

弾性体の飛び移り座屈を利用した装着型ヒト関節インピーダンス推定装置

○水島 洋哉, 矢木 啓介, 望山 洋 (筑波大学)

Wearable Device to Estimate Mechanical Impedance of Human Joint Using Snap-through Buckling of Elastica

○Hiroya MIZUSHIMA, Keisuke YAGI and Hiromi MOCHIYAMA (Univ. of Tsukuba)

Abstract : In this paper, we measured angle of human ankle with a lightweight wearable device for estimating human ankle mechanical impedance. For the device, snap-through buckling mechanism of closed elastica is used, thereby can generate impulse-like force. The measured force reached over 180[N] and is within 10[ms]. In the experiment, we observed the angle response of the ankle with 1[deg] movement and the difference of response time between hardened and weakened ankle. Therefore, using this device, possibility of impedance estimation for human ankle is expected.

1. はじめに

ヒトの関節の機械インピーダンスは、それが明らかにされることで様々な分野への応用が期待される。まず、リハビリテーション現場では、リハビリテーションの評価を行う際に定量的な評価手法を用いることが少ない。これは、リハビリテーションにおいては観察所見が多く、数値化できる要素が少ないことが要因であるとされる [1]。そのため、関節のインピーダンス値がリハビリテーションの進捗評価や手法の有効性の検証に用いることができれば、それを定量的に評価する手法の幅が広がることが期待できる。あるいは、関節の柔軟性が切り替え可能なロボットマニピュレータに対して、その切り替えの際のパラメータ参照値としてヒト関節の機械インピーダンスを用いることが提案できる。我々は作業を行う際に非常に優れた関節インピーダンスの切り替えを行っているため、これによりマニピュレータの作業が効率的に行えることが期待できる。また、このマニピュレータが人とインタラクションをするロボットに用いられる場合、利用者がより自然に人と接しているような感覚を得ることが可能となる。しかしながら、ヒト関節の機械インピーダンスは直接計測することができず、その推定が困難であることから、現在は未知であるとされている。そのため、その推定を行うための装置やシステムの開発が求められている。ここでは、特に歩行などの足を用いた作業を中心に考え、ヒトの足首関節の機械インピーダンスの計測に焦点を当てる。また、以降、ヒト関節の機械インピーダンスのことを単に関節インピーダンスと言うこととする。

これまでに行われてきた研究として、まず Kuiken らによる Perturberator Robot[4] は歩行中の足のインピーダンスを計測する装置であるが、装置は床と一体となっているために遊脚時のインピーダンスを推定することが不可能である。よって遊脚時を含む任意のタイミングでインピーダンスを得る必要がある場合には、装置が常に推定対象に

ついて回らなければならない、ウェアラブルなデバイスである必要がある。一方で、Hogan らによる Anklebot[2][3] が挙げられる。これは膝から足までをリンク機構とリニアアクチュエータで覆った構造の、リハビリテーションを目的として開発された装着型のデバイスであり、ヒト足首関節のインピーダンス推定にも利用されている。しかしこの装置は大型で重量があるために人の作業を妨げ、作業中の関節インピーダンスに影響を及ぼしていることが考えられる。そのため、装置は小型で軽量であることが望ましいといえる。以上より、インピーダンス推定を行うための装置は小型軽量で作業を妨害せず、装着型で任意のタイミングにおけるインピーダンス推定が行えることが望ましいと言える。

本研究では、前述の先行研究における問題点を解決するため、小型軽量な装着型振動装置を提案する。また、この装置の発生力を計測・評価し、足首関節のインピーダンス推定に用いることが可能かどうかを評価する。そのうえで、作成した装置を用いて足首の関節角度の計測実験を行った結果を示し、実験結果についてこの手法を評価する。

2. ヒトの足首関節インピーダンス推定システム

2.1 提案システムの概要

提案するヒト関節の機械インピーダンス推定システムは、振動装置、関節角度計測装置、力センサ、計算機の4つで構成されている。このシステムのイメージ図を Fig.1 に示す。このシステムでは、推定対象に加えられる外力とそれによる対象の変位の時間変化の離散データから、後退差分法により推定対象のシステム同定を行う。よってここでは推定対象を人の足首関節とし、提案する振動装置を用いて発生力の大きさを計測しながら足に外乱を加え、関節角度計測装置で足首角度の変位を計測し、それらのデータを

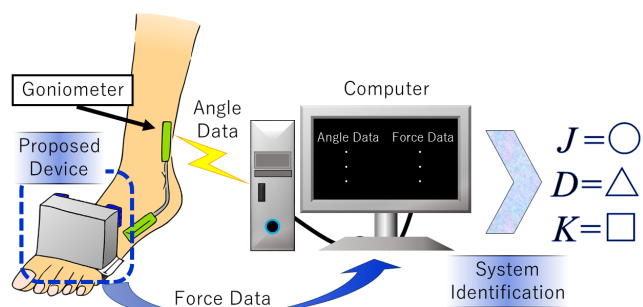


Fig.1: Image of Proposed System

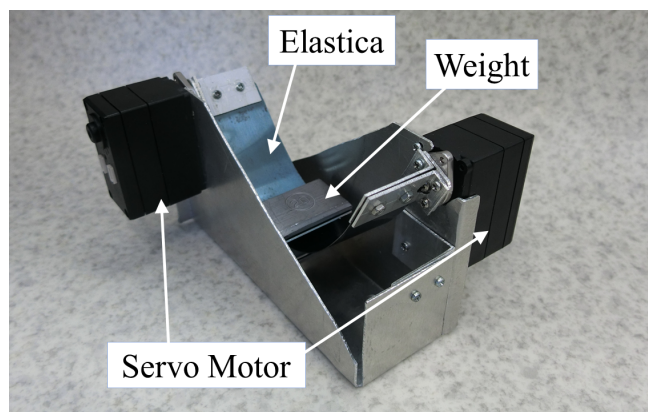


Fig.2: The Proposed Device

もとにシステム同定を行うこととする．システム同定の際には関節の物理的なパラメタを慣性 (J)・粘性 (D)・弾性 (K) により表現する．摂動装置は外力を推定対象に加える目的で用い、装置の発生力の計測には小型の引張圧縮ロードセルを、印加した外力による足首角度の変位の計測にはゴニオメータを使用する．また、用いる摂動装置の外観を Fig.2 に示す．この装置は、以前発表された小型軽量の装着型ヒト関節インピーダンス計測装置 [5] の発生力の大きさと振動性を改善したものとなっている．本稿においてはこの提案システムにおける力計測は行わず、足首関節角度のみ計測を行った．

2.2 摂動装置

システム同定において、システムをより正確に推定するためには対象により多くの周波数成分を含む入力を加える必要がある．そのため、本研究では、摂動装置にインパルス状に瞬間的な力を発生させることが可能なメカニズムとして柔軟弾性体の飛び移り座屈現象を利用した．

装置本体のサイズは $W114 \times D98 \times H67 [\text{mm}^3]$ であり、その重量は $215 [\text{g}]$ となっている．これは従来の装置と比較して非常に小型化・軽量化がなされており、ヒトの作業の妨げが軽減されることが期待される．また、装置は2つのサーボモータ (近藤科学: KRS-2572HV ICS) を駆動軸が

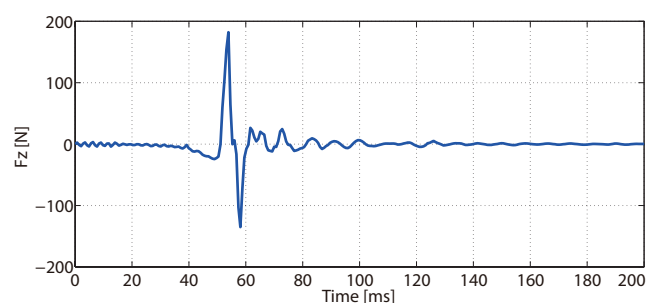


Fig.3: Force in Z-axis Generated by the Device

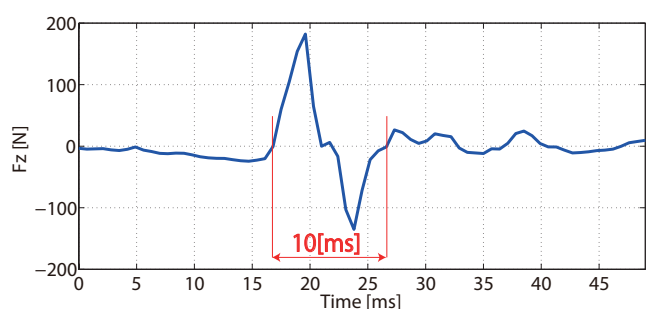


Fig.4: Close-up Around 40-80[ms] of Fig.3

平行となるよう配置され、その軸に带状弾性体の両端をそれぞれ固定した閉ループ弾性体構造を有している．そのため、2つのモータを逆相で回転させることで弾性体は飛び移り座屈を起こし、瞬間的な大変形が生じる [6]．このとき弾性体の長軸方向の中心は2つの回転軸からの距離が等しいような直線上を動くことが、高須らによる弾性体の形状推定アルゴリズム [7] を用いて確認された．よって弾性体の中心におもりを取り付けた場合、おもりは飛び移り座屈により一様な方向に瞬間的に加速・減速し、それにより慣性力を発生させる．このおもりの慣性力により、装置は推定対象に力を印加することが可能である．ここでは、おもりとして $40 [\text{g}]$ の鉛合金を弾性体に取り付けた．

装置の発生力の大きさを、6軸のカトルクセンサ (Leptrino 社: FFS055YS102U6) を用いて計測した．計測はセンサを水平面に固定し、その上に装置を固定させたうえで装置を駆動させ、力を発生させることで行った．計測されたデータのうち、鉛直上向き方向 (Z 軸正方向) の力の時間変化をグラフ化したものの一つを Fig.3 に示す．ここで横軸はある点からの経過時間 [ms] を、縦軸は装置の鉛直上向きの発生力 [N] を示している．Fig.3 より、この装置の発生力は最大 $180 [\text{N}]$ 程度となることが分かる．また、Fig.4 は Fig.3 のグラフのおよそ 40-80[ms] の区間を拡大したものであるが、これより大きな力が生じるのは約 10[ms] の間であったことが見て取れる．よってこの力はインパルスに似た形状であると考え、装置は推定対象に対して多くの周波数成分を含んだ入力を印加することが可能であると言える．さらに、ヒトの足首において、外乱を加えてか

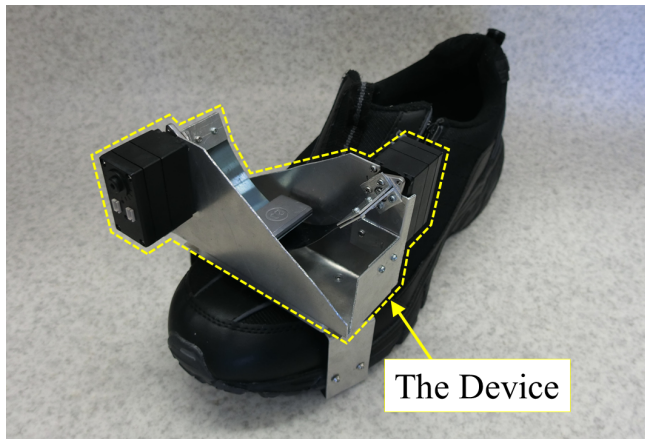


Fig.5: The Device Combined with a Shoe

ら脊髄反射が起こるまでの時間は 50[ms] である [8] ことから、この装置を用いた計測にはヒトの脊髄反射の影響が入らないことが期待できる。脊髄反射の影響が入らないようにすることで、推定の精度を高めることが可能である。

3. 足首角度計測実験

3.1 実験環境・実験方法

続いて、提案装置により足に力を加え、得られる足首角度の時間変化を計測する実験を行った。実験は、実験者が被験者を兼ねて行われた。装置を足に装着するため、アルミを加工して作成したフレームに装置を接合し、さらにそのフレームを靴底に固定する。Fig.5 は固定された状態のデバイスと靴の写真である。実験者は足首に関節角度計測に用いるゴニオメータ (DELSYS 社: Trigno) をテープで取り付け、その上から Fig.5 に示す靴を履く。この装置を装着する際、靴の中で足が動かないよう中に布を詰める。そのうえで、実験者は脚を地面から浮かせた遊脚状態にし、装置を作動させた時の足首角度の時間変化データを取得する。ゴニオメータからは電圧値が出力として得られるので、その電圧値のデータを Matlab Simulink を用いて角度 [deg] に変換する。このとき、足首を脱力した状態と力を込めた状態の 2 通りで角度を計測した。

3.2 データ計測結果

Fig.6 および Fig.7 は実験により得られたグラフであり、前者は足首を脱力した状態、後者は足首に力を込めた状態で計測されたものを表している。各グラフで並べられている 2 つのデータは独立した 2 回の計測で得られたもので、計測対象とした被験者はすべて同一である。グラフはそれぞれ縦軸にゴニオメータによって計測された角度 [deg] を、横軸にシステムの計測開始からの時間 [s] を示している。2

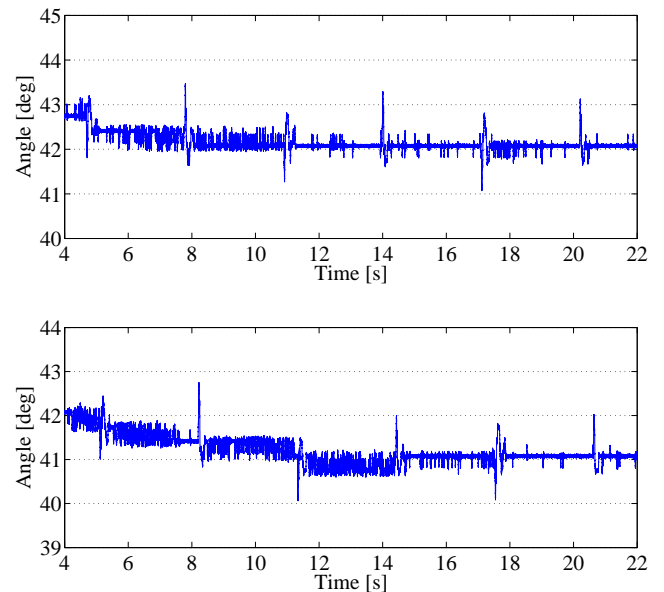


Fig.6: Change of Angle with Weakened Ankle (Each Measurements Are Independent)

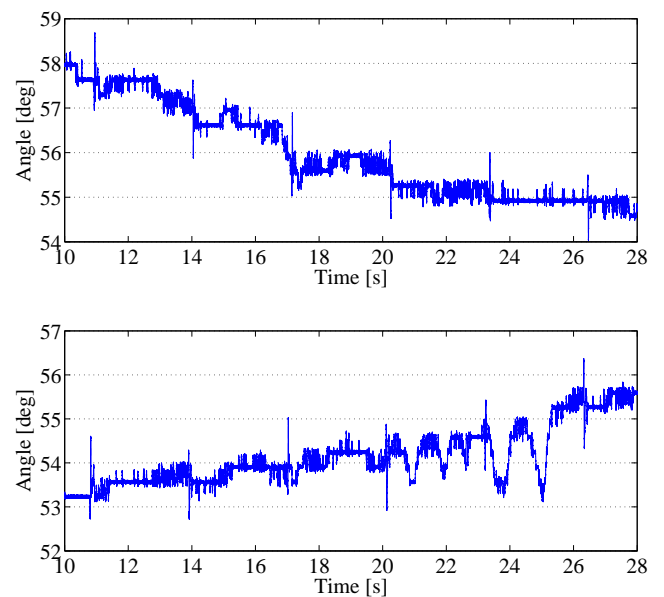


Fig.7: Change of Angle with Hardened Ankle (Each Measurements Are Independent)

つのグラフにおける約 3[s] おきに現れる瞬間的な約 1[deg] の関節角度の変化が装置の発生力による角度変化である。この発生力は上方向と下方向に交互に発生しており、Fig.6 の 2 つのグラフではおよそ 5[s] 時点における下方向の変化が、Fig.7 については約 11[s] 時点における上方向の変化が 1 回目の角度変化となっている。また、特に Fig.7 で顕著に見られる緩やかな角度の時間変化は被験者自身によって随意的に動かされた足首角度の変化である。

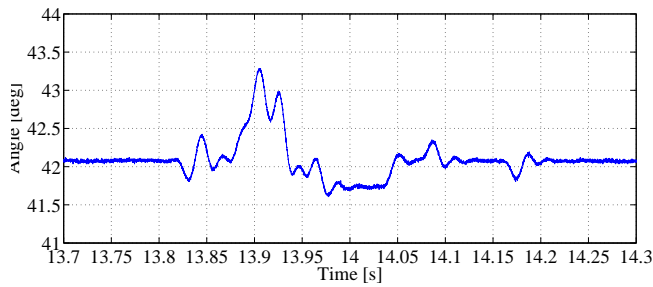


Fig.8: Enlarged View of the Interval 13.7-14.3[s] of Fig.6

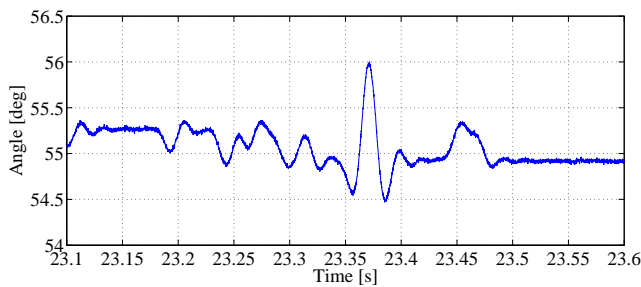


Fig.9: Enlarged View of the Interval 23.1-23.6[s] of Fig.7

3.3 実験結果の考察

Fig.8, 9 は、それぞれ Fig.6 の上側のグラフにおける 13.7[s]-14.3[s] の 0.8[s] 間、Fig.7 の上側の 23.1[s]-23.6[s] の 0.5[s] 間を拡大表示したものであり、各軸が表すものは参照元のグラフと同様である。これらのグラフから、以下の 2 つのことがいえる。まず、関節に込める力を変えた時に、その差が変位角度ではなく変位が生じる時間に影響していることが分かる。Fig.6, Fig.7 のいずれのグラフも装置の入力に対する応答は 1[deg] 前後となっている。しかし Fig.8, Fig.9 から、変位が生じている時間は 2 倍近くの差があることが見て取れる。実際に、関節を脱力した場合は装置の入力による応答がおよそ 100[ms]、一方で関節を固くした場合の応答は 50[ms] 以下の時間で生じている。このようにインピーダンスの変化が見て取れる。また、入力に関節の固さによらず一定であることを仮定した場合、応答のピーク値が変化しないことからその弾性は関節の固さによって変化しないことが考えられる。しかし一般には力の入れ具合によって弾性が変化するとされているので、今後はこの入力の大きさの時間変化の計測を行い、その正否を検証する。

4. おわりに

本稿では、まず関節インピーダンスの推定で使用する振動装置についてその発生力の特性の考察を行った。そこでは装置により力が生じる時間は 10[ms] 程度と、ヒトの足首関節における脊髄反射にかかる時間に対し十分小さいこ

とを確認した。実際にこの装置にの発生力により足首の角度がどの程度変化するかを計測した結果、足首を脱力した状態ではその応答が 100[ms] 前後。しかし足首に力を込めて固くした場合は 50[ms] 以内となった。このように、装置の入力による応答から足首関節の固さによる応答の差異を観察することができた。

今後は、このデバイスおよびシステムに力センサを組み込み、デバイスの発生力の計測および力と角度の時間の同期方法について検証し、実装を進めていく。また、実際に既知インピーダンスのデバイスあるいは足首のインピーダンス推定を行い、先行研究による推定結果・評価との比較を行う。

謝辞

本研究は、NEDO「次世代ロボット中核技術開発」(調査研究)の助成を受けて実施した。

参考文献

- [1] 才藤栄一, 佐浦隆一, 根本明宜 “リハビリテーション関連雑誌における評価法使用動向調査-8-”, 日本リハビリテーション医学会 Vol.49 (2012) No.2, pp. 57-61.
- [2] Anindo Roy, Hermano I. Krebs, Shawanna L. Patterson, Timothy N. Judkins, Ira Khanna, Larry W. Forrester, Richard M. Macko, Neville Hogan, “Measurement of Human Ankle Stiffness Using the Anklebot”, *IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics 2007*, pp.356-363.
- [3] Anindo Roy, Hermano Igo Krebs, Dustin J. Williams, Christopher T. Bever, Larry W. Forrester, Richard M. Macko, Neville Hogan, “Robot-Aided Neurorehabilitation: A Novel Robot for Ankle Rehabilitation”, *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 25, No. 3, 2009, pp.569-582.
- [4] Elliott J. Rouse, Levi J. Hargrove, Eric J. Perreault, Todd A. Kuiken, “Estimation of Human Ankle Impedance During the Stance Phase of Walking”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol.22, No.4, 2014, pp.870-878.
- [5] 水島洋哉, 矢木啓介, Hassan Modar, 鈴木健嗣, 望山洋, “弾性体の飛び移り座屈を利用した装着型ヒト関節インピーダンス計測装置”, 第 17 回システムインテグレーション部門講演会 (SI2016) 予稿集 (未刊行), pp.1094-1097.
- [6] 山田篤史, 望山洋, 藤本英雄, “閉ループ柔軟カタパルトの静力学解析”, 日本ロボット学会誌 Vol.26 No.2 2008, pp.169-177.
- [7] 高須亮輔, 望山洋, “閉ループ弾性体の形状計算アルゴリズム”, 日本ロボット学会誌 Vol.32 No.4 2014, pp.365-371.
- [8] American Society for Parenteral and Enteral Nutrition, “The A.S.P.E.N. Nutritional Support Practice Manual”, 1998.