

Original Article

回復期脳卒中患者の24時間超継続的活動モニタリングに関する予備的検討

松浦広昂,¹ 向野雅彦,¹ 小笠原隆行,² 青嶋保志,³ 鈴木卓弥,³ 犬飼絢香,³ 服部恵実,³ 才藤栄一¹¹藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学I講座²日本電信電話株式会社 NTT デバイスイノベーションセンタ NTT 物性科学基礎研究所³藤田保健衛生大学病院リハビリテーション部

要旨

Matsuura H, Mukaino M, Ogasawara T, Aoshima Y, Suzuki T, Inukai A, Hattori E, Saitoh E. Preliminary study on activity monitoring for over 24 hours among stroke patients in a rehabilitation ward. *Jpn J Compr Rehabil Sci* 2019; 10: 37-41.

【目的】リハビリテーションの効果を理解する上で、それが患者の日常の活動量に与える影響を知ることは重要である。本研究では着衣を用いた心拍測定システムを用い、リハビリテーションに伴う活動量の変化が検出できるかどうか、回復期の脳卒中患者を対象に予備的な検討を実施した。

【方法】回復期病棟に入棟した脳卒中患者6名（男性4名、女性2名、年齢63.5±11.22歳）を対象とした。測定は着衣による心拍モニタリングシステム（hitoeシステム）により行い、回復期病棟入棟時および入棟6週間後に3日間の計測を実施した。

【結果】回復期入棟6週間後の1日あたり臥位時間は入棟時に比較して減少傾向が得られた（11.9±3.52 vs 10.3±1.89（平均±SD）時間； $p=0.06$ ）。一方、運動強度を示す%予備心拍数（%HRR）が30%以上の時間は有意に増加を認めた（0.9±2.26% vs 5.1±6.56%； $p=0.03$ ）。

【結論】着衣を用いた心拍測定による脳卒中片麻痺患者の活動モニタリングを試行し、入院中の活動量の増加傾向が観察された。

キーワード：活動モニタリング、ウェアラブルデバイス、脳卒中

著者連絡先：向野雅彦
藤田保健衛生大学医学部リハビリテーション医学I講座
〒470-1192 愛知県豊明市杣掛町田楽ヶ窪 1-98
E-mail：mmukaino@fujita-hu.ac.jp
2018年9月20日受理

利益相反：この論文について研究者個人の利益相反および研究資金の提供はありませんが、研究は日本電信電話株式会社、NTTドコモ株式会社および東レ株式会社との共同研究として実施いたしました。

はじめに

入院患者や在宅生活を送る高齢者、運動障害を持つ患者などでは、一般に活動量が減り、それがしばしば廃用の原因ともなることが知られている [1]。障害機能の改善やADLの自立を獲得するための動作方法などのスキルの習得だけでなく、単純に運動することによる運動耐容能の改善や運動効率の改善といったいわゆる“体力”に対する運動の一般的な効果も、リハビリテーションの効果として重要な要素の一つである。このような効果には、リハビリテーションの頻度や内容はもちろんのこと、普段の日常生活における活動量も大きく影響している可能性があり、日常生活における活動のモニタリングの重要性が認識されるようになっている [2]。

近年では、簡便な活動の測定機器として、ウェアラブルデバイスの使用も議論されている。活動モニタリングに使われるウェアラブルデバイスは二つに大別される [2]。一つは加速度計による活動モニタリング [3]、一つは心拍数による活動モニタリングである [4]。特に心拍数による運動強度の推定は運動処方にも用いられており、患者の心肺機能に応じた活動量の増減をみられるという点で非常に有意義である。心拍数による運動強度の推定は簡便であり、心臓リハビリテーションのように、訓練の目的が運動耐容能にある場合にはよく行われているが、運動障害のある患者で行われることは多くない。しかし、運動障害があっても、実際に日中の活動量により、運動機能は大きく変化することが指摘されている [5]。そのため、心拍数による活動モニタリングとそれに基づくフィードバックは、長期的な運動効果を得る上で重要であると考えられる。患者は訓練以外の時間に活動する割合が大きいため、訓練時間のモニタリングだけでなく、日中活動時間中のモニタリングも実施することが望ましい。心拍数の測定をより簡便に、24時間以上継続して実施することができれば、対象者の活動量全体を把握することが可能となる。モニタリングにもう一つ重要なのは、精度である。近年簡便なウェアラブルデバイスによる心拍計測の試みが多く行われている。特に手関節装着型の脈拍計は広く普及している。このような機器を使った計測の妥当性が報告されている一方 [6, 7]、計測の精度に限界があることを指摘する報

告もある [8-10]. 特に上肢の使用時には測定誤差が大きくなりやすいことが報告されている [11]. 運動障害を有する患者の場合、移動時に上肢を使うことも多く、測定誤差が生じやすい状況にあると考えられる.

心拍数の計測を目的としたウェアラブルデバイスとしては、着衣を用いた測定の取り組みもある. hitoe システムは、導電性繊維を用いて作成された電極を内部に配置したウェアを着用することで、心電図に基づく心拍数計測を行う仕組みである [12, 13]. さらに、前胸部に装着するトランスミッターに加速度計を内蔵しており、姿勢推定など、加速度計に基づく計測も行えるようになっている. 本研究では、このシステムを用いた心拍数の計測とそれに基づく継続的な運動強度の測定によって、リハビリテーションの実施に伴う活動量の変化を検出できるかどうかを予備的に検討する目的で、回復期リハビリテーション病棟に入棟した6例の脳卒中片麻痺患者の入棟時および入棟6週間における活動量の測定を行ったため報告する.

方法

1. 対象

本研究は、2018年1月4日から2018年3月3日までに藤田保健衛生大学病院の回復期病棟に入院した脳卒中片麻痺患者のうち、20歳以上の初発脳卒中中、発症後60日以内に回復期病棟に入棟した患者を対象とした. 除外基準として、1) β ブロッカーの内服、2) 心房細動の存在、を設定した. 基準に合致し、研究への参加に同意した6名を対象とした.

患者は、男性4名、女性2名、脳梗塞1名、脳出血5名、右麻痺4名、左麻痺2名、年齢 63.5 ± 11.22 歳 (平均値 \pm 標準偏差)、入棟時 FIM 合計点 77.8 ± 25.13 、発症後初回計測までの日数は 26.8 ± 13.52 日 (11~48日) であった (表1).

本研究は藤田保健衛生大学倫理委員会の承認を受け実施した (HM17-220).

2. 計測方法

回復期入棟時 (入棟1週間以内; 脳卒中発症後 27 ± 14 日) およびその6週間後にそれぞれ3日間、初日の午前中から3日目の午後にかけて連続で48時間以上になるように、心拍数の測定を実施した. 測定は着衣に内蔵した電極による心拍モニタリングシステムである hitoe システムを用いた [12, 13]. hitoe システムは、電極を内蔵した hitoe ウェア、データの転送を行う hitoe トランスミッターおよびスマートフォ

ンアプリケーションからなるシステムで、電極から得られる心電図波形を元に、心拍数を計測することができる. また、トランスミッターの中には加速度計が内蔵されており、トランスミッターの傾きから姿勢情報 (臥位もしくはそれ以外) を判定できる仕組みとなっている. これらの情報をスマートフォンを介して収集し、検討に用いた. 着衣を用いた測定であるため、入浴中は計測を中止し、入浴後に hitoe ウェアを交換し、計測を再開した. 使用したウェアは洗浄し、2回目の計測に用いた.

3. 統計学的分析方法

本研究においては、このシステムを用いて測定した48時間のデータから、24時間のアンサンブル平均 (異なる計測日における同じタイムポイント (分単位) のデータを平均したもの) を算出し、検討に用いた.

測定データより、臥位と座位・立位 (臥位以外) のそれぞれのとき、臥位と座位・立位中の心拍数平均値を計算した. また、心拍数を用いた運動強度の定量も実施した. 運動処方において、一般的に心拍数を用いた運動強度の定量値が用いられている [14]. 特にアメリカスポーツ医学会のガイドラインにおいて、心拍数を用いた運動強度測定には percent heart rate reserve (%HRR) の使用が推奨されている [15]. %HRR は (心拍数 - 安静時心拍数) / (最大心拍数 - 安静時心拍数) として算出され、最大心拍数は実測値もしくは年齢を用いた推定値が用いられる. 本検討においては、患者の運動障害のため最大心拍数の実測が難しかったため、Gellish による年齢を用いた最大心拍数の推定値 ($206.9 - 0.67 * \text{年齢}$) を用いた [16]. また、安静時心拍数として、測定が安定している夜間臥床時の平均心拍数 (0-5 時間で臥位と判定された時間の心拍数中央値) を用いた [17].

これらを用いて算出した24時間の%HRR値の積分値を運動強度積分値として運動量の解析に用いた. また、%HRR値が10%以下、10%より大きく20%以下、20%より大きく30%以下、30%より大であった時間の全体に占める割合をそれぞれ算出し、入棟時と6週間後評価の比較に用いた.

4. 分析

有意差の検定には Wilcoxon の符号順位和検定を用いた. 統計処理には、JMP11 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA) を使用し、有意水準は5%とした.

表1. 対象の基本情報

番号	年齢	性別	麻痺側	出血/梗塞	発症後初回計測までの日数	初回計測時の FIM (運動項目/認知項目)
1	54	男性	右	出血	11	74 (50/24)
2	60	男性	右	出血	24	97 (63/34)
3	79	女性	左	出血	15	84 (49/35)
4	76	男性	左	梗塞	48	42 (18/24)
5	53	女性	左	出血	28	59 (30/29)
6	59	男性	左	出血	35	111 (83/28)

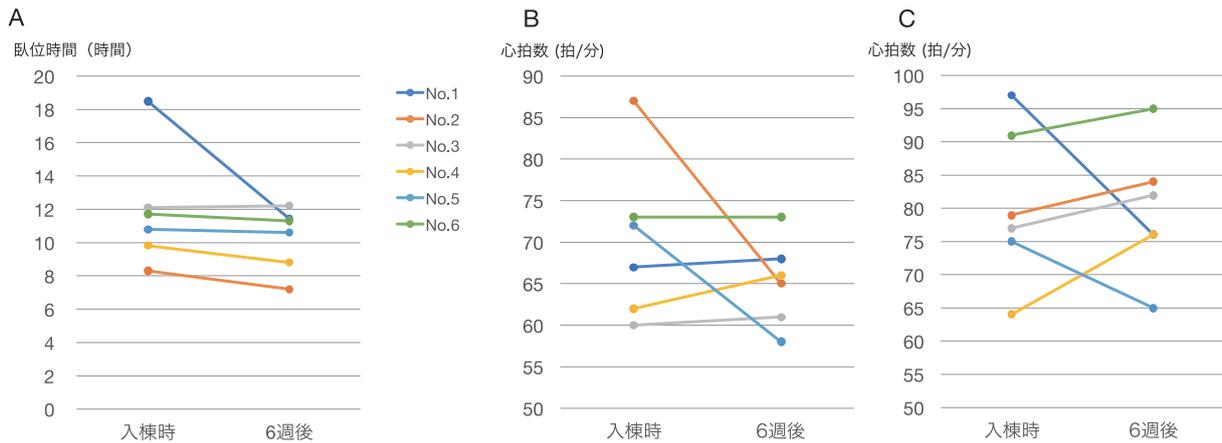


図 1. 臥位および座位・立位時間の割合とそれぞれにおける平均心拍数
 入棟時および6週後評価時の1日あたり臥位時間 (A), 臥位時間および座位・立位時間 (臥位以外の時間) それぞれにおける心拍数 (B, C) を示す。

結果

回復期入棟時の一日あたり臥位時間は 11.9 ± 3.52 時間, 入棟6週後時点での一日あたり臥位時間は 10.3 ± 1.89 時間と, 入棟時に比較して減少傾向が得られた ($p=0.06$: 図 1A).

入棟時の臥位における平均心拍数は, 70.2 ± 9.75 拍/分, 6週後の臥位における平均心拍数は 65.2 ± 5.27 拍/分であり, 有意な変化を認めなかった. 一方, 座位・立位における平均心拍数は入棟時に 80.5 ± 11.83 拍/分, 6週後に 79.7 ± 10.01 拍/分であり, 同様に有意な変化を認めなかった (図 1B, C).

また, 1日の運動強度の積分値は, 入棟時に $158.2 \pm 86.38\% \cdot \text{時}$ であったのに対し, 入棟6週後には $228.8 \pm 75.70\% \cdot \text{時}$ と, 増加傾向が見られた ($p=0.06$: 図 2).

測定時間のうち, 運動強度 10%以内であった時間は初回評価時に $71.0 \pm 21.12\%$, 6週後の時点で $59.4 \pm 17.72\%$ と減少傾向を認めた ($p=0.06$). 運動強度がそれぞれ 10~20%以内, 20~30%以内, 30%より大きい値をとった時間は初回評価時にそれぞれ $22.5 \pm 16.81\%$, $5.6 \pm 7.27\%$, $0.9 \pm 2.26\%$ であった. 6週間後の評価時にはそれぞれ, $25.6 \pm 9.51\%$, $9.9 \pm 7.29\%$, $5.1 \pm 6.56\%$ と特に平均運動強度の高い時間に増加傾向を認めた. 運動強度が 30%より大であった時間についてのみ差は有意 ($p=0.03$) であった. 対象者それぞれの初回評価と6週間後評価における時間割合を図 3 に示す.

考察

本研究では, 回復期病棟入院中の脳卒中片麻痺患者 6 名を対象に, 着衣によるモニタリングシステムを用いて入棟時および6週後に 48 時間超の連続測定を行い, 心拍数および活動状態の測定の予備的検討を行った. その結果, 回復期病棟入棟時と比較し, 6週後には臥位時間の減少, 運動強度の積分値の増加の傾向を認めた. また, 6週後において, 比較的高い強度の運動を行っていた時間が有意に増加していた.

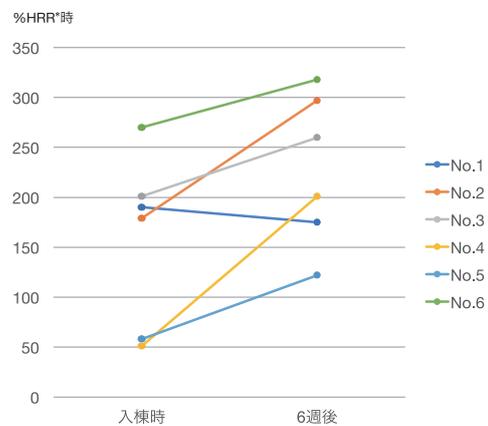


図 2. %HRR の 1 日積分値
 入棟時および6週後評価時の%HRR の 1 日積分値を示す。

今回の予備的な検討において, hitoe システムを用いた着衣によるモニタリングにより, 脳卒中片麻痺後の運動機能回復, リハビリテーション実施における活動量の変化が観察された. hitoe システムは二種類の方法により, 活動量を評価することができる. 一つは, 心拍数による運動強度の計測, もう一つはトランスミッターに埋め込まれた加速度計による加速度のデータから評価する物理的な活動量である.

心拍を用いた活動量の測定における指標としては, percent heart rate reserve (%HRR) がよく用いられる [14]. %HRR は VO_2R とともに, 他の運動強度定量法に比較して, 身体活動時のエネルギー消費をより正確に反映するとされている [18]. また hitoe システムを用いた計測については, 心拍数は医療用心電計との比較において, %HRR については呼気ガス分析によって測定された $\%VO_2R$ との比較において, 測定妥当性が確認されている (Matsuura et al, in submission).

運動の心肺機能に対する効果については, 40~60%程度の有酸素運動が運動耐容能改善に効果的であることが知られており, 運動処方において, 目標心拍数を決めるのに用いられる [15]. しかし, 入院患者では運動障害による制約から, そのような運動を行

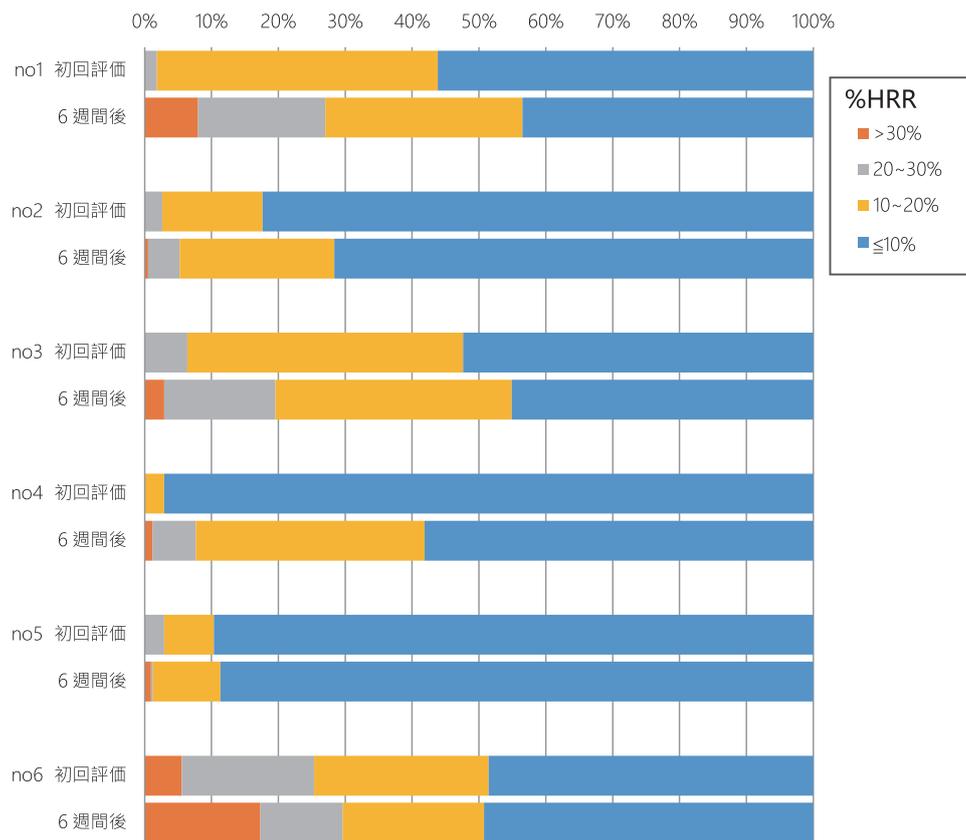


図3. %HRR 時間

それぞれの症例において入棟時および6週間後評価時の%HRRが10%以下(青)、10%より大きく20%以下(黄)、20%より大きく30%以下(グレー)、30%より大きい時間(オレンジ)の割合を示す。

うことはしばしば困難である [19]. 事実, 今回測定した患者の中で, リハビリテーション訓練中を含め, %HRR40%以上の運動強度で運動をした時間は0~5.5%と非常に少なかった. しかし, 40%以下の運動であっても, 脳卒中において6分間歩行距離の延長など, 運動耐容能の改善に寄与する可能性も指摘されている [20]. 特に最大酸素摂取量が低い場合には, 効果的な運動強度についての閾値は最大酸素摂取量が高い個人に比べて閾値が低く, 30%前後となることが指摘されている [21]. 入院患者の多くが治療に伴う安静等のため, 本格的なリハビリテーションの開始段階で deconditioning の状態にあることを考慮すると, 低強度であったとしても日常の運動強度がどの程度であるか, 理解することは重要であると考えられる. 本研究の結果では, 入棟時から6週間後の評価にかけては, 10%以下の運動強度の時間が減少している一方, 30%より大きい運動強度の時間が有意に増加しており, 入院中に活動量の増加が得られていることが示唆される. 今後このように測定された活動量と実際の運動耐容能, 退院後の活動量との関連性を検討することによって, 運動耐容能の改善を目的とした介入方法の検討に役立つ可能性がある.

本研究においては, 胸部に設置されたトランスミッターに内蔵された加速度計のデータから, 姿勢推定を行い, それを元に解析を行った. 姿勢情報については,

重力方向に対する胸部の加速度計の傾きから臥位と座位・立位の二値に分類することができ, 一日のうち臥位となっている時間を簡便に知ることができる. 本研究の対象となった入院患者においては, 運動制限がなかったにも関わらず, 入棟時には 11.9 ± 3.5 時間と長時間, 臥位で過ごしていた. 臥位と座位・立位の姿勢を判別し, モニターすることによって, 訓練時間以外の活動量のある程度把握することができ, フィードバックに活かすことができる. さらに加速度計を用いた活動量モニタリングに関しては, 活動量測定の信頼性, エネルギー消費測定における妥当性についてすでに多くの報告がなされている [22-25]. 今後加速度データを補助的に利用することにより, より正確な活動量把握に役立てることができる可能性がある.

本研究では少数例の予備的検討によって, 病棟における計測の実現可能性を示すことができた. しかし, 今回用いた hitoe システムによる計測値のうち, 姿勢計測の妥当性についてはこれまでに報告がなく, 今後検証の必要があると考えられる. また, 本検討は一施設における検討であること, 活動量の推移について入棟後から6週間にかけて得られた有意な変化は一部にとどまっていることについては, 注意が必要である. 入院中のリハビリテーションによる活動量の変化を詳細に評価していくにあたっては, より大きなサンプル, 多施設における検討が必要であると考えられる.

結論

入院患者において着衣に電極を内蔵した心拍計測システムの利用により、24時間を超える持続的な心拍数、活動状態の測定を行い、入院中の活動量の増加傾向を観察することができた。今後より大きな集団を対象とした活動量の検討への利用が期待される。

文献

- Kortebein P. Rehabilitation for hospital-associated deconditioning. *Am J Phys Med Rehabil* 2009; 88: 66–77.
- Patel S, Park H, Bonato P, Chan L, Rodgers M. A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation. *J NeuroEng Rehabil* 2012; 9: 21.
- Yang C-C, Hsu Y-L. A review of accelerometry-based wearable motion detectors for physical activity monitoring. *Sensors* 2010; 10: 7772–88.
- Brage S, Brage N, Franks P, Ekelund U, Wareham N. Reliability and validity of the combined heart rate and movement sensor Actiheart. *Eur J Clin Nutr* 2005; 59: 561.
- DiPietro L. Physical activity in aging: changes in patterns and their relationship to health and function. *J Gerontol Series A. Biol Sci Med Sci* 2001; 56 (suppl_2): 13–22.
- Stahl SE, An H-S, Dinkel DM, Noble JM, Lee J-M. How accurate are the wrist-based heart rate monitors during walking and running activities? Are they accurate enough? *BMJ Open Sport Exerc Med* 2016; 2: e000106.
- Xie J, Wen D, Liang L, Jia Y, Gao L, Lei J. Evaluating the validity of current mainstream wearable devices in fitness tracking under various physical activities: comparative study. *JMIR mHealth uHealth* 2018; 6 (4).
- Tamura T, Maeda Y, Sekine M, Yoshida M. Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. *Electronics* 2014; 3: 282–302.
- Claes J, Buys R, Avila A, Finlay D, Kennedy A, Guldenring D, et al. Validity of heart rate measurements by the Garmin Forerunner 225 at different walking intensities. *J Med Eng Technol* 2017; 41: 480–5.
- Gillinov S, Etiwy M, Wang R, Blackburn G, Phelan D, Gillinov AM, et al. Variable accuracy of wearable heart rate monitors during aerobic exercise. *Med Sci Sports Exerc* 2017; 49: 1697–703.
- Parak J, Korhonen I. Evaluation of wearable consumer heart rate monitors based on photoplethysmography. Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 2014; 2014: 3670–3.
- Tsakada S, Kasai N, Kawano R, Takagahara K, Fujii K, Sumitomo K. Electrocardiogram monitoring simply by wearing a shirt—For medical, healthcare, sports, and entertainment. *NTT Tech Rev* 2014; 12: 1–7.
- Kondo T, Yamato Y, Nakayama M, Chiba A, Sakaguchi K, Nishiguchi T, et al. Natural sensing with “hitoe” functional material and initiatives towards its applications. *NTT Tech Rev* 2017; 15: 1–8.
- Karvonen MJ. The effects of training on heart rate; a longitudinal study. *Ann Med Exp Biol Fenn* 1957; 35: 307–15.
- Thompson PD, Arena R, Riebe D, Pescatello LS. ACSM’s new preparticipation health screening recommendations from ACSM’s guidelines for exercise testing and prescription. *Curr Sports Med Rep* 2013; 12: 215–7.
- Gellish RL, Goslin BR, Olson RE, McDonald A, Russi GD, Moudgil VK. Longitudinal modeling of the relationship between age and maximal heart rate. *Med Sci Sports Exerc* 2007; 39: 822–9.
- Matsuura H, Mukaino M, Ogasawara T, Hirano S, Aoshima Y, Suzuki T, et al. Estimation of exercise intensity using heart rate during sleep. *Ann Phys Rehabil Med* 2018; 61: e447.
- Swain DP, Leutholtz BC. Heart rate reserve is equivalent to % VO_2 reserve, not to % VO_2 max. *Med Sci Sports Exerc* 1997; 29: 410–4.
- MacKay-Lyons MJ, Makrides L. Cardiovascular stress during a contemporary stroke rehabilitation program: is the intensity adequate to induce a training effect? *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83: 1378–83.
- Tang A, Eng JJ, Krassioukov AV, Madden KM, Mohammadi A, Tsang MY, et al. Exercise-induced changes in cardiovascular function after stroke: a randomized controlled trial. *Int J Stroke* 2014; 9: 883–9.
- Swain DP, Franklin BA. VO_2 reserve and the minimal intensity for improving cardiorespiratory fitness. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34: 152–7.
- Rand D, Eng JJ, Tang P-F, Jeng J-S, Hung C. How active are people with stroke? use of accelerometers to assess physical activity. *Stroke* 2009; 40: 163–8.
- Heil DP. Predicting activity energy expenditure using the Actical® activity monitor. *Res Q Exerc Sport* 2006; 77: 64–80.
- Esliger DW, Probert A, Connor SG, Bryan S, Laviolette M, Tremblay MS. Validity of the actical accelerometer step-count function. *Med Sci Sports Exerc* 2007; 39: 1200–4.
- Kochersberger G, McConnell E, Kuchibhatla MN, Pieper C. The reliability, validity, and stability of a measure of physical activity in the elderly. *Arch Phys Med Rehabil* 1996; 77: 793–5.