

3軸加速度測定法を用いた日常生活下における体位の推定

疋田 あかり*・東風谷 祐子**・市丸 雄平**

(平成27年1月7日査読受理日)

Estimate of Daily Body Postures using Triaxial Accelerometers

HIKITA, Akari KOCHIYA, Yuko ICHIMARU, Yuhei

(Accepted for publication 7 January 2015)

キーワード：体位，日常生活，3軸加速度

Key words：body posture, daily life, triaxial accelerometer

1. 諸言

栄養アセスメントでは、身体計測、生化学検査、臨床診査、食事調査などの他に生活習慣調査や運動習慣調査、QOL調査が行われる¹⁾。特に生活習慣調査では、睡眠や運動、座位、立位時間、食行動などの把握を行っている。栄養学の観点だけではなく、治療方法の計画やプログラム作成を行うため、リハビリテーションの現場でも対象者の身体活動量および身体活動時間を把握することが大切である²⁾。また2013年に『健康づくりのための身体活動基準2013』が策定された。この中で、65歳以上の身体活動の基準を『具体的には、横になったままや、座ったままにならなければどんな動きでもよいので、身体活動を毎日40分行う。』³⁾として、身体活動の基準に運動強度だけではなく、身体活動時の体位(座位、臥位等)の概念が取り入れられている。このように、日常生活の対象者のライフスタイルや身体活動量および体位、身体活動時間などの把握は、生活習慣病等の予防や健康維持のため大変重要である。これまでの日常生活下における身体活動や体位の測定法は、質問票を用いた生活時間調査法が主体である。この方法は、簡便であるため広範に行われている。しかし、対象者の記憶や認識レベルに依存するため、高齢者や子どもの身体活動や体位の把握には適さない⁴⁾⁵⁾。

一方で、睡眠中の体位との関連が報告されている疾患として睡眠時無呼吸症候群があげられる。アメリカで実施された報告では、睡眠時無呼吸症候群の有病率は30~60歳の男性の4%、女性の2%と言われ、無自覚の呼吸障害を含めると男性では24%、女性では9%に達すると言われて

いる⁶⁾。また、日本もアメリカと同等かそれ以上の有病率であることも明らかとなった^{7)~9)}。睡眠中の体位について、仰臥位時に気道狭窄などが起こり無呼吸症候群を増悪させるなどの報告がある¹⁰⁾¹¹⁾。これまで睡眠時の体動検出や体位判定は、ビデオテープによる目視確認、ベッドに圧力センサや温度センサを取り付ける方法などが行われている^{12)~15)}。

近年、簡単に明確に身体活動および体位を把握する方法として、3軸加速度記録装置の研究開発が行われている。しかし、3軸加速度測定法を用いて日常生活下での身体活動量を測定した報告¹⁶⁾¹⁷⁾や睡眠中の体動に関する報告^{12)~15)}は多いものの、身体活動中および睡眠中の体位についての報告は少ない。

そこで本研究では、(1)3軸加速度測定法を用いて体位を自動判定するための基準値を求めてアルゴリズムを作成し、(2)そのアルゴリズムを用いて日常生活下における体位の推定について検討を行った。

2. 実験方法

(1) アルゴリズムの作成

1) 対象

3軸加速度測定法を用いた体位の定量化を行うため、健康女子大生7名を対象として実験を行った。事前に実験内容の説明を行い、参加の同意を文書で得た。対象者7名の年齢および身体的特徴は、20.9±0.7歳、身長158.0±3.2cm、体重47.9±3.8kg(平均±標準偏差)であった。本実験は東京家政大学大学院倫理委員会にて承認を得て行った。

2) 測定機器

測定機器は、ウェアラブル心拍センサ myBeat (UNION

* 大学院博士課程人間生活学専攻

** 栄養学科臨床栄養情報研究室

TOOL社製)を用いた。装着部は胸部および左大腿部の2ヶ所とした。胸部の装着法はNASA誘導とした。測定項目は、胸部はR-R Interval (RRI:心電図のR波から次のR波までの時間(msec)を示したもの)および3軸加速度、左大腿部は3軸加速度とした。3軸加速度のX軸は左右の動きを表し、Y軸は上下の動き、Z軸は前後の動きを表す。

3) 測定方法

対象者は機器を装着した後、座位安静、仰臥位、右側臥位、腹臥位、左側臥位、座位安静、立位安静の順にそれぞれ5分間ずつ体位を維持した。仰臥位、右側臥位、腹臥位、左側臥位は、ベッド上で行った。測定時間は、AM9:00~12:00の間に行い、環境の室内温度は、22~26℃に保った。

4) 解析方法

得られたデータはUSBケーブルを用いてパーソナルコンピュータに送信し、csvファイル形式で保存した。3軸加速度のデータは、データ間隔がサンプルごとに異なるため、Microsoft Visual Basic for Applicationを用いて10秒毎のデータに算出した。

(2) 日常生活下の体位の推定

1) 対象

対象者116名の年齢および身体的特徴は、 21.4 ± 1.3 歳、身長 158.1 ± 5.8 cm、体重 50.4 ± 6.1 kg(平均±標準偏差)であった。対象者は、2013年5月~同年7月までの間に測定を行った。対象者に対して事前に実験内容の説明を行い、参加の同意を文書で得た。本実験は東京家政大学大学院倫理委員会の承認を得て行った。

2) 測定機器

測定機器は、(1)と同様にウェアラブル心拍センサーmyBeatを2ヶ所に装着して行った。

3) 測定方法

対象者は入浴後myBeatを装着し、翌日の同時刻まで測定を行った。24時間測定中は生活時間調査を行い、24時間の生活活動をエクセルファイルに入力した。表1に生活時間調査の一例を示す。A列目に開始した時間、B列目に終了した時間、C列目に活動内容、D列目にメッツ、E列目に身体活動に要した時間、F列目にメッツ・時間、G列目にメッツから算出したエネルギー消費量の値、H列目に体位を入力した。D列目のメッツ値は「改訂版『身体活動のメッツ(METs)表』」¹⁶⁾に沿って入力した。H列目の体位は、臥位を1、座位を2、立位(運動も含む)を3として入力した。

表1. 生活時間調査の入力例

開始した時間	終了した時間	活動	メッツ(METs)	時間(h)	メッツ(METs)×時間(h)	エネルギー消費量(kcal)	体位
0:00	0:30	起床(散歩)	1.3	0.50	0.75	368.1	2
4:03	0:34	起床(散歩)	1.5	0.02	0.03	1.62	2
5:04	0:50	起床(散歩)	1.3	0.26	0.338	18.252	2
6:05	0:51	階段下り	3.5	0.01	0.035	1.89	3
7:05	0:52	階段上り	8.8	0.01	0.088	4.752	3
8:05	0:58	起床(散歩)	1.3	0.11	0.143	7.02	2
9:05	1:00	トイレ	1.8	0.03	0.054	2.916	2
10:00	2:45	起床(散歩)	1.3	1.75	2.275	122.85	2
11:2:45	2:46	起床(散歩)	1.5	0.01	0.015	0.81	2
12:2:46	3:00	起床(散歩)	1.3	0.23	0.299	16.146	2
13:3:00	9:10	睡眠	1	6	6	324	1
14:9:10	9:15	トイレ	1.8	0.08	0.144	7.776	2
15:9:15	9:22	洗面	1.8	0.11	0.198	10.692	3
16:9:22	9:55	身支度	3.5	0.55	1.925	103.95	3
17:9:55	10:15	立位(整理)	3	0.33	0.99	53.46	3
18:10:15	10:25	起床(食事)	1.5	0.16	0.24	12.96	2
19:10:25	10:30	食器洗い	1.8	0.08	0.144	7.776	3
20:10:30	10:50	自転車	4	0.33	1.32	71.28	3
21:10:50	10:51	立位(散歩)	1.5	0.01	0.015	0.81	3
22:10:51	10:52	階段下り	3.5	0.01	0.035	1.89	3
23:10:52	10:55	歩行	3.5	0.05	0.175	9.45	3
24:10:55	11:15	電車	1.8	0.33	0.594	32.076	3
25:11:15	11:19	歩行	3.5	0.06	0.21	11.34	3
26:11:19	11:20	階段上り	4	0.01	0.04	2.16	3
27:11:20	11:25	電車	1.8	0.08	0.144	7.776	3
28:11:25	11:45	歩行	3.5	0.16	0.56	30.24	3
29:11:45	11:46	階段上り	4	0.01	0.04	2.16	3
30:11:46	11:47	起床(散歩)	1.5	0.01	0.015	0.81	2
31:11:47	13:25	睡眠	1.8	0.46	0.828	44.712	1
32:13:25	13:35	歩行	3.5	0.16	0.56	30.24	3

4) 解析方法

得られたデータは、(1)と同様の方法を用いて保存した。測定した3軸加速度からマグニチュードを算出した。算出方法は下記のとおりである。

$$\text{マグニチュード (G)} = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2}$$

RRI、3軸加速度およびマグニチュードは、データ間隔がサンプルごとに異なるため、Microsoft Visual Basic for Applicationを用いて、1分毎のデータに算出した。1分毎のRRIの個数より、心拍数(HR:Heart Rate)を算出した。(1)より作成したアルゴリズムを用いて臥位(仰臥位、腹臥位、左側臥位、右側臥位)、座位、立位時間をそれぞれ算出した。生活時間調査の結果と比較するため、臥位、座位、立位は、臥位を1、座位を2、立位(運動も含む)を3として記号化した。さらに臥位時間中の仰臥位、腹臥位、左側臥位、右側臥位の割合をそれぞれ算出した。

また、生活時間調査から得られた臥位、座位、立位時間のデータは、Microsoft Visual Basic for Applicationを用いて1分毎のデータを算出した。

統計学的処理として、3軸加速度および生活時間調査により得られた体位の一致率およびコーエンのκ係数を算出した。臥位時間中の体位の割合を比較するため、分散分析を行った。分散分析で有意差が認められた場合、Bonferroni法による多重比較を行った。統計学的有意水準は0.05とした。

3. 結果

(1) アルゴリズムの作成

図1に、一例の臥位中の体位変動時の胸部のX軸、Y軸、Z軸の変動を示した。右側臥位および左側臥位を比較するとX軸の値が大きく変化し、仰臥位および腹臥位を比較するとZ軸の値が大きな変化が認められた。

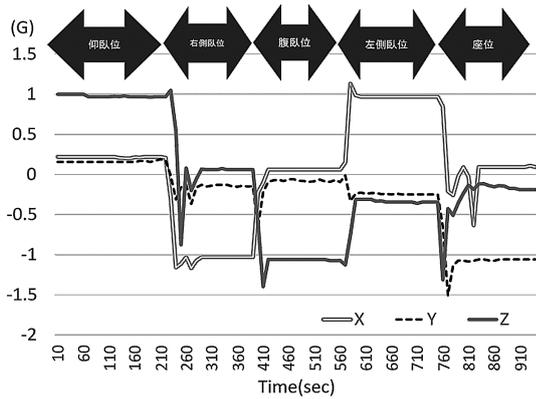


図1. 体位変動時における胸部の3軸加速度

X軸は左右運動, Yは上下運動, Z軸は前後運動を示す.

図2に, 全例の右側臥位および左側臥位の胸部のX軸の平均値を示した. 右側臥位時のX軸は $-1.03 \sim -0.53G$, 左側臥位時は $0.71 \sim 0.97G$ の値を示した. 以上から, 臥位状態で, 胸部のX軸が $-0.5G$ 以下であれば右側臥位, $0.5G$ 以上であれば左側臥位と推定できることが示された.

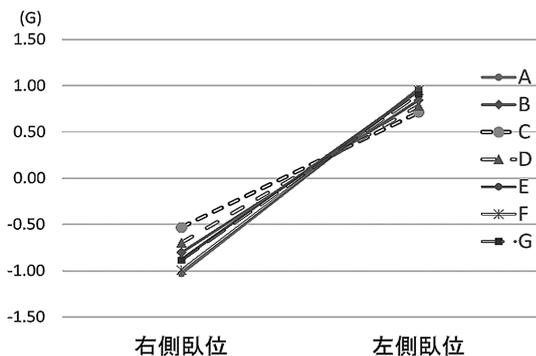


図2. 右側臥位および左側臥位における胸部X軸の平均値

図3に全例の仰臥位および腹臥位の胸部のZ軸の平均値を示す. 仰臥位のZ軸は $0.85 \sim 1.00G$, 腹臥位時は $-1.10 \sim -1.06G$ を示した. 以上から, 臥位状態で, 胸部のZ軸が $0.7G$ 以上であれば仰臥位, $-0.7G$ 以下であれば腹臥位と推定できることが示された.

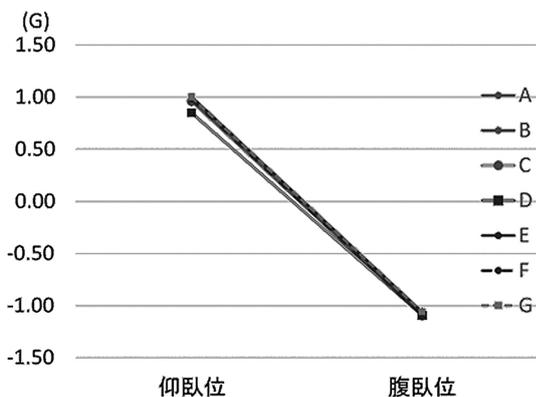


図3. 仰臥位および腹臥位における胸部Z軸の平均値

次に, 臥位および座位における3軸加速度について検討した. 図4は一例の座位から臥位の体位変動時における胸部および左大腿部の3軸加速度の変動を示したものである. 座位から臥位の変動では, 胸部のY軸, Z軸が大きな変動を示した.

この例の胸部のY軸の平均および標準偏差は座位で $-0.89 \pm 0.12G$, 仰臥位で $-0.27 \pm 0.10G$ であった. また, 胸部のZ軸の平均および標準偏差は, 座位で $0.32 \pm 0.29G$, 仰臥位で $1.03 \pm 0.12G$ であった. 本研究では, Z軸を臥位中の体位の判定に用いているため, 臥位と座位の判定にはY軸を用いた.

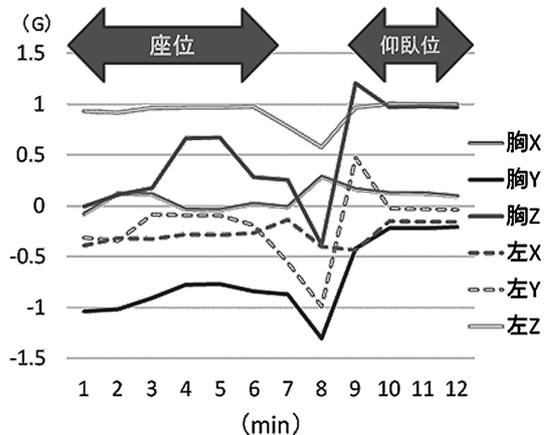


図4. 座位から仰臥位の体位変動時の胸部および左大腿部の3軸加速度の変動

胸Xは胸部の左右運動, 胸Yは胸部の上下運動, 胸Zは胸部の前後運動. 左Xは左大腿部の左右運動, 左Yは左大腿部の上下運動, 左Zは左大腿部の前後運動を示したもの.

図5に全例の座位および仰臥位の胸部のY軸の平均値を示す. また, 胸部のY軸は座位では $-1.17 \sim -0.89G$, 仰臥位で $-0.38 \sim 0.01G$ を示した. 胸部のY軸が $-0.7G$ 未満であれば座位, $-0.7G$ 以上であれば臥位と推定できることが示された.

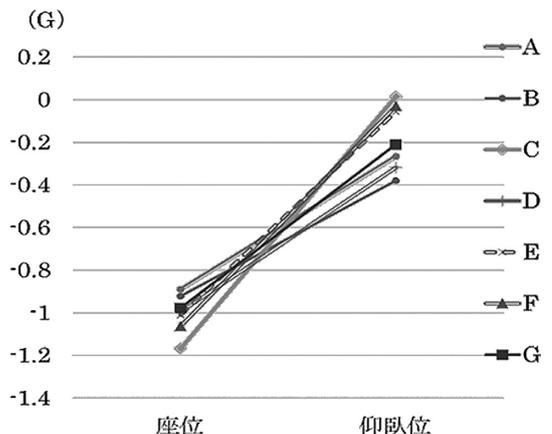


図5. 座位および仰臥位の胸部Y軸の平均

次に、立位および座位における3軸加速度について検討した。一例の立位から座位になる際の胸部および左大腿部のX軸、Y軸、Z軸の変動を示す(図6)。立位から座位の変動では、左大腿部のY軸、Z軸が大きな変動を示した。

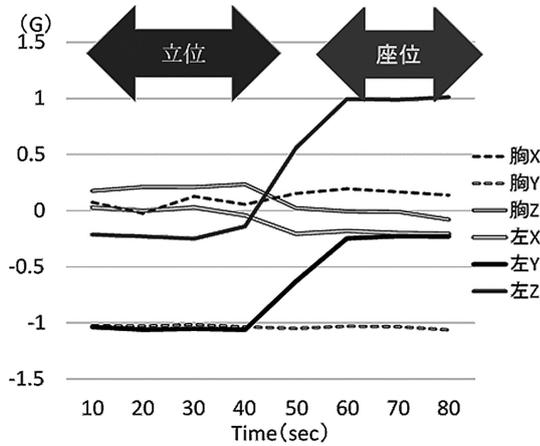


図6. 立位から座位の体位変動時の胸部および左大腿部の3軸加速度の変動

本研究では、臥位と座位の判定と同様に立位の判定にはY軸の値を用いることとした。図7に全例の立位および座位の左大腿部のY軸の平均値、左大腿部のY軸は、立位で $-1.23 \sim -0.88G$ 、座位で $-0.51 \sim 0.16G$ を示した。左大腿部のY軸が、 $-0.7G$ 未満であれば立位、 $-0.7G$ 以上であれば座位と推定できることが示された。

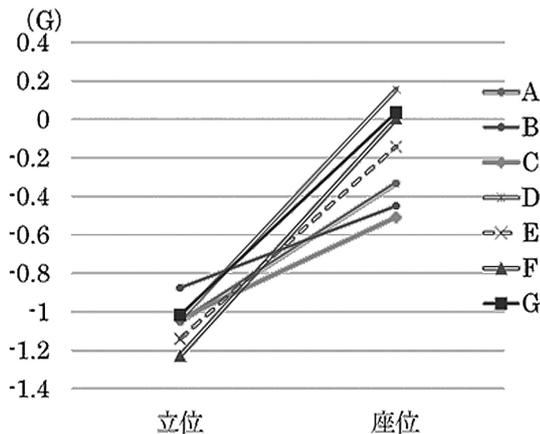


図7. 立位および座位時の左大腿部Y軸の平均

以上の結果から、本研究では胸部および左大腿部のY軸がどちらも $-0.7G$ 以上である場合を臥位、胸部が $-0.7G$ 未満で左大腿部が $-0.7G$ 以上である場合を座位、胸部および左大腿部がどちらも $-0.7G$ 未満である場合を立位とした。さらに、臥位と判定され、X軸が $-0.5G$ 未満の場合を右側臥位、 $0.5G$ 以上である場合は左側臥位とした。また、Z軸が $0.7G$ 以上を仰臥位、 $-0.7G$ 未満を腹臥位とした(表2)。

表2. 3軸加速度を用いた体位の判定

		X	Y		Z
			胸部	左大腿部	
臥位	仰臥位	-0.5 以上	-0.7 以上	-0.7 以上	0.7 以上
	腹臥位	0.5 未満			-0.7 未満
	右側臥位	-0.5 未満			-0.7 以上
	左側臥位	0.5 以上			0.7 未満
座位	-	-0.7 未満	-	-	
立位	-	-	-0.7 未満	-	

(2) 日常生活下の体位の推定

1) 臥位時間・座位時間・立位時間

健康女子大生116名を対象として3軸加速度およびRRIの24時間測定を行い、(1)で作成したアルゴリズムを用いて判定した体位時間について検討した。

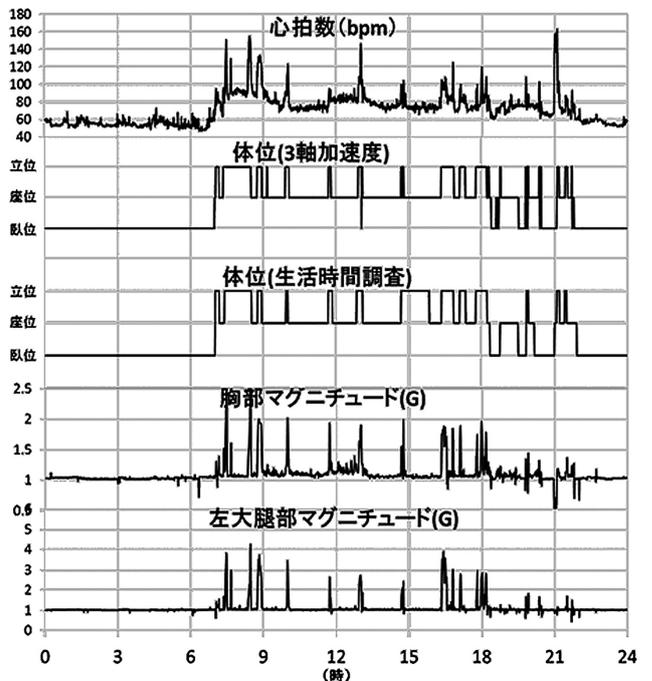


図8. 24時間の心拍数・体位・胸部および左大腿部マグニチュードの時系列変動

図8に、一例の24時間の心拍数、体位(3軸加速度)、体位(生活時間調査)、胸部および左大腿部マグニチュードの変動を示す。体位が立位と判定された時間帯は、心拍数および胸部・左大腿部マグニチュードは高い値を示し、体位が臥位および座位と判定された時間帯は心拍数および胸部・左大腿部マグニチュードは低い値を示した。

次に、生活時間調査から得られた体位時間と3軸加速度から判定された体位時間について検討した。3軸加速度および生活時間調査から得られた体位を比較すると同時帯に同じような体位を示している。この対象者からの生活時間調査による就寝時刻の報告は21時45分であった。一

方、3軸加速度を用いた判定では臥位開始時刻は21時44分であった。生活時間調査では起床時刻は7時00分であり、3軸加速度を用いた判定では臥位終了時刻は午前6時59分であった。生活時間調査法による睡眠時間は9時間15分であり、3軸加速度を用いて判定された臥位時間も9時間15分であった。また、生活時間調査では7時20分から8時30分まで『立位（電車）』、10時00分から11時40分は『座位（勉強）』と報告されている。3軸加速度を用いた方法では、7時21分から8時29分まで立位、10時4分から11時41分までが立位と判定された。この例の24時間の生活活動調査から得られた臥位、座位、立位時間は、それぞれ640分、593分、207分であった。一方、3軸加速度から得られた臥位、座位、立位時間はそれぞれ641分、591分、208分であった。この例における3軸加速度および生活時間調査法を用いた方法の臥位、座位、立位時間の一致率は89.6%であった。また、3軸加速度および生活時間調査法から得られた体位時間を比較するため、コーエンの κ 係数を求めた。その結果、生活時間調査および3軸加速度から判定された体位時間の κ 係数は0.80であり、実質的に一致しているとみなされる高い値を示した。

生活時間調査から得られた体位時間の全例平均および3軸加速度を用いて判定したそれぞれの体位時間を表3に示す。

表3. 24時間測定における体位時間の全例平均

体位	測定法	分
臥位	日常生活時間調査	548.0±202.3
	3軸加速度	584.2±252.4
座位	日常生活時間調査	593.3±196.2
	3軸加速度	561.7±223.0
立位	日常生活時間調査	297.7±104.0
	3軸加速度	293.1±138.0

生活時間調査から得られた体位時間は、臥位時間が548.0±202.3分、座位が593.3±196.2分、立位が297.7±104.0分であった。また3軸加速度を用いて判定した体位時間の全例平均は、臥位時間が584.2±252.4分、座位が561.7±223.0分、立位が293.1±138.0分であった。表4に一致率の全例平均と κ 係数の全例平均を示す。

表4. 一致率および κ 係数の全例平均

一致率 (%)	92.5 ± 3.5
κ 係数	0.83 ± 0.02

一致率および κ 係数はそれぞれ92.5±3.5%、0.83±0.02であり、全例平均においても高い値が認められた。

2) 仰臥位・腹臥位・右側臥位・左側臥位

臥位時間中における仰臥位・腹臥位・右側臥位・左側臥位の割合の全例平均を図9に示す。仰臥位は57.4±23.3%、腹臥位は12.8±17.1%、右側臥位は15.0±14.5%、左側臥位は14.8±15.1%であった。右側臥位および左側臥位の割合はどちらも約15%であり、同程度であった。腹臥位が、4つの体位の中で最も割合が低かった。

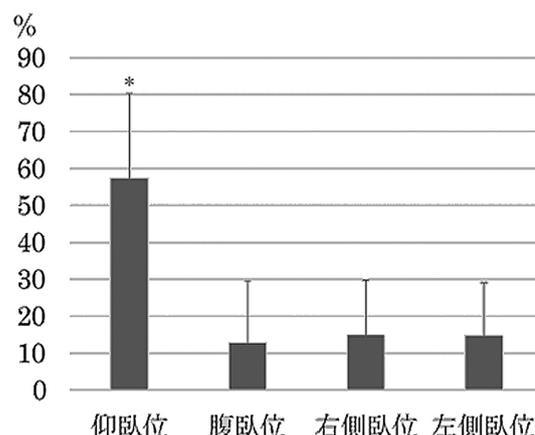


図9. 臥位中の体位割合の全例平均 *p<0.05

臥位中における体位の割合について、分散分析を行った。その結果、有意差が認められた ($p<0.05$)。Bonferroni法による多重比較の結果、仰臥位の割合は腹臥位、右側臥位、左側臥位に比べ、有意に大きかった ($p<0.05$)。

4. 考察

これまで身体活動や体位の把握には、簡便さや費用の面から、質問票を用いた生活時間調査法が広く行われてきた。一方で、生活時間調査法は誤読、記入漏れ、対象者の記憶や知識レベルに依存することなどの問題点から、高齢者や子どもの調査は難しい⁴⁾⁵⁾。また、慢性疾患や寝たきり、在宅療養者の身体活動・体位把握には適さない。そこで、近年、客観的かつ簡便に日常生活活動を測定する方法として、3軸加速度測定法等を用いた研究が進められている。しかし、3軸加速度測定法を用いて日常生活下での身体活動量や運動量を測定した報告は多いものの¹⁷⁾¹⁸⁾、日常生活下の体位や睡眠時間などの生活習慣についての報告は少ない。本研究では、3軸加速度測定法を用いて日常生活下の体位の推定を行った。その結果、臥位、座位、立位時間における日常生活時間調査で得られた値および3軸加速度から判定された値の一致率、 κ 係数はそれぞれ実質的に一致しているとみなされる高い値を示した。以上から、胸部および左大腿部の2ヶ所の3軸加速度測定法を用いた臥位（仰臥位、腹臥位、右側臥位、左側臥位）、座位、立位、就寝時刻、起床時刻等の推定が有用であることが示された。

Levineらの対照群 (BMIが $23 \pm 2 \text{kg/m}^2$) 10名と肥満群 (BMI $33 \pm 2 \text{kg/m}^2$) 10名を比較した報告によると、対照群の臥位時間は約500分、座位は約400分、立位・移動は約540分であった。また、肥満群の臥位時間は約490分、座位は約560分、立位・移動は約390分であり、肥満群において座位の時間が有意に長く、また立位、移動の時間が有意に短いことを示した¹⁹⁾。本研究では、116名の健康女子大生の24時間の体位時間は、臥位が約580分、座位が約560分、立位が約300分であった。本研究の結果はLevineらの研究における対照群よりも肥満群と近い結果となった。今後、体型と身体活動について検討する必要性があると考えられる。

一方、睡眠中の体位は、睡眠時無呼吸症候群との関連性について注目されている。仰臥位では、仰臥位での睡眠では、重力の影響を受けて、軟口蓋や舌根部が後方に倒れるために気道が狭小化し、さらに腹部の内容物により、横隔膜運動が制限されて肺胞換気が障害されると推測されており¹⁰⁾、仰臥位での睡眠が無呼吸を増悪させるとの報告がある¹¹⁾。しかしながら、病態における睡眠中の体位変化などの報告はあるものの、健康者や高齢者・子どもにおける日常生活下の睡眠中の体位などの疫学的報告は少ない。本研究では、臥位中の体位として仰臥位の割合が有意に大きく、臥位時間の約60%であった。また、臥位中の右側臥位および左側臥位の割合の間には有意差が認められず、どちらも約15%であった。また、臥位中の腹臥位の割合は約10%であった。睡眠中における体位の先行研究では、20～24歳の青年女性18名を対象にした研究で、個人差が大きいが仰臥位が48%、右側臥位が25%、左側臥位が20%、腹臥位が2%であったと報告されている²⁰⁾。先行研究と比較し、本研究結果で臥位時間が長く、左右側臥位時間が短くなった理由として、測定時期があげられる。先行研究では10～11月の秋から冬にかけて測定を行っているが、本研究では5～7月の初夏から夏にかけて測定を行った。夏の暑い時期の睡眠中は放熱のために仰臥位で四肢を広げた体位となり、冬の寒い時期には左右側臥位で体を丸めるような体位をとっているのではないかと考えられる。今後、睡眠中の体位と季節変動・気温などの関連性についても検討する必要性が示唆された。

また、本研究では、3軸速度によって立位と判定された時間帯で、心拍数、胸部および左大腿部のマグニチュードも増加が認められた。心拍数は酸素摂取量および身体活動量と相関関係を示す。以上から、胸部および左大腿部のマグニチュードと心拍数・酸素摂取量・身体活動量との関連性を検討する必要性が示された。

5. 結論

本研究では、2ヶ所に3軸加速度記録装置を装着するこ

とで、日常生活下の臥位、座位、立位などの身体活動および臥位中の体位を推定できることが示された。今後、体型と身体活動、生活習慣と心拍変動、睡眠中の体位と心拍変動、身体活動量と3軸加速度および心拍変動等について、さらに検討する必要性がある。

6. 謝辞

本研究を行うにあたり、ご協力いただいた対象者の皆様に厚く御礼申し上げます。

7. 引用文献

- 1) 田中平三, 伊達ちぐさ, 佐々木敏: 公衆栄養学, 南江堂 (東京), 22-23, 2006
- 2) 村瀬訓生, 勝村俊仁, 上田千穂子: 身体活動量の国際標準化—IPAQ日本語版の信頼性, 妥当性の評価—, 厚生労働省, 49 (11), 1-9, 2002
- 3) 厚生労働省: 健康づくりのための身体活動基準 2013, 2013
- 4) 川久保清, 李廷秀: 身体活動量の測定法: 総論, 日本臨床, 67 (増刊2), 137-142, 2009
- 5) 大澤祐介, 小熊祐子: 身体活動量の測定法: 機械による身体活動量の評価, 日本臨床, 67 (増刊2), 149-153, 2009
- 6) Young T, Palta M, Dempsey J, Skatrud J, Weber S, Badr S: The occurrence of sleep-disordered breathing among middle-aged adults, *N Engl J Med*, **328**, 1230-1235, 1993
- 7) Hida W, Shindoh C, Miki H, Kikuchi Y, Okabe S, Taguchi O, Takishima T, Shirato K: Prevalence of sleep apnea among Japanese industrial workers determined by a portable sleep monitoring system, *Respiration*, **60**, 332-337, 1993
- 8) Tanigawa T, Tachibana N, Yamagishi K, Muraki I, Kudo M, Ohira T, Kitamura A, Sato S, Shimamoto T, Iso H: Relationship between sleep-disordered breathing and blood pressure levels in community-based samples of Japanese men, *Hypertens Res*, **27**, 479-484, 2004
- 9) Nakayama-Ashida Y, Takegami M, Chin K, Sumi K, Nakamura T, Takahashi K, Wakamura T, Horita S, Oka Y, Minami I, Fukuhara S, Kadotani H: Sleep-disordered breathing in the usual lifestyle setting as detected with home monitoring in a population of working men in Japan, *Sleep*, **31**, 419-425, 2008
- 10) Kopelman PG, Apps MC, Cope T, Ingram DA, Empey DW, Evans SJ: Nocturnal hypoxia and sleep apnoea in asymptomatic obese men, *Int J Obesity*, **10**,

- 211-217, 1986
- 11) Cartwright R. D : *Effect of sleep position on sleep apnea severity*, *Sleep*, **7**, 110-114, 1984
 - 12) Thoman E.B, Acebo C, Lamm S : *Stability and instability of sleep in older persons recorded in the home*, *Sleep*, **16 (6)**, 578-585, 1993
 - 13) Barbenel J.C, Ferguson-Pell M.W, Beale A.Q : *Monitoring the mobility of patients in bed*, *Med.&BioL Eng.&Comput*, **23**, 466-468, 1985
 - 14) Tamura T, Togawa T, Murata M : *A bed temperature monitoring system for assessing body movement during sleep*, *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, **9 (2)**, 139-145, 1988
 - 15) Tamura T, Zhou J, Mizukami H, Togawa T : *A system for monitoring temperature distribution in bed and its application to the assessment of body movement*, *Physiol.Meas.*, **14**, 33-41, 1993
 - 16) 中江悟司, 田中茂穂, 宮地元彦 : 改訂版『身体活動のメッツ (METs) 表』, 独立行政法人 国立健康・栄養研究所, 2012
 - 17) 松村吉浩, 廣部一彦, 西野健司, 山中裕, 中村正 : 3軸加速度法による身体活動量計測, 松下電工技報, 56 (2), 67-72, 2008
 - 18) 海老根直之, 島田美恵子, 田中宏暁, 西牟田守, 吉武裕, 齊藤慎一, Jones J.H. P : 二重標識水法を用いた簡易エネルギー消費量推定法の評価—生活時間調査法, 心拍数法, 加速度計法について, 体力科学, 51, 151-164, 2002
 - 19) Levine A. J, Lanningham-Foster M. L, McCrady K. S, Krizan C A, Olson R. L, Kane H. P, Jensen D. M, Clark M.M : *Interindividual Variation in Posture Allocation : Possible Role in Human Obesity*, *Science*, **1307**, 584-587, 2005
 - 20) 久保博子, 青山裕美子, 重村直美 : 青年男女の寝姿勢と胎動に関する研究, 人間工学, 44, 316-317, 2008

Abstract

The purpose of this study is to estimate daily body postures using two triaxial accelerometers. The study composed of two types of experiment. Firstly, we determined the quantity of body postures using two triaxial accelerometers to obtain a reference value. Secondly, we compared body postures using the reference value and recording of time-use-survey. The result of capture data on body postures using two triaxial accelerometers is in agreement with time-use-survey. The reference value obtained by two triaxial accelerometers might be a useful parameter to assess daily body postures.