

身振り教示に用いるための
装着型動作計測システムの研究

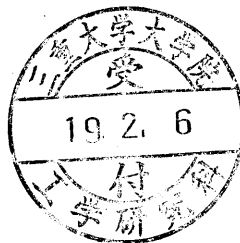
平成 18 年 度

三重大学大学院工学研究科
博士前期課程 機械工学専攻

水 谷 友 彦

修士論文

身振り教示に用いるための 装着型動作計測システムの研究



平成 18 年度
三重大学大学院 工学研究科 博士前期課程 機械工学専攻
水谷 友彦

目次

1. 序論.....	1
1.1. はじめに.....	1
2. 動作計測システム.....	3
2.1. 既存の動作計測システムについて.....	3
2.2. 開発した装着型動作計測システム.....	7
3. 計測手法.....	12
3.1. 肩の内転・外転, 水平屈曲・水平伸展の計測.....	12
3.2. 肩の外旋・内旋の計測.....	14
3.3. 肘の屈曲・伸展の計測.....	16
4. キャリブレーション.....	17
4.1. θ_s, ψ_s を計測するための2次元キャリブレーション.....	17
4.2. 実験(キャリブレーション結果).....	19
4.3. 考察.....	21
5. まとめ.....	22
参考文献.....	23
付録.....	24
本システム構成部品仕様.....	24
曲げセンサの性質について.....	25
θ_s, ψ_s に対する1次元キャリブレーションと結果.....	27
動作教示アクチュエータについて.....	30
謝辞.....	32

1. 序論

1.1. はじめに

水泳や鉄棒のような高度な動作を成功させるためには、身体の数多くの筋肉を有機的に、かつタイミング良く、動かす必要がある。そのような技術の修得には、個人で熟練者の動きを見本にして、何度も何度も試行錯誤を繰り返すなど、多大な努力を重ねなければならない。そのような高度な動作だけでなく、“投げる”、“打つ”、さらには“歩く”、“走る”など、誰でもできる基本的な動作であっても、最適な動作を修得しているとは限らない。また、運動以外にも、字を書く時の運筆動作、お辞儀や踊りなど、文化的な動作もある。これらの動作には“型”があり、型を修得することが重要である。

また、産業の分野でも、製造・加工業の技術者・技能者の技術（職人技）や、第三次産業における各種のサービス業における的確な身振り動作など、現場固有の“動作”が必要である。これらも上述の“型”の一種だと考えられる。現在、2007年問題と呼ばれる問題が表面化しつつある。若者に技術の伝承が十分に行われぬまま、豊富な技術を持つ団塊の世代が定年退職を迎えてしまうこの問題に対し、危機感を抱く企業は多い。マニュアル化し難い現場固有の技術の継承が困難になる恐れのみならず、それによって企業活動自体が停滞する恐れがあると認識されるようになったからである。特に製造業では、職人的作業や機械化が困難な作業の多い企業において、特に危機感が強い。

そのため、最適な動作や身振り手振りの型を修得することは、様々な場面において有用である。その修得には当人だけの学習では困難であるため、講師による直接“手取り足取り”、つまり、

- (1) “講師の目”による、生徒の身振りの良し悪しの判断
- (2) “講師の手足や言葉”による生徒の型の矯正

を行う教育が有効である。しかし、講師による“手取り足取り”の教育は、見本を見せたり、口頭でポイントを伝えたりするのが一般的な教え方である。そして人の手で行う以上、せいぜい手あるいは足の一箇所の動きをゆっくり伝えるのが精一杯であり、身体各部の筋肉の動かし方を教示することなどまったく不可能である。また講師自身の能力の違いも、生徒の学習度合いに影響する。

このような背景の下、筆者らは、講師による“手取り足取り”をロボットシステムにより再現し、野球の投球動作や、踊りのポーズ、産業の分野など、熟練者の理想的な動作を教示することで、直感的で理解しやすい体験型教育システム、すなわち動作体得を促すメカトロニクスシステムの開発を目的として研究を行ってきた。

こうした身振りの学習を補助するものとして、例えば、身振りを計測して講師のコーチングを支援するもの[1]~[2]、手話の学習を支援するもの[3]等がある。しかし、これらの手法の教示は、人が自分の型の良し悪しを画面で確認できるだけであり、教示が直接的に身振りや型の体得に繋がる手法ではなかった。またスポーツの疑似体験を目的としたフォースディスプレイの研究[4]も行われている。しかし、あくまで腕に抵抗を掛けるといった程度で、生徒の型の正確性の評価までは行われていない。やはり、人が効果的に型を学習するには、“手取り足取り”という言葉の通り、リアルタイムに動作の正確性を講師が判断し、動作を矯正する力を与えることで、生徒が直接正しい型を体得出来る学習法が理想的である。

そのためには、まずリアルタイムに型の正確性を評価するため、“講師の目”となる動作計測システムが必要となる。しかし、従来型のシステム[5]~[7]ではシステム全体が大規模で広い空間が必要となる上、使用者の動作に制限が加わる問題がある。応答性も悪いため、例えば投球動作のような高速な動作に対し、フィードバックを行うことは難しい。また、その導入にも高価格なものが多く、普及には向かない。よって筆者らが目指す、リアルタイムに生徒の身振りを計測し、かつ様々な動作に対応してフィードバックを返すようなシステムに用いることは困難だと考えた。そのため、本論文では、特に身振りの教示に用いることを前提とし、曲げセンサを用いた上肢を対象とした動作計測システムを開発した。これに対して、キャリブレーションを実施し、実際に計測を行った結果について述べる。

2. 動作計測システム

2.1. 既存の動作計測システムについて

これまでの動作計測システムは、光学式・磁気式・機械式の3つの方式に分類される。これらの方式の特徴については以下に簡単にまとめる。

●光学式

原理	・対象物にマーカ等を取り付け、複数のカメラから得た映像を解析することで、対象物の3次元座標位置や姿勢を求める。
長所	・対象者の身体にマーカを付けるだけで使用できることから、人間の動作を拘束することがない。
短所	・マーカがカメラの死角に入ると、計測が不可能になる。 ・映像の処理に時間がかかり、リアルタイム性に欠ける。 ・高性能なカメラが複数台必要であり、システムが大規模で非常に高価になる。
代表例	Motion Analysis社 Eagle-4 [5]

●磁気式

原理	・対象空間に磁界を発生させ、コイルで磁界の違いを読み取ることで対象物の3次元座標位置や姿勢を求める。
長所	・光学式と違い、運動に伴う死角がない。
短所	・磁性体が近くにあると、磁界が歪み精度に影響が出る。 ・磁場の発生器で安定な磁場を供給できる範囲が限られ、計測範囲が狭い。
代表例	AscentionTechnology社 MotionStar Wireless [6]

●機械式

原理	・ 関節を有する対象にセンサを固定し，対象物の動きに応じた関節の角度を計測する．
長所	・ 計測結果が環境に左右されない． ・ 応答性が良好でリアルタイムでの計測が可能．
短所	・ 装置が大がかりになり，被験者への負担が大きい．
代表例	Animazoo社 Gypsy5 [7]

これら3つの方式それぞれを，本研究で目的とするリアルタイムでの身振り教示を行うシステムに用いる事を考える．

光学式は，対象者の動きを制限しないという大きな利点を持つ．反面，カメラの位置が常に固定されることから計測範囲は限定される．つまり歩行を伴う動作の計測には向かない．一般的に身振りの教育は，例えば野球なら屋外で，技術は現場でと，それぞれ特定の場所で教える方法が一般的である．畳の上の水練とも言われるように，実際にその身振りが必要とされる場所以外での体得は困難である．勿論システム自体を移動させることも可能だが，光学式はその都度詳細なキャリブレーションが必要であり，気軽に使用するというわけにはいかない．導入にも1000万円以上するシステムが多く，普及には向かない．よって今後様々な身振りの教示に用いる事を考えると，光学式は本研究の目的には不向きである．

磁気式も，光学式と同様，計測範囲に限られる問題を抱える．それに加え，磁性体が近くにあると観測に狂いが出てしまう欠点を持つ．つまりゴルフクラブやバットといったものはノイズ源となる．一般的にゴルフの正しいスイングの型を学ぶためには，ゴルフクラブを持つことが前提となる．それらを用いることの出来ないこの方式は，身振り教示には不向きである．

機械式は，上記2つの方式とは違い，リアルタイム性にも優れ，計測が環境に影響されることも無い．しかし，大きな問題として，光学式のマーカーに対し大型の計測器具を身体に取り付けることから，対象者の動きを制限してしまう問題を抱えている．身振り計測に用いる事を考えると，これは大きな問題である．中にはこの問題を解決するためジャイロセンサを用いた装置も存在する．しかし，価格が1000万円以上するシステムが大半であり，普及には不向きである．

以上の内容から，様々な身振り教示に対応できる点を考慮すれば，機械式が最も適した手法だと言える．しかし，従来型の計測システムを本研究の目的のように，身振り教育に使用する事は問題が多い．筆者らが求める条件を以下に整理する．

- ・全体として小型かつ軽量で自由度があること．
- ・場所や条件を限定せず，また計測できる身振りに制限がないこと．
- ・普及性を考え，安価に製作できること

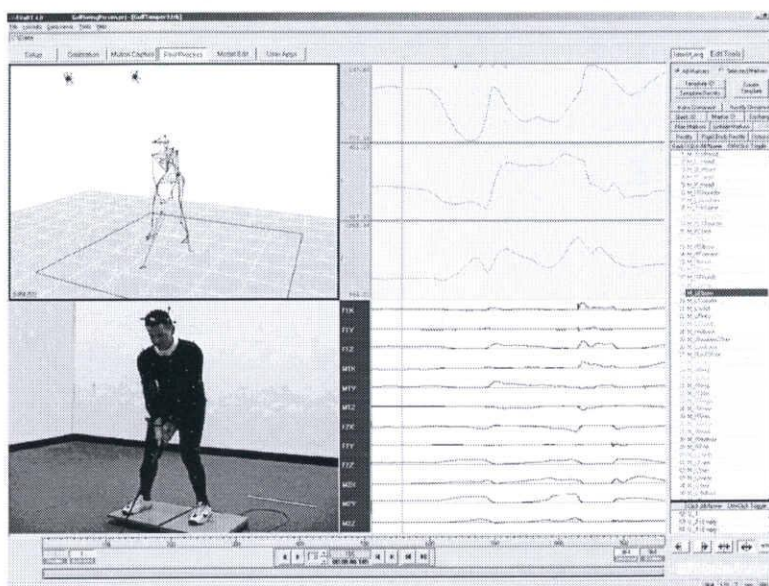


図 2.1 Eagle-4



図 2.2 Gypsy5

2.2. 開発した装着型動作計測システム

今回開発した動作計測システムは、特に上肢、つまり腕の動作計測を目的としている。人間の腕は、肩関節は3自由度の球体関節、肘関節は1自由度の回転関節、手首関節は3自由度の球体関節と考えることができる。腕の姿勢を決めるこれらの関節の可動軸および関節角度は図.2.3 のように定義される。これらのパラメータを求めることで、腕の姿勢は決定できる。よって身振りの正確な教示にはセンサを用いてこれらの関節角度を計測しなくてはならない。

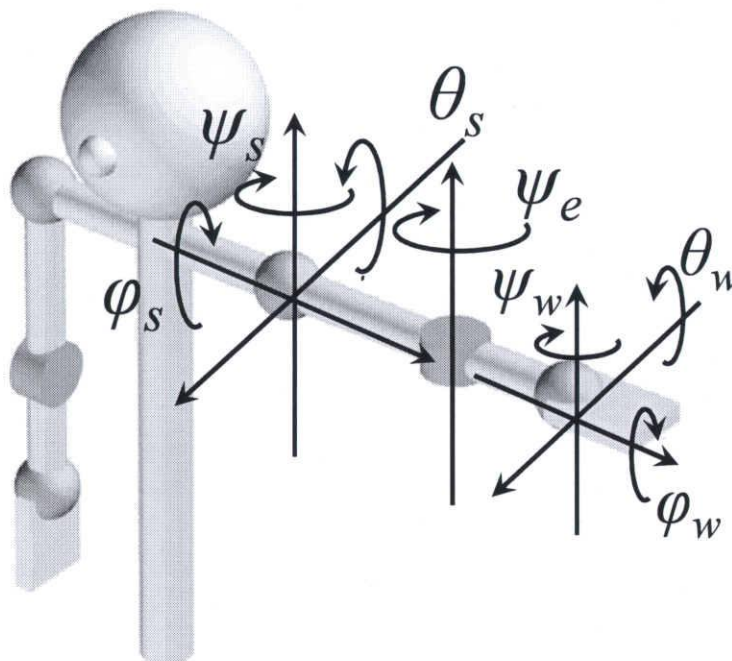


図 2.3 人体模型

このうち、今回開発した装着型動作計測システムが計測の対象とする関節角度を以下のように定義する。なお参考可動域は表 2.1 の通りである。

θ_s ：肩部 x 軸中心の関節回転角度。肩関節の外転及び内転により変化。

φ_s ：肩部 y 軸中心の関節回転角度。肩関節の外旋及び内旋により変化。

ψ_s ：肩部 z 軸中心の関節回転角度。肩関節の水平屈曲及び水平伸展により変化。

ψ_e ：肘部の関節回転角度。肘関節の屈曲及び伸展により変化。

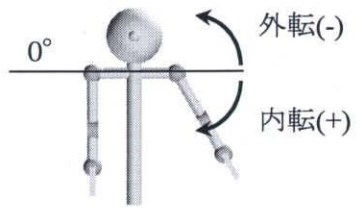
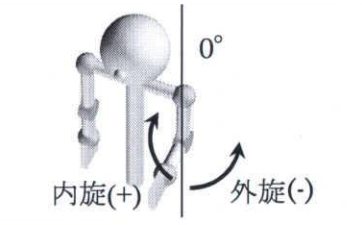
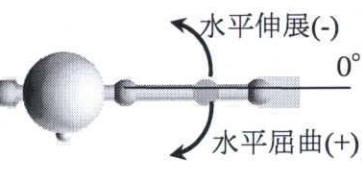
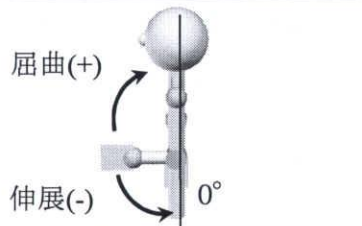
	運動方向	対応軸	参考可動域角度	参考図
肩 Shoulder	外転 Abduction	θ_s	-90	
	内転 Adduction		90	
	外旋 External rotation	φ_s	-60	
	内旋 Internal rotation		80	
	水平伸展 Horizontal Extension	ψ_s	-30	
	水平屈曲 Horizontal flexion		135	
肘 Elbow	伸展 Extension	ψ_e	-5	
	屈曲 Flexion		145	

表 2.1 関節参考可動域

図.2.4 は今回開発した本システムの全体図である. システムの構成については表 2.2 に示す. 筆者らは 2.1 節で述べた要件を考慮した結果, この関節角度の計測に曲げセンサを用いることにした. 曲げセンサはその曲げの程度によって抵抗が変化する薄い板状の素子である. センサ自体が軽量かつ柔軟であることから, システムを軽量に抑えることができ, 装着者の動きを妨げることもない. このセンサを市販の服の計測部位上に取り付けて使用する. 計測箇所は肩部 3 自由度, 肘部 1 自由度であり, θ_s , φ_s , ψ_s , ψ_e , それぞれを独立して計測することを考えセンサを取り付けた. 詳しいセンサの配置については次節にて説明する. 図.2.3 にその配置図を示す. 背部の箱には, 各センサの値を計測するマイコンを収納した. このマイコンは装着者の身振りを評価し, 今後の搭載予定の教示力を返すアクチュエータを制御する役目も持つ.

図 2.4 に本システムの処理の流れを示す. 装着者は身振りの評価の基準となる熟練者の身振りデータを, LAN を用いた TCP/IP 通信によりネットワーク上からマイコンにダウンロードする. マイコンは装着者の腕の各関節角度を計測すると同時に, 熟練者のデータとの比較を行う. この時, 装着者と熟練者の身振りの間に差があれば, それを修正するように振動モータにより間違いを指摘する. これにより装着者は本システムから身振りの教示を受ける.

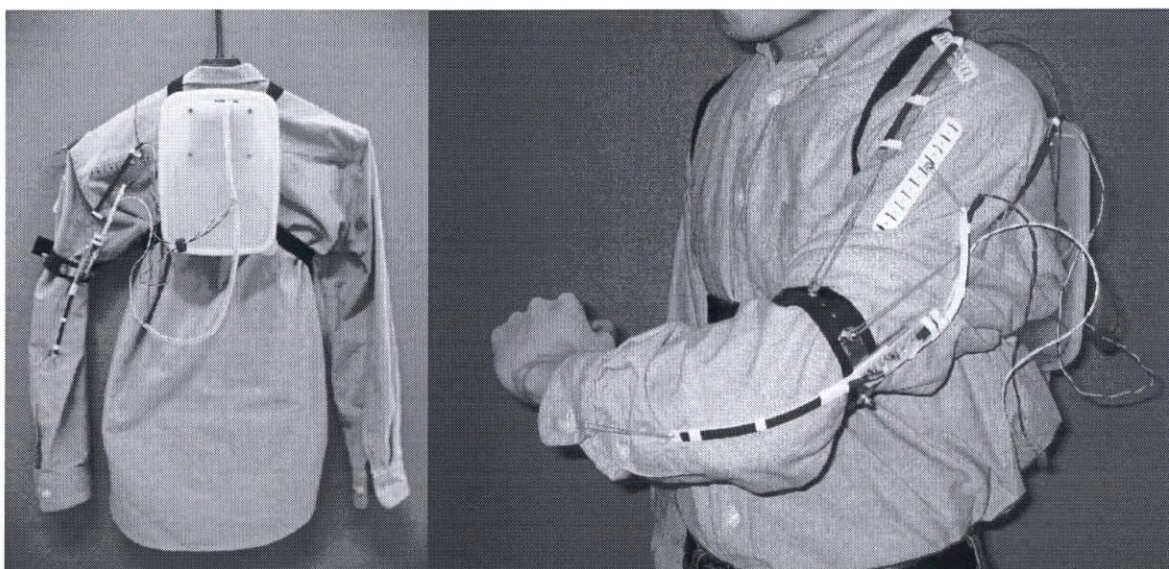


図 2.4 装着型動作計測システム

Wearable motion measurement system	
Weight	0.8[kg]
CPU	H8/3069
Sensor	Bend sensor ×4

表 2.2 システム構成

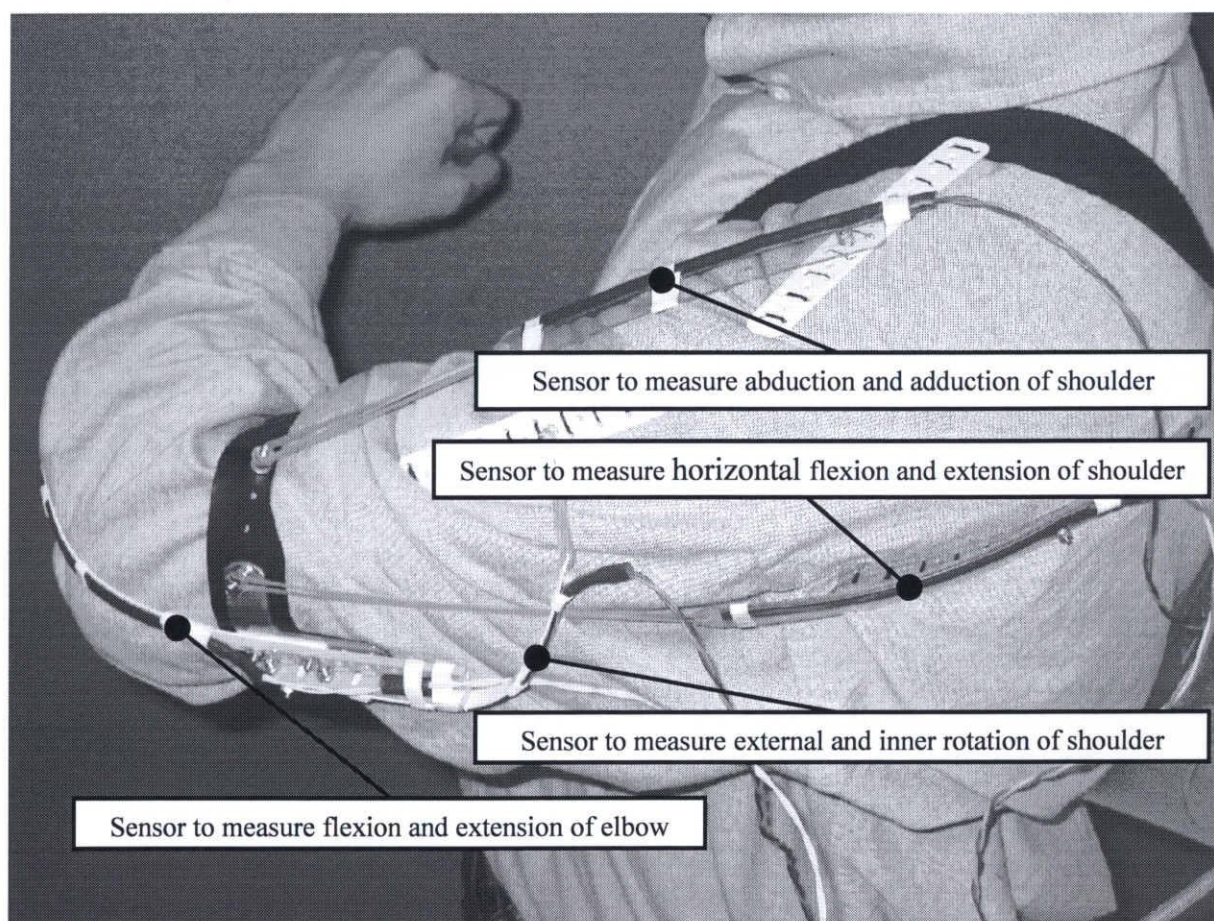


図.2.5 センサ配置

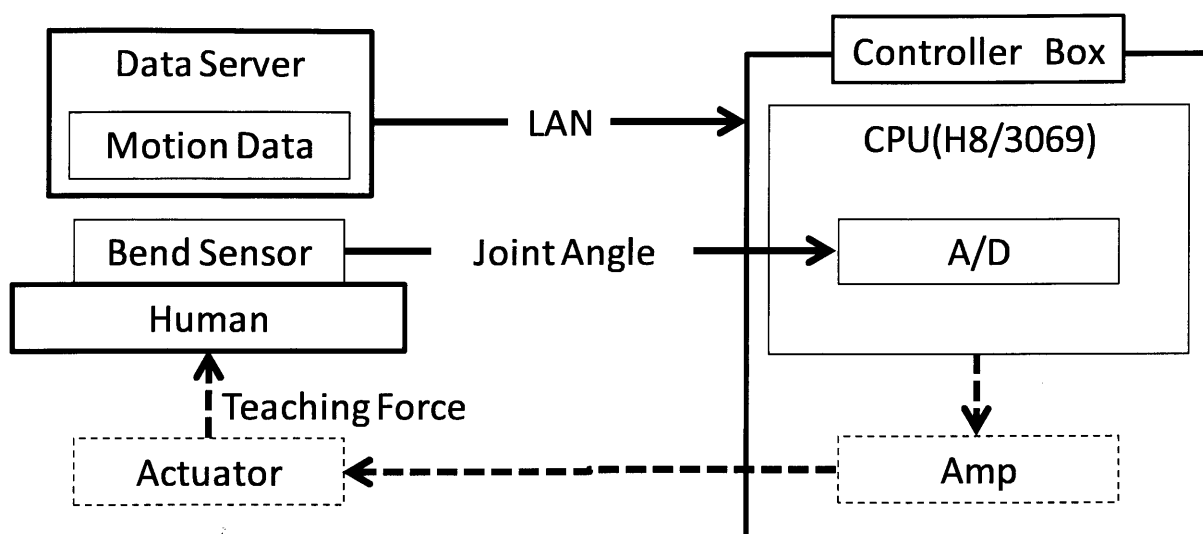


図.2.6 システムフロー

3. 計測手法

本章では、曲げセンサの配置及び各関節角度の計測手法について述べる。

3.1. 肩の内転・外転、水平屈曲・水平伸展の計測

本システムにおいて内転・外転、水平屈曲・水平伸展の計測には同じ仕組みを採用したため、この項で説明する。これらの動きによる関節角度の変化は、 θ_s 、 ψ_s の変化に対応する。これらの計測のために、曲げセンサを図 3.1 のように肩峰及び肩甲骨上にあたる位置に取り付けた。 θ_s 、 ψ_s が変化すると、センサが肩の形状に沿うように変形し、肩から見た相対的な関節角度が電圧として計測できる。しかし、曲げセンサは薄い板状のセンサであるため、あくまで 1 自由度の曲げしか計測できない。仮に、本来可動しない方向の力を受けた場合、センサはねじれてしまい、他の関節角度の変化にも同じように反応する。これでは本来計測すべく関節角度の変化を正確に計測することはできない。よって計測の各センサはなるべく対応する可動軸の変化にだけ反応するように配置し、センサ自身の異常な変形による誤差の発生を極力抑えることを考えた。そのため、 θ_s 、 ψ_s を計測するセンサには、それぞれ対応した軸の回転にのみに対応するよう可動軸を設けた。また肘に向かってゴムバンドで張力をかけることで、腕の動きに可動軸を中心としてセンサが追従して回転し屈曲する。

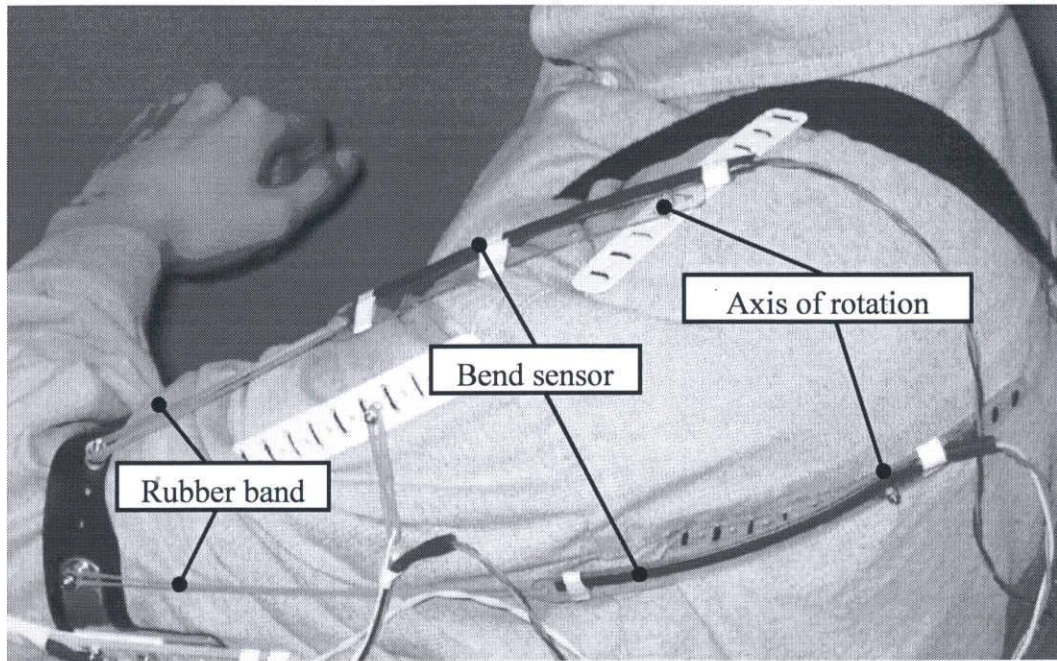


図 3.1 肩の内転及び水平屈曲計測用センサの構成

3.2. 肩の外旋・内旋の計測

肩の外旋・内旋は、 φ_s の変化に対応する。図 3.2 はセンサの使い方のイメージ図である。曲げセンサを円筒の面上に軸方向と平行に配置し、一端をゴムバンドに繋げて点 A へ向かう張力をかけ、もう片方は点 B に直接固定する。円筒にねじりを加えると点 A と点 B の距離は大きく変化し、それまで直線状態を保っていたセンサは屈曲する。この仕組みを肩の外旋・内旋の計測に応用する。図 3.3 はセンサの配置図である。図 2.6 中の点 A を上腕の肩峰付近に、点 B を上腕の肘付近に配置した。この 2 点の距離は内旋を行えば近づき、外旋するほど離れる。これにより肩の外旋・内旋の状態、つまり肩から見た相対的な関節角度 φ_s を曲げセンサによって計測する。このとき服表面の肘部が φ_s の変化に追従するよう、この部位だけはバンドを用いてセンサ位置を固定する。

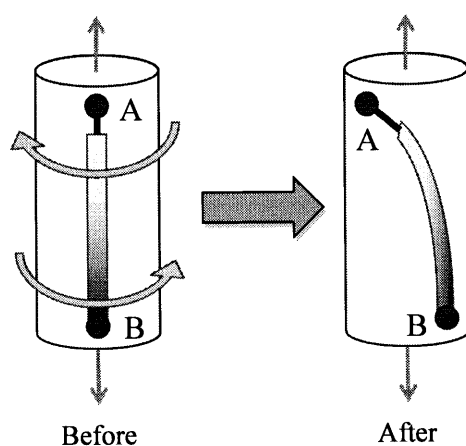


図 3.2 外旋・内旋を計測する仕組み

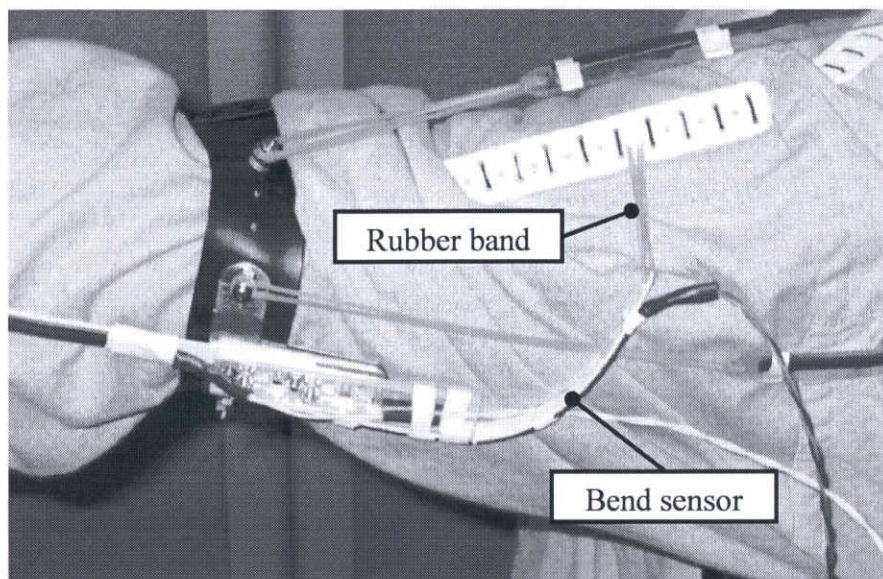


図 3.3 肩の外旋・内旋計測用センサの構成

3.3. 肘の屈曲・伸展の計測

肘の屈曲・伸展にあたる ψ_e の変化の計測は，図 3.4 のように上腕の先端と前腕の付け根との間に曲げセンサを配置することで行う．センサの根元は前項で述べたバンド上に固定している．手首に向かってゴムバンドでセンサに張力をかけることで，肘の動きにセンサが追従する．これにより上腕から見た肘の相対的な関節角度を計測する．

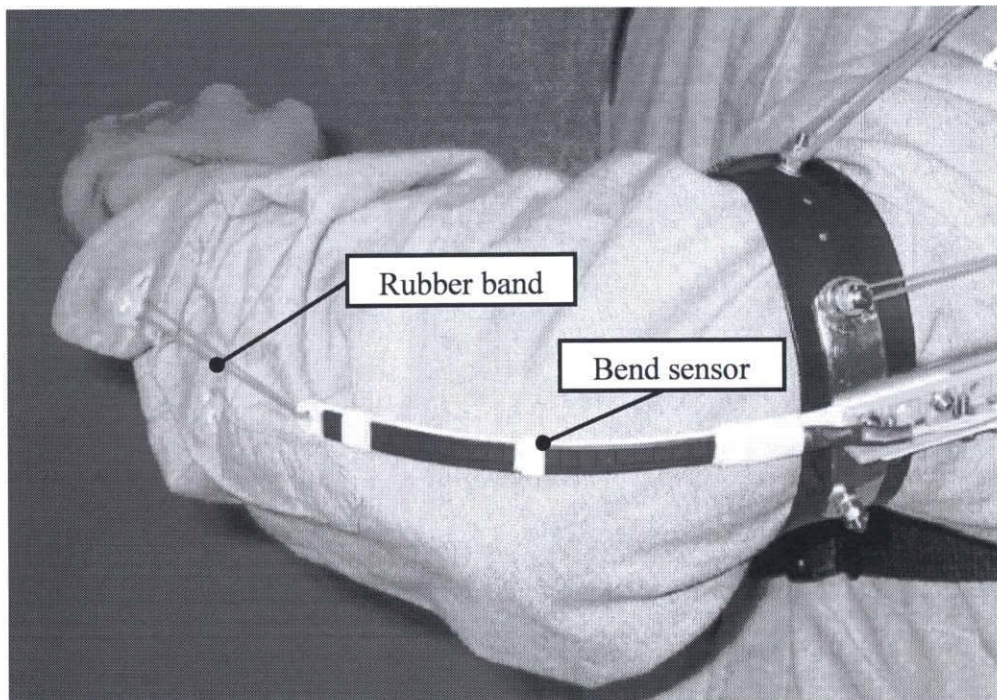


図 3.4 肘の屈曲・進展計測用センサの構成

4. キャリブレーション

曲げセンサの出力電圧と関節角度の間には直接関連性がないことから、センサの出力電圧と関節角度の間の対応関係は不明である。特に曲げというあいまいな量により関節角度を特定することから、着用する人の体格や服のずれ、着脱によるセンサ位置の変化が誤差につながる。よって計測を行う前にセンサ出力電圧と装着者の腕の姿勢との間でキャリブレーションを行なわなくてはならない。以下は肩の内転及び水平屈曲、つまり θ_s と ψ_s を対象としたキャリブレーションについて述べる。

4.1. θ_s , ψ_s を計測するための 2 次元キャリブレーション

関節角度 θ_s , ψ_s を計測するセンサの出力電圧をそれぞれ V_{θ_s} , V_{ψ_s} と定義する。 $\phi_s=0[\text{deg}]$, $\psi_e=0[\text{deg}]$ に固定した状態で、装着者の θ_s , ψ_s を固定器具により図 4.1 の計測点が示す角度に等しくなるよう固定する。腕の角度を変化させて 5 回計測を行った。結果を、図 4.2 に示す。この実測値を基に、線形補完によって未計測領域のセンサの出力電圧を推定し、関節角度を求める。この計測法及び計測範囲については、日本整形外科学会及び日本リハビリテーション医学会の「関節可動域表示ならびに測定法」[8]を元に行った。

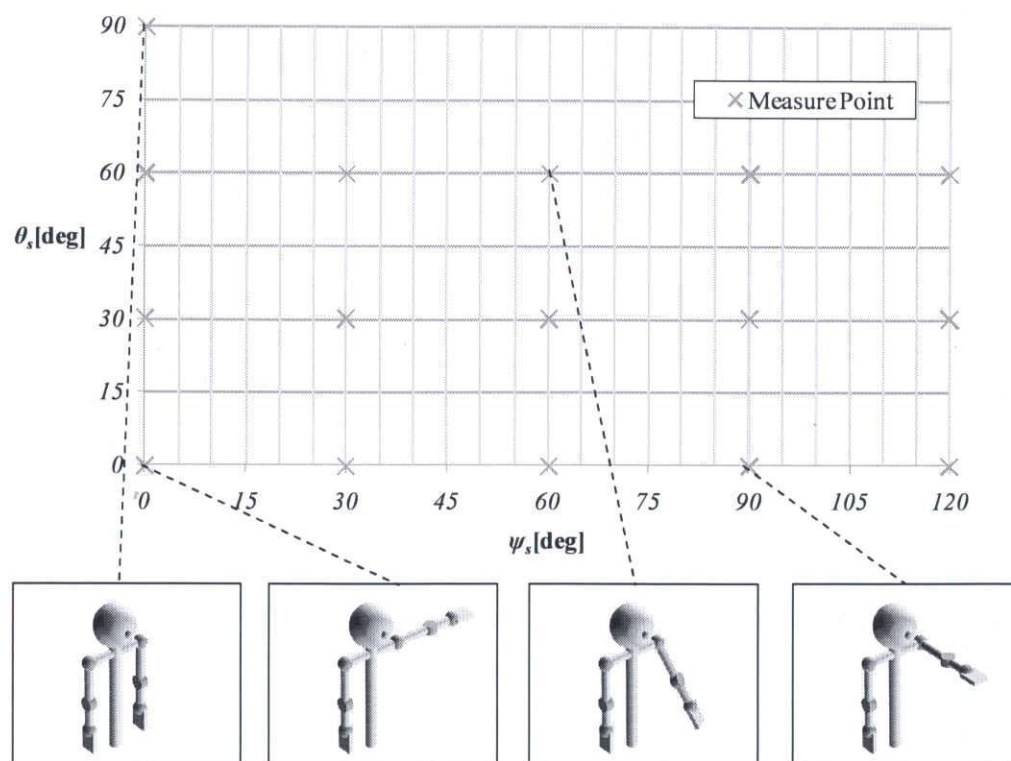


図 4.1 θ_s と ψ_s の計測点とポーズ

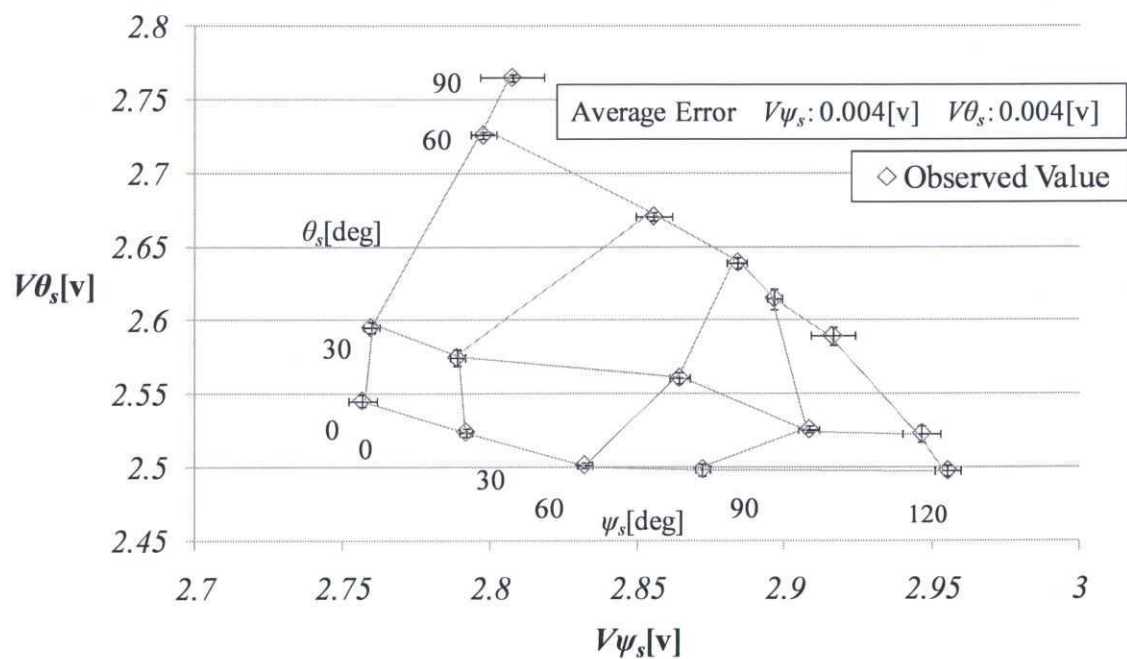


図 4.2 計測点に対するセンサ出力の実測値

4.2. 実験(キャリブレーション結果)

図 4.3 の計測点が示す角度に θ_s , ψ_s を固定し, センサ出力電圧を計測する. この計測点におけるセンサ出力電圧は, 前節のキャリブレーション結果から推定する. 腕の角度を変化させて 5 回計測を行った. 計測した結果を前節のキャリブレーション結果から関節角度に変換し, 実際の角度との差を評価する. 図 4.4 に, センサ出力電圧の推定値を□, 実測値を◇で示す.

真の角度に対する θ_s 及び ψ_s の平均誤差はそれぞれ 7.1[deg], 7.9[deg], 最大誤差はそれぞれ各々 12.0[deg], 11.0[deg]であった.

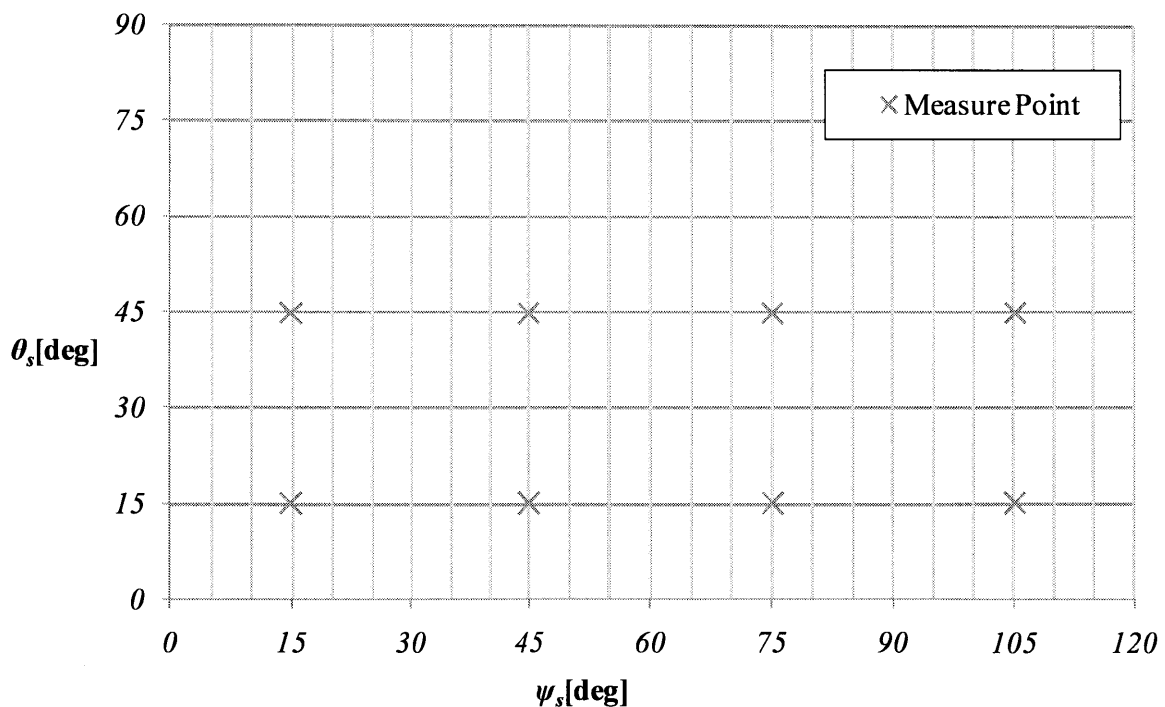


図 4.3 実験に使用する計測点

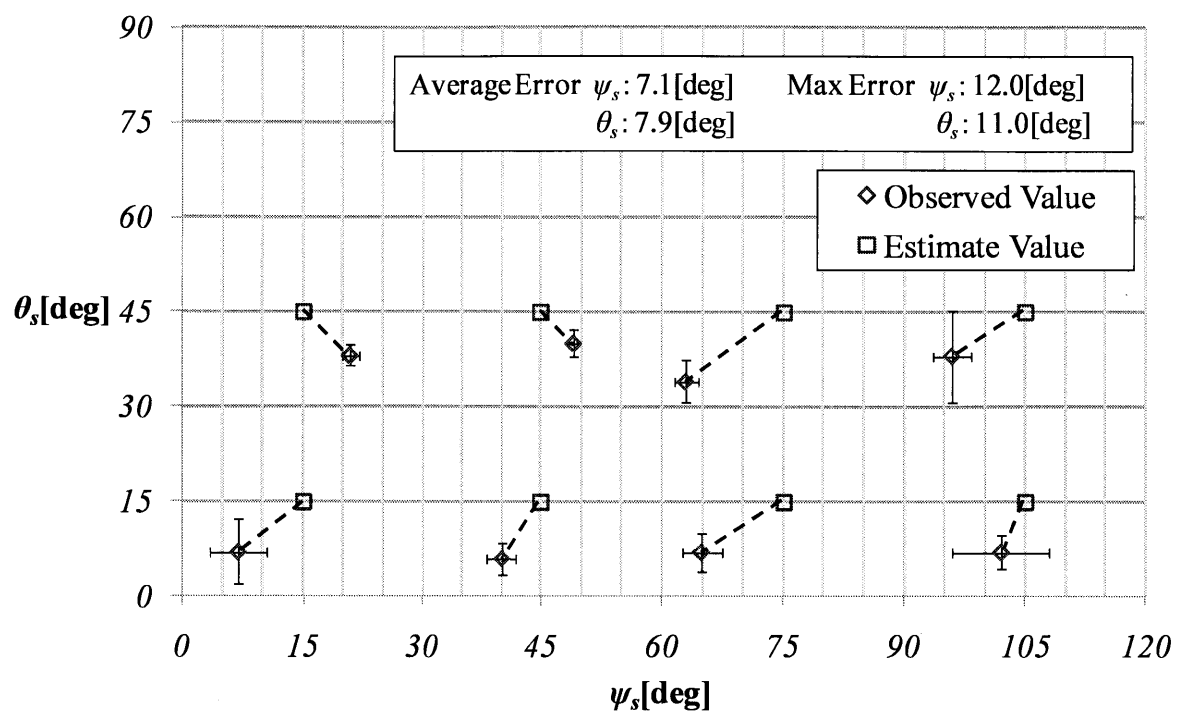


図 4.4 実験結果

4.3. 考察

実験の結果を一見すれば誤差が大きく、使用には問題があると言えるだろう。しかし今回は推定値を単純な線形補間によって求めているため、誤差が大きくなったと考えられる。角度の分布を線形ではなく高次式で補完すれば、より計測精度を向上させられるのではないかと考えられる。また、キャリブレーション点を増やすことで、より精度を上げることもできる。しかし、人が実際に使うという観点から考えるならば、キャリブレーション点は少ないほど装着者の負担や時間を軽減することにつながる。キャリブレーションの正確性の追求と同時に、キャリブレーションの簡略化の両立を図ることは、今後の課題である。

本システムの正確性を最大限に考慮することを考えた場合、事前に大量の計測点を用意するだけで事足りる。しかし、人が使うという意味での実用性を考えるならば、キャリブレーションに使用する計測点は少ないほど装着者の負担や時間を軽減することにつながるだろう。そのため、キャリブレーションの正確性と手順の簡略化の両立を図ることが、今後の本研究における大きな課題だと言える。

また、実験中に 0 度に固定していた φ_s , ψ_e についてだが、実験の最中に $V\varphi_s$, $V\psi_e$ を観測していたところ、 $V\psi_e$ には値の変化が全く見られなかった。よって、 ψ_e は肩の動きから独立して計測が可能なことから、4.1 節で行った理想値のキャリブレーションのみで計測が可能になるだろう。一方、 $V\varphi_s$ については値の変化が見られた。現在のところ、 φ_s の正しい値、真値を計測する方法は医学的にも明らかにされておらず、この変化がハード的な問題なのか、その他の原因にあるのかを判別するにはまだ至っていない。この部位に関しては、入念な解析が必要である。

5. まとめ

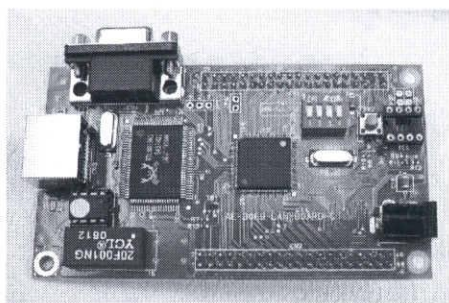
本論文では、スポーツや踊りといった身振りの学習を支援する目的で、装着者の行動を制限しない装着型動作計測システムを提案した。4章で提案したキャリブレーションによる計測実験により、本システムを用いておおよその関節角度の計測が可能であることを示した。現在はまだ試作段階ということもあり、計測可能な関節や性能面で問題は多く残る。しかし、今後ハードの改良やキャリブレーション手法をさらに発展させることで、本システムはこれまでの動作計測システムにはない軽量性・小形化を実現できる。これらの利点を活かした発展が期待される。

参考文献

- [1] Ohgi, Y. Ichikawa, H., Ujihashi, S. and Haake S., Microcomputer-based data logging device for accelerometry in swimming, The Engineering of Sport 4, J. eds., pp.637-643, 2002.
- [2] Ohgi, Y., Microcomputer-based Acceleration Sensor Device for Sports Biomechanics,-Stroke Evaluation by using Swimmer's Wrist Acceleration-, Proceedings of IEEE Sensors Conference 2002, pp.699-704, 2002.
- [3] 田畑 慶人, 黒田 知宏, 眞鍋 佳嗣, 原 國宏, 型認識を用いた指文字教育システム, Transactions of Japanese Society for Information and Systems in Education 18(2), 172-178, 20010701(ISSN 13414135)
- [4] 石田大二郎, 中山雄一郎, 嶋 誠司, 川村貞夫, 柔軟受動要素を利用したウェアラブル・フォースディスプレイの開発, 計測自動制御学会論文集, Vol.40,No.5, pp.546-553, 2004
- [5] Motion Analysis, <http://www.motionanalysis.com/>, Eagle-4
- [6] AscensionTechnology, <http://www.ascension-tech.com/>, MotionStar Wireless
- [7] Animazoo, <http://www.animazoo.com/>, Gypsy5
- [8] リハビリテーション医学32巻4号, 日本リハビリテーション医学会, 1995

付録

本システム構成部品仕様



品番	駆動電圧	サイズ	重量	価格
H8/3069	5V	幅 7.5mm x 長さ 113mm x 厚さ 0.4mm	20g	3,400 円

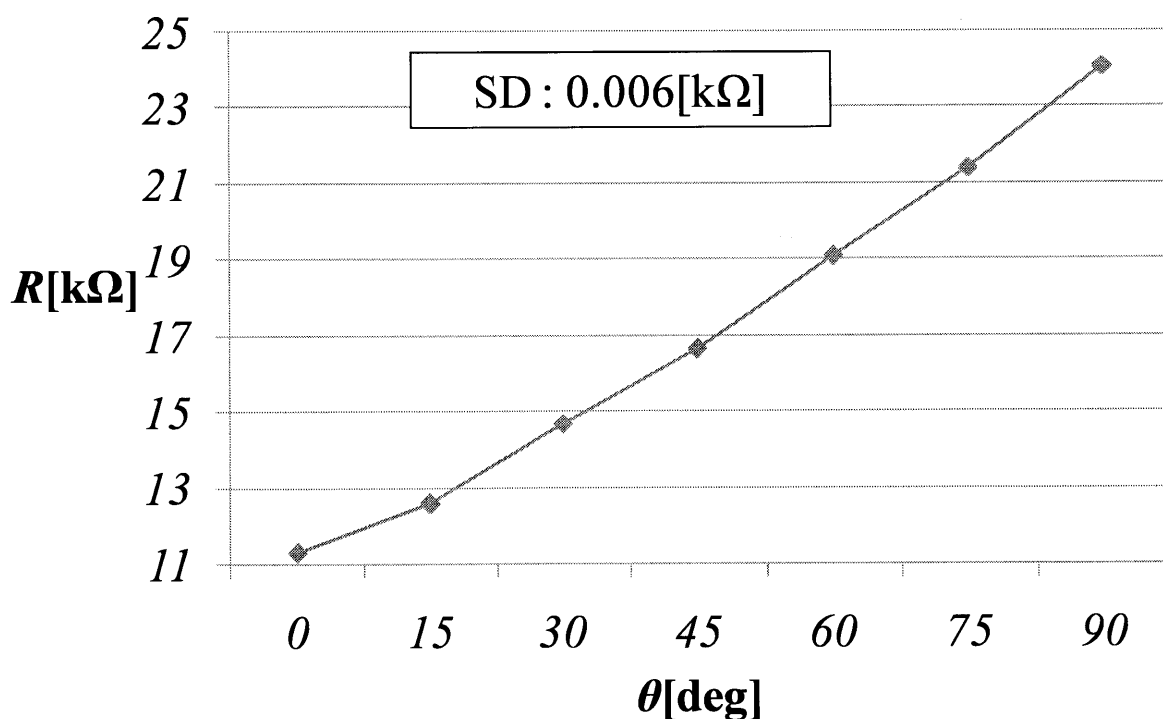


品番	駆動電圧	サイズ	重量	価格
曲げ センサ	5V	長さ 110mm	5g	2,310 円

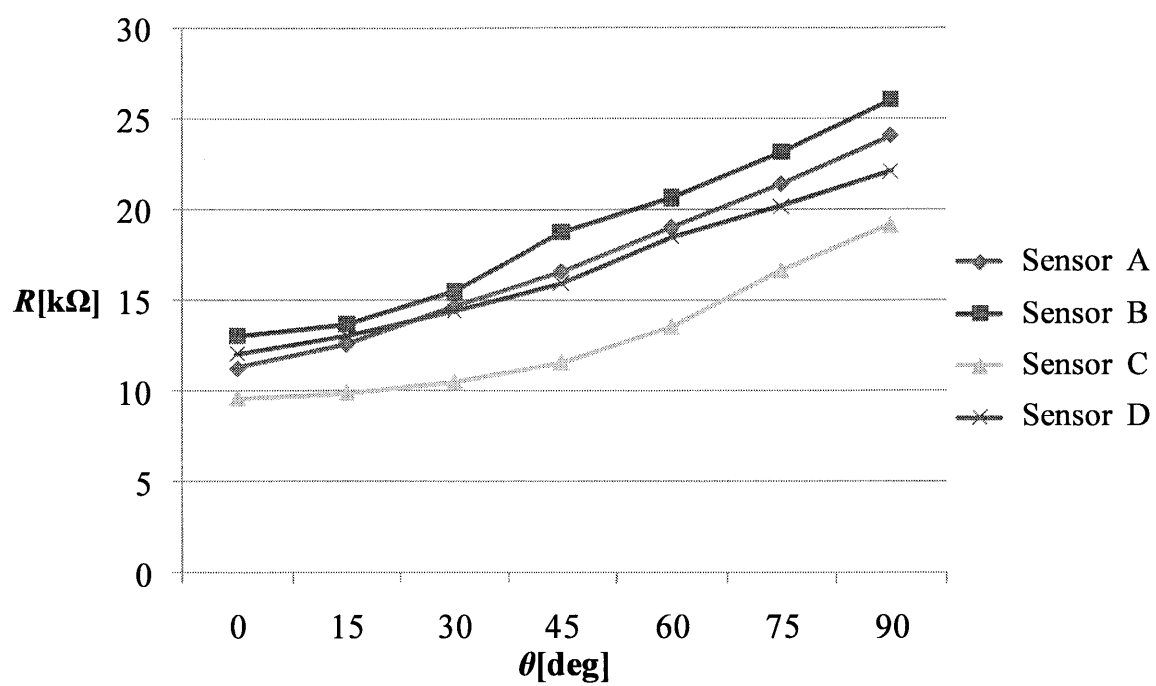
曲げセンサの性質について

曲げセンサを使用するまえに，予備実験として，曲げセンサの抵抗値変化の再現性について検証を行った．曲げセンサを水平状態から定規を用いて一定の角度 θ に曲げ，この際の抵抗値を記録した．試行回数は10回である．結果を付録図1に示す．グラフは各角度毎の平均値をプロットしたものである．抵抗の標準偏差の平均は $0.006[\text{k}\Omega]$ ，角度にすれば約 $1.5[\text{deg}]$ と小さく，同一条件下で使用することを想定すれば，曲げというあいまいな指標を使用するにも関わらず，再現性は十分に高いといえる．

これに対し，同一の実験を複数のセンサ間で行い，抵抗値の変化の比較を行った．結果を付録図2に示す．センサ毎に値の変化は異なり，曲げセンサにはそれぞれ個体差があることがわかる．よって，曲げセンサによる計測を行うならば，キャリブレーションを使用する曲げセンサそれぞれに対して行う必要がある．



付録図1 曲げセンサ単体の性質

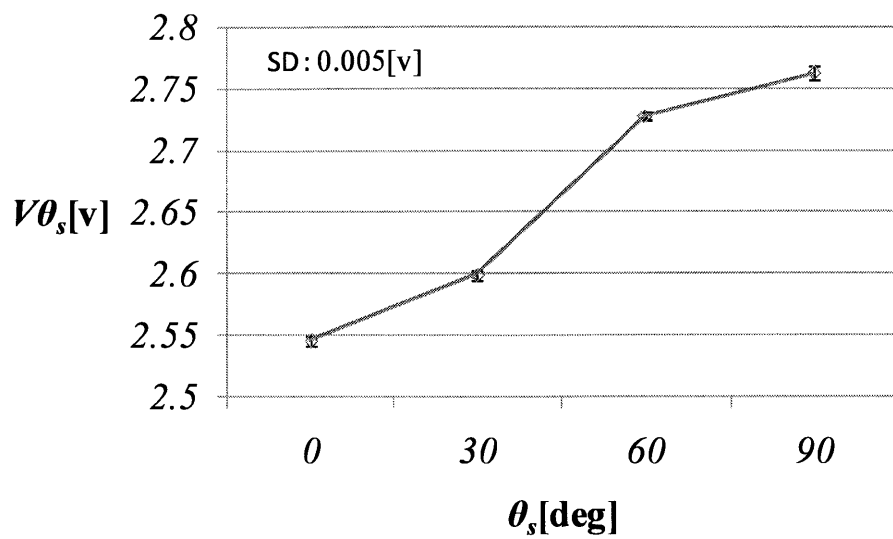


付録図 2 複数の曲げセンサの性質の比較

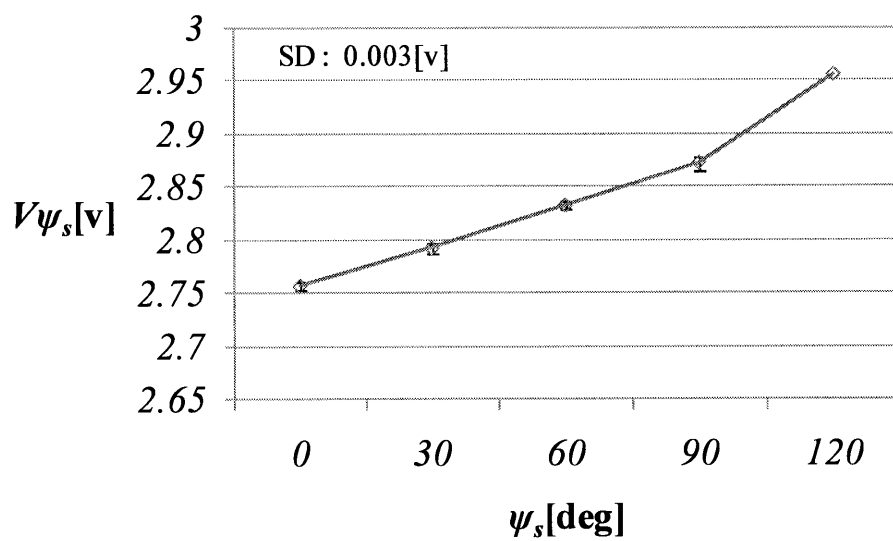
θ_s , ψ_s に対する 1 次元キャリブレーションと結果

θ_s , ψ_s の変化とセンサ出力電圧 V_{θ_s} , V_{ψ_s} との間で, センサ毎に個別のキャリブレーション, つまり 1 次元のキャリブレーションを行った結果について述べる. 直立状態にある装着者の各関節角度を $\theta_s=0, 30, 60, 90[\text{deg}]$, 次に $\psi_s=0, 30, 60, 90, 120[\text{deg}]$ と変化させ, センサの出力電圧を計測する. 腕の角度を変化させて 5 回計測を行った. 計測による関節角度とセンサの出力電圧との関係を図 1, 図 2 に示す. このデータは各センサが関節角度の変化のみに反応することを想定したもので, 装着者の身体の形状そのものの影響は考慮していない.

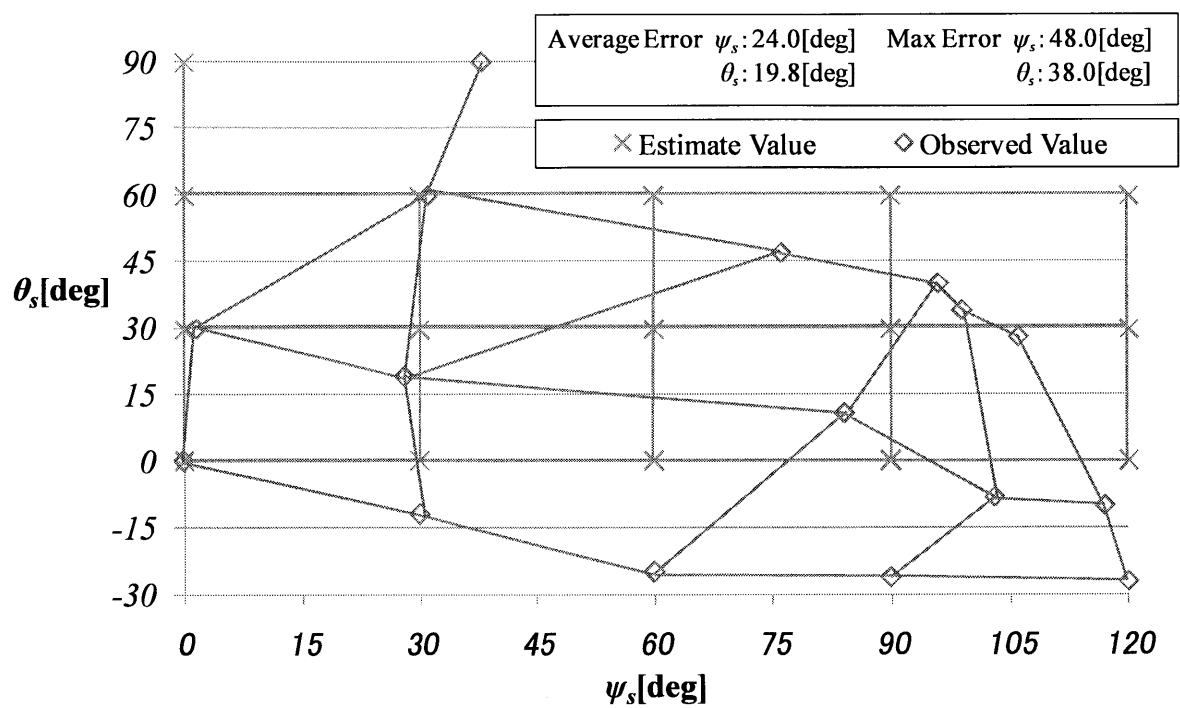
キャリブレーションにより求めた, 各関節角度に対する出力電圧の推定値を図 3 に \times で示す. これに対し, 実際にその関節角度を取った際の実測値を \diamond で示す. 真の角度に対する θ_s , ψ_s の平均誤差はそれぞれ $19.8[\text{deg}]$, $24.0[\text{deg}]$. 最大誤差は $38.0[\text{deg}]$, $48.0[\text{deg}]$ であった. キャリブレーション結果と大きく異なり, このままでは関節角度の計測は難しい. そのため, 肩の 2 自由度に対しては, 4 章で述べた 2 次元のキャリブレーションを実施した.



付録図 3 θ_s と $V\theta_s$ のキャリブレーション結果



付録図 4 ψ_s と $V\psi_s$ のキャリブレーション結果



付録図 5 1次元キャリブレーションによる推定値と実測値

動作教示アクチュエータについて

本論文中では教示を促すアクチュエータについては取り扱っていないが、正しい身振りを教示するための教示力として、筆者らは振動に着目している。振動はそれ自体には一切強制力が無いため、せいぜい人に知覚を促す程度にしか働かない。一見、モータ等を使用して手足に対する引っ張り力をかけるといった強制力の方が教示に適しているとも考えられる。しかし、筆者らは本研究の目的が教育目的であることを考慮し、本人が筋肉に力を入れなくとも身振りが矯正されるよりシステムよりも、本人自らが筋肉を動かすことで間違いを修正するシステムの方が学習効果は高いと考えた。この両手法の比較検討については今後の課題である。

皮膚感覚、とくに触覚の受容器は皮膚中のマイスナー小体、メルケル小体、パチニ小体、ルフィニ小体などからなる。それぞれ圧力がかかって反応し始めてから、順応して反応しなくなるまでの時間特性が異なる。それぞれの特性については以下の通りである。

名前	性質
マイスナー小体	圧力に対し速やかに順応し、振動などによく反応する。 主に表皮下層に分布する。
パチニ小体	圧力に対し非常に速やかに順応し、振動などによく反応する。 真皮下層や皮下組織に分布する。
メルケル小体	圧力に対し遅く順応し、持続的な皮膚への圧力によく反応する。 主に表皮に分布する。
ルフィニ小体	圧力に対し遅く順応し、持続的な皮膚の変形などによく反応する。 主に真皮に分布する。

順応が早い細胞は圧力がかかり続けている状態では反応しないため、圧力の変化や振動があるときにのみ反応する。順応が遅い細胞は持続的な圧力の存在に反応する。このうちパチニ小体は特に振動に対して敏感で、皮膚上の振動位置を細かく検出することができる。その最適頻度は 100Hz～300Hz であり、この範囲では、1 μ m 程度のごくわずかな皮膚の変形であっても反応する。

教示に用いるアクチュエータはこの受容器の刺激を目的としている。皮膚に振動を

与えるアクチュエータとしては，振動モータ，電気信号，超音波などがあるが，装置のサイズと制御の容易さを考慮し，振動モータを選択した．今回使用する振動モータは 3V を印加すると約 220Hz で振動する．前述の最適頻度に収まっており，高い認識性が期待できる．

謝辞

本研究の機会を与えてくださり，終始適切な御指導を頂いた，野村由司彦教授に深く感謝いたします．私の浅学ゆえのつまらない質問に親切にお答えいただいたのみならず，あらゆる面で大変お世話になり，本当に感謝しております．

また，本研究を進めるにあたり，熱心に御討論頂き，協力してくださった三重大大学メカトロニクス研究室の皆様，温かな御指導とともに数多くの貴重な御助言を賜わった杉浦徳宏先生に心より感謝いたします．