

変形性股関節症と腰部脊柱管狭窄における歩行動作の比較

佐能 唯*・渡辺 哲陽**・米山 猛**
鳥島 康充***・林 寛之***・横川 文彬***

Comparison of Walking between Hip Osteoarthritis and Lumbar Spinal Canal Stenosis

Yui SANOU,* Tetsuyou WATANABE,** Takeshi YONEYAMA,**
Yasumitsu TORIBATAKE,*** Hiroyuki HAYASHI,*** Noriaki YOKOGAWA***

Abstract It has been reported to be difficult to differentiate Lumbar Spinal Canal Stenosis (LSS) at the L4 level and Hip Osteoarthritis (HipOA) since Macnab reported that these diseases show very similar symptoms. Although the walking on these diseases have been analyzed separately, the comparison between them has not been done yet. In this paper, the walking on thirteen normal healthy persons, nine L4 patients and eighteen HipOA patients were analyzed for disease differentiation. The walking of the subject with LED markers was captured on the treadmill. The markers are attached on acromion, spina iliaca anterior superior, head of fibulae, lateral malleolus and the fifth metatarsal head of the subject. Motion ranges of thigh angle (corresponding to hip angle), knee angle, upper body angle, and single stance ratio by the diseased leg were picked up as the important features for the differentiation. The motion ranges of the thigh angle and the single stance ratio on HipOA patients were smaller than those on normal healthy persons, as previously reported by other researchers. The motion range of thigh angle on HipOA patients was also smaller than that on L4 patients, and statistical significant difference between L4 and HipOA patients was obtained at the ten percent significant level. The motion ranges of knee angle became small in the order of normal healthy persons, L4 patients and HipOA patients while that of upper body angle became large in the order of L4 patients, normal healthy persons and HipOA patients. With respect to the angles of knee and upper body, statistical significant difference between L4 and HipOA patients was obtained at the five percent significant level. In conclusion, the above four feature factors, especially the motion ranges of upper body angle and knee angle are effective to differentiate the HipOA and L4 patients.

Keywords : walking, hip osteoarthritis, lumbar spinal canal stenosis at the L4 level.

1. はじめに

変形性股関節症 (Hip Osteoarthritis : HipOA) と腰部脊柱管狭窄 (Lumbar Spinal Canal Stenosis : LSS) は、いずれも下肢痛や歩行障害の原因になり得る。Macnabら

[4]がこの二つの疾患の症状の類似性を報告して以来、両者の鑑別の重要性が認識されている。

HipOA[1]の場合、関節軟骨がすり減り、大腿骨と骨盤がぶつかり合い、痛みが発生する為、関節機能が障害される。症状として、可動性の減少、関節周囲の筋機能低下が認められ、日常生活が制限される[2]。LSSは、間欠跛行の一種である。間欠跛行[3]とは、疼痛や痺れ感などの下肢症状が歩行の継続を不可能にするも、一定時間の休息によって再び歩行可能となる歩行障害である。人間の脊椎(背骨)を細かく分けると頭部に近いほうから頸椎、胸椎、腰椎、仙椎、尾骨となる。腰椎部分の上から数えて4番目の骨であるL4由来の場合、HipOA群と症状が類似すると報告されている[4]。

現在の診断方法は、問診や視診、関節可動時における痛み発生の確認、神経ブロックや股関節内注射である。神経ブロックや股関節内注射は、侵襲的検査である。非侵襲的

生体医工学シンポジウム 2010 発表 (2010 年 9 月, 札幌)
2010 年 7 月 30 日受付, 2010 年 10 月 14 日改訂, 2010 年
11 月 17 日再改訂
Received July 30, 2010; revised October 14, 2010, November 17, 2010.

* 金沢大学大学院自然科学研究科
Graduate School of Natural Science and Technology,
Kanazawa University

** 金沢大学理工研究域
College of Science and Engineering, Kanazawa University

*** 厚生連高岡病院整形外科
Kouseiren Takaoka Hospital

検査として、医師が患者の歩行動作を診るという手法が考えられるが、人間の目で動的な動きを捉えることには限界がある。

そこで本研究では、HipOA 群と L4 群との歩行動作をカメラで計測し、比較・解析することで、非侵襲的に L4 群と HipOA 群を鑑別出来ないかを検討する。具体的な提案・検討事項は以下の通りである。

1. **HipOA 群, L4 群, 健常群を鑑別するための歩行動作因子の抽出**：上体角度の動作域、大腿角度の動作域、膝角度の動作域、単脚支持期の 1 歩行周期における割合（以下、単脚支持率と呼ぶ）の 4 つの因子を、歩行データから抽出し、これら因子が鑑別に有効であることを示す。
2. **検査のための歩行動作計測法**：歩行開始して定常状態になった直後の 10 秒間の疾患脚側の歩行動作を観察できれば、上記因子（単脚支持率を除く）を抽出できることを示す。これにより、患者に負担の小さい検査方法を提供することができる。疾患脚側及び健常脚側からの同時計測（以下、両側同時計測と呼ぶ）を行った場合、単脚支持率といった因子を得ることができ、より感度の高い鑑別が可能となることを示す。

半世紀程前より、歩行に関する様々な研究がなされている。例えば、健常男性の歩行解析[5]、健常女性の歩行解析[6]、屋内における人間の位置確認[7]、義足を取り付けた際の歩行における下肢関節モーメントの測定[8]、変形性股関節症患者の歩行解析[9]、人工股関節全置換術患者の歩行解析[10, 11]などがあげられる。HipOA 群の歩行解析は進んでいるものの、HipOA 群と L4 群の歩行動作の比較に関する歩行解析の研究は行われていない。本研究では、簡便な歩行動作計測システムにより、HipOA 群, L4 群, 健常群の歩行動作の比較を行い、歩行解析から三者を鑑別する手法の構築を目指す。

2. 方法

2.1 計測システム

図 1 に示すように、自作の LED マーカーを被験者に取り付ける。LED マーカーの光のみがカメラで計測される

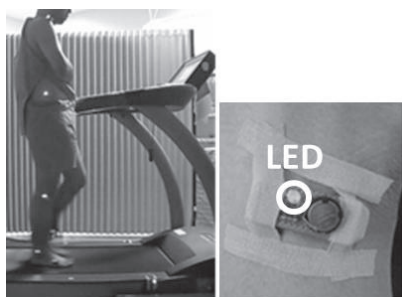


図 1 被験者に取り付けられた LED マーカー
Fig. 1 LED marker on the subject.

ように部屋を暗くする。各被験者には、トレッドミル上で痛みが発生するまで歩行してもらう。トレッドミルを用いる利点としては、1) 小さな空間でも計測が可能、2) 少数のカメラで長い期間歩行を計測できる、3) カメラ位置を固定できるため安定した動画像を得ることができる、が挙げられる。欠点としては、トレッドミル上の歩行は通常の平地歩行とは異なる、が挙げられる。

図 2 に計測システムの概要を示す。カメラ（フレームレート：30 fps, 640 × 480 pixels）を被験者の片側に設置する。疾患脚側の左半身のみまたは右半身のみの撮影を行う。但し、HipOA 群の被験者の場合、半身のみの撮影だけでなく、両側から撮影を行うことで、疾患脚側と健常脚側のデータを取る。HipOA 群は、単脚支持率が、健常者に比べて低い[11]と報告されているので、本研究ではこのことを確認する。LED マーカーを付ける位置（これを特徴点と呼ぶ）は、肩峰、上前腸骨棘、腓骨頭、外果、第五中足骨骨頭の 5 箇所である。以後、それぞれの位置に付けた LED マーカーを肩マーカー、腰マーカー、膝マーカー、踝マーカー、足指マーカーと呼ぶ。LED マーカーの位置ならびにそれに関わる座標の定義を図 3 (a) に示す。図 3 では、紙面向かって右側を前進方向とした場合の定義を表している。上記五箇所を LED マーカーの取り付け

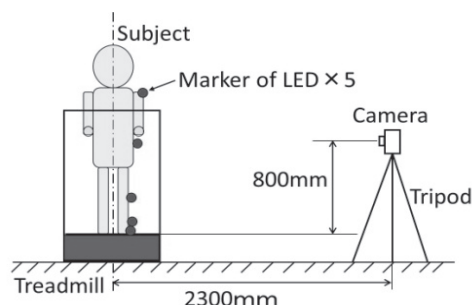


図 2 歩行動作計測システム
Fig. 2 Walking measurement system.

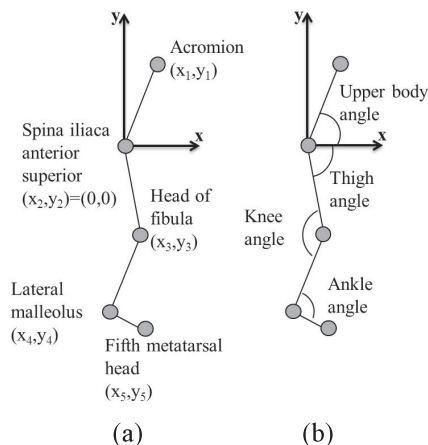


図 3 (a)マーカーの取付位置と座標系, (b)角度
Fig. 3 (a)Marker positions and coordinate, (b)Angles.

け位置とした理由は次のとおりである。

1. 皮膚の上から対応する骨の位置を確認することができるため、比較的正確な位置決めが可能である。
2. 腰、膝、足首に関する関節角度を得るのに必要な最少の個数である。

2・2 計測方法

疾患のある側に LED マーカーを取り付け、部屋を暗くした状態で、被験者にトレッドミル上で歩行を行ってもらう。被験者が痛みを訴えた時点で歩行を終了することとし、痛みが発生しない場合は、10 分間歩行を行ってもらう。得られた画像は、特徴点のみが白で他が黒という画像である。画像上の白色領域をトラッキングすることで、特徴点位置を得ることができる。健常者の歩行 1 周期分において、特徴点間を白線でつないだ図を図 4 に示す。計測前には、トレッドミル上での歩行に慣れることと、通常の歩行が可能なトレッドミルの移動速度を選定することを目的に、トレッドミル上での歩行練習を被験者に行ってもらった。被験者と医師の判断により通常歩行になり次第計測を実施した。被験者は、健常者 13 名 (男性: 4 名, 女性: 9 名), L4 群 9 名 (男性: 6 名, 女性: 3 名), HipOA 群 11 名 (男性: 1 名, 女性: 10 名) である。HipOA 群のうち 5 名 (男性: 1 名, 女性: 4 名) は健常脚側からの測定も行った。

2・3 解析情報の抽出

2・3・1 角度

特定した特徴点の位置データをもとに、各関節に関わる角度を導出する。図 3(a) に示すように、上前腸骨棘につけた腰マーカーを原点とする相対座標系を用いる。導出する角度は、図 3(b) に示すように、x 軸と上半身 ($y \geq 0$ の半平面に属するリンク) とのなす角度である上体角度、x 軸と下半身 ($y \leq 0$ の半平面に属し、腰マーカーと連結しているリンク) とのなす角度である大腿角度、膝裏の角度に対応する膝角度、足首の角度に対応する踝角度の 4 つの角度である。なお、カメラサイズから各リンクの動きに伴う角度変化の分解能 (平均値) は、肩マーカー・腰マーカー間リンクの動きに関して: 0.54[degree], 腰マーカー・膝マーカー間リンクの動きに関して: 0.44[degree], 膝マーカー・踝マーカー間リンクの動きに関して: 0.71[degree], 踝マーカー・足指マ-

カー間リンクの動きに関して: 2.4[degree] である。

2・3・2 立脚期及び遊脚期

本研究では、フットスイッチやフォースプレートを用いずに、画像から得られる情報のみから、立脚開始時及び遊脚開始時を導出する方法を与える。足指マーカーの動きに着目する。足指マーカーの x 座標が進行方向に対して最大となる時刻、すなわち、足が最も前に出たときの時刻を立脚開始時と定義する。足指マーカーの x 座標が進行方向に対して最小となる時刻、すなわち、足を最も後ろに下げたときの時刻を遊脚開始時と定義する。立脚開始から遊脚開始までを立脚期、遊脚開始から立脚開始までを遊脚期とする。荷重測定を行っていないため立脚開始時刻としては不正確さが残るが、踵接地時刻と足先接地時刻の差が全被験者において微細であったことを考慮し、次節で述べる単脚支持率を評価するための値として上記の定義を採用した。

2・3・3 単脚支持率

片足が立脚期で、もう一方が遊脚期のときの 1 歩行周期における割合のことを単脚支持率と定義する。撮影側が遊脚期 (図 4(2) から図 4(5)) のとき、撮影側の反対側の脚のみで立脚していることになる。このことから、遊脚期の時間を求めることで、計測側と反対側の脚の単脚支持率を求めることができる。

3. 結 果

個人の歩行動作における、若干のばらつきを考慮し、歩行開始して定常状態になった直後の 10 秒間の歩行を解析した。結果を図 5 から図 8 に示す。

3・1 大腿角度の動作域

図 5 に示す、大腿角度の動作域について検討した。健常者の歩行 1 周期分の角度変化と、それに対応する歩行動作 (図 5 参照) を図 5(a) に示す。大腿角度は、地面着地後、地面から足が離れる姿勢に近づくほど大腿角度の値は大きくなり (図 4 の (5) から (8) と (1)), 地面から足が離れるときに最大値をとる (図 4(2))。大腿部を上げた時に大腿角度は最小値をとる (図 4(4))。大腿角度は、股関節角度に対応する。HipOA 群は、股関節における軟骨の変形による痛みのため、股関節をあまり動かさないで、股関節角度の動作域が健常者に比べ小さくなるとの報告がある [2]。そこで、歩行開始して定常状態になった直後の 10 秒間の各人の大腿角度の動作域の平均値を算出し、それをもとに、疾患毎に大腿角度の動作域の平均値を算出した。結果を図 5(b) に示す。多重検定 (scheffe 法) の結果も併せて各項目の上部に示す。図 5(b) より、大腿角度の動作域は、健常者、L4 群、HipOA 群の順で小さくなるのがわかる。多重検定を行ったところ、健常者と HipOA 群に 1% 以下の有意差が見られ、健常者と L4 群の間に、2% 以下の有意差が見られた。HipOA 群と L4 群の間には 4% 以下の有意差がみられた。

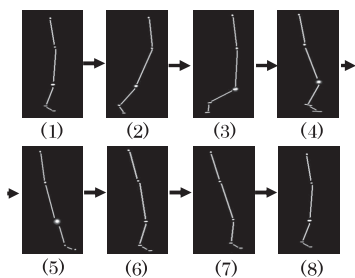
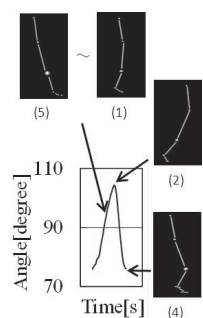
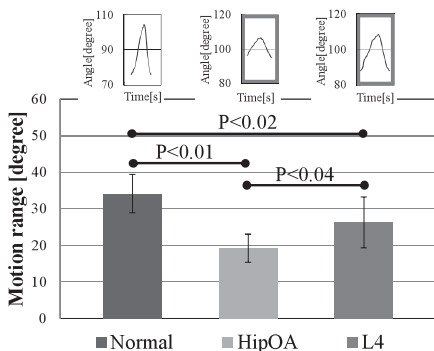


図 4 1 周期の歩行動作

Fig. 4 Captured walking in a cycle.



(a)



(b)

図5 大腿角度. (a)大腿角度と歩行動作の関係, (b)大腿角度の動作域

Fig. 5 Thigh angle. (a) Thigh angle versus walking, (b) Motion range of thigh angle.

3.2 上体角度の動作域

図6に示す, 上体角度の動作域について検討した. HipOA群の場合, 他の疾患よりも動作域が広いことが分かった. このことに注目して, 疾患ごとの上体角度の動作域の平均値を計算した. 結果を図6に示す. 多重検定(scheffe法)の結果も併せて各項目の上部に示す. 図6より, 上体角度の動作域は, L4群, 健常者, HipOA群の順で大きくなるのがわかる. 多重検定をおこなったところ, HipOA群とL4群の間に2%以下の有意差が認められた.

3.3 膝角度の動作域

図7に示す, 膝角度の動作域について検討する. 健常者の歩行1周期分の角度変化と, それに対応する歩行動作(図4参照)を図7(a)に示す. 2つの極大値の間に1つの極小値をとるM字型の波形となっている. 最初の極大値が現れるのは, 足を進行方向に踏み出した時(立脚開始時:図4(5))である. その後, 立脚時に少し膝が曲がるため, 膝角度は減少する(図4(6)から(8)). 次いで, 立脚期の最後に膝を伸ばして蹴るため, 再度極大値が現れる(図4(2)). HipOA群の膝角度の動作域は, 健常者とL4群の膝角度の動作域より小さかったため, 膝角度の動作域に注目し, 各疾患の平均値を計算した. 結果を図7(b)に示す. 多重検定(scheffe法)の結果も併せて各項目

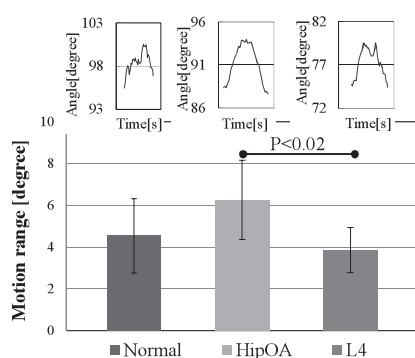
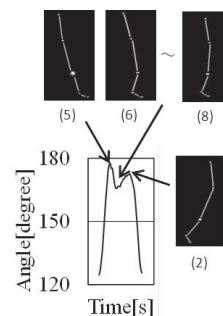
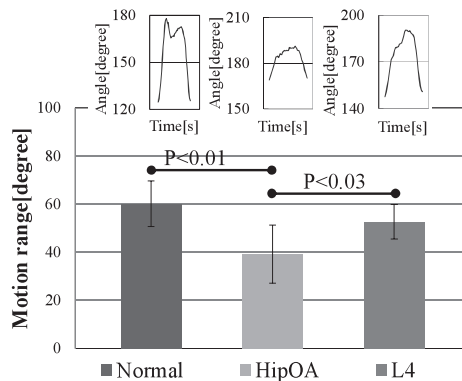


図6 上体角度の動作域

Fig. 6 Motion range of upper body angle.



(a)



(b)

図7 膝角度. (a)膝角度と歩行動作の関係, (b)膝角度の動作域

Fig. 7 Knee angle. (a) Knee angle versus walking, (b) Motion range of knee angle.

目の上部に示す. 図7(b)から, 健常者, L4群, HipOA群の順で小さくなるのが分かった. 多重検定を行ったところ, 健常者とHipOA群の間に1%以下の有意差が, HipOA群とL4群間に3%以下の有意差が見られた.

3.4 単脚支持率

ここでは, 田中ら[11]が示したHipOA群において, 単脚支持率が低くなることを本研究方法でも得られるかどうかを確認する. このため, 疾患脚側と健常脚側の両側から撮影を行い, 単脚支持率を導出した. 図8に各疾患の平均値を示す. これより, 健常者は歩行1周期中約30%の割

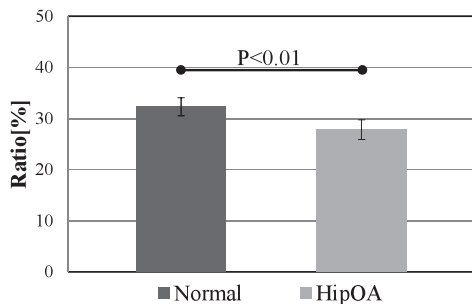


図 8 単脚支持率

Fig. 8 Average of single stance ratio.

合で片足だけで立脚していることが分かった。しかし、HipOA 群の場合、単脚支持率は 30%に満たない。多重検定を行ったところ、健常者と HipOA 患者の間に 1%以下の有意差が認められた。

4. 考 察

ここでは、前章で示した各指標について考察を行う。

4.1 大腿角度の動作域

L4 群の被験者の場合、L4 部分の神経の圧迫を、上体を前傾にすることで取り除こうと、トレッドミルに寄り掛かるような姿勢で歩行を行う。したがって、腰よりも後方で脚を動かすような歩行を行うことになる。この場合、脚を前に出しにくい状況となる。また、大腿四頭筋の筋力低下も起こる為、大腿角度をあまり動かさない歩行をすることになる。このため、健常者よりも低い値を取ると考えられる。しかし HipOA 群よりは大きな値を取ることが分かった。図 5(b)に示す検定結果から分かるように、各被験者間に少なくとも 5%以下の有意差が見られることから、疾患判別の為の因子の 1 つとして、大腿角度の動作域を用いることができると考えられる。

4.2 上体角度の動作域

健常者の場合、勢いよく歩く為、肩の揺れが激しく、その影響が上体角度の変動として現れたと考えられる。L4 群の場合、あまり時間的変化が見られなかった。L4 群の被験者は、前節で述べたように、疼痛回避のため前傾姿勢のまま歩行を行う。この姿勢を維持しようとするため、肩があまり揺れず、小さな値が得られたと考えられる。HipOA 群の上体角度の動作域が大きくなったのは、以下の理由と考えられる。股関節をあまり動かしたくない HipOA 患者は、大腿部を上げた(大腿角度：小)とき、上半身を後ろにそらし(上体角度：大)、上半身と下半身が一直線に近い状態を作ろうとする。逆に、脚を後方に下げた(大腿角度：大)とき、上半身を前方に傾げ(上体角度：小)、上半身と下半身が一直線に近い状態を作ろうとする。以上の動作により、相対的に股関節をあまり動かさなくても歩行が可能となる。図 6 に示す検定結果から分かるように、HipOA 群と L4 群の間に有意差が認められる

ことから、疾患判別のための因子として、上体角度の動作域を用いることができると考えられる。

4.3 膝角度

HipOA 群被験者の場合、大腿角度の動作域が小さい為、脚を前に出せない為膝角度も小さくなったと考えられる。また、L4 群被験者の場合、前傾姿勢のままの歩行や大腿四頭筋の筋力低下の為、歩幅が健常者に比べ小さく、膝の屈伸をあまりしない歩行となったと考えられる。図 7 (b)に示す検定結果から分かるように、HipOA 群と L4 群間、健常群と HipOA 群との間に有意差が認められることから、疾患判別の為の因子として、膝角度の動作域を用いることができると考えられる。

4.4 単脚支持率

HipOA の単脚支持率が低いのは、疾患側の脚だけで立っていることが辛い為であると考えられる。この結果は、田中ら[11]が示した結果と同じである。図 8 に示す検定結果から分かるように、健常者と HipOA 患者の間に有意差が認められたことから、両者を鑑別する因子として単脚支持率が有効であることが分かった。

4.5 検査のための歩行動作計測法

図 5 から図 7 に示すように、疾患脚側だけの歩行動作解析から、鑑別のための因子を得ることができることが分かった。

実際に鑑別する場合は以下の手法をとればよい。まず症状があらわれている脚側から歩行を計測する。計測結果から上体角度、大腿角度、膝角度の動作域を抽出し、L4 群であるか、HipOA 群であるかを鑑別する。上体角度の動作域が大きかったり、大腿角度の動作域や膝角度の動作域が小さかったりした場合、HipOA 群である可能性が高い。その場合、両側同時計測して、疾患脚側の単脚支持率を抽出する。これにより、鑑別のための因子が増えることとなり、被験者が HipOA 群であると判断しやすくなると考えられる。

5. お わ り に

本研究では、HipOA 群と L4 群の疾患鑑別を目的とし、健常者、HipOA 群、L4 群の歩行解析を行った。得られた結果は以下の通りである。

疾患鑑別のための因子：上体角度の動作域、大腿角度の動作域、及び膝角度の動作域を抽出し、これらの因子に関して HipOA 群と L4 群の間に有意差があることを見出した。また、両側同時計測より、単脚支持率を抽出し、健常者と HipOA 群の間に有意差があることを示した。単脚支持率は HipOA 群である可能性が高い場合の確認因子として有効と考えられる。以上の因子が HipOA 群と L4 群の疾患鑑別に有用であると考えられる。

検査のための歩行動作計測法：上体角度の動作域、大腿角度の動作域、及び膝角度の動作域の三つの鑑別用因子は

疾患脚側からの歩行計測結果から抽出できることが分かった。これに基づき、簡便で非侵襲な鑑別手法を構築できると考えられるが、詳細は今後の課題である。

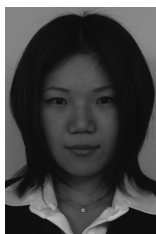
文 献

1. 佐藤江奈, 佐藤貴久, 吉川絢子, 山路雄彦, 白田滋, 渡辺秀臣: 変形性股関節症における WISH 型股関節装具の動的バランスに及ぼす影響: Cross test, Timed up and go test, Multi-directional reach test の比較検討. The KITAKANTO medical journal. **58**(4): 387-396, 2008.
2. Hoeksma HL, Dekker J, Rondy HK, Heering A, van der Lubbe N, Vel C, Breedveld FC, van den Ende CH: Comparison of manual therapy and exercise therapy in osteoarthritis of the hip: a randomized clinical trial. Arthritis & Rheumatism. **51**(5): 722-729, 2004.
3. 鳥島康充: 間欠跛行の分類と鑑別診断. 脊椎脊髓. **21**(4): 333-340, 2008.
4. Macnab I: Negative disc exploration: An analysis of the causes of nerve-root involvement in sixty-eight patients. J Bone Joint Surg Am. **53**(5): 891-903, 1971.
5. Murray MP, Drought AB, Kory RC: Walking patterns of normal men. J Bone Joint Surg. **46-A**(2): 335-360, 1964.
6. Murray MP, Sepic SB: Walking patterns of normal women. Arch Phys Med Rehabil. **51**: 637-650, 1970.
7. 山中一樹, 神原誠之, 横矢直和: 装着した 3 次元磁気センサを用いた歩き・走り状態に対応したユーザの自己位置推定(複合現実感, 仮想都市, 及び一般). 電子情報通信学会技術研究報告. MVE, マルチメディア・仮想環境基礎. **106**(234): 115-120, 2006.
8. 小原謙一, 伊勢眞樹: プラスティック製短下肢装具用足継手の硬度が脳卒中片麻痺者の歩行における下肢関節モーメントに与える影響. 川崎医療福祉学会誌. **16**(2): 299-304, 2006.
9. 東倉萃: 変形性股関節症における歩行の動態力学的研究. 日本整形外科学会雑誌. **48**(1): 1-11, 1974.
10. 田邊愛, 岡田誠, 山上潤一, 加藤正樹, 池上久美子, 伊藤慎英, 大木理咲子, 杉優子, 吉村洋輔, 鈴木享, 才藤栄一: 人工股関節全置換術患者における術前・術後のトレッドミル歩行分析. 日本私立医科大学理学療法学会誌 **22**: 17-20, 2005.
11. 田中義孝: 変形性股関節症および人工股関節置換術例の歩行分析. 日整会誌. **67**: 1001-1013, 1993.

佐能 唯 (サノウ ユイ)

2009 年金沢大学工学部人間・機械工学科卒業。同年金沢大学大学院自然科学研究科博士前期課程入学し、現在に至る。大学院では、歩行障害の歩行解析を研究テーマとする。

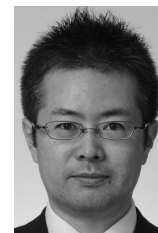
日本機械学会の学生会員。



渡辺 哲陽 (ワタナベ テツヨウ)

2003 年京都大学大学院工学研究科博士後期課程修了。同年山口大学工学部助手、2006 年講師、2007 年金沢大学大学院自然科学研究科講師、2008 年金沢大学理工研究域講師となり、現在に至る。ロボットハンド、ロボット技術の医療応用、微細操作システム開発などの研究に従事。

日本生体医工学会、IEEE、日本ロボット学会、日本機械学会の会員。



米山 猛 (ヨネヤマ タケシ)

1989 年東京大学大学院工学系研究科博士課程修了。同年 4 月金沢大学工学部助手、1991 年 4 月金沢大学工学部助教授、2000 年 4 月金沢大学工学部教授となり現在に至る。機械設計、塑性加工、射出成形、スポーツ工学、手術用マニピュレータの開発などの研究に従事。

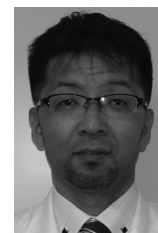
日本生体医工学会、日本機械学会、日本塑性加工学会、精密工学会、プラスチック成形加工学会、型技術協会の会員。



鳥島 康充 (トリバタケ ヤスミツ)

1986 年金沢大学医学部医学科卒業。同年金沢大学医学部整形外科教室に入局、研修医。1994 年医学博士号取得。1995 年米国エモリー大学脊椎センター客員研究員。1997 年厚生連高岡病院 整形外科副部長、2002 年同診療部長。2009 年金沢大学医学部臨床准教授となり現在に至る。

日本整形外科学会専門医、日本脊椎脊髄病学会指導医・評議員、日本脈管学会専門医・評議員、日本腰痛学会評議員。



林 寛之 (ハヤシ ヒロユキ)

2003 年愛知医科大学医学部医学科卒業。同年金沢大学整形外科入局。現在金沢赤十字病院勤務。脊椎脊髄外科を専門とする。

日本整形外科学会、日本脊椎脊髄病学会、日本腰痛学会、日本骨折治療学会、中部整形外科災害外科学会の会員。



横川 文彬 (ヨコガワ ノリアキ)

2006 年金沢大学医学部医学科卒業。2010 年医学系研究科(博士課程)がん医科学専攻進学。現在福井社会保険病院で整形外科医員として勤務。

日本整形外科学会の会員。

