

身体装着位置に応じて機能を適応的に変化させるための デバイス自己位置推定手法

所属： 立命館大学 情報理工学部

助成対象者：村尾 和哉

概要

ウェアラブルデバイスをさまざまな身体部位に自由に装着する環境において、デバイスの装着部位を動的に推定する手法が必要である。本研究では装着者に特定の行動を強いることなく、ウェアラブルデバイスの装着位置を推定する手法を提案した。提案手法は心電センサ（ECG）で得られた心拍と脈拍センサで得られた脈波との時間差を推定し、推定された時間差からデバイスの装着位置を推定する。男性 5 名から 2 分間の心電と脈波のデータを身体部位 15 箇所から収集して、提案手法の評価実験を行った結果、平均 F 値は 0.805 となった。特に、被験者がデバイスを装着してから約 20 秒間のデータを用いることで左耳と右手指は 0.9 を超える F 値が得られた。

abstract

When position-free wearable devices are attached to an arbitrary part of the body, the attached position should be identified because the application process changes relative to the position. We propose a method that estimates the load position of wearable devices without forcing the wearer to perform specific actions. The proposed method estimates the time difference between a heartbeat obtained by an electrocardiogram and a pulse wave obtained using a pulse sensor and classifies the sensor position from the estimated

time difference. From the results of an evaluation experiment with five subjects, an average F-measure of 0.805 was achieved over 15 body parts. The left ear and the right finger achieved an F-measure of 0.9+ when the proposed system uses data of approximately 20 seconds as an input.

研究内容

■ 背景

種々のセンサを搭載したウェアラブルデバイスの普及により，時間や場所を問わず人間の行動や状況をセンシングして加速度や角速度，光，脈波，位置，電波状況，筋電図（EMG），心電図（ECG），電気皮膚反応（GSR）などのデータを収集し，ネットワーク上に蓄積し，高性能な計算機で処理できるようになった．現在市販されているウェアラブルデバイスは時計型，腕輪型，眼鏡型，ベルト型，衣服型などさまざまな形状であり，それらのデバイスを装着する身体部位は限定される．一方で，インスタントタトゥー型[1]や絆創膏型[2]，汎用センサ[3]など任意の身体部位に装着可能なウェアラブルデバイスも存在する．ウェアラブルデバイスが身体の任意の部分に取り付けられる場合，取り付けられた位置によってアプリケーションが処理を変更するために，装着位置を識別する必要がある．

ウェアラブルデバイスの装着部位を推定する研究は2つに分類され，1つは同じ身体部位における変位の検出と補正をする研究，もう1つは装着位置を推定する研究である．前者の従来手法[4]では，数 cm 程度の変位を補正することはできるが，大きな変位またはセンサが関節を跨いで異なる肢部に取り付けられる場合は補正が困難であり，結果として性能が低下する．後者として，事前に定義している身体部位の中からデバイスの位置を推定する研究[5]があるが，歩行動作などの特定行動をしなければ装着位置を推定できないという問題点がある．

■ 目的

本研究ではウェアラブルデバイスで取得可能な生体信号である心電と脈波を利用し，特定の行動を装着者に行わせることなくウェアラブルデバイスの装着部位を推定する手法を提案する．心臓が血液を体内に送り出すとき，心臓右心房付近にある洞結節と呼ばれる部分が電気刺激によって心臓の収縮を指令する．心電センサはこの電気刺激の電位を取得する．

現在では 500 円サイズの小型の心電センサや衣服型の心電センサが発売されており，心電を解析することで心拍数や精神状態を取得できるため，将来的には心電の常時計測が一般的となると予想している．一方，左心室から大動脈を経て全身に送出された血液は動脈を通り，毛細血管へと到達する．脈波センサは，血流量の変化を取得する．心臓からの距離に応じて脈波が到達する時間は身体部位によって異なることに着目し，提案手法は心電センサで計測された心拍と脈波センサで計測された脈波の時間差を算出し，それら時間差を用いてウェアラブルデバイスの装着位置を推定する．

■ 結果

提案手法は，図 1 に示すように，心電と脈波の計測，心電と脈波のピーク検出，ピークの時間差計算，データ補正，装着位置の推定から構成される．ユーザは胸部に小型の心電計を装着し，心電を常時計測する．ウェアラブルデバイスは脈波計を搭載しており，装着部位での脈波を計測する．次に，取得した心電と脈波に現れるピークを検出し，心電と脈波のピークの時間差を計算する．心臓から送出された血液は数十ミリ秒遅れて各身体部位において脈波として検出される．提案手法は心電のピークを基準としてそれに対応する脈波のピークを検出する．心拍数と脈波伝搬速度には正の相関があることが知られている[6]．心拍数は常に変化する値であり，学習データ取得時とテストデータ入力時で心拍数が異なるため，入力データと学習データそれぞれにおいて心拍数を計算し，基準とする心拍数との比を計算して，各時間差データが同一の心拍数で取得されたものとなるように補正する．最後に，事前に各身体部位で収集した時間差の集合（学習データ）と未知の位置で得られた時間差の集合（テストデータ）との距離を計算する．距離計算には Kullback-Leibler (KL) divergence を使用する．テストデータと各身体部位の訓練データセットとの間の KL divergence が計算し，値が最小となる身体部位を装着位置として推定する．

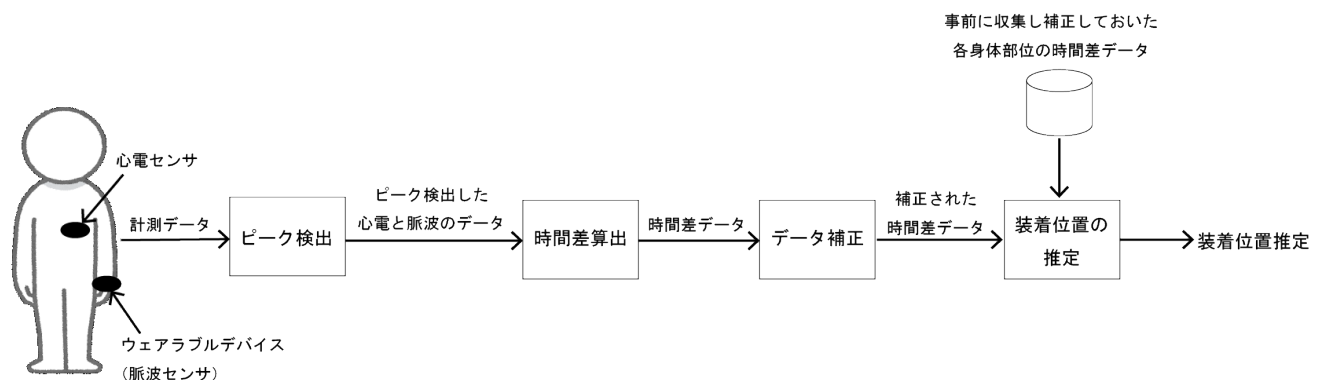


図 1：提案手法の流れ

被験者 5 名（A～E，男性，平均年齢 22.8 歳）の 15 箇所の身体部位に脈波センサを装着して脈波データを採取した．また，3 個の電極からなる心電センサを心臓の近くに装着して心電データを採取した．心電および脈波は各身体部位 1 分間のデータを 2 回収集した．合計で，1 分×2 回×15 部位×5 名=150 分のデータを収集した．対象とした 15 箇所の部位は (1)額，(2)鼻，(3)左耳，(4)右耳，(5)口，(6)左手指，(7)右手指，(8)首，(9)腰，(10)左上腕，(11)右上腕，(12)左手首，(13)右手首，(14)左足指，(15)右足指である．被験者 A，B，C，D，E の実験中の平均心拍数はそれぞれ 84，97，98，80，81[bpm]であった．心電センサとして OLIMEX 社製 SHIELD-EKG-EMG，脈波センサとして pulsesensor.com 製の脈波センサを使用し，Arduino UNO を介して PC でデータを記録した．サンプリング周波数は約 700Hz であった．

テストデータが 30 個のときの装着位置推定結果の混同行列を図 2 に示す．各セルは入力と出力の数を示し，左上から右下の対角線のセルが正しく推定できた数である．結果より，(1)額，(3)左耳，(6)左手指，(7)右手指の再現率は 0.9 以上となった．15 箇所の身体部位で分類することを考慮するとこれらは高い値といえる．この結果が得られた要因は時間差の平均値が異なったことと時間差の標準偏差が小さいことであると考えられる．

予測 正解	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)	(9)	(10)	(11)	(12)	(13)	(14)	(15)	再現率
(1) 額	9042	663	39	18	90	0	115	0	0	0	1	0	32	0	0	0.904
(2) 左耳	657	7748	165	289	281	178	37	483	1	161	0	0	0	0	0	0.775
(3) 右耳	22	127	9469	190	0	63	11	112	6	0	0	0	0	0	0	0.947
(4) 鼻	10	429	307	8317	465	67	95	0	0	0	0	0	310	0	0	0.832
(5) 口	51	314	0	464	7641	308	0	366	1	12	177	0	647	0	19	0.764
(6) 左手指	1	303	20	66	292	8964	181	29	0	0	0	0	1	142	1	0.896
(7) 右手指	104	61	30	83	0	227	9197	15	2	71	74	6	0	2	128	0.92
(8) 首	0	437	209	1	166	21	6	8128	66	381	5	262	318	0	0	0.813
(9) 腰	9	0	13	0	5	0	0	58	7267	1180	1027	36	275	125	5	0.727
(10) 左上腕	0	50	0	2	10	0	20	435	1167	6661	43	11	1436	5	160	0.666
(11) 右上腕	0	0	0	0	96	0	17	5	1063	59	7407	1232	55	51	15	0.741
(12) 左手首	0	1	0	0	0	0	7	304	35	7	1854	7761	14	6	11	0.776
(13) 右手首	26	0	0	285	481	0	0	406	216	948	148	19	7466	5	0	0.747
(14) 左足指	0	0	0	0	0	93	1	0	86	4	94	13	9	7984	1716	0.798
(15) 右足指	0	0	0	0	11	0	57	0	5	317	61	18	0	1877	7654	0.765
適合率	0.911	0.765	0.924	0.856	0.801	0.904	0.944	0.786	0.733	0.68	0.68	0.829	0.707	0.783	0.788	

図 2：装着位置推定精度

■ 今後

本研究では，心電と脈波のピークの時間差を用いてウェアラブルデバイスの装着位置を推定する手法を提案した．提案手法は心電の時間と脈波の到達時間の差を計算し，その時間差を用いて装置位置を推定する．提案手法はデバイスを装着するだけで装着位置を推定できる．5 名の被験者に身体部位 15 箇所の心電と脈波を計測して評価実験を行った．その結果，F 値の平均が 0.805 となった．特に，ユーザがデバイスを装着してから約 20 秒間待つと，左耳および右手指は F 値が 0.9 を超えた結果が得られた．今後は各身体部位で脈波到

達時間に違いを発生させて位置推定の精度を向上させるような姿勢を定義する．また，今回は同年齢の被験者からデータを収集した．そのため，年齢の違いによって変化があるかどうかを検証する．加えて，装着者ごとの血圧の違いや運動後などウェアラブルデバイス装着時の環境の違いによる変化も検証していく．また，ユーザに依存せずに位置推定できるモデルの提案を行っていく．

引用文献

- [1]. Hsin-Liu(Cindy) Kao, Christian Holz, Astra Roseway, Andres Calvo, and Chris Schmandt: DuoSkin: Rapidly Prototyping On-Skin User Interfaces Using Skin-Friendly Materials, In ISWC 2016, pp. 16-23 (2016).
- [2]. Yuki Yamamoto, Shingo Harada, Daisuke Yamamoto, Wataru Honda, Takayuki Arie, Seiji Akita, and Ku-niharu Takei: Printed Multifunctional Flexible Device with an Integrated Motion Sensor for Health Care Monitoring, Science Advances, Vol. 2, No. 11, pp. e1601473 (2016).
- [3]. K. Van Laerhoven and H.-W. Gellersen: Spine versus porcupine: a study in distributed wearable activity recognition, In ISWC 2004, pp. 142-149 (2004)
- [4]. Hamidreza Bayati, Jose del R. Millan, and Ricardo Chavarriaga: Unsupervised Adaptation to On-body Sensor Displacement in Acceleration-Based Activity Recognition, In ISWC 2011, pp. 71-78 (2011).
- [5]. Alireza Vahdatpour, Navid Amini, and Majid Sarrafzadeh: On-body Device Localization for Health and Medical Monitoring Applications, In PerCom 2011, pp. 37-44 (2011).
- [6]. P. Lantelme P, et al., : Heart Rate: An Important Con-founder of Pulse Wave Velocity Assessment, Hypertension, 39 (6) , pp. 1083-1087 (2002)

本助成に関わる成果物

[口頭発表]

- 吉田航輝，村尾和哉：心電と脈波の時間差を用いたウェアラブル端末装着位閾推定手法の再評価，ユビキタスウェアラブルワークショップ 2019 論文集，p. 37 (Dec. 2019).

- 吉田航輝, 村尾和哉: 心電と脈波の時間差を用いたウェアラブル端末装着位置推定における心拍数による補正手法, 情報処理学会マルチメディア, 分散, 協調とモバイルシンポジウム (DICOMO 2020) 論文集, Vol. 2020, No. 1, pp. 2-10 (June 2020).
- A. Fujii, D. Kajiware, K. Murao: Cooking Activity Recognition with Convolutional LSTM using Multi-label Loss Function and Majority Vote, in Proc. of International Conference on Activity and Behavior Computing (ABC 2020), pp. 91-101 (Sep. 2020).
- 秋元優摩, 村尾和哉: 手で上腕を圧迫することによる脈波制御を用いたウェアラブルデバイス入力インタフェース, 情報処理学会研究報告 (ユビキタスコンピューティングシステム研究会 2020-UBI-68), Vol. 2020-UBI-68, No. 19, pp. 1-8 (Dec. 2020).
- 吉田航輝, 村尾和哉: 脈波到達時間差を用いたウェアラブル端末装着位置推定手法におけるセッション非依存環境での評価: , ユビキタスウェアラブルワークショップ 2020 論文集, p. 11 (Dec. 2020).