Advance Publication by J-STAGE

日本機械学会論文集

Transactions of the JSME (in Japanese)

DOI:10.1299/transjsme.20-00134

Received date : 7 April, 2020

Accepted date : 16 November, 2020

J-STAGE Advance Publication date : 26 November, 2020

生体の膝関節運動を模擬した受動型アシストデバイスの開発と評価

菊池 武士^{*1}, 福岡 賢治^{*2}, 増田 拓海^{*3}, 阿部 功^{*1}, 福永 道彦^{*1}

Development and evaluation of passive assist device with biomimetic knee joint

Takehito KIKUCHI^{*1}, Kenji FUKUOKA^{*2}, Takumi MASUDA^{*3},
Isao ABE^{*1} and Michihiko FUKUNAGA^{*1}

^{*1,*3} Faculty of Science and Technology, Oita University
700 Dannoharu, Oita 870-1192, Japan

^{*2} Graduate School of Engineering, Oita University
700 Dannoharu, Oita 870-1192, Japan

Abstract

Movement of knee joints include rolling and sliding. To assist the standing movement, we developed two types of passive assist devices with bio-inspired knee joints (BKJ); movable-shaft passive device with BKJ (MSP-BKJ), and single-shaft passive device with BKJ (SSP-BKJ). The MSP-BKJ composed of a fixed noncircular gear, a circular gear, and torsion springs. The SSP-BKJ, in contrast, composed only of an ellipsoidal cam, and torsion springs. The motion of the rotational shaft of the MSP-BKJ was designed to mimics the motion of human joints, in contrast, the rotational shaft of the SSP-BKJ does not move. In order to compare their performances on the supporting effect and burden on the skins, we evaluated the electromyogram (EMG) of lower limbs and shear stress between users' skin and two types of the assist devices. Shear-force sensitive sheet (SSS) was used to assess the shear stresses on the skin. Although, the EMGs did not show significant differences, the shear stress in the case with the MSP-BKJ was significantly lower than that with the SSP-BKJ.

Keywords : Biomimetics, Knee joint, Assisitive suit, Standing motion, Shear force

1. 緒 言

現在, 全世界的に高齢化が進んでおり, 今後ますます働き手不足が深刻になる. そこで年齢に関係なく, 健康状態によって労働力を確保するエイジフリーの考え方が普及しつつある. このような状況において, 身体の運動機能を拡張するための装着型ロボット(Kazerooni, 2005, Kawabata et al., 2009, Dollar and Herr, 2008)や受動型アシストデバイス(Spring et al., 2012)がこれまで以上に必要とされる. しかしこれまで開発された装着型アシストデバイスの多くは, その機械的関節中心が単軸回転であるため, 広い関節可動域で機械軸と生体軸を一致させることが困難である. 特に膝関節は, 大腿骨のロールバックによって回転軸が移動するため(Fukunaga et al., 2009), 機械軸と生体軸の間にギャップが生じやすく, 特に深屈曲動作においては無視できないずれが生じる.

例えば Terada ら(Terada et al., 2012)は電磁モータ, 非円形歯車, および溝カムを用いて膝のロールバック運動に追従可能な歩行リハビリ用のアシスト装具を開発している. しかし, 電磁モータ, バッテリーを搭載した装置は重量が大きく, バックドライブ性も低いため, 装着したまま日常動作を行うには不向きである. また我々は, 生体

No.20-00134 [DOI: 10.1299/transjsme.20-00134]

^{*1} 正員, 大分大学理工学部 (〒870-1192 大分県大分市大字旦野原 700)

^{*2} 学生員, 大分大学大学院工学研究科

^{*3} 大分大学理工学部

E-mail of corresponding author: t-kikuchi@oita-u.ac.jp

模倣型膝関節 (Biomimetic Knee Joint, BKJ) と空気圧人工筋を組み合わせた装着型パワーアシスト装置を開発した (Kikuchi et al., 2016, 菊池他, 2016). BKJ は非円形カムとワイヤ・プーリー機構からなる関節であり, 空気圧人工筋と組み合わせることにより軽量でバックドライブ性の高い装着型パワーアシスト装置を実現した. しかし, 空気圧配線のため装着したまま日常動作を行うことはやはりできない.

さらにこれらの生体の膝関節運動を模擬した装着型アシストデバイスが, 単軸型の同装置と比較して身体に与える負担が小さいという科学的な根拠はいまだ十分に示されていない. 人と器具の接触部におけるせん断方向の負荷が褥瘡の原因の一つと言われており, 例えば車いすの座面や義足のソケットにおけるせん断力を評価する試みが近年行われている (Toyama et al., 2017). 今後, 装着型ロボットや受動型アシストデバイスにおいても, その軸の不一致によって装着部に過度なせん断力が発生した場合に, 身体に負担を与えることが懸念される. 特に立ち上がりを支援するような装置の場合, 接触面への垂直な力はアシストの過程で避けることができないが, せん断方向の力は機器の正しい調整によって低減することが可能と考えられる. したがって, その評価方法を確認し, 機器の設計に生かすことが重要と考える.

そこで本研究では, 生体膝関節の回転軸の運動を模擬した機械関節部品を受動型アシストデバイスに応用し, これと同等の補助トルクを有する単軸型アシストデバイスと比較することによって, 使用者と器具の接触部におけるせん断方向の負荷を評価する. これを実施するために, トーションバネを用いた受動型アシストデバイス (軸移動型, および単軸型) を開発し, 装置軸と生体軸のずれが生じやすい深屈曲からの立ち上がり時における脚部の筋電, およびカフと装着者の皮膚表面のせん断方向のずれを測定した.

2. 生体の膝関節運動を模擬したパッシブアシストデバイスの開発

2・1 関節軸の運動モデル

膝関節は, 主に大腿骨(Femura)と脛骨(Tibia)および腓骨(Fibula)よりなる関節であり, 起立時には主に大腿四頭筋(Quadriceps femoris muscle)によって駆動される. 大腿四頭筋腱は脛骨の前方に繋がっており, これが収縮することにより膝の伸展を行う. さらに膝蓋骨(patella)が大腿四頭筋腱の内部にあり, 大腿四頭筋を大腿骨上部からずらさないように滑車のような働きと, モーメントアームを拡大する働きがある.

膝関節の屈伸運動は転がり運動とすべり運動の複合運動である. 完全伸展位から屈曲初期は転がり運動のみで, 徐々に滑り運動が混じり, 最終的に滑り運動のみになる (日本リハビリテーション医学会, 1993). 白石ら (白石他, 2011) は, 健康者 (平均約 30 歳, 66 kg の 4 名の男性) のスクワット時の膝関節を X 線動画撮影し, その動きを分析している. この文献のデータを参考に矢状面内の瞬時回転中心の軌跡を算出したものが図 1 である. 図 1 左は座標系の定義を示している. X 軸と Y 軸はそれぞれ, 脛骨の矢状軸と長軸であり, 膝の屈曲角度 θ は Y 軸と大腿骨の長軸の矢状面内の相対角である. 図 1 右はこの X-Y 座標における大腿骨の瞬間回転中心の位置を示しており, 各プロット上に表記された角度は, 膝の屈曲角度 θ の値を示している. 本稿では図 1 を膝関節軸の矢状面内の運動モデルとして膝継手を設計する.

Fig. 1 Trajectory of rotational center of knee. The left figure shows the definition of the coordinate system. The right figure shows the data excerpt from the article (Shiraishi et al., 2011).

2・2 移動軸型膝継手の構造

図2に軸移動・受動型BKJ (Movable shaft – passive BKJ, 以下, MSP-BKJ) の内部構造を示す. ここでは, 下腿部を基準として考える. 下部フレーム (Lower frame) はカフを介して下腿部に装着される. またBKJのハウジングは下部フレームと固定される. 直動部と半円部からなる非円形ギア (Noncircular gear) は, ハウジングに固定されている. この非円形ギアの上を円形ギア (Circular gear) が転動するが, 図2は直立時の円形ギアの位置を示しており, 装着者の膝の屈曲とともに初期にはまっすぐ後方に転動し, その後, 非円形ギアの半円部の上を弧を描きながら転動する. この円形ギアの回転中心の運動は, 図1の膝関節軸運動モデルを参考としている. 円形ギアの回転中心には紙面に鉛直な方向に回転軸 (Rotational shaft) が貫通しており, 長穴 (Slotted hole) 内を移動する. この長穴は円形ギアが非円形ギアから離れないよう設けられている. 長穴と軸の摩擦を低減する目的で, 回転軸にはローラが設けられている. MSP-BKJが屈伸運動に応じて反力を返すように, トーションばね (Torsion spring) が内蔵されている. トーションばねの下端はハウジングに固定され, 上端は解放されているが, 上記回転ピンが常に接した状態になっており, 膝の屈曲とともに変位する. また, 円形ギアには上部フレーム (Upper frame) が固定しており, さらにこの上部フレームがカフを介して大腿部に固定される. 円形ギアは半径を 12 mm, 歯数を 24, 非円形ギアは半円部の半径を 8 mm とした. 直立時から初期の屈曲においては, 円形ギアは非円形ギアの直線部で約 32 度自転しながらその中心は後方に直動する. その後, 非円形ギアの半円部で約 50 度自転, 約 75 度公転する. この MSP-BKJ の円形ギアの中心軌跡を, 図3に示す. 初期位置と座標系の定義, および実線は図1右と同様であり, 設計された中心軌跡を一点鎖線で示している. 最大屈曲時にモデルとの差が最大で約 3 mm 程度となっている.

Fig. 2 Movable shaft – passive BKJ (MSP-BKJ). The left figure shows the inner structure, and the right figure shows the frontal view.

Fig. 3 Trajectory of rotational center of MSP-BKJ. The solid line shows the data excerpt from the article (Shiraishi et al., 2011). The dot-dash line shows the designed position of the rotational center of the MSP-BKJ.

実際の膝関節の運動は、矢状面内の屈曲－伸展のみならず、水平面、前額面の運動を含んだ三次元的な複合運動である。伸展時、前額面において大腿骨は脛骨に対し $5\sim 10^\circ$ 外方向に傾いている(日本リハビリテーション医学会, 1993)。また、人によっては屈伸時に外転方向に約 30° 傾く人もいる(白石他, 2011)。屈曲角度 30° から完全伸展位にかけて、大腿骨は水平面において終末強制回旋運動という、脛骨に対し $5\sim 10^\circ$ の内旋回を行う。この運動により、最大伸展位時に関節をロックしている(日本リハビリテーション医学会, 1993)。このような三次元的な運動の内、本継手では取り扱えない水平面、および前額面の回転運動によるモーメントを逃がす目的で、上記関節部品と生体装着部(カフ)の間には、ヒンジジョイントを有するフレームを設けた(図4)。膝関節の外側のみに上記トーションばねを有する MSP-BKJ を設けた。内側にはばねを除いた薄型 MSP-BKJ を設けてカフのずれを防止した。外側のばねを有する MSP-BKJ が 140 g、内側のばねを除いた薄型 MSP-BKJ が 60 g であり、布製のカフ 160 g と合わせて片足の質量は 360 g である。

Fig. 4 Knee supporter with MSP-BKJ. The left figure shows the outside view, and right figure shows the frontal view.

2・3 単軸型膝継手の構造

図4の移動軸型膝継手に対して、同等のトルク特性を有しながら回転軸は初期位置から移動しない単軸型の膝継手を開発し、移動軸型膝継手との比較検討を行う。図5に単軸・受動型BKJ(Single shaft-passive BKJ, 以下, SSP-BKJ)の内部構造を示す。MSP-BKJと同様に、下腿部を基準として考える。下部フレーム(Lower frame)はカフを介して下腿部に装着され、ハウジングはこの下部フレームと固定される。ハウジングには、特定位置で回転可能な回転軸(Rotational shaft)が設けられており、この回転軸回りに楕円カム(Ellipsoidal cam)が回転する。楕円カムの幾何学中心とこの回転中心は同一ではなく、MSP-BKJと同程度のトルク特性を有するようにわざと変位を持たせている。図5は直立時の楕円カムの姿勢を示しており、装着者の膝の屈曲とともに楕円カムは回転し、トーションばね(Torsion spring)との接触半径が変化する。トーションばねの下端はハウジングに固定され、上端は解放されている。楕円カムには上部フレーム(Upper frame)が固定しており、さらにこの上部フレームがカフを介して大腿部に固定される。

この SSP-BKJ を膝デバイスに応用する場合は、MSP-BKJ の場合と同様にヒンジジョイントを有するフレームを用いて水平面、および前額面の回転運動によるモーメントを逃がした。膝関節の外側のみに上記トーションばねを有する SSP-BKJ を設けた。内側には単軸回転可能なアルミフレームを用いた(図7左)。外側のばねを有する SSP-BKJ が 150 g、内側の単軸回転可能なアルミフレームが 40 g であり、MSP-BKJ で用いたものと同じ布製のカフ 160 g と合わせて、片足の質量は 350 g である。

Fig. 5 Single shaft – passive BKJ (SSP-BKJ). The left figure shows the inner structure, and right figure shows the frontal view.

2・4 二つの継手の力学特性

上記で開発した二種の継手に対して、関節中心回りの補助モーメントを計測した。Lower frame を固定した状態で、メカニカルフォースゲージ (IMADA, PS-50N) を用いて Upper frame の回転中心から 50 mm の場所をフレームに対して垂直に引っ張り、各関節角度における接線力を測定した。関節角度の測定には分度器を用い、関節角度は 0 度から 150 度まで 10 度刻みで変化させた。測定は同一条件で 5 回行い、その平均値から発生トルクを算出した。両継手ともに、膝の最大屈曲角度を 150 度と設定し、最大屈曲時に約 1Nm の補助モーメントを発揮できるようにトーションばねを選定した。また、MSP-BKJ のトルク曲線を近似するように SSP-BKJ の楕円カムの形状、および回転中心を決定した。計測結果を図 6 に示す。横軸は膝の屈曲角度であり、図 1 と同様に完全伸展をゼロ度とした。

Fig. 6 Comparison of torque characteristics for two orthoses. The black and white marks show the data for the SSP-BKJ and MSP-BKJ, respectively.

3. 評価実験

3・1 方法

被験者は、20 代健康男性 1 名 (身長 175 cm, 体重 63 kg) であり、膝関節と運動機能に関する既往歴はない。被験者は MSP-BKJ もしくは SSP-BKJ を有する膝デバイスを装着した。この際、直立時の膝関節中心と各継手の機械軸が極力一致するようにデバイスを装着した。具体的には、装具学の教科書 (日本義肢装具学会, 2003) の金

属支柱付き膝装具のチェックポイントを参考として，“大腿骨顆部のもっとも幅の大きい部分の高さで，前後径の1/2 と後 1/3 との間”に各継手の機械軸が極力一致するように装着した。

この状態で被験者は，本人の最大屈曲角（約 120 度）から立ち上がり動作を 20 回行った（図 7 左）．左右の脚への負担を均等にするを目的として，被験者はバランス Wii ボード（任天堂）の上で重心が左右の支持脚の中心から変位 ± 10 mm の範囲になるように，パソコンのモニターを見ながら立ち上がった．一回の立ち上がり動作はおおよそ 1 秒となるように調整した．

Fig. 7 Experimental setup. The left figure shows the measurement devices, and right figure shows the positions of the shear force sensitive sheet.

また，両デバイスのトルクアシスト効果に差がないことを示すため，動作中の下肢筋活動を筋電計（追坂電子機器，Personal-EMG）を用いて計測した．電極はディスク電極（日本光電，Vitrode F-150ML, 22×44 mm）を使用し，中心間距離が 25～30 mm となるように各筋に文献（Perotto, 1997）を参考に貼付した．筋電の測定箇所は，左右両脚の大腿直筋（Rectus femoris, 以下，RF），大腿二頭筋（Biceps femoris, 以下，BF），前脛骨筋（Tibialis anterior, 以下，TA），腓腹筋（Gastrocnemius, 以下，GA）である．グラウンド電極として膝の皿部とした．計測は積分筋電（時定数 99 ms）とし，サンプリング周波数は 3kHz とした．また，立ち上がり動作時における最大筋力を評価対象とした．文献（Hislop 他，2014）を参考に各筋を対象として徒手筋力検査を行い，この時の筋電位を 100% として実験で得られた筋電位を正規化した．また，デバイスのカフ部と装着部皮膚の間の表面せん断応力を，既報で開発したせん断力検出シート（Shear-force Sensitive Sheet, 以下，SSS）（井上，菊池，2017）を用いて計測した．SSS は転写シート，凹凸シート，記録シートの 3 枚で構成されており，転写シートと凹凸シートを重ねて 1 組に固定されている．転写シートと記録シートは相対運動できるように固定せずに重ねて使い，それらをカフと皮膚表面の密着面に貼付する．カフと皮膚表面の間にせん断方向にずれが生じたとき，記録シートに引っ掻き痕が記録され，これを画像処理することでせん断応力を推定することができる．SSS の測定箇所は，内側大腿部と外側大腿部，内側下腿部と外側下腿部の 4 か所とした（図 7 右）．測定された最大筋電，および推定せん断応力の中央値の差に対して，Mann-Whitney 検定により 5% 有意水準で検定した．

3・2 結果

立ち上がり動作による最大筋電位の分布を図 8 に示す．結果は測定部位 4 か所（RF，BF，TA，および GA）ごとに示した．また推定せん断応力の分布を図 9 に示す．4 つの測定部位の値をまとめて分析した．箱は第 1 四分位点から第 3 四分位点の範囲を示し，ひげは外れ値を除いた最大値と最小値を示す．図中の*は 1% の有意差があることを示す．

Fig. 8 Normalized maximum EMG during standing motion. The left and right bars show the results for the MSP-BKJ, SSP-BKJ, respectively.

Fig. 9 Estimated shear stress during standing motion. The left and right bars show the results for the MSP-BKJ, SSP-BKJ, respectively.

3・3 考察

試行中の最大筋電値の中央値は、MSP-BKJ 使用時には RF, BF, TA, GA で 20.9%, 69.7%, 20.2%, および 6.3% であった。一方、SSP-BKJ 使用時には RF, BF, TA, GA で 26.5%, 59.8%, 19.6%, および 7.2% であった。通常、立ち上がり時には大腿直筋 (RF) が主に活動する。RF の中央値は MSP-BKJ 使用時のほうがやや減少している。しかしながら検定の結果、いずれの中央値においても有意差は確認されなかった。デバイスの補助モーメントは図 6 の通り同程度に設計していたため、差が出なかったことは妥当な結果と考える。

一方、カフ部の皮膚表面のせん断応力に関していえば、MSP-BKJ 使用時には推定 9.4 kPa であったが、SSP-BKJ 使用時には 12.1 kPa となり、有意な差が確認された。これらのことから、MSP-BKJ を使用したときの方が皮膚表面におけるせん断方向の負担が少ないことが示唆される。しかしながら、実際の立ち上がりに必要な膝回りのトルクは体重 65 kg の男性で 58 Nm との報告があり (大橋他, 1990), 今回の試験用デバイスの補助モーメントがこれに比べれば小さかった。今後、さらに大きな補助モーメントが発生した場合においても検証を行いたい。その場合、デバイス自体の強度向上が必要であり、特に MSP-BKJ の構造や材質の改善が必要と思われる。それらも含めて検討を進めたい。

しかしながら、今回のような小さな補助モーメントの場合であっても表面せん断力に差が現れたことにより、大きな補助モーメントを発揮する場合にはさらに大きなせん断力が発揮することが予測される。このことから、今回の実験結果は同様のアシスト装置の設計に有用な情報を提供するものと思われる。

また例えば、膝靭帯損傷時やその治療後再建途上の場合には、不安定な膝動作のリハビリテーションやそれに基づく日常動作の危険を減らすために膝装具が用いられる (加藤, 1992)。Lew ら (Lew et al., 1982) はこのような医療用の各種膝装具に対して、金属支柱のひずみをひずみゲージで測定することによって身体への負担を推定し

ている。本稿で提案した手法は装具に追加加工をすることなく適用できることから、このような医療用膝装具の適合性の確認にも使用できる。

4. 結 言

本稿では膝関節の関節軸の運動を模擬した関節部品 MSP-BKJ を有する受動型アシストデバイスと、単軸関節のみを行う SSP-BKJ 膝アシストデバイスを開発し、その補助効果と、皮膚表面への負担評価を行った。健常男性 1 名に対する立ち上がり動作の評価を目的として、補助効果の検証には下腿筋の筋電を、皮膚表面への負担評価にはせん断力検出シートを用いた。実験の結果、補助効果には有意な差が見られなかったが、皮膚表面の推定せん断応力に有意な差が見られた。本実験で用いたデバイスの補助モーメントは、実際の立ち上がり時に発生する膝回りのモーメントに比べて小さいことから、今後、さらに大きな補助モーメント発生時の検証も行いたい。

謝 辞

本研究は、公益財団法人立石科学技術振興財団 2018 年度研究助成(A)、および科学研究費補助金(19H04503)の助成を受けて実施した。ここに記して感謝の意を表する。

文 献

- Dollar, A.M. and Herr, H., Design of a quasi-passive knee exoskeleton to assist running, *Proceedings of the 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (2008), pp.747-754.
- Fukunaga, M., Katsuhara, T., Hirokawa, S., Mawatari, M. and Hotokebuchi, T., A 2D model analysis of artificial knee joint during deep squatting, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, Vol.4, No.2 (2009), pp.298-305.
- Hislop, H.J., Aver, D., Brown, M. (津山直一, 中村耕三訳), 新・徒手筋力検査法, 協同医書出版社 (2014), pp.242-261.
- 井上智晶, 菊池武士, 人間-機械間のせん断応力方向の負担を定量化するためのセンサシートの検討, 第 35 回日本ロボット学会学術講演会予稿集(2017), 3D3-01.
- 日本リハビリテーション医学会, 義肢装具のチェックポイント, 医学書院 (1993), pp.22-23.
- 日本義肢装具学会, 装具学, 医歯薬出版 (2003), p.94.
- 加藤知生, 膝前十字靭帯損傷と装具, *理学療法学*, Vol.19, No.3 (1992), pp.276-281.
- Kawabata, T., Satoh, H. and Sankai, Y., Working posture control of robot suit HAL for reducing structural stress, *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics* (2009), pp.2013-2018.
- Kazerooni, H., Exoskeletons for human power augmentation, *Proceedings of International Conference on Intelligent Robots and Systems* (2005), pp.3459-3464.
- 菊池武士, 酒井紘平, 阿部功, 生体膝関節を規範としたパワーアシスト装具の開発と基礎特性の評価, *日本機械学会 2016 年ロボティクス/メカトロニクス講演会講演論文集*(2016), 1P1-02a2.
- Kikuchi, T., Sakai, K. and Abe, I., Bioinspired knee joint for a power-assist suit, *Journal of Robotics*, Vol.2016 (2016), DOI:10.1155/2016/3613715.
- Lew, W.D., Patrnchak, D.M., Lewis, J.L. and Schmidt, J., A comparison of pistoning forces in orthotic knee joints, *Orthotics and Prosthetics*, Vol. 36, No. 2 (1982), pp. 85-95.
- 大橋 正洋, 江原 義弘, 島田 勝英, 前田 淳一, 片野 由香里, 佐藤 房郎, モデル計算による立ち上がり動作時の関節トルク計測 : 妥当性および問題点の検討, *日本リハビリテーション医学会誌*, Vol.27, No.2 (1990), pp.107-113.
- Perotto, A.O. (栢森良二訳), 筋電図のための解剖ガイドー四肢・体幹, 第 3 版, 西村書店 (1997).
- 白石 善孝, 下戸 健, 日垣 秀彦, 中西 義孝, 田代 泰隆, 三浦 裕正, 岩本 幸英, 原 利昭, CT 画像に基づく X 線動画像シミュレーションを用いたスクワット動作における生体膝関節の機能評価, *日本機械学会論文集 C 編*, Vol. 77, No. 782 (2011), pp.3761-3769.
- Spring, A.N., Kofman, J. and Lemaire, E.D., Design and evaluation of an orthotic knee-extension assist, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 20, No. 5 (2012), pp. 678-687.
- Terada, H., Zhu, Y., Suzuki, M., Cheng, C. and Takahashi, R., Developments of a knee motion assist mechanism for wearable robot with a non-circular gear and grooved cams, *Mechanisms, Transmissions and Applications: Mechanism and*

Machine Science, Vol.3 (2012), pp. 69–76.

Toyama, S., Tanaka, Y., Shirogane, S., Nakamura, T., Umino, T., Uehara, R., Okamoto, T. and Igarashi, H., Development of wearable sheet-type shear force sensor and measurement system that is insusceptible to temperature and pressure, *Sensors*, Vol.17 (2017), DOI: 10.3390/s17081752.

References

- Dollar, A.M. and Herr, H., Design of a quasi-passive knee exoskeleton to assist running, *Proceedings of the 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (2008), pp.747-754.
- Fukunaga, M., Katsuhara, T., Hirokawa, S., Mawatari, M. and Hotokebuchi, T., A 2D model analysis of artificial knee joint during deep squatting, *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, Vol.4, No.2 (2009), pp.298-305.
- Hislop, H.J., Aver, D. and Brown, M. (Tsuyama, N. and Nakamura, K. tr.), *Techniques of Manual Examination and Performance Testing*, Kyodo Isho Shuppan Co., Ltd. (2014), pp.242-261 (in Japanese).
- Inoue, T. and Kikuchi, T., Sensor Sensing Sheet for human-machine interface, *Proceedings of 35th Annual Conference of Robotics Society of Japan* (2017), 3D3-01 (in Japanese).
- Japanese Association of Rehabilitation Medicine, Check pints for prostheses and orthoses, *Igaku-shoin* (1993), pp.22-23 (in Japanese).
- Japanese Society of Prosthetics and Orthotics, *Orthotics*, Ishiyaku-shuppan (2003), p.94 (in Japanese).
- Kato, T., Anterior cruciate ligaments injury and orthosis, *Japanese Physical Therapy Association*, Vol.19, No.3 (1992), pp.276-281 (in Japanese).
- Kawabata, T., Satoh, H. and Sankai, Y., Working posture control of robot suit HAL for reducing structural stress, *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics* (2009), pp.2013-2018.
- Kazerooni, H., Exoskeletons for human power augmentation, *Proceedings of International Conference on Intelligent Robots and Systems* (2005), pp.3459–3464.
- Kikuchi, T., Sakai, K. and Abe, I., Development of bio-inspired knee joint for power assist suit & evaluation of its basic performance, *Proceedings of JSME Robotics & Mechatronics Conference2016* (2016). 1P1-02a2 (in Japanese).
- Kikuchi, T., Sakai, K. and Abe, I., Bioinspired knee joint for a power-assist suit, *Journal of Robotics*, Vol.2016 (2016), DOI:10.1155/2016/3613715.
- Lew, W.D., Patrnchak, D.M., Lewis, J.L. and Schmidt, J., A comparison of pistonning forces in orthotic knee joints, *Orthotics and Prosthetics*, Vol. 36, No. 2 (1982), pp. 85-95.
- Ohashi, M., Ehara, Y., Shimada, K., Maeda, J., Katano, Y. and Sato, F., Hip, knee, and ankle torque measurement during standing-up and sitting-down motion by link model method, *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol.27, No.2 (1990), pp. 107–113 (in Japanese).
- Perotto, A.O. (Kayamori, R. tr.), *Anatomical Guide for the Electromyographer: The Limbs and Trunk*, 3rd ed., Nishimura Co.,Ltd. (1997) (in Japanese).
- Shiraishi, Y., Shimoto, T., Higaki, H., Nakanishi, Y., Tashiro, Y., Miura, H., Iwamoto Y. and Hara, T., Functional assessment for the natural knee joints in squat activity by simulation of 2D X-ray images based on 3D CT images, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Series C*, Vol. 77, No. 782 (2011), pp. 3761–3769 (in Japanese).
- Spring, A.N., Kofman, J. and Lemaire, E.D., Design and evaluation of an orthotic knee-extension assist, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 20, No. 5 (2012), pp. 678-687.
- Terada, H., Zhu, Y., Suzuki, M., Cheng, C. and Takahashi, R., Developments of a knee motion assist mechanism for wearable robot with a non-circular gear and grooved cams, *Mechanisms, Transmissions and Applications: Mechanism and Machine Science*, Vol.3 (2012), pp. 69–76.
- Toyama, S., Tanaka, Y., Shirogane, S., Nakamura, T., Umino, T., Uehara, R., Okamoto, T. and Igarashi, H., Development of wearable sheet-type shear force sensor and measurement system that is insusceptible to temperature and pressure, *Sensors*, Vol.17 (2017), DOI: 10.3390/s17081752.