# 在宅健康管理を目的とした家具埋め込み型
# 非接触光学式生体計測システムの開発

生体計測工学研究室　2281245 佐藤　航平
（主査：京相　雅樹　教授　　副査：桐生　昭吾　教授，　森　晃　教授）

## 1. はじめに

近年，心疾患による日本人の死因割合は増加傾向を続けており，全体の死因割合の第２位となっている[1]. 心疾患の主な死因は虚血性心疾患であり，この原因は動脈硬化や血栓により血管が細くなることと言われている．動脈硬化は加齢だけでなく高血圧や生活習慣病が原因で発症することがあり，心疾患以外の病の危険因子にもなるため早期発見による治療が必要とされる．動脈硬化による循環器系疾患の検査，早期発見の手法として主に心電図検査や血圧測定が有効的である．しかし，心電図検査では身体に直接電極を装着，血圧測定はカフによる上腕の圧迫，準備の手間，機器の大型化など問題点が測定方法で挙げられている．さらに，年々割合が増加傾向にある高齢者にとっては日常的な通院や診断における身体の拘束は容易ではない．そして近年在宅医療と呼ばれる新しい医療体制に注目が集まっている．在宅において簡易的かつ正確なデータを取得することで健康を管理することができ，日常生活の中で疾患の早期発見につながる．

上記の問題を解決する手段として，日常生活中の椅子に座る状態から脈波を計測するための研究が行われている．座位での安定した脈波信号を計測するための光電脈波センサの開発[2][3]，シート型センサを用いた信号計測[4]が研究されている．さらに，着座状態以外では睡眠時の脈波を利用した健康管理のため，寝具にセンサを置いた計測システムの開発が行われている[5].

本研究の最終目標は，在宅健康管理を目的とした家具埋込み型非接触光学式生体計測システムの開発である．このシステムを用いることで在宅において無意識下での健康管理を可能とし，心臓や血管疾患の早期発見に繋がると考えられる．そこで今回は着座状態において膝窩部から脈波信号を計測するため，椅子座面に設置した 1 対の送受光センサを用いて信号検出を行った．加えて膝窩部では衣服を介して信号計測を試み，計測した信号の評価を行った．膝窩部以外の部位ではベットにて仰臥位の状態から頸部信号の検出を行った．

## 2. 理論

### 2.1 脈波

心臓の左心室から全身に力強く拍出された血液が動脈血管を流れる際，その圧力によって血管は拡張，収縮（容積変化）している．その波が末梢動脈に伝播し検出される．脈波は伝播の過程で，局所動脈の容積変化の波動も加わり，血管を流れるときに生じる反射波の影響も受ける．そのため，心臓からでた血流が血管を流れるときの伝導波の集積となる．心臓収縮期には血液が末梢組織に送られ，末梢部位での血液量は多

くなるため，光の吸収量は多くなる．逆に心臓拡張期では減少する．反射光量が減少したときのピーク間隔より脈拍数の算出ができる．一般に橈骨動脈，総頚動脈，大腿動脈，膝窩動脈から計測できる．Fig. 1 に容積脈波を示す．

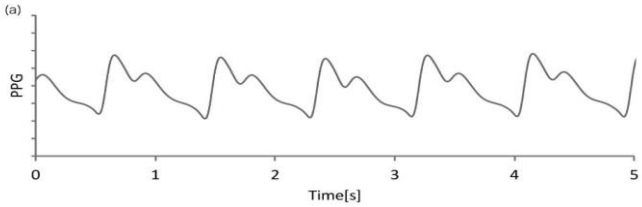


Fig. 1 Blood Volume Pulse

### 2.2 光電容積脈波法[6]

光電容積脈波（Photoplethysmography: PPG）は，光で脈波を検出する方法である．指尖や耳朶といった生体組織表面に一定の光を照射すると，組織や血液により光は吸収，反射，散乱する．発光側と反対の位置で組織により吸収・散乱しながら透過してきた光を受光素子で検出することを透過光法という．一方，反射・散乱し再び生体組織表面に戻ってくる光を受光素子で検出する方法を反射光法という．反射光法は測定部位の限定が必要なくなるため，動脈が流れている部位ならば脈波を計測することができる．血液量の変化により光量は変化するので，検出される光量変化により脈波を計測でき，測定が非常に容易で非侵襲的である．透過型，反射型による光電容積脈波の計測方法を Fig. 2 に示す．

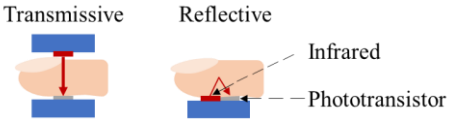


Fig. 2 Photoplethysmographic sensor

## 3. 実験方法

### 3.1 計測装置

本実験では健常な 25 歳の男性 1 名の被験者を対象に反射型光学センサ(NJL5513R-TE1,日清紡マイクロデバイス株式会社)を 2 つ使用し，同じ部位を同時計測した．光源は 940nm の近赤外光を使用し，LED は常時点灯で 6mA の電流を流した．基準信号として左手人差し指からパルスオキシメータ(マシモ SET ラディカル，マシモジャパン株式会社)を使用して透過光法により指尖脈波を計測した．サンプリング周波数は 200Hz，量子化ビット数は 16bit に設定した．

### 3.2 実験手順

本実験では 1 人の被験者に対し安静座位状態の膝窩部信号と仰臥位状態における頚部脈波の計測をした．膝窩部と頚部の信号計測は別々で行った．膝窩部計測の計測環境は Fig. 3 に示し，頚部計測の環境は Fig. 4 に示す．膝窩部計測では計測精度向上のためセンサをスポンジに埋め込み設置した．

計測に使用する布は綿 100%の白，黒，赤の 3 色で厚さが 0.19mm と 0.39mm の状態

で使用した．

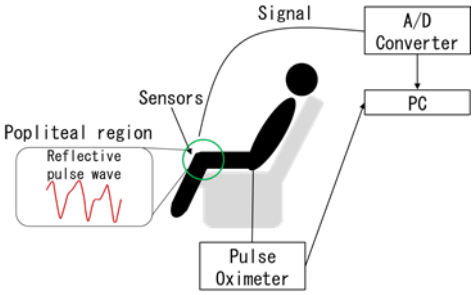


Fig. 3 Measurement environment at the back of knee

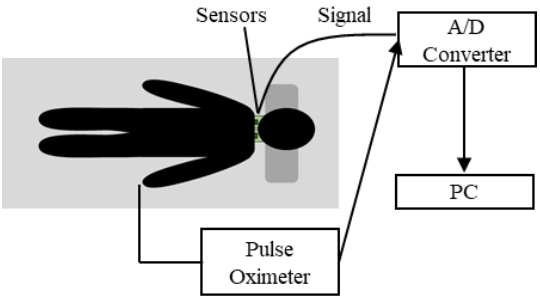


Fig. 4 Measurement environment at the neck

### 3.3 布を介した膝窩部における複数センサ計測

2 センサのうち 1 つに布を被せて膝窩部に接するようセンサを設置し，信号計測を同時に行った．布は厚さ 0.19mm の状態で使用した．これより布を介したことによる信号検出精度への影響について評価した．さらに，布の色による信号検出精度への影響も評価した．

### 3.4 布の厚みによる信号検出への影響

3.3 の計測と同様に 2 センサのうち 1 つに布を被せて膝窩部に接するようにセンサを設置し，信号計測を同時に行った．布は厚さ 0.39mm の状態で使用した．これより布の厚みを変えたことによる膝窩部からの信号検出精度への影響について評価した．

### 3.5 衣服を介した信号検出

日常生活内で用いられる様々な衣服を用いて 2 センサにより膝窩部からの信号検出を行った．計測で使用した衣服の条件を Table 1 に示す．これより実際に衣服を身に着けた状態での信号計測が可能であるかを評価した．

Table 1 Clothing used for measurement

| Number | Material | Composition ratio[%] | Thickness[mm] | Color |
|---|---|---|---|---|
| 1 | Polyester<br>Composite fiber | 58<br>42 | 0.34 | Gray |
| 2 | Polyester<br>Rayon<br>Polyurethane | 76<br>19<br>5 | 0.43 | Gray |
| 3 | Polyester<br>Nylon<br>Rayon<br>Polyurethane | 45<br>30<br>20<br>5 | 0.35 | Blue |
| 4 | Rayon<br>Polyester<br>Polyurethane | 75<br>20<br>5 | 0.65 | White |
| 5 | Polyester<br>Rayon<br>Polyurethane | 89<br>9<br>2 | 0.9 | Black |

### 3.6 布を介した頸部における複数センサ計測

2 センサのうち 1 つに布を被せ頸部に接するようにセンサを設置し，信号計測を同時に行った．布は厚さ 0.19mm の状態で使用した．これより頸部における布を介したことによる信号検出精度への影響について評価した．

### 3.7 解析方法

#### 3.7.1 フィルタ処理・特徴点検出

反射型光学式センサで取得した波形信号にはノイズ混入の恐れがあるため，フィルタを用いて脈波の基本成分の周波数帯だけを抽出して解析を行った．Table 2 に膝窩部計測におけるフィルタ条件，Table 3 に頸部計測におけるフィルタ条件を示す．取得信号の必要成分以外の成分を除去するために 0.05/0.5～3 Hz の通過帯域を持つバンドパスフィルタを作成した．その後，波形の特徴点検出とし，光学センサで得られた信号の最下点とパルスオキシメータで得られた脈波の 1 拍におけるピーク値の検出を行った．

Table 2 Digital filter configuration for measurement at the back of knee

| | |
|---|---|
| High pass Filter[Hz] | 0.05 |
| High pass Filter Order | 3 |
| Low pass Filter[Hz] | 3 |
| Low pass Filter Order | 40 |

Table 3 Digital filter configuration for measurement at the neck

| | |
|---|---|
| High pass Filter[Hz] | 0.5 |
| High pass Filter Order | 3 |
| Low pass Filter[Hz] | 3 |
| Low pass Filter Order | 40 |

#### 3.7.2 ピーク間隔時間の評価

フィルタリング処理した波形の 10s 分切り出したデータに対して，1 拍における最大値を特徴点とし，ピーク検出を行った．反射型光学式センサでは取得した波形の最下点をピークとして捉えた．

ピーク間隔時間からは平均値，標準偏差を算出し 2 つのセンサから計測した信号のばらつきの一貫性や一致性を評価し，信号の周期性を比較した．またパルスオキシメータで計測した基準信号のピーク間隔時間との比較を行った．

#### 3.7.3 相関性評価

膝窩部・頸部でそれぞれ同時計測した信号波形の 2 つを用いて，波形間のピーク時間，振幅変化のタイミングの相関関係を評価した．さらに布を介して計測した信号にも同様の処理を行い，信号の類似性を定量的に評価した．

#### 3.7.4 周波数成分の評価

脈波の基本成分が 1~2Hz に現れることから，センサで計測した波形信号に高速フーリエ変換を用いて周波数成分の抽出を行った．これにより膝窩部における 2 センサから計測した信号の周波数成分や周期性を比較した．頸部から計測した信号に対しても同様の処理を行う．さらに基準信号とも同様の比較を行うことで計測した信号が脈波であるかの評価した．

## 4. 実験結果

### 4.1 布を介した膝窩部における複数センサ計測

Fig. 5 に 1 つのセンサのみ厚さ 0. 19mm の白布を介した膝窩部からの計測波形を示す．Ch1 は布なしで直接膝窩部から計測した波形で，Ch2 が布を介した波形となる．Table 4 には 3 色それぞれを使用した際のピーク間隔時間，相関関係の結果を示す．Table 5 には基準信号を含む各周波数スペクトルの結果から算出した基本周波数，第 2 高調波を示す．

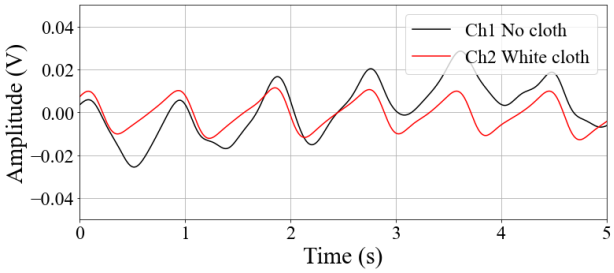


Fig. 5 Waveforms with and without cloth (Thickness: 0.19mm)

Table 4 Result of peak interval

| Parameter | Value | | |
|---|---|---|---|
| | White | Black | Red |
| SD(Ch1/Ch2)[s] | 0.051 / 0.041 | 0.087 / 0.025 | 0.035 / 0.023 |
| SD of difference[s] | 0.069 | 0.068 | 0.019 |
| Mean difference[s] | 0.045 | 0.055 | 0.035 |
| Correlation | 0.706 | 0.725 | 0.923 |

Table 5 Result of Spectrum

| Parameter | White | | | Black | | Red | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Ch1 | Ch2 | Ref | Ch2 | Ref | Ch2 | Ref |
| Fundamental Freq[Hz] | 1.067 | 1.050 | 1.050 | 1.059 | 1.059 | 1.171 | 1.171 |
| Second harmonic[Hz] | 2.100 | 2.100 | 2.100 | 2.106 | 2.106 | 2.343 | 2.429 |
| Suppression[dB] | -10.60 | -8.898 | -8.802 | -11.41 | -10.09 | -11.50 | -12.11 |

### 4.2 布の厚みによる信号検出への影響

Fig. 6 に 1 つのセンサのみ厚さを 0. 39mm に変えた黒布を介した膝窩部からの計測波形を示す．Table 6 には 3 色それぞれを使用した際のピーク間隔時間，相関関係の結果を示す．Table 7 には基準信号を含む各周波数スペクトルの結果から算出した基本周波数，第 2 高調波を示す．

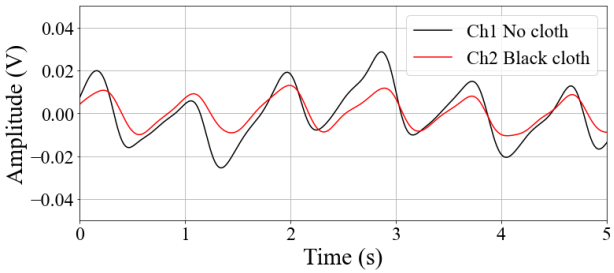


Fig. 6 Waveforms with and without cloth (Thickness: 0.39mm)

Table 6 Result of peak interval

| Parameter | Value | | |
|---|---|---|---|
| | White | Black | Red |
| SD(Ch1/Ch2) | 0.055 / 0.037 | 0.026 / 0.029 | 0.036 / 0.023 |
| SD of difference | 0.033 | 0.018 | 0.022 |
| Mean difference[s] | 0.055 | 0.025 | 0.047 |
| Correlation | 0.807 | 0.881 | 0.814 |

Table 7 Result of Spectrum

| Parameter | White | | Black | | | Red | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | Ch2 | Ref | Ch1 | Ch2 | Ref | Ch2 | Ref |
| Fundamental Freq[Hz] | 1.014 | 1.014 | 1.043 | 1.043 | 1.043 | 1.057 | 1.057 |
| Second harmonic[Hz] | 2.171 | 2.171 | 2.114 | 2.114 | 2.114 | 2.128 | 2.128 |
| Suppression[dB] | -10.49 | -9.816 | -12.56 | -12.11 | -10.72 | -8.83 | -7.74 |

### 4.3 衣服を介した信号検出

Fig. 7, 8 に厚さ，色，素材が異なる衣服を介して計測した信号の結果を示す．Ch1, Ch2 は位置をずらして同時計測した波形である．さらに Table 8 には全 5 種類の衣服で計測した膝窩部の 1 センサと基準信号である指尖脈波の 2 信号におけるピーク間隔時間，相関係数，周波数特性の結果を示す．

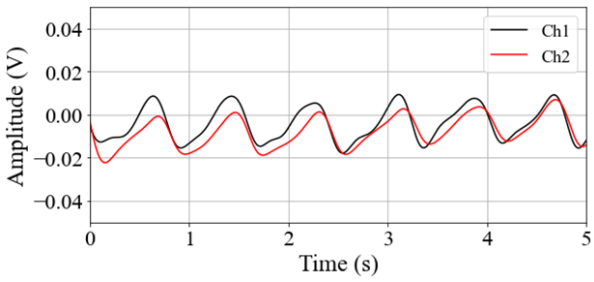


Fig. 7 Waveform through 0.9mm

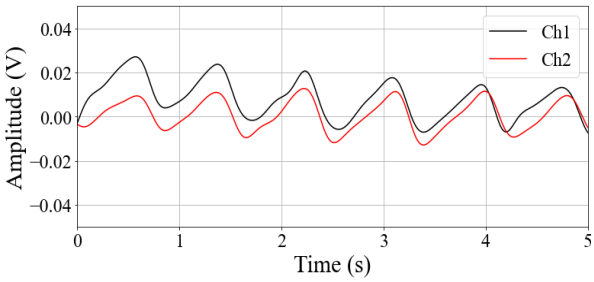


Fig. 8 Waveform through 0.35mm

Table 8 Comparison of peak-to-peak intervals and frequency response results

| Parameter | Value | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | Cloth 1 | Cloth 2 | Cloth 3 | Cloth 4 | Cloth 5 |
| SD (Sen / Ref)[s] | 0.023 / 0.022 | 0.014 / 0.016 | 0.055 / 0.056 | 0.018 / 0.019 | 0.038 / 0.038 |
| SD of difference[s] | 0.005 | 0.005 | 0.005 | 0.005 | 0.009 |
| Correlation with Ref | 0.946 | 0.987 | 0.941 | 0.957 | 0.951 |
| Mean error rate[%] | 0.91 | 0.64 | 0.79 | 0.88 | 1.52 |
| Fundamental Freq (Sen / Ref)[Hz] | 1.34 / 1.34 | 1.26 / 1.26 | 1.31 / 1.31 | 1.13 / 1.13 | 1.35 / 1.36 |
| Second harmonic (Sen / Ref)[Hz] | 2.6 / 2.6 | 2.57 / 2.57 | 2.57 / 2.57 | 2.32 / 2.32 | 2.38 / 2.65 |
| Suppression (Sen / Ref)[dB] | -16.42 / -15.39 | -8.95 / -8.64 | -10.01 / -9.07 | -11.23 / -10.57 | -12.32 / -12.22 |

### 4.4 布を介した頸部における複数センサ計測

Fig. 9 に 1 つのセンサのみ厚さ 0. 19mm の赤布を介した頸部からの計測波形を示す．Ch1 は布なしで直接計測した波形で，Ch2 は布を介した波形となる． Table 9 には 3 色の布を介した時の信号と基準信号のピーク間隔時間の解析結果を示す．Table 10 には色ごとの布の有無，基準信号との相関係数を示す．

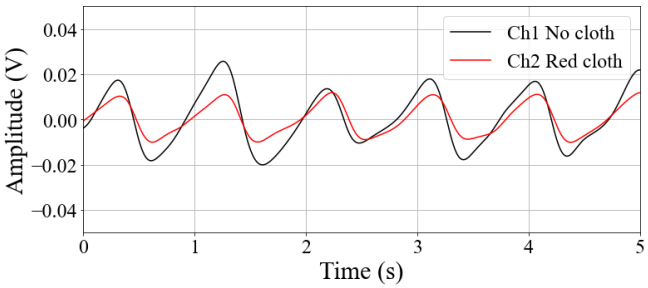


Fig. 9 Signal form neck with no cloth and white cloth

Table 9 Result of SD and mean rate

| Parameter | Value | | |
|---|---|---|---|
| | White | Black | Red |
| SD(Cloth / Ref)[s] | 0.042 / 0.043 | 0.057/ 0.041 | 0.034 / 0.022 |
| SD of difference[s] | 0.039 | 0.029 | 0.031 |
| Mean difference[s] | 0.034 | 0.035 | 0.031 |
| Mean error rate[%] | 3.73 | 3.22 | 3.29 |

Table 10 Result of Correlation

| Correlation | | | |
|---|---|---|---|
| | Color | No cloth | Finger |
| Cloth | White | 0.936 | 0.953 |
| | Red | 0.973 | 0.972 |
| | Black | 0.959 | 0.976 |

## 5. 考察

### 5.1 布を介した膝窩部における複数センサ計測

Fig. 5 と Table 4 より膝窩部から直接，また 0. 19mm の布を介して計測した 2 信号のピーク間隔は布の有無による影響を受けないことが確認できた．さらに，布の色の違いによる影響もないことが示唆された．Table 4 から黒布使用時の Ch1 と Ch2 のピーク間隔が他の結果よりもばらつきを示した理由としては，ノイズの影響や基線動揺による信号品質の低さが考えられる．これによりピーク検出が不正確になり，誤ったピーク間で時間を求めたと考えられる．

また Table 4 の白，赤，黒の 3 色それぞれにおける布なしの波形と正の強い相関を示した．布を介したことで振幅の減少がみられたものの，波形のピーク間隔，振幅変調への影響は少ないことが示唆された．赤布を使用した結果が最大の相関を示した理由としては，2 つのセンサが安定して類似した信号を計測できる配置にあったためだと考えられる．

Table 5 の周波数スペクトルからの算出結果では布を介して計測した結果は布を介さずに計測した信号，パルスオキシメータで計測した基準信号との大きな誤差は確認されなかった．このことより布を介しても波形の周期性への影響は少ないと考えられる．黒布計測時の Ch1 の値にずれが出た理由としては，計測時の体動や基線動揺による低品質信号となったことが影響していると考えられる．

### 5.2 布の厚みによる信号検出への影響

Fig. 6 の結果より布の厚みを変えたことによるピーク間隔のばらつきへの影響は確認されなかった．また同様に厚みを変えた場合も布の色による影響はなかった．どの条件においても布なしの信号と正の強い相関を示したことから，0.39mm の厚みでも安定して波形のピーク間隔，振幅変調を計測することが可能と示唆された．

Table 6, 7 の結果より布の厚みを変えたことによる波形の周期性への影響はないことが確認できた．どの色においても安定して基準信号と類似することが分かった．これらの評価から厚さを倍の 0.39mm にしたことによる信号検出精度への影響は無く計測が可能であることが確認された．

### 5.3 衣服を介した信号検出

Fig. 7，8 から条件の違う衣服を使用した計測において膝窩部の異なる位置からの信号検出は可能であると示唆された．また Table 8 より計測した信号と基準信号の比較を行ったところ，ピーク間隔にはばらつきやズレが少ないことが確認できた．さらに，膝

窩部計測信号と基準信号との相関を求めた結果，相関係数が 1 に近いことから 2 信号は強い相関を示すことが得られた．これより，2 信号は類似した周波数帯域の信号であることも確認できた．

すべての条件でピーク間隔時間の誤差率が平均 1%程度であったことから，衣服を着た状態にあっても膝窩部において安定した信号検出が可能であると示唆された．

全 5 種類の条件において同様の結果となったことから，衣服の色，厚さ，素材による計測精度への影響は影響を受けないと考えられる．

### 5.4 布を介した頸部における複数センサ計測

Fig. 9 と Table 9 からピーク間隔時間の誤差率は高い値を示すものもあったが，標準偏差には大きくズレがないことから信号の周期性は類似していると考えられる．誤差率上昇の原因としては，頸部と指尖の計測位置の違いや基線動揺による信号品質の低下から正しく波形のピークを捉えることができなかったと考えられる．

Table 10 の結果より各色布を介した波形と布なしの波形，基準信号との相関係数では，色の違いによる計測制度への影響は少ないことが確認できた．また頸部計測波形が基準信号とも相関が強いことが示唆された．

## 6. 終わりに

本報告では，膝窩部と頸部から布，衣服を介しての脈波取得を目的として研究を行った．取得信号のピーク間隔の時間比較，相関関係，周波数スペクトル解析からセンサで計測した膝窩部，頸部の信号に脈波成分を確認することができた．結果として，布，衣服を介しての脈波計測は可能であることが示唆された．今後は被験者を増やし，性別，体格の違いによる計測精度を検証すためデータ数の増加を検討する必要がある．また，本実験で膝窩部と頸部から計測が可能と言えたことから，2ch で別部位の同時計測を行い，脈波伝播速度の算出を行う応用的な検討も進める必要がある．

## 参考文献


[1] 厚生労働省，“令和 4 年（2022）人口動態統計月報年計(概数)の概況”，2022. https://www.mhlw.go.jp/toukei/saikin/hw/jinkou/kakutei21/dl/15_all.pdf

[2] 長谷川敬志　他，“安静座位・着衣状態での脈拍数計測のための光電脈波ラインセンサの開発”，計測自動制御学会論文集，vol.50，No.8，588/593，2014

[3] 草島，中島，斎藤，佐々木，“衣類を介した光電脈波計測のための脈波センサ開発”，電子通信情報学会論文誌 D，J95-D4.713/721，2012

[4] 舘泉雄治　他,“シート型圧電センサを用いた無拘束での生体信号計測”, TVRSJ, Vol.25，No.1，pp.40-49，2020

[5] 前田祐佳,”非装着生体計測による睡眠時血圧変動モニタリングシステムの開発”, 立石科学技術振興財団，助成研究成果集（第 30 号），2021

[6] Alexander CM，Teller LE，Gross JB，et al.: “Principles o pulse oximetry: Theoretical and practical considerations”，Anesth Analg 68:368-376，1989