

【論文】

変形性膝関節症のための膝装具の歩行時の変形評価に関する研究

The Study of the Deformation Evaluation During Gait of the Knee-Brace for Knee-Osteoarthritis

嶺也守寛(正会員)

Yasuhiro Mine

Abstract

The purpose of this study establishes an evaluation of correlation between the gait and the structure of the knee-brace (CB-brace) for K-OA. The optical 3D motion capture analysis system was used for gait analysis. In advance, we confirmed the fit of the knee brace and the ratio of the medial compartment by two measurement methods. One confirmed the ratio of the medial compartment of the knee by measuring the gap between the center of the knee joint and Mikulicz line while another carried out gait analysis without wearing and while wearing knee-brace. The extent of the knee pain of the each subject can be objectively evaluated by referring to the visual analogue scale (VAS) for each trial. We measured the structure characteristic of the knee-brace attached 8 markers on arm support during gait. The results showed ① The angle change amount of each arm. ② The distance between the top of each arm and the joint. ③ The posture change of the knee brace by the degree of the rotation angle of the X, Y, Z axis by the orthosis coordinate system. In conclusion, we evaluated the correlation of the knee-orthosis structure during gait.

Key Words

Knee-Osteoarthritis, CB-Brace, Gait analysis, Orthosis structure, Rehabilitation

1. はじめに

変形性膝関節症(Knee-Osteoarthritis 以下、膝 OA)は、加齢や肥満などの影響により膝関節部の軟骨や半月板がすり減ることによって膝関節裂隙の狭小化が起こり、大腿骨と脛骨の接触が膝関節部の疼痛を引き起こすことが判っている。¹⁾ 膝 OA のグレード分類としては、X線画像による Kellgren-Lawrence Grading Scale²⁾ が用いられるが、一般的にグレードが高くなり重症化するほど、膝関節が内反を呈する。厚生労働省の調査³⁾ では、関節症と言われる推定患者総数は 125 万人以上存在し、年齢的な分布を見ても 65 歳以上の患者数が圧倒的に多いことが示されている。また、男女比においては男性の患者数は 29 万人に対し女性の患者数は 96 万人と女性の方が多いことが判る。一方、吉村ら⁴⁾ が調査した結果から推察した X 線画像上での膝 OA の患者数は男性が 840 万人、女性が 1,540 万人であり、総数としては 2,400 万人と言われており、潜在的な関節症を持つ患者を含めたとしても相当な数である。高齢者にとって歩くことは QOL (Quality of Life) を維持向上す

るためにも関節症の疼痛を軽減することは重要なことである。一般に膝 OA の治療方法としては、大きく分けて保存療法と手術療法の 2 つ⁵⁾ がある。保存療法には、理学療法、物理療法、薬物療法、装具療法などがあり、これらの組み合わせで治療が行われる。この中の装具療法としては、膝装具を装着することで膝の内反を矯正し、膝の疼痛が軽減されることでリハビリに対する意欲が向上し、理学療法を受けながら膝周りの筋力を付け回復へと向かうことを目標としている。膝 OA の歩容に関する研究では、飯田ら⁶⁾ が行った立脚初期と中期における体幹と骨盤の回旋や側屈運動との関係を明らかにしたものとや田中ら⁷⁾ が行った OA 側と非 OA 側との機能の差を明らかにしたものがある。これらは、膝 OA の病態における歩容について分析したものである。また、膝 OA の特徴の 1 つとして、Fig.1 に示す Lateral thrust が見られるが、これは内反の影響によるアライメントの異常から立脚初期の踵接地から荷重応答の範囲内で、床反力の内反モーメントによる横ぶれとも言われる瞬間的な内反運動が出現する。これを繰り返すことで膝 OA の増悪に関与していることが、Chang A ら⁸⁾、Grace H. Lo ら⁹⁾、や Kuroyanagi Y ら¹⁰⁾ が報告されている。

2016 年 10 月 12 日受付

2017 年 2 月 16 日掲載決定

東洋大学 ライフデザイン学部 人間環境デザイン学科

埼玉県朝霞市岡 48-1

Department of Human Environment Design, Faculty of human Life

Design, Toyo University, 48-1 oka, asaka city, Saitama

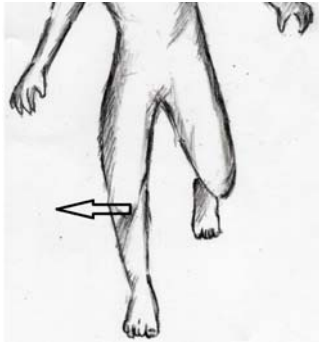


Fig.1 Lateral thrust is the phenomenon which the knee joint move outside suddenly from initial contact to loading response.

膝 OA に対する装具としては、外側楔形足底板があるが、清水ら¹¹⁾は、足底板を使用して健常者と膝 OA 患者の歩容の比較から、その有効性について評価した報告があり、また、小村ら¹²⁾は、膝 OA の特徴である Lateral thrust を定量的に評価するために、若年健常者、高齢健常者、膝 OA 患者の歩行分析を行い、その際に足底板を用いた比較評価を行っている。膝装具を用いた歩行分析では、岡本ら¹³⁾が行った軟性装具を装着したときの Lateral thrust が有意に減少することが報告されている。

膝装具の構造が果たす役割としては、膝の内反モーメントを矯正し立脚初期の Lateral thrust による膝関節の不安定性を減少させる作用があるとされている。これは歩行中における装具の構造と膝関節周りとの動きに関して、常に作用反作用の関係が成り立つと考えられる。しかし、従来の研究では、膝関節装具を装着することによってどう歩容改善されたかに着目する研究報告が多く、歩容改善の元となる歩行時における装具の構造的な側面から見た研究は報告されていない。本研究では、使用する実験用装具が被験者に適応をすることを確認した上で、歩行中の膝装具の構造がどの様に変形するかを検証を行うことを目的とする。

2. 計測方法

2.1 対象とした膝装具

今回、対象とした装具は、Fig.2 に示す金属支柱型の膝装具(佐喜眞義肢製 CB ブレース)を使用した。この装具の仕様としては、アルミ製の 4 つ支柱に対して継手部を中心に、膝背面側にセンターブリッジを設けることによって装具全体の剛性を保持できることが特徴である。また、装具の構造としては、大腿部と下腿部の 3 点で支持することにより膝の内反モーメントを矯正し、疼痛を減少させる作用がある。

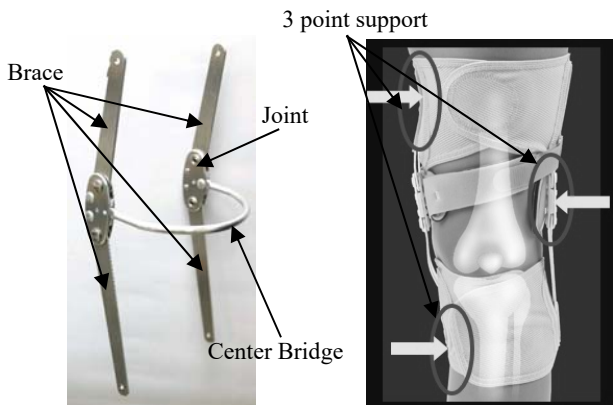


Fig.2 The Knee-brace used for this study.

2.2 計測システム

今回の歩行計測では、光学式 3 次元動作分析装置(VICON MX:カメラ 24 台)を使用した。また、床反力計のない広大な計測システムのため、立脚・遊脚を判別するための LED 発光マーカーを制作した。Fig.3, Fig.4 に示す仕組みは、足袋のつま先と踵部に圧力センサーを取り付け、センサーが感知したときにカメラのストロボの赤色光と同波長(120Hz)の赤色 LED を発光させカメラに認識させる仕組みとなっている。マーカーは、肩峰、肘関節、手関節、股関節、膝関節、足関節、第 5 中足骨の 14 点と LED 発光マーカーを上後腸骨棘の両側に取り付けた。また、歩行中の装具の構造的な変形を検証するために、装具の内側と外側の支柱に合計 8 点のマーカーを取り付けた。

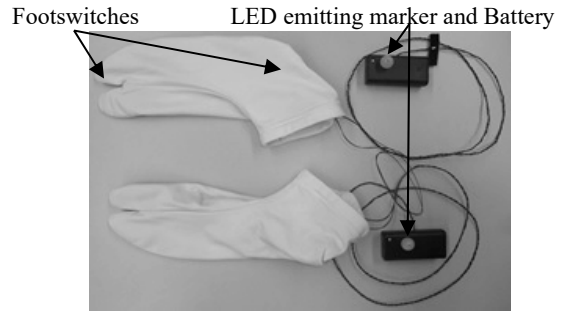


Fig.3 The LED emitting marker for distinguish between stance phase and swing phase.



Fig.4 Footswitches of the heel and the toe.

2.3 事前検証

装具構造と歩容の関係を検証する前に、被験者の膝の内反度合いを確認するためにミクリツ線(Mechanical axis¹⁴⁾)の検証を行った。また、使用装具の適応を確認するために歩行速度と VAS (Visual Analog Scale:0~100mm)の比較検証を行った。今回の検証で使用した VAS は、歩行路を歩き終わった地点に Fig.5 に示す質問票を置き、歩行した後の膝の痛みの程度を数値化するものである。主観的ではあるが痛みの程度を表すには広く用いられている手法である。

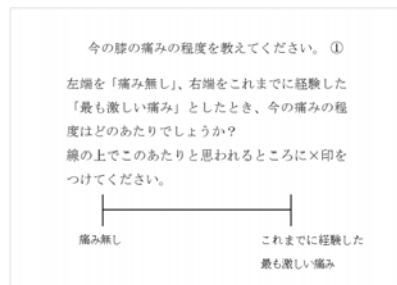


Fig.5 Visual Analog Scale used to measure pain level of the knee of subject.

被験者は、罹患側に膝の手術歴がなく医師より変形性膝関節症と診断された Kellgren-Lawrence 分類のグレード 2~3 までを

対象とし、被験者との面談では、今回の実験の趣旨と内容を説明した上でインフォームドコンセントを得た後、日本整形外科学会が提唱している変形性膝関節症患者機能評価尺度(JKOM¹⁵⁾:100点満点)を使用して日常での膝の状態を確認した。JKOMは、主に変形性膝関節症の方を対象とした評価手法であり、痛みの程度を表すVASと25問ある設問に回答して評価する。各設問は、最も軽症が0、最も重症が4とした5段階で点数化され、その総点によって重症度を判断している。

なお、本研究は、東洋大学ライフデザイン学部倫理委員会の承認(LH27-012S)を得ている。

2.3.1 ミクリッツ線により内反度合いの検証

ミクリッツ線は、Fig.6に示す通り、両側股関節マーカを結ぶ線で股関節マーカ位置から21%内挿した点と足関節内果マーカと外果マーカを結ぶ線上の中心の点とを結ぶ線のことを指す。このミクリッツ線と膝関節内果マーカと外果マーカとの中心点の位置関係により内反の度合いを確認した。ここでは、静止立位の状態で3試行を行い、平均値を算出している。

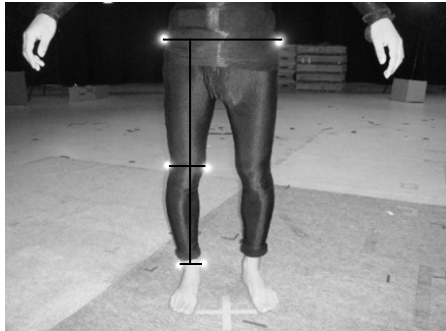


Fig.6 Mikulicz line

2.3.2 実験用装具の適応に関する検証

今回の実験に使用した膝装具が被験者に適応しているかを事前に確認した。条件としては、装具を装着していない状態と日頃から使用しているご自身の装具を装着した状態と実験用装具を装着した状態の3条件とした。被験者が日頃使われている装具は、カーボン製を使用されているなど材質の違いが見られるため、装具タイプが同種のもので材質を統一して実験用装具とした。それらの各条件で10mの歩行路を自由歩行で6試行を行ったときの体重心(COG: Center of Gravity)から算出した歩行スピードの平均値及び試行毎のVASの平均値を比較し、装具装着したことによって膝の疼痛が軽減した場合を適応した装具であると判断している。

2.3.3 対象とした被験者

上記2.3.1及び2.3.2の事前検証から対象とした3名の被験者情報を以下に示す。

a) 被験者A

年齢:57歳、性別:女性、身長:153cm、体重:61.9kg、罹患側:右膝(約10年前から)、手術歴:なし、装具:膝装具使用、ミクリッツ線により内反度合い:右21.3±1.2mm 左19.4±1.0mm、JKOM:38点、VAS:21点

膝装具の適応検証 (Table 1)

Table 1 VAS score and gait speed of subject A

	VAS score	Gait speed (km/h)
Without orthosis	39.7±10.2	3.2±0.14
Daily used orthosis	15.7±1.9	3.2±0.15
Experiment orthosis	20.2±5.7	3.3±0.10

b) 被験者B

年齢:78歳、性別:男性、身長:157cm、体重:65kg、罹患側:左膝(約10年前から)、手術歴:なし、装具:膝装具使用、ミクリッツ線により内反度合い:右-0.4±1.8mm 左39.2±2.0mm、JKOM:42点、VAS:56点

膝装具の適応検証 (Table 2)

Table 2 VAS score and gait speed of subject B

	VAS score	Gait speed (km/h)
Without orthosis	15.8±6.9	3.2±0.17
Daily used orthosis	3.2±1.7	3.9±0.36
Experiment orthosis	6.5±3.1	3.4±0.30

c) 被験者C

年齢:80歳、性別:男性、身長:156cm、体重:65kg、罹患側:右膝、手術歴:左膝人工関節、装具:膝装具使用、ミクリッツ線により内反度合い:右7.3±0.2mm 左-1.2±0.8mm、JKOM:53点、VAS:52点

膝装具の適応検証 (Table 3)

Table 3 VAS score and gait speed of subject C

	VAS score	Gait speed (km/h)
Without orthosis	30.5±15.1	2.4±0.18
Daily used orthosis	1.5±0.5	3.5±0.35
Experiment orthosis	1.3±0.5	2.9±0.27

2.4 歩行中の装具構造変形の計測方法

膝OA用装具を装着した際の、歩行中の装具構造の変形について検証を行った。実験方法は、装具支柱の外側に4点、内側に4点のマーカを取り付け、更に、足関節、第5中足骨、LED発光マーカを上後腸骨棘の両側に取り付け、立脚遊脚の判別を行った。被験者には、2.3.2に示す条件と同様に10mの歩行路を自由歩行で6試行を行った。



Fig.7 The position of marker attached for structure analysis of knee-orthosis.

歩行中の装具の構造変形に関する評価ポイントは、Fig.8、Fig.9に示す装具支柱や継手に付けられた8個のマーカから得られる計測データであり、以下の3つの検証を行った。

- ①各アーム部の角度変化。
- ②下腿部及び大腿部のアーム部先端と継手との距離。
- ③継手間の中心位置に仮想点を作成し、それを装具座標原点としたときの装具の姿勢について、矢状軸をY軸、前額軸をX軸、垂直軸をZ軸とした各軸周りの回転角度変化で確認した。

なお、装具の構造的な解析にはVENUS3Dを使用した。得られたデータは移動平均処理を行い、1歩行周期を正規化している。

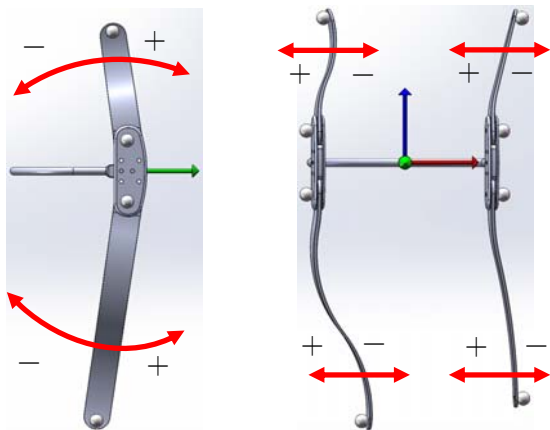


Fig.8 The evaluation point of the knee-orthosis structure.

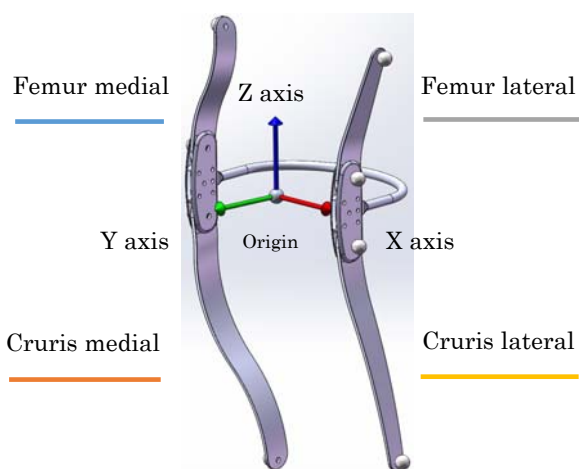


Fig.9 The evaluation of the orthosis posture by the orthosis coordinate system.

3. 結果

3.1 継手を回転中心とした角度変化量

Fig.10からFig.12は、各被験者の大腿部外側アーム部(Femur lateral)、下腿部外側アーム部(Cruris lateral)、大腿部内側アーム部(Femur medial)、下腿部内側アーム部(Cruris medial)の継手を中心とした角度変化量を示す。角度のプラス側とマイナス側はFig.8に示す。計測は装具を装着して静止立位からスタートし、計測空間の中ほど通過したときの踵接地からの1歩行周期をサンプリングしている。

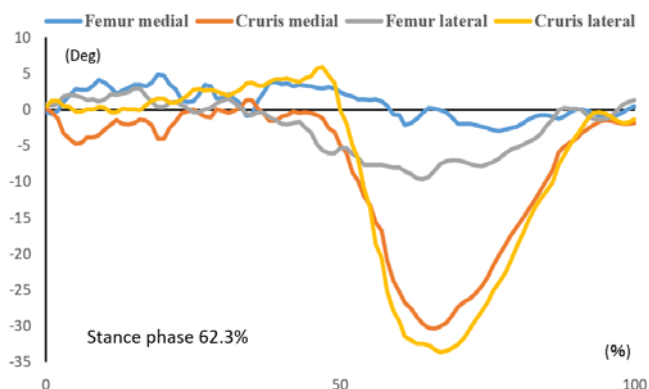


Fig.10 The angle of each support arm of subject A.

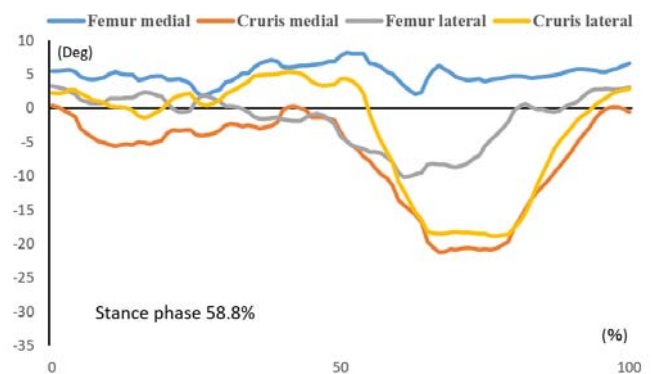


Fig.11 The angle of each support arm of subject B.

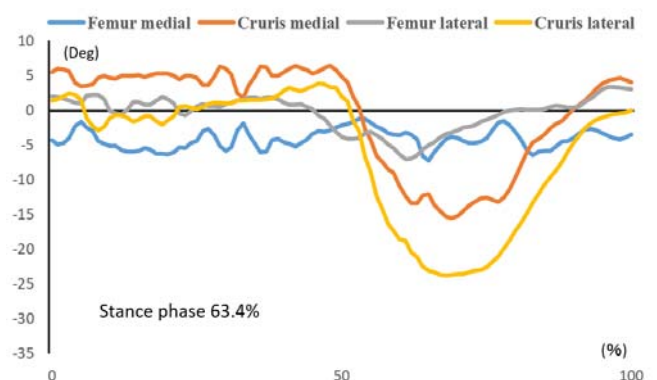


Fig.12 The angle of each support arm of subject C.

3.2 アーム先端部と継手との距離変化量

Fig.13からFig.15は、各被験者の大腿部内側アーム部(Femur medial)の先端、大腿部外側アーム部(Femur lateral)の先端、下腿部内側アーム部(Cruris medial)の先端、下腿部外側アーム部(Cruris lateral)の先端と継手との前額軸X軸方向の距離変化量を示す。距離変化量のプラス側とマイナス側はFig.8に示す。計測は装具を装着して静止立位からスタートし、計測空間の中ほど通過したときの踵接地からの1歩行周期をサンプリングしている。

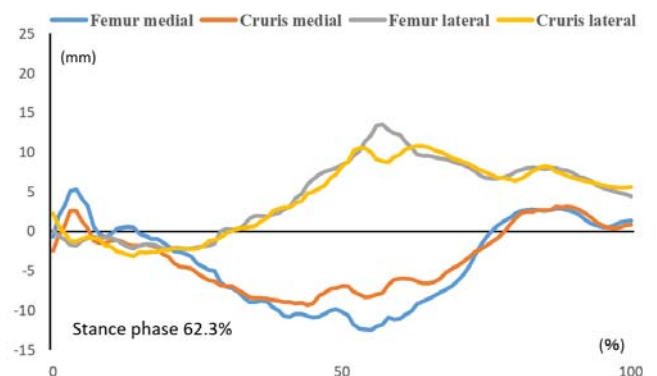


Fig.13 The distance between the joint and the top of the support arm of subject A.

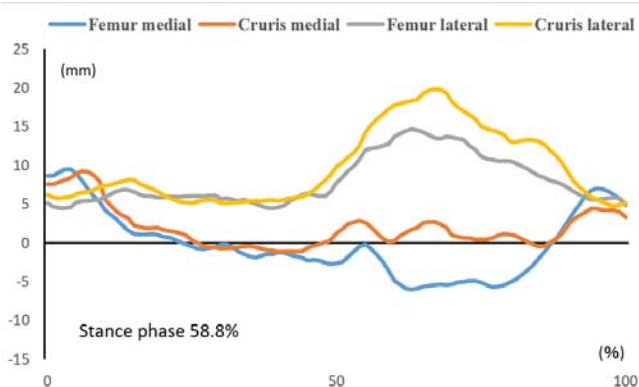


Fig.14 The distance between the joint and the top of the support arm of subject B.

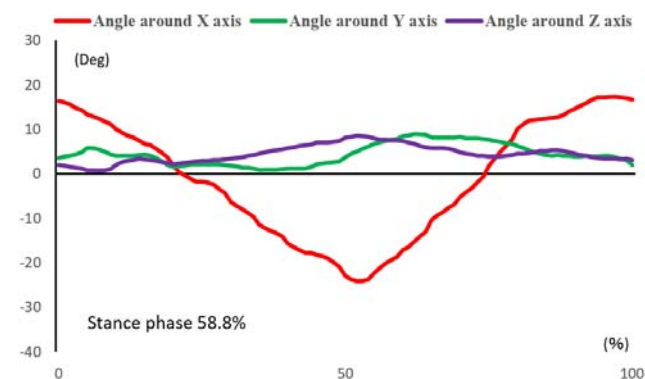


Fig.17 The attitude of orthosis by the orthosis coordinate system of subject B.

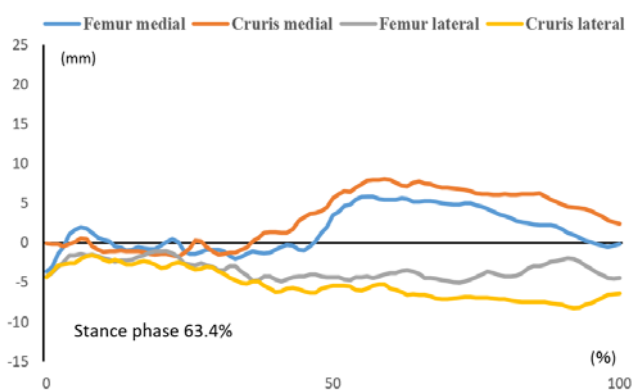


Fig.15 The distance between the joint and the top of the support arm of subject C.

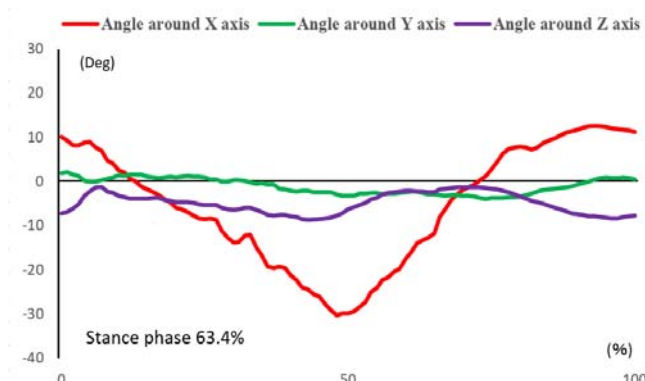


Fig.18 The attitude of orthosis by the orthosis coordinate system of subject C.

3.3 継手間を膝装具の装具座標系とした角度変化量の考察

今回計測に使用した装具の構造としては、左右の継手から装具背面にかけて Center bridge と呼ばれる金属の支柱が入っており、装具全体の剛性を保っている。この左右の継手の4つの回転中心から合成した中心点を装具原点とし、歩行中の装具の姿勢変化を角度変化量で示した。計測は装具を装着して静止立位からスタートし、計測空間の中ほど通過したときの踵接地からの1歩行周期をサンプリングしている。Fig.16 から Fig.18 に示す角度変化量は、計測座標系を基準とした装具座標系の角度差を装具姿勢として示している。

4. 考察

4.1 継手を回転中心とした角度変化量の考察

被験者Aは、各試行の歩行スピードは変わらないものの装具を装着することによって膝の痛みを緩和していることがVASによって確認できた。Fig.10 に示す大腿部及び下腿部のアーム部の継手を中心とした角度変化量では、大腿部内側のアーム部の角度変化量は大幅な変動は少ないが、大腿部外側アーム部は、最大約 10° の角度で変動していることが判る。また、下腿部外側アーム部に関しては、立脚後期のピーク時から遊脚中期のピーク時まで約 40° の角度で変動している。下腿部の内側アーム部と外側アーム部の角度差及び大腿部の内側アーム部と外側アーム部の角度差の変化は、脚部の外内転の影響によるものと考えられる。被験者Bは、ミクリツ線の内反度合いから左膝が右膝に比べて極端に内反傾向にあることが判る。VASの結果から装具を装着すると膝の痛みは緩和されているが、被験者Aと同様にご自分の装具の方が慣れてる様である。Fig.11 のアーム部角度の変化量では、下腿部の遊脚中期に他の被験者には見られない特徴的なピークが見られる。これは下腿伸展時の膝の疼痛が関係しているものと思われる。また、大腿部外側アーム部の角度変化量が他の被験者と同等なのに対して下腿部アーム部の角度変化量が約 20° と低い値なのは膝伸展が十分に出来ていないことが言える。被験者Cは、Fig.12に示される通り、立脚期が比較的長くとりながら、遊脚期は短く下腿伸展角度があまり大きくない。左膝を人工関節に変えた後、歩行バランスの影響からか右膝に疼痛がある。装具を装着することで疼痛が軽減されるが、実験用装具で

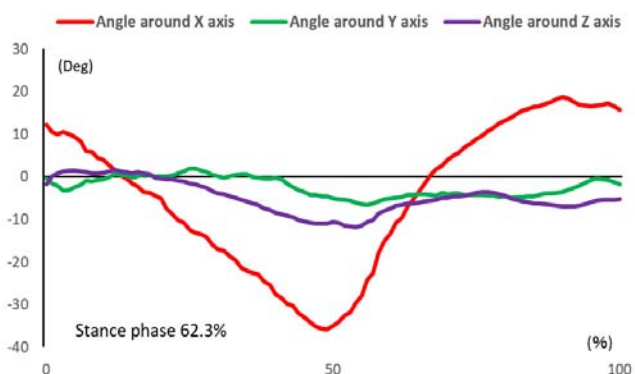


Fig.16 The attitude of orthosis by the orthosis coordinate system of subject A.

は日頃使用されている装具より不安感があるためか歩行スピードが下がっている。遊脚における下腿内側アーム部と下腿外側アーム部の角度差は、ピークで約8°の差があり解析動画からも外旋していることが判った。

4.2 アーム先端部と継手との距離変化量の考察

被験者Aの Fig.13 では、立脚初期の大腿部の内側アーム部と下腿部の内側アーム部の距離変化量に lateral thrust の影響を確認した。これはビデオ画像においても一致している。膝装具の機能として下腿アーム部の特に内側に関しては、内反モーメントを矯正する役割を持っており、下腿内側の変動幅が約 15mm あることは、その内反に対する反作用として矯正力が効いていると考えられる。Fig.14 に示す被験者Bの下腿部のアーム部の変化量では、立脚初期に lateral thrust が出現している。立脚期でのアーム部の内側と外側の変位差はあまり見られず追従しているが、立脚後期の爪先離地から遊脚期にかけて変化量の差が出ている。これは膝の内反モーメントの影響により下腿部の内側のアーム部に力が加わるため、逆のその反力で矯正しているものと思われる。これは Fig.13 の大腿部のアーム間距離の変化量でも見られ、膝の内反モーメントの影響により内側と外側の差ができると考えられる。被験者Cは、ミクリツ線による内反度合いを計測したところ右膝 $7.3 \pm 0.2\text{mm}$ であり他被験者と比べても内反度合いが小さい。Fig.15 を見ると大腿部と下腿部の外側のアーム部の変化量は小さく、大腿部内側アーム部では 5mm、下腿部内側アーム部では 7mm の変化量であり、他被験者と比べてと装具の変形が少ないことが判る。

以上より、歩行中の装具の変形量は、膝の内反度合いと関係していると考えられる。

4.3 継手間を膝装具の装具座標系とした角度変化量の考察

Fig.16 から Fig.18 は、歩行中の装具姿勢を装具座標系の X 軸周、Y 軸周、Z 軸周の回転角度の変化量で表している。今回使用した実験用装具の剛性を保つ位置が継手部にあり、その継手の間に装具座標系の原点を配置し、その回転角から歩行の状態を読み取ることを行った。Fig.16 から Fig.18 の全体的な傾向としては、X 軸は立脚支持期においては、足関節を中心とした装具座標系原点の回転軌跡を表しており、遊脚期では股関節を中心とした装具座標系原点の回転軌跡を表している。Y 軸は前額面上での横方向の振れを表している。Y 軸と Z 軸に関しては、角度変化の変動幅が大きいほど、膝の内反によって歩容に影響を受けていると考えられる。被験者Aの装具座標系の Y 軸周、Z 軸周の回転角度の変化量を見ると、装具装着によって安定した歩容が実現できていると考えられるが、VAS と歩行スピードを見ても疼痛の有無に関係なく歩行スピードに変化がないので、基本的な歩容は安定しているものと思われる。被験者Bの立脚期での X 軸周回転角度は、1 歩行周期中の立脚期の割合が他被験者より少ない分、角度変化量も少ないことが判る。被験者 C においては、Y 軸の変動幅が小さく、内反の度合いが小さいよるものと考えられる。

5. まとめ

本研究では、変形性膝関節症のための膝装具(CBブレース)を用いて、歩行中の膝装具の構造変化について検証を行った。上記計測結果に示す通り、装具に取り付けた8か所のマーカのみで膝装具を装着した被験者の歩行の状況を知り得ることができた。装具構造と歩容とは密接な関係にあり、装具構造における身体への反作用が矯正力となって働くことになる。今回は、①各アーム部の角度変化 ②下腿部及び大腿部のアーム部先端と継手との距

離 ③継手間の中心位置に仮想ポイントを作り、装具座標系原点を中心による X 軸周、Y 軸周、Z 軸周の回転角度変化による装具の姿勢変化 の3つ観点から歩行中の装具構造変形と内反膝との関係について明らかにすることができた。

今後は、膝装具の各アーム部の長さや板厚などのパラメータを変えながら装具の構造と歩容との関係をより明らかにすると共に、装具の矯正力は、下腿部の内側に掛けることが重要であると言われていたことに対して、専用の計測用装具を開発し、この点についても明らかにしたいと考えている。

謝辞

本研究は、平成 27 年度公益財団法人精密測定技術振興財団の研究助成を受けて行われました。感謝申し上げます。

参考文献

- 1) 日本整形外科学会, 変形性膝関節症. 整形外科シリーズ 3 2010.
- 2) Kellgren, J. H., Lawrence, J. S., Radiological Assessment of Osteo-Arthrosis. Annals of the Rheumatic Diseases 1957; 16(4): 494-502.
- 3) 厚生労働省, 平成 26 年度患者調査 閲覧年次 2014, 第 95 表 総患者数, 性・年齢階級×疾病中分類別.
- 4) 吉村典子, 変形性関節症の疫学研究～大規模コホート研究 ROAD より～, CLINICAL CALCIUM 2009;19(11): 20-25.
- 5) 古賀良生, 変形性関節症 病態と保存療法. 南江堂 2008.
- 6) 飯田智絵, 櫻井愛子, 井川達也, 長嶋正樹, 福井康之, 山本澄子, 変形性膝関節症患者の歩行分析, 第 50 回日本理学療法学会大会, 2015.
- 7) 田中真一 他, 外来通院している変形性膝関節症患者の歩行分析, West Kyushu Journal of Rehabilitation Science 2012; 55-57.
- 8) Chang A, et al, Thrust during ambulation and the progression of knee osteoarthritis, Arthritis Rheum 2004; 50(12) : 3897-3903.
- 9) Grace H. Lo, William F. Harvey, and Timothy E. McAlindon, Associations of Varus Thrust and Alignment with Pain in Knee Osteoarthritis, Arthritis Rheum 2012; 64(7): 2252-2259.
- 10) Kuroyanagi Y, et al, A quantitative assessment of various thrust in patients with medial knee osteoarthritis, The knee 2012; 19(2): 130-134.
- 11) 清水新悟, 佐橋政次, 清田信幸, 徳田康彦, 山岸慶子, 変形性膝関節症の足底板療法の評価, 日本義肢装具学会誌 2006; 22(1): 32-42.
- 12) 小村孝, 津村暢宏, 黒坂昌弘, 内側型変形性膝関節症患者の歩行分析に関する研究, 神戸大学医学部紀要 2001; 61(4), 89-94.
- 13) 岡本卓也, 浅枝諒, 寺井千晶, 河野愛史, 島田昇, 出家正隆, 軟性装具の変形性膝関節症患者の歩行時 Lateral thrust に対する効果, 第 49 回日本理学療法学会大会 2014.
- 14) T Derek V Cooke, Elizabeth A Sled and R Allan Scudamore, Frontal plane knee alignment: a call for standardized measurement, The Journal of Rheumatology 2007; 34: 1796-1801.
- 15) 赤居正美 et al, Development of new disease-specific QOL measure for patients with knee osteoarthritis, Japanese Knee Osteoarthritis Measure (JKOM), The Journal of the Japanese Orthopaedic Association 2006; 80(5): 307-315.