

身体活動度モニタリングスーツの開発研究

Development of a physical activity monitoring suit

07NM403A 石井 博徳

指導教員：増澤 徹 教授

1. はじめに

近年の日本において肥満症や高血圧症、高脂血症、糖尿病等の生活習慣病や、これらの病気のうち2つ以上の病気を併せ持った状態であるメタボリックシンドローム患者・予備軍患者の増加が問題となっている。メタボリックシンドロームを未然に防ぐためには、日常生活の身体活動度を定量的に計測し、毎日の健康管理や運動処方を行なうことが重要である。現在、身体活動度の計測手法として歩数計を用いる方法がよく使用されているが、正確に全身の活動を反映しているとは言い難い。また、比較的正確と言われる呼気ガス分析装置を用いた場合は、日常生活の活動を妨げずに長時間の計測を行うことは困難である。そこで本研究では、人間の身体活動度を高精度で手軽かつ低拘束に計測する身体活動度モニタリングスーツの開発を行った。

2. 身体活動度モニタリングスーツ

2.1 身体活動度モニタリングスーツの概要

図1に身体活動度モニタリングスーツの概要を示す。本研究で開発した身体活動度モニタリングスーツは、体にフィットするボディースーツの右の肩、手首、膝、足首と腰部に3軸加速度センサ（計測範囲：±10G）と2軸ジャイロセンサ（計測範囲：±500deg/s）、12bit8chA/D変換器から構成されるセンサモジュールを5個組み込んでいる。また、背部には心電計を搭載している。モニタリングスーツの背部には、センサモジュールで計測した加速度、角速度、心電図R波データを収集するデータ収集モジュールとバッテリーも搭載している。センサモジュールと心電計で計測した各データは、A/D変換器でデジタルデータに変換され、I2C通信を用いてマイコンで収録し、USBメモリに記録する構成となっている。身体活動度モニタリングスーツは、最大27ch分のデータを連続的に計測する場合、サンプリング周波数100Hzで計測が可能である。

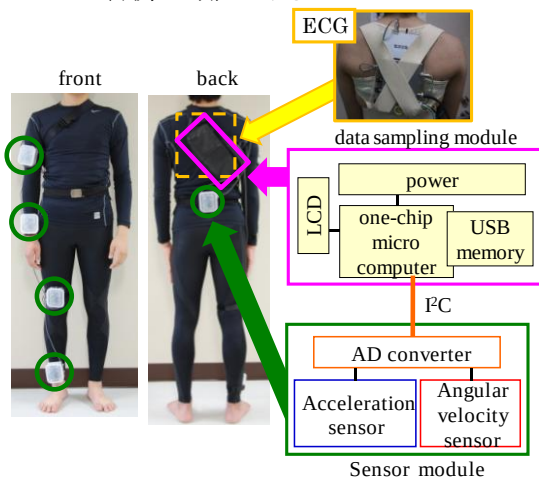


Fig.1 Physical activity monitoring suit

2.2 身体活動度推定方法

身体活動度モニタリングスーツによるエネルギー消費量の推定は、身体を胴体と、左右の腕、大腿、下腿から構成される剛体の7リンクモデルと仮定して行う。図2に7リンクモデルを示す。

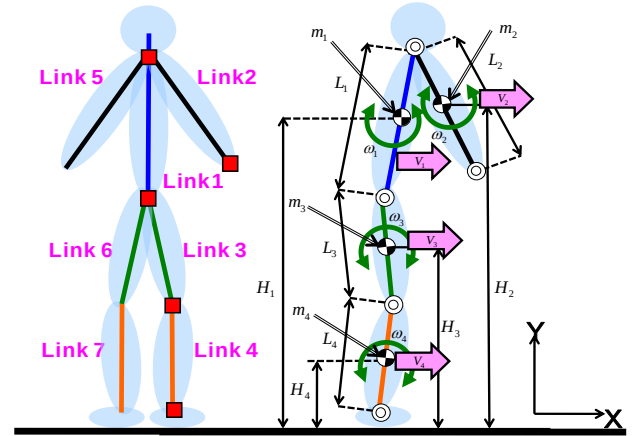


Fig.2 7 Link model

節 i における時刻 j 時の力学的エネルギー $E_{i,j}$ は、位置エネルギー U 、運動エネルギー K 、回転エネルギー T より

$$E_{i,j} = U_{i,j} + K_{i,j} + T_{i,j} = m_i g h_{i,j} + \frac{1}{2} m_i v_{i,j}^2 + \frac{1}{2} I_i \omega_{i,j}^2 \cdots (1)$$

で表すことができる。(1)式において m_i は節 i の質量、 $h_{i,j}$ 、 $v_{i,j}$ 、 $\omega_{i,j}$ は節 i における時刻 j 時の地面からの高さ、速度、角速度、 g は重力加速度、 I_i は慣性モーメントである。慣性モーメント I_i は、節 i を長さ L_i 、質量 m_i の一様な細い棒と考え、 $I_i = 1/3 m_i L_i^2$ とした。節 i の質量 m_i は、節 i の密度は一定であると仮定し、体重に全身に対する節の体積割合を乗じることで求めた。節の体積は、三次元人体計測システムを用いて計測を行った。表1に7リンクモデルの全身に対する体積割合を示す。計測された各部位における加速度と角速度のデータを積分して $h_{i,j}$ 、 $v_{i,j}$ を求め、各節毎に活動時の力学的エネルギーを求めた。そして、7リンク全ての力学的エネルギーの時間変化量 ΔE_i を積分することでエネルギー消費量 J の推定を行う。

Table.1 Volume ratio of 7 link model

Link No.	Link1	Link2,5	Link3,6	Link4,7
Volume ratio	67%	4.4%	6.6%	5.5%

3. 実験

3.1 身体動作周波数帯域計測実験

日常生活活動を捉えるために必要な加速度と角速度のサンプリング周波数を決定するために、歩行時における腰部と手首部の加速度、角速度をセンサモジュールで計測し、加速度、角速度波形の周波数成分を確認する実験を行った。加速度と角速度の計測条件は、歩行周期1s、計測時間300s、サンプリング周波数100Hzとした。計測した各データは、数値解析ソフトMatlabを用いてFFT解析を行い、それぞれのパワースペクトルを求めた。

3.2 エネルギー消費量推定実験

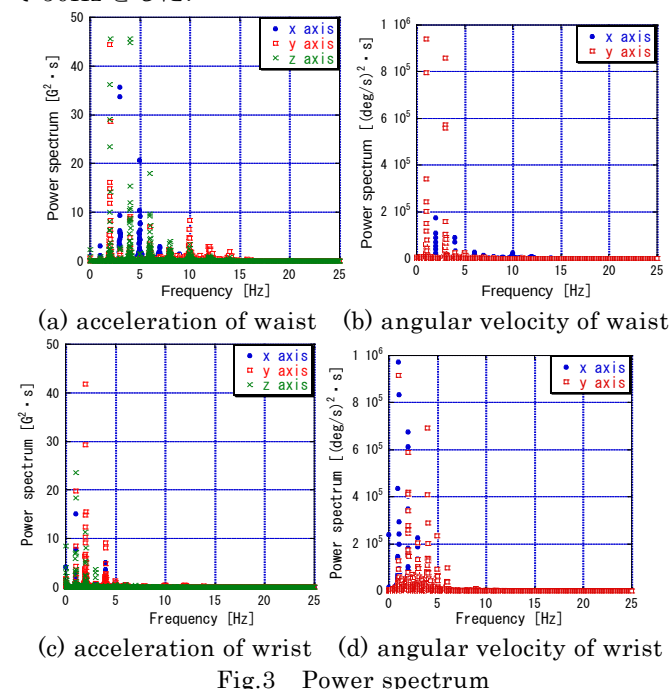
身体活動度モニタリングスーツを用いたエネルギー消費量推定の妥当性を確認するために、トレッドミル運動、エン

ルゴメータ運動時におけるエネルギー消費量を推定する実験を行った。被験者は身体活動度モニタリングスーツと呼気ガス分析用のマスクを装着して、トレッドミル上で3, 4, 5, 7km/hの歩行と7, 10km/hの走行の運動、エルゴメータ上で負荷50, 100, 150wの運動を各5分間行った。加速度、角速度は、サンプリング周波数50Hzで計測し、心電図は200Hzで計測した。また呼気ガスは、10秒のインターバルで酸素摂取量を計測した。計測した加速度・角速度と(1)式を用いてエネルギー消費量の算出を行い、心電図はR波周期から計測期間内における心拍数[bpm]の算出を行った。算出した本方式とMETs, 呼気ガス分析によるエネルギー消費量と心拍数について相互関係を調べた。

4. 結果および考察

4.1 身体動作周波数帯域計測実験

図3に各加速度、角速度波形のパワースペクトルを示す。パワースペクトル結果において、15Hz以上の周波数帯域においては強いピークが見られなかった。したがって、身体活動度モニタリングスーツにおける加速度、角速度のサンプリング周波数の設定値は、サンプリング定理を考慮して50Hzとした。



4.2 エネルギー消費量推定実験

図4, 5に、トレッドミル運動時とエルゴメータ運動時における5分間の平均心拍数と、本方式, METs, 呼気ガス分析によるエネルギー消費量算出結果を示す。トレッドミル運動時における、本方式で算出した結果と呼気ガス分析による算出値の平均誤差は21%であった。また、METs算出値と呼気ガス分析による算出値の平均誤差も21%であった。したがって、本方式の算出結果はMETs算出値と同等の結果であると考えられる。エルゴメータ運動時における本方式で算出した結果は、全ての負荷条件で約4kcalであり、運動負荷の違いによるエネルギー消費量の差異を確認することが出来なかった。また、METsや呼気ガス分析によるエネルギー消費量算出値と比較しても、約5~10分の1の結果であった。この原因は、本方式のエネルギー消費量算出方法において負荷の計算項目が入っていないためであることが分かった。図6に、5分間の平均心拍数と呼気ガス分析によるエネルギー消費量算出値の関係を示す。各運動条件における5分間の平均心拍数と、呼気ガス分析に

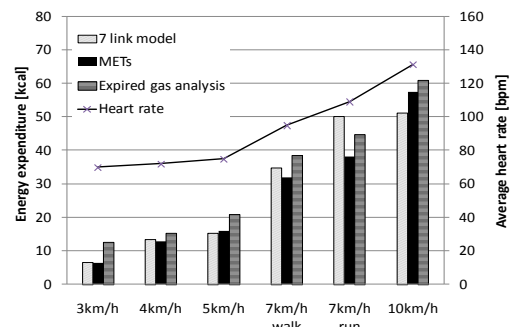


Fig.4 Energy expenditure at treadmill exercise

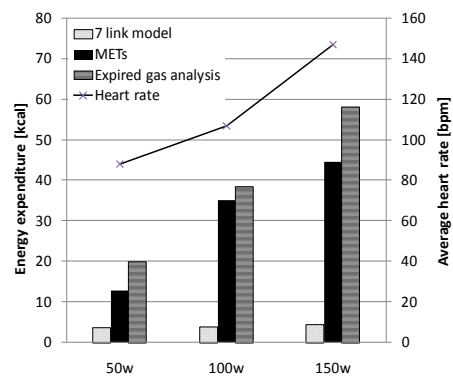


Fig.5 Energy expenditure at ergometer exercise

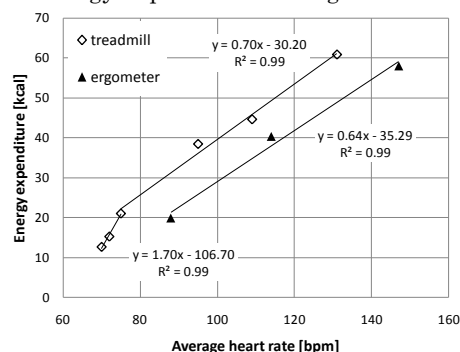


Fig.6 Relationship between heart rate and energy expenditure measured with an expired gas analysis

よるエネルギー消費量算出値との間には、高い相関があることを確認した。したがって、7リンクモデルを用いた力学的エネルギーによるエネルギー消費量の算出方法と、心拍数と呼気ガス分析の相関を用いた算出方法を組み合わせることが、活動時のエネルギー消費量を推定する方法として有効であると考えられる。

5. まとめ

本研究では、人間の身体活動度を高精度で手軽かつ低拘束に計測する身体活動度モニタリングスーツの開発を目的とした。7リンクモデルと力学的エネルギーを用いた消費エネルギー算出方法を提案し、加速度センサとジャイロセンサ、心電計を搭載した身体活動度モニタリングスーツの製作を行った。トレッドミル運動、エルゴメータ運動時におけるエネルギー消費量を推定する実験を行った。トレッドミル運動時では、本方式を使用することで呼気ガス分析による算出値と比較して約21%の誤差で推定可能であることが分かった。エルゴメータ運動時では、本方式を用いて運動負荷の違いによるエネルギー消費量の差異を推定することは困難であることが分かった。しかし、本方式に加え、心拍数と呼気ガス分析によるエネルギー消費量の相関を組み合わせることで、正確なエネルギー消費量の推定が可能となると考える。