3軸角速度センサを用いた動作分析の試み

Trial of Motion Analysis Using 3 Axis Angular Velocity Sensors

柊 幸伸^{1,2)} 加藤 宗規^{2,3)} 佐藤 仁^{1,2)} 丸山 仁司⁴⁾

YUKINOBU HIIRAGI, RPT, MS^{1,2)}, MUNENORI KATO, RPT, MS^{2,3)}, HITOSHI SATO, RPT, MS^{1,2)},
HITOSHI MARUYAMA, RPT, PhD⁴⁾

¹⁾ Department of Physical Therapy, Saitama Medical Welfare College: 2-2-1 Idogi, Ageo City, Saitama 362-0071, Japan.
TEL +81 48-786-0077

²⁾ Physical Therapy Section, Health Sciences Program, Health and Welfare Sciences Course, Graduate School of International
University of Health and Welfare

³⁾ Department of Physical Therapy, Tauto Rehabilitation College

⁴⁾ Department of Physical Therapy, International University of Health and Welfare

Rigakuryoho Kagaku 20(2): 93-98, 2005. Submitted Oct. 7, 2004. Accepted Dec. 6, 2004.

ABSTRACT: We built an angular velocity measurement system which can be applied to clinical motion analysis using 3 axis angular velocity sensors. Although it connects three sensors simultaneously, it is a compact system, and it is able to measure angular velocity without restraint of motion. We equipped three places, a subject's thigh, lower thigh, and foot, with the sensors, and derived the angular velocity generated at the leg joints at the time of a walking. The result reflected the motion of the 3-dimensional space of each joint. The data of 1 walk cycle was picked out from the measurement data. It had captured the motion of the double knee action, foot inversion, foot adduction, and more. It is also possible to output analog data to an Excel file, thereby allowing detailed numerical analysis. Moreover, calculation of movement angle and angle acceleration is also possible from the measured angular velocity, giving flexibility to analysis methods. We now need to establish effective tools for the analysis of the measurement data.

Key words: angular velocity, sensor, motion analysis

要旨: 市販されている3軸角速度センサを用い、臨床での動作分析に応用できるような簡単な角速度計測システムを構築した。3つのセンサを同時に接続可能ながらコンパクトなシステムであり、動作を拘束することなく計測可能なものとなった。計測例として、被験者の大腿、下腿、足部の3カ所にセンサを装着し、歩行時の下肢関節回りの角速度を導出した。計測結果は各関節の3次元空間の動きを忠実に反映したものが得られた。計測データより1歩行周期のデータを取り出してみると、一般的に知られている歩行時の二重膝作用や足部の内反や内転等の細かな動きまでとらえることが出来ていた。アナログデータをEXCEL形式のファイルに出力することも可能であり、細かな分析に対応できるものであると考えた。また、角速度から移動角度、角速度の算出も可能であり、必要とされる分析方法に柔軟に対応できると考えた。今後、計測データの効果的な分析手法の確立が必要と考える。

キーワード: 角速度, センサ, 動作分析

¹⁾ 埼玉医療福祉専門学校 理学療法学科: 埼玉県上尾市井戸木2-2-1 (〒362-0071) TEL 048-786-0077

²⁾ 国際医療福祉大学大学院 医療福祉学研究科保健医療学専攻理学療法学分野

³⁾ 東都リハビリテーション学院 理学療法学科 ⁴⁾ 国際医療福祉大学 理学療法学科

I. 緒 言

理学療法評価における動作分析は、理学療法士誰もが行う評価項目の一つであり、評価全体の中核をなすものである。しかしながら、その重要さにもかかわらず、臨床では理学療法士の経験やそれに基づく主観的な解釈に依存せざるをえない現状が存在している。3次元動作解析装置や床反力計を用いた動作分析も行われており^{1,2)}、すでに多くのデータが蓄積されてはいるが、機器導入コストや機器の操作性により臨床で頻繁に使用されるには問題があるのが現状といえる。科学的根拠に基づく医療(evidence-based medicine: EBM)が叫ばれる中、理学療法分野では、より簡便で易導入性の機器を使用した客観的な動作分析の普及が必要であると考えるのは臨床に従事する理学療法士に共通するものである。

昨今、GPSやナビゲーションシステム等の普及に伴い、高性能、小型の種々のセンサが容易に入手できるようになった。理学療法分野および隣接領域の先行研究でもそれらセンサを利用した動作分析の試みがなされている^{3,4)}。これらによる動作分析の計測はより簡便、安価、非拘束性という可能性を秘めており、今後の理学療法分野では欠かすことのできない機器となると考える。今回我々は、高性能で比較的安価な3軸角速度センサを入手する機会を得、それを使った簡便な動作分析システムを構築した。その構築手法、実際の動作分析への応用を検討したのでここに紹介する。

II. 計測機器のセットアップ

測定機器は、1) センサ部、2) 中継ボックス、3) A/D変換器、4) モニタ・データ解析用パソコンの4つの部分からなる構成で作成した(図1)。

図1 機器接続図

1. センサ部

3軸角速度センサはマイクロストーン株式会社製のMP-G3-01A/NCを使用した。当センサは圧電振動型の小型センサであり、44×28×17 mmのセンサヘッド内にカスタマイズされ、約150 cmのリード線が接続されているものであった。重量はケーブルの重さを除き約20 gであった。今回はこのセンサを3セット使用した。

3軸角速度センサとは ωX 、 ωY 、 ωZ のそれぞれ直交する3つの軸周りに発生する角速度を検知するものであり、角速度は電圧変化のアナログ信号として出力される。センサからは6本のリード線が出ており、3本の角速度出力と電源入力用のVcc (+)とGND (-)およびシールドの3本で構成される。センサに電源となる直流の3.0～5.5 Vを与えれば、角速度が ωZ 、 ωY 、 ωX として取り出せることになる。

これらのセンサ特性をもとに、身体運動をモニタするセンサとして利用し易いように、センサのリード線端に丸形コネクタ(ヒロセ電機株式会社製)をハンダ付けにより接続した。

2. 中継ボックス

中継ボックスはセンサに対する電源供給とセンサの出力信号を集約することを目的としたボックスである。市販のプラスチックケース内に電池ボックスを固定した状態で収納し、一端にセンサ用の丸形コネクタを3個、もう一端にA/D変換器までの出力用のコネクタを穴を空けて取り付けした。電池ボックスは単4電池3本が収納でき、ON-OFFスイッチが付いたものを使用した。3つのセンサには電池ボックスよりそれぞれ4.5 Vの直流電源がコネクタ経由で供給されるように配線しハンダ付けにより接続した。出力用のコネクタには、汎用的なRS-232C仕様のD-Sub25pinコネクタを採用し、3つのセンサから出力されるアナログデータがD-Sub25pinコネクタに接続されるように整理し、配線をハンダ付けにより接続した。中継ボックスは被検者の腰部に取り付け可能なサイズとなるよう考慮し、大きさは約140×70×30 mm、重さは電池を含め130 gとなった。

3. A/D変換器

A/D変換器は株式会社キーエンス製のデータ収集システムNR-2000を採用した。当機器は166.0×110.0×39.8 mm、重量約400 gで3.9インチのモニタ用カラー液晶画面を備えたものであった。単体でもデータ収集可能なものであったが、今回はUSBケーブルでパソコンと接続した。中継ボックスとNR-2000の接続にはRS-232Cケーブルを

加工し両端に各々の機器に対応するコネクタを備えた約2 mの接続ケーブルを作成した。

4. モニタ・データ解析用パソコン

パソコンはWindows XP (Microsoft Corporation製) をOSとするノートパソコンを利用した。データ収集ソフト(WAVE SHOT2000, 株式会社キーエンス)を使用し、パソコンの大きな画面でデータをモニタしながら収集できるように設定した。

III. データ収集手法

パソコン上でデータ収集ソフトを起動し、各機器の電源を投入すると、センサからの角速度に対応した信号を画面上にアナログ波形として表示することができる。さらに、同ソフトを使用し一定時間の収集終了後、データをEXCEL形式のファイルとして出力が可能である。

電圧変化のアナログ波形には、各センサの電気的特性のオフセット電圧を基準とし、角速度が角速度×検出感度に相当した電圧変化として反映される。従って、このオフセット電圧を基準点(0:ゼロ)として考えることができ、EXCEL形式で出力された数値データからオフセット電圧値を減算すると純粋なその時の角速度に相当した電圧が取り出せることになる。この電圧変化値を検出感度で割り算したものがその時の角速度(deg/s)ということになる。センサを一切動かしていない状態の発生電圧がオフセット電圧であるが、この値は供給される電源電圧、気温等の使用環境により若干の変動が発生する。今回、センサには乾電池より電源を供給する手法を採用したこともあり、その減衰も考慮し毎回の計測前にオフセット電圧を計測することが望ましいと考えた。オフセット電圧は、センサを安定した場所に置き、動かない状態で20秒間波形計測し、その値をEXCEL形式のファイルに出力した後、平均したものを採用した。データ収集のサンプリング周波数は、収集ソフトおよびNR-2000を用いるとは400 kHz (2.5 μ s)まで設定可能であるが、今回はその必要性和処理量を考慮し50 Hz (20 ms)を採用した。サンプリング周波数が50 Hzでは、1秒間に50個の観測データが入手できる。また、歩行分析の先行研究⁵⁾でも30 Hz～50 Hzで採用されていることより、動作の分析には十分なデータ量であると考えた。

IV. 計 測 (歩行分析用データ収集)

機器の性能確認および計測手法の確立を目的として、

図2 計測風景

トレッドミル (AR-100, ミナト医科学株式会社) 上での歩行時に発生する下肢関節の角速度を計測した。

1. 被験者

理学療法士養成専門学校4年に在籍する男子学生、年齢22歳、身長178.0 cm、体重72.0 kgであった。計測に際し、内容説明を行い同意を得た後、計測を実施した。

2. 方法

機器を接続した後、歩行計測前にセンサを台上に置き、静止時の値をオフセット電圧値として20秒間計測した。

センサは被験者の左下肢の大腿、下腿、足部の3カ所に両面テープで貼付した。大腿部のセンサは膝関節外側裂隙の10 cm上方で矢状面に平行となるように、下腿部のセンサは外果の10 cm上方で矢状面に平行となるように、足背部のセンサは足背部のフラットな面を探しセンサのラベル面が上方にくるようにそれぞれ貼付した。必要に応じてさらに上から面ファスナー (ベルクロテープ) で固定した (図2)。センサはリード線が出ている側が近位となるように貼付した。中継ボックスは腰背部の歩行に支障のない箇所にベルトで固定した。

トレッドミル上の歩行速度は4 km/hとし、歩行開始から10秒以上経過し歩行が安定したところより40秒間計測した。サンプリング周波数は50 Hzとした。計測データに対し、センサのノイズ等の除去およびグラフの平滑化を目的とし、移動平均 (n=3) 処理を施した。

3. 結果

大腿部に貼付したセンサは主に体幹と股関節の動きを反映すると考えられる。股関節の動きによる角速度は、X

図3 歩行時の角速度の変化

軸の(+)値が外旋, (-)値が内旋, Y軸の(+)値が外転, (-)値が内転, Z軸の(+)値が伸展, (-)値が屈曲方向として出力される。下腿部に貼付したセンサの出力には体幹, 股関節と膝関節の運動要素が含まれていると考えられる。軸と運動方向の関係を膝関節の運動方向で表すと, X軸の(+)値が下腿部の外旋, (-)値が内旋, Y軸の(+)値が膝関節の外反, (-)値が内反, Z軸の(+)値が屈曲, (-)値が伸展方向の角速度となる。センサのこれらの値から大腿部のセンサの対応する軸方向の値をそれぞれ減算したものが主に膝関節の運動を反映すると考えた。足背部に貼付したセンサの出力には体幹, 股関節, 膝関節と足関節の運動要素が含まれていると考えられる。軸と運動方向の関係を足関節の運動方向で表すと, X軸の(+)値が足部の内反, (-)値が外反, Y軸の(+)値が背屈, (-)値が底屈, Z軸の(+)値が

足部の外転, (-)値が内転方向の角速度となる。センサのこれらの値から下腿部のセンサの対応する軸方向の値をそれぞれ減算したものが主に足関節の運動を反映すると考えた。この考えに基づき, 計測データに対して減算処理を加えた。

上記処理を行ったデータの中で計測開始より20秒経過した時点より3秒間の下肢の各関節運動の各運動方向に発生した角速度をグラフで示すと図3のようになった。

歩行周期の中で踵接地(HC)後, 足関節は急な底屈運動を起こす。このポイントを角速度データの中から探し, 歩行周期の始まりとし, 次のHCまでを1歩行周期として分析した。

さらに, 取り出した1歩行周期の中で, 足趾離地(TO)のポイントを足部の急な背屈運動が発生する場所を基準に検索および設定し, 立脚期, 遊脚期の区分を図に加え

表1 1歩行周期の平均角速度 (単位: deg/s)

		立脚期	遊脚期
股関節	屈曲	96.9	65.8
	伸展	58.7	49.5
	外転	14.7	19.8
	内転	4.4	50.4
	外旋	28.3	52.5
	内旋	21.7	56.3
膝関節	屈曲	88.5	101.2
	伸展	36.6	248.7
	外反	26.4	0.0
	内反	8.6	68.2
	外旋	44.3	55.4
	内旋	57.4	61.9
足関節	背屈	21.1	435.4
	底屈	210.0	0.0
	外転	88.9	0.0
	内転	48.2	94.9
	内反	31.5	120.7
	外反	43.8	0.0

て示した。1歩行周期中の立脚期は0.66秒(68.8%)であり、遊脚期は0.30秒(31.3%)であった。1歩行周期の立脚期、遊脚期毎の各関節の各運動方向に発生する平均角速度は表1のとおりとなった。

V. 考 察

角速度センサや角加速度センサは工学分野ではすでに多用されており、ロボットやジャイロシステム、カメラの手ぶれ防止等のセンサとして応用されている。理学療法分野でも種々センサを利用した先行研究を散見するようになった。このたび、汎用的で比較的安価な角速度センサを利用し、理学療法評価における動作分析の計測機器として利用できるシステムを構築した。電気に関する知識・技術不足から構築までには方々の協力を得ることになったが、紹介したとおり、小型で非拘束な計測システムを構築することができた。

結果に示したように、今回のシステムでは歩行時の各下肢関節のあらゆる方向の運動も計測することができおり、角速度を歩行時の理学療法評価情報として十分な精度で計測できたと考える。今後は、得られた測定値をどのように処理し、分析していくかというソフトウェア分野の研究が急務であると考えた。

角速度を積分すると動いた角度が算出され、微分すると角加速度が算出できる。歩行分析をどの項目を中心にを行うかを検討する必要があるが、今回作成したシステムを使用し、計測された角速度を分析・計算することでどの項目からでも動作分析が出来る可能性が見えてきた。現在の歩行分析のスタンダードである3次元動作解析装置では複数台のカメラを用いて動作を3次元で記録している。いつでも動作をモニタで確認できることは大きな利点である。もう一つの利点として、スティックピクチャーのように動作を簡略表示できることである。しかしながら、今回作成したシステムでもさらに発展させていくと、センサの数は多く必要となると思われるが、同様の表現は可能となると考える。ビデオに関しては、計測時に単体のビデオカメラで記録しておけば足りることと考える。今回使用したNR-2000にはアナログ入力チャンネルが16チャンネル用意されている。3軸ということで1つのセンサで3チャンネルを使用するが、さらに2セットのセンサ増設の余地があり、合計で5セットのセンサで同時計測が可能な機器である。センサを増やすことで今回のような歩行分析を例に挙げると、骨盤や体幹に発生する角速度も同時計測することができ、より有益なデータ収集ができるシステムとなると考えた。

トレッドミル上での歩行は、設定速度で動いているベルト上での歩行であるが、動作中の空間での身体各部位の位置関係は基本的に歩行と同等であると考えられる。しかし、実際の歩行では前方への移動を伴い、そこで新たに発生する角速度も加わることが予想される。今回使用したNR-2000はメモリーカードも装備されており、単体でのデータ蓄積が可能である。これにより機器の配線による制約を除き、実際の歩行、走行データも収集できると考えた。

臨床に今回のシステムを応用した場合、従来の歩行分析ばかりでなく、運動の協調性、局所的な細かな運動の評価にも使用可能と考える。それにより、たとえば歩行時の反張膝の程度や変形性膝関節症患者の歩行時によくみられる脛骨の外側動揺(lateral thrust)⁶⁾、片麻痺患者の歩行時の骨盤や肩甲骨のリトラクト等の評価にも応用できると考えた。今まで主観でとらえていたため、重度・軽度、大きい・小さい等のアナログ的な表現がなされていたものを、本システムを使用して数値化し評価することでより科学的に評価することができる。使い方次第で、理学療法分野のEBMに貢献できるシステムであると考えた。

今回は角速度センサを応用したが、市販されているセンサには角加速度や角度、圧力や温度等様々なものが開

発されている。今回構築したシステム構成は非常にシンプルかつ柔軟性に富み、センサ部分を取り替えるだけで様々な計測が可能となるものである。理学療法分野の従来の機器による分析とは違った角度から動作を眺め、新たな指標ができることを期待する。動作を角速度から分析する手法も、まだ基礎データが少なく、標準データの蓄積や、疾患・障害別のデータ蓄積を行う必要がある。それら基準となる情報がそろった段階で今回行った角速度からの動作分析手法がより有用となると考えた。

引用文献

- 1) 大橋正洋, 江原義弘: 機器を用いた歩行分析. 臨床リハ, 2001, **10**(8): 736-742.
- 2) 山本澄子: ザー 歩行・歩行分析装置. 丸山仁司(編), アイベック, 東京, 2003, pp89-104.
- 3) 田中尚文, 園田 茂, 村岡慶裕・他: 小型加速度計による歩行分析の再現性および妥当性の検討. リハビリテーション医学, 1996, **33**(8): 549-553.
- 4) 牧川方昭: 身体活動を測る. 日関外誌, 1999, **18**(1, 2): 19-30.
- 5) Cutlip RG, Mancinelli C, Huber F, et al.: Evaluation of an instrumented walkway for measurement of the kinematic parameters of gait. *Gait & Posture*, 2000, **12**(2): 134-138.
- 6) 山嵜 勉: 整形外科理学療法の理論と技術. メジカルビュー, 東京, 2002, pp84-114.