

# 深度センサーによる身体 自動計測システムの開発

甲南大学総合研究所

叢書 134

# 深度センサーによる身体 自動計測システムの開発

甲南大学総合研究所

叢書 134

# 深度センサーによる身体 自動計測システムの開発

田 中 雅 博  
曾 我 部 晋 哉

## 概 要

赤外線を使ったマイクロソフト社発売の深度センサー Kinect は元来ゲーム用として開発されたものであるが、ゲームに限らず人の体の動きを捕捉するセンサーとして応用が広がっており、本研究課題でも、Kinect を応用した身体自動計測システムを開発している。本研究課題では、この機能を応用して

1. 膝形状が genu varum (いわゆるO脚) か genu valgum (いわゆるX脚) かの判断をする測定システム
  2. 動的姿勢及び静的姿勢の評価システム
- の研究・開発を行ったので、ここに取りまとめる。

## 目 次

### 第 I 部 膝形状の判断システム

1. 脚形状について
  - 1.1 脚形状概要
  - 1.2 過去の計測方法と問題点等
2. 脚形状測定システム
  - 2.1 測定方法・環境
    - 2.1.1 測定方法
    - 2.1.2 周囲環境
  - 2.2 センサー
    - 2.2.1 センサー設置
    - 2.2.2 センサーのキャリブレーション
  - 2.3 計測アルゴリズム
    - 2.3.1 計測アルゴリズム詳細

## 2.4 計測実験及び結果

### 第Ⅱ部 動的姿勢及び静的姿勢の評価システム

#### 3. 体操の評価システム

##### 3.1 開発経過と概要

##### 3.2 新しい体操に対応するための手順

#### 4. 体操から要素を取り出した静的姿勢評価システム

#### 5. 体幹の評価

##### 5.1 左右のバランス評価

##### 5.2 腹筋力評価（体幹前後）

#### 6. おわりに

#### 参考文献

## 第Ⅰ部 膝形状の判断システム

### 1. 脚形状について

#### 1.1 脚形状概要

変形性膝関節症（OA）は、加齢による一般的な整形外科的疾患の一つであり、45歳以上では12.5%<sup>(1)</sup>、60歳以上では33%にレントゲン上のOAがみられる<sup>(2)</sup>。膝OAが進行すると、激しい痛みを伴うのにも関わらず、医療機関を受診する割合は50%程度であり、更に重症化する可能性がある<sup>(3)</sup>。この膝OAは、痛み、こわばり、筋力低下、膝関節の痛み、立位時間の低下、関節可動域の低下による身体的機能障害から、生活機能の低下につながる<sup>(4)</sup>。日本における大規模なコホート研究によると、膝OA患者数は約2530万人（男性42.0%、女性61.6%）であると積算され、社会の高齢化に伴いないさらに罹患者数は増加することが予想されている<sup>(5)</sup>。この膝OAのリスクファクターの一つに膝マルアライメントが挙げられる<sup>(6)</sup>。日本人青年1032名（男517名 18.1±0.3 years、女515名 18.1±0.3 years）を対象に膝アライメントの割合を調査した報告では、男女とも内反膝の割合（男：46.4%、女：36.9%）が高いことが報告されている<sup>(7)</sup>。つまり、大学生の時点で、すでに4～5割が膝マルアライメントであり、特に内反膝は、正常膝と比較して力学的に不利な状態を引き起こし、膝内側部に局所的な圧縮力を生じさせるため障害リスクが高い<sup>(8)</sup>。

発育段階における膝アライメントの変化についてはいくつか報告されている<sup>(9), (10)</sup>。一般的には、1歳ぐらいまでは内反膝であるが、徐々に外反膝傾向となり、2-3歳ごろには膝の外反角が最大となり、5-6歳ごろに成人と同様のアライメントへと変化する<sup>(9)</sup>。韓国人を対象とした報告においても、発育段階における膝アライメントの変化については同様の傾向がみられるものの7-8歳ぐらいでほぼ成人と同様のアライメントに近づくことが報告されている<sup>(10)</sup>。10-19歳の健康な子供の膝アライメントを調査した報告では、12-13歳以降徐々に膝関節の外反角が小さくなり、15-16歳で軽度外反傾向があることを報告しており、後期成長期に徐々に外反角が小さくなると報告している<sup>(11)</sup>。つまり、膝アライメントは成長期までに決定するため、成人期において膝マルアライメントを改善するというよりは、むしろ経年的に観察することが重要である。

## 1.2 過去の計測方法と問題点等

下肢における大腿骨長軸と下腿長軸は一致せず、下腿長軸は大腿骨長軸に対し外方にやや開いている。両軸の作る角の外側の角度を FTA (femorotibial angle) と呼び、正常値が $170^{\circ} \sim 175^{\circ}$ である。すなわち膝は生理的に外反を呈している。この FTA が増加したものが内反膝である。日本人成人の立位の FTA は、男子 $178.43 \pm 2.67^{\circ}$  (n=135)、女子 $176.43 \pm 2.81^{\circ}$  (n=179)であり、この角度で膝正面の視診では膝変形に関係なくほぼ正常に見えるとされている<sup>(12)</sup>。正常な下肢アライメントでは、Mikulicz 線と呼ばれる大腿骨頭中心と足関節中心を結ぶ(荷重軸)線は、膝中央、下腿軸中央を通るが、FTA が大きくなると Mikulicz 線は膝関節内側を通る<sup>(13)</sup> (図 1.1)。この Mikulicz 線が膝のどの位置を通過するかでアライメントを評価する方法がある。しかしながらこの方法は下肢全長の正確な正面 X 線像<sup>(14), (15)</sup>が不可欠であるため、実施できる施設が限られたり、時間と費用がかかるという短所がある。

整形外科的メディカルチェックで一度に多くの選手のアライメントを評価するには、測定が短時間に容易に行えることが必要である。現在一般に行われている膝関節内・外反の評価法は、両足をそろえて直立し、両膝の内顆または足部の内果間に指を入れ、その間の幅が何横指あるかで評価する方法である。左

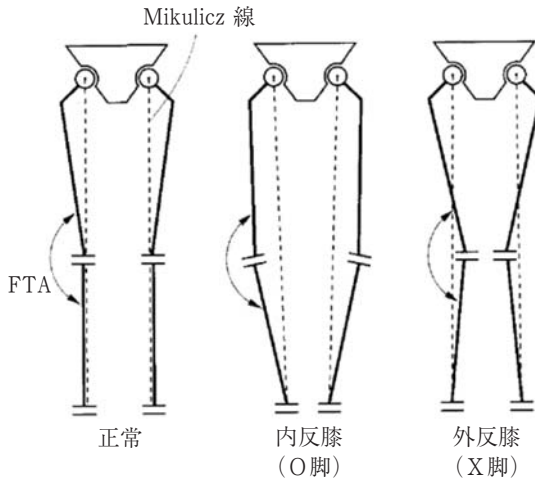


図 1.1 FTA と Mikulicz 線

右内果を接した状態で膝部の顆間距離が2横指あるものを内反膝、また、左右内顆間を接した状態で足部の果間距離が2横指以上のものを外反膝としている<sup>10)</sup> (図 1.2)。

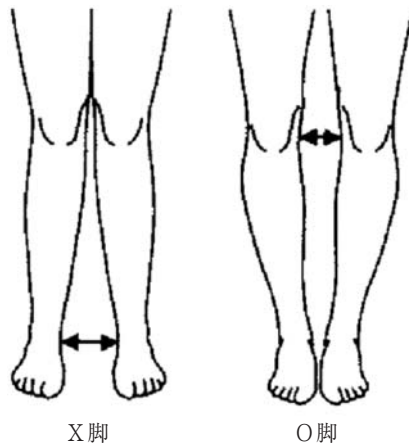


図 1.2 簡易的膝アライメント測定法

また、上前腸骨棘、膝蓋骨中央、第1、2趾間を通るラインを下肢の正常なアライメントとし、それを基準に評価する方法<sup>10)</sup>もある（図1.3）。しかしながら、これらの方法は測定者のスキルに依存することが多く、誰もが簡易に評価することができない。

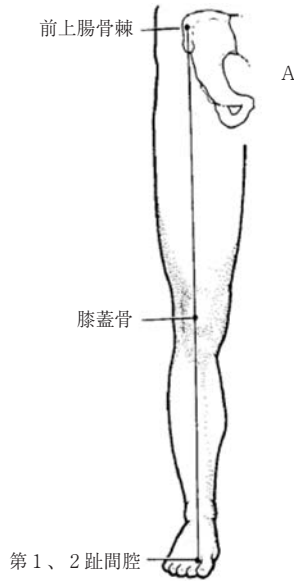


図 1.3 下肢の膝アライメント

## 2. 脚形状測定システム

### 2.1 測定方法・環境

#### 2.1.1 測定方法

脚（leg の部分を以後、こうい）の形状を計測する際には、足（foot の部分を以後こうい）をつま先を開かずに平行に揃えて立ったとき、 genu valgum（以後O脚という）は、膝の部分の間が空く状態を指す。また、 genu varum（以後X脚という）は、両脚の膝部分を接触させても、足がつかない状態を指す。

本研究では、膝部分が接触するかどうか、足が接触するかどうかを見るだけでなく、足の太さを考慮し、ほぼ、骨のある中心部の上腿部と下腿部を割り出し、その間の角度を求めることにする。

○脚だけなら、床の上に立つだけで調べることができるが、X脚の場合、足を広げて立たないと角度が正確に測れないことから、曾我部は、足の部分を測定者がハンドル操作による手動で広げることのできる台を作成した（図 2.1）。



図 2.1 計測用の台

本システムはこの計測台を使用することを前提に設計する。

### 2.1.2 周囲環境

被験者は、計測台の上に立ち、なるべく正面を向くように指示を受ける。その際に、つま先が開いていないかどうか、測定者は注意する。計測台では、検査者が間を手動で開くこともできるが、本実験の場合は、被験者が自ら適度に両足の間隔を調整して、立つものとする。

被験者の後方に、センサー（Kinect）を、縦向きに置く。センサーで全身像を捉える必要があることから、あまり近すぎたはいけない。逆に、5mを超えるとセンサーの計測範囲を超えることと、遠いほど計測密度が落ちるため、適正距離は2~3mである。センサーを接続し、計算処理を行うPCも、周囲の



適当なところに設置する。

被験者とセンサーの間には何も置かない。また、被験者の両横それぞれ 1 m 程度は計測に障害になるものは何もないことを想定する。さらに、被験者の前方、つまりセンサーと被験者を結ぶ線の延長上 1 m 以内にも何も障害になるものはないことが望ましい。

## 2.2 センサー

本研究では、レーザー光を用いた深度センサーを用いることを基本としている。深度センサーは、近年種類も増えており、単体で使えるものとしては、マイクロソフト社の Kinect、ASUS 社の Xtion Pro や Xtion2、Intel 社の RealSense、Apple 社の PrimeSense、ORBEC 社のセンサー群などがある。これらは、いずれもソフトウェア開発用の SDK 込みで、数万円程度で購入できるため、開発したソフトウェアを普及させるための障害も少ないと思われる。

センサーの解像度は、センサーごとにメーカーによって異なる。上記のセンサーは、いずれも赤外線を発するプロジェクタとそれを受光するレシーバーを兼ね備えている、アクティブセンサーとなっている。赤外線レーザーの強さはいずれもクラス 1 で、たとえ、凝視しても問題が起これない程度の弱いものになっており、人を使ったシステムに適している。また、深度センサーには距離の測定原理は 2 通りある。1 つはドットパターン方式と呼ばれるもので、あらかじめセンサーに組み込んであるパターンで、赤外光のパターン（模様）を照射する。少し位置の異なるところにある受光センサーがそれを捉え、照射光と受光のドットの位置ずれにより、距離を求めるという方式である。もう 1 つは Time of Flight (ToF) 方式と呼ばれるもので、光の往復時間により距離を求めるとのである。

本研究に使用したセンサーは、Xbox One Kinect センサーである。Kinect にはスペックが大きく異なるものが 2 種類あって、一般にはそれぞれ Kinect v1、Kinect v2 と呼ばれており、我々が使用するのは、Kinect v2 である。ちなみに、Kinect v1 はドットパターン方式、Kinect v2 は ToF 方式である。なお、Kinect 自体は、2017 年秋に販売終了となったが、我々は、Kinect v2 を使用すること

を前提に研究を進めた。

Kinect v2 を使用するプログラムを作成するには、通常 Kinect for Windows SDK 2.0 を用いる。Kinect v2 に備わっている、赤外線カメラ、可視光 (RGB) カメラ、マイクアレイを用いて、以下の情報が取得できる。

- 1) RGB 画像
- 2) 深度画像
- 3) Body 情報 (関節位置情報)
- 4) Body Index 情報 (画像中の人の体の部分範囲を一人ずつ異なる番号で示す)
- 5) 赤外線画像
- 6) 音声情報 (方向付き)

このうち、Kinect の SDK に特有な機能としては、Body および Body Index 情報である。これらは、別のセンサーでは提供されていないか、Open Source プログラムである OpenNI を使って利用することになるが、Kinect の SDK に比べて、機能は格段に低い。Kinect の Body 機能には、機械学習のランダムフォレストが用いられている。これにより、画素ごとの深度データを集合的に用いて、関節位置を計算している。

関節位置は、一応、骨格の中の真の関節位置を求めるように意図されていると思われる。筆者 (田中) の学生による実験で、モーションキャプチャシステムによる 3 次元位置と、Kinect の SDK による 3 次元位置を調べたところ、姿勢により異なるものの、数 cm の位置の差が生じることがわかっている。

なお、本システムでは、センサーをなるべく限定したくなかったため、1) の RGB 画像と 2) の深度画像のみを使っている。

### 2.2.1 センサー設置

Kinect の設置に三脚を使う。図 2.2 のようにセンサーを三脚に取り付け、被験者が立つ場所の 1 m 程度後ろに設置する。



図 2.2 Kinect はこのように縦長に設置する。その際に、丸く見えている RGB カメラが上になるようにする

### 2.2.2 センサーのキャリブレーション

プログラム中で、以下の3つの値を定義しておく。

- (1)  $h$  (センサー部の床からの高さ)
- (2)  $d$  (キネクトを水平化する際の2点における高さの許容誤差)
- (3)  $\varepsilon$  (センサーの高さの許容誤差)

そのため、センサーの高さを基準値  $h$  にセッティングし、水平方向を向くように、センサー姿勢のキャリブレーションをプログラムのガイダンスに従って行う。

以下の議論では、センサー画像の座標を以下のように定義する。

プログラムは、深度センサーの画像面 (Kinect v2 を縦置きにした場合、512 (縦) × 424 (横) 画素) において、まず、縦の中心線の上から  $8/10$  と  $9/10$  の位置の点それぞれ A, B の高さ  $v(A), v(B)$  を比較し、その差

$$v_d = |v(A) - v(B)| \leq d \quad (1)$$

および B 点での位置の高さがほぼ  $h$  であること、すなわち

$$|v(B) - h| \leq \varepsilon \quad (\text{あらかじめ設定する許容誤差}) \quad (2)$$

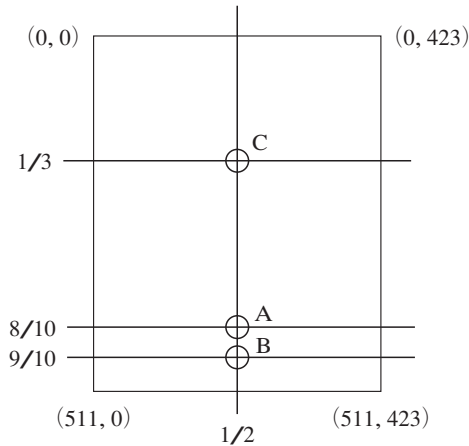


図 2.3 画面座標とキャリブレーションのためのポイント

になっていることを確認する。続いて計測を開始できる。

キャリブレーションが終わったら、計測台をはぼBの位置に設置。被験者はその上に乗る。被験者は、なるべく素足に近い状態の足の外観が計測できることが望ましく、素足、あるいは装着するのはストッキングなどに限定し、その上にズボンやスカートなどを履かないことが望ましい。やむを得ずズボンを履く場合も、一応計測できるが、精度が落ちる。スカートは脚の形が分からないため、不可である。以下、そのアルゴリズムである。

### 2.3 計測アルゴリズム

今回、曾我部が研究の中で見出していたポイントとなる点を深度データからうまく探索できるかという点が焦点となる。

まず、Kinectには通常のRGB画像、赤外線画像、深度画像、それに、25個の関節座標(Body)のキャプチャー機能がある。体の前面から撮影すれば関節検知が使えるため、応用システム開発が簡単であるが、本システムにおいては、曾我部の計測経験を考慮して背面からの画像取得をすることにした。そのため、関節検知機能は働かないため、深度データを直接活用することになった。

Kinect は横長のデータをキャプチャーするのが通常であるが、本研究では Kinect を通常の使用の向きから90度回転しておくことにより、縦長の画像を取得している。従って、画像の上下が直接身長方向となり、計算が容易になっている。なお、Kinect センサーは鉛直に設置されているものとするため、すべての深度データから直接デカルト座標の値が取得できる。

方針としては、膝から上の上腿部分と、下の下腿部分をそれぞれ直線近似し、それに基づいて角度を検出することとし、作成したシステムの主要な機能は以下の通りである<sup>18)</sup>。

大まかな処理の流れとしては、

1. センサー設置
2. キャリブレーション
3. 被験者ごとに以下を順に行う
  - (1) 深度データを計測
  - (2) leglength（脚の長さ）を身長 $\times 0.45$ とおく。LEGRADIUS（太い人の大まかな大腿部の半径）=15 cm とする。
  - (3) 人のエリアを求める。これは、Kinect の BodyIndex に相当する。
  - (4) kakato（踵）を見つける
  - (5) 下から leglength のところを topleg（計測に用いる脚の上端位置）とする
  - (6) 下肢の最も低い位置を求める（足の台を除外する）
  - (7) topleg と kakato の間の、上から4/10と5/10の位置をそれぞれ足の曲がり位置とする（legmiddle1, legmiddle2）。legmiddle1 がほぼ膝の位置。
  - (8) 上腿部、下腿部を直線近似し、そのなす角度を求める
  - (9) 画像表示

というような形になる。

### 2.3.1 計測アルゴリズム詳細

以下のアルゴリズムを繰り返す。

## (1) 深度データ取得

1 フレーム分、Kinect からデータを取得する。

## (2)

1. 横（短辺）方向にデータをスキャンし、高さが 2 cm の点が20点以上ある最も下の点を、踵の位置とみなす。

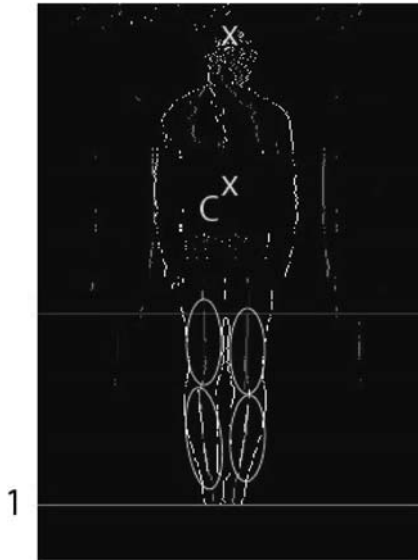


図 2.4 身体（特に脚）の両側検出結果と、脚形状測定のために最初に検出した両脚上部と下部（楕円で示している）

2. 人が映っている部分の検出。センサー画像の上から1/3、左右の中心に背中が必ず映っているものと仮定し、そこからのデータの連続性により人の映っている画素を抽出する。具体的には、図 2.4 のC点には人が写っているものと仮定し、その点までの距離を $v(C)$ とする。この点の bodypart を 1 とする。

まずC点から左右に bodypart でつながっていて、かつ、C点との深度の差が 25 cm 以内の点を bodypart とする。

次に、C点よりも上の点、その点から右、左に順にスキャンし、bodypartで下の3点のいずれかにつながっている点をbodypartとする。

最後にC点よりも下の点、その点から右、左にスキャンし、上からつながっていて、かつ、床面よりも10 cm以上高い点をbodypartとする。

3. 頭頂部の検出を、bodypart かつ最も高い点を検出することにより行う。  
これより、身長が計算される。

4. 以下、各高さ  $i$ （上下方向の画素位置）ごとに行う

(ア) bodypart=1 で、センサーからの距離の最小値  $\min[i]$  を求める

(イ) 距離が  $\min[i] + \text{LEGRADIUS}/2$  以下で、bodypart、かつ、データが取得できている値の中で、左足の外（左）側の位置を求める。

(ウ) 同様に、右足の外（右）側の位置を求める。

(エ) 両足が接触している場合の境目を求める。もし接触していなければ、右足の内側か、左足の内側の位置になる。

(オ) 両足が接触していない場合の左足の右端、および、右足の左端を求める。

(カ) 右足の両端の中心及び右足の両端の中心を求める。

(キ) 画面の上から1/3~2/3の部分で、今求めた最も近い点の中の最も近い点を求める。これをセンサーと人との距離として、想定する値よりも小さすぎるか大きすぎる場合、メッセージを出す。

(ク) 右足と左足の間隙間の値の最大値を求め、その場所も同時に求める。

5. 両足それぞれ、中心点群を膝より上と下に分け、各々の足センター部の直線近似を求める。ただし、外れ値があると大きな誤差になるため、ロバストな計算方法を開発した。

6. 直線近似のパラメータより、左右の足ごとに膝部分の角度を算出する。  
左右の足ごと、3つの区域ごとに、

$$y = ax + b \quad (3)$$

の  $a, b$  を最小2乗法により求める。その際に、bodypart に含まれない点が現

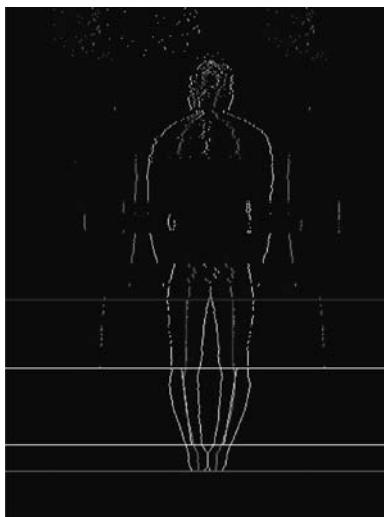


図 2.5 O脚の場合



図 2.6 X脚の場合

れるときはその点を除外する。

#### 2.4 計測実験及び結果

以上のアルゴリズムにより学生15名に協力をしてもらい、各学生の脚部の写真とデジタルデータ、角度推定値を算出した。

表 2.1 得られた角度 (一部のデータ)

| 左足   | 右足   |
|------|------|
| 8.6  | 7.4  |
| 0.5  | -1.2 |
| 0.1  | -2   |
| -1.6 | 0.7  |
| 2.2  | 1.1  |



表 2.2 得られた角度（最もO脚形状のケース）

| 左足  | 右足  |
|-----|-----|
| 8.6 | 9.8 |

表 2.3 得られた角度（最もX脚形状のケース）

| 左足   | 右足   |
|------|------|
| -1.4 | -1.9 |

両足ともO脚と判定されたのは、15名中8名、両足X脚と判定されたのは、15名中2名であった。残りの10名は、片方の足がO脚、他の足がX脚と判定されたものである。しかし、実際に左右の足がO脚とX脚ということはあまり考えられず、計測の際に、左右のバランスをうまくとれば、いずれかに判定されたものと考えられる。

## 第Ⅱ部 動的姿勢及び静的姿勢の評価システム

脚形状の測定は、健康を維持するための1つのポイントであるが、キネクトを用いれば、身体のような部分の計測・歪みなどの問題発見が可能であると考えられる。そこで、脚のみならず、全身の姿勢を判定するシステムをいくつか構築したのでそれらについて述べる。

### 3. 体操の評価システム

#### 3.1 開発経過と概要

##### 3.1.1 概要

健康を保つためには、姿勢が重要であることは議論を俟たない。ラジオ体操は、ラジオ体操第1から第3までである。

研究代表者田中は、ラジオ体操をはじめとする、音楽に合わせて行う体操を、キネクトを用いて採点するシステムを開発した。まず、ここでは、そのシステムの開発経緯を説明する。

### 3.1.2 発端

体操採点システムの端緒は、学生の研究であった。田中研究室に所属していた野々口誠人はコンピュータビジョンに興味を持っており、修士課程進学後、実用的なテーマとして、「ラジオ体操」の採点システムの構築をテーマとして与えた。センサーは、当初は Kinect v1、のちに Kinect v2 が発売になったので、変更した。野々口のシステムでは、お手本体操は、CG (Computer Graphics) である。コードで姿勢を指示すれば、そのような姿勢をとるアニメーションを見せる CG ソフトがあったので、それを用いた (この部分は、藤原が担当)。そして、音楽は、MIDI による自動演奏とした。ラジオ体操は、NHK などが放送するものがあることはもちろん知っていたが、それを用いれば、1 拍分の長さがどうしてもアナログ的になり、変動がおこってしまうことと、音楽演奏の著作権の侵害を恐れるためであった。

自動的に動作を採点するシステムとしてポピュラーなものに、カラオケにおけるリアルタイム評価画面があるが、ちょうどそのようなものを目指すことを指示した。その結果、採点結果が 1 拍ごとに右から左に流れ、○、△、×が評価ポイントごとに現れるシステムができた。

処理が重くて画面フリーズするようになったので、OpenMP を採用して、負荷の分散を図ったところ、ほぼ、時間遅れもない、リアルタイムに動作するシステムができた。このシステムは、グランフロント・ナレッジキャピタルにおいて、甲南大学のブースで毎年披露されている。新聞取材なども何度か行われた<sup>99</sup>。

### 3.1.3 楽曲の著作権処理

野々口の卒業後、楽曲の著作権をもつかんぼ生命との連絡の中で、以下のような指示を受けた。

- 楽曲は、かんぼ生命の発行している CD の音楽をそのまま使うこと
- お手本体操の動画は、ラジオ体操協会の認定する指導員の行う体操を取り込み、それに従ってすること
- そのうえで、この評価システムはあくまでも参考であって、正確には

NHK の Web サイトにある「図解」などで、正しい体操を学ぶことを、パネルなどで指示すること

すなわち、「正しい」ラジオ体操を行なわせることに努め、このシステムを使うことで間違った理解をさせることがないように、という趣旨である。そこで、それに従うようにシステムを変えた。このようにシステムを変更するためにおよそ半年を費やして、現在のシステムの原型ができた。

姿勢の評価については、評価対象の部分の関節角度を用いた。これは、キネクトの Body 機能（関節検知）により、容易に関節の座標が推定できることを利用したものである。

#### 3.1.4 多くの体操への展開

ここで作成したシステムは、ラジオ体操第1だけでなく、決まった音楽で行う体操なら別の体操でも対応可能であると考え、次のような展開を今まで行ってきた。

企業からの要望に応じて、

- ALTA 体操（座姿勢）
- ALTA 体操（立姿勢）
- 鴻池腰痛ヨボウ体操

を作成した。ALTA 体操は、株式会社アートプロジェクトの開発した、ロコモ予防体操である。ALTA 体操は、座姿勢と立ち姿勢のバージョンがあり、それぞれ別のシステムとして作成した。音楽は同一なので、異なるのは動画と模範体操のデータだけである。座姿勢では、パイプ椅子に腰かけて体操するもので、本評価システムで必要とする関節はほぼすべて検出できた。ALTA 体操はテンポが速く時間も長く（5分）、ラジオ体操よりもかなり細かい動作が多いため、細かい違いにより評価が下がることがある。

鴻池腰痛ヨボウ体操は、鴻池運輸が、自社の職員の腰痛予防のために作成したものである。体操の目的上、腰のひねりが多い。

さらに、女子栄養大学の金子嘉徳教授創作の栄大体操についても対応した。この体操は全体的にバレイのような動きが多い体操を3度繰り返すよう構成さ

れている。

### 3.1.5 画面構成

システム実行中の画面例を図 3.1 に示す。画面は小画面 4 枚から構成されており、内容は以下の通りである。

- ①右上：お手本体操の動画
- ②右下：現在プレイ中の人のモニター
- ③左上：お手本および現在プレイ中の人のスケルトン表示
- ④左下：直前の小体操（例えばラジオ体操第一なら13の小体操から構成されている）の採点結果（体のパーツごとに採点）及び小体操ごとに★から★★★★★で評価し、その累積結果



図 3.1 画面例

## 3.2 新しい体操に対応するための数や時間などの定義

### 3.2.1 手順

これらのシステムを作成する際に改良したシステムにおいて、新しい体操を作成する手順は以下の通りである。

- 科目（体操種類）の数を定義

- それぞれの科目の中の拍数を定義
- すべての拍のタイミング [ms] を定義

音楽を聴きながら、キーボードを叩く形でタイミングを入力・定義するシステムにしている。それは、主に以下のような理由による。

- ・音楽は、あらかじめ提供されることが多い。
  - ・リズムの変化もあり、開始から終了までの時間と拍数からは決められない。
  - ・音楽から、自動的に拍の境目を検出することも現在のところ困難
  - 模範体操動画の作成 (①)
  - デジタルカメラにより撮影し、撮影後、手作業で動画のタイミングなどの調整を行う。
4. 模範体操データの作成
- ③にスケルトンの動きを同時に表示するため、関節座標（毎秒数組）を模範体操用に保存している。
  - 評価用データの作成は、上記のデータの内、その拍の時間的に中央付近のデータの角度を保存し、使用している。

[模範体操] 本システムでは、模範体操との類似度により採点を行うため、模範体操の選定には十分注意を払わなければならない。ラジオ体操については、現在のNHKラジオ体操指導者である、鈴木大輔氏、および、1級指導員の資格をもつ3名の方の体操を入れている。企業体操はそれぞれの体操において、YouTube 動画など、その体操の手本としている人の体操を組み込んでいる。

#### 4. 体操から要素を取り出した静的姿勢の評価システム

姿勢については成書があるが<sup>20), 21)</sup>、ここでは、3. で述べた、鴻池腰痛ヨボウ体操から、ポイントとなる姿勢を取り上げ、その姿勢が十分にとれているまで次に進めない（時間切れによるスキップはある）システムを作成した<sup>22), 23), 24)</sup>。姿勢は以下の10種類である。

1. 前屈
2. 後屈

3. 側屈
4. 腰回りのエクササイズ
5. 下肢のエクササイズ
6. 股関節のエクササイズ
7. 股関節外転エクササイズ
8. ランジスクワット
9. サイドランジ
10. 足関節のエクササイズ

図 4.1 は10個のうちの3つの姿勢の例である。この図の描画には OpenSim を用いている。



図 4.1 いくつかの姿勢の例。

表 4.1 は、評価に用いる関節とそれらを構成するリンク（骨の部分）及びそれらの数値の許容範囲を示す。

さらに、表 4.2 は、各ポーズにおける理想的な関節角度を示す。

OpenSim は Standord 大学 National Center for Simulation in Rehabilitation Research (NCSRR) が提供する筋骨格モデルをシミュレーションするフリーソフトであり、上記10個の姿勢を、各関節角度を調整して得られるシミュレーション画像（スケルトン）で実現する。

表 4.1 評価に用いる関節とそれらを構成するリンク及び数値の範囲

| No. | name             | 意味    | 1A | 1B | 2A | 2B | space | unit    | Min  | Max | + |
|-----|------------------|-------|----|----|----|----|-------|---------|------|-----|---|
| 1   | hip_flexion_r    | 右足前後角 | VL | VL | 16 | 17 | YZ    | deg     | -120 | 120 | 前 |
| 2   | hip_adduction_r  | 右足左右角 | VL | VL | 16 | 17 | XY    | deg     | -120 | 120 | 右 |
| 3   | knee_angle_r     | 右膝角   | 16 | 17 | 17 | 18 | XYZ   | deg     | -120 | 10  | — |
| 4   | hip_flexion_l    | 左足前後角 | VL | VL | 12 | 13 | YZ    | deg     | -120 | 120 | 前 |
| 5   | hip_adduction_l  | 左足左右角 | VL | VL | 12 | 13 | XY    | deg     | -120 | 120 | 左 |
| 6   | knee_angle_l     | 左膝角   | 12 | 13 | 13 | 14 | XYZ   | deg     | -120 | 10  | — |
| 7   | lumbar_extension | 腰前後角  | VL | VL | 0  | 20 | YZ    | -90 deg | 90   | deg | 後 |
| 8   | lumbar_bending   | 腰左右角  | VL | VL | 0  | 20 | XY    | deg     | -90  | 90  | 右 |
| 9   | lumbar_rotation  | 腰回転角  | HL | HL | 4  | 8  | XZ    | deg     | -90  | 90  | 右 |
| 10  | arm_flex_r       | 右腕前後角 | 20 | 1  | 8  | 10 | YZ    | deg     | -90  | 90  | 前 |
| 11  | arm_add_r        | 右腕横振角 | HL | HL | 8  | 9  | XY    | deg     | -120 | 90  | 右 |
| 12  | elbow_flex_r     | 右肘角   | 8  | 9  | 9  | 10 | XYZ   | deg     | 0    | 150 | — |
| 13  | arm_flex_l       | 左腕前後角 | 1  | 20 | 4  | 6  | YZ    | deg     | -90  | 90  | 前 |
| 14  | arm_add_l        | 左腕横振角 | HL | HL | 4  | 5  | XY    | deg     | -120 | 90  | 左 |
| 15  | elbow_flex_l     | 左肘角   | 4  | 5  | 5  | 6  | XYZ   | deg     | 0    | 150 | — |

VL: Vertical Linc, HL: Horizontal Linc

表 4.2 各ポーズにおける理想的関節角度

|                  | No.1 | No.5 | No.9 |
|------------------|------|------|------|
| hip_flexion_r    | 0    | 0    | 60   |
| hip_adduction_r  | 0    | 20   | -30  |
| knee_angle_r     | 0    | -90  | -60  |
| hip_flexion_l    | 0    | 0    | -20  |
| hip_adduction_l  | 0    | -20  | -60  |
| knee_angle_l     | 0    | -90  | -60  |
| lumbar_extension | -90  | -70  | -10  |
| lumbar_bending   | 0    | -20  | 10   |
| lumbar_rotation  | 0    | 0    | -70  |
| arm_flex_r       | 90   | -30  | 0    |
| arm_add_r        | 0    | -30  | 0    |
| elbow_flex_r     | 0    | 100  | 0    |
| arm_flex_l       | 90   | -30  | 0    |
| arm_add_l        | 0    | -30  | 0    |
| elbow_flex_l     | 0    | 100  | 0    |

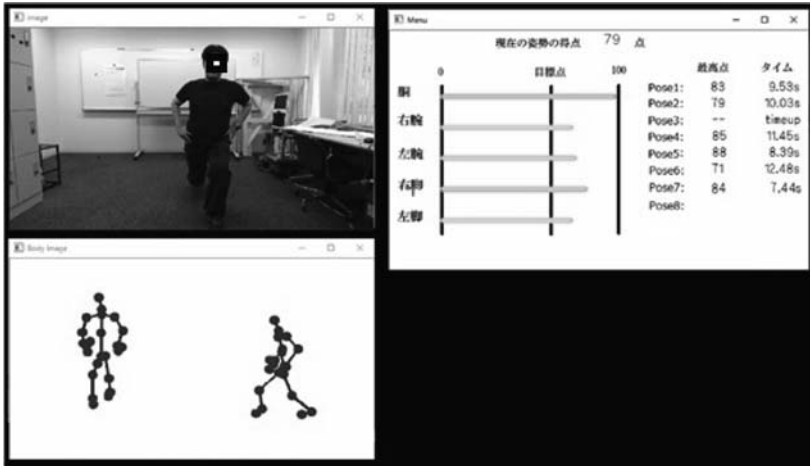


図 4.2 システム実行中の画面

[実行] 図 4.2 は、このシステムを実行した時の画面である。画面は 3 つの小画面から構成されており、左上は、現在のプレイのモニター、左下に被験者の正面と左前方から見た状態のスケルトンを表示する。右上には被験者の得点を表したものを表示する。表示項目は現在模倣している姿勢のリアルタイムの得点と達成した姿勢の項目名と達成までにかかった時間、達成時の最高得点を表示する。

## 5. 体幹の評価

静的姿勢には、座り姿勢と立ち姿勢がある。人の姿勢を後ろから Kinect で撮影し、それを評価する。

静的評価については、座姿勢における垂直性 (Verticality test) を、軸が正立しているか、また、軸がゆがんでいないか、という 2 つの点から測定するシステムを作成した。これは、脳卒中機能評価法 (SIAS: Stroke Impairment Assessment Set。以下、SIAS)<sup>⑧</sup> の 1 機能として、体幹機能評価に「垂直性」があり、その判定を Kinect を用いて自動化するというシステム作成<sup>⑧, ⑨, ⑩</sup>の一環として作成したものである。



また、体幹を前後に制御する力として腹筋の評価があり、これについても簡単なシステムを開発した。本章では、これらのテスト作成について述べる。

### 5.1 左右のバランス評価<sup>29), 30)</sup>

図 5.1 のように、片麻痺患者は、座ると片方に傾くことが多い。この傾きの度合いを自動的に測定して、今後の生活支援に役立てようというのがこのテストの目的である。



図 5.1 典型的な片麻痺患者の座り姿勢

そこで、座り姿勢を、体幹の傾き角度  $\phi$  と、体幹中心線の曲がり  $r$  により評価する（図 5.1）。

その際に、まず、体幹の中心線（点の並び）を以下のアルゴリズムで求める。

#### 1) キネクトのキャリブレーション

- ①高さを決める（背中のちょうど中央あたり）
- ②その高さで、水平を保つ。これは、同じ高さのものが画面中央に見えるかどうかで確認する。
- ③左右の高さの差がないようにする。これは、水平なものが画面上でも水平かどうかで確認する。

## 2) 人の座り方のキャリブレーション

- ①画面を見せずに、「まっすぐ座ってください」で丸椅子に座らせる。
- ②背中中の点の等高線をもとにして、若干左右に回転し、ほぼ左右がバランスするように座る角度を自分で調整してもらおう。

3) ボディを楕円近似し、その長軸を求める (図 5.1)。これは、ある一定の距離範囲にある物体部分のラベリングにより点群を求め (これが、体部分になる)、それを楕円近似する。このときの長軸の、鉛直線との角度を  $\phi$  とする。この求め方から明らかなように、Kinect の設置の際の水平を正確に出すことは重要である。4) 長軸において、上から下まで、それぞれの位置に於いて、短軸と平行な方向に画像をスキャンし、ボディ部分のラベルの付いた点の両端点を求める。その中点を、体幹の中心線に沿った点とみなす。この中点の集合を最小の長方形で囲んだ時の長辺の長さを  $h$ 、短辺の長さを  $w$  とし、

$$r = w/h \quad (4)$$

を求める。

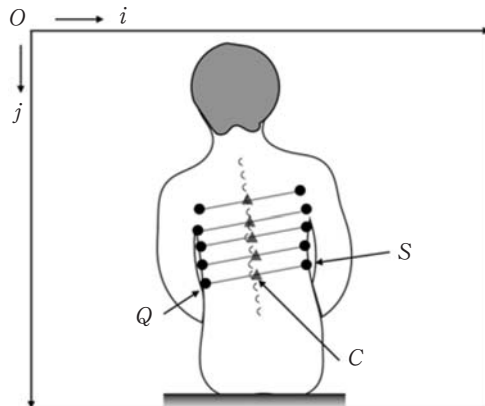


図 5.2 体の両端の求め方

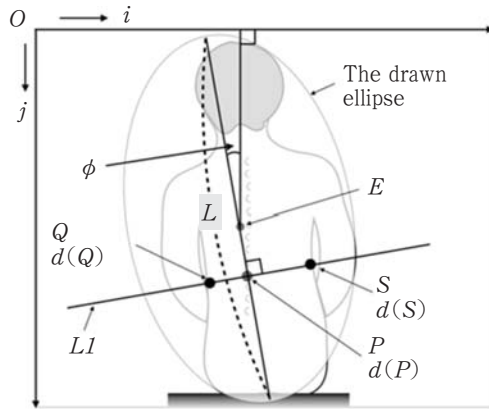


図 5.3 角度  $\phi$  の求め方

## 5.2 腹筋力評価 (体幹前後)<sup>90), 91)</sup>

車椅子または椅子に座り、臀部を前にずらし、体幹を45度後方へ傾け、背もたれによりかかる。大腿部が水平になるように検者が押さえ、体幹を垂直位まで起き上がらせる。検者が抵抗を加える場合には、胸骨上部を押さえること。SIASにおける評価基準は以下の通りである。

- 0：垂直位まで起き上がれない。
- 1：抵抗を加えなければ起き上がる。
- 2：軽度の抵抗に抗して起き上がる。
- 3：強い抵抗に抗して起き上がる。

図 5.4 は、腹筋力評価を行う際の被験者の座る椅子及びセンサーの様子である。センサーは、被験者の横に設置する。

図 5.5 は、そこで検知した深度データを濃淡表示したもので、胴体の部分を抽出して楕円近似している。その結果を赤線で示している。

図 5.6 は、被験者が体幹を45度後方に傾けたときの様子である。体幹を近似する楕円の主軸と鉛直線との角度を自動的に計算し、これを  $\theta$  とする。

図 5.7 は、こうやって計測した角度と、従来法における理学療法士の目視に

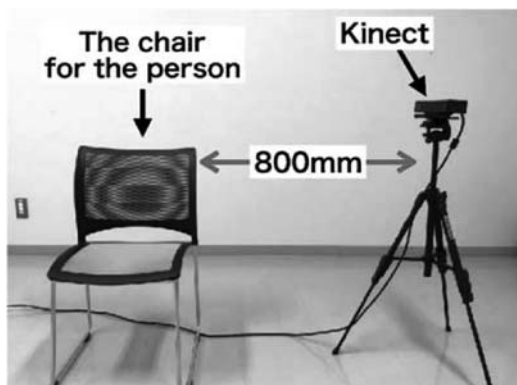


図 5.4 テストを行う際の椅子とセンサー

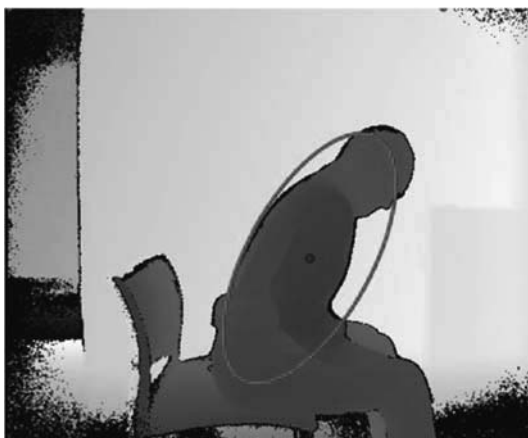


図 5.5 検知した体の部分（楕円で表示）

よる角度との比較である。2つの値が同じ部分を中心として、非常に近い値に分布している様子がわかる。相関係数は0.99755であった。

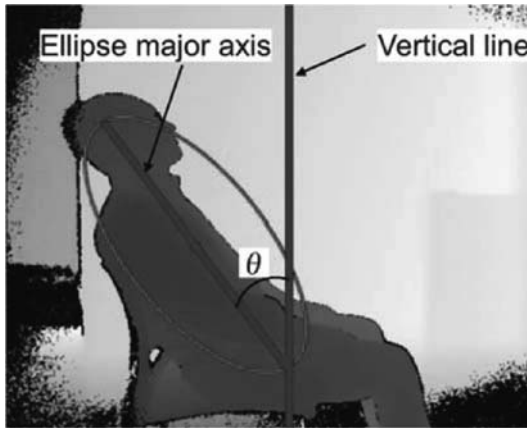


図 5.6 楕円の部分から得られる角度  $\theta$

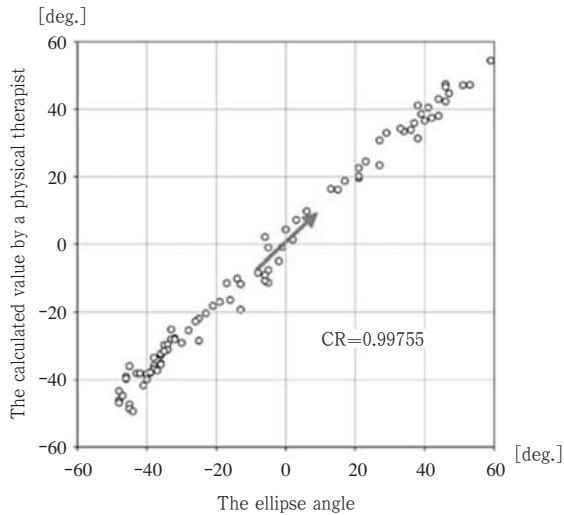


図 5.7 本システムで計測した角度 ( $x$  軸) と、理学療法士の目視による角度 ( $y$  軸)

## 6. おわりに

本研究では、深度センサー（キネクト）を用いた、身体自動計測システムの基礎研究・開発を行った。

システムは大きく分けて2通りで、1つは、後方から撮影した脚形状の測定、もう1つは、体全体を対象とした姿勢の評価システムである。

本研究において使用した深度センサーは、距離が測れるため、多くの応用可能性がある<sup>92</sup>。また、現在<sup>93</sup>のFMSを自動判定するシステムも手掛けており、今後、身体計測を1つの軸として、さらにカバーする範囲を広げていきたい。

## 参考文献

- (1) W. Zhang, M. Doherty, G. Peat, M. A. Bierma-Zeinstra, N. K. Arden, B. Bresnihan, G. Herrero-Beaumont, S. Kirschner, B. F. Leeb, L. S. Lohmander, B. Mazières, K. Pavelka, L. Punzi, A. K. So, T. Tuncer, I. Watt and J. W. Bijlsma, EULAR evidence-based recommendations for the diagnosis of knee osteoarthritis, *Ann Rheum Dis*, Vol. 69, No. 3, pp. 483-489, 2010.
- (2) D. T. Felson, An update on the pathogenesis and epidemiology of osteoarthritis, *Radiol Clin North Am*, Vol. 42, No. 1, pp. 1-9, 2004.
- (3) J. Bedson, S. Mottram, E. Thomas et al., Knee pain and osteoarthritis in the general population: what influences patients to consult?, *Fam Pract*, Vol. 24, pp. 443-453, 2007.
- (4) J. Dekker, G. M. van Dijk and C. Veenhof C, Risk factors for functional decline in osteoarthritis of the hip or knee, *Curr Rheumatol*, Vol. 21, pp. 520-524, 2009.
- (5) N. Yoshimura, Progress of research in osteoarthritis. Epidemiology of osteoarthritis in Japanese population. - The ROAD study -, *Clin Calcium*, Vol. 19, No. 11, pp. 1572-1577, 2009.
- (6) S. Tanamas, F. S. Hanna, F. M. Cicuttini, A. E. Wluka, P. Berry and D. M. Urquhart, Does knee malalignment increase the risk of development and progression of knee osteoarthritis? A systematic review, *Arthritis Rheum*, Vol. 61, No. 4, pp. 459-467, 2009.
- (7) A. Sogabe, M. Kitaoka, S. Yamasaki, Y. Katsura, C. Ikarugi, K. Mizusawa and K. Ito, A classification of knee alignment of university students using a simple evaluation, *Bull Sport Health Sci Konan*, Vol. 17, pp. 21-25, 2009.

- (8) D. P. Kettelkamp, D. R. Wenger, E. Y. Chao and C. Thompson, Results of proximal tibial osteotomy. The effects of tibiofemoral angle, stance-phase flexion-extension, and medial-plateau force, *J Bone Joint Surg Am.*, Vol. 58, No. 7, pp. 952-960, 1976.
- (9) P. Salenius and E. Vankka, The development of the tibiofemoral angle in children. *J Bone Joint Surg Am.*, Vol. 57, No. 2, pp. 259-261, 1975.
- (10) J. H. Yoo, I. H. Choi, Y. J. Cho, C. Y. Chung and W. J. Yoo, Development of tibiofemoral angle in Korean children. *J Korean Med Sci.*, Vol. 23, No. 4, pp. 714-717, 2008.
- (11) J. P. Cahuzac, D. Vardon and Sales de Gauzy J: Development of the clinical tibiofemoral angle in normal adolescents. A study of 427 normal subjects from 10 to 16 years of age. *J Bone Joint Surg Br.*, Vol. 77, No. 5, pp. 729-732, 1995.
- (12) 腰野富久, 膝診療マニュアル 第5版. 医歯薬出版株式会社, p. 47, 2001.
- (13) J. Mikulicz, Ueber individuelle Formdifferenzen am Femur und an der Tibia des Menschen. Mit Berücksichtigung de Statik des Kniegelenks. *Arch Anat Entwicklungsgesch.*, p. 351, 1878.
- (14) E. Y. S. Chao, E. V. D. Neluheni, R. W. W. Hsu, and D. Paley, Biomechanics of malalignment. *Orthop. Clin. North Am.* Vol. 25, pp. 379-386, 1994.
- (15) J. R. Moreland, L. W. Basset and G. J. Hanker, Radiographic analysis of the axial alignment of the lower extremity. *J. Bone Joint Surg.*, Vol. 69A, pp. 745-749, 1987.
- (16) J. M. David, Orthopedic physical assessment. 岩倉博光訳, 医歯薬出版, 1990.
- (17) J. M. Booher and G. A. Thibodeau, Athletic Injury Assessment. 渡辺好博監訳, 西村書店, 1993.
- (18) M. Tanaka and A. Sogabe, A measuring system of the legs shape by using the Kinect sensor, Proceedings of the SICE Annual Conference 2017, September 19-22, 2017, Kanazawa University, Japan, pp. 106-109, 2018.
- (19) 田中雅博, 知能情報処理研究室の10年を振り返って, 甲南大学紀要知能情報学編, 11(2) 投稿中.
- (20) 竹井仁, 正しく理想的な姿勢を取り戻す 姿勢の教科書, ナツメ社, 2015.
- (21) J. Johnson 著, 武田, 弓岡監訳, 奥村, 金澤, 弓岡, 弓岡訳, セラピストのためのハンズ・オンガイド 姿勢アセスメント, 医歯薬出版, 2014.
- (22) M. Tanaka and A. Sutani, An evaluation system of the performance of gymnastics, 2017 International Workshop on Nonlinear Circuits, Communications and Signal Processing (NCSP'17), Guam, USA. Feb. 28 - March 3, pp. 593-596, 2017.
- (23) 須谷章宣, 田中雅博, Kinect を用いた運動姿勢の評価支援システム, 第17回システムインテグレーション部門講演会 (SI2016), pp. 2069-2072, 2016.

- ⑭ 須谷章宣, 田中雅博, Kinect を用いたストレッチ体操支援評価システム, 第48回 SICE 北海道支部学術講演会, pp. 61-62, 2016.
- ⑮ 千野他編著, 脳卒中の機能評価 SIAS と FIM [基礎編], 金原出版, 2012.
- ⑯ 大西智也, 岩崎智宏, 田中雅博, 深度センサーの関節検知機能を用いた脳卒中片麻痺の身体機能評価—SIAS の場合—, 電気学会論文誌 C, Vol. 138, No. 6, pp. 662-669, 2018.
- ⑰ 岩崎智宏, 大西智也, 田中雅博, Kinect を用いた SIAS における麻痺側運動機能の評価法, 平成30年電気学会電子・情報・システム部門大会, pp. 214-219, 2018.
- ⑱ 大西智也, 岩崎智宏, 田中雅博, 深度センサーの関節検知機能を用いた脳卒中片麻痺の身体機能評価—SIAS の場合—, 電気学会論文 C, Vol. 138, No. 6, pp. 662-669, 2018.
- ⑲ T. Ohnishi and M. Tanaka, Evaluation of trunk control test included in SIAS by using Kinect, Proc. 2018 RISP International Workshop on Nonlinear Circuits, Communications and Signal Processing (NCSP'18), pp. 208-211, 2018.
- ⑳ 大西智也, 安達靖太, 田中雅博, デプスセンサを用いた SIAS における体幹姿勢の評価, 平成30年電気学会電子・情報・システム部門大会, pp. 209-213, 2018.
- ㉑ T. Ohnishi and M. Tanaka, The evaluation of the verticality test in SIAS by using a depth sensor, 15th International Conference on Control, Automation, Robotics and Vision (ICARCV2018), pp. 1278-1283, 2018.
- ㉒ 田中雅博, 深度センサーによる人の状態や姿勢の把握と生活支援システム開発, 地域ケアリング, Vol. 20, No. 11, pp. 68-72, 2018.
- ㉓ G. Cook 著, 中丸, 小山, 相澤, 新田監訳, ムーブメント—ファンクショナルムーブメントシステム 動作のスクリーニング, アセスメント, 修正ストラテジー, NAP, 2014.



## 研究者紹介

田 中 雅 博 (甲南大学知能情報学部)

曾我部 晋 哉 (甲南大学スポーツ・健康科学教育研究センター)

2019年(平成31年)2月28日 発行

甲南大学総合研究所

神戸市東灘区岡本8丁目9番1号 (〒658-8501)

(非売品)