防音気圧装置の試作†

北原正章・児玉章・小沢博史
井上秀蔵

はじめに

耳は空気の振動である音の受容器であり、そのような意味からしても大気圧の変動を最も受けやすい器官の一つである。ヒトでは眼球振盪を生じない程度の弱い気圧の影響で身体偏倚の生ずることも知られている¹⁾。解剖学的にも外耳道は大気中に解放され、中耳も耳管、外耳道を経て直接、間接に大気圧の影響を受ける。ヒトの内耳は正円窓、卵円窓を介して大気圧の影響を受けるが、ある種の魚では内リンパ囊さえ直接水中に開いている²⁾。

1965, 1966年 Lundgren³⁾⁴⁾ はダイバーや飛行機のパイロットの気圧変動によるめまいを報告し、1971年 Frederic⁵⁾ も中耳圧増加に起因するめまいの報告を行っている⁶⁾。気圧の変化がめまいの治療になるとの報告もある。1975年 Densert⁶⁾ らは大気圧を低下させることで、メニエール病のめまい治療が出来るとした。以来、主としてスウェーデンの研究者達により低圧室がメニエール病の治療に有効であるとの報告がなされてきた⁷⁾⁸⁾。1984年 Younger⁹⁾ らはこの低圧室治療は効果に乏しいとしたが、1987年 van Deelen¹⁰⁾ らはスウェーデンの研究者らとはほぼ同じ手法で有効な成績を報じている。この様に、メニエール病の低気圧室での治療は20年近く行われてきたが、後述するようになお多数の疑問点も未解決のまま残されている。

多くの問題点の残されている理由は種々考えられるが、最大の理由は気圧室の構造上の不備から更に進んだ実験の出来難い点にある。多くの気圧室は陰圧或は陽圧のいずれか一方の負荷しか出来ないし、気圧室の騒音にしても Younger⁹⁾ らは環境医学研究所の、van Deelen¹⁰⁾ らは航空実験隊の気圧室を借用しているが、室内の騒音レベルはその記載すら無い。また独自の気圧室を持つ Tjernström⁵⁾ の場合でも原著にその記載なく、私信によると、定常圧時 60dB-70dB の騒音はあるようだ。わが国にある程度普及している高圧酸素治療室にしても室内騒音は同程度に大きく、陰圧附加は出来ない。

そこで著者らは、ヒトの気圧環境下での神経耳科研究を目的とした防音気圧装置を作製したので、ここに報告する。

防音気圧装置の概要と性能実験成績

本気圧装置の作製は川崎エンジニア(株)に依頼した。図1は防音気圧装置のブロックダイアグラムを示す。気圧装置は気圧チャンバー本体、加圧系、減圧系、操作盤、酸素供給器より成る。気圧チャンバー本体(直径0.7m, 全長2m)にはハッチ、観察窓、交話装置、非常呼び出し、照明器、測定器用コネクターが装備されている。加圧系は小型コンプレッサー、エアリザーブタンク、エアクリーナ(除塵、除菌器)、冷却器、消音器から成り、減圧系は真空ポンプ、真空タンク、消音器から成る。操作盤では8種類のプログラムがセットされワンタッチでの装置を可能としている。これらのプログラムの変更や、自動操作から手動への切り替えも可能である。酸素供給器からは気圧チャンバー内圧と連動してチャンバー内圧上の一定圧でチャンバー内に任意の量の酸素を供給することが出来る。図2, 3は防音気圧チャンバーの外観を示す。

気圧チャンバー内圧、内圧変化速度、換気量

気圧チャンバー内圧は実験室での大気圧と、その大気圧上下1,000mmH₂Oの範囲での加圧減圧が可能で、圧変化速度は最大100mmH₂O/secである。例えば気圧チャンバー内圧を0mmH₂O(実験室の大気圧)から-1,000mmH₂Oへ100mmH₂O/secの速度で変化させるということは、初気圧は異なるが海面から六甲山頂上レベルまで10秒で上昇した時の気圧変化に相当する。本実験での換気量はチャンバー内圧により異なるが、ほぼ40-60Nl/minに設定した。

気圧チャンバー内酸素分圧または酸素濃度

図4は気圧チャンバー内圧が0mmH₂O(チャンバーを設置してある実験室での大気圧)、1,000mmH₂O、-1,000mmH₂O時の酸素濃度と酸素分圧の関係を示す。気圧チャンバー内には大気そのまま導入されるので0mmH₂O時の気圧チャンバー内酸素濃度は21vol%である。チャンバー内圧が下がると酸素分圧も低下する。例えば内圧が0mmH₂Oから-1,000mmH₂Oに低下す

† A New Sound-proof Pressure Chamber
Masaaki Kitahara, Akira Kodama, Hiroshi
Ozawa and Shyuzo Inoue
滋賀医科大学耳鼻咽喉科学教室

図1 防音気圧装置のブロックダイアグラム。

図2 気圧チャンバー外観（ドア解放時）。

図3 気圧チャンバー外観（ドア閉鎖時）。

るとチャンバー内酸素分圧は 210mmHg だけ低下することになる。従ってチャンバー内の酸素分圧を 0mmHg 時と同じ値に保つためには、チャンバー内の酸素

図4 チャンバー内の3段階（ 0mmHg , $1,000\text{mmHg}$, $-1,000\text{mmHg}$ ）の気圧下での酸素分圧と酸素濃度との関係。
但し 0mmHg は実験室の大気圧を意味する。

濃度を $21\text{vol}\%$ から $23.2\text{vol}\%$ に上げればよい事になるが、図5は実際チャンバー内圧を 0mmHg のまま（上段）、圧変化速度 50mmHg/sec で $1,000\text{mmHg}$ （中段）、又は $-1,000\text{mmHg}$ （下段）に上下した際の動脈血酸素飽和度（ SaO_2 ）と脈拍のPulsoxymeter（日本光電製 OLV-1200）による測定値を示す。チャンバー

図5 気圧チャンバー内での被検者の動脈血酸素飽和度 (SaO_2) と脈拍の変化。
チャンバー内圧は 0 mmHg (上段), $1,000 \text{ mmHg}$ (中段), $-1,000 \text{ mmHg}$ (下段) の3段階。中段, 下段の矢印は指示圧の区間を示す。 SaO_2 は上部の大きな点, 脈拍は下部の小さな点で示されている。横軸: 時間経過で1目盛り1分。縦軸: SaO_2 はフルスケール $75-100\%$, 脈拍数はフルスケール $50-100/\text{sec}$ を示す。加減圧時 SaO_2 は 2% 程度増減するが, 脈拍は変化しない。被検者は29歳男子。

図6 気圧チャンバー内での被検者の動脈血酸素飽和度 (SaO_2) と脈拍の変化。
 $-1,000 \text{ mmHg}$ の減圧 (矢印) で SaO_2 は約 2% 低下するが, 10 liters/min の酸素供給で回復する。縦, 横軸の目盛りは図5と同じ。被検者は27歳男子。

内圧を $\pm 1,000 \text{ mmHg}$ に上下しても SaO_2 , 脈拍の変化は正常範囲に留まる事が分かる。もっとも, SaO_2 は加圧または減圧後約1分から数分して $1-2\%$ は増減する。しかし, 例えば図6の症例の SaO_2 は内圧 $-1,000 \text{ mmHg}$ で約 2% 低下するが, この程度の微量低下も 10 liters/min の酸素供給で十分防ぐことが出来る。この酸素は前記のようにチャンバー内圧と連動した圧力で供給されるので, チャンバー内の酸素濃度または酸素分圧をチャンバー内圧と関係なく更に上げることも可能で

ある。但しチャンバー内酸素を高濃度とする場合はチャンバー内で扱う測定器具の安全性を確認しておかねばならない。

気圧チャンバー内騒音と電氣的シールド

チャンバー内騒音を減ずるため, 気圧チャンバー本体と操作盤は防音室内に設置し, 加減圧系では騒音の少ない小型のコンプレッサーと真空ポンプを用い, 実際の急速な加圧減圧はリザーブタンクと真空タンクを使用した。また送気には大口径で曲がりの緩やかな非金属パイプを

図7 気圧チャンバー内騒音レベル。

上から 100mmH₂O/sec で 1,000mmH₂O に加圧した際のチャンバー内圧と騒音レベル, 50mmH₂O/sec で 1,000mmH₂O に加圧した際のチャンバー内圧と騒音レベル, 33.3mmH₂O/sec で 1,000mmH₂O に加圧した際のチャンバー内圧と騒音レベルを示す。

図8 気圧チャンバー内騒音レベル。

上から 100mmH₂O/sec で -1,000mmH₂O に減圧した際のチャンバー内圧と騒音レベル, 50mmH₂O/sec で -1,000mmH₂O に減圧した際のチャンバー内圧と騒音レベル, 33.3mmH₂O/sec で -1,000mmH₂O に減圧した際のチャンバー内圧と騒音レベルを示す。

使用するとともに、排気、吸気パイプと気圧チャンバー間には大型高性能のサイレンサーを設けた。図7, 8は0mmH₂O から 1,000mmH₂O または -1,000mmH₂O に、100mmH₂O/sec, 50mmH₂O/sec, 33.3mmH₂O/sec の速度で加減圧した際のチャンバー内騒音を示す。騒音はリオン騒音計 (NA-40) の A レンジで測定した。定常圧時のチャンバー内部騒音は、いずれの場合も 30-35dB 以下であった。100mmH₂O/sec での加圧時 (零圧から陽圧に持っていくとき、または陰圧から零圧に戻すとき) の騒音は瞬時 50-55dB に達することがあり、同じ速度での減圧時 (零圧から陰圧に持っていくとき、または陽圧から零圧に戻すとき) 騒音の約 45dB より大きかった。50mmH₂O/sec での加圧減圧時の騒音は 40dB 前後、33.3mmH₂O/sec 加減圧時の騒音は 40dB 未

満であった。この様に圧変化時の短時間、騒音レベルは多少上昇するものの以後の騒音レベルは聴力検査を妨げる程度ではなく、少なくとも定常圧時の気圧チャンバー内聴力検査は充分可能であると考えた。また加減圧系、操作板、気圧チャンバーを完全にシールドすることで、チャンバー内で蝸電図の測定を行うことも出来た。

測定器の気圧差に基づく誤差

Younger⁹⁾ らは気圧変化による聴力検査用レシーバーの感度差を測定し、その差は誤差範囲であるとした。筆者らはリオン技術部の協力を得て、音圧校正器 (リオン MA64, マイクロフォンは KPT100 使用) を用い聴力検査関係レシーバーの感度を各周波数について ±1,000mmH₂O 間で測定した。例えば、オリオン AD-02 気導受話器 (42816) の感度は -1,000mmH₂O で低下し、

1,000 mmH₂O で増大する。その程度は 1 KHz 以下の周波数では 2 KHz 以上の周波数より大きい、結果はいずれも 1 dB 未満の誤差範囲に留まることを確認した。

気圧チャンバーの安全対策

気圧チャンバーには観察窓、非常呼び出し及び交話装置を設けた。緊急時には加減圧系と気圧チャンバー本体を手動で遮断し、チャンバーのドレーン弁を開くことで、チャンバー内圧を外気圧に近づけた後、速やかにハッチを解放することが出来る。

考 按

従来の気圧室実験では、例えばメニエール病に関する実験だけを取り出してみても、次のような未解決の問題が数多く残されている。1) もしメニエール病の聴力が減圧で回復するならば、加圧時は悪化するのか？ 2) メニエール病以外の神経耳科疾患の聴力は加圧減圧で変化しないのか？ 減圧での聴力回復はメニエール病特有の変化か？ 3) そうであるとするならば、この変化はグリセロールテストの様にメニエール病の診断に使う事が出来るのか？ 4) 嚥下を行わせて中耳に相対的陽圧をつくらず、中耳腔を含めて加圧減圧を行った場合はどうか？ 5) この際気圧変化速度は重要なのか？ 等等である。

この様な疑問を残している主な理由は、加圧だけ出来る装置や、反対に減圧だけ出来る装置はあってもこの両者を可能とする気圧室は少なく、更にほとんどの気圧室では音響的、電気的ノイズに対する考慮が払われていなかった事にある。筆者らの試作した加減圧可能な気圧装置では定常圧時の騒音を 30-35 dB 以下に抑えることが出来た。また実際の実験で用いられる圧変化速度は主として 33 mmH₂O/sec 以下で、圧変化時発生するノイズレベルも 40 dB に満たない。その意味では本装置を防音気圧装置 (Soundproof pressure chamber) と呼ぶ事が出来ると思う。急速 (50 mmH₂O/sec 以上) に圧を変化させる際、騒音レベルは 35-40 dB を越すが、これらの騒音は加減圧プログラムの微調整、換気量調整によって更に減じたいと考えている。

結 語

ヒトの神経耳科学研究を目的とした最高 100 mmH₂O/sec の速度で変化する $\pm 1,000$ mmH₂O までの気圧環境をつくる装置を試作し、定常圧時のチャンバー内ノイズを 30-35 dB 以下にとどめることが出来た。本装置は神経耳科学研究に貢献するものと考えている。

謝 辞

本研究は厚生省特定疾患前庭機能異常調査研究班の研究費援助により行われた。

文 献

1) Fukuda T : Studies on Human Dynamic Postures from the View Point of Postural Re-

flexes. Acta Otolaryngol (Suppl) 161 : 130-143, 1961

2) Portmann G : Vertigo-Surgical treatment by opening the saccus endolymphatics. Arch Otolaryngol 6 : 309-319, 1927

3) Lundgren CEG : Alternobaric vertigo- a diving hazard. Br Med J 28 : 511-513, 1965

4) Lundgren CEG : Alternobaric vertigo among pilots. Aerospace Med 37 : 178-180, 1969

5) Frederic MB : Vertigo due to increased middle ear pressure. Aerospace Med 42 : 999-1001, 1971

6) Densert O, Ingelstedt S, Ivarsson A, et al : Immediate Restoration of Basal Sensory-neural Hearing Using a Pressure Chamber. Acta Otolaryngol 80 : 93-100, 1975

7) Tjernström Ö : Effects of Middle Ear Pressure on the Inner Ear. Acta Otolaryngol 83 : 11-15, 1977

8) Densert B, Densert O : Overpressure in Treatment of Meniere's Disease. Laryngoscope 92 : 1285-1292, 1982

9) Younger R, Longbidge N S, Mekjavic I : Effect of reduced atmospheric pressure on patients with fluctuating hearingloss due to Meniere's disease. J Otolaryngol 13 : 76-82, 1986

10) van Deelen GW, Hulk J, Huizing EH : The use of the underpressure chamber in the treatment of patients with Meniere's disease. J Laryngol Otol 101 : 229-235, 1987

Abstract

Although the effect of the atmospheric pressure on Meniere's disease has been studied for over 15 years, and low pressure treatment seems to be effective, many questions are left unanswered. The major reason is thought to be in the specifications of the pressure chamber.

Most pressure chambers hitherto used are capable of generating either high or low pressure. Furthermore, since the chambers are not designed for otological examinations in most cases, ventilating with fresh air produces noise exceeding 60-70 dB in the chamber during the examination. Aiming at neurootological research, we built a new sound-proof pressure chamber in which pressure can be changed bet-

ween $\pm 1,000\text{mmH}_2\text{O}$ at a maximum speed of $100\text{mmH}_2\text{O}/\text{sec}$. Noise in this chamber can be kept under 30-35 dB while pressure is maintained at the same level.

Key words : Meniere's disease, pressure chamber, sound-proof chamber

（原稿到着：平成4年6月10日）
（別刷請求先：北原正章）
〒520-21 大津市瀬田月輪町
（滋賀医科大学耳鼻咽喉科学教室）