法政大学学術機関リポジトリ
HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-07-12

ヒトの動きに伴う関節トルクの推定

大川, 泉 / OKAWA, Izumi

(発行年 / Year)
2005-03-24
(学位授与年月日 / Date of Granted)
2005-03-24
(学位名 / Degree Name)
修士(工学)
(学位授与機関 / Degree Grantor)
法政大学 (Hosei University)

修士論文

ヒトの動きに伴う関節トルクの推定

2004 年度

法政大学大学院　工学研究科　システム工学専攻

03R6114

オオカワ　イズミ

大川　泉

指導教授　渡辺嘉二郎　教授

Abstract

The necessity of the joint motion measurement is increasing in the field of the physical rehabilitation or the sports measurement. In the past, it has been difficult that we have measured a joint angle without invasions and restraints because we have used huge facilities such as a strain gauge, a potentiometer and a fiber optics. And DLT Method that calculates from optical space coordinates with CCD camera is out of makers and large-scale system and takes a long time to analyze results when we measure making markers on.

In this paper, we measure the joint motion with the tri-Axial acceleration sensor that is inexpensive and simple. We eliminate a torque on a joint from the joint model of a two-link chain, the mass of body segments and the gravity acceleration. Additionally, by applying this method, we suggest a new method to check the possibility of dislocation after the hip replacement arthroplasty

目次

Abstract 2
１．はじめに 5
２．ヒトの動きの状況と問題の記述 6
　２．１　ヒトの動きの状況 6
　２．２　関節の運動 6
　２．３　問題の記述 8
３．ヒトの体の各部位の割合 9
　３．１　ヒトの平均相対質量 9
　３．２　ヒトの平均質点 9
　３．３　ヒトの平均長さ 10
４．関節まわりの運動計測システムと要素 11
　４．１　関節角度 11
　４．２　平面的な 2 軸連鎖のトルク 11
　　（１）慣性能率 11
　　（２）リンクのトルク 12
５．計測の対象と仮定 13
　５．１　計測の対象 13
　５．２　大腿骨頚部の構造 13
　５．３　大腿骨頚部の計測における仮定 13
６．実験による検証 14
　６．１　椅子からの立ち上がり動作 14
　６．２　計測システム 14
　　(1) 三軸加速度センサ 14
　６．３　計測方法 15
７．結果と考察（１） 16
８．計測法の応用 18
　８．１　対象の動作 18
　８．２　人工股関節 20
　８．３　模擬高齢者での実験 20
　８．４　被験者 20
９．結果と考察（２） 22
１０．むすび 26
Appendix 28
Appendix 1　ACB302 について 28

Appendix 1.1　仕様 28
Appendix 1.2　回路図 28
Appendix 1.3　キャリブレーション 29
Appendix 2　インスタントシニアについて 30
Appendix 3　大腿骨の動きの説明 31
謝辞 32

１．はじめに

関節動作の計測はリハビリテーションやスポーツ計測の分野で，必要性が増加してきている．関節の角度計測において，従来は歪みゲージや，ポテンショメータ，光ファイバ[1)2)3)]といった大掛かりな装置が必要であり，低侵襲，低拘束に計測することは困難であった．また，CCD カメラを用いた光学的な空間座標から算出する DLT 法[4)5)10)11)]もあるが，この方法ではマーカ等を付けて計測を行う場合，マーカのずれや隠れ等の問題や，システムが大規模になり，結果の解析にも時間を要する．

そこで，本論では安価で手軽な 3 軸加速度センサを用い関節動作の計測を行う．重力方向からの角度，角速度を計測し，2 リンクの関節モデル，ヒトの部位の質量，長さ，重力加速度から関節にかかるトルクを推定する．さらに，この方法を応用し，従来，股関節の角度からのみ調べていた大腿骨置換手術後の脱臼する可能性を，角速度とトルクも考慮して判断する新たな方法を提案する．

２．ヒトの動きの状況と問題の記述

２．１　ヒトの動きの状況

ヒトは 200 以上もの関節とその間をつなぐ棒からなるメカニズムであり，これらの関節における回転によりヒトは動く．スポーツの動きにおけるスキルは，どのようなタイミングでどれだけの関節トルクが発生するかで決まる．また関節にかかるトルクや他の加重が大きすぎると関節の破損につながる．特に，関節の手術後など，ヒトの意識が手術以前のつもりであると，関節角度を大きく取ったり，大きなトルクがかかったりする場合があり，脱臼を起こすなどの問題が生じる．

スポーツであれ，手術後のケアであれ，ヒトの関節周りの回転角度，角速度，トルクを計測するのに，侵襲性や拘束性の高い装置を取り付けるのは，実用的でない．低侵襲，低拘束にしかも簡易に計測できることが必要である．

２．２　関節の運動

Fig.1 に平面的な 2 軸連鎖の動作を計測する状況図を表わす．例えば Fig.1 に示すように肘関節の角度やトルクを計算するモデルとして使われる．

関節の屈曲角度，トルクを算出するための変数の定義を以下に示す．

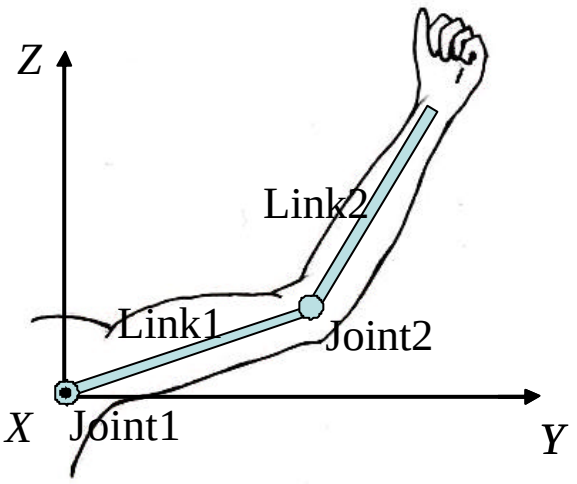

Fig.1 State of the joint angle measurement

（角度算出のための変数定義）

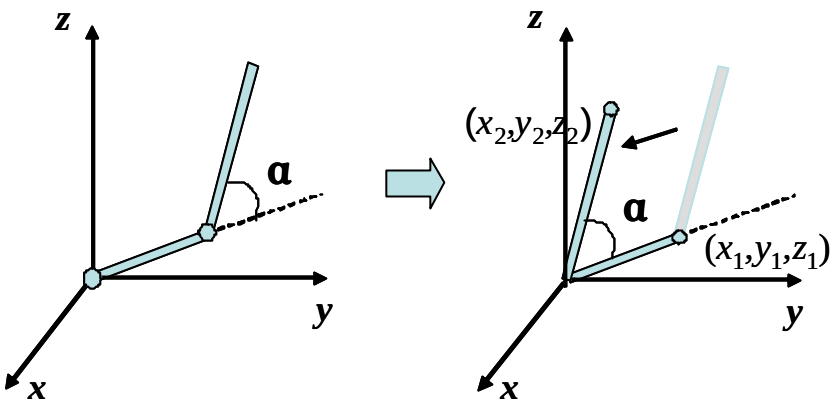

Fig.2　Model of the angle calculation

(x_1,y_1,z_1)：Link１の直交座標系の座標値
(x_2,y_2,z_2)：Link2 の直交座標系の座標値
α：Link1，2 のなす角度

（トルク算出のための変数定義）

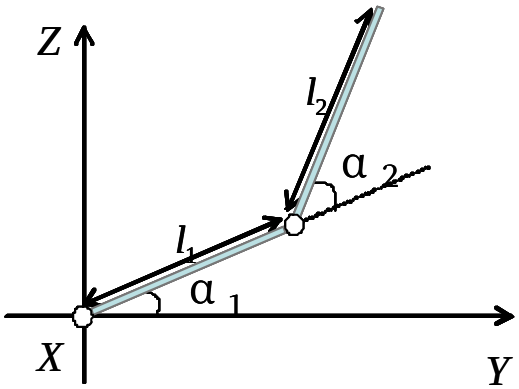

Fig.3　Model of a planer two-link chain

l_1：Link1 の長さ
l_2：Link2 の長さ
l_{C2}:Link2 の Joint2 から質点までの長さ
a_1：Link1 と Z 軸とのなす角度
a_2：Link1 の延長線と剛体棒 PH のなす角
ρ：長さ l_2 の密度

S_2：$Sin\alpha_2$

C_2：$Cos\alpha_2$

C_{12}:$Cos(\alpha_1+\alpha_2)$

$\dot{\alpha}_1$：Joint1 の角速度

$\dot{\alpha}_2$：Joint2 の角速度

$\ddot{\alpha}_2$：Joint2 の角加速度

m_1：Link1 の質量

m_2：Link２の質量

２．３　問題の記述

（Ｐ１）　関節角度および角速度を計測する方法

（Ｐ２）　関節にかかるトルクの大きさの算出方法

（Ｐ３）　(P1)(P2)を実現するためのシステム

（Ｐ４）　システムの応用法の例示

３．ヒトの体の各部位の割合

ヒトの体は性別や人種によってなど，様々な違いがある．しかし本論では，文献 8)に示された平均的な割合を示す．

３．１　ヒトの平均相対質量

身体の平均的な質量の割合を，Fig.4 に示す．

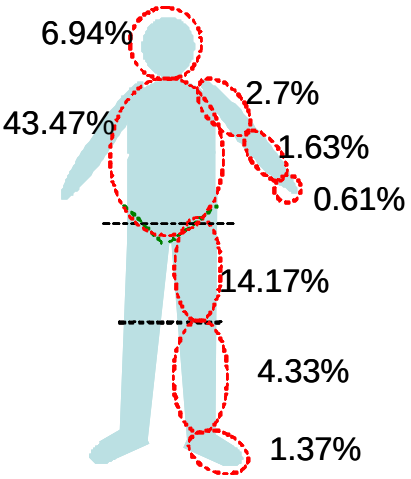

Fig.4 Average relative mass of body segments

３．２　ヒトの平均質点

各関節の質点の位置を Fig.5 に示す．関節から関節の質点を必要とするため，Dempster (1955)氏による質点位置を使用する．

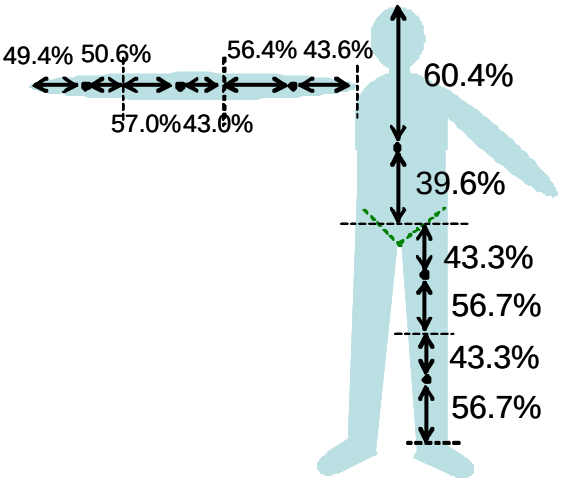

Fig.5 Position of center of mass

３．３　ヒトの平均長さ

Fig.6 に各部位の平均的な長さの割合を示す.

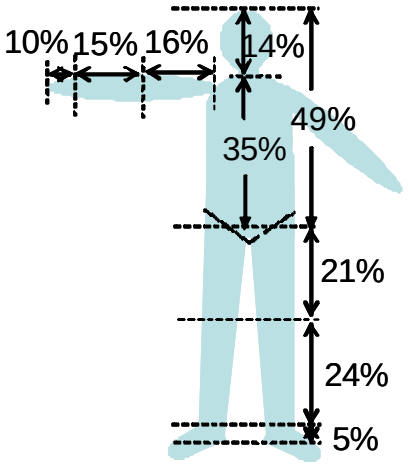

Fig.6 Length of body segments

４．関節まわりの運動計測システムと要素

４．１　関節角度

（P1）について考える．

$$\vec{v} = (x_1, y_1, z_1) \tag{1}$$

$$\vec{u} = (x_2, y_2, z_2) \tag{2}$$

とおいた．内積から，

$$\vec{v} \cdot \vec{u} = |\vec{v}| \cdot |\vec{u}| \cos a \tag{3}$$

となり，

$$\cos a = \frac{\vec{v} \cdot \vec{u}}{|\vec{v}| \cdot |\vec{u}|} \tag{4}$$

から，

$$\cos a = \frac{x_1 x_2 + y_1 y_2 + z_1 z_2}{\sqrt{(x_1^2 + y_1^2 + z_1^2)}\sqrt{(x_2^2 + y_2^2 + z_2^2)}} \tag{5}$$

$$a = \cos^{-1} \frac{x_1 x_2 + y_1 y_2 + z_1 z_2}{\sqrt{(x_1^2 + y_1^2 + z_1^2)}\sqrt{(x_2^2 + y_2^2 + z_2^2)}} \tag{6}$$

となる．よって(6)式から２軸連鎖の Joint2 の角度を表わす．
(6)式を微分し，角速度を算出する．

４．２　平面的な 2 軸連鎖のトルク

（P2）について考える．

（1）慣性能率

3．身体の各部位の平均的長さ，質量が分かっているため，個々の身長と体重から変数を求め，Joint2 での慣性能率を求める．

$$I = \int_0^{l_2} r x^2 dx = \frac{1}{3} r l_2^{\ 3} = \frac{1}{3} m_2 l_2^{\ 2} \tag{7}$$

（２）リンクのトルク

Joint2 にかかるトルクを T_2 とすると，文献 8)より

$$T_2 = G_2 + t_{2.2} + R + t_{2.1} \tag{8}$$

と表わすことができる.

（a）Joint2 にかかる重力

$$G_2 = m_2 l_{C2} g C_{12} \tag{9}$$

（b）Joint2 での Link2 の慣性モーメント

$$t_{2.2} = (I_2 + m_2 l_{C2}^2)\ddot{a}_2 \tag{10}$$

（c）求心結合係数

$$R = (m_2 l_1 l_{C2} S_2)\dot{a}_1 \tag{11}$$

（d）Joint2 での Joint1 の角加速度の慣性効果

$$t_{2.1} = [I_2 + m_2 (l_{C2}^2 + l_1 l_{C2} C_2)]\ddot{a}_1 \tag{12}$$

５．計測の対象と仮定

５．１　計測の対象

本論ではトルクを求める際，Fig.7 に示すような平面的な 2 軸連鎖のモデルを，大腿骨頚の関節にあてはめて計測を行う．そして上記で算出した屈曲角度，トルクの推定を行う．

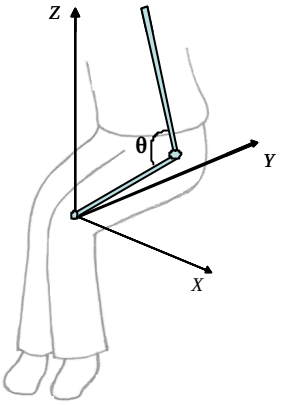

Fig.7 State of measuring

５．２　大腿骨頚部の構造

大腿骨頚部とは，太ももの骨（大腿骨）の上端の骨頭のことである．骨頭が骨盤のくぼみにはまり込み，股関節を形作っている．

股関節の屈曲角度の正常可動域は 0~125 度，内旋は 0~45 度である．

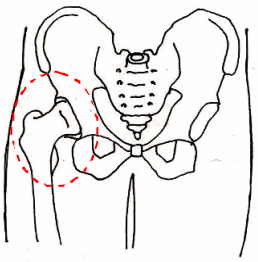

Fig.8 Structure of the femur

５．３　大腿骨頚部の計測における仮定

大腿骨頚部での，計測にあたり，以下の仮定を設ける．

（A1）重心位置は常に一定とする．

（A2）身体の上半身を一本の剛体棒とみなす．

６．実験による検証

６．１　椅子からの立ち上がり動作

ここでは，実際に計測を行う動作の説明する．
対象とする動作は Fig.9 に示すもので，「椅子に座った姿勢から立ちあがる」という動作とする．

(a)　(b)　(c)

Fig.9 Movement of standing up

６．２　計測システム

(1) 三軸加速度センサ

（P3）について考える．安価で，手軽に装着できるセンサとして，Fig.10 に示す三軸加速度センサを用いる．三軸加速度センサはスター精密(株)の ACB302 を用いた．寸法 9×9×7mm，質量 1.3g の小型センサである．本研究ではスポーツ計測のような大きな加速度がかからないため，静的な動作のみを計測するようにしている．計測値は，重力下向きの力に対して，どのくらい傾いているかを求めるようにする．

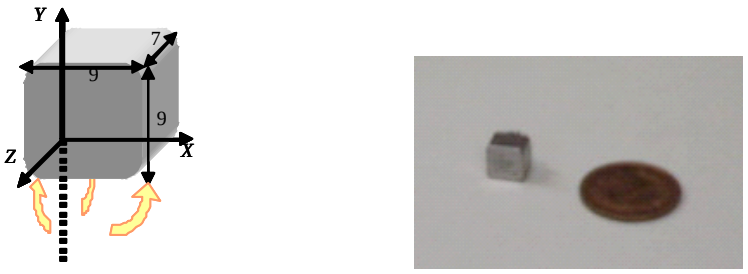

Fig.10　Tri-Axial Acceleration Sensor

６．３　計測方法

三軸加速度センサを Fig.11 のように大腿骨部分と膝上に設置し計測を行う．サンプリング間隔 0.1sec で計測し，AD 変換を行い，パソコンに取り込む．

椅子の高さを変えた時の，立ち上がる際の股関節の屈曲角度の最小値と，トルクの最大値を比較する．

結果で示す屈曲角度は太ももと上半身からなる角度とする．

ここではセンサの性能を試すため，被験者は 20 代の健常者により，計測を行う．

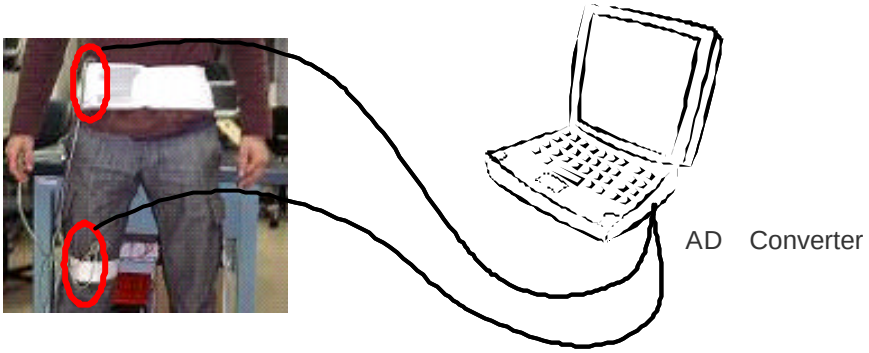

Fig.11 Measurement system

7．結果と考察（1）

屈曲角度，角速度，トルクの波形を Fig.12 に，椅子の高さを変えて変化するトルクの大きさを Fig.13 に示す．

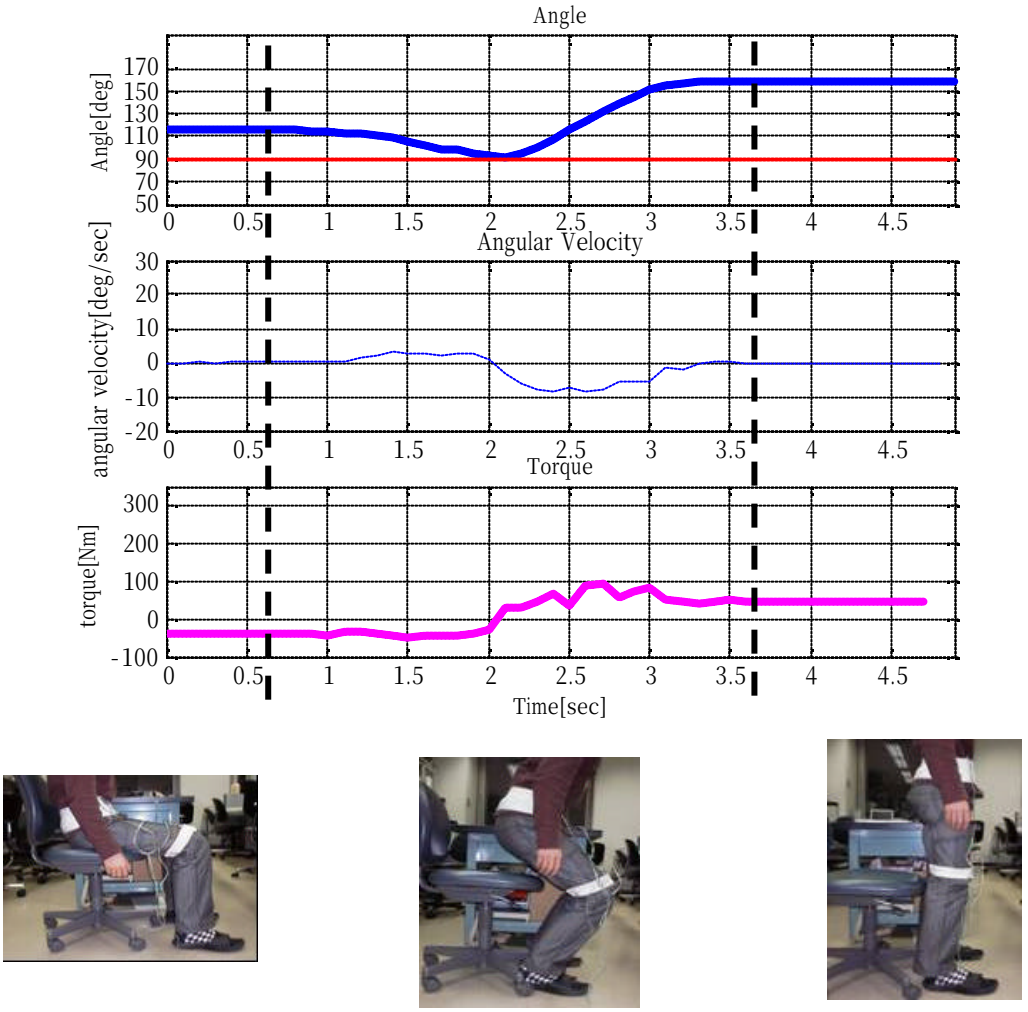

Fig.12 Result of the flexing action (1)

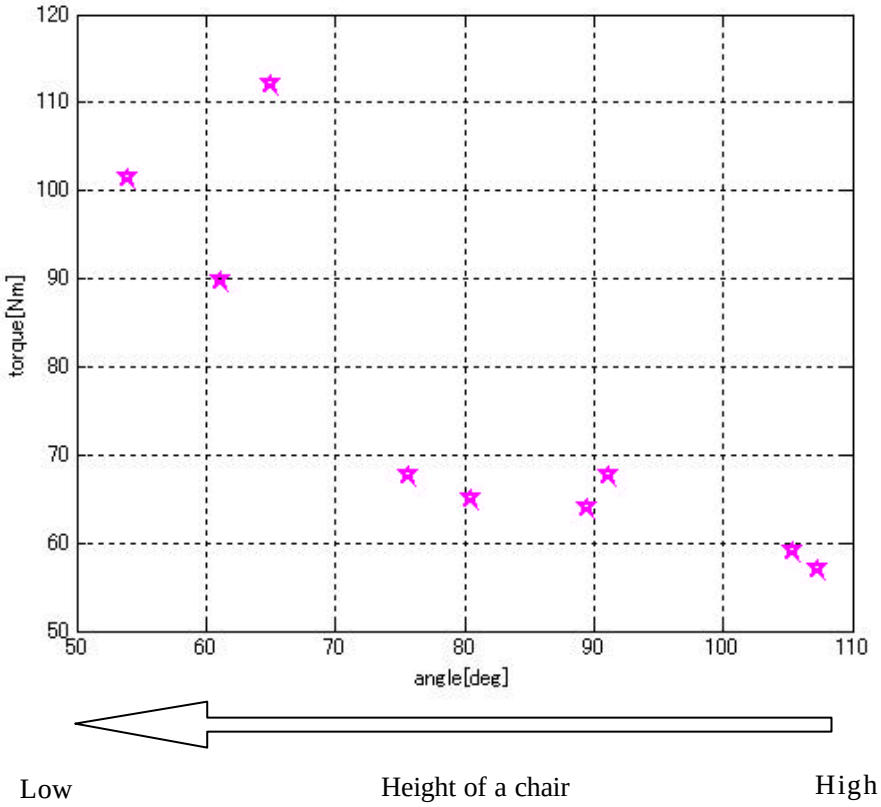

Fig.13 Result of the flexing action (2)

Fig.12 で，トルクの値が静止の状態時でも，0 でないのは，常に，重力加速度が働いていることが影響している．

視覚的に同じ速度で立ち上がった場合，椅子の高さが低くなるほど，屈曲角度の最小値が小さくなった．

Fig.13 から，屈曲角度が小さくなるほど，トルクが大きくなる事が示された．このことから，三軸加速度センサで，本論で算出した屈曲角度，トルクを推定出来たものと考える．

８．計測法の応用

（Ｐ４）について考える．

本論の計測法と推定を応用して，大腿骨置換法を行い人工股関節になった高齢者の術後のリハビリテーションに応用できるか，検討を行う．

人工股関節になり屈曲角度が 90 度以上になってしまうと，脱臼する危険性が非常に高くなる．しかし 90 度に満たない角度であっても，トルクが大きくかかっている場合，脱臼を起こす可能性があるのではないかと考え，股関節のトルクの推定を行い脱臼の危険評価の一指標にできるか考える．

また，大腿骨置換法を行い人工股関節になった高齢者の脱臼の危険角度に関して，内旋は基本的に 0 度である．これは，三軸加速度センサを用いたことから，この座った姿勢での関節の内旋の状態も同時に計測を行う．

８．１　対象の動作

大腿骨を骨折した患者は立位の動作や座る動作の際脱臼することが多い．そこで立位の動作として挙げられる以下の３つの動作の計測を行う．

（１）「車椅子から立位」

車椅子に座った状態から車椅子のアームレストを? まりながら立位する．

（２）「便座から立位」

便座に座った状態から Fig.15 に示すように設置してある手摺りに? まりながら立位する．

（３）「正座から立位」

正座をした状態から Fig.16 のように椅子に? まりながら，計測をしていない方の足から立位する．

また，女性は座っているとき，内旋を起こす姿勢になる事が多い．そこで，座っている状態の時の，内旋の動作も計測する．

Fig.14 Object of the motion (wheelchair)

Fig.15 Toilet used to measure

Fig.16 Object of the motion (sit on the floor Japanese style)

８．２　人工股関節

大腿骨に棒状の支えを押し込み，その上に付けた骨頭と，骨盤側のカップとが組みあわさるようになっている．高年齢で大腿骨を骨折した場合，大腿骨置換手術により，人工頭骨になる事が多い．脱臼防止する力は筋肉の力であるが，置換手術後三ヶ月は筋力がないため，特に脱臼しやすくなる．そして，可動域も正常時よりもせまくなり，脱臼する可能性のある屈曲角度は，90 度以上，内旋は基本的に 0 度となる．

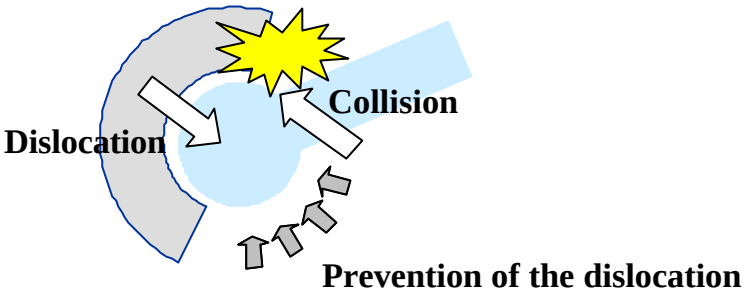

Fig.17　Structure of the total hip replacement

８．３　模擬高齢者での実験

本論で対象とする被験者は大腿骨置換法の手術を行った高齢者である．ここでは基礎実験として健常者と，模擬高齢者の状態とで計測を行い比較する.模擬高齢者の後に拘束をしないで行った人と，拘束なしで計測を行った後に模擬高齢者の状態にして計測を行った人の二つの場合に分ける．また，計測する項目の順番はそれぞれの被験者より変えて，各動作 10 回ずつ計測を行う．６．の実験と同様に Fig.19～Fig.22 までの屈曲角度の表示は太ももと上半身からなる角度である．

８．４　被験者

20 代前半の女性で計測を行う．模擬高齢者には日本ウェルエージング協会の承認を得たインスタントシニアの装具を装着する．ゴーグルは老人性白内障を，膝，肘のサポーターは動きの不自由さを，手首，足首のおもりは筋力の低下を体験できるようになっている．

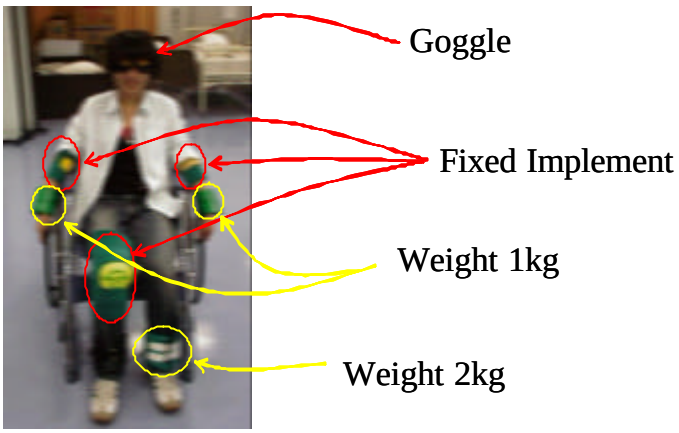

Fig.18 Conditions of the experiment

9．結果と考察（2）

「車椅子から立位」の結果を Fig.19-Fig.20 に示す.

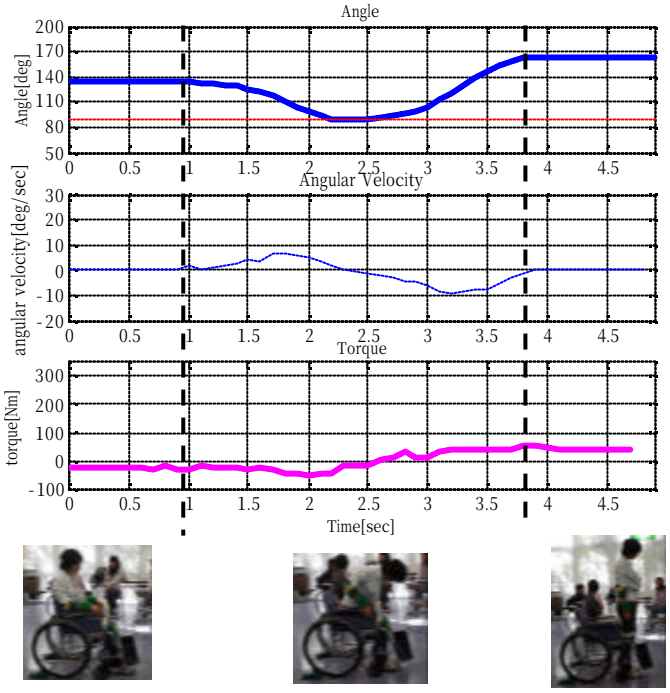

Fig.19 Result of the instant senior (wheelchair)

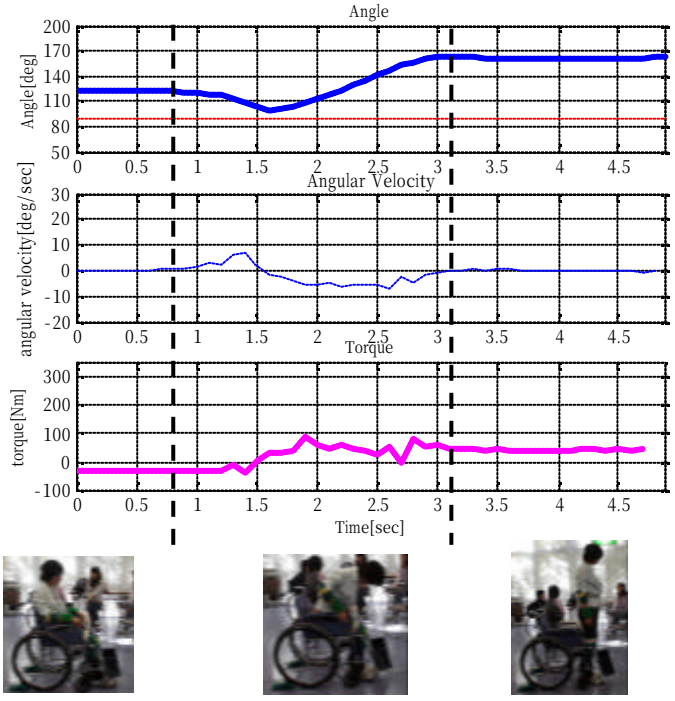

Fig.20 Result of the ordinary person (Wheelchair)

「正座から立位」の結果を Fig.21-Fig.22 に示す.

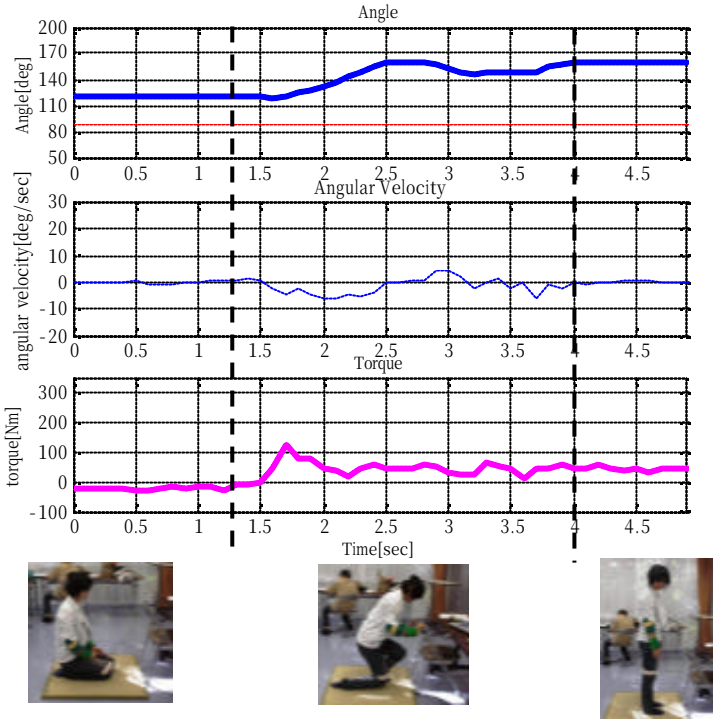

Fig.21 Result of the instant senior (sit on the floor Japanese style)

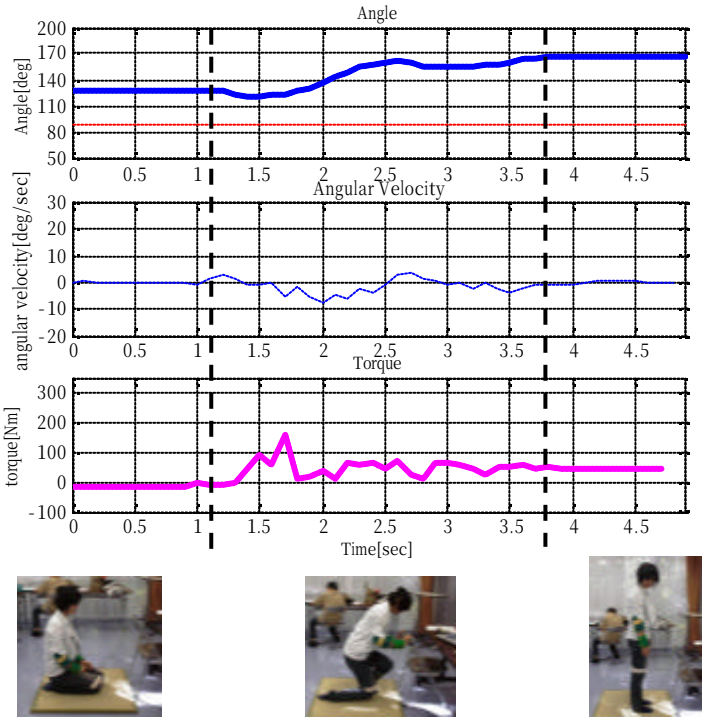

Fig22 Result of the ordinary person (sit on the floor Japanese style)

屈曲動作は最小値，トルクは最大値の平均値を Table 1 **に示す．**

Table 1 Average of the measuring result

＜インスタントシニアの状態＞				＜健常者の状態＞		
	屈曲角度 [deg]	トルク [Nm]			屈曲角度 [deg]	トルク [Nm]
(1) 車椅子から立位	93.1403	60.7409		(1) 車椅子から立位	100.5235	89.3505
便座から立位	91.7921	63.9371		便座から立位	96.2035	113.2562
正座から立位	118.0045	101.416		正座から立位	122.8088	134.4563
(2) 車椅子から立位	76.829	79.5804		(2) 車椅子から立位	91.0354	160.2195
便座から立位	81.9627	87.7387		便座から立位	88.6439	148.9164
正座から立位	92.2822	91.0248		正座から立位	105.4767	144.3046
(3) 車椅子から立位	99.2376	139.215		(3) 車椅子から立位	124.8553	171.5081
便座から立位	94.6332	167.755		便座から立位	119.7115	140.9576
正座から立位	112.9891	195.786		正座から立位	132.1958	264.026
(4) 車椅子から立位	100.3354	168.237		(4) 車椅子から立位	103.9109	255.0981
便座から立位	99.31655	186.895		便座から立位	100.0225	284.807
正座から立位	117.4529	243.582		正座から立位	112.6864	272.2686
(5) 車椅子から立位	78.5198	760.917		(5) 車椅子から立位	79.6498	750.3351
便座から立位	71.169	408.663		便座から立位	65.0516	798.8892
正座から立位	78.9578	238.908		正座から立位	89.896	265.3359

内旋の動作に関する結果を Fig.23 **に示す．**

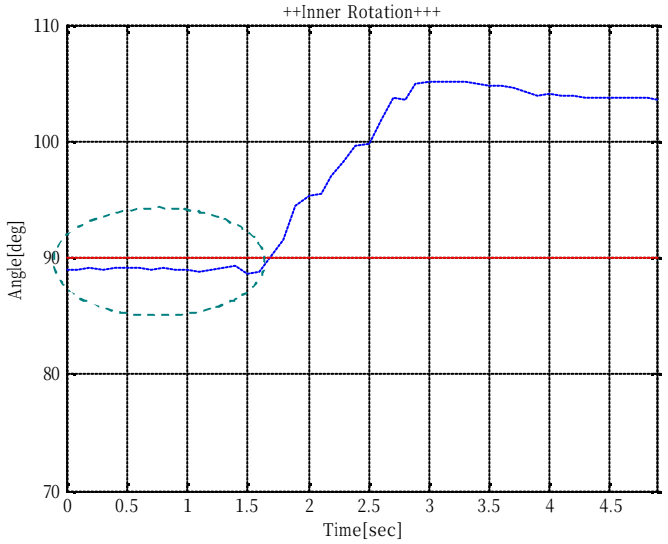

Fig.23 Result of the inner rotation

今回の計測で，立ち上がる動作の速さを決めていなかったため，動作の速さに関して，大きな個人差が見られた．また，計測を行った３動作とも，インスタントシニアの方が，わずかではあるが，屈曲の角度の最小値とトルクの最大値が小さくなる事がわかった．（５）の被験者は飛び跳ねるような動作のため，他の被験者と比較して非常に大きなトルクがかかってしまっている．速い動作の場合，勢いをつけなくてはならないため，屈曲角度も小さくなり危険になると考える．

「便座からの立位」と「車椅子の立位」に関して，座った状態での高さが便座の方が低いが，明らかな違いは出なかった．どちらの動作ともアームレストや手すりにつかまりながらの立位のため，大きな違いが出なかったと考える．

「正座からの立位」に関して，椅子につかまりながら立ち上がったため，角度だけをみると，屈曲だけで脱臼をする恐れのある人は少ないが，人により同じ屈曲角度であっても，トルクか二倍以上も違ってくる．手術以前の気持ちのまま，勢い良く立ち上がってしまうと，脱臼する恐れがあるのではないかと考える．

内旋に関して，健常者とインスタントシニアの間に，違いは見られなかった．しかし，Fig.23 から屈曲動作だけでなく，内旋をしている動作も計測できることが分かるため，脱臼を防止できる可能性が高いと考える．

１０．むすび

関節の角度，2 軸連鎖間でのトルクの算出を行った．その算出した式を用いて実際に三軸加速度センサで計測した結果からトルクを推定した．視覚的に同じ速さで計測した際，屈曲角度が小さくなるほどトルクが大きくなったことから三軸加速度センサでトルクの推定が出来たものと考える．

三軸加速度センサを用いて関節の角度，トルクを推定できたことを応用して大腿骨骨折のリハビリテーションを行う際の評価の一指標になるか検討を行った．人により屈曲角度の最小値が同じであっても，トルクの最大値が大きく違い，個人差が非常に大きいという結果となった. これにより, 脱臼を起こす危険のある 90 度付近でのトルクを測れることは, 脱臼防止に大きく貢献できると考える．

また，三軸加速度センサを利用することにより，座った状態での内旋の動作を計測することが出来た．三軸加速度センサという小型なセンサを２つ装着するだけで，屈曲の角度とトルク，内旋の角度が計測できるため，大腿骨骨折のリハビリテーションには非常に大きな役割を持つと考える．

本研究では，2 軸連鎖のモデルを大腿骨に当てはめて計測を行った．大腿骨部分のトルクを推定することで，リハビリテーションを行う際の評価の新たな一指標となる可能性があると考える．

参考文献

1) 森本正治，赤澤靖史：ひずみゲージを応用した一軸型フレキシブル関節角度計，医用電子と生体工学，26(3)，20-25(1988)

2) 森本正治, 赤澤靖史：フレキシブル関節角度計による多自由度関節角度計測手法の開発，バイオメカニズム 11，57-63（1993）

3) 石塚雅治，岩谷力，関和則，薮越公司：歪みゲージを使用した関節角度の測定，電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネテ ィックス, 98, 400, 27-31（1998）

4) 山崎信寿：3 次元動態計測技術の展開，バイオメカニズム学会誌，15（3），105-110（1991）

5) 松本悟，内山孝憲，赤澤堅造：前腕の回内回外を考慮したヒト上肢運動の 3 次元動態計測法，バイオメカニズム学会誌，20(3)138-143（1996）

6) ヒト肘関節屈筋の関節角度-角速度-トルク関数の推定 IEICE technical report. ME and bio cybernetics VOLM: 99 NUMB: 688 PAGE: 67-72

7) 元木,木山他/40．改良した三次元ゴニオメーターを使用しての歩行中股関節の角度変化，理学療法学，Vol. 11 Num. Supplement pp.40 (1984.04)

8) Vadimir M. Zatsiorsky: Kinematics of Human Motion, Human Kinematics

9) 栗原陽介：看護におけるジャイロを用いた姿勢変化評価システム，2002 年度修士論文

10) 穂苅真樹，渡辺嘉二郎，栗原陽介，瀬川友輔，鳴尾丈司：スポーツフォームの運動解析と計測ーゴルフドライバースイングフォームの運動解析と計測ー，計測自動制御学会論文集 Vol.38,No.11,922/930(2002)

11) M.Hokari, K.Watanabe: Measurement of 3-D loci and attitudes of the golf driver head while swinging,The Engineering of Sport 5

Appendix

Appendix 1　ACB302 について

Appendix 1.1　仕様

Table A1 Specifications

Acceleration Range	±19.6m/s^2
Rated Voltage	3.0VDC
Supply Voltage (Vcc)	2.7～5.5VDC
Frequency Response	DC～15Hz
Sensitivity (Vcc=3.0V)	10.2mV(m/s^2)
Linearity	2.50%
Transverse Sensitivity	4%
Offset Voltage	1.5V
Current Consumption (Vcc=3.0V)	0.1mA
Operating Temperature	-20～70℃
Storage Temperature	-40～85℃
Dimension	9.0×9.0×7.0mm
Mass	1.3g

Appendix 1.2　回路図

製作し回路を以下に示す.

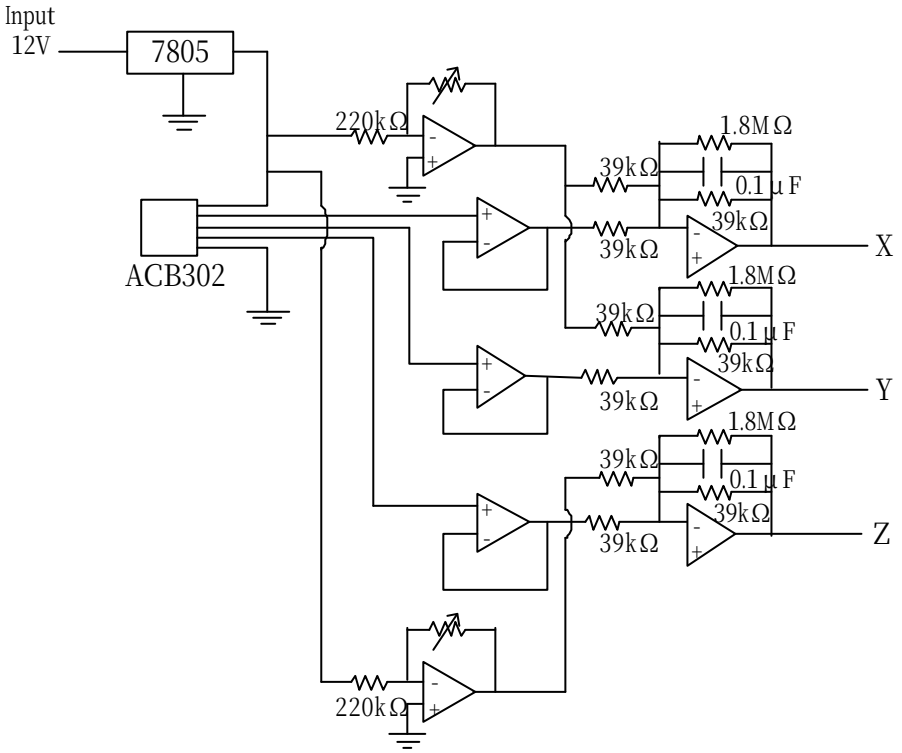

Fig.A1 Circuit diagram

Appendix 1.３　キャリブレーション

キャリブレーションについての説明を以下に示す．
3 軸加速度計の和は常に 9.8 になるはずであるので，各軸を

$$\begin{cases} x = a_1 v_1 + b_1 \\ y = a_2 v_2 + b_2 \\ z = a_3 v_3 + b_3 \end{cases} \tag{A1}$$

とおくと，

$\sqrt{x^2 + y^2 + z^2} = 9.8$ となることから a_1，a_2，a_3，b_1，b_2，b_3 を求める．

まず，使用する 2 つの加速度センサを全ての出力が出るように動かし 6 個のパラメータの初期値を計算する．9.8m/s² が最大値となるので，

$$\begin{bmatrix} 9.8 \\ 0 \\ -9.8 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \max(x) & 1 \\ mean(x) & 1 \\ \min(x) & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ b_1 \end{bmatrix} \tag{A2}$$

が成り立つはずである．そこで最小２乗法によりそれぞれのパラメータを計算する．

$$\begin{bmatrix} \hat{a}_1 \\ \hat{b}_1 \end{bmatrix} = \left(\begin{bmatrix} \max(x) & 1 \\ mean(x) & 1 \\ \min(x) & 1 \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} \max(x) & 1 \\ mean(x) & 1 \\ \min(x) & 1 \end{bmatrix} \right)^{-1} \begin{bmatrix} \max(x) & 1 \\ mean(x) & 1 \\ \min(x) & 1 \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} 9.8 \\ 0 \\ -9.8 \end{bmatrix} \tag{A3}$$

次に，これらのラフなデータをベースに正確なパラメータの推定を行う．正確なパラメータの推定には，ゆっくりとさまざまな方向に動かしたデータを用いる．そのデータに対し，最大値，平均値，最小値を使い，最小二乗法からだいたいの係数 a1 からｂ3 までを計算する．求められた係数をベースに Matlab の fminsearch 関数から最小二乗法での誤差が最小となる係数をチューニングし計算する．求められた結果をベースに再度 x1，y1，z1 とそれぞれのセンサの出力を m/s² の単位に換算したものを計算しプロットする．そして換算した出力から $\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$ の結果を表示することで，どの程度の誤差であるかが確認することができる．このようにすることで，どの方向に傾けた場合でも，ある程度信頼のおける結果を得ることができる．

Appendix 2　インスタントシニアについて

インスタントシニアの装具は，高齢者の身体機能の変化や心理的変化を白内障用ゴーグルやおもりなどの器具を付けて一時的に体験し，高齢者にとって住みよい環境を作るために考案されたものである．１９８８年にカナダのオンタリオン州政府が，スルーアザーアイズ（他の人の目をとおして）という名称で開発したもので，１国に１団体に使用を認めているものである．日本では，「日本ウェルエージング協会」が同州政府との契約を結び，唯一日本での実施を認められている．

Appendix 3　大腿骨の動きの説明

Fig.A2，Fig.A3 に示すような角度を屈曲，内旋という．

＜屈曲動作＞

大腿部を腹部側に引き上げる動作を屈曲という．

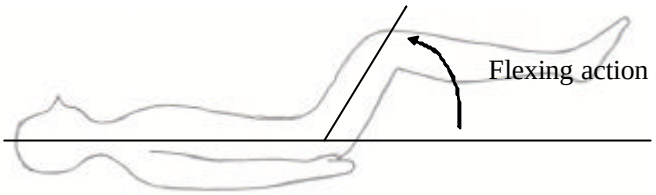

Fig.A2　Flexing action

＜内旋動作＞

親指を外側から内側に向くように捻る動作を内旋という．

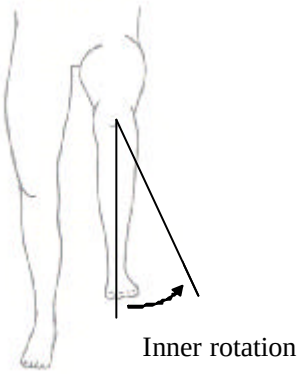

Fig.A3　Inner rotation

謝辞

本研究を進めるにあたり多くの方々にお世話になりました．指導教授である渡辺嘉二郎教授には学部４年時を含め３年間という長い間，勉学・研究はもちろんのこと，その他にも多くのことをご教授頂きました．未熟者の私がこうして修士論文を書き上げることが出来たことはひとえに，先生の熱心なご指導があったからと思います．先生と出会えたことは私にとって最大の財産となりました．心より感謝しております．小林一行助教授にはソフト面，ハード面に関して大変お世話になりました．特に，加速度センサに関して，小林先生なしでは，本論を書き上げる事が出来なかったです．本当にありがとうございました．

また，日本赤十字武蔵野短期大学の千葉京子先生には，多くのアドバイスや設備を貸して頂き，大変感謝しております．計測の被験者になって下さった，日本赤十字武蔵野短期大学の学生の皆様，ありがとうございました．

そして三年間の研究室生活を楽しく有意義に過ごさせてくれた渡辺研究室の皆様に心から感謝します．石川貴之君，気が利いて優しくて「見習わないと」といつも思っています．安藤久範君，あなたと知り合わなければ，大学院に進むという事はなかったかもしれません．伊東洋介君，二年間 TA でサポートしてくれてありがとう．木島亜衣さん，６年間嬉しいこと悲しいこと色々あったけれど，いつも支えてくれてありがとう．小林圭太君，あなたの可愛い笑顔は最高です．山本健君，個性的な考え方でいつも楽しかったです．吉田森之介君，鋭い突っ込みに刺激され，少しは成長したと思います．小俣善史君，あなたの HP はとても楽しかったです．真鍋宗広君，「肉じゃが」とてもおいしかったです．そして，石垣司君，いつも一緒にいたため，誤解されることがありましたが，あなたからは言い表せないほど沢山の事を学ばせて頂きました．本当にありがとう．

最後に，大学院にまで進学させて頂き，また，何の不自由なく生活をさせてくれた父，母，兄に心から感謝します．

2005 年 2 月 3 日