

# 博士学位論文

題 目

口腔咽喉音分析に基づく呼吸音の計測と  
睡眠呼吸障害の簡易診断への応用に関する研究

---

担当指導教員名 松村 雅史 印

申請年月日 2015年2月2日

申請者専攻名 医療福祉工学専攻

学 生 番 号 DL12A001

氏 名 酒井 徳昭 印

博士論文

口腔咽喉音分析に基づく呼吸音の計測  
と睡眠呼吸障害の簡易診断への応用に  
関する研究

酒井徳昭

大阪電気通信大学大学院  
医療福祉工学研究科  
医療福祉工学専攻

## 本論文に用いる用語の留意点

「睡眠時無呼吸症候群（sleep apnea syndrome：SAS）」という用語は、周知の用語として、一般的によく用いられていると思われる。SAS患者の大半は、検査結果が閉塞型呼吸イベントによるものであり、「閉塞性睡眠時無呼吸症候群（obstructive sleep apnea syndrome：OSAS）」と同義語で用いられている。その診断基準は、無呼吸低呼吸指数（apnea hypopnea index：AHI） $\geq 5$ に加え、閉塞型呼吸イベントに伴う自覚症状の存在が重要視されてきた。そして現在、ICSD-2 マニュアル（2005年）では、AHI  $\geq 15$ の場合では、自覚症状の有無を問わずに定義されている。しかし、睡眠時無呼吸症候群の「症候群」という言葉には文字通り、自覚症状の存在がある。しかしながら、近年では中枢性の睡眠時無呼吸といった自覚症状の無いSDBもあることが分かってきた。そこで、本論文では、混乱を避けるため、以下の用語を使用する。自覚症状の有無を問わずにAHI  $\geq 5$ のものを「SDB」とし、そのうち睡眠検査機器による呼吸判定イベントで、閉塞型呼吸イベントが優位のものを「閉塞性睡眠時無呼吸（obstructive sleep apnea：OSA）」、中枢型呼吸イベントが優位のものを「中枢性睡眠時無呼吸（central sleep apnea：CSA）」とした。また、CSAのうち漸増漸減の呼吸パターンを10分以上伴ったものを「Cheyne-Stokes呼吸を伴う中枢性睡眠時無呼吸（central sleep apnea with Cheyne-Stokes respiration：CSR-CSA）」とした。

睡眠検査機器の種類を大別するとSAS 診断のGold standardである終夜睡眠ポリグラフ（polysomnography：PSG）と簡易型の簡易ポリグラフとがある。後者においては呼び方に統一性がないため、著書によっては様々な同義語が使用されており（携帯用装置、簡易モニター、簡易診断装置、簡易SAS検査など）それは時折、混乱を招くことがある。そこで、本論文ではそのような混乱を避けるため、簡易型の睡眠検査機器は「簡易ポリグラフ」を使用することとした。睡眠検査機器による呼吸判定イベントについては、「閉塞タイプ」、「中枢タイプ」、「混合タイプ」のように“タイプ”を付け、それぞれの病態名としては「閉塞性」、「中枢性」のように“性”を付けることとした。

## 内容梗概

本論文は、著者が大阪電気通信大学大学院医療福祉工学研究科においておこなった研究成果であり、口腔咽喉音分析に基づく呼吸音の計測と睡眠呼吸障害の評価に関する研究成果をまとめたものである。なお、睡眠呼吸障害（sleep-disordered breathing：SDB, sleep related breathing disorders：SRBD, 以下SDB）を理解する上で基本となる基礎的な睡眠衛生に関する知識やSDBの治療に関しては、説明量が膨大となる為、本論文では割愛した。

本研究は「大阪電気通信大学における生体を対象とする研究および教育に関する倫理委員会」の承認（承認番号：08-020号）を得て実施した。また、個人情報保護については、容易に個人が特定されないよう、すべて暗号化することで個人情報に十分配慮した。本論文は全6章から成り立っている。

第1章では、本研究の必要性およびその背景について述べている。

第2章では、本研究の題材である睡眠呼吸障害（sleep-disordered breathing：SDB, sleep related breathing disorders：SRBD, 以下SDB）に関することを中心に述べている。SDBは典型的な睡眠障害の一つであることから、それに関する分類を把握しておくことは本研究において重要と考えたので一部言及することとした。またそれらは、睡眠関連疾患の定義と分類に関する国際的マニュアルとして定評のある、American Academy of Sleep Medicine（AASM）が出版するInternational Classification of Sleep Disorders, 2<sup>nd</sup> ed.（ICSD-2）マニュアルを基本に解説している。その他、睡眠呼吸障害研究会編集の「成人の睡眠時無呼吸症候群診断と治療のためのガイドライン」、日本呼吸器学会NPPVガイドライン作成委員会による「NPPVガイドライン」なども参考にした。SDBが循環器領域に与える知見に関しては、幾つかの国内ガイドラインと研究論文を基本に解説している。また後半ではSDBの主観的指標と客観的指標の分類について、また従来 of 睡眠検査機器が抱える臨床的問題点についてなど、OSA患者の有病率の高さに対して診断が間に合っていない現状について本研究の意義と重ねて述べている。

第3章では、パルスオキシメータの臨床応用に関する知見について解説する。特に本研究の主病態であるSDBを診断する上で、欠かす事のできない検査項

目SpO<sub>2</sub>について、その用途、生理学的注意点、パルスオキシメータの臨床応用に関する知見などを含めて解説している。

第4章では、脳の主動脈のひとつである頸動脈でSpO<sub>2</sub>の測定を可能にする事を目的に、光電脈波を用いたネックバンド型のパルスオキシメータを試作し、実際の臨床現場において前頭部型のパルスオキシメータで測定したSpO<sub>2</sub>の値と比較することで、本システムの有用性について検証し考察している。

第5章では、本論文の主目的でもある口腔咽喉音の分析を行い、従来の睡眠検査機器との違いを、低呼吸や無呼吸の判別を行った結果を基に考察している。なお本章では第4章同様、ネックバンド型のデバイスを使用しているが、それにより従来の睡眠検査機器と比してより無拘束なモニタリングが可能となったこと、第2章で述べる従来の睡眠検査機器の問題点の解決策についても考察している。

第6章では、本研究で得られて成果を総括すると共に、本研究で成し遂げることのできなかつた課題について述べている。

# 目次

<b>第1章</b>	<b>緒論</b>	<b>7</b>
<hr/>		
<b>第2章</b>	<b>睡眠呼吸障害（sleep-disordered breathing : SDB, sleep related breathing disorders : SRBD）</b>	<b>12</b>
<hr/>		
2-1	ICSD-2における睡眠関連疾患の分類と定義	12
2-2	SDBの疫学	14
2-3	SDBの診断基準	15
2-4	質問票（主観的指標）について	18
2-5	検査機器（客観的指標）の分類	21
2-6	簡易ポリグラフについて	21
2-7	終夜睡眠ポリグラフ（PSG）について	26
2-8	無呼吸・低呼吸イベントの基準	28
<hr/>		
<b>第3章</b>	<b>パルスオキシメータの臨床応用に関する知見</b>	<b>35</b>
<hr/>		
3-1	用途	35
3-2	SDB検査時の役割	35
3-3	生理学的注意点	37
3-4	パルスオキシメータの臨床応用に関する知見	40
<hr/>		
<b>第4章</b>	<b>ネックバンド型パルスオキシメータとICU・手術室での応用 - ネックバンド型アタッチメントの試作 -</b>	<b>47</b>
<hr/>		
4-1	緒言	47
4-2	はじめに	49
4-3	SaO <sub>2</sub> とSpO <sub>2</sub>	49
4-4	方法	53
4-5	結果	55
4-6	考察	58
4-7	おわりに	58

<b>第 5 章</b>	<b>口腔咽喉音分析による無呼吸と低呼吸の無拘束モニタリング</b>	<b>61</b>
5-1	はじめに	61
5-2	音の生成メカニズムの概要	63
5-3	方法	65
5-4	結果	68
5-5	考察	70
5-6	おわりに	72
<b>第 6 章</b>	<b>結論</b>	<b>74</b>
	<b>謝辞</b>	<b>78</b>
	<b>研究業績目録</b>	<b>79</b>

# 第1章 緒論

睡眠呼吸障害（sleep-disordered breathing : SDB, sleep related breathing disorders : SRBD, 以下SDB）とは、日中の生活に支障を来たす、何らかの睡眠および覚醒の障害で、睡眠中に異常な呼吸を示す病態の総称である。米国のWisconsin Sleep Cohort Studyによると、OSAの有病率は一般人口の1%以上とされており、特に中年期に多く30~60歳の男性で4%、女性では2%前後と言われている<sup>(1)</sup>。我が国の正確なOSA有病率は明らかではないが、粥川らが行った一般住民910名を対象とした疫学調査において $AHI \geq 10$ のOSAは男性3.3%、女性0.5%（全体で1.7%）との報告があり、患者数は約200万人と推定されている。問題は治療の対象となるOSAの85%以上が、未診断である点にある<sup>(2)</sup>。また、谷川ら<sup>(3)</sup>の調査報告によると、約10%のトラック運転者（20から69歳の男性のみで推定して約359万人）はSDBが未診断もしくは未治療のままであり、交通事故を起こす危険性が高いまま放置されているため、トラック運転者への客観的指標によるSDBの可及的早急なスクリーニング検査の普及が望まれるとしている。

睡眠時無呼吸症候群の95%は閉塞性睡眠時無呼吸（obstructive sleep apnea syndrome : OSA）が占めており、高血圧<sup>(4), (5), (6), (7)</sup>、虚血性心疾患<sup>(8), (9), (10)</sup>、脳梗塞<sup>(11)</sup>の発症要因になることが報告されている。SDBの問題は、国民の健康問題ばかりでなく、労働災害も含めて社会経済的側面からも重要である。2003年2月に起こった山陽新幹線運転手の居眠り事件が大きく報道され、その運転手がOSAであったことから、OSAに対する関心が高まり、大きな社会的問題となった。また、2004年3月 羽田発山口宇部行の全日空航空機で機長が居眠り事件や2005年11月名神高速道路での多重衝突事故などがあった。24時間化が進む先進国の社会において、この様な人身事故につながる交通事故の15.4~34.0%、重大な医療事故の50%以上が眠気に関連したヒューマンエラーに基づくものであるとされている。この背景に睡眠不足、不眠症による睡眠の質的低下、睡眠時無呼吸症候群など、様々な睡眠障害が関与しているとされている<sup>(12)</sup>。

米国議会諮問委員会では、世界中で睡眠の問題によって引き起こされる事故・医療・補償のコストは年間70兆円と試算している。なお、睡眠障害の予防で節約しうる医療費は年間1兆6,000億円との報告もある<sup>(13)</sup>。我が国の睡眠の問題



に関する事故などの経済損失は、総計で約6兆円にのぼると推計されている。

したがって、このSDBの早期診断と早期治療は、SDB問題によって引き起こされるヒューマンエラーに基づく事故の防止へと繋がり、その社会的意義が高い。先述した通り、先ずは客観的指標（検査機器）によるSDBの可及的早急なスクリーニング検査の普及が望まれが、診断できる医療機関が未だ少ないのも現況の課題である。赤柴ら<sup>(14)</sup>が実施した日本呼吸器学会認定施設（349施設）におけるSAS 診療の現状に関するアンケート調査結果によると、PSG検査が実施できる施設は少なく、その実施可能な件数は最大でも年間1,300例にとどまることが分かった。この課題に関しては、PSG検査機器やPSG専用ベッドの購入、解析や診断のための睡眠医療専門職（医師、看護師、臨床工学技士など）の確保など、様々なハードルをクリアする必要があるため解決は容易でない。一方、同調査結果より、簡易ポリグラフはPSGと比してその普及率が高いことが分かっている。我が国の医療保険制度における簡易ポリグラフの保険適応の解釈には、「SDBが強く疑われる患者に対して、睡眠時無呼吸症候群の診断のために用いる」ものであると記載されているため、簡易ポリグラフはOSAのスクリーニングから診断にまで使用されているのが現状である。そのため我が国のOSAの診療においては、PSGではなく簡易ポリグラフが病院から開業医にまで普及した背景にあると思われる。しかし、簡易型のポリグラフとはいえ、鼻気流を測定するための圧センサー式の鼻カニューレは、その一部を鼻孔に挿入する必要があるため、違和感を訴える患者も少なくない。また、圧センサー式の鼻カニューレは花粉症や鼻炎などの鼻閉が要因となり起こった口呼吸を感知することができず無呼吸と誤判定（偽陽性率が高い）する可能性があることに関しては周知の問題点であるが、それらを解決した先行研究報告はない。

そこで本研究では、既に我々が先行研究で示してきたネックバンド型デバイス（咽喉マイクロフォンとネックバンド型パルスオキシメータ）を用いた口腔咽喉音の分析による低呼吸・無呼吸の検出およびSpo<sub>2</sub>の無拘束計測技術<sup>(15), (16)</sup>を応用し、これらの問題点を解決すると共にSDBの簡易診断が行えるかを検証した。そして、本研究で使用したネックバンド型デバイスの応用は、現在も簡易ポリグラフで使用されている圧センサー式の鼻カニューレの代替デバイスとして使用可能である。さらに、それは呼吸計測に伴う拘束感を低減し、且つ口呼吸時の誤判定を防止できることから、従来の簡易ポリグラフと比して、より無

拘束な検査，より正確なSDBの診断が可能となることが期待される。

以下に各章の概要を示す。

第2章では，本研究の題材である睡眠呼吸障害（sleep-disordered breathing：SDB，sleep related breathing disorders：SRBD，以下SDB）に関することを中心に述べている。SDBは典型的な睡眠障害の一つであることから，それに関する分類を把握しておくことは本研究において重要と考えたので一部言及することとした。またそれらは，睡眠関連疾患の定義と分類に関する国際的マニュアルとして定評のある，American Academy of Sleep Medicine（AASM）が出版するInternational Classification of Sleep Disorders，2<sup>nd</sup> ed.（ICSD-2）マニュアルを基本に解説している。その他，睡眠呼吸障害研究会編集の「成人の睡眠時無呼吸症候群診断と治療のためのガイドライン」，日本呼吸器学会NPPVガイドライン作成委員会による「NPPVガイドライン」なども参考にした。SDBが循環器領域に与える知見に関しては，幾つかの国内ガイドラインと研究論文を基本に解説している。また後半ではSDBの主観的指標と客観的指標の分類について，また従来 of 睡眠検査機器が抱える臨床的問題点についてなど，OSA患者の有病率の高さに対して診断が間に合っていない現状について本研究の意義と重ねて述べている。

第3章では，パルスオキシメータの臨床応用に関する知見について解説している。特に本研究の主病態であるSDBを診断する上で欠かす事のできない検査項目の一つであるSpO<sub>2</sub>の用途や最新技術について紹介している。また，後半ではSpO<sub>2</sub>を計測するうえでの生理学的注意点や測定部位の低灌流状態がSpO<sub>2</sub>に与える影響に関する知見について解説している。

第4章では，脳の主動脈のひとつである頸動脈でSpO<sub>2</sub>の測定を可能にする事を目的に，SpO<sub>2</sub>の測定原理を理解すると共に光電脈波を用いたネックバンド型のパルスオキシメータを試作し，実際の臨床現場において前頭部型のパルスオキシメータで測定したSpO<sub>2</sub>の値と比較することで，本システムの有用性について検証し考察している。

第5章では，本論文の主目的でもある口腔咽喉音の分析を行い，従来の睡眠検査機器との違いを，低呼吸や無呼吸の判別を行った結果を基に考察している。なお本章では第4章同様，ネックバンド型のデバイスを使用しているが，それにより従来の睡眠検査機器と比してより無拘束なモニタリングが可

能となったこと，第 2 章で述べる従来の睡眠検査機器の問題点の解決策についても考察している。

第6章では，本研究で得られて成果を総括すると共に，本研究で成し遂げることのできなかつた課題について述べている。

## 参 考 文 献

1. Young T, Palta M, Dempsey J, et al. The occurrence of sleep-disordered breathing among middle-aged adults. *N Engl J Med* 1993, vol. 328, pp. 1230-1235.
2. 粥川裕平, 岡田保. 閉塞性睡眠時無呼吸症候群の有病率と性差. 年齢差. *治療学* 1996, vol. 30, pp. 55-58.
3. 谷川武, 作本貞子, 櫻井進. わが国におけるトラック運転者の睡眠時無呼吸症候群対策. *国際交通安全学会誌* 2010, vol. 35, no. 1, pp. 40-45.
4. Kales A, Bixler EO, Cadieux RJ, et al. Sleep apnoea in a hypertensive population. *Lancet* 1984, vol. 2, pp. 1005-1008.
5. Logan AG, Perlikowski SM, Mente A, et al. High prevalence of unrecognized sleep apnoea in drug-resistant hypertension. *J Hypertens* 2001, vol. 19, pp. 2271-2277.
6. Somers VK, White DP, Amin R, et al. Sleep apnea and cardiovascular disease: an American Heart Association / American College Of Cardiology Foundation Scientific Statement from the American Heart Association Council for High Blood Pressure Research Professional Education Committee, Council on Clinical Cardiology, Stroke Council, and Council On Cardiovascular Nursing. In collaboration with the National Heart, Lung, and Blood Institute National Center on Sleep Disorders Research (National Institutes of Health). *Circulation* 2008, vol. 118, pp. 1080-1111.
7. Nieto FJ, Young TB, Lind BK, et al. Association of sleep disordered breathing, sleep apnea, and hypertension in a large community-based study. Sleep Heart Health Study. *JAMA* 2000, vol. 283, pp. 1829-1836.
8. Schäfer H, Koehler U, Ewig S, et al. Obstructive sleep apnea as a risk marker in

- coronary artery disease. *Cardiology* 1999, vol. 92, pp. 79-84.
9. Yumino D, Tsurumi Y, Takagi A, et al. Impact of obstructive sleep apnea on clinical and angiographic outcomes following percutaneous coronary intervention in patients with acute coronary syndrome. *Am J Cardiol* 2007, vol. 99, pp. 26-30.
  10. Mooe T, Rabben T, Wiklund U, et al. Sleep-disordered breathing in men with coronary artery disease. *Chest* 1996, vol. 109, pp. 659-663.
  11. Bassetti C, Aldrich MS. Sleep apnea in acute cerebrovascular diseases: final report on 128 patients. *Sleep* 1999, vol. 22, pp. 217-223.
  12. 成井浩司. 労働災害と社会的問題について. *日職災医誌* 2003, vol. 51, pp. 257-261.
  13. Wake Up America. National Commission on Sleep Disorders Research: Wake Up America. A National Sleep Alert. Executive Summary and Executive Report Submitted to United States Congress and Secretary US Department of Health and Human Service. 1993.
  14. 赤柴恒人, 巽浩一郎, 陳和夫, ほか. 日本呼吸器学会認定施設における SAS 診療の現状 —アンケート調査から—. *日呼吸会誌* 2004, vol. 42, no. 6, pp. 568-570.
  15. 酒井徳昭, 松村雅史. 口腔咽喉音分析による無呼吸と低呼吸の無拘束モニタリング. *電気学会論文誌 C* 2014, vol. 134, no. 11, pp. 1613-1616.
  16. 酒井徳昭, 松田知之, 松村雅史. SpO<sub>2</sub> 測定部位に関する研究 - ネックバンド型アタッチメントの試作 -. *医工学治療* 2014, vol. 26, no. 2, pp. 90-93.

## 第 2 章 睡眠呼吸障害

(sleep-disordered breathing : SDB)

(sleep related breathing disorders : SRBD)

### 2-1 ICSD-2 における睡眠関連疾患の分類と定義

#### 2-1-1 はじめに

国際睡眠障害分類第 2 版 International Classification of Sleep Disorders, 2<sup>nd</sup> ed. (ICSD-2) によると、睡眠関連疾患の分類は、基本的には表 1. 1 に示す通り、8 つの大きなカテゴリーから成る<sup>(1),(2)</sup>。

表 2. 1 睡眠関連疾患の分類 (文献 1, 2 より改変引用)

1.	不眠症	insomnia
2.	睡眠呼吸障害	sleep-disordered breathing
3.	中枢由来の過眠症	hypersomnias of central origin
4.	概日リズム障害関連睡眠障害	circadian rhythm sleep disorders
5.	睡眠関連疾患	parasomnias
6.	睡眠関連運動疾患	sleep related movement disorders
7.	独立症候と正常バリエーション	isolated symptoms and normal variants
8.	その他の睡眠疾患	other sleep disorders

表 2. 1 に示す通り、睡眠関連疾患は病因的に 8 つの大項目に分類されており、さらに総計 70 もの診断概念に細分化されている。SDB は不眠症 insomnia に次ぐ第 2 番目の大きなカテゴリーとして位置づけられており、成人と小児にみられるとされ、さらに 3 つの大きなグループと 14 の病態に分類されている。それぞれ以下のように定義されている。

## 2-1-2 SDB の分類と定義

SDB は、主に 3 つに分類されており、病態別にそれぞれ以下のように分類、定義されている<sup>(2)</sup>。

### 1) 中枢性睡眠時無呼吸 (central sleep apnea syndrome : CSA)

CSA は、「中枢神経系あるいは循環器系の機能障害により、間欠的あるいは周期的な様相を呈して、呼吸努力が減少あるいは消失することにより特徴づけられる病的呼吸」である。

1. 原発性 CSA
2. チェーン・ストークス呼吸 (Cheyne-Stokes respiration : CSR) による CSA (CSR - CSA)
3. 高地周期性呼吸
4. 身体疾患に基づく CSA
5. 薬物による CSA
6. 乳幼児の原発性睡眠時無呼吸

### 2) 閉塞性睡眠時無呼吸 (OSA)

OSA は、「上気道が閉塞し、呼吸努力が継続しているが換気が不十分な状態にある睡眠中の病的な呼吸」である。

1. 成人の OSA
2. 小児の OSA

アメリカ睡眠医学会 (AASM) によって提案された OSA の定義は、ICSD-1 では無呼吸低呼吸指数 (apnea hypopnea index : AHI)  $\geq 5$  に加え、閉塞型呼吸イベントに伴う自覚症状の存在が重要視されてきたが、ICSD-2 では AHI  $\geq 15$  の場合では自覚症状の有無を問わずに定義されている。

### 3) 睡眠関連低換気・低酸素血症症候群

これは、「単一、あるいは複合的な障害による結果として、動脈血の二酸化炭素分圧が 45Torr 以上となる睡眠中の病的な呼吸」である。

1. 特発性の睡眠関連非閉塞性肺胞低換気
2. 先天性肺胞低換気
3. 肺実質, 肺血管, の異常に基づく睡眠関連低換気, 低酸素血症
4. 下気道閉塞に基づくもの
5. 神経筋疾患に基づくもの
6. 分類不能の睡眠呼吸障害

## 2-2 SDB の疫学

SDB診断のゴールドスタンダードである終夜睡眠ポリグラフ検査 (polysomnography: PSG) を用いた大規模な疫学研究は, 1993年のWisconsin Sleep Cohort Studyの報告である<sup>(3)</sup>. それによると,  $AHI \geq 5$ のSDBの割合は男性24%, 女性9%であり, そのうち症状を呈するSDB患者の割合は男性4%, 女性2%であったと報告されている. 現在, SDBに関する大規模な疫学研究のほとんどが欧米からの報告である. 我が国におけるSDBの有病率は不明であるが, 日本と欧米とで大きな違いはないと考えられている. 飛田らは, 18~68歳の日本人男性140名と女性19名を対象にPSGを実施し,  $AI \geq 10$ の有病率を7.5%と報告している. 粥川ら<sup>(4)</sup>は, 一般住民910名を対象とした我が国の疫学調査において,  $AHI \geq 10$ のOSAは男性3.3%, 女性0.5% (全体で1.7%) と報告している. OSA患者は約200万人と推定されているが, 85%以上が未診断とされている. そのまた近年では, SDBと種々の循環器疾患との関連を示唆するエビデンスが蓄積されてきた<sup>(5)</sup>, <sup>(6)</sup>, <sup>(7)</sup>. Heらによると, 未治療のOSA患者246名を対象にした8年間の追跡研究により,  $AI > 20$ の群の生存率は63%であり,  $AI \leq 20$ の群 (96%) に比べ有意に生存率が低下すると報告している<sup>(8)</sup>. また, Wisconsin Sleep Cohort Studyにおける1,522名を対象にした18年間の追跡研究においても, 非SDB群に比べSDB群で有意に死亡率が高いことが報告されている<sup>(9)</sup>.

CSAは心不全をはじめ左室機能低下や脳卒中で比較的多く認められる無呼吸パターンである. CSAの多くは心血管系疾患の結果として出現してくると考えられている. Bixlerらによると, 中枢性無呼吸指数 (CAI)  $\geq 20$ のCSA患者は女性および65歳以下の男性では認められず, 65歳以上の男性で5%認められた<sup>(10)</sup>. Oldenburgらによると, AHIのカットオフ値を15以上とした場合, 心不全の51.9%

はSDBを合併しており，また心不全の63%はCSAであったと報告されている<sup>(11)</sup>．CSRは，CSAに伴う呼吸パターンとされており，収縮機能障害，拡張機能障害など様々な心不全病態で認められるが，最も多いのが収縮機能障害とされている．主要な予後予測因子の1つである収縮機能障害におけるCSA - CSRの合併は，死亡リスクを2.14倍上昇させるとされている<sup>(12)</sup>．

## 2-3 SDB の診断基準

現在，我が国においてSDB診断のためのガイドラインはない．唯一，2005年に睡眠呼吸障害研究会により，一般臨床医向けのOSA診療に関するガイドライン「成人の睡眠時無呼吸症候群 診断と治療のためのガイドライン<sup>(13)</sup>」が作成されているのみであり，未だ小児および高齢者向けのものはない．そこで，ICSD-2が定める，成人におけるSDBの診断基準をOSAとCSAとCSAにチェーン・ストークス呼吸を合併した場合に分けて以下に示す（表2. 2，表2. 3，表2. 4）．

表2. 2 成人のOSAに関するICSD-2の診断基準（文献2より改変引用）

AとBとD，またはCとDで基準が満たされる

A. 以下のうち少なくとも1つ以上が該当する

i. 患者が，覚醒中に不意に眠り込むこと，日中の眠気，爽快感のない睡眠，疲労感，または不眠を訴える

ii. 患者が，呼吸停止，喘ぎ，または窒息感で覚醒する

iii. ベッドパートナーが，患者の睡眠中の大きないびき，呼吸中断，またはその両方を報告する



B. PSG記録で以下のものが認められる

- i. 睡眠1時間当たり5回以上の呼吸イベント（無呼吸，低呼吸， または呼吸努力関連覚醒respiratory effortrelated arousal：RERA）
- ii. 各呼吸イベントのすべて，または一部における呼吸努力のエビデンス（RERAは，食道内圧測定で認めるのが最も好ましい）

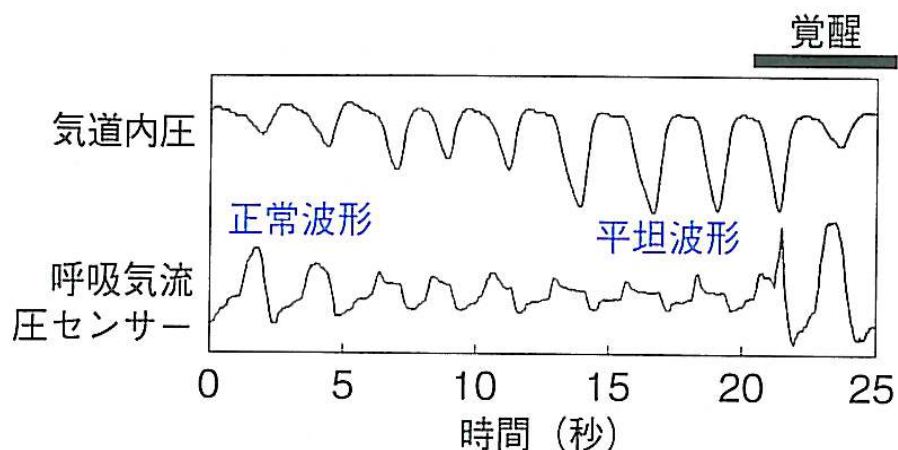
または

C. PSG記録で以下のものが認められる

- i. 睡眠1時間当たり15回以上の呼吸イベント（無呼吸，低呼吸， またはRERA）
- ii. 各呼吸イベントのすべて，または一部における呼吸努力のエビデンス（RERAは，食道内圧測定で認めるのが最も好ましい）

D. 異常が，他の現行の睡眠障害，身体疾患や神経疾患，薬物，または他の物質使用で説明できない

RERAとは，無呼吸や低呼吸の基準を満たしてないが，呼吸努力の増加あるいは鼻圧波形の平坦化を伴った，最低10秒以上持続する何回かの呼吸が覚醒反応を伴った場合とされている．RERAの診断には，呼吸努力を調べるため，食道内圧の測定が必要とされている．しかし，食道内圧センサーの挿入は睡眠への影響などのデメリットも大きいことから，近年，圧センサー式の呼吸気流計を用いた場合は，気流波形のピークが平坦化する気流制限の存在が重要視されてきた（図2. 1）．



上気道の抵抗増大により気道内圧は陰圧化し、呼吸気流曲線が平坦化している。覚醒と同時にそれが正常化している。呼吸気流の変化と覚醒反応との関係を観察することにより、RERAの存在が推定することができる<sup>(14), (15)</sup>。

図 2. 1 RERA イベントに伴う呼吸気流曲線（圧センサー）の平坦化（文献 16 より引用）

表 2. 3 成人のCSAに関するICSD-2の診断基準（文献2より改変引用）

<p>A. 患者が以下の少なくとも1つを報告する</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>i. 日中の強い眠気</li> <li>ii. 睡眠中の頻回の中途覚醒・完全覚醒・または不眠の訴え</li> <li>iii. 呼吸困難による完全覚醒</li> </ul> <p>B. 睡眠ポリグラフ検査で睡眠1時間につき5回以上中枢性無呼吸が確認される</p> <p>C. 障害が、他の現行の睡眠障害、身体疾患や神経疾患、薬剤、または他の物質使用で説明できない</p>
---

表2. 4 チェーン・ストークス呼吸パターンの診断基準（文献2より改変引用）

- |   |
|---|
| <p>A. 睡眠ポリグラフ検査で，睡眠1時間当たり少なくとも10回以上中枢性無呼吸と低呼吸が認められ，その際，低呼吸の1回換気量は漸増漸減パターンをとり，睡眠からの頻回な覚醒と睡眠構築の乱れが随伴する</p> <p>B. 心不全，脳卒中，腎疾患など重傷度の高い身体疾患に随伴して呼吸障害が生じる</p> <p>C. 障害が，他の現行の睡眠障害，身体疾患や神経疾患，薬剤，または他の物質使用で説明できない</p> |
|---|

## 2-4 質問票（主観的指標）について

質問票には，①睡眠日誌，夜間睡眠や習慣の評価，②不眠，③日中過眠(excessive daytime sleepiness: EDS)，④日中の影響，⑤疾患独自の徴候の評価などがある（表2. 5）。

表2. 5 睡眠・睡眠障害質問票（文献 17より引用）

- |   |
|---|
| <p>1. 睡眠・生活習慣</p> <ul style="list-style-type: none"><li>就床・就寝・起床・離床時刻</li><li>睡眠時間（長眠か短眠型）</li><li>睡眠の質（中途覚醒回数，寝つきの自覚）</li><li>規則型・不規則型</li><li>朝型・夜型</li><li>睡眠の自己評価・満足度</li></ul> |
|---|

2. 不眠の評価

睡眠調査票

Short self-repot questionnaire (SSQ)

フォード不眠症質問票 (FIRST)

ピッツバーグ睡眠質問票 (PSQI)

セントマリー睡眠質問票 (SMHQ)

3. 睡眠日誌

4. 眠気, 覚醒度の評価, 睡眠尺度

エポワース眠気尺度 (ESS)

スタンフォード眠気尺度 (SSS)

Visual analog scale (VAS)

Pictorial sleepiness scale (PSS)

関西学院眠気尺度 (KSS)

5. 生活満足度 (QOL) 調査

SF-36

FOSQ

カルガリーSASQOL 調査票

6. 心理状態・気分障害評価

Fatigue severity index

Profile of mood state Questionnaire

Beck depression inventory

7. 睡眠障害疾患別問診票

病的な眠気が存在するかどうかを判断するエプワース眠気尺度（ESS）は、我が国においても定評のある眠気尺度であるので説明する。ESSは、オーストラリアのEpworth病院でJohns<sup>(18)</sup>によって作成された質問票であり、8つの日常的な状況下において、それぞれを点数化し、その合計で0～24点の点数が付けられる。病的眠気のカットオフ値は10か11点とされている。ESSは簡便であり、日常臨床に使用しやすいが、過眠が存在すると点数が低くなる傾向にあるため、その他の十分な問診も含めて判定しなければいけない。福原ら<sup>(19)</sup>は、Johnsと共同し日本向けにESSを改変した（Japanese version of the Epworth sleepiness scale：JESS）（表2. 6）。また、赤柴ら<sup>(20)</sup>が行った日本呼吸器学会認定施設におけるSAS 診療の現状に関するアンケート調査によると、ESSは、SAS診療を行っている施設の66%が知っており、うち70%の施設でJESSが使用されていた。

表 2. 6 Japanese version of the Epworth sleepiness scale：JESS

（文献 19 より改変引用）

2. あなたの最近の生活の中で、次のような状況になると、どのくらいとうとうとする(数秒～数分眠ってしまう)と思いますか。最近の日常生活を思い浮かべて下記の(1)～(8)の各項目であてはまる状態(0～3)を1つだけ○で囲み、お答え下さい。質問のような状況になっただけでなく、その状況になればどうなるかを想像してお答え下さい。必ず、すべての項目にお答え下さい。

0 = うとうとする可能性はほとんどない	1 = うとうとする可能性は少しある
2 = うとうとする可能性は半々くらい	3 = うとうとする可能性が高い

- |                                  |       |   |   |   |   |
|----------------------------------|-------|---|---|---|---|
| (1) すわって何かを読んでいるとき(新聞、雑誌、本、書類など) | ..... | 0 | 1 | 2 | 3 |
| (2) すわってテレビを見ているとき               | ..... | 0 | 1 | 2 | 3 |
| (3) 会議、映画館、劇場などで静かにすわっているとき      | ..... | 0 | 1 | 2 | 3 |
| (4) 乗客として1時間続けて自動車に乗っているとき       | ..... | 0 | 1 | 2 | 3 |
| (5) 午後に、横になって休憩をとっているとき          | ..... | 0 | 1 | 2 | 3 |
| (6) すわって人と話しているとき                | ..... | 0 | 1 | 2 | 3 |
| (7) 飲酒をせずに昼食後、静かにすわっているとき        | ..... | 0 | 1 | 2 | 3 |
| (8) すわって手紙や書類などを書いているとき          | ..... | 0 | 1 | 2 | 3 |

**合計点が11点以上の方は、病的過眠領域とされおり、睡眠検査の実施をおすすめ致します。**

3. 下記の内容に、はい・いいえのどちらかに○を付けてお答え下さい。

- (1) 日中不意に眠り込む、日中の眠気、爽快感のない睡眠、倦怠感、または不眠がある。( はい・いいえ )
- (2) 呼吸停止、あえぎ、または窒息感で目覚める。( はい・いいえ )
- (3) ベッドパートナーに、睡眠中の大きないびき、あるいは呼吸停止を指摘されたことがある。( はい・いいえ )

**「はい」に該当する項目が1つでもある方は、睡眠検査の実施をおすすめ致します。**

## 2-5 検査機器（客観的指標）の分類

AASM, ATS (American Thoracic Society), ACCP (American College of Chest Physicians) の米国関連 3 学会の合同指針によれば, SDB の検査機器は type 1～type 4 に分類され, type 1 が監視下での PSG, 残りの type 2～4 は簡易検査機器の位置付けとされている<sup>(21)</sup> (表 2. 7). 我が国の保険診療における SDB のための簡易検査機器 (簡易ポリグラフ) は, 鼻気流, いびき音, 酸素飽和度の最低 3 項目が測定できる機器 (非監視下) とされているので, 米国の指針での type 3 と type 4 の中間辺りに相当する. type 4 には酸素飽和度の測定が含まれているが, SDB のスクリーニングとして酸素飽和度のみの測定では, 感度, 特異度ともに正確性が欠けているため, 推奨されていない<sup>(22)</sup>. AASM では, 監視下での type 3 は診断の確率を高めるため, 口腔内装置や上気道手術後の評価に使用しても良いとしているが, 非監視下での type 3 と type 4 の機器は, どのような条件であれ使用することを推奨していない.

表 2. 7 米国における簡易ポリグラフの分類 (文献 21 より改変引用)

type	チャンネル数	検査項目
2	7 以上	脳波, 眼電図, 頤筋筋電図, 心電図, 気流, 呼吸努力, 酸素飽和度など
3	4 以上	少なくとも 2 チャンネル以上の呼吸運動か呼吸運動+気流, 心電図, 酸素飽和度など
4	1 または 2	酸素飽和度または気流

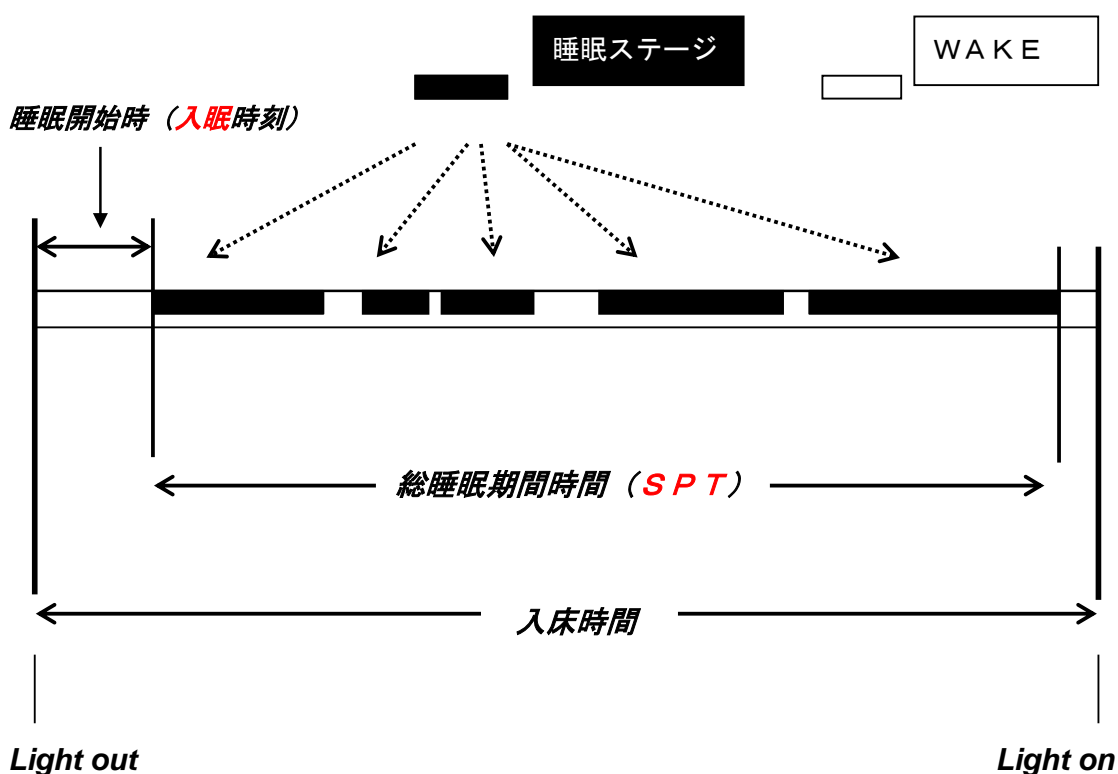
## 2-6 簡易ポリグラフについて

SDB の最も正確な診断機器は, 監視下での PSG とされている. しかし, PSG の実施には多くの医療人的資源の投入が必要で, 診断を担保するには豊富な経験が必要となる. それに, 我が国における PSG の実施可能な施設は限られているのが現状である. 日本呼吸器学会の睡眠時無呼吸症候群に関する検討委員会が 349 施設に実施したアンケート調査「日本呼吸器学会認定施設における SAS 診療の現状<sup>(19)</sup>」によると, SAS 診療は約 80% の施設で行われていたが, SAS 診

断の Gold standard である PSG が可能な施設は 197 施設 (56%) にとどまった。また、その施設の 1 年間の平均 PSG 症例数は 113 例であり、最大でも年間 1,300 例しか PDG の実施ができないことが分かっている。先述した通り SDB 患者の一部である OSA 患者だけでもその数は約 200 万人と推定されているなか、PSG の実施可能な施設の少なさは課題である。しかし、沢山の電極類やセンサー類を装着して睡眠の記録を行う PSG 検査は、様々な睡眠疾患の診断が行える一方で患者にとっての身体的負担も大きく、また入院検査となるため、簡易ポリグラフと比して費用は高くなる (約 4 倍)。さらに、当然ながら自宅とは環境が異なるため、個人差はあるが十分な睡眠の記録がとれないこともしばしば経験する。それ故、PSG 検査であっても、今後まだまだ電極類やセンサー類の改善の余地があることは記しておきたい。簡易ポリグラフは脳波、眼電図、オトガイ筋筋電図を省くことで、操作も簡便となり在宅でのスクリーニング的な検査を可能とした睡眠検査機器である。その実施可能な施設は 255 施設 (73%) で使用されており、1 年間の施行例数の平均は年間 95 例であった。実施可能施設からして普及率は PSG と比しても高いことが分かっている。しかし、簡易ポリグラフでさえ、鼻気流を測定するための鼻カニューレは、鼻孔にカニューレの一部を挿入する必要があるため、それに対する違和感を訴える患者も少なくない。現に我々が 2012 年 2 月から 7 月までの 5 ヶ月間で、当院の睡眠時無呼吸外来を受診した初診患者 45 人を対象に行った簡易的な口頭のアンケート「頸部に装着した咽喉マイクロフォンと鼻カニューレとの拘束感の比較」によると 45 人中 41 人が頸部に装着した咽喉マイクロフォンの方が、鼻カニューレと比べて、拘束感や不快感がないと答えている<sup>(23)</sup>。本研究課題でもある頸部に装着した咽喉マイクロフォンの応用による SpO<sub>2</sub> の計測と口腔咽喉音の分析による低呼吸と無呼吸の識別に関する研究結果は、各々第 4 章と第 5 章で述べる。

実際の臨床現場では、いきなり PSG を行うのではなく、まずは簡易ポリグラフでスクリーニングを行うのが一般的である。しかし、AASM は、簡易ポリグラフは専門医の注意深い問診や診察が必要であり、臨床的に OSA の可能性が高い場合のみ使用するべきであり、一般的なスクリーニングで使用すべきでないとしている。我が国の医療保険制度における簡易ポリグラフの保険適応は、「SDB が強く疑われる患者に対して、睡眠時無呼吸症候群の診断のために用いる」ものであると記載されているため、一般的なスクリーニングにも使用され

ており、その使用用途において米国との相違もある。我が国における簡易ポリグラフの留意点としては、脳波など睡眠を判定するための記録をしていないため、睡眠障害の評価はできないことを理解しておく必要がある（図 2. 2）。また、非監視下で実施することが多いため、アーチファクトや記録不良も多く、自動判定は不正確である。そのため、よく熟練した技士もしくは医師が記録を判定する必要がある。



上図の睡眠（黒い太線）の合計が総睡眠時間（Total Sleep Time）TST にあたる。

$$TST = SPT - \text{入眠後の WAKE}$$

☆ 入眠後の WAKE : wake after sleep onset (WASO)



- 入床時間（Time In Bed）TIB： Light out を押した時間から Light on を押した時間まで。
- 睡眠期間時間（Sleep Period time）SPT：眠りについた（睡眠 stage に入った）時から，朝に目覚めるまで（awaking）の時間。この場合途中の覚醒も含む。  
TST + WASO
- 総睡眠時間（Total Sleep Time）TST：脳波判定による睡眠時間（stage1-4 と REM）。途中の覚醒などを含まない実際の睡眠時間。
- 睡眠開始時（Sleep Onset）：検査を開始した時間（Light out）から，実際に寝むりについた（睡眠 stage に入った）時間。
- 睡眠効率（Sleep Efficiency）：TIB で，実際の睡眠時間の割合。  $TST / TIB \times 100$

図 2. 2 睡眠ステージに関する用語の解説

## 2-6-1 簡易ポリグラフで計測する項目

### ① 鼻気流

鼻気流を計測するセンサーには，現在，鼻気流による圧変化を感知する圧センサー式と鼻気流による温度変化を気流の変化として感知する温度センサー式の2種類がある。どちらのタイプも吸気時に上向き，呼気時に下向きの呼吸曲線を記録する（図2. 3）。圧センサー式は換気量と直線的ではないが相関があり，気流制限を検出しやすいとされている。低換気での感度が低く，低呼吸を無呼吸として過大評価する可能性がある。逆に，温度センサーは換気量とは相関せず，少しの気流でも感知するため，低呼吸を正常呼吸と過小評価する可能性がある。そのため，現在の簡易ポリグラフでは，いびきも同時に記録できる圧センサー式が主に用いられている。

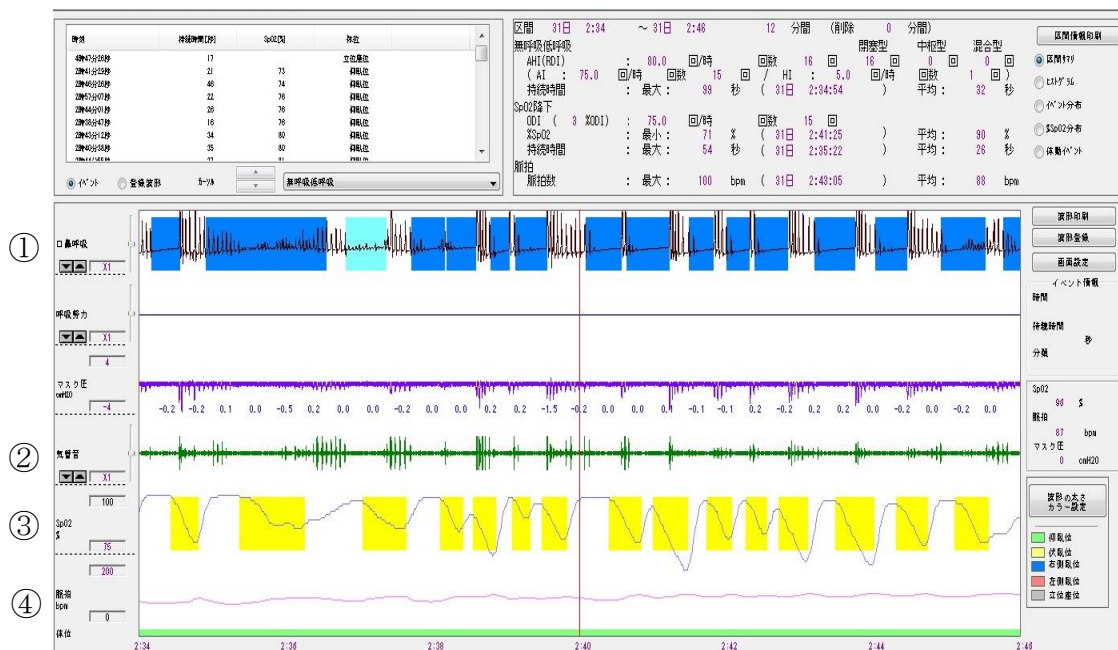


図2. 3 簡易ポリグラフでの解析画面 (LS-120: フクダ電子社製)

## ② いびき音

温度センサー式では、別途、マイクロフォンを頸部に装着し、記録する必要があるが、前述のように現在では、圧変化と同時に検出できる圧センサー式が主流となっている。

## ③ 経皮的動脈血酸素飽和度 (SpO<sub>2</sub>)

近年、パルスオキシメータは、SpO<sub>2</sub>や脈拍数、SpO<sub>2</sub>曲線を記録するだけでなく、様々なヘモグロビン濃度値の検出など、飛躍的な進歩を遂げている。パルスオキシメータの原理や臨床での問題点等については第3章と第4章で述べるが、指先部でのSpO<sub>2</sub>測定は、末梢循環不全などがあるときには容易に検出が不能となることが分かっている<sup>(24)</sup>。SpO<sub>2</sub>の解析アルゴリズムは機種によって異なるが、多くはノイズ信号の処理のために移動平均処理を行い、その平均値を記録している。移動平均時間が長いと一過性の体動や心房細動などのパルス不良やノイズによる影響は少なくなるが、無呼吸によるSpO<sub>2</sub>の変化に追従できなくなることがある。AASMマニュアルでは、移動平均時間が3秒以下、サンプリング間隔が1

秒程度の機種がよいと推奨されている。しかし、機種によって移動平均時間やサンプリング間隔を使用時に変更できる機器もあるが、大体のパルスオキシメータは固定化されており変更はできない。そのため、移動平均時間やサンプリング間隔の違いによるSpO<sub>2</sub>値の解釈は知っておく必要がる。また、ノイズ信号の処理方法においても各社異なるため、寝返り等の体動時のSpO<sub>2</sub>変化は、解析時に注意しなければいけない。

SpO<sub>2</sub>曲線の形状からOSAとCSR-CSAを、ある程度鑑別することが可能である。

#### ④ 呼吸運動

胸腹ベルトには、ストレインゲージ式とピエゾ（Piezo）式センサーがある。ともに呼吸運動の有無を検出する。両者とも換気量との相関はない。位相のずれや呼吸の減弱を必ずしも正確に表さない。呼吸インダクタンスプレチスモグラフィ（respiratory inductance plethysmography：RIP）法では、胸腹部の2つの測定値の合計を算出し、中枢タイプの低呼吸や無呼吸、CSRを検出できるとされている。また、最近では体位センサーを内蔵した機器もある。

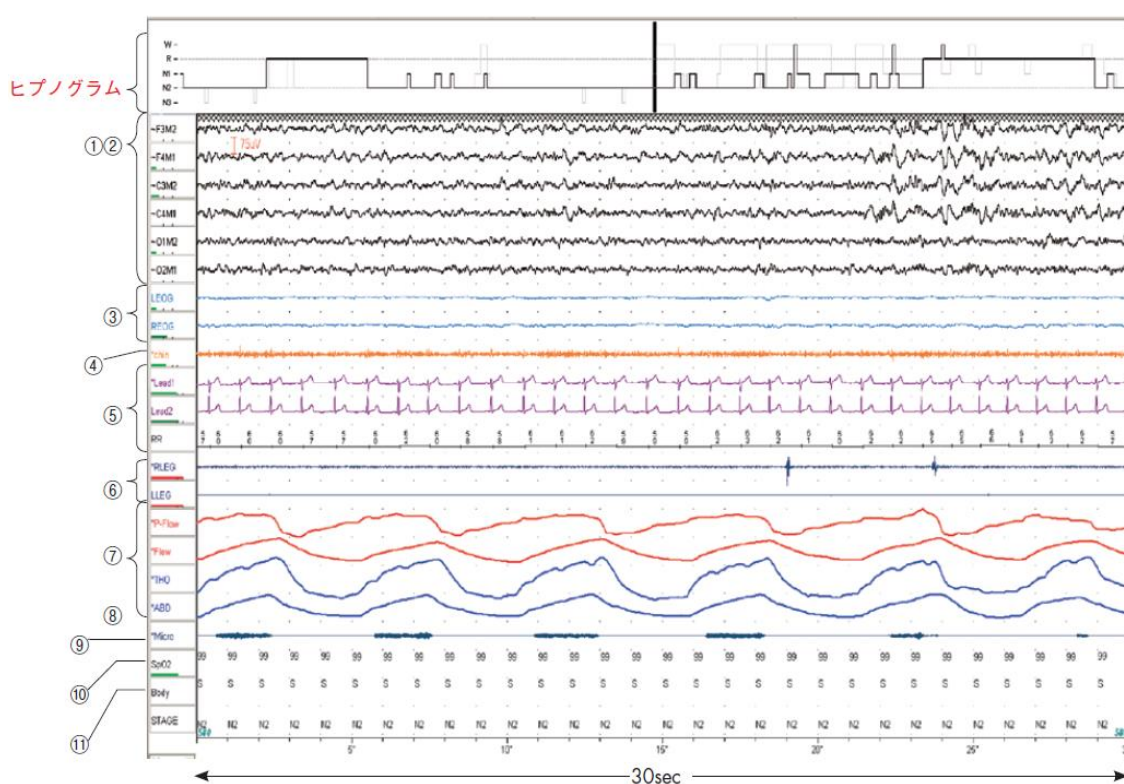
##### RIP法の特徴

- ・ 較正された気流と換気量（相対的）を記録することができる
- ・ 呼吸に対する優れた相関性
- ・ 温度に依存しない
- ・ 微妙なイベントの識別に境界線を引くことができる
- ・ 非侵襲的なモニタリング
- ・ Konno-Meadにより呼吸努力分析を付加することができる

## 2-7 終夜睡眠ポリグラフ（PSG）について

睡眠構築や睡眠に伴う生体現象を客観的に評価するため記録されるのが PSG であり、睡眠、呼吸異常、他の生理的指標を総合的に判定する。最小限必要とされる生体現象の導出には、脳波、眼球運動、頤筋筋電図であり、このパラメータで睡眠段階の判定を行っている。近年、SDB が PSG 適応疾患例として圧倒的な割合を占めているが、その他の過眠症として、ナルコレプシー、突発性過眠症、レム睡眠障害、周期性四肢運動障害、むずむず足症候群、睡眠時てんか

人なども適応疾患となっている。PSG 解析は、最低でも 8 時間以上の睡眠記録結果を基に睡眠段階 (sleep stage)、覚醒反応、呼吸イベント、不整脈、SpO<sub>2</sub> 値、周期性四肢運動など、各項目でのイベント回数をスコア化することで総合評価している (図 2. 4)。そして、2007 年 4 月に AASM より刊行された The AASM Manual for the coring of Sleep and Associated Events (AASM マニュアル 2007) には、PSG 検査における電極装着位置や判定基準の変更など、新しい解析基準が記述されている。



- ① 脳波 (EEG) : F3, F4, C3, C4, O1, O2 が基本であり、配置は国際脳波学会の標準法 (ten-twenty electrode system : 10/20法) に従う。
- ② 基準電極 (M1・M2) : 左右の乳様突起に置く。
- ③ 眼電図 (EOG) : ROCとLOCの2点に装着する。目眼窩外側縁の1cm下方の位置と対側は目眼窩外側縁の1cm上方の位置に装着する。
- ④ 頤筋筋電図 (EMG) : 下顎の下縁から1cm上方と、下顎の下縁から2cm下方で正中から2cm右側または左側の位置に装着する。
- ⑤ 心電図 (ECG) : 記録中の脳波にartifactとして混入することもあり、その鑑

別には特に重要である。

- ⑥ 下肢筋電図：両足の前脛骨筋に3～5cmの間隔で2個の電極を装着し，双曲誘導の表面筋電図として記録する。
- ⑦ 鼻・口呼吸センサー：口鼻サーミスタ・鼻プレッシャーセンサーを使用する。  
どちらのタイプも吸気時には上向き，呼気時には下向きの呼吸曲線が記録される。プレッシャーセンサー式は換気量と直線的ではないが相関があり，気流制限を検出しやすいとされている。低換気での感度が低く，低呼吸を無呼吸として過大評価する可能性がある。逆に，サーミスタセンサー式は換気量とは相関せず，少しの気流でも感知するため，低呼吸を正常呼吸と過小評価する可能性がある。そのため，現在のPSGでは，両方のセンサーを使用し解析することが推奨されている。
- ⑧ 胸・腹部センサー：RIPセンサーを使用する。  
睡眠中の呼吸に伴う胸部および腹部の運動をとらえるため，胸・腹部センサーには，ベルトの全周を取り囲むように，正弦波コイルワイヤが装備されている。それにより睡眠中の呼吸運動に伴う胸部および腹部の拡張と収縮を正確にとらえることができる。呼吸運動に伴うベルトの拡張や収縮を呼吸量の変化としてとらえ，拡張時には上向き，収縮時には下向きの曲線が記録される。
- ⑨ いびきセンサー
- ⑩ SpO<sub>2</sub>：動脈血中のヘモグロビン酸素飽和度を光学的に測定する。
- ⑪ 体位センサー

図2. 4 PSGでの解析画面（文献 25より引用）

## 2-8 無呼吸・低呼吸イベントの基準

先述した通り，2007年にAASMより睡眠と随伴イベントのための判定マニュアルが出版され，また診断においてもSDBを含む睡眠障害の診断基準，ICSD-2がだされている。従来の判定基準を基盤としているが，低呼吸の判定など，かなり異なる点もあるので紹介する（図2. 5），（図2. 6）。

無呼吸の判定（図2. 7）に関しては，従来の基準とは大きく変化していないが，低呼吸の判定に関しては，大きく変化している。代替と推奨では，3%の酸

素飽和度の低下あるいは覚醒を伴う場合の低呼吸数（代替ルール）の方が4%の酸素飽和度の低下を伴う場合（推奨ルール）よりもかなり多くなる。要するに、推奨ルールを使用しAHIの判定を行うと、代替ルールと比して、AHIは低くなる。CPAP治療の保険適応の基準である $AHI \geq 20$ は、推奨ルールを使用すると、代替ルールを使用した場合と比して、約30%程度低下するとされている。

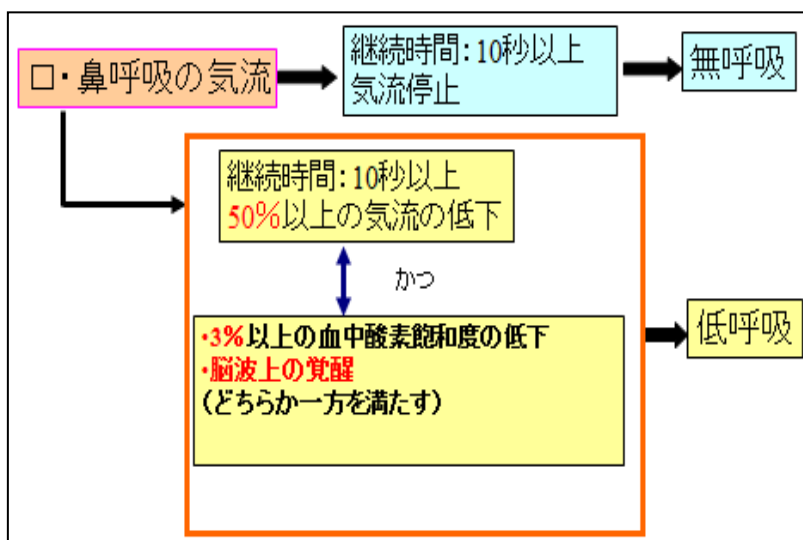


図2. 5 無呼吸・低呼吸イベントの基準（代替ルール）

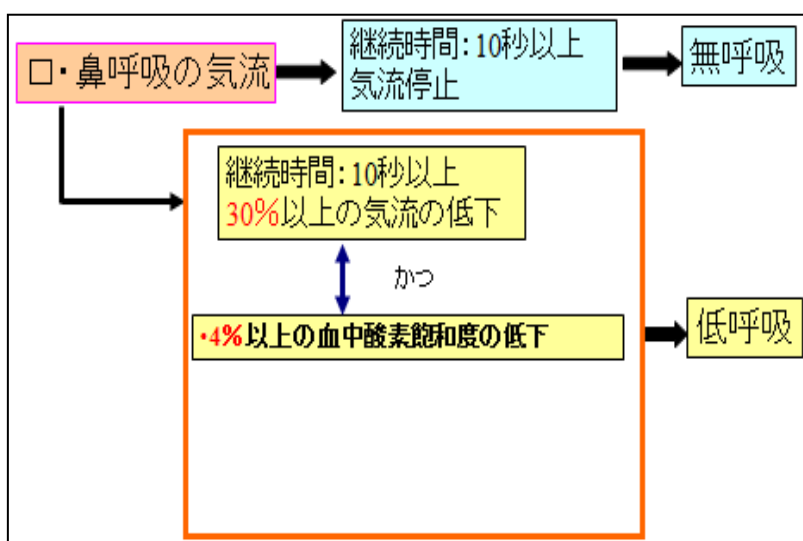
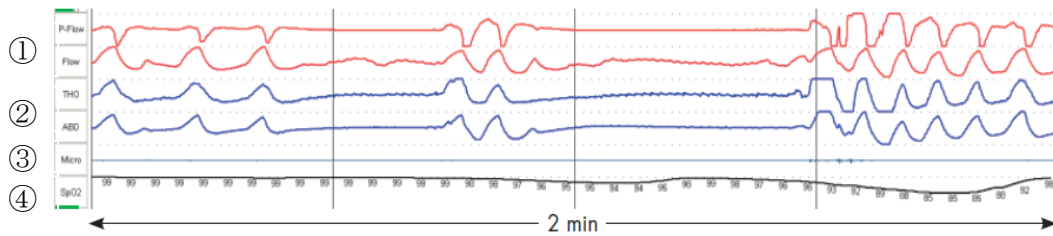


図2. 6 無呼吸・低呼吸イベントの基準（推奨ルール）

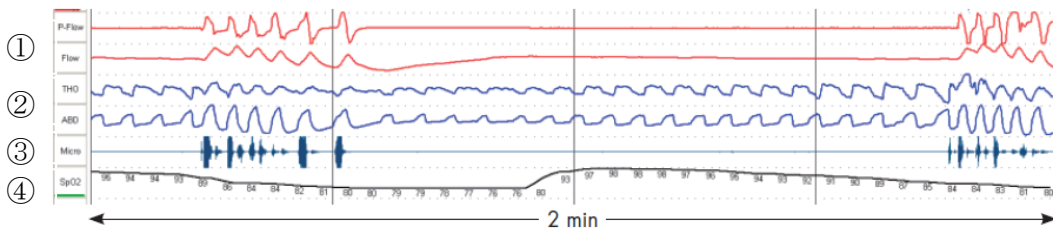
SDBの有病率は極めて高い。低呼吸判定においてSpO<sub>2</sub>値は、4%低下が有意とされているが、我が国からの報告ではSpO<sub>2</sub>の低下は3%を有意としていることが多い。SDBの診断には、必ずAHIが関わってくるが、当然ながらSpO<sub>2</sub>の低下値を3%か4%の違いは大きい。

現在、無呼吸および低呼吸の定義としてresearch definitionとclinical definitionが使用されている。低呼吸の判定に利用されるSpO<sub>2</sub>の低下は、前者が3%、後者が4%である。我が国ではresearch definitionが使用されることが多いが、欧米ではclinical definitionが使用されることが多い<sup>(26)</sup>。

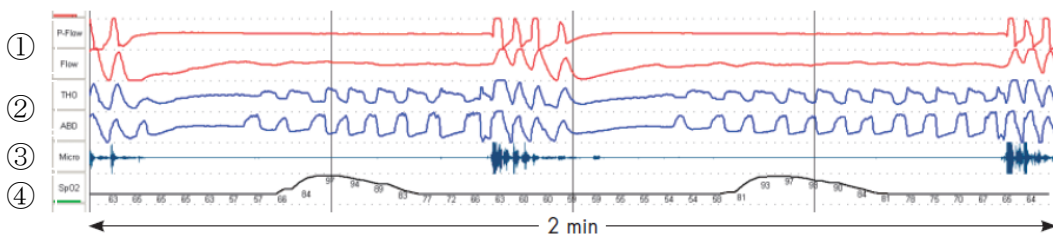
A 中枢性無呼吸 (Central apnea)



B 閉塞性無呼吸 (Obstructive apnea)



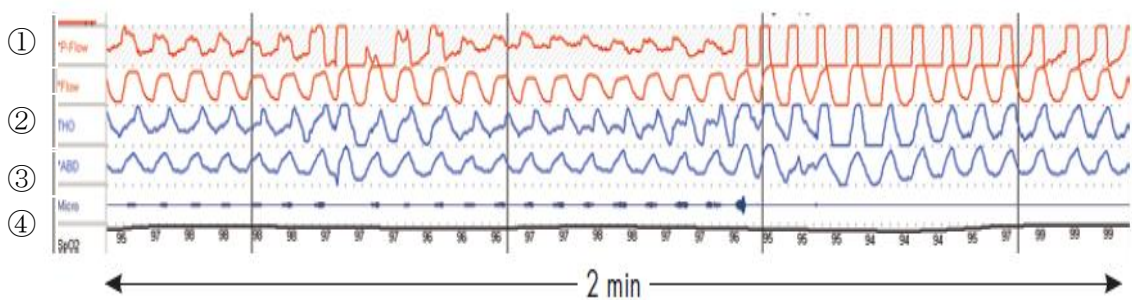
C 混合性無呼吸 (Mixed apnea)



- ① 鼻・口呼吸センサーによる呼吸曲線：吸気時には上向き，呼気時には下向きの呼吸曲線が記録される。
- ② 胸・腹部センサーによる呼吸運動曲線：胸・腹部センサーベルトが拡張時には上向き，収縮時には下向きの曲線が記録される。
- ③ いびき音
- ④ SpO<sub>2</sub>値

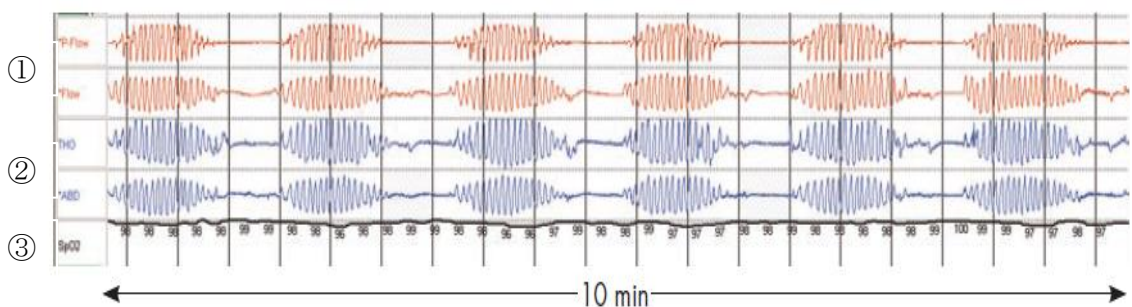
図2. 7 無呼吸の種類と判定について





- ① 鼻・口呼吸センサーによる呼吸曲線：吸気時には上向き，呼気時には下向きの呼吸曲線が記録される。
- ② 胸・腹部センサーによる呼吸運動曲線：胸・腹部センサーベルトが拡張時には上向き，収縮時には下向きの曲線が記録される。
- ③ いびき音
- ④ SpO<sub>2</sub>値

図2. 8 低呼吸について



- ① 鼻・口呼吸センサーによる呼吸曲線：吸気時には上向き，呼気時には下向きの呼吸曲線が記録される。
- ② 胸・腹部センサーによる呼吸運動曲線：胸・腹部センサーベルトが拡張時には上向き，収縮時には下向きの曲線が記録される。
- ③ SpO<sub>2</sub>値

図2. 9 CSRについて



## 参 考 文 献

1. 本間栄ほか：睡眠時無呼吸症候群 - 改正第2版 - . 克誠堂出版 2009.
2. The International Classification of Sleep Disorders, 2<sup>nd</sup> ed. Westchester. American Academy of Sleep Medicine 2005.
3. Young T, Palta M, Dempsey J, et al. The occurrence of sleep-disordered breathing among middle-aged adults. *N Engl J Med* 1993, vol. 328, pp. 1230-1235.
4. 粥川裕平, 岡田保. 閉塞性睡眠時無呼吸症候群の有病率と性差. 年齢差. *治療学* 1996, vol. 30, pp. 55-58.
5. Oldenburg O, Lamp B, Faber L, et al. Sleep-disordered breathing in patients with symptomatic heart failure: a contemporary study of prevalence in and characteristics of 700 patients. *Eur J Heart Fail* 2007, vol. 9, pp. 251-257.
6. Yumino D, Tsurumi Y, Takagi A, et al. Impact of obstructive sleep apnea on clinical and angiographic outcomes following percutaneous coronary intervention in patients with acute coronary syndrome. *Am J Cardiol* 2007, vol. 99, pp. 26-30.
7. Gami AS, Howard DE, Olson EJ, et al. Day-night pattern of sudden death in obstructive sleep apnea. *N Engl J Med* 2005, vol. 352, pp. 1206-1214.
8. He J, Kryger MH, Zorick FJ, et al. Mortality and apnea index in obstructive sleep apnea. Experience in 385 male patients. *Chest* 1988, vol. 94, pp. 9-14.
9. Young T, Finn L, Peppard PE, et al. Sleep disordered breathing and mortality: eighteen-year follow-up of the Wisconsin sleep cohort. *Sleep* 2008, vol. 31, pp. 1071-1078.
10. Bixler EO, Vgontzas AN, Lin HM, et al. Prevalence of sleep-disordered breathing in women: effects of gender. *Am J Respir Crit Care Med* 2001, vol. 163, pp. 608-613.
11. Oldenburg O, Lamp B, Faber L, et al. Sleep-disordered breathing in patients with symptomatic heart failure: a contemporary study of prevalence in and characteristics of 700 patients. *Eur J Heart Fail* 2007, vol. 9, pp. 251-257.
12. Javaheri S, Shukla R, Zeigler H, et al. Central sleep apnea, right ventricular dysfunction, and low diastolic blood pressure are predictors of mortality in systolic heart failure. *J Am Coll Cardiol* 2007, vol. 49, pp. 2028-2034.

13. 睡眠呼吸障害研究会. 成人の睡眠時無呼吸症候群診断と治療のためのガイドライン. メディカルレビュー社 2005.
14. Epstein MD, Chicoine SA, Hanumara RC. Detection of upper airway resistance syndrome using a nasal cannula/pressure transducer system. *Chest* 2000, vol. 117. pp. 1073-1077.
15. Ayappa I, Norman GH, Krieger AC, et al. Non-invasive detection of respiratory effort-related arousals (RERAs) by a nasal cannula/pressure transducer system. *Sleep* 2000, vol. 23, pp. 763-771.
16. 榊原博樹. 睡眠時無呼吸症候群診療ハンドブック. 医学書院 2010, pp.270.
17. 名嘉村博, 岡田達夫, 當山和代. 睡眠と睡眠障害. *人工呼吸 Jpa J Respir Care* 2014, vol. 31, pp. 31-38.
18. Johns MR. A new method of measuring daytime sleepiness: The Epworth Sleepiness Scale. *Sleep* 1991, vol. 14, pp. 540-545.
19. 福原俊一, 竹上未紗, 鈴鴨よしみ, ほか. 日本語版 the Epworth Sleepiness Scale (JESS) : これまで使用されていた多くの「日本語版」との主な差異と改訂. *日本呼吸会誌* 2006, vol. 44, pp. 897-898.
20. 赤柴恒人, 巽浩一郎, 陳和夫, ほか. 日本呼吸器学会認定施設による SAS 診療の現状-アンケート調査から-. *日本呼吸器学会, 睡眠時無呼吸症候群に関する検討委員会. 日呼吸会誌* 2004, vol. 42, pp. 568-570.
21. Practice parameters for the use of portable monitoring devices in the investigation of suspected obstructive sleep apnea in adults. *Sleep* 2003.
22. Chesson AL, Berry RB, Pack A. Practice parameters for the use of portable monitoring devices in the investigation of suspected obstructive sleep apnea in adults. *Sleep* 2003, vol. 26, pp. 907-913.
23. 酒井徳昭, 松村雅史. 口腔咽喉音分析による無呼吸と低呼吸の無拘束モニタリング. *電気学会論文誌 C* 2014. vol. 134, no. 11, pp. 1613-1616.
24. 酒井徳昭, 松田知之, 松村雅史. SpO<sub>2</sub>測定部位に関する研究 - ネックバンド型アタッチメントの試作 -. *医工学治療* 2014, vol. 26, no. 2, pp. 90-93.
25. 百村伸一, 赤柴恒人, 麻野井英次, ほか. 循環器領域における睡眠呼吸障害の診断・治療に関するガイドライン. *Circulation Journal* 2010, vol. 74, Suppl. II. pp. 963-1051.

26. 榊原博樹. 診断と疫学の新展開. 睡眠時無呼吸 - 最近の進歩と展望 -. 最新医学 2009, vol. 64, pp. 26-33.

## 第3章 パルスオキシメータの臨床応用に関する知見

### 3-1 用途

パルスオキシメータは、手術時や ICU における周術期医療の呼吸管理などを目的として普及してきた。また、送信機やハンドヘルドタイプといった小型の機器の登場により、外来や病棟などにもその用途は拡大してきた。現在では、手首に固定する携帯型の機器など小型化、低価格化がさらに進み、在宅医療などの病院外でも多く使用されるようになってきた。

連続的な SpO<sub>2</sub> 測定を行うモニタリング機器では、ICU における重症患者の経過観察時や手術時に使用される。また、NICU 等の新生児では、未熟児網膜症を発症させないための高酸素状態を避ける管理に SpO<sub>2</sub> モニタリングは重要な役割を果たしている。特に SDB 検査においては、パルスオキシメータによる SpO<sub>2</sub> の測定項目が診断を決定する上での重要な判定基準値となっている。詳しくは、「3-5 SDB 検査時の役割」で述べる。

このように異なる患者の様態や状況によっても対応できるように、プローブにおいても手指型、耳朶型、前頭部型など様々な部位で使用可能なタイプのものが開発されてきたが、プローブにおいては手指型のパルスオキシメータが主に使用されているのが現状である。

### 3-2 SDB 検査時の役割<sup>(1)</sup>

わが国の保険診療における簡易ポリグラフとは、鼻気流、いびき音、パルスオキシメータによる SpO<sub>2</sub> の最低3項目が測定できる機器とされている。

#### 診断鑑別

SpO<sub>2</sub> の曲線の形状から、閉塞性無呼吸 (obstructive sleep apnea : OSA) や中枢性無呼吸 (central sleep apnea : CSA)、またチェーン・ストークス呼吸 (Cheyne

- Stokes respiration : CSR) を伴う中枢性無呼吸 (central sleep apnea : CSR - CSA) の鑑別が、ある程度は可能であるとされている。典型的な OSA における SpO<sub>2</sub> 曲線は、無呼吸への移行時にはなだらかに低下するが、急激な呼吸再開に伴い急速に立ち上がるパターンを示すのに対し、CSR - CSA では、呼吸再開は漸増型で SpO<sub>2</sub> 波形も緩やかなサインカーブ様となる。

### 酸素飽和度低下指数 (oxygen desaturation index : ODI)

SpO<sub>2</sub> の値が前値から一時的に 2 - 4% 低下した回数を総記録時間で除した数で、平均 1 時間当たりの SpO<sub>2</sub> 低下回数である。3% 低下した回数は 3% ODI, 4% 低下した回数を 4% ODI などと表現される。この ODI は、無呼吸低呼吸指数 (apnea hypopnea index : AHI) と、とてもよい相関があるとされている。

### 問題点 (誤診)

パルスオキシメータの解析アルゴリズムの違い。パルスオキシメータは通常移動平均という手法を用いて SpO<sub>2</sub> の値を算出しているが、この移動平均に設定された加算平均時間が長いと、一過性の体動や心房細動などの不整脈に対しての pulse 認識不良になりやすい状況下でも、平均化された判定数値を導き出すことが可能である。一方、その値は移動平均時間が長いほど、その間に变化した SpO<sub>2</sub> の値が平均化されてしまうため、真の SpO<sub>2</sub> の値を示さないことになる。そのことは、米国の睡眠医療の教科書にも記載されている<sup>(2)</sup>。

現在、わが国の睡眠ポリグラフと簡易ポリグラフに使用されているパルスオキシメータの移動平均時間は 3 - 5 秒などと異なっており、また、ノイズ除去機能といって、体動などで SpO<sub>2</sub> の値が出せない際は、その平均時間を一時的に長くするなど、各社ともに独自のアルゴリズムを有しているため、ODI の評価は慎重におこなう必要がある。中野ら<sup>(3)</sup>は、パルスオキシメータはもともと、周期的に酸素飽和度が変化する睡眠時無呼吸の診断用には作られていないため、SpO<sub>2</sub> を算出が真の値を出していない可能性を示唆している。勿論、無呼吸によるリアルタイムの SpO<sub>2</sub> 低下を正しく評価するためには、移動平均時間はできるだけ短いほうがよく、米国の AASM (American Academy of Sleep Medicine) スコアリングマニュアル 2007 では、3 秒を推奨しているが、アーチファクトの混入が多くなる可能性は否定できない。

### 3-3 生理学的注意点

#### 酸素解離曲線

酸素解離曲線は、pH、PCO<sub>2</sub>、体温、2,3 - DPG の変化により左右に移動する。右方移動においては、酸素と Hb の親和性が低くなり、肺で酸素を受け取りにくくなる。このような状態の場合、同じ PaO<sub>2</sub> でも SpO<sub>2</sub> は低くなる。逆に、左方移動においては、酸素と Hb の親和性が高いため、組織で酸素を放出しにくくなる。このような場合は SpO<sub>2</sub> 値ではなく、PaO<sub>2</sub> 値に注意を払う必要がある。

#### 貧血

酸素飽和度は何%の Hb が酸素化されているかを表したものである。しかし、図 3. 1 の場合、左右ともに SpO<sub>2</sub> は 100%であるが、貧血の方は酸素を運ぶ Hb が 8g/dl と通常の約半分であり、低酸素症となる可能性がある。現在のパルスオキシメータでは、そこまでを調べることはできないとされていたが、現在は Masimo 社製のパルスオキシメータのみが、トータルヘモグロビン濃度 (SpHb) の測定を可能としている。

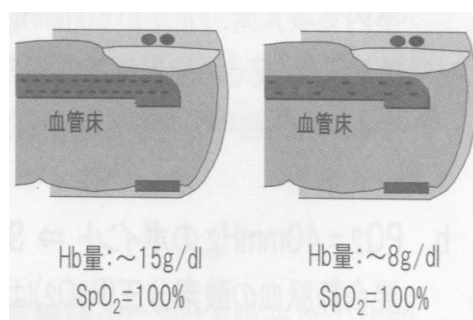


図 3. 1 貧血時

#### 異常 Hb の影響

Hb には O<sub>2</sub>Hb と HHb の他に異常 Hb と呼ばれる、CO Hb と Met. Hb などが存在する。COHb は酸素の変りに一酸化炭素と強固に結合しているため酸素運搬の能力を失ってしまう。また、Met. Hb は Hb の Fe<sup>2+</sup> が Fe<sup>3+</sup> に置き換わったものであり、これも酸素と結合することができなくなる。そのため、CO - oximeter で得られる分画的酸素飽和度は異常 Hb も測定するが、一般的なパルスオキシメータは 2 波長である機能的酸素飽和度を測定するため、異常 Hb の識別ができず、異常 Hb が増加した場合には、無視できない誤差を生じてしまう。通常、COHb は 1%程度であり、喫煙者であっても 5%程度であり、その範囲であれば SpO<sub>2</sub> に与える影響は小さいとされているが、一酸化炭素中毒やメトヘモグロビン血症の場合など、異常 Hb が増大する場合は、注意が必要である。

酸素飽和度の表現方法には、以下の2通りがある。

① 機能的酸素飽和度

$$\frac{\text{O}_2\text{Hb}}{\text{O}_2\text{Hb} + \text{HHb}}$$

② 分画的酸素飽和度

$$\frac{\text{O}_2\text{Hb}}{\text{O}_2\text{Hb} + \text{HHb} + \text{異常Hb}}$$

Reynolds ら<sup>(4)</sup>によるシミュレーション計算では、血中の CO Hb が増えると、機能的酸素飽和度に対して SpO<sub>2</sub> が低めになる傾向があったとしている。また、血中の Met. Hb が増加させると、機能的酸素飽和度が約 70% 以上の場合は低めに、以下の場合が高めになると報告している。

### 色素の影響

パルスオキシメータは O<sub>2</sub>Hb と HHb の色の違いにより SpO<sub>2</sub> を測定しているため、色の影響を受けることがある。メチレンブルー、インジゴカルミン、パテントブルーなどの色素製剤を使用した場合は測定に影響を与える可能性がある。また、マニキュアは SpO<sub>2</sub> の値に影響を与えるとされている。鵜川ら<sup>(5)</sup>の研究によると、マニキュアの色によって SpO<sub>2</sub> の測定結果に影響を与えるため(図 3.2)、測定部位の汚れやマニキュアは、測定誤差の要因となるため、取り除いてから測定することが望ましいとされている。

さらに西山ら<sup>(6)</sup>は、健康成人 3 名に、複数メーカーのさまざまな色のマニキュアを塗布し、マニキュアを塗布しない対象の手指群と比較している。その結果より、試験に用いた 58 指中 3 指 (5.1%) で、SpO<sub>2</sub> に 3% 以上の差が確認されている。しかし、その影響は被験者によっても、また同色のマニキュアでもマニキュアメーカーによっても影響の程度に差があることから、マニキュアによる影響の程度を事前に予測することは困難だと結論づけている。

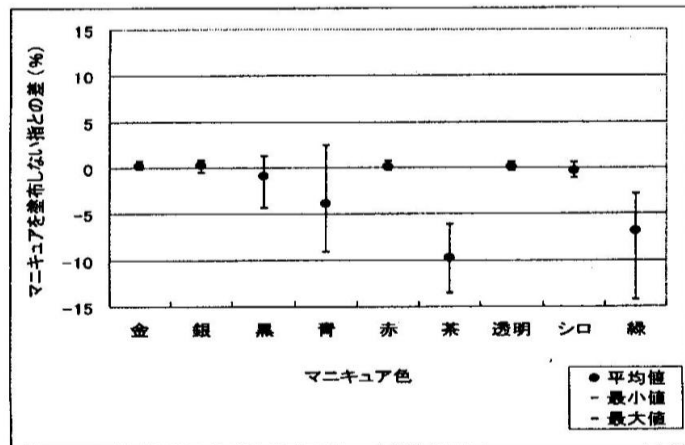


図 3. 2 マニキュアの影響  
(文献 5 より引用)

### 最新パルスオキシメータ

Masimo 社製のパルスオキシメータ Radical-7 (図 3. 3: 我が国では 2010 年 11 月発売) は, Masimo の測定技術である多波長測定 (最低 7 波長) を応用することで, 今までどこのメーカーも成し遂げることができなかった, SpHb の測定を可能とした. また, Masimo 社製パルスオキシメータは, SpO<sub>2</sub>, 脈拍数, 灌流指標, 脈波変動指標, CO Hb, Met. Hb, SpHb, 動脈血酸素含量の計 8 個の数値化を可能とし, その数は他メーカーと比較しても最も多い. 勿論, 従来通り非侵襲的連続測定が可能であり, その用途は, 特に迅速な判断が要求される, 救急医療領域において使用され始めている.

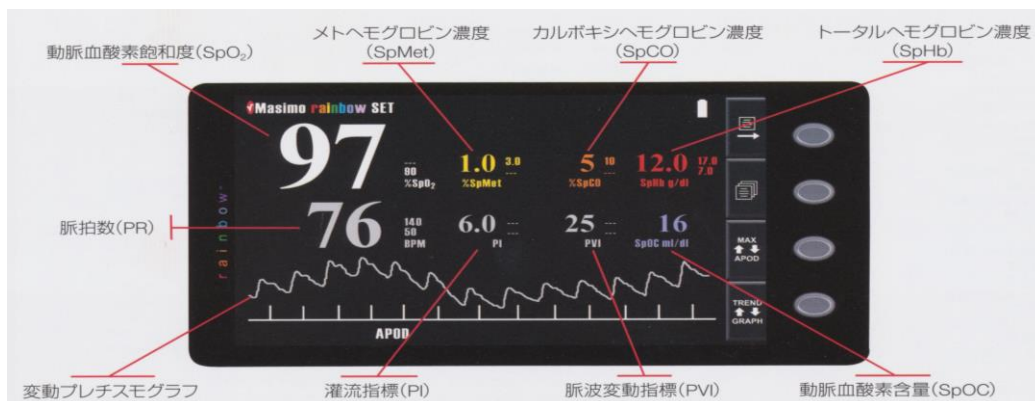


図 3. 3 Radical-7



### 3-4 パルスオキシメータの臨床応用に関する知見

#### 末梢循環不全

末梢循環不全による血流低下があると、手指の脈動が消失するため、 $SpO_2$  が測定できないことがある。そのため、パルスオキシメータのプロープは、血流のある部位に装着するのが基本である。

Nuhr ら<sup>(7)</sup>は、前頭部型プロープは末梢血管収縮時の影響を受けにくいため、救急搬送時の測定不能アラームが有意に減少したと報告している。

末梢血管収縮は  $SpO_2$  値に影響を与えられている。鶴川ら<sup>(5)</sup>は、末梢血管収縮により血流が低下すると、酸素飽和度も低くなると思われるが、実際には逆のふるまいを示すとしている。寒冷な早朝に  $SpO_2$  と脈波振幅を測定した結果より、脈波振幅が小さくなると、 $SpO_2$  値は高くなる傾向にあったとしているが、その要因までは明らかでなかった。Talke ら<sup>(8)</sup>は、体温の低下に伴う  $SpO_2$  上昇の要因は、体温ではなく末梢血管収縮の影響であると報告した。成人において末梢血管収縮薬により  $SpO_2$  が有意に上昇し、また神経ブロックにより  $SpO_2$  が有意に低下したとしている。Kelleher ら<sup>(9)</sup>は、体温低下にともなう末梢血管収縮時  $SpO_2$  が上昇する原因について静脈拍動の存在で説明している。特に手足は、動静脈が毛細血管を介さずシャントする、動静脈吻合と呼ばれる血管が存在する。そのため、動静脈吻合拡張時には、脈圧が静脈まで伝わるため、 $SpO_2$  は低くなる。逆に、動静脈吻合収縮時には、動脈圧が静脈まで伝わりにくいため、動静脈吻合拡張時に比べ、 $SpO_2$  は上昇するとしている。

#### 静脈拍動の影響と低温熱傷

Shelley ら<sup>(10)</sup>は、手指に装着したパルスオキシメータの脈波波形に、右心由来の静脈拍動の影響が現れることがあると報告している。それは、手指に装着したパルスオキシメータの脈波波形を観察しながら、上腕を 20mmHg 以下の圧力で閉塞すると、別に測定していた静脈波形の消失と共に、パルスオキシメータの脈波波形も消失したことから、心臓由来の静脈拍動は手指に伝わると推定している。また Shelley ら<sup>(11)</sup>は、前頭部での測定においても、静脈拍動の影響で  $SpO_2$  が低下すると報告している。しかし、前頭部に装着したプロープを、ある一定の圧力で圧迫すると、正確な  $SpO_2$  の測定が可能であったとしている。また、同

時に測定した耳朶の脈波波形にも前頭部同様、圧迫を取り除くことで、 $SpO_2$  が低下したことから、静脈拍動の影響を受けると推定している。Agashe ら<sup>(12)</sup>は、前頭部での  $SpO_2$  測定時に、前頭部を下げる体位 (trendelenburg position) あるいは人工呼吸器による陽圧換気は、組織の静脈に右心系の拍動を伝わりやすくしてしまい、 $SpO_2$  を低下させる要因になるとしているが、前頭部に装着したパルスオキシメータプローブをヘッドバンドにより、10 - 20mmHg の圧力を加え固定することで、正確な  $SpO_2$  の測定が可能であると報告している。パルスオキシメータプローブにある程度の圧力を加えることは、静脈拍動を抑えるためにも必要であるが、あまりに過剰な圧で圧迫すると血流による放熱ができなくなり低温熱傷を招く恐れがある<sup>(13), (14)</sup>。Wille ら<sup>(15)</sup>は、重症患者において血管作動薬である norepinephrine と dopamine を併用した場合、細動脈が収縮し血流が減少することにより、パルスオキシメータプローブによる皮膚損傷が高い頻度で発生したと報告している。しかし、圧迫による圧は、プローブ装着部位に 10 - 30mmHg の圧力を加えても、自動的な血流調節能 (auto-regulation) の働きにより、血流は維持されると報告している。

パルスオキシメータプローブ発光部の温度上昇は、通常  $2^{\circ}\text{C}$  程度とされている。また ISO9919 により、プローブを装着した時の皮膚温度の上昇は、正常状態または単一故障状態において皮膚温度  $41^{\circ}\text{C}$  までと定められている。これは、1 歳までの幼児であれば  $41^{\circ}\text{C}$ 、それ以上の年齢では  $42^{\circ}\text{C}$  で 8 時間または  $43^{\circ}\text{C}$  で 4 時間、この条件であれば低温熱傷の発生は非常に少ないとの文献結果を踏まえての決定であった。しかし、それでも稀にプローブ装着部位の低温熱傷が生じることがある。それは、プローブ装着時の過度な圧迫と発光部の発熱の相乗効果であるという報告もある<sup>(14)</sup>。

### 低灌流状態と測定部位の違いが、 $SpO_2$ に与える影響

健常成人の全身循環時間は、通常肺循環で約 4 秒、体循環で約 50~60 秒であるとされているが、パルスオキシメータのプローブ装着部位によって、 $SpO_2$  値の反応時間に遅れ (delay time) が生じるとされている。

耳朶と手指それぞれの測定部位で  $SpO_2$  値の delay time を測定した研究によると、手指は耳朶に対して 14~24 秒も反応が遅く、また手指に冷感がある場合、その差は 40 秒以上に達したと報告している。さらに別の研究によると、耳朶に

対して足指で測定した  $SpO_2$  値の delay time は 63 秒と報告しており、急性期医療において足指での  $SpO_2$  測定は、不適切部位と結論付けている<sup>(16)</sup>。

全身低灌流状態のような末梢血管収縮時の  $SpO_2$  測定は、手指や足指より頭部が有効であることは示唆されている。しかし頭部でも、どの部位（耳朶、鼻、頬、前頭部等）が最も適当な測定部位なのか？が、疑問視された。しかし、頭部末梢血管収縮反射に関する研究は、既に 1940 年頃におこなわれており、刺激、覚醒、深呼吸、低体温、血管作動薬によって現れる末梢血管収縮反射作用は、前頭部には影響しないことが報告されている<sup>(17),(18)</sup>。

健常成人の脈拍振幅の%変化を測定し、血管収縮作用を評価した Bebout ら<sup>(19)</sup>による研究によると、通常室温では手指の脈拍振幅が最も大きく、続いて耳朶と前頭部であった。しかし、被験者を  $14^{\circ}\text{C}$  の低温に 45 分間暴露した場合の脈拍振幅は手指と耳朶で小さくなっているのに対して、前頭部のみ変化がなかったと報告しており、また低温時における前頭部の脈拍振幅は、手指に対して約 2 倍、耳朶に対しては約 3 倍もの振幅を持つことが確認されている（図 3. 4）。

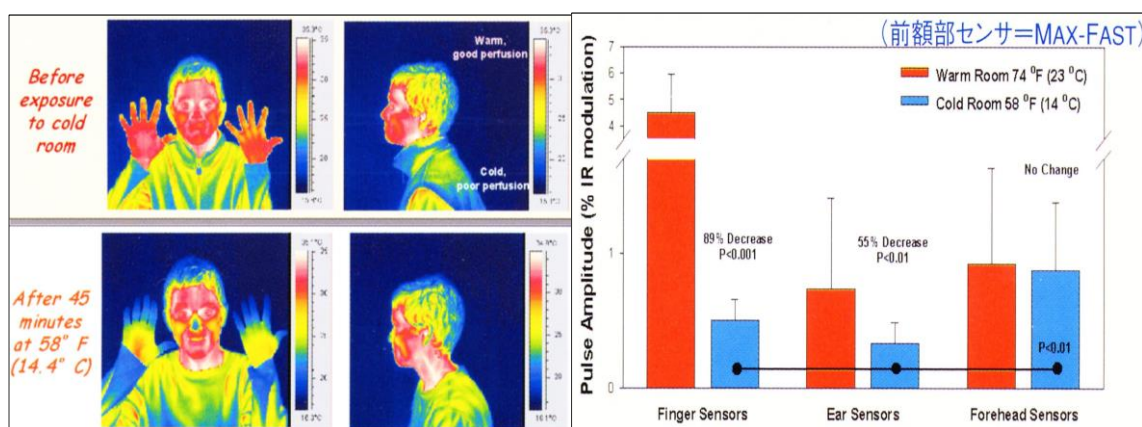


図 3. 4 低温時における前頭部センサーの有用性  
(文献 19 より引用)

また、橈骨動脈にカニューレーションした健常成人 9 名のボランティアを対象に、低灌流と同様の末梢血管収縮作用を誘発するため、 $14^{\circ}\text{C}$  の部屋で 45 分間低温暴露させ、 $F_{I}O_2$  を低下させた時の、手指と耳朶と前頭部の  $SpO_2$  と橈骨動脈からの採血  $SaO_2$  の delay time を測定した Bebout らの研究によると、橈骨動脈の  $SaO_2$

の平均遅延時間 ( $10.7 \pm 10.1 \text{sec}$ ) に対して、耳朶 ( $25.6 \pm 8.5 \text{sec}$  :  $P < 0.001$ ) と手指 ( $77.5 \pm 28.4 \text{sec}$  :  $P < 0.0001$ ) は有意に延長したが、前頭部は  $10.1 \pm 5.4 \text{sec}$  : NS と差異はなかった<sup>(20)</sup> (図 3. 5).

つまり、耳朶など殆どの頭皮部位は、外頸動脈によって血液が供給されているのに対して、重要な脳を栄養するための働きである auto-regulation で、血管収縮の影響を受けにくいと考えられている内頸動脈によって、血液の供給がなされている前頭部は、低灌流時のような末梢血管収縮において、 $\text{SpO}_2$  の測定に最も適している部位であることが示唆されている。

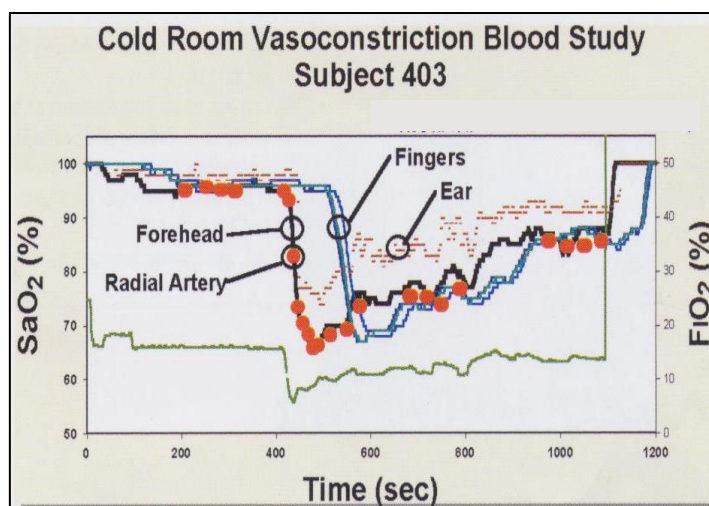


図 3. 5 Radical Arterial versus Various Sensor Sites  
(文献 20 より引用)

### 脳血管の auto-regulation 機能

人間のからだは恒常性を保つために、さまざまな機能が働いている。なかでも、灌流圧低下時に重要臓器（心臓，脳，腎臓など）の血流を優先的に維持しようとする auto-regulation 機能は、すばらしい血管自動調節能であり、恒常性を保つうえでも、大切な機能のうちのひとつである。

脳の循環や代謝の状態は、脳灌流圧の低下によって、4つの段階に区分することができるのとされている。それは、①正常な状態から auto-regulation により、脳血流が保たれる状態、②乏血、③ペナンプラ、④梗塞と区分される<sup>(21)</sup> (図 3. 6)。

auto-regulation 機能とは、脳灌流圧低下時に脳血管拡張し、脳血管抵抗を減少させることで脳血流量を正常 ( $50 \pm 10 \text{ml}/100 \text{g}/\text{min}$ ) に保つ機能である。そして、このような血管による代償機能は、血管予備能とも呼ばれる。さらに脳灌流圧が低下してくると、乏血と呼ばれる状態となり、脳血管拡張の限界、脳血流は低下し始める。次にこれを補うため、正常での脳の酸素摂取率は、通常、約 40 - 45%とされているが、その酸素摂取率を最大 80%程度にまで上げることで、酸素の消費量を正常に保つといった代謝予備能が働き始める。さらに灌流圧が低下すると、ペナンプラと呼ばれる状態となり、代謝予備能の限界、ついには正常  $3.0 - 3.5 \text{ml}/100 \text{g}/\text{min}$  とされる酸素消費量が低下し始め、脳血流は正常の半分近くにまで低下、脳の神経細胞は正常な電気的活動が行えなくなり休止する。さらに灌流圧が低下すると、脳血流量は  $10 - 15 \text{ml}/100 \text{g}/\text{min}$  まで低下し、酸素消費量は  $1.4 \text{ml}/100 \text{g}/\text{min}$  まで低下し、酸素不足により十分なエネルギーが産出できなくなり神経細胞は生存できなくなり、梗塞と呼ばれる状態となる。

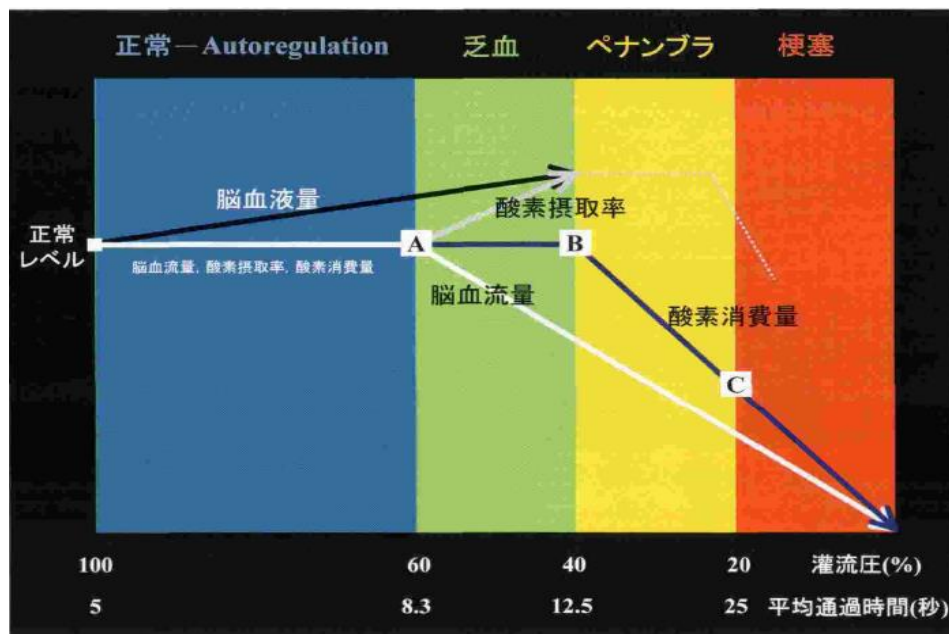


図 3. 6 脳灌流圧の低下と、血行力学的パラメータおよび代謝性パラメータの変化による、脳の状態の模式的区分 A 点は乏血が始まる点、B 点はペナンプラが始める点、C 点は梗塞となる点。(文献 21 より引用)

## 参 考 文 献

1. 佐田誠ほか. 循環器疾患に合併する睡眠時無呼吸のスクリーニング（簡易検査まで）. *Heart View* 2010, vol. 14, pp. 514-519.
2. Richard BB, et al. *Sleep Medicine Pearls* (2nd ed.) . Hanley & Belfus 2003, pp. 82-87.
3. 中野博ほか. 睡眠呼吸障害のスクリーニングのための新しいオキシメトリ－・アルゴリズム. *Therapeutic Research* 2005, vol. 26, pp. 931-937.
4. Reynolds, et al. The penumbra effect vasomotion dependent pulse oximeter artifact due to probe malposition.
5. 鶴川貞二ほか. パルスオキシメータの誕生から将来展望まで. *医器学* 2003, vol. 20, pp. 3-10.
6. 西山英世ほか. *プレホスピタルケア*. vol. 12, pp. 41-46.
7. Nuhr, et al. Forehead SpO<sub>2</sub> monitoring compared to finger SpO<sub>2</sub> recording in emergency transport. *Anesthesia* 2004, vol. 59, pp. 390-393.
8. Pekka Talke, et al. Effect of peripheral vasoconstriction on pulse oximetry. *J Clinical Monitoring* 2006, vol. 20, pp. 305-309.
9. Joseph F Kellher, et al. The penumbra effect vasomotion dependent pulse oximeter artifact due to probe malposition. *Anesthesiology* 1989, vol. 71, pp. 787-791.
10. Kirk H Shelley, et al. The detection of peripheral venous pulsation using the oximeter as a plethysmograph. *J Clinical Monitoring* 1993, vol. 9, pp. 283-287.
11. Kirk H Shelley, et al. The effect of venous pulsation on the forehead pulse oximeter wave form as a possible source of error on SpO<sub>2</sub> calculation. *Anesthesiology* 2005, vol. 100, pp. 743-747.
12. Agashe, et al. Forehead pulse oximetry headband use helps alleviate false low readings likely related to venous pulsation artifact. *Anesthesiology* 2005, vol. 102, pp. 715-719.
13. 山田幸夫. 低温やけどについて. *製品と安全* 1999, vol. 72, pp. 2-8.
14. 木村千代子ほか. パルスオキシメータによる皮膚損傷に関する 1 考察. *ICU と CCU* 1992, vol. 16, pp. 1139-1141.
15. Jan Wille, et al. Pulse oximeter-induced digital injury. *Critical Care Med* 2000, vol.

- 28, pp. 3555-3557.
16. Hamber EA, et al. Delays in the detection of hypoxemia due to site of pulse oximetry probe placement. *Journal of Clinical Anesthesia* 1999, vol. 11, pp. 113-118.
  17. Hertsman AB, et al. Selective vascular reaction patterns in the nasal septum and skin of the extremities and head. *Am J Physiology* 1939, vol. 127, pp. 671-684.
  18. Hertsman AB et al : The absence of vasoconstrictor reflexes in the forehead circulation effect of cold. *Am J Physiology*. 1942 : 136 : 692 - 697.
  19. Beboud DE, et al. Effects of cold-induced peripheral vasoconstriction on pulse amplitude at various pulse oximeter sensor sites. *ASA 2002 Annual meeting abstract. Anesthesiology* 2002.
  20. Beboud DE, et al. Detection of hypoxemia during peripheral vasoconstriction at the radial artery and various pulse oximeter sensor sites. *Critical Care Medicine* 2003, vol. 31, pp. A72.
  21. 三原太ほか. 脳虚血における脳循環代謝の基礎知識と MR 灌流画像の臨床応用. *IRYO* 2009, vol. 63, pp. 157-163.

# 第 4 章 ネックバンド型パルスオキシメータと ICU・手術室での応用

## - ネックバンド型アタッチメントの試作 -

### 4-1 緒言

パルスオキシメータは、手指にセンサーを装着するだけで、血液中の酸素飽和度  $SpO_2$  を無侵襲、且つ、連続的に測定することのできる計測機器である。パルスオキシメータが誕生するまでは、動脈血の酸素飽和度を連続的には測定ができず、また、検査にも時間を要するという大きな欠点があり、急速な病態変化に対応することができなかつた。その後、このような臨床現場の要求に対応し、すべての欠点を解決し誕生した機器が、パルスオキシメータである。この測定原理の発明者は、青柳卓雄氏で、1974年に日本ME学会（現日本医工学会）で初めて発表された<sup>1)</sup>。

その後現在、パルスオキシメータは、呼吸管理、安全管理を改善するための有用性が広く認知され、ICUや手術室、救急現場など、様々な現場で急速に普及してきた。また、携帯型の機器など機器の小型化・低価格化がさらに進み、在宅医療など病院外でも多く使用されるまでに至っている。そして今では、生体情報のモニタリングにおけるスタンダードな測定技術のひとつとして確立されている<sup>2-5)</sup>。

昨今、その測定技術の進歩はめざましく、センサーに多波長のダイオードを使用することにより、これまでは測定することのできなかつたメトヘモグロビン (Met. Hb)、カルボキシヘモグロビン (CO Hb)、トータルヘモグロビン濃度 (SpHb) の測定をも可能となり、それは病院内のみならず火災・救急・災害などでの現場においても有用性が示唆されるまでに進歩を遂げてきた<sup>3),6),7)</sup>。

一方、 $SpO_2$  の測定部位においては、現在も簡易的に取り外し可能な手指型が主に使用されている。しかし、手術室やICUなどの周術期管理では、麻酔薬、術後の炎症、環境変化など様々な因子の影響により、循環動態の変化を



きたしやすく、とくに術後に多いとされる末梢循環不全によって引き起こされる手指部の低灌流時は、手指型パルスオキシメータでの  $SpO_2$  測定を難しくさせただけでなく、測定部位が熱傷をおこす危険性も高まるため禁忌事項とされている。それ故、とくに術後においては、進歩してきた測定技術も活かすことができないといった問題があった。そこで、そのような状況変化に対しても理論上対応できるよう、開発されたのが前頭部型のパルスオキシメータであった。しかし、それもまた循環動態が不安定な場合は手指型と同様、測定感度が低く、且つ装着に技術と時間を要する、見栄えが悪いなどの理由から普及しなかった。

一方、同研究室では、無拘束計測に関する先行研究より SDB の無呼吸状態を検出するシステムの開発に成功している。それは、頸部（頸動脈）で  $SpO_2$  を測定することが可能なネックバンド型パルスオキシメータであり、健常成人を対象とした無呼吸に対する先行研究では無呼吸回数、無呼吸時間、低酸素状態を検出することができた。しかし、臨床使用するには、清潔野の確保など問題点も多かった。特に免疫力が低下して感染症を引き起こす危険が高い患者が収容されている ICU や手術室での使用は、多くの周術期管理故の課題を残した。そこで、本研究では従来のネックバンド型パルスオキシメータと違い、清潔野の妨げとならない新たな測定部位として首（椎骨動脈）に着目し、首で  $SpO_2$  の測定が可能なネックバンド型のアタッチメントを試作し、ICU や手術室での応用を目的とした。試作したアタッチメントの評価は、手指型パルスオキシメータで  $SpO_2$  の測定ができなかった ICU および手術室の患者を対象にバイタルサイン、一般検査、血液検査の計 8 項目を測定し、前頭部型と比較することでおこなった。また別に、人工呼吸器装着中の患者を対象に気管内吸引手技を実施し、その時の  $SpO_2$  値と pulse rate の変動について、ネックバンド型と前頭部型で各値の反応の早さに違いがあるのかを調べた。さらに、当院の看護師を対象に手指型パルスオキシメータで  $SpO_2$  の測定ができなかった経験を有する割合をアンケート調査した。また、同様の調査を別の施設でも行い、傾向を調べたので報告する。

## 4-2 はじめに

パルスオキシメータによる  $SpO_2$  の測定部位には、簡易的に取り外し可能な手指部型が汎用されている。手指部は様々な因子の影響を受けやすく、容易に血液灌流の低下を招くため<sup>8-13)</sup>、信頼性は低い可能性があり、値の変化に対する反応時間は遅延するとも言われている<sup>14-16)</sup>。前頭部型が市販されているのが、その優位性は明らかになっていない。今回我々は、新たなる  $SpO_2$  の測定部位として頸部に着目した。

本研究では、頸部でも測定可能なネックバンド型を試作し、前頭部型で測定した  $SpO_2$  と比較することで、その有用性を確かめることを目的とした。

## 4-3 $Sao_2$ と $SpO_2$

パルスオキシメータは、人の手指や前頭部などに装着するプローブとそのプローブから信号を受けて酸素飽和度を算出する本体回路が一組となって機能する。

パルスオキシメータで測定された動脈血の酸素飽和度は、 $SpO_2$  (pulse oxygen saturation) と表す。P は Pulse (脈拍) の意味であり、パルスオキシメータの測定原理が脈拍による血液量の変動を用いていることから由来している。一般的には、採血した血液の分光分析によって測定される動脈血酸素飽和度を  $Sao_2$  (arterial oxygen saturation)、パルスオキシメータで測定された酸素飽和度を  $SpO_2$  として区別している。

パルスオキシメータは、適切なアラーム設定をすることにより、低酸素血症を早期発見し、生命に重要な酸素が不足しないように患者の呼吸を管理するためのモニターである。また、パルスオキシメータで測定される  $SpO_2$  は、第5番目のバイタルサインともいわれ、低酸素血症を最も早期に教えてくれるモニターとされている。

### 4-3-1 $SpO_2$ の測定原理<sup>(17),(18)</sup>

血液中のヘモグロビン (Hb) は、赤色光 (R: 660nm) だけを通過させやすい

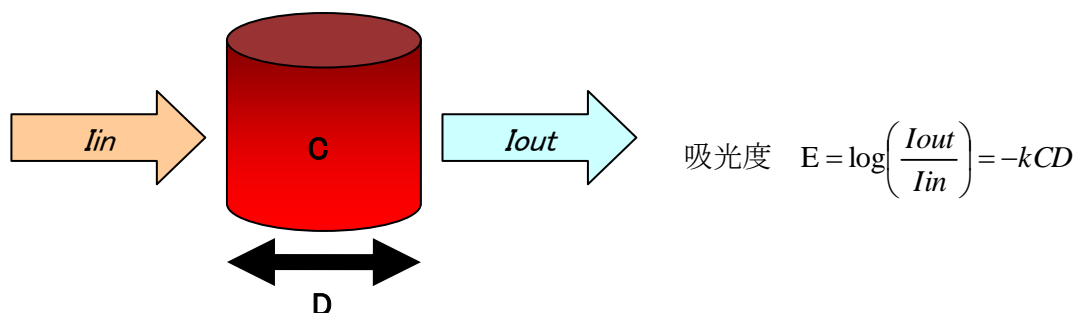
色の性質をもっている。酸素と結合した Hb を酸化ヘモグロビン ( $O_2Hb$ )、酸素と結合していない Hb を還元ヘモグロビン (HHb) というが、酸素飽和度とは Hb に酸素が結合している比率を表している。

酸素を多く含んだ動脈血は、鮮やかな赤色に見えるが、酸素を組織で消費した後の静脈血は黒っぽく見える。この色の違いは、 $O_2Hb$  と HHb の光吸収特性の違いにより、血液中の Hb と酸素との結合の程度、すなわち  $SpO_2$  を測定することができる。

パルスオキシメータは、指先など比較的薄い組織に光をあて透過した光の強度を測定する Lambert-Beer の法則を利用して  $SpO_2$  を測定している (図 4. 1)。透過光強度の時間的変化から得られる波形は光電脈波 (以下、脈波) と呼ばれる。複数の波長 (赤色光と赤外光 (IR: 940nm)) を照射して得られた脈波を演算することによって動脈血のみの吸光特性を取り出し  $SpO_2$  とするが、それには脈波の振幅に脈拍による血液量変化 (容積脈波法) と、照射光の波長の違いによる吸光度変化 (分光光度法) が含まれることを利用している。さらに、吸光特性は酸素飽和度により変化するため、その血液の酸素飽和度によって得られた R と IR の脈波の振幅は異なったものになる。パルスオキシメータでは R と IR, 2 つの脈波の減光度比  $\phi$  を求め、 $SpO_2$  を換算している。

### Lambert - Beer の法則

色素が溶けた水溶液に対し、一方より光をあてると、その光は溶液により吸収されるため反対側では減衰した光量が検出される。この透過された光は、溶液の濃度・厚さと一定の関係がある。



(E: 吸光度,  $I_{in}$ : 入射光,  $I_{out}$ : 透過光,  $k$ : 吸光係数, C: 濃度, D: 厚み)

図 4. 1 Lambert-Beer の法則

## 分光光度法

O<sub>2</sub>Hb と HHb を識別することで、酸素飽和度を測定している。パルスオキシメータから発光されている R と IR のうち、O<sub>2</sub>Hb は IR をより良く吸収するのに対して、R をあまり吸収しないが、HHb は反対で、R をより良く吸収するのに対して、IR をあまり吸収しない（図 4. 2）。この特徴を利用し、R と IR の吸収された光の比率を求めている。

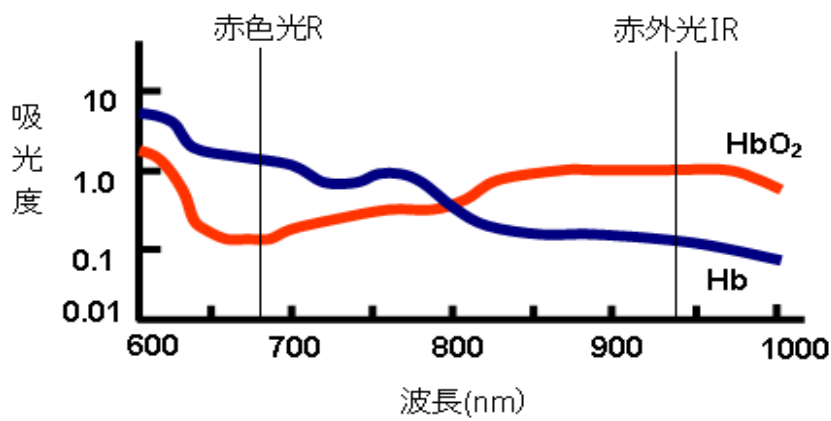


図 4. 2 O<sub>2</sub>Hb と HHb の吸光特性

## 容積脈波法

測定部位に吸収される光の量は、その容積に影響される。組織や静脈血は通常容積は変化しないため、吸収される光の量は一定だが、動脈血は心臓の拍動により容積が変化するため、吸収される光の量が変化する。この吸収された光の量的変化を脈波としてとらえ、動脈を特定する。図 4. 3 に示すように、動脈の拍動により動脈の厚みが増加し、吸光が増加することがわかる。

前述の Lambert-Beer の法則より、 $\Delta E = k C \Delta D$  となる。

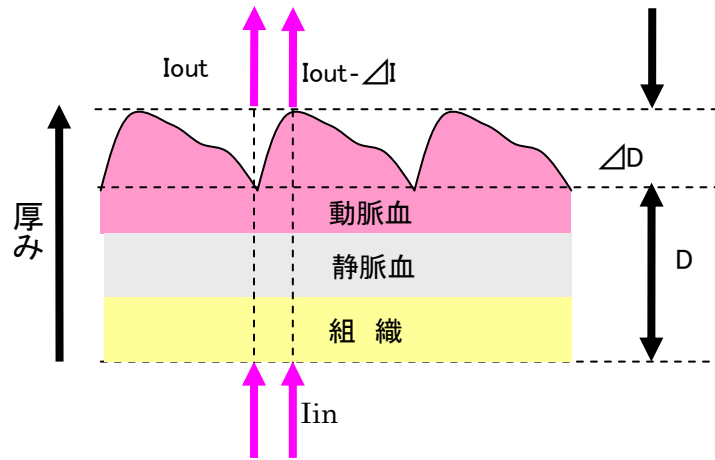


図 4. 3 動脈の拍動による吸光変化

R と IR に対する、それぞれの透過光量変化を  $\Delta E_1$  と  $\Delta E_2$  とすると、減光度比  $\phi$  は共通項である C と  $\Delta D$  が消え、以下のようなになる。

$$\Phi = \frac{\Delta E_1}{\Delta E_2} = \frac{k_1}{k_2}$$

パルスオキシメータでは R と IR, 2つの脈波の減光度比  $\phi$  を求め、この  $\phi$  から  $SpO_2$  を換算している (図 4. 4)。

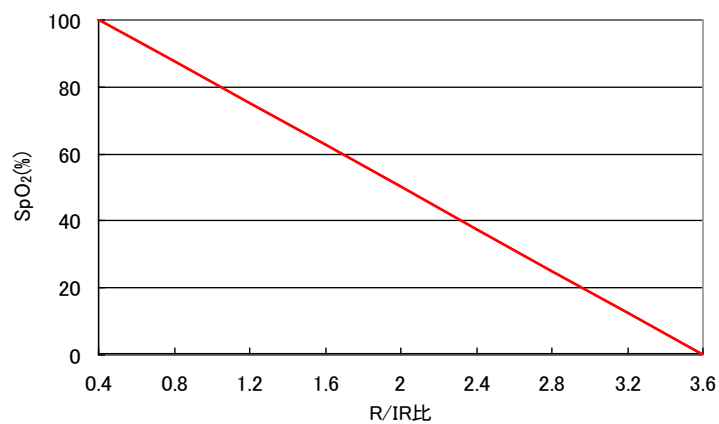


図 4. 4 理論的な R/IR と  $SpO_2$  の関係

## 4-3-2 測定精度

減光度比  $\phi$  から  $SpO_2$  を求める理論式は確立されておらず、各社独自の計算式に基づいている。 $SpO_2$  の精度は、計算式の妥当性と計算式からのずれの 2 つの要因を含んでいるとされている。また、 $SpO_2$  は特に低酸素領域において赤色 LED のわずかな波長のずれにより、大きな誤差が生じてしまうため、赤色 LED のそれぞれの波長に対応した独自の校正情報が必要とされている。さらに、センサーのタイプ（反射型と透過型）によって、校正が異なるため、それぞれのタイプに対応した校正情報が必要とされている<sup>(17),(19)</sup>。

パルスオキシメータの国際規格である ISO9919 によれば、計算式の妥当性を含めて評価をおこなうためには、人を用いた低酸素試験をおこなうことは避けられないとされている。その場合の基準値は、採決による CO - oximeter の測定値とされている<sup>(20)</sup>。

## 4-4 方法

ネックバンド型のアタッチメントは、成人白人男性の頸部の径を参考に、プローブが頸動脈付近に接着するように、サイズを S・M・L と 3DCAD ソフト CATIA (Dassault Systemes) で設計した。作成した設計図は、3D プリンタ Dimension SST 768 (Stratasys) へ入力し、ABS 樹脂を用いて作製した (図 4.5)。

パルスオキシメータには、マシモ SET ラディカル (MASIMO) を使用した。プローブには、MASIMO 社製の手指部用と前頭部用の 2 種類を使用した。ネックバンド型には、前頭部用のプローブを使用した。

### 4-4-1 $SpO_2$ の測定感度の比較

動脈血酸素飽和度 ( $SaO_2$ ) の基準値には、血液ガス分析装置 GEM プレミア 3000 (Instrumentation Laboratory) で測定した値を用いた。ネックバンド型と前頭部型で測定した  $SpO_2$  と  $SaO_2$  の相関を調べた。

対象期間は 2012 年 4 月から 2013 年 4 月の 1 年間とした。被験者には、術

後、ICU に収容された患者のうち、手指部において SpO<sub>2</sub> の測定ができなかった 50 症例の末梢循環不全患者とした。血液ガス分析装置で測定した Sao<sub>2</sub> を基準値に、ネックバンド型と前頭部型で SpO<sub>2</sub> の測定感度の比較をした。ネックバンド型と前頭部型で測定した SpO<sub>2</sub> は、Sao<sub>2</sub> (70-100% の範囲) との差で、RMS (Root Mean Square) 4% 以内を測定可能と定義付け比較した。

#### 4-4-2 気管吸引で SpO<sub>2</sub> が変化するまでの時間の比較

手指部において SpO<sub>2</sub> の測定ができなかった 50 症例のうち人工呼吸器装着中の 10 症例を対象に、気管吸引を実施してから SpO<sub>2</sub> が低下し始めるまでの時間を、ネックバンド型と前頭部型で比較した。

手順としては、気管吸引を実施する前にネックバンド型と前頭部型のパルスオキシメータを予め患者に装着し、FIO<sub>2</sub> 1.0 で 1 分間換気後、気管吸引を実施、SpO<sub>2</sub> が変化するまでの時間をトレンドコム (Masimo) で記録した。SpO<sub>2</sub> のサンプリング間隔は、1 秒間隔でおこなった。気管吸引で SpO<sub>2</sub> が低下した最初の時点を SpO<sub>2</sub> が変化した時間と定義付けた。

統計学的処理には、 $\chi^2$  test, unpaired t test, ピアソンの積率相関分析を用いた。有意基準値は、P<0.05 をもって有意差ありとした。



図 4. 5 ネックバンド型と前頭部型による SpO<sub>2</sub> の測定風景

## 4-5 結果

### 4-5-1 SpO<sub>2</sub> の測定感度の比較

ネックバンド型と前頭部型で測定した SpO<sub>2</sub> は、ともに SaO<sub>2</sub> と高い正の相関を認めた (r=0.98, r=0.98)。

ネックバンド型は 50 症例中 41 症例 (82%) で SpO<sub>2</sub> の測定が可能であったのに対して、前頭部型は 6 症例 (12%) であった。ネックバンド型は、前頭部型と比べて有意 (P<0.001) に測定感度が高かった (図 4. 6)。ネックバンド型と前頭部型のどちらにおいても SpO<sub>2</sub> の測定が不可能であった症例もあった (表 4. 1)。

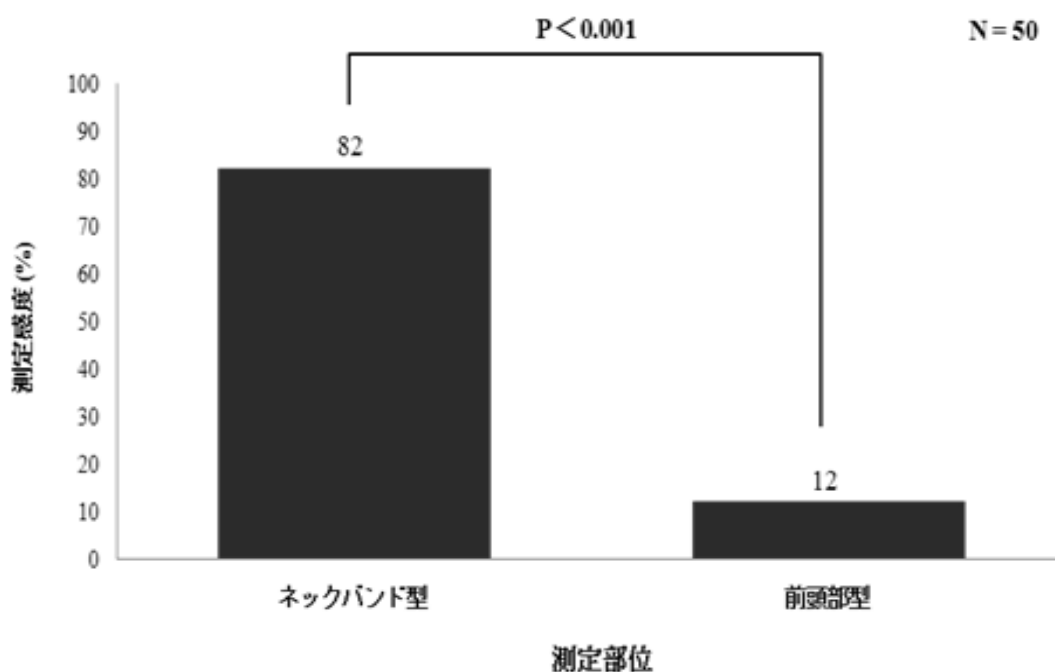


図 4. 6 ネックバンド型と前頭部型の SpO<sub>2</sub> 測定感度の比較 (血液ガス分析装置で測定した SaO<sub>2</sub> を理論値として  $\chi^2$  検定を実施)



表 4. 1 各群間の基本情報

	ネックバンド型の み 測定可能群 (N=35)	ネックバンド型と 前頭部型ともに 測定可能群 (N=6)	ネックバンド型と 前頭部型ともに 測定不可能群 (N=9)
年齢 (歳)	73.6 ±1.2	72.7 ± 0.4	70.8 ± 0.5
平均血圧 (mmHg)	79.7 ± 16.2	97.3 ± 5.0	75.1 ± 9.6
末梢温度 (°C)	36.2 ± 11.5	35.7 ± 11.5	37.1 ± 11.5
pH	7.39 ± 0.13	7.42 ± 0.02	7.39 ± 0.13
Pao <sub>2</sub> (mmHg)	259 ± 155	126 ± 14	281 ± 102
Spo <sub>2</sub> (%)	99 ± 1.9	100 ± 0.0	98 ± 1.1
Paco <sub>2</sub> (mmHg)	39.7 ± 20.7	41.0 ± 2.4	32.4 ± 4.2
BE	-1.9 ± 8.2	2.4 ± 2.4	-3.6 ± 7.3
乳酸 (mmol/L)	3.2 ± 3.6	1.0 ± 0.2	4.2 ± 2.0

平均±標準偏差

#### 4-5-2 気管吸引で Spo<sub>2</sub> が変化するまでの時間の比較

気管吸引で Spo<sub>2</sub> 変化までの時間は、ネックバンド型 4.4±1.1 秒であったのに対して、前頭部型は 12.0±1.9 秒と、ネックバンド型が有意 (P<0.001) に速かった (図 4. 7).

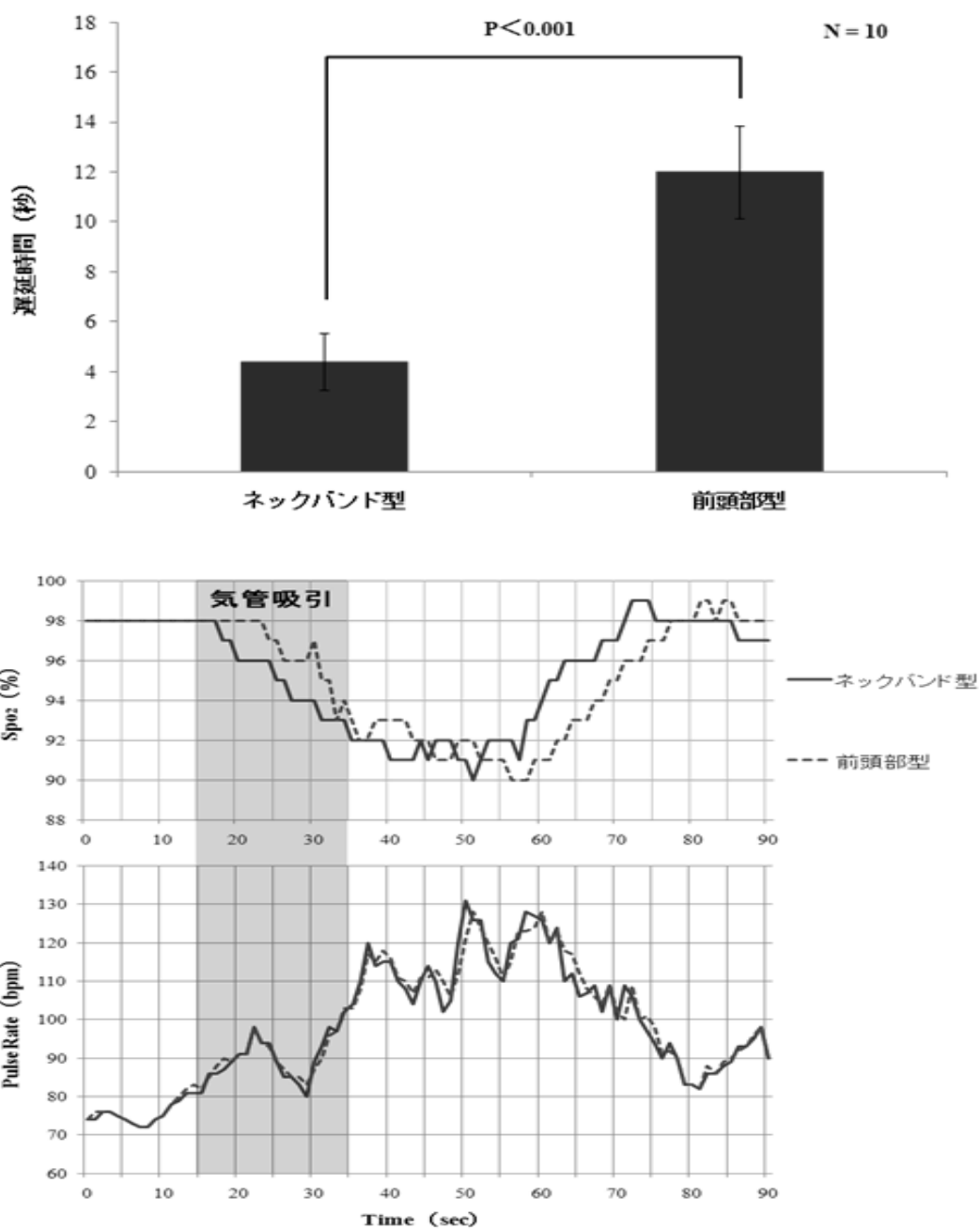


図 4. 7 気管吸引による SpO<sub>2</sub> 変化までの遅延時間をネックバンド型と前頭部型で比較 (unpaired t test)

## 4-6 考察

手指部で  $SpO_2$  の測定ができなかった症例を対象に実施したネックバンド型と前頭部型の  $SpO_2$  測定感度の比較結果より、ネックバンド型は前頭部型と比べ有意に測定感度が高かった。頸部で測定するネックバンド型は、頸動脈を  $SpO_2$  の測定部位としているため、前頭部と比べ、末梢循環不全の影響を受けにくいと考えられる。

気管吸引で  $SpO_2$  が変化するまでの時間を比較した結果より、ネックバンド型は前頭部型に比べ有意に  $SpO_2$  の変化に対する反応が速かった。頸部で  $SpO_2$  の測定をしているネックバンド型が、前頭部型に比べ、より心臓から近い部位で  $SpO_2$  の測定が可能であったことが要因だと考えられる。

本研究のように頸部と前頭部で  $SpO_2$  の測定をおこない、測定感度や  $SpO_2$  が変化するまでの時間を比較した研究はない。手指、耳朶、前頭部における  $SpO_2$  の反応時間を研究した論文は散見される<sup>15,16,21</sup>。健常な成人を対象にした研究によれば、Beboud らは、前頭部と耳朶と手指で測定した  $SpO_2$  と橈骨動脈で採取した  $SaO_2$  間には、すべてにおいて  $SpO_2$  の変化に対する遅延時間に差異がなかったとしている<sup>16</sup>。低温暴露により意図的に末梢血管を収縮させた状態で、 $FIO_2$  を変化させてから、 $SaO_2$  および  $SpO_2$  が変化するまでの時間を測定した Beboud らの研究によれば、耳朶と手指で測定した  $SpO_2$  は、 $SpO_2$  が変化するまでの時間が遅延したのに対して、前頭部で測定した  $SpO_2$  と橈骨動脈で採取した  $SaO_2$  間には、遅延時間に差異がなかった。つまり、前頭部は、低灌流時のような末梢循環不全において、 $SpO_2$  の測定に最も適している部位であると結論付けている<sup>15</sup>。本研究結果より、前頭部と比べてネックバンド型は、 $SpO_2$  の測定感度は高く、 $SpO_2$  の変化に対する反応も速かった。手指部で  $SpO_2$  の測定ができない末梢循環不全において、ネックバンド型パルスオキシメータは、前頭部型より  $SpO_2$  の測定に有用であることが示された。

## 4-7 おわりに

手指部で  $SpO_2$  の測定ができなかった末梢循環不全に対して、頸部と前頭部で  $SpO_2$  の比較をした。頸部で  $SpO_2$  を測定したネックバンド型は、前頭部型と比べて  $SpO_2$  の測定感度は高く、 $SpO_2$  の変化に対する反応も速かった。

## 参 考 文 献

1. 青柳卓雄ほか. イヤピース・オキシメータの改良. 第13回日本ME学会大会抄録集 1974, pp. 90-91.
2. Eichhorn JH, et al. Standards for patient monitoring during anesthesia at Harvard Medical School. JAMA 1986, vol. 256, pp. 1017-1020.
3. 島田康弘ほか. パルスオキシメータ - 手術室での使用 -. 臨床モニター 1990, vol. 1, pp. 129-135.
4. 諏訪邦夫. パルスオキシメータ. 中外医学社 1992.
5. 最首俊夫ほか. パルスオキシメータにおけるリスクマネジメント. 医器学 2007, vol. 77, pp. 558-563.
6. Barker SJ, et al. The effect of carbon monoxide inhalation on pulse oximetry and transcutaneous SpO<sub>2</sub>. Anesthesiology 1987, vol. 66, pp. 677-679.
7. 増野智彦ほか. 一酸化炭素中毒と SpCO - 非観血的モニターを用いた血中一酸化炭素濃度測定 (SpCO) の意義 -. 臨床麻酔 2009, vol. 33, pp. 528-534.
8. 鵜川貞二ほか. パルスオキシメータの現状および問題点. 医器学 2007, vol. 77, pp. 52-59.
9. Pekka Talke, et al. Effect of peripheral vasoconstriction on pulse oximetry. J Clinical Monitoring 2006. Vol. 20, pp. 305-309.
10. Joseph F Kellher, et al. The penumbra effect vasomotion dependent pulse oximeter artifact due to probe malposition. Anesthesiology 1989, vol. 71, pp. 787-791.
11. Kirk H Shelley, et al. The detection of peripheral venous pulsation using the oximeter as a plethysmograph. J Clinical Monitoring 1993, vol. 9, pp. 283-287.
12. Kirk H Shelley, et al. The effect of venous pulsation on the forehead pulse oximeter wave form as a possible source of error on SpO<sub>2</sub> calculation. Anesthesiology 2005, vol. 100, pp. 743-747.
13. Agashe, et al. Forehead pulse oximetry headband use helps alleviate false low readings likely related to venous pulsation artifact. Anesthesiology 2005, vol. 102, pp. 715-719.
14. Hamber EA, et al. Delays in the detection of hypoxemia due to site of pulse oximetry probe placement. Journal of Clinical Anesthesia 1999, vol. 11, pp.

- 113-118.
15. Beboud DE, et al. Effects of cold-induced peripheral vasoconstriction on pulse amplitude at various pulse oximeter sensor sites. ASA 2002 Annual meeting abstract. *Anesthesiology* 2002.
  16. Beboud DE, et al. Detection of hypoxemia during peripheral vasoconstriction at the radial artery and various pulse oximeter sensor sites. *Critical Care Medicine* 2003, vol. 31, pp. A72.
  17. 諏訪邦夫. パルスオキシメータ. 中外医学社 1992.
  18. Tremper KK, et al. Pulse oximetry. *Anesthesiology* 1989, vol. 70, pp. 98-108.
  19. 鷗川貞二ほか. パルスオキシメータの現状および問題点. *医器学* 2007, vol. 77, pp. 52-59.
  20. 小澤秀夫ほか. パルスオキシメータの規格化. *医器学* 2005, vol. 75, pp. 27-31.
  21. Hertsman AB, et al. Selective vascular reaction patterns in the nasal septum and skin of the extremities and head. *Am J Physiology* 1939, vol. 127, pp. 671-684.

# 第5章 口腔咽喉音分析による無呼吸と 低呼吸の無拘束モニタリング

## 5-1 はじめに

閉塞性睡眠時無呼吸 obstructive sleep apnea (OSA) は、いくつかのコホート研究から、その高い有病率が報告されている。なかでもウィスコンシン睡眠コホート研究 Wisconsin Sleep Cohort Study は有名である<sup>(1)</sup>。我が国では大規模な疫学研究は少なく、正確な OSA の有病率は明らかではない。一般市民 910 人を対象にした疫学調査において、その患者数は約 200 万人と推定されている<sup>(2)</sup>。しかしながら問題は、その診断率であり、治療の対象となる OSA 患者の 85%以上が未診断といわれている<sup>(3)(4)</sup>。

現在、OSAの最も正確な診断機器は監視下でおこなう終夜睡眠ポリグラフ検査 polysomnography (PSG) とされている<sup>(3)(4)</sup>。しかし、PSG検査は、OSAの診断のみならず様々な睡眠呼吸障害の正確な診断が可能な検査である。その反面、検査をするには入院を必要とし、様々な検査用の電極を体に付ける必要があるため、検査中の拘束感は強く、患者の心身たる負担は大きい。また、その結果の解析には、熟練した者が必要であるため、我が国でも限られた施設でしか施行することができないのが現状である。これに対し簡易ポリグラフは、OSAの診断が可能であることは勿論ながら、患者自身が就寝前に検査用の電極を装着できる程に簡易化されているため、自宅での検査が可能である。また、解析もほぼ自動化されており、その普及率はPSGより断然高い。しかし、簡易ポリグラフでさえ、圧センサー式（鼻圧信号の計測）鼻カニューレによる拘束感は、時折、睡眠の妨げとなりえる。また、現在市販されている簡易ポリグラフには、圧センサー式鼻カニューレが一般的に使用されているが、それは花粉症や鼻炎などの鼻閉が要因となり起こった口呼吸を感知することができず無呼吸と誤判定（偽陽性率が高い）することが知られている（Fig. 5. 1）（Fig. 5. 2）。

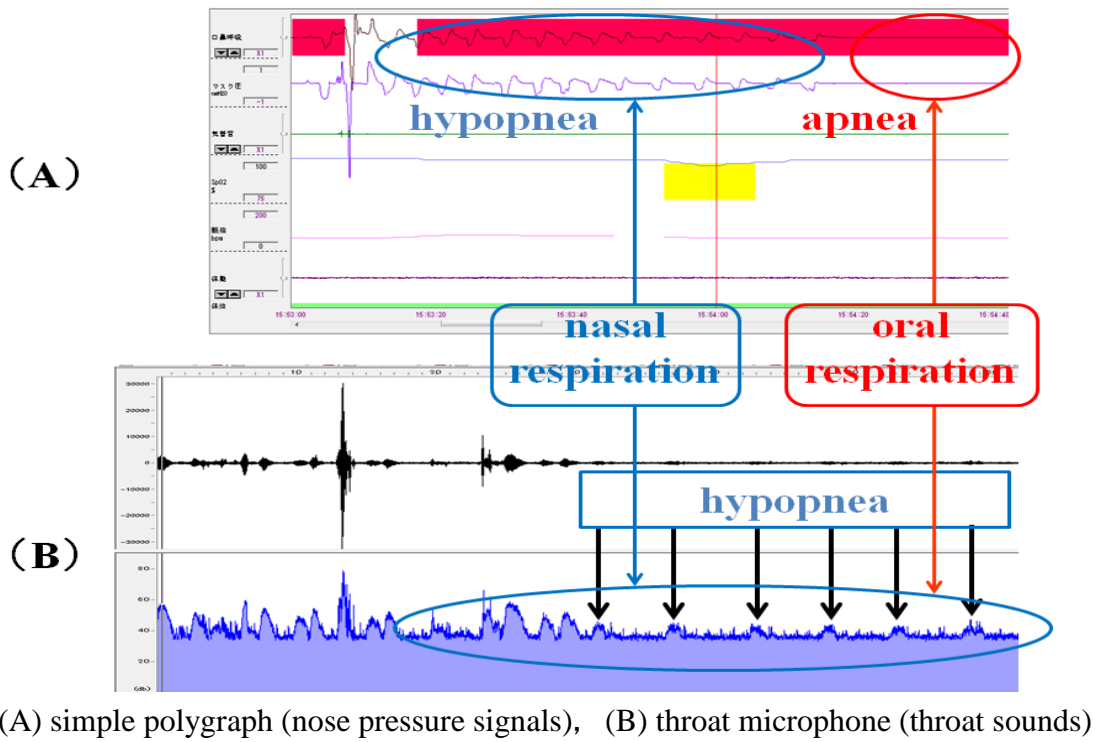


Fig. 5. 1 Difference in analysis result

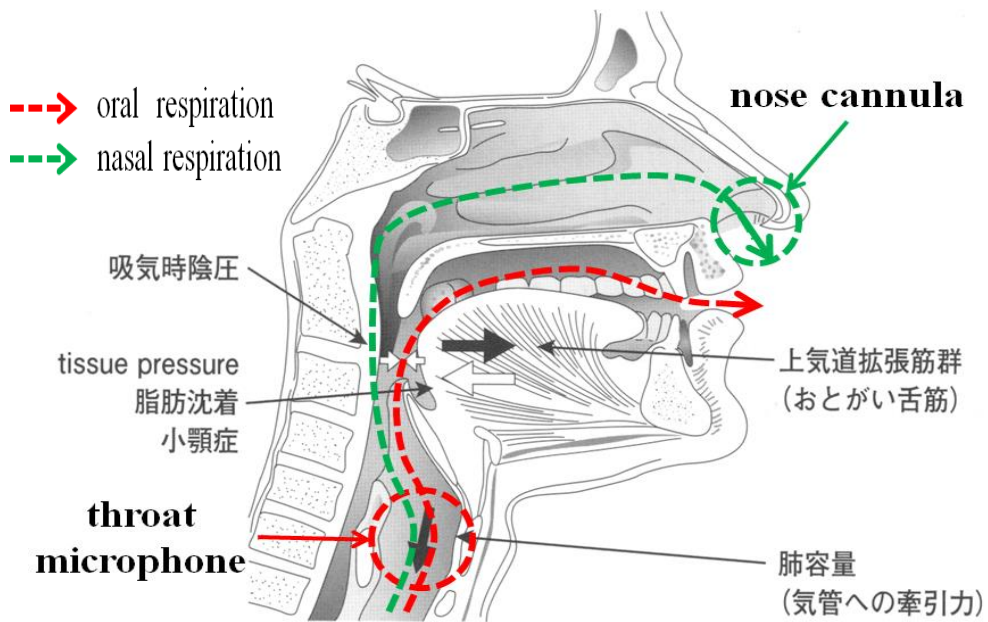


Fig. 5. 2 Difference in current of air at the time of mouth respiration and nose respiration

そこで本研究では、既に我々が先行研究で示してきたネックバンド型デバイス（咽喉マイクロフォンとネックバンド型パルスオキシメータ）を用いた口腔咽喉音の分析による低呼吸・無呼吸の検出および SpO<sub>2</sub> の無拘束計測技術<sup>(5), (6)</sup>を応用し、これらの問題点を解決すると共に本研究で使用したネックバンド型デバイスが圧センサー式鼻カニューレの代替デバイスとして使用可能であるかと咽喉マイクロフォンにより口腔咽喉音（dB）を計測し、無呼吸と低呼吸時の気流を測定することで無呼吸と低呼吸の識別が可能かを検証した。

この研究成果は睡眠検査中の呼吸計測に伴う拘束感を低減し、且つ口呼吸時の誤判定を防止できることから、従来の簡易ポリグラフと比して、より無拘束な検査、より正確な SDB の診断が可能となることが期待される。

## 5-2 音の生成メカニズムの概要<sup>(7), (8), (9)</sup>

気流が気管のような管腔構造を通る場合、その粘性抵抗は管腔構造の断面の半径が小さいほど、また管腔の長さが長いほど大きくなる。レイノルズ数（Re）は、気道半径など気道の条件が一定の場合には、気流速度をV、ガス密度をd、粘性をμ、定数をkとすると、以下の式により決定される。

$$Re = k \cdot \frac{d}{\mu} \cdot V$$

気流は Re の大きさによって、層流か乱流かに分類される。気流は気管入口部など、より太い中枢気道では Re が大きくなり乱流（Re が 2,300 以上）が生じ、気管支の分岐を繰り返し気道径は細くなり肺胞に近い末梢気道、第 10 分岐前後で気流速度は小さくなり、Re は 2,300 以下の層流となる。

気流が層流の場合、Poiseuilleの式が成立する。半径 r、長さ l の気道を気流速度 V のガスが流れる時、その気道両端の圧較差 P は、以下の式で示される。

$$P = \frac{8\mu l}{\pi r^4} \cdot V$$



この場合、抵抗の大きさは管腔の半径  $r$  の 4 乗に反比例することが知られており、気管支収縮などで気道径がわずかに変化しただけでもその抵抗への影響が大きいことが分かる。また、ガスの粘性が増すと圧較差は増大し、流れに対する抵抗が増加するが、粘性は環境圧の変化に対し不変であるため、気道内でも層流の部分については、高圧、低圧ともあまり大きな影響を与えない。

一方、 $Re$  が大きい乱流の場合には、流れに対して Venturi の式が成立する。圧較差を  $P$ 、定数  $K$  とすると、以下の式で示される。

$$P = \frac{Kdl}{\pi^2 r^2} \cdot V^2$$

圧較の差  $P$  は、ガスの密度が大きければ大きい程圧較差が増大し、また層流と比して気流速度的影響を受けやすい。高圧環境では気流抵抗が増加し、換気に要する仕事量が増大する。換言すると、同じガスを換気している場合でも、高圧環境では低圧環境に比して呼吸仕事量が大きく、同じ圧環境でも、密度の大きいガスを呼吸している時は小さいガスよりも仕事量は大きくなることを示している。

通常呼吸時の流量  $500 \text{ ml/s}^{(10)}$ 、咽頭断面積  $3.79 \text{ cm}^2^{(11)}$ 、乾燥空気 ( $30^\circ\text{C}$ ) 動粘度  $\eta = 1.604 \times 10^{-5} \text{ m}^2/\text{s}^{(12)}$ 、咽頭長さ  $D \doteq 12 \text{ cm}^{(13)}$  としてレイノルズ数を計算すると 9870 となる。低呼吸時の流量は通常呼吸の 50% とした場合、レイノルズ数は 4935 となる。以上の計算より、通常呼吸ならびに低呼吸時において、咽頭を通過する気流は乱流となり、その圧力変動により咽頭壁（軟組織）が振動して口腔咽喉音が発生すると考えられる。また OSA のような中枢気道の閉塞または狭窄が生じた場合、咽頭部付近の気流は乱流が生じていると考えられる。また咽頭部付近の閉塞または狭窄により、気道内圧は高圧と低圧を繰り返し、呼吸仕事量は増大する。呼吸仕事量の増大は、吸引時の陰圧と気管への牽引力を増加させ、軟組織である咽頭部付近の閉塞を助長することから (Fig. 5. 2)、口腔咽喉音は大きくなると想定される。

### 5-3 方法

口腔咽喉音は、咽喉マイクロフォン（南豆無線電機）で計測し、サンプリング周波数 16 kHz, 16 bit 量子化, WAVE 形式で収集した。収集したデータは、すべて LabVIEW でフィルタ処理を行った後、Acoustic Core 8（アルカディア）で音声分析を行った。音声分析より、呼吸時の鼻気流により発生する口腔咽喉音の信号帯域は 1kHz から 4 kHz であり、呼吸に対応した周期で振幅が変化することを事前に調べた (Fig. 5. 3)。低呼吸時では、口腔咽喉音の振幅が小さいため、信号帯域を検出する BPF（逆チェビシェフフィルタ）処理により SN 比を向上させた。

なお、本研究は、「大阪電気通信大学における生体を対象とする研究および教育に関する倫理委員会」の承認（承認番号：08-020 号）を得て実施した。

また、個人情報保護については、容易に個人が特定されないよう、すべて暗号化することで個人情報に十分配慮した。

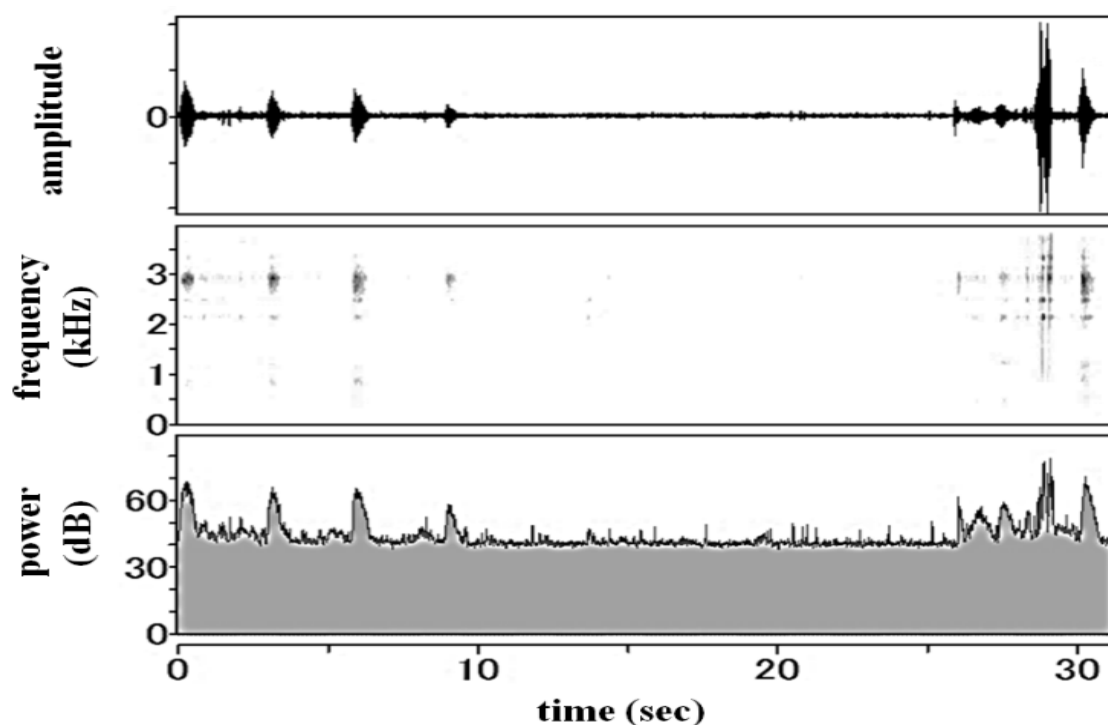


Fig. 5. 3 Frequency band analysis of the throat sound

### 5-3-1 咽喉マイクロフォンと鼻カニューレとの拘束感の比較

2012年2月から7月までの5ヶ月間で、当院の睡眠時無呼吸外来を受診した初診患者45人を対象に比較を行った。方法は、咽喉マイクロフォンと鼻カニューレのそれぞれを交互に3分間程度付けて貰い、拘束感がないのはどちらかを答えて貰う簡易的な口頭のアンケート方式で行った。

### 5-3-2 口腔咽喉音と簡易ポリグラフの比較

被験者には20から30歳代の健常男性20人とした。

計測方法は、ネックバンド型の咽喉マイクロフォンと鼻カニューレをそれぞれ咽喉部付近と鼻孔に装着し、鼻カニューレはテープで固定した後、口腔咽喉音と鼻圧信号を同時計測した (Fig. 5. 4)。口腔咽喉音の計測は、咽喉マイクロフォンを被験者の咽喉部付近に装着した後、通常の呼吸で計測できることをAcoustic Core 8で確認してから行った。鼻圧信号の解析をおこなう簡易ポリグラフには、PulSleep LS-120S (フクダ電子) を使用した。測定は3分間仰臥位で安静を保って貰ってから、以下の手順で行った。通常呼吸2分間→無呼吸10秒間→通常呼吸2分間→低呼吸30秒間→通常呼吸2分間を1セットとし、1人当たり計5セットの計測を行った。通常呼吸、低呼吸、無呼吸の判定基準には、簡易ポリグラフによる解析結果を使用した。

結果は平均±標準偏差で示し、群間の比較には一元配置分散分析とScheffe法で検定をおこない、 $P < 0.05$ をもって有意差ありとした。

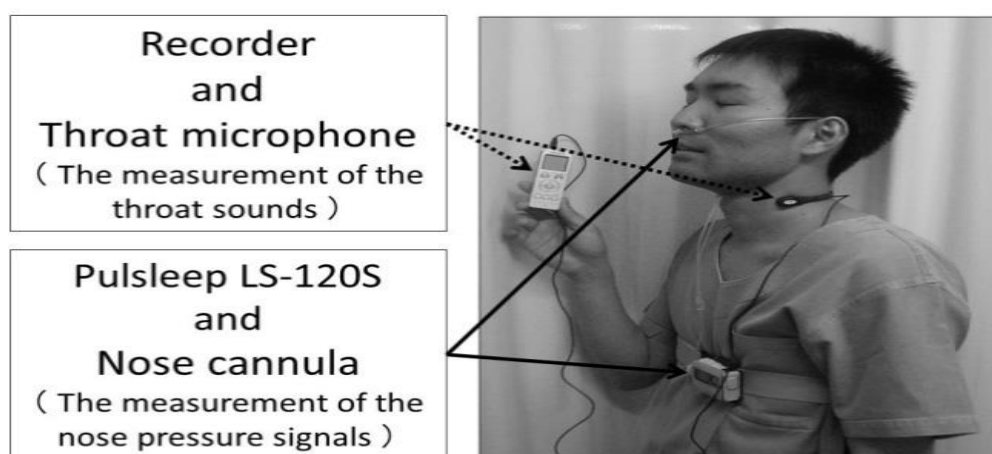


Fig. 5. 4 Measurement scenery

### 5-3-3 口腔咽喉音と鼻圧信号の相関関係

被験者には 20 から 30 歳代の健常男性 10 人とした。

計測手順は、すべて方法 2.2 と同様の方法で行った。通常呼吸時に測定した鼻圧信号の Peak to Peak 値を基準値 (100%) とした。鼻圧信号の振幅が 100 から 51% の範囲を通常呼吸、50 から 11% を低呼吸、10% 以下を無呼吸と定義した (Fig. 5. 5)。

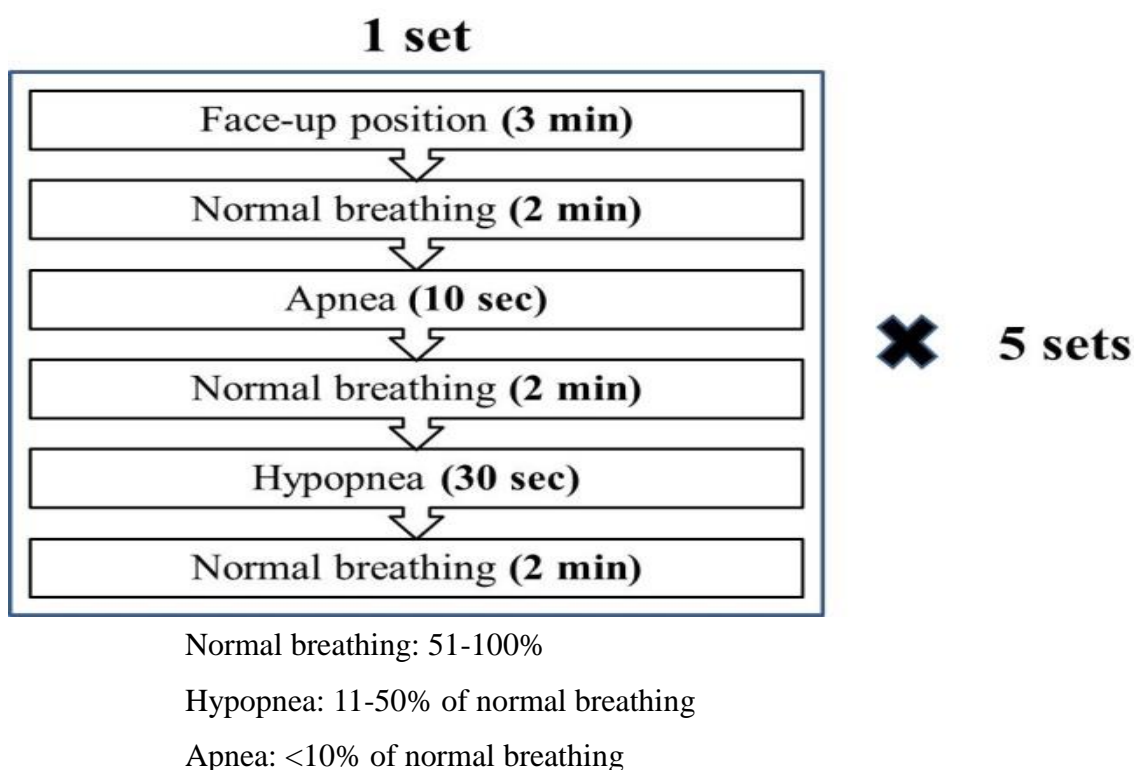
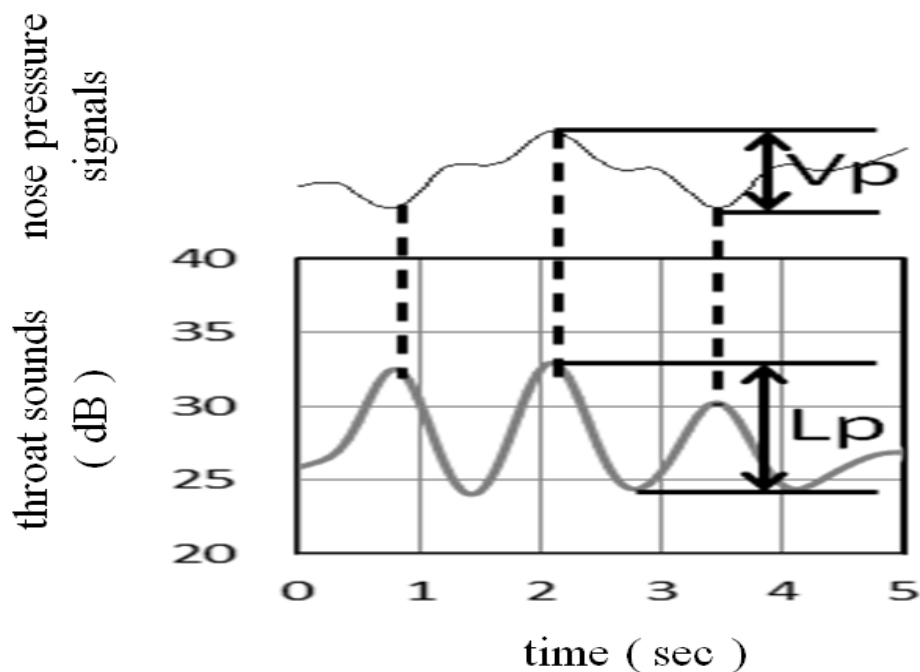


Fig. 5. 5 Measurement procedure

簡易ポリグラフの解析ソフトを用いて、鼻圧信号の振幅を 100%, 75%, 50%, 25%, 10% と段階的に変化させ、口腔咽喉音との関係を調べた (Fig. 5. 6)。相関関係は、口腔咽喉音と鼻圧信号の振幅の Peak to Peak 値の各平均をそれぞれ算出し求めた。

相関分析には、*Pearson product-moment correlation* を使用した。



Vp : Peak-to-peak levels of the nose pressure signals

Lp : Peak-to-peak levels of the throat sounds

Fig. 5. 6 Measurement of the throat sound and the nose pressure signal

今回計測した口腔咽喉音と鼻圧信号の結果は、すべて簡易ポリグラフ専用の解析ソフトと Microsoft Excel で処理した後、同一の時系列とし比較を行った。統計学的解析ソフトには、エクセル統計 2012 (SSRI) を用いて行った。

## 5-4 結果

### 5-4-1 咽喉マイクロフォンと鼻カニューレとの拘束感の比較

口頭のアンケート結果、鼻カニューレと答えた患者は 4 人 (男女比 1 : 1, 年齢 45 (SD 3.6) 歳) だったのに対して、咽喉マイクロフォンと答えた患者は 41 人 (男女比 3.6 : 1, 年齢 63 (SD 10.6) 歳) であった。45 人中 41 人が咽喉マイクロフォンの方が、鼻カニューレと比べて、拘束感や不快感がないと答えた。

### 5-4-2 口腔咽喉音と簡易ポリグラフの比較

被験者の年齢は、29.4 (SD 5.4) 歳であった。

簡易ポリグラフによる呼吸の判定基準をもとに口腔咽喉音との関係を調べた結果、通常呼吸、低呼吸、無呼吸時の口腔咽喉音は、すべて群間において有意差を示した (Fig. 5. 7)。

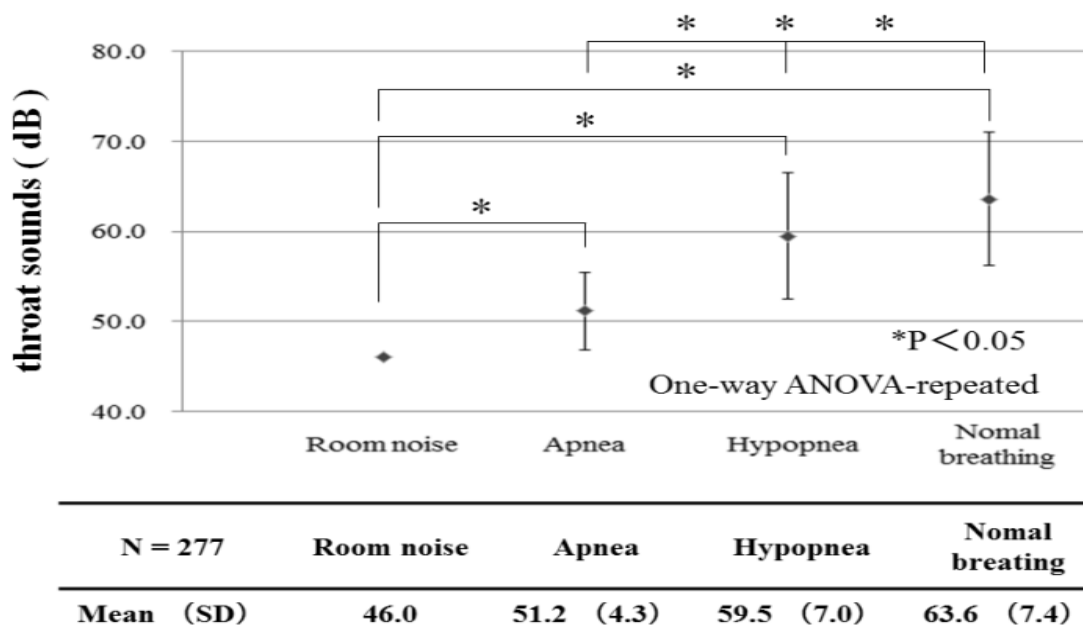
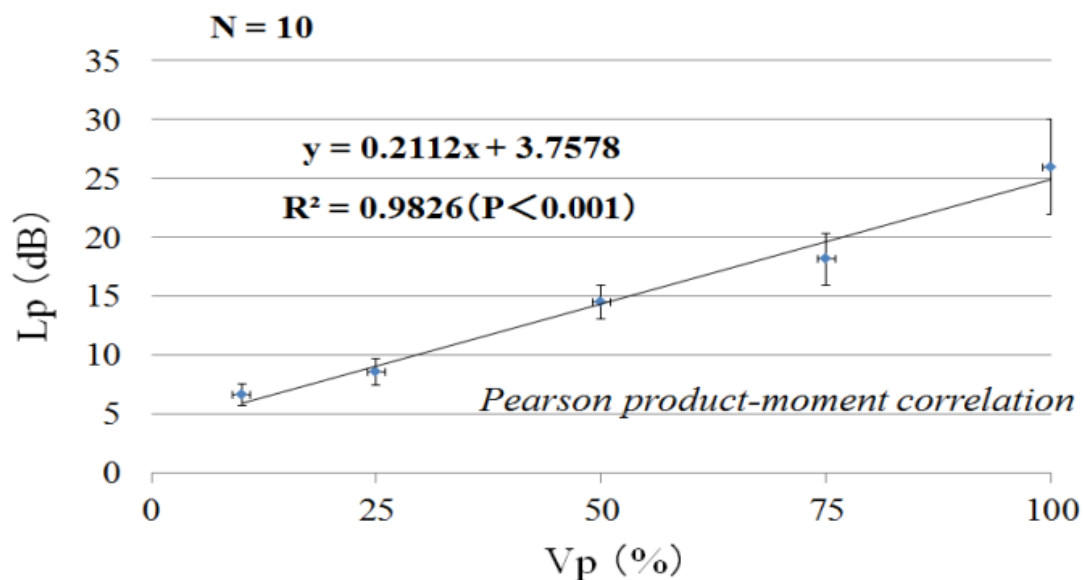


Fig. 5. 7 Relations of the throat sound and the simple polygraph

### 5-4-3 口腔咽喉音と鼻圧信号の相関関係

被験者の年齢は、25.8 (SD 2.0) 歳であった。

鼻圧信号の振幅を 100%, 75%, 50%, 25%, 10% と変化させた時の口腔咽喉音は 25.96dB, 18.11dB, 14.47dB, 8.54dB, 6.61dB であった。それは鼻圧信号と強い相関 ( $R=0.983$ ,  $P<0.001$ ) を示した (Fig. 5. 8)。



Vp (%)	10	25	50	75	100
Lp (dB) Mean (SD)	6.61 (0.89)	8.54 (1.12)	14.47 (1.47)	18.11 (2.23)	25.96 (4.01)

The nose pressure signals and the data of throat sounds were analyzed by Microsoft Excel and statistical analysis was performed it. In a correlation analysis, the coefficient of correlation was calculated using the Pearson product-moment correlation.

Fig. 5. 8 Correlation with the simple polygraph and oral throat sound

## 5-5 考察

本研究結果から、咽喉マイクロフォンは、現在、SDB の診断に一般的に使用されている圧センサー式鼻カニューレと比して、拘束感や違和感が大きく緩和されることが示された。また、鼻炎や花粉症などが原因で鼻呼吸が困難となり、口呼吸が頻繁になってしまう症例に対しても、咽喉マイクロフォンによる口腔咽喉音は、睡眠無呼吸の誤判定を防止できると思われる。

循環器領域における睡眠呼吸障害の診断・治療に関するガイドライン<sup>(14)</sup>によると、睡眠検査機器は、Type 1 から Type 4 までの 4 つに分類される (Type 1 : 監

視下での PSG, Type 2: 非監視下での PSG, Type 3: 呼吸努力の評価可能な呼吸モニター, Type 4: 呼吸努力の評価不可能な呼吸モニター). Type 1 や Type 2 といった PSG 検査は, 睡眠呼吸障害の最も確実な診断方法であるが, わが国では実施可能な施設が限られているのが現状であり, また保険収載の関係から在宅で検査可能な Type 3 や Type 4 といった簡易ポリグラフがよく用いられる. しかし, Type 3 や Type 4 といった簡易ポリグラフは, PSG と比して装着する電極数を減らしたことで, 簡便な検査である一方, 脳波, 眼電図などの検査内容を簡略化したことで, 総睡眠時間を計算することができないことから, 正確な無呼吸低呼吸指数 (AHI) や睡眠効率を算出することもできない. また, 簡易ポリグラフの解析には, 一般的に付属してあるメーカー専用のソフトウェアを用いて自動的に行うが, 現時点でその信頼性は低い. そのため, 簡易ポリグラフは, その特性を理解したうえで, 解析結果の整合性と妥当性を確認すべきである.

咽喉マイクロフォンによる口腔咽喉音と鼻カニューレによる鼻圧信号との関係は, とても強い相関を示した. また, 口腔咽喉音は通常呼吸, 低呼吸, 無呼吸と, 呼吸の状態を変化させた時の変化に対しても, 簡易ポリグラフと同等の判別ができた. 以上の結果より, 咽喉マイクロフォンによる口腔咽喉音は, 現在市販されてある簡易ポリグラフと同等の精度があることが示された. しかし, 今回我々が行った研究では, 口腔咽喉音で通常呼吸, 低呼吸, 無呼吸の判別まではおこなえたが, 原則, SDB の診断基準に用いられる無呼吸低呼吸指数の算出まで着手することができなかった. OSA では, 一般的に無呼吸や低呼吸の程度が, 睡眠中の体位によって増減することが知られている<sup>(15), (16)</sup>. それは体位性 OSA と提唱されており, 仰臥位で増悪し, 側臥位で軽減する. 本研究での咽喉マイクロフォンによる口腔咽喉音の計測時の体位は, すべて仰臥位で行った. そのため, 体位変換時の口腔咽喉音の変化については明らかではない. これらに関しては, 今後の検討課題としたい.



## 5-6 おわりに

今回我々は、咽喉マイクロフォンによる口腔咽喉音と、簡易ポリグラフによる鼻圧信号との比較をおこない、呼吸状態の変化に対して口腔咽喉音が簡易ポリグラフと同等の判別精度があることを検証した。

口腔咽喉音は、鼻圧信号と強い相関関係を示した。

口腔咽喉音は、呼吸状態の変化に対して、簡易ポリグラフと同等の判別がおこなえた。

以上、口腔咽喉音簡易は、呼吸状態の変化に対して、簡易ポリグラフと同等の精度があることが示された。

## 参 考 文 献

1. Young T, Palta M, Dempsey J, et al. The occurrence of sleep-disordered breathing among middle-aged adults. *N Engl J Med* 1993, vol. 328, pp. 1230-1235.
2. Kayukawa K, Okada T, Sleep spnoea. Hurried diagnosis and popularization of treatment. Morbidity, sex difference and age difference of obstructive sleep apnea syndrome. *Biomedicine and Therapeutics* 1996 Japanese, vol. 30, No.2, pp. 179-182.
3. Kushida CA, Litner MR, Mogenthaler T, et al. Practice parameters for the indications for polysomnography and related procedures: An update for 2005. *Sleep* 2005, vol. 28, pp. 499-521.
4. Suga M, Momomura S. Current medical practice of sleep disordered breathing in cardiology in Japan. *Circ J* 2010, vol. 72, pp. 422.
5. 酒井徳昭, 松村雅史. 口腔咽喉音分析による無呼吸と低呼吸の無拘束モニタリング. *電気学会論文誌 C* 2014. vol. 134, no. 11, pp. 1613-1616.
6. 酒井徳昭, 松田知之, 松村雅史. SpO<sub>2</sub> 測定部位に関する研究 - ネックバンド型アタッチメントの試作 -. *医工学治療* 2014, vol. 26, no. 2, pp. 90-93.
7. 桑平一郎, 神谷有久理, 太田保世. 高圧と低圧の呼吸生理学. *日高圧医誌* 1997, vol. 29, no. 3, pp. 139-144.

8. 永田拓, 村田進, 福島千晴. 気管模型内の二次流れ渦の形成機構. Therapeutic research 1996, vol. 17, no. 8, pp. 240-246.
9. 永田拓, 森友紀, 本多勝寿. 気管模型内の流れの観察. Therapeutic research 1994, vol. 15, no. 8, pp. 427-432.
10. 佐藤照夫. 人体の構造と機能. 医歯薬出版株式会社 2010, pp. 92.
11. 沈海. 日本人の咽頭断面積と咽頭コンプライアンスの正常値. 日胸疾会誌 1993, vol. 31, no. 11, pp. 1432-1440.
12. 須藤浩三. 流量の力学. コロナ社 1994.
13. 佐藤照夫. 人体の構造と機能. 医歯薬出版株式会社 2010, pp. 83.
14. 百村伸一, 赤柴恒人, 麻野井英次, ほか. 循環器領域における睡眠呼吸障害の診断・治療に関するガイドライン. 循環器病の診断と治療に関するガイドライン (2008-2009 年度合同研究班報告). Circ. J 74 (Suppl. II) 2010, pp. 1053-1084.
15. Richard W, Kox D, Den HC, et al. The role of sleep position in obstructive sleep apnea syndrome. Eur Arch Otorhinolaryngol 2006, vol. 263, pp. 946-950.
16. Oksenberg A, Silverberg DS, Arons E, et al. Positional vs non positional obstructive sleep apnea patients. Anthropomorphic, nocturnal polysomnographic and multiple sleep latency test data. Chest 1997, vol. 112, pp. 629-639.

## 第6章 結論

本論文では、最初にSDBに関する知見として、睡眠関連疾患の定義と分類に関する国際的マニュアルとして定評のあるAASMが出版するICSD-2マニュアル、睡眠呼吸障害研究会編集の「成人の睡眠時無呼吸症候群診断と治療のためのガイドライン」日本呼吸器学会NPPVガイドライン作成委員会による「NPPVガイドライン」などを参考に、睡眠関連疾患について調べた。それらによると、SDBは不眠症に次ぐ第2番目の大きなカテゴリーとして位置づけられていることが分かった。またSDBは、CSA、OSA、睡眠関連低換気・低酸素血症症候群に分類されており、その臨床的意義の高さが幾つかの文献より示唆されている。SDBが循環器領域に与える影響や疫学調査、診断機器の問題点に関する知見は、幾つかの文献やガイドラインを基本に調べた。なかでも1993年のWisconsin Sleep Cohort Studyの報告は有名であり、それによると $AHI \geq 5$ のSDBの割合は男性24%、女性9%であり、そのうち症状を呈するSDB患者の割合は男性4%、女性2%であったと報告されている。我が国におけるSDBの有病率は不明であるが、粥川らは、一般住民910名を対象とした我が国の疫学調査において、 $AHI \geq 10$ のOSAは男性3.3%、女性0.5%（全体で1.7%）と報告しており、OSA患者数は約200万人と推定されている。しかし問題はその診断率であり、治療の対象となるOSAの85%以上が未診断とされている。その診断率の低さの要因は、医療者や行政のSDBに関する関心の低さが一番であるとされている。赤柴らが実施した日本呼吸器学会認定施設（349施設）におけるSAS 診療の現状に関するアンケート調査結果より、PSG検査が実施できる施設は少なく、その実施可能な件数は最大でも年間1,300例にとどまることも大きな課題であることが分かった。この課題に関しては、PSG検査機器やPSG専用ベッドの購入、解析や診断のための睡眠医療専門職（医師、看護師、臨床工学技士など）の確保など、様々なハードルをクリアする必要があるため解決は容易でない。一方、同調査結果より、簡易ポリグラフはPSGと比してその普及率が高いことが分かっている。また我が国の医療保険制度における簡易ポリグラフの保険適応の解釈には、「SDBが強く疑われる患者に対して、睡眠時無呼吸症候群の診断のために用いる」ものであると記載されているため、簡易ポリグラフはOSAのスクリーニングから診断にまで使用

されているのが現状である。そのため我が国のOSAの診療においては、PSGではなく簡易ポリグラフが病院から開業医にまで普及した背景にあると思われる。しかし、簡易型のポリグラフであっても鼻気流を測定するための鼻カニューレに対する違和感や花粉症や鼻炎による口呼吸を無呼吸と誤判定することによるAHIの過大評価に関しては周知の問題点であるが、それらを解決した先行研究報告はない。

そこで我々は、これらの問題点を解決すべく頸部に装着したネックバンド型デバイス（咽喉マイクロフォンとパルスオキシメータ）により収集した各々口腔咽喉音と光電脈波を基に、口腔咽喉音の分析とSpO<sub>2</sub>の計測を行い、以下の3項目について検証を行った。①ネックバンド型パルスオキシメータで測定したSpO<sub>2</sub>値の信頼性、②従来の簡易ポリグラフで使用されている鼻カニューレと咽喉マイクロフォンとの拘束感の比較、③咽喉マイクロフォンより収集した口腔咽喉音の分析により無呼吸と低呼吸の識別。

#### ①ネックバンド型パルスオキシメータで測定したSpO<sub>2</sub>値の信頼性の検証について

術後、ICUに収容された患者のうち、手指部においてSpO<sub>2</sub>の測定ができなかった50症例の末梢循環不全患者を対象に血液ガス分析装置で測定したSao<sub>2</sub>を基準値に、ネックバンド型と前頭部型でSpO<sub>2</sub>の測定感度の比較を行った。また、手指部においてSpO<sub>2</sub>の測定ができなかった50症例のうち人工呼吸器装着中の10症例を対象に、気管吸引を実施してからSpO<sub>2</sub>が低下し始めるまでの時間をネックバンド型と前頭部型で比較を行った。

ネックバンド型は前頭部型と比して有意(P<0.001)に測定感度が高かった。頸部で測定するネックバンド型は、前頭部と比して太く、確実にauto-regulation機能の働いている頸動脈をSpO<sub>2</sub>の測定部位としているため、前頭部と比して末梢循環不全の影響を受けにくいと考えられる。気管吸引によるSpO<sub>2</sub>変化までの時間は、ネックバンド型4.4±1.1秒であったのに対して、前頭部型は12.0±1.9秒と、ネックバンド型の方が有意(P<0.001)に速い反応を示した。

Beboudらの研究によれば、前頭部は低灌流時のような末梢循環不全において、SpO<sub>2</sub>の測定に最も適している部位であると結論付けている。しかし、本研究では前頭部と比して頸動脈をSpO<sub>2</sub>の測定部位としたネックバンド型パルスオキシメータは、よりSpO<sub>2</sub>の測定感度は高く、且つSpO<sub>2</sub>の変化に対する反応も速かつ

た。手指部で SpO<sub>2</sub> の測定ができない末梢循環不全において、ネックバンド型パルスオキシメータは、前頭部型より SpO<sub>2</sub> の測定に有用であることが示された。

## ②従来の簡易ポリグラフで使用されている鼻カニューレと咽喉マイクロフォンとの拘束感の比較

第二岡本総合病院の睡眠時無呼吸外来を受診した初診患者 45 人を対象に従来の簡易ポリグラフで使用されている鼻カニューレと咽喉マイクロフォンとの拘束感の比較を簡易的な口頭のアンケート方式で行った。

45 人中 41 人が咽喉マイクロフォンの方が、鼻カニューレと比べて、拘束感や不快感がないと答えた。この結果から、咽喉マイクロフォンは、現在、睡眠時無呼吸症候群の診断に一般的に使用されている圧センサー式鼻カニューレと比して、拘束感や違和感が大きく緩和されることが示された。

## ③咽喉マイクロフォンより収集した口腔咽喉音の分析により無呼吸と低呼吸の識別

20 から 30 歳代の健常男性 20 人を対象に、ネックバンド型の咽喉マイクロフォンと鼻カニューレを各々咽喉部付近と鼻孔に装着した後、市販されてある簡易ポリグラフの呼吸イベントを基準に通常呼吸、低呼吸、無呼吸と鼻気流を変化させた時の口腔咽喉音との関係を調べた。次に、鼻カニューレで測定した鼻圧信号の振幅の peak-to-peak 値を段階的に変化させ、口腔咽喉音との相関を調べた。

口腔咽喉音は、簡易ポリグラフの判定基準を基に通常呼吸、低呼吸、無呼吸と鼻気流を変化させた時、簡易ポリグラフと同精度の呼吸イベントの識別が可能であった。また、咽喉マイクロフォンによる口腔咽喉音と鼻カニューレによる鼻圧信号との関係は、とても強い相関 ( $R=0.983$ ,  $P<0.001$ ) を示した。現在市販されている簡易ポリグラフは、圧センサー式の鼻カニューレが一般的に使用されているが、何らかの要因により検査中に鼻閉が生じ口呼吸となった際、圧センサー式の鼻カニューレはそれを感知できず無呼吸イベントだと誤った判定をしてしまう可能性があるが、事前に調べた結果、口呼吸時においても口腔咽喉音は、鼻呼吸時と同様の変化を示した。

咽喉マイクロフォンによる口腔咽喉音は、現在市販されてある簡易ポリグラフと同等の精度があることが示された。

本研究では咽喉マイクロフォンを用いて口腔咽喉音を分析することで、従来

の簡易ポリグラフと同精度の呼吸イベントの判別が可能だけでなく、口腔咽喉音は、口呼吸や鼻呼吸に拘わらず同様の変化を示した。また、ネックバンド型デバイスは、鼻カニューレと比してより無拘束なデバイスとして評価された。ネックバンド型パルスオキシメータによる頸動脈の SpO<sub>2</sub> 測定は、実際の臨床現場において有意義なデバイスとして検証できた。

おわりに本研究課題として、頸部に装着したネックバンド型デバイスにより収集した各々口腔咽喉音と光電脈波を基に、口腔咽喉音の分析と SpO<sub>2</sub> の測定を独立した研究として成果をだすことはできたが、今回は SpO<sub>2</sub> と口腔咽喉音を同時に測定するデバイスの開発まで着手することができなかった。故に、睡眠時無呼吸症候群の診断基準に用いられる AHI の算出が行えなかった。また、OSA では一般的に無呼吸や低呼吸の程度が、睡眠中の体位によって増減することが知られている。それは体位性 OSA と提唱されており、仰臥位で増悪し側臥位で軽減する。本研究での咽喉マイクロフォンによる口腔咽喉音の計測時の体位は、すべて仰臥位で行った。それ故、体位変換時の口腔咽喉音の変化については明らかではない。これらに関しては、今後の検討課題としたい。

## 謝辞

本論文を結ぶにあたり，多くの貴重なご指導，ご助言ならびにご鞭撻を賜りました，大阪電気通信大学大学院医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻・松村雅史教授に深甚なる謝意を表します。

本論文の作成にあたり，本学大学院医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻・森本正治教授，吉田正樹教授，新川拓也教授には多くの貴重かつ有益なご助言を頂きました。心より御礼申し上げます。

本研究の遂行にあたり，ご協力を頂きました，社会医療法人岡本病院第二岡本総合病院，院長・土井修先生，糖尿病内科・紀田康雄先生，神経内科・上古眞理先生，麻酔科・松田知之先生，臨床工学科・河崎弘大先生，社会医療法人岡本病院おかもと総合クリニック院長・北浦一弘先生ならびに工学・医学の発展を願い快く協力して頂きました，被験者に心より感謝致します。

本学大学院医療福祉工学研究科医療福祉工学専攻の先生方には，公私にわたり数々のご助言ならびにご協力を頂きました。ここに厚く御礼申し上げます。

そして，本研究に参加され，よき共同研究者となって頂いた，松村研究室・山本卓矢氏，楠井敏之氏，浦南翔一氏ならびに関係諸氏に心より感謝の意を表します。

また，本学教職員の方々には公私共々，大変お世話になりました。ここに感謝の意を表すと共に，厚く御礼申し上げます。

最後に，著者の研究活動を誰よりも応援してくれた両親に心から感謝致します。

# 研究業績目録

## 学術論文（査読あり）

1. 酒井徳昭, 松村雅史. デバイスメーカーによる PVC 反応の違いに関する検討 - 心室の機能的アンダーセンシングによる Spike on T を経験して -. 心電図 2015. (症例報告) 掲載決定
2. 酒井徳昭, 松村雅史. 口腔咽喉音分析による無呼吸と低呼吸の無拘束モニタリング. 電気学会論文誌 C 2014, vol. 134, no. 11, pp. 1613-1616. (原著)
3. 酒井徳昭, 松田知之, 松村雅史. SpO<sub>2</sub> 測定部位に関する研究 - ネックバンド型アタッチメントの試作 -. 医工学治療 2014, vol. 26, no. 2, pp. 90-93. (短報)
4. 酒井徳昭, 松村雅史. タービン搭載型人工呼吸器が人工鼻の性能に与える影響. 人工呼吸 2010, vol. 27, no. 2, pp. 267-273. (原著)

## 国際会議

N. Sakai and M. Matsumura. Estimate of the nose current of air at the time of apnea or hypopnea by throat sound analysis. 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 2013, SaB08.14.

## 学会発表

1. 河崎弘大, 酒井徳昭. 臨床工学科で行った医療安全に関する取り組み - ヒヤリハット報告書提出のノルマ化 -. 第 21 回近畿臨床工学会 2014, 滋賀 (ポスター発表)
2. 岡田良, 酒井徳昭. IVUS と OCT を用いて比較した症例. 第 21 回 CVIT 近畿地方会 2013, 大阪. (口頭発表)
3. 上古真理, 酒井徳昭, 紀田康雄. 睡眠時無呼吸症候群と糖尿病, 当院無呼吸外来患者での検討. 第 28 回日本糖尿病合併症学会 2013, 北海道. (口頭発表)
4. 酒井徳昭, 松村雅史. 口腔咽喉音分析による無呼吸と低呼吸の無拘束モニタリング. 第 25 年電気関係学会関西連合大会 2013, 大阪. (ポスター発表)



5. 酒井徳昭, 松村雅史. 職員健診での問診票 (ESS) を用いた SAS スクリーニングの有用性と課題. 第 23 回日本臨床工学会 2013, 山形. (ポスター発表)
6. 山崎康祥, 酒井徳昭, 後藤智行. 体外循環中の Reactive Oxygen Metabolites (d-ROM) と Biological Anti-oxident Potential (BAP) の基礎的検討. 第 38 回日本体外循環技術医学会大会 2012, 千葉. (口頭発表)
7. 酒井徳昭, 松村雅史. PVC 後に生じた conducted retro P wave と long AV delay 設定が契機で招いた spike on T. 第 3 回京都 呼吸・循環セミナー 2012, 京都. (口頭発表)
8. 酒井徳昭, 松村雅史. 職員健診での問診票 (ESS) を用いた SAS スクリーニングの有用性と課題. 第 47 回京都病院学会 2012, 京都. (口頭発表)
9. 酒井徳昭, 松村雅史. PVC 後に生じた conducted retro P wave と long AV delay 設定が契機で招いた spike on T. 第 4 回植込みデバイス関連冬季大会 2012, 福岡. (口頭発表)
10. 酒井徳昭, 松村雅史. Conducted APC と Long A-V delay 設定が招いた Spike on T. 第 18 回近畿臨床工学会 2011, 神戸. (口頭発表)
11. 酒井徳昭, 松村雅史. パルスオキシメータ測定部位の検討. 第 21 回日本臨床工学会 2011, 大分. (口頭発表)
12. 酒井徳昭, 松村雅史. ネックバンド型パルスオキシメータの試作—手術室・ICU での応用—. ME とバイオサイバネティクス研究会 (MBE) 2010, 名古屋. (口頭発表)
13. 酒井徳昭, 松村雅史. タービン搭載型人工呼吸器が人工鼻の性能に与える影響. 第 17 回近畿臨床工学会 2010, 大阪. (口頭発表)