

○久保竜 岡本正吾 根崎将吾 山田南欧美 山田陽滋 (名古屋大)

Ryu KUBO, Shogo OKAMOTO, Shogo NEZAKI, Naomi YAMADA, Yoji YAMADA (Nagoya University)

Abstract: It is ethically problematic to engage people with impaired motor functions in experiments, wherein they may face severe pain and unacceptable risk of injuries. We developed a wearable robot for healthy adults and its control algorithm to simulate the behaviors of patients with knee osteoarthritis. We focused on invariant motions, which are typically presented for avoiding knee pain. In order to simulate patient movements by a healthy person wearing a robot, we formulated a model motion that represented invariant patient motions. We then determined the output torque of the exoskeletal knee robot such that the wearer's motion followed the model motion. The effectiveness of the method was testified for standing-up and sitting-down motions, and some characteristic impaired motions such as body inclination to the healthy side and imbalanced right and left knee angles were manifested by the simulator.

Key Words: Wearable Robot, Knee Osteoarthritis, Invariant Motion

1 緒言

日常生活において高齢者や運動機能障がい者が被る身体的な負担や、公共施設のバリアフリーの程度といったことを合理的に評価することができれば、運動機能障がい者の生活の質 (QOL: Quality of Life) の向上に大きく寄与する。しかし、運動機能障害を持つ人がこれらの評価実験に実際に参加することは、ときに苦痛や転倒のような危険を伴う可能性があり、倫理的に許容されない。そこで、我々は健常者による運動機能障がい者の動作模擬を考案し、健常者によって評価実験を行う手法を提案している [1]。

健常者による身体障がい者の動作模擬はこれまでも試みられてきた。例えば、Pacala ら [2] は、腕吊りを用いて五十肩の症状を模擬し、介助を受ける高齢者の生活を学生が体験するという講習会について報告した。Ullaauri ら [3] は、テーピングを用いて、筋力が低下した高齢者の動作を模擬することを試みている。ばねや重りを用いることで関節の可動域制限などを模擬し、高齢者の身体機能低下を体験できる高齢者体験キットが既に一般に販売されている。しかし、これらの手法は布やゴムバンドなどを用いて受動的な阻害要因を模擬するに留まる。

これに対し、Ishikawa ら [4] は、装着型ロボットを用いた模擬患者を、理学療法士の徒手検査手技の訓練に役立てることを提案した。しかしながら、Ishikawa らの研究は検査手技の訓練を目的としており、ロボットの装着者は能動的に活動しないことを想定していたため、障がい者の動作模擬には至らなかった。

本研究の目的は、装着型ロボットを用いて、運動機能障がい者に典型的に表出される普遍的動作を模擬することである。これは、先行の受動的なシミュレータに比べ、装着者の能動的な活動も踏まえた新たな試みである。このため、まず、運動機能障がい者の普遍的動作から、モデル動作を定式化した。その後、ロボットの装着者の動作がそのモデル動作に追従するように、膝に装着したロボットへのトルク出力則を決定した。また、椅子への着座起立において、健常者による運動機能障がい者の動作模擬実験を行った。その結果、得られた模擬動作とモデル動作の間の類似性から、本手法の有効性を確認した。

2 変形性膝関節症

罹患者の多さと、日常生活への顕著な影響から、変形性膝関節症 (膝 OA) を本研究の対象疾患とした。日本国内の膝 OA の患者数は、自覚症状を持つ者で約 1000 万人、潜在的な患者を含めると約 4000 万人に達するとされ、その膨大な人数から膝 OA は日本における最も主要な疾病の一つである [5]。

膝 OA は主として加齢に伴い進行し、膝関節の軟骨の摩耗・消失、及び関節縁からの骨棘生成により膝関節動作時に疼痛を生じる [6]。代表的な症例としては、動作痛、関節の可動域制限、関節の変形、関節部の水腫といったものが挙げられる [6, 7]。軽度であれば、動作初期にわずかな疼痛を生じる程度で、患者

の取る動作も健常者のそれと大差ない。中程度の症状の患者は、主として荷重を加えながら膝を動かすと、痛みを感じる。患者は疼痛を避けるように動作するため、健常者との動作に違いが生じるものに類する。

本研究では、以下のような症状を有する患者を模擬の対象とした。患者の右膝関節が罹患している。疼痛により、患者は健常者とは異なる動作をとる。患者は、歩行や起立・着座に際し、杖や手すりのような補助器具を必要としない。

3 装着型機構

Fig. 1 のように、膝装着型ロボットは上腿と下腿のそれぞれ 2 箇所ずつ樹脂製カフで人体に固定した。膝関節部に、DC motor (RE-35, Maxon Motor, 90 W, 最大連続トルク 97.2 mN·m), ギアヘッド (GP32HP, Maxon Motor, 減速比 1/86), エンコーダ (MR Type L, 1024 ppr) を取り付け、モータドライバ (4-Q-DC サーボアンプ ADS50/5, Maxon Motor) を用いて 5 kHz で制御した。また、逆側の膝には、ポテンショメータ (RV16YN, 東京コスモス電機) を用いて作成したゴニオメータを装着した。

3つの3軸力センサ (USL08-H18-1kN-AP, テック技販) を用いて足裏に加わる荷重を測定した。力センサはそれぞれ靴底の、親指の付け根、踵、小指の付け根付近に相当する部分に設置した (Fig. 2)。靴底に加わる力のロードパスを適切にカバーするように、センサの位置をバイアスした。

4 膝 OA 患者の普遍的動作

我々は将来、複数の実際の患者達の動作から、運動機能障がい者の普遍的な動作を抽出し、それらを装着型ロボットによってシミュレートすることを目指している。しかし、データの計測には、患者に少なからず負担を強いることになる。そこで、膝 OA 患者のデータ計測の前段階として、健常者が膝 OA 患者の動作を演じ、そこからモデル動作を構築した。このような問題設定でも、われわれが開発する手法が、健常者の通常の動作とは異なる特定の異常な動作を模擬可能であることを示すことが出来る。

4.1 普遍的動作のリスト

本研究では、椅子への着座起立動作を模擬の対象動作とした。この動作は日常生活の中で必ず現れる動作であり、かつ膝 OA 患者が疼痛を感じることも多い動作である。文献 [8] 及び理学療法士 (N.Y., 共著者) の意見から、膝 OA 患者に特徴的な動作を収集しリスト化した。Table 1 に、椅子への着座・起立に関する動作リストを示す。

4.2 動作模擬の対象となる普遍的動作

先に述べた動作リストと N.Y. の監修を元に、健常な男性が典型的な膝 OA 患者の起立および着座を演じた。比較のために、



Fig.1: Exoskeletal knee robot worn by healthy human (right leg). Goniometer (left leg, hidden).

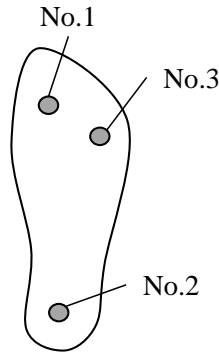


Fig.2: Locations of force sensors (impaired side)

この男性の通常の起立と着座動作も計測した。

動作の外見の様子 (Fig. 3) から、通常の立ち座り時の身体は左右対称な動作であるのに比べ、演じた動作は患足の影響から「上体が健側寄りに傾く」という左右非対称な動作であった。

次に、Fig. 4, Fig. 5 に、起立着座動作中の膝関節角度および足裏荷重の合計値の変化の例を示す。健全な動作の場合は動作中に両膝の角度がほぼ一致するのに対し、モデル動作では患側と健側の軌道が一致せず、患側が健側に比べ伸展する傾向が示された。この挙動は、深い角度における患側膝の挙動が疼痛を引き起こすため、疼痛を生じないように膝を伸展させようとして生じる。

患側の足裏荷重の計測結果から次のような特徴が確認された。健全な動作の場合、起立時 (at 2.0-3.0 s in Fig. 4) から着座時 (at 11.5-12.5 s) まで、足裏に掛かる荷重はほとんど一定で、340 N であった。この男性の体重は 70 kg であるから、両足に均等に荷重が分かれていた。それに比べ、モデル動作では、着座起立の移行時 (at 3.6-5.0 s and 8.0-10.5 s in Fig. 5) に患側にかかる荷重は 150-200 N と明らかに減少した。動作中の患側にかかる荷重は最大の荷重に対して 20-30 % であり、これは動作リストで挙げた特徴と概ね一致した。

以上の外見的挙動、両膝角度、患側足裏荷重の結果から、動作リストに挙げられた普遍的動作と演じられたモデル動作の特徴が一貫していた。すなわち、演じられたモデル動作は、典型的な患者のそれと著しくかい離していないと言える。

5 膝 OA 患者の典型的動作を用いたトルク制御

5.1 目標膝角度の定式化

トルクの出力を決定するために、前節で示したモデル動作の患側膝角度を、健足膝角度の関数として定式化した。装着者は、右膝にのみロボットを装着したため、直接トルクが作用するのは右膝に限られるが、この方法により、片側にのみロボットを装着した状態でも患者動作の模擬をすることができる。

健全者の通常の立ち座りを 5 試行計測し、右左両膝角度のサンプル (blue markers) をプロットした (Fig. 6)。グラフから、概ね左右両膝角度が一致していることがわかる。それに対し、Fig. 7 に示されたモデル動作 6 試行の場合、着座起立移行時において患膝は健膝に比べ伸展傾向を示した。両膝角度の分布は概ね二次関数の形状を示した。この結果から、目標患側膝角度 θ_{ref} を健側膝角度 θ_h の 2 次の関数として、最小二乗近似によるフィッティングを行った:

$$\theta_{ref}(\theta_h, t) = a_2 \theta_h(t)^2 + a_1 \theta_h(t) + a_0. \quad (1)$$

ここで、 a_2 , a_1 , a_0 は回帰係数である。Fig. 7 における赤い曲線は、上記フィッティングの結果である。以上の結果から、健

Table 1: Characteristic abnormal sitting-down and standing-up motions of knee-OA patients

Slow movements due to the fear of pain.
Body inclination to the healthy side to avoid overloading on the impaired side. Typically, 70 and 60% of the weight is loaded on the healthy side during sitting and standing motions, respectively.
Patients stand up from the chair with their hands on their femoral thighs.
Fall to the seat at the last phase of the sitting-down motion.
Range of the joint motion is limited. Full knee extension and deep flexion are avoided.

側膝角度 $\theta_h(t)$ がある値を取るときの、その値に対応する目標患足膝角度 $\theta_{ref}(\theta_h, t)$ が得られた。

5.2 モデル動作を実現するトルク生成則

装着者の姿勢が目標姿勢を実現するために、モータに入力するトルク $\tau(t)$ [N·m] を次のように決定した:

$$\tau(t) = \tau_a(t) + \tau_b(t) \quad (2)$$

$$\tau_a(t) = K_p \frac{f(t)}{f_{max}} (\theta_{ref}(\theta_h, t) - \theta_i(t)) \quad (3)$$

$$\tau_b(t) = -C_p \frac{f(t)}{f_{max}} \dot{\theta}_i(t) g(\theta_i) \quad (4)$$

$$g(\theta_i) = \frac{1}{1 + \exp(-a(\theta_i(t) - b))} \quad (5)$$

ここで、 θ_h は実測患側膝角度、 K_p はゲイン、 $f(t)$ は患側足裏の総荷重量、 f_{max} は装着者の体重による最大荷重量である。 $g(\theta_i)$ はシグモイド関数で、定められた角度付近 ($\theta_i = 100$ deg) で 0 から 1 に滑らかに切り替わる。 a と b にはそれぞれ、1.0 と 100 の値を設定した。 $\tau_b(t)$ は、 $\theta_i = 100$ deg 付近から効き始め、装着者の深い屈曲姿勢での動作を制限する。

出力トルク $\tau(t)$ は、 $\tau_a(t)$ と $\tau_b(t)$ の二項から決定した。 $\tau_a(t)$ は、測定された患側膝角度と目標患側膝角度の差に比例したトルクで、目標値に近づけようとする追従トルクである。 $\tau_b(t)$ は、装着者の運動が、モデル動作において観測された運動空間から外に出てしまうのを妨げるトルクである。具体的には、患者が取り得ない動作である、深い屈曲状態からの立ち上がりを禁止した。また、患足にかかる荷重が大きいほど強い疼痛を生じ、その疼痛によって動作が妨げられるという特徴を表すために、どちらの項にも正規化された荷重を乗じた。

6 膝 OA 患者の起立・着座動作の模擬実験

6.1 実験条件

椅子への着座起立動作について、本手法の妥当性を検証した。被験者は本研究の装置を事前に経験したことがない健全な男性 1 名である。外骨格型ロボットを装着し、対象の動作を 20 回行った。そのうち、19 回を有効な試行とし解析した。被験者には、ロボットが出力するトルクに逆らわず動作を行うように指示した。これは、ロボットが装着者を強制的に動かすほどのトルクを出力しておらず、装着者の動作を誘導・制限する目的でトルクを出力しているためである。

6.2 実験結果

外見的な挙動 (Fig. 8) から、「上体の傾き」や「動作速度の低下」、「ストンと倒れこむように座る」といった挙動が確認された。これらは、Table 1 に示された膝 OA 患者の特徴的な動作と一致している。

Fig. 9 は、19 試行分の両膝角度のサンプルをプロットした結果である。模擬動作の膝角度の分布は、目標曲線に概ね一致した。また、Fig. 10 に示した両膝角度の時間変化では、模擬動作は着座起立移行時に両膝角度が一致せず、かつ患膝が健膝に比べ減少 (伸展) 傾向を示した。

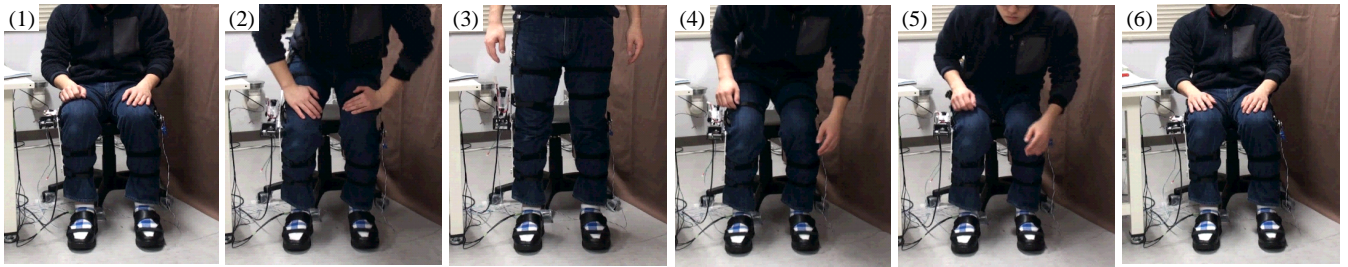


Fig.3: Healthy person mimicked impaired standing-up and sitting-down motions. Subject's feet positions remained fixed. He imitated the abnormality in his right knee. Pictures were arranged chronologically from left to right. The robot was not actuated, but was used for data collection.

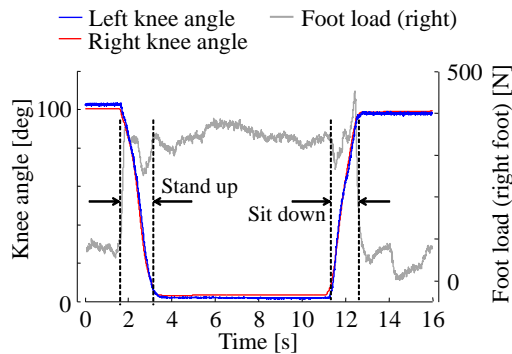


Fig.4: Knee angles and foot load of healthy motion.

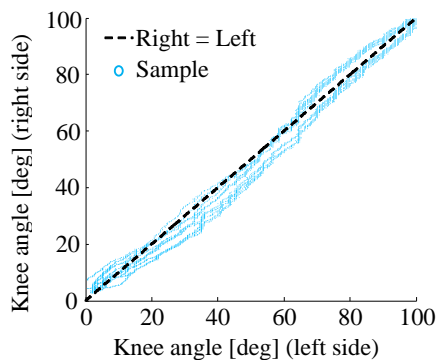


Fig.6: Knee angles during normal sitting down on and standing up from chair. A dotted line is $\theta_{ref} = \theta_h$.

患側足裏荷重の計測の結果も同様に Fig. 10 に示す。ここで、装着者の体重は 65 kg (637 N) である。患側にかかる荷重は、着座から起立移行時で 70–180 N (at 1.0–3.0 s in Fig. 10), 起立から着座移行時で 50–180 N (at 4.0–7.0 s) であり、患側の荷重は、体重の半分と比べて明らかに小さかった。この患側足裏荷重の減少は、装着者の姿勢が健側へ偏っていることに由来する。

Fig. 10 (bottom) に実験時に出力されたトルクの一例を示す。グラフから、起立動作時は伸展方向にトルクが働いていることがわかる。これは、健側への上体の偏りを誘導していることになる。また、着座動作時にも同様に伸展方向にトルクが働いている。これは、装着者の動作を阻害するような働きになる。

健常動作と、異常動作の明らかな違いの一つとして、両膝角度の不一致が挙げられる。この違いを定量的に検証するために、模擬動作全 19 試行の起立動作、着座動作それぞれにおける両膝角度の最大差異を計算した。最大差異の平均と標準偏差は、起立時で 7.2 ± 0.51 deg, 着座時で 6.9 ± 0.64 deg であった (Fig. 11)。これらの値は、0 よりも有意に大きく (起立時:

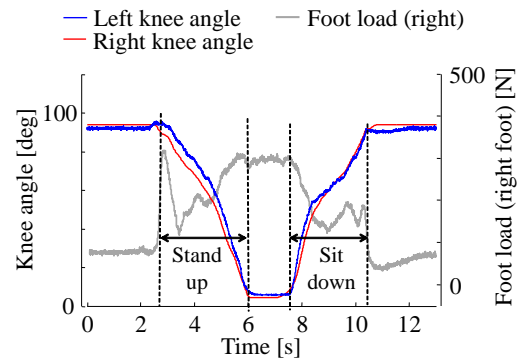


Fig.5: Knee angles and foot load of model motion of the impaired. Performed by a healthy adult without robot control.

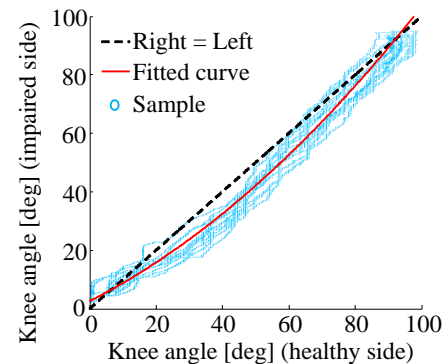


Fig.7: Knee angles during model motion of sitting down on and standing up from chair with fixing feet positions. A red curve is a fitted quadratic function. A dotted line is $\theta_{ref} = \theta_h$.

$z = 61.8$, $p < 0.001$, 着座時: $z = 47.1$, $p < 0.001$), 着座起立動作において患膝が伸展傾向を示すことが示された。

これらの結果から、我々の構築したトルク出力決定則により、装着者の動作をモデル動作に追従させることが可能であることが明らかになった。しかし、我々の手法の妥当性を支持する結果が見られた一方で、モデル動作との相違点も明らかとなった。模擬動作は、モデル動作に比べ動作速度が速く、患側足裏荷重の計測結果も、完全には一致しなかった (Fig. 5 と Fig. 10 の比較)。これは、実験参加者の個人差に加え、装着者の膝角度の情報のみを用いてモデル動作を定式化し、足裏荷重や角速度といった他の運動量を考慮しなかったため、このような差異が生じたと考えられる。

7 結言

運動機能障がい者に関する実験における、倫理的な障害を解決するために、外骨格型ロボットを装着した健常者が、運動機能障がい者の動作を模擬するというシルバーシミュレータの開発を行っている。本研究では、膝 OA 患者が疼痛を避けるため

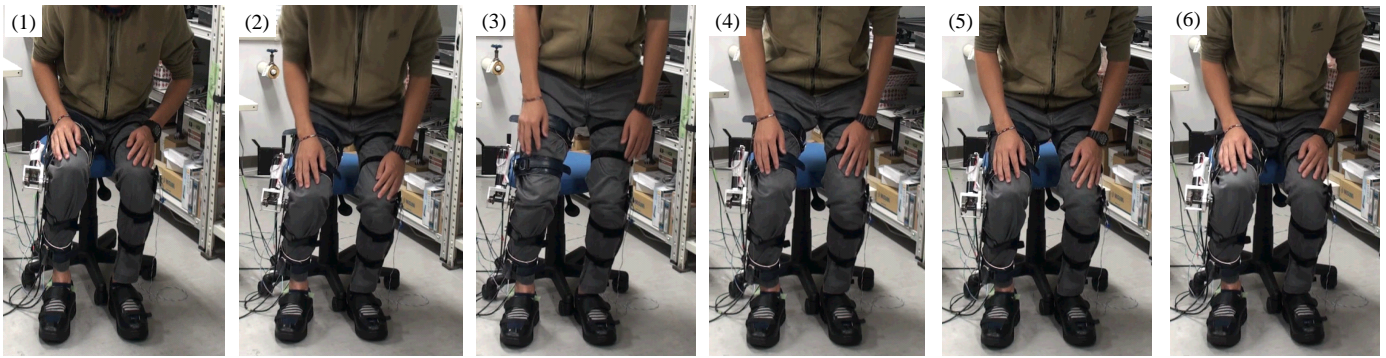


Fig.8: Simulated impaired standing-up and sitting-down motions with robot control. Subject's feet positions remained fixed. Pictures were arranged chronologically from left to right.

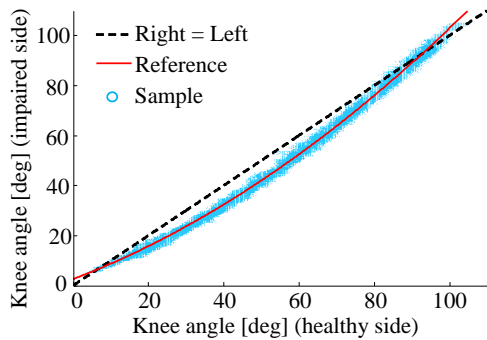


Fig.9: Healthy and impaired knee angles of the simulated motions. The red curve is the model motion defined by (1).

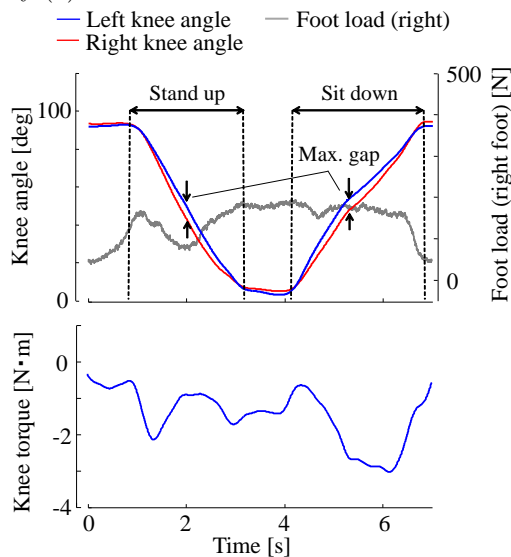


Fig.10: Sample of simulated motion. Top: Knee angles and foot load of the impaired side. Bottom: Knee torque output by the wearable robot. Negative torque is to extend the wearer's knee.

に生じる普遍的な動作に注目し、装着型ロボットを用いた健常者による新たな動作模擬の手法を提案した。各種文献、及びPTの監修により、膝OA患者のモデルとなる動作を構築し、膝関節への出力トルク決定則を構築した。椅子への着座起立における動作模擬実験の結果から、上体の偏り、両膝角度の不一致、患側足裏荷重の減少といった特徴が観測され、モデル動作との類似が確認された。したがって、構築したトルク生成則を用いることで、設定したモデル動作をある程度実現できることが示された。このような技術により、倫理的問題を回避しながら、運

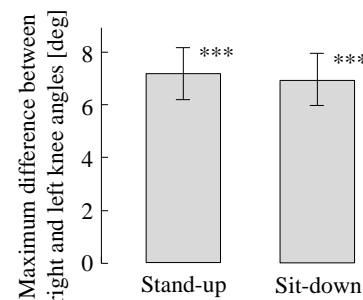


Fig.11: Maximum differences between right and left knee angles of simulated motions. *** indicates statistically significant difference compared with zero at $p < 0.001$.

動機能障がい者に関する実験の一部を遂行可能とするべく、引き続き、シルバーシミュレータの研究を継続する。

References

- [1] R. Kubo, S. Okamoto, S. Nezaki, N. Yanagihara, and Y. Yoji, "Patient simulator using wearable robot - Representation of invariant sitting-down and standing-up motions of patients with knee-OA -," *Proceedings of the 2015 JSME Conference on Robotics and Mechatronics*, vol. 15, no. 2, 2015.
- [2] J. T. Pacala, C. Boulton, and K. Hepburn, "Ten years' experience conducting the aging game workshop: Was it worth it?" *Journal of the American Geriatrics Society*, vol. 54, no. 1, pp. 144-149, 2006.
- [3] J. Beltran Ullauri, Y. Akiyama, N. Yamada, S. Okamoto, and Y. Yamada, "Muscle activity restriction taping technique simulates the reduction in foot-ground clearance in the elderly," *Proceedings of IEEE International conference on rehabilitation robotics*, 2015.
- [4] S. Ishikawa, S. Okamoto, Y. Akiyama, K. Isogai, and Y. Yamada, "Simulated crepitus and its reality-based specification using wearable patient dummy," *Advanced Robotics*, vol. 29, no. 11, pp. 699-706, 2014.
- [5] Ministry of Health, Labour and Welfare, "The provision for motor system disease to advance preventive care," <http://www.mhlw.go.jp/shingi/2008/07/dl/s0701-5a.pdf>, 2015.2.26.
- [6] R. D. Altman, "The merck manual for health care professionals - Osteoarthritis (OA)," http://www.merckmanuals.com/home/bone_joint_and_muscle_disorders/joint_disorders/osteoarthritis_oa.html, 2015.2.26.
- [7] N. Kito, "Research of the moment of varus of knee joint for the outer side and the muscular function of the lower limbs during walking with medial knee osteoarthritis," *Ph.D. Thesis, Hiroshima University*, 2009.
- [8] M. Anan, K. Tokuda, N. Kito, and K. Shinkoda, "Kinematic analysis of sit-to-stand motion in knee osteoarthritis," *Physiotherapy Science*, vol. 25, no. 5, pp. 755-760, 2010.