

**慣性センサ（IMU）を用いた運動器疾患の治療や
進行度間における歩行時膝関節運動の評価**

2022 年

小 松 瞭

博士論文

慣性センサ（IMU）を用いた運動器疾患の治療や
進行度間における歩行時膝関節運動の評価

小松 瞭

Doctoral Dissertation

**Evaluation of knee joint motion during gait in the
treatment and progression of musculoskeletal
diseases using inertial measurement unit**

Akira KOMATSU

目 次

第1章	序論	01
	1.1 研究背景, 目的	01
	1.2 論文の構成	05
	1.3 参考文献	06
第2章	創外固定器装着者歩行における膝関節屈曲角度の推定と健患側比較	09
	2.1 緒言	10
	2.2 歩行時膝関節屈曲角度の推定	12
	2.2.1 計測システム, 姿勢表現	12
	2.2.2 初期姿勢	13
	2.2.3 動作時の姿勢	14
	2.2.4 センサ・フュージョンの構築と姿勢推定	14
	2.2.5 膝関節屈曲角度の算出	18
	2.3 精度検証実験	19
	2.3.1 検証方法	19
	2.3.2 検証結果	20
	2.4 歩行計測実験	23
	2.4.1 実験方法	23
	2.4.2 評価方法	24
	2.4.3 実験結果	26
	2.5 結言	28
	2.6 参考文献	29
第3章	変形性膝関節症患者歩行の進行度間における膝関節屈曲角度の評価	30
	3.1 緒言	31
	3.2 歩行計測実験	33
	3.2.1 実験方法	33
	3.2.2 評価方法	34

3.3	結果	35
3.4	考察	39
3.4.1	実験結果について	39
3.4.2	創外固定装着者との比較について	40
3.5	結言	41
3.6	参考文献	42
第4章	変形性膝関節症患者歩行の進行度間における歩行時異常運動の定量評価	44
4.1	緒言	45
4.2	歩行計測実験	47
4.2.1	実験方法	47
4.2.2	評価方法	50
4.3	結果	52
4.4	考察	55
4.5	結言	56
4.6	参考文献	57
第5章	結論	59
	謝辞	61
	研究業績	62

第1章 序論

1.1 研究背景, 目的

我が国において高齢者の人口は年々増加の一途をたどっている^(1,2)。高齢化が進むにつれて加齢や筋力の減少などにより運動機能が低下し、転倒などによる骨折外傷⁽³⁾、変形性関節症 (OsteoArthritis, 以下, OA)⁽⁴⁾や脊柱変形などの発症リスクが高まる。これらの診断には患者個々の歩行時の運動学的変化を定量的に評価することが臨床上重要である。歩行とは下肢の運動により身体を前方へ運ぶ運動のことである。歩行は周期運動であるため、その歩行周期を抽出することで詳細な分析が可能となる。歩行周期とは足が地面へ接地している立脚期、地面から離床している遊脚期のサイクルであり、それに伴い下肢の股関節、膝関節、足関節は関節の屈曲と伸展を繰り返す^(5,6)。この歩行1周期における関節角度の特徴として屈曲角度の二峰性が見られる。歩行は日常で最も多用される動作の一つであり、多くの場合は医師や療法士らなどの医療従事者らによって対象となる患者の歩行を目視で観察し、その歩容や関節の動かし方などを定性的に評価する。しかしながら目視による観察は観察者の熟練度に応じて隔たりが生じるため、より正確な診断や病態の早期発見には主観と経験に依存しない歩行運動の定量評価が重要である。

歩行などの身体運動の定量評価には主に複数のカメラシステムで標点を計測する光学式モーションキャプチャ (以下, 光学式)⁽⁷⁾が用いられている。このシステムは高精度な身体計測ができる一方で導入コストが高く、計測環境が限定されてしまう。また、被験者に多数のマーカを貼付する⁽⁸⁾ため準備に時間がかかる。そのため計測を容易に実施できるとはいえず、被験者となる方の心身や時間的拘束の負担が大きい。それ以外に身体計測を実施できるシステムとして磁気式モーションキャプチャ (磁気センサ, 以下, 磁気式) も広く用いられている。磁気式は磁場を発生させるトランスミッタと身体に装着して磁場を検出するレシーバとで構成され、光学式よりも高い精度と分解能を有していることから手指動作の計測⁽⁹⁾や関節徒手検査の定量評価⁽¹⁰⁾など細かな運動を計測するのに適している。価格面と重量は光学式より安く軽量であるためスキーの動作計測⁽¹¹⁾や車道横断シミュレータでの歩行計測⁽¹²⁾に用いられている。しかしながら磁気式は計測範囲内に金属類 (磁性体) がある場合にはデータのノイズ増加が懸念される。そのため多数の機器が常設されている医療福祉施設での計測には向かな

い。そのため医療の現場など臨床用途においてはこれらの問題を低減した汎用性の高い歩行解析システムの開発が求められている。そこで近年、慣性センサ (Inertial Measurement Unit, 以下, IMU) を用いた運動計測が注目されている。IMU は内部に加速度, ジャイロ, 地磁気センサを内蔵しており, 元々は大型な計測装置で航空機などの姿勢検出に用いられていた。その一方で近年の Micro Electro Mechanical Systems (以下, MEMS) 技術の発展により小型化がなされ, 従来の光学式モーションキャプチャよりも低コストで導入が可能となった。また IMU 自体を身体に装着するだけで計測を実施でき, かつ光学式モーションキャプチャで用いる反射マーカの貼付よりも少ない装着数で身体動作計測ができるために利用者が容易に扱える利便性を有している。そのため今ではスポーツ動作の計測⁽¹³⁾, 歩行動作の計測⁽¹⁴⁻¹⁶⁾など様々な分野で用いられている。IMU は加速度, 角速度を計測できるため, 従来のモーションキャプチャで計測できた位置情報よりも瞬間的な運動の変化を計測することができる。また歩行解析に関する先行研究ではこれまでに加速度からの歩行速度や位置 (軌跡)⁽¹⁷⁻¹⁹⁾, 身体部位の関節角度⁽²⁰⁾を算出できる。しかしながら IMU の計測データからの位置, 姿勢の算出においては積分によるドリフト誤差の影響は避けられず, これらを適切に補正した上での推定計算が必要となる。上記を踏まえて IMU を含めた種々のモーションキャプチャシステムの○×による比較をまとめたものを表 1-1 に示す。このようにモーションキャプチャシステムにはそれぞれの利点と欠点を有しており, 光学式や磁気式の方が IMU と比較して高精度である。その一方で IMU は小型で安価であり歩行運動の検査や臨床用途を想定した場合には利用時の制約や手間が少ない点が優れている。

IMU における積分や関節角度算出におけるドリフト誤差を解決する手法として複数のセンサ情報を統合したセンサ・フュージョンによる姿勢推定法の開発^(21,22)や歩行解析への応用⁽²³⁾などが報告されている。しかしこれらの多くは健常者の歩行運動を対象としており, 運動器疾患の治療や進行度間での評価など臨床用途における有用性を明らかにした事例は数少ない。特に近年は術式の改良などに伴い, 早期荷重や自立歩行が獲得できるリング型創外固定術 (以下, 創外固定) を積極的に実施する事例が増えてきている。そのため整形外科や歩行リハビリテーションの観点から創外固定患者の歩行運動の評価指標の確立が喫緊の課題である。しかしながら創外固定は金属製のフレームと固定ワイヤーによって構成されており, 創外固定器を装着している間は患部へ常にワイヤーが刺入

Table 1-1 Comparison of various motion capture systems.

項目	光学式	磁気式	IMU
価格／コスト	×	△	○
重量	×	△	○
精度	○	○	×
分解能	○	○	△
装着性	○	△	○
利便性／簡便性	○	△	○
屋内利用	○	○	○
屋外利用	△	○	○
水中利用	×	×	○
耐外乱／ドリフト	○	△	×

○：安価，軽量，高い，良い，可能など

△：○と×の間

×：高価，重い，低い，悪い，不可など

しているため、個人差はあるものの痛みを伴う。そのため光学式を用いる場合には計測時に固定器からのアーティファクトによって正確な運動計測が実施できないだけでなく、痛みを有する創外固定患者を歩行計測のために長時間拘束することは難しい。そのため創外固定患者の歩行運動の解析は健常者で患者歩行を模した計測実験と解析を行っている事例⁽²⁴⁾は散見されるものの実際の患者歩行における運動学的変化については定量的に明らかにされていない。

また進行を伴う運動器疾患の中でも最も代表的な疾患である変形性膝関節症 (Knee OsteoArthritis, 以下膝 OA)⁽²⁵⁾は年々患者数が増加しており、2017年の時点では全世界で2億6000万人の膝 OA 患者がいるとされている⁽²⁶⁾。膝 OA は病態の進行に伴い関節可動域の減少、歩行速度の低下、異常な歩行運動が誘発されるため患者の生活の質(Quality Of Life, 以下 QOL)の低下を招く。そのため膝 OA の早期診断や病態進行に応じた治療方針の決定が重要である。膝 OA 患者に対してはこれまでに光学式を用いた研究⁽²⁷⁻³²⁾が幾つか報告されている。一方で IMU を用いた研究については膝関節角度の評価⁽³³⁾や異常運動の評価⁽³⁴⁾などがなされているが、いずれも膝 OA の進行度に応じた分類や比較に基づく定量評価はほとんど報告されていない。以上の背景から、IMU を用いた運動器疾患の歩行解析を実施するにあたり、歩行時に最も多用される膝関節の運動に着目した解析を行う事とした。

本論文では、IMU を用いて運動器の治療や病態進行を伴う膝関節の運動学的変化を解析し、臨床歩行解析における有用性を明らかにすることを目的とする。特に本論文では前述の背景を踏まえ以下の解析及び定量評価を行う。

1. 創外固定器装着者歩行における膝関節屈曲角度の推定と健患側比較
2. 変形性膝関節症患者歩行の進行度間における膝関節屈曲角度の定量評価
3. 変形性膝関節症患者歩行の進行度間における歩行時異常運動の定量評価

1.2 論文の構成

本論文は全5章で構成されている。

第1章では序論として本論文の背景及び目的について述べる。

第2章では、歩行時膝関節屈曲角度を推定するためのセンサ・フュージョンを構築し、その精度を検証した。そしてリング型創外固定器装着患者の歩行計測実験を行ったのちに歩行時膝関節屈曲角度をセンサ・フュージョンによって推定し、健患側での可動域や歩容について比較、検討した。

第3章では、健常者と膝OA患者の歩行計測実験を行ったのちに歩行時膝屈曲角度をセンサ・フュージョンによって推定し、健常者と膝OA患者の進行度ごとに分類し、各群間（進行度間）における運動学的変化を比較、検討した。

第4章では、健常者と膝OA患者の歩行計測実験を行ったのちに膝OA患者の代表的な歩行時異常運動である Varus Thrust（以下 VT）を IMU で計測できる歩行時下腿加速度、角速度から定量化し、健常者と膝OA患者の両脚の膝を進行度ごとに分類し、各群間（進行度間）で比較した。

第5章では結論として本研究全体の総括と今後の展望について述べる。

1.3 参考文献

- (1) 厚生労働省, 平成 28 年版厚生労働白書 –人口高齢化を乗り越える社会モデルを考える–, (2016), pp. 4-225.
- (2) 厚生労働省, 令和 2 年版厚生労働白書 –令和時代の社会保障と働き方を考える–, 第 1 章(2020), pp. 1-23.
- (3) Masud, T. et al., Epidemiology of falls, Age Aging, Vol. 30, No. S4(2001), pp. 3-7.
- (4) Yoshimura, N. et al., Prevalence of knee osteoarthritis, lumbar spondylosis, and osteoporosis in Japanese men and women: the research on osteoarthritis/osteoporosis against disability study, Journal of Bone and Mineral Metabolism, Vol. 27, No. 5(2009), pp. 620-628.
- (5) 才藤栄一 他, 歩行分析と動作分析, 藤田保健衛生大学(2015).
- (6) Murray, M. P. et al., Comparison of free and fast speed walking patterns of normal men, American Journal of Physical Medicine, Vol. 45(1966), pp. 8-24.
- (7) 桐山善守 他, 特集③: 人間工学のための計測手法, 第 1 部: 動作計測 (1) –光学式モーションキャプチャによる動作計測–, 人間工学, Vol. 50, No. 4(2014), pp. 172-181.
- (8) 中澤篤志, モーションキャプチャ, 映像情報メディア学会誌, Vol. 63, No. 9(2009), pp. 1224-1227.
- (9) Mitobe, K. et al., Development of a high precision hand motion capture system and an auto calibration method for a hand skeleton model, Proceeding ACM SIGGRAPH 2006 Research posters, (2006), Article No. 102.
- (10) Hoshino, Y. et al., In vivo measurement of the pivot-shift test in the anterior cruciate ligament-deficient knee using an electromagnetic device, The American Journal of Sports Medicine, Vol. 35, No. 7(2007), pp. 1098-1104.
- (11) 巖見武裕 他, スキー滑走における生体負荷の解析手法, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 68, No. 666(2002), pp. 562-568.
- (12) 水戸部一孝 他, サイバースペースにおける高齢歩行者の危険回避能力検査の試み, 電子情報通信学会論文誌, Vol. J89-D, No.10 (2006), pp. 2174-2182.
- (13) 廣瀬圭 他, 特集③: 人間工学のための計測手法, 第 1 部: 動作計測 (2) –慣性センサによる動作計測–, 人間工学, Vol. 50, No. 4(2014), pp. 182-190.
- (14) 大瀧保明 他, 加速度センサとジャイロを用いた連続歩行分析アルゴリズム, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 67, No. 655(2000), pp. 782-788.

- (15) Tao, W. et al., Gait Analysis Using Wearable Sensors, *Sensors*, Vol. 12, No. 2(2012), pp. 2255-2283.
- (16) Seel, T. et al., IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis, *sensors*, Vol. 14, No. 4(2014), pp. 6891-6909.
- (17) 佐川貢一 他, 水平歩行距離の無拘束計測, 計測自動制御学会論文集, Vol. 36, No. 11(2000), pp. 909-915.
- (18) Sabatini, A. M. et al., Assessment of walking features from foot inertial sensing, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 52, No. 3(2005), pp. 486-494.
- (19) Kitagawa, N. et al., Estimation of foot trajectory during human walking by a wearable inertial measurement unit mounted to the foot, *Gait & Posture*, Vol. 45(2016), pp. 110-114.
- (20) 古瀬則夫 他, 圧電式ジャイロ스코ープを用いた下肢関節角度の簡易計測法, *生体医工学*, Vol. 43, No. 4(2005), pp. 538-543.
- (21) Sabatini, A.M., Quaternion-based extended Kalman filter for determining orientation by inertial and magnetic sensing, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 53, No. 7(2006), pp. 1346-1356.
- (22) 廣瀬圭 他, 慣性センサ・地磁気センサを用いたスポーツにおける姿勢計測に関する研究, *スポーツ産業学研究*, Vol. 22, No. 2(2012), pp. 255-262.
- (23) 齊藤亜由子 他, 歩行動作におけるモーションセンサを用いた膝関節角度の推定に関する研究 (遠心加速度と接線加速度の影響に着目して), *日本機械学会論文集*, Vol. 84, No. 857(2018), DOI: 10.1299/transjsme.17-00488.
- (24) Layton R.B. et al., Biomechanical analysis of walking gait when simulating the use of an Ilizarov external fixator, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 232, No. 6(2018), pp. 628-636.
- (25) James, S. L. et al., Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990-2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017, *Lancet*, Vol. 392, No. 10159(2018), pp. 1789-1858.
- (26) Vos, T. et al., Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010, *Lancet*, Vol. 380, No. 9859(2012), pp. 2163-2196.
- (27) Sharma, L. et al., Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease

- severity in medial tibiofemoral osteoarthritis, *Arthritis & Rheumatology*, Vol. 41, No. 7(1998), pp. 1233–1240.
- (28) Astephen, J. L. et al., Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity, *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 26, No. 3(2008), pp. 332-341.
- (29) Kuroyanagi, Y. et al., A quantitative assessment of varus thrust in patients with medial knee osteoarthritis, *The Knee*, Vol. 19, No. 2(2012), pp. 130–134.
- (30) Chang, A. H. et al., Varus thrust and knee frontal plane dynamic motion in persons with knee osteoarthritis, *Osteoarthritis and Cartilage*, Vol. 21, No. 11(2013), pp. 1668–1673.
- (31) Bytyqi, D. et al., Gait knee kinematic alterations in medial osteoarthritis: three dimensional assessment, *International Orthopaedics*, Vol. 38, No. 6(2014), pp. 1191-1198.
- (32) 畑亮輔 他, 変形性膝関節症の進行が歩行中の膝関節キネマティクス・キネティクスに及ぼす影響, *バイオメカニズム*, Vol. 23(2016), pp. 129-138.
- (33) Tadano S. et al., Gait characterization for osteoarthritis patients using wearable gait sensors (H-Gait systems), *Journal of Biomechanics*, Vol. 49, No. 5(2016), pp. 684-690.
- (34) 木藤伸宏 他, 加速度センサを用いた変形性膝関節症の歩行時下腿運動の解析, *理学療法学*, Vol. 31, No. 1(2004), pp. 86-94.

第2章 創外固定器装着者歩行における膝関節 屈曲角度の推定と健患側比較

Abstract

In this study, we estimated the knee joint angle of patients with external fixation of wounds during walking using 9-axis inertial measurement units (IMUs), and examined the range of motion and gait on the healthy side. Three patients with external fixation were included in the study. The acceleration, angular velocity, and geomagnetism during the stance and stance phases of optimal walking were measured using IMUs. The knee joint flexion and extension angles were estimated from the gait measurement data by IMUs using the extended Kalman filter. Among the knee joint flexion angles estimated by the extended Kalman filter, the maximum flexion angle during the stance phase and the maximum flexion angle during the stance phase were measured. As a result, the average amplitude ratio of the 2nd/1st peak of the healthy side was 2.79 and that of the affected side was 9.96, indicating that the double knee action of the affected side was reduced compared with that of the healthy side. From the results of this study, it was thought that this was due to the increased mass of the external fixator attached to the lower leg on the affected side and the limited range of motion caused by pain. The results of this study suggest that it is possible to quantify the range of motion of the knee joint of patients with external fixation while walking alone, and to evaluate their range of motion and gait.

2.1 緒言

リング型創外固定術（以下、創外固定）（図 2-1）は強固な固定により、早期荷重や自立歩行が獲得できる。創外固定患者における早期退院や社会復帰を実現するべく、歩行リハビリテーションを関節角度や関節モーメントの観点から評価することは重要であり、これらに基づいた評価指標の確立が求められている。しかし、創外固定の荷重や歩行評価に関する報告は非常に少なく、創外固定器の装着箇所による歩行時 ADL（Activities of Daily Living：日常生活動作）の調査⁽¹⁾や、健常者による創外固定器装着者を模擬した歩行解析⁽²⁾に留まっている。そのため創外固定患者の歩行について運動学に評価を行った報告はない。

歩行計測の有用な手法として、複数のカメラシステムで対象、または標点等を計測する Direct Linear Transformation 法^(3, 4)が一般に広く用いられている。一方で Micro Electro Mechanical Systems 技術の発達により、加速度センサ、ジャイロセンサ、地磁気センサを搭載した軽量かつ小型な慣性センサ（Inertial Measurement Unit, 以下 IMU）が開発され、歩行を含む臨床動作の計測にも適用できることが報告されている⁽⁵⁾。また齊藤らは IMU にセンサ・フュージョンを組み合わせることで、健常者における膝関節の歩行時屈曲進展角度の推定、膝関節屈曲角度の二峰性の定量化を行い種々の歩行計測への応用が可能であることを報告している⁽⁶⁾。

創外固定患者においては、ワイヤーピンによって患部を強固に固定していることや、足関節周辺を固定するのに用いる。そのため、健患側における歩行において運動学的な変化が生じているのではないかと考えた。そこで本研究では創外固定患者の歩行時における膝関節屈曲伸展角度を IMU より推定し健患側での可動域や歩容についての違いを定量的に検討した。

なお本研究は、世界医師会によるヘルシンキ宣言の趣旨に沿った医の倫理的配慮の下で実施し、個人情報については日本外科学会のプライバシー保護ガイドラインに準じて秘匿した。被験者には実施前に説明し、十分に趣旨を理解して頂いた上で、書面にて同意を得た。

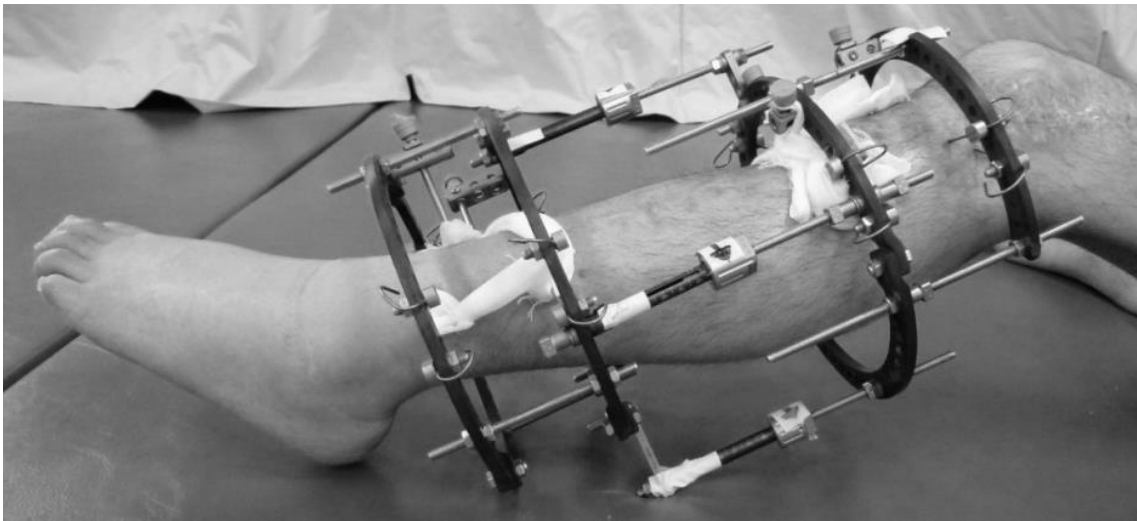


Fig. 2-1 Lower limb mounted of the ring-type external fixator.

2.2 歩行時膝関節屈曲角度の推定

2.2.1 計測システム，姿勢表現

本研究では，9 軸慣性センサ IMU-Z2 (ZMP.Inc, Tokyo, Japan) を用いた．本研究で用いた IMU の外観を図 2-2 に示す．IMU の IMU-Z2 は 3 軸の加速度センサ，ジャイロセンサ，地磁気センサ，Bluetooth 通信モジュールを搭載しているため，無線通信下での最大 9 軸分の同時計測が可能である．IMU は身体に直接装着し，PC と専用のデータロガーソフトウェアを用いることで計測できる．

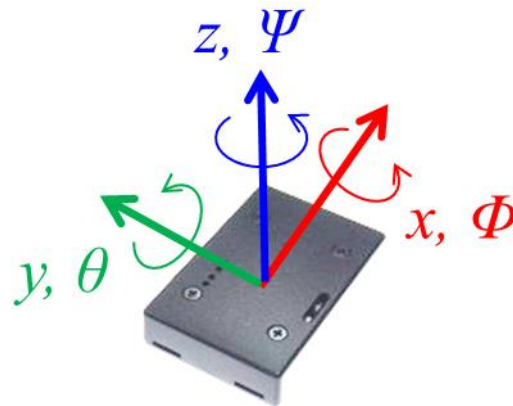


Fig. 2-2 Inertial measurement unit (IMU-Z2) and local coordinate.

本研究における姿勢，即ち IMU の角度は X, Y, Z 軸周りの回転角としてロール (φ)・ピッチ (θ)・ヨー (ψ) 角⁽⁷⁾を用いる．本研究におけるグローバル座標系は Z 軸方向を重力方向とした右手座標系で定義し，各軸周りの回転方向は反時計回りを正とした．一般にロール・ピッチ・ヨー角を用いて回転行列を計算する場合，グローバル座標系から体節 i の IMU のローカル座標系（以下 IMU 座標系）に座標変換するため，X→Y→Z の順番に回転させる（図 2-3 (A)）．しかし IMU を用いる場合は IMU 座標系からグローバル座標系へと逆方向に座標変換を行うため，回転する順番が Z→Y→X と逆になる（図 2-3 (B)）．本研究における体節 i の IMU 座標系からみたグローバル座標系への回転行列 0R_i は式 (2-1) のようにヨー・ピッチ・ロールの順に表現できる．

$${}^0R_i = R(\psi) \cdot R(\theta) \cdot R(\varphi) = \begin{bmatrix} \cos^i \psi & -\sin^i \psi & 0 \\ \sin^i \psi & \cos^i \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos^i \theta & 0 & \sin^i \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin^i \theta & 0 & \cos^i \theta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos^i \varphi & -\sin^i \varphi \\ 0 & \sin^i \varphi & \cos^i \varphi \end{bmatrix} \quad (2-1)$$

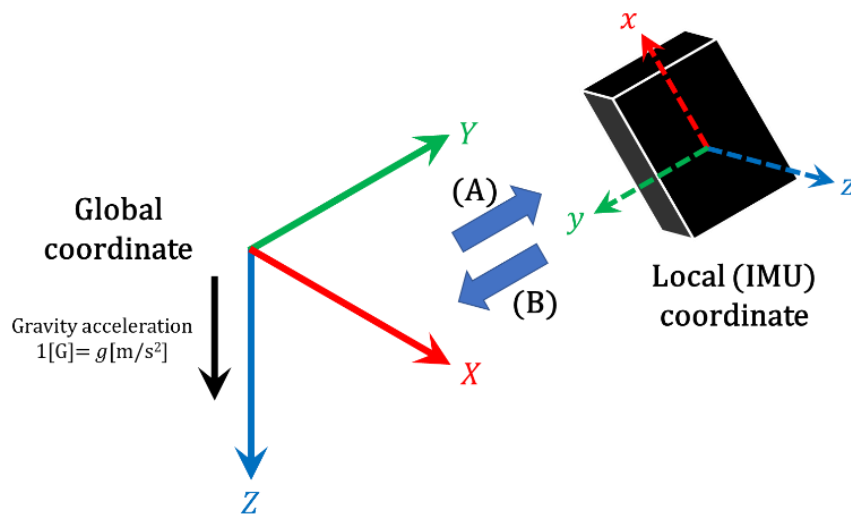


Fig. 2-3 Coordinate transformation in this study.

2.2.2 初期姿勢

静止時においてジャイロセンサ出力値は ${}^i\omega = [0 \ 0 \ 0]^T$ であるため直接初期姿勢を計算することはできない。そこで、加速度センサ出力に含まれる重力加速度と地磁気センサで取得できる磁場を用いてグローバル座標系における初期姿勢を算出する⁽⁸⁾。静止時における加速度センサは重力加速度のみを検出するため、体節 i の IMU 座標系における加速度センサ出力 ${}^i a$ は式 (2-1) の回転行列とグローバル座標系の原点 O における加速度 ${}^o a$ 、重力加速度 g を用いることで式 (2-2) のようになる。

$${}^i a = {}^o R_i^T {}^o a \quad (2-2)$$

$${}^i a = \begin{bmatrix} {}^i a_x \\ {}^i a_y \\ {}^i a_z \end{bmatrix}, {}^o a = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix}$$

これより、加速度センサ出力に基づくロール角、ピッチ角 $\varphi_{acc}, \theta_{acc}$ を得るための式(2-3, 4)が得られる。

$$\varphi_{acc} = \tan^{-1} \frac{{}^i a_y}{{}^i a_z} \quad (2-3)$$

$$\theta_{acc} = \tan^{-1} \frac{-{}^i a_x}{\sqrt{{}^i a_y^2 + {}^i a_z^2}} \quad (2-4)$$

次に地磁気センサを用いてヨー角の初期姿勢を算出する。地磁気センサで姿勢を得るには IMU 自体が水平である必要があるが、装着位置や動作時の傾斜の影響

響をうける．そのため式 (2-5) により傾斜誤差を補正⁹⁾し，式 (2-6) より地磁気センサに基づくヨー角 ψ_{mag} を算出する．ここで， ${}^i m_x, {}^i m_y, {}^i m_z$ は傾斜誤差補正後の体節 i の磁場， ${}^i M$ は体節 i の補正前の磁場と各座標成分である．

$$\begin{bmatrix} {}^i m_x \\ {}^i m_y \\ {}^i m_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos {}^i \theta & \sin {}^i \varphi \sin {}^i \theta & \cos {}^i \varphi \sin {}^i \theta \\ 0 & \cos {}^i \varphi & -\sin {}^i \varphi \\ \sin {}^i \theta & \sin {}^i \varphi \cos {}^i \theta & \cos {}^i \varphi \cos {}^i \theta \end{bmatrix} {}^i M \quad (2-5)$$

$${}^i M = \begin{bmatrix} {}^i M_x \\ {}^i M_y \\ {}^i M_z \end{bmatrix}$$

$$\psi_{mag} = \tan^{-1} \frac{-{}^i m_y}{{}^i m_x} \quad (2-6)$$

2.2.3 動作時の姿勢

ジャイロセンサで計測した角速度から姿勢への変換は角速度の一階積分で求められるが，単純に積分を行うことでドリフト誤差を蓄積させるために，物理的な意味を持たない．そこで，IMU 座標系における角速度について式 (2-7) を用いてロール・ピッチ・ヨー角の微分値へと変換する．そして時刻 $t+1$ のロール・ピッチ・ヨー角は式 (2-8) のように各微分値を積分することにより算出する．ここで， $\dot{\phi}, \dot{\theta}, \dot{\psi}$ はロール・ピッチ・ヨー角の微分値， ${}^i \omega$ は体節 i における角速度及び各座標成分を示している．

$$\begin{bmatrix} {}^i \dot{\psi} \\ {}^i \dot{\theta} \\ {}^i \dot{\phi} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & \sin {}^i \varphi \sec {}^i \theta & \cos {}^i \varphi \sec {}^i \theta \\ 0 & \cos {}^i \varphi & -\sin {}^i \varphi \\ 1 & \sin {}^i \varphi \tan {}^i \theta & \cos {}^i \varphi \tan {}^i \theta \end{bmatrix} {}^i \omega \quad (2-7)$$

$${}^i \omega = \begin{bmatrix} {}^i \omega_x \\ {}^i \omega_y \\ {}^i \omega_z \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} {}^i \psi \\ {}^i \theta \\ {}^i \phi \end{bmatrix}_{t+1} = \int \begin{bmatrix} {}^i \dot{\psi} \\ {}^i \dot{\theta} \\ {}^i \dot{\phi} \end{bmatrix}_{t+1} dt + \begin{bmatrix} {}^i \psi \\ {}^i \theta \\ {}^i \phi \end{bmatrix}_t \quad (2-8)$$

2.2.4 センサ・フュージョンの構築と姿勢推定

ジャイロセンサ歩行時に加速度センサ出力は重力加速度，並進加速度に加えて，関節の回転運動の変化に伴い遠心加速度，接線加速度が増加する．遠心加速度，接線加速度はジャイロセンサから得られる角速度によって表現されるた

め、その影響を考慮するには各センサで得られる情報を統合化したセンサ・フュージョンを構築する必要がある。そこで歩行時膝関節屈曲角度の推定に有用な遠心加速度、接線加速度の影響を考慮した拡張カルマンフィルタによるセンサ・フュージョン⁽⁶⁾を構築する。加速度センサ出力は式(2-9)に示すように並進加速度、回転運動による遠心・接線加速度、重力加速度を含んでいる。

$${}^i a_{out} = {}^i a_{tr} + {}^i a_c + {}^i a_t + {}^i g \quad (2-9)$$

ここで、 ${}^i a_{out}$ は加速度センサ出力、 ${}^i a_{tr}$ は並進加速度、 ${}^i a_c$ は遠心加速度、 ${}^i a_t$ は接線加速度、 g は重力加速度である。遠心加速度、接線加速度は式(2-10)にて体節 i の角速度 ${}^i \omega$ 、角加速度 ${}^i \dot{\omega}$ 、関節中心からIMU中心までの長さ ${}^i r$ を用いて表現できる。

$${}^i a_c + {}^i a_t = {}^i \omega \times {}^i \omega \times {}^i r + {}^i \dot{\omega} \times {}^i r \quad (2-10)$$

本研究では膝関節を構成する下肢の大腿、下腿の2箇所⁽⁷⁾にIMUを装着し、それらの相対姿勢から膝関節屈曲角度を推定する。図2-4に下肢剛体リンクモデルに基づいたIMUの装着位置と膝関節屈曲角度の定義、姿勢推定に用いるパラメータの関係について示す。図2-4において、体節 $i-1$ は大腿、体節 i は下腿であり、以降は $i-1$ 、 i を大腿、下腿と呼称する。IMU1は大腿、IMU2は下腿へ装着するため、以降はIMU1、IMU2を大腿のIMU、下腿のIMUと呼称する。式(2-9,10)を用いて導出した大腿における遠心加速度、接線加速度の補正式は式(2-11)のようになる。また、下腿における遠心加速度、接線加速度の補正式は大腿における遠心・接線加速度の影響を受けることから式(2-12)のようになる。

$${}^{i-1} C_a = {}^{i-1} a_{out} - ({}^{i-1} a_c + {}^{i-1} a_t) = {}^{i-1} g \quad (2-11)$$

$$\begin{aligned} {}^i C_a &= {}^i a_{out} - ({}^i a_c + {}^i a_t) \\ &= {}^i R_{i-1} ({}^{i-1} \omega \times {}^{i-1} \omega \times {}^{i-1} r + {}^{i-1} \dot{\omega} \times {}^{i-1} r) + {}^i g \end{aligned} \quad (2-12)$$

また遠心加速度における角速度の外積は歪対称行列を用いて式(2-13)のようになり、接線加速度の角加速度の算出はノイズの増大を考慮して式(2-14)に示す不完全微分 D をタスティン変換(双一次変換)によって離散化して用いた。

$$[\omega \times] = \begin{bmatrix} 0 & -\omega_z & \omega_y \\ -\omega_z & 0 & -\omega_x \\ -\omega_y & \omega_x & 0 \end{bmatrix} \quad (2-13)$$

$$D(s) = \frac{s}{1 + Ts} \quad (2-14)$$

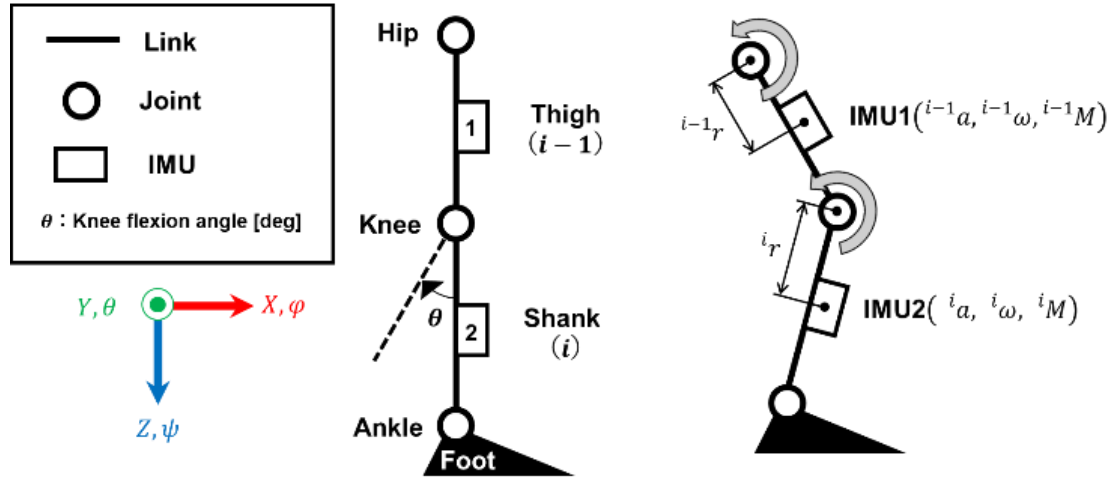


Fig. 2-4 Rigid link model.

Left: Definition of the mount positions, knee flexion angle. Right: IMU's parameters.

ここで、 s はラプラス演算子、 T は微分係数（時定数）である．本研究ではサンプリング周期（サンプリング周波数の逆数）に基づき $T = 0.01$ とした．

以上の補正式を用いて、拡張カルマンフィルタを構成するために大腿、下腿それぞれの姿勢を推定する非線形状態方程式、非線形観測方程式を構築する．大腿の非線形状態方程式は式 (2-7, 8) を用いて式 (2-15) のようになる．非線形観測方程式はヨー角の算出式 (式 (2-6)) と遠心加速度、接線加速度の補正式 (式 (2-11)) を用いて式 (2-16) のようになる．

$${}^{i-1}x_{t+1} = {}^{i-1}F({}^{i-1}x_t) + {}^{i-1}w_t \quad (2-15)$$

$${}^{i-1}y_t = {}^{i-1}H({}^{i-1}x_t) + {}^{i-1}v_t \quad (2-16)$$

$${}^{i-1}x_t = \begin{bmatrix} {}^{i-1}\psi \\ {}^{i-1}\theta \\ {}^{i-1}\varphi \end{bmatrix}_t, \quad {}^{i-1}F({}^{i-1}x_t) = \begin{bmatrix} {}^{i-1}F_\psi \\ {}^{i-1}F_\theta \\ {}^{i-1}F_\varphi \end{bmatrix}_t$$

$${}^{i-1}F_{\psi_t} = [{}^{i-1}\psi_t + (\sin {}^{i-1}\varphi \sec {}^{i-1}\theta \cdot {}^{i-1}\omega_y + \cos {}^{i-1}\varphi \sec {}^{i-1}\theta \cdot {}^{i-1}\omega_z) \cdot T_s]_t$$

$${}^{i-1}F_{\theta_t} = [{}^{i-1}\theta_t + (\cos {}^{i-1}\varphi \cdot {}^{i-1}\omega_y - \sin {}^{i-1}\varphi \cdot {}^{i-1}\omega_z) \cdot T_s]_t$$

$${}^{i-1}F_{\varphi_t} = [{}^{i-1}\varphi_t + ({}^{i-1}\omega_x + \sin {}^{i-1}\varphi \tan {}^{i-1}\theta \cdot {}^{i-1}\omega_y + \sin {}^{i-1}\varphi \tan {}^{i-1}\theta \cdot {}^{i-1}\omega_z) \cdot T_s]_t$$

$${}^{i-1}y_t = \begin{bmatrix} \psi_{m_{i-1,t}} \\ {}^{i-1}C_{ax} \\ {}^{i-1}C_{ay} \\ [{}^{i-1}C_{az}]_t \end{bmatrix}, \quad {}^{i-1}H({}^{i-1}x_t) = \begin{bmatrix} \psi_{mag_{i-1}} \\ ({}^o R_{i-1})^T \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} \end{bmatrix}_t$$

次に下腿の非線形状態方程式は大腿と同様に式 (2-7, 8) を用いて式 (2-17) の

ようになる。非線形観測方程式はヨ一角の算出式（式（2-6））と遠心加速度、接線加速度の補正式（式（2-12））を用いて式（2-18）のようになる。ここで、 x は拡張カルマンフィルタで推定したい状態量、 y は拡張カルマンフィルタにおける観測量、 $t+1$ は時刻、 w_t, v_t は白色雑音である。

$${}^i x_{t+1} = {}^i F({}^i x_t) + {}^i w_t \quad (2-17)$$

$${}^i y_t = {}^i H({}^i x_t) + {}^i v_t \quad (2-18)$$

$${}^i x_t = \begin{bmatrix} {}^i \psi \\ {}^i \theta \\ {}^i \varphi \end{bmatrix}_t, \quad {}^i F({}^i x_t) = \begin{bmatrix} {}^i F_\psi \\ {}^i F_\theta \\ {}^i F_\varphi \end{bmatrix}_t$$

$${}^i F_{\psi_t} = [{}^i \psi_t + (\sin {}^i \varphi \sec {}^i \theta \cdot {}^i \omega_y + \cos {}^i \varphi \sec {}^i \theta \cdot {}^i \omega_z) \cdot T_s]_t$$

$${}^i F_{\theta_t} = [{}^i \theta_t + (\cos {}^i \varphi \cdot {}^i \omega_y - \sin {}^i \varphi \cdot {}^i \omega_z) \cdot T_s]_t$$

$${}^i F_{\varphi_t} = [{}^i \varphi_t + ({}^i \omega_x + \sin {}^i \varphi \tan {}^i \theta \cdot {}^i \omega_y + \sin {}^i \varphi \tan {}^i \theta \cdot {}^i \omega_z) \cdot T_s]_t$$

$${}^i y_t = \begin{bmatrix} \psi_{m_{i,t}} \\ {}^i C_{a_x} \\ {}^i C_{a_y} \\ {}^i C_{a_z} \end{bmatrix}_t, \quad \psi_{mag_i}$$

$${}^i H({}^i x_t) = \left[({}^o R_i)^T \left({}^o R_{i-1} ({}^{i-1} \omega \times {}^{i-1} \omega \times {}^{i-1} r + {}^{i-1} \dot{\omega} \times {}^{i-1} r) + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ g \end{bmatrix} \right) \right]_t$$

拡張カルマンフィルタを計算するために、システム行列 $F(x_t), H(x_t)$ の偏微分 $f(x_t), h(x_t)$ （式（2-19, 20））によって線形化される。

$$f(x_t) = \frac{\partial F(x_t)}{\partial x_t} \quad (2-19)$$

$$h(x_t) = \frac{\partial H(x_t)}{\partial x_t} \quad (2-20)$$

そして、式(2-21)から式(2-25)に示す予測ステップ、フィルタリングステップから構成される拡張カルマンフィルタアルゴリズムを繰り返し計算することで姿勢推定を行う。予測ステップは式(2-21, 22)のようになる。

$$x_{t+1}^- = F(x_t) \quad (2-21)$$

$$P_{t+1}^- = f_t P_t f_t^T + W \quad (2-22)$$

ここで、 x_{t+1}^-, P_{t+1}^- は時刻 t までの情報を用いて推定した時刻 $t+1$ における状態量、誤差共分散行列、 P_t は時刻 t の誤差共分散行列、 W は非線形状態方程式における白色雑音 w の共分散行列である。またフィルタリングステップは式(2-23, 24, 25)のようになる。

$$K_{t+1} = P_{t+1}^- h_{t+1}^T (h_{t+1} P_{t+1}^- h_{t+1}^T + V)^{-1} \quad (2-23)$$

$$x_{t+1} = x_{t+1}^- + K_{t+1} (y_{t+1} - H(x_{t+1})) \quad (2-24)$$

$$P_{t+1} = (I - K_{t+1} h_{t+1}^T) P_{t+1}^- \quad (2-25)$$

ここで、 K はカルマンゲイン、 V は非線形観測方程式における白色雑音 v の共分散行列、 x_{t+1}, P_{t+1} は時刻 $t+1$ までの情報を用いて推定した時刻 $t+1$ における状態量、誤差共分散行列、 I は単位行列である。

2.2.5 膝関節屈曲角度の算出

大腿、下腿それぞれのロール・ピッチ・ヨー角をセンサ・フュージョンにて推定した後、相対的な関係から膝関節屈曲角度を算出する。はじめに式(2-26)を用いて相対座標系への変換を行う。 ${}^oR_{i-1}, {}^oR_i$ はそれぞれグローバル座標系における大腿、下腿の回転行列である。図 2-3 より膝関節屈曲角度はグローバル座標系における Y 軸周りのピッチ角 ${}^{i-1}\theta_i$ であり式(2-27)のようになる。

$$\begin{aligned} {}^{i-1}R_i &= ({}^oR_{i-1})^T {}^oR_i \\ &= \begin{bmatrix} \cos^{i-1}\psi_i & -\sin^{i-1}\psi_i & 0 \\ \sin^{i-1}\psi_i & \cos^{i-1}\psi_i & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos^{i-1}\theta_i & 0 & \sin^{i-1}\theta_i \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin^{i-1}\theta_i & 0 & \cos^{i-1}\theta_i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos^{i-1}\varphi_i & -\sin^{i-1}\varphi_i \\ 0 & \sin^{i-1}\varphi_i & \cos^{i-1}\varphi_i \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2-26)$$

$${}^{i-1}\theta_i = \tan^{-1} \frac{-R_{31}}{\sqrt{R_{32}^2 + R_{33}^2}} \quad (2-27)$$

2.3 精度検証実験

2.3.1 検証方法

本研究で構築した姿勢推定手法の有効性を検証実験にて評価した。検証実験として膝関節の3次元的回転運動を模した3自由度リンクモデルにIMUを装着し、リンクモデルの各軸に搭載されているロータリーエンコーダ（以下エンコーダ）とIMUとの同時計測を行い、センサ・フュージョンの推定精度を検証した。使用するリンクモデルを図2-5に示す。リンクモデルは下肢における大腿部と下腿部を模したリンクで構成されており、各軸に搭載されたエンコーダで動作時の回転運動を計測できる。また、リンクモデルはエンコーダと地磁気センサへの影響を考慮してアクリル板を用いて製作した。IMUの計測レンジは加速度センサ： ± 4 [G]，ジャイロセンサ： ± 250 [deg/s]，地磁気センサ： ± 2 [Gauss]とし、サンプリング周波数は50Hzとした。実験は大腿部を固定した状態で下腿部を各関節の回転方向に手動でかつ一定の間隔で3回往復運動を行った。そしてエンコーダとIMUでそれぞれ関節角度を算出した。この時、IMUの関節角度は2.2節で構築したセンサ・フュージョンを用いて各軸周りの姿勢を推定した。IMUより推定した関節角度はエンコーダの値を真値として二乗平均誤差(Root Mean Square Error, 以下, RMSE)を算出して定量的に評価した。

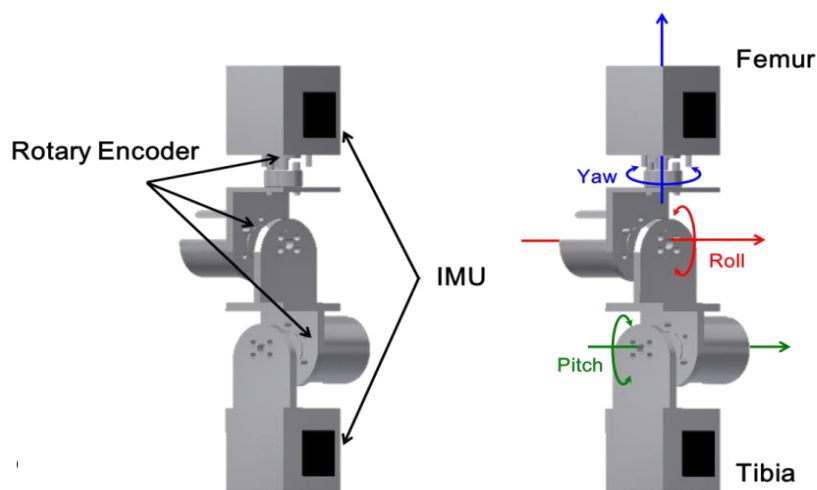


Fig. 2-5 Experimental setup and setting position of measurement systems.

2.3.2 検証結果

図 2-6,7,8 にリンクモデルにおけるロール角, ピッチ角, ヨー角の角度の比較を示す. 赤線がエンコーダの計測結果, 青線が IMU による推定結果である. 各グラフを見てみると, エンコーダから得られた関節角度の波形に対して IMU とセンサ・フュージョンを用いて推定された関節角度の波形がどれもよく一致していた. センサ・フュージョンを用いず単にジャイロセンサの出力を積分するだけであれば時間経過とともに階段状のドリフト誤差が発生, 蓄積する. このドリフト誤差には IMU における回転運動の変化が関連しており角度算出時の誤差蓄積の要因となる. そのため時間経過に伴いエンコーダの角度波形から IMU の角度波形が乖離してしまう. 本研究で構築したセンサ・フュージョンは拡張カルマンフィルタを用いており, その観測方程式において遠心加速度, 接線加速度の変化を考慮しているために回転運動の非線形性に対応している. それが結果として角度算出にて蓄積するドリフト誤差を時系列的に補正し, ドリフト誤差を低減した関節角度を推定できているものと考えられる.

表 2-1 に RMSE の算出結果を示す. RMSE はロール角で 1.52deg, ピッチ角で 2.09deg, ヨー角で 1.34deg であった. 前述の波形比較をみてもピークとグラフ終端にて僅かなズレがみられるが, 本研究にて解析, 比較を行う歩行時膝関節屈曲角度の可動域は 0deg から 70deg と粗大であり, その範囲内での誤差として 1-2deg は精度として妥当であると考えられる. また, 同一手法を用いて健常者歩行での膝関節屈曲角度を推定した際の精度は光学式と比較して 3-5deg であったと報告されている⁽⁶⁾. これらの結果から拡張カルマンフィルタを用いたセンサ・フュージョンは歩行時膝関節屈曲角度の推定に有用であるものとする.

本研究における精度検証の限界として入力となる加速度や角速度の影響や諸条件について考慮しなかったことが挙げられる. より厳密な評価を行う際に瞬間的な変化量とドリフトの変化量を評価するのが望ましいが, 本研究では先行研究での事例⁽⁹⁾を参考に精度検証を行ったため, これらを厳密に考慮していない. そのため本研究で構築したセンサ・フュージョンと計測レンジの範囲内での運動, つまり歩行のような定常でかつゆっくりとした運動であれば比較的少ない誤差で計測, 推定ができる一方, より俊敏な動作等において同様の結果が得られるかは定かではないため, 歩行以外の動作における妥当性の検証やより厳密な評価検討について今後の課題としたい. これらを踏まえて IMU で運動計測を行う場合には予め対象動作を捉えられるよう計測レンジを妥当に設定して

計測を行うのが望ましい。また今回のようなリンクモデルのみでの検証に留まらず、創外固定患者の歩行計測を実施できる点を生かし創外固定器の加速度と皮膚上の加速度を比較した先行研究⁽¹²⁾に続いて創外固定患者歩行による精度検証を実施することでより厳密な比較ができたものと考えため、これについても今後の課題としたい。

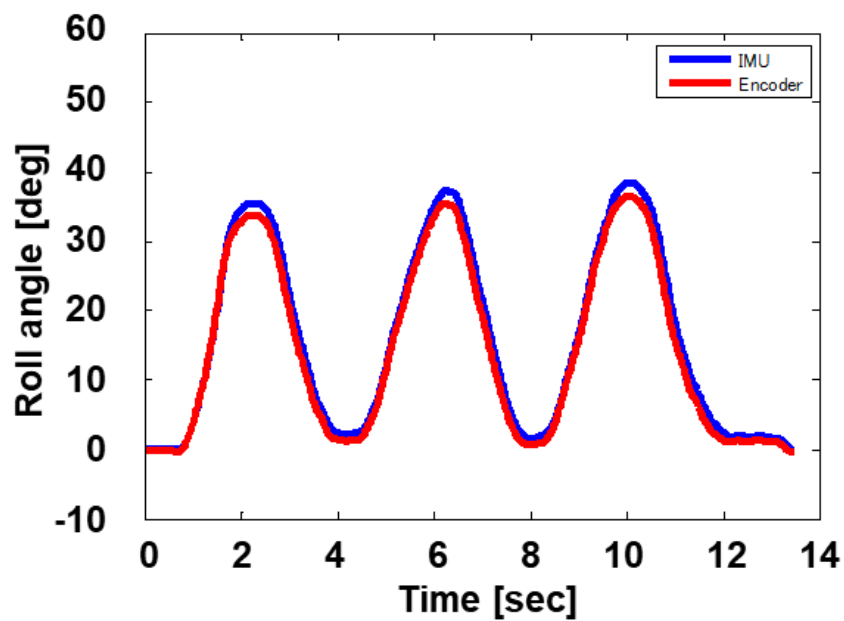


Fig. 2-6 Comparison of encoder and IMU in Roll angle.

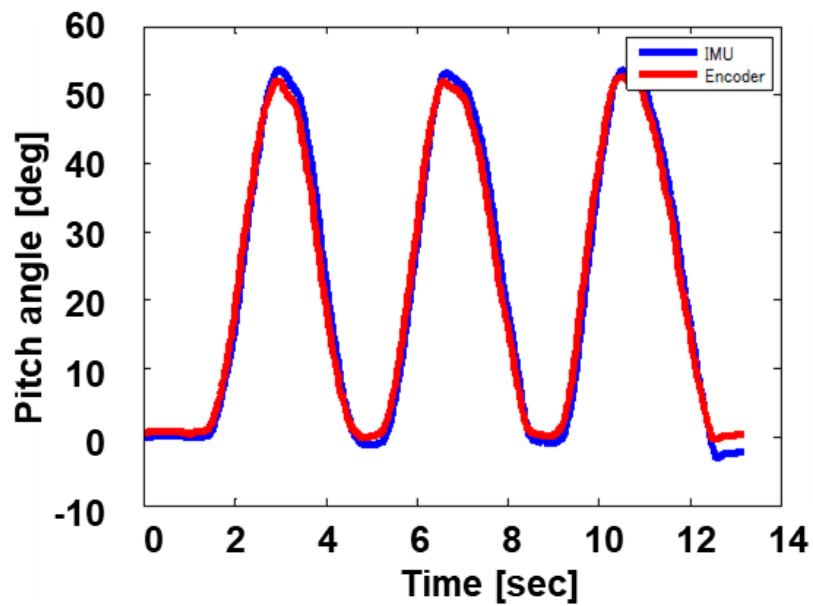


Fig. 2-7 Comparison of encoder and IMU in Pitch angle.

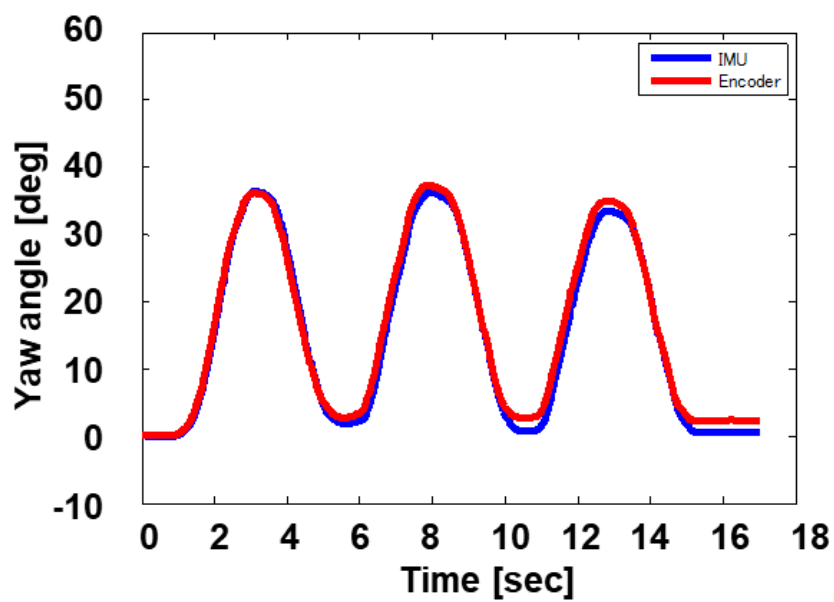


Fig. 2-8 Comparison of encoder and IMU in Yaw angle.

Table 2-1 Root mean square error each roll-pitch-yaw angle.

	Roll angle	Pitch angle	Yaw angle
RMSE [deg]	1.52	2.09	1.34

2.4 歩行計測実験

2.4.1 実験方法

創外固定患者の歩行特性を定量的に評価するため、片脚創外固定患者 3 名（右下腿 2 名，左下腿 1 名）を対象に歩行計測実験を行った。表 2-2 に被験者の身体データを示す。実験時の IMU の装着位置と歩行計測実験の外観を図 2-9 に示す。計測には IMU を 4 つ使用し、左右の大腿（図 2-9 左図：1, 2），下腿（図 2-9 左図：3, 4）の前面⁽¹⁰⁾に装着した。IMU の計測レンジは加速度センサ： ± 4 [G]，ジャイロセンサ： ± 250 [deg/s]，地磁気センサ： ± 2 [Gauss] とし，サンプリング周波数は 100Hz とした。被験者には 10m の直線距離を快適歩行にて歩行動作を施行した。なお，歩行時のワイヤー刺入部痛を低減すべく，渡邊らが開発した足底装具⁽¹¹⁾を装着して計測を行った。実験の際，IMU の初期姿勢を算出するため被験者は歩行開始前後にて 5 秒間直立姿勢で静止した。

Table 2-2 Physical parameters of participants. BMI is Body Mass Index.

Participants	
<i>(n = 3)</i>	
Mean (SD)	
Age [yr]	30.3 (3.77)
Height [cm]	164 (11.1)
Body weight [kg]	60.0 (9.42)
BMI [kg/m ²]	22.2 (0.99)

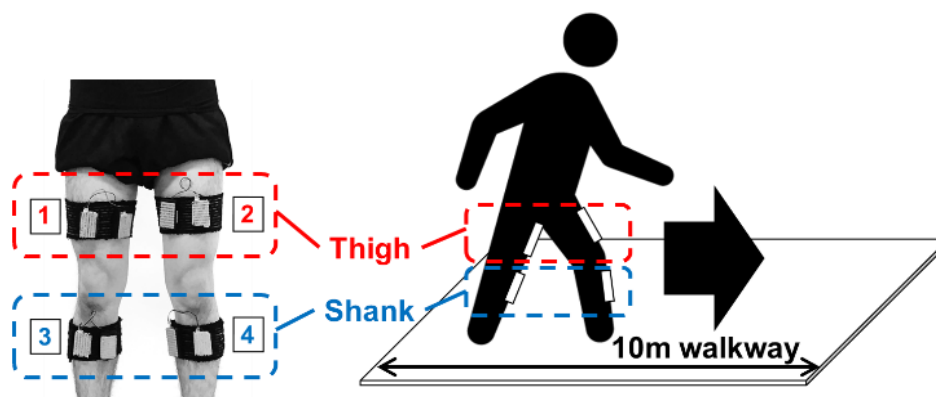


Fig. 2-9 Attachment positions of IMUs and experimental overview.

Left: Frontal plane. Right: Sagittal plane.

2.4.2 評価方法

歩行時において、膝関節屈曲角度は立脚期、遊脚期で合計 2 回波形のピークが見られる。これを膝関節屈曲角度の二峰性という。本研究では図 2-10 に示すように立脚期最大屈曲角度（以下 1st peak）と遊脚期最大屈曲角度（以下 2nd peak）を被験者の両膝にてそれぞれ算出した。各最大屈曲角度を算出するにあたり、膝関節屈曲角度は被験者 1 人当たりにつき定常な連続した波形を抽出した。この時創外固定を装着していない下肢の膝を健側（Unaffected side）、創外固定を装着している下肢の膝を患側（Affected）として定義した。

膝関節最大屈曲角度 A, B の振幅比 $\theta_{K.B}/\theta_{K.A}$ は、A の最大屈曲角度 $\theta_{K.A}$ を基準とした時の B の最大屈曲角度 $\theta_{K.B}$ との比として式(2-27)で算出した膝関節屈曲角度 $^{A_{i-1}}\theta_{A_i}$, $^{B_{i-1}}\theta_{B_i}$ から次式のようになる。

$$\frac{\theta_{K.B}}{\theta_{K.A}} = \frac{^{B_{i-1}}\theta_{B_i}}{^{A_{i-1}}\theta_{A_i}} \quad (2-28)$$

本研究における振幅比は健側、患側それぞれの 2nd peak/1st peak を先の A, B の振幅比 $\theta_{K.B}/\theta_{K.A}$ としてそれぞれ算出し、健患側での比較を行った。

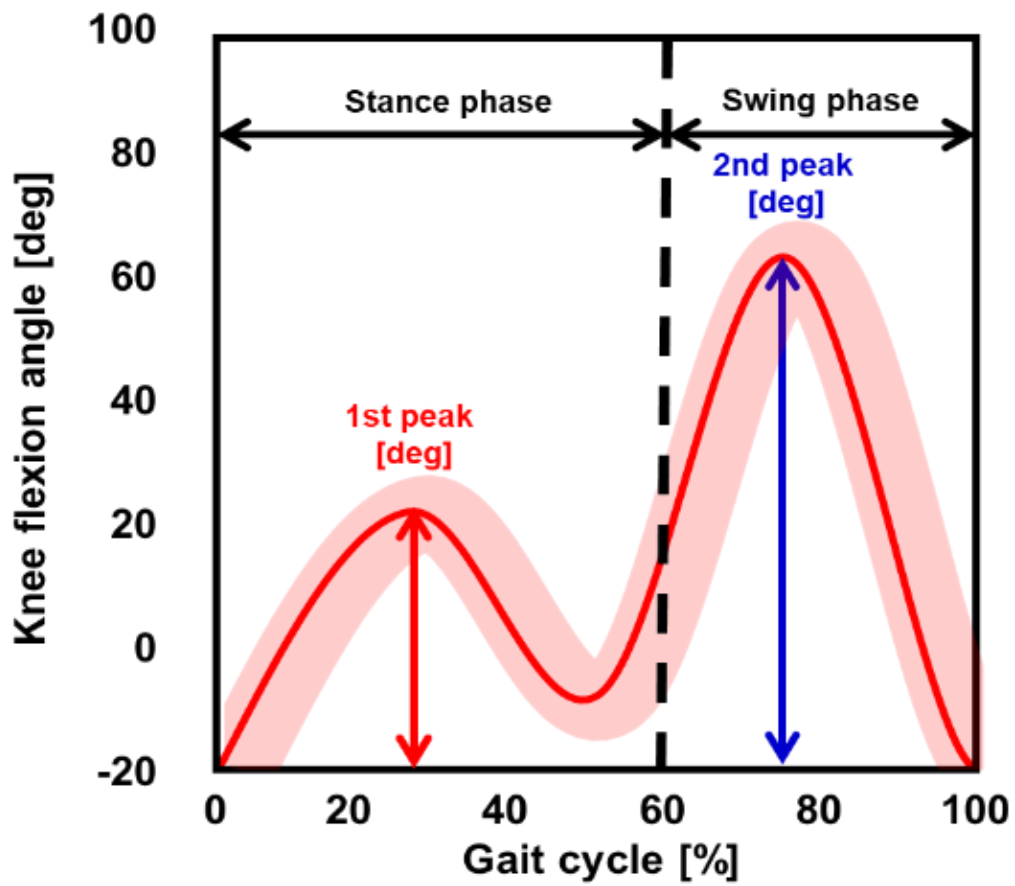


Fig. 2-10 Maximum knee flexion angle. 1st peak is in the stance phase, and 2nd peak is in the swing phase.

2.4.3 実験結果

歩行時膝関節屈曲角度の推定結果の一例を図 2-11 に示す。健側では膝関節屈曲角度の二峰性が見られるのに対して、患側では膝関節屈曲角度の 1st peak が消失していた。他の被験者でも同様に 1st peak の極小化、または消失が見られた。被験者毎の健患側における最大膝関節屈曲角度と振幅比をまとめたものを表 2-2 に示す。表 2-2 より、健側と比較して患側での膝関節屈曲角度の二峰性の平坦化に伴い、可動域の減少が傾向としてみられた。これは創外固定患者の患側への創外固定器装着による質量増加や疼痛による可動範囲の制限が影響していたためだと考えられる。本研究では専用の足底装具を用いて歩行実験を施行したが、患者間で個人差はあるものの下腿に痛みを生じる。そのため装具着用下でも痛みがあることで自ら膝関節の可動を制御しようと関節剛性を高めて歩こうとする。また歩行時に最も痛みを生じると考えられるのが踵と地面が接地する立脚期初期の Heel Strike であり、健側では Heel Strike の後に膝関節屈曲角度にて 1st Peak を生じる。しかし患側では関節剛性を高めて歩こうとしているため、膝関節屈曲角度の 1st Peak が健側と比較して減少または消失し、歩行周期中における膝関節可動域も減少しているのだと考えられる。Layton らの報告によれば、健常者による創外固定器を装着した模擬歩行では膝関節屈曲角度について有意差を示さなかったと報告⁽²⁾している。これは患者による計測結果でないため、実際の患者とは異なる事を示唆している。そのため本研究における結果は患者自身による運動学的な変化を定量化している事から、先行研究と比較して有意性が高い結果であると考えられる。

本研究の限界として、症例数が 3 例と少ないこと、創外固定の装着も同一箇所ではないこと、また健側と有意差検討を含めた比較ができていないことが挙げられる。今後これらの影響を検討する事で、更なる知見が得られると考えられる。加えて、本研究で構築したセンサ・フュージョンは遠心加速度、接線加速度を考慮しているが、これらが創外固定患者の歩行に及ぼす運動学的な影響については検討していない。そのため今後は遠心加速度、接線加速度の影響についても検討を行っていく予定である。

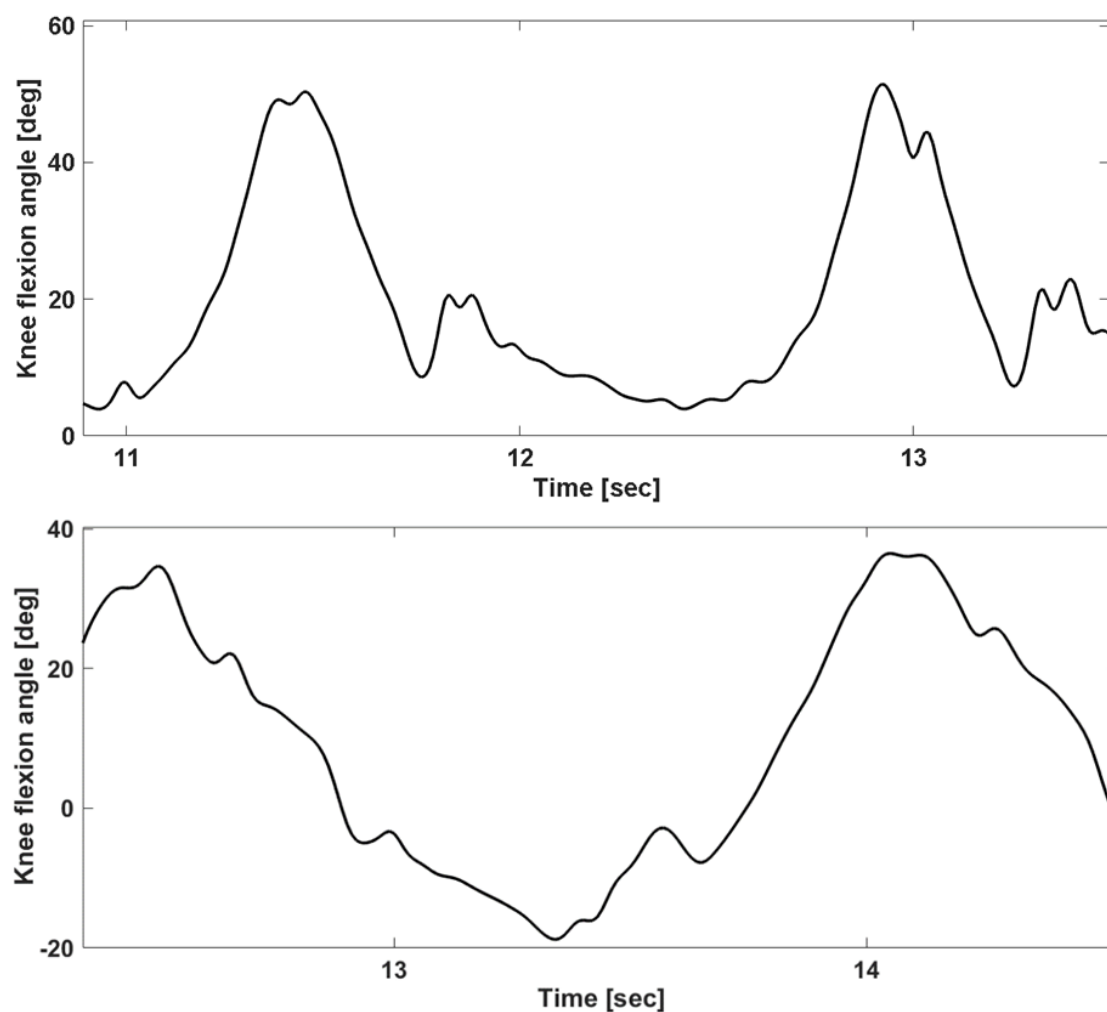


Fig. 2-11 Example of estimated knee flexion angle during gait by participant A.
(Upper : Healthy side, Lower: Affected side)

Table 2-2 Maximum knee flexion angle each participant.

被験者	健側			患側		
	1st [deg]	2nd [deg]	2nd/1st	1st [deg]	2nd [deg]	2nd/1st
A (L)	9.465	32.84	3.47	7.043	40.32	5.73
B (R)	12.27	43.36	3.53	1.535	28.28	18.43
C (R)	31.87	43.61	1.37	3.834	21.99	5.74

2.5 結言

本研究では IMU を用いて創外固定患者の歩行計測を行い、遠心加速度と接線加速度を考慮したセンサ・フュージョンから歩行時膝関節屈曲、伸展角度を推定した。その結果、創外固定器装着肢における膝関節屈曲角度の二峰性の消失や可動域の低下が分かった。本研究の手法を適用する事で、創外固定患者の歩行特性を定量化し、術後の経過に応じた歩容の評価等への応用が期待できる。

2.6 参考文献

- (1) 池永康規 他, 下肢イリザロフ創外固定器設置患者の歩行能力に関する調査, 運動療法と物理療法, Vol. 12, No. 1(2001), pp. 33-37.
- (2) Layton R.B. et al., Biomechanical analysis of walking gait when simulating the use of an Ilizarov external fixator, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers H: Journal of Engineering in Medicine, Vol. 232, No. 6(2018), pp. 628-636.
- (3) Alexander, E.J. et al., Correcting for deformation in skin-based marker systems, Journal of Biomechanics, Vol. 34(2001), pp. 355-361.
- (4) 池上康男 他, DLT 法, Japanese Journal of Sports Science, Vol. 10, No. 3(1991), pp. 191-195.
- (5) 畝迫寛太 他, 臨床動作における慣性センサシステムの精度検証, 臨床バイオメカニクス, Vol. 37(2016), pp. 57-61.
- (6) 齊藤亜由子 他, 歩行動作におけるモーションセンサを用いた膝関節角度の推定に関する研究 (遠心加速度と接線加速度の影響に着目して), 日本機械学会論文集, Vol. 84, No. 857(2018), DOI:10.1299/transjsme.17-00488.
- (7) 吉川恒夫, ロボット制御基礎論, コロナ社(1988).
- (8) Jurman, D. et al., Calibration and data fusion solution for the miniature attitude and heading reference system, Sensors and Actuators, A: Physical, Vol. 138, No. 2(2007), pp. 411-420.
- (9) 廣瀬圭 他, 慣性センサ・地磁気センサを用いたスポーツにおける姿勢計測に関する研究, スポーツ産業学研究, Vol. 22, No. 2(2012), pp. 255-262.
- (10) 小西和宏 他, 動作解析用慣性センサの大腿部および下腿部への最適装着位置推定, 日本機械学会論文集 C 編, Vol. 78, No. 786(2012), pp. 352-361.
- (11) 渡邊基起 他, リング型創外固定術に対する足底装具の有効性, 東北理学療法学, Vol. 29(2017), pp. 102-105.
- (12) 五十嵐悠 他, Ilizarov 創外固定器装着時の歩行時皮膚上加速度と固定器上加速度の比較, 日本機械学会年次大会 (JSME2019) 講演論文集, J02517P(2019), DOI: 10.1299/jsmemecj.2019.J02517P.

第3章 変形性膝関節症患者歩行の進行度間における膝関節屈曲角度の評価

Abstract

Knee osteoarthritis (KOA) is one of the most common musculoskeletal diseases, and the number of patients is expected to increase in Japan. In recent years, gait analysis using inertial measurement units (IMUs) has been attracting attention. In this study, we quantified the knee flexion angle during gait in patients with KOA using IMUs and sensor fusion considering centrifugal and tangential acceleration. And we compared the results between healthy participants and patients with KOA to validate the usefulness of the system. As a sensor fusion, an extended kalman filter was constructed to correct the posture of IMUs using the corrected values of centrifugal and tangential acceleration using the accelerometer and gyroscope. Gait measurement experiments were conducted on healthy participants and patients with KOA mounting IMUs. As a result, estimated knee flexion angle during gait of patients with KOA showed patient-specific waveform flattening and amplitude changes different from those of healthy participants, indicating that is useful for clinical gait analysis.

3.1 緒言

変形性膝関節症（Knee OsteoArthritis, 以下膝 OA）は関節軟骨や骨が変性することにより下肢アライメントが身体の内外側に変形し、疼痛や拘縮を有する運動器疾患である。我が国では 40 歳以上の膝 OA 患者が 2530 万人いると報告されており⁽¹⁾、高齢化に伴い今後も患者数の増加が予想されている。膝 OA 患者では歩行時における膝関節屈曲角度の二峰性の消失や内外反方向での側方動揺の発現、脛骨外旋運動の消失等が報告されている⁽²⁾。これらのことから、膝 OA の診断において、患者個々の歩行時の運動学的変化を定量的に評価することが臨床重要である。実際に膝 OA 患者の膝関節運動を評価する場合は医師や療法士らによる歩行観察が広く行われているが観察者の主観と経験に依存する。この問題を解決すべくこの十数年で種々の動作計測システムが開発、導入され患者歩行を定量的に評価できるようになった。

膝関節の位置や姿勢を定量化できる動作計測システムについては主に光学式や磁気式のモーションキャプチャによる手法が提案されてきた^(3,4)。しかしこれらはいずれも計測環境の制限や導入コストが高いことが懸念される。そこで近年、Micro Electro Mechanical Systems 技術の進歩に伴い小型で安価な慣性センサ（Inertial Measurement Unit, 以下 IMU）が開発され、計測環境を限定しないその利便性から歩行解析にも応用されつつある^(5,6)。IMU は加速度、角速度を計測できるため積分演算により歩行速度や軌跡^(7,8)、身体部位の関節角度⁽⁹⁾を算出できる。しかしながらこの位置、姿勢算出においては積分によるドリフト誤差の影響は避けられず、これらを適切に補正した上での姿勢推定が重要となる。これを解決する手法としてカルマンフィルタを用いたセンサ・フュージョンを組合わせた姿勢推定法が提案^(10,11)され、歩行解析にも応用できることが報告されている⁽¹²⁾ものの、膝 OA などの運動器疾患を有する歩行における運動学的特徴を定量化できるかは明らかにされていない。また膝 OA 患者に対して IMU を用いた研究については幾つか報告^(13,14)がなされているが、いずれも膝 OA の進行度に応じた分類や比較は行われていない。膝 OA は病態進行に応じて適応できる治療方法が変わってくる。そのため膝 OA の進行度に応じた歩行運動の定量評価をおこなうことが病態進行に応じた治療方針の決定や膝 OA の早期診断にとって重要である。しかしながら膝 OA の進行度に応じて定量評価を行った事例はほとんど報告されていない。

本研究では、IMU とカルマンフィルタを組合わせて三次元姿勢を推定するセ

ンサ・フュージョンを構築し、膝 OA 患者の歩行時における膝関節屈曲角度の推定を行う。そして健常者と膝 OA 患者の進行度に応じた運動学的差異を比較し、その有用性を検証する。本論文の構成は初めにセンサ・フュージョンの構築について述べる。次に IMU を健常者と膝 OA 患者の下肢に装着して歩行計測実験を行い、センサ・フュージョンにより推定された膝関節屈曲角度を比較し、その考察について述べ、最後に結言を述べる。

なお、本研究は世界医師会によるヘルシンキ宣言の趣旨に沿った医の倫理的配慮の下で実施され、秋田大学倫理委員会の審査、承認を受けた（承認番号：2017-1775）。

3.2 歩行計測実験

3.2.1 実験方法

IMU とセンサ・フュージョンによる膝 OA 患者の歩行時膝関節屈曲角度の定量評価の有用性を検証すべく、被験者 8 名（健常者： $n = 3$ ，膝 OA 患者（KOA）： $n = 5$ ）を対象に歩行計測実験を行った。表 3-1 に被験者の身体データを示す。被験者の分類は膝 OA の病期診断に用いられている Kellgren-Lawrence 分類（以下 KL 分類）⁽¹⁵⁾ に基づいて実施した。健常者は下肢に外傷や痛み、既往歴のない方で KL 分類のいずれにも該当しないもの（ $KL < 1$ ）とした。膝 OA 患者は 5 名の内 KL 分類の Grade 3 が 3 名，Grade 4 が 2 名であった。以上より本研究では被験者群の分類を健常者群，膝 OA Grade 3 群，膝 OA Grade 4 群の合計 3 群に分類した。本研究では、前章と同様に 9 軸慣性センサ IMU-Z2（ZMP.Inc, Tokyo, Japan）を用いた。実験時の IMU の装着位置と歩行計測実験の外観は前章の図 2-9 の通りである。計測には IMU を 4 つ使用し、左右の大腿，下腿の前面⁽¹⁶⁾に装着した。IMU の計測レンジは加速度センサ： ± 4 [G]，ジャイロセンサ： ± 250 [deg/s]，地磁気センサ： ± 2 [Gauss] とし、サンプリング周波数は 100Hz とした。被験者には 10m の直線距離を快適歩行にて歩行動作を施行した。実験の際、IMU の初期姿勢を算出するため被験者は歩行開始前後にて 5 秒間直立姿勢で静止した。

Table 3-1 Physical parameters of participants.

	Healthy ($n = 3$)	KOA ($n = 5$)
	Mean (SD)	Mean (SD)
Age [years]	30.3 (3.77)	73.2 (3.60)
Height [cm]	164 (11.1)	156 (10.4)
Body weight [kg]	60.0 (9.42)	62.8 (11.0)
BMI [kg/m^2]	22.2 (0.99)	25.6 (1.56)

KOA: Patients with Knee OsteoArthritis

BMI: Body Mass Index

3.2.2 評価方法

IMU の計測データから歩行時膝関節屈曲角度を推定すべく、本研究では前章の図 2-4 の剛体リンクモデルに基づいて構築した拡張カルマンフィルタによるセンサ・フュージョンを用いて大腿と下腿の IMU の姿勢を推定した後に歩行時膝関節屈曲角度を推定した。そのため姿勢推定、および膝関節屈曲角度の算出方法は前章と同様の方法（式(2-1)から式(2-27)まで）にて実施している。膝関節屈曲角度は被験者 1 人当たりにつき定常な連続した波形について歩行周期の 2 周期を抽出し、単位周期当たりのデータについて歩行時の踵接地を 0%、次の踵接地までを 100%と正規化した。正規化の際、歩行周期 0%の膝関節屈曲角度を 0deg とした。足の接地の有無については判別が困難なため歩行周期の分類⁽¹⁷⁾に基づき踵接地から前半 60%を立脚期（足が接地している状態）、後半 40%を遊脚期（足が接地していない状態）とした。正規化波形は健常者群、膝 OA Grade 3 群、膝 OA Grade 4 群の各群内にて被験者数×2 周期分についての平均と標準偏差の波形を各群の左右両膝についてプロットした。この時、健常者群については膝関節の形態や挙動に左右差がほぼないため、右膝(Right)、左膝(Left)として定義した。膝 OA 群は症状の程度に応じて膝関節の形態や挙動に左右差がみられるため、比較的症状が弱い膝を健側 (Unaffected side)、症状が強い膝を患側 (Affected) として定義した。本研究では前章の図 2-11 に示すように立脚期最大屈曲角度（以下 1st peak）と遊脚期最大屈曲角度（以下 2nd peak）を各群内の両膝にてそれぞれ算出した。また、各群内の両膝の波形をまとめた際の各 peak を Both としてそれぞれ算出した。この時、膝 OA 群の左右差や進行度間の差を比較すべく、①各群内の左右（健患側）の振幅比、②健常者群を基準とした膝 OA 患者群の Both の振幅比を算出、評価した。群内の左右膝あるいは異なる 2 群間を A, B とした時の振幅比 $\theta_{K,B}/\theta_{K,A}$ は、A の最大屈曲角度 $\theta_{K,A}$ を基準とした時の B の最大屈曲角度 $\theta_{K,B}$ との比として前章と同様に式(2-28)を用いた。

本研究では各群内の左右の振幅比は健常者群の左/右、膝 OA 群の患側/健側とし、健常者群を基準とした膝 OA 群の振幅比は膝 OA 群/健常者群として各 peak の平均値よりそれぞれ算出、比較を行った。

3.3 結果

図 3-1,2,3 に健常者群と膝 OA 群の膝関節屈曲角度の推定結果を示す。横軸が歩行周期[%]、縦軸が膝関節屈曲角度[deg]である。横軸の 0%から 60%までが立脚期、60%から 100%までが遊脚期であり、波形の実線が関節角度の平均、帯が標準偏差を示している。赤色が健常者群の右膝または膝 OA 群の健側、青色が健常者群の左膝または膝 OA 群の患側である。また算出した各群の最大屈曲角度（1st, 2nd peak）の平均と標準偏差を表 3-2 に示す。

健常者群の推定結果は図 3-1 において、歩行周期の 20, 70%前後にて膝関節屈曲角度の二峰性がみられた。左右膝の波形に差はなく全体的によく一致していた。また、歩行周期 30%から 50%にかけて左右膝ともに膝関節屈曲角度は 1st peak から 10deg 膝関節を伸展した後、2nd peak にむけて徐々に屈曲した。

膝 OA Grade 3 群は図 3-2 において、歩行周期の 20%, 70%前後にて膝関節屈曲角度の二峰性がみられ、健常者群と比較して波形の平坦化がみられた。歩行周期 30%前後から健患側ともに健常者群ほど伸展せずに 20-22deg 前後を維持し、歩行周期 60%付近にて屈曲した。健患側の最大屈曲角度差は 1st peak で 2.2deg, 2nd peak で 2.4deg であり、患側の方が小さく波形も平坦な傾向を示した。平均波形は歩行周期 30 %から 60 %にかけて健側で 17-19deg, 患側で 21-23deg 前後を維持し遊脚期にて屈曲した。健常者群と比較して最大屈曲角度の平均値は 1st peak で増加し 2nd peak で減少した。

膝 OA Grade 4 群は図 3-3 において、歩行周期の 10%, 80%前後にて膝関節屈曲角度の二峰性がみられ、健常者群、膝 OA Grade 3 群よりも顕著な波形の平坦化がみられた。また平均波形は歩行周期 30 %から 60 %にかけて健患側ともに 5-7deg 前後を維持し、遊脚期にて屈曲した。健患側の最大屈曲角度差は 1st peak で 8.2deg, 2nd peak で 14.7deg であり、膝 OA Grade 3 群と同様に患側の方が小さく波形も平坦な傾向を示した。また健常者群、膝 OA Grade 3 群と比較して 1st, 2nd peak のいずれも低値を示した。

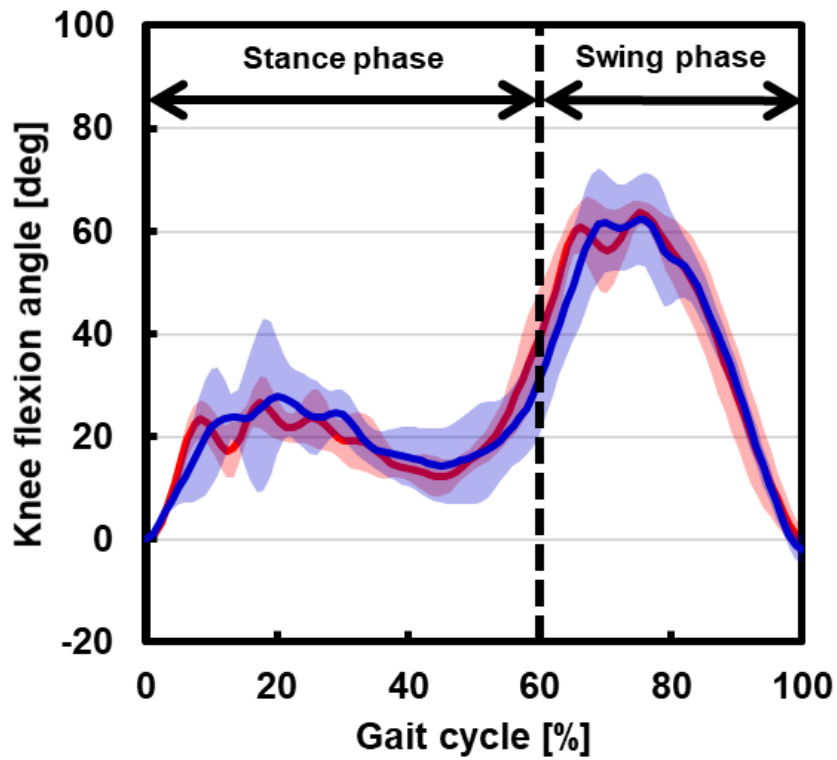


Fig. 3-1 Estimated knee flexion angle during gait of healthy group.

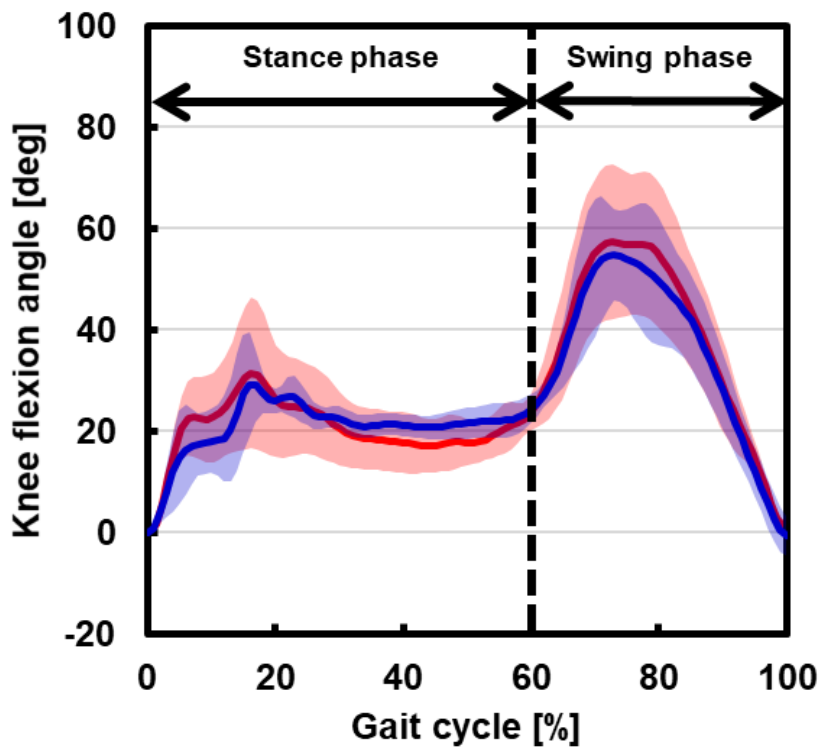


Fig. 3-2 Estimated knee flexion angle during gait of KOA Grade 3 group.

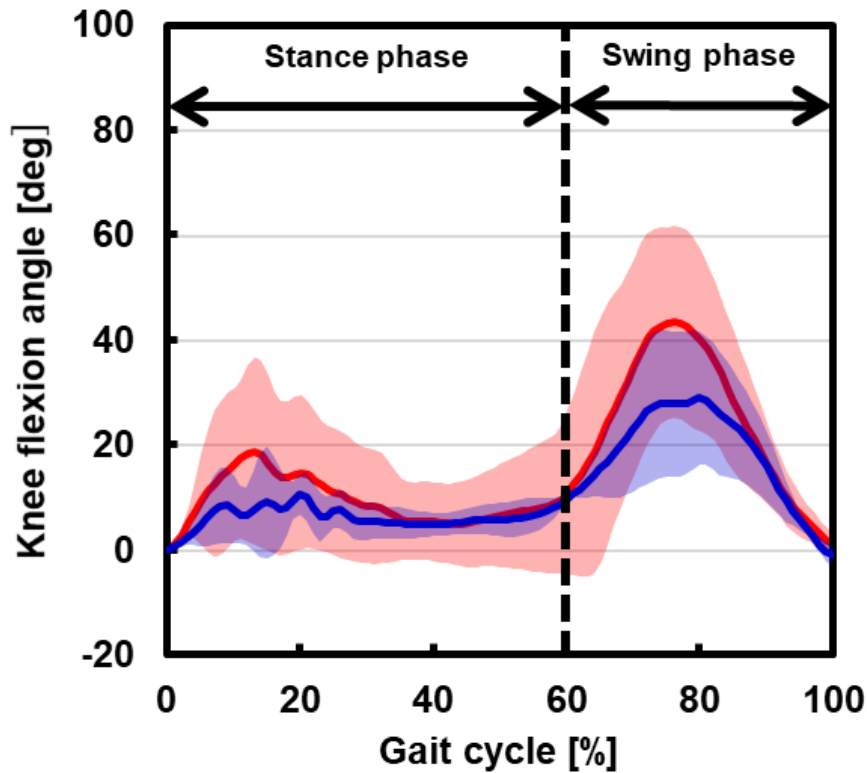


Fig. 3-3 Estimated knee flexion angle during gait of KOA Grade 4 group.

Table 3-2 Peak value of knee flexion angle.

Participants		1st peak [deg] Mean (SD)	2nd peak [deg] Mean (SD)
Healthy (<i>n</i> = 3)	Right	26.8 (5.02)	63.7 (2.24)
	Left	27.8 (11.5)	62.2 (9.12)
	Both	26.2 (12.4)	62.9 (6.40)
KOA Grade 3 (<i>n</i> = 3)	Unaffected	31.5 (14.9)	57.3 (15.2)
	Affected	29.3 (10.3)	54.9 (8.99)
	Both	30.4 (12.8)	56.1 (12.6)
KOA Grade 4 (<i>n</i> = 2)	Unaffected	18.9 (17.9)	43.6 (18.3)
	Affected	10.7 (3.89)	28.9 (12.6)
	Both	13.4 (15.3)	35.7 (18.0)

表 3-2 より算出した各群内の両膝の平均波形の 1st, 2nd peak における振幅比を表 3-3 に示す。値が 1 より小さいほど左右差があり、健側に対して患側の振幅が減少していることを示している。また表 3-2 の Both に基づいた健常者群と膝 OA 群の振幅比の算出結果を表 3-4 に示す。値が 1 より小さいほど健常者群より最大振幅が小さいことを示している。

各群内における両膝間の比較において、健常者群は 1st, 2nd peak のいずれも 1 に近く左右差はみられなかった。膝 OA Grade 3 群は健常者と同様に 1st, 2nd peak のいずれも 1 前後であったが健常者と比較してわずかに左右差がみられた。膝 OA Grade 4 群は 1st peak で 0.57, 2nd peak で 0.66 と顕著な左右差が生じていた。

健常者群を基準とした膝 OA 群の進行度間の比較について、膝 OA Grade 3 群は 1st peak で健常者群よりも振幅が大きく、2nd peak で小さい傾向にあった。膝 OA Grade 4 群は振幅比が顕著に小さく健常者群の約半分程度だった。

Table 3-3 Amplitude ratio between both knees in groups.

Participants	$\theta_{K.B}/\theta_{K.A}$ (1st peak)	$\theta_{K.B}/\theta_{K.A}$ (2nd peak)
Healthy ($n = 3$)	0.96	1.02
KOA Grade 3 ($n = 3$)	0.93	0.96
KOA Grade 4 ($n = 2$)	0.57	0.66

Table 3-4 Amplitude ratio between healthy group and each KOA groups.

Participants	$\theta_{K.B}/\theta_{K.A}$ (1st peak)	$\theta_{K.B}/\theta_{K.A}$ (2nd peak)
KOA Grade 3 ($n = 3$)	1.16	0.89
KOA Grade 4 ($n = 2$)	0.51	0.57

3.4 考察

3.4.1 実験結果について

本研究では IMU と遠心加速度、接線加速度を考慮したセンサ・フュージョンを組合わせて歩行時膝関節屈曲角度の推定を行った。図 3-1 で示した健常者群の膝関節屈曲角度の波形は、健常者を対象としたセンサ・フュージョンの精度検証にて推定された膝関節屈曲角度と光学式モーションキャプチャで解析された膝関節屈曲角度の波形によく一致していた⁽¹²⁾。そのため本研究では先行研究と同等の精度で膝関節屈曲角度を推定できたと考える。

推定した膝 OA 群の歩行時膝関節屈曲角度は膝 OA Grade 3 群、膝 OA Grade 4 群のいずれも健常者群の波形と比較して平坦な形状を示した。これは膝 OA 患者固有の膝関節屈曲角度の平坦化を示しているものと考えられる。膝 OA は病態の進行により歩行時膝関節屈曲角度の平坦化が顕著になる⁽¹⁸⁾。本研究でも膝 OA Grade 3 群よりも膝 OA Grade 4 群において顕著な平坦化がみられ、先行研究と一致する。このことから、本研究で用いたセンサ・フュージョンは健常者群とは異なる膝 OA 患者特有の現象について定量化できていると考える。

また本研究で解析した各群の両膝の最大屈曲角度や振幅比の結果から、膝 OA 群の患側の屈曲角度が健側よりも減少していた。これは患側の関節可動域の低下や疼痛による患者の随意的な運動制限によるものと考えられる。実際に歩行時における膝関節屈曲角度は光学式モーションキャプチャを用いた健常者群と膝 OA 群との比較⁽¹⁸⁻¹⁹⁾や超音波マーカを用いた膝 OA 患者の健患側比較⁽²⁰⁾のいずれにおいても膝 OA 群ないしは患側における屈曲角度の有意な減少が報告されており、本研究の結果と一致している。以上を総括すると、本研究のように IMU とセンサ・フュージョンを組み合わせた手法は膝 OA 患者の定量評価に有用であり、従来のモーションキャプチャでしか得られなかった運動学的変化を簡便に提示できるものと示唆される。

しかしながら膝 OA Grade 3 群の 1st peak は健常者群より高値を示し、健常者群との 1st peak の振幅比も増加していた。これは膝のこわばりの影響が考えられる。膝 OA Grade 3 群は歩行時に膝が曲がりにくく感じるこわばりが見られる。こわばりは筋力不足や関節の痛みが原因であり関節の円滑な駆動を妨げる。特に踵接地後の立脚期初期（歩行周期 0%から 20%）は踏み込みにより膝関節の痛みが発現し、膝がこわばることで関節を自然に制御しにくくなる。そのため 1st

peak が健常者群よりも増加したのではないかと考える。これに対し膝 OA Grade 4 群では二峰性のピーク低下と立脚中期における波形の平坦化が膝 OA Grade 3 群と比較して顕著な傾向を示していた。このことから膝 OA Grade 4 群は膝 OA Grade 3 群よりも関節の可動域低下がみられており、病態進行によってより膝の曲がりにくさやこわばりが顕著に表れていると考えられる。その他にも膝関節屈曲角度の波形は健常者群においても様々な変化がみられること⁽²¹⁾や、膝 OA 患者の病期や関節機能、疼痛の感じ方など患者個人差により運動異常が得られない可能性も報告されている⁽²²⁾。そのため今後はこれらを考慮しつつ、被験者数を増やすなどしてその傾向をさらに検討する必要がある。

3.4.2 創外固定患者歩行と膝 OA 歩行との比較について

本研究にて構築したセンサ・フュージョンによる姿勢推定では図 3-1 に示すような健常歩行にみられる膝関節屈曲角度の二峰性だけでなく、図 3-2,3 のような膝 OA 患者歩行特有の運動学的変化を捉えていた。一方で前章において同様の手法で推定した創外固定患者の患側の歩行時膝関節屈曲角度は、図 2-12 に示すように健側と比較して膝関節屈曲角度の二峰性の低減や消失、関節可動域の減少がみられていた。これは本章における膝 OA Grade 4 の波形に近い傾向を示しており、いずれにおいても下肢や関節における疼痛による可動域制限が生じているためであると考えられる。膝 OA Grade 3 群については膝 OA Grade 4 群ほど進行をきたしているわけではないことや痛みの程度も膝 OA Grade 4 群や創外固定患者と比べると大きくないために可動域制限が顕著でないものと考えられる。このことから、仮に膝 OA Grade 3 患者の歩行を定期的実施した際に、急に膝関節屈曲角度における可動域低下が見られたりした場合は病態の進行や疼痛の悪化などが生じているものと推察される。

以上より、膝 OA 患者歩行は病態進行に伴い波形平坦化や可動域低下が顕在化し、特に Grade 4 への進行や疼痛の悪化等によっては創外固定患者歩行の患側に見られるような歩容を呈する。そのため運動学的な可動域低下及び制限には患部における疼痛が関連しているものと示唆される。本研究においてはいずれの症例においても疼痛との関連性については評価できなかった。医学領域では Visual Analogue Scale (以下 VAS) を用いた疼痛評価が多用されており、今後はそれらを歩行計測の前後で評価するなどして関連性を明らかにしていきたい。

3.5 結言

本研究では、IMU とセンサ・フュージョンを組み合わせて健常者群と膝 OA 群の歩行時膝関節屈曲角度を推定し、運動学的差異を定量的に比較した。その結果、先行研究でみられる膝 OA 患者特有の運動学的特徴、特に屈曲角度の平坦化や患側の屈曲角度の減少、可動域低下を示し、IMU とセンサ・フュージョンを臨床歩行解析へ応用することの有用性を示した。また、前章で解析した創外固定患者歩行の膝関節屈曲角度の特徴と比較した結果、患部の疼痛が可動域低下に関連している可能性が示唆された。本研究を応用し、対象領域を拡げていくことで膝 OA 以外の他の運動器疾患にも応用できる可能性が期待できる。

3.6 参考文献

- (1) Yoshimura, N. et al., Prevalence of knee osteoarthritis, lumbar spondylosis, and osteoporosis in Japanese men and women: the research on osteoarthritis/osteoporosis against disability study, *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, Vol. 27, No. 5(2009), pp. 620-628.
- (2) 古賀良生, 変形性膝関節症—病態と保存療法, 南江堂(2008).
- (3) Andriacchi T.P. et al., A point cluster technique for in vivo motion analysis- applied to a study of knee kinematics, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 120, No. 6(1998), pp. 743-749.
- (4) Hoshino, Y. et al., In vivo measurement of the pivot-shift test in the anterior cruciate ligament-deficient knee using an electromagnetic device, *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 35, No. 7(2007), pp. 1098-1104.
- (5) 大瀧保明 他, 加速度センサとジャイロを用いた連続歩行分析アルゴリズム, *日本機械学会論文集 C 編*, Vol. 67, No. 655(2000), pp. 782-788.
- (6) Seel, T. et al., IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis, *sensors*, Vol. 14, No. 4(2014), pp. 6891-6909.
- (7) 佐川貢一 他, 水平歩行距離の無拘束計測, *計測自動制御学会論文集*, Vol. 36, No. 11(2000), pp. 909-915.
- (8) Kitagawa, N. et al., Estimation of foot trajectory during human walking by a wearable inertial measurement unit mounted to the foot, *Gait & Posture*, Vol. 45(2016), pp. 110-114.
- (9) 古瀬則夫 他, 圧電式ジャイロスコープを用いた下肢関節角度の簡易計測法, *生体医工学*, Vol. 43, No. 4(2005), pp. 538-543.
- (10) Sabatini, A.M., Quaternion-based extended Kalman filter for determining orientation by inertial and magnetic sensing, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 53, No. 7(2006), pp. 1346-1356.
- (11) 廣瀬圭 他, 慣性センサ・地磁気センサを用いたスポーツにおける姿勢計測に関する研究, *スポーツ産業学研究*, Vol. 22, No. 2(2012), pp. 255-262.
- (12) 齊藤亜由子 他, 歩行動作におけるモーションセンサを用いた膝関節角度の推定に関する研究 (遠心加速度と接線加速度の影響に着目して), *日本機械学会論文集*, Vol. 84, No. 857(2018), DOI: 10.1299/transjsme.17-00488.
- (13) 木藤伸宏 他, 加速度センサを用いた変形性膝関節症の歩行時下腿運動の

- 解析, 理学療法学, Vol. 31, No. 1(2004), pp. 86-94.
- (14) Tadano S. et al., Gait characterization for osteoarthritis patients using wearable gait sensors (H-Gait systems), *Journal of Biomechanics*, Vol. 49, No. 5(2016), pp. 684-690.
- (15) Kellgren J. H. et al., Radiological assessment of osteo-arthrosis, *Annals of the Rheumatic Diseases*, Vo. 116(1957), pp. 494-502.
- (16) 小西和宏 他, 動作解析用慣性センサの大腿部および下腿部への最適装着位置推定, *日本機械学会論文集 C 編*, Vol. 78, No. 786(2012), pp. 352-361.
- (17) Perry, J. et al., *Gait Analysis: Normal and Pathological Function – 2nd. ed.*, SLACK Incorporated(2010).
- (18) Astephen, J. L. et al., Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity, *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 26, No. 3(2008), pp. 332-341.
- (19) Bytyqi, D. et al., Gait knee kinematic alterations in medial osteoarthritis: three dimensional assessment, *International Orthopaedics*, Vol. 38, No. 6(2014), pp. 1191-1198.
- (20) Bejek, Z. et al., The influence of walking speed on gait parameters in healthy people and in patients with osteoarthritis, *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, Vol. 14, No. 7(2006), pp. 612-622.
- (21) 山本洋之 他, 歩行立脚期の膝関節角度変化の多様性について, *理学療法科学*, Vol. 26, No. 2(2011), pp. 269-273.
- (22) 畑亮輔 他, 変形性膝関節症の進行が歩行中の膝関節キネマティクス・キネティクスに及ぼす影響, *バイオメカニズム*, Vol. 23(2016), pp. 129-138.

第4章 変形性膝関節症患者歩行の進行度間における歩行時異常運動の定量評価

Abstract

Knee osteoarthritis (KOA) is a common joint disease of the lower limbs. Its progression reduces the patients' quality of life. Varus Thrust (VT), one of the abnormal gait patterns of KOA patients, is considered as an effective index for assessing KOA. Hence, several studies have assessed VT using various measurement methods. Since VT is the momentary lateral knee motion that increases knee varus angle and moment, optical motion capture system is widely used. However, optical motion capture system has some disadvantages in clinical usage, such as high cost, requirement of technical skills, and time-consuming attachment process. Recently, inertial measurement units (IMU) have emerged as a measurement system instead of optical motion capture systems. IMU-based method is regarded as more suitable than optical motion capture systems for VT assessment because of its simplicity. This study aimed to assess the gait of KOA patients using IMUs and to quantitatively evaluate VT based on disease progression. For this purpose, we recruited 7 healthy participants and 15 KOA patients. Subsequently, their knees were classified into 3 progression groups: 14 healthy (grade 0) knees, 9 grade 3 knees, and 14 grade 4 knees. As a gait test, all the participants wore IMUs positioned at the trunk, both thighs, and both shanks, and traversed a 10-m walkway. VT was considered as the first peak value of the mediolateral acceleration and the varus–valgus angular velocity data, which were collected via the IMUs at both shanks. Thereafter, these acquired data were compared and evaluated among the three progression groups. The results indicate that both peak values were significantly greater in the KOA patients than in the healthy subjects. Moreover, there was a significant positive correlation between the two peak values. Thus, this study is expected to contribute toward early detection of KOA.

4.1 緒言

変形性膝関節症（Knee OsteoArthritis, 以下膝 OA）は下肢関節症の中で最も代表的な疾患である⁽¹⁾。現在、高齢化に伴い膝 OA のリスクは増加することが知られており、その患者数は過去 28 年間増加の一途をたどっており、2017 年の時点では全世界で 2 億 6000 万人の膝 OA 患者がいるとされている⁽²⁾。膝 OA の進行により関節可動域の減少、歩行速度の低下、異常な歩行運動が誘発され、患者の生活の質(Quality Of Life, 以下 QOL)の低下につながる⁽³⁻⁵⁾。そのため膝 OA の早期発見や病態進行の抑制が重要である。

膝 OA 患者の異常な歩行特性の一つに Varus Thrust（以下 VT）がある。VT は歩行立脚期の初期段階にみられる膝関節の瞬間的な側方運動である^(6,7)。VT は膝 OA 進行における有用な動的評価指標だと考えられている⁽⁸⁾。膝 OA の進行度の評価には、Computed Tomography（以下 CT）や X 線画像を用いた手法により診断が可能であるが、VT のような動的な特徴に関しては前述のような静的な手法による評価が困難であるため、現状では専門知識を有した医療従事者の徒手および目視による評価が行われている。しかし、前述のような手法では評価者によって個人差があり妥当な評価とは言い難いため、計測機器を用いた動的な運動解析による評価が必要とされている。

膝 OA 患者の歩行解析に関する先行研究において、これまでに光学式モーションキャプチャなどが用いられてきた。光学式モーションキャプチャを用いた幾つかの研究では膝 OA 患者の歩行時における膝関節の不安定性の増加や下肢筋力の低下、膝関節内反モーメントの増大は膝 OA の病態進行との相関がみられること^(9,10)や、健常者と比較して膝関節内反角度と内反角速度が有意に増加する⁽¹¹⁾ことなどが報告されている。しかしながら光学式モーションキャプチャを用いた手法は高価でシステム自体が複雑であり、計測の準備に時間を要するために歩行計測を特に臨床用途において容易に実施できるとはいえない。

そこで近年、光学式モーションキャプチャに替わる簡易的な計測手法の例として慣性センサ（Inertial Measurement Unit, 以下、IMU）による歩行計測が挙げられる^(12,13)。IMU は低コストでかつ簡便に計測が可能であり、計測準備に時間がかからないといった利点があり、臨床用途においては光学式モーションキャプチャよりも IMU を用いた計測手法の方が適しているといえる。IMU を用いた膝 OA 患者歩行計測の先行研究においては 3 軸加速度センサにより計測した下腿の側方加速度ピークを VT によるものと定義し、それを積分して求めた速度が

膝 OA 患者において健常者と比較して有意に増加していることを報告している⁽¹⁴⁾。IMU を用いる場合は角度算出の際に生じるドリフト誤差を考慮する必要があること、複数のセンサ情報を統合したセンサ・フュージョンなどで推定された関節角度の推定においても膝関節屈曲角度のような比較的粗大な動作については歩行時の運動学的特徴を定量化できる⁽¹⁵⁾ものの、可動域が微細な内反角度やモーメントのような力学的変化を伴うデータの計測は困難であるため、これら以外のパラメータから膝 OA 患者の VT を定量的に評価する必要がある。そこで、これらの代わりにより瞬間的な変化でありかつ IMU で計測可能な側方加速度、内反角速度の評価が先行研究にならいう有効であると考えられる。そこで本研究では IMU を用いて膝 OA 患者の歩行を計測し、歩行立脚期における下腿の側方加速度、内反角速度を VT の評価パラメータとして定義し膝 OA の病態進行度間で定量的に評価することを目的とした。

なお、本研究は世界医師会によるヘルシンキ宣言の趣旨に沿った医の倫理的配慮の下で実施され、秋田大学倫理委員会の審査、承認を受けた（承認番号：2017-1775）。

4.2 歩行計測実験

4.2.1 実験方法

被験者 22 名（健常者： $n = 7$ ，膝 OA 患者（KOA）： $n = 15$ ）を対象に歩行計測実験を行った。表 4-1 に被験者の身体データを示す。本研究では膝 OA の病期診断に用いられている Kellgren-Lawrence 分類（以下 KL 分類）⁽¹⁶⁾ に基づいて被験者ごとでなく計測対象となる膝を KL 分類の進行度間で分類した。被験者の膝総数は 44 膝であり，健常膝は下肢に外傷や痛み，既往歴のない方で KL 分類のいずれにも該当しないもの（KL<1, Grade 0）とした。その結果，健常膝が 14 膝，OA 膝は 23 膝であり，OA 膝の内 KL 分類の Grade 3（KL3）が 9 膝，Grade 4（KL4）が 14 膝に分類され，これらの 37 膝を評価の対象とした。残りの 7 膝は図 4-1 に示す基準により除外とした。以上より本研究では被験者より得た歩行時の膝関節データ群の分類を膝 OA の進行度に基づき健常膝を Grade 0 群，KL3 の OA 膝 Grade 3 群，KL4 の OA 膝を Grade 4 群の合計 3 群に分類した。本研究では，2, 3 章と同様に 9 軸慣性センサ IMU-Z2（ZMP.Inc, Tokyo, Japan）を用いた。実験時の IMU の装着位置を図 4-2，歩行計測実験の外観を図 4-3 に示す。計測には IMU を 5 つ使用し，左右の大腿，下腿（図 4-2 左図）の前面⁽¹⁷⁾と体幹後方（図 4-2 右図）に装着した。IMU の計測レンジは加速度センサ： ± 4 [G]，ジャイロセンサ： ± 250 [deg/s]，地磁気センサ： ± 2 [Gauss] とし，サンプリング周波数は 100Hz とした。被験者には 10m の直線距離を快適歩行にて歩行動作を 3 回施行した。実験の際，IMU の初期姿勢を算出するため被験者は歩行開始前後にて 5 秒間直立姿勢で静止した。また，被験者の歩数をカウントし，10m 歩行を終えるまでの所要時間を記録した。これらの測定値から被験者の歩行速度を算出した。

Table 4-1 Physical parameters of participants.

	Healthy (<i>n</i> = 7) Mean (SD)	KOA (<i>n</i> = 15) Mean (SD)
Age [years]	22.9 (2.63)	68.4 (6.43)
Height [cm]	172 (5.50)	158 (7.80)
Body weight [kg]	69.6 (9.74)	60.7 (9.16)
BMI [kg/m ²]	23.4 (2.10)	24.3 (2.35)

KOA: Patients with Knee OsteoArthritis

BMI: Body Mass Index

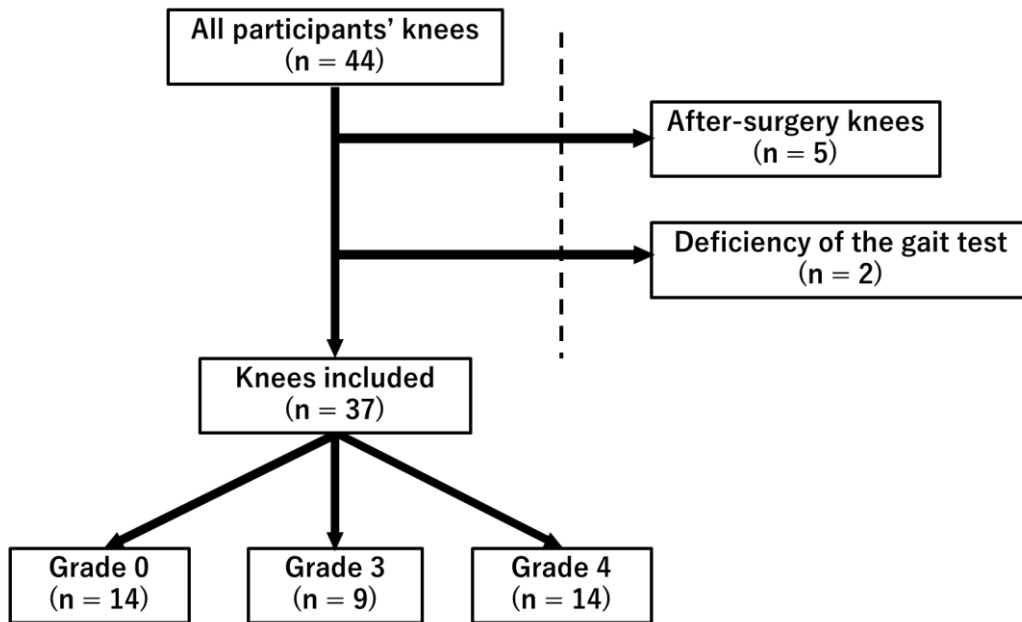


Fig. 4-1 Inclusion/exclusion criteria.

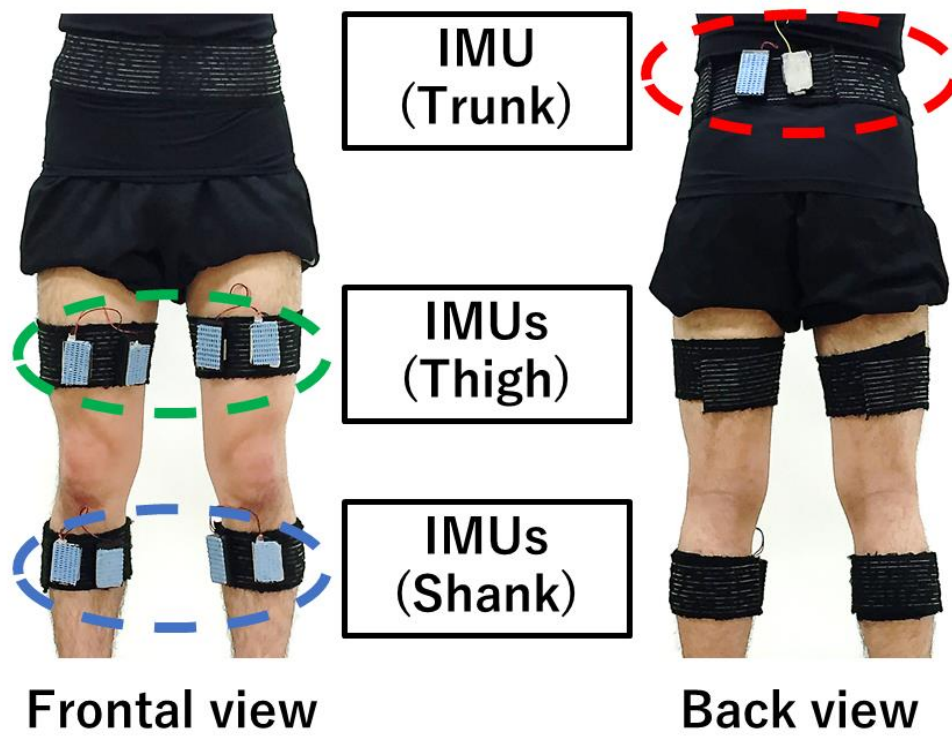


Fig. 4-2 IMU attachment positions. Left: Frontal view. Right: Back view.

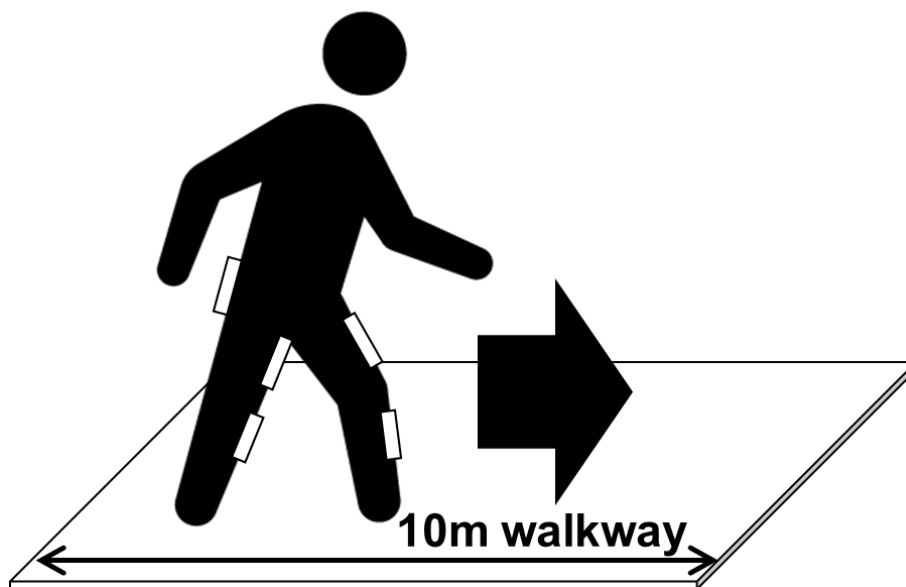


Fig. 4-3 Experimental overview in sagittal plane.

4.2.2 評価方法

図 4-4 に本研究で評価する VT に関連する下腿運動と IMU の座標軸の関係を示す。IMU の座標系は図 4-2 のように装着する際に立位時の各座標系と一致させた。IMU の x 軸は各体節の上下方向で、z 軸は体節の前後方向、y 軸は左右方向（右脚が外側方向、左脚が内側方向）を向くように設置し、それぞれ上方向、前方向、右方向を IMU 座標系における正方向（+）として定義した。

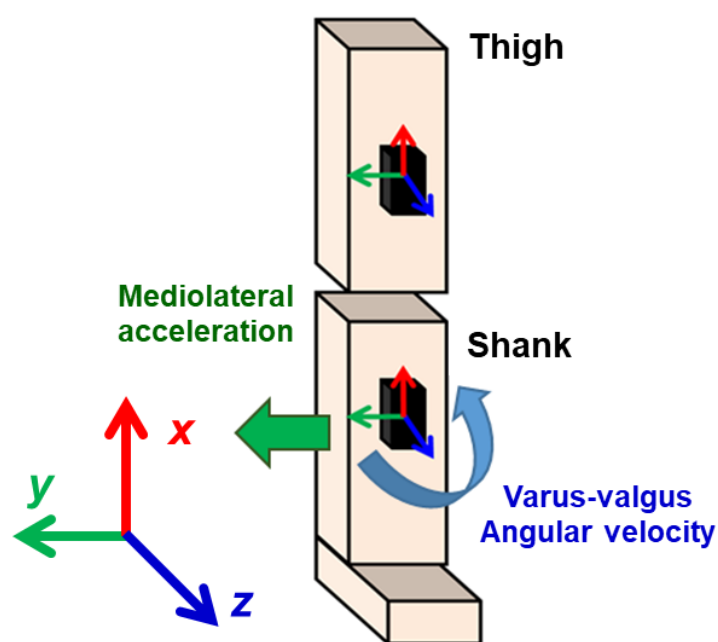


Fig. 4-4 Relationship between VT-related shank movements and IMU coordinate axes.

先行研究において、下腿の運動が VT に関連していることが報告されており、VT は歩行周期中の立脚初期にて観察される。そのため VT の定量評価には立脚期の検出が重要となる。そこで、本研究では以下の処理により IMU の時系列データから各脚の立脚期を検出した。初めに 2 章にて構築した拡張カルマンフィルタによるセンサ・フュージョンを用いて IMU の姿勢を推定し、各脚の歩行時膝関節屈曲角度を推定した。そして体幹前後方向加速度が歩行時の周期性および両脚の踵接地（Heel Strike）のタイミングによく一致する^(18,19)ため、体幹前後方向における IMU の加速度データを 5 次のローパスバターワースフィルタ（カットオフ周波数:2Hz）でフィルタリングし、各脚の踵接地タイミングを抽出した。

以上のデータから図 4-5 に示す形で各脚の歩行周期を決定し、最初の踵接地を歩行周期 0%、次の踵接地を歩行周期 100%とした時の 60%に相当する区間を本研究における各脚の立脚期として抽出した。

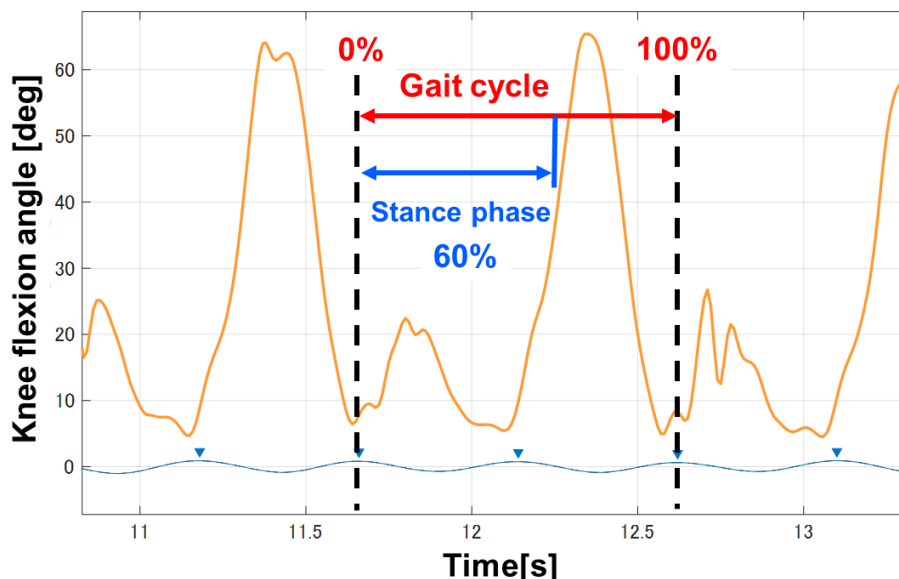


Fig. 4-5 Example of detection of stance phase during gait cycle using trunk acceleration.

図 4-4 より、本研究では立脚期中における下腿の側方加速度、内反角速度について 10m 区間中の全立脚期における各データの平均値を算出した。算出した立脚期における側方加速度、内反角速度の平均値の波形から、歩行周期 10%前後（立脚初期）に出現するピーク値を VT によるもの、即ち VT に関連する動的なパラメータ（以下 VT パラメータ）とし、本研究ではこれらの値について、側方加速度を First Peak Lateral Accerelation（以下 FPLA）、内反角速度を First Peak Varus Angular Velocity（以下 FPVAV）として定義した。また、歩行速度の違いが加速度、角速度に影響を与えることを考慮し、FPLA、FPVAV は各被験者の歩行速度で予め除した値を評価に用いることとした。評価に際し本研究では FPLA と FPVAV を 4.2.1 節で分類した膝 OA の進行度群間（Grade 0, 3, 4）で比較した。各群間における有意差の判定には有意水準 5%とした多重比較検定を用いて統計解析を行った。また FPLA と FPVAV の関連性について Spearman の順位相関係数を同様に有意水準 5%として解析を行った。統計解析には EZR Ver. 1.37 (Jichi Medical University, Japan)を用いた⁽²⁰⁾。

4.3 結果

図 4-6,7 に Grade 0 群, Grade 4 群の 1 膝分の立脚期における下腿の側方加速度と内反角速度の一例を示す. オレンジ色の矢印が歩行周期 10% 前後 (立脚初期) に見られる各波形のピーク値であり, それぞれ VT パラメータ: FPLA, FPVAV の値を示している. 図 4-6 の Grade 0 の波形のようにピークが低値ないしはみられない場合は立脚初期と考えられる歩行周期の 0% から 20% の区間にて最も高い値を VT パラメータとして抽出した. 図 4-7 の Grade 4 の波形は図 4-6 の Grade 0 の波形と比較して加速度, 角速度のピーク値が増加していることがわかる.

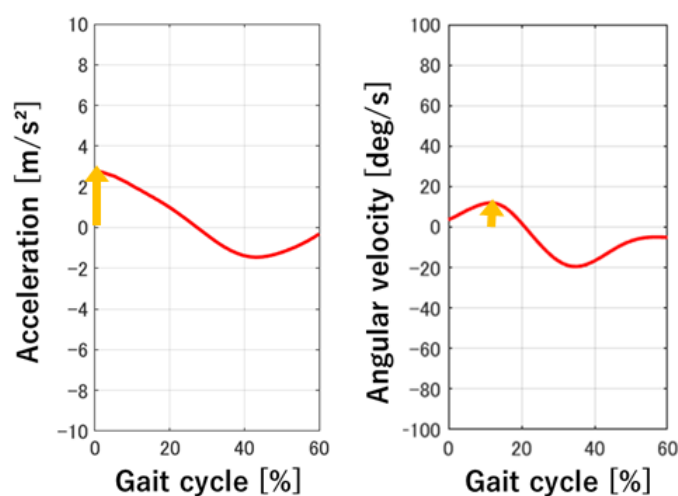


Fig. 4-6 Example result of grade 0: One of the participants mediolateral acceleration (left) and varus-valgus angular velocity (right) during the stance phase.

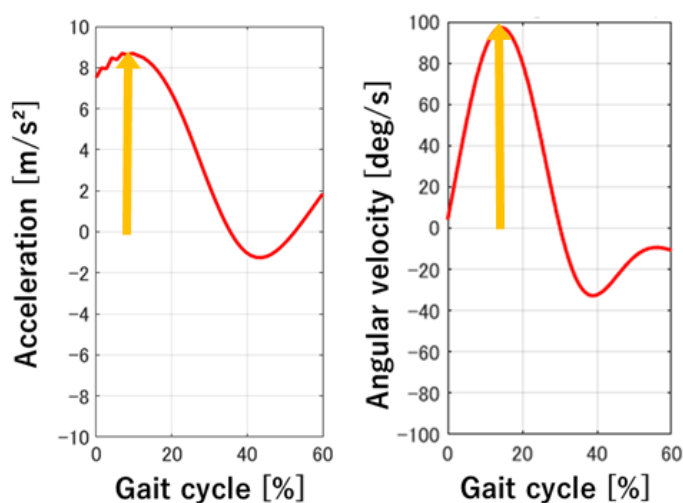


Fig. 4-7 Example result of grade 4: One of the participants mediolateral acceleration (left) and varus-valgus angular velocity (right) during the stance phase.

図 4-8,9 に膝 OA の各進行度群における FPLA と FPVAV の平均と標準偏差を纏めた箱ひげ図を示す。多重比較検定により有意水準 5% で有意差の判定が各群間にてなされており、有意差が見られた群間に対し上部に (*) を示している。図 4-8,9 に示すように FPLA, FPVAV のいずれも Grade 3, 4 群は Grade 0 群と比較して有意に増加していたが、Grade 3, 4 群間において有意差はみられなかった。

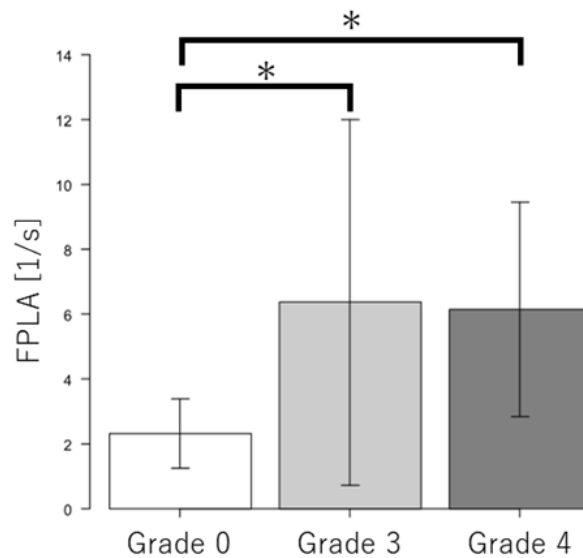


Fig. 4-8 Comparison of FPLA values among the three groups. The asterisk indicates statistical significance ($p < 0.05$).

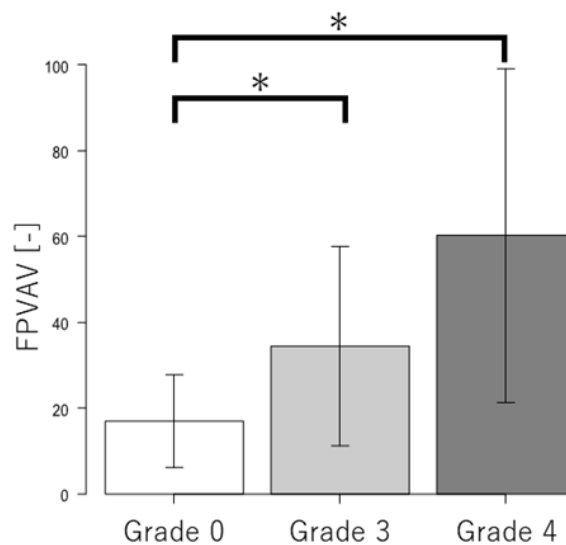


Fig. 4-9 Comparison of FPVAV values among the three groups. The asterisk indicates statistical significance ($p < 0.05$).

図 4-10 に FPLA と FPVAV の関連性について Spearman の順位相関係数を用いて有意水準 5%で解析した結果を示す。グラフ内では各膝の FPLA の値を縦軸、FPVAV の値を横軸とした時の交点をプロットしている。結果として、FPLA と FPVAV の間には有意な相関がみられた。

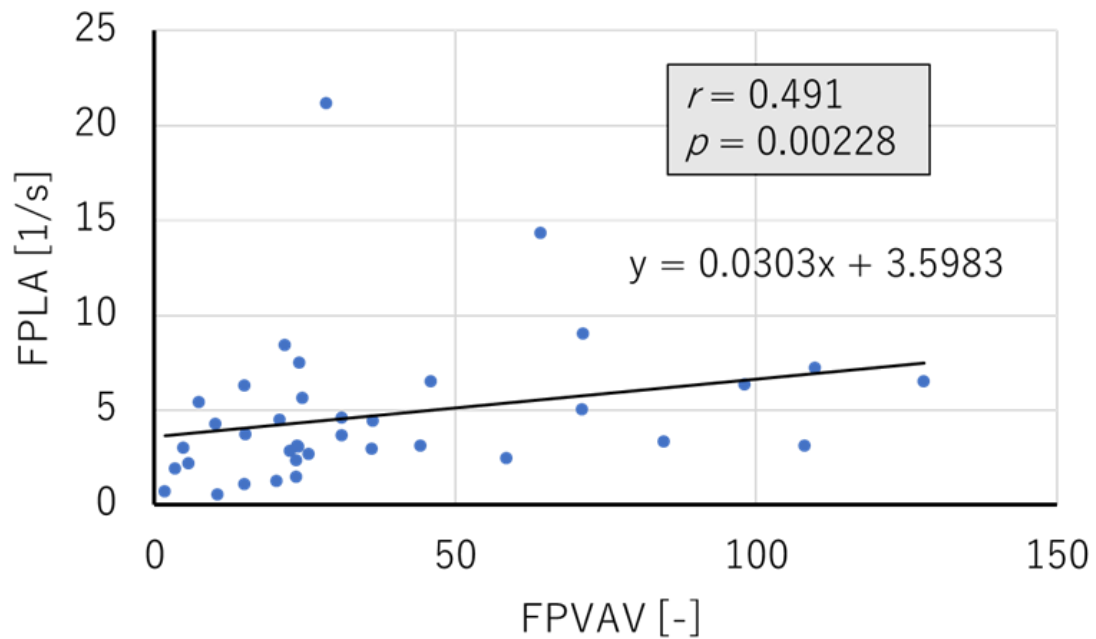


Fig. 4-10 Scatter plots of FPLA and FPVAV value. The black line represents regression estimated via the least square method; r is the correlation coefficient. $p < 0.05$ was considered to be statistically significant ($p < 0.05$).

4.4 考察

図 4-6,7 より, Grade 0 と Grade 4 では縦軸に沿った加速度と角速度の軌跡の変化が顕著に異なることが分かった. このことから膝 OA の進行度があがるにつれて加速度と角速度のピークは増加する傾向にあり, 瞬間的に側方に膝関節が動的に動く VT の影響を捉えている. よって IMU を用いた VT の評価には下腿の側方加速度と内反角速度の計測が有用であると考えられる.

図 4-8,9 より, Grade 3, 4 群の FPLA, FPVAV の値は Grade 0 群と比較して有意に増加した ($p<0.05$). これまでに木藤らは下腿の側方加速度を, Chang らは膝関節内反角度と内反角速度を計測し, いずれも健常者と比較して膝 OA 群にて有意に増加することを報告している. これらの結果は本研究の結果とよく一致しており, 本研究で得られた結果は妥当であると考え. しかしながら Grade 3, 4 群間において有意差はみられなかった. 図 4-8,9 に示すように, 各群の標準偏差は Grade 0 群 ($1.07 \text{ m/s}^2, 10.7 \text{ deg/s}$) と比較して Grade 3 群 ($5.64 \text{ m/s}^2, 23.2 \text{ deg/s}$), Grade 4 群 ($3.30 \text{ m/s}^2, 38.9 \text{ deg/s}$) はともに大きい値を示した. これらの結果は関節の不安定性の増加や筋力の低下など, 膝 OA の進行度の高いに膝の特徴に起因する. 加えて体重や重心位置の違いも不安定な動作につながる. これらの要因故に Grade 3, 4 群の結果においては標準偏差の顕著な差異が生じたと考えられる.

図 4-10 において FPLA と FPVAV の相関は統計的に有意であり ($p<0.05$), 正の相関を示した ($r=0.491$). この結果から膝 OA の評価においては下腿の側方加速度と内反角速度の両方を調べることを有効であると考え. 以上の結果から本研究の提案手法はより効率的な膝 OA の診断と早期発見に貢献できる可能性が示唆された. しかしながら今後より多くの被験者を考慮しより強い相関を示すことによって提案手法の信頼性をさらに向上させることができる.

本研究にはいくつかの限界がある. 一つ目は IMU の座標系を IMU 自体のローカル座標系から体節の座標系へ変換していないため, 計測した加速度と角速度は被験者の運動中のものと正確に一致しないことが挙げられる. そのため本研究の結果については光学式モーションキャプチャなど IMU 以外に被験者の身体動作を計測する手法と比較, 検証を行う必要がある. 二つ目は KL 分類に基づいた膝 OA の進行度において, Grade 1,2 などの低い進行度を考慮しなかったことが挙げられる. これら进行评估することにより膝 OA 自体の早期診断に貢献する可能性が示唆されるため, 今後の課題としたい.

4.5 結言

本研究では、IMU を用いて膝 OA 患者の歩行中の下腿側方加速度および下腿内反角速度を計測し、病態ごとに踵部接地時のピーク値を比較することで、病態の進行による運動学的変化を評価した。その結果、健常膝と比較して OA 膝では加速度・角速度両方のピーク値が増加しており、先行研究と同様の傾向が確認された。また、病態の進行度と加速度・角速度との間に有意な相関が確認され、効率的な進行度の診断や疾患の早期発見に貢献できる可能性があることが示唆された。本研究で提案した手法は膝 OA などの病態の進行度の評価に有用であることが示唆されたが、評価の信頼性の向上や正確な計測手法の適用が課題である。

4.6 参考文献

- (1) James, S. L. et al., Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990-2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017, *Lancet*, Vol. 392, No. 10159(2018), pp. 1789-1858.
- (2) Vos, T. et al., Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010, *Lancet*, Vol. 380, No. 9859(2012), pp. 2163-2196.
- (3) Astephen, J. L. et al., Changes in frontal plane dynamics and the loading response phase of the gait cycle are characteristic of severe knee osteoarthritis application of a multidimensional analysis technique, *Clinical Biomechanics*, Vol. 20, No. 2(2005), pp. 209–217.
- (4) Baliunas, A. J. et al., Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis, *Osteoarthritis and Cartilage*, Vol. 10, No. 7(2002), pp. 573–579.
- (5) Felson, D. T. et al., The prevalence of knee osteoarthritis in the elderly. The Framingham Osteoarthritis Study, *Arthritis & Rheumatology*, Vol. 30(1987), pp. 914–918.
- (6) Fukaya, T. et al., Kinematic analysis of knee varus and rotation movements at the initial stance phase with severe osteoarthritis of the knee, *The Knee*, Vol. 22, No. 3(2015), pp. 213–216.
- (7) Wink, A. E. et al., Varus thrust during walking and the risk of incident and worsening medial tibiofemoral MRI lesions: The multicenter osteoarthritis study, *Osteoarthritis and Cartilage*, Vol. 25(2017), pp. 839–845.
- (8) Kuroyanagi, Y. et al., A quantitative assessment of varus thrust in patients with medial knee osteoarthritis, *The Knee*, Vol. 19, No. 2(2012), pp. 130–134.
- (9) Sharma, L. et al., Knee adduction moment, serum hyaluronan level, and disease severity in medial tibiofemoral osteoarthritis, *Arthritis & Rheumatology*, Vol. 41, No. 7(1998), pp. 1233–1240.
- (10) Hubley-Kozey, C. L. et al., Coactivation differences in lower limb muscles between asymptomatic controls and those with varying degrees of knee osteoarthritis during walking, *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, Vol. 24(2009), pp. 407–414.

- (11) Chang, A. H. et al., Varus thrust and knee frontal plane dynamic motion in persons with knee osteoarthritis, *Osteoarthritis and Cartilage*, Vol. 21, No. 11(2013), pp. 1668–1673.
- (12) Perno, P., 25 years of lower limb joint kinematics by using inertial and magnetic sensors: A review of methodological approaches, *Gait & Posture*, Vol. 51(2017), pp. 239-246.
- (13) O'Reilly, M. et al., Wearable Inertial Sensor Systems for Lower Limb Exercise Detection and Evaluation: A Systematic Review, *Sports Medicine*, Vol. 48(2018), pp. 1221-1246.
- (14) 木藤伸宏 他, 加速度センサを用いた変形性膝関節症の歩行時下腿運動の解析, *理学療法学*, Vol. 31, No. 1(2004), pp. 86-94.
- (15) 齊藤亜由子 他, 歩行動作におけるモーションセンサを用いた膝関節角度の推定に関する研究 (遠心加速度と接線加速度の影響に着目して), *日本機械学会論文集*, Vol. 84, No. 857(2018), DOI: 10.1299/transjsme.17-00488.
- (16) Kellgren J. H. et al., Radiological assessment of osteo-arthrosis, *Annals of the Rheumatic Diseases*, Vo. 116(1957), pp. 494-502.
- (17) 小西和宏 他, 動作解析用慣性センサの大腿部および下腿部への最適装着位置推定, *日本機械学会論文集 C 編*, Vol. 78, No. 786(2012), pp. 352-361.
- (18) Zijlstra, W. et al., Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking, *Gait & Posture*, Vol. 18, No. 2(2003), pp. 1-10.
- (19) Zijlstra, W., Assessment of spatio-temporal parameters during unconstrained walking, *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 92(2004), pp. 39–44.
- (20) Kanda, Y., Investigation of the freely available easy-to-use software 'EZR' for medical statistics. *Bone Marrow Transplantation*, Vol. 48, No. 3(2013), pp. 452–458.

第5章 結論

本研究では、IMU を用いた臨床歩行解析の有用性を明らかにすべく、運動器の治療や病態進行を伴う膝関節の運動学的変化を解析した。特に創外固定器装着者歩行における膝関節屈曲角度の推定と健患側比較、変形性膝関節症患者歩行の進行度間における膝関節屈曲角度の定量評価、変形性膝関節症患者歩行の進行度間における歩行時異常運動の定量評価について検討を行った。

以下に本研究で得られた知見について纏める。

第2章ではIMUの計測データから歩行時膝関節屈曲角度を推定するためのセンサ・フュージョンを構築して精度検証を行い、膝関節屈曲角度の推定における有用性を示した。次に創外固定患者の下肢にIMUを装着して歩行計測実験を行い、センサ・フュージョンを用いて歩行時膝関節屈曲角度を推定し、創外固定患者にみられる歩行時膝関節屈曲角度の運動学的変化と健患側での差異について述べた。

第3章では健常者と膝OA患者の下肢にIMUを装着して歩行計測実験を行い、センサ・フュージョンを用いて歩行時膝関節屈曲角度を推定し、健常者と膝OA患者を膝OAの進行度に基づいて分類した際の各群における歩行時膝関節屈曲角度の運動学的変化と進行度間での差異について述べた。

第4章では健常者と膝OA患者の下肢にIMUを装着して歩行計測実験を行い、下腿加速度、角速度から膝OAの異常運動に関連するパラメータを定量化し、健常者と膝OA患者の各脚の膝を膝OAの進行度に基づいて分類した際の各群における下腿加速度、角速度に基づいた異常運動のパラメータを進行度間で比較し、その差異について述べた。

創外固定患者の定量的な歩行解析の事例は数少なく、本研究で用いた手法は創外固定患者のバイオメカニクスを明らかにするための足掛かりとなることを示した。また、膝OA患者の歩行解析は従来のモーションキャプチャによってその運動学的特性が明らかにされていたが、IMUにセンサ・フュージョンを組み合わせる、あるいはIMUで計測できる加速度、角速度を評価に用いることによってこれまでと同等の結果をより安価で手軽に解析できることを示した。

以上を総括すると、本研究で得られた知見から IMU を用いた臨床歩行解析への有用性が明らかとなり、本成果を起点に医療施設における小型で安価な汎用性の高い歩行解析システムとして IMU が普及していくこと、治療や運動器疾患などの早期診断への応用などが予想され、今後の医療福祉業界に大きく貢献できるものと期待される。

今後の課題と展望として、膝関節以外の股関節、足関節、体幹など他の関節や体節に着目した運動学的変化の解析を実施する事、2,3 章で用いたセンサ・フュージョンの精度改善や加速度データに基づいた速度や軌跡の推定などを行うことで IMU を用いた臨床歩行解析をより様々な症例、用途に拡張できることが予想される。また、歩行時における運動学的変化などを検出、予測する機械学習などを開発することでパターンや傾向を可視化し、IMU と組み合わせる事で医療従事者らが主観と経験に依存しないより簡便な歩行解析の実現や、治療や病態ごとの歩行形態図や評価指標の確立への応用が期待されるであろう。

謝 辞

本論文は秋田大学大学院理工学研究科 教授 巖見 武裕 先生の懇切丁寧なるご指導とご教示を賜り、研究を遂行することができました。先生には感謝の意を表するとともに心より厚く御礼申し上げます。

また秋田大学大学院医学系研究科 整形外科学講座 名誉教授 島田 洋一 先生、教授 宮腰 尚久 先生、秋田大学医学部附属病院 リハビリテーション科 前准教授 松永 俊樹 先生には本研究へ医学的見地からご指導並びに熱く激励を頂きましたことに深く感謝申し上げます。

本論文を御審査頂きました秋田大学大学院理工学研究科 教授 長縄 明大 先生、水戸部 一孝 先生に深く感謝いたします。

本研究の遂行にあたり医学的見地より共に研究活動を行ってまいりました、北秋田市民病院 塚本 泰朗 先生、秋田大学医学部附属病院 リハビリテーション科 渡邊 基起 先生、須田 智寛 先生、医学的見地、工学的見地より多数のご助言や研究・実験環境の構築に多大なるご協力を頂きました Akita Motion Analysis Group でお世話になった諸先生方に厚く御礼申し上げます。

本学在学中にあたり伴に研究活動に励み、論文執筆や実験・解析に多数ご協力、ご助言頂きました秋田大学巖見研究室の先輩後輩諸氏に厚く御礼申し上げます。

また私の学位取得に際し博士論文の執筆や研究活動に特別のご配慮を頂いた仙台高等専門学校 校長 澤田 恵介 先生、前校長 福村 裕史 先生、総合工学科 N3 ユニット長 教授 石川 信幸 先生、硬式野球部顧問 教授 中村 富雄 先生、准教授 柳生 穂高 先生、助教 奥村 真彦 先生、吉野 裕貴 先生、副校長の諸先生方、N3 ユニット（機械・エネルギーコース担当）の諸先生方、すべての教職員の皆様方、学生諸氏に深く御礼申し上げます。

そして本論文の審査申請にあたり遠方からの提出に際し多大なご配慮、ご支援を頂いた秋田大学総合学務課 理工大学院担当 小原 洋子 様をはじめ、理工大学院担当の皆様には大変お世話になりました。厚く御礼申し上げます。

最後に私の多大な我儘を終始見守ってくださった家族に深く感謝の意を表し、謝辞といたします。

研究業績

レフェリー制のある学術雑誌（査読有）

博士論文の基礎となった原著論文

- 1. 小松瞭, 鶴宮聖士, 巖見武裕, 塚本泰朗, 須田智寛, 島田洋一, IMU とセンサ・フュージョンを用いた変形性膝関節症患者の歩行時膝関節屈曲角度の評価, 産業応用工学会論文誌, Vol. 10, No. 2, pp, 64-72, DOI: 10.12792/jjiaae.10.2.64, (2022).
- 2. Kiyoshi Tsurumiya, Wataru Hayasaka, Akira Komatsu, Hiroaki Tsukamoto, Tomohiro Suda, Takehiro Iwami, and Yoichi Shimada, Quantitative evaluation related to disease progression in knee osteoarthritis patients during gait, Advanced Biomedical Engineering, Vol. 10, DOI: 10.14326/abe.10.51, (2021).
- 3. 小松瞭, 五十嵐悠, 渡邊基起, 野坂光司, 巖見武裕, 島田洋一, リング型創外固定器装着者における歩行時膝屈曲角度の健患側比較, 臨床バイオメカニクス, Vol. 40, pp. 187-193, (2019).

博士論文に関連する原著論文

1. Hiroaki Tsukamoto, Kimio Saito, Toshiki Matsunaga, Takehiro Iwami, Hidetomo Saito, Hiroaki Kijima, Manabu Akagawa, Akira Komatsu, Naohisa Miyakoshi, and Yoichi Shimada, Diagnostic Accuracy of the Mobile Assessment of Varus Thrust Using Nine-axis Inertial Measurement Units, Progress in Rehabilitation Medicine, Vol. 6, DOI: 10.2490/prm.20210009, (2021).
2. 五十嵐悠, 小松瞭, 塚本泰朗, 須田智寛, 巖見武裕, 島田洋一, 変形性膝関節症患者の時間周波数領域における歩行の定量的評価手法の開発, 臨床バイオメカニクス, Vol. 40, pp. 101-106, (2019).
3. 齊藤亜由子, 宮脇和人, 小松瞭, 巖見武裕, 歩行計測における大腿部及び下腿部へのモーションセンサ装着位置の検討（矢状面における関節角度に着目して）, 日本機械学会論文集, Vol. 84, No. 865, p. 18-00263, DOI:10.1299/transjsme.18-00263, (2018).

国際会議における発表

1. **Akira Komatsu**., Takehiro Iwami and Yoichi Shimada, Stress analysis of shelf acetabuloplasty for acetabular dysplasia patients using dynamical load during walking, Proceedings of 30th 2019 International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science (MHS), MP-10, (2019)
2. Kiyoshi Tsurumiya, Wataru Hayasaka, Yu Igarashi, **Akira Komatsu**, Hiroaki Tsukamoto, Tomohiro Suda, Takehiro Iwami, and Yoichi Shimada, A Novel Quantification Method for Gait Assessment in Knee Osteoarthritis Patients, 30th 2019 IEEE International Symposium on Micro-NanoMechatronics and Human Science, Nagoya, TP2-2-3, (2019).
3. Yu Igarashi, **Akira Komatsu**, Takehiro Iwami, Hiroaki Tsukamoto and Yoichi Shimada, Comparison of MARG Sensor Results for Different Mounting Positions and Physiques for Accurate Knee Joint Motion Measurement, 2019 4th Asia-Pacific Conference on Intelligent Robot Systems, Nagoya, A0013, (2019).

国内学会における発表等

1. Kiyoshi Tsurumiya, Wataru Hayasaka, **Akira Komatsu**, Hiroaki Tsukamoto, Tomohiro Suda, Takehiro Iwami, and Yoichi Shimada, Quantitative evaluation related to disease progression in knee osteoarthritis patients during gait, 生体医工学シンポジウム 2020 予稿・抄録集, 弘前/Web, (2020)
2. 鶴宮聖士, 早坂渉, 五十嵐悠, **小松瞭**, 塚本泰朗, 須田智寛, 巖見武裕, 島田洋一, 変形性膝関節症患者歩行の進行度間における運動学的な定量評価, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2020 講演論文集, 金沢/Web, 2A2-E09, (2020)
3. 早坂渉, 鶴宮聖士, 五十嵐悠, **小松瞭**, 巖見武裕, 小型・軽量の IMU を用いた歩行時膝関節角度推定の精度検証, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2020 講演論文集, 金沢/Web, 1P2-L07, (2020)
4. 渡邊基起, **小松瞭**, 五十嵐悠, 畠山和利, 高橋裕介, 大倉和貴, 須田智寛, 早坂渉, 鶴

- 宮聖士, 野坂光司, 齊藤公男, 巖見武裕, 松永俊樹, 島田洋一, 慣性センサーを用いた装具の適合判定～創外固定器に装着する足底装具の最適な牽引ベルト数～, 第46回日本臨床バイオメカニクス学会抄録集, 久留米, O28-7, (2019)
5. 小松瞭, 五十嵐悠, 早坂渉, 鶴宮聖士, 塚本泰朗, 須田智寛, 齊藤英知, 巖見武裕, 島田洋一, 9軸モーションセンサを用いた変形性膝関節症患者における歩行時膝関節軌道の定量化, 第46回日本臨床バイオメカニクス学会抄録集, 久留米, O16-4, (2019)
 6. 渡邊基起, 小松瞭, 五十嵐悠, 畠山和利, 高橋裕介, 大倉和貴, 須田智寛, 菊地耀, 市川兼之, 野坂光司, 齊藤公男, 松永俊樹, 島田洋一, リング型創外固定術後の歩行特性～慣性センサを用いた膝関節角度の比較～, 第7回日本運動器理学療法学会学術大会, 岡山, O-130, (2019)
 7. 五十嵐悠, 鶴宮聖士, 小松瞭, 渡邊基起, 須田智寛, 野坂光司, 巖見武裕, 島田洋一, Ilizarov 創外固定器装着時の歩行時皮膚上加速度と固定器上加速度の比較, 日本機械学会年次大会2019講演論文集(DVD-ROM), 秋田, J02517P, (2019)
 8. 渡邊基起, 野坂光司, 小松瞭, 五十嵐悠, 早坂渉, 鶴宮聖士, 畠山和利, 高橋裕介, 須田智寛, 齊藤公男, 松永俊樹, 島田洋一, リング型創外固定術後の歩行特性 - 荷重痛の有無と Anguler Jerk Cost による検討 -, 東日本整形災害外科学会雑誌, Vol. 31, No. 3, 1-4-3, 316-316, (2019)
 9. 須田智寛, 五十嵐悠, 小松瞭, 畠山和利, 渡邊基起, 高橋裕介, 大倉和貴, 齊藤公男, 松永俊樹, 島田洋一, 慣性センサを用いた片麻痺患者における膝軟性装具の有無による膝関節屈曲-伸展角の変化, 第35回日本義肢装具学会学術大会(CD-ROM), 仙台, 1-4-30, (2019)
 10. 小松瞭, 五十嵐悠, 渡邊基起, 須田智寛, 野坂光司, 巖見武裕, 島田洋一, Ilizarov 創外固定術後の歩行に与える運動学的影響 - 9軸モーションセンサを用いて -, 第32回日本創外固定・骨延長学会, 秋田, 2-2-03, (2019)
 11. 五十嵐悠, 小松瞭, 渡邊基起, 須田智寛, 塚本泰朗, 野坂光司, 巖見武裕, 島田洋一,

- リング型創外固定器装着患者の歩行計測によるセンサ計測誤差に関する一考察, 第 32 回日本創外固定・骨延長学会, 秋田, 2-2-02, (2019)
12. 渡邊基起, 畠山和利, 高橋裕介, 須田智寛, 大倉和貴, 菊地耀, 小松瞭, 五十嵐悠, 巖見武裕, 野坂光司, 齊藤公男, 松永俊樹, 島田洋一, リング型創外固定術後における痛みの有無による歩行の特徴—慣性センサーを用いた Jerk cost による検討—, 第 32 回日本創外固定・骨延長学会, 秋田, 1-4-21, (2019)
 13. 渡邊基起, 畠山和利, 高橋裕介, 大倉和貴, 須田智寛, 菊池耀, 野坂光司, 小松瞭, 齊藤公男, 松永俊樹, 巖見武裕, 島田洋一, リング型創外固定術後における痛みの有無による歩行の特徴 慣性センサーを用いた Jerk Cost による検討, 第 53 回日本理学療法学会大会抄録集, 博多, 理学療法学, Vol. 46, Supplement No. 1, 1-M-5-8, (2018).
 14. 齊藤公男, 巖見武裕, 松永俊樹, 宮腰尚久, 齊藤英知, 工藤大輔, 千田聡明, 畠山和利, 渡邊基起, 高橋靖博, 飯田純平, 岩本陽輔, 井上純一, 小松瞭, 島田洋一, メガネ型ウェアラブルセンサを用いて測定した頸椎可動域角度の精度, 第 45 回日本臨床バイオメカニクス学会抄録集, 秋田, O24-4, (2018)
 15. 塚本泰朗, 齊藤英知, 齊藤公男, 小松瞭, 五十嵐悠, 巖見武裕, 島田洋一, 9 軸慣性センサーを用いた膝周囲骨切り術前後の歩行解析, 第 45 回日本臨床バイオメカニクス学会抄録集, 秋田, O21-5, (2018)
 16. 五十嵐悠, 小松瞭, 塚本泰朗, 須田智寛, 巖見武裕, 島田洋一, 変形性膝関節症患者の時周波数領域における歩行の定量的評価手法の開発, 第 45 回日本臨床バイオメカニクス学会抄録集, 秋田, O15-5, (2018)
 17. 小松瞭, 五十嵐悠, 渡邊基起, 野坂光司, 巖見武裕, 島田洋一, リング型創外固定器装着者における歩行時膝屈曲—伸展角度の健患側比較, 第 45 回日本臨床バイオメカニクス学会抄録集, 秋田, O12-5, (2018)
 18. 渡邊基起, 野坂光司, 畠山和利, 高橋裕介, 須田智寛, 小松瞭, 巖見武裕, 松永俊樹, 島田洋一, リング型創外固定術後における痛みの有無による歩行の特徴, 第 31 回日

本創外固定・骨延長学会, 弘前, 2-2-14, (2018)

19. 齊藤亜由子, 宮脇和人, 小林義和, 小松瞭, 八木宏矢, 歩行動作計測におけるウェアラブルモーションセンサの装着位置と精度に関する研究, 計測自動制御学会システムインテグレーション部門講演会 2017(CD-ROM), 仙台, 1C5-02, (2017)
20. 塚本泰朗, 齊藤英知, 齊藤公男, 松永俊樹, 工藤大輔, 木村竜太, 飯田純平, 岩本陽輔, 井上純一, 小松瞭, 八木宏矢, 畠山和利, 島田洋一, 9 軸センサを用いた変形性膝関節症患者の歩行動作の滑らかさの検討, 第 44 回日本臨床バイオメカニクス学会抄録集, 松山, O29-4, (2017)
21. 八木宏矢, 小松瞭, 巖見武裕, 小林義和, 齊藤公男, 島田洋一, 膝関節の動作計測を目的とした IMU の装着位置の検討と体格差比較, 日本機械学会第 29 回バイオエンジニアリング講演会講演論文集, 名古屋, 1D44, (2017)
22. 小松瞭, 八木宏矢, 巖見武裕, 小林義和, 齊藤公男, 畠山和利, 齊藤英知, 松永俊樹, 島田洋一, IMU を用いた膝関節動作計測に関する研究, 日本機械学会東北支部第 52 期秋季講演会講演論文集(USB), 秋田, No. 409, (2016)
23. 小松瞭, 巖見武裕, 齊藤公男, 畠山和利, 赤川学, 藤井昌, 齊藤英知, 松永俊樹, 島田洋一, IMU を用いた膝関節動作計測の精度検証, 日本機械学会東北支部第 51 期総会・講演会講演論文集(USB), 仙台, No. 199, (2016)

外部資金（研究代表者）

1. 小松瞭, IMU と機械学習を用いた膝関節の歩行時異常パターンの検出, 科学研究費補助金, 研究活動スタート支援, 0909: スポーツ科学, 体育, 健康科学およびその他関連分野, 20K23309, 2860 千円, (2020 年 9 月 11 日-2023 年 3 月 31 日)