comparing during treadmill gait and gait-like motion with LoMS.

Table 5.10: Significant difference between stance phase and swing phase of treadmill gait and gait-like motion with LoMS, of volunteer H.

	Gait					LoMS				
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
6		***	***	***	***		***	***	***	***
7	***	***	***	***	***	*	***	***	***	***
8		***	***	***	***		***	***	***	***
9		***	***	***	**		***	***	***	***
10		***	***	***	**		**	***	***	***

*:p<0.10, **:p<0.05, ***:p<0.01

第6章 歩行模擬動作時の脳活動計測

ここまで研究開発した LoMS が第4章では MRI 適合性を有することを確認した。また、第5章では LoMS が提示する歩行模擬動作により装着者に与える動作感覚を筋活動の観点から評価した。本章では LoMS を用い歩行模擬動作を行う際の脳活動を fMRI により計測する。

6.1 実験目的

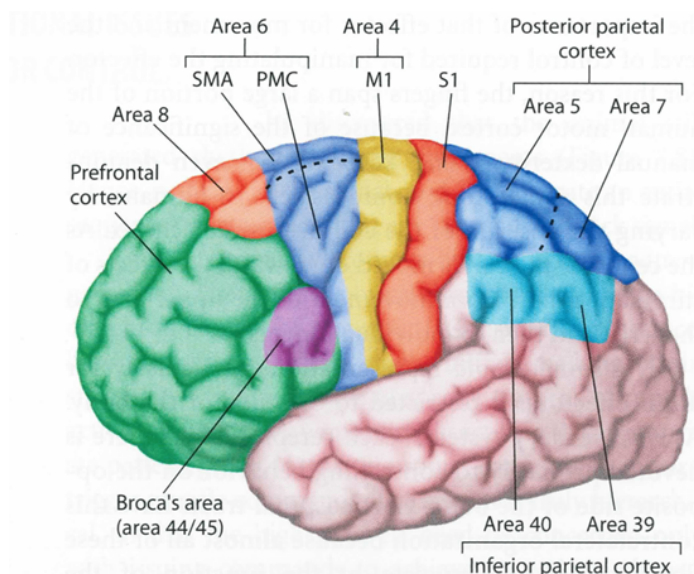


Figure 6.1: Motor areas of the cerebral cortex (“Cognitive Neuroscience,” pp. 335, 2014 [55]).

LoMS は MRI 適合性試験により fMRI 撮像環境下で fMRI 画質を低下させずに動作可能であることを確認し、歩行模擬動作提示性能評価により歩行模擬動作により小脳、脳幹、脊髄レベルで運動の自動制御が歩行状態になることを確認している。次に LoMS が実用環境で使用可能であること、及び、脳レベルでの歩行模擬動作による影響を確認する。そこで、本計測実験では LoMS を用いることにより

- 歩行模擬動作時の人の脳活動を fMRI により計測可能であること、及び
- 歩行模擬動作により歩行に関連する脳領域が賦活すること

を確認することを目的とする。歩行に主に関連する脳の領域は正中線付近の一次運動野 (primary motor area: M1), 補足運動野 (supplementary motor area: SMA) 及び一次体性感覚野 (primary somatosensory area: S1) とされる (Fig. 6.1)。歩行模擬動作によりこれらの領域が賦活することを確認する。

6.2 実験方法

本計測実験の被験者は健康な 20 代男性 13 名である。本計測実験で対象とする歩行模擬動作は MRI 寝台上に仰臥位となり, LoMS を装着し LoMS による支援を受けながら能動的に動作を行う。なお, 下肢の下に MRI 寝台は無く下肢を上下にスイングが可能であり, 実際の歩行と同様の軌道を描くことが可能である。動作周期は 2[sec] とする。また, 足底反力提示装置により, 動作周期に合わせた反力提示を行う。なお, 下肢の動作により頭部が動くこと fMRI 画像が生成出来なくなるため, 頭部の動作を抑制する為にハーネスを用いて被験者の体幹を MRI 寝台に固定する。

脳活動計測には第 3 章と同一の MRI 及びヘッドコイルを用いる。TR は 2,500[ms], TE は 35[ms] とする。計測は Block-design で行い, 被験者は 25 秒間の静止と 25 秒間の歩行模擬動作を交互に 4 回繰り返す (Fig. 6.2)。静止時及び動作時にそれぞれ合計 40 回, 計 80 回の撮像を行うこととなる。被験者への動作開始の合図は視覚的にスクリーン表示を行う。

脳活動の解析は MATLAB (ver. 8.1, MathWorks Inc., Massachusetts, USA) 上で動作する SPM8 (Wellcome Trust Center for Neuroimaging, London, United Kingdom) を用いて行う。静止時と動作時の脳活動から各被験者で歩行模擬動作に応じた賦活を解析 (個人解析) した後, 全被験者に共通して有意に高い賦活を歩行模擬動作時の脳活動として示す (集団解析, K. J. Friston et al., 1999 [56])。なお, 集団解析では多重比較補正を行い, FDR (False Discovery Rate) $p < 0.05$, Extent threshold $k=100$ とする (C. R. Genovese et al., 2001 [57])。

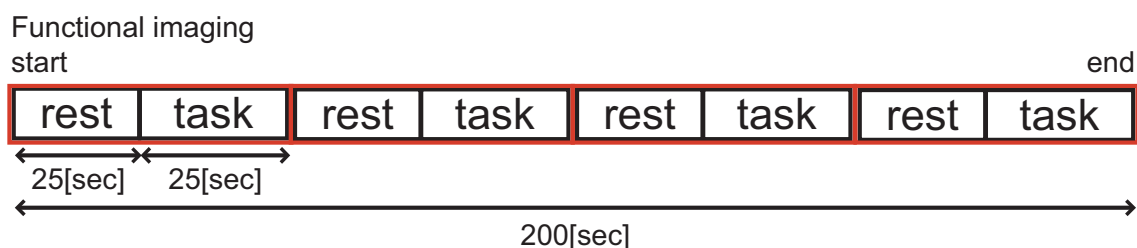


Figure 6.2: Block design of fMRI measurement: A subject undergoes 25-second rest and 25-second motor task. The subject repeats rest and task four times in one measurement trial.

6.3 実験結果

LoMS を装着し歩行模擬動作を行った際の脳活動画像を Fig. 6.3 に示す。Figure 6.3 は活動領域を矢状面，冠状面，水平面で表示している。正中線付近の M1 及び S1 で強い賦活が見られ，SMA で弱い賦活が見られた。また，6.1 項で示した領域以外に左半球のウェルニッケ野 (Brodmann Area: BA 40) 及び小脳虫部 (Vermis) で賦活が見られた。

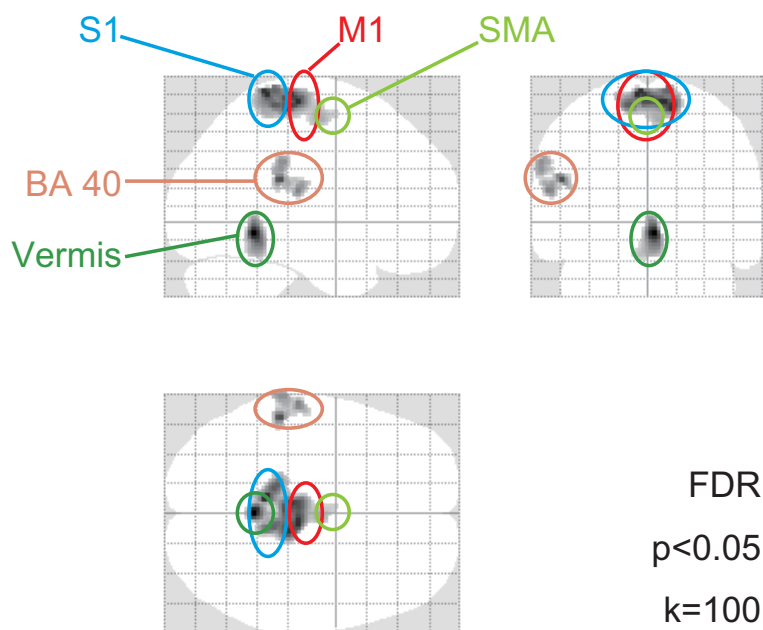


Figure 6.3: Brain activity during gait-like motion supported by LoMS: The brain activity is measured by fMRI when a subject wears LoMS and swings his lower extremities in the air during lying posture like gait. The brain activity is observed at supplementary motor area (SMA), medial primary motor area (M1) and medial primary somatosensory area (S1) which are related to gait. Wernicke's area (Brodmann Area: BA 40) and cerebellum vermis are also activated.

6.4 考察

SMA は左右の協調動作の企画に関連する領域である。M1 は運動指令を生成し脊髄へする役割を担う領域である。S1 は脊髄から体性感覚の入力を受ける領域である。正中線付近の M1 及び S1 は下肢の動作や感覚に関連する領域であり，SPECT や NIRS を用いた歩行時の脳活動計測においても同様の領域で賦活が観測されている (H. Fukuyama et al., 1997 [58], I. Miyai et al., 2001 [59]) .

ウェルニッケ野での賦活は左右対称ではなく、左半球でのみ見られた。ウェルニッケ野を含むシルビウス溝取り囲む領域は左半球優位で賦活する言語を司る領域である (P. Hagoort, 2013 [60])。ウェルニッケ野が賦活した理由として、歩行模擬動作中に、右、左、右、左、または、1、2、1、2などの様にカウントしていたことが考えられる。また、小脳虫部で賦活が生じている。小脳虫部は片脚立ちを維持する際に賦活することが報告されており (Y. Ouchi et al., 1999 [61])、バランスを調節する役割を担っている (S. M. Morton et al., 2004 [62])。なお、Fukuyama らは歩行時の脳活動計測で小脳虫部が賦活することを報告している (H. Fukuyama et al., 1997 [58])。

また本結果は、各被験者で個人差を含む歩行模擬動作時の賦活を解析した後に集団解析し、全被験者に共通する有意な賦活を示しているため、個人差による影響は消去されていると考えられる。したがって本結果は歩行模擬動作時の脳活動画像として妥当である。よってLoMSを装着し、LoMSが動作提示し装着者が歩行模擬動作を行う際の脳活動をMRIにより撮像可能であることを確認した。

第7章 半側負荷歩行模擬動作時の脳活動

本章では LoMS を用いた下肢動作時の脳活動計測の一例として、半側負荷歩行模擬動作を運動課題として設定し、動作時の脳活動計測を行う。

7.1 実験目的

本計測実験では運動課題として半側負荷歩行模擬動作を設定する。半側負荷歩行模擬動作では、右側のみに歩行模擬動作提示を行い（提示側）、左側は提示を行わない（負荷側）。また、被験者は負荷側の歩幅が提示側の歩幅と同程度となる様に、すなわち通常の歩行模擬動作と同じ動作軌道を描く様に動作指示をする。これにより、負荷側には自重による負荷が加わる。半側に負荷を加え動かしにくくすることで、通常の歩行模擬動作を行うという動作イメージに対し実際の動作感覚が乖離した状態にする。この乖離による脳活動変化を明らかにすることを本計測実験の目的とする。

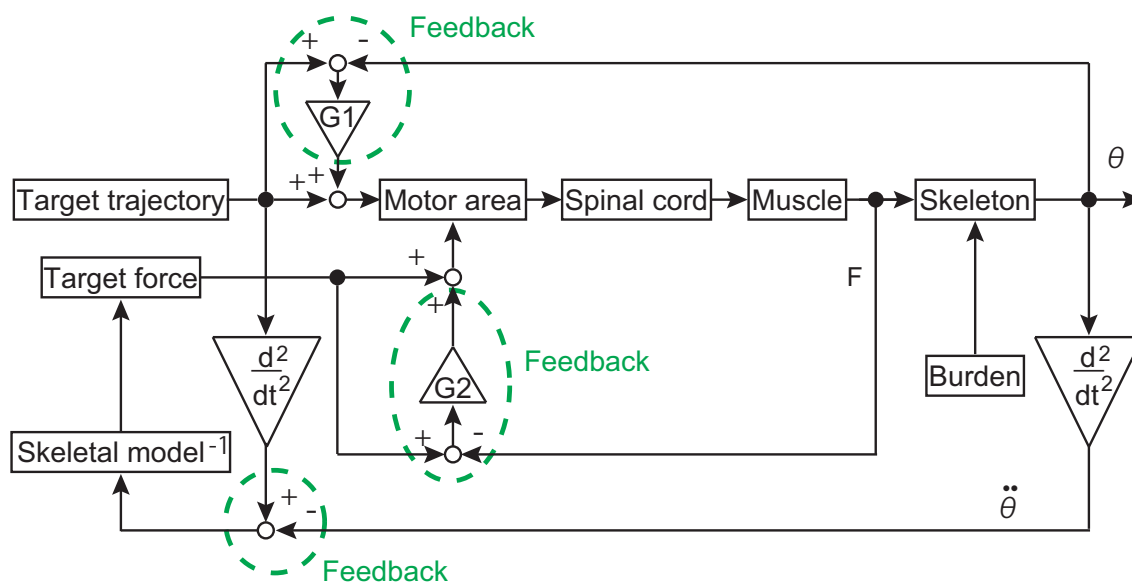


Figure 7.1: Motor control model: When burden is added to a body, regions playing a role of feedback (in green broken circles) are more activated.

人が動作を行う際に Fig. 7.1 に示す様に運動制御系が構成されると仮定する。目標軌道と

目標力をに対し、運動野で符号化を行い、脊髄を經由し筋が活動し動作する。動作による体性感覚を受けフィードバックが行われる。下肢に負荷を掛けることにより、動作イメージと動作感覚の間の乖離が大きくなりフィードバックに関連する領域が強く賦活すると考えられ、この領域を特定する。領域の特定は通常の歩行模擬動作時と半側負荷歩行模擬動作時の賦活を比較し行う。

また、両側に負荷を掛けるのではなく半側にのみ負荷を掛けることにより、脳活動に変化を与える要因を1つに絞る目的がある。脳活動変化の解析を目的とする場合の課題設定では、要因を1つに絞ることが重要である。脳活動変化の要因が複数であると、各要因による変化を特定することが不可能であるが、要因を1つに絞ることにより、脳活動変化と要因を対応付けることが可能になる。両側に負荷を掛ける場合、負荷による脳活動変化とともに、通常歩行模擬動作と比較し歩幅が小さくなることや両側の歩幅同士でずれが生じることが予想でき、脳活動変化の要因が複数になる。一方、半側にのみ負荷を与えることにより、負荷側の歩幅を提示側の歩幅に合わせる事が可能になり、通常歩行模擬動作と同等の歩幅を実現可能である。したがって、脳活動変化の要因を1つに絞ることが可能である。

7.2 実験方法

健康な右利きの20代男性13名が本実験に協力した。運動課題は

- 通常の歩行模擬動作、及び
- 半側負荷歩行模擬動作

とし、両動作中の脳活動を比較し、動作イメージと動作感覚の乖離による脳活動変化を特定する。半側負荷歩行模擬動作では負荷側の歩幅が提示側の歩幅と同等となる様に動作する。なお、半側負荷歩行模擬動作時の提示側に対する負荷側の歩幅割合は全被験者で平均97.0[%]であった。また、動作周期は2[sec]とした。各運動課題に対して、第6章と同一の撮像プロトコルで脳活動を計測する。

計測した脳活動はSPM8を使用し、全被験者で集団解析を行う。目的とする動作イメージと動作感覚の乖離による賦活領域を明らかにする為に、通常の歩行模擬動作に対して半側負荷歩行模擬動作で有意に賦活している部位を算出する。なお、多重比較補正はFDR (False Discovery Rate) $p < 0.05$, Extent threshold $k = 100$ とする。

7.3 実験結果

Figure 7.2 に通常歩行模擬動作と比較し半側負荷歩行模擬動作で有意に賦活した領域を矢状面、冠状面及び横断面から示す。半側負荷歩行模擬動作により主に前頭前野 (Prefrontal cortex) 8野 (Brodmann Area - BA 8), 補足運動野 (SMA) および前運動野 (Premotor area: PMA) を含む6野 (BA 6), 一次体性感覚野 (S1), 後頭頂葉 (Posterior parietal cortex) 5野 (BA

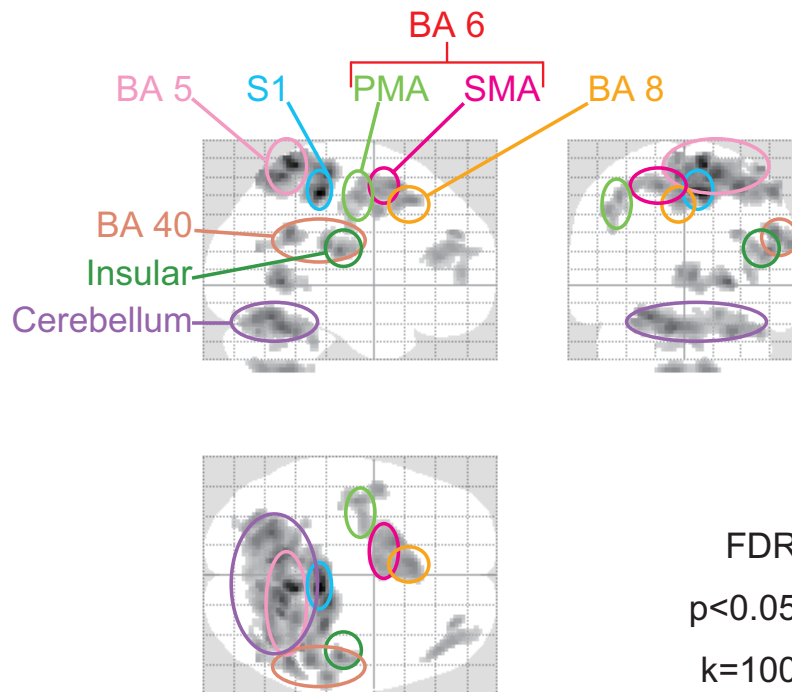


Figure 7.2: Brain activity during hemi-burdened gait-like motion: The brain activity is measured by fMRI when a subject wears LoMS undergoes hemi-burdened gait-like motion. During hemi-burdened gait-like motion, following brain areas are more activated than during normal gait-like motion: Brodmann Area (BA) 8 in prefrontal cortex, BA 6 including SMA and premotor area (PMA), S1, BA 5 in posterior parietal cortex, BA 40 in inferior parietal cortex, insular and cerebellum.

画は M1 へ入力する。M1 は運動を符号化し脊髄を介して肢体へ運動指令を行う。

半側負荷歩行模擬動作では負荷側に負荷がかかるため動作イメージと実際の動作による体性感覚に乖離が生じるため、動作の補正を行う必要がある。そこで身体の正確なイメージを構成する必要があるため、BA 5 が強く賦活したと考えられる。また、乖離が生じているため、常に動作の修正をした行動と行動による結果を予測する必要があるため、BA 8 が強く賦活したと考えられる。小脳で強い賦活が生じたことも同様に、動作の修正を行うためであると考えられる。更に、負荷をかけた状態で動作した結果として感覚入力が強くなり S1 で高い賦活が生じている。

また、右半球の BA 40 も半側負荷歩行模擬動作により有意に賦活している。BA 40 はウェルニッケ野と呼ばれ一般に言語の理解の役割を担うとされているが、通常左半球優位であり、賦活部位は右半球である。一方、ブロードマンの脳地図によると動作の抑制や観測、運動学習などにも関連するとされている。また、Desmurget らは BA 40 を電気刺激することにより、動作欲求が誘発され、更に電気刺激強度を高めると動作しているかの様に感じることを報告している (M. Desmurget et al., 2009 [64])。半側負荷歩行模擬動作では負荷により動作イメージと実際の動作感覚に乖離が生じ、負荷側の動作を調整しようとする強い意志が働いたため、また、動作調整のために動作を正確に認識するために BA 40 が有意に高く賦活したと考えられる。すなわち、小脳などで行われる自動的な動作調整と異なり、BA 40 では随意的に動作調整を行う役割に関連すると考えられる。

また、左半球の BA 6 が賦活していることに注目する。負荷側は左側であり、被験者は左側の動作をより調整するために、対側である右半球の S1 や BA 5 が強く賦活し空間内の身体イメージを構成している。しかしながら、本結果では支援側を司る BA 6 が強く賦活している。通常、歩行を行う際には下肢は左右協調して動作する。半側負荷歩行模擬動作では負荷側は通常動作より強い力を発揮しながら動作軌道を修正している。これに伴い、支援側も力を発揮し易い状態になると考えられる。被験者は通常の歩行模擬動作と同様の動作軌道を描く様に指示をしているため、支援側は負荷側に同調しない様に動作をする必要がある。すなわち、支援側では筋の緊張と抑制を意識的に調節する必要がある。Desmurget らは先述の文献 [64] で PMA を刺激することにより、動作意志は生じないが動作が誘起されることを報告している。また、先述した Fried らの研究では SMA の刺激強度を更に高めることにより、S1 を脱抑制することを報告している。これらの報告より、支援側を司る半球の SMA では、脱抑制の度合いを調節することにより、力を制御している可能性がある。

また、一般に知られている運動制御回路の他に半側負荷歩行模擬動作で有意に賦活した領域に島皮質がある。島皮質は情動に関わり、痛みや喜怒哀楽、不快感などの冠状に対して重要な役割を担うとされている。また、賦活部位は特に聴覚、体性感覚及び骨格運動に関連するとされている。本動作では左側が非支援であり負荷がかかっているため、動作に伴う筋疲労で右半球の島皮質が賦活したと考えられる。

以上、半側負荷歩行模擬動作により通常の歩行模擬動作と比較し、右半球と左半球の脳活動の差から、負荷側（脳では右半球）では負荷により動作に通常より高い発揮力を必要とする状態で動作軌道を修正する必要があるため、身体イメージの把握をするために BA 5 が、下肢を

目標通り動かそうとする意志により BA 40 が強く賦活すると考えられる。一方、支援側（脳では左半球）では、本来であれば負荷がなく通常の動作が可能であるが、負荷側が大きな力を発揮するため、連動して支援側も力を発揮してしまう可能性がある。そのため、SMA による S1 の脱抑制を調節することにより、力を通常動作時と同程度にしていると考えられる。

第8章 足底反力提示の有無による脳活動変化

本章では被験者が足底反力提示を行う場合と行わない場合のステップ動作時の脳活動を計測し、両動作時の脳活動を比較する。

8.1 実験目的

本計測実験では足底反力提示の有無による脳活動変化を明らかにする事を目的とする。Ivanenkoらは歩行動作を行う際に最低限の足底反力により動作軌道が安定することを示している[28]。一方で横山らは、足底部の感覚が姿勢制御にどのような影響を与えるか、足底部を氷水で冷却し感覚を低下させた状態で立位姿勢の制御及び歩行運動への影響を計測しており、立位姿勢では足底感覚入力の減少に大きな影響を受けるが、歩行運動では足底感覚入力の減少による影響が小さいことを報告している(横山ら, 1995 [65])。本実験では足底感覚の影響を脳活動の観点から評価する。人が下肢動作を行う際の足底反力の有無が脳活動へ与える影響を明らかにする為、被験者が歩行動作に準ずるステップ動作を行っている際に足底反力提示装置を用いて足底反力提示をする場合と足底反力提示をしない場合の脳活動を計測し比較する。

8.2 実験方法

健康な右利きの20代男性10名が本実験に協力した。本計測実験では前述の脳活動計測と同じMRI装置を用いる。被験者はLoMSを装着し、能動的に左右の下肢を交互に屈伸する(ステップ)動作を行う。また、下肢動作中、下肢が完全に伸びている際に、

Case 1. 足底反力を提示する場合と

Case 2. 足底反力を提示しない場合

に分け、脳活動の計測を行う。MRIによる撮像はブロックデザインで行う。本計測実験では前述した計測実験のブロックデザインとは異なり、30[sec]下肢を伸展した状態で静止し、36[sec]下肢動作を行う(Fig. 8.2)。1回の撮影中この操作を8回繰り返し、合計で528[sec]の機能的画像の撮像を行う。なお、8回の下肢動作ではランダムで足底反力の提示を行い、Case 1及びCase 2をそれぞれ4回ずつ設ける。なお、屈曲動作は各被験者が歩行速度をイメージした時の速度で行う。



Figure 8.1: Experimental set up for foot-reactive-force effect during reciprocal repetition of flexion and extension of lower extremities.

計測した脳活動は SPM8 を使用し、各 Case の脳活動に対して全被験者で集団解析を行う。なお、解析は多重比較補正無し (uncorrected: unc.) で行い、 $p < 0.001$, Extent threshold $k = 100$ とする。

8.3 実験結果

Figure 8.3(a) に足底反力を提示した場合 (Case 1) における脳賦活領域を矢状面、冠状面及び横断面から示す。Case 1 では正中線付近の SMA, M1 及び S1 に両側性の賦活が見られ、小脳及び小脳虫部にも賦活が見られた。これらの領域は下肢の運動に関わる領域である。また、Fig. 8.3(b) に足底反力を提示しない場合 (Case 2) における脳賦活領域を示す。Case 2 でも Case 1 と同様に、正中線付近の SMA, M1 及び S1 に両側性の賦活が見られ、小脳及び小脳虫部にも賦活が見られた。

Case1 と Case 2 に特有な賦活部位を特定するために、両 Case の脳活動を比較し t 検定を行った。しかし、各領域で Case 1 で Case 2 に対して有意に高い賦活、Case 2 で Case 1 に対して有意に高い賦活は見られなかった。

8.4 考察

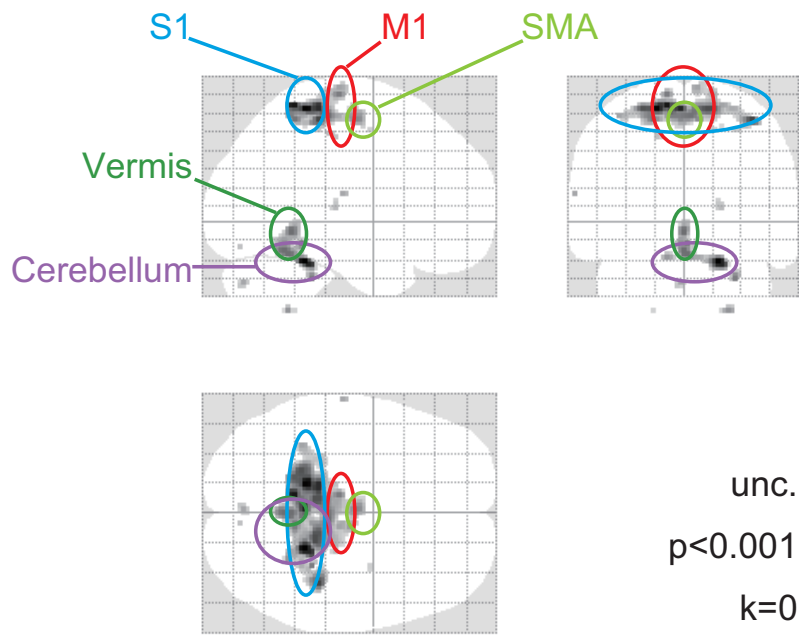
本計測実験では、賦活の強度が有意に ($p < 0.05$) Case 1 > Case 2 または、Case 2 > Case 1 となる足底反力の有無による固有の脳賦活部位を確認することは出来なかった。しかし、下肢



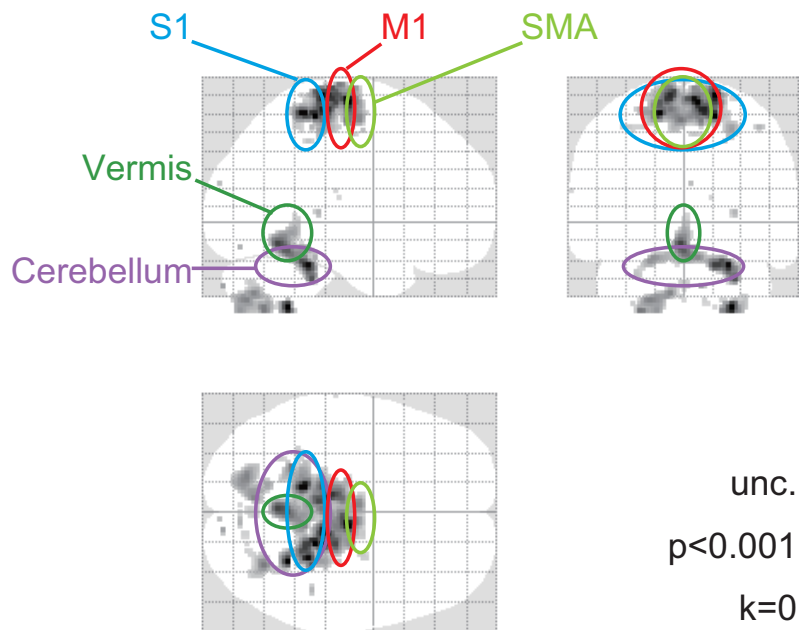
Figure 8.2: Imaging design of experiment to reveal relationship between brain activity and foot reactive force: In one set, the subject rests for 30[sec] extending both lower extremities, and execute the task for 36[sec] with reciprocal repetition of flexion and extension of lower extremities. In one imaging, the set is repeated eight times. Foot reactive force is generated in random order in each task. Four tasks are executed with foot reactive force and four tasks are executed without foot reactive force.

動作に伴い足底反力を提示した場合 (Case 1) と足底反力を提示しなかった場合 (Case 2) の間で脳活動に差が見られた。Case 1 と比較し Case 2 では SMA, M1 及び S1 の賦活領域が背側方向に広がっている。Case 1 では足底反力を提示しており, Case 2 と比較し体性感覚情報が増えるため, 賦活が強まると考えられたが, 実際には Case 2 の方が Case 1 と比較し賦活領域が広い。MRI による計測中に被験者は自らの下肢を見る事は出来ないため, 体性感覚により下肢の状態を感知する必要がある。Case 1 では下肢を伸展し終えたことを足底反力提示により感知することが可能であるが, Case 2 では足底反力に頼ること無く, 下肢の各関節の状態などの体性感覚により下肢の状態を知覚する必要があるため, S1 が強く賦活し体性感覚の処理を行うと考えられる。また, Case 1 では下肢の伸展状態を足底反力により感知することが可能であるため, 下肢をどこまで伸展すれば良いか, 下肢は現在屈曲出来ているかを容易に認知可能である。したがって SMA 及び M1 による運動企画および運動指令の生成による賦活が Case 2 と比較し弱いことが考えられる。一方, Case 2 では足底反力による下肢の状態の感知がないため, Case 1 と比較し下肢の状態と比較しながら動作を調節する必要があり, SMA 及び M1 の賦活領域が広がったと考えられる。

以上, 足底反力により, ステップ動作の下肢伸展の終点を感知することが可能であり, 動作に足底反力が伴う場合は足底反力が伴わない場合と比較し, 賦活領域が小さくなることを示した。



(a) Brain activation during lower-extremity motion with foot reactive force.



(b) Brain activation during lower-extremity motion without foot reactive force.

Figure 8.3: Brain activity with or without foot reactive force: When 10 subjects moved their lower extremities with foot reactive force and without foot reactive force, SMA, M1, S1, cerebellum and vermis were activated. There were no significant difference between two cases.

第9章 結論

9.1 本論文のまとめ

本論文では fMRI による歩行模擬動作時の脳機能解析を可能とするために下肢動作提示システム LoMS を研究開発し、LoMS が fMRI 撮像中に使用可能であることを示すために LoMS が MRI 適合性を有することを確認した。次いで LoMS が提示する歩行模擬動作を、動作時の生体電位遷移及び遊脚期の足関節底屈筋の抑制をトレッドミル歩行時と比較し評価した。また、LoMS による歩行模擬動作時の脳活動を fMRI で計測し、歩行模擬動作により歩行と関連する脳領域が賦活することを確認し、更に半側負荷歩行模擬動作時の脳活動を計測し、動作イメージと実際の動作感覚の乖離による脳機能の解析を行った。

第1章では、脳機能の探求の歴史を辿り、研究目的を示した。脳機能の探求は、まず脳を解剖し観察することによる機能の推測に始まり、病態と身体機能の低下の関連から機能を特定する様になった。更に電気刺激により生じる身体や心理的变化を観察することにより機能特定を行ってきた。しかし、これらの脳機能特定方法は病的状態を切り離すことは出来ず、健常脳の機能を特定する為には非侵襲的な脳活動計測手法をとる必要があることを示した。非侵襲的な計測手法の中でも脳全域を計測可能な fMRI による脳機能解析を行う従来研究の全体像を示した。従来研究で用いる動作提示装置では歩行動作時の脳活動解析が不可能であることを示し、fMRI による歩行動作時の脳機能解析を可能とする下肢動作提示システム LoMS の研究開発を本研究の目的とした。また、LoMS を用い歩行模擬動作時の脳活動計測を行い、下肢動作時の脳活動計測の一例として半側負荷歩行模擬動作時の脳活動計測を行うことを目的とした。

第2章では、LoMS のシステム構成について説明した。LoMS は fMRI による脳活動撮像中に歩行模擬動作を提示することを目的としているため、MRI 適合性を満たす必要がある。まず MRI 撮像原理から LoMS が満たすべき MRI 適合性について説明した。LoMS を fMRI 撮像環境下で使用するために、LoMS が MRI 装置に吸引されるなど安全上問題を起こさないこと、LoMS の存在及び動作が MRI の画質に影響を与えないこと、及び、MRI の撮像動作が LoMS の機能に影響を与えないことを MRI 適合性として設定した。LoMS は MRI 適合性を満たすために非磁性体部品及び空気圧式アクチュエータを用いた。MRI 検査室内に持ち込む必要のある全ての部品は 0.6[T] のネオジム U 字磁石に吸引されないことを確認した上で MRI に吸引されないこと、MRI 安全であることを確認した。また、LoMS は動作時に関節角度計測を行うため、fMRI が発生する RF パルスによるノイズを除去するために簡易な CR ローパスフィルタを配した。

第3章では、LoMS の制御手法について説明した。LoMS の動作提示では関節トルクを目標

として制御を行う。また、空気圧式アクチュエータを用いるため、フィードバック制御では時間遅れが生じるため、後退ホライズン方策を主としたフィードフォワード制御を行う。

第4章ではLoMSがMRI適合性を有することを確認するために磁化率アーチファクト試験及びRFパルスノイズ試験からなるMRI適合性試験を行った。磁化率アーチファクト試験ではLoMSが撮像領域であるヘッドコイルから400[mm]以上離れている場合、LoMSの存在及び動作がfMRI画質を低下させないことを確認した。なお実用時の距離は400-470[mm]であり、画質を低下させない範囲である。RFパルスノイズ試験ではローパスフィルタによりRFパルスによるノイズを除去し関節角度を計測可能であることを確認した。

第5章ではLoMSが提示する歩行模擬動作を筋活動の観点からトレッドミル歩行と比較し評価した。まず、動作1サイクルの生体電位遷移の平均を歩行模擬動作とトレッドミル歩行で比較し相関を評価した。大腿二頭筋では歩行模擬動作時の活動タイミングが実歩行と異なり相関が無かったが、腸腰筋、大腿四頭筋、前脛骨筋及びヒラメ筋で歩行模擬動作と実歩行の筋活動に相関が見られた。特に歩行模擬動作時の足関節の拮抗筋である前頸骨筋及びヒラメ筋の活動は実歩行時の活動タイミングを良く再現しており、歩行模擬動作により歩行時の足関節の底背屈動作感覚を与えることが可能であることを確認した。次に歩行遊脚期に足関節底屈筋が抑制されることに着目し、歩行模擬動作とトレッドミル歩行の際に膝窩部を電気刺激し底屈筋で誘発されるH波を計測することで抑制を解析した。歩行模擬動作時にトレッドミル歩行と同様に立脚期に対し遊脚期でH波強度が有意に低下した。これは底屈筋が抑制されたことによるものであり、歩行模擬動作によりトレッドミル歩行と同様に遊脚期で足関節底屈筋が抑制されることを確認した。

第6章ではLoMSによる歩行模擬動作時のfMRIによる脳活動解析を行った。歩行模擬動作により補足運動野、一次運動野及び一次体性感覚野で賦活を確認した。これらの脳領域は歩行に関連する領域である。これによりLoMSが歩行模擬動作を提示することで、fMRIにより歩行に関連する領域で賦活を計測可能であることを確認した。

第7章では半側負荷歩行模擬動作時のfMRIによる脳活動解析を行った。左右の歩幅が等しい通常の歩行動作を行うことを指示することで負荷側では動作イメージと実動作の間に乖離が生じる。負荷側では動作軌道を修正するために特にBA5やBA40が高く賦活したと考えられる。また、支援側では負荷側の発揮力に連動しない様に発揮力を調節するためにSMAが高く賦活したと考えられる。

第8章ではステップ動作時の足底反力の有無による脳活動変化をfMRIにより計測した。足底反力により下肢伸展の終点を感知することが可能であり、動作に足底反力が伴う場合は足底反力が伴わない場合と比較し、賦活領域が小さくなることを確認した。

以上、本論文を通して、本研究で研究開発したLoMSを用いることにより下肢動作の特定の要素を変化させ、その要素による脳活動の変化をfMRIにより計測可能であることを示した。すなわち、LoMSを用いることによりfMRIによる歩行模擬動作時の脳機能解析が可能であり、現在まで明らかにされていない歩行動作時の脳機能を明らかにすることに貢献すると考える。次節ではLoMSを用いた下肢運動時の脳機能解析がどの様に実世界で応用でき役立つか今後の展望を述べる。

9.2 今後の展望

現在、日本国内では 123.5 万人の方が脳血管疾患を患っていると推定される（厚生労働省「平成 23 年 患者調査の概況」[66]）。また、年間、新たに 17.2 万人が脳血管疾患を発症し入院している。脳血管疾患とは脳の動脈に異常が生じ脳細胞が破壊される病気の総称であり、その種類には主に出血性脳血管疾患と虚血性脳血管疾患がある。出血性脳血管疾患では、脳の血管が破裂して出血を起こし、出血した血液が固まることで血腫が生じる。この血腫により脳細胞が破壊される。一方、虚血性脳血管疾患では、脳の血管が詰まることにより血流が低下し、脳細胞への酸素及び栄養素の供給が不足することで、脳細胞が壊死する。これら出血性脳血管疾患及び虚血性脳血管疾患は脳卒中とも呼ばれる。脳血管疾患により脳細胞が破壊、壊死することにより、その細胞または脳領域が担う機能が低下、損失してしまう。脳血管疾患の後遺症には麻痺、運動機能障害、感覚障害、言語障害、記憶障害などが挙げられ、多くの場合、日常生活を送るために介護が必要となる。現在、要介護者が介護を必要となった原因において、脳血管疾患は 22%を占めている（厚生労働省「平成 22 年 国民生活基礎調査」[67]）。

脳血管疾患により身体機能が低下した場合、リハビリテーションを行うことが必要不可欠である。リハビリテーションを行うことにより、身体機能が回復し、患者の生活の質向上を図ることが可能である。また、身体機能の低下によって動作が減少することにより、新たな疾患が生じる可能性がある。リハビリテーションを行い、身体が運動することにより他の疾患の発症を防ぐことが可能である。更に、介護制度の観点から、患者がリハビリテーションを行い身体機能を回復することにより要介護状態区分が軽減し、介護保険制度への負担軽減が期待できる。この様にリハビリテーションは生活の質向上や疾患予防など患者個人の課題のみならず、国民的な課題であると言える。

身体機能が著しく低下している場合、リハビリテーションは患者単独で行わず療法士が支援を受けながら実施する。そのためリハビリテーションによる療法士への負担が生じる。療法士の負担軽減にロボット技術が役立つ。ロボットにより患者の動作を支援することで、患者がリハビリテーションを実施し易くすると同時に療法士の負担が軽減する。ロボット技術はロボットセラピー等の様々な角度からリハビリテーションを発展させている（N. Tejima et al., 2000 [68]）。ロボットスーツ HAL（S. Maeshima et al., 2011 [69], K. Yamawaki et al., 2012 [70]）や Lokomat（S. Jezernik et al., 2003 [71], A. Mayr et al., 2007 [72]）、NaTUre-gaits（P. Wang et al., 2011 [73]）は脳卒中患者や脊髄損傷患者などの歩行リハビリテーションに用いられている。また、歩行リハビリテーションであればロボットを用いることにより、左右のバランスがとれた歩行の回復を狙うことが可能である。

リハビリテーションはその効果を高め回復期間を短くする段階に入っている。現在、脳神経科学の発展に伴いリハビリテーションに脳神経科学の知見を取り入れたニューロリハビリテーションが脚光を浴びている。ニューロリハビリテーションとはニューロサイエンス（脳神経科学）を基盤にあるいはそれと連携しながらリハビリテーション療法を考案・介入し、その効果を検証する手続きである（森岡, 2014 [74].）これまでニューロリハビリテーションの分野では、脳神経の賦活度合いを基としたリハビリテーション効果の評価が行われてきた。Enzingerらは、リハビリテーションを行っている脳卒中患者の足関節へ受動的・能動的動作を与えた

場合、リハビリテーションによる下肢機能の回復レベルに伴い脳賦活が高まることについて言及している (C. Enzinger et al., 2009[80])。Luft らは脳卒中による脳損傷の部位の異なる患者が麻痺側の膝関節を動作した際、損傷部位脳の違いにより脳のどの領域が活動するか評価している (A. R. Luft et al., 2005[81])。一方、脳神経科学の知見を基にした療法として、ミラーボックスを用いた療法が有名である。

ロボットセラピーにおいてもニューロリハビリテーションの立場から療法が行われている (M. J. Johnson, 2006 [75], L. Pignolo, 2009 [76])。上肢を対象としたニューロリハビリテーションとして、MIT-MANUS ではロボットを用いた療法が行われている (H. I. Krebs et al., 1999 [77], D. J. Williams et al., 2001 [78], N. Hogan et al., 2004 [79])。リーチング動作リハビリテーションにおいて、ロボットが患者の上肢の動作具合に合わせて段階的に動作支援を行い、脳神経の可塑性を考慮した研究が行われている。下肢を対象としたものとして、HAL を用い患者の動作意志を生体電位または重心移動から読み取り動作支援を行うことでバイオフィードバックを与えるという脳神経を含めた動作指令及び動作のフィードバックループを考慮したリハビリテーションが行われている [69][70]。

ロボットセラピーにおける効果的な動作提示・支援手法を明確にする為にはニューロリハビリテーションのアプローチが有用であると考えられる。動作提示・支援時の脳活動を計測し、その関係を明らかにすることでどの様な動作提示・支援手法がより効果的か明確化することが可能であると考えられる。また、動作時の脳活動を計測することにより、ロボットセラピーの効果を評価することも可能である。

これまで下肢運動時の脳活動を fMRI により計測する従来研究では、単関節の動作やペダリング動作やステップ動作など特定の動作を対象とした装置を用いた計測が行われている。しかしながら、これらの方法ではリハビリテーションにより再獲得する歩行動作時の脳活動を知ることは出来ない。本研究で開発した LoMS は fMRI 撮像中の仰臥位の装着者に歩行動作感覚を提示可能である。また現在、歩行リハビリテーションで用いられるロボットは片脚3自由度のものが多く、LoMS も同様に片脚3自由度である。したがって、LoMS によりロボットセラピーで行われる動作を再現可能である。

脳の組織が損傷することにより失われた身体機能を再獲得する為に、脳の運動回路を再組織化する必要がある。脳回路の再組織化は脳に可塑性という特性があるため生じる。可塑性とは神経回路を頻繁に使用することでシナプス結合が強化され、使用頻度が低いとシナプス結合が弱くなることである。脳回路を再組織化は、目的とする回路を頻繁に使用することにより促進すると考えられる。一方で、目的とする回路以外の部位が同時に賦活すると、再組織化が阻害されると考えられる。第7章で半側負荷歩行模擬動作時の脳活動計測を行った。半側負荷歩行模擬動作による脳活動は下肢に負荷を与えた状態での脳活動であり、通常の歩行模擬動作と異なる賦活が生じていた。ここでリハビリテーションにおいて1つの対立関係が生じると考える。再組織化を促進するためには目的とする脳回路を賦活する様に下肢に負荷がかかる動作を行う必要がある。しかしながら、負荷をかけることにより目的とする回路以外の脳部位が賦活する可能性がある。すなわち、リハビリテーションにおいて下肢にどの程度の負荷をかけるか、逆に動作を支援してどの程度負荷を軽くするか、負荷の度合い調節が

脳の再組織化の促進に必要である。LoMSにより負荷を調節しながら脳活動を計測することにより、目的の脳回路を賦活させながら目的外の脳領域が賦活しない負荷の度合いを特定可能であると考え、以上の様に、LoMSは歩行動作時の脳機能の検索に大きく貢献し、更にその応用としてリハビリテーションの発展に貢献可能であると考え。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、日頃から進行を温かく見守り、ご多忙の中、昼夜を問わず適切なご指導とご助言を頂きました筑波大学大学院システム情報系 長谷川泰久客員教授に、心より感謝申し上げます。研究室に配属されて以来、6年間に渡り、最先端の研究課題に取り組む環境と機会を与えて頂きました。また、研究者や教育者としての哲学を学ばせて頂きました。

本論文審査にあたり同系 山海嘉之教授、鈴木健嗣准教授、矢野博明准教授には温かいご指導とご助言を賜りました。ここに感謝の意を表します。また、MRI 撮像・解析について多大なるご助言とご協力を頂きました最先端サイバニクス研究拠点研究員 松下明先生、五月女康作先生にお礼申し上げます。本研究を開始した当初、私の脳神経科学や MRI 撮像技術に関する知識が希薄でしたが、松下先生、五月女先生から頂いたご助言や議論により本論文を書き上げるまでの知識を築き上げることが可能となりました。また、松下先生、五月女先生には深夜にまで及ぶ MRI 撮像実験にご協力頂き、本研究の成果を得ることが出来ました。

本研究は、内閣府最先端研究開発支援プログラム「健康長寿社会を支える最先端人支援技術研究プログラム」の支援により行われました。

日々の研究生活を過ごした身体運動学研究室では、メンバー皆様とのざっくばらんな議論やご助力により本研究を進めることが出来ました。また、身体運動学研究室のみならず、サイバニクス研究グループの皆様によるご協力の下、本研究を進めることが出来ました。そして何より同期の皆様と切磋琢磨し、励まし合うことにより、本論文を書き上げることが出来ました。身体運動学研究室及びサイバニクス研究グループの皆様には深く御礼申し上げます。

また、日々の研究活動において煮詰まった脳をリフレッシュする機会を与えて下さった筑波大学吹奏楽団および天久保オールスターズバンドの皆様には感謝申し上げます。

最後に、何の不安もなく研究に打ち込める環境を与えてくれた家族に心から感謝します。

参考文献

- [1] Jürgen Piek, Gundula Lidke, Thomas Terberger, Ulrich von Smekal and Michael Robert Gaab: “Stone Age Skull Surgery in Mecklenburg-Vorpommern: A Systematic Study,” *Neurosurgery*, Vol. 45, Issue 1, 1999.
- [2] D. Todman: “Galen (129-199),” *Journal of Neurology*, 254, pp. 975-976, 2007.
- [3] Marco Piccolino: “Animal electricity and the birth of electrophysiology: The legacy of Luigi Galvani,” *Brain Research Bulletin*, Vol. 46, No. 5, pp. 381-407, 1998.
- [4] J. M. S. Pearce: “Sir Charles Bell,” *Journal of the Royal Society of Medicine*, Vol. 86, pp. 353-354, 1993.
- [5] Fatos Belgin Yildirim, Levent Sarikcioglu: “Marie Jean Pierre Flourens (1794-1867): an extraordinary scientist of his time,” *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 78, 8, pp. 852, 2007.
- [6] Venita Jay: “Pierre Paul Broca,” *Archives of Pathology and Laboratory Medicine*, Vol. 126, No. 3, pp. 250-251, 2002.
- [7] Israel Rosenfield: “Memory and Identity,” *New Literary History*, Vol. 26, pp. 197-203, 1995.
- [8] David Ferrier and Gerald F. Yeo: “The Functional Relations of the Motor Roots of the Brachial and Lumbo-Sacral Plexuses,” *Proceeding of the Royal Society of London*, 32, pp. 12-20, 1881.
- [9] Hermann Munk: “OF THE VISUAL AEEA OF THE CEEEBEAL COETEX, AND ITS EE-LATION TO EYE,” *Brain*, 13, 1, pp. 45-70, 1890.
- [10] Wilder Penfield and Edwin Boldrey: “Somatic motor and sensory representation in the cerebral cortex of man as studied by electrical stimulation,” *Journal of Neurology*, Vol. 60, pp. 389-443, 1937.
- [11] Karl Zilles and Katrin Amunts: “Centenary of Brodmann ’ s map - conception and fate,” *Neuroscience*, Vol. 11, pp. 139-145, 2010.
- [12] 池田 昭夫: “ヒトの脳機能局在,” *脳外誌*, 22 卷, 3 号, pp. 170-177, 2013.

- [13] M. F. ベアー, B. W. コノーズ, M. A. パラディーソ: 神経科学-脳の探求. pp. 15, 西村書店, 2007.
- [14] A. M. Gordon, J.-H. Lee, D. Flament, K. Ugurbil and T. J. Ebner: “Functional magnetic resonance imaging of motor, sensory, and posterior parietal cortical areas during performance of sequential typing movements,” *Exp Brain Res*, 121, pp. 153-166, 1998.
- [15] Ales Hribar, Blaz Koritnik and Marko Munih: “Enhanced haptic device compatible with fMRI environment,” *Proceedings of the 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 3190-3195, 2009.
- [16] Samir Menon, Gerald Brantner, Chris Aholt, Kendrick Kay and Oussama Khatib: “Haptic fMRI: Combining Functional Neuroimaging with Haptics for Studying the Brain’s Motor Control Representation,” *Proceedings of Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, pp.4137-4142, 2013.
- [17] Matej Rajh, Srečko Glodež, Jože Flašker, Karl Gotlih and Tomaž Kostanjevec: “Design and analysis of an fMRI compatible haptic robot,” *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, 27, pp. 267-275, 2011.
- [18] Klaus Jahn, Angela Deutschländer, Thomas Stephan, Michael Strupp, Martin Wiesmann and Thomas Btandt: “Brain activation patterns during imagined stance and locomotion in functional magnetic resonance imaging,” *NeuroImage*, 22, pp.1722-1731, 2004.
- [19] C. Sahyoun, A. Floyer-Lea, H. Johansen-Berg, P.M. Matthews: “Towards an understanding of gait control: brain activation during the anticipation, preparation and execution of foot movements,” *NeuroImage* 21, pp.568-575, 2004.
- [20] O. Ciccarelli, A. T. Toosy, J. F. Marsden, C. M. Wheeler-Kingshott, C. Sahyoun, P.M. Matthews, D. H. Miller, A. J. Thompson: “Identifying brain regions for integrative sensorimotor processing with ankle movements,” *Exp Brain Res*, 166, pp. 31-42, 2005.
- [21] Bradley J. MacIntosh, Richard Mraz, Nicole Baker, Fred Tam, W. Richard Staines, Simon J. Graham: “Optimizing the experimental design for ankle dorsiflexion MRI,” *NeuroImage*, 22, pp.1619-1627, 2004.
- [22] Bruce H. Dobkin, Ann Firestine, Michele West, Kaveh Saremi, Roger Woods: “Ankle dorsiflexion as an MRI paradigm to assess motor control for walking during rehabilitation,” *NeuroImage*, 23, pp. 370-381, 2004.
- [23] Youri Thijs, Guy Vingerhoets, Els Pattyn, Lies Rombaut, Erik Witvrouw: “Does bracing influence brain activity during knee movement: an MRI study,” *Knee Sports Traumatol Arthrosc*, 18, pp.1145-1149, 2010.

- [24] Andreas R. Luft, Larry Forrester, Richard F. Macko, Sandy McCombe-Waller, Jill Whittall, Federico Villagra, Daniel F. Hanley: "Brain activation of lower extremity movement in chronically impaired stroke survivors," *NeuroImage*, vol. 26, pp. 184-194, 2005.
- [25] Jay P. Mehta, Matthew D. Verber, Jon A. Wieser, Brain D. Schmit, Sheila M. Schindler-Ivens: "A novel technique for examining human brain activity associated with pedaling using MRI," *Journal of Neuroscience Methods*, 179, pp. 230-239, 2009.
- [26] L.O.D. Christensen, P. Johannsen, T. Sinkjær, N. Petersen, H.S. Pyndt, J.B. Nielsen: "Cerebral activation during bicycle movements in man," *Exp Brain Res*, 135, pp.66-72, 2000.
- [27] Christoph Hollnagel, Mike Brügger, Heike Vallery, Peter Wolf, Volker Dietz, Spyros Kollias, Robert Riener: "Brain activity during stepping: A novel MRI-compatible device," *Journal of Neuroscience Methods*, 201, pp. 124-130, 2011.
- [28] Y. P. Ivanenko, R. Grasso, V. Macellari, F. Lacquaniti: "Control of foot trajectory in Human Locomotion: Role of ground contact force in simulated reduced gravity," *J Neurophysiol*, 87, pp. 3070-3089, 2002.
- [29] 日本磁気共鳴医学会安全性評価委員会：MRI安全性の考え方. pp. 120, 秀潤社, 2010.
- [30] S. Ogawa, T. M. Lee, A. R. Kay and D. W. Tank: "Brain magnetic resonance imaging with contrast dependent on blood oxygenation," *Proceedings of National Academy of Science of the United States of America*, Vol. 87, pp. 9868-9872, 1990.
- [31] S. Ogawa, R. S. Menon, D. W. Tank, S.-G. Kim, H. Merkle, J. M. Ellermann and K. Ugurbil: "Functional brain mapping by blood oxygenation level-dependent contrast magnetic resonance imaging," *Biophysical Journal*, Vol. 64, pp. 803-812, 1993.
- [32] 日本磁気共鳴医学会安全性評価委員会：MRI安全性の考え方. pp. 208-217, 秀潤社, 2010.
- [33] Irving P. Herman: *Physics of the Human Body*. pp. 104, NTS, 2009.
- [34] Edmond Richer and Yildirim Hurmuzlu: "A High Performance Pneumatic Force Actuator System Part 1 - Nonlinear Mathematical Model," *ASME Journal of Dynamic Systems Measurement and Control*, Vol. 122, No. 3, pp.416-425, 2000.
- [35] 荒木 力：MRI完全解説. pp. 383, 秀潤社, 2008.
- [36] 小倉明夫, 宮井明, 前田富美恵, 福武弘之, 菊元力也: "MR画像のSNR足底に関する基礎的検討," *日本放射線技術学会雑誌*, 第59巻, 第4号, pp.508-513, 2003.
- [37] Gregory S. Fischer, Axel Krieger, Iulian Iordachita, Csaba Csoma, Louis L. Whitcomb and Gabor Fichtinger: "MRI compatibility of robot actuation techniques - a comparative study," *MICCAI 2008, Part II, LNCS 5242*, pp. 509-517, 2008.

- [38] Kiyoyuki Chinzei, Ron Kikinis and Ferenc A. Jolesz: "MR compatibility of mechatronic devices: design criteria," MICCAI '99, LNCS 1679, pp. 1020-1031, 1999.
- [39] Axel Krieger, Iulian Iordachita, Sang-Eun Song, Nathan B. Cho, Peter Guion, Gabor Fichtinger and Louis L. Whitcomb: "Development and preliminary evaluation of an actuated MRI-compatible robotic device for MRI-guided prostate intervention," Proceedings of 2010 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 1066-1073, 2010.
- [40] Clarissa Crone, H. Hultborn, B. Jespersen and J. Nielsen: "Reciprocal Ia Inhibition Between Ankle Flexors and Extensors in Man," *Journal of Physiology*, 389, pp. 163-185, 1987.
- [41] Keir G. Pearson: "Proprioceptive regulation of locomotion," *Current Opinion in Neurobiology*, 5, pp. 786-791, 1995.
- [42] Gordon W. Hiebert, Patrick J. Whelan, Arthur Prochazka and Keir G. Pearson: "Contribution of Hind Limb Flexor Muscle Afferents to the Timing of Phase Transition in the Cat Step Cycle," *Journal of Neurophysiology*, Vol. 75, No. 3, pp. 1126-1137, 1996.
- [43] J. Duysens, M. Trippel, G.A. Horstmann and V. Diets: "Gating and reversal of reflexes in ankle muscles during human walking," *Experimental Brain Research*, 82, pp. 351-358, 1990.
- [44] L. O. D. Christensen, H. Morita, N. Petersen and J. Nielsen: "Evidence suggesting that a transcortical reflex pathway contributes to cutaneous reflexes in the tibialis anterior muscle during walking in man," *Experimental Brain Research*, 124, pp. 59-68, 1999.
- [45] Junichi Shoji, Ken Kobayashi, Junichi Ushiba, Yasuhiro Kagomihara and Yoshihisa Masakado: "Inhibition from the plantar nerve to soleus muscle during the stance phase of walking," *Brain Research*, 1048, pp. 48-58, 2005.
- [46] Jean-Charles Lamy, Caroline Iglesias, Alexandra Lackmy, Jens Bo Nielsen, Rose Katz and Véronique Marchand-Pauvert: "Modulation of recurrent inhibition from knee extensors to ankle motoneurons during human walking," *Journal of Physiology*, 586, 24, pp. 5931-5946, 2008.
- [47] Caroline Iglesias, Jens Bo Nielsen and Véronique Marchand-Pauvert: "Corticospinal inhibition of transmission in propriospinal-like neurones during human walking," *European Journal of Neuroscience*, Vol. 28, pp. 1351-1361, 2008.
- [48] Nicolas Petersen, Hiroshi Morita and Jens Nielsen: "Modulation of reciprocal inhibition between ankle extensors and flexors during walking in man," *Journal of Physiology*, 520.2, pp. 605-619, 1999.
- [49] W. N. Löscher, A. G. Cresswell and A. Thorstensson: "Recurrent inhibition of soleus α -motoneurons during a sustained submaximal plantar flexion," *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 101, pp. 334-338, 1996.

- [50] 高草木 薫, 斎藤 和也, 幅口 達也, 大日向 純子: “大脳基底核による歩行と筋緊張の制御,” 脳の科学, 23, pp. 1049-1054, 2001.
- [51] Sten Grillner: “Control of locomotion in bipeds, tetrapods, and fish,” *Comprehensive Physiology*, pp. 1179-1236, American Physiological Society, 2011(Published online).
- [52] Serge Rossignol: “Neural control of stereotypic limb movements,” *Comprehensive Physiology*, pp. 173-216, 2011(Published online).
- [53] Shigemi Mori: “Integration of posture and locomotion in acute decerebrate cats and in awake, freely moving cats,” *Progress in Neurobiology*, Vol. 28, pp. 161-195, 1987.
- [54] Kaoru Takakusaki, Naotake shimoda, Kiyoji Matsuyama and Shigemi Mori: “Discharge properties of medullary reticulospinal neurons during postural changes induced by intrapontine injections of carbachol, atropine and serotonin, and their functional linkages to hindlimb motoneurons in cats,” *Experimental Brain Research*, 99, pp. 361-374, 1994.
- [55] Michael S. Gazzaniga, Richard B. Ivry and George R. Mangun: “Cognitive Neuroscience - The Biology of the Mind,” Fourth edition, pp. 335, W. W. NORTON, 2014.
- [56] K. J. Friston, A. P. Holmes, C. J. Price, C. Büchel and K. J. Worsley: “Multisubject fMRI Studies and Conjunction Analyses,” *NeuroImage*, 10, pp. 385-396, 1999.
- [57] Christopher R. Genovese, Nicole A. Lazar and Thomas Nichols: “Thresholding of Statistical Maps in Functional Neuroimaging Using the False Discovery Rate,” *NeuroImage*, 15, pp. 870-878, 2002.
- [58] Hidenao Fukuyama, Yasuomi Ouchi, Shigeru Matsuzaki, Yasuhiro Nagahama, Hiroshi Yamauchi, Masafumi Ogawa, Jun Kimura and Hiroshi Shibasaki: “Brain functional activity during gait in normal subjects: a SPECT study,” *Neuroscience Letters*, 228, pp. 183-186, 1997.
- [59] Ichiro Miyai, Hiroki C. Tanabe, Ichiro Sase, Hideo Eda, Ichiro Oda, Ikuo Konishi, Yoshio Tsunazawa, Tsunehiko Suzuki, Toshio Yanagida, Kisou Kubota: “Cortical mapping of gait in humans: a near-infrared spectroscopic topography study,” *NeuroImage*, 14, pp. 1186-1192, 2001.
- [60] Peter Hagoort: “MUC (Memory, Unification, Control) and beyond,” *frontiers in Psychology*, Vol. 4, Article 416, 2013.
- [61] Yasuomi Ouchi, Hiroyuki Okada, Etsuji Yoshikawa, Shuji Nobezawa and Masami Futatsubashi: “Brain activation during maintenance of standing postures in humans,” *Brain*, 122, pp. 329-338, 1999.

- [62] Susanne M. Morton and Amy J. Bastian: “Cerebellar Control of Balance and Locomotion,” *The Neuroscientist*, Vol. 10, No. 3, pp. 247-259, 2004.
- [63] Itzhak Fried, Amiram Katz, Gregory McCarthy, Kimberlee J. Sass, Peter Williamson, Susan S. Spencer and Dennis D. Spencer: “Functional Organization of Human Supplementary Motor Cortex Studied by Electrical Stimulation,” *The Journal of Neuroscience*, 11,11, pp. 3656-3666, 1991.
- [64] Michel Desmurget and Angela Sirigu: “ A parietal-premotor network for movement intention and motor awareness,” *Trends in Cognitive Sciences*, Vol. 13, No. 10, pp.411-419, 2009.
- [65] 横山 茂樹, 高柳 公司, 松坂 誠應, 大城 昌平, 金々江 光生, 東 英文: “足底部感覚情報が立位姿勢調整および歩行運動に及ぼす影響,” *理学療法学*, 第 22 卷, 第 3 号, pp. 125-128, 1995.
- [66] 厚生労働省: “平成 23 年 患者調査の概況,” 2011.
- [67] 厚生労働省: “平成 22 年 国民生活基礎調査,” 2010.
- [68] Noriyuki Tejima: “Rehabilitation robotics: a review,” *Advanced Robotics*, vol. 14, No. 7, pp. 551-564, 2000.
- [69] Shinichiro Maeshima, Aiko Osawa, Daisuke Nishio, Yoshitake Hirano, Koji Takeda, Hiroshi Kigawa, Yoshiyuki Sankai: “Efficacy of a hybrid assistive limb in post-stroke hemiplegic patients: a preliminary report,” *BMC Neurology*, 11:116, 2011.
- [70] Kanako Yamawaki, Ryohei Ariyasu, Shigeki Kubota, Hiroaki Kawamoto, Yoshio Nakata, Kiyotaka Kamibayashi, Yoshiyuki Sankai, Kiyoshi Eguchi, Naoyuki Ochiai: “Application of robot suit HAL to gait rehabilitation of stroke patients: a case study,” *ICCHP, Part II, LNCS 7383*, pp. 184-187, 2012.
- [71] Sašo Jezernik, Gery Colombo, Thierry Keller, Hansruedi Frueh, Manfred Morari: “Robotic orthosis Lokomat: a rehabilitation and research tool,” *Neuromodulation*, Volume 6, Number 2, pp. 108-115, 2003.
- [72] Andreas Mayr, Markus Kofler, Ellen Quirbach, Heinz Matzak, Katrin Fröhlich, Leopold Saltuari: “Prospective, blinded randomized crossover study of gait rehabilitation in stroke patients using the Lokomat gait orthosis,” *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 21:307, pp. 307-314, 2007.
- [73] Ping Wang, K. H. Low, Adela Tow, P. H. Lim: “Initial system evaluation of an overground rehabilitation gait training robot (NaTure-gaits),” *Advanced Robotics*, 25, pp. 1927-1948, 2011.
- [74] 森岡 周: “ニューロリハビリテーション,” *理学療法ジャーナル*, 第 48 卷, 第 4 号, pp. 335, 2014.

- [75] Michelle J. Johnson: "Recent trends in robot-assisted therapy environments to improve real-life functional performance after stroke," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 3:29, 2006.
- [76] Loris Pignolo: "Robotics in neuro-rehabilitation," *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41, pp. 955-960, 2009.
- [77] H. I. Krebs, N. Hogan, B. T. Volpe, M. L. Aisen, L. Edelstein and C. Diels: "Overviews of clinical trials with MIT-MANUS: a robot-aided neuro-rehabilitation facility," *Technology and Health Care*, 7, pp. 419-423, 1999.
- [78] Dustin J. Williams, Hermano Igo Krebs and Neville Hogan: "A robot for wrist rehabilitation," *Proceedings of 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 2, pp. 1336-1339, 2001.
- [79] Neville Hogan and Hermano I. Krebs: "Interactive robots for neuro-rehabilitation," *Restorative Neurology and Neuroscience*, 22, pp. 349-358, 2004.
- [80] Christian Enzinger, Helen Dawes, Heidi Johansen-Berg, Derick Wade, Marko Bogdanovic, Jonathan Collett, Claire Guy, Udo Kischka, Stefan Ropele, Franz Fazekas and Paul M. Matthews: "Brain activity changes associated with treadmill training after stroke," *Stroke*, pp. 2460-2467, 2009.
- [81] Andreas R. Luft, Larry Forrester, Richard F. Macko, Sandy McCombe-Waller, Jill Whittall, Federico Villagra, Daniel F. Hanley: "Brain activation of lower extremity movement in chronically impaired stroke survivors," *NeuroImage*, vol. 26, pp. 184-194, 2005.

補足資料

- [i] 独立行政法人 製品評価技術基盤機構. 最大発揮力グラフ - 下肢. 人間特性データベース, (online), available from <<http://www.tech.nite.go.jp/human/jp/contents/cdata/ctorquedata/leg-g.html>>,(accessed 2010-7-1)
- [ii] 神田通信工業株式会社. <<http://www.kanda.co.jp/>>

研究業績

査読付き雑誌論文

- [1] 池田貴公, 松下明, 五月女康作, 長谷川泰久, 松村明, 山海嘉之: “MRI 適合性を有する下肢動作提示システム: LoMS,” 日本ロボット学会誌 (採択済み, 掲載月日未定) .

査読付き国際学会発表

- [1] IKEDA Takahiro, MATSUSHITA Akira, SAOTOME Kosaku, HASEGAWA Yasuhisa and SANKAI Yoshiyuki: “Compatibility test on lower-extremity motion simulator to fMRI,” *2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, December 2011, Phuket, Thailand.
- [2] IKEDA Takahiro, MATSUSHITA Akira, SAOTOME Kosaku, HASEGAWA Yasuhisa and SANKAI Yoshiyuki: “Compatibility test on lower-extremity motion and sensory simulator to fMRI,” *The Ninth IASTED International Conference on Biomedical Engineering*, February 2012, Innsbruck, Austria.
- [3] IKEDA Takahiro, MATSUSHITA Akira, SAOTOME Kosaku, HASEGAWA Yasuhisa and SANKAI Yoshiyuki: “Pilot study of floor-reactive-force generator mounted on MRI compatible lower-extremity motion simulator,” *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, October 2012, Algarve, Portugal.
- [4] IKEDA Takahiro, MATSUSHITA Akira, SAOTOME Kosaku, HASEGAWA Yasuhisa and SANKAI Yoshiyuki: “Preliminary report of brain activities during active and passive gait-like motion,” *6th Annual International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*, November 2013, San Diego, California.
- [5] IKEDA Takahiro, MATSUSHITA Akira, SAOTOME Kosaku, HASEGAWA Yasuhisa, MATSUMURA Akira and SANKAI Yoshiyuki: “MRI Compatibility of Lower-extremity Motion Simulator: LoMS,” *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, May 2015, Seattle, Washington (Accepted).

国内学会発表

- [1] 池田 貴公, 松下 明, 長谷川 泰久, 山海 嘉之: “高磁場環境下における下肢動作提示システムの提案,” 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会, 2011.5, 岡山.
- [2] 池田 貴公, 松下 明, 五月女 康作, 長谷川 泰久, 山海 嘉之: “MRI 適合性を有する下肢動作提示システムの基本性能評価,” 第 30 回日本ロボット学会学術講演会, 2012.9, 北海道.
- [3] 池田 貴公, 松下 明, 五月女 康作, 長谷川 泰久, 山海 嘉之: “歩行模擬動作提示時の fMRI 計測予備実験,” 第 31 回日本ロボット学会学術講演会, 2013.9, 東京.
- [4] IKEDA Takahiro, MATSUSHITA Akira, SAOTOME Kosaku, HASEGAWA Yasuhisa and SANKAI Yoshiyuki: “Preliminary report of BEP evaluation of gait-like motion with MRI compatible lower-extremity motion simulator,” 第 32 回日本ロボット学会学術講演会, 2014.9, 福岡.

受賞

- [1] IKEDA Takahiro, MATSUSHITA Akira, SAOTOME Kosaku, HASEGAWA Yasuhisa and SANKAI Yoshiyuki, “The Finalists of Best Student Paper Award,” *2011 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, December 2011, Phuket, Thailand.
- [2] IKEDA Takahiro, MATSUSHITA Akira, SAOTOME Kosaku, HASEGAWA Yasuhisa and SANKAI Yoshiyuki, “IEEE robotics and Automation Society Japan Chapter Young Award,” *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, October 2012, Algarve, Portugal.
- [3] 池田 貴公, 松下 明, 五月女 康作, 長谷川 泰久, 山海 嘉之: “第 28 回日本ロボット学会研究奨励賞,” 第 31 回日本ロボット学会学術講演会, 2013.9, 東京.