

非接触式可搬型人体測定器の開発と応用

平成 25 年 4 月

壽 里 伸 一

目次

本書の基本構成	5
第1章 序章	6
1. 概要	7
2. 定義	11
2.1 計測と測定の区別	11
2.2 人体測定という用語	13
2.3 測定項目の選定	15
2.4 測定部位と測定点の日本語・英語表記	17
3. 研究目的	19
3.1 背景と問題点	19
3.2 目的と意義	26
3.3 援用した学術分野と範囲	28
4. 研究対象	29
4.1 測定器	29
4.2 測定対象	30
4.3 分析手順	32
第2章 測定原理と測定器の種類	34
1. 基本方式	35
1.1 検知方式	38
1.2 検知素子の移動方式	39
1.3 設置形式	41
1.4 測定点の設定方式	43
1.4.1 測定点の探知方法	43
1.4.2 測定点の視覚的分類	44
1.4.3 屈曲点	47
1.4.4 角点	47
2. 非接触式測定器	50
2.1 形態測定	50
2.1.1 原理	50
2.1.2 構造	52
[1] リードスクリュー形測定器	52
[2] スライド形測定器	54
2.1.3 機能と仕様	56
[1] 1次元測定法	56
[2] 3次元測定法	57

[3] 奥行き測定法	58
2.2 関節可動域測定	60
2.2.1 原理	60
2.2.2 構造	61
2.2.3 機能と仕様	63
[1] 2点測定法	63
[2] 3点測定法	64
[3] 奥行き測定法	64
2.2.4 測定範囲の拡大測定	66
2.3. 開発器の検知機能	68
3. 接触式測定器	69
3.1 形態測定	69
3.1.1 改造ノギス	69
3.1.2 マルチン式測定器	71
3.2 関節可動域測定	72
3.2.1 関節角度計	72
3.2.2 万能角度計, 特殊角度計	73
4. 関連する技術と測定器	75
4.1 人体測定の誤差要因	75
4.2 人体測定の要求精度と問題点	78
4.2.1 要求精度	78
4.2.2 衣服分野の独自性	81
4.2.3 部位の精度	83
4.3 人体計測技術	85
4.4 人体計測装置	91
4.5 研究動向	95
第3章 形態の測定	98
1. 精度試験	99
1.1 調整	99
1.2 リードスクリー形測定器の試験方法	100
1.3 リードスクリー形測定器の試験結果	103
1.4 スライド形測定器の調整方法	105
2. 骨格モデルAの測定	106
2.1 測定目的	106
2.2 測定方法	106
2.3 測定結果	108
3. マネキンAの測定	110
3.1 測定目的	110

3.2 測定方法	110
3.3 測定結果	112
4. 生体 A の測定	114
4.1 測定目的	114
4.2 測定方法	114
4.3 測定結果	116
5. 考察	120
5.1 測定誤差と機器の問題点	120
5.1.1 器差と精度	120
5.1.2 操作性と誤差	122
5.1.3 精度評価の他の要因	123
5.2 測定点設定の問題点	124
5.2.1 視診による測定点の設定	124
5.2.2 視覚測定点の普遍性と課題	125
5.3 測定点と距離測定の問題点	128
5.3.1 同一軸上にない測定点	128
5.3.2 左右非対称の測定点	130
5.3.3 空中にある測定点	131
5.4 測定器の体系	133
第 4 章 関節可動域の測定	135
1. レーザ角度計の検査	136
1.1 レーザ光線と照射面の垂直度の検査	136
1.2 レーザ光線の平行度の検査	138
1.3 照射面の平行度の検査	139
2. 精度試験	141
2.1 アームの精度試験	141
2.1.1 試験目的	141
2.1.2 試験方法	141
2.1.3 試験結果	142
2.2 照準の精度試験	148
2.2.1 試験目的	148
2.2.2 試験方法	148
2.2.3 試験結果	149
3. 骨格モデル B の測定	151
3.1 測定目的	151
3.2 測定方法	151
3.3 測定結果	153
3.3.1 角度測定	153

3.3.2 距離測定 —3点測定法の補正—	155
3.3.3 奥行き量測定	157
4. マネキン B の測定	159
4.1 測定目的	159
4.2 測定方法	159
4.3 測定結果	160
5. 生体 B の測定	162
5.1 測定目的	162
5.2 測定方法	162
5.3 測定結果	164
6. 考察	169
6.1 測定誤差と測定器の問題点	169
6.1.1 測定誤差とその要因	169
6.1.2 2点測定法と3点測定法の誤差	171
6.1.3 精度評価のその他の要因	172
6.1.4 ROM の表記	174
6.1.5 接触式測定器と非接触式測定器の補完	176
6.2 測定点設定の問題点	177
6.2.1 視診による測定点の設定	177
6.2.2 設定測定点と設定測定軸の移動	179
6.3 設置空間と着衣の問題点	180
6.4 軸測定と表面測定の関係	181
第5章 総括	184
5.1 背景と必要性	185
5.2 目的と遂行	185
5.3 測定誤差の検討上の限界	187
5.4 視覚測定点の問題点	187
5.5 開発器の使用上の留意点	188
5.6 今後の研究	188
謝辞	190
文献	191
図表目次	209

本書の基本構成

論文の大まかな流れは，開発測定器と既存測定器の原理・構造を説明した後に，実践した測定を「形態」と「関節可動域」に分けて述べていく．

第1章 序章

- ・目的
- ・対象

第2章 測定原理と測定器の種類

- ・非接触式測定器
- ・接触式測定器

第3章 形態の測定

- ・精度の測定
- ・骨格モデルの測定
- ・マネキンの測定
- ・生体の測定

第4章 関節可動域の測定

- ・精度の測定
- ・骨格モデルの測定
- ・マネキンの測定
- ・生体の測定

第5章 総括

謝辞

文献

図表目次

第1章

序章

第1章 序章

1. 概要

人体の部位の形態(寸法)と関節の可動範囲(角度)を接触式器具で測定する方法は、約100年前に確立された。身長・座高・肩幅等の長さや幅を測定する方法は Anthropometry と呼ばれ、自然人類学の人骨測定と生体測定から始まり、今日では人の成長・健康状態の指標や人間工学の基本設計データとして活用されている。一方、屈曲・伸展・回転等の関節の角度を測定する方法は Goniometry と呼ばれ、関節可動域(Range of motion; ROM)の測定に用いられるが、それは第1次世界大戦時の戦傷兵の治療から本格的に始まり、今日では主に、リハビリテーション検査(異常の発見、訓練効果の調査)の一つとして実施されている。

現在の手操作による人体測定法では、次の4つの条件を満たす必要がある。

- ①ISO・JIS規格等によって標準化された測定点(名称、位置、探知方法)
- ②同標準化された測定方法(測定項目、被験者姿勢)
- ③同標準化された接触式測定器(形態測定器：アントロポメータ・桿状計・滑動計・触覚計・巻尺、関節可動域測定器：万能角度計・重力角度計等)
- ④訓練された測定者

しかし、この測定法では、測定を行うために被測定者に特定の立位・座位・臥位姿勢を取らせる必要があるが、このような姿勢をとることは障害者にとって、困難または不可能であるとともに、健常者が自由な姿勢で用いる道具・機器を設計する場合にも適さない。また、専門家以外の人が測定を行う場合も考慮した、訓練の必要の少ない簡便な方法も必要になってくる。

さらに、従来の接触式測定器には、健常者や障害者の自由姿勢で形成される狭い部位空間に持ち込めないという構造上の難点があることや、障害者の不随意運動によって突発的に腕や足を動かす場合では、その人の近くには置けないこと、被測定者が自ら関節を動かす自動ROM測定においては、被験者の身体に測定器が触れると緊張が生じ、筋運動に影響を与えることがあるため、正確な値が得られにくいこと等の欠点がある。そこで、離れた場所から3次元的に人体を測定できる非接触式測定器を開発する必要がある。

本研究の目標を次のように設定した。

- ①非接触式で可搬型の手操作による人体測定器を3種類開発する(人体を小さい部位と大きい部位に分けた形態用の2種類と関節可動域用の1種類)
- ②開発した非接触式測定器の性能を接触式測定器と比較する
- ③開発した非接触式測定器の実用人体測定への適用性を検討する

その過程で、測定誤差や測定点の設定等を検討し、今まで議論されなかったメカニズムや操作等の問題点を明らかにする。本研究の目的は、非接触式人体測定器の開発とそれらを用いた測定における使用法・評価法ならびに方法論の提案にある。

本論文は以下の5章から構成される。

第1章 序章

用語の定義と測定項目、研究背景と目的、研究対象と手順を述べた。測定の対象として、骨格

モデル・マネキン・生体を用いた。その理由と目的は以下のとおりである。

- a. 骨格モデルは測定点の定義が明確であり、表面は凹凸が多く硬質であるため、測定点の探知が容易である。主目的は、規定されている測定点と新たに設定した視覚測定点の両方の設定精度を調べることである。この測定によって、人骨測定法への適用性を検討する。
- b. マネキンは自由姿勢の模擬が容易で、形成された部位空間の分析が可能になる。ここでは、頭部・上肢・下肢を屈曲させ、擬似障害者姿勢を作る。主目的は、部位空間内の点間距離と点間角度の測定可否を調べることである。この測定によって、障害者の姿勢分析への適用性が検討できる。
- c. 生体は個人ごとに、測定部位の表面性状が異なり、関節運動範囲も異なるため、主目的は個人差を前提とした実用上の問題点を発見することである。被験者は健康な成人 10 人(男女各 5 人、平均年齢 28.6 歳)である。

第 2 章 測定原理と測定器の種類

接触式における測定点は「骨測定点」であり、その大部分は触診でなければ探知できない。そこで非接触式の測定原理、対象物の検知方式、測定点の探知方法を総合的に整理し、「視覚測定点」の導入を試みた。視覚測定点は、人体の外観の視覚的および幾何学的特徴に基づいて 21 種類を定義し、視診での測定点探知を容易にするものである。

開発した非接触式測定器(リードスクリー形測定器、レーザスライド形測定器、レーザ角度計)の原理・構造・機能等を述べた。開発器の測定原理は、レーザマーカのスポット光による点計測法で、三角測量法により距離と角度を求めた。比較のために使用した接触式測定器(60 cm 用ノギス、30 cm 用関節角度計)についても記した。さらに、既存の非接触式計測装置(光学式測定原理を採用した全身形状計測装置、携帯型計測器、モーションキャプチャシステム)と比較したが、可搬性・測定部位範囲・価格においては、開発した非接触式測定器の優位性が確認できた。また、人体測定で必要な精度と誤差については、人体測定値を使う分野ごとに測定値の要求精度が異なることと、部位ごとに寸法許容範囲を設定する必要があることを明らかにした。その結果、手操作の人体測定器では、距離は 1 mm、角度は 1°の精度で十分であると判断し、この精度を開発器の設計に反映させた。

精度の検証では、主に非接触式(NC)と接触式(C)の測定値の比(NC/C)を比較の指標とした。この対比は両方式の測定量の一致の程度を表す指標であり、接触式測定量を基準とするものではない。NC/C は、測定部位ごとの両方式による測定量の乖離傾向を知る手がかりとして有用であった。

第 3 章 形態の測定

非接触式ではリードスクリー形とレーザスライド形測定器、接触式では 50 cm の延長ジョウを取付けたノギスと探針用として 40 cm の棒を取付けたロッドスライド形測定器を使用した。測定対象は、基本精度測定用として直角定規(スコヤ)、応用測定用として骨格モデル(測定 4 項目)、マネキン(同 8 項目)、生体(同 15 項目)を用いた。

- a. 骨格モデルの測定では、頭蓋と骨盤を対象としたが、それらには通常の生体測定と同じ測定点を用いたため、実用性も検討できた。例えば、「脳頭蓋最大幅」(生体の「頭幅」に相当)では、

ノギスとリードスクリー形を用いた場合の NC/C は平均で 1.002 であった ($p < 0.05$)。「最大骨盤幅」(同「腸骨稜幅」)では、ロッドスライド形とレーザスライド形を用いた場合の NC/C は 1.008 であった ($p < 0.001$)。全ての NC/C は 1 に近かった。

- b. マネキンの測定では、測定点間の距離は最短直線距離であったため、測定項目によっては途中にある部位を貫通させるか、あるいは切り取る必要があった。しかし、ノギスの長いジョウと開発器のレーザ光線により回避できた。例えば、「おとがい点と肘関節橈側点の空間距離」では、理論上前腕を貫通して測られ、ノギスとレーザスライド形の NC/C は 1.017 になった ($p < 0.001$)。
- c. 生体測定では、部位ごとに NC/C の分布が異なった。これは先行研究でも指摘されていることで、部位ごとに生じる測定誤差はそれぞれ異なることを証することになった。全般に、ロッドスライド形とレーザスライド形の NC/C の範囲は小さく (0.98~1.03)、ノギスとレーザスライド形の NC/C の範囲は大きかったが (0.91~1.12)、両 NC/C 群に有意差は無かった。

考察では、開発器の器差、測定点の位置設定、視覚測定点の普遍性、接触式と非接触式測定器の原理・構造の体系等を検討した。これらの議論は新しい測定器の設計に有用であると考えられる。

第 4 章 関節可動域の測定

非接触式のレーザ角度計、接触式の関節角度計を使用した。測定対象は、基本精度測定用として方眼紙、応用測定用として骨格モデル(測定 14 項目)、マネキン(同 18 項目)、生体(同 19 項目)を用いた。

- a. 骨格モデルの測定では、上肢・下肢をそれぞれ屈曲させて擬似関節可動域を作り、3 種類の方法(関節角度計法、レーザ角度計の 2 点測定法と 3 点測定法)を用いることによって、測定点設定精度が多面的に比較できた。2 点測定法とは、部位の回転中心点には回転中心用レーザマーカのスポット光を当てた状態で、部位の始点と終点の計 2 つの測定点に測定点用レーザマーカのスポット光を当てて、移動角度を直読する方法である。これは分度器の使い方と同じである。3 点測定法は、部位の回転中心点ならびに部位の始点と終点の計 3 つの測定点には全て測定点用レーザマーカのスポット光を当てて、移動角度を計算によって求める方法である。関節角度計が 63° 、2 点測定法が 64° 、3 点測定法が 64.5° であった。この差異は、個人誤差を減らす目的でスポット光の照射手順と目盛の読値判断を統一したが、全般に高目の値が採用されることになり、その結果、測定工程が多い方法ほど値が大きくなったことが主な原因と思われる。
- b. マネキンの測定では、測定点が形成する空間角度(三角形)が測定できた。通常接触式角度計では空中での位置合わせが不可能であるが、レーザ角度計では測定が可能である。例えば、肩峰点・おとがい点・手関節橈側点の 3 点で形成された「おとがい点角」は、それを挟む両辺が空中に設定されたが、測定できることが確認できた。
- c. 生体測定では、従来の測定法で規定されている定義を用いず、新たに視覚測定点に基づく定義を設け、その効果を確認した。例えば、「外転角度」では、規定では大腿中央線と左右の上前腸骨棘を結ぶ線の交点を回転中心点とするが、それらの線は外見からは認識しにくい仮想の線であり、実際に規定しようとするとき恣意的になる。その測定では、中心点を上前腸骨棘(視覚測定点の「上縁点」)、測定点を膝蓋骨中央(同「線上点」)の外見から判定できる点に代えて測定することを定義して測ると、自動 ROM 角度が容易に得られることが確認できた。

考察では、開発器の誤差要因、接触式測定器との共存・補完、ROMの表記法、測定点とROM測定軸の関係等を検討した。これらの議論はリハビリテーション以外の目的、例えば、健常者の運動能力測定や作業域測定の研究にも有用であると考えられる。

第5章 総括

全体を通して、論点と成果を整理した。測定点の設定と検知の困難さ、視覚測定点の問題点、生体特有の非定常性と表面性状の複雑さにも言及した。レーザスポット光による非接触式測定の長短所を挙げた。そして、「測定器の簡素化」と「測定点設定の再考」という2つの重要な課題を提示した。さらに、製作・測定・検討により、開発器には実用人体測定への適用性があると判断した。その一つの適用例として、車椅子やベッド上の障害者を測定する場合がある。この場合は接触式測定器や通常の光学式形態計測装置では測定困難な部位が多くあるが、開発器では対応しやすいと考えられた。

以上のように、本研究は測定器の開発とともに、新しい非接触式測定器による測定の方法論も提案した。これらの知見は様々な原理や構造に基づく新しい人体測定器の研究・評価・実践等に貢献できると考える。

2. 定義

2.1 計測と測定の違い

「計測」と「測定」は似ている用語であるが，日本工業規格 (JIS Z 8103:2000) では，それらを区別して定義している．その定義と関係を明確にして，本研究との関わりを述べる．

計測 : 何らかの目的をもって，事物を量的にとらえるための方法・手段を考究し，実施し，その結果を用いること．

計測器 : 計器，測定器，標準器などの総称．計器，測定器など個々のものを計測器という場合は，それが計測器に含まれるという意味で用いる．

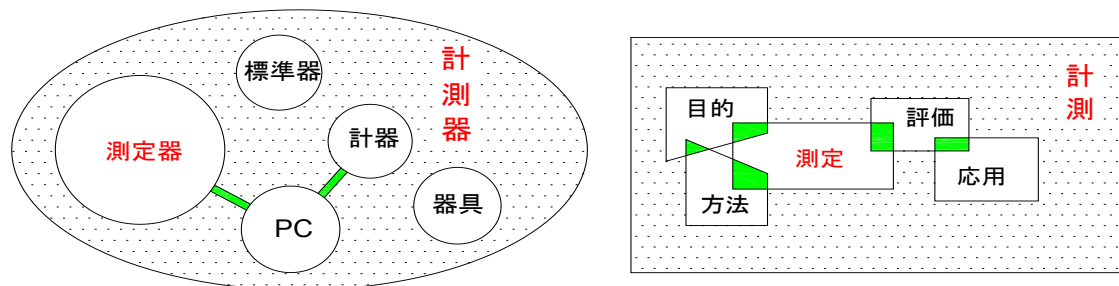
測定 : ある量を，基準として用いる量と比較し，数値または符号を用いて表すこと．

測定器 : 測定を行うための器具装置など．

これらの定義上の関係を図 1.1 に示す．計測器は，標準器・測定器・計器・器具・計測用パーソナルコンピュータ (PC) を含んでいる．それぞれ独立して用いることもできるが，PC をデータ収集用として，測定器や計器と連動させることもできる．計測は準備段階からデータ整理・分析までの一連の作業を指すので，測定はその一部として扱われている (例えば，日本人間工学会，『被服と人体』，p. 40，1973；内山他，『計測法入門』，pp. 14–16，2001)．

ISO/IEC では，測定を「測定 measurement」と「計測 metrology」に分け，計測を「測定の科学およびその科学の応用 science of measurement and its application」と定義している (ISO/IEC，GUIDE 99，p. 16，2007)．

測定は単なるデータ収集のみならず，その前後の作業にも関わる場合もあるので，狭義の計測とも言える．つまり，計測と計測器は，測定と測定器の上位概念と考えられる．



(a) 計測器と測定器の関係

(b) 計測と測定の関係

図 1.1 計測と測定の定義上の関係

これらの用語を用いて、本研究の一連の作業を括ると、次のようになる。

新しい人体測定器を開発した。その段階でいくつかの計測器や器具を用いて精度試験や補正を行った。そして、その開発器を使って数種類の対象物を測定し、人体計測分野に新しい測定法と評価法の提案を試みた。

- 本研究の題目で用いた「可搬型」とは、対象者がいる場所に測定器一式を容易に運び込むことができるという方式を意味する。これは大型で「据置型」の非接触式3次元人体計測装置(1990年代から登場)と対比的に分かつためである。さらに、題目ある「人体」という言葉に関して付言すると、本研究の測定対象は、「人体」のみに限定しているわけではない。開発器の仕様内であれば、他の生物はもちろんのこと、非生物の測定も可能である。例えば、動物の飼育環境、植物の枝葉成長、遊戯具の操作配置等で活用できると思われる。

2.2 人体測定という用語

《 用語の使用範囲 》

「距離 distance」と「長さ length」の使い分けを明確にする。本研究の人体測定は、開発器を使って測定点間の「距離」を測り、その結果、部位の「長さ」が求まるという考えに基づいている。したがって、本研究では、「距離」を第一使用の用語とし、「長さ」を第二使用の用語とする

(注：他の研究や文献では、「長さ」を第一使用の用語としているところもある)。

本研究では、人体の静止した部位上の測定点間の「距離」と静止した部位自身の「固有形状の角度」や「静的角度」(例えば、頭蓋の前頭側面角)を測定することを、「形態測定」と呼ぶ。ここでの「距離」は長さ・高さ・幅・深さを含むが、周囲長・弧長は含めない。

注：『形態』という用語は、一般には、物体や事象の構造を外側から見たときの形や様子を意味するが、本研究では、『生物の物理的形状』のみを指す。その具体的な説明には、河内の定義が適切である。「多くの場合人体の形態はいわゆる人体寸法で表される。人体寸法は特定の姿勢をとったときにおける解剖学的特徴点間の直線距離や表面距離、あるいは特定のレベルにおける周長などである。」(河内, 1999)。

それに対して、部位が関節を中心として回り、円弧を描く「回転の角度」や「動的角度」を測定することを、「関節可動域測定」(ROM (Range of Motion) 測定)と呼ぶ。ただし、実際の現場におけるROM 測定では、角度の代用として、距離を測定することもある。例えば、頸椎屈曲測定においては、顎の先端と胸骨頸部切痕間の距離を測定する。

注：静的角度と動的角度は、第4章 6.22 節に詳述する。

■前節の「計測と測定」の定義に拠れば、「人体計測」と「人体測定」は、厳密には同義ではないことになる。実際、現在の「人体計測」は広範な内容を含んでいる。例えば、指1本を、定規を使って測定することから大規模装置を使って全身を立体計測することまでである。しかし、本研究は、人体の四肢・体幹・頭部の距離と角度に関する項目に絞るので、ここでは「人体測定」という用語を用いる。

《 用語の由来 – Anthropometry – 》

わが国で使われている人体測定は、英語の Anthropometry に相当する。この語は、ギリシャ語の anthropos (人間) と metron (測定) から由来し、語尾にフランス語の métrie が付けられて造語された(参考：Anthropométrie (仏語), Anthropometrie (独語))。

人体測定の詳細な内容と個々の定義は、自然人類学や考古学に典拠を求めなければならない。ここではいくつかの文献を挙げる。

人体測定: 人体の形態的差異を調べる目的で人体各部の寸法を測るとき、誰が測っても、また何回くり返して測っても得られた値が比較可能であるように統一された測定法。

(渡辺編, 『人類学用語事典』, p. 140, 1997)。

この定義は、ヒトの形態を数量的に表現する方法(『世界大百科事典⑭』, p. 397, 2006)に、測定の再現性(または繰返し性)を付加している。

別の定義もある。

Anthropometry: The measurement of the human body with a view to determine its average dimensions, and the proportion of its parts, at different ages and different races or classes.

(『Oxford English Dictionary』, p. 512, 1989)

Anthropometry: 異なる年齢, 異なる人種あるいは階層において, それらの平均寸法と部位比率を決定するという観点から, 人体を測定すること。

この定義は, 測定部位の比率, 対象の年齢や人種にまで言及している。これは測定対象の範囲を具体的に定めているため, より汎用性がある。

《 用語の由来 – Goniometry – 》

Anthropometry では, 人体部位の長さについて定義されている場合が多いが, 角度についての定義は骨の形状を決めるのに使われるぐらいの少数である。ところが, 関節可動域測定では人体部位の角度を測ることが非常に多く, 長さを測ることは稀である。関節可動域測定分野で角度を測ることを, 一般に Goniometry という。定義は, "measurement of angles"である。この語は, ギリシャ語の gōnia (角度) と metron (測定) から由来し, 語尾はフランス語の métrie が付けられて造語された(参考: Goniométrie (仏語), Goniometrie (独語))。

注: Goniometry は, 「角度の測定」という意味なので, いろいろな分野でも使われている。

例えば, 水晶板の切断角度測定 (Crystallography) や電波の到来角度測定 (Radio wave direction) にも使われている。

《 広義と狭義の用語 》

広義の人体測定について再考する。伊藤は, 人体測定の研究対象は3種類あると記した。

①形態(身長, 座高, 胸囲等)

②運動(身体の運動範囲)

③機能(感覚, 筋力, 疲労等)

(吉田・伊藤他, 『基礎人間工学』, pp. 52–54, 1977)

これに拠ると, ①の形態は Anthropometry と静的な Goniometry を指し, ②の運動は動的な Goniometry が測定方法となる。それに対して, 狭義の人体測定は, ①のみを指し, ②は少し含まれるだけである。さらに, この人体測定には「人骨測定」を入れる場合がある。この人骨測定は, 通常, 生身の骨よりも死後の骨を扱うので, 「生体測定」に対して言うなれば「屍体測定」である。

■本研究は, 広義や狭義といった範疇にとらわれずに, 人体測定の対象には, 生体と骨格の両方を認め, 伝統的な Anthropometry と静的角度の Goniometry の両方の測定法を論じた。

2.3 測定項目の選定

人体測定の測定項目に関しては、医学・人類学・人間工学等の分野で規定されている項目が、最も体系的に整っている。それらの中には各分野で共通している項目や、あるいは独自の項目もある。その3分野の主な項目数を部位ごとに集計し、それを表1.1に示す。

表 1.1 人体測定の項目数

測定 (物理量)	部位	医学			人類学		人間工学		
		AAOS ^a	日本リハビリ リ医学会 ^b	長育測定 ^c	人骨計測 ^d	生体計測 ^e	JIS ^f	ISO ^g	ANSI ^h
形態 (距離)	頭部	—	—	0	199	153	15	5	20
	体幹	—	—	2	138	148	23	18	13
	上肢	—	—	4	188	42	32	16	13
	下肢	—	—	4	190	58	18	7	9
	(小計)	—	—	10	715	401	88	46	55
形態 (角度)	頭部	—	—	0	79	0	0	0	0
	体幹	—	—	0	15	0	0	0	0
	上肢	—	—	0	20	0	0	0	0
	下肢	—	—	0	19	0	0	0	0
	(小計)	—	—	0	133	0	0	0	0
	合計	—	—	10	848	401	88	46	55
関節可動域 (距離)	頭部	0	1	—	—	—	—	—	—
	体幹	2	1	—	—	—	—	—	—
	上肢	6	4	—	—	—	—	—	—
	下肢	0	0	—	—	—	—	—	—
	(小計)	8	6	—	—	—	—	—	—
関節可動域 (角度)	頭部	0	0	—	—	—	—	—	—
	体幹	22	23	—	—	—	—	—	—
	上肢	22	24	—	—	—	—	—	—
	下肢	25	24	—	—	—	—	—	—
	(小計)	69	71	—	—	—	—	—	—
	合計	77	77	—	—	—	—	—	—

^a 『American Academy of Orthopaedic Surgeons』, 1965

^b 日本リハビリテーション医学会, 『リハビリテーション医学』, 32巻4号, pp. 208–217, 1995

^c 和才他, 『測定と評価』, pp. 75–83, 1994

^d 馬場, 『人類学講座編纂委員会編, 人類学講座別巻1, 人体計測法, II 人骨計測法』, 1991

^e 保志他, 『人類学講座編纂委員会編, 人類学講座別巻1, 人体計測法, I 生体計測法』, 1991

^f 『JIS Z8500:2002』

^g 『ISO 7250-1:2008(E)』

^h 『ANSI Z94.2-2000』

注: 体幹(頭部, 肩・肩甲帯, 胸部, 腰部); 上肢(上腕部, 前腕部, 手部); 下肢(股部, 膝部, 足部)。ただし, 周囲長と弧長は除く。

この表から、以下のことがまとめられる。

《 形態測定項目 》

距離

- 医学の「長育測定」においては、部位の距離項目はわずかしか規定されていないが、一つの部位でも複数の項目が規定されている項目がある。例えば、「大腿長」の「始点-終点」は、①大転子-大腿骨外側上顆、②大転子-膝裂隙、③坐骨結節-大腿骨外側上顆、④坐骨結節-膝裂隙、⑤坐骨結節-断端の5種類がある。このように多くの項目があるのは、大腿が疾病や事故によって、内反・外反、脱臼・骨折、短縮・切断等が生じ、機能回復の効果判定、義手・義肢の装着時の採寸等に際して、いろいろな寸法が必要だからである。
- 人類学の「人骨計測」は、各部位とも項目数はほぼ同数だが、「生体計測」については、頭部・体幹の部位グループは上肢・下肢の部位グループよりも3倍多い。
- 人間工学では、JIS規格(日本)で最も多い部位は、上肢が36%、ISO規格(欧州)は体幹が42%、ANSI規格(米国)は頭部が36%である。その最多部位の中でも、JIS規格は労働作業の質を決める「手の指」に関する項目が多く、ISO規格は労働作業の姿勢に影響を与える「体幹の幅」に関する項目が多く、そしてANSI規格は民族や人種の特徴が最も表れやすい「顔面」に関する項目が多い。

角度

- 角度は人類学の「人骨計測」だけである。そこでの角度は、部位の骨が角度的に形状観察されたものであり、動かされた後に生じた角度ではない。つまり、動的角度ではなく静的角度である。

《 関節可動域測定項目 》

- この項目は医学だけにしか規定されていない。角度が多く、距離は角度の別法として特例的に使われているにすぎない。部位については、体幹(頸部、肩・肩甲帯、胸部、腰部)、上肢(上腕部、前腕部、手部)、下肢(股部、膝部、足部)の3つの部位グループが、均等に規定されている。
- 人間工学の分野では皆無であるが、その応用分野として、例えば、機器の設計に関するISO規格では、動作範囲の規定として使われている(ISO 11226:2000 ; ISO 14738:2002 等)。

《 本研究で選定した測定項目 》

人体測定項目の選定基準は、次の2点であった。

- 形態測定では、JIS・ISO・ANSI規格の主要な項目の中から選定した。
- 関節可動域測定では、AAOSと日本リハビリテーション医学会の共通項目の中から選定した。

2.4 測定部位と測定点の日本語・英語表記

本研究で用いた測定部位と測定点の名称を、表 1.2 に示す。

表 1.2 測定部位と測定点の日本語・英語の対照表記^a

対象	日本語名	英語名
骨格 モデル	脳頭蓋最大長	Maximum cranial length (GOL) [g-op]
	脳頭蓋最大幅	Maximum cranial breath (XCB) [eu-eu]
	最大骨盤幅 (腸骨稜外面の最前(腹側)点)	Maximum pelvic breadth
	腸骨幅 (腸骨翼幅) (上前腸骨棘の最前点-上後腸骨棘の最後点)	Iliac breadth, breadth of the ilium
	右側上肢(手背側)	right dorsal upper limb
	右側上肢(手掌側)	right palmar upper limb
	右側下肢(外果側)	right lateral malleolus lower limb
	腓骨外果	fibular lateral malleolus
	右側下肢(内果側)	right medial malleolus lower limb
	脛骨内果	tibial medial malleolus
	上腕骨頭頂	superior head of humerus
	上腕骨外側上顆	humerus lateral epicondyle
	上腕骨内側上顆	humerus medial epicondyle
	橈骨茎状突起	radial styloid process
	尺骨茎状突起	ulnar styloid process
	尺骨頭	head of ulna
	肘頭	olecranon [ol]
	大腿骨頭頂	superior head of femur
	大腿骨外側上顆	femur lateral epicondyle
	大腿骨内側上顆	femur medial epicondyle
膝蓋骨	patella	
対象	日本語名	英語名
マネキン	頸椎(関節)	cervical vertebrae
	肩関節	shoulder joint, glenohumeral joint
	肘関節	elbow joint
	膝関節	knee joint
	橈骨手根関節の橈側	radial wrist joint
	肘関節の橈側	radial elbow joint
	股関節	hip joint
	おとがい点	gnathion [gn], menton
	肩峰	acromion [a], acrominale
	上前腸骨棘	anterior superior iliac spine

対象	日本語名	英語名
生体	身長	Stature, Body height
	頭長	Head length
	頭幅	Head breadth
	全頭高	Total head height
	肩峰幅	Shoulder biacromial breadth, Bideltoid breadth
	乳頭間幅	Nipple breadth, Bimammillary distance
	上腕長	Upper arm length
	前腕長	Forearm length
	座位膝蓋骨上縁高	Knee height
	脛骨上縁高	Tibial height
	頭頂	<i>vertex</i> [v]
	側頭点	<i>euryon</i> [eu]
	後頭点	<i>opisthocranium</i> [op]
	眉間点	<i>glabella</i> [g], <i>glabellare</i>
	外耳道	external acoustic meatus
	耳輪	superior helix, <i>superaurale</i> [sa]
	第7頸椎(隆椎)	vertebra prominens [C _{vii}]
	肩峰	<i>acromion</i> [a], <i>acrominale</i>
	乳頭点の中央	central nipple, <i>thelion</i> [th]
	肘頭の外側中央	lateral-central <i>olecranon</i>
	橈骨手根関節の尺側	ulnar wrist joint
	膝蓋骨の外側中央	lateral-central patella
	屈曲	flexion
	伸展	extension
	側屈	lateral flexion, lateral bend
	外転	abduction
	内転	adduction
	外旋	external rotation, outward rotation
	内旋	internal rotation, inward rotation

^a山田監訳『図解 解剖学事典』, 日本解剖学会監修『解剖学用語』, 高久監訳『メローニ 図解医学辞典』, 人類学講座編纂委員会編『人体計測法 I・II』, 『JIS Z 8500: 2002』, 生命工学技術研究所編『設計のための人体計測マニュアル』.

注: 英語では「対象物」を Object, 「被験者」を Subject と表すが, 本研究で用いる「対象物」は「被験者」を指すので, 全て Subject に統一した.

3. 研究目的

3.1 背景と問題点

最初に、(1)形態測定、(2)関節可動域測定のそれぞれの歴史と現在の問題点を4~5項目に分けて論じる。次に、両測定を取り巻く(3)測定環境を述べる。

(1) 形態測定

人体の解剖学的な距離変数(長さ、高さ、幅、深さ)を測定する方法として、手操作による接触式人体測定器を使うことは、現在に至るまで一般的な方法だった。人体計測法には、人骨計測法(Osteometry)と生体計測法(Somatometry)がある。人骨計測法は、頭蓋についての計測が体幹や四肢の計測に比べて多く、かつ詳しい。これは、頭蓋は人類進化や人種間差異(人種分類)を調べるのに最も興味を持たれた対象であったため、頭蓋計測は長い間積極的に研究が進められてきたからである。Broca, Paul Pierre (仏)は、多くの頭蓋計測器を製作し、それらの測定手順を厳密に規定した(Broca, 1862, 1875)。生体計測では、Quételet, Lambert Adolphe Jacques (ベルギー)が、生物学的・社会学的な基礎統計データを報告した(Quételet, 1870, 1969)。彼ら以外にも多くの研究者によって様々な測定と検討が行われた(Seaver, 1909; Wilder, 1920)。

人骨計測と生体計測は、国際人類学会議で1906年(モナコ)と1912年(ジュネーブ)に、統一的な測定法が提案、同意された(Hrdlička, 1920)。Martin, Rudolf (独)は、近代の人体計測法を集大成し、出版した(『人類学教科書 Lehrbuch der Anthropologie』, 1914)。その後も彼の共著者たちによって改訂が続けられてきた(Martin and Knussmann, 1988)。Martinらの測定法は、多くの国や地域での大規模な住民調査の実施や人体計測のデータベースの構築に貢献してきた(注:日本ではその方法を一般に「マルチン法」と呼ぶ)。

現在使われている手操作による人体計測法は、次の4つの条件を満たす必要がある。

- ①ISO・JIS規格等によって標準化された測定点を使う(名称、位置、探知方法)
- ②同標準化された測定方法を使う(測定項目、被験者の姿勢)
- ③同標準化された測定器具を使う(接触式のアントロポメータ、桿状計、滑動計、触覚計、巻尺(注:日本ではそれらを一括して、「マルチン式人体測定器」と呼ぶ、図2.21参照)。
- ④標準化された(=訓練された)測定者が行う

注: Hallらは①~③を挙げた(Hall *et al.*, 2003)。器具操作の例示(Norton *et al.*, 2004)。

これらの条件は、互いに関連し合っている。例えば、各器具は測定項目によって使い分けられているし、測定項目は測定点によって規定されている(Weiner *et al.*, 1981; 生命工学研, 『設計のための人体設計マニュアル』, 1994; ISO 7250-1:2008; JIS Z 8500:2002)。ところが、本研究によって、可搬型の非接触式測定器が開発されたため、これらの条件に本質的に適用できない点が多く生じた。根本的には、非接触式測定とその測定器を評価する方法論(何を測り、何をどのように比べて、何を知りたいのか)が確立されていないことが原因である。さらに、時流(人体計測の可視化と多様性)に沿わない点もいくつかある。それらの問題点を4項目に分けて述べる。

《 測定点 》₁

非接触式測定器を使って測定を行う場合には、測定者が接触式と同じように解剖学的測定点を「触診」(指の触覚的感触によって知覚すること)で探知して、そこにマーキングをするという手順を全て踏襲することは、理論的にも現実的にも不合理であると考えられる。理想的には非接触式測定は、測定点を非接触で探知して行うことが好ましいと考える。

注：運動計測では、被験者の各部に触診で反射マーカを付けて、カメラを使って非接触でそのマーカの動きを観察・分析する。本研究では、そのように測定点を接触して決めてから、計測を非接触で行うような手法は考慮に入れていない。しかし、その必要性は認めている。例えば、人体の定点観測や多点測量を行う場合である。

本研究では、測定点の特徴を探知する方法として、「視診」(測定点や関節点の形状的特徴を視覚的に識別し、その位置を決定すること)が、非接触式測定器の本質的使用に沿っていると考えられる。

注：本研究は、「体表解剖」と呼ばれている分野における「人体の表面から、解剖学的構造を知る触診技術」を否定するものではない。触診と視診は、人体測定での測定点探知という一分野に止まらず、色・かたち・大きさ・動きといった視覚による観察と弾力性・温度・湿り気といった触覚による観察を行う手法として、両方とも、「解剖学、生理学、運動学、病態生理学、理学療法学等の理論・知識を基礎とし、評価と治療を進めるうえで不可欠である。」(奈良他編、『図解 理学療法検査・測定ガイド』, pp. 60-86, 2006)。

《 姿勢 》₂

従来の人体測定法は、健常者の身体的状態に基づいて規定されてきた。そこでは真直ぐな立位や座位姿勢が前提条件になっている。そのような規定は、直立不能者や肢体障害者に対しては配慮に欠け、不便を強いると思われる。例えば、全身を真直ぐな立位や座位姿勢のまま静止状態を要求されたり、肘や膝の部位を一直線に伸展させた姿勢や、直角に屈曲させた姿勢のまま静止状態を要求されたりする。さらに、その規定は、健常者と障害者を含めたあらゆる人がとる自由な姿勢にも対応していない。つまり、被測定者の姿勢は測定者に都合の良い形で定義されてきた。

障害者数は健常者数と比べると、統計上の割合は少数ではあるが、彼らにも適した測定法を用いることが、これからの人体測定には必要であると考えられる。多種多様な障害者がとる自由な姿勢と彼らにとって好適な場所(ベッド、車椅子等)に対応できる測定器を作り、測定項目の定義を抜本的に見直し、測定規定を再検討すべきだと考える。それによって、障害者の生活・労働環境の向上や道具・機器の設計に役立つデータを得ることができると考える。

注：日本の身体障害者数(『障害者白書(平成25年版), 2013』)

視覚障害者	31 万人
聴覚・言語障害者	36 万人
肢体不自由者	181 万人
内部障害者	109 万人

総計 357 万人

《 測定器 》₃

現在の接触式人体測定器(目量は0.5/1 mm)は、高精度な工業用測定器具(例:ノギスの目量は0.02/0.05/0.1 mm)と類似した構造をもつが、原理上・構造上に顕著な改良は行われていない。その理由は、①生体には自身に可変性と複雑性を有しているため、それに適応できる測定器の製作が困難であること、②生体には工業用と同程度の高い精度をもつ測定器の必要性が無いことが原因である。さらに、③現在の測定規定は、伝統的な接触式測定器を用いることを前提にしているため、新しい形式の測定器には適用させにくいことも理由である。

現在、市場には非接触式で汎用型の3次元測定器がある(第2章4.4節参照)。それらは工業製品や人体の形状を自動的に測定したり、シミュレートしたりすることに使われるが、装置自体は大きく、操作は難しい。なによりも、それらと既存の手操作による接触式人体測定器との間には、技術上(ハードウェア)・利用上(ソフトウェア)・価格上に関して、非常に大きな隔りがある。それゆえ、そのギャップを埋める手操作による非接触式の機器や器具が必要であるが、筆者が知る限り、まだ報告されていない。

《 測定者 》₄

測定者にとって最も困難なことは測定点探知である。それを触診で行うためには、測定者に人体解剖学の知識と探知の技能が必要である。その技能は経験豊富な指導者によって育成されて増進するが、そこには多くの集中した訓練時間が必要とされる。Muellerらは、測定の信頼性と正確さについて、「測定の正確さは熟練した指導者と高い評価を受けた観測者によって得られた測定量を比較することによってこそ評価される。」と述べた(Mueller *et al.*, 1988)。

ところが、人体測定は非専門家や一般人が行うことが、今後は多くなると予測される。例えば、姿勢や動作を分析したり設計を行ったりする人、福祉・医療機器を設計する人、リハビリテーション効果や成長記録を調べる人、野外調査をする人、撮影した画像を分析する人たちである。一般人に触診技術を地道に伝授させていく教育は、遵守しなければならないが、人体計測の大衆化に対応できるようにするためには、経験や技能をもつ専門家を必要としない新しい検知方法も必要になってくると考える。

注：人体測定の精度と効率は、測定者の技量と経験に大きく依存しているため、これらを国際的に統一したトレーニングで解決しようとする動きがある(香川他, 2004)。ISAK(The International Society for the Advancement of the Kinanthropometry)は、形態測定と皮脂厚測定に関して、理論と実技を4段階のレベルに分け、国際認定制度を設けている。彼らは国際標準化の意義を、「形態測定は体組成測定の有効な一方法であり、それはWHOが進めている運動器疾患対策に対処できる。」と強調している(香川他, 2005)。

一般人が容易に触診技術を習得するには、人体測定の研修に参加することが必要であるが、それが叶わない場合、2種類の方法が考えられる。①ティクサの著作物(奈良監訳、『触診解剖アトラス』, 2002)のように写真が豊富な書物を使用しながら、生体を使って手技の技能を学ぶ。②市井の鍼灸師や指圧師のように経絡経穴(いわゆるツボのこと)の知識と取穴(ツボを見つけること)に長けた人物や実践的な書物から学ぶ(例えば、本間、『図解 鍼灸実用経穴学』, 1988)。筆者は、①と②の両方から触診技術を体得した。

(2) 関節可動域測定

ここでの問題点は前項(形態測定)の問題点と重複している箇所があるが、各問題点はお互いが歴史上において独自に発生して、拡大していったものである。

人体の関節の可動範囲(ROM)を測定する技術は、関節の回転量を解剖学的な角度変数(注：特例的に距離変数も使用)としているため、理学療法学における評価法の一つとして、Goniometryと一般には呼ばれている。それは、第1次世界大戦中(1914–1918)に戦傷兵の治療のためにフランスで進歩した(Fox, 1917; Clark, 1920; Rosén, 1922)。その後、第2次世界大戦(1939–1945)が続き、二度の世界大戦での傷病治療での経験が今日のROM技術の基盤となった。そのような状況下で、多くの接触式角度測定器と臨床上の測定法とが開発されてきたため、それらの歴史的価値と臨床上の問題点(患者の病気の種類と症状の程度によって、適した測定器があるか否か等)を検証する文献が、適宜発表されてきた(Wiechec *et al.*, 1939; Moore, 1949a; Salter, 1955; Defibaugh, 1964; Gajdoski *et al.*, 1987; Lea *et al.*, 1995; Norkin *et al.*, 2009)。

本節では、必要に応じてROMを用途や分野によって「医療ROM」と「非医療ROM」とに使い分ける。現在、現場で最も一般的に使われている医療ROM測定は、1965年に発表された米国整形外科学会(American Academy of Orthopaedic Surgeons; AAOS)による方法が基になっている(AAOS, 1965)。そこには測定項目の定義、手操作による接触式測定器の使用、平均ROM角度等が規定されている。非医療ROM測定は、自然人類学や人間工学で使われているROMを指しているが、それもAAOSを準拠している。日本では、1974年に日本リハビリテーション医学会によって、関節可動域表示法はAAOS方式に準拠させることが決められ(日本リハビリテーション医学会, 1974)、その後1995年に改訂された(日本リハビリテーション医学会, 1995)。つまり、AAOSによる方法は、事実上の標準になっている。

このROM測定に関しても、従来からの接触式測定用の内容や条件は、非接触式測定には本質的に適用できない点がいくつか生じた。根本的には、非接触式測定と測定器を評価する方法論が、未だに確立されていないことが原因である。それらの問題点を5項目に分けて、以下に述べる。

《 測定器 》₁

ここではROM測定を、角度の時間的変位が少ない場合を「静的」、多い場合を「動的」に分ける。

静的な接触式測定器は医療ROMに使われることが多く、測定器の種類が多い。伝統的な可搬型接触式測定器の代表は、2本のアームをもつ分度器(万能角度計と呼ばれる(村田他, 2003))と重しがついた分度器(重力角度計または傾斜角度計と呼ばれる)である(図 2.23(a)–(e))。前者は、測定者がそれを把持して被験者の四肢や体幹に密着させて測定する。後者は、それを測定者の手あるいはバンドで被験者の頭部や脊椎骨に密着させて測定する。これらとは別に、巻尺や定規も簡便な別法として使われている。例えば、体幹の屈曲量を測定するとき、床から指先までの「距離」を測定する場合(Frost *et al.*, 1982)や三角法による計算で直線移動量を調べる場合(Hsieh *et al.*, 1983)である。今までに接触式測定器間の比較は、個別的に報告されてきたり(Rothstein *et al.*, 1983; Youdas *et al.*, 1991)、総合的に論評されてきたりした(Miller, 1985; 板場, 1989)。

動的な接触式測定器には、角度信号の検出器(ポテンショメータ、歪ゲージ、ジャイロセンサ、光ファイバ等)の違いによって多くの種類がある。一例として、図 2.23(g)に3次元角度が測られ

るフレキシブル電気角度計(Flexible Electro-Goniometer; FEG)を示す。一般に、この種の角度計は静的な角度測定にも使えるが、配線が煩雑で信号処理システムが必要である。

静的な非接触式測定には、画像を分析する写真測定(Photography)(または写真測量 Photogrammetry)と X 線撮影(Radiography)がある。X 線撮影は、X 線フィルムやイメージングプレートによって骨の精緻な ROM 角度を観察することには優れているが、X 線の曝露による影響と大規模装置を必要とするため、日常の測定には不向きである。中規模以上の動的な非接触式測定には、ビデオカメラ法(Cinematography)が多用されている。これは画像を通して、被験者の連続動作が記録でき、カメラ位置を連続的に動かすことができる。したがって、視野を臨機応変に変えて、視界内の死点や視差を減らすことができるという長所をもつ。しかしながら、リアルタイムで画像を介さずに、直接肉眼で観測できる安価で簡易型の静的な非接触式測定器は、筆者が知る限り、まだ報告されていない。

■開発器は静的な非接触式測定器として作られたため、静的な接触式測定器と比較した。

《 被験者姿勢 》₂

Moore は、角度測定技術の基本要素として 18 項目を挙げ、その最初に、「患者を良いアライメントに置くことから始めよ。そのために解剖学的位置に可能な限り近づけるように模擬すべきである。」と測定者の側に立った条件を述べた(Moore, 1949b)。しかしながら、患者に規定姿勢をとらせることが、ROM 動作によっては苦痛を与えたり、測定器の接触によっては不快を与えたりする場合がある。ときには、代償運動(Compensatory movement)の出現を防ぐために、関節の近位部を固定する場合もある。

注:代償運動とは、主動作筋の機能不全を補助筋が代償しようとして生じる運動のこと。

換言すれば、生体が運動機能の不全を代償しようとして、本来のメカニズムとは異なっ

た方法で行われる運動のことである(竹内他、『体表解剖と代償運動』, pp. 102-108, 2002)。

例えば、「頸椎の側屈」では、被験者が首を右に曲げるときに、左肩の挙上を抑えるために、測定者が被験者の左肩を把持する場合がある。これは測定時の姿勢によって、動きが制限される例である。「肩関節の屈曲」では、腕を前方に回しての挙上することを仰臥位で行うときに、肩甲骨がベッドの表面で固定されると、立位や座位で行うときよりも腕を挙げにくくなるという欠点がある。ところが、この仰臥位は、座位よりも安定性がよく、リラックスしやすくなるという利点もある(福田監修、『ROM 測定』, pp. 8-10, 2007)。

元来、ROM 測定は、病人や障害者の運動機能評価の一つであったため、彼らに苦痛を与えたり、不快を与えたりすることがない姿勢や動作を最優先にすべきである。Lea らは、「ROM 決定に対する患者の位置については、その決定は主に患者の安楽さの維持に重きを置くべきだ。」と主張した(Lea *et al.*, 1995)。

非医療 ROM 測定では、自由姿勢を取る健常者を測定することが多い。たとえ規定姿勢であっても、健常者にはほとんど苦痛にならないだろう。自由姿勢時の測定では、部位が形成する空間が多種類になるため、その場所に接触式測定器を直接設置することは非常に困難になる。接触式測定器では多様な被験者姿勢には対応しにくい。非接触式測定器ではそれがかなり可能になると推測する。非医療 ROM 測定器の具体例として挙げるが、人間工学的な配慮をした用具や機器の設計では、「自由な姿勢や動作空間を測定するためには、規定による姿勢や制限された動作を

遵守するよりも、設計や応用の自由度や拡張性を優先する」ということが多くなる。医療 ROM, 非医療 ROM を問わず、測定には被験者の様々な姿勢についての対応が必要である。

《 ROM 測定 》₃

他動運動 ROM (Passive ROM; PROM, 測定者が被験者の部位を動かして測定する ROM) では、最終域感 (End feel, 動きの最終域における特有の感覚) を得るために被験者に接触するので、接触式測定器を使うことは自然な行為であり、問題は無い。しかし、最終域感の検査者と測定器の操作者が分業される時は、非接触式測定器が適していると考えられる。

注：医療 PROM では、関節包性・筋性・骨性等の異常を感じ取ることが重要なので、最終域感は「測定者が感じる違和感」という意味になる。非医療 PROM として健常者のトレーニング効果を調べるのであれば、最終域感は「大きさの限界の感覚」という意味になる。

一方、自動運動 ROM (Active ROM; AROM, 被験者自身が自力で部位を動かす ROM) の場合は接触式を避けるべきである。なぜなら、被験者の体に測定者と測定器が触れることによって、測定量が影響を受ける可能性があるからだ (植竹, 1987)。これを避けるために空中に測定器を把持しながら、測定者の目視によって測定する方法があるが、これは視覚的誤差 (視差等) が大きくなる。接触式測定器を、非接触を装いながら使うことは、避けなければならない。

《 測定点 》₄

2 本アーム角度計では、骨の測定点間の長軸を形成・固定している基準軸 (基本軸) と移動させる測定軸 (移動軸) との軸間の角度を測定する。実際には、測定者が触診で、解剖学的測定点を探知し、軸を決定し、アームを軸に合わせている。「療法士にとって、触診は患者を評価し治療するための本質的な技能である。療法士は関節の ROM を評価するときには、角度計・巻尺・傾斜角度計を正確に当てるために、骨測定点を位置決めできなければならない。」(Clarkson, p. 4, 2005)。しかしながら、非接触式測定では、非接触で測定点を探知して、その測定点間の軸の移動量を測定することが理想的である。測定点の特徴を探知するためには、触診の代わりに視診が、より効果的な方法となる。そのため、視診によって探知が容易になるような測定点を新たに定義する必要がある。

■本研究では、「視覚測定点」という測定点探知の概念 (Susato, 2011) を採用し、骨格モデルと生体の測定で用いた。

《 測定者 》₅

医療 ROM 測定は、臨床家や理学療法士が行うため、一般人と比べて、豊富な人体解剖学の知識、測定点探知の技能、そして実務経験を有している。しかしながら、非医療 ROM 測定では、大部分の測定は非専門家が行い、その人数は今後ますます増えると予想される。例えば、姿勢や動作空間を分析する人、福祉・医療機器を設計する人、トレーニング効果を調べる人、野外調査をする人である。ゆえに、そのような状況下では経験や技能をもつ専門家を必要としないで行える新しい測定方法も必要になってくると考える。

(3) 測定環境

測定現場では、接触測定は測定者が被験者に空間的に近づいた状態で行うため、探針の接触やデータの読値が測定者の視界内で行わざるを得ない。これを非接触測定に代えると、両者間の物理的空間が大幅に拡大し、第三者による観察・監視が容易になる(測定の可視化)。したがって、測定の失敗や過誤の減少が期待できる。

《 要点 》

- この節の(1)～(3)をまとめると、人体の非接触測定研究を促す背景には、次の3つに集約された状況がある。
 - ①測定機器の進化とそれに応じた測定項目の再規定化の必要がある。
 - ②複雑な被験者姿勢の受容と非専門家測定者の出現への対応がある。
 - ③測定環境の公開と測定作業参画への要求がある。
- この①～③を一言で表現すると、「これからの人体測定には、測定の多様化・大衆化・可視化の増大に対処せざるを得ない」。よって、「非接触測定は効果的であり、歴史的変遷の中では必然的である」ということになる。

3.2 目的と意義

本研究の目的は、以下のとおりであった。

- (a) 非接触式で「直線距離」を測定することができる可搬型の手操作による人体測定器を 2 種類（頭部・手部・足部のような小さな部位用，身長・肩幅・下肢長のような大きな部位用），それと同じ原理で「角度」を測定することができる人体測定器を 1 種類，合計 3 種類を開発して，測定器自身の検査や精度試験を行う。
- (b) 開発した測定器の性能を，3 種類の測定対象（骨格モデル，マネキン，生体）を使って，接触式の工業用測定器具等と比較検討する。
- (c) 開発した非接触式測定器の実用人体計測（生体の距離・角度測定，人骨の距離・角度測定）への適用性を検討する。

■その目的には，非接触式の可搬型測定器と測定法を評価する方法論が未だに確立されていなかったゆえに，その未開拓の領域に取り組みたいという動機が根底にあった。具体的には，非接触測定独自の評価手順を作り，3 種類のまったく異なる測定対象を使って，それを検証した。そして，その一連の作業を方法論の一例として提示した。

■非接触式の開発測定器と接触式の既存測定器の比較検討は，各測定対象を接触式と非接触式の両方式で測定することで行った。比較する意義は，両測定器の長所と短所を明確にすること（精度・操作性・拡張性等について挙げる），両測定器による部位の測定適性を検討すること（部位別の測定値バラツキ・誤差等から判断する）であった。

■全体を通して，「測定誤差」，「視診による測定点探知」，「精度」，「操作性」，「測定器と被験者姿勢との関係」を検討した。さらに，「非接触式の本質的な問題点」を提起し，「非接触式用の新しい人体測定方法」を提案し，「接触式と非接触式の補完」を提言した。また，接触式と非接触式を構造上から分類し，派生的にこれらを「体系化」した。体系化する意義は，これによって，人体測定器の発展過程を整理し，接触式と非接触式の人体計測技術の系譜を確立し，本研究とは異なる原理や構造に基づく新しい人体測定器の開発に寄与することであった。

《 応用分野 》

本研究は，次の分野での応用が期待できる。

- | | |
|---------------|-----------------------|
| (1) 自然人類学 | : 人骨・生体の測定 |
| (2) リハビリテーション | : 関節可動範囲の測定 |
| (3) 保健体育 | : 身体測定，トレーニング効果の評価 |
| (4) 医療 | : 体脂肪率，体密度，各種示数の計算 |
| (5) 福祉工学 | : 福祉機器の設計 |
| (6) 人間工学 | : 部位・姿勢・動作範囲(作業範囲)の測定 |

(小原他，『人体を測る』，pp. 92–103，1992；加藤他編，『初学者のための生体機能の測り方』，pp. 65–66，1999；産業技術総合研究所編，『人間計測ハンドブック』，pp. 450–478，2003；大久保編，『人間工学の百科事典』，pp. 31–43，2005；香川他，2005)。

本研究から得られた知見から、次のような形態と関節可動域にまたがった研究について、議論できると思われる。

- 足立は自然人類学の立場から、「形態と機能を密接に繋げる法則に関しては、依然として未知の部分が多い」と述べ(足立, 1996), 取り組むべき課題を提示した。その機能の中には、生理学的・心理学的・体力的な側面のみならず関節可動域分野も含まれていると考えられると、本研究は形態と関節可動域の関連に貢献できると思われる。
- 桐谷らは、エアロビックダンスのインストラクターの下肢障害の誘因を調べるために、下肢の形態・アライメント・関節可動域・筋力等を測定した(桐谷他, 1997)。これは形態と機能の関係に加えて、「障害」にまで言及したものであった。そこで使われた被験者には過去に障害を被った者も含まれていた。よって、本研究は障害者の形態と関節可動域の問題に貢献できると思われる。

本研究では、形態と関節可動域の測定について別個に論じたが、それらの関係を総合的に追究はしなかった。しかし、両測定を一元的に論じたことにより、「形と動きの関連性」を解明する研究の礎石になり得ると考えている。

3.3 援用した学術分野と範囲

本研究は、主に次の学術分野の技術と知識を援用して行った。

(1) 機械工学と電気工学

内容：原理，構造，精度等の研究手法を参考にする

範囲：測定器の内容(仕様，設計)まで

(2) 人間工学

内容：測定者による操作性，被験者の感情，機器の有用性等の観点を利用する

範囲：測定者と被測定物・被測定者の関わりまで

(3) 解剖学と人類学

内容：測定点や測定項目の名称と定義等の表記法を採用する

範囲：視覚測定点の考案と設定まで

《 文献の表記 》

引用文献・参考文献の表記法は、「名前と年号による方法」を採用した。必要に応じて、書籍名、引用ページを記した。文献の一覧は、日本語と外国語に分け、日本語に翻訳された文献は、原典である外国語文献の中にも記した。

《 技術用語の表記 》

■本研究で使われる外来語の長音表記は次のように統一した。

コンピュータ，レーザ，マーカ，モーションキャプチャ，センサ，モータ，メータ，ローラ，
ファイバ，リードスクリーン，キャスト

■三次元という用語は、「3次元」または「3D」に統一した。ただし、文献の題目に「三次元」を使用している場合はそのままにした。

4. 研究対象

4.1 測定器

本研究で用いた測定器を表 1.3 と図 1.2 に示す(Susato, 2011 ; Susato, 2013). 他に補助測定器具として, 市販の工業用の直尺・コンベックステープ・M型ノギス(15cm)を用いた. これらの仕様等は第3章と4章に記した.

注:M型ノギスとは, 外側用ジョウと独立した内側用ジョウをもつ構造のノギスをいう.
CM型ノギスとは, 同一ジョウに外側用測定面及び内側用測定面をもつノギスである(JIS B 7507:1993).

表 1.3 使用した測定器

方式	測定量	入手	測定器
接触式	距離	市販	CM型ノギス(60 cm)
		開発	ロッドスライド形
	角度	市販	関節角度計(30 cm)
非接触式	距離	開発	リードスクリュー形
		開発	レーザスライド形
	角度	開発	レーザ角度計



(a) リードスクリュー形

(b) ロッド/レーザスライド形

(c) レーザ角度計

図 1.2 開発した測定器

4.2 測定対象

本研究で用いた測定対象を表 1.4 に示し、一部を図 1.3 に示す。骨格モデル・マネキン・生体を選定した理由は次節 4.3 に記した。仕様等は第 3 章と第 4 章に記した。

注：形態測定と関節可動域測定において、骨格モデルとマネキンは同一物体、生体は同一集団を採用したが、記述においては、形態測定では A、関節可動域測定では B を名称の末尾に付けた(例：骨格モデル A)。

表 1.4 使用した測定対象

測定	使用目的	測定対象
形態	精度測定 ・測定器の基本精度	直角定規(スコヤ)
関節可動域	精度測定 ・測定器の基本精度	方眼紙(JIS B1)
形態, 関節可動域	骨格の測定 ・測定点の設定精度	骨格モデル
形態, 関節可動域	擬似障害者姿勢の測定 ・自由姿勢	マネキン
形態, 関節可動域	生体の測定 ・実践時の問題発見	生体



(a) 骨格モデル



(b) マネキン



(c) 生体

図 1.3 使用した測定対象

《 測定者の構成 》

測定者は、生体測定では2名(筆者と記録者)で行ったが、それ以外の測定は著者1名で行った。測定は事前に練習を十分行い、習熟度を高めてから行った。

《 測定場所 》

- 基本測定・骨格モデル測定・マネキン測定は、公共施設や筆者の自宅で行った。
 - 生体測定は、バレエスタジオで行った。
- 測定時間は、個々の測定結果の表に記した。

4.3 分析手順

接触式と非接触式の両方の測定器を用いて、形態測定と関節可動域測定の実験を行った手順は、次のとおりである。

-
- I. 最初に「基本測定」として、工業用測定器具を対象にして、精度の測定を行った。これは「実験室で使う機器としての精度」という位置づけであった。
 - II. 次に「応用測定」では、人体骨格モデル、障害者姿勢を擬似したマネキン、生体の3種類を対象にして実用測定を行った。それらを用いた主な理由は以下に述べる。
 - ①骨格モデルは、人体の測定点の定義が明確であるため、測定点の観察が容易であった。さらにその表面は凹凸が多く硬質なため、接触式測定器の接触子が表面に触れても表面は変形しなかった。この特長によって、応用時の測定器の精度と測定点の設定精度の両方が検討できた。これは、「現場で使う機器としての精度」という位置づけであった。この測定によって、「人骨測定法」への適用性が検討できた。
 - ②マネキンは、椎骨と関節が柔軟なので自由姿勢の模擬が容易であった。そのため、部位は自在に曲げられ、部位が形成した空間の測定分析が可能になった。この測定によって、障害者姿勢に対する評価法への適用性が検討できた。
 - ③生体は、表面に弾力性があり、輪郭が曖昧であり、表面性状と外観に個人差が大きい。そのため実践上の問題点が検討できた。この測定によって、「生体計測法」への適用性が検討できた。

■骨格モデルと生体の両測定では、測定点を視覚的に判断して、測定点は接触することなく視覚的に検知した。
 - III. 最後に、接触式測定器と非接触式測定器で得たデータを比較し、測定項目ごとの相違を統計的に分析した。しかしながら、形態測定と関節可動域測定とで得たデータ群は、比較しなかった。
-

《 部分的考察としての解釈と検討 》

それぞれの測定結果には、そのつど、**解釈**または**検討**と称する「小さな考察」を述べた。これは測定の種類が多かったため、章の最後で一括した考察を行うより適所で部分的に所見するほうが、見解を反映しやすくなると思ったからである。そして、第3章の形態測定と第4章の関節可動域測定の最後の節では、その章全体の「考察」を述べた。

《 統計処理 》

同一対象物を非接触式測定器と接触式測定器の両方で測定した測定値の比較を、主として、①「NC/C 比」、②両群の平均値に差が有るか否かを「対応の無い Student's の t 検定」の 2 つを使って統計的に分析した。NC/C 比とは、同一対象物における非接触式と接触式の測定値の対比であり、両測定量の一致や乖離の程度を表すものである。

注：もし、同一部位を同じ非接触式測定器で、部位に外力や運動を加えて、その前後を測定する場合であれば、「対応の有る t 検定」を採用することができた。しかし、本研究での非接触式測定は、①部位に何ら侵襲を与えていない、②同一部位でも測定点の決定は、視覚的判断により毎回行い、毎回独立した測定である等の理由から、「対応の無い t 検定」を採用した(ただし、第 4 章 3.3.2 節の 3 点測定法の補正前後の差には、「対応の有る t 検定」を採用した)。

新しい測定器への評価には、詳しい統計分析が必要であり、そのためには多種類の測定値が必要である。ところが、本研究では各測定標本数 (sample size) はわずかに 10 個であった(生体測定は 3 個)。したがって、t 検定の必要条件である標本分布の「正規性」と「等分散性」は、十分に吟味する必要があった。そのために、各測定において以下の手順を踏んだ。

- ①「Shapiro-Wilks 検定」と「正規確率プロット」で、非接触式測定と接触式測定の測定値分布の正規性を確認した。もし、Shapiro-Wilks 検定で正規性が棄却されたら、正規確率プロットを使って測定値がその直線上にあるか否かで判断した。
- ②「Levene 検定」で 2 つの測定間の等分散性を確認し、両方式による測定値の平均の差を t 検定で調べた。もし、Levene 検定で等分散性が棄却されたら、「Welch 検定」の p 値を採用した。

■形態の生体測定では、NC/C 比の分布を「箱ヒゲ図」で表し、「ヒストグラム」と「箱ヒゲ図」で測定値を視覚的に分析した。

■全ての分析は両側とし、有意水準は 0.05 とした。全ての統計分析は、Statistica™ (Ver 6.1 ; StatSoft®) ソフトウェアパッケージを用いた。

第2章

測定原理と測定器の種類

第2章 測定原理と測定器の種類

1. 検知の情報と方法

人体計測では、データの再現性を高めることが最も重要である。対象が鉄のような無機物であれば、測定器と測定者のデータの再現性は容易に論じることができる。しかし、人体計測では、対象が生きている人間であるために、生体自身の可変性と複雑性に因り、高い再現性が困難になる。それを克服する第一の対策は、人体表面上の位置データの収集能力、つまり測定点位置を探る検知能力にあると考える。

本章は測定器について論じるが、まず、体表上の検知に関して、測定器・測定者・被験者の三者間の関係を明確にさせる。

注：本研究は「測定器」の開発が主であったが、前述したように3種類の「被験者」を用いたこと、後述の測定誤差では「測定者」が多くの影響を与えていたこと等に因り、それら三者の役割と関与を明確にしておく必要がある。なお、ここで使う「検知」という用語は、人や機械が測定量を見つけることを意味する。「検出」は、機械が測定量を信号として取り出すことを意味する。「探知」は努力・工夫して検知することを意味する。

検知情報に関わる要素は、縦割りの見方から三者をそれぞれ構成する検知をA、横割りの見方から内容ごとに括った検知をB、として分類する。

検知A：三者の構成要素で分類する

- | | |
|--------|-------------------------|
| 測定器の仕様 | ① 検知素子 |
| | ② ₁ 検知する方法 |
| | ⑤ 検知素子の移動方向 |
| | ⑥ 測定器全体の形状 |
| | ⑦ 測定器全体の設置形式 |
| 測定者の作業 | ③ 検知を知覚する手段 |
| | ④ 検知素子を移動させる方法 |
| 被験者の立場 | ② ₂ 検知を受ける方法 |

検知B：①～⑦を働きや形式の範疇で分類する

- | | |
|--------|--|
| 『検知方式』 | ① 検知素子 |
| | ② ₁ 検知する方法, ② ₂ 検知を受ける方法 |
| | ③ 検知を知覚する手段 |
| 『移動方式』 | ④ 検知素子を移動させる方法 |
| | ⑤ 検知素子の移動方向 |
| 『形状』 | ⑥ 測定器全体の形状 |
| 『設置形式』 | ⑦ 測定器全体の設置形式 |

①～⑤, ⑦は本節以降で述べるが、⑥は「測定器の体系」の中で説明する(第3章5.4節)。

三者の相互関係を図 2.1 に示す。この図では、お互いの要素が関連を持つことを表すために、検知 A, B を混ぜて表現する。

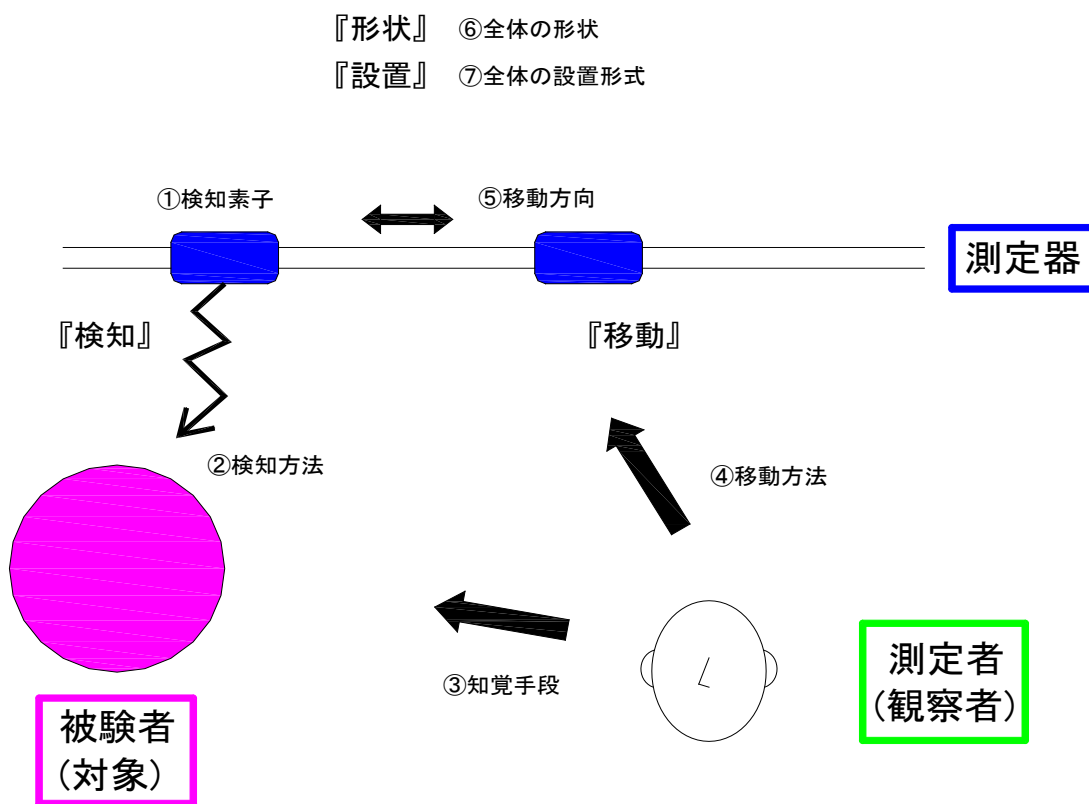


図 2.1 体表上の検知における測定器・測定者・被験者の相互関係

測定器：①検知素子，②₁検知する方法，⑤検知素子の移動方向，
⑥測定器全体の形状，⑦測定器全体の設置形式
測定者：③検知を知覚する手段，④検知素子を移動させる方法
被験者：②₂検知を受ける方法

■以降の節では、検知点・検知方式・移動方式・形状・設置形式・探知方法等を述べる。

《 検知点 》

検知点とは、図 2.2 に示すような測定点にレーザ光を照射して作られたレーザスポット光の位置を示す。

注：測定点の図は凸部だが、それ以外の形状もある、図 2.5 参照。

図 2.2(a)–(c)は、測定点より小さなレーザスポットの場合で、それぞれの検知点が測定点に対して、一致・近傍・域外を表している。同図(d)–(f)は、測定点より大きなレーザスポットの場合である。

明らかに、スポット光が小さい方が測定点への命中具合が認識されやすい(実際のスポット光は対象物に当たると散乱するので、スポット光が広がって見える)。開発器のレーザマーカのスポット径は、1 m 離れて $\phi 1.0 \text{ mm}$ の仕様なので、日常使われているレーザポインタよりは、かなり小さい。一般にスポット径を小さくするためには、照射距離を短くしたり、集光レンズを取付けたりする(図 2.29 参照)。

検知点と測定点の一致具合を精査することは極めて重要であったが、本研究では検知点は測定点に一致させているという前提であった(図 2.2(a)(b)の場合)。もし、一致していなかったのであれば(図 2.2(c)の場合)、それは測定誤差として検討されると判断した(注：この判断は検知点設定の妥当性についての議論に繋がる)。レーザスポットが測定点に照射された後は、センサあるいは目視によってその点が検知点になり、検知点間の諸量を直尺・DSU・角度計・DPM で測定することになる。つまり、理論上の固有の「測定点」が、測定者が決めた「検知点」に取って代わるので、その「検知点」が実測上の「測定点」になる。

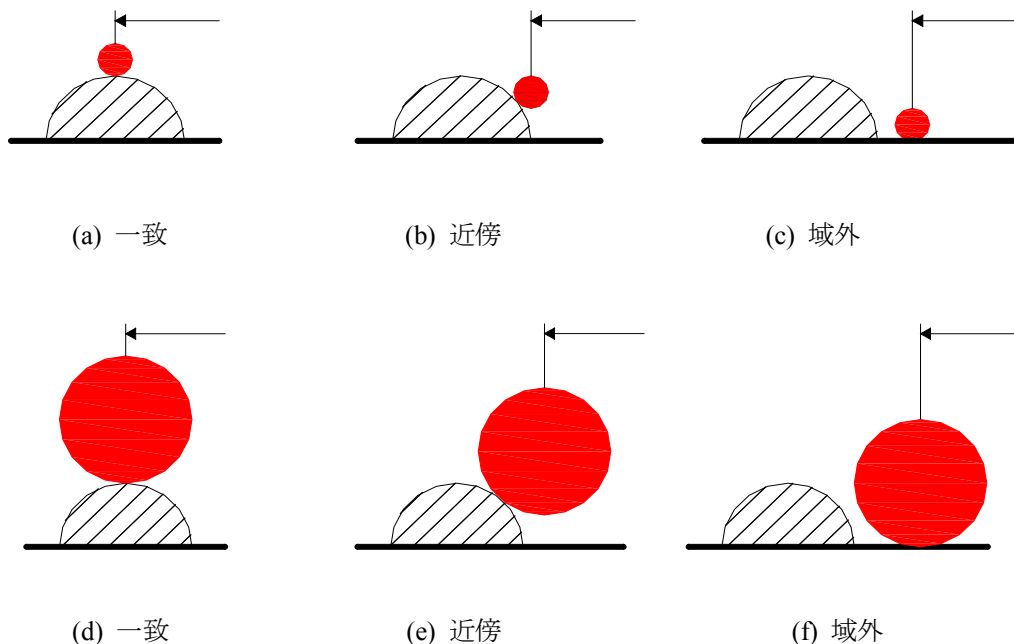
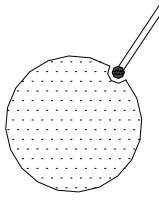
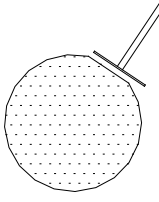
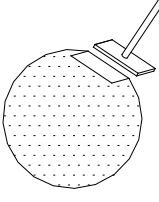
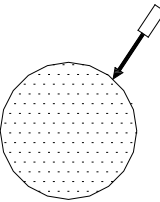
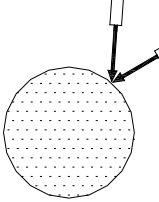
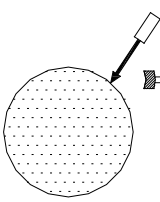


図 2.2 測定点に照射されたレーザスポット光の位置

1.1 検知方式

本研究で用いた検知方式を表 2.1 にまとめる(一般的な検知技術は, 4.3 節の人体計測技術に詳述した). 表中の測定器の欄には, 本研究で使った測定器を記す.

表 2.1 測定器の検知方式

方式	検知方法		
接触式	 プローブ点接触	 プローブ線接触	 プローブ面接触
検知方法	接触点を目視検知	接触線を目視検知	接触面を目視検知
測定器	—	・ノギス ・ロッドスライド形	・ノギス ・関節角度計
非接触式	 レーザ照射	 レーザ照射	 レーザ照射と反射 (センサ受光検知)
検知方法	照射点を目視検知	合致した照射点を目視検知	照射点をセンサ検知
測定器	・リードスクリュー形 ・レーザスライド形 ・レーザ角度計	・リードスクリュー形 ・レーザスライド形 ・レーザ角度計	・リードスクリュー形

■接触式のプローブ点接触は, マルチン式の触覚計に用いられている.

■プローブ線接触は, マルチン式の滑動計の「骨用ジョウのエッジ部」にも用いられている.

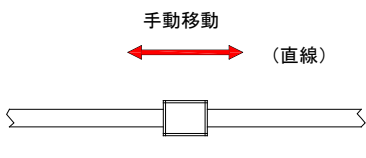
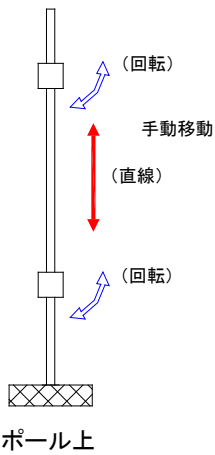
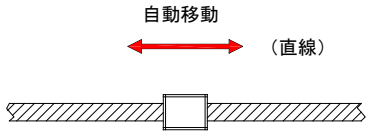
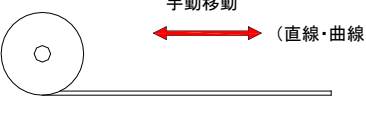
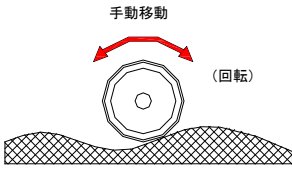
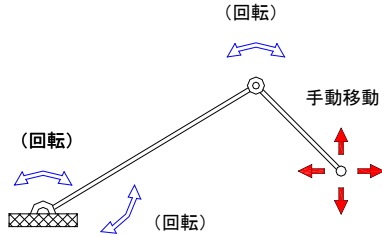
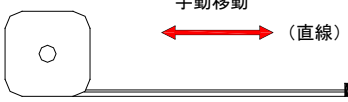
■プローブ面接触は, マルチン式の滑動計の「生体用ジョウの平面部」にも用いられている. 一般に, 接触子の形状が平面の場合は, 凹凸のある被接触面に対しては, 接触誤差を生じる可能性が高い.

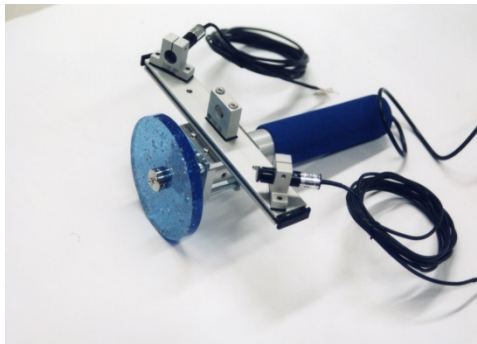
1.2 検知素子の移動方式

本研究の3種類の開発測定器と、本研究には取り上げなかったが、筆者がかつて開発した測定器(一部は図 2.3 に図示した)の移動方式を表 2.2 に分類する。

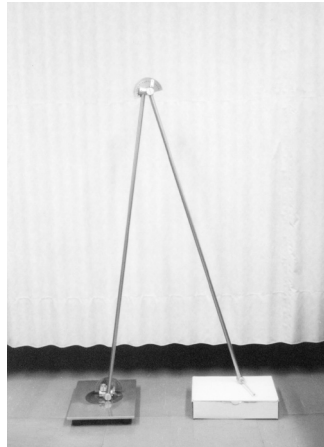
注：本研究で報告する3種類の開発測定器以外にも、製作した測定器をここで敢えて紹介する理由は、可搬型の測定器を少しでも多く扱うことによって、人体測定器の原理・構造体系をより普遍的に構築したいと考えたからである。載せたのは筆者が直接製作した測定器に限った。

表 2.2 人体計測の検知素子の移動方式

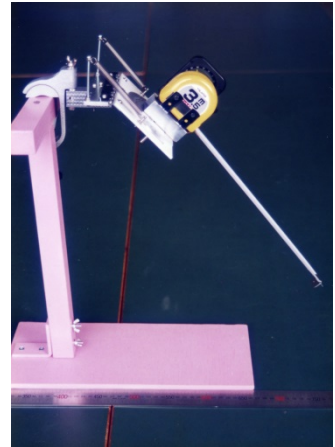
移動場所	移動方法と移動方向	
軌道上	 <p>手動移動 (直線)</p> <p>スライド上</p>	 <p>(回転)</p> <p>手動移動 (直線)</p> <p>(回転)</p> <p>ポール上</p>
	 <p>自動移動 (直線)</p> <p>リードスクリュー上</p>	
名称	スライド形	ポール形
対象物上	 <p>手動移動 (直線・曲線)</p> <p>対象物の表面上</p>	 <p>手動移動</p> <p>(回転)</p> <p>対象物の表面上</p>
	名称	巻尺
空中	 <p>(回転)</p> <p>手動移動</p> <p>(回転)</p> <p>(回転)</p> <p>空間内</p>	 <p>手動移動 (直線)</p> <p>空間内</p>
	名称	アーム形



(a) ローラ形



(b) アーム形



(c) コンベックステープ形

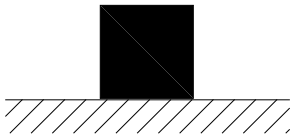
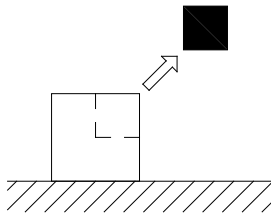
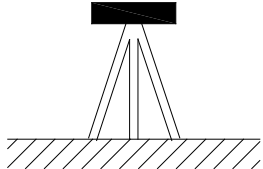
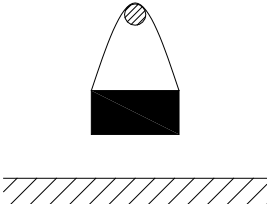
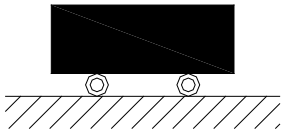
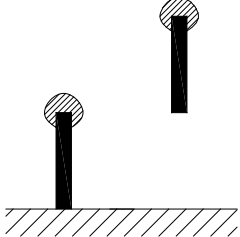
図 2.3 移動方式の実際例

1.3 設置形式

本研究の3種類の開発測定器と、本研究に取り上げなかったが、筆者がかつて開発した測定器(一部は図2.4に図示した)の両方の測定器全体の設置形式を表2.3に分類する。

注：本研究で報告する3種類の開発測定器以外にも、製作した測定器をここで敢えて紹介する理由は、可搬型の測定器を少しでも多く扱うことによって、人体測定器の原理・構造体系をより普遍的に構築したいと考えたからである。載せたのは筆者が直接製作した測定器に限った。

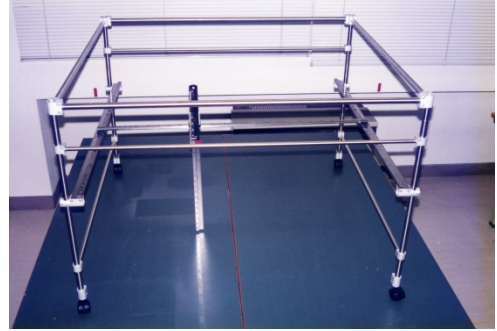
表 2.3 測定器全体の設置方式

全体の設置形式	
 <p>固定式(直接置き)</p>	 <p>着脱式</p>
 <p>固定式(三脚)</p>	 <p>肩下げ式</p>
 <p>移動式(キャスター)</p>	 <p>把持式</p>

■本研究では、3種類の測定器は全て固定式(三脚)を用いた。リードスクリー形は肩下げ式にも対応できる。



(a) 固定式(直接置き)



(b) 移動式(キャスター)

図 2.4 固定式と移動式の実例

1.4 測定点の設定方式

1.4.1 測定点の探知方法

通常の手操作による人体測定では接触式測定器が用いられているため、測定者が被験者の測定点を探知して、その位置を決定する場合には、「触診」がごく普通に使われている。

注：Martin が規定した測定点を見つけ出すためには、いろいろな技巧が紹介されている。例えば、藤田（『生体観察』，pp. 205–211, 1975），持丸他（『人体を測る』，pp. 7–16, 2006）等に記されている。一方、Martin 法そのものに対して疑問をもつ考えもある。「人間工学では、計測は骨にのみ重点がおかれているのではなく、むしろ生体の空間的拡がりや作業姿勢を考案しなければならないから、Martin の方法では不十分となる。」（倉田，『人間工学』，p. 144, 1966）。

触診にはいろいろな問題点が存在する。それらを列記すると次のようになる。

-
- ①測定者が被験者に接近・接触を行うことにより、被験者に緊張感を与える場合がある。
 - ②測定者が被験者の部位に圧迫・移動・回転・マーキングを加えることにより、被験者に苦痛や緊張を与える場合がある。
 - ③測定者は、両腕の作業範囲内で被験者の部位に触れながら測定器を扱うため、測定点の探知と測定器の手操作を並行して行うことが困難になる。
注：一般には、形態測定では触診してからマーキングを行い、その後に測定器を測定点に当てるが、関節可動域測定では触診しながら測定点（あるいは測定軸）に測定器を当てる。
 - ④測定者・被験者以外の第三者は、触診と測定の行為を観察することが困難になる。
-

測定点探知に「視診」を用いれば、上記の問題点は発生しなくなる。なぜなら、被験者と測定者との間には物理的な空間があるからである。

注：③に関しては、両腕の作業範囲内でしか測定ができないような場合である。

被験者の測定点を、従来の触診の代わりに視診で探知することは、非接触式器具を用いる場合のみならず、マーキングを行わないで接触式器具を使う場合においても意義がある。非接触式測定は、測定点を非接触で探知して行うことが自然であり適切であると考えられる。それゆえ、探知法として、「触診」に代わって「視診」が有効な手段であると考えられる。そのためには、まず視診が容易かつ迅速に行えるような測定点を新たに定義・設定する必要がある。

注：視診は臨床現場では一般的な行為であり、それは重要な「診察」の一つである。現に、視診は ROM 測定における「評価方法」の一つとして、その有用性についてたびたび論争されてきたのである（Youdas *et al.*, 1991）。一方、触診の意義について、Fish らは、「角度測定の標準化には、骨測定点の統一した触診が重要であり、それによって臨床経験の少ない測定者でも、肘関節の位置をかなり正確に測れる。」と述べた（Fish *et al.*, 1985）。

1.4.2 測定点の視覚的分類

人体測定分野，特に形態測定における測定点は，大部分が骨の上に厳密に設定されている(これを骨測定点 Bony Landmark という)．実用上は，骨測定点の真上にある皮膚の表面上に定義された測定点(これを皮膚測定点 Skin Landmark という)が使われている．つまり，皮膚測定点は骨測定点に対しては，便宜的かつ仮想的なものである．骨測定点の応用例を見ると，発育・健康分野では，個人の骨格発達指標として使われている．バイオメカニクス分野では，骨測定点は関節の中心または近傍に設定されていて，動作の運動指標として使われている．両分野とも，定義は骨測定点，使用は皮膚測定点が使われている．したがって，骨上の測定点と皮膚上の測定点の位置に関し，両者の整合性(一致の程度)を検討するためには，人体表面の外観に多くの関心をもつべきであると考えられる．

注：そもそも人体測定分野とバイオメカニクス分野の測定点に対する重点の置き方が異なっている．具体的には，それぞれが，

- ①被験者は静的規定姿勢か動的自由姿勢か，
- ②必要な主たる物理量は距離量か角度量か，
- ③測定値の精度は厳密的か近似的か，

である．したがって，両者の測定点に対する価値観を同一視することはできない．

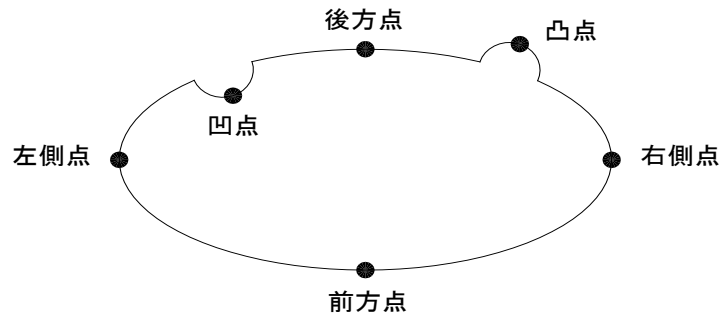
現実に肉眼で測定点を探知するために，人体上の一般的な測定点(生命工学研編，1994，1996)を，外観の視覚的および幾何学的特徴に基づいて分類して図解する．それを図 2.5 に示す．本研究では，このような測定点を「視覚測定点 Visual Landmark」と呼び，骨格モデルと生体の測定で用いた．視覚測定点を場所や領域に基づいて分類し，名付けると，以下のようになる．その中で⑦と⑧は，ここで特に議論する測定点である．

注：視覚測定点は，生体の X 線写真の骨(例えば，河野編，『骨関節 X 線解剖ハンドブック』，2006)と JIS 規格の測定点(JIS Z 8500:2002)とを照合して作られた．また，個々の視覚測定点の名称の由来は，ISO 規格と JIS 規格で測定点定義に使われている表現や語句から取り出したものである(ISO 7250-1:2008; JIS Z 8500:2002)．

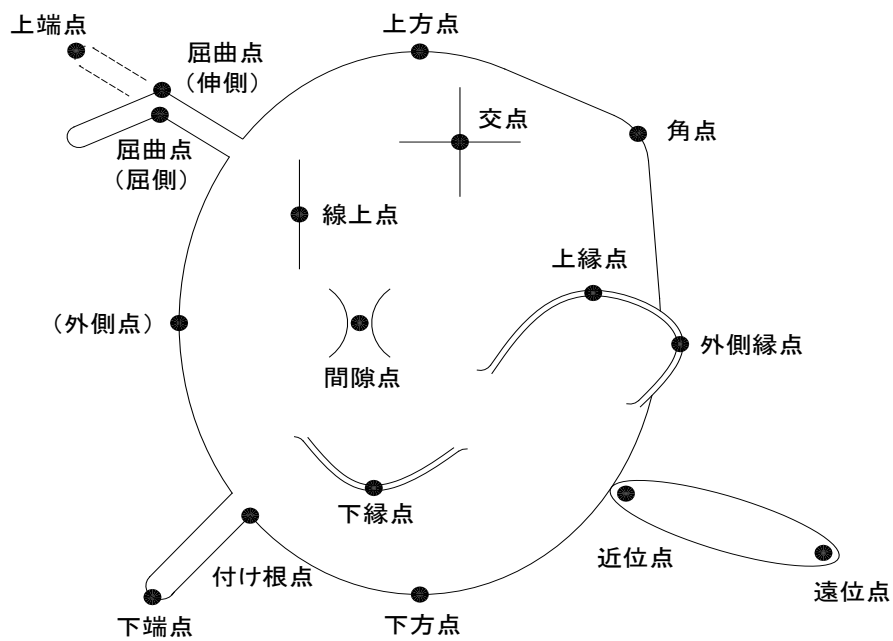
① 外側にある点	前方点	(anterior point)
	後方点	(posterior point)
	上方点	(superior point)
	下方点	(inferior point)
	上縁点	(upper-edge point)
	下縁点	(lower-edge point)
	外側縁点	(outer-edge point)
	右側点	(right-side point)
	左側点	(left-side point)
	外側点	(lateral point)

② 凹凸部にある点	凹点	(concave point)
	凸点	(convex point)
③ 端にある点	近位点	(proximal point)
	遠位点	(distal point)
	上端点	(upper-corner point)
	下端点	(lower-corner point)
④ 線上にある点	線上点	(lie-in-line point)
	交点	(intersection point)
⑤ 隙間にある点	間隙点	(gap point)
⑥ 付け根にある点	付け根点	(root point)
⑦ 屈曲時に現れる点	屈曲点	(bending point)
⑧ 角が丸みをもつ点	角点	(curved-corner point)

注：英語の接頭語には、「前方の antero-」, 「後方の postero-」, 「下方の infero-」, 「外側の latero-」等があるが, 視覚測定点の名付けでは使わなかった。なぜなら, それ以外の名称には, 適切に表記できる接頭語が無いので, 全て形容詞に統一した。よって, 「前方の anterior」, 「後方の posterior」, 「下方の inferior」, 「外側の lateral」を用いた。



(a) 水平面(平面図)



(b) 前頭面(正面図)

図 2.5 視覚的特徴をもつ測定点(視覚測定点) (Susato, 2011)

人体上の一般的な測定点を，外観の視覚的および幾何学的特徴に基づいて 8 種類に分類して図解する．

- ① 外側にある点 : 前方点, 后方点, 上方点, 下方点, 上縁点, 下縁点, 外側縁点, 右側点, 左側点, 外側点
- ② 凹凸部にある点 : 凹点, 凸点
- ③ 端にある点 : 近位点, 遠位点, 上端点, 下端点
- ④ 線上にある点 : 線上点, 交点
- ⑤ 隙間にある点 : 間隙点
- ⑥ 付け根にある点 : 付け根点
- ⑦ 屈曲時に現れる点 : 屈曲点
- ⑧ 角が丸みをもつ点 : 角点

1.4.3 屈曲点

実際の関節点は、その大部分が骨と骨の隙間の中心にあり、その周りは筋肉・靭帯によって覆われているため、視診が困難な場合が多い(例：肩関節点、股関節点)。しかしながら、関節点の関節を屈曲させて、「屈曲点」にすると視診が可能になる。例えば、肘関節点は橈骨頭の外側近位端(*radiale*)にあるが、前腕を真直ぐ下げた状態では、本当の測定点を肉眼で見つけることはほとんど不可能である。ところが、肘関節を屈曲させると、肘頭が突出するため、それを肘関節点の代替とみなすことができる。当然、そのように設定した代替点は、本物の測定点の近傍にあるため、その位置は規定された位置と同一になるとは限らない。

「屈曲点」は関節を適度に動かすことによって肉眼で確認できるので、JIS規格で15種類が規定された「関節点」(JIS Z 8500:2002)の内、「屈曲点」として採用できるのは、

- ①肘関節点 ②手根関節点 ③第1~5 中手関節点 ④第2~5 近位指節間関節点
- ⑤第1~5 遠位指節間関節点 ⑥膝関節点 ⑦第1~5 中足指節関節点

の7種類である。屈曲点の中心点(基準点)は次節の「角点」の定義を援用して決められる。

1.4.4 角点

前節の「屈曲点」は、関節点の運動系の原点と定義されている関節を、人為的に曲げたときに現れる「角(かど)」の点を意味しているが、「角点(かくてん)」は、骨測定点を覆っている筋肉・軟組織・軟骨に、ごく自然に現れた形状について定義するものである。

まず、角が丸みをもつ曲面上の測定点を図形的に検討する。図 2.6 に示すように、3種類の曲がった棒で、それぞれ異なる丸みをもつ角度(注：距離 **OE** は全て同一とする)の作図を、機械製図規格の寸法記入法(JIS Z 8317-1:2008)に従って行う。同規格の「角度を記入する寸法線は、角度を構成する二辺又はその延長線(寸法補助線)の交点を中心として、両辺又はその延長線の間を描いた円弧で表す」という規則に従うと、**E**点と**D**点のそれぞれの延長線は**A**点で交わる。その結果、**A**点は、全て棒から離れた位置に規定される。

2本の延長線(注：製図規格での「寸法補助線」に相当する)は、棒の曲がり角度を、2本のアームをもつ接触式角度計で測定するときのアームの接触面とちょうど一致する。その場合、アームの支点(=アームの回転の中心点)は**A**点になる。また実際のROM測定では、2本アームのヒンジ部(蝶番部)を当てる点、つまり**A**点を「測定点」と規定することが多い。この**A**点は肉眼では見えない仮想的なものである。よって、ここでは**A**点を「仮想測定点」と言う。

棒の曲り部の丸みを標準的円弧とみなし、円弧の中央(**B**点)を測定点として設定すると、その**B**点は棒の表面上に存在する「実在測定点」となる。したがって、現実に肉眼で認識できる測定点という見地からすれば、**A**点より**B**点のほうが優れていることになる。そして、このような考えは、非接触式測定の測定点探知においても導入できると考える。

基準線**O**から**A**点までの距離**OA**は、 $\angle EAD$ ($\angle A$)によってそれぞれ大きく異なる。ところが、**B**点までの距離**OB**は、 $\angle A$ が 135° から 45° に変化してもほぼ一定のままである。特に、図(c)のように $\angle A$ が 45° の鋭角であれば、最外側点(**C**点)も「角点」の設定箇所として有効である。

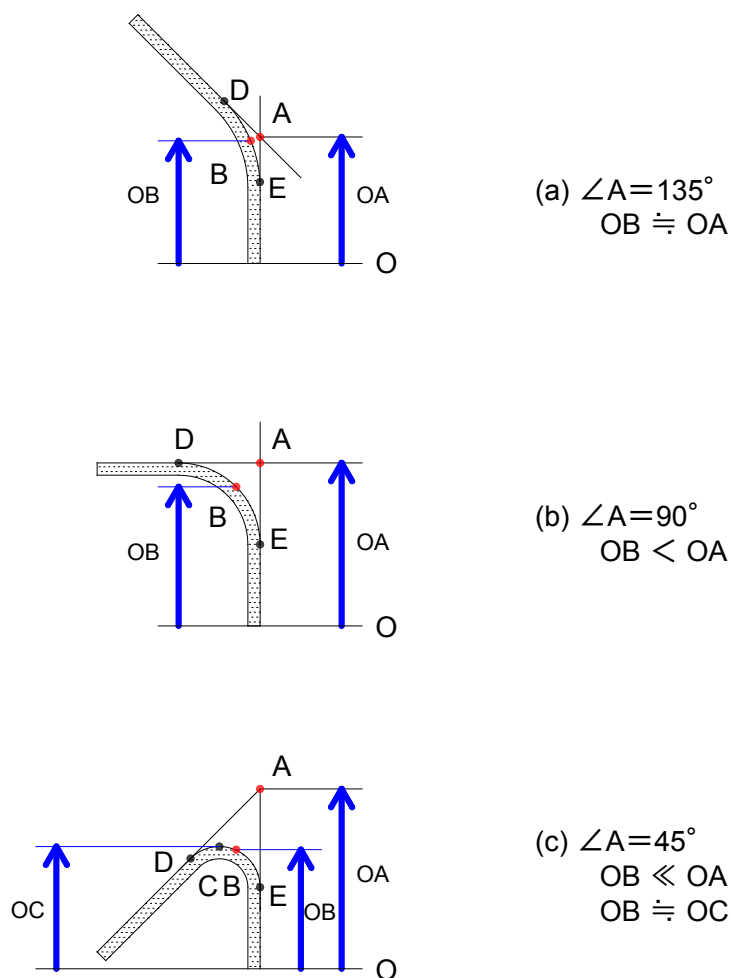


図 2.6 角が丸みをもつ測定点

3 種類の曲がった棒で、それぞれ異なる丸みをもつ角度 (OE は全て同一) を作図する。これを機械製図規格 (JIS Z 8317-1:2008) の寸法記入法の規則に従うと、 E 点と D 点のそれぞれの外形線の延長線は A 点で交わる。 A 点は、全て棒から離れた位置に存在する。基準線 O から A 点までの距離 OA は $\angle EAD$ ($\angle A = 135^\circ, 90^\circ, 45^\circ$) によってそれぞれ大きく異なるが、 B 点までの距離 OB はほぼ一定になる。つまり、 OA より OB の方が安定した距離である。

膝関節と肘関節は、解剖学的零位置 (Neutral position)、つまりそれぞれの下肢と上肢を真下に真直ぐに伸ばした状態でも、膝蓋と肘頭は幾分「丸み」をもっているため、「角点」の考えが適用できる。具体的には、その丸みを標準的円弧とみなし、その円弧の中央点を「角点」として設定する。角点には前述の「最外側点」と「突起点」の特徴を併せ持つことになる。

今度は、その膝関節と肘関節を少し曲げると、膝蓋と肘頭は「屈曲点」としても認識できる。そこで本研究では、測定時の姿勢で、各部位を人為的に曲げたために出現した丸みをもつ骨測定点を「屈曲点」とし、各部位を曲げずに自然体で出現した丸みをもつ骨測定点を「角点」として、両点を使い分けた (表 2.4)。皮膚測定点に対しても、筋肉部・軟組織部・靭帯にも丸みをもつ箇所が

あるため、それも同様に使い分けた。

表 2.4 屈曲点と角点の使い分け

測定点の種類	関節の近傍点	関節の屈曲	丸み	視覚測定点
骨測定点	関節点	曲げない	有	角点 (形状により他の視覚測定点を使う)
		曲げる	有	屈曲点 (形状により他の視覚測定点を使う)
	関節点以外	曲げない	有	角点 (形状により他の視覚測定点を使う)
			無	無
皮膚測定点	-	-	有	角点
	-	-	無	(形状により他の視覚測定点を使う)

「仮想測定点」の考え方は、古い文献に見ることができる。図 2.7 は、『下顎枝高(距離 L) は, *gonion* (B 点) から下顎頭の最高点 (A 点) までの距離』の説明として使われた。Hrdlička は、「*gonion* の位置を見つけることは非常に難しいため、2本の延長線の交点 (C 点) を使うことが最善である。」と述べた (Hrdlička, 1920)。この C 点こそが「仮想測定点」である。

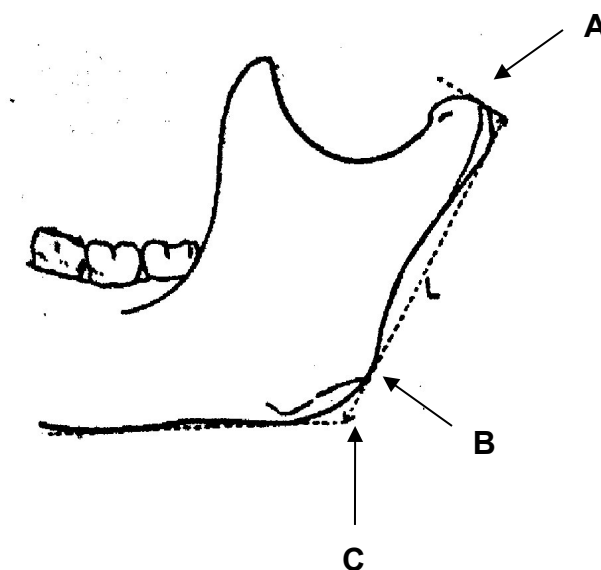


図 2.7 仮想測定点(下顎枝高の測定)

(Hrdlička, 『Anthropometry』, p. 20, 1920)

下顎枝高(距離 L)、つまり *gonion* (B 点) から下顎頭の最高点 (A 点) までの距離を表している。 C 点は 2本の延長線の交点であり、空間に仮想的に存在する仮想測定点である。ただし、図中の A 、 B 、 C とそれぞれの矢印は、原図に筆者が加筆した。

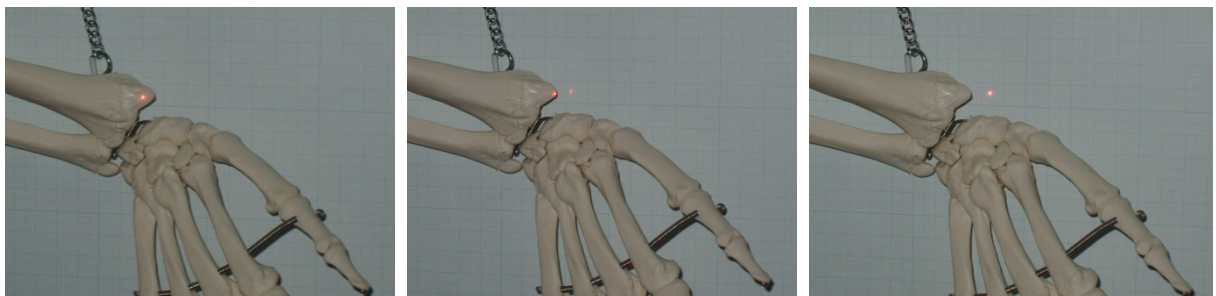
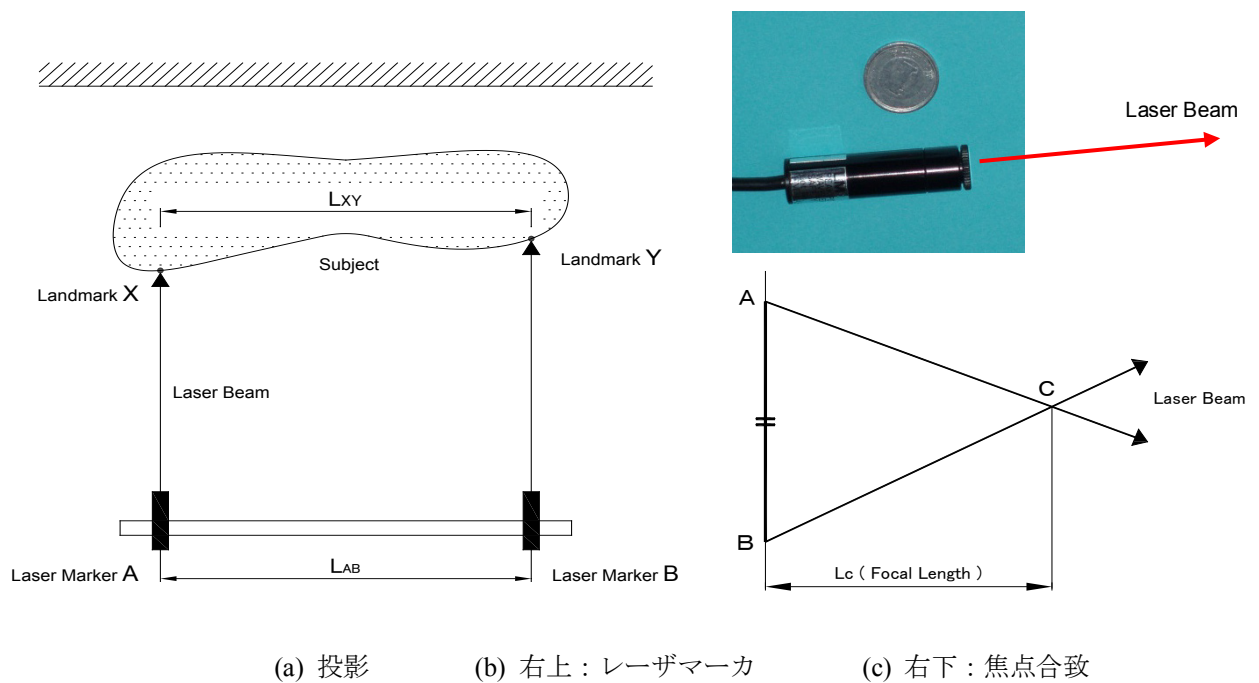
2. 非接触式測定器

2.1 形態測定

開発測定器は2種類で、それらを「リードスクリー形測定器」と「レーザスライド形測定器」と呼ぶ。リードスクリー形測定器は、構造が複雑であり多機能であるため、詳しく述べる。

2.1.1 原理

形態用の非接触式開発器の測定原理は、図 2.8(a)に示すように、レーザの投影を利用している。レーザマーカの位置 A, B と測定点に照射されたスポット光の位置 X, Y は相対的に対応している。この1対1の対応関係によって、測定点間の直線距離がわかる ($L_{XY} = L_{AB}$)。



(d) レーザ光線の照射(レーザスポットが橈骨茎状突起に当たる様子)

図 2.8 形態用の非接触式測定器の測定原理

(a) 直線スライド上で L_{AB} 離れているレーザマーカ (Laser Marker) A と B から対象

物 (Subject) に直角にレーザー光線 (Laser Beam) を照射する。照射点を測定点 (Landmark) X, Y とすると、 X と Y の投影直線距離 L_{XY} は、 L_{AB} と等しくなる。

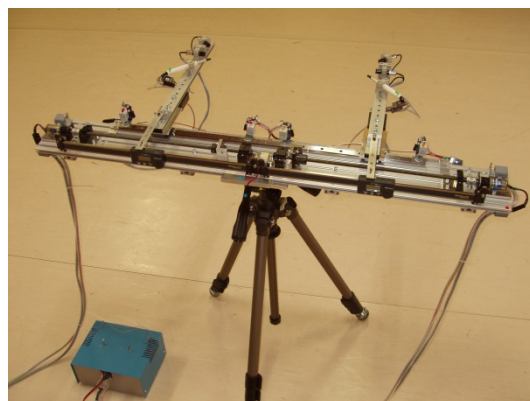
- (b) レーザマーカは外形 12 mm, 全長 50 mm.
- (c) レーザマーカ A と B が任意の鋭角で同一平面上に照射すると、1 点 C で交わる (これを焦点合致 Focusing と呼ぶ)。 AB から C までの直線距離を L_C とする (これを焦点距離 Focal Length と呼ぶ)。
- (d) レーザマーカが発したレーザースポット光が橈骨茎状突起に当たる様子。中央の写真は命中したところで、スポット光の一部が背景の壁に当たっている。

2 個のレーザーマーカを図 2.8(c) の 2 点 A と B に配置し、それぞれが発する各レーザー光線が点 C で交わると (以降、焦点合致), $\triangle ABC$ が形成される。辺の長さ AB と $\angle A, \angle B$ が規定されれば、「二角夾辺」となり三角形が規定される。したがって、辺 AB から焦点 C までの距離 L_C が幾何学的に決定される (以降、焦点距離)。したがって、 A, B, C の各点の座標から、照射スポット光の位置、つまり測定点の位置が「三角測量」の原理によって求められる。

2.1.2 構造

[1] リードスクリュー形測定器

リードスクリュー形測定器本体の構造を図 2.9 に示す.



Digital Scale Unit の表示部

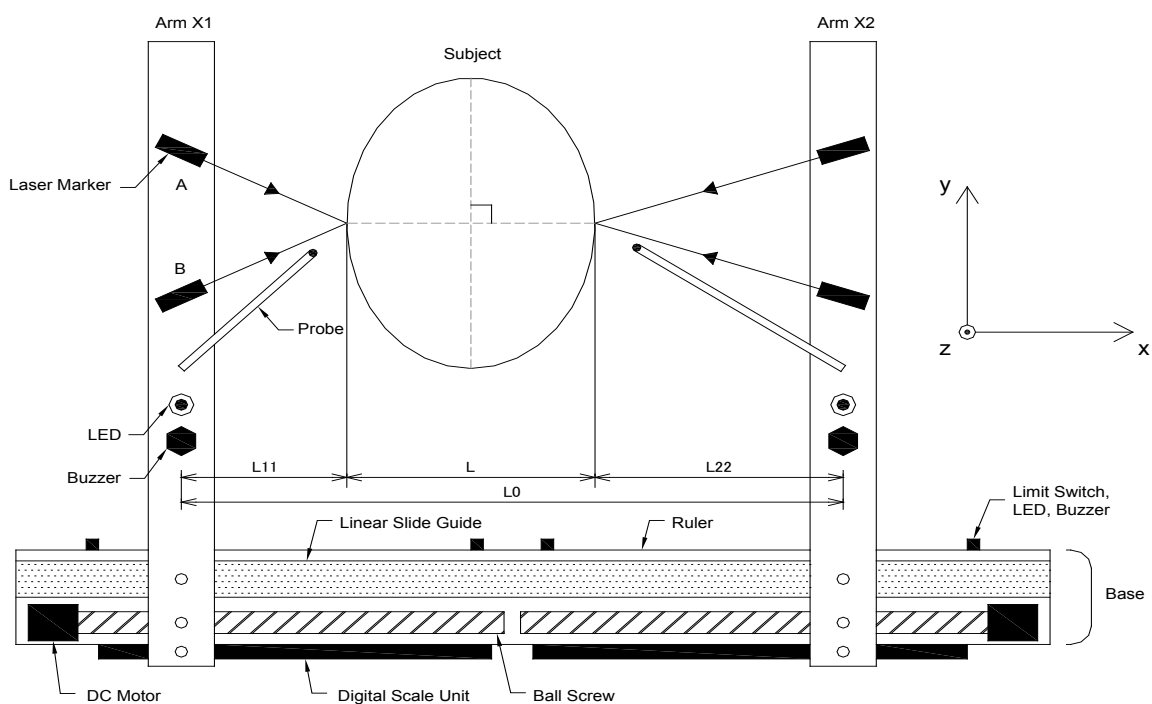


図 2.9 リードスクリュー形測定器の構造 (Susato, 2011)

測定範囲

x 軸 : 100–600 mm, y 軸 : 0–600 mm.

構造

アーム (Arm) X1, X2 はリニアスライドガイド (Linear Slide Guide; LSG) 上を動かされ, 各アームはデジタルスケールユニット (Digital Scale Unit; DSU) とボールねじ (Ball Screw) に直結されている. ボールねじは DC モータ (DC Motor) によって駆動される. 2 本のアームの相対距離は, DSU の表示値によって求められる. アーム上のレーザマーカ (Laser Marker) A, B から照射されるレーザ光線 (Laser Beam) の 2 個のスポット光は, 一定距離で合致するように調整されている. その

アームには焦点合致を検知するフォトセンサ内蔵のプロブ(Probe)が設置されている。その検知は LED の光とブザー(Buzzer)の音で知らせる。LSG 上のアームを移動制限させるために、各 4 個のリミットスイッチ(Limit Switch)、LED およびブザーが LSG 上に設置されている。直尺(Ruler)が LSG と平行に設置されているため、2 本のアーム間の相対距離は、直尺上の目盛を直接読み取ることによって求められる。ベース(Base)全体は三脚の雲台に乗せられている。

仕様

- リニアスライドガイド(600 mm ; LU15, NSK)
- レーザーマーカ(波長 670 nm, スポット径 1 mm, 出力 0.7 mW ; LMC-D12-670-3, エフエムレーザーテック)
- デジタルスケールユニット(最小表示量 0.01 mm, 器差 0.04 mm ; SD-30E, ミットヨ)
- 直尺(600 mm, JIS 1 級, 長さ許容差 ± 0.20 mm ; 13269, シンワ)
- 三脚の可動範囲 : 床から雲台までの高さ 56–153 cm, 雲台の前傾斜角度 110°, 後傾斜角度 40°, 左傾斜角度 90°, 右傾斜角度 20°, 旋回角度 0–360°

リードスクリー形測定原理は、2 本のアームで対象物(Subject)を挟み込み、左右の各 2 本のレーザー光線(Laser Beam)で、それぞれが 1 点で合うまで、2 本のアームを動かし、合致後にアーム間の距離 L_0 と 2 個の焦点距離 L_{11} , L_{22} を調べ、計算から対象物の距離を求めることにある。検知するまでのアームの移動は手動式と半自動式で行う。

注 : 手動式を「アームの移動と値の読み取り等を全て人が行う方式」と定義する。

半自動式を「アームの移動だけはモータが行い、他の作業は人が行う方式」と定義する。対象物の長さ L は、その最外側にレーザー光線が照射されると、次の計算式で求まる。

$$L = L_0 - L_{11} - L_{22} \quad (2.1)$$

(ただし、図 2.9 の対象物と焦点合致点は、 y 軸に対して左右対称であるとする。)

L_{11} と L_{22} を求めるために、アームを焦点合致するまで移動させる必要がある。これには 2 種類の方法がある。

- ①測定者が焦点合致を目視観察しながら、アームの移動は測定者自身で行う。
- ②測定者が焦点合致を知らせる LED の光とブザーの音を知覚しながら、DC モータの正転と逆転の方向切替え、つまりアームの左右方向への変換を、本体と分離されたコントロールボックスの ON/OFF のスイッチ操作によって行い、アームの移動は DC モータの駆動で行わせる。

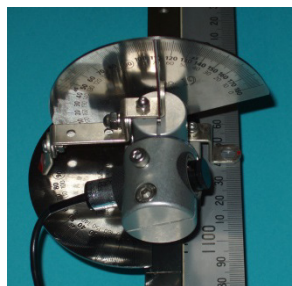
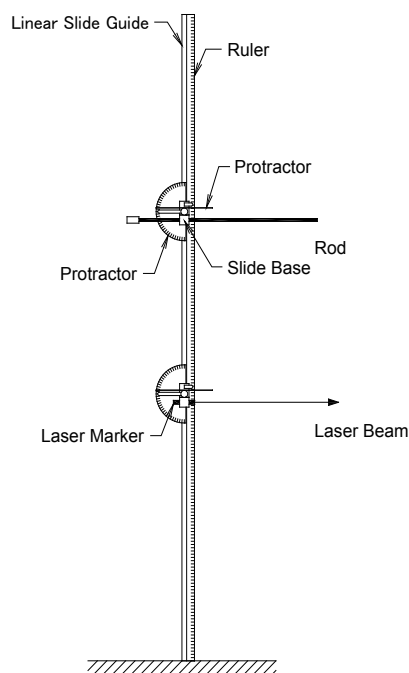
このリードスクリー形開発器は、応用性を検討するために多機能性を持たせたが、過剰仕様になった。実用器はより単純な構造に改造できる。その主要構造部品は、1 本のリニアスライドガイド、2 本のアーム、2 個または 4 個のレーザーマーカ、ベース上の直尺だけで良い。

《 要点 》

- リードスクリー形測定器は、投影直線距離が測定できる。

[2] スライド形測定器

スライド形測定器本体の構造を図 2.10 に示す。



スライドベースに取り付けられたレーザマーカと分度器
(垂直角 90° 、水平角 110° に設定)

図 2.10 スライド形測定器の構造(縦置き) (Susato, 2011)

測定範囲

z 軸 : 20–1880 mm.

構造

2 個のスライドベース (Slide-base) が、リニアスライドガイド (Linear Slide Guide; LSG) 上に取り付けられている。そのスライドベース上にはロッド (Rod) とレーザマーカ (Laser Marker) が取り付けられ、着脱して交換ができる。前者を取り付けた場合はロッドスライド形、後者を取り付けた場合はレーザスライド形と呼ぶ。各スライドベースには分度器 (Protractor) が 2 個ずつ設置され、水平方向と垂直方向の回転角度が読み取れる。よって、ロッドとレーザマーカの両方向の回転角度は設定できる。直尺 (Ruler) が LSG と平行に設置されている。本体は三脚の雲台に乗せられている。

仕様

- リニアスライドガイド (2 m ; LU15, NSK)
- ロッド (炭素鋼の周りを合成ゴムで被覆, 最大有効長 400 mm, 直径 10 mm)

- レーザーマーカ(波長 670 nm, スポット径 1 mm, 出力 0.7 mW ; LMC-D12-670-3, エフエムレーザーテック)
- 分度器(直径 90 mm, 最小読取值 1°, 測定範囲 180° ; 192-90, 新潟精機)
- 直尺(2 m, JIS 1 級, 長さ許容差±0.30 mm ; 14060, シンワ)
- 三脚の可動範囲 : 床から雲台までの高さ 60–130 cm, 雲台の前傾斜角度 100°, 後傾斜角度 60°, 左傾斜角度 90°, 右傾斜角度 0°, 旋回角度 0–360°

スライド形の測定原理は、①対象物の一方の端点にロッドを接触させるか、あるいはレーザー光線を照射させるかして、そのときの直尺上でのロッドあるいはレーザーマーカの位置を読み取り、②もう一方の端点に同様の操作処理を行ったときの位置を読み取り、③それらの読値量の差分から、対象物の距離を求めることにある。

スライド形の精度は、大部分がこの直尺の精度に依存していたので、本研究では精度測定は行わなかった。

《 要点 》

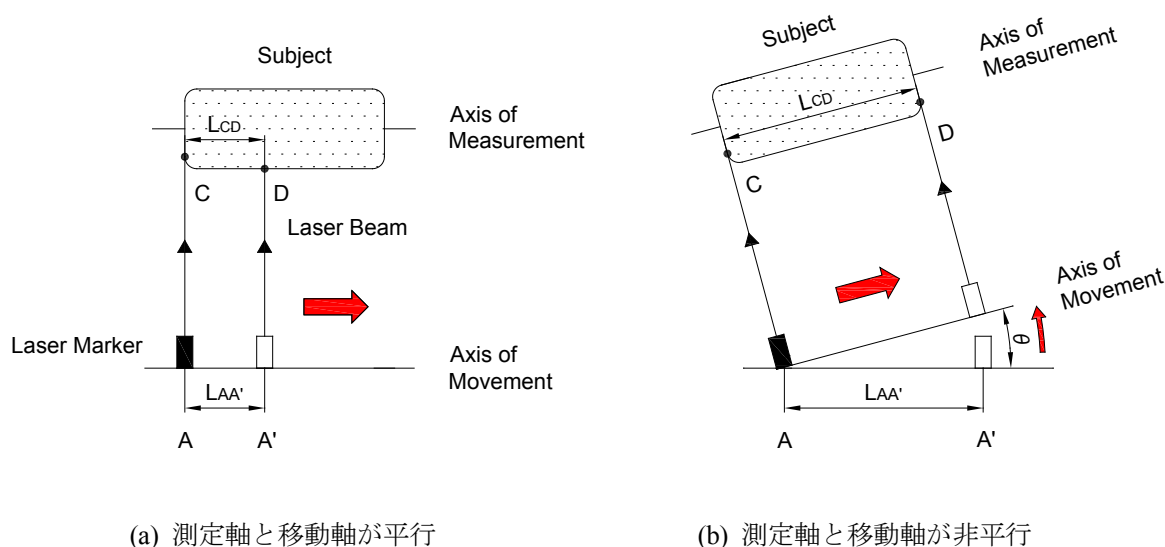
- レーザースライド形測定器は、投影直線距離が測定できる。角度も測定できるが、レーザーマーカを 2 個装着した場合に限り可能である(次節の 3 次元測定法を使う)。
- ロッドスライド形測定器は、直線距離が測定できる。角度も測定できるが、ロッドを 2 本装着し、ロッドの先端が対象物に届く範囲内であれば可能である(次節の 3 次元測定法を使う)。

2.1.3 機能と仕様

測定機能は3種類あるが、その内2種類は対象物の「距離」に関する機能で、残りの1種類は「距離」と「角度」の両方に関する機能である。

[1] 1次元測定法

1次元測定法とは、リードスクリー形測定器やレーザスライド形測定器を用いて、直接、対象物の2点間距離を測定することである。図2.11(a)に示すように、照射スポット光を1個以上使用して、レーザマーカを対象物の軸方向と平行に移動させて、対象物上の投影距離 L_{CD} を測定する。軸には、対象物を貫く「測定軸 Axis of Measurement」とレーザマーカが移動する「移動軸 Axis of Movement」の2種類がある。



(a) 測定軸と移動軸が平行

(b) 測定軸と移動軸が非平行

図 2.11 1次元測定法

- (a) 対象物の長手方向の軸(測定軸 Axis of Measurement)に対して、レーザマーカが移動する軸(移動軸 Axis of Movement)は平行になるため、 $L_{CD}=L_{AA'}$ となる。
- (b) 対象物の測定軸に対して、レーザマーカの移動軸は傾いているため、移動軸を θ だけ回転させることによって、 $L_{CD}=L_{AA'}$ となる。

留意すべき点は、測定軸の設定の仕方にある。リードスクリー形では、その設定は三脚の調整で行われる。例えば、「肩幅」を測定する場合、測定点である左右の肩峰点の位置は、個人差はあるものの、概して非対称なので、測定軸と水平に設置した移動軸とは平行にはなりにくい。そこで三脚調整で本体を傾斜させて、図2.11(b)に示すように、移動軸を測定軸と平行にさせてから測定を行う方法をとる。レーザスライド形では、これとは異なり、測定軸の設定をスライドベースの水平/垂直方向の回転によって行う。例えば、「座高」は、座面と頭頂を結ぶ軸が同一垂直軸上にあるため、移動軸は測定軸とほぼ同一であると判断できる。しかし、「全頭高」はおとがい点と頭頂の距離であるが、2点間を結ぶ測定軸は垂直軸に対し傾いている。したがってこの場合は、スライドベースを水平に回転させて測定することになる(第3章 5.3.1 節参照)。

[2] 3次元測定法

3次元測定法とは、レーザスライド形測定器を用いて、対象物の2点間距離と3点間角度を測定することである。

図 2.12 に示すように、2 個のレーザマーカから発せられた 2 個の照射スポット光を、1 個のスポット光に合致させるように、レーザマーカをリニアスライドガイドに対して、垂直方向角度 α と水平方向角度 β で回転させる。これによって、その点での 3 次元座標がわかる。図中で 3 点 A 、 B 、 C の座標が求まると、内角 θ が得られる。形成された $\triangle ABC$ の内角と辺は、三角法によって計算で求まる。

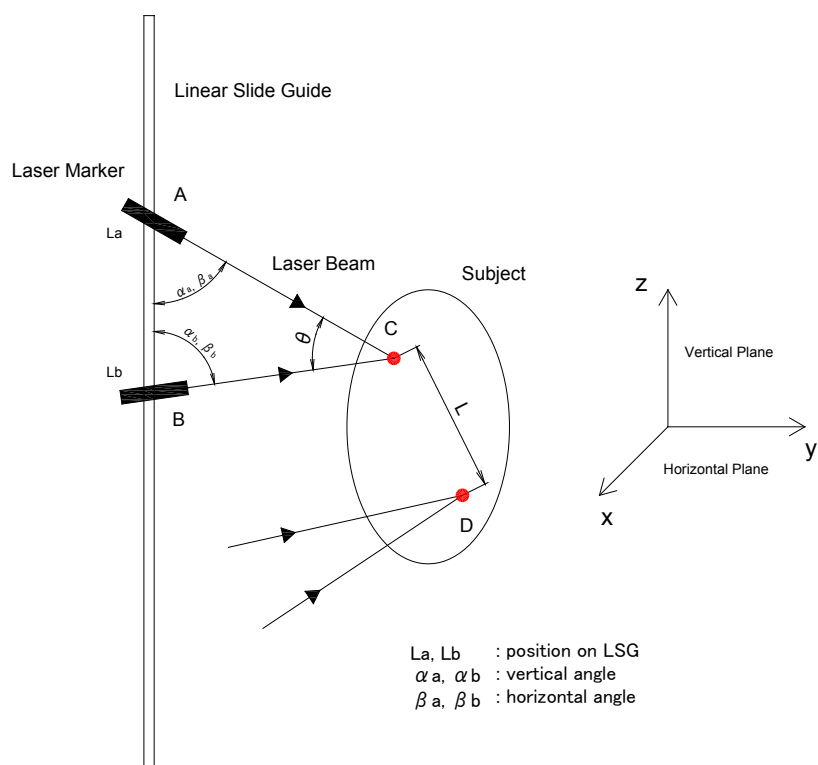


図 2.12 3次元測定法 (Susato, 2011)

レーザマーカ A、B をそれぞれリニアスライドガイド (Linear Slide Guide; SLG) に対して、垂直方向角度 α 、水平方向角度 β で回転させて、両者の照射スポット光を対象物上の C 点で合致させる。レーザマーカ A に関する位置情報 $L_a \cdot \alpha_a \cdot \beta_a$ とレーザマーカ B に関する位置情報 $L_b \cdot \alpha_b \cdot \beta_b$ から、C 点の 3 次元座標が決まり、 $\triangle ABC$ の内角と辺が求まる。同様に D 点の 3 次元座標も求まる。したがって、C 点と D 点の 3 次元座標から CD 間の距離 L が三角法で求まる。

■ ロッドスライド形でも、既述したように、2 本のロッドの先端が対象物に届く範囲内であれば可能である。

[3] 奥行き測定法

奥行き測定とは、表面の一部が他の部分よりも飛び出ているときの高低の差(凹凸の差、深さ)を測定することである。スライド形測定器の奥行き測定は、前節の3次元測定の実用である。

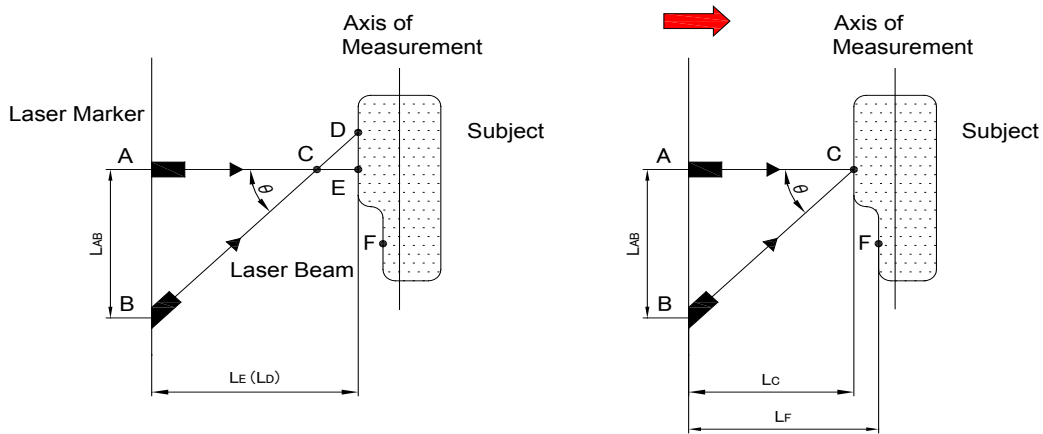
図 2.13(a)(b)に示すように、2 個のレーザマーカから発せられた 2 本の光線間角度 $\angle C (= \theta)$ を一定とし、 $\angle A = 90^\circ$ とすると、 $\angle B = 90^\circ - \theta$ となる。焦点合致には次の 2 種類の方法がある。

①図 2.13(a)に示すように、2 個のスポット光が合致するまで、2 個のレーザマーカ A と B を対象物の測定軸に対して垂直方向に移動させる。その結果、 $\triangle ABC$ が形成される。合致時のレーザマーカ間の直線距離 L_{AB} を測定する。同様に、 $\triangle ABF$ が形成される。

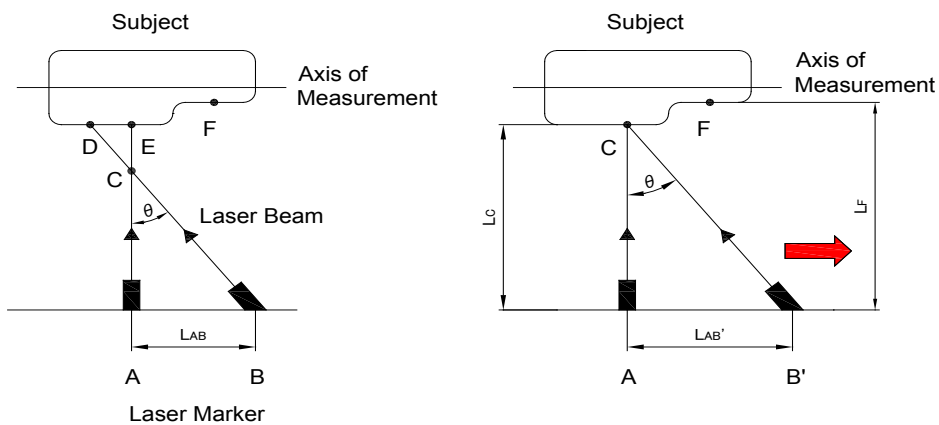
②図 2.13(b)に示すように、2 個のスポット光が合致するまで、レーザマーカ B を対象物の測定軸に対して平行方向に移動させる。その結果、 $\triangle AB'C$ が形成される。合致時のレーザマーカ間の直線距離 $L_{AB'}$ を測定する。同様に、 $\triangle AB'F$ が形成される。

①または②の結果、焦点距離 L_C が二角夾辺 ($\angle A$, $\angle B$, L_{AB} または $L_{AB'}$) により求まる。同様に、焦点距離 L_F が求まる。したがって、奥行き量 L_d は次式から求まる。

$$L_d = L_F - L_C \quad (2.2)$$



(a) レーザマーカ (Laser Marker) A と B を一緒に移動させる



(b) レーザマーカ (Laser Marker) B のみを移動させる

図 2.13 奥行き測定

- (a) レーザマーカ A と B の両方を対象物の測定軸 (Axis of Measurement) に対して垂直方向に移動させて、2つのレーザスポット D, E を C 点で1つに合致させる。 $\triangle ABC$ から L_C が求まり、同様に、 $\triangle ABF$ から L_F が求まる。 よって、 $L_F - L_C$ が奥行き量となる。
- (b) レーザマーカ B のみを対象物の測定軸に対して平行方向に移動させて、2つのレーザスポット D, E を C 点で1つに合致させる。 $\triangle AB'C$ から L_C が求まる。同様に、 $\triangle AB'F$ から L_F が求まる。 よって、 $L_F - L_C$ が奥行き量となる。

2.2 関節可動域測定

開発測定器は1種類で、それを「レーザ角度計」と呼ぶ。

2.2.1 原理

関節可動域測定用の非接触式レーザ角度計の測定原理は、図 2.14 に示すように、レーザの投影を利用して、レーザマーカの位置 A, B と測定点に垂直に照射されたスポット光の位置 X, Y は相対的に対応している。この1対1の対応関係によって、測定点間の変数(直線距離と水平面からの角度)がわかる。

$$r_{XY} = r_{AB}, \theta_{XY} = \theta_{AB} \quad (2.3)$$

レーザマーカはアームの上に設置され、その設定位置は極座標 (r, θ) で表される。

注：アームの回転中心(原点)からレーザマーカの設定位置までの距離を r ，水平面から測定点までの角度を θ とする。

この座標は照射されたスポット光の位置、つまり、対象物上の測定点の位置と同等である。

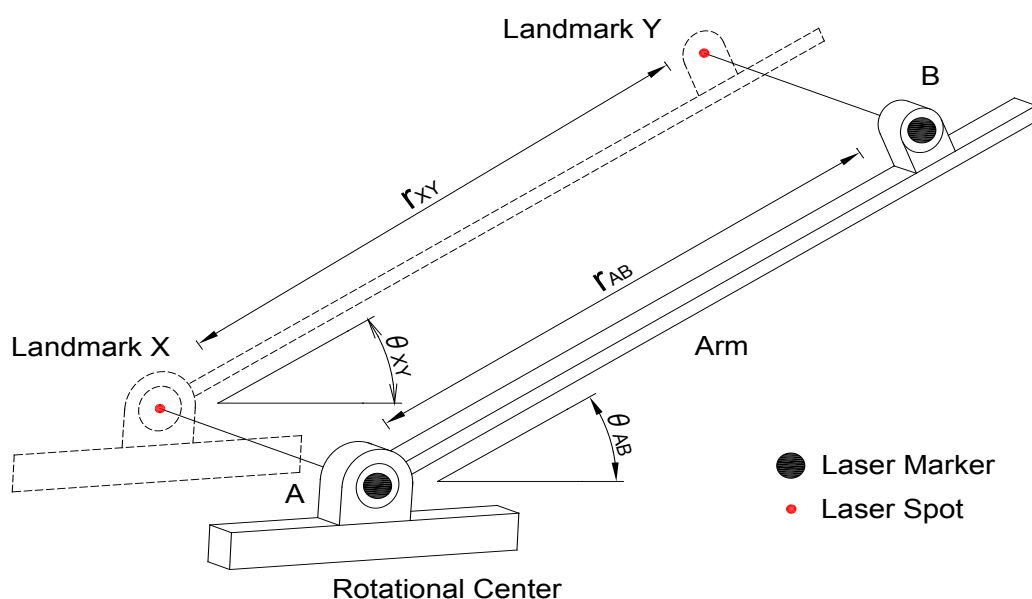


図 2.14 レーザ角度計の測定原理

レーザマーカ (Laser Marker) の位置 A, B と測定点 (Landmark) X, Y に照射されたスポット光 (Laser Spot) の位置は相対的に対応している。この対応関係によって、測定点間の変数(直線距離 r と水平面からの角度 θ) が求まる。

つまり、 $r_{XY} = r_{AB}$, $\theta_{XY} = \theta_{AB}$ となる。

2.2.2 構造

レーザ角度計本体の構造を図 2.15 に示す。測定に使われる軸を，ここでは「基準軸 Axis of Reference」と「測定軸 Axis of Measurement」の 2 種類に分ける。基準軸は原則として不変だが，測定軸は可変で，部位の角度を形成する軌跡を生み出す。伝統的な「万能角度計」(図 2.23(a)(b))の「静止アーム」は前者，「可動アーム」は後者である。

注：図 2.15 の基準軸は実際には存在しない仮想の軸だが，これは Base と平行になっている。図中の写真では，その Base は床と平行に設置されている(この平行度は水準器で維持管理されている)。測定軸が基準軸と一致するときには，角度 θ は零 0 になるように設定されている。

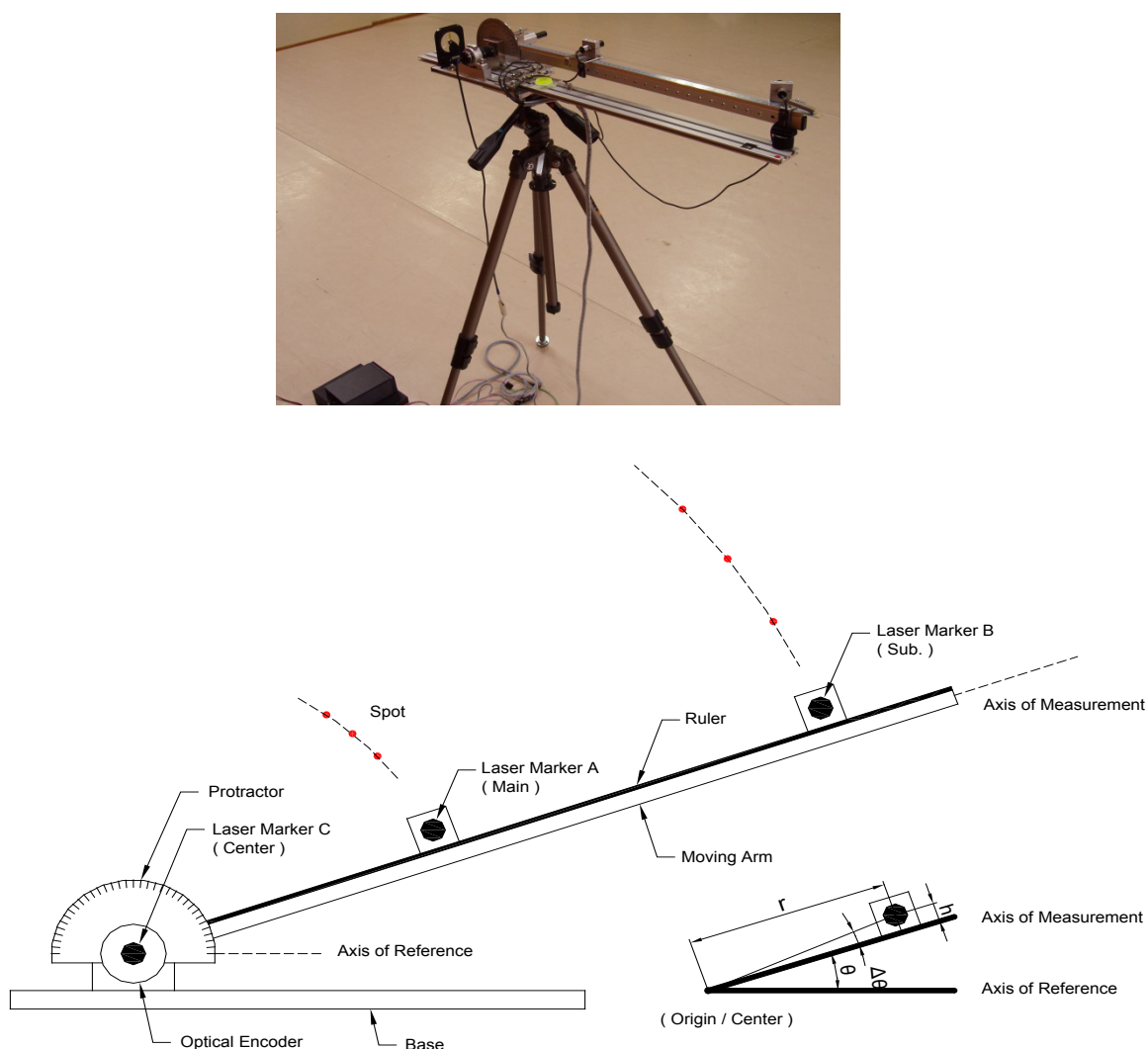


図 2.15 レーザ角度計の構造(Susato, 2013)

構造

光学式インクリメンタルエンコーダ(Optical Encoder)が，ベース(Base)上で可動アームの回転軸と直結されている。アームの回転角度 θ は，そのエンコーダの回

転出力パルスをもとに、デジタルパルスメータ (Digital Pulse Meter : DPM, 写真左下に一部見える) に表示される。ベースには分度器 (Protractor) が取り付けられ、アームの回転角度がアナログ値でも確認できる。アームには 2 個のレーザーマーカ A (主測定点照射用), B (副測定点照射用) と直尺 (Ruler) が取り付けられている。レーザーマーカはアーム上を移動し、その位置距離 r は直尺の目盛から読み取れる。アームの回転軸にはレーザーマーカ C (回転中心照射用) が取り付けられている。ベース全体は三脚の雲台に乗せられている。

仕様

- アームの回転範囲： $-3^{\circ} \leq \theta \leq 187^{\circ}$ (測定範囲の拡大機能で、 $0-360^{\circ}$ 可能)
- レーザーマーカの移動範囲： $80 \text{ mm} \leq r \leq 580 \text{ mm}$
- レーザーマーカ (波長 670 nm, スポット径 1 mm, 出力 0.7 mW ; LMC-D2-670-3, エフエムレーザーテック)
- インクリメンタルエンコーダ (1 回転 360 パルス ; 形 E6A2-CW5C, オムロン)
- デジタルパルスメータ (分解能 1° ; 形 K3NC-NB2A-T1, オムロン)
- 表示器のリセット機能 (表示値を 0 にする機能で、任意の始点でリセットすれば、終点の角度がそのまま表示される)
- 分度器 (目盛 1° ; 192-90, 新潟精機)
- 直尺 (600mm, JIS 1 級, 長さ許容差 $\pm 0.20 \text{ mm}$; 13269, シンワ)
- 三脚の可動範囲 : 床から雲台までの高さ 56-153 cm, 雲台の前傾斜角度 110° , 後傾斜角度 40° , 左傾斜角度 90° , 右傾斜角度 20° , 旋回角度 $0-360^{\circ}$

光学式インクリメンタルエンコーダは、ベース上でアーム (600 mm) の回転軸と直結されているので、アームの回転角度 θ は、そのエンコーダの回転出力パルスをもとに、デジタルパルスメータ (Digital Pulse Meter; DPM) に表示される。アームには 2 個のレーザーマーカ A (主測定点照射用), B (副測定点照射用) と 600 mm の直尺が取り付けられている。そのレーザーマーカはアーム上を移動させることができ、その位置距離 r は直尺の目盛から読み取ることができる。さらに、アームの回転軸にはレーザーマーカ C (回転中心照射用) が取り付けられている。ベース全体は三脚の雲台に乗せられ、その雲台は前後の傾斜・左右の旋回・上下の昇降が行える。

表示器 DPM の値は可動アームの回転角度 θ そのものであるが、実際に測定点を照射するスポット光の回転位置は、アームに取り付けられた高さ h 分だけ大きい。したがって、 θ に $\Delta\theta$ を増分しなければならないが、これは取り付け器具の寸法等から計算によって得られる。そのため、最終回転角度 θ には補正が必要である。しかし、距離 r が等しい場合の 2 点間の相対角度は、始点と終点の $\Delta\theta$ が相殺されるため、このような補正を行う必要はない。

《 要点 》

- レーザー角度計は、投影直線距離と角度が測定できる。

2.2.3 機能と仕様

測定機能は3種類あるが、その内2種類は対象物の「角度」と「距離」の両方に関する機能、残りの1種類は「距離」に関する機能である。

[1] 2点測定法

2点測定法とは、回転中心に中心照射用レーザーマーカのスポット光を設定する場合に使う方法である。実際には、始点と終点の計2点の測定点に測定用レーザーマーカのスポット光を当てる。

回転中心点 C が原点 O と一致し、始点 A と終点 B の r が同一の場合は、図 2.16(a)に示すように、各点での表示器の値は各点の角度を表す。したがって、可動範囲の $\angle ACB$ (θ_{AB}) はそれら角度の差分 ($\theta_B - \theta_A$) になる。各辺の距離は $CA = CB = r$ となり、弦 AB は計算によって求まる。

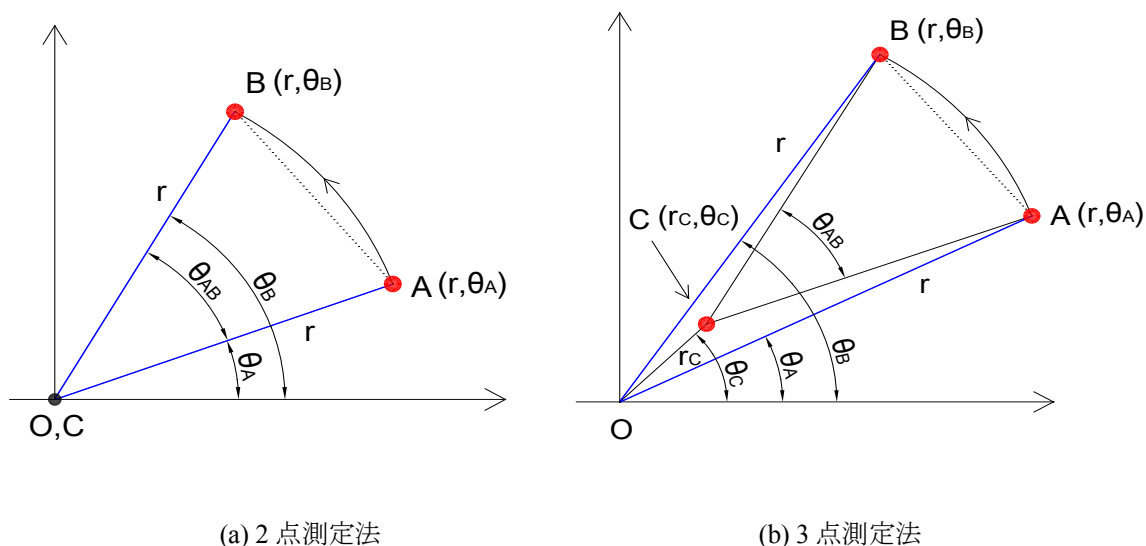


図 2.16 レーザ角度計の測定機能 (Susato, 2013)

- (a) 対象の回転中心点 (原点と C 点) に中心用レーザーマーカのスポット光を当て、測定用レーザーマーカのスポット光を A 点に当てて θ_A を読み、半径 r (測定軸) を回転させて、 B 点に当てて θ_B を読み、 θ_A と θ_B の差分から角度変化量を測定する。 $\angle \theta_{AB} = \angle \theta_B - \angle \theta_A$ で求まる ($\angle ACB = \angle AOB$)。
- (b) 対象の回転中心 (C 点) に測定用レーザーマーカのスポット光を当てて r_c と θ_c を読み、測定用レーザーマーカのスポット光を A 点に当てて r と θ_A を読み、半径 r (測定軸) を回転させて、 B 点に当てて θ_B を読み、その読値量 r_c , θ_c , r , θ_A , θ_B の変数群から角度変化量を計算する。 $\angle \theta_{AB}$ は計算によって求まる ($\angle ACB \neq \angle AOB$)。

■この方法は回転中心点 C が明確で、固定されている場合に適している。例えば、「肘関節の屈曲」や「膝関節の屈曲」動作に用いる。

[2] 3点測定法

3点測定法とは、回転中心とは異なる任意の点に、中心照射用レーザーマーカのスポット光を設定する場合に使う方法である。したがって、中心照射用レーザーマーカは、データ収集に直接関わらないことになる。実際には、回転中心点ならびに始点と終点の計3点全ての測定点に、測定用レーザーマーカのスポット光を当てる。

図2.16(b)に示すように、回転中心 C を測定点の一つとして捉えれば、中心照射用レーザーマーカは、対象物の回転中心点に照射する必要がなくなる。3点 A, B, C の位置は測定用レーザーマーカのみで測定する。 $\triangle ABC$ の内角 ($\theta_{AB}, \angle A, \angle B$) と辺 (AB, AC, BC) は、三角法によって求まる。

■この方法は回転中心の設定が困難な場合、回転中心が変動する場合に適している。例えば、三脚での中心点設定調整が困難な状況下での動作、「肩関節の挙上」動作で中心が移動する動作で用いる。中心用レーザーマーカを中心点に合わせる三脚調整作業は、測定用レーザーマーカをアーム上に動かして照射させる作業に比べて、はるかに時間がかかる。よって、この測定法は測定作業の迅速化も図れる。

[3] 奥行き測定法

奥行き測定法とは、形態測定(2.1.3節[3])においても説明したように、表面の一部分が他の部分よりも飛び出ているときの高低の差(凹凸の差、深さ)を測定する場合に使う方法である。

測定用の主測定用レーザーマーカ A を図2.17(a)に示すように、① A 点から直角に F 点に照射させる。次に、②アームに対し角度 α を持った副測定用レーザーマーカ B をアーム上で移動させて、 B 点から F 点に照射させる。③この F 点で2点のスポット光を合致させる。これによって、④底辺 AB をもつ直角三角形 $\triangle ABF$ が形成される。

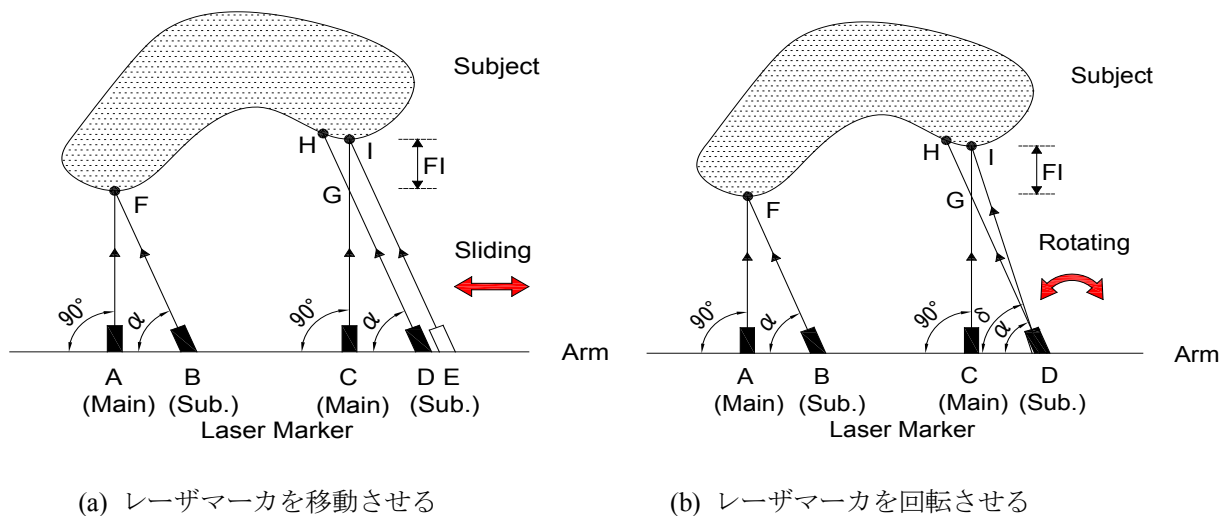


図 2.17 奥行き測定 (Susato, 2013)

(a) 主レーザーマーカ (Main Laser Marker) を、 A 点から直角に F 点に照射させ、ア

ームに対し角度 α を持った副レーザーマーカ (Sub. Laser Marker) を、 B 点から F 点に照射させる。 F 点で 2 個のスポット光を合致させ、直角三角形 $\triangle ABF$ を形成させる。次に、主レーザーマーカを C 点に移動させ、そこから I 点に照射させ、副レーザーマーカを E 点から I 点に照射させ直角三角形 $\triangle CEI$ を形成させる。 $\triangle ABF$ と $\triangle CEI$ の 2 個の三角形から、距離 AF と CI の差 FI (奥行き量： $FI = CI - AF$) が求まる。

(b) 副レーザーマーカを D 点から E 点に移動する代わりに、 D 点での設定角度を α から δ に変えて、 I 点で焦点合致を行い、奥行き量を測定する。 $\triangle ABF$ と $\triangle CDI$ の 2 個の三角形から、距離 AF と CI の差 FI (奥行き量： $FI = CI - AF$) が求まる。

次に、⑤主測定用レーザーマーカ A を C 点に移動させ、⑥そこから I 点に照射させ、⑦副測定用レーザーマーカ B を E 点から I 点に照射する。よって、⑧底辺 CE をもつ直角三角形 $\triangle CEI$ が形成される。

注：この図では、距離 CE は距離 AB より大きくなっている。もし、辺 CD が AB と同一の距離であると仮定すると (つまり、 $CE = CD$)、スポット光は I 点と H 点の 2 点に分かれて当たり、焦点合致はできなくなる。

⑨ $\triangle ABF$ と $\triangle CEI$ の 2 個の三角形から、距離 AF と距離 CI の差 FI が求まる ($FI = CI - AF$)。これが奥行き量となる (その計算の中で、 A , B , C , E 点における変数 r と θ が使われる)。

奥行き測定法には別法がある。図 2.17(b) に示すように、 D 点での設定角度を α から δ に変えた場合でも、奥行き量は測られる。ところが、実際には、設定変更した角度をアーム上でそのつど測定することは著しく困難な作業になるため、このような使用法は限定的なものになる。

■この機能は、照射面の段差量・凹凸の有無・平面度の検査等にも使用できる。

2.2.4 測定範囲の拡大測定

レーザ角度計のアームの機械的最大回転角度は 180° が限界であるが、これを仮想的に 360° まで拡大させることができる。それには、第 3、第 4 象限で測られる 180° 以上の角度を、第 1、第 2 象限で測られるようにすればよい。それは図 2.18 に示すように、対象物の回転中心点を別の測定点に置き換えることによって可能になる。

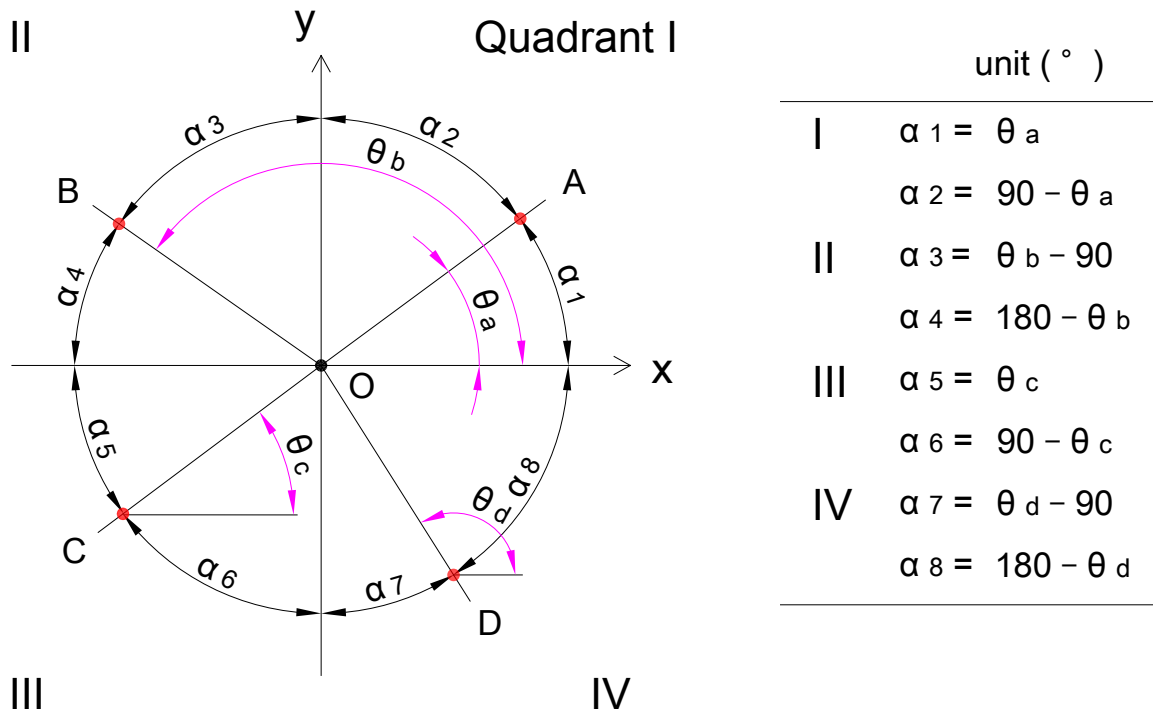


図 2.18 測定範囲の拡大

360° の関節可動域を構成している 4 つの象限 (Quadrant I・II・III・IV) を、 $\alpha 1$ から $\alpha 8$ までの 8 種類に分ける。レーザ角度計は、A 点までの θa と B 点までの θb の 2 つの角度が直接測定できる。さらに、C 点と D 点を仮想の回転中心に設定すると、C 点での θc と D 点での θd の角度が測定できるようになる。数式は 8 種類の可動域を 4 種類の測定値 θa 、 θb 、 θc 、 θd で表現している。

レーザ角度計の標準的な使用方法による測定角度は、 $\theta a (= \alpha 1)$ と $\theta b (= \alpha 1 + \alpha 2 + \alpha 3)$ である。 $\alpha 2$ は A 点で、 $\alpha 4$ は B 点で DPM のリセットを行えば、それぞれの角度は直接読み取れる。これを前提条件として、測定範囲の拡大測定を行う手順を述べる。

まず 4 つの象限をそれぞれ 2 種類の可動角度領域に分ける。それらは水平軸 (x 軸) を基準とする角度と垂直軸 (y 軸) を基準とする角度である。例えば、座位の被験者の右側を観察する場合、「頸部屈曲 (前傾)」は y 軸を基準とする運動であるので、その測定軸は OA となり、その ROM 角度は第 1 象限の角度 $\alpha 2$ の範囲にある。ところが、仰臥位で右側から見た「頸部屈曲 (前傾)」の場合では、x 軸が基準となり、その測定軸は OB で、その ROM 角度は第 2 象限の角度 $\alpha 4$ の範囲にある。

次に、 $\alpha 1$ から $\alpha 8$ までをアームの回転角度 θ のみで表す。図中の O 点は本来の中心点で、 C 点と D 点は仮想上の設定中心点を表す。例えば、仰臥位で「右股関節の外転」角度 $\alpha 6$ を上方から測定する場合を想定する。外転して開いた右下肢を保持したまま、その先端に近い C 点(例えば、脛骨内果)に中心照射用スポット光を当てる。その測定軸は OC となる。アームを回転させて、測定用スポット光を、部位の本来の回転中心点 O 点(例えば、上前腸骨棘)に当てる。これによって得られた角度 θc を 90° から減じれば、 $\alpha 6$ がわかる ($\alpha 6 = 90^\circ - \theta c$)。

このような仮想設定により、 $\alpha 5 \sim \alpha 8$ まで測定することができる。図中にそれらの数式が示されている。

■この操作が有効な場面は、水平軸や垂直軸を基準として2点測定法を用いるときである。

2.3. 開発器の検知機能

開発器に使われた主要部品の検知機能を表 2.5 にまとめる。

表 2.5 開発器の検知機能

測定	部品名	機能	内容	データの収集手段
形態	レーザーマーカ	非接触の光学プローブ	レーザースポット光の発生	—
		検知対象の生成	測定点への照射と特定	目視確認, センサ反応の知覚 ^c
	直尺	検知点の位置決定	レーザーマーカの移動距離の測定	アナログ量の読値
	DSU ^a	検知点の位置決定	レーザーマーカの移動距離の測定	デジタル量の読値
関節可動域	レーザーマーカ	非接触の光学プローブ	レーザースポット光の発生	—
		検知対象の生成	測定点への照射と特定	目視確認
	直尺	検知点の位置決定	レーザーマーカの移動距離の測定	アナログ量の読値
	角度計	検知点の位置決定	レーザーマーカの回転角度の測定	アナログ量の読値
	DPM ^b	検知点の位置決定	レーザーマーカの回転角度の表示	デジタル量の読値

^aDigital Scale Unit. リードスクリー形に使用する。

^bDigital Pulse Meter. 光学式ロータリーエンコーダから出力されたパルス数の計数と表示を行う。

^cリードスクリー形に使用し, LEDの光, ブザーの音を知覚する。

3. 接触式測定器

3.1 形態測定

形態測定では2種類の接触式測定器を用いた。開発したロッドスライド形は既述したので、ここでは市販品のノギスを一部加工して、付属品を装着した「改造ノギス」について述べる。また、たびたび言及している「マルチン式測定器」についても触れる。

3.1.1 改造ノギス

CM型ノギスの両ジョウにアルミ角材(20×10×500mm)を取り付けて、「延長ジョウ」とする(図2.19)。これを、「改造ノギス」と呼ぶ。この改造ノギスは、次節で説明するマルチン式測定器の「桿状計」と「触覚計」の代用として用いた。改造する前のノギスでは、ジョウが短いため、「滑動計」の部分的代用しかできなかったからである。

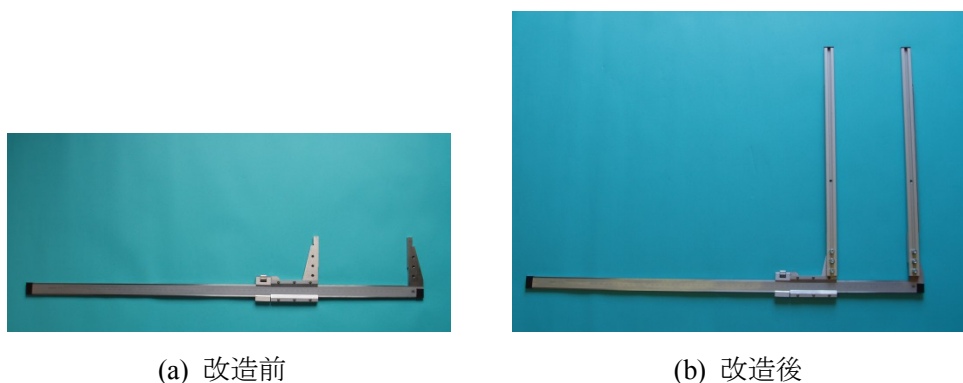


図 2.19 改造ノギス

仕様

CM型ノギス：測定範囲 600 mm，器差許容値±0.05 mm，最小読取値 0.02 mm (CM-60，新潟精機)

ノギスに装着された500 mmの延長ジョウは、「アッベの原理 Abbe's principle」に反しているため、対象物を挟み込む場合は、ジョウへの過度な荷重を避け、たわまないようにしなければならなかった。つまり、強く押し挟むような使い方はできなかった。アッベの原理とは、「標準尺の目盛面と測定軸とが一致するような構造は、誤差の影響を受けにくい。」ことである(例えば、松代他編、『計測工学』，p. 75，1996)。

図2.20(a)に示すマイクロメータは、目盛面軸(Axis A)と測定軸(Axis B)が一致している。これはアッベの原理を遵守していることになる。ところが、同図(b)のノギスは、目盛面軸(Axis A)と測定軸(Axis B)が一致していない。これはアッベの原理に反していることになる。

図(b)から誤差を考える。目盛面軸と測定軸との距離を h ，対象物を挟んだときに生じる測定子接触面の傾き角度を θ ，その結果生じる変位(誤差)を e とすると、次の式が得られる。

$$\tan \theta = \frac{e}{h} \quad (2.4)$$

$$\lim_{\theta \rightarrow 0} \frac{\tan \theta}{\theta} = 1 \quad (2.5)$$

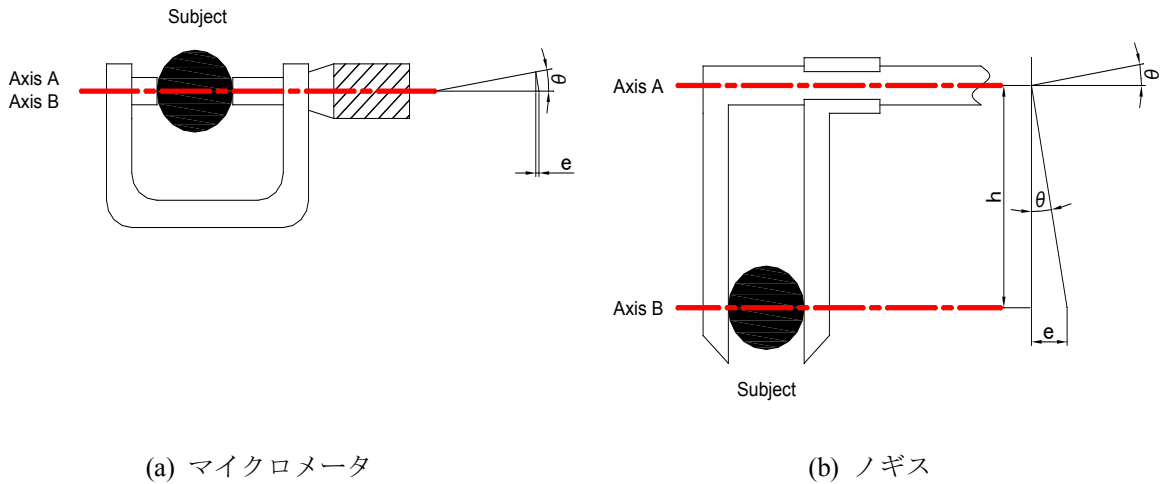


図 2.20 アッベの原理

- (a) 目盛面軸 (Axis A) と測定軸 (Axis B) が一致しているため、アッベの原理を遵守している。
- (b) Axis A と Axis B が一致していないため、アッベの原理に反している。

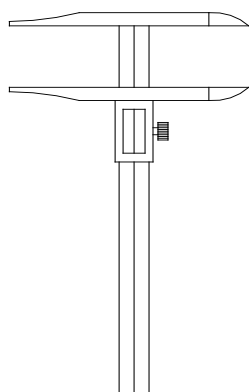
ここで、 θ が十分小さいときは、式 (2.4) と (2.5) から次式が求まる。

$$e = h\theta \quad (2.6)$$

図(a)のマイクロメータでは $h=0$ とみなせるため、 $e=0$ となる。しかし、図(b)のノギスでは h が長い場合は e が大きくなり、 θ が小さい場合は e が小さくなる。例えば、延長ジョウで対象物を挟んだときに、ジョウが、 $\theta=1^\circ$ 歪んだと仮定すると、ジョウの先端 h (500 mm) では、 $e=8.7$ mm の変位が発生することになる。つまり、アッベの原理に反している場合は、対象物を挟むときは、極力、ジョウに接触圧力を加えないようにしなければならない。これが、この改造ノギスで測定するときには、誤差が大きくなる可能性が高い理由である。

3.1.2 マルチン式測定器

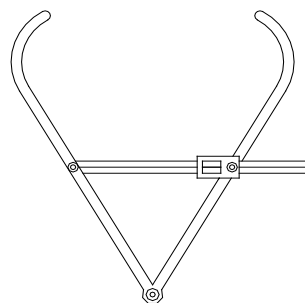
マルチン式人体測定器の一般的な外観と測定範囲を示す(図 2.21)。それらは測定する部位によって、使い分けられている(鈴木, 『人体計測』, pp. 1-14, 1973 ; 藤田, 『生体観察』, pp. 199-204, 1975 ; 保志, 『生体の線計測法』, pp. 33-35, 1989)。なお, 「巻尺」は同式の測定器群に含まれない場合がある。



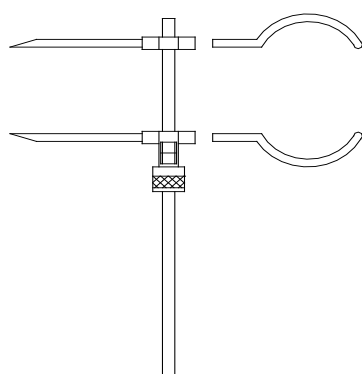
(a) 滑動計(測定範囲 200 mm)

左: 生体測定用

右: 骨測定用



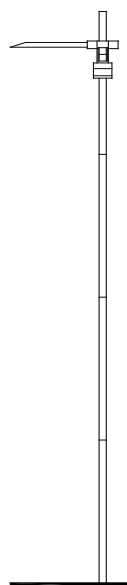
(b) 触覚計(300 mm)



(c) 桿状計(500 mm)

左: 直アーム

右: 曲アーム



(d) アントロポメータ(2000 mm)

桿状計にポールを継ぎ足す



(e) 巻尺(2000 mm)

図 2.21 マルチン式人体測定器(Susato, 2011)

3.2 関節可動域測定

3.2.1 関節角度計

市販の関節角度計を図 2.22 に示す。本研究では、1 種類しか用いなかった。

本研究で使用
した関節角度計

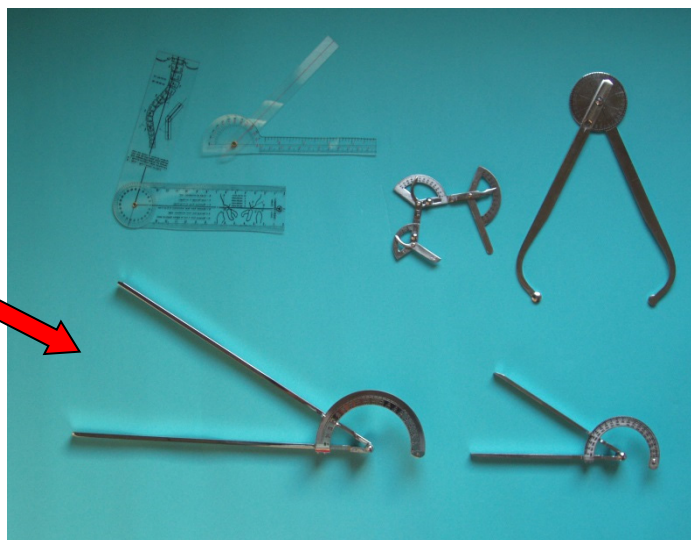


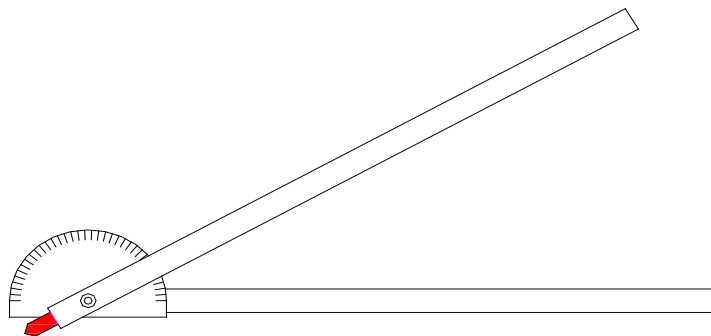
図 2.22 関節角度計

仕様

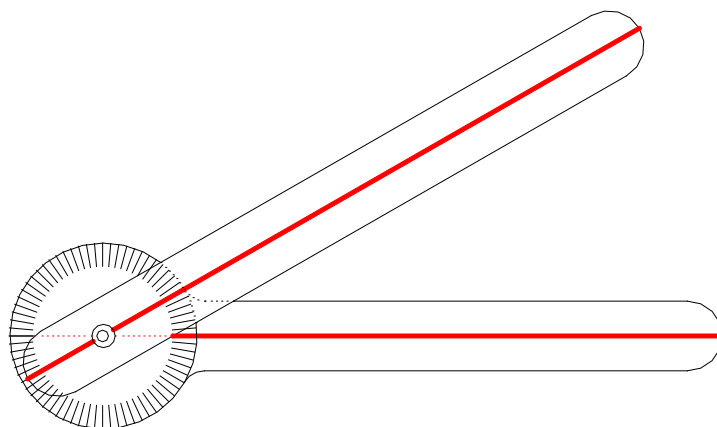
- ・測定範囲 0-180°, 目盛間隔 1°, アーム長 300 mm (東大型角度計 TTM-KO, 安田製作所)

3.2.2 万能角度計, 特殊角度計

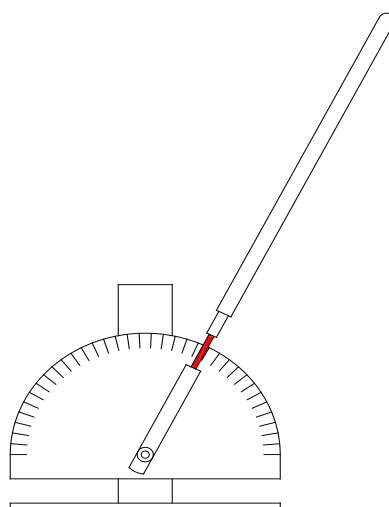
本研究で参照した角度計を図示する(図 2.23).



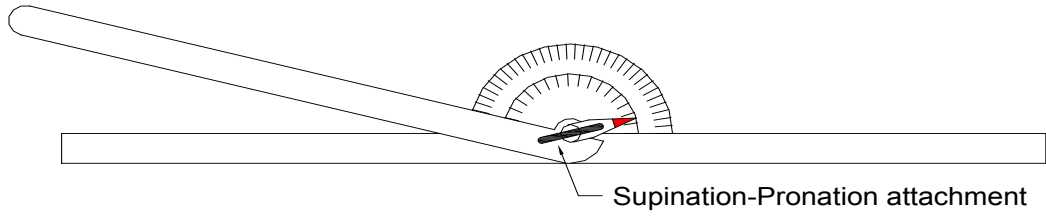
(a) 万能半円型角度計(金属製) (Susato, 2013)



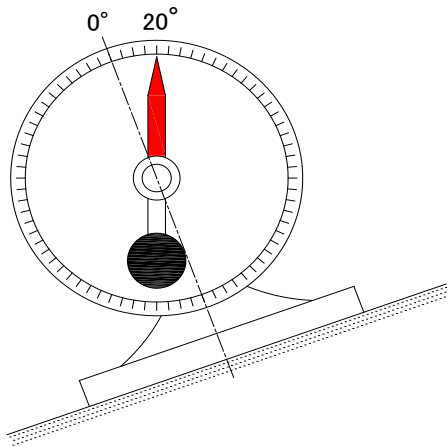
(b) 万能全円型角度計(透明プラスチック製) (Susato, 2013)



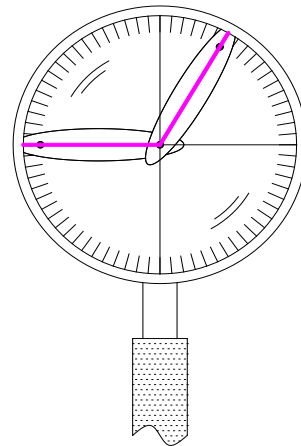
(c) Silver の角度計^a(伸縮アーム) (Silver, 1923)



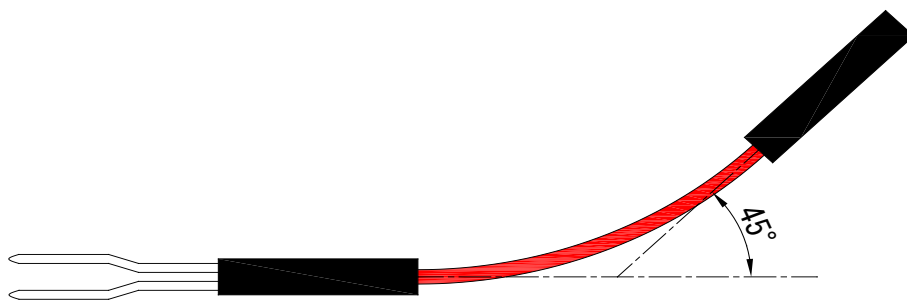
(d) Virgin の角度計^a(外反と内反測定用の付属品付き) (Virgin, 1939)



(e) 重力型角度計(傾斜角度計)
(Susato, 2013)



(f) Wilmer と Elkins の光学式角度計^a(Wilmer, 1947)



(g) フレキシブル・エレクトロ・ゴニオメータ (FEG) (Susato, 2013)

図 2.23 万能角度計, 重力角度計, 特殊角度計

^a 出典原図を筆者が一部修正して再作図した.

4. 関連する技術と測定器

本開発器に関連した測定器(測定装置)と技術を概観する。論述の切り口を、人体計測にとっても極めて重要な「測定誤差」と「測定精度」にして、そこから多種多様な人体測定器を論じる。開発器の誤差と精度についての検討や考察は、第3章と第4章で行う。この節の目的は、今日まで開発されてきた様々な人体測定器の中において、本開発器の位置付けを明確にするためである。

4.1 人体測定 of 誤差要因

人体測定を構成する被験者・測定器・測定者における誤差要因は、7つに集約・分類される。

文献(Davenport *et al.*, 1934; 鈴木, 1935; Gavan, 1950; 平田, 1950; 中尾, 1970; 中尾, 1972; 池田他, 1977; 川畑, 1981; 塩澤, 1985; Kouchi *et al.*, 1985; Lea *et al.*, 1995; 徳田, 1986; Gajdosik *et al.*, 1987; 板場, 1989; 河内他, 2005; 河内他, 2007; 持丸, 2007a, 2007b)

それらの相互関係を図 2.24 に示す。図では7つの誤差要因を $S_1, S_2, D_1, D_2, D_3, E_1, E_2$ で表し、それらを範疇化した3つの評価項目を S_0, D_0, E_0 で表し、2つの定義項目を L_1, L_2 で表し、全体の相互関係を矢印→で表現する。矢印は始点の事象が終点の事象に影響を与えることを示す。

注：測定環境(温度, 湿度, 照明, 換気, 屋内外等)も重要な誤差要因であるが、図が複雑になるため除外した。

《 7つの誤差要因 》

被験者に基づく要因

- ①体の構造・姿勢 S_1 : 骨格・筋肉構造, 姿勢・肢位
- ②体の動揺 S_2 : 体幹の揺れ, 呼吸による微動
代償運動の出現, 異常筋緊張の出現

測定器に基づく要因

- ③原理・構造 D_1 : 測定原理, 構造・形状, 設置
- ④測定時間 D_2 : データの収集・処理時間
- ⑤操作 D_3 : 操作性

測定者に基づく要因

- ⑥測定点の探知 E_1 : 測定点・測定軸の設定, 印付け(マーキング)
- ⑦測定の熟練 E_2 : 測定の熟練度, 測定器操作の癖
最終域感の把握, 加える力の程度

■被験者自身の「体の構造・姿勢 S_1 」という身体的属性は、測定器の「原理・構造 D_1 」の仕様に改良と制約を与える。その「原理・構造 D_1 」は、測定者の「測定点の探知 E_1 」作業の巧拙に影響を与える。例えば、光投影法という原理を用いると、影に隠れた測定点は検出できない場合である。その逆に、 E_1 が D_1 の仕様に反映される場合がある。例えば、探知後、被験者の測定点にマーキン

グを行って、そのマーキング済みの測定点を測定器が自動的に認識し、検知する場合である。両方の場合があるので、図では双方向の矢印 \longleftrightarrow にしてある。

■被験者の「体の動揺 S_2 」時間は、測定器の「測定時間 E_2 」に影響を与える。

注：体の動揺は、主として重心動揺計で測定することができる。

■被験者の「体の構造・姿勢 S_1 」と「体の動揺 S_2 」の個人的差異は、被験者の《属性 S_0 》という評価項目に入る。

注：属性には、性差・年齢差・左右差・障害の程度等の個人差が含まれる。

■測定器の「操作 D_3 」の難易は、測定者の「熟練 E_2 」の程度に関わる。

■測定器の「原理・構造 D_1 」に基づく仕様と「測定時間 D_2 」は、《精度 D_0 》という評価項目に入る。

■測定者の「測定点の探知 E_1 」の能力と「測定の熟練 E_2 」の程度は、《再現性 E_0 》という評価項目に入る。この再現性は、測定者内誤差や測定者間誤差の議論に繋がる。

■被験者の「体の構造・姿勢 S_1 」の複雑さは、測定者が「測定点の探知 E_1 」を行う際に、困難さを生じさせる。図 2.24 の矢印の線上に、測定点の「骨測定点 L_1 」と「視覚測定点 L_2 」が作用しているが、この L_1 と L_2 は測定点の定義・設定に直接関与することを意味している。つまり、測定点を骨測定点で設定するか、視覚測定点で設定するか、あるいはそれら以外の方法で設定するか、という基本原則を立てることである。

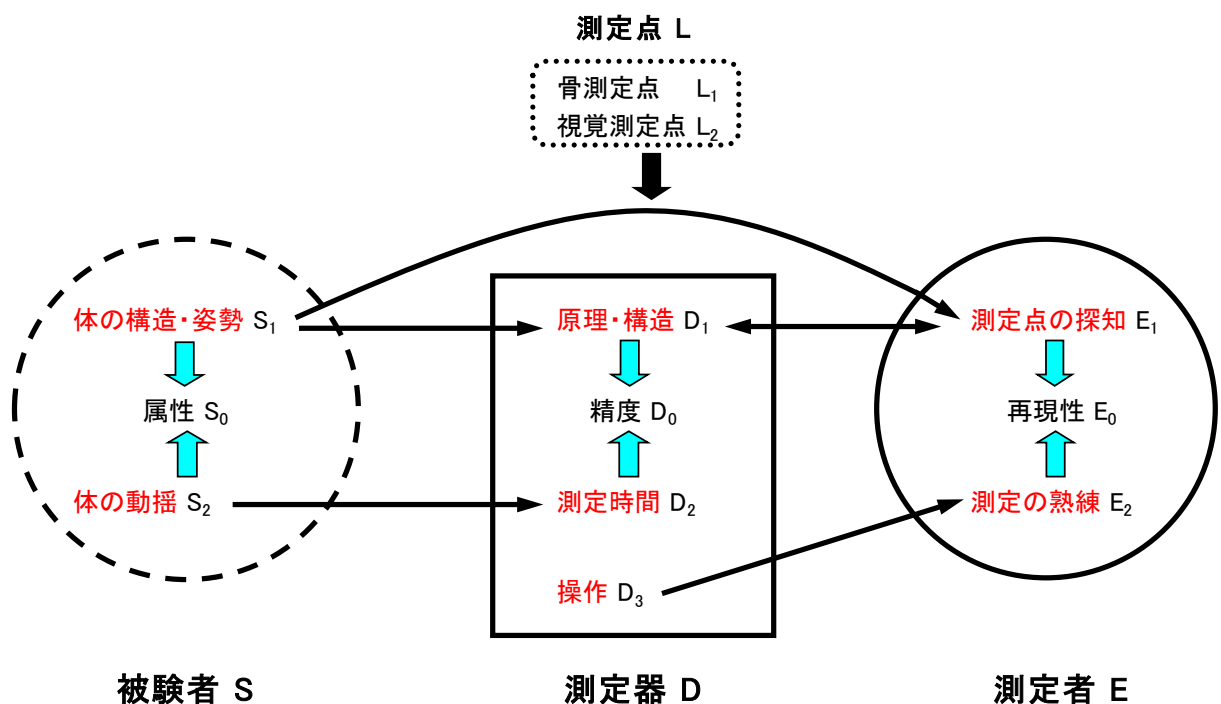


図 2.24 誤差要因の相互関係

誤差要因を被験者 S・測定器 D・測定者 E の三者から見た相互関係を示す。

誤差要因は 7 種類あり、 S_1 , S_2 , D_1 , D_2 , D_3 , E_1 , E_2 で表し、それらを範疇化した 3 つの評価項目を S_0 , D_0 , E_0 で表す。全体の相互関係を矢印 \rightarrow で表現する(矢印は始点の事象が終点の事象に影響を与えることを示す)。矢印の線上に作用する 2 つの定義項目を測定点 L の範疇に属する L_1 , L_2 で表す。

■この相互関係図で注目すべきことは、7つの誤差要因は全て「測定器」に関与していることである。つまり、誤差要因の低減には、「測定器」の改良や開発が一番効率的であると考えられる。本研究は測定器の開発と応用を主題にしているので、誤差に関しては、「測定器」と「測定点」が議論の主な対象になっている。

4.2 人体測定の要求精度と問題点

4.2.1 要求精度

《 形態測定の場合 》

形態測定で要求される「長さ」に関する精度は、その測定値が利用される分野で異なっている。黒川は、人体の形状データを必要とする分野を4つに分類し(医学, スポーツ, アパレル Apparel, ノンバーバル言語), 測定する部位の長さと要求精度を図 2.25 に表した(黒川, 1997)。

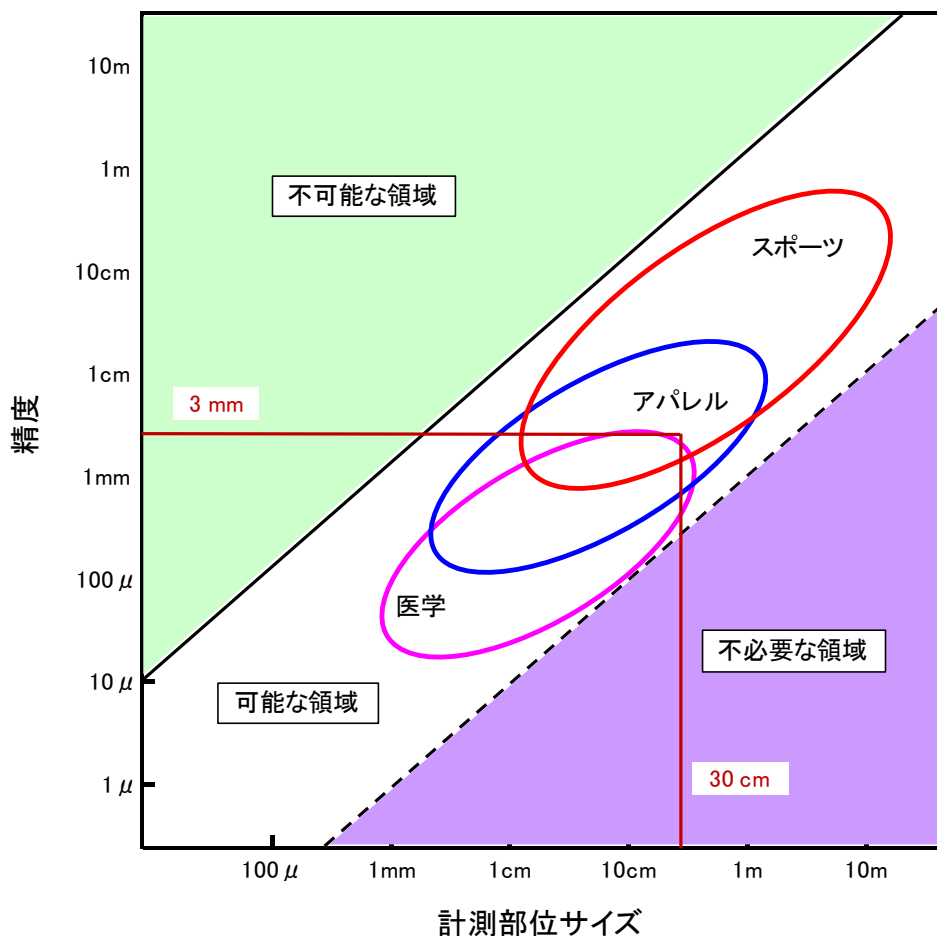


図 2.25 人体の計測部位サイズと要求精度

文献(黒川, 1997)の図 1 を, 筆者が「ノンバーバル言語」を省き, 「可能な領域」等と「寸法値」等を加えて, 再作図した。

左上の実線で囲まれた領域は, 測定上, 不可能な精度を示す(例: 1 cm のサイズに 1 cm の要求精度)。右下の破線で囲まれた領域は, 現在の人体測定技術では不必要な精度を示す(例: 10 cm のサイズに 10 μ m (=0.01 mm) の要求精度)。実線と破線で囲まれた領域が, 部位サイズにおける実現可能な要求精度であり, その中に医学, アパレル, スポーツ分野を配置する。一例として, 図中に茶色の線を引き, 30 cm の部位サイズは 3 mm の要求精度を示す。

■図 2.25 は、わずか 3 分野の計測部位サイズと要求精度を図解したものだが、この図が意図することは、『人体測定値の精度は、それが使われる分野の個々の項目(使用目的・内容・対象)で決められるべきものである』と解釈できる。

本研究では、15 cm～175 cm までの部位を測定したが、これはアパレル分野の部位サイズにほぼ該当する。図より部位サイズ 15 cm は要求精度が 0.4 mm～1.5 cm(=0.27%～10%)になり、部位サイズ 175 cm は要求精度が 6 mm～3 cm(=0.35%～1.8%)になることがわかる。

■河内らは、人体測定における偶然誤差の報告で、「人体は剛体ではないため、測定点を 0.1 mm 単位の精度で位置決めを行うことは不可能である。これがなぜ人体計測で使われる器具がミリメートルで目盛られているかの理由である。」と述べた(Kouchi *et al.*, 1996)。

《 関節可動域測定の場合 》

関節可動域測定で要求される角度に関する精度は、1°単位が大多数である。測定器の中には、目盛板の目量が 2°や 5°の関節角度計もある。

注：人骨計測法では 0.1 mm 単位が必要である。測定項目の中には、測定値によって区分される項目もある。例えば、頭蓋のナジオン *nasion* (鼻根点)とプロスティオン *prosthion* (上顎最前方点)とを結ぶ直線が耳眼面と作る「全側面角」は、5 つに区分されている。ここでは、「正顎」が 85.0°から 92.9°まで、「過正顎」が 93.0°以上と規定されている(『人体計測法 II 人骨計測法』, p. 233, 1991)。

ROM 測定が本格的に実施される主要分野は、リハビリテーションである。測定者は最終域感を調べながら、測定値は正常可動範囲内か、あるいは正常可動範囲外かの 2 つに区分される。ところが、その正常可動範囲内の平均値は、被験者の人種・性別・年齢、測定期間等によって、文献間に大きな差異がある。そのため一つの測定項目に対して、複数の出典によるデータ群を載せている文献もある。例えば、股関節の平均外転角度は、40°から 55.5°までの複数のデータとそれらの出典が示されている(Norkin *et al.*, pp. 229–231, p. 427, 2009)。日本整形外科学会と日本リハビリテーション医学会が制定した測定法では、あえて「正常値」という名称は用いず、「参考可動域」と称している。それに拠ると、外転角度は 45°という値になっている(日本リハビリテーション医学会, 1995)。

注：このような「標準値の曖昧性や寛容性」は、測定器の精度問題とは別次元の話であるが、関節可動域測定の本質的困難性(人が同じ動作を完全に再現することは不可能に近いこと)を如実に示している。形態測定は、被験者を動かない状態にしてから、部位点間の距離を測定するが、関節可動性測定は部位を動かしながら、あるいは動かし終えた状態で、部位長軸の移動角度を測定する。本研究は、部位の動きによる正常可動範囲の不均一性や身体運動の非再現性そのものについては議論しない。ただし、部位軸の動きに関しては、測定器と測定法から検討を少し加えている(第 4 章 6.2.2 節, 6.4 節参照)。

既存の関節角度計の分度器自体は小さく、例えば分度器の直径が 80 mm であれば、1°の外周の目幅は約 0.7 mm となる。その間に目盛線を数本入れることは加工上、可能であっても、使用上、現実的ではない。1°で十分である。もし分度器が直径 80 mm より小さければ、その目盛線引き加工と読値時の視差の点から、1°を超える目量と 1 mm を超える目幅が必要である。それが 2°や 5°の目量をもつ関節角度計が存在する理由である。

ROM 研究では測定器への関心は、「精度」よりも「使用に基づく妥当性」にあると思われる。Norkin らは、「角度計の角度単位が円の角度を正確に表しているかどうかについて疑問をもつ測定者がいるかもしれないが、一般的には角度計の構造は適切であるため、測定の妥当性についての問題は、角度計が関節位置とその ROM を正確に測っているかどうかである。」と述べた (Norkin *et al.*, p. 39, 2009)。Norkin らが挙げている角度計とは、伝統的な「万能角度計」や「傾斜角度計」をさしている。そして、その比較で最良の黄金基準 (Gold standard) となるのが、X 線写真法 (Radiography) であると述べた。Fish らは、肘の角度測定の妥当性と関節位置の視覚評価を検定するために、一眼レンズカメラを使い、写真測定法 (Photography) の正確さを報告した (Fish *et al.*, 1985)。既存の測定器とは異なる新しい原理や構造の角度計に対しても、測定の妥当性については、上記の見解が適用され得ると考える。

《 開発器の要求精度 》

■以上の先行研究の分析から、手操作の人体測定器では、距離は 1 mm、角度は 1°の精度をもつだけで十分であると判断した。そして、この精度は開発器の設計に反映させた。

4.2.2 衣服分野の独自性

衣服分野がもつ特質から本研究との接点を考えると、次の3点になる。特に②は、本開発器の利用と視覚測定点に関して、繋がる人が多い。

- ①衣服は、人体の形状に密着あるいは適度な「ゆとり量」をもたせたものである、
- ②衣服設計では、独自の測定項目と測定点を採用している、
- ③衣服業界は、3次元測定や着装シミュレーションに関心が高い。

文献(中尾, 1968a; 土井, 1968; 小池他, 1979; 三吉, 1987; 間壁, 1991; 三吉他, 1992; 黒川, 1995; 堤, 1997; 美濃他, 2001; 松山, 2001; Simmons *et al.*, 2003; 鳴海, 2004; 坂口他, 2005; 柳田, 2006; 高部, 2008)

①と②については以下に記し、③については4.4節で述べる。

小池は、「衣服は人体の体表を被うものであるから、人体の体表にあらわれる形態、およびその変化を最も重要視するのは当然である。」と述べ(小池, 1968)、解剖学とは異なった独自の「体表区分」の必要性を説いた。

衣服分野の測定点と項目の独自性を説明する。人類学では、最初に骨上に「測定点」を決め、その次に「測定項目」を決める。ところが衣服設計では、最初に「測定項目」を決め、その次にそれに対応した「測定点」を決める(図 2.26)(土井, 1968)。両分野の測定に取り掛かる順番は逆である。この理由は、衣服の量産化で必要なことは、身体への適合・運動への適応・着心地の向上・安全性の考慮を満足させること(中尾, 1968b)であり、そのためには多くの「測定項目」の設定が、何よりも重要になっていると思われる。

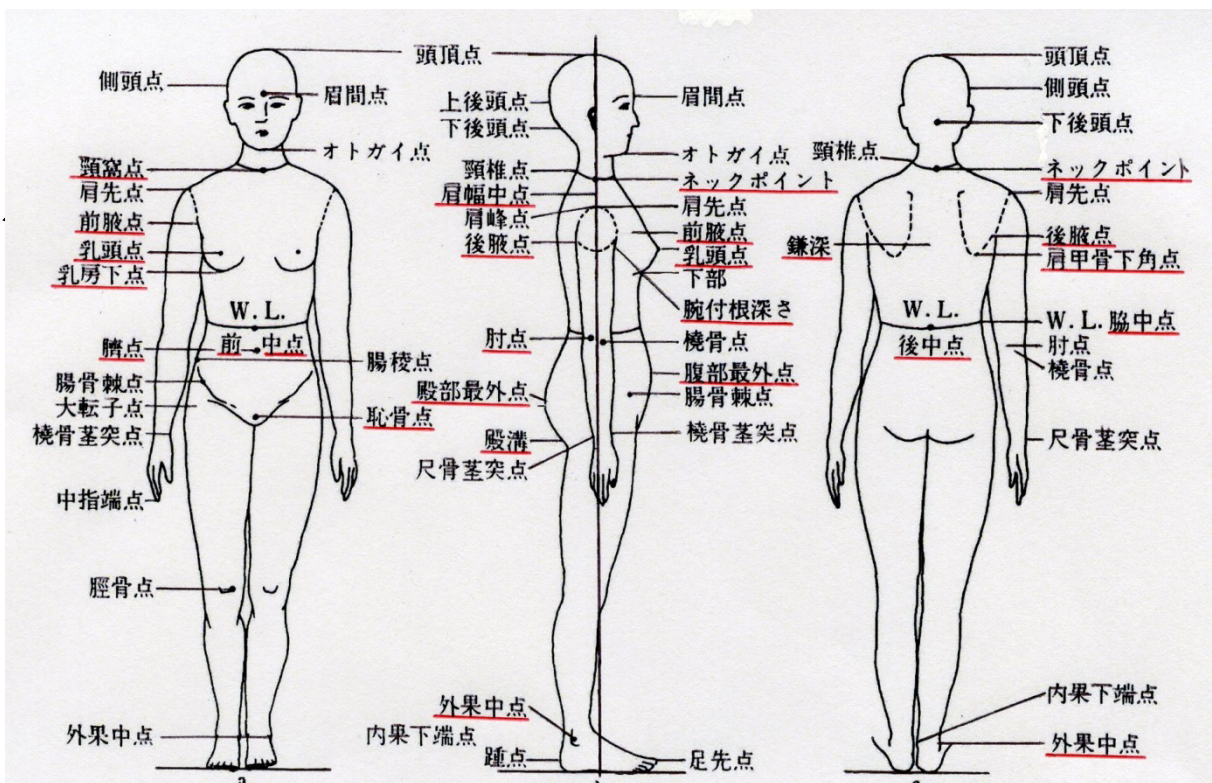


図 2.26 衣服構成のための人体測定点

文献(土井, 1968)の図1に, 筆者が JIS Z 8500:2002 で規定されていない測定点に赤色の下線を引いた.

■柳田は, 計測点(=測定点)について, 次のように述べている.

分野ごとに異なる計測点・計測部位の要求があるのも事実である. 衣服設計においても従来の人類学・人間工学で定義されている計測点, 必ずしも衣服設計の要求を十分にカバーしているとはいえず, そのため解剖学分野で規定されていない, 人体外形の形態的特徴点等を利用して設定する「殿部後突点」や「腹部前突点」等が衣服設計の分野においては既に設定・利用されている(柳田, 2006).

注: この記述にある形態的特徴点には, 『視覚測定点』が適用できる. 「殿部後突点」は殿部の『後方点』, 「腹部前突点」は腹部の『前方点』と表現できる.

さらに柳田は, 解剖学や人間工学での測定点定義に加えて, 測定点設定理論が確立されれば, 今後の衣服設計にとって非常に有用になると主張している.

衣服設計では, 測定位置を正確に決めるために, 基準となる「測定点」を設定した後, 「基準線」を設定する. 基準線は, 人体の「区分線」のほか, 被服の構造に関連付けて, 「縫目線」および「パターン設計上の必要な線」等に設定されている(鳴海, 2004). そのため基準線は, 測定項目の規定には必要不可欠である. 基準線には, 例えば, 「脇線」や「胴囲線」があるが, これらは人類学や人間工学では規定されていない線である.

■JIS 規格の『衣料のための身体用語, JIS L 0111:2006』では, 基準部位と寸法を次のように定めている. そこでの姿勢は直立であるが, それが不可能な場合でも, 頭部・上肢は直立位と同様に行うことが規定されている.

(a) 身体の基準部位に関する用語

測定点 : No. 101~129 (計 29 箇所)

基準線 : No. 130~138 (計 9 箇所)

(b) 身体の寸法に関する用語

測定項目 : No. 201~301, 303 (計 102 項目)

その L 0111 規格は, 体幹・上肢・下肢に関する項目が多く, 頭部・手・足に関する項目が少ない. それに対して, 『人間工学—設計のための基本人体測定項目, JIS Z 8500:2002』は, 部位を満遍無く規定してある(注: Z 8500 規格では座位姿勢の項目は多く, 基準線は正中線の 1 箇所しかないが, 基準面は 3 種類ある).

■衣服設計では部位の測定項目に必要な測定点を外観的判断に基づいて設定するが, そのような測定点は人類学や人間工学で定義された測定点には無い. 衣服分野独自の測定点や補充測定点には, 統一的な名称と定義が必要である. そこに視覚測定点の考えが貢献できると考える.

4.2.3 部位の精度

《 形態測定の場合 》

■徳田は、マルチン式測定器を使って、2人(女)の被験者を、2日間(朝・昼・晩)測定して、図2.27を報告した(徳田, 1986)。この図から、2人の被験者の標準偏差SDには、①年齢、②測定部位、③測定日において相違があることがわかる。例えば、「身長」は大きな量(平均1480-1600mm)であるがSDは小さい、「大転子高」は身長に半分の量(平均750-810mm)であるにも拘らずSDは大きい。部位の大きさとSDの大きさは、必ずしも比例しないことがわかる。

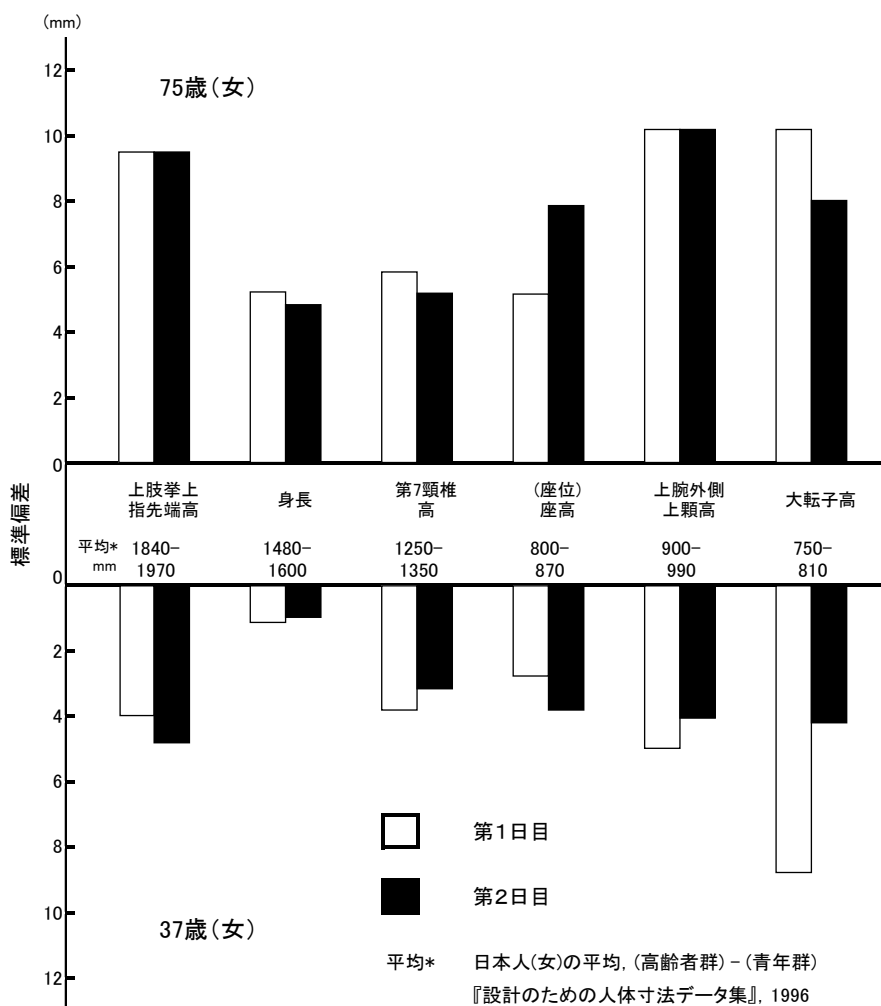


図 2.27 マルチン計測器による部位の測定計測

文献(徳田, 1986)の図1を、筆者が一部(平均値*, 出典)を加筆して、再作図した。各計測部位を朝・昼・晩に各10回測定したときの標準偏差の平均値を示す。

さらにその文献には、「歴史もあり、設計変更もほとんど無く、普及率の高いマルチン式測定器であっても、測定の再現性が損なわれる。」と記されている。

以下の知見は、先行研究において報告された部位の精度に関するものである。

- 塩澤は、マルチン式測定器・皮脂厚計を使って、8人(女)の被験者を4人の測定者で20項目を、2日間(10・13・15時)測定した(塩澤, 1985)。そして、測定者の癖の出やすい部位項目ほど、誤差量が多くなる傾向があると報告した。
- Munro は、6種類の測定器(マルチン式測定器・皮脂厚計)を使って、3人の被験者を9人の測定者で21項目を測定し、部位ごとに誤差の許容限界値(Tolerance limit)を示した(Munro *et al.*, 1966)。例えば、身長では測定者平均165.2 cmのとき許容限界値1.23 cm(0.74%)、転子高では89.8 cmのとき1.93 cm(2.1%)であった。
- 河内らは、マルチン式測定器を使って、40人(男女各20人)の被験者を1人の測定者で45項目を測定した(河内他, 2005)。そこでは、部位ごとに定めた限界値を使い、測定値の評価を行った。その限界値は、殿膝距離等の節長で ± 5 mm, 肩峰幅等の幅径で ± 4 mm, 足の寸法で ± 2 mm等であった。
- 河内らは、10人(男女各5人)の被験者を3人の測定者で43個の測定点をマーキングして測定し、その再現性を、1回目はブラックライト下で発光するインクのマーカペンを使って測り、2回目を自然光下でアイライナーを使って測り、両者の位置距離から調べた(河内他, 2007; 持丸, 2007b)。それによると、19個の測定点では距離平均値が2 mm以下だったが、腰部のような脂肪層の厚い部位では6 mmを超えることも多かった。
- 中尾らは、マルチン式測定器を使って、6人(男)の被験者を6~8人の測定者で43項目を測定した(中尾他, 1972)。最大誤差率を計算し、身長では0.00993(これは測定値の約1%になり、例えば170 cmなら17 mmを意味する)、転子高では0.09142(これは測定値の約9.1%になり、例えば85 cmなら7.7 mmを意味する)となった。そして、「精度は単に計測点を決め易くするだけでなく、計測部位を測定しやすい位置へ置いたり、計測器具を変えたりすることによっても上昇するであろう。」と示唆した。
- 『人間特性基盤整備事業成果報告書』では、最大許容誤差範囲を測定項目ごとに設定した。例えば、 ± 4 mm(身長, 座高, 肘頭高等), ± 5 mm(肩幅, 立位身体最大前後径等), ± 9 mm(乳頭位胸囲, バスト囲, ウエストベルト囲)(人間生活工学研究センター, p. 22, 2005)。

これらの先行研究から次のことが議論できる。

- (1) 部位ごとに許容限界値を設ける必要がある。例えば、部位長の ± 4 mmあるいは $\pm 1\%$ のような表現を用いる。しかし、その値は実験(文献)によって異なっている。
- (2) 測定の前段階である測定点のマーキングでも、既に許容できない誤差が生じる場合がある。
- (3) 測定を終えても、経時変化や日内変動があり、測定値が許容できない場合がある。
- (4) このような事象は、生体測定の困難性に属するもので、7つの誤差要因に影響を与える場合があると思われる。

- 本研究では、第3章の生体測定の結果において、NC/C比の箱ヒゲ図を使って、部位ごとの測定差異を表現した。そこでの結果は、上記の先行研究の知見を証するものとなった。

4.3 人体計測技術

人体計測に使われている非接触式技術を6つの基本原理から分類する(表2.6)。《V》から《VI》は、非接触技術を構成する要素を分類したものである。

人体計測には未使用の技術であっても、比較上あるいは将来性の点から取り上げる。さらに人体の寸法精度に関して、前述では1 mmで十分であると述べたが、最新技術の追求という観点から0.1 mm～1 nmレベルまでの技術も認めることにする。

注：ここで概説する技術は部品・装置・運用等も含めるので、人体測定という用語を人体計測に改める。

4.4節の文献に(寺田, 1973; 村上, 1988; 人間生活工学研究センター, 2005; 吉澤編著, 2006, 『最新三次元計測』; 佐藤, 2008; 高井, 2011; 馬場, 2011; 吉澤, 2011)を加える。

《I. 形状情報の検知方式による基本的分類》

測定対象の形状を検知する方式を、非接触式と接触式に分ける。

- 接触式の機械式プローブは、一般に門型の三次元座標測定機(Coordinate Measuring Machine; CMM)やアーム式の多関節三次元測定機で使われている方式を指すが、ここではタッチセンサ、ノギスのジョウ、マイクロメータのアンビルとスピンドル、ハイトゲージのスクライバも含める。非接触式の光プローブは《V》で述べる。

注：非接触式測定で得られたデータは、三角測量法や時間計測法で処理されるが、それらも《V》で述べる。

《II. 対象者への照射範囲と走査方式による分類》

- 「点計測」のスポット光方式(あるいはポイント照射方式)は、図2.28(a)に示すように、1個のスポット光のみを使い、それを測定点方向にそのつど移動させる方法である。開発器は「点計測」のスポット光方式を採用したが、これは《I》の機械式プローブによる検知接触点を、レーザースポット光による非接触検知点に置き換えたものである。

- 「線計測」には2種類の方式がある。

①ポイント走査方式は、図2.28(b)に示すように、スポット光をガルバノミラーやポリゴンミラーを使って一方向に走査させ、一巡後、それを直角方向に移動させ、再び走査させる方法である。

②ライン走査方式は、スポット光をシリンドリカルレンズ(円柱レンズ)等を使って細長いスリット光に変え、図2.28(c)に示すように、順次、直角方向に移動させる方法である。

線計測は「光切断法」あるいは「光走査法」と呼ばれているが、最終的には面計測を行うことになる。しかし、表中の「面計測」は対象者全身に一度に光を照射する方法を指している(例えば、投網で魚を一網打尽にするやり方で、データを一括収集する計測法である)。

- 「面計測」のパターン投影方式は、対象者に「基準パターン光」をプロジェクタから投影させると、表面の凹凸に応じてそのパターンが「変形パターン光」になり、その歪み具合から形状を解析する方法である。基準パターンには多くの種類がある(例：ラインパターン、ドットパターン、

カラーパターン等；素材はガラス，フィルム，液晶等）。図 2.28(d)はラインパターン光を示す。

注：パターン投影方式には，位相をずらした正弦波パターンを複数回撮影し，分析する「位相シフト法」や複数のラインパターンから画像上の各点のパターンを分析する「空間コード法」がある。

■点計測の優れていることは，照射時に測定箇所が特定されていることが観測できることである。線計測は意図する箇所の特定は困難である。面計測ではほとんど特定不可能である。さらに，面計測のパターン投影では，表面性状にムラがあったり，テクスチャ（表面の微妙な肌合い）の不均一があったりすると，特定は困難になる。

■モアレ縞画像方式は，《Ⅲ》の可視光の干渉現象を利用した等高線計測法の一つであり，実体格子型と格子投影型がある。高崎はその計測法をモアレトポグラフィ (Moiré Topography) と命名した (Takasaki, 1970)。

注：「モアレ方式」で格子パターンの投影を利用すると，「パターン投影方式」の一種とみなされるが，モアレ法は人体計測では多くの研究が報告されているため，ここでは独立して扱った。

■ステレオ画像方式は，航空写真で知られている写真測量法 (Photogrammetry) の基本原理である。その方式は，人間の両眼で見るように，視点の異なる位置から写した複数枚の写真から，表面形状の凹凸が認識できる (両眼視差)。

《Ⅲ. 対象者に照射する波動の種類による分類》

■電磁波には波動性と粒子性の 2 つの性質がある。波動性は干渉と回折という現象が大きな特徴である。

注：粒子性は，光電効果 (金属に光を当てると，その表面から電子が飛び出す現象) やコンプトン効果 (散乱 X 線の中に波長が少し長い X 線が生じる現象) から実証され，照度計・光通信・TV 等に应用されている。

■レーザー光による障害を防止するために，国際電気標準会議 (International Electrotechnical Commission; IEC) は，レーザー製品を最大許容露光量 (Maximum Permission Exposure; MPE) に応じてクラス分けしている (IEC 60825-1:2007)。クラスは，1・1M・2・2M・3R・3B・4 の 7 段階に分かれている。クラス 2 は，概ね 1 mW 以下の低出力で，通常，目の嫌悪反応 (まばたきが 0.25 秒程度) によって保護され，安全であると言われている。

注：JIS 規格は IEC 規格を準拠している (『レーザー製品の安全基準』, JIS C 6802:2011)。

■可聴音の周波数帯は 16 Hz～16 kHz (または 20 Hz～20 kHz) と定義されている。したがって，ここでは 16 Hz 以下を振動，16 kHz 以上を超音波と呼ぶことにする。超音波の優れている点は，①X 線と異なり人体に害を与えることが少ないこと，②可視光と異なり人体の内部まで伝播していくことである。

注：波長 780 nm～1.4 μm の近赤外光は真皮から皮下組織深部まで達し，波長 260～320 nm の紫外線は皮膚表層でほとんど吸収される (飯島，2004)。

文献の中には，可視光を用いた計測法を「光学式」と称し，X 線や超音波を用いた計測法を「非光学式」，あるいは個別に分類させて「X 線式」や「超音波式」と称するものもある。

《IV. 対象者を直接撮影する画像の種類による分類》

- 銀塩フィルムを使うアナログ立体写真測量は、第2次世界大戦後から本格的に利用された。1960年代から始まったコンピュータの発展とともに、1980年代からは、数値画像を使うデジタル立体写真測量が伸びてきて、現在ではそれが主流になっている。
 - モーションキャプチャ法は、2台以上のカメラを配置し、人や物体の動きを撮影し、コンピュータ上でその動画を解析する方法である(4.4節参照)。
 - モーションステレオ法は、1台のカメラを移動しながら対象者を連続撮影し、その画像上の対象者の動き量とカメラの撮影移動量から、対象者までの距離を測定する方法である。
-

《V. 距離測定の方法による分類》

- 三角測量法は《II》の点・線・面計測で使われている。測定点にレーザ光を照射し、スポット光を作り、その点の位置を三角測量の原理で決定する。図2.29に示すように、レーザ光を対象点に照射し(通常は集光レンズを介して光線を鋭くさせてから行う)、その拡散反射スポット光を結像レンズによって、画像センサ上に結像させる。センサ上の結像点の位置から対象の凹凸の程度(変位)がわかる。レーザ発信器・結合レンズ・画像センサの位置関係は固定光学系を形成している。この光学系は「光プローブ」の一般的な原理構造である。

注：センサには位置検素子(Position Sensitive Detector; PSD)、電荷結合素子(Charge Coupled Device; CCD)がある。現在はCCDが主流である。

- 開発器はスポット光による三角測量法を用いるが、その原理は図2.29とは異なる。図2.30に示すように、測定点に対して2箇所のレーザマーカからレーザ光を照射させ、2つのスポット光を合致させ、それによってレーザマーカの位置関係を知り、三角測量を行う。

注：図2.29は照射方向と結像方向が異なるが、両方向が一致した「同軸計測方式」がある。

- 時間計測法は、対象者に照射された波動の飛行時間(Time of Flight; TOF)を測定することによって、対象物までの距離を知る方法である。「光レーダー法」とも呼ばれている。電磁波の速度は光の速度(3×10^8 m/s)、超音波の速度は空気中の音波の速度($331.5 \text{ m/s} + 0.61t \text{ m/s}$, $t^\circ\text{C}$)を用いる。その応用には、パルス波を対象者に向けて発射し、往復に要したパルス数を計数する「パルス数時間計測法」、正弦波状または矩形波状の強度変調波を発射して発射時と反射時の波形の位相差を調べる「位相差時間計測法」がある。レンジファインダ(Range Finder, 測距器)はそれらの原理を用いている。
-

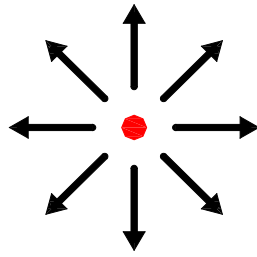
《VI. 対象者表面への光学的マーキングによる分類》

- この分類は検知を目的として、対象者の表面に特定の光学的マーク(目印)を付けるか否かで分類する。自然光下とは、広義の可視光線を当てることを意味する。

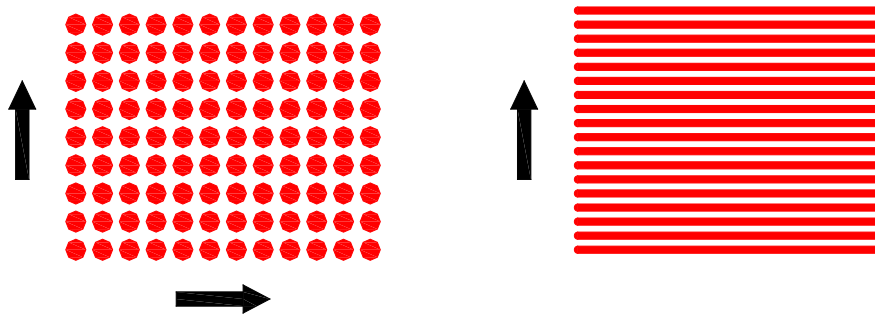
注：《IV》のモーションキャプチャでは、「マーカ」と呼ばれる物体を人体表面に付着させて、それを検知する。

表 2.6 人体計測技術の分類

I. 形状情報の検知方式		
方式	方法	データの処理方法
接触式測定	機械式プローブで接触検知 (タッチセンサ, ジョウも含む)	直接目盛読値法, 座標入力法
非接触式測定	光式プローブで非接触検知 波動を照射し, 撮影後, 分析 波動を照射し, 反射を検知	座標入力法, 三角測量法 三角測量法 時間計測法
II. 照射範囲と走査方式		
種類	方法	名称
点計測	特定点を点照射	スポット光方式(ポイント照射方式)
線計測	点照射光を線走査	ポイント走査方式
	線照射光を線走査	ライン走査方式
面計測	パターン光を投影	パターン投影方式
	投影像による干渉縞を生成	モアレ縞画像方式
	複数枚の画像を合成	ステレオ画像方式
III. 照射する波動の種類		
分類	種類	物理定義量(範囲は概数)
電磁波	赤外線	波長: 800 nm~1 mm
	可視光	波長: 380~800 nm (周波数: 375~790 THz)
	レーザ光(クラス2)	波長: 400~700 nm
	X線	波長: 1 pm~10 nm
音波	超音波	周波数: 16 kHz以上
IV. 撮影画像の種類		
種類	方法	名称
静止画像	アナログ写真を撮影後, 加工	写真測量法
	デジタル写真を撮影後, 加工	写真測量法
動画	複数の静止カメラで, マーカを撮影	モーションキャプチャ
	1台カメラを平行移動させ, 連続撮影	モーションステレオ
V. 距離測定の方法		
種類	方法	内容
幾何的方法	三角測量	測定系を構成した三角形の辺・角から測定
物理的方法	往復のパルス数から時間計測	パルス波を到達・反射させ, パルス数から測定
	往復で生じる位相差から時間計測	変調波を到達・反射させ, 波形の位相差から測定
VI. 対象者への光学的マーキング		
種類	方法	実施例
能動法(アクティブ方式)	マークとなる光を照射し, 検知	スポット光・スリット光・パターン光を照射
受動法(パッシブ方式)	素状態の被写体を撮影後, 加工	自然光下でのカメラ撮影



(a) スポット光



(b) スポット光の走査

(c) スリット光の走査



(d) ラインパターン光の投影

図 2.28 照射と走査の種類

- (a) 1個のスポット光を，測定点方向にそのつど移動させる．
- (b) 1個のスポット光を，ガルバノミラーやポリゴンミラー等を使って，一方向に走査させ，一巡後，直角方向に移動させ，再び走査させる．
- (c) 1個のスポット光を，シリンドリカルレンズ(円柱レンズ)等を使って，細長いスリット光を作り，順次直角方向に移動させる．
- (d) 図は基準パターン的一种で，プロジェクタから対象物に全面投影させる．

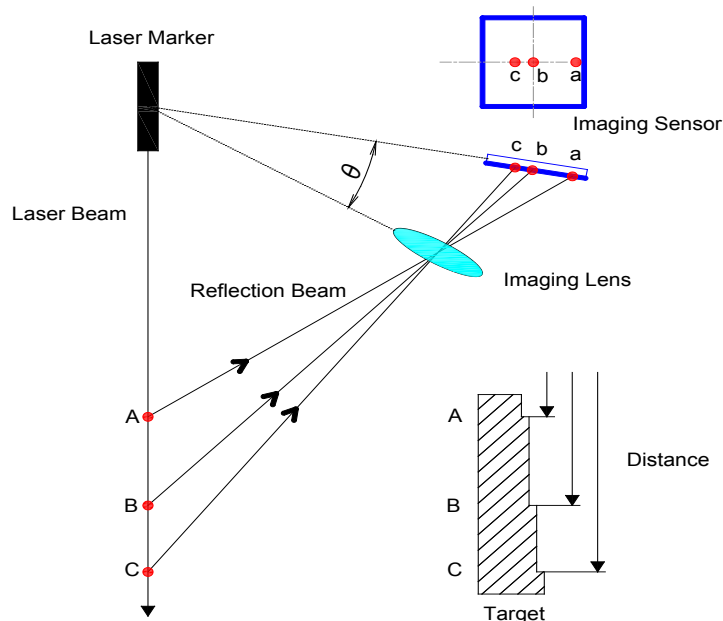


図 2.29 レーザ変位計の原理

測定点にレーザ光を照射し、スポット光を作り、その拡散反射スポット光を結像レンズ(Imaging Lens)によって、画像センサ(Imaging Sensor)上に結像させ、センサ上の結像点の位置から対象の凹凸程度(変位)がわかり、A・B・C 点の距離が求まる。

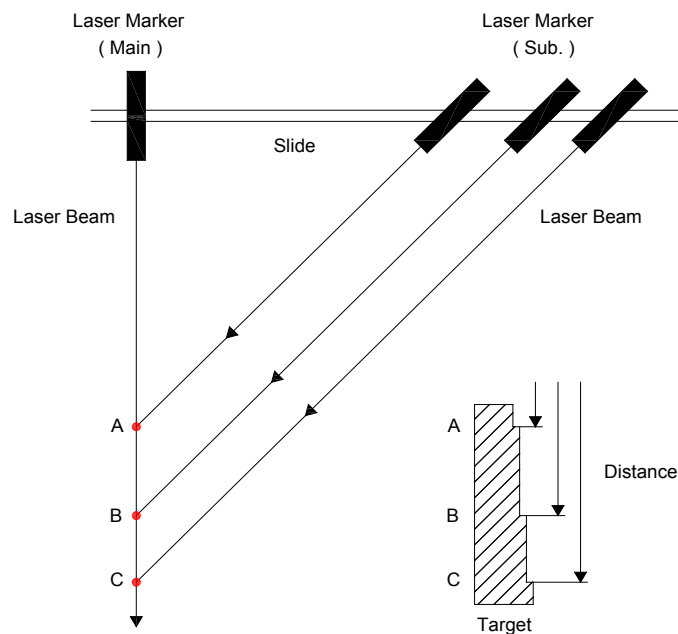


図 2.30 開発器の原理

測定点に対して 2 箇所(Main と Sub.)からレーザ光を照射し、2 つのスポット光を測定点で合致させるように Sub.のレーザマーカを移動させ、2 個のレーザマーカの位置関係から三角測量法により、A・B・C 点の距離が求まる。

4.4 人体計測装置

使用実績や報告のある人体計測装置を表 2.7 にまとめる。

表 2.7 人体計測装置

方式	原理	名称(複数名称あり)	主目的	測定量(情報)
接触式	1本のロッドを接触・走査させ、外郭線を描画する	自動姿勢計測装置	形状 姿勢	実寸 (線)
	多数(125本)のロッドを接触させ、外郭線を型取る	簡易弯曲計 スライディングゲージ法	形状 姿勢	実寸 (点)
	複製(Replica)を作製する	急速固定剤使用計測装置 石膏型取り法 レプリカ法	形状	実寸 (面)
	パンタグラフ形プランイメータ(Planimeter, 面積計)の先端を接触・走査させ、外郭線を描画する	二重プランイメータ法	形状 姿勢	縮小寸 (線)
	プローブをX・Y・Z軸の直角方向に動かして測長し、測定点座標を検出する	三次元デジタイザ 三次元座標入力装置 門型(直交型)三次元測定機 CMM (Coordinate Measuring Machine)	形状	実寸 (点)
	先端にプローブを取付けた多関節アームの屈曲角度を、ロータリーエンコーダで測角し、測定点座標を検出する(プローブ:機械式, 磁気式)	三次元デジタイザ 三次元座標入力装置 多関節型三次元測定機 アーム式三次元測定機	形状	実寸 (点)
非接触式	静止写真を撮影する	写真計測装置 シルエッター	形状 姿勢	画像 (面)
	モアレ縞を生成する	モアレトポグラフィ装置	形状 姿勢	画像 (線)
	スポット光を照射・走査させ、カメラで検知し、画像化する	三次元人体計測装置 三次元人体形状計測装置 三次元人体全身計測装置 三次元ボディスキャナ	形状	画像 (点)
	スリット光を照射・走査させ、カメラで検知し、画像化する		形状	画像 (線)
	パターン光を投影し、カメラで検知し、画像化する		形状	画像 (面)
	レーザ光を照射し、表面まで達した反射波をカメラで検知し、所要時間から測距し、画像化する		形状	画像 (点)
	距離センサを移動させ、カメラで検知し、画像化する		形状	画像 (点)
	カメラを移動させ、分割撮影し、 ①外郭線を合成し、画像化する ②対象までを測距し、画像化する		①立体写真装置 ステレオ写真装置 ②モーションステレオ装置	形状
	超音波を照射し、表面や内部組織まで達した反射波を受信器で検出し、所要時間から測距し、画像化する	超音波形状計測装置	形状 組成	画像 (点)
	①部位にマーカを装着し、 (a)カメラで検知し(光学式)、画像化する (b)センサで検知し(磁気式/機械式/ジャイロ式)、画像化する ②マーカは非装着で、 カメラ映像を解析する(画像式)	モーションキャプチャシステム	運動	画像 (点) (線) (面)

文献(土井, 1969 ; Takasaki, 1970 ; Meadows *et al.*, 1970 ; 寺田, 1973 ; 柳沢他, 1976 ; 芦沢他, 1979a ; 芦沢他, 1979b ; 大島, 1981 ; 樋口他, 1982 ; 増田, 1982 ; 草鹿他, 1986 ; 河田, 1987 ; 三吉, 1987 ; Tsai, 1987 ; 大野, 1991 ; 三吉他, 1992 ; 荒木他, 1992 ; 伊藤他, 1997 ; 堤, 1997 ; Brunzman *et al.*, 1997 ; Jones *et al.*, 1997 ; 吉澤他, 1998 ; 横田, 1998 ; Daanen *et al.*, 1998 ; 持丸他, 2000 ; 長谷川他, 2000 ; Istook *et al.*, 2001 ; Koo *et al.*, 2004 ; 山内他, 2005 ; 坂口他, 2005 ; 柳田, 2006 ; 尾田, 2009 ; 中澤, 2009 ; 稲邑, 2009 ; Sybliska *et al.*, 2010 ; 中村他, 2011)

■表 2.7 の非接触式測定装置においては, 測定量は全て「画像」である。しかし, 本開発器の測定量は全て「実寸」である。

■本研究で用いた接触式と非接触式は, 表中の「点計測」の範疇に入る。「点計測」とは, 「人体にレーザ等による光スポットを照射し, 測定部位を特定するとともに, この点の位置座標を検出することである。」(吉澤, 2000)。

数学では, 点は 0 次元, 線は 1 次元, 面は 2 次元, 立体は 3 次元を意味する。点計測・線計測・面計測における点・線・面は, 測定する対象箇所(測定部位)が有している「情報」を指しているのであって, 「次元」を意味するものではない。表 2.7 の(情報)欄は, 測定部位の形状位置情報を分類したものである。

■次元の使い方に関して, それとは異なる見解をもつ文献がある。『人体計測法を人体に直接接触して測定する「直接法」と非接触で測定する「間接法」に大別する。直接法を, 長さや重さを数量的表す方法を 1 次元計測法(マルチン法), 数値表現の代わりに形状で表す 2 次元計測法(スライディングゲージ法), レプリカで表現する 3 次元計測法(石膏, シリコン)に分類する。間接法を, 単写真やシルエッタ写真を分析する 2 次元計測法, コンピュータで画像解析する 3 次元計測法(モアレ, レーザ光線)に分類する。』(伊藤他編, 『人間工学ハンドブック』, p. 46, 2003)。

■非接触式測定を「光による探知」の立場から, 可視光とレーザ光に大別して, 可視光法(写真法, モアレ法), レーザ光法(レーザスポット法, レーザスリット法)のように分類した文献もある(中野, 1982)。

■吉澤は, 多くの非接触式計測法が提案されているが, その理由は唯一絶対の方法が無いことの証左であると論じ, 「何を計測し, どう処理すればよいのかをユーザが明確にすることができない。」と断じた(吉澤, 2000)。表 2.7 に示されるように, 多種多様なハードウェアは揃ってきても, ソフトウェアが追いついてこないという状況は, 現在でも続いている。

それに対して, 接触式測定法の規格は, ①測定項目, ②その項目の定義, ③方法と姿勢, ④使用する測定器, ⑤参照する ISO 規格, ⑥図解が明確に規定されている(JIS Z 8500:2002)。さらに, ⑦データの編集, ⑧データの分析法, ⑨応用を詳述した文献も存在する(生命工学研, 『設計のための人体寸法データ集』, 1996)。

■この接触式測定法規格のように, ①から⑧までを体系立てることが, 非接触式測定法の方法論の確立に必要であると考えられる。

代表的な3次元人体形状計測装置を表2.8と図2.31に示す。

表 2.8 全身の3次元人体形状計測装置の仕様比較

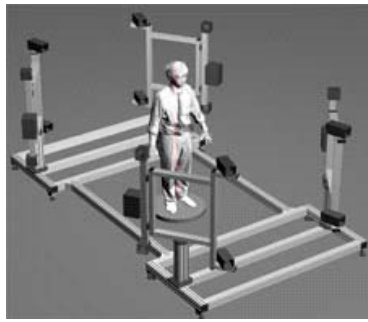
文献(人間生活工学研究センター, 2005)の『人間特性基盤整備事業成果報告書』の表2.1を, 筆者が一部(特徴)を省いて再作表し, 2項目を赤色で着色した。

商品名	VOXELAN	Bodyline Scanner	Danae300
型式	LPW-2000FW	C9036-02	D300-R100A100
メーカー	浜野エンジニアリング	浜松ホトニクス	NECエンジニアリング
測定原理	光切断法 +イメージエンコーダ法	光切断法	位相シフト法
計測範囲	H2000×W850×D600 mm	H2000×W1000×D600 mm	H1900×W1000×D600 mm
カメラ台数	8台	4台	8台
測定方法	面計測	センサ系直操作方式	面計測
測定時間	5, 10秒	6, 11秒	5秒
点間ピッチ	1.9 mm	5 mm	4 mm
測定精度	± 1.0 mm	± 0.5%	± 1.0 mm
測定データ	形状+色データ	形状	形状+色データ
測定点数	1,105,952点	1,024,000点/2,048,000点	—
データ形式	直交座標系	—	直交座標系
測定環境	自然光(照明可)	暗室内のみ	暗室内のみ
安全性	クラス2以下のレーザ	クラス1以下のレーザ	ハロゲン光
CPU	パーソナルコンピュータ	パーソナルコンピュータ	パーソナルコンピュータ
価格(税抜き)円	23,000,000	約15,000,000	12,000,000

注:人間生活工学研究センターは, 1992年~1994年(平成4年~平成6年)に日本人34,000人の寸法・形状計測事業を実施した(栗山, 1995)。10年後の2004年~2006年(平成16年~平成18年)には, 8,000人を対象にして実施した。それに先立って, 2002年~2004年に「高度人体デジタル計測システム技術」の開発が行われ, その中で非接触式の3次元人体計測装置(全身用)が製作された。これとは別に非接触式の足部用と手部用の測定器が使用された。今回の実施目的は, ①定期的調査として, 日本人の体格計測を行う, ②従来の手計測と今後発展が見込まれる3次元計測のデータを比較することであった。表2.8に記載された計測装置の概観は, それぞれ図2.31(a)-(c)に示す。

測定項目は, 4種類の規格・1種類の報告書・1種類のデータベース・企業からの要望等から抽出され, 計267項目であった(手計測155項目, 3次元計測104項目, 手計測からの計算8項目)。手計測はマルチン式測定器を使用した。

手計測では, 解剖学的特徴点にシール(直径8mm, 青色)を貼ったり, アイライナーで印を付けたりした。3次元計測では同シールと, 左右の肩峰点と転子点の4箇所は長方形形状(8mm×38mmまたは19mm×79mm)の白色シールを用いた。姿勢は真直ぐな立位と座位であった。



(a) 浜野エンジニアリング
(VOXELAN)



(b) 浜松ホトニクス
(Bodyline Scanner)



(c) NEC エンジニアリング
(Danae300)



(d) Cyberware
(WB4)



(e) Cyberware
(WBX)



(f) Vitronic
(VITUSsmart)



(g) Konica Minolta
(VIVID 910)



(h) Artec
(EVA)



(i) Topcon
(Image Master Pro)

図 2.31 非接触式計測装置 メーカー名(製品名)を示す。

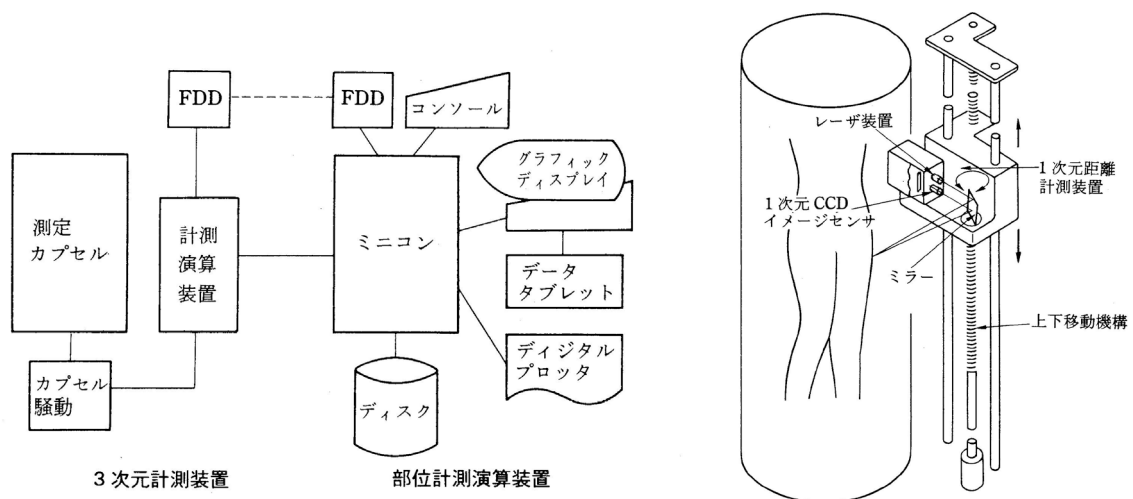
- 大型の計測装置は(図 2.31(a)–(f)), 移動と設置が困難であり, 被験者の占有空間が限られている(例: 車椅子に乗った障害者は極めて難しいと思われる)。現時点での価格は数千万円である。
- 携帯の計測器は(図 2.31(g)(h)), 対象物までの距離や対象物の測定視野範囲に制限があるため, 特定部位の形状向きと思われる。現時点での価格は 360 万円前後である。
- モーションキャプチャシステムは, 運動分析を目的にしているため, 静的姿勢での形態や関節可動域の測定では, 体表に取付けるマーカの形状・個数・位置が精度の良否に影響を与える。
- これらの装置の可搬設置性・測定部位範囲・価格を調べた結果, 本開発器の優位性を確認した。

4.5 研究動向

前節で触れなかった研究，歴史的に特筆すべき研究，廃れていたが再び登場する可能性が高い技術等を概説する。

《 光投影法 》

- 米国サイバーウェア研究所は，1983年頃から非接触高速3次元計測装置を開発・販売してきた。1994年に全身スキャナ装置 WB4 (図 2.31(d)) を完成させた。その仕様は，測定点数 1,024,000 点，ポイント間水平解像度 5 mm，同垂直解像度 2 mm，計測時間 17 秒であった。1号機は米国空軍に納入され，人体のオンラインデータベースの構築に利用された (横田，1998)。
- 『人間工学応用人体計測解析利用システム技術開発』が中小企業事業団によって，1983年～1987年に行われ，その一環として日本電気が非接触式人体計測装置を開発した (三吉他，1992)。その測定範囲は，垂直 1500 mm，検出精度 $\pm 0.5\%$ ，測定時間 4.3 分 (1500 mm 時)，分解能は垂直/水平ともに 4 mm ピッチであった。その構成を図 2.32 に示す (草鹿他，1986；河田，1987)。



(a) システムの構成

(b) 計測部の構成

図 2.32 非接触式人体計測装置 (草鹿他，1986；河田，1987)

《 写真計測 》

- 丸安は，写真測量を 3 次元測定法として使い，この方法は土木・機械分野のみならず医学・考古学・人類学へも応用できると示唆した (丸安，1964)。
- 中尾らは，航空写真測量の技術を活かして，人体測定への応用を試みた (中尾他，1968)。
- 大川らは，人間工学用 3 次元描写装置を開発した (大川他，1965)。その後，人体測定に写真計測法を応用した場合の利点と欠点を整理し，それも含めて，他の生体計測システムを展望した (大川，1970)。

1980年代は、光投影法が主流になり、通常の写真計測法は傍流の一つになったが、近年、ハードウェアからソフトウェア重視へと転換し、商品化させた例があった(高地他, 2004). 図 2.31(i)参照.

■北村らは、市販のデジタルカメラ2台とプロジェクタ1台で構成された機器を使って得られたステレオ画像から、3次元計測が行えるソフトウェアを開発した(北村他, 2010).

《 モアレ計測 》

■高崎は、人体を対象にしたモアレを報告し、この分野の嚆矢となった(Takasaki, 1970 ; 高崎, 1982). また同時に発表した Meadows らは、飛行機の模型を使って数式解析を行い、表面等高線法の有用性を報告した(Meadows *et al.*, 1970). さらに、高崎らは様々な試作機を作り続けた(築地他, 1975 ; 吉野他, 1976 ; 高崎他, 1984).

その後のモアレ研究は、使われるカメラが変遷の主役であった.

■寺田は、市販のスチールカメラを用いたモアレ縞等高線撮影装置を開発し、人体の立体計測を試みた(寺田, 1973). しかしながら、試作機の全重量は1500 kgあり、field work に使うためには、軽量小型の開発が必要であると報告した.

■樋口らは、専用のモアレカメラを使って、体表長をマルチン法と比較した(樋口他, 1982).

■大藤らは、CCDカメラを用いたモアレトポグラフィ法による3次元形状計測装置を開発し、カイロプラクティック施術前後の上前腸骨棘の位置を測定した(大藤他, 2007).

注：カイロプラクティックとは、指圧・按摩・整体等の手技療法の一つで、主に椎骨や骨盤の歪みを徒手で改善させることを目的とする.

《 体形モデル 》

■黒川は、測定データを効率的に活用するには、体形モデルを用いて体形データに変換する必要があると主張し、体形モデルを衣服設計に応用した(黒川他, 1994 ; 黒川, 1998).

■河内は、コンピュータマネキンの現状を概説し、今後の課題として、子供・高齢者・障害者のような少数集団への対応を挙げた(河内, 1999).

■美濃らは、人体形状計測では、目的に応じた精度を設定し、それに応じた方法を研究する必要があるという考えから、3次元人体形状モデルの作成・利用方法を解説した(美濃, 2001).

■安田らは、球関節人体モデルにおいて関節可動域のもつ解剖学的特性を再現させる手法を提案した(安田他, 2009).

■中村らは、3次元人体形状モデルの体形データから、26項目の身体計測値を推定する方法を提案した(中村他, 2011).

静的な3次元データのみならず、動的なデータも包括する研究も進んでいる.

■浮田は、予め学習しておく『人体に関する事前知識』を利用して、時系列画像から人体の3次

元形状・姿勢・運動を推定する方法を提示した(浮田, 2010).

《 オクルージョン 》

- 山内らは, 人体の顎の下・腋・股等に発生するオクルージョン(Occlusion)を少なくする目的で, 1本のポールに4個のレンジファインダ(Range Finder, 測距計)を搭載し, それを4本配置した計測システムを考案した(山内他, 2005).

注: オクルージョンとは閉塞や遮蔽の意味だが, ここでは照射光が部位に入り込みにくいことをさす.

しかしながら, オクルージョンに関しては, 悲観的な見方も根強い.

- 河内らは, 「光学的計測原理を用いる限り, 影になって隠れる部分の低減には限界があり, 正立位での腋の下や股の間を精度良く計測することは, 将来においても困難である。」という認識を示した(河内他, 2005). そして, 彼らはオクルージョンが発生し難い姿勢での測定に注力した.

《 その他 》

- 見寺らは, 3次元人体測定器の利用において, 障害者が計測場所に出向けるように, 自由な場所に設置できる簡易式のシステムについて実験を行った(見寺他, 2010).
 - 横田は, 人体形状計測技術は体形データと健康データの相関から, 疾病の判断に適用できる可能性があるとし唆した(横田, 2010).
-

第3章

形態の測定

第3章 形態の測定

1. 精度試験

1.1 調整

リードスクリー形測定器は調整後、それ自身の精度測定を行ったが、スライド形測定器は調整だけで済ませることができた。その理由は、スライド形は構造上、本体に取り付けた直尺の性能に依存していたため、スライド形の精度は直尺の精度とほぼ等しかったからである。しかし、スライド形は測定前には必ず、設置の調整とスライドベースの調整を行う必要があった。それに対して、リードスクリー形は、精度測定時の調整後には、再調整はほとんど必要なかった。

開発器の調整は以下の点に留意した。

- ①リードスクリー形は、リニアスライドガイド(Linear Slide Guide)に対して、アーム(Arm)を直角にして、レーザ光線を平行にした(図 3.1(a))、
- ②スライド形は、リニアスライドガイドに対して、スライドベース(Slide-base)上のレーザマーカのレーザ光線とロッドを直角にした(図 3.1(b))。

レーザマーカの照射口は多少偏心していたが、アームやスライドベースに固定されると、移動方向との相対位置が一定になったため、偏心による影響は無かった。

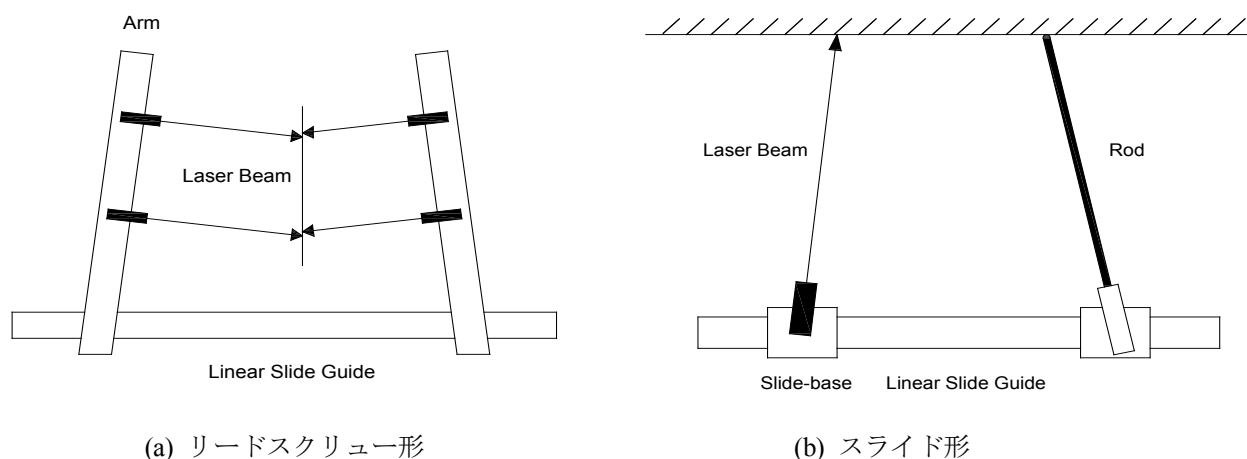


図 3.1 開発器の調整前の状態

- (a) アーム(Arm)が傾き、レーザ光線(Laser Beam)がリニアスライドガイド(Linear Slide Guide)に対して、平行になっていない。
- (b) スライドベース(Slide-base)から照射されたレーザ光線やスライドベース上に設置されたロッド(Rod)が、リニアスライドガイドに対して、垂直になっていない。

1.2 リードスクリー形測定器の試験方法

(1) 測定対象

測定対象は、図 3.2 に示すように、2 個 1 組の台付直角定規(スコヤ)を使った。それらを直尺上に対向配置し、長片の背に白色ケント紙を貼り、直角定規の背面間の距離が、300 mm になるように CM 型ノギス(図 3.3)を使って設定した。300 mm に設定した理由は、①それが開発器の測定可能範囲の中央値であること、②人体の部位長の多くがその値以内にあることに因る。

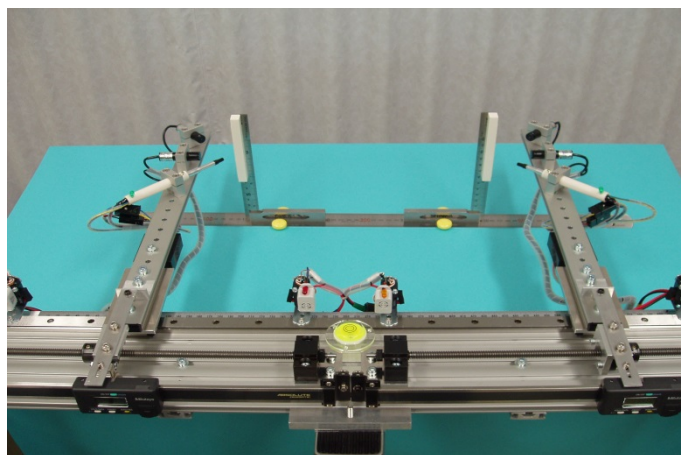


図 3.2 リードスクリー形測定器の精度試験(外観)

設定

ファイリングキャビネットの上に直尺を置き、その上に 2 個 1 組の台付直角定規(長片の背に白色ケント紙を貼る)を対向配置し、直角定規の背面間の距離を 300 mm に設定する。

仕様

- ファイリングキャビネット(高さ 70 cm)
- 直尺(600 mm, JIS 1 級, 長さ許容差 ± 0.20 mm ; 14036, シンワ)
- 台付直角定規(長片 15 cm ; 62009, シンワ)
- 白色ケント紙(1461, オストリッチ)



図 3.3 CM 型ノギス

仕様

- 固定ジョウ(左)と移動ジョウ(右)には、それぞれ 3 箇所 of ネジ穴をあける。
- 測定範囲 600 mm, 器差許容値 ± 0.05 mm, 最小読取値 0.02 mm (CM-60, 新潟精機)

(2) 設定

本体は高さが 80 cm になるように三脚で調整支持した。図 3.4 に示すように、レーザマーカの配置は、 $\angle A=45^\circ$ 、 $\angle B=90^\circ$ 、 $AB=60\text{ mm}$ に設定した。その結果、焦点距離は計算から 60 mm になった。点 A のレーザマーカ A と点 B のレーザマーカ B から 2 本のレーザ光線を直角定規 (Square) の長片上の白紙面 (White Paper) に照射させた。レーザマーカ B は絶えず紙面上の一点を照射し続けたため、レーザスポット光は対象物の目標測定点から外れることがなくなった。したがって、測定者はアームを動かしている間、レーザマーカ A からの照射スポット光の遠近移動だけを注視することができた。プローブ (Probe) は焦点距離から約 7 mm 離して配置した。その焦点合致は、LED の光とブザーの音の発生・消滅そして測定者の目視によって得られた。測定中はファイリングキャビネットと本体の上に水準器 (76037, シンワ) を置いて水平度を確認した。

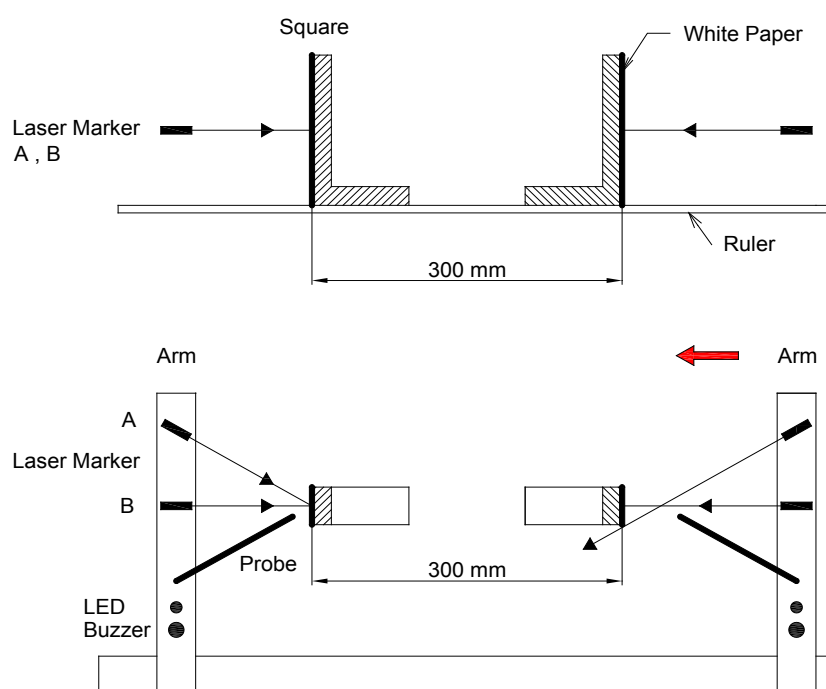


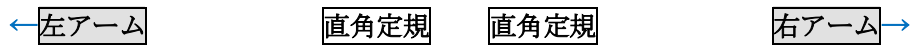
図 3.4 リードスクリー形状測定器の精度試験(設定)

レーザマーカ (Laser Marker) A, B は、 $\angle A=45^\circ$ 、 $\angle B=90^\circ$ 、 $AB=60\text{ mm}$ に設定する (焦点距離は計算から 60 mm になる)。2 個のレーザマーカの照射スポット光が、直角定規 (Square) の長片の白紙上で 1 つに合致されるまで、アームを近づける。焦点合致はプローブ (Probe) の検知を知らせる LED 光とブザー音の発生・消滅、測定者の目視によって確認する。

(3) 測定手順

アームの移動量は、デジタルスケールユニット (Digital Scal Unit; DSU) の表示値によって求めた。光と音の発生量は最大を、消滅量は零を判定基準とした。したがって、ほのかに光ったり、かすかに聞こえたりすることは検知として認めないことにした。アームの移動は、「光発生—目視—光消滅」、「音発生—目視—音消滅」の順で行い、これを 1 サイクル (以下の①~⑩) とした。

- ① 左右のアームを対象物から数 10 mm 離れた任意の位置に移動させる《外側方向移動》



- ② 左右のアームを対象物方向に移動させる《内側方向移動》



- ③ 同方向に移動させ、LED の発光時★の DSU の値を読む《光の発生》



- ④ 同方向に移動させ、焦点合致時●の DSU の値を読む《目視観察による合致》



- ⑤ 同方向に移動させ、LED の発光消滅時☆の DSU の値を読む《光の消滅》



- ⑥ 左右のアームを最初の位置付近に戻す《外側方向移動》



- ⑦ 左右のアームを対象物方向に移動させる《内側方向移動》



- ⑧ 同方向に移動させ、ブザーの発音時♪の DSU の値を読む《音の発生》



- ⑨ 同方向に移動させ、焦点合致時●の DSU の値を読む《目視観察による合致》



- ⑩ 同方向に移動させ、ブザーの発音消滅時♪の DSU の値を読む《音の消滅》



1.3 リードスクリー形測定器の試験結果

直角定規間の距離 (300 mm) の測定結果を表 3.1 に示す。

表 3.1 直角定規間の距離 (300 mm) の測定結果 (Susato, 2011)

直角定規間の距離 300 mm を駆動方式・検知素子・検知条件によってリードスクリー形測定器で測り、器差を求めた。各測定は 10 回行った (全測定において正規性は確認された)。1 回の測定時間は 15~60 秒かかった。

リードスクリー 形の移動方式	検知 (素子)	アーム	検知条件	デジタルスケールユニット の読値 (mm)		直角定規間距離 (mm)		器差 (mm)
				平均値①	標準偏差②	平均値③	標準偏差④	⑤ = ③ - 300
半自動	光 (LED)	左	発生 ^a	183.83	0.35	302.23	0.28	2.23
			目視	185.62	0.23	298.53	0.22	-1.47
			消滅	187.52	0.23	294.46	0.21	-5.54
		右	発生	161.61	0.17	-	-	-
			目視	159.70	0.16	-	-	-
			消滅	157.53	0.23	-	-	-
	音 (ブザー)	左	発生 ^a	184.20	0.09	301.39	0.14	1.39
			目視	185.57	0.11	298.37	0.23	-1.63
			消滅	187.44	0.06	294.40	0.13	-5.60
		右	発生	161.13	0.11	-	-	-
			目視	159.49	0.19	-	-	-
			消滅	157.39	0.09	-	-	-
手動	光 (LED)	左	発生	179.26	0.24	301.78	0.33	1.78
			目視	180.87	0.17	298.47	0.24	-1.53
			消滅 ^b	183.00	0.23	293.69	0.31	-6.31
		右	発生	156.59	0.15	-	-	-
			目視	154.89	0.16	-	-	-
			消滅	152.24	0.20	-	-	-
	音 (ブザー)	左	発生	179.53	0.43	301.46	0.66	1.46
			目視	180.70	0.17	298.69	0.26	-1.31
			消滅 ^b	182.63	0.12	294.40	0.31	-5.60
		右	発生	156.54	0.36	-	-	-
			目視	154.94	0.20	-	-	-
			消滅	152.58	0.31	-	-	-

t 検定: ^a $p < 0.01$, ^b $p < 0.01$.

表中の①は、左右のアームに接続された DSU の値を示す。その値はアーム、すなわちレーザーマーカの位置を示す。③は左右の直角定規間の距離である。その距離は DSU 値とレーザーマーカの焦点距離から求めた値となる。

直角定規間の距離 300 mm を「真の値」とみなすと、測定器の器差は、次式のように表される。

$$\text{⑤} = \text{③} - 300 \quad (3.1)$$

この表から次のことがわかった。

- (1) 器差⑤は，発生・目視・消滅の検知条件によってその大きさが異なった。それらの器差の差は，「発生－目視」間と「目視－消滅」間とは，ほぼ一定間隔(3～4 mm)であった。例えば，半自動式の光検知における器差は，発生が 2.23 mm，目視が-1.47 mm となり，その差は 3.70 mm ($2.23 - (-1.47) = 3.70$)となった。同様に消滅は，-5.54 mm となり，目視との差は 4.07 mm ($-1.47 - (-5.54) = 4.07$)となった。
- (2) 直角定規間距離③に関して，半自動式の「光発生」と「音発生」には有意差があった($p < 0.01$)。さらに，手動式の「光消滅」と「音消滅」にも有意差があった($p < 0.01$)。

なお，器差に関しては，本章の考察 5.1.1 でも議論した。

1.4 スライド形測定器の調整方法

スライド形測定器の精度は、リニアスライドガイドと共に設置された直尺の精度に依存していた。問題となったのは、リニアスライドガイド上を動くスライドベース上に搭載されたレーザーマーカとロッドの取付け精度であった。本節ではその精度を上げるための調整について述べる。方法は以下のとおりであった。

- ①リニアスライドガイドを床に垂直に置き、図 3.5 に示すように、400 mm(ロッドの最大有効長)離れた場所に、2 m の基準用直尺(Reference Ruler)を設置した。

注：リニアスライドガイドと基準用直尺の床に対する垂直度は、両方の先端から重りを垂らして確認した。

- ②レーザースポット光の直尺への照射位置が 1000 mm になるように、レーザー用スライドベースを調整した。
- ③ロッド先端下縁と直尺との接触位置が 1000 mm になるように、ロッド用スライドベースを調整した。

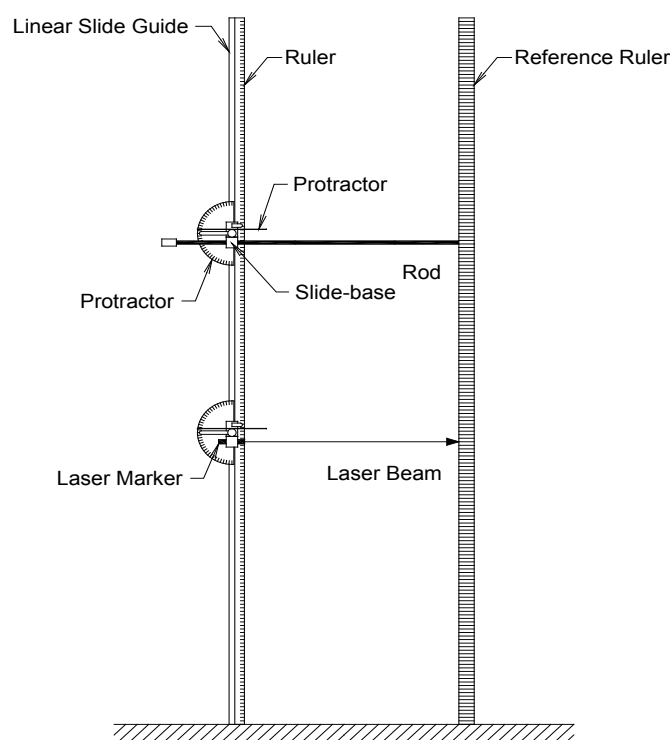


図 3.5 スライド形測定器の調整

リニアスライドガイド(Linear Slide Guide)上の特定の位置(1000 mm)に置かれたレーザーマーカ(Laser Marker)の位置とロッド(Rod)の位置が、基準用直尺(Reference Ruler)の特定の位置(1000 mm)と一致するように、スライドベース(Slide-base)を調整する。

2. 骨格モデル A の測定

2.1 測定目的

一般に、骨の形状は全体的に凹凸が大きく、非対称であるが、測定点の特徴が顕著なので、その視認とレーザ照射の設定は容易である。さらに、表面が堅固なため接触式プローブで部位を圧迫しても変形しない。

測定の目的は、次のことを調べることであった。

- ①接触式測定値と非接触式測定値のバラツキの比較(測定器によって、どの程度の測定バラツキが生じるか)
- ②人骨測定法(Osteometry)への適用性(従来測定器の代替や補完がどの程度できるか)

2.2 測定方法

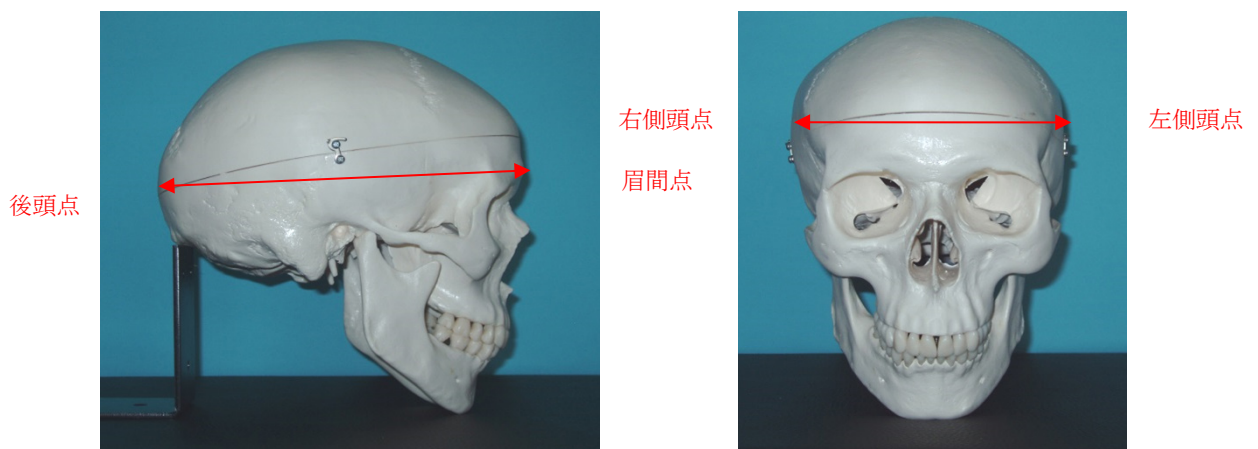
(1) 条件

- ①測定点は視診によって探知し、視覚測定点を用いた。
- ②点間測定(1次元測定法)で行った。

(2) 対象と内容

- ・等身大の人体骨格モデル A(男, 170 cm ; A15, スリービー・サイエンティフィック)を用いた。
- ・測定部位は、頭蓋・骨盤から 4 項目を選び、各項目を接触式と非接触式の測定器で測定した。その項目は、次のとおりであった(図 3.6)。

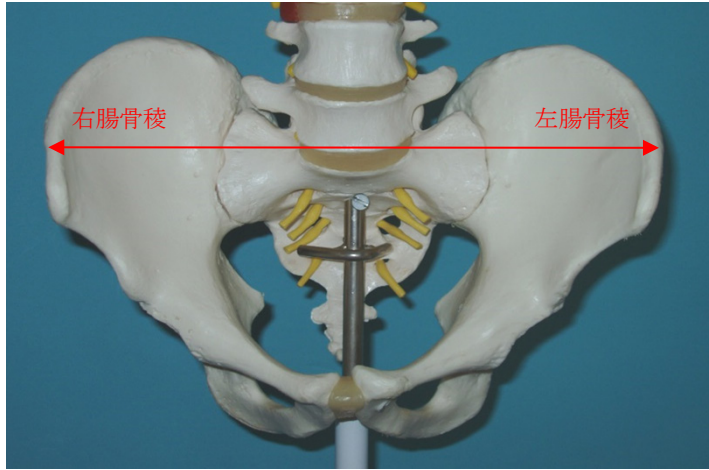
- (a) 脳頭蓋最大長(生体の「頭長」に相当する), 測定点は後頭点 *opisthocranion* と眉間点 *glabella*
- (b) 脳頭蓋最大幅(同「頭幅」), 測定点は左右の側頭点 *euryon*
- (c) 最大骨盤幅(同「腸骨稜幅」), 測定点は左右の腸骨稜外面の最外側突出点
- (d) 腸骨幅(同「腹部厚径」), 測定点は上後腸骨棘の最後方点と上前腸骨棘の最前方点



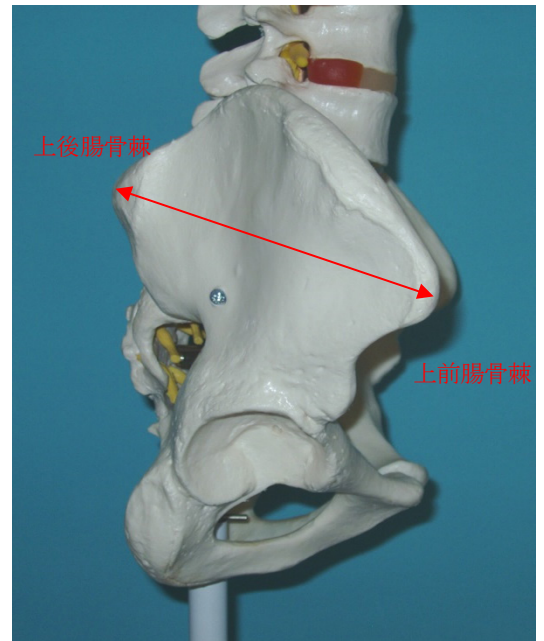
(a) 脳頭蓋最大長

(b) 脳頭蓋最大幅

図 3.6 骨格モデル A (1/2)



(c) 最大骨盤幅



(d) 腸骨幅

図 3.6 骨格モデル A (2/2)

(3) 手順

- ①頭蓋は、改造ノギスとリードスクリー形測定器(手動，目視検知)を用いて，各 10 回測定した。
- ②骨盤は，ロッドスライド形測定器とレーザスライド形測定器を用いて，各 10 回測定した。

(4) 投影距離

測定点間距離が設置水平面に対してどのような関係にあるかを記す。ここでは測定点間距離を水平面に投影した距離を「投影距離」と呼ぶ(第 4 章 6.4 節参照)。

- (a) 脳頭蓋最大長は傾斜している : 測定点間距離 \neq 投影距離
- (b) 脳頭蓋最大幅は平行である : 測定点間距離 = 投影距離
- (c) 最大骨盤幅は平行である : 測定点間距離 = 投影距離
- (d) 腸骨幅は傾斜している : 測定点間距離 \neq 投影距離

2.3 測定結果

骨格モデル A の測定結果を表 3.2 に示す。表中の「NC/C」は、非接触測定値 NC の接触測定値 C に対する比を表す(以降, NC/C)。

表 3.2 骨格モデル A の測定結果 (Susato, 2011)

頭蓋と骨盤の距離を接触式測定器と非接触式測定器で測り、それらの値の比を NC/C で表した。各測定点は規格で定義された測定点とそれに対応する視覚測定点で表した。各測定は 10 回行った(全測定において正規性は確認された)。1 回の測定時間は、接触式では 15~60 秒、手動による非接触式では、15~30 秒かかった。リードスクリー形測定器は、生データに補正を行った。

部位	項目	始点		終点		接触式C (mm)		非接触式NC (mm)		NC/C	t-test p value
		測定点	視覚測定点	測定点	視覚測定点	改造ノギス		リードスクリー形			
						平均値	標準偏差	平均値	標準偏差		
頭蓋	脳頭蓋最大長	眉間点	凸点	後頭点	後方点	182.18	0.14	182.52	0.53	1.002	0.07
	脳頭蓋最大幅	左側頭点	左側点	右側頭点	右側点	138.3	0.09	138.60	0.36	1.002	0.03

部位	項目	始点		終点		接触式C (mm)		非接触式NC (mm)		NC/C	t-test p value
		測定点	視覚測定点	測定点	視覚測定点	ロッドスライド形		レーザスライド形			
						平均値	標準偏差	平均値	標準偏差		
骨盤	最大骨盤幅	左腸骨棘	左外側縁点	右腸骨棘	右外側縁点	259.8	0.58	262.0	0.00	1.008	<0.001
	腸骨幅	上前腸骨棘	前外側縁点	上後腸骨棘	後外側縁点	146.9	0.37	148.0	0.00	1.007	<0.001

この表から次のことがわかった。

- ①全ての NC/C は 1.00 に近かった。しかし、標準偏差に関しては、リードスクリー形は改造ノギスより大きく、ロッドスライド形はレーザスライド形より大きかった。レーザスライド形の標準偏差は、0.00 になった。その理由は、直尺の目幅が 1 mm であり、読み取りが容易となったが、値はおおざっぱになり、その結果、測定値が毎回同じ値になったからだと思われる。(ロッドスライド形の正規性は、正規確率プロットで確認できたが、レーザスライド形の正規性は標準偏差(SD)が 0.0 のため不能であった。)

解釈

リードスクリー形とレーザスライド形は、ともに同じ型式のレーザーマーカを用いているが、標準偏差に関しては大きな違いがあった。その理由は、前者は複雑な構造をもった測定器から発せられた 2 個のスポット光による合致、後者は単純な構造をもった測定器から発せられた 1 個のスポット光による外側端への照射であったことに因る。

- ②「脳頭蓋最大幅」、「最大骨盤幅」、「腸骨稜幅」の平均距離は、接触式と非接触式とでは有意差が

あった(それぞれ, $p=0.03$, $p<0.001$, $p<0.001$). 一方, 「脳頭蓋最大長」の平均距離は, 接触式と非接触式とでは有意差が無かった($p=0.07$).

検討

■「脳頭蓋最大幅」と「最大骨盤幅」は, ほとんど左右対称なので, 測定点の空間位置関係は同じになり, かつ, 点間直線距離は設置水平面に対して平行であったので, 投影距離と等しくなった. このような場合では, 普通のノギスや滑動計・桿状計・触覚計のように把持できる接触式測定器にとっては都合が良い. つまり, 測定値のバラツキが少なくなることが期待できる. それに対して, 「脳頭蓋最大長」と「腸骨幅」は左右非対称なので, 左右の測定点位置はまったく異なり, 点間直線距離と投影距離は等しくならなかった(図 3.6(a)(d)参照). 表 3.2 で改造ノギスの SD が, 「脳頭蓋最大長」(SD : 0.14 mm) よりも「脳頭蓋最大幅」(SD : 0.09 mm) の方が, 小さかったのは, この理由によると考える.

■矢状面を基準にとると「腸骨幅」は, 2 つの測定点位置に観測側から見て遠近があったし, 点間直線距離は設置水平面に対して傾斜もあった. つまり, 2 つの測定点は同じ矢状面上には無かった.

注: 「腸骨幅」の測定点である「上前腸骨棘」と「後前腸骨棘」を含む面は, 言わば「斜め矢状面」あるいは「斜め前頭面」と表現できるかもしれない. このような場合, 点間直線距離を接触式測定器で測定することは困難であった. たとえ, 長いジョウをもつ改造ノギスや長いロッドをもつロッドスライド形を使っても, レーザスライド形のレーザ光線の直進性にはまったく及ばない.

■人骨の直線距離と投影距離に相違が生じる根本的な原因は, 骨の基準線や基準面が皆同一ではないことに因るが, それについて文献では, 次のような説明をしている.

人骨計測の場合は人体全体に共通する平面ではなく, それぞれの骨(骨格)によって固有の平面が設定されるので要注意. 他にも任意の基準面に投影されることがある. …

一定の直線としては, 骨の長軸や横方向等の, やや漠然とした基準線が設定されることが多く, 滑動計や管状計の本尺をこの基準線と平行に保って計るのが一般的である. …

(人類学講座編纂委員会編, 『人体計測法 II 人骨計測法』, p. 164, 1991)

これを読むと, 基準線や基準面の設定には, 多少恣意的なところがあると感じられる.

《 要点 》

■以上までの議論により, 開発器は人骨の形態測定に対応できると判断した.

3. マネキン A の測定

3.1 測定目的

粗い表面をもつ骨格と異なり，滑らかな曲面が多いマネキンを測定する目的は，次のことを調べることであった。

- ①自由姿勢の空間内測定(全身の測定点間の距離と角度が，どの程度測定できるか)
- ②接触式測定値と非接触式測定値のバラツキの比較(測定部位によって，どの程度の測定バラツキが生じるか)

3.2 測定方法

(1) 条件

- ①使用したマネキンは曲面が多く，特徴が少なかったため，視覚測定点を明確に探知・設定できなかった。したがって，規定測定点と思われる箇所に黄色のタックシール(外径 8 mm)を貼り，その中心を照射目標とした。
- ②点間測定(1次元測定法，3次元測定法，奥行き測定法)で行った。

(2) 対象と内容

- ・等身大のマネキン A(女，175 cm，黒トリコット布；SD102，スズヤ)を用いた。
- ・首，肘，股，膝関節を屈曲した座位姿勢にさせた(図 3.7)。上半身は脳性麻痺を想定した。
- ・測定点は，手関節橈側，おとが点，肩峰点，肘関節橈側，上前腸骨棘，膝蓋骨点，腓骨外果の 7 箇所に設定した。



測定点は上から，
手関節橈側点
おとが点
肩峰点
肘関節橈側点
上前腸骨棘点
膝蓋骨点
腓骨外果点

図 3.7 マネキン A

- ・測定部位は、頭部・体幹・上肢・下肢から 8 項目を選び、その内 5 項目を接触式と非接触式の測定器を用いて、距離を測定した。それらの項目は、「おとがい点－手関節橈側」、「おとがい点－肘関節橈側」、「肘関節橈側－上前腸骨棘」、「上前腸骨棘－膝蓋骨」、「膝蓋骨－腓骨外果」であった。残りの 3 項目は角度を測定した。『始点－中心点－終点』の表記を使うと、それらは「おとがい点－肘関節橈側－手関節橈側」、「肩峰点－上前腸骨棘－膝蓋骨」、「上前腸骨棘－膝蓋骨－腓骨外果」であった。

(3) 手順

- ①各項目は、改造ノギスとレーザスライド形測定器で各 10 回測定した。
- ②レーザスライド形はマネキン A の右側に設置した。
- ③レーザスライド形はレーザマーカを 2 個使い、垂直角は、 $\alpha_a = \angle A = 60^\circ$, $\alpha_b = \angle B = 90^\circ$ に設定した。焦点合致によって、両レーザマーカのリニアスライドガイド上の位置情報 $L_a \cdot \beta_a$, $L_b \cdot \beta_b$ を得た (図 2.12 参照)。
- ④距離と角度は計算で求めた。

3.3 測定結果

マネキン A の測定結果を表 3.3 に示す。

表 3.3 マネキン A の測定結果(Susato, 2011)

頭部・体幹・上肢・下肢の測定点間(部位, 空間)の距離を接触式測定器と非接触式測定器で測り, それら値の比を NC/C で表した. 測定点間の内角は非接触式測定器のみで測定した. 各測定は10回行った(全測定において正規性は確認された). 1回の測定時間は, 接触式では15~60秒, 非接触式では15~30秒かかった.

部位	測定(領域)	測定点			接触式C		非接触式NC		NC/C	t-test p value
		始点	中心点	終点	改造ノギス		レーザスライド形			
					平均値	標準偏差	平均値	標準偏差		
頭部-上肢	距離(空間)	おとがい点	—	手関節橈側	153.10	0.97	157.60	0.00	1.029	<0.001
頭部-上肢	距離(空間)	おとがい点	—	肘関節橈側	292.90	1.32	297.90	0.00	1.017	<0.001
上肢-体幹	距離(空間)	肘関節橈側	—	上前腸骨棘	401.70	0.94	393.90	0.00	0.981	<0.001
体幹-下肢	距離(部位)	上前腸骨棘	—	膝蓋骨	382.80	0.88	370.10	0.00	0.967	<0.001
下肢-下肢	距離(部位)	膝蓋骨	—	腓骨外果	504.60	1.10	506.90	0.00	1.005	<0.001
頭部-上肢-上肢	角度(空間)	おとがい点	肘関節橈側	手関節橈側	—	—	30.9	0.00	—	—
体幹-体幹-下肢	角度(部位)	肩峰点	上前腸骨棘	膝蓋骨	—	—	79.4	0.00	—	—
体幹-下肢-下肢	角度(部位)	上前腸骨棘	膝蓋骨	腓骨外果	—	—	87.8	0.00	—	—

この表から次のことがわかった。

- ①NC/C が最も 1.00 に近いのは, 「膝蓋骨-腓骨外果」間距離(1.005)であり, 2つの測定点は水平投影面上で最も接近していた. つまり, 水平角の差が小さかった. 一方, NC/C が, 1.00 から最も離れていたのは, 「上前腸骨棘-膝蓋骨」間距離(0.967)であった. これら2つの測定点は, お互いが水平投影面上で最も離れていた. つまり, 水平角の差が大きかった. これらの結果から, 両測定点の水平角の差が, NC/C に影響を与えていることがわかった.
- ②レーザスライド形の標準偏差は 0.00 になったが, この理由は, 前節の骨格モデル A と同じである. つまり, 直尺の目幅が 1 mm であるために読値は容易になったので, 測定値が毎回同じ値になったことが理由だと思われる.
- ③各測定の平均距離は, 接触式と非接触式とでは有意差があった($p<0.001$).

検討

- レーザスライド形を使って計算によって得た角度は, 接触式の関節角度計で測定した角度とほぼ一致した. この確認作業において, 関節角度計を厳格に適用させるためには, 関節角度計の

アームを部位中に貫通させるか、あるいは部位を切断させる必要があったが、それは不可能であった。したがって、測定は関節角度計を空中に把持して、肉眼でおおまかに確認せざるを得なかった。

《 要点 》

- 以上までの議論により、開発器は自由姿勢(本研究では障害者姿勢)の形態測定に対応できると判断した。

4. 生体 A の測定

4.1 測定目的

生体は骨格に比べて次のような特徴をもつ。

- ①材質は弾力性がある
- ②形状は凹凸が少なく、曲面が多く、輪郭が曖昧である
- ③個人差が大きく、測定ごとに測定値が変動する

測定の目的は、曲面が多い人体の測定をとおして、次のことを調べることであった。

- ①接触式測定値と非接触式測定値のバラツキの比較(測定器の組合せによって、どの程度の測定バラツキが生じるか)
- ②生体測定法 (Somatometry) への適用性(従来測定器の代替や補完がどの程度できるか)

4.2 測定方法

(1) 条件

- ①測定点は視診によって探知し、視覚測定点を用いた。
- ②点間測定(1次元測定法)で行った。

(2) 対象と内容

- ・被験者は健常者 10 人(男 5 人, 女 5 人; 平均年齢 28.6 歳, SD 5.1 歳; 平均 BMI 20.1, SD 1.3 kg・m²; ボールを投げる手と蹴る足は全員右側). 実験趣旨を十分説明し, 実験参加の同意を得た。
- ・測定中の着衣は, 男は水泳用トランクス, 女はセパレート型水着(乳頭間測定時は上半身裸)とした。綿製の網キャップをかぶった。
- ・測定部位は, 頭部・体幹・上肢・下肢から 15 項目を選び, その内 14 項目を接触式と非接触式の測定器で測定した。残りの 1 項目は非接触式のみであった。その詳細を表 3.4 に示す。

(3) 手順

- ①14 項目は, 改造ノギス, リードスクリュー形測定器, ロッドスライド形測定器, レーザスライド形測定器の中から接触式・非接触式の 2 種類 1 組として, 各 3 回測定した。残りの 1 項目の「乳頭間幅」はレーザスライド形測定器のみで 3 回測定した。
- ②各開発器は被験者の右側または前後側に設置した。
- ③距離は直接読値で求めた。

表 3.4 生体 A の形態測定項目 (Susato, 2011)

各測定点は規格で定義された測定点とそれに対応する視覚測定点で表す。リードスクリー形測定器は、生データに補正を行う。

測定項目	姿勢	測定器	測定方向	始点		終点	
				測定点	視覚測定点	測定点	視覚測定点
頭長	座位	V-L	水平	眉間点 ^a	前方点	後頭点 ^a	後方点
頭幅	座位	V-L	水平	左側頭点 ^a	左側点	右側頭点 ^a	右側点
肩幅	座位	V-L	水平	左肩峰点 ^a	角点	右肩峰点 ^a	角点
臀幅	立位	V-L	水平	左臀部の最外側 ^a	左側点	右臀部の最外側	右側点
身長	立位	RS-LS	垂直	床面 ^a	—	頭頂点 ^a	上方点
脛骨上縁高	立位	RS-LS	垂直	床面 ^a	—	膝蓋骨の外側中央	凸点
座高	座位	RS-LS	垂直	床面 ^a	—	頭頂点 ^a	上方点
座位肩峰高	座位	RS-LS	垂直	床面 ^a	—	肩峰点 ^a	角点
座位膝蓋骨上縁高	座位	RS-LS	垂直	床面 ^a	—	膝蓋骨の中央	屈曲点
全頭高	座位	V-LS	垂直	頭頂点 ^a	上方点	おとがい点 ^a	下方点
上腕長	座位	V-LS	垂直	肩峰点 ^a	角点	肘頭の外側中央	屈曲点
前腕長	座位	V-LS	垂直	肘頭の外側中央	屈曲点	手関節端の尺側	付け根点
座位臀—腹厚径	座位	V-LS	水平	腹部最突出点 ^a	外側点	臀部の最外側 ^a	外側点
座位臀—膝蓋距離	座位	V-LS	水平	膝蓋骨の外側中央	角点	臀部の最外側 ^a	外側点
乳頭間幅	座位	LS	水平	乳頭点中央	突起点	乳頭点中央	突起点

V = 改造ノギス(接触式)

L = リードスクリー形測定器(非接触式)

RS = ロッドスライド形測定器(接触式)

LS = レーザスライド形測定器(非接触式)

^a JIS Z8500:2002

4.3 測定結果

生体 A の「乳頭間幅」以外の測定結果は、被験者の平均 NC/C の箱ヒゲ図で表し、それらを図 3.8 に示す。箱ヒゲ図を用いたのは、NC/C のバラツキを視覚的に調べるためであった。

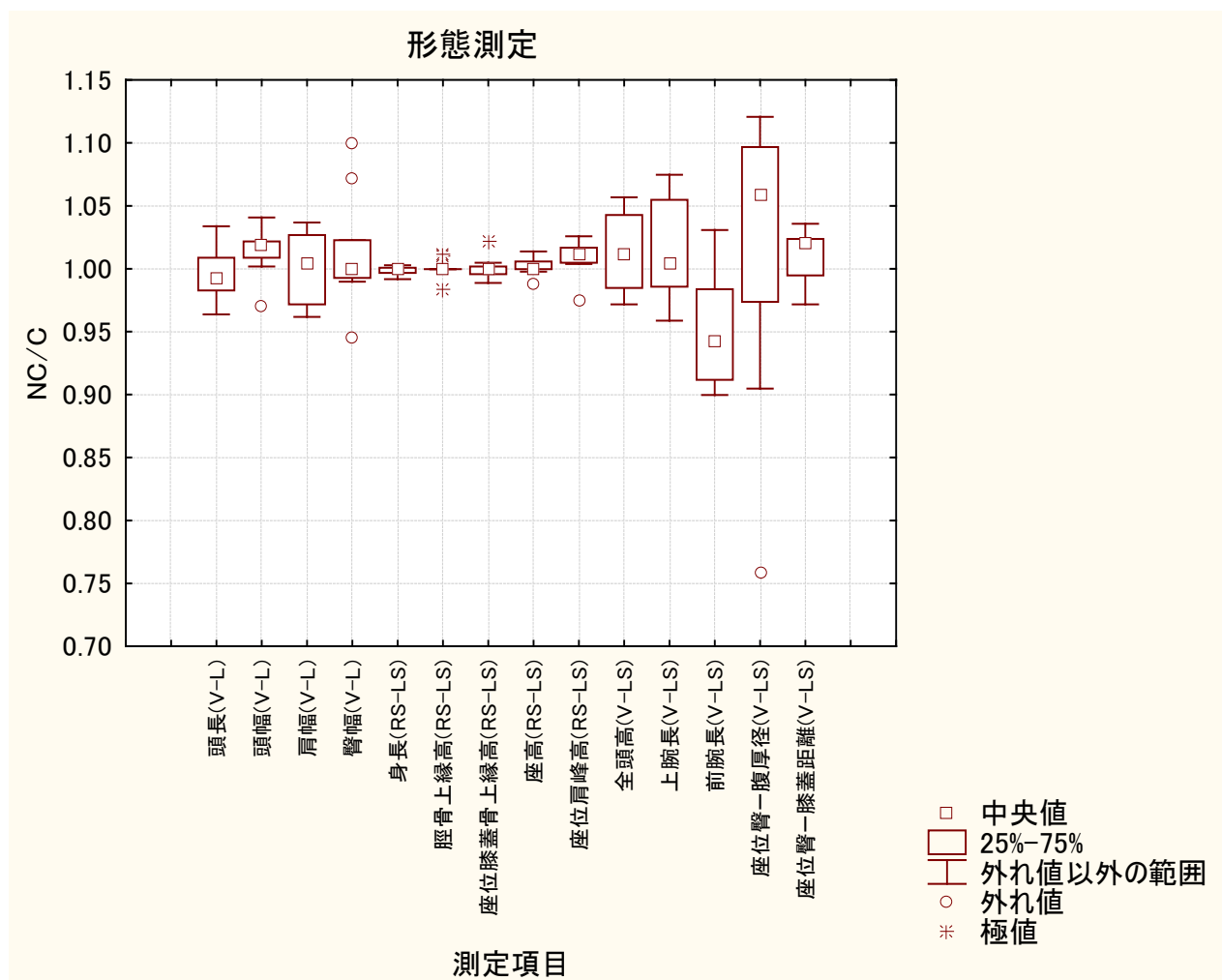


図 3.8 生体 A の測定結果(箱ヒゲ図) (Susato, 2011)

被験者 10 人(男 5 人, 女 5 人)の平均 NC/C を箱ヒゲ図で表した。測定器の略号は、V: 改造ノギス, L: リードスクリュウ形測定器, RS: ロッドスライド形測定器, LS: レーザスライド形測定器。各測定は 3 回行った(全測定において正規性は確認された)。1 回の測定時間は、接触式では 15~60 秒, 手動による非接触式では、15~30 秒かかった。

この図から次のことがわかった。

- ①部位によって、かなりのバラツキがあった。バラツキの最小は「身長」、最大は「座位臀-腹厚径」であった。
- ②測定器の組合せによって、かなりのバラツキがあった。全体では、ロッドスライド形とレーザ

スライド形(RS-LS)のNC/Cの範囲は小さく(0.98~1.03), 改造ノギスとレーザスライド形(V-LS)のNC/Cの範囲は大きかったが(0.91~1.12), その両NC/C群に有意差は無かった。

検討

- NC/C 範囲と外れ値の両方が最も大きい測定項目は、「座位臀-腹厚径」であった。また、NC/C 範囲は中程度でも、外れ値がその次に大きいのは「臀幅」であった。座位の臀部と腹部を接触式測定器で測定することは非常に困難であった。2つの測定点(臀部後面の最も突出した点、腹部前面の最も突出した点)が同一水平線上に無いことと、呼吸によって腹部が微動することが原因と考えられる。また、被験者の臀部の形状が、「寸胴」や「洋梨」のように腹部や臀部の境目が不明瞭な場合には、測定点(臀部の左右の最も外側に突き出た点)の設定が困難であった。「伸長」はNC/C 範囲が最も小さかった。これは測定点が床面と頭頂であり、両点とも同一垂直線上にあったためである。
- 接触式を使うときには、測定者は被験者に接近するため、左右の測定点に何度も交互に目配せしながら、測らなければならなかった。非接触式ではレーザマーカが2個あるため、一方の測定点に照射して固定した後、他方の測定点に移ることができた。つまり、一つ一つの作業に専念できた。さらに、被験者から離れて両方を目視によって再確認できた。
- NC/C は、両方式の誤差(主に系統誤差)の指標になる。ところが、この実験での生体の各部位は、必ずしも同一測定点で測定したとは言えなかった。なぜなら、測定前に測定点のマーキングを行わないので、測定時には毎回、測定者の視覚的判断によって測定点が決められたからである。このような場合、測定者による個人誤差が多く生じる危険性があると思われる(考察5.2.2参照)。

被験者ごとの「肩幅」と「乳頭間幅」の散布図を図 3.9 に示す。散布図を用いたのは、「肩幅—乳頭間幅」間データの相関関係を調べるためであった。

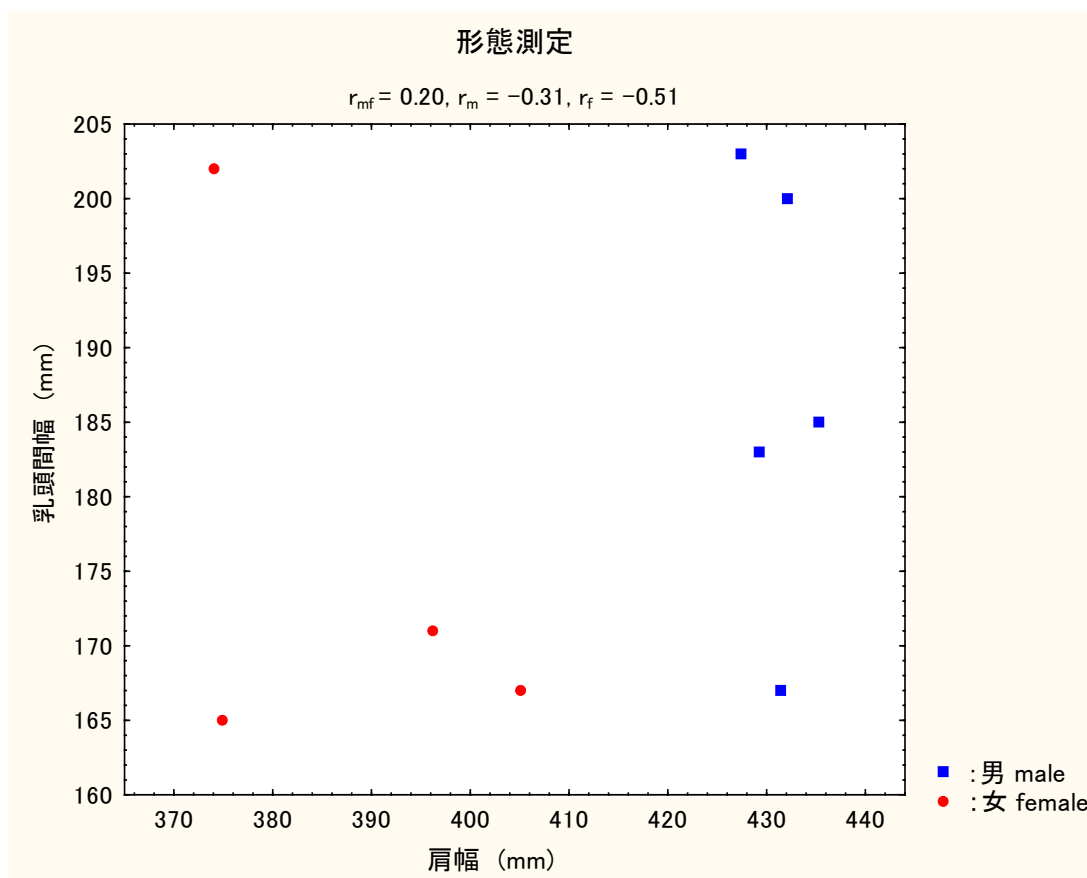


図 3.9 肩幅と乳頭間幅の散布図

注：肩幅はリードスクリー形測定器(1回の測定時間 30 秒), 乳頭間幅はレーザー
スライド形測定器(同 10 秒)を使用した。測定は 3 回行った(全測定において正規
性は確認された)。1 人の女子被験者(S1f)の乳頭間幅のデータは無かった。リー
ドスクリー形測定器は、生データに補正を行った。

この図から次のことがわかった。

- ①相関係数($r_{mf}=0.20$, $r_m=-0.31$, $r_f=-0.51$; m: 男, f: 女)から、肩幅と乳頭間幅の間にはあまり相関が無いことがわかった。相関係数の男女比較では、女のほうが男より高かった。

検討

■一般の感覚では、「肩幅が広いほど乳頭間も広い」と思われるが、この測定ではその説を否定するデータが得られた。被験者は男女ともやや細目の体形(平均 BMI 20.1, SD 1.3 kg・m⁻²)であったが、女子に関しては乳房の個人的形状によって、乳頭の相対的位置が異なったと思われる。しかし、測定時には、その形状の観察は行わなかった。

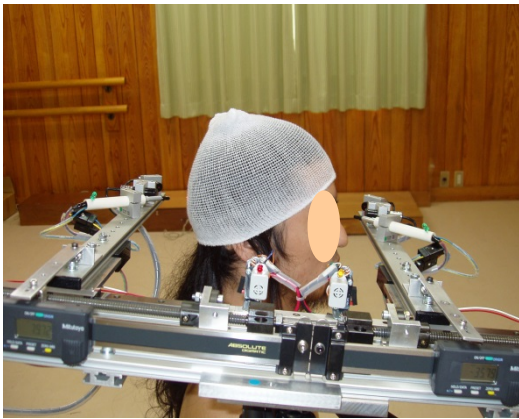
■JIS, ISO, ANSI 規格では「乳頭間幅」を規定していない。それに類似した項目として、生命工学研は「バスト点間隔(D19)」を規定しているが、そのバスト点の定義を次のように定めている。女子がブラジャーをつけた状態で直立姿勢をとったとき胸囲が最大になるレベルで、胸が最も前方に出ている点。乳頭点に対応する点として、新たに定義した。(生命工学研編、『設計のための人体計測マニュアル』, p. 15, pp. 56-57, 1994)

■Garret らは、「NIPPLE-NIPPLE」の測定に WAC (Women's Army Corps : 米国陸軍婦人部隊) のデータを用いた (N=8413, $X=19.34$ cm, $SD=2.16$ cm) (Garret *et al.*, pp. 1404-1405, 1971)。本測定では、被験者(日本人, 女子)のデータは, N=4, $X=18.13$ cm, $SD=1.58$ cm であった。

《 要点 》

■以上までの議論により、開発器は生体の形態測定に適用できると判断した。

測定風景を図 3.10 に示す。



(a) 頭長の測定



(b) 乳頭間等の測定



(c) 臀幅・肩幅の測定



(d) 身長等の測定

図 3.10 生体 A の形態測定風景

5. 考察

5.1 測定誤差と測定器の問題点

通常の人体形態測定では、従来から使われている接触式測定器を使って、測定点に触診でマークを付けてから1, 2回測定を行う。複数の測定者が参加するので、誤差の検討は、主として「測定者内誤差」と「測定者間誤差」が対象になる

注：検査者内誤差，評価者内誤差，観察者内誤差も同義とする。

河内らは、測定者内の偶然誤差と測定者間の系統誤差について分析し、従来の測定方法による誤差限界について述べた(Kouchi *et al.*, 1996, 1999)。本測定においては、新しい設計ではあるが、未だ認知されていない測定器を使い、測定点は毎回1人の測定者の視覚的判断(視診)によって、測定が10回または3回繰り返された。したがって、誤差を一般的な議論で行うことは困難である。しかしながら、開発器の器差と操作性等については、いくつか検討できた。

5.1.1 器差と精度

《 リードスクリー形測定器の器差 》

器差とは、(1)測定器が示す値から示すべき真の値を引いた値、(2)標準器の公称値から真の値を引いた値、と定義されている(JIS Z 8103:2000)。真の値(True value)を得るためには、標準器(Standard)を用意しなければならない。ところが、今回の開発した測定器に関しては、標準器や規格は存在しない。したがって、リードスクリー形測定器の器差を求めるために、測定対象として、直尺・直角定規・ノギス等の工業用測定器具を採用した。その理由は、それらの器差は、仕様によって保証されているため、リードスクリー形測定器の器差が求めやすくなるからである。特に、ノギスの器差が、今回の代用標準器である直角定規間距離300 mmの設定精度を左右した。その距離300 mmを「真の値」と仮定したため、リードスクリー形測定器の測定値をそれに極力近づけるように、測定器を調整(=校正)する必要があったが、今回は行わなかった。そして、その校正作業は保留して、測定値の補正作業に入った。その理由は、補正(Correction)によって、測定結果のカタヨリ(Bias)の原因となる系統誤差(Systematic error)をある程度小さくすることができる(松代他編, pp. 20-21, 1996)、と判断したからである。

今回の補正の仕方について考える。特定の対象物を測定する場合には、初めにアームの移動方式・検知の種類・検知の条件を事前に決める。リードスクリー形測定器の直角定規の測定結果(表3.1)から目視(半自動式, LED)による器差は、-1.47 mmとなった。これによって、補正値は+1.47 mmと設定できる。例えば、「頭長」を測り、189.00 mmとなった場合は、190.47 mmと補正される($189.00 + 1.47 = 190.47$)。同様に、駆動方式・検知素子・検知条件ごとに、それぞれの器差を用いて補正が可能になる。実際に骨格モデルAと生体Aの測定では、このような補正を行った。

しかし、問題はこのような補正値を固有の値として認められるかどうかである。今回のように

対象物の大きさによって、器差の値が変動している場合には補正值は固定できない。現段階のリードスクリー形測定器の完成度からでは断定できないが、補正值の設定に関して2つの方法が考えられる。①理想的に補正值を一つだけ設定する方法、②現実に測定する寸法範囲に応じて複数設定する方法である。

「発生－目視」間および「目視－消滅」間と直角定規間 300 mm との距離差が、ほぼ一定間隔(約 3～4 mm)であった原因を、器差からではなく、直角定規間距離の平均値からも調べることができた。そこでの状況は次のとおりであった。

プローブ先端のフォトセンサは焦点が完全に合致する前に、2個のレーザースポットが接近した時点で反応した。LED はアームを移動させて各スポット光が合致点の近傍に近づくと、光り始め、完全合致の少し前で最高度に光った。そのまま移動させ、目視で完全合致を確認し、さらに移動させても合致近傍では光り続け、近傍から外れると、急に消滅した。この状況はブザー音でも同じように観察された。

この光学的現象はレーザー照射の散乱光によって、移動しつつあったアーム上のフォトセンサが、その閾値で反応したためだと考えられる。その光学的閾値は、アームの移動距離、すなわち直角定規間の測定値から推定できた。例えば、表 3.1 の半自動の光検知における直角定規間距離③に注目すると、1.3 節の再掲載になるが、

「発生－目視」間の平均値の差： $302.23 - 298.53 = 3.70 \text{ mm}$

「目視－消滅」間の平均値の差： $298.53 - 294.46 = 4.07 \text{ mm}$

となった。これらの値は、半自動の音検知、手動の光検知または音検知でも、ほぼ同一の値となった。

アームの移動距離の差(=対象物の長さ)は、フォトセンサの入射指向性と感度、プローブの位置と伸縮長、レーザーマーカの位置と配置内角によって決められる。さらに、それらの調節具合によっては、照射面が凹部であっても深部までの測定が可能になる。ところが、プローブの検知を良くするために、プローブの先端を対象物に近づけすぎると、接触する危険性が生じてくる。

《 スライド形測定器の精度 》

ロッドスライド形測定器とレーザースライド形測定器の精度は、直尺の精度に依存していたため、その直尺の長さ許容値(Limit deviation tolerance)である $\pm 0.30 \text{ mm}$ を、器差の代わりに使えろと考える。この値を使うと、例えば、身長を測り、170.0 cm となった場合、169.97～170.03 cm まで許容されることになる。むしろ、スライド形測定器で問題になるのは、直尺と床との垂直度、直尺とレーザー光線やロッドとの直角度である。この直角度の調整はスライド形測定器を移動・設置するたびに注意深く行う必要があった。この種の問題は本研究のみならず、既存のアントロポメータのブランチ(探針用のアーム)と床に関しても、同じような垂直度に関する問題を有している。

5.1.2 操作性と誤差

リードスクリー形測定器の操作において、「目視」による光検知のときに、繰り返し LED の光の点灯の開始と終了を凝視して待つことは、測定者にストレスを与えた。それによって個人誤差が大きくなると感じた。ブザー音は、耳を澄まして待っていても、ストレスを感じることは無かった。同じ型番のブザーであっても、音質が微妙に異なり、判別は容易であった。したがって、リードスクリー形測定器の知覚に関しての操作性は、音検知の方が光検知より優れていると感じた。つまり、視覚より聴覚の方が知覚し易かった。また、音検知においては、表 3.1 の標準偏差は、「音の消滅」(0.31)の方が「音の発生」(0.66)よりも小さかった。つまり、音が聞こえ始めるより、聞こえなくなる方が知覚にムラがあった。このような光と音による刺激の問題は、生理学的かつ人間工学的に別途検討する必要がある。

「目視」による焦点合致には、機構上の仕様(ボールねじの送り量、モータの回転慣性等)に基づく操作が必要になったが、それには微調整の巧拙が現れやすくなると感じた。リードスクリー形測定器のリニアスライドガイド上にあるアームを移動させるのに要する力は、バネ式手秤(ST-02, 三光精衡)で量ると約 20 g になったが、アームに DSU を接続させると、要する力は約 200 g になった。前者ではわずかな力でアームを水平移動させることができたが、本体にわずかな傾斜があると自重で動き出してしまった。これに対して、後者ではアームを手動で移動させることは固かったが、焦点合致後はその位置を保持固定できた。したがって、リードスクリー形のアーム移動に関しての操作性は、半自動式の方が手動式より優れていると感じた。

「目視」が困難な凹部のような部位では、検知に光や音を使うことが適し、さらに視界に死角があれば音が適すると考えられる。一方、騒音の中であれば光が適していると考えられる。さらに、光または音の「発生」と「消滅」の両方が得られない場合は、前節で述べたような補正を行うことによって、測定値を推定できる。

測定者が一人で一貫して測定する場合は、測定者内誤差が検討されるべきである。実際の測定では、測定者の機器操作によって生じる個人誤差(Personal error)が、測定者内誤差に影響を与えると予想されたため、事前に測定者に対しては、接触式と非接触式の両方の測定器を習熟させた。さらに、測定器のアーム・ジョウ・スライドベース類の移動は、必ず対象に向かって一方向から徐々に近づける方法を遵守させた。つまり、移動動作において、行き過ぎたら戻して、また近づけるような「行き過ぎ量の調整」方法は厳禁した。このような測定操作の統一は、測定者の癖を減少させ、測定値のバラツキを減らすことができたと思う。しかしながら、その操作の統一のために測定値は高目になりがちになった。

5.1.3 精度評価の他の要因

測定の繰返し性 (Repeatability) は、直角定規、骨格モデル A、マネキン A で行った各 10 回の測定で確認された。測定の再現性 (Reproducibility) については、4 種類の対象はそれぞれ全て同じ条件で測定したため、ここでは論じることができない。

注：反復性は、測定対象・測定器・測定条件等を一度変更した後に、最初の状態に設定して、改めて測定を繰り返した場合をいう (JIS Z8103:2000, ただし、そこには相当する英語名の記載は無い)。

開発器の構造の信頼性 (Reliability) は、主として可動部に依存していた。しかしながら、リニアスライドガイドを採用したことによって、レーザーマーカやロッドのホルダー (保持部) は滑らかな動きが可能になった。そのため、レーザーマーカやロッドの移動操作において、トラブルは無く、測定器の安定性は維持できた。したがって、構造上の信頼性は高いと判断した。

リードスクリュー形のスライドガイド上のアームとスライド形のスライドガイド上のスライドベースの移動範囲は、それぞれ 100~600 mm (x-axis), 20~1880 mm (z-axis) であった。しかし、2 本のレーザー光線で形成される内角 C を鋭角にしたり、レーザーマーカを床に対して傾斜させたりすれば、それぞれ 100 mm 未満の長さや 20 mm 未満の高さを測定することができる。この方法を使うと、両非接触式測定器は接触式と同じように、零からスライドガイドの最大移動範囲までの測定値を得ることができる。

《 試験方法の確立 》

本研究では、精度測定の実験物体 (Test object) として直角定規 (形態測定) と方眼紙 (関節可動域測定) を用いたが、球体や立方体を試験物体やゲージとして使うことができる。重要なことは、①その物体の寸法 (平面度、真円度等の幾何公差も含む) が正確に測定されていること (Kouchi *et al.*, 2008 ; 河内他, 2009), ②その物体の設置 (上下左右の位置, 照射される方向) が規定されていることである。3次元スキャン法の規格 (ISO 20685:2010) は、測定器の実用上の精度決定に関して参考になる例を示している。手作り測定器の器差は、製造業者が保証している市販品の器差に比べて大きくなると予想されるため、データ補正と機器校正の方法を自分達で確立させる必要がある。

5.2 測定点設定の問題点

5.2.1 視診による測定点の設定

視診による誤差を、骨格モデルの「最大骨盤幅」と「腸骨幅」の標準偏差から検討する。ロッドスライド形測定器の標準偏差はそれぞれ 0.58, 0.37 であった、レーザスライド形測定器の標準偏差はそれぞれ 0.00, 0.00 であった。両測定器は、探知素子がロッドとレーザマーカという違いはあったが、ともに可動部と目盛部は同一であったため、このような標準偏差の差異の主な原因は、「同一の測定点」をどの程度精密に決定できたか、という評価判断にあると考える。

レーザスライド形測定器を使って標準偏差が 0.00 になったのは、「同一の測定点」が視診によって毎回検知されて決定され、結局、10 回の測定値が同一になったからであると考えられる。もし、「同一の測定点」が 1 回でも決定されなかったとしたら、その標準偏差は 0.00 にならなかったはずである。したがって、視診による検知が正確に実行されたと考える。一方、ロッドスライド形測定器を用いた場合も「同一の測定点」を、おそらく測定者は検知して決定したはずだが、実際には、測定時にロッド先端の接触圧によって測定値が異なると推測する。つまり、対象物への接触が標準偏差の差異を生じたと考える。

視診の対極にある触診について議論する。通常の人体測定では、専門員が測定点を触診で検知し、その皮膚に専用ペンでマークを付けたり、シールを貼ったりした後、計測員がそのマークの中心を視覚的判断に基づいて、測定器のプロープ(ジョウ、ブランチ含)を接触させて測定する。触診法による測定においても視診的な行為が含まれていることになる。したがって、計測員によるマークの中心位置の決定と測定器の探針の当て方を、視覚的に判断したことによる誤差が生じる可能性が高いと言える。

複数の計測員が参加して、「同一のマーク」を測定したとしても、計測員間にはバラツキが生じる(=測定者間誤差)。生体特有の日内変動・呼吸・動揺等の因子を除いた条件下であっても、各計測員の測定値は異なる。一般に、人間の視覚的な位置決めは、個人差が大きいので困難になる。それに加えて、測定物は生身の弾力性のある皮膚である。そのような実情は、熱膨張の変化が無いという環境下で、金属片をノギスのジョウに突き当てて測っても、各人の測定値が微妙に異なる場合を想起すれば理解し易い。

河内らは、従来から行われている接触式の頭蓋計測の誤差と測定点について次のように示唆した。彼らの主張は、非接触式による人体測定にも通用する。

これらの測定では、伝統的な手作業による方法が採用されている限り、われわれは測定誤差を徹底的に減少させる期待はもてない。可能性のある解決策は、写真測量や非接触 3 次元測定のように、今までとは異なる測定方法を導入することである。しかしながら、たとえ異なる測定方法が導入されても、測定点は人によって位置決めされ、マーク付けされなければならない。測定点の位置決めでの詳細な指示は、観測者間の技術差を最小にするために必要である。明快な定義だけでは不十分である (Kouchi *et al.*, 1999)。

5.2.2 視覚測定点の普遍性と課題

視覚測定点の普遍的適用における課題とその解決策を論じる。

《 測定点の代替 》

大部分の測定点は、次の3種類に分類できる。

- ①厚い皮膚(筋肉・靭帯を含む)の下にある骨測定点(例：肩峰点)
- ②薄い皮膚の下にある骨測定点(例：外果点)
- ③位置や形状に特徴がある特徴点(例：耳珠点，口点)

②と③は視覚測定点として定義することが可能であり、その位置は骨測定点や特徴点とほぼ同一になると考えられる。したがって、視覚測定点はそれらの測定点の代替点となり得る。ところが、①は覆っている皮膚の厚みに個人差があるため、皮膚の下の骨測定点と皮膚上の視覚測定点とが一致する程度は人によって異なる。したがって、視覚測定点は代替点にはなり難く、むしろ近傍部を指示する二次的な近似点として使われるべきだと考える。したがって、触診による測定点と視診による視覚測定点との一致の程度は、①に対しては低くなり、②と③に対しては高くなると予想される。

一般に、測定点の設定精度は、専門員や熟練者の経験に基づく判断に依存されるが、視覚測定点の設定評価は、普通の測定者の観察に委ねられている。実用上の問題は、視覚測定点を標準的測定点の代替や補完として用いるときの観察の質にある。測定点のみならず測定点の周りの状態(肥厚・陥凹・変形等)も十分に観察してから、その位置とそれに対応する名称を決定しなければならない。これに留意すれば、触診時の測定点と視診時の視覚測定点とは、接触測定時と非接触測定時の両方において、対等な普遍的共存が可能になると考える。

規定測定点の種類と内訳について、主要な規格やデータ集から調べた。以下に要点を列挙する。

■MartinとKnussmannは、103個の骨測定点とそれらに基づく122項目の測定を提示した(Martin and Knussmann, 1988)。その測定点を標準測定点として、世界中でいろいろな規格が作られたり、測定が行われたりした。

■ISOは、10個の標準的測定点、12個の独自の表記による標準的測定点(例えば、エクトカンティオン *ectocanthion* の代わりに『目の外側のカド』と記す)、36個の補完的測定点(例えば、『三角筋の最外側』と記すが、それは骨測定点ではなく皮膚表面の輪郭を指す)から、55項目の測定を規定した(ISO 7250-1:2008)。

注：表 1.1 では周囲長・弧長を除いてあるので、項目数は46である。

■JISは、31個の標準的測定点、15個の関節点(関節の回転中心の体表上の測定点、例えば、『肘関節点』と記す)、43個の便宜上の補完的測定点から、103項目の測定を規定した(JIS Z 8500:2002)。

注：表 1.1 では周囲長・弧長を除いてあるので、項目数は88である。

■生命工学工業技術研究所は、52個の標準的測定点、8個の補完的測定点から、258項目の測定を定義した(生命工学研、『設計のための人体設計マニュアル』, 1994)。

その後、実測データを出版した(生命工学研,『設計のための人体寸法データ集』,1996)。

■CAESAR は、18 個の標準的測定点と 22 個の補完的測定点から、76 項目の測定を定義した (CAESAR, 2002)。

注：これらの算出には、体重、皮脂厚、立位面・座位面・壁面は除き、周径は含み、左側と右側の別々の測定は 1 組とした。

この内訳は、測定点の細かな設定は、測定項目の厳密な定義に必要であることを示している。しかしながら、ここで問題にしたいのは、視覚測定点がこれらの測定点に対して代替ができるか否かである。一例を示す。「外果端高」は床からスフィリオン・フィブラーレ *sphyrion fibulare* (外果の最下端) までの距離を示す (Martin and Knussmann, 1988; 生命工学研, 1994; JIS Z 8500:2002)。「外果高」は床からスープラタルサーレ・フィブラーレ *supratarale fibulare* (外果の最側方突出点) までの距離を示す (生命工学研, 1994; CAESAR, 2002)。スフィリオン・フィブラーレは触診により、容易に検知できるが、視診ではかなり困難になる。それに対して、スープラタルサーレ・フィブラーレは触診と視診の両方ではっきりと認識でき、視覚測定点の「凸点」として命名できる。したがって、「外果端高」の測定は視覚的に測定することは難しくなってしまうので、代替はできないと判断する。この例のように、伝統的な標準的測定点と通常の補完的測定点、およびそれらを用いた測定項目は、視診の可能性を個別ごとに精査する必要がある。

《 被験者の姿勢 》

測定点の位置は、解剖学的姿勢のような真直ぐな姿勢のみならず、自由姿勢においても、触診によって比較的正しく決定される。ところが、視覚測定点は視覚的判断に基づくため、見る方向(視方向)によって、その位置と名称の決定は影響を受ける。その視方向による影響は、真直ぐで左右対称な規定姿勢においては少ないが、自由姿勢においては多くなる。特に、「外側点」のような輪郭線上や稜線上の点が多くなる。このような視覚測定点の弱点を補う対策は、死角が少なくなるような最適な視方向が得られる位置に、そのつど床上の測定器を楽に移動させるか、あるいは、例えば測定器を測定者の首にぶら下げて、人と物が一体となって移動できるような軽量測定器を開発することである。河内らは、3次元測定器(形状スキャナ)を用いたときに姿勢の違いによって生じる誤差を報告し、「隠れ部位という死角は、複数の誤差要因の中では最も大きい。」と述べた(河内他, 2005)。

本開発器を使うときに生じる死角は、視方向を変えることによって解決できると考える。それには、明確で認識し易いような部位内の実軸や部位間の仮想軸が、有効な判断指標になるだろう。例えば、視方向が、体幹の脊椎骨・鎖骨・胸骨・ヤコビー線 (Jacoby line) に沿った軸と、垂直または平行になるようにする。このような基準を設けることによって、視覚測定点は自由姿勢に対しても普遍的適用が可能になると考える。

《 視覚測定点のマーキング 》

本測定では、視覚測定点を認識・設定した後、その点にマーキングを行わずに測定を行った。それが適切であったか否かを判断するには、視覚測定点の設定における妥当性と信頼性を調べる必要がある。つまり、設定位置の再現性試験が必要である。その方法には、(1)測定点の印付け(マーキング)、(2)写真撮影とマッピング、が有効だと考える。

具体例を述べる。まず、3種類の実験①②③を行う。各場合は写真撮影し、その画像上のマークをマッピングする。

①視覚測定点にマーキングを行わず、測定点を決定する場合

②視覚測定点にマーキングを行い、測定点を決定する場合

③規定測定点の形状や特徴に応じて、視覚測定点にマーキングするか否かを決めてから、測定点を決定する場合

次に、各場合を比較検証する。

注：河内らは、自然光下で目視できるマークとブラックライト下で視認できるマークを比較して、測定点設定の誤差を調べた(河内他, 2007)。彼らの方法は参考になる。

《 視覚測定点の応用 》

視覚測定点は、従来の規定された標準測定点以外の新しい測定点を、任意に作り出すこともできる。視覚測定点は、学術用語の代わりに、一般用語として使うこともできる。例えば、「オピストクラニオン *opisthocranium*」(頭蓋の最外側点, ISO 7250-1:2008)という名称は、『後方点』となる。このような便法は CAESAR プロジェクトでも行っていた。彼らは、表面の特徴をもっている測定点を解剖用語で造語して定義した(CAESAR, 2002)。本研究は既述したように、一般人が測定者になることも想定しているため、位置と名称の両方をわかり易くした。さらに、視覚測定点は、表面解剖学的特徴を示すことに加えて、3次元的特徴の点を指し示すことができる。例えば、特定の測定箇所任意の測定点を加えることによって、コンピュータマネキン(ISO 15536-1:2005)、3次元スキャンニング(ISO 20685:2005)で使われている特定の姿勢(規定姿勢)を柔軟な姿勢(自由姿勢)に拡大させ、姿勢や動作の自由度を多くさせることが期待できる。

■以上までの考察により、今後、さまざまな測定器や使用法の考案が期待される非接触式人体測定においても、筆者は、触診以外の検知方法である視診によって決定される「視覚測定点」という概念の必要性を主張する。

5.3 測定点と距離測定の問題点

2 個の測定点(始点と終点)の相対位置について、3 種類的具体例を挙げて述べる。

5.3.1 同一軸上にない測定点

図 3.11 に示すように、「全頭高」は「頭頂」と「おとがい点」との垂直距離であるが、この 2 点は床に対して同一垂線上には無かった。これを通常のノギスで測定するためには、「頭頂」に当てる固定ジョウを長くするか、あるいは、「おとがい点」に当てる移動ジョウを短くしなければならなかった。

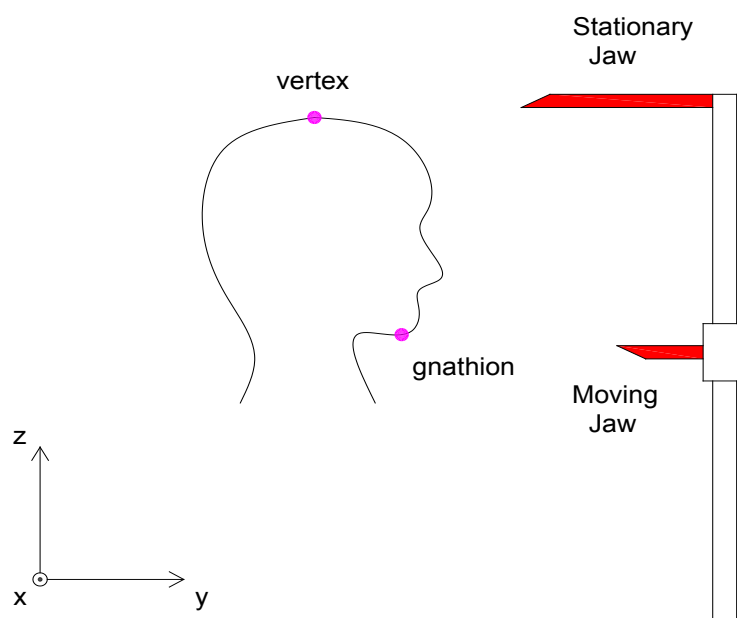
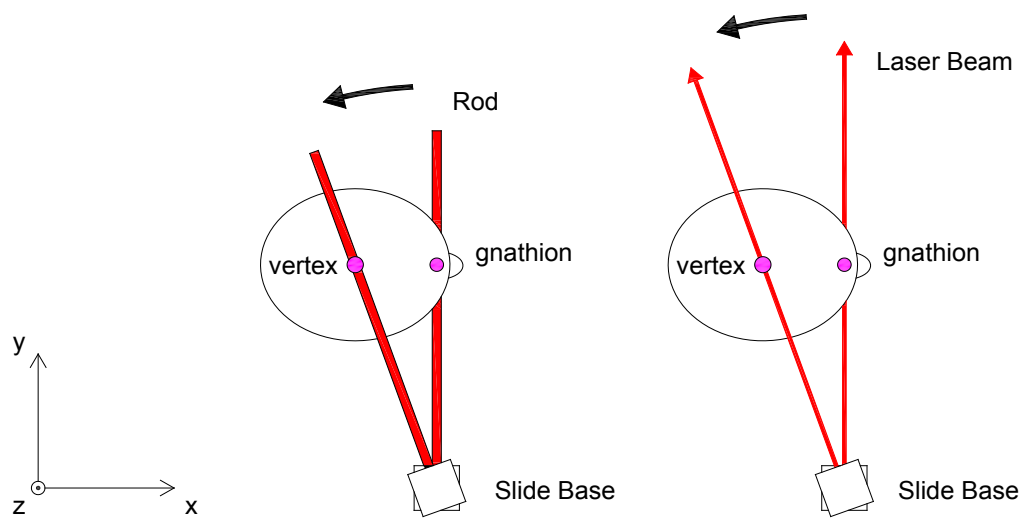


図 3.11 ノギスによる全頭高の測定(側面)

全頭高(total head height)は、頭頂(vertex)とおとがい点(gnathion)の垂直距離を意味する。ノギスを使う場合は、長い固定ジョウ(Stationary Jaw)と短い移動ジョウ(Moving Jaw)が必要になる。

このような場合、ロッドスライド形測定器を被験者の側方に設置し、図 3.12(a)に示すようにロッドを水平方向、つまり xy 平面に対し平行に回転させることによって測定ができた。同図 3.12(b)に示すように、レーザスライド形測定器から照射されたレーザ光線も同様に回転できた。そのレーザ方式は始点から終点への移動中に他の部位に接触する危険性はないが、眼部への照射の危険があった。

既述したように、ロッドスライド形とレーザスライド形の NC/C が最も小さかった主な理由は、両方とも床を基準にしていることと、ロッドやレーザマーカを搭載したスライドベースに段違い水平回転機能があることだと考える。そこでの誤差の発生は、主に測定器の設置にあると考える。



(a) ロッドスライド形

(b) レーザスライド形

図 3.12 スライド形測定器による全頭高の測定(上面)

全頭高(total head height)は、頭頂(vertex)とおとがい点(gnathion)の垂直距離を意味する。ロッドスライド形測定器のスライドベース(Slide-base)上のロッド(Rod)やレーザスライド形測定器のスライドベース上のレーザマーカ(Laser Marker)を水平回転させることによって、頭頂とおとがい点にロッドやレーザ光線(Laser Beam)を当てることができる。

5.3.2 左右非対称の測定点

「肩峰幅」と「上腕長」は、肩峰点を測定点としている。この場所は円弧が大きく、筋肉の量も多いため、測定点の設定が困難であった。膝蓋骨も円弧は大きいですが、皮質が大部分であり、筋肉の隆起は少なかった。肩峰点に関する測定で生じる誤差は、主に測定者の視診に基づく個人誤差によると考える。

その誤差の軽減対策の一例を示す。図 3.13 に示すように、レーザーマーカを垂直軸から 45°傾斜させた状態で、レーザー光線を肩峰点付近に近づけ、最初に当たった A 点を肩峰点の測定点として定義することである。そのレーザー光線は肩峰部を完全な 1/4 円とみなしたとき、その円の接線と等しくなる。図のように A 点では右肩が上がって、B 点では左肩が下がっている場合は、それぞれの測定点の相対位置が異なり、不均衡となる。そのような不均衡は一般的には、他の部位にも存在するため、身体左右差の問題として議論され続けてきた。したがって、測定点の目視検知には統一した基準を設ける必要があると考える。

注：ここでは 45°に設定したが、状況によって、30°でも 60°でも可能である。

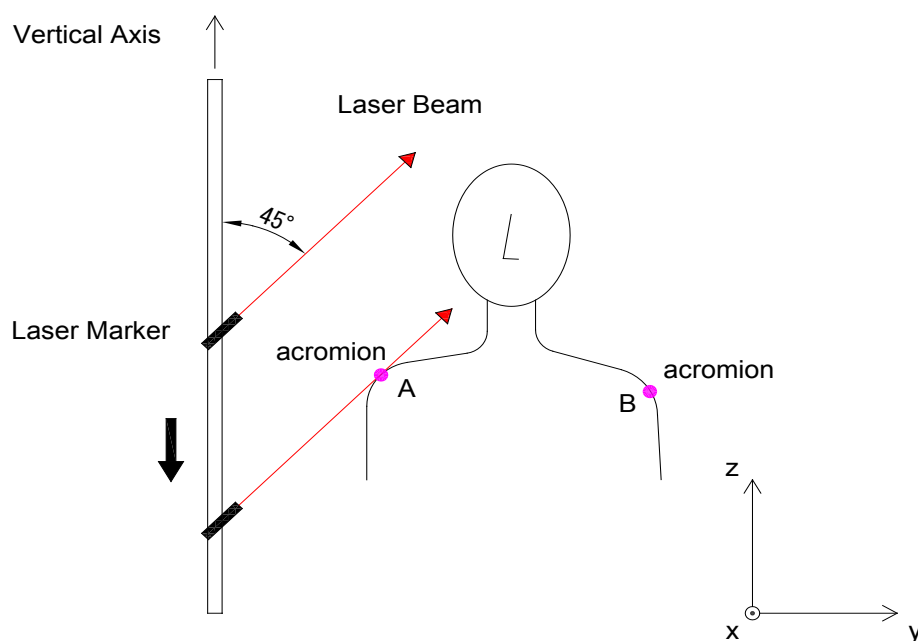


図 3.13 肩峰点の設定(正面)

左右非対称の位置にある肩峰点(acromion)を決定するには、レーザーマーカ(Laser Marker)を垂直軸に対して45°傾斜しながら下降させて、その位置で照射されたレーザー光線(Laser Beam)が、肩部に最初に当てられた点を肩峰点とする。

5.3.3 空中にある測定点

「前腕長」の測定では、被験者に日常ではあまり行われぬ姿勢をとらせた。図 3.14 に示すように、その部位を体幹から離れさせ、肘関節を 90°に屈曲させ、前腕を下垂させた状態で、空中に静止させた。そのため、肘関節部と手関節部に微動が無意識に生じることが観察された。

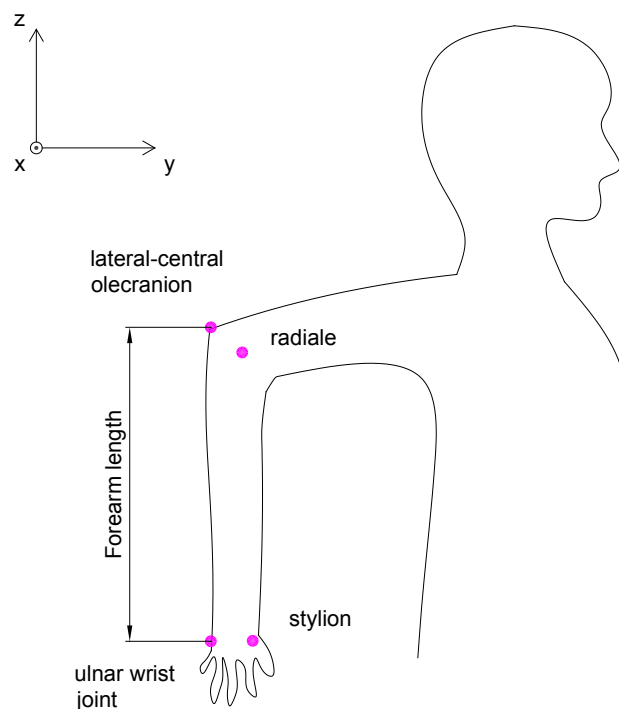


図 3.14 前腕長の測定

前腕長 (Forearm length) は、通常は橈骨点 (*radiale*) から橈骨茎状突起 (*stylion*) までの距離を指す (JIS Z 8500:2002)。この図では前腕長は、肘関節を 90°に屈曲させ、前腕を下垂させた姿勢を保持したまま、尺骨肘頭の外側中央 (*lateral-central olecranon*) から手関節の尺側 (*ulnar wrist joint*) までの垂直距離を測定する。

被験者にとっては、少し辛い姿勢であったが、このように部位を空中で静止させて生理学的振戦が生じるような姿勢で測定を試みることは、動作分析や作業空間の測定という観点から必要になると考える。例えば、食事動作や VDT 作業等では、頭部・体幹・上肢の三者の相対位置が、通常的身體測定 (例えば、座高、座面高) を終えた後に、個別に検討されることになる。つまり、そこでは部位の固有寸法と動作寸法が別々に測定されることになる。重力に任せた自然体姿勢 (解剖学的肢位) の寸法や重力に抗した作為的姿勢 (機能的肢位) の寸法が混在されることは十分予想される。

解剖学的肢位は「基本姿勢」とも呼ばれ、その定義は次のように記されている。

直立不動の姿勢で足をそろえて、つま先をまっすぐに向けた起立位において、顔は正面に向け、耳眼水平位を保ち、上肢は体幹の両側に垂れ、手掌は前方に向けている状態の姿勢である (姿勢研究所編、『姿勢用語事典』, p. 39, 1990)。

それに対して、機能的肢位は「便宜肢位」または「良肢位」とも呼ばれ、機能上最も能率的な肢位

を言い、通常は日常生活を対象とするが、特殊な職業動作で機能的な肢位に関節を固定することもある(同、『姿勢用語事典』, p. 38, 1990). しかしながら、「機能的肢位は運動の可動域測定が困難なことで、個人差が大きいため用いられることは無い。」(井原他訳、『関節・運動器の機能解剖(上肢・脊柱編), pp. 6-7, 2005). さらに、正確な再現性が難しく、姿勢保持には、揺れ・微振動が起きやすくなる。このような位置や姿勢を接触式で測定する場合には、巻尺か直尺が使われるが、狭い空間内測定(例：箸で食物を口に運ぶときの手首と口との直線距離測定、キーボードを打つときの指間の屈曲距離測定)では、物理的にも時間的にも困難であると推測される。このような狭窄部測定においては、レーザスポット光を用いると測定が容易になる。これは非接触式測定の長所である。

5.4 測定器の体系

接触式測定器と非接触式測定器の構造派生を図 3.15 に示す。検知素子(ブランチ, アーム, ロッド, レーザ, センサ等)を保持する直立ポールの本数を起源として体系化する。図では接触式測定器を優先させたが, 両者とも基本的な構造は同じである。

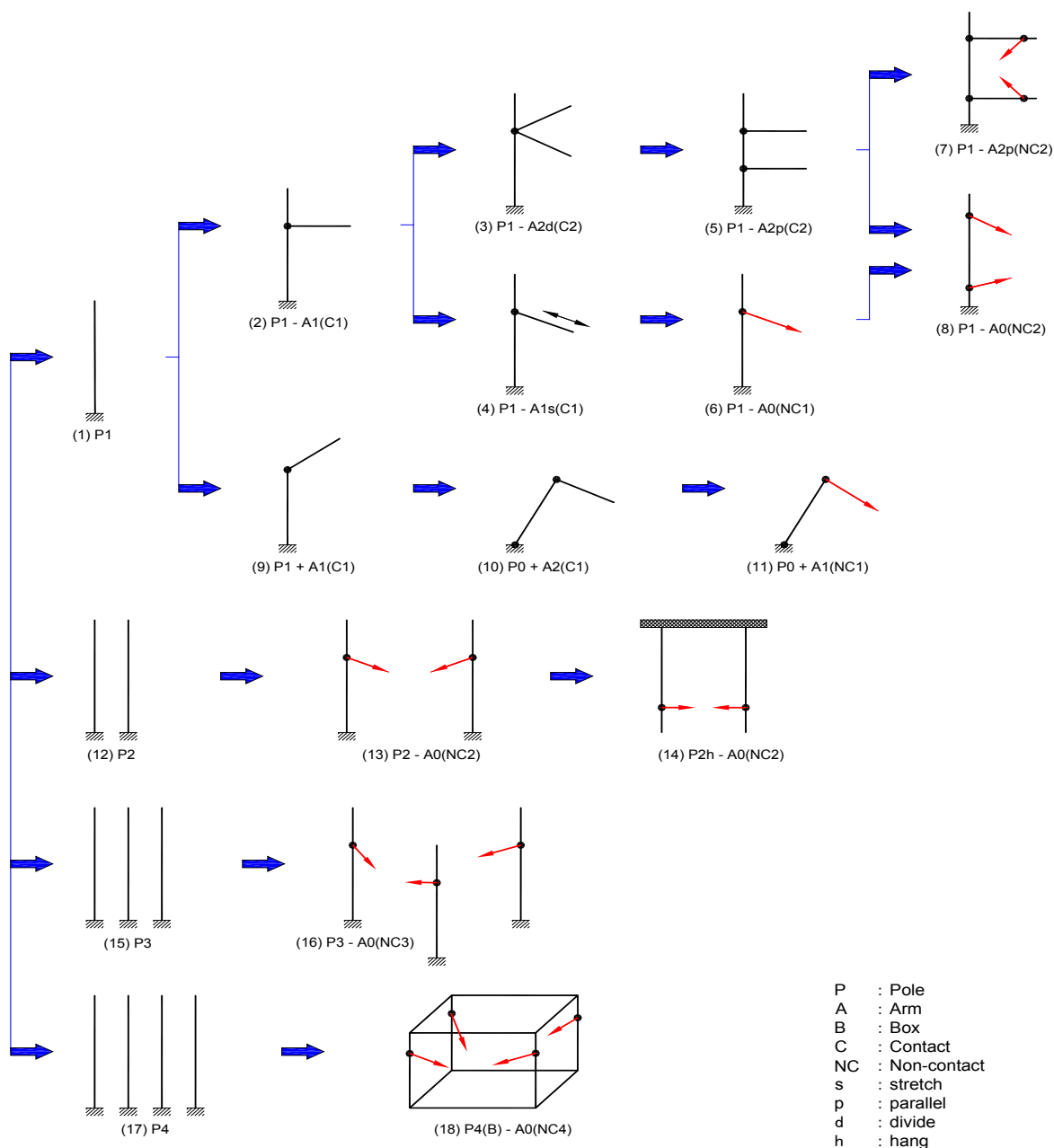


図 3.15 接触式測定器と非接触式測定器の構造派生図

検知素子(ブランチ, アーム, ロッド, レーザ, センサ等)を保持する直立ポールの本数を起源として体系化する。

表現式の表記

- ・ ポールの途中からアームが伸長した場合は「-A」, ポール端からアームが伸長した場合は「+A」と表す。

- ・ P□, A□, C□, NC□で示される□は, P, A, C, NC の数量を表す. 0 は存在しないことを表す. A は接触式のアームを意味するが, 非接触式ではアームが無いため A0 となる.

開発した測定器は, 図中の番号を構造原理としている.

- ・ リードスクリュー形測定器 : (7)
- ・ ロッドスライド形測定器 : (2)または(5)
- ・ レーザスライド形測定器 : (6)または(8)

マルチン式測定器は次のとおりである.

- ・ アントロポメータ : (2)
- ・ 桿状計, 滑動計 : (5)
- ・ 触覚計 : (3)

多くの 3 次元測定器が報告されているが, それらの基本形は次のような構造である.

- ・ アーム式 3 次元測定機 : (10)または(11)
- ・ 超音波式測定器 : (16) 例えば, (Hsiao and Keyserling, 1990)
- ・ 3 次元ボディスキヤナ : (18) 例えば, (河田, 1987 ; 三吉他, 1991)

第4章

関節可動域の測定

第4章 関節可動域の測定

形態用の開発器は、精度試験の前にそれ自身の調整の検査は行わなかったが、このレーザ角度計ではその検査を精度試験の前に行った。その理由は、レーザ角度計は、検知素子を動かす軌道部であるアーム全体が、測定のために回転させられるので、測定系が不安定になり易くなるからであった。それに対して、形態用測定器は、軌道部であるリニアスライドガイド全体が固定されているので、そのような心配が無かった。

1. レーザ角度計の検査

検査の目的は、次のことを調べることであった。

- ①アームの回転軸に対する偏心
- ②レーザマーカのアームに対する取付け角度
- ③照射面の均一さ

測定対象は方眼紙(728×1030 mm (B1), 1 mm 方眼;オストリッチ)で、それを壁に貼り付けた。壁からレーザマーカの照射口までの距離は 300 mm, 床から三脚のベースの高さは 660 mm に設定した。

1.1 レーザ光線と照射面の垂直度の検査

(1) 意義

レーザマーカとアームの取付けが正常であれば、レーザ光線が図 4.1(a)のように平らな照射面に垂直に照射されると、中心照射用レーザマーカ C のスポット光は、アームの回転にかかわらず絶えず一点に当たり、主測定用レーザマーカ A のスポット光は、図 4.1(d)のようにアームの回転とともに完全な円弧の軌跡を描く。

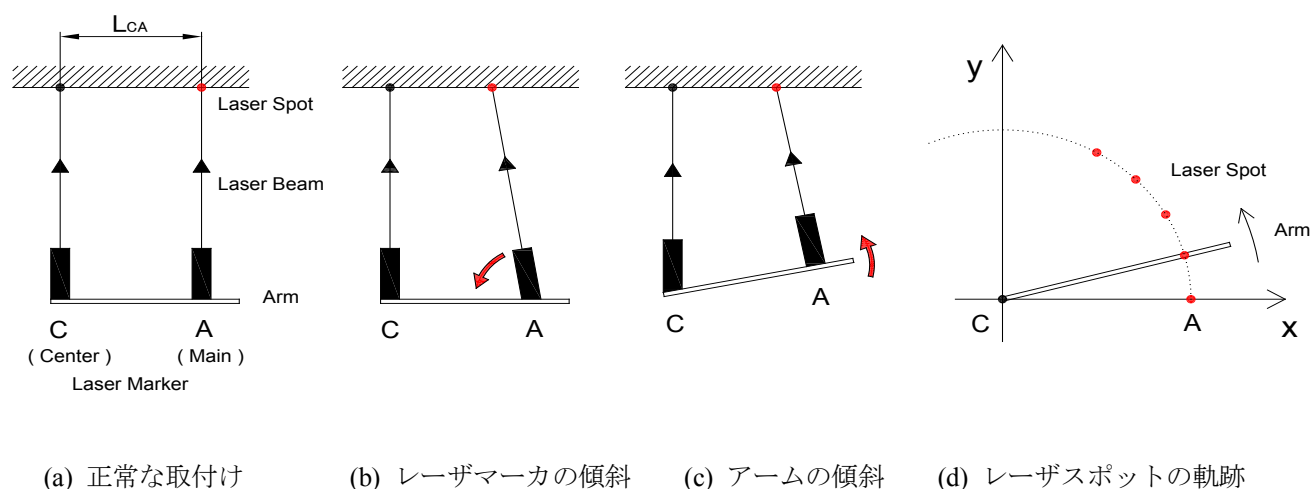


図 4.1 レーザマーカと照射面の垂直度

図 4.1(b)はレーザーマーカが照射面に対して傾斜している場合、同図(c)はアームが照射面に対して傾斜している場合である。もし、レーザー光線がアームの回転中に傾いて照射されれば、スポット光は正規の円より縮小／拡大または歪んだ円弧を描く。そうすると、レーザーマーカの位置とスポット光の位置が1：1に対応できなくなる。この検査はアームの精度試験の前に行われる。

(2) 方法

- ①レーザーマーカ A を、アーム上の距離 $r=350$ mm、アームと水平軸との角度 $\theta=0^\circ$ の位置に設定した。
- ②アームを 0° から 180° まで 30° ずつ回転させ、レーザーマーカ C と同 A の両スポット光の距離 L_{CA} を測定した。
- ③両スポット光間の距離の最大ズレと、 $\theta=0^\circ$ のときのレーザーマーカ C から照射面までの距離 300 mm との比を求めた。それをここでは垂直度の指標とした。

(3) 結果

最大ズレは 12.4mm になった。よって、垂直度は $12.4 \text{ mm} / 300 \text{ mm} = 0.041$ となった。

1.2 レーザ光線の平行度の検査

(1) 意義

中心照射用レーザーマーカ C と主測定用レーザーマーカ A から照射される 2 本のレーザー光線が平行であれば、図 4.2 に示すように 2 個のスポット光の距離 L_{CA} は、照射面(壁)までの距離 L_S にかかわらず一定である。もし、傾いて照射されれば、照射面までの距離 L_S の増大/減少によって、両スポット光間の距離 L_{CA} には差が生じる。そうすると、実用時において、照射口から測定点までの距離が毎回異なる測定点の測定では、誤差が大きくなる(例：遠近差のある測定点間距離)。

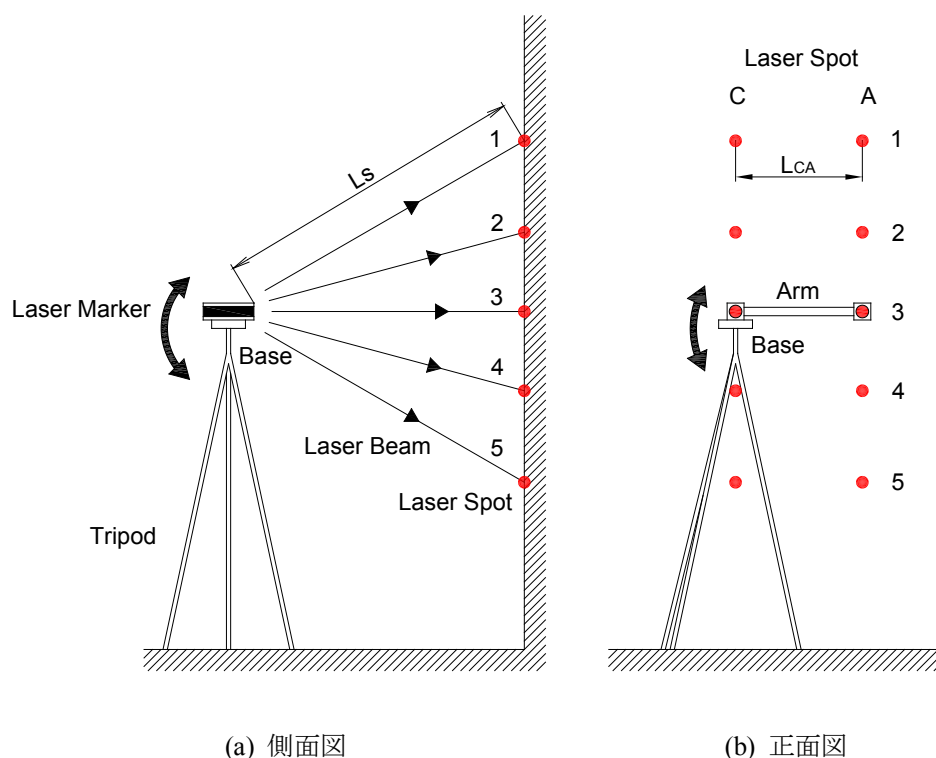


図 4.2 レーザ光線の平行度

中心照射用レーザーマーカ C と測定用レーザーマーカ A から照射されるレーザー光線が平行であれば、照射面に当たったスポット光間の距離 L_{CA} は一定となる。

(2) 方法

- ①レーザーマーカ A を、アーム上の距離 $r=350$ mm, アームと水平軸との角度 $\theta=0^\circ$ の位置に設定した。
- ②三脚の雲台を前傾 50° から後傾 $40^\circ \sim 10^\circ$ ずつ傾斜させ、両スポット光の距離 L_{CA} を測定した。
- ③レーザーマーカ C とレーザーマーカ A のスポット光間の距離の最大ズレと、 $\theta=0^\circ$ のときのレーザーマーカ C から照射面までの距離 300 mm との比を求めた。それをここでは平行度の指標とした。

(3) 結果

最大ズレは 3.5 mm になった。よって、平行度は $3.5 \text{ mm} / 300 \text{ mm} = 0.012$ となった。

1.3 照射面の平面度の検査

(1) 意義

照射面が平面であれば、2 個の測定用のスポット光を 1 個に合致させた状態でアームを回転させても、両スポット光は合致したままで円弧を描く。もし、照射面に凹凸があれば、スポット光は 2 個になる。図 4.3 は平らな照射面と凹凸のある曲面照射面の場合である。これは奥行き測定の実用である。

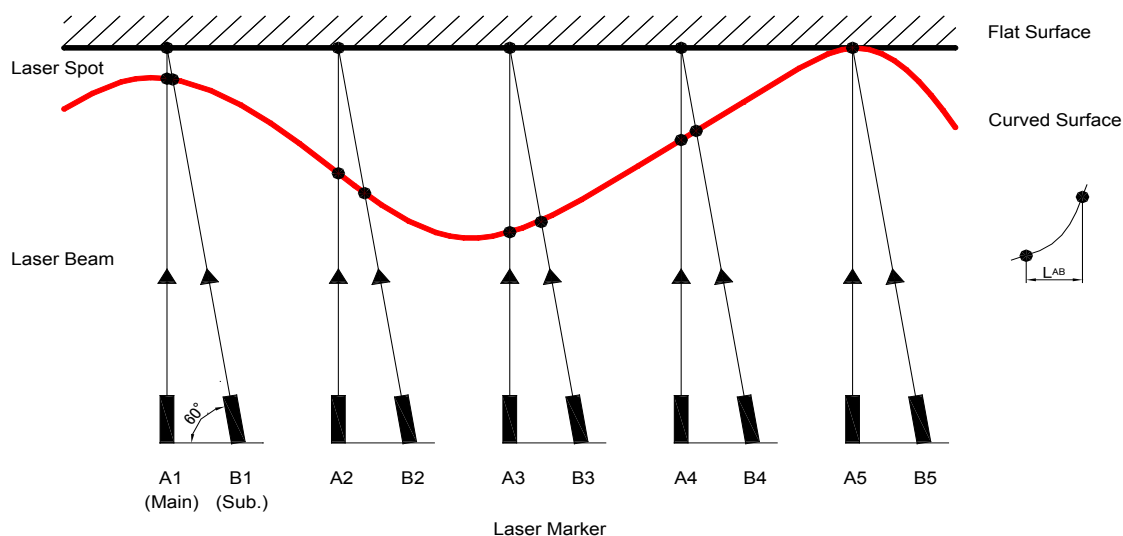


図 4.3 照射面の平面度

2 本の測定用のレーザー光線(Laser Beam)を、平らな照射面(Flat Surface)と凹凸のある曲面照射面(Curved Surface)に当てる。平らであればレーザースポット光(Laser Spot)は 1 個に合致されるが、凹凸があればスポット光は 2 個に分かれる。

(2) 方法

- ①主測定用レーザーマーカ A を、アーム上の距離 $r=350$ mm、アームと水平軸との角度 $\theta=0^\circ$ の位置に設定した。副測定用レーザーマーカ B を照射面に 60° 傾けて照射させ、レーザーマーカ A のスポット光と合致するまで動かした。2 個のレーザーマーカ間の距離は、計算から 173.2 mm となった ($300 \text{ mm}/\tan 60^\circ=173.2 \text{ mm}$)。
- ②アームを 0° から 180° まで 30° ずつ回転させ、両スポット光の距離 L_{AB} を測定する。
- ③レーザーマーカ A と B のスポット光間の距離の最大ズレと、 $\theta=0^\circ$ のときの中心照射用レーザーマーカ C から照射面までの距離 300 mm との比を求めた。それをここでは平面度の指標とした。

(3) 結果

最大ズレは 2 mm になった。よって、平面度は $2 \text{ mm}/300 \text{ mm}=0.0067$ となった。

検討

- 検査用方眼紙を貼り付けた壁を、マルチレベル(精度 $\pm 0.6^\circ$ 、最小読取値 0.2° ; A-150, シンワ)で測定したところ、床に対して 89° であった。壁は床に対して建築上、理想的には角度 90° であるべきだが、 89° のときには誤差がどの程度生じたかを調べた。アームの回転角度 $\theta=90^\circ$ のときのレーザーマーカの移動範囲は、 $80\sim 580$ mmであった。照射スポットが、 89° と 90° の傾斜をもった壁に当たったときの両スポットのズレを計算で求めた。レーザーマーカの位置を 580 mmに設定して、計算した結果、2つのスポット光間の距離は 0.15 mmになった。これは無視できる値であると判断した。したがって、このズレを測定値の補正には反映させなかった。
- レーザ角度計の検査を3種類行ったが、これらを1台の専用検査治具(Jig)で行うことができれば、非常に便利である。森本らは、多自由度関節用の角度計を考案したが、3次元角度を規定できる治具も製作し、それを使って角度計の特性を測定した(森本他, 1992)。

2. 精度試験

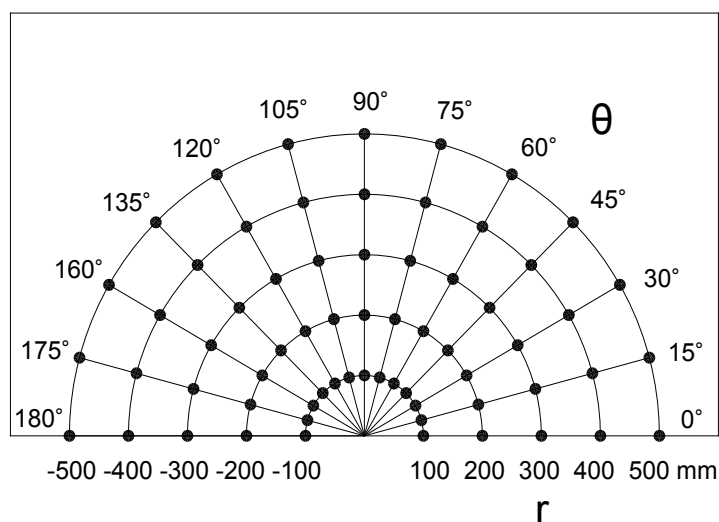
2.1 アームの精度試験

2.1.1 試験目的

アームの精度試験は、測定者がレーザ角度計の測定用レーザマーカの既知位置から対象物の未知位置を調べ、両位置を照合することが目的であった。その結果はアーム機構の校正、データの補正、そして照射された対象物の始点・中心点・終点の修正を行うときの指標になった。試験はアームの回転角度 θ とレーザマーカの位置距離 r を基準とした。

2.1.2 試験方法

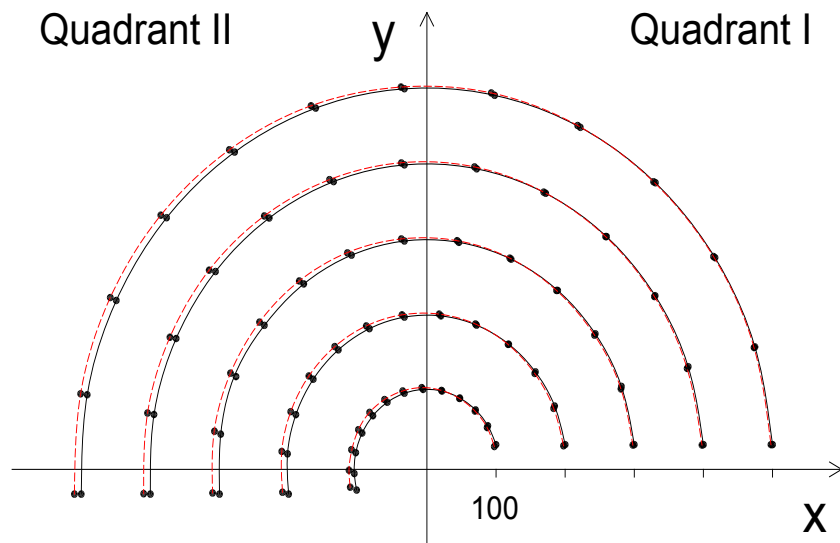
測定対象は方眼紙 (B1, 700×1000 mm 目盛, 1 mm 方眼) で、直接壁に貼り付けた。壁からレーザマーカの照射口までの距離は 300 mm, 床から三脚のベースの高さは 660 mm に設定した。図 4.4(a) に示すように、レーザマーカの位置を 65 種類 (13 種の角度範囲×5 種の距離範囲) の (r, θ) に設定し、スポット光が当たった方眼紙上の座標 (x, y) を観察し、読み取った。測定は、非接触式測定器 (レーザ角度計) で 2 点測定法を使って、各 10 回行った。一例として、 $r=500$ mm, $\theta=30^\circ$ の設定では、方眼紙上のスポット光は $x=416$, $y=279$ の位置にあった。この点の原点からの距離は、計算によって 500.9 mm になった。したがって、アームのズレは、 $500-500.9=-0.9$ mm と判断する。



(a) 設定

測定用レーザマーカを、 r を 100 mm に設定し、 θ を 0° から 15° 間隔で 180° までを個々に設定して、照射されたスポット光の方眼紙上での座標 (x, y) を読み取る。次に r を 200 mm から 100 mm 間隔で 500 mm まで変え、 θ も同様に変え、それぞれの座標を読み取る。

図 4.4 アームの精度試験 (1/2) (Susato, 2013)



(b) 結果

r と θ から計算によって求めた座標変換点 (x', y') と実測点 (x, y) を表す(実線は設定値, 赤色の破線は実測値). 1回の測定時間は10~20秒かかった. 全測定において正規性は確認された.

図 4.4 アームの精度試験 (2/2) (Susato, 2013)

手順を①~③に示す.

- ① $r=100$ mm に設定し, $\theta=0, 15, 30, 45, 60, 75, 90, 105, 120, 135, 150, 165, 180^\circ$ で, 各 (x, y) を読み取った.
- ② $r=200, 300, 400, 500$ mm に変えて, 同様に読み取った.
- ③上記の設定点から計算によって求めた座標変換点 (x', y') と実測点 (x, y) を比較した.

2.1.3 試験結果

結果を図 4.4(b)に示す. 実線が実測値 (x, y) , 破線が設定値 (x', y') を表す. この図から次のことがわかった.

- ①第1象限から第2象限までは徐々に, 実測値が設定値から離れていった. 角度が 180° に近づくにつれて, ズレも大きくなっていった.

この結果を2つの視点(曲線全体のズレと個々のズレ)から検討する. 次頁に記す.

検討

《 曲線全体のズレ 》

曲線のズレはアームの回転とともに、主にレーザーマーカの照射口の偏心が大きくなったことが原因と考える。

実測値の照射軌跡は、図 4.5 に示すシミュレーションによって推測できる。

- (1) 中心照射用レーザーマーカの理想的な照射口位置を C1、測定用レーザーマーカのそれを C2 とする。射出口に偏心が無く、完全にレーザーマーカの中心にある場合、理想的な照射スポット光の軌跡は曲線 P になる。
- (2) 測定用レーザーマーカが a の位置にあるとき、仮に中心照射用レーザーマーカの照射口位置が 7、測定用レーザーマーカの照射口が 3 の位置に偏っていると仮定する。その場合の位置関係を $a : 7-3$ と表す。
注：実際はこのように大きく偏心していないが、図解を容易にするために誇張してある。
- (3) その状態で、アームを徐々に回転させていくと、中心用レーザーマーカはその場所で自転し、測定用レーザーマーカはアームと一緒に回転していく。そのときの両レーザーマーカの位置関係は、 $a : 7-3$ 、 $b : 6-3$ 、 $c : 5-3$ 、 $d : 4-3$ 、 $e : 3-3$ 、 $f : 2-3$ と変化していく。中心スポット光と測定スポット光の距離 L は、各位置において同じになり、そのときの照射軌跡は曲線 Q になる。
- (4) 実測時、方眼紙上での原点は、最初の中心照射用レーザーマーカの位置 7 にある。その位置を原点にして、距離 L の円を描くと、曲線 R になる。

注：曲線 P と曲線 Q の軌跡は、方眼紙の原点を C1 に設定したが、実測時は 7 が原点になるように、レーザーマーカを搭載した三脚を移動する。その時の軌跡が曲線 R である。つまり、曲線 P は偏心が無い場合の設定値、曲線 Q は偏心が有る場合の設定値、曲線 R は偏心が有る場合の実測値である。

また、測定者は 7 の位置が、真のレーザーマーカの中心射出口であると信じ、偏心しているとは、まったく疑わずに、この 7 の位置を真の原点と認識するかもしれない。

- (5) この曲線 R は、C1 を原点とした座標系では、第 1 象限から徐々にズレて行き、第 2 象限の 180° 近くで最大のズレを生む。

■ 以上のシミュレーションより、照射口の偏心が曲線全体のズレに対して、大きく影響を与えていると考えられる。

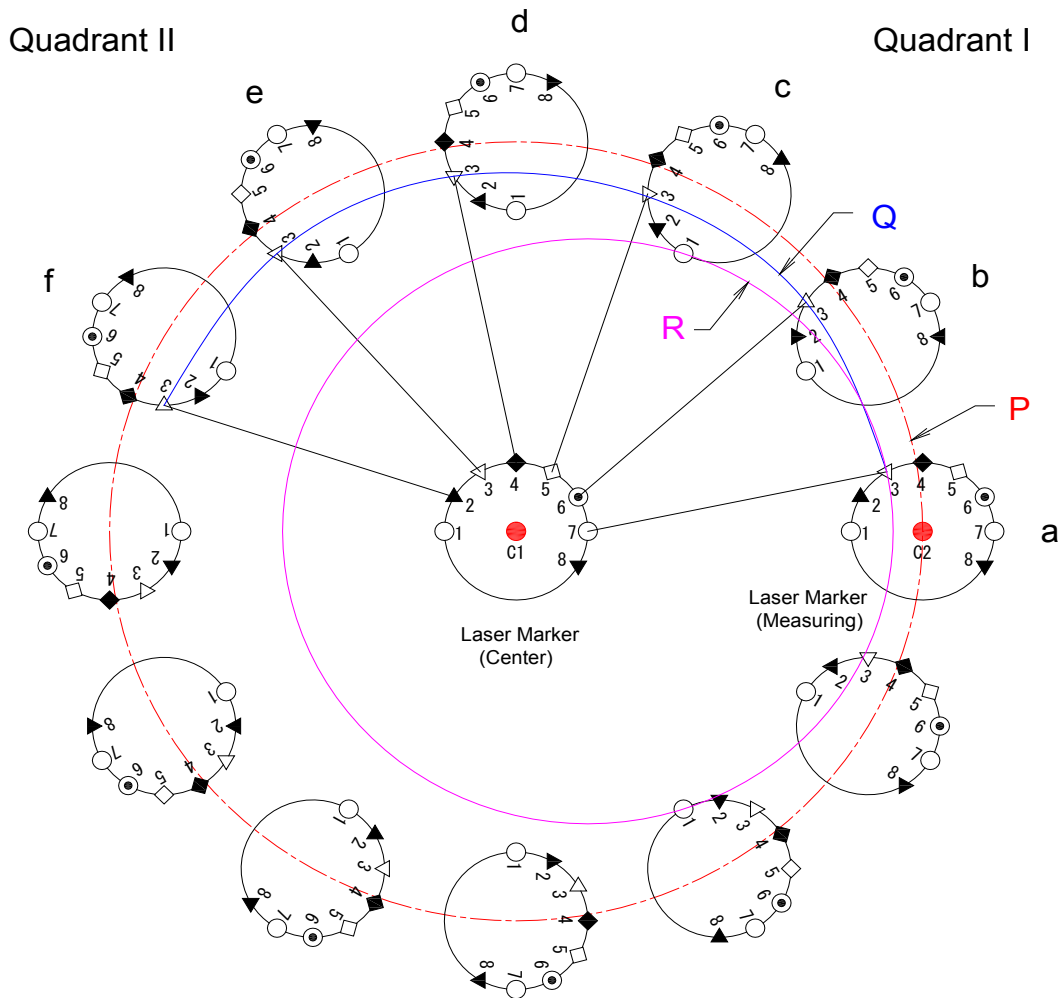


図 4.5 レーザマーカの偏心シミュレーション

中心照射用レーザーマーカの理想的な照射口位置を C1、測定用レーザーマーカのそれを C2 とすると、曲線 P は偏心の無い理想的な照射軌跡を表す。偏心が有って、C1 は 7 の位置、C2 は 3 の位置にあると仮定する。そうすると、曲線 Q は両レーザーマーカに同量の偏心があった場合の照射軌跡を表すことになる。曲線 R は曲線 Q のデータを方眼紙の原点 (7 の位置) を基準として描いた場合の照射軌跡を表すことになる (半径は「7-3」の長さ、中心は「7」の位置)。錯視的に見えるが、曲線 R は「7」を中心とした円である。

■アームとレーザーマーカの偏心の主たる原因は、次の 3 種類に大別できる。

- ①アームを貫通するシャフトの穴加工不良
- ②レーザーマーカとホルダの取付け不良
- ③レーザーマーカの寸法不良

それらの対策は、①と②は製作時に注意を払うことによって避けられる。③はレーザーマーカの射出口の偏心を検査する必要がある。例えば、

- (1) レーザマーカを V ブロックの溝に入れ、その位置で回転させたときの照射スポットのズ

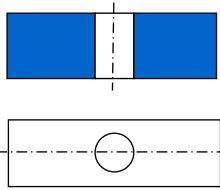
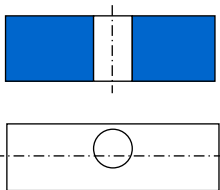
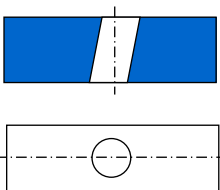
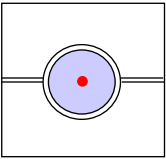
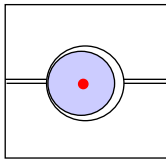
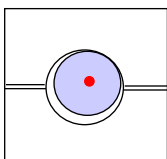









レから照射口の偏りを調べる。

- (2) ダイヤルゲージの測定子をレーザマーカの外周に当てて、回転させたときのダイヤルゲージの変位量から形状の歪みを調べる。

■ここで分析した偏心の種類を表 4.1 に示す。

表 4.1 アーム・レーザマーカ・ホルダが及ぼす偏心の種類

不良箇所が無い場合(正常)と有る場合(不良)を一覧する。

不良箇所 (内容)	正常	不良	
アームのシャフト穴 (偏心)			
		穴の偏心	貫通道の偏り
レーザマーカとホルダ (取付の偏り)			
		左横への偏り	右上への偏り
レーザマーカ (照射口の偏り)			
		左横への偏り	右上への偏り
レーザマーカ (形状の歪み)			
		縦長	横長と照射口の偏り
レーザマーカ (光線の偏り)			
		右への偏り	下への偏り

検討

《 個々の2点のズレ 》

実測値と原点の距離 La , 同角度 θa , 設定値と原点の距離 Ls , 同角度 θs とする. そして, 個々の実測値と設定値のズレを, 距離の比 La/Ls と角度の比 $\theta a/\theta s$ で表す.

補正の方法と結果を述べる.

■補正はズレが特に大きい第2象限にあるデータに対してのみ行った. 補正式は, 曲線全体のズレが 0° から 180° にかけて徐々に増加しているため, 余弦関数 (cosine) を利用した. 具体的には, 第2象限のデータの x 座標値に $-8\cos\theta$, y 座標値に $+3\cos\theta$ を付加した. その -8 と $+3$ の係数は曲線のズレを図形的に分析し, 試行錯誤的に決めた.

■距離の比 La/Ls と角度の比 $\theta a/\theta s$ は, 第1, 2象限の全てのデータに対して求め, その結果を表4.2に示す.

表 4.2 アームの精度試験の測定値のズレと補正

アームの精度試験で得た実測値と設定値のズレと補正を, 距離の比 La/Ls と角度の比 $\theta a/\theta s$ で表す.

レーザーマーカの位置距離 r (mm)	距離の実測/設定の比 (La/Ls)				角度の実測/設定の比 ($\theta a/\theta s$)			
	生データ		補正データ		生データ		補正データ	
	平均値	標準偏差	平均値	標準偏差	平均値	標準偏差	平均値	標準偏差
100	1.03	0.04	1.00	0.02	0.99	0.02	0.99	0.02
200	1.02	0.02	1.00	0.01	1.00	0.01	1.00	0.01
300	1.01	0.02	1.00	0.01	1.00	0.01	1.00	0.01
400	1.01	0.01	1.00	0.00	1.00	0.01	1.00	0.01
500	1.01	0.01	1.00	0.00	1.00	0.00	1.00	0.00

この表から次のことがわかった.

①距離の実測値と設定値の比 La/Ls は, 生データと補正データを比べると補正の効果があり, それはアーム位置距離 r が小さいほど補正の効果が大きかった.

解釈

この理由は, r が小さいほどアームの円弧の長さが短くなり, 方眼紙上のスポット光の移動範囲が小さくなって, 方眼紙のマス目での読値が難しくなったためと考える. 逆に, r が大きいほど 1° あたりの円弧の長さが長くなり, その分マス目面積も広がり, 表示器の読値が容易になった. 一例として, $r=500$ mm では 1° あたりの円弧長は, $500 \times \pi / 180 = 8.7$ mm になった. これは 500 mm の位置を把持している状態で, アームを 8 mm ほど動かしても表示角度は同じであることを意味する. つまり, そのような使用下では, θ は表示器の表示変動が少ないということになる. レーザ角度計のアームの回転はかなり滑らかなので, 把持している手の振動が直接アームに伝わってしまったが, このような事情に因り, 表示変動は少なかった.

た．ゆえに表示角度 θ の読値による操作誤差は少なかったと言える．

②角度の比 θ_a/θ_s は，補正の効果が無かった．

解釈

この理由は，上記の理由に関連しているが，オプティカルエンコーダの分解能は 1° であるために，アームの円弧長に余裕があり，そのため補正効果が方眼紙のマス目読値と比べて反映の度合いが低かったことだと考える．

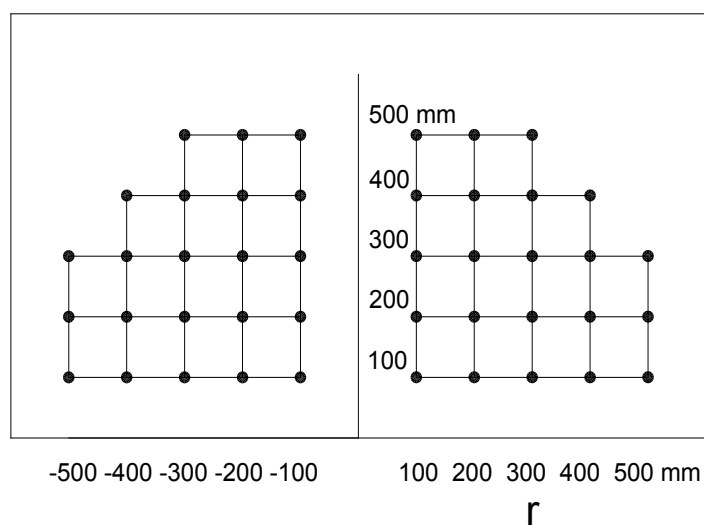
2.2 照準の精度試験

2.2.1 試験目的

照準の精度試験は、前節のアームの精度試験とは逆で、測定者が対象物の既知位置から測定用レーザーマーカの未知位置を調べ、両位置を照合することが目的であった。これは対象物の測定点にスポット光で狙いを定める照準の修正を行うときの指標になった。試験は方眼紙の目盛 x と y を基準とした。

2.2.2 試験方法

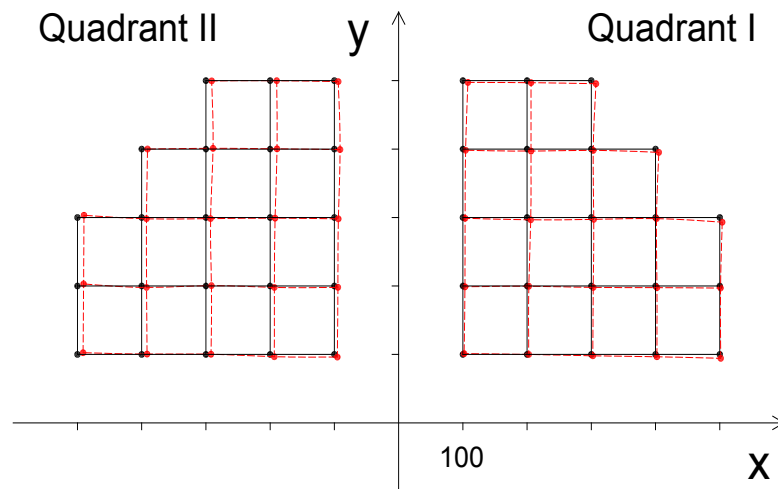
図 4.6(a)に示すように、レーザーマーカを方眼紙上に設定した各 (x, y) にスポット光が当たるように照準を定めながら移動させ、スポット光が当たったレーザーマーカ位置の (r, θ) を読み取った。一例として、方眼紙上の $x=300, y=400$ (理論上は $r=500$ になる) に当てたスポット光は、 $r=499.2$ mm, $\theta=49^\circ$ の設定位置から照射された。その座標は計算によって、 $x=303.0, y=398.9$ になり、 $h=22.5$ mm を考慮すると (h はレーザーマーカの射出口の高さ, 図 2.15 参照), この点の原点からの距離は、計算によって 500.3 になった。したがって、レーザーマーカのズレは、 $500-500.3=-0.3$ mm になった。



(a) 設定

測定用レーザーマーカを、 x を 100 mm に設定し、 y を 100 mm から 100 mm 間隔で 500 mm までを個々に設定して、照射されたスポット光の方眼紙上での座標 (r, θ) を読み取る。次に x を 200 mm から 100 mm 間隔で 500 mm までと -100 mm から同様に -500 mm まで変え、 y も同様に変え、それぞれの座標を読み取る。

図 4.6 照準の精度試験 (1/2)



(b) 結果

r と θ から計算によって求めた座標変換点 (x', y') と実測点 (x, y) を表す(実線は設定値, 赤色の破線は実測値). 1回の測定時間は10~20秒かかった. 全測定において正規性は確認された.

図 4.6 照準の精度試験 (2/2)

手順を①~③に示す.

- ① $x=100$ mm に設定し, $y=100, 200, 300, 400, 500$ mm で, 各 (r, θ) を読み取った.
- ② $x=200, 300, 400, 500, -100, -200, -300, -400, -500$ mm に変えて, 同様に読み取った.
- ③上記の設定点の (x, y) と, 実測点 (r, θ) から計算によって求めた座標変換点 (x', y') を比較した.

2.2.3 試験結果

結果を図 4.6(b)に示す. 実線が設定値 (x, y) , 破線が実測値 (x', y') の差を表す. この図から次のことがわかった.

- ①実測値の直線性については, 第1象限と第2象限には大きな差は無かった.
- ②直線全体のズレについては, 第2象限では, 特に x 軸の実測値と設定値が離れていた.

検討

- これは前節と同様に, 主にレーザーマーカの照射口の偏心が大きくなったことが原因と考える. これを検討するために, 次の分析を行った.
- この x 軸方向のズレを, x 座標の実測値と設定値の比 Xa/Xs と, y 軸方向のズレを y 座標の実測値と設定値の比 Ya/Ys とで表した. ただし, 実測値を Xa, Ya , 設定値を Xs, Ys とする. 補正は, 前節と同じ方法で, 第2象限にあるデータに対してのみ行った. 各比は第1, 2象限

全てのデータで求め、その結果を表 4.3 に示す。

表 4.3 照準の精度試験の測定値のズレと補正

照準の精度試験で得た実測値と設定値のズレと補正を、 x 座標の比 Xa/Xs と y 座標の比 Ya/Ys とで表す。

レーザーマーカの位置距離 x (mm)	x 座標の実測/設定の比 (Xa/Xs)				y 座標の実測/設定の比 (Ya/Ys)			
	生データ		補正データ		生データ		補正データ	
	平均値	標準偏差	平均値	標準偏差	平均値	標準偏差	平均値	標準偏差
100	1.04	0.02	—	—	1.00	0.01	—	—
200	1.02	0.01	—	—	0.99	0.00	—	—
300	1.01	0.01	—	—	0.99	0.01	—	—
400	1.01	0.00	—	—	0.98	0.01	—	—
500	1.00	0.00	—	—	0.97	0.02	—	—
—100	0.94	0.02	0.97	0.03	0.99	0.02	0.99	0.01
—200	0.96	0.01	0.98	0.02	0.99	0.01	1.00	0.00
—300	0.97	0.00	0.99	0.01	1.00	0.00	1.01	0.01
—400	0.98	0.00	1.00	0.00	1.00	0.01	1.01	0.02
—500	0.98	0.00	1.00	0.00	1.02	0.01	1.03	0.02

この表から次のことがわかった。

- ① x 座標の比 Xa/Xs は、第 1, 2 象限ともレーザーマーカの位置距離 x が大きいほど 1.00 に近く、 y 座標の比 Ya/Ys は、反対に 1.00 から離れていった。
- ② Xa/Xs は補正の効果が有ったが、 Ya/Ys は補正の効果が無かった。

検討

■精度試験と照準試験から、補正は x 座標に対してのみ効果が有ることがわかった。これはシミュレーション結果と同じように、中心照射用と測定用のレーザーマーカは、 x 方向に大きく偏心していることが推測された。

3. 骨格モデル B の測定

3.1 測定目的

測定の目的は、凹凸が多い固体の測定をとおして、次のことを調べることであった。

- ①接触式測定器と非接触式測定器の機能の比較(角度・距離・奥行き測定がどの程度できるか)
- ②2種類の骨を接続・屈曲させた状態での測定(擬似 ROM 測定における両方式の適否はどうか)

3.2 測定方法

(1) 条件

- ①測定点は視診によって探知し、視覚測定点を用いた。
- ②点間測定(2点測定法, 3点測定法, 奥行き測定)で行った。
- ③データ補正は、方眼紙上の第2象限にある測定点に対してのみ行った。

(2) 対象と内容

- ・等身大の人体骨格モデル B(男, 170 cm ; A15, スリービー・サイエンティフィック)を用いた。
- ・測定部位は、上肢と下肢の中から 13 種の測定点選び、角度は 14 項目、距離は 15 項目を接触式と非接触式の測定器で測定した。

(3) 手順

- ①骨格モデル B の全身から上肢と下肢を取り外し、それぞれを屈曲の状態にさせた。
- ②それらを壁に沿って懸垂させた。
- ③角度は関節角度計とレーザ角度計、距離は改造ノギスとレーザ角度計を用いて、各 10 回測定した。

(4) 部位の選択理由

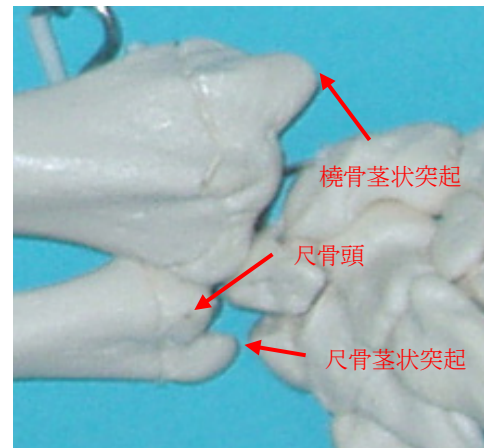
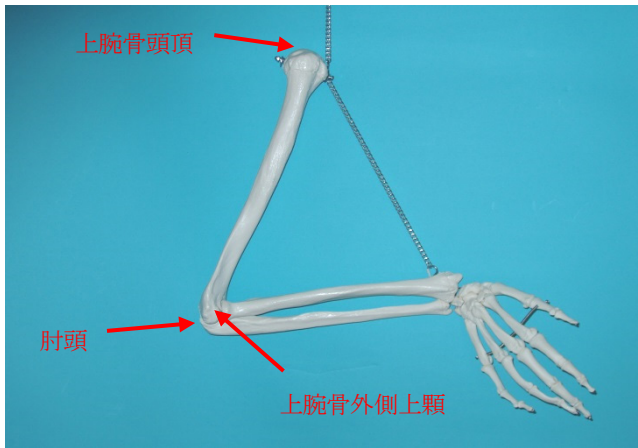
上肢と下肢を選んだ理由は、次のとおりであった。

- ①それらは日常生活動作(Activities of Daily Living; ADL)で最も重要な手と足を含んでいた。
- ②肘関節と膝関節の関節可動域は、他の関節に比べて大きく、視認性と堅牢性があった。
- ③それらの近位端は体幹と球関節で連結され、解剖学上の位置関係が明確であった。

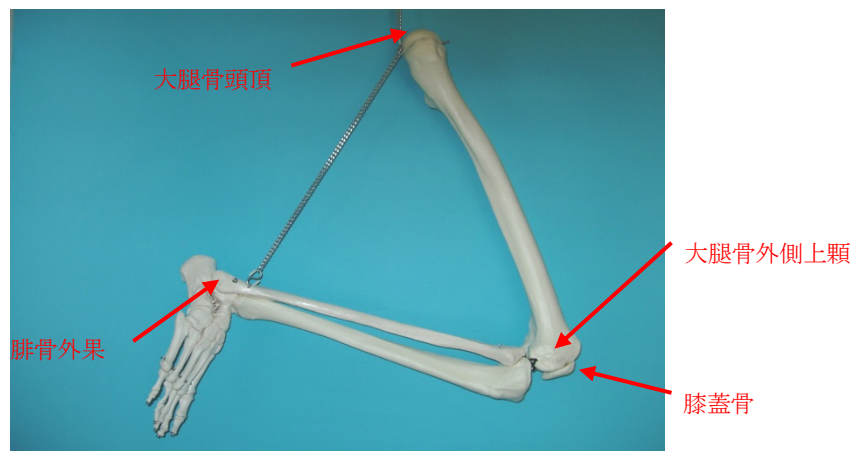
(5) 部位の屈曲姿勢

屈曲の状態は、肢体骨の近位端と遠位端を鎖で結び、その近位端を鎖で空中に懸垂させることで実現させた。背景には方眼紙(B1, 700×1000 mm 目盛, 1 mm 方眼)を用い、それを壁に貼った。

図 4.7(a)(b)に上肢と下肢を示す。



(a) 上肢(右側, 手背側)



(b) 下肢(右側, 外果側)

測定時には, 背景として方眼紙(B1, 700×1000 mm 目盛, 1 mm 方眼)を壁に貼る.

図 4.7 骨格モデル B (Susato, 2013)

懸垂させた理由は, 次のとおりであった.

- ①骨 2 本と鎖 1 本の 3 辺で「三角形」が形成できた. 懸垂させることによって, 骨の重力と鎖の張力で骨の位置関係が一定にできた. さらに, その三角形の表裏, つまり, 内側と外側の両方を同じ形のまま反転させることが容易になった. これは上肢の手背側と手掌側, 下肢の腓側と脛側を測定するために必要であった.
- ②ヒトの作業姿勢が擬似的に再現された.
- ③肘と膝の図形的特徴が顕著であるため, 検知とレーザ照射が容易になった. さらに, レーザスポット光が骨と方眼紙の両方に当てることができたので, 座標視認も容易になった.

懸垂させた技法を述べる. 骨格モデル B の肘関節は, もともと上腕骨と尺骨が密着接続されていたため, 屈曲時もそのまま使用できた. 骨格モデル B の膝関節は, 屈曲時に「大腿骨の外側顆と内側顆」が「腓骨の上関節面」と接触するように再固定した. 懸垂させると自重により 2~3 mm の隙間が生じたが, 一定に保たれた. 膝蓋骨はその状態で大腿骨の膝蓋面に付着させた.

3.3 測定結果

3.3.1 角度測定

骨格モデル B の角度測定の結果を表 4.4 に示す。表中の「NC/C」は、非接触測定値 NC の接触測定値 C に対する比を表す(以降, NC/C)。

表 4.4 骨格モデル B の角度測定の結果(Susato, 2013)

屈曲させた上肢と下肢において、それぞれに形成された内角を接触式測定器と非接触式測定器で測り、それらの値を NC/C で表した。各測定点は規格で定義された測定点とそれに対応する視覚測定点で表した。関節角度計と 3 点測定法 (m1:m3), 2 点測定法と 3 点測定法 (m2:m3) の有意差検定には、対応の無い t 検定を用いた。各測定は 10 回行った(全測定において正規性は確認された)。1 回の測定時間は、接触式では 20~30 秒、非接触式では 10~20 秒かかった。

部位	測定点 (視覚測定点)			接触式C (°)		非接触式NC (°)				NC/C		t-test p value	
				関節角度計		2点測定法		3点測定法					
				始点	中心点	終点	平均値 (m1)	標準偏差	平均値 (m2)	標準偏差	平均値 (m3)	標準偏差	m2/m1
右側上肢 (手背側)	上腕骨頭頂 (上方点)	上腕骨外側上顆 (角点)	橈骨茎状突起 (遠位点)	63	0.0	64	0.0	64.5	0.06	1.02	1.02	<0.001	<0.001
			尺骨茎状突起 (遠位点)	72	0.0	73	0.0	72.9	0.08	1.01	1.01	<0.001	0.09
			尺骨頭 (角点)	71	0.0	72	0.0	72.1	0.10	1.01	1.01	<0.001	0.13
		肘頭 (角点)	橈骨茎状突起 (遠位点)	57	0.0	58	0.0	58.4	0.05	1.02	1.03	<0.001	<0.001
			尺骨茎状突起 (遠位点)	65	0.0	66	0.0	66.1	0.07	1.02	1.02	<0.001	0.01
			尺骨頭 (角点)	64	0.0	65	0.0	65.1	0.08	1.02	1.02	<0.001	0.08
右側上肢 (手掌側)	上腕骨頭頂 (上方点)	上腕骨内側上顆 (角点)	橈骨茎状突起 (遠位点)	63	0.0	62	0.0	64.0	0.14	0.98	1.02	<0.001	<0.001
			尺骨茎状突起 (遠位点)	73	0.0	71	0.0	71.9	0.10	0.97	0.98	<0.001	<0.001
		肘頭 (角点)	橈骨茎状突起 (遠位点)	57	0.0	56	0.0	59.6	0.13	0.98	1.05	<0.001	<0.001
			尺骨茎状突起 (遠位点)	65	0.0	64	0.0	67.1	0.09	0.98	1.03	<0.001	<0.001
右側下肢 (外果側, 腓側)	大腿骨頭頂 (上方点)	大腿骨外側上顆 (角点)	腓骨外果 (外側縁点)	59	0.0	60	0.0	60.1	0.03	1.02	1.02	<0.001	<0.001
		膝蓋骨 (上縁点)	腓骨外果 (外側縁点)	53	0.0	54	0.0	54.5	0.07	1.02	1.03	<0.001	<0.001
右側下肢 (内果側, 脛側)	大腿骨頭頂 (上方点)	大腿骨内側上顆 (角点)	脛骨内果 (外側縁点)	66	0.0	67	0.0	66.3	0.02	1.02	1.01	<0.001	<0.001
		膝蓋骨 (上縁点)	脛骨内果 (外側縁点)	57	0.0	58	0.0	57.6	0.02	1.02	1.01	<0.001	<0.001

この表から次のことがわかった

①角度の大小関係は、おおよそ、『関節角度計<2点測定法<3点測定法』になった。

解釈

この大小関係および差異は、個人誤差を減らす目的でスポット光の照射手順と目盛の読値判断を

統一したが、全般に高目の値が採用されることになり、その結果、測定工程が多い方法ほど値が大きくなったことが主な原因と思われる。『第3章 5.1.2 節の操作性と誤差』でも述べたように、測定器の検知部の移動は対象に対して、一方向(大きい値から小さい値方向)から徐々に近づける方法を使った。このような操作の統一は、測定者の個人誤差の一つである「癖」を減らすことに役立った。

②全ての NC/C(m2/m1, m3/m1)は 0.97~1.05 の範囲に分布した。3点測定法による右側上肢の手掌側の「上腕骨頭頂-肘頭-橈骨茎状突起」と「同一同一尺骨茎状突起」の NC/C(m3/m1 はそれぞれ 1.05 と 1.03)は、2点測定法(m2/m1 はそれぞれ 0.98 と 0.98)に比べて大きかった。さらに、その項目の m2 と m3 との角度差は大きかった(それぞれ $59.6^{\circ}-56^{\circ}=3.6^{\circ}$, $67.1^{\circ}-64^{\circ}=3.1^{\circ}$)。この2項目の角度差に比べて、他の項目の角度差は全て 2° 以下であった。

③関節角度計と2点測定法の標準偏差は 0.0 になった。

解釈

この理由は、関節角度計の目量と DPM の分解能が 1° であったため、読値と表示値は 1° 単位になった。それゆえ 1° 未満の測定値は考慮されず、値の精密さは減少した。その結果、測定値は同一になったからだと思われる。

3.3.2 距離測定 —3点測定法の補正—

骨格モデル B の距離測定の結果を表 4.5 に示す。さらに、部位間距離で得た 3 点測定法の測定値に、前述の精度試験で用いた補正を行い、これらを比較した。

表 4.5 骨格モデル B の距離測定の結果 (Susato, 2013)

屈曲させた上肢と下肢において、それぞれに形成された内角を接触式測定器と非接触式測定器で測り、それらの値を NC/C で表した。3 点測定法の実測値と補正值の有意差検定 (n2:n3) には、対応の有る t 検定を用いた。各測定は 10 回行った (全測定において正規性は確認された)。1 回の測定時間は、接触式では 20~30 秒、非接触式では 10~20 秒かかった。

部位	測定点		接触式C (mm)		非接触式NC (mm)				NC/C		t-test p value
			改造ノギス		3点測定法 (実測)		3点測定法 (補正)				
			始点	終点	平均値 (n1)	標準偏差	平均値 (n2)	標準偏差	平均値 (n3)	標準偏差	n2/n1
右側上肢 (手背側)	上腕骨頭頂	上腕骨外側上顆	292.9	0.15	290.4	0.56	290.8	0.57	0.99	0.99	p<0.001
		肘頭	321.7	0.14	320.4	0.43	320.8	0.44	1.00	1.00	p<0.001
		橈骨茎状突起	290.8	0.51	288.3	0.28	288.1	0.28	0.99	0.99	p<0.001
		尺骨茎状突起	316.6	0.58	314.5	0.30	314.4	0.30	0.99	0.99	p<0.001
		尺骨頭	310.6	0.57	308.4	0.31	308.2	0.31	0.99	0.99	p<0.001
右側上肢 (手掌側)	上腕骨頭頂	上腕骨内側上顆	292.3	0.32	286.6	0.55	286.6	0.55	0.98	0.98	不能
		肘頭	318.3	0.42	313.9	0.55	313.9	0.55	0.99	0.99	不能
		橈骨茎状突起	290.2	0.51	288.4	0.76	287.4	0.77	0.99	0.99	p<0.001
		尺骨茎状突起	317.7	0.28	312.7	0.60	312.2	0.60	0.98	0.98	p<0.001
右側下肢 (外果側, 腓側)	大腿骨頭頂	大腿骨外側上顆	411.4	0.38	400.8	0.25	400.8	0.25	0.97	0.97	不能
		膝蓋骨	445.8	0.44	439.3	0.31	439.3	0.31	0.99	0.99	不能
		腓骨外果	385.7	0.69	383.9	0.25	382.5	0.26	1.00	0.99	p<0.001
右側下肢 (内果側, 脛側)	大腿骨頭頂	大腿骨内側上顆	407.6	0.29	398.8	0.27	399.3	0.28	0.98	0.98	p<0.001
		膝蓋骨	445.9	0.60	444.8	0.25	444.7	0.25	1.00	1.00	p<0.001
		脛骨内果	405.9	0.78	398.3	0.22	398.1	0.22	0.98	0.98	p<0.001

この表から次のことがわかった。

- ① 距離の大小関係は、おおよそ、『3点測定法<改造ノギス』になった。

解釈

この主な理由は、レーザ角度計は壁に平行な点間の「投影距離」を測定したが、改造ノギスは壁に対し遠近差 (凹凸差) のある点間の「直線距離」を測定したので、その測定点間に「奥行き量」が存在したためである。詳細な計算は、次節 3.3.3 に記す。

- ② t 検定の p 値から、実測値と補正值には有意差があった。

解釈

両群の平均値 (n_2 と n_3) はほとんど同一であったが、「対応のある t 検定」を用いたため、少数以下の僅かな差異でも有意差が検出され、「不能」以外の全ての項目で $p < 0.001$ となった。「不能」は、両群の値が同一であったことに因る。これは 2 箇所の測定点(始点と終点)が、第 1 象限にあったため、2.1 節のアームの精度試験で述べたように、補正が行われなかったからである(注：補正は第 2 象限内の測定値に対して行う)。

③表 4.5 の距離測定の種類 2 種類の $NC/C(n_2/n_1, n_3/n_1)$ は、0.97～1.00 の範囲に分布した。なお、前節の表 4.4 の角度測定の種類 2 種類の $NC/C(m_2/m_1, m_3/m_1)$ は、0.97～1.05 の範囲に分布した。

解釈

両群ともほぼ同じ数値範囲に見えるが、有意差はあった ($p < 0.001$)。そのときの標準偏差は、前者は 0.018, 後者は 0.008 であった。

3.3.3 奥行き量測定

壁から測定点までの距離(奥行き量)を、3点測定法の「奥行き測定機能」と工業用M型ノギスの「デプスバー機能」を使って、奥行き量を測定した。その結果を表4.6に示す。

注：各測定は1回のみであったが、前節で述べたように3点測定法による距離測定が10回行われ、検討されたため、本節では1回の測定で善しとした。

M型ノギス(150 mm, 器差許容値±0.05 mm, 最小読取值 0.05 mm ; N15, ミツトヨ)。

表 4.6 骨格モデル B の奥行き量測定の結果

屈曲させた上肢と下肢において、それぞれに形成された壁から測定点までの距離(奥行き量)を接触式測定器と非接触式測定器で測り、それらの値をNC/Cで表した。各測定は1回のみ行った。1回の測定時間は、接触式では20~30秒、非接触式では10~20秒かかった。

部位	測定点	接触式C (mm)	非接触式NC (mm)	NC/C
		ノギス ^a	3点測定法	
右側上肢 (手背側)	上腕骨頭頂	29.5	28.9	0.98
	上腕骨外側上顆	60.5	60.8	1.01
	肘頭	31.0	30.4	0.98
	橈骨茎状突起	26.5	25.8	0.98
	尺骨茎状突起	7.0	7.6	1.08
	尺骨頭	16.5	16.0	0.97
右側上肢 (手掌側)	上腕骨頭頂	25.0	25.8	1.03
	上腕骨内側上顆	75.5	75.3	1.00
	肘頭	52.0	52.5	1.01
	橈骨茎状突起	52.5	51.7	0.98
	尺骨茎状突起	77.5	76.8	0.99
右側下肢 (外果側) (腓側)	大腿骨頭頂	20.0	20.5	1.03
	大腿骨外側上顆	80.5	79.8	0.99
	膝蓋骨	43.0	43.3	1.01
	腓骨外果	52.5	53.2	1.01
右側下肢 (内果側) (脛側)	大腿骨頭頂	59.0	58.5	0.99
	大腿骨内側上顆	128.0	128.5	1.00
	膝蓋骨	91.0	91.3	1.00
	脛骨内果	117.0	116.4	0.99

^a 0.5 mm 単位で測定した。

この表から次のことがわかった。

①NC/C は、0.97~1.08 の範囲に分布した。

検討

- レーザ角度計と改造ノギスで測定した各部位の距離は、奥行き量を考慮すると、お互いの値がかなり接近する。一例として、手背側の「上腕骨頭頂」から「上腕骨外側上顆」までの距離を検討する。この距離は投影距離であるが、3点測定法による投影距離 290.4 mm(表 4.5 に記載)に、3点測定法の奥行き量の差 31.9 mm(表 4.6 より $60.8 - 28.9 = 31.9$ mm) を立体幾何学的に加えると、292.1 mm となる。その計算は次のようになる。

$$\sqrt{(290.4)^2 + (31.9)^2} = 292.1$$

注：形成された直角三角形において、底辺 290.4 mm と直角辺 31.9 mm の斜辺は、ピタゴラスの定理から、292.1 mm となる。

この 292.1 mm は、対象の最短直線距離をノギスで測定した 292.9 mm(表 4.5 に記載)とほぼ同一であるとみなせる。したがって、壁から測定点までの距離測定では、奥行き測定機能が有効に働いていたことがわかる。

- 懸垂された骨格モデルの測定点間の最短距離をノギスで測定することは、かなり困難であった。なぜなら、骨は前後・上下・左右方向の全てに凹凸があり、その測定点間をノギスのジョウで挟むことは難しかったからである。
- 上腕骨頭頂や大腿骨頭頂は球状に近い形なので見つけ易かった。しかし、どの方向から見ても同じ輪郭なので、測定者の対象物への視線方向に注意を払う必要があると感じた。

《 要点 》

- 以上までの議論により、開発器は人骨の ROM 測定に対応できると判断した。

4. マネキン B の測定

4.1 測定目的

測定の目的は、擬似障害者姿勢にさせたマネキンの測定をとおして、次のことを検討することであった。

- ①障害者の空間 ROM 測定(空間内の距離と角度がどの程度測定できるか)

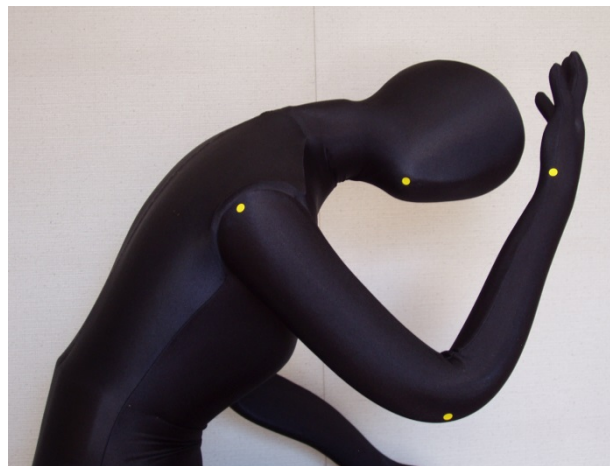
4.2 測定方法

(1) 条件

- ①使用したマネキンは曲面が多く、特徴が少なかったため、視覚測定点を明確に探知・設定できなかった。したがって、規定測定点と思われる箇所に黄色のタックシール(外径 8 mm)を貼り、その中心を照射目標とした。
- ②点間測定(3点測定法, 奥行き測定)で行った。

(2) 対象と内容

- ・等身大のマネキン A(女, 175 cm, 黒トリコット布; SD102, スズヤ)を用いた。
- ・首と肘関節を屈曲した座位姿勢にさせた(図 4.8)。上半身は脳性麻痺を想定した。
- ・測定点は、手関節橈側, おとがい点, 肩峰点, 肘関節橈側の 4 箇所に設定した。
- ・測定部位は、頭部・体幹・上肢から 18 項目を選び、その内 12 項目を非接触式の測定器を用いて角度を測定した。残りの 6 項目は距離を測定した。



測定点は左から、
肩峰点
おとがい点
肘関節橈側点
手関節橈側点

図 4.8 マネキン B (Susato, 2013)

(3) 手順

- ①各項目は、レーザ角度計で各 10 回測定した。
- ②レーザ角度計はマネキン B の右側に設置した。
- ③角度と距離は計算で求めた。

4.3 測定結果

マネキン B の測定結果を、表 4.7 に示す。測定点は 4 個のため、三角形は 4 種類、内角は 12 種類、線分は 6 種類が形成された。大部分の測定値は、空中での測定データであった。

表 4.7 マネキン B の測定結果(Susato, 2013)

頭部・体幹・上肢・下肢の部位上または空間内の測定点で形成された内角を非接触式測定器(レーザ角度計)で測定した。各測定は 10 回行った(全測定において正規性は確認された)。1 回の測定時間は 30~60 秒かかった。

部位	種類(領域)	測定点			角度(°), 距離(mm)	
		始点	中心点	終点	平均値	標準偏差
頭部-体幹-上肢	角度(空間)	おとがい点	肩峰点	手関節橈側	27.5	0.5
頭部-上肢-体幹	角度(空間)	おとがい点	手関節橈側	肩峰点	40.4	0.6
頭部-上肢-上肢	角度(空間)	おとがい点	手関節橈側	肘関節橈側	76.2	0.3
体幹-頭部-上肢	角度(空間)	肩峰点	おとがい点	肘関節橈側	60.0	0.2
体幹-頭部-上肢	角度(空間)	肩峰点	おとがい点	手関節橈側	112.1	0.6
体幹-上肢-頭部	角度(空間)	肩峰点	肘関節橈側	おとがい点	47.8	0.4
体幹-上肢-上肢	角度(部位)	肩峰点	肘関節橈側	手関節橈側	72.2	0.6
体幹-上肢-上肢	角度(空間)	肩峰点	手関節橈側	肘関節橈側	51.2	0.3
上肢-頭部-上肢	角度(空間)	手関節橈側	おとがい点	肘関節橈側	71.2	0.5
上肢-体幹-頭部	角度(空間)	肘関節橈側	肩峰点	おとがい点	72.2	0.4
上肢-体幹-上肢	角度(空間)	肘関節橈側	肩峰点	手関節橈側	56.5	0.3
上肢-上肢-頭部	角度(空間)	手関節橈側	肘関節橈側	おとがい点	32.6	0.6
頭部-体幹	距離(空間)	おとがい点	-	肩峰点	226.4	1.3
頭部-上肢	距離(空間)	おとがい点	-	肘関節橈側	291.1	0.6
頭部-上肢	距離(空間)	おとがい点	-	手関節橈側	161.1	3.1
体幹-上肢	距離(部位)	肩峰点	-	肘関節橈側	264.8	0.9
体幹-上肢	距離(空間)	肩峰点	-	手関節橈側	323.4	2.1
上肢-上肢	距離(部位)	肘関節橈側	-	手関節橈側	283.7	0.6

この表から次のことがわかった。

①部位上と空間内の両領域において、角度と距離の両測定量がそれぞれ得られた。

検討

■このマネキン B の姿勢では、一つの測定点と他の測定点とを最短距離で一本線をつなぐことはできなかった。なぜなら、近傍の部位(擬似筋肉や擬似骨格)が邪魔しているため、貫通させない限り不可能であった。計算によって得た角度と距離は、接触式の巻尺と関節角度計で大まか

に測って確認せざるを得なかった。距離は、回り込んで測れる触覚計や曲アーム付き桿状計を使えば、少しは可能性があるかもしれない。しかしながら、それらはもともと外径測定用であるため、内径測定には不向きな構造である。

- 特に角度に関しては、貫通の必要がない場合でも、通常の接触式角度計では極めて困難である。なぜなら、2本の線分で挟まれた角度を求めるには、その線分を含む三角形の平面を空中で認識する必要があるからだ。つまり、3点で形成される空中の「仮想平面」に、角度計を合わせることができなければならない。しかし、それは不可能に近い。

《 要点 》

- 以上までの議論により、開発器は自由姿勢(本研究では障害者姿勢)のROM測定に対応できると判断した。

5. 生体 B の測定

5.1 測定目的

測定の目的は、本物の人体の測定をとおして、次のことを調べることであった。

- ①関節可動域の問題点と個人差(どのような測定を行うと、発生しやすいか)
- ②ROM 測定法への適用性(従来測定法の代替がどの程度できるか)

5.2 測定方法

(1) 条件

- ①測定点は視診によって探知し、視覚測定点を用いた。
- ②点間測定(2点測定法)で行った。
- ③被験者の動作は、自動運動(Active ROM; AROM)とした。

(2) 対象と内容

- ・被験者は、健常者 10 人(男 5 人, 女 5 人; 平均年齢 28.6 歳, SD 5.1; 平均 BMI 20.1, SD 1.3 kg·m²; ボールを投げる手と蹴る足は全員右側)。実験趣旨を十分説明し、実験参加の同意を得た。
- ・測定中の着衣は、男は水泳用トランクス, 女はセパレート型水着とした。綿製の網キャップをかぶった。
- ・自動運動は、頸部 8 項目・胸腰部 2 項目・肩部 2 項目・肘部 1 項目・股部が 3 項目で、全て非接触式の測定器で測定した。その詳細を表 4.8 に示す。

(3) 手順

- ①各項目は、レーザ角度計で各 3 回測定した。
- ②座位姿勢時では、レーザ角度計は、被験者の右側と背後に設置した。
- ③臥位は、床に畳マットを敷いて、その上で姿勢をとった。レーザ角度計は、被験者の右側に設置した。照射は、俯角 $\alpha=45^\circ$ 一定で行った。その俯角は、マルチレベルで測定した。
- ④レーザ角度計の実測測定角度 β を、変換式を使うことによって、規定方向(真上・真横)から見た回転角度 β_x を求めた(式は次項(4)参照)。

(4) 変換式

レーザ角度計の測定角度 β と設置俯角 α との関係は、部位が自動運動で描く「面」によって異なる。もし、レーザ光線が測定者の視線と一致すると仮定すると、部位が描く角度は次の 2 種類が基本となる。ただし、レーザ光線による観視角(すなわち、レーザ角度計の俯角)を α 、部位の実際の回転角度を β_x とする。

- ① β_x が水平面上の場合

例えば、被験者が仰臥位で股関節の外転・内転を行うとき、測定者が被験者の足底方向か

から見下ろす場合で、これを真上から見る角度に変換する。

$$\beta_x = \tan^{-1} \left(\frac{\tan \beta}{\sin \alpha} \right) \quad (4.1)$$

② β_x が垂直面上の場合

例えば、被験者が仰臥位で股関節の屈曲を行うとき、測定者が被験者の横方向から見下ろす場合で、これを真横から見る角度に変換する。

$$\beta_x = \tan^{-1} \left(\frac{\tan \beta}{\cos \alpha} \right) \quad (4.2)$$

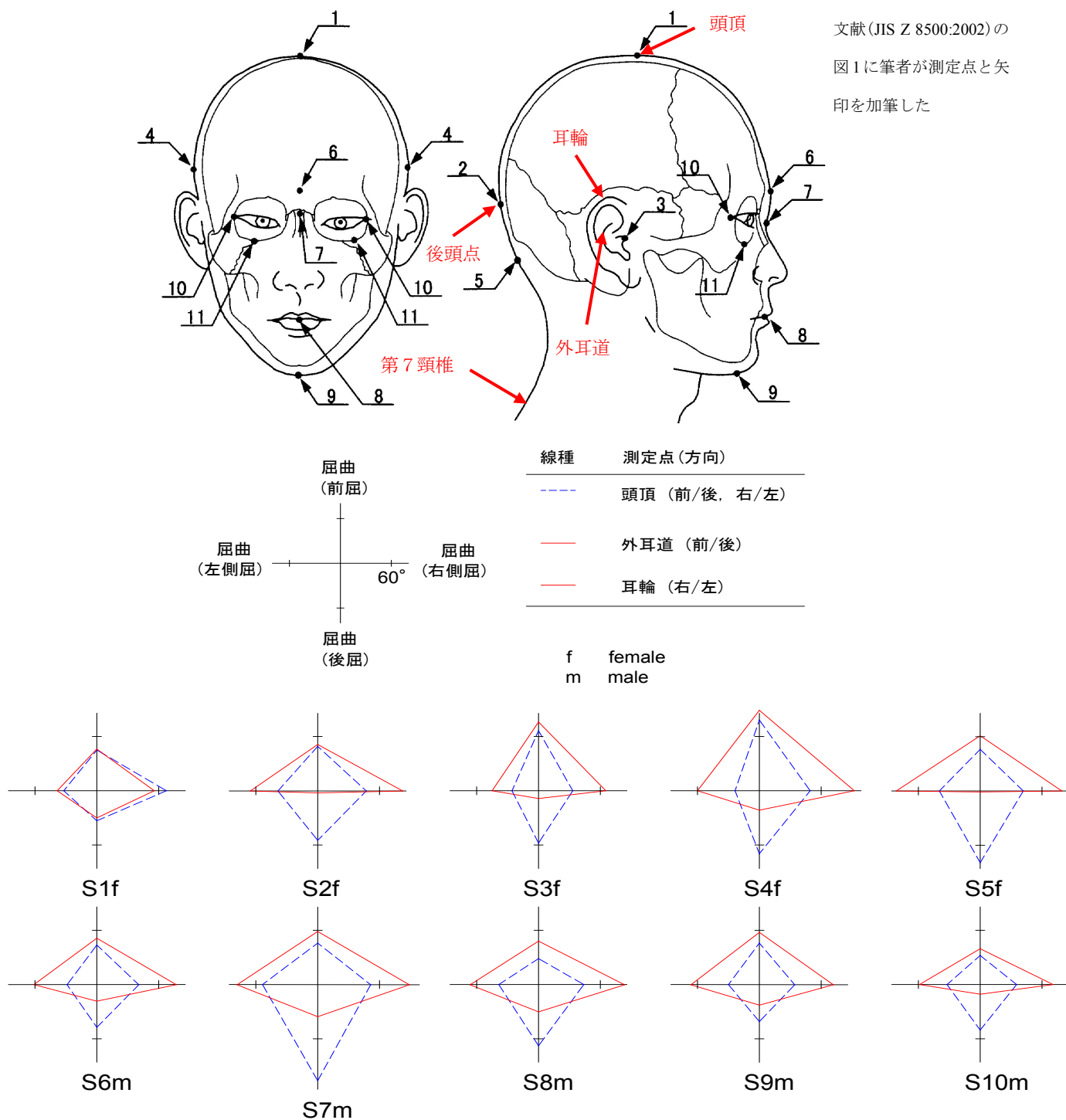
表 4.8 生体 B の関節可動域測定項目 (Susato, 2013)

全ての関節運動は自動運動であり、測定角度は自動 ROM (AROM) である。各測定点は規格で定義された測定点とそれに対応する視覚測定点で表す。仰臥位でのレーザ角度計の角度は、変換式を用いて得る。各測定は 3 回行い、内 2 回は予備試験で、最後の 1 回を採用する。

部位	関節運動	姿勢	始点/終点		中心点	
			測定点	視覚測定点	測定点	視覚測定点
頸部	頸部屈曲 (前屈)	座位	頭頂点	上方点	第7頸椎棘突起	突起点
			外耳道	陥凹点		
	頸部伸展 (後屈)	座位	頭頂点	上方点	第7頸椎棘突起	突起点
			外耳道	陥凹点		
頸部左側屈	座位	頭頂点	上方点	第7頸椎棘突起	突起点	
		耳輪の上方	上縁点			
頸部右側屈	座位	頭頂点	上方点	第7頸椎棘突起	突起点	
		耳輪の上方	上縁点			
胸腰部	胸腰部屈曲 (前屈)	座位	第7頸椎棘突起	突起点	上前腸骨棘	上縁点
	胸腰部伸展 (後屈)	座位	第7頸椎棘突起	突起点	上前腸骨棘	上縁点
肩部	肩屈曲 (前方挙上)	座位	肘頭	屈曲点	肩峰点	角点
	肩伸展 (後方挙上)	座位	肘頭	屈曲点	肩峰点	角点
肘部	肘屈曲	座位	手関節端の橈側	付け根点	肘頭	屈曲点
股部	股屈曲	仰臥位	膝蓋骨の最外側	屈曲点	上前腸骨棘	上縁点
	股伸展	伏臥位	膝蓋骨の最外側	屈曲点	上前腸骨棘	上縁点
	股外転	仰臥位	膝蓋骨の中央	線上点	上前腸骨棘	上縁点
	股内転	仰臥位	膝蓋骨の中央	線上点	上前腸骨棘	上縁点
	股外旋	仰臥位	足関節外果	突起点	膝蓋骨の中央	線上点
	股内旋	仰臥位	足関節外果	突起点	膝蓋骨の中央	線上点

5.3 測定結果

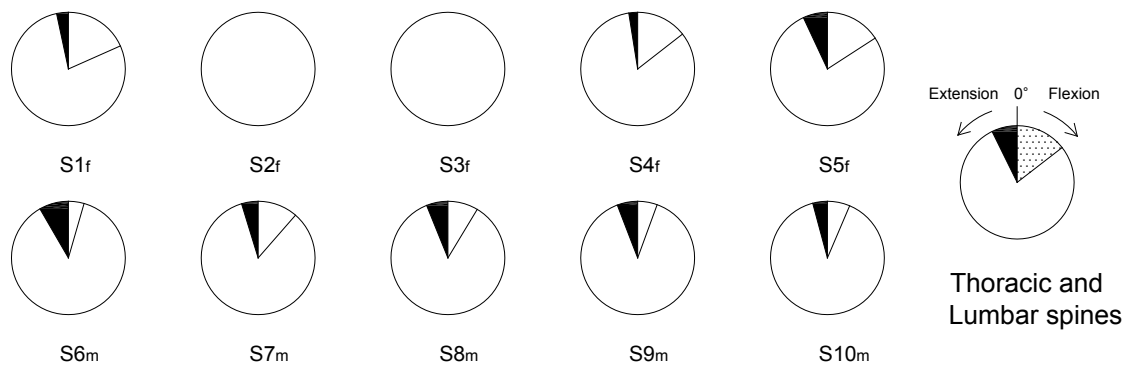
生体 B の自動運動 ROM (AROM) の測定結果を、模式図として図 4.9(a)–(f)に示す。他動運動 ROM (PROM) の参考可動域は、文献(日本リハビリテーション医学会, 1994)から引用した。



(a) 頸部の屈曲・伸展・側屈 AROM(右側面と背面から見た図)

PROM の参考可動域：前屈 60°，後屈 50°，左屈 50°，右屈 50°

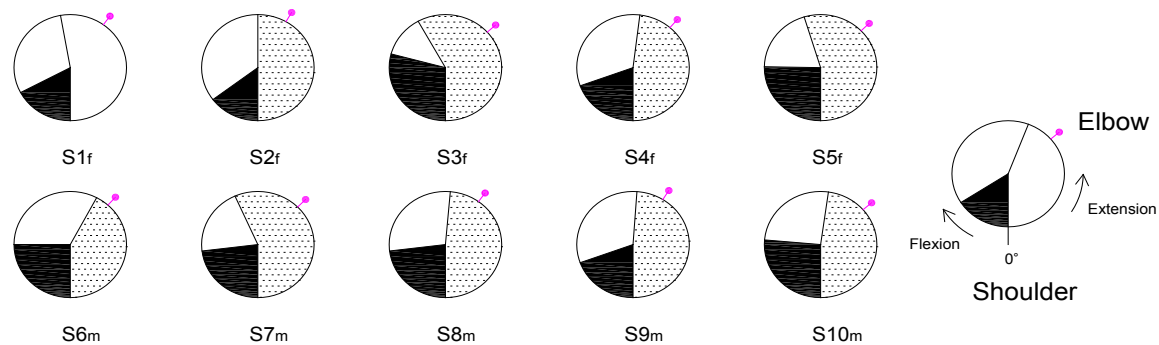
図 4.9 生体 B の測定結果(模式図) (1/6) (Susato, 2013)



(b) 胸腰部の屈曲・伸展 AROM(右側面から見た図) S2f, S3fは屈曲・伸展のデータ無し.

PROMの参考可動域: 屈曲 45°, 伸展 30°

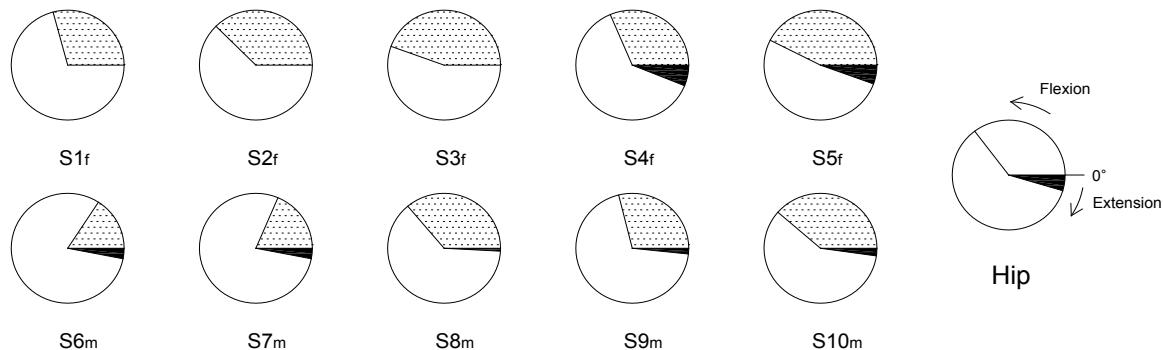
図 4.9 生体 B の測定結果(模式図) (2/6)



(c) 肩の屈曲・伸展, 肘の屈曲 AROM(右側面から見た図, 肘の屈曲位置はピンで示す)

PROMの参考可動域: 肩屈曲 180°, 肩伸展 50°, 肘屈曲 145°

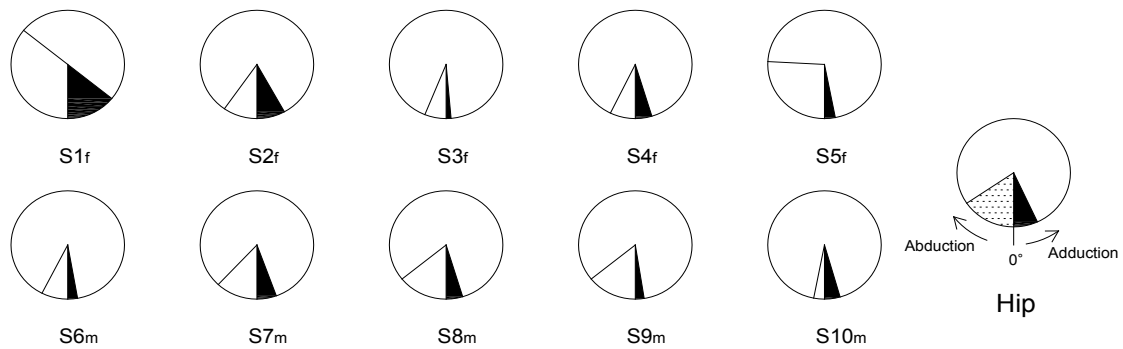
図 4.9 生体 B の測定結果(模式図) (3/6)



(d) 股の屈曲・伸展 AROM(右側面から見た図) S1f, S2f, S3fは伸展のデータ無し.

PROMの参考可動域: 屈曲 125°, 伸展 15°

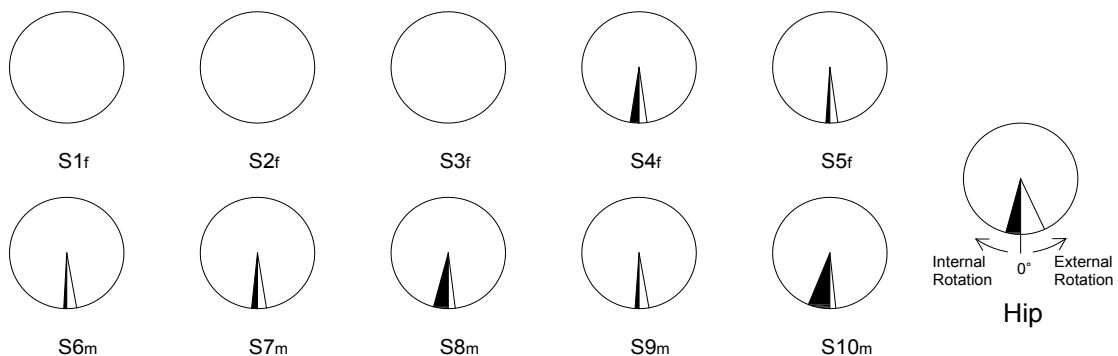
図 4.9 生体 B の測定結果(模式図) (4/6) (Susato, 2013)



(e) 股の外転・内転 AROM(上面から見た図)

PROM での参考可動域：外転 45°，内転 20°

図 4.9 生体 B の測定結果(模式図) (5/6) (Susato, 2013)



(f) 股の外旋・内旋 AROM(上面から見た図) S1f, S2f, S3fは外旋・内旋のデータ無し.

PROM での参考可動域：外旋 45°，内旋 45°

図 4.9 生体 B の測定結果(模式図) (6/6)

注：全ての測定において，1回の測定時間は10～20秒かかった，正規性は確認された。

検討

■ 図 4.9(a)は，頭部の第 7 頸椎を中心にして，「頭頂」を始点／終点として，前屈・後屈・左屈・右屈の ROM 角度を破線で結んだ。同様に，「外耳道」を始点／終点として前屈・後屈の ROM 角度と，「耳輪」を始点／終点として左屈・右屈の ROM 角度とを実線で結んだ。8 種類の ROM 角度を，被験者の後方に立って頭上から見るように，模式的に同じ座標系に作図した。これによって，被験者の ROM 角度パターンが描かれ，彼らの特徴が観察できた。

(1) 前屈では，「頭頂」と「外耳道」の被験者全員の平均 AROM 角度には，有意差は無かったが ($p=0.16$)，後屈では有意差があった ($p<0.001$)。後屈に関しては，測定点の外耳道は移動角度の個人差が大きかった。これは外耳道と支点の第 7 頸椎棘突起との距離が接近しているためだと思われる。後屈時にそれらが接近する原因は，構造上の差異によるためか，ある

いは、測定時の姿勢(例えば、首を前に突き出す姿勢、のけ反る姿勢)によるためか、今回の測定ではわからなかった。

- (2) 左右屈では、「頭頂」と「耳輪」には、有意差があった($p<0.001$)。右側屈の方が左側屈よりも有意に大きかった(頭頂の場合は $p=0.028$ ，耳輪の場合は $p=0.015$)。

■ 図 4.9(d)は、右上前腸骨棘を中心にして、股の屈曲角度を右横から見たように模式的に表す。

■ 図 4.9(e)は、右上前腸骨棘を中心にして、外転と内転角度を真上から見たように模式的に表す。

- (1) 被験者全員の平均 AROM 角度は、外転の方が内転よりも、有意に大きかった($p=0.029$)。
- (2) 被験者 S1f は外転角度が正常範囲(40–50°)と比べてかなり大きくなり、最大角(129°)では「膝蓋骨」が隠れたため、「膝窩」で代用した。被験者 S1f はクラシック・バレエの経験があるため、外転が大きく、最大角では「膝蓋骨」が隠れたため、「膝窩」で代用した。このように可動範囲が大きい場合は、支点の「上前腸骨棘」が移動してしまうことが多い。対策として、このような自動運動では、骨盤を固定したり、臍のように変動が少ない箇所を支点にしたりすることが考えられる。

外転・内転の回転中心は、「両側の上前腸骨棘を結ぶ線と上前腸骨棘より膝蓋骨中心を結ぶ線が交わる点」と規定されているが(日本リハビリテーション医学会, 1994), これを目測することは極めて難しく、恣意的になると感じた。本研究では、視覚測定点として上前腸骨棘を中心点、膝蓋骨を始点/終点として測定した(表 4.8 参照)。このような代替法や補完法においては、視覚測定点は有効であると考えられる。

■ 通常の間節可動範囲の規定は、健常者の可動量を障害者のリハビリテーション評価の指標として決められている。それゆえ、健常者の身体能力測定という見地による間節可動域規定も必要だと思われる。村田は、「ポテンシオメータ」で測角する角度計を考案し、健常者と障害者の日常生活動作(机上の小物品を移動する動作、コーヒーを飲む動作)における肘間節の AROM を調べ、肘間節の使用角度範囲を報告した(村田, 1977)。不破らは、多様な動作の AROM に対応させる目的で、「歪ゲージ」を用いた市販の角度計に改良を加え、新しい測定法を提案した(不破他, 2005)。

■ 仰臥位では、雲台を 45°傾斜させた状態で高さを調整したが、現場が狭い場所では、高さを低くして角度調整を行った方が好ましい。この測定では仰臥位の被験者を右方から測定したが、下方(足方)からでも可能である。本研究から離れるが、カメラをベースに設置して撮影し、その画像上の間節可動域角度 β を測り、(4.1)式または(4.2)式で角度変換すれば、実際の回転角度 βx が求まる(写真測定の応用)。たとえベースがなくても、カメラを固定したときの観視角 α がわかれば βx を求めることができる。

■ 対馬らは、任意角度に設定した角度計を 2 m 離れた位置にデジタルビデオカメラから写し、その画像から角度を測り、測定者間と測定者内誤差を検討した(対馬他, 2003)。その実験では角度計の中心とカメラレンズの中心が同じ高さで行ったが、実際の現場で被験者に接触式角度計

を当てて、それをカメラで写すときは、角度計もカメラもそれぞれが異なる高さになる場合が多いと思われる。そうすると、俯角あるいは仰角は零 0 にはならない。したがって、そこには観視角 α が発生するため、ROM 角度は(4.1)式または(4.2)式で変換されなければならない。

■ 齋藤らは、新たに電子式角度計を開発し、頭部の 4 方向の ROM を測り、利き腕・年齢・男女差について調べた(齋藤他, 2006)。図 4.9(a)は、彼らの手法を参考にしたものである。また、彼らは、「日本では頭頸部の関節可動域の研究は非常に少ない。」と指摘した。

■ ROM の性差についての議論は多い。Lea らは、性差の有無についてそれぞれ異なる見解を示した研究を紹介した(Lea *et al.*, 1995)。武政らは、一般老人に 27 項目の PROM を測った結果、ROM 角度に左右差は無く、性差は測定項目によっては有ると示唆した(武政他, 1997)。

《 要点 》

■ 以上までの議論により、開発器は生体の ROM 測定に適用できると判断した。

測定風景を図 4.10 に示す。



(a) 外転角度



(b) 基本姿勢

図 4.10 生体 B の関節可動域測定風景

6. 考察

6.1. 測定誤差と測定器の問題点

通常の間節可動域測定では、複数の測定者が、特定の実績ある接触式測定器を使って、触診によって行う。その場合の測定誤差の検討は、主として「測定者内誤差」、「測定者間誤差」、「機器の信頼性」が対象になる(Boone *et al.*, 1978 ; Rothstein *et al.*, 1983 ; Gajdosik *et al.*, 1987 ; Dijkstra *et al.*, 1994)。本測定では、新しい設計ではあるが、未だ認知されていない測定器を使い、測定点は毎回1人の測定者の視覚的判断(視診)によって行われた。したがって、誤差を一般的な議論で行うことは困難であった。しかしながら、開発器の測定誤差についてはいくつか検討できた。

6.1.1 測定誤差とその要因

測定誤差(Measurement error)は、次の3種類の誤差の和である(Rabinovich, pp. 22–25, 2010)。

- ・ 方法論上の誤差(Methodological error)
- ・ 器差(Instrumental error)
- ・ 個人誤差(Personal error)

本測定で生じた様々な誤差をこれら3種類に当てはめて、再検討する。

前述したように、基本測定の前に、開発されたレーザ角度計の「器差」を小さくするために、以下の4種類の検査を行い、測定器を調整した。

- (1) レーザ光線と照射面との垂直度
- (2) 中心用と測定用のレーザ光線の平行度
- (3) 照射面の平面度
- (4) レーザマーカの射出口の偏心とアームとシャフトの取付けによって生じる偏心

しかし、完全に調整できなかつたため、基本測定においては、設定値と実測値のプロット曲線間にズレが生じてしまい(図 4.4(b))、 180° に近づくにつれてズレが大きくなった。

その原因は、大部分は機械加工と組立に問題があったと思われる。骨格測定では、右側上肢の手掌側の「上腕骨頭頂-肘頭-橈骨茎状突起角度」と「同一-同一尺骨茎状突起角度」の NC/C は、他の部位間に比べて大きかった。その理由は、橈骨茎状突起と尺骨茎状突起は、第2象限の 180° に近いところに懸垂されたため、設定値と実測値のズレが大きくなったと考える。さらに、2.1.3 節で述べたように、そのズレは、アーム位置距離 r が小さいほど大きくなった。かつ、アームが描く円弧の長さは短くなって、方眼紙上に照射されたスポット光の移動範囲が小さくなり、その結果、方眼紙のマス目での読値が難しくなった。その逆に、 r が大きいほど 1° あたりの円弧が長くなり、読値が容易になった。マス目の読値という行為は、そのような小さな対象を使わざるを得なかったことによる「方法論上の誤差」と個人の視覚の識別能力に基づく「個人誤差」を生じさせたと考える。

ROM 測定において、小さな円弧が描いて作られる小さな角度を測定することは困難である。

距離を求めることを目的としている形態測定器では、このような角度と円弧の問題は生じない。そこで、距離を測ってから角度を求めることを考えてみる。まず、ROM で形成された三角形の3つの辺長 a, b, c を測り、余弦定理を利用して三角形の内角 A, B, C を計算で求めることが考えられる。あるいは、ヘロンの公式と三角法から三角形の面積 S を求めてから、角度を計算しても良いと思う。それらの公式を以下に示す。

第1 余弦定理

$$a = b \cos C + c \cos B \quad (4.3)$$

$$b = c \cos A + a \cos C \quad (4.4)$$

$$c = a \cos B + b \cos A \quad (4.5)$$

ヘロンの公式

$$S = \sqrt{s(s-a)(s-b)(s-c)}, \quad s = \frac{1}{2}(a+b+c) \quad (4.6)$$

6.1.2 2点測定法と3点測定法の誤差

骨格測定では同じ測定器を用いながら、2点測定法と3点測定法とでは得られた角度値が異なった(表4.4)。2点法の測定精度は、主にオプティカルエンコーダの分解能(1回転360パルス)に依存していたため、回転角 θ の読値にも影響を与えた(個人誤差の発生)。

2.1節で述べたように、アーム長500mmの先端では8mm動かしても 1° を表示しているため、 θ の変動は少なかった。そのため、標準偏差SDは0.0と計算された。この θ の読値は3点測定法でも行ったが、2点測定法と異なっているのは、3点法ではさらにアーム上の位置 r を読値しなければならなかったことである。骨格モデルBの測定では、13種類の測定点を選んだが、上肢の7箇所、下肢の6箇所の測定点での r のSDは0.3~0.6mm、下肢6箇所のSDは0.2~0.3mmの範囲にあった。したがって、 r の読値によるバラツキが(個人誤差の発生)、複雑な計算によって蓄積されながら伝播していったと考えられる(理論上の誤差つまり方法論上の誤差)。これが骨格測定において3点法が2点法や関節角度計に比べて値が大きくなった理由の一つだと考える。

注：誤差には真の値に対して+成分と-成分があるので、誤差の蓄積が徐々に増加するとは限らない。しかし3.3.1節でも述べたように、個人誤差を減らす目的で操作と読値のやり方を統一したが、全般に高目の値が採用されることになり、測定工程が多い方法ほど値が大きくなったことが主な理由だと考える。本研究ではこれ以上の追究は行わなかった。

3点測定法のような計算を必須とする測定法について、歴史的な評価はどのようになっているのかを述べる。そもそも3点測定法は、三角法を用いた線形測定である。Williamsは、角度計の皮膚上の設置という点から、角度計と三角法計測を比較し、線形測定(Linear measurements)の優位性を示した(Williams, 1952)。それに対して、Millerは、「三角法の誤差要因の数が角度計より多い、部位の回転には使えない、計算が必要、その時間がかかる」等の理由から三角法の短所を指摘した(Miller, 1985)。しかしながら、今回のレーザ角度計の測定では、パーソナルコンピュータを使ったので、これらの問題になっている計算とその所要時間については、解決できたと考えている。

注：線形測定については、第1章3.1(2)の《測定器》の項で、ROMを角度の代わりに距離で表す先行研究を記した。

6.1.3 精度評価の他の要因

測定の「繰返し性」とは、一連の繰返し条件(同じ測定システム・同じ測定手順・同じ操作条件・同じ操作者・同じ場所)における「精密さ」と定義される(ISO/IEC GUIDE 99, 2007 ; JIS Z 8103:2000(E)). したがって、本研究の「繰返し性」は、3種類の測定対象であった方眼紙・骨格モデル・マネキンでの各10回の測定で確認された。

測定の「再現性」とは、一連の再現性条件(異なる測定システム・異なる操作者・異なる場所)における「精密さ」と定義される(ISO/IEC GUIDE 99, 2007 ; JIS Z 8103:2000(E)). しかしながら、この3種類の測定対象は、それぞれ同一の条件で測定したため、ここでは検証することはできなかった。

生体を対象にした AROM 測定では、本試験前に2回の予備試験を行い、3回目の値を無条件で採用した。3回の AROM 測定に関して、各被験者の股関節の「外転・内転角度」は、大部分が増加していった。これは、被験者は全員健康であるために、「被験者のもっと大きく動かそうとする努力・向上心」や「訓練効果による可動限界への挑戦意欲」等が影響したと思われる。Lea らは、「ROM 測定は、ある程度までは患者の努力に依存しているため、主観的なままである。」、「患者の努力水準は、測定者によって検討されるべきだが、努力の最終評価は全ての臨床的測定に基づいてなされるべきだ。」と述べ、この問題の難しさを指摘した(Lea *et al.*, 1995)。

複数の被験者は、口頭による指示に影響を受けた。「もっと広く！」という努力を促す言葉や、「自然にするように！」という過度な努力を抑える言葉に反応した。そのため、無理を避けて、逆に小さな値を出した被験者も少なからずいた。全員の被験者は開眼で全ての AROM 運動を行ったが、股関節の「外転・内転」を仰臥位で行っている間は、自分の足の動きを見させなかった。そのため、本人自身の目で ROM 角度の拡がり具合や努力の程度等は確認できなかった。つまり、運動知覚の不完全さが角度範囲に変動を引き起こしたかもしれないと推測した。そのような AROM における開眼と閉眼に関する問題(視覚と運動感覚の関係)は、生理心理学と知覚測定の研究で別途議論する必要がある。

一般に、ROM データは平均値が推奨されている。その測定値が正常可動範囲に入っていると「正常」と判断され、外れていると「異常」とみなされる。日本リハビリテーション医学会では、「正常と異常」について、会告で次のように記した。

関節可動域は年齢、性、肢位、個体による変動が大きいため、正常値は定めず参考可動域として記載した。関節可動域の異常を判定する場合は、健側上下肢の関節可動域、参考可動域、(附)関節可動域の参考値一覧表、年齢、性、測定肢位、測定方法等を十分考慮して判定する必要がある(日本リハビリテーション医学会, 1995)。

AAOS では「可動範囲」について、4種類の出典データを比較しながら、次のように記した。

関節範囲の平均は正確に決定され得ない。なぜなら、身体構造と年齢の集団における個人間の動きの程度に広い変動があるからだ(AAOS, 1965)。

本測定では、データとして3回の測定値の平均は使わずに、3回目の値を採用した。上述した

のように被験者の ROM 動作感覚や努力程度によるバラツキを考慮して、複数回の測定では、最大値を選ぶべきかもしれないとも考える。測定回数に関して、Rothstein らは、膝関節と肘関節の PROM 測定において、信頼性と効率性は 1 回の測定を行うことによって提供されると述べた (Rothstein *et al.*, 1983)。測定する回数 (1 回/2 回/ n 回)、採用するデータ (平均値/最小値/最大値) 等について、統一的な規定が無い理由は、文献が示すように、関節可動域は年齢・性・肢位・個体等による変動が大きいことと、個体・集団の属性が多様で多岐にわたることによって、画一的な規定で収めることが難しいためだと推測する。したがって、測定プロトコルは研究者や所属機関に一任されている。しかしながら、ある程度の統一的指針は必要であると考えられる。

本測定は AROM のみを測定したが、Gajdosik らは、AROM と PROM 間の比較を行った先行研究は少ないと報告した (Gajdosik *et al.*, 1987)。平野らは、健常者の膝関節の再現検査と模倣検査を AROM と PROM で比較した (平野他, 1998)。Wagner は、装置を使って肘関節の柔軟性を AROM と PROM で比較した (Wagner, 1977)。今後は、最新のロボット技術で使われている「力覚センサ」や「触角センサ」を使って、筋電位や脳電位を監視しながら、PROM の最終域感を科学的に計量する必要があると考える。

《 3 次元情報 》

従来の接触式測定器は、対象物の立体形状の測定には不向きである。この理由を構造原理から述べる。関節角度計のアームは、目盛板平面に沿った一方向にしか回転できない構造になっている。この構造は、静止アームが x 方向成分 ($r\cos\theta$)、可動アームが y 方向成分 ($r\sin\theta$) を表していると見ることができる。測定者は、関節角度計を部位に密着させて測るので、対象物が 3 次元的に動いても、関節角度計からは 2 次元の情報しか得られない。これに対し、レーザ角度計のアームの動きは、関節角度計と同様に x 方向と y 方向の動きが行えるが、アーム上にあるレーザマーカから照射されるレーザ光線はアームとは直角の z 方向を指す。よって、 $x \cdot y \cdot z$ の 3 次元情報が得られる。レーザ角度計は 3 次元測定が可能になるが、当然、情報量が多くなる分、誤差要因も増す。

6.1.4 ROM の表記

本測定では ROM の表記法に、解剖学的肢位を 0° として、そこから ROM 角度が 180° 方向に目盛られる「 $0-180^\circ$ システム」を採用した。それは Silver によって導入された (Silver, 1923)。他の表記法は、Clark によって導入された「 360° 全円システム」(Clark, 1920)、West によって導入された「 $180-0^\circ$ システム」(West, 1945) がある。垂直・水平面上の四肢 ROM には 360° 範囲の測定ができなければ、不便である。第 2 章 2.2.4 節で述べたように、これがレーザ角度計の限界角度 187° を仮想的に 360° まで拡大させる理由であった。

「 $0-180^\circ$ システム」について述べる。それは、「Neutral Zero Method, 中位零測定法, 基本肢位法」と呼ばれ、現在まで多くの支持を得てきている。レーザ角度計のアームの機械的最大回転角度は 187° が限界であった (機械的構造を改良すれば、 360° 測定も可能になる)。例えば、肩の屈曲は、健常者であれば 180° 以上も可能であり、その伸展は 50° 以上も可能であるため、腕を後方から頭上まで回転させる一続き動作であれば 230° 以上が可能である。よって、その角度が測られる測定器が必要になる。Gajdoski らは、「四肢の大部分の利用では、万能全円角度計が ROM を測ることに對して好ましい測定器である。」と指摘した (Gajdoski *et al.*, 1987)。

「 360° システム」について述べる。レーザ角度計の計数・表示器であるデジタルパルスメータ (DPM) では、時計回り (cw) / 反時計回り (ccw) の回転方向に応じて、表示角度が増加 / 減少していく。これは「 360° システム」と同じ機構のため、全身 ROM を全円で連続的に捉えることができる。このシステムは、例えば人型ロボットのように、屈曲・伸展、外転・内転という分類や概念を必要としない特殊な分野では有効である。

「 $180-0^\circ$ システム」について述べる。それは解剖学的肢位を 180° として、ROM 角度が 0° 方向に目盛られる。つまり、関節を介した部位間の基準位置を一直線の 180° に設定する。このシステムはバイオメカニクスの解析や義手・義足の設計には有効である (Robertson *et al.*, 2004)。

Gerhardt らが提示した「SFTR 記録法」(Gerhardt *et al.*, 1990) は、レーザ角度計に適している。SFTR 法は、動きを 3 つの基本面 (矢状面 S, 前頭面 F, 水平面 T) 上の ROM 角度と、各面での回転角度 R を表現したものである。例えば、右横から見た場合の肩の屈曲 170° 、伸展 45° は、『S: 45 - 0 - 170』と表される。これらの角度はレーザ角度計を、2 点測定法において中位位置でリセットを行えば簡単に求まる。ただし本測定の DPM は、ccw は正 (+)、cw は負符号 (-) を表示するため、右側から見た屈曲は『170』、伸展は『-40』と表示される。このことに留意すれば、レーザ角度計を SFTR 法で使うことができる。

SFTR 法は、床に対して垂直もしくは水平な動作面を条件にしているため、移動軸が傾いて作る面に対しては規定が無い。例えば、肩の屈曲時に腕の移動軌跡で作られる平面角度が床に対して 95° (差分: $95^\circ - 90^\circ = +5^\circ$)、肩の伸展時に腕の移動軌跡で作られる平面角度が床に対して 85° (差分: $85^\circ - 90^\circ = -5^\circ$) の場合には、平面の傾斜角度の差分 (これは理想的な平面角度 90° に対しての傾斜角度を指す) を考慮して、『S: 45(-5) - 0 - 170(+5)』という記録表記法が提案できる。この表記は、まず平面上に任意の測定点を設定し、次に 3 点測定法を使って、平面の傾斜角度差を測定することによって可能になる。

久野らは、仰臥位で下肢の屈曲・伸展を幾何学的に表記する方法を提案した。その方法は股関節と膝関節、膝関節と足関節の PROM を平面上(2次元)に描画し、それらを統合させて立体的(3次元)に表現し直す(久野他, 1999)。さらにそれを行列式でも表現する。この報告では、3つの関節が同一垂直面上で動くことが前提になっていると推測されるが、傾いた面上での運動にも対応できると考える。問題は、彼らを使用した写真法以外の方法やそれを代行できる測定器が用意されているかである。レーザ角度計では対応できると考えている。

6.1.5 接触式測定器と非接触式測定器の補完

通常の接触式関節角度計を使って、マネキンの部位空間内の角度を測定することは極めて困難であった。なぜなら、2本の線分で挟まれた角度を求めるには、その線分を含む三角形の平面を空中で設定・固定する必要があるからである。つまり、3点で形成される空中の仮想平面に角度計を合わせるができなければならなかった。

生体の頸部の「前屈」と「後屈」を関節角度計で測定することも、困難であった。なぜなら、『頸椎7番—側頭点—頭頂』で形成される三角形の平面が、同一垂直面(=矢状面)でないため、測定は目測に頼らざるを得なかったからである。その場合は、傾斜角度計を用いるか(Gerhardt *et al.*, 2002),あるいは顎と胸部間の距離を角度の代替として測定するか(Clarkson, 2005; Norkin *et al.*, 2009)である。そのようにしたら、目視評価の必要は無くなる。また、頸部の左屈と右屈は、頸椎7番と後頭点を垂直面(=前頭面)にさせることができれば、関節角度計でも測定することが可能になる。

このような問題は、レーザ角度計のような測定原理に基づく非接触式測定器においては、発生しない。なぜなら、直進性に優れたレーザ光線は、遠近差がある複数の測定点や同一垂直面上に設定されていない複数の測定点までも、正確に捉えることができるからである。

クラシック・バレエの経験があった被験者 S1f の測定では、仰臥位での「股関節の外転」と「股関節の内転」を被験者の下方から観察しているときに、腓骨外果や脛骨内果が足底に隠れてしまった。始点時の測定点が、可動後の終点時には見えなくなるという死角問題を解決するためには、第1の方法としては、本来の測定点を「正測定点」(例：外果)にして、新たに「副測定点」(例：足底の踵)を設定し、その両測定点間で測定値の補正を行うことである。第2の方法としては、被験者の姿勢を変えて、オクルージョン(Occlusion, 遮蔽)を無くして測定することである。この姿勢を変えるという考えは、河内らが提案している(河内他, 2005)。たとえオクルージョンを無くす目的つまりレーザ光線の死角を減らす目的でとった自由姿勢でも、突然姿勢を変えて測定点が測定器の視野範囲から消える場合には、直進性の有るレーザ光線では、測定器の設置位置を変えない限り、その測定点を捉えることはできない。

このような問題は、接触式測定器においては発生しない。なぜなら、接触式測定器は測定点や測定軸に密着し、そのアームは部位全体の動きに追従していくからである。オクルージョンの心配は無いのである。

本測定で開発された非接触式測定器は3次元測定が可能で自由姿勢に対応できるが、部位と一体になって、部位に追従することはできない。今後の人体角度測定においては、接触式と非接触式の補完的使用を考慮に入れ、測定の多様性を認めるべきだと考える。また、今回参加した健常者のように、彼らの身体能力を評価する場合には、従来の画一化されたリハビリテーション目的のROM規定は、適応させ難いのである。そこには新しい柔軟なROM規定が必要である。

6.2. 測定点設定の問題点

6.2.1 視診による測定点の設定

測定点とその周りの性状との関係を明確にしておく必要がある。その重要性を Hellebrandt らは、皮膚からの感受性に注目して、「測定器の信頼性についての評価は、個々の関節から受ける異なる感受性に因る。」と述べた (Hellebrandt *et al.*, 1949)。

測定点と解剖学的形状の個人的差異について分類する。

①測定点の解剖学的相対位置に個人差がある場合

測定点間の相対位置が通常とはかなり異なる場合で、これには猫背・前かがみ姿勢や反り姿勢等が考えられる。これらの姿勢は、本測定で行った「頭頂」、「第7頸椎棘突起」、「外耳道」に関する ROM 角度に影響を与える。Strimpakos は、頸部姿勢が極端に異なる場合の頸部 ROM を報告した (Strimpakos, 2011)。

②測定点が設定される筋肉部の形状に個人差がある場合

例えば、本測定で使用した測定点の「耳輪」が、標準的な大きさに比べてかなり大きい場合である。また、頸部の屈曲・伸展測定の別法として、「あご」と「胸部」の空中直線距離を測定する方法もあるが、「あご」の大きさや形状に個人差があると、ROM を角度の代わりに距離で評価する測定の妥当性に疑問が出てしまう。

③髪や髪型に個人差がある場合

そのような場合には、本測定で行った頸部の前後屈・左右屈において、規定点の「頭頂」より代替点の「耳輪」や「外耳道」のほうが有効である。また被験者は測定時に帽子をかぶる必要が無くなるという利点もある。

これらの一般的な解剖学的特徴をもつ場合においては、どこに測定点を設定するか判断が重要になってくる。それには、より多くの解剖学的特徴の種類とその ROM データを必要とする。しかしながら、同一被験者のリハビリテーション効果(=訓練の前後効果)を知る目的であれば、規定測定点に縛られることなく、視覚測定点を使って ROM の具体的な目印として活用することができると思う。

視覚測定点の工業規格への応用を述べる。静的作業姿勢を人間工学的に評価する項目の一つに、体幹や首の回転・傾斜の角度を測定する場合がある (ISO 11226:2000)、そこでは、必ずしも解剖学的測定点を必要としないため、基準点として視覚測定点を使うことが効果的だと考えられる。ワークステーションの設計 (ISO 14738:2002) においては、視野の測定や頭部の可動範囲の測定に、視覚測定点を頭部の任意点として使うことが可能である。さらに、その測定において作業者がレ

一ザ角度計のレーザスポットを視覚目標物として、目で追うことができるため、作業者の視線位置が測定者によって観測できる。このように測定と測定支援が一緒にできるのは、便利である。視覚測定点の活用場面はまだまだ有ると思われる。

注：一般に規格類は、数値で様々な条件を規定するが、測定技術やノウハウは提供しない。

ROM測定における視覚評価について述べる。視覚評価(Visual estimation)は、ROMを肉眼で判断する方法だが、これには否定的な見方が多い。しかし、根強い支持や関心も高い。Leaらは、「2本アーム角度計の使用では、回転の中心・四肢の長軸・真の垂直・水平位置は、視覚的にのみ評価される。」と主張した(Lea *et al.*, 1995)。Brutonらは、中手指節関節を視覚評価と器具を用いた角度測定の測定者間信頼性を報告した(Bruton *et al.*, 1999)。Williamsらは、「高い技能をもつ療法士に対しては、視覚評価はより有効な技術になる、一方、器具を用いた角度測定は冗長になる。」と述べた(Williams *et al.*, 1990)。

6.2.2 設定測定点と設定測定軸の移動

視診による測定点の設定について、角度の形成という観点から述べる。可動範囲の角度は、1本の測定軸が始点から終点へ移動する際に形成される角度(動的角度と呼ぶ)と、静止した2本の測定軸によって形成される角度(静的角度と呼ぶ)に分けられる。この分類によれば、骨格モデルとマネキンは静的角度、生体は動的角度を測定したことになる。動的角度の長所は部位可動時の軌跡が認識できること、短所は移動領域全体が変動するため再現性が低いことである。静的角度の長所は測定の再現性が高いこと、短所は角度の静止保持が必要であることである。

動的角度の非接触測定における問題点は、それが測定点の探知に影響を与えることにある。その場面を列挙すると、次のようになる。

①始点時の中心点が、部位の可動中に動き、終点時には異なった位置になる場合

例えば、「肩関節の屈曲」の場合である。これは肩甲骨が挙上して、中心点が上方に移動する。AROM測定中に測定点が移動する場合を、レーザ角度計で測定するためには、3点測定法を用いることである。その理由は、AROM運動は中心が動きやすいため、2点測定法のように中心が明確で固定されていることが必須である方法より、測定しやすいからである。

注：PROM運動は測定者が部位を把持することによって、必要以上の動きを抑制しているから動きにくい。

②測定軸が描く軌跡面が、部位ごとに異なり、完全な水平面・垂直面にならない場合

例えば、仰臥位での「股関節の回旋や内転」の場合である。測定軸の位置について、Hellebrandtらは、「動作を行っている軸の位置は、回転移動における問題の核心である。軸の始点と終点位置は必ずしも理想的ではないため、患者と測定器の位置決めは、信頼性の研究に関わって発展する角度測定技術の中で、抜きん出た重要性があると確信される。」と指摘した(Hellebrandt *et al.*, 1949)。Robsonは、角度計アームを部位の軸に当てるときの変位誤差について、三角関数の数式を使って解析し、「股関節の屈曲」では可動アーム型の角度計より、アームを必要としない重り付き角度計の方が優れていると示唆した(Robson, 1966)。

③始点時の測定点が、可動後の終点時には見えなくなる場合

6.1.5節で既述したように、仰臥位での「股関節の外転や内転」を被験者の下方から観察しているときに、腓骨外果や脛骨内果が足底に隠れてしまう場合である。

レーザ角度計を用いた場合の①と②の対策は、始点時と終点時の3次元距離差を奥行き測定法によって求め、データ補正を行うこと。③の対策は6.1.5節で既述した。

6.3 設置空間と着衣の問題点

障害者は、ゆったりとした衣服で非直立状態の座位姿勢や非水平状態の臥位姿勢をとっていることが多い。そのため、衣服で視覚測定点が視認しにくくなったり、部位を垂直や水平方向に保持し難くなったりする。そのような状況下でも、視覚測定点を見つけ、レーザ角度計を障害者姿勢に合わせて設置・操作しなければならない場合がある。その場合の問題点と対策を次に示す。

-
- ①レーザ角度計は、被験者からある程度離れて部位を移動・回転させるため、設置する場所や空間を確保する必要がある。確保が困難な場合の対策としては、本測定で用いた三脚の構造を変えたり、あるいは、それ自体不要の構造にしたりする。例えば、三脚の代わりに「単脚」の構造や把持型の構造が考えられる。

 - ②被験者の衣服で部位の露出部が少なくなる場合があるため、視覚測定点を見つけ難い。この対策は、視覚測定点を被験者の日常生活上必要な露出部に限って設定する。例えば、頸部の屈曲は顔部の口や鼻、肘関節や股関節の屈曲は、手首や足首の関節輪郭部等に視覚測定点を設定する。例えば、ホクロも有効な測定点となり得る。
-

設置空間や着衣そのものを測定対象として捉えることは、部位と物体間の空間計測が必要なマン・マシンインターフェースやユニバーサルデザインに対応する場合に必要である。例えば、什器や衣類の設計段階で、動作空間や余裕量(隙間)をレーザ角度計で測定することができる。それによって、人体の測定のみならず、人体周辺領域の測定にも応用分野が広げられる。

注：参考文献(日本人間工学会, 『ユニバーサルデザイン実践ガイドライン』, 2003)。

6.4 軸測定と表面測定の関係

生体の測定点は、部位皮膚上の点・軸・表面にある。本測定では、全ての測定点を視覚測定点に置き換えることを念頭に置いた。点に関しては、視覚測定点として既述してあるため、ここでは、まず、軸と表面の説明を行い、次に、点・軸・表面の位置関係について述べる。

(1) 軸

測定に使われる部位の軸は、「基準軸」と「測定軸」の2種類である。基準軸は、床に対する「水平軸」または「垂直軸」が該当する。例えば、臥位姿勢による測定は、水平軸が基準軸になる場合が多く、立位や座位では、垂直軸が基準軸になる場合が多い。測定軸は、静止させたままの「基本軸」と部位に追従していく「移動軸」である。測定軸の設定は、次の3種類によって決められる。

- ①部位の長軸方向の直線
- ②測定点間の直線
- ③表面の接線方向の直線

本測定では②を採用した。

(2) 表面

図 4.11 に示すように、表面上の AB は点 A と点 B との間の距離であるが、その種類は次の4種類に定義できる(人類学講座編纂委員会、『人体計測法, I 生体計測法』, pp. 12-14, 1991 ; 『人体計測法, II 人骨計測法』, p. 164, 1991)。

- ①最短直線距離
- ②一方向への投影距離
- ③曲線距離
- ④部分直線距離。

本研究では、直尺は①④、巻尺は①③④、レーザ角度計は②を測定した。

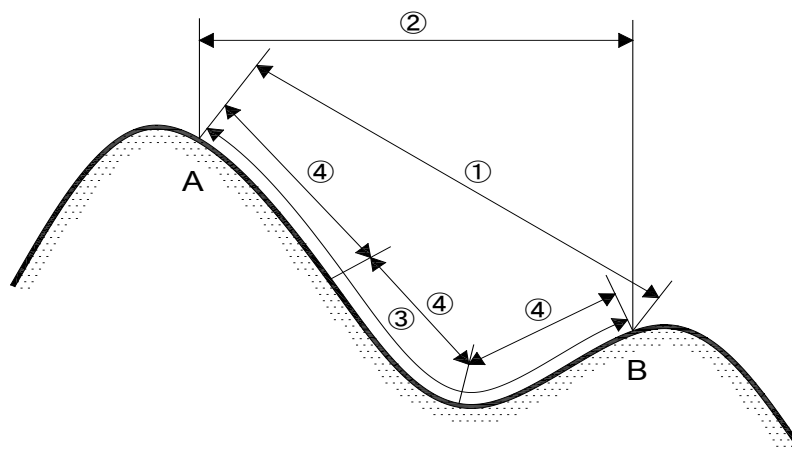


図 4.11 表面の距離

①最短直線距離, ②一方向への投影距離, ③曲線距離, ④部分直線距離

(3) 相互位置関係

点・軸・表面に関する測定では、次の6種類の相互位置関係が考えられる(図4.12)。それらは、①点-点間、②点-軸間、③点-表面間、④軸-軸間、⑤軸-表面間、⑥表面-表面間である。

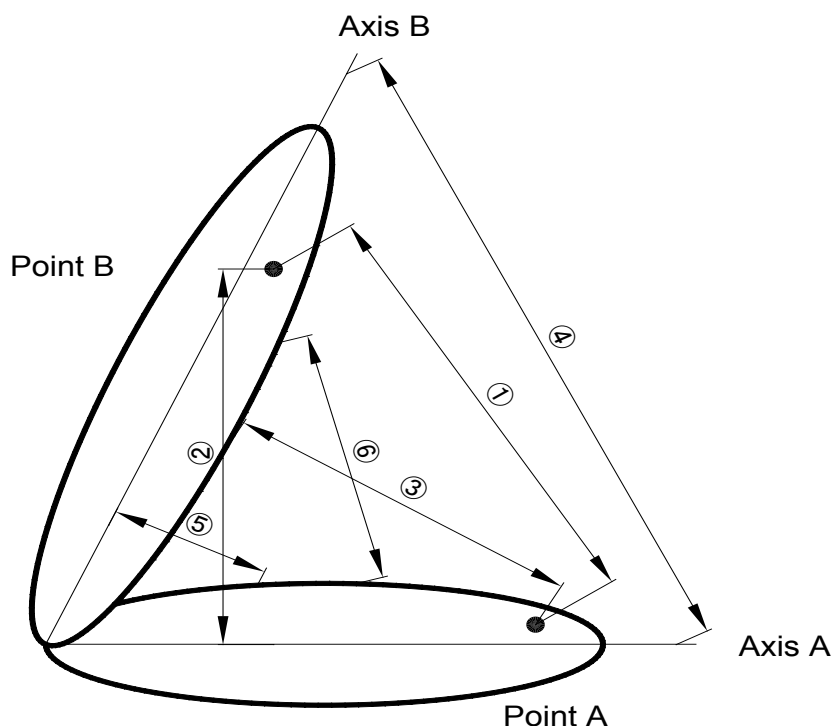


図4.12 点、軸、表面の相互位置関係

- ①点-点間、②点-軸間、③点-表面間、
④軸-軸間、⑤軸-表面間、⑥表面-表面間

点・軸・表面を基準とする測定の特徴を表4.9に示す。

表4.9 点・軸・表面を基準とする測定の特徴

種類	測定量	長所	短所	例
点測定	角度 距離	・関節付近に多く、点設定が易しい	・筋肉の肥厚部と骨の突起部の判別が必要	肩峰
軸測定	角度	・可動部全体の動きが把握しやすい	・軸の定義と設定が難しい ・軸上に測定点がない場合がある	大転子
表面測定	角度 距離	・最も観察しやすい	・形状の個人差が大きい ・呼吸の影響が大きい	臍部、大腿部

(4) 角度と距離

可動範囲を角度・距離で表す測定の特徴を表 4.10 に示す。

表 4.10 関節可動範囲を角度と距離で表す測定の特徴

種類	方式	長所	短所	例
角度測定	非接触式	<ul style="list-style-type: none">・可動範囲を面積や軌跡として動的認識ができる・アームの回転が観察できる	<ul style="list-style-type: none">・可動時に支点が移動する場合は、補正が必要になる	股関節の外転
	接触式	<ul style="list-style-type: none">・簡単で便利	<ul style="list-style-type: none">・可動時に支点が移動する場合は、追従させる以外、対処できない	肩の挙上
距離測定	非接触式	<ul style="list-style-type: none">・可動範囲を面積や軌跡として動的認識ができる	<ul style="list-style-type: none">・投影距離と直線距離が一致しない場合がある	股関節の屈曲
	接触式	<ul style="list-style-type: none">・簡単で便利	<ul style="list-style-type: none">・狭い空間では困難・可動範囲の動的認識が難しい	おとがいと胸の間

第5章

総括

第5章 総括

5.1 背景と必要性

人体部位の形態(寸法)と関節可動範囲(角度)を接触式器具で測定する方法は、約100年前に確立された。形態測定は自然人類学の人骨測定と生体測定から始まり、今日では人の成長・健康状態の指標や人間工学の基本設計データとして活用されている。関節可動域測定は第1次世界大戦時の戦傷兵の治療から本格的に始まり、今日では主に、リハビリテーション検査の一つとして実施されている。そのような背景から測定の本質は、形態測定は部位の正確な寸法値を得ること、関節可動域測定は部位の異常を見つけたり、リハビリ訓練の効果を調べたりすることにある。

現在の手操作による人体測定法では、次の4つの条件を満たす必要がある。

- (1) ISO・JIS等によって標準化された測定点(名称, 位置, 探知方法)
- (2) 同標準化された測定方法(測定項目, 被験者姿勢)
- (3) 同標準化された接触式測定器(形態測定器: アントロポメータ・桿状計・滑動計・触覚計・巻尺, 関節可動域測定器: 万能角度計・重力角度計等)
- (4) 訓練された測定者

この測定法では、測定を行うために被測定者に特定の立位・座位・臥位姿勢を取らせる必要があるが、このような姿勢をとることは障害者にとって、困難または不可能であるとともに、健常者が自由な姿勢で用いる道具・機器を設計する場合にも適さない。また、専門家以外の方が測定を行う場合も考慮した、訓練の必要の少ない簡便な方法も必要になってくる。さらに、従来の接触式測定器は、自由姿勢で形成される狭い部位空間に持ち込めない、障害者の不随意運動によって突発的に腕や足を動かす場合ではその人の近くには置けない、被験者の身体に測定器が触れると、緊張が生じ、筋運動に影響を与える等の欠点がある。そこで、離れた場所から3次的に人体を測定できる非接触式測定器の必要性が生じてくる。

5.2 目的と遂行

本研究の目的は、非接触式人体測定器の開発とそれらの使用法・評価法の提案にある。それを達成する手段と過程は次の4段階であった。

- (1) 非接触式で可搬型の手操作による人体測定器を3種類開発し、検査や精度試験を行った。
- (2) それらの性能を3種類の測定対象(骨格モデル, マネキン, 生体)を使って、接触式の工業用測定器具と比較した。
- (3) 非接触式測定器の実用人体計測(生体の距離・角度測定, 人骨の距離・角度測定)への適用性を検討した。
- (4) 新しい測定器の評価法に対して、方法論(測定点の設定の仕方, 測定量の比較の仕方, 被験者の選び方と使い方, 関連分野との関わり方等)を提案した。

本研究で得られた知見は、様々な原理や構造に基づく新しい人体測定器の研究・評価・実践等に貢献できると考える。

《 論点 》

本研究の主な論点は以下の7点である。併せて、主な成果も記す。

(1) 測定点の種類と設定・検知

測定点探知を触診の代わりに視診で行った。その際に視覚測定点を導入して、測定を終始一貫して非接触で行うことができた。

(2) 測定対象の種類と選択

対象は精度用、自由姿勢用、実践用で使い分け、それぞれにおいて多種多様な結果を得ることができた。

(3) 開発器の要求精度

先行研究を調べ、手操作の測定器の要求精度は、距離は1 mm、角度は1°で十分であると判断して、これを開発器の設計に反映させた。

(4) 距離量と角度量の測定技術

形態と関節可動域の開発器に対して、距離と角度の両方が測定可能となる構造にすることができた。

(5) 部位上と部位空間内の測定

従来器では測定が困難な、自由姿勢で形成された部位空間内の距離と角度が、開発器では測定できた。

(6) 測定誤差の考察

人体測定全般の誤差要因を分析した。開発器の構造に基づく誤差と測定点検知による誤差を検討し、今後の測定器と測定法について提言できた。

(7) 生体測定の困難性

測定の再現性に関わる問題点は部分的にしか解決できなかった(部位ごとに誤差範囲が異なる、同一部位でも自動ROM値が異なる等)。しかし、従来器では測定が困難な頸部ROMが開発器では測定できたし、股関節ROMでは、従来法の不具合を代替できる方法が確認できた。

《 他の測定器との比較 》

開発した非接触式測定器が従来の接触式測定器と比べて最も優れていることは、測定者が被験者から離れて、被験者を自由な姿勢のまま、被験者の部位が形成する空間内の距離と角度が測定できることである。

開発器が既存の非接触式人体形状計測装置と比べた場合の長所は、次のとおりである。

- (1) 運搬が可能で、設置場所が自由である
- (2) 姿勢や測定部位範囲に制約を受けない
- (3) 価格が安く、操作者に複雑な知識や技術を求めない

携帯型の部位用計測装置と比べても、測定部位範囲や価格においては有利である。

《 未着手 》

生体の部位ごとに、非接触式と接触式の測定間に形態測定値のバラツキが発生したが、その原因の完全解明には至っていない。部位が形成する空間での測定では接触式測定器が使えなかった

ので、両方式の比較が完全に行われていない。

以降は、主要な問題点と課題を述べる。

5.3 測定誤差の検討上の限界

通常の人体測定では、従来から使われている接触式測定器を使って、骨測定点に触診でマークを付けて測定を行う。複数の測定者が参加するため、誤差の検討は、主として「測定者内誤差」と「測定者間誤差」が対象になる。本研究では、新しい設計であるが、未だ認知されていない測定器を使い、測定点は毎回一人の測定者の視覚的判断(視診)によって行われた。したがって、誤差を一般的な議論で行うことには限界があった。しかしながら、測定誤差は3種類の誤差(方法論上の誤差、器差、個人誤差)の和であるという一説に基づき、形態測定と関節可動域測定において、誤差を可能な限り考察できた。

一般的な工業用機器の開発においては、それ自身の仕様に関わる『内的誤差』が技術的課題になる。しかし、人体計測における機器の開発では、その内的誤差に加えて、「測定点設定の定義と方法」と「測定者の主観的判断」に基づく『外的誤差』というものが、大きな影響を及ぼす。これが「人体測定器の開発と応用」という研究をより困難なものにしている。さらに、人体特有の問題である非定常性(呼吸、体動揺、意識の持ち方、日内変動)、非剛性(皮膚表面の性状)、非対称性(左右の輪郭)が、静止時および運動時の測定の再現性を困難にしている。

5.4 視覚測定点の問題点

視覚測定点とは、肉眼で測定点を探知するために、人体上の一般的な測定点を外観の視覚および幾何学的特徴に基づいて考案した測定点である。それを使用した骨格モデルの測定では、有効な結果が得られたが、これは骨測定点の外観的特徴が明瞭であったことが主な理由であると考えられる。一方、同様に視覚測定点を適用した生体の測定では、部位によって測定値にバラツキが出た。この原因は主として、生体特有の問題と視覚測定点の使い方にあると考えている。

本研究では視覚測定点を認識・設定した後、その点には一切マーキングを行わずに測定を行った。つまり、毎回、同様の視覚認識・測定点設定・測定という作業が必要であった。これが適切な方法だったか否かを明確にさせるために、以下の3種類の場合において、再現性の実験と検証が必要になる。その際には、写真によるマッピングも併用すると効果的である。

- (1) 視覚測定点にマーキングを行わずに、測定点として決定する場合
- (2) 視覚測定点にマーキングを行い、測定点として決定する場合
- (3) 規定測定点の形状や特徴に応じて、視覚測定点にマーキングの可否を決めた後、測定点として決定する場合

視覚測定点の応用として、規定測定点を補完するために、新たな測定点を設定する場合には視覚測定点を使うことができる。これは衣服分野や工業製品の設計において有望であると考えられる。

5.5 開発器の使用上の留意点

《 レーザ測定の利点と欠点 》

測定者や被験者という人間の側に視座を置くと、開発器で用いたレーザ光による非接触式検知の利点は、次の3点である。これらは手動の接触式測定器に比べて優れた点である。

- (1) 被験者から離れて測定ができるし、第三者による観察もできる
- (2) 被験者の自由姿勢に対応できる
- (3) 被験者に物理的刺激を与えずに測れる

具体的に考えてみる。測定者が被験者に接触したり外力を加えたりすることや、測定器を被験者に密着させたり動かしたりすること等によって、被験者が受ける不快感や苦痛等の感情は、測定者が測定器を選ぶ場合には重要な判断因子になる。障害者の中には、不随意運動によって突発的な動きを生じる場合や、車椅子やベッド上でしか測定できない場合があるため、離れて測定する必要がある。また、奥まった箇所や見えにくい箇所へはレーザスポット光の照射が有効になる。しかしながら、人体への影響という点では、本研究で用いたレーザ光はクラス2(波長400~700 nm, 出力1 mW以下)という比較的安全な基準に属していても、目に照射されると危険である。それは頭部測定では大きな不安因子になり得る。

《 補完関係 》

関節可動域測定においては、接触式測定器は部位上の測定点や測定軸に密着し、そのアームは部位全体の動きに追従していく。しかしながら、開発された非接触式測定器は3次元測定が可能で自由姿勢に対応できるが、部位と一体になって、部位に追従することはできない。これは原理・構造上の本質的な問題である。また、非接触式測定器の設定準備にはある程度の時間を要するが、接触式測定器は即時測定が可能である。これらは接触式測定器が格段に優れている長所である。測定器の使用時は、接触式と非接触式の補完関係も考慮に入れるべきだと考える。

5.6 今後の研究

課題を2点に絞ると、それは「開発器の簡素化」と「測定点の設定の再考」である。

- (1) 本開発器は試作であったために、実用に供するためには過剰仕様であった。簡素化できれば、製作費用の低減、測定時間の短縮、屋内外への移動・設置の省力、発熱の減少、電源の確保がかなり改善でき、実用に近づけられる。
- (2) 新しく導入した視覚測定点は、従来の骨測定点にどの程度代替できるのか、その妥当性と再現性が完全に証明できるのか、人体測定値を利用する分野ごとに個別的に定義できないか等を検討する必要がある。

それらに生じる問題点は、多数の測定者と被験者による測定、ならびに開発器の構造改良による精度の向上、によって解決できると考える。特に、被験者には障害者の参加が強く望まれる。

《 先達者 》

■Roebuck は、多くの測定器と測定法について調査したが、著書の中で次のように述べた。

新たな計測装置に適切かつ標準規格としても受け入れられるような、新たな計測法の制定に意欲的である人たちのいることを信じている (Roebuck, p.23, 1995).

この言葉は、新しい測定器とそれに応じた測定法の出現に期待を寄せている。

■Moore は、多くの先行研究を検討した結論として、次のように述べた。

仮説は事実となる方法を与えるべきだし、提案された技術は、その理論的根拠に関して防御できなければならない。客観性は主観的判断の代わりにならなければならない、論理的に完全に標準化された技術は、広く議論されている方法の代わりにならなければならない (Moore, 1949a).

これは半世紀以上前の言葉であるが、新しい測定器とそれに応じた測定法の出現に教訓を与えている。教訓を活かすためには、事前にその出現を想定した場合に生じる問題点を洗い出して、議論の方向性を明確にしておくべきだと考える。

謝辞

青木和夫先生(日本大学理工学部 教授)には、修士課程から始めた本研究を18年間にわたり指導していただき、かつ審査主査を担っていただき深く感謝いたします。研究過程で人間工学および関連領域の指導を受けながら、多大な研鑽を積むことができました。深く感謝いたします。城内博先生(同教授)には、長年見守っていただき、今回は審査副査として医工学の立場から測定器と測定点探知に関し、指摘と助言をいただきました。深く感謝いたします。

町田信夫先生(同教授)からは、四半世紀前に人間工学の教えを受け、今回は審査副査として計測工学と論述の観点から教えをいただきました。深く感謝いたします。

青木義男先生(同教授)、池田耕一先生(同特任教授)、八藤後猛先生(同教授)、蜂巢浩生先生(同准教授)、依田光正先生(同准教授)、松田礼先生(同准教授)には、工学・測定環境・障害者について親身ある議論をしていただきました。それによって、研究を多面的に再検討できました。深く感謝いたします。

小川宜子さん(医療・福祉工学専攻事務室)には、研究環境にきめ細かく配慮をしていただき、深く感謝いたします。青木研究室の大学院生、研究生および卒業生の方々には、率直な意見や強い刺激をいただき、深く感謝いたします。日本大学および他大学・研究機関の図書館職員の方々には、文献調査で多くの便宜をはかっていただき、深く感謝いたします。

伊藤秀三郎先生(故人、元早稲田大学教授)は、医学の世界に誘い、求道者像を説き、解剖学と生理学を授けられました。深く感謝いたします。百合子夫人の激励には嬉しく思いました。

吉田義之先生(故人、元日本大学名誉教授)からは、本学の医療・福祉工学専攻を勧められ、修士修了時には、先生の病床でお祝いの言葉をいただきました。深く感謝いたします。

見城尚志先生(前職業能力開発総合大学校教授、現日本電産㈱ 技術顧問)には、小形モータと英語圏での活動について指導をいただき、深く感謝いたします。さらに英語論文の執筆に際しても、支援をいただきました。お礼申し上げます。

高橋久先生(前職業能力開発総合大学校准教授、現静岡理工科大学教授)には、小形モータの制御法について指導をいただき、深く感謝いたします。

金子晃造先生(千葉県立 船橋高等技術専門校 訓練課長)には、測定器の製作において加工機械や加工技能を教えていただき、深く感謝いたします。

園田学先生(千葉県立 我孫子高等技術専門校 副校長)には、測定器の設計思想を教えていただき、深く感謝いたします。

長濱晃子先生(千葉県立 東金高等技術専門校 上席職業訓練指導員)には、示唆や激励をいただき、深く感謝いたします。

大宮チエ子先生(大宮バレエ教室主宰、宮城県)には、30年近くに亘り、人体の動きと意識について理論と実践の指南を受けました。ありがとうございます。

文献

- AAOS (1965). **Joint Motion: Method of Measuring and Recording**. American Academy of Orthopaedic Surgeons, Chicago. 5–86.
- ANSI Z94.2 (2000). **Terminology. Anthropometry and Biomechanics**. Institute of Industrial Engineers, Norcross (Georgia, USA).
- Boone DC, Azen SP, Lin CM, Spence C, Baron C, Lee L (1978). **Reliability of Goniometric measurements**. *Physical Therapy*, 58 (11), 1355–1360.
- Broca PP (1862). **Mémoire sur le craniographe et sur quelques-unes de ses applications**. In *Mémoires de la Société d'anthropologie de Paris. Série 1*. Georges Masson, Paris. 349–378. [In French]
- Broca PP (1875). **Instructions craniologiques et craniométriques**. In *Mémoires de la Société d'anthropologie de Paris. Série 2*. Georges Masson, Paris. 1–196. [In French]
- Brunsmann MA, Daanen HM, Robinette KM (1997). **Optimal posture and positioning for human body scanning**. 3-D Digital Imaging and Modeling, 1997 Proceeding, *International Conference on Recent Advances IEEE*, 266–273.
- Bruton A, Ellis B, Goddard J (1999). **Comparison of visual estimation and goniometry for assessment of metacarpophalangeal joint angle**. *Physiotherapy*, 85 (4), 201–208.
- CAESAR (2002). **Civilian American and European Surface Anthropometry Resource (CAESAR) final report**. AFRL-HE-WP-2002-0169, United States Air Force Research Laboratory, 17–46.
- Clark WA (1920). **A system of joint measurements**. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 2, 687–700.
- Clarkson HM (2005). **Joint Motion and Function Assessment: A Research-based Practical Guide**. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 4, 236.
- Daanen HAM, Water GJ (1998). **Whole body scanners**. *Display*, 19, 111–120.
- Davenport CB, Steggerda M, Drager W (1934). **Critical examination of physical anthropometry of the living**. *Proceeding of the American Academy of Arts and Sciences*, 69, 265–284.
- Defibaugh JJ (1964). **Measurement of head motion**. *Journal of the American Physical Therapy Association*, 44 (3), 157–168.

- Dijkstra PU, Lambert GM, Weele LT, Boering G (1994). **Joint mobility measurements: Reliability of a standardized method.** *Physiology*, 12 (1), 52–57.
- Fish DR, Wingate L (1985). **Sources of goniometric error at the elbow.** *Physical Therapy*, 65 (11), 1666–1670.
- Fox RF (1917). **Physical Remedies for Disabled Soldiers.** Baillière, Tindall & Cox, London, 183–189.
- Frost M, Stuckey S, Smalley LA, Dorman G (1982). **Reliability of measuring trunk motions in centimeters.** *Physical Therapy*, 62 (10): 1431–1437.
- Gajdosik RL, Bohannon RW (1987). **Clinical measurement of range of motion: review of goniometry emphasizing reliability and validity.** *Physical Therapy*, 67 (12), 1867–1872.
- Gavan JA (1950). **The consistency of anthropometric measurements.** *American Journal of Physical Anthropology*, 8 (4), 417–426.
- Gerhardt JJ, Rippstein J (1990). **Measuring and Recording of Joint Motion: Instrumentation and Techniques** (2nd revised edition). Hogrefe and Huber Publishers, Toronto, 11–27.
- Gerhardt JJ, Cocchiarella L, Lea RD (2002). **The Practical Guide to Range of Motion Assessment.** American Medical Association, Chicago, 26–29.
- Hall JG, Froster-Iskenius UG, Allanson JE (2003). **Handbook of Normal Physical Measurements.** Oxford University Press, New York, 8–11.
- Hellebrandt FA, Duvall EN, Moore ML (1949). **The measurement of joint motion – Part III: Reliability of goniometry.** *The Physical Therapy Review*, 29 (7), 302–307.
- Hrdlička A (1920). **Anthropometry.** The Wistar Institute of Anatomy and Biology, Philadelphia. 7–31.
- Hsiao H, Keyserling WM (1990). **A three-dimensional ultrasonic system for posture measurement.** *Ergonomics*, 33 (9), 1089–1114.
- Hsieh CY, Walker JM, Gillis K (1983). **Straight-leg-raising test: comparison of three instruments.** *Physical Therapy*, 63 (9), 1429–1433.
- IEC 60825-1:2007(E). **Safety of laser products – Part 1: Equipment classification and requirements.**

- International Electrotechnical Commission, Geneva, 1–199.
- ISO 7250-1: 2008 (E). **Basic human body measurement for technological design – Part 1: Body measurement definitions and landmarks.** International Organization for Standardization, Geneva, 1–20.
- ISO 15536-1: 2005 (E). **Ergonomics – Computer manikins and body templates – Part 1: General requirements.** International Organization for Standardization, Geneva, 1–11.
- ISO 20685: 2005 (E). **3-D scanning methodologies for internationally compatible anthropometric databases.** International Organization for Standardization, Geneva, 1–19.
- ISO 11226: 2000 (E). **Ergonomics – Evaluation of static working postures.** International Organization for Standardization, Geneva, 1–19.
- ISO 14738: 2002 (E). **Safety of machinery – Anthropometric requirements for the design of workstations at machinery.** International Organization for Standardization, Geneva, 1–26.
- ISO/IEC Guide 99: 2007 (E). **International vocabulary of metrology – Basic and general concepts and associated terms (VIM).** Corrected version 2010. International Organization for Standardization, Geneva, 21–25.
- Istook CL, Hwang S (2001). **3D body scanning systems with application to the apparel industry.** *Journal of Fashion Marketing and Management*, 5 (2), 120–132.
- Jones PRM, Rioux M (1997). **Three-dimensional surface anthropometry: Applications to the human body.** *Optics and Lasers in Engineering*, 28, 89–117.
- Koo BK, Choi YK, Chien (2004). **3D human whole body construction by contour triangulation.** *IEICE Transactions on Information and Systems*, E87-D (1), 233–243.
- Kouchi M, Koizumi K (1985). **An analysis of errors in craniometry.** 人類学雑誌 *Journal of Anthropology Society Nippon*, 93 (4), 409–424.
- Kouchi M, Mochimaru M, Tsuzuki K, Yokoi T (1996). **Random errors in anthropometry.** *Journal of Human Ergology*, 25, 155–166.
- Kouchi M, Mochimaru M, Tsuzuki K, Yokoi T (1999). **Interobserver errors in anthropometry.** *Journal of Human Ergology*, 28, 15–24.

- Kouchi M, Mochimaru M (2008). **Evaluation of accuracy in traditional and 3D anthropometry.** *SAE Technical Papers*; 2008-01-1882.
- Lea RD, Gerhardt JJ (1995). **Current concepts review: range-of-motion measurements.** *The Journal of Bone and Joint Surgery (American)*, 77, 784–798.
- Martin R, Knussmann R (1988). **Anthropologie, Handbuch der vergleichenden Biologie des Menschen, Band I/1.** Gustav Fischer Verlag, Stuttgart, 58–80, 129–158, 232–274. [In German]
- Meadows D, Johnson WO, Allen JB (1970). **Generation of surface contours by Moiré pattern.** *Applied Optics*, 9, 924–947.
- Miller PJ (1985). **Assessment of Joint Motion.** In Rothstein JM ed. **Measurement in Physical Therapy; Clinics in Physical Therapy, Vol. 7.** Churchill Livingstone, New York, 103–136.
- Moore ML (1949a). **The measurement of joint motion. Part I: introductory review of the literature.** *The Physical Therapy Review*, 29 (5), 195–205.
- Moore ML (1949b). **The measurement of joint motion – Part II: The technic of goniometry.** *The Physical Therapy Review*, 29 (6), 256–264.
- Mueller WH, Martorell R (1988). **Reliability and Accuracy of Measurement.** In Lohman TG, Roche AF, Martorell R eds. **Anthropometric Standardization Reference Manual.** Human Kinetic Books, Champaign (Illinois), 83–86.
- Munro A, Joffe A, Ward JS, Wyndham CH, Fleming PW (1966). **An analysis of the errors in certain anthropometric measurements.** *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie, Einschliesslich Arbeitsphysiologie*, 23, 93–106.
- Norkin CC, White DJ (2009). **Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry.** 4th edition. F.A. Davis Company, Philadelphia, 3–53, 333.
木村哲彦監訳，ノーキン他著，2003.『関節可動域測定法—可動域測定の手引き—』改訂第2版. 協同医書出版.
- Norton K, Olds T (2004). **Anthropometrica: A textbook of body measurement for sports and health courses.** University of New South Wales Press Ltd., Australia, 60–73.
- Oxford English Dictionary (1989).

- Quételet LAJ (1969). **A treatise on man and the development of his faculties.** (A facsimile reproduction of the English translation of 1842 with an introduction by Solomon Diamond.) Scholars' Facsimiles & Reprints, Florida, 57–67.
- Quételet LAJ (1870). **Anthropométrie ou mesure des différentes facultés de l'homme.** C. Muquardt, Bruxelles, 9–60. [In French]
- Rabinovich SG (2010). **Evaluating Measurement Accuracy: A Practical Approach.** Springer, New York, 22–25, 104–108.
- Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN (2004). **Planar Kinematics.** In **Research Methods in Biomechanics.** Human Kinetics, Champaign (Illinois), 26–33.
阿江通良監訳, ロバートソン他著, 2008. 『身体運動のバイオメカニクス研究法』. 大修館書店.
- Robson P (1966). **A method to reduce the variable error in joint range measurement.** *Annals of Physical Medicine*, 8, 262–265.
- Roebuck Jr JA (1995). **Anthropometric Method: Designing to Fit the Human Body.** Human Factors and Ergonomics Society, Santa Monica, 23–24.
大島正光, 大久保堯夫, 江袋林蔵監訳, ローバック著, 2003. 『人体計測マニュアル』. 朝倉書店.
- Rosén NG (1922). **A simplified method of measuring amplitude of motion in joints.** *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 4, 570–579.
- Rothstein JM, Miller PJ, Roettger RF (1983). **Goniometric reliability in a clinical setting: Elbow and knee measurements.** *Physical Therapy*, 63, 1611–1615.
- Salter N (1955). **Methods of measurement of muscle and joint function.** *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 37-B, 474–491.
- Seaver JW (1909). **Anthropometry and Physical Examination.** The Curtiss-way Co., New Haven (Connecticut). 7–16.
- Silver D (1923). **Measurement of the range of motion in joints.** *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 5, 569–578.

- Simmons KP, Istook CL (2003). **Body measurement techniques Comparing 3D body-scanning and anthropometric methods for apparel applications.** *Journal of Fashion Marketing and Management*, 7 (3), 306–332.
- Strimpakos N (2011). **The assessment of the cervical spine – Part 1: Range of motion and proprioception.** *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15, 114–124.
- Susato S (2011). **Development and application of portable manual non-contact-type anthropometric instruments for measuring human anatomical longitudinal parameters.** *Journal of Physiological Anthropology*, 30, 55–67.
- Susato S (2013). **Development and application of a portable manual non-contact-type goniometric instrument for measuring human anatomical angular parameters.** *Medical Engineering & Physics*, 35 (2): 154–164.
- Takasaki H (1970). **Moiré topography.** *Applied Optics*, 9 (6), 1467–1472.
- Virgin HW (1939). **A serviceable goniometer with supination-pronation attachment.** *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 11, 221–223.
- Wagner C (1977). **Determination of the rotary flexibility of the elbow joint.** *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 37, 47–59.
- Weiner JS, Lourie JA (1981). **Practical Human Biology.** Academic Press Inc., Oxford, 27–52.
- West CC (1945). **Measurement of joint motion.** *Archives of Physical Medicine*, 26, 414–425.
- Wiechec FJ, Krusen FH (1939). **A new method of joint measurement and a review of the literature.** *American Journal of Surgery*, 43, 659–668.
- Wilder HH (1920). **A Laboratory Manual of Anthropometry.** P. Blakiston's Son & Co., Philadelphia, 1–14.
- Williams PO (1952). **The assessment of mobility in joints.** *Lancet*, 26, 169.
- Williams JG, Callaghan M (1990). **Comparison of visual estimation and goniometry in determination of a shoulder joint angle.** *Physiotherapy*, October 1990, Vol. 76, No. 10, 655–657.
- Wilmer HA, Elkins EC (1947). **An optical goniometer for observing range of motion of joints: A**

preliminary report of a new instrument. *Archives of Physical Medicine*, 28, 695–704, 723.

Youdas JW, Carey JR, Garrett TR (1991). **Reliability of measurements of cervical spine range of motion: Comparison of three methods.** *Physical Therapy*, 71 (2), 98–104.

あ

阿江通良監訳，ロバートソン他著，2008.『身体運動のバイオメカニクス研究法』. 大修館書店.

芦沢玖美，堤江美子，柳沢澄子(1979a). モアレ写真法による体幹測定を試み (第1報). 家政学雑誌, 30 (2), 63-68.

芦沢玖美，堤江美子(1979b). モアレ写真法による体幹測定を試み (第2報). 家政学雑誌, 30 (3), 260-265.

足立和隆(1996). 人類学からみた計る. 理学療法科学, 11 (3), 145-151.

荒木雅子，宮田喜美子，高橋裕子，田中美智，安盛都子(1992). 3次元人体計測にもとづくパターンメイキングの提言. 川村短期大学紀要, 12, 87-97.

井口征士(1995). 3次元形状計測の最近の動向. 計測と制御, 34 (6), 429-434.

池田敏子，寺田春水(1977). 生体計測値の信頼性と安定性 - 教官群と学生群との比較 -. 人間工学, 13 (6), 247-253.

板場英行(1989). 関節可動域の評価. PT ジャーナル, 23 (3), 193-202.

伊藤謙治，桑野園子，小松原明哲編(2003).『人間工学ハンドブック』. 朝倉書店.
<分担執筆> 福井弥生，人体計測, 46-60.

伊藤由美子，持丸正明，河内まき子(1997). 衣服用人台設計のための3次元体幹形態の分類と平均化. 人間工学, 33 (特別号), 182-183.

稲邑哲也(2009). ジャイロ式モーションキャプチャシステムとロボット研究への応用. バイメカニズム学会誌, 33 (1), 85-87.

井原秀俊，中山彰一，井原和彦訳，キャストイニング他著(1986).『図解 関節・運動器の機能解剖 (上肢・脊柱編)』. 協同医書出版社.

Anatomie fonctionnelle de l'appareil locomoteur, Castaining J, Santini JJ

井原秀俊，中山彰一，井原和彦訳，キャストイニング他著(1986).『図解 関節・運動器の機能解剖 (下肢編)』. 協同医書出版社.

Anatomie fonctionnelle de l'appareil locomoteur, Castaining J, Santini JJ

植竹照雄(1987). 測定器具の接触がヒトの背面彎曲線形状に与える影響. 姿勢研究, 7 (1), 31-37.

浮田宗伯(2010). 事前知識を利用した人体の形状・姿勢・運動推定. 信学技報 IEICE Technical Report, PRMU2010-40, HIP2010-29 (2010-6), 13-18.

内山靖, 小林武, 間瀬教史(2001). 『計測法入門 -計り方・計る意味-』. 協同医書出版社.

大川雅司(1970). 生体計測のための計測システム. 人間工学, 6 (1), 8-14.

大久保堯夫編(2005). 『人間工学の百科事典』. 丸善.

大島正光(1981). 姿勢の計測法. 姿勢研究, 1 (2), 65-73.

大島正光, 大久保堯夫, 江袋林蔵監訳, ローバック著(2003). 『人体計測マニュアル』. 朝倉書店.
Anthropometric methods: designing to fit the human body, Roebuck Jr JA.

大野亮(1991). 磁気法座標入力装置による人体計測. 繊維学会誌, 47 (3), 95-101.

大藤晃義, 黒田孝春, 小田功, 金網正司, 黄野銀介, 宮脇亮(2007). モアレトポグラフィ法による3次元形状計測装置の開発および人体計測への応用. 日本福祉工学会誌, 9 (1), 20-26.

尾田雅文(2009). 超音波人体計測における医療・福祉機器のオーダーメイド化技術の開発. トライポロジスト, 54 (10), 683-688.

小原二郎, 内田謙, 上野義雪, 八田一利(1992). 『人体を測る -計測値のデザイン資料-』. 日本出版サービス.

か

香川雅春, Kerr D, Marfell-Jones M, 藤原孝之(2004). 形態測定法の国際基準化取り組みへの提案. 理学療法, 21 (7), 973-979.

香川雅春, 玉利光太郎(2005). 形態の測定法 -理学療法および予防医療の現場における形態測定の利用の可能性と国際基準化の動き-. 理学療法, 22 (1), 21-28.

柿沼よしえ, 灘野朋美(2003). 次世代のアパレル設計システムの実用化に関する研究 -3次元人体計測データからの型紙研究-. 埼玉県産業技術総合センター研究報告, 1, 265-269.

- 加藤象二郎, 大久保堯夫編(1999). 『初学者のための生体機能の測り方』. 日本出版サービス.
- 河田允孝(1987). 非接触3次元人体計測装置. テレビジョン学会誌, 41 (10), 911-915.
- 川畑昌子(1981). 人体高径の日内変動に関する研究. 家政学雑誌, 32 (9), 673-678.
- 北村和夫, 高地伸夫, 渡邊広登, 山田光晴, 金子俊一(2010). ロバストステレオマッチング手法を用いた人体計測システムの開発. 電気学会論文誌 C, 130 (6), 1010-1016.
- 木村哲彦監訳, ノーキン他著(2003). 『関節可動域測定法 —可動域測定の手引き—』 (改訂第2版). 協同医書出版.
Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry, Norkin CC, White DJ.
- 桐谷乃宇奈, 大橋令子, 堀居昭(1997). エアロビックダンス・インストラクターの下肢の障害に関する検討. 体力科学, 46 (3), 247-262.
- 草鹿庸次郎, 河田充孝, 浜川礼(1986). 非接触3次元人体計測装置. テレビジョン学会技術報告, 10 (3), 9-16.
- 久野弘明, 安林幹翁, 伊藤正美, 鈴木伸治, 赤滝久美, 渡壁誠, 三田勝巳(1999). 二関節筋の影響を考慮した関節可動域の幾何学的表記. 人間工学, 35 (1), 1-7.
- 栗山洋四(1995). 日本人体型の3次元データベース構築プロジェクト. 計測と制御, 34 (6), 465-467.
- 黒川隆夫, 篠崎彰大(1994). 身体形状の記述とシミュレーション. シミュレーション, 13 (1), 10-19.
- 黒川隆夫(1995). 人体形状計測のアパレル分野への応用. 計測と制御, 34 (6), 460-461.
- 黒川隆夫(1997). 人体形状の計測・記述とその応用. 計測と制御, 36 (2), 77-83.
- 黒川隆夫(1998). アパレル分野における体形モデルとその応用. 繊維と工業, 54 (6), 3-7.
- 倉田正一(1966). 『人間工学』. 技報堂.
- 小池美枝子, 引地智賀子, 津島由里子(1979). 袖原型の基準ゆとり量設定のためのギブス法について. 家政学雑誌, 30 (2), 171-177.

高地伸夫, 渡邊広登, 山田光晴, 伊藤忠之, 大谷仁志(2004). デジカメ画像による3次元計測システム. O plus E, 26 (12), 1430-1435.

河内まき子(1999). コンピュータマネキンと体型. バイオメカニズム学会誌, 23 (1), 11-17.

河内まき子, 持丸正明(2005). 形状スキャナによる人体寸法計測の誤差要因の検討 -計測時の姿勢による寸法の違い-. Anthropological Science (Japanese Series), 113, 63-75.

河内まき子, 持丸正明(2007). 3次元ボディスキャナから得た計測データの精度検証 <1> -姿勢と計測点決定に依存する誤差の影響-. 人間工学, 48 (特別号)

河内まき子, 持丸正明(2009). 形状スキャナによる人体寸法計測の精度評価. Digital Human Symposium, March 4th, 産業技術総合研究所.

河野敦編(2006). 『骨関節 X線解剖ハンドブック』. 中外医学社.

さ

齋藤米蔵, 平野秀利, 黒瀬雅之, 山田好秋(2006). 電子式 Goniometer を用いた頭部屈曲・回転運動時の関節可動域の解析と運動軌跡の観察. 日本顎口腔機能学会雑誌, 13 (1), 21-30.

坂口嘉之, 堀口千代春(2005). 人体計測技術と衣服デザインへの応用. 精密工学会誌, 71 (4), 435-439.

佐藤宏介, 横矢直和(1995). 測定手法の種類と基本原理 -能動的手法を中心として-. 計測と制御, 34 (6), 435-439.

佐藤宏介(2008). 三次元画像計測. 計測と制御, 47 (1), 4-9.

産業技術総合研究所編(2003). 『人間計測ハンドブック』. 朝倉書店.

塩澤泰子(1985). 人体計測誤差の分析. 人類学雑誌 *Journal of Anthropology Society Nippon*, 93 (4), 399-408.

JIS B 7507:1993 : ノギス. 日本規格協会.

JIS C 6802:2011 : レーザ製品の安全基準. 日本規格協会.

JIS L 0111:2006 : 衣料のための身体用語. 日本規格協会.

JIS Z 8103:2000 : 計測用語. 日本規格協会.

JIS Z 8103:2000 (E) : **Glossary of terms used in measurement.** 日本規格協会.

JIS Z 8317:2008 : 製図 一寸法及び公差の記入方法— 第1部 : 一般原則. 日本規格協会.

JIS Z 8500:2002 : 人間工学 ー設計のための基本人体測定項目. 日本規格協会.

姿勢研究所編(1990). 『姿勢用語事典』. 姿勢研究所.

『障害者白書(平成25年度版)』(2013). 内閣府.

人類学講座編纂委員会編(1991). 人類学講座別巻1, 保志宏, 河内まき子, 江藤盛治著『人体計測法, I 生体計測法』. 雄山閣出版.

人類学講座編纂委員会編(1991). 人類学講座別巻1, 馬場悠男著『人体計測法, II 人骨計測法』. 雄山閣出版.

鈴木繁(1935). 人體測定の誤差に関する研究 (第一報) 高さの測定に於ける誤差に就いて(一). 體育研究, 3 (2), 115–136.

鈴木尚(1973). 『人体計測 ーマルチンによる計測法ー』. 人間と技術社. 1–14.

生命工学工業技術研究所編(1994). 『設計のための人体設計マニュアル』. 日本出版サービス.

生命工学工業技術研究所編(1996). 『設計のための人体寸法データ集』. 日本出版サービス.

世界大百科事典^⑭ (2006). 平凡社.

た

高井利久(2011). ポイント光走査方式による形状測定装置. 計測と制御, 50 (2), 118–125.

高崎宏(1982). 日本のモアレ研究. 応用物理, 51 (5), 535–538.

高崎宏, Muhamad Djamil Ibrahim(1984). ハイブリッド・モアレトポグラフィ. 静岡大学電子工学研究所研究報告, 19 (1), 63–69.

高久史麿監訳, メローニ著(1986). 『メローニ 図解医学辞典』. 南江堂.

- 高部啓子(2008). 衣服設計への応用を目的とした人体形態の把握と類型化. 家政学会誌, 59 (9), 687-697.
- 竹内孝仁, 細田多穂, 高橋輝雄, 五味敏昭(2002). 『体表解剖と代償運動』. 医歯薬出版.
- 武政誠一, 嶋田智明, 日高正巳(1997). 健常老人の四肢主要関節の可動域について 一性差および参考値との比較一. 神戸大学医学部保健学科紀要, 13, 77-82.
- 築地光雄, 平野伊助, 高崎宏(1975). 人体計測用モアレトポグラフィ装置の試作. 静岡大学電子工学研究所研究報告, 10 (2), 61-68.
- 対馬栄輝, 石田水里, Dragomir N. Nenchev(2003). デジタル画像上の角度測定における検者間・検者内信頼性. 理学療法科学, 18 (3), 167-171.
- 堤江美子(1997). 人体の3次元形状解析と被服設計. 計測と制御, 36 (2), 84-88.
- 窪田経男, 大島正光, 大田昶, 木村邦彦, 土方貞久, 山口義臣(1982). 自己姿勢観測装置の試作について. 姿勢研究, 2 (1), 15-20.
- 津山直一(1981). 姿勢の是正度と簡易姿勢計の応用. 姿勢研究, 1 (2), 113-121.
- 寺田春水(1973). モアレ等高線法による人体の立体計測. 医用電子と生体工学, 11 (6), 1-8.
- 土井サチヨ(1968). 衣服構成のための人体測定点. 人間工学, 4 (2), 121-124.
- 土井サチヨ(1969). 人体計測. 京都女子大学被服学会雑誌, 14 (1), 48-50.
- 徳田哲男(1986). ヒトのはかり方と人間工学 一ヒトのはかりかた研究部会の討論の発展一. 人間工学, 22 (4), 199-201.

な

- 中尾喜保(1968a). 衣服のための人体測定の規制 一日本人間工学会衣服部会の研究経過報告一. 人間工学, 4 (2), 113-116.
- 中尾喜保(1968b). 衣服構成のための人体側の測定項目. 人間工学, 4 (2), 125-128.

中尾喜保, 横川英雄, 松野正徳(1968c). 写真測量による人体測定. 人間工学, 4 (2), 153-160.

中尾喜保(1970). 今後の生体計測の在り方. 人間工学, 6 (1), 19-24.

中尾喜保, 池田敏子, 福島靖夫(1972). 生体計測における誤差. 人間工学, 8 (3), 141-146.

永富彰子, 塚本和子, 斎藤嘉代, 磯崎明美, 砂長谷由香, 柳田佳子, 平良木啓子, 西脇明子, 大橋寛子, 寺嶋朋子, 前田真理子, 小橋宏美, 三成陽子, 木全秀美, 後藤望(2008). 3次元計測器による文化女子大学生の人体計測値. 文化女子大学紀要, 39, 103-108.

中野広(1982). 人体計測の現状と今後の問題 —非接触人体自動計測装置の開発について—. 計測と制御, 21 (6), 57-65.

中村頭輔, 黒川隆夫(2010). 3次元人体形状モデルを用いた身体計測値の推定法. 繊維消費科学誌, 52 (6), 21-31.

奈良勲監訳, テイクサ著(2002). 『触診解剖アトラス (頸部・体幹・上肢)』. 医学書院.
Atlas d'anatomie palpatoire du member inférieur; investigation manuelle de surface, Tixa S.

奈良勲監訳, テイクサ著(2002). 『触診解剖アトラス (下肢)』. 医学書院.
Atlas d'anatomie palpatoire du member inférieur; investigation manuelle de surface, Tixa S.

奈良勲, 内山靖編(2006). 『図解 理学療法検査・測定ガイド』. 文光堂.

鳴海多恵子(2004). 人体計測. 日本衣服学会誌, 47 (2), 17-20.

日本解剖学会監修(2007). 『解剖学用語』(改訂13版). 医学書院.

日本人間工学会衣服部会(1973). 『被服と人体』. 人間と技術社.

日本人間工学会編(2003). 『ユニバーサルデザイン実践ガイドライン』. 共立出版.

日本リハビリテーション医学会(1974). 関節可動域表示ならびに測定法. リハビリテーション医学, 11 (2), 127-132.

日本リハビリテーション医学会(1995). 関節可動域表示ならびに測定法 (平成7年4月改訂). リハビリテーション医学, 32 (4), 207-217.

人間生活工学研究センター(2003). 『オンデマンドサービス・製造技術に関する調査研究報告書
204

一 要旨一』. 社団法人 人間生活工学研究センター.

人間生活工学研究センター(2005). 『人間特性基盤整備事業成果報告書』. 社団法人 人間生活工学研究センター.

は

長谷川辰雄, 中村吉信, 上野育子, 松田浩一, 土井幸男(2000). 簡易3次元人体形状スキャナー装置の開発. グラフィックスとCAD, 101-8, 43-48.

馬場充(2011). 光学形状計測の最新動向. 計測と制御, 50(2), 77-79.

樋口ゆき子, 山田喜美江, 二宮玲子, 立花厚子, 恒川久子(1982). モアレ等高線形成法による人体計測(第2報) - 体表長・体表面積 -. 家政学雑誌, 33(1), 44-49.

平田欽逸(1950). 身体計測の困難性について. 解剖学雑誌, 25(4), 161-174.

平野弘之, 杉原敏道(1998). 再現検査と模倣検査を用いた関節固有覚評価の比較研究 - 設定角度および関節運動の違いが評価に与える影響 -. リハビリテーション医学, 35(4), 236-240.

福田修監修(2007). 『PT・OTのための測定評価 1 ROM測定』. 三輪書店.

藤田恒太郎(1975). 『生体観察』. 南山堂

不破輝彦, 伊藤耕作, 花房昭彦(2005). スライド機構を付加したフレキシブルゴニオメータによる新しい関節角度計測法. 日本生理人類学会誌, 10(2), 85-92.

保志宏(1989). 『生体の線計測法』. てらぺいあ.

本間祥白(1988). 『図解 鍼灸実用経穴学』. 医道の日本社.

ま

間壁治子(1991). 着やすさのための人体計測. 人間工学, 27(5), 245-250.

増田順子(1982). 石膏法による体型観察. 横浜国立大学紀要, 22, 85-96.

松代正三, 吉田義之編(1996). 『計測工学』(第2版). 産業図書.

- 松山容子(2001). 人体形態の解析と衣服設計への応用に関する研究. 家政学会誌, 52 (9), 791-799.
- 丸安隆和(1964). 写真測定法による精密測定法とその応用. 日本機械学会誌, 67, 1358-1366.
- 見寺貞子, 古賀俊策, かわいひろゆき, 志茂浩和, 笹崎綾野(2010). 人間工学に基づいたデザイン教育に関する研究. 神戸芸術工科大学紀要『芸術工学 2010』, 芸術工学研究所報告書集.
- 美濃導彦, 坂口嘉之(2001). 身体の計測, モデリングと着装シミュレーション. 情報処理学会研究報告. CVIM, 『コンピュータビジョンとイメージメディア』2001 (66), (20010705).
- 三吉満智子(1987). 非接触三次元人体計測装置 被服構成における有効性とこれから. 衣生活研究, 14 (7-8), 4-10.
- 三吉満智子, 磯崎明美(1991). 非接触三次元人体計測装置の改良とその精度について. 文化女子大学研究紀要, 23, 1-17.
- 村上文夫(1988). レーザー変位計. レーザー研究, 16 (6), 3-12.
- 村田伸, 宮副孝茂(2003). 傾斜角度計による関節可動域測定. 理学療法科学, 18 (3), 153-157.
rf2
- 村田秀雄(1977). 肘関節の関節可動域と日常生活動作について. リハビリテーション医学, 14 (3), 251-260.
- 持丸正明, 河内まき子(2000). 人体 3 次元形状計測の最新動向. 人間工学, 36 (特別号), 120-123.
- 持丸正明, 河内まき子(2006). 『人体を測る 一寸法・形状・運動ー』. 東京電機大学出版局.
- 持丸正明, 河内まき子(2007a). 3次元ボディスキャナから得た計測データの精度検証 <2> ー計測システムと操作者に依存する誤差の影響ー. 人間工学, 43 (特別号), 428-429.
- 持丸正明(2007b). 人体計測における非接触座標測定機の利用. 計測標準と計量管理, 57 (2), 26-30.
- 森本正治, 赤澤康史(1992). 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, 57-64.



安田浩志, 齋藤豪, 中嶋正之 (2009). モーションキャプチャによる球関節の人体モデルの関節可動域決定. 電子情報通信学会誌 D, J92-D (2), 255–261.

柳沢澄子, 芦沢玖美, 延原広美, 猪又美栄子 (1976). モアレ法による体型把握に関する基礎的研究 – 頸部形態について –. 家政学雑誌, 27 (1), 51–55.

柳田佳子 (2006). 衣服設計のための三次元人体形状における計測点設定 – 頸側点および肩先点の自動設定 –. 感性工学研究論文集, 6 (2), 1–10.

山内航一郎, 柴田進, 佐藤幸男 (2005). 多視点距離画像を用いた人体の三次元形状計測. 電子情報通信学会論文誌, J88-D-II (8), 1564–1572.

山田英智監訳, フェナイス著 (1984). 『図解 解剖学事典』 (第2版). 医学書院.
Anatomisches bildwörterbuch der internationalen nomenklatur, Feneis H.

横田和夫 (1998). 非接触式3次元高速人体全身計測装置. 繊維と工業, 54 (6), 22–25.

横田勝弘 (2010). 人体形状計測とその応用. *UNISYS Technology Review*, 104, 29–39.

横山巽子 (1986). 既製衣料サイズと人体計測誤差. 人間工学, 22 (4), 165–170.

吉澤徹 (1994). 人体形状の非接触三次元計測. 人間工学, 30 (3), 119–123.

吉澤徹編 (1998). 『三次元工学 1 – 光三次元計測 –』. 新技術コミュニケーションズ.

吉澤徹 (2000). 光によるヒトの3次元形状計測. 計測と制御, 39 (4), 267–272.

吉澤徹 (2006). 『最新光三次元計測』. 朝倉書店.

吉澤徹 (2011). 光による三次元形状計測技術の最新動向. 計測と制御, 50 (2), 80–88.

吉田義之, 伊藤秀三郎, 森川靖男, 富田公博 (1977). 『基礎人間工学』 (機械工学大系 52). コロナ社.

吉野洋一, 築地光雄, 高崎宏 (1976). 格子ホログラム型モアレトポグラフィ. 静岡大学電子工学研究所研究報告, 11 (1), 29–34.

ら

わ

和才嘉昭，嶋田智明(1994). 『測定と評価』(第2版). 医歯薬出版.

渡辺直経編(1997). 『人類学用語事典』. 雄山閣出版.

図表目次

(図 62, 表 26 : 計 88)

第 1 章

図 1.1	計測と測定の定義上の関係	11
図 1.2	開発した測定器	29
図 1.3	使用した測定対象	30
表 1.1	人体測定的项目数	15
表 1.2	測定部位と測定点の日本語・英語の対照表記	17
表 1.3	使用した測定器	29
表 1.4	使用した測定対象	30

第 2 章

図 2.1	体表上の検知における測定器・測定者・被験者の相互関係	36
図 2.2	測定点に照射されたレーザスポット光の位置	37
図 2.3	移動方式の実際例	40
図 2.4	固定式と移動式の実際例	42
図 2.5	視覚的特徴をもつ測定点(視覚測定点)	46
図 2.6	角が丸みをもつ測定点	48
図 2.7	仮想測定点(下顎枝高の測定)	49
図 2.8	形態用の非接触式開発器の測定原理	50
図 2.9	リードスクリー形測定器の構造	52
図 2.10	スライド形測定器の構造(縦置き)	54
図 2.11	1次元測定法	56
図 2.12	3次元測定法	57
図 2.13	奥行き測定	58
図 2.14	レーザ角度計の測定原理	60
図 2.15	レーザ角度計の構造	61
図 2.16	レーザ角度計の測定機能	63
図 2.17	奥行き測定	64
図 2.18	測定範囲の拡大	66
図 2.19	改造ノギス	69
図 2.20	アッペの原理	70
図 2.21	マルチン式人体測定器	71
図 2.22	関節角度計	72
図 2.23	万能角度計, 重力角度計, 特殊角度計	73, 74

図 2.24	誤差要因の相互関係	76
図 2.25	人体の計測部位サイズと要求精度	78
図 2.26	衣服構成のための人体測定点	81
図 2.27	マルチン計測器による部位の測定	83
図 2.28	照射と走査の種類	89
図 2.29	レーザ変位計の原理	90
図 2.30	開発器の光学的原理	90
図 2.31	非接触式計測装置	94
図 2.32	非接触式人体計測装置	95
表 2.1	測定器の検知方式	38
表 2.2	人体計測の検知素子の移動方式	39
表 2.3	測定器全体の設置方式	41
表 2.4	屈曲点と角点の使い分け	49
表 2.5	開発器の検知機能	68
表 2.6	人体計測技術の分類	88
表 2.7	人体計測装置	91
表 2.8	全身の 3 次元形状計測装置の仕様比較	93

第 3 章

図 3.1	開発器の調整前の状態	99
図 3.2	リードスクリー形測定器の精度試験(外観)	100
図 3.3	CM 型ノギス	100
図 3.4	リードスクリー形測定器の精度試験(設定)	101
図 3.5	スライド形の調整	105
図 3.6	骨格モデル A	106, 107
図 3.7	マネキン A	110
図 3.8	生体 A の測定結果(箱ヒゲ図)	116
図 3.9	肩幅と乳頭間幅の散布図	118
図 3.10	生体 A の形態測定の風景	119
図 3.11	ノギスによる全頭高の測定(側面)	128
図 3.12	スライド形測定器による全頭高の測定(上面)	129
図 3.13	肩峰点の設定(正面)	130
図 3.14	前腕長の測定	131
図 3.15	接触式測定器と非接触式測定器の構造派生図	133
表 3.1	直角定規間の距離(300 mm)の測定結果	103
表 3.2	骨格モデル A の測定結果	108

表 3.3	マネキン A の測定結果	112
表 3.4	生体 A の形態測定項目	115

第 4 章

図 4.1	レーザーマーカと照射面の垂直度	136
図 4.2	レーザー光線の平行度	138
図 4.3	照射面の平面度	139
図 4.4	アームの精度試験	141, 142
図 4.5	レーザーマーカの偏心シミュレーション	144
図 4.6	照準の精度試験	148, 149
図 4.7	骨格モデル B	152
図 4.8	マネキン B	159
図 4.9	生体 B の測定結果 (模式図)	164, 165, 166
図 4.10	生体 B の関節可動域測定風景	168
図 4.11	表面の距離	181
図 4.12	点・軸・表面の相互位置関係	182
表 4.1	アーム・レーザーマーカ・ホルダが及ぼす偏心の種類	145
表 4.2	アームの精度試験の測定値のズレと補正	146
表 4.3	照準の精度試験の測定値のズレと補正	150
表 4.4	骨格モデル B の角度測定の結果	153
表 4.5	骨格モデル B の距離測定の結果	155
表 4.6	骨格モデル B の奥行き量測定の結果	157
表 4.7	マネキン B の測定結果	160
表 4.8	生体 B の関節可動域測定項目	163
表 4.9	軸・軸・表面を基準とする測定の特徴	182
表 4.10	関節可動範囲を角度と距離で表す測定の特徴	183

以上