

平成 14 年度
修士論文

モータ付き歩行支援機を用いた転倒防止のための制御
(筋骨格モデルを用いた転倒シミュレーションの有為性)

指導教員
井上喜雄 教授

副指導教員
河田耕一 教授

高知工科大学 大学院 工学研究科
基盤工学専攻 知能機械システム工学コース

1055036 川澤延弘

目次

1章	緒言	1
2章	患者の転倒パターン	2
	(1) 転倒パターン1	2
	(2) 転倒パターン2	2
3章	実験装置	3
	3.1 歩行支援機の概要	3
4章	解析モデル	4
	4.1 力学モデル	4
	4.2 関節モーメントの計算	5
	4.3 筋骨格モデル	7
	4.4 筋張力・筋収縮速度の計算	9
5章	実験	11
	5.1 被験者	11
	5.2 実験システム	11
	5.2.1 床反力計測装置	12
	5.2.2 3次元動作解析装置	13
	5.2.3 筋電位計測システム	14
	5.2.4 制御コンピュータ	15
	5.2.5 計測時間の同期	16
	5.3 実験方法	17
	5.4 実験結果	18
	5.5 考察	18
6章	結言	19
	謝辞	
	参考文献	
	付録	

1章 緒言

現在，高齢社会をむかえ介護装置の開発が急務とされている．要介護者のための歩行支援機製作などもその1つである．しかし，要介護者が歩行支援機を用いるにあたり，様々な要介護者に対応するためにも，歩行支援機の個々に対する転倒防止パラメータの決定が必要になる．その転倒防止パラメータを決定するためには要介護者に協力して頂き，歩行支援機を用いた転倒実験を行うことが望ましい．しかしながら，その転倒実験では被験者である要介護者にかかなりの危険を伴い，症状を悪化させる可能性も考えられる．そのため，要介護者の身体パラメータを用い，転倒のシミュレーションを行うことで様々な要介護者の転倒による身体の負担を推定することが可能であれば，個々の転倒防止パラメータを決定可能であると考えられる．そこで試作型の電動モータ付歩行支援機を用い，健常者による模擬転倒実験を行う．その模擬転倒の動作を解析することで，実際の下肢筋活動と筋骨格モデルを用いた筋張力の関係を示し，今後の歩行支援機製作に筋骨格モデルが有用であるか否か検討した．

筋骨格モデルのデータを得るために3つの動作制御モードで制御した電動モータ付歩行支援機を用い，被験者（健常な成人男性2人）に模擬転倒を行った．動作制御モードは，歩行支援機を一定速度で動作させる速度一定モード・被験者の足の位置により歩行支援機の変速させる位置検出モード・被験者のハンドルに加える力により歩行支援機の変速させる力速度モードの3つを用いた．転倒方法は，医療現場で最も典型的な転倒パターンの1つである歩行器と患者の水平方向の距離が離れていき足が遅れることで体を支えきれずに転倒に至るパターンを用いた．

この模擬転倒実験では，転倒時の最悪のパターンである被験者の片足に全体重が加わった時の下肢筋群への負担を推定するために歩行支援機の肘掛を取り除き，且つ片足を上げて模擬転倒を行う．表面筋電位計を用い，歩行時，主に活動する9つの筋群の表面筋電位を検出した．床反力測定装置を用い，被験者が床面から受ける力（床反力）と進行方向の作用位置座標（作用点座標）を計測した．4台のカメラを用いた3次元動作解析装置を用い，被験者の鉛直方向座標・進行方向座標の下肢の関節を含む4点の2次元座標をそれぞれ検出した．測定データと下肢の筋骨格モデル（山崎のモデル）を用い，9つの下肢筋群の各筋張力を算出し，各筋群に対して筋活動と筋張力との傾向を検討した．

その結果，転倒により下肢筋群への負担が増加し始めると各筋張力に反応がみられ，同時に，各下肢筋群の表面筋電位にも筋張力と傾向が合致していることがわかった．したがって転倒による危険を事前に察知し，歩行支援機の制御を行う事に対し筋骨格モデルを用いたシミュレーションは有用であることが確認できた．

2章 患者の転倒パターン

歩行支援機では転倒を防ぐために転倒パターンを十分に把握して、その上で各種センサで正確に患者の状態を捉えて歩行支援機を盛業する必要がある。そのためにはまず歩行リハビリにおける転倒パターンについて理解を深め、それらについて詳しい知識を得る必要があるため次にそれらを述べることにする。

医療現場で一般的に用いられる歩行器を用いてリハビリテーションを行う場合の転倒パターンは、リハビリテーションの専門家の意見や、専門家による模擬転倒実験などを基に整理して、幾つかのパターンが確認できた。ここではその中でも最も典型的なパターンとして以下の図1に示す2つのパターンを検討した。

本実験では被験者に転倒パターン1を用いた模擬転倒実験を行った。

- (1) **転倒パターン1**：歩行器と患者の水平方向の距離が離れていき足が遅れるために患者が前に倒れこむような姿勢になり、体を支えることができなくなったり転倒に至るパターン（図1（a）参照）
- (2) **転倒パターン2**：患者の足が自身の体重を支えられなくなるために膝が折れ、主に鉛直方向に崩れ落ちるパターン（図1（b）参照）



(a) 転倒パターン1



(b) 転倒パターン2

図2.1 転倒パターン

3章 実験装置

3.1 歩行支援機の概要

本研究では歩行リハを必要とする障害をもった患者を対象として試作された歩行支援機⁽¹⁾を用いた。

図2に歩行支援機の概観を示す。本歩行支援機は日立化学工業株式会社製歩行支援機(日立自立歩行支援機 JHS-1)の左右の後輪部に駆動装置を取り付け、力覚センサ、位置検出エリアセンサを取り付け、センサ情報に基づいて制御できるようにしている。

また図3に歩行支援機の制御系の概観を示している。



図2 歩行支援機

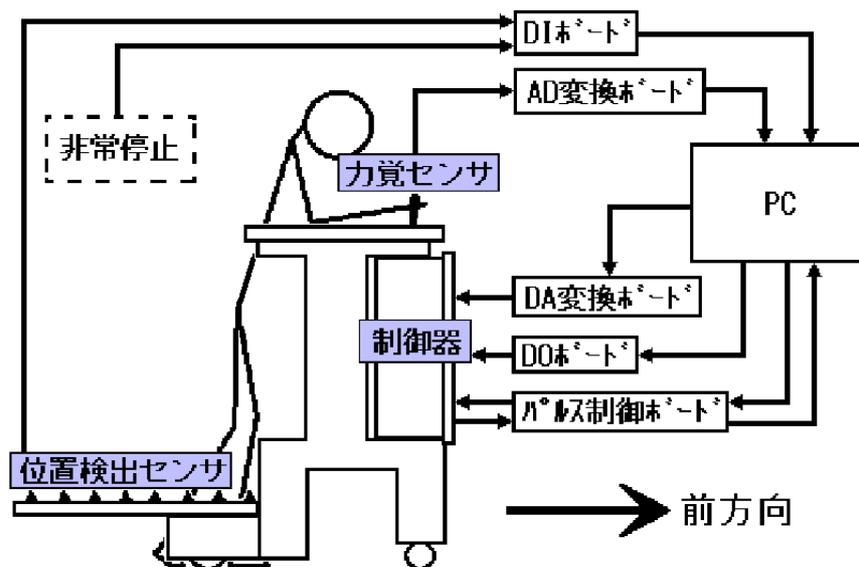


図3 各種センサ・機器の制御系の概観

4章 解析モデル

4.1 力学モデル

力学モデルは図4に示した3つの回転ジョイントと4つの剛体リンクで構成されている。本力学モデルは人の下肢を模倣した剛体リンクモデルである。下記にジョイントとリンクごとに人の下肢との相関を示す。

Link:	足	(踝関節 中足部)	(Link 1)
	下腿	(膝関節 踝関節部)	(Link 2)
	大腿	(大転子 膝関節部)	(Link 3)
	腰	(腸骨陵 大転子部)	(Link 4)
Joint:	踝関節	(踝部)	(Joint 1)
	膝関節	(膝部)	(Joint 2)
	股関節	(大転子部)	(Joint 3)

この力学モデルでは単純化のために以下の仮定をおこなっている。

- 1) 歩行に伴う身体各部の運動は垂直面内で起こり、体の回転も無視できる。
- 2) 各節は剛体リンクで表せる。
- 3) 関節は一軸ジョイントである。
- 4) 各節重心は関節間軸上に位置するものとする。
- 5) 足部は足関節、かかと、中足部で構成される三角板と質量のない指部で表される。

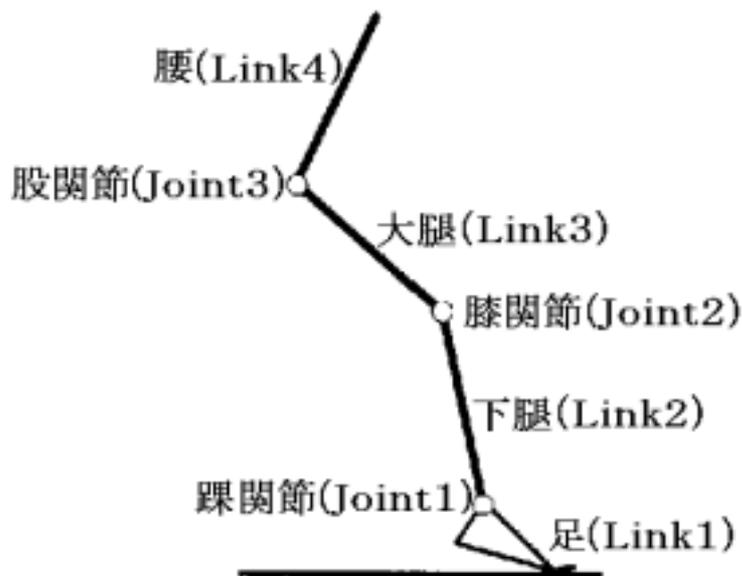


図4 人体下肢リンクモデル

4.2 関節モーメントの計算

下肢にある関節のうち踝，膝，股の3つの各関節で生じるモーメントを計算するためのモデルを図5に示す．この力学モデルに対する運動方程式を下記す．添字は1が踝，2が下腿，3が大腿，4が腰を表しその他の記号の意味，変数の符号は図中に示したとおりである．

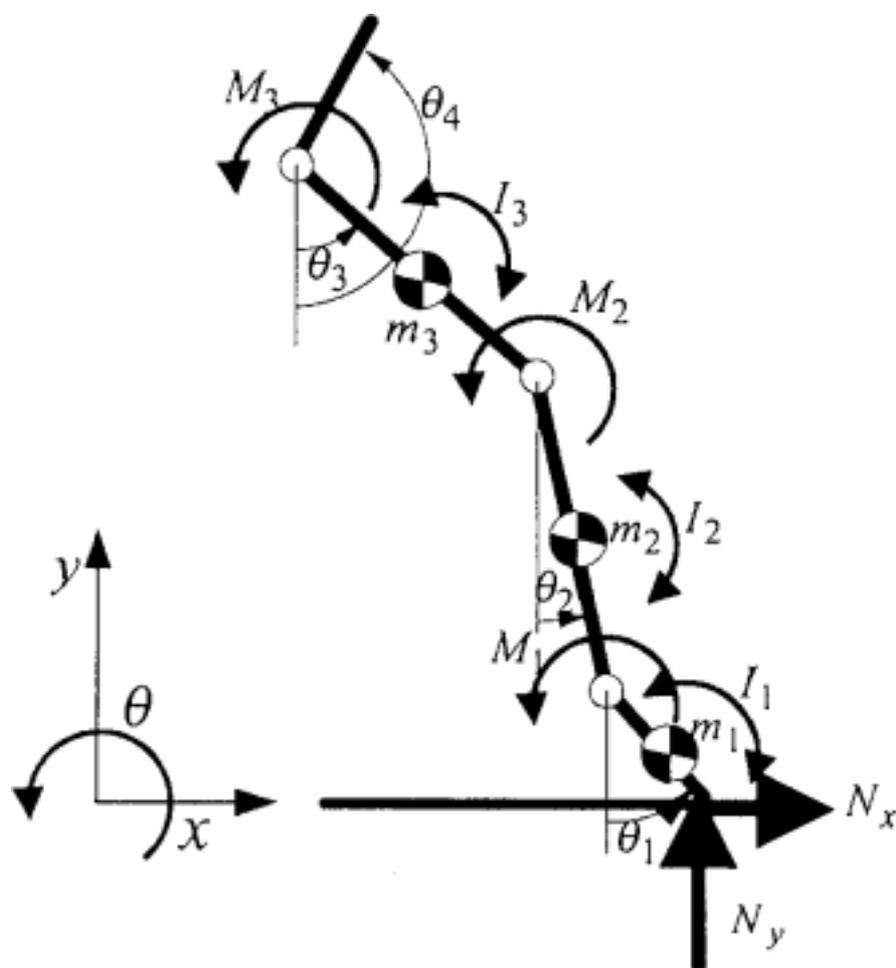


図5 各関節モーメントの算出するためのモデル

$$M_1 = I_1 \ddot{\theta}_1 + m_1 \ddot{x}_{g1}(y_1 - y_{g1}) + m_1 (\ddot{y}_{g1} + g)(x_{g1} - x_1) - N_x(y_1 - y_p) - N_y(x_p - x_1)$$

$$M_2 = I_2 \ddot{\theta}_2 + (-N_x + m_1 \ddot{x}_{g1})(y_2 - y_1) + (-N_y + m_1 (\ddot{y}_{g1} + g))(x_1 - x_2) + m_2 \ddot{x}_{g2}(y_2 - y_{g2}) + m_2 (\ddot{y}_{g2} + g)(x_{g2} - x_2) + M_1$$

$$M_3 = I_3 \ddot{\theta}_3 + (-N_x + m_1 \ddot{x}_{g1} + m_2 \ddot{x}_{g2})(y_3 - y_2) + (-N_y + m_1 (\ddot{y}_{g1} + g) + m_2 (\ddot{y}_{g2} + g))(x_2 - x_3) + m_3 \ddot{x}_{g3}(y_3 - y_{g3}) + m_3 (\ddot{y}_{g3} + g)(x_{g3} - x_3) + M_2$$

ここで m_i [kg]と I_i は Link i における重心質量と慣性モーメントを示し, θ_i [rad]を Link i における角度, $x_i \cdot y_i$ [m]を Joint i における関節位置, $x_{gi} \cdot y_{gi}$ [m]を Link i における重心質量位置, $N_x \cdot N_y$ [N]を床反力, $x_p \cdot y_p$ [m]を計測対象の足に作用する床反力の直角座標における作用位置(足圧分布中心: 以下, 作用点), さらに重力加速度 $g = 9.8\text{m/s}^2$ を与えれば関節モーメントが計算できる.

ちなみに重心質量と重心質量位置は江原⁽²⁾が行った実験による平均値を用いて導き出している. 重心質量は被験者の全体重に足部 0.0125, 下腿部 0.045, 大腿部 0.0975 の定数を積して算出している. 重心質量位置は Link 上端座標位置に (Link 長 \times 定数)を加え算出している. 定数は足部 0.5725, 下腿部 0.42, 大腿部 0.4825 と設定している.

4.3 筋骨格モデル

本研究では、各筋群に加わる張力を求めるために山崎⁽³⁾が報告した下肢筋骨格モデルを用いた。

歩行運動に関与する下肢筋群を2次元力学モデルであることに注意して、機能と筋活動の同期性、関係関節数から整理し大腿直筋、大殿筋、ハムストリング、広筋、大腿二頭筋短頭、腓腹筋外側頭、ヒラメ筋、前脛骨筋、腸腰筋を主働筋とする9筋群にまとめることができる。さらに単純化のため次の仮定をおく。

- 1) 最大筋力は筋の生理断面積に比例する。
- 2) 筋力の方向は関節角度によらず一定である。

これらの仮定によって、筋骨格系は図6に示すような輪軸モデルに単純化される。

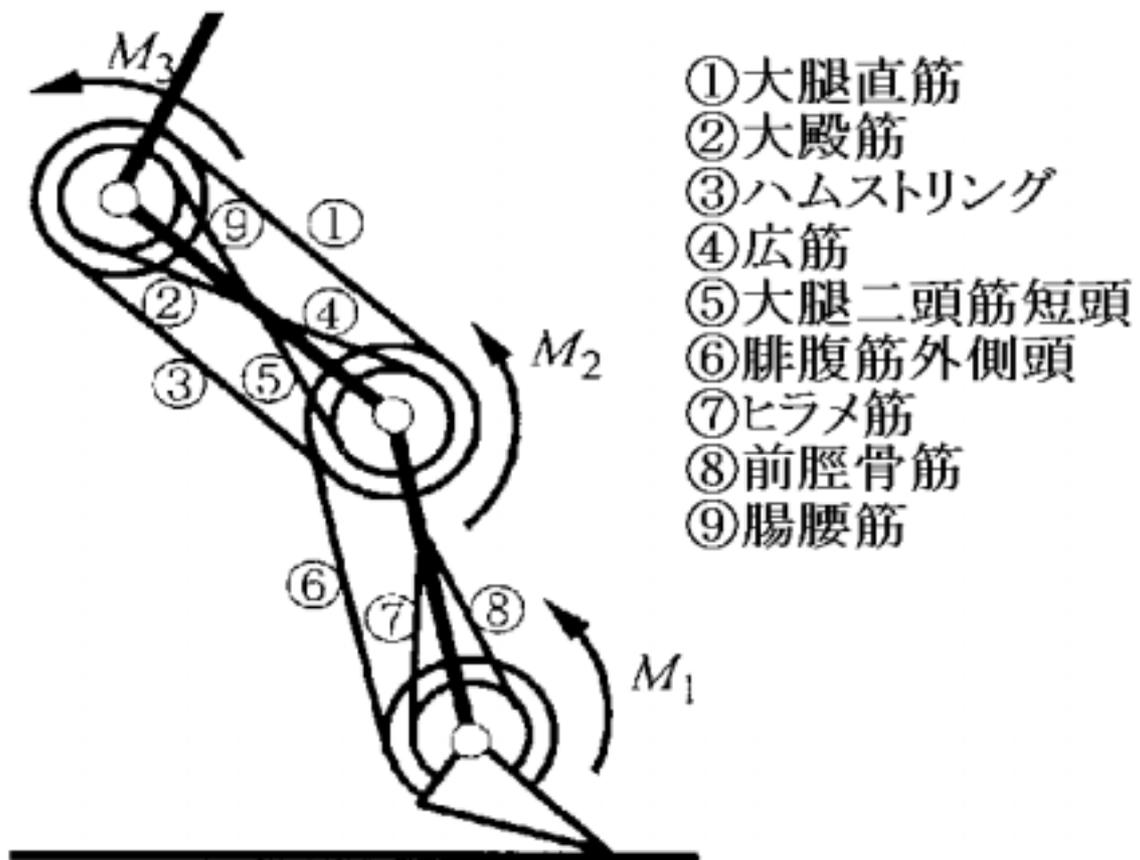


図6 筋骨格モデル

関節モーメントと筋張力との釣合式は次のように表すことができる．関節モーメントの添字は 1 が踝，2 が下腿，3 が大腿を表している．

$$\begin{aligned}M_1 &= L_{18}F_8 - L_{17}F_7 - L_{16}F_6 \\M_2 &= L_{21}F_1 + L_{24}F_4 - L_{25}F_5 - L_{23}F_3 + L_{26}F_6 \\M_3 &= L_{32}F_2 + L_{33}F_3 - L_{31}F_1 - L_{39}F_9\end{aligned}$$

ここで F_j は筋群番号 j の筋張力， L_{ij} は Joint i での筋群番号 j の合成筋肉付着距離である．筋力 F_j は筋肉の性質および筋電図に示される活動様式から次のような拘束を仮定することができる．

- 1) 筋張力は非負である．
- 2) 腓腹筋，ヒラメ筋は同期的に活動する．
- 3) 腓腹筋，ヒラメ筋群と前脛骨筋群は拮抗的に活動する．
- 4) 大殿筋と腸腰筋群は拮抗的に活動する．
- 5) 広筋と大腿二頭筋短頭は拮抗的に活動する．

さらに筋肉は協調して下肢総パワーを最小にするように活動すると仮定すると，上記条件を満足する筋張力を計算することができる．

4.4 筋張力・筋収縮速度の計算

下肢総パワーの推定には Hill が示した筋張力と筋収縮速度の関係に基づき下記の方程式を得ることができる．添字 j は筋群番号を示している．

$$E = \sum_{j=1}^9 \left(\frac{F_j}{F_{\max j}} \right)^2 \quad (0 \leq F_j \leq F_{\max j})$$

筋張力 F_j は 0 以上且つ最大筋張力 $F_{\max j}$ 以下の条件を満たし，さらに 4.3 章に記した関節モーメントの方程式からなる制約に従い下肢総パワー E を最小にすることにより求めることができる．ただし $F_{\max j}$ は筋収縮速度が v であるときに最大刺激が得られる筋張力である．筋収縮速度 v は関節角速度を筋肉付着点距離で除して求めた．この最適化手法は Pedotti⁽⁴⁾ らによって提案されている手法を用いました．この手法⁽⁴⁾⁽⁵⁾ によって得られた筋張力パターンと筋電図 (EMG) パターンが一般的によく一致することが証明されている．

$F_{\max j}$ は修正した Hill の方程式を用いて計算することができる．添字 j は筋群番号を示している．

$$F_{\max j} = \frac{b_j - 0.3V_j}{b_j + V_j} F_{aj} \quad \text{for } V_j > 0$$

$$F_{\max j} = \left(\frac{-1.3V_j}{b_j} + 1 \right) F_{aj} \quad \text{for } -\frac{b_j}{3} < V_j < 0$$

$$F_{\max j} = \left(\frac{1.3}{3} \right) F_{aj} \quad \text{for } V_j < -\frac{b_j}{3}$$

ここで b_j は筋群番号 j での Hill の定数， V_j は筋群番号 j での収縮速度を表している． F_{aj} は次の方程式により求めることができる．

$$F_{aj} = K \times PCSA_j \times \left[1 - K_1 (l_{mj} - l_j) \right] \quad \text{for } l_j \leq l_{mj}$$

$$F_{aj} = K \times PCSA_j \times \left[1 - K_2 (l_j - l_{mj}) \right] \quad \text{for } l_j > l_{mj}$$

K ， K_1 ， K_2 は定数で順に 15 [kg/cm²]，1.25，0.5 を用いる． $PCSA_j$ は生理断面積を示しており， l_j は筋の伸び， l_{mj} は筋の静止長を示している．添字の j は筋群番号を示している．

表 1 生体物理定数

筋の静止長 [m]	筋肉付着点距離 [m]		Hill の定数 B	生理断面積 [cm ²]
L ₀₁ 0.4	L ₂₁ 0.035	L ₃₁ 0.045	b ₁ 0.3	PCSA ₁ 13
L ₀₂ 0.16	L ₃₂ 0.046		b ₁ 0.12	PCSA ₂ 60
L ₀₃ 0.32	L ₂₃ 0.0283	L ₃₃ 0.0294	b ₁ 0.26	PCSA ₃ 40
L ₀₄ 0.1	L ₂₄ 0.035		b ₁ 0.15	PCSA ₄ 30
L ₀₅ 0.18	L ₂₅ 0.025		b ₁ 0.14	PCSA ₅ 10
L ₀₆ 0.3	L ₁₆ 0.051	L ₂₆ 0.036	b ₁ 0.23	PCSA ₆ 25
L ₀₇ 0.28	L ₁₇ 0.051		b ₁ 0.21	PCSA ₇ 28
L ₀₈ 0.3	L ₁₈ 0.051		b ₁ 0.23	PCSA ₈ 6
L ₀₉ 0.18	L ₃₉ 0.045		b ₁ 0.14	PCSA ₉ 27

5章 実験

5.1 被験者

被験者は健常成人男性2人である。

	年齢	身長	体重	足 Link 長	下肢 Link 長	大腿 Link 長
健常者 A (男)	40 歳	168[cm]	50.0[kg]	0.152[m]	0.387[m]	0.320[m]
健常者 B (男)	24 歳	171[cm]	73.2[kg]	0.155[m]	0.395[m]	0.370[m]

5.2 実験システム

本実験で用いたシステムの概要を図7に示す。このシステムは歩行支援機を制御すると同時に被験者がハンドルに加える力・歩行支援機の色度・エリアセンサ情報を検出する制御コンピュータ、被験者が床面に加わる力を検出するために床反力計測装置、各関節位置測定のために3次元動作計測装置を用いた。同時に筋電位を測定するために表面筋電位計測システムを用いて実験を行った。

以下に各装置と計測時間の同期について説明をする。

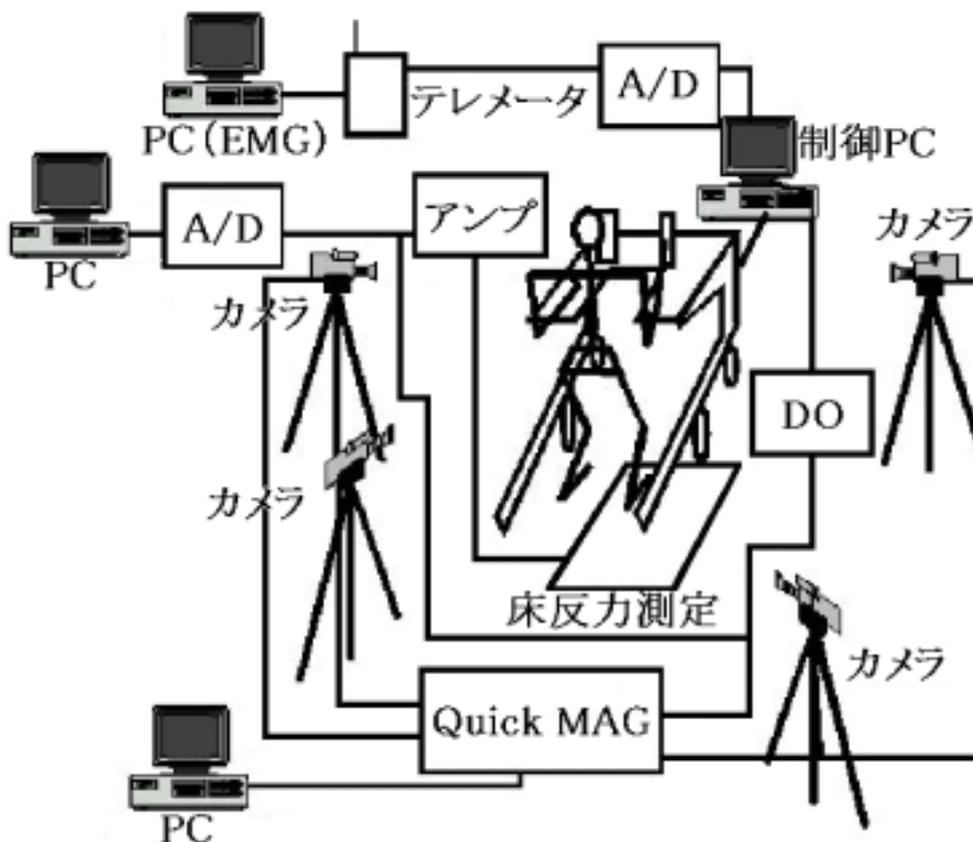


図7 システムの概略

5.2.1 床反力計測装置

図8に共和電業社製の床反力計測装置を示す。この装置は被験者が床面に加えるパラメータを計測する。計測して得た床面が受ける鉛直方向と水平方向成分の反力・その作用点位置座標は各関節モーメントを算出するために用いられる。

計測されたデータのサンプリング周波数 100Hz であるが、下記の3次元動作解析装置のサンプリング周波数が 60Hz で計測しているため、この装置の計測データはサンプリング周波数が 60Hz になるように適当なデータを削除している。



図8 実験取り付け時の床反力計測装置

5.2.2 3次元動作解析装置

図9に3次元動作解析装置を示す．この装置は応用計測研究所社製 Quick MAG IV を用いた．5.3章の図12に示す位置に発泡スチロール製の直径50mmのカラーマーカを取り付けており，その位置座標を計測した．空間を把握するためのキャリブレーションは床反力計測装置の座標系に合わせた．3次元座標精度はキャリブレーション時において各座標で±5[mm]内に押さえるようにしている．計測した位置座標データは付属の専用ソフトウェアを用いて平滑化処理を行った．またマーカ計測が出来なかった部分が存在する場合は同専用ソフトウェアを用いて補完処理後平滑化処理を行った．速度・加速度データは計測した位置データより下記に示す方程式を用いて算出した．

$$\dot{X}_j = \frac{X_{j+1} - X_{j-1}}{2} * F_s$$

$$\dot{X}_1 = \frac{-3 * X_1 + 4 * X_2 - X_3}{2} * F_s$$

$$\dot{X}_{NF} = \frac{3 * X_{NF} - 4 * X_{NF-1} + X_{NF-2}}{2} * F_s$$

$$\ddot{X}_j = (X_{j+1} - 2 * X_j + X_{j-1}) * F_s^2$$

$$\ddot{X}_1 = \frac{5 * X_1 - 11 * X_2 + 7 * X_3 - X_4}{4} * F_s^2$$

$$\ddot{X}_{NF} = \frac{5 * X_{NF} - 11 * X_{NF-1} + 7 * X_{NF-2} - X_{NF-3}}{4} * F_s^2$$

ここで X_j は計測コマ番号 j ($j=1, \dots, NF$) での進行方向変位を表している． F_s はサンプリング周波数を表している． \dot{X}_j ・ \ddot{X}_j は計測コマ番号 j での進行方向速度・加速度を表している．同様にして鉛直方向の変位 Y_j ・速度 \dot{Y}_j ・加速度 \ddot{Y}_j も求めている．



図9 Quick MAG IV

5.2.3 筋電位計測システム

図10に筋電位計測システムを示す。表面筋電位の測定には多用途テレメータ(NEC 三栄社製,SYNACT MT11)を用いた。s-EMGの電極には32mmのAg-Agclディスプレイ電極(MEDICOTEST社製,Blue Sensor P-00-S)にディスプレイ電極用電極コード(日本GEマーケットメディカルシステムズ社製,YCE116)を付け使用した。

電極位置はDelagiらの測定位置で筋肉のMotor Pointを特定し,Kendallらの測定位置も参考にし二重の確認を行った。電極を対象筋の筋復位に筋線維の走行に沿って電極中心間隔を約30mmで装着し,双極誘導にて検出した。さらに,ヘッドアンプ(NEC 三栄社製,MT-32)を用いて増幅した。その後,送信機(NEC 三栄社製,MT-34)を用いて受信機本体(NEC 三栄社製,MR-31)に送信した。

送信されたデータはADボードを用いてコンピュータに取り込み生体情報解析ソフトウェア(キッセイコムテック社製,BIMUTAS)を用いて解析した。この時のサンプリング周波数は1000Hzとした。

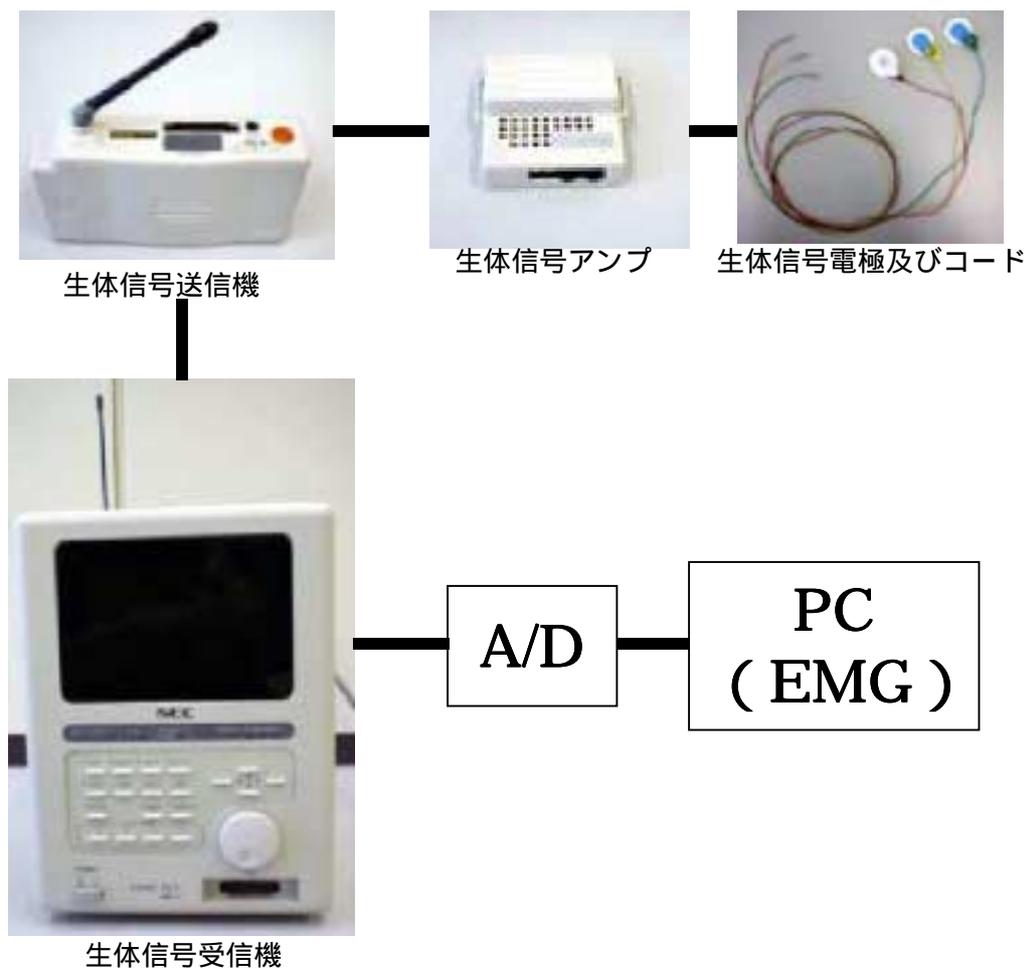


図10 筋電位システム概観

5.2.4 制御コンピュータ

この制御コンピュータを用いて歩行支援機の動作を制御している。3章で説明したが歩行支援機には力学センサ，位置検出エリアセンサが取り付けられている。本実験では歩行支援機の2つの力学センサを取り付けたハンドルに加わる力の合力が前進方向に1kgfを超える場合前進方向へ歩行支援機が動作し，後ろ後方に1kgf以上の力が加わると後方へ動作するように設定している。また位置検出エリアセンサの前方向から7番目以降のセンサが患者の足を検出すると，歩行支援機にブレーキがかかるように設定している。

さらに本実験では，上記動作法に速度一定モード，位置検出モード，力速度モードの3種類の運転モードを追加して行っている。

速度一定モードは歩行支援機の2つのハンドルに加わる力の合力が前進方向のある1kgfを超える場合，前進方向へ歩行支援機が一定速度（本模擬転倒実験では0.069m/s）で動作するようにしている。

位置検出モードは被験者の足と歩行支援機との相対位置情報を位置検出エリアセンサで取り込み，患者の足が歩行支援機の前方向に来ると歩行支援機のを速度を上げ，後ろ方向に来ると歩行支援機のを速度を下げるようにしている。本実験で用いた患者の足位置とそれに対する歩行支援機のを速度の設定値は下記する。

図11に示した記号ごとに歩行支援機のを動作速度を変化させている。被験者の足位置が歩行支援機最前方の場合から順に $v_1 = 0.104[m/s]$ ， $v_2 = 0.086[m/s]$ ， $v_3 = 0.069[m/s]$ ， $v_4 = 0.035[m/s]$ ， $v_5 = 0.017[m/s]$ と設定してある。

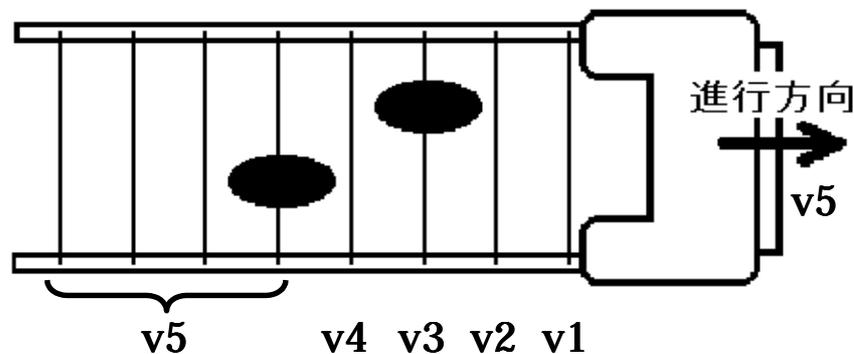


図11 位置検出モードの速度変化例

力速度モードは左右のハンドルに加わる歩行支援機前進方向の力の合力を $F_p[kgf]$ ，歩行支援機の前進方向の速度を $v_p[m/s]$ としたとき，

$$v_p = c_p \cdot F_p$$

の速度で歩行支援機を動作させている。ここで c_p は比例定数であり，本実験では

$$c_p = 0.034[m/(s \cdot kgf)]$$

としている。

5.2.5 計測時間の同期

本システムでは計測データの検証を行うためや筋張力算出のために必要である各計測データの計測時間を同期させてある。

模擬転倒実験を開始する直前にテレメータを介してパルス信号を送信するようにしている。パルス信号は AD ボードを介して筋電位システムのコンピュータと歩行支援機の制御コンピュータに送られるようにしている。筋電位システムのコンピュータでは筋電図でパルス信号を検知した時間を計測開始時間と定めている。歩行支援機の制御コンピュータではパルス信号を検知すると歩行支援機が動作可能状態となり同時に計測が開始されるようにしている。制御コンピュータはパルス信号を検知した 0.5[sec]のち DO ボードを介し、信号を動作解析装置と床反力計測装置へ送るようにしている。信号の送信を 0.5[sec]遅らしたのは制御コンピュータからリアルタイムで信号の送信を行うと正常に送られない場合が生じたためである。動作解析装置では信号を検知すると計測が開始されるよう設定しており、この装置の計測開始時間を実験開始時間に定めている。床反力計測装置では信号を検知した時間を実験開始時間に定めている。筋電図と制御コンピュータの計測時間は実験開始時間と同期させるため 0.5[sec]遅らした時間を実験開始時間と定めている。この実験開始時間を全計測データの同期時間としている。

5.3 実験方法

被験者2人(健常者,成人男性)に立ち位置を変えずに歩行支援機を運転してもらい,転倒パターン1の転倒を想定した実験を各動作モードで行った.立ち位置は肘をほぼ直角した状態で普通に立った姿勢を基本姿勢とし実験を行った.本実験ではより顕著な筋活動を見るために被験者には片足を上げた状態で模擬転倒実験を行ってもらった.さらに被験者が床面から受ける反力の再現性を向上させるために実験で用いた歩行支援機は通常被験者の体重を支持するための肘掛けを取り外して実験を行った.図12で示す箇所に直径50[mm]のカラーマーカを5つ貼り付けて実験を行い,3次元動作解析装置を用い関節の2次元座標を測定する.床反力計測装置には片足以外の荷重は加えないように模擬転倒実験を行う.歩行支援機の動作制御は5.2.3章で述べた速度一定モード,位置検出モード,力速度モードに対して行い,各計測パラメータを用いて筋張力を算出した.速度一定モード,位置検出モードでは,左右のハンドルに加わる力の合力が1[kgf]以上になると動作するように設定している.力速度モードは5.2.3章で述べた速度設定で動作するようにしている.また患者の足が転倒防止位置に達すると歩行支援機を停止させるように設定している.本実験では転倒防止位置は歩行支援機前方向から7番目の位置検出エリアセンサに設定した.各エリアセンサの間隔は100[mm]なので,歩行支援機を動作可能にする足の動作範囲の距離は約600[mm]になる.なお被験者A,Bの生態パラメータは5.1章に示した値を用いる.参照にその結果をグラフに示す.

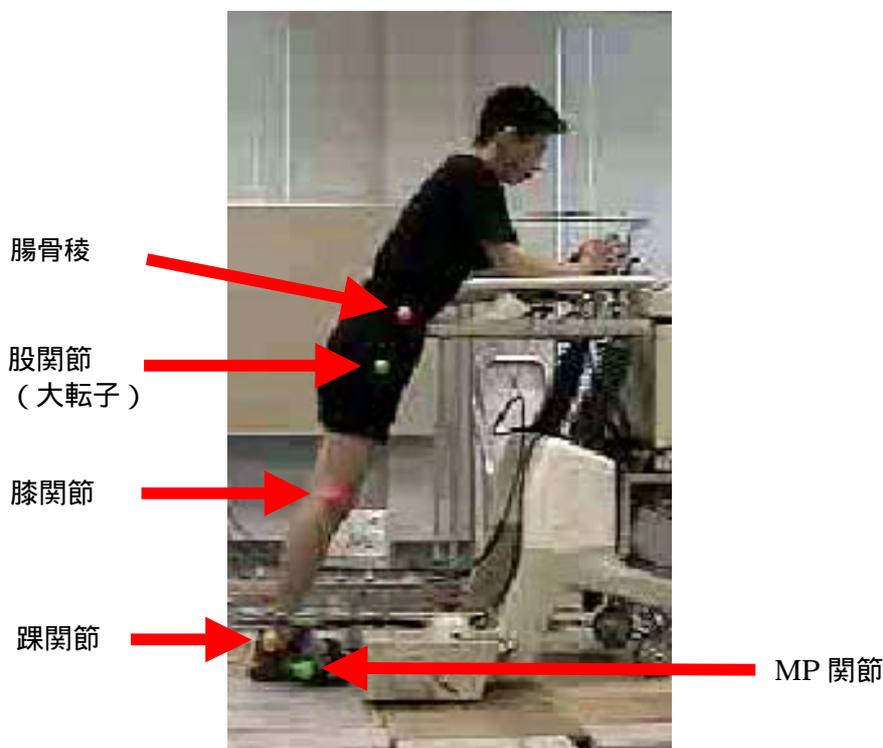


図12 右脚に貼り付けた5つのカラーマーカ位置

5.4 実験結果

付録に速度一定モード，位置検出モード，力速度モードの各動作制御モードで転倒パターン1の模擬転倒実験を行ったときのグラフを示す．なお図中にはそれぞれ被験者A，Bに模擬転倒実験をしてもらった際のデータを用意している．

参照のA - 1 ~ A - 6のグラフは横軸に時間[sec]，縦軸に各筋群の筋電位[μV]，筋張力の変化を示している．参照のB - 1 ~ B - 6のグラフは横軸に時間[sec]，縦軸は上から順に歩行支援機の移動速度[m/s]，筋張力[μV]，位置検出エリアセンサによる被験者の足位置[番目]，被験者が歩行支援機のハンドルに加える力[kgf]を示している．

5.5 考察

各モードとも筋電位と筋張力との傾向がよく一致するグラフが得られた．各被験者では数値の差や若干の傾向の差は見られたが，筋電位と筋張力との傾向は一致していた．そこで以下に考察する．

筋張力変化は被験者の転倒が進行するに従い大腿直筋と腸腰筋が増加傾向にあることがわかる．これは大腿直筋と腸腰筋が股関節に関係する筋群で被験者の転倒が進行するに従い作用点から股関節が遠ざかっていくため，モーメント大きいためだと考えられる．

また被験者の足位置が歩行支援機転倒防止位置で検出されたとき歩行支援機が停止したときには全筋張力で山のような波形が見ることができます．これは歩行支援機が停止したことにより急激に被験者の転倒を止めることになる．それにより被験者に慣性力が働くことで，作用点位置での反力が増加するためだと考えられる．したがって作用点から離れている股関節に関係する筋群である大腿直筋と腸腰筋で顕著に見られる．

6章 結言

本研究では各動作制御モードで健常者による模擬転倒防止実験を行い，転倒中および転倒防止時の下肢の筋張力を筋骨格モデルに基づいて推定し，筋張力の観点から転倒を防止するための歩行支援機の制御モードを検討し，以下の結論を得た．

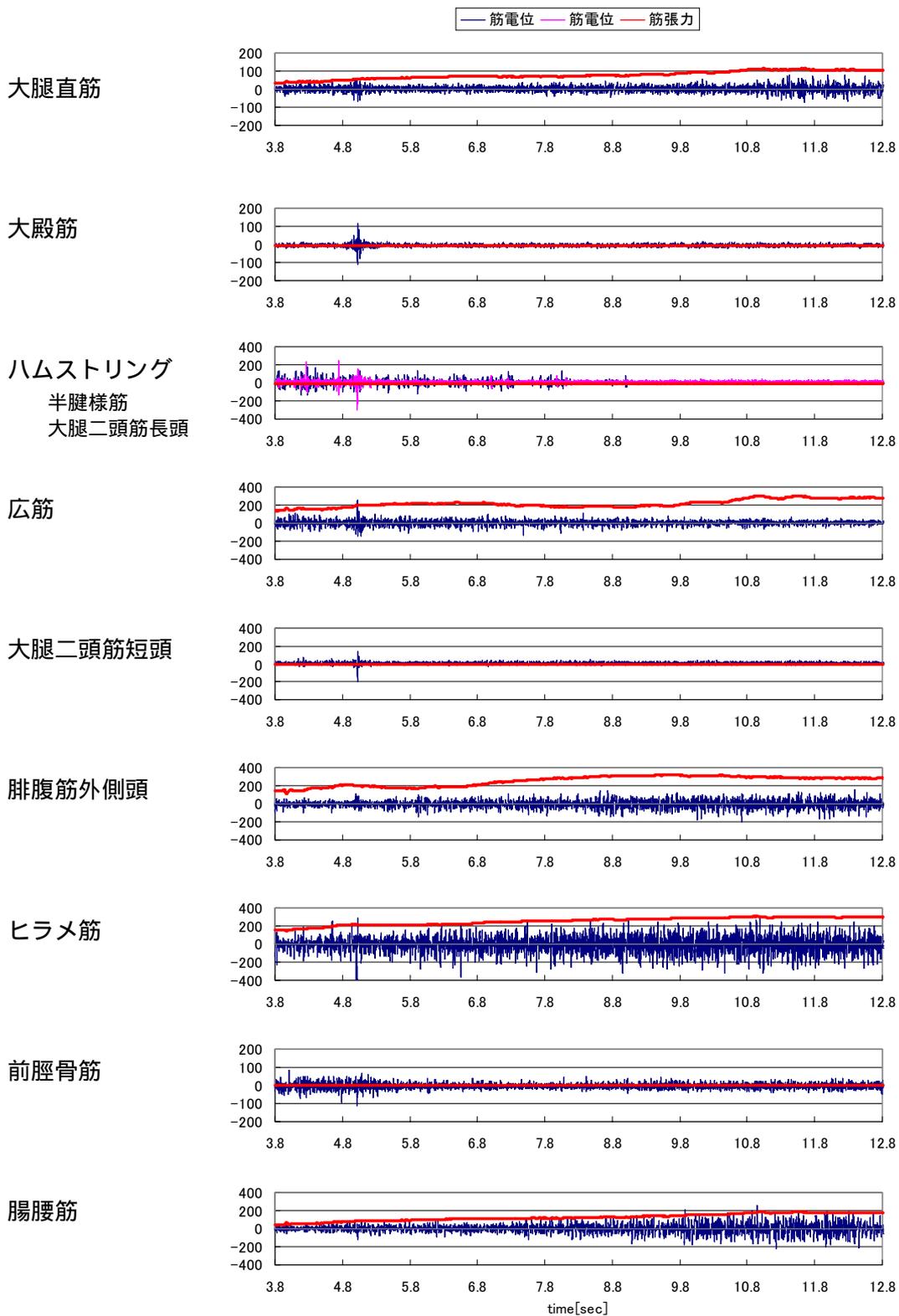
- (1) 各制御モードとも転倒が進行するにしたがって，大腿直筋と腸腰筋の筋張力が増加している．したがって大腿直筋と腸腰筋の筋力が低下している患者の場合は，転倒途中でも姿勢を維持できない可能性が生じるので，特に転倒の早期に防止する必要がある．
- (2) 転倒防止時に最も大腿直筋と腸腰筋の筋張力が発生するモードは，パワーアシスト的なモードである力速度モードであり，最も発生しないモードは患者の足位置により転倒防止前に速度を緩める位置検出モードである．したがって大腿直筋と腸腰筋の筋力が低下している患者の場合では，位置検出モードが良いと考えられる．

謝辞

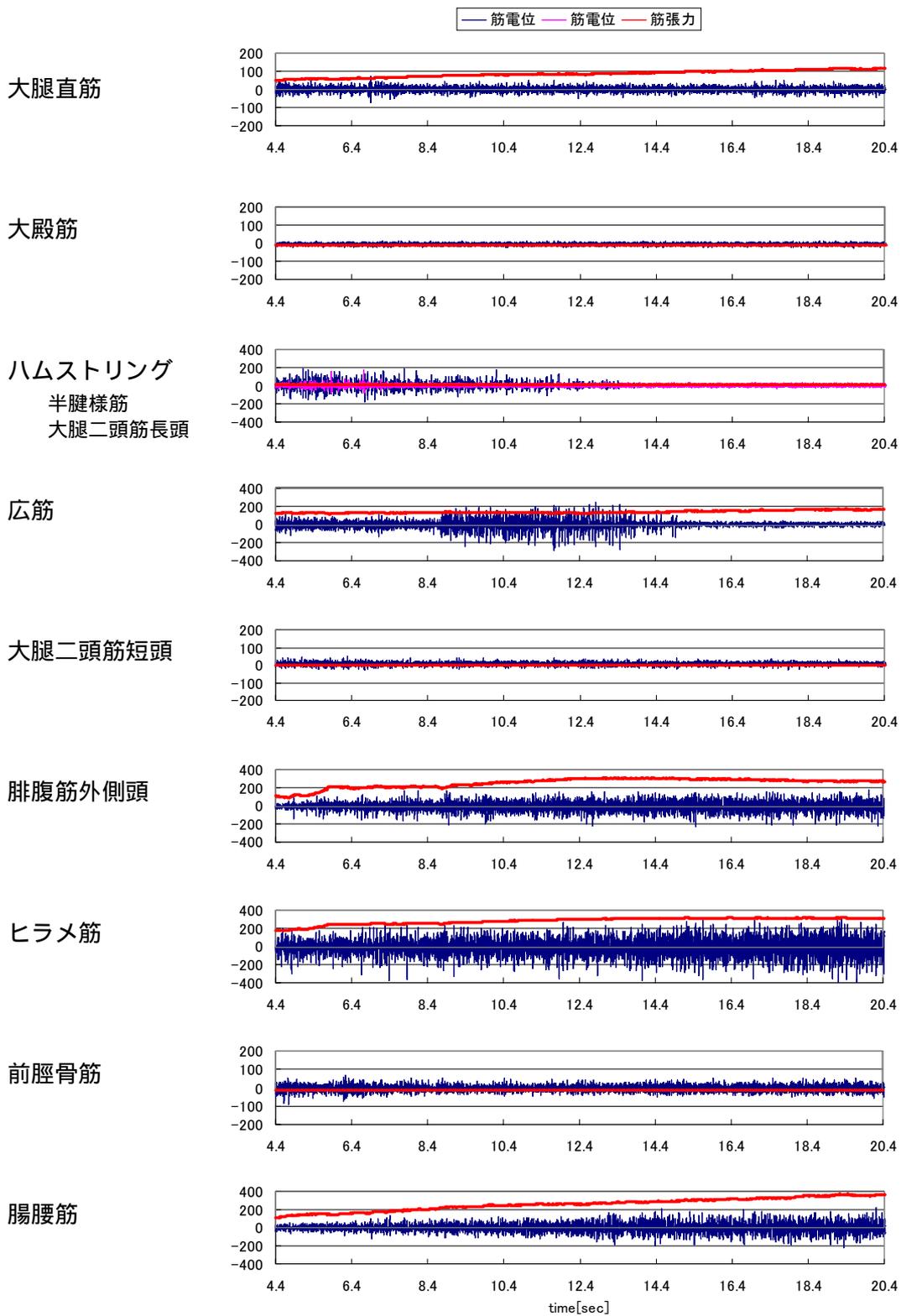
本研究を行うにあたり，本学工学部知能機械システム工学科，井上喜雄教授，河田耕一教授，甲斐義弘助手には絶えずご指導を賜りましたことを深く感謝し，厚く御礼申し上げます．また，数多くのご助言，叱咤激励，お手伝いを頂いた本学知能機械力学研究室のメンバーをはじめ，多くの方々にこの場を借りて御礼を申し上げます．

参考文献

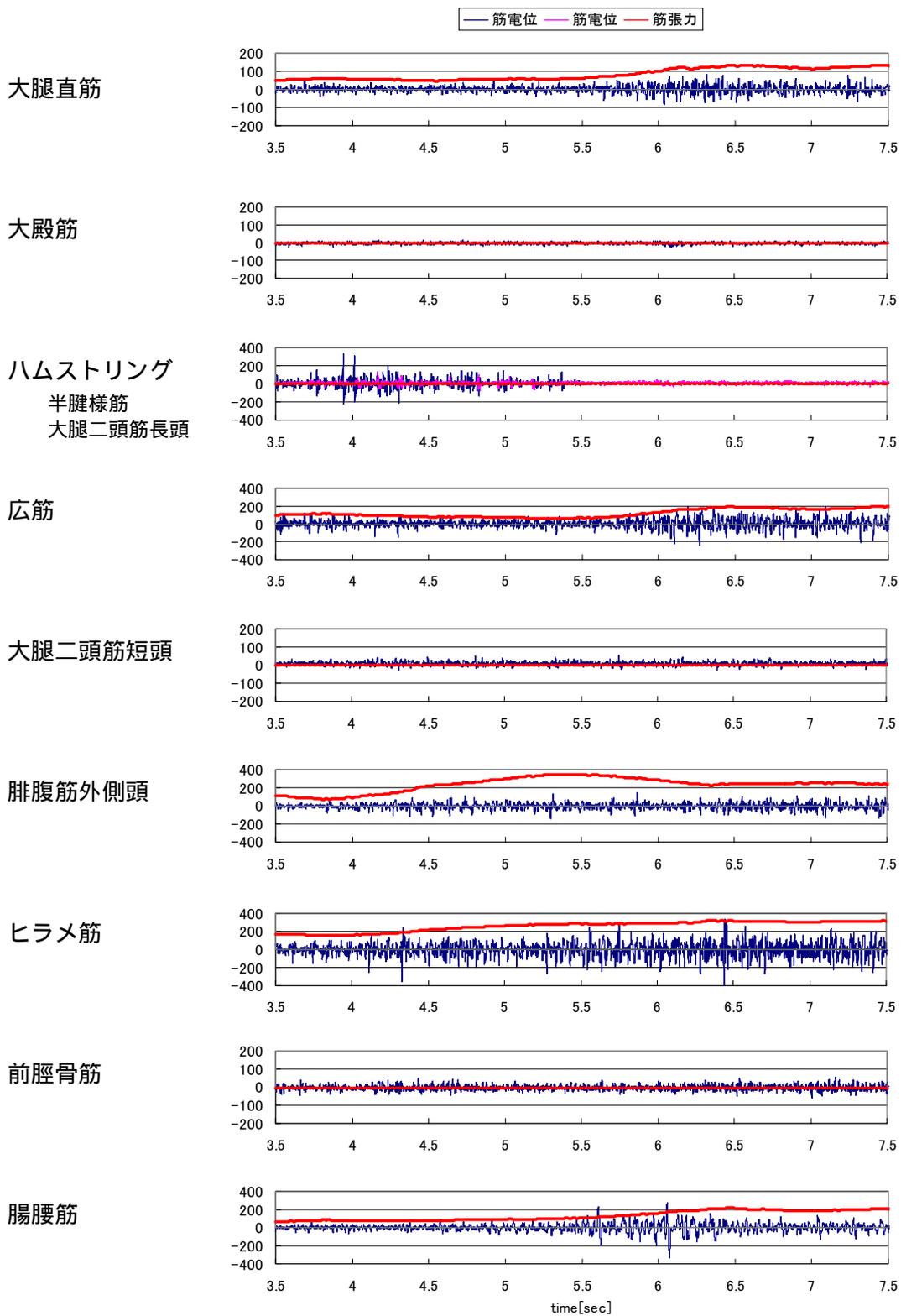
- (1) 川澤延弘，竹下裕之：インテリジェント歩行支援機における転倒防止のための制御実験（各種センサ情報による制御手法の検討），知能機械力学研究室平成 13 年度卒業論文集，(2001)．
- (2) 江原義弘，別府政敏，野村 進，国見ゆみ子：階段歩行・坂道歩行のエネルギー論的分析，バイオメカニズム 12，109-121 (1994)．
- (3) 山崎信寿：2 足歩行の総合解析モデルとシミュレーション，バイオメカニズム，261-269 (1975)，東京大学出版会
- (4) A. PEDOTTI，V. V. KRISHNAN，L. STARK：Optimization of Muscle-Force Sequencing in Human Locomotion，57-76 (1978)．
- (5) 江原義弘，別府政敏，野村 進：歩行の効率，バイオメカニズム 9，93-103．



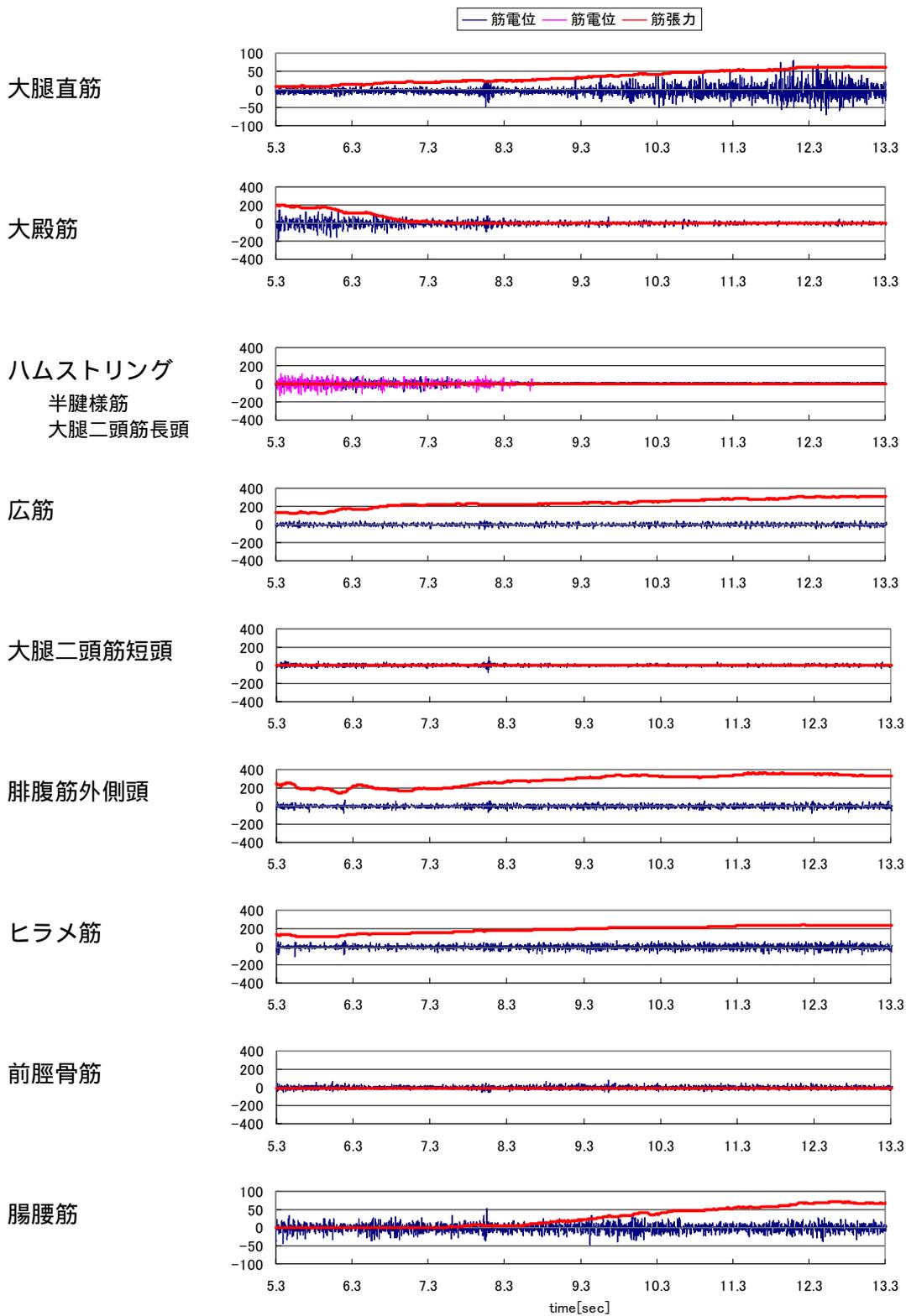
A - 1 被験者 A 速度一定モード 転倒防止位置 7 番目



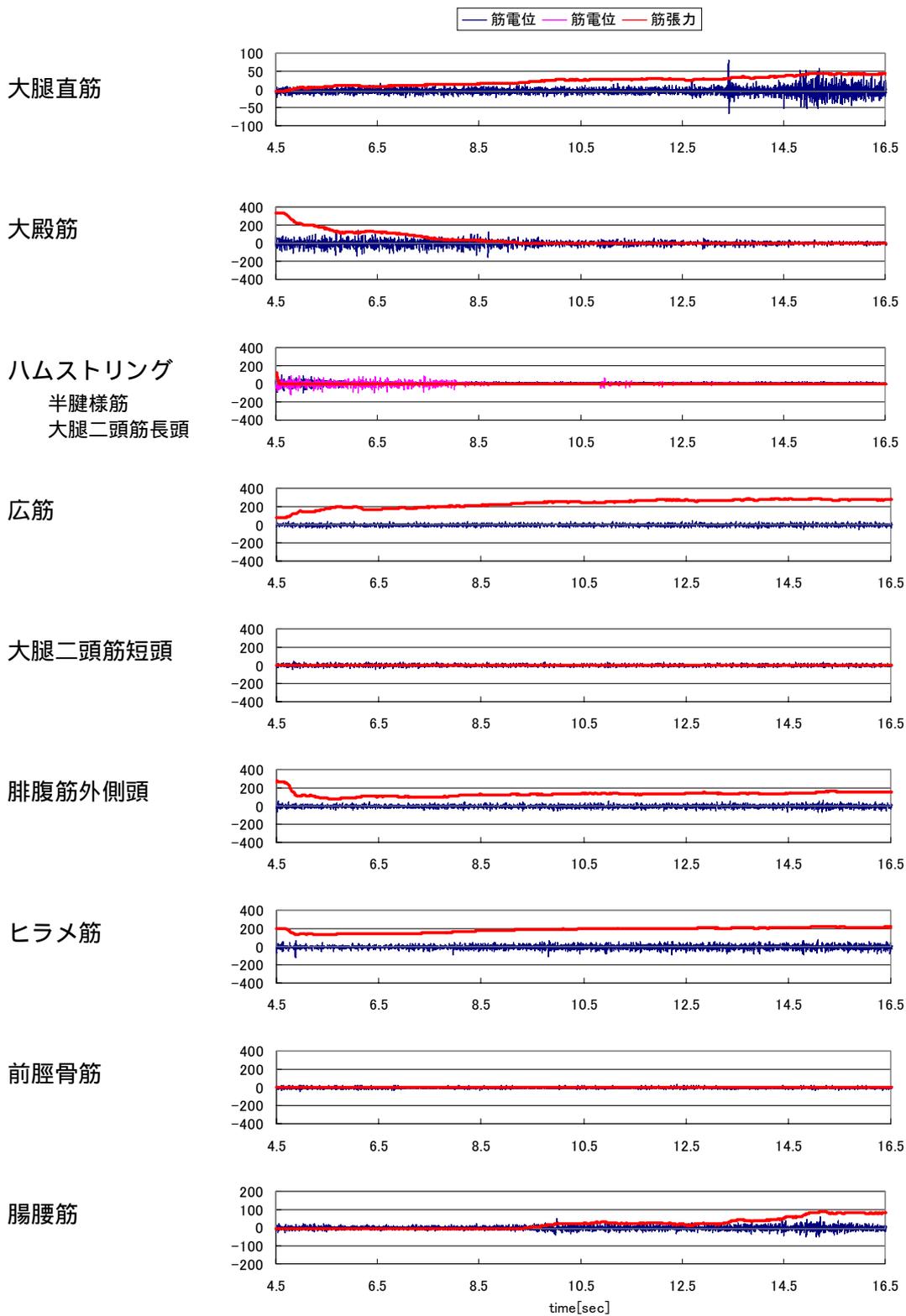
A - 2 被験者 A 位置検出モード 転倒防止位置 7 番目



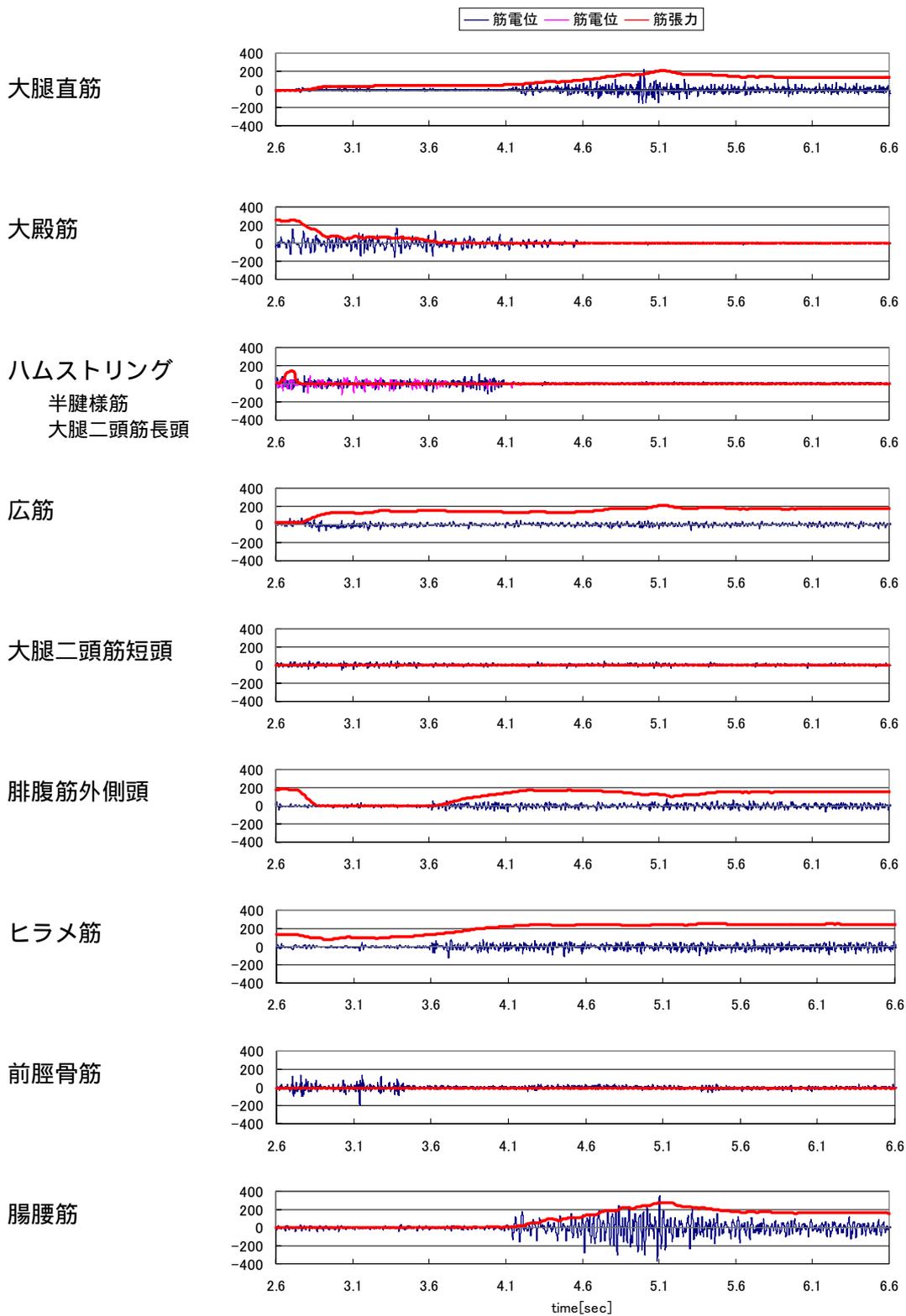
A - 3 被験者 A 力速度モード 転倒防止位置 7 番目



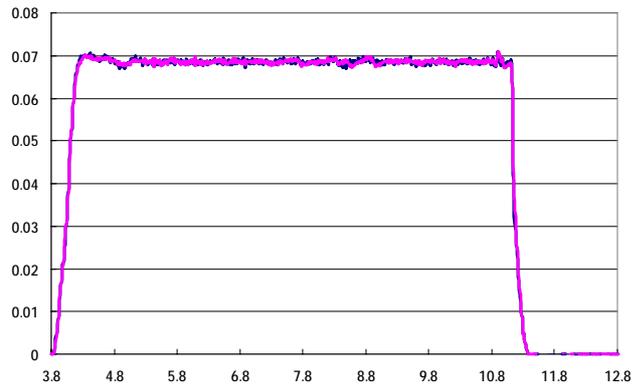
A - 4 被験者B 速度一定モード 転倒防止位置7番目



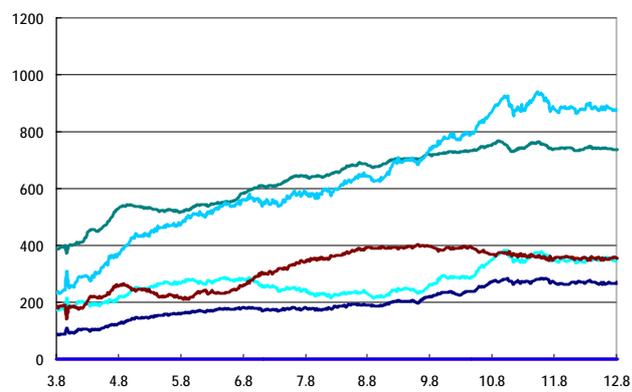
A - 5 被験者B 位置検出モード 転倒防止位置7番目



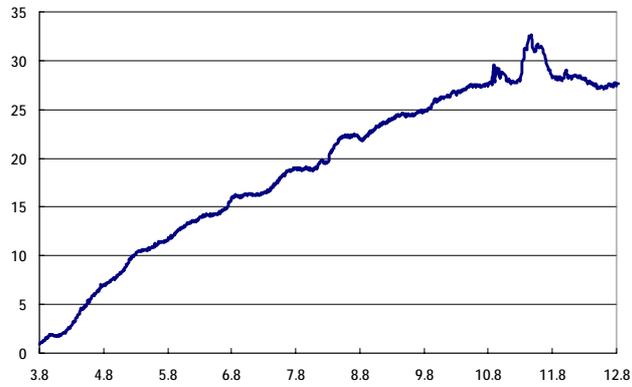
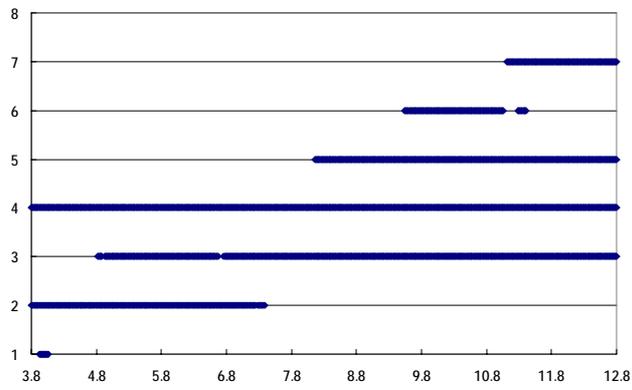
A - 6 被験者B 力速度モード 転倒防止位置7番目



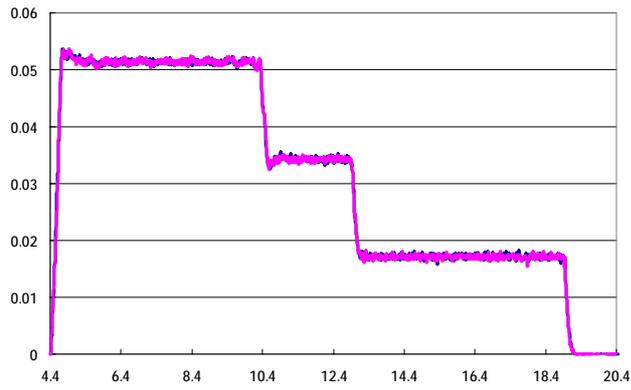
右
左



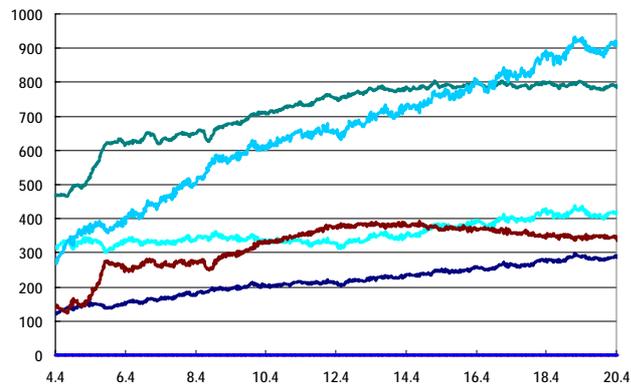
①
②
③
④
⑤
⑥
⑦
⑧
⑨



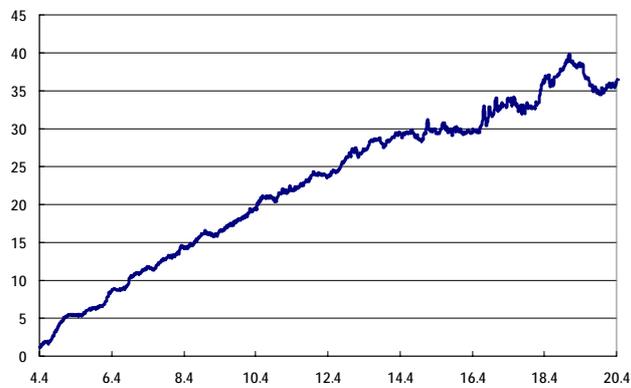
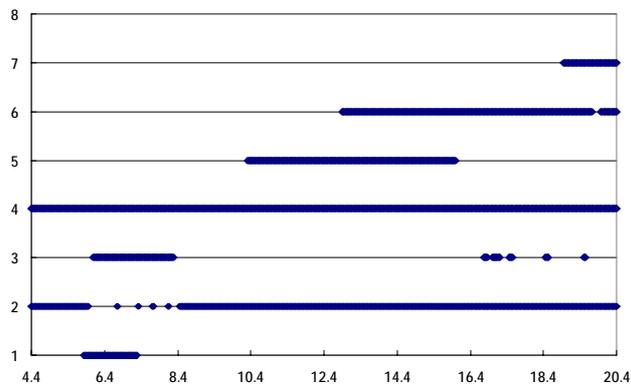
B - 1 被験者 A 速度一定モード 転倒防止位置 7 番目



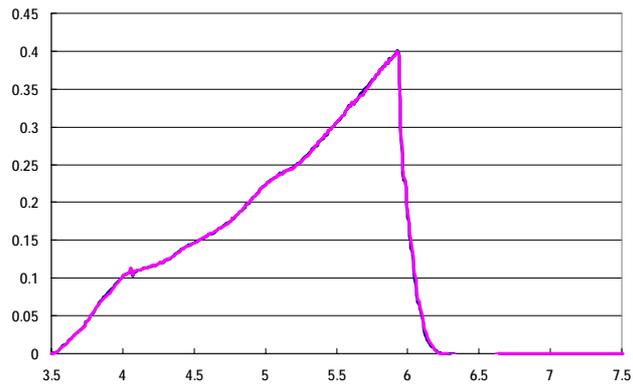
右
左



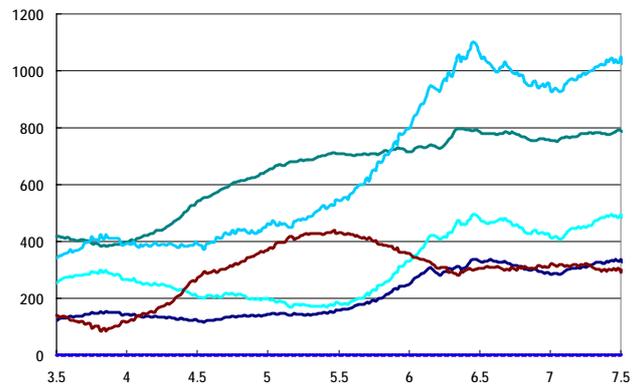
①
②
③
④
⑤
⑥
⑦
⑧
⑨



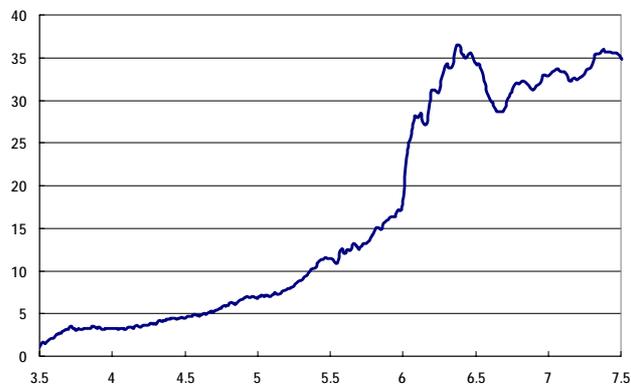
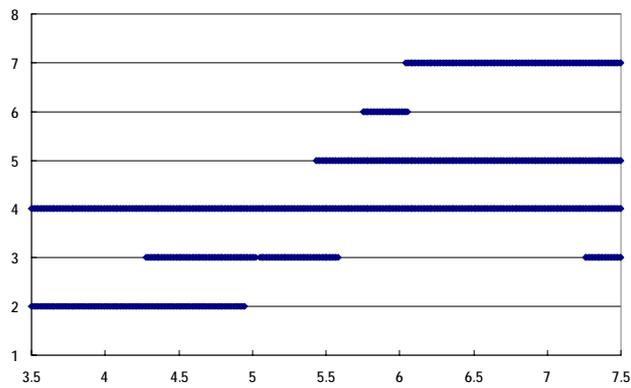
B - 2 被験者 A 位置検出モード 転倒防止位置 7 番目



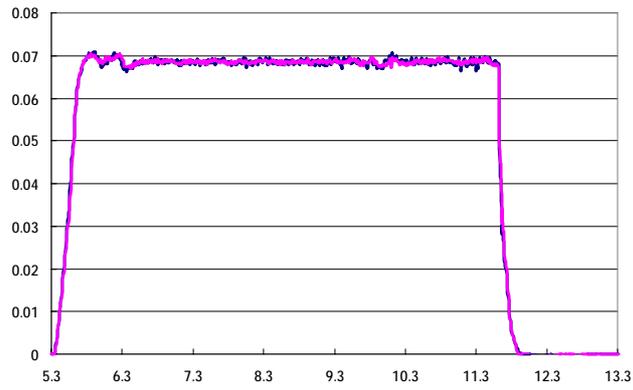
右
左



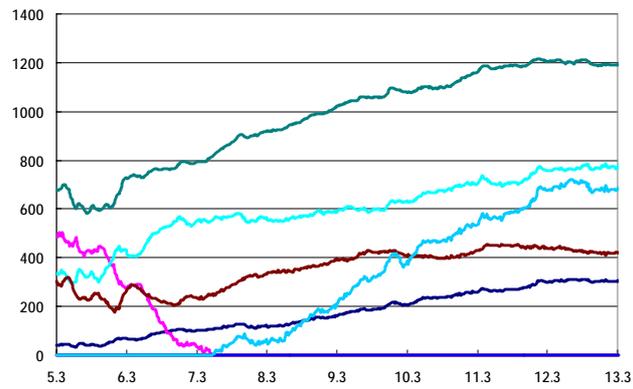
①
②
③
④
⑤
⑥
⑦
⑧
⑨



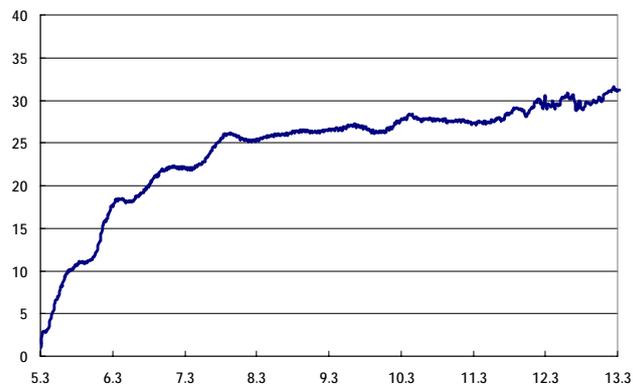
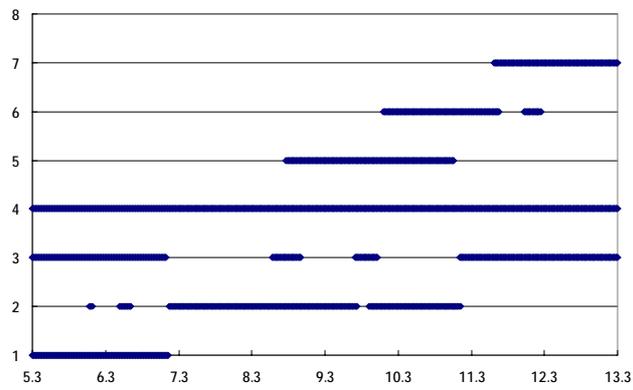
B - 3 被験者 A 力速度モード 転倒防止位置 7 番目



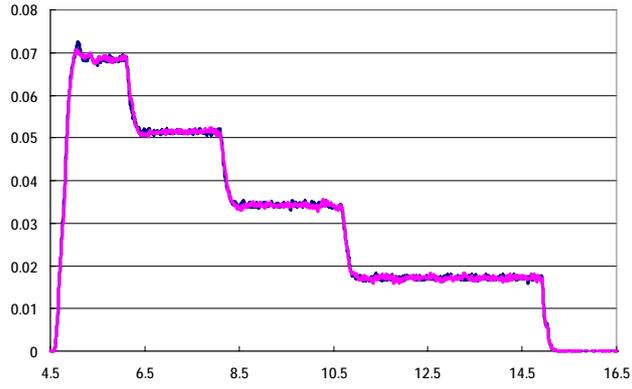
右
左



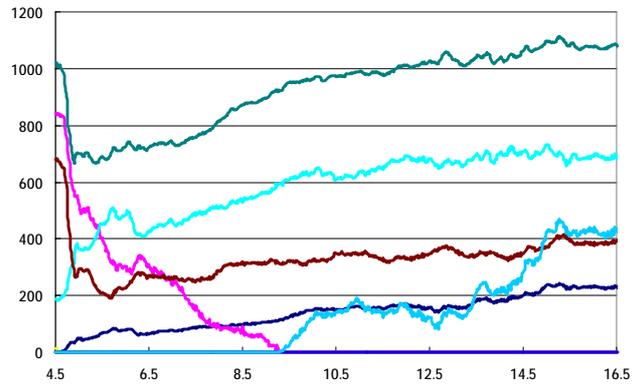
①
②
③
④
⑤
⑥
⑦
⑧
⑨



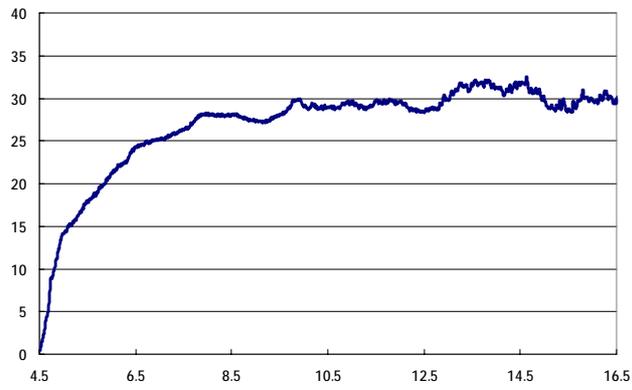
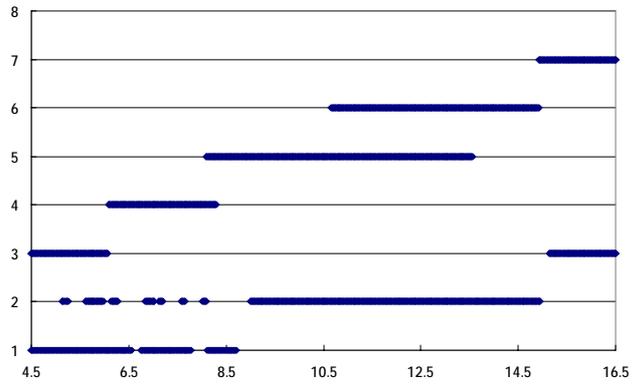
B - 4 被験者B 速度一定モード 転倒防止位置7番目



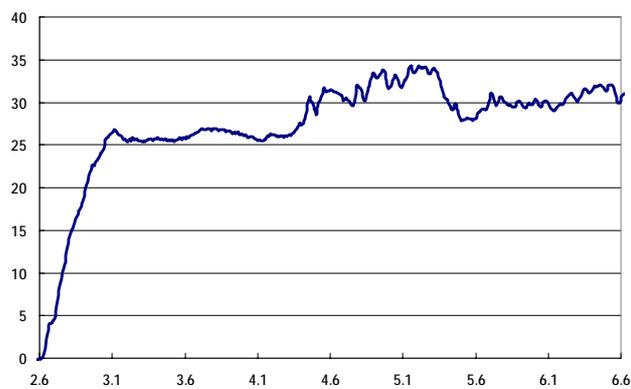
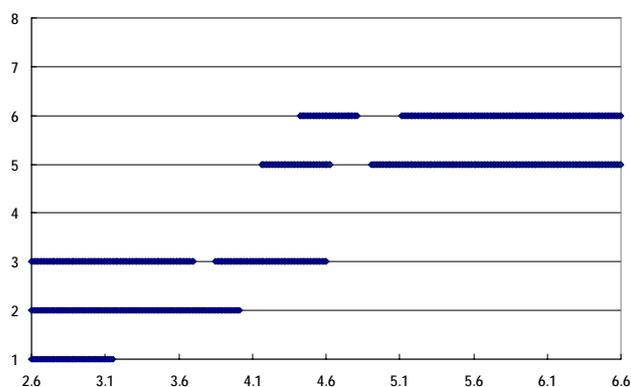
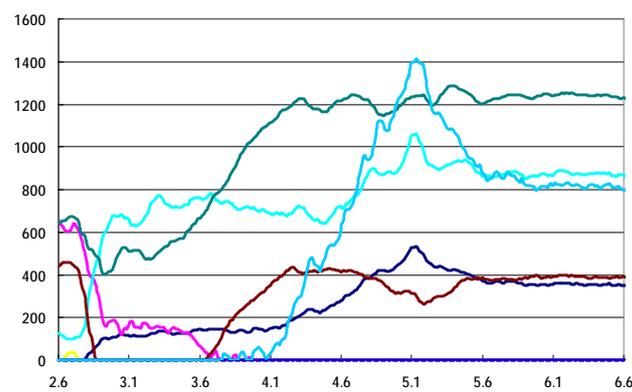
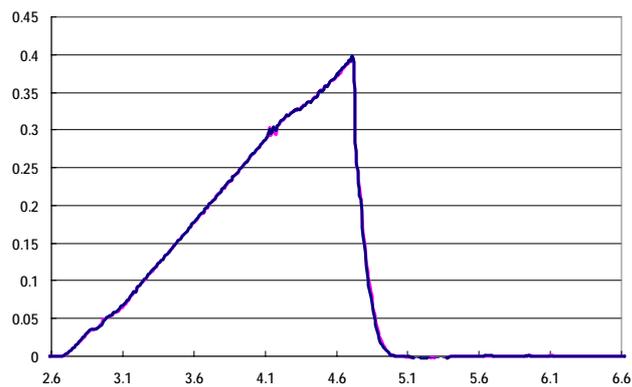
右
左



①
②
③
④
⑤
⑥
⑦
⑧
⑨



B - 5 被験者 B 位置検出モード 転倒防止位置 7 番目



B - 6 被験者B 力速度モード 転倒防止位置7番目