



# 人工膝関節置換術後の歩行変動と膝関節における衝撃吸収能力

飛山, 義憲

---

(Degree)

博士 (学術)

(Date of Degree)

2015-03-25

(Date of Publication)

2017-03-25

(Resource Type)

doctoral thesis

(Report Number)

甲第6350号

(URL)

<https://hdl.handle.net/20.500.14094/D1006350>

※ 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

人工膝関節置換術後の  
歩行変動と膝関節における衝撃吸収能力

平成 27 年 1 月 14 日  
神戸大学大学院人間発達環境学研究所  
人間発達専攻

104D208D 飛山義憲

## 目次

第1章	はじめに	5
第2章	文献研究	9
第1節	膝関節における衝撃吸収能力	9
第2節	歩行変動	10
第3節	二重課題条件下での歩行変動および膝関節衝撃吸収能力	12
第4節	二重課題条件下における課題設定	14
第5節	二重課題条件下における課題優先性	15
第6節	人工膝関節置換術後数時間での理学療法介入	16
第3章	検討すべき問題および本研究の目的	18
第4章	人工膝関節置換術前後の膝関節における衝撃吸収能力（研究課題1）	21
第5章	人工膝関節置換術前後の歩行変動（研究課題2）	43
第6章	人工膝関節置換術前後の二重課題条件下における歩行変動および膝関節に おける衝撃吸収能力（研究課題3）	60
第7章	人工膝関節置換術後数時間での理学療法介入が術後の歩行変動に与える影響 （研究課題4）	75
第8章	総括	82
	参考文献	90

## 用語の定義

本論文で用いる主要用語の定義は、以下に示す通りである。

### 変形性膝関節症

関節軟骨の老化や肥満、外傷などにより発症し、関節軟骨が摩耗することで関節の変形を生じる疾患であり、疼痛を主症状とし、可動域制限や筋力低下などの運動機能の低下を生じる。

### 人工膝関節置換術

変形性膝関節症や関節リウマチなどによって摩耗した関節軟骨に対し、人工の関節を置換する手術であり、主に除痛や運動機能、歩行能力の改善を目的に実施される。

### 歩行変動

一般的に、歩行における時間や距離因子の変動を歩行変動と呼ぶが、その中でも歩行中の踵接地から次の踵接地に要する時間の変動を歩行周期時間変動とし、本論文では歩行の安定性の指標として用いる。

### 膝関節における衝撃吸収能力

歩行中には踵接地によって生じた衝撃が筋骨格系を伝播するが、その際、筋や関節軟骨、半月板などの働きによって膝関節を通過する際に衝撃を吸収する能力を膝関節における衝撃吸収能力とする。

### 二重課題条件下での歩行能力

本論文では、歩行課題（主課題とする）を行いながら、別の運動課題や認知課題（副課題とする）を同時に遂行する際の歩行速度や歩行の安定性を指す。

### Stiff-knee gait

歩行中に大腿直筋とハムストリングス、前脛骨筋と腓腹筋の同時収縮が起き、膝関節の総可動域が減少する異常歩行を指し、人工膝関節置換術後にしばしば見られる。

## 略語

本論文で用いる略語は，以下に示す通りである．

QOL	Quality of life
RMS	Root mean square
CoA	Coefficient of attenuation of acceleration
OA	Osteoarthritis
BMI	Body mass index
CV	Coefficient of variation
TUG	Timed Up & Go test
DTE	Dual task effect
mAAI	modified Attention Allocation Index

本論文の参考論文および関連論文は以下の通りである。

【参考論文】

Hiyama Y, Yamada M, Kitagawa A, Tei N, Okada S. A four-week walking exercise programme in patients with knee osteoarthritis improves the ability of dual-task performance: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2012; 26(5): 403-412.

Hiyama Y, Okada S. Risk of falls in patients during the early months after total knee arthroplasty. *Journal of Arthritis* 2014, 3: 139. doi: 10.4172/2167-7921.1000139

Hiyama Y, Asai T, Wada O, Maruno H, Nitta S, Mizuno K, Iwasaki Y, Okada S. Gait variability before surgery and at discharge in patients who undergo total knee arthroplasty: A Cohort Study. *PLOS ONE in press.*

【関連論文】

飛山義憲, 和田治, 川添大樹, 中北智士, 松岡佑美, 新田真吾, 丸野英人, 水野清典, 岩崎安伸. 人工膝関節置換術当日における立位保持が運動機能の改善や深部静脈血栓症の予防に与える影響—無作為化比較試験による検討. *理学療法学.* 2014; 41(7): 407-413.

Hiyama Y, Asai T, Wada O, Okada S. Shock attenuation at the knee joint during walking assessed using miniature accelerometers in healthy younger and elderly women. *Gait Posture.* Under Review.

## 第1章 はじめに

現在、日本の高齢者人口が3,248万人と増加する中（総務省統計局 2014）、加齢性の変性疾患である変形性膝関節症はX線上の潜在的な患者数も含めると約2,500万人と推察されている（Yoshimura *et al.* 2009）。このような関節疾患は高齢者が要支援に至る要因として最も多く（厚生労働省 2013）、変形性膝関節症のような関節疾患の克服は大きな課題である。変形性膝関節症は動作や歩行に疼痛を伴う代表的な疾患であり、その結果、歩行能力の低下や活動制限、quality of life (QOL) の低下を生じる（Jinks *et al.* 2002, Jordan *et al.* 1996, O'Reilly *et al.* 1998, Urwin *et al.* 1998, Salaffi *et al.* 2005）。これに対し、可動域運動や筋力増強運動などの運動療法による疼痛改善、機能改善によって歩行能力や活動制限の改善が図られるが、これらの保存療法で十分な効果が得られない変形性膝関節症に対しては人工膝関節置換術が選択される。日本において人工膝関節置換術の施行数は年間7万例を超え（矢野経済研究所 2010）、今後も高齢者数の増加とともに施行数が増加すると予想されており、人工膝関節置換術による疼痛軽減や運動機能および歩行能力の改善は、関節疾患による要支援、要介護者を減少させるだけでなく、QOLの向上といった観点からも重要である。

人工膝関節の寿命は90%以上の確率で15年以上期待できるとされている（Gill and Joshi 2001）一方で、人工膝関節の弛みや感染、骨折などの障害により初回人工膝関節置換術の約5%が再置換術の適応となっている（勝呂 2009）。膝関節は踵接地によって生じる歩行中の衝撃吸収の役割を果たす最も重要な関節の一つであり、荷重応答期の関節運動や（Mercer *et al.* 2002）、術後には軟骨や半月板に代わるベアリングが衝撃吸収の役割を担う（Auger *et al.* 1995）。術後の膝関節への過剰な負荷は人工膝関節の弛みにつながることから（Hilding *et al.* 1996）、踵接地によって生じた衝撃を膝関節において十分に吸収することが重要である。しかしながら、術後には歩行中に大腿直筋とハムストリングス、前脛骨筋と腓腹筋の同時収縮が起き荷重応答期および遊脚期の膝関節屈曲角度が減少する stiff-knee gait という歩行がしばしば観察される（Benedetti *et al.* 2003, McClelland *et al.* 2007, Milner 2009, Ouellet *et al.* 2002）。この stiff-knee gait による動きの硬さ（dynamic stiffness）は衝撃吸収能力を低下させるが（Derick *et al.* 2000）、これまでに術後の膝関節における衝撃吸収能力を検討した報告は見あたらず、術後の大きな課題の一つであると考えられる。

変形性膝関節症は加齢性の変性疾患であることから、人工膝関節置換術を施行する患者は高齢者が多い。一般的に、高齢者の歩行の特徴は歩行速度の低下と歩行における時間や距

離因子の変動（歩行変動）の増大に集約される（Blin *et al.* 1990, Ferrandez *et al.* 1990）。高齢者における歩行速度の低下は歩幅や重複歩距離の減少が大きな要因であると考えられているが（Murray *et al.* 1969, Elble *et al.* 1991, Wall *et al.* 1991），その他の特徴として，歩行率の低下や立脚期および二重支持期の延長などが挙げられている（Shumway-Cook *et al.* 1995）。人工膝関節置換術後の歩行速度や重複歩距離，歩行率は術前に比べ術後 6 ヶ月程度で改善が得られるものの（Bade *et al.* 2010, Ethgen *et al.* 2004, Kennedy *et al.* 2008, Mizner *et al.* 2005），同年齢の健常者に比べると数年が経過しても低下していることが報告されている（Lee *et al.* 1999, Yoshida *et al.* 2008）。一方，歩行変動は踵接地から次の踵接地に要する時間やその際に起こる変化の変動とされており（Hausdorff. 2005），高齢者では若年者に比べ歩幅や両脚支持時間，歩行周期時間の変動が増大することが報告されている（Gabell *et al.* 1984, Oberg *et al.* 1994, Oberg *et al.* 1993, Owings and Grabiner. 2004）。特に歩行周期時間の変動は踵接地から同側の次の踵接地に要する時間の標準偏差をその平均値で除した値であり（Hausdorff. 2005），歩行安定性の指標として用いられている（Hausdorff. 2001, Hausdorff *et al.* 2005, Maki. 1997, 新井他，2011）。Hausdorff *et al.* (2005) は 52 名の高齢者を対象に歩行周期時間の変動と運動機能を検討し，その後の 1 年間で転倒を経験した者の歩行周期時間の変動は転倒を経験していない者に比べ有意に大きく，歩行周期時間の変動のみが転倒を予測する因子として抽出されたことを報告している。すなわち，歩行周期時間の変動は転倒と強く関連し，一般的な運動機能評価法よりも歩行の安定性を鋭敏に反映した評価方法であるといえる。人工膝関節置換術後における歩行変動に関する報告は少なく，歩行中の膝関節角度の変動（Kiss *et al.* 2012, Hatfield *et al.* 2011），膝関節角速度の変動（Yakhdani *et al.* 2010）などに関する報告が散見される程度であり，術後の歩行周期時間の変動を検討した報告は見あたらない。人工膝関節置換術後には運動機能が一時的に低下し，転倒リスクが増大していることが明らかとなっており（修士論文，Levinger *et al.* 2010, Matsumoto *et al.* 2012），転倒を予測する指標である歩行周期時間の変動という観点から歩行の安定性を検討することは重要であると考えられる。

この歩行周期時間の変動は歩行速度や下肢の筋力低下，下肢の可動域制限により増大することが報告されているが（Hausdorff *et al.* 2001, Kang and Dingwell. 2008），近年，認知機能（Sheridan *et al.* 2003, Muir *et al.* 2011）や注意機能（Hausdorff. 2005）との関連性が指摘されており，二重課題条件下での検討が報告されている。これは主課題である歩行を行う際に認知課題などの副課題を付加するものであり，これにより会話を成立させながら歩行するなど，日常生活での歩行条件により近づけた評価が可能になると考えられている。高齢者に対して

認知課題を付加した二重課題条件下では、重複歩距離の変動 (Hollman *et al.* 2007) や歩行周期時間の変動 (Asai *et al.* 2013) など、歩行変動が増大することが知られており、歩行変動を検討する際には、二重課題条件下での検討も行うことが重要であると考えられる。これまでに地域在住高齢者 (Yamada *et al.* 2010, 2011)、脳卒中患者 (Harley *et al.* 2006, Yang *et al.* 2007)、パーキンソン病患者 (Rochester *et al.* 2005, Canning *et al.* 2008) を対象として二重課題条件下での歩行能力が検討されてきたが、変形性膝関節症のような筋骨格系疾患を有する患者を対象に二重課題条件下での歩行能力を検討した報告は非常に少ない。山田ら (2006) は変形性股関節症を有する患者は同年代の健常者に比べ二重課題条件下での歩容悪化の程度が大きくなっていることを報告しており、変形性股関節症による歩行能力の低下により、歩行に対する注意量が増大し外部環境に対する注意配分が少なくなっていると考えられている。そのため、運動機能低下によって一時的に歩行能力が低下する人工膝関節置換術後においても二重課題条件下での歩行周期時間の変動を検討することが重要である。なお、二重課題条件下では課題の優先度を指示し変えることで課題の成績が変化するものの、姿勢制御には変化がなく、姿勢制御が優先されていることが報告されている (Siu and Woollacott 2007)。一般的に二重課題条件下では姿勢制御を第一に優先する (“posture first” strategy) (Shumway-Cook *et al.* 1997) と考えられており、人工膝関節置換術後には筋力低下や固有感覚の低下によりバランス能力の低下が生じることが報告されていることから (Bade *et al.* 2010)、術後には認知課題よりも歩行課題が優先される可能性が考えられる。しかしながら日常生活では障害物など周囲の状況に対して適切に注意を配分し歩行する能力が不可欠であり、術後に歩行課題が優先されてしまうことで周囲への注意が不十分となり、転倒などの危険性が高まると考えられる。そのため術後にどちらの課題が優先されているか (課題優先性)、柔軟に注意を配分できるかを明らかにすることは重要であるが、この点に関しても明らかではない。

このように、人工膝関節置換術後には運動機能の低下に伴い歩行に対する注意配分が大きくなり、周囲の状況に対する適切な注意配分が困難になると推察されるが、歩行に対する過剰な注意配分を改善させるには術後早期の歩行能力の改善が重要であると考えられる。すなわち、術後早期の歩行能力の改善は日常生活への早期復帰だけでなく、歩行に対する過剰な注意配分を改善し、周囲の状況に対する適切な注意配分を可能にしたうえでの早期日常生活復帰を可能にするために重要である。近年では、術後早期の運動機能の改善に早期の理学療法介入が有効であるとされ、術後数時間での歩行練習などの理学療法介入によって早期に良

好な運動機能および歩行能力を獲得できることが報告されている (McDonald *et al.* 2012, Labraca *et al.* 2011, Lombardi *et al.* 2006, Munk *et al.* 2012, Renkawitz *et al.* 2012). しかしながら術後数時間での理学療法介入が歩行変動を指標とした歩行の安定性に及ぼす影響を検討した報告はなく、またわが国において術後数時間での理学療法介入を実施し、運動機能および歩行の安定性に及ぼす影響を検討した報告は見あたらない.

本論文ではまず人工膝関節置換術後の膝関節における衝撃吸収能力に着目した. 膝関節における衝撃吸収能力を健常若年者および高齢者において異なる歩行速度で比較することで加齢および歩行速度が膝関節における衝撃吸収能力に及ぼす影響を明らかにし, さらに術後の経時的検討を行うことで術後の推移を明らかにする. また, 歩行安定性の指標として術後の歩行周期時間の変動にも着目し, 術後の推移を検討する. 歩行周期時間の変動は二重課題条件下で変化するため (Asai *et al.* 2013), 二重課題条件下での検討も行い, さらに二重課題条件下で課題の優先順位を変化させることで課題優先性を明確にする. また, 術後数時間での理学療法介入を実施することで術後早期の理学療法が歩行周期時間の変動に与える影響を明らかにする.

なお, 本論文から得られた知見は今後増加すると予測されている人工膝関節置換術において, 術後の健康増進, QOL 向上を目的として活動性を高める際に留意すべき膝関節における衝撃吸収能力を明らかにし, 早期退院を促進するうえで留意すべき歩行安定性の指標となる歩行変動を明確にする点で意義のあるものと期待される.

## 第2章 文献研究

人工膝関節置換術後の膝関節における衝撃吸収能力を検討する際、どのように計測を行うかが課題となる。ここでは文献を基に衝撃吸収能力の計測に関する解釈をすすめていく。

また、術後の歩行変動の検討にあたり、これまで報告されている高齢者の歩行能力、人工膝関節置換術後の歩行能力を文献から明らかにしていく。さらに、二重課題条件では、付加される副課題の内容や課題優先の指示によって結果が異なることから、これまでに報告されている二重課題条件における副課題の内容や課題優先性についての先行研究の検討を行い、本研究の目的を明確にする。

### 第1節 膝関節における衝撃吸収能力

歩行時には踵接地によって衝撃が生じ、その衝撃は筋骨格系を伝播する。Volshin (2000) は 15 人の健常若年者を対象に下腿に加速度計を装着し、歩行速度条件を変えながら下腿に生じる衝撃を計測した。その結果、歩行速度の増加に伴い下腿に生じる衝撃は増大し、歩行中に筋骨格系に伝播する衝撃は歩行速度に依存することを明らかにしている。膝関節はこの衝撃を吸収するための最も重要な関節の一つであることが知られているものの (Winter *et al.* 1976)、歩行中の膝関節における衝撃吸収能力を検討した報告は見あたらない。

Mazza *et al.* (2009) は 40 名の若年者の骨盤、肩甲帯、頭部に加速度計を装着し、12m を快適な速度と速歩での歩行を行うよう指示し、歩行中に発生した各部位における衝撃として Root mean square (RMS) を求めた。この RMS を用い、RMS が下方から上方へどの程度減弱しているのかという Coefficient of attenuation of acceleration (CoA) を求め、衝撃吸収能力の指標として報告した。さらに、Asai *et al.* (2013) は 30 名の地域在住高齢者と 38 名の若年者を対象とし、歩行中の下部体幹から上部体幹にかけての衝撃吸収能力の違いを検討し、垂直方向や側方の衝撃吸収能力は年齢による影響を受け、さらに垂直方向や前後方向の衝撃吸収能力は歩行速度の影響も受けることを報告し、加速度計を用いた衝撃吸収能力の計測には年齢や歩行速度の影響を考慮する必要があるとしている。また、Derrick *et al.* (1998) は 10 名の健常男性を対象に、快適なストライドでのランニング、それに対しストライドを 10% および 20% 増減させたランニングを指示し、下肢と頭部に装着した加速度計から下肢から頭部にかけての衝撃吸収能力を検討している。さらに Mercer *et al.* (2002) は 8 名の健常男性を対象に快適速度でのランニング、それに対し 50, 60, 70, 80, 90% の速度でのランニ

ングを指示し、同様に下肢から頭部にかけての衝撃吸収能力を測定している。以上のように、2 台の加速度計を用いることで肢節間の衝撃吸収能力を測定することが可能であると考えられており、下腿と大腿に貼付した加速度計の波形から膝関節における衝撃吸収能力を算出できると考えられる。しかしながら先行研究に示されるように、これらの加速度計の波形が歩行速度や年齢の影響を受けると考えられるため、加速度計を用い膝関節における衝撃吸収能力を計測する際には歩行速度および年齢の影響を考慮する必要がある。

Mikesky *et al.* (2000) は 37 名の女性を対象に筋力トレーニングを実施する群と実施しない群に群分けし、床反力計を用いた歩行中の踵接地時の衝撃と大腿四頭筋およびハムストリングスの筋力との関連性を検討した。その結果、筋力トレーニングを実施していない群は実施した群に比べ、大腿四頭筋およびハムストリングスの筋力が弱く、歩行中に発生する衝撃が大きいことを報告している。さらに Liikavainio *et al.* (2007) は疼痛や運動機能制限がないものの、X 線上で変形性膝関節症と診断される 27 名を対象に、大腿四頭筋の筋活動と床反力計を用いて測定した踵接地時の衝撃との関連性を検討している。彼らは大腿四頭筋が遊脚終期から活動を開始し、踵接地によって生じる衝撃を軽減させており、特に歩行速度が増大すると大腿四頭筋の活動が顕著になることを報告している。以上のことから歩行中の踵接地によって発生する衝撃の吸収には大腿四頭筋が寄与することが示唆されている。このことから、術後の膝関節における衝撃吸収能力を検討する際には歩行速度や膝関節伸展筋力などの運動機能を考慮する必要がある。

人工膝関節置換術後には下肢の筋力や可動域、バランス能力や歩行速度など運動機能の低下が一時的に生じることが広く知られている。一般的に、術後の歩行速度は術後 1 ヶ月では術前に比べ低下しているものの、術後 2 ヶ月から 3 ヶ月には改善し、術前と同程度まで回復すると報告されている (Mizner *et al.* 2005)。一方、術後の膝関節伸展筋力の低下は長期間にわたって継続する課題であり、術後 1 ヶ月においては術前に比べ 50%から 60%の筋力低下を示し、術前と同程度まで回復するには術後 6 ヶ月程度を要するとされている (Mizner *et al.* 2005, Kennedy *et al.* 2008, Bade *et al.* 2011)。そのため、これらの歩行速度や膝関節伸展筋力に影響を受ける可能性が考えられる膝関節の衝撃吸収能力は、術後 6 ヶ月までの経時的な検討が必要であると考えられる。

## 第2節 歩行変動

### 2-1. 高齢者の歩行

一般的に、高齢者の歩行速度は若年者に比べ低下していることが広く知られており (Imms and Edholm. 1981, Cunningham *et al.* 1982, O'Brien *et al.* 1983, Hagemon and Blanke. 1986, Oberg *et al.* 1993, Lord *et al.* 1996, Bohannon. 1997), 60歳を超えるころから急激な低下が見られる (Himann *et al.* 1988). 高齢者の歩行では歩幅や重複歩距離の減少 (Murray *et al.* 1969, Elble *et al.* 1991, Wall *et al.* 1991, Oberg *et al.* 1993, Lord *et al.* 1996), 二重支持期の延長, 歩行率の低下 (Lord *et al.* 1996, Ferrandez *et al.* 1990, Winter *et al.* 1990, Shumway-Cook *et al.* 1995) などの特徴が多く報告されている. 歩行速度の低下は, 主に歩幅や重複歩距離の低下によると考えられており (Murray *et al.* 1969, Elble *et al.* 1991, Wall *et al.* 1991, Oberg *et al.* 1993, Lord *et al.* 1996), 速い速度での歩行を指示すると, 若年者では歩幅を増大させるのに対し, 高齢者は歩幅よりも歩行率を増大させる傾向が見られる (Larish *et al.* 1988).

また, 高齢者では歩行変動が増大することも大きな特徴の一つである. Owings and Grabiner (2004) は 18名の若年者と 12名の高齢者を対象にトレッドミル上で通常速度での歩行を指示し, 歩行中の歩幅の変動, 歩隔の変動, 歩行周期時間の変動を求め比較したところ, 歩幅や歩行周期時間の変動は年齢による有意差を認めなかったものの, 歩隔の変動に有意差を認めたと報告している. しかし, Jordan *et al.* (2007) は 22歳から 30歳の 11名の若年女性を対象に, 快適速度に対する 80%, 90%, 100%, 110%, 120%での歩行をトレッドミル上で行ったところ, 歩行速度の増大に伴い, 歩幅や重複歩距離, 歩行周期時間の変動が減少することを報告している. このことから歩行変動は歩行速度に依存すると考えられるが, 高齢者では若年者に比べ歩行速度が低下することから, 年齢差を検討する際には歩行速度を考慮に入れる必要があると考えられる. 一方, Kang and Dingwell (2007) は 18名の高齢者と 17歳の若年者を対象に快適歩行速度の 80%, 90%, 100%, 110%, 120%での歩行をトレッドミル上で行い, 高齢者では体幹回旋角度の変動や歩行周期時間の変動が増大するものの, これらの変動増大が歩行速度というよりも下肢の筋力や可動域に依存していると報告している. 以上のことから, 歩行変動を検討する際には歩行速度だけでなく, 下肢の筋力, 可動域を十分考慮に入れる必要があると考えられる.

## 2-2. 歩行周期時間変動

歩行変動のうち, 歩行周期時間の変動は踵接地から同側の次の踵接地に要する時間から求められ, 容易に正確な測定が可能であることから臨床にも有用であるとされている (Hausdorff. 2005). 歩行周期時間の変動は歩行安定性の指標として用いられ (Hausdorff.

2001, 2005, Maki. 1997, 新井他, 2011), 転倒との関連性が指摘されている。Maki (1997) や新井ら (2011) は過去に転倒の経験を有する高齢者は転倒を経験していない者に比べ歩行周期時間の変動係数が有意に増大していることを報告している。また、前向き研究においては Hausdorff *et al.* (2001) が 52 名の地域在住高齢者を対象に 6 分間歩行中の歩行周期時間の変動係数と運動機能を検討したところ、その後の 1 年間で対象者の 40% が転倒を経験し、転倒を経験した者の歩行周期時間の変動係数は転倒を経験していない者に比べ有意に大きく、歩行周期時間の変動係数のみが転倒を予測する変数として抽出されたと報告している。

先行研究では変形性膝関節症者の半数以上が転倒経験を有していることが報告されており、変形性膝関節症という疾患そのものが、転倒に対するリスクファクターの 1 つであると考えられている (Blake *et al.* 1988, Campbell *et al.* 1989, Lawlor *et al.* 2003, Leveille *et al.* 2002, Leveille *et al.* 2009)。Levinger *et al.* (2010) は人工膝関節置換術を施行する 35 名と健常高齢者 27 名を対象に疼痛や身体活動量、転倒恐怖感、膝関節伸展筋力などの比較を行ったところ、人工膝関節置換術施行患者は健常高齢者に比べ術後の転倒恐怖感が強く、下肢固有感覚や膝関節伸展筋力が低下し、術後にも転倒リスクが増大していることを報告している。また、Matsumoto *et al.* (2012) は 60 歳以上の人工膝関節置換術施行患者 74 名を対象とし、術後 6 ヶ月以降に 32.9% が転倒を経験し、膝関節や足関節の可動域制限が転倒リスクの要因であることを報告している。しかしながら Hausdorff *et al.* (2001) はこれらのような運動機能制限が直接的に転倒を引き起こしているのではなく、運動機能制限が歩行不安定性を引き起こすことで転倒を引き起こしていると報告しており、術後には運動機能だけでなく歩行安定性の指標となり、転倒を予測する指標でもある歩行周期時間の変動を検討することが重要である。

### 第3節 二重課題条件下での歩行変動および膝関節衝撃吸収能力

#### 3-1. 二重課題条件下での歩行変動

高齢者は歩行立脚期に安定性を獲得するため、歩行に対して注意を向けていることが知られている (Gage *et al.* 2003)。注意要求課題を付加した二重課題条件下では歩行速度の低下だけでなく (Beauchet *et al.* 2003)、重複歩距離および重複歩速度の変動 (Beauchet *et al.* 2003, Grabiner *et al.* 2001)、歩行周期時間の変動の増大が生じる。これは歩行周期時間の変動など歩行変動が歩行速度や下肢筋力、可動域に影響を受けるだけでなく、認知機能 (Sheridan *et al.* 2003, Muir *et al.* 2011) や注意機能 (Hausdorff *et al.* 2005) と関連しているためと考えられる。Asai *et al.* (2013) は 30 名の地域在住高齢者および 38 名の若年者を対象に 100 から順

次 7 を引く暗算を遂行しながら歩行する二重課題条件下での歩行周期時間の変動を検討している。その結果、年齢にかかわらず単純歩行課題下に比べ二重課題条件下では歩行周期時間の変動が増大し、歩行が不安定になることを報告している。また、Dubost *et al.* (2006) は 45 名の健常高齢者を対象に認知課題を付加した二重課題条件下での歩行を検討したところ、二重課題条件下では歩行周期時間の変動が増大することを示し、この歩行周期時間の変動が二重課題条件下での歩行速度の低下、認知課題の付加どちらにも影響を受けていることを報告している。一方、Springer *et al.* (2006) は 19 名の若年者と 41 名の高齢者を対象とし、二重課題条件下における歩行中の遊脚相時間の変動を求めたところ、転倒高齢者においてのみ二重課題条件下の遊脚相時間の変動が有意に増大したことを報告している。さらに、筋骨格系疾患を対象とした山田ら (2007) は、52 名の変形性股関節症患者および 29 名の健常者を対象に、100 から順次 7 を引く暗算を遂行しながら歩行する二重課題条件下での歩行の安定性を体幹動揺を指標として評価した。その結果、健常者に比べ変形性股関節症患者では二重課題条件下で体幹動揺が大きくなったことから、変形性股関節症患者では健常者に比べ歩行に向ける注意量が増大していると報告している。これらのことから注意要求課題を付加することで歩行変動や歩行不安定性は増大するが、転倒高齢者や筋骨格系疾患を有する者においてその傾向が強いことが示唆される。

### 3-2. 二重課題条件下での衝撃吸収能力

注意要求課題を付加した二重課題条件下での衝撃吸収能力を検討した報告は非常に少ない。先述したように、膝関節における衝撃吸収能力を検討した報告は見あたらず、体幹における衝撃吸収能力を検討した報告が散見される程度である。Doi *et al.* (2011) は 34 名の健常高齢者を対象に上部体幹（第 7 頸椎）および下部体幹（第 3 腰椎）に加速度計を装着し、快適速度での歩行、ストループテストを行いながらの歩行、200 から順次 7 を引く暗算を遂行しながらの歩行を指示し、20m 歩行中の体幹の衝撃吸収能力を検討している。その結果、歩行単一課題に比べ、ストループテスト、計算課題いずれの二重課題条件下歩行においても側方の体幹衝撃吸収能力は低下を示したが、特に計算課題において衝撃吸収能力の低下が著明であり、垂直方向の衝撃吸収能力では計算課題の二重課題条件下歩行でのみ歩行単一課題に比べ有意な低下を認めたことを報告している。van Iersel *et al.* (2008) は 100 名の地域在住高齢者を対象に快適速度での歩行および 100 から順次 7 を引く暗算を行う二重課題条件下歩行を行った際の体幹の動揺性を測定し、二重課題条件下の歩行では体幹動揺性が増大する

ことを報告しており,このような歩行中の体幹動揺性が二重課題条件下での体幹衝撃吸収能力の低下をもたらしていると考えられている (Doi *et al.* 2011).

#### 第4節 二重課題条件における課題設定

Lundin-Olsson *et al.* (1997) は, 施設入居中の高齢者を対象に転倒調査を行い, 歩行中に話しかけられて立ち止まってしまう対象者の中で転倒した人は 83%にもなることを報告している. この理由として, 高齢者は歩行の安定性を獲得するため歩行に対して注意を向けているが (Gage *et al.* 2003), 注意資源には限界があり, 加齢に伴う注意資源の機能低下や減少により, 話しかけられた際に歩行へ向けられる注意量が減少するためであると考えられている. これ以降, 注意要求課題を用いた二重課題条件下での歩行能力の検討が注目を集めるようになったが, 付加される課題設定は様々で, 100 から指定された数を順次引く暗算を遂行する認知課題 (Asai *et al.* 2013, 山田他, 2007, van Iersel *et al.* 2008), 動物や職業の名前を暗唱させる認知課題 (Bootsma-van *et al.* 2003), 水の入ったコップを持たせる運動課題 (Lundin-Olsson *et al.* 1998), 水の入ったコップを持たせる運動課題と引き算の計算課題を同時に行う複数課題 (Shumway-Cook *et al.* 2000) などが報告されている.

Beauchet *et al.* (2005) は二重課題条件下の歩行能力を検討する際の注意要求課題としての認知課題の種類によって歩行能力に差が生じるかを検討している. 16 名の虚弱高齢者を対象とし, 計算課題および単語の暗唱課題を注意要求課題として遂行する二重課題条件下での歩行周期時間を求めたところ, どちらの課題下でも歩行単一課題に比べ歩行周期時間の平均値が増大するものの, 歩行周期時間の変動が増大するのは計算課題下のみであり, 歩行周期時間の変動が注意要求課題の内容に依存することを報告している. この理由として, 歩行周期時間の変動と脳の実行機能との関連性が指摘されている. Hausdorff *et al.* (2005) はストループテストを用い, 健常高齢者における歩行周期時間の変動と実行機能との関連性を検討したところ, 歩行周期時間の変動が小さくより安定した歩行を行える対象者はストループテストの成績が良く実行機能が優れており, 歩行周期時間の変動が大きく歩行が不安定な対象者はストループテストの成績が低く実行機能が低下していると報告している. また, Sheridan *et al.* (2003) はアルツハイマー病患者 28 名を対象に計算課題を遂行しながら歩行を行う二重課題条件下での歩行周期時間の変動を検討し, 歩行周期時間の変動が大きく歩行が不安定な対象者は実行機能が低下していることを明らかにしている. これらのことから注意要求課題を用い二重課題条件下での歩行周期時間の変動を検討する際には, その変化が鋭

敏に反映される計算課題を用いることが適切であると考えられる。

一方、先述したように注意要求課題を付加した二重課題条件下での衝撃吸収能力を検討した報告は非常に少ない。先行研究 (Doi *et al.* 2011) では健常高齢者の上部体幹および下部体幹に加速度計を装着し、歩行中の体幹の衝撃吸収能力を歩行単一課題およびストループテスト遂行を伴う二重課題条件下、計算課題遂行を伴う二重課題条件下で検討したところ、体幹衝撃吸収能力の変化は計算課題遂行時に著明であったことが報告されている。また、二重課題条件下での体幹動揺を検討した報告ではいずれも計算課題を注意要求課題として用いており (Asai *et al.* 2013, van Iersel *et al.* 2008)、二重課題条件下における衝撃吸収能力を評価するにはどのような注意要求課題を用いることが適切かを検討した報告はないものの、計算課題を用いることでその変化を明確にできると考えられる。

## 第5節 二重課題条件における課題優先性

二重課題条件下歩行では、どのような注意要求課題を用いるかだけでなく、主課題である歩行に注意を向けるか、副課題である注意要求課題に注意を向けるかでそれぞれの課題の成績が変化することが報告されている。Siu *et al.* (2007) は11名の健常若年者を対象に、注意要求課題に Visual memory task を用いた二重課題条件下での重心動揺を計測している。その際、姿勢保持、注意要求課題のどちらの課題も優先することなく同時に遂行する条件、姿勢保持を優先する条件、注意要求課題を優先する条件下での計測を行ったところ、重心動揺はいずれの条件においても変化しないものの、注意要求課題を優先する条件下で注意要求課題の成績が向上することを報告している。さらに、注意配分機能の指標となる attentional allocation index (AAI) を用い、実際に注意を配分しているかを検討しており、注意要求課題に対する注意配分は指示によって変化が生じるものの、姿勢保持に対する注意配分は指示に関わらずほとんど変化しないことを明らかにしている。このことから二重課題条件下では課題優先性に関わらず、姿勢制御が優先されていることを結論付けている。また、Siu *et al.* (2008) は12名の若年者および12名の高齢者を対象にモーションキャプチャと床反力計を用い、ストループテストを遂行しながら歩行中の障害物回避を行う二重課題条件を、どちらも優先することなく同時に遂行する条件、障害物回避および姿勢保持を優先する条件、ストループテストを出来る限り早く、正確に回答するよう優先する条件の3条件で実施している。その結果、どちらの課題を優先するかに関わらず、関節角度などの歩行に関するパラメータは全て変化がなく、障害物回避および姿勢保持を優先する条件下では歩行速度が増大し、

ストループテストを優先した場合にはストループテストの成績が向上することを報告している。さらに先行研究と同様に AAI を求めたところ、高齢者は若年者に比べ AAI が小さく、注意配分能力が低下していることを示している。

Kelly *et al.* (2010) は注意配分能力を検討する上で、運動課題の難易度を変化させて検討を行っている。15 名の健常若年者を対象に、通常の歩行および歩隔を小さくし難易度を上げた歩行の 2 種類の歩行をストループテストを遂行しながら行う二重課題条件下で実施し、どちらの課題も優先することなく同時に遂行する条件、歩行を優先する条件、ストループテストを優先する条件の 3 条件で検討した。その結果、ストループテストを優先する条件下ではストループテストの成績が向上し、歩行を優先する条件では歩行速度が向上した。さらに歩行の難易度はストループテストの成績に影響を与えないものの歩行速度には影響を及ぼしており、注意配分能力や指示に従って課題を遂行する能力は姿勢保持のための課題の難易度に影響を受けると報告している。

## 第 6 節 人工膝関節置換術後数時間での理学療法介入

人工関節置換術後の理学療法は運動機能回復のために不可欠であり (Kuster, 2002)、近年では術後早期の理学療法介入が注目を集めている。諸外国では術後数時間または術後 24 時間以内に歩行練習などの理学療法介入が開始され、早期に良好な運動機能を獲得できることが報告されている。Labraca *et al.* (2011) は初回の人工膝関節置換術を行う 306 名を対象に、術後 24 時間以内に理学療法を開始する群と術後 48 時間以降 (72 時間以内) に理学療法を開始する群の 2 群に無作為に群分けしたところ、術後 24 時間以内に理学療法を開始した群は術後 48 時間以降に開始した群に比べ、在院日数が短いにもかかわらず、疼痛が小さく、可動域や筋力が有意に改善していたと報告している。また、Renkawitz *et al.* (2012) は歩行練習を術当日に開始する 67 名と術翌日に開始する 76 名に群分けをしたところ、術後 5 日目では術当日に歩行練習を開始した群は術翌日に開始した群に比べ階段昇降能力、連続歩行距離、大腿部の腫脹が有意に改善しており、術後 8 日目でも階段昇降能力と大腿部の腫脹が改善したことを報告している。さらに McDonald *et al.* (2011) も術当日に歩行練習を開始する 1081 名と術翌日に歩行練習を開始する 735 名を比較し、術当日に歩行練習を開始することで良好な可動域を獲得できることを報告している。しかしこれらの先行研究では、術当日の理学療法介入による運動機能への影響は検討しているものの術後早期の歩行安定性を実際に検討した報告は見あたらず、わが国においては術当日に理学療法介入を実施した報告も見

あたらない。

膝関節における衝撃吸収は術後の膝関節への負担を軽減させ、再置換を予防するために重要であると考えられる。膝関節における衝撃吸収能力は加速度計を用いることで測定できるが、実際に測定した報告は見あらず、術後の膝関節における衝撃吸収能力を検討した報告も見られない。また、歩行周期時間の変動は歩行安定性の指標として用いられ、転倒リスクを鋭敏に反映するものの、転倒リスクが増大する人工膝関節置換術後の歩行周期時間の変動を検討した報告は見あたらぬ。また、これらの膝関節における衝撃吸収能力や歩行周期時間の変動は二重課題条件下で変化することが考えられ、特に術後早期には運動機能の低下によって歩行周期時間の変動が増大し、歩行に対して過剰な注意配分がなされることが推察される。そのため、術後早期の歩行能力および運動機能を向上させるため、術後数時間での理学療法介入を実施し、歩行変動への影響を検討することが必要であると考えられた。

### 第3章 検討すべき問題および本研究の目的

これまでの文献研究より以下の検討すべき問題点が明らかになった。

1. 膝関節における衝撃吸収は人工膝関節置換術後の膝関節への負担を軽減させ、再置換を予防するうえで重要である。これまでに歩行中の膝関節における衝撃吸収能力を検討した報告はないが、下腿および大腿に加速度計を用いることで衝撃吸収能力を算出することが可能となる。歩行中に発生する衝撃は歩行速度や膝関節伸展筋力の影響を受けるため、歩行中の膝関節における衝撃吸収能力を検討する際には歩行速度や膝関節伸展筋力による影響を考慮する必要がある。術後の膝関節伸展筋力の改善には6ヶ月程度を要するため、膝関節における衝撃吸収能力の評価は術後6ヶ月まで行う必要がある。
2. 人工膝関節置換術後には膝関節可動域や膝関節伸展筋力など運動機能が低下することにより、転倒リスクが増大していることが報告されている。しかしながらこれらの運動機能の低下が直接転倒を引き起こすのではなく、歩行の不安定性を引き起こすことから転倒が発生することから、術後に歩行周期時間の変動を用いて歩行安定性を評価することが重要である。この歩行周期時間の変動は歩行速度や下肢の筋力、可動域、注意機能などに影響を受けるとされていることから、筋力低下および可動域制限が一時的に生じる人工膝関節置換術後には歩行周期時間の変動が増大することが考えられるが、術前後の歩行周期時間の変動を検討した報告はない。また、運動機能の低下が歩行変動を増大させることから、術後には運動機能の改善が十分に得られる術後6ヶ月まで検討を行う必要がある。
3. 注意要求課題を付加した二重課題条件下では歩行周期時間の変動が増大し、歩行が不安定になる。特に変形性股関節症者では健常者に比べ二重課題条件下で体幹動揺が大きくなることや、転倒高齢者では二重課題条件下での歩行変動が増大することが報告されており、歩行に向ける注意量が増大していると考えられている。しかしながら人工膝関節置換術前後において二重課題条件下での歩行周期時間の変動を検討した報告は見あたらない。また、二重課題条件下では体幹動揺性が増大することから体幹における衝撃吸収能力が低下することが報告されている。このことから、膝関節における

衝撃吸収能力も二重課題条件下で変化する可能性が考えられる。

4. 単語の暗唱課題および計算課題を注意要求課題として遂行する二重課題条件下において、歩行周期時間の変動が増大するのは計算課題下のみであり、歩行周期時間の変動は注意要求課題の内容に依存する。そのため二重課題条件下での歩行周期時間の変動を検討する際には、その変化が鋭敏に反映される計算課題を用いることが適切であると考えられる。また、体幹の衝撃吸収能力に関しても計算課題を注意要求課題として用いた場合に変化が著明になることが明らかにされており、計算課題を用いた検討が適切であると考えられる。
5. 二重課題条件下ではどちらかの課題を優先することで課題の成績に変化が生じ、指示された課題に対し柔軟に注意を配分しているかを検討することが可能である。高齢者では注意配分能力が低下し、姿勢制御が優先されていることが報告されており、人工膝関節置換術後のように運動機能が低下した状態においても姿勢制御が優先されている可能性が考えられる。
6. 術後には姿勢制御に対する過剰な注意配分が生じると推察されることから、術後早期に歩行能力を向上させ、歩行に対する過剰な注意配分を改善する必要がある。そのためには術後数時間での理学療法介入が有効であると考えられるが、わが国では術後数時間での理学療法介入が歩行変動および運動機能に及ぼす影響は明らかにされていない。そこで術後数時間で歩行練習を開始するための前段階として、まず立位保持や座位保持を行うことで歩行変動および運動機能にどのような影響を与えるかを検討する必要がある。

これまでの先行研究では歩行中に発生する衝撃を吸収するうえで最も重要な役割を果たす膝関節が、人工膝関節置換術によりどのような変化を示すかは明らかにされていない。また、これまで術後の運動機能や歩行速度の観点から転倒リスクが増大していることが明らかにされているが、転倒リスクを鋭敏に反映する歩行周期時間の変動を指標とした歩行安定性は検討されていない。本論文では、術後の膝関節における衝撃吸収能力および歩行周期時間の変動を指標とした歩行安定性を明らかにするために、単純歩行下だけでなく、二重課題条

件下での変化についても検討していく。このことにより、術後の二重課題を伴った膝関節における衝撃吸収能力や歩行変動が明らかになり、術後の健康増進、QOL の向上を目的として活動性を高める際に留意すべき点を示すことができると考える。さらに、術後数時間での理学療法介入による歩行変動および運動機能への影響を検討することで、術後早期の歩行変動を改善させる方策を提案することが可能になると考えられる。

以上のことから、本論文は次に示す4つの研究課題を設定した（下図）。

1. 膝関節における衝撃吸収能力の特性を明らかにし、人工膝関節置換術前後の膝関節における衝撃吸収能力を検討する。（第4章；研究課題1）
2. 人工膝関節置換術前後の歩行変動を検討する。（第5章；研究課題2）
3. 人工膝関節置換術前後において認知課題を付加した二重課題条件下での膝関節における衝撃吸収能力および歩行変動の検討を行う。（第6章；研究課題3）
4. 人工膝関節置換術後数時間での理学療法介入が術後早期の歩行変動に与える影響を検討する。（第7章；研究課題4）

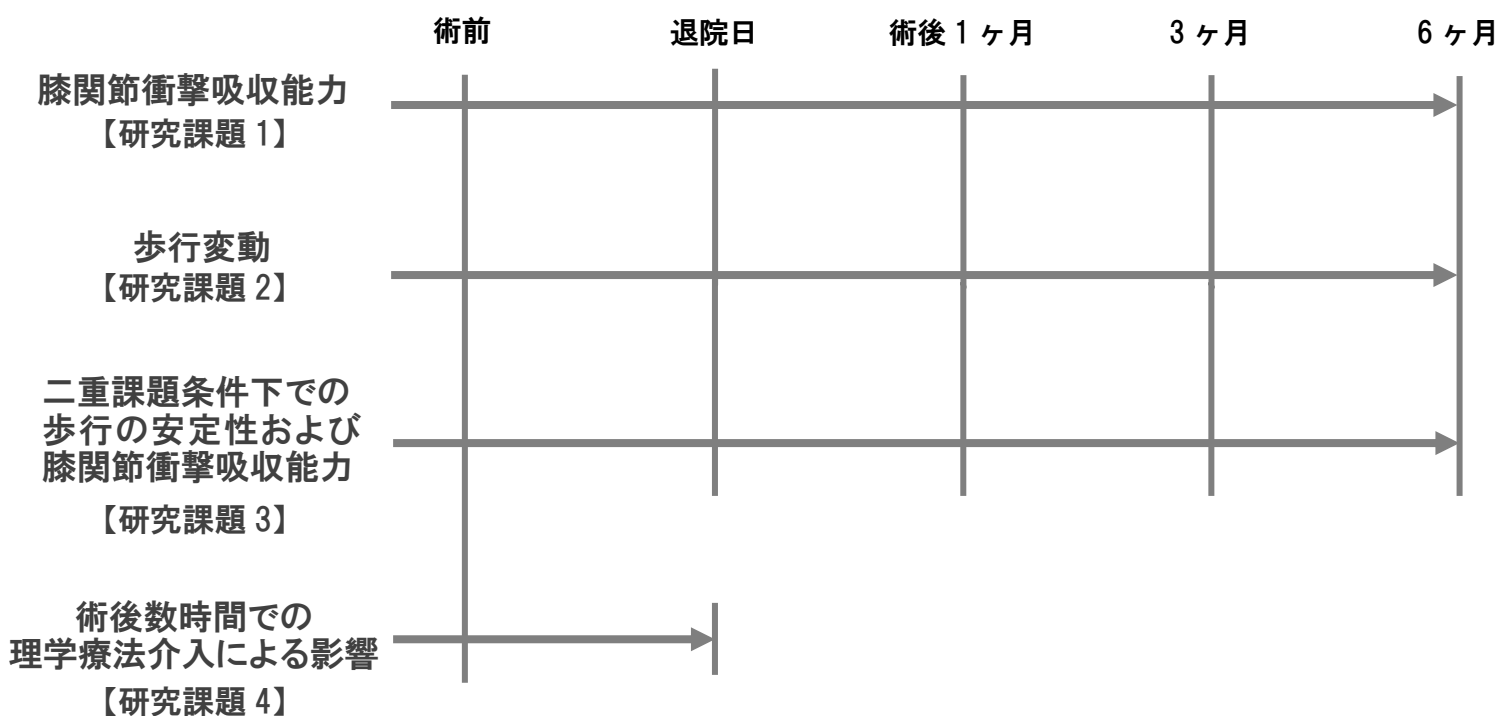


図 本論文における研究課題の構成

## 第4章 人工膝関節置換術前後の膝関節における衝撃吸収能力（研究課題1）

### 第1節 膝関節における衝撃吸収能力に歩行速度や年齢が及ぼす影響

#### 1. 目的

膝関節は歩行中の踵接地によって生じる衝撃を吸収するための最も重要な関節として広く知られているが、実際に歩行中の膝関節における衝撃吸収能力を検討した報告は見あたらない。これまでに歩行中に下腿に生じる衝撃は歩行速度に依存することが報告されているが（Volshin, 1982）、膝関節における衝撃吸収能力と歩行速度との関係性については明らかではない。また、膝関節は踵接地時に屈曲運動などの関節運動によって衝撃吸収の役割を果たすが（Mercer *et al.* 2002）、加齢による歩行時の関節運動の変化（Devita *et al.* 2000）が膝関節の衝撃吸収能力に及ぼす影響についても明らかではない。そこで本節では膝関節における衝撃吸収能力に歩行速度や年齢が及ぼす影響について検討することを目的とした。

#### 2. 方法

##### 2-1. 対象者

対象は健常若年者10名（若年群；年齢 $23.7\pm 2.1$ 歳，身長 $161.0\pm 9.6$ cm，体重 $54.7\pm 5.9$ kg，BMI $21.2\pm 2.6$ kg/m<sup>2</sup>，すべて女性），健常高齢者10名（高齢群；年齢 $63.6\pm 2.9$ 歳，身長 $159.8\pm 4.5$ cm，体重 $57.4\pm 8.1$ kg，BMI $22.6\pm 3.8$ kg/m<sup>2</sup>，すべて女性）とした。除外基準は変形性膝関節症や関節リウマチを有する者，関節鏡手術を含む下肢の整形外科的手術を6ヶ月以内に施行した者，下肢に疼痛や機能的な障害を有する者とした。属性に関しては表1に示す通りである。あんしん病院倫理委員会の承認を得るとともに（2013-4），すべての対象者には測定前に測定目的，方法，起こりうる危険性の説明を行うとともに，データの利用に関する説明をし，測定に参加することへの同意を書面にて得た。

表 1 対象者の属性

	若年群 (n = 10)	高齢群 (n = 10)
年齢 (歳)	23.7±2.1	63.6±2.9
身長 (cm)	161.0±9.6	159.8±4.5
体重 (kg)	54.7±5.9	57.4±8.1
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	21.2±2.6	22.6±3.8

## 2-2. 方法

膝関節における衝撃吸収能力の測定には三軸加速度計（マイクロストーン社製，MVP-RF8-AC）を用いた。加速度計を両側の大腿骨外側上顆（Dejnabadi *et al.* 2005），外果より 3cm 近位（Kavanagh *et al.* 2006）にベルクロを用い固定し，歩行を拘束せず，歩行中の動揺がないことを確認した（図 1）。これらの装着部位は軟部組織の影響が少ないことから選択した。対象者には加速路と減速路をそれぞれ 3m ずつ設けた計 16m の直進路を快適速度で歩行するよう指示し，加速路，減速路を除く 10m の歩行時間をストップウォッチを用い計測した。



図 1 加速度計の装着部位

なお，歩行中の下腿への衝撃は歩行速度に依存するため（Voloshin. 1999），歩行は通常速度，通常速度よりも速い速歩，さらに速い最大速歩，通常速度よりも遅い遅歩，さらに遅い最大遅歩の計 5 条件を 2 回ずつ計測した。また，靴による加速度波形への影響を考慮し，すべての対象者が同じ種類の靴を使用し，それぞれの足のサイズに適したものを選んだ。

加速度計を装着後，静止立位状態にてキャリブレーションを行った。Bluetooth を用い，データレコーダー（マイクロストーン社製，MVP-RF8-S）にサンプリング周波数 500Hz で歩行中の加速度データを記録した（図 2）。得られた加速度波形の処理には Matlab（MathWorks 社製）を用い，20Hz 以下の low-pass filter として Butterworth filter を使用した後，各歩行の中央 8 ストライドを抽出した。

まず，下腿に装着した加速度計より得られた波形から踵接地時の下腿軸方向の加速度波形のピーク値の平均値を算出した。次に，三軸総和の衝撃を求めるため，大腿，下腿のそれぞれにおいて三軸総和の root mean square（RMS）を求めた（大腿 RMS，下腿 RMS）。さらにこの三軸総和の RMS を用いて衝撃吸収能力を検討する際に，Coefficient of attenuation of

acceleration (CoA) を用いた。膝関節における CoA は以下の式により算出した。  $CoA(\%) = 100 \times (1 - \text{大腿 RMS} / \text{下腿 RMS})$ 。この数値が大きいほど膝関節において衝撃が多く吸収されていることを示し、膝関節における衝撃吸収能力が高いことを示す。なお、本節では左右それぞれの大腿、下腿において下腿軸方向のピーク値、RMS、CoA を算出した後、左右の平均値を求めた。

### 2-3. 統計学的解析

統計学的解析に先立ち、本研究で用いたすべてのデータに対して Shapiro-Wilk 検定を行い、データの正規性を確認した結果、すべてのデータが正規分布していたため、本研究で得られたデータはすべてパラメトリックデータとして扱った。まず、t 検定を用い若年群と高齢群における身体属性の違いを検討した。また、先行研究との比較により本研究における妥当性を検証するため、下腿における衝撃（ピーク値）と歩行速度との関連性、下腿および大腿の RMS と歩行速度との関連性を Pearson の積率相関係数を用い検討した。なお、この検定は年齢による影響を排除するため若年群においてのみ実施した。

次に、二元配置分散分析を用い、歩行速度条件および年齢による違いが CoA に及ぼす影響を検討した。多重比較には Tukey-Kramer 検定を用いた。

なお、本節で用いた三軸加速度計による膝関節における衝撃吸収能力の測定の再現性を検討するため、10 名の健常若年者（年齢  $24.5 \pm 2.1$  歳、すべて男性）を対象に級内相関係数を用いた再現性の検討を行った。いずれも有意水準は 5% とし、検定には統計解析ソフト (SPSS22.0J, IBM, Japan) を用いた。

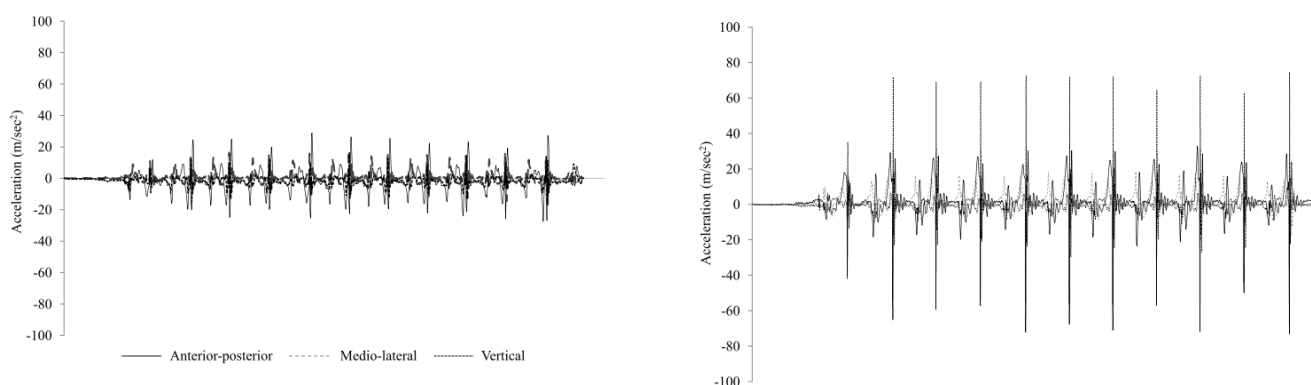


図 2 加速度計から得られた波形（左；大腿，右；下腿）

## 3. 結果

対象者の属性に関して、年齢 ( $p < 0.001$ )、身長 ( $p < 0.001$ ) に有意な群間差を認めた。

若年群において、下腿軸方向のピーク値と歩行速度は有意な相関関係を認めた ( $r = 0.95, p < 0.001$ , 図 3) さらに、下腿 RMS ( $r = 0.98, p < 0.001$ , 図 4), 大腿 RMS ( $r = 0.99, p < 0.001$ , 図 5) も歩行速度と有意な相関関係を認めた。

二元配置分散分析の結果 (表 2, 図 6), 下腿 ( $p < 0.001$ ) および大腿 RMS ( $p < 0.001$ ), CoA ( $p < 0.001$ ) において歩行速度の主効果を認めた。下腿 RMS, 大腿 RMS とも両群において歩行速度の増加に伴い増大を認めた ( $p < 0.05$ )。速歩条件における CoA は通常速度条件 (若年群; 20.7% vs. 26.9%,  $p = 0.01$ , 高齢群; 18.4% vs. 23.0%,  $p = 0.02$ ), 遅歩条件 (若年群; 20.7% vs. 26.8%,  $p = 0.01$ , 高齢群; 18.4% vs. 23.2%,  $p = 0.01$ ), 最大遅歩条件 (若年群; 20.7% vs. 26.6%,  $p = 0.002$ , 高齢群; 18.4% vs. 23.6%,  $p = 0.02$ ) に比べ有意に小さな値を示した。最大速歩条件における CoA は通常速度条件 (若年群; 20.6% vs. 26.9%,  $p < 0.001$ , 高齢群; 17.9% vs. 23.0%,  $p < 0.001$ ), 遅歩条件 (若年群; 20.6% vs. 26.8%,  $p < 0.001$ , 高齢群; 17.9% vs. 23.2%,  $p < 0.001$ ), 最大遅歩条件 (若年群; 20.6% vs. 26.6%,  $p < 0.001$ , 高齢群; 17.9% vs. 23.6%,  $p < 0.001$ ) に比べ有意に小さな値を示した。

下腿 RMS は年齢による差は認めなかったが ( $p = 0.58$ ), 大腿 RMS ( $p = 0.02$ ), CoA ( $p < 0.001$ ) において年齢の主効果を認めた。大腿 RMS はいずれの歩行条件においても、高齢群が若年群に比べ有意に大きな値を示し ( $p < 0.001$ ), 若年群における CoA はいずれの歩行条件においても高齢群に比べ有意に大きな値を示した ( $p < 0.001$ )。

なお、年齢と歩行速度条件による有意な交互作用は下腿 RMS ( $p = 0.91$ ), 大腿 RMS ( $p = 0.56$ ), CoA ( $p = 0.94$ ) のすべてにおいてみられなかった。

また、Intra-class correlation coefficient (ICC(1, 2))は 0.81 と良好な結果を示した。

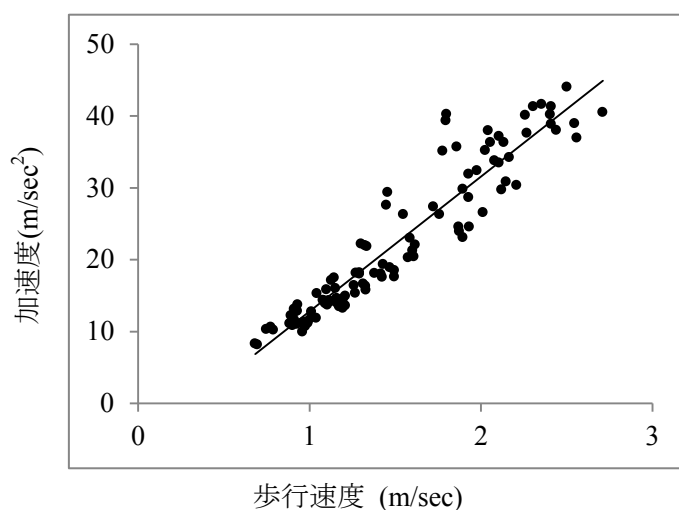


図 3 歩行速度と下腿軸方向のピーク値の関係性

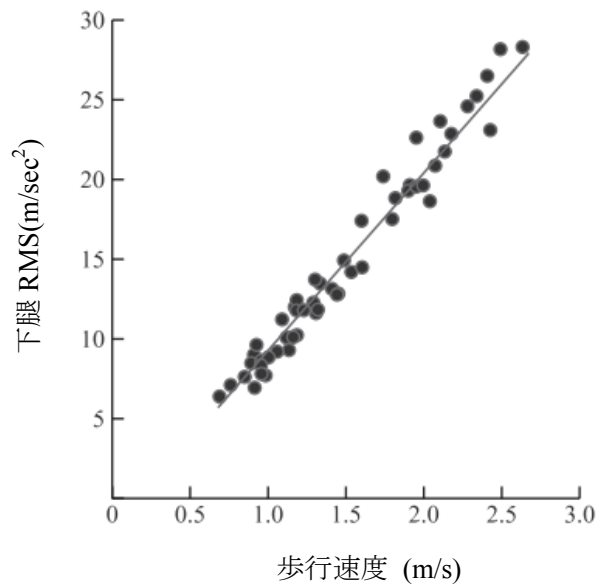


図4 下腿 RMS と歩行速度の関係性

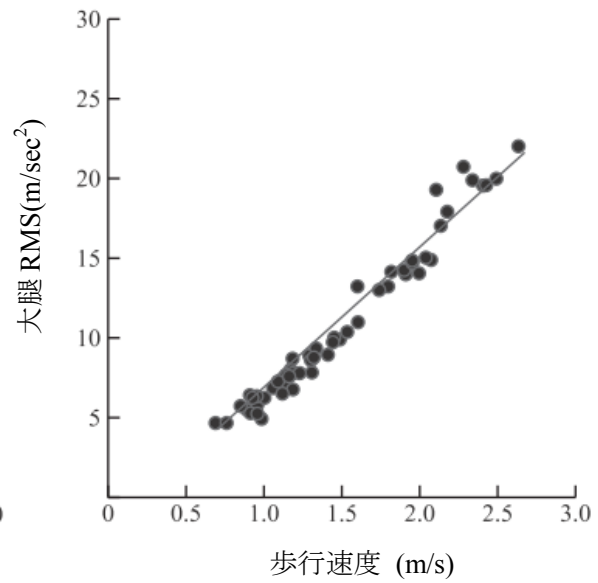


図5 大腿 RMS と歩行速度の関係性

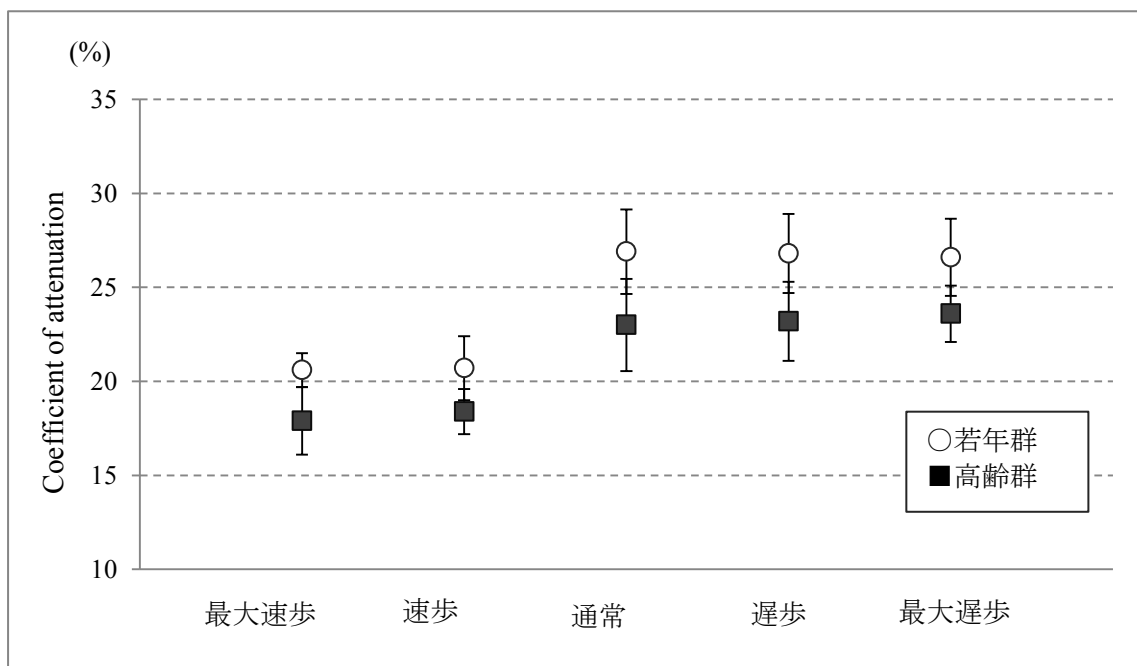


図6 若年群と高齢群における膝関節衝撃吸収能力の歩行速度条件による違い

表 2 歩行速度, 下腿および大腿における RMS, CoA の若年群および高齢群における歩行速度条件による違い

		歩行速度条件					<i>p</i> 値		
		最大速歩	速歩	通常速度	遅歩	最大遅歩	年齢	歩行速度	交互作用
歩行速度 (m/s)	若年群	2.2±0.2	1.9±0.3	1.4±0.3	1.2±0.2	0.9±0.1	ns	<0.001	ns
	高齢群	2.2±0.2	2.0±0.1	1.5±0.3	1.1±0.2	0.9±0.1			
下腿 RMS (m/s <sup>2</sup> )	若年群	24.8±2.4	19.7±2.3	12.5±2.8	10.5±2.3	7.9±2.1	ns	<0.001	ns
	高齢群	25.6±2.5	19.0±2.8	13.4±2.7	10.0±2.7	8.0±1.9			
大腿 RMS (m/s <sup>2</sup> )	若年群	16.9±2.9	14.1±1.2	9.0±1.1	6.9±1.4	5.4±1.3	0.002	<0.001	ns
	高齢群	21.1±2.6	15.5±2.0	10.3±1.9	7.7±2.3	6.1±1.4			
CoA (%)	若年群	20.6±1.8	20.7±3.4	26.9±4.5	26.8±4.2	26.6±4.1	<0.001	<0.001	ns
	高齢群	17.9±3.6	18.4±2.4	23.0±4.9	23.2±4.2	23.6±3.0			

RMS; Root mean square, CoA; Coefficient of attenuation

#### 4. 考察

本節では先行研究との比較により妥当性を検証するため、まず下腿軸方向に生じた衝撃である下腿ピーク値と歩行速度との関係性、また下腿および大腿 RMS と歩行速度との関係性を検証した。その結果、下腿ピーク値と歩行速度、下腿および大腿 RMS と歩行速度には有意な相関関係を認め、先行研究 (Volshin 1982) と一致する結果となった。すなわち、歩行によって下腿および大腿に生じる衝撃は歩行速度の増加に伴い増大することが示された。また、下腿 RMS は歩行速度には影響を受けるものの年齢には影響を受けないことが示唆された。したがって、踵接地により発生する衝撃そのものは年齢の影響を受けず、歩行速度に依存するといえる。

一方、高齢群における大腿 RMS はいずれの歩行条件においても若年群に比べ大きな値を示しており、大腿に発生する衝撃は歩行速度の影響を受けるだけでなく、年齢による影響も受けることが明らかとなった。膝関節は歩行中の衝撃吸収の役割を果たす重要な関節であり、半月板や関節軟骨などの組織が衝撃吸収の重要な役割を担っていると考えられている (Fukuda *et al.* 2000, Hoshino *et al.* 1987)。これらの組織は加齢に伴い磨耗や障害を生じることが報告されており (Englund *et al.* 2008, Karvonen *et al.* 1994)、高齢群では加齢に伴う半月板や関節軟骨の磨耗や障害によって、膝関節における衝撃吸収能力が低下し、大腿における衝撃が若年群に比べ大きくなったと考えられる。実際、高齢群における CoA はいずれの歩行条件においても若年群に比べ小さな値を示しており、高齢群の膝関節における衝撃吸収能力は若年群に比べ低下していると考えられる。また、歩行中の荷重応答期における膝屈曲角度は衝撃吸収に重要であるが (Mercer *et al.* 2002)、この膝屈曲角度は若年者に比べ高齢者で小さくなることが報告されており (DeVita *et al.* 2000)、このような加齢に伴う歩行パターンの変化もまた、高齢群における衝撃吸収能力の低下、大腿部における衝撃の増大につながったと考えられる。

また、CoA は歩行速度にも影響を受け、速歩、最大速歩条件において通常速度条件よりも有意に小さな値を示した。歩行速度の増加は踵接地後の荷重応答期における膝関節の関節 stiffness を増大させることが報告されており (Holt *et al.* 2003)、このような関節 stiffness の増加は衝撃吸収能力を低下させることが知られている (Holt *et al.* 2003, Zhang *et al.* 2003)。したがって、歩行速度の増加に伴う関節 stiffness の増大が膝関節における衝撃吸収能力の低下につながったと考えられる。また、歩行速度の減少は関節 stiffness を減少させることから (Holt *et al.* 2003) 通常速度条件よりも歩行速度の小さい遅歩条件、最大遅歩条件では CoA

が増大し、衝撃吸収能力が向上することが予測されたが、通常速度条件と変わらない値を示した。すなわち、膝関節における衝撃吸収能力は天井効果を有すると考えられ、通常速度よりも遅い遅歩条件、最大遅歩条件でも 30%程度の衝撃吸収能力を示すと考えられる。

## 第2節 変形性膝関節症者における膝関節の衝撃吸収能力の検証—健常者との比較

### 1. 目的

本節では前節において歩行速度や年齢の影響を受けることが明らかとなった CoA を指標とした膝関節における衝撃吸収能力が、変形性膝関節症者と健常者において違いがあるかを検討することを目的とした。

### 2. 方法

#### 2-1. 対象者

健常高齢者 10 名（健常群；年齢 63.6±2.9 歳，身長 159.8±4.5cm，体重 57.4±8.1kg，BMI22.6±3.8kg/m<sup>2</sup>，すべて女性），変形性膝関節症患者 10 名（OA 群；年齢 63.8±4.4 歳，身長 151.9±8.3 歳，体重 61.9±7.8kg，BMI26.9±3.8kg/m<sup>2</sup>，すべて女性）を対象とした。OA 群の取り込み基準は変形性膝関節症を有する者とし，健常群の除外基準は変形性膝関節症や関節リウマチを有する者，下肢に既に人工関節置換術を施行している者，関節鏡手術を含む下肢の整形外科的手術を 6 ヶ月以内に施行した者，下肢に疼痛や機能的な障害を有する者とした。OA 群の除外基準は関節リウマチを有する者，下肢の他関節に既に人工関節置換術を施行している者，神経学的疾患など歩行能力に影響を及ぼす他の疾患を有する者とした。なお，OA 群において症状の強い側を患側と定義した場合，Kellgren-Lawrence 分類による患側下肢の重症度評価（Kellgren and Lawrence. 1957）では，10 名全員が gradeIV であり，健側に関しては grade I が 1 名，gradeIII が 3 名，gradeIV が 6 名であった。各群の属性に関しては表 1 に示す通りである。あんしん病院倫理委員会の承認を得るとともに（2013-4），すべての対象者には測定前に測定の方法，起こりうる危険性の説明を行うとともに，データの利用に関する説明をし，測定に参加することへの同意を書面にて得た。

表 1 対象者の属性

	健常群 (n = 10)	OA 群 (n = 10)
年齢 (歳)	63.6±2.9	63.8±4.4
身長 (cm)	159.8±4.5	151.9±8.3
体重 (kg)	57.4±8.1	61.9±7.8
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	22.6±3.8	26.9±3.8

## 2-2. 方法

膝関節における衝撃吸収能力の測定には三軸加速度計（マイクロストーン社製，MVP-RF8-AC）を用いた。加速度計を両側の大腿骨外側上顆（Dejnabadi *et al.* 2005），外果より 3cm 近位（Kavanagh *et al.* 2006）にベルクロを用い固定し，歩行を拘束せず，歩行中の動揺がないことを確認した。これらの装着部位は軟部組織の影響が少ないことから選択した。対象者には加速路と減速路をそれぞれ 3m ずつ設けた計 16m の直進路を快適速度で歩行するよう指示し，加速路，減速路を除く 10m の歩行時間をストップウォッチを用い計測した。なお，前節において通常歩行速度よりも遅い歩行速度では CoA は天井効果を示し有意な変化を示さないことが明らかとなっているが，OA 群と健常群の歩行速度が異なることが予測されるため，OA 群は疼痛増悪を防ぐため通常速度のみの歩行とし，健常群においては OA 群と同等の歩行速度下での比較を行うため，通常速度，通常速度よりも遅い遅歩，さらに遅い最大遅歩の計 3 条件とした。いずれも 2 回ずつ計測を行った。また，靴による加速度波形への影響を考慮し，すべての対象者が同じ種類の靴を使用し，それぞれの足のサイズに適したものを選んだ。

加速度計を装着後，静止立位状態にてキャリブレーションを行った。Bluetooth を用い，データレコーダー（マイクロストーン社製，MVP-RF8-S）にサンプリング周波数 500Hz で歩行中の加速度データを記録した。得られた加速度波形の処理には Matlab（MathWorks 社製）を用い，20Hz 以下の low-pass filter として Butterworth filter を使用した後，各歩行の中央 8 ストライドを抽出した。膝関節における衝撃吸収能力の指標には CoA を用い，以下の式により算出した。 $CoA (\%) = 100 \times (1 - \text{大腿 RMS} / \text{下腿 RMS})$ 。この数値が大きいほど膝関節において衝撃が多く吸収されていることを示し，膝関節における衝撃吸収能力が高いことを示す。なお，健常群においては左右それぞれの CoA を算出した後，左右の平均値を求めた。OA 群においては患側の CoA を算出した。

## 2-3. 統計学的解析

統計学的解析に先立ち，本研究で用いたすべてのデータに対して Shapiro-Wilk 検定を行い，データの正規性を確認した結果，すべてのデータが正規分布していたため，本研究で得られたデータはすべてパラメトリックデータとして扱った。

身体属性の比較には対応のない t 検定を用い、歩行速度、CoA の比較には一元配置分散分析、多重比較として Tukey-Kramer の検定を用いた。いずれの検定も有意水準は 5% とし、検定には統計解析ソフト (SPSS22.0J, IBM, Japan) を用いた。

### 3. 結果

t 検定の結果、体重および BMI は OA 群が健常群に比べ有意に大きな値を示した ( $p < 0.001$ )。一元配置分散分析の結果、歩行速度、CoA とともに主効果を認めた ( $p < 0.001$ ,  $p = 0.03$ , 表 1)。多重比較の結果、OA 群における CoA は健常群の通常速度条件 ( $p = 0.04$ )、遅歩条件 ( $p = 0.02$ )、最大遅歩条件 ( $p = 0.02$ ) に比べ有意に低い値を示した (図 1)。

表 1 両群における歩行速度および膝関節衝撃吸収能力

	OA 群	健常群			p 値
		通常速度条件	遅歩条件	最大遅歩条件	
歩行速度 (m/s)	1.2±0.2	1.5±0.3	1.1±0.2	0.9±0.1	< 0.001
CoA (%)	20.2±12.8	23.0±4.9	23.2±4.2	23.6±3.0	0.03

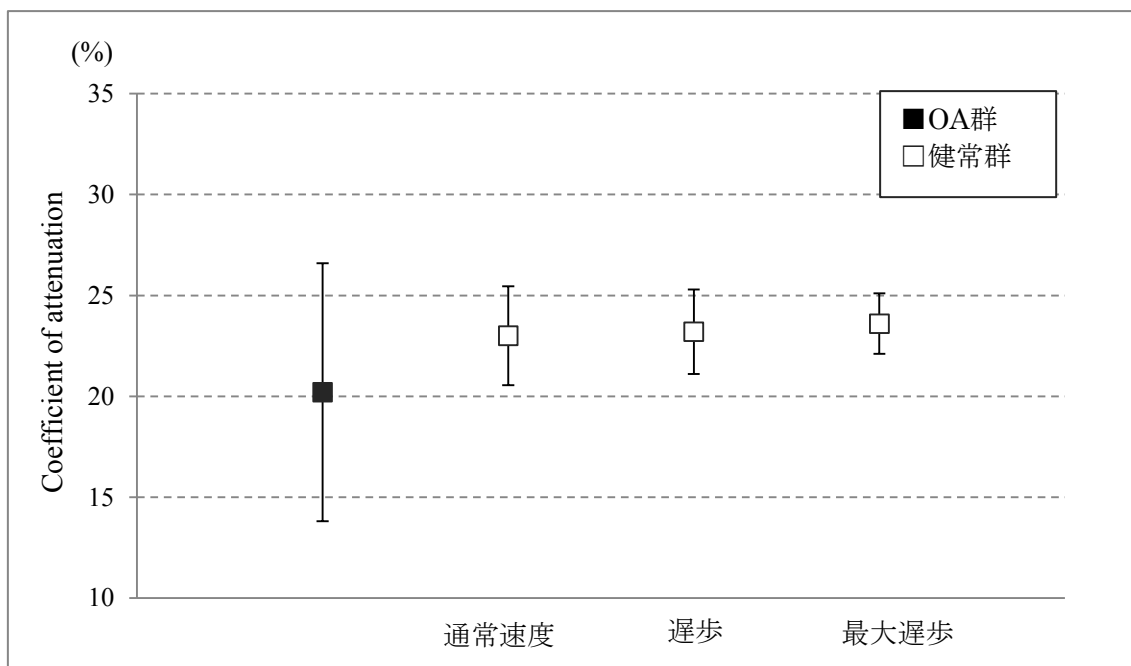


図 1 両群における膝関節衝撃吸収能力

#### 4. 考察

本節の結果から、OA 群における CoA は同年齢の健常群のいずれの歩行条件に比べても有意に小さな値を示しており、変形性膝関節症者の膝関節における衝撃吸収能力は同年齢の健常者に比べ低下していることが明らかとなった。この要因として荷重応答期の膝屈曲運動が挙げられる。Astephen *et al.* (2008) は健常者 60 名および中等度の変形性膝関節症者 60 名、末期変形性膝関節症者 61 名を対象とし、歩行解析を行ったところ、変形性膝関節症者の立脚初期における膝関節屈曲角度は健常者に比べ小さくなっていることを明らかにしている。歩行中の荷重応答期の膝屈曲のような関節運動は踵接地によって生じる衝撃の吸収に重要であることが知られており (Mercer *et al.* 2002)、本節では末期変形性膝関節症者を対象としたことから健常者に比べ立脚初期の膝関節屈曲角度が減少し、衝撃吸収能力の低下を示したのではないかと考えられる。また、末期変形性膝関節症者では半月板の消失、関節軟骨の消失が生じ、膝関節における衝撃吸収能力が低下すると考えられており (星野 1990)、本節の結果はこれを支持する結果となった。

また、変形性膝関節症者では衝撃吸収における大腿四頭筋の果たす役割が不十分であることも要因の一つと考えられる。Liikavainio *et al.* (2007) は疼痛や運動機能制限がないものの、X 線上では変形性膝関節症と診断される 27 名を対象に歩行解析を行い、大腿四頭筋が遊脚終期から活動を開始し、踵接地によって生じる衝撃を軽減させていることを報告している。そのため、変形性膝関節症の発症や進行に対して大腿四頭筋の役割に注目が集まっている。しかし一方で Hunt *et al.* (2010) は 77 名の grade II, 67 名の grade III, 60 名の grade IV の変形性膝関節症者を対象に、大腿四頭筋筋力と歩行中の踵接地によって生じる衝撃との関連性を検討し、歩行速度などの他の要因を調整すると大腿四頭筋の筋力と歩行中の踵接地によって生じる衝撃には関連性が無く、一般的に行われる大腿四頭筋の筋力向上だけでは変形性膝関節症者の歩行中に発生する衝撃吸収には不十分であることを報告している。この要因として、変形性膝関節症者では関節軟骨などの関節構造の破壊に伴い前額面や水平面での関節負荷も生じていることが報告されており (Gök *et al.* 2002)、矢状面での関節制御の役割を有する大腿四頭筋だけでは変形性膝関節症者における膝関節の衝撃吸収には不十分である可能性が考えられる。したがって、本節のような末期変形性膝関節症者においては関節構造の破壊に伴い、健常者に比べ大腿四頭筋による衝撃吸収効果が小さくなっていると考えられ、膝関節における衝撃吸収能力が低下している要因であると考えられる。

さらに、OA 群と健常群の体重の違いも衝撃吸収能力に影響を与える一因と考えられる。

Messier *et al.* (1996) は歩行中踵接地時の床反力は体重の増加に伴いほぼ直線的に増大することを報告しており、OA 群では健常群に比べ体重が有意に大きかったため、歩行中に発生し伝播する衝撃がそもそも大きかったことが考えられる。すなわち、変形性膝関節症者の膝関節における衝撃吸収能力を向上させるためには体重を減少させ、踵接地により発生する衝撃を減少させることも重要な課題であると考えられる。

人工膝関節置換術は破壊された関節構造を正常化し、失われた膝関節の機能を復元させる。そのため、術後には関節構造の正常化に伴い大腿四頭筋が衝撃吸収に果たす役割が重要になると考えられ、それによって膝関節における衝撃吸収能力が改善されることが予測され、次節にて検討を進める。

### 第3節 人工膝関節置換術前後の膝関節における衝撃吸収能力

#### 1. 目的

前節において、変形性膝関節症者の膝関節における衝撃吸収能力は同年齢の健常者に比べ低下していることが明らかとなった。その要因として半月板や関節軟骨など関節構造の破綻、歩行中の関節運動制限が考えられ、人工膝関節置換術の施行による関節構造の正常化によりこれらが改善され、膝関節における衝撃吸収能力が改善されることが予測される。そこで本節では人工膝関節置換術の前後で膝関節における衝撃吸収能力がどのように変化するかを検討することを目的とした。

#### 2. 方法

##### 2-1. 対象者

対象は変形性膝関節症を原疾患として人工膝関節置換術を施行する50名（平均年齢72.8±7.0歳、平均身長151.7±8.8cm、平均体重60.5±8.4kg、平均BMI26.3±3.0kg/m<sup>2</sup>、男性10名、女性40名）であり、属性は表1に示す通りである。取り込み基準は原疾患が変形性膝関節症である者、初回の人工膝関節置換術である者、60歳以上80歳未満である者、BMIが35kg/m<sup>2</sup>未満である者とした。

表1 対象者の属性

	n = 50
年齢 (歳)	72.8±7.0
身長 (cm)	151.7±8.8
体重 (kg)	60.5±8.4
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	26.3±3.0
変形性膝関節症重症度 (術側)	
gradeIII	n = 6, 12%
gradeIV	n = 44, 88%

なお、年齢 (Ferrandez *et al.* 1990) や ClassIII以上の肥満 (Ling *et al.* 2012) は運動機能に影響を及ぼすことから取り込み基準として設定した。除外基準は原疾患が関節リウマチである者、反対側および下肢の他関節に既に人工関節置換術を施行している者、神経学的疾患など歩行能力に影響を及ぼす他の疾患を有する者、術後に深部静脈血栓症などの合併症を生じた者とした。Kellgren-Lawrence 分類による重症度評価 (Kellgren and Lawrence. 1957) では、gradeIVであった者が44名、gradeIIIであった者が6名であった。なお、非術側に関しては

gradeIVであった者が 29 名, gradeIIIであった者が 12 名, gradeIIであった者が 6 名, grade Iであった者が 3 名であった. あんしん病院倫理委員会の承認を得るとともに (2013-4), すべての対象者には測定前に測定目的, 方法, 起こりうる危険性の説明を行うとともに, データの利用に関する説明をし, 測定に参加することへの同意を書面にて得た.

## 2-2. 方法

対象者はすべて手術 1 ヶ月前, 退院前日 (術後 4 日目), 手術 1 ヶ月後, 3 ヶ月後, 6 ヶ月後に評価を行った. 評価は歩行中の膝関節における衝撃吸収能力に加え, 膝関節可動域, 膝関節伸展筋力, Timed Up & Go (TUG) test の運動機能の計測を行った.

対象者は術当日に深部静脈血栓症予防としてベッド上での足関節底背屈運動を行い, 術翌日から歩行練習を開始した. 歩行練習は歩行器歩行から開始し, 術翌日に歩行器歩行を自立, 術後 3 日目に杖歩行自立, 術後 4 日目に階段昇降, 床上動作練習を行い, 術後 5 日目での退院を目標とした. 退院基準は杖を用い安定し, 自立した歩行が可能であること, 手すりを使用し階段昇降が可能であること, 床上動作が可能であることとした. なお, 術後 3 日目前後に超音波診断装置を用い深部静脈血栓症の有無を検討した.

### 膝関節における衝撃吸収能力の測定

膝関節における衝撃吸収能力の測定には三軸加速度計 (マイクロストーン社製, MVP-RF8-AC) を用いた. 加速度計を術側の大腿骨外側上顆 (Dejnabadi *et al.* 2005), 外果より 3cm 近位 (Kavanagh *et al.* 2006) にベルクロを用い固定し, 歩行を拘束せず, 歩行中の動揺がないことを確認した. これらの装着部位は軟部組織の影響が少ないことから選択した. 対象者には加速路と減速路をそれぞれ 3m ずつ設けた計 16m の直進路を快適速度で歩行するよう指示し, 加速路, 減速路を除く 10m の歩行時間をストップウォッチを用い計測した. なお, 疼痛増悪を防ぐため, 快適速度のみの歩行とし, 計測は 2 回行った. また, 靴による加速度波形への影響を考慮し, すべての対象者が同じ種類の靴を使用し, それぞれの足のサイズに適したものを選んだ.

加速度計を装着後, 静止立位状態にてキャリブレーションを行った. Bluetooth を用い, データレコーダー (マイクロストーン社製, MVP-RF8-S) にサンプリング周波数 500Hz で歩行中の加速度データを記録した. 得られた加速度波形の処理には Matlab (MathWorks 社製) を用い, 20Hz 以下の low-pass filter として Butterworth filter を使用した後, 各歩行の中

央 8 スライドを抽出した。膝関節における衝撃吸収能力の指標には CoA を用い、以下の式により算出した。CoA (%) = 100 × (1 - 大腿 RMS / 下腿 RMS)。この数値が大きいほど膝関節において衝撃が多く吸収されていることを示し、膝関節における衝撃吸収能力が高いことを示す。なお、2 回の計測で得られた CoA の平均値を算出した。

### 2-3. 統計学的解析

統計学的解析に先立ち、本研究で用いたすべてのデータに対して Shapiro-Wilk 検定を行い、データの正規性を確認した結果、すべてのデータが正規分布していたため、本研究で得られたデータはすべてパラメトリックデータとして扱った。

術前と術後各測定時期における膝関節の衝撃吸収能力の比較には測定時期を要因とした一元配置分散分析および多重比較として Tukey-Kramer の検定を用いた。また、各時期における膝関節における衝撃吸収能力と運動機能との関連性を Pearson の積率相関係数を用いて検討した。いずれの検定も有意水準は 5% とし、検定には統計解析ソフト (SPSS22.0J, IBM, Japan) を用いた。

## 3. 結果

手術 1 ヶ月前の評価後、1 名が疼痛軽減を理由に手術を辞退した。術後 3 日目前後に超音波診断装置を用い深部静脈血栓症の有無を検討したところ、15 名に深部静脈血栓症が発症していることが確認された。また、1 名が入院中に心不全症状を認め術後プロトコルから逸脱したため、50 名から 17 名を除外した。なお、33 名のうち 2 名が術後 3 ヶ月での評価に来院せず、6 名が術後 6 ヶ月での評価を行う前に反対側の人工膝関節置換術を施行したため、25 名での解析を行った。

まず、各時期における運動機能評価の結果を表 2 に、膝関節における衝撃吸収能力の推移を表 3 に示す。

運動機能に関して測定時期を要因とした比較を行ったところ、術側の膝関節屈曲可動域 ( $p < 0.001$ )、伸展可動域 ( $p < 0.001$ )、膝関節伸展筋力 ( $p < 0.001$ )、歩行速度 ( $p < 0.001$ )、TUG ( $p < 0.001$ ) において主効果を認めた。

術側の膝関節屈曲可動域は術前に比べ退院前日に有意な低下を示したが ( $p < 0.001$ )、1 ヶ月後には有意に改善を認めた ( $p < 0.001$ )。術後 3 ヶ月において有意な変化は認めなかったが ( $p = 0.42$ )、術後 6 ヶ月にはさらに改善を認めた ( $p = 0.03$ )。術前と術後 6 ヶ月の間に

有意差は認めなかった ( $p = 0.39$ ). 伸展可動域に関しては術前に比べ退院前日に有意な改善を認めたが ( $p < 0.001$ ), その後は有意な変化を認めなかった. 術後 6 ヶ月における伸展可動域は術前に比べ有意に改善を認めた ( $p < 0.001$ ).

膝関節伸展筋力は術前に比べ退院前日に有意な低下を認めたが ( $p < 0.001$ ), 術後 1 ヶ月には有意な改善を認めた ( $p < 0.001$ ). 術後 3 ヶ月において有意な変化はなかったが ( $p = 0.06$ ), 術後 6 ヶ月においては有意な改善を認めた ( $p = 0.002$ ). 術後 6 ヶ月と術前の間には有意な差は認めなかった ( $p = 0.98$ ).

歩行速度, TUG は術前に比べ退院前日に有意に低下を示したが ( $p < 0.001$ ), 術後 1 ヶ月には有意な改善を認めた ( $p < 0.001$ ). その後は有意な改善を認めなかった.

CoA に関しては測定時期を要因とした比較を行ったところ, 術前, 退院前日, 術後 1 ヶ月, 3 ヶ月, 6 ヶ月とも有意差を認めなかった. CoA と運動機能との関連性に関しては, 術前および退院前日においては有意な相関関係を認めなかったが, 術後 1 ヶ月には CoA と術側膝関節伸展筋力 ( $r = -0.38, p = 0.03$ ), 歩行速度 ( $r = -0.34, p = 0.04$ ), TUG ( $r = 0.38, p = 0.03$ ) と有意な相関関係を認めた (表 4). また, 術後 3 ヶ月, 6 ヶ月においても術側膝関節伸展筋力 (術後 3 ヶ月 ;  $r = -0.45, p = 0.01$ , 術後 6 ヶ月 ;  $r = -0.51, p = 0.002$ ), 非術側膝関節伸展筋力 (術後 3 ヶ月 ;  $r = -0.39, p = 0.03$ , 術後 6 ヶ月 ;  $r = -0.41, p = 0.02$ ), 歩行速度 (術後 3 ヶ月 ;  $r = -0.41, p = 0.02$ , 術後 6 ヶ月 ;  $r = -0.56, p < 0.001$ ), TUG (術後 3 ヶ月 ;  $r = 0.51, p = 0.004$ , 術後 6 ヶ月 ;  $r = -0.52, p < 0.001$ ) と有意な相関関係を認めた. なお, 膝関節伸展筋力と歩行速度は退院前日 ( $r = 0.36, p = 0.04$ ), 術後 1 ヶ月 ( $r = 0.35, p = 0.04$ ), 3 ヶ月 ( $r = 0.43, p = 0.02$ ), 6 ヶ月 ( $r = 0.59, p = 0.001$ ) に有意な相関関係を認めた.

#### 4. 考察

本節の結果から, CoA は術前から退院前日, 術後 1 ヶ月, 3 ヶ月, 6 ヶ月と有意な変化を認めず, 人工膝関節置換術前後の歩行中の膝関節における衝撃吸収能力が変化しないことが明らかとなった. 前節の結果から変形性膝関節症者の膝関節における衝撃吸収能力は健常者に比べ低下し, その要因として歩行時の荷重応答期における膝関節屈曲角度の減少や, 半月板の消失や関節軟骨の摩耗など衝撃吸収を担う関節構造の破綻および関節構造の破綻による大腿四頭筋の機能不全, 体重の増加が原因であることが推察された. そのため, 人工膝関節置換術の施行による関節構造の正常化によって, 関節運動が正常化され, 大腿四頭筋が衝

撃吸収の役割を果たし、さらに半月板や関節軟骨に代わり人工膝関節に用いられるベアリングが衝撃吸収を担い (Auger *et al.* 1995, Auger *et al.* 1995), 膝関節における衝撃吸収能力は改善されることが予測されたが、実際には改善が見られなかった。

この理由として、人工膝関節置換術後にしばしば観察される stiff-knee gait という特徴的な歩行が挙げられる。Benedetti *et al.* (2003) は人工膝関節置換術施行患者を対象に術後 6 ヶ月, 1 年, 2 年の歩行解析および歩行時の筋活動の解析を行っている。その結果, 大腿直筋とハムストリングス, 前脛骨筋と腓腹筋の同時収縮が起きることで特に荷重応答期の膝関節屈曲角度が減少していることを明らかにし, このような stiff-knee gait が術後長期間にわたって続いていることを明らかにしている。stiff-knee gait による歩行中の膝関節の総可動域や荷重応答期および遊脚期の膝関節屈曲角度の減少に関する報告は多いが (McClelland *et al.* 2007, Milner 2009, Ouellet *et al.* 2002), 下肢のスティフネスの増大は衝撃吸収能力を低下させることが報告されている (Zhang *et al.* 2003, Devita and Skelly. 1992)。そのため, 術後に関節構造が正常化されたにもかかわらず, 術前に比べ膝関節における衝撃吸収能力の改善がみられなかったのは, 術後の stiff-knee gait のような異常歩行が要因の一つであると考えられる。この stiff-knee gait が生じている要因に関しては一致した見解は得られていないが, 人工関節の置換による固有感覚の低下や術前からの歩容の影響などが要因として考えられている (Benedetti *et al.* 2003)。

また, 膝関節における衝撃吸収能力と運動機能との関連性に関して, 術前には有意な関連性を認めなかった。変形性膝関節症者においては半月板や関節軟骨の消失により関節構造が破綻し, 矢状面だけでなく水平面や前額面での関節負荷が生じるため (Gök *et al.* 2002) 大腿四頭筋による衝撃吸収が不十分になり, 関連性がみられなかったと考える。しかし術後 1 ヶ月以降には膝関節における衝撃吸収能力と膝関節伸展筋力に有意な負の相関関係を認め, 衝撃吸収能力と歩行速度にも有意な相関関係を認めた。第 1 節で示したように膝関節における衝撃吸収能力は歩行速度の影響を受けるが, 人工膝関節置換術の施行により関節構造が正常化した結果, 健常者と同様に衝撃吸収能力が歩行速度に依存する結果になったと考える。また, 膝関節伸展筋力は歩行速度と有意な相関関係を示しており, 膝関節における衝撃吸収能力は歩行速度の影響を受けた結果, 膝関節伸展筋力とも負の相関関係を示したのと考えられる。そのため, 術後には関節構造の正常化により健常者と同様に大腿四頭筋による衝撃吸収が重要になると考えられるが, 術後の膝関節伸展筋力は 6 ヶ月程度で術前と同程度まで回復するものの非術側に比べると低下しており, 健常者に比べると術後 1 年が経過しても

30%から40%低下していることが明らかとなっている (Berman *et al.* 1991, Finch *et al.* 1998). したがって, 術後の膝関節伸展筋力の低下が膝関節衝撃吸収能力の改善が不十分であることの要因である可能性も考えられ, 術後に膝関節伸展筋力を十分に改善させることが膝関節における衝撃吸収能力を向上させるためには不可欠であると考えられる. また, 第2節で述べたように, 膝関節における衝撃吸収能力を向上させるためには体重を減少させることも重要な課題であり, 歩容や膝関節伸展筋力などの運動機能だけにとらわれず, 体重減少へのアプローチも重要になると考える.

以上のことから, 人工膝関節置換術後には関節構造の正常化に伴い, 膝関節における衝撃吸収能力が歩行速度の影響を受けるが, stiff-knee gait による歩行中の膝関節屈曲角度の減少や術後の膝関節伸展筋力の低下により衝撃吸収能力の改善は不十分であり, 術後の歩行中の衝撃吸収能力の改善には歩容の改善や膝関節伸展筋力の向上, 体重の減少が重要になると考えられる.

表 2 術前後の運動機能の推移

	術前 (n = 25)	退院前日 (n = 25)	術後 1 ヶ月 (n = 25)	術後 3 ヶ月 (n = 25)	術後 6 ヶ月 (n = 25)
術側膝関節可動域					
屈曲 (°)	123.5±13.4	91.2±10.1	106.4±13.1	113.4±11.0	117.8±14.7
伸展 (°)	-10.8±6.6	-1.3±2.4	-2.5±3.1	-3.0±3.1	-2.8±3.6
非術側膝関節可動域					
屈曲 (°)	132.1±11.9	134.5±12.5	134.0±13.4	133.0±12.5	133.4±10.5
伸展 (°)	-5.5±5.3	-4.5±4.7	-5.0±5.1	-5.1±5.0	-4.4±4.4
膝関節伸展筋力					
術側 (Nm/kg)	0.95±0.31	0.29±0.25	0.65±0.24	0.87±0.30	1.07±0.39
非術側 (Nm/kg)	1.15±0.40	1.16±0.44	1.14±0.41	1.14±0.31	1.28±0.46
歩行速度 (m/秒)	1.0±0.2	0.8±0.1	1.0±0.2	1.1±0.2	1.2±0.2
歩行時痛	2.5±2.2	3.2±2.4	0.8±1.4	0.6±1.4	0.5±1.2
TUG (秒)	10.1±2.4	15.5±4.4	10.5±2.7	9.3±2.6	8.8±2.4

表 3 術前後の膝関節における衝撃吸収能力の推移

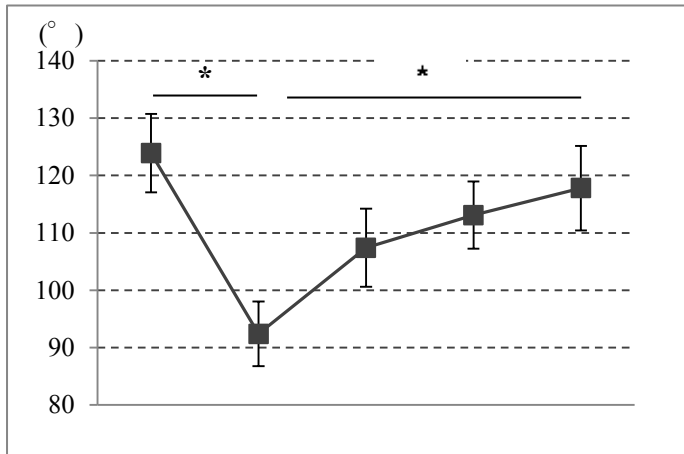
	術前 (n = 25)	退院前日 (n = 25)	術後 1 ヶ月 (n = 25)	術後 3 ヶ月 (n = 25)	術後 6 ヶ月 (n = 25)
CoA (%)	19.8±13.8	24.5±10.0	21.2±10.2	18.6±9.4	18.6±9.3

TUG; Timed Up & Go test, CoA; coefficient of attenuation

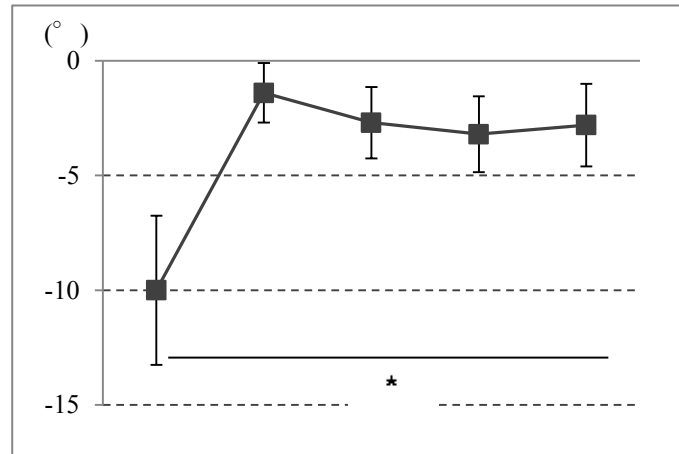
下図はいずれも横軸左から順に

術前, 退院前日, 術後1ヶ月, 3ヶ月, 6ヶ月

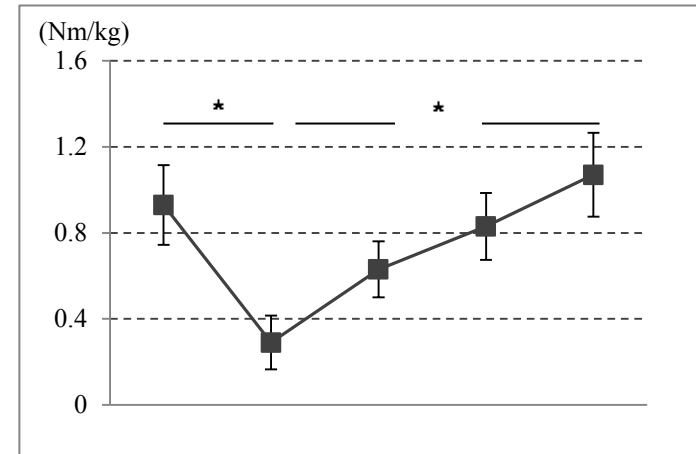
\*は時期による有意差を示す



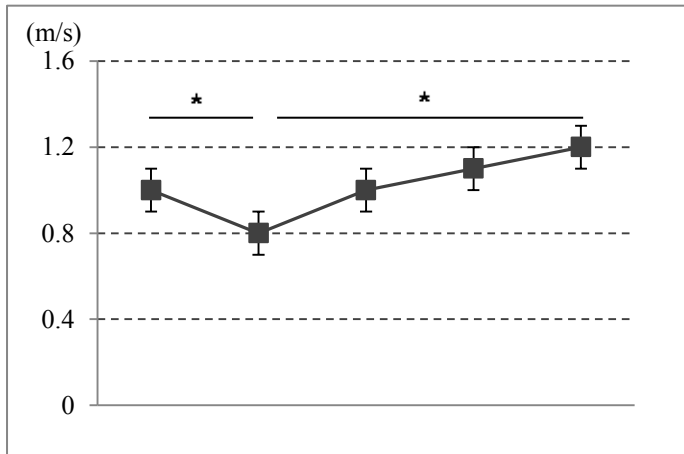
膝関節屈曲可動域



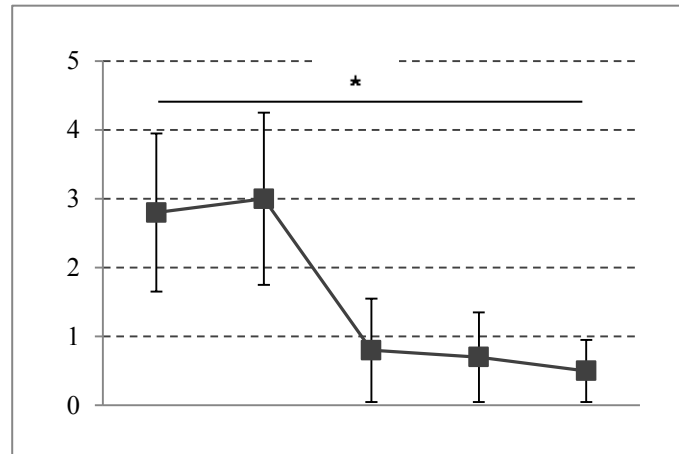
膝関節伸展可動域



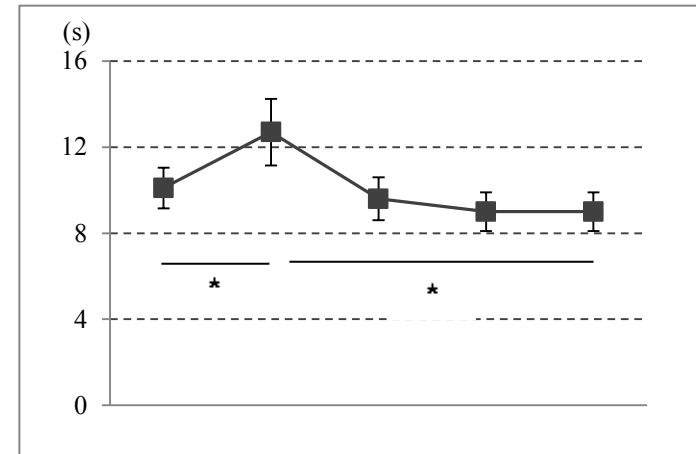
膝関節伸展筋力



歩行速度



歩行時痛



Timed Up & Go test

41  
図1 術前後の運動機能の推移

表 4 各時期における膝関節における衝撃吸収能力と各運動機能との関連性

	術前 (n = 25)	退院前日 (n = 25)	術後 1 ヶ月 (n = 25)	術後 3 ヶ月 (n = 25)	術後 6 ヶ月 (n = 25)
術側膝関節可動域					
屈曲	-0.13	-0.14	-0.22	-0.08	0.40
伸展	-0.19	-0.12	0.10	-0.11	-0.34
非術側膝関節可動域					
屈曲	-0.21	0.10	0.11	0.09	0.21
伸展	-0.31	0.17	-0.19	-0.08	0.13
膝関節伸展筋力					
術側	-0.02	-0.31	-0.39*	-0.44*	-0.51**
非術側	-0.07	-0.15	-0.12	-0.38*	-0.41*
歩行速度	-0.26	0.11	-0.34*	-0.45*	-0.56**
TUG	0.05	0.02	0.38*	0.52*	-0.52**

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$

TUG; Timed Up & Go test

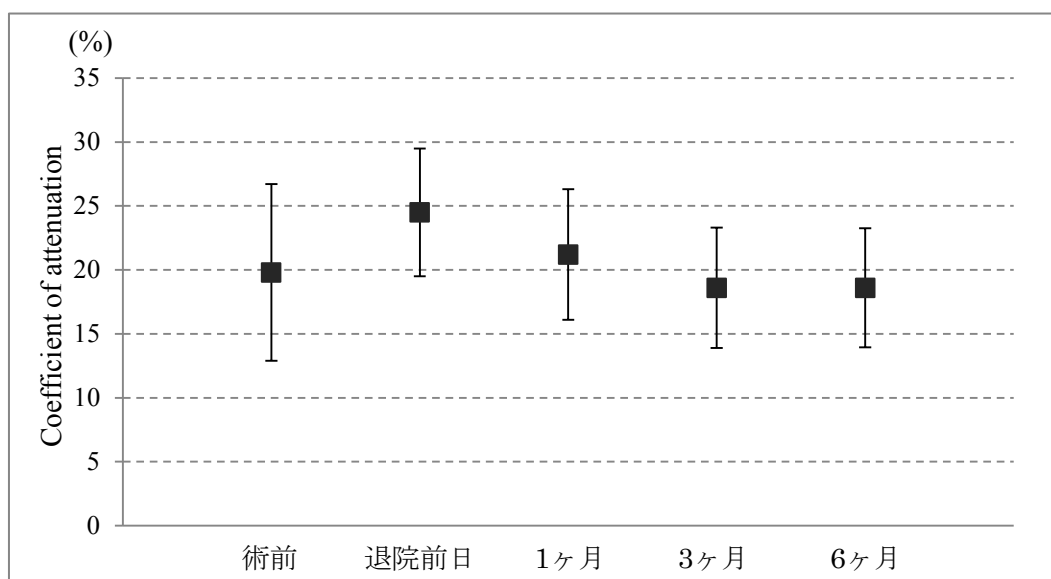


図 2 術前後の膝関節における衝撃吸収能力の推移

## 第5章 人工膝関節置換術前後の歩行変動（研究課題2）

### 第1節 変形性膝関節症患者における歩行変動—健常若年者および高齢者との比較

#### 1. 目的

人工膝関節置換術後には膝関節可動域や膝関節伸展筋力など運動機能の低下が生じ、転倒リスクが増大する。しかし実際にはこれらの運動機能の低下が直接的な転倒の要因ではなく、運動機能の低下が歩行の不安定性を引き起こすことで転倒が発生するとされており、歩行安定性の指標である歩行周期時間の変動を用いた検討が重要であると考えられる。歩行周期時間の変動は歩行速度や下肢の筋力、可動域などに影響を受けることから、健常者に比べ下肢筋力や可動域制限が生じる変形性膝関節症患者（Guccione *et al.* 1990, Davis *et al.* 1991）では歩行周期時間の変動が増大している可能性が考えられる。そこで本節ではまず、変形性膝関節症患者における歩行周期時間の変動を健常若年者および高齢者と比較することを目的とした。

#### 2. 方法

##### 2-1. 対象者

対象は健常若年者 10 名（若年群；年齢 23.7±2.1 歳，身長 161.0±9.6cm，体重 54.7±5.9kg，BMI21.2±2.6kg/m<sup>2</sup>，すべて女性），健常高齢者 10 名（高齢群；年齢 63.6±2.9 歳，身長 159.8±4.5cm，体重 57.4±8.1kg，BMI22.6±3.8kg/m<sup>2</sup>，すべて女性），変形性膝関節症患者 16 名（OA 群；年齢 63.3±4.2 歳，身長 154.1±8.2 歳，体重 64.7±9.3kg，BMI27.3±3.7kg/m<sup>2</sup>，すべて女性）とした。若年群の取り込み基準は 20 歳以上 30 歳未満である者，高齢群の取り込み基準は 50 歳以上 70 歳未満とし，両群とも除外基準は変形性膝関節症や関節リウマチを有する者，下肢に既に人工関節置換術を施行している者，関節鏡手術を含む下肢の整形外科的手術を 6 ヶ月以内に施行した者，下肢に疼痛や機能的な障害を有する者とした。OA 群の取り込み基準は変形性膝関節症を有する者，50 歳以上 70 歳未満とし，除外基準は関節リウマチを有する者，下肢の他関節に既に人工関節置換術を施行している者，神経学的疾患など歩行能力に影響を及ぼす他の疾患を有する者とした。なお，OA 群において症状の強い側を患側と定義した場合，Kellgren-Lawrence 分類による患側下肢の重症度評価（Kellgren and Lawrence. 1957）では，16 名全員が gradeIVであり，健側に関しては grade I

が2名, gradeIIIが5名, gradeIVが9名であった。各群の属性に関しては表1に示す通りである。あんしん病院倫理委員会の承認を得るとともに(2013-3),すべての対象者には測定前に測定の目的,方法,起こりうる危険性の説明を行うとともに,データの利用に関する説明をし,測定に参加することへの同意を書面にて得た。

## 2-2. 方法

歩行の安定性の指標として,歩行周期時間の変動係数を用いた。歩行周期時間の変動係数の測定には三軸加速度計(マイクロストーン社製, MVP-RF8-AC)を用いた。先行研究と同様に,加速度計を外果より3cm近位(Kavanagh *et al.* 2006)にベルクロを用い固定し,歩行を拘束せず,歩行中の動揺がないことを確認した。この装着部位は軟部組織の影響が少なく,各歩行周期の踵接地を同定するために適していることから選択した。OA群においては患側下肢の外果より3cm近位に,若年群および高齢群においては先行研究(Kavanagh *et al.* 2006)にならい右下肢の外果より3cm近位とした。

対象者には加速路と減速路をそれぞれ3mずつ設けた計16mの直進路を快適速度で歩行するよう指示し,加速路,減速路を除く10mの歩行時間をストップウォッチを用い計測した。測定は2回行った。Housedorff *et al.* (1997)は歩行周期時間の変動係数を求める際に6分間の歩行を指示しているが,本節ではOA群の疼痛を考慮し16mでの計測とした(Reelick *et al.* 2009)。なお,歩行速度が歩行周期時間の変動係数に与える影響(Heiderscheit, 2000, Van Emmerik *et al.* 1999)を考慮し,同程度の歩行速度での歩行周期時間の変動係数の比較を行うため,若年群および高齢群には快適速度での歩行以外に,通常速度よりも遅い歩行(遅歩),さらに遅い歩行(最大遅歩)の計3条件での歩行を指示した。また,靴による加速度波形への影響を考慮し,すべての対象者が同じ種類の靴を使用し,それぞれの足のサイズに適したものを選んだ。

加速度計を装着後,静止立位状態にてキャリブレーションを行った。Bluetoothを用い,データレコーダー(マイクロストーン社製, MVP-RF8-S)にサンプリング周波数500Hzで歩行中の加速度データを記録した。得られた加速度波形の処理にはMatlab(MathWorks社製)を用い,20Hz以下のlow-pass filterとしてButterworth filterを使用した後,踵接地を同定し,加速と減速の影響を考慮し歩行開始および終了の前後2歩を除いた踵接地から次の踵接地までの時間を1歩行周期時間として算出した。歩行周期時間の変動係数の指標にはcoefficient of variation(CV; (標準偏差 / 平均値) × 100%)を用いた(Hausdorff *et al.* 1998,

Maki, 1997). CV は値が小さいほど歩行中の姿勢が安定していることを示す. なお, 2 回の歩行における CV の平均値を採用した.

### 2-3. 統計学的解析

統計学的解析に先立ち, 本研究で用いたすべてのデータに対して Shapiro-Wilk 検定を行い, データの正規性を確認した結果, 正規分布していないデータの存在が明らかとなったため, 本節で得られたデータはすべてノンパラメトリックデータとして扱った. CV の比較には Kruskal Wallis 検定と Steel-Dwass 法による多重比較検定を用いた. 有意水準は 5% とし, 検定には統計解析ソフト (SPSS22.0J, IBM, Japan) を用いた.

## 3. 結果

若年群および高齢群, OA 群の歩行速度および CV を表 2, 図 1 に示す. OA 群の通常歩行速度は  $1.2 \pm 0.2 \text{ m/s}$  であり, 若年群, 高齢群ともこの歩行速度に最も近い歩行速度は遅歩条件であった. Kruskal Wallis 検定の結果, CV には主効果を認め ( $p < 0.001$ ), OA 群の CV は若年群, 高齢群のいずれの歩行速度条件と比較しても有意に高値を示した ( $p < 0.001$ ). また, 若年群における CV は各条件において高齢群よりも有意に低値を示した ( $p < 0.001$ ).

## 4. 考察

本節の結果から, OA 群における CV は健常若年者や高齢者に比べ有意に大きな値を示しており, 変形性膝関節症者の歩行は健常者に比べ不安定であることが示された. 本研究とは異なる指標を用いているものの, 山田ら (2007) は変形性股関節症者の歩行が健常高齢者に比べ不安定であることを報告しており, 変形性膝関節症者においても同様の結果が得られたといえる. 若年者と高齢者の歩行変動の違いに関しては, Asai *et al.* (2013) が本研究と同様の歩行周期時間の変動を用い, 高齢者の歩行変動が若年者に比べ増大しており, 歩行が不安定であることを報告し, 本節の結果はこれを支持する結果となった. また, 変形性膝関節症者は健常者に比べ歩行速度の低下など, 歩行能力の低下が生じることが報告されているが (Guccione *et al.* 1990, Davis *et al.* 1991), 本節においても変形性膝関節症者は健常者に比べ歩行速度が低下を認めた. しかしながら, 同等の歩行速度での比較を行っても変形性膝関節症者の歩行周期時間の変動は健常者に比べ増大しており, 歩行速度の違いにかかわらず, 歩行が不安定であることが示された. この理由として, 下肢の筋力低下や

可動域制限が挙げられる。変形性膝関節症者では関節の変形により下肢の筋力低下や可動域制限が生じることが広く知られているが (Slemenda *et al.* 1997), これらは歩行周期時間の変動を増大させる要因であることが報告されている (Kang and Dingwell. 2007). そのため, 変形性膝関節症者では下肢の筋力低下や可動域制限によって歩行周期時間の変動が増大していることが考えられる。また, 変形性膝関節症者では歩行時に脛骨が立脚初期に内反, 外旋, 内側移動する外側 thrust や疼痛が生じる (古賀. 1997). このような下腿の異常運動も歩行周期時間の変動に影響を及ぼしている可能性が考えられ, 今後詳細な検討が必要である。

本節で用いた歩行周期時間の変動は転倒発生を予測する有用な指標であることが多く報告されている (Hausdorff *et al.* 2001, Maki. 1997, 新井他, 2011). わが国の高齢者における転倒発生率は 10~25%と報告されているが (安村他, 1991, 新野他, 1995, 柴田. 1997), 変形性膝関節症者における転倒発生率は 50%近いとの報告も見受けられ (Brand *et al.* 2005, Williams *et al.* 2010), 変形性膝関節症という疾患そのものが転倒リスクをさらに増大していると考えられている (Blake *et al.* 1988, Campbell *et al.* 1989, Lawlor *et al.* 2003, Leveille *et al.* 2002, Leveille *et al.* 2009). 本節の結果からも変形性膝関節症者は健常若年者や高齢者に比べ歩行周期時間の変動が大きく, 歩行の安定性が低下し, 転倒リスクが増大した状態であるといえる。これまでに変形性膝関節症者を対象として歩行周期時間の変動を検討した報告は見あたらないが, 新井ら (2011) は地域在住高齢者 124 人を対象に歩行周期時間の変動を検討したところ, 過去 1 年間に転倒を経験した者の歩行周期時間の変動は  $2.9 \pm 1.0\%$  で, 転倒を経験していない者の  $2.3 \pm 1.0\%$  に比べ有意に大きな値を示したことを報告している。他の先行研究においては健常高齢者の歩行周期時間の変動は 3%以下と報告されており (Hausdorff. 2005, 2007), 本節における変形性膝関節症者の  $10.4 \pm 10.0\%$  という値は非常に大きな値であり, 転倒リスクが高いと考えられる。

先行研究ではパーキンソン病やハンチントン病, 認知症患者において歩行変動が増大していることが報告されている (Koller and Trimble. 1985, Baltadjieva *et al.* 2000, Schaafsma *et al.* 2003, Sheridan *et al.* 2003). しかし一方で糖尿病性末梢神経障害など下肢や足底に感覚障害を有する患者や (Dingwell *et al.* 1999, Gates and Dingwell. 2007), 部屋の照明を暗くするなど視覚からの情報入力を制限しても歩行変動は変わらないとされている (Kesler *et al.* 2005, Thies *et al.* 2005). これらのことから歩行変動とは感覚系の障害や周囲の環境などの影響は少なく, 運動出力系の働きを反映していると推察されている。そのため, 変形性膝

関節症者における運動機能の低下が歩行周期時間の変動増大を招き、歩行の不安定性を引き起こしている可能性が考えられる。また、本節の結果から得られた CV は 0.8% から 34.8% の広範囲に及ぶものであり、各対象者の運動機能や歩行能力、疼痛などに大きく影響を受けるものであることが推察される。

表 1 対象者の属性

	若年群 (n = 10)	高齢群 (n = 10)	OA 群 (n = 16)
年齢 (歳)	23.7±2.1	63.6±2.9	63.3±4.2
身長 (cm)	161.0±9.6	159.8±4.5	154.1±8.2
体重 (kg)	54.7±5.9	57.4±8.1	64.7±9.3
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	21.2±2.6	22.6±3.8	27.3±3.8

BMI; body mass index

表 2 各群における歩行速度, 歩行周期時間の変動

	若年群			高齢群			OA 群	p 値
	通常速度条件	遅歩条件	最大遅歩条件	通常速度条件	遅歩条件	最大遅歩条件	通常速度条件	
歩行速度 (m/s)	1.4±0.3	1.2±0.2	0.9±0.1	1.5±0.3	1.1±0.2	0.9±0.1	1.2±0.2	< 0.001
CV (%)	1.4±0.7	2.1±1.2	2.4±1.3	1.7±0.9	2.5±1.5	2.9±1.4	10.4±10.0	<0.001

CV; coefficient of variation

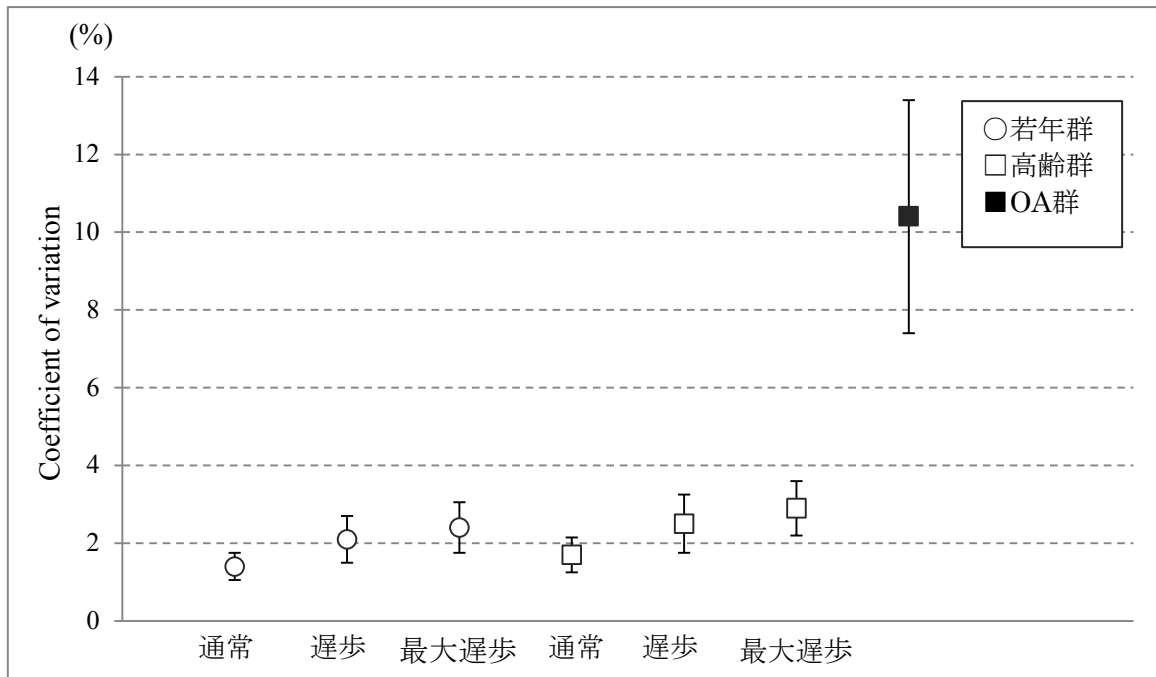


図1 各群における歩行周期時間の変動係数

## 第2節 人工膝関節置換術前後の歩行変動

### 1. 目的

前節では変形性膝関節症者は健常若年者および高齢者に比べ歩行周期時間の変動が増大し、歩行の安定性が低下していることが示唆された。人工膝関節置換術後には歩行速度の低下や膝関節伸展筋力の低下、膝関節可動域制限などの運動機能の低下が一時的に生じることから、歩行周期時間の変動がさらに増大することが推察される。また、先述したようにこの運動機能の低下は術後6ヶ月程度で術前同様まで回復するため、歩行周期時間の変動も運動機能の改善に伴い改善されることが推察される。そこで本節では人工膝関節置換術前後の歩行変動を検討するため、歩行安定性の指標である歩行周期時間の変動を経時的に検討し、また各時期において歩行変動がどのような要因によって影響を受けるかを明らかにするため、歩行周期時間の変動と運動機能との関連性を検討することを目的とした。

### 2. 方法

#### 2-1. 対象者

対象は変形性膝関節症を原疾患として人工膝関節置換術を施行する57名（年齢  $72.8 \pm 7.1$  歳，身長  $152.4 \pm 4.4$ cm，体重  $60.7 \pm 6.3$ kg，BMI  $26.2 \pm 3.3$ kg/m<sup>2</sup>，男性8名，女性49名）であり，属性は表1に示す通りである。取り込み基準は原疾患が変形性膝関節症である者，初回の人工膝関節置換術である者，60歳以上80歳未満である者，BMIが  $35$ kg/m<sup>2</sup> 未満である者とした。

なお，年齢（Ferrandez *et al.* 1990）や Class III 以上の肥満（Ling *et al.* 2012）は運動機能に影響を及ぼすことから取り込み基準として設定した。除外基準は原疾患が関節リウマチである者，反対側および下肢の他関節に既に人工関節置換術を施行している者，神経学的疾患など歩行能力に影響を及ぼす他の疾患を有する者，術後に深部静脈血栓症などの合併症を

表1 対象者の属性

	n = 57
年齢（歳）	72.8±7.1
身長（cm）	152.4±4.4
体重（kg）	60.7±6.3
BMI（kg/m <sup>2</sup> ）	26.2±3.3
変形性膝関節症重症度（術側）	
grade III	n = 5, 8.8%
grade IV	n = 52, 91.2%

生じた者とした。Kellgren-Lawrence 分類による重症度評価 (Kellgren and Lawrence. 1957) では、gradeIVであった者が 52 名、gradeIIIであった者が 5 名であった。なお、非術側に関しては gradeIVであった者が 30 名、gradeIIIであった者が 14 名、grade II であった者が 11 名、grade I であった者が 2 名であった。あんしん病院倫理委員会の承認を得るとともに (2013-3)、すべての対象者には測定前に測定の目的、方法、起こりうる危険性の説明を行うとともに、データの利用に関する説明をし、測定に参加することへの同意を書面にて得た。

## 2-2. 方法

対象者はすべて手術 1 ヶ月前、退院前日 (術後 4 日目)、手術 1 ヶ月後、3 ヶ月後、6 ヶ月後に評価を行った。評価は歩行の安定性の指標である歩行周期時間の変動係数の測定に加え、膝関節可動域、膝関節伸展筋力、Timed Up & Go (TUG) test の運動機能の計測を行った。

対象者は術当日に深部静脈血栓症予防としてベッド上での足関節底背屈運動を行い、術翌日から歩行練習を開始した。歩行練習は歩行器歩行から開始し、術翌日に歩行器歩行を自立、術後 3 日目に杖歩行自立、術後 4 日目に階段昇降、床上動作練習を行い、術後 5 日目での退院を目標とした。退院基準は杖を用い安定し、自立した歩行が可能であること、手すりを使用し階段昇降が可能であること、床上動作が可能であることとした。なお、術後 3 日目前後に超音波診断装置を用い深部静脈血栓症の有無を検討した。

## 歩行変動

歩行の安定性の指標として、歩行周期時間の変動係数を用いた。歩行周期時間の変動係数の測定には三軸加速度計 (マイクロストーン社製、MVP-RF8-AC) を用いた。先行研究と同様に、加速度計を術側の外果より 3cm 近位 (Kavanagh *et al.* 2006) にベルクロを用い固定し、歩行を拘束せず、歩行中の動揺がないことを確認した。この装着部位は軟部組織の影響が少なく、各歩行周期の踵接地を同定するために適していることから選択した。対象者には加速路と減速路をそれぞれ 3m ずつ設けた計 16m の直進路を快適速度で歩行するよう指示し、加速路、減速路を除く 10m の歩行時間をストップウォッチを用い計測した。測定は 2 回行った。Housedorff *et al.* (1997) は歩行周期時間の変動係数を求める際に 6 分間の歩行を指示しているが、本研究では術前後の疼痛を考慮し 16m での計測とした

(Reelick *et al.* 2009). なお、靴による加速度波形への影響を考慮し、すべての対象者が同じ種類の靴を使用し、それぞれの足のサイズに適したものを選んだ。

加速度計を装着後、静止立位状態にてキャリブレーションを行った。Bluetooth を用い、データレコーダー（マイクロストーン社製、MVP-RF8-S）にサンプリング周波数 500Hz で歩行中の加速度データを記録した。得られた加速度波形の処理には Matlab（MathWorks 社製）を用い、20Hz 以下の low-pass filter として Butterworth filter を使用した後、踵接地を同定し、加速と減速の影響を考慮し歩行開始および終了の前後 2 歩を除いた踵接地から次の踵接地までの時間を 1 歩行周期時間として算出した。歩行周期時間の変動係数の指標には coefficient of variation (CV; (標準偏差 / 平均値) × 100%) を用いた (Hausdorff *et al.* 1998, Maki. 1997). CV は値が小さいほど歩行中の姿勢が安定していることを示す。なお、2 回の歩行における CV の平均値を採用した。

## 運動機能評価

### 1) 膝関節可動域

対象者を背臥位とし、日本整形外科学会および日本リハビリテーション医学会が推奨する測定方法に準じ、ゴニオメーターを用い膝関節の屈曲および伸展可動域を他動にて測定した。

### 2) 膝関節伸展筋力

筋力測定には Hand-Held Dynamometer（アニマ株式会社製、ミュータス F1）を使用し、膝伸展の最大等尺性筋力を測定した。測定肢位は座位にて膝関節 75 度屈曲位とし、筋出力を受けるセンサー部の位置は下腿遠位部前面とした。センサー部の固定にはベルクロを用い、測定中に十分固定されていることを確認した。下腿の固定にはベルトを用いることで測定の信頼性が向上することが報告されており (Kato and Yamasaki. 2009)、本研究においてもベルトによる固定を行った。測定は全て非術側から行った。アーム長の計測は膝関節中心からセンサー部中央までとし、メジャーを用いて計測した。計測は最大下等尺性運動を行った後、約 3 秒間の最大等尺性筋力を 2 回繰り返し測定し、最大値を採用した。測定結果からトルク体重比 (Nm/kg; センサー部の力 (N) × アーム長 (m) / 体重 (kg)) を算出した。同側に対する 2 回の測定の間には約 30 秒間の休息時間を設け、左右の測定間には約 1 分の休息を設けた。

### 3) Timed Up & Go test

TUG の測定は高さ 40cm の肘掛けのないパイプ椅子に腰掛けた姿勢から立ち上がり、3m 前方の目標物まで歩いて方向転換して戻り、再び座位になるまでの所要時間を計測した (Podsiadlo and Richardson. 1991). 原法 (Podsiadlo and Richardson. 1991) では「楽な速さ」で歩行するが、本研究では最大努力で行ってもらい、測定時の心理状態や教示の解釈の違いによる影響を排除した (島田他, 2006). 測定は 2 回行い、2 回の測定の平均値を採用した.

### 2-3. 統計学的解析

統計学的解析に先立ち、本研究で用いたすべてのデータに対して Shapiro-Wilk 検定を行い、データの正規性を確認した結果、正規分布していないデータの存在が明らかとなったため、本研究で得られたデータはすべてノンパラメトリックデータとして扱った.

術前と術後各測定時期における歩行周期時間の変動係数の比較をそれぞれ Friedman 検定と Steel-Dwass 法による多重比較検定を用い、測定時期を要因として、術前、退院日、術後 1 ヶ月、3 ヶ月、6 ヶ月を水準とした比較を行った. また、各時期における歩行周期時間の変動係数と運動機能との関連性を、Spearman の順位相関係数を用いて検討した. いずれの検定も有意水準は 5% とし、検定には統計解析ソフト (SPSS22.0J, IBM, Japan) を用いた.

## 3. 結果

対象である 57 名のうち、術後 3 日目前後に超音波診断装置を用い深部静脈血栓症の有無を検討したところ、13 名に深部静脈血栓症が発症していることが確認された. さらに 1 名が術後に酸素飽和度低下のためプロトコルから逸脱したため、14 名を除外した. なお、43 名のうち 5 名が術後 6 ヶ月の評価を行う前に反対側の人工膝関節置換術を施行したため、38 名での解析を行った.

各時期における運動機能評価の結果を表 2 および図 1 に、歩行周期時間の変動係数を表 3、図 2 に示す. 一元配置分散分析の結果、歩行周期時間の変動係数は主効果を認めた ( $p < 0.001$ ). 術前および退院前日における歩行周期時間の変動係数には有意な差を認めなかったが ( $p = 0.89$ ), 術後 1 ヶ月以降の歩行周期時間の変動係数は術前および退院前日に比べ有意な改善を認めた (いずれも  $p < 0.001$ ).

運動機能に関して測定時期を要因とした比較を行ったところ、術側の膝関節屈曲可動域 ( $p < 0.001$ ), 伸展可動域 ( $p = 0.006$ ), 膝関節伸展筋力 ( $p = 0.001$ ), 歩行速度 ( $p < 0.001$ ),

TUG ( $p = 0.001$ ) において主効果を認めた。術側の膝関節屈曲可動域は術前に比べ退院前日に有意な低下を認めたが ( $p < 0.001$ )、その後術後 1 ヶ月 ( $p < 0.001$ ) に有意な改善を認め、それ以降は術後 3 ヶ月 ( $p = 0.86$ )、6 ヶ月 ( $p = 0.33$ ) と有意な差を認めず、術後 6 ヶ月と術前にも有意な差は認めなかった ( $p = 0.21$ )。術側の膝関節伸展可動域に関しては術前に比べ退院前日に有意に改善を示し ( $p = 0.03$ )、その後退院日と比較し術後 1 ヶ月 ( $p = 0.98$ )、3 ヶ月 ( $p = 0.94$ )、6 ヶ月 ( $p = 0.99$ ) では有意な変化は認めなかった。

退院前日の膝関節伸展筋力は術前に比べ有意に低下したものの ( $p = 0.03$ )、退院前日に比べ術後 1 ヶ月 ( $p = 0.01$ ) 3 ヶ月 ( $p < 0.04$ )、6 ヶ月 ( $p < 0.001$ ) に有意な改善を認めた。術後 6 ヶ月と術前にも有意な差は認めなかった ( $p = 0.32$ )。

歩行速度に関しては術前に比べ退院前日に有意な低下を示したが ( $p = 0.03$ )、退院前日に比べ術後 1 ヶ月以降は有意な改善を認めた ( $p < 0.001$ )。術後 6 ヶ月には術前に比べ有意な改善を認めた ( $p = 0.04$ )。TUG に関しても術前に比べ退院前日に比べ有意な低下を示したが ( $p = 0.007$ )、退院前日に比べ術後 1 ヶ月以降は有意な改善を認めた ( $p < 0.001$ )。術後 3 ヶ月 ( $p = 0.04$ )、6 ヶ月 ( $p = 0.04$ ) には術前に比べ有意な改善を認めた。

さらに、各時期における歩行周期時間の変動係数と各運動機能との関連性を表 4 に示す。術前には歩行周期時間の変動係数と膝関節伸展可動域 ( $r = -0.35, p = 0.04$ )、非術側膝関節伸展筋力 ( $r = -0.36, p = 0.04$ )、歩行速度 ( $r = -0.48, p = 0.004$ )、TUG ( $r = 0.35, p = 0.04$ ) と有意な相関関係を認めたが、退院前日、術後 1 ヶ月には全ての項目において有意な相関関係を認めなかった。術後 3 ヶ月には膝関節伸展筋力 (術側:  $r = -0.41, p = 0.03$ , 非術側:  $r = -0.38, p = 0.03$ )、歩行速度 ( $r = -0.47, p = 0.04$ ) と有意な相関関係を認め、術後 6 ヶ月には膝関節伸展筋力 (術側:  $r = -0.43, p = 0.02$ , 非術側:  $r = -0.42, p = 0.03$ )、歩行速度 ( $r = -0.42, p = 0.03$ )、TUG ( $r = 0.38, p = 0.02$ ) と有意な相関関係を認めた。

#### 4. 考察

本節の結果から、術後には先行研究と同様に膝関節可動域や膝関節伸展筋力、歩行速度などの運動機能の低下を認めたが、一方で歩行周期時間の変動は術前と退院前日で変化が無く、その後改善を認めた。本研究で用いた歩行の安定性の指標である歩行周期時間の変動係数は膝関節伸展筋力や歩行速度 (Hausdorff *et al.* 2001)、下肢の関節可動域 (Kang *et al.* 2008) と有意な相関関係を示すことが報告されており、これらの運動機能の制限が歩行の不安定性を引きおこし、その結果転倒につながると考えられている (Hausdorff *et al.* 2005)。

術後には膝関節可動域、膝関節伸展筋力、歩行速度などの運動機能の低下が生じることから、歩行周期時間の変動が一時的に増大し歩行の不安定性を示すことが予測されたが、歩行周期時間の変動は術前に比べ退院前日で有意な変化を示さず、その後経過とともに改善を認めた。すなわち、術後には運動機能の低下が生じるにも関わらず、退院時には術前と同程度の歩行の安定性が確保されており、その後歩行の安定性は経過とともに向上することが明らかとなった。また、歩行速度は退院前日に有意な低下を示したが、術後1ヶ月以降には改善認め、歩行速度の点からも歩行の安定性が経過とともに向上していると考えられる。先行研究においても術後には歩行率および重複歩距離が術前に比べ改善し、歩行速度が改善することが報告されており (Lee *et al.* 1999)、本節においても歩行率および重複歩距離の改善が得られたことによって歩行速度が向上し、歩行の安定性が向上したのではないかと考えられる。また、術後6ヶ月における歩行周期時間の変動係数は $3.1\pm 4.2\%$ であり、新井ら (2011) が報告した健常高齢者の $2.3\pm 1.0\%$ に比べると大きな値ではあるが、非術側に変形性膝関節症を罹患している者が大部分であり、非術側の変形性膝関節症の影響も考えられる。

術前や術後3ヶ月、6ヶ月における歩行周期時間の変動は膝関節可動域や膝関節伸展筋力、歩行速度などと有意な相関を認め、これらは先行研究を支持する結果となった。Jordan *et al.* (2007) は歩行速度の増大に伴い、歩行周期時間の変動が減少することを報告しており、術後3ヶ月以降には歩行速度の改善に伴い、歩行周期時間の変動が減少した可能性が考えられる。しかしながら、退院前日や術後1ヶ月には歩行周期時間の変動係数と運動機能には有意な相関関係を認めなかった。Asai *et al.* (2013) は健常高齢者を対象に、山田ら (2007) は変形性股関節症者を対象に認知課題を付加した二重課題条件下での歩行の安定性を検討し、歩行の安定性が歩行に対する注意量によって変化することを明らかにしている。したがって、術後には歩行に対して注意を向け歩行変動を小さくし、歩行安定性を高める戦略を用い、運動機能の低下によって生じる歩行の不安定性を回避している可能性が考えられた。また、歩行時痛は術前に比べ経過とともに軽減しており、この疼痛の軽減が術後の歩行周期時間変動の減少に寄与した可能性も考えられる。

しかしながら本節の限界として、術後の運動機能低下によって生じる歩行の不安定性に対して、実際に歩行に注意を向け歩行を安定させているかは明らかでない点が挙げられる。したがってこの点に関しては第6章研究課題3において検討する必要がある。

なお、本論文では膝関節における衝撃吸収能力と歩行変動の検討を行ったが、健常者を

対象とした先行研究では，歩行速度の増加に伴い歩行変動は小さくなり，踵接地時の衝撃は増大することが示されている (Jordan *et al.* 2007)．歩行速度の増加に伴い膝関節における衝撃吸収能力は低下するため，歩行速度と膝関節における衝撃吸収能力と歩行変動の間には関連性があると考えられる．一方，膝関節における衝撃吸収能力と歩行変動にも関係があるが，これは両者が直接的に関連しているのではなく，歩行速度との関連性が大きいことに関連していると考えられる (Hausdorff. 2005, Asai *et al.* 2013)．本論文でも術後 6 ヶ月には衝撃吸収能力，歩行変動とも歩行速度との有意な相関関係を示したことから，術後の膝関節衝撃吸収能力と歩行変動には歩行速度を介した関係性があると考えられる．

表 2 術前後の運動機能の推移

	術前 (n = 38)	退院前日 (n = 38)	術後 1 ヶ月 (n = 38)	術後 3 ヶ月 (n = 38)	術後 6 ヶ月 (n = 38)
術側膝関節可動域					
屈曲 (°)	128.94±14.2	104.5±13.8	115.1±12.1	117.3±13.1	117.4±14.8
伸展 (°)	-6.4±5.0	-2.3±4.2	-2.6±3.4	-2.7±4.1	-2.9±4.7
非術側膝関節可動域					
屈曲 (°)	133.4±12.1	134.3±10.1	133.5±13.4	134.2±14.5	135.9±12.0
伸展 (°)	-4.5±3.9	-2.1±5.2	-3.3±4.3	-4.1±4.1	-4.1±3.6
膝関節伸展筋力					
術側 (Nm/kg)	0.92±0.31	0.61±0.37	0.89±0.35	0.97±0.32	1.20±0.62
非術側 (Nm/kg)	1.09±0.41	1.11±0.35	1.16±0.40	1.12±0.31	1.38±0.60
歩行速度 (m/秒)	1.1±0.2	0.9±0.1	1.1±0.2	1.2±0.2	1.3±0.2
歩行時痛	2.0±2.1	1.7±1.8	0.7±1.2	0.3±0.6	0.1±0.3
TUG (秒)	10.2±1.7	12.5±3.2	9.6±2.0	9.1±1.7	9.0±1.8

表 3 術前後の歩行周期時間の変動係数の推移

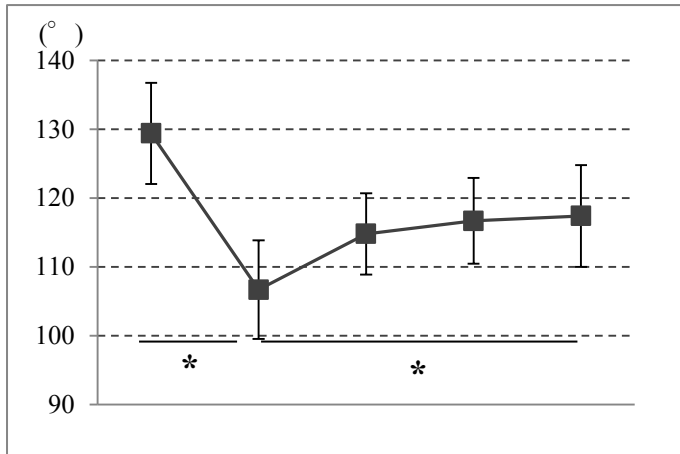
	術前 (n = 38)	退院前日 (n = 38)	術後 1 ヶ月 (n = 38)	術後 3 ヶ月 (n = 38)	術後 6 ヶ月 (n = 38)
CV (%)	13.8±14.2	14.0±13.4	6.2±6.1	4.5±5.8	3.1±4.2

TUG; Timed Up & Go test, CV; coefficient of variation

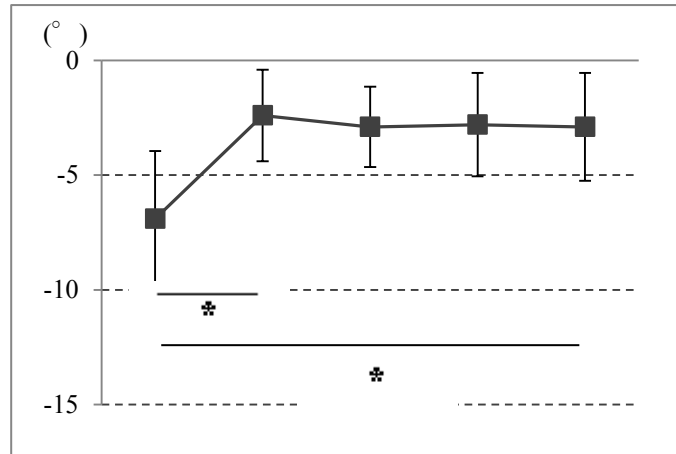
下図はいずれも横軸左から順に

術前, 退院前日, 術後1ヶ月, 3ヶ月, 6ヶ月

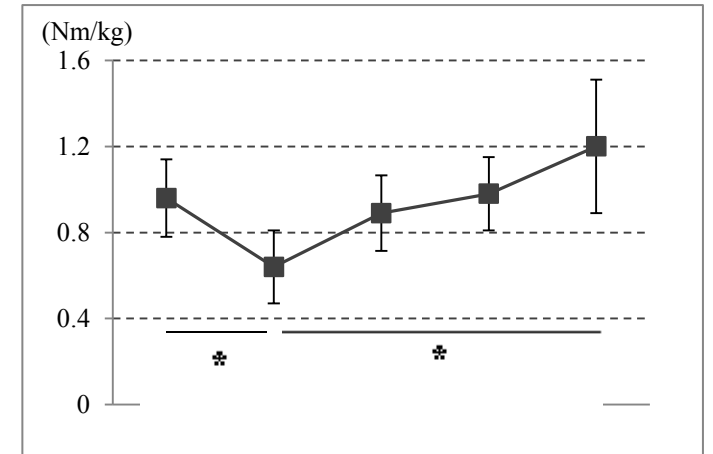
\*は時期による有意差を示す



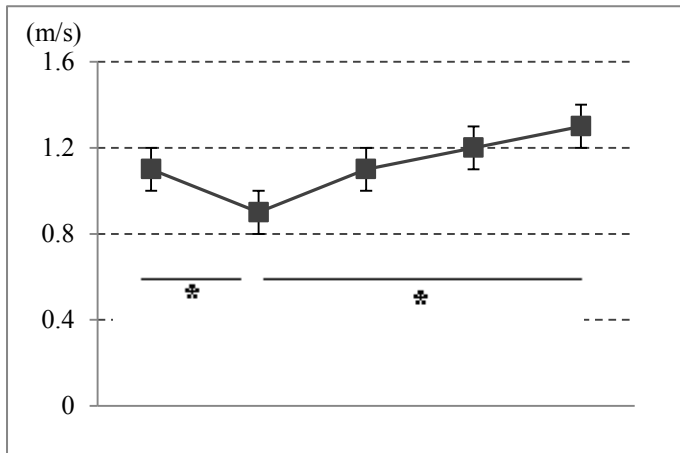
膝関節屈曲可動域



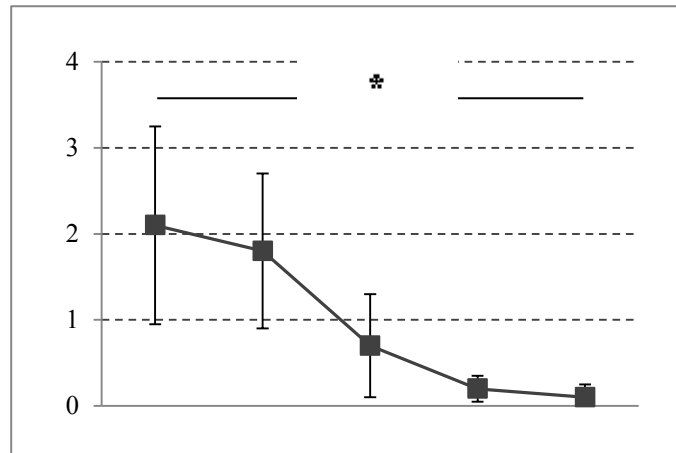
膝関節伸展可動域



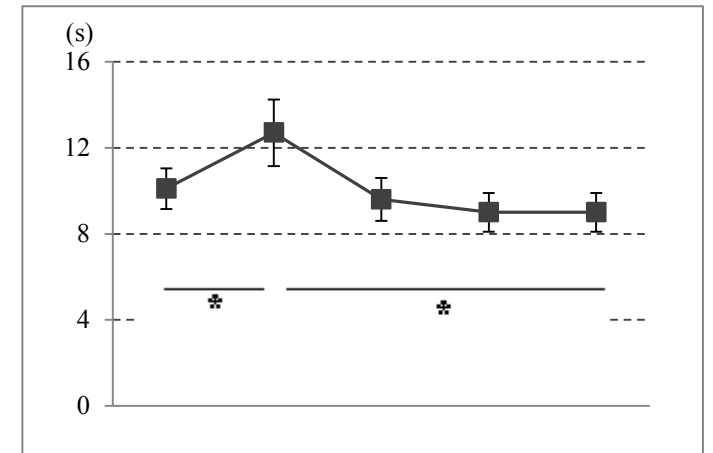
膝関節伸展筋力



歩行速度



歩行時痛



Timed Up & Go test

図1 術前後の運動機能の推移

表 4 各時期における歩行周期時間の変動係数と各運動機能との関連性

	術前 (n = 38)	退院前日 (n = 38)	術後 1 ヶ月 (n = 38)	術後 3 ヶ月 (n = 38)	術後 6 ヶ月 (n = 38)
術側膝関節可動域					
屈曲	-0.05	0.17	-0.14	-0.15	-0.18
伸展	-0.34*	0.08	0.27	0.15	0.23
非術側膝関節可動域					
屈曲	-0.14	0.03	0.13	0.11	-0.15
伸展	-0.24	0.13	-0.11	0.16	0.22
膝関節伸展筋力					
術側	-0.30	0.14	-0.26	-0.42*	-0.43*
非術側	-0.37*	0.25	-0.30	-0.39*	-0.42*
歩行速度	-0.48**	0.11	-0.28	-0.47*	-0.42*
歩行時痛	0.15	-0.14	-0.18	0.22	-0.04
TUG	0.36*	-0.12	0.23	0.25	0.38*

\*  $p < 0.05$ , \*\*  $p < 0.01$

TUG; Timed Up & Go test

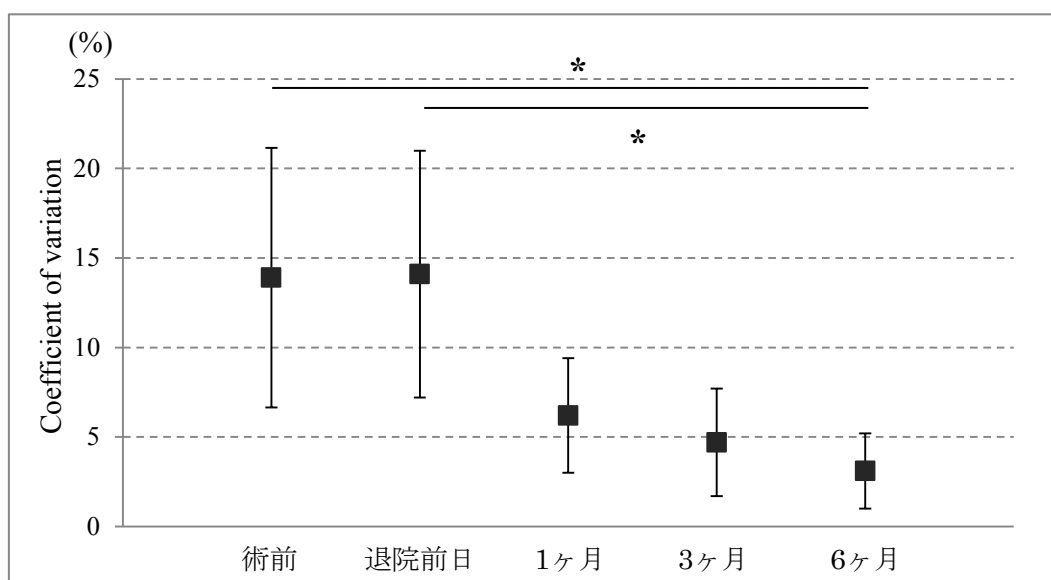


図 2 術前後の歩行周期時間の変動係数の推移

\*は時期による有意差を示す

## 第6章 人工膝関節置換術前後の二重課題条件下歩行における歩行変動および膝関節における衝撃吸収能力（研究課題3）

### 第1節 変形性膝関節症患者における二重課題条件下歩行能力

#### 1. 目的

研究課題1および2で検討した膝関節における衝撃吸収能力、歩行変動は注意要求課題を付加した二重課題条件下で変化することが推察される。日常生活のほとんどの場面は二重課題もしくは複数課題条件下で遂行されており、膝関節における衝撃吸収能力および歩行変動も二重課題条件下で検討することで、より実際の生活の中における検討に近づけることができる。そこで本節では人工膝関節置換術前後の膝関節における衝撃吸収能力および歩行変動を二重課題条件下で検討するにあたり、変形性膝関節症者の二重課題条件下歩行能力を、先行研究と比較することで明らかにすることを目的とした。

#### 2. 方法

##### 2-1. 対象者

対象は変形性膝関節症を有する40名とした（平均年齢73.8±5.7歳、平均身長157.4±3.5cm、平均体重58.7±6.9kg、平均BMI23.6±1.9kg/m<sup>2</sup>、すべて女性）。取り込み基準は変形性膝関節症を有する者とし、除外基準は歩行能力に影響を及ぼす他の疾患を有する者、既に下肢に人工関節置換術を施行している者、後述する課題（serial-3s ; 100 から順次3を引く暗算）が座位でも実施困難であった者とした。あんしん病院倫理委員会の承認を得るとともに（2013-6）、すべての対象者には測定前に測定目的、方法、起こりうる危険性の説明を行うとともに、データの利用に関する説明をし、測定に参加することへの同意を書面にて得た。

比較には要支援、要介護状態にない地域在住高齢者161名を対象とした山田ら（2008）、要支援から要介護2の認定を受けた地域在住高齢者46名を対象とした山田ら（2007）、健常若年者38名および地域在住高齢者30名を対象としたAsai *et al.*（2013）の先行研究を用いた。

##### 2-2. 方法

歩行測定は加速路、減速路それぞれ3mを含む計16mの自由歩行を指示し、その中央10m

の歩行時間をストップウォッチにより測定した。これを、課題を与えない自由歩行 (single-task 歩行; ST 歩行), および歩行 (主課題) を行いながら注意要求課題 (認知課題) を遂行するという二重課題条件下歩行 (dual-task 歩行; DT 歩行) の二条件で行った。ST 歩行と DT 歩行の順序はランダムに決定した。歩行を行いながら与えた課題は、100 から 3 を順次引く暗算である (serial-3s)。全例とも、DT 歩行の測定前に練習として座位で 30 から開始する serial-3s を行った。なお、DT 歩行の際には開始地点から終了地点まで快適速度での自由歩行を行いながら立ち止まることなく serial-3s を続けることを指示し、誤回答が 3 回以上あった場合や立ち止まってしまった場合には 10 分以上の間隔を空けて再測定した。

二重課題条件下歩行能力の指標には Automaticity index を用いた (Paul *et al.* 2005)。これは DT 歩行における歩行速度を ST 歩行における歩行速度に対するパーセンテージで示したもので、値が 100%に近いほど、DT 歩行でも ST 歩行に近い歩行速度での歩行を行えていることを示し、二重課題条件下歩行能力が高いことを示す。先行研究においては結果において報告されている ST 歩行速度、DT 歩行速度を用い、Automaticity index を算出した。

### 3. 結果

本節の対象者である変形性膝関節症者において、ST 歩行速度は  $0.98 \pm 0.13 \text{m/s}$ 、DT 歩行速度は  $0.73 \pm 0.08 \text{m/s}$  であり、Automaticity index は  $74.8 \pm 6.4\%$ であった (表 1)。山田ら (2008) の報告における要支援、要介護状態にない地域在住高齢者の ST 歩行速度は  $1.56 \text{m/s}$ 、DT 歩行速度は  $1.19 \text{m/s}$  であり、Automaticity index は  $76.3\%$ であった (歩行時間の記載から算出、表 1)。また、山田ら (2007) の報告における要支援から要介護 2 の認定を受けた地域在住高齢者において、測定後 6 ヶ月以内に転倒した転倒群の ST 歩行速度は  $0.63 \text{m/s}$ 、DT 歩行速度は  $0.35 \text{m/s}$  であり、非転倒群の ST 歩行速度は  $0.67 \text{m/s}$ 、DT 歩行速度は  $0.55 \text{m/s}$  であった (いずれも歩行時間の記載から算出、表 1)。それぞれの Automaticity index を求めると、転倒群は  $55.6\%$ 、非転倒群は  $82.1\%$ であった。また、Asai *et al.* (2013) の報告における健常若年者の ST 歩行速度は  $1.3 \text{m/s}$ 、DT 歩行速度は  $1.3 \text{m/s}$  であり、Automaticity index は  $100\%$ であった。一方、地域在住高齢者の ST 歩行速度は  $1.3 \text{m/s}$ 、DT 歩行速度は  $1.0 \text{m/s}$  であり、Automaticity index を求めると  $76.9\%$ であった (表 1)。

表 1 ST 歩行速度, DT 歩行速度および Automaticity index の先行研究との比較

	Hiyama <i>et al.</i>	山田他	山田他 (2007)		Asai <i>et al.</i> (2013)	
	(2011)	(2008)	転倒群	非転倒群	若年者	高齢者
ST 歩行速度 (m/s)	0.98±0.13	1.56	0.63	0.67	1.3	1.3
DT 歩行速度 (m/s)	0.73±0.08	1.19	0.35	0.55	1.3	1.0
Automaticity index (%)	74.8±6.4	76.3	55.6	82.1	100	76.9

#### 4. 考察

本節で用いた Automaticity index は自由歩行時の歩行速度に対する二重課題条件下における歩行速度の割合で示され、100%に近いほど二重課題条件下でも自由歩行に近い歩行速度での歩行を行っていることを示す。本節の対象者である変形性膝関節症者から得られた74.8%という Automaticity index は Asai *et al.* (2013) の報告における健常若年者との比較では低い値であるが、同様の報告における地域在住高齢者 (76.9%) や山田らの報告 (2008) における地域在住高齢者 (76.3%) と比較するとほぼ同程度の Automaticity index を示していると考えられる。すなわち、変形性膝関節症を有する者であっても、健常高齢者と同程度の二重課題条件下歩行能力を有していることが示された。また、山田らの報告 (2007) における転倒群の55.6%という Automaticity index に比べ、本節の対象者の74.8%という Automaticity index は比較的高い。これは山田らの報告 (2007) における対象者の転倒群は要支援から要介護2の認定を受けた者であり、二重課題条件下歩行能力が大きく低下していたためと考えられ、そのような転倒経験を有する虚弱高齢者に比べると本節の対象者である変形性膝関節症者の二重課題条件下歩行能力は高い可能性が考えられる。

本節で用いたような二重課題条件下での課題遂行中には前頭葉の背外側部が賦活することが知られており、同部位には注意資源があることが明らかとなっている (Baddeley, 1992)。日常生活では多くの対象物があり、その時々において必要な対象に必要なだけの注意を配分する必要がある。山田らの報告 (2007) における転倒群のように歩行能力が低下している場合には、自由歩行時に歩行に対する注意量が増大していることが考えられるが、注意資源には限界があるため、このような状態で計算課題への注意を強制すると歩行への注意量が減少し、歩行速度の低下が生じると考えられる。変形性膝関節症者は健常者に比べ歩行能力が低下していることが広く知られているが (Bade *et al.* 2010)、本節の結果から二重課題条件下歩行能力は健常者に比べ同程度に維持されていることから、自由歩行時に歩行に対する注意

量が増大していない可能性が考えられる。しかしながら、Automaticity index という指標は歩行速度だけに焦点を当てた指標であり、二重課題条件下において本当に注意要求課題に注意を向けることができていたかは定かではない。そこで次節では歩行課題と認知課題に対する注意配分を指示することで、その指示に従って注意配分を行えているかを含め、人工膝関節置換術施行患者において検討を進める。

## 第2節 人工膝関節置換術前後の二重課題条件下歩行における課題優先性と歩行変動および膝関節における衝撃吸収能力

### 1. 目的

前節では変形性膝関節症者では二重課題条件下歩行能力は健常高齢者と差が無いことが明らかとなったが、実際に注意要求課題に対し注意を向けることができているかは定かではない。そこで本節では歩行課題と認知課題に対する注意配分を指示することで、その指示に従って注意配分を行えているか、またその指示が歩行速度や歩行変動、膝関節における衝撃吸収能力、認知課題の成績に及ぼす影響を検討することを目的とした。

### 2. 方法

#### 2-1. 対象者

対象は変形性膝関節症を原疾患として人工膝関節置換術を施行する50名（年齢 72.8±7.0 歳，身長 151.7±8.8cm，体重 60.5±8.4kg，BMI 26.3±3.0kg/m<sup>2</sup>，男性 10 名，女性 40 名）であり，属性は表 1 に示す通りである。取り込み基準は原疾患が変形性膝関節症である者，初回の人工膝関節置換術である者，60 歳以上 80 歳未満である者，BMI が 35kg/m<sup>2</sup> 未満である者とした。

表 1 対象者の属性

	n = 50
年齢 (歳)	72.8±7.0
身長 (cm)	151.7±8.8
体重 (kg)	60.5±8.4
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	26.3±3.0
変形性膝関節症重症度 (術側)	
gradeIII	n = 6, 12%
gradeIV	n = 44, 88%

なお，年齢 (Ferrandez *et al.* 1990) や ClassIII 以上の肥満 (Ling *et al.* 2012) は運動機能に影響を及ぼすことから取り込み基準として設定した。除外基準は原疾患が関節リウマチである者，反対側および下肢の他関節に既に人工関節置換術を施行している者，神経学的疾患など歩行能力に影響を及ぼす他の疾患を有する者，術後に深部静脈血栓症などの合併症を生じた者とした。Kellgren-Lawrence 分類による重症度評価 (Kellgren and Lawrence. 1957) では，gradeIV であった者が 44 名，gradeIII であった者が 6 名であった。なお，非術側に関しては gradeIV であった者が 29 名，gradeIII であった者が 12 名，gradeII であった者が 6 名，grade

Iであった者が3名であった。あんしん病院倫理委員会の承認を得るとともに(2013-6),すべての対象者には測定前に測定の目的,方法,起こりうる危険性の説明を行うとともに,データの利用に関する説明をし,測定に参加することへの同意を書面にて得た。

## 2-2. 方法

対象者はすべて手術1ヶ月前,退院前日(術後4日目),手術1ヶ月後,3ヶ月後,6ヶ月後に評価を行った。対象者にはまず座位にて50,60,70,80,90,100のうちランダムに指定された数から3を順次引く暗算(serial-3s)を10秒間行うよう指示し,単一認知課題の回答数として記録し,単位時間あたりの回答数を求めた。その後加速路,減速路それぞれ3mを含む16mの歩行を自由歩行(単一運動課題,ST歩行),歩行を行いながらserial-3sを遂行する二重課題条件下歩行の計測を行った。二重課題条件下歩行はserial-3sを優先する認知課題優先歩行,逆に歩行を優先する運動課題優先歩行の2条件とし,ST歩行と合わせ3条件での歩行計測を行った。中央10mの歩行時間をストップウォッチにより測定し歩行速度を算出した。認知課題優先歩行,運動課題優先歩行においてserial-3sを開始する数は単一認知課題で用いた数を除外し,50,60,70,80,90,100のうちランダムに指定した。serial-3sは0mから開始し,10mまでの回答数を記録した。なお,認知課題優先歩行では「100%計算に集中するように」,運動課題優先歩行では「100%歩行に集中するように」指示を行った(Kelly *et al.* 2010)。認知優先課題および運動優先課題の際には開始地点から終了地点まで快適速度での自由歩行を行いながら立ち止まることなくserial-3sを続けることを指示し,誤回答が3回以上あった場合や立ち止まってしまった場合には10分以上の間隔を空けて再測定した。いずれも回答数と歩行時間から単位時間あたりの回答数を求めた。

対象者は術当日に深部静脈血栓症予防としてベッド上での足関節底背屈運動を行い,術翌日から歩行練習を開始した。歩行練習は歩行器歩行から開始し,術翌日に歩行器歩行を自立,術後3日目に杖歩行自立,術後4日目に階段昇降,床上動作練習を行い,術後5日目での退院を目標とした。退院基準は杖を用い安定し,自立した歩行が可能であること,手すりを使用し階段昇降が可能であること,床上動作が可能であることとした。なお,術後3日目前後に超音波診断装置を用い深部静脈血栓症の有無を検討した。

### 歩行変動および膝関節における衝撃吸収能力

歩行の安定性の指標として歩行周期時間の変動係数を用い,膝関節における衝撃吸収能力

と同時に計測を行うため、三軸加速度計（マイクロストーン社製，MVP-RF8-AC）を術側の大腿骨外側上顆（Dejnabadi *et al.* 2005）および外果より 3cm 近位（Kavanagh *et al.* 2006）にベルクロを用い固定し，歩行を拘束せず，歩行中の動揺がないことを確認した．歩行条件は先述の ST 条件，認知課題優先歩行，運動課題優先歩行であった．なお，靴による加速度波形への影響を考慮し，すべての対象者が同じ種類の靴を使用し，それぞれの足のサイズに適したものを選んだ．

加速度計を装着後，静止立位状態にてキャリブレーションを行った．Bluetooth を用い，データレコーダー（マイクロストーン社製，MVP-RF8-S）にサンプリング周波数 500Hz で歩行中の加速度データを記録した．得られた加速度波形の処理には Matlab（MathWorks 社製）を用い，20Hz 以下の low-pass filter として Butterworth filter を使用した後，各歩行の中央 10 ストライドを抽出した．次に中央 10 ストライドの踵接地を同定し，踵接地から次の踵接地までの時間を 1 歩行周期時間として算出した．歩行周期時間の変動係数の指標には coefficient of variation (CV; (標準偏差 / 平均値)×100%) を用いた (Hausdorff *et al.* 1998, Maki. 1997)．また，同様に中央 10 ストライドから大腿，下腿のそれぞれにおいて三軸総和の Root mean square (RMS) を求め (大腿 RMS, 下腿 RMS)，さらにこの三軸総和の RMS を用いて衝撃吸収能力の指標である coefficient of attenuation of acceleration (CoA) を以下の式により算出した． $CoA (\%) = 100 \times (1 - \text{大腿 RMS} / \text{下腿 RMS})$ ．

二重課題条件下歩行における課題優先性の算出

まず，単一課題（座位での計算課題および ST 歩行）と二重課題条件下（認知課題優先歩行および運動課題優先歩行）における歩行速度，歩行周期時間の変動係数，膝関節における衝撃吸収能力，計算課題の成績の変化量 Dual task effect (DTE) を以下の式により求めた．なお，大きな値が良好な意味を持つ歩行速度や膝関節における衝撃吸収能力，計算課題の回答数の DTE は以下の式により算出した．

$$\frac{(\text{dual task} - \text{single task})}{\text{single task}} \times 100\%$$

小さな値が良好な意味を持つ歩行周期時間の変動数に関しては以下の式により算出した．

$$\frac{-(\text{dual task} - \text{single task})}{\text{single task}} \times 100\%$$

運動課題優先歩行における DTE を運動 DTE（例えば、ST 歩行から運動課題優先歩行への歩行速度の変化量は歩行速度の運動 DTE と表現される）、認知課題優先歩行における DTE を認知 DTE とし、これらから modified attention allocation index (mAAI, Kelly *et al.* 2010) を求めた。これは運動課題や認知課題を優先するよう求められた際に実際に注意を柔軟に配分する能力の指標であり、大きな値ほど指示された課題に対する注意配分が行えていることを示し、小さな値であるほど指示された課題に対する注意配分が行えていないことを示す。歩行速度や歩行周期時間の変動係数および膝関節における衝撃吸収能力に対する mAAI は(運動 DTE－認知 DTE) により算出し、認知課題に対する mAAI は(認知 DTE－運動 DTE) の式により求めた。

### 2-3. 統計学的解析

統計学的解析に先立ち、本研究で用いたすべてのデータに対して Shapiro-Wilk 検定を行い、データの正規性を確認した結果、正規分布していないデータの存在が明らかとなったため、本節で得られたデータはすべてノンパラメトリックデータとして扱った。

まず術前、退院前日、術後 1 ヶ月、3 ヶ月、6 ヶ月の各時期において、二重課題条件および課題優先の指示が歩行速度、歩行周期時間の変動係数、膝関節における衝撃吸収能力および認知課題の回答数に与える影響を検討するため、単一課題条件、運動課題優先歩行条件、認知課題優先歩行条件下での成績を比較した。比較には Friedman 検定と Steel-Dwass 法による多重比較検定を用いた。また、各時期における課題優先性の違いを検討するため、歩行速度に対する mAAI (歩行速度 mAAI)、歩行周期時間の変動係数に対する mAAI (歩行周期時間の変動係数 mAAI)、膝関節における衝撃吸収能力に対する mAAI (衝撃吸収能力 mAAI) および認知課題に対する mAAI (認知課題 mAAI) のそれぞれにおいて、Friedman 検定と Steel-Dwass 法による多重比較検定による時期による比較を行った。いずれの検定も有意水準は 5%とし、検定には統計解析ソフト (SPSS22.0J, IBM, Japan) を用いた。

## 3. 結果

手術 1 ヶ月前の評価後、1 名が疼痛軽減を理由に手術を辞退した。術後 3 日目前後に超音波診断装置を用い深部静脈血栓症の有無を検討したところ、15 名に深部静脈血栓症が発症していることが確認された。また、1 名が入院中に心不全症状を認め術後プロトコルから逸脱したため、計 33 名での解析を行った。なお、この 33 名のうち 2 名が術後 3 ヶ月での評価

に来院せず、6名が術後6ヶ月の評価を行う前に反対側の人工膝関節置換術を施行したため、それ以降の時期は欠損値として扱い、術前33名、退院日33名、術後1ヶ月33名、術後3ヶ月31名、術後6ヶ月25名での解析を行った。

各時期における単一課題条件、運動課題優先歩行条件、認知課題優先歩行条件下での歩行速度、歩行周期時間の変動係数、膝関節における衝撃吸収能力および認知課題の回答数の変化、mAAIを表2、3に示す。

まず、二重課題条件および課題優先の指示が歩行速度に及ぼす影響に関して、術前において運動課題優先条件下での歩行速度は単一条件下 ( $p < 0.001$ ) および認知課題優先条件下に比べ ( $p < 0.001$ ) 有意に大きな値を示した。しかし、退院前日、術後1ヶ月においては単一条件下、運動課題優先条件下、認知課題優先条件下での歩行速度はいずれも有意な差を認めなかった。術後3ヶ月、6ヶ月になると運動課題優先条件下での歩行速度は単一条件下 ( $p < 0.001$ ) および認知課題優先条件下に比べ ( $p < 0.001$ ) 有意に大きな値を示し、さらに認知課題条件下での歩行速度は単一条件下および運動課題優先条件下に比べ有意に小さな値を示した ( $p < 0.001$ )。歩行速度のmAAIは術前、退院前日、術後1ヶ月には有意な変化を認めなかったが、術後3ヶ月、6ヶ月になると術前や退院前日、術後1ヶ月に比べいずれも有意に大きな値を示した ( $p < 0.001$ )。

次に二重課題条件および課題優先の指示が歩行周期時間の変動係数に及ぼす影響に関して、術前および退院前日、術後1ヶ月には単一条件下および認知課題優先条件下に比べ運動課題優先条件下において有意に小さな値を示したが ( $p < 0.001$ )、術後3ヶ月および6ヶ月における運動課題優先条件下の歩行周期時間の変動係数は単一条件下に比べ有意差を認めなかった (3ヶ月 ;  $p = 0.08$ , 6ヶ月 ;  $p = 0.32$ )。認知課題優先条件下における歩行周期時間の変動係数は術前、退院前日、術後1ヶ月には単一条件下および運動課題優先条件下に比べ有意な差を認めなかったが、術後3ヶ月、6ヶ月には単一条件下、運動課題優先条件下に比べ大きな値を示した ( $p < 0.001$ )。歩行周期時間の変動係数のmAAIは術前、退院前日、術後1ヶ月は有意な変化を認めなかったが、術後3ヶ月、6ヶ月には術前や退院前日、術後1ヶ月に比べ有意に小さな値を示した ( $p < 0.001$ )。

膝関節における衝撃吸収能力に関しては、術前および退院前日、術後1ヶ月には認知課題の有無および課題優先の指示による有意な変化は認めなかった。しかし術後3ヶ月、6ヶ月における運動課題優先条件下の衝撃吸収能力は単一条件 (3ヶ月 ;  $p = 0.01$ , 6ヶ月 ;  $p = 0.002$ )、認知課題優先条件下に比べ (3ヶ月 ;  $p = 0.003$ , 6ヶ月 ;  $p < 0.001$ ) 有意に小さな値を示し

た。膝関節における衝撃吸収能力の mAAI は術前、退院前日、術後 1 ヶ月の間は有意な変化を認めなかったが、術後 3 ヶ月、6 ヶ月には術前や退院前日、術後 1 ヶ月のいずれに比べても有意に小さな値を示した ( $p < 0.001$ )。

認知課題の回答数に関しては、いずれの時期においても単一条件下に比べ運動課題優先条件下および認知課題優先条件下において有意に小さな値を示した ( $p < 0.001$ )。術前、退院前日、術後 1 ヶ月における運動課題優先条件下と認知課題優先条件下の有意差は認めなかったが、術後 3 ヶ月、6 ヶ月においては運動課題優先条件下で認知課題優先条件下に比べ有意に小さな値を示した ( $p < 0.001$ )。認知課題回答数の mAAI は術前に比べ、退院前日 ( $p < 0.001$ )、術後 1 ヶ月 ( $p < 0.001$ ) で有意に小さな値を示したが、術後 3 ヶ月、6 ヶ月には術前や退院前日、術後 1 ヶ月に比べいずれも大きな値を示した ( $p < 0.001$ )。

#### 4. 考察

本節では二重課題条件下において、課題を優先するよう指示を行った際の歩行速度や歩行周期時間の変動、膝関節における衝撃吸収能力、計算課題の回答数に対する影響を検討した。術前、退院前日、術後 1 ヶ月、3 ヶ月、6 ヶ月における歩行速度と歩行周期時間変動の mAAI の関係性を図 1 に、歩行速度と認知課題回答数の mAAI の関係性を図 2 に、歩行周期時間変動と認知課題回答数の mAAI の関係性を図 3 に示す。これらの図はそれぞれの値が大きくなるほど、その課題を優先するよう指示された際の注意配分が大きくなっていることを示しており、図 1 であれば右に向かうほど歩行を優先するよう指示された場合に歩行周期時間変動の mAAI、すなわち歩行の安定性に向ける注意が増大していることを示し、上に向かうほど歩行を優先するよう指示された場合に歩行速度が増大し、歩行速度に対する注意が増大していることを示している。

まず認知課題の mAAI に関して、退院前日や術後 1 ヶ月には術前に比べ有意に小さな値を示したが、術後 3 ヶ月、6 ヶ月には有意に大きな値を示した。すなわち、術前に比べ退院前日や術後 1 ヶ月には計算課題を優先するよう指示をされても計算課題に対して柔軟に注意配分を行えていなかったことが考えられるが、術後 3 ヶ月以降には計算課題に対しての注意配分が改善されたと考えられる。また、歩行周期時間変動の mAAI は術前や退院前日、術後 1 ヶ月には術後 3 ヶ月以降に比べ有意に大きな値を示し、3 ヶ月以降は小さな値を示すことが明らかとなった。一方で、歩行速度の mAAI は術前や退院前日、術後 1 ヶ月に比べ術後 3 ヶ月以降に有意に大きな値を示した。図 1 に示すように二重課題条件下において歩行

を優先するよう指示した際、術前や退院前日、術後1ヶ月には歩行速度のmAAIよりも歩行周期時間変動のmAAIを大きくする反応がみられ、すなわち術前や退院前日、術後1ヶ月には歩行を優先する指示に対し歩行速度を増大させるのではなく、歩行周期時間の変動を小さくし、歩行を安定させていることが明らかとなった。

以上のことから、術前に比べ退院前日や術後1ヶ月には二重課題条件下において計算課題が優先されず、さらに歩行速度よりも歩行の安定性に対して注意配分がなされていることが明らかとなった。術後早期には膝関節可動域制限や膝関節伸展筋力などの運動機能の低下が生じることが広く知られているが、これらの運動機能の低下は歩行周期時間の変動を増大させ、歩行の不安定性を増大させる (Hausdorff *et al.* 2001)。しかし研究課題2で示すように、術後に出現すると推察された歩行の不安定性は認められず、その要因として歩行に対して注意を向けることで歩行変動を小さくし、歩行安定性を獲得している可能性が考えられた。本節の結果はこれを支持するものであり、退院前日や術後1ヶ月には歩行周期時間の変動を小さくすることで歩行を安定させていると考えられる。先行研究において、運動課題と認知課題への注意が同時に要求される二重課題条件下においては姿勢制御や動作を優先する姿勢制御戦略 (“posture first strategy”) が用いられることが広く知られており (Lajoie *et al.* 1993, Shumway-Cook *et al.* 1997, Geurts *et al.* 1993, Chen *et al.* 1996, Mulder and Geurts. 1991), 術後に運動機能が著明に低下した際には “posture first strategy” によって歩行変動を小さくするよう注意を向け、歩行を安定させていることが考えられる。山田ら (2007) は歩行能力の低下した高齢者では歩行に対する注意量が増大していることを報告しているが、本節の結果から人工膝関節置換術後早期のような運動機能が低下した者においても同様に歩行に対する注意量が増大していると考えられる。このような注意配分を行うために前頭葉に存在する注意資源には限りがあるため (Baddeley 1992), 歩行変動に対して注意を配分した結果、計算課題に対しては注意を配分できなかったと考えられる。このことは退院前日や術後1ヶ月に歩行の安定性は獲得されているものの、周囲へ注意を向けることは困難な状況となっていることを示している。退院後の生活において障害物などの周囲へ注意を向けることは転倒を予防するうえで非常に重要であり、術後早期から運動機能をより早く改善させ、歩行変動に対して過剰な注意を向けなくても歩行の安定性が獲得できるようにすることが退院後の転倒を防ぐうえで重要であると考えられる。

術後3ヶ月以降には計算課題のmAAIが増大し、計算課題に対する注意配分が可能となったと考えられる。一方で歩行周期時間変動のmAAIは減少しており、退院前日や術後1

ヶ月には歩行の安定性獲得のために歩行変動に対して向けられていた注意を3ヶ月以降は配分できるようになったと考えられる。さらに、術後3ヶ月以降の歩行速度のmAAIは増大し、図1に示すように二重課題条件下で歩行を優先するよう指示された際には、術後3ヶ月以降は歩行変動よりも歩行速度を大きくする反応を認めた。すなわち、術後3ヶ月以降には歩行変動よりも歩行速度が優先されていると考えられる。術後3ヶ月以降には膝関節可動域や膝関節伸展筋力などの運動機能が大きく改善することから、これらの運動機能の改善によって退院前日や術後1ヶ月に比べ歩行の安定性が獲得され、それに伴い歩行速度を優先する反応がみられたと考える。

また、膝関節における衝撃吸収能力のmAAIは術前、退院前日、術後1ヶ月に比べ術後3ヶ月、6ヶ月で有意に小さな値を示した。これは運動課題優先条件下における膝関節衝撃吸収能力が術後3ヶ月、6ヶ月に小さな値を示したことに起因すると考えられるが、術後3ヶ月、6ヶ月の膝関節衝撃吸収能力は研究課題2より歩行速度に依存することが明らかとなっており、術後3ヶ月および6ヶ月における運動課題優先条件下の歩行速度が増大したことによるものではないかと考えられる。研究課題1で示したように、人工膝関節置換術後の膝関節における衝撃吸収能力は人工膝関節のベアリング (Auger *et al.* 1995, Auger *et al.* 1995)、荷重応答期の膝関節屈曲運動 (Mercer *et al.* 2002)、大腿四頭筋による関節制御 (Liikavainio *et al.* 2007) などが役割を果たすが、これらの機能が二重課題条件下の課題優先の指示よりも歩行速度の影響を強く受けたのではないかと考えられる。

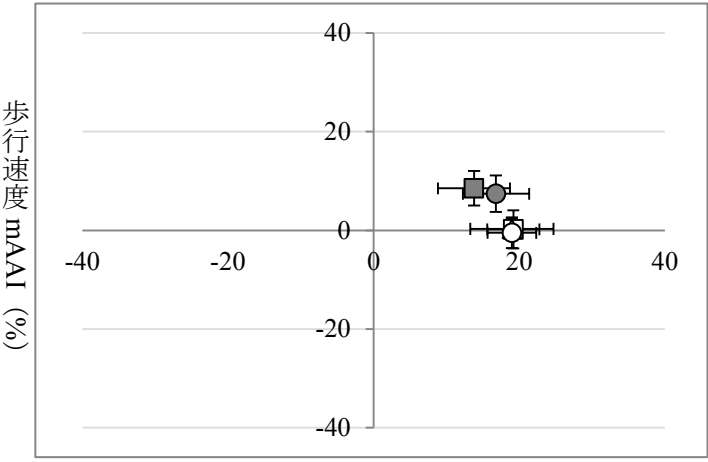
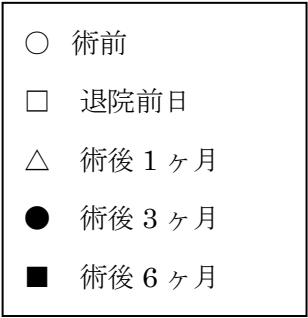
以上より、人工膝関節置換術後患者では術後早期に運動機能が低下するが周囲や歩行速度に対する注意配分を最小限にし、歩行変動に対して注意配分を行うことで歩行の安定性を獲得していると考えられた。しかし術後3ヶ月以降には運動機能の改善に伴い、周囲や歩行速度に対する注意配分が可能になることが明らかになった。そのため術後早期には歩行安定性は獲得されているものの、周囲への注意配分能力は低下していることから転倒リスクが増大していることが考えられ、術後早期には歩行変動に対する過剰な注意配分がなされなくても歩行の安定性が獲得されることが重要である。そこで研究課題4では術後早期の運動機能改善に対する有効性が報告されている術後早期の理学療法介入による歩行変動に対する影響を検討する。

表 2 各時期における単一条件下および二重課題条件下（運動課題優先，認知課題優先）での歩行速度および歩行周期時間の変動係数

	術前	退院前日	術後 1 ヶ月	術後 3 ヶ月	術後 6 ヶ月
歩行速度					
単一条件 (m/s)	1.02±0.23	0.76±0.19	0.99±0.22	1.10±0.22	1.15±0.23
運動課題優先 (m/s)	1.05±0.24	0.76±0.21	1.00±0.32	1.12±0.27	1.18±0.26
認知課題優先 (m/s)	1.01±0.23	0.76±0.24	0.98±0.28	1.08±0.26	1.10±0.25
運動優先 DTE (%)	4.6±9.6	1.1±9.4	3.3±8.1	3.5±8.7	4.1±7.2
認知優先 DTE (%)	5.1±11.7	0.8±11.0	2.9±8.2	-4.0±5.3	-4.5±6.1
mAAI (%)	-0.5±6.2	0.2±7.9	0.3±4.0	7.4±7.4	8.5±7.0
歩行周期時間の変動係数					
単一条件 (%)	12.0±7.1	13.1±10.4	8.6±7.1	5.7±4.9	4.0±4.7
運動課題優先 (%)	10.9±8.2	11.9±11.6	7.1±5.3	5.1±5.6	3.8±5.1
認知課題優先 (%)	13.1±11.2	14.2±10.9	9.1±8.4	6.2±4.2	4.5±4.9
運動優先 DTE (%)	10.2±8.4	9.3±8.1	15.8±7.6	10.3±8.5	5.3±6.9
認知優先 DTE (%)	-9.1±10.1	-8.9±6.5	-3.7±10.2	-6.3±8.4	-9.1±9.8
mAAI (%)	19.0±6.7	19.2±7.2	19.0±11.4	16.8±9.1	13.8±9.9

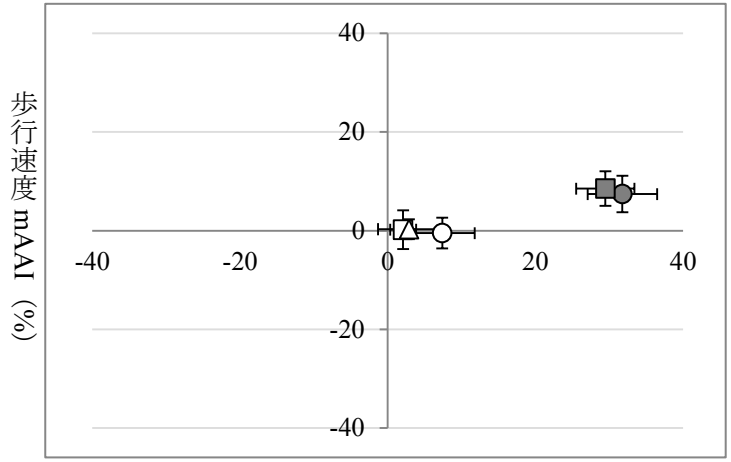
表3 各時期における単一条件下および二重課題条件下（運動課題優先，認知課題優先）での衝撃吸収能力および認知課題回答数

	術前	退院前日	術後1ヶ月	術後3ヶ月	術後6ヶ月
衝撃吸収能力					
単一条件 (%)	19.8±13.8	24.5±10.0	21.2±10.2	18.6±9.4	18.6±9.3
運動課題優先 (%)	19.4±10.9	24.0±11.9	20.4±9.4	16.7±10.2	16.3±9.1
認知課題優先 (%)	19.3±11.3	24.1±9.8	21.6±12.5	18.5±11.9	18.2±10.5
運動優先 DTE (%)	-2.1±8.9	-2.1±8.1	-3.5±9.3	-10.5±8.4	-12.1±9.2
認知優先 DTE (%)	-2.6±9.5	-1.5±7.9	-1.6±6.7	-0.7±6.3	-2.5±8.6
mAAI (%)	0.4±5.1	-0.5±4.6	-1.9±9.8	-9.2±10.6	-9.7±9.9
認知課題回答数					
単一条件 (回/秒)	0.65±0.15	0.61±0.15	0.65±0.19	0.62±0.18	0.65±0.28
運動課題優先 (回/秒)	0.35±0.12	0.23±0.07	0.30±0.11	0.30±0.11	0.33±0.12
認知課題優先 (回/秒)	0.43±0.15	0.24±0.09	0.31±0.11	0.51±0.12	0.51±0.18
運動優先 DTE (%)	-42.1±10.5	-61.8±11.2	-52.9±10.1	-50.8±9.2	-48.1±9.9
認知優先 DTE (%)	-34.1±9.1	-60.2±10.9	-51.4±11.5	-17.5±8.9	-20.5±8.2
mAAI (%)	7.4±8.8	2.1±3.5	2.9±8.4	31.8±9.4	29.5±7.9



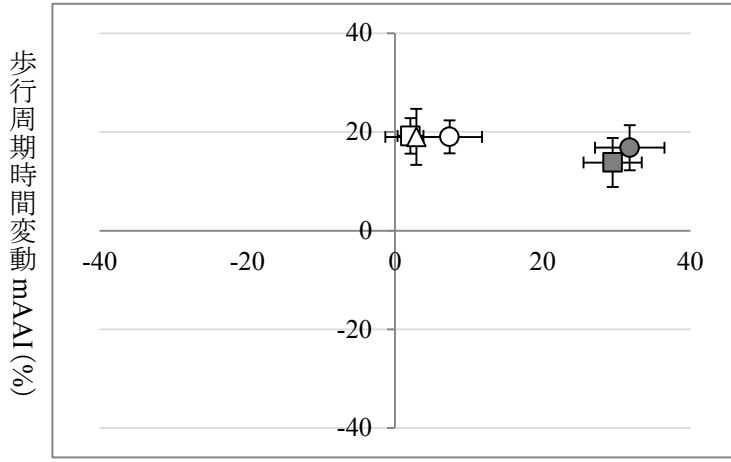
歩行周期時間 mAAI (%)

図 1 歩行速度と歩行周期時間変動の mAAI



認知課題回答数 mAAI (%)

図 2 歩行速度と認知課題回答数の mAAI



認知課題回答数 mAAI (%)

図 3 歩行周期時間変動と認知課題回答数の mAAI

## 第7章 人工膝関節置換術後数時間での理学療法介入が術後の歩行変動に与える影響（研究課題4）

### 1. 目的

前章において退院前日や術後1ヶ月においては歩行の安定性に対して過剰な注意配分がなされている可能性が示唆された。研究課題1より退院時の歩行変動は術前に比べ変化がないものの、歩行の安定性は過剰な注意配分によって獲得されている可能性が考えられる。そのため、術後早期には歩行変動を小さくし歩行の安定性を獲得することが重要であり、諸外国において運動機能への有効性が報告されている術後数時間での理学療法介入を実施し、早期の歩行変動に及ぼす影響を検討することを目的とする。

### 1. 方法

#### 2-1. 対象

対象は変形性膝関節症を原疾患とし、人工膝関節置換術を施行する患者60名（男性10名、女性50名、年齢 $73.1\pm 6.2$ 歳、身長 $152.3\pm 9.0$ cm、体重 $60.9\pm 8.9$ kg、Body mass index (BMI)  $26.3\pm 3.4$ kg/m<sup>2</sup>）とした。Kellgren-Lawrence分類（Kellgren and Lawrence. 1957）による重症度評価ではgradeIIIが8名、gradeIVが52名であった。取り込み基準は原疾患が変形性膝関節症である者、初回の人工膝関節置換術である者、60歳以上80歳未満である者、BMIが35kg/m<sup>2</sup>未満である者、午前中に手術室に入室する者とした。除外基準は原疾患が関節リウマチである者、反対側および下肢の他関節に既に人工関節置換術を施行している者、神経学的疾患など歩行能力に影響を及ぼす他の疾患を有する者、術後に深部静脈血栓症を発症した者とした。あんしん病院倫理委員会の承認を得るとともに（2013-5）、すべての対象者には測定前に測定目的、方法、起こりうる危険性の説明を行うとともに、データの利用に関する説明をし、測定に参加することへの同意を書面にて得た。

#### 2-2. 介入内容

術当日の介入は術後3時間後とし、乱数表を使ったブロックランダム化法により、ベッドサイドにて立位保持を行う立位群（20名）、ベッド上にて端座位をとる座位群（20名）、ベッド上臥位にて足関節底背屈運動のみを行う臥床群（20名）の3群に群分けを行った。立位群、座位群とも疼痛、血圧低下、気分不快の状況を確認し、座位群においては段階的にベ

ッドアップから端座位まで、立位群においては段階的にベッドアップから端座位、立位までを理学療法士1名、看護師1名の計2名により実施した。なお、立位群、座位群ともに端座位、立位の保持時間はそれぞれ1分程度とした。立位の際には固定型歩行器を用いて疼痛自制内での荷重を行い、足踏み運動や歩行は行わなかった。いずれの群においても深部静脈血栓症の予防目的としてベッド上臥位にて足関節底背屈運動を指導した。術当日はいずれの群もカーフポンプとフットポンプを着用し、術翌日午前10時に離床し歩行練習を開始するまで継続した。3群とも術翌日に歩行練習を開始、歩行器歩行自立を目指し、術後3日目に杖歩行自立、術後5日目での退院を目標とした。

### 2-3. 評価方法

#### 歩行変動

歩行の安定性の指標として、歩行周期時間の変動係数を用いた。歩行周期時間の測定には三軸加速度計（マイクロストーン社製，MVP-RF8-AC）を用いた。先行研究と同様に、加速度計を術側の外果より3cm近位（Kavanagh *et al.* 2006）にベルクロを用い固定し、歩行を拘束せず、歩行中の動揺がないことを確認した。対象者には加速路と減速路をそれぞれ3mずつ設けた計16mの直進路を快適速度で歩行するよう指示し、加速路、減速路を除く10mの歩行時間をストップウォッチを用い計測した。測定は2回行い、歩行直後には歩行時の疼痛（歩行時痛）をNumeric Rating Scale (NRS)を用い数値が大きいほど疼痛が強く表現されるよう0から10の11段階で聴取した。NRSを用いた疼痛評価は信頼性と妥当性が報告されている（Williamson and Hoqqart.. 2005）。Housedorff *et al.*（1997）は歩行周期時間の変動係数を求める際に6分間の歩行を指示しているが、本研究では術前後の疼痛を考慮し16mでの計測とした（Reelick *et al.* 2009）。なお、靴による加速度波形への影響を考慮し、すべての対象者が同じ種類の靴を使用し、それぞれの足のサイズに適したものを選んだ。

加速度計を装着後、静止立位状態にてキャリブレーションを行う。Bluetoothを用い、データレコーダー（マイクロストーン社製，MVP-RF8-S）にサンプリング周波数500Hzで歩行中の加速度データを記録した。得られた加速度波形の処理にはMatlab（MathWorks社製）を用い、20Hz以下のlow-pass filterとしてButterworth filterを使用した後、踵接地を同定し、加速と減速の影響を考慮し歩行開始および終了の前後2歩を除いた踵接地から次の踵接地までの時間を1歩行周期時間として算出した。歩行周期時間の変動係数の指標にはcoefficient of variation (CV; (標準偏差 / 平均値)×100%)を用いた（Hausdorff *et al.* 1998, Maki.

1997).

運動機能の評価は手術 1 ヶ月前および術後 4 日目に行った。

#### 1) 膝関節可動域

対象者を仰臥位とし、日本整形外科学会および日本リハビリテーション医学会が推奨する測定方法に準じ、ゴニオメーターを用い膝関節の屈曲および伸展可動域を他動にて測定した。

#### 2) 膝関節伸展筋力

筋力測定には Hand-Held Dynamometer (アニマ株式会社製ミュータス F-1) を使用し、膝伸展の最大等尺性筋力を測定した。測定肢位は座位にて膝関節 90 度屈曲位とし、筋出力を受けるセンサー部の位置は下腿遠位部前面とした。センサー部の固定にはベルクロ用い、測定中に十分固定されていることを確認した。下腿の固定にはベルトを用いることで測定の信頼性が向上することが報告されており (Kato *et al.* 2009)、本研究においてもベルトによる固定を行った。測定は全て非術側から行った。アーム長の計測は膝関節中心からセンサー部中央までとし、メジャーを用いて計測した。計測は最大下等尺性運動を行った後、約 3 秒間の最大等尺性筋力を 2 回繰り返し測定し、2 回の平均値を採用した。測定結果からトルク体重比 (Nm/kg ; センサー部の力 (N) ×アーム長 (m) / 体重 (kg)) を算出した。同側に対する 2 回の測定の間には約 30 秒間の休息時間を設け、左右の測定間には約 1 分の休息を設けた。

#### 3) Timed Up & Go test (TUG)

TUG の測定は高さ 40cm の肘掛けのないパイプ椅子に腰掛けた姿勢から立ち上がり、3m 前方の目標物まで歩いて方向転換して戻り、再び座位になるまでの所要時間を計測した

(Podsiadlo *et al.* 1991)。原法 (Podsiadlo *et al.* 1991) では「楽な速さ」で歩行するが、本研究では最大努力で行うよう指示し、測定時の心理状態や教示の解釈の違いによる影響を排除した (島田他, 2006)。測定は 2 回行い、2 回の測定の平均値を採用した。

### 2-4. 統計学的解析

統計学的解析に先立ち、本研究で用いたすべてのデータに対して Shapiro-Wilk 検定を行い、データの正規性を確認した結果、すべてのデータが正規分布していたため、本節で得られたデータはすべてパラメトリックデータとして扱った。まず、術前の年齢や変形性膝関節症の重症度、BMI、運動機能の群間差を検討するため、一元配置分散分析を用いた比較を行った。

また、群間の性差の検討には $\chi^2$ 検定を用いた。術後のCV、運動機能、手術時間の群間比較には一元配置分散分析および多重比較としてTukey-Kramerの多重比較検定を用いた。いずれの検定も有意水準は5%とし、検定には統計解析ソフト（SPSS22.0J, IBM, Japan）を用いた。

## 結果

術後3日目前後に超音波診断装置を用い深部静脈血栓症の有無を検討したところ、臥床群8名、座位群6名、立位群2名に深部静脈血栓症が発症していることが確認されたため、臥床群12名、座位群14名、立位群18名での解析を行った。なお、この人数での性別や術前の年齢、変形性膝関節症の重症度、BMI、運動機能に関して有意な群間差は認めなかった。

術後の運動機能に関して、一元配置分散分析の結果、いずれも有意な群間差は認めなかった（表2）。また、術後の歩行周期時間の変動係数に関して有意な群間差は認めなかった（表2および図1）。

## 考察

本節の結果において、術後3時間での理学療法介入によって術後早期の歩行周期時間の変動および運動機能には有意な差が生じないことが明らかとなった。これまでの研究課題から術後早期には運動機能の低下が生じるが、歩行の安定性に対し注意を向け、歩行変動を小さくすることで歩行の安定性を術前と同程度に維持していると考えられた。そのため、術後早期には周囲への注意配分が不十分となり転倒リスクが増大していることが考えられ、早期に歩行変動を小さくし、歩行の安定性を向上させることが重要であると考えた。しかしながら、術後3時間に立位保持を行うだけでは運動機能に及ぼす影響は不十分であり、歩行変動にも効果を及ぼさなかったと考えられる。Renkawitz *et al.* (2012) は術当日に歩行練習を行うことでその後の歩行能力の改善が促進されたと報告しているが、本研究のようにベッドサイドにて立位保持を行うという介入だけでは運動機能や歩行の安定性に及ぼす影響としては不十分であった可能性が考えられる。したがって、術後早期の運動機能を改善させ、歩行変動を小さくし歩行の安定性を向上させるには、立位保持だけでなく歩行練習を行う必要性があると考えられるが、術後数時間での歩行練習による疼痛および炎症症状の増悪が生じる可能性も考えられ、今後慎重な検討が必要である。

Labraca *et al.* (2011) は人工膝関節置換術後 24 時間以内に術後リハビリテーションを開始した群と術後 48 時間から 72 時間の間にリハビリテーションを開始した群を比較し、術後 24 時間以内にリハビリテーションを開始することで術後 48 時間以降にリハビリテーションを開始するよりも膝関節可動域や膝関節伸展筋力、歩行能力、バランス能力の改善が得られることを報告している。本研究における対象者は理学療法介入の内容による差はあったが、いずれも術翌日、すなわち術後 24 時間以内に歩行練習を開始しており、早期退院時に術前と同程度の歩行の安定性を獲得するにはこのような術後早期の理学療法介入が重要である可能性が考えられ、今後術後早期の理学療法介入による影響も検討していく必要があると考える。

研究課題 4 では術後 3 時間での理学療法介入による運動機能や歩行安定性への影響を検討したが、立位保持ではこれらへ及ぼす影響は不十分であり、術後 24 時間以内にリハビリテーションを開始した場合よりもさらに運動機能や歩行安定性を大きく向上させることは容易ではないと考える。そのため、運動機能や歩行安定性を早期に改善させることだけでなく、注意機能を向上させることや周囲の環境を転倒が発生しにくいように整備するなどの方策も必要である。山田 (2009) は地域在住高齢者 63 名を運動介入と Trail Making Test および仮名拾い検査を注意機能トレーニングとして行う注意運動群と運動介入のみを行う運動群、介入を行わないコントロール群の 3 群に群分けし、介入を行ったところ、注意運動群では注意機能向上効果を認め、二重課題条件下での歩行能力が向上したことを報告している。人工膝関節置換術のような整形外科的領域では運動機能向上だけに着目した介入を行うことが一般的であるが、注意機能を向上することなども術後の歩行変動を減少させ歩行安定性を向上させるには重要であるかもしれず、早期退院後の生活をより安全なものにするために、現在の理学療法のあり方を見直し再構築していく必要がある。

表 1 対象者の属性

	立位群 (n=18)	座位群 (n=14)	臥床群 (n=12)
年齢 (歳)	72.1 ± 6.1	71.8 ± 4.4	71.1 ± 8.2
身長 (cm)	152.9 ± 7.8	151.9 ± 11.0	152.5 ± 9.6
体重 (kg)	60.8 ± 7.2	61.0 ± 9.8	59.5 ± 10.0
Body mass index (kg/m <sup>2</sup> )	26.0 ± 2.1	26.6 ± 3.4	25.9 ± 3.9
男性 (n, (%))	5 (27.8)	3 (21.4)	3 (25.0)
重症度			
gradeIII (n, (%))	2 (11.1)	3 (21.4)	1 (8.3)
gradeIV (n, (%))	16 (88.9)	11 (78.6)	11 (91.7)
可動域			
屈曲 (°)	125.0 ± 13.9	125.7 ± 15.8	128.8 ± 14.2
伸展 (°)	-9.0 ± 5.7	-10.7 ± 7.8	-8.3 ± 5.6
術側膝伸展筋力 (Nm/kg)	0.97 ± 0.37	0.95 ± 0.27	0.99 ± 0.43
歩行速度 (m/秒)	1.01 ± 0.24	1.01 ± 0.14	1.09 ± 0.19
歩行時痛	2.4 ± 2.5	2.2 ± 2.3	2.8 ± 2.1
Timed Up & Go test (秒)	10.0 ± 2.3	9.8 ± 1.8	9.8 ± 2.4
歩行周期時間の変動係数 (%)	11.0 ± 6.5	10.9 ± 5.6	10.5 ± 5.8

表 2 手術時間，駆血時間および術後 4 日目の運動機能，歩行周期時間の変動係数

	立位群 (n=24)	座位群 (n=25)	臥床群 (n=25)
手術時間 (分)	94.7 ± 16.0	90.8 ± 17.4	91.9 ± 18.6
可動域			
屈曲 (°)	99.0 ± 12.7	97.1 ± 14.1	98.1 ± 17.7
伸展 (°)	-1.5 ± 2.7	-1.8 ± 3.2	-2.2 ± 4.1
術側膝伸展筋力 (Nm/kg)	0.43 ± 0.32	0.48 ± 0.46	0.39 ± 0.26
歩行速度 (m/秒)	0.84 ± 0.21	0.83 ± 0.26	0.87 ± 0.26
歩行時痛	2.1 ± 2.4	2.6 ± 1.9	2.7 ± 2.3
Timed Up & Go test (秒)	13.9 ± 4.1	14.7 ± 4.6	13.6 ± 5.2
歩行周期時間の変動係数 (%)	11.9 ± 8.7	12.1 ± 8.1	12.4 ± 9.4

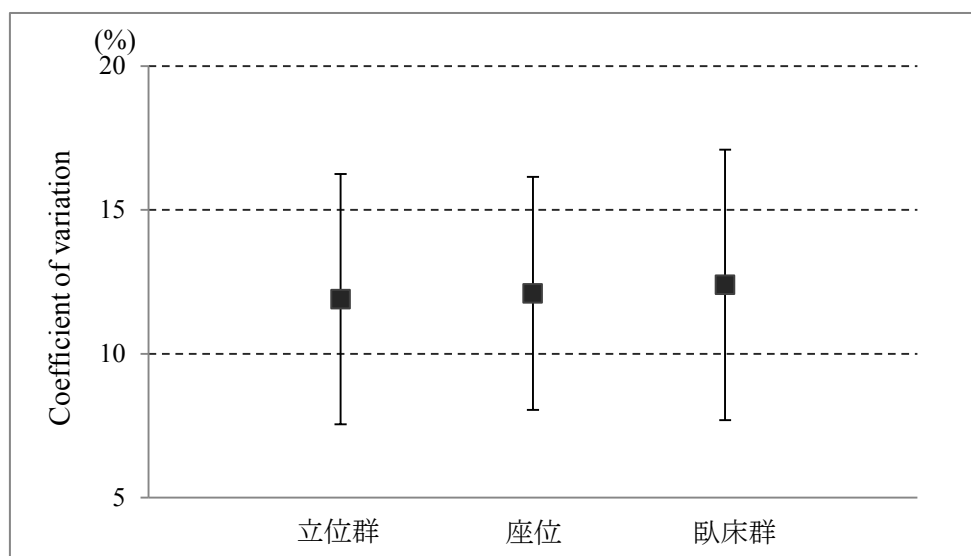


図 1 各群における退院前日の歩行周期時間変動

## 第8章 総括

わが国では高齢者人口が増加する中、変形性膝関節症者は非常に多く、人工膝関節置換術施行数も増加すると予想されている。人工膝関節置換術は除痛や運動機能の改善を目的に施行され、日常生活動作の改善だけでなく、身体活動量やQOLの向上が期待される。人工膝関節は15年以上の寿命が期待される一方で、約5%が再置換になることが報告されている。術後の膝関節への負担を軽減し、再置換を予防するためには膝関節における衝撃吸収能力が重要となるが、術後の膝関節衝撃吸収能力を検討した報告は見あたらない。また、術後に運動機能や歩行速度が一時的に低下するものの、運動機能の低下によって引き起こされる歩行変動を検討した報告はみあたらず、術後の歩行の安定性の指標となる歩行周期時間の変動は明らかにされていない。そこで本論文では、人工膝関節置換術後の膝関節における衝撃吸収能力および歩行変動を明らかにすることを目的とした。

これらは歩行に特異的な課題であるが、日常生活では会話をしながら歩行を行うなど複数の課題を同時に遂行することが一般的に行われており、注意を適切に配分しながら課題を遂行することが求められる。そのため、より日常生活に近い評価を行うため、膝関節における衝撃吸収能力および歩行変動の二重課題条件下での検討を行った。

さらに、術後早期には運動機能の低下に伴う歩行の不安定性を防ぐため、歩行変動に対して過剰な注意配分を行うことで歩行の安定性を獲得していることが推察され、術後早期の運動機能および歩行変動を減少させることが重要であると考えられた。そこで術後数時間での理学療法介入を行うことで、歩行変動および運動機能に及ぼす影響を明らかにした。

本論文ではこれらの人工膝関節置換術前後の膝関節における衝撃吸収能力および歩行変動について、4つの研究課題を設定した。以下に、研究課題1~4と各研究課題から得られた結果を記す。

1. 膝関節における衝撃吸収能力の特性を明らかにし、人工膝関節置換術前後の膝関節における衝撃吸収能力を検討した（第4章；研究課題1）
  - 1) 膝関節における衝撃吸収能力は歩行速度に影響を受け、歩行速度の増加に伴い衝撃吸収能力が低下することが明らかとなった。しかし、通常歩行速度よりも歩行速度を遅くしても衝撃吸収能力は変化せず、踵接地によって下腿に伝わった衝撃の30%程度を吸収するという天井効果がみられた。

- 2) さらに膝関節における衝撃吸収能力は年齢の影響を受け、若年者は高齢者よりも優れた衝撃吸収能力を示すことが明らかとなった。
  - 3) 変形性膝関節症者における膝関節の衝撃吸収能力は同年代の健常高齢者に比べ、有意に低い値を示し、健常者に比べ衝撃吸収能力が低下していることが明らかとなった。
  - 4) 人工膝関節置換術前、退院前日、術後1ヶ月、3ヶ月、6ヶ月で膝関節における衝撃吸収能力は有意な差を認めなかった。
  - 5) 術前、退院前日には膝関節における衝撃吸収能力と運動機能に相関関係を認めなかったが、術後1ヶ月には衝撃吸収能力と術側膝関節伸展筋力、歩行速度、術後3ヶ月以降は術側および非術側膝関節伸展筋力、歩行速度、TUGと有意な相関関係を認めた。
2. 人工膝関節置換術前後の歩行変動を検討した（第5章；研究課題2）
- 1) 変形性膝関節症者における歩行周期時間の変動は健常若年者や健常高齢者に比べ大きな値を示した。
  - 2) 先行研究と同様、人工膝関節置換術後には膝関節可動域や膝関節伸展筋力など、一般的に歩行変動との関連性が指摘されている運動機能の低下が一時的に低下することが明らかとなった。そのため術後には運動機能の低下に伴う歩行変動の増大が生じることが予測されたが、術前および退院前日の歩行変動には変化を認めず、術後1ヶ月以降に歩行変動の減少を認めた。
  - 3) 術前および退院前日、術後1ヶ月には歩行変動と運動機能との間に有意な相関関係を認めなかったが、術後3ヶ月以降には有意な相関関係を認めた。
3. 人工膝関節置換術前後の二重課題条件下歩行における歩行変動および膝関節における衝撃吸収能力を検討した（第6章；研究課題3）
- 1) 変形性膝関節症者における二重課題条件下歩行能力は地域在住高齢者と同程度であった。
  - 2) 退院前日や術後1ヶ月には計算課題を優先するよう指示をされても計算課題に対して柔軟に注意配分を行えず、歩行を優先するよう指示をされた場合には歩行速度よりも歩行変動に注意を配分し歩行の安定性を高めることが明らかとなった。このこ

とから、退院前日や術後 1 ヶ月には運動機能の低下による歩行変動の増大および歩行の安定性低下を防ぐため、歩行変動に対する注意を増大させ、歩行の安定性を獲得している可能性が考えられた。

- 3) 術後 3 ヶ月以降には計算課題に対する注意配分が可能となり、また歩行を優先するよう指示された場合に歩行速度を増大させる反応がみられた。このことから術後 3 ヶ月以降には運動機能の改善に伴い歩行の安定性が向上し、その結果歩行変動に対して過剰な注意を向ける必要がなくなり、認知課題回答数の増加や歩行速度の向上につながったと考えられる。
- 4) 膝関節における衝撃吸収能力は二重課題条件下の課題優先の指示よりも歩行速度の影響を強く受けることが考えられた。

#### 4. 人工膝関節置換術後数時間での理学療法介入が術後早期の歩行変動に与える影響を検討した (第 7 章 ; 研究課題 4)

- 1) 人工膝関節置換術後数時間での理学療法介入による立位保持は歩行変動および運動機能に対して影響を与えなかった。先行研究では術後 24 時間以内に歩行練習を開始することで歩行能力が改善すると報告しており、本研究ではいずれの群も術後 24 時間以内に歩行練習を開始していることから、さらに運動機能や歩行変動を減少させることは容易ではないと考えられた。

#### 1. 総合考察

本論文ではまず、人工膝関節置換術後の膝関節における衝撃吸収能力を検討した (研究課題 1)。まず、膝関節における衝撃吸収能力の特性を検討したところ、歩行速度や年齢の影響を受けることが明らかとなった。歩行速度の増加は荷重応答期の膝関節 stiffness を増大させるが (Holt *et al.* 2003)、この関節 stiffness の増大は衝撃吸収能力を低下させることから (Holt *et al.* 2003, Zhang *et al.* 2003)、歩行速度の増加により衝撃吸収能力が低下したと考えられた。膝関節は歩行中の衝撃吸収の重要な役割を担い、半月板や関節軟骨などの組織が衝撃吸収の重要な役割を果たす (Fukuda *et al.* 2000, Hoshino *et al.* 1987)。しかしながらこれらの組織は加齢に伴い摩耗や障害を生じることが報告されていることから (Englund *et al.* 2008, Karvonen *et al.* 1994)、加齢に伴って衝撃吸収能力が低下したと考えられた。また、歩行中の荷重応答期における膝屈曲運動も衝撃吸収の役割を担っているが (Mercer *et al.* 2002)、この

膝屈曲角度は加齢に伴い減少する (DeVita *et al.* 2000). このような加齢に伴う歩行パターンの変化もまた、衝撃吸収能力の低下の要因であると考えられた. 変形性膝関節症者では健常高齢者に比べ衝撃吸収能力が低下していたが、半月板や関節軟骨の摩耗に加え、健常高齢者よりもさらに荷重応答期の膝屈曲運動が小さくなること (Asthephen *et al.* 2008), 関節構造の破綻に伴い大腿四頭筋が衝撃吸収に果たす役割が不十分であることが要因であると考えられた. また、変形性膝関節症者では体重が大きいことから踵接地時の床反力が大きくなり、それによって伝播する衝撃が大きくなったことも衝撃吸収能力の低下を招いたと考えられ、体重を減少させることも重要な課題であると考えられた. そのため、変形性膝関節症者において膝関節の衝撃吸収能力を向上させるには膝関節伸展筋力のみならず、膝関節周囲筋の筋力向上が重要であり、さらに体重の減少を指導することが必要と考えられた. 特に肥満は変形性膝関節症の発症や進行のリスクファクターとしても知られており、他職種との連携も含めたアプローチが今後必要である.

人工膝関節置換術後には関節構造の正常化に伴い衝撃吸収能力が改善することが予測されたが、術後に有意な変化は認めなかった. この理由として、術後にしばしば観察される *stiff-knee gait* が考えられた. 術後には大腿直筋とハムストリングス、前脛骨筋と腓腹筋の同時収縮が起きることで特に荷重応答期の膝屈曲角度が減少する *stiff-knee gait* がしばしば生じることが報告されており、それによって衝撃吸収能力が低下していると推察された. この *stiff-knee gait* の要因としては人工関節の置換による固有感覚の低下や術前からの歩容の影響などが考えられているが、一致した見解は得られておらず、今後の検討が必要である. また、術後には関節構造の正常化に伴い大腿四頭筋が衝撃吸収に果たす役割が重要になると考えられるが、術後の膝関節伸展筋力は 6 ヶ月程度で術前と同程度まで回復するものの非術側に比べると低下しており、健常者に比べると術後 1 年が経過しても低下していることが報告されている (Berman *et al.* 1991, Finch *et al.* 1998). そのため、歩容の改善だけでなく、膝関節伸展筋力の向上が膝関節衝撃吸収能力の改善には重要であると考えられた. 人工膝関節置換術後の膝伸展筋力の低下は長期間にわたって継続する課題であり、衝撃吸収という観点だけでなく、歩行やバランス能力、転倒リスクにも関連する重要な問題であることから、今後検討していく必要がある.

また、本論文では歩行変動の検討も行った (研究課題 2). 歩行安定性の指標として用いられる歩行周期時間の変動は、変形性膝関節症者で増大し、健常者に比べ歩行が不安定であることが示唆された. この理由として、下肢の筋力低下、可動域制限が要因であると考えら

れた。また、変形性膝関節症者では歩行時に疼痛が生じることや、脛骨が立脚初期に内反、外旋、内側移動する外側 thrust が生じることとも歩行周期時間の変動に影響を及ぼしている可能性が考えられた。健常高齢者の歩行周期時間の変動は一般的に3%以下とされているのに対し、本論文の対象者は10.4%と非常に高い値を示しており、転倒リスクが高いと考えられた。

術後には膝関節伸展筋力や可動域など運動機能の低下が一時的に著明となるため、歩行周期時間の変動が増大することが予測されたが、術前に比べ退院前日に有意な変化を認めず、その後経過とともに改善を認めた。すなわち、退院時には術前と同程度の歩行の安定性が獲得されていると考えられた。また、術後3ヶ月以降には膝関節可動域や膝関節伸展筋力、歩行速度と有意な相関を認めるようになった。先行研究では歩行速度の増加に伴い歩行周期時間の変動が減少することが報告されており、術後3ヶ月以降には歩行速度の改善に伴い、歩行周期時間の変動が減少した可能性が考えられた。しかしながら、退院前日や術後1ヶ月には歩行周期時間の変動と運動機能には有意な相関関係を認めなかった。この理由として、歩行周期時間の変動が注意機能と関連していることが挙げられる。術後には歩行に対して注意を向けることで歩行変動を小さくし、運動機能の低下によって生じる歩行の不安定性を回避し、歩行安定性を高めるような戦略が用いられていることが考えられた。

そこで、研究課題3では認知課題を付加した二重課題条件を用い、術後の注意配分を検討した。認知課題に対する注意配分は退院前日や術後1ヶ月には術前に比べ有意に小さな値を示し、その後有意に大きな値を示した。すなわち、術前に比べ退院前日や術後1ヶ月には認知課題を優先するよう指示をされても認知課題に対して柔軟に注意配分を行えておらず、その後改善されたと考えられた。一方、歩行周期時間の変動に対する注意配分は術前や退院前日、術後1ヶ月に大きく、その後小さな値を示した。また、歩行速度に対する注意配分は術後3ヶ月以降に大きな値を示したことから、二重課題条件下において歩行を優先するよう指示した際には術前や退院前日、術後1ヶ月には歩行速度を増大させるのではなく、歩行周期時間の変動を小さくし、歩行を安定させていることが明らかとなった。これらのことから、術前に比べ術後早期には認知課題が優先されず、さらに歩行速度よりも歩行変動を小さくする注意配分がなされていることが明らかとなった。研究課題2では術後早期に歩行変動が小さく歩行安定性を高める戦略が用いられていると推察したが、研究課題3によって支持される結果となった。運動課題と認知課題への注意が同時に要求される二重課題条件下においては姿勢制御や動作を優先する姿勢制御戦略 ("posture first strategy") が用いられることが広

く知られており、本研究課題においても術後の著明な運動機能の低下に対し、”posture first strategy”によって歩行変動を小さくし、歩行を安定させていることが考えられた。しかし、術後早期には認知課題に対して注意を配分できていなかったことから、周囲に注意を向けることが困難となっており、退院後の転倒を防ぐためには過剰な注意を向けなくても歩行の安定性が獲得できるようにすることが重要であると考えられた。

研究課題 4 では術後早期に歩行変動を小さくし、歩行の安定性を向上させるため、術後 3 時間での理学療法介入を実施し、歩行変動や運動機能に対する影響を検討した。先行研究では術後数時間での歩行練習を実施することで運動機能や歩行能力を改善できることを報告しているが、本研究課題では立位保持、座位保持、臥床による足関節底背屈運動のいずれを行っても有意な変化はなかった。このことから、術後 3 時間に立位保持を行うだけでは不十分で、先行研究のように歩行練習を行うことが重要であることが示唆された。しかしながら本論文では先行研究において有効性が報告されている術後 24 時間以内の歩行練習をいずれの群でも行っていることから、さらに歩行安定性や運動機能を向上させることは容易ではないと考えられた。そのため、術後早期に歩行の安定性を高めるような運動機能向上だけに着目するのではなく、注意機能などの新たな介入方法も今後検討していく必要があると考えられた。

以上のことから、今後増加すると予測されている人工膝関節置換術において、再置換予防のために重要となる膝関節衝撃吸収能力を向上させるためには stiff-knee gait のような異常歩行の改善や膝関節伸展筋力の向上、体重の減少が重要であることが明らかとなった。また、早期退院の際には術後 24 時間以内の歩行練習を開始することで歩行の安定性が獲得されているものの、周囲への注意配分は不十分であり、転倒に対する十分な注意を促すとともに、今後術後早期の柔軟な注意配分を可能にする具体的な方策を検討する必要があると考えられた。

## 2. 結論

本論文では、人工膝関節置換術後の膝関節における衝撃吸収能力および歩行変動を検討し、さらに二重課題条件下での検討も行った。また、術後数時間での理学療法介入を行い、歩行変動に対する影響を検討した。これらの検討結果から以下の知見が得られた。

- (1) 術後には関節構造が正常化されるにもかかわらず、膝関節における衝撃吸収能力は変化せず、stiff-knee gait のような異常歩行が要因であると考えられた。(第 4 章)

- (2) 人工膝関節置換術後早期には、運動機能が低下するにもかかわらず術前と同程度の歩行の安定性が獲得されており、運動機能との関連性がないことから歩行変動を小さくし歩行の安定性を高めるような戦略を用いている可能性が考えられた。(第5章)
- (3) 術後早期には歩行変動に対する注意配分が大きく、周囲への注意配分が小さくなることが明らかとなり、術後経過とともに歩行の安定性が向上すると周囲への注意配分も可能になることが明らかとなった。このことから、術後早期に周囲への注意配分を可能にするために、歩行変動を小さくし歩行の安定性をより早期に向上させる必要があると考えられた。(第6章)
- (4) 術後3時間での理学療法介入による立位保持では、術後早期の歩行変動に影響を及ぼさなかった。術後早期の歩行変動を小さくし歩行の安定性をより向上させることは容易ではなく、運動機能以外の介入についても検討していく必要があることが示唆された。(第7章)

### 3. 本論文の限界

#### (1) 歩行の解析

本論文では膝関節における衝撃吸収能力が術後に変化しない理由として *stiff-knee gait* のような異常歩行が要因として考えられた。しかし実際に *stiff-knee gait* が生じているかは検討できておらず、歩行解析装置として三軸加速度計だけでなく三次元動作解析装置などを併用することにより、衝撃吸収能力と歩容を同時に計測することが可能になると考えられ、今後の研究の課題としたい。

#### (2) 歩行の安定性の向上

術後の理学療法において、退院までに安定した歩行を獲得することは最も重要な課題の一つである。本論文では研究課題2において早期退院時にも歩行の安定性が獲得されていることを明らかにしたが、それは歩行変動を小さくし歩行の安定性に対して過剰な注意配分を行っているためであることが研究課題3から明らかになった。そのため、早期退院時に周囲への注意配分を可能にするためには、早期に歩行変動を小さくし歩行の安定性を向上させることが重要である。今後は術前から運動機能および歩行変動を減少させ、歩行の安定性を向上させることや、運動機能以外の注意機能などへの介入も検討し、術後早期の歩行の安定性を向上させる方策を明らかにすることを課題としたい。

#### 4. 今後の課題

本論文では人工膝関節置換術後の膝関節における衝撃吸収能力および歩行変動の変化を明らかにした。今後はこれらの衝撃吸収能力や歩行変動を改善するための介入研究を行うとともに、実際の活動性にどのように影響しているかを明らかにし、QOL 向上に生かしたいと考える。人工膝関節置換術は除痛を最大の目的として施行されることが多く、退院後の活動性にまで言及されることは少ないが、本来の目的は除痛による患者の活動性の増大、QOL 向上にあるべきで、今後はこれらの観点から研究をすすめていきたい。

## 参考文献

Asai T, Doi T, Hirata S, Ando H. Dual tasking affects lateral trunk control in healthy younger and older adults. *Gait Posture*. 2013; 38(4): 830-836.

Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ. Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *J Orthop Res*. 2008; 26(3): 322-341.

Auger DD, Dowson D, Fisher J. Cushion form bearings for total knee joint replacement. part 1: design, friction and lubrication. *Proc Inst Mech Eng H*. 1995; 209(2): 73-81.

Auger DD, Dowson D, Fisher J. Cushion form bearings for total knee joint replacement. Part 2: Wear and durability. *Proc Inst Mech Eng H*. 1995; 209(2): 83-91.

新井智之, 柴 喜崇, 渡辺修一郎, 柴田 博. 10m 歩行における歩行周期変動と運動機能, 転倒との関連—小型加速度計を用いた測定—. *理学療法学*. 2011; 38: 165-172.

Baddeley AD. Working memory. *Science*. 1992; 255: 556-559.

Baddeley AD. Working memory: looking back and looking forward. *Nat Rev Neurosci*. 2003; 4: 829-839.

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.

Baltadjieva R1, Giladi N, Gruendlinger L, Peretz C, Hausdorff JM. Marked alterations in the gait timing and rhythmicity of patients with de novo Parkinson's disease. *Euro J Neurosci*. 2000; 24: 1815-1820.

Benedetti MG, Catani F, Bilotta TW, Marcacci M, Mariani E, Giannini S. Muscle activation pattern

and gait biomechanics after total knee replacement. *Clin Biomech.* 2003; 18: 871-876.

Beauchet O, Kressig RW, Najafi B, Aminian K, Dubost V, Mourey F. Age-related decline of gait control under a dual-task condition. *J Am Geriatr Soc.* 2003; 51(8): 1187-1188.

Beauchet O, Dubost V, Aminian K, Gonthier R, Kressig RW. Dual-task-related gait changes in the elderly: does the type of cognitive task matter? *J Mot Behav.* 2005; 37(4): 259-264.

Berman AT, Bosacco SJ, Israelite C. Evaluation of total knee arthroplasty using isokinetic testing. *Clin Orthop Relat Res.* 1991; 271: 106-113.

Blake AJ, Morgan K, Bendall MJ, Dallosso H, Ebrahim SB, Arie TH, Fentem PH, Bassey EJ. Falls by elderly people at home: prevalence and associated factors. *Age Ageing.* 1988; 17: 365-372.

Blin O, Ferrandez AM, Serratrice G. Quantitative analysis of in Parkinson patients: increased variability of stride length. *J Neuro Sci.* 1990; 98(1): 91-7.

Bohannon RW. Comfortable and maximum walking speed of adults aged 20–79 years: reference values and determinants. *Age Ageing.* 1997; 26: 15–19.

Brand C, Juan AW, Lowe A, Morton C. Prevalence, outcome and risk for falling in 155 ambulatory patients with rheumatic disease. *APLAR Journal of Rheumatology.* 2005; 8(2): 99–105.

Campbell AJ, Borrie MJ, Spears GF. Risk factors for falls in a community based prospective study of people 70 years and older. *J Gerontol.* 1989; 44: M112-M117.

Canning CG, Ada L, Woodhouse E. Multiple-task walking training in people with mild to moderate Parkinson's disease: a pilot study. *Clin Rehabil.* 2008; 22: 226-233.

Chen HC, Schultz AB, Ashton-Miller JA, Giordani B, Alexander NB, Guire KE. Stepping over

obstacles: dividing attention impairs performance of old more than young adults. *J Gerontol Med Sci.* 1996; 51: M116-122.

Cunningham DA, Rechnitzer PA, Pearce ME, Donner AP. Determinants of self-selected walking pace across ages 19 to 66. *J Gerontol.* 1982; 37: 560-564.

Davis MA, Ettinger WH, Neuhaus JM, Mallon KP. Knee osteoarthritis and physical functioning: evidence from the NHANES I Epidemiologic Followup Study. *J Rheumatol.* 1991; 18(4): 591-598.

Dejnabadi H, Jolles BM, Aminian K. A new approach to accurate measurement of uniaxial joint angles based on a combination of accelerometers and gyroscopes. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2005; 52: 1478-1484.

Derrick TR, Caldwell GE, Hamill J. Modeling the stiffness characteristics of the human body while running with various stride lengths. *J Appl Biomech.* 2000; 16: 36-51.

DeVita P, Hortobagyi T. Age causes a redistribution of joint torques and powers during gait. *J Appl Physiol.* 2000; 88(5): 1804-1811.

Dingwell JB, Ulbrecht JS, Boch J, Becker MB, O'Gorman JT, Cavanagh PR. Neuropathic gait shows only trends towards increased variability of sagittal plane kinematics during treadmill locomotion. *Gait Posture.* 1999; 10: 21-29.

Doi T1, Asai T, Hirata S, Ando H. Dual-task costs for whole trunk movement during gait. *Gait Posture.* 2011; 33(4): 712-714.

Dubost V, Kressig RW, Gonthier R, Herrmann FR, Aminian K, Najafi B, Beauchet O. Relationships between dual-task related changes in stride velocity and stride time variability in healthy older adults. *Hum Mov Sci.* 2006; 25(3): 372-382.

Elble RJ, Sienko-Thomas S, Higgings C, Colliver J. Stride-dependent changes in gait of older people. *J Neurol*. 1991; 238: 1-5.

Englund M, Guermazi A, Gale D, et al. Incidental meniscal findings on knee MRI in middle-aged and elderly persons. *N Engl J Med*. 2008; 359: 1108-1115.

Ethgen O, Bruyere O, Richy F, Dardennes C, Reginster JY. Health-related quality of life in total hip and total knee arthroplasty: a qualitative and systematic review of the literature. *J Bone Joint Surg Am*. 2004; 86-A: 963-974.

Ferrandez AM, Pailhous J. Slowness in elderly gait. *Exp Aging Res*. 1990; 16(1-2): 79-89.

Finch E, Walsh M, Thomas SG, Woodhouse LJ. Functional ability perceived by individuals following total knee arthroplasty compared to age-matched individuals without knee disability. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1998; 27: 255-263.

Fukuda Y, Takai S, Yoshino N, Murase K, Tsutsumi S, Ikeuchi K, Hirasawa Y. Impact load transmission of the knee joint-influence of leg alignment and the role of meniscus and articular cartilage. *Clin Biomech*. 2000; 15(7): 516-521.

Gabell A, Nayak US. The effect of age on variability in gait. *J Gerontol*. 1984; 39(6): 662-666.

Gage WH, Sleik RJ, Polych MA, McKenzie NC, Brown LA. The allocation of attention during locomotion is altered by anxiety. *Exp Brain Res*. 2003; 150(3): 385-394.

Gates DH, Dingwell JB. Peripheral neuropathy does not alter the fractal dynamics of stride intervals of gait. *J Appl Physiol*. 2007; 102: 965-971.

Geurts AC, Mulder TW, Nienhuis B. From the analysis of movements to the analysis of skills. *J Rehabil Sci*. 1991; 4: 9-12.

Gill GS, Joshi AB. Long-term results of cemented, posterior cruciate ligament-retaining total knee arthroplasty in osteoarthritis. *Am J Knee Surg.* 2001; 14: 209-214.

Gök H, Ergin S, and Yavuzer G. Kinetic and kinematic characteristics of gait in patients with medial knee arthrosis. *Acta Orthopaedica.* 2002; 73: 647-652.

Grabiner PC, Biswas ST, Grabiner MD. Age-related changes in spatial and temporal gait variables. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001; 82(1): 31-35.

Guccione AA, Felson DT, Anderson JJ. Defining arthritis and measuring functional status in elders: methodological issues in the study of disease and physical disability. *Am J Public Health.* 1990; 80(8): 945-949.

Hagemon PA, Blanke DJ. Comparison of gait of young women and elderly women. *Phys Ther.* 1986; 66: 1382–1387.

Hatfield GL, Hubley-Kozey CL, Astephen Wilson JL, Dunbar MJ. The effect of total knee arthroplasty on knee joint kinematics and kinetics during gait. *J Arthroplasty.* 2011; 26:309–318.

Hausdorff JM.: Gait variability: methods, modeling and meaning. *J Neuroeng Rehabil.* 2005; 2: 19.

Hausdorff JM. Gait dynamics, fractals and falls: finding meaning in the stride-to-stride fluctuations of human walking. *Hum Mov Sci.* 2007; 26: 555-589.

Hausdorff JM, Rios DA, Edelberg HK. Gait variability and fall risk in community-living older adults: a 1-year prospective study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001; 82: 1050-1056.

Hausdorff JM, Yogev G, Springer S, Simon ES, Giladi N. Walking is more like catching than tapping: gait in the elderly as a complex cognitive task. *Exp Brain Res.* 2005; 164(4): 541-548.

Heiderscheit BC. Movement variability as a clinical measure for locomotion. *J Appl Biomech.* 2000; 16 (4): 419-427.

Hilding MB, Lanshammar H, Ryd L. Knee joint loading and tibial component loosening. *J Bone Joint Surg.* 1996; 78: 66-73.

Hiyama Y, Yamada M, Kitagawa A, Tei N, Okada S. A four-week walking exercise programme in patients with knee osteoarthritis improves the ability of dual-task performance: a randomized controlled trial. *Clin Rehabil.* 2012; 26(5): 403-412.

Hollman JH, Kovash FM, Kubik JJ, Linbo RA. Age-related differences in spatiotemporal markers of gait stability during dual task walking. *Gait Posture.* 2007; 26: 113-119.

Holt KG, Wagenaar RC, LaFiandra ME, Kubo M, Obusek JP. Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass. *J Biomech.* 2003; 36: 465-471.

Hoshino A, Wallace WA. Impact-absorbing properties of the human knee. *J Bone Joint Surg B.* 1987; 69: 807-811.

Hurley MV. The effects of joint damage on muscle function, proprioception and rehabilitation. *Man Ther.* 1999;2:11-17.

Hunt MA, Hinman RS, Metcalf BR, Lim BW, Wriqley TV, Bowles KA, Kemp G, Bennell KL. Quadriceps strength is not related to gait impact loading in knee osteoarthritis. *Knee.* 2010; 17(4): 296-302.

星野明穂. 膝関節の衝撃吸収特性. バイオメカニズム学会誌. 1990; 14(2): 86-91.

- Imms FJ, Edholm OG. Studies of gait and mobility in the elderly. *Age Ageing*. 1981; 10: 147-156.
- Jinks C, Jordan K, Croft P. Measuring the population impact of knee pain and disability with the Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index (WOMAC). *Pain*. 2002; 100: 55–164.
- Jordan JM, Luta G, Renner JB, Linder GF, Dragomir A, Hochberg MC, et al. Self-reported functional status in osteoarthritis of the knee in a rural southern community: the role of sociodemographic factors, obesity, and knee pain. *Arthritis Care Res*. 1996; 9: 273–278.
- Jordan K, Challis JH, Newell KM. Walking speed influences on gait cycle variability. *Gait Posture*. 2007; 26(1): 128-134.
- Kang HG, Dingwell JB. Separating the effects of age and walking speed on gait variability. *Gait Posture*. 2008; 27: 572-577.
- Karvonen RL, Negendank WG, Teitge RA, Reed AH, Miller PR, Fernandez-Madrid F. Factors affecting articular cartilage thickness in osteoarthritis and aging. *J Rheumatol*. 1994; 21: 1310-1318.
- Katoh M, Yamasaki H. Comparison of reliability of isometric leg muscle strength measurements made using a hand-held dynamometer with and without a restraining belt. *J Phys Ther Sci*. 2009; 21: 37-42.
- Kavanagh JJ, Morrison S, James DA, Barrett R. Reliability of segmental accelerations measured using a new wireless gait analysis system. *J Biomech*. 2006; 39 (15): 2863-72.
- Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteoarthrosis. *Ann Rheum Dis*. 1957; 16(4): 494-501.
- Kelly VE, Janke AA, Shumway-Cook A. Effects of instructed focus and task difficulty on concurrent

walking and cognitive task performance in healthy young adults. *Exp Brain Res.* 2010; 207(1-2): 65-73.

Kennedy DM, Stratford PW, Riddle DL, Hanna SE, Gollish JD. Assessing recovery and establishing prognosis following total knee arthroplasty. *Phys Ther.* 2008; 88: 22-32.

Kesler A, Leibovich G, Herman T, Gruendlinger L, Giladi N, Hausdorff JM. Shedding light on walking in the dark: the effects of reduced lighting on the gait of older adults with a higher-level gait disorder and controls. *J NeuroEngineering Rehabil.* 2005; 27: 1-8.

Kiss RM, Bejek Z, Szendrői M. Variability of gait parameters in patients with total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012; 20(7): 1252-1260.

Koller WC, Trimble J. The gait abnormality of Huntington's disease. *Neurology.* 1985; 35: 1450-1454.

厚生労働省 平成 25 年国民生活基礎調査の概況.

<http://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/k-tyosa/k-tyosa13/dl/16.pdf>

Lajoie Y, Teasdale N, Bard C, Fleury M. Attentional demands for static and dynamic equilibrium. *Exp Brain Res.* 1993; 97: 139-144.

Lawlor DA, Patel R, Ebrahim S. Association between falls in elderly women and chronic diseases and drug use: cross sectional study. *BMJ.* 2003; 327: 712-717.

Labraca NS, Castro-Sánchez AM, Matarán-Peñarrocha GA, Arroyo-Morales M, Sánchez-Joya Mdel M, Moreno-Lorenzo C. Benefits of starting rehabilitation within 24 hours of primary total knee arthroplasty: randomized clinical trial. *Clin Rehabil.* 2011; 25(6), 557-566.

Larish DD, Martin PE, Mungiole M. Characteristic patterns of gait in the healthy old. *Ann N Y Acad*

*Sci.* 1988; 515: 18-32.

Leveille SG, Bean J, Bandeen-Roche K, Jones R, Hochberg M, Guralnik JM. Musculoskeletal pain and risk for falls in older disabled women living in the community. *J Am Geriatr Soc.* 2002; 50: 671-678.

Leveille SG, Jones RN, Kiely DK, Hausdorff JM, Shmerling RH, Guralnik JM, Kiel DP, Lipsitz LA, Bean JF. Chronic musculoskeletal pain and the occurrence of falls in an older population. *JAMA.* 2009; 302: 2214-2221.

Liikavainio T, Isolehto J, Helminen H, Perttunen J, Lepola V, Kiviranta I, Arokoski JP, Komi PV. Loading and gait symmetry during level and stair walking in asymptomatic subjects with knee osteoarthritis: importance of quadriceps femoris in reducing impact force during heel strike. *Knee.* 2007; 14: 231-238.

Ling C, Kelechi T, Mueller M, Brotherton S, Smith S. Gait and function in class III obesity. *J Obes.* 2012; 257468

Lombardi Jr AV, Viacava AJ, Berend KR. Rapid recovery protocols and minimally invasive surgery help achieve high knee flexion. *Clin Orthop Relat Res.* 2006; 452: 117-122.

Lord SR, Lloyd DG, Li SK. Sensori-motor function, gait patterns and falls in community-dwelling women. *Age Ageing.* 1996; 25: 292-299.

Mazza C, Iosa M, Picerno P, Cappozzo A. Gender differences in the control of the upper body accelerations during level walking. *Gait Posture.* 2009; 29: 300-303.

Maki BE.: Gait changes in older adult: predictors of falls or indicators of fear. *J Am Geriatr Soc.* 1997; 45: 313-320.

McAlindon TE, Cooper C, Kirwan JR, Dieppe PA. Knee pain and disability in the community. *Br J Rheumatol*. 1992; 31: 189-192.

McClelland JA, Webster KE, Feller JA. Gait analysis of patients following total knee replacement: a systematic review. *Knee*. 2007; 14: 253-263.

McDonald DA, Siegmeth R, Deakin AH, Kinninmonth AW, Scott NB. An enhanced recovery programme for primary total knee arthroplasty in the United Kingdom—follow up at one year. *Knee*. 2012; 19(5), 525-529.

Mercer JA, Vance J, Hreljac A, Hamill J. Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *Eur J Appl Physiol*. 2002; 87: 403-408.

Messier SP, Ettinger Jr WH, Doyle TE, Morgan T, James MK, O'Toole ML, Burns R. Obesity: Effects on gait in an osteoarthritic population. *J Appl Biomech*. 1996; 12: 161-172.

Milner CE. Is gait normal after total knee arthroplasty? systematic review of the literature. *J Orthop Sci*. 2009; 14:114-120.

Mizner RL, Petterson SC, Snyder-Mackler L. Quadriceps strength and the time course of functional recovery after total knee arthroplasty. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2005; 35: 424-436.

Muir SW, Speechley M, Wells J, Borrie M, Gopaul K, Montero-Odasso M. Gait assessment in mild cognitive impairment and Alzheimer's disease: the effect of dual-task challenges across the cognitive spectrum. *Gait Posture*. 2012; 35(1): 96-100.

Mulder TW, Geurts AC. The assessment of motor dysfunctions: preliminaries to a disability-oriented approach. *Hum Mov Sci*. 1991; 10; 565-574.

Munk S, Dalsgaard J, Bjerggaard K, Andersen I, Hansen TB, Kehlet H. Early recovery after

fast-track Oxford unicompartmental knee arthroplasty: 35 patients with minimal invasive surgery. *Acta orthopaedica*. 2012; 83(01): 41-45.

Murray MP, Kory RC, Clarkson BH. Walking patterns in healthy old men. *J Gerontology*. 1969; 24: 169-178.

Oberg T, Karsznia A, Oberg K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev*. 1993; 30: 210-213.

Oberg T, Karsznia A, Oberg K.: Joint angle parameters in gait: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *J Rehabil Res Dev*. 1994; 31: 199-213.

O'Brien M, Power K, Sanford S, Smith K, Wall J. Temporal gait patterns in healthy young and elderly females. *Physiother Can*. 1983; 35: 323-326.

O'Reilly SC, Muir KR, Doherty M. Knee pain and disability in the Nottingham community: association with poor health status and psychological distress. *Br J Rheumatol*. 1998;37: 870-873.

Ouellet D, Moffet H. Locomotor deficits before and two months after knee arthroplasty. *Arthritis Rheum*. 2002; 47: 484-493.

Owings TM, Grabiner MD. Step width variability, but not step length variability or step time variability, discriminates gait of healthy young and older adults during treadmill locomotion. *J Biomech*. 2004; 37: 935-938.

Paul S, Ada L, Canning CG. Automaticity of walking implications for physiotherapy practice. *Phys Ther Rev*. 2005; 10: 15-23.

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.

Reilly KA, Beard DJ, Barker KL, Dodd CA, Price AJ, Murray DW. Efficacy of an accelerated recovery protocol for Oxford unicompartmental knee arthroplasty – a randomized controlled trial. *Knee*. 2005; 12: 351-357.

Renkawitz T, Rieder T, Handel M, Koller M, Drescher J, Bonnlaender G, Grifka J. Comparison of two accelerated clinical pathways-after total knee replacement how fast can we really go?. *Clin Rehabil*. 2010; 24(3): 230-239.

Rochester L, Hetherington V, Jones D, Nieuwboer A, Willems AM, Kwakkel G, Wegen EV. The effect of external rhythmic cues (auditory and visual) on walking during a functional task in homes of people with Parkinson's disease. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005; 86: 999-1006.

Salaffi F, Carotti M, Stancati A, Grassi W. Health-related quality of life in older adults with symptomatic hip and knee osteoarthritis: a comparison with matched healthy controls. *Aging Clin Exp Res*. 2005; 17(4): 255-263.

Schaafsma JD, Giladi N, Balash Y, Bartels AL, Gurevich T, Hausdorff JM. Gait dynamics in Parkinson's disease: relationship to Parkinsonian features, falls and response to levodopa. *J Neurol Sci*. 2003; 212: 47-53.

Schrodt LA, Mercer VS, Giuliani CA, Hartman M. Characteristics of stepping over an obstacle in community dwelling older adults under dual-task condition. *Gait Posture*. 2004; 19: 279-287.

Sheridan PL, Solomont J, Kowall N, Hausdorff JM. Influence of executive function on locomotor function: divided attention increases gait variability in Alzheimer's disease. *J Am Geriatr Soc*. 2003; 51(11): 1633-1637.

Shumway-Cook A, Woollacott M. Motor Control. Theory and Practical Applications. Williams & Wilkins, Baltimore, 1995.

Shumway-Cook A, Woolacott M, Kerns KA, Baldwin M. The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of fall. *J Gerontol Med Sci*. 1997; 52A: M232-M240.

Siu KC, Woolacott MH. Attentional demands of postural control: the ability to selectively allocate information-processing resources. *Gait Posture*. 2007;25: 121-126.

Siu KC, Chou LS, Mayr U, Donkelarr P, Woollacott MH. Does inability to allocate attention contribute to balance constraints during gait in older adults? *J Gerontol A Z Biol Sci Med Sci*. 2008; 63: 1364-1369.

Slemenda C, Brandt KD, Heilman DK, Mazzuca S, Braunstein EM, Katz BP, Wolinsky FD. Quadriceps weakness and osteoarthritis of the knee. *Ann Intern Med*. 1997; 127(2): 97-104.

Springer S, Giladi N, Peretz C, Yogev G, Simon ES, Hausdorff JM. Dual-tasking effects on gait variability: the role of aging, falls, and executive function. *Mov Diord*. 2006; 21(7): 950-957.

島田裕之, 古名丈人, 大淵修一, 杉浦美穂, 吉田英世, 金憲経, 吉田祐子, 西澤哲, 鈴木隆雄. 高齢者を対象とした地域保健活動における Timed Up & Go Test の有用性. *理学療法学*. 2006; 33: 105-111.

勝呂 徹編 人工膝関節再置換術 - 確かな機能の再建をめざして - メジカルビュー社. 2009

総務省統計局 平成 26 年人口推計月報. <http://www.stat.go.jp/data/jinsui/new.htm>

Thies SB, Richardson JK, Ashton-Miller JA.. Effects of surface irregularity and lighting on step variability during gait: A study in healthy young and older women. *Gait Posture*. 2005; 22: 26-31.

Urwin M, Symmons D, Allison T, Brammah T, Busby H, Roxby M, et al. Estimating the burden of

musculoskeletal disorders in the community: the comparative prevalence of symptoms at different anatomical sites, and the relation to social deprivation. *Ann Rheum Dis.* 1998; 57: 649–655.

Van Emmerik RE, Wagenaar RC, Winogrodzka A, Wolters EC. Identification of axial rigidity during locomotion in Parkinson disease. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999; 80 (2): 186-191.

van Iersel MB, Kessels RP, Bloem BR, Verbeek AL, Olde Rikkert MG. Executive functions are associated with gait and balance in community-living elderly people. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci.* 2008; 63(12): 1344-1349.

Voloshin A. The influence of walking speed on dynamic loading on the human musculoskeletal system. *Med Sci Sports Exerc.* 2000; 32(6): 1156-1159.

Yakhdani HR, Bafghi HA, Meijer OG, Bruijn SM, van den Dikkenberg N, Stibbe AB, van Royen BJ, van Dieën JH. Stability and variability of knee kinematics during gait in knee osteoarthritis before and after replacement surgery. *Clin Biomech.* 2010; 25(3): 230-236.

Yamada M, Aoyama T, Arai H, Nagai K, Tanaka B, Uemura K, Mori S, Ichihashi N. Dual-task walk is a reliable predictor of falls in robust elderly adults. *J Am Geriatr Soc.* 2011; 59(1): 163-164.

Yamada M, Tanaka H, Mori S, Nagai K, Uemura K, Tanaka B, Aoyama T, Ichihashi N. Fallers choose an early transfer gaze strategy during obstacle avoidance in dual-task condition. *Aging Clin Exp Res.* 2011; 23(4): 316-319.

Yang YR, Wang RY, Chen YC, Kao MJ. Dual-task exercise improves walking ability in chronic stroke: a randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007; 88(10): 1236-1240.

Yogev G, Giladi N, Peretz C, Springer S, Simon ES, Hausdorff JM. Dual tasking, gait rhythmicity, and Parkinson's disease: which aspects of gait are attention demanding? *Euro J Neuroscience.* 2005; 22: 1248-1256.

Yoshida Y, Mizner RL, Ramsey DK, Snyder-Mackler. Examining outcomes from total knee arthroplasty and the relationship between quadriceps strength and knee function over time. *Clin Biomech.* 2008; 23(3): 320-328.

Yoshimura N, Muraki S, Oka H, Mabuchi A, En-Yo, Yoshida M, Saika A, Yoshida H, Suzuki T, Yamamoto S, Ishibashi H, Kawaguchi H, Nakamura K, Akune T. 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.

矢野経済研究所 2010年版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. 2010

山田実, 平田総一郎, 小野玲, 安藤啓司. 体幹加速度由来歩容指標による歩容異常の評価—歩容指標の変形性股関節症患者と健常者との比較, および基準関連妥当性— 理学療法学. 2006; 33(1): 14-21.

山田実, 平田総一郎, 小野玲, 小嶋麻悠子. 変形性股関節症患者における dual-task 下での歩行特性. バイオメカニズム学会誌. 2007; 31(3): 150-155.

山田 実, 上原 稔章 二重課題条件下での歩行時間は転倒の予測因子となりうる—地域在住高齢者を対象とした前向き研究— 理学療法科学. 2007; 22(4): 505-509.

山田 実, 村田 伸, 太田尾 浩, 村田 潤 高齢者における二重課題条件下の歩行能力には注意機能が関与している—地域在住高齢者における検討— 理学療法科学. 2008; 23(3): 435-439.

山田 実. 注意機能トレーニングによる転倒予防効果の検証—地域在住高齢者における無作為化比較試験—理学療法科学. 2009; 24(1): 71-76.

Wall JC, Hogan DB, Turnbull GI, Fox RA. The kinematics of idiopathic gait disorder, A comparison with healthy young and elderly females. *Scand J Rehabil.* 1991; 23: 159-164.

Williams SB, Brand CA, Hill KD, Hunt SB, Moran H. Feasibility and outcomes of a home-based exercise program on improving balance and gait stability in women with lower-limb osteoarthritis or rheumatoid arthritis: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2010; 91(1): 106–114.

Williamson A, Hoqqart B. Pain: a review of three commonly used pain rating scales. *J Clin Nurs.* 2005; 14: 798-804.

Winter DA, Quanbury AO, Reimer GD. Instantaneous energy and power flow gait of normal. In: Komi P, ed. *Biomechanics*. Baltimore: Univ Park Press; 1976: 334-340.

Woolacott M, Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait Posture.* 2002; 16: 1-14.

Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Med Sci Sports Exerc.* 2003; 32: 812-819.