

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 30 年 9 月 5 日現在

機関番号：13102

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2015～2017

課題番号：15K12596

研究課題名(和文) 光音響効果を応用した骨伝導音声情報提示装置の開発

研究課題名(英文) Development of bone conduction vibration system using photoacoustic effect

研究代表者

和田森 直 (Wadamori, Naoki)

長岡技術科学大学・工学研究科・助教

研究者番号：60303179

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 2,800,000円

研究成果の概要(和文)：振動として可聴信号を耳周辺軟骨に加えるとその可聴信号を知覚できる現象を利用して、断続光の吸収に伴う発熱により、試料内部で振動が発生する光音響効果を応用した骨伝導音声情報提示装置を開発した。耳周辺軟骨に類似したゴム・シートから発生したPA信号の力のレベルは、日本工業規格に示されている骨導受話器を乳突部に装着した場合の基準等価いき値の力のレベルを最大47dB程度下回った。生体内の主な光吸収物質である水やヘモグロビンは、軟骨に比べおよそ100倍の吸光度を持つ。水やヘモグロビンの吸収波長付近の光源を断続光に用いることにより、基準いき値以上にPA信号の力のレベルを向上できる。

研究成果の概要(英文)：This article proposes a novel bone conduction vibrator based on an interesting phenomenon where audible sound can be perceived when a vibration is produced using a laser beam that is synchronized to the sound and this vibration is transmitted to an auricular cartilage. To study this phenomenon, we measured the effect using a rubber sheet with similar properties to those of soft tissue, together with an acceleration sensor, and found that audible sound was produced in the sample. We also calculated the force level based on the mechanical impedance and the acceleration in the proposed system. It is expected that a force level equal to the reference equivalent threshold force level can be achieved at a light intensity below the safety limit for human skin exposure by choosing an irradiation wavelength at which a larger degree of optical absorption occurs.

This novel application of the photoacoustic effect is promising for bone conduction hearing aids.

研究分野：生体医工学

キーワード：光音響効果 骨導 補聴器

1 研究開始当初の背景

頭蓋骨を振動させて聴感を起こさせる電気機械変換器を骨導受話器といい、通常は、耳周辺軟骨から入力された振動が頭蓋骨を伝わって内耳を刺激することから、小児の先天性外耳道閉鎖症や耳漏を繰り返す慢性中耳炎を患う伝音性難聴者の補聴技術として選択されている場合がある。しかし、皮下組織による振動の減衰を防ぐため、振動子を皮膚に圧定する必要がある。そのため、長時間の装用は圧定による痛みや頭痛、圧定部位の変形が生じ、装用が困難になる例も少なくない [1]。また、皮膚を貫通させて頭蓋骨に植え込んだ直径 3 [mm]、長さ約 4 [mm] のチタン製ねじから直接骨に振動を伝える補聴器が 2012 年からわが国でも保険収載された [2]。こちらも異物反応や植え込み部から感染やいわゆる通常の補聴器と同様に審美性の問題がある。

2 研究の目的

報告者は、微量化学分析法として知られている光音響分光法 (PAS; Photoacoustic spectroscopy) を応用して、非侵襲生体計測に関する研究を続けている [3, 4, 5, 6, 7]。PA 効果は、試料に強度変調した単色光を照射すると、光吸収に伴い試料内部で変調周波数に同期した発熱が起こり、その周期的な発熱が熱波や弾性波として、空气中に音波を発生させる現象である。そこで、可聴信号で強度変調した単色光を耳周辺軟骨に照射することにより、耳周辺軟骨内部で発生した可聴帯域の弾性波が内耳に刺激を与えることから、光音響効果を応用した骨導音声情報提示装置を開発した。試作した PA 式骨導音声情報提示装置を用いて、生体軟組織に類似したゴムシートから発生する PA 信号とその加速度を測定する。それらの特性および骨導受話器の校正に用いられる基準等価いき (閾) 値の力のレベル (RETVFL; Reference Equivalent Threshold Vibratory Force Level) と PA 信号の力のレベルの推定値とを比較することによって、光音響効果を応用した骨導音声情報提示装置の可能性を示す。

3 研究の方法

3.1 光音響効果

Fig. 1 に PA 効果による音響波の発生機序を示す [8]。目的とする物質固有の吸収帯を含む単色光に強度変調を施して試料に照射すると、光吸収に伴い試料内部で変調周波数に同期した発熱が生じる。その周期的な発熱は、熱波と弾性波として試料表面まで伝搬し、空气中に音響波を発生させる。この音響波は PA 信号と呼ばれる。正確には発熱量は、吸光量と無輻射緩和収率の積に比例するが、ほとんど無輻射緩和収率は 1 であるため、ほぼ、吸光量に比例すると考えられている。このことから、PA 信号には分光学的な物質情報が含まれると考えられ、また、試料内部で発生した熱波や弾性波は、伝搬する媒質の熱的、力学的な性質に影響されることから、PA

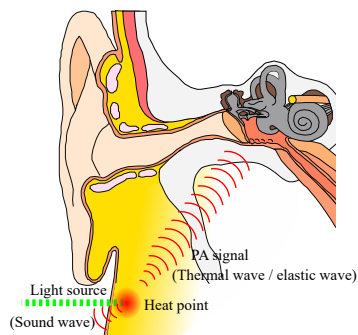


Fig. 1 PA signal generation mechanisms.

信号には、熱膨張率、比熱、音速や弾性率などの情報が含まれると考えられている。これに加えて、波の伝搬特性から伝搬経路の欠陥やひびなどの有無が評価できる。ここで、熱拡散長は熱波の伝搬の目安とされる。生体軟組織の大半は水であり、返照周波数が可聴帯域 (数 kHz) の場合、生体組織における熱拡散長は数 μm 程度となる。そのため、生体組織における PA 信号は周期的な発熱による試料局所での膨張収縮に基づく弾性波である。

可聴信号で強度変調した励起光を耳周辺軟骨に照射することにより、耳周辺軟骨内部で発生した PA 効果による可聴帯域の弾性波が骨状部分、通常は乳様突起に伝達し、内耳の蝸牛を揺らす。この物理的な揺れは、蝸牛にある神経細胞の活動として化学的、電気的な神経信号として脳幹を経て大脳皮質聴覚野で音声と認知される。

3.2 光音響式骨動音声情報提示装置

Fig. 2 に PA 式骨導音声情報提示装置の概略を示す。PA 式骨導音声情報提示装置は、レーザー光源 (LPS-980-SM980-APC-SP; Thorlabs)、光源制御装置、信号収集 (NI9243; National instrument) および信号生成装置 (NI9260; National instrument)、PA 信号の検出器とこれら構成機器を制御、収集データの信号処理および解析、記録を行うコンピュータから構成される。24 ビットの分解能と 51200 [Hz] サンプリング・レートとで収集された音声信号はレーザー光源の変調信号として光源制御装置に入力される。波長 980 [nm] のレーザー光源は出力端が SMA でコア径 125 [μm] の光ファイバでカップリングされ、光ファイバは光学ポートを有する PA セルと呼ばれる真鍮製の PA 信号の検出器に固定される。Fig. 3 と Fig. 4 とに PA セルの概略と外観を示す。PA セルは直径 5.0 [mm]、高さ 6.0 [mm] の円筒形の空洞を有し、円筒の一端は光ファイバが挿入された光学ポートに塞がれ、反対の他端は開放されている。この開放端を耳周辺軟骨に密着させ、強度変調されたレーザー光が光学ポートから円筒空中を伝搬し耳周辺軟骨に照射される。ビーム径 1.8 [mm] のレーザー光の光吸収によって PA 信号が発生し、PA 信号は、PA セルの円筒内から音響管 (直径; 1.0 mm 長さ; 5.0 mm) を経て MicroElectroMechanical systems (MEMS) マイクロ

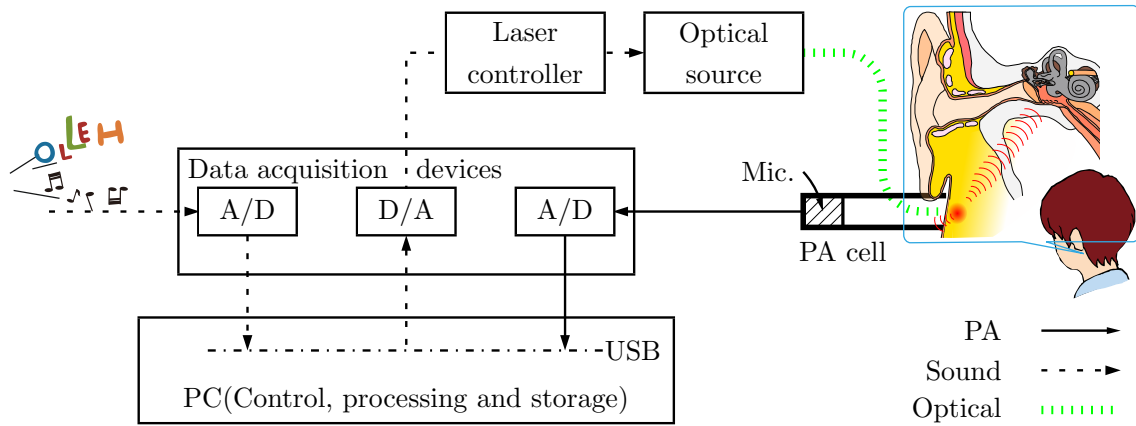


Fig. 2 Schematic diagram of photoacoustic bone conduction vibration system.

ホン (SPW0430HR5HB-B; Knowles) により検出され、20 dB の増幅 (ADA4841-1; Analog Devices) された後に収録される。

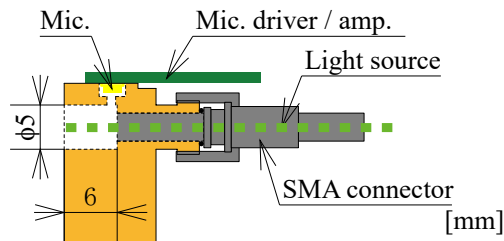


Fig. 3 Schematic view of photoacoustic bone conduction vibration unit.

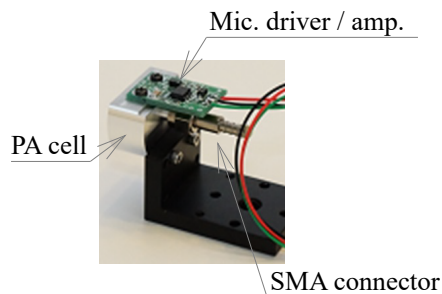


Fig. 4 Photograph of photoacoustic bone conduction vibration unit.

3.3 評価実験

PA 効果によって生体軟組織を模したゴムシートから発生する PA 信号の振動加速度および音響強度を測定し、PA 式骨導音声情報提示装置の可能性について調査した。

軟骨の吸収波長が波長 980 [nm] と 1180 [nm] との水の吸収波長と一致する [9, 10, 11]。ゴムに添加されるカーボンブラックの吸光度は波長域 400 [nm] から 1300 [nm] で 10000 [cm⁻¹] から 4000 [cm⁻¹] となり [12]、一般的な人体軟組織において、脂肪の吸光度 0.09 [cm⁻¹] や上皮の吸光度 6600 [cm⁻¹] の範囲にある [13, 14]。また、一般的な軟組織中の音速はさまざまな組織によってわずかに異なるが、お

よそ 1540 [ms⁻¹] [15] であり、軟質ゴム中のおよそ音速 1550 [ms⁻¹] [16] と同程度と考えられる。ゴムシートが軟組織を光学的、音響学的に模倣するとして、試料として用いた。

Fig. 5 に測定の概略を示す。PA セルを開口端が上方を向くように固定し、厚さ 1.0 mm、10.0 mm 四方のゴムシートを PA セルに置いた。その際、ゴムシートの横ずれを防ぐために粘着テープで開口端周縁に固定した。ゴムシートの開口端外側に乗せた加速度ピックアップ (PV-08A; RION) で開口端内側に照射されたレーザー光によって発生した PA 信号の加速度を測定する。加速度ピックアップの上には重りは載せず、ゴムシートとは粘着テープによって固定した。加速度ピックアップの出力はプリアンプ (UV-16A;) によって増幅された後に収録される。

ここで、International Electrotechnical Commission (IEC) の安全基準により [17]、皮膚の最大許容露出 (MPE; maximum permissible exposure) 量は、10³ ~ 3 × 10⁴ [s] の露光時間を想定すると、19 [mW] と算出された。レーザー光源の変調信号は、周波数 250、500、1000 ~ 6000、8000 [Hz]、オフセット 10.0 [mW]、振幅 ±9.0 [mW] となるの正弦波を信号生成装置により内部的に発生させ、レーザー光源制御装置に入力された。

4 研究成果

各々の変調周波数での加速度、PA 信号の振幅スペクトルをそれぞれ Fig. 6、Fig. 7 に示す。加速度信号については、信号雑音比を向上させるために、5000 回の同期加算を行って得られた結果であるが、PA 信号の結果については、同処理は施されていない。

加速度、PA 信号の振幅スペクトルは共に変調周波数と一致する線スペクトルと見なせることから、PA 効果に起因する振動が発生したことが示唆された。繰り返し、各々の振幅スペクトルは、高調波成分を含んでいない、線スペクトルと見なせることから、正弦波の強度変調を施した照射光によって発生した PA 信号波形は歪んでいことがわかる。PA 信号の振幅は変調周波数に反比例するので、高い変

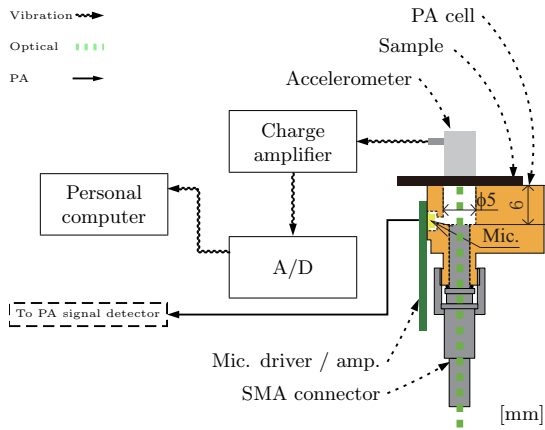


Fig. 5 Schematic diagram showing setup used to measure frequency characteristics of acceleration caused by to PA effect.

調周波数ほど振幅強度は低下するが、変調周波数と一致する線スペクトルの振幅強度はそれぞれで異なった。低域遮断周波数241Hzとした増幅回路の周波数振幅特性とPAセルの構造および試料の音響特性の影響が考えられる。骨導受話器の校正に基準等価いき値の

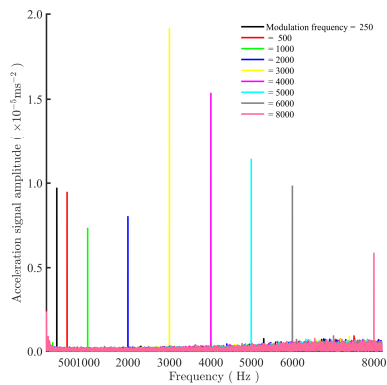


Fig. 6 Amplitude spectrum of acceleration signals

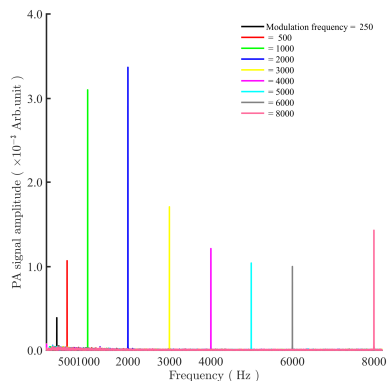


Fig. 7 Amplitude spectrum of photoacoustic signals.

力のレベル (RETVFL; Reference Equivalent

Threshold Vibratory Force Level) が用いられる。RETVFLとは、骨導受話器を規定された試験条件のもとでメカニカルカップラに圧定し、乳突部上に装着したときの正常者の聴覚いき値に相当する電圧レベルで骨導受話器を駆動したときに、規定の特性をもつメカニカルカップラに伝達される振動の力のレベルである [18]。RETVFLは、Eq. (1)を用いて [19] 加速度とメカニカルカップラの機械的インピーダンスとから算出できる。

$$F = |Z| \frac{A}{\omega} \quad (1)$$

ここで、 F は基準等価いき値の力 [N]、 A はPA効果による発生した振動の加速度 [ms^{-2}]、 $|Z|$ は国際規格 (IEC60318-6) のメカニカルカップラの機械的インピーダンス [20]、 ω は照射光の変調角周波数とし、Table 1に算出したPA信号の力のレベルを示す。算出したPA信号の力のレベルは国際基準 (ISO389-3) と同様に1 [μN] を基準として対数で表される。推定されたPA信号の力のレベルはTable 1

Table 1 Force levels calculated using measured acceleration values and Reference Equivalent Threshold Vibratory Force Levels.

Frequency ([Hz])	Estimated force level [dB] (ref. 1 [μN])	RETVFL ([dB] (ref. 1 [μN]))
250	46.1	67.0
500	35.5	58.0
1000	16.8	42.5
2000	5.9	31.0
3000	7.3	30.0
4000	5.2	35.5
5000	3.8	40.0
6000	-0.8	40.0
8000	-7.1	40.0

に併記された国際基準 (ISO389-3) の値と比べ、最大47 [dB] 低い。しかしながら、PA信号強度は試料の吸光係数に比例することから、本実験で用いた軟骨の吸収波長980 [nm] に対して、可視波長域のヘモグロビンや中赤外波長域の水の吸光係数は100倍以上であり、照射光の波長を変えることによりPA信号の力のレベルを改善することができる。また、従来の骨導受話器の校正の際に装着に関して乳突部に5.4 [N] で静圧するように定められているが、本実験ではこれを必要としない点は本提案の利点として上げる。

引用文献

- [1] 宇佐美真一, “埋め込み型骨導補聴器,” 日本耳鼻咽喉科学会会報, vol.118, no.3, pp.252-253, 2015.
- [2] 岩崎 聡, 喜多村健, 福田 諭, 小林俊光, 熊川孝三, 宇佐美真一, 土井勝美, 西崎和則, 暁 清文, 東野哲也, “本邦におけ

- る埋め込み型骨導補聴器 (bone-anchored hearing aid: Baha) 治験—補聴器との比較について—,” *AUDIOLOGY JAPAN*, vol.53, no.3, pp.224–231, 2010.
- [3] 和田森直, 松田甚一, “音響分光法による hba1c 濃度モニタリングに関する基礎検討,” *生体医工学*, vol.42, no.3, pp.159–166, 2004.
- [4] 和田森直, 松田甚一, 石原康利, “光音響分光法を利用した生体情報計測システムへの適応フィルタの適用の検討,” *日本設計工学会誌*, vol.41, no.12, pp.644–651, 2006.
- [5] 和田森直, 石原康利, “有限要素法解析に基づく経皮的 pa 信号検出器の高感度化に関する検討,” *生体医工学*, vol.46, no.2, pp.238–245, 2008.
- [6] 和田森直, 石原康利, “光音響分光法による測定可能深さに関する基礎検討,” *生体医工学*, vol.49, no.4, pp.220–225, 2011.
- [7] N. Wadamori, “Non-restrained measurement of young’s modulus for soft tissue using a photoacoustic technique,” *Appl. Phys. Lett.*, vol.105, no.10, pp.103707–1–4, 2014.
- [8] A. Rosencwaig, “Thermal wave microscopy with photoacoustics,” *J. Appl. Phys.*, vol.51, no.4, pp.2210–2211, 1980.
- [9] J. Youn, S.A. Telenkov, E. Kim, N.C. Bhavaraju, B.J.F. Wong, J.W. Valvano, and T.E. Milner, “Optical and thermal properties of nasal septal cartilage,” *Lasers Surg. Med.*, vol.27, no.2, pp.119–128, Aug. 2000.
- [10] G.M. Hale and M.R. Querry, “Optical constants of water in the 200-nm to 200- μ m wavelength region,” *Appl. Opt.*, vol.12, no.3, pp.555–563, March 1973.
- [11] K. Klier, “Absorption and scattering in plane parallel turbid media,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol.62, no.7, pp.882–885, July 1972.
- [12] J.R. Cook, R.R. Bouchard, and S.Y. Emelianov, “Tissue-mimicking phantoms for photoacoustic and ultrasonic imaging,” *Biomedical Optics Express*, vol.2, no.11, pp.3193–3206, Nov. 2011.
- [13] W.F. Cheong, S.A. Prahl, and A.J. Welch, “A review of the optical properties of biological tissues,” *IEEE J. Quantum Electron.*, vol.26, no.12, pp.2166–2185, Dec. 1990.
- [14] Shinichi. Watanabe, T.J. Flotte, D.J. McAuliffe, and S.L. Jacques, “Putative photoacoustic damage in skin induced by pulsed ArF excimer laser,” *J Invest. Dermatol.*, vol.90, no.5, pp.761–766, May 1988.
- [15] E.L. Madsen, J.A. Zagzebski, R.A. Banjavie, and R.E. Jutila, “Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms,” *Med Phys.*, vol.5, no.5, pp.391–394, Sept. 1978.
- [16] W.M. Haynes, *CRC Handbook of Chemistry and Physics*, 95th Edition, CRC Press, Boca Raton, 2014.
- [17] IEC, Geneva, “Safety of laser products - part 1: Equipment classification and requirements,” 2014.
- [18] ISO Geneva, “Acoustics - reference zero for the calibration of audiometric equipment - part 3: Reference equivalent threshold force levels for pure tones and bone vibrators,” 1994.
- [19] B. Hakansson, A. Tjellstrom, and U. Rosenhall, “Acceleration levels at hearing threshold with direct bone conduction versus conventional bone conduction,” *Acta Otolaryngol.*, vol.100, no.3-4, pp.240–252, 1985.
- [20] IEC, Geneva, “Electroacoustics - simulators of human head and ear - part 6: Mechanical coupler for the measurement on bone vibrators,” 2007.

5 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計 2 件)

- ① 和田森 直, 光音響分光法を応用した呼吸気バイオマーカー検出法の開発, *Clinical Neuroscience*, 33(11), [1764] (2015)
- ② 和田森 直, 光音響式嗅覚センサー, *実験医学*, 34(12), [1383-1386] (2016)

〔学会発表〕(計 7 件)

- ① 和田森 直, 小型光音響分光装置によるグルコース水溶液濃度測定に関する基礎検討. 第54回日本生体医工学会大会, May 9, (2015) 名古屋国際会議場(名古屋)
- ② Naoki Wadamori, Behavior of Long-Period Measurements Using a Small-Sized Photoacoustic Cell for Aqueous Glucose Monitoring. 39th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Aug. 26, (2015) Milano (Italy)
- ③ 和田森 直, 光音響効果を利用した骨導振動に関する基礎検討. 第55回日本生体医工学会大会, Apr. 28, (2016) 富山国際会議場(富山)
- ④ Naoki Wadamori, Possible Photoacoustic Gas Detection for a Smart Endoscope. 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Aug. 17, (2016) Orlando (USA)
- ⑤ 和田森 直, 光音響分光法による高機能内視鏡の開発-光音響分光法を利用した非拘束弾性率計測-. 生体・感性及び高度情報処理シンポジウム2017, Jan. 26, (2017) 長岡技術科学大学 マルチメディアシステムセンター(長岡)
- ⑥ 和田森 直, グルコースを対象とした透

明圧電フィルムの光音響検出器への応用. 第56回日本生体医工学会大会, May 5, (2017) 東北大学医学部星陵キャンパス (仙台)

- ⑦ Naoki Wadamori, Prototype of Bone Conduction Vibration System Using Photoacoustic Effect. 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Jul. 12, (2017) Jeju Island (Korea)

〔図書〕 (計 0 件)

〔産業財産権〕

○出願状況 (計 0 件)

○取得状況 (計 0 件)

6 研究組織

(1) 研究代表者

和田森 直 (WADAMORI, Naoki)

長岡技術科学大学・工学研究科・助教

研究者番号: 60303179