

学位論文 博士（工学）

脳卒中片麻痺者における
歩行再獲得過程の生体力学的解析

2017 年度

慶應義塾大学大学院理工学研究科

加茂野 有徳

目次

第1章 序論	1
1.1 本研究の背景	1
1.2 脳卒中片麻痺者の歩行障害	3
1.2.1 脳卒中と片麻痺	3
1.2.2 リハビリテーション介入	3
1.3 脳卒中片麻痺者の歩行研究	6
1.3.1 時間・距離因子	6
1.3.2 関節運動	9
1.3.3 床反力	13
1.3.4 関節モーメント	14
1.3.5 動作筋電図	16
1.3.6 エネルギー効率	17
1.4 脳卒中片麻痺者の歩行研究の問題点	18
1.5 本研究の目的	19
1.6 本論文の構成	20
第2章 脳卒中片麻痺者の麻痺側荷重能力と歩行能力の関係	21
2.1 緒言	21
2.2 片麻痺者の体重移動能力と歩行能力の計測	22
2.2.1 対象	22
2.2.2 体重移動能力の評価	24
2.2.3 歩行能力の評価	28
2.2.4 統計解析	31
2.3 片麻痺者の体重移動能力と歩行能力の評価結果	32
2.4 片麻痺者の体重移動能力と歩行能力の関係	37
2.5 結論	39

第 3 章 脳卒中片麻痺者の杖歩行解析システムの開発.....	40
3.1 緒言.....	40
3.2 床反力・COP 分離システムの構築.....	41
3.2.1 フォースプレートによる力計測の原理.....	41
3.2.2 足部・杖の床反力・COP 分離の原理.....	45
3.2.3 計測杖の製作.....	46
3.3.4 計測杖の評価方法.....	49
3.3 杖・足部の床反力・COP の分離精度.....	51
3.4 計測杖の評価.....	55
3.5 結論.....	56
第 4 章 脳卒中片麻痺歩行の 3 次元逆動力学解析.....	57
4.1 緒言.....	57
4.2 片麻痺者の歩行計測.....	58
4.2.1 被験者.....	58
4.2.2 計測方法.....	58
4.3 片麻痺歩行の逆動力学解析.....	61
4.3.1 逆動学的計算.....	61
4.3.2 身体力学モデル.....	65
4.3.3 身体力学モデルのスケーリングとマッチング.....	66
4.3.4 身体力学モデルに入力する外力データ.....	69
4.3.5 正常歩行の逆動力学解析.....	71
4.4 片麻痺歩行の解析結果.....	73
4.4.1 歩行の変化.....	73
4.4.2 歩行パフォーマンスの変化.....	74
4.4.3 床反力・関節モーメントの変化.....	74
4.5 関節モーメントの変化と歩行能力の向上.....	80

第5章 総合考察	83
5.1 片麻痺者の歩行再獲得に向けた麻痺側の機能向上	83
5.2 片麻痺者の歩行再獲得における健側による代償動作の利用	85
5.3 効果的なリハの促進に向けた知見	86
5.4 今後の課題と展望	88
第6章 結論	91
参考文献	92
謝辞	107

第1章 序論

1.1 本研究の背景

脳卒中による死は、超急性期治療の進歩により減少しており、現在、日本人の死因の第4位である。悪性新生物(同1位)や心疾患(同2位)、肺炎(同3位)と比べその発症数は減少傾向にある(図1-1,平成28年厚生労働省人口動態統計より)。その一方で、命は取り留めたものの、要介護状態となる重度の後遺症を呈する患者が増えており、介護保険の要介護者における脳卒中患者の占める割合は18.5%と第1位であり、要介護度が增大するほどその割合は増加する(図1-2,平成28年厚生労働省国民生活基礎調査より)。今後ますます増えると予想される脳卒中患者の、生活の質を向上させ、また患者を支える家族の負担を減らすためには、リハビリテーション(以下、リハ)医療の発展と技術向上が、近年特に強く求められるようになっている。

脳卒中による後遺症の代表的な症状として、一側性にみられる運動麻痺による歩行障害がある。こうした脳卒中片麻痺者(以下、片麻痺者)の自立歩行能力を、効果的なリハにより再獲得させることは、片麻痺者のQOL(生活の質)を向上させる上で極めて重要な問題である。しかしながら、臨床での歩行再獲得に向けたアプローチでは、伝統的な徒手療法や課題指向型アプローチ、近年のトレッドミルやロボットなどの機器を使用した歩行練習など、多種多様な介入方法を、医師やセラ

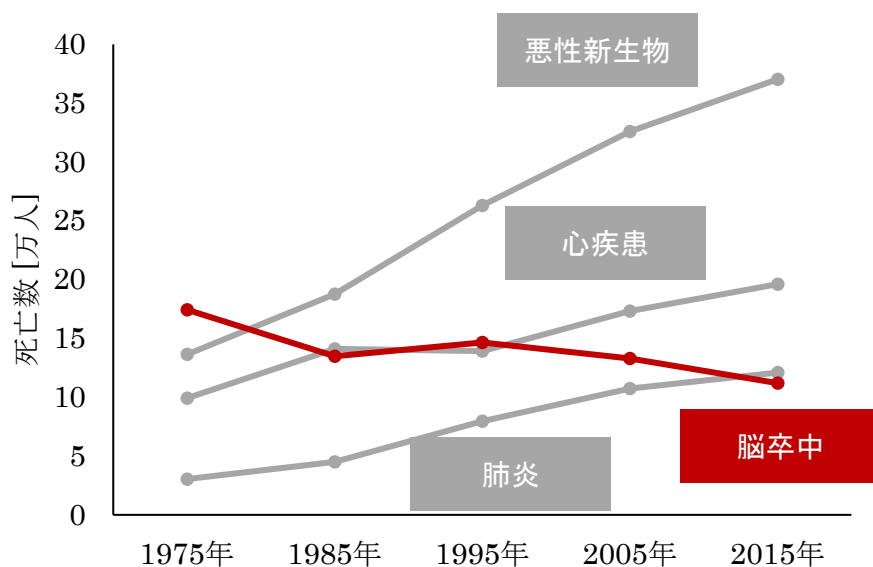


図1-1 死因の年次推移(平成28年厚生労働省人口動態統計より)

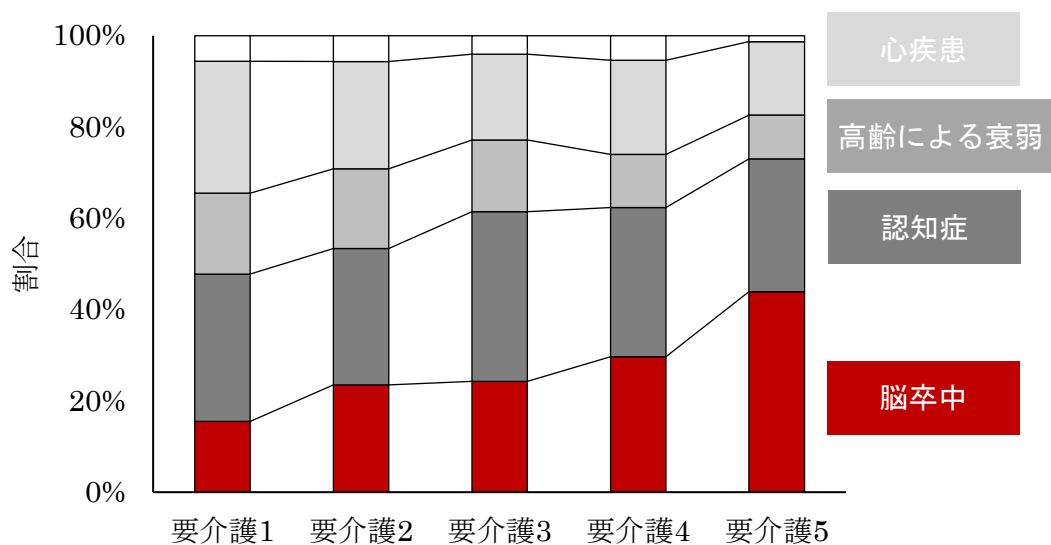


図 1-2 要介護者の介護が必要となった原因 (平成 28 年厚生労働省国民生活基礎調査より)

ピストの経験や試行錯誤に頼って行っているのが現状であり、効率的な歩行練習プロトコルは確立されていない。

片麻痺者の歩行再獲得を、効果的に支援する歩行リハを実現するためには、片麻痺者の運動能力と二足歩行戦略が、回復過程においてどのように変化することで、歩行能力の向上が図られているかを詳細に明らかにする必要がある。しかし、片麻痺歩行に関する報告は、これまでに数多くなされているものの、その多くは、慢性期(脳卒中による症状が比較的安定している時期、脳卒中では半年以上を経過した時期を指すことが多い)、あるいは比較的軽度の片麻痺者を対象としたものである。また、発症後の早期から歩行運動の回復過程を追跡することは、症例の多様性や計測の制約から非常に困難であり、片麻痺者の歩行再獲得のメカニズムは、いままで必ずしも十分明らかにされてこなかった。

そこで本研究では、回復期リハ病棟(脳卒中発症後 60 日以内から、最長 180 日間入院できる病棟で、一日最大 180 分間のリハが行われる)に入院中の片麻痺者を対象として、歩行の再獲得過程を生体力学的に分析し、片麻痺者の運動能力と二足歩行戦略が、回復過程においてどのように変化することで、歩行能力の向上が達成されているのかを明らかにすることを目的とした。特に本研究では、片麻痺者の歩行能力の向上には、麻痺側への体重移動能力の向上と、健側における適切な代償動作の獲得が重要であると考え、生体力学的歩行分析に基づく検証を行うことを試みた。

本研究で得られる、片麻痺者の歩行再獲得と歩行能力向上のプロセスに関する知見は、効果的な歩行リハの構築に向けた、重要な基礎データとなると考えられる。

1.2 脳卒中片麻痺者の歩行障害

1.2.1 脳卒中と片麻痺

脳卒中とは、脳細胞に栄養と酸素を供給する動脈の閉塞により、その先の脳細胞の機能障害を生じる「脳梗塞」と、その血管からの出血により周囲の脳細胞が損傷することで、その脳細胞の機能障害を生じる「脳内出血」に大別される。このほかにも脳血管の障害には「くも膜下出血」、「一過性脳虚血発作」が含まれるが、本研究では、片側の大脳皮質の障害によって片麻痺症状を呈する、「脳梗塞」と「脳内出血」による片麻痺者を対象とする。

前述のように、現在、脳卒中は日本人死因の第4位であり、急性期医療による延命率は増加傾向にある。その一方で、比較的重度の後遺症を呈し、介護を要する状態で回復期リハ病棟に転院したり、自宅や施設へ退院したりする脳卒中患者は少なくない(平成28年厚生労働省国民生活基礎調査)。こうした現状で、限られた入院期間およびリハ期間で、効果的かつ効率的に、その後の生活に応じた能力を獲得することが求められている。しかし、リハに従事する医師やセラピストは、患者の身体機能や生活環境、本人や家族のニーズに合わせて、経験に基づく試行錯誤を繰り返しており、予後や重症度に応じた、客観的なデータに基づく治療体系は構築されていない。

1.2.2 リハビリテーション介入

臨床で用いられている、歩行再獲得に向けた代表的なアプローチを概説する。

伝統的なアプローチ

ボバース法

ボバース法は、ボバース概念とも呼ばれ、患者本人の随意運動による筋緊張や痙性の増大を排除することで、正常な運動生成を導こうとする治療法である。治療アプローチは、静的あるいは準静的に、セラピストによる徒手での姿勢保持と四肢運動の誘導(ハンドリング)を中心に行われる。具体的な治療方法の説明では、「キーポイント・オブ・コントロール(姿勢制御のための身体誘導部位)」、「ボディイメージの構築」、「中枢神経系の協調性の再学習」といった抽象的な表現が多用されている(石田, 1997)。治療効果を検証したものに、立位での左右荷重

均等性の向上による、姿勢制御の改善が見られたとする報告がある (Langhammer et al., 2000; Wang et al., 2005). しかしながら、他の治療法と比較して、効果に差がないとする review 論文での報告もなされている (Graham et al., 2009; Kollen et al., 2009; Paci, 2003).

ブルンストローム法

ブルンストローム法では、前述のボバース法とは異なり、患者に随意運動を行わせ、そこにセラピストが介助や抵抗を加えながら治療を進める。ブルンストローム法は、ブルンストローム女史による、片麻痺者の治癒過程の観察に基づく治療概念で、片麻痺者の随意運動の際に、麻痺側に出現する屈筋および伸筋共同運動パターンを促すことが、随意運動の回復を助ける、とするものである (Belda-Lois et al., 2011). 具体的な治療方法としては、臥位での寝返りや起き上がり動作から開始し、座位、立位姿勢での体幹運動や外乱に対する姿勢保持練習が行われ、同時に各姿勢での上下肢の運動を行わせる。その際に、セラピストの抵抗により共同運動パターンを積極的に発現させ、運動が生じる範囲を上下肢の近位部や体幹へと拡大していく (松村, 1975). ブルンストローム法では、立位姿勢での運動までは、具体的な運動課題とそれに対するセラピストの介入が示されているものの (松村, 1975)、歩行練習のプロトコルはない。

固有受容性神経筋促通法 (Proprioceptive Neuromuscular Facilitation: PNF)

PNF 法では、ボバース法、ブルンストローム法では提示されていない、歩行練習パターンが示されている。PNF 法では、皮膚や運動器に存在する固有受容器を刺激し、そこに視覚や聴覚刺激を伴いながら、四肢の回旋運動を中心とした、らせん状の動作パターンを対角状に行わせる。具体的な治療方法として、上肢、下肢、肩甲帯、骨盤帯に分類される各運動パターンがあり、運動の開始には四肢遠位部の筋、腱への伸張刺激を加える (市川, 2009). 歩行練習方法として、側臥位での骨盤運動によるものがあり、骨盤部 (腸骨稜など) に徒手抵抗を加えながら体幹運動を行わせる。また、同様の骨盤運動や下肢運動パターンを、歩行運動中にも行う (今井, 2002). PNF 法によるバランス能力改善の報告がなされているが (Seo et al., 2015)、一般的な機能訓練、ボバース法と比較して、筋力や日常生活動作能力の改善に差がなかったとする報告もある (Dickstein et al., 1986).

以上、歩行リハの中で行われる、伝統的なアプローチについて述べてきたが、いずれも治療方法が抽象的で、体系的な説明がなされていない。各アプローチの効果を検証した報告においても、「～法/コンセプトに基づく治療を行った」という記載がなされているだけで、具体的な治療内容が示されていない (Dickstein et al., 1986; Langhammer et al., 2000; Seo et al., 2015; Wang et al., 2005)。また、四肢の基本的な関節運動を基本とした治療内容で、歩行運動のような、多関節の運動制御を伴う高度な動作への介入には至っていない。また、こうしたアプローチは基本的に、患者一人一人の障害の程度や状況に応じた、評価と治療の重要性を説いており、それは著者も理解するところではあるが、一方で、個々の患者への試行錯誤だけでは、リハ方法論の体系化には繋がらず、全体的なリハ介入の効率化も図れない。こうした点が、伝統的なアプローチの大きな問題である。

先駆的なアプローチ

感覚フィードバックに基づくアプローチ（免荷式トレッドミル）

感覚フィードバックに基づくアプローチとは、歩行の神経生理学的研究に基づくアプローチであり、末梢感覚入力により脊髄神経回路内の運動出力を誘発するものである。具体的な方法として、免荷式トレッドミルにより両脚のステップを補助する。これは、脊髄除脳ネコに対し、免荷した状態でのトレッドミル上での歩行練習を行うと、歩行と類似した運動が発現する、という報告 (Barbeau et al., 1987) を応用したものである。具体的には、トレッドミルのベルト速度に合わせて、セラピストが両脚の交互のステップングを行わせ、歩行神経回路の再組織化を図る。免荷した状態での歩行練習のため、安全かつ安定した状態でトレーニングが行え、発症後早期や重症の患者でも、下肢関節運動を制御した状態で歩行リハが行える。

無作為化比較試験 (randomized controlled study: RCT) において、本アプローチの効果が示されているが (Schwartz et al., 2009; van Nunen et al., 2015)、その一方で、一般的な理学療法士による歩行練習の方が、歩行速度や持久性の増大に効果があった、とする報告もある (Hidler et al., 2009)。また、骨盤の固定による体重移動や体幹運動制限、ロボットアシストによる随意的な筋活動の減少といったデメリットが、免荷式トレッドミルによる歩行練習で挙げられている (Hidler et al., 2009)。

平地歩行可能な歩行ロボットアシストによるアプローチ

歩行アシストロボットによるアプローチは、前述の免荷式トレッドミルによる歩行練習のデメリットを改善し、平地歩行での使用を可能にしたものである (Patton et al., 2008; Pennycott et al., 2012; Stauffer et al., 2009; Wall et al., 2015). こうした機器では、骨盤部と下肢で必要に応じて免荷し、患者自身による脚振り出しの随意筋収縮を検出して脚運動をサポートする. ロボットによるアシストは、歩行運動に伴う体重移動や 3 次元での身体運動を可能にするばかりでなく、セラピストの介助量軽減と、それによる歩行練習時間の増大も期待できる. その一方で、こうしたアプローチの有用性や効果については、必ずしも見解は一致しておらず、まだ結論が出されていない (Pennycott et al., 2012).

1.3 脳卒中片麻痺者の歩行研究

片麻痺歩行の障害像は、以下に挙げる様々な因子から捉えることができる. しかしながら、麻痺重度により歩行障害の程度や歩行パフォーマンスも異なり (Oken et al., 2008), 被験者間のばらつきが大きいことも報告されている (Woolley, 2001).

1.3.1 時間・距離因子

歩行速度

片麻痺者の歩行障害として、まず歩行速度低下が挙げられる (e.g. Brandstater et al., 1983; Olney et al., 1996; Wall et al., 1979). 片麻痺者の平均歩行速度は、 0.23 ± 0.11 m/s から 0.72 ± 0.38 m/s の範囲で報告されており (Olney et al., 1996), 同世代の正常歩行速度 (約 1.34 m/s, Bohannon et al., 2011) と比較して小さい. また、歩行速度は、片麻痺者の歩行機能を反映する指標とされる. Perry ら (1995) は、歩行速度によって片麻痺者の歩行障害レベルと移動範囲を分類し、0.4 m/s 未満で屋内歩行レベル (重度の歩行障害), 0.4 m/s 以上 0.8 m/s 未満で限定された屋外歩行レベル (中等度の歩行障害), 0.8 m/s 以上で地域活動可能な屋外歩行レベル (軽度の歩行障害) にあると報告した.

時間因子

周期

周期とは、片側の接地から次に同側が接地するまでに要する時間である(図 1-3). 正常歩行では、1 秒前後であるとされており、歩行速度の増大とともに減少する。周期は、立脚期(足が接地している期間)と、遊脚期(足が床面から離れている期間)に分けられる。

片麻痺者の歩行では、周期は増大することが明らかになっている (e.g. Nakamura et al., 1988; Roth et al., 1997; von Schroeder et al., 1995) . このことが、歩行速度低下の要因の一つである。

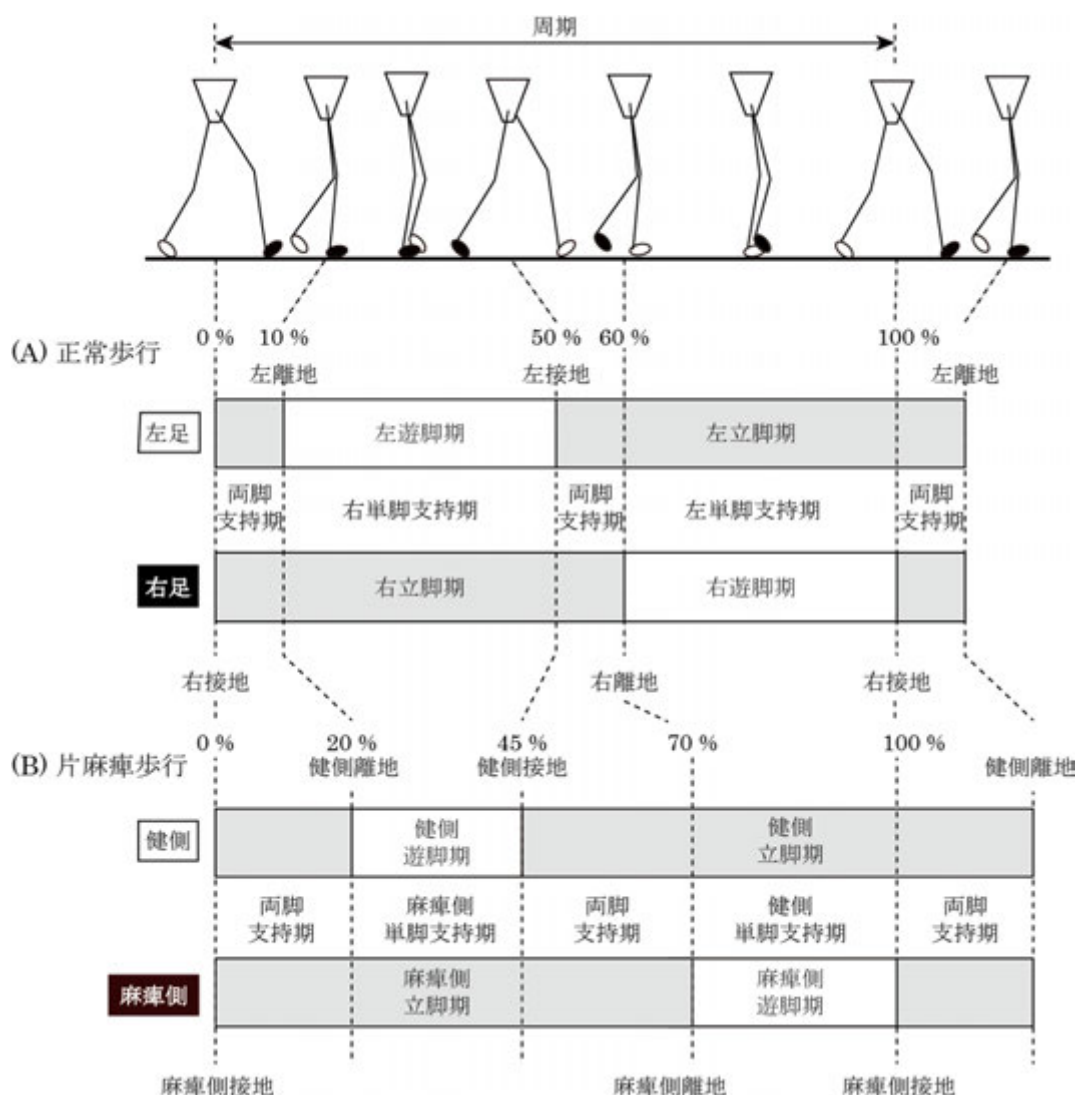


図 1-3 歩行の時間因子. (A) は健常者, (B) は片麻痺者の歩行における接地パターンへの一例 (Olney ら (1996) より改変). duty 比は、歩行周期に占める立脚期の割合で、正常歩行では約 0.6 になるとされ、(B) の片麻痺者では、0.70 となる。

duty 比

duty 比とは、周期に占める立脚期の割合で、正常歩行では約 0.6 となり(図 1-3)、一般に歩行速度が低下するほど、duty 比は増大する。

片麻痺歩行では、duty 比の増大、すなわち立脚期の増大と遊脚期の減少が報告されている (Brandstater et al., 1983; Gaviria et al., 1996; Perry et al., 1978; Pinzur et al., 1987) . この傾向は、健側でより顕著に見られ (Lehmann et al., 1987), 左右非対称性をもたらす (e.g. Balasubramanian et al., 2007; Hsu et al., 2003; Titianova et al., 2003) . また、duty 比は、片麻痺者でも、歩行速度の増大、すなわち歩行能力の向上とともに減少することが報告されている (Brandstater et al., 1983; Woolley, 2001) .

両脚支持期

立脚期は、両脚支持期(左右足が同時に接地している期間)と、単脚支持期(左右どちらかの足のみが接地している期間)に分けられる。そのうち、両脚支持期は、1 周期に 2 回現れ、正常歩行では右足前、左足前の両脚支持期が、それぞれ周期の 10 %を占める(図 1-3)。

片麻痺歩行では、前述のとおり duty 比が増大するが、立脚期の中でも特に両脚支持期が増大することが知られている (Brandstater et al. 1983; Chen et al., 2003; Olney et al., 1994, 1996) . さらに、麻痺側振り出し前の両脚支持期の方が、健側振り出し前の両脚支持期よりも長くなることが報告されており、その要因として、麻痺側立脚期後期において、前足部へ荷重を移動し、足関節底屈筋や足趾屈筋群の作用により荷重を支持することの困難さが考察されている (Lehmann et al., 1987; Olney et al., 1996) .

空間因子

歩幅

歩幅には、ストライド長とステップ長の二種類が存在する。図 1-4 に示すように、片側の足の接地から、次に同側が接地するまでの、進行方向における直線距離のことをストライド長と呼ぶ。また、片側の接地から、反対側が接地するまでの、進行方向における直線距離をステップ長と呼ぶ。正常歩行の歩幅は、基本的に左右対称で、ステップ長は 0.7m 前後であるとされているが (関屋, 2012), 体サイズの影響を受けるため、身長や脚長で正規化されることが多い (Hof, 1996; Wagenaar et al., 1992)。

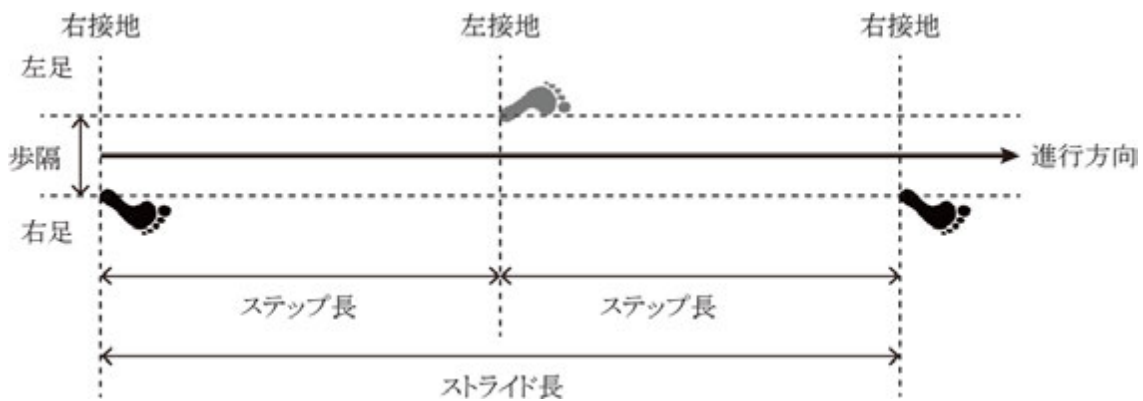


図 1-4 歩行の距離因子

片麻痺歩行では、ストライド長とステップ長は、ともに正常歩行より小さくなることが報告されている (Nakamura et al., 1988; Roth et al., 1997) . また、ステップ長は左右非対称となり (e.g. Balasubramanian et al., 2007; Hsu et al., 2003; Titianova et al., 2003; Wagenaar et al., 1992) , 麻痺側ステップ長に比べて、健側ステップ長が短くなることが知られている (Dettmann et al., 1987; Hsu et al., 2003; Kim et al., 2003; Patterson et al., 2008) .

歩隔

歩隔とは、左右足間の進行方向に対して垂直な向きでの距離であり、一般に接地時の踵中央の距離で測定される(図 1-4) .

健常者と比較して、片麻痺者の方が、歩隔は一般に大きくなることが知られている。例えば、Chenら (2005) は、片麻痺者 6 名と、年齢と体格が合致した健常者 6 名を対象とした、同速度歩行における踵間距離の計測を行い、健常者が 11.5 cmであったのに対し、片麻痺者では 17.3 cm と歩隔が大きくなると報告し、バランス低下との関連を考察している。

1.3.2 関節運動

正常歩行(20 代男性, 身長 1.71 m, 体重 56 kg)の 1 歩行周期における矢状面での関節運動を図 1-5 に示す。

股関節

正常歩行においては、矢状面では図 1-5(A) のように、股関節は屈曲位で接地した後に伸展し、離地のタイミングで最大伸展位となる。その後の遊脚期の脚振り出しで、股関節は屈曲する。正常歩行では、股関節は 1 周期に 1 回の屈伸運動を行う。

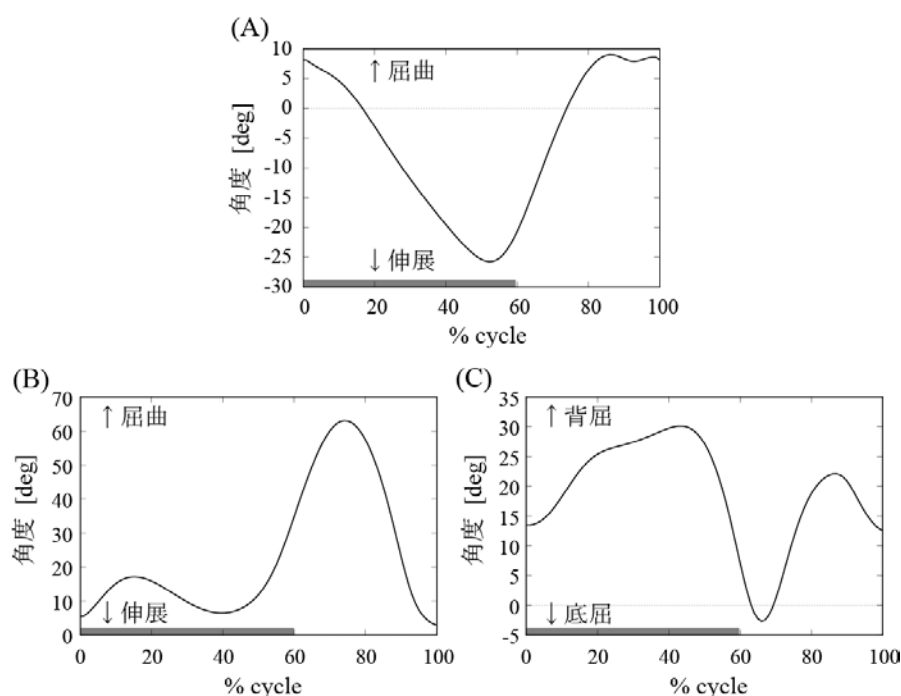


図 1-5 正常歩行(20 代男性, 身長 1.71 m, 体重 56 kg)の下肢関節角度. (A) 股関節においては, 1 周期に 1 回の屈伸運動を生じる. (B) 膝関節では, 二重膝作用と呼ばれる, 1 周期に 2 回の屈伸運動を生じる. (C) 足関節では, 1 周期に 2 回の底背屈運動を生じる. グラフ横軸の上のバーは, 立脚期を示す.

片麻痺歩行では, 股関節は, 麻痺側, 健側ともに, 正常歩行と同様の運動を行うが, 屈伸可動域が減少する (Trueblood et al., 1989; Yavuzer et al., 2008) . 立脚期では, 離地時の最大伸展角度が減少し (Lehmann et al., 1987; Mah et al., 1999; Olney et al., 1996; Yavuzer et al., 2008) , 遊脚期では最大屈曲角度が減少する (De Quervain et al., 1996; Mah et al., 1999; Yavuzer et al., 2008).

膝関節

正常歩行の膝関節では, 二重膝作用 (Double-knee action) と呼ばれる, 1 周期に 2 回の屈伸運動を生じる. 図 1-5(B) から分かるように, 膝関節は, まず立脚期前期に軽度屈曲し, これは荷重応答の運動とされる. 立脚期中期以降には, 膝関節は伸展し, その後, 遊脚期の振り出しに伴う, 1 回目よりも大きな屈曲運動を行う. 遊脚期後期には, 膝関節は接地に向けて伸展する.

片麻痺歩行では, 麻痺側立脚期の膝関節角度パターンについて, 次の 3 つの特徴が見られる (De Quervain et al., 1996; Woolley, 2001). 第 1 に屈曲角度の増大, 第 2 に立脚期初期の屈

曲角度の減少と立脚期後期の過伸展, 第 3 に立脚期をとおした膝関節の過伸展である. 一方, 遊脚期では, 膝関節の屈曲運動が正常歩行よりも減少し(Mulroy et al., 2003; Olney et al., 1996), 脚ぶん回しや骨盤引き上げといった代償動作との関連が報告されている (Kerrigan et al., 2000). また, 健側においても, 立脚期中期以降の膝関節伸展角度と, 遊脚期の膝関節屈曲角度が減少し, ピーク屈曲角度の出現タイミングが遅れることが報告されている (Olney et al., 1996).

足関節

正常歩行では, 図 1-5(C) のように, 足関節背屈位で踵接地し, 足底全体の接地にかけて一旦, 足関節は底屈する. その後, 荷重とともに下腿は前方回転し, 足関節は背屈する. その後, 立脚期後期で足関節底屈運動による蹴り出しが行われ, 遊脚期では足関節背屈運動により床面とのクリアランスが確保される.

片麻痺歩行では, 立脚期の足関節運動は, 前述の膝関節運動パターンに影響を受ける. 立脚期の膝関節屈曲角度が増大するパターンでは, 足関節背屈角度が増大する(De Quervain et al., 1996). 膝関節が過伸展となるパターンでは, 足関節は底屈位となる (De Quervain et al., 1996). また, 遊脚期では, 足関節の背屈筋群の麻痺により, 足関節の背屈運動と背屈位保持が困難となり, 尖足 (Drop foot) を呈することがある.

片麻痺者では, その麻痺の程度や歩行能力に応じて, 足関節に短下肢装具(下腿部から足底を覆い, 足関節運動を固定もしくは制限するために使用される装具)を着用する (Beyaert et al., 2015). そのため, 下肢関節運動は, 短下肢装具の着用による影響を受けるが, 足関節では特にその影響が大きいことが知られている (Lehmann et al., 1987; Tyson et al., 2013).

体幹

図 1-6 に示すように, 正常歩行における体幹運動は, 屈伸, 側屈, および回旋のいずれの方向にも生じるが, その可動域は比較的小さい. 体幹の屈伸運動は, 両側の股関節屈伸運動に合わせて, 1周期に2回生じ (図 1-6(A)), 側屈運動は, 脚振り出しのタイミングに一致して立脚側へ生じる (図 1-6(B), Kaufman et al., 2005). 体幹の回旋運動は, 脚振り出しに伴う骨盤回旋と反対方向に胸郭が回旋することで生じ (図 1-6(C)), この骨盤と胸郭の逆方向の回旋により, 骨盤運動の減衰が得られ, 歩行運動が滑らかになるとされている (Stokes et al., 1989; Wagenaar et al., 1992).

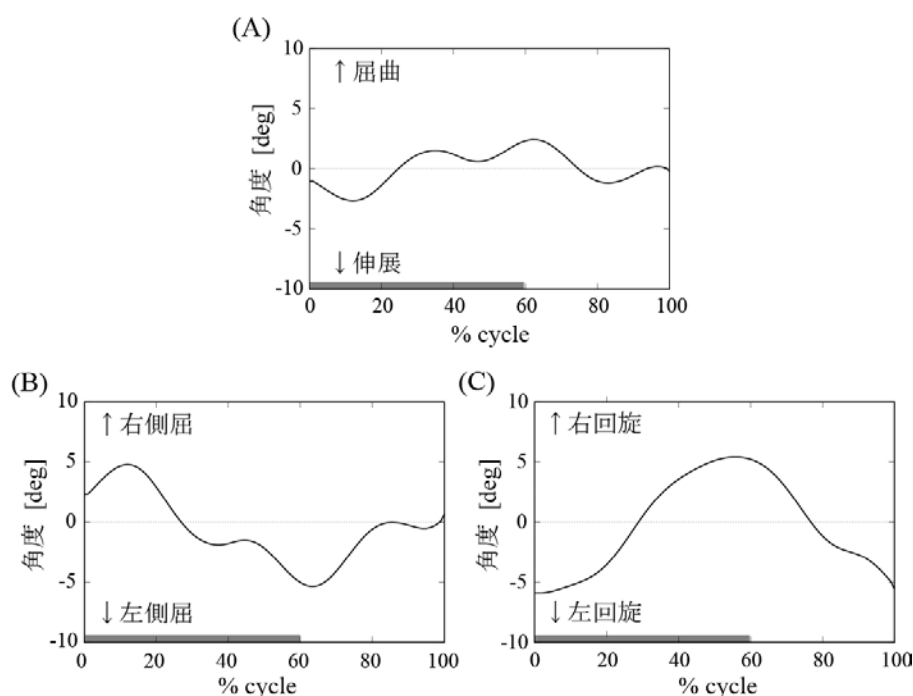


図 1-6 正常歩行(20 代男性, 身長 1.71 m, 体重 56 kg)の体幹角度. ここで, 体幹角度は, 骨盤に対する, 胸郭の角度を表している. (A) 屈曲運動は, 股関節屈曲運動に合わせて生じ, (B) 側屈運動は, 脚振り出しのタイミングに一致して立脚側へ生じる. (C) 回旋運動は, 脚振り出しに伴う骨盤回旋と反対方向に, 胸郭が回旋することで生じる. グラフ横軸の上のバーは, 右立脚期を示す.

片麻痺歩行では, 正常歩行と比べ, 体幹運動が全体的に増大する (Van Criekinge et al., 2017). まず矢状面においては, 立脚期において骨盤が前傾し (Chen et al., 2003), 遊脚期には股関節の屈曲運動とともに骨盤が後傾する (De Quervain et al., 1996). 前額面においては, 麻痺側離地の直前から遊脚期にかけて, 麻痺側骨盤の挙上が見られる (Cruz et al., 2009; Kerrigan et al., 2000). そして水平面においては, 正常歩行で見られる, 骨盤と胸郭の逆方向の回旋運動の破綻が報告されている (Wagenaar et al., 1992). 体幹の回旋の可動域については, 骨盤, 胸郭ともに回旋可動域が減少し, その大きさは歩行速度の影響は受けないと報告しているものと (Wagenaar et al., 1992), 胸郭の回旋可動域が増大するのに対して, 骨盤の可動域は減少し, 可動域は歩行速度の影響を受けるとする報告があり (Hacmon et al., 2012), 一定の見解が得られていない.

1.3.3 床反力

鉛直成分

正常歩行の床反力波形では、図 1-7(A) に示すように、立脚期初期の荷重とともに第 1 のピークが出現し、その後立脚期中期に床反力は減少し、立脚期後期に蹴り出しによる第 2 のピークが見られる、二峰性となる。

片麻痺歩行では、麻痺側において、ピークが立脚期中期にのみ出現する一峰性や、ピークの見られない台形状を呈することが知られている (e.g. Chen et al., 2007; Morita et al., 1995; Olney et al., 1996; Raja et al., 2012; Wong et al., 2004) . 麻痺側鉛直成分のこうした波形パターンは、歩行能力 (Chen et al., 2007) や麻痺重度 (Wong et al., 2004) を反映する。また、健側でも、通常、正常歩行のような二峰性は見られない (Chen et al., 2007; Wong et al., 2004; 山本 et al., 2005) .

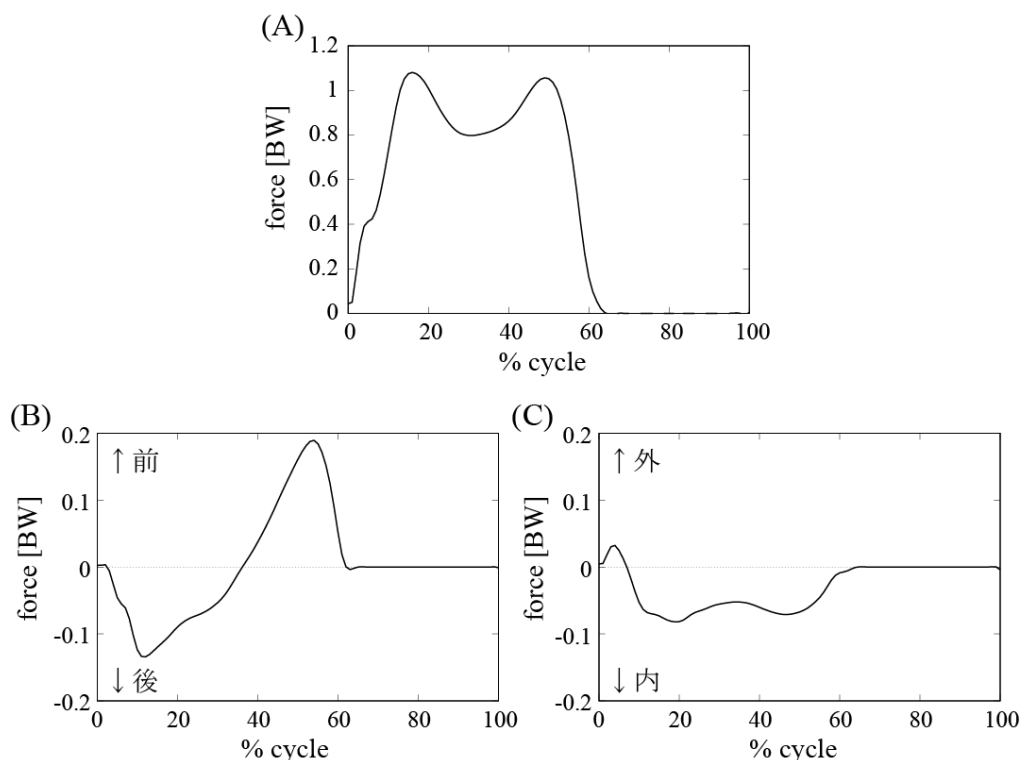


図 1-7 正常歩行(20代男性, 身長 1.71 m, 体重 56 kg)の床反力波形. ここで, 床反力の大きさは体重(BW:Body Weight)で正規化されている. (A) 鉛直成分では, 1 周期に 2 つのピークが見られる, 二峰性となる. (B) 前後成分では, 立脚期初期に後方の制動力を生じ, 立脚期後期の蹴り出し時には前方の推進力を生じる. (C) 内外側成分では, 接地時に外向きの床反力を生じるが, その後は, 立脚期をとおして内向きの床反力を生じる.

前後成分

正常歩行では、図 1-7(B) に示すように、立脚期前期には、身体に後方向の制動力が作用し、立脚期後期の蹴り出し時には、前方向の推進力が作用する。

片麻痺歩行では、麻痺側で立脚期前期の制動力が増大する一方、立脚期後期の推進力が減少し、健側ではその反対に、制動力が減少し、推進力が増大することが報告されている (e.g. Bowden et al., 2006; Kim et al., 2004; Morita et al., 1995; Turns et al., 2007) . 特に麻痺側の推進力低下は、麻痺側底屈筋力の低下と関連していることが報告されている (Allen et al., 2011; Chen et al., 2008) .

左右成分

正常歩行では、図 1-7(C) に示すように、接地時に、身体には外向きの床反力が作用するが、その後は、立脚期をとおして内向きの床反力が作用する。

片麻痺歩行では、基本的に正常歩行と同様に、内向きの床反力を生じる。ただし、その振幅は、歩行速度の増大とともに、減少するという報告と (Morita et al., 1995) , 逆に増大するという報告がある (山本 et al., 2005) .

1.3.4 関節モーメント

股関節 (図 1-8(A)) の矢状面では、立脚期前期に、接地時の衝撃による体幹前傾と股関節屈曲を防ぎ、重心を前上方へ押し上げるために、伸展モーメントが作用する (Davis et al., 2006; Whittle et al., 2012) .そして、立脚期後期に、重心が前方への並進を続けながら、重力の影響を受けて下方へ落下し、股関節が伸展するのに抗するため、屈曲モーメントが作用する (Davis et al., 2006; Whittle et al., 2012) . 遊脚期後期には、足部接地に向けて下肢を減速させるために伸展モーメントが作用する (Davis et al., 2006; Whittle et al., 2012) . 股関節の前額面では、立脚期中期の単脚支持期 (図 1-3) に、重心が重力によって下方へ引かれるのに抗して、外転モーメントが作用する (Davis et al., 2006; Eng et al., 1995) . 両脚支持期の、前額面における股関節モーメントは小さい (Davis et al., 2006) . 股関節の水平面では、立脚期前期に、骨盤の前方への回転に抗するために外旋モーメントが作用し、立脚期後期に内旋モーメントが作用する (Eng et al., 1995) . 立脚期後期の、股関節内旋モーメントの作用には、一定の見解が得られていない (Eng et al., 1995) .

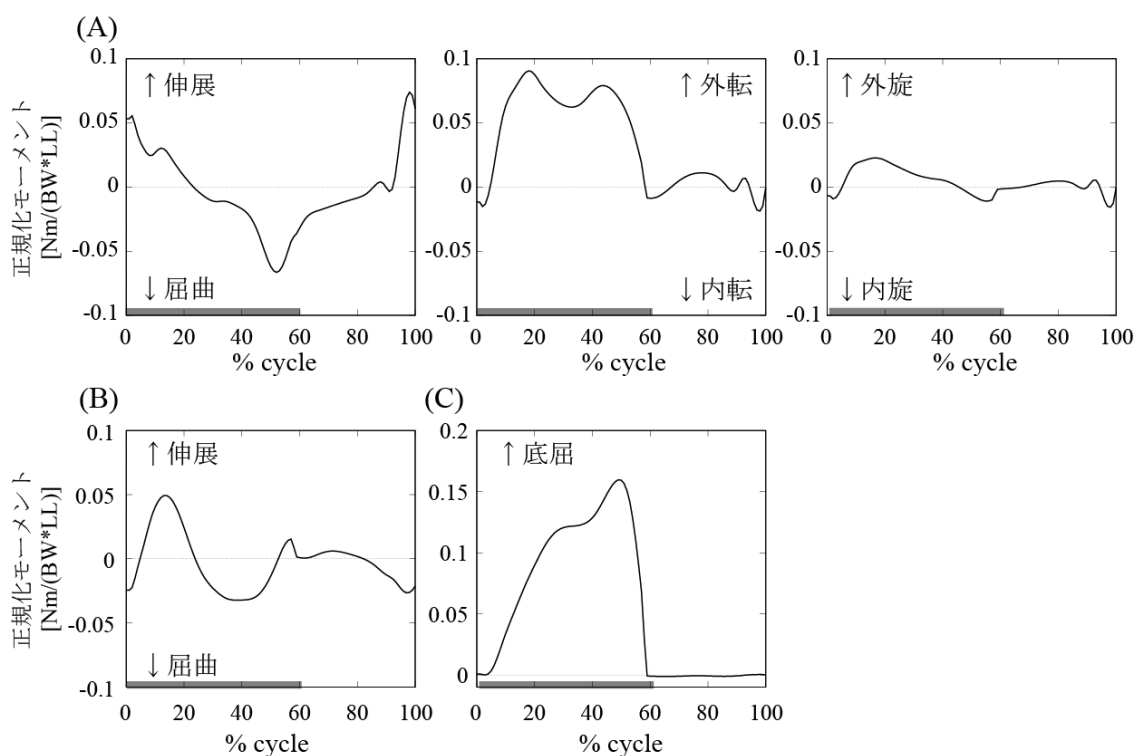


図 1-8 正常歩行(20代男性, 身長 1.71 m, 体重 56 kg)の下肢関節モーメント. ここで, モーメントの大きさは体重(BW:Body Weight)と下肢長(LL:Leg Length)で正規化されている. (A) 股関節では, 屈伸モーメント(左), 内外転モーメント(中), 内外旋モーメント(右)が作用する. (B) 膝関節と (C) 足関節では, 矢状面での関節モーメントの作用が中心で, 前額面と水平面での関節モーメントは小さい. グラフ横軸の上のバーは, 右立脚期を示す.

膝関節では(図 1-8(B)), 立脚期前期の膝関節が軽度屈曲する時期(図 1-5(B))に, 伸展モーメントが作用し, 膝折れを防ぐ(Whittle et al., 2012; 山本, 1997). その後, 立脚期中期に, 膝関節の伸展運動に抗するために, 膝関節の屈曲モーメントが作用する. 立脚期後期には, 膝関節では伸展モーメントが作用して, 膝関節の伸展運動を生じる. 遊脚期後期には, 振り出しに伴う下腿の前方回転による膝関節伸展速度を制御するために, 膝関節では屈曲モーメントが作用する(Davis et al., 2006; Eng et al., 1995).

足関節では(図 1-8(C)), 立脚期の下肢の前方回転に伴う, 足関節の背屈運動に抗するために底屈モーメントが増大し, 立脚期後期にピークを生じる. その後, 足関節底屈モーメントは, 蹴り出し時に推進力を生成し, 身体の前進に大きく寄与する(Eng et al., 1995; Whittle et al., 2012; 山本, 1997). 膝関節と足関節では, 矢状面での関節モーメントの作用が中心で, 前額面と水平面での関節モーメントは小さい(Davis et al., 2006).

片麻痺歩行の関節モーメントは、麻痺側では健側よりも小さく、健側においても、健常者の自由歩行のそれと比較すると小さいことが報告されている (Chen et al., 2008; Mahon et al., 2015; Shao et al., 2009) . 特に麻痺側では、足関節底屈モーメントが減少し、歩行の麻痺側での推進力の生成能力が低下していることが報告されている (Allen et al., 2011; Chen et al., 2008). この足関節底屈モーメント生成能力の低下は、股関節屈曲モーメントにより代償されていることが示唆されている (Milot et al., 2007; Nadeau et al., 1999) . 一方、健側においては、関節モーメントは麻痺側より大きくなり、麻痺側を代償している. 例えば、健側の股関節外転モーメントが大きく作用し、麻痺側遊脚期に骨盤を挙上させ、脚の振り出しを補助していることが示唆されている (Chen et al., 2005; Cruz et al., 2009; Kim et al., 2004) .

1.3.5 動作筋電図

動作筋電図を用いた片麻痺歩行の研究は、ワイヤレス式プリアンプ型電極の開発、普及とともに、2000年代後半から報告が増大した. 動作筋電図には、表面筋電図が用いられ、皮膚上に貼付した電極から、筋収縮時に筋膜上を伝播する微小な活動電位を測定する.

片麻痺者の歩行時筋電図は、麻痺側と健側の両側の筋活動パターンで、正常歩行のそれとは異なることが報告されている (e.g. Olney et al., 1996; Shao et al., 2009; Woolley, 2001) . ただし、個体内の変動も大きい (Daly et al., 2011; Higginson et al., 2006) . したがって、片麻痺歩行の筋活動パターンをまとめることは困難ではあるが、筋電図波形から、いくつかの特徴を挙げることはできる.

麻痺側では、筋活動の減少、歩行周期における活動時期の増大、活動ピーク時期が正常歩行とは異なることが報告されている (Daly et al., 2011; Den Otter et al. 2006; Sousa et al., 2013) . さらに麻痺側では、主動筋と拮抗筋の同時収縮の増大が報告されており、膝関節屈筋と伸筋であるハムストリングスと大腿四頭筋、足関節底屈筋と背屈筋である下腿三頭筋と前脛骨筋の同時収縮を生じる期間が、正常歩行よりも長いことが報告されている (Lamontagne et al., 2000, 2002; Sousa et al., 2013) . 健側においても、両脚支持期における、下腿三頭筋と前脛骨筋の同時収縮の増大が報告されている (Lamontagne et al., 2000) . しかしながら、歩行能力の低い片麻痺者では、こうした同時収縮により、立脚期の安定性を生み出している可能性も示唆されている (Lamontagne et al., 2000) . また、健側の筋活動に関する報告は、麻痺側に比べて少ないものの (Olney et al., 1996) , 前述の同時収縮の増大に加え (Lamontagne et al., 2000) , 下肢筋

群の筋活動増大や (Marks et al., 1958) , 活動期間の遷延が報告されている (Carlsoo et al., 1974) .

1.3.6 エネルギー効率

正常歩行のエネルギー消費は, 倒立振子メカニズムを活用することで低く抑えられていることが知られている (e.g., Cavagna et al., 1977; Kuo et al., 2010; Willems et al., 1995) . 倒立振子メカニズムとは, 立脚期の下肢が倒立振子のように振る舞い, 身体重心の運動エネルギーと位置エネルギーが, 振り子運動のように相互変換されることで, 歩行が効率良く行われているとする, 歩行の省エネルギー原理である (Cavagna et al., 1976, 1977) . 正常歩行の, 位置エネルギーと運動エネルギーの相互変換によるエネルギー回収率 (%Recovery) は約 70 %であり, 約 30 %のエネルギー損失は, 接地時の制動で生じることが示されている (Cavagna, et al., 1977) . このエネルギー損失は, 接地直後に重心が前下方に向かうのに対し, 後上方への床反力生成でこれに抗し, ここで負の仕事がなされることに起因する. その後, 重心を重力に抗して前上方へ持ち上げるために, 筋活動による正の仕事がなされ, これらの正と負両方の力学的仕事の生成に対して, 生理学的エネルギーが消費される.

片麻痺歩行では, 同年代および同程度の歩行速度の正常歩行と比較して, 代謝エネルギーの増大と (e.g., Corcoran et al., 1970; Kramer et al., 2016; Platts et al., 2006) , 力学的エネルギーの回収率の低下が報告されている (Iida et al., 1987; Olney et al., 1986; Stoquart et al., 2012) . Olneyら (1986) は, 倒立振子メカニズムに基づくエネルギー回収率 (%Recovery) は, 片麻痺歩行で低下するとし, この原因として, 麻痺側振り出し時の骨盤引き上げ運動による位置エネルギーの増大と, 歩行速度低下による運動エネルギーの減少を報告している. Stoquartら (2012) は, 単位移動距離あたりのエネルギー消費 (Cost of transport) が, エネルギー回収率と相関し, 最大歩行速度が遅い片麻痺者ほど, 単位移動距離あたりのエネルギー消費が増大することを示した. また, こうしたエネルギー効率の低下は, 健側による身体重心の引き上げのための力学的仕事に起因することを報告している (Stoquart et al., 2012) .

1.4 脳卒中片麻痺者の歩行研究の問題点

これまで紹介した片麻痺者の歩行研究には、以下の3つの問題点が挙げられる。

第一に、急性期(脳卒中による症状が急激に変化する時期:脳卒中では発症から60日以内を指す)から回復期(脳卒中発症後の急性期の医学的な処置を受け、症状が安定し始めた時期:脳卒中では発症から半年以内の時期を指す)の片麻痺者を対象とした研究がなされていないことが挙げられる。例えば Olney ら (1994) は、片麻痺者の歩行速度、すなわち歩行能力に寄与する因子として、逆動力学解析の結果から、麻痺側のみならず健側の股関節と足関節のパワーの増大を挙げているが、発症後11カ月を経過した片麻痺者を対象としており、その結果を歩行獲得段階にある回復期の片麻痺者に適用することはできない。片麻痺者の歩行能力向上過程を説明するためには、歩行の再獲得が十分に達成されていない、急性期から回復期における片麻痺者の歩行を、力学的に理解することが必要であると考えられる。

第二に、歩行再獲得に向けたリハビリ経過における、歩行の変化を追えていないことが挙げられる。Patterson ら (2015) は、発症後1カ月以内の片麻痺者を対象とした研究で、歩行速度とステップ長の左右対称性の入院時と退院時の各増加量が、有意に相関したことを報告しているが、対象が比較的軽度であったこと、力学的な解析がなされていないことから、歩行メカニズムには言及していない。また、Mulroy ら (2003) は、入院時(発症後2週)と退院後(6か月後)の歩行解析結果のクラスター解析を行い、入院時には歩行速度と立脚期の膝伸展角度が関連していたのに対し、退院後の歩行では、歩行速度と立脚期後期の膝関節屈曲運動が関連したことから、歩行パターンの変化を示唆しているが、そのプロセスを力学的に解明することには至っていない。また、いずれも横断的な研究(例えば、加齢による変化を追跡するのに、同一の対象者ではなく、年齢の異なる個体に対して調査や計測を行い、変化を検討する研究)であり、片麻痺者のリハビリ過程の歩行の変化に対する縦断的な研究(同一の対象者を一定期間継続的に追跡し、変化を検討する研究)はない。片麻痺者がどのように歩行を再獲得し、その後、歩行能力を向上させていくかという、片麻痺歩行の回復モデルを構築するためには、リハビリによる片麻痺者の歩行再獲得過程を、縦断的な解析に基づいて力学的に解明していくことが重要であると考えられる。

第三に、健側を含めた全身の代償動作についての検討が、十分になされていないことが挙げられる。片麻痺歩行における、麻痺側の運動やメカニズムに関する研究は数多く行われているが、健側や体幹による代償運動の報告はほとんど行われていない。また、少数存在する先行研究も、代償動作の特徴を挙げることにとどまっており (Balaban et al., 2014; Olney et al., 1996; Van

Criekinge et al., 2017) , 歩行運動全体のメカニズムや歩行能力向上への寄与は明らかにされていない。片麻痺歩行において、運動生成に必要な、生体内力を計算する逆動力学解析の報告もあるが、比較的軽度の片麻痺者を対象としたもの (Chen et al., 2008; Cruz et al., 2009; Kim et al., 2004; Lamontagne et al., 2007; Mahon et al., 2015; Neptune et al., 2004; Shao et al., 2009) や、麻痺側のみを対象としたもの (Jonsdottir et al., 2009) であり、健側を含めた全身の適切な代償動作が、どのように歩行能力向上に寄与しているかという点は明らかにされていない。麻痺側の運動機能低下に対して、どのような代償動作が適切で、片麻痺歩行においてどのように必要なのかを明らかにすることは、片麻痺者の二足歩行メカニズムの解明に欠かせないと考えられる。

このように片麻痺者の歩行再獲得過程を解明するためには、歩行能力が十分に改善しているとは言えない、リハ開始前の状態から、回復期にわたる縦断的な解析が必要であり、さらに麻痺側のみならず、健側での代償動作にも着目した生体力学的解析が必要であると考えられる。

1.5 本研究の目的

以上述べてきたように、現在の片麻痺者の歩行再建に向けた介入では、片麻痺歩行のメカニズムに基づく系統的、かつ包括的なリハが行われていない。片麻痺者の歩行獲得のゴールは必ずしも正常歩行ではない。限られたリハ期間の中で、片麻痺者が最大限のリハ効果によって、歩行という移動手段を獲得するためには、麻痺側の運動機能向上とともに、健側での代償動作を適切に行う、片麻痺者特有の二足歩行戦略を解明し、歩行再建を図る必要がある。

そこで、本研究では、片麻痺者の歩行の再獲得過程を生体力学的に分析し、片麻痺者の運動能力と二足歩行戦略が、回復過程においてどのように変化することで、歩行能力の向上が達成されているのかを明らかにすることを目的とした。具体的には、片麻痺者の歩行再建において、麻痺側での体重支持と、健側での代償動作の活用が必要であるという、作業仮説を立て、これを検証することで、新しい歩行リハ戦略を提案することを試みた。

1.6 本論文の構成

本論文は、全 6 章で構成されている。

第 1 章では、本研究の背景と目的を述べた。

第 2 章では、回復期リハビリ病棟入院中の片麻痺者の歩行を、モーションキャプチャシステムとフォースプレートを用いて縦断的に計測・解析し、回復過程における歩行能力と麻痺側への体重移動能力の変化を分析した。その結果、静止立位時における麻痺側への体重移動能力が、歩行能力の向上とともに増大することを示した。また麻痺側への体重移動能力の向上を、片麻痺者は体幹の側屈運動により実現していることを明らかにした。

第 3 章では、片麻痺者の健側の生体力学的分析に不可欠な、計測杖の開発と評価について述べた。具体的には、3 軸力覚センサを先端に固定した計測杖を製作し、杖に作用する床反力とその作用点を計測することで、合力として計測される健側と杖に作用する反力を分離する手法を提案し、その精度検証を行った。その結果、杖歩行の力学解析に十分な精度を確認し、提案システムの有効性を示した。

第 4 章では、前章で示した計測杖を用いて、片麻痺者の歩行運動の 3 次元計測と逆動力学的解析を行い、回復過程の前後における、歩行中の下肢関節モーメントの変化を調べた。その結果より、片麻痺歩行における麻痺側と健側の経時変化の検討に、本手法が有用であることを示した。

第 5 章は、各章で得られた片麻痺者の歩行再獲得過程に関する知見をまとめ、効果的なリハビリの促進に向けた考察を行った。また今後の課題と展望を述べた。

第 6 章では、本論文の結論をまとめた。

第2章 脳卒中片麻痺者の麻痺側荷重能力と歩行能力の関係

2.1 緒言

前章で述べたように、歩行リハ開始後間もない片麻痺者の歩行能力の変化を、力学的に解析した報告はない。そこで、回復期リハ病棟に入院中の片麻痺者の歩行を、モーションキャプチャシステムとフォースプレートを用いて縦断的に計測、分析し、回復過程における歩行能力と麻痺側への荷重能力の変化を分析した。特に本研究では、片麻痺者の自力での歩行運動の獲得に第一に必要な要素として、麻痺側への体重移動能力(weight-shift ability)に着目した。

二足歩行においては、脚挙上および振り出し運動の前提として支持脚に十分な体重移動がなされなければ、その反対側を挙上し振り出すことは困難である。したがって、片麻痺者が歩行再獲得を目指すリハにおいて、麻痺側で荷重を支持する能力の獲得が、本質的に重要であると考えられる。そのため体重移動練習(weight-shift training)は、片麻痺者のリハで広く行われており(Dault et al., 2003; de Haart et al., 2005; Nugent et al., 1994; Turnbull et al., 1996)、近年の報告でも姿勢制御改善や(Aruin et al., 2000; Tsaklis et al., 2012)、歩行パフォーマンス向上に有効であることが報告されている(Andersson et al., 2015)。

このように麻痺側への体重移動能力が、片麻痺者の歩行能力再建に必須であると考えられるが、片麻痺者における体重移動能力の改善と歩行パフォーマンスの変化の関連を、調査、検討した報告は、実際にはほとんどない。健常者と比較して、片麻痺者では側方の体重移動能力が有意に低いことは報告されているが(Eng et al., 2002; Goldie et al., 1996; Turnbull et al., 1996)、これらの報告では、そのときの歩行能力の変化については触れられていない。Dettmann ら(1987)は、片麻痺者と健常者とで、体重移動能力が向上すると歩行能力が有意に増大することを示唆しているものの、麻痺側における体重移動能力と、歩行能力の経時変化を追跡しているわけではない。唯一、Bohannon(1991)は、回復過程にある片麻痺者において、体重移動能力の改善とともに、歩行速度が増大することを示しているが、歩行速度以外のパラメータ変化は報告していない。したがって、片麻痺者における体重移動能力と歩行能力の関係を、縦断的に計測・分析し、体重移動能力と歩行パフォーマンスの関係を明らかにしようとする試みは、現在まで行われていない。

そこで本章の研究では、リハ施行中の片麻痺者の体重移動能力と、歩行中の運動学および運動力学的パラメータを定量化し、体重移動能力と歩行能力の関係を生体力学的に明らかにする

ことを目的とした。これより得られる知見は、片麻痺者の治療方針の立案や効果的なリハ・プロトコルの開発に有用であると考えられる。

2.2 片麻痺者の体重移動能力と歩行能力の計測

2.2.1 対象

被験者は初発の皮質および皮質下の脳卒中と診断され、急性期の加療後に農協共済中伊豆リハビリテーションセンター(静岡県伊豆市)の回復期リハ病棟に入院した8名の片麻痺者とした(表2-1)。被験者はいずれも男性で、中等度の片麻痺を呈していた。診断は10年以上の経験を有するリハ専門医が行った。被験者の選定基準は以下のとおりとした。

- (1) 歩行に影響を及ぼしうる下肢の整形外科的疾患の既往がないこと。
- (2) 歩行に影響を及ぼしうる他の神経学的疾患の既往がないこと。
- (3) コミュニケーションに支障をきたす重度の失語症、失行症、半側空間失認、他の認知障害がないこと。
- (4) 重度の感覚障害がないこと。
- (5) 重度の精神疾患がないこと。

本研究では、性別にかかわらず被験者を選定したが、研究期間において選定基準を満たしたのは男性のみであった。被験者からは研究参加にあたり、書面にて同意を得た。また本研究は昭和大学保健医療学部人を対象とする研究等に関する倫理委員会、および農協共済中伊豆リハビリテーションセンター倫理委員会の承認を得た。

各被験者の研究への参加時に、脳卒中による運動麻痺の重度をBrunnstrom Recovery Stage(表2-2)(金井, 2003)により評価した。評価は、理学療法士として10年以上の経験を有する著者が行った。被験者のBrunnstrom Recovery StageはⅢ, Ⅳ, Ⅴであった(表2-1)。全ての被験者は回復期リハ病棟に入院中であるため、週6日以上、1日あたり40分間ないし60分間の理学療法が施行された。理学療法には体重移動練習、バランス練習、歩行練習が含まれ、こうしたプログラムは、リハセンターに勤務する理学療法士によって施行された。

次項で述べる計測を、徒手介助なしで10 m以上の歩行が可能になった時点(平均で発症後106.3日)から開始した。計測は、各被験者がリハセンターを退院するまで(平均で発症後186.1日)、約4週おきに実施した(図2-1)。平均で4回の計測が各被験者について行われた。

表 2-1 被験者一覧

被験者	年齢	麻痺側	下肢 BRS*1	計測開始*2	計測終了*2	補助具
A	56	左	IV	169	195	T-cane, AFO*3
B	44	左	IV	79	179	T-cane, AFO
C	65	左	IV	87	115	T-cane, AFO
D	78	左	V	66	179	T-cane, AFO
E	55	右	V	104	161	AFO
F	65	右	IV	113	225	T-cane, AFO
G	40	右	III	172	221	T-cane, AFO
H	41	右	IV	88	214	-

*1 Brunnstrom Recovery Stage, *2 発症からの日数, *3 短下肢装具 (Ankle-foot orthosis: AFO)

表 2-2 Brunnstrom Recovery Stage (金井, 2003)

Stage	状態	詳細
I	完全麻痺 (弛緩性麻痺)	筋が完全に弛緩した状態で、患者は随意的に筋収縮を生じることができない。
II	連合反応の出現	身体の一部に強い筋収縮を生じると、麻痺部位に筋収縮が誘発される。
III	共同運動パターン の出現	ある関節の運動を行おうとすると、同肢の他関節にも同方向の運動を生じてしまう、共同運動パターンによる運動しか行うことができない。
IV	分離運動の出現	個々の関節の運動をわずかに行うことができる。
V	分離運動の進行	個々の関節の運動をある程度行うことができる。
VI	ほぼ正常	多少のぎこちなさを残しつつも、個々の関節運動を行うことができる。

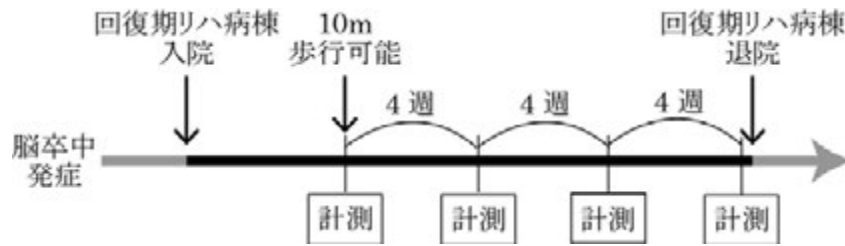


図 2-1 計測のタイミング

2.2.2 体重移動能力の評価

麻痺側の体重移動能力を、2枚のフォースプレート (AMTI, Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA, 定格容量: 垂直方向 8900 N, 水平方向各 4450 N, 非直線性: $\pm 0.2\%$ 以内, ヒステリシス: $\pm 0.2\%$ 以内) を用いて評価した (図 2-2)。被験者には両足を肩幅に開いて、各フォースプレートに片足ずつ乗せて立つよう指示した。これにより各足に作用する床反力鉛直成分の変化を計測した。各被験者は必要に応じて、油圧継手付き短下肢装具 (GaitSolution, 川村義肢) を足関節に装着した。被験者には、杖等の補助具は使用せず、介助なしで、約 2 秒間、麻痺側にできるだけ荷重するよう指示した。計測を 5 試行行い、各 2 秒間の麻痺側最大荷重時の床反力鉛直成分の 5 試行の平均をとった。フォースプレートのサンプリング周波数は 100Hz とし、4 次の時間遅れのないバターワースフィルタ (fourth order Butterworth zero-lag filter) を用いて、カットオフ周波数 15 Hz のローパスフィルタをかけた。床反力鉛直成分

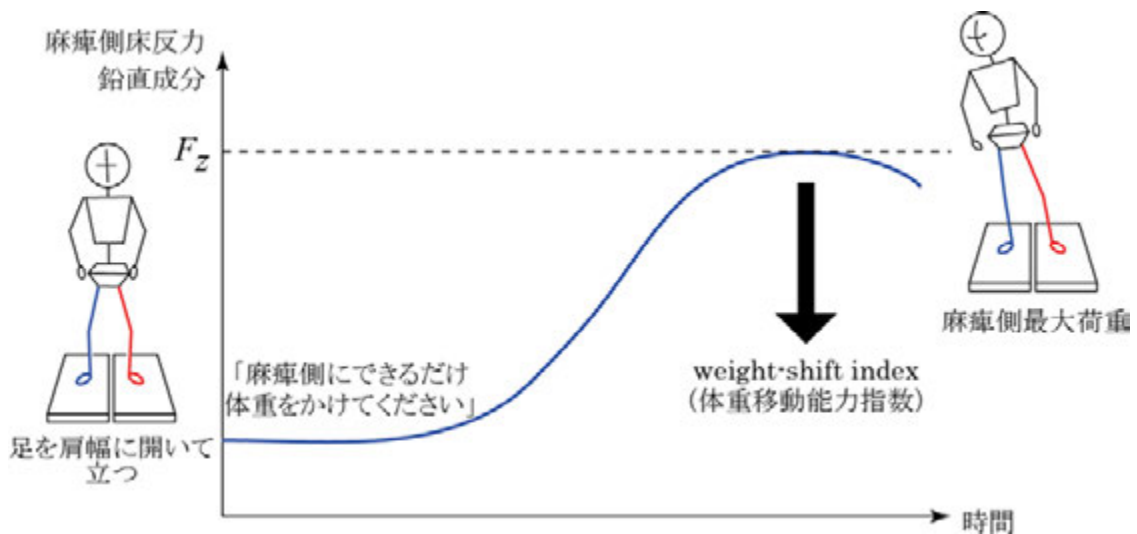


図 2-2 麻痺側への荷重能力評価

の値は被験者の体重で正規化した。こうして得られた床反力鉛直成分の値をもとに、次式で weight-shift index (体重移動能力指数) W を定義した。

$$W = \frac{\overline{F_z}}{mg} \quad (2.1)$$

ここで、 $\overline{F_z}$ は麻痺側最大荷重時の床反力鉛直成分 F_z の 5 試行の平均値、 m は被験者の体重、 g は重力加速度である。したがって、片脚での体重支持が可能な健常者や、麻痺側での全体重支持が可能な片麻痺者では、 $W = 1$ となる。

以上の床反力計測と同時に、3次元の身体運動を、赤外線カメラ 8 台によるモーションキャプチャシステム (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK) を用いて計測した。赤外線反射マーカを第 7 頸椎棘突起 (C7)、第 8 胸椎棘突起 (T8)、胸骨上縁 (Sternum)、両側の肩峰、上前腸骨棘 (Anterior Superior Iliac Spine: ASIS)、上後腸骨棘 (Posterior Superior Iliac Spine: PSIS)、大転子、大腿骨外側上顆、足関節外果、踵部 (踵骨隆起)、第 5 中足骨頭、の以上 19 点に貼付した (図 2-3)。サンプリング周波数は 100 Hz とし、計測後に 4 次の時間遅れのないバターワースフィルタ (fourth order Butterworth zero-lag filter) を用いて、カットオフ周波数 6 Hz のローパスフィルタをかけた。

実験室座標系に対する、胸郭および骨盤の側方傾斜角度を定量化するために、Wu ら (Wu et al., 2002, 2005) の方法に基づいて胸郭および骨盤の座標系を以下のとおりに定義し、オイラー角を算出した (図 2-4)。

胸郭座標系 ${}^G\mathbf{M}_{Thorax}$ は、C7、T8、胸骨上縁に貼付したマーカの実験室座標系における位置ベクトル ${}^G\mathbf{p}_{C7}$ 、 ${}^G\mathbf{p}_{T8}$ 、 ${}^G\mathbf{p}_{Sternum}$ に基づいて、次式のとおり定義した (各ベクトルの左上の添字は、そのベクトルが記述される座標系を示す)。なお、実験室座標系は右手座標系にて定義した。

$${}^G\mathbf{M}_{Thorax} = [\mathbf{i}_t \quad \mathbf{j}_t \quad \mathbf{k}_t] \quad (2.2)$$

$$\mathbf{k}_t = \frac{{}^G\mathbf{p}_{C7} - {}^G\mathbf{p}_{T8}}{\left| {}^G\mathbf{p}_{C7} - {}^G\mathbf{p}_{T8} \right|} \quad (2.3)$$

$$\mathbf{i}_t = \frac{{}^G\mathbf{p}_{Sternum} - {}^G\mathbf{p}_{C7}}{\left| {}^G\mathbf{p}_{Sternum} - {}^G\mathbf{p}_{C7} \right|} \times \mathbf{k}_t \quad (2.4)$$

$$\mathbf{j}_t = \mathbf{k}_t \times \mathbf{i}_t \quad (2.5)$$

Wu ら (2005) は、胸郭座標系を定義するために、胸骨剣状突起に貼付したマーカを使用している。しかしながら、研究開始時に女性被験者を想定し (実際には被験者選定基準には男性のみが適合した)、Wu ら (2005) の定義に若干の変更を加え、座標系を定義した。

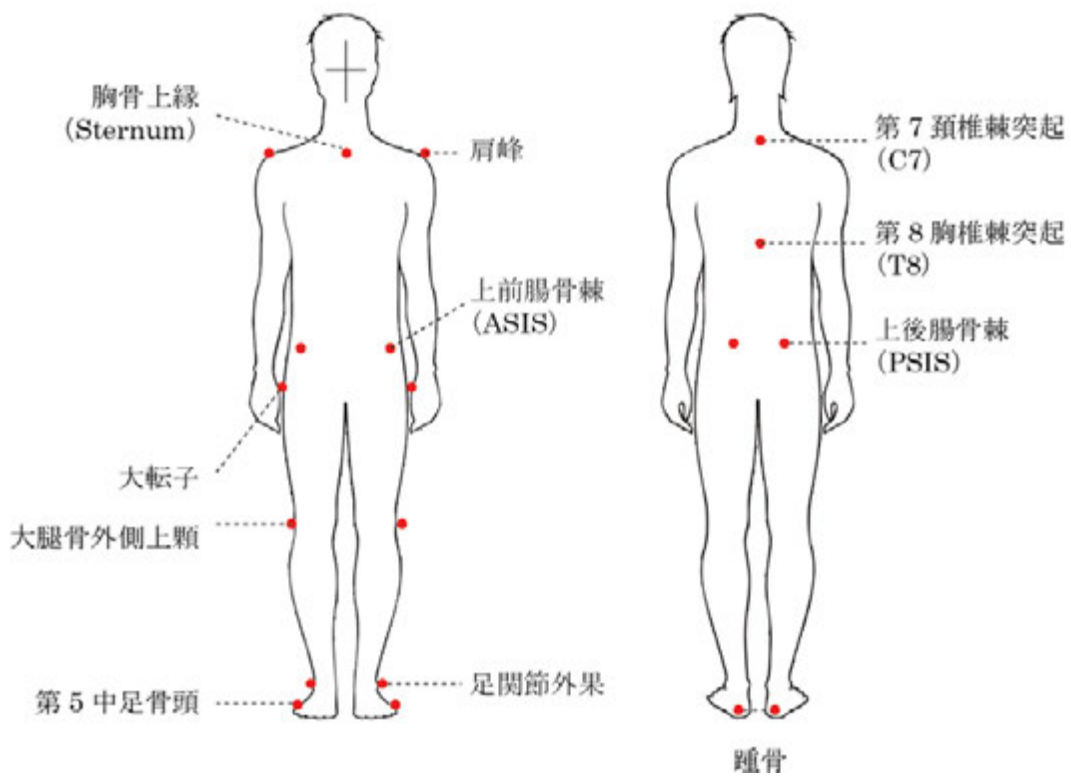


図 2-3 マーカ貼付位置

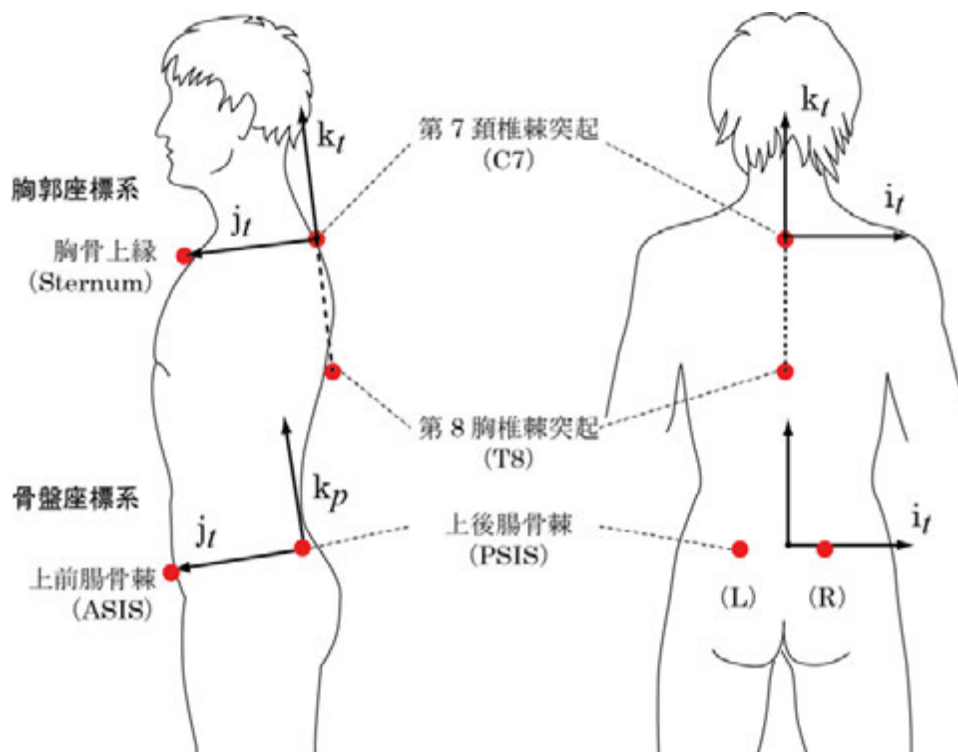


図 2-4 胸郭および骨盤座標系の定義

骨盤座標系 ${}^G\mathbf{M}_{Pelvis}$ は, 左右 ASIS および PSIS に貼付したマーカの位置ベクトル ${}^G\mathbf{p}_{L-ASIS}$, ${}^G\mathbf{p}_{R-ASIS}$, ${}^G\mathbf{p}_{L-PSIS}$, ${}^G\mathbf{p}_{R-PSIS}$ に基づいて, 次式のとおり定義した.

$${}^G\mathbf{M}_{Pelvis} = [\mathbf{i}_p \quad \mathbf{j}_p \quad \mathbf{k}_p] \quad (2.6)$$

$${}^G\mathbf{p}_{ASIS} = \frac{{}^G\mathbf{p}_{L-ASIS} + {}^G\mathbf{p}_{R-ASIS}}{2} \quad (2.7)$$

$${}^G\mathbf{p}_{PSIS} = \frac{{}^G\mathbf{p}_{L-PSIS} + {}^G\mathbf{p}_{R-PSIS}}{2} \quad (2.8)$$

$$\mathbf{j}_p = \frac{{}^G\mathbf{p}_{ASIS} - {}^G\mathbf{p}_{PSIS}}{\left| {}^G\mathbf{p}_{ASIS} - {}^G\mathbf{p}_{PSIS} \right|} \quad (2.9)$$

$$\mathbf{k}_p = \frac{{}^G\mathbf{p}_{R-ASIS} - {}^G\mathbf{p}_{L-ASIS}}{\left| {}^G\mathbf{p}_{R-ASIS} - {}^G\mathbf{p}_{L-ASIS} \right|} \times \mathbf{j}_p \quad (2.10)$$

$$\mathbf{i}_p = \mathbf{j}_p \times \mathbf{k}_p \quad (2.11)$$

実験室座標系に対する胸郭および骨盤の側方傾斜角度は, 実験室座標系 ${}^G\mathbf{M}_G$ から胸郭および骨盤座標系 ${}^G\mathbf{M}_{Thorax}$, ${}^G\mathbf{M}_{Pelvis}$ への回転行列 ${}^G\mathbf{R}_{Thorax}$, ${}^G\mathbf{R}_{Pelvis}$ を用いて, オイラー角(回転順序:X-Y-Z)により, 以下のように求められる.

$${}^G\mathbf{M}_{Thorax} = {}^G\mathbf{M}_G \cdot {}^G\mathbf{R}_{Thorax} \quad (2.12)$$

$$\begin{aligned} {}^G\mathbf{R}_{Thorax} &= \mathbf{R}_t^x \mathbf{R}_t^y \mathbf{R}_t^z \\ &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_t & -\sin \theta_t \\ 0 & \sin \theta_t & \cos \theta_t \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \phi_t & 0 & \sin \phi_t \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi_t & 0 & \cos \phi_t \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \psi_t & -\sin \psi_t & 0 \\ \sin \psi_t & \cos \psi_t & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} c\phi_t c\theta_t & -c\phi_t s\theta_t & s\phi_t \\ c\psi_t s\theta_t + s\psi_t s\phi_t c\theta_t & c\psi_t c\theta_t + s\psi_t s\phi_t s\theta_t & -s\psi_t c\phi_t \\ s\psi_t s\theta_t - c\psi_t s\phi_t c\theta_t & c\psi_t s\phi_t s\theta_t + s\psi_t c\theta_t & c\psi_t c\phi_t \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2.13)$$

$${}^G\mathbf{M}_{Pelvis} = {}^G\mathbf{M}_G \cdot {}^G\mathbf{R}_{Pelvis} \quad (2.14)$$

$$\begin{aligned} {}^G\mathbf{R}_{Pelvis} &= \mathbf{R}_p^x \mathbf{R}_p^y \mathbf{R}_p^z \\ &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta_p & -\sin \theta_p \\ 0 & \sin \theta_p & \cos \theta_p \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \phi_p & 0 & \sin \phi_p \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \phi_p & 0 & \cos \phi_p \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \psi_p & -\sin \psi_p & 0 \\ \sin \psi_p & \cos \psi_p & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} c\phi_p c\theta_p & -c\phi_p s\theta_p & s\phi_p \\ c\psi_p s\theta_p + s\psi_p s\phi_p c\theta_p & c\psi_p c\theta_p + s\psi_p s\phi_p s\theta_p & -s\psi_p c\phi_p \\ s\psi_p s\theta_p - c\psi_p s\phi_p c\theta_p & c\psi_p s\phi_p s\theta_p + s\psi_p c\theta_p & c\psi_p c\phi_p \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2.15)$$

ここで、 c と s はそれぞれ \cos と \sin を表す。

計算された角度は、後傾、麻痺側への側方傾斜(麻痺側が下がる向き)、および麻痺側への回旋(麻痺側が後退する向き)を正とした。

2.2.3 歩行能力の評価

歩行計測は、6枚のフォースプレート(AMTI, Advanced Mechanical Technology, Inc., Watertown, MA, USA)を設置した歩行路で、赤外線カメラ8台によるモーションキャプチャシステム(Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK)を用いて計測した(図2-5)。被験者は自由歩行を行い、その際に必要に応じてT字杖(真つすぐな杖に握り手が付いている、標準的な杖)と短下肢装具(第1章1.3.2節「足関節」参照)を使用した(表2-1)。計測は麻痺側の8歩行周期以上について行った。

歩行パラメータとして、歩行速度、ストライド長、ステップ長(図1-4参照)、周期、立脚期、duty比、単脚支持期(図1-3参照)を、フォースプレートおよびモーションキャプチャシステムの計測値を用いて算出した。ストライド長とステップ長の算出には、身体重心位置を用いた。

なお、身体重心位置は、計測したマーカ座標値と、身体を剛体リンクと仮定したときの各節の節質量比と節重心位置比(Winter, 2009)より算出した。本研究では、身体を構成する剛体節を上半身(head, arm, trunk: HAT)、足部、下腿、大腿の7つとした。各節長の定義、節質量比、および節重心位置比を表2-3に示す。上半身を1つの剛体節と仮定したのは、上肢の運動が上半身の身体重心位置に与える影響が小さいと考えたためである。麻痺側および健側のステップ長は、各接地時の踵部マーカ間の進行方向距離よりそれぞれ算出した。体格による影響を考慮して、ストライド長およびステップ長は、下肢長(立位における股関節位置の高さ)で正規化した。周期は、 $\sqrt{l/g}$ で正規化した(Hof, 1996)。したがって、正規化歩行速度 V は次式より求められる。

表 2-3 各節長の定義、節質量比、および節重心位置比(Winter, 2009)

節名	各節長の定義(近位端/遠位端)	節質量比	節重心位置比*1
HAT	大転子/肩関節	0.678	0.626
大腿	大転子/大腿骨外側上顆	0.100	0.433
下腿	大腿骨外側上顆/足関節外果	0.0465	0.433
足部	足関節外果/第5中足骨頭	0.0145	0.5

*1 セグメント近位端からの距離

$$V = \frac{v}{\sqrt{g \cdot l}} \quad (2.16)$$

ここで、 v は計測された歩行速度、 g は重力加速度、 l は下肢長である。また立脚期を周期で除して duty 比を算出した。単脚支持期もまた、周期で正規化した。

本研究では、歩行の力学的因子として、麻痺側立脚期の床反力鉛直成分ピーク値(最大荷重量)と力積(床反力による運動量の増分)を求めた(図 2-6)。力積 I は次式のとおり算出した。

$$I = \int_{t_{IC}}^{t_{TO}} F_z dt \quad (2.17)$$

ここで、 F_z は麻痺側床反力鉛直成分で、 t_{IC} と t_{TO} は麻痺側の接地および離地の時刻を示す。接地は床反力鉛直成分 20 N を閾値とした (Jordan et al., 2007)。被験者間の比較のため、床反力鉛直成分ピーク値を、各被験者の体重で正規化した。麻痺側立脚期力積 \bar{I} は、歩行周期中に身体重心に作用する重力による下方への力積で、次式のとおり正規化した。

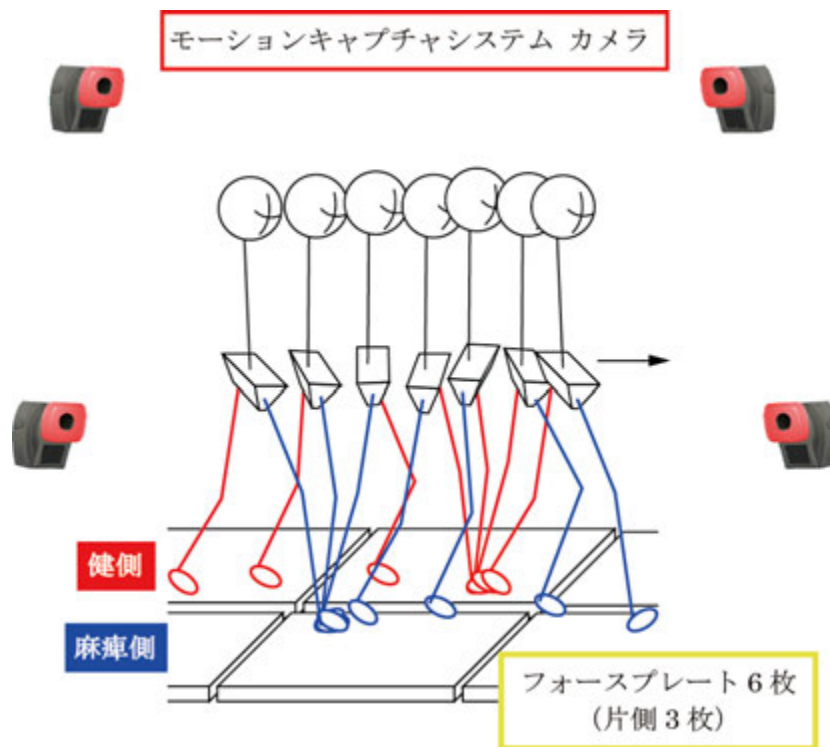
$$\bar{I} = \frac{I}{mgT} \quad (2.18)$$

ここで、 I は式(2.17)より算出した麻痺側立脚期の力積、 m は体重、 g は重力加速度、 T は周期を表す。左右の床反力の鉛直成分の和は、身体重心に作用する重力とは必ずしも一致しないが、歩行 1 周期中の、重力による下向きの力積と、両側床反力鉛直成分による上向きの力積は、歩行が定常であれば一致し、

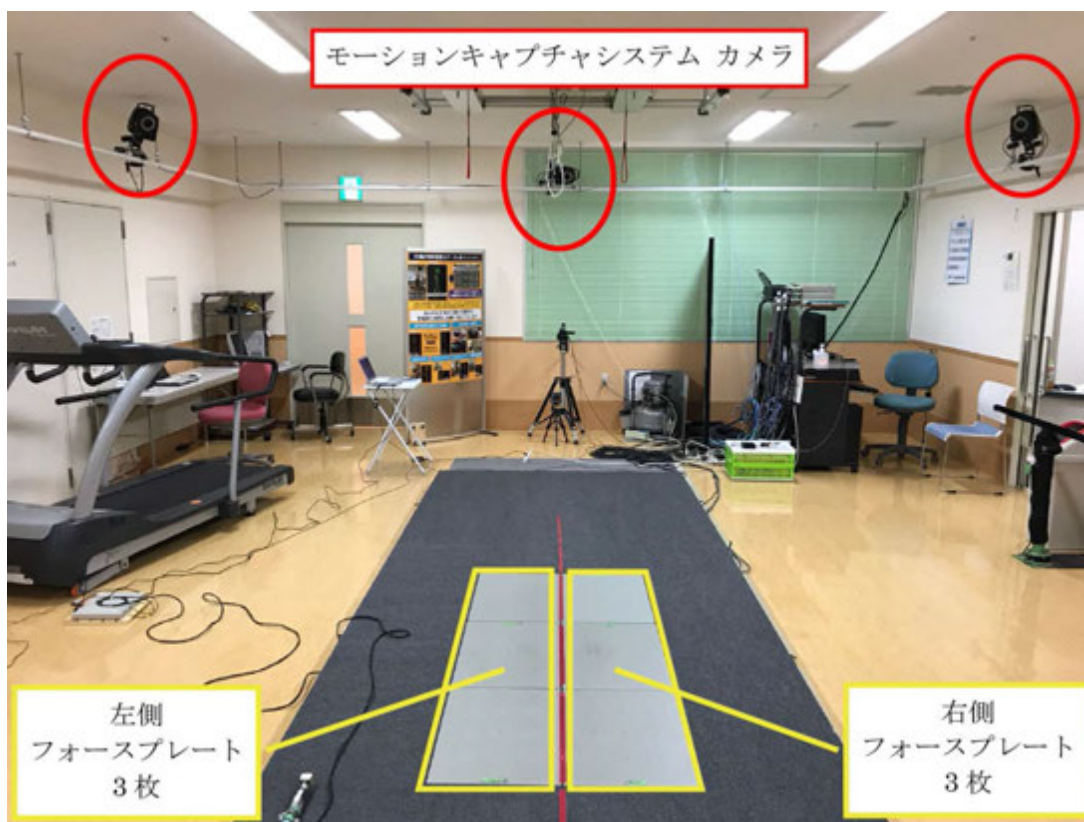
$$mgT = I + I' \quad (2.19)$$

となる。ここで、 I' は健側立脚期の力積である。したがって、 $\bar{I} = 0.5$ であると、麻痺側による力積生成が、健側による力積生成と等しいことを意味する。

さらに、歩行中の胸郭および骨盤の向きの変化を評価するため、胸郭と骨盤角度の 1 歩行周期の平均値を、前述のオイラー角を用いて算出し、歩行速度と weight-shift index に対してプロットした。



(A) 模式図



(B) 計測空間 (農協共済中伊豆リハビリテーションセンター内)

図 2-5 歩行計測システムの概要

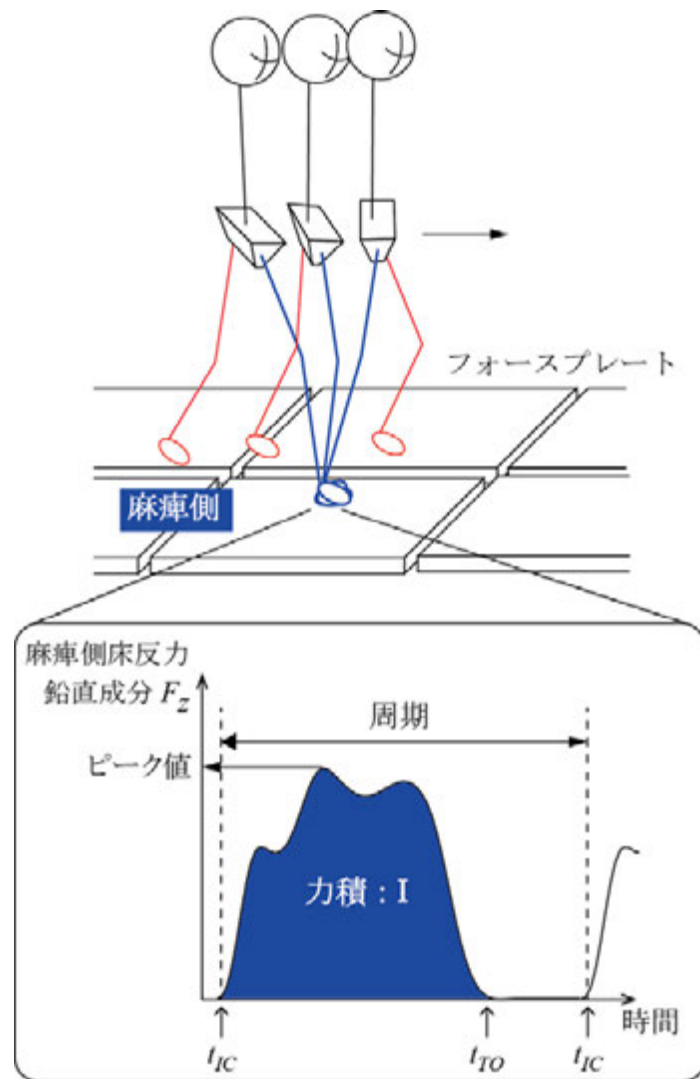


図 2-6 麻痺側立脚期の床反力鉛直成分ピーク値と力積

2.2.4 統計解析

Weight-shift index, すなわち体重移動能力と, 歩行速度が有意に相関するか, 統計学的に解析した. また, 歩行速度と歩行の距離・時間因子および力学的因子の相関解析も行い, weight-shift index の増大とともに片麻痺者の歩行がどのように変化するのか検討した. 有意水準は $p = 0.05$ とした. 以上の統計解析には, データ分析ソフトウェア JMP Pro ver. 13 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA) を用いた.

2.3 片麻痺者の体重移動能力と歩行能力の評価結果

図 2-7 に、全 8 名の被験者の、体重移動能力に対する正規化歩行速度の変化を示す。経過を表すため、各被験者のプロットを直線で結んだ。入院期間の最初と最後の計測結果を比較すると、全ての被験者について weight-shift index と歩行速度はどちらも有意に増大した(対応のある t 検定, $p < 0.05$)。しかしながら、各被験者において、平均 4 時点の計測データで、weight-shift index と歩行速度の相関を検討したところ、有意な相関はなかった。特に、weight-shift index が増大しているにもかかわらず、歩行速度が減少している被験者が 5 名おり、こうした被験者では、歩行能力の再獲得後に歩き方の見た目を気にする様子があった。しかしながら、全被験者の全計測データでは、weight-shift index の増加とともに、歩行速度が有意に増大した。

図 2-8 に、正規化歩行速度に対する、歩行の時間・距離因子と力学的因子、すなわち(A) 正規化ストライド長、(B) 正規化周期、(C) 麻痺側および健側の正規化ステップ長、(D) duty 比、(E) 正規化単脚支持期、(F) 正規化床反力鉛直成分ピーク値、(G) 麻痺側正規化力積の変化を示す。歩行速度の増大とともに、ストライド長が有意に増大し、周期が有意に減少した(図 2-8(A, B))。麻痺側および健側の正規化ステップ長が、歩行速度とともに有意に増大した(図 2-8(C))。健側ステップ長は麻痺側ステップ長よりも小さかったが、歩行速度の増大とともに両側のステップ長が増大し、両側で同じ値に近づいた。これは歩行がより左右対称になったことを示す。また、歩行速度の増大とともに両側の duty 比が減少した(図 2-8(D))。健側の duty 比は麻痺側の duty 比よりも大きかったが、歩行速度の増大とともに同じ値(0.6)に近づいた。これは歩行速度の増大とともに立脚期が相対的に減少したことを示す。しかしながら、正規化単脚支持期が歩行速度の増大とも

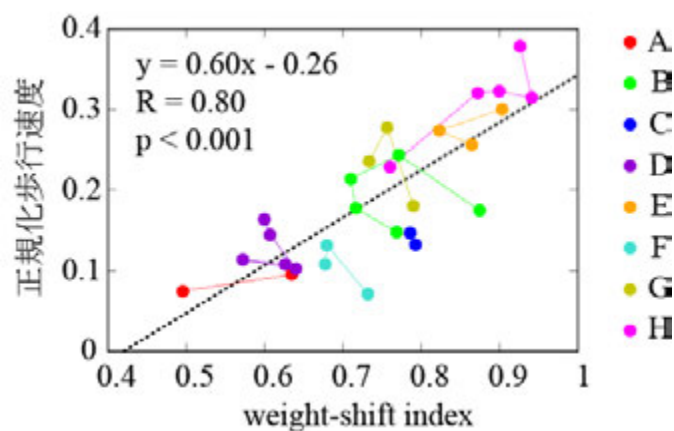


図 2-7 weight-shift index と正規化歩行速度の関係。グラフ凡例の A~H は被験者名を示す。

に有意に増大しており(図 2-8(E)), 両脚支持期が相対的に減少したことを示している. 麻痺側の単脚支持期は健側の単脚支持期よりも短かかったが, 歩行速度の増大とともに単脚支持期が増大し, 左右で同じ値に近づいた(図 2-8(E)). 正規化床反力鉛直成分ピーク値と麻痺側正規化力積の 2 つの力学的因子もまた, 歩行速度とともに有意に増大していた(図 2-8(F, G)).

図 2-9 に, **weight-shift index** に対する, 歩行時間・距離因子および力学的因子の変化を示す. 歩行速度と同様に, 全ての因子が **weight-shift index** の増大とともに, 有意に増加(正規化ストライド長, 正規化ステップ長, 正規化単脚支持期, 正規化床反力ピーク値, 麻痺側正規化力積)あるいは減少(正規化周期, **duty** 比)した.

図 2-10 に, 麻痺側最大荷重時および歩行時の, 胸郭と骨盤の側方傾斜角度を示す. 骨盤傾斜角度と, **weight-shift index** および歩行速度の間には, 有意な相関はなかった. しかしながら, 胸郭傾斜角度は, **weight-shift index** および歩行速度の増大とともに, 有意に増加した. 麻痺側への体重移動において, 胸郭傾斜角度は **weight-shift index** の増大とともに有意に増加し, これは, 骨盤ではなく胸郭の麻痺側への傾斜が, 体重移動能力を改善することを示している. 本研究ではまた, 歩行中の平均胸郭傾斜角度が, 歩行速度(図 2-10(B))および **weight-shift index**(図 2-10(C))の増大とともに, 有意に増大することを示した. これより, 麻痺側への胸郭傾斜能力の改善が, 体重移動能力, ひいては歩行速度と関連している可能性が示唆された(図 2-7).

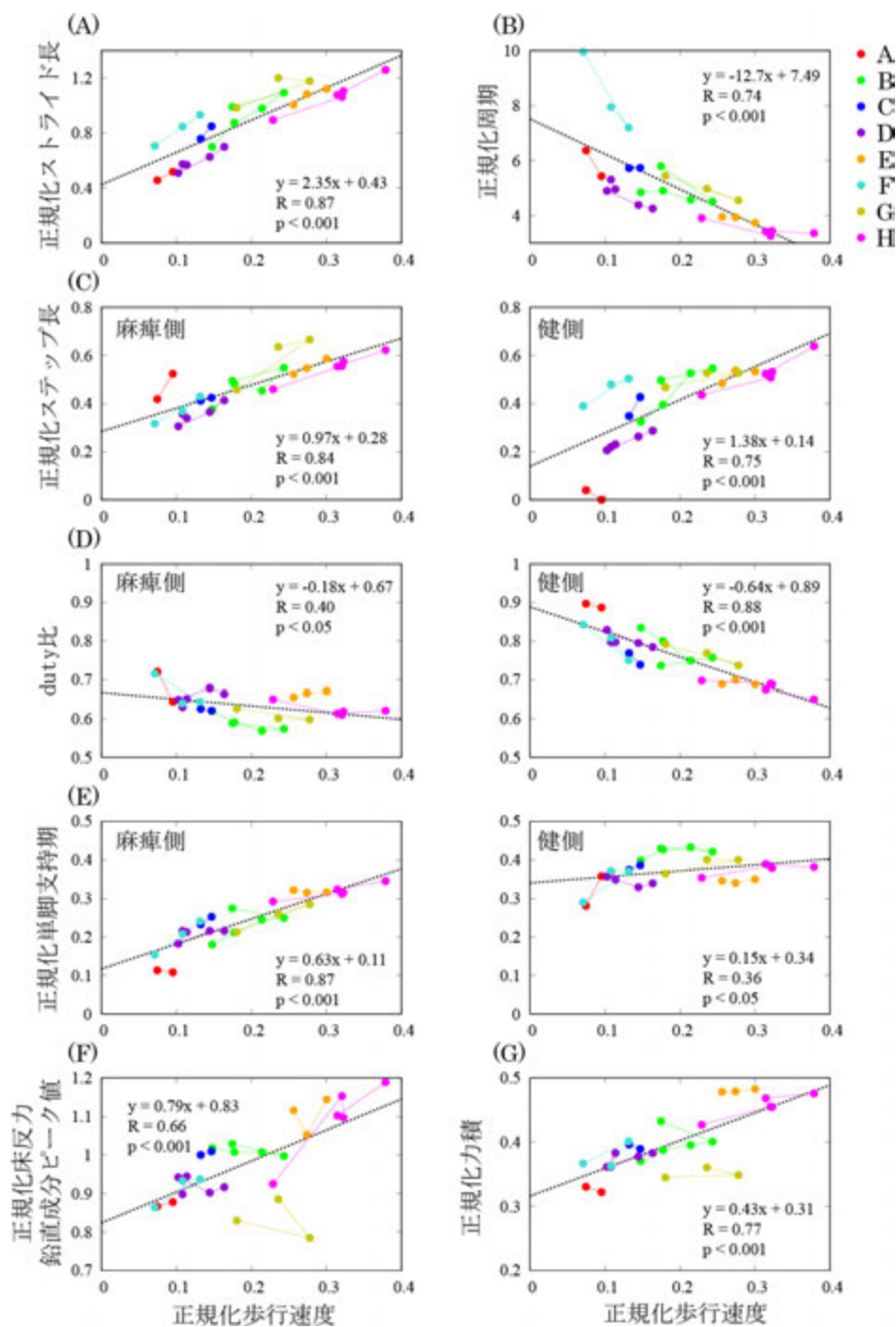


図 2-8 正規化歩行速度に対する歩行時間・距離因子および力学的因子の変化. (A) 正規化ストライド長, (B) 正規化周期, (C) 麻痺側および健側の正規化ステップ長, (D) duty 比, (E) 正規化単脚支持期, (F) 正規化床反力鉛直成分ピーク値, (G) 麻痺側正規化力積, と正規化歩行速度との間に有意な相関がある場合には, そのグラフに回帰直線を描いた. グラフ凡例の A~H は被験者名を示す.

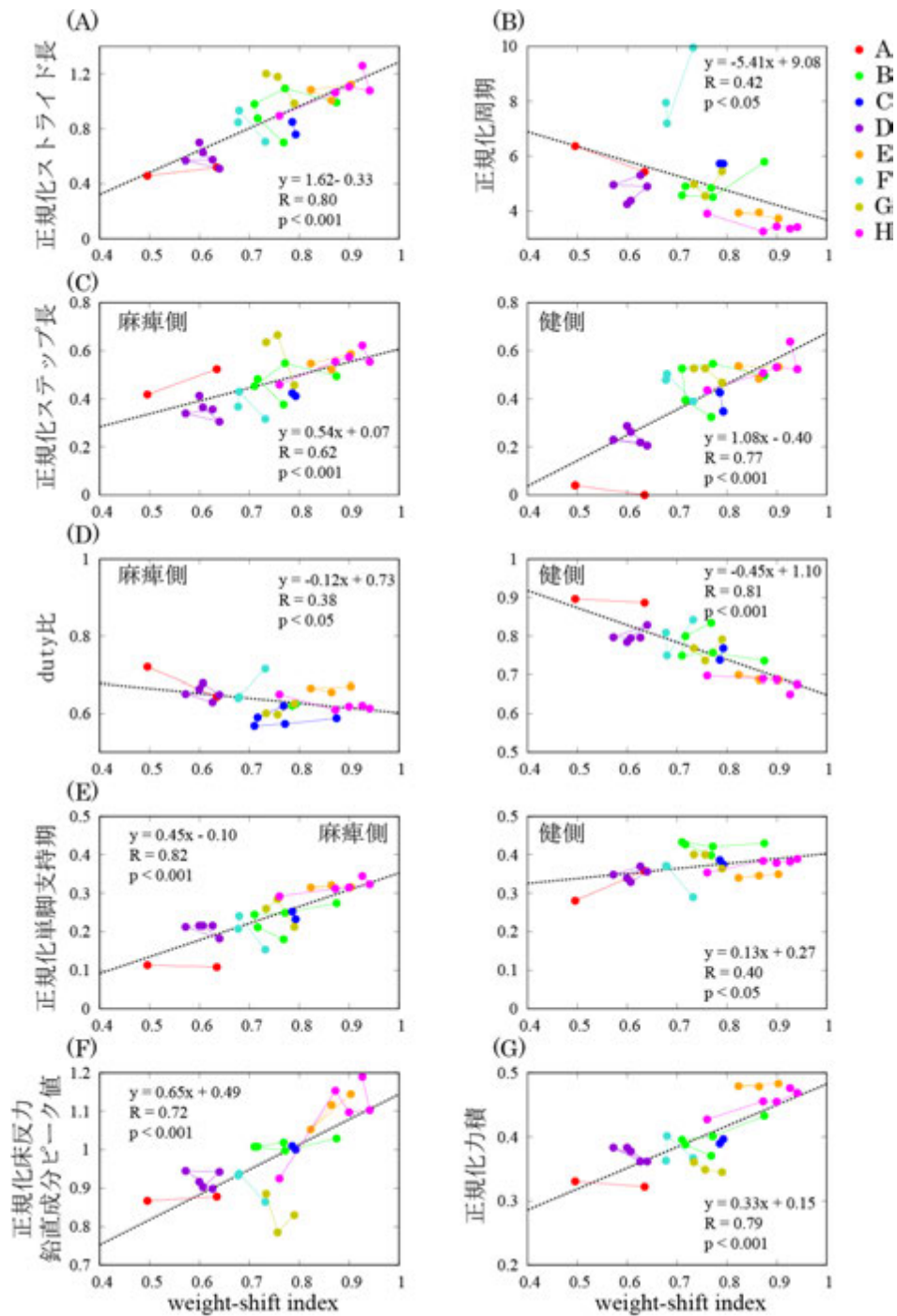


図 2-9 Weight-shift index に対する歩行時間・距離因子および力学的因子の変化. (A) 正規化ストライド長, (B) 正規化周期, (C) 麻痺側および健側の正規化ステップ長, (D) duty 比, (E) 正規化単脚支持期, (F) 正規化床反力鉛直成分ピーク値, (G) 麻痺側正規化力積, と weight-shift index との間に有意な相関がある場合には, そのグラフに回帰直線を描いた. グラフ凡例の A~H は被験者名を示す.

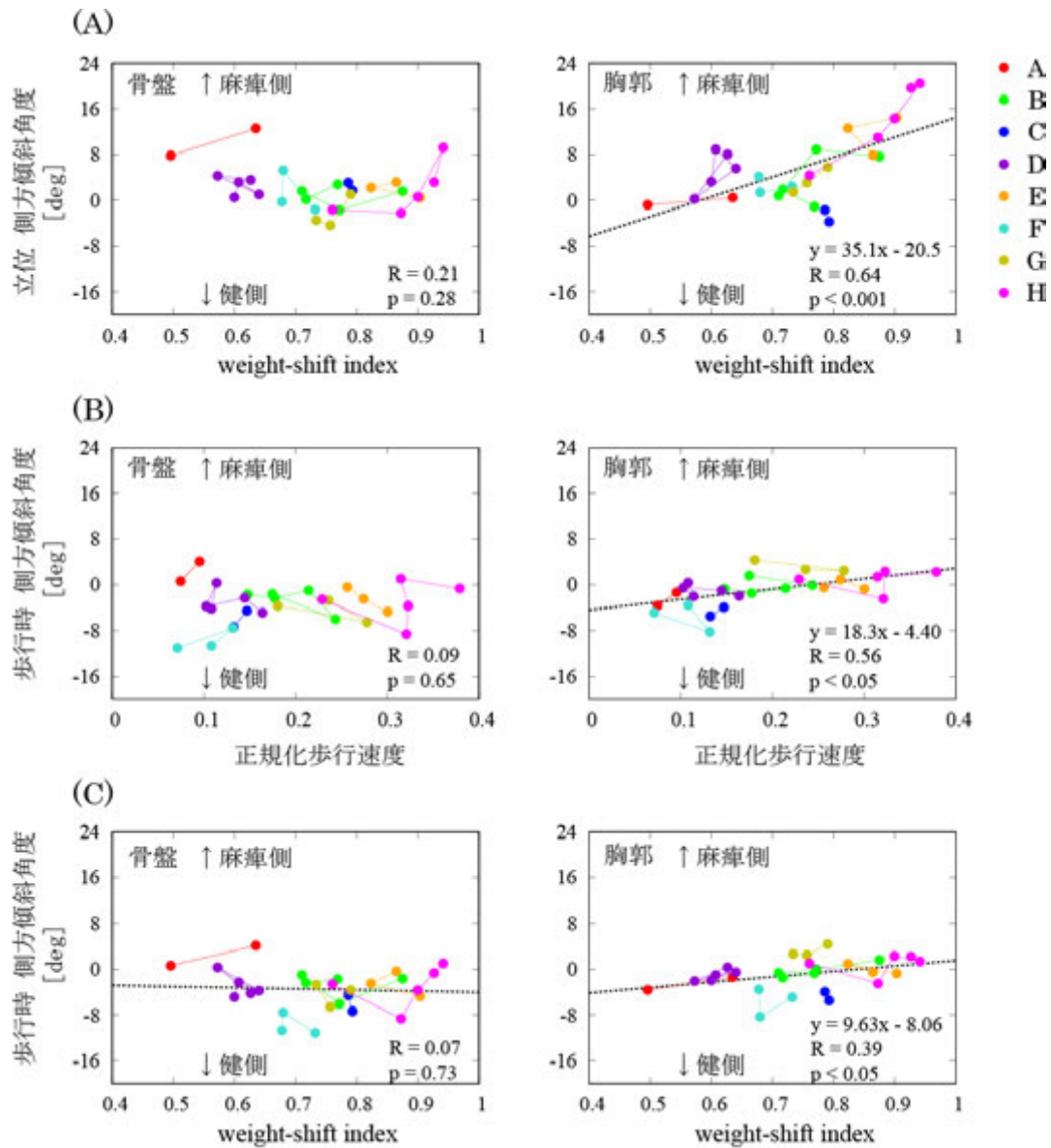


図 2-10 Weight-shift index および正規化歩行速度に対する骨盤および胸郭側方傾斜角度の変化。(A) weight-shift index に対する立位麻痺側荷重時の側方傾斜角度, (B) 正規化歩行速度に対する歩行時平均側方傾斜角度, (C) weight-shift index に対する歩行時平均側方傾斜角度, において, 各項目の間に有意な相関がある場合には, そのグラフに回帰直線を描いた. グラフ凡例の A~H は被験者名を示す.

2.4 片麻痺者の体重移動能力と歩行能力の関係

本研究では、歩行速度と weight-shift index の間に有意な正の相関があることを示し、麻痺側への体重移動能力の改善が、片麻痺者の歩行能力の増大、すなわち歩行再建に本質的に重要であることを示した。ここでは、なぜ体重移動能力の増大とともに、片麻痺者の歩行能力が向上するのか、そのメカニズムについて考察する。

本研究では、リハ初期においては、麻痺側の単脚支持期が、健側のそれより有意に短いことを明らかにした。(図 2-8(E)). 麻痺側の単脚支持期が短いということは、その反対側の健側の脚を前に振り出す時間が相対的に短いことを意味する。このため、片麻痺者では健足のステップ長が、患側のそれと比較して有意に短くなる(図 2-8(C)). これは、麻痺側のみで体重支持を行うことは、片麻痺者には困難であることに起因する。

このような状態の片麻痺者の歩行能力を回復させ、歩行速度を向上させるためには、理論上は 2 つの戦略がある。一つはステップ長の増大で、もう一つは周期の短縮である。もし片麻痺者が前者の戦略をとるとすれば、相対的に短い健足を前に振り出す時間(麻痺側の単脚支持時間)をなるべく長く確保して、健側を前へ運ぶ時間を稼ぐ必要がある。ただし、これを実現するためには、身体に作用する重力による下向きの力積とバランスする、上向きの力積を、麻痺側で生成しなくてはならない (Alexander et al., 1978) 。このため、片麻痺者では、歩行速度の増大とともに、麻痺側で生成する力積(図 2-8(G))が有意に大きくなったと考えられる。麻痺側の力積を増大させるためには、基本的に 2 つの方法が存在する。立脚期時間の延長と鉛直方向床反力の増大である。しかしながら、このうち立脚期の延長は周期の増大につながり、歩行速度を減少させてしまう(図 2-8(D)). このため、片麻痺者は、麻痺側の鉛直方向床反力を増大させることで力積を増大させ、歩行速度を向上させていることが明らかとなった。すなわち、麻痺側で比較的大きな鉛直方向床反力を生成する能力は、片麻痺者の歩行速度の増大、すなわち歩行能力の再獲得のために、本質的に重要であることが示唆された。

では、片麻痺者は、どのようにして相対的に大きな床反力を生成する能力を獲得したのであろうか？このことが明らかになれば、効果的なリハ介入へ大きな示唆を与えるものとなる。本研究では、歩行時の胸郭の側方傾斜が、weight-shift index の増大とともに有意に増大することを明らかにした(図 2-10(C)). 図 2-11 に示すように、こうした片麻痺歩行における胸郭の側方傾斜、すなわち立脚側への体幹側屈運動は、正常歩行では見られない (Kaufman et al., 2006). したがって、胸郭の側方傾斜を利用した体重移動は、片麻痺者に特有の代償運動であり、片麻痺者の二足歩

(A) 片麻痺歩行

(B) 正常歩行

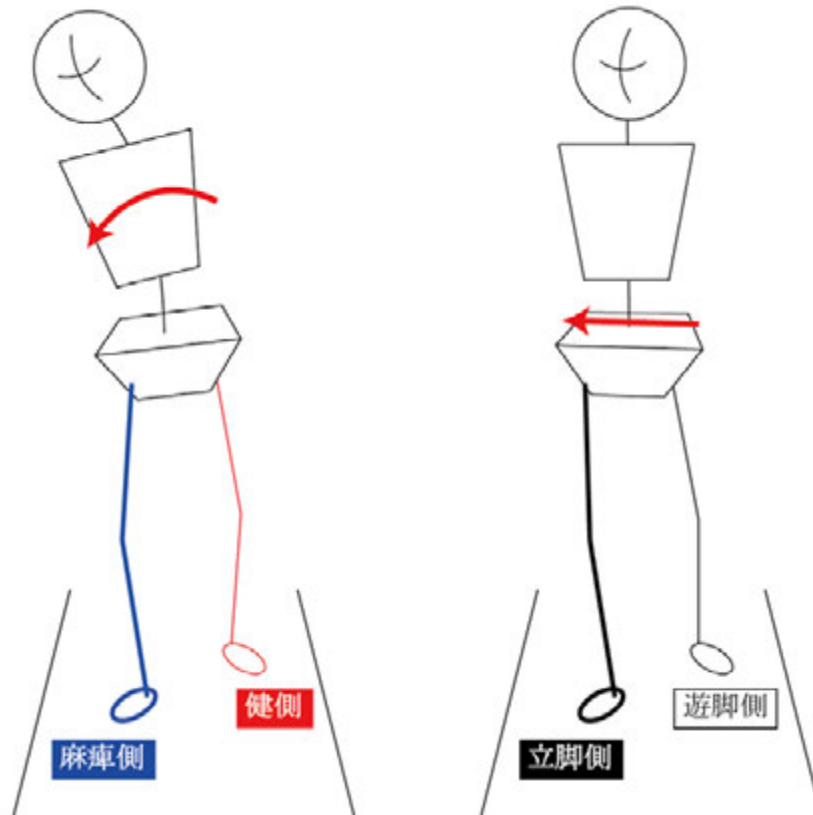


図 2-11 片麻痺歩行の麻痺側への体重移動 (A) と正常歩行の立脚側への体重移動 (B) . (A) 片麻痺歩行では、麻痺側への体重移動を胸郭の側方傾斜運動を利用して行うが、(B) 正常歩行では、こうした運動は見られず、骨盤の立脚側への移動を伴って体重移動が行われる (Kaufman et al., 2005).

行においては、麻痺側への胸郭の側方傾斜が、weight-shift index の増大(図 2-10(A))を生み出し、その結果、歩行速度の増大を実現していると考えられる。歩行時に胸郭を麻痺側に傾けることができれば、麻痺側に身体重心を移動させることができ、大きな鉛直方向床反力を作り出すことができる。これは上方の力積を増大することに繋がる。したがって、胸郭の側方傾斜を伴う体重移動練習が、片麻痺者のリハにおいて歩行能力の改善に繋がる可能性が示唆された。

先行研究により、体重移動練習が姿勢制御能力と歩行能力の改善に有効であることが示されてきた (Andersson et al., 2015; Aruin et al., 2000; Tsaklis et al., 2012) . しかしながら、体重移動練習がどのように有効であり、歩行能力向上にどう寄与するのかについては、十分な説明がなされてこなかった。著者の知りうる限りにおいて、本研究は、体重移動能力の改善が、歩行速度と歩行能力の増大を導く過程のメカニズムを示した、初めての研究である。片麻痺者に胸郭の傾

斜を促しながら、麻痺側への体重移動練習を行うことは、歩行獲得段階にある片麻痺者にとって有効な手段になると考えられる。ただし、片麻痺者に対して、このように体幹を麻痺側に傾けて歩くことを練習することは、短期的には歩行の改善を促す可能性があっても、回復した歩行に不自然な癖をつけてしまう可能性もある。実際のリハに本知見を応用する場合、このことに留意する必要がある。

本研究の課題として、被験者全体では、weight-shift index の増大とともに歩行速度が有意に増大したが、同様の傾向は個々の被験者ではなかったことが挙げられる。これは、個々の被験者における症状、モチベーションや持久性に起因する、日々の歩行パフォーマンスの変動によるものと考えられる。実際には極めて困難であるが、今後、より長期間にわたって統制された被験者で計測を行い、本知見の妥当性を検証する必要がある。

2.5 結論

本研究では、静止立位における麻痺側への体重移動能力の向上が、歩行速度の増大をもたらすことを示した。また、麻痺側への体重移動能力の向上を、片麻痺者は体幹の側屈運動により実現していることを明らかにした。本研究では麻痺側の体重移動能力に着目したが、片麻痺者の健側による代償動作を考えると、健側による荷重コントロールについても検討すべきである。しかしながら、本研究の対象としたような、中等度以上の麻痺を呈する脳卒中患者では、歩行時に杖を使用するのが一般的である。本研究においても、表 2-1 に示すように、8 名中 6 名の被験者が歩行時に T 字杖を使用していた。健側での杖の使用は、フォースプレートによる健側の力学的解析を困難にする。杖歩行時の健側の力作用の検討には、杖のフォースプレートへの同時接地の問題を克服する必要がある。

第3章 脳卒中片麻痺者の杖歩行解析システムの開発

3.1 緒言

前章で述べたように、麻痺側への体重移動能力の増大が、片麻痺者の歩行再獲得に重要である。その一方で、歩行能力の向上における、健側の寄与については検討しなかった。なぜなら、本研究の対象とした、中等度以上の麻痺を呈する片麻痺者では、歩行時に健側で杖を使用するのが一般的で、フォースプレートに健側足部と杖を同時に接地するため、健側の足部と杖それぞれに作用する力が、図 3-1 のように、合力として計測されてしまうためである (Chen et al., 2001; Winter et al., 1993)。しかしながら、健側足部に作用する床反力を、杖に作用する床反力と分離して計測し、片麻痺者の健側による代償動作を考えることは、歩行再獲得のメカニズムの理解に重要であると考えられる。

杖歩行解析におけるこうした問題を解決するために、力覚センサを取り付けた計測杖 (instrumented cane) を用いた解析が、先行研究で報告されている (Bennett et al., 1979; Chen et al., 2001; Dickstein et al., 1993; Edwards, 1986; Ely et al., 1977; Jung et al., 2015; Klenerman et al., 1973; Kuan et al., 1999; Melis et al., 1999; Murray et al., 1969; Seireg et al., 1968; Simic et al., 2011; Winter et al., 1993)。これらの先行研究においては、

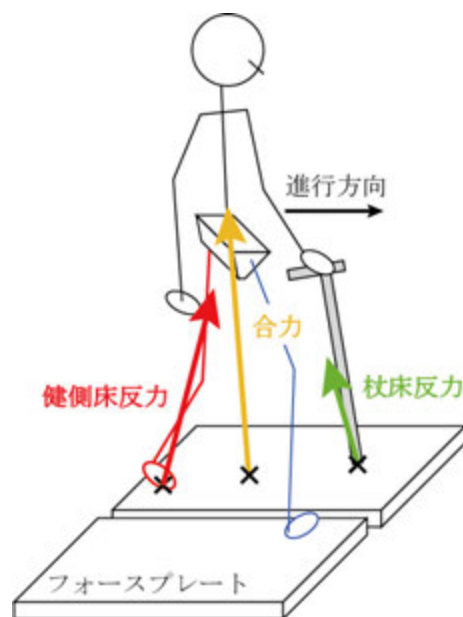


図 3-1 フォースプレート上での杖歩行

床反力が常に杖に沿って、杖の長軸方向に作用すると仮定し、計測杖には単軸の力覚センサが用いられている。しかし、こうした仮定は、杖に作用する床反力は杖の長軸方向と必ずしも一致しないため、妥当とは言えない。足部と杖の正確な床反力と COP (Center of Pressure: 足圧着点) の分離のためには、3 軸の力覚センサを取り付けた計測杖が必要である。

先行研究において、Winter ら (1993) は、3 軸力覚センサを取り付けた計測杖を用いて、杖歩行における床反力と COP を分離する方法を示した。しかしながら、足部と杖の床反力と COP の分離精度の評価はなされていない。杖歩行における床反力と COP の解析に、こうした分離手法を用いるためには、分離の精度と確度をまず評価しなくてはならない。

本研究では、3 軸力覚センサを取り付けた計測杖を新たに製作し、足部と杖の床反力と COP を分離する手法を再構築した。そして、実際の杖歩行における実用性を示すために、床反力と COP の分離の精度と確度を評価した。床反力と COP の分離精度の評価のために、フォースプレートと計測杖を用いて杖歩行を計測し、床反力と COP の分離推定値と、フォースプレートによる直接計測から得られる真値の差異を評価した。

3.2 床反力・COP 分離システムの構築

3.2.1 フォースプレートによる力計測の原理

フォースプレート(床反力計)は、立位や歩行などの運動時に、足底に生じる力(床反力)を計測する装置である。フォースプレートは、足を乗せるプレートと、力を検知するためのセンサ(ひずみゲージ、圧電素子等)から構成される。一般的なフォースプレートでは、変形しないプレートを 4 点の柱で支え、それぞれの柱に 3 軸の力センサを取り付けることで、各柱にかかる力を計測する(図 3-2(A))。

荷重点が 1 点(点接触)の場合

図 3-2(B) に示すように、フォースプレートに作用する力を ${}^G\mathbf{R}$ 、各センサが計測する力を ${}^G\mathbf{f}_1$ 、 ${}^G\mathbf{f}_2$ 、 ${}^G\mathbf{f}_3$ 、 ${}^G\mathbf{f}_4$ とすると、フォースプレートに作用する力のつり合い式は、次式で与えられる。

$${}^G\mathbf{f}_1 + {}^G\mathbf{f}_2 + {}^G\mathbf{f}_3 + {}^G\mathbf{f}_4 + {}^G\mathbf{R} = \mathbf{0} \quad (3.1)$$

身体足部に作用する床反力 ${}^G\mathbf{F}$ は、フォースプレートにかかる力 ${}^G\mathbf{R}$ の反力であり、次式のように表される。

$${}^G\mathbf{F} = -{}^G\mathbf{R} \quad (3.2)$$

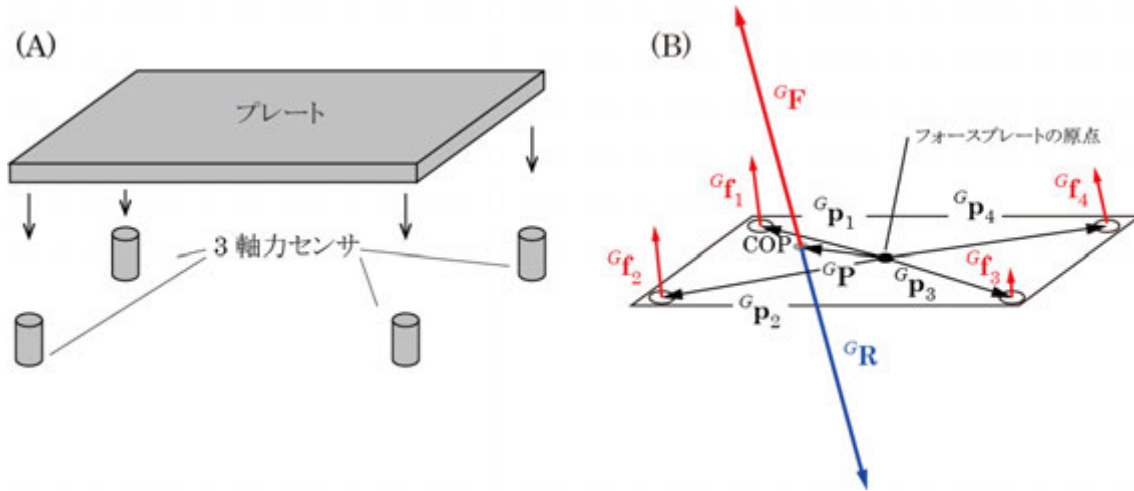


図 3-2 フォースプレートの原理. (A) フォースプレートは, 剛体のプレートとプレートを支える力センサから構成される. (B) 床反力ベクトルは, 力センサの出力のベクトル和の逆方向のベクトルであり, 3 成分を有する. フォースプレートでは, 床反力の 3 方向の分力を計測することができる.

$${}^G\mathbf{F} = [F_x \quad F_y \quad F_z]^T \quad (3.3)$$

フォースプレートに作用する力 ${}^G\mathbf{R}$ の作用点の位置ベクトルを ${}^G\mathbf{P}$, 各センサの位置ベクトルを ${}^G\mathbf{p}_1, {}^G\mathbf{p}_2, {}^G\mathbf{p}_3, {}^G\mathbf{p}_4$ とすると, フォースプレートの原点まわりの力のモーメントのつり合い式は, 次式で与えられる.

$${}^G\mathbf{p}_1 \times {}^G\mathbf{f}_1 + {}^G\mathbf{p}_2 \times {}^G\mathbf{f}_2 + {}^G\mathbf{p}_3 \times {}^G\mathbf{f}_3 + {}^G\mathbf{p}_4 \times {}^G\mathbf{f}_4 + {}^G\mathbf{P} \times {}^G\mathbf{R} = \mathbf{0} \quad (3.4)$$

フォースプレートが出力する原点まわりの床反モーメント ${}^G\mathbf{N}$ は, 点接触の場合, 次式のとおり表される(図 3-3).

$${}^G\mathbf{N} = {}^G\mathbf{p}_1 \times {}^G\mathbf{f}_1 + {}^G\mathbf{p}_2 \times {}^G\mathbf{f}_2 + {}^G\mathbf{p}_3 \times {}^G\mathbf{f}_3 + {}^G\mathbf{p}_4 \times {}^G\mathbf{f}_4 \quad (3.5)$$

$${}^G\mathbf{N} = [N_x \quad N_y \quad N_z]^T \quad (3.6)$$

本研究で使用したフォースプレート (AMTI, Advanced Mechanical Technology, Inc., USA) では, 床反力 ${}^G\mathbf{F}$ の 3 成分と, フォースプレートの原点まわりの床反モーメント ${}^G\mathbf{N}$ の 3 成分の, 合計 6 チャンネルが出力される. したがって, フォースプレートに作用する力 ${}^G\mathbf{R}$, すなわち身体足部に作用する床反力 ${}^G\mathbf{F}$ の COP (${}^G\mathbf{P}$) は, 次式で与えられる.

$${}^G\mathbf{N} = {}^G\mathbf{P} \times {}^G(-{}^G\mathbf{R}) = {}^G\mathbf{P} \times {}^G\mathbf{F} \quad (3.7)$$

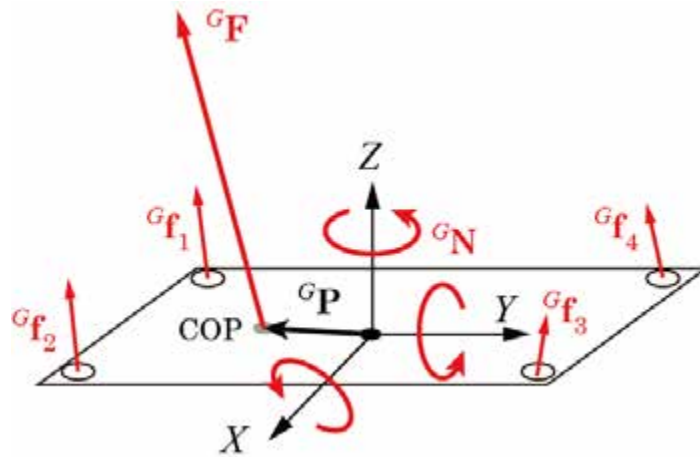


図 3-3 フォースプレートの座標系とフォースプレートの原点まわりの床反モーメント

式 (3.7) より, 床反力の COP の各成分は, Z 成分がゼロであるため, 次式のように計算される.

$${}^G\mathbf{P} = \begin{bmatrix} P_x \\ P_y \\ P_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\frac{N_y}{F_z} \\ \frac{N_x}{F_z} \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

荷重点が 2 点の場合

図 3-4 に示すように, フォースプレートに 2 点で力が作用する場合を考える. フォースプレートに作用する 2 つの力を ${}^G\mathbf{R}_1$, ${}^G\mathbf{R}_2$, 各センサに作用する力を ${}^G\mathbf{f}_1$, ${}^G\mathbf{f}_2$, ${}^G\mathbf{f}_3$, ${}^G\mathbf{f}_4$ とすると, 力のつり合い式は, 次式のとおりになる.

$${}^G\mathbf{f}_1 + {}^G\mathbf{f}_2 + {}^G\mathbf{f}_3 + {}^G\mathbf{f}_4 + {}^G\mathbf{R}_1 + {}^G\mathbf{R}_2 = \mathbf{0} \quad (3.9)$$

$$\therefore {}^G\mathbf{F} = -{}^G\mathbf{R}_1 - {}^G\mathbf{R}_2 \quad (3.10)$$

また, フォースプレートに作用する力 ${}^G\mathbf{R}_1$, ${}^G\mathbf{R}_2$ の作用点の位置ベクトルをそれぞれ ${}^G\mathbf{P}_1$, ${}^G\mathbf{P}_2$, 各センサの位置ベクトルを ${}^G\mathbf{p}_1$, ${}^G\mathbf{p}_2$, ${}^G\mathbf{p}_3$, ${}^G\mathbf{p}_4$ とすると, フォースプレートの原点まわりの力のモーメントのつり合い式は, 次式のとおりになる.

$${}^G\mathbf{p}_1 \times {}^G\mathbf{f}_1 + {}^G\mathbf{p}_2 \times {}^G\mathbf{f}_2 + {}^G\mathbf{p}_3 \times {}^G\mathbf{f}_3 + {}^G\mathbf{p}_4 \times {}^G\mathbf{f}_4 + {}^G\mathbf{P}_1 \times {}^G\mathbf{R}_1 + {}^G\mathbf{P}_2 \times {}^G\mathbf{R}_2 = \mathbf{0} \quad (3.11)$$

$$\therefore {}^G\mathbf{N} + {}^G\mathbf{P}_1 \times {}^G\mathbf{R}_1 + {}^G\mathbf{P}_2 \times {}^G\mathbf{R}_2 = \mathbf{0} \quad (3.12)$$

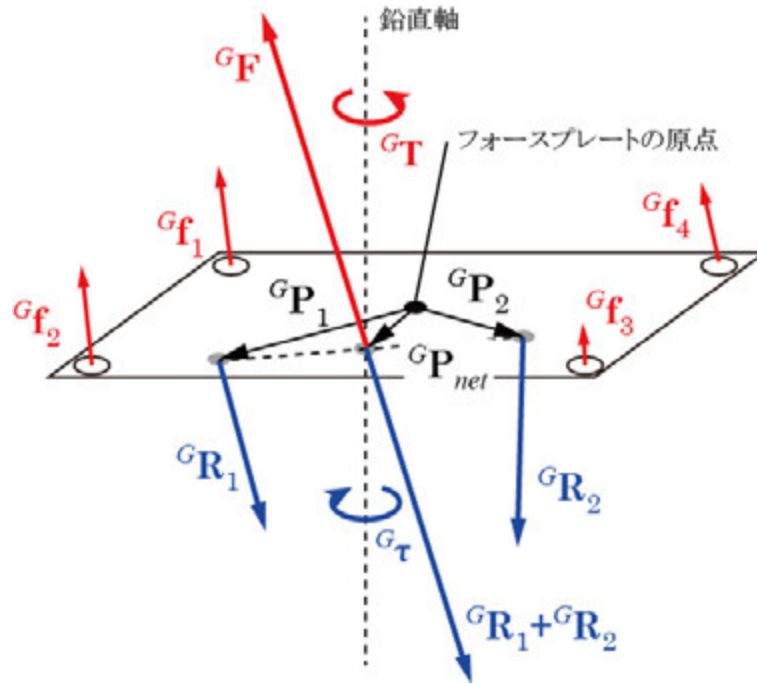


図 3-4 フォースプレートに 2 点で力が作用したときの、床反力と、床反力の COP における vertical free moment

ここで ${}^G\mathbf{N}$ は、フォースプレートから出力される、原点まわりの床反モーメントである。

${}^G\mathbf{R}_1, {}^G\mathbf{R}_2$ の合力の COP を ${}^G\mathbf{P}_{net}$ とすると、 ${}^G\mathbf{P}_1, {}^G\mathbf{P}_2$ は、次式のように表すことができる。

$$\begin{aligned} {}^G\mathbf{P}_1 &= {}^G\mathbf{P}_{net} + ({}^G\mathbf{P}_1 - {}^G\mathbf{P}_{net}) \\ {}^G\mathbf{P}_2 &= {}^G\mathbf{P}_{net} + ({}^G\mathbf{P}_2 - {}^G\mathbf{P}_{net}) \end{aligned} \quad (3.13)$$

したがって、フォースプレートにかかる力 ${}^G\mathbf{R}_1, {}^G\mathbf{R}_2$ による、フォースプレートの原点まわりのモーメントは、次式のように表される。

$$\begin{aligned} {}^G\mathbf{P}_1 \times {}^G\mathbf{R}_1 + {}^G\mathbf{P}_2 \times {}^G\mathbf{R}_2 &= ({}^G\mathbf{P}_{net} + ({}^G\mathbf{P}_1 - {}^G\mathbf{P}_{net})) \times {}^G\mathbf{R}_1 + ({}^G\mathbf{P}_{net} + ({}^G\mathbf{P}_2 - {}^G\mathbf{P}_{net})) \times {}^G\mathbf{R}_2 \\ &= {}^G\mathbf{P}_{net} \times ({}^G\mathbf{R}_1 + {}^G\mathbf{R}_2) + {}^G\boldsymbol{\tau} \end{aligned} \quad (3.14)$$

$${}^G\boldsymbol{\tau} = [0 \quad 0 \quad \tau_z]^T \quad (3.15)$$

ここで ${}^G\boldsymbol{\tau}$ は、合力 $\mathbf{R}_1 + \mathbf{R}_2$ によって作用する、合力の COP における鉛直軸まわりのモーメント (vertical free moment) である。

したがって、荷重点が2点の場合は、式(3.7)は、次式で表される。

$$\begin{aligned} {}^G\mathbf{N} &= {}^G\mathbf{P}_{net} \times {}^G\mathbf{F} - {}^G\boldsymbol{\tau} \\ &= {}^G\mathbf{P}_{net} \times {}^G\mathbf{F} + {}^G\mathbf{T} \end{aligned} \quad (3.16)$$

$${}^G\mathbf{T} = -{}^G\boldsymbol{\tau} \quad (3.17)$$

ここで ${}^G\mathbf{T}$ は、身体足部に作用する vertical free moment である。すなわち、フォースプレート上の2ヶ所以上に作用する力は、その合力が COP に作用したときのフォースプレートの原点まわりのモーメントと、COP における鉛直軸まわりの vertical free moment に等価変換することができる。足部での荷重は面接触なので、 ${}^G\mathbf{T}$ の項が一般に存在することになる。

3.2.2 足部・杖の床反力・COP 分離の原理

前述のように、足部と、同側で把持した杖が、フォースプレート上に同時に接地した場合、フォースプレートは足部と杖に作用する力を分離することができず、その合力が出力される。しかしながら、計測杖を用いて杖に作用する力を計測することができれば、フォースプレートから出力される力から、足部に作用する力を分離することができる。

図3-5のように、フォースプレートから出力される、実験室座標系における床反力ベクトル(足部と杖の合力ベクトル) ${}^G\mathbf{f}_{net}$ は、計測杖から出力される、実験室座標系における床反力ベクトル ${}^G\mathbf{f}_{cane}$ と、足部に作用する床反力ベクトル ${}^G\mathbf{f}_{foot}$ の和と等しい。したがって、次式のように記述できる。

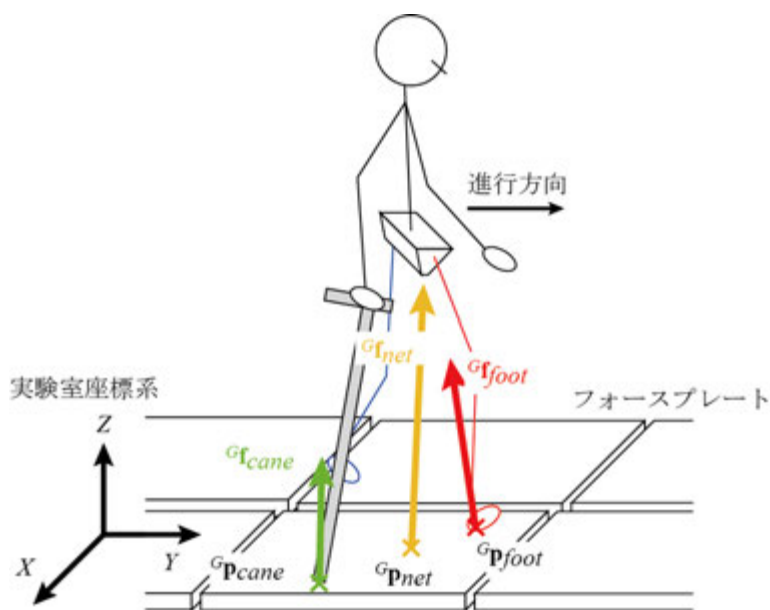


図 3-5 フォースプレートによる合力計測値からの足部床反力と COP の分離の原理

$${}^G\mathbf{f}_{net} = {}^G\mathbf{f}_{foot} + {}^G\mathbf{f}_{cane} \quad (3.18)$$

また、フォースプレートで計測される COP の位置ベクトルを ${}^G\mathbf{p}_{net}$ 、計測杖と足部の床反力の COP の位置ベクトルを実験室座標系においてそれぞれ ${}^G\mathbf{p}_{cane}$ 、 ${}^G\mathbf{p}_{foot}$ とすると、フォースプレートの原点まわりのモーメントのつり合い式は、式 (3.12, 16) より、次式のように表される。

$${}^G\mathbf{p}_{net} \times {}^G\mathbf{f}_{net} = {}^G\mathbf{p}_{foot} \times {}^G\mathbf{f}_{foot} + {}^G\mathbf{p}_{cane} \times {}^G\mathbf{f}_{cane} + {}^G\mathbf{T}_{foot} + {}^G\mathbf{T}_{cane} \quad (3.19)$$

$${}^G\mathbf{T}_{foot} = [0, 0, T_{foot}^Z]^T \quad (3.20)$$

$${}^G\mathbf{T}_{cane} = [0, 0, T_{cane}^Z]^T \quad (3.21)$$

ここで、 \mathbf{T}_{foot} と \mathbf{T}_{cane} は、足部および杖に作用する、各 COP における vertical free moment を示す。ただし、杖によるフォースプレートへの接触は、基本的に点接触とであると仮定できるため、 ${}^G\mathbf{T}_{cane} = \mathbf{0}$ となる。

COP の Z 成分はゼロであるため、式 (3.19) は ${}^G\mathbf{p}_{foot}$ について次のように展開される。

$$p_{foot}^X = \frac{p_{net}^X f_{net}^Z - p_{cane}^X f_{cane}^Z}{f_{foot}^Z} \quad (3.22)$$

$$p_{foot}^Y = \frac{p_{net}^Y f_{net}^Z - p_{cane}^Y f_{cane}^Z}{f_{foot}^Z}$$

ここで、 $p_{net}^{X,Y}$ 、 $p_{foot}^{X,Y}$ 、 $p_{cane}^{X,Y}$ はそれぞれ ${}^G\mathbf{p}_{net}$ 、 ${}^G\mathbf{p}_{foot}$ 、 ${}^G\mathbf{p}_{cane}$ の X および Y 成分であり、 f_{net}^Z 、 f_{foot}^Z 、 f_{cane}^Z はそれぞれ ${}^G\mathbf{f}_{net}$ 、 ${}^G\mathbf{f}_{foot}$ 、 ${}^G\mathbf{f}_{cane}$ の Z 成分を示す。

したがって、計測杖により杖の ${}^G\mathbf{f}_{cane}$ と ${}^G\mathbf{p}_{cane}$ が求められれば、式 (3.18)より ${}^G\mathbf{f}_{foot}$ が、式 (3.22) より ${}^G\mathbf{p}_{foot}$ が求められる。

3.2.3 計測杖の製作

杖先端に作用する床反力ベクトルを計測するために、3 軸力覚センサを取り付けた計測杖を製作した。計測杖の模式図を、図 3-6 に示す。杖には、一般的な長さ調節可能な杖を使用し、3 軸力覚センサ(特殊計測)を杖先端に取り付けた。本研究で使用した 3 軸力覚センサは、定格容量が垂直方向 500 N、水平方向各 50 N で、非直線性が 1 %以下である。直径 30 mm の半球を、床面への接触部位として力覚センサに固定し、COP 位置の正確な測定を可能にした。力覚センサからの信号は、A/D 変換器(センサインターフェイス PCD-300A, 共和電業, 分解能 12 ビット, 非直線性 ±0.15 %以下)を介して、サンプリング周波数 200 Hz でパーソナル・コンピュータ(PC)に取り込んだ。その後、4 次の時間遅れのないバターワースフィルタ (fourth order Butterworth zero-lag filter) を用いて、カットオフ周波数 15 Hz のローパスフィルタをかけた。

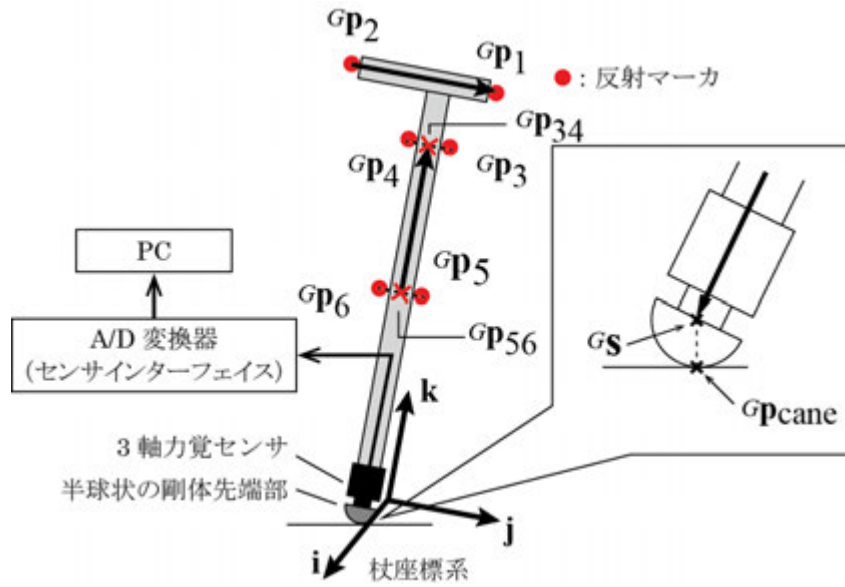


図 3-6 計測杖の模式図と座標系の定義

実験室座標系における杖の姿勢と先端位置(すなわち ${}^G \mathbf{p}_{cane}$)を計測するために、6 個の反射マーカを杖に固定した(図 3-6). 杖のグリップに固定したマーカの位置ベクトルを ${}^G \mathbf{p}_1, {}^G \mathbf{p}_2$ とし、シャフトに固定したマーカの位置ベクトルを ${}^G \mathbf{p}_3, {}^G \mathbf{p}_4, {}^G \mathbf{p}_5, {}^G \mathbf{p}_6$ とする. ${}^G \mathbf{p}_3$ と ${}^G \mathbf{p}_4, {}^G \mathbf{p}_5$ と ${}^G \mathbf{p}_6$ の中点をそれぞれ ${}^G \mathbf{p}_{34}, {}^G \mathbf{p}_{56}$ とする. 杖に固定された局所座標系(杖座標系) ${}^G \mathbf{M}_C$ を、次式のとおり定義した.

$${}^G \mathbf{M}_C = [\mathbf{i} \quad \mathbf{j} \quad \mathbf{k}] \quad (3.23)$$

$$\mathbf{k} = \frac{{}^G \mathbf{p}_{34} - {}^G \mathbf{p}_{56}}{|{}^G \mathbf{p}_{34} - {}^G \mathbf{p}_{56}|} \quad (3.24)$$

$$\mathbf{i} = \frac{{}^G \mathbf{p}_1 - {}^G \mathbf{p}_2}{|{}^G \mathbf{p}_1 - {}^G \mathbf{p}_2|} \times \mathbf{k} \quad (3.25)$$

$$\mathbf{j} = \mathbf{k} \times \mathbf{i} \quad (3.26)$$

したがって、杖座標系で記述される力ベクトル ${}^C \mathbf{f}_{cane}$ は、実験室座標系において次式のとおり記述される.

$${}^G \mathbf{f}_{cane} = {}^G \mathbf{M}_C \cdot {}^C \mathbf{f}_{cane} \quad (3.27)$$

杖 COP の X および Y 成分(p_{cane}^X, p_{cane}^Y)は、杖先端に固定した半球の中心位置(${}^G \mathbf{s}$)と等しいため、次式のとおり計算される.

$${}^G \mathbf{p}_{cane} = \begin{bmatrix} p_{cane}^X \\ p_{cane}^Y \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s^X \\ s^Y \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.28)$$

$${}^G\mathbf{s} = \alpha({}^G\mathbf{p}_{56} - {}^G\mathbf{p}_{34}) + {}^G\mathbf{p}_{34} \quad (3.29)$$

ここで、 α はモーションキャプチャシステムを用いて事前に計算される係数である。 α の算出にあたっては、図 3-7 のように杖先端にマーカを貼付し、シャフトに固定した 4 点のマーカとともにモーションキャプチャシステムにより計測した。杖先端に貼付したマーカの位置ベクトル ${}^G\mathbf{p}_7$ とし、式 (3.29) で算出した ${}^G\mathbf{s}$ に対し、次式の最適化問題を設定し、Microsoft Excel ソルバーを使用して α を算出した。

$$\sum \left({}^G\mathbf{s} - ({}^G\mathbf{p}_7 - (R_{hemisphere} + R_{marker} + h_{base}) \frac{{}^G\mathbf{p}_{56} - {}^G\mathbf{p}_{34}}{|{}^G\mathbf{p}_{56} - {}^G\mathbf{p}_{34}|}) \right)^2 \rightarrow \min \quad (3.30)$$

ここで、 $R_{hemisphere}$ は力覚センサに固定した木製半球の半径 (= 15 mm)、 R_{marker} は反射マーカの半径 (= 7 mm)、 h_{base} は反射マーカの貼付用台座の高さ (= 2 mm) である。

フォースプレートを真値として、計測杖のキャリブレーションを行った。具体的には、杖を 45° 間隔で 8 方向に傾け、それぞれ鉛直から 10° および 20° 傾斜させた。各方向について、フォースプレート鉛直成分出力値で 100 N 以上の荷重をかけ、40, 60, 80, 100 N でキャリブレーションを行った。さらに鉛直方向で同様に 4 点のキャリブレーションを行った。合計 68 点で、力覚センサのキャリブレーションを行った。床反力の誤差は、内外側方向、前後方向、鉛直方向についてそれぞれ 0.40 ± 0.70 N, 0.23 ± 0.21 N, 0.69 ± 0.43 N であり、計測杖による高い精度と確度が確認された。

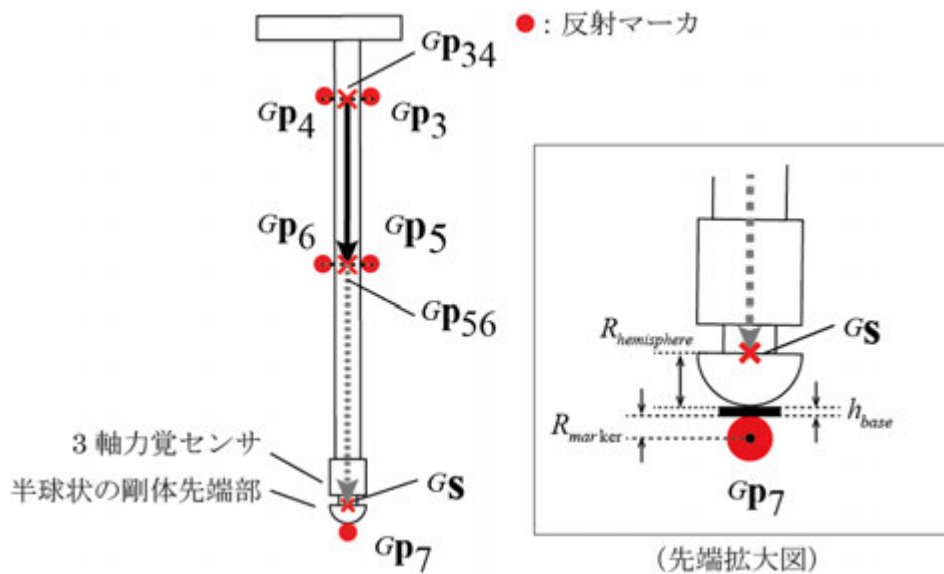


図 3-7 杖先端位置の推定原理

3.3.4 計測杖の評価方法

足部と杖の床反力, COP 分離の精度と確度を評価するため, 6名の健常者(男性5名と女性1名, 平均年齢 30.2 ± 5.0 歳, 平均身長 1.70 ± 0.08 m, 平均体重 63.3 ± 5.5 kg)と, 2名の脳卒中後の中等度の右片麻痺者(男性1名と女性1名, 身長 1.59 m と 1.56 m, 体重 60 kg と 54 kg, Brunnstrom Recovery Stage: V と IV)の杖歩行を計測した. 計測には, 6枚のフォースプレート(AMTI, Advanced Mechanical Technology, Inc., USA)を設置した木製歩行路と, カメラ8台の3次元モーションキャプチャシステム(Vicon Motion Systems Ltd., UK)を使用し, 被験者には図 3-8 に示すように, 杖をフォースプレートの片側の列に接地し, 健側(杖使用側)をもう片側の列に接地して歩行するよう指示した. 麻痺側は木製歩行路に接地した. したがって, 健側足部と杖の床反力と COP を, フォースプレートから独立して計測することが可能となる. これらを合成して, ${}^G\mathbf{p}_{net}$ と ${}^G\mathbf{f}_{net}$ を求め, 本手法で分離し, 真値と比較することで精度を評価した.

杖の長さは, グリップが大転子の高さとなるように設定した. 各被験者について 3 試行の計測を行った. 2名の健常者については, 計測時の信号エラーにより, 3 試行のうち 2 試行のみを解析した. 杖の力覚センサ, モーションキャプチャシステム, フォースプレートからの信号は, トリガ信号により同期させた. モーションキャプチャシステムにより計測したマーカ座標値には, 4 次の時間遅れのないバターワースフィルタ(fourth order Butterworth zero-lag filter)を用いて, カットオフ周波数 6 Hz のローパスフィルタをかけた. 本研究は, 昭和大学保健医療学部人を対象とする研究等に関する倫理委員会, および農協共済中伊豆リハビリテーションセンター倫理委員会の承認を得た後, 被験者からは書面にて本研究への参加の同意を得た.

本評価計測では, 足部と杖の 2 点の床反力と COP の合力床反力と COP が, 1 枚のフォースプレートから計測されると仮定し, はじめに式(3.18, 19)を用いて, 足部と杖の 2 点の床反力と COP を合成した. その後, 合成床反力と COP を, 計測杖の出力と, モーションキャプチャシステムによる姿勢と先端位置の計測データを用いて, 再度分離した. 本手法の精度と確度を評価するため, 分離した足部の床反力と COP を, 真値(フォースプレートによる直接計測値)と比較した(図 3-9). 分離した床反力と COP の精度と確度は, 真値との差の平均値と標準偏差を計算することで評価した. しかしながら, フォースプレートによる COP 計測は, 床反力が小さいときには十分に正確とは言えない(Winter, 2009). そこで本研究では, フォースプレートによる COP 計測精度に関する先行研究(e.g., Bobbert et al., 1990; Mita et al., 1993; Xu et al., 2016)と, フォースプレートによる予備的な COP 計測データに基づいて, 床反力鉛直成分が 40 N 以上のところで COP を評価することとした.

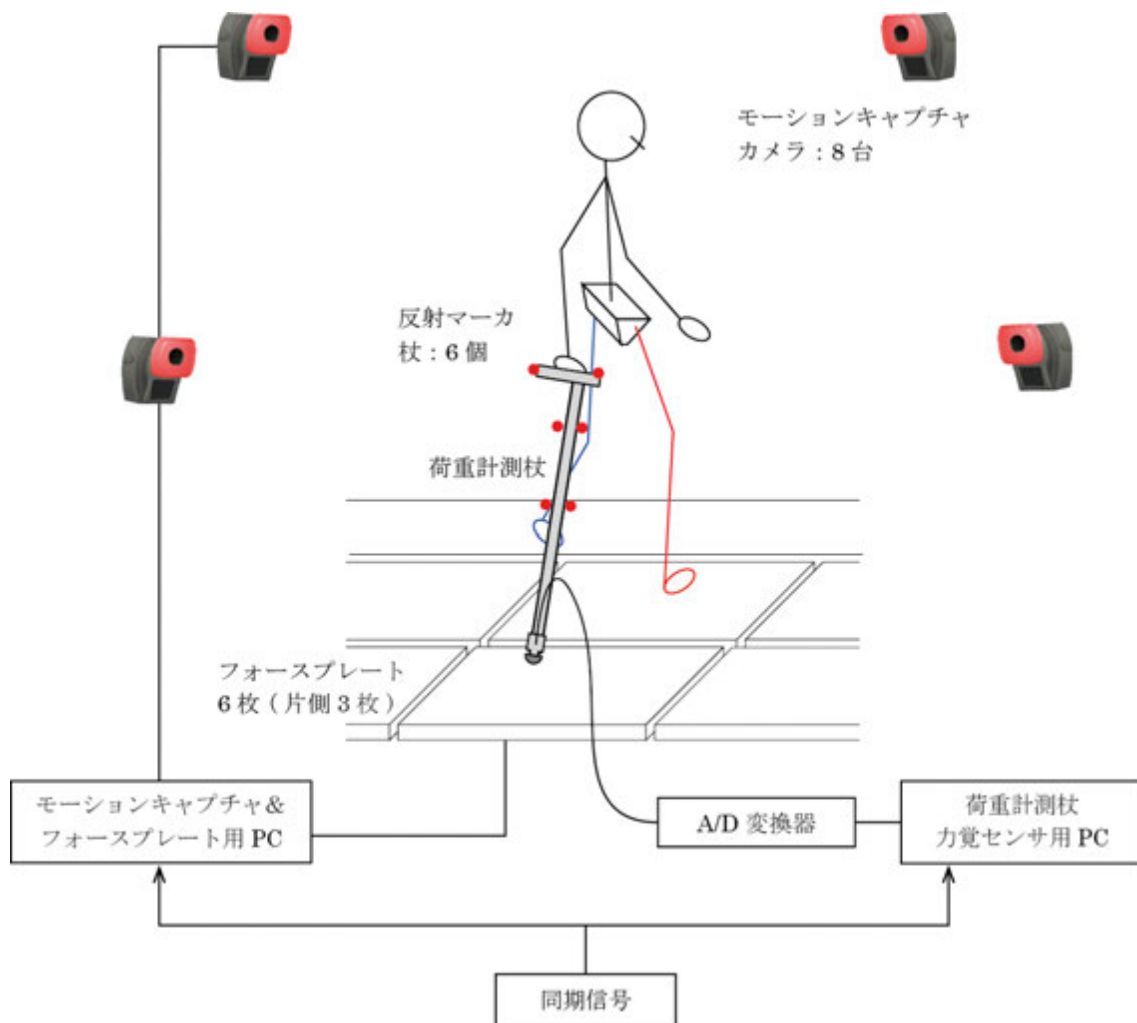


図 3-8 足部と杖の床反力, COP 分離精度評価計測

本研究では、評価のために、2 点の荷重点が存在するフォースプレートの出力が理想的に得られると仮定して、合力の床反力と COP には 2 枚のフォースプレートの出力を合成した。この仮定を確認するため、6 枚のフォースプレートの各プレートに、計測杖と先端に半球を取り付けた通常の杖の 2 点で荷重した。具体的には、はじめに通常の杖のみで荷重して、通常の杖の COP を計測し、その状態から次に計測杖で荷重して、300 mm の距離で同一のフォースプレートに 2 点で接地している状態で数秒間、荷重を行った。単一のフォースプレートからの床反力と COP の出力、および計測杖の床反力と COP を用いて、通常の杖の COP を計算し、フォースプレート出力による真値と比較した。分離した COP の精度と確度は 0.86 ± 1.24 mm であった。床反力の分離推定の評価のために、通常の杖の代わりに 3 個の 20 kg 分銅を使用して 1 点の荷重とし、計測杖によりもう 1 点に荷重した。分離した床反力の精度と確度は、 -0.80 ± 0.44 N であった。床反力と COP

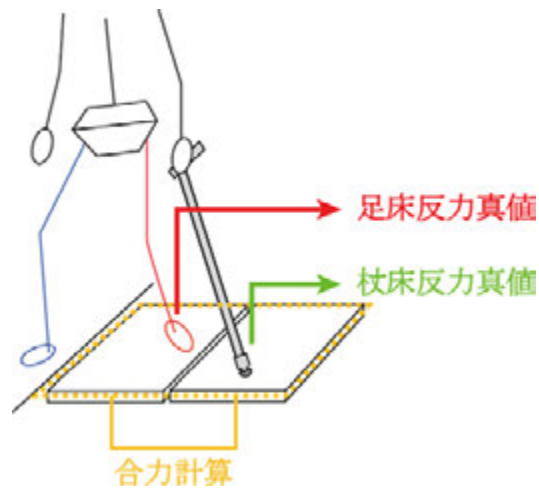


図 3-9 評価計測における合成床反力・COP とその分離

の誤差は十分に小さく、2 点で荷重した状態の単一フォースプレートは、本研究の仮定のとおり、理想的にふるまうことが確認された。

3.3 杖・足部の床反力・COP の分離精度

足部と杖の床反力、COP の分離精度と確度の評価計測において、図 3-10 のように、杖使用側の歩行周期 (a)~(d) のうち、足部と杖の同時接地区間 (a) と (c) を解析対象とした。

図 3-11 に、健常者 1 名と片麻痺者 1 名の代表的な 1 試行について、計測杖を用いた床反力の分離推定値と、フォースプレートの直接計測による真値との比較を示す。歩行周期は健側(杖使用側)の足部接地で定義した。杖歩行において、杖と同側の足部が同時に接地する区間が、1 歩行周期の中で 2 回認められた。これらの期間において、床反力の波形を比較した。図 3-11 から分かるように、分離した波形は真値の波形と概ね一致していることが分かる。床反力波形の誤差を表 3-1 に示す。床反力分離の誤差は、内外側方向で $0.4 \pm 1.4 \text{ N}$ であり、鉛直方向よりわずかに大きく、床反力を精度良く分離できている。

図 3-12 に分離した COP の波形の、真値の波形との比較を示す。床反力の波形と同様に、COP の推定値の波形も真値と概ね一致していた。しかしながら、床反力の大きさが小さい区間では、2 つの波形の差異が生じていた。フォースプレートのへの荷重が小さいときには、COP の計測精度が比較的低いことが知られている。したがって、フォースプレートで計測される COP の波形が、荷

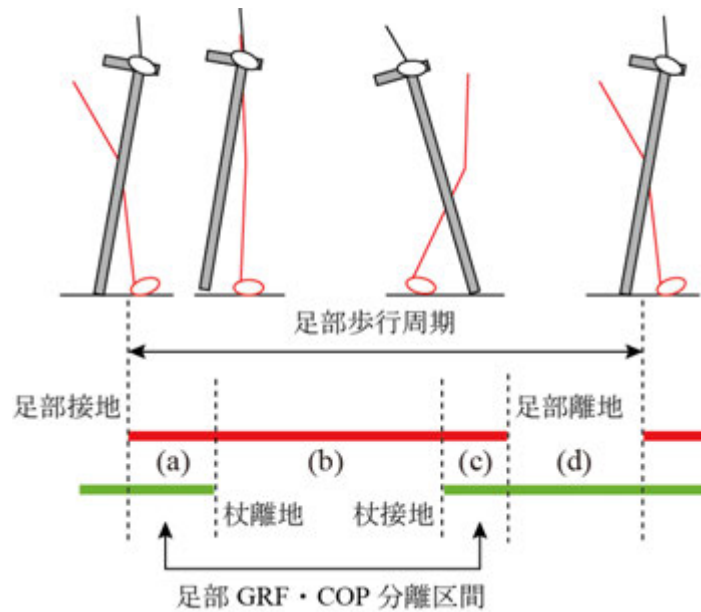


図 3-10 足部床反力・COP 分離評価における、解析対象区間. 杖使用側の歩行周期 (a) から (d) のうち、足部と杖の同時接地期間 (a) と (c) を解析対象とした.

重が小さいときに、必ずしも正確ではない。しかし、COP 分離の精度と確度は、 $0.2 \pm 2.7 \text{ mm}$ の範囲に収まっており(表 3-1)、COP の分離精度が高いことが示された。

杖歩行において、杖に作用する後方成分と前方成分は、杖の接地期のピーク値でおよそ 10 N であった(図 3-11)。内側方向にも同程度の力が杖歩行で作用していた(図 3-11)。杖座標系(図 3-6)において力覚センサに作用する力の大きさは、**i**、**j**、**k** 軸について、それぞれ健常者で $2.5 \pm 0.9 \text{ N}$ 、 $5.5 \pm 1.9 \text{ N}$ 、 $122.8 \pm 16.8 \text{ N}$ 、片麻痺者で $2.0 \pm 0.6 \text{ N}$ 、 $4.9 \pm 1.9 \text{ N}$ 、 $80.0 \pm 28.5 \text{ N}$ であった。このことから、杖歩行において床反力は杖の長軸方向にのみ作用しているわけではないことが分かる。

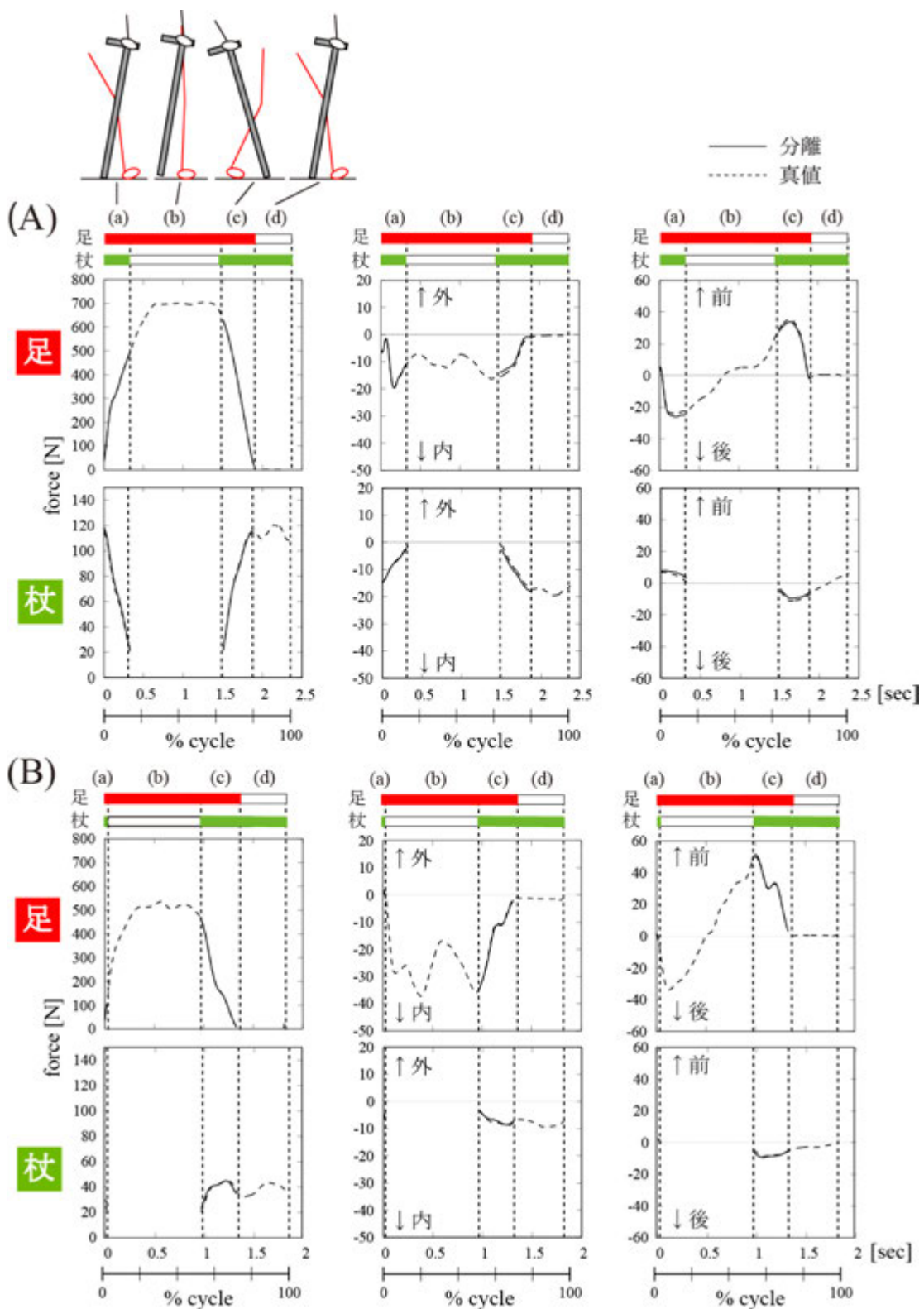


図 3-11 分離した足部と杖の床反力波形と真値波形との比較. (A) は健常者, (B) は片麻痺者の各 1 例の代表的な波形である. 足部の歩行周期 (a)~(d) のうち, 足部と杖の同時接地期間 (a) と (c) が解析対象である.

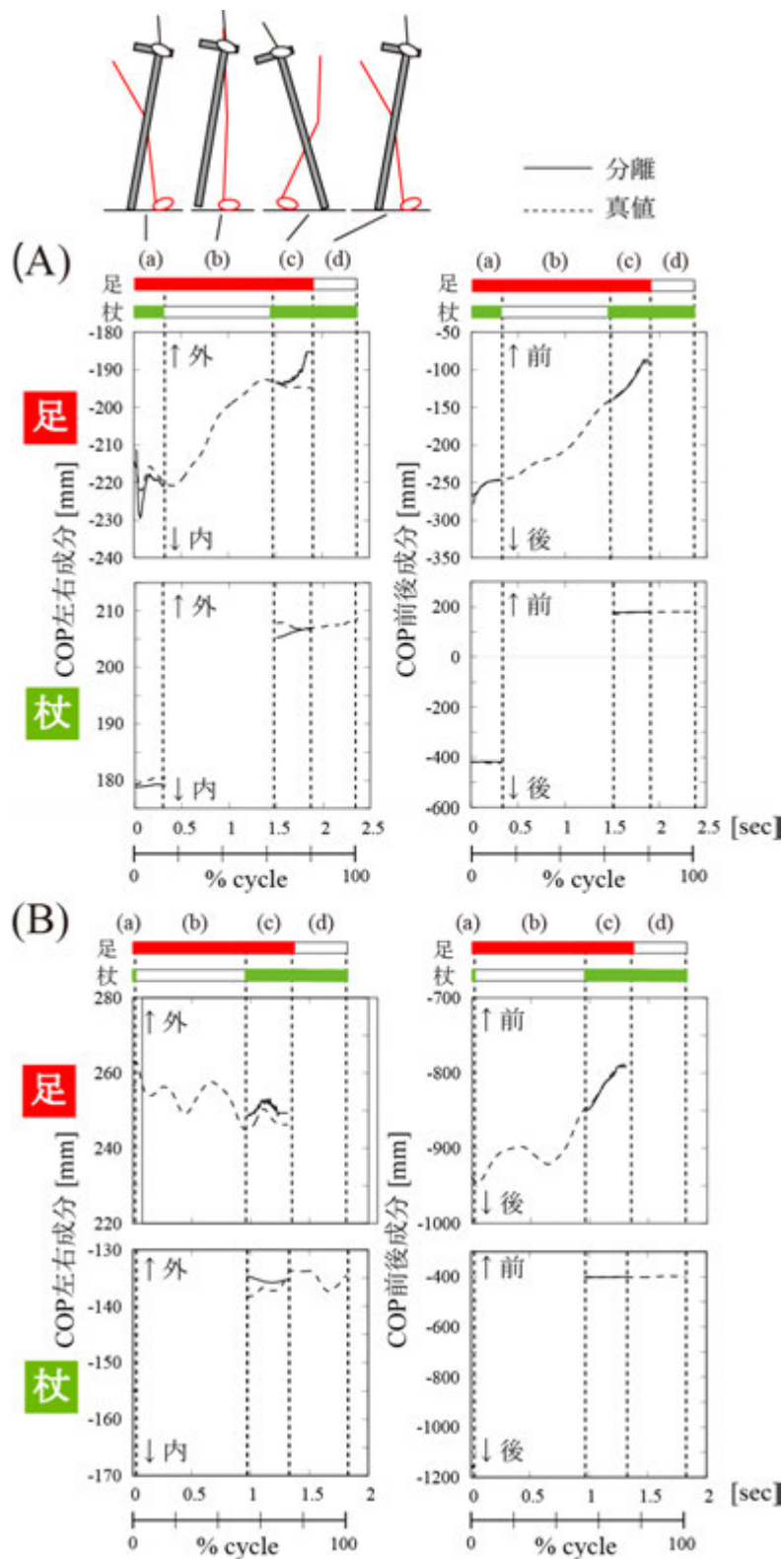


図 3-12 分離した足部と杖の COP 波形と真値波形との比較. (A) は健常者, (B) は片麻痺者の各 1 例の代表的な波形である. 足部の歩行周期 (a)~(d) のうち, 足部と杖の同時接地期間 (a) と (c) が解析対象である.

表 3-1 床反力と COP の分離誤差

	床反力		COP	
	健常者	片麻痺者	健常者	片麻痺者
鉛直成分	$-0.2 \pm 1.7 \text{ N}$	$-0.2 \pm 1.5 \text{ N}$	/	
内外側成分	$1.3 \pm 1.3 \text{ N}$	$-0.2 \pm 0.7 \text{ N}$	$0.7 \pm 3.0 \text{ mm}$	$-1.2 \pm 2.5 \text{ mm}$
前後成分	$0.2 \pm 0.7 \text{ N}$	$0.3 \pm 0.3 \text{ N}$	$-0.2 \pm 2.4 \text{ mm}$	$0.5 \pm 2.2 \text{ mm}$

3.4 計測杖の評価

本研究において、新たに製作した 3 軸力覚センサを取り付けた計測杖を用いて、足部と杖の床反力と COP を分離する手法を開発した。そして、実際の杖歩行の分析での適用に向けて、床反力と COP の分離精度を評価した。結果で示したとおり、床反力と COP 計測における精度と確度はそれぞれ $0.4 \pm 1.4 \text{ N}$ と $0.2 \pm 2.7 \text{ mm}$ であり、これより床反力と COP の分離において十分な精度と確度が示された。本研究で提案した手法は、先行研究 (Winter et al., 1993) で示されたものと同様であるが、先行研究においては杖歩行における精度が評価されていなかった。本研究は、力学的な解析において、分離が十分な精度をもって行えることを示した、初の報告である。

歩行メカニズムに対する杖の効果の解析は、高齢者や歩行障害を有する患者のための効果的な治療介入の確立や、安全な使用方法の提示を目的として行われてきた (Bateni et al., 2005) 。また、片麻痺者 (Polese et al., 2012) , 変形性膝関節症患者 (Chan et al., 2005) , 人工股関節全置換術後の患者 (Ajemian et al., 2004) を対象とした杖歩行において、関節モーメントや機械的工作、筋活動を評価するために、逆動力学解析が行われてきた。ウォーキング・ポールの使用が下肢のキネティクスに与える影響についても、報告がなされてきた (Bechard et al., 2012; Stief et al., 2008; Willson et al., 2001) 。しかしながら、これら多くの力学的研究において、杖と同側の足部の床反力は評価されていない。本研究の提案手法は、四点杖やロフトランド杖等の他の杖にも応用可能であり、さまざまな杖歩行の全身の力学解析が、大きく促進されると考えられる。具体的には、歩行時の身体に対する杖の位置や姿勢、荷重量とその配分が、歩行運動に与える影響を検討することで、さまざまな疾患や障害に応じた「杖のつき方」を患者に教示することができる。また、計測杖から得られる情報をリアルタイムで表示できれば、杖歩行の練習時のフィードバ

ックにも活用できると考えられる。したがって、本手法は、歩行障害を呈する片麻痺者や、変形性関節症などの整形外科的疾患、およびその術後の患者の治療介入の改善をもたらす、有効な手段となることが期待される。

これまでの杖歩行の力学的解析では、杖に作用する床反力の方向を推定するために、単軸の力覚センサが計測杖に用いられてきた (Chen et al., 2001; Edwards, 1986; Ely et al., 1977; Melis et al., 1999; Seireg et al., 1968) 。しかし本研究において、杖歩行における床反力は、実際には杖の長軸に沿ってのみ作用するわけではなく、杖の長軸に直交して作用する力が 5 N 程度であることが示された。すなわち、3 軸力覚センサが用いられていない先行研究の計測杖では、この力が無視されていたことになる。杖歩行において足部と杖に作用する水平方向の力はピーク値で 30 N 程度であるため(図 3-11)、水平方向の床反力を評価する際には、この比較的小さな誤差が問題となりえる。杖歩行の正確な力学的解析では、3 軸力覚センサを取り付けた計測杖が必須であると言える。

最後に、本研究の課題として、COP 分離の精度評価において、杖の先端に取り付けた半球が、杖の傾斜とともに誤差を生じる可能性があることが挙げられる。また、通常の杖の先端は、変形する台形状のゴム製バンパーで覆われているため、計測杖では使用感が通常の杖よりも損なわれる可能性がある。杖先端のデザインについては、改善の余地がある。次に、センサならびに力の 3 成分ごとのケーブルとコネクタのため、元の杖より計測杖がわずかに重くなっていた。計測杖の慣性モーメントについても、力覚センサを杖の先端に取り付けたため、増大していた。これらの影響は小さいと考えられるが、ワイヤレスのセンサの使用による軽量化、無線化を今後検討すべきである。ただし、無線化にあたっては、動ひずみアンプ、A/D 変換器、送信器を杖に取り付けなくてはならず、これらの機器の小型化と省スペースについて検討する必要がある。

3.5 結論

本研究では、3 軸力覚センサを先端に固定した計測杖を製作し、杖に作用する床反力とその力の作用点を計測することで、合力として計測される健側と杖に作用する反力を分離する手法を提案し、その精度検証を行った。その結果、杖歩行の力学解析に十分な精度を有し、提案システムの有効性を示した。

次章では、本提案システムを使用した、片麻痺者の回復過程の前後における歩行運動の 3 次元計測と逆動力学解析について述べる。

第4章 脳卒中片麻痺歩行の3次元逆動力学解析

4.1 緒言

中等度以上の麻痺を呈する片麻痺者では、通常、杖を使用して歩行の再獲得を目指す (Gosman-Hedstrom et al., 2002; Hass et al., 1995) . このため、杖歩行の力学を明らかにすること、特に麻痺側と健側との関節モーメントの差異や、リハにおけるその経時変化を明らかにすることは、効果的かつ効率的なリハ介入のために重要である。片麻痺者は、麻痺側の機能障害を健側で代償するため (Beyaert et al., 2015; Teixeira-Salmela et al., 2001) , 特に健側を含めた解析は、片麻痺歩行の理解とより効果的なリハ介入に多大な示唆を与えると考えられる。

先行研究において、力覚センサを取り付けた杖を用いた、片麻痺者の歩行解析が行われているが (Chen et al., 2001; Dickstein et al., 1993; Jung et al., 2015; Kuan et al., 1999) , 麻痺側と健側で、片麻痺者がどのように関節モーメントを発揮して歩行を行っているかは、ほとんど明らかになっていない。これは前述のように、杖と健側足部を同一のフォースプレート上に接地するため、杖を使用する健側における力学解析が困難であることによる。そのため片麻痺者の杖歩行の力学解析では、麻痺側についてのみ分析する研究 (Polese et al., 2012) , フォースプレート外に杖を接地する歩行を解析する研究 (Kim et al., 2004; Olney et al., 1994) , 杖への荷重を最低限に制約した歩行を分析する研究 (Olney et al., 1991) が行われてきた。しかし、一般的なフォースプレートの幅は 40 cmであり、この外に杖をついたり、あるいは杖への荷重を制限したりすると、歩行が不自然なものになってしまう。したがって、片麻痺者の自然な杖歩行を、健側を含めて力学的に解析・評価する試みは、現在まで行われてこなかった。

そこで本研究では、先端に力覚センサを固定した計測杖により、フォースプレートでは合力として計測される杖と足部の床反力と COP を分離し、片麻痺者の杖歩行時の左右両脚の逆動力学解析を行い、片麻痺者の杖歩行の下肢関節モーメントと、リハによる経時変化を分析することを目的とした。具体的には、前章で報告した計測杖を用いて片麻痺者の杖歩行を計測し、逆動力学解析により求めた関節モーメント波形を、麻痺側と健側、およびリハ前後の経時変化で比較し、片麻痺者が、どのような二足歩行戦略で歩行を実現しているのか、また歩行機能の回復に伴ってそれがどのように変化するのか、検討することを試みた。

4.2 片麻痺者の歩行計測

4.2.1 被験者

被験者は、初発の脳血管障害の診断による急性期病院での加療後、農協共済中伊豆リハビリテーションセンター（静岡県伊豆市）の回復期リハ病棟に転院した片麻痺者2名とした（いずれも右片麻痺，女性，69歳と70歳）。いずれの被験者も転院時のBrunnstrom Recovery Stage（第2章，表1-2参照）はIV（中等度の麻痺）で，T字杖および短下肢装具を使用した歩行練習を行っていた。被験者の選定基準は，歩行に影響する整形外科的，神経学的疾患の既往がないこと，コミュニケーションに支障をきたす重度の失語，失行，失認がないこと，重度の感覚障害がないこと，精神疾患がないこと，とした。昭和大学保健医療学部人を対象とする研究等に関する倫理委員会，および農協共済中伊豆リハビリテーションセンター倫理委員会の承認を得た後，被験者からは書面にて本研究への参加の同意を得た。

4.2.2 計測方法

2名の被験者の歩行計測を，回復期リハ病棟入院後に10m程度の自力歩行が可能になった時点（リハ前）と，退院前（リハ後）の2時点で行った（図4-1）。

歩行計測の模式図を図4-2に示す。被験者は，3章で構築した3軸力覚センサ（特殊計測）を先端に固定した計測杖を健側で把持し，6枚のフォースプレート（AMTI, Advanced Mechanical Technology, Inc., USA）が設置された歩行路上で自由歩行を行った。装具の使用は普段の歩行練習時と同様とした。歩行計測は麻痺側5歩行周期以上について行い，そのうち足部全体が1枚のフォースプレート上に接地している周期を解析対象とした。

計測杖および身体に貼付した反射マーカの座標値を，カメラ8台の3次元モーションキャプチャシステム（Vicon Motion Systems Ltd., UK）にて計測した。身体の反射マーカ貼付位置は，第

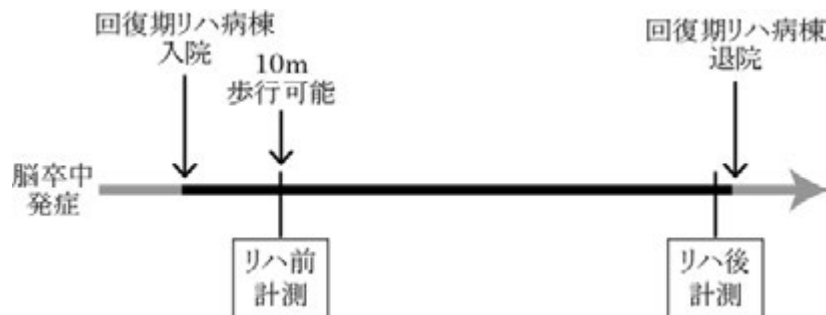


図 4-1 歩行計測のタイミング

1 胸椎棘突起, 第 7 胸椎棘突起, 胸骨上縁, 胸骨剣状突起, 両側の肩峰, 上腕骨外側上顆, 橈骨・尺骨茎状突起中点, 上前腸骨棘, 上後腸骨棘, 大腿外側部, 膝関節点, 下腿外側部, 足関節外果, 踵骨中央, 第 2 中足骨頭, 第 5 中足骨頭の, 計 28 点とした(図 4-3).

フォースプレートのアンプ出力は, モーションキャプチャシステムの A/D ボードから取り込み, 計測杖の力覚センサの出力は, A/D 変換器(センサインターフェイス PCD-300A, 共和電業)を介してパーソナル・コンピュータ(PC)に取り込んだ. モーションキャプチャシステム, フォースプレート, 計測杖の 3 軸力覚センサは, トリガ信号により同期させた. サンプルング周波数は 200 Hz とし, 計測後, 4 次の時間遅れのないバターワースフィルタ(fourth order Butterworth zero-lag filter)を用いたローパスフィルタをかけた. カットオフ周波数はマーカ座標値を 6 Hz, フォースプレートおよび力覚センサからのアナログ信号を 15 Hz とした.

本研究では, 足部床反力鉛直成分 40 N を threshold として接地と離地のタイミングを検出し, 麻痺側の接地から次の接地までを 1 周期と定義した. そして, 歩行速度, 周期, および麻痺側と健側の duty 比(図 1-3 参照), ステップ長(図 1-4 参照)を歩行パラメータとして算出した.

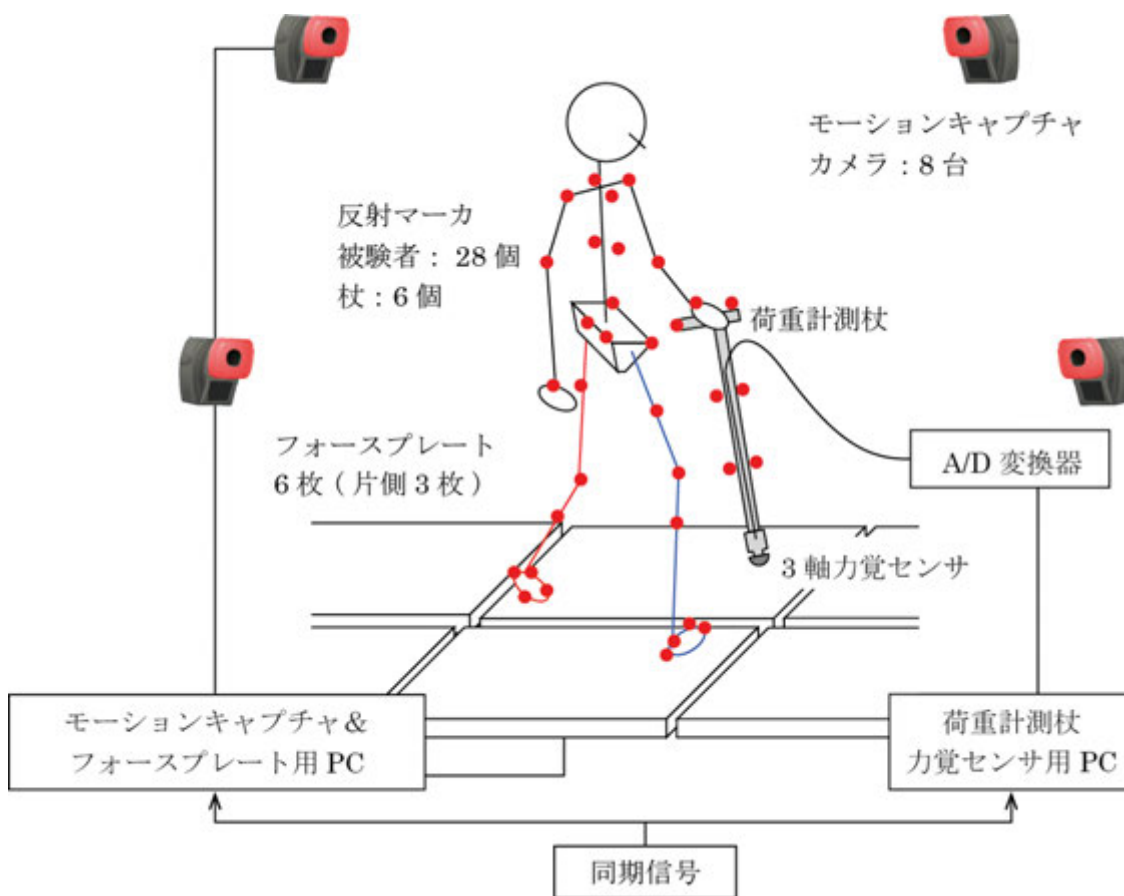


図 4-2 歩行計測システム

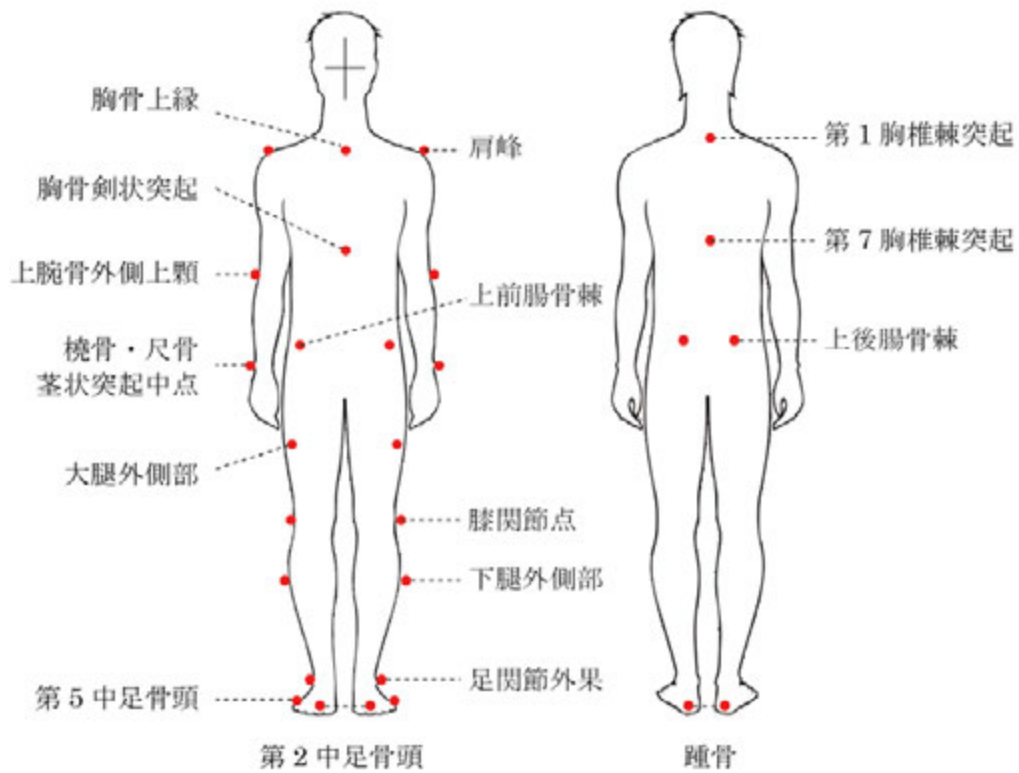


図 4-3 反射マーカ貼付位置

4.3 片麻痺歩行の逆動力学解析

4.3.1 逆動力学的計算

逆動力学解析とは、モーションキャプチャなどの動作計測システムにより取得した運動データと、外力データ(歩行の場合は床反力)を身体力学モデルに代入し、運動方程式が記述する力とモーメントのつり合いから、その運動の実現に必要な生体内力を推定する手法である(図 4-4)。本研究では、身体の物理特性を記述した身体力学モデルと、運動データと外力データの計測情報をもとに、運動生成のための関節モーメントおよび関節反力を算出した。

剛体の運動方程式

マルチボディダイナミクスに基づいて、多体系の運動方程式をシステムティックに導出する。ここでは、2リンクモデルを例に、計算方法について説明する。実験室座標系上の剛体節*i*の、並進の運動方程式 (Newton equation) は、次式のとおり記述される。

$$m_i \mathbf{E} \ddot{\mathbf{i}}_i = \sum_k \mathbf{f}_{i,k}^E - m_i \mathbf{g} \quad (4.1)$$

$$\mathbf{g} = [0 \quad 0 \quad 9.81]^T \quad (4.2)$$

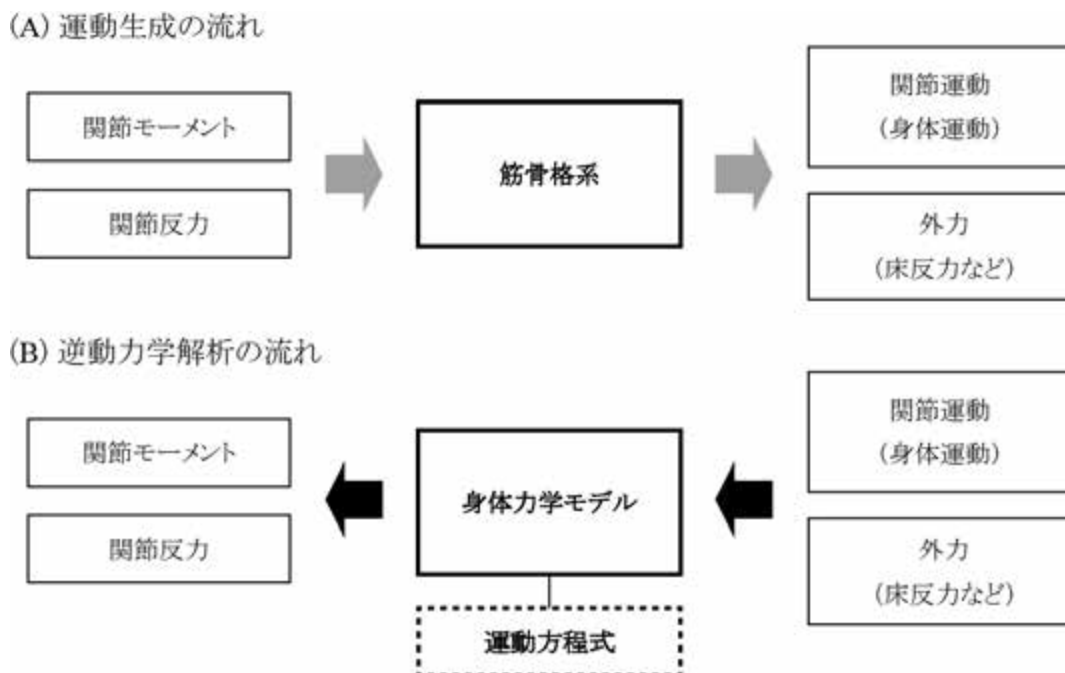


図 4-4 運動生成の流れ (A) と逆動力学解析の流れ (B) の比較

ここで, m_i は節 i の質量, $\ddot{\mathbf{r}}_i$ は節 i の重心の位置ベクトルの 2 階微分 (加速度ベクトル), \mathbf{E} は単位行列, $\mathbf{f}_{i,k}^E$ は節 i 上の点 k に作用する外力 (External force), \mathbf{g} は式 (4.2) で表される重力加速度ベクトルである.

また, 節 i の回転の運動方程式 (Euler equation) は, 次式で表される.

$$\boldsymbol{\omega}_i \times (\mathbf{I}_i \boldsymbol{\omega}_i) + \mathbf{I}_i \dot{\boldsymbol{\omega}}_i = \sum_k \{ (\mathbf{r}_{i,k}^E - \mathbf{r}_i) \times \mathbf{f}_{i,k}^E + \mathbf{n}_{i,k}^E \} \quad (4.3)$$

$$\mathbf{I}_i = \mathbf{R}_i \hat{\mathbf{I}}_i \mathbf{R}_i^T \quad (4.4)$$

ここで, $\boldsymbol{\omega}_i$ は節 i の角速度ベクトル, \mathbf{I}_i は節 i の慣性テンソル, $\mathbf{r}_{i,k}^E$ は節 i 上の外力作用点 k の位置ベクトル, $\mathbf{n}_{i,k}^E$ は節 i 上の点 k に作用する外モーメント (External moment) を表す. 慣性テンソル \mathbf{I}_i は, 式 (4.4) に示すとおり, 節 i の節座標系における慣性モーメント $\hat{\mathbf{I}}_i$ と, 節 i の節座標系の姿勢を表す回転行列 \mathbf{R}_i で与えられる.

式 (4.1) および (4.3) をまとめると, 節 i の並進および回転の運動方程式 (Newton-Euler equation) は, 次式のとおり表される.

$$\begin{bmatrix} m_i \mathbf{E} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{I}_i \end{bmatrix} \dot{\mathbf{v}}_i + \begin{bmatrix} \mathbf{0} \\ \boldsymbol{\omega}_i \times (\mathbf{I}_i \boldsymbol{\omega}_i) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} m_i \mathbf{g} \\ \mathbf{0} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum_k \mathbf{f}_{i,k}^E \\ \sum_k \{ (\mathbf{r}_{i,k}^E - \mathbf{r}_i) \times \mathbf{f}_{i,k}^E + \mathbf{n}_{i,k}^E \} \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

$$\mathbf{v}_i = [\dot{\mathbf{r}}_i^T \quad \boldsymbol{\omega}_i^T]^T \quad (4.6)$$

式 (4.5) は, 次式のように表記できる.

$$\mathbf{H}_i \dot{\mathbf{v}}_i + \mathbf{h}_i + \bar{\mathbf{g}}_i = \mathbf{w}_i^{ext} \quad (4.7)$$

$$\mathbf{H}_i = \begin{bmatrix} m_i \mathbf{E} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{I}_i \end{bmatrix} \quad (4.8)$$

$$\mathbf{h}_i = \begin{bmatrix} \mathbf{0} \\ \boldsymbol{\omega}_i \times (\mathbf{I}_i \boldsymbol{\omega}_i) \end{bmatrix} \quad (4.9)$$

$$\bar{\mathbf{g}}_i = \begin{bmatrix} m_i \mathbf{g} \\ \mathbf{0} \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

$$\mathbf{w}_i^{ext} = \begin{bmatrix} \sum_k \mathbf{f}_{i,k}^E \\ \sum_k \{ (\mathbf{r}_{i,k}^E - \mathbf{r}_i) \times \mathbf{f}_{i,k}^E + \mathbf{n}_{i,k}^E \} \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

\mathbf{H}_i は慣性項, \mathbf{h}_i は非線形項, $\bar{\mathbf{g}}_i$ は重力項, \mathbf{w}_i^{ext} は外力および外モーメント項(レンチ:wrench, 剛体節に作用する力とモーメントを1つのベクトルとして表したものである).

リンク機構の運動学的拘束

図 4-5 のように, 節 i と節 $i+1$ の 2 節が, 3 自由度(Degree of Freedom: DOF)の球関節(Spherical joint)で拘束されている状態を考える. その運動学的拘束は, 次式のように表される.

$$\Phi_{pos}(\mathbf{q}, t) = (\mathbf{r}_i + \mathbf{R}_i {}^i\mathbf{s}^D) - (\mathbf{r}_{i+1} + \mathbf{R}_{i+1} {}^{i+1}\mathbf{s}^P) = \mathbf{0} \quad (4.12)$$

$$\mathbf{q}_i = [\mathbf{r}_i^T \quad \mathbf{e}_i^T]^T \quad (4.13)$$

ここで, \mathbf{r}_i および \mathbf{r}_{i+1} は節 i および $i+1$ の重心の位置ベクトル, $\mathbf{R}_i, \mathbf{R}_{i+1}$ は節座標系 Σi および $\Sigma i+1$ の姿勢を表す回転行列, ${}^i\mathbf{s}^D$ は節 i の節座標系における遠位点(Distal point)の位置ベクトル, ${}^{i+1}\mathbf{s}^P$ は節 $i+1$ の節座標系における近位点(Proximal point)の位置ベクトル, \mathbf{e}_i は節 i の姿勢パラメータ(オイラーパラメータ)である. 式 (4.12) は, 節 i の遠位点 ${}^i\mathbf{s}^D$ と節 $i+1$ の近位点 ${}^{i+1}\mathbf{s}^P$ の実験室座標系 ΣG での位置が等しい運動学的拘束を記述している.

式 (4.12) を時刻 t で微分した, 速度, 加速度の運動学的拘束は, 次式で与えられる.

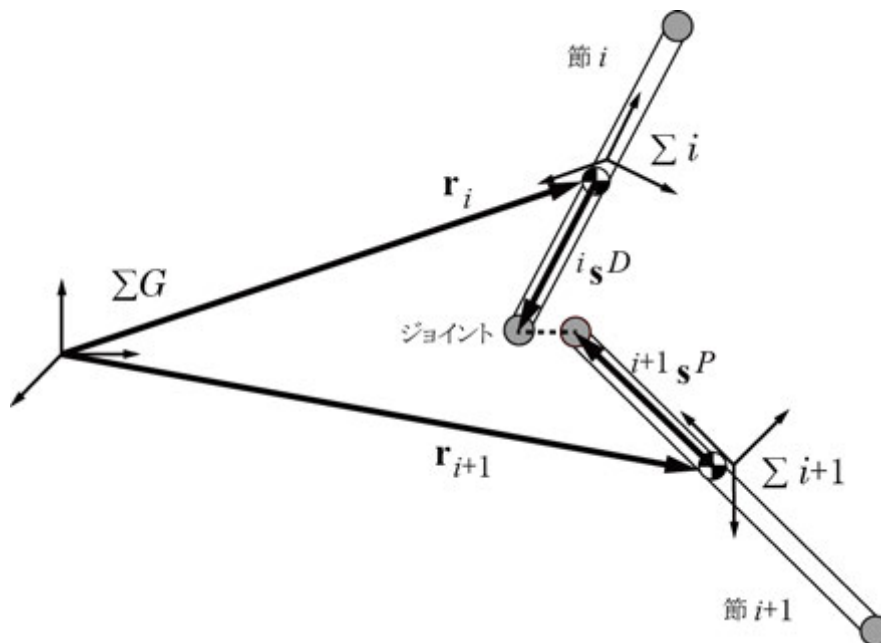


図 4-5 2 節の剛体リンク機構

$$\begin{aligned}
\frac{d}{dt}\Phi(\mathbf{q},t) &= \dot{\mathbf{r}}_i + \dot{\mathbf{R}}_i {}^i\mathbf{s}^D - \dot{\mathbf{r}}_{i+1} - \dot{\mathbf{R}}_{i+1} {}^{i+1}\mathbf{s}^P \\
&= \dot{\mathbf{r}}_i + \boldsymbol{\omega}_i \times \mathbf{R}_i {}^i\mathbf{s}^D - \dot{\mathbf{r}}_{i+1} - \boldsymbol{\omega}_{i+1} \times \mathbf{R}_{i+1} {}^{i+1}\mathbf{s}^P \\
&= \dot{\mathbf{r}}_i - \mathbf{S}(\mathbf{R}_i {}^i\mathbf{s}^D)\boldsymbol{\omega}_i - \dot{\mathbf{r}}_{i+1} + \mathbf{S}(\mathbf{R}_{i+1} {}^{i+1}\mathbf{s}^P)\boldsymbol{\omega}_{i+1} \\
&= \begin{bmatrix} \mathbf{E} & -\mathbf{S}(\mathbf{R}_i {}^i\mathbf{s}^D) & -\mathbf{E} & \mathbf{S}(\mathbf{R}_{i+1} {}^{i+1}\mathbf{s}^P) \end{bmatrix} \mathbf{v} \\
&= \Phi_{\mathbf{q}} \mathbf{v} = \mathbf{0}
\end{aligned} \tag{4.14}$$

$$\mathbf{v} = \begin{bmatrix} \mathbf{v}_i^T & \mathbf{v}_{i+1}^T \end{bmatrix}^T \tag{4.15}$$

$$\begin{aligned}
\frac{d}{dt}\Phi_{\mathbf{q}} \mathbf{v} &= \dot{\Phi}_{\mathbf{q}} \mathbf{v} + \Phi_{\mathbf{q}} \dot{\mathbf{v}} = \mathbf{0} \\
\therefore \Phi_{\mathbf{q}} \dot{\mathbf{v}} &= -\dot{\Phi}_{\mathbf{q}} \mathbf{v}
\end{aligned} \tag{4.16}$$

ここで, $\mathbf{S}(\mathbf{a})$ は, 歪対称行列 (skew symmetric matrix) であり, 次式で表される.

$$\begin{aligned}
\mathbf{S}(\mathbf{a}) &= \begin{bmatrix} 0 & -a_z & a_y \\ a_z & 0 & -a_x \\ -a_y & a_x & 0 \end{bmatrix} \\
\mathbf{a} &= [a_x \quad a_y \quad a_z]^T
\end{aligned} \tag{4.17}$$

リンク機構の運動方程式

式 (4.7) より, 2 節の剛体リンク機構の運動方程式は, 関節 (ジョイント) まわりの筋力と, 関節における拘束力が作用する状態で, 次式のように記述される.

$$\begin{bmatrix} \mathbf{H}_1 & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{H}_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{v}}_1 \\ \dot{\mathbf{v}}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{h}_1 \\ \mathbf{h}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \bar{\mathbf{g}}_1 \\ \bar{\mathbf{g}}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{w}_1^{ext} \\ \mathbf{w}_2^{ext} \end{bmatrix} + \mathbf{w}^{mus} + \mathbf{w}^{jnt} \tag{4.18}$$

$$\mathbf{w}^{jnt} = \Phi_{\mathbf{q}}^T \mathbf{f}^J \tag{4.19}$$

$$\mathbf{w}^{mus} = \mathbf{E} \cdot \boldsymbol{\tau} \tag{4.20}$$

ここで, \mathbf{w}^{jnt} は関節反力 (拘束力) \mathbf{f}^J のレンチを示し, \mathbf{w}^{mus} は関節モーメント $\boldsymbol{\tau}$ のレンチを示す.

式 (4.19, 20) を式 (4.18) に代入して, 運動方程式は, 次式のとおり記述される.

$$\begin{bmatrix} \mathbf{H}_1 & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{H}_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\mathbf{v}}_1 \\ \dot{\mathbf{v}}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{h}_1 \\ \mathbf{h}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \bar{\mathbf{g}}_1 \\ \bar{\mathbf{g}}_2 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} \mathbf{w}_1^{ext} \\ \mathbf{w}_2^{ext} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \Phi_{\mathbf{q}}^T & \mathbf{E}^T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{f}_i^J \\ \boldsymbol{\tau} \end{bmatrix} \tag{4.21}$$

関節モーメントと関節反力の算出

式 (4.21) で記述される, 2 節の剛体リンク機構の運動方程式において, 左辺の各項は, 計測データおよび力学モデルより既知である. したがって, 右辺の関節モーメント τ と関節反力 \mathbf{f}_i^J を計算することができる. ただし, 運動の計測誤差と力学系のモデル化誤差により, 運動方程式の両辺は, 必ずしも一致しない. このため, 骨盤節が空間と仮想的に 6 自由度関節で結合し, そこに関節反力および反モーメントが, 残差として作用すると仮定し, 式 (4.21) の \mathbf{f}_i^J と τ を求めた.

4.3.2 身体力学モデル

前節では, 2 節のリンク機構を例に, 運動方程式を記述し, 逆動力学的計算手法について説明したが, 本研究で行う身体力学系の逆力学解析も, 基本的には同じように定式化される. 本研究では, 逆力学解析に, AnyBody Modeling System (AnyBody Technology) (Damsgaard et al., 2006) を用い, AnyBody Modeling System のモデルレポジトリ内の身体力学モデルを使用した. 本モデルでは, 図 4-6 のように, 体幹節(頭蓋骨・頸椎・胸郭・胸椎), 骨盤節(腰椎・骨盤), 上肢 3 節(上腕, 前腕, 手部), 下肢 3 節(大腿, 下腿, 足部)の, 計 14 節の剛体リンクで, 全身が

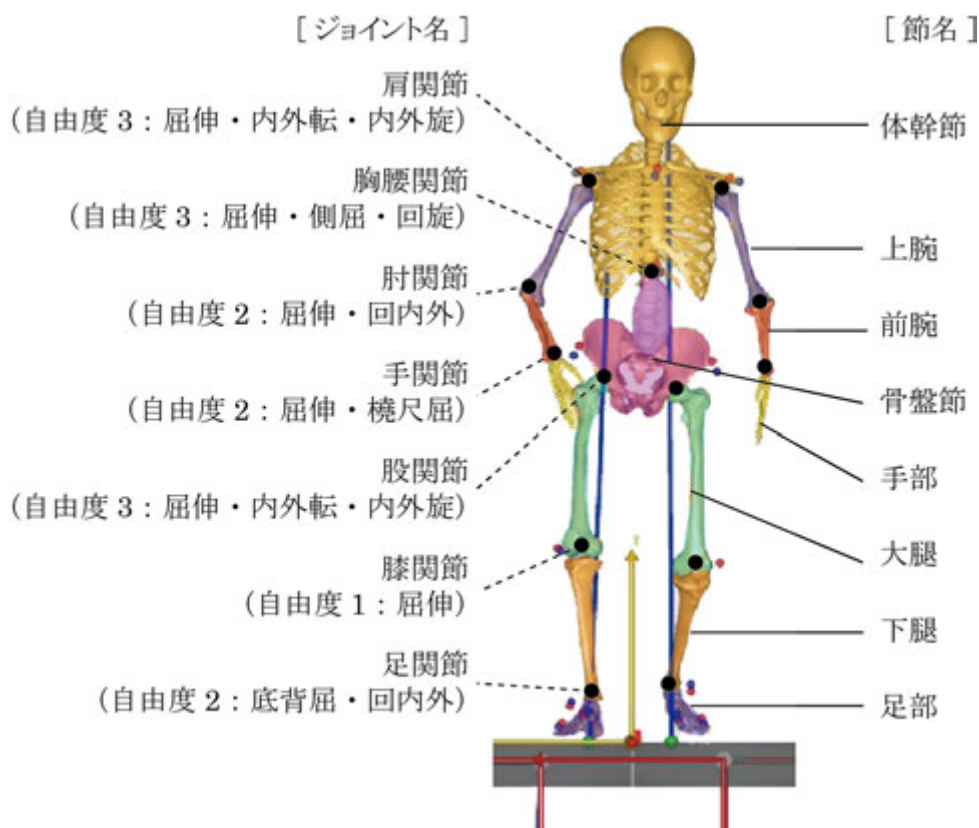


図 4-6 逆動力学的解析に用いた身体力学モデル

モデル化されている。モデルの自由度は、骨盤節の並進・回転の 6 自由度、胸腰関節の 3 自由度（屈伸、側屈、回旋）、肩関節の 3 自由度（屈伸、内外転、内外旋）、肘関節の 2 自由度（屈伸、回内外）、手関節の 2 自由度（屈伸、橈尺屈）、股関節の 3 自由度（屈伸、内外転、内外旋）、膝関節の 1 自由度（屈伸）、足関節の 2 自由度（底背屈、回内外）の計 35 自由度である。各節長の定義、節質量比、および節重心位置比を表 4-1 に示す（Winter, 2009）。

4.3.3 身体力学モデルのスケーリングとマッチング

上述のモデルを用いて逆動力学解析を行うためには、モデルの各節の寸法を、計測した被験者のそれにスケーリングし、計測したマーカ座標にマッチングする必要がある。この身体力学モデルのスケーリングと運動計測データへのマッチングを、本研究では以下の最小化問題を解くことにより同時に行った。

$$\sum_n \left({}^G \mathbf{p}'_n(\mathbf{k}, \mathbf{q}) - {}^G \mathbf{p}_n \right)^T \cdot \mathbf{W}_n \cdot \left({}^G \mathbf{p}'_n(\mathbf{k}, \mathbf{q}) - {}^G \mathbf{p}_n \right) \rightarrow \min \quad (4.22)$$

ここで、 $\mathbf{k} = [k_1, \dots, k_{14}]^T$ は各節のスケーリング係数のベクトル、 $\mathbf{q} = [q_1, \dots, q_{35}]^T$ は身体力学モデルの状態変数、 ${}^G \mathbf{p}'_n$ は身体力学モデル上のマーカ n の実験室座標系における位置ベクトル、 ${}^G \mathbf{p}_n$ は計測したマーカ n の実験室座標系における位置ベクトル、 \mathbf{W}_n はマーカ n の重み係数行列

表 4-1 身体力学モデルの節長の定義、節質量比および節重心位置比（Winter, 2009）

節名	各節長の定義(近位端/遠位端)	節質量比	節重心位置比*1
体幹	T12-L1*2/耳珠	0.297	0.727
骨盤	T12-L1*2/大転子	0.281	0.495
上腕	肩関節/肘関節	0.028	0.436
前腕	肘関節/尺骨茎状突起	0.016	0.682
手部	手関節/中指遠位指節間関節	0.006	0.506
大腿	大転子/大腿骨外側上顆	0.1	0.433
下腿	大腿骨外側上顆/足関節外果	0.0465	0.433
足部	足関節外果/第 5 中足骨頭	0.0145	0.5

*1 節近位端からの距離

*2 第 12 胸椎(T12), 第 1 腰椎(L1)棘突起間

を示す. 図 4-7 に示すように, 式 (4.22) は, 節長を決定するスケーリング係数を探索するのと同様に, 身体力学モデル上のマーカと計測したマーカのマッチングを行うことを意味している.

次に, 逆動力学解析のために, 被験者の体重から節質量比 (表 4-1, Winter (2009)) を用いて, 各節の質量を求めた. 各節の重心位置は, 節重心位置比 (表 4-1, Winter (2009)) より決定した. また, 各節の慣性モーメントは, 図 4-8 のように, 各節を密度が一定の円柱と仮定して求めた. まず, 節の質量 m と節長 l から, 円柱半径 a は, 以下のように求められる.

$$a = \sqrt{\frac{m}{\pi \cdot \rho \cdot l}} \quad (4.23)$$

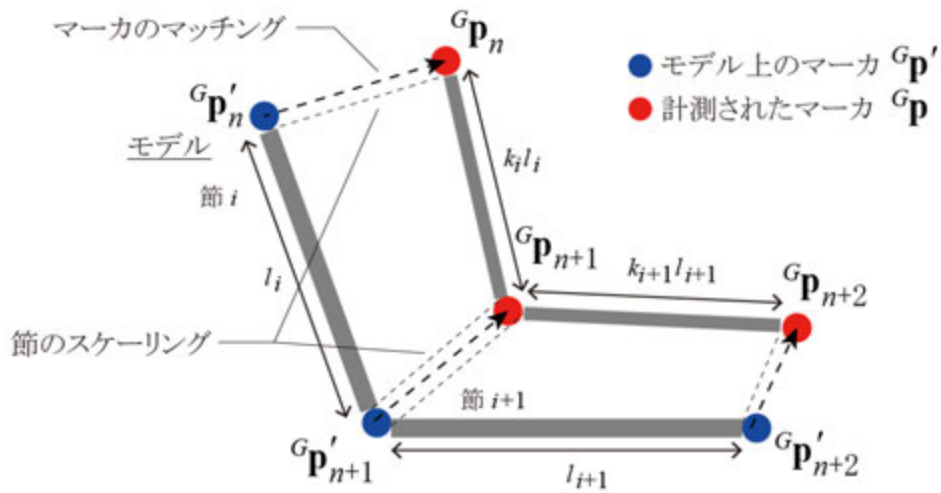
ここで, ρ は密度 (1000 kg/m^3) である.

円柱の重心まわりの慣性モーメント $\mathbf{I} = (I_x \quad I_y \quad I_z)^T$ は, 公式 (広瀬, 1996) より, 次式のように表される.

$$I_x = I_y = \left(\frac{a^2}{4} + \frac{l^2}{12}\right)m \quad (4.24)$$

$$I_z = \frac{1}{2}ma^2 \quad (4.25)$$

(A)



(B)

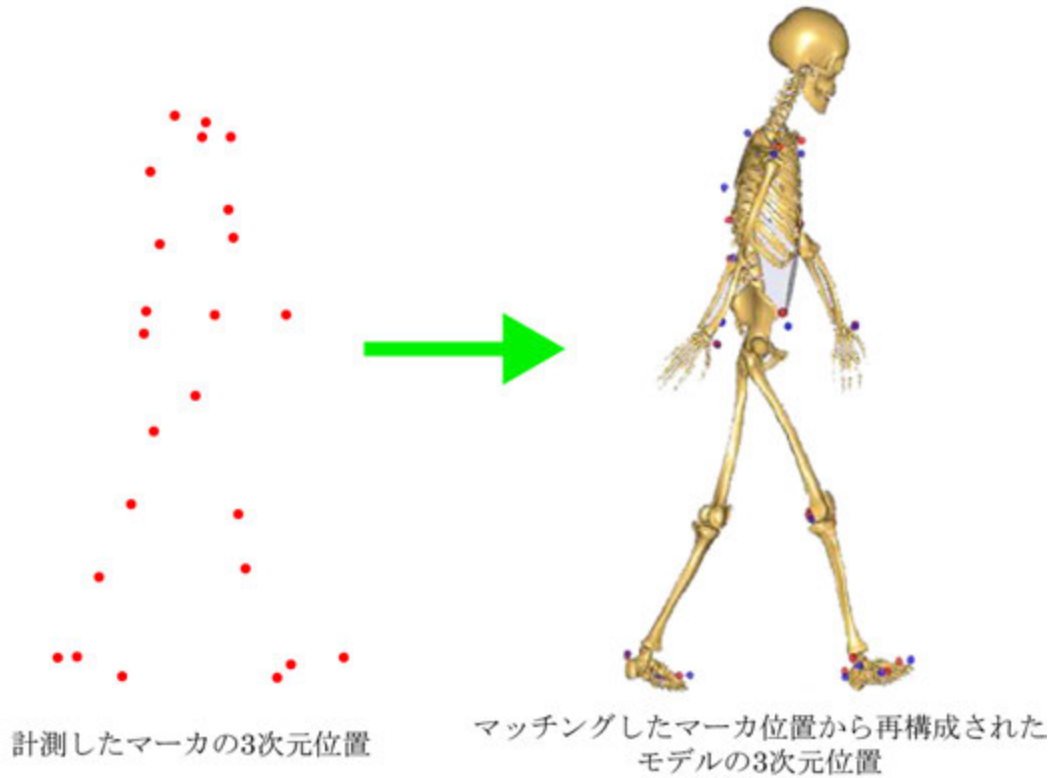


図 4-7 モデルのマッチングとスケーリングの様式図. (A) 各節についてスケーリング係数を探索しながら、モデル上のマーカ(青)を計測したマーカ(赤)にマッチングさせる. (B) 全ての節、マーカについての最小化問題を解くことで、身体力学モデルを決定する.

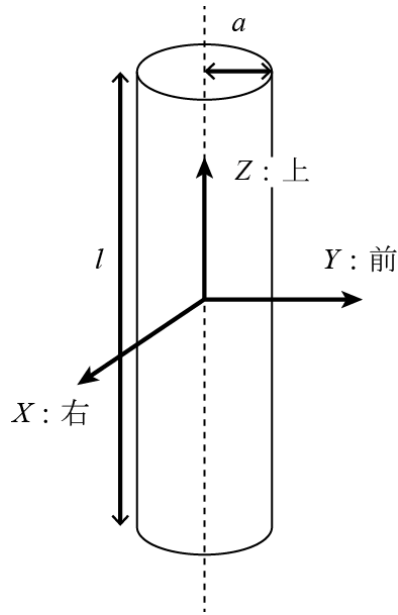


図 4-8 円柱に仮定した節の模式図

4.3.4 身体力学モデルに入力する外力データ

外力として身体力学モデルに入力する床反力について、片麻痺者の杖歩行では、杖を使用する健側足部と杖が、同一フォースプレート上に同時に接地する(図 4-9)。この区間では、健側足部と杖の床反力および COP が、合力としてフォースプレートから計測される。このため、第 3 章で構築した杖歩行解析システムを用いて、健側足部の床反力を分離した。具体的には、計測杖の力覚センサ出力を、杖に取り付けた 6 つのマーカを用いて実験室座標系に変換し、合力から差し引くことで、足部の床反力を求めた。また、杖に取り付けたマーカから杖の COP を求め、モーメントのつり合い式に基づいて足部 COP を求めた。

第 3 章 3.2.2 節の式 (3.19) に示したとおり、フォースプレートに足部と杖が同時に接地した状態では、足部と杖の合力 ${}^G\mathbf{f}_{net}$ によるフォースプレートの原点まわりのモーメントは、次式のように、足部と杖の床反力 ${}^G\mathbf{f}_{foot}$ 、 ${}^G\mathbf{f}_{cane}$ によるフォースプレートの原点まわりのモーメントと、COP において足部に作用する vertical free moment \mathbf{T}_{foot} に変換することができる。

$${}^G\mathbf{p}_{net} \times {}^G\mathbf{f}_{net} = {}^G\mathbf{p}_{foot} \times {}^G\mathbf{f}_{foot} + {}^G\mathbf{p}_{cane} \times {}^G\mathbf{f}_{cane} + \mathbf{T}_{foot} \quad (4.26)$$

ここで、 ${}^G\mathbf{p}_{net}$ 、 ${}^G\mathbf{p}_{foot}$ 、 ${}^G\mathbf{p}_{cane}$ はそれぞれ、足部と杖の合力、足部床反力、杖床反力の各 COP の位置ベクトルを示す。

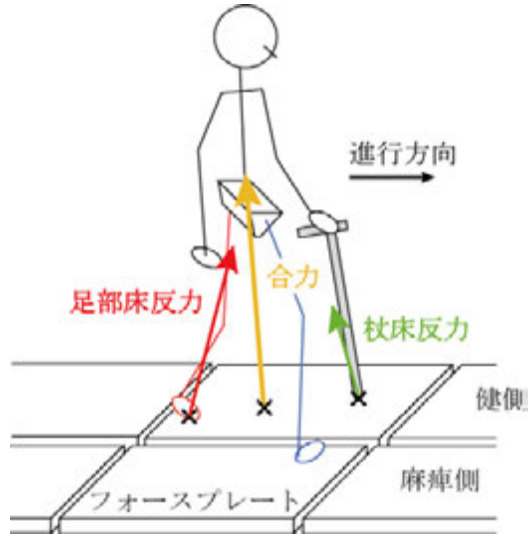


図 4-9 フォースプレートで杖歩行計測

式 (4.26) は、各成分について、次式のように展開することができる。

$$\begin{bmatrix} P_{net}^X \\ P_{net}^Y \\ 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} f_{net}^X \\ f_{net}^Y \\ f_{net}^Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_{foot}^X \\ P_{foot}^Y \\ 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} f_{foot}^X \\ f_{foot}^Y \\ f_{foot}^Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} P_{cane}^X \\ P_{cane}^Y \\ 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} f_{cane}^X \\ f_{cane}^Y \\ f_{cane}^Z \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ T_{foot}^Z \end{bmatrix} \quad (4.27)$$

これより、フォースプレートから出力される足部と杖の合力と COP, および第 3 章 3.2.2 節の式 (3.18, 22) で分離した足部と杖の床反力と COP を用いて、足部 COP において足部に作用する vertical free moment は、次式のように求められる。

$$T_{foot}^Z = (f_{net}^Y \cdot p_{net}^X - f_{net}^X \cdot p_{net}^Y) - (f_{foot}^Y \cdot p_{foot}^X - f_{foot}^X \cdot p_{foot}^Y) - (f_{cane}^Y \cdot p_{cane}^X - f_{cane}^X \cdot p_{cane}^Y) \quad (4.28)$$

AnyBody Modeling System の身体力学モデルへの足部床反力の入力に際しては、分離した足部床反力 ${}^G \mathbf{f}_{foot}$ と足部 COP ${}^G \mathbf{p}_{foot}$, 足部 COP における vertical free moment T_{foot}^Z を用いて、次式のように、足部床反力によるフォースプレート原点まわりの床反モーメント ${}^G \mathbf{n}_{foot} = [n_{foot}^X, n_{foot}^Y, n_{foot}^Z]^T$ を計算した。

$${}^G \mathbf{n}_{foot} = {}^G \mathbf{p}_{foot} \times {}^G \mathbf{f}_{foot} + {}^G \mathbf{T}_{foot} \quad (4.29)$$

$$n_{foot}^X = p_{foot}^Y \cdot f_{foot}^Z \quad (4.30)$$

$$n_{foot}^Y = -p_{foot}^X \cdot f_{foot}^Z \quad (4.31)$$

$$n_{foot}^Z = f_{foot}^Y \cdot p_{foot}^X - f_{foot}^X \cdot p_{foot}^Y + T_{foot}^Z \quad (4.32)$$

4.3.5 正常歩行の逆動力学解析

本システムにおいて、前述の逆動力学解析により、正しく関節モーメントが算出されているかを検証するために、健常者 3 名(身長 1.70-1.73 m, 体重 56-85 kg, 年齢 24-28 歳)に自由歩行させ、算出されたモーメント波形を文献値 (Eng et al., 1995; Kaufman et al., 2005)と比較した。

各被験者の 1 歩行周期の右立脚期の床反力および関節モーメントを、図 4-10, 11 に示す。図 4-10 の床反力波形形状および各成分の力の大きさが、第 1 章 1.3.4 節で述べた正常歩行の特徴を示していることが分かり、健常者の正常歩行の計測が正しく行えたと判断した。また、図 4-11 の関節モーメント波形は、文献値 (Eng et al., 1995; Kaufman et al., 2005) と定量的に一致していることが分かり、関節モーメントの正しい推定が行えていることを確認した。

また、骨盤節と実験室座標系との間の、仮想的な関節結合での関節反力および反モーメントの大きさは、解析を行った区間の 3 名の平均でそれぞれ、鉛直成分 5 N 未満、前後成分 4 N 未満、左右成分 2 N 未満、左右軸まわり 2 Nm (屈伸方向, 0.002 Nm/(BW*LL)) 未満、前後軸まわり 6 Nm (内外転方向, 0.014 Nm/(BW*LL)) 未満、鉛直軸まわり 1 Nm (内外旋方向, 0.001 Nm/(BW*LL)) 未満であった。したがって、骨盤節と実験室座標系の間には作用する仮想外力は、十分小さく、歩行の逆動力学解析が妥当であることを示している。

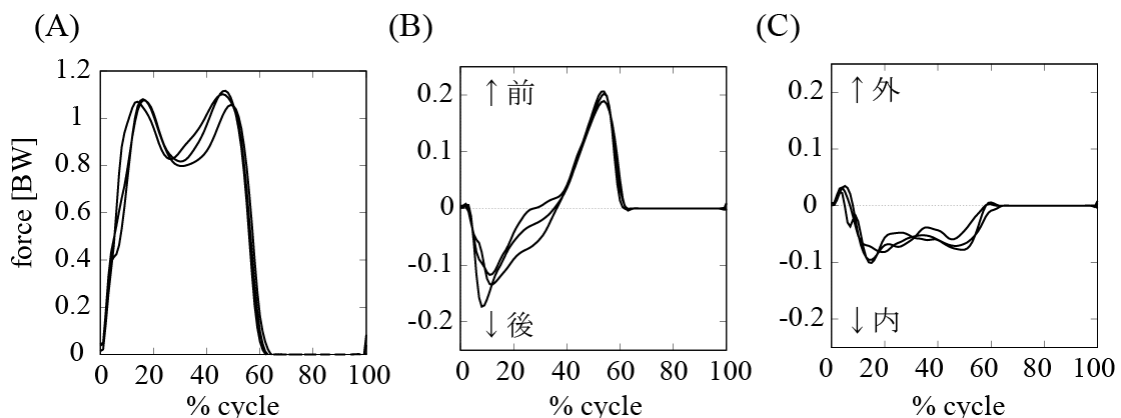


図 4-10 健常者 3 名の歩行時床反力波形. 床反力各成分の大きさは被験者の体重(BW: Body Weight)で正規化した. (A) 鉛直成分, (B) 前後成分, (C) 内外側成分のいずれも、第 1 章 1.3.4 節で述べた正常歩行の特徴を示している。

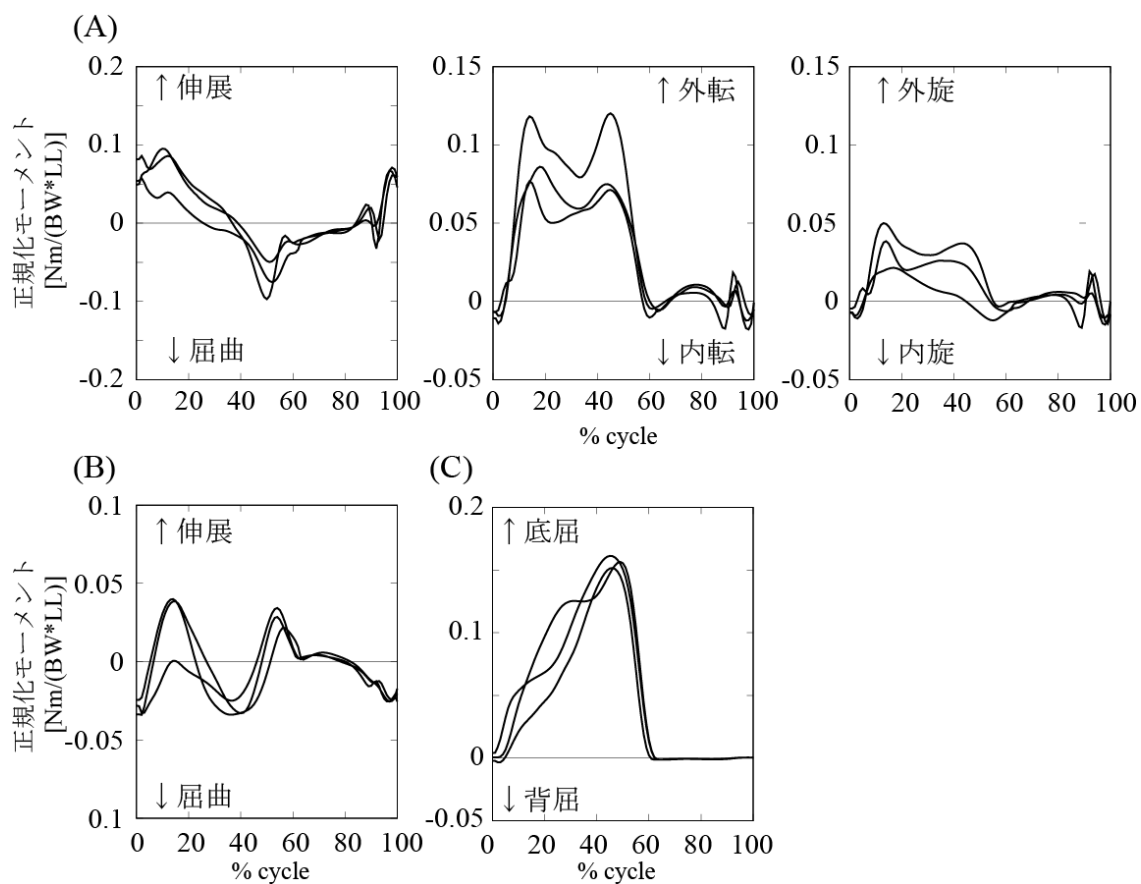


図 4-11 健常者 3 名, 各 1 周期の歩行時関節モーメント波形. 関節モーメントは被験者の体重 (BW:Body Weight) および下肢長 (LL:Leg Length) で正規化した. なお, 下肢長は床面から大転子までの高さより求めた. (A) 股関節, (B) 膝関節, (C) 足関節のいずれの波形も, 文献値 (Eng et al., 1995; Kaufman et al., 2005) と定量的に一致している.

4.4 片麻痺歩行の解析結果

4.4.1 歩行の変化

図 4-12 に、各被験者のリハ前後の歩行の様子を、代表的な麻痺側 1 周期における、麻痺側 (右) の矢状面から見た、10 サンプル (0.05 秒) 間隔のスティックピクチャ (マーカを線で結んだ図) で示す。図 4-12 より、どちらの被験者も、歩容 (歩き方、歩行時の姿勢) とストライド長に著明な変化は見られなかった。

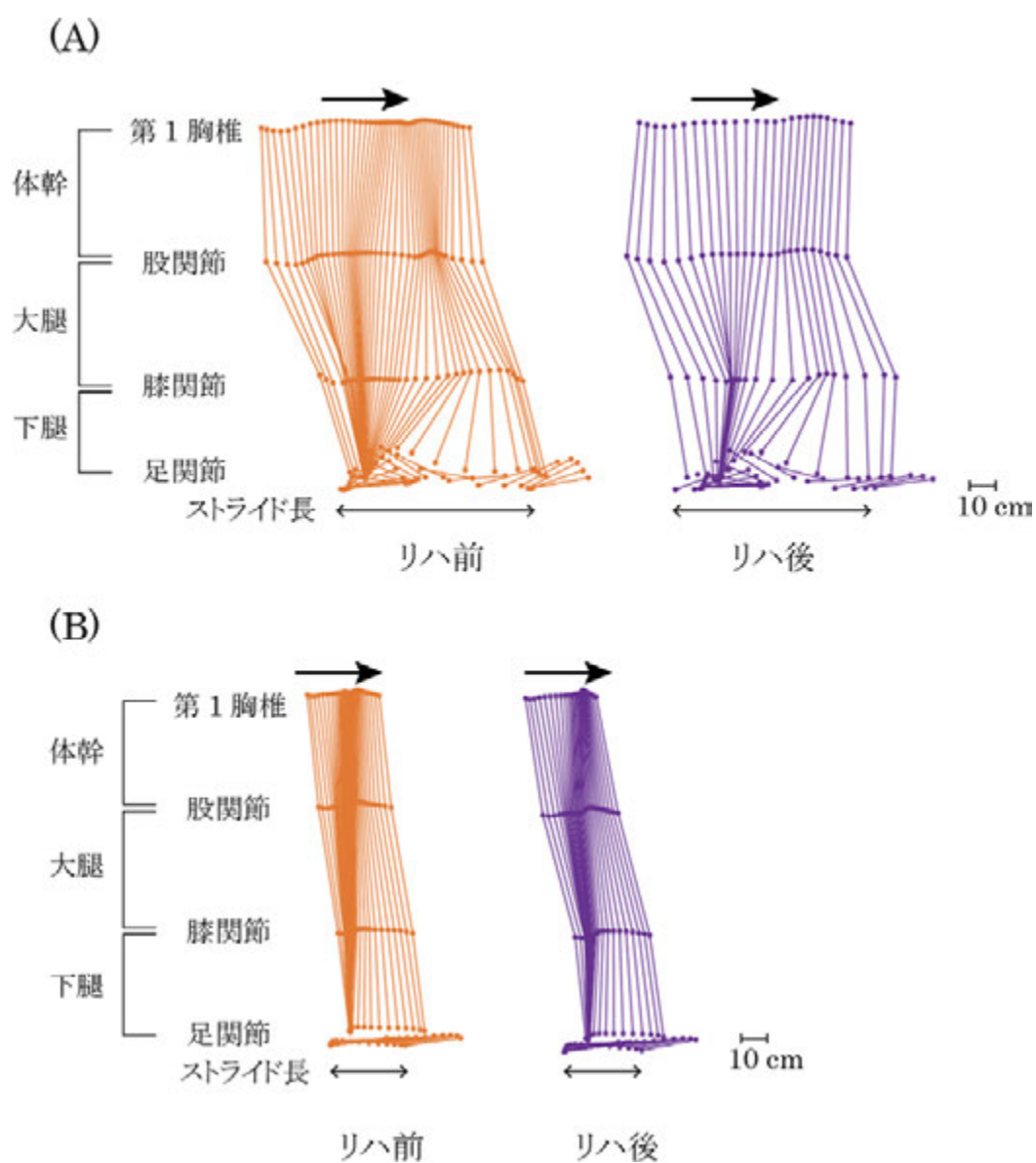


図 4-12 リハ前後での歩行の変化

4.4.2 歩行パフォーマンスの変化

各被験者のリハ前後における、歩行パラメータの変化を表 4-2 に示す。表 4-2 より、いずれの被験者においてもリハ後において、歩行速度が増大した。このとき、周期と麻痺側 duty 比が、被験者 A, B ともに減少した。健側 duty 比は、被験者 B では減少したが、被験者 A ではほとんど変化しなかった。ステップ長は、麻痺側、健側ともにほとんど変化しておらず、歩行速度の増大は、麻痺側立脚期の短縮によって、周期を小さくすることで達成されていた。

4.4.3 床反力・関節モーメントの変化

図 4-13 にリハ前後における麻痺側および健側の床反力波形の変化を示す。床反力は体重で正規化した。いずれの被験者においても、リハ前では健側と比較して麻痺側の床反力鉛直成分が小さいが、リハ後にそれが増大する傾向が見られた。前後成分では、麻痺側では主に負に、健側では正に力が作用しており、それぞれ制動力、推進力を生成していた。ただしリハ前後で大きな変化は見られなかった。内外側成分においては、リハ後に内側床反力が大きくなる傾向が見られた。

杖に作用する床反力鉛直成分を、図 4-14 に示す。リハ前後で比較すると、リハ後で杖の床反力鉛直成分が減少し、歩行時の杖への依存度は下がっていた。

表 4-2 歩行パラメータの変化

	被験者	リハ前	リハ後
歩行速度[m/sec]	A	0.41±0.05	0.54±0.13
	B	0.17±0.02	0.21±0.01
周期[sec]	A	1.77±0.18	1.31±0.19
	B	1.75±0.11	1.45±0.06
麻痺側 duty 比	A	0.70±0.06	0.61±0.01
	B	0.62±0.03	0.58±0.03
健側 duty 比	A	0.73±0.04	0.72±0.04
	B	0.85±0.04	0.80±0.05
麻痺側ステップ長[m]	A	0.44±0.03	0.45±0.03
	B	0.24±0.01	0.22±0.03
健側ステップ長[m]	A	0.27±0.05	0.27±0.02
	B	0.07±0.02	0.08±0.04

図 4-15, 16 に, リハ前後における股関節, 膝関節, および足関節モーメント波形の変化を示す. 関節モーメントは体重および下肢長(静止立位における上前腸骨棘マーカの高さ)で正規化した. いずれの被験者でも, 関節モーメント波形には左右差が生じていた. 具体的には, 股関節外転, 外旋モーメント, 膝関節伸展モーメント, および足関節底屈モーメントが健側で相対的に大きく, 麻痺側で小さい傾向が見られた.

リハ前後における波形の変化に着目すると, 麻痺側の股関節外転, 外旋モーメントと膝関節伸展モーメントが増大する傾向にあった. 一方健側では, 特に被験者 A で股関節外転モーメントが減少し, 外旋モーメントが増大した.

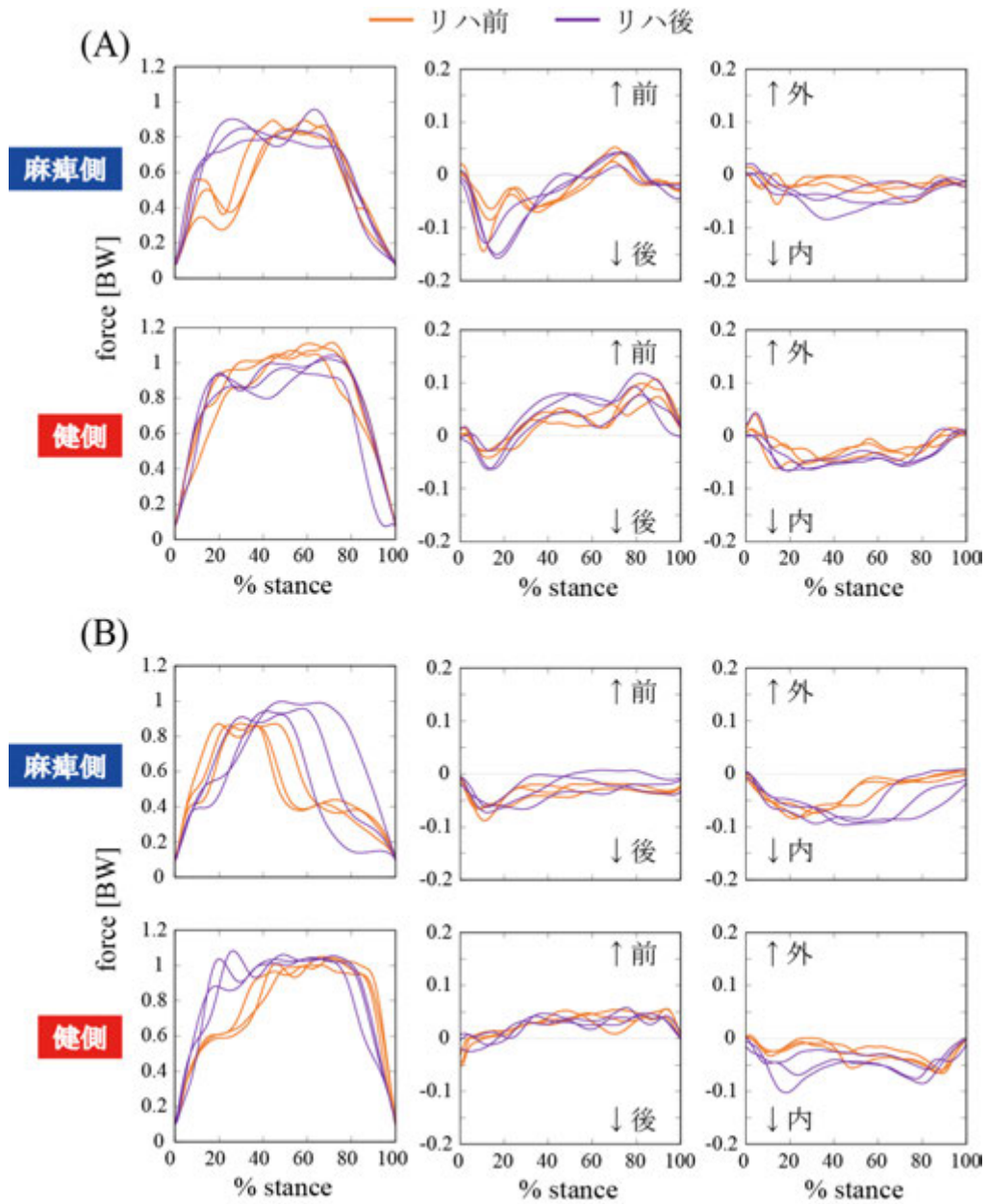


図 4-13 リハ前後における床反力波形の変化. 被験者 A, B について, 麻痺側(各上段)と健側(各下段)の床反力各成分波形を示す. 横軸は立脚期を示し, 各成分の力の大きさは体重 (BW:Body Weight)で正規化した.

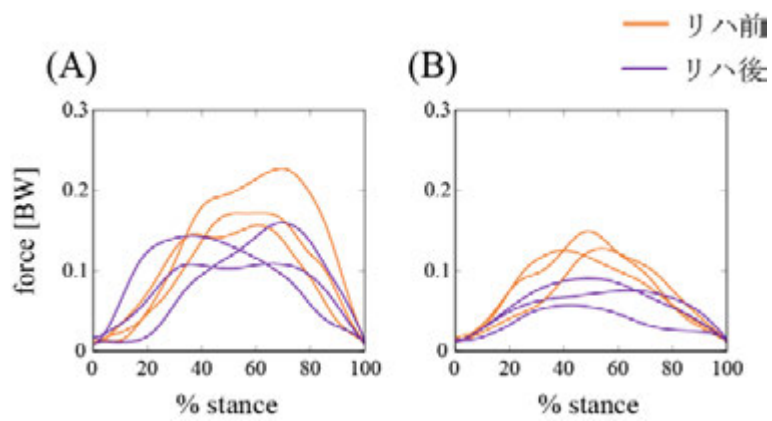


図 4-14 リハ前後における杖床反力鉛直成分波形の変化. 被験者 A, B について, リハ後に杖の床反力鉛直成分が減少した. 各成分の力の大きさは体重(BW:Body Weight)で正規化した.

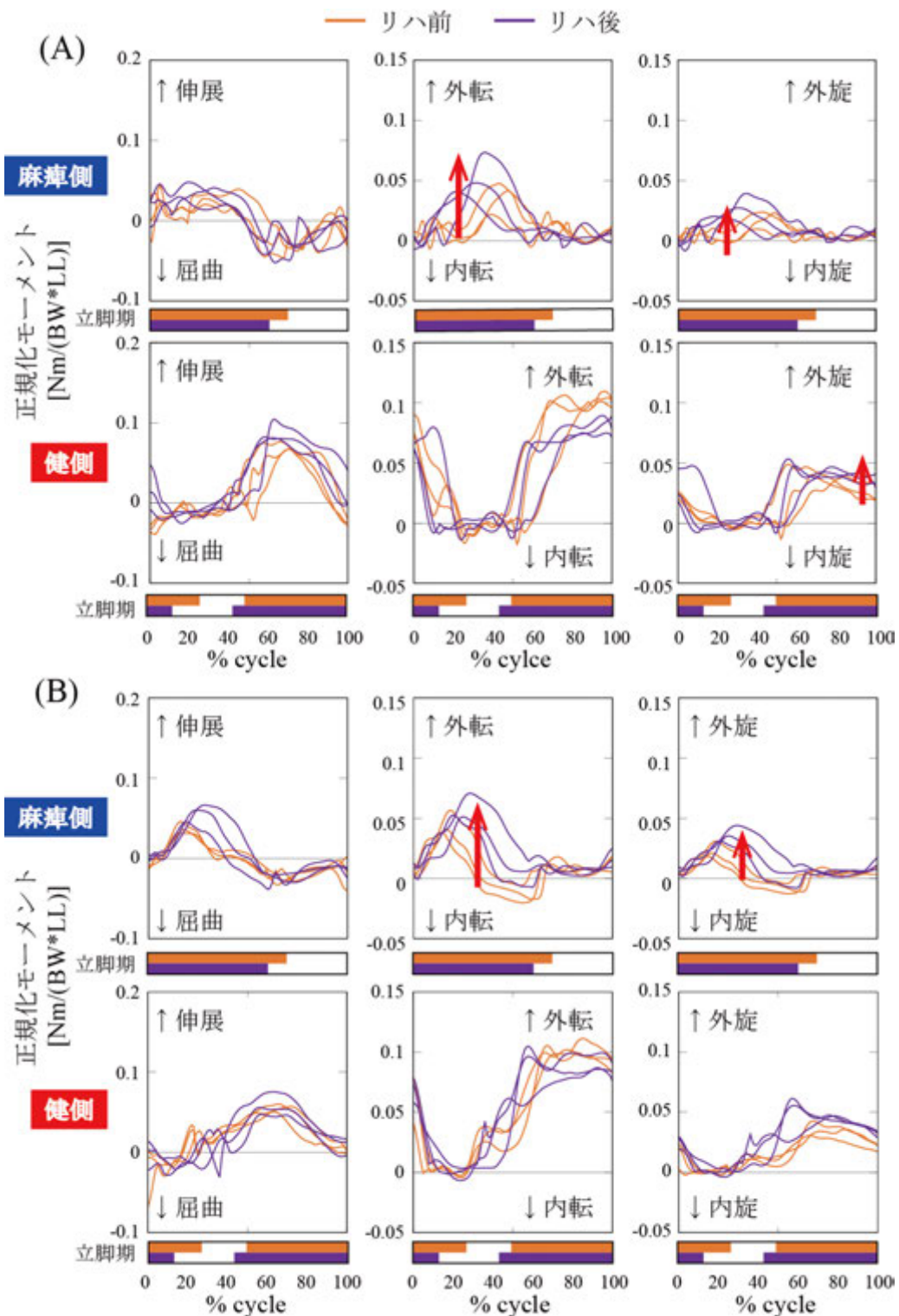


図 4-15 リハ前後における股関節モーメント波形の変化. 被験者 A, B について, 麻痺側(各上段)と健側(各下段)の床反力各成分波形を示す. 横軸は周期を示し, 各グラフの下に立脚期をバーで示した. 上のオレンジ色のバーがリハ前, 下の紫色のバーがリハ後を示す. モーメントの大きさは被験者の体重と下肢長で正規化した(BW:Body Weight, LL:Leg Length).

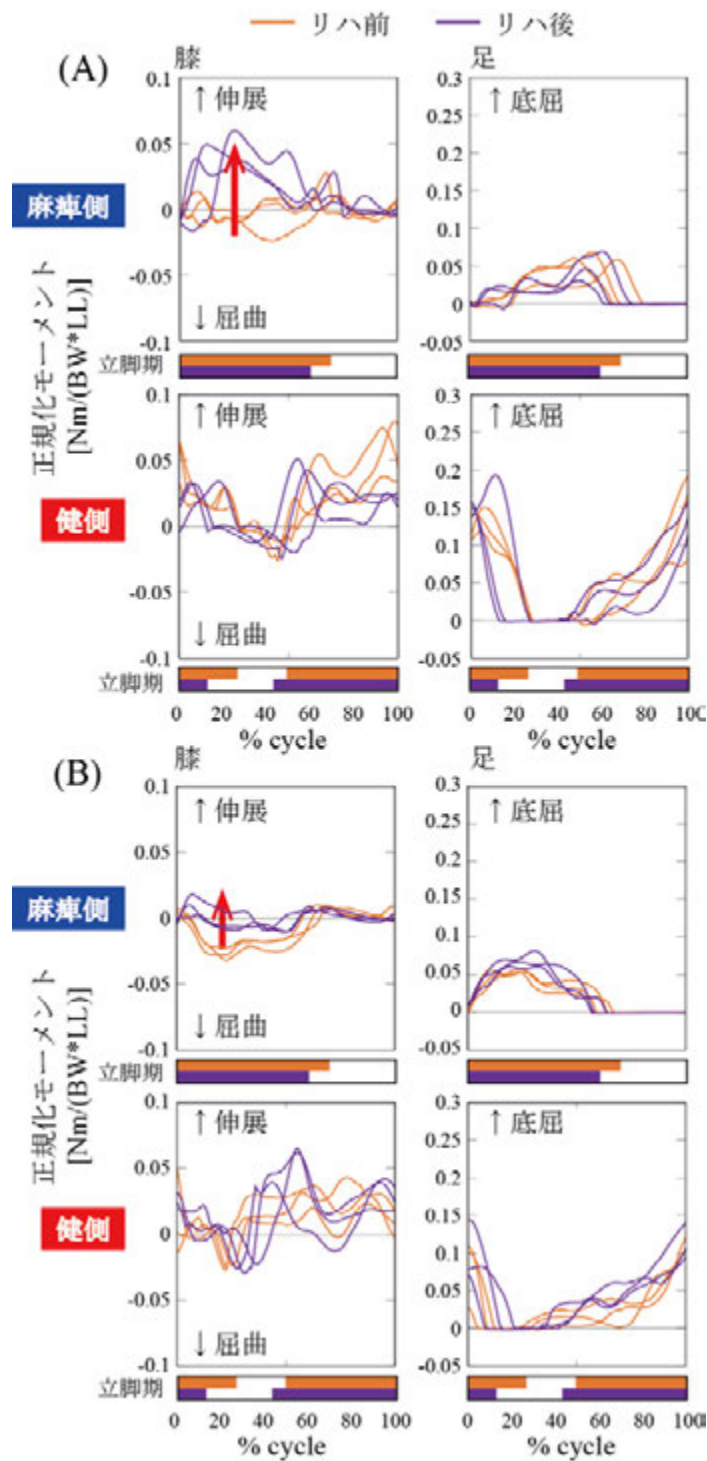


図 4-16 リハ前後における膝関節，足関節モーメント波形の変化. 被験者 A, B について，麻痺側(各上段)と健側(各下段)の床反力各成分波形を示す. 横軸は周期を示し，各グラフの下に立脚期をバーで示した. 上のオレンジ色のバーがリハ前，下の紫色のバーがリハ後を示す. モーメントの大きさは被験者の体重と下肢長で正規化した (BW: Body Weight, LL: Leg Length).

4.5 関節モーメントの変化と歩行能力の向上

本研究では、片麻痺者の杖歩行において、通常合力として計測される健側足部と杖の床反力を、計測杖を用いることで分離し、麻痺側のみならず、健側の下肢関節モーメントの評価を行うことを可能にした。麻痺側の逆動力学解析に基づく関節モーメントの評価は多く存在するものの (Kim et al., 2004; Lehmann et al., 1987; Nadeau et al., 2013; Polese et al., 2012; 山本, 2012; 篠原, 1997), 片麻痺歩行における健側の関節モーメントの解析は、独歩可能な比較的軽度の片麻痺者を対象としたものが多く (Kim et al., 2004; Olney et al., 1991, 1994), 中等度以上の麻痺を呈する、急性期から回復期にかけての片麻痺者を対象とした例は、著者の知る限り全く存在しない。片麻痺者の歩行再獲得には、麻痺側の機能回復が重要であることは論を待たないが、麻痺側を代償するように健側が適切に機能することによっても促進できると考えられる。したがって、中等度以上の麻痺を呈する片麻痺者の歩行再獲得過程においては、麻痺側のみならず、健側の効果的活用が重要であると予想され、本提案の計測杖を用いた解析システムが、急性期から回復期にかけての、より効果的なリハの実施に大きく寄与すると考えられる。

本システムを用いて、中等度の麻痺を呈する片麻痺者 2 名を対象に、計測杖を使用した杖歩行時の左右脚の 3 次元逆動力学解析を行った結果、股関節、膝関節、および足関節のモーメント波形に麻痺側と健側の間で大きな非対称性があることが明らかとなった。麻痺側では、先行研究で指摘されている足関節底屈モーメントの低下 (Nadeau et al., 2013; Olney et al., 1991; 山本, 2012; 篠原, 1997) に加えて、股関節外転、外旋モーメントと膝関節伸展モーメントの低下が見られたが、図 4-17 に示すように、健側が相対的に大きい関節モーメントを代償的に生成することで、片麻痺者の歩行が生成されていることが示唆された。

本研究では、入院直後と退院前の関節モーメントを比較し、回復過程において重要となる運動機能の抽出を試みた。その結果、麻痺側において股関節外転、外旋モーメントと膝関節伸展モーメントが増大する傾向にあった。これは、図 4-18(A) に示すように、麻痺側の関節モーメント生成能力が麻痺側による体重支持、ひいては歩行の獲得に重要であることを示している。一方、被験者 A のみではあるが、健側で股関節外旋モーメントが増大しており、健側立脚期において、麻痺側を前に鉛直軸まわりに回転させるモーメント生成能力の増大 (図 4-18(B)) が、歩行再獲得に重要であることが示唆された。このことは、麻痺側における体重支持能力と、健側による外旋モーメント生成能力の向上を、リハの中で支援することが、歩行能力の再獲得を促進させる可能性を示唆しており、今後詳細に検討する必要がある。

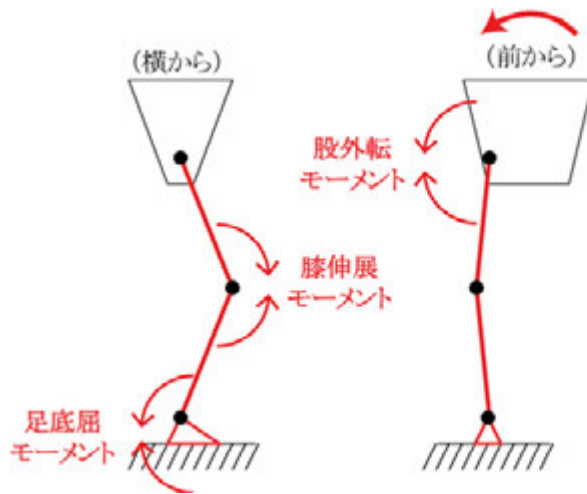


図 4-17 健側の代償的な関節モーメントの生成. これらの健側の関節モーメントが, 麻痺側関節モーメントの低下を代償し, 片麻痺者の歩行を生成していると考えられる.

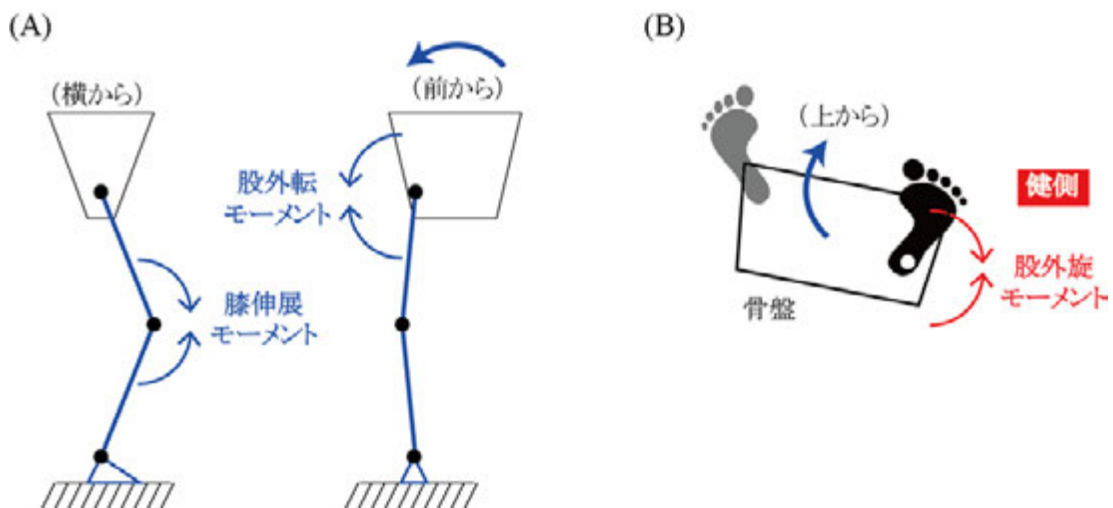


図 4-18 リハビリ後に増大した関節モーメント. (A) 麻痺側股関節外転モーメントと膝関節伸展モーメントの増大は, 麻痺側による体重支持の増大をもたらす. (B) 健側の股関節外旋モーメントの増大は, 麻痺側を前に, 鉛直軸まわりに回転させるモーメント生成に繋がる.

本研究の課題として, 本研究は, 2 名の片麻痺者のリハビリ前後の杖歩行を比較したものであり, より多くの被験者で縦断的な歩行分析を行う必要がある. また, 杖を把持している健側手部への外力 (杖床反力) を, 本研究では考慮していない. このことが下肢モーメントの計算結果に与える影響はないと考えられるが, 杖の効果的な使い方などの解明には, 今後, 杖床反力も考慮して分析する必要がありと考えられる. また, 関節モーメントからは, それが能動的な筋張力によるものか, 受動

的な筋張力によるものかは分からないことが挙げられる。筋電図計測による筋活動有無の判定から、これを検討することも可能だが、表面筋電図からは詳細な筋の分離、特に深部筋の同定は困難であり、深部筋の活動を同定するための針筋電図計測は、歩行計測には適していない。このため、関節モーメントが、能動的な筋張力により生成されたものか、受動的な筋張力により生成されたものかは、判別できない。

第 5 章 総合考察

5.1 片麻痺者の歩行再獲得に向けた麻痺側の機能向上

第 2 章で述べた、片麻痺者のリハ過程における歩行能力と麻痺側荷重能力変化の分析結果より、静止立位における麻痺側への体重移動能力が、歩行速度とともに有意に増大することを示した。リハ初期の片麻痺者においては、健側のステップ長が麻痺側のそれより短く(図 2-8(C))、その改善には、麻痺側単脚支持時間を長くし、健側を前方へ振り出す時間をなるべく長く確保する必要がある。これを実現するためには、身体に作用する重力による下向きの力積とバランスする上向きの力積を、麻痺側で生成しなくてはならない。したがって、麻痺側で比較的大きな鉛直方向床反力を生成する能力が、片麻痺者の歩行速度の増大、つまり歩行の再獲得のために、本質的に重要であることが明らかとなった。

このためには、麻痺側の下肢関節モーメントの生成能力が不可欠である。第 4 章において、片麻痺者の、入院直後と退院前の歩行時関節モーメントを比較し、回復過程において重要となる運動機能の抽出を試みた結果、麻痺側立脚期において股関節外転、外旋モーメントと、膝関節伸展モーメントが増大する傾向にあることがわかった(図 4-15, 16)。すなわち、単脚で立位を支持するためには、膝折れしないように膝関節で伸展モーメントと、健側に倒れないように股関節外転モーメントを生成できる能力が重要である(図 5-1)。これらの関節モーメント生成能力の向上は、麻痺側への体重移動能力の増大をもたらし、歩行能力の向上に寄与していると考えられる。一方、股関節外旋モーメントは、歩行能力と関連すると考えられる。これについては次節で考察する。

麻痺側への体重移動能力、歩行速度、関節モーメント変化の関係を調べるために、第 4 章の被験者 2 名について、第 2 章で用いた weight-shift index (式(2.1))と、正規化歩行速度(式(2.16))を算出し、図 2-7 に示した weight-shift index と正規化歩行速度の関係に重ねてプロットした(図 5-2)。図 5-2 より、被験者 A では、リハ後において、麻痺側への体重移動能力とともに歩行速度が増大していることが分かる。これより、図 4-15, 16 で見られた麻痺側立脚期の膝関節伸展モーメントと股関節外転モーメントの増大は、麻痺側の荷重能力の増大を可能とし、歩行能力の向上に寄与していることが示唆される。

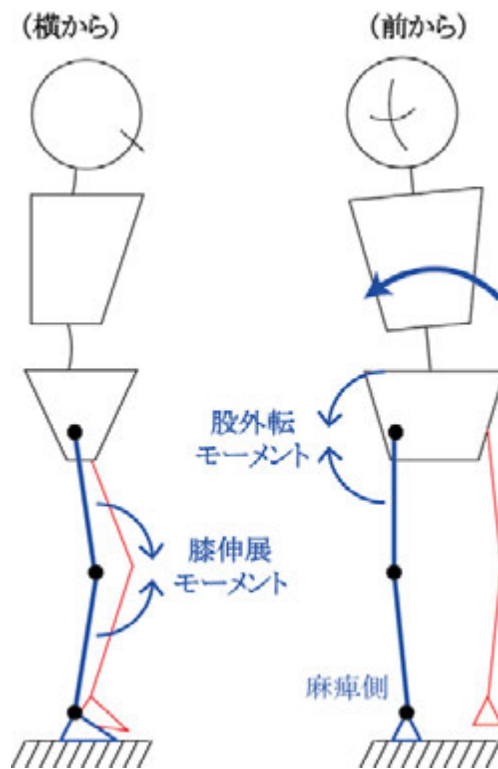


図 5-1 麻痺側立脚期における膝関節伸展モーメントと股関節外転モーメントの作用

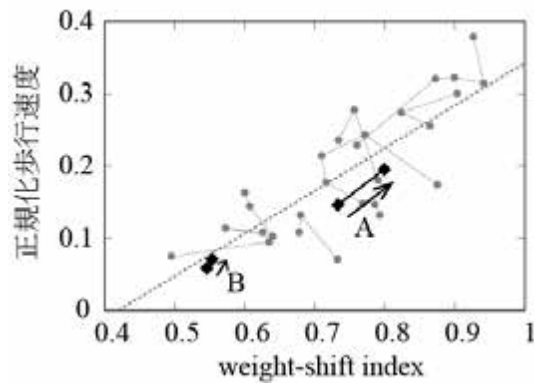


図 5-2 Weight-shift index と正規化歩行速度の関係. 第 2 章の結果(図 2-6)に第 4 章の 2 名の被験者(A, B)のプロットを追加した.

一方, 被験者 B では, 図 5-2 より, 麻痺側への体重移動能力と歩行速度では, リハ前後での改善が見られなかった. しかし, 図 4-15, 16 より, 麻痺側膝関節伸展モーメントと股関節外転モーメントがリハ後に増大し, 特に麻痺側膝関節モーメントが, リハ前の屈曲モーメントから伸展モーメントに転じていた. これは, 膝関節を過伸展させて関節を固定する荷重支持から, 伸展筋群の働きによる支持への変化を示すものであり, 麻痺側の荷重能力はある程度向上していると考えられるが,

膝関節伸展モーメントの大きさは被験者 Bの方が小さく(リハ後の被験者 A, B のピーク値はそれぞれ 0.039 ± 0.006 , $0.012 \pm 0.005 \text{ Nm/(BW*LL)}$), 麻痺側機能の向上が十分ではないため, 麻痺側荷重能力と歩行速度の増大には至らなかったと考えられる。

このように, リハ前後の関節モーメントの比較は, 麻痺側荷重能力や歩行速度だけでは抽出しきれない, 片麻痺者の機能改善を明らかにし, 片麻痺者の歩行能力向上に向けたリハ戦略を明確にすると考えられる。

5.2 片麻痺者の歩行再獲得における健側による代償動作の利用

第 4 章において, 被験者 A の 1 名のみであるが, 入院直後と退院前の比較で, 健側の股関節外旋モーメントが増大していた。これは, 健側の立脚期において, 反対側を前に鉛直軸まわりに回転させるモーメント生成能力(図 4-18(B))の増大が, 歩行再獲得に重要であることを示唆している。過去に, 麻痺側の足関節底屈モーメント生成能力の低下を, 麻痺側の股関節屈曲モーメントの増大で代償しているとする報告や (Milot et al., 2007; Nadeau et al., 1999), 骨盤による代償動作の報告はあるが (Chen et al., 2003, Chen et al., 2005, Kerrigan et al., 2000), 健側の股関節外旋モーメントの増大が, 推進力生成に寄与したとの報告はない。本研究では, 健側の股関節外旋モーメントの生成が, 麻痺側を鉛直軸まわりに回転させ, 麻痺側の振り出しと推進力の生成に寄与し, 歩行能力の向上を促進させる可能性が示唆された。

また, 第 2 章において, 歩行時の麻痺側へのより大きな胸郭の側方傾斜が, **weight-shift index** の増大とともに, 有意に増大することを明らかにした(図 2-10(A))。片麻痺者の二足歩行においては, 麻痺側への胸郭の側方傾斜が, 麻痺側への体重移動能力の増大を生み出し, 歩行時の麻痺側による上向きの力積を大きくすることにより, 歩行速度の増大を実現していると考えられる。そして, こうした体幹の側屈運動の制御には, 図 5-3 に示すように, 健側の股関節外旋モーメントと膝関節伸展モーメントの生成による体重の支持が必要であると考えられる。すなわち, 歩行時の健側による関節モーメントの生成が, 適切な体幹側屈運動による麻痺側への体重移動を可能にし, 片麻痺者の歩行再獲得を促進する可能性が示された。

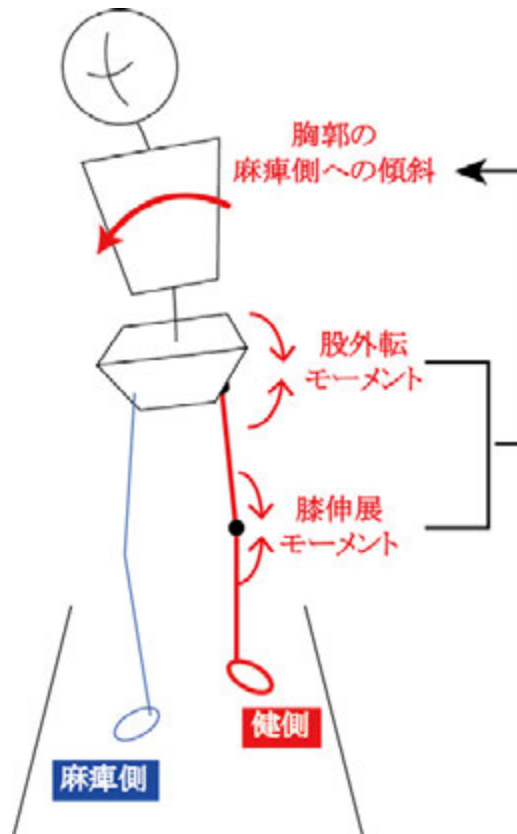


図 5-3 健側での関節モーメント生成による、麻痺側への体重移動時の体幹側屈運動の制御

5.3 効果的なリハの促進に向けた知見

第2章および第4章より、片麻痺者ではリハの経過とともに、麻痺側の膝関節伸展モーメントと股関節外転モーメントが増大し、これが麻痺側体重支持能力の向上に繋がり、歩行速度の増大を達成していた。つまり、片麻痺者の歩行再建にあたり、麻痺側での体重支持能力増大と、そのための麻痺側機能および運動能力の向上が必要であることを明らかにした。これをリハによって実現させるためには、麻痺側へ体重移動し、これを支持する練習を行う際に、図 5-4 に示すように、麻痺側での体重支持は麻痺側膝関節の過伸展位で行わず、麻痺側膝関節伸展モーメントと股関節外転モーメントの生成を促しながら行うことが有効であると考えられる。練習の初期段階で、麻痺側の膝関節伸展モーメントと股関節外転モーメントの生成に、随意的な筋収縮が得にくい場合は、電気刺激による筋収縮の誘発 (Functional Electrical Stimulation: FES) も有効であると考えられる (Gandolla et al., 2016; Pomeroy et al., 2006; Popovic et al., 2009)。また、麻痺側への荷重量を、フォースプレートからの床反力鉛直成分の出力をリアルタイムで表示し、片麻痺者とセラピ

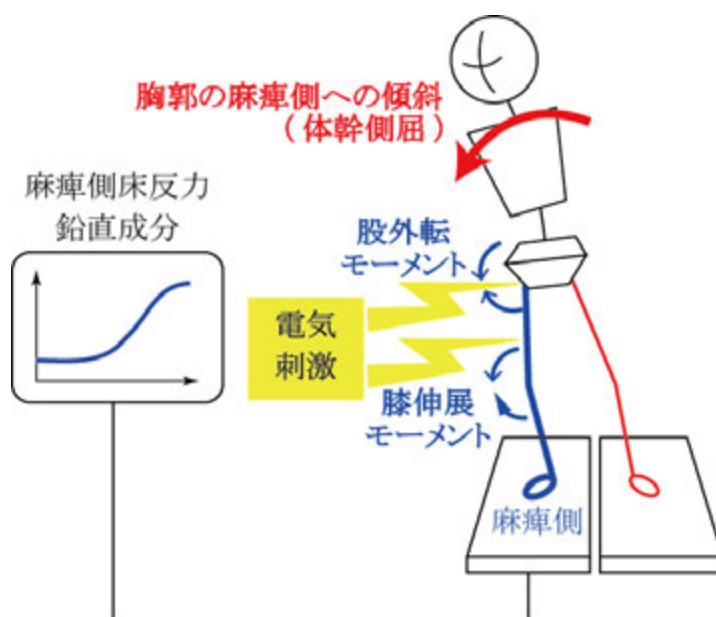


図 5-4 麻痺側への体重移動練習. 麻痺側への荷重量を床反力鉛直成分でモニタリングし, 麻痺側の膝関節伸展モーメントと股関節外転モーメントの生成に, 膝関節伸展筋群と股関節外転筋群に対して電気刺激を行う. また, 麻痺側への体重移動には, 麻痺側への胸郭傾斜(体幹側屈)運動を利用する.

ストにフィードバックすることで, 麻痺側荷重量を定量的に把握することができ, 片麻痺者のモチベーション向上にも繋がると考えられる.

また, 第 2 章より, 麻痺側への体重移動には, 図 5-4 に示すように, 胸郭の麻痺側への傾斜(体幹側屈)運動を利用することが有効であることが明らかになった. したがって, 歩行時の麻痺側接地後の両脚支持期に, 麻痺側への胸郭傾斜を促すことが, 麻痺側への体重移動を促すのに有効であると考えられる. 具体的には, 図 5-5(A) に示すように, 麻痺側を一步前に踏み出した立位をとり, 体幹側屈運動によって胸郭を麻痺側へ側方傾斜させながら, 麻痺側への体重移動の練習を行うことが, 歩行時の体重移動にも効果的であると考えられる.

さらに, 第 4 章で示したように, 歩行速度増大のために, 麻痺側を前方へ回転させるための股関節外旋モーメントの増大が必要であることが示唆された. したがって, 健側の股関節外旋モーメントを利用した, 麻痺側振り出し練習を行うことが効果的であると予想される. 例えば, 図 5-5(B) に示すように, 健側股関節外旋モーメントの生成を意識し, 麻痺側を前に身体を回転させて脚を振り出す練習を行うことが, 前方への推進力の生成に有効であると考えられる.

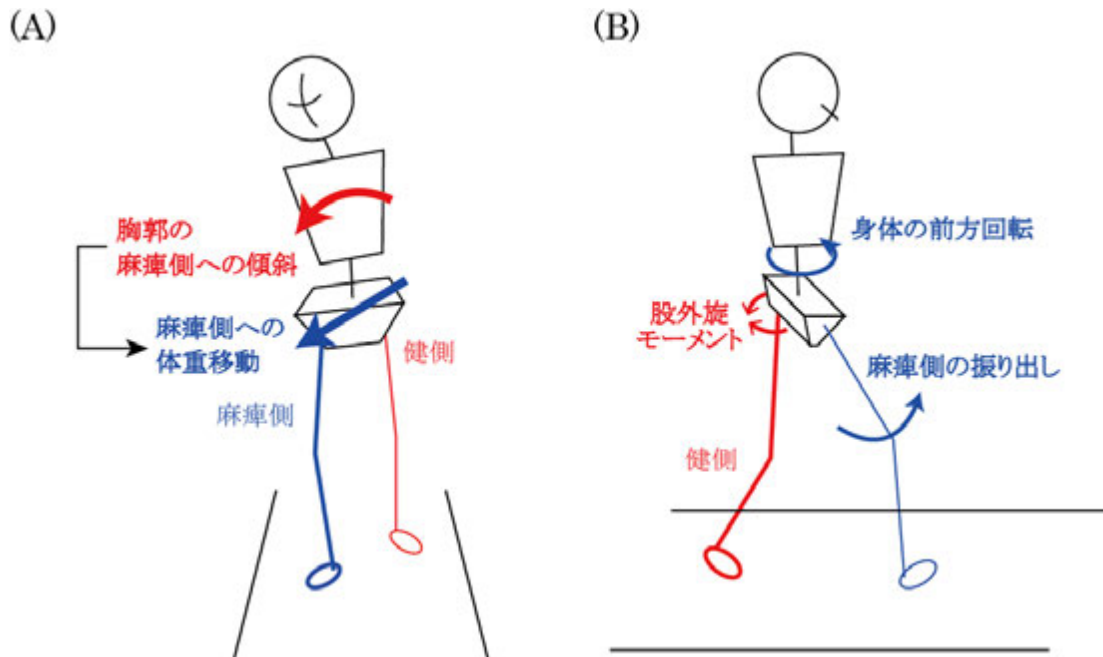


図 5-5 健側と体幹による代償を利用した歩行練習. (A) 麻痺側接地後の両脚支持期を想定して、麻痺側を一步前に踏み出した立位で、胸郭傾斜を行いながら体重移動を練習する. (B) 健側の股関節外旋モーメントを意識して、麻痺側を前に身体を回転させる練習を行う.

このように、本研究で得られた知見は、麻痺側での床反力生成のための関節モーメント生成に必要な筋力増強トレーニングや、体幹側屈運動による麻痺側への体重移動練習を立案するための鍵となる知見を提供するものとなっている。こうした試みが、効率的な歩行再獲得プロトコルの構築に寄与すると考えられる。

5.4 今後の課題と展望

本研究では、効果的なリハの構築に向けた、重要な知見を得ることができたが、大きく 4 つの課題が存在する。

第一に、被験者数が少ないことが挙げられる。第 2 章において、8 名の被験者をとおして、weight-shift index の増大とともに歩行能力が改善したことを示したが、第 4 章では、2 名の被験者のうち 1 名のみで、歩行速度の増大とともに関節モーメントが増大した。今後は、被験者数の増大により、本研究で得られた知見を、より多くのデータで確認していく必要がある。縦断的な計測においては、個々の被験者における症状、モチベーションや持久性に起因する日々の歩行パフォー

マンスの変動が、片麻痺者の身体機能や歩行能力のパフォーマンスに強く影響する。実際には極めて困難であるが、今後、より長期間にわたって統制された被験者で計測を行い、本研究結果をさらに検証する必要がある。

第二に、本研究では、歩行パフォーマンスの評価として、歩行速度のみを指標に用いたことが挙げられる。歩行速度は、歩行能力を表す指標として、多くの報告で用いられているが(e.g., Andriacchi et al., 1977; Nadeau et al., 2013; Wagenaar et al., 1992), エネルギー効率や、連続歩行距離計測による歩行持久能力等を評価指標として用いた、総合的な歩行パフォーマンスの指標を用いて、歩行改善の評価を行う必要があると思われる。ただし、歩行再獲得段階にある片麻痺者では、効率良く、楽に、長い距離を歩けることよりも、まず移動手段として歩行運動を確立する必要がある。歩行を移動手段とするためには、まず自力で歩けることと、目的とする地点まで速く歩けることが求められる。その次の段階として、楽に歩けること(エネルギー効率向上)や、長距離を歩き続けること(歩行持久能力)、見た目よく歩けること(歩容改善)が求められると考えられるため、指標の選択には注意を要する。

第三に、杖歩行時の健側上肢や体幹の寄与を十分に考慮できていないことが挙げられる。本研究では、麻痺側への荷重と床反力生成に、片麻痺者が胸郭傾斜を利用していることを指摘し、この知見に基づく体重移動練習を前節で提案したが、麻痺側体重移動時の体幹のメカニクスの解明による、より具体的な体重移動練習方法の提案が必要である。また、第 3 章で述べた杖歩行解析システムにおいて、杖を把持する健側手部に作用する杖床反力を、逆動力学解析時の身体力学モデルに組み込むことで、健側代償動作とともに、効果的な杖の使用方法を検討する必要がある。

第四に、本研究で得られた、片麻痺者の歩行再獲得過程に関する知見には、発症後早期の歩行データが含まれていないことが挙げられる。片麻痺歩行に関する研究の多くが、慢性期の片麻痺者を対象としている中、本研究では、回復期リハビリ病棟に入院中の片麻痺者を対象に、10m 程度の自力歩行が可能になった時点から歩行再獲得過程の分析を行ったが、歩行の再獲得は発症直後の急性期から始まっていると考えられる。今後はより早期の、自力での歩行が困難な段階から歩行や体重移動の解析を行うことで、片麻痺者の歩行再獲得モデルの適用範囲を拡大し、より包括的なモデルに発展させることができると考えられる。

今後の展望として、まず、本研究で提案した、片麻痺者の歩行再獲得に向けたリハビリ戦略の介入効果を検証していきたい。本研究で提案した、麻痺側での体重支持能力の増大と、健側と体幹による代償動作の活用による、片麻痺者の歩行能力向上プロトコルを、実際に回復期リハビリ病棟に入

院中の片麻痺者の歩行練習で適用し、歩行能力に及ぼす効果を明らかにし、本研究で得られた、片麻痺者の歩行再獲得モデルの検証を行っていききたい。また、介入効果の検証を、片麻痺者の歩行能力の生体力学的評価と合わせて行うことで、片麻痺者の歩行再獲得段階において、優先的に改善を図るべき機能や、その順序を明らかにできると考えられる。そして、麻痺側と健側のどちらを特に意識して介入を進めるべきかを、身体機能や歩行能力の回復段階に応じて検討し、包括的な歩行リハビリ介入のプロトコルとしていききたい。

また、本研究では、フォースプレートを使用した体重支持能力の評価と、6枚のフォースプレート、カメラ8台のモーションキャプチャシステム、および計測杖を使用した3次元歩行計測による逆動力学解析を行った。こうした評価や解析は、特殊な計測環境が必要であり、解析にも時間を要する。今後は、多くの臨床場面で、より多くの片麻痺者を対象とした、簡便な評価が行えるよう、計測および評価方法を検討していく必要がある。具体的には、本研究で用いた麻痺側体重支持能力、ステップ長や単脚支持期といった歩行の運動学的パラメータ、床反力や関節モーメントといった力学的パラメータを、臨床において簡便に評価できる指標にすることが考えられる。近年は、慣性センサ (Inertial Measurement Unit: IMU) を使用した歩行計測の報告がなされており (Bergamini et al., 2017; Yang et al., 2013) , こうしたセンサを使用して、ステップ長や単脚支持期の患健比 (麻痺側と健側の比) とともに、力積の患健比などの、歩行時の麻痺側体重支持能力を表す指標を提示することができれば、麻痺側での体重支持能力向上が、どのように歩行能力向上に繋がるかを、片麻痺者とセラピストに明確に、実際の歩行練習の場面で伝えることができ、片麻痺者の歩行能力向上メカニズムに基づく、系統的なリハビリの実践が可能になると考えられる。

そして、本研究で行った、片麻痺者の歩行再獲得過程の生体力学的解析と、そこから得られた片麻痺者の二足歩行メカニズムに関する知見を基盤として、脳卒中後の片麻痺者の歩行リハビリ発展に貢献していききたい。第1章で述べたように、脳卒中後の片麻痺者の歩行再獲得は、片麻痺者本人やその介護者、医師やセラピストの経験と試行錯誤に委ねられており、系統的、かつ包括的なリハビリが行われていないのが現状である。これまで述べてきた、歩行再建に向けた歩行リハビリ介入方法の検証と提案、そして歩行能力向上に必要な身体機能や歩行の運動学的、力学的パラメータの簡便な評価方法の開発により、限られたリハビリ期間の中で、個々の片麻痺者の持つ身体機能を最大限に生かした歩行を獲得できるよう、今後の研究を展開していききたいと考えている。本研究は、歩いて元の生活環境に戻りたいと切に願う、片麻痺者の歩行再建を確実に達成するプロトコルを作り上げる、第一歩になると考えられる。

第 6 章 結論

本研究では、回復期リハビリ病棟入院中の片麻痺者を対象として、歩行の再獲得過程を生体力学的に分析した。そして、片麻痺者の運動能力と二足歩行戦略が、回復過程においてどのように変化することで、歩行能力の向上が達成されているのかを明らかにすることを試みた。その結果、片麻痺者の歩行再獲得に向けた歩行リハビリの戦略として、以下の結論を導いた。

麻痺側の機能向上

- (1) 麻痺側での上向きの力積と鉛直床反力の生成能力の増大が、健側を振り出す時間を確保することを可能とし、歩行速度を増大させる。
- (2) 麻痺側の膝関節伸展モーメントと股関節外転モーメント生成能力が、麻痺側での荷重支持増大に寄与し、ひいては歩行能力の増大に繋がる。
- (3) 胸郭を麻痺側に傾斜させながら、麻痺側に体重移動する練習が、歩行獲得段階にある片麻痺者の歩行能力改善に繋がる可能性がある。

健側による代償動作の活用

- (4) 健側による関節モーメント増大が、麻痺側の関節モーメント減少を代償することで、歩行能力が向上する。
- (5) 健側立脚期において、麻痺側を前に、鉛直軸まわりに回転させる股関節外旋モーメント生成能力が、歩行再獲得を促進させる。

片麻痺歩行の解析

- (6) 先端に 3 軸力覚センサを取り付けた計測杖を用いて、フォースプレートで合力として計測される健側足部と杖に作用する床反力を分離し、片麻痺者杖歩行の健側の生体力学的解析を行うことができる。

参考文献

- Ajemian S., Thon D., Clare P., Kaul L., Zernicke R.F. and Loitz-Ramage B. (2004) Cane-assisted gait biomechanics and electromyography after total hip arthroplasty. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 85(12): 1966-1971.
- Alexander R.M. and Jayes A.S. (1978) Vertical movements in walking and running. *J Zool (Lond)*. 185(1): 27-40.
- Allen J.L., Kautz S.A. and Neptune R.R. (2011) Step length asymmetry is representative of compensatory mechanisms used in post-stroke hemiparetic walking. *Gait & Posture*. 33(4): 538-543.
- Andersson P. and Franzen E. (2015) Effects of weight-shift training on walking ability, ambulation, and weight distribution in individuals with chronic stroke: a pilot study. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 22(6): 437-443.
- Andriacchi T.P., Ogle J.A. and Galante J.O. (1977) Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of Biomechanics*. 10(4): 261-268.
- Aruin A.S., Hanke T., Chaudhuri G., Harvey R. and Rao N. (2000) Compelled weightbearing in persons with hemiparesis following stroke: the effect of a lift insert and goal-directed balance exercise. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 37(1): 65-72.
- Balaban B. and Tok F. (2014) Gait Disturbances in Patients With Stroke. *PM&R*. 6(7): 635-642.
- Balasubramanian C.K., Bowden M.G., Neptune R.R. and Kautz S.A. (2007) Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 88(1): 43-49.
- Barbeau H. and Rossignol S. (1987) Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat. *Brain Research*. 412(1): 84-95.
- Batani H. and Maki B.E. (2005) Assistive devices for balance and mobility: Benefits, demands, and adverse consequences. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 86(1): 134-145.

- Bechard D.J., Birmingham T.B., Zecevic A.A., Jones I.C., Leitch K.M., Giffin J.R. and Jenkyn T.R. (2012) The effect of walking poles on the knee adduction moment in patients with varus gonarthrosis. *Osteoarthritis and Cartilage*. 20(12): 1500-1506.
- Belda-Lois J.M., Mena-del Horno S., Bermejo-Bosch I., Moreno J.C., Pons J.L., Farina D., Iosa M., Molinari M., Tamburella F., Ramos A., Caria A., Solis-Escalante T., Brunner C. and Rea M. (2011) Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 8: 66-84.
- Bennett L., Murray M.P., Murphy E.F. and Sowell T.T. (1979) Locomotion assistance through cane impulse. *Bulletin of Prosthetics Research*. 10(31): 38-47.
- Bergamini E., Iosa M., Belluscio V., Morone G., Tramontano M. and Vannozzi G. (2017) Multi-sensor assessment of dynamic balance during gait in patients with subacute stroke. *Journal of Biomechanics*. 61(208-215).
- Beyaert C., Vasa R. and Frykberg G.E. (2015) Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*. 45(4-5): 335-355.
- Bobbert M.F. and Schamhardt H.C. (1990) Accuracy of determining the point of force application with piezoelectric force plates. *Journal of Biomechanics*. 23(7): 705-710.
- Bohannon R.W. and Williams Andrews A. (2011) Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*. 97(3): 182-189.
- Bohannon R.W. (1991) Relationship among paretic knee extension strength, maximum weight-bearing, and gait speed in patients with stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*. 1(2): 65-69.
- Bowden M.G., Balasubramanian C.K., Neptune R.R. and Kautz S.A. (2006) Anterior-Posterior Ground Reaction Forces as a Measure of Paretic Leg Contribution in Hemiparetic Walking. *Stroke*. 37(3): 872-876.
- Brandstater M.E., de Bruin H., Gowland C. and Clark B.M. (1983) Hemiplegic gait: analysis of temporal variables. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 64(12): 583-587.

- Carlsoo S., Dahlof A.G. and Holm J. (1974) Kinetic analysis of the gait in patients with hemiparesis and in patients with intermittent claudication. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 6(4): 166-179.
- Cavagna G.A., Heglund N.C. and Taylor C.R. (1977) Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *American Journal of Physiology*. 233(5): R243-261.
- Cavagna G.A., Thys H. and Zamboni A. (1976) The sources of external work in level walking and running. *Journal of Physiology*. 262(3): 639-657.
- Chan G.N.Y., Smith A.W., Kirtley C. and Tsang W.W.N. (2005) Changes in knee moments with contralateral versus ipsilateral cane usage in females with knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 20(4): 396-404.
- Chen C.Y., Hong P.W., Chen C.L., Chou S.W., Wu C.Y., Cheng P.T., Tang F.T. and Chen H.C. (2007) Ground reaction force patterns in stroke patients with various degrees of motor recovery determined by plantar dynamic analysis. *Chang Gung Medical Journal*. 30(1): 62-72.
- Chen C.L., Chen H.C., Tang S.F.T., Wu C.Y., Cheng P.T. and Hong W.H. (2003) Gait performance with compensatory adaptations in stroke patients with different degrees of motor recovery. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 82: 925-935.
- Chen C.L., Chen H.C., Wong M.K., Tang F.T. and Chen R.S. (2001) Temporal stride and force analysis of cane-assisted gait in people with hemiplegic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 82(1): 43-48.
- Chen G. and Patten C. (2008) Joint moment work during the stance-to-swing transition in hemiparetic subjects. *Journal of Biomechanics*. 41(4): 877-883.
- Chen G., Patten C., Kothari D.H. and Zajac F.E. (2005) Gait differences between individuals with post-stroke hemiparesis and non-disabled controls at matched speeds. *Gait & Posture*. 22(1): 51-56.
- Corcoran P.J., Jebsen R.H., Brengelmann G.L. and Simons B.C. (1970) Effects of plastic and metal leg braces on speed and energy cost of hemiparetic ambulation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 51(2): 69-77.

- Cruz T.H., Lewek M.D. and Dhaher Y.Y. (2009) Biomechanical impairments and gait adaptations post-stroke: Multi-factorial associations. *Journal of Biomechanics*. 42(11): 1673-1677.
- Daly J.J., Roenigk K., Cheng R. and Ruff R.L. (2011) Abnormal leg muscle latencies and relationship to dyscoordination and walking disability after stroke. *Rehabil Res Pract*. 2011: 313980.
- Damsgaard M., Rasmussen J., Christensen S.T., Surma E. and de Zee M. (2006) Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*. 14(8): 1100-1111.
- Dault M.C., de Haart M., Geurts A.C., Arts I.M. and Nienhuis B. (2003) Effects of visual center of pressure feedback on postural control in young and elderly healthy adults and in stroke patients. *Hum Mov Sci*. 22(3): 221-236.
- Davis R. and Kaufman K. (2006) Kinetics of normal walking. In: Rose J, Gamble JG, *Human walking*, 3rd ed., Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins: 53-76.
- de Haart M., Geurts A.C., Dault M.C., Nienhuis B. and Duysens J. (2005) Restoration of weight-shifting capacity in patients with postacute stroke: A rehabilitation cohort study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 86(4): 755-762.
- De Quervain I.A., Simon S.R., Leurgans S., Pease W.S. and McAllister D. (1996) Gait pattern in the early recovery period after stroke. *Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume)*. 78(10): 1506-1514.
- Den Otter A.R., Geurts A.C., Mulder T. and Duysens J. (2006) Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis. *Clinical Neurophysiology*. 117(1): 4-15.
- Dettmann M.A., Linder M.T. and Sepic S.B. (1987) Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient. *American Journal of Physical Medicine*. 66(2): 77-90.
- Dickstein R., Abulaffio N. and Pillar T. (1993) Vertical force loaded on walking canes in hemiparetic patients. *Gait & Posture*. 1(2): 113-118.

- Dickstein R., Hocherman S., Pillar T. and Shaham R. (1986) Stroke rehabilitation. Three exercise therapy approaches. *Physical Therapy*. 66(8): 1233-1238.
- Dietz V., Quintern J. and Berger W. (1981) Electrophysiological studies of gait in spasticity and rigidity. Evidence that altered mechanical properties of muscle contribute to hypertonia. *Brain*. 104(3): 431-449.
- Edwards B.G. (1986) Contralateral and ipsilateral cane usage by patients with total knee or hip replacement. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 67(10): 734-740.
- Ely D.D. and Smidt G.L. (1977) Effect of cane on variables of gait for patients with hip disorders. *Physical Therapy*. 57(5): 507-512.
- Eng J.J., Kim C.M. and Macintyre D.L. (2002) Reliability of lower extremity strength measures in persons with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 83(3): 322-328.
- Eng J.J. and Winter D.A. (1995) Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model? *Journal of Biomechanics*. 28(6): 753-758.
- Gandolla M., Ward N.S., Molteni F., Guanziroli E., Ferrigno G. and Pedrocchi A. (2016) The Neural Correlates of Long-Term Carryover following Functional Electrical Stimulation for Stroke. *Neural Plasticity*. 2016(4192718).
- Gaviria M., D'Angeli M., Chavet P., Pelissier J., Peruchon E. and Rabischong P. (1996) Plantar dynamics of hemiplegic gait: a methodological approach. *Gait & Posture*. 4(4): 297-305.
- Goldie P.A., Matyas T.A., Evans O.M., Galea M. and Bach T.M. (1996) Maximum voluntary weight-bearing by the affected and unaffected legs in standing following stroke. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 11(6): 333-342.
- Gosman-Hedstrom G., Claesson L., Blomstrand C., Fagerberg B. and Lundgren-Lindquist B. (2002) Use and cost of assistive technology the first year after stroke. A randomized controlled trial. *International Journal of Technology Assessment in Health Care*. 18(3): 520-527.

- Graham J.V., Eustace C., Brock K., Swain E. and Irwin-Carruthers S. (2009) The Bobath concept in contemporary clinical practice. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 16(1): 57-68.
- Hacmon R.R., Krasovsky T., Lamontagne A. and Levin M.F. (2012) Deficits in intersegmental trunk coordination during walking are related to clinical balance and gait function in chronic stroke. *Journal of Neurologic Physical Therapy*. 36(4): 173-181.
- Hass U., Persson J., Brodin H., Freden-Karlsson I., Olsson J.E. and Berg I. (1995) Assessment of rehabilitation technologies in stroke. Outcomes and costs. *International Journal of Technology Assessment in Health Care*. 11(2): 245-261.
- Hidler J., Nichols D., Pelliccio M., Brady K., Campbell D.D., Kahn J.H. and Hornby T.G. (2009) Multicenter randomized clinical trial evaluating the effectiveness of the Lokomat in subacute stroke. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 23(1): 5-13.
- Higginson J.S., Zajac F.E., Neptune R.R., Kautz S.A. and Delp S.L. (2006) Muscle contributions to support during gait in an individual with post-stroke hemiparesis. *Journal of Biomechanics*. 39(10): 1769-1777.
- Hof A.L. (1996) Scaling gait data to body size. *Gait & Posture*. 4(3): 222-223.
- Hsu A.L., Tang P.F. and Jan M.H. (2003) Analysis of impairments influencing gait velocity and asymmetry of hemiplegic patients after mild to moderate stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 84(8): 1185-1193.
- 広瀬茂男 (1996) 回転するベクトルの解析. In: 広瀬茂男著, ロボット工学-機械システムのベクトル解析, 改訂版, 東京, 裳華房: 44-75.
- Iida H. and Yamamuro T. (1987) Kinetic analysis of the center of gravity of the human body in normal and pathological gaits. *Journal of Biomechanics*. 20(10): 987-995.
- 石田利江. (1997) ボバース概念に基づく脳卒中片麻痺患者の治療. *埼玉理学療法*. 5(1): 7-13.
- 市川繁之. (2009) 治療家が知っておくべき高齢者のケア 高齢者の疾患に対する鍼灸・手技治療 3)脳血管障害に対する PNF 治療. *医道の日本*. 68(11): 59-66.
- 今井基次. (2002) PNF 法—歩行練習について—. *理学療法科学*. 17(1): 39-42.

- Jonsdottir J., Recalcati M., Rabuffetti M., Casiraghi A., Boccardi S. and Ferrarin M. (2009) Functional resources to increase gait speed in people with stroke: strategies adopted compared to healthy controls. *Gait & Posture*. 29(3): 355-359.
- Jordan K., Challis J.H. and Newell K.M. (2007) Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait & Posture*. 26(1): 128-134.
- Jung K., Kim Y., Cha Y., In T.S., Hur Y.G. and Chung Y. (2015) Effects of gait training with a cane and an augmented pressure sensor for enhancement of weight bearing over the affected lower limb in patients with stroke: a randomized controlled pilot study. *Clinical Rehabilitation*. 29(2): 135-142.
- Kaufman K. and Sutherland D. (2006) Kinematics of normal human walking. In: Rose J, Gamble JG, *Human Walking*, 3rd., Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins: 33-51.
- Kerrigan D.C., Frates E.P., Rogan S. and Riley P.O. (2000) Hip hiking and circumduction: quantitative definitions. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 79(3): 247-252.
- Kim C.M. and Eng J.J. (2004) Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: Relationship to walking speed. *Gait & Posture*. 20(2): 140-146.
- Kim C.M. and Eng J.J. (2003) Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke. *Gait & Posture*. 18(1): 23-28.
- Klenerman L. and Hutton W.C. (1973) A quantitative investigation of the forces applied to walking-sticks and crutches. *Rheumatology and Rehabilitation*. 12(3): 152-158.
- Kollen B.J., Lennon S., Lyons B., Wheatley-Smith L., Scheper M., Buurke J.H., Halfens J., Geurts A.C. and Kwakkel G. (2009) The effectiveness of the Bobath concept in stroke rehabilitation: what is the evidence? *Stroke*. 40(4): e89-97.
- Kramer S., Johnson L., Bernhardt J. and Cumming T. (2016) Energy Expenditure and Cost During Walking After Stroke: A Systematic Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 97(4): 619-632.e611.

- Kuan T.S., Tsou J.Y. and Su F.C. (1999) Hemiplegic gait of stroke patients: the effect of using a cane. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 80(7): 777-784.
- Kuo A.D. and Donelan J.M. (2010) Dynamic principles of gait and their clinical implications. *Physical Therapy*. 90(2): 157-174.
- 金井敏男 (2003) 脳卒中片麻痺の評価法は. In: 福井罔彦, 藤田勉, 宮坂元麿, 脳卒中最前線 : 急性期の診断からリハビリテーションまで, 第3版, 東京, 医歯薬出版: 63-71.
- Lamontagne A., Stephenson J.L. and Fung J. (2007) Physiological evaluation of gait disturbances post stroke. *Clinical Neurophysiology*. 118(4): 717-729.
- Lamontagne A., Malouin F., Richards C.L. and Dumas F. (2002) Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait & Posture*. 15(3): 244-255.
- Lamontagne A., Richards C.L. and Malouin F. (2000) Coactivation during gait as an adaptive behavior after stroke. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 10(6): 407-415.
- Langhammer B. and Stanghelle J.K. (2000) Bobath or motor relearning programme? A comparison of two different approaches of physiotherapy in stroke rehabilitation: a randomized controlled study. *Clinical Rehabilitation*. 14(4): 361-369.
- Lehmann J.F., Condon S.M., Price R. and deLateur B.J. (1987) Gait abnormalities in hemiplegia: their correction by ankle-foot orthoses. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 68(11): 763-771.
- Mah C.D., Hulliger M., O'Callaghan I.S. and Lee R.G. (1999) Quantitative kinematics of gait patterns during the recovery period after stroke. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*. 8(5): 312-329.
- Mahon C.E., Farris D.J., Sawicki G.S. and Lewek M.D. (2015) Individual limb mechanical analysis of gait following stroke. *Journal of Biomechanics*. 48(6): 984-989.
- Marks M. and Hirschberg G.G. (1958) Analysis of the hemiplegic gait. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 74(1): 59-77.
- Melis E.H., Torres-Moreno R., Barbeau H. and Lemaire E.D. (1999) Analysis of assisted-gait characteristics in persons with incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*. 37(6): 430-439.

- Milot M.H., Nadeau S. and Gravel D. (2007) Muscular utilization of the plantarflexors, hip flexors and extensors in persons with hemiparesis walking at self-selected and maximal speeds. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 17(2): 184-193.
- Mita K., Akataki K., Itoh K., Nogami H., Katoh R., Ninomi S., Watakabe M. and Suzuki N. (1993) An investigation of the accuracy in measuring the body center of pressure in a standing posture with a force plate. *Frontiers of Medical and Biological Engineering*. 5(3): 201-213.
- Morita S., Yamamoto H. and Furuya K. (1995) Gait analysis of hemiplegic patients by measurement of ground reaction force. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 27(1): 37-42.
- Mulroy S., Gronley J., Weiss W., Newsam C. and Perry J. (2003) Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. *Gait & Posture*. 18(1): 114-125.
- Murray M.P., Seireg A.H. and Scholz R.C. (1969) A survey of the time, magnitude and orientation of forces applied to walking sticks by disabled men. *American Journal of Physical Medicine*. 48(1): 1-13.
- 松村秩. (1975) 片麻痺に対するブルンストローム法機能回復訓練の実際. *臨床理学療法 : 社団法人日本理学療法士協会機関紙*. 1(4): 18-64.
- Nadeau S., Betschart M. and Bethoux F. (2013) Gait analysis for poststroke rehabilitation: the relevance of biomechanical analysis and the impact of gait speed. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. 24(2): 265-276.
- Nadeau S., Gravel D., Arsenault A.B. and Bourbonnais D. (1999) Plantarflexor weakness as a limiting factor of gait speed in stroke subjects and the compensating role of hip flexors. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 14(2): 125-135.
- Nakamura R., Handa T., Watanabe S. and Morohashi I. (1988) Walking cycle after stroke. *Tohoku Journal of Experimental Medicine*. 154(3): 241-244.
- Neptune R.R., Zajac F.E. and Kautz S.A. (2004) Muscle force redistributes segmental power for body progression during walking. *Gait & Posture*. 19(2): 194-205.

- Nugent J.A., Schurr K.A. and Adams R.D. (1994) A dose-response relationship between amount of weight-bearing exercise and walking outcome following cerebrovascular accident. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 75(4): 399-402.
- Oken O. and Yavuzer G. (2008) Spatio-temporal and kinematic asymmetry ratio in subgroups of patients with stroke. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 44(2): 127-132.
- Olney S.J. and Richards C. (1996) Hemiparetic gait following stroke. part 1: Characteristics. *Gait & Posture*. 4(2): 136-148.
- Olney S.J., Griffin M.P. and McBride I.D. (1994) Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Physical Therapy*. 74(9): 872-885.
- Olney S.J., Griffin M.P., Monga T.N. and McBride I.D. (1991) Work and power in gait of stroke patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 72(5): 309-314.
- Olney S.J., Monga T.N. and Costigan P.A. (1986) Mechanical energy of walking of stroke patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 67(2): 92-98.
- Paci M. (2003) Physiotherapy based on the Bobath concept for adults with post-stroke hemiplegia: a review of effectiveness studies. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 35(1): 2-7.
- Patterson K.K., Mansfield A., Biasin L., Brunton K., Inness E.L. and McIlroy W.E. (2015) Longitudinal changes in poststroke spatiotemporal gait asymmetry over inpatient rehabilitation. *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 29(2): 153-162.
- Patterson K.K., Parafianowicz I., Danells C.J., Closson V., Verrier M.C., Staines W.R., Black S.E. and McIlroy W.E. (2008) Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 89(2): 304-310.
- Patton J., Brown D.A., Peshkin M., Santos-Munne J.J., Makhlin A., Lewis E., Colgate E.J. and Schwandt D. (2008) KineAssist: design and development of a robotic overground gait and balance therapy device. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 15(2): 131-139.

- Pennycott A., Wyss D., Vallery H., Klamroth-Marganska V. and Riener R. (2012) Towards more effective robotic gait training for stroke rehabilitation: a review. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 9: 65.
- Perry J., Garrett M., Gronley J.K. and Mulroy S.J. (1995) Classification of walking handicap in the stroke population. *Stroke*. 26(6): 982-989.
- Perry J., Giovan P., Harris L.J., Montgomery J. and Azaria M. (1978) The determinants of muscle action in the hemiparetic lower extremity (and their effect on the examination procedure). *Clinical Orthopaedics and Related Research*. Mar-Apr(131): 71-89.
- Pinzur M.S., Sherman R., DiMonte-Levine P. and Trimble J. (1987) Gait changes in adult onset hemiplegia. *American Journal of Physical Medicine*. 66(5): 228-237.
- Platts M.M., Rafferty D. and Paul L. (2006) Metabolic cost of over ground gait in younger stroke patients and healthy controls. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 38(6): 1041-1046.
- Polese J.C., Teixeira-Salmela L.F., Nascimento L.R., Faria C.D., Kirkwood R.N., Laurentino G.C. and Ada L. (2012) The effects of walking sticks on gait kinematics and kinetics with chronic stroke survivors. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 27(2): 131-137.
- Pomeroy V.M., King L., Pollock A., Baily-Hallam A. and Langhorne P. (2006) Electrostimulation for promoting recovery of movement or functional ability after stroke. *Cochrane Database Syst Rev*. 2): Cd003241.
- Popovic D.B., Sinkaer T. and Popovic M.B. (2009) Electrical stimulation as a means for achieving recovery of function in stroke patients. *NeuroRehabilitation*. 25(1): 45-58.
- Raja B., Neptune R.R. and Kautz S.A. (2012) Quantifiable patterns of limb loading and unloading during hemiparetic gait: Relation to kinetic and kinematic parameters. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 49(9): 1293-1304.
- Roth E.J., Merbitz C., Mroczek K., Dugan S.A. and Suh W.W. (1997) Hemiplegic gait. Relationships between walking speed and other temporal parameters. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 76(2): 128-133.

- Schwartz I., Sajin A., Fisher I., Neeb M., Shochina M., Katz-Leurer M. and Meiner Z. (2009) The Effectiveness of Locomotor Therapy Using Robotic-Assisted Gait Training in Subacute Stroke Patients: A Randomized Controlled Trial. *PM&R*. 1(6): 516-523.
- Seireg A.H., Murray M.P. and Scholz R.C. (1968) Method for recording the time, magnitude and orientation of forces applied to walking sticks. *American Journal of Physical Medicine*. 47(6): 307-314.
- Seo K., Park S.H. and Park K. (2015) The effects of stair gait training using proprioceptive neuromuscular facilitation on stroke patients' dynamic balance ability. *J Phys Ther Sci*. 27(5): 1459-1462.
- Shao Q., Bassett D.N., Manal K. and Buchanan T.S. (2009) An EMG-driven model to estimate muscle forces and joint moments in stroke patients. *Computers in Biology and Medicine*. 39(12): 1083-1088.
- Simic M., Bennell K.L., Hunt M.A., Wrigley T.V. and Hinman R.S. (2011) Contralateral cane use and knee joint load in people with medial knee osteoarthritis: the effect of varying body weight support. *Osteoarthritis and Cartilage*. 19(11): 1330-1337.
- Sousa A.S.P., Silva A., Santos R., Sousa F. and Tavares J.M.R.S. (2013) Interlimb Coordination During the Stance Phase of Gait in Subjects With Stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 94(12): 2515-2522.
- Stauffer Y., Allemand Y., Bouri M., Fournier J., Clavel R., Metrailler P., Brodard R. and Reynard F. (2009) The WalkTrainer--a new generation of walking reeducation device combining orthoses and muscle stimulation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 17(1): 38-45.
- Stief F., Kleindienst F.I., Wiemeyer J., Wedel F., Campe S. and Krabbe B. (2008) Inverse dynamic analysis of the lower extremities during nordic walking, walking, and running. *Journal of Applied Biomechanics*. 24(4): 351-359.
- Stokes V.P., Andersson C. and Forssberg H. (1989) Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *Journal of Biomechanics*. 22(1): 43-50.
- Stoquart G., Detrembleur C. and Lejeune T.M. (2012) The reasons why stroke patients expend so much energy to walk slowly. *Gait & Posture*. 36(3): 409-413.

- 篠原裕治. (1997) 片麻痺歩行の足関節モーメント. In: 臨床歩行分析研究会, 関節モーメントによる歩行分析, 東京, 医歯薬出版: 88-96.
- 関屋昇. (2012) 歩行. In: 伊東 元, 高橋 正, 標準理学療法学・作業療法学 専門基礎分野 運動学, 東京, 医学書院: 208-239.
- Teixeira-Salmela L.F., Nadeau S., McBride I. and Olney S.J. (2001) Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 33(2): 53-60.
- Titianova E.B., Pitkanen K., Paakkonen A., Sivenius J. and Tarkka I.M. (2003) Gait characteristics and functional ambulation profile in patients with chronic unilateral stroke. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 82(10): 778-786; quiz 787-779, 823.
- Trueblood P.R., Walker J.M., Perry J. and Gronley J.K. (1989) Pelvic Exercise and Gait in Hemiplegia. *Physical Therapy*. 69(1): 18-26.
- Tsaklis P.V., Grooten W.J. and Franzen E. (2012) Effects of weight-shift training on balance control and weight distribution in chronic stroke: a pilot study. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 19(1): 23-31.
- Turnbull G.I., Charteris J. and Wall J.C. (1996) Deficiencies in standing weight shifts by ambulant hemiplegic subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 77(4): 356-362.
- Turns L.J., Neptune R.R. and Kautz S.A. (2007) Relationships between muscle activity and anteroposterior ground reaction forces in hemiparetic walking. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 88(9): 1127-1135.
- Tyson S.F., Sadeghi-Demneh E. and Nester C.J. (2013) A systematic review and meta-analysis of the effect of an ankle-foot orthosis on gait biomechanics after stroke. *Clinical Rehabilitation*. 27(10): 879-891.
- Van Criekinge T., Saeys W., Halleman A., Velghe S., Viskens P.J., Vereeck L., De Hertogh W. and Truijen S. (2017) Trunk biomechanics during hemiplegic gait after stroke: A systematic review. *Gait & Posture*. 54: 133-143.

- van Nunen M.P., Gerrits K.H., Konijnenbelt M., Janssen T.W. and de Haan A. (2015) Recovery of walking ability using a robotic device in subacute stroke patients: a randomized controlled study. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 10(2): 141-148.
- von Schroeder H.P., Coutts R.D., Lyden P.D., Billings E., Jr. and Nickel V.L. (1995) Gait parameters following stroke: a practical assessment. *Journal of Rehabilitation Research and Development.* 32(1): 25-31.
- Wagenaar R.C. and Beek W.J. (1992) Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis. *Journal of Biomechanics.* 25(9): 1007-1015.
- Wall A., Borg J. and Palmcrantz S. (2015) Clinical application of the Hybrid Assistive Limb (HAL) for gait training-a systematic review. *Frontiers in Systems Neuroscience.* 9: 48.
- Wall J.C. and Ashburn A. (1979) Assessment of gait disability in hemiplegics. Hemiplegic gait. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine.* 11(3): 95-103.
- Wang R.Y., Chen H.I., Chen C.Y. and Yang Y.R. (2005) Efficacy of Bobath versus orthopaedic approach on impairment and function at different motor recovery stages after stroke: a randomized controlled study. *Clinical Rehabilitation.* 19(2): 155-164.
- Whittle M.W., Levine D. and Richards J. (2012) Normal gait. In: Levine D, Richards J, Whittle MW, *Gait Analysis*, 5th, London, Elsevier Health Sciences: 29-64.
- Willems P.A., Cavagna G.A. and Heglund N.C. (1995) External, internal and total work in human locomotion. *Journal of Experimental Biology.* 198(Pt 2): 379-393.
- Willson J., Torry M.R., Decker M.J., Kernozek T. and Steadman J.R. (2001) Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Medicine and Science in Sports and Exercise.* 33(1): 142-147.
- Winter D.A. (2009) Anthropometry. In: Winter DA, *Biomechanics and motor control of human movement*, 4th, Hoboken, N.J., Wiley: 82-106.
- Winter D., Deathe A., Halliday S., Ishac M. and Olin M. (1993) A technique to analyse the kinetics and energetics of cane-assisted gait. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon).* 8(1): 37-43.

- Wong A.M., Pei Y.C., Hong W.H., Chung C.Y., Lau Y.C. and Chen C.P. (2004) Foot contact pattern analysis in hemiplegic stroke patients: an implication for neurologic status determination. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 85(10): 1625-1630.
- Woolley S.M. (2001) Characteristics of gait in hemiplegia. *Topics in Stroke Rehabilitation*. 7(4): 1-18.
- Wu G., Siegler S., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whittle M., D'Lima D.D., Cristofolini L., Witte H., Schmid O. and Stokes I. (2002) ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion—part I: ankle, hip, and spine. *Journal of Biomechanics*. 35(4): 543-548.
- Wu G., van der Helm F.C.T., Veeger H.E.J., Makhsous M., Van Roy P., Anglin C., Nagels J., Karduna A.R., McQuade K., Wang X., Werner F.W. and Buchholz B. (2005) ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics*. 38(5): 981-992.
- Xu H., Merryweather A. and Bloswick D. (2016) Evaluation of a force plate system for measuring center of pressure in railroad ballast. *Gait & Posture*. 46(Supplement C): 179-183.
- Yang S., Zhang J.-T., Novak A.C., Brouwer B. and Li Q. (2013) Estimation of spatio-temporal parameters for post-stroke hemiparetic gait using inertial sensors. *Gait & Posture*. 37(3): 354-358.
- Yavuzer G., Öken Ö., Elhan A. and Stam H.J. (2008) Repeatability of lower limb three-dimensional kinematics in patients with stroke. *Gait & Posture*. 27(1): 31-35.
- 山本澄子. (2012) 脳血管障害患者の歩行分析. *総合リハビリテーション*. 40(7): 959-964.
- 山本澄子, 江原義弘, 萩原章由, 溝部朋文. (2005) 歩行の基本データ. In: 山本澄子, 江原義弘, 萩原章由, 溝部朋文, 片麻痺者の歩行と短下肢装具 : ボディダイナミクス入門, 東京, 医歯薬出版: 13-15.
- 山本澄子. (1997) 歩行時の関節モーメントと筋活動. In: 臨床歩行分析研究会, 関節モーメントによる歩行分析, 東京, 医歯薬出版: 19-24.

謝辞

本研究を進めるにあたり、いつも温かい言葉で励まし、適宜多くのご指導とご鞭撻を賜りました、慶應義塾大学大学院理工学研究科開放環境科学専攻 荻原直道 教授に心より感謝申し上げます。先生のご指導なくして、本論文をまとめることは到底できませんでした。

また本論文に対して、数多くの示唆に富むご助言を賜りました、同研究科総合デザイン工学専攻 杉浦壽彦 教授、同研究科開放環境科学専攻 竹村研治郎 准教授、ならびに同大学医学部整形外科学教室 名倉武雄 准教授に感謝いたします。

計測にあたり、被験者にご協力いただきました、農協共済中伊豆リハビリテーションセンターの患者様、いつも快くお手伝いをしてくださったリハビリテーション部理学療法科の皆様に深謝いたします。

在職ドクターとしての大学院進学、研究遂行にあたり、多大なるご配慮を賜りました、昭和大学保健医療学部学部長 下司映一 教授、同理学療法学科学科主任 関屋 昇 教授はじめ、先生方に感謝いたします。

そして、研究の遂行、論文の執筆には、伊藤幸太さんはじめ、荻原研究室の方々に、大変お世話になりました。ここに記して皆様に心からの謝意を表します。

2018年3月

加茂野 有徳