

国際医療福祉大学審査学位論文（博士）

大学院医療福祉学研究科博士課程

関節位置覚検査のモバイル端末アプリケーション 開発と臨床応用への検討

平成 28 年度

保健医療学専攻・理学療法学分野・基礎理学療法学領域

学籍番号：14S3011 氏名：小野田 公

研究指導教員 ：丸山 仁司 教授

副研究指導教員：黒川 幸雄 教授

関節位置覚検査のモバイル端末アプリケーション開発と臨床応用への検討

要旨

本研究の目的は、スマートフォン（以下スマホ）などのモバイル端末を使用し、関節位置覚を検査するアプリケーション（以下アプリ）を開発することである。その後、臨床への応用を検討することである。開発したアプリは、モバイル端末を使用して関節位置覚の測定が可能であった。測定関節部の動作肢遠位に端末を装着して、音声に従い動作を行なうことで測定ができる。開発アプリの信頼性と妥当性を確認し、良好な結果を得ることができた。対象者は健常者 10 名（ 21.0 ± 1.3 歳）と脳卒中患者 10 名（ 49.2 ± 6.6 歳）であり、健常者は利き手と非利き手、脳卒中患者は麻痺側と非麻痺側の 2 群に分けて肘関節の関節位置覚を検討した。健常者では非利き手側は利き手側よりも測定値が増加傾向を示した。脳卒中患者では麻痺側が非麻痺側よりも測定値が有意に増加した。以上の結果より開発したアプリにより健常者の利き手や脳卒中患者の関節位置覚を測定することが可能であることが示唆された。

（キーワード：関節位置覚検査，スマートフォン，アプリケーション，理学療法）

Development of a mobile device application for measurement of joint position sense and investigation of its clinical use

Abstract

The objectives of this study were to develop an application (app) that assesses joint position sense, using a mobile device such as a smartphone, and then to investigate its clinical utilization. The mobile device is placed in a position distal to the joint to be measured, on the limb to be moved, and then movements are made in response to voice commands. The app was confirmed to have reliability and validity, and obtained good results. Ten healthy individuals (mean \pm SD age: 21.0 ± 1.3 years), and 10 patients who had a stroke (mean \pm SD age: 49.2 ± 6.6 years), participated in the study. The healthy individuals were investigated on both the dominant- and non-dominant-hand sides, and patients who had a stroke were measured on the paralyzed and non-paralyzed sides. The healthy individuals exhibited a tendency for the measured value of the non-dominant hand results to be increased with respect to that of the dominant hand. In the patients who had a stroke, the measured value of the paralyzed-side arm exhibited a significant increase compared to the non-paralyzed-side arm. These results suggested that the app is able to measure the dominant hand of healthy individuals and the state of paralysis of stroke patients.

(Key words: Joint Position Sense, Smartphone, Application, Physiotherapy)

目次

第1章 序章.....	6
1.1 研究の背景.....	7
1.2 本研究の目的と概要.....	10
1.3 倫理的配慮.....	10
第2章 アプリケーション「角度傾斜計」による測定値の信頼性の検討.....	12
2.1 緒言.....	13
2.2 対象と方法.....	13
2.3 結果.....	15
2.4 考察.....	15
2.5 結語.....	16
第3章 アプリケーション「角度傾斜計」による関節位置覚検査法の妥当性の検証.....	17
3.1 緒言.....	18
3.2 対象と実験方法.....	18
3.3 結果.....	19
3.4 考察.....	21
3.5 結語.....	22
第4章 関節位置覚測定アプリケーションの開発と使用方法.....	23
4.1 測定システムの概要.....	24
4.2 開発過程.....	25
4.3 使用方法.....	26
4.4 アプリの特徴.....	32
第5章 モバイル端末での位置覚測定アプリケーションの信頼性と妥当性の検討.....	34
5.1 緒言.....	35
5.2 対象と実験方法.....	35
5.3 結果.....	38
5.4 考察.....	41
第6章 モバイル端末の取り付け位置のずれによる測定誤差の検討.....	43
6.1 緒言.....	44
6.2 実験方法.....	44
6.3 結果.....	48
6.4 考察.....	50
6.5 結語.....	51

第7章 若年健常者を対象とした関節位置覚測定アプリケーションを使用した測定	52
7.1 緒言	53
7.2 対象と実験方法	53
7.3 結果	56
7.4 考察	57
7.5 結語	58
第8章 関節位置覚測定アプリケーションの臨床的応用	59
8.1 緒言	60
8.2 対象と実験方法	60
8.3 結果	62
8.4 考察	63
8.5 結語	64
第9章 結 論	65
謝 辞	70
引用文献	71

第 1 章 序章

1.1 研究の背景

関節位置覚は、前庭からの情報を除外して四肢関節の位置や向きを感知する静的特質と定義されている¹⁾。関節位置覚は、運動に関与する感覚である固有感覚（Proprioception）である。この感覚は①位置覚、運動覚：四肢の関節の位置や体幹の動きなどの感覚、②力覚：筋の張力、重さ、剛さなどの筋力に関連した感覚、③筋収縮時のタイミングに関連した感覚、④ボディイメージ感：姿勢やボディイメージに関連した感覚などから構成される¹⁾。そのため関節位置覚はボディイメージの構築に関与していることから、低下により随意運動の調整を阻害し、関節や周囲組織へ過度なストレスを与えることになるため理学療法の評価として重要な意味を持つ。

臨床現場において、田川ら²⁾の報告によると人工股関節全置換術後において術後4週までは関節位置覚の低下が起こることとしている。また神里ら³⁾は、陳旧性足関節外側靭帯損傷者術後の関節位置覚は一般人と比較して低下していることを報告している。これらのことから、関節に損傷を受けた患者の回復や動作への影響をみるために位置覚を評価することは重要である。

北坂ら⁴⁾は野球選手の有痛者は関節位置覚および内旋筋力の低下により、投球最大外旋時に肩甲上腕関節の過外旋が引き起こされ、さらなる障害を助長する可能性があることを報告し、また大久保ら⁵⁾は大学サッカー選手の腰部位置覚は健常群よりも既往群で鋭敏であることを報告している。スポーツにおいても関節位置覚による評価が有効であり、選手の身体機能やケアをしていく中で必要な評価であることが考えられる。

また、新たな運動療法の治療手技の一つとして神経筋関節促通法（Neuromuscular Joint Facilitation：以下 NJF）がある。NJF は、運動学の知識に基づき、固有受容性神経筋促通法（Proprioceptive Neuromuscular Facilitation：以下 PNF）の促通要素と関節構成運動を統合し、他動・自動・抵抗運動における関節の動きを改善する運動療法技術であると定義されている。NJF の主な作用としては正常な関節、関節包内運動の促通、神経・筋の促通、疼痛の軽減などがあげられている⁶⁾。先行研究において NJF の股関節への介入により動的な立位バランスへの効果を報告した⁷⁾。固有感覚の促通によりバランスへの効果が向上していることが考えられるため研究においても関節位置覚の評価が必要となる。関節位置覚を定量化するために昇ら⁸⁾は膝関節固有感覚測定装置を作成し、客観的評価に有効な装置であることを報告している。また、Przemyslaw ら⁹⁾は

肩関節の位置覚を定量的に評価するために装置を開発している。これらの報告で使用されている機器はサイズが大きく、装着などの設定や機器を使用するので、測定するには困難である。

現在、位置覚検査の方法には模倣法と再現法と2つの方法がある。模倣法は、四肢関節の1つを他動的に動かして一定の角度に保持し、反対側の同関節で同じ角度を模倣させ、設定した角度と模倣した角度の差から判断する。一方、再現法は、検査する四肢関節を他動的に動かして一定の角度に保持した位置を記憶し、その後に位置を変化させから記憶した位置に自動的に戻し、設定角度と再現角度の差から判断する。臨床現場においては模倣法が使用されているが、定量的ではなく視覚的な判断であるため、不明瞭な部分が多い。また、設定した位置を認識する求心性の要因と模倣時の運動を調整する遠心性の要因があり、どちらに問題があるのかが明確ではない。

総務省の平成27年度通信利用動向調査で平成27年7月22日に発表したスマートフォン（以下スマホ）の世帯普及率が72.0%、タブレット端末が33.3%となった¹⁰⁾。平成25年度の調査ではスマホの世帯普及率が62.6%、タブレット端末が21.9%とであったが、2年間で飛躍的に上昇を続けている。スマホの普及率増加にともないアプリケーション（以下アプリ）開発が盛んになり、ゲームや画像・音楽配信などのエンターテインメント分野のものが多く見受けられる（図1-1）。また、リハビリテーション（以下リハビリ）分野でも研究・教育に利用されている。このようにモバイル端末やアプリの進歩により生体センシング技術が身近になり、リハビリ分野での応用が可能となってきている。

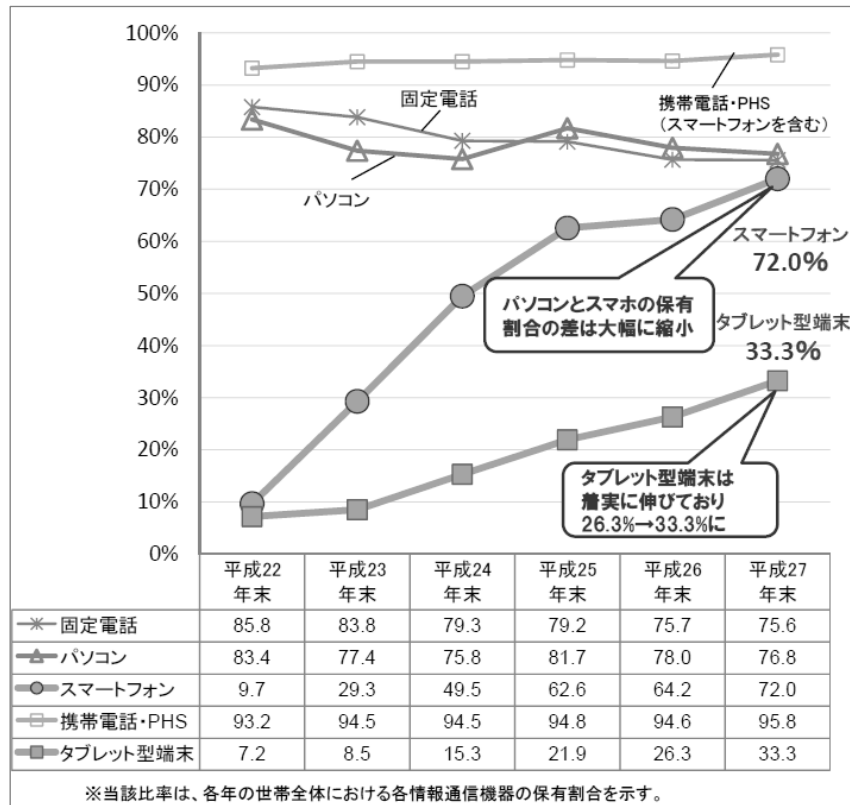


図 1 - 1 : 総務省 平成 27 年度 通信利用動向調査¹⁰⁾

情報通信機器の普及状況 主な情報通信機器の保有状況（世帯）（平成 22 年～平成 27 年）

リハビリ分野でのスマホやタブレット端末のアプリでの研究では Divyanshu ら¹¹⁾ が健常高齢者の立ち上がり動作を定量化するためにスマホでのアプリを開発し、信頼性や床反力計との相関が高いことを報告している。松田ら¹²⁾ はアップル社のモバイル端末 iPad を利用して、新規に半側空間無視の動的評価と治療用のアプリを作成し、評価の再現性と線分試験との相関、治療への応用について報告をしている。現在のところリハビリ分野でのアプリ開発は、学会大会での発表は多いものの論文での発表が少ない。今後、この分野でのアプリの臨床や研究での検討や導入が注目されている。

1.2 本研究の目的と概要

本研究では、新しく開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」の信頼性と妥当性を検証し、臨床現場や研究での測定へ導入することを目的とした。

第2章では、スマホのアプリである傾斜角度計に着目し、関節角度測定の信頼性を確認した。

第3章では、スマホのアプリである傾斜角度計を使用して肘関節にて関節位置覚検査法である再現法について妥当性を検証することを目的とした。

第4章では、関節位置覚測定のための新しいアプリ開発過程および内容について報告することを目的とした。

第5章では、新しく開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」の信頼性と妥当性を検証することを目的とした。

第6章では、モバイル端末の取り付け位置のずれによる測定誤差の検討を目的とした。

第7章では、新しく開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」を使用して若年健康者の肘関節を測定し、利き手・非利き手に着目し比較検討を行った。

第8章では、新しく開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」を使用して脳卒中患者を測定し、臨床応用について検証を行った。

これらの研究目的と概要図を図1-2に示す。

1.3 倫理的配慮

本研究は、対象者に対して研究内容を説明し、さらに辞退した場合にも不利益がないことを書面で示し、同意を得た上で実施した。また、対象者の個人情報を扱うため、個人情報は主研究者のみが取り扱うこととし、全ての情報は匿名化されたうえで記録した。保存期間は、研究終了日より最低5年間とした。

本研究は国際医療福祉大学倫理委員会の承認を受けて実施した（承認番号 14-Io-54）。

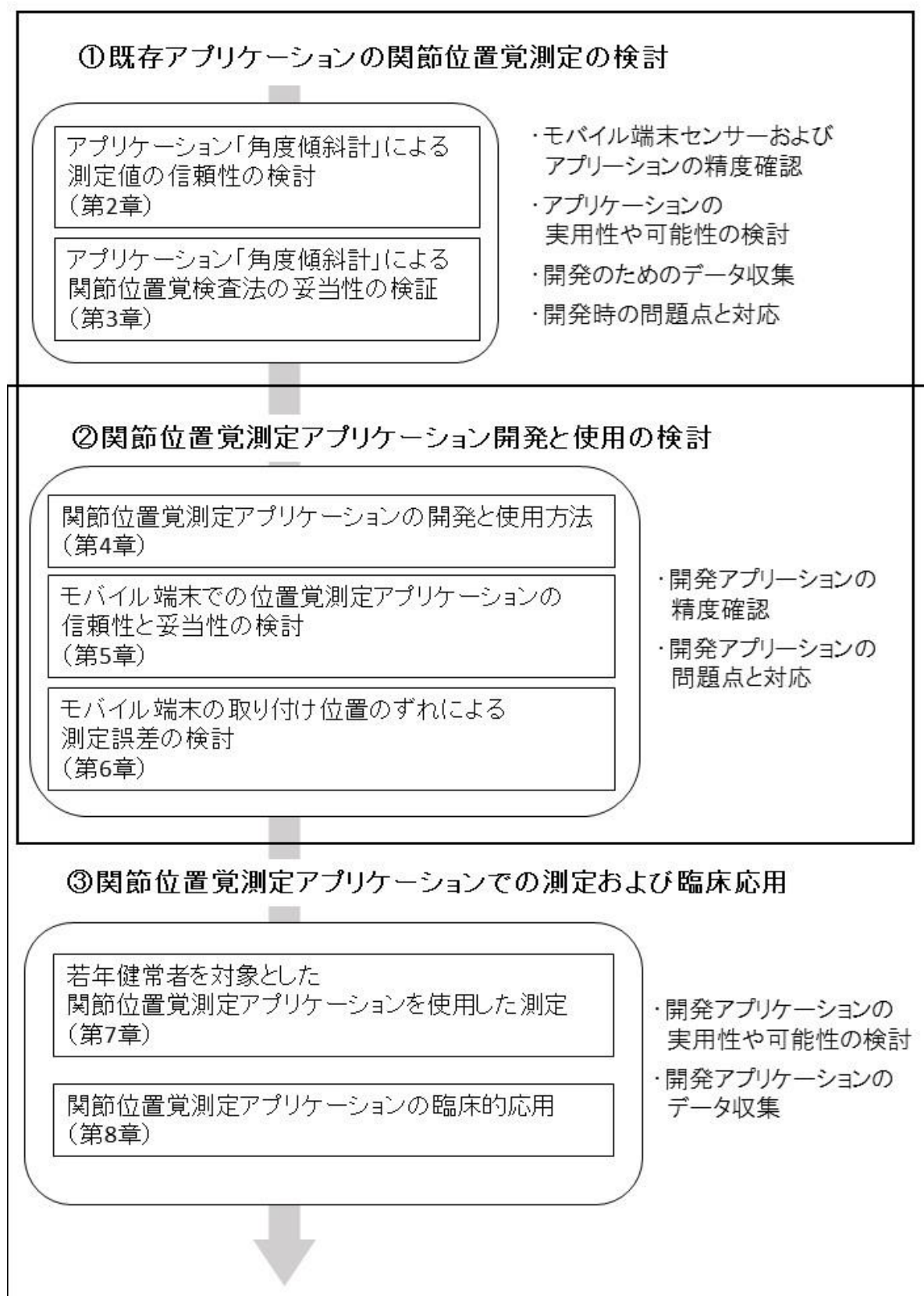


図 1-2 研究目的・概要の関連図

第2章 アプリケーション「角度傾斜計」による測定値の信頼性の検討

2.1 緒言

本章では、既存のスマホやアプリが関節位置覚に必要な機能を備えているのかを検証した。そのため既存のスマホのアプリである傾斜角度計に着目し、関節角度測定信頼性を検証した。検証は静止物体と肘関節の角度をスマホのアプリである傾斜角度計を用いて理学療法士3名が測定し、その測定値の信頼性を検証した。

2.2 対象と方法

2.2.1 検者および対象者

検者は、理学療法士男性3名とした。臨床歴は、検者Aは3年6ヶ月、検者Bは6年6ヶ月、検者Cは6ヶ月であった。対象者は、肘関節に既往がない若年健常成人男性1名とした。検者の属性は表2-1に示す。

表2-1 検者の属性

検者	性別	臨床歴	担当部署
A	男性	3年6ヶ月	整形
B	男性	2年6ヶ月	内科
C	男性	6ヶ月	整形

2.2.2 方法

今回、測定器具としてスマホのiPhone4 (Apple社)を使用し、アプリの角度傾斜計(販売者: Isamu Sakamoto)を用いて測定を実施した(図2-1)。使用したiPhoneシリーズは2015年8月から10月の調査で日本のスマホの販売シェアは50%であり¹³⁾、日本では多くの人が使用しているために本機器を選択した。また、このアプリの角度傾斜計は0.1度単位で測定が可能であり、対象物体に当てるだけで簡単に角度が測定できる。また、有償版と無料版があり、無料で利用することも可能である。また、ゴニオメーターはプラスチック角度計(SAKAI社、SPR-625R)を使用した。



図 2 - 1 使用アプリケーション：角度傾斜計（販売業者：Isamu Sakamoto）

30°の静止物体の傾斜角度（図 2 - 2）および背臥位にて床面から 30°で固定した肘関節（図 2 - 3）に対して、3名の検者が角度傾斜計でそれぞれ 10 回ずつ測定した。計測は、0.1°単位にて測定を行なった。静止物体の傾斜角度測定および肘関節角度設定にはゴニオメーターを使用した。人体の肘関節角度の測定については、スマホを上腕背部のできるだけ平坦な部位にあて、できるだけスマホを当てる位置が一定になるようした。



図 2 - 2 30度の静止物体



図 2 - 3 背臥位にて床面から 30 度で固定した肘関節

計測は検者間の平均値の差異および各検者の測定値の再現性より信頼性を検討した。統計学的検定は、一元配置分散分析を用いて検定を行った。統計処理には SPSS Statistics Version21 を使用し、有意水準は 5%とした。

2.3 結果

静止物体の各検者の測定平均値は、検者 A は $30.7 \pm 0.1^\circ$ 、検者 B は $30.8 \pm 0.1^\circ$ 、検者 C は $30.8 \pm 0.1^\circ$ であった。一方、肘関節における各検者の測定平均値は、検者 A は $30.0 \pm 0.4^\circ$ 、検者 B は $30.1 \pm 0.3^\circ$ 、検者 C は $29.7 \pm 0.6^\circ$ であった（表 2-2）。検者間の測定値の平均において有意差は認められなかった。また、各検者の測定値の再現性においても 3 検者とも測定値のばらつき（最大値-最小値）が 1° 以内であった。

表 2-2 角度傾斜計アプリの信頼性 <測定 10 回の平均値>

測定物	検者 A	検者 B	検者 C
静止物体 (°)	30.7 ± 0.1	30.8 ± 0.1	30.8 ± 0.1
肘関節 (°)	30.0 ± 0.4	30.1 ± 0.3	29.7 ± 0.6

2.4 考察

今回の研究では、スマホのアプリである傾斜角度計に着目し、関節角度測定の信頼性の検証を行った。測定の結果より臨床現場で使用されているゴニオメーターと角度傾斜計では測定値に差がなく、良好であった。

今回、スマホのアプリである傾斜角度計による測定値で高い信頼性が確認された。また、測定のばらつきも 1° 以内であり、ゴニオメーターでの角度表記は 5° 刻みで行なう¹⁴⁾ ために特に問題なく測定できることが考えられた。今回使用したアプリはスマホを測定したい関節の移動軸上に当てただけで簡便かつ正確に関節角度を算出することが可能であることが考えられる。

スマホの内部にはさまざまなセンサが備わっており、アプリによりセンサをどのように使用されるかが違う。主なセンサとして加速度センサ、磁気センサ、方位センサ、ジャイロセンサ、輝度センサ、圧力センサ、温度センサ、接近センサなどがあげられる。スマホなどの携帯端末の傾きを測定する際に加速度センサや磁気センサを組み合わせで使用される。加速度センサは、重力、振動、衝撃の 3 つを測定することが可能である。磁気センサは磁気の大きさや方向を測定す

ることが可能である。重力や磁気によりスマホの傾きを測定しているため床面（地面）と平行な動きに関しては角度の算出が困難である。そのため関節角度の測定の際に床面を0度とした測定肢位に変化させる必要がある。加速度センサの精度は、石原ら¹⁵⁾が携帯端末に内蔵されている加速度センサを用いて3次元空間での携帯端末を認証することの可能性を報告している。加速度センサにより使用者を95%認証でき、なりすましを92%否定できることを明らかにした。この報告よりスマホに内蔵されている加速度センサが人の微細な動作も捉えることができることを示している。今回の結果からも各検者の測定値の再現性においても3検者とも測定値の標準偏差が1°以内であることや基準値からの測定値が1°以内であることからセンサの精度の高さが示唆された。

今回の研究の限界として対象者を健常成人男性1名のみの測定のために臨床現場の対象となる高齢者や患者での検討が必要である。また、肘関節のみの測定結果のため膝関節などの他の関節についても検討が必要である。また、先に考察したが、センサの特徴から測定肢位が限定されるために日本整形外科学会、日本リハビリテーション医学会の改訂関節可動域表示ならびに測定法¹⁶⁾での測定肢位を設定することが困難なことがある。

2.5 結語

既存のスマホのアプリである傾斜角度計を使用し、関節角度測定の信頼性を検証した。静止物体と健常若年者男性1名の肘関節の角度をスマホのアプリである傾斜角度計を用いて理学療法士3名が測定し、その測定値の信頼性を検証した。以下に結果を示す。

- (1) 静止物体の測定において高い信頼性が確認された。
- (2) 健常若年者の肘関節の角度の測定において高い信頼性が確認された。

第3章 アプリケーション「角度傾斜計」による関節位置覚検査法の
妥当性の検証

3.1 緒言

2章にて信頼性を検証した既存のアプリである「傾斜角度計」を使用して肘関節にて関節位置覚検査法である再現法について信頼性と妥当性を検証することを目的とした。検証は若年健常成人男性 10 名を対象として関節位置覚検査法である再現法で 3 条件の設定角度（屈曲 60, 90, 120°）を開始位置として記憶し、自覚的開始角度を再現し、その角度をゴニオメーターおよび傾斜角度計で測定し、妥当性を検証した。

3.2 対象と実験方法

3.2.1 検者および対象者

検者は、理学療法士男性 1 名とした。臨床歴は、6 年 6 ヶ月であった。対象者は、肘関節に既往がない若年健常成人男性 10 名とした。対象者の属性は表 3-1 に示す。

表 3-1 対象者の属性

年齢（歳）	身長（c m）	体重（k g）
24.6 ± 3.3	170.5 ± 5.1	65.8 ± 13.0

平均値±標準偏差

3.2.2 方法

第 2 章と同様に測定器具としてスマホの iPhone4（Apple 社）を使用し、アプリの角度傾斜計（販売者：Isamu Sakamoto）を用いて測定を実施した。また、ゴニオメーターはプラスチック角度計（SAKAI 社、SPR-625R）を使用した。

人体の肘関節角度の測定については、スマホを前腕背部のできるだけ平坦な部位にあて、できるだけスマホを当てる位置が一定になるようにした。

関節位置覚検査の再現法を用いて、ゴニオメーターとの比較によりアプリの角度傾斜計との妥当性を検証した。ゴニオメーターおよび角度傾斜計にて閉眼の被験者の右肘関節を 3 条件の設定

角度（屈曲 60, 90, 120°）を開始位置として設定後に 5 秒間保持および記憶させ、肘関節屈曲 0°まで戻した。その後、自覚的開始位置（記憶した位置）まで戻し、ゴニオメーターおよび角度傾斜計で測定した。測定は、3 条件の設定角度をランダムにそれぞれ 3 回ずつ測定を行った。ゴニオメーターと角度傾斜計で得られた値の平均値を使用して検討した。

統計的検定は比較についてはウィルコクソンの符号付順位和検定を、相関についてはスピアマンの相関係数を用いて検定を行った。統計処理には SPSS Statistics Version21 を使用し、有意水準は 5%とした。

3.3 結果

再現法での各設定角度における設定角度の誤差の平均値は、ゴニオメーターでは 60°は 0.0 ± 7.5 、90°は -2.3 ± 6.0 、120°は 3.2 ± 5.5 であった。角度傾斜計では 0°は 1.0 ± 8.1 、90°は -1.5 ± 6.1 、120°は 4.7 ± 3.8 であった（表 3-2）。再現法での測定値でゴニオメーターと角度傾斜計において有意差は認められなかった。

また、ゴニオメーターと角度傾斜計の測定値の相関係数は、設定角度 60°で 0.86、設定角度 90°で 0.83、設定角度 120°で 0.83 であった（表 3-3）。ゴニオメーターと角度傾斜計の測定値の間に強い相関がみられた（図 3-1）。

表 3-2 関節位置覚検査での測定機器の比較

設定角度	60°	90°	120°
ゴニオメーター (°)	0.0 ± 7.5	-2.3 ± 6.0	3.2 ± 5.5
角度傾斜計 (°)	1.0 ± 8.1	-1.5 ± 6.1	4.7 ± 3.8

平均値 ± 標準偏差. 単位 (°) , *p < 0.05

表 3-3 角度傾斜計とゴニオメーターとの測定値の相関

設定角度	60°	90°	120°
相関係数 (r)	0.86	0.83	0.83

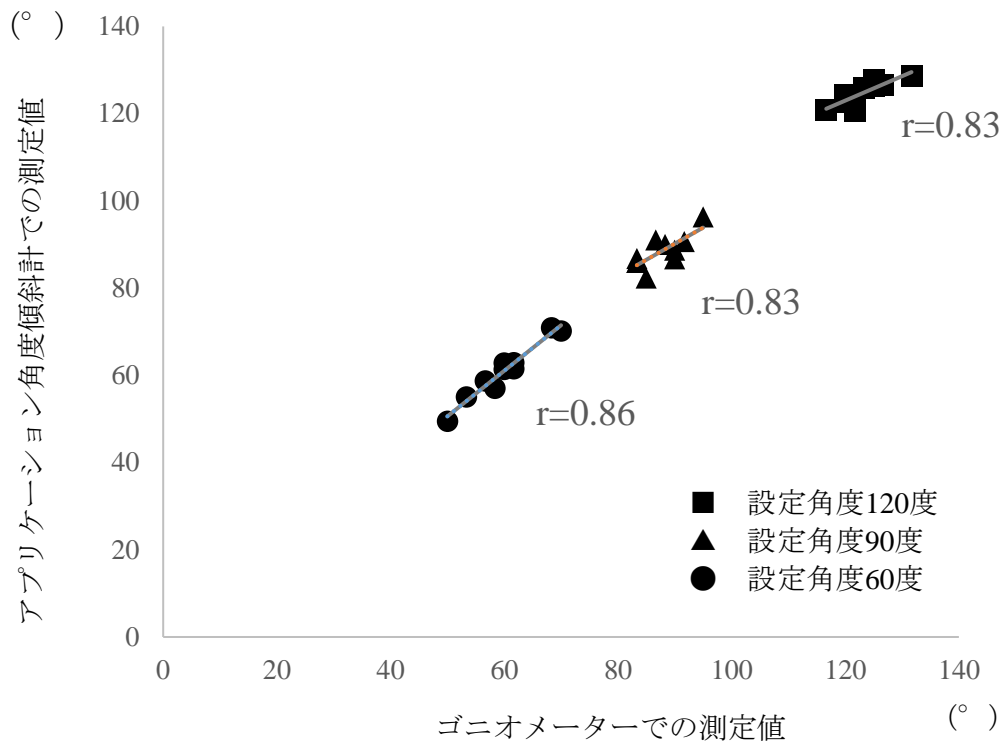


図 3-1 アプリケーション角度傾斜計とゴニオメーター測定値の相関

3.4 考察

第2章では、スマホのアプリである傾斜角度計に着目し、関節角度測定信頼性を検討した結果、高い信頼性が確認された。本章では信頼性が得られたスマホのアプリである傾斜角度計を使用して、肘関節での関節位置覚検査法である再現法の妥当性の検証を行った。測定の結果より再現法を使用した測定でもゴニオメーターと角度傾斜計に測定値に差がなく、強い相関がみられた。

本研究ではゴニオメーターとスマホのアプリ「傾斜角度計」を使用して関節位置覚検査を実施した。機材の測定方法としては肘関節の角度設定時と自覚開始位置の再現時の2場面を3回ずつ各設定角度で測定した。アプリの「傾斜角度計」での関節角度測定時は、前腕背部の平坦面（前腕長軸）に合わせるのみのため簡単に測定することが可能であった。また、検査方法も設定角度を記憶し、自覚的開始位置（記憶した位置）に戻す動作のみのため安定して計測することが可能であった。測定結果からも標準偏差が10度以下と比較的安定して測定できていることが考えられる。このことから関節位置覚検査法が簡易的に安定して測定できたことが示唆された。

スマホのアプリの傾斜角度計を使用して関節位置覚の再現法を使用した妥当性の検討においてゴニオメーターで得られた測定値と強い相関を得た。この結果より関節位置覚検査法である再現法についてもこのアプリを使用することにより測定が可能になることが示唆された。現在、臨床現場などで多く利用されている模倣法は、設定側の求心性の要因と模倣側の遠心性の要因との原因が混在している。今回、使用した再現法ではアプリの角度傾斜計により数値化することが可能であり、一側肢での測定のため原因を絞り込むことが可能であると考えられる。

今回の研究の限界として対象者を健常成人男性のみの測定のために臨床現場の対象となる高齢者や患者での検討が必要である。また、関節位置覚測定についても肘関節のみの測定結果のため膝関節などの他の関節についても検討が必要である。

3.5 結語

既存のアプリである「傾斜角度計」を使用して肘関節にて関節位置覚検査法である再現法について信頼性と妥当性を検証した。若年健常成人男性 10 名を対象として関節位置覚検査法である再現法で 3 条件の設定角度（屈曲 60, 90, 120°）を開始位置として記憶し、自覚的開始角度を再現し、その角度をゴニオメーターおよび傾斜角度計で測定し、妥当性を検証した。

(1) スマホのアプリである「傾斜角度計」を使用して関節位置覚検査法である再現法にて測定が可能であった。

(2) アプリの「傾斜角度計」を使用での関節位置覚検査法である再現法にてゴニオメーターとの測定値と強い相関が認められた。

第4章 関節位置覚測定アプリケーションの開発と使用方法

4.1 測定システムの概要

第2章および第3章よりスマホのアプリ「角度傾斜計」により肘関節の関節角度測定の信頼性が高いことを確認し、関節位置覚測定の妥当性は良好であった。しかし、臨床の知識をもつ理学療法士の使用については問題ないが、知識を持たない患者やスポーツ選手が使用する場合には、いくつかの問題点があげられる。問題点として関節角度測定時に基本軸と移動軸などの基本的な知識や関節位置覚測定時に測定方法などの知識が必要である。

臨床の場面で患者自らが退院後に関節位置覚の測定を実施することやスポーツ分野で簡易的に関節位置覚を測定できることで自らのコンディション管理やトレーニング効果を測定できるシステムの構築を目指すためにアプリの開発を行った。アプリの開発を行なうことで簡易的に安定して関節位置覚の測定を可能にすることを目的とした。アプリ開発の条件として①専門的な知識なしに測定ができる、②測定後に自動的に結果がわかる、③研究データとして使用できることとした。そのため開発するアプリは、音声による指示で動作することにより自動で関節位置覚が算出できるものとした（図4-1）。その後算出された結果をCSVデータとしてエクセル形式（マイクロソフト社）にて出力できるものとした。

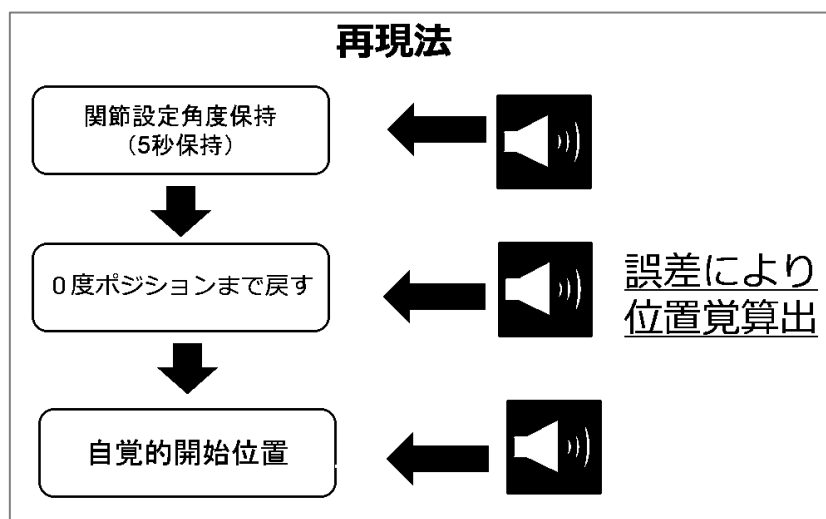


図4-1 アプリケーション概要図

4.2 開発過程

今回の開発は、アプリ製作会社である有限会社 電子創研に依頼した。依頼から試作品完成までの期間は2ヶ月を予定した。プロセスとしては概要・予算などを面談により打ち合わせし、見積もり・修正点についてはメールにて実施した。また、アプリ試作品及び完成品はオンラインにてダウンロードし受領した。

面談から1週間後に開発を開始した。4週後に動作確認のための試作品が完成した。試作品動作確認後にガイダンスの変更や画面設定について変更点などの作業に1週間を費やした。その後、変更点を修正し、2週間後にアプリが完成した（図4-2）。

今回、関節位置覚測定の為のアプリ開発を行い、当初の予定通り2ヶ月で作成することができた。しかし、発案からアプリ開発の依頼会社の選定までの期間が半年以上かかった。選定期間の延長した問題点として①アプリ開発費・プロセスについての知識不足、②他職種領域のためコネクションがない、③アプリの開発実現性への不安などがあげられた。今回の開発により理学療法評価や治療の広い領域でアプリ開発の可能性あることが示唆された。

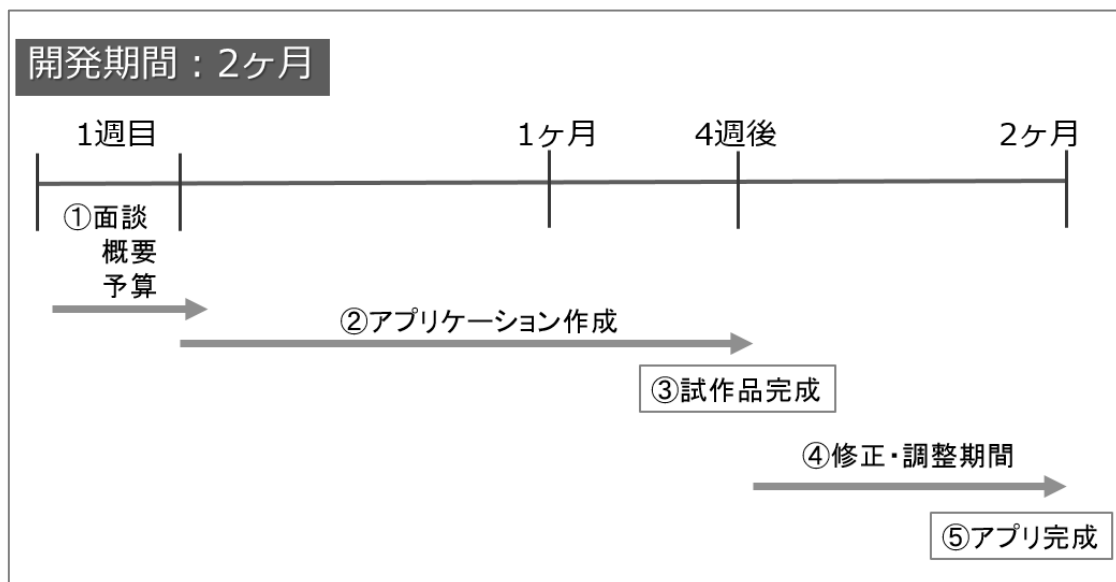


図4-2 開発過程スケジュール

4.3 使用方法

関節位置覚測定アプリは上下肢の位置覚を測定することを目的に開発を進めた。測定はアプリをインストールしたモバイル端末を把持及び装着し、音声ガイダンスに従い、動作を実施することにより測定が可能である。測定方法は再現法を採用し、ゼロポジションから屈曲などの動作後に関節角度を記憶してもらう。その後にゼロポジションに戻し、記憶した関節を動作により再現し、記憶角度との差により関節位置覚を評価する。

対象関節は、肩関節、肘関節、手関節、股関節、膝関節、足関節などスマホが装着可能であり、水平面以外の運動であれば測定可能である。装着方法は、肩関節、肘関節、手関節であれば手部で把持することで測定が可能である。本研究においては実験の統一および安定性を持たせるためにスマホ用アームバンドケース（図4-3）を使用した。今回の肘関節測定時には装着部位を機器の上部を前腕の茎状突起レベルとした（図4-4）。




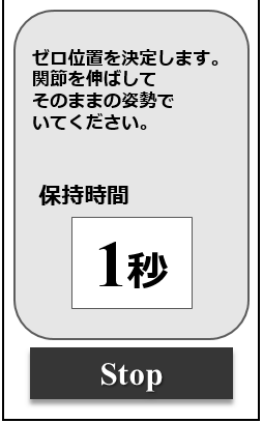
図4-3 スマートフォン用アームバンドケース



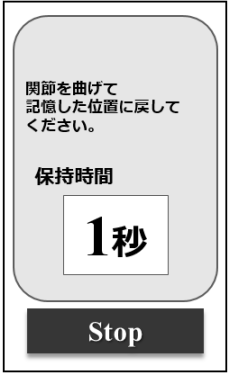



図4-4 端末モバイルの装着

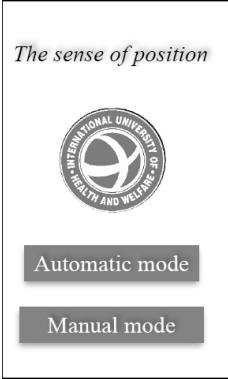


測定方法は自動測定（Automatic mode）と手動作測定(Manual mode)と2つの方法がある。




さきに自動測定（Automatic mode）の操作方法および動作について図にて説明する。

画面	音声	被験者の動作
 <p>The sense of position</p> <p>INTERNATIONAL UNIVERSITY JAPAN HEALTH AND WELFARE</p> <p>Automatic mode</p> <p>Manual mode</p> <p>図 4 - 5</p>		<p>検査者あるいは被験者が、画面の自動測定（Automatic mode）のボタンを選択する。</p>
 <p>Startボタンを押し 測定を開始してください</p> <p>Start</p> <p>図 4 - 6</p>		<p>検査者あるいは被験者が、準備ができたなら Start ボタンを押す。</p> <p>以下、音声に従い動作を実施する。</p>
 <p>ゼロ位置を決定します。 関節を伸ばして そのままの姿勢で いてください。</p> <p>保持時間</p> <p>1秒</p> <p>Stop</p> <p>図 4 - 7</p>	<p>ゼロ位置を決定します。 関節を伸ばしてそのまま の姿勢でいてください。 (保持後) そのままの姿勢で5秒間 保持してください。</p>	<p>対象関節を伸展させ、その位置で5秒間保 持する。 開始位置を設定し、この位置を0度とす る。</p>

 <p>図 4 - 8</p>	<p>関節を曲げて、その位置を記憶してください。</p> <p>(保持後)</p> <p>そのままの姿勢で5秒間保持してください。</p>	<p>記憶する角度まで関節を曲げる。</p> <p>記憶角度にて保持し、5秒間で記憶する。</p>
 <p>図 4 - 9</p>	<p>関節を伸ばして、最初の位置にしてください。</p> <p>(保持後)</p> <p>そのままの姿勢で5秒間保持してください。</p>	<p>関節を伸展させ、開始位置に戻す。</p> <p>開始位置にて5秒間保持する。</p>
 <p>図 4 - 10</p>	<p>関節を曲げて記憶した位置に戻してください。</p> <p>(保持後)</p> <p>そのままの姿勢で5秒間保持してください。</p>	<p>記憶した位置まで関節を曲げる。</p> <p>記憶した位置で5秒間保持する。</p>
 <p>図 4 - 11</p>	<p>計測が終了しました。</p> <p>お疲れ様でした。</p>	<p>画面に記憶した設定角度、再現角度、その差が表示される。</p> <p>表示された差を関節位置覚として0度に近いほど良好である。</p>

次に手動作測定(Manual mode)の操作方法および動作について図にて説明する。これは、検者が他動的に被験者の関節を動かす、角度を設定する。

画面	音声	検者・被験者の動作
 <p>The sense of position</p> <p>Automatic mode</p> <p>Manual mode</p> <p>図 4 - 12</p>		<p>画面の手動作測定(Manual mode)のボタンを選択する。</p>
 <p>Startボタンを押し 測定を開始してください</p> <p>Start</p> <p>図 4 - 13</p>		<p>準備ができたなら Start ボタンを押す。 以下、音声に従い動作を実施する。</p>
 <p>ゼロ位置を決定します。</p> <p>設定</p> <p>Stop</p> <p>図 4 - 14</p>	<p>ゼロ位置を決定します。 関節を伸ばしてそのままの姿勢でいてください。 (保持後) そのままの姿勢で5秒間保持してください。</p>	<p>検査者は、被験者の対象関節を伸展させ、その位置で設定ボタンを押す。 開始位置を設定し、この位置を0度とする。</p>

 <p>設定角度を決定します。</p> <p>設定</p> <p>Stop</p> <p>図 4 - 15</p>	<p>関節を曲げて、その位置を記憶してください。</p> <p>(保持後)</p> <p>そのままの姿勢で 5 秒間保持してください。</p>	<p>検者は被験者の対象関節を記憶する角度まで関節を曲げる。記憶角度にて設定ボタンを押す。</p> <p>検者は記憶角度にて保持し、被験者に 5 秒間で位置を記憶するように指示する。</p>
 <p>ゼロ位置に戻します。</p> <p>OK</p> <p>Stop</p> <p>図 4 - 16</p>	<p>関節を伸ばして、最初の位置にしてください。</p> <p>(保持後)</p> <p>そのままの姿勢で 5 秒間保持してください。</p>	<p>検者は対象関節を伸展させ、開始位置に戻す。戻したら OK ボタンを押す。</p> <p>開始位置にて 5 秒間保持する。</p>
 <p>再現角度を決定します。</p> <p>設定</p> <p>Stop</p> <p>図 4 - 17</p>	<p>関節を曲げて記憶した位置に戻してください。</p>	<p>検者は他動的に対象関節を曲げ、被験者に記憶した位置を口頭で聴きながら記憶した位置を設定する。位置を決定後に設定ボタンを押す。</p>
 <p>結果:</p> <p>設定角度: 84.485° 再現角度: 80.485°</p> <p>誤差</p> <p>3.811°</p> <p>Top</p> <p>図 4 - 18</p>	<p>計測が終了しました。 お疲れ様でした。</p>	<p>画面に記憶した設定角度、再現角度、その差が表示される。</p> <p>表示された誤差を関節位置覚として 0 度に近いほど良好である。</p>

携帯デバイスからデータの出力方法について説明する。開発したアプリは、研究に使用できるように測定した結果を CSV 形式のデータにて出力する機能を追加した。測定で利用したスマホなどのモバイル端末をアプリ管理ソフト iTunes (Apple 社) がインストールしてあるパーソナルコンピュータ (以下 PC) にライトニング USB ケーブルにて接続する (図 4-19)。iTunes を起動後に画面より関節位置覚測定アプリを選択し、データ出力先を選択することによりデータを出力することができる (図 4-20)。データ項目は、記憶角度、再現角度、算出角度、測定日時などである。データ出力後はエクセルにより編集および統計などの分析が可能となる。



図 4-19 iTunes (Apple 社) データ出力画面

angledata.xlsx - Excel

シート: データ

表示: 表示

設定: ルーラー, 数式バー, 枠線, 見出し, スム 100%, 選択範囲に合わせて拡大/縮小, 新しいウィンドウを開く, 整列, ウィンドウ枠の固定, 分割, 表示しない, 再表示, 並べて比較, 同時にスクロール, ウィンドウの切り替え

	記憶角度	再現角度	差の算出値						
-2.161859	91.369598	76.449766	15.519820	2.231100	-89.556641	-11.261596	89.946666	-0.900879	-
-9.841312	90.750028	89.281279	1.068950	2.764811	-88.648647	-11.107469	89.184265	-1.894019	-
-14.290081	90.067304	86.279997	3.787307	6.644234	-86.893274	-20.697479	88.731504	-3.065186	-
-15.365333	91.951038	86.470886	5.480152	8.829939	-86.299419	-22.552268	87.907104	-2.151947	-
-31.936481	87.510286	88.963064	1.452778	8.632146	-87.550890	-17.886423	88.119865	0.401001	-
-22.259581	93.509596	95.220197	1.710591	12.208346	-87.321363	-15.150720	85.943048	-0.877533	-
-15.152954	95.856536	90.878609	4.977987	14.448595	-87.242163	-13.862586	86.363654	-0.885773	-
-24.992938	90.267419	92.535406	2.267987	10.748634	-86.538048	-20.588143	87.198486	-0.391388	-
-20.777838	94.391235	95.631770	1.240535	12.161237	-87.569506	-13.812923	87.824707	-1.200607	-
-30.862976	91.780195	86.267579	5.512615	8.713666	-88.695770	-7.578728	85.418701	-4.603271	-
-41.246380	87.210051	100.594498	13.284446	7.963336	-87.984117	-13.809037	89.715729	-2.108002	-
-12.419634	97.825599	94.583422	3.236167	14.937220	-87.385899	-12.358554	87.926331	-1.100006	-
-24.770958	95.372910	91.410460	4.862350	5.272406	-86.386028	-16.590311	86.130066	-1.038208	-
-37.538793	87.156168	92.348991	4.807177	8.429130	-82.691033	-23.771053	86.287607	-2.844086	-
-52.805296	88.398664	89.601035	1.202370	82.579023	-81.098522	-30.521886	80.287699	-5.111389	-
-38.553971	87.202866	97.822815	10.619950	12.566529	-85.804717	-21.728330	86.259406	-5.167694	-
-34.349704	89.201764	94.899788	5.698023	2.722325	-82.710958	-28.714900	86.546173	-4.897581	-
-31.348513	91.389703	89.752677	2.640266	82.718551	-85.777220	-21.043168	85.546417	-2.224731	-
-37.872166	97.710523	96.119247	1.581276	95.980807	-84.065911	-14.899419	86.032562	-5.180796	-
-38.379123	92.993608	89.419139	3.574470	7.601645	-85.248862	-19.870999	85.970764	-3.869934	-
-20.182731	87.495460	89.359631	1.864172	83.1893	-87.373265	-18.383988	88.729706	-4.406891	-
-32.978494	87.162238	88.223712	1.061414	0.189548	-85.652491	-23.706729	87.227325	-4.939728	-
-40.827334	89.610266	84.454878	1.848008	89.4708	-86.814806	-20.913450	85.414681	-6.668461	-

図 4-20 データ出力時のエクセル画面

4.4 アプリの特徴

1) 汎用性が高い.

アプリを使用して測定するためにスマホなどのモバイル端末にて測定可能である. 第1章で総務省の平成27年通信利用動向調査で平成27年7月22日に発表したスマホの世帯普及率が72.0%である¹⁰⁾ことからほとんどの日本人がスマホを所有している. スマホに開発したアプリをダウンロードするだけで計測が可能となる. そのため基本となるオペレーティングシステム(以下OS)が同一であれば, 測定が可能のため汎用性が非常に高い.

2) 機動性が高い.

現在までの研究では関節位置覚を定量化するための機器はサイズが大きく, 装着などの設定やPCなどの機器を使用するために臨床で測定するには困難であった. しかし, スマホなどのモバイル端末のみの使用により, どこでもだれでも測定が可能となり, 機動性が高い.

3) 安価である.

現在のiPhone6シリーズの価格は契約会社により違うが大手通信会社のNTT docomoでは実質負担額は26,000円前後である(2016年8月調べ). また, 電話機能などの通信機能を持たないiPod touchの価格は25,000円前後である. 専用の測定機器と比較しても安価であり, 通常はスマホとして利用することが可能である. また, 測定のために新たに購入せずとも所有しているスマホに開発したアプリをダウンロードするだけで測定が可能となる.

4) 精度が高い.

現在までの関節角度は, ゴニオメーターを使用して5度間隔での測定している¹⁴⁾. しかし, これは関節可動域の測定用であり, 関節位置覚の測定のためではない. 開発したアプリは5度刻みよりも細かく測定することが可能である. そのためゴニオメーターを使用した関節位置覚よりも精度を高く測定することが可能となる. 精度が高まることでより測定値の変化を詳細に分析が可能となる.

5) 研究データとして使用が可能である.

現在の関節位置測定には模倣法が一般的に使用されており, 脳梗塞患者の測定では麻痺側四肢を他動的に動かし, 非麻痺側を麻痺側の位置を自動的に模倣する. その位置が模倣できているかどうかで判断する定性的な方法であった. 開発したアプリでは音声に従い動作を行なうことにより結果が画面に表示される. 多くのデータを分析する際にはモバイル端末を PC に接続することにより結果をエクセルなどで分析することが可能となる.

第 5 章 モバイル端末での位置覚測定アプリケーションの信頼性と
 妥当性の検討

5.1 緒言

第4章で今回、開発した関節位置覚を測定するためのアプリについて説明した。アプリ開発は、有限会社電子創研に依頼し、依頼から試作品完成までの期間は2ヵ月であった。関節位置覚測定アプリは上下肢の位置覚を測定することを目的に開発を進めた。測定はモバイル端末を把持及び装着して頂き、音声ガイダンスに従い動作することにより測定が可能になるものとした。測定方法は再現法を採用し、設定関節角度を記憶し、記憶後にゼロポジションに戻し、記憶した関節を再現し、設定角度と再現角度との誤差により関節位置覚を評価できるものを開発した。この章では、開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」の信頼性と妥当性を検証することを目的とした。また、測定結果から信頼性の高い測定回数を設定することとした。

5.2 対象と実験方法

対象者は、信頼性については肘関節に既往がない若年健常成人10名とした。対象者の属性は表5-1に示す。また、妥当性の検討では肘関節に既往がない若年健常成人2名とし、対象者の属性は表5-2に示す。検者は、理学療法士男性1名とし、臨床歴は4年10ヶ月であった。

対象者は、日本整形外科学会・日本リハビリテーション医学会が制定している肘関節の参考可動域範囲内であった。

表5-1 信頼性の対象者の属性 n = 10

年齢 (歳)	身長 (cm)	体重 (kg)
19.9 ± 0.3	165.4 ± 11.9	60.4 ± 8.2

平均値±標準偏差

表5-2 妥当性の対象者の属性 n = 2

年齢 (歳)	身長 (cm)	体重 (kg)
20.5 ± 0.7	170.5 ± 6.4	58.5 ± 2.1

平均値±標準偏差

測定器具として iPod touch (Apple Inc, Cupertino, CA : 図 5 - 1) を使用し, 開発アプリ「The sense of position」(Version 1.0.12 : 図 5 - 2) をインストールした.



図 5 - 1 使用機器 : iPod touch
(Apple Inc, Cupertino, CA)



図 5 - 2 開発アプリ「The sense of position」
(位置覚測定アプリ, Version 1.0.2)

iPhone シリーズは 2015 年 8 月から 10 月の調査で日本のスマホの販売シェアは 50%であり¹³⁾, また多くのアプリを使用することが可能である. iPod touch には, 加速度センサ, GPS, 磁気センサ, カメラなどが内蔵されており, アプリ使用により簡易的な測定が可能である. また, iPhone と同様のアプリを使用することが可能であり, 携帯電話ではないため電波を発しないことから医療現場でも使用が可能であることから測定機器として選択した.

開発アプリ「The sense of position」は, Automatic mode (自動測定) と Manual mode (手動測定) での測定が可能である. 今回は, Automatic mode を使用して測定を行なった.

Automatic mode では, 音声に従い関節を動かすことによって測定値を算出することが可能である. 測定法は, 再現法を使用し, 自動または他動的に四肢の関節を動かし, 一定の角度を 5 秒間保持して記憶 (設定角度) する. その後, 四肢の関節を 0 度に戻して 5 秒経過後に記憶した位置 (再現角度) に戻す. 設定角度と再現角度との差が自動的に算出され, 画面に表示される. 計測

データは、Apple 社製のファイル管理ソフト iTunes にて CSV 形式で書き出しをおこなった。

信頼性の検討は、右肘関節を対象とした。iPod touch をスマホ用アームバンドケース（図 5-3）にて機器上部が右前腕の両側茎状突起レベルになるように装着した（図 5-4）。

閉眼・背臥位にて肘関節屈曲 0 度を開始位置とした。自覚的に 90 度の設定角度まで屈曲して 5 秒間記憶し、肘関節屈曲 0 度まで戻した。5 秒後に記憶した角度まで戻し、5 秒間保持した。測定回数は 10 回として、1 週間以内に 2 度目の測定をおこなった。



図 5-3 スマートフォン用アームバンドケース



図 5-4 端末モバイルの装着

妥当性の検討も同様に右肘関節を対象とした。測定方法は信頼性と同様に設定角度を肘関節 90 度として Automatic mode にて 10 回測定した。設定角度と再現角度での関節の位置をデジタルカメラにて撮影し、撮影後に画像解析ソフト Image J を使用して角度を測定し、2 つの角度の差の実測値および絶対値を算出した。実測値は、設定角度より再現角度が過大の場合を +、過小の場合を - とした。

信頼性の検討は、対象者の 10 回の測定値の平均値を使用した。検者内信頼性として 1 度目と 2 度目の値を級内相関係数 ICC (1, 1) にて分析した。また、妥当性は実測値および絶対値をピアソンの相関係数を用いて検定を行なった。測定回数を設定するために再現性で測定した 1 度目の結果を使用した。測定回数ごとに平均値を算出し、10 回目の値を絶対値として級内相関係数 ICC (1, 1) にて分析した。統計処理には SPSS Statistics Version23 を使用し、有意水準は 5% とした。

5.3 結果

開発アプリ「The sense of position」での1度目の測定の平均値±標準偏差は $2.4 \pm 0.7^\circ$ 、2度目は $2.4 \pm 0.5^\circ$ であった。ICC (1, 1) は0.85 (95%CI : 0.530–0.960) であった (表 5 - 3)。

再現法での各機器における設定角度との差の平均値±標準偏差は、開発アプリ「The sense of position」の実測値では $0.9 \pm 3.9^\circ$ 、絶対値では $3.2 \pm 5.5^\circ$ であった。デジタルカメラ画像では実測値では $1.1 \pm 4.0^\circ$ 、絶対値では $5.0 \pm 3.9^\circ$ であった。開発アプリとデジタルカメラ画像での測定値の相関係数は、実測値では0.923、絶対値では0.867であり (表 5 - 4)、開発アプリとデジタル画像での算出測定値の間に強い相関がみられた (図 5 - 5, 6)。

表 5 - 3 開発アプリ (The sense of position) による信頼性

	1 度目	2 度目	ICC	95%CI	
			(1, 1)	上限	下限
設定角度との差 (°)	2.4±0.7	2.4±0.5	0.85	0.530	0.960

平均値±標準偏差.

表 5 - 4 開発アプリ (The sense of position) とデジタルカメラ画像の算出値との相関

	アプリケーション	デジタルカメラ画像	相関係数 (r)
実測値 (°)	0.9 ± 3.9	1.1 ± 4.0	0.923
絶対値 (°)	3.2 ± 5.5	5.0 ± 3.9	0.867

平均値±標準偏差.

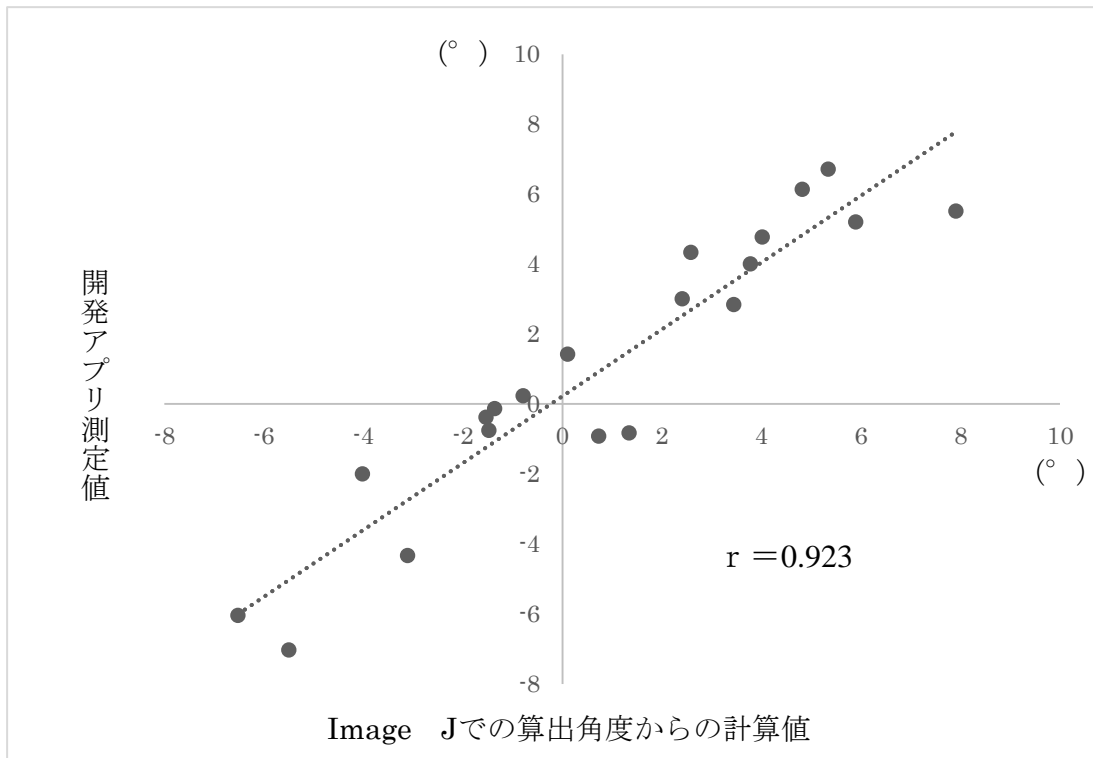


図 5 - 5 開発アプリとデジタルカメラ画像の算出値との相関（実測値）

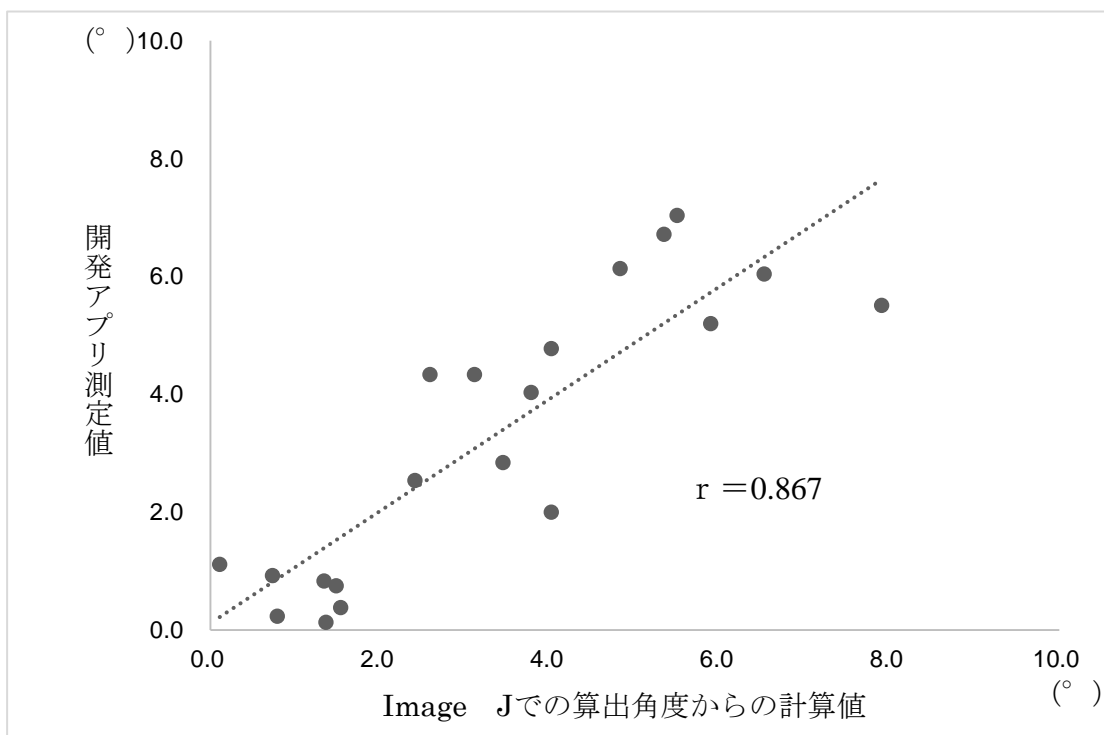


図 5 - 6 開発アプリとデジタルカメラ画像の算出値との相関（絶対値）

回数設定では、1回の ICC (1, 1) では 0.24, 2 回の平均では 0.33, 3 回の平均では 0.60, 4 回の平均では 0.71, 5 回の平均では 0.80, 6 回の平均では 0.80, 7 回の平均では 0.80, 8 回の平均では 0.92, 9 回の平均では 0.95 であった (表 5 - 5).

表 5 - 5 開発アプリによる各測定回数での ICC 値

	設定角度との差 (°)	ICC	95%CI	
			上限	下限
1 回	2.0±1.3	0.24	-0.393	0.734
2 回	2.5±1.2	0.33	-0.307	0.776
3 回	2.6±0.8	0.60	0.025	0.881
4 回	2.5±0.7	0.71	0.225	0.919
5 回	2.4±0.6	0.80	0.402	0.945
6 回	2.4±0.6	0.80	0.402	0.945
7 回	2.4±0.6	0.80	0.402	0.945
8 回	2.4±0.7	0.92	0.712	0.978
9 回	2.4±0.6	0.95	0.828	0.988
10 回	2.4±0.6	1.00	1.000	1.000

平均値±標準偏差.

5.4 考察

今回、関節位置覚を自動で測定できるアプリ「The sense of position」を開発し、そのアプリの信頼性と妥当性について検証した。また、測定結果から信頼の高い測定回数を設定した。本研究の結果より開発したアプリは、若年健常者で高い信頼性と高い妥当性を得ることができた。また、信頼の高い測定回数は5回以上であることが示唆された。このことから開発したアプリを使用することによって肘関節の関節位置覚を評価することができ、臨床現場や他の分野で応用できる可能性が示された。

信頼性の検討では、同一の条件で同一テストを実施して、その測定誤差の少なさから判定される。Fleiss ら¹⁷⁾は、ICCの判断基準を $ICC > 0.75$ で“excellent” reliability, $ICC = 0.40 - 0.75$ “fair” to “good” reliability, $ICC < 0.40$ “poor” reliability と分類されている。今回の信頼性での結果ではICC (1.1)は0.85であり、その信頼性は優秀であると評価される。このことから開発したアプリでの測定は信頼性に優れた評価であることが示された。また、開発アプリの測定結果と設定時と再現時との画像から算出した結果との相関では0.867と高い値を示した。このことから開発したアプリは高い妥当性があることが示された。また、2つの測定誤差は5°以内であり、臨床における角度表示は5°単位¹⁵⁾とされているため通常の再現法の測定と同等の結果が算出されていると考えられる。

測定回数は高い信頼性を示す回数を設定するためにICCが0.75以上を示す最低測定回数を求めた。その結果、測定回数5回以上で $ICC > 0.75$ 以上が示されたため測定回数を5回と設定した。

開発したアプリは従来の再現法と比較し、ゴニオメーターでの測定技術がなくても測定部位に機器を装着し、音声に従って動かすことで誰でも測定が簡便に可能となる。しかし、今回の結果より測定精度や回数設定など従来の方法と比較して検討が必要な部分があり、製品化するにあたり改善および分析していかなければいけないと考えている。

本研究の限界としては、今回は肘関節のみを測定対象としているために他の関節の信頼性と妥当性が示されていない。今後、肩関節や膝関節などの他の関節についても検討が必要である。また、対象者として若年健常者としているために高齢者や臨床での検証が必要である。自動測定において音声に従って測定動作を行うために高齢者の聴力や認知の問題が生じてくるために測定時

の対応が必要なことが考えられる。今後の展望としては、開発したアプリを幅広い対象者で測定していき、使用時の問題点について対応していきたいと考えている。

5.5 結語

開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」の信頼性と妥当性を検証した。また、測定結果から信頼性の高い測定回数を設定した。信頼性については肘関節に既往がない若年健常成人 10 名を対象した。また、妥当性の検討では肘関節に既往がない若年健常成人 2 名を対象とした。開発アプリ「The sense of position」の Automatic mode を使用して測定を行なった。

- (1) 結果より開発したアプリは、若年健常者で高い信頼性と高い妥当性を得ることができた。
- (2) 開発したアプリでの信頼の高い測定回数は、5 回以上であることが示唆された。

第 6 章 モバイル端末の取り付け位置のずれによる測定誤差の検討

6.1 緒言

第5章で新しく開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」の信頼性と妥当性を検証した結果より高い信頼性と高い妥当性を得ることができた。また、測定結果から信頼性の高い測定回数を設定した開発したアプリでの信頼の高い測定回数は、5回以上であることが示唆された。

しかし、これはモバイル端末を安定した位置で装着し、測定した場合である。多くの検査者や被験者自身が使用する際に基準としている位置に装着できるとは限らない。そのため今回は、異なる傾きの条件で測定を実施し、測定値への影響を検証する。また、結果より測定値を安定させるための装着方法の対策を考察していく。

この章では、モバイル端末を取り付けよるずれの方向への傾きに変化させ、アプリにて測定し、モバイル端末の位置の変化による測定誤差を分析することを目的とした。

6.2 実験方法

第5章同様に測定器具として iPod touch (Apple Inc, Cupertino, CA : 図 6 - 1) を使用し、開発アプリ「The sense of position」(Version 1.0.12 : 図 6 - 2) をインストールした。



図 6 - 1 使用機器 : iPod touch

(Apple Inc, Cupertino, CA)



図 6 - 2 開発アプリ「The sense of position」

(位置覚測定アプリ, Version 1.0.2)

今回も第5章同様に「Automatic mode」を使用して測定を行なった。Automatic mode では、音声に従い関節を動かすことによって測定値を算出することが可能である。

装着時の傾きとしてケース内での機器の傾きやアームバンドの緩みによる傾きが考えられる。機器の移動軸を X 軸，Y 軸，Z 軸の 3 軸と設定した。ケース内での傾きでは Z 軸での傾き，アームバンドの緩みによる傾きは Y 軸での傾きが考えられる（図 6-3）。そのため今回は，Y 軸と Z 軸の傾きを 0° ， 15° ， 30° に設定し，課題角度を測定した。

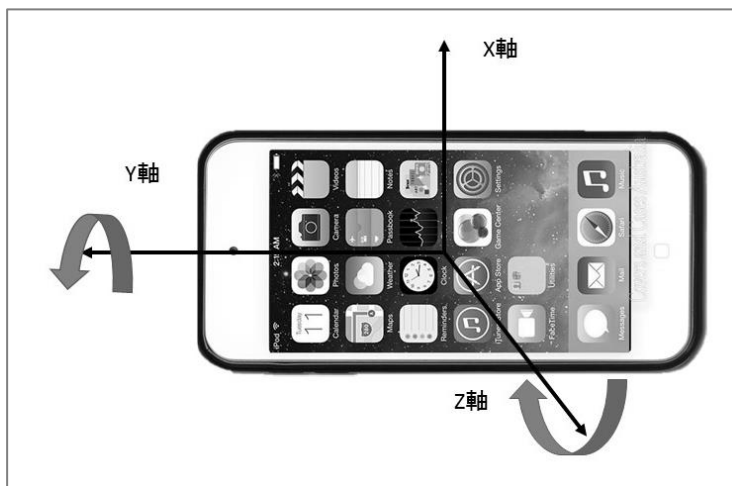


図 6-3 機器の移動軸

測定方法は，東大式ゴニオメーターを使用して Z 軸および Y 軸の傾き 0° ， 15° ， 30° に分度器にて設定および固定し（図 6-4，5，6，7，8，9），課題角度を 30° として手動で角度を設定し，アプリにて Z 軸および Y 軸の各傾きで 20 回測定した。

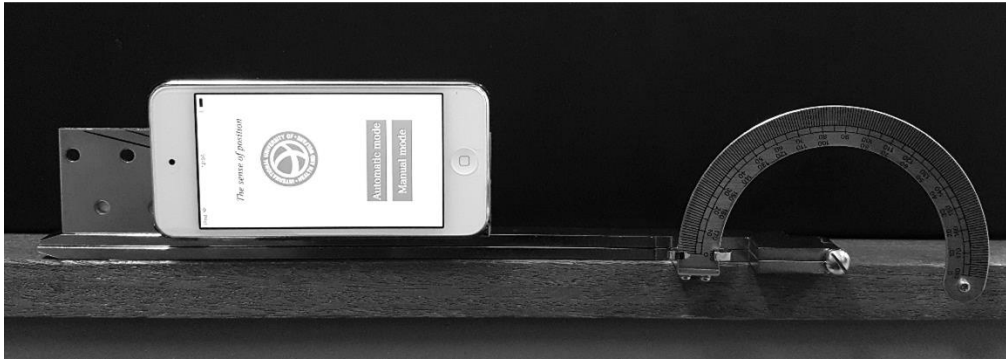


図 6-4 Z 軸 0°に固定した機器



図 6-5 Z 軸 15°に固定した機器

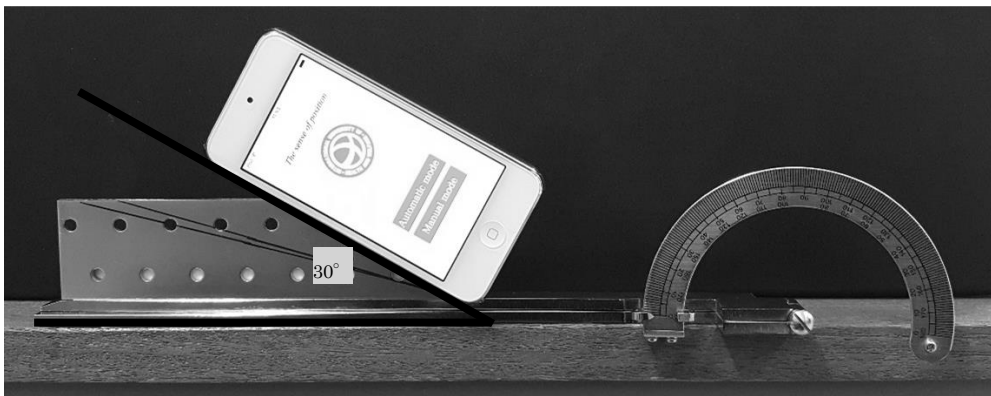


図 6-6 Z 軸 30°に固定した機器



図 6-7 Y 軸で傾け固定した機器

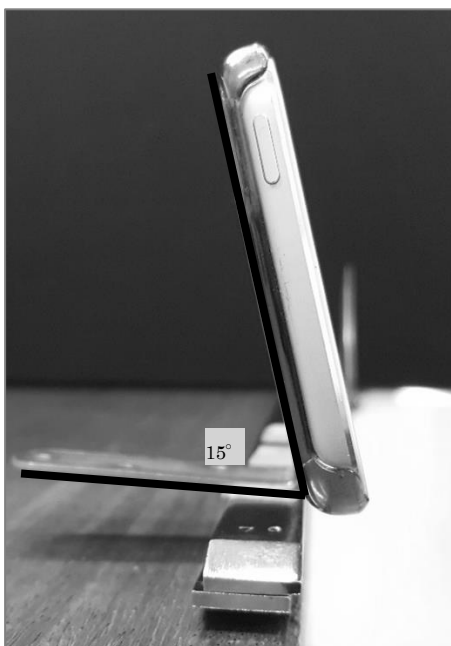


図 6-8 Z 軸 15°に固定した機器



図 6-9 Z 軸 30°に固定した機器

Automatic mode では、1 回の測定で記憶角度と再現角度で 2 回の角度を測定する。10 回の測定で 20 回の角度を算出した。また、各回の測定で設定角度と再現角度の差が算出された。各傾きでの 20 回の角度測定値と各回の設定角度と再現角度の差の平均値と標準偏差を求めた。

また、傾きの影響として各回の角度測定値と設定角度と再現角度との差を 0°の値を基準として 15°、30°の値との差の平均値と標準偏差を求めた。

6.3 結果

Z軸の傾きでの角度測定の平均値±標準偏差は、0°は $31.2 \pm 0.4^\circ$ 、15°は $30.1 \pm 0.2^\circ$ 、30°は $30.9 \pm 0.3^\circ$ であった。Y軸の傾きでの角度測定の平均値±標準偏差は、0°は $31.2 \pm 0.4^\circ$ 、15°は $30.6 \pm 0.3^\circ$ 、30°は $30.6 \pm 0.3^\circ$ であった(表 6-1)。

Z軸の傾きでの設定角度と再現角度の差の平均値±標準偏差は、0°は $0.0 \pm 0.4^\circ$ 、15°は $0.1 \pm 0.3^\circ$ 、30°は $0.0 \pm 0.4^\circ$ であった。Y軸の傾きでの設定角度と再現角度の差の平均値±標準偏差は、0°は $0.0 \pm 0.3^\circ$ 、15°は $0.0 \pm 0.3^\circ$ 、30°は $0.1 \pm 0.3^\circ$ であった(表 6-2)。

0°の値を基準値とした角度との差の平均値±標準偏差は、Z軸の15°は $1.1 \pm 0.5^\circ$ 、30°は $0.2 \pm 0.3^\circ$ であった。Y軸の15°は $0.6 \pm 0.6^\circ$ 、30°は $0.6 \pm 0.5^\circ$ であった(表 6-3)。0°の値を基準値とした設定角度と再現角度の差との差の平均値±標準偏差は、Z軸の15°は $-0.1 \pm 0.5^\circ$ 、30°は $0.0 \pm 0.5^\circ$ であった。Y軸の15°は $0.0 \pm 0.5^\circ$ 、30°は $-0.1 \pm 0.6^\circ$ であった(表 6-4)。

表 6-1 Z 軸および Y 軸の傾きでの角度測定 (20 回の平均)

	0°	15°	30°
Z 軸 (°)	31.2 ± 0.4	30.1 ± 0.2	30.9 ± 0.3
Y 軸 (°)	31.2 ± 0.4	30.6 ± 0.3	30.6 ± 0.3

平均値±標準偏差.

表 6-2 Z 軸および Y 軸の傾きでの設定角度と再現角度の差 (10 回の平均)

	0°	15°	30°
Z 軸 (°)	0.0 ± 0.4	0.1 ± 0.3	0.0 ± 0.4
Y 軸 (°)	0.0 ± 0.3	0.0 ± 0.3	0.1 ± 0.3

平均値±標準偏差.

表 6-3 0°の値 (基準値) との差 (Z 軸および Y 軸の傾きでの測定値)

	15°	30°
Z 軸 (°)	1.1 ± 0.5	0.2 ± 0.3
Y 軸 (°)	0.6 ± 0.6	0.6 ± 0.5

平均値±標準偏差.

表 6-4 0°の値 (基準値) との差 (Z 軸および Y 軸の傾きでの設定角度と再現角度の差)

	15°	30°
Z 軸 (°)	-0.1 ± 0.5	0.0 ± 0.5
Y 軸 (°)	0.0 ± 0.5	-0.1 ± 0.6

平均値±標準偏差.

6.4 考察

本研究は、モバイル端末の傾きを変化させ、アプリにて測定し、モバイル端末の位置の変化による測定誤差を分析した。測定方法は、東大式ゴニオメーターを使用してZ軸およびY軸の傾き0°、15°、30°で固定し、課題角度を30°と設定し、アプリにてZ軸およびY軸の各傾きで測定した。傾きの誤差として各回の角度測定値と記憶角度と再現角度との差を0°の値を基準として15°、30°の値との差を求めた。0°での値との差は、角度ではZ軸およびY軸ともに1°前後、記憶角度と再現角度との差では0.1°前後であり、傾きによる影響は少ないことが示唆された。

アプリは、関節角度の測定を安定させるために測定の開始位置で校正を行なっている。校正を実施することで装着する位置のずれを修正することができる。今回の測定では、ケース内での機器の傾きやアームバンドの緩みによる傾きを想定して、Z軸およびY軸の傾きを検証したが、角度測定では1°前後の差であった。誤差の値が1°前後で測定可能である理由は、開始位置での校正が実施されているためだと考えられる。

しかし、これは開始位置での傾きが固定されていることで安定した値を算出することが可能となる。設定角度と再現角度を設定するために関節の動作時に機器がずれることが考えられる。そのためにアームバンドでの装着する位置や傾きがずれないように固定する必要がある。測定をする前に検査者が装着時のゆるみを確認することで安定した値を算出することが可能となる。対策として専門知識がない対象者が測定する際に機器装着時にゆるみなく固定することや動作時に機器のずれがないかを確認することを指導する必要があると考える。

今回の検証の限界としては、東大式ゴニオメーターを使用しているため実際の人体を対象としての測定ではない。不安定な人体の固定面では複雑な傾きになるために複数の軸での傾きが考えられる。また、動作時のずれを考えると開始時の位置と変化していることが考えられる。このことから多くの傾きのパターンがあり、検証が困難である。

今回の分析によりZ軸およびY軸で最大30°までは誤差が1°前後で測定ができることを示された。しかし、開始位置設定後のずれには対応できないためにアームバンドの緩みや動作時のずれを確認することが必要である。

6.5 結語

開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」をインストールしたモバイル端末の傾きを変化させ測定し、モバイル端末の位置の変化による測定誤差を検証した。測定方法は、東大式ゴニオメーターを使用してZ軸およびY軸の傾き 0° 、 15° 、 30° で固定し、課題角度を 30° と設定し、アプリにてZ軸およびY軸の各傾きで測定した。傾きの誤差として各回の角度測定値と記憶角度と再現角度との差を 0° の値を基準として 15° 、 30° の値との差を求めた。

(1) アプリでの角度の測定ではZ軸およびY軸ともに 0° での値との差は、 1° 前後であった。記憶角度と再現角度との差ではZ軸およびY軸ともに 0° での値との差は、 0.1° 前後であった。

(2) アプリの測定開始時に校正を実施しているためにZ軸およびY軸ともに傾きの影響が少ないことが示唆された。

第7章 若年健常者を対象とした関節位置覚測定アプリケーションを
使用した測定

7.1 緒言

第5章で新しく開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」の信頼性と妥当性を検証した結果より高い信頼性と高い妥当性を得ることができた。また、第6章で開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」をインストールしたモバイル端末の傾きを変化させ測定し、モバイル端末の位置の変化による測定誤差を分析し、Z軸およびY軸ともに傾きの影響が少ないことが示唆された。

この章では、実際に若年健常者を対象に開発したアプリを使用して肘関節の関節位置覚を測定し、分析を行うことを目的とした。

7.2 対象と実験方法

対象者は、肘関節に既往がない若年健常成人10名（男性7名，女性3名）とした。対象者の属性は表7-1に示す。利き手（箸や投球時の使用側と定義）は全て右側であった。

表7-1 対象者の属性 n = 10

年齢（歳）	身長（cm）	体重（kg）
21.0 ± 1.3	173.2 ± 5.1	62.6 ± 6.5

平均値±標準偏差

第6章同様に測定器具として iPod touch (Apple Inc, Cupertino, CA : 図7-1) を使用し, 開発アプリ「The sense of position」(Version 1.0.12 : 図7-2) をインストールした.



図7-1 使用機器 : iPod touch
(Apple Inc, Cupertino, CA)



図7-2 開発アプリ「The sense of position」
(位置覚測定アプリ, Version 1.0.2)

第6章同様に「Automatic mode」を使用して測定を行なった. Automatic mode では, 音声に従い関節を動かすことによって測定値を算出することが可能である. 測定法は, 再現法を使用し, 自動または他動的に四肢の関節を動かし, 一定の角度を5秒間保持して記憶(設定角度)する. その後, 四肢の関節を0度に戻して5秒経過後に記憶した位置(再現角度)に戻す. 設定角度と再現角度との差が自動的に算出され, 画面に表示される. 計測データは, Apple社製のファイル管理ソフト iTunes にて CSV 形式で書き出しをおこなった.

今回の測定では, 左右の両肘関節を対象とした. iPod touch をスマホ用アームバンドケース(図7-3)にて機器上部が前腕の茎状突起レベルになるように装着した(図7-4).

閉眼・背臥位にて肘関節屈曲0度を開始位置とした. 自覚的に90度の設定角度まで屈曲して5秒間記憶し, 肘関節屈曲0度まで戻した. 5秒後に記憶した角度まで戻し, 5秒間保持した. 測定回数は3回とした.



図 7-3 スマートフォン用アームバンドケース



図 7-4 端末モバイルの装着

測定課題は、自覚的な肘関節屈曲 90° を記憶して、記憶した角度を再現することとした。設定角度と再現角度の差は自動的に絶対値で算出され、その値を関節位置覚の指標とした。両上肢で 3 回測定し、平均値を分析に用いた。統計処理として対応のある t 検定を用いて差の検定を行った。統計処理には SPSS Statistics Version23 を使用し、有意水準は 5% とした。

7.3 結果

今回の結果より肘関節において設定角度からの差は利き手では $2.2 \pm 0.8^\circ$ 非利き手では $3.3 \pm 1.5^\circ$ であった(表 7-2). 利き手では最大で 6.3° , 最小で 0.1° であった. 非利き手では最大で 11.5° , 最小で 0.6° であった(表 7-3). 利き手と非利き手との分析により非利き手では増加傾向を示した ($p=0.066$) (図 7-5).

表 7-2 利き手と非利き手の測定値

	利き手	非利き手
設定角度との差 ($^\circ$)	2.2 ± 0.8	3.3 ± 1.5

平均値 \pm 標準偏差.

表 7-3 利き手と非利き手の最大および最小値

設定角度との差 ($^\circ$)	最大値	最小値
利き手	6.3	0.1
非利き手	11.9	0.6

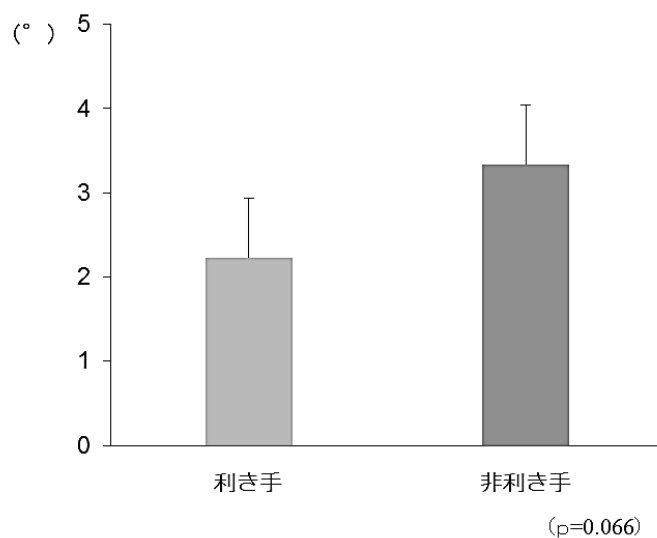


図 7-5 利き手・非利き手の肘関節での関節位置覚

7.4 考察

今回、開発したモバイル端末アプリを使用して若年健常者の関節位置覚測定を実施した。通常の操作により健常者を測定することが可能であった。分析の結果から非利き手の方が利き手よりも設定角度との差は増加傾向を示した。このことから健常人の肘関節の関節位置覚は、利き手と非利き手の違いを考慮する必要があることが示唆された。

今回の結果より利き手の肘関節では設定角度からの差は $2.2 \pm 0.8^\circ$ 、非利き手では $3.3 \pm 1.5^\circ$ であった。利き手では最大で 6.3° 、最小で 0.1° であった。非利き手では最大で 11.5° 、最小で 0.6° であった。木山ら¹⁸⁾は膝関節位置覚を電気角度計にて測定し、10度以上の誤差を示す健常者が少なくないと報告しており、測定部位に違いがあるものの同様の結果が得られた。

また、山田ら¹⁹⁾は膝関節の同側肢での再現法での誤差の範囲は4~8度であることを報告しており、測定部位に違いがあるものの同様な結果が得られた。開発したアプリにより若年健常者を測定して、先行研究と同様な結果を得ることが可能であることが示唆された。

結果より非利き手は利き手より肘関節の設定角度からの差が増加傾向にあった。今回の対象者も全員が右利きであり、右利きは世界の人口の約9割と報告²⁰⁾されている。利き手の方が非利き手に比べて筋力や巧緻性が優れており、一般的に利き手と非利き手の差は神経系の左右差から生じていることが報告²¹⁾されている。結果から見ると約1度の違いであるが、開発したアプリで利き手と非利き手の差を検出することが可能であることが示唆された。

この章の研究では対象者が10名と少ないために開発したアプリの計測が可能であることは確認することができたが、利き手と非利き手の傾向を見るためにより多くの対象を測定する必要がある。今後、対象者数を増やし、利き手と非利き手の傾向をさらに分析していければと考えている。また、若年健常者のみの測定のために利き手と非利き手の測定値の差が大きくなかったことが考えられるため年齢層が高い群の測定により変化を分析する必要も考えられる。

7.5 結語

開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」を使用して若年健常者の関節位置覚測定を実施した。肘関節に既往がない若年健常成人 10 名を対象とした。全ての対象者が右利きであった。開発アプリ「The sense of position」の Automatic mode を使用して測定を行なった。測定した結果を利き手と非利き手に着目して分析を行った。

- (1) 結果より肘関節の設定角度と再現角度の差は先行研究と同様の結果を得ることができた。
- (2) 開発したアプリでの測定により若年健常者の関節位置覚に利き手と非利き手の差があることが示唆された。

第 8 章 関節位置覚測定アプリケーションの臨床的応用

-脳卒中患者での検討-

8.1 緒言

第7章にて若年健常者を対象に新しく開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」の測定した結果より利き手・非利き手の位置覚に違いがあることが示唆された。本研究では開発したアプリを使用して脳卒中患者の肘関節の関節位置覚を測定し、麻痺側・非麻痺側に着目して分析を行うことを目的とした。

8.2 対象と実験方法

対象は、平成27年10月～11月まで総合病院 脳神経外科にて入院および外来でリハビリを行っていた脳卒中患者10名（男性6名，女性4名）とした。除外基準として①肘関節の可動域制限がない者，②肘関節屈伸運動が可能な者，③認知機能に問題がない者，④高次機能障害がない者とした。利き手（箸や投球時の使用側と定義）は全て右側であった。平均年齢は， 49.2 ± 6.6 歳であった。平均身長は， 169.0 ± 8.6 cm，平均体重は 64.9 ± 11.1 kgであった。診断名は脳出血7名，脳梗塞3名だった。発症からの期間は1年以内7名，1年以上3名だった。Br.stageは上肢IV～V，下肢IV～V，手指III～Vであった。対象者の属性は表8-1に示す。

表8-1 対象者の属性

対象者	基本情報				疾患情報				Br.stage		
	年齢 (歳)	性別	身長 (cm)	体重 (kg)	診断名	発症経過年	病巣半球	麻痺側	上肢	下肢	手指
1	47	男性	175	70	被殻出血	1年	左	右	V	IV	V
2	52	男性	170	62	被殻出血	1年	左	右	V	IV	V
3	54	女性	157	61	脳梗塞	6ヶ月	右	左	IV	IV	III
4	61	女性	161	56	被殻出血	1.5年	右	左	IV	IV	III
5	39	男性	182	84	被殻出血	1年	左	右	IV	V	IV
6	54	女性	165	55	被殻出血	1.5年	左	右	IV	V	IV
7	51	男性	178	80	被殻出血	5ヶ月	右	左	IV	IV	IV
8	43	男性	169	60	被殻出血	1.5年	右	左	IV	V	III
9	49	男性	175	71	脳梗塞	8ヶ月	右	左	IV	IV	III
10	42	女性	158	50	脳梗塞	8ヶ月	右	左	V	V	IV

前章と同様にモバイル端末 iPod touch を使用し、新しく開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」を用いて測定を実施した。上肢の測定肢位は背臥位で前腕に端末上部を両側茎状突起レベルにあわせ検査者が装着した。測定方法は Automatic mode を使用して自動測定され、被験者は端末からの音声に従い測定課題を実施した。測定課題は、設定角度を肘関節屈曲 20° ~ 90° の間で自由に選定し、その角度を記憶して、記憶した角度を自動で再現することとした。設定角度の範囲を拡大したのは、脳卒中患者を対象としたため肘関節の可動域や動作に影響があることを想定したためである。検査者は、被験者が設定角度を選定する際に規定した角度内で実施していることを確認した (図 8-1)。

設定角度と再現角度の差の値を関節位置覚の指標とした。麻痺側・非麻痺側で 5 回測定し、平均値を分析に用いた。統計処理として対応のある t 検定を用いて差の検定を行なった。

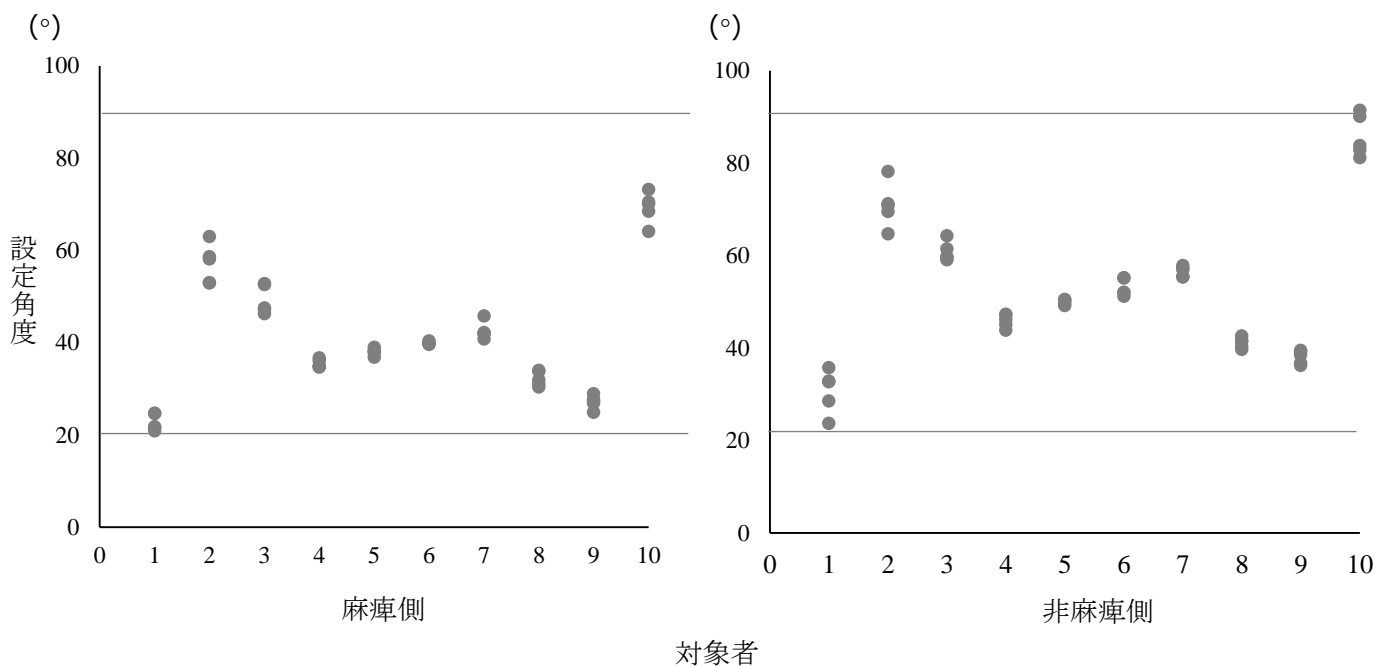


図 8-1 各対象者の設定角度

8.3 結果

脳卒中患者に対して開発したアプリを使用して測定し、機器が正常に作動し、測定をすることが可能であった。結果より肘関節での設定角度からの差は麻痺側 $9.9 \pm 2.1^\circ$ 、非麻痺側 $4.7 \pm 1.2^\circ$ であった（表 8-2）。麻痺側の方が有意に増加を示した（ $p < 0.05$ ）（図 8-2）。

表 8-2 麻痺側と非麻痺側の測定値

対象者	設定角度からの差 ($^\circ$)	
	麻痺側	非麻痺側
1	6.3	3.4
2	9.6	5.2
3	7.8	5.9
4	13.4	4.4
5	10.8	3.8
6	11.9	6.9
7	9.5	4.8
8	9.1	2.7
9	9.3	4.7
10	11.3	4.9
平均値	9.9	4.7
標準偏差	2.1	1.2

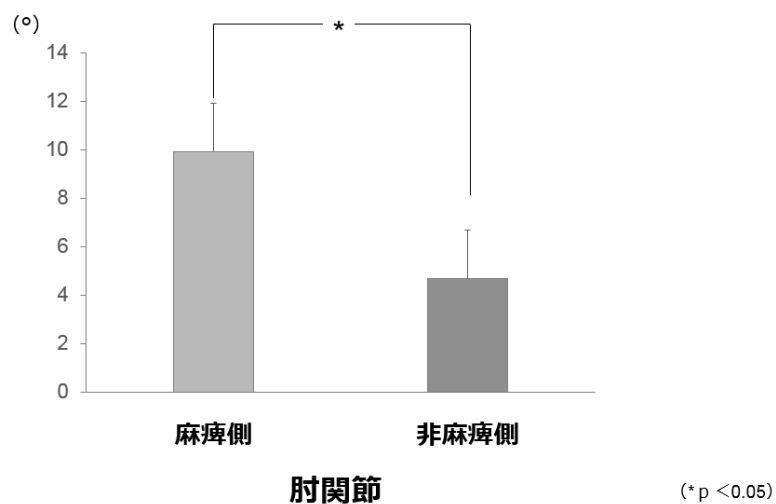


図 8-2 麻痺側・非麻痺側の肘関節での関節位置覚

8.4 考察

開発したアプリを使用し、脳卒中患者の関節位置覚測定を実施した。脳卒中患者を対象とした測定で機器が正常に作動し、測定をすることが可能であった。結果より麻痺側の方が非麻痺側よりも設定角度と再現角度との差が有意に増加を示した。先行研究同様に麻痺側では非麻痺側より位置覚が低下することを数値で示すことができた。開発したアプリでは、脳卒中患者の関節位置覚測定を自動で結果を数値化し、分析することが可能であることが示唆された。

今回、結果より麻痺側と非麻痺側との測定値間に有意差があり、その差は約5度であった。対象者の運動麻痺の程度としては、上肢の Br.stage IV～Vであり、比較的麻痺の程度としては軽いものであった。現在、臨床で多く行なわれている位置覚検査は、麻痺側を他動的に一定の位置におき、患者に非麻痺側で真似をさせ、同じ位置にあるかを視覚的に判断する²¹⁾。現在の方法では視覚的に約5度の差を捉えることが難しいと考える。開発したアプリでの測定では、その差を捉えることが可能であったことから運動麻痺の程度が軽度でも位置覚が低下していることを判断できると示唆された。渡辺²²⁾は脳卒中片麻痺患者について一次的障害と上肢の機能的予後について分析し、深部感覚障害は上肢の機能的予後が不良になることを報告している。関節位置覚をはじめとする深部感覚の障害がある場合は予後に影響することから入院時や退院後に関節位置覚の評価を実施することが非常に大切である。今回、開発したアプリは入院時には急性期より理学療法士がベッドサイドで測定が可能である。また、退院後も患者の携帯モバイルにダウンロードすることで自宅でも測定することが可能なため経時的に評価をすることが可能である。

今回の対象者は、**Automatic mode** を使用したために自動で動作が可能な麻痺の程度が軽い患者であった。そのため安定して測定することが可能であったが、麻痺の程度により測定が困難なことも考えられる。今後、脳卒中の対象者を増やし、麻痺によりどの程度まで測定可能かを検討していく必要がある。また、今回は1回の測定のみであり、経時的に対象者の値の変化をみることができなかった。臨床的に応用するため患者の経時的な変化を確認することにより回復を判断することが必要となる。今後、開発したアプリで経時的に測定を行ない、さらに臨床で使用する可能性を広げていきたいと考えている。

8.5 結語

開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」を使用して脳卒中患者の関節位置覚測定を実施した。脳卒中患者 10 名を対象とした。診断名は脳出血 7 名，脳梗塞 3 名，Br.stage は上肢 IV～V，下肢 IV～V，手指 III～V であった。開発アプリ「The sense of position」の Automatic mode を使用して測定を行なった。測定した結果を麻痺側と非麻痺側に着目して分析を行った。

- (1) 結果より脳卒中患者の麻痺側と非麻痺側の設定角度との差を捉える可能性が示唆された。
- (2) 今後，モバイル端末を利用したアプリが臨床の現場で活用されることが示唆された。

第9章 結 論

現在、スマホの普及率増加にともないアプリ開発が盛んになり、リハビリ分野でも研究・教育に利用されている。モバイル端末やアプリの進歩により生体センシング技術が身近になり、スマホを携帯し、アプリをダウンロードするだけでリハビリの評価が可能となってきている。その中で今回、関節位置覚を測定するアプリを開発した。関節位置覚は四肢関節の位置や向きを感知し、ボディイメージの構築に関与していることから理学療法の評価として重要である。臨床現場では、関節を損傷した患者や脳卒中の患者を評価することに用いられる。また、スポーツ分野でも選手の身体機能やケアをしていく中で評価に必要とされている。研究においても関節位置覚を数値化する方法が少なく、研究の測定項目として導入が困難であることから簡易的に数値化する機器が期待されている。本研究では、モバイル端末のアプリで関節位置覚を開発し、そのアプリの臨床での可能性を検討することを目的とした。

第2章では既存のスマホのアプリである傾斜角度計を使用し、関節角度測定の信頼性を検証し、静止物体と健常若年者の肘関節の角度の測定において高い信頼性が確認された。

第3章では信頼性を確認した既存のアプリ「傾斜角度計」を使用して肘関節にて関節位置覚検査法である再現法について信頼性と妥当性を検証し、関節位置覚検査法である再現法にて測定が可能であり、ゴニオメーターとの測定値と高い相関が認められた。

第4章では既存の傾斜計アプリを参考にし、アプリ業者と理学療法評価の関節位置覚検査アプリを協同開発した。関節位置覚測定のための新しいアプリは、自動モードを選択することで音声に従い、測定関節を動かすことにより再現法にて測定が可能である。また、設定角度と再現角度の差を自動に算出され、PCにデータを出力することが可能である。

第5章では、開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」の信頼性と妥当性を検証し、測定結果から信頼性の高い測定回数を設定した。結果より開発したアプリは、若年健常者で高い信頼性と高い妥当性を得ることができた。また、開発したアプリでの信頼性の高い測定回数は、5回以上であることが示唆された。

第6章では、開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」をインストールしたモバイル端末の取り付けよるずれの方向への傾きに変化させ測定した。モバイル端末の位置の変化による測定誤差を分析し、Z軸およびY軸ともに傾きの影響が少ないことが示唆された。

第7章では、開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」を使用して若年健常者の関節位置覚測定を実施し、測定した結果を利き手と非利き手に着目して分析を行った。結果より肘関節の設定角度との差は先行研究と同様の結果を得ることができた。また、開発したアプリでの測定により若年健常者の関節位置覚に利き手と非利き手の差があることが示唆された。

第8章では、開発した関節位置覚測定アプリ「The sense of position」を使用して脳卒中患者の関節位置覚測定を実施し、測定した結果を麻痺側と非麻痺側に着目して分析を行った。結果より脳卒中患者の麻痺側と非麻痺側の設定角度との差を捉える可能性が示唆された。今後、モバイル端末を利用したアプリが臨床の現場で活用されることが示唆された。

本研究の特徴は以下の通りである。

1.特色

モバイル端末を用いた関節位置覚を測定するアプリを開発し、安価で汎用性と機動性が高く、精度の高い測定が可能である。健常若年者と脳卒中の患者を測定し、それぞれの特徴を計測により確認することが可能であった。

①簡便な測定方法

スマホなどのモバイル端末1台で測定が可能のため場所を選ばずに測定できるため対象者の生活や入院の環境などで測定可能である。また、自動測定のため簡単な操作や測定方法を指導するだけで評価が可能となる。

②測定時間が短く、負担が少ない

1回の測定時間が約2分であり、機器の装着を含めても5分以内で測定が終了する。高齢者や障害をもった対象への測定時の負担が少ない。

③測定の数値化による精度および客観性の向上

従来の関節位置覚測定は定性的であったために測定者によりバラツキが考えられる。同一のアプリの測定により客観性が高まる。また、本研究の結果より精度の高い結果を得ることが可能である。

④健常者や片麻痺患者の関節位置覚の特徴を捉えることが可能。

⑤今後のモバイル端末でのリハビリ分野での測定の可能性を示した。

2. 独創性・先駆的な点

①測定システムについて

1) 汎用性が高い.

現在、世界的にスマホは世帯普及率が高く、スマホに開発したアプリをダウンロードするだけで計測が可能となるため汎用性が非常に高い.

2) 機動性が高い.

スマホなどのモバイル端末の使用により測定が可能となるためにどこでも持ち運びが可能であり、対象者の環境に合わせて測定が可能となるため機動性が高い. また、操作が簡便であるために簡単な指導により測定可能である.

3) 安価である.

専用の測定機器を使用せずにスマホなどのモバイル端末を利用するために比較的安価で測定が可能となる. また、新たに購入せずとも所有しているスマホに開発したアプリをダウンロードするだけで測定が可能となる.

4) 精度が高い.

関節角度は、ゴニオメーターを使用して5度間隔での測定が、開発したアプリの測定値は、開発したアプリは5度刻みよりも細かく測定することが可能である.

5) 研究データとして使用が可能である.

開発したアプリでは音声に従い動作を行なうことにより結果が画面に表示される. 多くのデータを分析する際にはモバイル端末をPCに接続することにより結果を出力できる.

②測定方法について

現在、臨床で多く行なわれている位置覚検査は、麻痺側を他動的に一定の位置におき、患者に非麻痺側で模倣させ、同じ位置にあるかを視覚的に判断する方法がとられている²³⁾. 本研究では、記憶した関節角度を再現させ、その記憶角度との差を数値化して関節位置覚を評価する方法である. 機器から統一した音声に従い自動運動にて関節を動作させるために安定した評価が可能である. また、自動運動のために筋紡錘からの筋感覚を利用できることから関節位置覚の精度を

高めることが可能であるとの報告²⁴⁾があり、開発したアプリでも自動運動での測定を採用していることから精度を高めるとともに筋紡錘を評価することが可能である。

3.研究成果の実用化の見通し

本研究にて開発したアプリは、スマホなどのモバイル端末へのダウンロードする操作方法などの基本的な知識があれば測定可能である。また、どこでも測定が可能のため対象者が背臥位や座位をとれる環境であれば実施可能である。モバイル端末からデータの出力が可能のためパーソナルコンピュータが1台あればデータの管理および分析が可能となる。以上のことから開発したアプリは実用性が高いものであることがわかる。

4.研究の限界点

本研究で使用した **Automatic mode** での測定は、音声に従い動作を行なうため聴覚障害、随意性が低下している対象者には測定困難である。また、測定の動作方法などが理解困難な重度な認知障害や高次機能障害をもつ対象者も測定が困難である。そのような対象者には **Manual mode** での測定により対応が可能となるが、本研究では検討していないために今後の課題となる。

また、健常者および片麻痺患者にて測定を実施したが、対象者数が少ないために因子分析などの他の分析をすることが困難であった。今後、対象者を増やし、関節位置覚に関連する因子などを分析していくことが課題である。

5.研究の展望

スマホなどのモバイル端末の技術が進み、私たちの生活環境も変化してきている。本研究により理学療法分野での活用が可能を確認することができた。今後、リハビリの分野で評価や治療に活用できるアプリの開発を進めていきたいと考えている。

謝 辞

本研究を進めていく中で、ご指導を頂きました恩師である国際医療福祉大学 保健医療学部の丸山仁司教授、姫路獨協大学 医療保健学部の霍明准教授、了徳寺大学 健康科学部の柗幸伸教授、また、アプリ開発にあたりご協力いただいた電子総研の寺岡俊一様、さらに、ご助言と励ましを与え続けて頂いた理学療法分野の諸先生方、同大学院生の皆様に深く感謝致します。

末筆ですが、日々支えてくれた両親にこの論文を捧げます。

引用文献

1. Simon C. Gandevia. Kinesthesia: Roles for afferent signals and motor commands. In: Rowell B L, Shepherd T J [ed.]. Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems. Oxford: Oxford University Press, 1996:128-172
2. 田川修一郎,菅川祥枝,谷口由香理.人工股関節全置換術後の関節位置覚について—関節位置覚測定への試み—.理学療法福岡 2013; 26:74-76
3. 神里巖,福原宏平,浦辺幸夫.陳旧性足関節外側靭帯損傷者の関節位置覚に対する靭帯再建術の効果.日本臨床スポーツ医学会誌 2010;18(3):482-489
4. 北坂彰彦,出家正隆,折田直哉.投球時痛と肩関節位置覚の関連.日本臨床スポーツ医学会誌 2012;20(4):5157-5157
5. 大久保雄,金岡恒治,竹村雅裕ら.大学サッカー選手の腰部位置覚.日本臨床スポーツ医学会誌 2011;19(1):108-113
6. 霍明.神経筋関節促通法.東京:アイペック,2010:9-17
7. KO ONODA, MING HUO, HITOSHI MARUYAMA. The immediate effect of neuromuscular joint facilitation (NJF) treatment on the standing balance in younger persons. Journal of Physical Therapy Science 2015; 27:1481-1483
8. 昇寛,丸山仁司,高橋直子ら.膝感覚固有感覚測定装置の考案と作成—測定値の信頼性の検討—.理学療法科学 2004;19(4):299-303
9. Przemyslaw L, Piotr O, Marcin W, et al. Measurement of active shoulder proprioception: dedicated system and device. Eur J Orthop Surg Traumatol 2013; 23(2):177–183
10. 内閣府.2014.消費動向調査.
<http://www.esri.cao.go.jp/jp/stat/shouhi/2014/201403shouhi.html> 2015.7.25
11. Divyanshu Dubey,Amod Amritphale,Anshudha Sawhney,Nupur Amritphale. Reliability and validity of a smartphone-based application for the quantification of the sit-to-stand movement in healthy seniors. Gait & Posture 2015;41:409–413

12. 松田雅弘,小山貴之,新田收,久保田直行,二瓶篤史,河方けい,塩田琴美,宮島恵樹,高梨晃,川田教平.半側空間無視患者に対する iPad を利用した新たな評価と治療法について.理学療法学 2013;40(2):104-105
13. カンター・ジャパン.カンター・ワールドパネル・コムテック調査.
<http://kantar.jp/whatsnew/2015/12/os.html> 2016.1.6
14. 石川朗,森山英樹.理学療法テキスト 理学療法評価学 I .東京:中山書店 2013:46
15. 石原進,太田雅敏,行方エリキ,水野忠則.端末自体の動きを用いた携帯端末向け個人認証.情報処理学会論文誌 2015;46(12):2997-3007
16. 米本恭三,石神重信他.関節可動域表示ならびに測定法.日本リハビリテーション医学 1995;32(4):207-217
17. Fleiss J L.The design and analysis of clinical experiments. New York :John Wiley & Sons Inc 1986
18. 木山喬博,河村守雄,猪田邦雄ら.若年正常膝の関節位置覚.理学療法学 1992;19(6):597-599
19. 山田和政,鳥居昭久,小島康広.簡易角度計による関節位置覚検査の信頼性.理学療法学 1998; 25(3):113-120
20. Raymond M, Pontier D.Is there geographical variation in human handedness?. Laterality 2004;9(1):35-51
21. Armstrong C A, Oldham J A.A comparison of dominant and non-dominant hand strengths. J Hand Surg Br 1999;24(4):421-425
22. 渡辺淳.脳卒中後片麻痺の身体機能の予後と決定因子.総合リハビリテーション 1995;5:321-328
23. 松澤正,江口勝彦.理学療法評価学改訂第 5 版.東京:金原出版 2016:110-111
24. 佐々木賢太郎,今田潤.再現方法の違いが膝関節位置覚の精度に及ぼす影響.保健医療学雑誌 2012;3(2):65-68