



# 目次

第1章	緒論	4
1.1	近年の日本における座位時間の増加と健康的被害	4
1.1.1	近年の日本における作業時間の増加	4
1.1.2	着座作業時間の増加による健康的な被害	7
1.1.3	姿勢と身体的不調の関係	9
1.2	姿勢評価に関する研究の紹介	10
1.2.1	胸椎後弯角の測定に関する先行研究	10
1.2.2	頸椎前弯角の測定に関する先行研究	11
1.2.3	胸椎後弯角と頸椎前弯角の正常な値に関する先行研究	11
第2章	我々の過去の研究における姿勢評価	12
2.1	使用機器	12
2.1.1	Azure Kinect	12
2.1.2	デスクトップ型PC	14
2.2	Azure Kinect を用いた姿勢評価方法	15
2.2.1	骨格推定	15
2.2.2	角度算出	17
2.3	Azure Kinect を用いた姿勢評価方法（旧手法）	18
2.4	上半身部の姿勢評価方法（旧手法）	18
2.4.1	個人差について	19
2.4.2	胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ （旧手法）の評価実験	21
2.4.3	胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ （旧手法）の実験結果	22
2.5	首部の姿勢評価方法（旧手法）	23
2.5.1	個人差について	25
2.5.2	頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ （旧手法）の評価実験	26
2.5.3	頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ （旧手法）の実験結果	27
2.6	本研究の目的	28
2.7	本研究における変更点	29
2.7.1	本研究で使用する Azure Kinect 用ライブラリ	29
第3章	上半身部における姿勢評価方法の改善	30
3.1	新手法を用いた胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ の推定	30
3.2	新手法を用いた胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ の計算方法	32
3.3	新手法を用いた胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ の評価実験	33
3.3.1	胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ （新手法）推定時の実験方法	33
3.3.2	胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ （新手法）の推定結果	36

3.4	スパイナルマウスを用いた $\theta tk$ の実測値との比較.....	37
3.4.1	スパイナルマウス.....	37
3.4.2	新手法とスパイナルマウスの比較方法.....	38
3.4.3	スパイナルマウスによる $\theta tk$ の測定結果.....	38
3.4.4	新手法とスパイナルマウスの比較結果.....	39
3.4.5	$\theta tk$ の推定値と実測値が異なる理由の考察.....	39
3.4.6	旧手法と新手法の比較.....	40
3.5	上肢挙上運動中における胸椎後弯角 $\theta tk$ の推定.....	41
3.5.1	上肢挙上運動.....	41
3.5.2	上肢挙上運動中における新手法による胸椎後弯角 $\theta tk$ の変化.....	42
3.5.3	上肢挙上運動中における $\theta tk$ 推定時の実験方法.....	44
3.5.4	上肢挙上運動中における胸椎後弯角 $\theta tk$ の推定結果.....	47
第4章	首部における姿勢評価方法の改善.....	48
4.1	旧手法の疑似骨格点を用いた頸椎前弯角 $\theta cl$ の推定案.....	48
4.2	新手法を用いた頸椎前弯角 $\theta cl$ の推定.....	50
4.3	新手法を用いた頸椎前弯角 $\theta cl$ の計算方法.....	52
4.4	新手法を用いた頸椎前弯角 $\theta cl$ の評価実験.....	53
4.4.1	頸椎前弯角 $\theta cl$ （新手法）推定時の実験方法.....	53
4.4.2	頸椎前弯角 $\theta cl$ （新手法）の推定結果.....	56
4.4.3	頸椎前弯角 $\theta cl$ （新手法）の値がマイナスになった理由.....	57
第5章	結論と課題.....	58
5.1	結論.....	58
5.2	課題.....	58
	参考文献.....	59
	謝辞.....	60

## 第1章 緒論

本章では、近年の日本において生活様式の変化が健康的な問題を引き起こしていることについて述べる。第2章では、我々の過去の研究を通じて本研究の位置づけと背景を明らかにし、研究の目的を示す。

### 1.1 近年の日本における座位時間の増加と健康的被害

本節では、近年の日本では着座作業時間が増え、それによって健康的な被害が増えていることを示す。

#### 1.1.1 近年の日本における作業時間の増加

近年の日本では、テレワークやオンライン授業といった「PCを用いたオンライン形式の生活様式」が普及している。例えば図1は、総務省が2016年から2023年にかけて行った通信利用動向調査[1]の結果をまとめたグラフであり、ここ8年間における企業のテレワーク導入状況の推移を表している。図1によると、2019年から2020年にかけて伸びが顕著である。これは、2019年に新型コロナウイルス感染症（COVID-19）が流行したためと考える。2021年から2023年にかけては減少傾向にあるが、過半数近くの企業が導入していることがわかる。

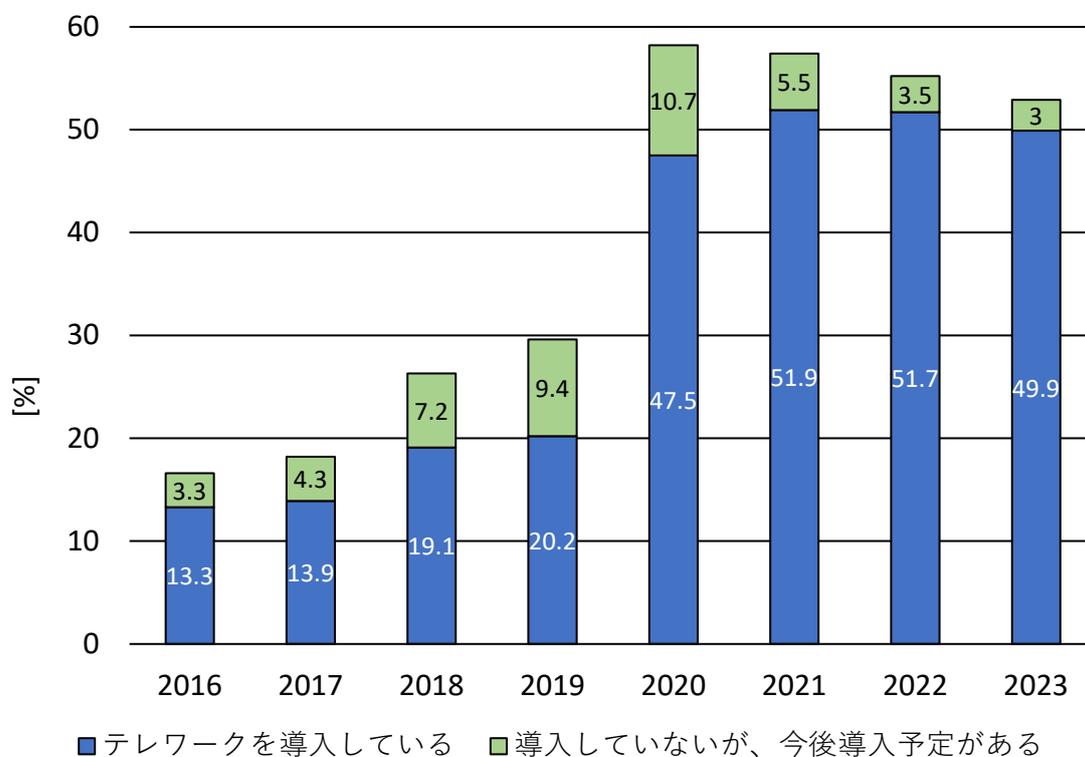


図1 企業のテレワーク導入状況の推移[1]

また、図 2 は e ラーニング戦略研究所が 2020 年 7 月に発表した、オンライン授業の実施率に関する調査結果の一部を示したものである[2]。この調査は 2020 年 6 月に、全国の大学職員・教員 100 名を対象に実施された。これによると、大学のオンライン授業の実施率は 97%であることが分かる。

加えて、図 3 は、内閣府が実施した調査結果（第 1 回調査:2020 年 5 月実施、第 2 回調査:2020 年 12 月実施）を基に、オンライン教育（授業）の受講状況についてまとめたものである[3]。大学生・大学院生のオンライン教育の受講割合は、第 1 回調査でも 95.4%、第 2 回でも 87.7%と依然として高い水準にあることがわかる。

したがって、大学教育現場においてもオンライン授業の導入が進んでいることが分かる。

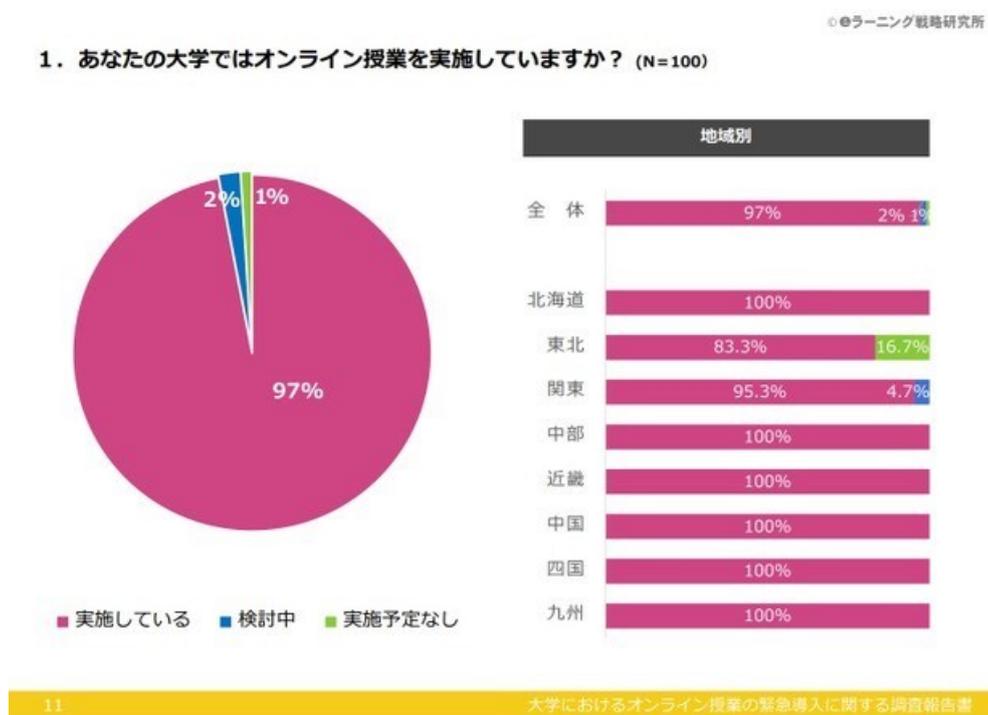


図 2 大学のオンライン授業の実施率[2]

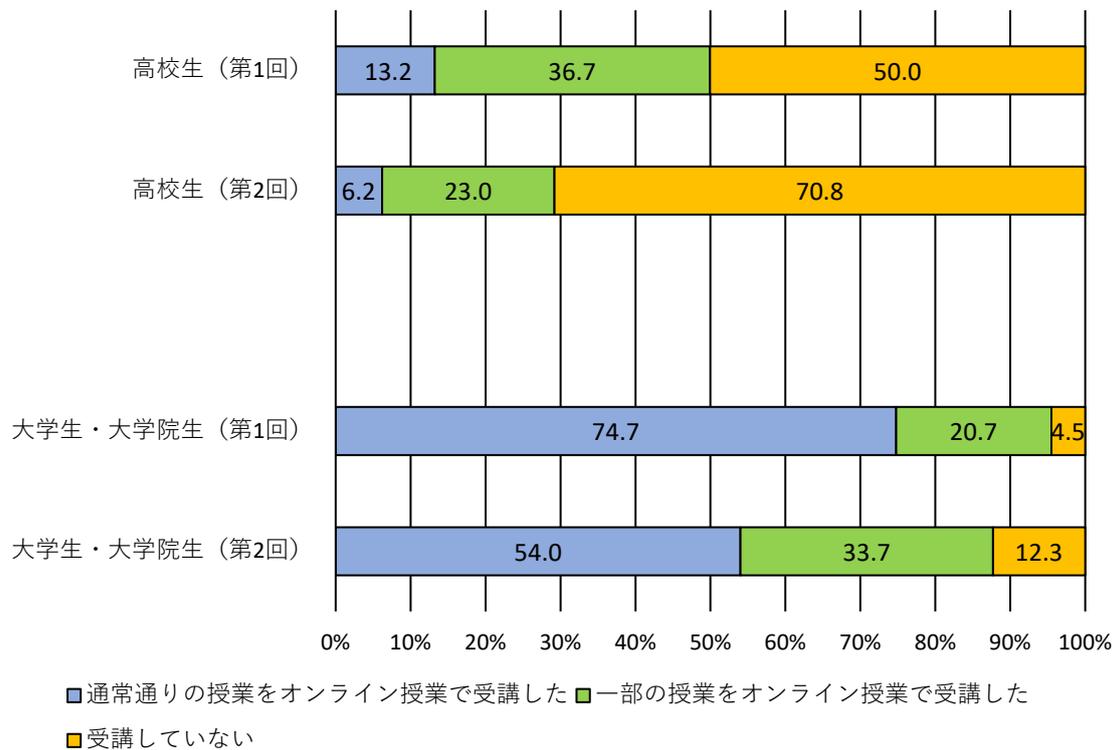


図 3 オンライン教育（授業）の受講状況[3]

このように、職場や大学においてテレワークやオンライン授業が普及することは、人々が椅子や床に座って作業を行う時間が増えることを意味する。したがって、近年の日本では、着座作業時間が増加傾向にあると考えられる。

### 1.1.2 着座作業時間の増加による健康的な被害

1.1.1 項で解説した内容を受け、長時間の着座作業による健康被害について述べる。

図 4、図 5 はオムロンヘルスケア株式会社が 2020 年に 20 代から 50 代のテレワークをしている男女 1000 人を対象に行った「テレワークとなった働き世代への緊急アンケート」の結果である[4]。このアンケートによると、働き世代のうち 31 %の人がテレワーク開始後に身体的な不調を感じていること、そして、不調の内訳として「肩こり」、「精神的なストレス」、「姿勢が悪くなる」といった症状を感じる人が多いことが分かる。

テレワークを開始後、  
身体に不調を感じますか？  
(n=1,024)

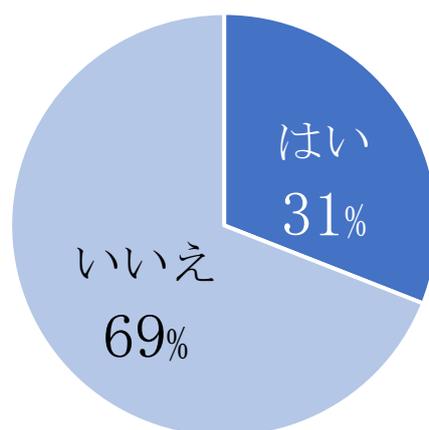


図 4 テレワーク開始後の身体に不調を感じる人の割合[4]

テレワークによってどんな不調を感じていますか？(n=313)

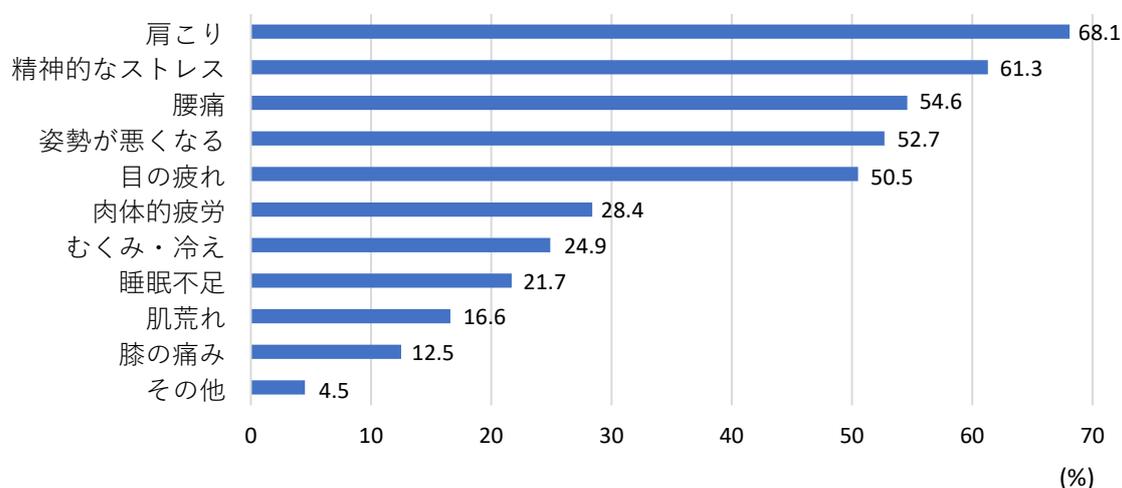


図 5 テレワークによる不調の詳細[4]

また、表 1 は早稲田大学が 2020 年 8 月 3 日～22 日にかけて実施した、オンライン授業に関するアンケート調査の結果である[5]。これによると、身体的な疲れを感じると答えた学生が 61.8 %であることが分かる。

表 1 オンライン授業に関する調査結果[5]

オンライン授業の良い点		オンライン授業の改善点	
自宅で学習できる	76.4%	課題が多い	63.0%
自分のペースで学習できる	70.3%	目や耳、肩など身体的な疲れをより感じる	61.8%
通学時間を学習に有効活用できる	57.0%	友達と一緒に学べず孤立感を感じる	58.1%
復習が何度でもできる	48.4%	課題提出ができていないのか不安だった	52.9%

このように、テレワークやオンライン授業をはじめとした PC を用いたオンライン形式の生活様式は、生活の利便性が向上する一方、肩こりや腰痛をはじめとした身体的症状を増加させる一因となっている。

### 1.1.3 姿勢と身体的不調の関係

1.1.2項に示した健康的な被害を引き起こす原因として、我々は作業時の姿勢に着目した。

高桑氏らによる高校生の肩こりに関するアンケート結果[6]によると、「他人から姿勢が悪いと日頃から指摘されると答えた生徒に肩こりが多いことも猫背などによる姿勢性の因子も肩こりの一因であることを示唆するものと考えられる」という記述がある。

また、高井氏らによる課題遂行時の座位姿勢と心身の急性ストレス反応に関する研究[7]では、一時的に姿勢を正すことが、適切な生理的反応の誘発と回復を導くことや、生体内に留まらず主観的反応の自覚にまで至ることを示しており、姿勢が心身の両方に作用することを示唆している。

このように、姿勢と身体的不調には密接な関係があり、悪い姿勢が身体に悪影響を及ぼすと考えられる。さらに、日常から良い姿勢を意識することや、時折姿勢を正すことは心身の健康に繋がることがわかる。これらより、簡易的に自分の姿勢を評価できるシステムの構築を目指すことにした。

## 1.2 姿勢評価に関する研究の紹介

本節では、本研究で参考にした先行研究を紹介する。我々は、次章で解説するように、過去に骨格角度に基づく着座姿勢時の姿勢評価方法を提案した。その際、1.2.1項から1.2.3項に示す理学療法論文の角度を用いた評価方法を参考にした。

### 1.2.1 胸椎後弯角の測定に関する先行研究

本項では、大村氏らによる、デジタル傾斜計を用いた胸椎後弯角の評価方法に関する研究[8]について紹介する。胸椎後弯とは12対の椎体で構成される胸椎の生理的な弯曲のことを言う。

図6は胸椎後弯角の測定方法に関する図であり、「解剖学的立位姿勢を基準とし、第1胸椎棘突起（以下、Th1）に傾斜計の上端を、第12胸椎棘突起（以下、Th12）に傾斜計の下端を合わせ、床面からの垂直線に対するTh1の前傾角度とTh12の後傾角度を測定した。Th1およびTh12の測定した値を加算したものを胸椎後弯角とした」と述べられている。また、この方法での健常者の胸椎後弯角の測定結果を表2に示す。この方法では測定に際し、デジタル傾斜計と触診の技術が必要となることが問題点として挙げられている。

後に紹介する2.4節で、この先行研究による測定手法を参考にした。

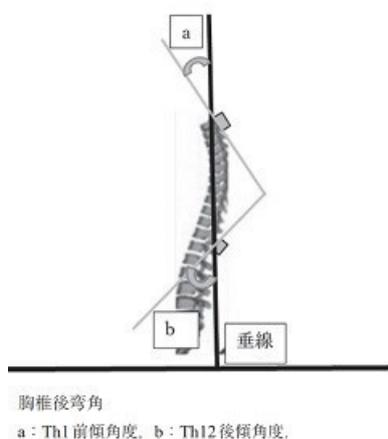


図6 デジタル傾斜計を用いた胸椎後弯角の測定[8]

表2 健常者の胸椎後弯角の測定結果[8]

検者	1回目	2回目
A	34.4 ± 1.9	35.0 ± 1.6
B	35.7 ± 2.0	36.6 ± 2.0

単位：°、n=10、平均値 ± 標準偏差。

### 1.2.2 頚椎前弯角の測定に関する先行研究

本項では、市川氏によって解説された、X線画像読影のためのX線計測法と判定基準に関する資料[9]を紹介する。特に、頚椎側面による前弯・後弯の評価法に関して、「頚椎C1椎体の上縁線とC7椎体下縁線とのなす角度を測定する」と述べられている。この測定方法では、評価の際にX線による大掛かりな撮影装置が必要になることが問題点として挙げられている。

我々はこの頚椎前弯角の測定方法を2.5節で参考にする。

### 1.2.3 胸椎後弯角と頚椎前弯角の正常な値に関する先行研究

姿勢評価に関連し、竹井氏が筋・筋膜を中心とした姿勢の評価と治療アプローチについて概説した論文[10]を紹介する。図7は、立位における正常な姿勢を示した図であり、頚椎前弯角は約30～35度、胸椎後弯角は約40度、腰椎前弯角は約45度が正常であるとしている。

我々は、正常な姿勢における胸椎後弯角と頚椎前弯角の角度について2.4節および2.5節で参考にした。

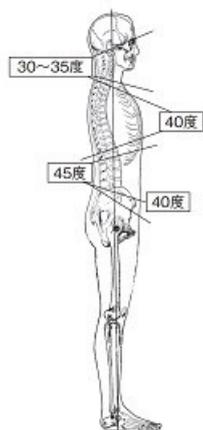


Fig.1 矢状面の正常な立位姿勢

図7 正常な立位姿勢におけるそれぞれの角度[10]

## 第2章 我々の過去の研究における姿勢評価

我々は、姿勢を簡易的に測定できる姿勢評価方法として、過去に Azure Kinect を用いた上半身部と首部の姿勢評価方法を提案した[11]。過去の研究と本研究で共通している機材について解説し、さらに過去の研究で提案した姿勢評価方法の概要について述べる。

### 2.1 使用機器

本節では、過去の研究と本研究で使用した機器である Azure Kinect、デスクトップ型 PC について述べる。

#### 2.1.1 Azure Kinect

我々は、モーションセンサーを搭載した骨格推定用のハードウェアとして Azure Kinect (図 8) を使用する。詳しい仕様を表 3 に示す。また、Azure Kinect を PC で利用するための開発キットである Azure Kinect SDK および Azure Kinect Body Tracking SDK[12]を用いる。



図 8 Azure Kinect

表 3 Azure Kinect の仕様

RGB カメラ	解像度	3840×2160 pixel
	FPS	30
深度カメラ	解像度	512×512 pixel
	FPS	30
関節		32 関節/人
人物の検出範囲		0.25~2.88 m
映像が取得可能な角度	水平	120 度
	垂直	120 度
IMU		3 軸加速度+3 軸角速度
接続性	通信	USB3.1Gen1/w type C
	電源	AC アダプターまたは USB C
筐体	サイズ	103×39×126mm
	重量	440g

### 2.1.2 デスクトップ型 PC

図 9 に本研究で使用したデスクトップ型 PC を示し、表 4 にその仕様を示す。



図 9 使用したデスクトップ型 PC

表 4 デスクトップ型 PC の仕様

OS	Windows 11
CPU	Intel® CORE™ i3-8100
RAM	8.0 GB
GPU	NVIDIA GeForce GTX 1070

## 2.2 Azure Kinect を用いた姿勢評価方法

我々の過去の研究における姿勢評価方法は、以下の2つから構成される。

- 骨格推定
- 角度算出

骨格推定技術を用いることで、人間の姿勢状況を目視よりも正確に捉えることが可能になる。詳細については、2.2.1項で述べる。

角度算出を行うことで、姿勢を数値化して扱うことが可能になる。詳細については、2.2.2項で述べる。

### 2.2.1 骨格推定

撮影された人物の骨格推定には、Azure Kinect の Body Tracking SDK を使用する。Body Tracking SDK により取得できる32個 (No. 0~No. 31) の骨格点の名称を表5に、その位置を図10に示す[12]。図11はBody Tracking SDK のサンプルアプリケーションを用いて実際に骨格点を取得した様子である。

表5 Body Tracking SDK により得られる骨格点の名称

0	PELVIS	16	HANDTIP_RIGHT
1	SPINE_NAVAL	17	THUMB_RIGHT
2	SPINE_CHEST	18	HIP_LEFT
3	NECK	19	KNEE_LEFT
4	CLAVICLE_LEFT	20	ANKLE_LEFT
5	SHOULDER_LEFT	21	FOOT_LEFT
6	ELBOW_LEFT	22	HIP_RIGHT
7	WRIST_LEFT	23	KNEE_RIGHT
8	HAND_LEFT	24	ANKLE_RIGHT
9	HANDTIP_LEFT	25	FOOT_RIGHT
10	THUMB_LEFT	26	HEAD
11	CLAVICLE_RIGHT	27	NOSE
12	SHOULDER_RIGHT	28	EYE_LEFT
13	ELBOW_RIGHT	29	EAR_LEFT
14	WRIST_RIGHT	30	EYE_RIGHT
15	HAND_RIGHT	31	EAR_RIGHT

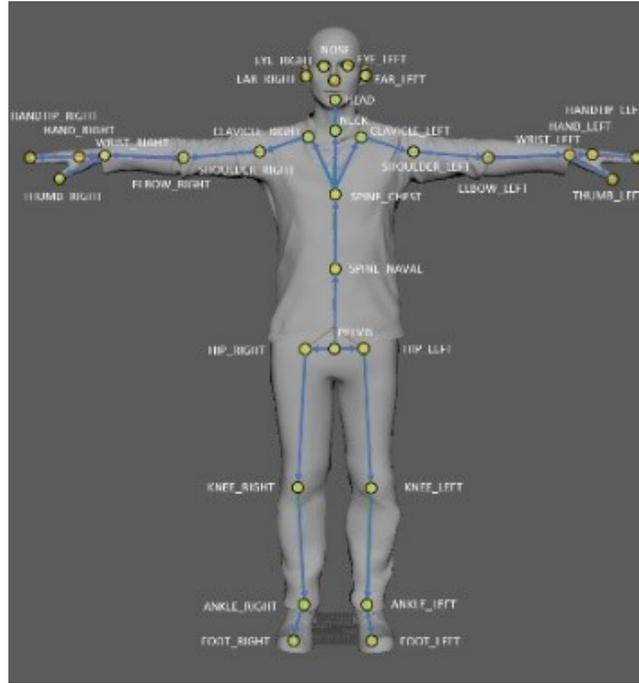


図 10 Body Tracking SDK により得られる骨格点の位置[12]

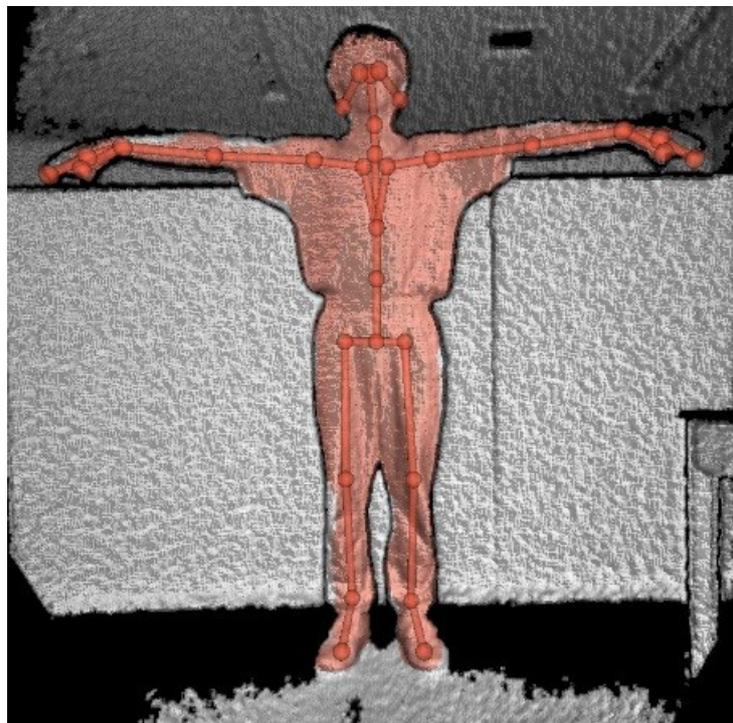


図 11 実際に骨格点を取得して表示した様子

### 2.2.2 角度算出

骨格推定により得られたデータから姿勢を評価するために、何らかの角度を用いることを考えた。例えば、図 12 のように、着目する 3 点で作る内角などである。しかし、Azure Kinect の骨格点は解剖学的な骨格とは無関係であるため、理学療法的知見に基づいた角度とはならない。そのため、何らかの方法で Azure Kinect の骨格点と解剖学的な骨格を対応づける必要があると考えた。

その手法を上半身部については 2.4 節、首部については 2.5 節で解説する。



図 12 角度を評価する手法のイメージ図

### 2.3 Azure Kinect を用いた姿勢評価方法（旧手法）

我々の過去の研究では、Azure Kinect を用いた骨格角度に基づく着座時の姿勢評価方法を提案した。この手法を以後「旧手法」と呼ぶ。それに対し、本研究で提案する手法を「新手法」と呼ぶ。旧手法と新手法とで共通して、姿勢を評価する部分は上半身部と首部の2つとし、人体の骨格に基づいて算出される胸椎後弯角と頸椎前弯角を Azure Kinect を用いて推定することを目指している。胸椎後弯角の推定には、デジタル傾斜計を用いた胸椎後弯角の測定方法[8]、頸椎前弯角の推定には、X線画像を用いた頸椎前弯角の測定方法[9]を参考にした。

Azure Kinect では、肩、肘、膝などの計 32 個の骨格点を取得できる。しかし、首から尻にかけては 4 つの骨格点しかなく、27~28 個の椎体からなる脊柱の状態を十分に反映しているとは言えない。そのため、上述の角度の推定には脊柱の状態と Azure Kinect の骨格を対応付けるためのいくつかの仮定が必要である。そこで、胸椎後弯角と頸椎前弯角の測定方法で用いられる椎体の位置を Azure Kinect で推定される骨格点を用いて疑似的に定義し、姿勢の評価方法を提案する。

### 2.4 上半身部の姿勢評価方法（旧手法）

ここでは、上半身部の姿勢評価方法（旧手法）について解説する。

上半身部の姿勢評価には、1.2.1 項で紹介した胸椎後弯角を用いる。その計算において、デジタル傾斜計を用いた胸椎後弯角の測定方法[8]を参考にする。本論文では、胸椎後弯角 (Thoracic Kyphosis Angle) を以後 $\theta_{tk}$ と表記する。 $\theta_{tk}$ は、図 13 において三角形ABC'によって決まる角度である。以下、 $\theta_{tk}$ および三角形ABC'の推定方法を解説する。

$\theta_{tk}$ の計算には第 1 胸椎棘突起 (Th1) と第 12 胸椎棘突起 (Th12) が必要である。そのため、Azure Kinect の推定骨格点として、Th1 部と Th12 部に相当する点を新たに定義することとした。

旧手法では Th1 部を図 13 の点Aとしており、Azure Kinect の骨格点 HEAD と SPINE\_CHEST 間の線分を 2:3 に内分する点と定義する。また、Th12 を SPINE\_CHEST と SPINE\_NAVAL 間の線分を 2:1 に内分する点と定義する (図 13 の点B)。点Cは、点Aと点Bを 37:46 に内分する点として定義し、点C'は、点Cから線分ABに対して垂直に伸ばした直線上にある点として定義する。これは、図 6 における Th1 部と Th2 部、そして Th1 部と Th2 部から伸ばした線の交点を作る三角形を疑似的に再現するためである。

点C'の位置を決定するには、 $|\overline{CC'}|$ の長さを求める必要がある。そこで、図 13 の $\theta_{tk}$ が健常者の立位時の測定結果( $32.5^\circ \leq \theta \leq 38.6^\circ$ )と一致するように点C'を決めることにする。 $\theta_{tk}$ を既知として $|\overline{CC'}|$ を算出すると、式(1)のようになる。なお、2.4.1 節で見ると、 $|\overline{CC'}|$ は

測定者の身長や座高に線形に依存する量となる。

$$|\overline{CC'}| = \frac{-(|\overline{CA}| + |\overline{CB}|) + \sqrt{(|\overline{CA}| + |\overline{CB}|)^2 + 4|\overline{CA}||\overline{CB}|\tan^2 \theta_{tk}}}{2 \tan \theta_{tk}} \quad (1)$$

正常な姿勢時の $\theta_{tk}$ を代入することで得られた $|\overline{CC'}|$ を固定するものとする。姿勢を変えたときの $\theta_{tk}$ は、固定した $|\overline{CC'}|$ と $|\overline{CA}|$ および $|\overline{CB}|$ を用いて式(2)から決定される。

$$\theta_{tk} = 180^\circ - \left( \tan^{-1} \left( \frac{|\overline{CA}|}{|\overline{CC'}|} \right) + \tan^{-1} \left( \frac{|\overline{CB}|}{|\overline{CC'}|} \right) \right) \quad (2)$$

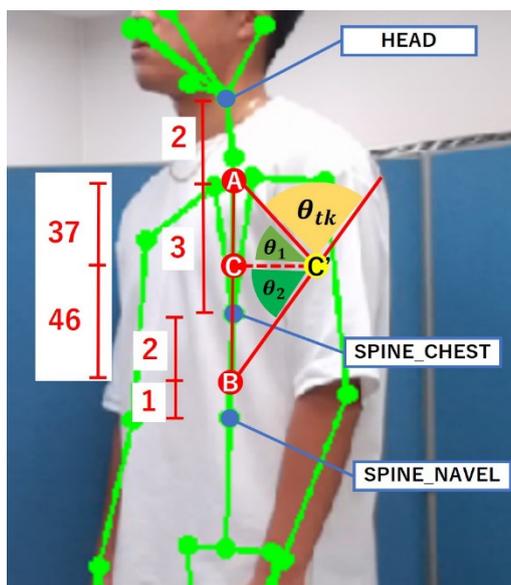


図 13 旧手法による胸椎後弯角の算出方法[11]

#### 2.4.1 個人差について

我々の手法では $|\overline{CC'}|$ の値を固定する方針であるが、体格の個人差により、その値が異なるのが自然である。そこで、研究室の20代前半男性9人を対象に、異なる体格における正常な姿勢時の $|\overline{CC'}|$ を調査した。本実験では、上半身のみの姿勢を評価するため、座高(Z)を体格差の指標として用いる。座高の長さは、表6の各骨格点間の距離を合計した値とする。

表 6 座高算出に用いた骨格点

骨格点番号	骨格点名
0	PELVIS
1	PSPINE_NAVAL
2	SPINE_CHEST
3	NECK
26	HEAD

PELVIS = P, SPINE\_NAVAL = SN, SPINE\_CHEST = SC, NECK = N, HEAD = H

$$l_{P\sim SN} = \sqrt{(P_x - SN_x)^2 + (P_y - SN_y)^2 + (P_z - SN_z)^2} \quad (3)$$

$$l_{SN\sim SC} = \sqrt{(SN_x - SC_x)^2 + (SN_y - SC_y)^2 + (SN_z - SC_z)^2} \quad (4)$$

$$l_{SC\sim N} = \sqrt{(SC_x - N_x)^2 + (SC_y - N_y)^2 + (SC_z - N_z)^2} \quad (5)$$

$$l_{N\sim H} = \sqrt{(N_x - H_x)^2 + (N_y - H_y)^2 + (N_z - H_z)^2} \quad (6)$$

$$\text{座高 } Z = (l_{P\sim SN} + l_{SN\sim SC} + l_{SC\sim N} + l_{N\sim H}) \quad (7)$$

図 14 は座高と  $|\overline{CC'}|$  の関係を示した図である。図 14 から分かるように座高(Z)の長さによって  $|\overline{CC'}|$  が変化する。したがって、座高(Z)の長さに基づいて  $|\overline{CC'}|$  を調整する必要がある。以下の式(8)は座高(Z)によって変わる  $|\overline{CC'}|$  を算出する近似式である。

$$|\overline{CC'}| = 0.0727Z - 1.7167 \quad (8)$$

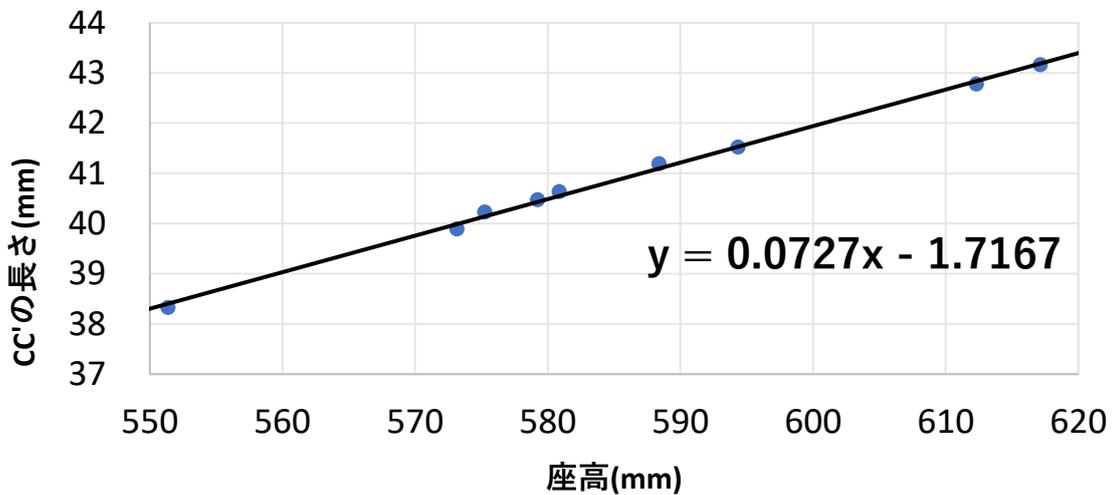


図 14 座高と CC' の長さの関係

この式より  $|\overline{CC'}|$  を求め、式(2)により  $\theta_{tk}$  を決定する。 $|\overline{CC'}|$  は固定されているので、 $|\overline{CA}|$  と  $|\overline{CB}|$  の変化により  $\theta_{tk}$  が変動するのである。

#### 2.4.2 胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ (旧手法) の評価実験

本項では、我々が提案した $\theta_{tk}$ が上半身部の姿勢評価に適しているのかを検証する。実験環境を図 15 に示す。Azure Kinect は床から 700 mm の高さに固定し、Azure Kinect から被験者までの距離は 1900 mm とした。また、図 16 に示すように、床から 90 cm の高さにマスキングテープで $0^\circ, 30^\circ, 60^\circ, 90^\circ$ ごとに印をつけたパーティションを用意し、姿勢を変化させる際のガイドとする。なお、床に対して垂直な線を $0^\circ$ とする。被験者は 20 代前半男性 3 名とし、印をつけた壁の前の椅子に座る。そして、上半身を $0^\circ, 30^\circ, 60^\circ, 90^\circ$ のテープに合わせて傾け、10 回ずつ $\theta_{tk}$ の記録を行った。

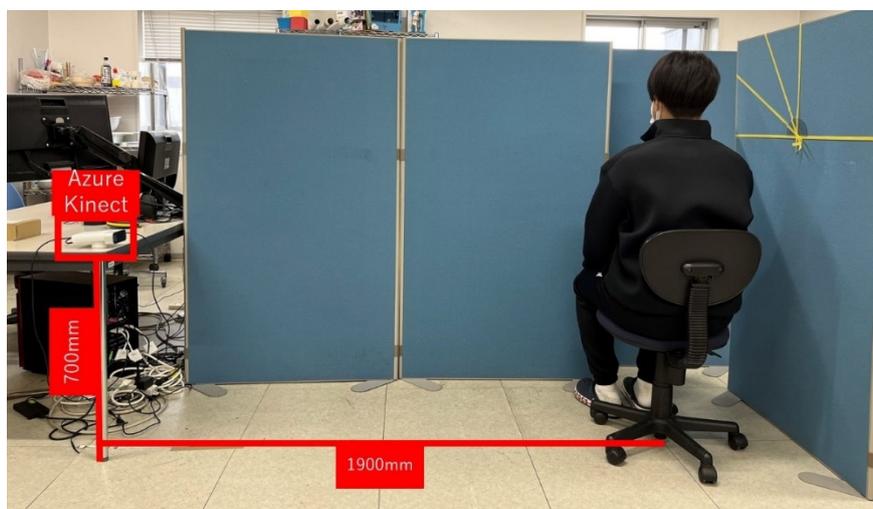


図 15 上半身部の姿勢を評価するための実験環境(1)



図 16 上半身部の姿勢を評価するための実験環境(2)

### 2.4.3 胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ (旧手法) の実験結果

本項では、2.4.2項で解説した実験の結果について述べる。図17より、上半身が前傾するにつれて $\theta_{tk}$ の値が大きくなることが分かった。また、表7より有意水準5%のt検定を行ったところ、各姿勢で $\theta_{tk}$ が有意に変化することが確認された。これらの結果より、我々が推定した $\theta_{tk}$ を姿勢評価に利用できると考えた。

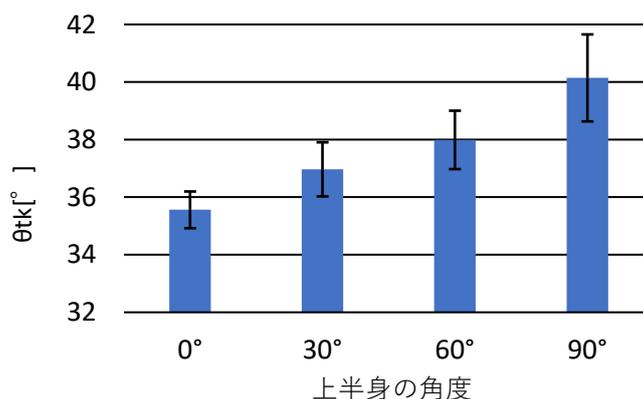


図17 上半身における $\theta_{tk}$ の変化

表7 上半身の角度変化に伴った $\theta_{tk}$ の変化

	0°	30°	60°	90°
$\theta_{tk}$	35.6 ± 0.6° * <sup>2)</sup> * <sup>3)</sup> 4)	37.0 ± 0.9° * <sup>1)</sup> * <sup>3)</sup> 4)	38.0 ± 1.0° * <sup>1)</sup> * <sup>2)</sup> 4)	40.1 ± 1.5° * <sup>1)</sup> * <sup>2)</sup> 3)

<sup>1)</sup>0° と比較して有意差あり、<sup>2)</sup>30° と比較して有意差あり、<sup>3)</sup>60° と比較して有意差あり、

<sup>4)</sup>90° と比較して有意差あり \*: $p < 0.05$

## 2.5 首部の姿勢評価方法（旧手法）

首部の姿勢評価方法は、X線画像を用いた頸椎前弯角の測定方法[9]を参考にする。本論文では頸椎前弯角（Cervical Lordosis Angle）を以後 $\theta_{cl}$ と表記する（図18）。 $\theta_{cl}$ は図18に示す三角形ADE'によって決まる角度である。以下に、 $\theta_{cl}$ および三角形ADE'の推定方法を解説する。

$\theta_{cl}$ の計算には第1頸椎（C1）と第7頸椎（C7）の位置の点が必要である。そのため、Azure Kinectの推定骨格点として、C1部とC7部に相当する疑似的な骨格点を新たに定義することとした。

旧手法ではC1部を図18の点Dとしており、これはAzure Kinectの骨格点HEADそのものとした。C7部は、2.4節で述べたTh1部に隣接しているため、上半身部で定義した点Aと等しいとする。点Eは、点Dと点Aを7:29に内分する点として定義し、点E'は、点Eから線分ADに対して垂直に伸ばした直線上にある点として定義する。

点E'を決定するには、 $|\overline{EE'}|$ を求める必要がある。そこで、図18の $\theta_{cl}$ が健常者の立位時の測定結果( $30^\circ \leq \theta \leq 35^\circ$ )と一致するように点E'を決めることにする。 $\theta_{cl}$ を既知として $|\overline{EE'}|$ を算出すると、式(9)のようになる。なお、2.5節で見ると、 $|\overline{EE'}|$ は測定者の身長や座高に線形に依存する量となる。

$$|\overline{EE'}| = \frac{(|\overline{ED}| + |\overline{EA}|) + \sqrt{(|\overline{ED}| + |\overline{EA}|)^2 + 4|\overline{ED}||\overline{EA}|\tan^2\theta_{cl}}}{2 \tan \theta_{cl}} \quad (9)$$

正常な姿勢時の $\theta_{cl}$ を代入することで得られた $|\overline{EE'}|$ を固定するものとする。姿勢を変えたときの $\theta_{cl}$ は、固定した $|\overline{EE'}|$ と $|\overline{ED}|$ および $|\overline{EA}|$ を用いて式(10)より決定される。

$$\theta_{cl} = \tan^{-1} \left( \frac{|\overline{ED}|}{|\overline{EE'}|} \right) + \tan^{-1} \left( \frac{|\overline{EA}|}{|\overline{EE'}|} \right) \quad (10)$$

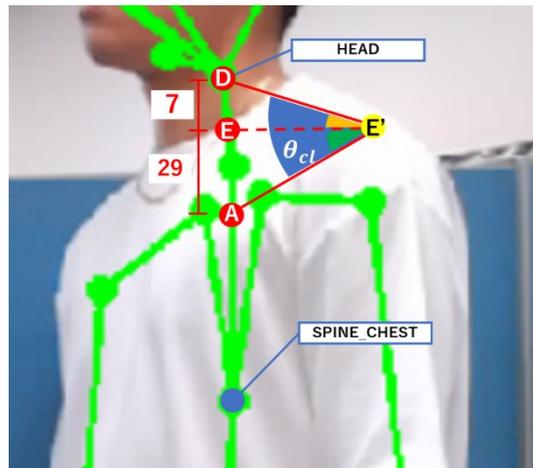


図 18 旧手法による頸椎前弯角の算出方法[11]

### 2.5.1 個人差について

我々の手法では、 $|\overline{EE'}|$ の値を固定する方針であるが、体格の個人差により、その値が異なるのが自然である。そこで、研究室の20代前半男性9人を対象に、異なる体格における正常な姿勢時の $|\overline{EE'}|$ を調査した。上半身と同様に、式(7)の座高(Z)を体格差の指標として用いる。

図19は、座高と $|\overline{EE'}|$ の関係を示した図である。図19から分かるように、座高(Z)の長さによって $|\overline{EE'}|$ が変化する。したがって、座高(Z)の長さに基づいて $|\overline{EE'}|$ を調整する必要がある。以下の式(11)は、座高(Z)によって変わる $|\overline{EE'}|$ を算出する近似式である。

$$|\overline{EE'}| = 0.2841Z + 20.497 \quad (11)$$

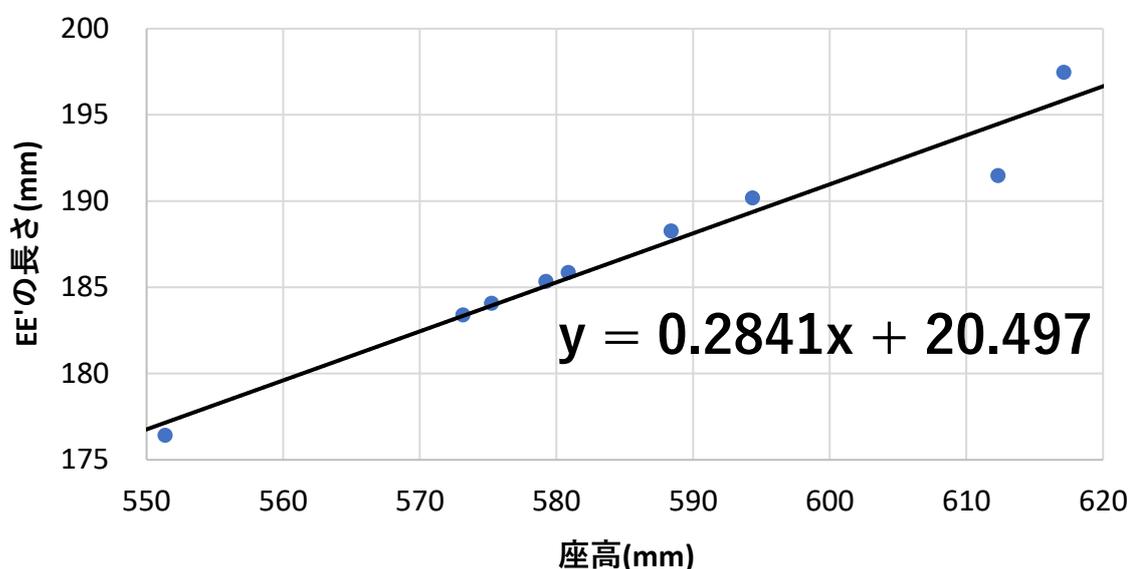


図19 座高とEE'の長さの関係

この式より $|\overline{EE'}|$ を求め、式(10)により $\theta_{cl}$ を決定する。 $|\overline{EE'}|$ は固定されているので、 $|\overline{ED}|$ と $|\overline{EA}|$ の変化により $\theta_{cl}$ が変動するのである。

### 2.5.2 頚椎前弯角 $\theta_{cl}$ (旧手法) の評価実験

本項では、我々が提案した頚椎前弯角 $\theta_{cl}$ が首部の姿勢評価に適しているのかを検証する。実験環境は、2.4.2項に示す図15と同様である。図20に示すように、床から110 cmの高さにマスキングテープで $0^\circ, 30^\circ, 60^\circ, 90^\circ$ ごとに印をつけたパーティションを用意し、姿勢を変化させる際のガイドとする。なお、床に対して垂直な線を $0^\circ$ とする。被験者は20代前半男性3名とし、印をつけた壁の前の椅子に座る。そして、首を $0^\circ, 30^\circ, 60^\circ, 90^\circ$ のテープに合わせて傾け、10回ずつ $\theta_{cl}$ の記録を行った。



図 20 首部の姿勢を評価するための実験環境

### 2.5.3 頤椎前弯角 $\theta_{cl}$ (旧手法) の実験結果

本項では、2.5.2項で解説した実験の結果について述べる。図 21 より、首部が前傾するにつれて $\theta_{cl}$ の値が小さくなることが分かった。また、表 8 より、有意水準 5%の t 検定を行ったところ、各姿勢で $\theta_{cl}$ が有意に変化することが確認された。これらの結果より、我々が推定した $\theta_{cl}$ を姿勢評価に利用できると考えた。

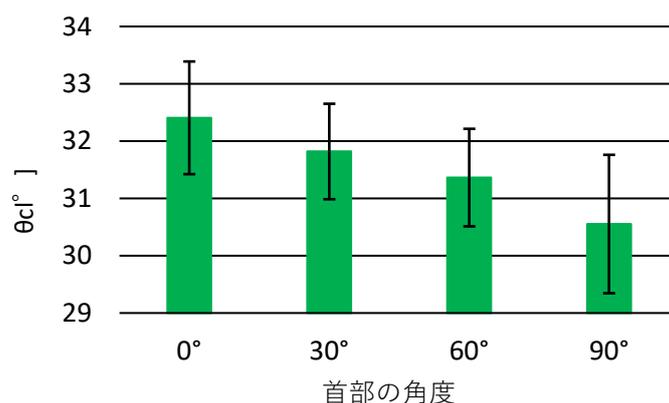


図 21 首部における $\theta_{cl}$ の変化

表 8 首部の角度変化に伴った $\theta_{cl}$ の変化

	0°	30°	60°	90°
$\theta_{cl}$	32.4 ± 1.0° * <sup>2)</sup> <sup>3)</sup> 4)	31.8 ± 0.9° * <sup>1)</sup> <sup>3)</sup> 4)	31.4 ± 1.0° * <sup>1)</sup> <sup>2)</sup> 4)	30.6 ± 1.2° * <sup>1)</sup> <sup>2)</sup> 3)

<sup>1)</sup>0° と比較して有意差あり、<sup>2)</sup>30° と比較して有意差あり、<sup>3)</sup>60° と比較して有意差あり、  
<sup>4)</sup>90° と比較して有意差あり \* : p < 0.05

## 2.6 本研究の目的

第2章で示した姿勢評価方法（旧手法）には、いくつかの問題がある。上半身に注目すると、1.2.1項および1.2.3項で示した研究によれば、正常な $\theta_{tk}$ の値は、約 $35^{\circ}$ ~ $40^{\circ}$ 程度である。旧手法では、これらの値と同程度の $\theta_{tk}$ の値を算出することはできる。しかし、旧手法の値の変化に着目すると、スパイナルマウス（3.4節で解説）を用いた値や上肢挙上運動（3.5節で解説）時の値と大きく異なるという問題がある。

また、首部では、1.2.3項の研究の報告より、正常な $\theta_{cl}$ の値の範囲は、約 $30^{\circ}$ から $35^{\circ}$ である。しかし、2.5.3項の結果に着目すると、首部の姿勢を前傾させても正常な値の範囲に収まっているため、旧手法で算出される $\theta_{cl}$ の値に問題があると言える。

したがって、旧手法で算出される $\theta_{tk}$ 、 $\theta_{cl}$ の値を改善する必要がある。以上の問題を解決するために、本研究ではこれまでの姿勢評価方法を改善し、実測値に近づけることを目指す。本研究の目的は、以下の通りである。

1. 上半身部における姿勢評価方法の改善
2. 首部における姿勢評価方法の改善

## 2.7 本研究における変更点

本研究では、旧手法の問題点を改善した新手法を提案する。実験環境はおおむね同一であるが、Azure Kinect の Python 用ライブラリに変更があるので本節で紹介する。

### 2.7.1 本研究で使用する Azure Kinect 用ライブラリ

Azure Kinect をプログラミング言語 Python で使用するにあたり、旧手法では、hexops-graveyard 氏が公開している Azure-Kinect-Python を使用していた[13]。本研究では、ibaiGorordo 氏が公開使用している pyKinectAzure を使用する[14]。理由は、Azure-Kinect-Python では映像中に骨格を表示するのが困難であった(図 22)のに対し、pyKinectAzure ではそれが容易である(図 23)ためである。



図 22 Azure-Kinect-Python における実験中の様子[13]

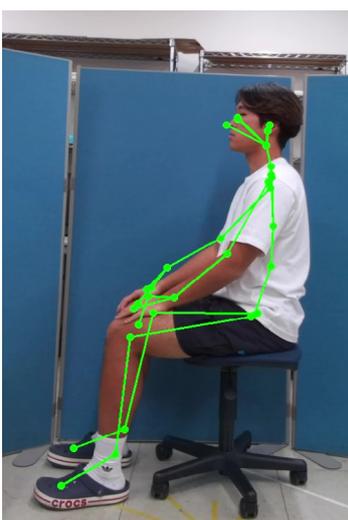


図 23 pyKinectAzure における実験中の様子[14]

### 第3章 上半身部における姿勢評価方法の改善

2.6節で述べたように、姿勢評価方法（旧手法）で推定した胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ は、報告されている実測値とかけ離れている問題がある。本章でその改善案である「新手法」を提案する。

#### 3.1 新手法を用いた胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ の推定

上半身部の姿勢評価においては、旧手法と同様に、デジタル傾斜計を用いた胸椎後弯角の測定方法[8]を参考にする。

旧手法では、図 13 および図 24 に示されているように、点A, B, C, C'という疑似的に定義された骨格点と式(2)を用いて胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ を推定した。新手法の測定開始時においても、これらの疑似骨格点を利用する。

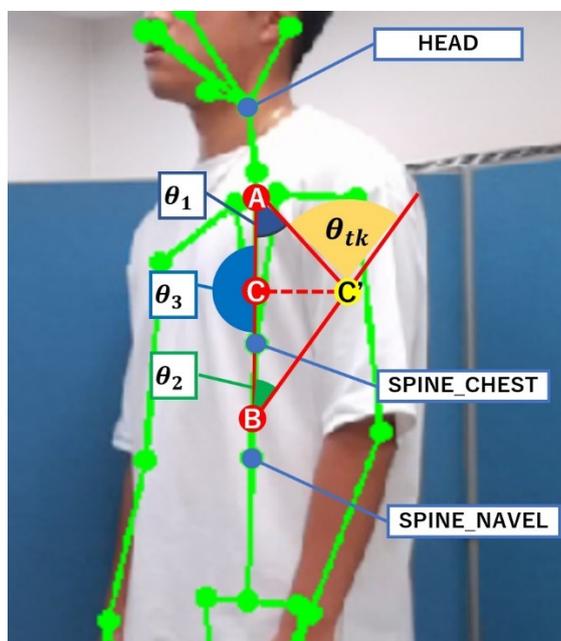


図 24 本研究における新手法

まず、旧手法の測定開始時は、2.4.1節で示したように姿勢を正して座高 $Z$ を測定し、それにより $|\overline{CC'}|$ を決定する必要があった。新手法でも同様に測定開始時において図 25(A)のように $|\overline{CC'}|$ から三角形 $ABC'$ を決定する。このとき、「HEAD と SPINE\_CHEST を結ぶ線分と $AC'$ のなす角」および「SPINE\_CHEST と SPINE\_NAVAL を結ぶ線分と $BC'$ のなす角」をそれぞれ $\theta_1, \theta_2$ と定義し、固定する方針をとる。

このとき、図 25(B)のように姿勢が変化した際、図中の角度 $\theta_1, \theta_2$ が「HEAD と SPINE\_CHEST を結ぶ線分」および「SPINE\_CHEST と SPINE\_NAVAL を結ぶ線分」に対して固定されていると仮定し、点 $C'$ を交点として定義する。このとき、SPINE\_CHESTにおける角度を図 25(B)のように $\theta_3$ と定義する。 $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ により、 $\theta_{tk}$ を求めるのである。また、姿勢がさらに前傾した状

態を示したのが図 26 である。

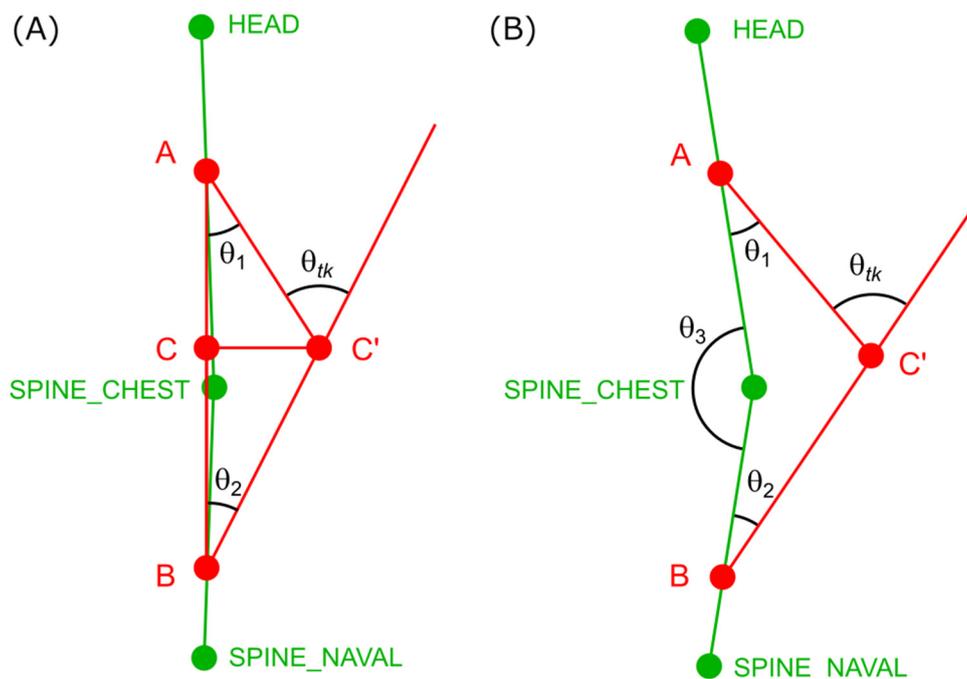


図 25 (A)新手法の測定開始時の状態。(B)新手法で姿勢が少し前傾した状態(上半身部)

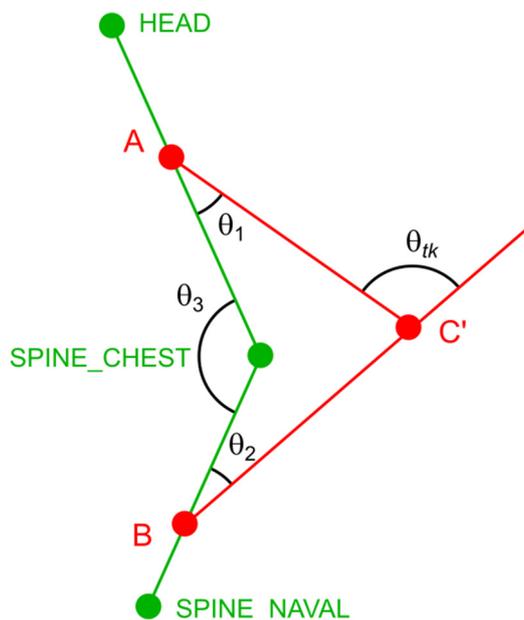


図 26 新手法で姿勢をさらに前傾させた状態(上半身部)

### 3.2 新手法を用いた胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ の計算方法

本節では、新手法による胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ の計算式を紹介する。3.1 節の解説に基づき、図 25(B) の場合は式(12)を、図 27 の場合は式(13)を用いる。場合分けが必要なのは、 $\theta_3$ はベクトルの内積により計算され、180 度以下の量となるためである。

図 25 の場合における計算式

$$\theta_{tk} = 180 + \theta_1 + \theta_2 - \theta_3 \quad (12)$$

図 27 の場合における計算式

$$\theta_{tk} = \theta_1 + \theta_2 + \theta_3 - 180 \quad (13)$$

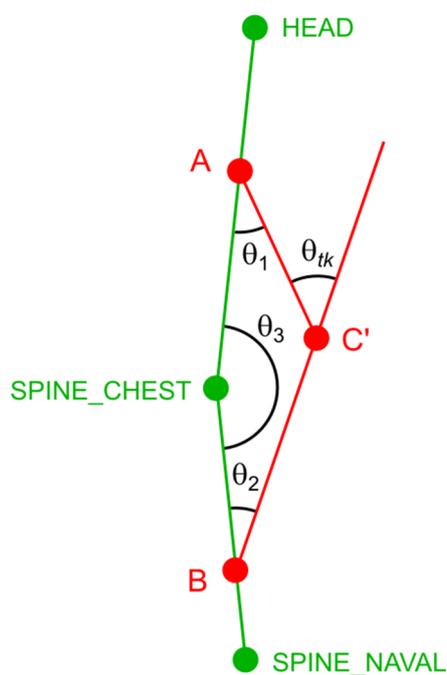


図 27 胸が反っている場合に式(13)を用いる

### 3.3 新手法を用いた胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ の評価実験

本節では、3.1 節および 3.2 節で提案した新手法による胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ が上半身部の姿勢評価に適しているかを検証する。上半身の姿勢変化に伴う胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ を推定するための実験方法については 3.3.1 項で、推定結果については 3.3.2 項で述べる。

#### 3.3.1 胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ （新手法）推定時の実験方法

図 28 のように Azure Kinect は床から 100 cm の高さに固定し、Azure Kinect から被験者までの距離は 190 cm とする。また、図 16 に示すように、床から 90cm の高さにマスキングテープで $0^{\circ}, 30^{\circ}, 60^{\circ}, 90^{\circ}$ ごとに印をつけたパーティションを用意し、姿勢を変化させる際のガイドとする。なお、床に対して垂直な線を $0^{\circ}$ とする。

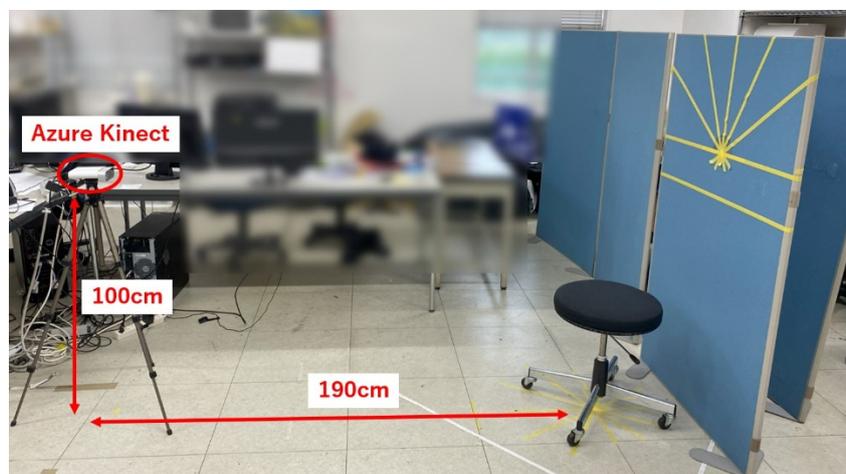


図 28 実験環境

対象となる被験者は 20 代前半男性 3 名とした。 $0^{\circ}, 30^{\circ}, 60^{\circ}, 90^{\circ}$ のテープに姿勢を合わせた状態(図 29、図 30、図 31、図 32)で、それぞれ 10 回ずつ推定値を読み取る。試行の独立性を確保するため、それぞれの角度のテープに頭頂部を合わせ、一度推定値を読み取ったら立って歩くなどしてから次の推定を行うこととする。

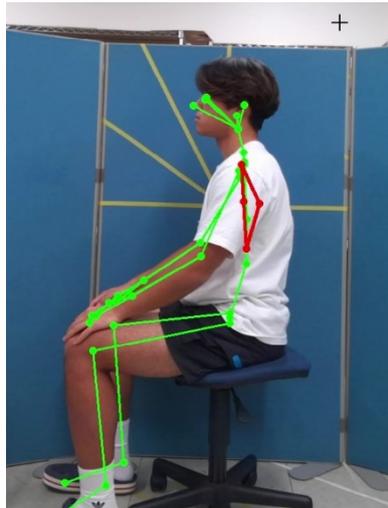


図 29 0°のテープに姿勢を合わせた状態

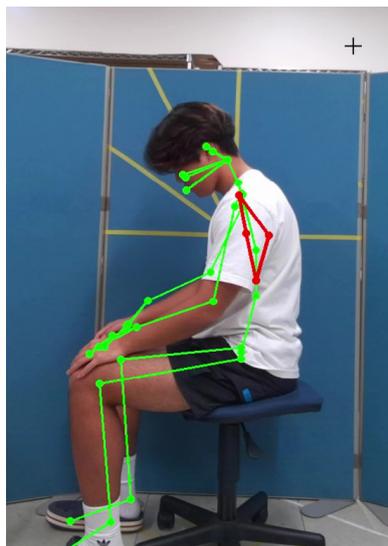


図 30 30°のテープに姿勢を合わせた状態

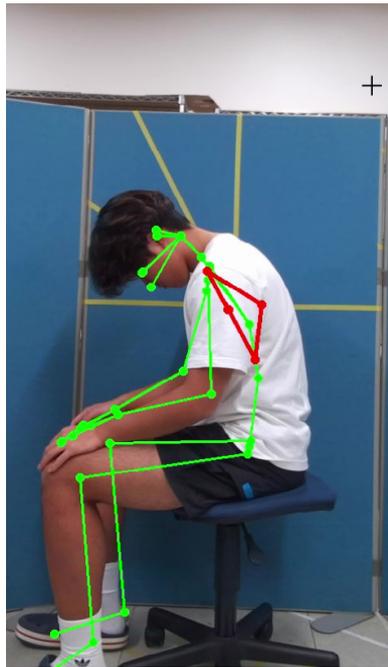


図 31 60°のテープに姿勢を合わせた状態

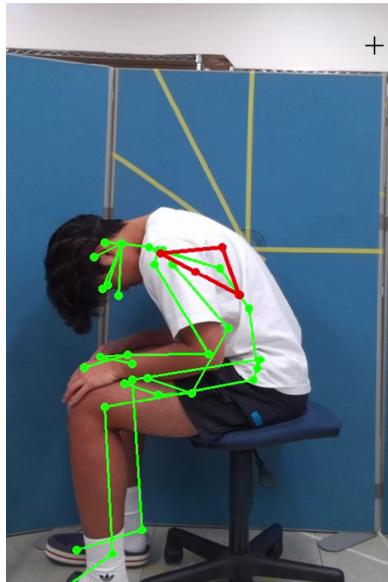


図 32 90°のテープに姿勢を合わせた状態

### 3.3.2 胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ (新手法) の推定結果

図 33 は各姿勢における $\theta_{tk}$ の推定結果を示している。誤差範囲は 30 データの標準偏差である。上半身を前に倒すにつれて、 $\theta_{tk}$ が大きくなる事が分かる。旧手法での $\theta_{tk}$ は、 $34^\circ \leq \theta_{tk} \leq 41^\circ$ の間で値を取ったのに対し、新手法では、 $38^\circ \leq \theta_{tk} \leq 80^\circ$ の間で値を取った。この値が実測値に近いかを調べるため、次節でスパイナルマウスを用いた実験を行う。

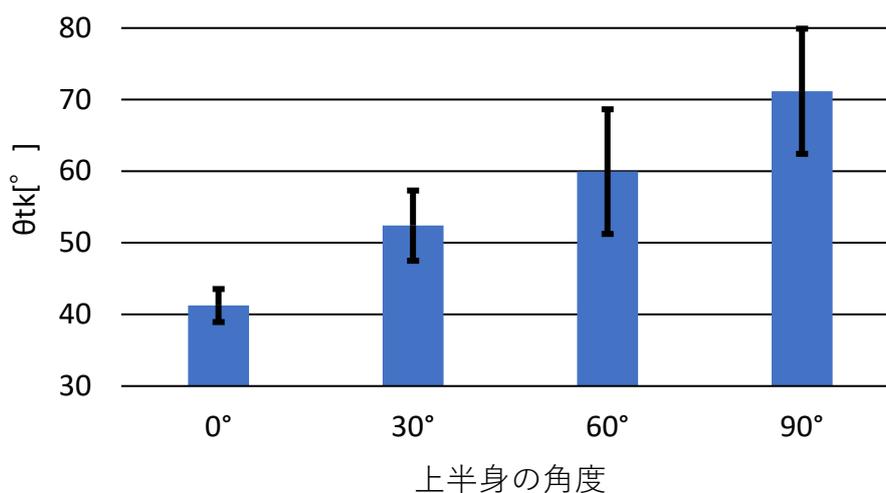


図 33 上半身の角度に対する胸椎後弯角 $\theta_{tk}$  (新手法) の推定結果

各姿勢での胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ に対して一元配置分散分析を行った結果、有意水準 5 %未満で有意差があった(表 9)。

全ての角度間で有意な差が確認されたことから胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ を姿勢評価に利用できると考えられる。

表 9 胸椎後弯角 $\theta_{tk}$  (新手法) の分析結果

	0°	30°	60°	90°
$\theta_{tk}$	45.3 ± 2.3° * <sup>2)</sup> <sup>3)</sup> 4)	52.4 ± 4.9° * <sup>1)</sup> <sup>3)</sup> 4)	59.9 ± 8.7° * <sup>1)</sup> <sup>2)</sup> 4)	71.2 ± 8.7° * <sup>1)</sup> <sup>2)</sup> 3)

<sup>1)</sup> 0° と比較して有意差あり、<sup>2)</sup> 30° と比較して有意差あり、<sup>3)</sup> 60° と比較して有意差あり、

<sup>4)</sup> 90° と比較して有意差あり \* : p < 0.05

### 3.4 スパイナルマウスを用いた $\theta_{tk}$ の実測値との比較

本節では、新手法を用いた $\theta_{tk}$ の推定値とスパイナルマウス(3.4.1 項で解説)を用いた実測値との比較を行う。

#### 3.4.1 スパイナルマウス

スパイナルマウスは、インデックス社により開発された医療機器である。距離計と加速度センサの組み合わせで背中表面の3次元形状を計測し、脊椎位置を特定した上で、各椎体間の角度を計測することができる。具体的には、第7頸椎から第3仙椎までの各椎体間の角度を計測することができる。



図 34 スパイナルマウスの外観

### 3.4.2 新手法とスパイナルマウスの比較方法

3.3 項で推定した新手法による胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ とスパイナルマウスによる実測値の比較を行う。推定値と実測値に相関があるかを確認し、新手法の妥当性を検討する。

図 16 のように、床から 90 cm の位置にマスキングテープで $0^\circ, 30^\circ, 60^\circ, 90^\circ$ ごとに印をつけたパーティションを用意し、実験を行う。なお、床に対して垂直な線を $0^\circ$ とする。

被験者は 20 代前半男性 3 名とした。 $0^\circ, 30^\circ, 60^\circ, 90^\circ$ のテープに姿勢を合わせた状態でスパイナルマウスによる測定を行う。それぞれの角度で測定を 3 回ずつ行う。試行の独立性を確保するため、それぞれの角度のテープに頭頂部を合わせ、一度記録したら立って歩くなどしてから次の測定を行うこととする。

### 3.4.3 スパイナルマウスによる $\theta_{tk}$ の測定結果

図 35 に、スパイナルマウスによる $\theta_{tk}$ の測定結果を示す。誤差範囲は 9 データの標準偏差である。測定結果によると、 $0^\circ$ から $60^\circ$ の範囲では $\theta_{tk}$ が増加しているのに対し、 $90^\circ$ において $\theta_{tk}$ が減少していることがわかる。

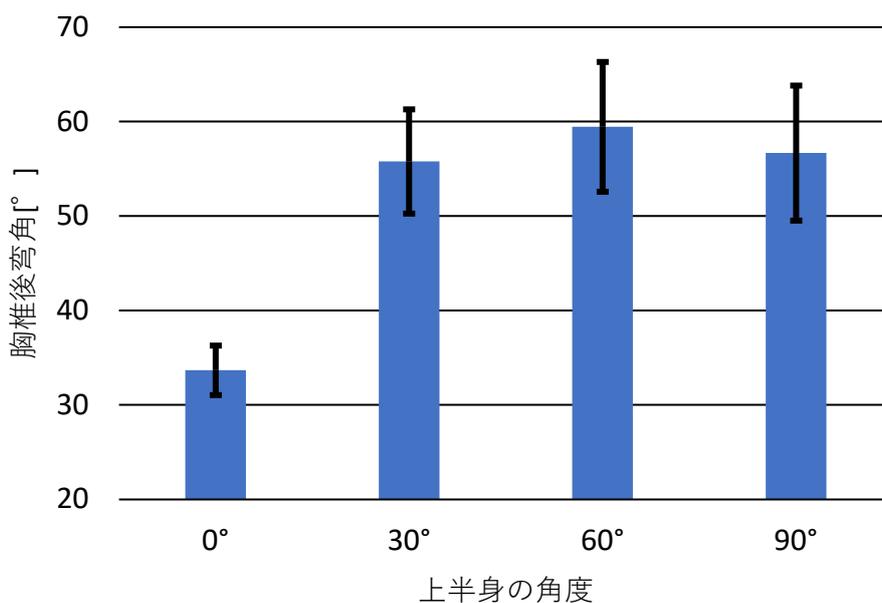


図 35 スパイナルマウスによる胸椎後弯角の測定結果

#### 3.4.4 新手法とスパイナルマウスの比較結果

図 33 に示した新手法を用いた $\theta_{tk}$ の推定結果と比較すると、 $0^\circ$ から $60^\circ$ の間のデータには、相関があることが確認された。しかし、 $60^\circ$ から $90^\circ$ にかけてのデータを見ると、推定値では、増加しているのに対し(図 33)、実測値では減少していた(図 35)。その原因を次項で考察する。

#### 3.4.5 $\theta_{tk}$ の推定値と実測値が異なる理由の考察

3.4.4 項で述べたように、新手法による $\theta_{tk}$ の推定値とスパイナルマウスによる測定値には $90^\circ$ において不一致が見られる。その原因は、以下の通りであると考えられる。

##### 1. 測定方法に関する問題

スパイナルマウスは、距離計と加速度センサを用いて脊椎の三次元での位置を測定する。しかし、上半身が $90^\circ$ であるときの姿勢では、床に対して平行な状態まで姿勢を前傾させる必要があり、その際に搭載されているセンサが期待した通りに動作しなかった可能性がある。

##### 2. 測定の始点と終点の決定の難しさ

スパイナルマウスの測定では、対象となる脊椎部分(第7頸椎から第3仙椎まで)を正確に特定する必要がある。しかし、それらを始点と終点として決定するのは非専門家には難しく、測定の再現性に影響を与えた可能性がある。

### 3.4.6 旧手法と新手法の比較

本項では、旧手法と新手法による2つの推定結果を実測値と比較し、どちらが実測値に近いかを考察する。図36に旧手法、新手法およびスパイナルマウスによる胸椎後弯角を表示したグラフを示す。それぞれの線形近似も示した。これより、スパイナルマウスを用いた実測値の近似式に対して、新手法の近似式の方がより近い式を示していることから、新手法は旧手法よりも実測値により近づいたと考えられる。

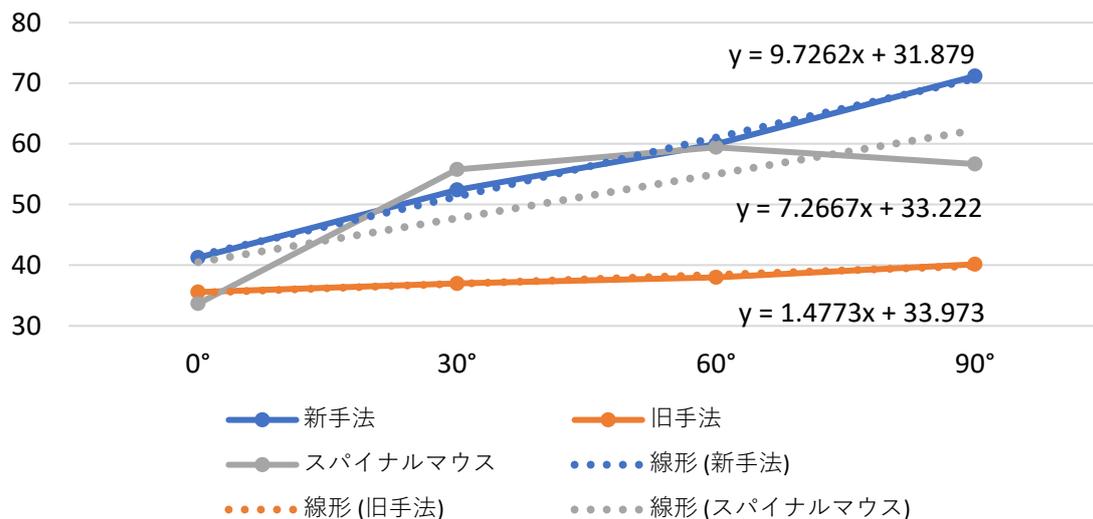


図 36 旧手法、新手法による推定値とスパイナルマウスによる実測値との比較

### 3.5 上肢挙上運動中における胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ の推定

本節では、我々が提案した新手法の妥当性を検証するために、体の一部を変化させた場合に胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ がどのように変化するかを調べる。

そのような運動として、上肢挙上運動を採用する。それにより、上半身全体を変化させたとき以外の状態での $\theta_{tk}$ の推定値の妥当性が調べられる。

#### 3.5.1 上肢挙上運動

上肢挙上運動とは、腕を上にする動作のことを指す。上半身と腕のなす角を上肢挙上角と呼ぶ。甲斐氏らの研究[16]によると、図 37 に示されているように挙上角を $120^{\circ}$ ~ $180^{\circ}$ の間で増加させた際に胸椎後弯角が減少することが分かっている。この挙動が我々の $\theta_{tk}$ の推定値で再現されるかを調べる。

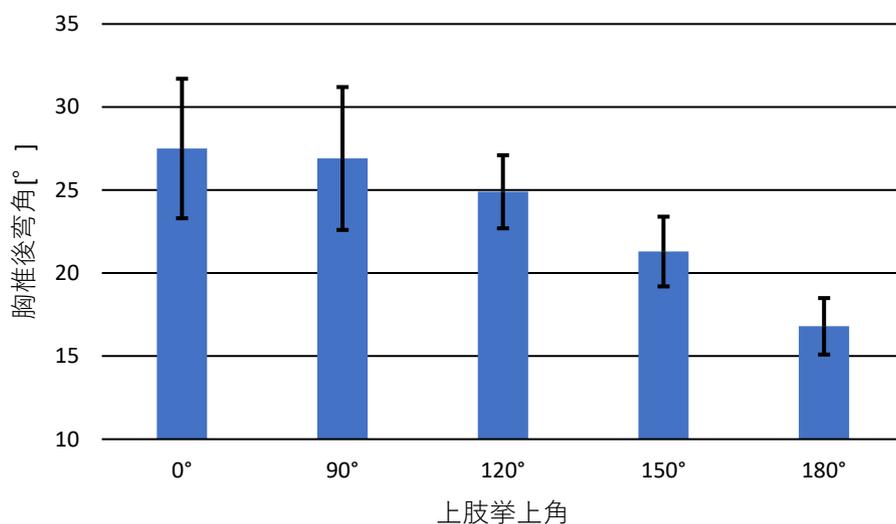


図 37 上肢挙上運動中の胸椎後弯角の変化(甲斐氏ら[16])

### 3.5.2 上肢挙上運動中における新手法による胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ の変化

本項では、上肢挙上運動中において、新手法で推定した胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ が甲斐氏らの結果と同様の傾向を示すのかを検証する。

実験環境は、図 38 および図 39 の通りである。図 38 のように、床から 110cm の高さにマスキングテープで $90^\circ, 120^\circ, 150^\circ, 180^\circ$ ごとにラインを引いたパーティションを用意し、実験を行う。なお、床に対して平行な状態を $90^\circ$ 、鉛直上方向を $180^\circ$ とする。

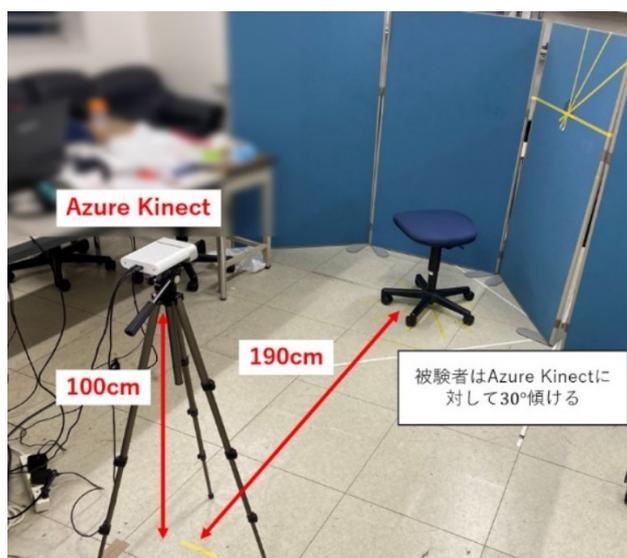


図 38 上肢挙上運動中の $\theta_{tk}$ の推定を行うための実験環境(1)

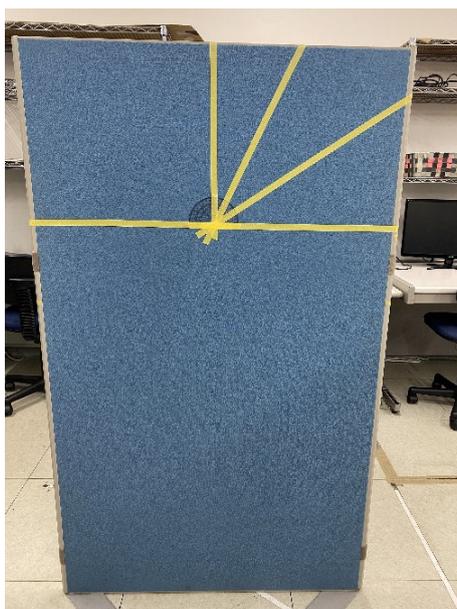


図 39 上肢挙上運動中の $\theta_{tk}$ の推定を行うための実験環境(2)

なお、全身を傾ける場合と異なり、上肢挙上運動では、Azure Kinect による撮影方向に気を付けなければならない。なぜなら、図 40、図 41 のように Azure Kinect に対して左腕が見えない場合や、図 42 のように挙上中の右腕が頭に隠れる場合に腕の誤認識が生じるためである。そこで本研究では、図 38 のように、Azure Kinect に対して姿勢を右に 30° 傾けた状態で実験を行う。

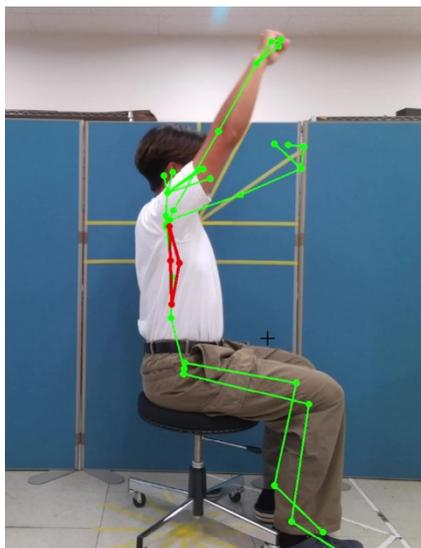


図 40 右腕を挙上しているときの左腕の誤認識(パターン1)

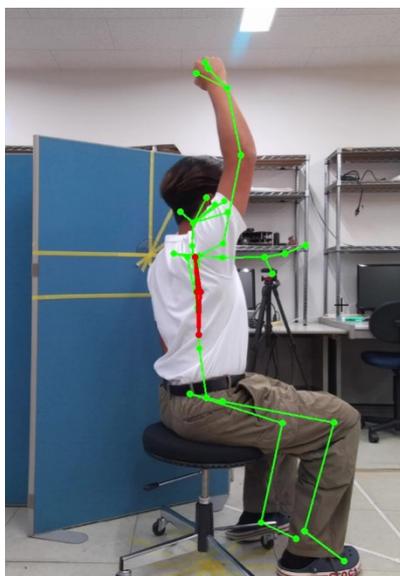


図 41 右腕を挙上しているときの左腕の誤認識(パターン2)

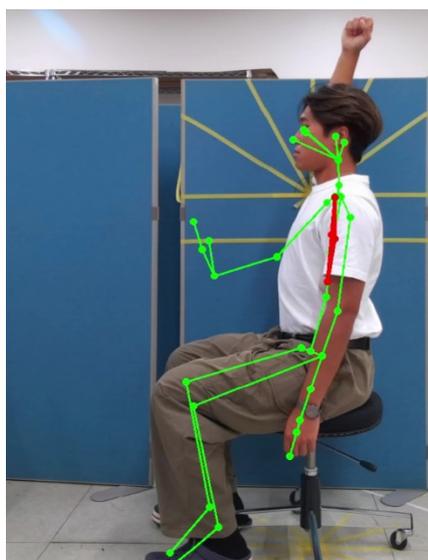


図 42 右腕を挙上しているときの右腕の誤認識

### 3.5.3 上肢挙上運動中における $\theta_{tk}$ 推定時の実験方法

被験者は 20 代前半男性 3 名とした。鉛直下方向の $0^\circ$ および $90^\circ, 120^\circ, 150^\circ, 180^\circ$ のテープに姿勢を合わせた状態(図 43~図 47)で、それぞれ 10 回ずつ推定値を読み取る。試行の独立性を確保するため、それぞれの角度のラインに右腕を合わせ、一度記録したら立って歩くなどしてから次の推定を行うこととする。



図 43 上肢挙上角が $0^\circ$ のときの右腕

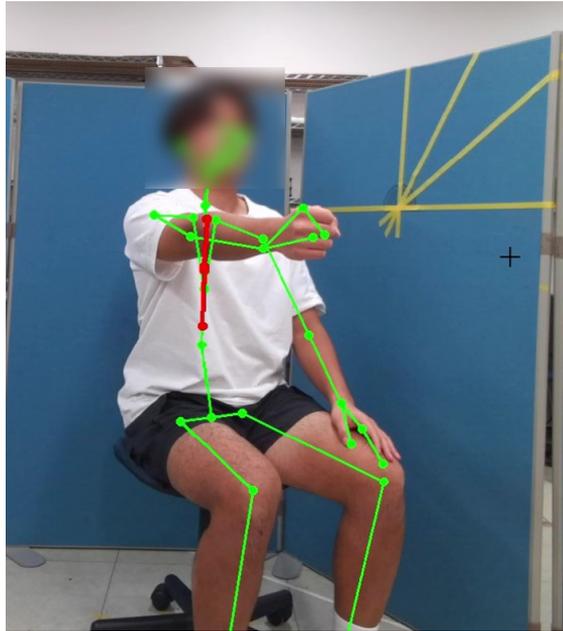


図 44 上肢挙上角が $90^\circ$ の時の右腕

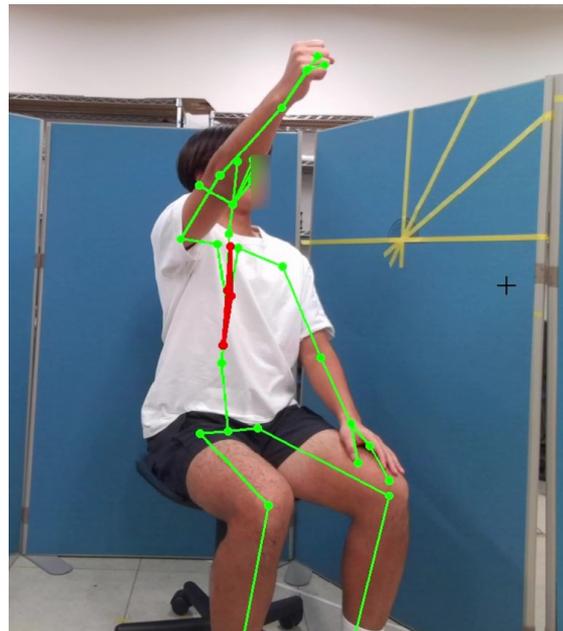


図 45 上肢挙上角が $120^\circ$ の時の右腕

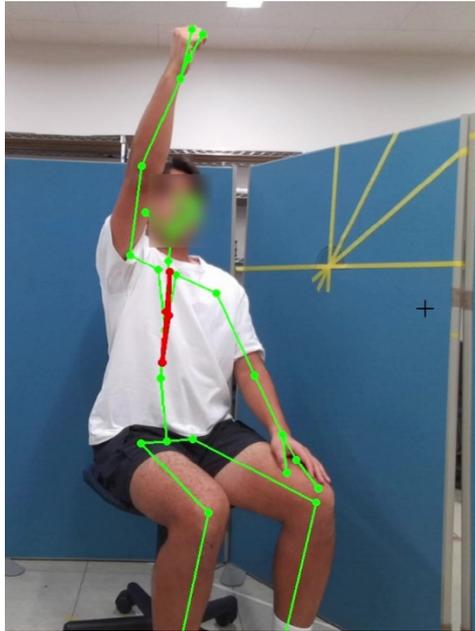


図 46 上肢挙上角が $150^{\circ}$ のときの右腕

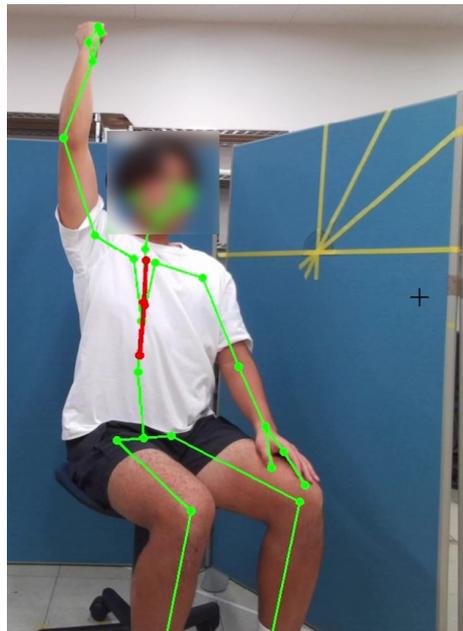


図 47 上肢挙上角が $180^{\circ}$ のときの右腕

### 3.5.4 上肢挙上運動中における胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ の推定結果

上肢挙上運動中に胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ を推定した結果を図 48 に示す。上肢挙上角が大きくなるにつれて、 $\theta_{tk}$ の値が増加する傾向が確認された。この結果は、甲斐氏らの実験結果(図 37)とは異なる。甲斐氏らの結果では胸椎後弯角の値が $120^{\circ}\sim 180^{\circ}$ 間で減少する傾向が確認されたのだった。一方、我々の実験結果では、挙上角の増加に伴い $\theta_{tk}$ の値が増加する傾向が確認された。これらの結果は、減少と増加という異なる傾向を示しているため、上肢挙上運動と $\theta_{tk}$ の関係性について検討する必要がある。

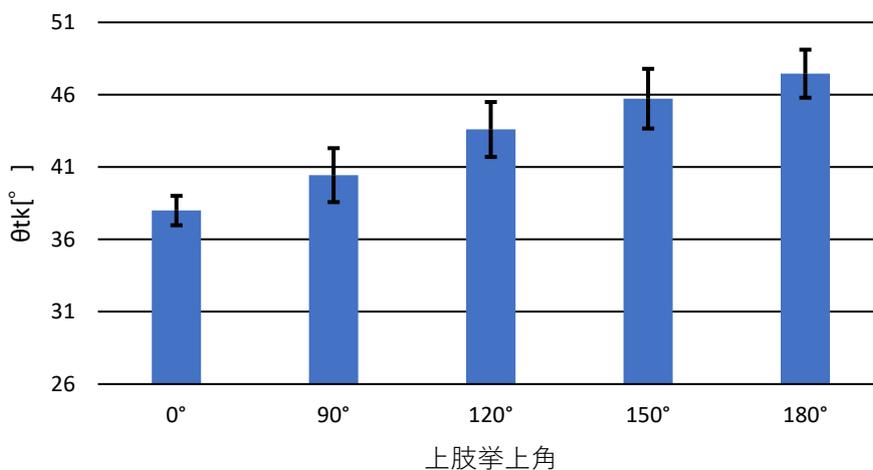


図 48 上肢挙上運動中における $\theta_{tk}$ の変化

## 第4章 首部における姿勢評価方法の改善

本章では、首部における姿勢評価方法の改善について解説する。2.6 節で述べたように、姿勢評価方法(旧手法)では、推定した頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ が、報告されている実測値からかけ離れている問題がある。本章でその改善案である「新手法」を提案する。

### 4.1 旧手法の疑似骨格点を用いた頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ の推定案

首部の姿勢評価方法においては、旧手法と同様に、X線画像を用いた頸椎前弯角の測定方法[9]を参考にする。

旧手法では、図 18 および図 49 に示されているように、点A, D, E, E' という疑似的に定義された骨格点と式(10)により頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ を推定した。新手法の測定開始時においても、これらの疑似骨格点を利用することをまず考える。点Aは Azure Kinect の骨格点 HEAD と SPINE\_CHEST を 2:3 に内分する点、点Dは骨格点 HEAD そのものなのだった。

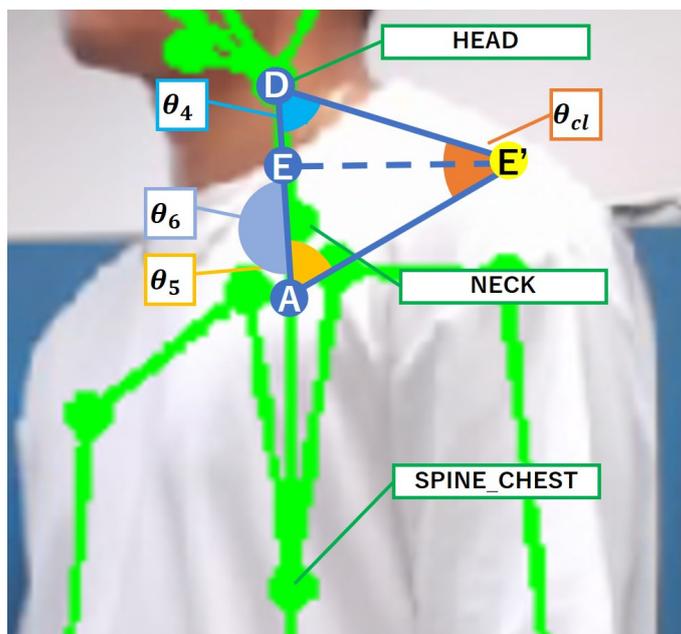


図 49 旧手法の疑似骨格点を用いて頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ を推定する案

まず、旧手法の測定開始時は、2.5.1 節で示したように姿勢を正して座高  $Z$  を測定し、それにより  $|\overline{EE'}|$  を決定する必要があった。同様に、測定開始時において図 50(A) のように  $|\overline{EE'}|$  から三角形 ADE' を決定する。このとき、 $\angle D$  および  $\angle A$  をそれぞれ角度  $\theta_4, \theta_5$  として固定する方針をとる。これは、胸椎後弯角  $\theta_{tk}$  を求める新手法と同じ方針である。

さて、図 50(B) のように姿勢が変化した場合を考える。図中の角度  $\theta_4, \theta_5$  は同じ線分 (HEAD と SPINE\_CHEST を結ぶ線分) に対して角度が固定されているので、 $\theta_{cl}$  は変化せず、常に一定値を取ってしまう。この問題の原因は、点Aと点Dの間に角度が変化する骨格点が存在し

ないことである。すなわち、旧手法の疑似骨格点をそのまま利用する方法では $\theta_{cl}$ を推定することはできない。

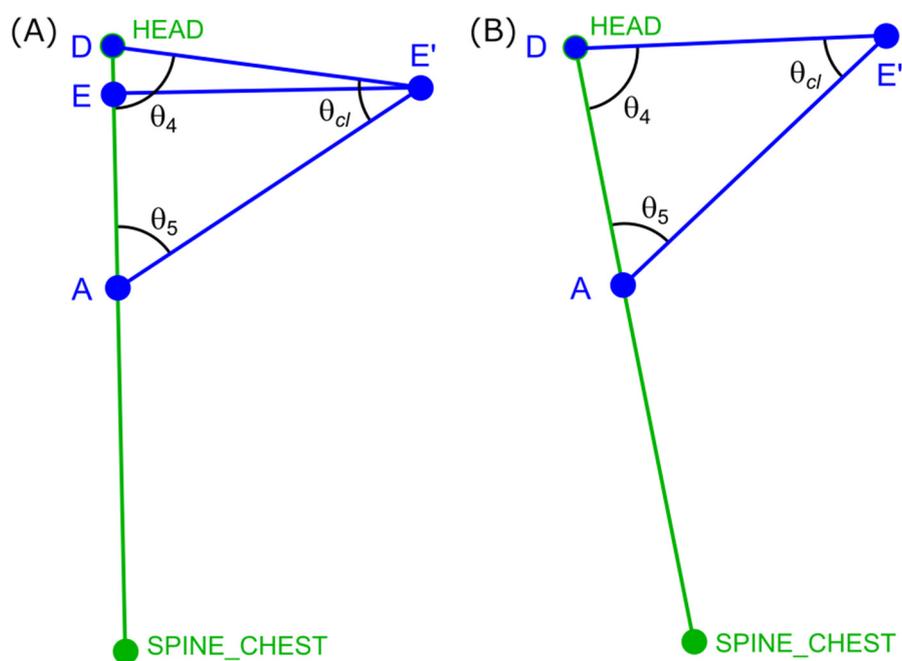


図 50 旧手法の疑似骨格点を用いた頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ の推定案。(A)姿勢を正した初期状態。  
(B)首を傾けた状態

## 4.2 新手法を用いた頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ の推定

4.1 節で述べたように、旧手法と同じ疑似骨格点をそのまま用いると適切な頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ を定義できない。そこで、C1 部と C7 部に相当する新たな疑似骨格点を定義することとした。

我々が新たな C1 部と定義したのは、図 51 および図 52(A) で D' と表記された点であり、Azure Kinect の骨格点 EAR\_LEFT と EAR\_RIGHT の中点として定義する。C7 部は、図 51 および図 52(A) で F と表記された点であり、Azure Kinect の骨格点である HEAD と NECK を 6:3 で内分する点として定義する。さらに、点 E' は点 D' と点 F を 7:29 に内分する点として定義し、点 E'' は点 E' から線分 D'F に対して垂直に伸ばした直線上にある点と定義する。2.5.1 節で示したように姿勢を正して座高 Z を測定し、それにより  $|\overline{E'E''}|$  を求めることで、点 E'' を決定するのである。

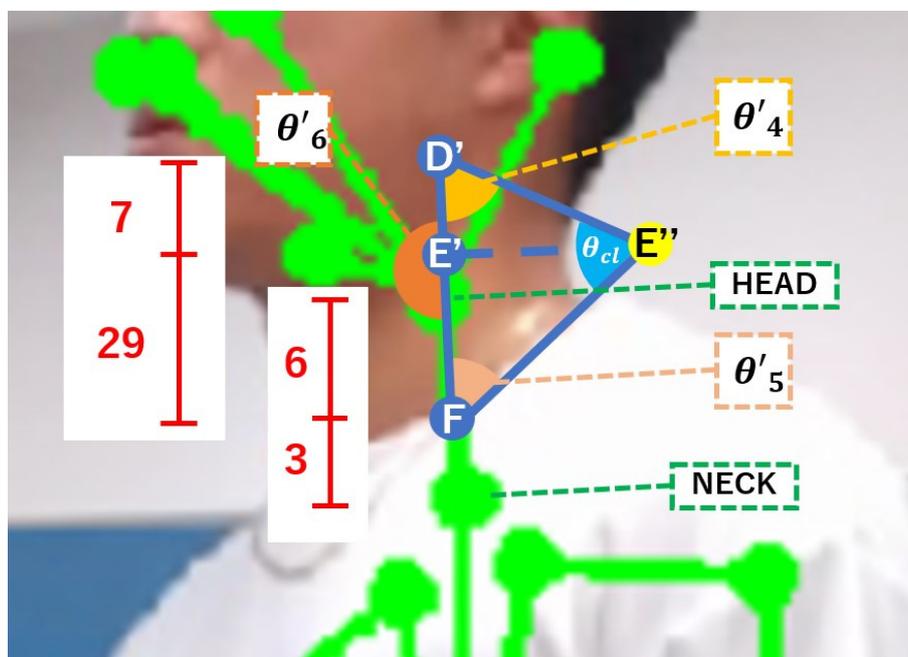


図 51 頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ を推定する新手法で用いる新たな疑似骨格点

このとき、図 52(A) のように角度 $\theta'_4, \theta'_5$ を定義する。すなわち、「点 D' と HEAD を結んだ線分」と線分 D'E'' のなす角が $\theta'_4$ であり、「点 F と HEAD を結んだ線分」と線分 FE'' のなす角が $\theta'_5$ である。この角度 $\theta'_4, \theta'_5$ を固定し、図 52(B) のように HEAD 部の角度 $\theta'_6$ を利用して頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ を計算するのである。

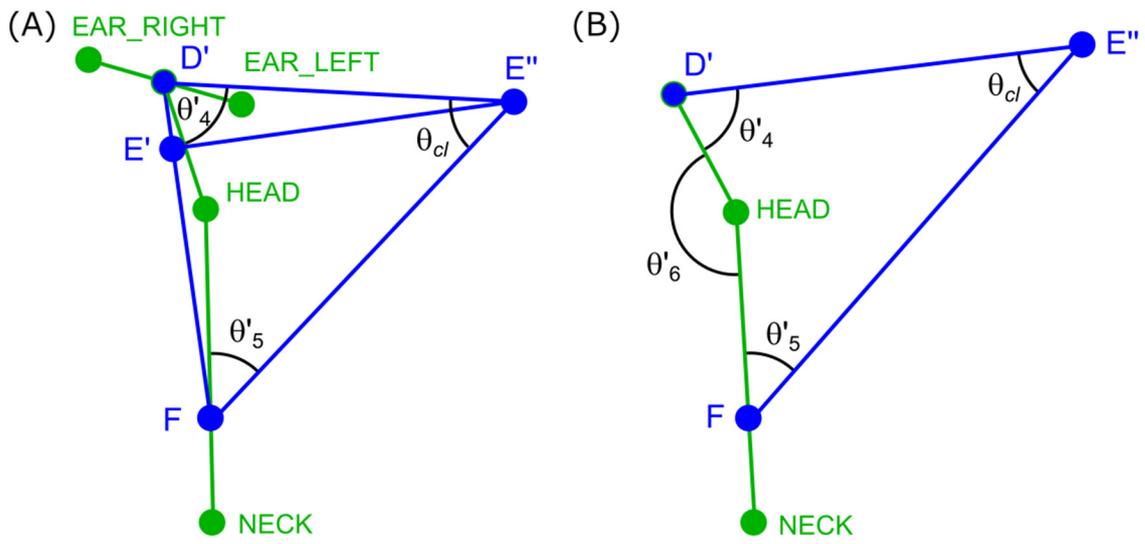


図 52 新手法による頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ の計算に必要な点と角度

### 4.3 新手法を用いた頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ の計算方法

本節では、新手法による頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ の計算式を紹介する。4.2 節の解説に基づき、図 52(B) の場合は式(14)を、図 53 の場合は式(15)を用いる。場合分けが必要なのは、 $\theta_6'$ はベクトルの内積により計算され、180 度以下の量となるためである。

図 52(B) の場合における計算式

$$\theta_{cl} = \theta_6' - \theta_4' - \theta_5' \quad (14)$$

図 53 の場合における計算式

$$\theta_{cl} = 360 - \theta_4' - \theta_5' - \theta_6' \quad (15)$$

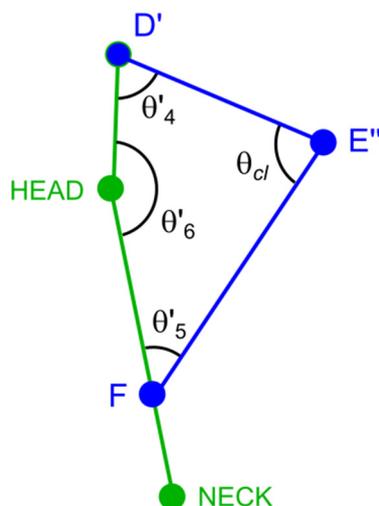


図 53 首部が後ろに反っている場合に式(15)を用いる

#### 4.4 新手法を用いた頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ の評価実験

本項では、4.2 節および 4.3 節で提案した新手法による頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ が首部の姿勢評価に適しているかを検証する。首部の姿勢変化に伴う $\theta_{cl}$ を推定するための実験方法については 4.4.1 項で、推定結果については 4.4.2 項で述べる。

##### 4.4.1 頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ （新手法）推定時の実験方法

図 28 に示す実験環境と同様に、首部の実験では、図 20 のように、床から 110 cm の高さにマスキングテープで $0^\circ, 30^\circ, 60^\circ, 90^\circ$ ごとに印をつけたパーティションを用意し、首部を変化させる際のガイドとする。なお、床に対して垂直な線を $0^\circ$ とする。

対象となる被験者は 20 代前半男性 3 名とした。 $0^\circ, 30^\circ, 60^\circ, 90^\circ$ のテープに首部を合わせた状態(図 54、図 55、図 56、図 57)で、それぞれ 10 回ずつ推定値を読み取る。試行の独立性を確保するため、一度推定値を読み取ったら立って歩くなどしてから次の推定を行うこととする。

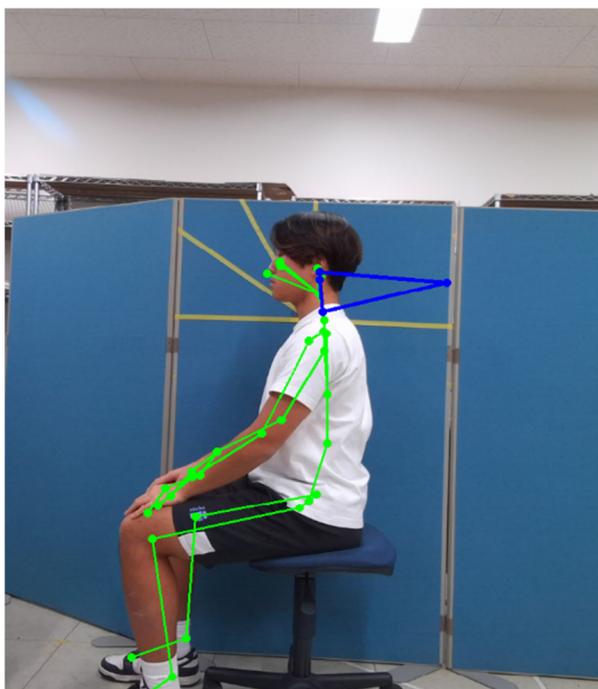


図 54  $0^\circ$ のラインに首部を合わせた状態

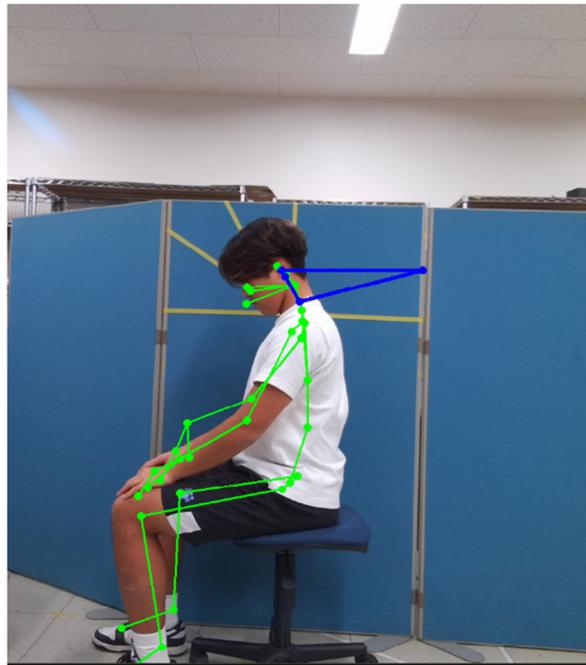


図 55 30°のラインに首部を合わせた状態

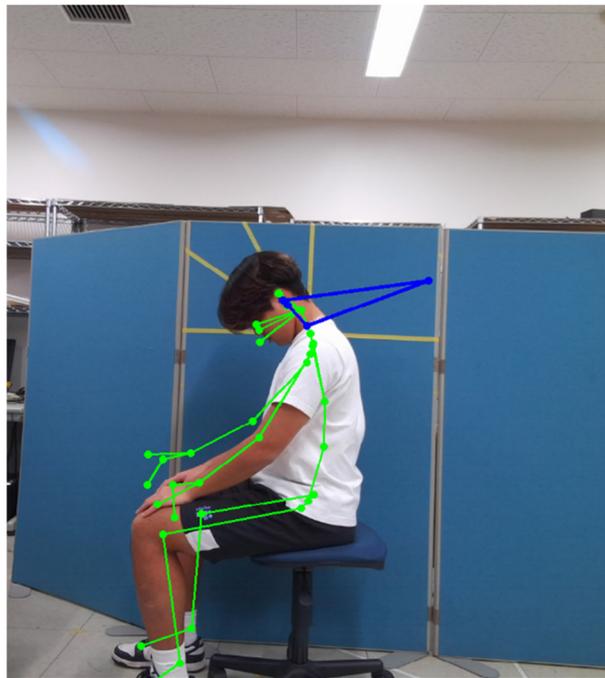


図 56 60°のラインに首部を合わせた状態

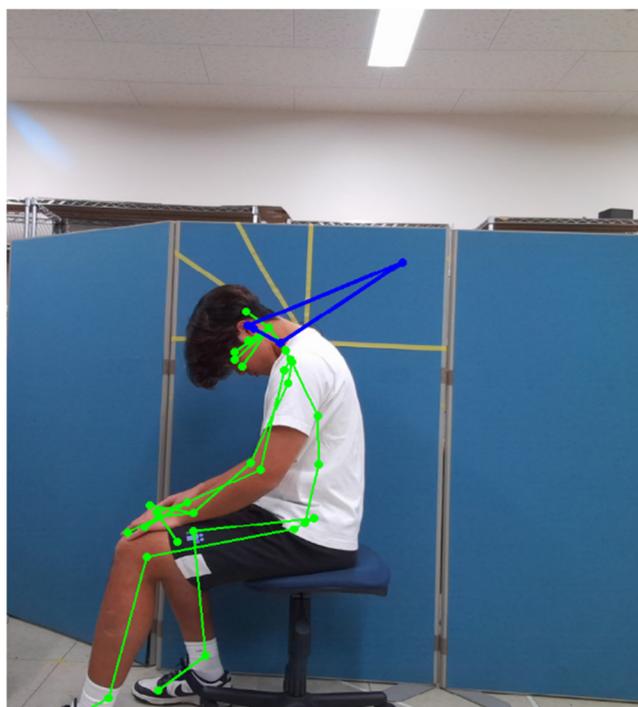


図 57 90°のラインに首部を合わせた状態

#### 4.4.2 頤椎前弯角 $\theta_{cl}$ (新手法) の推定結果

図 58 は首部の各角度に対する $\theta_{cl}$ の推定結果を示している。誤差範囲は 30 データの標準偏差である。首部的変化に伴い、 $\theta_{cl}$ は $0^\circ$ から $90^\circ$ の間で減少する結果となった。

しかし、 $90^\circ$ の首部的姿勢では、マイナスの値が算出される結果となった。この原因については、4.4.3 項で解説する。

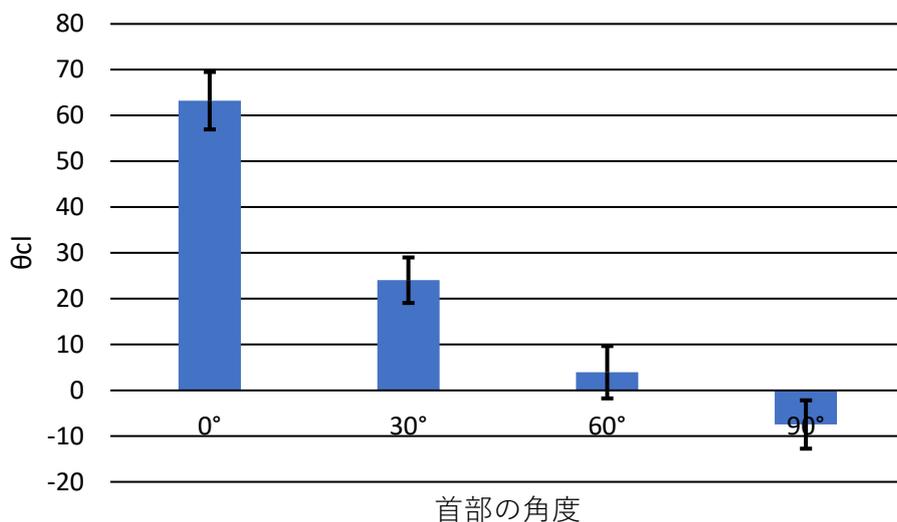


図 58 首部的角度に対する頤椎前弯角 $\theta_{cl}$  (新手法) の推定結果

首部的角度を変えたときに頤椎前弯角 $\theta_{cl}$ が有意に変化したかを、一元配置分散分析を用いて調べた結果、有意水準 5 %未満で有意差があった。

全ての角度間で有意な差が確認されたことから頤椎前弯角 $\theta_{cl}$ を姿勢評価に利用できると考えられる。

表 10 頤椎前弯角 $\theta_{cl}$  (新手法) の分析結果

	$0^\circ$	$30^\circ$	$60^\circ$	$90^\circ$
$\theta_{cl}$	$63.22 \pm 6.26^\circ$ * <sup>2)</sup> <sub>3) 4)</sub>	$24.04 \pm 4.96^\circ$ * <sup>1)</sup> <sub>3) 4)</sub>	$3.96 \pm 5.70^\circ$ * <sup>1) 2)</sup> <sub>4)</sub>	$-7.45 \pm 5.28^\circ$ * <sup>1)</sup> <sub>2) 3)</sub>

<sup>1)</sup> $0^\circ$  と比較して有意差あり、<sup>2)</sup> $30^\circ$  と比較して有意差あり、<sup>3)</sup> $60^\circ$  と比較して有意差あり、<sup>4)</sup> $90^\circ$  と比較して有意差あり \*: $p < 0.05$

#### 4.4.3 頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ (新手法) の値がマイナスになった理由

本項では、新手法で推定した頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ がマイナスの値をとった理由について解説する。

頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ の計算式 $\theta_{cl} = \theta'_6 - \theta'_4 - \theta'_5$ において、角度 $\theta'_4, \theta'_5$ は固定値をとるのだった。その固定値は、図 52(A)に基づいて決められる。このとき、それぞれの角度は「点D'と HEAD を結んだ線分」と線分D'E''のなす角および「点Fと HEAD を結んだ線分」と線分FE''のなす角であるべきである。

しかし、プログラムのミスにより、この角度 $\theta'_4, \theta'_5$ を大きい値として計算していた可能性がある。それにより、 $\theta_{cl}$ がマイナスの値となったのである。しかし、実験中 $\theta'_4, \theta'_5$ は固定されているのであるから、その影響は図 58 のグラフを全体的に小さく値をとるよう縦方向にずらすのみである。そのため、提案した頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ を姿勢評価に利用できる、という本研究の結論自体には影響しないと考えられる。

## 第5章 結論と課題

### 5.1 結論

本研究では、上半身部と首部における、姿勢評価方法の改善を目指した。

上半身部の姿勢評価方法では、我々の過去の研究[11]で提案された姿勢評価方法を基に、胸椎後弯角 $\theta_{tk}$ を実測値に近づけることを目指した。 $\theta_{tk}$ の実測値はスパイナルマウスによる測定や上肢挙上運動中の $\theta_{tk}$ を計測した論文[16]から得られる。

上半身部の新手法では、スパイナルマウスの実測値と近づけることができた。しかし、上肢挙上運動中の $\theta_{tk}$ と一致させることはできなかった。

首部の新手法では、首部の角度の変化に伴って、頸椎前弯角 $\theta_{cl}$ が有意に変化することが確認された。ただし、実際に頸椎前弯角を測定するにはX線を用いた実験が必要であり、実測値との比較は今後の課題である。

### 5.2 課題

本研究では、我々が独自に定義した実験条件下において姿勢評価方法の検討を行い、その有用性を確認した。今後は、日常生活に即した条件、例えば勉強中やデスクワーク中の作業状態においてもその有用性を検証することが求められる。それにより、提案した手法の適用範囲や汎用性について検討することができると考えられる。

さらに、実験対象者の多様化や、作業環境の変化に応じた評価を検討することが、提案手法の信頼性を向上させるために重要であると考えられる。加えて、姿勢評価における外的要因（疲労度、心理的状态など）を考慮に入れた実験を行うことで、より実践的で精度の高い評価手法が構築されることが期待される。

## 参考文献

- [1] 導入状況の推移 | 令和 6 年版 | 白書 | 政策 | 総務省トップ  
<https://www.soumu.go.jp/johotsusintokei/whitepaper/ja/r06/html/nd21b220.html>
- [2] 大学のオンライン授業実施率は 97%、導入時期は 4-5 月が多数 | 教育業界ニュース「ReseEd (リシード)」  
<https://reseed.resemom.jp/article/2020/07/17/473.html>
- [3] オンライン教育 (授業) の受講状況  
<https://www.soumu.go.jp/johotsusintokei/whitepaper/ja/r03/html/nd122230.html>
- [4] 【テレワークとなった働き世代 1,000 人へ緊急アンケート】 新型コロナウイルスによる、働き方・暮らしの変化により 「肩こり」「精神的ストレス」などの身体的不調を実感 | オムロン ヘルスケア株式会社  
<https://www.healthcare.omron.co.jp/corp/news/2020/0428.html>
- [5] オンライン授業に関する調査結果 (2020 年度春学期) | 早稲田大学  
<https://www.waseda.jp/top/news/70555>
- [6] 高桑 巧, 研谷 智, 柏崎 裕一, “高校生肩こり-アンケート調査より-”, 肩関節, 24 巻, 2 号, p. 195-198, (2000)
- [7] 高井 美咲, 田中 芳幸, “課題遂行時の座位姿勢が心身の急性ストレス反応に及ぼす影響,” 日本健康心理学会大会発表論文集, 33 巻, (2020)
- [8] 大村 颯太, 横山 茂樹, “デジタル傾斜計を用いた胸椎後弯角に関する 評価方法の検者内・検者間信頼性,” 理学療法科学, 36 巻, 3 号, p. 325-329, (2021)
- [9] 市川 秀男, “X 線画像読影に必要な計測法-インナービジョン”, INNERVISION, 35 巻, 4 号, (2020)
- [10] 竹井 仁, “姿勢の評価と治療アプローチ,” 脊髄外科, 27 巻, 2 号, p. 119-124, (2013)
- [11] 小澤 佑起, 泉 翔太, 今成 遥飛, 金丸 隆志, “Azure Kinect を用いた骨格推定に基づく姿勢評価方法の提案,” FIT2023, 第 22 回情報科学技術フォーラム, 講演論文集, 第 3 分冊, pp. 173-174, (2023)
- [12] Azure Kinect Body Tracking SDK のダウンロード | Microsoft  
<https://www.microsoft.com/en-us/download/details.aspx?id=104221>
- [13] <https://github.com/hexops-graveyard/Azure-Kinect-Python>
- [14] <https://github.com/ibaiGorordo/pyKinectAzure>
- [15] SPINAL MOUSE スパイナルマウス Website  
<https://spinalmouse.jp/>
- [16] 甲斐 義浩, 村田 伸, 堀江 淳, “上肢挙上運動を脊柱後弯角との関係-健常成人における検討-,” Vol27, No, 2, p119-124, 2013

## 謝辞

4年間、ご指導していただきました金丸隆志教授に心より感謝申し上げます。修士課程に入ってから、ミーティングや学会資料において、数多くのご指導をいただきました。私の至らぬ点多すぎて、時には自分自身でも投げ出したくなることもありましたが、それでも最後までご指導を賜り、本当にありがとうございました。教授のもとで学べたことは、私にとって貴重な経験です。帰省の際には、成長した姿をお見せできるよう、今後も精進してまいります。改めて、心から感謝申し上げます。