

# コミュニケーション場面における英語スピーキング不安の測定に向けた圧電センサの適応可能性

宝田 隼<sup>\*.1</sup>, 中川 勇武<sup>\*</sup>, 中村 隼<sup>\*</sup>, 鎌田 浩輝<sup>\*</sup>, 川村 碧<sup>\*</sup>,  
植木 美千子<sup>\*\*</sup>, 脇田 貴文<sup>\*\*\*</sup>, 守谷 順<sup>\*\*\*</sup>, 柳 美帆<sup>\*\*\*\*</sup>,  
黒木 和明<sup>\*\*\*\*</sup>, 天野 航<sup>\*\*\*\*</sup>, 武藤 崇記<sup>\*\*\*\*</sup>, 出口 美樹<sup>\*\*\*\*</sup>,  
西尾 玲<sup>\*\*\*\*</sup>, 竹下 皇二<sup>\*\*\*\*</sup>, 竹内 理<sup>\*\*</sup>, 田實 佳郎<sup>\*</sup>

(2022年9月8日受付; 2022年11月10日受理)

## Applicability of a Piezoelectric Sensor to Measure English Speaking Anxiety in a Communicative Context

Jun TAKARADA<sup>\*.1</sup>, Isamu NAKAGAWA<sup>\*</sup>, Shun NAKAMURA<sup>\*</sup>, Hiroki KAMATA<sup>\*</sup>,  
Aoi KAWAMURA<sup>\*</sup>, Michiko UEKI<sup>\*\*</sup>, Takafumi WAKITA<sup>\*\*\*</sup>, Jun MORIYA<sup>\*\*\*</sup>,  
Miho YANAGI<sup>\*\*\*\*</sup>, Kazuaki KUROKI<sup>\*\*\*\*</sup>, Wataru AMANO<sup>\*\*\*\*</sup>, Takanori MUTO<sup>\*\*\*\*</sup>,  
Miki DEGUCHI<sup>\*\*\*\*</sup>, Rie NISHIO<sup>\*\*\*\*</sup>, Koji TAKESHITA<sup>\*\*\*\*</sup>, Osamu TAKEUCHI<sup>\*\*</sup>  
and Yoshiro TAJITSU<sup>\*</sup>

(Received September 8, 2022; Accepted November 11, 2022)

In this report, a flexible piezoelectric sensor sewn onto a cushion or glove was used to detect gestures, body motions, and heartbeats in a natural state during an English (as a foreign language) conversation. As the sensor has a thread-like structure made of poly-L-lactic acid fiber, it can be used as one of the braided threads of a braided cord or embroidered on fabric. The sensor can acquire biometric information from the cloth or fabric and be integrated into daily life without people being aware of it. In this study, signals obtained from the glove-type sensor increased in response to gestures and finger motions acquired by the camera. The percentage of signals obtained from the cushion-type sensor that could be recognized as heartbeat signals was increased by applying a filter to remove body motion. These improvements allow us to conduct easier and more natural sensing of psychological states.

キーワード: 圧電センサ, 脈拍測定, 体動測定, 客観的心理測定, 英語スピーキング不安測定

\* 関西大学システム理工学部

(〒564-8680 大阪府吹田市山手町 3-3-35)

Faculty of Engineering Science, Kansai University, 3-3-35 Yamate-cho, Suita-shi, Osaka 564-8680, Japan

\*\* 関西大学外国語学部

(〒564-8680 大阪府吹田市山手町 3-3-35)

Faculty of Foreign Language Studies, Kansai University, 3-3-35 Yamate-cho, Suita-shi, Osaka 564-8680, Japan

\*\*\* 関西大学社会学部

(〒564-8680 大阪府吹田市山手町 3-3-35)

Faculty of Sociology, Kansai University, 3-3-35 Yamate-cho, Suita-shi, Osaka 564-8680, Japan

\*\*\*\* ソフトバンク株式会社

(〒105-7529 東京都港区海岸 1-7-1)

SoftBank Corp., 1-7-1 Kaigan, Minato-ku, Tokyo 105-7529, Japan

\*\*\*\*\* 帝人フロンティア株式会社

(〒530-8605 大阪市北区中之島 3-2-4 中之島フェスティバルタワー・ウエスト)

Teijin Frontiter Co. Ltd., Nakanoshima Festival Tower West, 3-2-4, Nakanoshima, Kita-ku, Osaka 530-8605, Japan

<sup>1</sup> takarada@kansai-u.ac.jp

DOI: <https://doi.org/10.34342/iesj.2023.47.1> ● 頁

### 1. はじめに

心理学や外国語教育学用のような人文科学系の分野において、学習者の緊張や不安のような心理状態を数値化できれば、学術的に有用性が高く、客観的な補助データを提供することができ、より示唆の富む解釈が可能になる。我々は以前より柔軟な圧電センサを開発しており、本センサは、形状の自由度を活かして生地にはわせる<sup>1-3)</sup>、縫う<sup>4)</sup>ことができる。低電力であることに加え、人体への装着が簡易性や装置自体の加工性を高めることができる。柔軟な圧電センサは引っ張る・揺らす・曲げることで、受けた力を電気信号に変換できる<sup>6)</sup>ため、人間のモーションやバイタルデータのセンシングが可能になる<sup>2,3,5)</sup>。本センサを用いて我々はこれまでに嚙下による喉仏の上下運動<sup>1)</sup>や縫い込まれた衣服のモーションのセンシング<sup>4)</sup>を実現してきた。またシャツ<sup>2)</sup>やクッション<sup>3)</sup>に縫い込んだセンサ、組紐チョーカー型センサ<sup>5)</sup>により就寝時や座っている際、立っているときのバイタルデータを取得してきた。

心拍(脈拍)は圧電効果を用いた加速度センサによる計測の他に筋電位式<sup>7)</sup>や光電式<sup>8-16)</sup>のセンサによる計測があ

る。筋電位式は心臓の動きをそのまま捉えるため正確な測定が可能である。一方で装置が大掛かりである。光電式は拍出される動脈血による血管径の変化を測定しており、現在主流のバイタルセンサである。能動的に光を当てるセンサであるため、電力を消費しやすい。一方で我々が提案するセンサは圧電効果を利用しており、動きに応じて自動的に信号が観測される。繊維状にしたポリ乳酸を使用して、生分解性があるため、環境にも考慮された素材である。またポリ乳酸は繊維状にし、ニットに織り込み伸び縮みを繰り返すことでニット内の菌を死滅させるほどの電界を生み出す報告もある<sup>17,18)</sup>。加速度や光電式のバイタルセンサは体動をいかに除去するかが課題となる<sup>15, 16, 19-21)</sup>。フィルタリングやブラインド信号分離などの信号処理が鍵となっている。正しい脈拍信号を取得してその信号の通常状態からの大きな変化が分かれば、人間の心理状態を観測できると考えられる。そのため、我々は人の心理状態を柔軟な圧電センサを用いて検査する方法を模索してきた<sup>22)</sup>。

心拍信号と強く関連する心理状態として、不安があげられる。不安には、漠然とした将来への不安から、外国語を話す際など特殊な状況における不安、他者の評価を恐れ生活に支障をきたす精神疾患レベルの不安まで様々ある。これまでに、不安時の過呼吸や、対人不安者の会話時における心拍数上昇が確認されている<sup>23,24)</sup>。心拍数は不安低減の指標ともなりえ、心理療法により不安関連の精神疾患が緩解すると心拍数も低下している<sup>25)</sup>。さらに心拍変動は、不安傾向者で安静時において低下していることが確認されている<sup>26)</sup>。心拍変動バイオフィードバック法では、自身の心拍変動を直接見ながら呼吸を整え、心拍変動を増加させることで不安が低下する<sup>27)</sup>。このように、心拍信号は不安の客観的指標として非常に有用である。ただし、多くの研究では身体に直接電極を付けるなど非日常的な環境で行われており、本センサを用いたより自然な環境でも検討することが必要である。

本研究では柔軟な圧電センサを利用した脈拍の測定システムの構築に向けて、バンドパスフィルタや特定の周波数帯を抜き取って逆フーリエ変換をかけるなどの処理により正確な脈拍信号の取得を目指す。加えて、積極的に体動を取得し、人の心理状態の把握に役立てることとする。

また、本研究ではセンサを用いた心理状態の把握の適用場面として、日本人英語学習者の英語によるコミュニケーション場面を扱う。外国語学習における不安(外国語学習不安: Language Anxiety)は学習者が第二言語・外国語を用いて何かすることを期待された時に起こる不安感と定義されている<sup>28)</sup>。人は言葉によるコミュニケーションを介して、自己を表現し、他者に対して自己を開いていく。それゆえに「自分が自由に操れない」第二言語または外国語で

のスピーキング活動は、第二言語学習者にとって自己概念が脅威にさらされる状況にあると考えられている<sup>29)</sup>。また、近年、日本における外国語教育ではグローバル化に対応した外国語運用能力育成のために、従来のような予め準備ができるようなスピーチやプレゼンテーションのような単方向のコミュニケーション場面におけるスピーキング活動だけでなく、会話相手と即興のやり取りを含んだ双方向のコミュニケーション場面でのスピーキング活動の重要性も高まりつつある。外国語学習不安の第一人者である、Horwitz et al. (1986) は、リスニングとスピーキングが外国語学習者の覚える不安の大部分を占めており、特に即興性の高い自由会話(コミュニケーション)場面においては発音・質問・間違えの恐れや、学習者自身が他者からの否定的な評価を受けているのではないかと考えることによって不安感が増大することが明らかになっており、その結果として外国語によるパフォーマンスが低下する可能性を指摘している<sup>29)</sup>。それゆえに、教育者がコミュニケーション場面における学習者の心理状態を正確に把握し、必要場面での都度教育的介入を行い、学習者の外国語によるパフォーマンスを高めていくことが非常に重要である。しかしながら、心理学や外国語教育学においては、学習者の心理状態の判定には質問紙を用いた回答者の主観的評価を拠り所としており、その結果が妥当であるのか、信頼に足るものかを明確に評価することは困難である。そのため、質問紙法のような主観的指標だけでなく、客観的指標を用いた学習者の心理状態の測定へのニーズが高まっている。そこで、本研究では第二言語学習者の英語によるコミュニケーション場面におけるスピーキング不安を、圧電センサを用いた生理指標を用いて客観的な測定を行うことが可能かどうかを検討することとした。

## 2. 柔軟な圧電センサと測定システム

以前より我々が提案している柔軟な圧電センサを Fig.1 (a) に示す。本センサは同軸ケーブルと同様の構造をしており、内導繊維と外導繊維の間に圧電高分子であるポリ乳酸繊維がらせん状に巻かれている。すべてが繊維で作られており、糸のように柔軟である。本センサは引っ張りや曲げに対して圧電体であるポリ乳酸の分極が変化するため、内導体及び外導体を通じて電荷の変化を読み取ることができる。これにより圧力や加速度センサとして利用できる。柔軟であることから、Fig.1 (b) に示すように組紐の編み糸の一本として使用することや Fig.1 (c) に示すように刺繍することも可能である。布地や織物などのファブリックは人の衣服や住環境に密接に関係しており、このようなファブリックから生体情報が取得できれば、人が意識することなく生活の中に溶け込んだセンサを実現できる。今回は英語

でのコミュニケーション時の心理状態 (e.g., 不安や緊張状態) を把握するためにジェスチャーや体の動き, 心拍等を検知することを目的としたクッションとグローブを用意した. Fig.1(d)に示すクッションには 40 cm のセンサが編み込まれている組紐をクッションの横幅に亘って縫い付けている. センサを意識することなく座ることができるため, クッションを選択した. 本クッションにより体の動きと脈拍を検知する. Fig.1(e)に示すグローブには親指と人差し指に内側面に 15 cm のセンサをチェーンステッチで刺繍している. 腕のジェスチャーやカメラでは捉えきれないような小さな指の動きも検知するためにグローブを選択した.

本センサの測定システムを Fig.2 に示す. 圧電性を用いているためセンサより電気信号が自発的に出力される. しかしポリ乳酸の圧電性は小さい<sup>30)</sup>ため, その信号は非常に小さい. 加えて容量性のセンサであるため, 電磁ノイズに弱い. そのため, センサに直結したプリアンプにより 5.7 倍に増幅及びインピーダンス変換を行う. その後アナログ電子回路

と Bluetooth Low Energy (BLE) 内蔵のマイコンを搭載したモジュールに入り, 変換されたデータがスマートフォンに送信される. モジュールの 4 次のバンドパスフィルタは 0.3-10 Hz の周波数を持つ信号を通過させ, 通過した信号はアンプにより 200 倍に増幅される. マイコン AD 入力電圧の中間地点である 1.65 V に基準電圧をレベルシフトして信号を入力する. 一つのモジュールに二つのセンサ出力を入力できる. マイコンにより信号強度を 12 bit, サンプリング周波数 125 Hz で 2 ch 分のデータを A/D 変換を行う. 1 ch 当たり 60 データを取得した後に, 取得データ群をまとめて BLE によりスマートフォンに送信する. クッション型及びグローブ型センサから取得したデータをスマートフォンに集約させ, 波形の可視化及びデータの保存を行う.

### 3. 英語コミュニケーション実験

英語コミュニケーション実験における被験者ともに各装置の配置を Fig.3 に示す. 被験者は両名ともクッション型センサの上に座りグローブを装着する. 5 分間の前安静を経て, 直前に提示したトピックについて 5 分間, 英語で会話する. その後休憩を経て, 次のトピックに移る. 合計 3 セッションの会話を行う. それぞれのセッションでは次のトピックに関して被験者同士英語を用いてやり取り (コミュニケーション) をするように求めた. セッション (以下, S) 1: お互いに英語で自己紹介をして, お互いのことを良く知れるように質問をし合ってください. S2: 外国人観光客におすすめしたい日本のことについて話をしてください. S3: コロナ禍において良かったこと (出来事) と悪かったこと (出来事) についてご自身の経験を基に話し合ってください. なお, 会話トピックへの誤認を避けるため, 指示は全て日本語で提示された. 実験時の被験者のジェスチャーや体の動き, 脈拍等を本システムにより測定した. 実際のジェスチャーや体の動きと信号を対応付けるため, Web カメラを設置した.

本システムにより取得した 3 セッションの中の一つ, 1 名分のクッション, 親指及び人差し指に配置したセンサの信号時間波形を Fig.4(a), (b) 及び (c) に示す. レベル

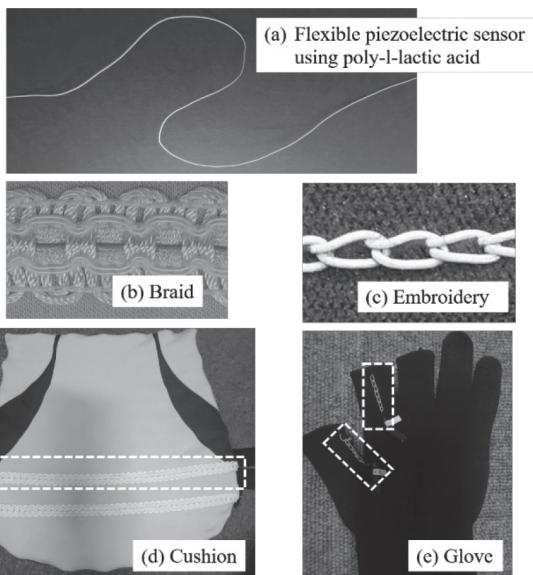


Fig.1 Piezoelectric sensors and fabrics: (a) Flexible piezoelectric sensor using poly-L-lactic acid. (b) Braid of sensor. (c) Embroidery of sensor. (d) Cushion type sensor for detecting heartbeat and body motion. (e) Glove type sensor for detecting thumb and forefinger motions.

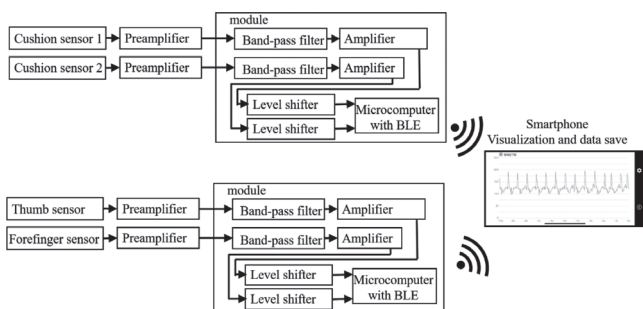


Fig.2 Processing procedure for converting sensor signals into data.

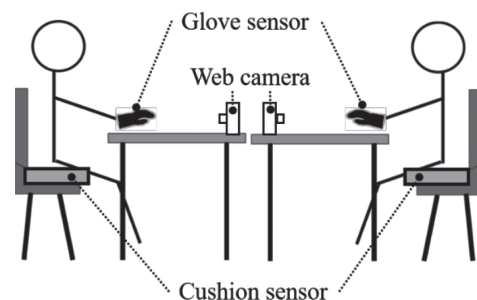


Fig.3 Arrangement of participants, sensors and cameras during English (as a foreign language) conversation.

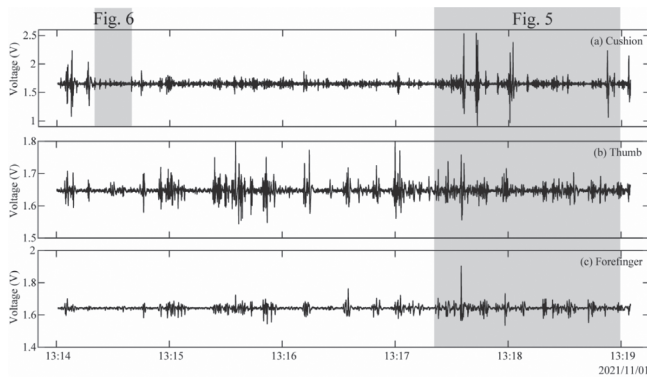


Fig.4 Time waveform of voltage signal measured by sensors sewn into each location: (a) Cushion, (b) Thumb, (c) Forefinger.

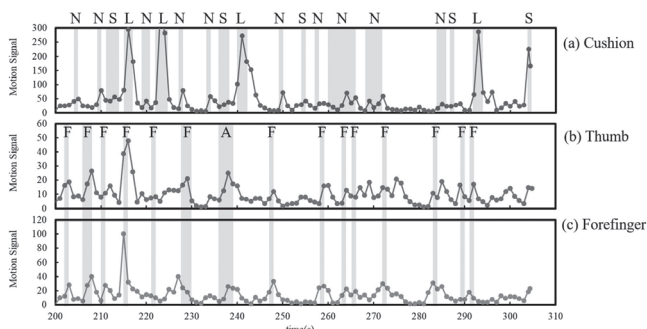


Fig.5 Intensity of motion signals measured by sensors sewn into each location: (a) Cushion, (b) Thumb, (c) Forefinger, and motions confirmed by camera: N, S, L, F and A indicate neck, shoulder, leg, finger and arm motion, respectively.

シフトした 1.65 V を基準電圧としていずれのセンサからの信号も電圧の強弱が確認できる。

実際の動きとの対応を調べるため、波形データを積分して 1 秒間の信号強度を算出した。その際、基準電圧値 1.65 V からの差分の絶対値を積分した。積分した値 (動きの信号) を縦軸とし、Fig.4 に示す 5 分の内セッション終了前の 100 秒分を抽出した結果を Fig.5 に示す。上から (a) クッション (b) 親指、(c) 人差し指に配置したセンサが検知した動きの信号である。実際の動きを Web カメラの画像から確認した結果を Fig.5 にアルファベット記号で示す。記号 N, S, L, F 及び A はそれぞれ首、肩、足、指及び腕関節を中心とした動きと定義し、Web カメラで撮った動画を複数人で目視確認し、全員が動いたと判断した時間帯を示している。それらの動きがあった時間帯に対応して信号が大きくなっている。Web カメラにて撮影した情報から、会話開始より 215 秒付近において、指を動かした (F) と同時刻に、足を前後に動かす動作 (L) が見られた。それらの動作に対応してグローブ及びクッション両センサのモーションシグナルが大きくなっており、両センサが F と L の両方の動きを捉えていることがわかる。

次にクッション型センサを用いて脈拍の検出を行った。Fig.4 のクッション型センサで得られた波形を 13 : 14 : 20

から 20 秒間だけ拡大した時間波形を Fig.6(a) に示す。\* 及び x 印は検出した脈拍の正及び負ピークを示す。脈拍と認識するために 1 秒間毎に正ピークの間隔と負ピークの間隔の絶対差を算出した。その差が 0.1 秒以下である時間帯を ○ 印で示した。21-22 秒、24 秒、37-39 秒の時間帯は脈拍が認識できる。動画情報からそれ以外の時間帯は首のうなずきの動きが影響して脈拍が認識しづらくなっている。その他、肩や足の上下左右動がノイズの原因となっている。なお発声に伴う声帯振動ノイズはアナログフィルタによりカットしており、胸の膨らみや横隔膜の振動等のノイズは脈拍に比べて小さいことを確認している。Fig.6(a) に示した 20 秒間の波形を高速離散フーリエ変換 (FFT) した結果を Fig.6(b) に示す。周波数が約 1.7 Hz において振幅にピークが現れている。また周波数 3.4 Hz に小さな高調波ピークが現れている。しかし周波数 4-6 Hz の帯域においては 3 次高調波のピークが確認できない。体動の影響を受けていることを確認するため、2 秒ごとに細分化して FFT 解析を行った。一例として Fig.6 の 36-38 s 及び 38-40 s の時間帯における時間波形と FFT 結果を Fig.7 に示す。体動のない 36-38 s の時間帯の波形の FFT 結果は 1.5 Hz の高調波成分を含む、脈のスペクトルを表しているが、体動のある 38-40 s の時間帯の波形の FFT 結果は主に 4-6 Hz の周波数帯を含む間延びしたスペクトルを示している。これらの体動ノイズは排除するため、二種類のデジタルフィルタにより信号処理を行った。Fig.6(c) は (a) の生波形にカットオフ周波数 8 Hz の 2 次ハイパスフィルタ (HPF) を掛けた波形である。その波形を FFT した結果を Fig.6(d) に示す。脈拍波形は高調波成分を多く含むため、速い応答成分のみを抽出しようと試みた。体動のない時間帯において脈拍の認識ができていたが、4-6 Hz の帯域に体動ノイズは除去できていない。Fig.6(e) は (b) の生波形の FFT 結果から 1-2 Hz の成分だけを抽出し高速逆フーリエ変換 (IFFT) を掛けた波形である。その波形を FFT した結果を Fig.6(f) に示す。1 次の周波数成分が顕著であったため、その成分のみを抽出しようと試みた。4-6 Hz の帯域に体動ノイズは除去し、脈拍が抽出でき認識できる。

フィルタの効果を確認するために、前安静 (PR) 及び三つのセッション (S1, S2, S3) 時の波形を確認し、各セッション 280 秒間で脈拍と認識できる波形の時間帯の割合を確認した。その結果を Table 1 に示す。安静時は生波形からも脈拍を確認できる割合は高いが英語コミュニケーション時はその認識割合が減っている。HPF 8 Hz の信号処理では体動成分を除去できず、生波形より認識しづらくなっている。一方で IFFT 1-2 Hz の信号処理は安静時及び各セッション時において認識割合が増加している。

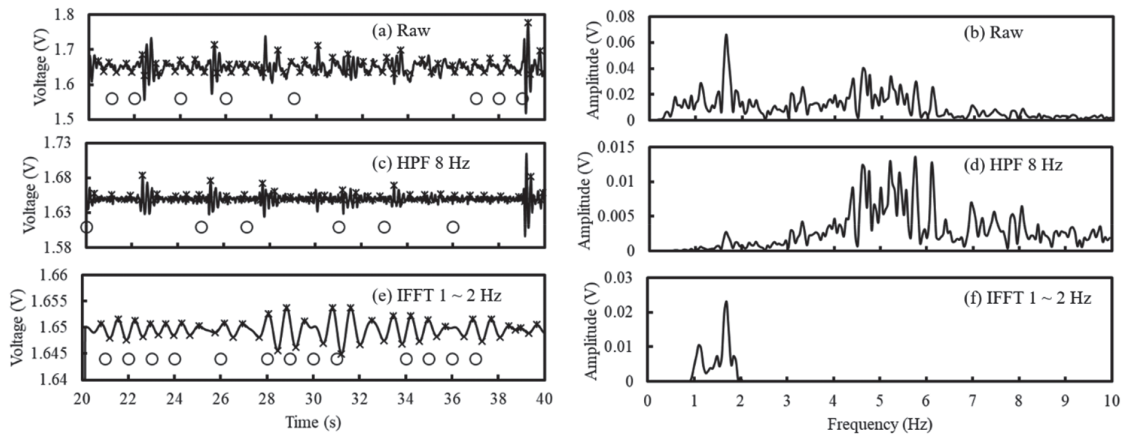


Fig.6 Time waveform and frequency characteristics of voltage signal before and after signal processing to detect heartbeat: (a) and (b) raw data (before processing), (c) and (d) data after HPF 8 Hz, (e) and (f) data after IFFT 1 ~2 Hz.

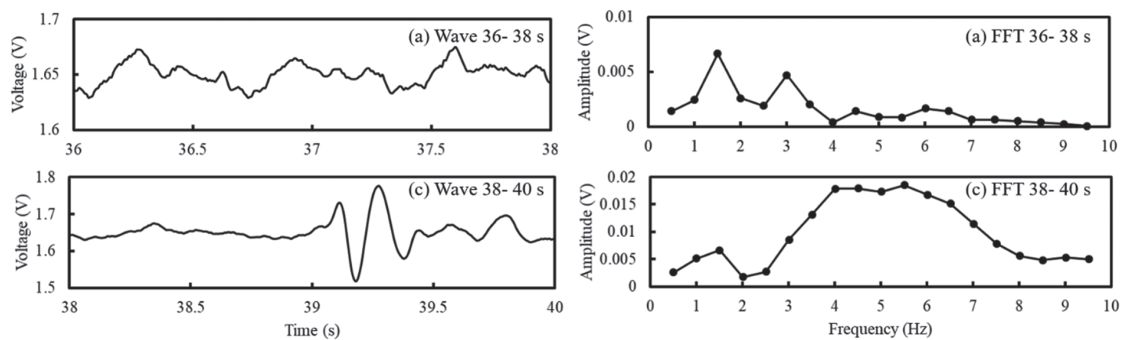


Fig.7 Enlarged time waveform and frequency characteristics of voltage signal during (a), (b) 36-38 s without neck motion and (c), (d) 38-40 s with neck motion.

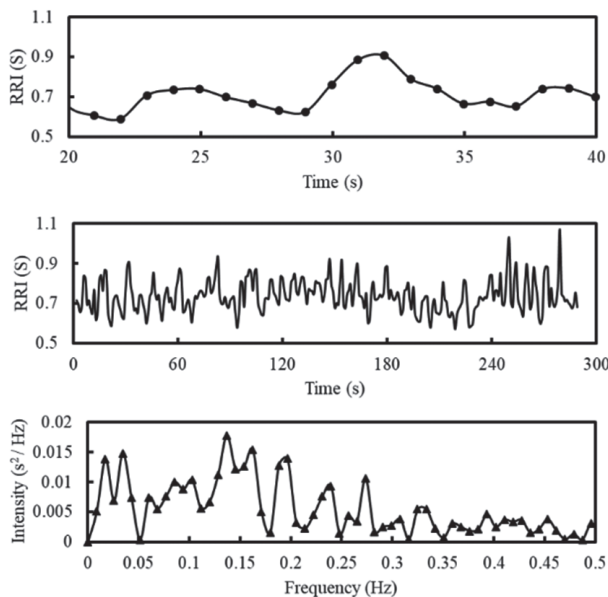


Fig.8 Time waveforms and frequency characteristic: (a) Time waveform of heartbeat R-wave R-wave interval (RRI) calculated from detected peaks in Fig.6(e), (b) Time waveform of RRI during an English conversation, (c) Frequency characteristic after FFT of the time waveform of RRI.

Fig.6(e)のピークサーチ結果を基に算出した脈拍R波から次のR波までの時間間隔(RRI)をFig.8(a)に示す。RRI

Table 1 Percentage of raw and filtered signals recognized as heartbeat signals in each session during English conversation.

Event	Recognition rate (%)		
	raw	HPF 8 Hz	IFFT 1~2 Hz
PR	48	27	66
T1	24	19	63
T2	18	33	64
T3	25	30	56

は常に変動するため、等間隔なデータではないため、補間を行い等間隔のデータにしている。それをセッション全体に亘り算出した結果をFig.8(b)に示す。脈拍の間隔が周期的に揺らいでいることがわかる。このRRIをFFTした結果をFig.8(c)に示す。脈拍の揺らぎは長周期と短周期に分けられ、本FFT強度の0.05-0.15 Hzを積分したものをLFとする。本FFT強度の0.15-0.40 Hzを積分したものをHFとする。その強度比をとったLF/HFは本実験の心理的不安の尺度として用いることを目的としている。LF/HFを算出するために一番重要なことは脈拍を検出することである。しかしTable 1の結果より本研究において脈拍は6割程度しか認識できていない。今後はセンサの配置方法や信号処理の方法などさらなる脈拍測定への精度向上が必要である。

#### 4. まとめ

本報告では柔軟な圧電センサをクッションとグローブを縫い込み、より自然な状態で英語コミュニケーション時のジェスチャーや体の動き、脈拍を検知した。

本センサはポリ乳酸繊維を用いた糸状の構造であるため、組紐の編み糸の一本として使用することや示すように刺繍することも可能である。布地や織物から生体情報が取得で人が装置を意識することなく生活の中に溶け込んだデータ収集が実現できる。

カメラで取得したジェスチャーや指の動きに対応してグローブ型センサから得られた信号が大きくなった。またクッション型センサから得られた信号をフィルタ処理することで体動を除去して脈拍信号として認識できる割合を増加させた。今後の課題として、通常の日本語コミュニケーション場面での脈拍との比較、市販の光電式センサや心電図計で測定した脈拍との比較を行い、信頼性の高い測定を目指す。

#### 5. 謝辞

本研究の一部は科研費基盤研究 (C) (一般) 21K00776 及び 2021 年度関西大学教育研究高度化促進費で行われた。

#### 参考文献

- Y. Tajitsu, A. Suehiro, K. Tsunemine, K. Katsuya, Y. Kawaguchi, Y. Kuriwaki, Y. Sugino, H. Nishida, M. Kitamura and K. Omori: *Jpn. J. Appl. Phys.*, **57** (2018) 11UG02
- Y. Tajitsu, J. Takarada, K. Takatani, H. Yanagimoto, S. Toguchi, R. Nakanishi, S. Shiomi, S. Machino, S. Tanaka, T. Nakiri, S. Shimda, Y. Shimura, T. Nonomura, R. Nishio and K. Takeshita: *Jpn. J. Appl. Phys.*, **59** (2020) SPPD06
- Y. Tajitsu, J. Takarada, K. Takatani, R. Nakanishi, H. Yanagimoto, S. Shiomi, I. Nakagawa, I. Kawahara, T. Nakiri, S. Shimda, Y. Shimura, T. Nonomura, K. Kojima, A. Ikeguch, K. Okayama, T. Sakai, Y. Morioka, M. Takahashi, K. Sugiyama, R. Nishio and K. Takeshita: *Micromachines*, **12** (2021) 966
- Y. Tajitsu: *IEEE Trans. Dielect. Elect. Insul.*, **27** (2020) 1644
- Y. Tajitsu, Y. Kawase, K. Katsuya, M. Tamura, K. Sakamoto, K. Kawahara, Y. Harada, T. Kondo and Y. Imada: *IEEE Trans. Dielect. Elect. Insul.*, **25** (2018) 772
- M. Yoshida, K. Onishi, K. Tanimoto and S. Nishikawa: *Jpn. J. Appl. Phys.*, **56** (2017) 10PG02
- 富田 豊: *人間工学*, **51** (2015) 399
- T. Atlasz, L. Kellenyi, P. Kovacs, N. Babai, G. Thuroczy, L. Hejmel, I. Hernadi and J Biochem: *Biophys. Methods*, **69** (2006) 233
- L. Lindberg, H. Ugnell and P. Oberg: *Med. Biol. Eng. Comput.*, **30** (1992) 533
- K. Nakajima, T. Tamura and H. Miike: *Med. Eng. Phys.*, **18** (1996) 365
- R. Kornowski, S. Zlochiver, L. Botzer, R. Tirosh, S. Abboud, S. Misan and J. Telem: *Telecare*, **9** (2003) 328
- S. Vogel, M. Hulsbusch, D. Starke and S. Leonhardt: *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, **2007** (2007) 1375
- A. Schafer and J. Vagedes: *Int. J. Cardiology*, **166** (2013) 15
- T. Kagawa, A. Kawamoto and N. Nakajima: *Int. J. Sys. Appl., Eng. Devel.*, **6** (2012) 325
- 内藤裕貴, 佐々木健: 2011 年度精密工学会春季大会学術講演会講演論文集, **101** (2011).
- 前田祐佳, 関根正樹, 田村俊世, 鈴木琢治, 亀山研一: *生体医工学*, **50** (2012) 78
- M. Ando, S. Takeshima, Y. Ishiura, K. Ando and O. Onishi: *Jpn. J. Appl. Phys.*, **56** (2017) 10PG01
- M. Ando, D. Tamakura, T. Inoue, K. Takumi, T. Yamanaga, R. Todo, K. Hosoya and O. Onishi: *Jpn. J. Appl. Phys.*, **58** (2019) SLLD09
- K. Onikura, Y. Katayama and K. Iramina: *Advanced Biomedical Engineering*, **4** (2015) 67
- D. Gorjan, K. Gramann, K. D. Pauw and U. Marusic: *J. Neural Eng.*, **19** (2022) 011004
- 浦瀬新也, 能宗伸明, 馬庭芳朗, 藤村喜久郎, 中西 功, 副井 裕: *情報処理学会論文誌*, **48** (2007) 3588
- 中川勇武, 宝田 隼, 植木美千子, 脇田貴文, 守谷 順, 竹内 理, 田實佳郎, 第 45 回 静電気学会全国大会講演論文集, **21pC-7** (2021) 101
- L. Rösler, S. Göhring, M. Strunz and M. Gamer: *J. Behav. Ther. Exp. Psychiatry*, **70** (2021) 101600
- A. Pittig, J. J. Arch, C. W. R. Lam and M. G. Craske: *Int. J. Psychophysiol.*, **87** (2013) 19
- R. Gonçalves, H. Rodrigues, F. Novaes, J. Arbol, E. Volchan, E. S. F. Coutinho, I. Figueira and P. Ventura: *J. Affect. Disord.*, **172** (2015) 231
- Y. C. Cheng, M. I. Su, C. W. Liu, Y. C. Huang and W. L. Huang: *Psychiatry Clin. Neurosci.*, **76** (2022) 292
- V. C. Goessl, J. E. Curtiss and S. G. Hofmann: *Psychol. Med.*, **47** (2017) 2578
- Gardner, R. C. and McIntyre, P. D.: On the measurement of affective variables in second language learning. *Language Learning*, **43** (1993) 157-194
- Horwitz, E. K., Horwitz, M. B. and Cope, J.: Foreign language classroom anxiety. *The Modern Language Journal*, **70** (1986) 125-137
- E. Fukada: *IEEE Trans. Electr. Insul.*, **27** (1992) 813