

ヒトの移動能力と体幹機能との関係

—人工膝関節全置換術後リハビリテーションへの応用—

Relationship between human locomotion and trunk function

—Application to Total Knee Arthroplasty rehabilitation—

木 下 和 昭

Kazuaki Kinoshita

京都工芸繊維大学大学院

工芸科学研究科 バイオテクノロジー専攻

Kyoto Institute of Technology

目次

第一章 序論	1
1.1 本研究の背景	1
1.2 基本動作と体幹機能	2
1.3 体幹とは	2
1.4 体幹の骨構造	2
1.5 体幹に求められる機能	3
1.6 体幹機能の評価方法と問題点	6
1.7 変形性膝関節症の疫学	10
1.8 本論文の目的	10
1.9 本論文の構成	10
第二章 抗重力位での体幹機能を客観化した片側の体幹の荷重支持機能評価の再現性	12
2.1 背景	12
2.2 目的	12
2.3 対象	12
2.4 方法	12
2.5 結果	14
2.6 考察	14
2.7 まとめ	15
第三章 Trunk Righting Test と体幹筋機能との関係	16
3.1 背景	16
3.2 目的	16
3.3 対象	16
3.4 方法	16
3.5 結果	18
3.6 考察	19
3.7 まとめ	21

第四章	Trunk Righting Test の筋電図学的解析	2 2
4.1	背景	2 2
4.2	目的	2 2
4.3	対象	2 2
4.4	方法	2 3
4.5	結果	2 4
4.6	考察	2 7
4.7	まとめ	2 8
第五章	端座位での片側支持における姿勢保持と Trunk Righting Test との関係	2 9
5.1	背景	2 9
5.2	目的	2 9
5.3	対象	2 9
5.4	方法	3 0
5.5	結果	3 1
5.6	考察	3 2
5.7	まとめ	3 3
第六章	変形性膝関節症患者における Trunk Righting Test と身体機能との関係	3 4
6.1	背景	3 4
6.2	目的	3 4
6.3	対象	3 4
6.4	方法	3 5
6.5	結果	3 6
6.6	考察	3 8
6.7	まとめ	3 9

第七章 人工膝関節全置換術後患者の身体機能と術前の体幹機能の関係性	4 0
7.1 背景	4 0
7.2 目的	4 0
7.3 対象	4 1
7.4 方法	4 1
7.5 結果	4 2
7.6 考察	4 3
7.7 まとめ	4 5
第八章 人工膝関節全置換術後早期の Timed up and go test の改善に関する因子	4 6
8.1 背景	4 6
8.2 目的	4 6
8.3 対象	4 7
8.4 方法	4 7
8.5 結果	4 7
8.6 考察	4 9
8.7 まとめ	5 0
第九章 総合考察	5 1
総合考察	5 1
謝辞	5 4
参考・引用文献	5 5

略語集

%MVC	:	最大随意筋収縮時の値を 100%とし標準化
5STS	:	5 回椅子立ち座りテスト
CS-30	:	30 秒椅子立ち座りテスト
EO	:	外腹斜筋
FB	:	Front Bridge Test
IO	:	内腹斜筋
KW	:	Kraus-Weber test 変法大阪市大方式
MF	:	多裂筋
post	:	術後
pre	:	術前
RA	:	腹直筋
SB	:	Side Bridge Test
ST	:	台ステップテスト
TKA	:	人工膝関節全置換術
TrA	:	腹横筋
TRT	:	座位での体幹荷重支持機能テスト(Trunk Righting Test)
TUG	:	Timed up and go test
膝 OA	:	変形性膝関節症
膝伸展筋力	:	最大膝関節伸展筋力

第一章 序論

1.1 本研究の背景

動物は植物と異なり、自身で栄養を作り出すことが難しく、動いて（移動して）エサをとる能力を本能的に持ち合わせている。その移動様式は種別により様々であり、ヒトは上肢を自由に扱うことが出来るように進化が進み、哺乳類で唯一、直立二足歩行を獲得した動物である（図 1-1）。そのため、ヒトの身体は直立二足歩行に適応する過程で、他の哺乳類にみられない抗重力性とバランス性に優れた特殊な身体構造を手に入れ¹⁾、基本動作である座位・立位・歩行を行うことにより今日まで生活を続けている。

ヒトの基本動作を正確に評価することは、その取り巻く生活環境や生活価値を検討するために重要なことであり、このようなヒトの基本動作を総合的に評価する方法として、Timed up and go test（以下、TUG）がある。TUG は 1991 年に Podsiadlo²⁾により開発され、①椅子からの起立、②直線歩行、③方向転換、④椅子への着座の 4 つの動作局面が含まれ、運動器不安定症の指標⁹⁾や歩行能力^{5, 6)}、日常生活動作、易転倒性との関連^{2,3,4)}が高いと報告されている。TUG は特に高齢者の身体評価として幅広く用いられており、この成績の向上はヒトの移動能力が好氣的に変化していることを示している。そのため、TUG に関係する身体機能へのアプローチは、ヒトの移動能力の向上を考えるうえで重要である。ヒトの移動能力と身体機能の関係では、下肢の筋力^{6,10)}や体幹機能^{11,13)}バランス機能^{2,4,7,8)}が重要と報告されており、多くの視点からの介入が重要である。

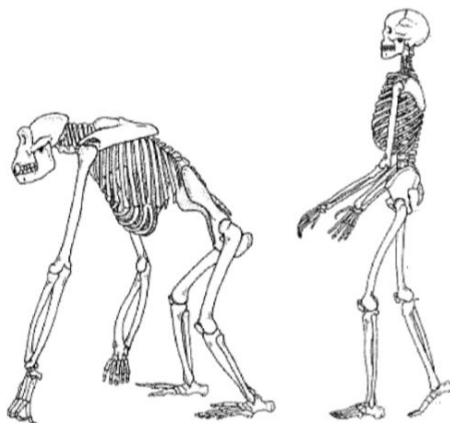


図 1-1 四足動物から二足動物へ

(週刊朝日百科「動物たちの地球」Vol34, 朝日新聞社, 1994 より改変)

1.2 基本動作と体幹機能

体幹は全ての動作の源と考えられており、Hodges ら¹⁴⁾によるとローカル筋である腹横筋は他の筋に先立って働き、上肢運動の場合は 0.03 秒前から、下肢運動の場合は 0.11 秒前から収縮し、腰椎の安定性を高め、人間は四肢を自由に動かすことを可能にしていると報告している。Scott ら¹²⁾はパフォーマンスの向上において、下肢のみトレーニングを実施した群と、下肢と体幹を同時にトレーニングした群を比較したところ、下肢と体幹を同時にトレーニングした群の方が、有意にパフォーマンスが向上したことを報告している。さらに Butcher ら¹⁹⁾によると、コアトレーニングを継続的に実施することにより垂直跳びやアジリティ能力が向上し、特に垂直跳びの離地時のジャンプ効率が向上したと報告している。これらより、体幹機能はヒトの動作と密接に関係していることが分かる。

1.3 体幹とは

「体幹」の定義に関しては諸説あり、Eaves¹⁵⁾によると体幹は骨盤から頸部にかけての胸部および胸郭で覆われた部位としている。一方、Seikel ら¹⁶⁾によると体幹は腹部と胸郭としており、体幹と頸部は分けて定義している。また Shiland¹⁷⁾は背部・腰部・体幹部と分けて定義しており、一定した見解に至っていない。また体幹と類似して扱われる用語には「コア」がある。コアは身体を中心部の筋に対して名付けられた名称であり、頭部や頸部、肋骨、脊柱、骨盤をコントロールしている¹⁸⁾と定義されている。本論文での体幹の定義は、胸部および胸郭を含んだ鎖骨から骨盤までとする。

1.4 体幹の骨構造

体幹の構造を単純に捉えると、骨構造が密な骨盤の上に 5 つのブロック（椎体）が乗っているだけの腰部、その上には 12 個の椎体が乗り、その椎体を鳥カゴのように肋骨が覆って構成される胸部に分けられる。骨盤や胸部は骨構造上みても固定性に優れていると言えるが、腰部は椎体のみが連結され脆弱である（図 1-2）。Crisco ら²⁹⁾は、腰部の骨格や椎間板、靭帯からなる腰椎構造体は日常生活やスポーツ場面において加わる軸圧負荷に対してその形状を保つだけの機械的強度を有しないと報告している。つまり、ヒトが移動する姿勢を保つためには、腰椎構造体を支える機能が必要となる。

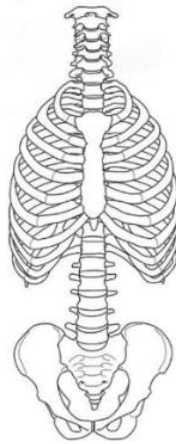


図 1-2 体幹の骨格構造

腰部は椎体が5つ繋がっているのみで、骨構造上は不安定なのが確認できる。

(Hollinshead, Jenkins. 四肢・脊柱の機能解剖第5版, (木村信子・他訳), 1995)

1.5 体幹に求められる機能

脊柱の安定性は骨組織や関節組織、靭帯による「他動サブシステム」と筋力発生による「自動サブシステム」、そしてその筋群の共同運動をコントロールする「神経コントロールサブシステム」の3つのシステムから得られ、いずれかのサブシステムの機能異常により、脊柱の不安定性が引き起こされる可能性がある^{20,21)}(図 1-3)。脊椎における姿勢の概念として、脊柱の可動域における中間域であり、骨や関節、靭帯などの静的安定機構での支持ではなく、体幹筋などの動的安定機構での支持が必要となる Neutral zone と、脊柱の可動域における運動の最終域に近い部分であり、骨や関節、靭帯などの静的安定機構での支持が必要となる Elastic zone があり²¹⁾、腰椎は Neutral zone にて安定性を求められることが多い(図 1-4)。つまり、単独のサブシステムが確実に役割を果たさなければならないことが言え、特に構造的に不安定な腰部の安定性の獲得は、他動サブシステムは得られにくく、自動サブシステム(筋)をいかに使えるようになり、そのシステムを神経コントロールが出来るようになるかが重要であると考えられる。

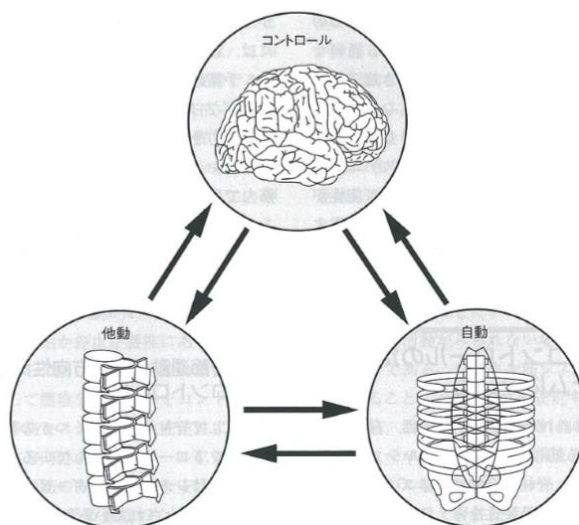


図 1-3 腰椎を安定させる 3つのシステム

(Panjabi MM: The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement, J Spinal Disord 5, 383-389, 1992)

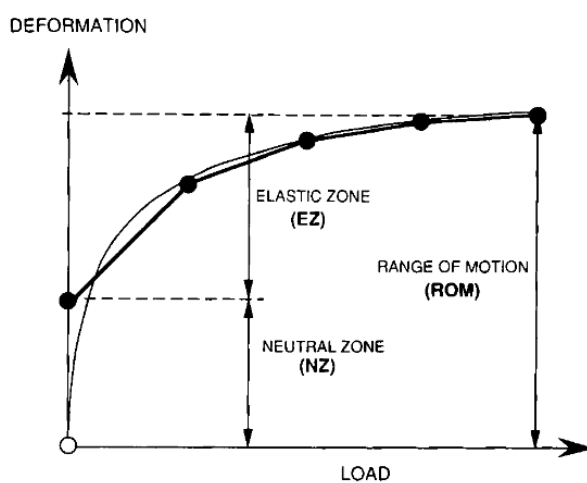


図 1-4 Neutral zone と Elastic zone

(Panjabi MM: The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis, J Spinal Disord 5, 1992)

自動サブシステムである腰部周囲筋の筋機能を考えるには、腰部周囲筋の構造的な特徴を理解する必要がある。腰部周囲筋の構造を分類するとローカル筋とグローバル筋に分類される²²⁾ (表 1-1)。ローカル筋は深層にあり、起始か停止が脊椎に直接付着し、脊椎の分

節的な安定性を担っている²³⁾。グローバル筋は表層にあり、椎骨に直接付着せず多分節を横断し、運動方向をコントロールしている²³⁾ (図 1-5)。つまり、腰部周囲筋の筋機能にはローカル筋が共同的に働き腰椎の安定性を高めながら、グローバル筋を中心に各方向への運動や制御が行われていることが考えられる。

表 1-1 ローカル筋とグローバル筋の分類 (文献 8 より引用)

ローカル筋	グローバル筋
腹横筋	腹直筋
内腹斜筋 (胸腰筋膜附着部線維)	内腹斜筋
腰方形筋の内側線維	腰方形筋の外側線維
多裂筋	外腹斜筋
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	

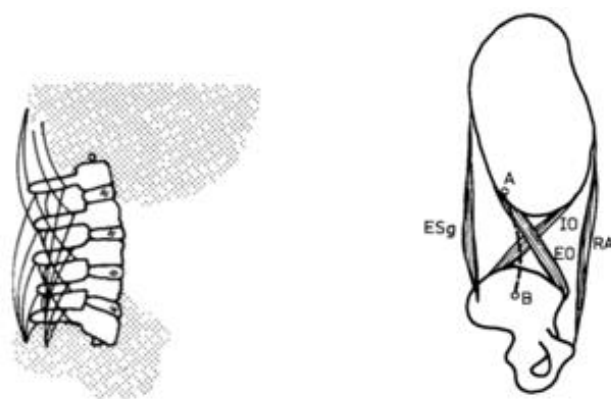


図 1-5 Local muscle と Global muscle

(Bergmark, A: Stability of the lumbar spine. a study in mechanical engineering, Acta Orthop Scand, 230, 1989.)

1.6 体幹機能の評価方法と問題点

臨床現場では客観的な評価によるトレーニングや治療の効果判定が重要になり、また客観的な評価は患者に対し適切にフィードバックを行うことが可能になる。体幹においても同様に客観的な評価を実施することが重要と考えられる。

体幹筋機能の評価には Daniels らによって開発された徒手筋力検査法²⁴⁾ (図 1-6) や等速性筋力測定機器を用いた測定²⁵⁾ (図 1-7)、腹筋群と背筋群の瞬発性と持久性を総合的に点数化した Kraus-Weber test 変法大阪市大方式(以下、KW)²⁶⁾ (図 1-8)、ブリッジ姿勢での保持時間を点数化した Side Bridge Test (以下、SB)²⁷⁾ (図 1-9) などが報告されている。

Daniels らによって開発された徒手筋力検査法は、道具を使用せず簡易に測定が可能であるが、順序尺度であるため定量的に体幹機能の評価することに関しては課題が残る。等速性筋力測定機器を用いた測定は、定量的な筋力を測定できるが、大型で高額な機器が必要となり、機器の移動も難しいため利便性に課題が残る。KW や SB は安価で簡易に体幹筋機能の評価可能である。しかし、測定姿勢は臥位の状態で測定するため、直立二足歩行を用いるヒトの体幹機能を考えると、体幹に対して重力負荷の方向が異なるため (図 1-10)、動作の直接的な体幹筋機能の評価することが難しという課題が残る。またこれらの評価方法は股関節の要素も含む体幹・下肢の支持テスト^{47,50)}である評価方法も多いことが課題である。近年、体幹に対して鉛直方向へ負荷がかかる動作の直接的な体幹機能の評価することを考慮した体幹機能評価として Seated Side Tapping Test²⁸⁾ (図 1-11) が報告された。Seated Side Tapping Test は体幹の側方移動を反復するのに要した時間を示す評価である。しかし、立つ、座る、そして荷物を持つ等の体幹に対して鉛直方向への負荷が、重力のみでなく動作の加速度も加わるような動作においての評価としては、体幹の支持性を高めなくてはならないため課題が残ると考える。事実、足関節骨折後や前十字靭帯再建術後の症例では、免荷により患側の荷重支持機能が低下しており、患側の端座位での立ち直り動作も低下していることが報告されおり^{30,31)}、また人工膝関節全置換術後の症例の端座位姿勢は、非術側に荷重分布が偏移しており、患側の荷重が少ない症例が多いと報告されている³²⁾。つまり、下肢疾患において下肢荷重が劣位な側方は、体幹の荷重機能も低下していることが推察される。



図 1-6 Daniels らによって開発された徒手筋力検査法

(Helen J. Hislop, Jacqueline Montgomery. (2003), 新・徒手筋力検査法第 7 版, (津山直一, 木下攝訳), 37-62, 協同医書)



図 1-7 等速性筋力測定機器を用いた測定

(http://www.proxomed.com/en/produkte/biodex_system_4_pro-60.php)

腹筋群 (強さ)	1	支持なし 5点 支持あり 4点 (完全に起き上がる)	3点 腰椎が完全に 床から離れる	2点 肩甲骨より上が 床から離れる	1点 頸より上が床 から離れる	評点 /5
	2	支持なし 5点 支持あり 4点 (完全に起き上がる)	3点 腰椎が完全に 床から離れる	2点 肩甲骨より上が 床から離れる	1点 頸より上が床 から離れる	
腹筋群 (持久性)	1	支持 25°	60秒保持 (背を丸めて)	60秒以上 / 59 / 50 / 49 / 40 / 39 / 30 / 29 / 20 / 19 / 10 / 9秒以下	6点	/6
	2	25°	60秒保持 (膝を曲げないように)		5点	
	3	支持 25°	60秒保持 (背を丸めて)	4点	/6	
背筋群 (持久性)	4	支持 25°	60秒保持	2点	/6	
	5	25° 大腿部より攀上	60秒保持 (膝を曲げないように)	1点		
					合計点	/40

図 1-8 Kraus-Weber test 変法大阪市大方式

(大久保衛, 大槻伸吾: 腰椎分離・圧り症, 臨床スポーツ医学, 18, 134-140, 2001)

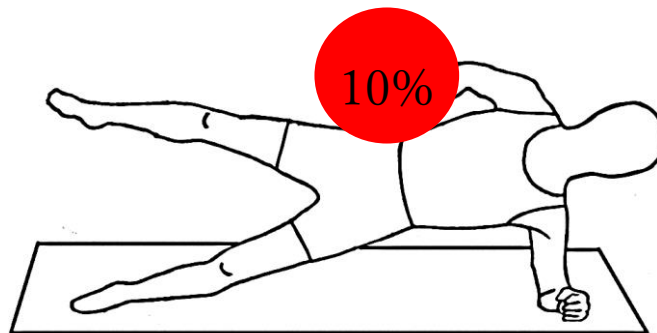


図 1-9 Side Bridge Test

(田頭悟志, 木下和昭, 橋本雅至, 福永浩明, 吉野育代, 森洋子, 石川大起, 新谷健: Side-Bridge test の体幹機能評価法としての検討-Kraus-Weber test 変法との比較から-, 関西臨床スポーツ医・科学研究会誌, 18, 25-28, 2008)

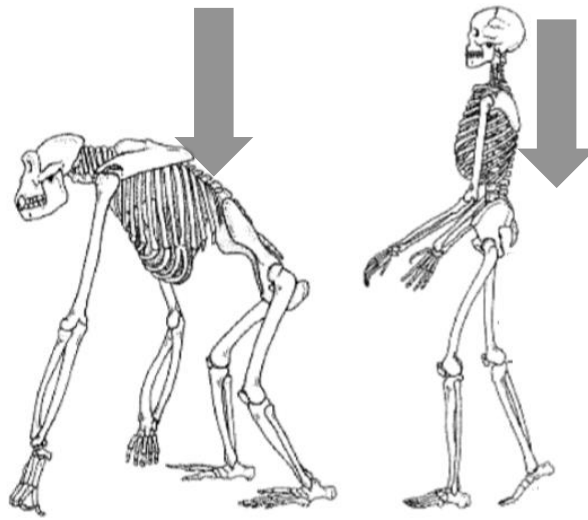


図 1-10 体幹にかかる重力方向

四足動物は体幹の短軸方向に重力負荷がかかる。二足動物は体幹の長軸方向に重力負荷がかかる。
(週刊朝日百科「動物たちの地球」Vol34, 朝日新聞社, 1994 より改変)



図 1-11 Seated Side Tapping Test

(出所：樋口由美, 岩田晃, 淵岡聡: 移動能力と IADL を反映する座位での体幹機能評価の有用性, 日老医誌, 49, 449-456, 2012)

1.7 変形性膝関節症の疫学

全人口に対する 65 歳以上の高齢者の割合である高齢化率は、本邦では 1970 年には 7% であったが、2007 年に 21% に突入し、2010 年には他の先進諸国に類のない速度で世界一の高齢社会となった。今後、2030 年には高齢化率が 32% に達し、その内の 20% が 75 歳以上の高齢者となると予想されている³³⁾。その中で、必然と退行性変化が増加することは容易に想像ができ、Research on Osteoarthritis Against Disability プロジェクト³⁷⁾によると 3040 名を対象としてレントゲン評価をした結果、40 以上の変形性膝関節症（以下、膝 OA）の有病率は男性 42.6%、女性 62.4% であり、本邦における有病者数は 2,530 万人に及ぶと推定されている³⁴⁾。

その治療法には、人工膝関節全置換術（以下、TKA）があり、合金と超高分子量ポリエチレンからなるインプラントで置き換えることにより、疼痛を軽減させて膝関節の機能の回復を目指す手術である³⁵⁾。現在では、一般的な治療法として定着し、手術件数が年々増加しており、年間 8 万例以上がなされている³⁶⁾。そのため、理学療法士にとっては、頻繁に遭遇する疾患の一つである。

1.8 本論文の目的

以上の背景より、本論文の目的は体幹機能の評価方法に残る課題の解決として、ヒトが抗重力位の中で体幹を起こした（体幹に対して鉛直方向へ負荷がかかる）姿勢かつヒトの移動能力を考慮するため片側での支持性を評価する体幹機能評価方法を考案し、その体幹機能評価方法の再現性と妥当性を検討していき、我が国に多い TKA 後の症例に役立つリハビリテーションの一つとして導入できるのかを検討することである。

1.9 本論文の構成（図 1-12）

本論文の目的を達成するために、第二章では、臨床やスポーツ現場で簡便に測定ができ、かつ体幹に対して鉛直方向への負荷がかかる姿勢での片側の体幹の支持機能を評価する方法を考案し、その再現性を検討することを目的とした（研究 1、p12～p15）。第三章では、考案した体幹機能の測定方法と従来から存在する体幹機能の評価方法との関係について検討することを目的とした（研究 2、p16～p21）。第四章では、考案した体幹機能の測定方法が妥当であるのかを筋電図を用いて検討することを目的とした（研究 3、p22～p28）。第五

章では、考案した体幹機能の測定方法が妥当であるのかを重心動揺計を用いて検討することを目的とした（研究 4、p29～p33）。第六章では、膝 OA における身体機能・能力と考案した体幹機能の測定方法との関係を検討することを目的とした（研究 5、p34～p39）。第七章では TKA 後患者の身体機能と TKA 前の考案した体幹機能の測定方法との関係を検討することを目的とした（研究 6、p40～p45）。第八章では TKA 後患者の移動能力の回復率と身体機能や能力との関係を検討することを目的とした（研究 7、p46～p50）。第九章では総合考察として本研究の新規性や意義について検討し、本研究の限界や課題について述べた。

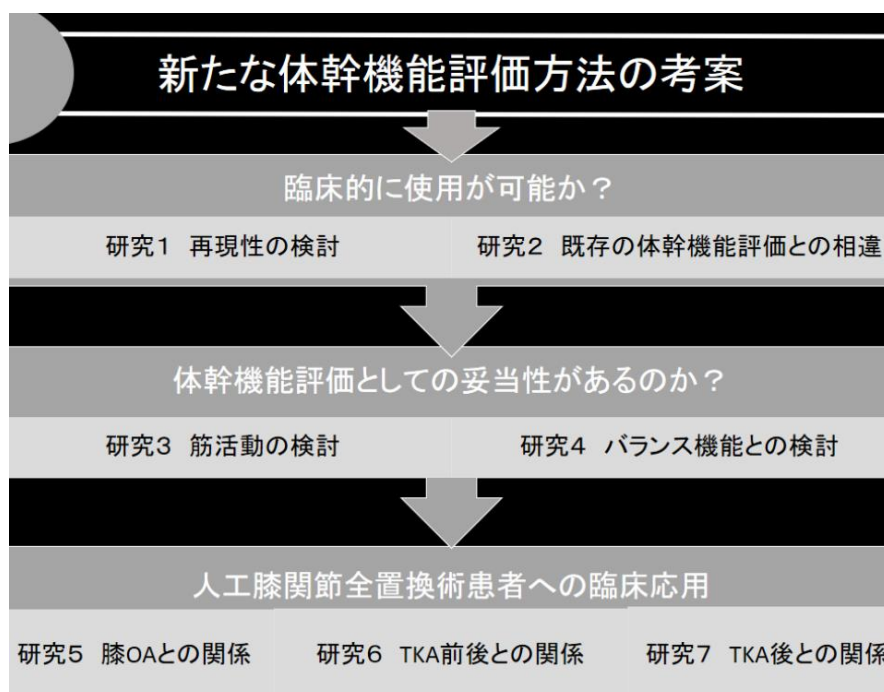


図 1-12 本論文の構成

第二章 抗重力位での体幹機能を客観化した片側の体幹の荷重支持機能評価 (Trunk Righting Test, TRT) の再現性

A novel objective evaluation method for trunk function

(J Phys Ther Sci, 2015, 27(5), 1633–1636.)

2.1 背景

四肢を自由に動かす身体動作では、その基盤となる体幹機能が重要とされており³⁸⁾、臨床現場では客観的な評価が重要になる。体幹機能評価の方法は多数存在するが、臥位の状態で行う評価方法が多い。これはヒトが頻繁に行う直立二足歩行を考慮すると、姿勢の相違があり課題が残る。そこで体幹に対して鉛直方向へ負荷がかかる直立二足歩行と類似した姿勢での客観性のある評価方法が重要であるが、渉猟し得た範囲では見出すことはできなかった。

2.2 目的

体幹に対して鉛直方向に重力負荷がかかる姿勢での片側の体幹の支持機能の評価として、座位での体幹荷重支持機能テスト(Trunk Righting Test 以下、TRT)を考案し、その再現性について検討した。

2.3 対象

傷害既往がなく、体幹と下肢に病的な機能障害が認められない健常者 5 名(男性 3 名・女性 2 名、平均年齢 33.2±9.7 歳、身長 164.6±13.3cm、体重 56.6±13.2kg)を対象とした。対象者には研究の趣旨と内容や得られたデータは研究以外では使用しないこと、個人情報の取り扱いには十分配慮することを説明し、同意を得た。

2.4 方法

TRT の測定³⁹⁾は比較的安価で持ち運びが安易なハンドヘルドダイナモメーター(アニマ社製等尺性筋力測定装置、µTas F-1)を使用する。測定方法は対象者を昇降台上で膝窩部と昇降台間の間隔を拳 1 個分空け、足部が接地しない端座位をとらせた。下肢は両大腿部をバンドにて固定し代償動作を抑制した。その端座位にて両側の肩峰を結ぶ線が床面と平行

であることを確認し、センサーパッドを肩鎖関節内側部にあて、固定用ベルトが座面と垂直になるようにベルトの長さを調整し固定した。運動課題は測定部位（センサーパッド部）を10cm 外側へ移動させた肢位からの立ち直り動作とした（図 2-1）。その際、対象者には、両肩峰を結ぶ線が床面と平行であることと、固定用ベルトが床に対し垂直であることを前方の姿勢鏡で確認させた。また検者は僧帽筋上部に手掌を置き、肩甲帯が挙上する代償を確認し抑制した。測定は最大努力で5秒間姿勢を保持させた。

測定は3回繰り返し、測定間隔は30秒以上の休息をとり、対象者が十分に自然座位に回復した後、次の測定を行う方法とした。測定は1日以上経過した後に計2日間実施した。測定結果は第三者が記録し、測定終了まで被験者及び検者に知らせず、先入観に基づく測定バイアスを排除するように努めた。検者間の再現性を検討するため、検者は経験年数7年目の理学療法士1名（以下、検者A）と経験年数1年目の理学療法士2名（以下、検者B・検者C）の計3名とした。3名の検者は本研究に先立ち、測定方法を理解するため30分程度の練習を行った。

統計処理は各検査者内の再現性と検者間の再現性を検討した。総計ソフトはSPSS Version 21を使用し、級内相関係数ICC(1.1)とICC(2.1)を用い検討した。有意水準を5%とした。

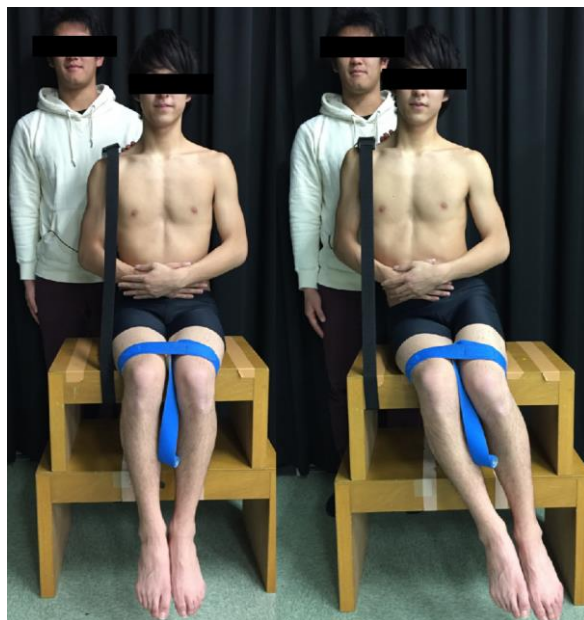


図 2-1 TRT の開始姿勢と運動課題

2.5 結果

検者 3 名が測定した TRT の結果を表 2-1 に示す。TRT の測定の検者内の信頼性 ICC(1.1) は検者 A が 0.93、検者 B が 0.96、検者 C が 0.90 であった。検者間の信頼性 ICC(2.1)は 0.93 であった。

表 2-1 対象者 5 名の TRT の測定結果

	Trial 1			Trial 2		
	First time	Second time	Third time	First time	Second time	Third time
Subject A R	146.3±54.5	120.0±22.7	131.3±9.5	128.0±11.4	120.0±28.0	127.3±11.1
L	77.7±19.6	82.3±7.6	78.3±7.2	67.3±5.0	67.3±10.7	71.0±14.1
Subject B R	156.7±9.8	151.3±8.3	148.3±13.6	136.0±34.8	125.3±27.6	143.7±9.1
L	168.7±17.6	176.0±19.0	168.3±7.5	172.7±14.0	195.3±5.1	176.3±2.9
Subject C R	214.0±7.9	222.7±9.7	213.0±5.0	223.7±2.5	212.0±4.0	211.0±2.6
L	213.3±11.0	218.0±16.7	227.0±20.0	232.7±1.2	234.0±8.0	229.3±6.1
Subject D R	95.3±7.2	94.0±3.5	96.7±15.0	106.0±9.6	91.3±2.5	96.3±4.0
L	91.0±8.2	86.0±10.6	86.0±10.6	84.3±12.1	86.7±7.5	87.0±9.6
Subject E R	150.7±16.3	149.0±9.5	150.0±11.3	145.7±19.7	144.3±16.2	140.7±10.7
L	108.7±9.0	108.7±5.7	109.0±4.4	110.7±17.0	109.0±8.7	103.0±17.7

単位：N

* 平均値±標準偏差

2.6 考察

本研究は体幹に対して鉛直方向への支持性を評価することを目的に TRT を考案し、その再現性について検討を行った。その結果、今回の測定方法における検者内の再現性は、検者内相関係数が 0.90 以上であり、検者間での再現性は検者間相関係数が 0.93 であった。

再現性に関しては桑原らの ICC 評価基準⁴⁰⁾によると 0.7 以上で普通、0.8 以上で良好、0.9

以上で優秀であるとしていると分類されている（表 2-2）。

これらの結果より、TRT の測定は検者内と検者間ともに優秀な再現性を有しており、経験年数に関係なく 1 年目のセラピストでも再現性が高い評価方法であることが確認された。

本研究の限界は、対象者が医療従事者で動作の方法やハンドヘルドダイナモメーターの特徴をよく理解していた点にある。今後は、医療従事者のみでなく高齢者や本法の動作が不慣れな者に対する再現性を確認する必要がある。

本測定方法は経験年数を問わず、体幹機能の一評価として再現性があり、臨床現場で利用可能であることが示唆された。

表 2-2 級内相関係数の判定基準⁴⁰⁾

ICC の値	判定
0.9 以上	優秀
0.8 以上	良好
0.7 以上	普通
0.6 以上	可能
0.6 未満	要再考

2.7 まとめ

- 1) TRT の検者内と検者間の再現性について検討した。
- 2) TRT は経験年数を問わず、体幹機能の一評価として再現性があり、臨床現場で利用可能であることが示唆された。

第三章 Trunk Righting Test と体幹筋機能との関係

Relationships between the Trunk Righting Test and Trunk Muscle Function

(理学療法科学, 2016, 31(1), 49–52.)

3.1 背景

第二章において片側荷重位での体幹の荷重支持機能を評価する体幹機能評価方法として TRT を考案した³⁹⁾。この評価方法の再現性は示されたが、既存する体幹機能評価とはどのような違いがあるのかは定かでない。

3.2 目的

TRT と既存する体幹機能評価方法との関係について検討を行うこととした。

3.3 対象

対象は某高校男子サッカー部員 33 名と某大学アメリカンフットボール部員 47 名の計 80 名とした。対象者の年齢（平均±標準偏差）は 17.9 ± 2.0 歳、身長は 171.9 ± 5.9 cm、体重は 70.0 ± 15.2 kg であった。本研究はヘルシンキ宣言および、個人情報保護法の趣旨に則り、被験者に研究の趣旨や内容、データの取り扱い方法について十分に説明し、研究への参加の同意を得た。対象の除外基準は、神経学的あるいは整形外科的な異常を有する者、測定中に疼痛を訴えた者、測定に参加できないリスクを伴うと判断された者、医師による運動に対する制限がある者、研究に対する同意が得られない者とした。

3.4 方法

測定項目は TRT、KW、SB、Front Bridge Test（以下、FB）とした。

TRT は第二章（研究 1）の手順に沿って実施し、測定時間は 5 秒間とした。

KW（図 1-8）は腹筋群瞬発性 2 項目、腹筋群持久性 3 項目、背筋群持久性 2 項目の計 7 項目 40 点満点のテストである。持久性の項目は姿勢保持時間が 9 秒以下では 0 点となり、10 秒経過ごとに 1 点を獲得し、最大 60 秒保持で 6 点と判定した。実施の際は、体重の 10% の重りを負荷し、負荷部位は上半身挙上時が頸部後方、下半身挙上時が足関節の直上とした。各項目間の休憩は 1 分間とした。

SB（図 1-9）は側臥位にて実施し、下側は肩関節 90°外転、内外旋中間位、肘関節 90°屈

曲位、股関節中間位、膝関節伸展位、上側の股関節は外転拳上位にて保持させた。測定中は、その姿勢から体重の10%の重錘を骨盤上にて負荷させ、最大120秒を目標に姿勢を保持させた。測定値は10秒単位を測定値とし、10秒未満は切り捨てとした。左右それぞれ測定を実施し、測定間の休憩は1分間とした。

FB(図3-1)の姿勢は腹臥位にて実施し、両前腕と片脚下肢(足尖)で身体を保持させ、対側下肢は挙上させた。測定中は、その姿勢から体重の10%の重錘を骨盤上にて負荷させ、最大120秒を目標に姿勢を保持させた。測定値は10秒単位を測定値とし、10秒未満は切り捨てとした。左右それぞれ測定を実施し、測定間の休憩は1分間とした。

なお、TRTはハンドヘルドダイナモメーターを当てている側方を測定側とした。SBとFBは下肢で支持している側方を測定側とした。

KWはサッカー部の33名のみ測定を行った。検討方法はTRTの測定値の左右の和とKWの合計点数との関係を検討した。またFB、SBは対象者全員に測定を行い、TRTとFB、SBは同側と対側の関係をそれぞれ検討した。また各個人のTRTの数値が小さい側(以下、劣位側)と大きい側(以下、優位側)に群わけし、比較検討した。

関係の検討はSpearmanの順位相関係数にて検討し、群間比較にはWilcoxonの符号付き順位検定にて検討した。統計解析にはSPSS Ver.21を使用し有意水準は5%とした。

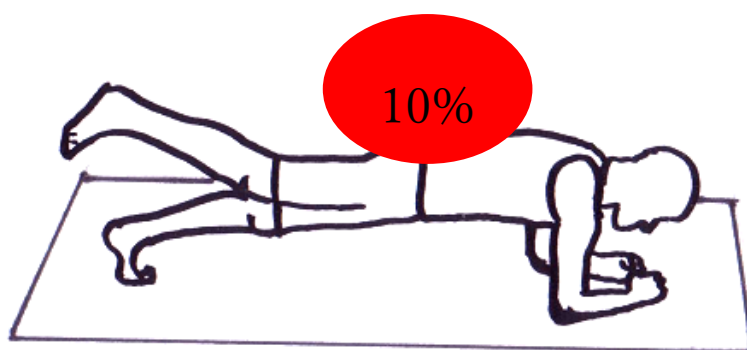


図 3-1 Front Bridge Test

3.5 結果

本研究の測定値の結果を表 3-1 に示す。TRT と KW、FB、SB の測定値との間には、有意な相関は認められなかった(表 3-2)。各個人内での TRT(平均±標準偏差)は劣位側 3.3±1.2 N/kg、優位側 3.8±1.2 N/kg であり、有意に優位側が強かった(p<0.01)。TRT の優劣による群別にみると、FB は劣位側が 58.0±17.9 秒、優位側が 62.1±16.8 秒であり(p<0.05)、SB は劣位側が 29.6±17.4 秒、優位側が 34.1±17.8 秒であり(p<0.05)、FB と SB ともに優位側は劣位側に比して姿勢保持時間が有意に長かった(図 3-2)。

表 3-1 TRT、KW、FB、SB の測定結果

TRT (N)	KW (点)	FB (秒)	SB (秒)
3.6 ± 1.2	22.9±5.9	60.0 ± 17.4	31.9 ± 17.7

平均値 ± 標準偏差

表 3-2 TRT と各測定項目の関係

		KW	FB	SB
TRT	総和	0.05		
	同側		0.04	0.11
	対側		0.04	0.05

数値は相関係数を示す。

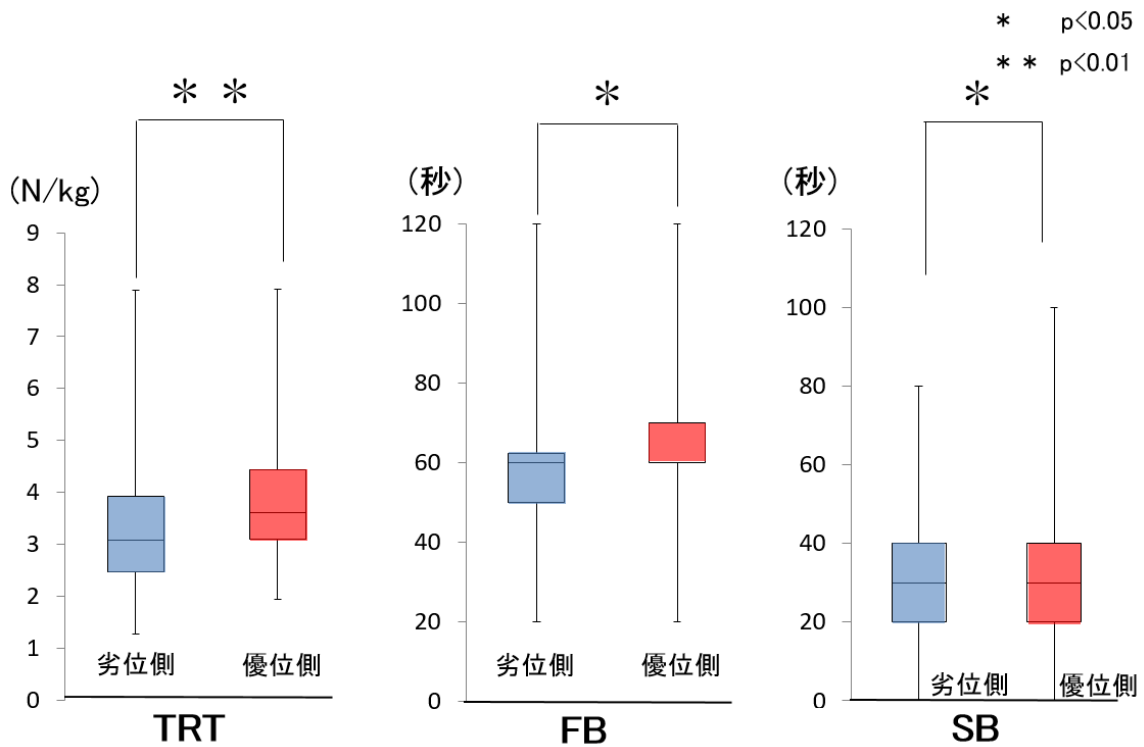


図 3-2 FB、SB と TRT の劣位側、優位側との関係

3.6 考察

本研究は TRT と既存の体幹筋機能評価方法との関係について検討を行った。その結果、TRT と既存の体幹筋機能評価方法とは、有意な相関を認めず、TRT は特異性のある評価方法であることが示唆された。また個人内の TRT の左右の優劣は、FB と SB での左右の姿勢保持時間の長短に影響を与える一因であることが示された。

TRT のような端座位での側方移動の筋電図学的解析には先行研究にて多数の報告がある。藤澤らや今井らは、非測定側の腹斜筋群や脊柱起立筋群の活動が胸郭と骨盤連結に関与し、抗重力的な活動をするとしている^{41,42)}。福島らは、非測定側の僧帽筋下部線維の機能による上部体幹の安定性と測定側の僧帽筋中部線維による肩甲帯の誘導作用に言及している⁴³⁾。また、安井らは非測定側の広背筋下部線維が骨盤と肩甲帯を連結することで体幹の立ち直りを保持するとしている⁴⁴⁾。これらの先行研究より、TRT の主動作筋は、おもに非測定側の腹斜筋や腰背筋であることが考えられる。一方、鈴木らは片麻痺患者において端座位での麻痺側方向への側方移動には麻痺側腹斜筋群の筋活動を持続させることが重要である

と報告しており⁴⁵⁾、また Davies らは端座位での側方移動には測定側の腹部筋の機能が必要である⁴⁶⁾と報告している。これらの報告を踏まえると、端座位での側方移動には両側腹部の筋と腰背筋の協調的な働きにより腰椎が安定化され、その状態での体幹の支持と安定性が必要であることが考えられる。TRT は、その状態からさらなる支持力が必要であると推察され、TRT の測定値の向上は、腰腹部の左右の非対称な筋活動での腰部の安定化がなされることにより、非測定側の筋活動の上昇が可能であることが考えられる。

本研究にて TRT との関係性を視点にした SB と FB の筋電図学的分析においても類似した筋活動が報告されている。SB はブリッジ姿勢を支持するため、支持側(下側)の内腹斜筋と多裂筋、腹横筋のローカルマッスルの筋活動が報告されている⁴⁷⁻⁴⁹⁾。また、FB での一側下肢挙上は支持側の腹横筋の有意な筋活動の上昇が報告されている⁴⁹⁾。よって、SB と FB の左右の姿勢保持時間の長い側方と TRT の左右の測定値の優位側とが同側の傾向であったことは、それぞれの姿勢保持中や測定中の安定性が求められる側方支持であったためと考えられる。つまり今回の結果は、TRT が腰椎の安定化により体幹支持を高めながら抗重力位へ支持することが重要であることを反映したものである。

また今回、TRT の測定値とブリッジ姿勢の保持時間との間に線形性が認められなかった理由として 2 点が考えられる。一点目は、TRT と既存する体幹筋機能評価とでは、測定姿勢が違い、筋の使われ方が違う点が挙げられる。二点目は、今回のブリッジ姿勢保持による体幹筋機能評価が筋持久力を反映していることや股関節の要素も含む体幹・下肢の支持テストであること^{47,50)} が挙げられる。既存する体幹筋機能評価 (SB と FB) は上肢や下肢の支持性も含めており、その部位に傷害を有する者に対しては使用できない欠点がある。TRT は体幹を単独に評価し、かつ体幹に対して鉛直方向へ重力負荷がかかった際の支持性を評価する方法である。これらのことが TRT は既存する体幹筋機能評価との特異性のある点と考えられる。

本研究の限界として TRT の測定方法の問題が挙げられる。TRT の測定には、センサーパッドの設置角度の変化が影響を及ぼす。被験者のセンサーパッドの設置部は僧帽筋上部の発達やなで肩などのアライメントによる被験者の個体差もあり、必ずしも一定でないことが十分に予想される。そのため、被験者ごとに基本的な設定条件が異なり、被験者間での TRT 値の単純な比較検討が困難である可能性がある。今後の課題として、これらの TRT の測定による限界について、運動力学的な観点での研究をすることが必要である。また、実際

の運動動作との関係について研究していくことが重要であると考えられる。

TRT は既存する体幹筋機能評価とは、違った観点での評価をしており、個人内の TRT の左右の比較ではブリッジ姿勢の左右の姿勢保持時間の長短に関係する一要因であることが示された。このことは体幹の支持性を評価していることが考えられ、迅速性と簡便性が必要なスポーツ現場でも TRT を manual muscle test のように使用することにより、荷重位での体幹筋機能評価が可能となり、このテストのスポーツ現場での妥当性を示唆する。

3.7 まとめ

- 1) TRT と既存の体幹筋機能評価方法との関係について検討した。
- 2) TRT は既存の体幹筋機能評価方法と違った観点で評価していた。
- 3) TRT の左右の優劣は、ブリッジ姿勢の左右の保持時間の長短に関係する一要因であることが示唆された。

第四章 Trunk Righting Test の筋電図学的解析

A vertical load applied towards the trunk unilaterally increases the bilateral abdominal muscle activities

(J. Phys. Ther. Sci, 2019, 31, 273–276.)

4.1 背景

第一章より、体幹の安定性は「他動サブシステム」と「自動サブシステム」、「神経コントロールサブシステム」の3つのシステムから得られ、いずれかのサブシステムの機能異常により、脊柱の不安定性が引き起こされる可能性がある。「自動サブシステム」では腰部周囲筋の筋機能が重要であり、ローカル筋により腰椎の安定性を高めながら、グローバル筋を中心に各方向への運動や制御が行われることが重要である。

過去の報告より、TRTのような姿勢（端座位での側方移動）の筋活動は、端座位時の筋活動と比較して、非移動側の腹背筋の筋活動が有意に増大し、移動側の腹背筋の筋活動は端座位での筋活動を維持することが報告^{41,43-45,53)}されている。TRTを考案する目的となった片脚支持中の筋活動に主眼をおくと、片脚支持（片脚立位）では、支持側の内腹斜筋の筋活動が増加し、両側の腹直筋と外腹斜筋の筋活動が持続することが報告⁵⁶⁾されている。また歩行時では、踵接地に一致して立脚側の内腹斜筋の筋活動が増加し、両側の腹直筋と外腹斜筋は持続して筋活動していることが報告⁵⁷⁾されている。つまり、TRTと片脚支持では異なった筋活動様式であることが考えられる。

しかし、TRTのような端座位から体重を側方移動させた姿勢に対して鉛直方向への負荷を支持する際の体幹における筋活動は明らかでない。

4.2 目的

本研究の目的はTRTの筋活動を検討した。

4.3 対象

対象は健常者7名とした。対象者の年齢（平均±標準偏差）は26.8±2.3歳、身長は171.7±4.5cm、体重は67.6±4.9kgであった。本研究は大阪産業大学倫理委員会の承認（2015-人倫-003）を得て実施した。

4.4 方法

測定項目は端座位と TRT とした。端座位の測定は可能な限り正中位保持をさせ、その際に表面筋電図にて大きな左右差が表れないように努めた。TRT は第二章(研究 1)の手順に沿って実施し³⁹⁾、測定時間は 5 秒間とした。

測定筋は腹横筋(以下、TrA)をワイヤー電極にて採取し、腹直筋(以下、RA)、内腹斜筋(以下、IO)、外腹斜筋(以下、EO)、多裂筋(以下、MF)を表面電極にて採取した。測定筋は両側ともに測定を実施した。表面電極の筋活動電位の採取にはマイオシステム 1200(Noraxon 社製)を用いて採取し、パーソナルコンピューター内のマイオリサーチ XP(Noraxon 社製)にて記録と分析を行った。ワイヤー電極による筋活動電位の採取は、記録された信号が入力箱(JB-210J, 日本光電社製)を介し、高感度増幅器(MEG-5200, 日本光電社製)に入り、AD 変換機(Power Lab, AD instrument 社)を経て、コンピューター内に取り込まれるようにした。波形の記録や分析は LabChart(AD instrument, Co., USA)を用いた。筋電採取におけるサンプリング周波数は両者とも 1000Hz とした。表面筋電図の電極には、直径 34 mm の Blue Sensor P,P-00-S(Ambu 社製)を用い、電極間距離を 2.5cm とした。表面電極の設置は、アルコール綿にて皮膚を拭いて処理し、先行研究⁵⁸⁻⁶⁰⁾に準じて電極を貼付した。ワイヤー筋電図の電極には 22G カテラン針とステンレス鋼線(A-M Systems 社製)を用いて電極間距離が 5 mm になるように作成された電極を使用した(図 4-1)。ワイヤー電極は、キシロカインを用いて鎮痛させてから、超音波を用いて測定筋を映写させて、ワイヤー電極を刺入し設置した(図 4-2)。

TRT の測定では実施側を移動側と非実施側を非移動側とした。得られた筋電波形は、50ms にて二乗平均平方根にて処理を実施し、処理された波形から波形が安定している 200ms の筋活動の平均振幅を算出した。測定値は徒手筋力検査法⁶¹⁾の normal の姿勢にて抵抗を加えて遠心性収縮を行い、その最大随意筋収縮時の値を 100% とし標準化した(以下、%MVC)。腹横筋の%MVC の測定には、端座位にてブレーシングを行った⁶²⁾。また端座位の測定値は両側の各筋の平均値とした。

検討方法は端座位と TRT の姿勢変化による筋活動の変化を検討した。総計解析には SPSS Version 20 を使用した。解析方法は二元配置分散分析の Friedman 検定を用いた。本研究は、要因 2×2 の二元配置分散分析のため多重比較は行わなかった。有意水準は 5% とした。

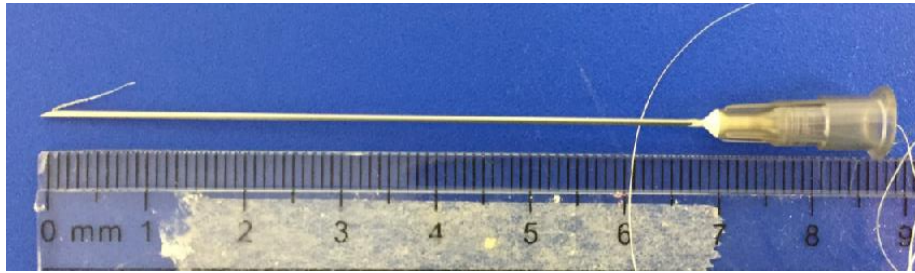


図 4-1 作成されたワイヤー電極

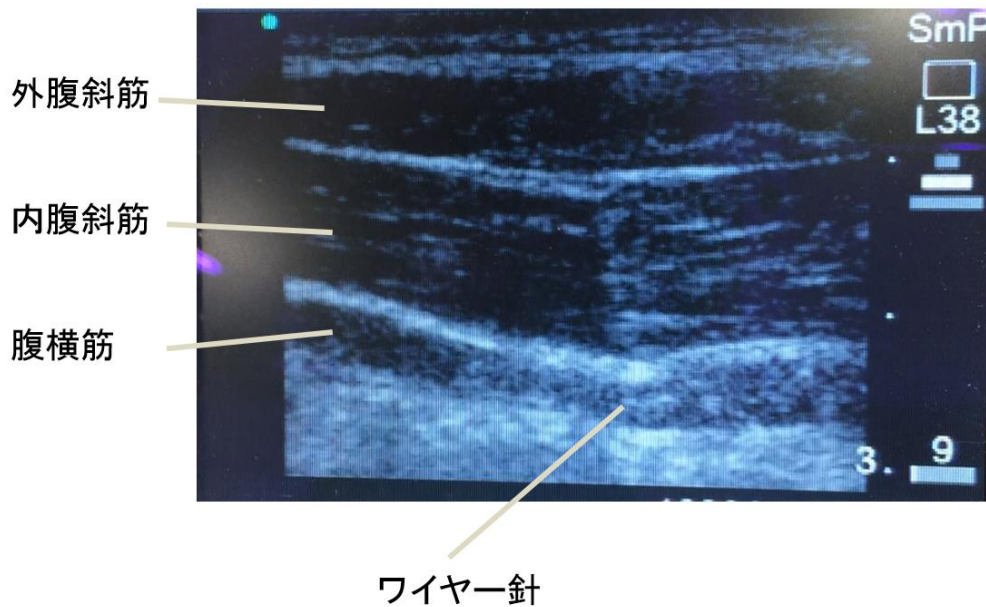


図 4-2 ワイヤー電極の設置時の超音波画像

4.5 結果

本研究の二元配置分散分析の結果を表 4-1 に示す。TRT 時は端座位と比較して両側の全ての筋にて有意に筋活動が増大した。また TRT 時の腹直筋、腹横筋、内腹斜筋、多裂筋は、移動側と比較して非移動側の方で有意に筋活動が増大した

(腹直筋：図 4-3、内腹斜筋：図 4-4、外腹斜筋：図 4-5、多裂筋：図 4-6、腹横筋：図 4-7)。

表 4-1 端座位と TRT の結果と分散分析の結果

測定項目	端座位		TRT		交互作用	主効果	
	側方	移動側	非移動側	移動側			非移動側
腹直筋		2.5	2.5	5.5	9.5	7.56**	48.19**
		(1.3)	(1.3)	(2.5)	(5.0)		
内腹斜筋		4.1	4.1	14.4	33.4	5.25*	22.87**
		(2.3)	(2.3)	(8.6)	(32.9)		
外腹斜筋		3.4	3.4	30.8	36.7	0.57	60.50**
		(2.2)	(2.2)	(19.6)	(24.0)		
多裂筋		9.8	9.8	19.6	45.3	34.53**	106.60**
		(6.8)	(6.8)	(8.1)	(12.3)		
腹横筋		16.4	16.4	31.3	66.2	4.14*	13.98**
		(13.1)	(13.1)	(24.7)	(56.7)		

上段；平均値 下段：標準偏差

* p<0.05 ** p<0.01

単位：%MVC (交互作用と主効果は F 値)

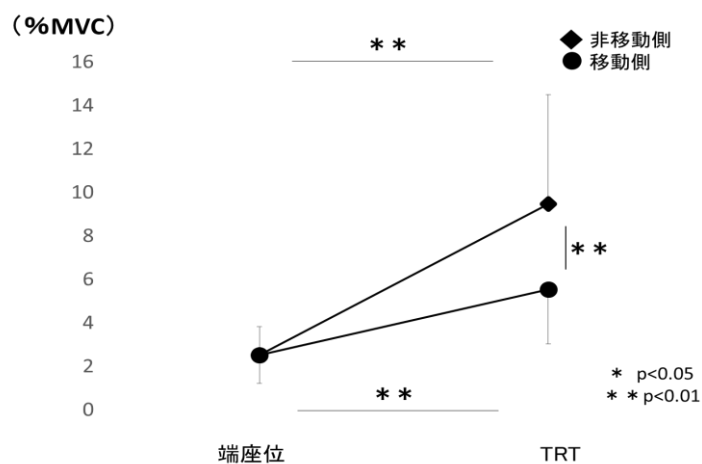


図 4-3 腹直筋の%MVC

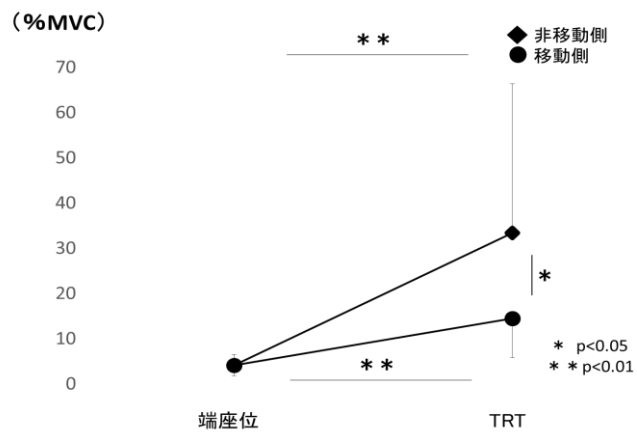


図 4-4 内腹斜筋の%MVC

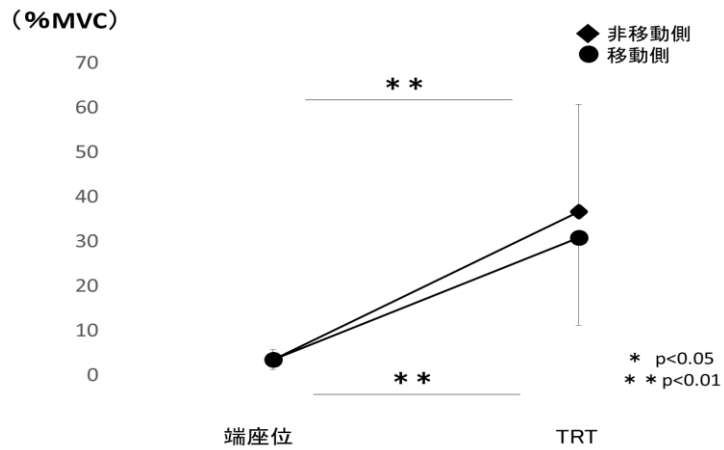


図 4-5 外腹斜筋の%MVC

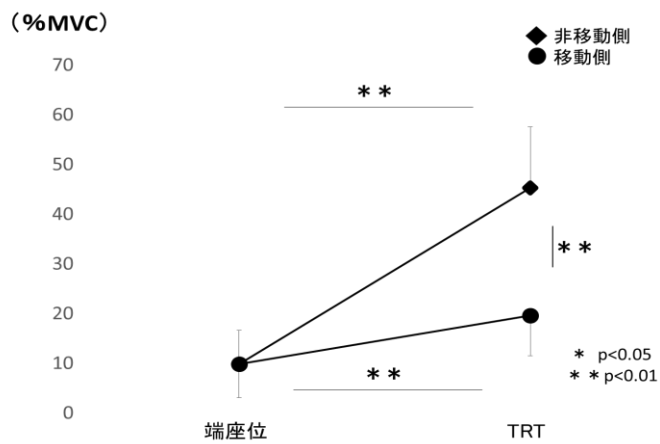


図 4-6 多裂筋の%MVC

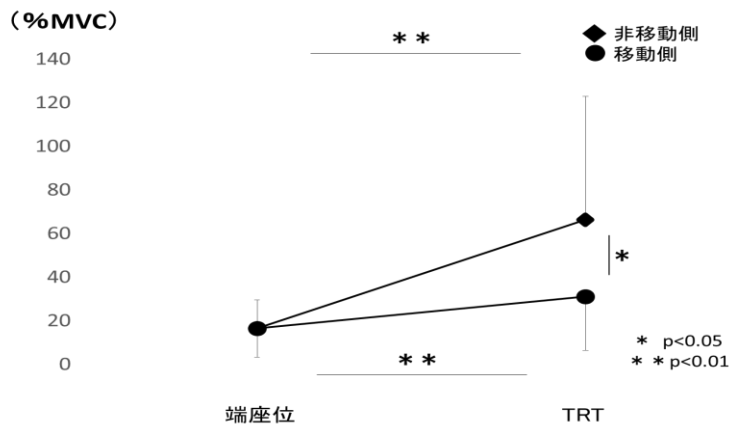


図 4-7 腹横筋の%MVC

4.6 考察

本研究は表面筋電図とワイヤー筋電図を用いて TRT の腰部周囲筋の筋活動について検討した。その結果、端座位と比較して TRT は両側の腹直筋、腹横筋、内腹斜筋、外腹斜筋、多裂筋の筋活動が有意に増大することが示唆された。

諸家の報告によると TRT のような姿勢（端座位での側方移動）は、端座位と比較して移動側の腹背筋の筋活動を維持しつつ、非移動側の腹背筋の筋活動が増大するとされている^{41,43-45,53}。本研究の結果は、諸家の報告に加えて、端座位での側方移動した姿勢に鉛直方向への負荷をかけた際は、非移動側のみでなく移動側の腹背筋の筋活動も増大することが示唆された。

内腹斜筋や多裂筋、腹横筋はローカル筋と呼ばれ²³、分節的な腰部の安定性を担っている。このような単関節筋は重力下の閉鎖性運動連鎖において体重支持筋として活性化することが報告されている²³。また腹直筋や外腹斜筋はグローバルマッスルと呼ばれ、運動方向をコントロールすることが報告されている²³。これらを踏まえて荷重時の体幹機能は、ローカル筋が共同的に働き腰椎の安定性を高めながら、グローバル筋を中心に各方向への運動や制御が行われていることが報告されている²³。

本研究の結果である端座位での側方移動した姿勢に対して鉛直方向への負荷をかけた場合は、重力下の抗重力位より負荷が増大する。そのため腰部は、さらなる姿勢の安定性と運動性のコントロールが必要となり、両側の腹背の筋活動を高めたことが考えられる。つまり、両側の内腹斜筋や多裂筋、腹横筋で胸郭と骨盤を安定させ、体幹の安定性に寄与しており、

外腹斜筋や腹直筋で鉛直方向へかかる負荷に対して、体幹が側屈や回旋が起きぬように固定性を高めているのではないかと推測される。

また外腹斜筋の筋活動以外の非移動側は、移動側に比して筋活動が有意に増加していた。これは過去の報告^{41,43-45,53)}に類似した結果であり、端座位での側方移動は体幹が非移動側の方向へ側屈位となり、非移動側の骨盤の挙上が必要となるため非移動側の腹背筋の筋活動が移動側より増大する結果となったことが考えられる。

本研究の限界は、症例数が少ないことが挙げられる。

以上より、TRT は非移動側のみでなく、移動側も加えて腰部周囲筋の筋活動の増大が重要である。

4.7 まとめ

- 1) 端座位と TRT の姿勢変化による筋活動の変化を検討した。
- 2) TRT は非移動側のみでなく、移動側の腰部周囲筋の筋活動も増大することが示唆された。
- 3) TRT の腹直筋、腹横筋、内腹斜筋、多裂筋は、移動側と比較して非移動側の方で有意に筋活動が増大することが示唆された。

第五章 端座位での片側支持における姿勢保持と Trunk Righting Test との関係
Relationship between Trunk Righting and One-sided Buttock Support in the Sitting
Position Determined by Body Sway Analysis

(理学療法科学, 2015, 30(2), 329–332.)

5.1 背景

過去の報告では各疾患での患側への端座位の立ち直り低下や重心移動能力の低下を示唆しており^{30, 31)}、下肢荷重動作は端座位での骨盤部への荷重が重要な一要素であると考えられる。つまり、体幹での荷重は身体動作に影響を及ぼし、体幹での荷重支持機能の向上が身体動作の向上へ繋がる一要因であることが考えられる。

第一章より、体幹の安定性は「他動サブシステム」と「自動サブシステム」、「神経コントロールサブシステム」の3つのシステムから得られ、いずれかのサブシステムの機能異常により、脊柱の不安定性が引き起こされる可能性がある。そのため筋力が強いのみではなく、神経コントロールである体幹のバランス機能も評価することが重要である。

5.2 目的

本研究は下肢の機能低下が認められると考えられる変形性関節症患者を対象に、体幹の荷重支持機能を定量化した TRT と姿勢制御との関連を重心動揺の観点から検討した。

5.3 対象

対象は神経系疾患を有していないTKA前の膝OA患者21例、人工股関節全置換術前の変形性股関節症患者8例の29例（性別：男7例・女22例、年齢：74.6±6.8歳、身長：153.6±8.5cm、体重：59.2±11.1kg）とした。本研究は神戸海星病院内にある倫理委員会に口頭で研究の内容を伝え、承諾を得た。またヘルシンキ宣言及び、個人情報保護法の趣旨に則り、被験者に研究の趣旨や内容、データの取り扱い方法について十分に説明し、研究への参加の同意を得た。

5.4 方法

TRT は第二章（研究 1）の手順に沿って実施³⁹⁾し、測定時間は 5 秒間とした。一側につき 3 回行い、両側実施した。測定値は 3 回の平均値を体重比（N/kg）に換算した。

重心動揺の計測には Win Pod（Medicaptureurs 社製重心動揺計）を用い、サンプリング周波数を 20 Hz とした。測定肢位は足部が接地しないように端座位をとらせ、開眼にて側方リーチを行った。その際、センサー部が撓らないようにセンサー部の下へ木製のボードを敷いた。側方リーチはグラフィックモニター上に坐骨のみの一点支持となっていることを確認し、両肩関節は床面と水平になるように指示した。坐骨支持の位置は側方リーチを大きく行い、グラフィックモニター上に大転子を写し、そこからゆっくり元の肢位へ戻るように誘導し、できる限り外側での坐骨支持になるように設定した（図 5-1）。測定は、この姿勢を 10 秒間保持させて重心動揺を計測した。測定回数は左右 2 回実施した。検査項目は、総軌跡長、外周面積、単位面積軌跡長、左右と前後方向の平均移動速度の絶対値として 2 回の平均値を測定値とした。

検討は TRT の測定値と重心動揺の各検査項目との関係を Spearman の順位相関係数にて検討した。また、各個人の左右の TRT の測定値が小さい側方（以下、劣位側）と大きい側方（以下、優位側）と群分けし、Wilcoxon の符号付き順位検定にて重心動揺の各検査項目を比較検討した。統計解析には SPSS Version21 を使用し、有意水準は 5%とした。

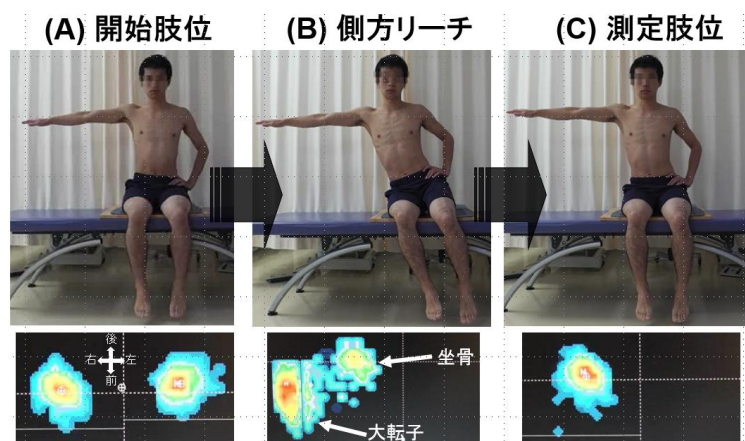


図 5-1 重心動揺計測の測定肢位と坐骨支持の位置設定

測定肢位は側方リーチを大きく行い、グラフィックモニター上で大転子を写した(B)。そこからゆっくり元の肢位へ戻るように誘導し、出来る限り外側での坐骨支持で統一した。グラフィックモニター上で坐骨が一点支持となっていること確認し(C)、両肩関節は水平になるように指示した。

5.5 結果

重心動揺の各検査項目と TRT の結果を表 5-1 に示す。重心動揺の各検査項目と TRT の測定値には有意な関係が認められなかった (表 5-2)。術側と非術側の左右の分布は、優位側が術側であるのは 14 名、非術側であるのは 15 名であった。劣位側と優位側の群間比較では劣位側の外周面積が $4.7 \pm 7.0 \text{ cm}^2$ 、優位側が $2.6 \pm 2.4 \text{ cm}^2$ であり、有意な差が認められた ($p < 0.05$)。また、単位面積軌跡長は劣位側が $39.3 \pm 57.5 \text{ cm}^{-1}$ 、優位側が $55.5 \pm 65.2 \text{ cm}^{-1}$ あり、有意な差が認められた ($p < 0.05$)。その他の比較では有意な差が認められなかった (表 5-3)。

表 5-1 重心動揺の各検査項目と TRT の結果

総軌跡長	(mm)	76.7 ± 44.3
外周面積	(mm ²)	3.7 ± 5.3
単位面積軌跡長	(mm ⁻¹)	47.4 ± 61.5
平均速度の絶対値	左右方向	(mm/s) 3.3 ± 1.1
	前後方向	3.9 ± 1.9
Trunk Righting Test	(N/kg)	1.8 ± 0.6

表 5-2 Trunk Righting Test と重心動揺検査の各項目の相関係数

	総軌跡長	外周面積	単位面積軌跡長	平均速度	
				左右方向	前後方向
Trunk Righting Test	-0.01 (p=0.93)	-0.04 (p=0.78)	0.05 (p=0.69)	0.14 (p=0.31)	-0.02 (p=0.89)

表 5-3 Trunk Righting Test の劣位側と優位側における各項目の平均値

		単位	劣位側		優位側		
総軌跡長		(mm)	78.8	± 52.1	74.5	± 35.7	n.s.
外周面積		(mm ²)	4.7	± 7.0	2.6	± 2.4	*
単位面積軌跡長		(mm ⁻¹)	39.3	± 57.5	55.5	± 65.2	*
平均速度の絶対値	左右方向	(mm/s)	3.3	± 1.1	3.2	± 1.1	n.s.
	前後方向		3.9	± 1.9	3.9	± 1.9	n.s.
Trunk Righting Test		(N/kg)	1.6	± 0.5	2.0	± 0.7	*

* p<0.05

5.6 考察

本研究は TRT の測定値と体幹の姿勢保持能力の中でも姿勢制御との関連を確認するため、重心動揺の各検査項目の結果と比較検討を行った。その結果、個人の優位側は劣位側と比較すると、外周面積が小さく、単位面積軌跡長が大きくなっていた。

外周面積は重心動揺の大きさを示すとされている⁵¹⁾。また、単位面積軌跡長は姿勢制御の微細さを示すパラメータであり、主に脊髓レベルの固有反射による微細な姿勢制御を示すパラメータとされている⁵²⁾。今回の結果、TRT の優位側は劣位側と比較し、小さな重心移動範囲で姿勢を保持しており、かつ脊髓レベルの固有反射による微細な姿勢制御の能力が高い可能性が考えられた。このことから今回のような変形性関節症を有する者に関して、個人内での TRT の測定値の優劣は、体幹のバランス能力の優劣を決める一要因であることが考えられた。

一方、TRT の測定値と重心動揺検査の各項目の間には、有意な相関は認められなかった。今回の結果からは TRT における座面を押す力が、体幹の姿勢保持能力の重心動揺を表す指標になるかは不明である。有意な関係を示さなかった理由としては、TRT の測定方法の問題が挙げられる。TRT の測定は、センサーパッドの設置角度の変化により、測定値に影響を及ぼす。被験者のセンサーパッドの設置部は、被験者の個体差もあり、必ずしも一定でないことが十分に予想される。そのため、TRT の測定側は個々の体幹筋力を十分に反映でき

ていない可能性があり、個人間の測定値にばらつきが大きかったことが考えられる。一方、個人内の左右のセンサーパッドの設置角度の変化は、測定値に影響を与えるほどではなく、左右差は反映できていたことが考えられる。また重心動揺検査は、年齢や対象により、ばらつきの大きい検査でもあるため、今後は対象疾患や年齢の選択が必要であると考えられる。TRT の片側の骨盤部での支持面を押す力は、内力として座面に働き、その反作用として座面から加わる反力が外力として働き、体幹の抗重力活動を支持する力源となることが考えられる。この時に体幹には、視覚や前庭感覚、体性感覚などによる姿勢制御や左右非対称の筋活動による体幹の協調された固定性が要求されることが考えられる。立位などの荷重時において、体幹機能である内力として殿部（骨盤部）で座面を押すような力は下肢へ伝達され、足底面で床を押す下肢の筋力と加重し、足底面に対して床からの反作用（外力）として床反力が作用し、立位などの抗重力活動の力源になると考えられる。つまり、TRT で示す体幹機能は、下肢を含めた抗重力活動時の力学的基盤となると考えられる。そのため身体動作の向上は、体幹での荷重能力が一要因であることが考えられ、その TRT の向上は、体幹のバランス能力が重要である可能性が示唆された。また、TRT の測定側の優劣は、個人内での体幹のバランス能力の優劣を決める一要因であることが考えられた。

5.7 まとめ

- 1) TRT と姿勢制御との関連を重心動揺の観点から検討した。
- 2) 個人の TRT の優位側は劣位側と比較すると、外周面積が小さく、単位面積軌跡長が大きかった。
- 3) TRT の測定側の優劣は、個人内での体幹のバランス能力の優劣を決める一要因であることが考えられた。

第六章 変形性膝関節症患者における Trunk Righting Test と身体機能との関係

Relationship between trunk function evaluated using the trunk righting test and physical function in patients with knee osteoarthritis

(J. Phys. Ther. Sci, 2017, 29, 996–1000.)

6.1 背景

膝 OA は、膝関節内に異常な圧縮・回旋ストレスが作用した結果、膝関節が有する機能解剖や運動が破綻し、関節内に炎症や変形などを起こす疾患であり、運動連鎖機能不全の一病態に至ったものであると報告されている⁶³⁾。その発生頻度は極めて高く、有病者数は 2,530 万人に及ぶと推定されており、年々増加傾向を辿っている³⁴⁾。膝 OA は内反変形を代表とする膝関節のアライメントに問題を起こし⁶⁴⁾、関節の不安定性を増大させ⁶⁵⁾、日常生活動作にも影響を与える。

歩行中の膝関節は単独で動くことはなく、体幹や他の関節と連動しており^{66, 67)}、膝関節の変形は体幹や下肢の機能にも大きく影響を与える⁶⁸⁾。Wallace らによると膝 OA は運動学的連鎖の重要性を報告しており⁶⁹⁾、膝 OA 患者の身体機能を改善するためには、股関節や足関節、体幹を含む包括的な理学療法が必要であると考えられている。その中で、体幹の安定性は日常生活の活動の遂行に不可欠であることが報告されている⁷⁰⁾。Hicks らによると体幹の筋力低下は、高齢者の能力の低下と関係することが報告されており⁷¹⁾、また高齢者の転倒は体幹の筋力やバランス能力、機能的パフォーマンスと関係していることが報告されている⁷²⁾。そのため、膝 OA において本論文で考案した TRT と運動機能は関係を有し、TRT は膝 OA の体幹機能をよりよく評価できると仮定した。

6.2 目的

本研究の目的は、膝 OA 患者における TRT を使用した体幹機能評価と身体機能との関係について検討した。

6.3 対象者

対象は神経系疾患を有していない TKA 前の膝 OA 50 例（性別：男性 12 名・女性 38 例、平均年齢：73.4±9.4 歳、身長：153.8±8.9cm、体重：60.0±12.9kg、BMI：25.2±3.9）とし

た。Kellgren-Lawrence 分類は術側が grade II: 2 名、grade III: 23 名、grade IV: 25 名で、非術側が grade I: 2 名、grade II: 9 名、grade III: 25 名、grade IV: 14 名であった。

6.4 方法

測定項目は TRT³⁹⁾、最大膝関節伸展筋力（以下、膝伸展筋力）⁷³⁾、片脚立位時間、台ステップテスト（以下、ST）⁷⁴⁾、TUG²⁾の最大速歩、5 回の最大速度時間を測定する椅子立ち座りテスト（以下、5STS）⁷⁵⁾、30 秒の立ち座りの回数を測定する椅子立ち座りテスト（以下、CS-30）⁷⁶⁾とした。

TRT は第二章（研究 1）の手順に沿って実施³⁹⁾し、測定時間は 5 秒間とした。一側につき 3 回行い、両側実施した。測定値は 3 回の平均値を体重比（N/kg）に換算した。

膝伸展筋力は Koblbauer らの方法⁷³⁾に従い、端座位から膝関節屈曲 90°位での最大等尺性収縮を HHD にて測定した。測定は 3 回実施し、その平均値を測定値とし体重比（N/kg）に換算した。

片脚立位の時間は最大 180 秒を目標に保持させた時間（秒）を測定し、3 回の平均値を測定値とした。測定姿勢は支持側下肢が伸展位、非支持側下肢が股関節中間位・膝関節軽度屈曲位とし、さらに姿勢鏡の前で両肩峰が地面と平行になるように指示を与えた。

ST は Hill らが提唱した方法⁷⁴⁾を一部改変し、静止立位をとった対象者の足部から前方に設置した 20cm 台の上に、最大努力で一側下肢をステップさせた回数を測定した。測定時間は 10 秒間とし 2 回実施し、その平均値を測定値とした。

TUG は、Podsiadlo の原法¹⁹⁾に基づき、椅子座位を開始肢位とし、任意のタイミングで立ち上がり 3m 前方のコーンで回転して開始肢位に戻るまでの所要時間を計測した。本研究では、測定時の心理状態や教示の解釈の違いによる結果の変動を最小限にするように最大努力を課す変法を用いた。測定回数は 3 回実施し、その平均値を測定値とした。

5STS は⁷⁵⁾、自然安静座位を開始肢位とし、最大努力で 40cm の台から 5 回の立ち座り動作を繰り返す課題を行った。立ち上がり時には、股関節、膝関節を完全伸展位となる立位をとるように指示した。測定は、号令のタイミングで立ち座り動作を開始し、5 回の立ち座り動作を終了し、着座した時点までの所要時間をストップウォッチにて測定した。測定回数は 2 回実施し、その平均値を測定値とした。

CS-30 は 5 STS の方法に準じ立ち座り動作を行わせ、30 秒間できるだけ多く繰り返させ

た回数を測定した⁷⁶⁾。測定回数は2回実施し、その平均値を測定値とした。

検討方法は対象者50例の両側の100膝に対してTRTと同側の膝伸展筋力との間・同側が支持脚となる片脚立位時間との間・同側が支持脚となるSTとの関連をSpearmanの順位相関係数にて検討した。更にTRTを従属変数とし、その他の項目を独立変数としたステップワイズ重回帰分析を実施した。またTRT術側・TRT非術側とTUG・5STS・CS-30との関連をSpearmanの順位相関係数にて検討した。さらにそれぞれのTRTを従属変数とし、TUG・5STS・CS-30を独立変数としたステップワイズ重回帰分析を実施した。

統計解析にはSPSS Version 21を使用し有意水準は5%とした。なお、統計学的処理を実施する前にG*power 3.1.9 programを用いて検定力の評価を実施した。設定基準はpower analysisを0.80、effect sizeを0.50として、total sample sizeは26例であることを確認した。

6.5 結果

TRTと各測定値との単相関分析の結果、同側の膝伸展筋力($r=0.51$)、同側が支持脚となる片脚立位時間($r=0.26$)、同側が支持脚となるST($r=0.46$)で有意な相関が認められた(表6-1)。TRTを従属変数とした時、膝伸展筋力、同側が支持脚となるSTの2項目が有意な独立変数として選ばれた(表6-2)。またTRT術側はTUG($r=-0.54$)、5STS($r=-0.39$)、TRT非術側はTUG($r=-0.48$)で有意な相関が認められた(表6-1)。TRT術側を従属変数とした時、TUGの1項目が有意な独立変数として選ばれた。TRT非術側を従属変数とした時、TUGの1項目が有意な独立変数として選ばれた(表6-3)。

表 6-1 TRT と各測定項目との相関係数

	膝伸展筋力	片脚立位時間	ST	TUG	5 STS	CS-30
TRT	0.51 (p < 0.01)	0.26 (p < 0.01)	0.46 (p < 0.01)	/	/	/
TRT 術側	/	/	/	-0.54 (p < 0.01)	-0.39 (p < 0.01)	0.28 (p = 0.057)
TRT 非術側	/	/	/	-0.48 (p < 0.01)	-0.36 (p < 0.05)	0.32 (p < 0.05)

表 6-2 TRT を従属変数とした時のステップワイズの結果

変数	標準偏回帰係数	p 値	VIF
膝伸展筋力	0.33	0.003	1.441
ST	0.26	0.016	1.441

(R: 0.53, R²: 0.28)

R=multiple-correlation coefficient

R²=shared variance

VIF: variance inflation factor

表 6-3 術側と非術側の TRT を従属変数とした時のステップワイズの結果

	変数	標準偏回帰係数	R ²	p 値	VIF
TRT 術側	TUG	-0.59	0.35	0.000	1.000
TRT 非術側	TUG	-0.51	0.27	0.000	1.000

R²=shared variance

VIF: variance inflation facto

6.6 考察

本研究により膝 OA の TRT は下肢の運動機能の代表値として用いられる膝伸展筋力と、静的バランステストである片脚立位、動的バランステストである ST と関係することが明らかとなった。中でも特に膝伸展筋力と ST に有意な関係が示された。過去の報告でも膝関節前十字靭帯損傷の術後や足関節疾患において、端坐位での患側への立ち直り動作の低下や重心移動能力の低下についての報告がある^{30,31)}。また、健常成人における下肢荷重力と下肢筋力および座位保持能力との関連について、下肢荷重力測定時の下肢応力の発生には、下肢機能よりむしろ、体幹機能が関与することが示唆されるとの報告がある^{77,78)}。このことから下肢荷重動作は体幹における荷重が重要な一要素であり、下肢での筋力発揮や片脚支持でのバランス保持は、基盤である体幹機能が重要であると考えられる。TRT の姿勢にて殿部が座面を押す力は、立位などの抗重力活動の際に下肢へ伝達され、足底面で床を押す力と加重し、下肢ならびに体幹の抗重力活動の力源になることが推察される。しかし、今回はこれらを示すデータの測定を施行しておらず、今後の研究にて追加検討する必要がある。以上より、TRT で示す体幹機能は、下肢筋力発揮の基盤となる体幹機能として膝伸展筋力との関連が示され、さらに側方へ体重移動を伴うことにより、不安定な姿勢を保持するために体幹の安定性が要求され、この安定性は立位時の動的バランステストにおける安定した抗重力活動が必要な姿勢保持の機能と関連を示すに至ったと考えられる。

また、立ち座りや歩行、方向転換などを含めた TUG は下肢の抗重力活動と左右下肢へのスムーズな体重移動の繰り返しにより構成されることが考えられる。この TUG と両側の TRT とに相関が認められたことは、先に述べたような下肢荷重時の体幹での（荷重）支持能力や安定性が関連していると考えられた。さらに 5STS は歩行能力や老研式活動指数との関連が報告されており⁷⁹⁾、術側の TRT と 5STS に相関が認められたことから、膝 OA では患側の体幹機能を客観的に評価することが身体活動能力を示す一所見になることが示唆された。

最後に本研究の限界として、対象者に両側の膝 OA が混在しており、必ず片側のみが患側とは限らないことと、TRT が高まれば、身体機能が向上するかどうかなど縦断的研究によって検証することが重要であると考えられる。

6.7 まとめ

- 1) 膝 OA 患者における TRT を使用した体幹機能評価と身体機能との関係について検討した。
- 2) 膝 OA の TRT は特に膝伸展筋力と ST、TUG に有意な関係が示された。

第七章 人工膝関節全置換術後患者の身体機能と術前の体幹機能の関係性

Relationships between the Physical and Trunk Functions of Pre- and Post-operative

Total Knee Arthroplasty

(理学療法科学, 2015, 30(3), 389–394.)

7.1 背景

変形性膝関節症の代表的な観血的治療として TKA がある。TKA は疼痛除去において良好な成績が報告されている⁸⁰⁾が、様々な症状が残存していることも経験する。例えば、吉田ら⁸¹⁾は TKA 後の膝関節の疼痛は消失しているものの、術前での習慣性動作が影響を及ぼし、防御性の筋収縮が残存していると報告している。また中西ら⁸²⁾は、TKA 前の疼痛の経験や記憶などの心理的要因が運動イメージを歪め、TKA 後の疼痛を発生させていると述べている。これらの報告からも TKA 後にも、疼痛が残存している症例や、疼痛は消失しているが動作の改善においては課題を残している症例が存在していることが考えられる。さらに TKA 後は、急な術側膝関節のアライメントの変化を伴うため、下肢筋活動の低下や協調性の低下、また術前からの動作の習慣化が残存していることが考えられる。田中ら⁸³⁾は正常歩行において、全ての関節運動の調和した動作により、身体の円滑な前方移動がもたらされると述べており、そのため TKA 後は膝関節のみでなく、身体動作能力の向上につながる体幹および下肢の運動連鎖を考慮することが重要であると考えられる。

動作遂行を考える上で下肢のみでなく、多部位の機能が影響していることは、近年多数の報告がある。市橋ら⁸⁴⁾は下肢筋のみならず体幹筋の筋力低下も高齢者の座位保持能力や立位・歩行能力などの日常生活動作能力の低下をもたらす大きな要因であるとし、体幹機能の重要性を報告している。

第六章にて膝 OA を対象とした TRT の報告では、片側の TRT が同側の膝関節伸展筋力や同側を支持脚とした片脚での動的バランス、TUG との相関が認められている⁸⁵⁾。

7.2 目的

本研究は、TKA 前の膝 OA に対し TRT を用いて体幹機能評価を実施し、体幹機能と TKA 後の身体機能との関係について検討した。

7.3 対象

対象は、某病院に入院し、TKA を施行された患者 30 例(男性 14 名、女性 16 名) とした。年齢は 72.5 ± 9.8 歳、身長は 153.9 ± 9.6 cm、体重は 58.2 ± 11.2 kg であった。Kellgren-Lawrence 分類は術側が grade II: 1 名、grade III: 11 名、grade IV: 18 名で、非術側が grade I: 1 名、grade II: 3 名、grade III: 17 名、grade IV: 9 名であった。除外基準は、運動麻痺、感覚障害、高次脳機能障害を有する者、測定中に疼痛を訴えた者、測定に参加できないリスクを伴うと判断した者(骨折や転倒など)、医師より運動に対する制限がある者、認知機能の低下を認める者、研究に対する同意が得られない者、クリティカルパスから逸脱した者とした。対象者のクリティカルパスは術後翌日より離床、立位訓練を開始し、術後 3 日後より歩行器歩行練習開始、術後 1 週より T-cane 歩行練習開始であり、対象者の状態に合わせて体幹や下肢を中心に運動療法を施行した。実際の対象者の歩行器歩行獲得日数は 4.9 ± 1.7 日、T-cane 歩行獲得日数は 12.1 ± 3.4 日、在院日数は 31.7 ± 8.5 日であった。

7.4 方法

測定項目は術前と退院時の TRT と膝伸展筋力、片脚立位時間、ST、TUG、5 STS、CS-30 とした。

各測定項目の方法は第六章(研究 5)に記載しているため割愛する。

各項目の測定は手術を受ける 2 日前以内の術前と、術後は退院時に実施した。以下、術前の測定項目には pre、術後は post と略語を付記して記載する。

比較検討は、各測定項目の術前と術後を対応のある t 検定にて群間比較をした。また、左右側が存在する項目については術側と非術側を対応のある t 検定にて群間比較をした。TRT とその他の評価項目の関係を確認するため、pre 術側と非術側の TRT と post の膝伸展筋力、片脚立位時間、ST、TUG、5STS、CS-30 との関係を検討した。関係の検討は Spearman の順位相関係数を用いた。さらに pre TRT を従属変数とし、その他の post の測定項目を独立変数としたステップワイズ重回帰分析を実施した。解析には SPSS ver.20 を使用し、有意水準は 5%とした。

本研究は神戸海星病院倫理委員会に研究の内容を伝え、委員会指導のもと研究を遂行することの承諾を得た。また、ヘルシンキ宣言及び個人情報保護法の趣旨に則り、被験者に研究の趣旨や内容、データの取り扱い方法について十分に説明し、研究への参加の同意を得た。

7.5 結果

各測定結果における測定値と、術前と術後の数値の比較結果を表 7-1 に示す。

pre 術側の TRT は post TUG($r = -0.38$, $p < 0.05$)との間にのみ有意な負の相関が認められた (表 7-2)。また pre 術側の TRT を従属変数とした時、TUG の 1 項目が有意な独立変数として選ばれた (表 7-3)。

表 7-1 各測定結果における平均値

	単位	術前 (pre)	術後 (post)	p 値
TRT 術側	(N/kg)	1.7 ± 0.6	1.8 ± 0.6	
TRT 非術側	(N/kg)	1.8 ± 0.7	2.0 ± 0.6	*
膝伸展筋力 術側	(N/kg)	3.3 ± 1.2	2.1 ± 0.7	**
膝伸展筋力 非術側	(N/kg)	3.6 ± 1.2	3.2 ± 1.1	**
片脚立位時間 術側	(sec.)	13.9 ± 19.4	25.9 ± 39.0	*
片脚立位時間 非術側	(sec.)	18.3 ± 26.1	32.7 ± 44.9	*
ST 術側	(回)	10.3 ± 1.8	10.6 ± 2.8	*]
ST 非術側	(回)	10.7 ± 2.0	11.1 ± 1.9	
TUG	(sec.)	8.5 ± 2.2	9.0 ± 2.4	
5 STS	(sec.)	8.5 ± 2.2	8.7 ± 2.4	
CS-30	(回)	18.0 ± 4.3	16.8 ± 4.3	

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

表 7-2 pre TRT と post 各測定項目との相関係数

	膝伸展筋		片脚立位		ST		5STS	CS-30	TUG
	術側	非術側	術側	非術側	術側	非術側			
TRT 術側	0.22	0.11	0.01	0.02	0.22	0.24	0.01	0.06	-0.38 (p=0.037)
TRT 非術側	0.13	0.21	-0.09	-0.23	0.14	0.19	-0.08	0.1	-0.25

表 7-3 pre TRT を従属変数とするステップワイズ重回帰分析

	R	R ²	自由度二重調整済 R ²	変数	標準偏回帰係数	VIF
TRT	0.66	0.4	0.41	TUG	-0.66	1

独立変数： post の測定項目

7.6 考察

本研究は TKA 前の体幹の荷重支持機能と TKA 後の身体動作との関係を検討した。その結果、pre 術側の TRT は post TUG と軽度の相関が認められた。さらに術側の TRT を従属変数とした重回帰分析の結果、有意な偏相関を示したのは TUG の 1 項目であった。これらの結果より、術側の体幹の荷重支持機能が pre TUG に関係していることが考えられた。

本研究の対象者の特徴として膝関節伸展筋力は、pre 術側 3.3±1.2 N/kg、post 術側 2.1±0.7 N/kg、pre 非術側 3.6±1.2 N/kg、post 非術側 3.2±1.1 N/kg であり、両膝関節伸展筋力は術前と比較し術後の退院時期の回復が不十分であった。これまでに人工膝関節全置換術後の術側の膝関節伸展筋力の推移を示した報告では、術前と比較し術後 3～5 週では筋力低下が認められている^{86,87)}。本研究においても、術後約 4 週で術前値に回復していない患者が多くみられ、同様の結果を示していた。非術側では、術後入院中の活動性の低下による廃用性の筋力低下を示した報告や⁸⁸⁾、術前の筋力と術後約 4 週での筋力は有意に増大したとの報告がある⁸⁷⁾。また片脚立位時間では、先行研究⁸⁹⁾にて術前から術後 1 か月では有

意な改善が認められず、術後3か月での有意な改善が報告されているが、本研究では術後1か月で有意な改善が認められた。これらから本研究の対象者は、術後が術前に比して、膝関節伸展筋力は低く、片脚立位時間は長くなっている特徴が認められた。

本研究で用いた TRT と類似した姿勢である立ち直り動作の報告でも、膝関節前十字靭帯損傷の術後や足関節疾患において、端坐位での患側への立ち直り動作の低下や重心移動能力の低下についての報告がある^{30,31)}。また、健常成人における下肢荷重力と下肢筋力および座位保持能力との関係について、下肢荷重力測定時の下肢応力の発生には、下肢機能よりむしろ、体幹機能が関与することが示唆されるとの報告がある^{77,78)}。よって、下肢荷重動作は体幹における荷重支持機能が重要な一要素であり、下肢での筋力発揮や片脚支持でのバランス保持は、下肢機能の基盤である体幹機能が重要であると考えられる。今回のような座位での荷重時の体幹支持能力は、殿部で座面を押す力が内力として座面に働きかけ、その反作用として座面から加わる反力が外力として働き、体幹の抗重力活動を支持する力源となることが考えられる。立位などの荷重時において、体幹機能である内力として殿部(骨盤部)で座面を押すような力は下肢へ伝達され、足底面で床を押す下肢の筋力と加重し、足底面に対して床からの反作用(外力)として床反力が作用し、立位などの抗重力活動の力源になると考えられる。その際、体幹には、視覚や前庭感覚、体性感覚などによる姿勢制御や左右非対称の筋活動による体幹の協調された固定性が要求されることが考えられる。動作時の抗重力活動が必要な場面において、より不安定になりやすい姿勢を保持するためと、身体各部の固定性が適切に力を伝達する上でも必要な要素であるために、体幹には固定性が要求されることが考えられ、抗重力活動が必要な動作と TRT が関係したと考えられる。

本研究の対象者の pre 術側下肢は、非術側下肢より片脚支持での動的バランスが有意に低下し、また片脚立位時間が短縮傾向を示しており、下肢機能の低下が考えられた。6m の歩行能力に加え、立ち上がりや方向転換を含んだ動作である TUG は、下肢機能が低下している術側下肢の働きにも大切な役割が要求される。さらに、機能低下がある下肢は、体幹の荷重支持機能が重要な因子となるため、結果、術側の体幹の荷重支持機能と TUG が関係したことが考えられる。

また本研究の対象者においては、TRT を従属変数としたステップワイズの重回帰分析の結果から pre TRT で post TUG の 40.8% が説明できることが示された。今回の測定項目の中では、術前の TRT が post TUG を決める一要因となることが示唆された。

これらの結果は、下肢の運動器疾患での体幹機能の重要性を示唆する結果であると考えられ、体幹機能の中でも、体幹の筋力や可動域などの単一な評価ではなく、抗重力動作に直接的に関与する姿勢での体幹機能評価の重要性が考えられる。これらから臨床応用として、リーチ動作や立ち直り動作の評価のみに留まらず、検査者がリーチ動作や立ち直り動作から一側の肩を押し下げる抵抗を与え、体幹の荷重支持機能を評価することが重要であると考えられる。

本研究はTKA前後の体幹機能の重要性を定量的評価の中から考察できたことが成果であるが、研究の限界として、対象者の年齢に幅があり、加齢による身体機能のばらつきなども考慮する必要性が考えられる。また、TRTの向上により身体機能が向上するか否か、体幹の荷重支持機能と下肢機能の運動学、運動力学的観点からの考察も必要であることが今後の課題と考えられる。

7.7 まとめ

- 1) TKA前の体幹の荷重支持機能とTKA後の身体動作との関係を検討した。
- 2) 術前のTRTがpost TUGと関係していることが示唆された。

第八章 人工膝関節全置換術後早期の Timed up and go test の改善に関する因子

(理学療法科学, 2019, 印刷中)

8.1 背景

TKA の主な目的は、疼痛や膝関節機能を改善し、身体能力の向上を目指すことであり⁹⁰⁾、その向上には、TKA 前の身体機能が高いレベルにあること⁹¹⁾や TKA により低下した身体機能を早期に回復させること⁹²⁾が重要であると報告されている。そのため、TKA 後は早期に身体機能の回復に努めることが肝要である。

また TKA 後は、TKA 前のアライメント異常の中での習慣性動作や運動パターン異常などの影響により、TKA で膝関節のアライメントが正常化されても、その運動パターンが残存すると報告されている^{81,82)}。これはアライメントの是正により、膝関節そのものの機能が改善されていない点や他の身体部位の機能が改善されていないなどが推察される。そのため TKA 後の身体能力の早期回復には、膝関節機能のみならず、運動連鎖により破綻している足関節や体幹などの評価や治療も重要である。

第六章と第七章において、膝 OA の TRT や TKA 前の TRT は TUG と有意な相関が認められることを報告した^{85,93)}。TUG は移乗動作や歩行、階段昇降、屋外活動などの ADL 能力と関係しており²⁾、これらの結果は、TKA 後早期に TRT の結果が向上することにより、TUG がより早期に回復する可能性がある。一方、TUG には膝伸展筋の筋力⁹⁴⁾や疼痛、バランス能力²⁾などの因子が関係していると報告されており、テストの内容でも立ち座りや歩行、方向転換など複数の要素が含まれている。これらのことから、TKA 後の TUG の回復は、どの機能や能力が回復すると、より早期に回復されるのか不明な点が多い。このことを理解することは、TKA 後早期に多数存在する機能障害に対し、必要な理学療法の順位づけが可能となり、より早期に身体能力の指標である TUG の回復につながることが予想される。

8.2 目的

そこで本研究は、TKA 後早期の TUG の回復に及ぼす因子を検討した。

8.3 対象

対象は内側型変形性膝関節症で片側の TKA を施行された 77 例とした。対象者の内訳は、女性 57 名、男性 20 名、年齢（平均±標準偏差）73.5±8.2 歳、身長 152.3±17.6 cm、体重 59.6±9.6 kg、BMI 25.0±3.2 であった。対象の除外基準は、疼痛や補正できないアライメント異常などにより測定項目が測定できなかった者、測定項目に歩行車や歩行器を必要とするなど介助が必要な者、両側同時に TKA を施行された者、神経学的や精神的疾患を有した者とした。なお、本研究はヘルシンキ宣言および、個人情報保護法の趣旨に則り、被験者に研究の趣旨や内容、データの取り扱い方法について十分に説明し、研究への参加の同意書に署名を得た。

8.4 方法

測定項目は TRT、膝伸展筋力、ST、5STS、TUG とし、全ての測定は TKA が施行される 1～2 日前に実施し、再測定を TKA 後 4 週に実施した。

各測定項目の方法は第六章（研究 5）に記載しているため割愛する。

検討方法は、各測定項目の TKA 前から TKA 後の回復率（=TKA 術後×100 / TKA 前）を算出し、TUG の回復率と各測定項目の回復率に年齢、体重、BMI を加えた項目との関係を検討した。正規性の検討には Shapiro-Wilk 検定を用い、正規性が認められた項目はピアソンの相関係数を用い、正規性が認められなかった項目はスピアマンの順位相関係数を用いて検討した。また TUG の回復率を従属変数として、その他の項目を説明変数とした重回帰分析（Stepwise 法）にて検討した。統計学的処理には SPSS Ver.20 を使用し、危険率を 5%とした。

8.5 結果

各測定項目の平均値と標準偏差、回復率を表 8-1 に示す。TUG の回復率と有意な相関が認められた項目は、両側の TRT と膝関節伸展筋力、ST、5STS であった（表 8-2）。TUG の回復率を従属変数とした重回帰分析の結果、5STS と術側の TRT が選択された（表 8-3）。

表 8-1 各測定項目の結果

(単位)	TRT		膝伸展筋力		ST		5 STS	TUG
	術側	非術側	術側	非術側	術側	非術側		
	(N/kg)	(N/kg)	(N/kg)	(N/kg)	支持	支持		
術前	1.6 (0.5)	1.7 (0.6)	3.0 (1.0)	3.4 (1.1)	10.3 (2.3)	10.2 (2.1)	9.2 (2.5)	9.1 (2.2)
術後	1.8 (0.6)	1.9 (0.6)	2.2 (0.9)	3.2 (1.1)	10.6 (2.4)	10.3 (2.1)	9.8 (2.6)	9.8 (2.6)
回復率 (%)	113.2 (30.3)	123.9 (49.2)	80.4 (42.3)	98.2 (33.0)	106.4 (22.0)	103.2 (20.2)	112.1 (37.6)	109.8 (24.9)

* 表中の数値は平均値

* () 内は標準偏差

表 8-2 TUG との相関係数と p 値

	r	
年齢	0.062	
身長	0.073	
体重	0.098	
BMI	0.076	
TRT 術側	-0.339	**
TRT 非術側	-0.242	*
膝伸展筋力 術側	-0.278	*
膝伸展筋力 非術側	-0.284	*
ST 術側	-0.437	**
ST 非術側	-0.502	**
5 STS	0.723	**

*p<0.05, **p<0.01

* TRT 非術側、5 STS、膝伸展筋力術側はスピアマンの順位相関係数
 その他はピアソンの相関係数

表 8-3 TUG を従属変数としたときの重回帰分析の結果

		非標準化係数 (B)	標準化係数 (β)	分散インフレ係数 (VIF)
定数		89.85		
5STS	**	0.329	0.536	1.084
TRT 術側	*	-0.161	-0.202	1.084

*p<0.05, **p<0.01
R(重相関係数) = 0.632
R² (決定係数) = 0.389
Durbin-Watson = 2.083

8.6 考察

本研究は TKA 後 4 週の TUG の回復率に及ぼす因子を検討した。その結果、5STS と術側 TRT によって TUG を説明できる割合が約 39%であり、5STS と術側の TRT が TKA 後 4 週の TUG の回復率に影響を及ぼす因子であることが示唆された。この結果は、TKA 後早期に多数存在する機能障害に対し、必要な理学療法の順位づけが可能となり、より早期に TUG の回復につながる可能性が考えられる。

TUG は、歩行能力のみでなく方向転換や着座動作なども含む総合的な移動能力を示す指標であり、膝伸展筋力⁹⁴⁾やバランス能力²⁾との関係が報告されている。さらに TKA 後の臨床結果には、短期的にも長期的にも漸増的な膝関節伸展筋の増強運動が好影響を与えることが報告されている⁹⁵⁾。しかし、本研究において膝関節伸展筋力は弱い相関であり、その筋力が TUG の回復率に影響を及ぼす因子ではなかった。その理由として、TKA 後 4 週という術後の間もない時期であることが考えられる。本研究の TKA の術式では、Medial parapatellar approach の応用により内側膝蓋骨と大腿四頭筋の付着部が切開され、膝関節の伸展機構は術侵襲の影響を大きく受ける。TKA 後の筋力の推移に関する報告によると、術後早期は大腿四頭筋の筋活動動員能力の低下と筋断面積の急激な低下により、急激に筋力が低下し⁹⁶⁾。術後 3 ヶ月～1 年で術前の筋力レベルへ回復する⁹⁷⁾ことが報告されている。また術後早期の急激な筋力低下の原因は、術侵襲による関節原性の筋抑制とされており、筋活動動員能力の低下が強い影響を与えている⁹⁸⁾。本研究においても膝関節伸展筋力は術後の影響により、十分な筋力発揮が困難な状況であったため、TUG の回復率に影響を及ぼす

重要な因子として選択されなかったことが考えられる。

本結果の TKA 後4週の TUG の回復率には 5STS が重要な因子であった理由として、5STS は高齢者の下肢筋力、歩行速度、バランス能力等の身体機能や能力との関係が報告され^{99,100}。素早く立ち座りを繰り返すパフォーマンステストであり、膝関節の筋力のみならず、その他の関節の筋力や可動域、疼痛、心理面などが影響を及ぼす。5STS のような動作の中で膝関節の屈伸を素早くできる要素は、TKA 後早期に荷重下で膝関節のコントロールがどの程度可能なのか評価されており、立ち座りや方向転換なども含めた歩行能力の指標である TUG に関係する因子であったことが考えられる。

また術側の TRT の回復率が重要な因子であった理由として、末期の変形性膝関節症患者においても TRT は片脚での動的バランスや TUG との有意な相関が認められている⁸⁵。このことは、片脚での荷重支持機能が下肢の要素のみでなく、体幹での荷重支持機能も重要であると考えられる。つまり、TKA 後の早期は膝関節機能が十分に回復しておらず、低い状態であるがために、他部位の体幹の荷重支持機能の回復率が TUG の回復率と関係する因子であったことが考えられる。

本研究の限界として、2点考えられる。1点目として、膝関節機能の回復に着手しているが、その機能の評価は膝関節伸展筋力のみ測定であり、関節可動域や膝関節屈曲筋力を考慮していない点にある。膝関節の可動域においては 5STS が可能な範囲であり、ある程度の関節可動域まで回復していたことが予想されるが、厳密に評価されていない点にある。また2点目として、TKA 後は特に重要となる疼痛評価をなされていない点にある。つまり本研究で測定した項目は、TUG の変化に及ぼす全ての測定項目ではないため、今後、本研究より得たデータをベースにして、さらなる検討が必要であると考えられる。

本研究は TKA 後4週の TUG の回復率に及ぼす因子を検討した。その結果、TKA 後4週の TUG の回復率には 5STS と術側の TRT が影響を及ぼす因子であった。

8.7 まとめ

- 1) TKA 後早期の TUG の回復に及ぼす因子を検討した。
- 2) 5STS と術側の TRT が TKA 後4週の TUG の回復率に影響を及ぼす因子であることが示唆された。

第九章 総合考察

本論文は、体幹機能の評価方法に残る課題の解決方法として、健常者を対象に基礎的な知見を蓄積させ、新しく考案した体幹機能評価方法の特性や体幹機能評価としての妥当性を明らかにし、横断的および縦断的なデータを用いて TKA 患者における有用性を明らかにすることを目的として、以下の結論を得た。

- 1) 本手法は良好な再現性を有している。
- 2) 本手法は既存の体幹機能評価方法と違った観点を評価している。
- 3) 本手法の姿勢を保持するためには、移動側と非移動側の腹背部の筋活動が上昇している。
- 4) 本手法は体幹のバランス能力が関係している。
- 5) 膝 OA 患者において本手法は膝伸展筋力や動的バランス、TUG と関係している。
- 6) TKA 後の TUG は TKA 前の本手法で測定される値と関係している。
- 7) TKA 後の TUG の回復率は、5 回立ち座りする能力と術側の本手法の回復率が影響を及ぼす。

研究では、ヒトが抗重力位の中で体幹を起こした（体幹に対して鉛直方向へ負荷がかかる）姿勢かつヒトの移動能力を考慮するため片側での支持性を評価する新たな体幹機能の測定方法である TRT の内的妥当性および外的妥当性などに関する基礎的な知見を蓄積させ、臨床評価学的視点および臨床リハビリテーション医学的視点から科学的根拠に基づいて論じた。

まず、研究の手法に関しては、先行研究のレビューに基づき体幹機能に必要な要素を列挙し、それに合致する研究課題を計画し実践した。研究の中でも先行研究のレビューに基づき測定評価項目を選択した。またデータ収集においては、適切に統計学的手法に基づいた分析を実施した。また、データの収集や分析および公表においては OECD ガイドラインやヘルシンキ宣言等に則った適切な運用を行い、人権上の配慮についても適切に行った。

また、研究の新規性に関しては、座位姿勢での片側の体幹の支持性を評価する方法である TRT を考案し、膝 OA 患者における本手法と TUG との関係や TKA 術後早期の TUG の回復因子に対して、TRT を含めて全身（下肢筋力、静的バランス、動的バランス、立ち座りテスト）を対象として、科学的根拠に基づいて示している点で貴重な研究成果であり、外的妥当性についての検討が加えられ新規性は高いと考えられる。また、TRT で計測された測

定値と既存する体幹機能評価との関係を検討し、それに加えて、体幹に必要な自動サブシステム（筋活動）と神経コントロールサブシステム（バランス能力）を TRT 中でも検討し、本手法の内的妥当性についても適切に評価している点において、知見としても重要な成果を示しており、いずれも新規性が高いと考えられる。

次に、研究の有用性において、本手法は高額な機器を使用しなくても簡便に実施できるため、身体能力の評価が必要な多くの現場で活用できる点が有用である。具体的には、体幹も含めた片脚下肢の支持性低下が認められる症例に対して、本手法を行うことにより、体幹の支持性が問題なのか、下肢の支持性が問題なのかを簡易に判別ができるという利点があると考えられ、多くのヒトに応用できる発展性を有する研究であることが考えられる。そのため、他の疾患や年齢などにも応用可能なアイデアであり、学術上、有用性が高いと考えられる。今後、縦断的なデータの蓄積や介入調査などを加えることで、その疾患の身体能力の向上や障害予防などリハビリテーション医学や予防医学などの領域への貢献が強く期待される社会的意義の高い研究であると考えられる。

本論文の限界として、本手法に用いているハンドヘルドダイナモメーターのセンサーパッドは、肩鎖関節内側に設置させているため、僧帽筋上部の発達やなで肩などの個人特有のアライメントにより、センサーパッドに対して垂直方向の力が十分に測定されないことが考えられる。ハンドヘルドダイナモメーターは安価で簡易に持ち運びが可能であり、臨床現場では重宝されるが、本機器を使用することによる課題が残る結果となった。この問題点は、解決することが望まれるが、本論文での研究デザインで示したように個人内の左右差を比較することでも有用性が示されており、臨床現場での検討を考えると許容される範囲であると考えられる。また本研究では TKA 後に着眼点を置き、研究を遂行してきたが、今後は本手法がどのような動作と深く関係をしているのか、どのような場面での使用がより良いのかなど多面的に検討を加えなければならない。そのため、今後の課題として考えられることは、本手法について、幅広い年代や数多くの対象者の結果を調査することで、本手法の基準値などのデータを蓄積していくことが必要であると考えられた。今後、本研究の限界や課題を可能な限り軽減し、体幹機能評価に有効な手段を検討していく必要が求められる。

なお、これらの研究はいずれも申請者が筆頭著者である査読制度のある学術誌に掲載され、以下の 7 編の論文で構成されている。

- 1) Kazuaki Kinoshita, Masashi Hashimoto, Kazunari Ishida, Yuki Yoneda, Yuta Naka, Hideyuki Kitanishi, Hirotaka Oyagi, Yuichi Hoshino, Nao shibanuma. A novel objective evaluation method for trunk function. *The Journal of Physical Therapy Science*, 2015, 27, 1633–1636.
- 2) 木下和昭, 橋本雅至, 北西秀行, 米田勇貴, 中雄太, 大八木博貴, 井上直人, 植田篤史, 田頭悟志, 福本貴典, 高嶋厚史, 板矢悠佑, 新谷健, 星野祐一. 座位体幹荷重支持機能テストと体幹筋機能. *理学療法科学*, 2016, 31(1), 49–52.
- 3) Kazuaki Kinoshita, Kazunari Ishida, Masashi Hashimoto, Hidetoshi Nakao, Nao Shibanuma, Masahiro Kurosaka, Shingo Otsuki. A vertical load applied towards the trunk unilaterally increases the bilateral abdominal muscle activities. *The Journal of Physical Therapy Science*, 2019, 31, 273–276.
- 4) 木下和昭, 橋本雅至, 米田勇貴, 中雄太, 北西秀行, 大八木博貴, 星野祐一, 柴沼均. 端座位での片側支持における姿勢保持と Trunk Righting Test との関係. *理学療法科学*, 2015, 30(2), 329–332.
- 5) Kazuaki Kinoshita, Kazunari Ishida, Masashi Hashimoto, Yuki Yoneda, Yuta Naka, Hideyuki Kitanishi, Hiroki Oyagi, Yuichi Hoshino, Masahiro Kurosaka, Nao Shibanuma. Relationship between trunk function evaluated using the trunk righting test and physical function in patients with knee osteoarthritis. *The Journal of Physical Therapy Science*, 2017, 29, 996–1000.
- 6) 木下和昭, 橋本雅至, 中雄太, 北西秀行, 大八木博貴. 人工膝関節全置換術後患者の身体機能と術前および術後の体幹機能の関連性. *理学療法科学*, 2015, 30(3), 389–394.
- 7) 木下和昭, 橋本雅至, 大八木博貴, 石田一成, 柴沼均, 来田宣幸. 人工膝関節全置換術後早期の Timed up and go test の改善に関係する因子. *理学療法科学* (印刷中)

本研究で得られた知見は、医師や理学療法士、作業療法士、トレーナーなどといったヒトの身体機能や能力をサポートする者の有益な情報となりえることが期待される。

謝辞

博士論文の執筆にあたり、多くの方々に御指導を頂き、また御支援を頂いたことに深甚なる謝意を表します。

京都工芸繊維大学大学院の野村照夫教授、来田宣幸准教授におかれましては、本大学院への進学を受け入れて下さり、また論文作成にあたってのご校閲など、御多忙にもかかわらず多大な御指導・御鞭撻を頂き深謝いたします。

大阪産業大学大学院の大槻伸吾教授、奈良学園大学の橋本雅至教授には、研究に対する基礎を教えて頂き、また各論文作成にあたってのご助言をいただきました。厚く御礼申し上げます。

また神戸海星病院の医師や理学療法士の先生方々には、測定に関し多大なご理解と惜しみないご協力、応援を頂きましたことを心より感謝致します。

2年に渡り、私を温かく迎えて下さった野村・来田研究室の皆様に感謝致します。

大学院進学に理解を示し、多大な迷惑をかけているにも関わらず、多くの応援をして下さった四條畷学園大学リハビリテーション学部の教員、学生に感謝の意を表します。

最後になりましたが、過ごす時間も少ない中で、絶えず励ましとともに私を支えて頂いた妻と3人の子どもに感謝の意を表します。

ありがとうございました。

参考・引用文献

- 1) 権田絵里. ヒトは立って歩いて進化した. 理学療法学, 2006, 33(4), 202-206.
- 2) Podsiadlo D, Richardson S. The Timed“Up & Go”: a test of basic functional mobility for frail elderly persons. J Am Geriatr Soc, 1991, 39, 142-148.
- 3) 橋立博幸, 内山靖. 地域在住高齢者における応用歩行予備能の有用性と生活機能との関連. 日本老年医学雑誌, 2007, 44(3), 367-374.
- 4) 中谷敏昭, 芳賀脩光, 岡本希, 他. 一般在宅高齢者を対象としたアップアンドゴーテストの有用性. 日本運動生理学雑誌, 2008, 15(1), 1-10.
- 5) 関根百合香, 中野佳子, 廣瀬圭子, 他. Timed Up & Go Test の所要時間の差を決定する運動要素の検討—若年者と高齢者の比較と測定方法の相違による比較から—. 理学療法—臨床・研究・教育, 2010, 17, 9-13.
- 6) 村田伸, 太田尾浩, 村田潤, 他. 虚弱高齢者における Timed Up & Go Test 歩行速度, 下肢機能との関連. 理学療法科学, 2010, 25(4), 513-516.
- 7) 高倉聡, 大城昌平. 高齢者用バランスボードと歩行移動能力との関連. 理学療法科学, 2005, 20(4), 315-319.
- 8) 宮崎純弥, 村田伸, 堀江淳, 他. 男性高齢者における 30 秒間の開眼片足立ち保持できる意義. 理学療法科学, 2010, 25(3), 379-383.
- 9) 日本整形外科学会. 新概念「ロコモティブシンドローム (運動器症候群)」は. <https://www.joa.or.jp/public/locomo/mads.html> (閲覧日 2019 年 4 月)
- 10) 山崎裕司, 横山仁志, 青木詩子, 他. 高齢患者の膝伸展筋力と歩行速度、独歩自立との関. 総合リハ, 1998, 26(7), 689-692.
- 11) 石井慎一郎. 臨床運動学からみた動作分析. 理学療法, 2002, 19(8), 902-910.
- 12) Scott J, Bruce R, Philip D, et al. The Effect of Trunk Stability Training on Vertical Takeoff Velocity. J Orthop Sports Phys Ther, 2007, 37, 223-231.
- 13) 鮫島淳一, 松元秀次, 小野田哲也, 他. 大腿骨近位部骨折術後患者に対する体幹筋力増強練習の効果—ランダム化比較試験による検討—. 理学療法科学, 2013, 28(4), 457-462.
- 14) Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. Phys Ther, 1997, 77, 132-144.

- 15) Eaves T. The practical guide to athletic training, Chapter 12 The spine & torso. Jones & Bartlett Publishers, Burlington, 2011, 153-164.
- 16) Seikel JA, Drumright DG, King DW. Anatomy & physiology for speech, language, and hearing 5th ed, Chapter1 Basic elements of anatomy. Cengage Learning, Boston, 2015, 1-48.
- 17) Shiland BJ. Medical terminology & anatomy for coding 3rd ed, Chapter2 Body structure and directional terminology, Elsevier, Amsterdam, 2017, 27-56.
- 18) Richard HD, Robert SG. トータル・ボディ・トレーニング. 浅見俊雄・他(監修), ブックハウス・エイチディ, 東京, 1986
- 19) Butcher SJ, Craven BR, Chilibeck PD, et al. The effect of trunk stability training on vertical takeoff velocity. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 2007, 37(5), 223.
- 20) Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. J Spinal Disord, 1992, 5(4), 383-389.
- 21) Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. J Spinal Disord, 1992, 5(4), 390-397.
- 22) Bergmark A. Stability of the lumbar spine. a study in mechanical engineering. Acta Orthop Scand, 1989, 230, 20-24.
- 23) Richardson CA, Hodges PW. 腰痛に対するモーターコントロールアプローチ. 齋藤昭彦 (訳), 医学書院, 東京, 2008, 10-26.
- 24) Helen J. Hislop, Jacqueline Montgomery. 新・徒手筋力検査法第7版. 津山直一・他 (訳), 協同医書, 東京, 2003, 37-62.
- 25) 井上直人, 中川泰彰, 向井章悟, 他. 大学アメリカンフットボール選手における Side Bridge test と体幹筋力の関係. 日本臨床スポーツ医学, 2014, 22(3), 297-301.
- 26) 大久保衛, 大槻伸吾. 腰椎分離・沁り症. 臨床スポーツ医学, 2001, 18, 134-140.
- 27) 田頭悟志, 木下和昭, 橋本雅至, 他. Side-Bridge test の体幹機能評価法としての検討-Kraus-Weber test 変法との比較から-. 関西臨床スポ, 2008, 18, 25-28.
- 28) 樋口由美, 岩田晃, 淵岡聡. 移動能力と IADL を反映する座位での体幹機能評価の有用性. 日老医誌, 2012, 49, 449-456.
- 29) Crisco JJ, Panjabi MM, Yamamoto I, et al. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine Part II Experiment. Clinical Biomechanics, 1992,7(1), 27-32.

- 30) 中江徳彦, 田中則子, 岡田亜美, 他. 足部・足関節障害に対する姿勢・動作の臨床的視点と理学療法. 理学療法ジャーナル, 2006, 40(3), 205-210.
- 31) 小柳磨毅, 田中則子, 佐藤睦美, 他. スポーツ外傷・障害再発予防のための理学療法—医療現場での取り組み. 理学療法, 2009, 26(3), 417-424.
- 32) 大島理絵, 美崎定也, 杉本和隆. 変形性膝関節症に対する人工関節置換術と理学療法. 理学療法, 2016, 33(11), 999-1005.
- 33) 齋藤知行. 膝の痛みと変形性膝関節症治療の最前線. 医学と薬学, 2018, 75(9), 1021-1025.
- 34) Yoshimura N, Muraki S, Oka H, et al. Prevalence of knee osteoarthritis, lumbar spondylosis and osteoporosis in Japanese men and women: the research on osteoarthritis/osteoporosis against disability study. J Bone Miner Metab, 2009, 27(5), 620-628.
- 35) 濱井敏, 岡崎賢, 水内秀城, 他. 高齢者における変形性膝関節症に対する人工膝関節全置換術. Geriat med, 2015, 53(12), 1289-1292.
- 36) 榑矢野経済研究所. メディカルバイオニクス（人工臓器）市場の中期予測と参入企業の徹底分析. 2017.
- 37) Yoshimura N, Muraki S, Oka H, et al. Prevalence of knee osteoarthritis, lumbar spondylosis, and osteoporosis in Japanese men and women: the research on osteoarthritis/osteoporosis against disability study. J Bone Miner Metab, 2009, 27(5), 620-628.
- 38) 竹井和人, 村田伸, 甲斐義浩. 簡易下肢・体幹機能測定器の開発. West Kyushu Journal of Rehabilitation Sciences, 2011, 4, 73-76.
- 39) Kinoshita K, Hashimoto M, Ishida K, et al. A novel objective evaluation method for trunk function. J Phys Ther Sci, 2015, 27(5), 1633-1636.
- 40) 桑原洋一. 検者内および検者間の Reliability（再現性, 信頼性）の検討. 呼と循, 1993, 41(10), 945-952.
- 41) 藤澤宏幸, 星文彦, 武田涼子. 端座位における側方重心移動動作の運動学的分析. 理学療法学, 2001, 28(6), 268-274.
- 42) 今井覚志, 小林賢, 東海林淳一, 他. 座位リーチ動作の運動学的解析-片麻痺患者と健常者の比較-. 総合リハ, 2002, 30(2), 161-166.

- 43) 福島秀晃, 三浦雄一郎, 鈴木俊明. 座位での側方移動における僧帽筋の機能に関する一考察. 関西理学, 2006, 6, 85-89.
- 44) 安井重男, 藤本将志, 渡邊裕文, 他. 座位での側方移動距離の変化が広背筋の筋電図積分値に及ぼす影響-広背筋上部線維・下部線維に着目して-. 関西理学, 2008, 8, 69-73.
- 45) 鈴木俊明, 三浦雄一郎, 後藤淳, 他. The Center of the Body—体幹機能の謎を探る—第4版, アイペック, 東京, 2010.
- 46) Davies PM. Right in the middle 成人片麻痺の選択的な体幹活動. 額谷一夫(訳), シュプリンガー・フェアラーク東京, 東京, 1991.
- 47) 木下和昭, 橋本雅至, 田頭悟志, 他. Side-Bridge 動作での運動条件変化に伴う体幹筋・股関節周囲筋の筋活動. 関西臨スポ, 2009, 19, 49-52.
- 48) 杉本拓也, 能登洋平, 林慈晃池, 他. クラウス・ウェーバーテスト変法と体幹深部筋エクササイズにおける腹横筋の筋活動量について. 関西臨スポ, 2012, 22, 25-28.
- 49) 大久保雄, 金岡恒治. コアスタビリティトレーニングのための機能解剖学. 理学療法, 2009, 26(10), 1187-1193.
- 50) 村上武史, 石倉龍太, 大宅良輔, 他. 体幹機能評価ツールである Side-Bridge テストには股関節周囲筋力および動的アライメントが関与する. 理学療法福岡, 2014, 27, 56-59.
- 51) 川端悠, 鈴木省三, 佐藤佑. スポーツ種目別にみたバランス能力特性. 仙台大学大学院スポーツ科学研究科研究論文集, 2004, 5, 103-110.
- 52) 時田喬. 重心動揺検査 その実際と解釈. アニマ, 東京, 2008, 11-14.
- 53) Watanabe H, Onuma T, Takasaki K, et al. The characteristic of muscle activity of the oblique muscles during lateral weight transfer in the sitting position. Rigakuryoho Kagaku, 2014, 29, 561-564.
- 54) 浦川幸, 山副孝文, 間嶋満, 他. 片脚立位時の体幹筋活動に関する筋電図学的研究—ロコモへの応用を目指して—. 運動物理療法, 2010, 21(4), 320-324.
- 55) Callaghan JP, Patla AE, McGill SM. Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. Clin Biomech, 1999, 14(3), 203-216.
- 56) Stevens VK, Coorevits PL, Bouche KG, et al. The influence of specific training on trunk muscle recruitment patterns in healthy subjects during stabilization exercises. Man Ther, 2007, 12, 271-279.

- 59) Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. *J Electromyogr Kinesiol*, 2003, 13, 477–489.
- 60) The SENIAM project. Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles. <http://seniam.org/> (Accessed Mar, 2018).
- 61) Hislop H, Avers D, Brown M. Daniels and Worthingham's muscle testing techniques of manual examination and performance testing edition 9. Saunders, 2013.
- 62) Marshall PW, Murphy BA. Core stability exercises on and off a Swiss ball. *Arch Phys Med Rehabil*, 2005, 86, 242–249.
- 63) Andriacchi TP, Koo S, Scanlan SF. Gait mechanics influence healthy cartilage morphology and osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am*, 2009, 91, 95–101.
- 64) Hunter DJ, Sharma L, Skaife T. Alignment and osteoarthritis of the knee. *J Bone Joint Surg Am*, 2009, 91, 85–89.
- 65) Miura H, Takasugi S, Kawano T, et al. Varus-valgus laxity correlates with pain in osteoarthritis of the knee. *The Knee*, 2009, 16(1), 30–32.
- 66) Bennell KL, Hunt MA, Wrigley TV, et al. The effects of hip muscle strengthening on knee load, pain, and function in people with knee osteoarthritis: a protocol for a randomised, single-blind controlled trial. *BMC Musculoskelet Disord*, 2007, 8, 121.
- 67) Chang A, Hayes K, Dunlop D, et al. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis Rheum*, 2005, 52, 3515–3519.
- 68) Clausen B, Holsgaard-Larsen A, Søndergaard J, et al. The effect on knee-joint load of instruction in analgesic use compared with neuromuscular exercise in patients with knee osteoarthritis study protocol for a randomized single-blind controlled trial (the EXERPHARMA trial). *Trials*, 2014, 15(1), 444.
- 69) Wallace D, Barr C. The effect of hip bracing on gait in patients with medial knee osteoarthritis. *Arthritis*, 2012, ID240376.
- 70) Ryan AS, Harduarsingh-Permaul AS. Effects of weight loss and exercise on trunk muscle composition in older women. *Clin Interv Aging*, 2014, 9, 395–402.
- 71) Hicks GE, Simonsick EM, Harris TB, et al. Cross-sectional associations between trunk

muscle composition, back pain, and physical function in the health, aging and body composition study. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2005, 60, 882–887.

72) Granacher U, Gollhofer A, Hortobágyi T, et al. The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: a systematic review. *sports med*, 2013, 43, 627–641.

73) Koblbauer IF, Lambrecht Y, van der Hulst ML, et al. Reliability of maximal isometric knee strength testing with modified hand-held dynamometry in patients awaiting total knee arthroplasty: useful in research and individual patient settings? A reliability study. *BMC Musculoskelet Disord*, 2011, 12, 249.

74) Hill KD, Bernhardt J, McGann A, et al. A new test of dynamic standing balance for stroke patients. reliability, validity and comparison with healthy elderly. *Physiother Can*, 1996, 48, 257–262.

75) Lord SR, Murray SM, Chapman K, et al. Sit-to-stand performance depends on sensation, speed, balance, and psychological status in addition to strength in older people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 2002, 57, 539–543.

76) Jones CJ, Rikli RE, Beam WC: A 30-s chair-stand test as a measure of lower body strength in community-residing older adults. *Res Q Exerc Sport*, 1999, 70, 113–119.

77) 竹井和人, 村田伸, 大田尾浩, 他. 下肢荷重力および殿部荷重力と各身体機能との関連. *Japanese Journal of Health Promotion and Physical Therapy*, 2011, 1(2), 89-92.

78) 村田伸, 甲斐義浩, 村田潤, 他. 下肢荷重力と下肢筋力および坐位保持能力との関係. *理学療法科学*, 2006, 21(2), 169-173.

79) 牧迫飛雄馬. 虚弱高齢者における身体運動機能評価を目的とした 5 回椅子立ち座りテストの改良とその信頼性の検証. *スポーツ科学研究*, 2008, 5, 71–78.

80) 三部順也, 山本謙吾. 人工関節置換術. *日本臨牀*, 2013, 71(7), 1271-1275.

81) 吉田拓真, 山下貴之, 石濱崇史. 右膝関節の疼痛により防御性収縮が強く歩行の実用性を低下させていた右人工膝関節全置換術後の一症例. *関西理学*, 2012, 12: 87-93.

82) 中西俊一, 岩田康弘, 伊藤武久・他: 感覚入力 of 操作により歩容が改善した一症例. *東海北陸理学療法学会大会誌*, 2008, 24 : 91.

83) 田中繁, 高橋明. モーターコントロール 原著第3版 -運動制御の理論から臨床実践へ-.

医歯薬, 東京, 2009, 300-332.

84) 市橋則明, 池添冬芽, 中村雅俊. 運動器障害に対する理学療法のエビデンス. 理学療法学, 2013, 40(4), 264-268.

85) Kinoshita K, Ishida K, Hashimoto M, et al. Relationship between trunk function evaluated using the trunk righting test and physical function in patients with knee osteoarthritis. J Phys Ther Sci, 2017, 29, 996-1000.

86) 西川徹, 南角学, 宮坂淳介, 他. 人工膝関節全置換術施行患者の歩行速度と下肢筋力の関連性について～変形性膝関節症と関節リウマチ患者の比較～. 理学療法京都, 2010, 39, 85-89.

87) 佐々木賢太郎, 千田益生, 石倉隆, 他. 人工膝関節置換術前後における下肢筋力、および歩行速度の推移 関節リウマチと変形性膝関節症症例における比較. 理学療法科学, 2002, 17(4), 259-264.

88) 松山博文, 下之園英明, 加藤裕子, 他. 全人工膝関節置換術前後の筋力と発揮角度について. 理学療法学, 2003, 30(2), 387-387.

89) 飛永敬志, 岡浩一郎, 萩原久美子, 他. 人工膝関節全置換術による身体機能および健康関連 QOL の回復過程. 2011, 理学療法科学, 26(2), 291-296.

90) Bade MJ, Kohrt WM, Stevens-Lapsley JE. Outcomes before and after total knee arthroplasty compared to healthy adults. J Orthop Sports Phys Ther, 2010, 40, 559-567.

91) 市橋則明, 伊吹哲子. 変形性膝関節症における機能予測の試み. 理学療法, 2003, 20, 236-243.

92) 梅原拓也, 田中亮, 永尾進, 他. 変形性膝関節症に罹患して人工膝関節置換術を受けた患者の在院日数に術前および術後の運動介入が及ぼす影響—ランダム化比較試験に対するシステマティックレビューおよびメタアナリシス—. 理学療法の臨床と研究, 2014, 23, 7-12.

93) 木下和昭, 橋本雅至, 中雄太, 他. 人工膝関節全置換術後患者の身体機能と術前および術後の体幹機能の関連性. 理学療法科学, 2015, 30, 389-394.

94) Bischoff HA, Conzelmann M, Lindemann D, et al. Self-reported exercise before age 40: Influence on quantitative skeletal ultrasound and fall risk in the elderly. Arch Phys Med Rehabil, 2001, 82, 801-806.

- 95) Petterson SC, Mizner RL, Stevens JE, et al. Improved function from progressive strengthening interventions after total knee arthroplasty. a randomized clinical trial with an imbedded prospective cohort. *Arthritis Rheum*, 2009, 61, 174-183.
- 96) Mizner RL, Petterson SC, Stevens JE, et al. Early quadriceps strength loss after total knee arthroplasty. The contributions of muscle atrophy and failure of voluntary muscle activation. *J Bone Joint Surg Am*, 2005, 87, 1047-1053.
- 97) Lorentzen JS, Petersen MM, Brot C, et al. Early changes in muscle strength after total knee arthroplasty. A 6-month follow-up of 30 knees. *Acta Orthop Scand*, 1999, 70, 176-179.
- 98) Stevens JE, Mizner RL, Snyder-Mackler L. Quadriceps strength and volitional activation before and after total knee arthroplasty for osteoarthritis. *J Orthop Res*, 2003, 21, 775–779.
- 99) 太田暁美, 牧迫飛雄馬, 瀬高英之, 他. 高齢者における 5 回椅子立ち座りテスト(SS-5)の妥当性の検証. *体力科学*, 2007, 56, 885-885.
- 100) Csuka M, Mccarty DJ. Simple method for measurement of lower extremity muscle strength. *Am J Med*, 1985, 78, 77-81.