小グループ解析による静止画情報に基づいた膝関節可動域の測定

Measurement of Knee Motion Angle based on Digital Still Image Information by Small Group Analysis

保坂良資(正会員)* 斎藤正男(正会員)**

Ryosuke HOSAKA* and Masao SAITO**

Abstract

A new convenient and easy method to measure a knee motion angle is proposed in this paper. Knee motion angle is measured from image analysis in proposed method. A digital still camera is used as an input device. Knee joint is not a point. The motion analysis of the joint is difficult, since the knee motion is constructed by sliding and rotation. A small group analysis is defined in the new method. By using the analysis, the knee motion angle was measured in low error rate. The new method is also easy to measurement. The system can be constructed in low cost. Using the method in a residence as a daily rehabilitation, knee trouble of the aged can be reduced.

Keywords

Knee motion angle, Image analysis, Small group analysis, Digital image, Rehabilitation

1. はじめに

痴呆症老人の介護は難しく、専門的な知識を必要とする¹⁾。しかし、老人保健施設などの絶対数が不足しているため、家庭内介護が中心となっている²⁾。家庭内でこれを行うには、家族全体の協力が必要であり、その精神・心理的負担は膨大となる。特に、寝たきり老人や痴呆症を発症した老人の介護は、負担が大きく、難しいといわれている。ここで、痴呆症発症原因の一つに、寝たきり化があげられる。また、寝たきり化の主要な原因に要因として、下肢機能の低下をあげることができる³⁾。すなわち下肢機能の低下を予防できれば、寝たきり状態に移行することもなく、痴呆症の発症を遅れさせることができる。

老人の下肢機能の低下を防ぐために、多くの老人関係施設では、予防的なリハビリテーションが行われている⁴⁾。これの実施やその結果の評価は、一般に理学療法士(以下PTと略す)や医師によりなされている。しかしその評価は、目視によるなど、定性的なことが多く、客観性に欠けると言ってもよい⁵⁾。施設によっては、分度器状の定規によって可動域測定を行うところもある⁶⁾。しかしその精度は低く、また相当程度の熟練を要するため、信頼性や再現性が低下することがある。

本研究では、画像情報を用いた膝関節可動域測定方法を開発したので報告する。ここで提案する方法では、デジタルスチルカメラで撮影した画像に、パーソナルコンピュータ上で数値的な処理を施し、膝関節の可動域を測定する⁶⁾。また、新たに考案した小グループ解析を用いることにより、複雑な関節運動にも対応している⁷⁾。本方法では安価にシステムを構成でき、信頼性や再現性も確保できる。家庭内で、予防的なリハビリテーションを実施する際の評価基準として好適であると考えられる。

2. 膝関節と可動域測定方法

膝関節の構造をFig.1に示す。関節は、基本的に一対の骨と軟骨によって構成されている⁸⁾。関節の運動は、軟骨表面上で生じる。その時の最大角度を、関節の可動域という。その動作は複雑であり、蝶番のように一点を中心とした回転運動にはならない。一般的には、摺動運動と回転運動との複合的なものになるといわれている⁹⁾。そのため、その回転中心点も動的に移動する。

加齢に伴う運動不足や骨折治療の際の関節固定が長期にわたると、関節の運動量が減少し、次のような障害が発生する

といわれている⁹⁾。

① 関節の硬直

② 関節の拘縮

前者は、関節面の組織的な変化により生じる。その治療には、人工関節への置換も含めた外科的療法が必要となる。後者は、関節周辺の筋肉の収縮などにより生じる。こちらは、歩行訓練やマッサージなどのリハビリテーションを実施することで症状を改善できる。両者共に、症状が発現すると関節可動域が減少する。老人の場合、寝たきり化の要因となるのは後者であることが多い。従って、症状が発現する以前には予防的な目的で、その後は治療的な目的で、リハビリテーションを実施すれば、関節可動域の減少を改善できる。

従来より、関節可動域の拡大を目的としたリハビリテーションは行われている。しかし可動域の測定方法は、施設により大きな差がある。目視のみによる場合もあれば、分度器状の関節角度計によって行われる場合もある。Fig.2に、測定に用いられる関節角度計の一例を示す。また、Fig.3に測定環境の一例を示す。前者の測定は定性的であり、測定および評価の精度はPTの熟練度に依存する。後者の関節角度計による測定は定量的であるが、角度計の当て方に相当程度の熟練が必要とされる。従って、こちらの場合の精度もPTの熟練度に依存することとなる。

関節角度計の最小目盛りは、1度程度であることが多い。このため、原理的には0.1度の測定精度が確保される。しかし、この測定はPTの熟練度に大きく依存するため、測定精度が確保されても、数度から十度程度の誤差を生じることがある。老人の場合、日々のリハビリテーションの結果が大きく変化することは少ない。このため既存の測定方法では、短期間における治療効果が測定誤差の中に埋没する可能性がある。また測定結果自体が、実施日毎に一日単位で断片的に保存されるため、治療計画の立案などに活用することができない。これを簡便かつ相当程度の精度で測定できる方法が開発されれば、老人のリハビリテーションが効果的に実施できる。

従来から、スポーツ科学ならびにスポーツ医学の領域では、画像情報から四肢の運動状態を測定するシステムが存在していた。それらの測定精度は、一般に高い。しかし、超高速カメラなどを利用するものが多く、非常に高価となる⁹⁾。また、研究への応用を目的として開発されたものがほとんどであり、使用に際しては相当程度の知識と熟練を必要とする。このため、研究施設以外での広範な応用は難しい。簡便かつ低価格で、相当程度の精度が保証される測定方法が開発されれば、老人保健施設への応用はもとより、一般家庭への普及も期待できる。家庭内で、予防的なリハビリテーションが日常的に実施されれば、下肢関節の運動障害による寝たきり老人の実数が減少するものと考えられる。

3. 原 理

本研究で提案する方法では、独自の指標点を用いて膝関節可動域を測定する。Fig.4に、膝関節可動域の測定の際に

Fig.1 Structure of knee joint

Fig.2 An example of scale

Fig.3 An example of measurement

利用される指標点を示す。一般的には、同図の大転子、膝関節回転中心点（以下中心点と略す）、くるぶし部の三つの指標

点が利用されてきた。これらの中で、容易に定位できるのはくるぶし部のみである。大転子および中心点は内奥部にあり、相当程度の熟練がなければ定位が難しい。このためここでは、まず大転子のかわりに骨盤凸部を指標として用いることにした。ここは体表から認知しやすいため、定位が容易である。一方で、中心点は前述のように動的に移動するため、直接的には指標として用いないこととした。本方式では、これについては、くるぶし部の座標をもとに、算術的に定義することとした。従って、関節可動域の大きさは、骨盤凸部とくるぶし部の座標と、算出された仮想中心点座標から、測定することとした。

本方法では、中心点座標の算出にあたって、小グループ解析を新たに提案する⁷⁾。小グループの概念をTable.1およびFig.5, Fig.6に示す。関節運動は、前述のように単純な回転運動ではない。このため、中心点も動的に変位する。しかし比較的小さな範囲では、円運動に準じた運動になるとも想定される。このため運動全体を、適正な幅の小領域に分別して解析すれば、中心点の座標がよりの確に定位できるものと考ええる。ただし、その範囲の幅が適正でない場合には、誤差が増大することもある。

ここでは、運動角度にして約30度を一つの小グループとして考えた。すなわち、グループ1とは指標角度を30度とし、その中には0度から30度までの情報を含むものとした。同様にグループ2は指標角度を40度とし、その中には10度から40度までの情報を含むものとした。測定の際には、骨盤凸部ならびにくるぶし部に発光ダイオード(以下LEDと略す)を添付する。双方の位置は、共に、前述のように体表よりの定位が容易である。このため同一被験者であれば、LED添付位置にずれが生じる

Fig.4 Anatomical position of index point to measure the knee motion angle

可能性はきわめて低い。この状態で膝関節の屈伸運動を自動的に行わせ、その過程を、デジタルスチルカメラで撮影する。ここで得られた情報を、連続する静止画として記録する。これらの各画像から二つのLEDの座標を求め、くるぶし部LEDの座標については、前述の小グループごとに分別しておく。次に各小グループごとに四つのくるぶし部LEDの座標を円の方程式に代入し、その小グループにおける仮想中心点座標を算出する。この中心点座標と、各グループの指標角度の画像から抽出されたくるぶし部および骨盤凸部のLED座標とをあわせて、運動角度を算術的に求める。

より厳密には、中心点は3次元的に変位する。しかし、本方法による関節可動域の測定は、2次元的な画像情報に基づいている。このため、ここで提案する小グループ解析により、中心点の変位を捕捉できるものとする。

Table.1 Grouping for small group analysis

Group number	Index angle [°]	Angles within each group [°]
1	30	0, 10, 20, 30
2	40	10, 20, 30, 40
3	50	20, 30, 40, 50
4	60	30, 40, 50, 60
5	70	40, 50, 60, 70
6	80	50, 60, 70, 80
7	90	60, 70, 80, 90
8	100	70, 80, 90, 100
9	110	80, 90, 100, 110
10	120	90, 100, 110, 120
11	130	100, 110, 120, 130

Fig.5 Motion of malleolus

Fig.6 Principle of small group analysis

4. 実験例

4.1 方法

実験系をFig.7に示す。被験者は寝台上に伏臥位で横たわり、膝関節の屈伸運動を自動的に行った。骨盤凸部とくるぶし部の指標点にはLEDが装着された。屈伸運動は、10度ごとに停止させて行わせた。各停止点における画像情報は、約50cm離れた位置に設置したデジタルスチルカメラにより記録された。各画像は、LinuxをOSとするC言語で記述されたプログラムによって処理された。画像中からLEDの輝点を抽出し、前述の小グループ解析の原理に従って仮想中心点の座標を

Fig.7 Environment of experiment

求め、関節運動角度を算出した。

実験は、被験者8名により実施された。被験者は、20歳から25歳までの、下肢運動障害を持たない男子学生である。関節運動角度は、0度から130度までとした。ここで10度ごとに運動を停止させるため、被験者1名の1試行あたり14枚の画像情報が得られる。実験は各被験者について、7回づつ行い誤差評価ならびに解析を行った。そこでその最大値と最小値を除き、5試行分のデータの平均をとり、各被験者の誤差とした。この5試行分のデータについては、分散も求めた。なお運動停止の際には、関節角度計により運動角度を測定し、これをコントロール値として記録した。

実験には、デジタルスチルカメラとしてCASIO社のQV-10を、数値解析プラットフォームとして、PentiumをCPUとするDOS/V互換機を利用した。

4.2 結果

Fig.8に指標角度が130度の場合の、コントロール値に対する誤差を示す。Fig.9には、指標角度130度の場合のデータの分散を示した。またTable.2には、小グループ解析を実施しない場合と実施した場合に分けて、誤差と分散をまとめた。

Fig.8およびFig.9では、灰色のデータが小グループ解析を実施しない場合を示しており、白色のデータが小グループ解析を実施した場合を示している。前者の場合には、14の画像のすべてのくるぶし部座標を円の方程式に代入して仮想中心点座標を求めた。

Fig.8, Table.2より、被験者ごとに差は見られるものの、小グループ解析を実施しない場合には、測定誤差が最大で5.5%、最小で3.5%存在することがわかる。これに対して小グループ解析を実施した場合には、測定誤差が最大で3.3%、最小で

0.4%に減少していることがわかる。一方、Fig.9, Table.2から、分散についても各被験者による差は見られるが、小グループ

解析を実施した方が小さな値を示していることがわかる。

5. 考 察

本方法による測定結果は、関節角度計による測定値をコントロール値としたとき、誤差が最大で3.3%であり、小グループ解析を行わない場合の同5.5%に比して小さいことがわかった。分散についても同じことがいえ、小グループ解析を行った場合の方が良好な結果を残している。これは、ここで定義した小グループの大きさが適正であったことを示すものといえる。前述のように関節運動は、摺動運動と回転運動から成る複合運動であるため、小グループの幅を過剰に小さくすると、直線的な運動に対して円の方方程式を応用する可能性も生じる。この場合、仮想中心点は無限遠点に位置することになり、大きな誤差を生じることとなる。逆に、小グループの幅を過剰に大きく設定すると、複合運動を円で表現することとなり、Fig.8, Table.2の結果に見られるように大きな誤差を生じる。ここでは、小グループの幅を30度に設定したことにより、測定誤差が減少していることがわかる。

唯一、被験者Bの分散のみが、小グループ解析の後に悪化しているが、これについては、実験実施上出現した偶然誤差の影響であると考えられる。すなわち、ここで実施した実験では、画像撮影のため10°ごとに自動的な関節運動を停止させる。停止時間は数秒以内であるが、その際に諸筋の負担が一時的に大きくなり、分散の増大を招く可能性がある。被験者Bにおいては、これの影響が出現したものと考えられる。

本方法による測定では、簡便性向上のため、指標点としての大転子を骨盤凸部に変更した。これについても、誤差ならびに分散が減少していることから、小グループ解析を実施すれば、置換可能であることがわかった。また、小グループ解析後の分散が、0.1から0.4と小さい。このため、測定誤差の平均値を補正值とすれば、本方法による測定値を、従来の関節角度計のそれに変換することも可能と考えられる。小グループ解析実施後の測定誤差の平均値は、Table.2より1.6%である。

Fig.8 Result of experience (error rate)

Fig.9 Result of experience (variance)

Subject	Original data		Analyzed data	
	Error rate [%]	Variance	Error rate [%]	Variance
A	3.5	0.2	2.5	0.2
B	5.1	0.1	1.1	0.2
C	5.5	0.4	0.4	0.1
D	3.8	0.4	2.0	0.4
E	4.4	0.1	1.7	0.1
F	4.8	0.3	1.1	0.3
G	4.4	0.3	0.8	0.2
H	3.8	0.5	3.3	0.4
Average	4.4	0.3	1.6	0.2

Fig.10 Corrected error rate

これにより補正を施せば、測定誤差はFig.10に示すように最大で1.7%、最小で-1.2%となる。これは、この場合の測定角度に換算すると、 ± 2 度程度の範囲内となる。ただしこの誤差の範囲は8名の被験者間で見られたものであり、特定の被験者において生じたものではない。また、関節角度計を用いた測定では、その精度がPTの熟練度に依存するが、本方法ではそのようなことがない。従って、この程度の誤差であれば、十分に実用に供することができると考えられる。この観点からも、前述の大転子から骨盤凸部への置換が有効であったことがわかる。

中心点は前述のように、厳密には、関節運動に伴い3次元的に変位する。このため、正確な診断・治療を目的とするならば、ここで用いた画像情報の奥行き方向への解析も不可欠となる。しかしここで提案しているのは、相当程度の精度を確保できる簡便な測定方法である。家庭内などでの応用も含めて考えた場合、ここで得られた程度の精度であれば十分と考えられる。精度の向上のみを求めて複雑かつ高価なシステムを実現しても、介護に疲れた家庭では、使用される機会がないものと考えられる。

6. おわりに

本研究で開発した方法を用いれば、相当程度の精度のもとで膝関節可動域の大きさを測定できる。測定システムに用いられている装置は、パーソナルコンピュータとデジタルスチルカメラのみである。両者共に安価に入手でき、操作も容易である。このような構成であれば家庭内での応用も十分に期待でき、日常的に予防的なリハビリテーションを行うこともできる。また施設などでの応用では、従来の測定に用いた関節角度計とは異なり、測定データが定量的かつ時系列的に連続した情報として一括管理できる。これにより、経過観察や治療計画の立案も容易になり、質的に高度なリハビリテーションを実現することができる。本方法の実現により、老人の寝たきり化予防ならびに高齢者福祉の充実に寄与することができると考えられる。

謝 辞

本研究を実施するにあたりご協力いただいた本学卒業生(現 (株)クボテック)金子佳正氏、本学学部学生 小池真純君、平岡万里子君に深謝いたします。本研究の一部は、平成8年度財団法人 デサントスポーツ科学振興財団の助成によって実施されました。ここに同財団に対して深謝いたします。

文 献

- (1). 大友英一監修. ぼけ老人の在宅看護. 上手に接し、やさしく癒す. 東京. 立風書房, 1992
- (2). 総務庁長官官房高齢社会対策室編. 数字で見る高齢社会1977. 東京. 大蔵省印刷局, 1997; 147
- (3). 平井俊策, 江藤文夫編著. 老年者のリハビリテーション. よりよいQOLのために. 東京. ワールドプランニング, 1997
- (4). 厚生統計協会編.. 国民衛生の動向1997年. 厚生指標臨時増刊. 1997; 44(9); 126-137
- (5). C. C. NORKIN, D. J. WHITE著, 木村哲彦監修. 関節可動域測定法. 東京. 協同医書出版社, 1997
- (6). 保坂良資, 金子佳正, 小泉 秀, 稲葉忠司, 滝戸直人, 斎藤正男. 画像情報と検査レポートの統合管理によるリハビリテーション支援システムの試作. 第11回ライフサポート学会講演予稿集 1995; 137
- (7). 保坂良資, 丸山直樹, 星 善光, 斎藤正男. 画像解析による簡便な膝関節可動域測定方法の試作. 第13回ライフサポート学会講演予稿集 1997; 135
- (8). 守屋秀繁編集. 部位別スポーツ外傷・障害. 2. 膝. 東京. 南江堂, 1998
- (9). M. GROSSER, A. NEUMAIER著, 朝岡正雄, 佐野淳, 渡辺良夫訳. 選手とコーチのためのスポーツ技術のトレーニング. 東京. 大修館書店, 1997

1998年 8月29日受付

1998年10月24日受理

- * 湘南工科大学工学部情報工学科
神奈川県藤沢市辻堂西海岸1-1-25(〒251-0046)
- ** 東京電機大学工学部情報通信工学科
東京都千代田区神田錦町2-2(〒101-0054)
- * Dept. of Info. Sci., Fac. of Engng., Shonan Inst. of Tech.
1-1-25 Tsujido-Nishikaigan, Fujisawa, Kanagawa, 251-0046 JAPAN
- ** Dept. of Info. and Comm. Engng., Fac. of Engng., Tokyo Denki Univ.
2-2 Kanda-Nishikicho, Chiyoda, Tokyo 101-0054 JAPAN