生理的振戦を用いた関節機能の評価法の研究 －肩関節と膝関節の評価を中心として－

○ 坂本和義（電気通信大学）、山路雄彦（群馬大学）、真壁寿（山形県立保健医療大学）、高野倉雅人（神奈川大学）、島田英則、水戸和幸（電気通信大学）

Study of Evaluation of Function of Joint with Use of Physiological Tremor

-Evaluation Concerning to Joints of Shoulder and Knee-

Kazuyoshi Sakamoto (University of Electro - Communications), Takehiko Yamaji (Gunma University), Hitoshi Makabe (Yamagata Prefectural University of Health Sciences), Masato Takanokura (Kanagawa University), Hidenori Shimada, Kazuyuki Mito (University of Electro - Communications)

1. はじめに

労働や加齢により身体の種々の関節機能は低下するが、その機能を筋電図や画像診断装置などを用いて定量的に評価する事は現在困難である。本研究では、一定の姿勢保持中の関節を含む身体部位の機械的振動（生理的振戦；以下、振戦とする）の波形を測定・解析することにより、関節機能を評価する方法を提案する。身体部位姿勢保持時の振戦の先行研究は次のことを明らかにしている^{1, 2)}。測定部位の如何によらず、必ず2種の周波数成分を有する。そのひとつの周波数は、部位の種類によらず一定で、10Hz 付近の周波数（ α リズム）を有し、他方の周波数は、部位の質量に依存し、質量の大きい部位ほど低周波を示す。部位の姿勢保持は、筋・神経システムの微妙な調節により行われており、 α リズムを持つ周波数成分は随意的な制御機能を表現しており、後者の周波数成分は反射的な機能を表現している。本研究では、振戦波形の特徴を利用して、関節機能評価方法の検討と健常者と障害者の比較とを行った。

2. 方法

（2-1：振戦の測定方法）：膝関節機能評価の為の下腿振戦の測定・解析システムを図1に示す。加速度センサー（NEC三栄、9G111BW）を下腿上に両面テープにて装着し、下腿を一定関節角度に保持させ、1分間測定した。得られた波形をチャージアンプ（NEC三栄、6D07；帯域周波数 1Hz～2KHz）で増幅し、サンプリング周波数 100Hz でAD変換しコンピュータ（PC）に記録・解析した。肩関節機能評価の為の上肢振戦は、図1において下腿を上肢に置き換えて測定した。測定条件は、被験者が椅子に座り、下腿と上肢において、膝と足首間と肩と手首間との距離をそれぞれ100%とし、足首と手首を基点としてそれぞれ 10%, 30%, 50% の位置にセンサーを装着した。下腿振戦にお

いては、足と下腿の角度の影響を見るために、足の姿勢保持を底屈、背屈、および足と下腿が直交するように足保持装具（AF0）を用いた3種の肢位を検討した。さらに、膝関節角度を、下腿が大腿と同一位置になる時の膝角度を0度、大腿と下腿が直交する時の膝角度を90度として、10度ずつ膝角度を変えて測定した。一方、上肢振戦においては、上肢を側方挙上（外転）し、前腕を回内し、挙上角度を体幹と同一方向の時を0度とし、直交した時を90度として、0度から90度まで10度ずつ変化させて上肢振戦を測定した。また、上肢を体幹に対して前方にして肩関節角度を変えて測定もした。両振戦測定時は、一定の関節角の保持を被験者が視認出来るように、各部位の先端に糸を結び、糸の他端にマーカー結び、マーカーを被験者の前方に設定して、関節角度の微調整を可能とした。被験者は、健常者10名、関節障害者（肩、膝）20名である。

（2-2：振戦の解析方法）：1分間のデータを10msでサンプリングし6000点の総データを用いて、振戦の振幅については、標本点512点の高速フーリエ変換を10回を行い、得られたパワースペクトル（PS）を重畳した。振幅の定量的評価をするために、1Hz～50Hzまでの範囲でPSを合計しトータルパワー（TP）を算出した。更に、振戦の周波数については、自己回帰（AR）モデルを用いて、ピーク周波数を求めた。ARモデルの次数は最終予測誤差（FPE）にて決定した。

図1. 振戦の測定・解析システム
（下腿振戦による膝関節機能評価の場合）

3. 結果

(3-1) 健常者における、測定条件による振戦のパワースペクトルの特徴

(3-1-1) 下腿振戦の特徴: 解析例を図2に示すが、測定位置、膝関節角度、足の肢位の如何によらず、ピーク周波数 3Hz 付近と 10Hz 付近の2種の主要周波数ピークが得られた。振戦の振動振幅であるピークの大きさは、両ピークとも測定位置が足首により近い方が下腿のモーメントがおおきくなるので、振幅はより大きくなる。膝関節角度は90度から0度になるにつれて、下腿を上方により引き上げるためより強く筋収縮が必要となると同時に下腿の姿勢保持調整の為に振動振幅が大きくなる。足の肢位の取り方は振動振幅の変動に影響を与える。測定条件としては、装具(AFO)を用いて足を下腿と直交させた肢位が下腿の姿勢保持の安定性には良く、振戦の振幅と周波数の変動において安定な結果を得た。

図2. 下腿振戦パワースペクトル例 (ARモデル)

縦軸: 加速度の2乗 (Gs²)、横軸: 周波数 (Hz)、
測定条件: (膝角度10度、足首から10%、AFO使用)

(3-1-2) 上肢振戦の特徴: 上肢振戦に影響を与える測定条件は、肩関節角度と測定位置である。上肢を外転させて肩関節角度が大きくなるにつれて振動振幅は大きくなる。その変化の程度は、肩関節角度にほぼ比例する。肩関節角度が90度の時、つまり、上肢と体幹が直交した姿勢保持時において、振動振幅が最大となった。しかし、振動周波数は両ピークとも肩関節角度の変動により変化は得られず、常に一定であった。測定位置は手首に近づく程、振動振幅は大きくなった。

(3-2) 関節障害者の振戦の特徴: 結果の例として、上肢関節障害者の結果を図3に示す。障害の種類は、肩の腱板断列疾患 (RCT) と腱板に損傷のない肩関節疾患 (非RCT) である。40肩の疾患は非RCT群に属する。肩関節者は健常者と比較して、患側と健側とで振動振幅であるTP値の比 (左右差) が大きいのが特徴である。RCT群は振

幅の左右差において健常者と有意差が得られた。しかし、非RCT群の振幅は健常者より大きい、有意差は認められなかった。更に、ピーク周波数についての結果では左右差が有意に認められた。下腿の振戦についても、膝関節変形症者において、健常者とは振幅と周波数について有意差が認められた。

図3. 肩関節疾患者の左右上肢振戦のトータルパワー (TP) 比

4. 考察

健常者の場合、関節角度の変化により変動するのは振幅であり、周波数は殆ど変化しなかった。しかし、関節障害者の場合は、振幅と周波数の両方を評価する必要がある。上肢姿勢保持中において肘関節はほぼ固定された姿勢を取るの、大きい振動振幅を安定して得るには、手首付近にセンサーを装着する必要がある。また、下腿の場合は、足首付近にセンサーを装着する必要がある。関節障害の場合に、関節角度の可動範囲が狭まり、振戦の測定条件が限定される。そのため、振戦の振幅を大きく得る為に、姿勢保持負担が大きくなるような関節角度を設定すべきである。

5. まとめ

膝と肩の関節機能に振戦を用いる評価方法を検討し、最適条件 (関節角度、センサー装着位置、肢位など) を見出した。更に、振戦が健常者と関節疾患者との評価に利用できることを見出した。

参考文献

- 1) Sakamoto K. et al.: 「Study of function of fingers by physiological tremor」, J. ther. Biol. Vol.18, 665-669, 1993.
- 2) Takanokura M. & Sakamoto K.: 「Physiological tremor of the upper limb segments」, Eur. J. Appl. Physiol, Vol.85, 214-225, 2001.