

膝関節リハビリテーションのための 簡便な治療効果評価システムに関する研究

湘南工科大学 保坂良資

A Study of Useful System for Estimation of Treatment Effect for Rehabilitation of Knee

by

Ryosuke Hosaka

*Dept. of Information Science, Fac. of Eng.,
Shonan Institute of Technology*

ABSTRACT

Most of aged have a problem about one's knee trouble. It is important that the problem grow into lying in the aged. A daily rehabilitation-treatment is indispensable to solve the problem. In the past time, most of the treatment effect was estimated by observation of a physical therapist or a angle scale. So the exactitude of the estimation was kept to low level.

In this study, new methods for measurement and estimation of knee motion angle are developed. In these methods, the angle is measured and estimated objectively. One of them is a method for medical center.

The other is a method for residence. In the first case, the angle is measured and estimated by a image which is taken by a digital camera.

In the second case, the angle is measured and estimated by LED and photo transistor which are constructed in a arched handrail. The measurement and estimation are easy in the both methods. The exactitude of the estimation are also kept higher level.

要 旨

多くの老人は、関節の運動障害に係る問題を抱えている。この運動障害は、寝たきりに直結する問題であり、非常に重要である。これを解決するには、日常的なリハビリテーション治療が不可欠である。従来、膝関節のリハビリテーション治療では、その治療効果の評価が目視観察か分度器状の定規によって行われてきた。このためその精度は低いと言わざるを得なかった。

本研究では、定量的かつ客観的な評価が可能な膝関節可動域の測定方法を試作・評価する。ここでは、医療施設内での使用を前提としたものと家庭内での使用を前提としたものの2種類について報告する。前者は、デジタルスチルカメラで取得した画像情報から関節可動域の測定を行うものであり、後者は手すり状の筐体に組み込んだ発光ダイオードとフォトトランジスタにより関節可動域を測定するものである。いずれの方法も簡便に測定を行うことができ、その評価の精度も相当程度である。これらにより、従来よりも高精度でのリハビリテーション治療が可能となろう。

緒 言

下肢関節の機能障害は、老人の寝たきり化の主要な要因の一つである。一般には、リハビリテーション治療により、その予防が可能であると考えがちである。しかし現実的には、治療と測定・評価のほとんどが理学療法士の経験的知識に依存して行われる等の理由により、十分な治療効果が得られていない。

実際のリハビリテーション治療における関節可動域の測定は、理学療法士の目視観察か分度器式の定規によって行われている。これらの方法による測定では、約10度程度の分解能しか期待できない。しかし老人の場合、数日間程度の治療では関節可動域が大きく増大することはない。一方、

関節の理論的な回転中心である軸心と呼ばれる点は、関節の運動とともに常に微量移動しており、定位が難しい。このため現状では、日々の治療効果が測定誤差に吸収され、ほとんど評価できず、治療効果もほとんど期待できない。これでは、今後増大する老人の治療に対処できない。この改善には、軸心の定位及び関節可動域の客観的かつ定量的な測定が可能な方法の開発が不可欠である。

本研究では、寝たきり化の予防を目的とした関節可動域測定方法の試作・評価を行う。ここでは、医療施設などでの使用を前提とした方法と、日常的に家庭内で使用することを前提とした方法の2つについて述べる。前者では、デジタルスチルカメラを用いて、関節可動域を測定・評価する。後者では、アーチ状の手すりに組み込んだ発光ダイオード(LED)とフォトトランジスタにより関節可動域を測定・評価する。

1. 医療施設用測定方法

1. 1 原理

図1に下肢の構造を、図2に測定原理を示す。ここでは、関節運動を行っている被験者の側方より、デジタルスチルカメラにより、その運動状態を撮影する。この時、被験者の踝部、大転子部にはLEDを装着しておく。被験者が関節運動を行うと、LEDによる円弧状の光の軌跡が生じる。これをデジタルスチルカメラにより撮影する。次にここで得られた画像をパーソナルコンピュータに取り込み、画像の二値化処理を行う。これにより、各角度における下肢の運動状態が踝部に装着したLEDの光点として抽出される。この光点の位置情報を円の方程式に代入することにより、理論的な膝関節点すなわち軸心の定位を行う。膝関節点すなわち軸心の位置座標と踝部のLED、大転子部のLEDの位置座標から、膝関節可動域が測定・評価される。図3に測定時の様子を、図4に光点の測定状態の一例を示す。

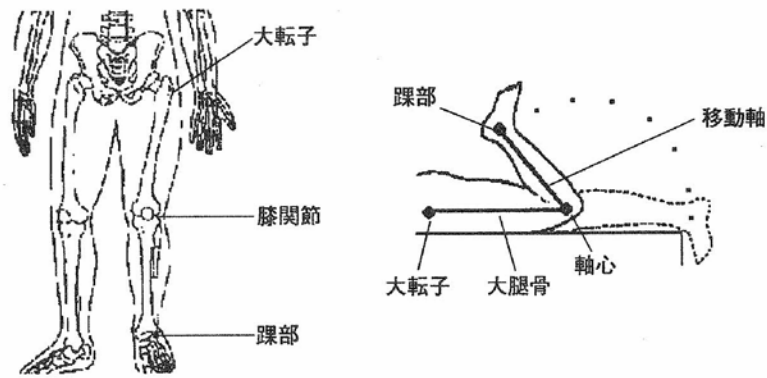


図1 下肢の構造と各部の名称

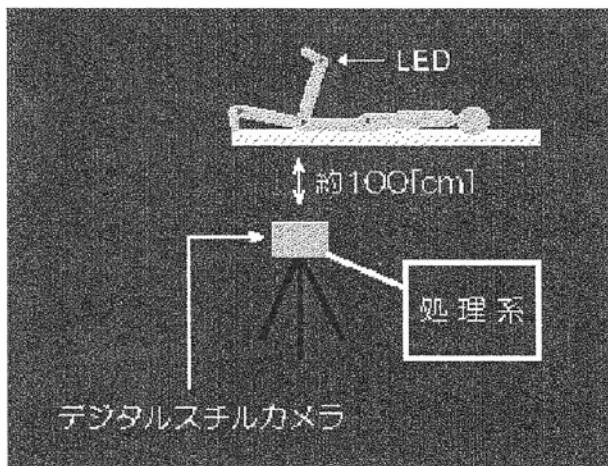


図2 測定原理

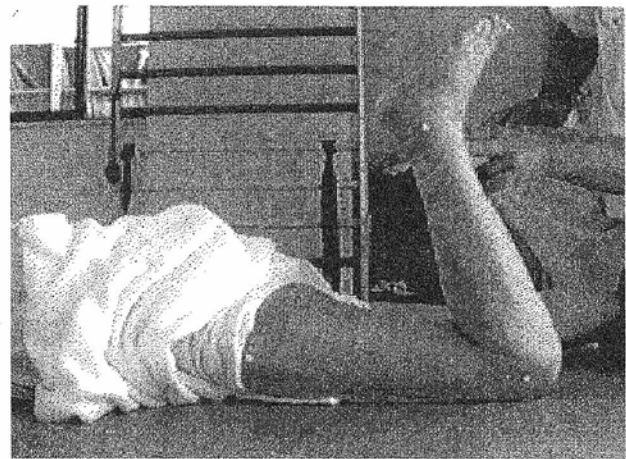


図3 測定の様子

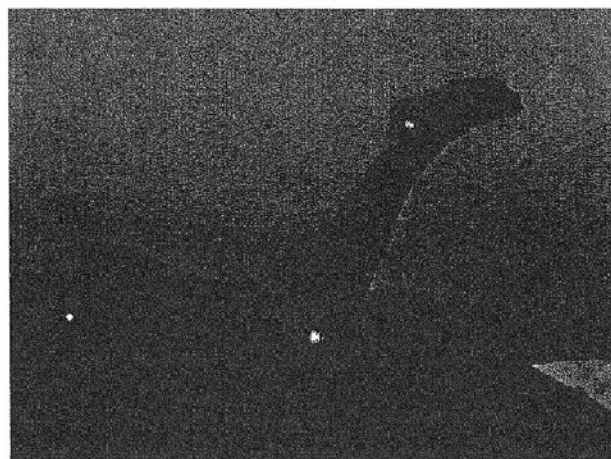


図4 測定される光点

表1 実験系の仕様

画像入力装置	カシオデジタルスチルカメラQV-10
画像マトリクス	320×240
実験時寝台上照度	500lux
測定角度	0度から130度まで、10度きざみ
測定距離	100cm
処理系 CPU	Intel Pentium 100MHz
処理系 OS	LINUX

ング・システムとしては、その処理速度からLINUXを用いることとした。

1.3 実験例

ここでは、本システムの基本性能を確認するための実験を行った。この実験では、20代の健常者8名を被験者として用いた。この実際の実験時には、発泡スチロール製のアプリケーションによりLEDの装着を行った。また、大転子の位置の特定

1.2 システム

表1に実験系の仕様を示す。画像撮影は、カシオ社製デジタルスチルカメラQV-10により行われる。ここで得られた画像情報は、Pentium100をCPUとする自作の計算処理システムにより処理される。また、処理系のオペレーティ

など、経験的な知識に依存する部分については、著者と友好関係にある老人保健施設に所属する理学療法士の指導を受けて行った。

具体的には、図5に示すように、運動角度0度

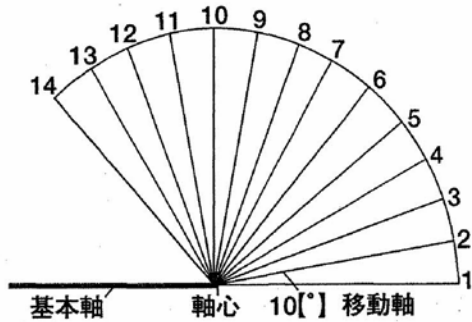


図5 測定角度

から130度までを10度間隔とし、合計14点での測定を試みた。これらの各点において、その点を含む4点（運動角度0度の場合には1から4の点）の座標値から、理論的な膝関節点すなわち軸心の座標を算出し、その際の運動角度を計測した。

表2 実験結果I

—最大運動角度における測定値の誤差—

被験者	A	B	C	D	E	F	G	H
平均[°]	3.5	5.1	5.5	3.8	4.4	4.8	4.4	3.8
分散	0.2	0.1	0.4	0.4	0.1	0.3	0.3	0.5

実験結果を表2に示す。同表では、運動角度が130度の点の実測値との誤差を被験者ごとにまとめてある。同表より、被験者間で数度の誤差の差が生じるものの、各被験者の測定値については、分散が0.3程度と小さいことがわかる。ここで、誤差の平均値を用いて軸心の座標に補正を行った結果を表3に示す。同表より明らかなように、この補正を行うことにより、被験者間の誤差はほぼ3度以内に収束することがわかる。この時の平均値は1.6度であり、分散は0.9であった。このことから、ここで用いた一連のアルゴリズムを応用することにより、膝関節の可動域が測定可能

表3 実験結果II

—補正後の軸心による最大運動角度における測定値の誤差—

被験者	A	B	C	D	E	F	G	H
平均[°]	2.5	1.1	0.4	2.0	1.7	1.1	0.8	3.3
分散	0.2	0.2	0.1	0.4	0.1	0.3	0.2	0.4

であることがわかる。

2. 家庭内測定方法

2.1 原理

一般家庭内において、日常的にリハビリテーションを実施しても、膝関節の拘縮等を予防することができる。ここではこのようなシステムの試作を前提としてその最適仕様を明らかにした。本方法の測定原理を図6に示す。ここで、アーチ状の手

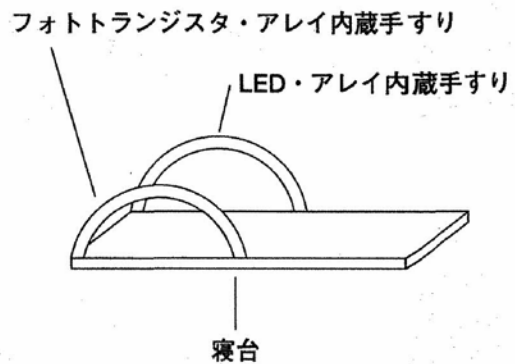


図6 測定原理

すりの内部には、片側にはLEDが、反対側にはフォトランジスタが組み込まれている。通常は、LEDから発せられた光が対向するフォトランジスタで検出される。被験者がマット上に伏臥位で横たわり膝関節の屈伸運動を行うと、下腿部の運動範囲すなわち関節可動域内に含まれるLED光が、下腿部によって遮断される。その遮断範囲の大きさから関節可動域が測定される。測定精度は、LEDおよびフォトランジスタの設置間隔で設定される。ここで、LEDとフォトランジスタを多数用意すれば高い精度で測定を実施することができる。しかし、本方法に基づく測定シス

テムは、自宅での日常的な運動の促進を主たる目的とするものである。従って、その測定精度の向上は必ずしも重要ではない。むしろ、老人自身が、このシステムにより日常にかつ自発的に運動を行うことに大きな意義がある。そのため、測定精度については5度程度で充分であると考えられる。

2. 2 システム

ここでは、本システムを実現するための最適仕様を求めた。本システムでは、アーチ状の手すりの内部にLEDとフォトトランジスタを組み込む。このLEDとフォトトランジスタについては、稼働環境の外光等による誤作動防止の観点から赤外光に対応したものをを用いる。表4に本システムで用いるLEDとフォトトランジスタの基本特性について示す。

表4 LEDとフォトトランジスタの基本特性

LED (シャープGL514A)	ピーク光波長 [nm]	950
	指向角半値幅 [°]	±7
	最大定格電流 [mA]	80
フォトトランジスタ (シャープPT501A)	ピーク感度波長 [nm]	800
	指向角半値幅 [°]	±6
	光電流 [mA]	20
	暗電流 [μA]	0.1

被験者の両側に設置する2本の手すりの間には、約40cmの間隙を設ける。一般に、LED光は小電力発光素子であり、光強度も微弱である。このためここでは、前述の距離をLEDとフォトトランジスタの間に設定した際の光信号の到達可能

性について予備実験を行い、その有効性を確認した。

表5に予備実験の結果を示す。同表より、前述程度の距離で生じる減衰であれば、光信号が受信可能であることがわかる。

表5 予備実験結果
—距離に対する光強度の変化—

LEDとフォトトランジスタの間隔 [cm]	光強度の減衰率 [dB]
0	0
20	8.51
30	15.02
40	19.74
50	22.50
60	25.19

2. 3 最適仕様

本システムで用いるアーチ状の手すりは、強度およびコストの両面から考慮して、塩化ビニールを素材とすることが適していると言える。その幾何学的な仕様を図7に示す。この程度の直径であれば、100kg程度までの体重に耐えうると考えられる。

一方、LEDとフォトトランジスタについては、前述の幾何学的な仕様から、測定分解能を5度とした場合、130度まで計測可能とするには、26個が必要となる。実際には双方の手すりに、1.7mm間隔でこれらを設置する。手すりの直径を大きくすれば多数のLEDを設置でき、測定精度を向上させることができる。しかし老人の中には

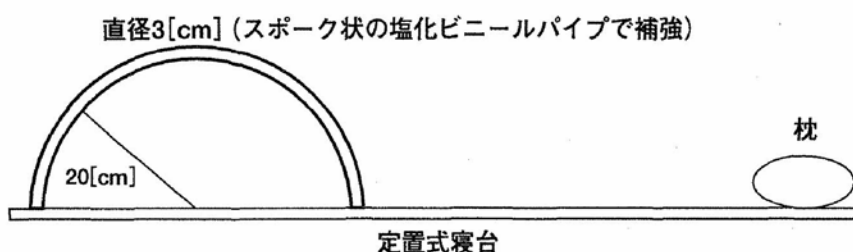


図7 家庭内測定方法による装置の幾何学的仕様

下肢長が小さい者もいるため、20 cmを最適仕様とした。LEDの駆動はダイナミック駆動とし、フォトトランジスタでその光信号を受信する。フォトトランジスタについては、常時受光状態として設定する。

フォトトランジスタで得られた光信号は、まずハードウェアによる角度処理系へ送られ、当該運動時の角度測定がなされる。その後、必要であればパーソナルコンピュータに取り込まれ、経時的な情報管理がなされる。

図8に処理系のブロック図を示す。ここでは、LED駆動用の信号とフォトトランジスタの出力信号を処理回路の入力信号とする。LED駆動信号は波形整形され、信号処理系のローカルクロックとして用いられる。ここでローカルクロックのタイミングから、当該時点での処理対象となるフォトトランジスタの出力信号が選別される。すなわち、ローカルクロックn波目が入力された場合、1からn個目までのフォトトランジスタの出力が処理対象として選別される。もしここで関節運動が停止した場合、n個目のフォトトランジスタのみに出力が生じる。すなわち、1からn個目までのフォトトランジスタの出力の論理和をとり、その結果が1となった場合、関節運動の停止を意味する。この情報から角度処理を行い、瞬時の関節運動角度を測定する。この処理を一定時間繰り返す。その最大値をもって最大関節可動域とする。

この処理系では、独立した回路で情報処理を行う。これにより、必ずしもパーソナルコンピュータを必要としないシステムを構成でき、老人や自治体の金銭的負担の軽減をはかることができる。また、基本的な処理がハードウェア的に実施されるため、処理時間の短縮にも有効である。この処理系については、当初はソフトウェア的なプログラムによる計算機処理を想定していたが、前述のような理由から、急遽ハードウェア処理に変更した。

老人の興味を喚起する付加価値的な要素については、様々な観点から検討を実施した。その結果、早期の実現が可能なものとして、枕部に液晶ディスプレイを設置し、名所の日の出の風景などをランダムに与えることが有効となった。ただしこの情報については、測定された関節可動域が、前日のそれよりも1分解能(5度)を越えて小さい場合には提示されないようにする。また、関連するハードウェア等の低価格化が実現すれば、これに加え、適当な音声情報の提供等も考慮の対象となる。

以上の各図表に示した仕様に基づいて作製すれば、ここで提案する測定・評価システムを実現できる。

3. 考察

本研究では、老人の寝たきり化の予防のために、2種類の膝関節可動域測定・評価方法について提

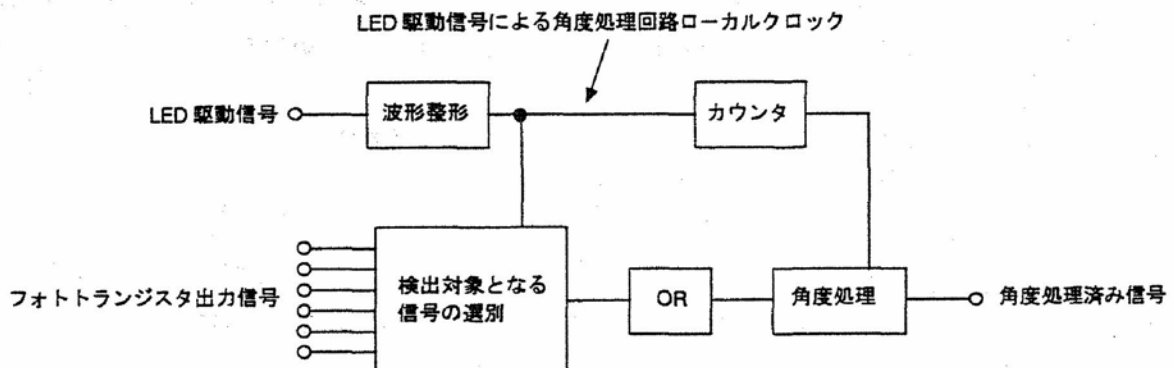


図8 角度処理系の構成

案し、試作ならびに各種の実験を行った。その結果、いずれの方法についても、各々の応用分野において相当程度に有効なシステムとして実現できる見通しを得た。

医療施設用の方法では、非接触的に高精度で膝関節可動域を測定・評価することができる。一方、家庭内での応用を前提としたシステムでは、測定装置であることを意識させずに、簡便に測定・評価を行うことができる。前者のシステムでは、デジタルスチルカメラからさらに進めてデジタルビデオカメラを情報入力装置として応用することにより、測定時間長の短縮、測定精度の向上、被験者の心理的負担の軽減をはかることができよう。また後者のシステムでは、測定行為に対する付加価値を適宜与えることにより、自発的な測定を促進でき、日常的なリハビリテーションを実現することが可能となろう。ただし現状ではコストとの関連から真に最適な付加価値を提供することは難しい。これらの各点については、今後の課題として、さらなる研究の発展に努力したい。

4. 結 言

ここで試作・評価を行った2つの方法は、現時点でいずれも実現可能である。ただし、考察で前述した改良をさらに加えることにより、より実用的なシステムとして進化させることができよう。これらの方法が一般化すれば、医療施設内において、非接触的に高精度の測定および治療効果の評価が可能となる。また、これに係る情報がデジタル情報として保管できるため、合理的な治療計画の立案等も可能となろう。家庭内向けシステムでは、自発的な事前リハビリテーションを行わせることが可能となり、運動障害の予防に寄与できよう。

双方の方法およびシステムは、運動科学の分野へも応用できる。これらは、従来の同種の測定方法に比べはるかに安価に実現できるため、学童や運動選手のリハビリテーションを始めとする、スポーツ科学の分野などへも広範な応用が期待できよう。