



頸髄不全損傷のリハビリテーション治療に向けた体幹機能評価に関する研究

杉本, 達也

(Degree)

博士 (工学)

(Date of Degree)

2024-09-25

(Date of Publication)

2025-09-01

(Resource Type)

doctoral thesis

(Report Number)

甲第9031号

(URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/0100492540>

※ 当コンテンツは神戸大学の学術成果です。無断複製・不正使用等を禁じます。著作権法で認められている範囲内で、適切にご利用ください。



博 士 論 文

頸髄不全損傷のリハビリテーション治療
に向けた体幹機能評価に関する研究

令和 6 年 7 月

神戸大学大学院システム情報学研究科

杉本 達也

内容梗概

本論文は、頸髄不全損傷のリハビリテーション治療に向けた体幹機能評価に関する研究成果をまとめたものである。

脊髄損傷とは、脊椎に何らかの外傷が加わることで、脊柱管を走行する脊髄が損傷され、損傷部以下の神経支配領域に様々な程度の運動機能および感覚機能障害、自律神経障害が生じる疾患である。障害の程度によって完全麻痺と不全麻痺に分かれ、どちらの病態でも患者の日常生活活動(Activity of Daily Living; ADL)に多大な支障をきたす。日本での脊髄損傷の発生状況を調べた報告によると、30年以上前の発生数は人口100万人当たり39人、男女比は約3対1、受傷時の平均年齢は48.6歳で20歳と59歳の2つにピークがあり、損傷部位は頸髄が最も多く、病態は完全麻痺の割合が最も多く、受傷原因は交通事故が最も多かった。一方、近年の報告でも男女比と損傷部位は変わらないが、高齢化に伴って発生数は人口100万人当たり49人、年齢の中央値は70.0歳で70歳代のみに発生のピークがあり、病態は不全麻痺の割合が最も多く、受傷原因は転倒が最も多かった。すなわち、近年は転倒による高齢者の頸髄不全損傷が増加したことで、全体の患者数が増加している。世界で最も高齢化が進んでいる日本では、今後もこの傾向が続くことが予想される。

脊髄損傷受傷後は保存療法または手術療法が選択され、数か月にわたってリハビリテーションが行われる。完全麻痺および感覚不全麻痺では、損傷部以下の運動機能障害が改善する可能性は少ない。このため、損傷部位およびそれ以下の四肢の残存機能によって獲得できるADLレベルがある程度決まっており、これを目標にリハビリテーションを進める。一方、運動不全麻痺では運動および感覚障害の程度に個人差があり、経過中に症状の改善が期待されるため、機能評価に基づく目標設定の方法は確立されていない。臨床では、最も基本的なADLである歩行に着目されることが多く、最終的に歩行自立を獲得できるかが目標設定において最も重要な焦点となる。先行研究によると、受傷時の年齢およびAmerican Spinal Injury Association (ASIA)が提唱する下肢筋力の評価であるLower-Extremity Motor Score (LEMS)が歩行自立に影響する主な因子として報告されている。しかし、臨床ではLEMSの改善度と歩行自立度に乖離がみられ、体幹筋機能低下を疑う症例を経験する。近年の先行研究においても、脊髄不全損傷患者のADL獲得に向けて体幹機能の重要性が強調されている。し

たがって、頸髄不全損傷の機能予後予測においては四肢だけでなく体幹も含めた運動機能の評価が必要である。

本論文では、頸髄不全損傷のリハビリテーション治療に向けて、新たな体幹機能評価として下肢伸展挙上(Straight-Leg Raising; SLR)運動解析を行い、下肢・体幹の筋活動および加速度を歩行自立度によって群間比較し、さらに下肢・体幹の角速度および圧力データも加えて機械学習によるデータ解析手法を提案する。また客観的な歩行自立度評価として、歩行時の腰部の加速度・角速度を歩行自立度によって群間比較し、さらに四肢や胸部など計測箇所を増やして機械学習によるデータ解析手法を提案する。本論文は 6 章で構成されており、第 1 章は序論であり、脊椎および脊髄の解剖学、脊髄損傷の疫学、リハビリテーション治療、機能予後について述べる。

第 2 章では、本研究に至るまでの背景として、筋の解剖学および生理学、筋電図の計測方法、体幹筋の解剖学および運動学、歩行の概要および評価方法について先行研究の結果も含めて述べ、続いて頸髄不全損傷患者の体幹機能評価および歩行自立度評価の課題を述べる。

第 3 章では、頸髄不全損傷患者の歩行自立度が SLR 時の下肢・体幹筋活動に及ぼす影響について記述する。SLR は下肢および体幹筋の複合的な運動であり、大腿直筋による股関節屈曲時の骨盤前傾に対抗するために、対側の大腿二頭筋(Biceps Femoris; BF)や両側の体幹筋群の活動によって骨盤帯を安定化させる。一方、慢性疼痛患者では SLR 時に筋活動の増減や筋活動開始時間の遅延が報告されており、頸髄不全損傷患者ではさらに明瞭化する可能性が考えられる。よって、これらのデータを解明する必要がある。

頸髄不全損傷患者 24 名を対象に SLR 時の下肢および体幹の 3 軸加速度計 3 か所と表面筋電図(Surface Electromyography; sEMG)計 10 筋を計測し、歩行自立度によって歩行自立(Independent; ID)群 16 名と非自立(Not-Independent; NI)群 8 名の 2 群に分け、統計解析により比較した。

その結果、加速度、筋活動開始時間、sEMG の二乗平均平方根にはほとんど群間差がなく、利き足 SLR 時に対側 IO の RMS が NI 群と比べて ID 群で有意に高かったのみである。一方、sEMG の周波数解析では BF と一部の体幹筋に群間差が認められた。よって、ID 群は SLR 時に BF のタイプ 2 線維を動員し、NI 群は BF のタイプ 1

線維と腹直筋および外腹斜筋のタイプ 2 および 1 線維を動員して骨盤を安定させる可能性が明らかになった。この結果は、非利き足 SLR 時に顕著であった。このことから、SLR 運動解析は頸髄不全損傷患者の体幹機能評価になり得る可能性が示された。

第 4 章では、SLR 運動解析データと畳み込みニューラルネットワーク (Convolutional Neural Network; CNN) を用いた頸髄不全損傷患者の重症度分類について記述する。SLR は複数の筋が協働して活動し、筋活動の調整や疲労による時系列変化を伴うため、従来の統計解析手法による個別の評価だけでなく、ニューラルネットワークを用いた自動的かつ包括的な解析も求められる。よって、SLR 時の計測データ解析から患者と健常者を識別し、患者の重症度を評価する分類モデルの作成が必要である。

頸髄不全損傷患者および健常者各 15 名を対象に SLR 時の下肢および体幹の 3 軸加速度・角速度計 2 か所、左右腹直筋および腰部多裂筋計 4 筋の sEMG、左右下肢および殿部の圧力データ計 6 項目を入力として CNN モデルを作成した。

その結果、患者と健常者識別の平均精度は健常者で 0.895、患者で 0.769 であった。重症度評価の平均精度は軽症群で 0.764、重症群で 0.720 であった。また一部の患者で精度に左右差があった者や左右とも精度が低かった者を認めた。このことから、CNN を用いた SLR 運動解析は患者と健常者を識別し、患者の重症度を評価できる可能性が示された。

第 5 章では、急性期病院に入院中の患者を対象に、第 1 の研究として患者の歩行自立度と Timed Up-and-Go (TUG) テストにおける慣性センサデータの比較、第 2 の研究として慣性センサと Transformer を用いた患者の歩行自立度分類について記述する。頸髄不全損傷患者のリハビリテーションが進み、歩行自立度を評価する段階においては正確かつ客観的な評価方法が求められる。よって、頸髄不全損傷患者に対する客観的な歩行自立度評価に向けて、歩行自立度と歩行中の慣性センサデータの関連を明らかにし、慣性センサとニューラルネットワークを用いた歩行解析手法の確立が必要である。

第 1 の研究では、急性期病院に入院中の患者 25 名を対象に TUG テスト時の 3 軸加速度・角速度を腰部および両足部から計測し、このうち 21 名を TUG テストの総所要時間と歩行自立度によって自立高速 (Independent Fast; IF) 群 9 名、自立低速

(Independent Slow; IS)群 6 名, 監視低速(Monitored Slow; MS)群 6 名の 3 群に分け, 統計解析により比較した.

その結果, 総所要時間および総歩数は, 他の 2 群と比べて IF 群で有意に低く, MS 群と比べて IS 群で有意に低かった. また 1 回目の歩行相における前後方向の ACC は, 他の 2 群と比べて IF 群で有意に高かった. 一方, 歩行相の所要時間および歩数に関しては, MS 群と比べて IF 群で有意に低かった. 立ち上がり相におけるピッチ角, 1 回目のターン相におけるヨー角は, 他の 2 群と比べて IF 群でいずれも有意に高かった. 一方, 2 回目のターン相のヨー角に関しては, MS 群と比べて IF 群でいずれも有意に高かった. このことから, 慣性センサを用いた歩行解析は入院患者の歩行自立度を判定するための評価になり得る可能性が示された.

第 2 の研究では, 急性期病院に入院中の患者 40 名を対象に 10m 歩行テストおよび TUG テスト時の 3 軸加速度・角速度計 8 か所のデータを入力として Transformer モデルを作成した.

その結果, リーブワンアウト法により得られた歩行自立度分類の平均精度は 0.836 であり, 理学療法士による評価結果と近いものであった. また入力に用いるセンサ数を減らした結果, 両手部と右足部の 3 個では精度 0.795, 右手部と右足部の 2 個では精度 0.736, 右足部の 1 個では精度 0.653 を維持した. 一方, モデルのパラメータを調整しても, 一部の患者で精度が低かった. このことから, 慣性センサと Transformer を用いた歩行解析は歩行自立度を客観的に評価できる可能性が示された.

最後に, 第 6 章において本論文の結論について記述する.

本論文では, 頸髄不全損傷患者のリハビリテーション治療に向けた体幹機能評価および歩行自立度評価に関する研究を行った. まず, 新たな体幹機能評価に向けて頸髄不全損傷患者を対象に, 慣性センサと sEMG を用いて SLR 運動解析を行い, 統計解析手法を用いて歩行自立度によって群間比較した結果について記述した. 次に, 運動解析データから頸髄不全損傷患者と健常者を識別し, 患者の重症度として歩行自立度を評価する CNN モデルを作成し, その精度について記述した. さらに, 客観的な歩行自立度評価の確立に向けて, 種々の疾患により急性期病院入院中の患者を対象に, 第 1 の研究として慣性センサを用いて TUG テスト時の加速度・角速度データを計測

し，統計解析手法を用いて TUG テストの総所要時間と歩行自立度によって 3 群間で比較し，第 2 の研究として 10m 歩行テストおよび TUG テスト時の加速度・角速度データから歩行自立度を評価する **Transformer** モデルを作成し，その精度について記述した．これらの計測および解析方法を適用することで，SLR 運動解析により頸髄不全損傷患者の体幹機能障害および退院・転院時の歩行自立度を評価し，歩行解析によりリハビリテーション介入中の歩行自立度を客観的に評価することが可能となる．これにより，頸髄不全損傷患者に対して入院後から退院・転院時までのリハビリテーション治療を経続的にフォローする評価システムが構築できる．

目次

内容梗概.....	i
第 1 章 序論.....	1
1.1 脊椎および脊髄の解剖学	1
1.2 脊髄損傷の病態および疫学	6
1.3 頸髄不全損傷のリハビリテーション治療および機能予後	8
1.4 研究目的および本論文の構成	12
第 2 章 頸髄不全損傷患者の体幹機能評価および歩行自立度評価の課題	14
2.1 SLR 時の筋活動および運動学的データ解明	14
2.1.1 筋の解剖学	14
2.1.2 筋活動の生理学	17
2.1.3 筋電図の概要	18
2.1.4 表面筋電図の計測および解析方法	20
2.1.5 体幹筋群の解剖学および運動学	25
2.1.6 脊髄損傷患者における体幹筋機能評価	28
2.1.7 頸髄不全損傷患者における SLR 運動解析	30
2.1.8 SLR 運動解析データを用いた頸髄不全損傷患者の重症度分類	33
2.2 慣性センサデータを用いた歩行解析手法の提案	33
2.2.1 歩行および歩行周期の概要	33
2.2.2 臨床における歩行評価方法および問題点	36
2.2.3 慣性センサを用いた客観的な歩行評価方法	38
2.2.4 機械学習を用いた歩行時の慣性センサデータ解析	43

2.2.5	客観的な歩行自立度評価の確立に向けた歩行解析手法	44
2.3	結言	44
第3章	頸髄不全損傷患者の歩行自立度が SLR 時の下肢・体幹筋活動に及ぼす影響	46
3.1	緒言	46
3.2	方法	46
3.2.1	対象	46
3.2.2	計測方法	47
3.2.3	データ処理	48
3.2.4	統計解析	51
3.3	結果	52
3.3.1	基本情報	52
3.3.2	加速度	53
3.3.3	筋活動開始時間	54
3.3.4	筋電図 RMS	55
3.3.5	周波数解析	56
3.4	結言	60
第4章	SLR 運動解析データを用いた頸髄不全損傷患者の重症度分類	61
4.1	緒言	61
4.2	方法	61
4.2.1	対象	61
4.2.2	計測方法	61
4.2.3	データ処理	62
4.2.4	CNN モデル	63

4.2.5 統計解析.....	63
4.3 結果.....	64
4.3.1 基本情報.....	64
4.3.2 患者と健常者の識別.....	65
4.3.3 患者の重症度評価.....	67
4.4 結言.....	67
第5章 慣性センサデータを用いた患者の歩行自立度分類.....	69
5.1 緒言.....	69
5.2 入院患者に対する慣性センサを用いた Timed Up-and-Go テストの質的評価.....	69
5.2.1 方法.....	69
5.2.2 結果.....	73
5.2.3 小括.....	76
5.3 急性期病院における慣性センサおよびニューラルネットワークを用いた入院患者の歩行自立度分類.....	77
5.3.1 方法.....	77
5.3.2 結果.....	83
5.3.3 小括.....	89
5.4 結言.....	90
第6章 結論.....	92
謝辞.....	96
参考文献.....	97
著者の研究業績目録.....	112

図目次

図 1.1	脊椎の構成.....	2
図 1.2	頸椎における椎体の構造.....	2
図 1.3	脊柱管の構成	4
図 1.4	脊髄の構造.....	4
図 1.5	脊髄から前枝および後枝までの走行	5
図 1.6	脊髄の神経支配領域.....	5
図 1.7	本論文の構成	13
図 2.1	骨格筋の微細構造	15
図 2.2	筋原線維の構造.....	16
図 2.3	筋小管系の構造.....	17
図 2.4	筋収縮の滑走説モデル	18
図 2.5	sEMG の計測機序.....	19
図 2.6	nEMG の計測機序	20
図 2.7	sEMG の出力方法.....	21
図 2.8	sEMG の振幅解析例	22
図 2.9	sEMG の時間因子解析例	23
図 2.10	sEMG の周波数と筋線維のタイプ	24
図 2.11	SLR の概要	30
図 2.12	健常者および慢性疼痛患者における SLR 時の筋活動量	32
図 2.13	歩行周期と足部の運動	34
図 2.14	歩行周期と立脚期および遊脚期の関連.....	35

図 2.15	ストライドおよびステップ	36
図 2.16	10MWT の概要	37
図 2.17	TUG テストの概要.....	38
図 2.18	歩行中の腰部加速度データ例.....	40
図 2.19	加速度の高速フーリエ変換算出例.....	40
図 2.20	加速度の Harmonic ratio 算出例	41
図 2.21	加速度の ACC 算出例	41
図 3.1	SLR 計測までのフローチャート	47
図 3.2	SLR 計測場面および使用機器.....	48
図 3.3	角速度データによる SLR 開始点の特定方法.....	49
図 3.4	大腿直筋の EMG およびスカログラムの例.....	50
図 3.5	SLR 時のスカログラム代表例.....	51
図 3.6	SLR における 3 軸加速度 RMS および合成加速度の経時変化.....	54
図 3.7	利き足 SLR における筋電図 RMS の経時変化.....	56
図 3.8	非利き足 SLR における筋電図 RMS の経時変化	56
図 3.9	利き足 SLR における周波数パワーの経時変化	58
図 3.10	非利き足 SLR 時における周波数パワーの経時変化	59
図 4.1	体圧分布センサマットおよび計測画面.....	62
図 4.2	圧力データによる SLR 開始点の特定方法	62
図 4.3	CNN モデルの概要	63
図 4.4	健常群の識別結果	66
図 4.5	患者群の識別結果	66
図 4.6	患者群の重症度評価結果.....	67
図 5.1	センサ装着部位および TUG テスト計測場面	70

図 5.2 TUG テストのサブフェーズ解析例	71
図 5.3 TUG テストの歩行相における合成加速度の算出例	72
図 5.4 TUG テストの各サブフェーズにおける解析項目	72
図 5.5 センサ装着部位および TUG テスト計測場面	78
図 5.6 10MWT における合成加速度の算出例	79
図 5.7 入力用のデータセット算出例	80
図 5.8 Transformer モデルの概要	81
図 5.9 エポック数ごとの混同行列	85
図 5.10 Transformer Block ごとの混同行列	85
図 5.11 全センサで学習した混同行列および患者ごとの推論結果	86
図 5.12 精度が低かった患者における追加の推論結果	86
図 5.13 センサ 1 個を除外して学習した混同行列	87
図 5.14 センサ 5 個で学習した混同行列および患者ごとの推論結果	88
図 5.15 センサ 3 個で学習した混同行列および患者ごとの推論結果	88
図 5.16 センサ 2 個(右足部および右手部)で学習した混同行列および患者ごとの 推論結果	88
図 5.17 センサ 1 個(右足部)で学習した混同行列および患者ごとの推論結果	89

表目次

表 1.1	日本での脊髄損傷の発生状況.....	8
表 1.2	Zancolli のクラス分類と獲得可能な ADL レベル	9
表 1.3	SCIM の項目 12 から 14 のスコア一覧.....	10
表 1.4	WISCI のスコア一覧	11
表 2.1	ローカル筋およびグローバル筋の分類.....	25
表 2.2	歩行周期に占める立脚期および遊脚期の割合	36
表 3.1	各筋の電極貼付部位.....	48
表 3.2	各群の基本情報.....	53
表 3.3	筋活動開始時間の解析結果	55
表 4.1	各群の基本情報.....	65
表 5.1	各群の基本情報.....	74
表 5.2	所要時間および歩数の解析結果	74
表 5.3	加速度および角速度の解析結果	75
表 5.4	各レイヤーの入出力サイズ	82
表 5.5	混同行列の作成方法.....	82
表 5.6	各群の基本情報.....	84
表 5.7	入力データごとの推論結果	89

第1章 序論

1.1 脊椎および脊髄の解剖学

脊椎または脊柱とは、二足歩行を行うヒトの体幹部を支持し、四肢からの力学的・神経学的情報を脳に伝達するための重要な組織である。脊椎の機能として、体幹部の支持性、脊椎の可動性、脊髄などの神経系の保護がある[1]。図 1.1 に示したように、脊椎は複数の椎骨から構成されており、頭側から尾側にかけて頸椎、胸椎、腰椎、仙骨、尾骨といい、それぞれ 7 個、12 個、5 個、5 個、3～5 個の椎骨がある。また頸椎を例として図 1.2 に示したように、個々の椎骨は椎体、棘突起、左右の椎弓、上・下関節突起、椎弓根から構成されている。椎骨は靱帯、椎間板、関節、傍脊柱筋などにより、すぐ近位および遠位の椎骨と連結した分節構造を示す。頸椎から尾骨までの高さによってそれぞれの椎骨の形態が異なり、特有の運動性および支持性を有する。椎体間は、線維軟骨から成る椎間板により連結されている。頭側から尾側にかけて走行している靱帯として、椎体の前面には前縦靱帯、後面には後縦靱帯があり、棘突起間には棘上靱帯および棘間靱帯が、椎弓間には黄色靱帯があり、椎骨間の安定性に寄与する。また下関節突起は 1 分節遠位の上関節突起とともに椎間関節を形成しており、椎体間は椎骨の前方中央にある椎間板および後方左右にある椎間関節の計 3 点により安定した連結がなされている。

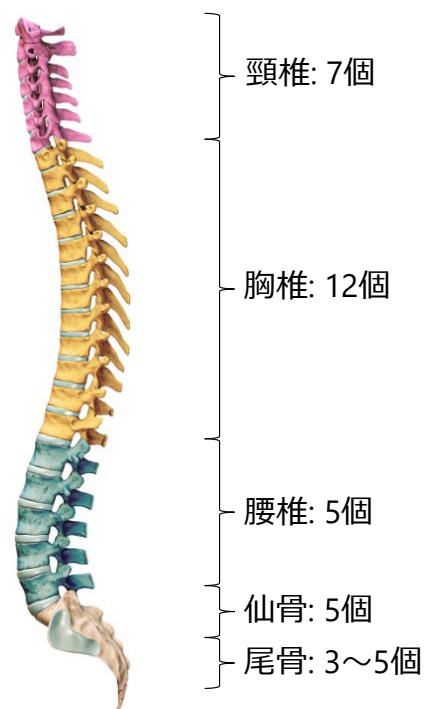


図 1.1 脊椎の構成

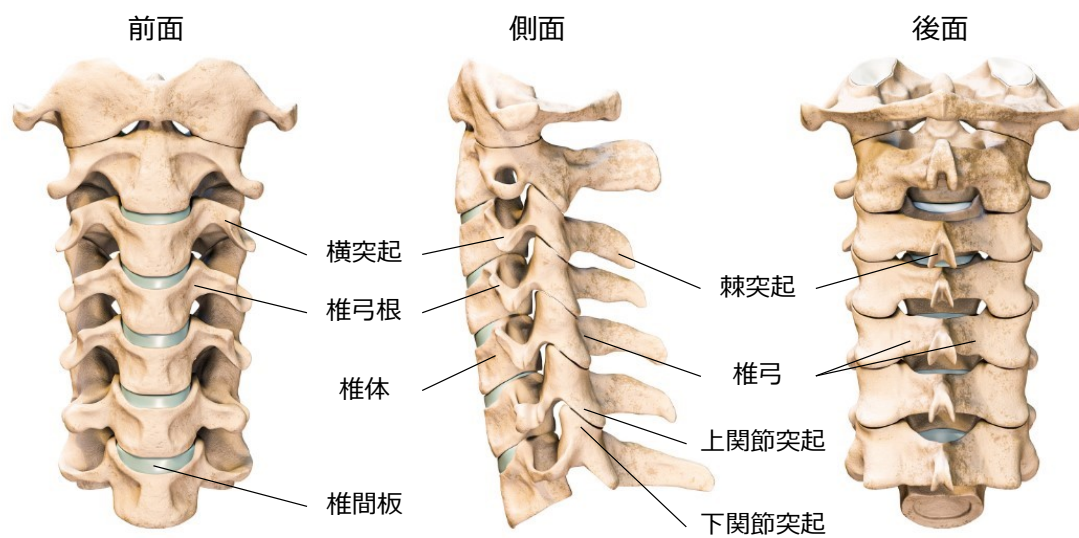


図 1.2 頸椎における椎体の構造

脊柱管とは、図 1.3 に示したように椎体、左右の椎弓、上・下関節突起、椎弓によって囲まれた空間であり、この空間を中枢神経である脊髄が走行している。脊髄は運動神経、感覚神経、交感神経と副交感神経から成る自律神経の集合である白質と神経細胞の集合である灰白質から成り、中枢部の大脳皮質と末梢部の皮膚や筋などの間で、運動や感覚などの情報を相互に伝達している[2]。灰白質の横断面のうち、前方に突出した部位を前角、後方に突出した部位を後角といい、それぞれ運動性、感覚性の神経細胞が多数集合している。脊髄は第 1 頸椎の高さから始まって尾側に向かって走行し、第 12 胸椎から第 1 腰椎の高さで円錐部となり、ここから遠位は馬尾と呼ばれ、自律神経の一つである副交感神経を含んだ末梢神経になる。脊髄および馬尾は図 1.4 に示したように、第 1 頸椎の上部から第 5 腰椎の下部までを走行しながら、脊髄の側面から末梢神経である神経根を分岐している。よって、神経根は頸椎で左右 8 本、胸椎で左右 12 本、腰椎で左右 5 本あり、最終的にそれぞれ顔面および上肢、体幹部、下肢前面、下肢後面の体表や筋に向かう。神経根は前角から分岐する運動神経を含んだ前根と後角から分岐する感覚神経を含んだ後根から成り、すぐ遠位の椎体と左右の椎間関節の間で集まり、脊髄神経節となる。脊髄神経節からは運動神経を含んだ前枝と感覚神経を含んだ後枝に分かれ、複数の高さから分かれた前枝または後枝が集まって神経叢を作り、それぞれの神経叢から個々の末梢神経に分かれて体表や筋に到達する。すなわち、1 本の末梢神経が最終的に到達し支配する領域は、2～3 分節など複数の高さの脊髄から分岐している。末梢神経は、支配する領域に対して大脳皮質からの運動を末梢に伝達し、受容した感覚を中枢である大脳皮質に伝達する。脊髄から分岐した脊髄神経節から前枝および後枝までの走行を図 1.5 に、脊髄の高さに対応する神経支配領域を図 1.6 に示す。脊髄から末梢神経に至るまでのいずれかで神経が損傷されると、損傷される高さや部位、その程度によって中枢性麻痺か末梢性麻痺かの病態、運動障害か感覚障害かの種類、四肢や体幹部などの身体部位、損傷後の経過が異なる。

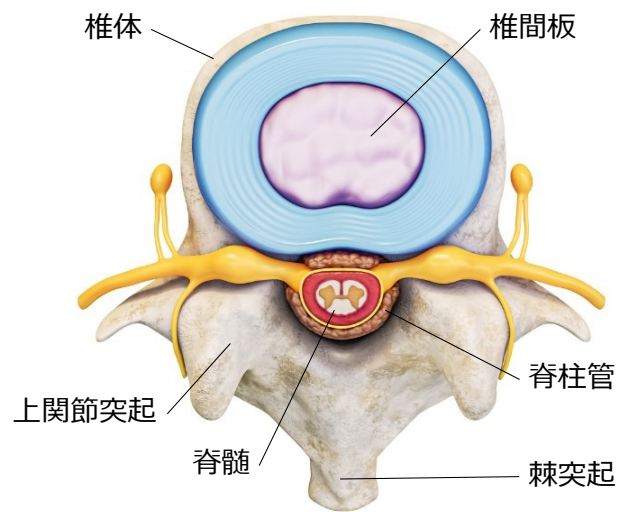


図 1.3 椎管の構成

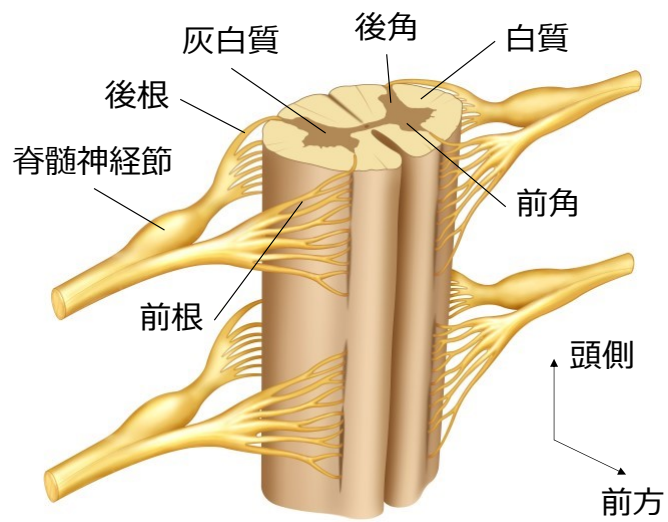


図 1.4 脊髓の構造

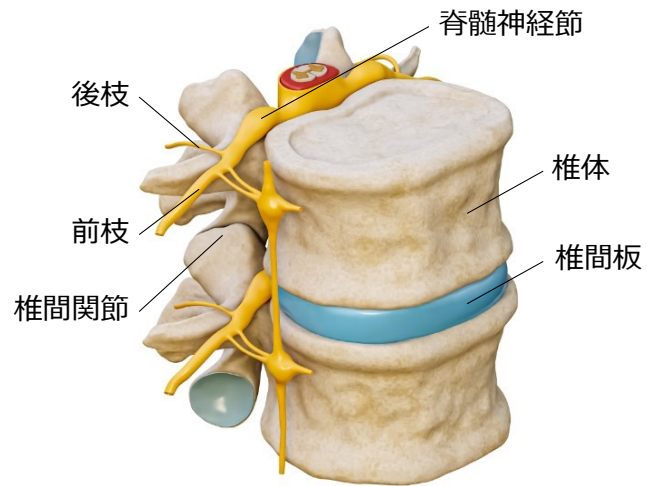


図 1.5 脊髄から前枝および後枝までの走行

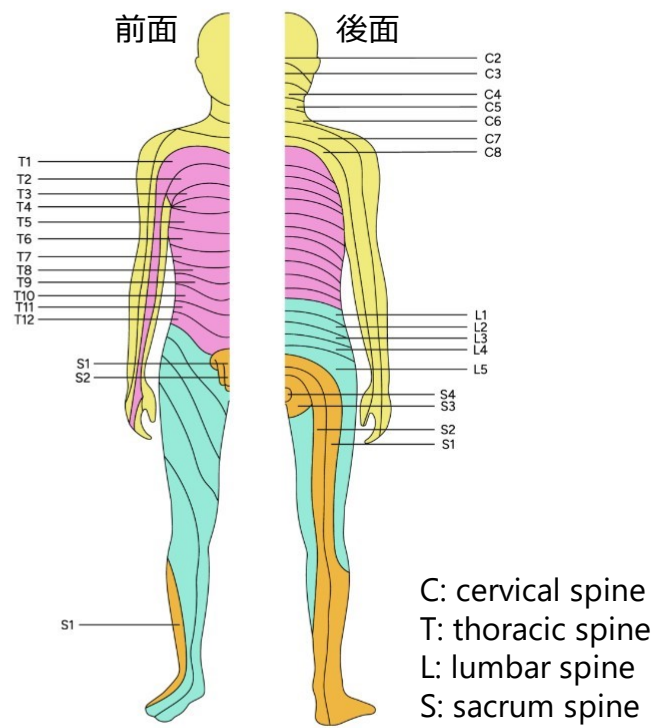


図 1.6 脊髄の神経支配領域

1.2 脊髄損傷の病態および疫学

脊髄損傷とは、脊椎に何らかの外傷が加わることで、脊柱管を走行する脊髄が損傷され、損傷部以下の神経支配領域に様々な程度の運動機能および感覚機能障害、自律神経機能障害が生じる疾患である。脊髄の損傷部位は、磁気共鳴画像の読影、運動および感覚評価の結果と併せて診断され、部位によって頸髄損傷、胸髄損傷、腰髄損傷、仙髄損傷と呼ばれる。このうち、頸髄損傷によって上肢および下肢の機能障害が出現したものを四肢麻痺、胸髄以下の損傷によって下肢の機能障害が出現したものを対麻痺と呼ぶ。運動および感覚障害の程度は、American Spinal Injury Association (ASIA)が提唱する ASIA Impairment Scale (AIS)という評価法によって行われ、最終的には重症度が高い順に Grade A から E までの 5 段階で判定される[3]。AIS Grade の判定では、まず第 4 および第 5 仙髄による神経支配領域の運動障害として肛門括約筋の収縮を、感覚障害として肛門周囲の触覚および痛覚をそれぞれ評価する。運動、感覚ともに脱失した状態を Grade A (完全麻痺)、運動は脱失しているが感覚は部分的または完全に残存した状態を Grade B (感覚不全麻痺)と判定される。AIS Grade A または B では、損傷部以下のほぼ全ての神経支配領域で運動および感覚も完全に障害されている症例が多く、完全に障害された部位の機能改善はほとんど見込めない。一方、第 4 および第 5 仙髄レベルの運動および感覚がともに残存し、損傷部から 3 髄節以上遠位の神経支配領域で四肢の運動が残存した状態を Grade C または D(運動不全麻痺)と判定される。四肢の運動機能は、Key muscle と呼ばれる第 5 頸髄から第 1 胸髄レベルの上肢 5 筋、第 2 腰髄から第 1 仙髄レベルの下肢 5 筋、左右計 20 筋の筋力をスコア 0 から 5 までの 6 段階でそれぞれ評価する。上肢の合計スコアを Upper-Extremity Motor Score (UEMS)、下肢の合計スコアを Lower-Extremity Motor Score (LEMS)と呼ぶ。損傷部以下の四肢の運動機能を評価し、スコア 3 以上の筋が評価部位に対して半数未満であった場合を Grade C、半数以上であった場合を Grade D と判定される。またしびれなどの異常感覚は残存しているが、運動および感覚障害を全く認めない状態を Grade E (正常)と判定される。大まかには Grade A を完全麻痺、Grade B から D を不全麻痺と呼び、どちらの病態でも患者の日常生活活動(Activity of Daily Living; ADL)に多大な支障をきたす。

日本での脊髄損傷の発生状況を大規模に調べた先行研究は 2 つあり、これらの結果を表 1.1 にまとめた。どちらも神経障害の重症度として Frankel 分類を用いている[4]。これは AIS Grade と同じく A から E の 5 段階で評価し、A を完全麻痺、B を感覚不全麻痺、E を正常と判定する。一方、C および D の判定方法が異なり、運動不全麻痺かつ歩行不可能を C、歩行可能を D と判定するため、筋力のスコアではなく歩行能力によって結果が変わる。まず、1990 年から 1992 年までの 3 年間の脊髄損傷患者をそれぞれ 2000 名以上、計 7471 名解析した報告では、脊髄損傷の発生数は人口 100 万人当たり約 40 人、男女比は約 5 対 1 と男性に多く発生し、受傷時の平均年齢は 48.6 歳で 20 歳と 59 歳の 2 つに発生のピークがあった[5]、損傷部位は頸髄の割合が 75.0 % と最も多く、病態は完全麻痺の割合が 33.7 % と最も多く、受傷原因は交通事故の割合が 43.7 % と最も多かった。一方、2018 年の脊髄損傷患者 4603 名を解析した報告でも、男女比は約 3 対 1 と男性に多く発生することは変わらないが、発生数は人口 100 万人当たり 49 人に増加し、平均年齢は 66.5 歳に高齢化し、年齢の中央値は 70.0 歳で 70 歳代のみに発生のピークがあった[6]。損傷部位は頸髄の割合が 88.1 % とさらに増加し、病態は運動不全麻痺の割合が計 79.3 % と最も多く、受傷原因は転倒の割合が 38.6 % と最も多かった。すなわち、近年は転倒による高齢者の頸髄不全損傷が増加したことで、全体の患者数が増加している。高齢者は加齢に伴い、特に頸椎の脊柱管が狭窄していることが多く、転倒などの軽微な外傷であっても脊髄損傷が発生しやすい。また日本だけでなく、北米やヨーロッパなどの高齢化が進む地域においても、脊髄損傷の受傷年齢が高齢化している[7]。世界で最も高齢化が進んでいる日本では、今後もこの傾向が続くことが予想されるため、頸髄不全損傷患者に対する適切なリハビリテーションは重要である。

表 1.1 日本での脊髄損傷の発生状況

	From 1990 to 1992	2018
Registered patients number	7471	4603
Incidence per million	40	49
Gender (<i>n</i>)	1909 M, 7842 F	1170 M, 3403 F
Age (years)		
Mean (SD)	48.6 (19.1)	66.5 (17.1)
Median (IQR)	None	70.0 (58.0, 79.0)
Age of peak incidence	Two peaks, at 20 and 59 years	Single peak in 70s
Frankel grade (<i>n</i> [%])		
A	2518 (33.7)	505 (11.0)
B	1208 (16.1)	443 (9.7)
C	1984 (26.6)	1509 (33.0)
D	1761 (23.6)	2121 (46.3)
Top three causes		
Traffic accident	4263 (43.7)	916 (20.1)
Fall from a height	2818 (28.9)	1093 (23.9)
Fall on level surface	1260 (12.9)	1763 (38.6)
Level of injury (<i>n</i> [%])		
Cervical injury	7317 (75.0)	3903 (88.1)
Thoracic/lumbar injury	2408 (24.7)	446 (10.1)

M: male, F: female

1.3 頸髄不全損傷のリハビリテーション治療および機能予後

脊髄損傷受傷後は保存療法または手術療法が選択され、数か月にわたってリハビリテーションが行われる。一般に、完全麻痺である AIS Grade A および感覚不全麻痺である Grade B では、損傷部以下の運動機能障害が改善する可能性は少ない。このため、表 1.2 に示したように、Zancolli のクラス分類に基づく損傷部位およびそれ以下の四肢の残存機能によって獲得できる ADL レベルがある程度決まっており、これを目標にリハビリテーションを進める[8]。一方、運動不全麻痺である AIS Grade C または D では、運動および感覚障害の程度に個人差があり、経過中に症状の改善が期待さ

れる[9-11]. 運動不全麻痺は近年増加している病態であり, Grade A および B と比べて機能評価に基づく目標設定の方法は確立されていない. 臨床では, 最も基本的な ADL である歩行に着目されることが多く, 最終的に歩行自立を獲得できるかが目標設定において最も重要な焦点となる.

表 1.2 Zancolli のクラス分類と獲得可能な ADL レベル

損傷部		獲得可能な ADL レベル
C1-3		自発呼吸不可能であり人工呼吸の管理を要す, 電動車椅子の操作可能
C4		人工呼吸器の管理から離脱可能, 一部の机上動作可能
C5		屋内平地にて車椅子駆動可能, 自助具を用いて机上動作可能
C6	C6A	一部の例で支持物を用いて寝返りおよび起き上がり動作可能
	C6B1	寝返りおよび起き上がり動作可能, 大半はベッドと車椅子の移乗可能
	C6B2	支持物無しで寝返りおよび起き上がり動作可能, ベッドと車椅子の移乗可能, 大半はトイレおよび車の移乗および車への車椅子の積み込み可能, ADL 自立の上限
	C6B3	移乗動作はさらに容易に可能, 一部の例で床から車椅子への移乗可能
C7-T1		側方からの移乗動作可能, 車椅子を用いた起き上がり・移動・移乗動作は完全に自立
T2-L2		車椅子を用いた生活における ADL は全て自立, 装具を用いて交互歩行可能だが実用性なし
L3-4		杖および装具を用いて二点歩行または大振り歩行可能, 生活の一部で実用的な歩行可能
L5 以下		より簡易な杖および装具を用いて歩行可能, 長距離移動以外では実用的な歩行可能

C: cervical spine, T: thoracic spine, L: lumbar spine

脊髄不全損傷患者の歩行自立度は, Spinal Cord Independence Measure (SCIM) という ADL 評価法[12-14]または Walking Index for Spinal Cord Injury (WISCI) という歩行能力評価法[15, 16]により評価される. SCIM は, 入院中または在宅での ADL を食事, 入浴, 更衣などの「セルフケア」, 呼吸手段や排尿方法などの「呼吸と排泄管理」, 姿勢変換や車椅子移乗などの「移動(室内とトイレ)」, 歩行手段や階段昇降などの「移動(屋内と屋外, 平らな所で)」の計 4 パートに分け, パート内の各項目を 0 点から最大 15 点で評価する. それぞれの点数が高いほど自立度が高いことを示し, 全

17 項目の合計スコアを用いて ADL の自立度を評価する指標である。歩行に関するものは、項目 12 の「屋内の移動」、項目 13 の「まとまった距離の移動(10～100m)」、項目 14 の「屋外の移動(100m 以上)」であり、表 1.3 に示した通りそれぞれ最小 0 点「全介助を要する」から最大 8 点「歩行補助具なしで歩行」の 9 段階で評価する。このうち項目 12 のスコアに基づいて患者の歩行自立度を判定し、杖などの歩行補助具の使用に関わらず歩行自立である 4 点以上を歩行自立と定義した先行研究がいくつかみられる[17-19]。WISCI は表 1.4 に示した通り、リハビリテーション場面における最大歩行能力を最小 0 点「立位ないし介助歩行ができない」から最大 20 点「いかなる装具・介助無しに、独歩で 10 m 歩ける」の 21 段階で評価する。日常生活での歩行を評価する SCIM とは異なり、WISCI は歩行能力を 10 m でしか評価せず、平行棒の使用や介助者の人数によってもスコアが変動する。よって、スコアに天井効果があるため、WISCI を用いて歩行自立度を判定した先行研究は少なく、歩行自立と定義するスコアの基準は確立されていない。

表 1.3 SCIM の項目 12 から 14 のスコア一覧

スコア	動作レベル
0	全介助を要する
1	電動車椅子を必要とするか、または手動車椅子を操作するのに部分介助を要する
2	手動車椅子で自立して移動する
3	歩行時に監視を必要とする(器具の要否は問わない)
4	歩行器または松葉杖で歩行(大振り・小振り歩行)
5	松葉杖または T 字杖 2 本で歩行(交互歩行)
6	T 字杖 1 本で歩行
7	下肢装具のみを必要とする
8	歩行補助具なしで歩行

表 1.4 WISCI のスコア一覧

スコア	動作レベル
0	立位ないし介助歩行ができない
1	装具下で 2 人の身体介助を要し、平行棒内で 10 m 未満歩ける
2	装具下で 2 人の身体介助を要し、平行棒内で 10 m 歩ける
3	装具下で 1 人の身体介助を要し、平行棒内で 10 m 歩ける
4	装具無しで 1 人の身体介助を要し、平行棒内で 10 m 歩ける
5	装具下で身体介助無しに、平行棒内で 10 m 歩ける
6	装具下で 1 人の身体介助を要し、歩行器で 10 m 歩ける
7	装具下で 1 人の身体介助を要し、2 本の Crutch で 10 m 歩ける
8	装具無しで 1 人の身体介助を要し、歩行器で 10 m 歩ける
9	装具下で身体介助無しに、歩行器で 10 m 歩ける
10	装具下で 1 人の身体介助を要し、1 本の Crutch/Cane で 10 m 歩ける
11	装具無しで 1 人の身体介助を要し、2 本の Crutch で 10 m 歩ける
12	装具下で身体介助無しに、2 本の Crutch で 10 m 歩ける
13	装具・身体介助無しに、歩行器で 10 m 歩ける
14	装具無しで 1 人の身体介助を要し、1 本の Crutch/Cane で 10 m 歩ける
15	装具下で身体介助無しに、1 本の Crutch/Cane で 10 m 歩ける
16	装具・身体介助無しに、2 本の Crutch で 10 m 歩ける
17	装具無しで 1 人の身体介助を要し、独歩で 10 m 歩ける
18	装具下で身体介助無しに、独歩で 10 m 歩ける
19	装具・身体介助無しに、1 本の Crutch/Cane で 10 m 歩ける
20	いかなる装具・介助無しに、独歩で 10 m 歩ける

脊髄不全損傷患者の機能予後として、歩行自立に関連する因子を調べた先行研究はいくつかある。まず受傷後約 1 週間の脊髄不全損傷患者に対して、年齢、第 3 腰髄および第 1 仙髄レベルの運動および触覚のスコアの計 5 項目を用いて予測式を作成し、6 か月後の SCIM の項目 12 が 4 点以上を歩行自立として予測した報告がある[19]。結果として、65 歳未満かつ残りの 4 項目の各スコアに重み付けした合計スコアが高いほど、歩行自立となる確率が高かった。また受傷後 4～5 か月の AIS Grade D の頸髄不全損傷患者に対して、SCIM の項目 12、項目 14 が 4 点以上をそれぞれ屋内歩行自立および屋外歩行自立として、UEMS、LEMS、歩行速度、WISCI のスコアなどとの関連を検証した報告がある[18]。結果として、UEMS および LEMS が歩行自立と独立して関連しており、カットオフ値はそれぞれ 36.5 点および 41.5 点であった。同様に、

受傷後 16～40 日の AIS Grade C または D の脊髄不全損傷患者に対して、受傷後 6 か月以上の WISCI または 6 分間歩行距離と関連する予測因子を調べた先行研究においても、四肢麻痺および対麻痺患者のどちらの病態であっても LEMS のみが有意に関連すると報告されていた[20]。さらに、単一の関連因子として年齢の影響を検討した先行研究では、受傷後 6 か月以上かつ退院時 LEMS 42 点以上であった AIS Grade D の頸髄不全損傷患者に対して、受傷時の年齢から 59 歳以下、60 歳以上 69 歳以下、70 歳以上の 3 群に分けて歩行能力および歩行自立の割合を比較した報告がある[17]。その結果、歩行能力を示す SCIM の項目 12、項目 14、WISCI のいずれのスコアも 70 歳以上の群で他の 2 群と比べて有意に低かった。また SCIM の項目 12、項目 14 が 4 点以上をそれぞれ屋内歩行自立および屋外歩行自立として、歩行自立の割合を比較した結果、どちらも 70 歳以上の群で他の 2 群と比べて有意に低かった。よって、これらの先行研究をまとめると、受傷時の年齢および LEMS が歩行自立に影響する主な因子としてこれまでに報告されている。しかし、臨床では LEMS の改善度と歩行自立度に乖離がみられ、体幹筋機能低下を疑う症例を経験する。近年の先行研究においても、脊髄不全損傷患者の ADL 獲得に向けて体幹機能の重要性が強調されており、脊髄損傷に特化した体幹機能評価尺度がいくつか考案され、徐々に臨床での有用性も検証されている[21-24]。したがって、頸髄不全損傷の機能予後予測においては、四肢だけでなく体幹も含めた運動機能の評価が必要である。

1.4 研究目的および本論文の構成

本論文においては、前節までに述べた背景のもと、定量的な体幹機能評価として下肢伸展挙上(Straight-Leg Raising; SLR)の運動解析手法を確立し、これを応用して歩行解析手法を提案することを目的とする。

本論文の構成および各研究の概略について以下に略述する。また図 1.7 に本論文の構成を示す。

第 1 章 本研究の背景および研究内容について記述する。

第 2 章 頸髄不全損傷患者の体幹機能評価および歩行自立度評価の課題を記述する。

第 3 章 頸髄不全損傷患者の歩行自立度が SLR 時の下肢・体幹筋活動に及ぼす影響について記述する。

第 4 章 SLR 運動解析データと畳み込みニューラルネットワーク(Convolutional

Neural Network; CNN)モデルを用いた頸髄不全損傷患者の重症度分類について記述する。

第5章 Timed Up-and-Go (TUG)テスト時の慣性センサデータを用いた群間比較について記述し、10m 歩行テスト(10-Meter Walking Test; 10MWT)および TUG テスト時の慣性センサデータと Transformer モデルを用いた患者の歩行自立度分類について記述する。

第6章 本研究で得られた研究成果について総括する。

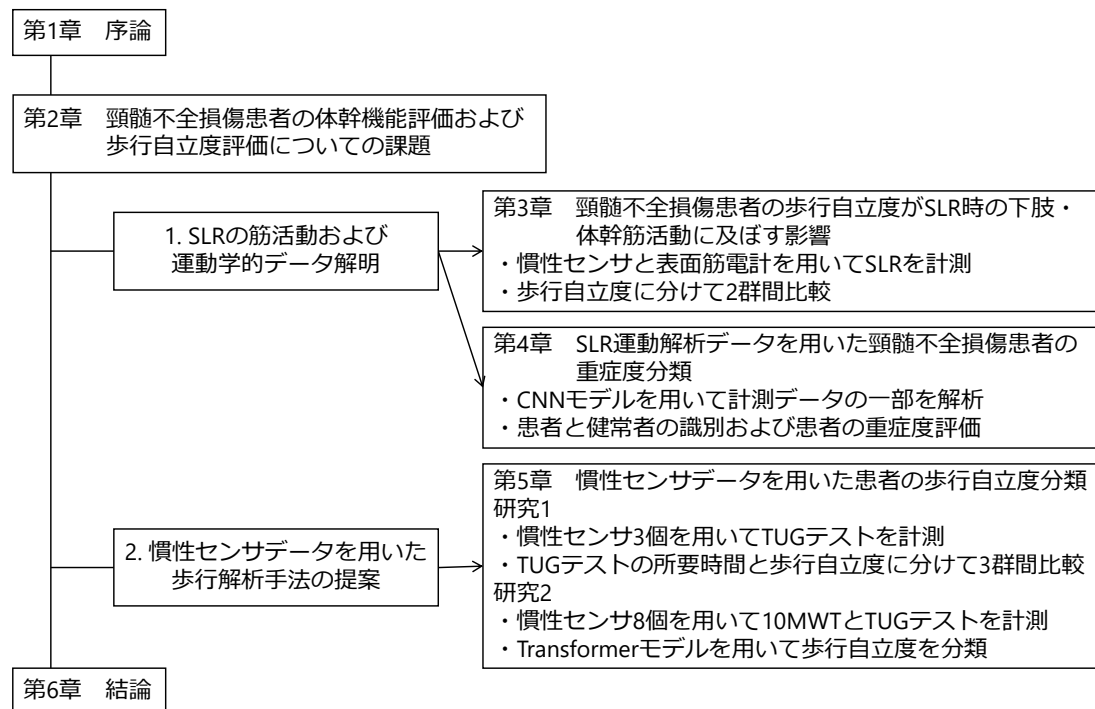


図 1.7 本論文の構成

第2章 頸髄不全損傷患者の体幹機能評価および歩行自立度評価の課題

本章では、本研究に至るまでの背景として、筋の解剖学および生理学、筋電図の計測方法、体幹筋の解剖学および運動学、歩行の概要および評価方法について先行研究の結果も含めて述べ、続いて頸髄不全損傷患者の体幹機能評価および歩行自立度評価の課題を述べる。

2.1 節では、新たな体幹機能評価として SLR の筋活動および運動学的データ解明の必要性について述べ、さらに計測データから分類モデル作成の必要性について述べる。

2.2 節では、客観的な歩行自立度評価の確立の必要性について述べる。

2.1 SLR 時の筋活動および運動学的データ解明

2.1.1 筋の解剖学

筋は、身体あるいはその一部の運動および姿勢の保持を制御する器官である。組織学的に横紋筋と平滑筋に分かれ、横紋筋はさらに心筋と骨格筋に分かれる[25]。平滑筋は血管壁や内臓器に存在し、これらの働きを調整している。心筋は心臓のみに存在し、全身に血液を循環させるポンプとして作用する。骨格筋は全身に存在し、顔面、四肢、体幹部などあらゆる身体運動に関わる。人体には約 400 個の骨格筋があり、体重の約 30 %を占める。筋はその 75 %が水、25 %が蛋白質で構成される。骨格筋は、血管および神経を伴った多数の筋線維が結合組織によって包まれた器官である。筋の基本的な形状は紡錘形であり、単一または複数の関節をまたいだ両端では筋線維がなくコラーゲンという強固な結合組織から成る腱に移行し、骨または靱帯に付着する。この付着部位のうち、頭側または身体の近位にあるものを起始、尾側または身体の遠位にあるものを停止という。筋活動時には、筋収縮に伴ってトルクを発生させ、関節の回転軸周りに体幹または四肢を変位させる。単一の筋収縮による運動だけでなく、複数の筋が共同して同一方向の運動を行う場合にこれらの筋を協働筋と呼び、筋が互いに反対方向の運動を行う場合を拮抗筋と呼ぶ。それぞれの骨格筋は、異なるタイプの筋線維から構成される。赤筋であるタイプ 1 線維と白筋であるタイプ 2 線維に分か

れ、筋によってこれらの構成の割合が異なる。タイプ 1 線維は、細くて発揮筋力は弱い但筋持久力に優れており、体幹筋群やヒラメ筋などの坐位や立位の姿勢保持に関わる筋に多く認め、全体の 60～70 %を占める。一方でタイプ 2 線維は、太くて発揮筋力は強い但筋持久力に乏しく、上腕二頭筋や外側広筋などの大きなトルクを発生させる四肢の関節運動に関わる筋に多く認め、全体の 50～60 %を占める。

骨格筋の微細構造を図 2.1 に示す。骨格筋は、筋線維が結合組織から成る複数の膜に包まれながら束ねられて筋束を作り、最終的には筋膜で包まれた機能的な連合体である。この膜のうち、最も深層にあるものを筋内膜といい、筋線維の最小単位である筋原線維の集合である筋線維それぞれと 200～250 本の筋線維から成る第一次筋線維束を包む。筋周膜は数本の第一次筋線維束から成る第二次筋線維束を包む。筋上膜または筋外膜は第二次線維束の集合を包み、さらにその外側を強靱な筋膜で包む。

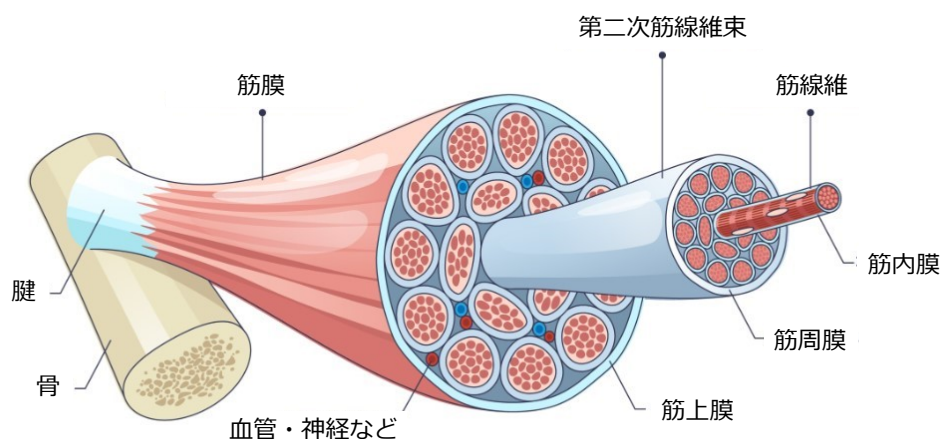


図 2.1 骨格筋の微細構造

筋原線維は、顕微鏡による観察所見から暗い A 帯と明るい I 帯に分かれる。A 帯の中央にはやや明るい H 帯があり、その中心には暗い M 線がある。I 帯は暗く細い Z 線で分けられる。隣接する Z 線で作られる分節を筋節またはサルコメアと呼び、長さは 2～3 μm である。サルコメアは筋原線維を構成する、筋収縮時の一つの単位である。図 2.2 に示したように、筋原線維は太さの異なる 2 種類の筋フィラメントから構成される。太いフィラメントは主にミオシンから成り、A 帯を占める。細いフィラメントはアクチンとそれに結合するトロポミオシンおよびトロポニンから成り、一端は Z 線

に繋がり、隣り合う I 帯を作り、他端は A 帯の中にある．すなわち，I 帯はアクチンフィラメントのみ，A 帯はアクチンおよびミオシンフィラメント，H 帯はミオシンフィラメントのみである．このうち，A 帯では 1 本のミオシンフィラメントの周りを 6 本のアクチンフィラメントが取り囲むように並んでいる．

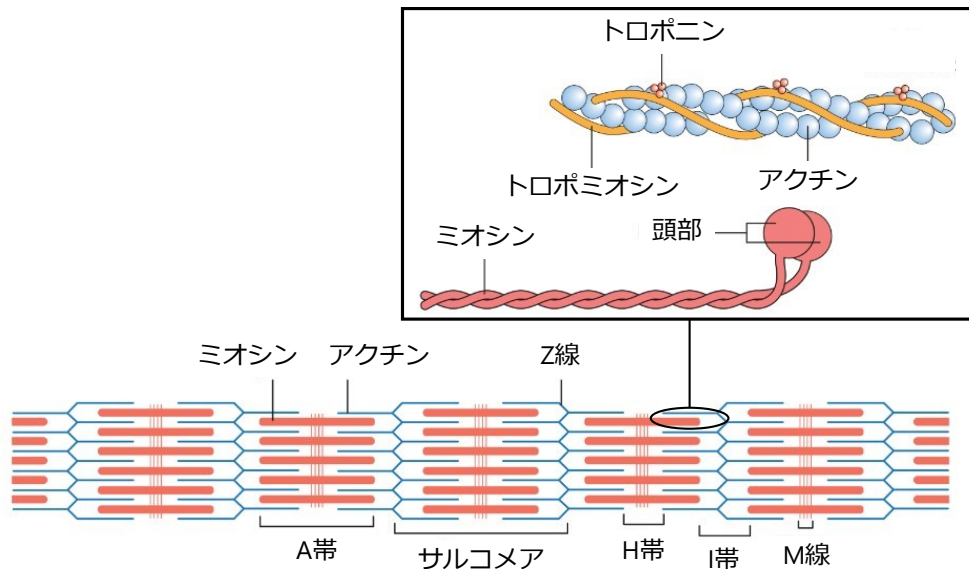


図 2.2 筋原線維の構造

筋原線維の周囲は，筋小管系と呼ばれる網状の膜に包まれており，図 2.3 に示したように筋小胞体と横行小管または T 管という 2 つの膜様構造から成る．筋小胞体は筋原線維を取り巻く円柱状の鞘のような膜系の管と槽から成り，筋原線維と縦断的に繋がる．筋小胞体の両端を終末槽と呼び，カルシウムイオンを貯蔵している．T 管は筋細胞膜の管状の折れ込みであり，筋原線維と縦断的および横断的に繋がる．筋原線維に沿って規則的な間隔で存在し，細胞外空間と繋がって筋細胞膜から細胞内に続いており，ナトリウムイオンの移動により発生した活動電位を筋小胞体まで伝える．活動電位が発生し，T 管が脱分極すると筋小胞体からカルシウムイオンが放出されて筋収縮が起こる．

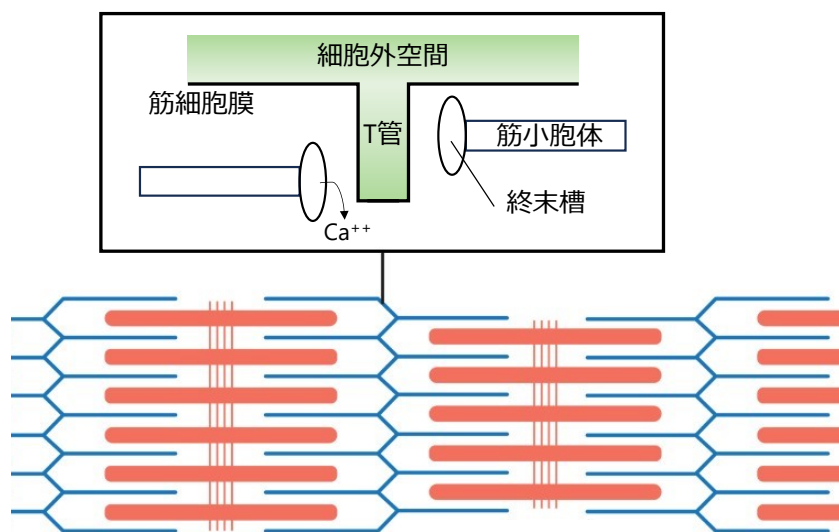


図 2.3 筋小管系の構造

2.1.2 筋活動の生理学

骨格筋の活動は、脊髄の前角に存在するアルファ運動ニューロンが興奮し、これが末梢神経を介して筋に伝わることで起こる[26]。この情報伝達は細胞膜に生じる膜電位の変化により引き起こされる。筋線維は筋細胞膜によって包まれており、この膜には特定のイオンが細胞内外を移動できるチャネルを持つ。イオンの移動は細胞内外のイオン濃度勾配によって起こる。まず運動ニューロンによる興奮は、脱分極として末梢神経の末端にある神経筋接合部に伝えられ、そこでアセチルコリンが放出されることで筋線維の脱分極、それに続く再分極によって活動電位を引き起こす。具体的には、アセチルコリンによる筋線維への刺激は、筋細胞膜のナトリウムイオンの透過性を高めて筋線維内にナトリウムイオンが流入し、急激な脱分極を引き起こす。この脱分極により発生した活動電位は、T管を介して筋線維内の全ての筋原線維に伝播し、筋小胞体からカルシウムイオンが放出される。カルシウムイオンは筋フィラメントに拡散して細胞内のカルシウムイオン濃度が上昇し、図 2.4 に示したようにカルシウムイオンはトロポニンと結合する。これによりアクチンとトロポニンの結合が弱まり、アクチンとミオシンが結合してクロスブリッジを形成する。クロスブリッジを形成すると、ミオシンの頭部が回転してアクチンはミオシンに沿って動き、Z線の間隔が短縮することで筋は収縮し、この際に張力が発生する。その後、筋小胞体によってカル

シウムイオンが再度取り込まれ，筋細胞膜のナトリウムイオンの流入が減少し，カリウムイオンが流出することで急激な再分極が起こる．この筋小胞体による再取り込みと再分極によって，カルシウムイオンはトロポニンから解離し，アクチンとミオシンの結合も解離して筋は弛緩し，元の状態に戻る．この一連の筋収縮過程を興奮-収縮連関といい，筋収縮時に細いアクチンフィラメントが太いミオシンフィラメント上を滑走する原理を滑走説という．

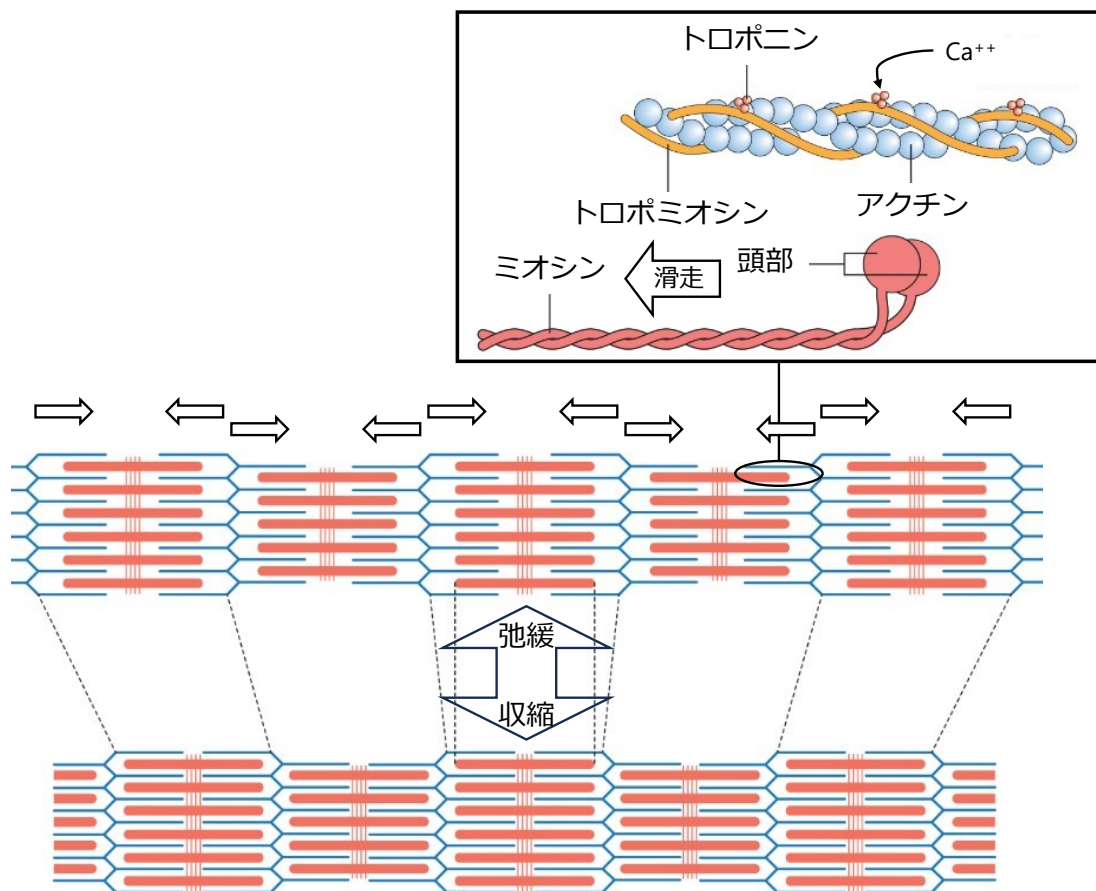


図 2.4 筋収縮の滑走説モデル

2.1.3 筋電図の概要

筋細胞膜のイオンチャネルの移動により筋収縮時に発生する活動電位を筋電位といい，筋電位を記録および表示したものが筋電図(Electromyography; EMG)である[27, 28]. EMG の導出方法は，使用する電極によって 2 つに大別される．1 つは，筋線維

の走行に沿って皮膚表面に表面電極を 2 枚貼付する方法であり，これにより記録および表示されたものを表面筋電図(Surface Electromyography; sEMG)と呼ぶ(図 2.5). sEMG は非侵襲的に計測できるため，スポーツやリハビリテーションなどの動作を分析する人間工学において用いられており，健常者だけでなく患者を対象にした先行研究も多い. sEMG の欠点としては，電極と筋の間にある皮膚や皮下組織を介して記録されるために筋電位が微弱であること，深層にある筋や電極のサイズに対して小さな筋を計測することが困難なこと，特定の筋を選択的に計測することが困難なこと，運動に伴う筋の収縮や弛緩により貼付部位の皮下で筋が移動すると別の筋を計測する可能性があることなどが挙げられる.

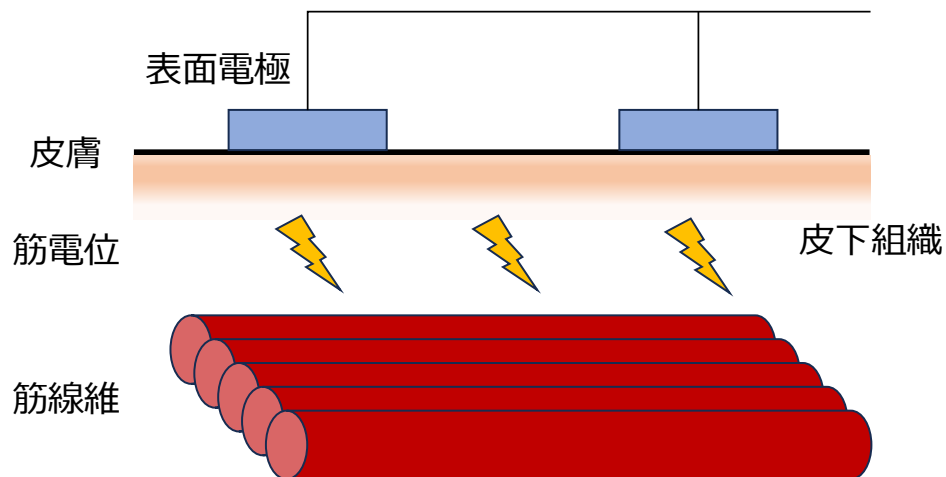


図 2.5 sEMG の計測機序

もう 1 つの EMG の導出方法は，筋内に先端の直径が約 0.5mm の針電極を直接刺入する方法であり，これにより記録および表示されたものを針筋電図(Needle Electromyography; nEMG)と呼ぶ(図 2.6). nEMG は侵襲を伴う計測であるが，表面電極と比べて刺入部の筋電位を直接的かつ選択的に記録でき，深層の筋に対しても計測できるため，医師による神経筋疾患の診断などの臨床分野において用いられる. 一方で，刺入部以外の筋電位は計測できないことも nEMG の欠点である. 運動時の EMG を計測する目的で nEMG を用いた先行研究も散見されるが，侵襲を伴うために健常者を対象にしたものがほとんどであり，患者を対象にした場合もごく少数での報告しかなく，積極的な臨床応用は難しい.

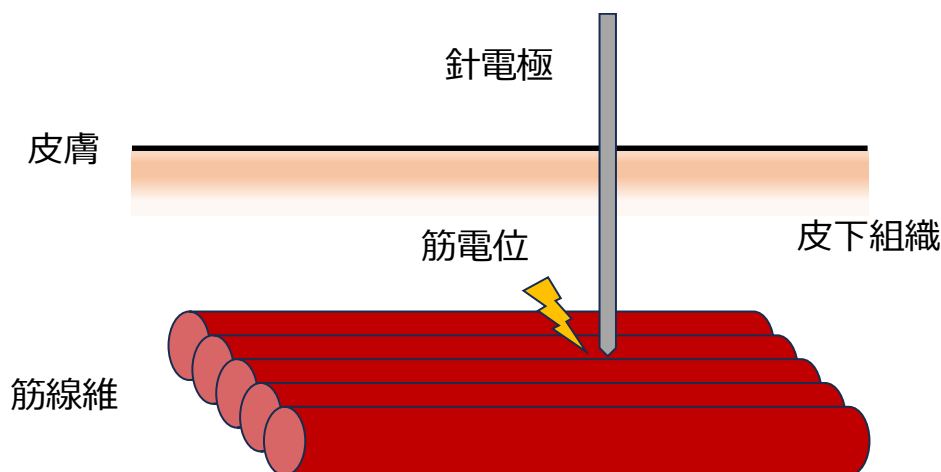


図 2.6 nEMG の計測機序

2.1.4 表面筋電図の計測および解析方法

前節の内容を踏まえて、本節では臨床での応用が可能な sEMG について、さらに詳細な計測および解析方法を述べる。デジタル筋電計を用いた sEMG の出力方法として、表面電極によって得られた筋電位は、図 2.7 に示した筋電計内の機器を介して sEMG として出力される。具体的には、増幅器によって入力信号に混入している商用の交流雑音をコモンモード除去比(Common Mode Rejection Ratio; CMRR)に応じて、皮膚と電極間の接触インピーダンスを入力インピーダンスに応じてそれぞれ低減し、微弱な筋電位を増幅させ、アナログフィルタで設定された周波数範囲の筋電位を抽出し、アナログ・デジタル変換器(A/D 変換器)によってサンプリング周波数に応じて sEMG が出力される。筋電計の CMRR、入力インピーダンス、フィルタの種類および遮断周波数、サンプリング周波数は機種によって異なるため、得られる sEMG の質は変動する。また、同時に計測可能な筋のチャンネル数も機種によって異なり、ノートパソコンなどの筋電計を操作するための端末との接続方法は有線と無線に分かれる。

sEMG は 6 Hz 以上 500 Hz 以下の周波数成分を有し、成分の大きさは主に 10 Hz 以上 250 Hz 以下にある[28]。このため、ナイキスト周波数を考慮すると、筋電計のサンプリング周波数は 1000 Hz 以上が推奨される。前述した sEMG の欠点のうち、筋電位が微弱である点に関しては、電極を貼付する前にアルコール綿や専用のペーストを用いて適切な皮膚処理を行い、皮膚と電極間の接触インピーダンスをできるだけ低下させる必要がある。また特定の筋を選択的に計測できない点に関して、隣接する筋か

らの筋電位が混入することをクロストークという。クロストークを低減して特定の筋の sEMG を選択的に計測するために、全身の筋ごとに適切な電極貼付部位がいくつかのガイドラインや先行研究において提唱されている[29-32]。また電極のサイズと電極間距離もクロストークに影響を及ぼす。電極のサイズを大きくする、または電極間距離を長くすると、貼付部位や計測範囲の面積も大きくなるためにクロストークが増加し、筋電位の高周波帯域の成分を記録することが困難になる。一方、電極のサイズを小さくすると皮膚と電極間の接触インピーダンスが増加して筋電位を記録する際にノイズが混入しやすく、電極間距離を短くすると筋電位の振幅が減少し、発汗などにより電極間の短絡を生じる可能性がある。これらの利点と欠点を考慮して、手指などのごく小さな筋を除いて、電極のサイズは 1~2 cm、電極間距離は 1~2 cm に統一して貼付することが推奨されている[33]。

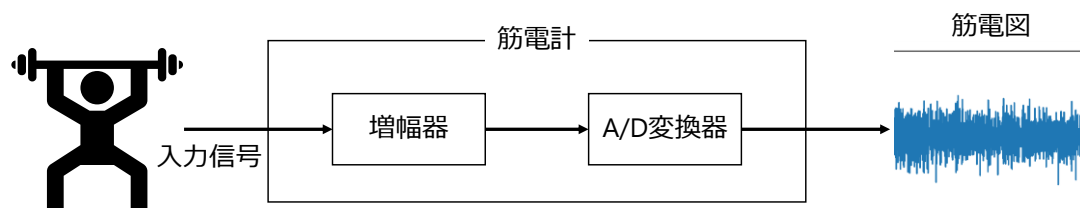


図 2.7 sEMG の出力方法

計測された sEMG の原波形は、安静時の振幅は平均 $5\ \mu\text{V}$ 以下、活動時は最大 $5000\ \mu\text{V}$ にて正と負の両方向に変動しており、その平均値はほとんど 0 である。原波形からは筋活動の有無や時系列変化の概要を把握できるが、sEMG に含まれる情報を定量的に評価するためには、以下に述べる信号処理をした上で解析する必要がある。sEMG の解析は、量的因子、時間因子、周波数因子の 3 つに大別して行われる。まず量的因子の解析では、sEMG の振幅の程度を扱う。振幅が大きいほど筋電位が大きい、すなわち筋力が強く発揮されていることを示す。原波形は正と負の両方に変動しているため、絶対値に変換して正の値に変換する全波整流化、または $50\sim 100\ \text{ms}$ ごとに二乗平均平方根(Root Mean Square; RMS)を算出することで、負の値を全て正の値に変換する(図 2.8)。その後、特定の区間での平均振幅または積分値を算出する。得られた値は筋や個人によって異なるため、条件間や群間で振幅の程度を比較するためには、値を正規化する必要がある。これは、比較したい運動課題とは別に運動時の sEMG を記

録して振幅を算出し、この値で運動課題の振幅を除すことである。正規化の対象として最もよく用いられる運動は、2～3秒間の最大随意収縮(Maximum Voluntary Contraction; MVC)であり、MVC で除した振幅を%MVC という[25-28, 34]。これにより、各対象者において MVC 時の sEMG を 100 %として、運動課題ではどの程度の筋力を発揮したのかを推定できる。しかし、患者では基礎疾患や身体的負担により MVC を行えない場合があるため、MVC よりも筋力発揮が少ない最大下運動を用いて正規化する方法や、運動課題中に得られた最大振幅を用いて正規化する方法などで代替される[35-39]。いずれの方法も、MVC と比べて正規化の対象とした運動がどの程度の筋力発揮を要する運動であったかを対象者間で統一できない点が問題である。

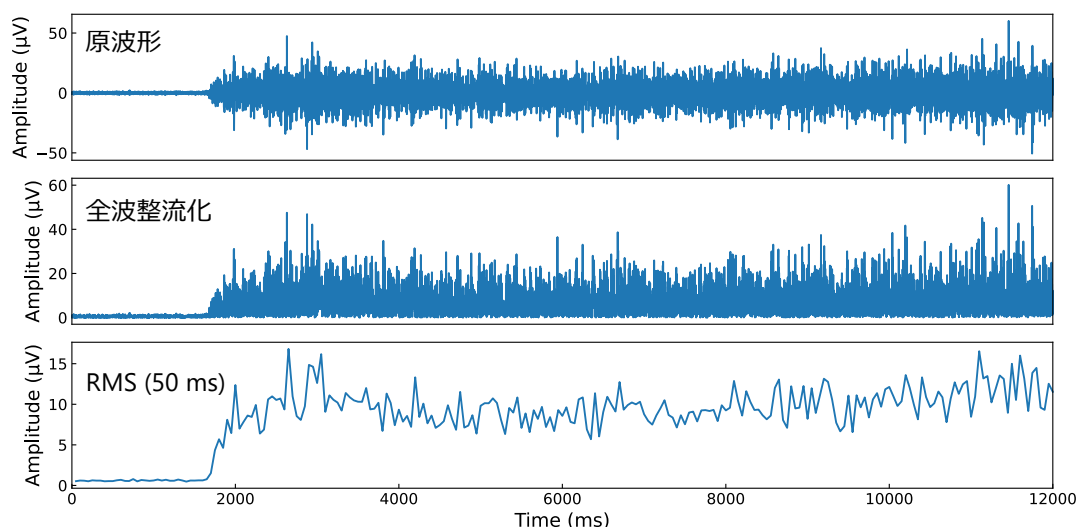


図 2.8 sEMG の振幅解析例

次に時間因子の解析では、sEMG の振幅を時間軸に沿って解析する。代表的な解析項目は、筋活動開始時間である。これは、安静時からどの時点で筋活動を開始したかを sEMG の変化から特定し、運動課題における筋の活動順や群間の差異を評価する。具体的には、運動開始前の安静時も含めて sEMG を記録しておき、安静時の平均振幅に標準偏差の 2～3 倍を加えた値を閾値として、この値を越えた時点を筋活動開始と判定する方法である[40-42]。先行研究によって、筋活動を判定するための安静時の解析区間、閾値、閾値を越えたサンプル数の定義は異なる。また sEMG とともに運動開始の合図や圧センサなどを用いて実際の関節運動開始時間も計測することで、より詳細

な評価が可能になる．これらを併せて解析した結果，対象者に合図として音や光による刺激を与えてから筋活動を開始するまでの時間を筋電図反応時間(Premotor Time; PMT)，合図から運動開始までを反応時間(Reaction Time; RT)，筋活動開始から運動開始までを電気力学的遅延(Electromechanical Delay; EMD)または運動時間(Motor Time; MT)という(図 2.9)[43-47]．刺激に対しては，先に筋活動が開始してから筋収縮によって筋に張力が発生し，その張力が一定以上になってから関節運動が開始されるため，PMT は RT よりも短い．すなわち，PMT と EMD または MT の和が RT になる．対象筋や運動課題によっても結果は変動するが，健常者において PMT は約 200 ms，EMD は約 50 ms と報告されている[43-47]．

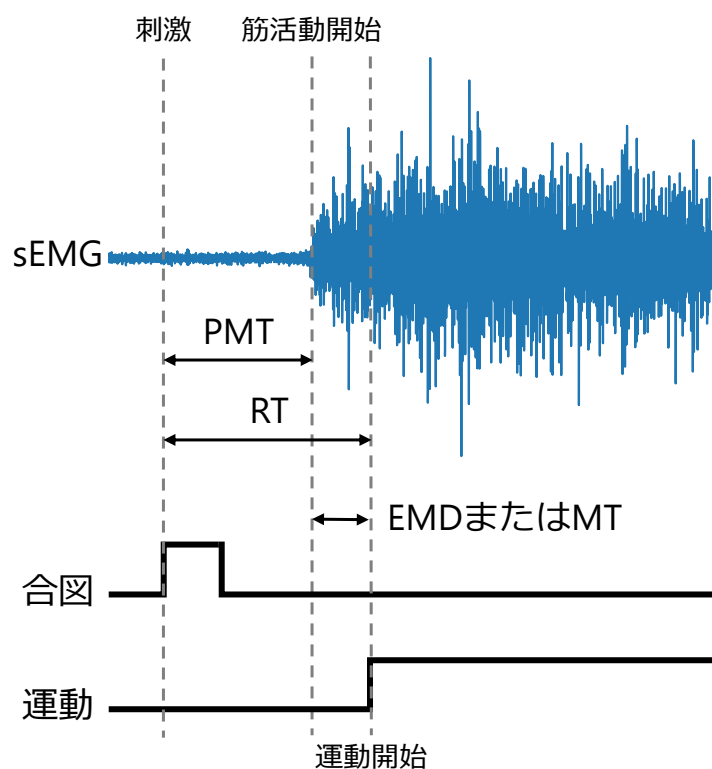


図 2.9 sEMG の時間因子解析例

最後に周波数因子の解析では，筋電位の信号変化を時間領域から周波数領域に変換する．これは，運動課題において筋疲労の程度や動員される筋線維のタイプを評価する．筋活動によって筋疲労が生じると，筋電位に含まれる高周波帯域の成分が低下

し、低周波帯域の成分が増加すると報告されている[48, 49]。疲労に伴い筋電位の周波数成分が変化する原因はいくつかあるが、最も直接的に関係するものは、通常は 3~6 m/s である筋線維伝導速度が低下することである[50]。周波数解析によって得られる周波数ごとの振幅に対して、中央周波数または平均周波数が筋疲労の評価指標としてよく用いられる[48, 49]。この 2 つの指標のうち、中央周波数は高周波帯域に含まれるノイズの影響をより受けにくいと報告されている。また動員される筋線維はサイズの原理に従い、まず細い筋線維であるタイプ 1 線維から動員され、続いて運動負荷の増加に伴い太い筋線維であるタイプ 2 線維が動員される。筋線維によって支配される末梢神経の本数や活動電位の頻度が異なるため、周波数を低周波数から高周波数までに分けて解析することで、タイプ 1 と 2 線維のどちらが主に動員されたかを評価できる。先行研究によって周波数の定義は異なるが、50 Hz 以下の低周波数帯域ではタイプ 1 線維が関与し、100 Hz 以上の高周波数帯域ではタイプ 2 線維が関与し、これらの間の中周波数帯域では両者のタイプが関与すると報告されている(図 2.10)。すなわち、同じ運動課題であっても対象者の筋機能によって動員される筋線維のタイプが変化する可能性がある。周波数解析の手法としては、ハミング窓やハニング窓などを用いた高速フーリエ変換、マザーウェーブレットとしてモルレーやメキシカンハットなどを用いた離散または連続ウェーブレット変換が用いられる。

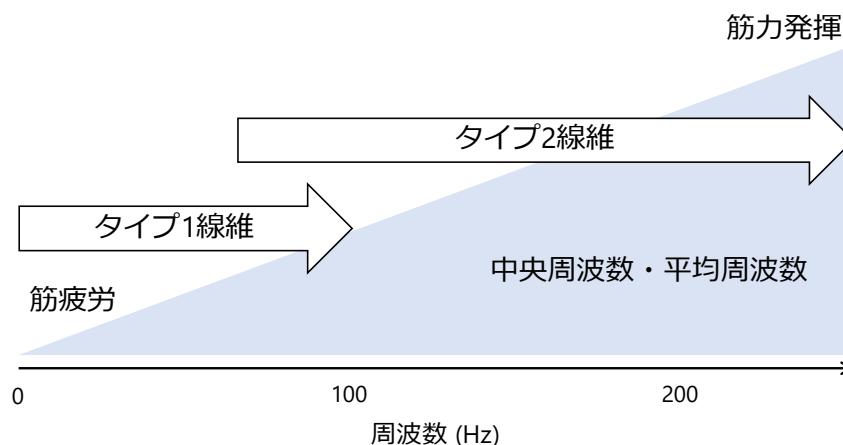


図 2.10 sEMG の周波数と筋線維のタイプ

以上のことから、計測した sEMG を解析することで、運動課題における筋活動量、

筋活動を開始するタイミングとその順序，筋疲労の程度，動員される筋線維のタイプなどが評価できる．

2.1.5 体幹筋群の解剖学および運動学

体幹筋群は腰椎および骨盤の安定性制御において重要である．筋による安定化のシステムとして，体幹筋群はその機能によってローカル筋とグローバル筋の2つに分類される[51-53]．ローカル筋とは，起始または停止が腰椎に直接付着する筋であり，体幹部の深層を走行し，腰椎の分節的安定性を制御する．すなわち，四肢および脊椎運動時に土台として関節の安定性に寄与する．一方，グローバル筋とは，脊椎に直接付着しない筋であり，複数の分節間を横断して体幹部の表層を走行し，脊椎運動時にトルクを発生させて運動方向を制御する．これら2つのシステムが相互に作用することで，腰椎および骨盤の安定化に寄与し，体幹部の剛性が増加する[54, 55]．なお，大腰筋も胸腰椎に付着しているが，停止が大腿骨の小転子に付着することから股関節屈曲筋として考えられており，最初の報告ではローカル筋とグローバル筋のどちらにも含まれていなかった．しかし，最初の報告以降，大腰筋の解剖学および運動学を解析した先行研究の結果から，大腰筋もローカル筋として腰椎および骨盤の安定化に寄与することが報告されている[56-59]．これらの先行研究をまとめて，ローカル筋およびグローバル筋の一覧を表2.1に示す．

表 2.1 ローカル筋およびグローバル筋の分類

ローカル筋	グローバル筋
腹横筋	腹直筋
内腹斜筋(胸腰筋膜付着線維)	外腹斜筋
腰方形筋の内側線維	内腹斜筋
多裂筋	腰方形筋の外側線維
胸最長筋の腰部	胸最長筋の胸部
腰腸肋筋の腰部	腰腸肋筋の胸部
横突間筋	
棘間筋	
(大腰筋)	

ローカル筋およびグローバル筋の中で、先行研究においてよく評価される筋の詳細を以下に述べる．腹直筋(Rectus Abdominis; RA)は正中にあり，腹部にある腹筋群の中で最も表層を走行し，第 5～7 肋軟骨および胸骨の剣状突起から恥骨に付着する．作用は，腰椎屈曲および骨盤後傾であり，グローバル筋として大きなトルクを発生させる．外腹斜筋(External Oblique; EO)は，左右ある側腹筋群の中で最も表層を走行し，第 5～12 肋軟骨から腸骨稜および腹直筋鞘に付着する．作用は，一側であれば体幹の運動側側屈および対側回旋，両側であれば体幹屈曲および骨盤後傾である．内腹斜筋(Internal Oblique; IO)は，側腹筋群として EO よりも深層を走行し，胸腰筋膜，腸骨稜，上前腸骨棘，鼠経靱帯から第 10～12 肋骨下縁および腹直筋鞘に付着する．作用は，一側であれば体幹の運動側側屈および回旋，両側であれば体幹屈曲，骨盤後傾，腹圧の上昇，胸腰筋膜の緊張である．腹横筋(Transversus Abdominis; TrA)は，腹筋群の中で最も深層を走行し．第 7～12 肋軟骨，胸腰筋膜，腸骨稜，鼠経靱帯から腹直筋鞘に付着する．TrA は胸郭下縁から横断方向に走行する上部線維，胸腰筋膜を介して腰椎に付着している中部線維，腸骨稜と鼠経靱帯から起始する下部線維の 3 つに分かれる．作用は，一側であれば体幹の運動側回旋，両側であれば骨盤後傾，腹囲の減少，腹圧の上昇，胸腰筋膜の緊張である．TrA および IO による胸腰筋膜の緊張は腰椎の安定性制御に大きく関与し，さらに TrA は仙腸関節の安定化にも寄与する重要な筋である．多裂筋は，背部にある脊柱起立筋群の中で最も内側を走行し，特に腰部多裂筋(Lumbar Multifidus; LM)は個々の腰椎横突起または仙骨から 2～4 分節上位の棘突起に付着する筋束の集合である．作用は，一側であれば腰椎の運動側側屈および対側回旋，両側であれば腰椎伸展および骨盤前傾である．筋束が分節的に付着する LM は，特に腰椎の分節的安定性に寄与し，腰椎の剛性を増加させる重要な筋である．大腰筋(Psoas Major; PM)は，第 12 胸椎～第 4 腰椎の椎体および椎間板から起始する前部線維，第 1～5 腰椎の横突起から起始する後部線維に分かれ，どちらの線維も腸骨筋と併せて腸腰筋となり，大腿骨の小転子に付着する．作用は，一側であれば股関節屈曲および外旋，腰椎の運動側側屈，両側であれば腰椎伸展である．特に PM の後部線維は，腰椎が伸展位，すなわち前弯位であれば腰椎伸展および側屈に作用し，腰椎の安定化に寄与する[60-64]．

健常者を対象に，sEMG および nEMG を用いてローカル筋の筋活動を評価した先行研究から，筋活動開始時間の重要性が報告されており，ローカル筋は四肢の運動に先行して活動を開始するフィードフォワード機能を有する．まず立位において，TrA は一側の上肢屈曲および伸展運動時に主動作筋である三角筋に先行して活動を開始し，LM は伸展運動時にのみ先行して活動を開始したと報告されている[65]．また立位

において両上肢に対して瞬間的に重錘負荷を加えた先行研究では、対象者に負荷を与えるタイミングを事前に伝えると、伝えなかった条件と比べて負荷を与える前から LM が活動を開始し、与えた直後から早期に IO および EO が活動を開始した[66]。同様に、立位において TrA, EO, IO は一側の下肢屈曲、外転、伸展運動時にそれぞれの主動作筋に先行して活動を開始し、RA は伸展運動時にのみ、LM は屈曲運動時にのみ先行して活動を開始したと報告されている[67]。また腹臥位での股関節伸展運動においても、主動作筋である大殿筋に先行して両側の LM が活動を開始し、もう一方の主動作筋である半腱様筋と同等のタイミングであったと報告されている[68]。以上の結果から、ローカル筋の中でも腹部の深層を走行する IO および TrA は四肢の運動方向に関わらず主動作筋に先行して活動を開始し、背部の深層を走行する LM は四肢の屈曲または伸展方向にのみ先行して活動を開始することで、関節運動に備えて腰椎の安定性を増加させるフィードフォワード機能を有する。

一方、健常者と比べて慢性疼痛を有する患者ではこれらの筋活動開始が遅延したと報告されている。具体的には、立位において一側の下肢屈曲運動時の EMG を解析し、健常群と比べて一側の仙腸関節痛を有する患者群は IO, LM の筋活動開始が遅延し、さらに患者群では健側よりも患側の下肢運動時により遅延したと報告されている[69]。また立位において一側の体幹回旋運動時の EMG を解析した先行研究では、健常群と比べて慢性腰痛を有する患者群は対側 EO の筋活動開始が遅延したと報告されている[70]。さらに、変形性股関節症に伴う慢性疼痛のために人工股関節全置換術を施行後 6 か月以上の患者群においても、腹臥位において患側の下肢伸展運動時に LM の筋活動開始が遅延し、骨盤の回旋角度が小さかったと報告されている[71]。これら 3 つの先行研究はいずれも sEMG のみを計測したため、侵襲を伴う nEMG を用いた TrA の結果は不明であるが、IO や LM と同様に患者群で筋活動開始が遅延すると予想される。これらのことから、慢性疼痛患者は四肢の関節運動に対するローカル筋のフィードフォワード機能が低下しており、腰椎の安定性が少ない状態で運動を行っている。これは疼痛が体幹筋の機能低下を引き起こしたのか、筋機能低下に伴う関節の不安定性が疼痛を引き起こしたのか、その詳細な因果関係は不明である。しかし、このような患者の疼痛および体幹筋機能を改善するために、運動療法によってローカル筋のフィードフォワード機能を再獲得する必要がある。さらに、健常者では歩行時のほぼ全ての時間にわたってローカル筋が活動し、走行時にはローカル筋に加えて腹直筋などのグローバル筋の活動も増加したと報告されている[72]。よって、体幹筋機能の改善は安定した移動能力を再獲得する上で重要である。

2.1.6 脊髄損傷患者における体幹筋機能評価

前節で述べたように、体幹筋群はその付着部位から想定される作用だけでなく、様々な四肢の関節運動時にも併せて活動するため、安定した動作を行う上で重要である。体幹筋群の機能評価法はいくつかあるが、臨床において最も一般に用いられる指標として、最大筋力を評価する徒手筋力テスト(Manual Muscle Test; MMT)がある。MMTは、体幹だけでなく頸部や四肢も含めた全身の筋を評価できる。このテストでは、従重力位または抗重力位で関節運動を行わせ、さらに検査者が徒手抵抗を加えてその最大筋力を0から5の6段階で評価する。最大徒手抵抗に抗して抗重力位を保持できた際に5と判定されるが、抵抗の程度は検査者の主観に依存するため、近年はハンドヘルドダイナモメーターを用いて定量的に評価されることも多い。どちらも体幹の項目は、体幹屈曲、伸展、回旋の3種類あり、それぞれ腹直筋、脊柱起立筋群、内・外腹斜筋の筋力を評価する。テストは単一の関節運動であるが、最大運動時には複数の筋活動を伴うため、総合的な体幹筋群の筋力を反映しており個別性に欠ける。

そこで、姿勢や動作を用いた体幹筋群の機能評価法として、脊髄損傷患者を対象にした指標は主に3つ報告されている[72]。まず坐位のバランス機能を評価する2つの指標として、Sitting Balance Measure (SBM)およびAssessment Tools for Measuring Unsupported Sitting (ATMUS)がある。SBMは、背もたれのない端坐位保持、閉眼での保持、端坐位を保持しながら後方に振り向く体幹回旋動作などの計16項目を評価する指標である[21]。それぞれの項目に対して、上肢の使用度に応じて0～3点でスコアを付け、合計スコアが高いほど坐位のバランス機能が高いことを反映する。SBMは高い内的妥当性および内的整合性があつたと報告されている。ATMUSも同様に、端坐位を保持しながら体幹部を傾倒する動作や上肢でのリーチ動作、衣服の着脱動作などの計6項目を評価する指標であり、合計スコアが高いほど坐位のバランス機能が高いことを反映する[22]。SBMとはスコアの付け方が異なり、実際のリーチ距離も考慮される。ATMUSは基準関連妥当性が示されており、各項目の再検査信頼性係数はgoodからexcellentと高かったと報告されている。一方、これら2つの指標では検者間および検者内信頼性は検証されていない。3つ目の指標としてClinical Trunk Control Test (CTCT)がある[23]。CTCTは、端坐位保持や上肢でのリーチ動作だけでなく、寝返りや起き上がり動作も含めた計13項目を評価する。リーチ動作も含めた全ての項目に対して、上肢の使用度に応じて0～1点または0～2点でスコアを付け、合計スコアが高いほど体幹機能が高いことを反映し、十分な体幹機能を有すると判定するためのカットオフ値も報告されている。SBMと同様に、CTCTでも高い内的整合性があつたことに加えて、再検査信頼性係数および検者間信頼性はexcellentと高

く、SCIM との間に高い構成概念妥当性があったと報告されている。また CTCT と機能予後の関連として、脊髄損傷患者を対象に急性期に評価した CTCT のカットオフ値に基づいて体幹機能良好群と不良群に分け、SCIM を用いて 12 か月後までの歩行自立度および ADL レベルを継続して評価した結果、良好群は 12 か月時点で歩行自立および ADL 自立となる割合が不良群よりも約 2.8 倍高かったと報告されている[74]。さらに、脊髄損傷患者の体幹部に加速度センサを装着して CTCT の各項目における信頼性や妥当性を検証した結果、課題の難易度が高いと加速度の信頼性は低下するものの、全体として高い信頼性、妥当性、感度を有していたと報告されている[75]。よって、これら 3 つの指標の中では、CTCT のみ開発者による追加の研究が現在も行われている。

一方、頸髄不全損傷患者は上肢の運動障害により、これらの指標に含まれる上肢でのリーチ動作が困難な症例が少なくない。そこで、一般にバランス機能評価として用いられる立位でのファンクショナルリーチテストを改変し、これを脊髄不全損傷患者の体幹機能評価として用いた先行研究もある。このテストは端坐位にて一側上肢での最大リーチ動作を行わせるが、手指の伸展や上肢の挙上ができない症例では、別の骨指標を用いてリーチの距離を計測する方法を提唱した[76, 77]。リーチ動作が困難な症例に対する代替の評価方法を含め、日本で頸髄不全損傷患者が増加している背景を考慮して、日本人の理学療法士が新たに開発した体幹機能評価指標として **Trunk Assessment Scale for Spinal Cord Injury (TASS)**がある。TASS は、端坐位保持や体幹回旋動作などのこれまでの指標と同様の項目に加え、リーチ動作では手指だけでなく肩峰の移動距離を計測することでも評価可能である[24]。計 7 項目に対して、上肢の使用度や課題の達成度に応じて 0 点から最大 6 点で評価し、合計スコアが高いほど体幹機能が高いことを反映する。TASS は高い検者間信頼性があったことに加えて[24, 78]、合計スコアと入院 1 か月後および退院時の ADL レベルに弱から中程度の相関があり[79]、臨床的に有意なスコアの変化である **Minimal Clinically Important Difference** が算出され[79]、歩行自立と関連するカットオフ値も報告されている[80]。しかし、いずれの指標においても、寝返りや端坐位などの姿勢および動作を評価するため、安静度の制限や疼痛などにより離床が制限されやすい急性期には実施できないことが多い。また前節で述べた体幹筋群の活動様式を考慮すると、四肢と体幹の筋が協働して活動するような運動を評価する必要がある。

2.1.7 頸髄不全損傷患者における SLR 運動解析

体幹筋群の活動様式を考慮し，急性期においても実施可能な頸髄不全損傷患者に対する新たな体幹機能評価として，下肢および体幹筋の複合的な運動である SLR に着目した．SLR とは図 2.11 に示した通り，ベッド上の背臥位にて膝関節伸展位を維持しながら行う一側下肢の挙上運動である．臨床では，比較的容易に実施可能な汎用性のある下肢機能評価として以前から用いられている．例えば，大腿骨頸部骨折術後の患者では SLR 獲得が杖歩行練習の開始基準に設定されており[81]，脳血管障害患者では SLR 獲得の有無で退院時の歩行能力に差があったと報告されている[82]．

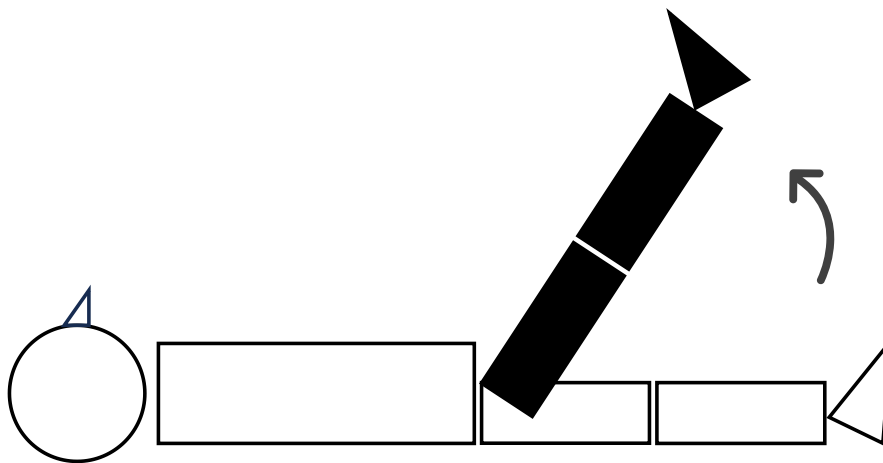


図 2.11 SLR の概要

健常者を対象に EMG または超音波画像診断装置を用いて SLR 時の筋活動を評価した先行研究によると，運動側は主動作筋である大腿直筋(Rectus Femoris; RF)に加えて長内転筋および腸骨筋も同時に活動し[56, 83-85]，これらの筋による股関節屈曲時の骨盤前傾に抵抗するために，対側の大腿二頭筋(Biceps Femoris; BF)[83, 86-89]，両側の PM[40, 83, 84, 86, 89, 90]，EO[84-88, 91]，IO および TrA[40, 56, 83, 85, 88, 91-96]などの対側の下肢後面筋や両側の体幹筋群の活動によって骨盤帯を安定化させる．これは RF，BF，体幹筋群が骨盤の構成体である腸骨，坐骨，恥骨，仙骨のいずれかに付着しており，骨盤の前傾または後傾に作用することで骨盤帯を安定化させるためである[97-101]．また重錘を負荷した SLR 時には，運動側の RF，両側の EO，IO，RA の筋活動がさらに増加したと報告されている[102]．SLR 時に活動するこれら

の下肢および体幹の筋活動量や左右差は筋によって異なり，先行研究の結果をまとめると対側の BF，両側の PM，運動側の EO，運動側優位に両側の IO および TrA が主に活動すると考えられる．

また腰痛や産後の骨盤帯痛などの慢性疼痛を有する患者を対象に，SLR 時の筋活動を評価して健常者と比較した先行研究もいくつかある．その結果，健常群と比べて患者群は SLR 時に運動側の RF，IO および TrA，両側の PM，EO の筋活動量が増加し[91, 103, 104]，対側の IO および TrA の筋活動量が低下し[92, 93]，IO は左右非対称性に活動した[84, 93]と報告されている．また患者群は，SLR 時に同側の長内転筋[85]や IO[42, 94]の筋活動開始が遅延したことも報告されている．一方，患者群で運動側の EO の筋活動量が低下したという報告もあり[85]，BF については患者を対象に計測した報告は現在のところみられない．さらに，骨盤ベルトの装着，徒手による圧迫，呼吸様式の変化により患者の骨盤帯を圧迫することで，SLR 時の下肢および体幹の筋活動量はわずかに低下あるいは変化しなかったが，対象者の自覚的な困難さが軽減したと報告されている[83, 88, 105-107]．これらのことから，慢性疼痛患者は体幹筋群の機能低下により，SLR 開始前に骨盤帯を安定化させること，SLR 時に骨盤帯の安定化を維持することが困難と考えられる．右下肢を例として，先行研究で報告されている健常者および慢性疼痛患者の SLR 時に活動する筋とその活動量を図 2.12 に示す．

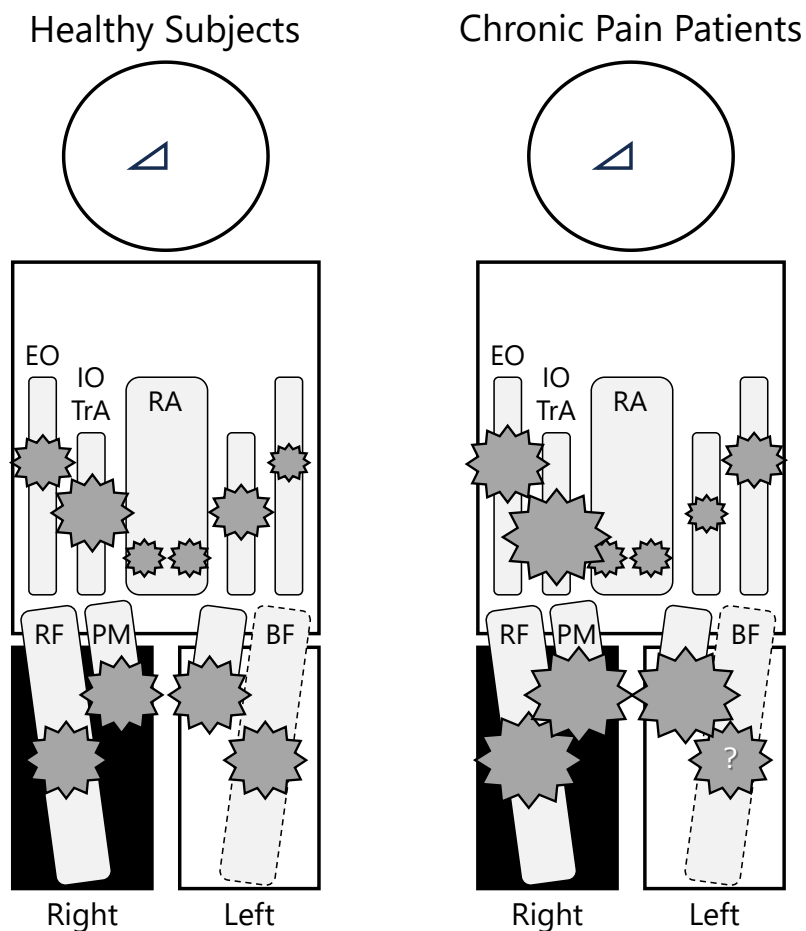


図 2.12 健常者および慢性疼痛患者における SLR 時の筋活動量

したがって、全身性の運動機能障害を来す頸髄不全損傷患者では、これらの所見がさらに明瞭化し、患者の ADL レベルによっても変化することが予想される。よって、頸髄不全損傷患者における SLR 運動解析は、下肢と体幹筋による協働運動を評価し、従来よりも早期に機能予後を予測する手法になる可能性がある。しかし、先行研究の対象疾患は慢性疼痛のみで、頸髄不全損傷を対象に SLR 時の筋活動や動態を評価した研究は行われていない。このことから、頸髄不全損傷患者を対象に SLR 時の筋活動および運動学的データを解明する必要がある。

2.1.8 SLR 運動解析データを用いた頸髄不全損傷患者の重症度分類

体幹筋群は身体を表層から深層にいくつも走行しており、運動時に複数の筋が協働して活動するため、四肢と比べて理学療法士の視診や触診による詳細な評価は困難である。このため、EMG や慣性センサなどの機器を用いて筋および運動の定量的評価が必要となる。前節で述べた通り、従来は計測した EMG データから振幅の RMS や周波数成分を算出し、統計解析手法を用いて群間で比較していた。これは個別に筋活動および動態を評価する上では有用だが、複数の筋活動を伴う SLR などの運動では、より包括的な解析手法も求められる。近年は機械学習、特にニューラルネットワークを用いた自動的かつ包括的な解析手法が提案され、複数のデータの時系列変化を考慮した解析が可能である。SLR 時の筋活動に関する先行研究の結果をまとめると、健常者と頸髄不全損傷患者の間または頸髄不全損傷患者の ADL レベルによって SLR 時に異なる筋活動や動態を認めることが予想される。よって、ニューラルネットワークを用いることで EMG や加速度などに含まれる振幅の程度や時系列変化を解析し、対象者を適切に分類できると考えられる。これらのことから、SLR 時の計測データに対してもニューラルネットワークを用いて解析し、患者と健常者を識別し、患者の重症度を評価する分類モデルの作成が必要である。

2.2 慣性センサデータを用いた歩行解析手法の提案

2.2.1 歩行および歩行周期の概要

歩行は、ヒトが体重を支持しながら同時に身体を前方に移動させるために行う四肢の連続運動である。歩行中は、一側の下肢を接地して荷重し、新たな接地点を作るために対側の下肢を前方に振り出し、両上肢は同側の下肢とそれぞれ反対方向に振られる。また一側の下肢から対側の下肢に体重移動が行われる際には、両足部が床面に接している。歩行とは、この一連の運動を四肢それぞれで繰り返す動作であり、歩行時の個々の姿勢や動作を歩容という。正常であれば、歩容は協調的かつ効率的であり、過剰な努力を必要としない。しかし、外傷や疾患などにより、歩行の正確性、協調性、速度などが阻害される[108, 109]。

歩行動作のうち、足部が床面に接地している期間を立脚期、前方に振り出している期間を遊脚期という。一側下肢の立脚期の開始から遊脚期の終了まで、すなわち次の立脚期の開始までを歩行周期という[108, 109]。立脚期の開始点を初期接地(Initial Contact; IC)といい、正常であれば IC は踵部から行われる。立脚期の終了点、すなわ

ち遊脚期の開始点を足趾離地といい、足部が全て床面から持ち上がる瞬間を指す。これらの歩行周期とその際の足部の運動を図 2.13 に示す。

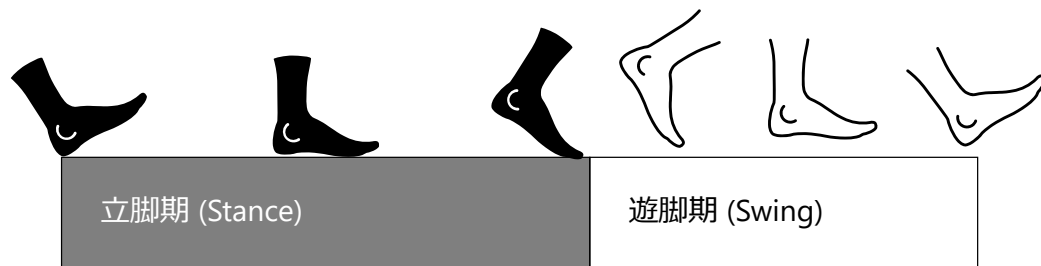


図 2.13 歩行周期と足部の運動

立脚期はさらに 3 つのフェーズに分かれ、立脚期の開始および終了において両足部が床面に接地している 2 つの期間を両脚支持期といい、立脚期の中間において一側の足部のみが接地している期間を片脚支持期という[108, 109]。よって、IC による立脚期の開始は両脚支持期の開始であり、その後は対側の足部から新たな接地点に向かって側方への体重移動が行われる。歩行周期のうち、IC から体重移動の初期までが最も床反力が高い。その後は対側の足趾離地によって片脚支持期の開始となる。片脚支持期では、一側の下肢のみで全体重を支持するため、下肢の支持性や持久性が反映される。対側の遊脚期が終了して IC に至ると、再び両脚支持期の開始となり、これが足趾離地まで続く。すなわち、両脚支持期は両側とも立脚期であり、片脚支持期は一側の下肢が立脚期、対側の下肢が遊脚期である。右下肢を中心としたこれら 3 つのフェーズと立脚期および遊脚期の関連を図 2.14 に示す。

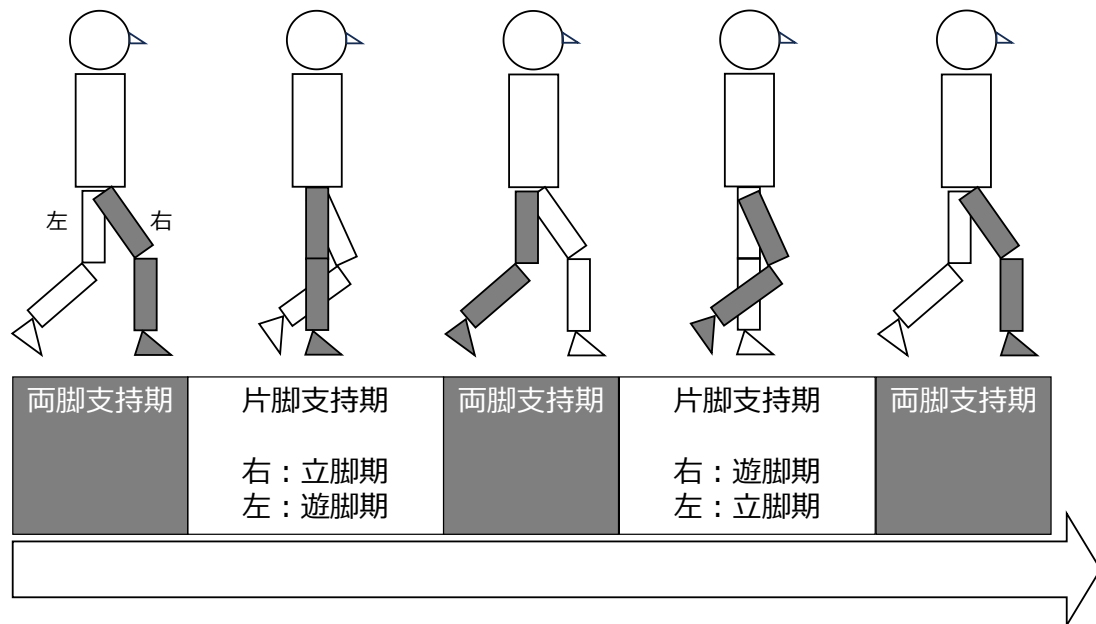


図 2.14 歩行周期と立脚期および遊脚期の関連

正常な歩行では，表 2.2 に示したように歩行周期の時間全体に対して立脚期は 60%，遊脚期は 40%を占める[108, 109]．歩行周期の時間や各フェーズが占める割合は，歩行速度によって変動し，歩行速度が速いほど立脚期および遊脚期の時間が減少し，さらに両脚支持期の時間も減少することで立脚期と遊脚期の時間が同等に近づく．さらに歩行速度が速くなり，最終的に両脚支持期がなくなった状態を走行という．図 2.15 に示したように，1つの歩行周期における一側の足部の移動量をストライド，一側の足部と次の対側の足部の移動量をステップ，ステップの数を歩数という[108, 109]．すなわち，2ステップまたは2歩が1ストライドに相当する．

表 2.2 歩行周期に占める立脚期および遊脚期の割合

歩行周期	割合 (%)
立脚期	60
1 回目の両脚支持期	10
片脚支持期	40
2 回目の両脚支持期	10
遊脚期	40

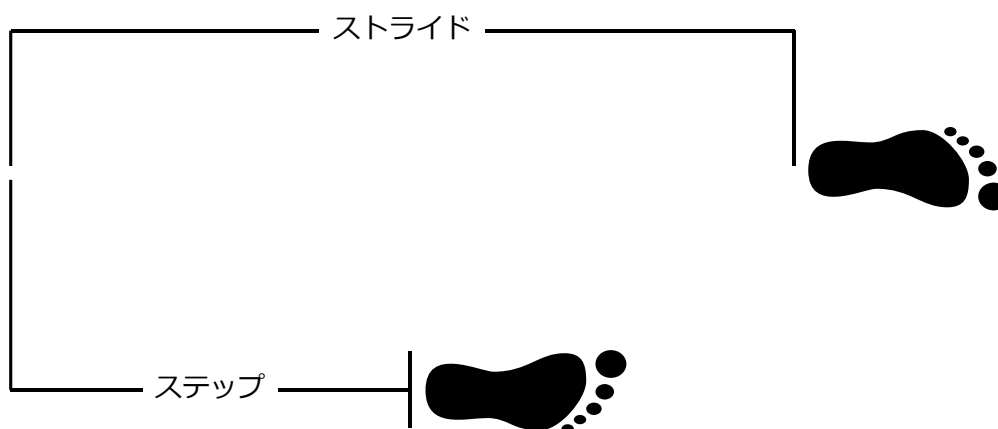


図 2.15 ストライドおよびステップ

2.2.2 臨床における歩行評価方法および問題点

近年，世界的に高齢化が進んだことで，脊髄損傷だけでなく急性期病院に入院する患者の高齢化も進んでいる．その結果，基礎疾患やフレイルなどの影響により以前から歩行の不安定性を有する入院患者が増加している[110]．入院後の治療や長期臥床によって歩行能力がさらに低下するリスクがあるため，このような患者に対して適切なリハビリテーションによる身体機能評価と運動療法によって歩行能力を維持または改善することが重要である[111, 112]．リハビリテーションにおいて入院中の身体活動量を増加させる 1 つのアプローチとして，歩行能力が改善傾向にある患者に対して，理学療法士は患者単独または医療スタッフ監視下で病棟内での歩行練習を許可することがある．適切な時期にリハビリテーション介入時以外の歩行練習を促すことは，安静

に関連する廃用症候群の影響を軽減し、早期退院を促進するために重要である。しかし、歩行器歩行練習まで進んでいる患者に対して、杖または補助具なしでの歩行練習に進展することに難渋する症例を経験する。これは、歩行器歩行と比べて杖または補助具なしでの歩行は、支持基底面が少なくなることによって転倒リスクが高まるためである。

歩行能力の客観的な評価方法として、臨床では 10MWT および TUG テストがよく用いられる。10MWT とは、前後に 3～4 m の加速路と減速路を設けた間の 10 m を通常速度で直線歩行し、ストップウォッチを用いて所要時間を計測し、歩行速度を算出するテストである(図 2.16)。地域在住高齢者を対象とした先行研究では、10MWT の所要時間が 10 秒以上、すなわち歩行速度 1.0 m/s 以下がフレイルの診断基準であり [113, 114]、要介護を発生させる予測因子のカットオフ値と報告されている [115]。

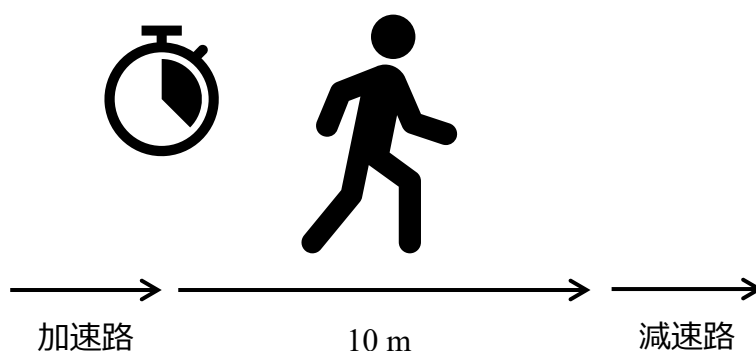


図 2.16 10MWT の概要

TUG テストとは、椅子坐位から開始し、合図とともに椅子から立ち上がり、3m 先に設置した目印まで歩行し、そこで方向転換して椅子に戻り、着座するまでの総所要時間を計測するテストである [116](図 2.17)。先行研究によって通常速度または最高速度のどちらも用いられる。地域在住高齢者を対象とした先行研究では、TUG テストの所要時間が 13.5 秒以上であると、日常生活において 1 年間に 2 回以上転倒するリスクが増加するカットオフ値と報告されている [117]。すなわち、どちらのテストも所要時間が短いほど、歩行のバランス機能が高いことを示す。一方、段差や障害物のない病院内の環境では、理学療法士が患者の歩行練習を許可する上で、必ずしもこれらのカ

ットオフ値を満たす必要はない．実際，脳血管障害などの疾患を有する者や入院患者に対して，転倒リスクや歩行自立に関連する 10MWT または TUG テストのカットオフ値を検討した先行研究もあり，前述のカットオフ値よりも長い時間が報告されている[118]．このように臨床では，各歩行テストのカットオフ値を満たさない動作速度の遅い患者に対しても，理学療法士が患者の動作や歩容を評価した上で，病棟内での歩行練習を許可することがある．よって，歩行自立度の評価には動作速度だけでなく実際の動作方法も考慮する必要がある．その評価方法の精度が重要である．しかし，現在は理学療法士の視診や触診による主観的な歩行評価が主流であり，客観性に欠けている．

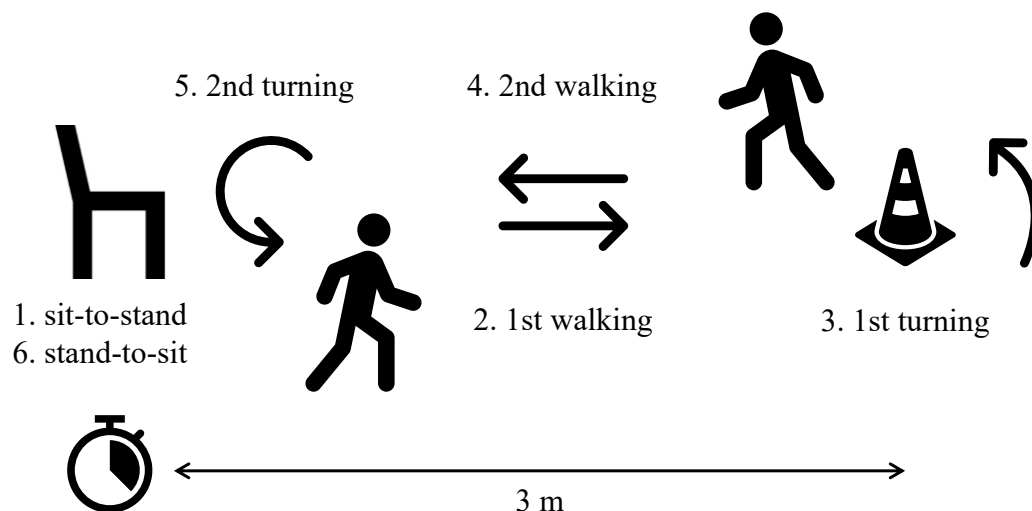


図 2.17 TUG テストの概要

2.2.3 慣性センサを用いた客観的な歩行評価方法

動作方法を客観的に評価するために，様々な計測機器が開発されている．従来は，対象者の全身の骨指標に反射マーカを貼付し，複数のカメラを搭載した 3 次元動作解析装置を用いて動作を計測する方法が主流であり，現在もよく用いられている[68, 71, 119]．これは高精度で計測できる方法であるが，機器が高額であること，計測専用の部屋を用意する必要があることから，臨床での応用は難しい．一方，小型軽量の慣性センサを対象者の身体部位に装着し，動作時の加速度・角速度を計測する方法は

計測環境に関わらず可能であるため、簡便かつ汎用性が高い。近年はセンサの小型軽量化および無線化が進んだことで、臨床においても患者を対象にした先行研究が増加している。

慣性センサを用いて 10MWT を評価した先行研究はいくつもあるが、これらは主に脳血管障害や多発性硬化症などの中枢神経疾患患者、慢性疼痛患者、下肢切断後の義足装着患者と健常者のデータを比較していた。いずれも健常群と比べて患者群は加速度の振幅の程度、腰部加速度の解析により得られる歩行の左右対称性を示す

Harmonic ratio および規則性を示す自己相関係数(**Autocorrelation Coefficients; ACC**)が低かったと報告されている[120-123]。 **Harmonic ratio** とは、高速フーリエ変換を行い、解析区間に含まれる歩行周期の周波数の整数倍に相当する振幅を評価する指標である[124, 125]。 1つの歩行周期には右下肢と左下肢の 2 ステップ分のデータが含まれる。例えば、腰部の前後または鉛直方向では、右下肢と左下肢どちらの立脚期にも同じ方向の加速度を示す。よって、左右対称的な歩行では、歩行周期の周波数の 2 倍、4 倍、6 倍と偶数倍で加速度波形が繰り返されるために振幅が大きく、3 倍、5 倍、7 倍と奇数倍では波形が一致しないために周波数の振幅が小さい。20 倍までに含まれる偶数倍の振幅の割合を 0~100 %で算出したものが **Harmonic ratio** である。一方で腰部の左右方向では、立脚期と同じ方向に重心移動があるため、右下肢と左下肢で反対方向の加速度を示す。よって、左右方向の **Harmonic ratio** では、20 倍までに含まれる奇数倍の振幅の割合を算出する。また **ACC** とは、解析区間の加速度波形の時間軸を動かして元の波形と重ね合わせた際の相関係数を 0 から 1 で算出し、これを 1 から歩行周期と同数まで繰り返した際の最大値である。歩行周期には 2 ステップ分のデータが含まれるため、規則的な歩行では、腰部の前後または鉛直方向において歩行周期の半分および歩行周期と同数で加速度波形が繰り返され、どちらかの点で相関係数が最大値を示す。腰部の左右方向では、最大値は歩行周期と同数となる。直線歩行中の加速度データ例として、10 歩行周期分の鉛直方向の腰部加速度を図 2.18 に示す。また解析例として、このデータに対する高速フーリエ変換の結果および **Harmonic ratio** を図 2.19 および図 2.20 に、**ACC** を図 2.21 にそれぞれ示す。このデータは歩行が自立した入院患者から計測したものであり、目視においても加速度波形は等間隔に 20 ステップ分出現しており、高速フーリエ変換では等間隔かつスパイク状に振幅が大きい。 **Harmonic ratio** は 94.5 %、**ACC** は 0.85 であり、どちらも健常な地域在住高齢者の平均値と同等であった[123, 125]。

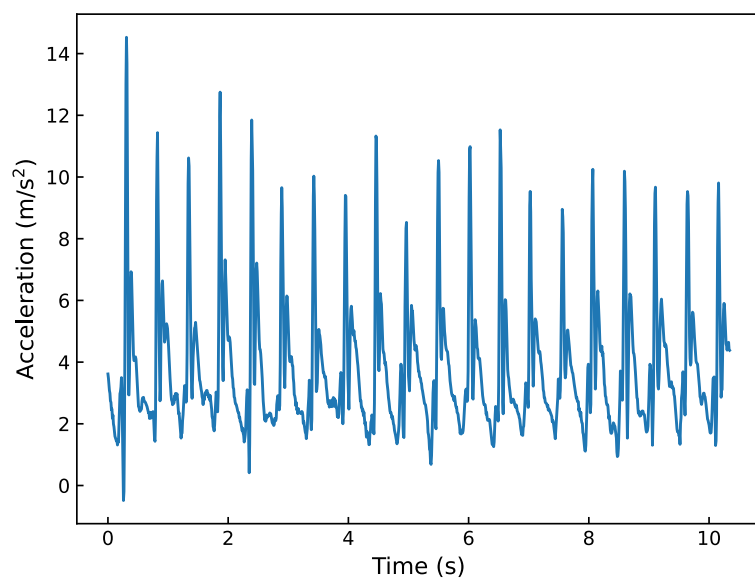


図 2.18 歩行中の腰部加速度データ例

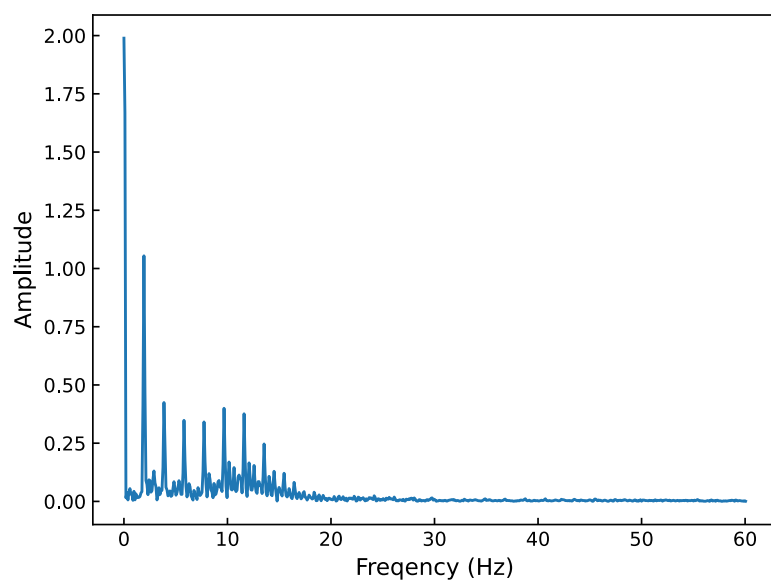


図 2.19 加速度の高速フーリエ変換算出例

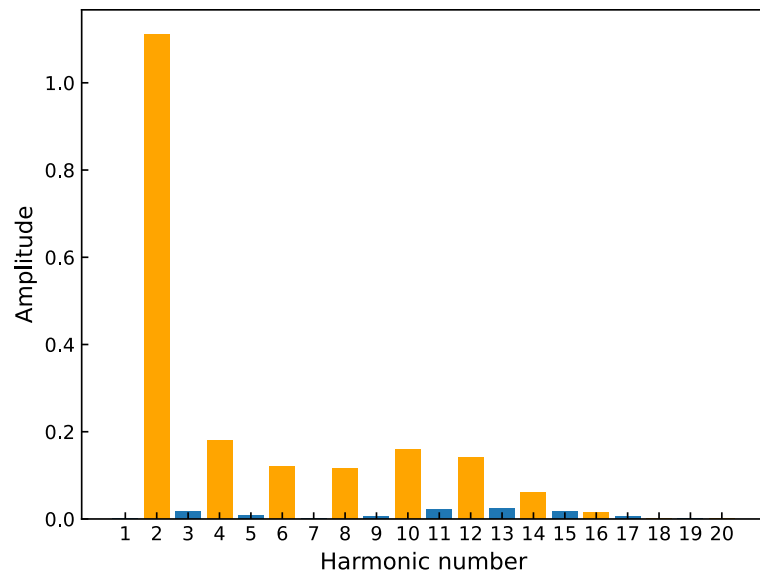


図 2.20 加速度の Harmonic ratio 算出例

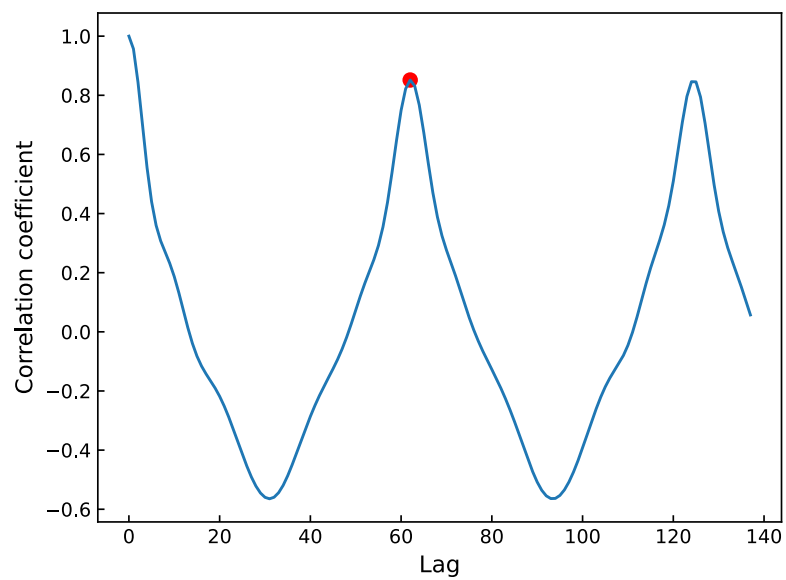


図 2.21 加速度の ACC 算出例

患者と健常者を比較した先行研究と比べて、同一疾患を有する患者に対して身体機能の違いから 10MWT のデータを比較したものは少ない。例えば、発症後 1～6 か月の亜急性期脳血管疾患患者を対象にした先行研究では、患者の頭部、胸部、腰部に慣性センサを装着して 10MWT を計測し、歩行自立度によって監視群と自立群に分けてデータを比較した[126]。その結果、自立群と比べて監視群はこれら 3 つの部位における加速度の振幅および腰部の Harmonic ratio が有意に低かった。また発症後 6 か月以上の脳血管障害患者と健常者を対象にした先行研究では、患者の腰部に慣性センサを装着して 10MWT を計測し、患者を下肢運動機能によって重症群と軽症・中等症群に分けて計 3 群間で比較した[127]。その結果、健常群と比べて 2 つの患者群は角速度の周波数解析により得られる歩行の円滑性が有意に低く、歩行のばらつきが有意に高く、患者群間の比較では軽症・中等症群と比べて重症群でばらつきが有意に高かった。

10MWT と同様に、慣性センサを用いて TUG テストを評価した先行研究もいくつかある。慣性センサを用いることで、腰部や足部の加速度・角速度の解析により TUG テストのデータから立ち上がり、2 回の歩行、2 回のターン、着座の計 6 つのサブフェーズを特定できる[129, 130]。この解析方法を用いて、様々な年代の健常者を対象にした先行研究では、対象者の腰部に慣性センサを装着し、歩行路を 3m および 7m の 2 条件で TUG テストを計測し、年代に分けて 4 群間で比較した[130]。その結果、70～85 歳の高齢群は他の 3 群の若年群と比べて TUG テストのターン相の所要時間が有意に長く、角速度が有意に低かった。また年齢を揃えたパーキンソン病患者と健常者の腰部に慣性センサを装着し、通常速度および最大速度での TUG テストを計測した結果、患者群は TUG テストの総所要時間が有意に長かったことに加えて、立ち上がり相、ターン相、着座相の所要時間も有意に長く、これら 3 つのサブフェーズでの角速度が有意に低かった[131]。さらに、高齢の健常者間であっても料理や買い物などの手段的 ADL 障害を有する者、フレイルを有する者、過去 6 か月間に転倒歴があった者は、歩行相やターン相の所要時間が長く、その際の加速度・角速度が低かったと報告されている[128, 132, 133]。一方、同一疾患を有する患者に対して身体機能の違いからサブフェーズの所要時間や加速度・角速度を比較した報告として、55 歳以上のパーキンソン病患者と健常者を対象にした先行研究では、対象者の腰部、両大腿、両下腿に慣性センサを装着し、TUG テストを計測した[134]。その結果、健常群と比べて患者群は TUG テストの総所要時間およびターン相の所要時間が有意に長く、立ち上がり相、ターン相、着座相の角速度が有意に低かった。さらにパーキンソン病患者間においても、過去 1 年間に転倒歴があった者はなかった者と比べてターン相の角速度が有意に低かった。また発症後 6 か月以上の脳血管障害患者を対象にした先行研究で

は、患者の腰部に慣性センサを装着して TUG テストを計測し、TUG テストの所要時間 20 秒で 2 群に分けて加速度・角速度を比較した[118]。その結果、所要時間 20 秒以上の群は 20 秒以下の群と比べて、歩行相およびターン相の所要時間が有意に長く、ターン相の角速度が有意に低かった。

これらの先行研究の結果をまとめると、健常者と比べて患者または同一疾患においても歩行自立度が低いまたは身体機能が低下した患者において、10MWT では主に加速度の振幅、左右対称性、規則性が低下し、TUG テストでは総所要時間が長く、歩行相およびターン相の所要時間が長く、立ち上がり相、歩行相、ターン相、着座相の加速度・角速度が低下していた。よって、臨床においても理学療法士から病棟内での歩行練習が許可されない患者は、歩行速度が遅いだけでなく身体の運動範囲が小さく、一定のパターンで歩行し続けることが困難であり、さらに立ち上がりやターンなどの歩行前後の動作速度も低下していることが予想される。

2.2.4 機械学習を用いた歩行時の慣性センサデータ解析

さらなる解析手法として、近年は機械学習、特にニューラルネットワークを用いて動作時の加速度・角速度を解析した先行研究が増加している。機械学習を用いることで、計測項目間の相互関係も含めてより包括的かつ詳細な動作評価が可能になり、計測時点の身体機能や歩行自立度の分類だけでなく、将来の転倒リスクなどの予測も可能になる[135]。健常者を対象とした先行研究では、慣性センサを内蔵したスマートウォッチを左右の手部に装着し、視野制限の有無によって 2 条件を設けて通常速度での 15 m 歩行を計測した[136]。ランダムフォレスト、サポートベクターマシン、CNN、リカレントニューラルネットワークの計 4 つの解析手法を用いて、計測した加速度・角速度からこれらの 2 条件を分類し、それぞれの精度を比較した。その結果、CNN モデルおよびリカレントニューラルネットワークモデルの分類精度は機械学習よりも高かった。

また TUG テストを評価した報告として、65 歳以上の地域在住高齢者を対象とした先行研究では、慣性センサを頸部および両足部に装着して TUG テストを計測した[137]。サポートベクターマシンおよび CNN モデルを用いて計測した加速度・角速度を解析し、臨床医が診断した転倒リスクの有無を分類し、その精度を比較した。その結果、CNN モデルを用いて頸部の角速度を入力データに用いた際に最も高い感度を示した。同様に、55 歳以上を対象とした先行研究では、慣性センサを腰部に装着して通常速度での TUG テストを計測した[138]。ランダムフォレスト、サポートベクターマ

シン, CNN モデルを用いて計測した加速度・角速度から 6 段階の転倒リスクレベルを分類した結果, CNN モデルが最も高い精度を示した. さらに, 計測データから将来の転倒を予測した報告として, 高齢者施設の入居者の腰部に慣性センサを装着し, 6 分間歩行を計測した先行研究がある[139]. この研究では計測とは別に TUG テストを行い, 総所要時間も入力データに加えた上で, CNN モデルを用いて計測した加速度・角速度から計測後 6 か月間に実際に転倒が発生した群と無かった群を分類した結果, 精度約 0.75 であった.

これらの先行研究の結果から, 動作や歩行時の加速度・角速度は疾患の有無, 対象者の身体機能や転倒リスクの有無によって異なるため, ニューラルネットワークを用いた解析により適切に分類および予測できている. よって, ニューラルネットワークによる加速度・角速度データ解析は, 臨床においても入院患者の歩行自立度の分類に応用できることを示唆している.

2.2.5 客観的な歩行自立度評価の確立に向けた歩行解析手法

頸髄不全損傷は様々な程度の運動および感覚機能障害を来すため, リハビリテーションが進み, 歩行自立度を評価する段階においては正確かつ客観的な評価方法が求められる. 前節までに述べた通り, 従来は理学療法士の主観的な評価が主流であるが, この際に患者の歩行能力を過大評価して病棟内での歩行練習を許可すると, 転倒などの発生リスクに繋がる. 一方, 過小評価して練習を許可しなければ, 入院中の身体活動量が不足し, 早期の機能改善に繋がらない. よって, 頸髄不全損傷患者における客観的な歩行自立度の評価方法を確立する必要がある. このために, まずは種々の疾患により入院した患者を対象に, 慣性センサを用いて歩行時の動態を歩行自立度によって群間比較し, さらにニューラルネットワークによる歩行解析手法を提案する必要がある. このアプローチにより期待される成果としては, 最終的に作成したニューラルネットワークモデルの評価精度が理学療法士による評価結果と同等になることである.

2.3 結言

本章では, 頸髄不全損傷患者の機能評価における課題について述べた. 各課題を以下にまとめる.

- ・頸髄不全損傷患者の SLR 運動解析

頸髄不全損傷患者の体幹機能を評価することは ADL 獲得において重要である。そこで、下肢および体幹筋の複合的な運動である SLR 時の筋活動および運動学的データを解明する必要がある。

- ・ SLR 運動解析データを用いた頸髄不全損傷患者の重症度分類

複数の計測データに対しては、より包括的な解析手法が求められる。このため、ニューラルネットワークを用いて患者と健常者を識別し、患者の重症度を評価する分類モデルの作成が必要である。

- ・慣性センサデータを用いた患者の歩行自立度分類

客観的な歩行自立度の評価は患者の安全と機能改善に重要である。よって、歩行自立度による歩行時の動態の違いを明らかにし、さらにニューラルネットワークを用いた歩行解析手法を提案する必要がある。

第3章 頸髄不全損傷患者の歩行自立度が SLR 時の下肢・体幹筋活動に及ぼす影響

3.1 緒言

本章では，頸髄不全損傷患者を対象に SLR 時の下肢・体幹の加速度および EMG を計測し，歩行自立度によって比較した結果について述べる．まず対象，計測方法，解析方法について述べ，次に統計解析による群間比較の結果を述べる．

3.2 方法

3.2.1 対象

対象は AIS Grade C または D である頸髄不全損傷患者とした．取込基準は，退院時または転院時に AIS Grade C または D であった者，受傷前の独歩および ADL が自立していた患者，明らかな認知機能低下がない者とした．除外基準は，計測に支障をきたす下肢の骨折や中枢神経疾患の既往などとした．入院後から，理学療法士により SLR 獲得の有無と獲得までの日数を評価した．SLR 獲得基準は，30°挙上位で 5 秒間保持とした[140]．退院時または転院時の歩行自立度は，SCIM の項目 12 である「屋内での移動」を用いて 0 から 8 点で評価した[12]．要介助または歩行不可能の 3 点以下を歩行非自立(Not-Independent; NI)群，歩行補助具の有無に関わらず歩行自立の 4 点以上を歩行自立(Independent; ID)群とした[17-19]．本研究のフローチャートを図 3.1 に示す．

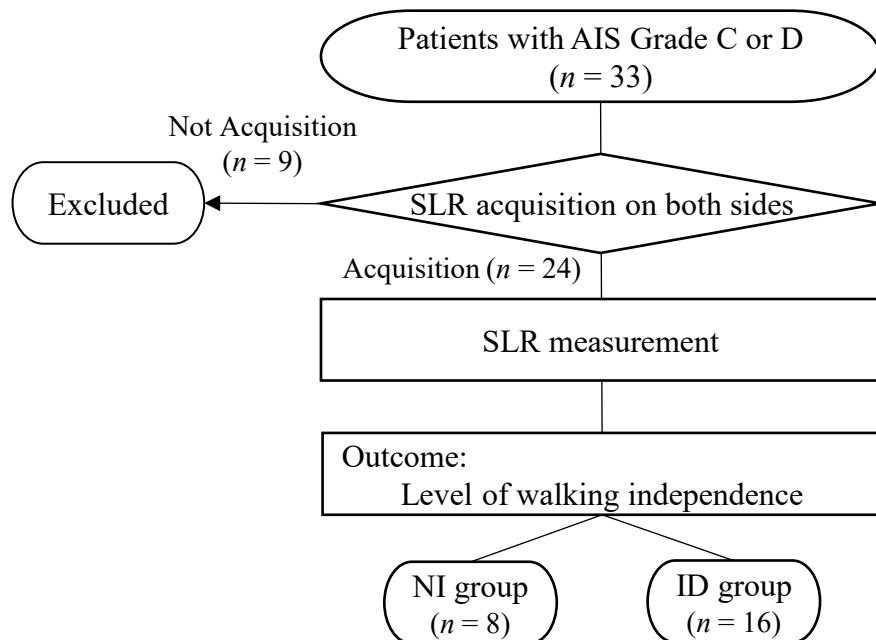


図 3.1 SLR 計測までのフローチャート

3.2.2 計測方法

計測は患者が左右とも SLR を獲得した後に行い，入院後約 2，3 週目とした．開始肢位はベッド上背臥位とし，運動課題は一側下肢を通常速度で 30° まで挙上し，10 秒間保持することを左右各 3 回とした．計測は右下肢，左下肢の順に行った．運動側の上前腸骨棘(Anterior Superior Iliac Spine; ASIS)，大腿中央部，下腿中央部の計 3 か所に 3 軸加速度・角速度センサ内蔵の慣性センサ(TSND151, ATR-promotions)をそれぞれ装着した．加速度は前後(X 軸)，左右(Y 軸)，上下(Z 軸)，角速度は X 軸周りのロール角，Y 軸周りのピッチ角，Z 軸周りのヨー角の計 6 軸とした．またアルコール綿または皮膚処理剤による皮膚処理後，ガイドラインや先行研究で推奨されている貼付部位を参考に運動側 RF，対側 BF，両側の RA，IO，EO，LM の計 10 筋にディスポーザブル Ag/AgCl 表面電極(SE-EXP-LEC60, 積水化成)を貼付し，生体信号測定用アンプ(AMP-151, ATR-Promotions)と接続した．各筋の電極貼付部位を表 3.1 に示す．

表 3.1 各筋の電極貼付部位

筋	貼付部位	参考文献
大腿直筋(RF)	ASIS と膝蓋骨上縁の中点	29
大腿二頭筋(BF)	坐骨結節と腓骨頭の中点	29
腹直筋(RF)	臍部から 2～3 cm 外側	30-32, 70
内腹斜筋(IO)	ASIS から 2 cm 内側かつ 2 cm 下方	30-32, 70
外腹斜筋(EO)	ASIS から第 12 肋骨下縁への垂線の中点	30-32, 70
腰部多裂筋(LM)	第 5 腰椎棘突起から 2～3 cm 外側	29, 70

慣性センサの計測レンジは加速度が 4 G, 角速度が 250 °/s であった. またアンプの入力インピーダンスは 200 G Ω , CMRR は 90 dB 以上であり, 測定レンジ 0.4～4.8 mV および帯域幅 0.37～500 Hz で取得した筋電位を 500 倍に増幅し, sEMG を出力した. これらをサンプリングレート 1000 Hz で同期測定し, ノートパソコンからソフトウェア(ALTIMA, ATR-Promotions)を用いて操作した. 実際の計測場面および使用機器を図 3.2 に示す.

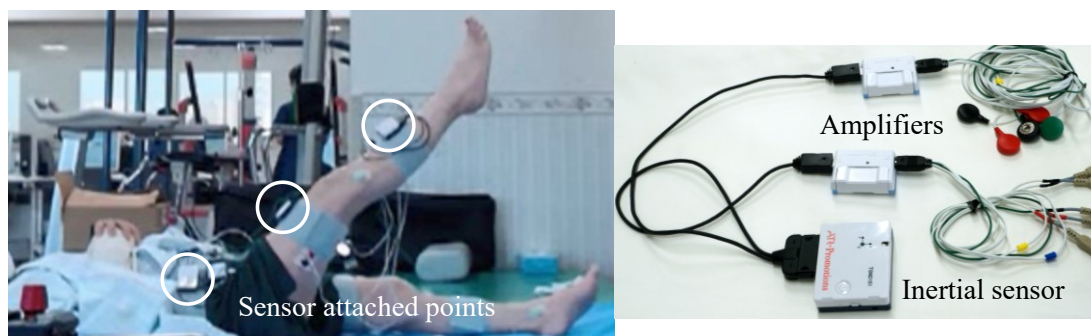


図 3.2 SLR 計測場面および使用機器

3.2.3 データ処理

SLR 開始点は, 下腿に装着した慣性センサのピッチ角から 4 つの検出方法を用いて特定した. 具体的には, 1 つ目は計測時の最大値の 8 分の 1 を連続 100 サンプル越えた点とする方法, 2 つ目は各サンプルの絶対値の移動平均を算出し, その最大値の 10 分の 1 を連続 1000 サンプル越えた点とする方法, 3 つ目は任意の値とその 100 サンプル先の値との差の絶対値が最大となる点とする方法, 4 つ目は各サンプルの絶対値

の移動平均の傾きを算出し、その最大値の 8 分の 1 を連続 50 サンプル越えた点とする方法である。このうち、最も早期に開始点を検出し、目視においても角速度の変化点を正確に捉えていた方法を用いて特定した(図 3.3)。目視において開始点と角速度の変化点に明らかな乖離があった場合は、手動で開始点を修正した。その後、SLR 開始点を基準として、2 秒前の安静時から SLR 開始 10 秒後までの計 12 秒間のデータを抽出した。

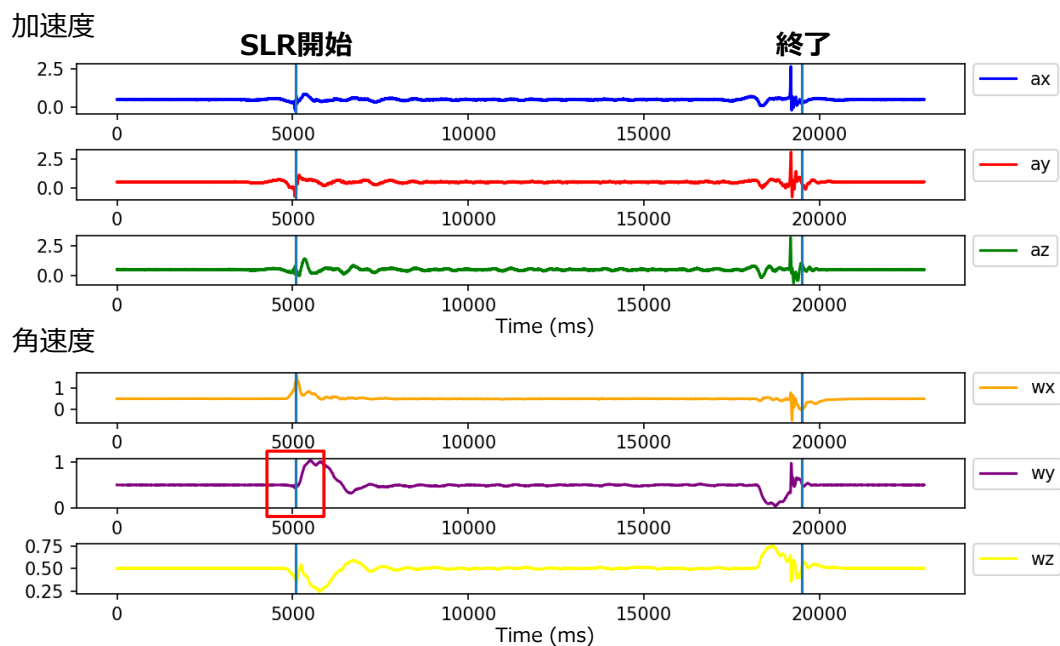


図 3.3 角速度データによる SLR 開始点の特定方法

加速度からは、重力加速度成分を除去するために 1 Hz のハイパスフィルタで処理後、各軸の 50 ms ごとの振幅 RMS と 3 軸の合成加速度を算出した。EMG からは、心電図成分を除去するために 65 Hz のハイパスフィルタで処理後、50 ms ごとの振幅 RMS と筋活動開始時間を算出した。RMS は、SLR 時の最大値を 1 として正規化した。筋活動開始時間は、連続ウェーブレット変換(Continuous Wavelet Transform; CWT)による周波数分析を用いて 500 Hz 以下の成分を抽出し、振幅の二乗和であるパワーの総和を算出した。筋活動開始時間の閾値は、安静時平均値に標準偏差の 3 倍を加えた値とした[40-42]。解析区間は安静時から SLR 開始 2 秒後までの計 4 秒間とした[41, 42]。この区間において、総パワーが閾値を連続 30 サンプル越えた点を特定

し，SLR 開始点との差から筋活動開始時間を算出した．図 3.4 に運動側 RF の EMG および CWT 後のスカログラムの例を示す．

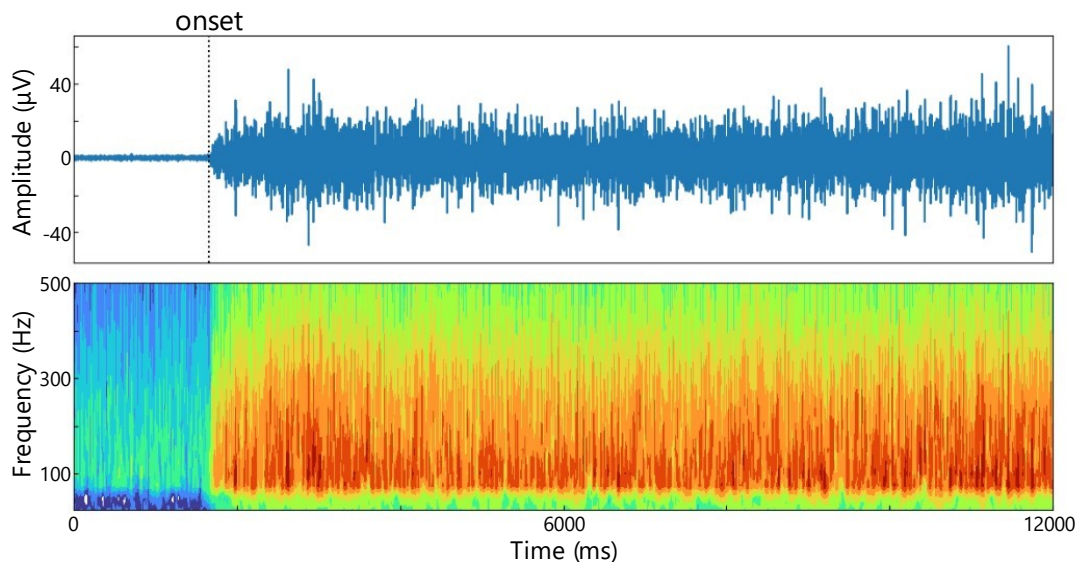


図 3.4 大腿直筋の EMG およびスカログラムの例

次に，原波形の EMG に対して 20 スケールの CWT を行い，500 Hz 以下の周波数帯域のパワーを 25 Hz ごとに算出した．各周波数帯域に対して安静時 1 秒間の平均値との差を算出し，0 未満の値を 0 に置き換えた．その後，各パワーを加算して 0 Hz 以上 25 Hz 以下の極低周波(Very Low Frequency; VLF)帯域，25 Hz 以上 50 Hz 以下の低周波(Low Frequency; LF)帯域，50 Hz 以上 100 Hz 以下の中周波(Medium Frequency; MF)帯域，100 Hz 以上の高周波(High Frequency; HF)帯域を算出した[141-144]．最後に，サンプルごとにパワーの総和が 1 になるように各パワーを正規化した．マザーウェーブレットとして複素モルレーウェーブレットを使用し，帯域幅と中心周波数を 1 Hz に設定した[145]．図 3.5 に NI 群および ID 群各 1 名を代表例として SLR 時の全 10 筋のスカログラムを示す．スカログラムは，視認性のために各パワーを自然対数に変換し，患者ごとに全筋の安静時平均値を下限，計測時の最大値を上限として 10 段階で色付けした．データ処理は，Python とそのライブラリである PyWavelets を用いた．

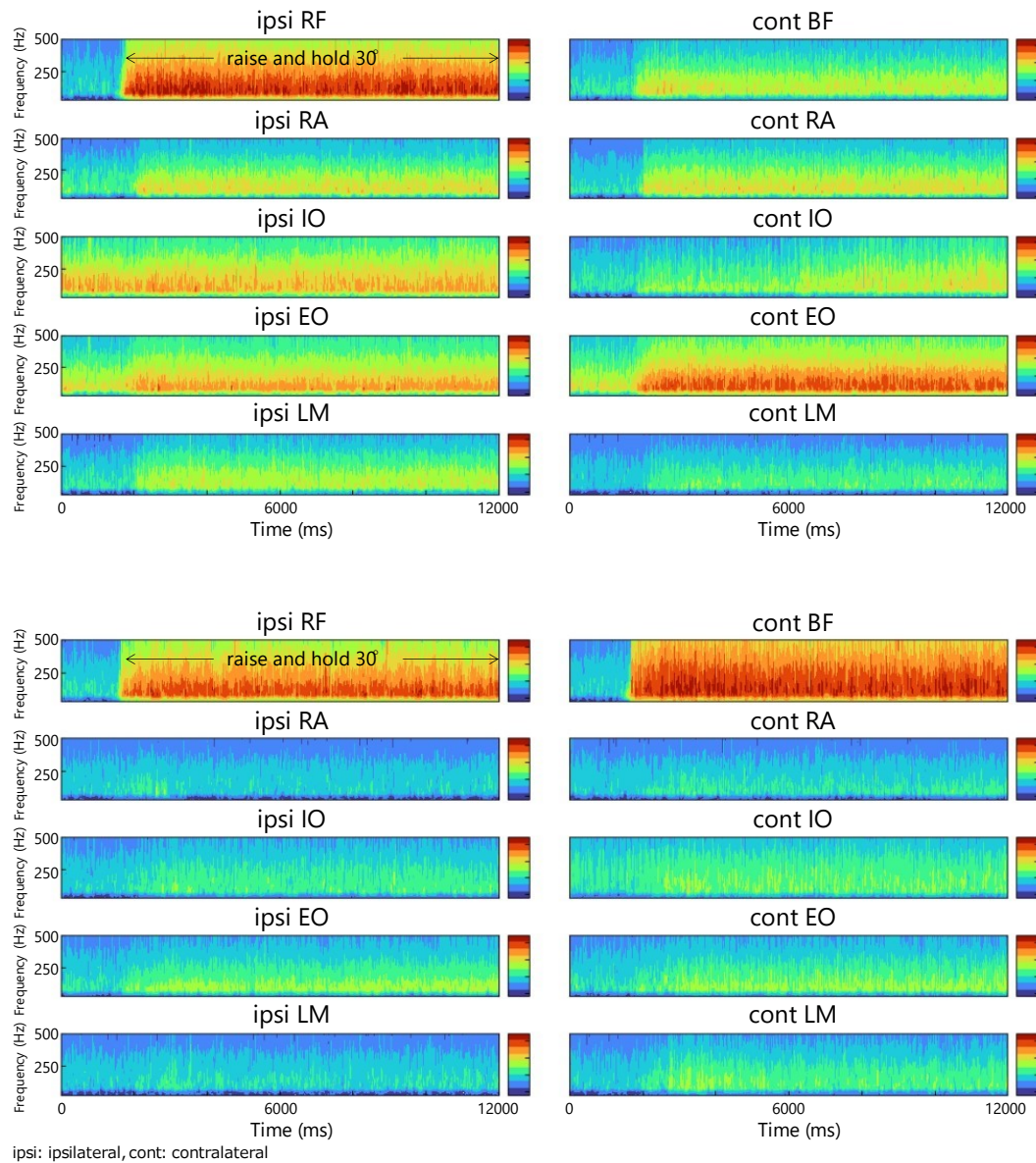


図 3.5 SLR 時のスカログラム代表例

(上段: NI 群, 下段: ID 群)

3.2.4 統計解析

統計解析は患者の利き足と非利き足に分けて行った。利き足はボールを蹴る側の下肢とした。筋活動開始時間以外の各変数は 1 秒ごとに平均化し、3 試行の平均値を用

いた。男女比の群間比較には、フィッシャーの正確検定を用いた。その他の基本情報と筋活動開始時間の群間比較には、各データの正規分布と等分散性を確認後、対応のない t 検定またはマン・ホイットニーの U 検定を用いた。その他の加速度および EMG の変数は、対応のない因子として群間、反復測定因子として時間の 2 因子を含む線形混合モデルの分割プロットデザインによる分散分析を用いた。有意な群間主効果または交互作用が観察された場合は事後検定を行った。解析は **Modified R Commander** バージョン 4.2.2 [146]を用いて両側検定で行った。統計的有意水準は P 値 0.05 未満とした。記述統計は平均値と標準偏差を用いた。

3.3 結果

3.3.1 基本情報

NI 群 8 名、ID 群 16 名の計 24 名を解析した。各群の患者特性を表 3.2 に示す。このうち、LEMS については、各群 1 名でデータが欠落していたため、残りの NI 群 7 名と ID 群 15 名を比較した。LEMS は、NI 群と比べて ID 群で有意に高かった ($P=0.00391$)。SCIM の項目 12 のスコアは、SLR 計測時および退院・転院時に NI 群と比べて ID 群で有意に高かった ($P<0.001$)。その他の基本情報は群間差がなかった。

表 3.2 各群の基本情報

	NI group (<i>n</i> = 8)	ID group (<i>n</i> = 16)	<i>p</i> Values
Age (years)	70.9 (13.7)	65.2 (14.1)	0.35768
Gender	7 M, 1 F	13 M, 3 F	1
Height (cm)	162.3 (8.1)	162.2 (8.5)	0.96551
Weight (kg)	65.4 (11.4)	63.2 (14.1)	0.69198
SLR acquisition since injury (days)	6.5 (11.4)	6.2 (4.4)	0.95908
SLR measurement since injury (days)	14.6 (7.7)	13.3 (4.6)	0.65131
Independent walking since injury (days)	None	10.1 (4.8)	None
Total length of stay (days)	26.8 (16.2)	22.2 (6.8)	0.46601
LEMS (from 0 to 50 points)	41.1 (5.9)	48.5 (3.0)	0.00391
SCIM score for “Mobility Indoors”			
Initial evaluation (from 0 to 8 points)	0 (0)	4.2 (3.4)	None
SLR measurement	0.8 (1.4)	6.7 (2.1)	<0.001
Discharge and transfer	1.5 (1.6)	7.6 (1.1)	<0.001

M: male, F: female

3.3.2 加速度

3 部位から算出した 3 軸の加速度 RMS および合成加速度は、いずれも下腿で最も高い値を示した(図 3.6)。利き足 SLR 時はいずれも有意な群間主効果または交互作用を認めなかった。一方、非利き足 SLR 時の下腿の X 軸(前後方向)の RMS は有意な交互作用を示し($P=0.0299$)、5 秒時点のみ ID 群と比べて NI 群で有意に高かった($P=0.0048$)。

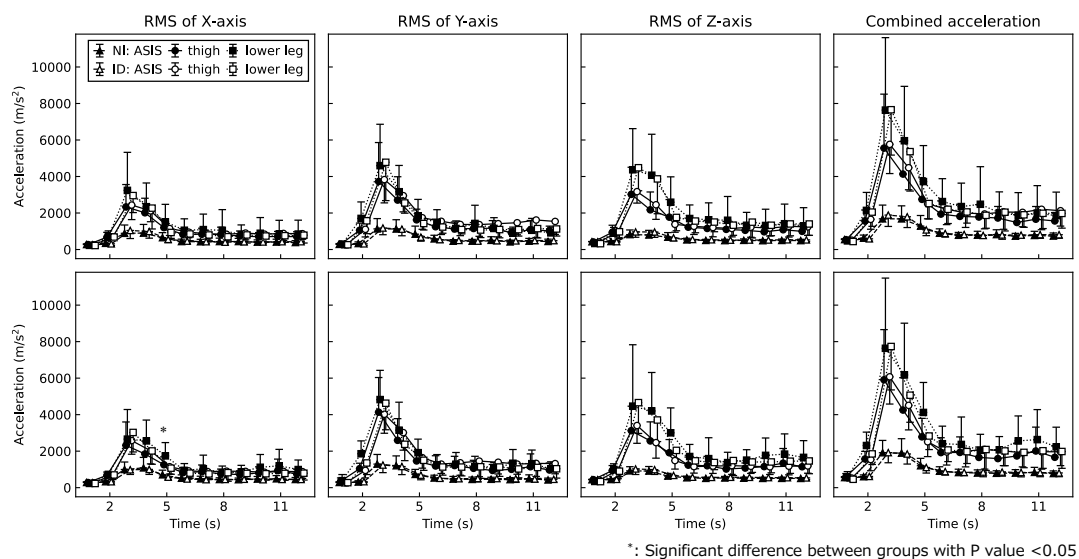


図 3.6 SLR における 3 軸加速度 RMS および合成加速度の経時変化

(上段: 利き足, 下段: 非利き足)

3.3.3 筋活動開始時間

RF と BF は全試行で算出できた。体幹筋群は、解析区間内に筋活動開始の条件を満たさず算出できなかった試行を除いて平均化した。また一側の 3 試行全てで算出できなかった者は、その筋のみを除外して解析した。各群の筋活動開始時間を表 3.3 に示す。全体として、RF と BF は SLR 開始前に活動し、続いて体幹筋群が活動した。このうち、非利き側 SLR 時の対側 IO は、ID 群と比べて NI 群で有意に低かった ($P=0.01521$)。

表 3.3 筋活動開始時間の解析結果

SLR side	Muscle	NI group ($n = 8$)	ID group ($n = 16$)	p Values
Dominant	ipsi RF	-334.7 (131.2)	-290.5 (93.3)	0.41273
	cont BF	-174.9 (190.9)	-191.9 (296.6)	0.48958
	ipsi RA	332.3 (273.8)	469.9 (399.7)	0.40631
	cont RA	461.4 (356.3)	425.4 (343.1)	0.83324
	ipsi IO	-2.7 (359.2)	7.0 (252.5)	0.94658
	cont IO	407.7 (397.4)	383.6 (491.5)	0.90524
	ipsi EO	421.5 (368.1)	157.9 (167.8)	0.08835
	cont EO	416.7 (483.8)	215.4 (298.4)	0.31355
	ipsi LM	536.7 (402.9)	489.5 (499.5)	0.95882
	cont LM	453.1 (604.0)	474.1 (395.0)	0.93515
Nondominant	ipsi RF	-311.6 (68.7)	-239.7 (131.5)	0.09221
	cont BF	-88.0 (307.5)	-258.6 (112.1)	0.21439
	ipsi RA	253.1 (473.5)	331.2 (395.3)	0.48542
	cont RA	411.4 (389.1)	385.8 (365.8)	0.88442
	ipsi IO	316.1 (480.7)	70.2 (275.0)	0.21147
	cont IO	120.1 (170.9)	496.0 (472.8)	0.01521
	ipsi EO	165.4 (408.5)	336.8 (393.5)	0.34835
	cont EO	180.0 (312.1)	132.9 (260.9)	0.92034
	ipsi LM	595.8 (595.2)	651.9 (564.9)	0.82979
	cont LM	626.8 (521.6)	395.9 (486.5)	0.34112

ipsi: ipsilateral, cont: contralateral

3.3.4 筋電図 RMS

左右とも全ての筋が 3, 4 秒, すなわち SLR 開始 1, 2 秒でピークに達し, その後は 0.4 から 0.6 で推移した(図 3.7 および 3.8). 安静時からの増加の程度は, RF が最も大きく, 次いで BF, 同側 IO であった. SLR 時の IO と EO は同側が対側より高値であった. 利き足 SLR 時の対側 IO は, 有意な交互作用を示し($P=0.0044$), 5, 6, 8, 9, 11 秒で NI 群と比べて ID 群で有意に高かった(全て $P<0.05$). 一方, 非利き足 SLR 時にはいずれも有意な群間主効果または交互作用を認めなかった.

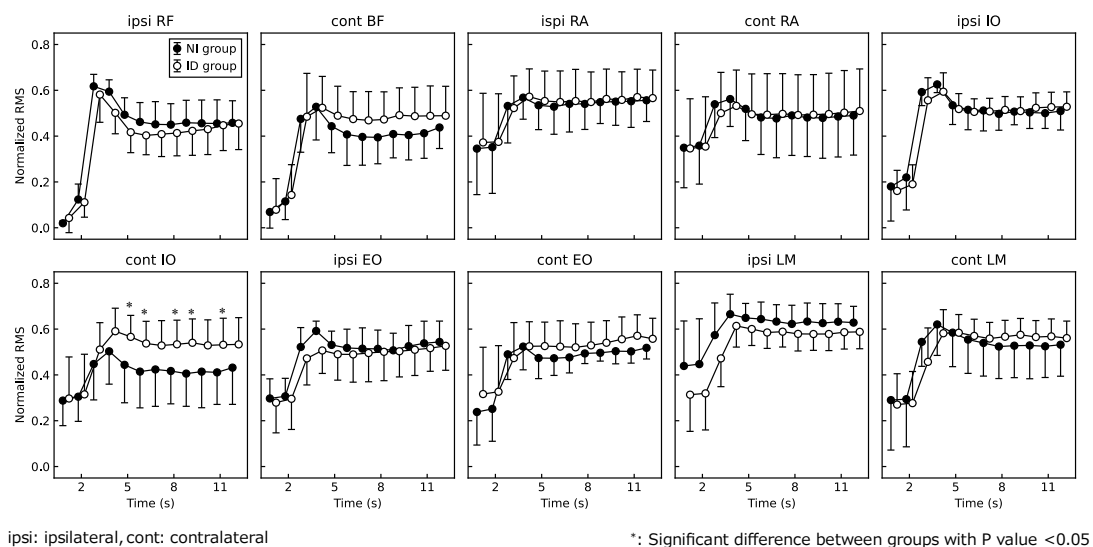


図 3.7 利き足 SLR における筋電図 RMS の経時変化

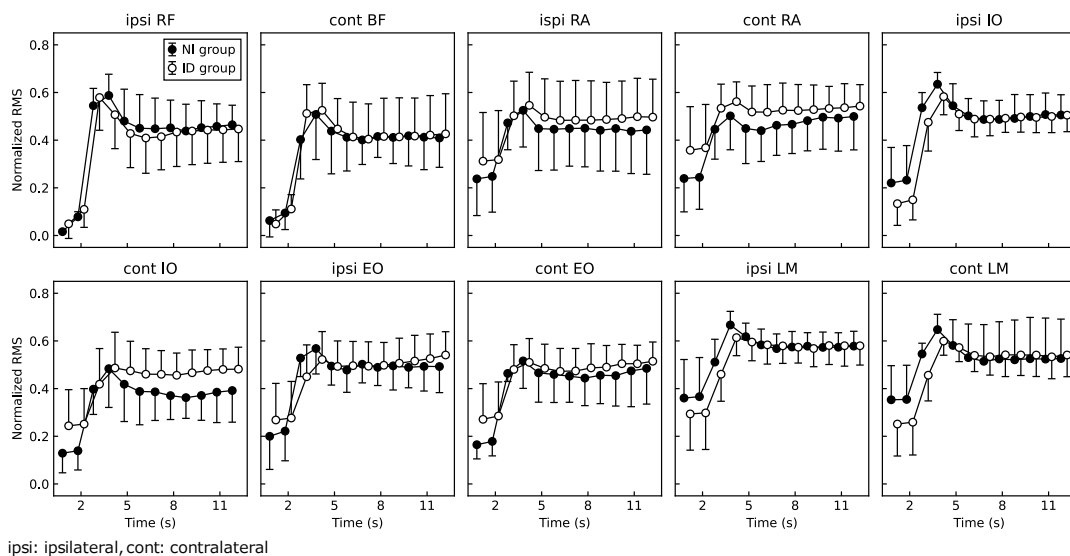


図 3.8 非利き足 SLR における筋電図 RMS の経時変化

3.3.5 周波数解析

各周波数帯の正規化後のパワーについて、利き足の結果を図 3.9 に、非利き足の結

果を図 3.10 に示す。いずれの筋も、各周波数帯域のうち HF 帯域または MF 帯域で最も高い値を示し、0.3 から 0.4 であった。

利き足 SLR では、BF の MF 帯域と LF 帯域が有意な交互作用を示し($P=0.0094$ および $P<0.001$)、MF 帯域は有意な群間主効果を示した($P=0.0498$)。両帯域とも ID 群と比べて NI 群で有意に高かった(全て $P<0.05$ 、うち MF 帯域の 8 秒は $P=0.0065$ 、LF 帯域の 9 秒および 12 秒は $P=0.0080$ および 0.0058)。また同側 RA の HF 帯域にも有意な群間主効果を示し($P=0.0274$)、5~7 秒と 9~12 秒では ID 群と比べて NI 群で有意に高かった(全て $P<0.05$)。

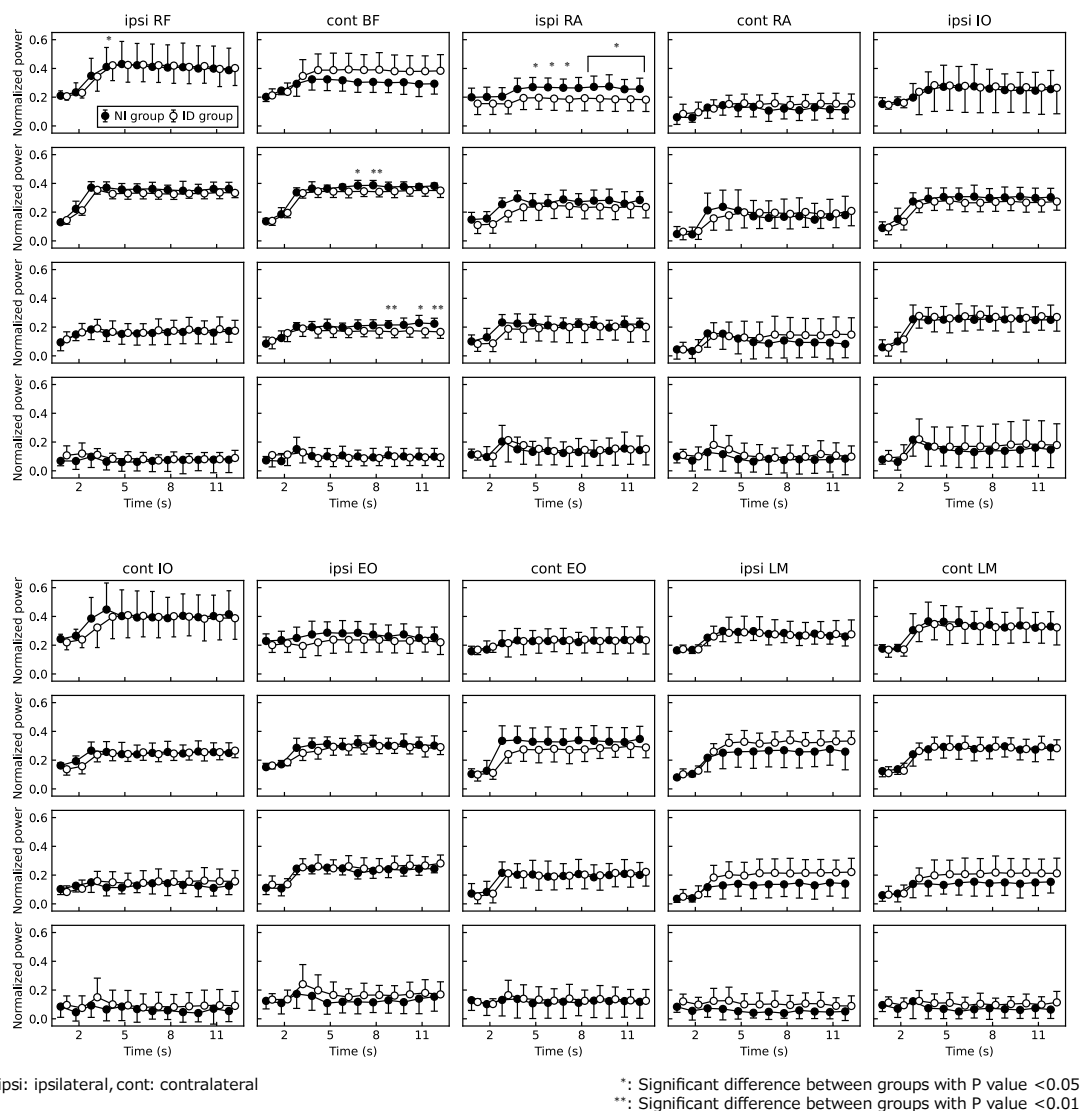


図 3.9 利き足 SLR における周波数パワーの経時変化

(各筋とも上段から順に HF, MF, LF, VLF 帯域を表す)

非利き側 SLR では, BF の HF 帯域と VLF 帯域が有意な群間主効果($P=0.0350$ および 0.0385)および交互作用($P<0.001$ および $P=0.0028$)を示した. HF 帯域は 4 秒以外の SLR 時全ての時間において ID 群で有意に高く(全て $P<0.05$, うち 3 秒は $P=0.0061$), VLF 帯域は 3, 4, 12 秒のみ NI 群で高かった(全て $P<0.05$, うち 3 秒は $P=0.0061$). 対側 RA の HF 帯域と MF 帯域は有意な群間主効果を示し($P=0.0315$ およ

び0.0236), HF帯域は4, 5秒以外のSLR時全ての時間で, MF帯域は3, 4, 8~10, 12秒でID群と比べてNI群で有意に高かった(全て $P<0.05$, うちMF帯域の10秒は $P=0.0076$). 同側IOのLF帯域は有意な交互作用を示し($P=0.0120$), 3秒時点のみNI群と比べてID群で有意に高かった($P=0.0272$). 同側EOのMF帯域は有意な群間主効果を示し($P=0.0106$), 3, 4, 7~9秒においてNI群が高かった(全て $P<0.05$, うち9秒は $P=0.0089$).

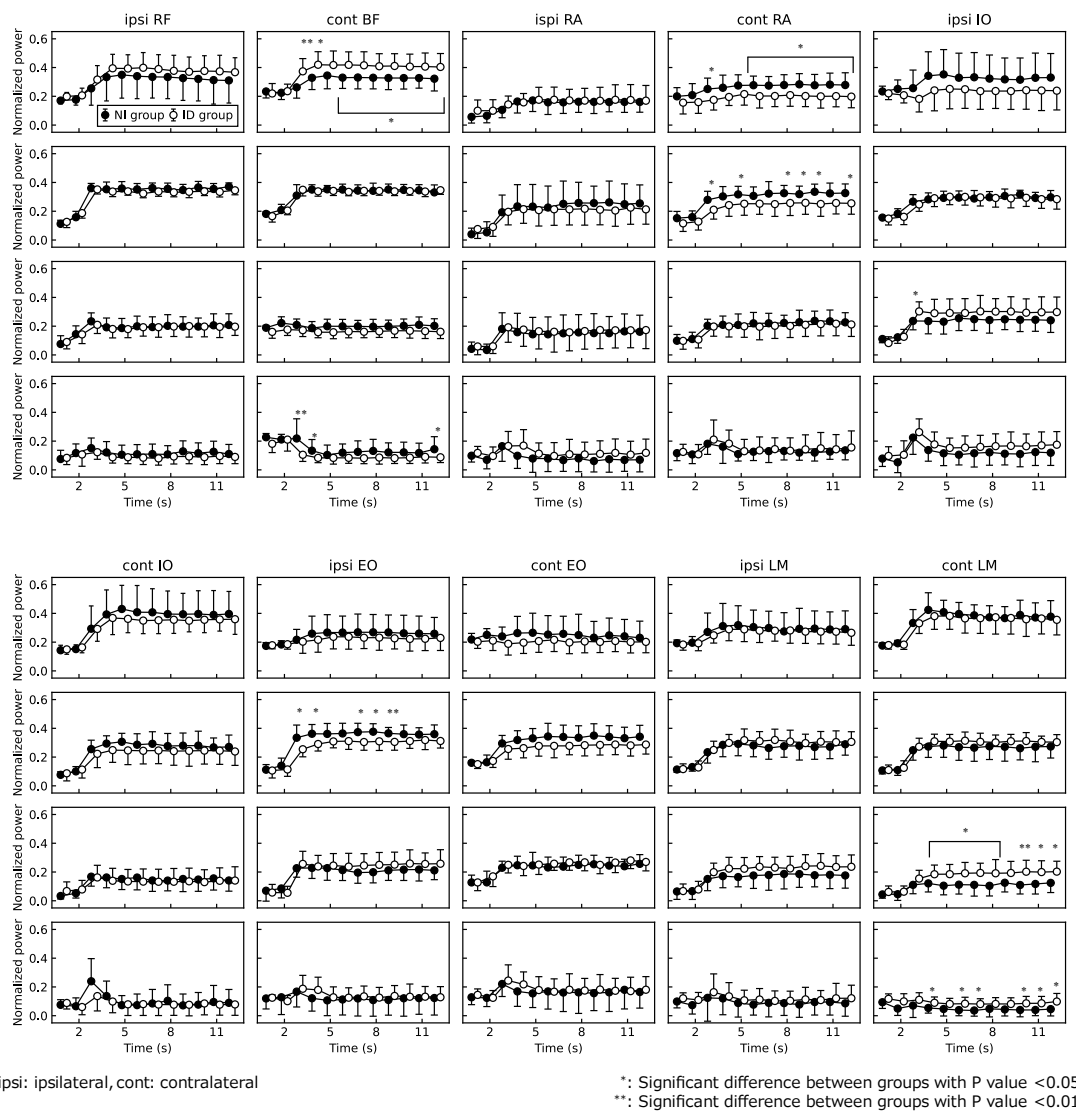


図 3.10 非利き足 SLR 時における周波数パワーの経時変化

(各筋とも上段から順に HF, MF, LF, VLF 帯域を表す)

3.4 結言

本研究では、頸髄不全損傷患者 24 名を対象に SLR 時の下肢・体幹の 3 軸加速度計 3 か所および EMG 計 10 筋を計測し、歩行自立度によって歩行自立の ID 群と非自立の NI 群に分け、統計解析により比較した。

その結果、加速度、筋活動開始時間、筋電図 RMS にはほとんど群間差がなく、利き足 SLR 時に対側 IO の RMS が NI 群と比べて ID 群で有意に高かったのみである。これは健常者と慢性疼痛患者の EMG を比較した先行研究の結果とも一致しており、ID 群は IO の筋活動量が低下している可能性を示唆するが、非利き足 SLR 時には差がなかった。運動側によって異なる結果が得られた要因として、本研究では先行研究とは異なり患者間で比較したこと、MVC を用いて正規化しなかったことが挙げられる。よって、正常な筋活動を有する健常者と比較することで群間差が明瞭化し、MVC を用いて正規化することで対象者間の筋活動量を統一できる。一方、EMG の周波数解析では BF と一部の体幹筋に群間差が認められた。この結果から、ID 群は SLR 時に BF のタイプ 2 線維を動員し、NI 群は BF のタイプ 1 線維と RA および EO のタイプ 2 および 1 線維を動員して骨盤を安定させる可能性が明らかになった。これらの結果は、非利き足 SLR 時に顕著であった。

このことから、本研究で得られた知見として、SLR 運動解析は頸髄不全損傷患者の体幹機能評価になり得る可能性が示された。すなわち、SLR が可能であっても歩行自立に至らない患者は、RF の活動に伴う骨盤の安定化をグローバル筋である RA および EO のタイプ 2 線維を動員して代償している可能性がある。特に RA は、健常者において SLR 時に著明な筋活動を示さないため、この筋の関与が SLR 時の EMG 評価において重要と考えられる。また NI 群と比べて ID 群は LEMS が有意に高かった結果を考慮すると、本研究の結果は患者の体幹機能低下よりも下肢筋力低下の影響が強く反映されている可能性がある。そのため、今後の研究では LEMS のスコアが同等の患者を対象に計測データを群間比較することで、体幹機能の影響をさらに明瞭化できる。また対照群として健常者のデータも追加し、可能であれば MVC を用いて筋電図 RMS を正規化することが望ましい。

第4章 SLR 運動解析データを用いた頸髄不全損傷患者の重症度分類

4.1 緒言

第3章では、歩行自立度によって頸髄不全損傷患者のSLR時の筋活動量や動員する筋線維のタイプに群間差を認めることが明らかになった。しかし、複数の筋活動を伴うSLRでは、統計解析による個別の比較よりも、ニューラルネットワークによる複数の計測データをまとめた包括的な解析が有用である。そこで本章では、まず計測データを解析するためにニューラルネットワークの一手法であるCNNの実装方法について述べ、次に患者と健常者の識別および患者の重症度評価の結果を述べる。

4.2 方法

4.2.1 対象

対象は、AIS Grade C または D の頸髄不全損傷患者、対照群として若年健常者(以下、健常群)とした。患者の取込基準および除外基準は第3章と同一である。入院後から、理学療法士によりSLR獲得の有無と獲得までの日数を評価した。患者の重症度評価にはSCIMの項目12を用いて、第3章と同様に退院・転院時のスコアが3点以下を重症群、4点以上の患者を軽症群とした[17-19]。また追加の歩行評価指標としてWISCIを評価した[15, 16]。

4.2.2 計測方法

第3章とは異なり、計測はSLR獲得の有無に関わらず入院後約2, 3週目とした。第3章と同一の方法でSLR時のデータを計測した。追加の計測機器として対象者の身体とベッド面の間に体圧分布センサマット(SVZB922AM, 住友理工)を敷き、サンプリング周波数5 Hzで計測した(図4.1)。

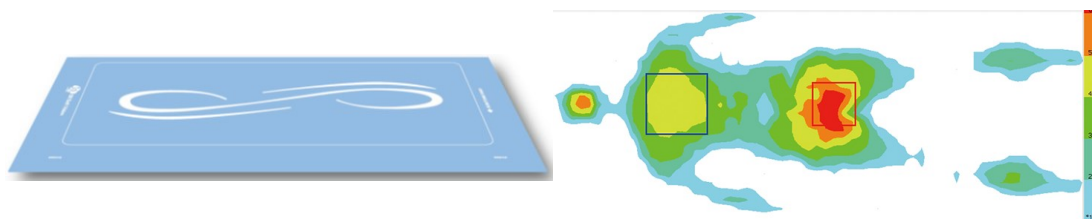


図 4.1 体圧分布センサマットおよび計測画面

4.2.3 データ処理

第3章と同一の方法で SLR 開始から終了までを特定し、ASIS の加速度・角速度計6軸，左右 RA および LM の計4筋の EMG を抽出した．図 4.2 に示した通り，圧力データからは運動側踵部の値が急峻に減少および増加する点を SLR 開始および終了点として特定した．このうち，SLR 時の右下肢，左下肢，殿部の圧力面積および最大値の計6項目を算出した．またリニア補間を用いて加速度・角速度および EMG と同数までデータを増やした．その後，SLR 開始から終了までのこれら16項目のデータをウィンドウ幅 200 ms，オーバーラップ率 0.3 で抽出した．

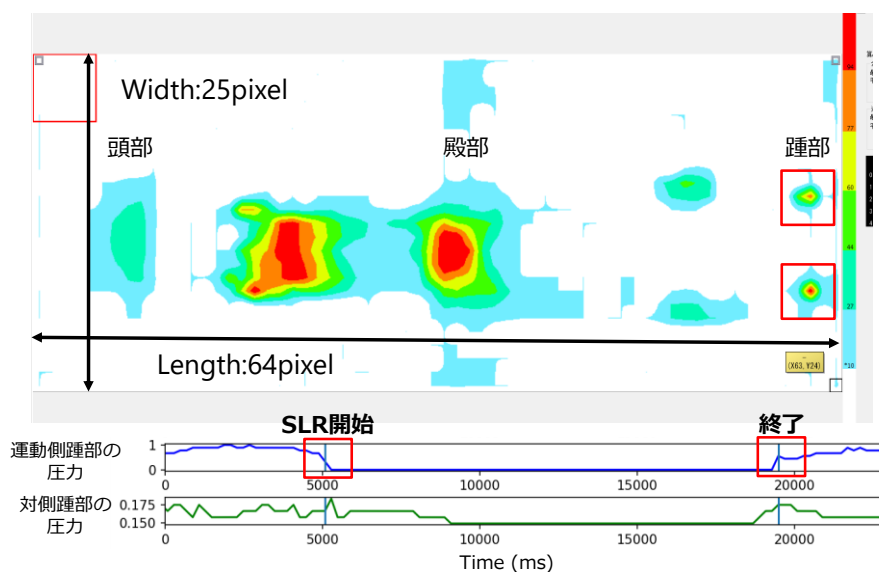


図 4.2 圧力データによる SLR 開始点の特定方法

4.2.4 CNN モデル

CNN モデルは、Python のライブラリである PyTorch を用いて実装した。本研究で実装した 5 層の CNN モデルの概要を図 4.3 に示す。ドロップアウト率は 0.4 とし、損失関数はクロスエントロピー誤差を用いた。入力データは EMG が 4 チャンネル、加速度・角速度が 6 チャンネル、圧力が 6 チャンネルの計 16 チャンネルとした。左右各 3 試行のうち 2 試行を訓練データ、残り 1 試行をテストデータに用い、左右 SLR に分けて学習および推論を行った。健常者と患者の識別では、健常群および患者群全体のデータを用いて学習し、健常者は 1、患者は 0 のラベルを用いた。患者の重症度評価では、重症群および軽症群のデータを用いて学習し、軽症者は 1、重症者は 0 のラベルを用いた。

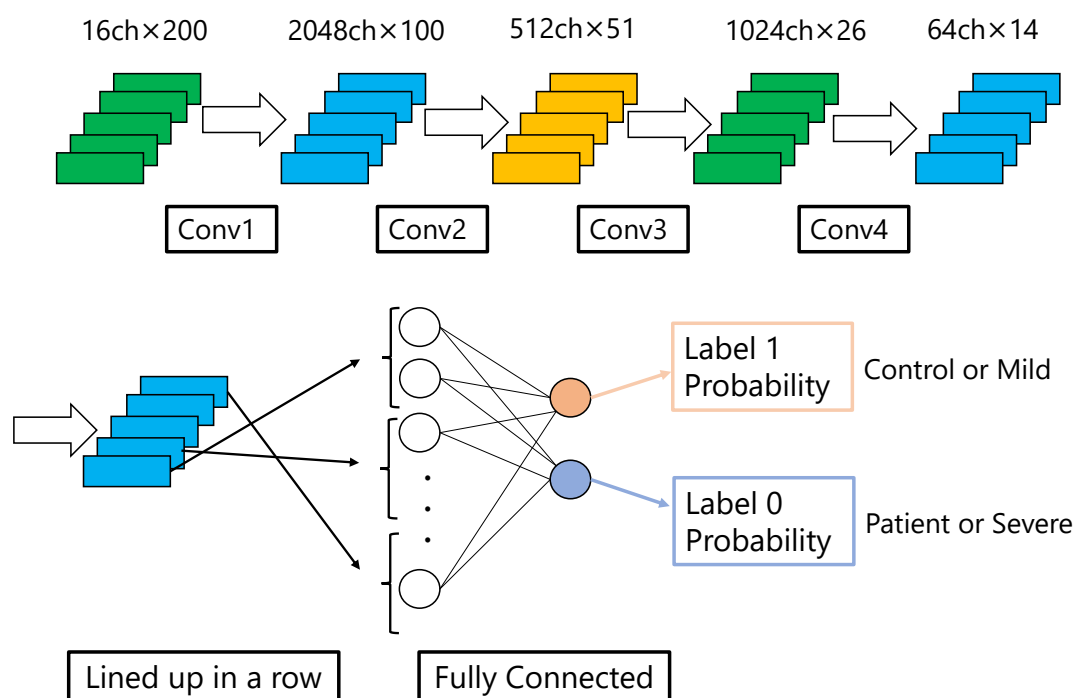


図 4.3 CNN モデルの概要

4.2.5 統計解析

健常群、重症群、軽症群において、男女比の群間比較にはフィッシャーの正確検定

を用いた。年齢、身長、体重の群間比較には各データの正規分布と等分散性を確認後、一元配置分散分析またはクラスカルウォリス検定を用いた。重症群と軽症群において、その他の基本情報の群間比較には各データの正規分布と等分散性を確認後、対応のない t 検定またはマン・ホイットニーの U 検定を用いた。解析は Modified R Commander バージョン 4.2.2 [146]を用いて両側検定で行った。統計的有意水準は P 値 0.05 未満とした。記述統計は平均値と標準偏差を用いた。

4.3 結果

4.3.1 基本情報

頸髄不全損傷患者、健常者各 15 名を解析した。このうち、重症群は 10 名、軽症群は 5 名であった。各群の患者特性を表 4.1 に示す。3 群間の比較において、健常群は他の 2 群と比べて有意に若年であり ($P < 0.01$ または < 0.05)、重症群と比べて有意に体重が少なかった ($P < 0.05$)。軽症群と重症群の比較において、重症群のうち、4 名は一側の SLR を獲得しておらず、1 名は両側とも SLR を獲得していなかったため、SLR 獲得日数は解析から除外した。また重症群の SCIM の項目 12 のスコアおよび WISCI のスコアは、初期評価時に全例 0 点であったため比較しなかった。各群 1 名で LEMS のデータが欠落していたため、残りの重症群 9 名と軽症群 4 名を比較した。その結果、LEMS、計測時および退院・転院時の SCIM の項目 12 のスコアおよび WISCI のスコアは、軽症群と比べて重症群で有意に低かった (全て $P < 0.01$)。軽症群は、計測時以降の SCIM および WISCI の平均値がほぼ最大のスコアであった。このうち、1 名のみ T 字杖歩行であったため、それぞれ 6 点および 19 点であったが、残りは全例独歩のためどちらも最大のスコアであった。

表 4.1 各群の基本情報

	Control group (<i>n</i> = 15)	Severe group (<i>n</i> = 10)	Mild group (<i>n</i> = 5)
Age (years)	32.4 (13.4) ^{ab}	66.3 (15.2)	60.8 (12.2)
Gender	7 M, 8 F	8 M, 2 F	5 M
Height (cm)	162.3 (8.9)	165.1 (9.1)	166.4 (2.7)
Weight (kg)	56.5 (9.2) ^c	69.8 (14.7)	62.0 (13.7)
SLR measurement since injury (days)	None	19.1 (11.6)	14.8 (6.1)
Independent walking since injury (days)	None	None	14.8 (6.1)
Total length of stay (days)	None	25.3 (13.6)	22.2 (10.0)
LEMS (from 0 to 50 points)	None	36.8 (8.6) ^d	48.8 (1.5)
SCIM score for “Mobility Indoors”			
Initial evaluation (from 0 to 8 points)	None	0 (0)	5.2 (3.3)
SLR measurement	None	0.8 (1.1) ^d	7.6 (0.9)
Discharge and transfer	None	1.1 (1.3) ^d	7.6 (0.9)
WISCI (from 0 to 20 points)			
Initial evaluation	None	0 (0)	13.2 (8.2)
SLR measurement	None	4.6 (6.2) ^d	19.8 (0.4)
Discharge and transfer	None	6.2 (7.1) ^d	19.8 (0.4)

M: male, F: female

^a Significant difference between the Control and Severe groups with P value <0.01.^b Significant difference between the Control and Mild groups with P value <0.05.^c Significant difference between the Control and Severe groups with P value <0.05.^d Significant difference between the Severe and Mild groups with P value <0.01.

4.3.2 患者と健常者の識別

患者と健常者の識別における各対象者の精度を図 4.4 および図 4.5 に示す。左右を合わせて平均精度は健常群で 0.895, 患者群で 0.769 であり, 健常群で高かった。

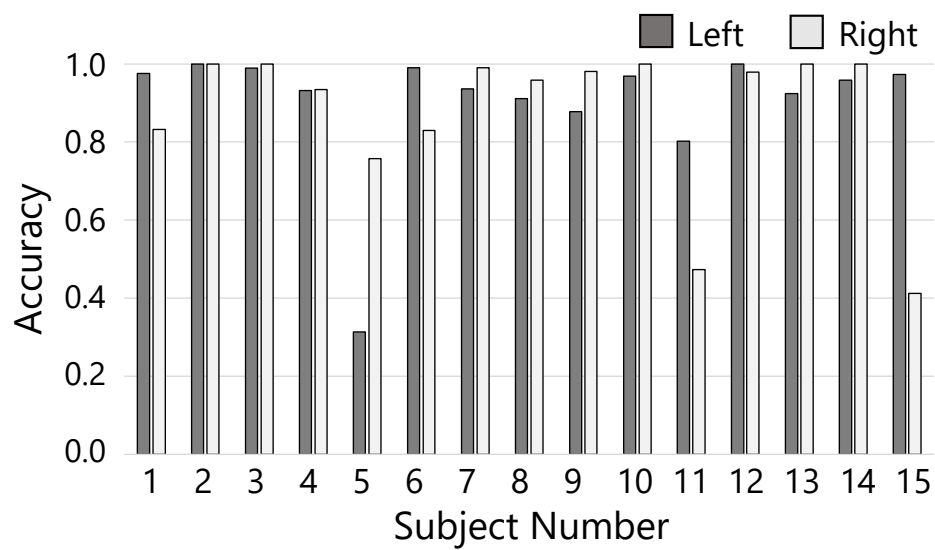


図 4.4 健常群の識別結果

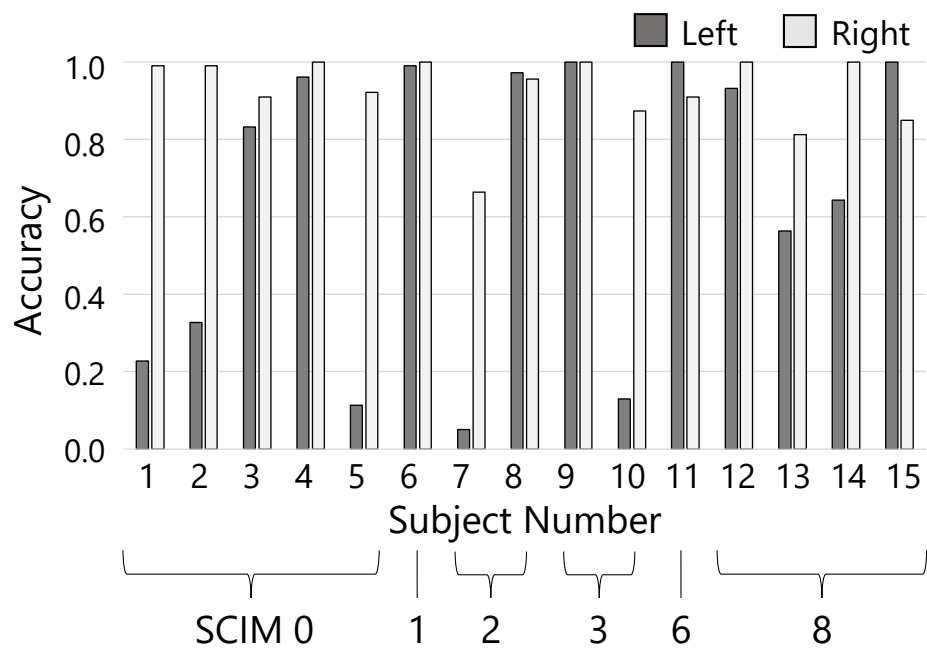


図 4.5 患者群の識別結果

4.3.3 患者の重症度評価

患者の重症度評価における各対象者の精度を図 4.6 に示す。平均精度は軽症群で 0.764, 重症群で 0.720 であり, 重症群で低かった。図 4.6 より, 重症群の中でも SCIM のスコアが 1 から 3 点と中等症に近い患者や運動障害に左右差があった患者では精度が低かった。また患者群のうち, No.5 で特に精度が低かった。SCIM のスコアが 0 点であった他の患者と比べて, この患者は WISCI のスコアが 17 点と高かったため, SCIM のスコアに対して比較的軽症であった可能性が考えられる。

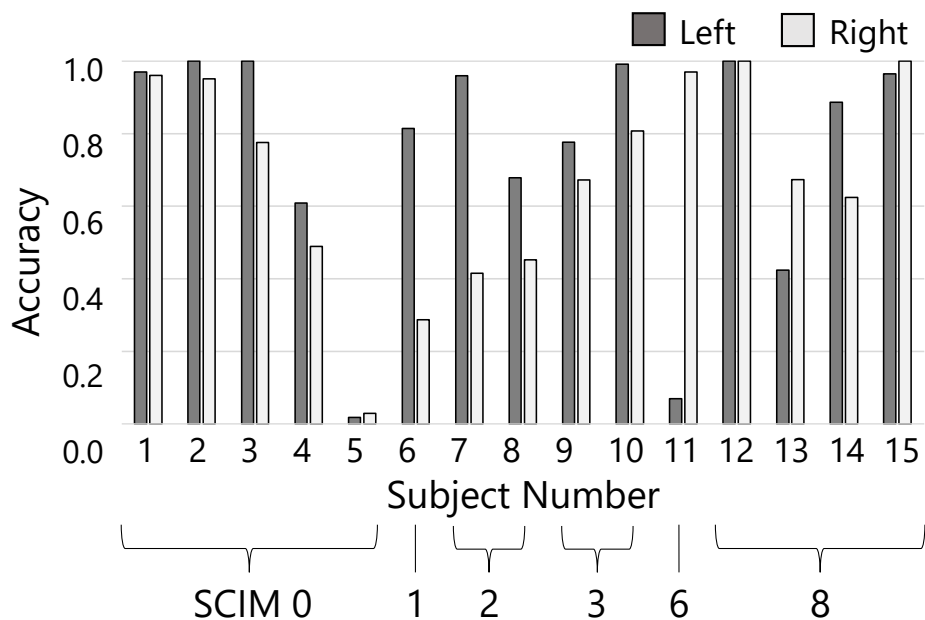


図 4.6 患者群の重症度評価結果

4.4 結言

本研究では, 頸髄不全損傷患者および健常者各 15 名を対象に SLR 時の下肢および体幹の 3 軸加速度・角速度計 2 か所, 左右 RA および LM 計 4 筋の EMG, 左右下肢および殿部の圧力データ計 6 項目を入力として CNN モデルを作成した。

その結果, 患者と健常者識別の平均精度は健常者で 0.895, 患者で 0.769 であった。重症度評価の平均精度は軽症群で 0.764, 重症群で 0.720 であった。また一部の

患者で精度に左右差があった者や左右とも精度が低かった者を認めた．

このことから，本研究で得られた知見として，CNN を用いた SLR 運動解析は患者と健常者を識別し，患者の重症度を評価できる可能性が示された．すなわち，SLR 時の計測データには健常者と患者を識別し，退院・転院時の患者の歩行自立度を評価し得る情報が含まれる．本章の入力データには，前章において群間差を認めた RA の EMG が含まれる．よって，本研究においても RA が分類に重要であった可能性がある．しかし，本研究では分類に関わる各チャンネルの寄与度を算出していない．また群間で精度にばらつきがあり，精度の低い患者が混在したことで，特に重症度評価の全体精度は十分とはいえない．これは，チャンネル数を増やすなど他の計測データを入力に用いて検証しなかったためであり，さらに精度を改善して臨床応用に繋げる必要がある．このため，今後の研究では各チャンネルの寄与度を算出し，入力データのパターンを増やして評価することで，健常者と患者の識別や患者の歩行自立度の評価に重要な SLR 時の下肢および体幹の動態や筋活動が明らかになる．

第5章 慣性センサデータを用いた患者の歩行自立度分類

5.1 緒言

第4章では、SLR時の計測データからニューラルネットワークを用いて頸髄不全損傷患者と健常者を識別し、患者の重症度を評価できることが明らかになった。この解析手法を応用することで、歩行時の計測データからもニューラルネットワークを用いて患者の歩行自立度を客観的に評価できると考えられる。本章は、2つの研究から構成される。まず第1の研究における対象、TUGテスト時の慣性センサデータ計測方法、データ処理について述べ、次に統計解析結果を述べる。その後、第2の研究における対象、10MWTおよびTUGテスト時の慣性センサデータ計測方法、解析に用いたTransformerモデルの実装方法について述べ、最後に歩行自立度分類の結果を述べる。

5.2 入院患者に対する慣性センサを用いた Timed Up-and-Go テストの質的評価

5.2.1 方法

5.2.1.1 対象

対象は、内科的および外科的疾患により救急または手術目的で急性期病院に入院し、その後リハビリテーション介入があった25名の患者(平均年齢76.7歳)であった。取込基準は、入院前に杖歩行または独歩が自立していた者、計測時に少なくとも歩行器歩行が自立していた者、杖歩行または独歩練習開始後1週間以内であった者とした。除外基準は歩行練習や計測を妨げる明らかな認知機能低下や合併症、既往歴を有する者とした。

5.2.1.2 計測方法

ベルクロバンドを用いて、3 軸加速度・角速度センサを内蔵した慣性センサ(Xsens DOT, Xsens)3 個を患者の身体に装着した。装着部位は第 3 腰椎レベルの腰部，左右の足関節直上とした。これらのセンサの計測レンジは加速度が 16 G，角速度が 2000 °/s であり，サンプリング周波数は 120 Hz であった。加速度は前後(X 軸)，左右(Y 軸)，上下(Z 軸)，角速度は X 軸周りのロール角，Y 軸周りのピッチ角，Z 軸周りのヨー角の計 6 軸とした。センサは Bluetooth でタブレット端末(iPad Mini, Apple)に接続され，専用のアプリケーションを用いて操作した。

TUG テストは，座面高 43 cm の椅子とコーン 1 個を用いた。椅子から立ち上がり，3m を往復歩行し，椅子に着座するまでの所要時間をストップウォッチで測定した。慣性センサを取り付けた実際の TUG テストの計測例を図 5.1 に示す。テストは，患者の最大速度かつ杖歩行または独歩で 2 回行った。

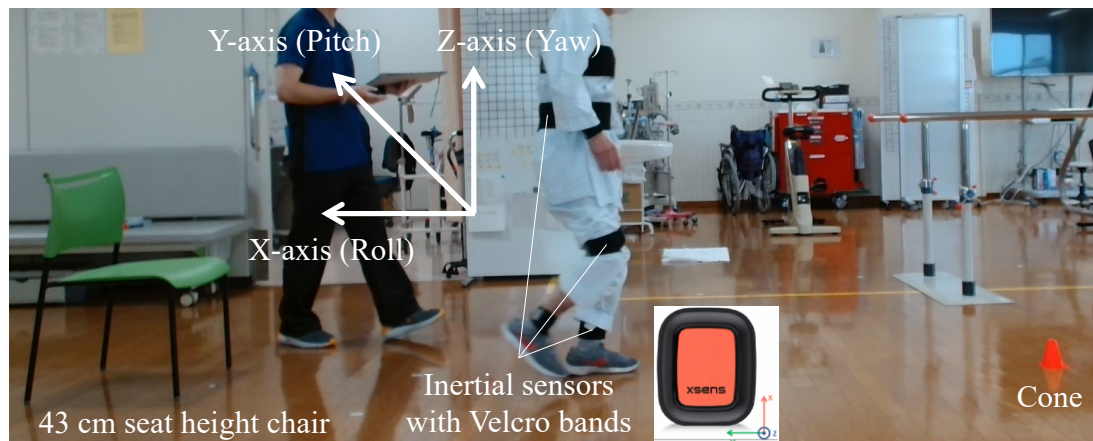


図 5.1 センサ装着部位および TUG テスト計測場面

5.2.1.3 データ処理

計測後，専用のソフトウェアを用いて各センサのデータをノートパソコンに転送した。先行研究[128]の方法に従って，TUG テストのサブフェーズである立ち上がり相，着座相，2 回のターン相の開始点と終了点をそれぞれ特定した。具体的には，立ち上がり相と着座相はテストの序盤と終盤における腰部ピッチ角の最大値と最小値によって同定した(図 5.2 下段のピッチ角を参照)。また 2 回のターン相はテストの中盤と

終盤における腰部ヨー角の絶対値の最大値を特定し、その前後で閾値 0.1 以下の範囲を特定して同定した(図 5.2 下段のヨー角を参照)。その後、1 回目の歩行相を立ち上がり相の終了から 1 回目のターン相の開始までの範囲とし、2 回目の歩行相を 1 回目のターン相の終了から 2 回目のターン相の開始までの範囲とした。

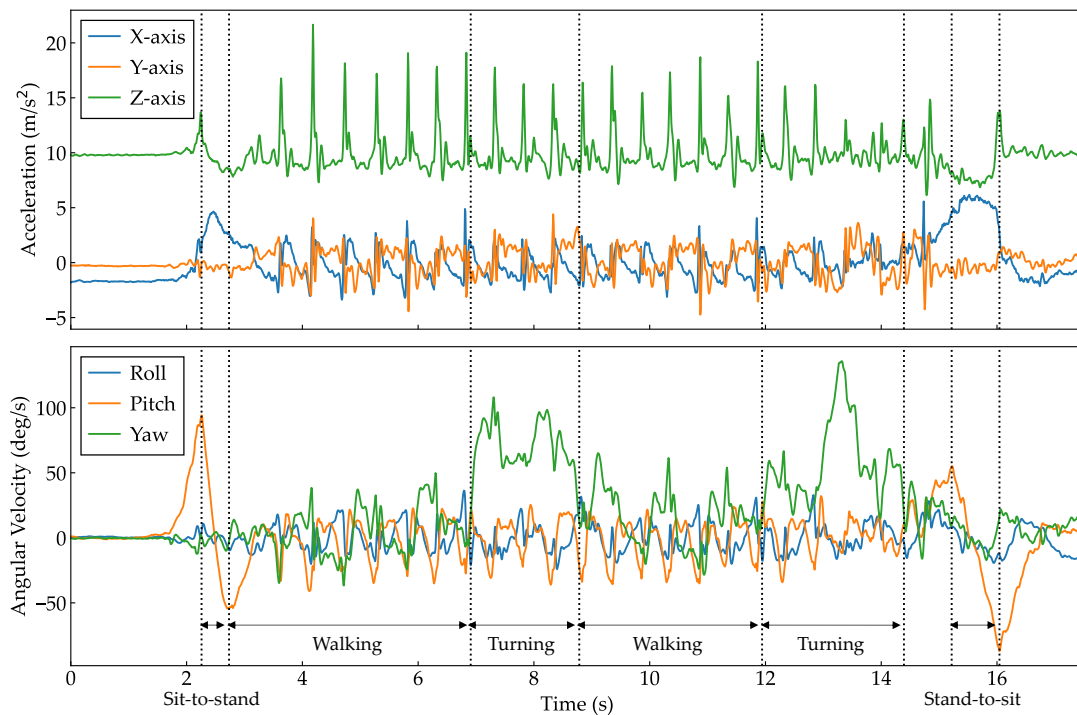


図 5.2 TUG テストのサブフェーズ解析例

解析項目は、立ち上がり相の開始と着座相の終了から算出した総所要時間、各サブフェーズの開始と終了から算出したそれぞれの所要時間、左右の足部から算出した TUG テストの総歩数、2 回の歩行相およびターン相それぞれの歩数、各サブフェーズの腰部の加速度・角速度とした。歩数は、歩行周期に含まれる IC をカウントして算出した。IC の特定では、各サンプルの足部の合成加速度を算出し、これらを 1 サンプル隣からそれぞれ微分することで、図 5.3 に示したように周期的に出現するピーク値を IC とした。各ピーク値を特定するための閾値と解析区間を設定して自動的に算出したが、目視において明らかな乖離を認めた場合は手動で修正した。腰部の加速度・角速度からは、先行研究[147, 148]を参考に立ち上がり相および着座相におけるピッチ角の

最大値, 平均値, 最大値と最小値の差であるレンジ, 2 回のターン相におけるヨー角の最大値, 平均値, レンジ, 2 回の歩行相における 3 軸それぞれの加速度 RMS および ACC を算出した. これらの解析項目をまとめて図 5.4 に示す.

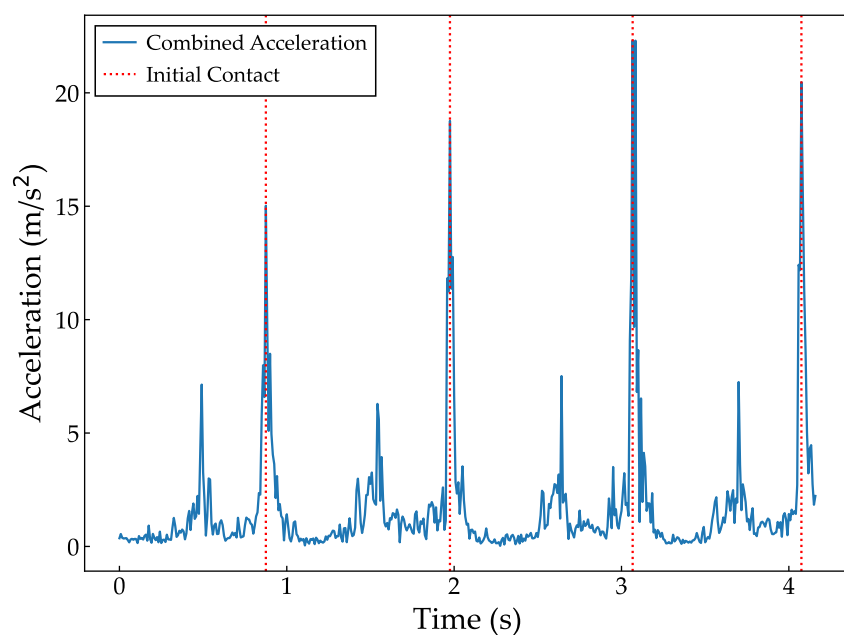


図 5.3 TUG テストの歩行相における合成加速度の算出例

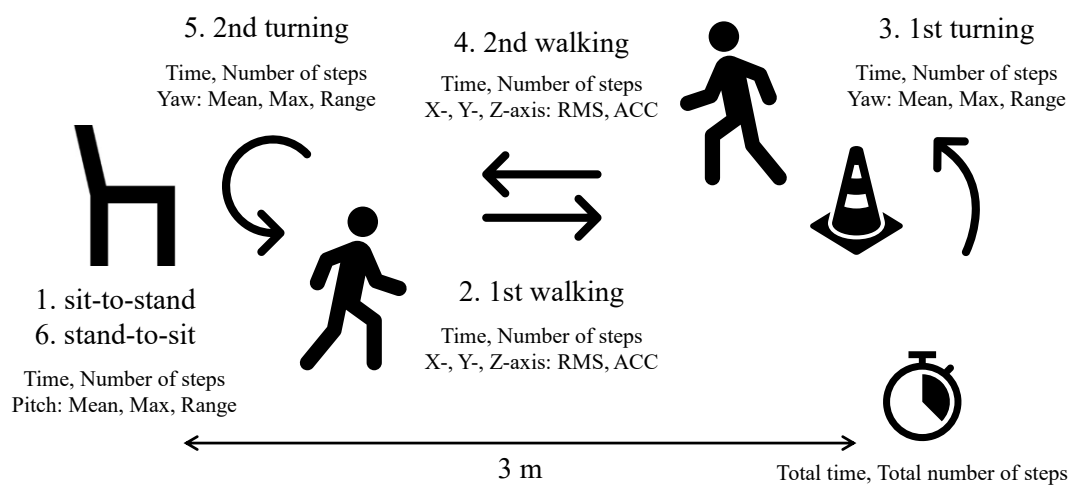


図 5.4 TUG テストの各サブフェーズにおける解析項目

5.2.1.4 統計解析

担当の理学療法士により，病棟内杖歩行または独歩が自立であり，TUG テストの総所要時間が 2 試行とも 13.5 秒未満を自立高速(Independent Fast; IF)群，1 試行でも 13.5 秒以上を自立低速(Independent Slow; IS)群，病棟内杖歩行または独歩が監視であり，TUG テストの所要時間が 1 試行でも 13.5 秒以上を監視低速(Monitored Slow; MS)群として 3 群に分けた．2 試行のうち，どちらも 13.5 秒未満または 13.5 秒以上であった者は 1 試行目のデータを，1 試行のみ 13.5 秒以上であった者は 13.5 秒以上のデータを用いた．

男女比の群間比較にはフィッシャーの正確検定を用いた．その他の基本情報の群間比較には各データの正規分布と等分散性を確認後，一元配置分散分析またはクラスカルウォリス検定を用いた．加速度・角速度の各変数は，対応のない因子として群間，反復測定因子として時間の 2 因子を含む線形混合モデルの分割プロットデザインによる分散分析を用いた．有意な群間主効果または交互作用が観察された場合は事後検定を行った．解析は Modified R Commander バージョン 4.2.2 [146]を用いて両側検定で行った．統計的有意水準は P 値 0.05 未満とした．記述統計は平均値と標準偏差を用いた．

5.2.2 結果

5.2.2.1 基本情報

計測した 25 名のうち，4 名の患者は病棟内杖歩行または独歩が監視であったが，TUG テストの総所要時間が 13.5 秒未満であったため，解析から除外した．最終的に 21 名のデータを解析し，IF 群は 9 名，IS 群は 6 名，MS 群は 6 名であった．このうち，19 名は 2 試行とも TUG テストの総所要時間が 13.5 秒未満または 13.5 秒以上であった．残り 2 名は，それぞれ 1 試行目および 2 試行目のみ 13.5 秒以上であった．各群の患者特性を表 5.1 に示す．MS 群，IS 群，IF 群の順に高齢であったが，いずれも有意な群間差はなかった．

表 5.1 各群の基本情報

	IF group (n = 9)	IS group (n = 6)	MS group (n = 6)
Age (years)	72.1 (9.6)	76.8 (6.6)	80.7 (3.7)
Gender	6 M, 3 F	3 M, 3 F	2 M, 4 F
Height (cm)	159.5 (9.5)	157.7 (6.5)	156.5 (12.1)
Weight (kg)	64.0 (15.7)	56.7 (10.4)	60.0 (11.1)
Total length of stay (days)	21.7 (6.0)	25.7 (11.7)	29.7 (3.9)

M: male, F: female

5.2.2.2 所要時間および歩数

立ち上がり相の開始から着座相の終了までを計測した TUG テストの総所要時間に関して、ストップウォッチと腰部の角速度データにおける絶対誤差は平均約 0.37 秒であった。表 5.2 に所要時間および歩数の結果を示す。総所要時間および総歩数は、IF 群で最も少なく、他の 2 群と比べてどちらも有意に低かった($P<0.01$)。また MS 群と比べて IS 群でどちらも有意に低かった($P<0.01$)。2 回の歩行相の所要時間および歩数は、MS 群と比べて IF 群でどちらも有意に低かった($P<0.01$)。一方、IS 群では有意な群間差はなかった。

表 5.2 所要時間および歩数の解析結果

	IF group (n = 9)	IS group (n = 6)	MS group (n = 6)
Time (s)			
Total	9.7 (2.3) ^{ab}	14.7 (1.3) ^c	18.7 (3.3)
Sit-to-stand	0.6 (0.3)	1.2 (0.6)	1.8 (1.2)
1st walking	2.7 (0.6) ^a	4.0 (0.5)	5.4 (1.6)
1st turning	2.0 (0.6)	2.6 (0.5)	3.3 (0.5)
2nd walking	2.1 (0.8) ^a	3.0 (1.0)	4.4 (1.0)
2nd turning	1.6 (0.4)	2.2 (0.4)	2.9 (0.6)
Stand-to-sit	1.1 (0.3)	1.4 (0.6)	1.4 (0.7)
Number of steps			
Total	16.2 (2.9) ^{ab}	21.8 (3.5) ^c	28.0 (4.9)
1st walking	5.1 (1.1) ^a	7.2 (1.7)	8.7 (1.0)
1st turning	3.8 (1.5)	5.0 (1.4)	6.3 (2.2)
2nd walking	4.3 (1.7) ^a	6.2 (2.1)	8.2 (2.1)
2nd turning	3.0 (1.0)	3.5 (1.8)	4.8 (1.0)

^a Significant difference between the IF and MS groups with P value <0.01.^b Significant difference between the IF and IS groups with P value <0.01.^c Significant difference between the IS and MS groups with P value <0.01.

5.2.2.3 加速度および角速度

表 5.3 に加速度および角速度の結果を示す。立ち上がり相におけるピッチ角の平均値，1 回目のターン相におけるヨー角の最大値，平均値，レンジは，いずれも他の 2 群と比べて IF 群で有意に高かった($P<0.01$ または <0.05)。2 回目のターン相におけるヨー角の最大値，平均値，レンジは，いずれも MS 群と比べて IF 群で有意に高かった($P<0.01$ または <0.05)。歩行相における 3 軸それぞれの RMS は，いずれも有意な群間差はなかった。1 回目の歩行相における前後方向の ACC は，他の 2 群と比べて IF 群で有意に高かった($P<0.05$)。IS 群と MS 群の間には，いずれも有意な群間差はなかった。

表 5.3 加速度および角速度の解析結果

		IF group ($n = 9$)	IS group ($n = 6$)	MS group ($n = 6$)
Pitch (deg/s)				
Mean	Sit-to-stand	34.2 (11.5) ^{ab}	6.4 (7.2)	6.8 (4.2)
	Stand-to-sit	-6.7 (12.8)	-9.0 (5.0)	-3.0 (2.9)
Max	Sit-to-stand	130.1 (64.4)	77.7 (22.1)	70.2 (26.8)
	Stand-to-sit	51.0 (16.9)	45.6 (20.0)	43.9 (16.4)
Range	Sit-to-stand	173.4 (69.6)	124.7 (33.3)	105.2 (41.7)
	Stand-to-sit	140.4 (48.1)	119.7 (45.0)	111.4 (20.5)
Yaw (deg/s)				
Mean	1st turning	84.5 (17.7) ^{ad}	60.6 (9.3)	48.5 (5.9)
	2nd turning	81.4 (17.1) ^a	65.0 (17.0)	50.9 (8.1)
Max	1st turning	152.9 (27.7) ^{ad}	116.3 (12.6)	95.1 (15.7)
	2nd turning	158.6 (36.1) ^c	139.5 (28.6)	101.8 (24.6)
Range	1st turning	129.8 (18.7) ^{ad}	103.4 (11.6)	88.1 (16.5)
	2nd turning	141.7 (32.4) ^c	124.0 (26.4)	93.0 (23.1)
ACC				
X-axis	1st walking	0.85 (0.09) ^{cd}	0.63 (0.17)	0.62 (0.09)
	2nd walking	0.90 (0.08)	0.72 (0.24)	0.66 (0.14)
Y-axis	1st walking	0.75 (0.18)	0.60 (0.10)	0.65 (0.09)
	2nd walking	0.82 (0.18)	0.74 (0.22)	0.62 (0.15)
Z-axis	1st walking	0.79 (0.14)	0.62 (0.17)	0.54 (0.16)
	2nd walking	0.88 (0.11)	0.75 (0.19)	0.59 (0.19)

X-axis: anterior-posterior, Y-axis: medial-lateral, Z-axis: vertical

^a Significant difference between the IF and MS groups with P value <0.01 .

^b Significant difference between the IF and IS groups with P value <0.01 .

^c Significant difference between the IF and MS groups with P value <0.05 .

^d Significant difference between the IF and IS groups with P value <0.05 .

5.2.3 小括

本研究では、急性期病院に入院中の患者 25 名を対象に TUG テスト時の 3 軸加速度・角速度を腰部および両足部から計測し、このうち 21 名の TUG テストの総所要時間と歩行自立度によって IF 群 9 名、IS 群 6 名、MS 群 6 名の 3 群に分け、統計解析により比較した。

その結果、総所要時間および総歩数は、他の 2 群と比べて IF 群で有意に低く、MS 群と比べて IS 群で有意に低かった。また 1 回目の歩行相における前後方向の ACC は、他の 2 群と比べて IF 群で有意に高かった。一方、歩行相の所要時間および歩数に関しては、MS 群と比べて IF 群で有意に低かった。立ち上がり相におけるピッチ角、1 回目のターン相におけるヨー角は、他の 2 群と比べて IF 群でいずれも有意に高かった。一方、2 回目のターン相のヨー角に関しては、MS 群と比べて IF 群でいずれも有意に高かった。

このことから、本研究で得られた知見として、慣性センサを用いた歩行解析は入院患者の歩行自立度を判定するための評価になり得る可能性が示された。すなわち、歩行自立度に関わらず TUG テストの総所要時間が 13.5 秒よりも遅い患者は、TUG テストの総所要時間が長く、総歩数が多いだけでなく、サブフェーズである歩行相の所要時間が長く、歩数が多く、立ち上がり相およびターン相の腰部回旋運動が少なかった。これらの結果は、歩行が自立していない患者において顕著であった。よって、臨床での所見と同様に、動作速度が遅い患者であっても歩行やその前後に含まれる実際の動作方法が歩行自立度を判定する上で重要な因子となる可能性が示された。これらの知見は、疾患の有無や転倒リスクによってデータを比較した先行研究の結果とも一致していた。本研究の限界として、各群のサンプルサイズが少なかったこと、腰部の加速度・角速度しか解析しなかったこと、解析には各サブフェーズの全体平均を用いたため、それぞれの時系列変化は不明であったことが挙げられる。そのため、今後の研究ではサンプルサイズを増やし、複数の身体部位に慣性センサを装着して計測し、時系列変化も考慮してデータを解析することで、さらに詳細な知見が得られる。

5.3 急性期病院における慣性センサおよびニューラルネットワークを用いた入院患者の歩行自立度分類

5.3.1 方法

5.3.1.1 対象

研究 1 と同様に，対象は内科的および外科的疾患により救急または手術目的で急性期病院に入院し，その後リハビリテーション介入があった男性 19 名，女性 21 名の計 40 名の患者(平均年齢 78.2 歳，52～94 歳)であった．取込基準は，入院前に杖歩行または独歩が自立していた者，計測時に少なくとも歩行器歩行が自立していた者，杖歩行または独歩練習開始後 1 週間以内であった者とした．除外基準は歩行練習や計測を妨げる明らかな認知機能低下や合併症，既往歴を有する者とした．

担当の理学療法士により，病棟内杖歩行または独歩が自立または監視であった患者を歩行獲得(Walking Acquired; WA)群，杖歩行または独歩困難であり歩行器歩行自立からさらに改善しなかった患者を歩行非獲得(Not Acquired; NA)群として 2 群に分けた．

5.3.1.2 計測方法

ベルクロバンドを用いて，3 軸加速度・角速度センサを内蔵した慣性センサ(Xsens DOT, Xsens)8 個を患者の身体に装着した．装着部位は胸骨上の胸部，第 3 腰椎レベルの腰部，左右の手関節直上，左右の大腿前面中央部，左右の足関節直上とした．研究 1 と同様に，これらのセンサの計測レンジは加速度が 16 G，角速度が 2000 °/s であり，サンプリング周波数は 120 Hz であった．加速度は前後(X 軸)，左右(Y 軸)，上下(Z 軸)，角速度は X 軸周りのロール角，Y 軸周りのピッチ角，Z 軸周りのヨー角の計 6 軸とした．センサは Bluetooth でタブレット端末(iPad Mini, Apple)に接続され，専用のアプリケーションを用いて操作した．

計測はまず 10MWT から行った．各 3 m の加速路と減速路を含む計 16 m の直線歩行路を設け，中央の 10 m を歩行する際の所要時間をストップウォッチで計測した．続いて TUG テストを行った．研究 1 と同様に，TUG テストでは座面高 43 cm の椅子とコーン 1 個を用いた．椅子から立ち上がり，3 m を往復歩行し，椅子に着座するまでの所要時間をストップウォッチで測定した．慣性センサを取り付けた実際の TUG

テストの計測例を図 5.5 に示す。どちらのテストも通常速度かつ杖歩行または独歩で各 2 回行った。その他の身体機能評価として、握力と簡易フレイルインデックス (Frailty Screening Index; FSI)[149]を評価し、過去 1 年間の転倒歴を聴取した。

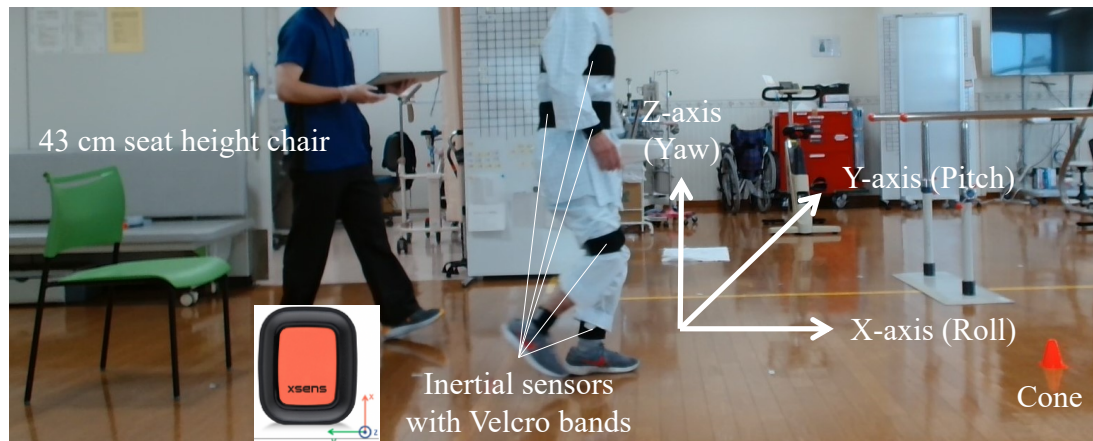


図 5.5 センサ装着部位および TUG テスト計測場面

5.3.1.3 データ処理

計測後、専用のソフトウェアを用いて各センサのデータをノートパソコンに転送した。10MWT のデータは最初と最後の 1 歩を除き、加速路と減速路も含めて抽出した。研究 1 と同様に、TUG テストはサブフェーズである立ち上がり相、着座相、2 回のターン相の開始点と終了点をそれぞれ特定した。本研究では、10MWT と併せて歩行時のデータのみを解析するため、TUG テストのデータから 2 回の歩行相のみを抽出した。

入力データ間の近似性のために、本研究では歩行周期ごとのデータセットを左右それぞれ作成した。歩行周期は、一側の IC から次の同側の IC までの期間とした[108, 109]。前処理として、まず加速度に対して重力加速度成分を除去するために 1 Hz のハイパスフィルタで処理した。次に、研究 1 と同様に各歩行周期に含まれる IC を図 5.6 のように算出し、歩行周期ごとに抽出してデータセットを作成した。本研究では、左歩行周期のデータセットが右歩行周期よりも多く得られたため、左歩行周期のデータを入力に用いた。

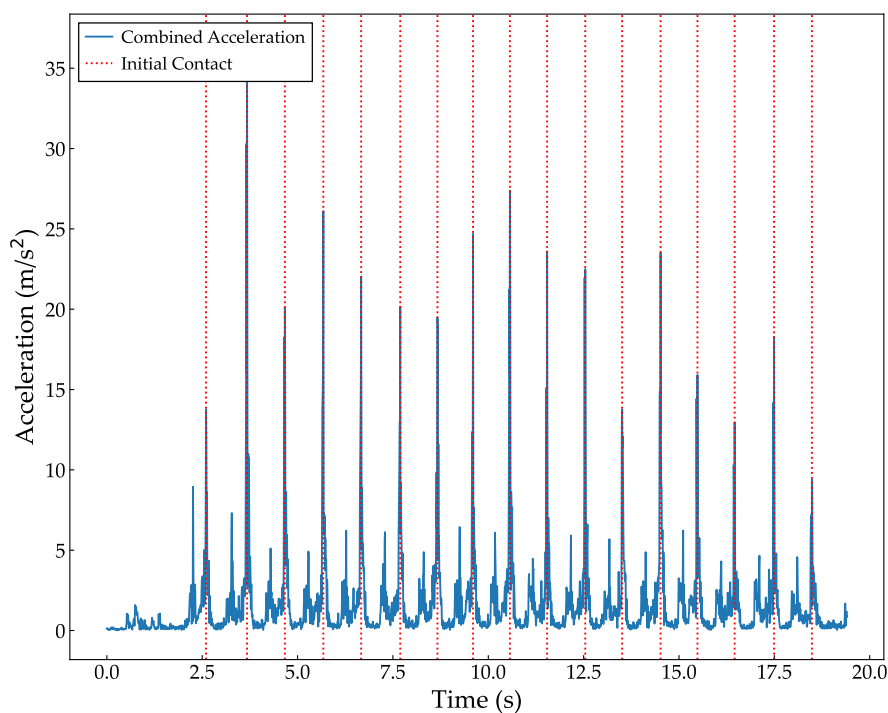


図 5.6 10MWT における合成加速度の算出例

加速度と角速度は正と負の両方向に変化するため、各データセットのベースラインが 0.5 となるように 0 から 1 までの範囲に正規化した。具体的には、加速度・角速度の各軸について、全センサの絶対値の最大値を算出し、この値で各センサの値を除し、さらに 2 で除して 0.5 を加算した。この算出方法により、装着部位間の大小関係が維持された状態で正規化される。本研究において絶対値の最大値が検出された部位は、全患者で左右手部または左右足部のいずれかであった。最後に、全てのデータ長を揃えるために、最長の歩行周期であった 276 サンプルよりも短いデータセットの末尾に 0.5 を追加した。作成した入力用のデータセット例を図 5.7 に示す。データ処理は Python とそのライブラリを用いた。

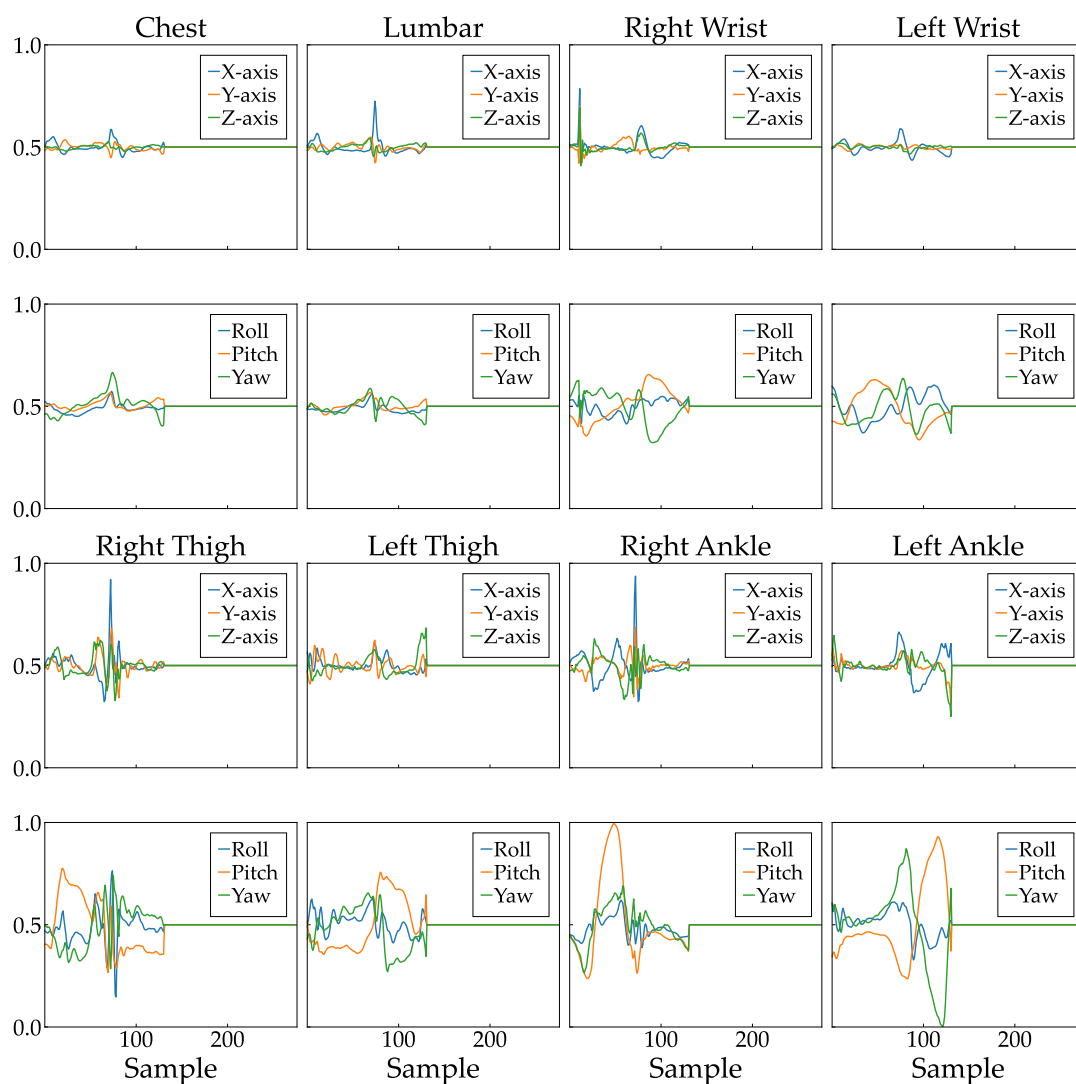


図 5.7 入力用のデータセット算出例

5.3.1.4 Transformer モデル

Transformer は、Python のライブラリである PyTorch を用いて実装した。

Transformer とは、自然言語処理や画像認識などのタスクにおいて優れた性能を発揮する機械学習モデルであり、注意機構(Attention)を中心に構築されている[150]。

Attention は、入力の各要素と他の要素との関連性を計算することで、重要な特徴情報を選択的に強調することができる。そのため、距離の長い依存関係を効果的にとらえ、異なる位置における特徴の組み合わせを柔軟に学習することが可能である。すな

わち、立脚期から遊脚期に至るまで様々なフェーズが含まれる 1 つの歩行周期に対して、Transformer はデータの前後関係も踏まえて学習するため、この手法は本研究の解析対象と合致している。

本研究では、入力層、入力埋め込み(Input Embedding)、位置埋め込み(Positional Encoding)、Transformer Block、全結合(Fully Connected; FC)、ソフトマックス関数、出力層で Transformer モデルを構成した。このうち、Transformer Block は Multi-Head Attention モジュール、Feed Forward モジュール、レイヤー正規化(Layer Normalization)、残差接続を組み合わせて構成しており、本研究ではこのブロックを 4 回から 6 回繰り返した。図 5.8 にブロックを 5 回繰り返した場合のモデルの概要を示す。また各レイヤーの入出力サイズを表 5.4 に示す。表 5.4 において、入力データから Transformer Block までの入出力サイズの各値は、それぞれバッチサイズ、データ長、チャンネル数を表す。

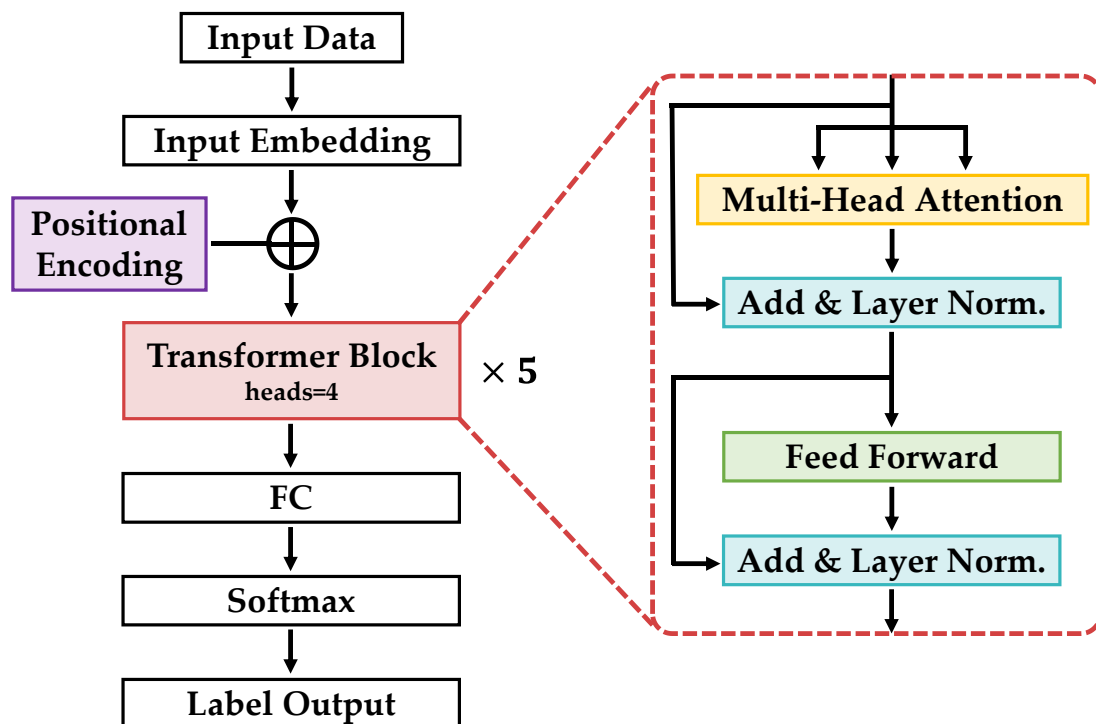


図 5.8 Transformer モデルの概要

表 5.4 各レイヤーの入出力サイズ

Layer	Input	Output
Input Embedding	(64, 276, 48)	(64, 276, 48)
Positional Encoding	(64, 276, 48)	(64, 276, 48)
Transformer Block	(64, 276, 48)	(64, 276, 48)
FC	(64, 13248)	(64, 2)

本研究では学習に用いる入力データ数を増加するために、元のデータセットに-0.1から0.1までのランダムノイズを加算した4つの追加データセットを用意した。この方法により、元のデータセットと比較してデータ数が5倍に増加し、等倍での学習よりも精度が改善した。また学習時間の都合上、さらに増加した場合の精度は確認しなかった。2群間のデータ比率は訓練データとテストデータで同等に調整され、テストデータ比率は0.1とした。学習は、エポック数80から130、バッチサイズ64、学習率 $1e-5$ とした。モデルの評価としてリーブワンアウト法を採用し、各患者を1名ずつ入力データから除外し、その結果得られたモデルを用いて除外した患者での推論精度を算出した。これにより、患者数と同じ40個のモデルが得られた。表5.5に従って各推論時の混同行列を作成し、式(1)に従って精度を算出し、最も高精度となるようにTransformer Blockの反復回数と学習時のエポック数を調整した。得られた最終的な設定を用いて、式(2)から(3)に従って感度、特異度を算出した。本研究では、NA群を陽性と定義した。

表 5.5 混同行列の作成方法

True Label	Predicted Label	
	Positive (NA group)	Negative (WA group)
Positive (NA group)	True Positive (TP)	False Negative (FN)
Negative (WA group)	False Positive (FP)	True Negative (TN)

$$Accuracy = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN} \quad (1)$$

$$Sensitivity = \frac{TP}{TP + FN} \quad (2)$$

$$Specificity = \frac{TN}{TN + FP} \quad (3)$$

入力データはセンサ 8 個の加速度・角速度計 6 軸から成る計 48 チャンネルとした。また臨床応用に向けてより簡便な計測方法を提案するために、前述の方法で得られた最終的な設定を用いて、センサ数を減らしてモデルを評価した。具体的には、センサを 1 個ずつ除外した際の推論精度を算出し、精度が低下した順に 5 か所を選択し、このうち 1 個から 5 個のセンサを用いてそれぞれの推論精度を算出した。センサを除外する際は、データを全て 0.5 に置き換えたため、各レイヤーの入出力サイズは変わらなかった。

5.3.1.5 統計解析

男女比の群間比較にはフィッシャーの正確検定を用いた。その他の基本情報には各データの正規分布と等分散性を確認後、対応のない t 検定またはマン・ホイットニーの U 検定を用いた。解析は Modified R Commander バージョン 4.2.2 [146]を用いて両側検定で行った。統計的有意水準は P 値 0.05 未満とした。記述統計は平均値と標準偏差を用いた。

5.3.2 結果

5.3.2.1 基本情報

WA 群 26 名、NA 群 14 名を解析した。各群の患者特性を表 5.6 に示す。疾患は脊椎圧迫骨折、大腿骨頸部骨折術後、膝関節または股関節の変形性関節症 (Osteoarthritis; OA) 術後、腰部脊柱管狭窄症 (Lumbar Spinal Canal Stenosis; LCS) 術後、脳血管障害 (Cerebral Vascular Disease; CVD)、その他の内科的疾患であった。NA 群と比べて WA 群は有意に若年であり、自宅退院の割合が有意に高く、10MWT と TUG テストの所要時間が有意に短かった。10MWT から算出した歩行速度は、WA 群が平均 0.85 m/s、NA 群が平均 0.61 m/s であった。計測までの日数と入院期間に群間差はなかった。計測した 40 名のうち、2 名で TUG テストの計測データが欠落していたため、10MWT は 40 名、TUG テストは 38 名を解析した。入力データに用いた歩行周期の総数は 1684 個で、WA 群が 981 個、NA 群が 703 個であった。前述した方法によりデータ数を 5 倍に増加したため、約 8,000 個のデータセットを用いて学習した。

表 5.6 各群の基本情報

	WA group (n = 26)	NA group (n = 14)	p Values
Age (years)	76.4 (10.3)	81.6 (3.8)	0.029
Gender	14 M, 12 F	5 M, 9 F	0.270
Height (cm)	158.1 (10.0)	156.5 (11.7)	0.671
Weight (kg)	56.5 (13.5)	58.4 (13.7)	0.672
Measurement since admission (days)	16.8 (8.5)	19.8 (7.1)	0.254
Total length of stay (days)	23.2 (8.1)	29.1 (10.2)	0.072
Discharge and transfer	22, 4	1, 13	<0.001
Diseases			
Postoperative LCS	6	2	
Postoperative femoral neck fracture	2	6	
Postoperative knee or hip OA	5	1	
CVD	1	3	
Others	12	2	
10MWT time (s)	12.4 (2.8)	18.1 (6.4)	0.006
TUG time (s)	14.7 (2.9)	21.2 (6.6)	0.003
Grip strength (kg)	22.4 (8.8)	19.2 (10.4)	0.339
FSI (from 0 to 5)	1.5 (1.2)	2.1 (1.3)	0.148
Faller, %	5, 19.2	7, 50.0	0.071

M: male, F: female

5.3.2.2 パラメータ調整による推論精度の比較

まず Transformer Block を 5 回として、エポック数を 80, 100, 120, 130, 140 に調整した結果、精度はそれぞれ 0.778, 0.810, 0.819, 0.827, 0.812 であった(図 5.9)。そこで、エポック数を 130 として Transformer Block を 4 回または 6 回に増減した結果、精度は 0.781 および 0.812 であり、5 回での結果と比べてどちらも低下した(図 5.10)。最後に、Transformer Block を 5 回、エポック数を 130 として、全結合のドロップアウト率を 0.4 から 0.5 に増加した結果、精度は 0.836 に改善した。さらに他のハイパーパラメータを調整しても精度は改善しなかったため、最終的な設定として Transformer Block は 5 回、エポック数は 130、全結合のドロップアウト率は 0.5 とし、以降の推論および検証を行った。

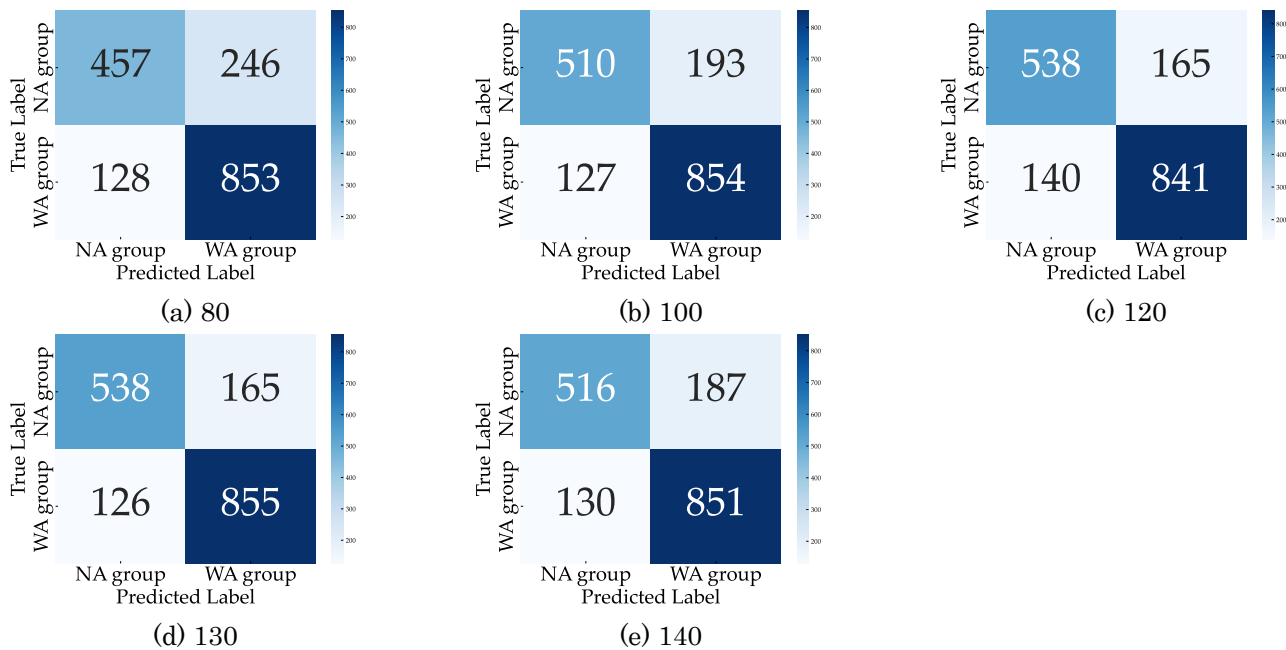


図 5.9 エポック数ごとの混同行列

(a: エポック数 80, b: 100, c: 120, d: 130, e: 140)



図 5.10 Transformer Block ごとの混同行列

(a: Transformer Block 4 回, b: 6 回)

5.3.2.3 入力データ調整による推論精度の比較

前述の方法で得られた最終的な設定を用いて、まず全 8 個のセンサで学習した結果、精度 0.836、感度 0.876、特異度 0.780 であった。混同行列と患者ごとの推論結果を図 5.11 に示す。ほとんどの患者で精度 0.5 以上であったが、WA 群の No.18, NA 群の No.1 および 3 は、ハイパーパラメータを調整しても精度が改善しなかった。そこで、これら 3 名に対して追加の検証を行った。具体的には、10MWT の総歩数の前

半と TUG テストの歩行相 1 回目を歩行周期前半, 10MWT の総歩数の後半と TUG テストの歩行相 2 回目を歩行周期後半として, これら 3 名のみのデータを分けた. 学習時, 他の患者はこれまで通り全ての歩行周期を用いたが, 3 名は歩行周期前半または後半のみを用い, 推論は学習から除外した 3 名の歩行周期後半または前半とした. これにより, 歩行周期の抽出部分は異なるが, 3 名のデータを学習した上で同一患者を推論することになる. この推論結果を図 5.12 に示す. WA 群の No.18 および NA 群の No.1 は明らかに精度が改善したため, 精度が低かった要因は対象者数の不足と考えられる. 一方, NA 群の No.3 はほとんど改善しなかった. すなわち, この 1 名は WA 群と同等の歩行能力であったが, 理学療法士が認識していなかった可能性がある.

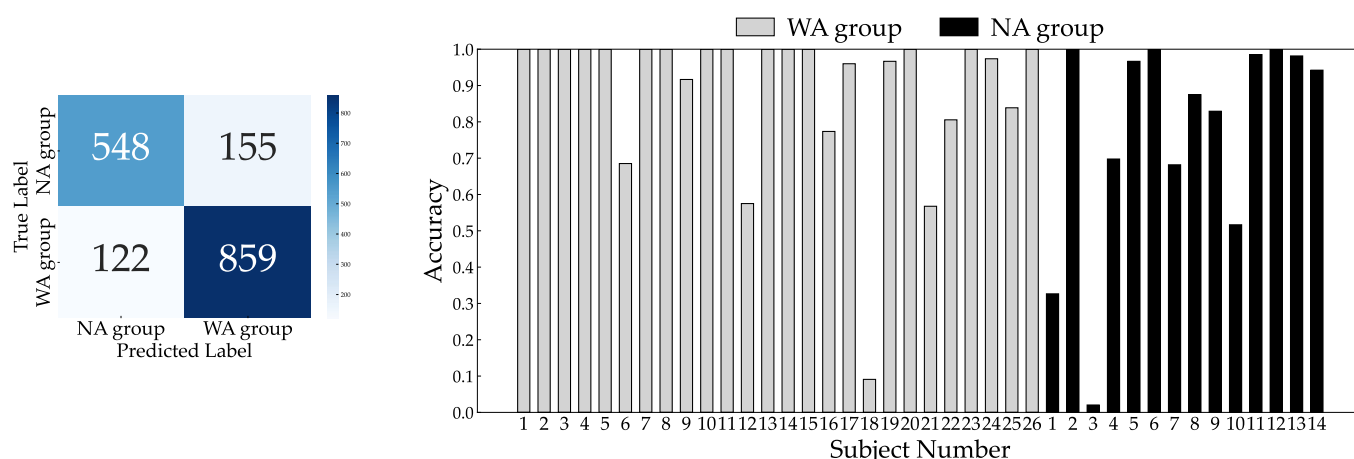
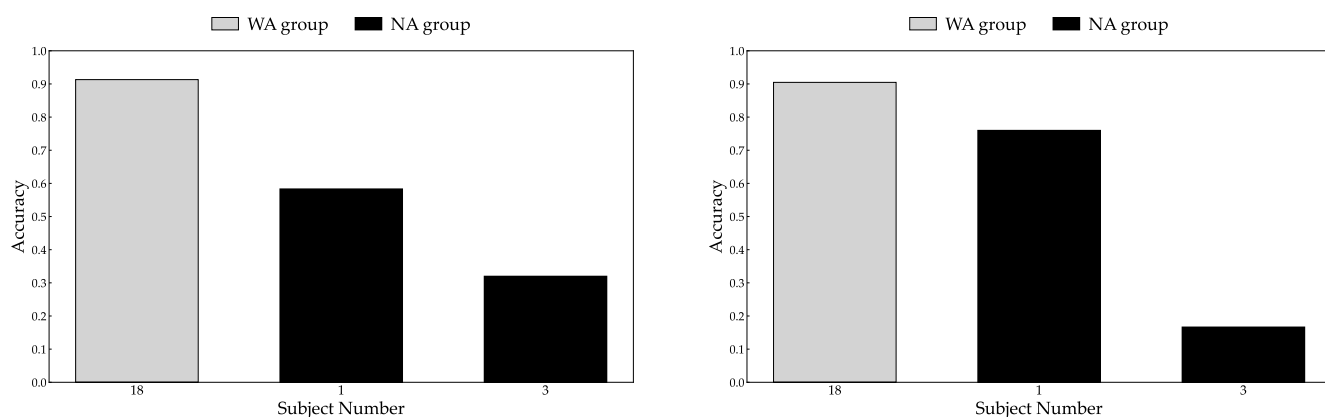


図 5.11 全センサで学習した混同行列および患者ごとの推論結果



(a) Individual inference in the second half of gait cycles (b) Individual inference in the first half of gait cycles

図 5.12 精度が低かった患者における追加の推論結果

(a: 対象患者の歩行周期後半を推論, b: 歩行周期前半を推論)

次に、センサを1個ずつ除外した結果、精度は右足部 0.709, 左手部 0.730, 右手部 0.735, 右大腿 0.801, 胸部 0.812 の順に低下していた(図 5.13)。これら5個のセンサで学習した結果、全8個で学習した場合と比べて精度 0.830 とわずかに低下したが、特異度 0.821 と改善した(図 5.14)。次に右足部, 左手部, 右手部の3個で学習した結果, 5個で学習した場合と比べて精度 0.795 と低下した(図 5.15)。さらに, 右足部と左手部または右足部と右手部の2個で学習し比較した結果, 精度はそれぞれ 0.723, 0.736 となり, 後者の方が高かった(図 5.16)。最後に, 右足部, 左手部, 右手部のいずれか1個で学習した結果, 精度はそれぞれ 0.653, 0.643, 0.559 となり, 右足部が最も高かった(図 5.17)。これらの推論結果をまとめて表 5.7 に示す。

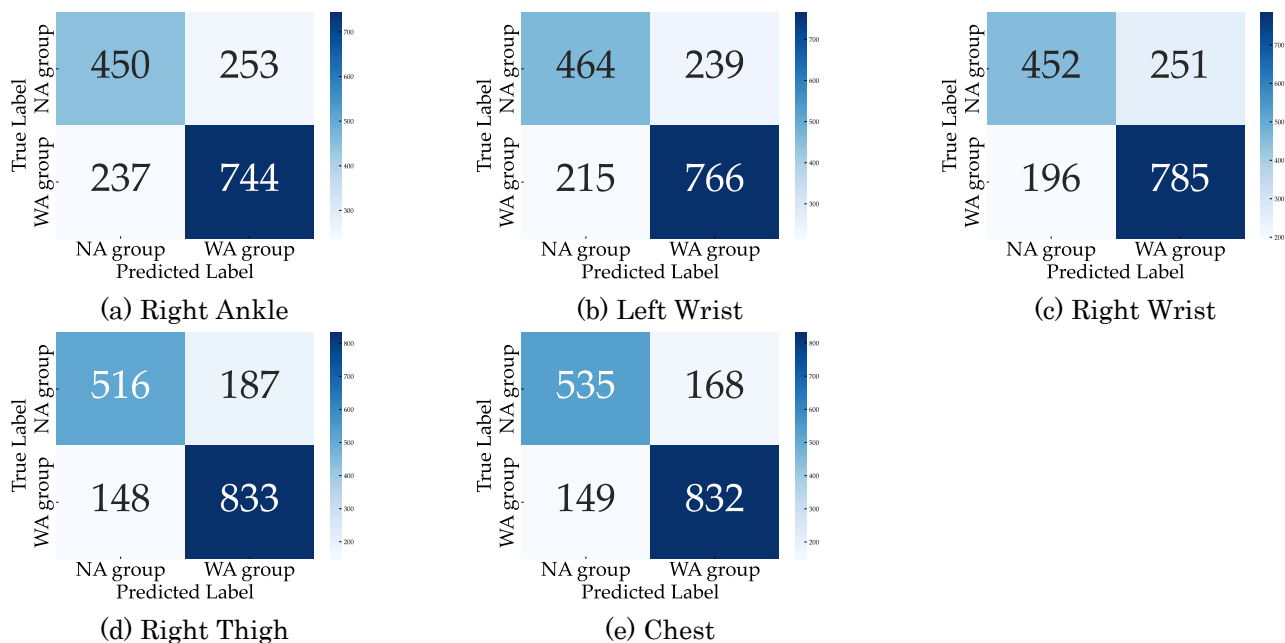


図 5.13 センサ1個を除外して学習した混同行列

(a: 右足部, b: 左手部, c: 右手部, d: 右大腿, e: 胸部)

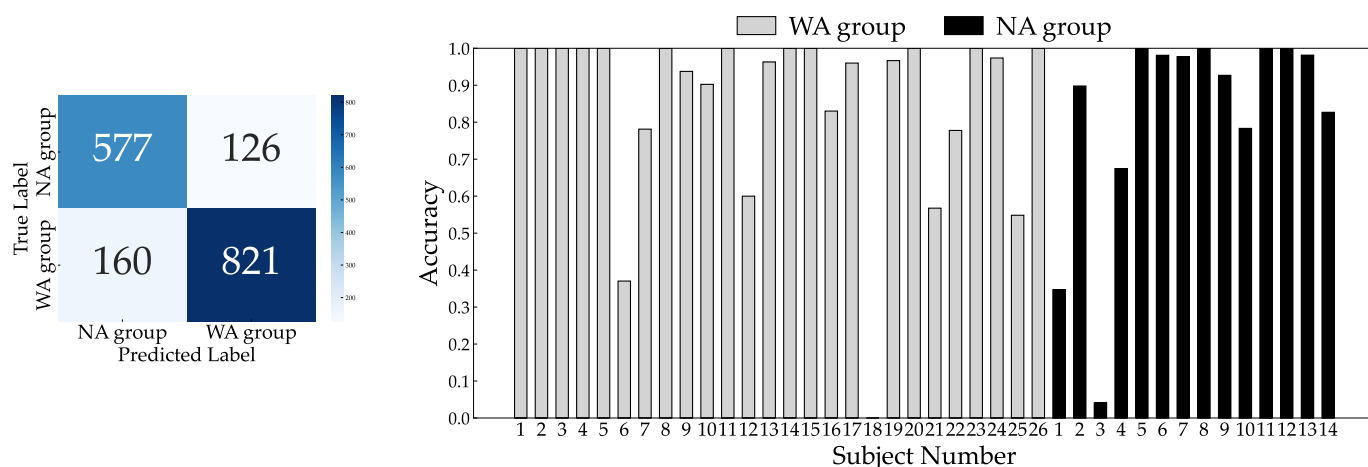


図 5.14 センサ 5 個で学習した混同行列および患者ごとの推論結果

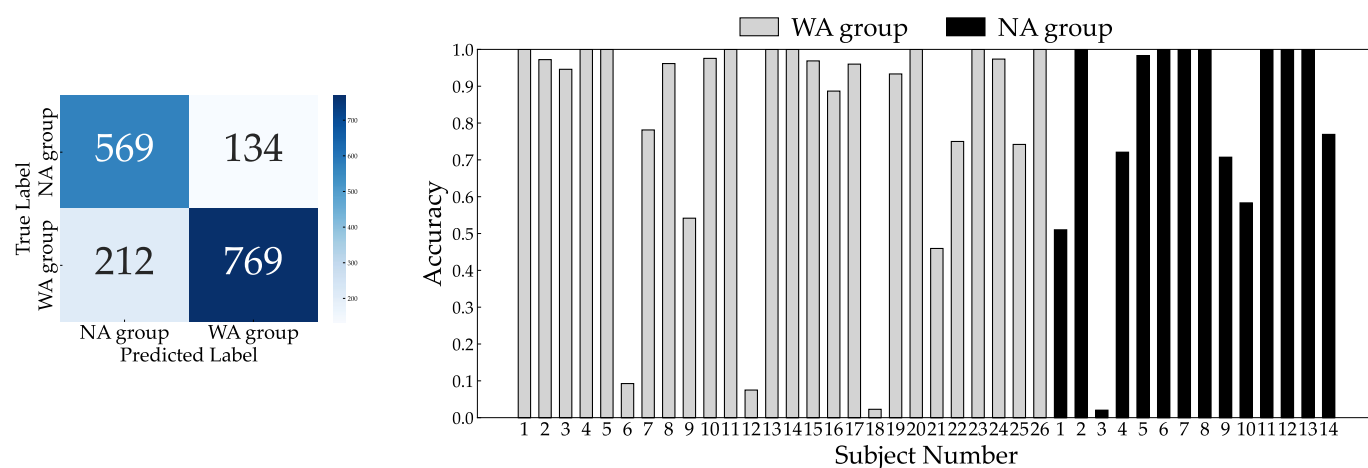


図 5.15 センサ 3 個で学習した混同行列および患者ごとの推論結果

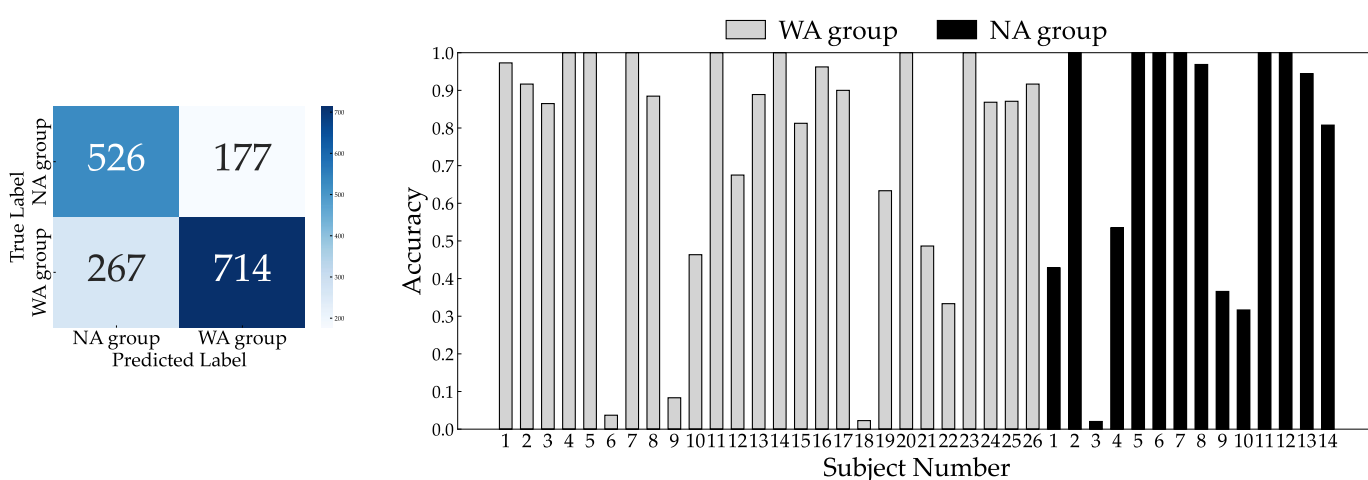


図 5.16 センサ 2 個(右足部および右手部)で学習した混同行列および患者ごとの推論結果

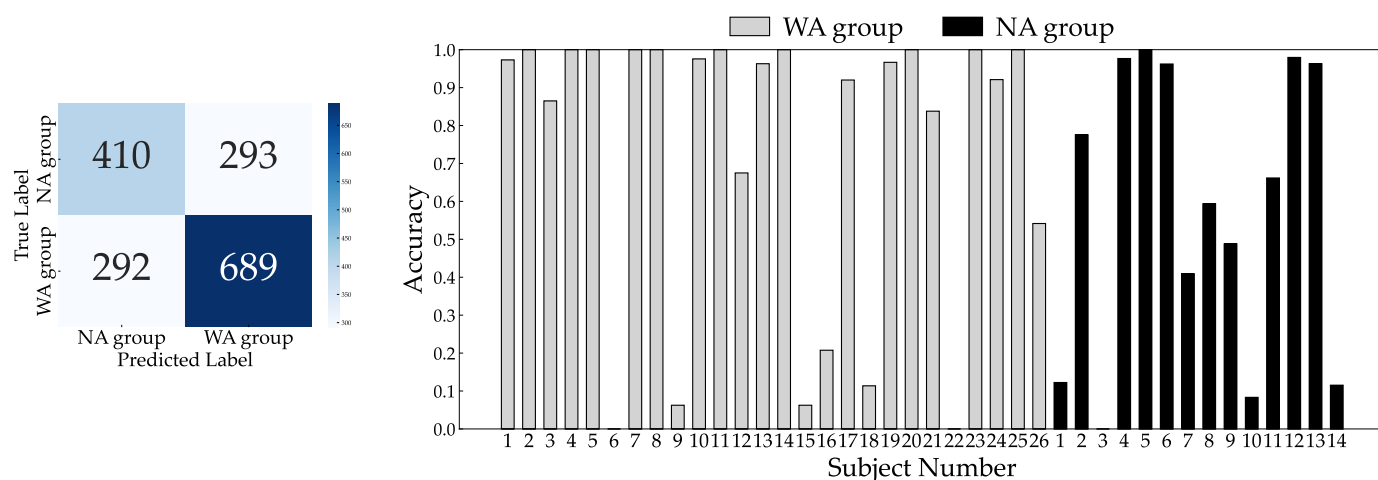


図 5.17 センサ 1 個(右足部)で学習した混同行列および患者ごとの推論結果

表 5.7 入力データごとの推論結果

Input Data	Accuracy	Sensitivity	Specificity
All 8 sensors	0.836	0.876	0.780
5 sensors (right ankle, left wrist, right wrist, right thigh, and chest)	0.830	0.837	0.821
3 sensors (right ankle, left wrist, and right wrist)	0.795	0.784	0.809
2 sensors (right ankle and right wrist)	0.736	0.728	0.748
1 sensor (right ankle)	0.653	0.702	0.583

5.3.3 小括

本研究では、急性期病院に入院中の患者 40 名を対象に 10MWT および TUG テスト時の 3 軸加速度・角速度計 8 か所のデータを入力として Transformer モデルを作成した。

その結果、リーブワンアウト法により得られた歩行自立度分類の平均精度は 0.836 であり、理学療法士による評価結果と近いものであった。また入力に用いるセンサ数を減らした結果、両手部と右足部の 3 個では精度 0.795、右手部と右足部の 2 個では精度 0.736、右足部の 1 個では精度 0.653 であった。またモデルのハイパーパラメータを調整しても、一部の患者で精度が低かった。

このことから、本研究で得られた知見として、慣性センサと Transformer を用いた歩行解析は歩行自立度を客観的に評価できる可能性が示された。すなわち、臨床でよく用いられる歩行課題における加速度・角速度データには、患者の歩行自立度を評価し得る情報が含まれる。特に本研究では、入力に用いるセンサ数を減らして推論精度

を検証したことで、歩行自立度の評価に重要な装着部位が明らかになった。これは臨床において使用できるセンサ数が限られる場面や、計測時の患者負担を軽減する上で有用である。本研究の解析手法は、臨床において理学療法士が患者の歩行自立度を評価する際の補助となる。具体的には、病棟内歩行練習を許可するか否かの判断に難渋する患者に対して、モデルの推論結果は理学療法士の評価結果を補足することができる。また実際の担当とは異なる理学療法士や経験の浅い理学療法士が歩行自立度を評価する際にも、同様に補足できるため有用である。

5.4 結言

本章では、急性期病院に入院中の患者を対象に、第1の研究としてTUGテストにおける腰部の加速度・角速度データをTUGテストの総所要時間と歩行自立度によって分けた3群間で比較し、第2の研究として10MWTおよびTUGテストにおける計8か所の加速度・角速度データから歩行自立度を評価するTransformerモデルを作成した。

その結果、第1の研究では、歩行自立度に関わらずTUGテストの総所要時間が13.5秒よりも遅い患者はサブフェーズである歩行相の所要時間が長く、歩数が多く、立ち上がり相およびターン相の腰部回旋運動が少なかった。これらの結果は、歩行が自立していない患者において顕著であった。第2の研究では、10MWTおよびTUGテストの加速度・角速度から患者の歩行自立度を平均精度0.836で分類でき、これは理学療法による評価結果と近かった。また入力に用いるセンサ数を1〜3個までに減らしても平均精度0.635〜0.795を維持した。

これら2つの研究結果を併せると、慣性センサから得られた歩行時の加速度・角速度は患者の歩行自立度によって異なる動態を示し、この違いを時系列変化も含めてニューラルネットワークにより解析することで、患者の歩行自立度を客観的に評価できることが示された。一方、本研究は頸髄不全損傷患者における客観的な歩行自立度の評価方法の確立に向けた基礎的な研究であり、対象疾患に頸髄不全損傷を含めなかった。これは急性期の頸髄不全損傷患者では、本研究で用いた歩行課題が行えるレベルにまで機能改善を認めるサンプルサイズが十分に得られない可能性があったためである。このため、今後の研究では、他の急性期病院や回復期病院など複数の医療機関と連携することで、頸髄不全損傷患者のサンプルサイズを増やし、歩行課題における加

速度・角速度から SCIM スコアに基づいて歩行自立度を分類または予測するニューラルネットワークモデルを作成する必要がある。

第6章 結論

本論文では、頸髄不全損傷患者のリハビリテーション治療に向けて、SLR 運動解析および重症度分類、歩行自立度分類に関して詳述した。

第3章 頸髄不全損傷患者の歩行自立度が SLR 時の下肢・体幹筋活動に及ぼす影響

本研究では、頸髄不全損傷患者 24 名を対象に SLR 時の下肢・体幹の 3 軸加速度計 3 か所および EMG 計 10 筋を計測し、歩行自立度によって歩行自立の ID 群と非自立の NI 群に分け、統計解析により比較した。

その結果、加速度、筋活動開始時間、筋電図 RMS にはほとんど群間差がなく、利き足 SLR 時に対側 IO の RMS が NI 群と比べて ID 群で有意に高かったのみである。これは健常者と慢性疼痛患者の EMG を比較した先行研究の結果とも一致しており、ID 群は IO の筋活動量が低下している可能性を示唆するが、非利き足 SLR 時には差がなかった。運動側によって異なる結果が得られた要因として、本研究では先行研究とは異なり患者間で比較したこと、MVC を用いて正規化しなかったことが挙げられる。よって、正常な筋活動を有する健常者と比較することで群間差が明瞭化し、MVC を用いて正規化することで対象者間の筋活動量を統一できる。一方、EMG の周波数解析では BF と一部の体幹筋に群間差が認められた。この結果から、ID 群は SLR 時に BF のタイプ 2 線維を動員し、NI 群は BF のタイプ 1 線維と RA および EO のタイプ 2 および 1 線維を動員して骨盤を安定させる可能性が明らかになった。これらの結果は、非利き足 SLR 時に顕著であった。

このことから、本研究で得られた知見として、SLR 運動解析は頸髄不全損傷患者の体幹機能評価になり得る可能性が示された。すなわち、SLR が可能であっても歩行自立に至らない患者は、RF の活動に伴う骨盤の安定化をグローバル筋である RA および EO のタイプ 2 線維を動員して代償している可能性がある。特に RA は、健常者において SLR 時に著明な筋活動を示さないため、この筋の関与が SLR 時の EMG 評価において重要と考えられる。また NI 群と比べて ID 群は LEMS が有意に高かった結果を考慮すると、本研究の結果は患者の体幹機能低下よりも下肢筋力低下の影響が強く反映されている可能性がある。そのため、今後の研究では LEMS のスコアが同等の患者を対象に計測データを群間比較することで、体幹機能の影響をさらに明瞭化でき

る．また対照群として健常者のデータも追加し，可能であれば MVC を用いて筋電図 RMS を正規化することが望ましい．

第 4 章 SLR 運動解析データを用いた頸髄不全損傷患者の重症度分類

本研究では，頸髄不全損傷患者および健常者各 15 名を対象に SLR 時の下肢および体幹の 3 軸加速度・角速度計 2 箇所，左右 RA および LM 計 4 筋の EMG，左右下肢および殿部の圧力データ計 6 項目を入力として CNN モデルを作成した．

その結果，患者と健常者識別の平均精度は健常者で 0.895，患者で 0.769 であった．重症度評価の平均精度は軽症群で 0.764，重症群で 0.720 であった．また一部の患者で精度に左右差があった者や左右とも精度が低かった者を認めた．

このことから，本研究で得られた知見として，CNN を用いた SLR 運動解析は患者と健常者を識別し，患者の重症度を評価できる可能性が示された．すなわち，SLR 時の計測データには健常者と患者を識別し，退院・転院時の患者の歩行自立度を評価し得る情報が含まれる．本章の入力データには，前章において群間差を認めた RA の EMG が含まれる．よって，本研究においても RA が分類に重要であった可能性がある．しかし，本研究では分類に関わる各チャネルの寄与度を算出していない．また群間で精度にばらつきがあり，精度の低い患者が混在したことで，特に重症度評価の全体精度は十分とはいえない．これは，チャネル数を増やすなど他の計測データを入力に用いて検証しなかったためであり，さらに精度を改善して臨床応用に繋げる必要がある．このため，今後の研究では各チャネルの寄与度を算出し，入力データのパターンを増やして評価することで，健常者と患者の識別や患者の歩行自立度の評価に重要な SLR 時の下肢および体幹の動態や筋活動が明らかになる．

第 5 章 慣性センサデータを用いた患者の歩行自立度分類

本章では，急性期病院に入院中の患者を対象に，第 1 の研究として TUG テストにおける腰部の加速度・角速度データを TUG テストの総所要時間と歩行自立度によって分けた 3 群間で比較し，第 2 の研究として 10MWT および TUG テストにおける計 8 か所の加速度・角速度データから歩行自立度を評価する Transformer モデルを作成した．

その結果、第 1 の研究では、歩行自立度に関わらず TUG テストの総所要時間が 13.5 秒よりも遅い患者はサブフェーズである歩行相の所要時間が長く、歩数が多く、立ち上がり相およびターン相の腰部回旋運動が少なかった。これらの結果は、歩行が自立していない患者において顕著であった。第 2 の研究では、10MWT および TUG テストの加速度・角速度から患者の歩行自立度を平均精度 0.836 で分類でき、これは理学療法による評価結果と近かった。また入力に用いるセンサ数を 1~3 個までに減らしても平均精度 0.635~0.795 を維持した。

これら 2 つの研究結果を併せると、慣性センサから得られた歩行時の加速度・角速度は患者の歩行自立度によって異なる動態を示し、この違いを時系列変化も含めてニューラルネットワークにより解析することで、患者の歩行自立度を客観的に評価できることが示された。一方、本研究は頸髄不全損傷患者における客観的な歩行自立度の評価方法の確立に向けた基礎的な研究であり、対象疾患に頸髄不全損傷を含めなかった。これは急性期の頸髄不全損傷患者では、本研究で用いた歩行課題を行えるレベルにまで機能改善を認めるサンプルサイズが十分に得られない可能性があったためである。このため、今後の研究では、他の急性期病院や回復期病院など複数の医療機関と連携することで、頸髄不全損傷患者のサンプルサイズを増やし、歩行課題における加速度・角速度から SCIM スコアに基づいて歩行自立度を分類または予測するニューラルネットワークモデルを作成する必要がある。

以上、本論文では頸髄不全損傷患者のリハビリテーション治療に向けた体幹機能評価および歩行自立度評価に関する研究を行った。第 3 章では、頸髄不全損傷患者の体幹機能評価に向けて、慣性センサと EMG を用いた SLR 時の計測データを歩行自立度によって群間比較した結果について記述した。第 4 章では、複数の計測データを包括的に解析するために、患者と健常者を識別し、患者の重症度として歩行自立度を評価する CNN モデルとその精度について記述した。第 5 章では、頸髄不全損傷患者における客観的な歩行自立度評価の確立に向けて、入院患者を対象に、第 1 の研究として TUG テストの腰部の加速度・角速度データを TUG テストの総所要時間と歩行自立度によって 3 群間で比較した結果について記述し、第 2 の研究として 10MWT と TUG テストの加速度・角速度データから歩行自立度を評価する Transformer モデルとその精度について記述した。よって、これらの計測および解析方法を適用することで、頸髄不全損傷患者の運動機能障害に対して適切なリハビリテーション評価・治療の実現に繋がる。すなわち、慣性センサと EMG を用いた SLR 運動解析により頸髄不全損傷

患者の体幹機能障害および退院・転院時の歩行自立度を評価し，慣性センサを用いた歩行解析によりリハビリテーション介入中の歩行自立度を客観的に評価することが可能となる．これにより，頸髄不全損傷患者に対して入院後から退院・転院時までのリハビリテーション治療を経続的にフォローする評価システムが構築できる．

謝辞

本研究室に所属する機会をいただき、熱心なご指導とご鞭撻を賜りました天能精一郎教授に心から感謝の意を表します。

本研究において、豊富な知識と経験から様々なご助言と適切かつ積極的なご指導を賜りました川口博教授，和泉慎太郎准教授に心から感謝致します。

また，本論文及び本研究に対して貴重なご助言を賜った滝口哲也教授，太田能教授に深く感謝の意を表します。

同じプロジェクトに属し，日々の研究生活において数多くのご指導を頂き，有益な討論を行い，研究生活をともに過ごした，吉倉峻人氏，安藤広介氏，櫛橋弥音氏，森脇真大氏，篠原千尋氏，浅野卓磨氏，谷口信人氏，高橋和也氏，郷原溪太氏，中清水友樹氏，青木将暉氏に深く感謝の意を表します。

また，研究室の同期として共に研究室生活を過ごし，共に切磋琢磨した大原遼太郎氏に深く感謝致します。

研究室において多くのご助言をいただいた，井上淳樹氏，山村哲夫氏，石井徹氏，岡田穰治氏，坂井靖文氏，福田智教氏，吉國聖乃氏，ムハマドシャルル氏，河合晃聖氏，松田友也氏，森浩貴氏，都甲尚志氏，五社一心氏，宮野響氏，木下雄功氏，中西大心氏，神田龍哉氏，西尾夏葵氏に感謝致します。

また，研究生活のお世話をしていただいた秘書の大橋つぐみ氏，江森由唯氏に深く感謝致します。

本研究で使用したデータの計測は神戸赤十字病院の協力によって行われたものであり，スタッフの方々と患者様に対してここに謝意を表します。

最後に，研究生活を支えてくれた家族に心から感謝致します。

参考文献

- [1] 内田淳正, 中村利孝, 松尾丈夫, 井樋栄二, 馬場久敏. (2011). 標準整形外科学. pp.470-555. 医学書院.
- [2] 花北順哉. (2016). 神経局在診断 改訂第6版. pp.16-107. 文光堂.
- [3] American Spinal Injury Association Web site. <https://asia-spinalinjury.org/>
Accessed 19 March 2019.
- [4] Frankel, H. L., Hancock, D. O., Hyslop, G., Melzak, J., Michaelis, L. S., Ungar, G. H., Vernon, J. D., & Walsh, J. J. (1969). The value of postural reduction in the initial management of closed injuries of the spine with paraplegia and tetraplegia. I. *Paraplegia*, 7(3), 179–192.
- [5] Shingu, H., Ohama, M., Ikata, T., Katoh, S., & Akatsu, T. (1995). A nationwide epidemiological survey of spinal cord injuries in Japan from January 1990 to December 1992. *Paraplegia*, 33(4), 183–188.
- [6] Miyakoshi, N., Suda, K., Kudo, D., Sakai, H., Nakagawa, Y., Mikami, Y., Suzuki, S., Tokioka, T., Tokuhiko, A., Takei, H., Katoh, S., & Shimada, Y. (2021). A nationwide survey on the incidence and characteristics of traumatic spinal cord injury in Japan in 2018. *Spinal Cord*, 59(6), 626–634.
- [7] 松本聡子. (2018). 高齢者脊髄損傷の疫学. 整形・災害外科, 61(3), 273-276.
- [8] 居村茂幸. (2006). 筋骨格系障害系理学療法学. pp.137-163. 医歯薬出版株式会社.
- [9] 古澤一成, 徳弘昭博. (2009). 不全型脊髄損傷者の疫学と病態. 理学療法ジャーナル, 43(3), 187-193.
- [10] 北出一平, 水上保孝, 嶋田誠一郎, 亀井健太, 久保田雅史, 馬場久敏. (2014). 外傷性頸髄損傷患者の損傷直後からの下肢機能の経過分析. 理学療法ジャーナル, 48(6), 525-530.
- [11] 須堯敦史, 林哲生, 堤文生, 西村朗, 植田尊善. (2018). 頸髄損傷不全麻痺者の下肢筋力回復経過と歩行自立との関連-lower extremity motor score による予後予測. 総合リハビリテーション, 46(11), 1093-1098.
- [12] Catz, A., Itzkovich, M., Elkayam, K., Michaeli, D., Gelernter, I., Benjamini, Y., Chhabra, H. S., Tesio, L., Engel-Haber, E., Bizzarini, E., Pilati, C., Del Popolo, G., Baroncini, I., Liu, N., Margalho, P., Soeira, T. P., Chandy, B., Joshi, M., Lemay, J.-F., ... Bluvshstein, V. (2022). Reliability Validity and Responsiveness

- of the Spinal Cord Independence Measure 4th Version in a Multicultural Setup. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 103(3), 430–440.e1.
- [13] 問川博之, 黒川真希子, 鈴木幹次郎, 内川研, 柴崎啓一. (2005). 脊髄障害自立度評価法(SCIM). 脊椎脊髄ジャーナル, 18(11), 1187-1189.
- [14] 問川博之, 黒川真希子, 出田良輔, 里宇明元. (2006). 脊髄損傷者のための新しいADL評価尺度-SCIM. *Journal of Clinical Rehabilitation*, 15(10), 952-957.
- [15] Ditunno, J. F., Jr, Ditunno, P. L., Scivoletto, G., Patrick, M., Dijkers, M., Barbeau, H., Burns, A. S., Marino, R. J., & Schmidt-Read, M. (2013). The Walking Index for Spinal Cord Injury (WISCI/WISCI II): nature, metric properties, use and misuse. *Spinal Cord*, 51(5), 346–355.
- [16] 坂井宏旭, 植田尊善, 出田良輔, 芝啓一郎. (2013). 脊髄損傷の疫学調査および評価法. 整形・災害外科, 56(1), 273-276.
- [17] Naka, T., Hayashi, T., Sugyo, A., Towatari, F., & Maeda, T. (2022). Effect of Age at Injury on Walking Ability Following Incomplete Cervical Spinal Cord Injury: A Retrospective Cohort Study. *Spine Surgery and Related Research*, 6(6), 604–609.
- [18] Hasegawa, T., Uchiyama, Y., Uemura, K., Harada, Y., Sugiyama, M., & Tanaka, H. (2014). Physical impairment and walking function required for community ambulation in patients with cervical incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, 52(5), 396–399.
- [19] van Middendorp, J. J., Hosman, A. J. F., Donders, A. R. T., Pouw, M. H., Ditunno, J. F., Jr, Curt, A., Geurts, A. C. H., Van de Meent, H., & EM-SCI Study Group. (2011). A clinical prediction rule for ambulation outcomes after traumatic spinal cord injury: a longitudinal cohort study. *The Lancet*, 377(9770), 1004–1010.
- [20] Zörner, B., Blanckenhorn, W. U., Dietz, V., EM-SCI Study Group, & Curt, A. (2010). Clinical algorithm for improved prediction of ambulation and patient stratification after incomplete spinal cord injury. *Journal of Neurotrauma*, 27(1), 241–252.
- [21] Wadhwa, G., & Aikat, R. (2016). Development, validity and reliability of the “Sitting Balance Measure” (SBM) in spinal cord injury. *Spinal Cord*, 54(4), 319–323.
- [22] Boswell-Ruys, C. L., Sturnieks, D. L., Harvey, L. A., Sherrington, C., Middleton, J. W., & Lord, S. R. (2009). Validity and reliability of assessment

- tools for measuring unsupported sitting in people with a spinal cord injury. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(9), 1571–1577.
- [23] Quinzaños, J., Villa, A. R., Flores, A. A., & Pérez, R. (2014). Proposal and validation of a clinical trunk control test in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord*, 52(6), 449–454.
- [24] 佐藤弘樹, 吉川憲一, 宮田一弘, 歩佐野, & 水上昌文. (2021). 脊髄損傷者を対象とした体幹機能評価尺度 (Trunk Assessment Scale for Spinal Cord Injury : TASS) の開発と信頼性の検証. 理学療法学, 48(3), 321–329.
- [25] 林良一, 三田勝己, 大原慎司, 花岡正明. (2018). 表面筋電図と筋音図を学ぶ人のために. pp.13-129. 東洋出版.
- [26] 瀬尾明彦, 小林和孝. (2004). 表面筋電図の人間工学応用. pp.2-22. 労働科学研究所出版部.
- [27] 木塚朝博, 増田正, 木竜徹, 佐渡山重兵. (2018). バイオメカニズム・ライブラリー 表面筋電図. pp.1-37. 東京電機大学出版局.
- [28] Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG*. USA.
- [29] SENIAM Web site. <http://www.seniam.org/> Accessed 19 March 2019.
- [30] Ng, J. K., Kippers, V., & Richardson, C. A. (1998). Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 38(1), 51–58.
- [31] McGill, S., Juker, D., & Kropf, P. (1996). Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 29(11), 1503–1507.
- [32] Marshall, P., & Murphy, B. (2003). The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13(5), 477–489.
- [33] De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135–163. Human Kinetics, Inc.
- [34] Vera-Garcia, F. J., Moreside, J. M., & McGill, S. M. (2010). MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(1), 10–16.
- [35] Allison, G. T., Marshall, R. N., & Singer, K. P. (1993). EMG signal amplitude normalization technique in stretch-shortening cycle movements. *Journal of*

- Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 3(4), 236–244.
- [36] Yang, J. F., & Winter, D. A. (1983). Electromyography reliability in maximal and submaximal isometric contractions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 64(9), 417–420.
- [37] Marras, W. S., & Davis, K. G. (2001). A non-MVC EMG normalization technique for the trunk musculature: Part 1. Method development. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 11(1), 1–9.
- [38] Halaki, M., & Ginn, K. (2012). Normalization of EMG signals: to normalize or not to normalize and what to normalize to. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis-a Perspective on Current Applications and Future Challenges*, 175–194.
- [39] Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25áyears of research. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(6), 1023–1035.
- [40] Okubo, Y., Kaneoka, K., Hasebe, K., Matsunaga, N., Imai, A., & Hodges, P. W. (2021). Differential activation of psoas major and rectus femoris during active straight leg raise to end range. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 60, 102588.
- [41] Hodges, P. W., & Bui, B. H. (1996). A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 101(6), 511–519.
- [42] Sjö Dahl, J., Gutke, A., Ghaffari, G., Strömberg, T., & Öberg, B. (2016). Response of the muscles in the pelvic floor and the lower lateral abdominal wall during the Active Straight Leg Raise in women with and without pelvic girdle pain: An experimental study. *Clinical Biomechanics*, 35, 49–55.
- [43] Cavanagh, P. R., & Komi, P. V. (1979). Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 42(3), 159–163.
- [44] Weiss, A. D. (1965). THE LOCUS OF REACTION TIME CHANGE WITH SET, MOTIVATION, AND AGE. *Journal of Gerontology*, 20, 60–64.

- [45] Botwinick, J., & Thompson, L. W. (1966). Premotor and motor components of reaction time. *Journal of Experimental Psychology*, 71(1), 9–15.
- [46] 黒澤和生. (1993). 運動分析－反応時間を中心として－. 運動生理, 8(3), 135–140.
- [47] 石田水里, & 対馬栄輝. (2001). 反応時間測定における筋活動開始を判断する基準の比較. 総合リハビリテーション, 29(9), 843–849.
- [48] Gerdle, B., Henriksson-Larsén, K., Lorentzon, R., & Wretling, M. L. (1991). Dependence of the mean power frequency of the electromyogram on muscle force and fibre type. *Acta Physiologica Scandinavica*, 142(4), 457–465.
- [49] 加藤浩., 神宮司誠也, 高杉紳一郎, 岩本幸英, 吉村理., & 新小田幸一. (2002). 股関節疾患患者における股関節中殿筋の組織学的・筋電図学的特徴－筋線維タイプと筋電図パワースペクトルとの関係－. 理学療法学, 29(6), 178–184.
- [50] John V, B. (1985). *Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography*, 5th ed. pp.201-222. Williams & Wilkins.
- [51] Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, 230, 1–54.
- [52] 金岡恒治. (2019). 体幹モーターコントロール. pp.3-18. 中外医学社.
- [53] 大久保雄. (2019). 体幹機能のエビデンスとアスレティックトレーニング. 日本アスレティックトレーニング学会誌, 5(1), 3–11.
- [54] 三浦雄一郎. (2001). 体幹筋機能の研究と慢性腰痛症の運動療法. 関西理学療法, 1, 7–13.
- [55] 齋藤昭彦. (2007). 体幹機能障害の分析および治療-腰椎の分節安定性-. 理学療法科学, 22(1), 1–6.
- [56] Hu, H., Meijer, O. G., van Dieën, J. H., Hodges, P. W., Bruijn, S. M., Strijers, R. L., Nanayakkara, P. W. B., van Royen, B. J., Wu, W. H., & Xia, C. (2011). Is the psoas a hip flexor in the active straight leg raise? *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 20(5), 759–765.
- [57] Arbanas, J., Klasan, G. S., Nikolic, M., Jerkovic, R., Miljanovic, I., & Malnar, D. (2009). Fibre type composition of the human psoas major muscle with regard to the level of its origin. *Journal of Anatomy*, 215(6), 636–641.
- [58] Arbanas, J., Klasan, G. S., Nikolić, M., Cvijanović, O., & Malnar, D. (2010). Immunohistochemical analysis of the human psoas major muscle with regards to the body side and aging. *Collegium Antropologicum*, 34 Suppl 2, 169–173.

- [59] Andersson, E., Oddsson, L., Grundström, H., & Thorstensson, A. (1995). The role of the psoas and iliacus muscles for stability and movement of the lumbar spine, pelvis and hip. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 5(1), 10–16.
- [60] Penning, L. (2000). Psoas muscle and lumbar spine stability: a concept uniting existing controversies. Critical review and hypothesis. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 9(6), 577–585.
- [61] Bogduk, N., Pearcy, M., & Hadfield, G. (1992). Anatomy and biomechanics of psoas major. *Clinical Biomechanics*, 7(2), 109–119.
- [62] Santaguida, P. L., & McGill, S. M. (1995). The psoas major muscle: a three-dimensional geometric study. *Journal of Biomechanics*, 28(3), 339–345.
- [63] Park, R. J., Tsao, H., Cresswell, A. G., & Hodges, P. W. (2012). Differential activity of regions of the psoas major and quadratus lumborum during submaximal isometric trunk efforts. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 30(2), 311–318.
- [64] Park, R. J., Tsao, H., Claus, A., Cresswell, A. G., & Hodges, P. W. (2013). Changes in regional activity of the psoas major and quadratus lumborum with voluntary trunk and hip tasks and different spinal curvatures in sitting. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 43(2), 74–82.
- [65] Moseley, G. L., Hodges, P. W., & Gandevia, S. C. (2002). Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. *Spine*, 27(2), E29–E36.
- [66] 太田恵., 建内宏重, 井上拓也, 永井宏達, 森由隆, & 市橋則明. (2009). 外乱刺激に対する予測の可否が体幹筋の筋活動に与える影響. 京都大学大学院医学研究科人間健康科学系専攻紀要, 5, 23–28.
- [67] Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1997). Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy*, 77(2), 132–142; discussion 142–144.
- [68] Tateuchi, H., Taniguchi, M., Mori, N., & Ichihashi, N. (2012). Balance of hip and trunk muscle activity is associated with increased anterior pelvic tilt during prone hip extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological*

- Kinesiology*, 22(3), 391–397.
- [69] Hungerford, B., Gilleard, W., & Hodges, P. (2003). Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac joint pain. *Spine*, 28(14), 1593–1600.
- [70] 谷口匡史, 建内宏重, 成田奈津子, & 市橋則明. (2015). 非特異的慢性腰痛患者の体幹回旋運動における筋活動量と筋活動開始時間. *理学療法学*, 42(5), 384–391.
- [71] Tateuchi, H., Tsukagoshi, R., Fukumoto, Y., Akiyama, H., So, K., Kuroda, Y., & Ichihashi, N. (2013). Pelvic instability and trunk and hip muscle recruitment patterns in patients with total hip arthroplasty. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(1), 151–158.
- [72] Saunders, S. W., Rath, D., & Hodges, P. W. (2004). Postural and respiratory activation of the trunk muscles changes with mode and speed of locomotion. *Gait & Posture*, 20(3), 280–290.
- [73] Abou, L., de Freitas, G. R., Palandi, J., & Ilha, J. (2018). Clinical Instruments for Measuring Unsupported Sitting Balance in Subjects with Spinal Cord Injury: A Systematic Review. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, 24(2), 177–193.
- [74] Quinzaños-Fresnedo, J., Fratini-Escobar, P. C., Almaguer-Benavides, K. M., Aguirre-Güemez, A. V., Barrera-Ortíz, A., Pérez-Zavala, R., & Villa-Romero, A. R. (2020). Prognostic validity of a clinical trunk control test for independence and walking in individuals with spinal cord injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 43(3), 331–338.
- [75] Pérez-Sanpablo, A. I., Quinzaños-Fresnedo, J., Romero-Ixtla, M., Aguirre-Güemez, A. V., Rodríguez-Reyes, G., Pérez-Zavala, R., Barrera-Ortiz, A., & Quijano-González, Y. (2023). Validation of inertial measurement units for the assessment of trunk control in subjects with spinal cord injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 46(1), 154–163.
- [76] Lynch, S. M., Leahy, P., & Barker, S. P. (1998). Reliability of measurements obtained with a modified functional reach test in subjects with spinal cord injury. *Physical Therapy*, 78(2), 128–133.
- [77] Field-Fote, E. C., & Ray, S. S. (2010). Seated reach distance and trunk excursion accurately reflect dynamic postural control in individuals with motor-incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord*, 48(10), 745–749.

- [78] Sato, H., Miyata, K., Yoshikawa, K., Chiba, S., & Mizukami, M. (2022). Responsiveness and minimal clinically important differences of the Trunk Assessment Scale for Spinal Cord injury (TASS). *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 1–9.
- [79] Sato, H., Miyata, K., Yoshikawa, K., Kusano, S., & Mizukami, M. (2022). Reliability and minimal detectable change of the Trunk Assessment Scale for Spinal Cord Injury (TASS) and the trunk control test for individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord Series and Cases*, 8(1), 30.
- [80] Sato, H., Miyata, K., Yoshikawa, K., Chiba, S., Ishimoto, R., & Mizukami, M. (2023). Validity of the trunk assessment scale for spinal cord injury (TASS) and the trunk control test in individuals with spinal cord injury. *The Journal of Spinal Cord Medicine*, 1–8.
- [81] 東良和, 土井一輝, 藤井裕之, & 坂本相哲. (2014). 大腿骨近位端骨折術後運動器リハビリテーションの1日施行単位数の無作為化比較試験. *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, 51(4-5), 277–282.
- [82] 阪本次夫. (1997). 歩行可否判断のための膝伸展挙上テストの意義. 福島県立病院医学研究誌, 11, 22-28.
- [83] Hu, H., Meijer, O. G., van Dieën, J. H., Hodges, P. W., Bruijn, S. M., Strijers, R. L., Nanayakkara, P. W., van Royen, B. J., Wu, W., & Xia, C. (2010). Muscle activity during the active straight leg raise (ASLR), and the effects of a pelvic belt on the ASLR and on treadmill walking. *Journal of Biomechanics*, 43(3), 532–539.
- [84] de Groot, M., Pool-Goudzwaard, A. L., Spoor, C. W., & Snijders, C. J. (2008). The active straight leg raising test (ASLR) in pregnant women: differences in muscle activity and force between patients and healthy subjects. *Manual Therapy*, 13(1), 68–74.
- [85] Shadmehr, A., Jafarian, Z., & Talebian, S. (2012). Changes in recruitment of pelvic stabilizer muscles in people with and without sacroiliac joint pain during the active straight-leg-raise test. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 25(1), 27–32.
- [86] Hu, H., Meijer, O. G., Hodges, P. W., Bruijn, S. M., Strijers, R. L., Nanayakkara, P. W. B., van Royen, B. J., Wu, W., Xia, C., & van Dieën, J. H. (2012). Understanding the Active Straight Leg Raise (ASLR): an electromyographic study in healthy subjects. *Manual Therapy*, 17(6), 531–537.

- [87] Mayhew, T. P., Norton, B. J., & Sahrmann, S. A. (1983). Electromyographic study of the relationship between hamstring and abdominal muscles during a unilateral straight leg raise. *Physical Therapy*, 63(11), 1769–1775.
- [88] Suehiro, T., Yakushijin, Y., Nuibe, A., Ishii, S., Kurozumi, C., & Ishida, H. (2019). Effect of pelvic belt on the perception of difficulty and muscle activity during active straight leg raising test in pain-free subjects. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 15(3), 449–453.
- [89] Yamane, M., Aoki, M., Sasaki, Y., & Kawaji, H. (2019). Understanding the Muscle Activity Pattern of the Hip Flexors during Straight Leg Raising in Healthy Subjects. *Progress in Rehabilitation Medicine*, 4, 20190007.
- [90] Jeon, I.-C., Kwon, O.-Y., Weon, J.-H., Choung, S.-D., & Hwang, U.-J. (2016). Comparison of psoas major muscle thickness measured by sonography during active straight leg raising in subjects with and without uncontrolled lumbopelvic rotation. *Manual Therapy*, 21, 165–169.
- [91] Beales, D. J., O'Sullivan, P. B., & Briffa, N. K. (2009). Motor control patterns during an active straight leg raise in pain-free subjects. *Spine*, 34(1), E1–E8.
- [92] Teyhen, D. S., Williamson, J. N., Carlson, N. H., Suttles, S. T., O'Laughlin, S. J., Whittaker, J. L., Goffar, S. L., & Childs, J. D. (2009). Ultrasound characteristics of the deep abdominal muscles during the active straight leg raise test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(5), 761–767.
- [93] Crasto, C., Montes, A. M., Carvalho, P., & Carral, J. C. (2020). Abdominal muscle activity and pelvic motion according to active straight leg raising test results in adults with and without chronic low back pain. *Musculoskeletal Science & Practice*, 50, 102245.
- [94] Cowan, S. M., Schache, A. G., Brukner, P., Bennell, K. L., Hodges, P. W., Coburn, P., & Crossley, K. M. (2004). Delayed onset of transversus abdominus in long-standing groin pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 36(12), 2040–2045.
- [95] Liebenson, C., Karpowicz, A. M., Brown, S. H. M., Howarth, S. J., & McGill, S. M. (2009). The active straight leg raise test and lumbar spine stability. *PM & R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 1(6), 530–535.
- [96] Park, K.-H., Ha, S.-M., Kim, S.-J., Park, K.-N., Kwon, O.-Y., & Oh, J.-S. (2013). Effects of the pelvic rotatory control method on abdominal muscle activity and the pelvic rotation during active straight leg raising. *Manual Therapy*, 18(3),

220–224.

- [97] van Wingerden, J. P., Vleeming, A., Buyruk, H. M., & Raissadat, K. (2004). Stabilization of the sacroiliac joint in vivo: verification of muscular contribution to force closure of the pelvis. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 13(3), 199–205.
- [98] Yoshio, M., Murakami, G., Sato, T., Sato, S., & Noriyasu, S. (2002). The function of the psoas major muscle: passive kinetics and morphological studies using donated cadavers. *Journal of Orthopaedic Science: Official Journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 7(2), 199–207.
- [99] Shirley A. S. (2002). Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes. pp.134-140. Mosby.
- [100] Snijders, C. J., Ribbers, M. T., de Bakker, H. V., Stoeckart, R., & Stam, H. J. (1998). EMG recordings of abdominal and back muscles in various standing postures: validation of a biomechanical model on sacroiliac joint stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 8(4), 205–214.
- [101] Richardson, C. A., Snijders, C. J., Hides, J. A., Damen, L., Pas, M. S., & Storm, J. (2002). The relation between the transversus abdominis muscles, sacroiliac joint mechanics, and low back pain. *Spine*, 27(4), 399–405.
- [102] Beales, D. J., O'Sullivan, P. B., & Briffa, N. K. (2010). The effect of increased physical load during an active straight leg raise in pain free subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(4), 710–718.
- [103] Beales, D. J., O'Sullivan, P. B., & Briffa, N. K. (2009). Motor control patterns during an active straight leg raise in chronic pelvic girdle pain subjects. *Spine*, 34(9), 861–870.
- [104] Mens, J. M. A., & Pool-Goudzwaard, A. (2017). The transverse abdominal muscle is excessively active during active straight leg raising in pregnancy-related posterior pelvic girdle pain: an observational study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 372.
- [105] Lee, S. H., Kim, T. H., & Lee, B. H. (2014). The effect of abdominal bracing in combination with low extremity movements on changes in thickness of

- abdominal muscles and lumbar strength for low back pain. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(1), 157–160.
- [106] O’Sullivan, P. B., Beales, D. J., Beetham, J. A., Cripps, J., Graf, F., Lin, I. B., Tucker, B., & Avery, A. (2002). Altered motor control strategies in subjects with sacroiliac joint pain during the active straight-leg-raise test. *Spine*, 27(1), E1–E8.
- [107] Beales, D. J., O’Sullivan, P. B., & Briffa, N. K. (2010). The effects of manual pelvic compression on trunk motor control during an active straight leg raise in chronic pelvic girdle pain subjects. *Manual Therapy*, 15(2), 190–199.
- [108] Perry, J.; Judith, B. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, 2nd ed. pp. 3–47. Slack Inc.
- [109] Kristen, G. N. (2005). 観察による歩行分析. pp. 5-80. 医学書院.
- [110] Basile, G., Catalano, A., Mandraffino, G., Maltese, G., Alibrandi, A., Ciancio, G., Brischetto, D., Morabito, N., Lasco, A., & Cesari, M. (2019). Frailty modifications and prognostic impact in older patients admitted in acute care. *Aging Clinical and Experimental Research*, 31(1), 151–155.
- [111] Martínez-Velilla, N., Casas-Herrero, A., Zambom-Ferraresi, F., Sáez de Asteasu, M. L., Lucia, A., Galbete, A., García-Baztán, A., Alonso-Renedo, J., González-Glaría, B., Gonzalo-Lázaro, M., Apezteguía Iráizoz, I., Gutiérrez-Valencia, M., Rodríguez-Mañas, L., & Izquierdo, M. (2019). Effect of Exercise Intervention on Functional Decline in Very Elderly Patients During Acute Hospitalization: A Randomized Clinical Trial. *JAMA Internal Medicine*, 179(1), 28–36.
- [112] Sáez de Asteasu, M. L., Martínez-Velilla, N., Zambom-Ferraresi, F., Casas-Herrero, Á., Lucía, A., Galbete, A., & Izquierdo, M. (2019). Physical Exercise Improves Function in Acutely Hospitalized Older Patients: Secondary Analysis of a Randomized Clinical Trial. *Journal of the American Medical Directors Association*, 20(7), 866–873.
- [113] Satake, S., & Arai, H. (2020). The revised Japanese version of the Cardiovascular Health Study criteria (revised J-CHS criteria). *Geriatrics & Gerontology International*, 20(10), 992–993.
- [114] Tsutsumimoto, K., Doi, T., Makizako, H., Hotta, R., Nakakubo, S., Makino, K., Suzuki, T., & Shimada, H. (2017). Association of Social Frailty With Both Cognitive and Physical Deficits Among Older People. *Journal of the American*

- Medical Directors Association*, 18(7), 603–607.
- [115] Shimada, H., Suzuki, T., Suzukawa, M., Makizako, H., Doi, T., Yoshida, D., Tsutsumimoto, K., Anan, Y., Uemura, K., Ito, T., Lee, S., & Park, H. (2013). Performance-based assessments and demand for personal care in older Japanese people: a cross-sectional study. *BMJ Open*, 3(4).
- [116] Podsiadlo, D., & Richardson, S. (1991). The timed “Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *Journal of the American Geriatrics Society*, 39(2), 142–148.
- [117] Shumway-Cook, A., Brauer, S., & Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. *Physical Therapy*, 80(9), 896–903.
- [118] Spina, S., Facciorusso, S., D’Ascanio, M. C., Morone, G., Baricich, A., Fiore, P., & Santamato, A. (2023). Sensor based assessment of turning during instrumented Timed Up and Go Test for quantifying mobility in chronic stroke patients. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 59(1), 6–13.
- [119] Zipser-Mohammadzada, F., Conway, B. A., Halliday, D. M., Zipser, C. M., Easthope, C. A., Curt, A., & Schubert, M. (2022). Intramuscular coherence during challenging walking in incomplete spinal cord injury: Reduced high-frequency coherence reflects impaired supra-spinal control. *Frontiers in Human Neuroscience*, 16, 927704.
- [120] Voisard, C., de l’Escalopier, N., Vienne-Jumeau, A., Moreau, A., Quijoux, F., Bompaire, F., Sallansonnet, M., Brechemier, M.-L., Taifas, I., Tafani, C., Drouard, E., Vayatis, N., Ricard, D., & Oudre, L. (2023). Innovative multidimensional gait evaluation using IMU in multiple sclerosis: introducing the semiogram. *Frontiers in Neurology*, 14, 1237162.
- [121] Madsalae, T., Thongprong, T., Chaikereee, N., & Boonsinsukh, R. (2024). Changes in gait performances during walking with head movements in older adults with chronic neck pain. *Frontiers of Medicine*, 11, 1324375.
- [122] Parr, T. E., Farrokhi, S., Hendershot, B. D., & Butowicz, C. M. (2024). Peak tibial axial acceleration during walking is related to intact-side lower limb pain in persons with unilateral transtibial amputation. *Gait & Posture*, 109, 165–169.

- [123] 土井剛彦, 牧迫飛雄馬, 堤本広大, 中窪翔., 鈴木隆雄, & 島田裕之. (2016). 高齢者における体幹加速度から得られる歩行指標と転倒との関連性—大規模データによる検討—. *理学療法学*, *43*(2), 75–81.
- [124] Bellanca, J. L., Lowry, K. A., Vanswearingen, J. M., Brach, J. S., & Redfern, M. S. (2013). Harmonic ratios: a quantification of step to step symmetry. *Journal of Biomechanics*, *46*(4), 828–831.
- [125] Pasciuto, I., Bergamini, E., Iosa, M., Vannozzi, G., & Cappozzo, A. (2017). Overcoming the limitations of the Harmonic Ratio for the reliable assessment of gait symmetry. *Journal of Biomechanics*, *53*, 84–89.
- [126] Bergamini, E., Iosa, M., Belluscio, V., Morone, G., Tramontano, M., & Vannozzi, G. (2017). Multi-sensor assessment of dynamic balance during gait in patients with subacute stroke. *Journal of Biomechanics*, *61*, 208–215.
- [127] Garcia, F. do V., da Cunha, M. J., Schuch, C. P., Schifino, G. P., Balbinot, G., & Pagnussat, A. S. (2021). Movement smoothness in chronic post-stroke individuals walking in an outdoor environment-A cross-sectional study using IMU sensors. *PloS One*, *16*(4), e0250100.
- [128] Weiss, A., Mirelman, A., Buchman, A. S., Bennett, D. A., & Hausdorff, J. M. (2013). Using a body-fixed sensor to identify subclinical gait difficulties in older adults with IADL disability: maximizing the output of the timed up and go. *PloS One*, *8*(7), e68885.
- [129] Higashi, Y., Yamakoshi, K., Fujimoto, T., Sekine, M., & Tamura, T. (2008). Quantitative evaluation of movement using the timed up-and-go test. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine: The Quarterly Magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, *27*(4), 38–46.
- [130] Mangano, G. R. A., Valle, M. S., Casabona, A., Vagnini, A., & Cioni, M. (2020). Age-Related Changes in Mobility Evaluated by the Timed Up and Go Test Instrumented through a Single Sensor. *Sensors*, *20*(3).
- [131] Van Uem, J. M. T., Walgaard, S., Ainsworth, E., Hasmann, S. E., Heger, T., Nussbaum, S., Hobert, M. A., Micó-Amigo, E. M., Van Lummel, R. C., Berg, D., & Maetzler, W. (2016). Quantitative Timed-Up-and-Go Parameters in Relation to Cognitive Parameters and Health-Related Quality of Life in Mild-to-Moderate Parkinson's Disease. *PloS One*, *11*(4), e0151997.
- [132] Galán-Mercant, A., & Cuesta-Vargas, A. I. (2014). Differences in trunk accelerometry between frail and non-frail elderly persons in functional tasks.

- BMC Research Notes*, 7, 100.
- [133] Dierick, F., Stoffel, P.-L., Schütz, G., & Buisseret, F. (2022). High Specificity of Single Inertial Sensor-Supplemented Timed Up and Go Test for Assessing Fall Risk in Elderly Nursing Home Residents. *Sensors*, 22(6).
- [134] Toosizadeh, N., Mohler, J., Lei, H., Parvaneh, S., Sherman, S., & Najafi, B. (2015). Motor Performance Assessment in Parkinson's Disease: Association between Objective In-Clinic, Objective In-Home, and Subjective/Semi-Objective Measures. *PloS One*, 10(4), e0124763.
- [135] Nait Aicha, A., Englebienne, G., van Schooten, K. S., Pijnappels, M., & Kröse, B. (2018). Deep Learning to Predict Falls in Older Adults Based on Daily-Life Trunk Accelerometry. *Sensors*, 18(5).
- [136] Kiprijanovska, I., Gjoreski, H., & Gams, M. (2020). Detection of Gait Abnormalities for Fall Risk Assessment Using Wrist-Worn Inertial Sensors and Deep Learning. *Sensors*, 20(18).
- [137] Roshdibenam, V., Jogerst, G. J., Butler, N. R., & Baek, S. (2021). Machine Learning Prediction of Fall Risk in Older Adults Using Timed Up and Go Test Kinematics. *Sensors*, 21(10).
- [138] Pedrero-Sánchez, J.-F., De-Rosario-Martínez, H., Medina-Ripoll, E., Garrido-Jaén, D., Serra-Añó, P., Mollà-Casanova, S., & López-Pascual, J. (2023). The Reliability and Accuracy of a Fall Risk Assessment Procedure Using Mobile Smartphone Sensors Compared with a Physiological Profile Assessment. *Sensors*, 23(14).
- [139] Buisseret, F., Catinus, L., Grenard, R., Jojczyk, L., Fievez, D., Barvaux, V., & Dierick, F. (2020). Timed Up and Go and Six-Minute Walking Tests with Wearable Inertial Sensor: One Step Further for the Prediction of the Risk of Fall in Elderly Nursing Home People. *Sensors*, 20(11).
- [140] National Institute of Neurological Disorders and Stroke Web site <https://www.ninds.nih.gov/> Accessed 19 March 2019.
- [141] Allison, G. T., & Fujiwara, T. (2002). The relationship between EMG median frequency and low frequency band amplitude changes at different levels of muscle capacity. *Clinical Biomechanics*, 17(6), 464–469.
- [142] Koenig, I., Eichelberger, P., Blasimann, A., Hauswirth, A., Baeyens, J.-P., & Radlinger, L. (2018). Wavelet analyses of electromyographic signals derived from lower extremity muscles while walking or running: A systematic review.

- PloS One*, 13(11), e0206549.
- [143] von Tscharnner, V., Ullrich, M., Mohr, M., Comaduran Marquez, D., & Nigg, B. M. (2018). Beta, gamma band, and high-frequency coherence of EMGs of vasti muscles caused by clustering of motor units. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Experimentation Cerebrale*, 236(11), 3065–3075.
- [144] Fidalgo-Herrera, A., Miangolarra-Page, J., & Carratalá-Tejada, M. (2022). Traces of muscular fatigue in the rectus femoris identified with surface electromyography and wavelets on normal gait. *Physiotherapy Theory and Practice*, 38(1), 211–225.
- [145] Graham, R. B., Wachowiak, M. P., & Gurd, B. J. (2015). The Assessment of Muscular Effort, Fatigue, and Physiological Adaptation Using EMG and Wavelet Analysis. *PloS One*, 10(8), e0135069.
- [146] Modified R Commander Web site <https://personal.hs.hirosaki-u.ac.jp/pteiki/research/stat/R/> Accessed 15 March 2023.
- [147] Ortega-Bastidas, P., Gómez, B., Aqueveque, P., Luarte-Martínez, S., & Cano-de-la-Cuerda, R. (2023). Instrumented Timed Up and Go Test (iTUG)-More Than Assessing Time to Predict Falls: A Systematic Review. *Sensors*, 23(7).
- [148] Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2004). Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *Journal of Biomechanics*, 37(1), 121–126.
- [149] Yamada, M., & Arai, H. (2015). Predictive Value of Frailty Scores for Healthy Life Expectancy in Community-Dwelling Older Japanese Adults. *Journal of the American Medical Directors Association*, 16(11), 1002.e7–e11.
- [150] Vaswani, A., Shazeer, N., Parmar, N., Uszkoreit, J., Jones, L., Gomez, A. N., Kaiser, Ł. U., & Polosukhin, I. (2017). Attention is All you Need. In I. Guyon, U. V. Luxburg, S. Bengio, H. Wallach, R. Fergus, S. Vishwanathan, & R. Garnett (Eds.), *Advances in Neural Information Processing Systems* (Vol. 30). Curran Associates, Inc.

著者の研究業績目録

A. 学会誌論文(筆頭論文, 査読有り)

1. Sugimoto, T., Yoshikura, R., Maezawa, T., Mekata, K., Ueda, Y., Kawaguchi, H., & Izumi, S. (2024). Effects of the walking independence on lower extremity and trunk muscle activity during straight-leg raising following incomplete cervical cord injury. *Scientific Reports*, 14(1), 4363.
2. Sugimoto, T., Taniguchi, N., Yoshikura, R., Kawaguchi, H., & Izumi, S. (2024). Evaluation of Patients' Levels of Walking Independence Using Inertial Sensors and Neural Networks in an Acute-Care Hospital. *Bioengineering*, 11(6), 544.

B. 国際会議(筆頭論文, 査読有り)

1. Sugimoto, T., Yoshikura, R., Kawaguchi, H., & Izumi, S. (2023). Quantitative Evaluation Method of Timed Up and Go Test for Hospitalized Patients Using Inertial Sensors. *2023 IEEE 19th International Conference on Body Sensor Networks (BSN)*, 1–4.

C. 本研究に関するその他の国際会議(共著)

1. Yoshikura, R., Izumi, S., Sugimoto, T., & Kawaguchi, H. (2022). Machine Learning-Based Severity Classification of Spinal Cord Injury Patients Using Straight Leg Raising Test. *2022 IEEE Sensors*, 1–4.

D. 本研究に関するその他の発表(査読無し)

1. 杉本 達也, 頸髄不全損傷患者における下肢伸展挙上運動の体幹筋活動解析と歩行獲得の関連. 第 33 回兵庫県理学療法学術大会, 2022 年 8 月, 淡路.
2. 吉倉 峻人, 杉本 達也, 和泉 慎太郎, 川口 博. マルチモーダルセンシングによる脊髄損傷患者の下肢伸展挙上の解析. 第 39 回「センサ・マイクロマシンと応用システム」シンポジウム, 2022 年 11 月, 徳島.

3. 杉本 達也, 伊藤 康夫. 腰椎疾患患者における慣性センサを用いた歩行分析と歩行自立度の関連. 第 57 回日本脊髄障害医学会, 2022 年 11 月, 横浜.
4. 杉本 達也, 和泉 慎太郎, 上田 雄也, 目片 幸二郎, 前沢 寿亨, 瀧川 朋亨, 伊藤 康夫. 頸髄不全損傷患者における下肢伸展挙上運動の体幹筋活動解析と歩行獲得の関連. 第 34 回兵庫県理学療法学術大会, 2023 年 6 月, 姫路.
5. 杉本 達也, 伊藤 康夫. 頸髄不全損傷患者における下肢伸展挙上運動の体幹筋活動解析と歩行自立の関連. 第 58 回日本脊髄障害医学会, 2023 年 11 月, 大宮.

神戸大学博士論文「頸髄不全損傷のリハビリテーション治療に向けた体幹機能評価に関する研究」全 129 頁

提出日 2024 年 7 月 11 日

本博士論文が神戸大学機関リポジトリ **Kernel** にて掲載される場合、掲載登録日（公開日）はリポジトリの該当ページ上に掲載されます。

© 杉本 達也

本論文の内容の一部あるいは全部を無断で複製・転載・翻訳することを禁じます。