慶應義塾大学学術情報リポジトリ
Keio Associated Repository of Academic resouces

Title	多チャネル多軸筋音図によるヒトの運動制御における筋粘弾性調節機構の解析
Sub Title	Analysis of muscle viscoelasticity in human motion control using system identification of multi channel and multi axis mechanomyogram
Author	内山, 孝憲(Uchiyama, Takanori)
Publisher	
Publication year	2012
Jtitle	科学研究費補助金研究成果報告書 (2011.)
JaLC DOI	
Abstract	皮膚の上から総腓骨神経に電気刺激を与えて前脛骨筋の収縮を誘発した. 誘発収縮に伴う振動(筋音)をレーザ変位計および前脛骨筋の皮膚に貼付けた加速度センサを用いて計測した. 電気刺激を入力, 筋音を出力とするシステムの伝達関数を同定したところ, 5次ないし6次のモデルが得られ, 筋の弾性と皮下脂肪に由来すると固有周波数を得ることができた. つまり, 新しい粘弾性の解析方法を確立し, 刺激強度および刺激頻度と粘弾性の関係を明らかにした.
Notes	研究種目：基盤研究(C) 研究期間：2009～2011 課題番号：21560452 研究分野：工学 科研費の分科・細目：電気電子工学・計測工学
Genre	Research Paper
URL	https://koara.lib.keio.ac.jp/xoonips/modules/xoonips/detail.php?koara_id=KAKEN_21560452seika

慶應義塾大学学術情報リポジトリ(KOARA)に掲載されているコンテンツの著作権は、それぞれの著作者、学会または出版社/発行者に帰属し、その権利は著作権法によって保護されています。引用にあたっては、著作権法を遵守してご利用ください。

The copyrights of content available on the KeiO Associated Repository of Academic resources (KOARA) belong to the respective authors, academic societies, or publishers/issuers, and these rights are protected by the Japanese Copyright Act. When quoting the content, please follow the Japanese copyright act.

様式Ｃ－１９

科学研究費助成事業（科学研究費補助金）研究成果報告書

平成２４年３月３１日現在

機関番号：３２６１２
研究種目：基盤研究（Ｃ）
研究期間：2009～2011
課題番号：２１５６０４５２
研究課題名（和文）　多チャネル多軸筋音図によるヒトの運動制御における筋粘弾性調節機構の解析
研究課題名（英文）　Analysis of muscle viscoelasticity in human motion control using system identification of multi channel and multi axis mechanomyogram
研究代表者
内山 孝憲（UCHIYAMA TAKANORI）
慶應義塾大学・理工学部・教授
研究者番号：50243324

研究成果の概要（和文）：皮膚の上から総腓骨神経に電気刺激を与えて前脛骨筋の収縮を誘発した．誘発収縮に伴う振動（筋音）をレーザ変位計および前脛骨筋の皮膚に貼付けた加速度センサを用いて計測した．電気刺激を入力，筋音を出力とするシステムの伝達関数を同定したところ，5 次ないし 6 次のモデルが得られ，筋の弾性と皮下脂肪に由来すると固有周波数を得ることができた．つまり，新しい粘弾性の解析方法を確立し，刺激強度および刺激頻度と粘弾性の関係を明らかにした．

研究成果の概要（英文）：The common peroneal nerve was electrically stimulated and muscle contraction of the tibialis anterior muscle was induced. The mechanomyogram was measured with a laser displacement meter and an acceleration sensor attached on the skin. The system, of which input was electrical stimulation and the output was mechanomyogram, was identified with the fifth- or sixth-order model. The natural frequencies of the system agreed with those originated from the elasticity of the muscle and subcutaneous fat. The relationship between stimulation strength/frequency and viscoelasticity was revealed.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合　計
2009 年度	1,500,000	450,000	1,950,000
2010 年度	1,100,000	330,000	1,430,000
2011 年度	800,000	240,000	1,040,000
年度			
年度			
総　計	3,400,000	1,020,000	4,420,000

研究分野：工学
科研費の分科・細目：電気電子工学・計測工学
キーワード：筋音図，システム同定，粘弾性，前脛骨筋

１．研究開始当初の背景

ヒトの滑らかで柔らかな動作は筋が力を発生するだけではなく，粘弾性を有することで実現されている．従来，筋の粘弾性の推定には，一定の力を発揮して姿勢を維持しているときに外乱を与えてその応答が用いられてきた．しかし，この方法では，一定の姿勢を維持することが必要であり，解析方法の原理上の制限から，反射が発生せず筋活動が一定と見なせる短い時間の応答を用いなければならなかった．一方，研究代表者は，筋が収縮するときに皮膚の表面で観測される振動（筋音）のシステム同定によって，粘弾性を推定する方法を提案し，10 次のモデルで筋音

を近似できることを示した．しかし，モデルの次数が高く，バネ・マス・ダッシュポット系の力学モデルを 5 つ必要とし，筋や皮下粗組織との対応は不明であった．また，筋音の計測位置依存性や，振動の軸方向依存性についても明らかにされていなかった．

そこで，3 軸加速度センサを多数用いて多チャネル多軸筋音計測システムを構築し，多計測位置および振動の軸と同定されるモデルの関係を明らかにする．また，レーザ変位計を用いる計測と比較する．最適な計測条件で，刺激強度および刺激頻度と粘弾性の関係を明らかにする．

２．研究の目的

(1) 3 軸の振動を計測することができるセンサを多数配置して，多チャネル多軸筋音図計測システムを構築する．これを用いて，筋音の伝搬機構を解析し，粘弾性の推定に適するセンサの位置と振動の軸を明らかにする．

(2) 総腓骨神経に経皮的に与える電気刺激を入力，筋音を出力とするシステムの伝達関数を同定する．伝達関数をバネ・マス・ダッシュポット系の 2 次遅れ系の組み合わせ考えて粘弾性を解析する．このとき，刺激強度を変化させて収縮に寄与する筋線維の数と，刺激頻度を変化させて筋の活動度による粘弾性の変化を明らかにする．

３．研究の方法

(1) 多チャネル多軸筋音図計測と伝達関数の刺激強度依存性

被験者を椅子に座らせ，膝関節角度が 90 度になるように足部を固定した（図 1）．3 軸加速度センサを，腓骨頭から外踝までの距離と，脛骨前縁からの距離を参考にして 3×3 の格子状に貼付した．被験者は健常な男性 6 名である．

電気刺激には，電気刺激装置（SEN-3301，日本光電）とアイソレータ（SS-104J，日本光電）を用い，振幅を 5～30 mA に変化させて，収縮レベルを調節した．収縮レベルの指標には筋音の振幅の pp 値（peak to peak value）を用いた．

筋音計測装置を，アナログ 3 軸加速度センサモジュール（MMA7361L，Freescale）を用いて作成した．センサは感度 206 mV/G，カットオフ周波数 1507 Hz で X，Y，Z 軸の加速度を検出する．増幅部は正帰還型 2 次ハイパスフィルタ（カットオフ周波数：1 Hz）と，ゲイン 6 倍の非反転増幅回路で構成した．装置からの出力信号をサンプリング周波数 2 kHz で AD 変換して，PC で記録した．

刺激強度を上げても振幅が変化しない刺激強度，つまり最大収縮レベルで pp 値を求めた．次に，パルス幅 500 μs の単極性パルスを，刺激間隔 500 ms で 6 回与える試行を，pp 値が最大収縮レベルの 20，40，60，80，100%となる刺激強度で 16 試行ずつ行って，加速度を計測した．実験は各被検者につき 6 回ずつ行った．

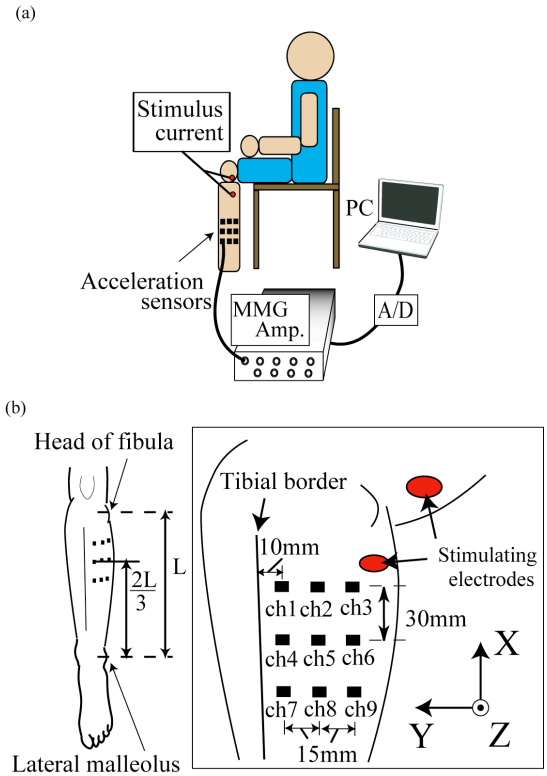

図 1 多チャネル多軸筋音図計測の模式図

16 試行の計測で得られた全ての筋音に対して，2 回目の刺激の 0.025 s 前までの信号を除き，それ以降の刺激 5 回分の筋音を抽出した．さらに，刺激電流をトリガとして同期加算平均を行なった．同期加算平均した筋音に対して，電気刺激を行なった時間を基準として，0.025 s 前までの，振幅の標準偏差を求めた．次に，電気刺激後に筋音の振幅が標準偏差の 3 倍以上になる時間を算出した．その時間までをむだ時間として取り除いた．

電気刺激を入力，筋音を出力とするシステムの伝達関数を求めるために，部分空間法(4SID)を適用した．

$$\begin{cases} \boldsymbol{x}(k+1) = \boldsymbol{A}\boldsymbol{x}(k) + \boldsymbol{B}\boldsymbol{u}(k) \\ \boldsymbol{y}(k) = \boldsymbol{C}\boldsymbol{x}(k) + D\boldsymbol{u}(k) \end{cases}$$

で与えられる状態方程式の各係数 A～D を用いて，

$$G(z) = \boldsymbol{C}^t(z\boldsymbol{I} - \boldsymbol{A})^{-1}\boldsymbol{B} + D$$

により n 次伝達関数を求めた．本研究では 4

～30 次の伝達関数を算出した．さらに，6 回の実験それぞれで得られた適合率の平均値と標準偏差を算出した．

伝達関数 G(z)をゼロ次ホールドにより連続系に変換した．連続系 n 次伝達関数を複素共役根ごとに n/2 個の 2 次伝達関数に分解して，

$$G_k(s) = \frac{\gamma s + \delta}{s^2 + \alpha_k s + \beta_k} \ , \ k = 1, 2, \cdots, \frac{n}{2}$$

を得た．ただし，最小位相系で伝達関数を得ることができないので，分母のみを評価した．

各次数のモデルの，測定値との誤差(適合率 P)を

$$P = 100 \times \left[1 - \frac{\sqrt{\sum_{k=1}^{N} \left\{ \hat{y}(k) - y(k) \right\}^2}}{\sqrt{\sum_{k=1}^{N} \left(\hat{y}(k) - \bar{y} \right)^2}} \right]$$

によって求めた($\hat{y}(k)$：部分空間法によって求めた推定値，$\bar{y}$：$y(k)$の平均値)．また，6 回の計測から得られた適合率の平均値と標準偏差をそれぞれの収縮レベルについて求めた．

各被検者について，収縮レベルと係数β_kの間の相関係数を求め，その有意性を検定した．

(2) 筋音および背屈トルクを出力する伝達関数の刺激頻度依存性

被験者は膝関節角度が 90 度となるよう椅子に座り，大腿部，膝上および爪先を固定した．爪先を固定した台は足関節の回転中心を軸に回転する機構であり，ひずみゲージ（KFG-1N-120-C1-11LM2R，共和電業）を貼った銅板を介してワイヤーで固定した(図 2)．

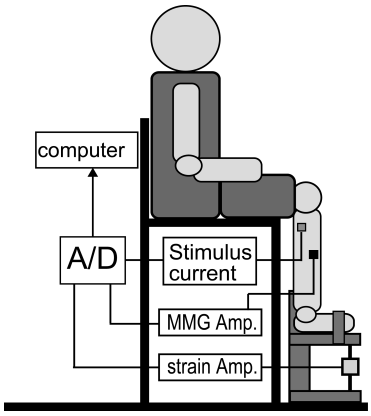

図 2 刺激頻度依存性の計測システムの模式図

単極性パルスを用いて総腓骨神経を経皮的に電気刺激して，前脛骨筋を誘発収縮させた．筋腹部に両面テープで貼り付けた加速度センサ（MP110-10-310，メディセンス）を用いて筋音を計測した．刺激パルス，筋音および背屈トルクをサンプリング周波数 2000 Hz で AD 変換し（cRIO-9215，National Intsruments)，PC で記録した．

刺激頻度 1～50 pulses/s (pps)で 13 通りに変化させて，筋音と背屈トルクを測定した．刺激頻度の増加とともに電気刺激の回数を増やし，休憩時間を長くした．筋音の陽性ピークと陰性ピークの絶対値和（MMG peak-to-peak; MMGpp)，背屈トルクおよび Fusion Index (FI)を算出して，単収縮から強縮に至る過程を確認した．

特異値分解法を用いて，電気刺激を入力，筋音を出力とする伝達関数と，電気刺激を入力，背屈トルクを出力とする伝達関数を同定した．筋音では 2～12 次，背屈トルクでは 2～6 次の伝達関数を同定した．計測波形と同定した伝達関数を用いて求めた推定波形の適合率から，最適なモデルの次数を定めた．

粘性の指標として伝達関数の分母の係数α_kを，また弾性の指標としてβ_kと刺激頻度の関係を調べた．また固有周波数を調べた．

４．研究成果

(1) 多チャネル多軸筋音図計測と伝達関数の刺激強度依存性

X 軸および Y 軸方向の加速度は，Z 軸方向の加速度と比較して振幅が小さく，ほとんど影響を及ぼさないことが明らかになった．

Z 軸方向の加速度について，被検者 A の伝達関数の次数と適合率の関係の例を図 3 に示す（収縮レベル：60%）．被検者 A では ch5，8（(e)，(h)）で低次の伝達関数で適合率が高く，その他のチャネルでは適合率が低下した．また，6 名の被検者の内，5 名の被検者で ch5，8 での適合率が高く，どの収縮レベルでも 6，8，10 次の伝達関数での適合率はそれぞれ，70%，80%，90%程度であった．

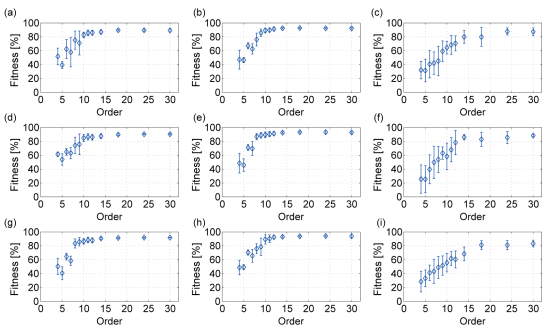

図 3 モデルの次数と適合率の関係；(a)～(i)は図 1 の ch1～ch9 に対応

筋腹付近が筋音の計測に適しており，筋の走行方向であれば，特性がほぼ等しい筋音を計測できるが，計測位置が内側あるいは外側にずれると，筋音の特性が異なることが明らかになった．このことについては，筋音の波形で評価した報告はあるものの，システム同定の観点から明らかにした例はこれまでにない．

図 4 に収縮レベル（刺激強度）と伝達関数の係数α_kおよびβ_kの関係の一例（被験者 A，ch5，8 次モデル）を示す．

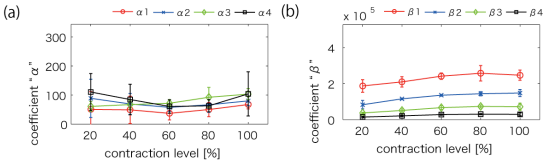

図 4 収縮レベルと伝達関数の係数の関係；(a) α_k, (b) β_k

係数β_kには，収縮レベルに対して有意水準 5%で，最も大きいβ_1を除く 3 つの係数で統計的に有意な相関が認められた．一方，係数α_kについては統計的に有意な相関は認められなかった．このことは弾性の指標の内，大きな値を示すものは，筋の収縮レベルに依存しない組織の性質を反映していることを示唆するものである．

(2) 筋音および背屈トルクを出力する伝達関数の刺激頻度依存性

①刺激頻度と筋音の変化

図 5 に MMGpp，背屈トルクおよび FI の一例を示す．刺激頻度の増加とともに，MMGpp は減少し，背屈トルクは増加して，FI は 100%に漸近した．他の被験者においても同様の変化が現れ，50 pps までに FI が 99%を越えたことから完全強縮に達していると考えられる．

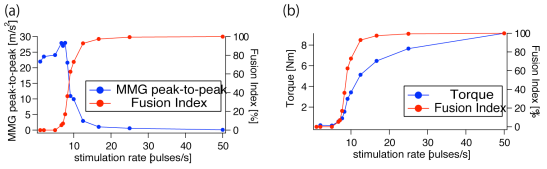

図 5 刺激頻度と MMGpp，FI，背屈トルクの関係

②筋音のモデル

図 6 に 1 pps における(a)伝達関数の次数と適合率（全被験者の平均値と標準偏差）の関係と，(b)測定波形と推定波形の一例を示す．適合率は 5 次から 6 次の間で約 10%増加して，7 次以上では緩やかに変化した．このように 6 次で適合率の増加が緩やかになる傾向は，他の刺激頻度でも多くみられた．そして 6 次の推定波形は，減衰部分で不一致が見られるが，第一陽性ピークと第一陰性ピークがよく一致した．他の刺激頻度においても，6 次で筋音のピークを良好に近似できたため，筋音のモデルの最適次数は 6 次と考えられる．

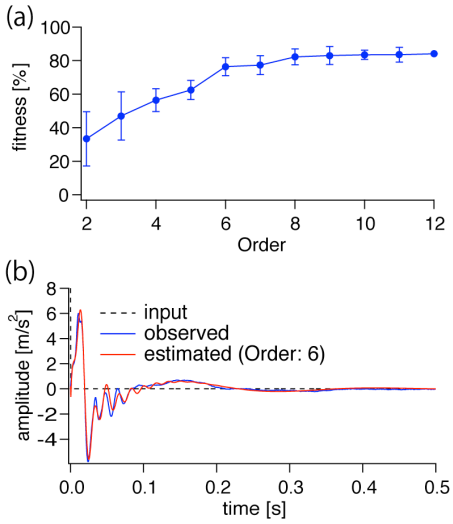

図 6 筋音のモデルの次数；(a) 次数と適合率，(b) 6 次のモデルによる推定波形

③背屈トルクのモデル

図 7 に 1 pps における(a)伝達関数の次数と適合率（全被験者の平均値と標準偏差）の関係と，(b)測定波形と推定波形の一例を示す．適合率は 2 次で 85%程度であり，推定波形は測定波形とよく一致した．したがって背屈トルクの最適次数は 2 次と考えられる．

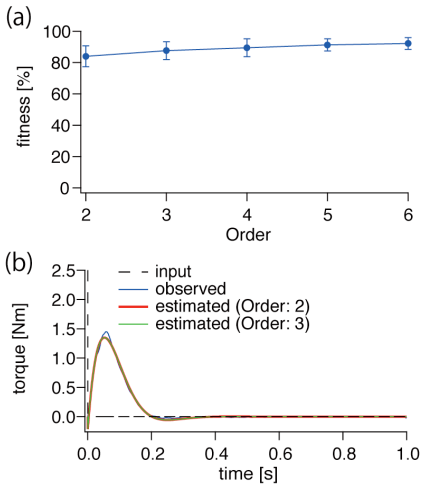

図 7 背屈トルクのモデルの次数；(a) 次数と適合率，(b) 2 次のモデルによる推定波形

④弾性と粘性の指標

図 8 に筋音の 6 次伝達関数の分母の係数(a) α_k（全被験者の平均値と標準偏差）と(b) β_kの，刺激頻度との関係を示す．各係数の番号は，β_kの値が大きいものから順に 1，2，3 とした．粘性の指標であるα_kはすべての値が同じ程度の大きさを持ち，それらは刺激

頻度の増加とともに増加した．もっとも値が小さい弾性の指標であるβ_3は，刺激頻度が 1 pps から 50 pps に増加すると，約 118 倍に増加した．β_1とβ_2も増加傾向を示し，同範囲で 10 倍程度増加した．α_kとβ_kについて，被験者と刺激頻度を要因として二元配置分散分析を行ったところ，すべての係数が有意水準 5%で刺激頻度について有意差が認められた．

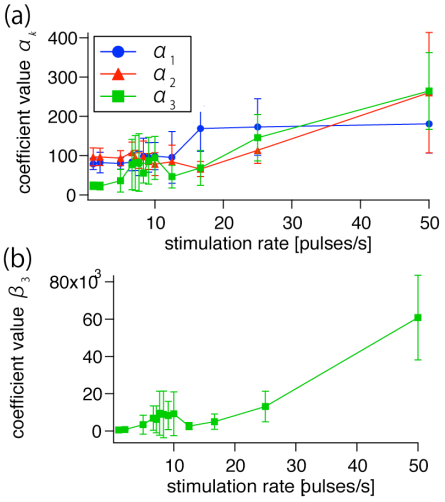

図 8 刺激頻度と伝達関数の係数の関係

⑤筋音と背屈トルクの固有周波数

図 9 に筋音のβ_3を含む 2 次系における固有周波数 f_3と，背屈トルクの 2 次伝達関数における固有周波数 f_t （共に全被験者の平均値と標準偏差）の刺激頻度との関係を示す．f_tはf_3と同じ程度の大きさであり，6.7 pps までは増加傾向を示した．

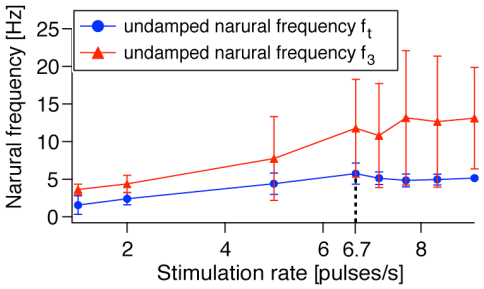

図 9 刺激頻度と固有周波数

筋音と背屈トルクを出力する伝達関数の同定に関しては，電気刺激の強度を正弦波状に振幅変調し，変調周波数を様々に変化させて周波数特性を求め，グレイボックスモデルを適合する報告があるのみである．この場合，測定時間が数十分に及ぶ問題点がある．一方，本研究では，インパルス応答を計測して伝達関数を同定する方法であり，計測時間は数分程度である．また，生体組織の機械インピーダンス計測によって求められる共振周波数程度の大きさの固有周波数と，背屈トルクを出力とするシステムの固有周波数と同程度の固有周波数を，筋音を出力するシステムの伝達関数の同定で同時に得られており，従来にない優れた方法である．

今後は，動作中の筋音のシステム同定を行い，動作中に筋の粘弾性がどのように調節されているかを明らかにすることで，加齢の影響，トレーニングやリハビリテーションの効果，傷害の予防，転倒等の事故の防止への有用な知見を与えることが期待される．

５．主な発表論文等

（研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線）

〔雑誌論文〕（計 3 件）

1. 宇佐美洋佑，宮原佐和，内山孝憲，誘発筋音図のシステム同定と伝達関数の刺激頻度依存性の解析，バイオメカニズム，査読有，21 巻，（印刷中）
2. T. Uchiyama, E. Hashimoto, ‘System identification of the mechanomyogram from single motor units during voluntary isometric contraction’, Medical & Biological Engineering & Computing, 査読有，Vol. 49, No. 9, pp. 1035-1043 (2011)
3. 山口拓政，樋口辰哉，内山孝憲，前頸骨筋における誘発筋音図のシステム同定～伝達関数の収縮レベル依存性の解析～」，生体医工学，査読有，46 巻 6 号，pp. 541-548 (2009)

〔学会発表〕（計 12 件）

1. 内山孝憲，篠原啓太：「加速度センサとレーザ変位計によって計測した筋音図のシステム同定」，第 26 回生体・生理工学シンポジウム， 2011 年 9 月 21 日，立命館大学
2. T. Uchiyama, K. Shinohara: ‘System identification of mechanomyograms detected with an acceleration sensor and a laser displacement meter’, 33rd Ann. Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 3-Sep-11, Boston
3. 宇佐美洋佑，宮原佐和，内山孝憲，誘発筋音図の伝達関数の同定と筋力学特性の刺激頻度依存性の解析への応用，第 22 回バイオメカニズムシンポジウム，2011 年 7 月 28 日，熊本
4. 篠原啓太，内山孝憲，特異値分解を用いた加速度筋音図と変位筋音図のシステム同定」，第 50 回日本生体工学会大会，2011 年 4 月 29 日，東京

〔その他〕

ホームページ等
http://www.bi.appi.keio.ac.jp/?page_id=9

６．研究組織
(1)研究代表者
内山 孝憲（UCHIYAMA　TAKANORI）
慶應義塾大学・理工学部・教授
研究者番号：50243324

(2)研究分担者
該当なし

(3)連携研究者
該当なし