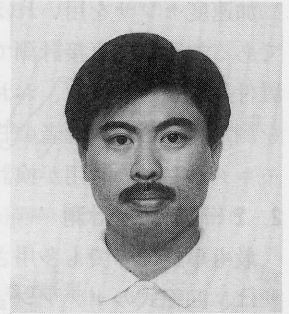


# リハビリテーション工学におけるセンサ応用



岩手大学  
工学部情報工学科  
助教授 藤田欣也

## 1. はじめに

リハビリテーションとは、障害や疾患によって一時的または永久に失われた機能を、日常生活あるいは職業に必要な段階まで、再獲得または代償する、という概念である。そのため、単なる麻痺の改善や障害の回復だけでなく、残存する健常部分で代償するための訓練や、杖や補装具あるいは機能補助のための電子機器の使用、さらに職場や家庭の改造までも包含する。リハビリテーションは、理学療法、作業療法、言語療法に留まらず、機能再建のための整形外科の手術なども含むが、本稿ではリハビリテーション関連分野の中でも、人間の動作機能計測と動作機能補助に関連した部分に限定し、センサ応用事例を紹介する。

## 2. 動作機能計測

まず、動作に関連した被測定量を図1のように整理する<sup>1)</sup>。通常、われわれが認識する空間における位置情報は、XYZの3次元で表現するのが一般的であり、位置計測も一般にこの定義に従う。一方、生体の動作は関節を中心とした回転運動なので、関節角度で表現される回転座標系も定義できる。さらに、生体内の筋まで考えると、筋レベルでの位置情報は、筋の長さとなる。同様にして力を考えると、作業空間での力は床からの反力などの3次元空間ベクトルであり、関節空間では関節トルク、筋空間では筋張力である。

ここで、1つの関節には伸筋と屈筋の2つの筋があるので、関節トルクは2つの筋の張力×モーメントアーム長の差で求まるが、逆に2つの筋張力は、当然ながら関節トルクから一意に定まらな

い。したがって、基本的には、解析対象とする空間によって、それぞれ異なる計測法が存在することになる。以下にそれぞれの例を示す。

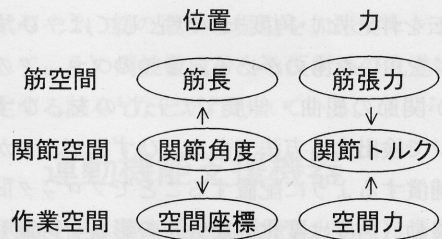


図1 各空間での位置と力

### 2.1 空間座標計測

一般的なのは、CCDカメラを用いて撮影し、画像処理によって位置を求める方法である。関節など目印となる点に反射マークを張り付けて、その運動を複数のカメラで撮影することで3次元座標を算出するが、人間の日常動作においてはマークが隠れることも多く、歩行のように2次元的な動作に用途は限定される。基本的には関節の捻り角度が算出できないという欠点を持っているが、非接触で人間の動作を計測できるため、最も普及している。一方、バーチャルリアリティ用に開発された磁気式の3次元位置計測装置は、ソースコイルが発生する磁気を受信コイルで検出して、受信コイルの位置とオイラー角を求めるものである。金属によって計測誤差が生じるなどの制約が

あるが、受信コイルの傾斜角度情報から肩の内旋などの捻り角度が算出できるのが利点である。

加速度センサを用いれば、空間座標の2階微分である加速度も直接計測できるので、身体重心位置付近に設置すれば、おおまかな身体重心の移動を測定できる。高齢者の日常生活における活動量モニタとしての利用が検討されている<sup>2)</sup>。

## 2.2 関節角度計測

最も単純で今でも多用されている関節角度センサは、回転式のポテンショメータである。ポテンショメータは信頼性が高く低コストであるが、関節の回転中心は動作とともにわずかに変位するため、ずれの問題を伴う。たとえば、膝関節の伸展時の回転中心は、屈曲時に較べて前方に変位するので、ポテンショメータでは誤差が生じる。

回転を伴わない角度センサとしては、ひずみゲージを用いたものがある。2つのブロックの間の板が関節の屈曲・伸展でたわむのを、ひずみゲージで検出する方法である。ひずみゲージが相互に補償するように配置することでブロック間の平行移動（角度は変化しない）の影響を抑制し、実用化された。しかし、機械的変形に頼る計測方法であるため、強度が低く雑音特性もポテンショメータに較べて劣る。

ひずみゲージと同様の曲げセンサとしては、光ファイバの透過光量変化を用いたものがあり、グローブに装着した製品が市販されたが、機械的強度が劣ることなどから、現在は一般的でない。

変わった関節角度の計測方法としては、直流成分が計測できる加速度センサを用いたものがある。静止しているときの加速時センサの出力は、重力加速度と傾斜角度によって決定されることを利用する方法である<sup>3)</sup>。

角度の微分、すなわち角速度の計測方法は、関節角を計測して微分する以外にも、近年、入手が容易になった圧電式ジャイロを用いた方法がある<sup>4)</sup>。雑音特性の問題などから、生体の運動計測ではまだ一般に普及する段階に至っていない。今後の普及が期待される。

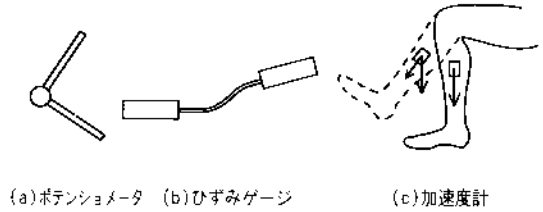


図2 各種角度計測方法

## 2.3 筋長計測

筋の長さを実時間で非侵襲的に直接計測する方法はないが、筋の骨への付着部位が既知であれば、関節角度から算出することが可能である。筋の骨への付着部位は解剖学的データを骨の長さで補正して算出するほか、MRIなどで推定することも試みられている。

## 2.4 空間力計測

人間の動作中の空間力計測は、外界からの反力計測になる。たとえば歩行では、床反力計と呼ばれる3軸ロードセルで支持された板を用いる。床反力計は広く一般に用いられているが、座標系が床にあるため、床反力が足のどこに加わっているのか、直接知ることができないのが問題点である。

この欠点を克服するためには、足の裏に複数の荷重センサを配置すればよい。つま先とかかと部分に、それぞれ、ひずみゲージ式で平板状の荷重センサを用いて、靴底状にした方法がある。ただし足底に硬いセンサを装着すると、健康者では問題にならない程度であっても、麻痺患者では歩容が変化する可能性がある。そのため裸足に装着できるように、センサは柔らかい方が望ましい。

しかし、導電ゴムなどの感圧素子はヒステリシスの問題があるものが多く、線形性と機械的強度に優れた柔らかい圧センサが望まれる。実装密度に関しては、最近フィルム上に2次元配列状に配置した、数百点の感圧インクのセンサをスキャンするシステムも開発されている。

## 2.5 関節トルク計測

関節トルク計測が必要とされるのは筋力評価などの場面で、もっとも単純には、ロードセルなど

で力を計測してモーメントアームを掛けて算出する。もっと大がかりな方法は、モータによって抵抗力を制御したアームに脚などを固定して、計測する方法である。抵抗力を制御可能な関節運動訓練機器は、通常、定位置や定速度など複数のモータ制御モードを持っており、一定角速度で動作中の関節トルクの計測なども可能である。筋が発生する収縮力は、同じ活動レベルであっても、筋の長さや収縮速度に依存して変化するので、それぞれの条件でのトルクを計測できるという利点がある。一定の筋長での収縮を等尺性収縮、一定の収縮力を維持しながら運動する場合を等張性収縮、一定速度での運動の場合を等速度収縮という。

## 2.6 筋張力計測

筋が発生している張力は、その拮抗筋が活動していなければ関節トルクをモーメントアームで割ることで算出できる。しかし拮抗筋が収縮している場合には算出できないので、直接計測が必要になる。生体は内部にゴルジ腱器官という張力センサを有しており、その原理は、腱部分での伸張を検出するものである。そこで、腱部分にセンサを設置できれば、張力計測が可能と考えられる。

侵襲的方法であるが、アキレス腱を貫通させた光ファイバが、アキレス腱の伸張時に変形することによる透過光量の変化を利用して、張力計測を行った例がある<sup>5)</sup>。

また、体外から荷重センサを膝蓋靭帯に押し当てておき、その出力変化から大腿四頭筋の張力を推定して、筋収縮力をフィードバック制御した例がある<sup>6)</sup>。麻痺動作を電気刺激で再建する機能的電気刺激においては、麻痺患者に慢性的に埋め込み可能なセンサの開発が望まれており、生体適合性の問題が解決されれば、そのような分野での応用が期待できる。

## 2.7 その他の計測

位置と力に関連したその他のリハビリテーション計測の要望としては、脳卒中などによる麻痺患者の痙性が挙げられる。痙性とは、上位中枢からの抑制信号の欠落あるいは減少による脊髄α運動神経感受性の異常亢進と考えられている。現象と

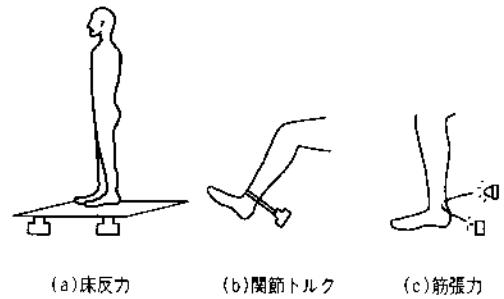


図3 各力計測

しては、伸張反射が亢進するので、外力で強制的に関節角度を変位させたときの反射によるトルクの増大が見られる。モータで強制変位を加えたときの反力をロードセルを用いて計測して定量化する試みや<sup>1)</sup>、筋の微小な振動を加速度センサで検出して、その周波数成分から反射系の亢進状態を推定する試み<sup>2)</sup>などが行われている。

## 3. 運動機能支援機器

運動機能に関連した支援機器としては、訓練機器、義手・義足、補装具、各種支援機器などがある。訓練機器には自転車型エルゴメータやトレッドミルといった能動的な訓練装置と、関節拘縮を予防するための関節可動域訓練をおこなうCPM装置などの受動的訓練装置がある。訓練場面でのセンサ応用事例としては、赤外線センサを用いた経皮酸素飽和度計測が挙げられる。呼気ガス分析も、センサの改良により被験者への負担が軽減されてきている。

義手・義足では、筋電制御義手における筋活動電位検出用電極が挙げられる。筋電測定では電極を皮膚上に設置するため接触インピーダンスが高くなるので、ケーブルでの混入雑音が大きくなる。そのため、最近では電極近傍に増幅器をおいて、低インピーダンスで信号電送をするようになりつつある。電極とプリアンプ一体型の集積型センサが望まれる。

近年研究されている動作支援機器には、麻痺筋を電気刺激して制御することで動作機能を再建す

る、機能的電気刺激装置などもある。磁気抵抗素子を用いた振子式の傾斜センサを利用して姿勢変化を検出し、下肢麻痺患者の立位姿勢をフィードバック制御する試みが行われており、動揺の低減効果が報告されている<sup>9)</sup>。臨床的実用化のためには、小型化に加えて、ドリフトの低減や自動キャリブレーションなどの機能が望まれる。

首から下が麻痺した四肢麻痺や、全身の筋が進行性に麻痺する筋萎縮性側索硬化症では、患者自身の意志で身の回りの電気製品の操作をおこなうための環境制御装置が必要である。障害に応じて、視線検出、呼吸検出、指先のタッチセンサなどが用いられている。前額部に反射マークを張り付けておいて光学的に注視点（厳密には頭部の向き）を検出する方法のように、できるだけ患者が有している残存機能を拘束しない方法が望ましい。簡便さと誤動作の回避が背反する課題である。

この他にも、リハビリテーションには、温熱や電気刺激などの物理的刺激を用いて治療を行う物理療法、木工作业や手芸などを通して機能回復を図る作業療法、で多くの工学機器が用いられており、これらの機器のモニタリングなど、まだ多くのセンサの応用場面が出てくるものと期待される。

#### 4. まとめ

本稿では、リハビリテーション工学のうち、人間運動計測と運動機能支援機器に関連した一部分について紹介した。各種センサの応用や開発のきっかけになれば幸いである。

#### 参考文献

- 1) 星宮、赤沢、筋運動制御系、106-128、昭晃堂、1993
- 2) C.V.Bouten et al., Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer., Med. Sci. Sports. Exerc., 26 (12)、1516-1523, 1994
- 3) P.H.Veltink et al., Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers., IEEE Trans. Rehabil. Eng., 4 (4)、375-385, 1996
- 4) S.Miyazaki, Long-term unrestrained measurement of stride length and walking velocity utilizing a piezoelectric gyroscope., IEEE Trans. Biomed. Eng., 44 (8)、753-759, 1997
- 5) P.V.Komi et al., Optic fibre as a transducer of tendomuscular forces., Eur-J-Appl-Physiol., 72 (3)、278-280, 1996
- 6) 山下ほか、FES立位保持中の膝関節制御のための膝蓋靭帯緊張度の利、医用電子と生体工学、32 (3)、212-218, 1994
- 7) A.Stefanovska et al., FES and Spasticity, IEEE Trans. Biomed. Eng., 36 (7)、738-745, 1989
- 8) 根武谷ほか、マイクロバイブレーション計測による痙性の評価、バイオメカニズム11, 299-308, 1992
- 9) 藤田ほか、機能的電気刺激を用いた対麻痺患者立位の体幹部姿勢制御による安定化、医用電子と生体工学、34 (4)、53-57, 1996

次世代センサ協議会  
インターネットホームページ開設のご案内

URL <http://www.cnt-inc.co.jp/jisedai/>

協議会の活動およびホームページの内容について  
ご意見・ご要望がありましたらどしどしお寄せください。