

FES を用いた人間の膝関節アクティブ粘弾性の推定

Active joint visco-elasticity estimation of the human knee using FES

ベンチャー研究室 阪口 聖也 Seiya Sakaguchi

In order to understand the human motion control strategies and to restore these functions, or to artificially generate limbs motion it is necessary to have an accurate understanding of the limb dynamics. The inertial parameters can be identified easily, however the joint dynamics is still difficult to model due to the time change with muscle contraction level, fatigue and non-linear dynamics. Using Functional Electrical Stimulation (FES) we propose to identify the joint active dynamics with the pendulum test and to establish a relationship between the level of muscle contraction induced by the stimulation and the visco-elasticity. We measure the data of 2 healthy subjects and propose a model for the knee joint visco-elasticity changes.

Key Words: Active visco-elasticity, FES, Joint model

1. 緒言

人間の運動は、人体のもつ複雑かつ魅力的な機能である。医療分野、リハビリテーション分野において、人間の運動の解析、運動機能の回復、発達、診断などには人間の力学特性の理解が必要である。また、人工四肢の設計のような、ロボットのバイオ医療応用では、義足を正確に患者の体の動力学と合わせ、快適に使いやすくするために、人間の手足の力学の知識が必要である。ヒューマノイドロボットの分野においては、ロボットは人間に近づいているが、ロボットの動きを人間の動きに近づけて、人間とロボットの相互作用を容易にすることは、依然として重要な課題である。

そこで、人間の関節の粘弾性に注目する。四肢関節の粘弾性の定量化は、個々の高い性質での臨床診断において、問題を克服するために有用なデータである。人間は、関節の粘弾性を、筋肉で制御することによって、動作や姿勢保持に利用している。

人間の関節の粘弾性特性は、粘性や弾性、摩擦による複雑な組み合わせとなる。これは、受動的な筋腱や、結合組織、軟部組織、筋肉の収縮要素といった関節構成要素とその変形によるものである^[1]。また、関節の硬直は筋肉の硬直だけでは説明できない。余分な量のコラーゲンの堆積といった関節レベルにおける変化と同様に、腱の硬直、周囲の組織の生体力学的変化によって伴われる複雑な変化の結果である^[2]。

筋肉が能動的でない（受動動作）とき、基本的な関節の力学を観測することは可能であり、むしろ単純である^[3]。このとき、動作中に、その関節まわりで筋肉の収縮は起きていない。膝の医学的研究で多く使用されているワーテンバーグのテストや“足の振り子^[4]”は、膝関節の典型的な受動動作である。しかしながら、能動動作（筋肉の収縮のある動作）中、関節の粘弾性パラメータは時間、筋肉の収縮レベル、外力、疲労によって変化する。能動動作中の筋肉の動作を記述する経験的モデルは複雑な非線形系であり、数値的に不十分である^[5]。ひとつの関節を作動させる筋肉の冗長性は生体内についての研究において限界がある。筋肉の活動レベルを測定するために EMG が使用されている^[6]が、随意的収縮レベルの制御は自明ではないので、これらのモデルは十分な結果を提供していない。

そこで、FES を用いた能動動作を考える。本研究において、筋肉の収縮を起こすために、FES を用いて、膝関節のアクティブ粘弾性を同定することを提案する。

FES とは、機能的電気刺激を意味する Functional Electrical Stimulation の略である。FES は脊髄損傷 (SCI) や脳損傷を持つ人の失われた運動機能を改善させる解決方法の一つである。FES とは、中枢神経系 (CNS) の代わりに電流によって α 運動ニューロンの軸索突起に運動電位を引き起こすことにより、人為的に筋収縮を誘発する。意図された運動

は、特定のアプリケーションと刺激インターフェースに依存する正確な刺激パターンによって達成される。現在の FES システムの課題には、モデル同定プロセスを困難にする筋骨格系の高い非線形性と複雑さをどのように処理するかという点がある。関節角度に焦点を当てた FES 制御の研究のほとんどは、ループ・フィードバックである^[7]。しかし、いくつかの他の研究では、四肢の安定性を向上させるために関節の硬さを制御することを提案している。適切なトレーニングのあとの対麻痺の被験者は、一定レベルの足首関節まわりの剛性がある場合、胴の筋肉を使って自身を安定させることができるということが実証されている^[8]。立っている時の FES を使った対麻痺の足首関節の剛性の制御が研究されている^[9]。それによって、足首剛性制御は、追加した上体の力を適用することにより、直立姿勢の安定化を容易にする可能性を秘めていると結論づけられる。

人間の意志による筋収縮は、その程度の強さの調整が困難であるが、FES を用いることにより、筋収縮の程度を制御することができる。一定の強さの電気刺激を筋肉に与えることで、一定の収縮を保つことができる。また、筋肉の収縮の程度を定量的に表わす手段として、電気刺激の強さを用いることができる。

複雑である関節の力学をあらわすために、膝関節のアクティブ粘弾性を推定し、モデル化することが、本研究の目的となる。FES を使うことによって、筋肉の能動的収縮を誘起し、そのときの関節の粘弾性を同定する。

本研究では、膝関節を対象とする。膝関節は、関節の中でも最も大きく、また、一自由度である。また、膝関節の伸展動作に最も大きく関わっている筋肉である大腿四頭筋は、身体の外側からの FES を用いやすい。膝関節の運動は、人間の動作において、立位の姿勢や、歩行に大きく関わる。これにより、FES において、電気刺激による関節の粘弾性の変化を制御できるようになり、将来的に、FES を使う患者の動作支援への貢献が期待される。人間の運動の解析、神経筋疾患の診断などの医療、リハビリテーション分野への応用が考えられる。

2. 膝関節粘弾性パラメータの同定

N 自由度の多体系の逆力学は式(2.1.1)にて説明することができる^[10]。

$$\tau = \Gamma + Q = H(q, \dot{q}, \ddot{q}, I_p) + \tau^{vef} \quad (2.1.1)$$

- τ : 関節トルクをあらわす($N \times 1$)ベクトル,
- Γ : アクチュエーションによる関節力もしくはトルク, 人間の身体におけるアクチュエーションは対応する筋肉の収縮である,
- Q : 関節軸上の外力とトルクの投影をあらわす一般的な力である($N \times 1$)ベクトル,
- H : 慣性力, コリオリ力, 遠心力, 重力の($N \times 1$)ベク

トル,

- q : 関節角度をあらわす($N \times 1$)ベクトルであり, \dot{q} と \ddot{q} はその1階微分と2階微分,
- I_p : 系の慣性パラメータである関節トルクをあらわす($1 \times 10N$)ベクトルであり, 質量, 慣性モーメント, 慣性一次モーメントである,
- τ^{ref} : 関節の粘弾性と摩擦によるトルクをあらわす($N \times 1$)ベクトル, もし関節 i が粘弾性を持っていないならば $\tau_i^{ref}=0$, もし関節 i が粘弾性であるとき, $\tau_i^{ref}=\phi(q_i, \dot{q}_i)$ となる.

受動動作時, ϕ はバイオメカニクスでよく知られているモデルとしてみなすことができる^[3]. 受動動作時, 粘弾性を持った関節は一定の対象特有のパラメータをもち, 式(2.1.2)にて示される弾性 k , 粘性 h によってあらわされる. ここでの q_z はゼロポジションである. 摩擦係数は極めて小さく考慮する必要がないことが示されている^[3]. このモデルは関節の可動範囲内での中程度の範囲での動作にて適切に説明することができる. 可動範囲の限界に近い境界付近では, 動作をこのモデルにおいて説明することはできない^[11]. 本稿では, 関節動作を説明するには十分である関節可動範囲の中程度の運動動作のみを考える.

$$\phi(q, \dot{q}) = -k(q - q_z) - h\dot{q} \quad (2.1.2)$$

ゼロポジション q_z は通常時の静止位置として定義される. 未知のときゼロポジションはモデルにおいてオフセットとして線形形式で表せるように定義されることに留意する.

関節トルク τ を計算するために, 幾何学的パラメータである慣性パラメータ I_p を正確に測定することが必要である. これらのパラメータは被験者特有であり, ひとりひとりが大きく異なる. 体節の長さといった幾何学的パラメータは直接的に測定することができるが, 慣性パラメータは測定できないため推定する必要がある. 一般的な方法は文献データからこれらのパラメータを挿入することである. また, 各個人において, 個々の同定をすることも可能である^[12]. パラメータが計算されたら関節のダイナミクスを同定することが可能である. ここで使う同定手法はロボットシステム用に開発され, 以来さまざまな機械システムに広く適用されている^[10]. 推定されるパラメータは逆動力学の線形特性に依存している.

式(2.1.2)によって得られた関節動力学は, 線形形式であり関節粘弾性パラメータ k と h を持っている. これより, 逆動力学の式(2.1.1)は次のように記述できる.

$$\tau = D(q, \dot{q}, \ddot{q})X \quad (2.2.1)$$

- X : 推定するパラメータをあらわす(2×1)ベクトルであり, $X = [k \ h]^T$,
 - D : 係数である(1×3)ベクトルであり, 関節角度とその1階微分, 2階微分のベクトルの関数である,
 - τ : 関節トルクと, 外力, 外力によるトルクである.
- 動力学モデルである式(2.2.1)は, 動作の間サンプリングされる. n_s 個のサンプルから, 式(2.2.2)を用いて求められる.

$$Y = W(q, \dot{q}, \ddot{q})X + \rho \quad (2.2.2)$$

- Y : サンプリングした τ から得られる関節トルクである($n_s \times 1$)ベクトル,
- W : サンプリングした D から得られる($n_s \times 2$)の観測行列 (係数行列) である,
- ρ : モデルと測定との差である($n_s \times 1$)ベクトル.

同定することができるパラメータの計算のあと, 式(2.2.2)の解 \hat{X} は線形最小二乗法を用いて得られる. 解 \hat{X} から, それぞれの同定された各パラメータにおける相対標準偏差を $\sigma_{\hat{x}}\%$ として表わす.

本研究では, FESを用いることにより, 筋肉への電気刺激を制御する. 筋肉に一定の強さの刺激を与えることで, 一定の筋肉の収縮を起し, その刺激の間は筋収縮により発生する関節トルクは一定であるとする. このことにより, 筋肉の収縮が起きている時, すなわち, アクティブ動作時の関節粘弾性を, 受動動作時と同様の手法で推定することができる. FESによる関節トルクは一定であることからオフセットとして扱うことができる. また, 1自由度である膝関節に着目し, 粘弾性をもつ1自由度関節まわりのリンクの振り子運動 (Fig. 2.3.1) について運動方程式を式(2.3.1)に示す.

$$J\ddot{q} = -MgL \sin(q) - k(q - q_z) - h\dot{q} + off \quad (2.3.1)$$

- J : 回転軸である関節まわりのリンクの慣性モーメント,
- M : リンクの質量,
- L : 回転軸である関節から, リンクの質量中心位置までの距離,
- g : 重力加速度を表わす.

関節まわりのトルクは, 重力によるトルクと, 関節粘弾性によるトルク, オフセット (筋収縮により発生するトルク) で表わされる. この式(2.3.1)から, 粘弾性を同定するために, 式(2.2.1)のそれぞれの文字に以下のように対応させることができる. 弾性と粘性とともに, オフセットも推定するパラメータに含んだ.

$$J\ddot{q} + MgL \sin(q) = \begin{bmatrix} -k \\ -h \\ 1 \\ off \end{bmatrix} \begin{bmatrix} q - q_z \\ -\dot{q} \\ 1 \end{bmatrix} \quad (2.3.2)$$

この式(2.3.2)により, リンクの力学パラメータと関節角度, 角速度から, 粘弾性を推定する.

また, 本研究におけるオフセットは, 角度のゼロポジションからも求めることができる. 静止位置にて, FES による関節トルクと重力による関節トルクは釣り合っている.

$$off = MgL \sin(q_z) \quad (2.3.3)$$

3. 足の振り子実験

膝関節のアクティブ粘弾性を同定するための実験を行なう. 被験者として, 10人の健常者において実験した.

被験者は地面に足がふれないような高い位置に深く腰掛ける. 膝関節の可動範囲における限度 (伸ばしきる, または, 曲げきる) 付近の角度を除く, 中程度での曲げ伸ばしを行ない, そのときに, 膝から下の振り子運動が, 他のもとの接触などにより妨げられないようにする. 本実験では, センサとして, IMUを使用した. 振り子実験を行う脚の足首の前面部にIMUを装着する. このとき, IMUの垂直軸が重力と沿うように軸を設置する. また, IMUの水平軸が, 膝の曲げ伸ばしの回転軸と平行になるようにする.

実験助手は被験者の膝関節を伸ばすように膝から下を持ち上げ, 関節角度が約 60 度になるまで上げる (Fig. 3.1.3). そして, 実験助手は手を放し, 被験者の膝から下の振り子運動が行われる. この動きの間, 足の振り子運動における膝関節の角度を記録する. 自然に足が止まったら, 同じ操作を繰り返す. 同じ条件で3回の足の振り子運動を記録した. この振り子運動の間, 被験者は足を脱力させ, 自らの

意志で筋肉を緊張させないようにする。このとき、足の振り子運動は受動動作である。



Fig. 3.1.3 The operator extends the leg of the subject

次に、FESを用いて、筋肉の収縮を起こし、アクティブ動作時の実験を行なう。

ポータブルスティミュレータ（スウェーデン、Cefar Medical 社製、Cefar physio 4）を使って、一定の周波数(30Hz)、一定のPW(300 μ s)の振幅変調で筋群を刺激した。FESを用いて、筋肉に刺激を与えながら、上述した足の振り子実験を行なうことにより、膝関節のアクティブ粘弾性を推定する。膝の曲げ伸ばし動作に注目するので、その動作に大きく関わり、また、表面電極から刺激しやすいので、Fig. 3.2.1のようにFESの電極を被験者の大腿四頭筋に貼り付ける。一定の電流が流れている間、大腿四頭筋は刺激を受け、収縮する。

まず、FESによる刺激なしの条件で、つまり、刺激の電流強さは0mAで、実験を行なう。これは完全に受動動作に対応している。次に、FESにより刺激を与えた条件にて実験を行なう。刺激の電流強さは徐々に強くしていき、被験者がFESによる刺激を感じたときの電流強さを、始まりの刺激電流強さとする。始まりの刺激電流強さから、段階的に、刺激電流を上げていき、各電流強さにおいて、受動動作時と同様の振り子実験を行なう。刺激電流を強くしていく中で、被験者が刺激を痛みとして感じる強さを最大の刺激電流強さとした。このため、実験を行なった刺激電流強さの条件は、被験者によって異なる。

測定されたデータの一例として、被験者1におけるFESが0、21、23、25mAの条件にて得られた角度をドリフト除去したものをFig. 3.2.2に示す。

刺激電流を強くしていくと、ある強さから膝関節を伸ばす方向に少し動くようになった。実験助手が足を持ち上げる前に、微小な角度動いた地点で停止し、ゼロポジションが移動していることを見ることができる。

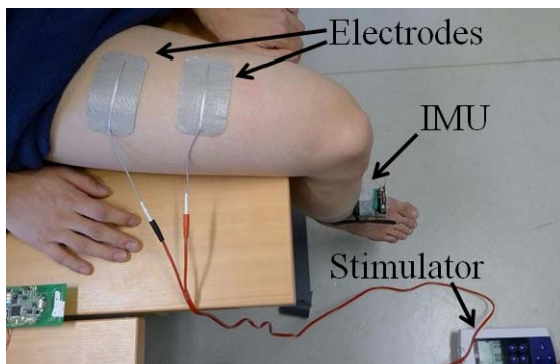


Fig. 1 Experiment installation

Table1
The identified joint viscoelasticity parameters for Subject1

<i>stim</i> [mA]	<i>k</i> [Nm/rad]	σ_k [%]	<i>h</i> [Nms/rad]	σ_h [%]	<i>off</i> [Nm]	σ_{off} [%]
0	2.239	1.13	0.1501	2.63	0.088	7.98
	2.055	1.93	0.1773	3.54	0.105	10.52
	2.166	1.09	0.1734	2.12	0.066	8.35
7 (min)	2.148	1.30	0.1583	2.79	0.099	7.46
	2.277	1.68	0.1843	3.24	0.090	10.66
	2.262	1.13	0.1684	2.38	0.012	50.47
21	1.340	4.60	0.3211	3.12	0.933	1.51
	2.215	3.70	0.2348	5.49	0.828	2.69
	1.667	2.63	0.2016	3.50	0.688	1.49
23	-0.844	17.56	0.4545	6.48	1.693	1.92
	1.103	13.80	0.3762	6.77	1.357	2.27
	0.444	25.94	0.4076	4.96	1.319	1.53
25 (max)	-2.432	12.71	1.0917	8.31	3.020	1.00
	-5.441	8.10	0.5704	28.15	3.868	0.60
	7.841	5.86	3.4293	3.21	3.815	0.48

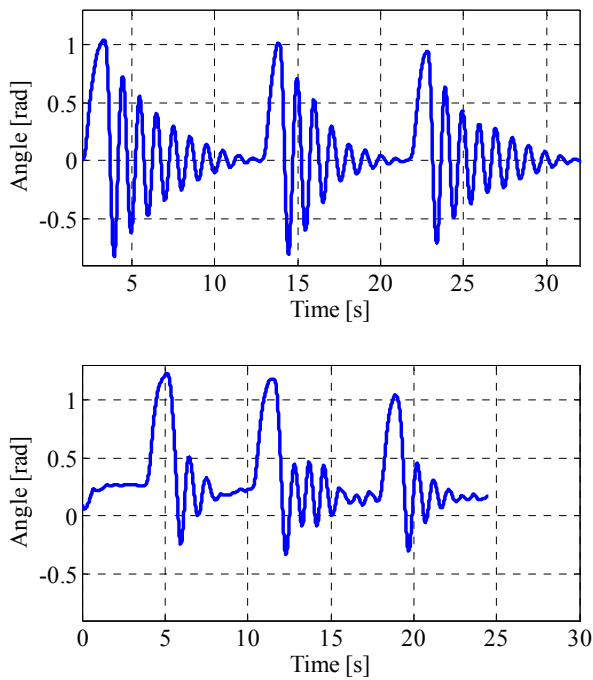


Fig. 4.1.1 Knee joint angle removed drift under condition of stimulation 0mA (upper), 23mA (bottom) for Subject1

4. 膝関節アクティブ粘弾性の推定

測定した角度データから、足の振り子動作の部分抜き出し、2章で述べた手法で膝関節アクティブ粘弾性を同定する。被験者の性別、体重、外から測定できるリンク長から、文献を参考に、膝から先の質量、質量中心位置、慣性モーメントを推定し、計算に用いる。

同定された粘弾性パラメータを検証する。膝関節まわりの運動方程式(2.3.1)において、同定されたパラメータ X を用いて、角度、角速度の初期値をサンプルデータから与えて角度 q について解いたものを *estimated* とし、ドリフト処理をした測定データ（関節角度）を *measured* として、比較する。これを角度のダイレクトバリデーションとし、被験者1における刺激強さ 23mA の1回目の結果におけるものを Fig. 4.2.3 に示す。これにおける平均誤差は、0.0754radであった。

ここで、同定されたパラメータ X を用いて、同じ条件での2回目における振り子運動の初期値から、角度 q について解いたものを *estimated* として、このときの角度データ (*measured*) と比較したものを、角度のクロスバリデーションとして Fig. 4.2.4 にしめす。このときの平均誤差は、0.1156radである。

パラメータ X の同定とバリデーションを、計測データより抜き出したすべてのサンプルについて行なった。

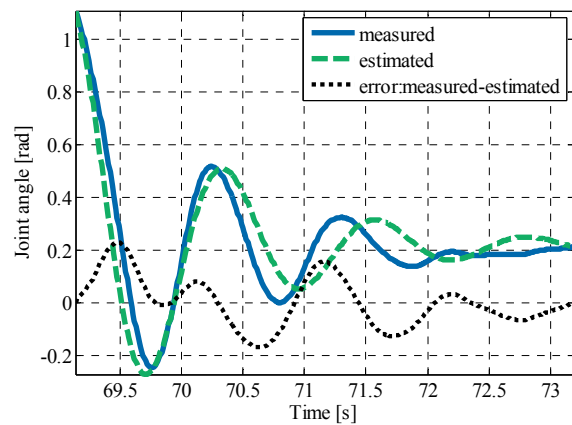


Fig. 4.2.7 Direct validation of angle at stimulation of 23mA for Subject1

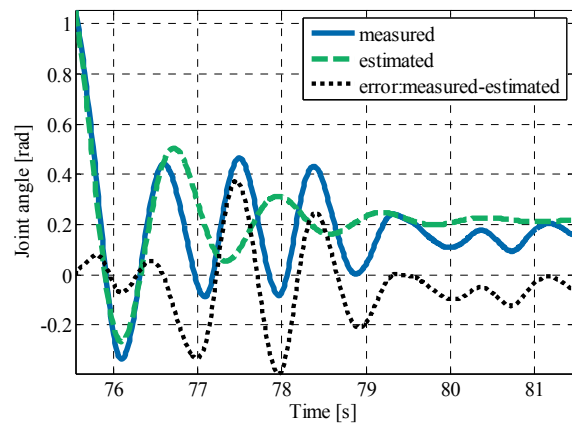


Fig. 4.2.7 Cross validation of angle at stimulation of 23mA for Subject1

FESの強さを変えた各条件においても、これと同様にして、粘弾性パラメータの推定、検証を行なった。被験者1の一部の条件について、推定したパラメータを相対標準偏差とともに Table 4.3.1 に示す。

Table 4.3.1 に示される相対標準偏差の値の概ねが $\sigma_x \% < 10\%$ となり、小さい値をとっていることから、とても精度よく推定されている。また、同じ条件で繰り返される3回の振り子実験のそれぞれから得られた値の間には良好な相関関係がある。ここで、刺激電流強さが大きくなると、相対標準偏差も大きくなることもある。また、パラメータが小さい値を取るときは、相対標準偏差は大きくなってしまふ。

ダイレクト/クロスバリデーションにて、そのエラーは小さくなっている。2章で説明したモデルと同定されたパラメータにて良い推定を示している。

k と h による2パラメータ線形モデルは、FESによる誘発筋肉収縮における膝関節の動作をよく表現していることがわかる。

被験者1について、受動動作時の膝関節粘弾性の推定の手法をもとに、FESを用いて膝関節アクティブ粘弾性の推定を行なうことできた。

被験者1と同様に、他の被験者についても、FES強さを変えた各条件において粘弾性の同定を行なった。

被験者1のFES強さを変えた各条件における弾性係数 k と

粘性係数 h , オフセット off の同定されたパラメータをFig. 4.3.1に示す. FES強さを変えた各条件において, 3回ずつ振り子動作を行ない, そのそれぞれにおいて, 関節粘弾性を推定したが, 各条件における3点の平均値をこのグラフにて示す. これらのグラフにおいて, 横軸に刺激電流強さをとり, 縦軸に同定されたパラメータをプロットしている. 刺激電流が大きいとき, 同定された弾性係数 k の値が負の値となっている結果がある. 力学的に疑問を感じたが, 関節角度のバリデーションの結果から, この値でも, 実験結果のような足の振り子の動きを再現できることがわかった. 式(2.3.1)の関節の運動方程式において, 今回の各被験者における同定結果に相当する値で粘弾性パラメータを当てはめると, 弾性係数 k よりも粘性係数 h のほうがその動きに大きく影響する. 弾性係数 k が負となった今回の結果であっても, 式(2.3.1)により, 膝関節の力学を表わすことができている.

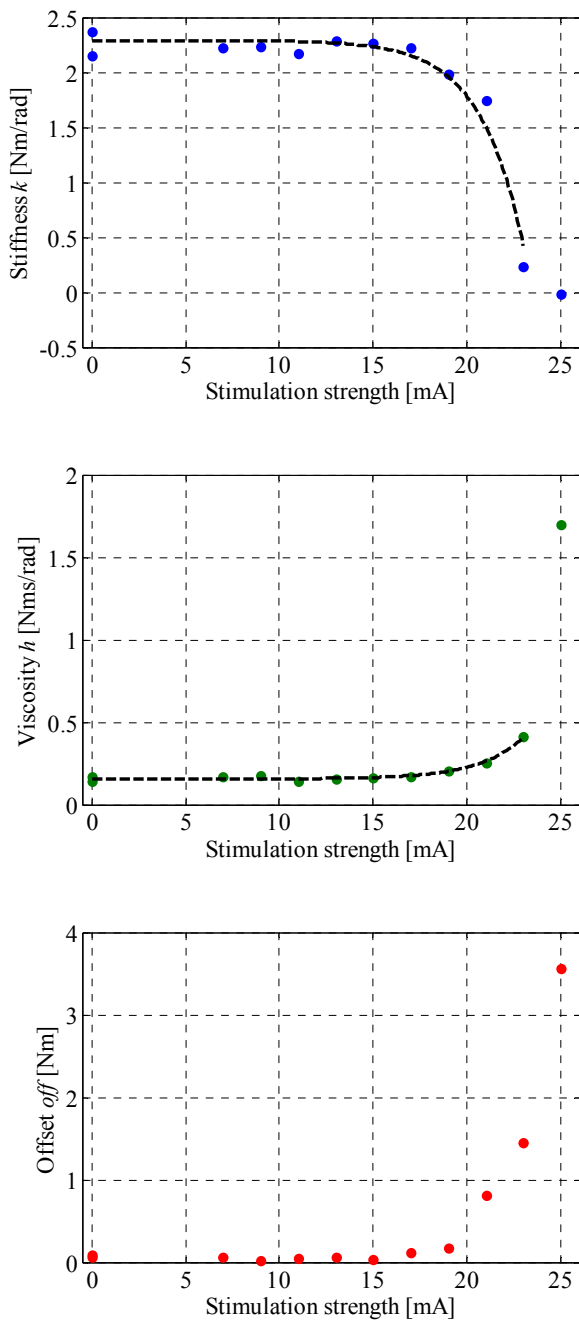


Fig. 4.3.1 Identified parameters for Subject1

5. FES 強さに応じた膝関節粘弾性の変化

被験者 1 の粘弾性パラメータの同定結果 Fig から, 刺激電流強さに応じた関節粘弾性の変化を見てとれる. 相対的な値の違いはあるが, 10 人の被験者の結果を通じて, 刺激強さに応じた弾性係数 k と粘性係数 h の変化の傾向が見られた.

弾性係数は, 刺激電流が大きくなるにつれて, 減少している. 粘性係数は, 刺激電流が大きくなるにつれて, 増加している. どちらも, 刺激電流が大きくなるにつれて, その増減の変化も大きくなっていると見られる. ここで, この FES の強さに対する粘弾性パラメータの変化について, ひとつのモデルを提案してみる. 弾性係数 k は指数関数的に減少, また, 粘性係数 h は指数関数的に増加しているように見ることができる. 同じ変化の傾向を示していることから, ここでは, 弾性係数 k は式(4.3.1), 粘性係数 h は式(4.3.2)にて, FES 強さに対する変化をモデル化してみる.

$$k(stim) = k_1 - \{k_2 \times \exp(k_e \times stim)\} \quad (4.3.1)$$

$$h(stim) = h_1 + \{h_2 \times \exp(h_e \times stim)\} \quad (4.3.2)$$

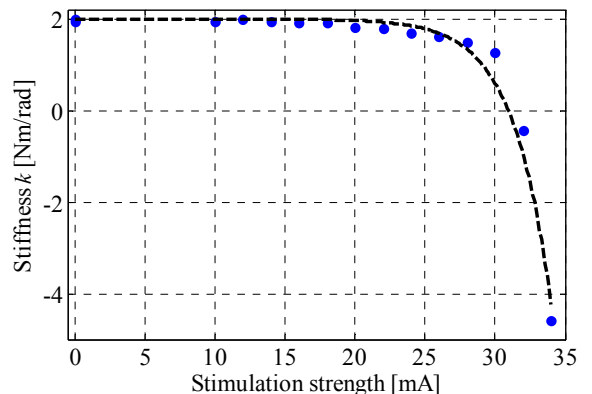
• $stim$: 刺激電流強さ

ここで示す FES-粘弾性変化のモデル式は, あくまで今回提案するひとつのモデルである. 10 人全員の被験者のそれぞれ同定した粘弾性パラメータについて, 式(4.3.1), 式(4.3.2)のモデル式にしたがって, 最小二乗法によって k_1 , k_2 , k_e , h_1 , h_2 , h_e を求め, この近似式を求める. それぞれの被験者の FES 強さを変えた各条件における粘弾性の同定結果をプロットしたグラフに, この近似式を黒の破線にて示す. この近似式のパラメータを Table 4.3.2 にまとめる. ここで示す e_k [Nm/rad], e_h [Nms/rad] はこの近似曲線と同定された粘弾性パラメータとの誤差平均である.

Table 4.3.2

The parameters of approximate equation and average error

Subject No.	k_1	k_2	k_e	e_k
	h_1	h_2	h_e	e_h
1	2.29	8.80×10^{-5}	0.433	0.092
	0.157	1.43×10^{-5}	0.425	0.010
5	1.99	1.93×10^{-5}	0.373	0.170
	0.159	2.40×10^{-4}	0.210	0.010
10	5.46	1.27	0.022	0.210
	0.220	7.46×10^{-5}	0.262	0.033



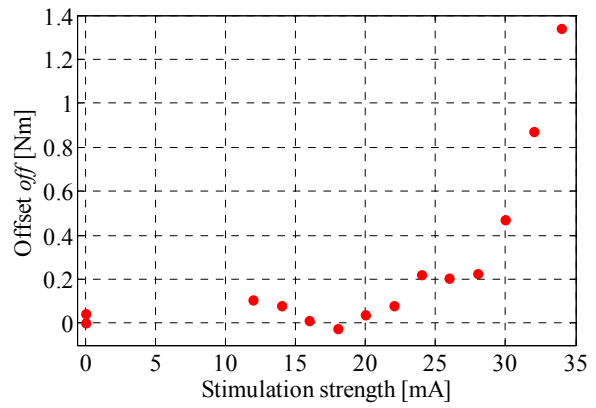
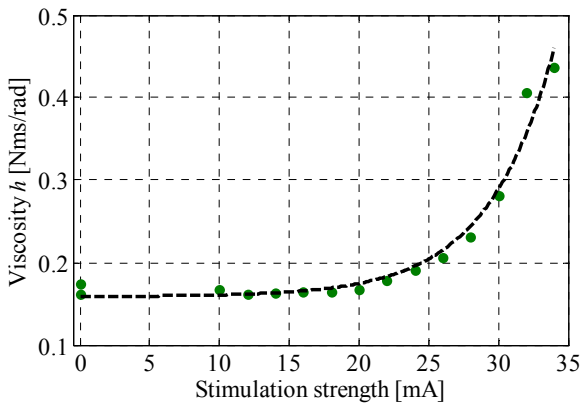


Fig. 4.3.1 Identified parameters for Subject10

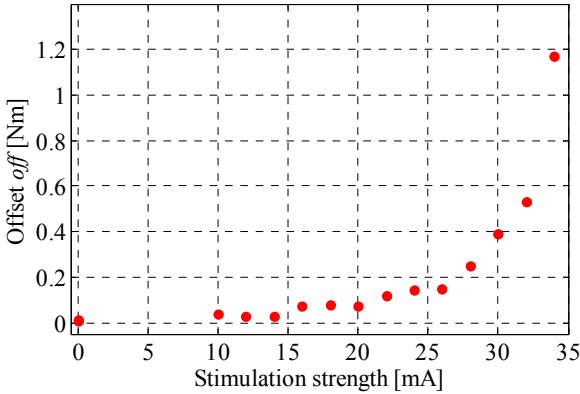
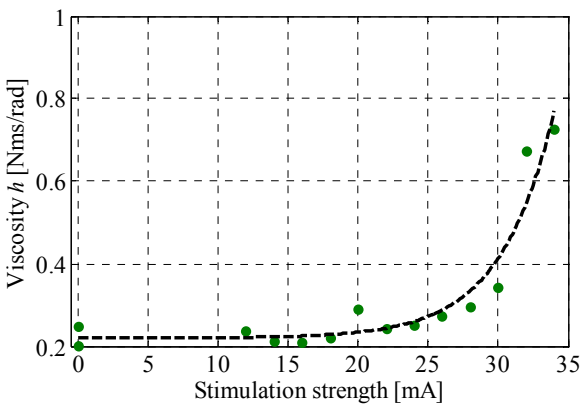
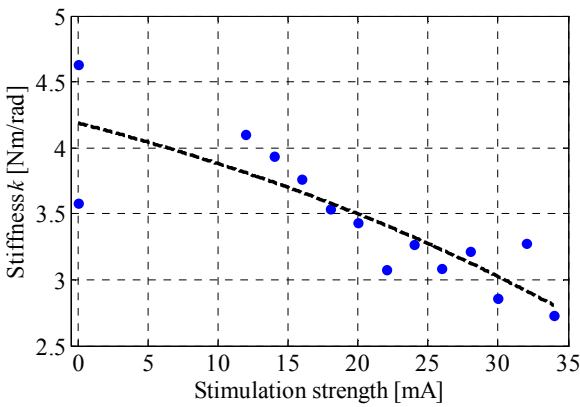


Fig. 4.3.1 Identified parameters for Subject5



被験者 1~8 に関して、弾性係数は、概ね、この指数関数的減少に沿った変化の傾向が見られる。被験者 9, 10 での弾性係数は、FES が強くなったときの減少は同じように見られたが、この指数関数的変化のモデル式に沿っていない結果である。これは、このモデル式ではなく、違った変化の仕方をしていただけと考えることができる。また、この結果は、実験誤差、例えば、被験者の緊張により、無意識的に筋肉へ収縮の信号を送ってしまったことも考えられる。実験の方法として、被験者には、足の運動に意識をせず、大腿筋収縮の信号を送らないように、脱力してもらうようにしているが、これは、意識して無意識になるという人の身体にとって難しいことである。脊損患者のように、自分の意志で足の筋肉を動かすことができないといった環境下で、この実験を行なうことができると、こうした問題を解決できると考える。今回の実験の被験者は、健常者であり、脳から、または脊髄といった中枢神経からの司令が起す筋収縮を完全に除くことはできていない。今後、FES による誘発筋収縮のみでの、実験の方法を考える必要がある。

弾性係数において、特に被験者 1~4 では、FES 強さが最大、または、最大に近づくと、それまでの指数関数的減少の変化から、大きく外れて、急激な増加が見られる。また、このときの粘性係数も、それまでよりも大きな値をとっている。このことより、この変化から、FES による筋収縮の限界を見分けることができる可能性が考えられる。最大の FES 強さは、被験者が痛いと感じる強さで決めた。このことにより、被験者それぞれの意識による差があることが考えられる。被験者 5~10 に関して、さらに FES を強くすると、同様の変化が見られる可能性はある。

粘弾性は指数関数的変化が見られるため、FES の最大刺激強さに近づいたとき、FES 強さの値の小さな差や、表面電極から筋肉への電流の伝わり方の微妙な差異により、その粘弾性の値は大きく変化する。そのため、FES が強くなると、そのとき、同じ電流強さの条件であっても、粘弾性パラメータの推定結果にばらつきが出やすくなる。

粘性係数については、すべての被験者において、弾性係数に比べて、指数関数的増加のモデル式(4.3.2)に沿って、変化しているように見られる。また、同じ条件における 3 回の同定結果のうち、弾性の値にばらつきがある場合でも、粘性の値はまとまっている部分が見られた。式(2.3.1)に表される膝関節まわりの運動方程式において、今回得られた粘弾性パラメータに相当する値で変化させて、その関節角度についてみると、弾性係数よりも粘性係数の値のほうが、その運動に支配的であることがわかった。このことも、この結果の要因であることが考えられる。

6. 結言

本論文では、複雑である人間の関節の力学を表わすために、大腿四頭筋に FES を用いて人間の膝関節アクティブ粘弾性を推定した。FES により一定の強さの筋収縮を誘起することによって、受動動作時に関節粘弾性を推定する手法である足の振り子実験にて、筋肉の収縮があるときの関節粘弾性（アクティブ粘弾性）を推定することができた。

一定の筋収縮のときの膝関節の粘弾性は推定することができ、2 つのパラメータの線形モデルによって、モデル化される。提案したモデルと、実験から推定されたその粘弾性パラメータにて、足の振り子動作における膝関節の力学を表わすことができた。

また、筋収縮レベルに対する粘弾性の変化について、10 人の被験者における同定結果からその傾向を見ることができた。FES の強さに対して、弾性パラメータは指数関数的減少、粘性パラメータは指数関数的増加を見せた。被験者にとっての最大の刺激強さでは、その変化の傾向からはなれ、弾性パラメータは大きく増加している。

今後の課題として、筋肉の収縮と関節粘弾性の関係を明確に示すことが考えられる。

今回の実験では、被験者は健常者であり、自分の意志で筋肉の収縮を制御することができる。また、FES は、体の表面に貼った電極からの電気刺激である。この FES のみが筋肉の収縮を誘起し、筋収縮レベルに変化があったとして、関節粘弾性を求めている。本論文で述べた 10 人の被験者は、日頃から体を動かすスポーツをしている人である。体脂肪が少ないことと発達した筋肉の高い応答性によって、電気刺激の強さから筋肉の収縮への高い応答性が提供される。直接的に筋収縮に変化を与える、または、筋収縮レベルを正確に測定することができると、より明確な筋収縮と関節粘弾性の関係を示すことができる可能性がある。

本研究で得られた成果は、FES 移植患者にとっての歩行を支援する新たな制御器を開発することに、貢献すると考える。また、人間の複雑な運動制御を理解するのに必須であり、筋収縮による関節動作についての洞察とアクティブ関節の弾性と粘性の制御に応用されることが考えられる。

謝辞

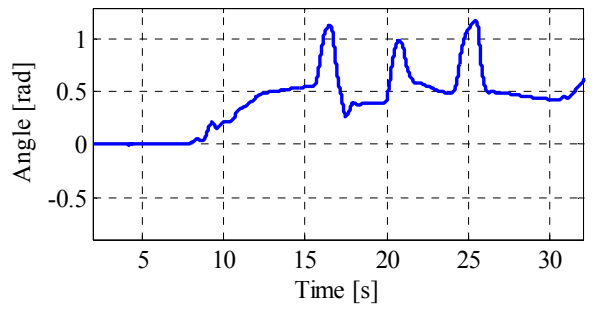
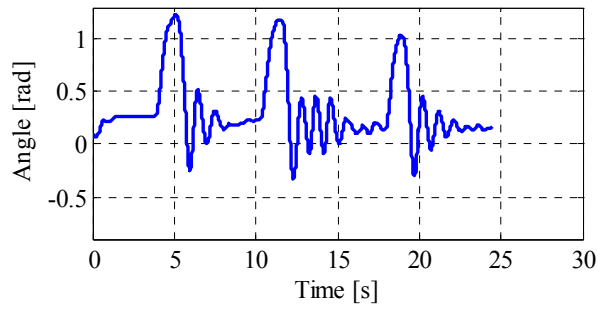
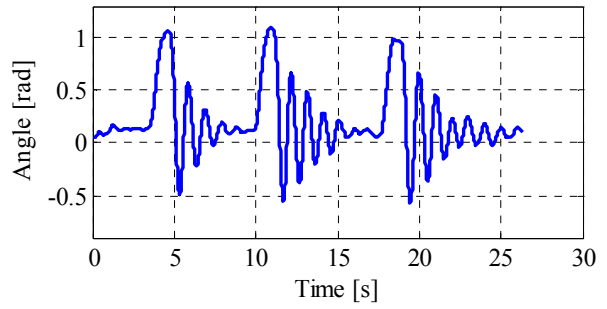
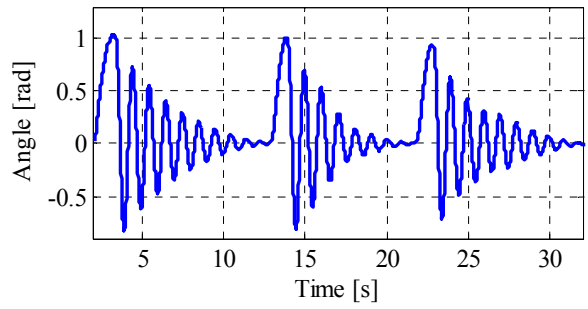
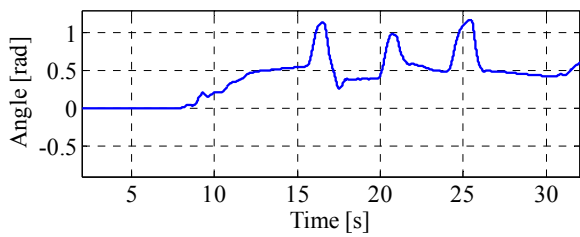
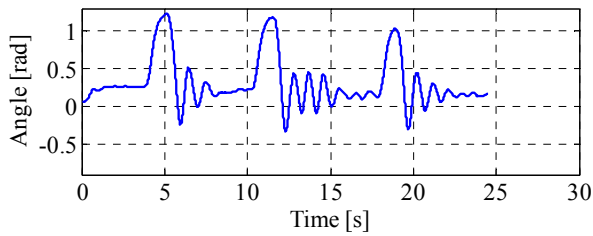
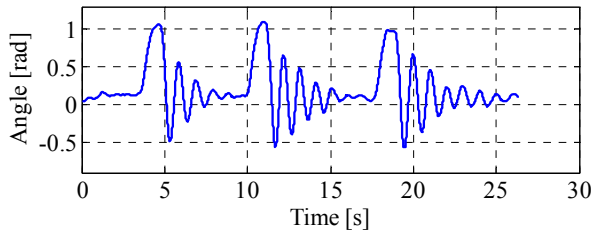
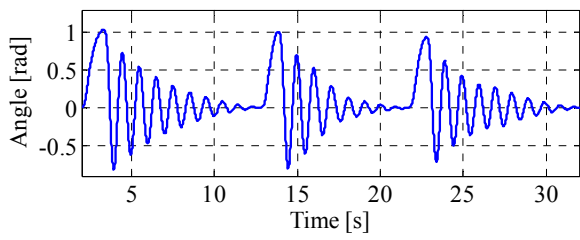
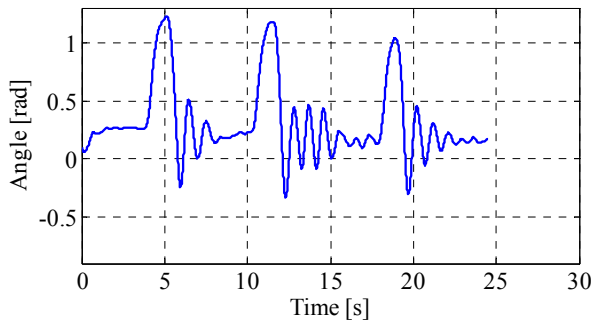
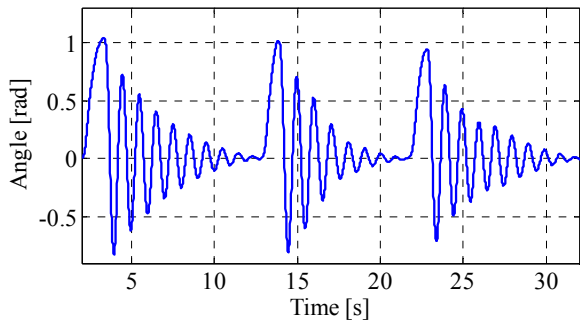
本研究を進めるにあたり、INRIA 研究員 林部充宏先生、クリスティンアゼバド先生、実験に協力して下さった被験者の皆様に、深く御礼申し上げます。

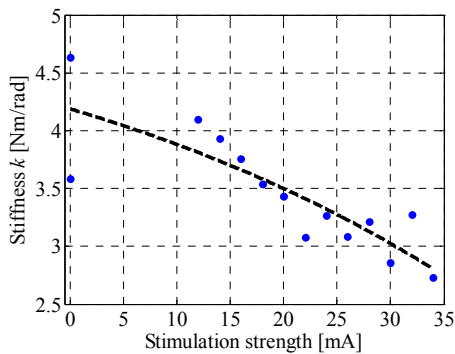
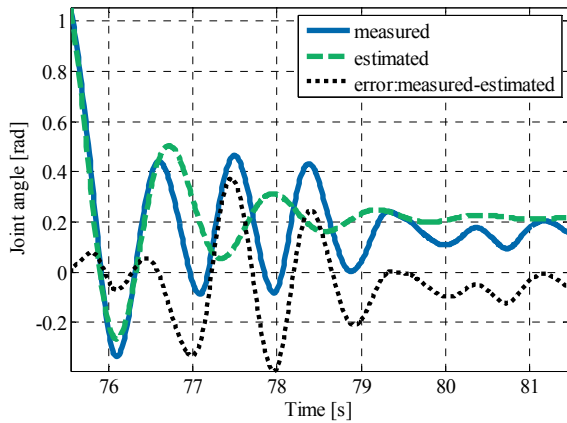
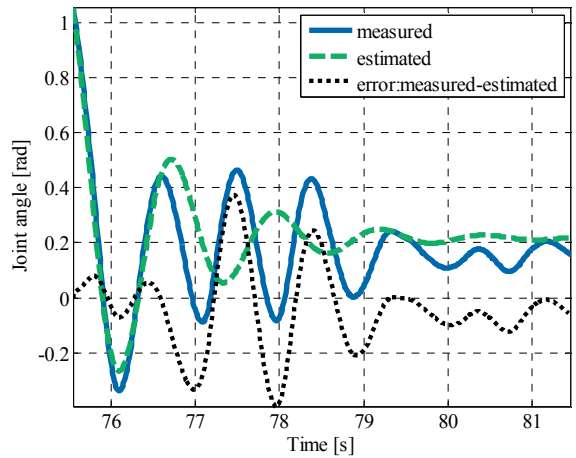
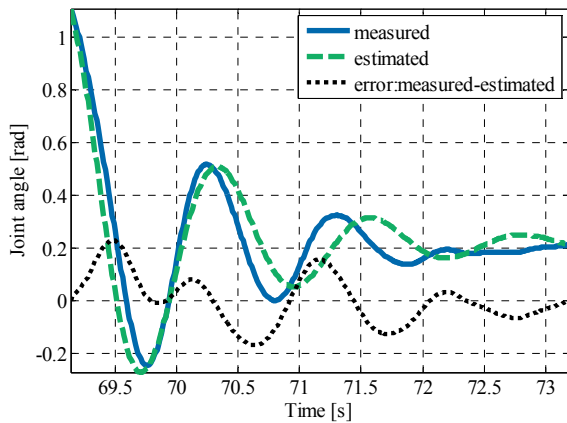
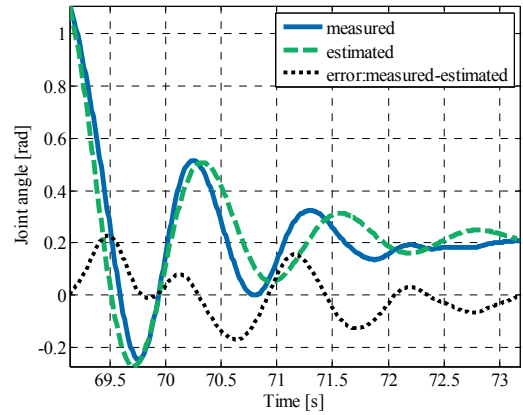
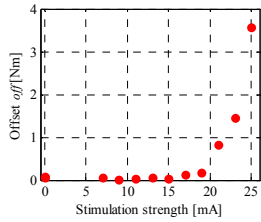
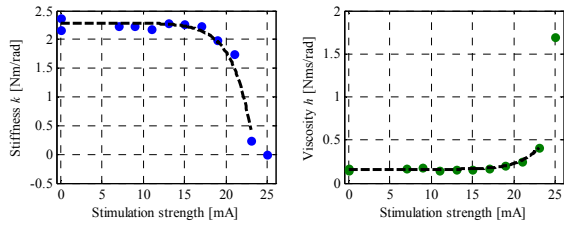
参考文献

- 1) R.J. Johns and V. Wright, "Relative importance of various tissues in joint stiffness", *J. Appl. Physiol.*, vol. 17, no. 5, pp. 824-828, 1962.
- 2) A.F. Thilmann, S.J. Fellows, and H.F. Ross, "Biomechanical changes at the ankle joint after stroke", *J. of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, vol. 54, pp. 134-139, 1991.
- 3) G. Venture, K. Yamane, T. Yamamoto, and Y. Nakamura, "Identification of human limb visco-elasticity using robotics methods to support the diagnosis of neuromuscular diseases", *Int. J. of Robotic Research*, vol. 28, pp.

1322-1333, 2009

- 4) R. Wartenberg, "Pendulousness of the leg as a diagnostic test", *Neurology*, vol. 1, pp. 18-24, 1951.
- 5) G. Venture, K. Yamane, and Y. Nakamura, "Application of non-linear least square method to estimate the muscle dynamics of the elbow joint", in *IFAC - Int. Conf. on System Identification*, pp. 1168-1173, 2006.
- 6) R. Osu and H. Gomi, "Multijoint muscle regulation mechanisms examined by measured human arm stiffness and emg signals", *J. of Neurophysiology*, vol. 81, no. 4, pp. 1458-1468, 1999.
- 7) M. Ferrarin, F. Palazzo, R. Riener, and J. Quintern, "Modelbased control of FES induced single joint movements", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 9(3), pp.245-257, 2001.
- 8) Z. Matjacic and T. Bajd, "Arm-free paraplegic standing-Part I: control model synthesis and simulation", *IEEE Trans. Rehabil Eng.*, vol.6, pp.125-138, 1998.
- 9) Ralf-Peter Jaime, Z. Matjacic, and T. Bajd, "Paraplegic standing supported by FES-controlled ankle stiffness", *IEEE Trans. Neural Sys. Rehab. Eng.*, vol.10, pp. 239-248, 2002.
- 10) W. Khalil and E. Dombre, Modeling, identification and control of robots, Hermes Penton, London-U.K, 2002.
- 11) G. Venture, K. Yamane, Y. Nakamura, and M. Hirashima, "Estimating viscoelastic properties of human limb joints based on motion capture and robotic identification technologies," in *Proc. of the IEEE Int. Conf. on Intelligent Systems and Robots*, pp. 624-629, 2007.
- 12) K. Ayusawa, G. Venture, and Y. Nakamura, "Identification of humanoid robots dynamics using floating-base motion dynamics", in *Proc. IEEE/Int. Conf. on Intelligent Robot System*, pp. 2854-2859, 2008.
- 13) 阿江通良, 湯海鵬, 横井孝志, "日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定", *バイオメカニズム*(11), pp23-33, 1992





- 用紙サイズ： A4
- 枚数： 両面使用で1枚（2ページ）
- 余白： 上下…18 mm 左…表 20 mm, 裏 10 mm 右…表 10 mm, 裏 20 mm
- 文字サイズ： 本文は原則として9ポイント
- 図表： 図表のタイトルならびに説明（図表内を含む）は英文で記述すること。文字が小さすぎて読めない等とならないよう注意すること。
- その他： 本文は目的，理論，実験結果，結論等に分けて記述すること。
- 講演番号： プログラムを参照し，1ページ目右上端に講演番号を記入する。
- 表題： 表題は12ポイント以上の文字を使用し，邦文・英文の順に中央に書く。
- 氏名： 研究室名と氏名（日本語+英語）を右寄せで書く。
- Abstract： 氏名から1行あけ，100～150 words以内で英文要旨を書く。
- キーワード： 研究の内容を表すキーワード（英語で教語）を書く
- 本文： キーワードから1行あけて本文を書く。文章は2段組とし，中央に1.0 cmの空白を設ける。また，

(1979) 411.

15) 白井英治, 現代切削理論, (1990), 共立出版, 320-340.

$$k(stim) = \begin{cases} k_s & (stim \geq 14) \\ k_1 stim - k_2 & (stim > 14) \end{cases}$$