

学位論文 博士（工学）

医療用呼吸温湿度交換器の  
動的特性に関する研究

2023年度

慶應義塾大学大学院理工学研究科

沖永 佳史

# 目次

## 記号表

第1章 序論 .....	1
1.1 緒言	1
1.1.1 医療用温湿度交換器（HMEF）の役割とその重要性	2
(a) 医療用加温加湿器を用いる方法	2
(b) 医療用温湿度交換器（HMEF）を用いる方法	3
1.2 従来の研究	3
1.2.1 医療分野	4
1.2.2 工学分野	7
(a) 膜・フィルターに関する研究	7
(b) 温湿度交換システムに関する研究	7
(c) HMEFに関する研究	8
1.2.3 帝京大学における HMEF の開発経緯	9
1.3 温度湿度調整の基本原理	10
1.3.1 一般的な温度湿度調整法	10
1.3.2 医療用呼吸温湿度交換器	11
1.3.3 湿度の定義	11
1.4 本研究の目的	14
1.5 本論文の構成	14
第2章 研究手法 .....	16
2.1 実験	16
2.1.1 実験装置および方法	16
2.1.2 測定装置	20
(a) 静電容量型温湿度測定装置	20
(b) 温度測定装置	21
2.1.3 温度、湿度センサーの時間応答特性	22
2.1.4 塩化カルシウム含浸法	25
2.1.5 実験データ取得前のコンディショニング	25
2.1.6 実験サンプルの構成	26
2.2 一次元数値解析	26
2.2.1 仮定	26

2.2.2 塩化カルシウムによる凝縮・蒸発	27
2.2.3 熱損失	30
2.2.4 計算モデル	30
2.2.5 基礎方程式	32
(a) 化学種と変数	32
(b) 質量保存式 (連続の式)	33
(c) 運動方程式	33
(d) 化学種方程式	34
(e) エネルギー方程式	35
2.2.6 差分法	36
2.2.7 空間格子間隔および時間刻み	40
2.2.8 フローチャート	40
2.2.9 計算環境	42
2.2.10 計算の健全性	42
第3章 過渡応答特性 .....	44
3.1 実験結果	44
3.1.1 呼気を模擬した Air 1 の温度, 湿度変化	44
3.1.2 吸気を模擬した Air 2 の温度, 湿度変化	45
3.2 一次元数値解析結果	48
3.3 結論	50
第4章 周期応答特性 .....	51
4.1 人の呼吸パターン	51
4.2 実験結果	53
4.2.1 Case 1 の結果	53
4.2.2 Case 2 の結果	55
4.2.3 Case 3 の結果	57
4.3 一次元数値解析結果	61
4.3.1 周期 256 秒の場合	61
4.3.2 周期 64 秒の場合	65
4.3.3 周期 16 秒の場合	70
4.3.4 周期 4 秒の場合	75
4.3.5 実験結果との比較	80
4.3.6 周期 $\tau_B$ の影響	84
4.3.7 過渡的变化	85
4.4 結論	87
第5章 HMEF の基本特性 .....	88
5.1 CaCl <sub>2</sub> を含浸したスポンジの厚さの影響	88

5.2 HMEF の全長の影響	95
5.3 結論	99
第6章 付加的要因に関する考察 .....	100
6.1 CaCl <sub>2</sub> の水和性に関する考察	100
6.2 接続部, 空洞部に関する考察	105
6.3 結論	111
第7章 結論 .....	112
参考文献 .....	114
図, 表 .....	120
謝辞 .....	125
付録 .....	126
付録1 熱電対の時間遅れ応答特性	126
付録2 流れ場に関する予備計算	127
付録3 輸送係数に関する検討	131
付録4 古典的ルンゲ・クッタ法	139
本論文に関する著者の発表論文 .....	152

# 記号表

## 略記号

Air 1	呼気に対応する空気 (温度 $T:37^{\circ}\text{C}$ , 相対湿度 $\varphi:100\%$ )
Air 2	吸気に対応する空気 (温度 $T:26^{\circ}\text{C}$ , 相対湿度 $\varphi:0\%$ )
HMEF	Heat and Moisture Exchanger with filter (フィルター付き温湿度交換器)
PU	ポリウレタン製のスポンジ

## アルファベット文字

$AR$	吸着割合	[-]
$C_p$	定圧比熱	[kJ/(kg·K)]
$D$	拡散係数	[m <sup>2</sup> /s]
$D_i$	成分 $i$ の物質拡散係数	[m <sup>2</sup> /s]
$f$	周波数	[1/s]
$h_{\text{ads}}$	単位質量当たりの水の凝縮熱	[kJ/kg]
$HRe$	呼気時の熱分配率	[-]
$HRi$	吸気時の熱分配率	[-]
$kHe$	呼気時の総括熱輸送係数	[kJ/(m <sup>3</sup> ·s·K)]
$kHi$	吸気時の総括熱輸送係数	[kJ/(m <sup>3</sup> ·s·K)]
$kMe$	呼気時の総括物質輸送係数	[kg/(m <sup>3</sup> ·s)]
$kMi$	吸気時の総括物質輸送係数	[kg/(m <sup>3</sup> ·s)]
$K_h$	総括熱輸送係数	[kJ/(m <sup>3</sup> ·s·K)]
$K_l$	熱損失項の熱輸送係数	[kJ/(m <sup>3</sup> ·s·K)]
$K_m$	総括物質輸送係数	[kg/(m <sup>3</sup> ·s)]
$L$	HMEF の全長	[m]
$l_{\text{CaCl}_2}$	凝縮/蒸発領域の幅 (スポンジの幅)	[m]
$M$	質量	[kg]
$M_a$	湿り空気 $M$ kg 中の乾き空気の質量	[kg]
$M_w$	湿り空気 $M$ kg 中の水蒸気の質量	[kg]
$M_{\text{wa}}$	湿り空気の質量	[kg]
$MW$	モル質量	[kg/kmol]

$m_i$	成分 $i$ の単位体積あたりの質量	[kg/m <sup>3</sup> ]
$p$	圧力	[Pa]
$p_s$	静圧	[Pa]
$p_w$	湿り空気中の水蒸気圧力	[Pa]
$p_{ws}$	飽和湿り空気中の水蒸気圧力	[Pa]
$R$	一般気体定数	[kJ/(kmol·K)]
$RC$	吸着率	[-]
$r$	相変化エネルギーの分配率	[-]
$S_h$	蒸発凝縮に伴うエネルギー生成項	[kJ/(m <sup>3</sup> ·s)]
$S_l$	装置から外部への熱損失	[kJ/(m <sup>3</sup> ·s)]
$S_t$	気体から固体への熱伝達	[kJ/(m <sup>3</sup> ·s)]
$SV$	比表面積	[m <sup>2</sup> /m <sup>3</sup> ]
$t$	時間	[s]
$T$	温度	[K]
$T_{out}$	外部温度	[K]
$T_b$	呼吸周期	[s]
$u$	$z$ 方向速度	[m/s]
$u_m$	湿り空気の $z$ 方向速度	[m/s]
$V$	体積	[m <sup>3</sup> ]
$V_a$	湿り空気の体積	[m <sup>3</sup> ]
$w$	生成項	[kg/(m <sup>3</sup> ·s)]
$w_i$	成分 $i$ の蒸発凝縮，吸着脱着による生成項	[kg/(m <sup>3</sup> ·s)]
$Y_i$	成分 $i$ の質量分率	[-]
$z$	一次元空間座標	[m]

## ギリシャ文字

$\varepsilon$	空隙率	[-]
$\eta$	塩化カルシウム単位質量あたりの水の凝縮質量	[kg/kg-CaCl <sub>2</sub> ]
$\lambda$	熱伝導率	[kJ/(m·s·K)]
$\rho$	密度	[kg/m <sup>3</sup> ]
$\rho_m$	湿り空気の密度	[kg/m <sup>3</sup> ]
$\rho_w$	容積絶対湿度，水蒸気密度	[kg/m <sup>3</sup> ]
$\tau_B$	周期	[s]
$\chi$	重量絶対湿度	[kg/kg]
$\chi_{eq}$	液体の水と気液平衡になる水蒸気の重量絶対湿度	[kg/kg]

$\varphi$

相对湿度

[-]

### 添字

air

空気

dryair

曇き空気

H<sub>2</sub>O(gas)

気体の水 (水蒸気)

H<sub>2</sub>O(liquid)

液体の水

m

湿り空気

prev

一時刻前

PU

ポリウレタン製のスポンジ

s

固体側

# 第1章 序論

## 1.1 緒言

全身麻酔を伴った手術時など、患者が非意識下に置かれる状況においては、適切な呼吸を確保することは必須である。そのために、人工的な呼吸管理が行われる。とくに患者が非意識下にある場合、舌の沈下が起こり、気道が塞がれてしまうので、呼吸用マスクなどで口や鼻を覆って呼吸管理をすることは困難であり、気管へ直接管を入れ患者の呼吸管理を行わなければならない。

患者の呼気は温度約 37°C の飽和蒸気状態で排気される。一方、手術室や ICU などの高度な治療を行う処置室の空気は約 23°C の乾燥空気となっていることから、吸気に何も施さない場合、肺には鼻腔を通過した空気とは異なり乾燥した冷たい空気が流入することになる。しかし、患者が吸気する空気の温度と湿度の維持は、患者の全身状態を良好に保つために必要な要素として無視できないことが各種医学的臨床研究により報告されており、呼吸の温湿度を適切に保つ必要がある。

呼吸の際の空気の加温加湿方法としては、加温加湿装置を用いる方法と温湿度交換器（(Heat and Moisture Exchanger with filter) HMEF）を用いる方法がある。HMEF は医療分野では人工鼻とも呼ばれている。前者は吸気を直接加温加湿するため、温度、湿度を任意に調整することができるアクティブな方法であるが、機器が大きく複雑なチューブ接続などが必要であり、手術室など使用場所が制約され、汎用的な使用条件には適さない。また設定を誤ると、高温の空気が強制的に患者に供給されることになり、その使用には細心の注意を要するほか、動作保証や感染症を防ぐための消毒を行うなどメンテナンスが煩雑であり、管理コストの上昇を招く。

他方、HMEF は患者の呼気に含まれる熱や水分を HMEF に蓄えて使用するパッシブな方法である。患者の呼気に含まれる熱や水分を利用するために、加温加湿性能には制限があるが、接続が容易であり、電源供給、付帯装置との接続が不要で、患者の有する温度湿度環境を超えないことから、緊急時にも容易に使用できる利点がある。また、HMEF は簡便な機器であり、一般的には 1 回使用すると廃棄されることから、近年話題となっている COVID-19 を含め、ウイルスや細菌などの呼吸器に対する感染防止にも優れている。以上のような観点から、近年では HMEF の医療現場における利用が増加している。医療機器承認番号を取得している代表的な HMEF としては、DAR エア・フィルタ（米国製）、ツインスター（ドイツ製）、バクテリアフィルタ付人工鼻（フィンランド製）、ファーマシシステムズ人工鼻（エストニア製）、ペンタエイド（台湾製）、エコサーム（英国製）などがある。

しかしながら、HMEF 内部における水蒸気と水の相変化と熱の蓄積、放出過程について詳細な検討は行われていないほか、熱が凝縮蒸発にどの程度有効に用いられているかについては不明な点が多く、それに関する詳細な研究は残念ながら見られない。

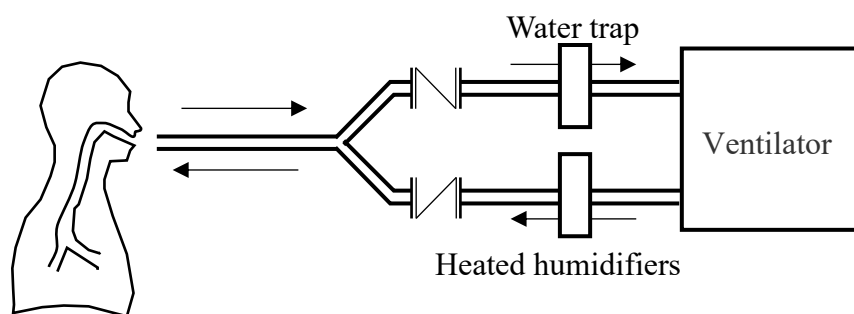


### 1.1.1 医療用温湿度交換器（HMEF）の役割とその重要性

1.1 節「緒言」にも述べたように、医療のさまざまな状況で、呼吸管理は重要な役割を果たしている。その主要な方法には、(1)医療用加温加湿器を用いる方法、(2)医療用温湿度交換器（HMEF）を用いる方法、がある。これらの特徴、使用上の注意は、磨田<sup>1)</sup>にまとめられている。以下にその概要を述べ、呼吸管理における HMEF の役割を明確にし、その重要性を示す。

#### (a) 医療用加温加湿器を用いる方法

**Figure 1.1** に、医療用加温加湿器を示す。患者からの呼吸はウォータトラップで水分を除去したあと、人工呼吸器に送られ、二酸化炭素、酸素などの物質交換が行われる。物質交換が終了した空気は患者に送られるが、この空気は、呼気時に水分を除去された空気であることから、湿度は低い。また、新鮮な空気が用いられることもあるが、この場合も、手術室の空気環境は乾燥空気であることから、人工呼吸器から送られてきた空気は加温加湿器を通り、所定の水蒸気が添加され、適切な湿度となって患者に送られる。この加温加湿器では、水を貯蔵する容器を有しており、貯水した容器を電熱器などで加温し、水を蒸発させ、そこに空気を通すことにより空気の湿度を高める。この装置では、加温は主に電熱線などによって行われるため、加温の程度は電力量で調整することができ、設定値に対して自動制御により湿度を管理することも可能で、空気の湿度を精度よく制御することができる。一方、いくつかの注意点もある。本装置は、湿度を供給するために水を貯蔵する容器を電熱線などで加温するが、通常、その温度は体温よりも高いため、調整に不具合が生じると、患者に高温の空気を供給することになる。また、空気に添加される水は容器に貯蔵されているため、定期的に補充する必要がある。その補充を忘れると、乾燥空気が患者に供給されることになる。本装置を用いる際には、患者、ウォータトラップ、人工呼吸器、加温加湿器を管路で接続し、それぞれの装置への電力の供給のために外部電源を準備し配線する必要がある。このような装置の設置は、手術室などで用いる場合ある程度固定した配置が可能であるが、管路の洗浄などは日常的に生じる注意が必要な作業が伴う。また、装置を移動して使用する際には、より慎重な取り扱いが求められる。



100 mm  
↔

**Figure 1.1** Ventilator with heated humidifier

## (b) 医療用温湿度交換器（HMEF）を用いる方法

Figure 1.2 に、医療用温湿度交換器（HMEF）を示す。HMEF は、患者と人工呼吸器の間に設置される装置であり、呼気と吸気がともに通過する。呼気時にはこの HMEF に呼気中の水蒸気を凝縮して保持し、吸気時には乾燥した吸気に保持した水を蒸発添加して人に送る。本装置は、患者の呼気中の水蒸気、熱を用いて吸気時の温度・湿度を確保しようとするものであり、可動部がなく、本装置を使用するための電力も必要としない。さらに、HMEF は構造が単純で安価（表示価格 1,000～2,000 円程度）であるため、使用後は基本的に使い捨てとなり、衛生面でも優位性がある。

以上のような特徴を有していることから、近年、加温加湿器のかわりに使用されることが増えている。また、運搬だけではなく使用法も容易であることから、電源が確保できない屋外などでの救急医療などでも使われるようになってきており、その重要性が増している。

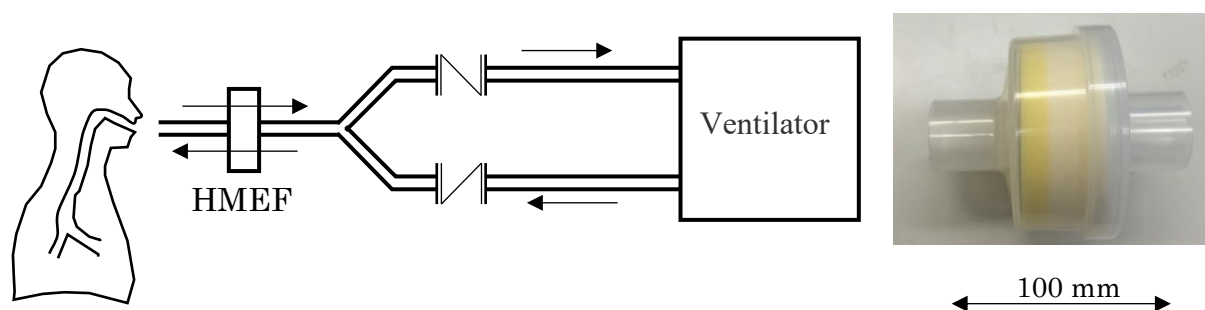


Figure 1.2 Ventilator with heat and moisture exchanger with filter

医療用温湿度交換器には、近年、ふたつの役割を持たせていることが多い。ひとつはこれまで述べてきた温度湿度交換機能であり、他の一つは患者の呼気による器械の汚染を防ぐためのフィルター機能である。当初、医療用温度湿度交換機は、フィルター機能については配慮されていなかったため、英語では、Heat and Moisture Exchanger（HME）と呼ばれていたが、その後フィルター機能が追加されるようになり、英語では Heat and Moisture Exchanger with filter（HMEF）と呼ばれるようになってきた。本研究では、温度湿度交換機能のみに着目して研究を行ったが、その一般的な用語として、近年、Heat and Moisture Exchanger with filter（HMEF）が定着してきていることから、本研究ではフィルター機能のあるなしに関わらず医療用湿度温度交換器を HMEF と記述する。

## 1.2 従来の研究

温湿度交換器（HMEF）は、医療分野で用いられているため、これまで、医療分野での使用に関する研究が多く報告されている。また、その基礎特性や温湿度交換の機構を基礎的視点から検討した研究、開発、製造に関連した研究など工学分野の研究も多くみられる。そこで本節では、1.2.1 項に医療分野、1.2.2 項に工学分野のこれまでの研究をまとめる。このなか

は、ヒト介入試験を行っているものがみられるが、患者によるヒト介入試験を行っているものは医療分野に、健常者によるヒト介入試験を行っているものは工学分野に分類した。

### 1.2.1 医療分野

温湿度交換器（HMEF）は医療用機器であるが、その効果は、風邪を引いた際に、唾液などの飛散防止のためにマスクを用いると、マスクが徐々に濡れて、特に乾燥した冬場などには、吸気が若干湿り、温かく、喉にやさしく感じる経験から想像できよう。

このような吸気を加温加湿する方法を医療に取り入れようという発想として確認できる最初の文献資料は、**Wilkes**<sup>[2]</sup>の review によると、1842年の**Jeffreys**<sup>[3]</sup>の論文にまでさかのぼることができる。**Jeffreys** は、肺の人工環境の要因を、天然の混合気体である空気、温度(温かさ)、湿度としているところが興味深い。その後、1950年代あたりから、医療技術の著しい進歩により、全咽頭摘出などが行われるようになると、人工的な呼吸管理が高度化し、呼吸器系の疾患の患者などに吸気の温湿度管理が適切に行われるようになってくる。そのような医療技術の進展に呼応して、HMEFも盛んに開発、供給、使用されはじめ、多様なHMEFが医療現場で用いられるようになる。そのようななかで、異なったHMEFの性能評価や、加温加湿装置との比較などがなされるようになる。**Shelly et al.**<sup>[4]</sup> は、5種類のHMEFを比較検討している。とくに、当時広く用いられるようになってきたPall Ultipor Breathing System Filter (BB50) については、バクテリア除去フィルターとしての能力が高いことを評価している。ただし、**Replyak**<sup>[5]</sup> は、**Shelly et al.**<sup>[4]</sup>の論文において、Siemens Elma Servo Humidifierで、Fiberglassが用いられていると書かれているが、実際には用いられていない旨、メーカーからの訂正が行われていると指摘している。また、**Gallagher et al.**<sup>[6]</sup> は、28名の機械的呼吸補助を必要とする患者に、最大22日間Pall Ultipor Breathing System Filter (BB50T)を用いた結果、その有用性を示す結果を得たことを述べている。以上のように高い評価を得た Pall Ultipor BB50T ではあったが、その後、いくつかの事故例が報告される。**Turner and Wright**<sup>[7]</sup> は、Pall Ultipor Breathing System Filterを21才の呼吸器疾患を有する患者に14日間連続して用いた時に、分泌物が気管導管を覆うという問題が発生したことを報告している。この報告に対して、製造会社 Pall Medical Ltd.の**Lowe et al.**<sup>[8]</sup> は、製品 (Pall Ultipor Breathing System Filter) には問題はないことを述べているものの、**Kong et al.**<sup>[9]</sup> は、Pall Ultipor heat and moisture exchanging filter (BB50T) を用いた際、管内の堆積物によって流量測定に誤動作があったために、不具合の発見が遅れたことを報告しており、その改善方法を提案している。一方、**Hilgers et al.**<sup>[10]</sup> は、6週間、全咽頭摘出を行った42名の患者にHMEFを用いた結果、空気流路の清浄化とともに、喀痰の発生や胃への分泌物蓄積、などが抑えられたことを明らかにしている。また、疲労感、倦怠感が顕著に弱まり、社会的コンタクトが改善されたほか、音声プロテーゼを用いる患者よりも食道外音声または口頭鏡を用いる患者に効果が見られたことを報告している。**Kapadia et al.**<sup>[11]</sup> は、加温装置と水供給装置を付加的に設置したHMEFの性能について、通常のHMEFと比較検討した結果、良好な結果を得たことを報告している。**Chiaranda et al.**<sup>[12]</sup> は、ICUにおいて、24時間使用した時の最新のHMEFの性能を評価し、とくに圧力抵抗についての議論を詳細に述べている。

**Millqvist, et al.** <sup>[13]</sup> は、喘息を有する喘息患者 9名に、 $-10^{\circ}\text{C}$ の環境で呼吸フィルターを用いた場合と用いない場合で、エルゴメーターを装着した自転車で運動をさせる実験を行った。その結果、呼吸フィルターを用いない場合、FEV (The forced expiratory volume in 1 s (1秒あたりの呼気体積)) の最大減少率は平均36%であったが、呼吸フィルターを用いた場合11%にとどまった。さらに、呼吸フィルターを用いた場合、用いない場合、呼気と吸気にそれぞれ別の呼吸フィルターを用いた場合の3パターンについて、5名の喘息患者で同様の実験を行った。呼気と吸気に別々の呼吸フィルターを用いた場合の結果は、呼吸フィルターを用いない場合と同様となったことから、呼吸フィルターを呼気、吸気が交互に通過するようにすることが有効であることを実験的に明らかにした。**Subayi et al.** <sup>[14]</sup> は、Medline<sup>®</sup> databaseを用いて、HMEFに関する英語、フランス語の論文検索を行い、最近の論文 200件について調査した結果、HMEFは、麻酔の際には不可欠であり、とくに、集中治療の際には、その使用が強く望まれるとしている。**Hajjar et al.** <sup>[15]</sup> は、フランス麻酔協会が、院内感染や麻酔機器の運用を改善するために、HMEFの利用を積極的にすすめていることから、その購入、使用上の注意をまとめている。**Jaber et al.** <sup>[16]</sup> は、非侵襲型換気を行う際の、HMEFと加温加湿器の短期間における効果を比較検討し、接続管などのHMEFの未利用空間の増加は、換気のさまざまな要素に負の効果をもたらすことを明らかにしている。**Williams and Stacey** <sup>[17]</sup> は、これまで報告されてきたHMEFの機械的な原因による流れの阻害とは別に、肺浮腫に見られる少量のタンパク質や細胞のかけらなどがフィルター膜へ付着することによる流れの阻害について報告している。**Peady** <sup>[18]</sup> は、Pall heat and moisture exchange filter (HMEF)の空気流路閉塞事例について、Williams and Stacey <sup>[17]</sup>と同様の事例を報告しており、**Schummer et al.** <sup>[19]</sup>は、Correspondenceにおいて、手術中に、HMEFによって、患者への空気流路が塞がれ、圧力が急激に上昇したと主張している。一方、**Morgan-Hughes et al.** <sup>[20]</sup>は、同様のCorrespondenceにおいて、今回のような急激な圧力上昇は、HMEFのみが原因で起きたものではないとの見解を示している。**Girault et al.** <sup>[21]</sup> は、慢性呼吸疾患を有する11名の患者に、加熱型加湿器とHMEFを用いた結果、慢性呼吸器疾患を有する離乳期の患者にHMEFは勧められないとしている。**Moerman et al.** <sup>[22]</sup> は、ベルギーにおいて新たに供給されるようになったHMEF、Cyrano<sup>®</sup>, について12名の全咽頭摘出患者に対してテストしたところ、良好な結果が得られたと結論付けている。**Dellamonica et al.** <sup>[23]</sup> は、フランス麻酔協会がHMEFの使用を推奨しているものの、その性能の判断基準が明確でないことから、38種類のフィルターについて調査を実施し、また、**Girard** <sup>[24]</sup> は、44種類のHMEFの選択の指標をまとめている。**Lemmens et al.** <sup>[25]</sup> は、3種類のHMEFを、in vitro でISOの方法で測定した場合と in vivo の結果を比較した結果、生体内の動作は、メーカーの仕様とは一致していないことを報告している。**Zuur et al.** <sup>[26]</sup> は、咽頭摘出後の肺のリハビリテーションにおけるHMEFの効果についてレビューしたところ、咽頭摘出後の患者に見られる突然の咳、痰の増加、毎日繰り返される去痰作業などが低減し、生活の質の改善が図られたと報告している。その要因として、一つ目に内気道における熱と水分の保持、二つ目に低い圧力損失による呼吸の改善、三つ目にフィルターによる粒子状物質の除去による吸引空気の清浄化などを挙げている。**Zuur et al.** <sup>[27]</sup> は、咽頭摘出された患者のケース

において、気管温度、湿度の評価とHMEFの気管環境に与える影響について検討を加え、湿度は顕著に増加し、温度はわずかに低下する傾向を捉えている。また、温度低下を抑えるために全体の熱容量を増加させるなどの方法を提案している。**Boyer et al.**<sup>[28]</sup>は、自在接続管(flexible tube)などの未利用空間の長さ、大きさは、加温加湿器、HMEFどちらの場合も大きな影響はないと報告している。すなわち、接続管を短くするなど、未利用空間を小さくしても加温加湿器、HMEFどちらの場合も問題なく使用できるとしている。**Scheenstra et al.**<sup>[29]</sup>は、一次的或いは予防的な気管切開を行った10名の頭頸部癌患者の声門下温度と湿度を測定し、HMEFの性能評価、気管切開呼吸が気管内環境に及ぼす効果を調べている。**Wilkes**<sup>[2], [30]</sup>は、Part 1の論文において、先にも触れたように、温湿度交換器(HMEF)のこの時点までの歴史、作動原理をまとめ、Part 2の論文では使用上のガイドライン、使用上起こりうる問題点についてまとめている。Part 1では、1842年のJeffreysの論文が現在確認できる最初の論文資料であることに触れ、また、さまざまな素材がフィルターとして試され、現在に至っているが、その過程は、論理的に開発が行われたというよりも、日常的に用いられるマスクなどの経験から、フィルターに布や細い金属線、その後プラスチック素材などを用いて、半ば経験的に開発されてきたこと、そして、その評価は、医療用であることから、臨床現場における実際の使用を通じたものが主となっていることを明らかにしている。すなわち、HMEFは経験的に開発、評価されてきており、少なくともその構造や蒸発凝縮過程は、工学的に体系化されてはいないことを示している。**van den Boer et al.**<sup>[31]</sup>は、咽頭全摘出の患者の吸気温度と湿度を適切に保つために、HMEFを用いることを推奨している。その際メーカーは24時間ごとの交換を推奨しているため、その妥当性についても検討し、24時間での交換には妥当性があることが認められたと述べている。**van den Boer et al.**<sup>[32]</sup>はまた、気管切開し、HMEFを用いた場合の、会話モードと温湿度回収モードでの特性についての結果を示した。**Gonzalez et al.**<sup>[33]</sup>は、加湿器の代表的なものとして、加温加湿器とHMEFを取り上げ、呼吸パターンに関わらず、加温加湿器は湿度、温度とも高い精度での制御が可能であるが、制御が適切でない場合、温度、湿度とも上昇し、流路内のバクテリア発生のリスクを増加させること、HMEFを機械的な換気機構と組み合わせると、HMEFの安定性と機械換気の効果の相乗作用が期待できることを明らかにした。その結果、機械換気を併用したHMEFの有用性を確認することができたとし、機械換気を行う気管切開した患者に対して用いた場合、吸気の水蒸気量を増加させることができることを示した。

以上のように、HMEFは、その原型は近代医療が始まる18世紀から発想されており、近代医療の高度化とともに進展してきたといえる。医療の進歩に伴って、全咽頭摘出など、呼吸器系の高度な医療が行われるようになってくると、HMEFは広く用いられ、不可欠なものとなっていった。そのような需要の増加にあわせて、さまざまな企業からさまざまなHMEFが提供されるようになった。提供されるHMEFは、ISOの基準を満たしてはいるものの、その性能にはそれぞれ特徴がある。そこで、複数のHMEFの比較検討が行われるようになった。また、加湿器として広く用いられている加温加湿器との比較も行われる一方、流路の閉塞などによる事故の報告も見られるようになる。このような歴史を刻みながら、現在では、呼吸器系の医療器

具として必要不可欠となっている。その用途は、手術時などの呼吸管理、咽頭系疾患患者の生活環境の向上、さらには救急医療での利用へと広がっている。したがって、より使いやすく、安全で、適切な価格のHMEFが望まれている。

### 1.2.2 工学分野

1.2.1項において述べたように、HMEF使用の目的は、患者が吸引する空気の湿度、温度を調整することである。すなわち、HMEFは、工学的には、水の蒸発、凝縮を伴う熱流体現象と考えることができる。その際、とくに重要なことは、水の蒸発、凝縮が、フィルターで行われ、呼気と吸気が同一流路を交互に流れ、水の凝縮、蒸発が交互に繰り返して起こる非正常問題であるという点である。

工学的には、凝縮、蒸発を伴う熱流体現象は、さまざまな加湿器、空調装置などに見られる。そこで、本項では、

- (1) 関連するフィルターに関する研究、
- (2) 関連する温湿度交換システムに関する研究

についてまとめる。

#### (a) 膜・フィルターに関する研究

膜、フィルターはさまざまな場面で用いられており、多くの研究がなされているが、ここでは、とくに熱、湿度交換に着目した研究についてまとめる。**Askfelt et al.**<sup>[34]</sup>は、建材の研究として、加湿板紙の温度、圧力の短時間変化に関する理論研究を行っている。また、空調の省エネルギーという視点から、**Zhang et al.**<sup>[35]</sup>は、空調システムの省エネルギーのために、排気空気から熱、湿度を回収するためのセルロースアセテートを用いた膜についてその性能評価を行っている。**Min and Wang**<sup>[36]</sup>は、膜を通過する熱、湿度輸送の基礎的な解析を行い、高温高湿度の空気と低温低湿度の空気の間膜を置くモデルにおいて、熱と湿度が膜にどのように吸着し、また、透過してゆくかを理論的に解析している。HMEFでの使用を念頭に行われたフィルターの研究として、**Rzhevtseva and Zaitseva**<sup>[37]</sup>は、セルロース繊維を用いた呼吸フィルターの熱交換部における吸湿性能を、CaCl<sub>2</sub>の質量分率、乾燥空気温度、CaCl<sub>2</sub>の塗布の方法などをパラメータに検討している。

#### (b) 温湿度交換システムに関する研究

温湿度交換システムの研究として、衣服の快適性という観点から行われているものがある。**Ghali et al.**<sup>[38]</sup>は、衣服の通気性に関して、温度と湿度の輸送の理論解析を行っている。また、**Barauskas, R. and Abraitiene**<sup>[39]</sup>は、服の通気性の解析のために、人と多層繊維層3次元繊維状換気層との熱、水蒸気の交換を予測する数値シミュレーションモデルを構築している。このモデルは、水蒸気の凝縮は考えていないものの、発汗が開始する時点を予測することに成功している。**Sun and Jasper**<sup>[40]</sup>は、服の快適性の観点から、ファンを設け、対流伝熱と蒸発伝熱で体を冷やす、軽量で装着可能な冷却システムを提案している。また、他の熱、湿度交

換システムの研究としては、**Traoré et al.**<sup>[44]</sup> は、建物の壁が木材、空気、プラスターボードのマルチ構造となっている場合の熱、湿度輸送に関する数値解析を行っている。**Seyed-Ahmadi et al.**<sup>[42]</sup> は、温度、湿度交換システムに着目して冷却システムに関する数値モデルを、**Akulich**<sup>[43]</sup> は、電磁的輻射とマイクロウェーブの影響を受けるガス層を、液滴が蒸発を伴いながら移動する際の熱、物質輸送モデルを構築している。**Shilyaev and Tolstykh**<sup>[44]</sup> は、バブリング装置の泡層における流れや湿度の変化に及ぼす温度の過渡的变化の影響について、主に実験により検討を加え、**Alexandersson et al.**<sup>[45]</sup> は、板紙の内部物質輸送を考慮した熱、湿度輸送モデルについて検討を行っている。**Tang et al.**<sup>[46]</sup> は、固定流動床反応器、合金の融解、固化、粒状物質の保存、食品プロセスおよびその保存、水への汚染物質の浸透、結晶成長、繊維状絶縁体中の空気中の水分の移動などでみられる熱と湿度が変化する多孔質流れ場について、二次元モデル多孔質体をもとに、流れ、温度、湿度の変化を数値的に解析している。

また、HMEF関連の研究としては、**Lee et al.**<sup>[47]</sup>が、6種類の細菌用フィルターの性能を、同じ実験装置を用いて比較検討し、フィルター材料による温湿度特性とともに、時系列の流れ抵抗変化や、細菌などのコンタミネーションを防ぐ能力にも言及している。

### (c) HMEFに関する研究

**Zandstra et al.**<sup>[48]</sup> は、HMEに呼気、吸気の温度、湿度の呼気、吸気の繰り返し周波数を100cycle/min(1.7Hz)~500cycle/min(8.3Hz) 変化させて、周波数による変化を機械装置を用いて調べ、定常となった時の値を測定しているが、呼吸は通常、呼気吸気が4~5秒程度であることから、0.25Hz~0.2Hzであり、実用に対して周波数が高すぎることは否めない。

**Jackson and Webb**<sup>[49]</sup> は、4種類のHME用フィルターの性能、熱、湿度変換効率についてICUにおける臨床研究を通して比較検討している。**Croci et al.**<sup>[50]</sup> は、HMEFに対する室温の影響を検討し、より高い室温において吸気湿度の上昇を確認している。**Unal et al.**<sup>[51]</sup> は、HMEFの性能を、臨床実験を比較的忠実に再現し連続的に計測できる装置を構築し、**Vandenbroucke-Grauls et al.**<sup>[52]</sup> は、バクテリアなどを除去するフィルターを設けた4種類のHMEFを対象に、バクテリア等の除去効率について、実験的に検討を加えている。**Morgan-Hughes et al.**<sup>[53]</sup> は、HMEFは分泌物で流路がブロックされることがあるため、濡れた条件で、塩分の保持、圧力降下などの性能を3つのHMEFについて比較検討した。**Verkerke et al.**<sup>[54]</sup> は、気管切開時に用いるバルブの有る無しによるHMEFの空気抵抗の違いを実験的に考察している。**van den Boer et al.**<sup>[55]</sup> は、気管切開への応用をめざしたHMEの新たな単純化された *ex vivo* (制御された環境)での水の交換過程を測定する方法を提案し、ISOの手法による結果や、これまでの *in vivo* (患者によるヒト介入実験)と同様の結果を得ることができ、今後利用できることを示した。また、この装置を用いて、**van den Boer et al.**<sup>[56]</sup> は、23のHMEFの性能試験を系統的に行い、臨床医が参考にできる基礎的なデータを得ている。**van den Boer et al.**<sup>[57]</sup> はまた、同装置を使い、あらたに市場に出てきたHMEFを従来型と比較した上で臨床実験を行い、新製品の優位性を示している。**Kitamura**<sup>[58]</sup>は、1.2.3項で述べる本研究のモデルとなったHMEFを用いて、健康人による人工鼻の動作試験によってHMEF両端の温度、湿度を測定し、呼吸に対応して湿度

は増減を繰り返しながら徐々に呼気の飽和水蒸気量に漸近してゆく時間変化を明らかにしている。

以上のように、HMEFに関連する研究は、医療での利用に関連した研究、HMEFの機能、システムに関する研究が多数行われてきている。これらの研究は、さまざまな変数が測定されてきているが、その多くは時間平均的な値である。呼吸の時間的变化に着目した研究としては、van den Boer *et al.* [55], Kitamura [58]による研究などが見られるが、極めて限られている。また、その測定項目も、水の重量、吸気の絶対湿度などに限られており、HMEFの温度湿度交換過程を考察するには十分とはいえない。

### 1.2.3 帝京大学における HMEF の開発経緯

日本では、帝京大学において HMEF の系統的な研究が行われてきた。その経緯を Table 1.1 に示す。2006 年～2009 年にかけて、帝京大学溝口病院、日本電工、帝人、イノアック技研などが参画した産学協力体制で、呼気時の吸湿剤として塩化カルシウム、吸気時に過剰な水蓄積を避けるための塩化ナトリウムを含浸させる 3 層構造の基本モデルを試作し、既製の市販の HMEF との性能比較・実証（主に、内部結露に伴う水分損失の最小化、吸気時の加温加湿アップ）を行った。この試作研究の成果は Ohmura *et al.* [59]により米国麻酔学会で発表され、また Ohmura *et al.* [60]は米国での PCT を出願し、取得している。

帝京大学にジョイントプログラムセンター（JPC）を設立した 2010 年 4 月には、製品化を目指して帝京大学と 5 社（FRX/イノアック/スカイネット/吉川化成/東洋紡）による産学共同プロジェクト研究を開始し、帝京大学生物工学研究所にて 24 時間オペ室環境条件下での性能評価（水分損失の低減など）の本格的な開発実験を 3 ヶ年実施し、その成果を江口,ほか [61], 宮地,ほか [62]が研究発表を行った。続いて、国内での製造・販売を目的に薬事法に基づく第三者機関の認証（医療機器認証番号：225AMBZX00006000）を取得し、EOG 滅菌を施した HMEF を 500 個試作し、品質や販売コストの評価も行った。併せて、Intersurgical 社の ISO 試験評価を受け、期待通りの性能結果を得た。

2014 年 4 月からは、帝京大学医学部にて健常人によるヒト介入臨床試験を主体に 3 年間研究を行った。ここでは、人工呼吸器を用いた 600～900 秒のヒト呼吸サイクルでの加温・加湿の立ち上り特性と長時間経過後に呼気が到達する温度の推定法を確立し、健常人 12 名による臨床データを取得した。Kitamura [58]はその成果をまとめている。

Table 1.1 History of HMEF research and development at Teikyo University

年度	2006	2007	2008	2009	2010	2011	2012	2013	2014	2015



## 1.3 温度湿度調整の基本原則

温度湿度調整は、本研究で対象とする医療用 HMEF 以外にも、工業分野あるいは家庭機器として広く用いられている。例えば室内環境の調整などに、エアコンと呼ばれる空調システムで行われる。また、さまざまなプラントなどの工業機器においても、その機器の状態を一定に保つために温度湿度調整が行われる。本節では、まず、1.3.1 項で一般的な温度湿度調整法の基本原則をまとめ、1.3.2 項において、HMEF の基本原則の特徴を明確にする。また、温度湿度調整を考える際、湿度は重要な変数であるが、湿度にはいくつかの定義がある。そこで、1.3.3 項に、湿度の定義をまとめておく。

### 1.3.1 一般的な温度湿度調整法

本研究で対象とする HMEF 以外にも、加温加湿を行う装置は、工業分野あるいは家庭機器として広く用いられている。例えば室内環境の調整などに、エアコンと呼ばれる空調システムで行われる。また、さまざまなプラントなどの工業機器においても、その機器の状態を一定に保つために温度湿度調整が行われる。空調システムは温度、湿度環境を任意の条件に設定するために、加熱冷却、加湿除湿を行うことができるようになっている。加熱加湿は電熱器などの熱で室内の温度を上昇させ、その熱で水蒸気を作ることにより加湿することができる。他方、冷却除湿を行う場合には、冷凍サイクルなどを用いる。

冷凍サイクルを用いる方法では、低温熱源（室内）で冷媒を蒸発させ、室内の熱を冷媒の蒸発熱として奪い、そのガス化した冷媒を圧縮する。圧縮によって高温になり、高温熱源に熱を放出するとともに凝縮する。このとき、室内は飽和水蒸気量が少なくなる低い温度となり、相対湿度が上昇して 100% を超えるため、蒸発器まわりに凝縮し、外部に排水される。冷却時の室内温度・湿度を設定する場合には、まず空気の設定湿度が飽和湿度となる温度まで冷却し、余分の水蒸気を凝縮水として排出したのち空気を所定温度まで加熱し、設定温度にすることで目的の温度湿度環境を作り出している。

一方、水分の吸着を利用した方法にデシカント空調システムがある。このシステムでは、除湿剤を含浸したフィルターを設置し、外気がこの回転部を通過する際に除湿剤に水が吸着されるとともに、冷却されて室内に供給されるものである。この場合、空気を過冷却にする必要はない。ただし、除湿剤に吸着した水分は、何らかの形で除去しなければならない。そのため、通常は、低湿度の室内空気を排出する際に、円筒回転部の残り半分の部分に流し、除湿剤に吸着した水を脱着除去する。この際、外気と低湿度の室内空気を除湿剤に交互に流すことになる。このとき、流路を切り替えて交互に流す方法もあるが、除湿剤を円筒部に設置し適切な速度で回転させることにより、水蒸気の吸着と水の除去が連続的に行われるなど、さまざまな工夫がなされている。

### 1.3.2 医療用呼吸温湿度交換器

1.1 節にも述べたように、手術時などにおいては患者の適切な呼吸を確保することは重要である。そのために、人工的な呼吸管理が行われる。このような人工呼吸管理の際の温度・湿度制御の方法として、加温加湿装置を用いる方法と温湿度交換器(HMEF)、すなわち人工鼻を用いる方法がある。

加温加湿装置を用いる方法は、**Figure 1.1** に示すように、吸気を直接加温加湿するため、温度、湿度を任意に調整することができるアクティブな方法であり、呼気と吸気が別々の流路を通る。他方 HMEF は、**Figure 1.2** に示すように外部から熱や水分を供給することなく、呼気の際に呼気に含まれる熱や水分を HMEF に蓄え、吸気時にその水分や熱を用いて吸気の状態を呼気に近い状態にしようとするパッシブな方法である。加温加湿装置を用いる方法との違いは、呼気と吸気が同じ流路を交互に流れるところである。

1.3.1 項に述べたように、一般の空調システムでは、空気流入側と空気流出側が異なっており、それぞれに必要な機器を設置することが原則である。加温加湿装置を用いる方法も、呼気と吸気の流路が異なっており、同様にそれぞれに必要な機器の設置が求められる。他方 HMEF は、呼気と吸気が同一の流路を交互に流れ、その間に空気の湿度と温度を調整しようとするものであり、そのような単一流路の温湿度交換システムは他にはほとんどみられない。その結果、その詳細なメカニズムについて十分に解明されているとは言えない。

### 1.3.3 湿度の定義

本研究において重要な変数である湿度について、その定義を確認しておく。通常、大気の組成はほぼ一定していると考えられる。たとえば、JIS W2010-1990-01 (ISO 2533-1975) では、海面近くの正常な乾燥空気の組成として、**Table 1.2** のような値が示されている。この組成は、地域、季節、天候などによりほとんど変化しないが、水蒸気量はさまざまな要因により変化する。大気中の水蒸気量は、日常生活における快適さを表す指標としても重要であり、天気予報などでも湿度として示されている。

日常生活を快適に過ごすために、エアコンなどを用いて周囲空気の温度、湿度を調整することが行われているが、このような操作を空気調和と呼んでいる。空気調和において、考慮する変数は、温度と水蒸気量、すなわち湿度、である。また、空気調和の分野では、通常空気を湿り空気とよび、湿り空気は、乾燥空気と水蒸気の混合物として考える。われわれの日常生活の範囲における圧力、温度においては、湿り空気に含まれる乾燥空気、水蒸気ともに理想気体として取り扱われる。ただし、乾燥空気に混合することのできる水蒸気には限界の量が存在する。その量を含む空気を飽和湿り空気という。飽和湿り空気中の水蒸気量は空気の温度、圧力により変化し、圧力一定の場合、たとえば大気圧の場合、その量は温度の低下とともに少なくなる。したがって、ある温度の飽和湿り空気である空気の温度を低下させると、空気中に存在することのできる水蒸気量は減少することになり、存在することのできなくなった水蒸気は液化し、いわゆる結露となる。

以上述べたように、空気の温度、湿度について検討する場合、空気は乾燥空気と水蒸気の混合物である湿り空気として取り扱われる。このとき、乾燥空気と水蒸気の量的な変数として、以下に示す絶対湿度および相対湿度が定義される。

絶対湿度には、容積絶対湿度と重量絶対湿度のふたつが定義されている。湿り空気の質量を $M_{wa}$ 、そのなかの水蒸気の質量を $M_w$ とすると、乾燥空気の質量 $M_a$ は、 $M_a = M_{wa} - M_w$ と表される。すると、重量絶対湿度は、

$$\text{重量絶対湿度： } \chi = \frac{M_w}{M_a} = \frac{M_w}{M_{wa} - M_w} \quad (1.3.1)$$

と定義され、その単位は、kg/kg となる。

また、容積絶対湿度は、湿り空気の体積 $V_a$ 中に含まれる水蒸気の質量 $M_w$ とすると、以下のように定義される。すなわち、水蒸気の密度となる。

$$\text{容積絶対湿度： } \rho_w = \frac{M_w}{V_a} \quad (1.3.2)$$

この単位は、kg/m<sup>3</sup>となり、湿り空気中の水蒸気の密度を表している。

相対湿度は、湿り空気中の水蒸気の分圧を $p_w$ 、そのときの飽和湿り空気の水蒸気分圧を $p_{ws}$ とすると、以下のように定義される。

$$\text{相対湿度： } \varphi = \frac{p_w}{p_{ws}} \quad (1.3.3)$$

さきにも述べたように、通常の状態では乾燥空気、水蒸気ともに理想気体と仮定する。したがって、水蒸気の状態方程式は、

$$\text{水蒸気の状態方程式： } p_w V = \left( \frac{M_w}{MW_w} \right) RT \quad (1.3.4)$$

となる。ここで、 $V$ は体積、 $R$ は一般気体定数、 $T$ は温度、 $MW_w$ は水蒸気の分子量、 $M_w$ は水蒸気の質量を示す。同条件（同じ容積、同じ温度）の飽和水蒸気の質量（飽和水蒸気量）を $M_{ws}$ とすると、

$$\text{飽和水蒸気の状態方程式： } p_{ws} V = \left( \frac{M_{ws}}{MW_w} \right) RT \quad (1.3.5)$$

となる。ここで、式(1.3.4)および式(1.3.5)より、

$$\varphi = \frac{p_w}{p_{ws}} = \frac{M_w}{M_{ws}} \quad (1.3.6)$$

が得られる。式(1.3.6)は、乾燥空気、水蒸気を理想気体と仮定できる場合、相対湿度は水蒸気量を飽和水蒸気量で割った値であることを示している。日常的には、相対湿度は式(1.3.6)のように、飽和水蒸気量に対する水蒸気量の相対的割合と理解されている。相対湿度が1を超えると、水蒸気量は飽和水蒸気量を上回ることになり、空気中に存在することができず、結露などとして液体の水となる。また、飽和水蒸気量は温度の関数であることから、相対湿度が同じ場合、温度の高いほうが多くの水蒸気が空気中に存在することになる。

**Table 1.2** Composition of dry air at water surface level in  
JIS W2010-1990-01 (ISO 2533-1975)

ガス種	体積含量 (%)	モル質量 (kg/kmol)
窒素 (N <sub>2</sub> )	78.084	28.01 4
酸素 (O <sub>2</sub> )	20.947 6	31.998 8
アルゴン (Ar)	0.934	39.948
二酸化炭素 (CO <sub>2</sub> )	0.0314*	44.00 95
ネオン (Ne)	1.818×10 <sup>-3</sup>	20.183
ヘリウム (He)	524.0×10 <sup>-6</sup>	4.06
クリプトン (Kr)	114.0×10 <sup>-6</sup>	83.8
キセノン (Xe)	8.7×10 <sup>-6</sup>	131.3
水素 (H <sub>2</sub> )	50.0×10 <sup>-6</sup>	2.094
一酸化窒素 (N <sub>2</sub> O)	50.0×10 <sup>-6</sup> *	44.01 8
メタン (CH <sub>4</sub> )	0.2×10 <sup>-3</sup>	16.04 03
オゾン (O <sub>3</sub> )	夏 7.0×10 <sup>-6</sup> まで*	47.99 2
	冬 2.0×10 <sup>-6</sup> まで*	47.99 2
二酸化硫黄 (SO <sub>2</sub> )	0.1×10 <sup>-3</sup> まで*	64.06 8
二酸化窒素 (NO <sub>2</sub> )	2.0×10 <sup>-6</sup> まで*	46.00 5
よう素 (I <sub>2</sub> )	1.0×10 <sup>-6</sup> まで*	253.8088
空気	100	28.964420**

注 \*ガスの含量は、時刻又は場所によって大きく変動することがある

\*\*この値は、完全ガスの法則から得たものである

## 1.4 本研究の目的

1.1 節に述べたように、手術時など患者が全身麻酔により非意識下におかれる状況をはじめ、さまざまな医療現場で、適切な呼吸を確保する際には、人工的な呼吸管理が行われる。このような人工呼吸管理の際の温度・湿度制御の方法として、加温加湿装置を用いる方法と温湿度交換器(HMEF)を用いる方法がある。加温加湿装置を用いる方法では、吸気温度、吸気湿度を、外部装置を用いて精密に制御できることから、手術室などで一般的に用いられている。他方温湿度交換器は、小型であり、また付帯装置がないことから、手術室だけでなく、様々な場面で用いられている。近年は、とくに災害地などでも緊急医療現場などでも用いられるようになってきている。

HMEF の温湿度交換器としての構造上の特徴は、呼気と吸気が同じ流路を交互に流れることである。冷凍サイクルを用いる一般の空調機器や、デシカント空調システムの場合は、温湿度を調整される気体が一方向に流れるだけであるが、HMEF では、加湿除湿が行われるスポンジ・フィルター部を呼気と吸気が交互に流れることが必須である。また、用途として、患者の呼吸補助装置に設置することから、小型軽量であることが望まれる。また、さまざまな医療現場で大量に使用されることから、適切な価格であることも重要である。

そのために、フィルターの素材、吸水性に優れた塩化カルシウム、塩化ナトリウムの使用や含浸量など、さまざまな工夫がなされてきた。そのような工夫、改善は、経験的な方法で行われてきたのが一般的であり、その理由のひとつが、HMEF が小型で、内部の状態の詳細が実験などにより明らかにされてこなかったことが考えられる。

そこで本研究では、吸水性に優れた塩化カルシウムに着目し、フィルターに塩化カルシウムを含浸させた際の、熱、水蒸気の変化を明らかにすることを目的とする。

目的の達成に向け、まず、呼気、吸気時の HMEF の基本特性を解明するために、HMEF に呼吸を模した空気を供給する装置を接続し実験を行う。しかしながら、HMEF 内部における現象の詳細を実験的に解明することは難しい。そこで、実験結果をもとに、HMEF 内部の状態を記述する数値モデルを作成し、その数値モデルを用いて温湿度交換現象の基本特性を明らかにする。

## 1.5 本論文の構成

本論文は7章からなる。

第1章は序論であり、本研究の背景、従来の研究、温度湿度交換機器の基礎原理、本研究の目的、そして本論文の構成を述べる。

第2章では、本研究の研究手法を示す。本研究では、実験と一次元数値解析を行った。そこで、2.1 に実験装置および方法を、2.2 に一次元数値解析法を述べる。

第3章では、過渡現象に関する実験、一次元数値解析を行い、その結果を示し、考察、結論を述べる。

第4章では、周期現象に関する実験、一次元数値解析を行い、その結果を示し、考察、結論を述べる。

第5章では、第3章と第4章を踏まえ、更に温湿度交換器の基本特性について一次元数値解析を行い、その結果を示し、考察、結論を述べる。

第6章では、実験と数値計算の比較から明らかとなった  $\text{CaCl}_2$  の初期の状態、および HMEF 内の空洞、接続管などの空間部分について数値解析を行い、その結果についての考察、結論を述べる。

第7章は、結論である。

## 第 2 章 研究手法

### 2.1 実験

#### 2.1.1 実験装置および方法

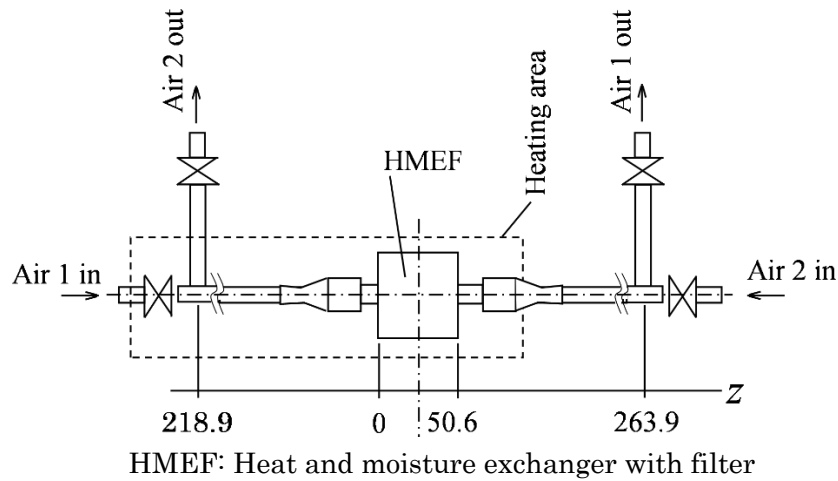
本研究では、過渡的变化および周期的变化に関する実験を行ったが、過渡的变化の実験に用いた装置を **Figure 2.1** に示す。また、装置の外観を **Figure 2.2** に示す。**Figure 2.1(a)**に流路系を示す。装置は温湿度交換器 (HMEF) 容器部と配管部からなる。HMEF 容器は、帝京大学ジョイントプログラムセンター (JPC) において開発され (Ohmura *et al.* <sup>(59)</sup>, 江口ほか <sup>(61)</sup>), 帝京大学医学部において健康人によるヒト介入臨床試験が行われた HMEF (Kitamura <sup>(58)</sup>) を参考に製作された。容器は、半透明なプラスチックでできており、容器壁面への結露など内部の様子を外部から観察できるようになっている。図中、呼気を模擬した Air 1 は、空気温度 37°C, 相対湿度 100%の飽和空気であり、吸気を模擬した Air 2 は、空気温度 26°C, 相対湿度 0%の乾燥空気である。Air 1 は、Air 1 in から実験装置に供給され、HMEF 容器部を通り、Air 1 out から排出される。また、吸気を模擬した Air 2 は Air 2 in から供給され、Air 2 out から排出される。Air 1 と Air 2 の流路の切り替えは、バルブの開閉によって行った。過渡応答特性を調べる実験では、Air 1 を 180 s 流した後、手動バルブで流路の切り替え、Air 2 を 180 s 流した。すべての温湿度データは、データロガーで収集、または、計測器付属のメモリーカードによりパソコンに保存後、各種解析を行った。

Air 1 in 側では、大気に比べて高い温度の飽和空気が供給されることから、大気温度に近い壁面部に結露が生じる。また、**Figure 2.1(b)**に示す湿度、温度センサーに結露する場合もある。湿度、温度センサーに結露すると、湿度、温度を正確に測定することができなくなり、実際に非現実的な値を示す。そこで、**Figure 2.1(a)**に示すように、Air 1 in 側流路と HMEF 容器部は保温ケース内に設置し、内部の結露の様子を観察し、流路系に顕著な結露が生じないように保温室の温度調整 ( $35 \pm 5^\circ\text{C}$ ) を行いながら実験を行った。

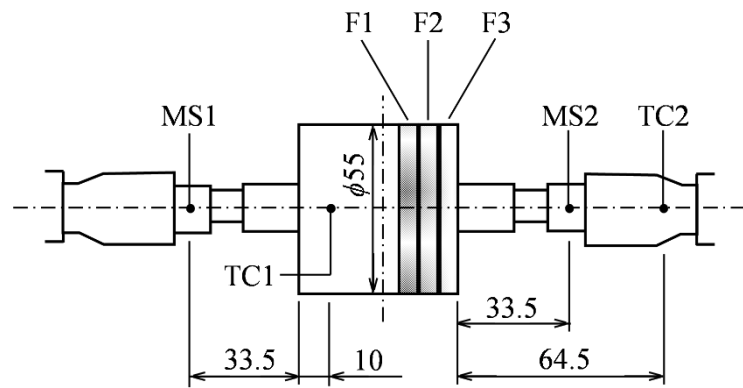
**Figure 2.1(b)**に HMEF 容器近傍を示す。HMEF 容器内には、スポンジ、塩化カルシウムを含浸させたスポンジを、その枚数や順序を任意に設置することができる。スポンジとしては、ポリウレタン製のスポンジ (PU80A, イノアック社製) を用いた。前述の様な結露対策を行っているが微小な結露が発生する可能性もある。HMEF 容器の壁で結露が生じた場合、結露した水がスポンジ等に移動してゆくと、スポンジでの結露との区別がつかなくなるため、その対策として Air 1 側に約 30 mm に空間を設けた。湿度測定には静電容量型湿度センサー (モイスコープ, スカイネット社製)、温度測定にはシース型 K 熱電対 (シース直径 1 mm) を用いた。それぞれの設定位置を **Figure 2.1(b)**に示す、測定装置の詳細は、2.1.2 項で述べる。

実験を行う際には、Air 1 は呼気に対応する条件 (37°C, 相対湿度 100%の飽和空気)、Air 2 は吸気に対応する条件 (26°C, 相対湿度 0%の乾燥空気) に設定する必要がある。加湿加温を行う際には、**Figure 2.3** に示す装置を用いた。装置全体が 37°Cに保たれた保温ケースに入っ

ており、図中左の、同じく 37°C に水温を保った恒温水槽中に浸漬してある長い螺旋状の銅製配管を通して十分に恒温状態になった空気を、図中右のバブラーに通じて加湿する機構となっている。冷却除湿を行う際には **Figure 2.4** に示す装置を用いて調整した。空気は、最初に図奥のシリカゲル入りボトルを通して十分に除湿される。その後、26°C の恒温水槽中に浸漬してある長い螺旋状の銅製配管を通して十分に恒温状態になった空気が HMEF に導かれる機構となっている。



(a) Flow system



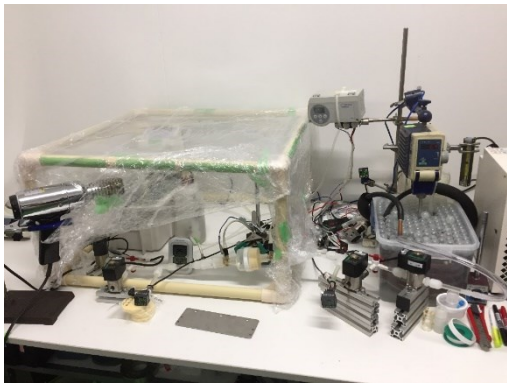
MS1, MS2: Moisture sensor

TC1, TC2: Thermocouple

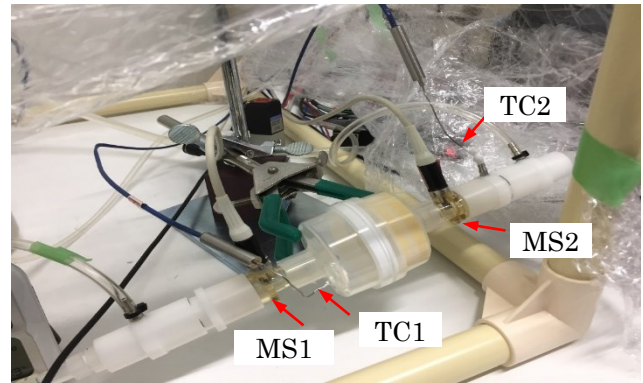
(b) Details of HMEF

**Figure 2.1** Experimental setup for transient motion





(a) Whole view



(b) Sensor location

Figure 2.2 Snapshot of Experimental setup

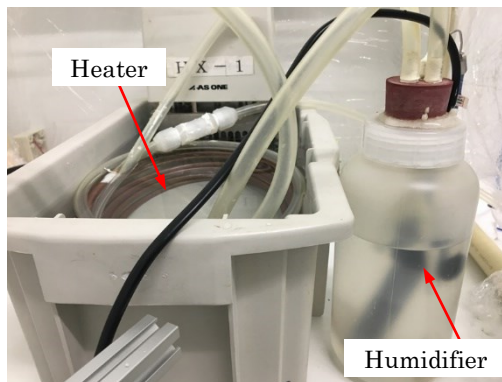


Figure 2.3 Heating and humidifying unit

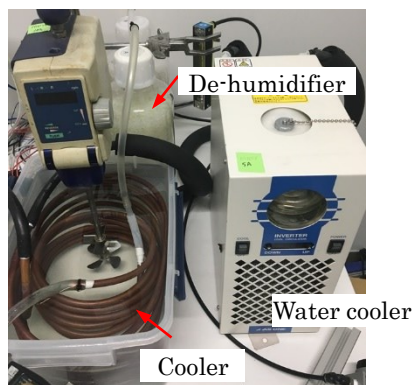
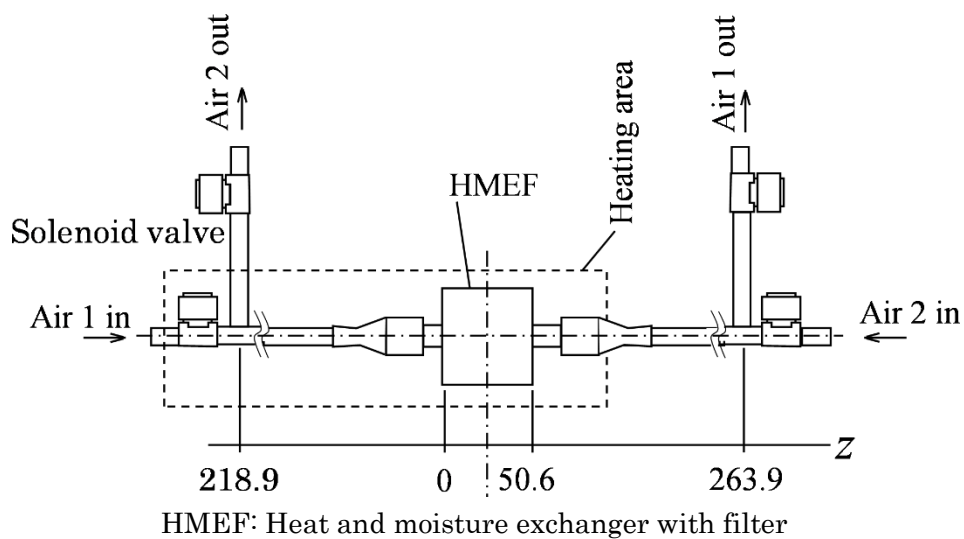
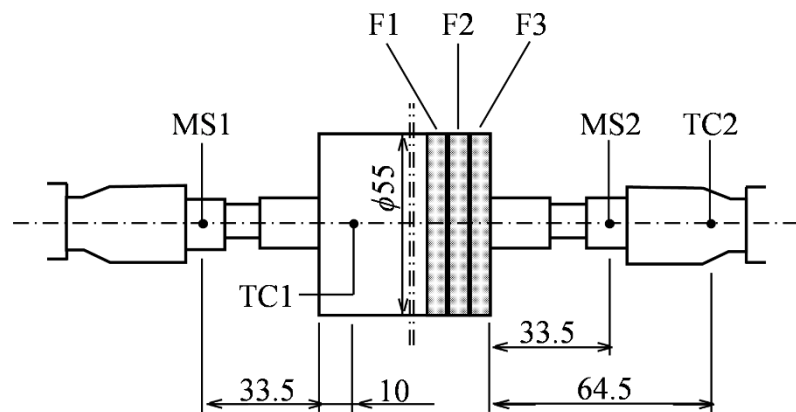


Figure 2.4 Cooling and de-humidifying unit

周期応答特性を調べる実験に用いた装置を **Figure 2.5** に示す。周期応答特性を調べる実験では、4.1 節に詳細に述べるが、周期を 256 s, 64 s, 16 s, 4 s と変化させた。過渡的变化では、測定時間が Air 1, Air 2 とともに 180 s であり、切り替えは 1 回であったため、Air 1 から Air 2 への切り替えはストップバルブを用いて手動で切り替えた。その際、切り替え時間は 3-4 秒を必要とした。**Figure 2.5** に示す周期応答特性を調べる実験に用いた装置は、流路は過渡応答特性を調べる実験に用いた **Figure 2.1** の実験装置と同じものであるが、Air 1 と Air 2 の切り替えをより短時間で行えるように、ストップバルブを電磁弁式の自動バルブに変更し、プログラマブルロジックコントローラーにて開閉タイミングを制御した。その際、バルブの開閉操作は、配管内に内圧が残らないように流れ上流側より順次行うことを基本として行った、その結果、流路の切り替えに要する時間は 1 s 以下とすることができた。



(a) Flow system



MS1, MS2: Moisture censor

TC1, TC2: Thermocouple

(b) Details of HMEF

**Figure 2.5** Experimental setup for a periodic motion

### 2.1.2 測定装置

#### (a) 静電容量型温湿度測定装置

Figure 2.6 に、本研究で用いた静電容量型温湿度測定装置（温湿度モニターシステム モイスコープ, (株)スカイネット製）の構成を示す. 本装置は、センサー部、モイスコープ本体、A/D 変換ユニット（KV-AD40, キーエンス社製）、プログラマブルコントローラ（KV-5500, キーエンス社製）からなる. センサー部の出力はモイスコープ本体に送られ、アナログ信号として出力される. アナログ信号は A/D コンバータ（キーエンス）でデジタルデータに変換され、プログラマブルコントローラに送られ、本体メモリーに保存される. 測定が終了すると、本体メモリーに保存されたデータは SD カードに送られ保存、保管される. SD カードに保管されたデータは、解析用のパーソナルコンピュータにて解析に用いられる. センサー部は、静電容量型湿度センサーと温度測定用のサーミスタにより構成されている. Figure 2.7 に、センサー部の詳細を示す. センサー部は、湿度センサーと温度センサーが配置されている. 湿度センサーとしては静電容量型湿度センサー、温度センサーとしてはサーミスタが設置されている. Figure 2.8 に、センサー部を流路に設置した様子を示す.

このモイスコープでは湿度の補正のために温度センサーが用いられ表示で 40℃が上限となっているため、流れの温度は次節の熱電対温度センサーで測定している. 40℃以上での湿度は内部で外挿して補正されるため大きな誤差はないとされている.

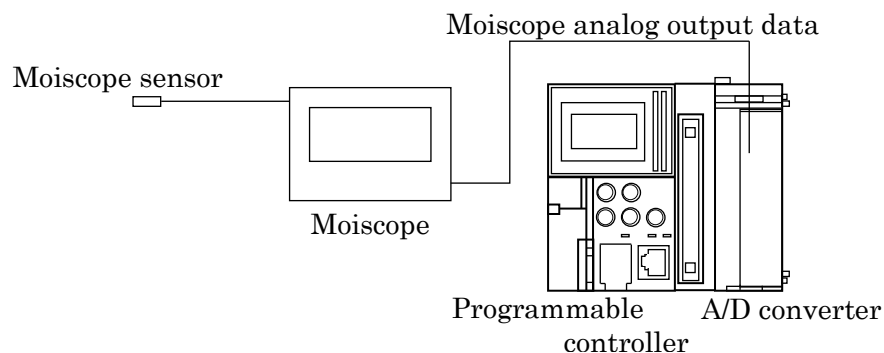


Figure 2.6 Capacitive humidity measurement system

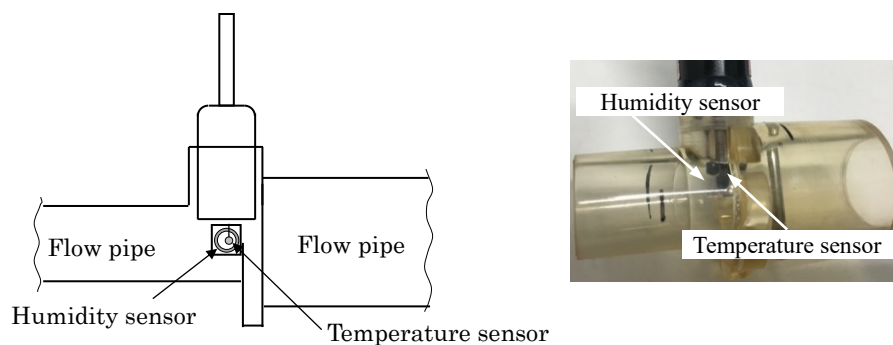
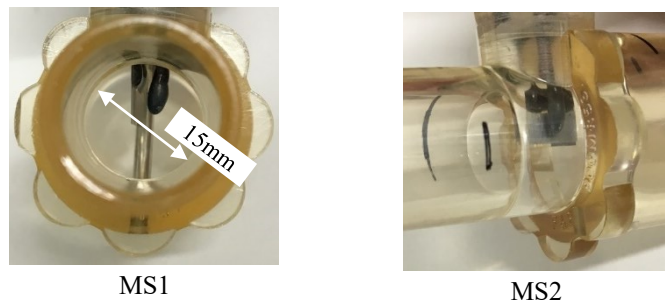


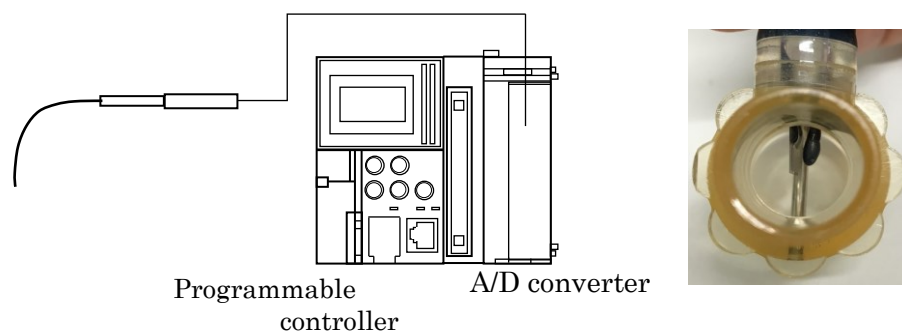
Figure 2.7 Capacitive humidity and thermistor sensor



**Figure 2.8** Installation of capacitive humidity and thermistor sensor

(b) 温度測定装置

**Figure 2.9** に本研究で用いた熱電対温度測定装置の構成を示す．本装置は，熱電対（シース型 K 熱電対（シース直径 1 mm），A/D 変換ユニット，プログラマブルコントローラからなる．A/D 変換ユニット，プログラマブルコントローラは，湿度測定装置で用いたものと同じものである．熱電対の起電力は，AD 変換ユニットによりデジタルデータとして採取され，温度に変換され，プログラマブルコントローラに記録される．**Figure 2.10** に設置状況を，**Figure 2.11** に使用した熱電対を示す．熱電対の先端は容器やその内容物に接触しないようにし，且つ，呼吸気の流れ方向に対して直角になる様に配置した．測定されたデータは，測定終了後，SD カードを用いてコンピュータに移され，解析される．



**Figure 2.9** Thermistor measurement system

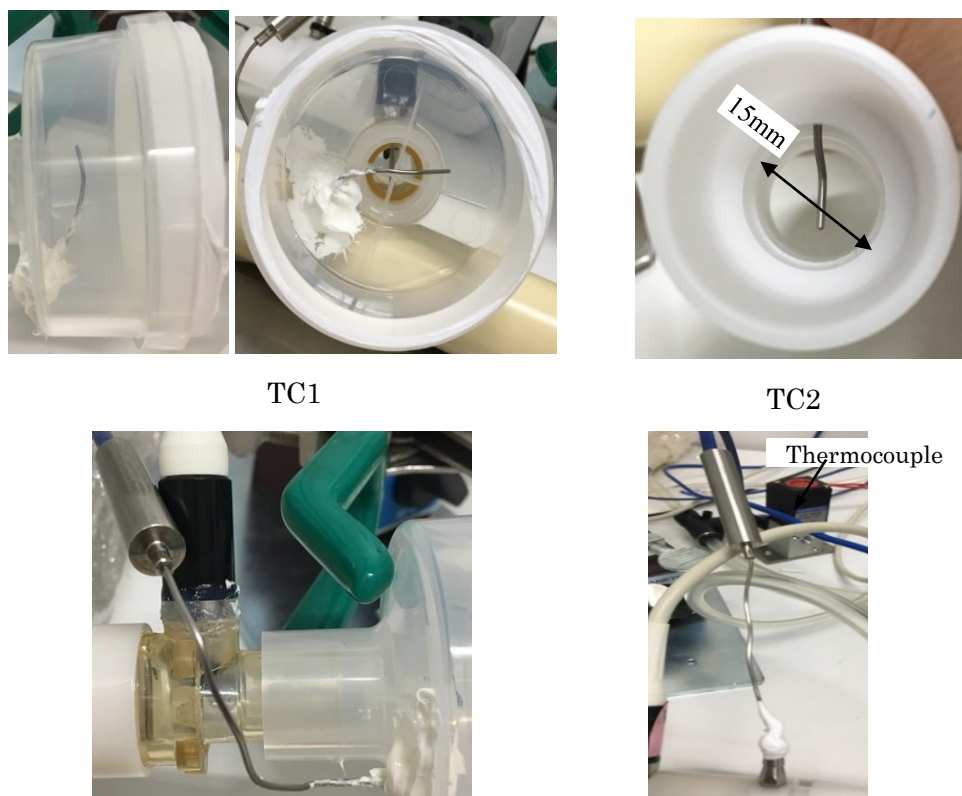


Figure 2.10 Installation of thermocouples

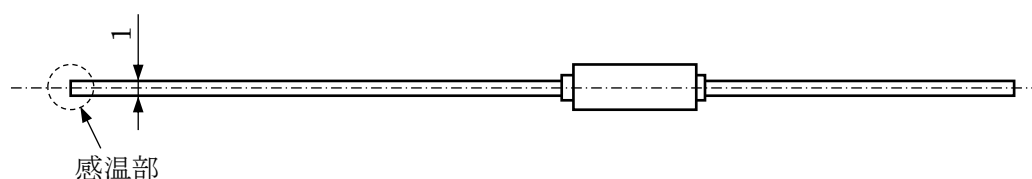


Figure 2.11 Sheath thermocouple

### 2.1.3 温度，湿度センサーの時間応答特性

本研究では，Air 1 および Air 2 をそれぞれ 180 s 供給する過渡的变化に関する実験と Air 1 と Air 2 を繰り返し供給する周期的变化に関する実験を行った．のちに詳細に述べるが，周期的变化の際のもっとも短い周期では，Air 1，Air 2 をそれぞれ 2 秒，すなわち Air 1 と Air 2 それぞれを 1 回供給する变化を 1 周期とすると，1 周期は 4 秒で变化させた．そこで，4 s 周期の变化に十分な応答性を有する湿度，温度センサーについて検討した．しかしながら，湿度，温度測定を 4 s 周期（Air 1 を 2 s，Air 2 を 2 s）の変動に関して十分な応答性を有する測定器を市販の製品として安定的に入手することは困難であるとの結論にいたった．そこで，調べた中では応答特性に優れている，静電容量型湿度測定装置および直径 1 mm のシース型熱電対を用いることとした．静電容量型湿度測定装置としては，(株)スカイネット社製のモイスコープを用いた．この装置は，呼吸器系の医療分野では広く用いられてきたものであり，呼吸器系の湿度測定には一定の実績と信頼性を示している（磨田<sup>[1]</sup>）．本研究で用いた装置は，

帝京大学医学部において、Kitamura<sup>[58]</sup>によってヒト介入試験にも用いられている。本実験に使用するにあたり、本実験装置で相対湿度 0%の乾燥空気と相対湿度 100%の飽和空気を常時供給して実験を行っていることから、その最大、最小値を常に確認して用いた。温度測定にはシース部直径は 1 mm のシース型 K 熱電対(KTO-10100C)を用いた。湿度測定に用いたモイスコープにはサーミスタ温度計も取り付けられているが、このサーミスタ温度計は温度測定上限が 40°Cであり、本実験の範囲をカバーできないため、データとしては使用しなかった。ただ、測定値は記録しており、測定可能範囲内で熱電対のデータと比較しており、両者に顕著な違いが生じていないことを確認しながら測定を行った。本実験に用いたモイスコープとシース型熱電対の仕様を **Table 2.1** に示す。

湿度測定に用いた静電容量型湿度測定装置およびシース型熱電対の時間応答性について、以下のように検討を行った。静電容量型湿度測定装置はカタログでは湿度上昇時、相対湿度 40%から 100%まで 3 s、相対湿度 100%から 90%まで 10 min 以内と記されている。また、磨田<sup>(4)</sup>は、モイスコープの応答速度として、この点について、2 s というデータを示している。本装置で実験を行ったところ、相対湿度 0%~70%程度まで約 1 s で到達した。また、相対湿度 100%近くになった場合、測定値が時間的に不安定になることが確認された。これは、センサーに水滴がついたためと判断することができた。Air 1 は相対湿度約 100%、37°Cの飽和空気であることから、HMEF 容器の Air 1 供給側では、センサーだけでなく管路にも結露がみられた。これは、管路、センサーの温度が外気温の影響を受け、Air 1 よりも低くなるため、センサー、壁面付近での相対湿度 100%の水蒸気濃度が低下するためであると考えられる。そこで、装置のところに述べているように、Air 1 供給側ならびに静電容量型湿度測定装置およびシース型熱電対のセンサー部は加温装置を設置し、顕著な結露が見られないようにした。その結果、センサーにおける顕著な結露は防ぐことができた。また、Air 1 から Air 2 に切り替え、相対湿度が低下する際も、センサーに結露していないため、上昇時とほぼ同程度の時間で低下する様子がみられた。このことから、本装置では、静電容量型湿度測定装置の湿度センサーは時定数 1 s 程度の時間応答性を有することを確認することができた。熱電対に関しても、同様の考察を行った結果、時定数は約 4.5 s 程度と評価することができた。

このような時間応答性の主な原因は、湿度センサーの場合、センサーへの水蒸気の拡散速度、熱電対の場合には空気からシース壁を通過して熱電対素線接点までに熱が移動する熱伝達、熱伝導過程によると思われる。このような輸送現象に伴う時間応答遅れは、一般に一次遅れ系となることが知られており、一次遅れ系を仮定することにより、測定結果に周波数補償を行うことができ、時間応答遅れ特性を改善することができる (Yoshida *et al.*<sup>[63]</sup>)。その概要を付録 1 に示す。

そこで、本研究では、湿度、温度の測定結果に対して、この時間応答遅れを一次遅れ系として応答遅れ補正を行った。湿度に関しては時定数 1 s、温度測定では時定数 4.5 s としたときの時間応答遅れの補正結果の一例として、**Figure 2.1(b)**において F1, F2 にスポンジ、F3 に CaCl<sub>2</sub> を含浸したスポンジを用いた場合の結果を **Figure 2.12** に示す。Air 1 供給開始時、測定データと補償データを比較すると、Air 1 から Air 2 への切り替え時など湿度、温度が短時間

に変化するところで局所的に時間応答遅れの補正により若干の変化がみられるが、全体としては、変化は時定数に比べて緩やかであり、大きな変化は見られない。以上の検討結果を踏まえ、測定間隔は、温度、湿度ともに1sとした。また、温度、湿度の測定は同時刻で行った。

湿度センサーと温度センサーの位置が異なっているが、本研究の条件では、呼気と吸気が両センサーを通過するときの平均的な時間差は0.3s以下であり、測定を1sごとに行っていることに対して顕著な影響は与えないため、それぞれの測定値を同時刻の測定値として取り扱った。

Table 2.1 Sensor characteristics (Catalog values)

装置名 メーカー名	測定項目	センサータイプ	表示範囲	精度	応答性
モイスコープ (株)スカイネット社	相対湿度	静電容量型 (H6100)	0~100%RH	±3%	3秒(40→100%RH) 10分以内(100→90%RH)
	温度	サーミスタ (#48033)	0~40℃	±0.2℃	—
K 熱電対	温度	K型シース (KTO-10100C)	-50~650℃	—	—

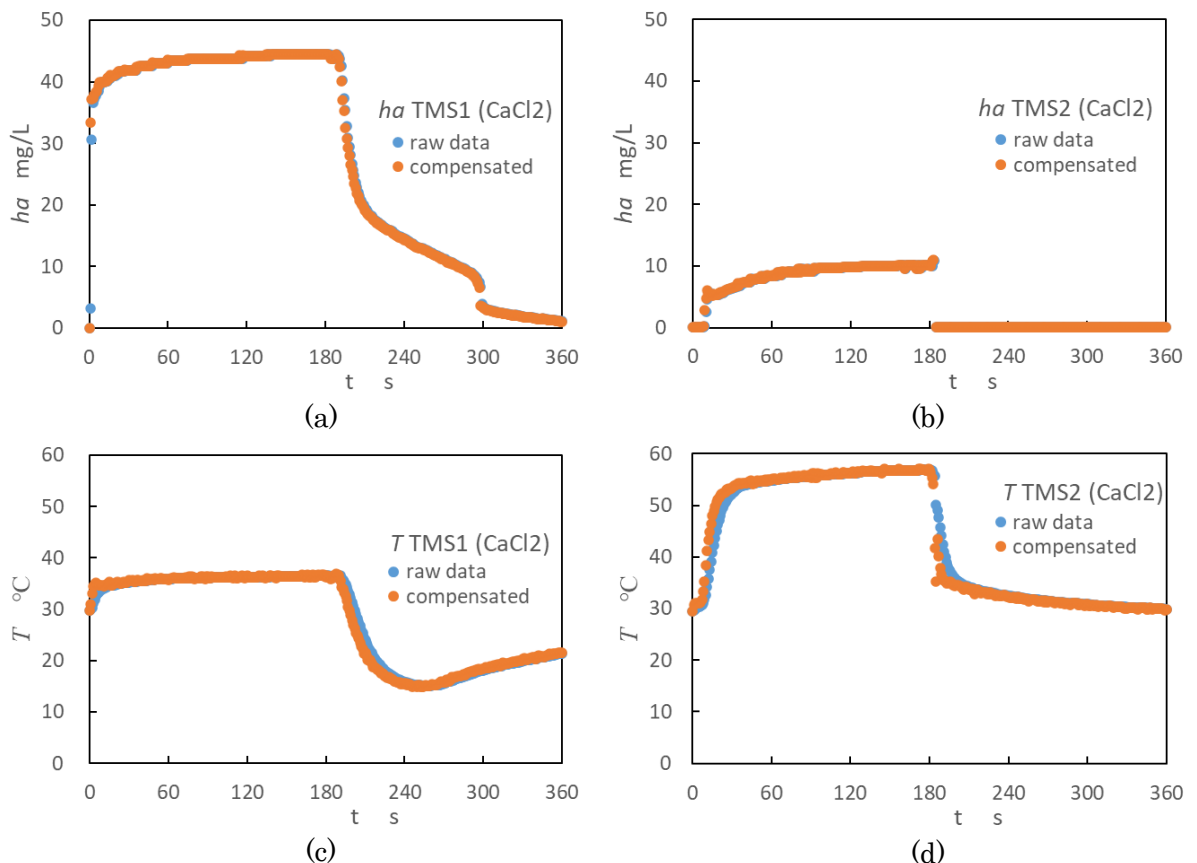


Figure 2.12 Results of response delay compensation

### 2.1.4 塩化カルシウム含浸法

本研究では、塩化カルシウム  $\text{CaCl}_2$  を含浸したスポンジを用いるが、その含浸方法を以下に述べる。脱脂洗浄後乾燥したスポンジを塩化カルシウム水溶液に浸漬し、スポンジ内部に水溶液を浸透させる。その後、スポンジ中の水分を蒸発させ、スポンジ上に  $0.5\text{ g}$  の塩化カルシウムを析出させた。Figure 2.13 に、デジタル顕微鏡（キーエンス社製 VHX-5000）により撮影した  $\text{CaCl}_2$  を含浸したポリウレタン製のスポンジ表面を示す。図より、ポリウレタンには、直径約  $80\ \mu\text{m}$  の孔がほぼ一様に空いており、そのまわりに  $\text{CaCl}_2$  が含浸されている領域が光っている領域として確認される。すなわち、 $\text{CaCl}_2$  は、ポリウレタン全体に平均的に含浸されているわけではなく、主に孔のまわりに含浸されていることが分かる。Figure 2.13 は、大気中に十分放置したあとに観察したものであるが、潮解して溶解した  $\text{CaCl}_2$  が多く見られる。このことは、 $\text{CaCl}_2$  が大気中の水分を吸着、凝縮し、保持していることを示している。

また、 $\text{CaCl}_2$  は吸湿材・乾燥剤としてよく利用されている物質であり、著しい潮解性を持つが、写真が示すように、ポリウレタン組織中では、吸湿した  $\text{CaCl}_2$  は流動せず孔の周りに保持されていることがわかる。

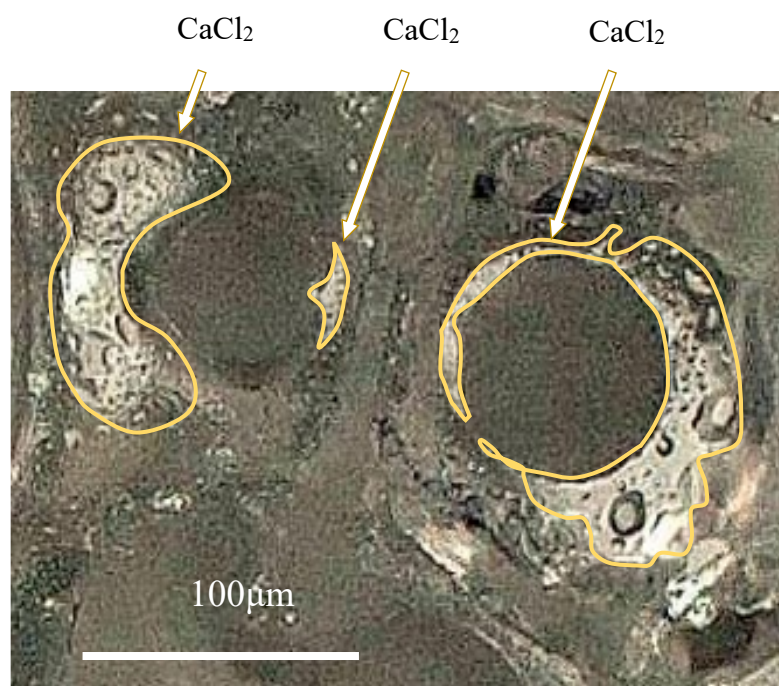


Figure 2.13 Polyurethane sponge surface with  $\text{CaCl}_2$ .

### 2.1.5 実験データ取得前のコンディショニング

実験を行う際には、初期条件を一定にするために、保温室内の温度調整を開始した後、流路系すべてを温度  $26^\circ\text{C}$  の乾燥空気を十分に通気した。その後、呼気に対応する空気（温度  $37^\circ\text{C}$ 、相対湿度  $100\%$  の飽和空気）を Air 1 として流量  $15\ \text{L}/\text{min}$ （ケース内平均流速  $10.9\ \text{cm}/\text{s}$ ）を



流し、つぎに、流れの方向を切り替え、吸気に対応する空気（温度 26℃、相対湿度 0%の乾燥空気）を Air 2 として呼気と同様の流量 15 L/min（流速 10.9 cm/s）で流した。実験の目的に応じて、Air 1 と Air 2 を流す時間と切り替え回数を変化させた。空気はコンプレッサから供給し、流量センサー (FD-A50 キーエンス社製) で流量を測定したのち、Figure 2.3 および Figure 2.4 の装置にて温度・湿度を調整してから、Air 1 あるいは Air 2 として実験装置に供給した。

### 2.1.6 実験サンプルの構成

本実験では、HMEF 内に Figure 2.1(b), Figure 2.5(b) に示す 3 枚のフィルター、F1, F2, F3 を設置した。その構成を Table 2.2 に示す。Case 1 は HMEF 容器内部になにも入れない空の場合である。Case 2 は、厚さ 6.5mm のポリウレタン製のスポンジ (PU) を F1, F2, F3 に設置した場合である。Case 3 は F1, F2, F3 に Case 2 と同様にポリウレタン製スポンジを設置したが、F3 には CaCl<sub>2</sub> を含浸したポリウレタン製のスポンジ (PU/CaCl<sub>2</sub>) を設置した場合である。

Table 2.2 Filter arrangement of HMEF

	F1(Filter1)	F2(Filter2)	F3(Filter3)
Case1	No filter equipped		
Case2	PU	PU	PU
Case3	PU	PU	PU/CaCl <sub>2</sub>

## 2.2 一次元数値解析

### 2.2.1 仮定

HMEF の数値解析を行うにあたり、内部の流れ場がどのようになっているかを見積もるために、Ansys/Fluent 16.2 を用いて、予備的な数値計算を行った (Okinaga *et al.* <sup>[64]</sup>: 付録 2)。その結果、HMEF の内部にはスポンジなどの多孔質物質が設置されていることなどから流れ場はほぼ一次的に取り扱うことができることが示された。

そこで本研究では、HMEF 内部の変化は一次的に生じると仮定し、解析する。空気流側では、温度および湿度(水蒸気量)が変化する。したがって、その支配方程式は、質量保存式、運動量保存式、エネルギー保存式および化学種保存式となる。本研究では化学反応は生じないので化学種の変化はないが、空気流中の水蒸気 (気体の水) とスポンジに凝縮した液体の水をそれぞれ別の物質と考え、化学種保存式を用いて、それぞれの量的変化を計算することとした。したがって、空気流側では、水蒸気の化学種保存式を用いる。また、水は HMEF 内のスポンジ、スポンジに含浸された塩化カルシウム (CaCl<sub>2</sub>) に凝縮する。本モデルでは、凝縮した水はスポンジ層を移動しないと仮定する。したがって、スポンジ層の支配方程式は、

スポンジ層内に凝縮している水の化学種保存式とエネルギー保存式となる。ここで、本論文では、空気流側を気体領域、スポンジ層を固体領域と呼ぶこととする。

これらの方程式を定式化するにあたり以下の仮定を用いた。

- ・現象は一次元として取り扱うことができる。
- ・湿り空気の物性値はその成分の96%以上が空気であるため、空気の物性値を用いる。
- ・対流速度は一定とする。

### 2.2.2 塩化カルシウムによる凝縮・蒸発

塩化カルシウムの凝縮・蒸発モデルは大曲,ほか<sup>[65]</sup>によるデシカント空調機のシリカゲルの凝縮・蒸散モデルを参考にした。本モデルにおいて蒸発・凝縮の相変化量は、塩化カルシウムに吸着している水の質量と気液平衡となる固体表面の水蒸気の重量絶対湿度 $\chi_s$ と湿り空気中の重量絶対湿度 $\chi_m$ の差に起因すると考える。すなわち、生成項 $w$ は式(2.2.1)のように表される。

$$w = K_m(\chi_m - \chi_s) \quad (2.2.1)$$

ここで $K_m$ は総括物質輸送係数を表す。また、 $\chi_m$ は、

$$\begin{aligned} \chi_m &= \frac{M_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}}{M_{\text{dryair}}} = \frac{M_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}}{M_{\text{dryair}} + M_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}} \frac{M_{\text{dryair}} + M_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}}{M_{\text{dryair}}} \\ &= \frac{Y_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}}{Y_{\text{dryair}}} \end{aligned} \quad (2.2.2)$$

ここで $M_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}$ ,  $M_{\text{dryair}}$ は単位体積当たりの水蒸気と乾き空気の質量を表している。また、式(2.2.10)の関係から、次式を得る。

$$\chi_m = \frac{Y_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}}{Y_{\text{air}}} = \frac{Y_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}}{1 - Y_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}} \quad (2.2.3)$$

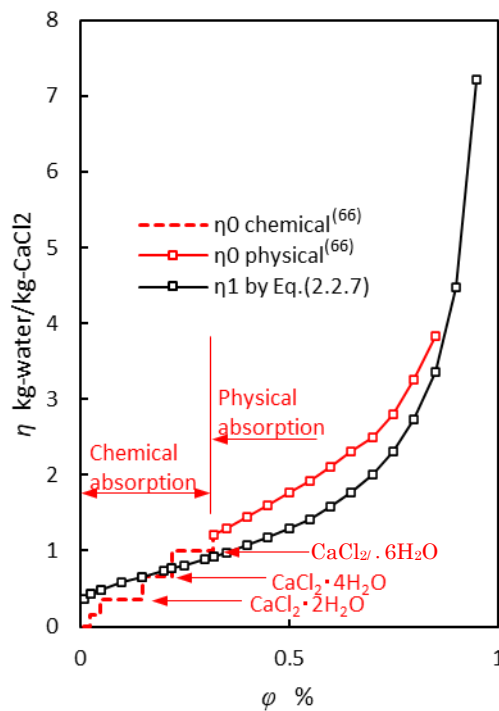
以上示すように、重量絶対湿度は質量分率によって表すことができる。

塩化カルシウムは含水結晶であり、水が吸着すると  $\text{CaCl}_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$ ,  $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ,  $\text{CaCl}_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$ ,  $\text{CaCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ , と水和物になり、それ以上は溶液となる。溶解度は20°Cで0.745 kg/Lである。実際の現象では、スポンジの構造、担持の様子などにより、塩化カルシウムの水の吸着量が変わるものと思われるが、本実験では、塩化カルシウムが担持されたスポンジはひとつのスポンジのみを用いたことから、これらの点については実験的に検討を加えることができなかつた。そこで本研究では塩化カルシウムが含浸されたスポンジの特性は一定と仮定することとする。また、数値計算では、連続体を仮定した方程式系を用いていることから、スポンジ部については、スポンジ部も連続体と考え、その内部構造は考えないこととする。そこで、この部分のスポンジに含浸された塩化カルシウムの総質量を $M_{\text{CaCl}_2}$ 、この領域に凝縮している水の総質量を $M_{\text{H}_2\text{O}(\text{liquid})}$ 、この領域の体積を $V_{\text{total}}$ とすると、この領域の単位体積あたり、塩化カルシウム単位質量あたりの水の凝縮質量 $\eta$ は、

$$\eta = \frac{M_{\text{H}_2\text{O}(\text{liquid})}}{M_{\text{CaCl}_2}} = \frac{M_{\text{H}_2\text{O}(\text{liquid})}}{V_{\text{total}}} \frac{V_{\text{total}}}{M_{\text{CaCl}_2}} = \frac{m_{\text{H}_2\text{O}(\text{liquid})}}{m_{\text{CaCl}_2}} \quad (2.2.4)$$

となる. ここで,  $m_{\text{H}_2\text{O}(\text{liquid})}$  は, 塩化カルシウム単位体積あたりに凝縮した液体の水の質量,  $m_{\text{CaCl}_2}$  は単位体積当たりの塩化カルシウムの質量を示している.

**Figure 2.14** に, 塩化カルシウム単位質量に凝縮する水の質量と湿り空気の相対湿度の関係を示す.  $\text{CaCl}_2$  の溶解度は  $0.745 \text{ kg/L}$  であるが, この値は, 塩化カルシウム単位質量に凝縮する水の質量としては  $1.34 \text{ kg/kg-CaCl}_2$  となる. **Figure 2.14** の  $\eta_0^{[66]}$  をみると, この値は相対湿度  $0.3$  程度となる. すなわち, 相対湿度が  $0.3$  程度までは水は化学吸着して水和物となり, 相対湿度が増加すると, 二水和物, 四水和物, 六水和物と段階的に変化する. 相対湿度が  $0.3$  を超えると, 水は物理吸着し溶液となり, 相対湿度に対する吸着量連続的に変化する.



**Figure 2.14** Condensed water mass at a unit mass of  $\text{CaCl}_2$  vs. relative humidity of moist air

図中 $\eta_1$ は, 以下に示す **Zhang and Qiu** <sup>[67]</sup>による吸着等温線を示す.

$$\eta_1 = 1.01(-\ln(\varphi))^{-\frac{1}{1.51}} \quad (2.2.5)$$

本式は, 物理吸着の傾向をよく示している. 化学吸着の領域についても連続関数として示しているが, 相対湿度 $\varphi=0$  のときの凝縮水の量がゼロとなっておらず,  $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$  の値付近になっているように思われる.

Figure 2.14 に示すように、水和物になる化学吸着の領域について、段階的にモデル化することもできるが、本研究では、Figure 2.15 のように連続関数とし、 $\varphi = 0$  のときに  $\eta = 0$  となるようにモデル化した、その結果、塩化カルシウム単位質量あたりに凝縮する水の質量と湿り空気の相対湿度の関係は以下のようにモデル化された。

$$0 \leq \varphi \leq 0.15$$

$$\eta = 3.68\varphi \quad (2.2.6)$$

$$0.15 < \varphi < 1.0$$

$$\eta = 1.01(-\ln(\varphi))^{-\frac{1}{1.51}} \quad (2.2.7)$$

また、重量絶対湿度  $\chi$  と相対湿度  $\varphi$  の変換式には次式を用いた。

$$\chi = 0.622 \frac{\varphi P_h}{P - \varphi P_h} \quad (2.2.8)$$

ここで、 $P_h$  は飽和水蒸気圧を示す。

飽和水蒸気圧  $P_h$  は、Tetens の式より求めることができる。

$$P_h \text{ [hPa]} = 6.11 \times 10^{\frac{7.5 \times (T_{\text{air}} - 273.15)}{T_{\text{air}} - 35.85}} \quad (2.2.9)$$

実際の計算では、固体部に吸着した液体の水に気液平衡となる空気中の湿度を求めることになるので、式(2.2.6)、式(2.2.7)に  $\eta$  を与え、 $\varphi$  を算出する手順となる。したがって、式(2.2.6)と式(2.2.7)のしきい値を  $\eta$  で決めておく必要がある。今回のモデルでは、 $\varphi = 0.15$  に対応する値は、 $\eta = 0.768$  となる。

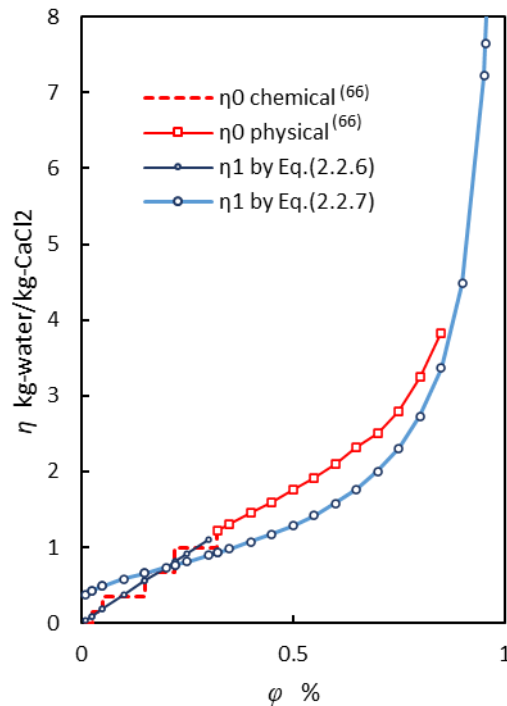


Figure 2.15 Model of Figure 2.14 for numerical simulation

### 2.2.3 熱損失

装置外部への熱損失 $S_1$ を気体側のスポンジ層に導入した。実験は温度 310 K の保温ブースの中に HMEF がある。そのため、310 K と気体温度の温度差に熱伝達率 $K_1$ をかけることで算出する。

$$S_1 = K_1(T_m - 310) \quad (2.2.10)$$

$K_1$ は装置外部への熱輸送係数とした。この熱損失項は、一次元数値解析モデルには含まれているが、本論文においては考慮しておらず、 $K_1 = 0$ としている。

### 2.2.4 計算モデル

Figure 2.16 に本研究で用いた HMEF の一次元形状モデルを示す。 $z$  軸方向が流れ方向であり、HMEF 内部の計算領域は $z$  軸方向に 45 mm とし、 $z = 0.0$  mm を患者側（呼気側）、 $z = 45.0$  mm 器械側（吸気側）とした。ただし、第 5 章において、HMEF の長さに関する計算を行ったが、その際には、計算領域を 45 mm から 540 mm まで変化させた。また、本研究で対象とする HMEF では、塩化カルシウムは、Figure 2.16 の Sponge with  $\text{CaCl}_2$  の領域 ( $29 \text{ mm} \leq z \leq 35.5 \text{ mm}$ ) のスポンジに担持されているとモデル化する。スポンジ厚さは実験結果と合わせるため 6.5 mm とした。ただし、第 5 章では、スポンジ部厚さの影響を検討したが、その際に

は、スポンジ部厚さを 16 mm から 2 mm の範囲で変化させた。HMEF には、呼気と吸気が交互に流れる。呼気の場合、 $z=0.0$  mm から  $T_{\text{air}} = 37^\circ\text{C}$ 、相対湿度 100% の湿り空気が流速 0.1 m/s で流入する。このとき、水蒸気の質量分率、 $Y_{\text{H}_2\text{O}}$  は 0.037 となる。また、 $z = 45.0$  mm は  $Y_{\text{H}_2\text{O}}$ 、 $T_{\text{air}}$  の  $z$  方向勾配がゼロの自由流出条件 (Neuman 条件) とする。吸気の場合、 $z = 45.0$  mm から  $T_{\text{air}} = 30^\circ\text{C}$  の乾燥空気 ( $Y_{\text{H}_2\text{O}} = 0.0$ ) が流速  $-0.1$  m/s で流入する。今回比較対象となる実験における吸気の設定温度は  $26^\circ\text{C}$  であるが、第 4 章の Figure 4.3 をみると、吸気温度は約  $30^\circ\text{C}$  となっていることから、数値計算では吸気温度を  $30^\circ\text{C}$  とした。このとき、 $z=0.0$  mm は  $Y_{\text{H}_2\text{O}}$ 、 $T_{\text{air}}$  の  $z$  方向勾配がゼロの自由流出条件 (Neuman 条件) とする。過渡応答特性を調べる計算では、呼気を 180 s 流した後、吸気を 180 s 流した。周期応答特性を調べる実験では、周期を 256 s, 64 s, 16 s, 4 s とし、過渡応答特性の場合と同様、呼気と吸気は同時間とした。

また、計算に用いた主要な物性値を Table 2.3 示す。ただし、一般気体定数は、 $8.3143$  kJ/(kmol·K)<sup>[68]</sup>である。

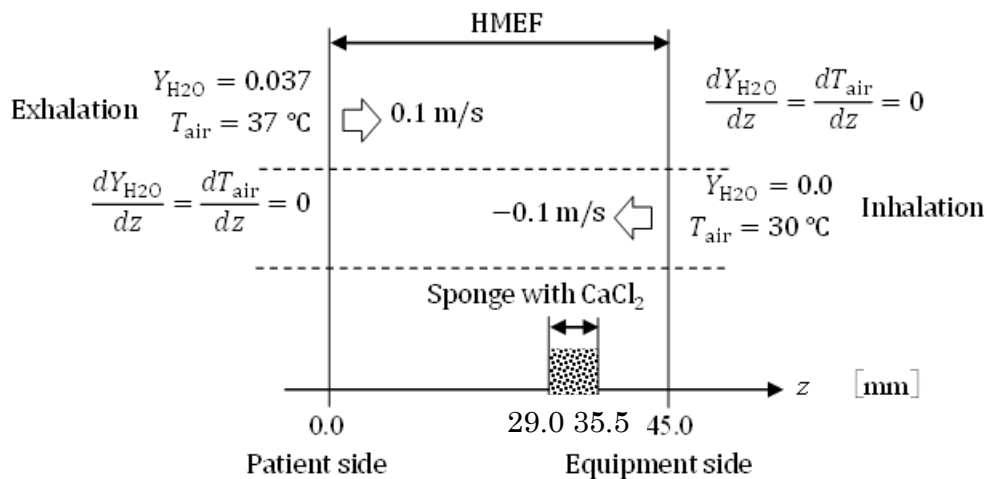


Figure 2.16 Numerical model of the HMEF for one-dimensional simulation

Table 2.3 Physical properties for one-dimensional simulation

Material	Name	Symbol	Value
Air	Molar mass	$M_{\text{air}}$	28.97 kg/kmol <sup>[68]</sup>
	Gas constant	$R_{\text{air}}$	0.287 kJ/(kg·K)
	Specific heat at constant pressure	$C_{p,\text{air}}$	1.007 kJ/(kg·K)
Steam	Molar mass	$M_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}$	18.015 kg/kmol <sup>[68]</sup>
	Gas constant	$R_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}$	0.462 kJ/(kg·K)
	Specific heat at constant pressure	$C_{p,\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}$	1.870 kJ/(kg·K) <sup>[69]</sup>
Water	Density	$\rho_{\text{H}_2\text{O}(\text{liquid})}$	987 kg/m <sup>3</sup>
	Specific heat at constant pressure	$C_{p,\text{H}_2\text{O}(\text{liquid})}$	4.19 kJ/(kg·K)
	Heat of condensation of water	$h_{\text{ads}}$	2260 kJ/kg <sup>[68]</sup>
Polyurethane	Density	$\rho_{\text{PU}}$	1240 kg/m <sup>3</sup> <sup>[70]</sup>
	Specific heat at constant pressure	$C_{p,\text{PU}}$	2.07 kJ/(kg·K) <sup>[70]</sup>

圧力 0.1 MPa における本研究で対象となる温度範囲での空気の定圧比熱の温度依存性を **Table 2.4** に示す. 本研究の温度範囲 20°C - 80°C 程度では, 定圧比熱の変化は 0.2% 程度であるので, 空気の定圧比熱は  $C_p = 1.007 \text{ kJ}/(\text{kg}\cdot\text{K})$  一定とした. 水蒸気の定圧比熱については, 本橋ら<sup>[69]</sup>に詳細な検討が示されており, 温度依存性は無視できること, 物性値としては  $1.8695 \text{ kJ}/(\text{kg}\cdot\text{K})$  が示されており, 本研究ではこの値を採用し,  $0.1870 \text{ kJ}/(\text{kg}\cdot\text{K})$  とした.

液体の水について, 同様な条件の密度と定圧比熱の温度依存性を **Table 2.5** に示す. どちらも温度依存性は小さく, **Table 2.5** の値の平均値として, 密度については  $987 \text{ kg}/\text{m}^3$ , 定圧比熱については  $4.19 \text{ kJ}/(\text{kg}\cdot\text{K})$  とした. 誤差は, 密度については  $\pm 2\%$  程度, 定圧比熱については  $\pm 1\%$  以下である.

**Table 2.4** Specific heat at a constant pressure of air at 0.1MPa<sup>[67]</sup>

$T$ [K]	280	300	320	340	360
$T$ [°C]	6.85	26.85	46.85	66.85	86.85
$C_p$ [kJ/(kg·K)]	1.007	1.007	1.008	1.009	1.011

本研究においては, HMEF 部に  $\text{CaCl}_2$  を含浸させたポリウレタン製のスポンジを設置している. 異なる性状のポリウレタンを用いる場合, 実際に凝縮, 蒸発が起こる面積に關係する単位体積当たりの表面積とポリウレタン部の実質的な空間部分が異なる. そこで, これらを考慮する必要がある. 前者は比表面積 ( $SV$ ) として, 後者は空隙率 ( $\epsilon$ ) として考慮することができる. しかしながら, 本研究では一種類のポリウレタン製スポンジを用いたことから, これらの値は一定値の係数となるため, パラメータとはしなかった. 結果として, これらの影響は, 総括物質輸送係数, 総括熱輸送係数などのパラメータの値に含まれることになる (付録 3).

**Table 2.5** Density and Specific heat at a constant pressure of liquid water at 0.1MPa<sup>[67]</sup>

$T$ [K]	280	300	320	340	360
$T$ [°C]	6.85	26.85	46.85	66.85	86.85
$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	999.98	996.66	989.47	979.48	967.23
$C_p$ [kJ/(kg·K)]	4.198	4.179	4.180	4.188	4.202

## 2.2.5 基礎方程式

### (a) 化学種と変数

本研究で求める変数について記述する. まず, 気体側と固体側に分類する. 気体側では, 流れは一次元的に取り扱われ, 全領域で一定とする. また, 気体側に存在する化学種は湿り空気を構成する乾燥空気と水蒸気である. したがって, 乾燥空気の質量分率と水蒸気の質量分率を考慮することになる. また, 湿り空気中の水蒸気の質量分率は最大 4% 程度であることから, 湿り空気の物性値に対する水蒸気量の影響は無視することとした. 固体側では, 凝縮する液体の水の量が増える. 本研究では, スポンジと塩化カルシウムは一体であると

考え、固体側の水は塩化カルシウム単位質量当たりの質量を変数とする。また、個体部においても熱的变化が考えられるので、個体部の温度を変数とする。

すなわち、本研究で求める変数は以下のとおりである。

気体側：水蒸気質量分率( $Y_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}$ )，湿り空気温度( $T_m$ )

固体側：塩化カルシウム単位質量当たりの水の質量( $\eta_{\text{zpg}}$ )，固体温度( $T_{\text{spg}}$ )

以下に、本研究の一元モデルの支配方程式を示す。

(b) 質量保存式 (連続の式)

式(2.2.11)に、空間一次元の質量保存式の一般形を示す。

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial z}(\rho u) = 0 \quad (2.2.11)$$

ここで、 $t$ は時間、 $z$ は空間座標、 $\rho$ は密度、 $u$ は $z$ 方向の速度である。左辺第一項は非定常項を、第二項は質量の流入流出を表している。

本研究で用いる変数 (湿り空気) を用いて表すと、式(2.2.12)と表わされる。

$$\frac{\partial \rho_m}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial z}(\rho_m u_m) = 0 \quad (2.2.12)$$

ここで、 $\rho_m$ は湿り空気の密度、 $u_m$ は湿り空気の $z$ 方向速度である。本研究では、湿り空気中の水蒸気の変化量は最大 4%程度であり、物性値への影響は無視できると仮定していることから、 $\rho_m$ は変化せず、 $u_m$ も呼気と吸気では方向は変化するが、呼気、吸気それぞれの間は変化しないと考える。したがって、式(2.2.12)は常に成り立つ。

(c) 運動方程式

式(2.2.13)に空間一次元の非圧縮性流体の運動方程式の一般形を示す。左辺には非定常項と対流項、右辺には圧力勾配項が示されている。本研究では、非圧縮性流体を空間一次元でモデル化するため、粘性項は現れない。

$$\rho \left( \frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial z} \right) = - \frac{\partial p_s}{\partial z} \quad (2.2.13)$$

ここで、 $p_s$ は静圧である。

本研究で用いる変数を用いて表すと式(2.2.14)と表わされる

$$\rho_m \left( \frac{\partial u_m}{\partial t} + u_m \frac{\partial u_m}{\partial z} \right) = - \frac{\partial p_s}{\partial z} \quad (2.2.14)$$

本研究では、呼気、吸気で速度は、方向が変化するが、呼気、吸気それぞれの間は、流速は一定と仮定する。したがって、非定常項には式(2.2.15)が、対流項には式(2.2.16)の関係が成り立つ。

$$\frac{\partial u_m}{\partial t} = 0 \quad (2.2.15)$$



$$\frac{\partial u_m}{\partial z} = 0 \quad (2.2.16)$$

したがって、

$$0 = -\frac{\partial p_s}{\partial z} \quad (2.2.17)$$

すなわち、呼気、吸気それぞれの間、空間の静圧は一定であると考えることができる。実際には、壁面摩擦などにより空気流の入口と出口では圧力差が生じる。また、本研究では考慮していないが、フィルターを設置するとさらに圧力損失が生じ、その圧力差がさらに大きくなる。そのような状態においても、人の呼吸に過度な負担とならないように、HMEFに要求される圧力差は98 Pa (1 cmAq) 以下とされており、粘性損失を含む圧力損失は極めて小さく抑えられており、本解析においても、式(2.2.17)の結果は適切なものであると判断できる。これらを踏まえ、本研究では運動方程式は解いていない。

#### (d) 化学種保存式

式(2.2.18)に化学種保存式の一般形を示す。この式は、ある化学種*i*の質量保存の式である。左辺に非定常項と移流項、右辺に分子拡散項と生成項を示す。

$$\frac{\partial m_i}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial z}(m_i u) = \frac{\partial \rho Y_i}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial z}(\rho Y_i u) = -\rho D_i \frac{\partial^2 Y_i}{\partial z^2} + w_i \quad (2.2.18)$$

ここで、 $m_i$ は化学種*i*の単位体積あたりの質量、 $Y_i$ は化学種*i*の質量分率、 $D_i$ は化学種*i*の物質拡散係数、 $w_i$ は化学種*i*の生成項である。化学種保存式は化学種*i*の質量変化が化学種*i*の対流輸送、拡散による輸送および化学種*i*の生成消滅によってもたらされることを示している。

本研究では、化学種として気相側では乾燥空気と水蒸気の二つの物質を、固体側では、固体に凝縮される液体の水を考える。

気体側の化学種保存式は、本研究で用いる変数を用いて表すと、式(2.2.19)となる。

$$\frac{\partial m_i}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial z}(m_i u_m) = \frac{\partial \rho_m Y_i}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial z}(\rho_m Y_i u_m) = -\rho_m D_i \frac{\partial^2 Y_i}{\partial z^2} + w_i \quad (2.2.19)$$

ここで、添字*i*はairまたはH<sub>2</sub>O(gas)となる。

気体側の化学種は空気と水蒸気の二種類であることから、以下の関係が成り立つ。

$$Y_{\text{air}} + Y_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})} = 1 \quad (2.2.20)$$

この関係より、気体側の化学種に関しては、水蒸気の化学種保存式を解くことができれば、空気の質量分率は、式(2.2.20)より代数的に求めることができる。

そこで、水蒸気の化学種保存式を非保存系で表すと、

$$\rho_m \frac{\partial Y_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}}{\partial t} + \rho_m u_m \frac{\partial Y_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}}{\partial z} = -\rho_m D_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})} \frac{\partial^2 Y_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})}}{\partial z^2} + w_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})} \quad (2.2.21)$$

となる。

固体側に凝縮した液体の水の化学種保存式については、水が固体上を流動しないと仮定することから、式(2.2.19)から移流項、拡散輸送項を除き、次式で表される。

$$\frac{\partial m_{\text{H}_2\text{O}(\text{liquid})}}{\partial t} = w_{\text{H}_2\text{O}(\text{liquid})} \quad (2.2.22)$$

物質の変化は水蒸気と水との相変化のみであるため、式(2.2.21)の生成項と式(2.2.22)の生成項の間には、以下の関係が成り立つ。

$$\begin{aligned} w_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})} + w_{\text{H}_2\text{O}(\text{liquid})} &= 0 \\ w_{\text{H}_2\text{O}(\text{liquid})} &= -w_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})} = w \end{aligned} \quad (2.2.23)$$

ここで、 $w$  は水蒸気が水に変化する量を正としている。

(e) エネルギー保存式

式(2.2.24)にエネルギー保存式の一般形を示す。この式は、エネルギーの時間変化が移流、拡散によるエネルギー輸送とエネルギー生成、消費の収支に等しいことを示している。

$$\frac{\partial(\rho_i c_{p,i} T_i)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial z}(u \rho_i c_{p,i} T_i) = -\lambda_i \frac{\partial^2 T_i}{\partial z^2} + S_h \quad (2.2.24)$$

ここで、 $T_i$ は化学種 $i$ の温度、 $\rho_i$ 、 $c_{p,i}$ 、 $\lambda_i$ は、それぞれ化学種 $i$ の密度、定圧比熱、熱伝導率を示している。左辺第一項は非定常項であり、左辺第二項は移流項である。また、右辺第一項は拡散によるエネルギー輸送を示す熱伝導項、左辺第二項の $S_h$ はエネルギー生成、消滅項である。本研究では、エネルギー生成、消滅は水と水蒸気の相変化によって生じる。すなわち、 $S_h$ は相変化によるエネルギー生成、消滅を表す。固体面と気体が接する場合、相変化は、固体面あるいは固体近傍の気体で起こることが考えられる。この場合、相変化で生じた熱が固体側のエネルギー変化に寄与するのか、気体側に寄与するのかは判断がむずかしい。そこで本研究では、相変化エネルギー分配率 $r$ を導入する。 $r$ は0・1の範囲で変化し、0とした場合、相変化のエネルギーはすべて気体側のエネルギー変化に寄与し、1の場合、固体側のエネルギー変化に寄与するものとする。そこで、 $S_h$ は、気体側のエネルギー保存式では $(1-r) \cdot S_h$ 、固体側では、 $r \cdot S_h$ と表される。

気体側に関しては、湿り空気が存在しているため、湿り空気のエネルギー保存式を解く。生成項としては、 $S_h$ のほかに、気体から固体への熱輸送量 $S_t$ と装置外部への熱損失 $S_l$ を考慮することとする。そこで、湿り空気のエネルギー保存式は、本研究で用いる変数で表すと、式(2.2.25)となる。

$$\frac{\partial(\rho_m c_{p,m} T_m)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial z}(u_m \rho_m c_{p,m} T_m) = -\lambda \frac{\partial^2 T_m}{\partial z^2} + (1-r) \cdot S_h - S_t - S_l \quad (2.2.25)$$

ここで、添字 $m$ は湿り空気を表す。

非保存系で表すと、式(2.2.26)のように書き表される。

$$\rho_m c_{p,m} \frac{\partial T_m}{\partial t} + u_m \rho_m c_{p,m} \frac{\partial T_m}{\partial z} = -\lambda \frac{\partial^2 T_m}{\partial z^2} + (1-r) \cdot S_h - S_t - S_l \quad (2.2.26)$$

固体側では、移流項がない。また、装置外部への熱損失 $S_l$ は主に気体側から生じると考えると、エネルギー保存式は式(2.2.27)のように表される。

$$\frac{\partial(\rho_s c_s T_s)}{\partial t} = -\lambda \frac{\partial^2 T_s}{\partial z^2} + r \cdot S_h + S_t \quad (2.2.27)$$

ここで、添字 $s$ は固体側を示す。また、 $S_t$ は気体から固体への熱輸送量を示しており、式(2.2.28)に示すように、湿り空気温度 $T_m$ と固体温度 $T_s$ の差に総括熱輸送係数 $K_h$ を掛けることにより算出される。

$$S_t = K_h(T_m - T_s) \quad (2.2.28)$$

境界条件は、2.2.4項で述べたように、以下のように設定する。

呼気の場合

$$\begin{aligned} z = 0.0 \text{ mm} & \quad Y_{\text{H}_2\text{O,exa}} = 0.037 \text{ (飽和水蒸気条件, 相対湿度 100\%)} \\ & \quad T_{\text{air,exa}} = 37^\circ\text{C} \\ z = 45.0 \text{ mm} & \quad \frac{dY_{\text{H}_2\text{O}}}{dz} = \frac{dT_{\text{air}}}{dz} = 0 \text{ (自由流出条件, Nauman 条件)} \end{aligned}$$

吸気の場合

$$\begin{aligned} z = 0.0 \text{ mm} & \quad \frac{dY_{\text{H}_2\text{O}}}{dz} = \frac{dT_{\text{air}}}{dz} = 0 \text{ (自由流出条件, Nauman 条件)} \\ z = 45.0 \text{ mm} & \quad Y_{\text{H}_2\text{O,ins}} = 0.0 \text{ (乾燥空気条件, 相対湿度 0\%)} \\ & \quad T_{\text{air,ins}} = 30^\circ\text{C} \end{aligned}$$

## 2.2.6 差分化

2.2.5項に示したように、本研究では、運動方程式は解かず、物質の量、すなわち単位体積あたりの質量、あるいは質量分率、および温度というふたつのスカラー量に変数である。したがって、支配方程式は二階線形偏微分方程式である。変数を、時刻 $t$ 、位置 $z$ 、未知変数 $\xi$ とすると、本研究で取り扱う方程式の一般系を式(2.2.29)のように示すことができる。

$$\frac{\partial \rho(t,z)\xi(t,z)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho(t,z)\xi(t,z)u(t,z))}{\partial z} = -\rho(t,z)D(t,z) \frac{\partial^2 \xi(t,z)}{\partial z^2} + w(t,z) \quad (2.2.29)$$

また、非保存系で示すと、

$$\rho(t,z) \frac{\partial \xi(t,z)}{\partial t} + \rho(t,z)u(t,z) \frac{\partial \xi(t,z)}{\partial z} = -\rho(t,z)D(t,z) \frac{\partial^2 \xi(t,z)}{\partial z^2} + w(t,z) \quad (2.2.30)$$

となる。ここで、 $\rho$ は密度、 $u$ は $z$ 方向速度、 $D$ は拡散係数、 $w$ は生成項を示している。左辺第一項は非定常項、第二項は移流項、右辺第一項は拡散項、第二項は生成項である。

本研究ではこのような微分方程式を差分化し、数値計算により解を求める。今回は、系が空間一次元であり流れは方向の逆転を除けば定常であることなど比較的単純であることから、各項を、以下に示すように一次精度で差分化した。

$$\rho(t, z) \frac{\partial \xi(t, z)}{\partial t} \Rightarrow \rho(t, z) \frac{\xi(t + \Delta t, z) - \xi(t, z)}{\Delta t} \quad (2.2.31)$$

$$\rho(t, z)u(t, z) \frac{\partial \xi(t, z)}{\partial z} \Rightarrow \rho(t, z)u(t, z) \frac{\xi(t, z + \Delta z) - \xi(t, z)}{\Delta z} \quad (2.2.32)$$

$$\begin{aligned} \rho(t, z)u(t, z) \frac{\partial \xi(t, z)}{\partial z} & \\ \Rightarrow \rho(t, z)u(t, z) \frac{1}{\Delta z} & \left( \frac{(\xi(t, z + \Delta z) + \xi(t, z))}{2} \right. \\ & \left. - \frac{(\xi(t, z) + \xi(t, z - \Delta z))}{2} \right) \\ & = \rho(t, z)u(t, z) \frac{1}{2\Delta z} (\xi(t, z + \Delta z) - \xi(t, z - \Delta z)) \end{aligned} \quad (2.2.33)$$

$$\begin{aligned} -\rho(t, z)D(t, z) \frac{\partial^2 \xi(t, z)}{\partial z^2} & \\ \Rightarrow -\rho(t, z)D(t, z) \frac{1}{\Delta z} & \left( \frac{\xi(t, z + \Delta z) - \xi(t, z)}{\Delta z} \right. \\ & \left. - \frac{\xi(t, z) - \xi(t, z - \Delta z)}{\Delta z} \right) \\ \Rightarrow -\rho(t, z)D(t, z) \frac{1}{\Delta z} & \left( \frac{\xi(t, z + \Delta z) + \xi(t, z - \Delta z) - 2\xi(t, z)}{\Delta z} \right) \end{aligned} \quad (2.2.34)$$

差分方程式を構築するにあたって、クーラン数とペクレ数を導入する。

$$\text{クーラン数: } Cr = \frac{U\Delta t}{\Delta z} \quad (2.2.35)$$

$$\text{ペクレ数: } Pe = \frac{U\Delta z}{D} \quad (2.2.36)$$

式(2.2.31), 式(2.2.32), 式(2.2.33)を用いて式(2.2.30)を差分化すると, 以下のように表すことができる。

$$\begin{aligned} \rho(t, z) \frac{\xi(t + \Delta t, z) - \xi(t, z)}{\Delta t} + \rho(t, z)u(t, z) \frac{\xi(t, z + \Delta z) - \xi(t, z)}{\Delta z} & \\ = -\rho(t, z)D(t, z) \frac{1}{\Delta z} \left( \frac{\xi(t, z + \Delta z) + \xi(t, z - \Delta z) - 2\xi(t, z)}{\Delta z} \right) & \\ + w(t, z) & \end{aligned} \quad (2.2.37)$$

$$\begin{aligned}
 & \frac{\rho(t, z)}{\Delta t} (\xi(t + \Delta t, z) - \xi(t, z)) \\
 = & \frac{\rho(t, z)u(t, z)}{\Delta z} (\xi(t, z + \Delta z) - \xi(t, z)) \\
 & - \frac{\rho(t, z)D(t, z)}{\Delta z^2} (\xi(t, z + \Delta z) + \xi(t, z - \Delta z) - 2\xi(t, z)) + w(t, z)
 \end{aligned} \tag{2.2.38}$$

$$\begin{aligned}
 & \xi(t + \Delta t, z) - \xi(t, z) \\
 = & - \frac{u(t, z)\Delta t}{\Delta z} (\xi(t, z + \Delta z) - \xi(t, z)) \\
 & - \frac{D(t, z)\Delta t}{\Delta z^2} (\xi(t, z + \Delta z) + \xi(t, z - \Delta z) - 2\xi(t, z)) \\
 & + \frac{\Delta t}{\rho(t, z)} w(t, z)
 \end{aligned} \tag{2.2.39}$$

$$\begin{aligned}
 \xi(t + \Delta t, z) = & \xi(t, z) - Cr(\xi(t, z + \Delta z) - \xi(t, z)) \\
 & - \frac{D(t, z)}{u(t, z)\Delta z} \frac{u(t, z)\Delta t}{\Delta z} (\xi(t, z + \Delta z) + \xi(t, z - \Delta z) - 2\xi(t, z)) \\
 & + \frac{\Delta t}{\rho(t, z)} w(t, z)
 \end{aligned} \tag{2.2.40}$$

クーラン数, ペクレ数を導入すると,

$$\begin{aligned}
 \xi(t + \Delta t, z) = & \xi(t, z) - Cr(\xi(t, z + \Delta z) - \xi(t, z)) \\
 & - \frac{Cr}{Pe} (\xi(t, z + \Delta z) + \xi(t, z - \Delta z) - 2\xi(t, z)) + \frac{\Delta t}{\rho(t, z)} w(t, z)
 \end{aligned} \tag{2.2.41}$$

質量分率の計算を行う場合,  $\xi$  は  $Y_i$  となる. また, 温度を計算する場合,  $\xi$  は  $C_p T$  となる. すなわち,

$$\begin{aligned}
 Y_i(t + \Delta t, z) = & Y_i(t, z) - \frac{Cr}{2} (Y_i(t, z + \Delta z) - Y_i(t + \Delta t, z - \Delta z)) \\
 & - \frac{Cr}{Pe} (Y_i(t, z + \Delta z) + Y_i(t + \Delta t, z - \Delta z) - 2Y_i(t, z)) \\
 & + \frac{\Delta t}{\rho(t, z)} w(t, z)
 \end{aligned} \tag{2.2.42}$$

$$\begin{aligned}
 T(t + \Delta t, z) = & T(t, z) - \frac{Cr}{2} (T(t, z + \Delta z) - T(t + \Delta t, z - \Delta z)) \\
 & - \frac{Cr}{Pe} (T(t, z + \Delta z) + T(t + \Delta t, z - \Delta z) - 2T(t, z)) \\
 & + \frac{\Delta t}{\rho(t, z) C_p(t, z)} w(t, z)
 \end{aligned} \tag{2.2.43}$$

境界条件は、流れ上流側では流入条件が決まっているため Dirichlet 境界条件とし、流れ下流側は流出条件として勾配ゼロの自由流出として Neuman 境界条件とした。Dirichlet 境界条件では、境界値に設定値を与え、Neuman 境界条件の場合、境界値の一つ手前の値を境界値とした。z 方向の計算格子点を 1 から  $nz\_total+1$  とすると、 $\xi(t, 1)$ と $\xi(t, nz\_total + 1)$ が境界条件となり、格子点  $2 \sim nz\_total$ 、すなわち $\xi(t, 2) - \xi(t, nz\_total)$ が計算領域となる。本研究において、呼気の上流側流入境界条件を $Y_{air,exa}$ および $T_{air,exa}$ 、吸気の上流側流入条件を $Y_{air,ins}$ および $T_{air,ins}$ とすると、以下のようにあらわすことができる。

呼気の場合：

上流側の Dirichlet 境界条件としては、

$$Y_{air}(t, 1) = Y_{air,exa} \tag{2.2.44}$$

$$T_{air}(t, 1) = T_{air,exa} \tag{2.2.45}$$

下流側の Neuman 境界条件としては、

$$Y_{air}(t, z_{boundary}) = Y_{air}(t, z_{boundary} - 1) \tag{2.2.46}$$

$$T_{air}(t, z_{boundary}) = T_{air}(t, z_{boundary} - 1) \tag{2.2.47}$$

吸気の場合：

上流側の Dirichlet 境界条件としては、

$$Y_{air}(t, nz\_total + 1) = Y_{air,ins} \tag{2.2.48}$$

$$T_{air}(t, nz\_total + 1) = T_{air,ins} \tag{2.2.49}$$

下流側の Neuman 境界条件としては、

$$Y_{\text{air}}(t, 1) = Y_{\text{air}}(t, 2) \quad (2.2.50)$$

$$T_{\text{air}}(t, 1) = T_{\text{air}}(t, 2) \quad (2.2.51)$$

となる。

### 2.2.7 空間格子間隔および時間刻み

計算を行う際、空間格子間隔 $\Delta z$ は等間隔で0.1 mmとした。すなわち、空間は450点に分割された。時間刻み $\Delta t$ については、予備計算として、 $\Delta t$ を変化させて計算を行った。本研究では、周期的な変化として、周期256s, 64s, 16s, 4sの場合に検討を加えるが、予備計算は、周期64sおよび4sの場合について行った。その結果をTable 2.6に示す。Table 2.6に示すように、クーラン数が1の場合には収束した結果が得られなかったが、クーラン数が1より小さい場合、収束した結果を得ることができた。また、収束した結果は、時間刻みに関わらず、同様な結果を示した。ここで、同様な結果とは、厳密に各時刻、各位置の結果を定量的に比較したわけではないが、分布として比較した場合、重なる結果となったことを意味している。そこで、本研究では、 $\Delta t = 0.1 \text{ ms}$ とした。のちの結果および考察において、256s, 64s, 16s, 4sの場合を示し、考察を加えるが、予備計算を行わなかった256s, 16sについても、数値不安定などはとくに見られなかった。

Table 2.6 Effect of  $\Delta t$  on the numerical simulation

時間刻み $\Delta t$ (ms)	クーラン数	収束性	結果
1	1	収束せず	結果は得られず
0.1	0.1	収束	$\Delta t=0.01 \text{ ms}$ と同様
0.01	0.01	収束	$\Delta t=0.001 \text{ ms}$ と同様
0.001	0.001	収束	結果が得られた

(流速  $U$ : 0.1 m/s 空間格子間隔  $\Delta z$ :  $1 \times 10^{-4} \text{ m}$  (0.1 mm))

### 2.2.8 フローチャート

本数値計算のフローチャートをFigure 2.17に示す。図中、計算本体に、水分、温度に関する差分方程式が含まれている。これらの方程式は、解析的には連立方程式として解かれるものであるが、数値計算の場合、それぞれの方程式を順番に解いてゆくことになる。このとき、あとに解いた値は、さきの方程式を満たさないことになり、繰り返し計算が必要となる。本数値計算では計算本体において、空気温度、スポンジ部 ( $\text{CaCl}_2$  部) 水分量、スポンジ部 ( $\text{CaCl}_2$  部) 温度、空気中の水分量の順に解いている。そこで、計算本体は、ある時刻の数値計算を行う場合、初期条件を変えずに繰り返し計算を行う。このようにすることによって、ある時刻の空気、スポンジ部の水分、温度を表す方程式を満たす値を得ることができる。本来、それぞれの値が収束したかどうかを判断し、時刻内での繰り返しを終了するかどうかを判断すべ

きであるが、本計算は一次元の比較的単純な繰り返し計算であることから、繰り返し回数を予め設定できるようにし、その設定値で繰り返し計算を終了するようにした。繰り返し回数をいくつか変化させて予備計算を行った結果、繰り返し回数 4 回程度以上では結果がかわらなかつた。そこで、十分な繰り返しを確保するため、繰り返し回数を 12 回として計算を行った。

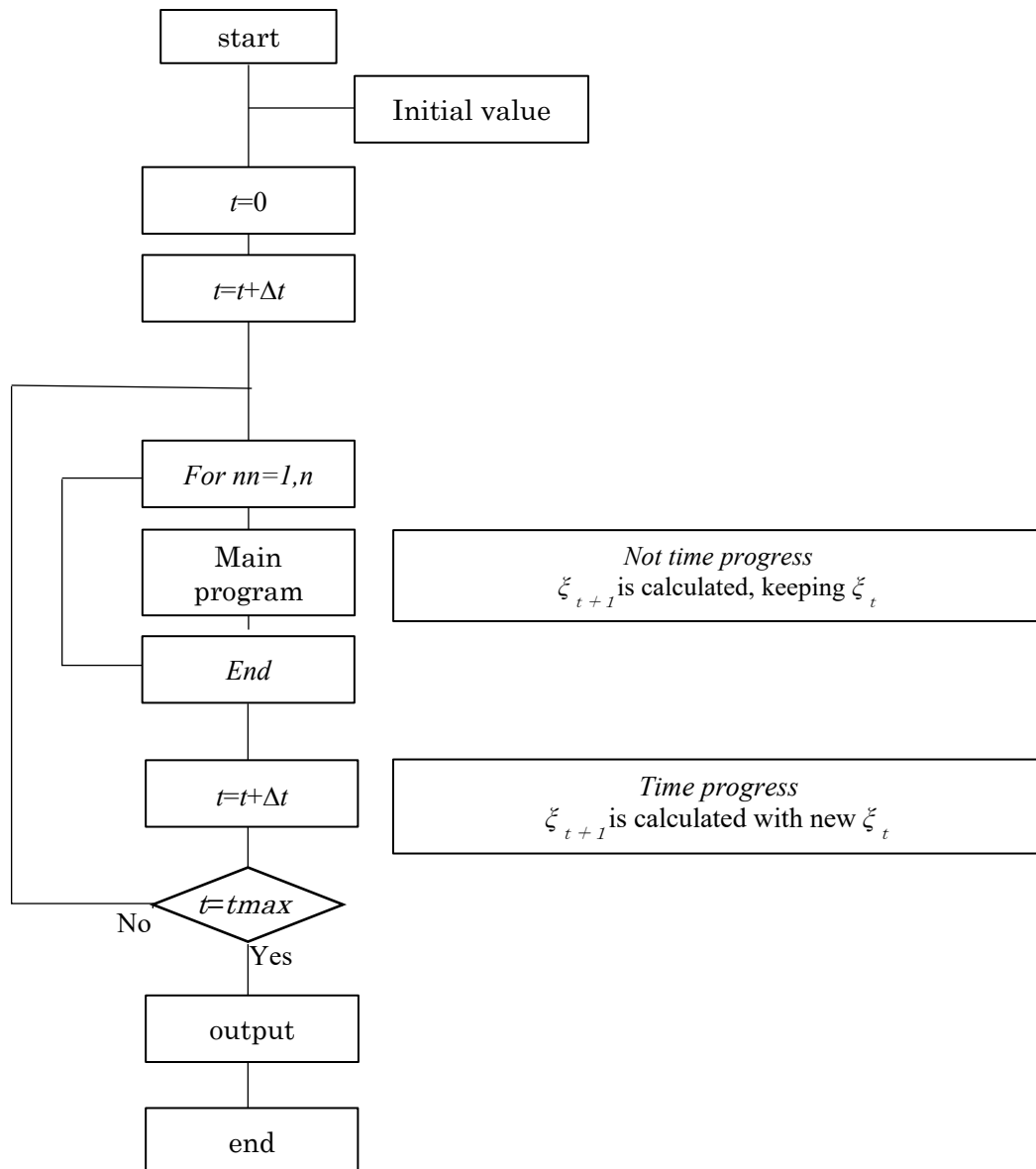


Figure 2.17 Flow chart of numerical simulation



### 2.2.9 計算環境

数値シミュレーションには MATLAB(R) (Mathworks 合同会社) を用いた。数値シミュレーションコードは著者が作成したものである。計算は、以下の環境で行った。

コンピュータ :

Dell Precision 7920 Tower

デバイス名 DESKTOP-8A0T8DO

プロセッサ Intel (R) Xeon (R) Platinum 8260 @ 2.40GHz 2.39GHz (2 プロセッサ)

実装 RAM 1.00TB

システムの種類 64 ビットオペレーティングシステム, ×64 ベース プロセッサ

オペレーティングシステム :

エディション Windows 10 Pro for workstations

バージョン 20H2

ソフトウェア :

MATLAB R2021b Academic Use Mathworks 合同会社

計算時間 :

計算するパラメータなどによって変わるが、とくに計算領域の違いによって大きく変化した。HMEF の長さが実験と同じ ( $L=45$  mm) の場合、一つの周期を計算に要する計算時間は、90 分 (1 時間 30 分) ~120 分 (2 時間) 程度であったが、5.2 節 HMEF の全長の影響において最長 ( $L=540$  mm) の場合、900 分 (15 時間) 程度を要した。

### 2.2.10 計算の健全性

本研究では、空間一次元計算モデルを構築した。現象は、呼気と吸気が交互に起こるといふ周期流れ場であるが、それぞれの流れは流速一定の定常現象であり、切り替えは瞬間的に起こると仮定した。したがって、数値計算を行う際に問題となる偽拡散の影響は小さいと考えられる。数値計算の健全性は、2.2.7 項に示したように、クーラン数を変化させ検討した。Table 2.6 に示したように、時間刻みを 1 ms から 0.001 ms 変化させて計算を行った。その結果、時間刻み 1 ms のクーラン数 1 の場合には収束解を得ることができなかったが、時間刻みが 0.1 ms 以下のクーラン数が 0.1 以下の場合には収束解を得ることができた。また、その結果は基本的に違いが認められなかった。これまで述べてきたように、数値計算は 1 次精度オイラー法によって行った。数値計算の健全性を確認するために、代表的な条件について、付録 4 に示すように、4 次精度ルンゲ・クッタ法である古典的ルンゲ・クッタ法でも計算を行い、両者の結果を比較検討した。その結果、もっとも大きな差異であっても 5% 程度であつ

た。本研究では、多くのパラメータの計算を行うため、計算精度と計算時間などを総合的に判断し、1次精度オイラー法で計算を行った。

構築したプログラムが現象を適切にシミュレートできているかどうかという点については、第3章、第4章における、過渡応答、周期応答の計算結果と実験結果の比較から、妥当なものであると判断した。また、第6章に示したように、本研究において実験的に検証することはできなかったが、初期のCaCl<sub>2</sub>の状態、すなわち水和性の程度とHMEF内の空洞と接続管からなる未利用領域の影響を検討した結果、実験結果の特性を定量的にも示すことができた。

以上、クーラン数を用いた検討、古典的ルンゲ・クッタ法との比較および数値計算結果と実験結果の比較より、本研究で構築した次元解析プログラムは、十分な健全性を有するものと判断することができる。

## 第3章 過渡応答特性

人の呼吸を補助するために用いられる HMEF では、通過する空気の流れは呼気と吸気が周期的に交互に通過する周期現象である。Kitamura<sup>[58]</sup>は、ヒト介入実験を行い、呼吸時の HMEF の出入口の温度、湿度は周期的に変動し、さらに時間の経過とともに過渡的に変化することを明らかにした。しかしながら、その詳細は十分に明らかにされているとは言えない。また、HMEF には、さまざまなフィルターが用いられているほか、吸湿性に優れた塩化カルシウムを用いるものも見られる。これらについて、それぞれの製品として性能あるいは周期定常的な条件での結果は示されているものの、周期変動と過渡現象全体を対象とした動的特性については十分に検討を加えられているとは言えず、不明な点も多い。

そこで本研究は、HMEF の動的現象の基本特性を解明するために、典型的な HMEF にスポンジ、塩化カルシウムを含浸したスポンジなどを系統的に取り付け、それぞれの特性を明らかにすることを目的とする。本報では、非定常現象のもっとも基本的な特性である過渡的变化に着目し、実験、数値計算の両面から検討を加える。

### 3.1 実験結果

#### 3.1.1 呼気を模擬した Air 1 の温度、湿度変化

Figure 3.1 に、呼気を模擬した Air 1 を流した場合の湿度、温度変化を示す。湿度、温度の測定は 1 s 間隔で行ったが、図には、変化の大きい 0 - 10 s では 1 s ごと、10 - 30 s では 5 s ごと、30 s 以降では 10 s ごとに測定値を示している。

実験系におけるフィルター組み合わせは、Table 2.2 に示した通りである。Case 1 の HMEF 容器が空の場合、Figure 3.1(a)に示すように、呼気側入口湿度、温度 (MS1, TC1) は、初期条件 ( $T_{\text{air}} = 26^{\circ}\text{C}$ , 容積絶対湿度  $\rho_w = 0 \text{ mg/L}$ ) から急速に増加し、呼気を模擬した空気 Air 1 の条件 ( $T_{\text{air}} = 37^{\circ}\text{C}$ ,  $\rho_w = 44 \text{ mg/L}$ ) に漸近している。また、吸気側入口湿度、温度 (MS2, TC2) の変化は呼気側入口湿度、温度 (MS1, TC1) の変化とほぼ同様である。Case 1 の場合、HMEF 内部は空であることから、内部では水分の凝縮や蒸発、固体部分と空気の熱交換などは起こらず、呼気側入口条件の湿り空気が吸気側入口にそのまま流れていることがうかがえる。

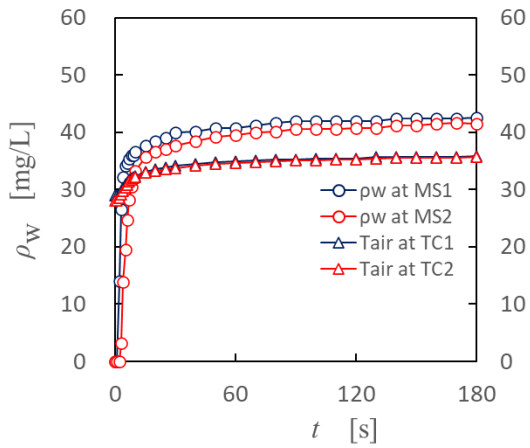
Case 2 の HMEF 容器内部 F1 から F3 全てにスポンジが詰められている場合、Figure 3.1 (b) に示すように、呼気側入口の湿度、温度 (MS1, TC1) は、Case 1 の場合と同様、初期条件 ( $T = 26^{\circ}\text{C}$ ,  $\rho_w = 0 \text{ mg/L}$ ) から急速に増加し、Air 1 の条件 ( $T_{\text{air}} = 37^{\circ}\text{C}$ ,  $\rho_w = 44 \text{ mg/L}$ ) に漸近している。吸気側入口湿度 (MS2) は、初期には呼気側入口湿度 (MS1) よりもゆるやかに上昇しているが、180 s 後には呼気側入口湿度 (MS1) とほぼ同じ値となっている。吸気側入口温度 (TC2) は呼気側入口温度 (TC1) よりも一旦大きくなるが、徐々に呼気側入口温度 (TC1) に漸近している。HMEF 内部の初期条件は、 $T_{\text{air}} = 26^{\circ}\text{C}$ ,  $\rho_w = 0 \text{ mg/L}$  の乾燥空気としているので、スポンジもこの条件になっている。そこに Air 1 として  $T_{\text{air}} = 37^{\circ}\text{C}$  の飽和空気が供給されると、ス

ポンジ面で水蒸気が凝縮し、その凝縮熱が湿り空気の温度を上昇させたと思われる。その後時間が経過すると、スポンジは Air 1 により温められ、スポンジ表面も徐々に Air 1 と同様の条件になる。その結果、凝縮は徐々に起こらなくなり、吸気側入口湿度、温度 (MS2, TC2) は時間経過とともに Air 1 供給時の呼気側入口湿度、温度 (MS1, TC1) に漸近する。

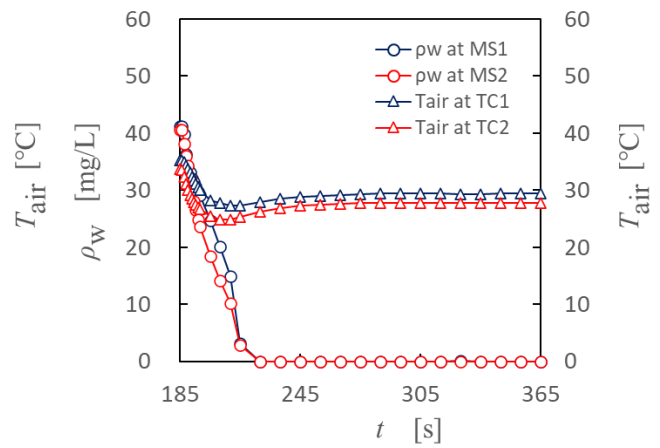
HMEF 容器内部 F1 から F3 全てにスポンジが詰められ、かつスポンジ F3 に  $\text{CaCl}_2$  が含浸されている Case3 の場合、Figure 3.1 (c) に示すように、Air 1 が供給されると、呼気側入口湿度、温度 (MS1, TC1) は、Case 1, 2 の場合と同様、初期条件 ( $T_{\text{air}} = 26^\circ\text{C}$ ,  $\rho_w = 0 \text{ mg/L}$ ) から急速に増加し、Air 1 の条件 ( $T_{\text{air}} = 37^\circ\text{C}$ ,  $\rho_w = 44 \text{ mg/L}$ ) に漸近している。一方、吸気側入口湿度 (MS2) は、Case 1, 2 ほど増加せず、180 s 後においても 10 mg/L 程度に漸近している。この結果は、呼気がスポンジ、 $\text{CaCl}_2$  の領域を通過する間に、湿り空気中の水蒸気量が大幅に減少したことを示している。この減少分は、凝縮し、水としてスポンジあるいは  $\text{CaCl}_2$  に付着しているものと思われる。また、吸気側入口温度 (TC2) は、 $57^\circ\text{C}$  あたりまで上昇している。この結果は、 $\text{CaCl}_2$  の領域で発熱があったことを示しており、この発熱は、水蒸気の凝縮による凝縮潜熱により湿り空気が過熱された結果であると考えられる。この結果は、 $\text{CaCl}_2$  が水蒸気の凝縮量の増大に大きく貢献していることを示すものである。

### 3.1.2 吸気を模擬した Air 2 の温度、湿度変化

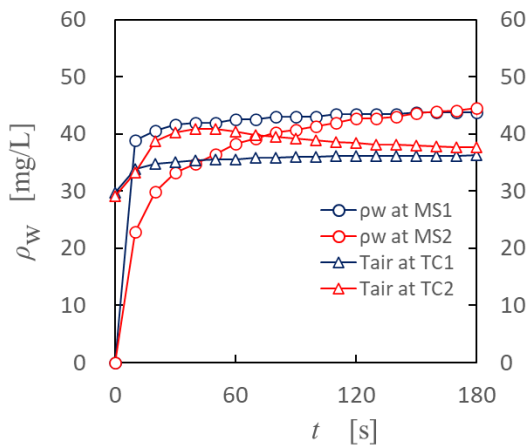
Figure 3.2 に吸気を模擬した Air 2 を流した時の湿度、温度変化を示す。過渡応答の場合、2.1.1 項に述べたように呼気から吸気への切り替えに 3 - 4 s を要したため、Figure 3.2 の横軸は 185 s から示されている。Figure 3.1 と同様、変化の大きい 185 - 195 s では 1 s ごと、195 - 215 s では 5 s ごと、215 s 以降では 10 s ごとの測定値を示している。Air 2 を流すときの初期条件は、Air 1 の 180 s の結果となっている。HMEF 容器が空の場合、Figure 3.2(a) に示すように、吸気側入口の温度 (TC2) は、Air 1 の 180 s の時の温度から一度  $25^\circ\text{C}$  程度まで低下しているが、その後、Air 2 の温度である  $26^\circ\text{C}$  に漸近している。これは、Air 2 に切り替えると、 $T_{\text{air}} = 26^\circ\text{C}$  の乾燥空気が供給されるため、Air 1 が吸気側に流れ込んできたときに管路壁面などに凝縮して付着したわずかな水が、 $T_{\text{air}} = 26^\circ\text{C}$  の乾燥空気に接して蒸発したために、空気温度がわずかに低下したものと考えられる。HMEF 内部は空なので、呼気側入口の温度 (TC1) も同様に变化する。湿度に関しても、乾燥空気に置換されることから、吸気側入口湿度 (MS2) も呼気側入口湿度 (MS1) も  $\rho_w = 0 \text{ mg/L}$  となる。HMEF 容器にスポンジが詰められている場合、Figure 3.2 (b) に示すように、吸気側入口湿度  $\rho_w$  (MS2) は急速にゼロになるが、呼気側入口湿度 (MS1) は、吸気側入口湿度に比べて、ゆっくりとゼロになってゆく。これは、呼気時にスポンジに凝縮した水が、乾燥空気の Air 2 に触れることにより蒸発したために、呼気側入口における  $\rho_w$  の減少がゆっくりとなったと思われる。スポンジに凝縮していた水がすべて蒸発すると、呼気側入口においても、 $\rho_w$  はゼロとなる。温度変化を見てみると、吸気側入口湿度 (MS2) に比べて呼気側入口湿度 (MS1) が大きな値になっている時間帯では、吸気側入口温度 (TC2) に比べて呼気側入口温度 (TC1) の温度が低下している。このことは、185 s から 245 s (60 s) の間で、HMEF のスポンジに凝縮していた水が蒸発したことを示している。



Case 1 (Empty)



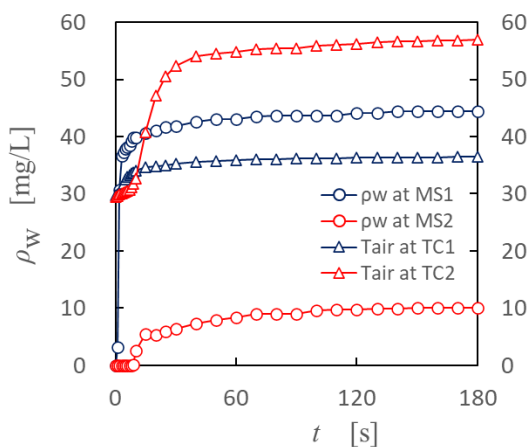
Case 1 (Empty)



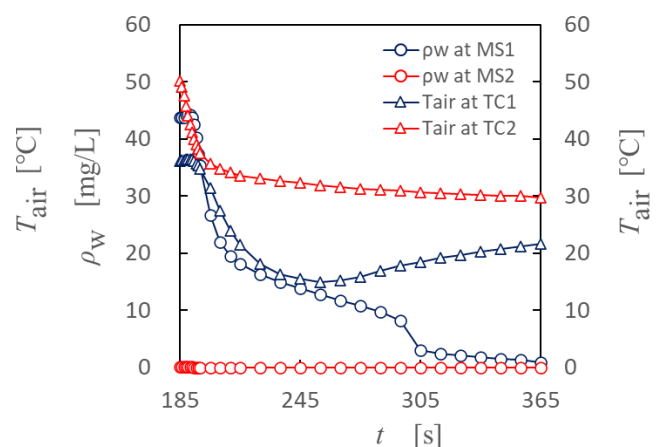
Case 2 (PU+PU+PU)



Case 2 (PU+PU+PU)



Case 3 (PU+PU+(PU/CaCl<sub>2</sub>))



Case 3 (PU+PU+(PU/CaCl<sub>2</sub>))

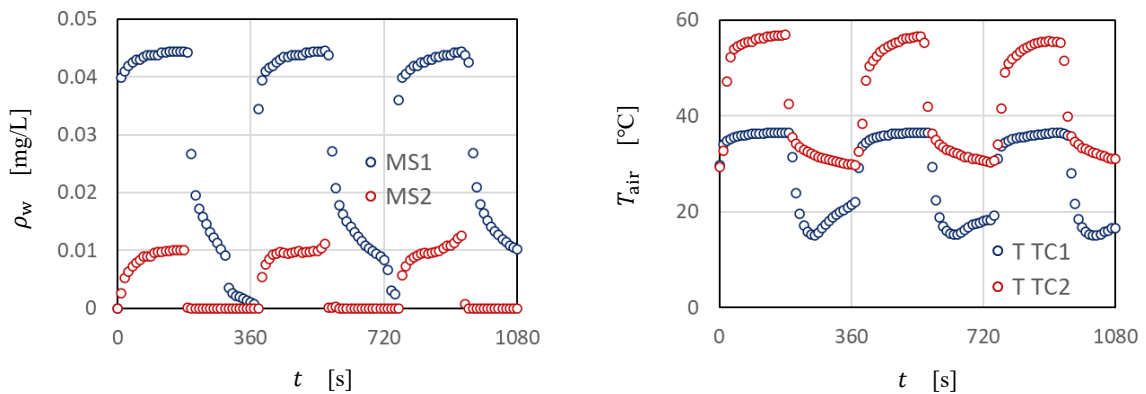
Figure 3.1 Moisture and temperature variation during a breathing-out period (Air1)

Figure 3.2 Moisture and temperature variation during a breathing-in period (Air2)

245 s で蒸発が終了すると、呼気側入口温度 (TC1) は吸気側入口温度 (TC2) に漸近してゆく。

HMEF 容器にスポンジが詰められており、スポンジ F3 に  $\text{CaCl}_2$  が含浸されている場合 (Case 3), **Figure 3.2 (c)** に示すように、Air2 に於いて、呼気側入口湿度 (MS1) は、Case 2 の場合よりもさらに顕著に大きな値となっている。また、温度の低下も長く続き、 $t = 365 \text{ s}$  においても、吸気側入口温度 (TC2) に一致することはなかった。これは、スポンジに凝縮していた水に加え、 $\text{CaCl}_2$  に吸着していた水分の蒸発が長くかかったためであると考えられる。

過渡応答特性を検討するにあたって、呼気を模擬した Air 1 の実験を 180 s、吸気を模擬した Air2 の実験を 180 s 行った。本研究で目標とする周期は、HMEF が用いられる呼吸の周期であり、4 s 程度であることから、過渡応答特性を検討するために十分に長時間であると考えられる。しかしながら、**Figure 3.1**, **Figure 3.2** の結果をみると、Air 1, Air 2 それぞれ、180 s 後の結果は、必ずしも定常に達しているとはいえないところがみられる。とくに、Air2 の場合、測定の後、 $t = 365 \text{ s}$  においては、水蒸気量、温度の分布は、ともに横軸に平行とはなっておらず、定常に至ったとみることは難しい。そこで、 $\tau_B = 360 \text{ s}$  として、連続した 3 周期の実験を行った。その結果を **Figure 3.3** に示す。水蒸気量  $\rho_w$ 、温度  $T_{\text{air}}$  ともにそれぞれの周期は同様の変化を示しており、十分周期の長い場合の結果、すなわち過渡応答の特性を示していることがわかる。特に、Air1, Air2 の最初の部分はほぼ同様の分布を示しており、本研究の目的に十分な結果であると考えられることができる。ただし、それぞれの周期の後半にはすこしずつ変化がみられる。これは、十分時間を取っているとはいっても、各周期における水分や熱の残存の蓄積が、わずかずつの変化をもたらしているものと思われる。



**Figure 3.3** Periodicity in  $\tau_B = 360 \text{ s}$

### 3.2 一次元数値解析結果

Figure 3.4 に  $\text{CaCl}_2$  を含浸した場合の温度と湿度の数値計算の結果を、実験値とともに示す。Figure 3.3 に示すように、3.1 節に示した実験結果は、最後には定常状態に達する過渡応答とはなっていないため、Figure 3.3 に第1周期および第3周期を実験結果として示す。呼気側入口側に対応する  $z = 0 \text{ mm}$  の計算結果は MS1, TC1 の測定値と、吸気側入口側に対応する  $z = 45 \text{ mm}$  の計算結果は MS2, TC2 の測定結果と比較した。実験結果と数値計算の結果が分かりやすいように、実験結果をプロットで、数値計算結果を線で示している。また、実験結果は 10 s ごとの結果を示している。時刻  $t = 0 - 180 \text{ s}$  では HMEF に呼気側入口に対応する  $z = 0 \text{ mm}$  から  $37^\circ\text{C}$  の飽和空気(Air 1)が流れており、 $t = 180 - 360 \text{ s}$  では吸気側入口に対応する  $z = 45 \text{ mm}$  から  $26^\circ\text{C}$  の乾燥空気(Air 2)が流れる。実験では、180 - 185 s にバルブ開閉が行われたため、Figure 3.2 では、Air 2 を供給した場合の結果を 185 - 365 s として示しているが、Figure 3.4 では、数値計算との比較検討を行うために、185 - 365 s の実験結果を 180 - 360 s の結果として示している。

Figure 3.4(a)に示すように、呼気を模擬した Air 1 が流れる場合(0 - 180 s)、 $z = 45 \text{ mm}$  では空気中の水蒸気の質量分率が大きく減少している。これは、 $z = 0 \text{ mm}$  から供給された飽和空気が  $\text{CaCl}_2$  の含浸部で凝縮が起こったためであると考えられる、その際、Figure 3.4(b)に示すように凝縮熱により空気が過熱されている。180 s で Air 1 から Air 2 に切り替えられると、 $z = 45 \text{ mm}$  では温度は Air 2 の境界条件である  $26^\circ\text{C}$  に瞬間的に切り替わっている。 $z = 0 \text{ mm}$  では、 $\text{CaCl}_2$  部に凝縮した水の一部が蒸発し、Figure 3.4(a)に示すように水蒸気の質量分率が増加している。その際、水分の蒸発で熱が奪われるため、温度は、Figure 3.4(b)に示されるように、 $z = 0 \text{ mm}$  の温度は  $z = 45 \text{ mm}$  の温度よりも低下している。数値解析結果と実験結果を比較すると、定常と考えることのできる時間は、両者はよい一致を見せているが、変化する部分、開始時、呼気吸気切り替え時、は、若干のずれが見られる。これは、数値解析では、条件は瞬時に切り替えることができるため、ステップ的に変化をするが、実験では、周囲等の熱移動などにより、ステップ的な変化を実現することがむずかしく、その影響が表れているものと思われる。温度についても同様の傾向がみられる。また、180 s 以降では、 $z = 45 \text{ mm}$  での温

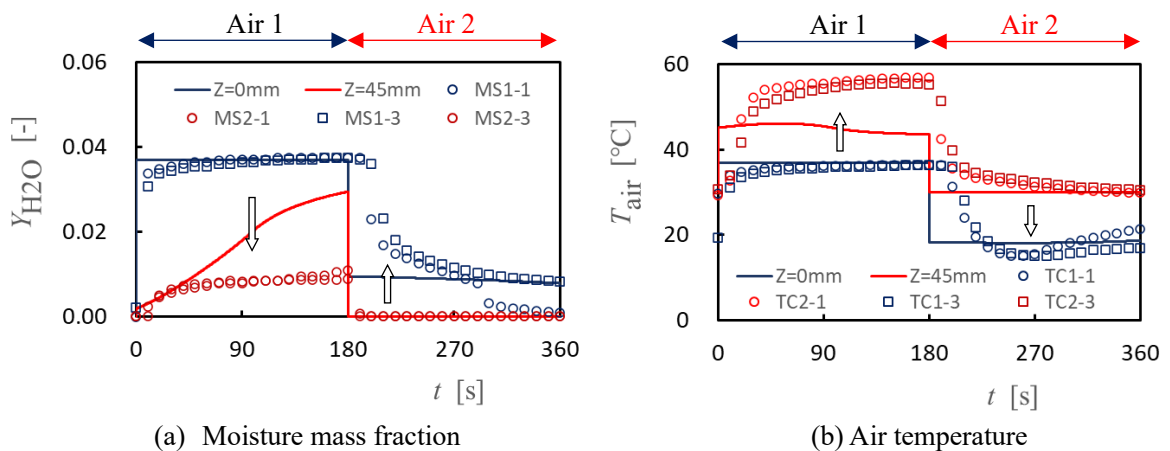


Figure 3.4 Comparison of experimental and numerical results

度低下がステップ的に起こっていない。これは、実験では 0 - 180 s のときに 50°C 以上の空気が  $z > 50.6$  mm の吸気側の流路を流れ、流路壁などが過熱され、Air 2 が供給される際に Air 2 が壁との熱伝達などにより加熱されるため、 $z = 45$  mm における温度が瞬間的に減少しなかったものと思われる。水蒸気の質量分率の計算結果は実験結果より小さくなっており、また、温度低下は実験結果のほうが大きくなっている。このことは、本数値計算では、蒸発過程について実験結果を定量的には説明できていないことを示している。この点については、水が凝縮した  $\text{CaCl}_2$  からの蒸発過程について十分モデル化がなされていないと考えられ、この点については第 6 章で考察を加える。

以上述べたように、数値計算結果は、急な変化のところでは若干の違いを示すものの、全体としては実験結果の傾向を再現することができている。このことは、人口鼻の基本特性は、熱、物質輸送の 1 次元モデルで表すことができることを示している。このモデルを用いて計算した、中心軸に沿った液体水の分布を **Figure 3.5** に示す。**Figure 3.5** には、 $\text{CaCl}_2$  を含浸した領域 ( $z = 29$  mm - 35.5 mm) における凝縮した液体の水の量を示している。 $\text{CaCl}_2$  を含浸していない領域 ( $z < 29$  mm and  $z > 35.5$  mm) では、液体水の量は 0 kg となっている。**Figure 3.5(a)** に示すように、 $t = 0$  s では、 $\text{CaCl}_2$  の初期の状態をゼロ水和物と定義していることから、 $\text{CaCl}_2$  の領域の水の量は、0 kg/kg- $\text{CaCl}_2$  である。 $z = 0$  mm から呼気 (Air 1) が供給されると空気中の水蒸気が液体の水となり、時間とともに徐々に増加していることがわかる。瞬間の分布をみると、 $\text{CaCl}_2$  を含浸した領域の上流端 ( $z = 29$  mm) がもっとも大きな値を示し、下流にゆくにしたがって減少している。これは、今回の数値解析では、水蒸気と液体の水の変化は、式(2.2.1)に示すように、絶対湿度の差に比例するようにモデル化されているため、湿り空気中の水蒸気量がもっとも多い上流端が最も多くなる。そして、上流側で水蒸気が液体の水に変化し、湿り空気中の水蒸気量が減少することから、下流側にゆくほど液体の水の量は減少している。それぞれの位置  $z$  では、液体の水の量は時間とともに増加しており、今回の計算の最終時刻  $t = 180$  s では、上流端  $z = 29$  mm では、4.5 kg/kg- $\text{CaCl}_2$  に達している。**Figure 3.5(b)** に、 $z = 45$  mm から吸気 (Air 2) が供給された時の液体の水の量の変化を示す。呼気時に凝縮した水が蒸発し、液体の水の量が減少し乾燥空気の水蒸気濃度を高めていることが分かる。吸気時の水の蒸発は、吸気時の上流端  $z = 35.5$  mm 側で急激に減少し、乾燥空気に水蒸気が戻されている様子が見える。上流端付近での蒸発が顕著であるため、凝縮時とは異なった過程をたどることを示している。まず上流端  $z = 35.5$  mm 側で水分量が急激に減少するが、下流端側 ( $z = 29.0$  mm) はほとんど変化しない。上流端側の水分量がゼロになると下流側の蒸発が始まり、 $t = 288$  s くらいから下流側でも水分量が低下する。ただし、 $t = 360$  s 後においても、 $z = 29.0 - 35.5$  mm の領域の水分量はゼロとなっていない。すなわち、呼気 180 s、吸気 180 s と、呼気と吸気を同じ時間行ったとしても、すべての水分を吸気の空気流に戻すことはできない。このことは、HMEF を長時間使用した場合、液体の水分が HMEF 内に徐々に溜まってくることを示唆している。実際の HMEF の使用においても、水分の残留が確認されており、長時間の使用には問題となる可能性がある。今回の結果は、そのような液体の水分の残留の可能性を示すものである。



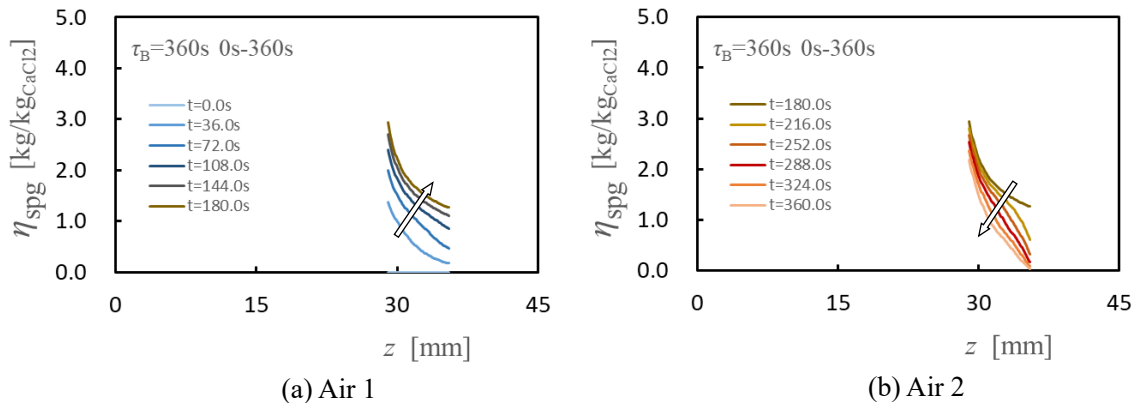


Figure 3.5 Time-varying profiles of liquid water mass in the  $\text{CaCl}_2$  zone.

### 3.3 結論

医療用温湿度交換器 (HMEF) では、呼気中の水分 (水蒸気) がスポンジと  $\text{CaCl}_2$  に凝縮し、その水分が乾燥した吸気中に蒸発するという基本的な現象を確認することが出来た。さらには、潮解により多くの水分を取り込むことが可能な  $\text{CaCl}_2$  の寄与が、単純な多孔体であるスポンジに比べて格段に大きいことも確認することができた。また、水分の凝縮・蒸発を伴うこれらの現象は数十秒の時間スケールでほぼ完結するものであり、その過程に伴う気体の温度上昇は人体の呼気が持つ温度よりもはるかに大きなものとなることを、過渡的な応答特性を測定・検証した本研究によって初めて明確にすることができた。

呼気中水分の凝縮に伴う発熱量は呼気の温度を大きく上昇させ、HMEF から出ていく呼気と共に捨てられており、乾燥した吸気中への水分の蒸発に伴う吸熱は吸気の温度を大きく低下させていた。患者の吸気温度は呼気温度と同じであることが理想的であり、HMEF へ求められる熱管理上の課題を明確にすることができた。また、今回の結果では、吸気時の水分の蒸発量が呼気時の水分の凝縮量より小さく、HMEF に液体の水が残留する可能性も示しており、このような基本的な特性を、HMEF の一次元モデルで再現できることが分かった。

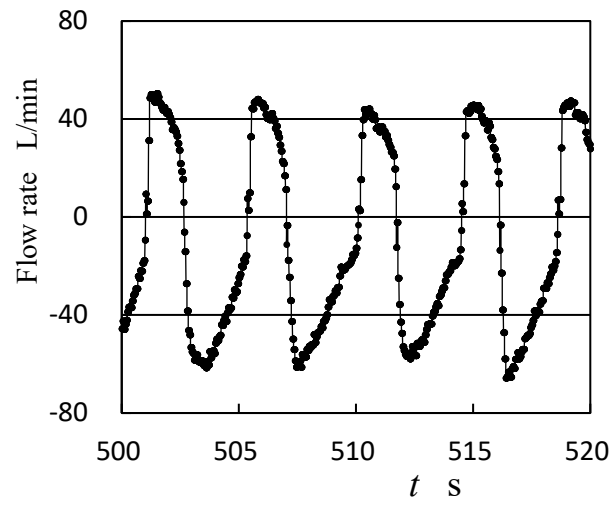
実際の HMEF 使用時の呼吸周期は、本研究で見えてきた水分の凝縮・蒸発挙動の時間スケールより短いものであり、より実用的な観点から HMEF 内で起きている現象を理解するための周期応答特性を理解することが重要であると思われる。そこで次章では、HMEF の周期応答特性について検討を加える。

## 第4章 周期応答特性

呼吸は通常、呼気吸気を4-5秒程度で行う周期運動である。通常の呼吸では、ほぼ飽和湿度の呼気を吐き出し、吸気時には飽和湿度に達していない大気、あるいは手術室では乾燥空気を吸入することになるが、気管挿管などを行っている場合、気管支などの呼吸器官は乾燥する。そこで、HMEFを用いるのであるが、Kitamura<sup>[58]</sup>がヒト介入実験により明らかにしているように、吸気の水蒸気濃度は呼気吸気の周期変動を繰り返しながら、徐々に水蒸気濃度が増加する過渡的变化を示す。第3章において、HMEFの呼気、吸気に対応する変化の過渡的变化に着目し、HMEFに呼気に対応する温度37°Cの飽和空気を180s供給し、引き続き、吸気に対応する温度26°Cの乾燥空気を180s供給する実験を行ったが、その結果、塩化カルシウムを用いた場合は、用いない場合に比べて、37°Cの飽和空気を180s供給した場合には水蒸気の凝縮量が著しく増加し、26°Cの乾燥空気を180s供給した場合には水の蒸発量が著しく増加し、塩化カルシウムの有用性を確認することができた。また、呼気に対応する37°Cの飽和空気を供給した場合、HMEFにおける水蒸気の凝縮熱によりHMEFを通過後の空気の温度が50°C以上に達し、他方、吸気に対応する26°Cの乾燥空気を供給した時には、水の蒸発熱により、HMEF通過後、空気の温度が20°C以下に低下することが分かった。この結果は塩化カルシウムが水の蒸発、凝縮に高い能力を示す一方、20°Cから50°Cの範囲で大きく温度変化をすることから、温度変化の幅についても十分に検討を加える必要があることを明らかにした。しかしながら、臨床でHMEFを用いている場合には、呼吸周期は約4sであり空気温度は呼気時と吸気時でこのような大きな変動にはなっていない。このことは、HMEFの特性には、短い周期の呼吸という周期的運動が重要な役割を演じていることを示唆している。そこで第4章では、過渡応答の結果を踏まえて、HMEFの周期応答について実験および数値解析により検討を加えることを目的とする。

### 4.1 ヒトの呼吸パターン

Figure 4.1に、安定に呼吸をしているヒトの呼吸パターンの代表的な一例(Kitamura<sup>[58]</sup>)を示す。図中流量は、呼気Air 1に対応する場合を正に、吸気Air 2に対応する場合を負として示している。図より、呼気のほうが短く、吸気のほうが長い。呼気：吸気の時間比率はおおよそ1：1.7となっており、呼吸周期は約5.6sである。一般的には個人差があり呼吸の周期がもっと速くなることもある。そこで本研究では、Figure 4.1の呼吸パターンを参考に、もっとも短い呼吸周期を4秒とし、流速が矩形波状に変化する流れとして検討を加えることとする。ここでAir 1とし、Air 1とAir 2の供給時間 $t_1$ 、 $t_2$ は $t_1 = t_2$ とした。本研究では周期の影響を検討するために、周期を4倍ずつ変化させ、4s、16s、64s、256sとした。なお、呼気を模擬したAir 1は、空気温度37°C、相対湿度100%の飽和空気であり、吸気を模擬したAir 2は空気温度26°C、相対湿度0%の乾燥空気とした。



**Figure 4.1** Time variation in the flow rate of human breathing <sup>(58)</sup>

## 4.2 実験結果

### 4.2.1 Case 1 の結果

Figure 4.2 に、HMEF の内部になにも設置しない場合の結果を示す。周期 $\tau_B = 256$  s の場合、周期が十分に長いため、Air 1 と Air 2 は独立に過渡的な変化を示している。Air 1 を供給した場合、Air 1 の HMEF 入口側の体積絶対湿度  $\rho_w$  (MS1)、温度  $T$  (TC1)、Air 1 の出口側の体積絶対湿度  $\rho_w$  (MS2)、温度  $T$  (TC2) はともに急速に変化し、Air 1 の入口条件である 37°C の飽和空気の条件に漸近し、ほぼ一定となっている。Air 2 に切り替わると、Air 2 入口側 (Air 1 出口側)、Air 2 出口側 (Air 1 入口側) の湿度、温度はともに急速に変化し、Air 2 の入口条件である、26 °C の乾燥空気の条件に漸近し、ほぼ一定となっている。Case 1 の場合、HMEF 内にはなにも設置していないので、Air 1、Air 2 は HMEF でなにも起こらずに通過するため HMEF の両側でほぼ同様の变化を示している。Air 1 から Air 2 に切り替えた場合、湿度、温度ともに急激に変化しているが、その変化は Air 1 を供給した場合の変化に比べてゆるやかである。これは、湿度センサー付近で水蒸気が上昇する場合と減少する場合では、水蒸気の移動に要する時間が若干異なることを示している。すなわち、湿度センサー周辺で湿度が上昇する際の時定数と湿度が減少するときの時定数は若干異なる。ただし、この影響は、Case 1、Case 2、Case 3 を比較する際には顕著ではないことから、湿度センサーの応答遅れ補償はひとつの時定数を用いて行った。また、Air 1 から Air 2 に切り替えたときに、湿度がほぼゼロになる直前に、MS2 の湿度の値が MS1 の値よりも若干大きくなっている。これは、MS2 の流路は保温されていないため、MS1 よりも低い温度となり、容器壁などにわずかに水分が付着したためゼロ付近での水蒸気濃度の減少が遅れたことが考えられる。実験装置および方法にも述べたように、Air 2 供給側の流路は Air 2 の予熱などの影響を考慮し、保温室内に設置しなかった。のちに述べる Case 2、Case 3 では、Air 1 は HMEF により顕著に除湿されることから Air 2 側はつねに低湿度条件であり、Case 1 の場合のみ Air 1 がほぼ飽和湿度の条件で流れる。研究全体の整合性から、実験条件はできる限り同一に保つことが望まれるため、保温の条件はすべて同一な条件で行った。したがって、Case 1 においては、上記の誤差要因を考慮して、実験結果の考察を行う。

上記のような点はあるものの、Case 1 の場合、HMEF において湿度、温度はほとんど変化しないことが分かる。 $\tau_B = 64$  s, 16 s, 4 s の場合、周期は短くなってゆくが、Air 1 供給時と Air 2 供給時では、 $\tau_B = 256$  s の場合と同様、それぞれに独立に過渡的な変化がみられる。周期による変化をみると、どの場合も Air 1 入口における変化 (青線) と Air 2 入口における変化 (赤線) はほぼ同様な変化を示しており、HMEF 内で水の凝縮、蒸発はほとんど起きていないと考えることができる。

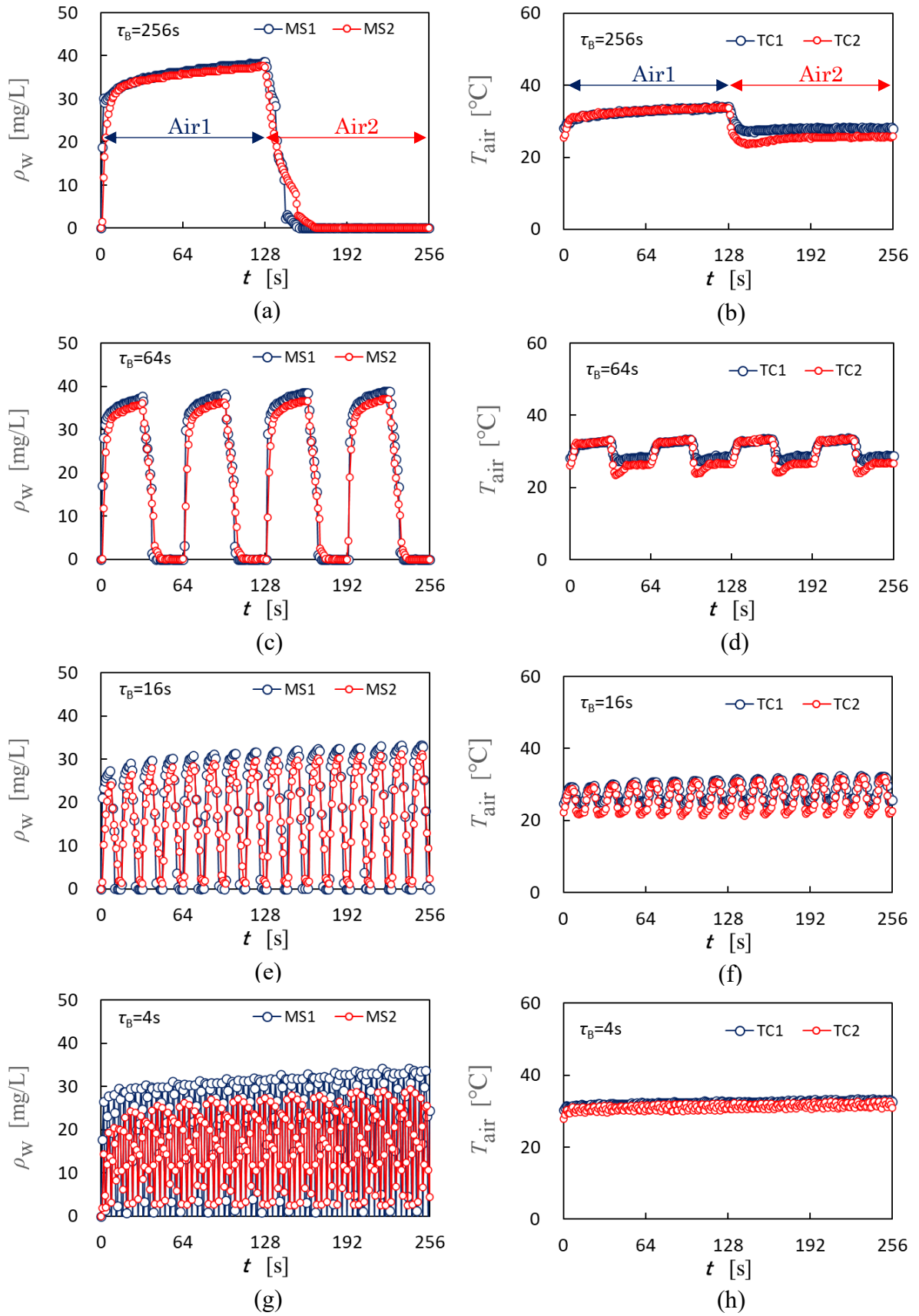


Figure 4.2 Moisture and temperature variations in Case 1

#### 4.2.2 Case 2 の結果

Figure 4.3 に HMEF 内に  $\text{CaCl}_2$  を含浸しないスポンジを 3 層設置した場合、すなわちスポンジのみの場合の結果を示す。  $\tau_B = 256 \text{ s}$  の場合、Air 1 が供給されると、MS1 の絶対湿度は急激に上昇し、Air 1 の状態に近づく。MS2 では、絶対湿度はやや遅れて変化を開始し、MS1 よりも低い値をとりながら徐々に増加する。TC1 の温度は、Air 1 が供給を開始すると、Air 1 の初期温度である  $37^\circ\text{C}$  に漸近しほぼ一定となる。TC2 の温度は、TC1 の温度よりも遅れて上昇するが、TC1 よりも高い温度を示している。これらの結果は、Air 1 は HMEF を通過するときに Air 1 中の水蒸気がスポンジに凝縮するために、MS2 の絶対湿度が MS1 の絶対湿度よりも低くなり、凝縮熱で Air 1 が温められ、TC2 の温度が TC1 の温度より高くなったことを示している。Air 1 から Air 2 に切り替わると、MS2 の絶対湿度は、急速に減少しゼロとなるが、MS1 の絶対湿度は緩やかに減少している。また、TC2 の温度は Air 2 の入口条件である  $26^\circ\text{C}$  程度で一定となっているが、TC1 の温度は徐々に減少し、TC2 よりも低い温度を示している。この湿度と温度の変化は、HMEF において、Air 1 供給時にスポンジに凝縮した水分が乾燥空気の Air 2 が通過する際に蒸発し、その蒸発により Air 2 から顕熱が奪われ、Air 1 の温度が Air 2 よりも低くなったことを示している。すなわち、スポンジは、飽和空気の Air 1 から水蒸気を凝縮し、Air 2 に水蒸気を供給するという、HMEF の機能を果たしていることが示された。  $\tau_B = 64 \text{ s}$  では、基本的には  $\tau_B = 256 \text{ s}$  と同様な変化を示しているが、  $\tau_B = 256 \text{ s}$  の場合に比べて、蒸発量に比べて凝縮量の割合が増加しているように見える。  $\tau_B = 16 \text{ s}$  では、現象の非定常性が顕著になり、MS1 の絶対湿度はゼロに到達しなくなり、MS2 の絶対湿度は最大値が低下している。また、温度も振幅が小さくなっている。このことは周期が短くなったときでも、Air 1 の水蒸気の一部がスポンジに凝縮され、その一部が Air 2 通過時に蒸発し回収されていることを示している。  $T_b = 4 \text{ s}$  では  $T_b = 16 \text{ s}$  の傾向がより顕著になり、MS1 では湿度の小さな振幅の増減を繰り返しながら、飽和状態に向かって増加している。また TC1 温度はわずかな変動を繰り返しながら  $37^\circ\text{C}$  に漸近している。

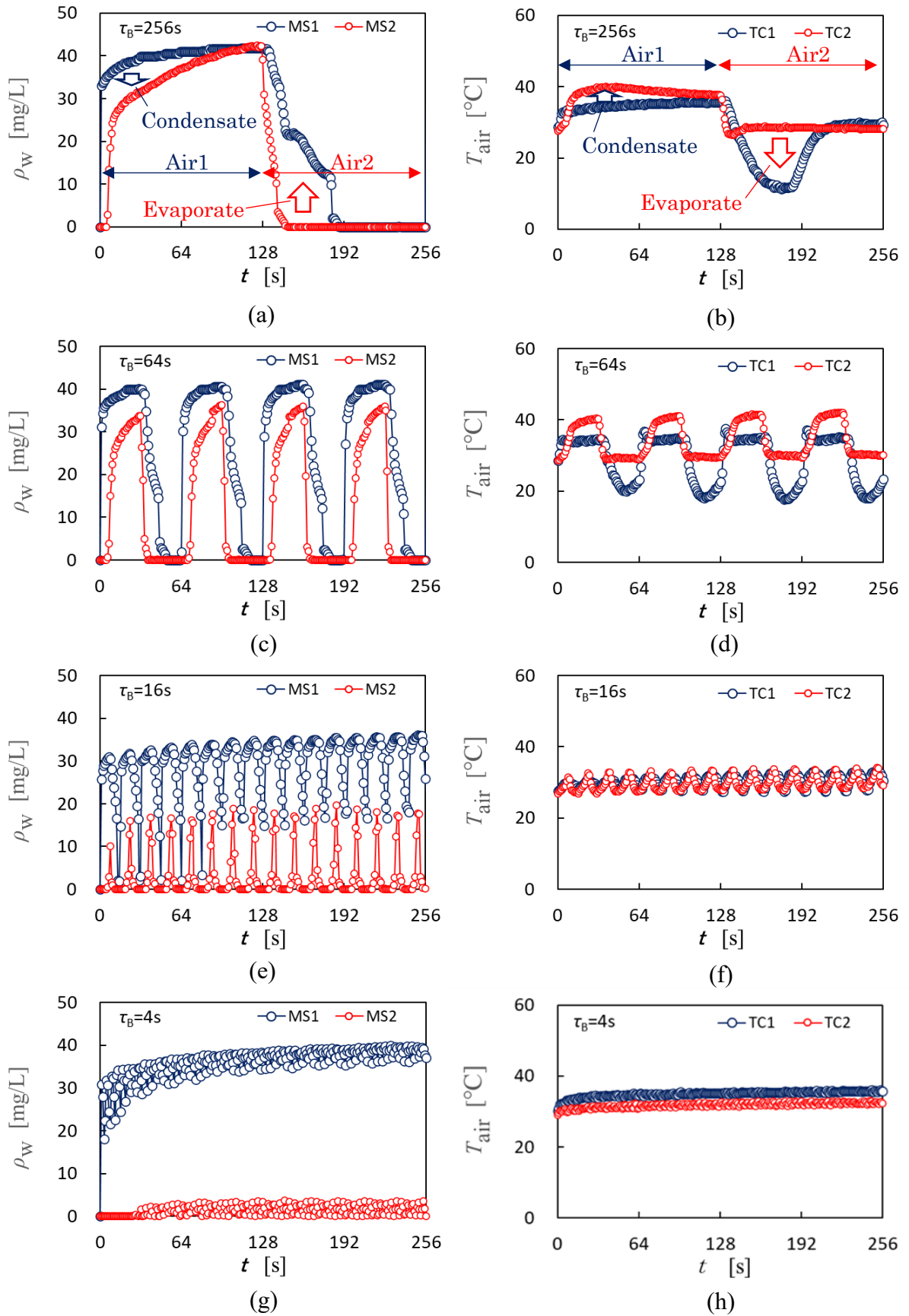


Figure 4.3 Moisture and temperature variations in Case 2

### 4.2.3 Case 3 の場合

Figure 4.4 に、Figure 2.5(b)に示す F3 のスポンジに  $\text{CaCl}_2$  を含浸させた場合の結果を示す。 $\tau_B = 256 \text{ s}$  の場合、MS1 は Case 1, Case 2 とほぼ同様であるが、MS2 の絶対湿度  $\rho_w$  の値が Case 2 の場合よりも、さらに著しく減少している。これは、 $\text{CaCl}_2$  を含浸したことにより、より多くの水蒸気が凝縮したためと思われる。Air 2 に切り替えると、MS1 の  $\rho_w$  は Case 2 の場合よりもさらに高い値を示している。このことは、 $\text{CaCl}_2$  により凝縮した水分が Air 2 を流した時に蒸発し、 $\rho_w$  が増加したためであると考えられる。  $\tau_B = 16 \text{ s}$  の場合、変化の様子は Case 2 の場合とほぼ同様である。  $\tau_B = 4 \text{ s}$  も変化の様子は Case 2 とほぼ同様である。 Case 2 と Case 3 の結果を比較すると、  $\tau_B = 256 \text{ s}, 64 \text{ s}$  では、  $\text{CaCl}_2$  の効果は顕著にみられるが、周期が短い  $\tau_B = 16 \text{ s}, 4 \text{ s}$  では、その差は明確でなくなる。

実際の呼吸周期に近い、  $\tau_B = 4 \text{ s}$  の場合についてみると、MS1 の湿度は Air 1 の湿度に漸近し、MS2 の湿度はほぼゼロであり、TC1, TC2 の温度は大きく変化しないことが分かる。  $\tau_B = 4 \text{ s}$  の場合、Air 1, Air 2 の流れる時間が短かく、スポンジのみの場合と同様、スポンジ層における凝縮が飽和に達しないため、MS2 の湿度、TC1, TC2 の温度はほとんど変化せず、MS1 の湿度は Air 1 の初期の湿度に漸近していることが分かる。



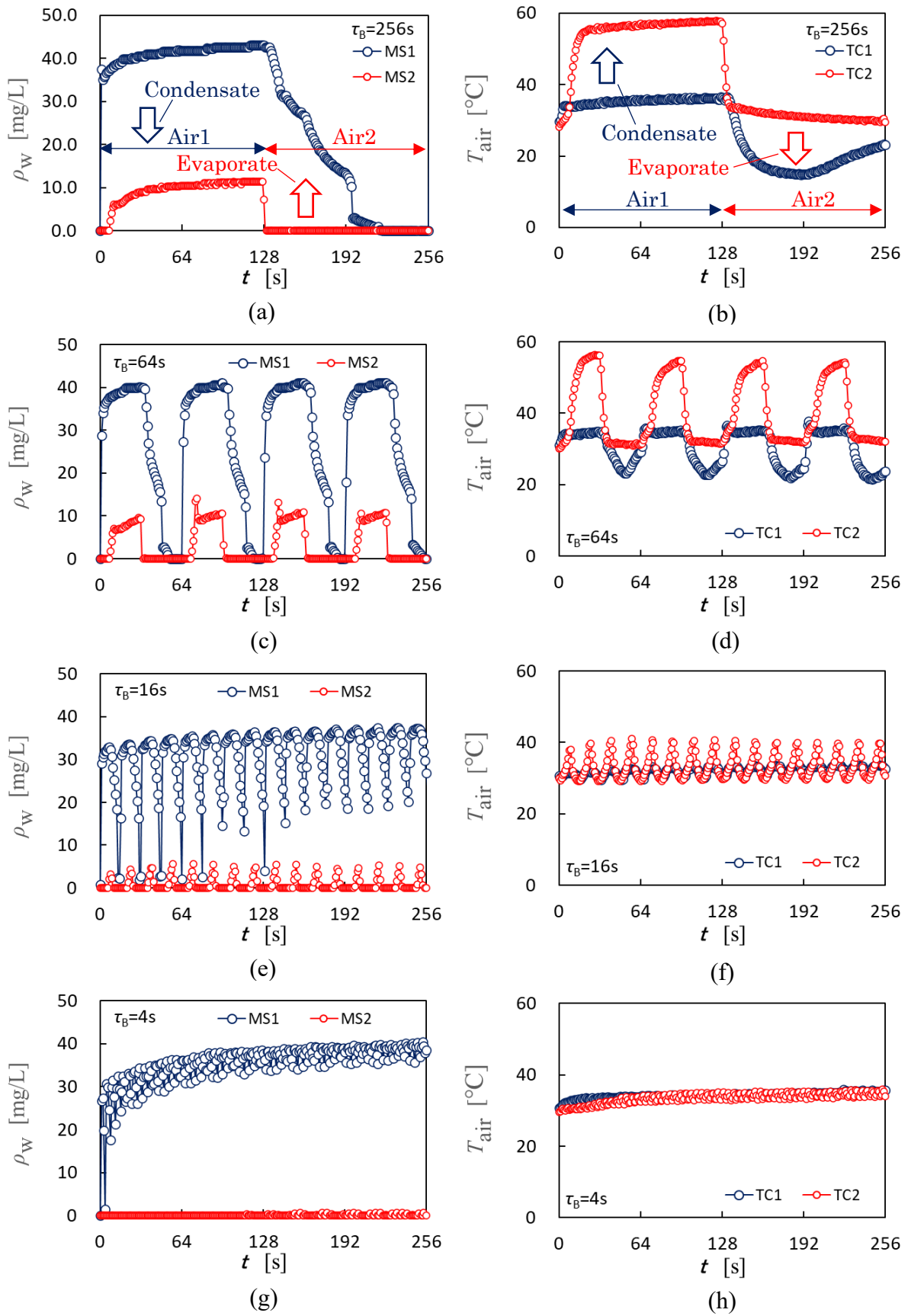


Figure 4.4 Moisture and temperature variations in Case 3

Figure 4.5 に、湿度変動、温度変動の振幅の周期依存性を示す。周波数が 0.125 Hz 以上、すなわち周期 $\tau_B = 8$  s 以下であれば、振幅は極めて小さな値となる。他方、周波数が 0.125 Hz よりも小さくなると、振幅は徐々に大きくなる。この結果より、HMEF を実際に呼吸補助装置として用いる場合、呼吸の周期は 4 s (0.25 Hz) ~ 6 s (0.17 Hz) 程度の周波数であることから、振幅が小さい状態で呼吸が行われていると考えることができる。このことは、湿度、温度の変化には呼吸の周期的挙動という非定常性が重要な役割を演じていることを示している。

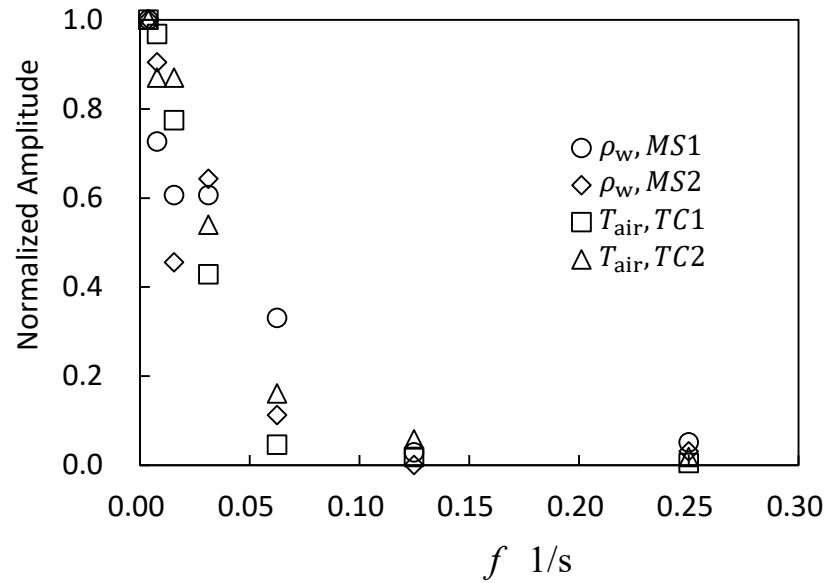


Figure 4.5 Amplitude of moisture and temperature oscillations

Figure 4.6 に、Kitamura<sup>[58]</sup>が行ったヒトの呼吸による実験の結果との比較を示す。Figure 4.6 (a)には 200 s までの結果を、Figure 4.6(b)には 40 s までの結果を示す。Figure 4.6(a)に示すように、本研究の結果は、呼気側の湿度は最初に急速に上昇するがその後は徐々に増加しており、吸気側の湿度はほぼゼロのまま保たれている。この結果は、Kitamura の結果と同様である。呼気側の湿度は、本研究の値のほうが北村の結果よりも高い値となっているが、これは、本実験では電磁弁を用いて矩形波状の流量変化をさせているため、Kitamura の実験 (Kitamura<sup>[58]</sup>) による Figure 4.1 に示すようななめらかな流量変化との違い、更には配管などの差異から生じているものと考えられる。一方、Figure 4.6(b)に示すように、本研究の結果と Kitamura の結果は、変動の様子において同様な傾向を示している。これらの結果は、本研究の結果が、HMEF が医療現場で実際に用いられる現象をよく再現していることを示している。

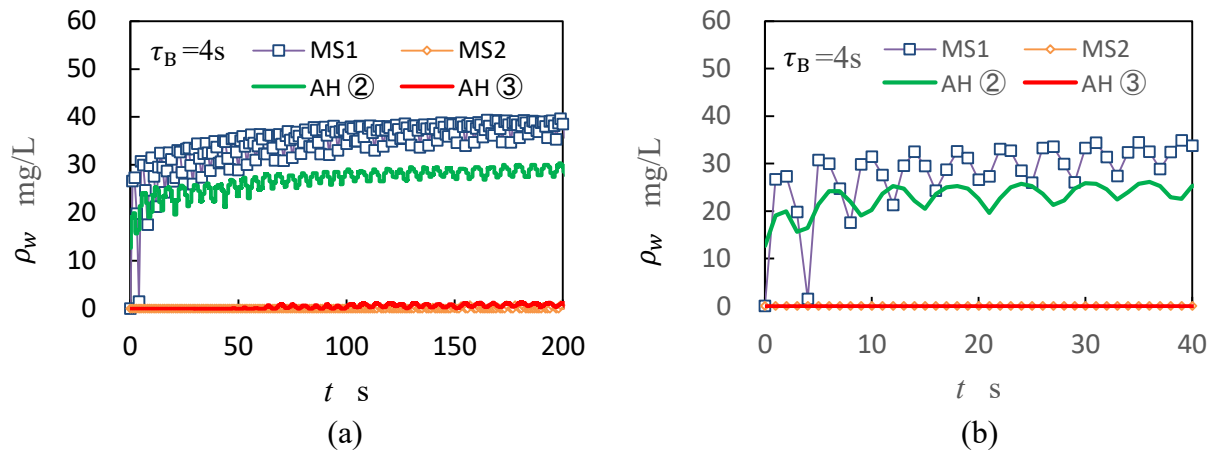


Figure 4.6 Comparison between the present experimental result and human breathing experiments

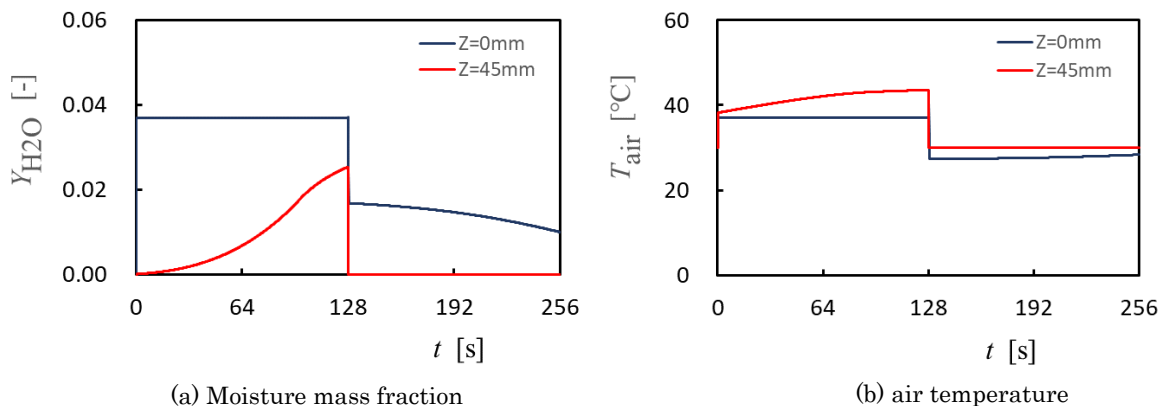
### 4.3 一次元数値解析結果

本研究では、実験と同じ周期、 $\tau_B = 256$  s, 64 s, 16 s, 4 s の場合について一次元数値解析を行った。以下にその結果を示す。

本節では、実験の Air 1 に対応する境界条件、すなわち 37°C の飽和空気を流す場合を呼気、Air 2 に対応する境界条件、すなわち 26°C の乾燥空気を流す場合を吸気と呼ぶ。ただし、実験結果より、吸気時の吸気側入口の温度は、接続管での影響を受け、30 度程度になっていたため、数値計算での吸気側の温度の境界条件は 30°C とした。また、実験における Air 1 供給側を患者側、Air 2 供給側を器械側と呼ぶ。

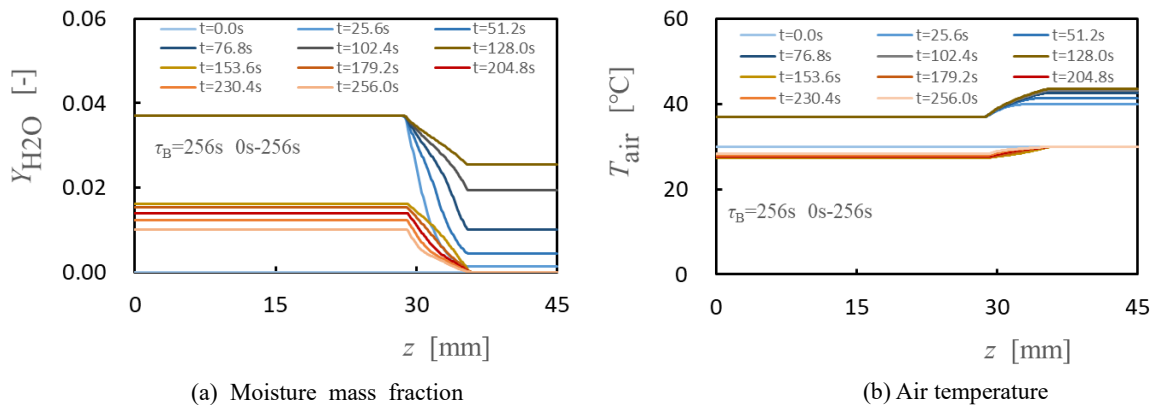
#### 4.3.1 周期 256 秒の場合

Figure 4.7 に、呼気 128 s, 吸気 128 s, 呼気吸気の周期  $\tau_B = 256$  s の場合の患者側 ( $z = 0$  mm) と器械側 ( $z = 45$  mm) における湿り空気中の水蒸気質量分率 ( $Y_{H_2O}$ ) および湿り空気の温度 ( $T_{air}$ ) の時間変化を示す。Figure 4.7(a) に  $Y_{H_2O}$  を、Figure 4.7(b) に  $T_{air}$  を示す。呼気時には患者側の水蒸気質量分率及び温度は呼気の境界条件である  $Y_{H_2O} = 0.037$ ,  $T_{air} = 37^\circ\text{C}$  で一定となっている。この時、器械側水蒸気質量分率は 0.01 程度まで低下し、温度は約 45°C まで上昇している。吸気時には器械側水蒸気質量分率及び温度は吸気時の境界条件である  $Y_{H_2O} = 0$ ,  $T_{air} = 30^\circ\text{C}$  で一定となっている。この時、患者側水蒸気質量分率は器械側入口では 0 であった状態から 0.02 程度まで上昇し、温度は器械側入口温度よりも低下し、約 28°C 程度になっている。この変化は、Figure 4.4 に示す  $\tau_B = 256$  s の場合の実験結果と定性的に一致している。すなわち、呼気では、患者側の入口条件と比較して、器械側の出口では、水蒸気質量分率は低下し、温度が上昇しており、塩化カルシウムの部分で水蒸気が凝縮し、水蒸気質量分率が低下し、その凝縮熱で器械側出口での湿り空気温度が上昇したことを示している。他方、吸気では、器械側の入口条件に対して、患者側の出口では、水蒸気質量分率が上昇し、温度が低下している。このことは、呼気時に塩化カルシウムの部分に凝縮した水の一部が蒸発し、



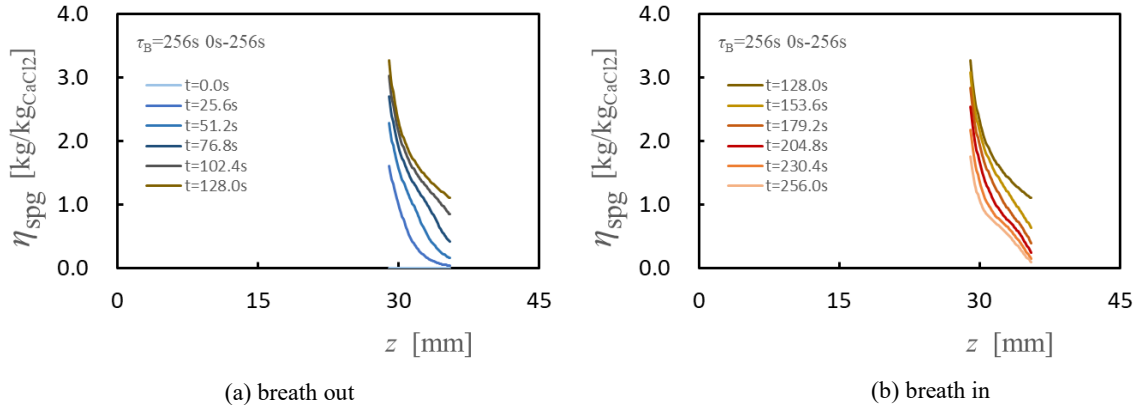
**Figure 4.7** Time variation in the temperature and mass fraction of water vapor of moist air at the patient side ( $z=0$  mm) and ambient air side ( $z=45$  mm) in the case of the period  $\tau_B=256$  s

空気中で水蒸気となり、その蒸発熱で湿り空気温度が低下したことを示している。以上の点を考察するために、HMEF 内部の温度および水蒸気質量分率分布の時間変化を **Figure 4.8** に示す。**Figure 4.8(a)**に湿り空気の水蒸気質量分率を示す。**Figure 4.8** より、湿り空気の温度、水蒸気質量分率は、塩化カルシウムを含浸したスポンジの領域 ( $z = 29.0 - 35.5$  mm) (以後、スポンジ部と記す) の領域で変化していることがわかる。呼気の場合、呼気を供給し始めた直後は湿り空気の湿度とスポンジ側の湿度の差が大きいため湿り空気の湿度は一気に低下するが、時間が進むにつれて、空気側の湿度は低下し、スポンジ側の湿度 (スポンジに凝縮した水と相平衡の湿り空気の湿度) は上昇することから、その差が小さくなり、水の凝縮量が低下し、水蒸気質量分率は増加することになる。また、吸気の場合には、 $z = 35.5$  mm から水蒸気質量分率が上昇し、温度が低下している。この変化は、**Figure 4.4** に示す  $\tau_B = 256$  s の場合の実験結果と定性的に一致している。

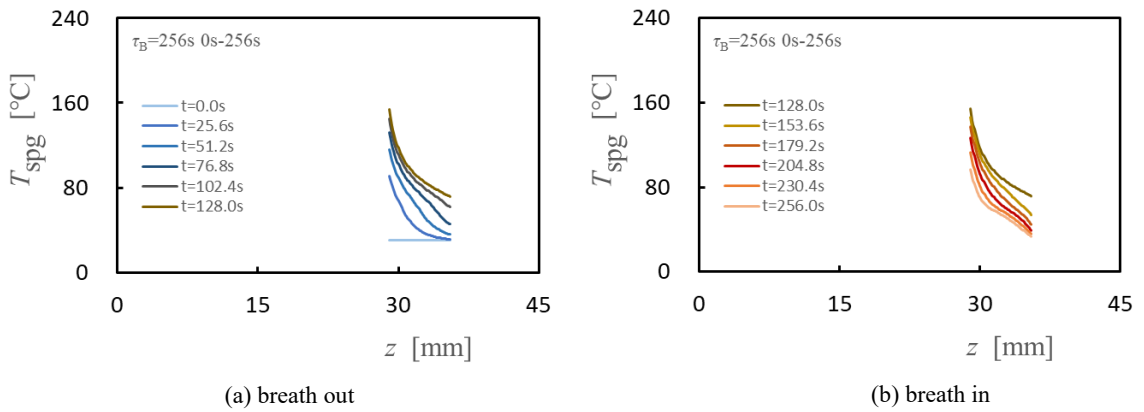


**Figure 4.8** Time variation in the temperature and mass fraction of water vapor of moist air profiles in the case of the period  $\tau_B = 256$  s

**Figures 4.9 and 4.10** に、スポンジ部の塩化カルシウムに凝縮した水の量および温度の時間変化を示す。ここで、塩化カルシウムに凝縮した水の量は、塩化カルシウム 1 kg あたりに凝縮した量として示されている。**Figure 4.9(a)**および**Figure 4.10(a)**に  $t = 0.0 - 128.0$  s の呼気の状態の変化を、**Figure 4.9(b)**および**Figure 4.10(b)**に  $t = 128.0 - 256.0$  s の吸気の状態の変化を示す。凝縮した水の質量は、呼気の場合、**Figure 4.9(a)**に示すように、呼気時には上流側から増加し、時間とともに徐々に増加している。他方、吸気時には、**Figure 4.9(b)**に示すように、時間とともに凝縮した水の質量は減少している。温度  $T_{spg}$  は、呼気の場合、**Figure 4.10(a)**に示すように、上流側から上昇し、下流に向けて上昇度合いが低くなる傾向となり、それが時間とともに徐々に上昇している。他方、吸気の場合、**Figure 4.10(b)**に示すように、吸気側が早く減少する傾向を示しつつ、全体が時間とともに低下している。



**Figure 4.9** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  in the case of the period  $\tau_B=256$  s



**Figure 4.10** Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  in the case of the period  $\tau_B=256$  s

Figure 4.11 にスポンジ部の両境界面（患者側面,  $z=29.0$  mm, および器械側表面,  $z=35.5$  mm）における塩化カルシウムに凝縮した水の量および温度の時間変化を示す。呼気の間（0 s - 128 s）、水の量は増加し、温度は上昇し、吸気の間（128 s - 256 s）、水の量は減少し、温度は低下している。このことは、スポンジ部で水の凝縮、蒸発が起きていることが、ここでも示されている。

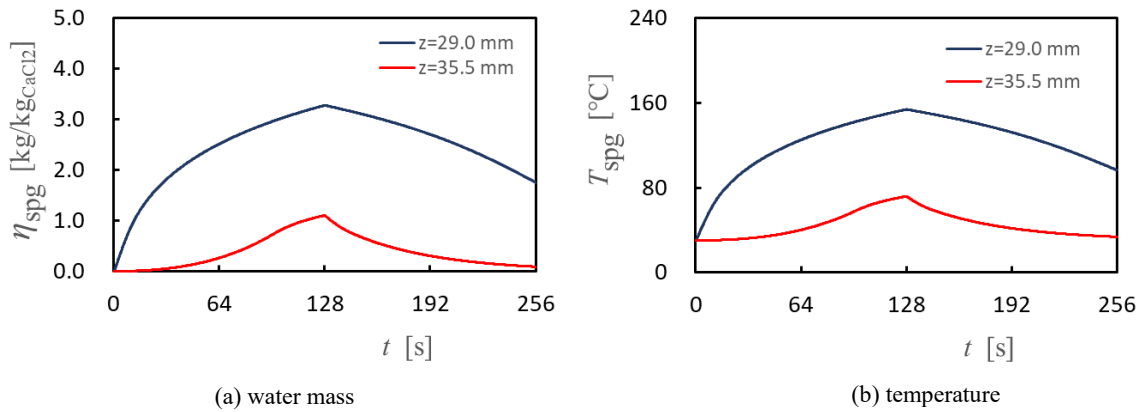


Figure 4.11 Time variation in the water mass and temperature profiles at two boundaries of sponge area with  $\text{CaCl}_2$

## 4.3.2 周期64秒の場合

Figure 4.12 に、呼気 32 s, 吸気 32 s, 呼気吸気の周期  $\tau_B = 64$  s の場合の患者側 ( $z = 0$  mm) と器械側 ( $z = 45$  mm) における湿り空気中の水蒸気質量分率 ( $Y_{H_2O}$ ) および湿り空気の温度 ( $T_{air}$ ) の時間変化を示す。Figure 4.12(a)に $Y_{H_2O}$ を、Figure 4.12(b)に $T_{air}$ を示す。呼気時には患者側の水蒸気質量分率及び温度は呼気の境界条件である $Y_{H_2O} = 0.037$ ,  $T_{air} = 37^\circ\text{C}$ で一定となっている。この時、器械側水蒸気質量分率は0.01程度まで低下し、温度は約 $45^\circ\text{C}$ まで上昇している。吸気時には器械側水蒸気質量分率及び温度は吸気時の境界条件である $Y_{H_2O} = 0$ ,  $T_{air} = 30^\circ\text{C}$ で一定となっている。この時、患者側水蒸気質量分率は器械側入口では0であった状態から0.01程度まで上昇し、温度は器械側入口温度よりも低下し、約 $28^\circ\text{C}$ 程度になっている。この変化は、Figure 4.4 に示す実験結果の  $\tau_B = 64$  s の場合の変化と定性的に一致している。すなわち、呼気では、患者側の入口条件と比較して、器械側の出口では、水蒸気質量分率は低下し、温度が上昇しており、塩化カルシウムの部分で水蒸気が凝縮し、水蒸気質量分率が低下し、その凝縮熱で機器側出口での湿り空気温度が上昇したことを示している。他方、吸気では、器械側の入口条件に対して、患者側の出口では、水蒸気質量分率が上昇し、温度が低下している。このことは、呼気時に塩化カルシウムの部分に凝縮した水の一部が蒸発し、空気中で水蒸気となり、その蒸発熱で湿り空気温度が低下したことを示している。以上の点を考察するために、HMEF 内部の温度および水蒸気質量分率分布の時間変化を Figure 4.13 に示す。Figure 4.13(a)に湿り空気の水蒸気質量分率を、Figure 4.13(b)に温度を示す。Figure 4.13 より、湿り空気の水蒸気質量分率、温度は、塩化カルシウムを含浸させたスポンジの領域 ( $z = 29.0 - 35.5$  mm) で変化していることがわかる。呼気の場合、 $z = 29.0$  mm で水蒸気質量分率が低下し始め、温度が上昇し始めている。また、吸気の場合には、 $z = 35.5$  mm で水蒸気質量分率が上昇し始め、温度が低下し始めている。

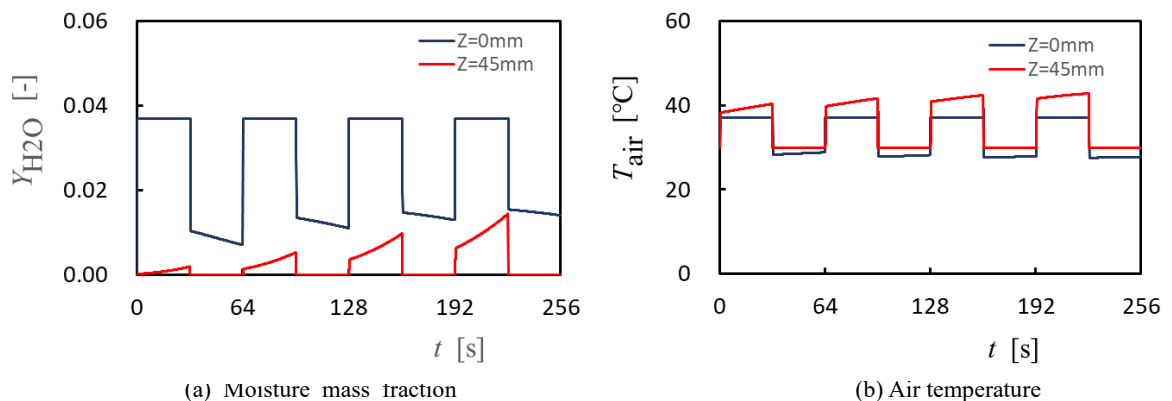
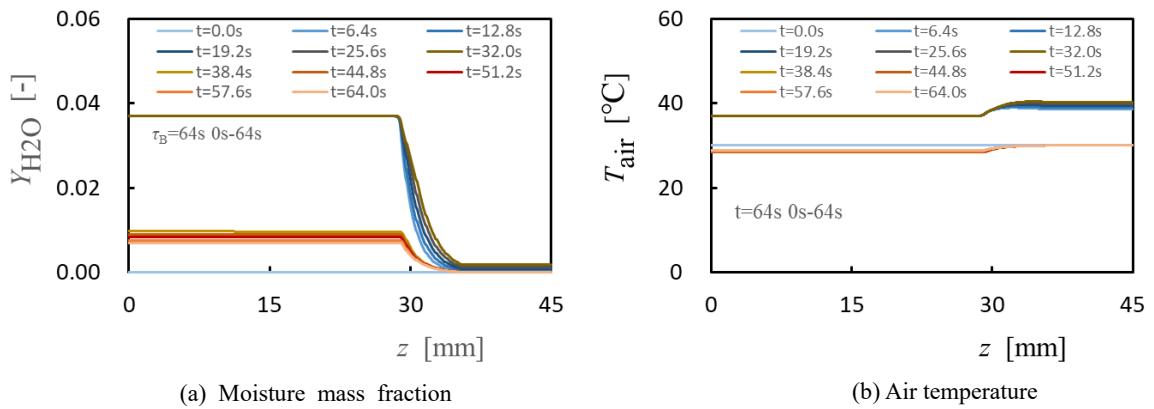


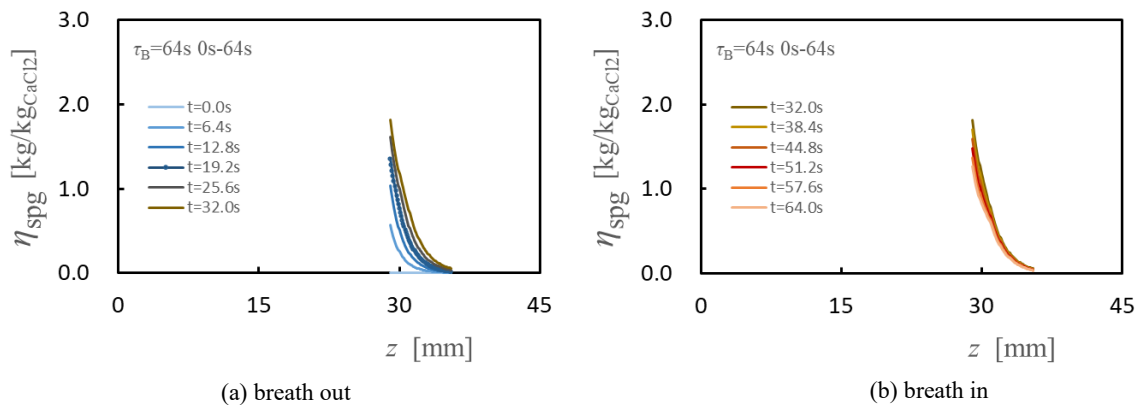
Figure 4.12 Time variation in the temperature and mass fraction of water vapor of moist air at the patient side ( $z=0$  mm) and ambient air side ( $z=45$  mm) in the case of the period  $\tau_B=64$  s





**Figure 4.13** Time variation in the temperature and mass fraction of water vapor of moist air profiles in the case of the period  $\tau_B=64$  s

Figures 4.14 and 4.15 に、スポンジ部の塩化カルシウムに凝縮した水の量および温度の時間変化を示す。ここで、塩化カルシウムに凝縮した水の量は、塩化カルシウム 1 kg あたりに凝縮した量として示されている。Figure 4.14(a)および Figure 4.15(a)に  $t = 0.0 - 32.0$  s の呼気の状態の変化を、Figure 4.14(b)および Figure 4.15(b)に  $t = 32.0 - 64.0$  s の吸気の状態の変化を示す。凝縮した水の質量は、呼気の場合、Figure 4.14(a)に示すように、上流側から増加し、時間とともに徐々に増加している。他方、吸気の場合、Figure 4.14(b)に示すように、時間とともに減少している。温度  $T_{spg}$  は、呼気の場合、Figure 4.15(a)に示すように、上流側から上昇し、時間とともに徐々に上昇している。他方、吸気の場合、Figure 4.15(b)に示すように、時間とともに低下している。



**Figure 4.14** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  in the case of the period  $\tau_B=64$  s

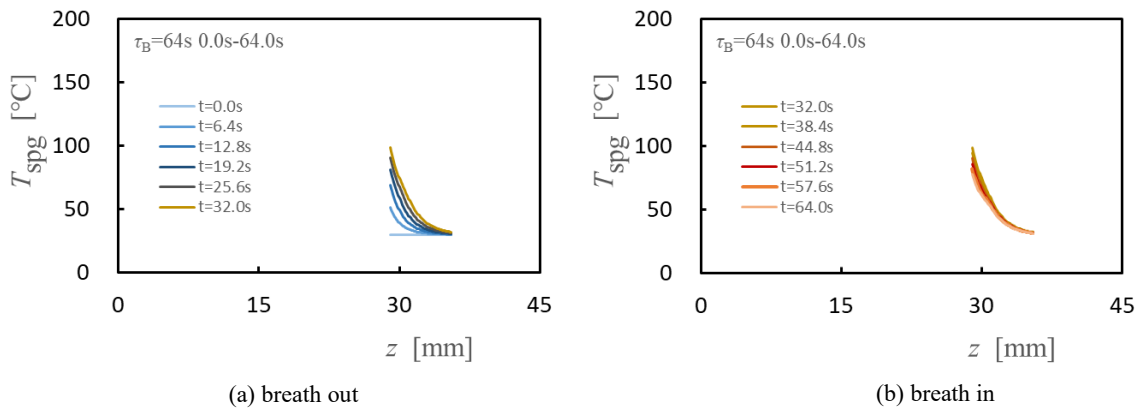


Figure 4.15 Time variation in the temperature at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  in the case of the period  $\tau_B=64$  s

Figures 4.16 and 4.17 に第2周期目 ( $t = 64.0 - 128.0$  s) のスポンジ部の塩化カルシウムに凝縮した水の量および温度の時間変化を示す. 凝縮した水の質量, 温度とも, 第1周期の最後 ( $t = 64.0$  s) の分布から, 呼気の際には水の質量は増加し, 温度は上昇しており, 吸気の場合には水の質量, 温度とも減少している. 呼気, 吸気の周期的変化に伴って, スポンジ内の熱と物質移動が継続的に続いていることがわかる.

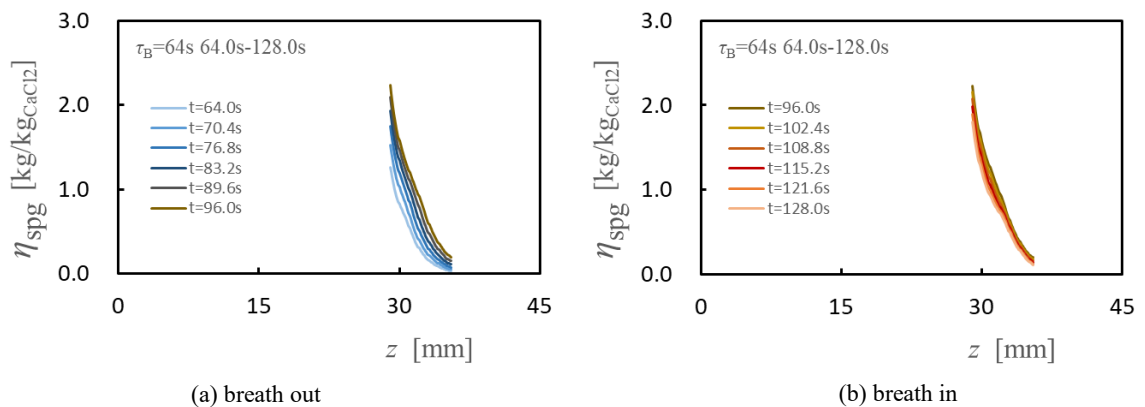


Figure 4.16 Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 64-128s in the case of the period  $\tau_B=64$  s

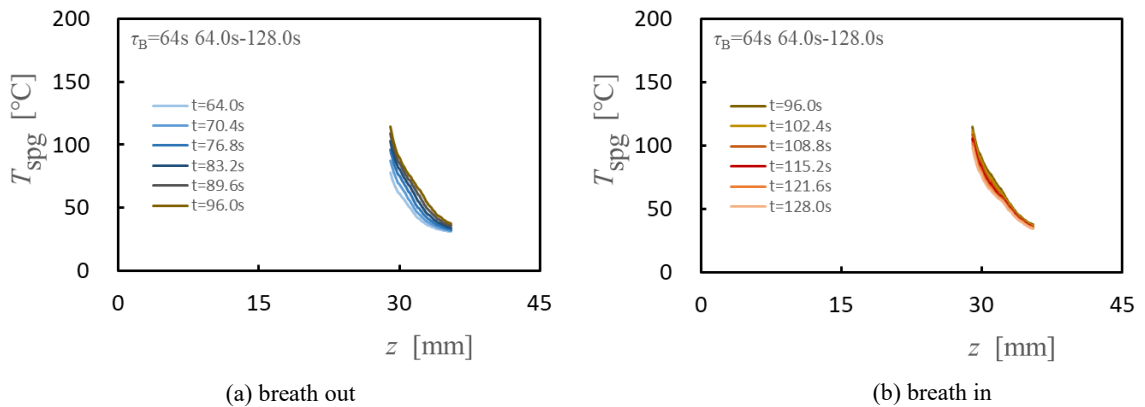


Figure 4.17 Time variation in the temperature at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 64-128s in the case of the period  $\tau_B=64\text{ s}$

Figures 4.18 and 4.19 に第 3 周期目 ( $t = 128.0 \sim 192.0\text{ s}$ ) のスポンジ部の塩化カルシウムに凝縮した水の量および温度の時間変化を示す. 凝縮した水の質量, 温度とも, 第 1 周期, 第 2 周期と同様, 呼気の際には水の質量は増加し, 温度は上昇しており, 吸気の場合には水の質量, 温度とも減少しており, 呼気, 吸気の周期的変化にともなって, 継続的な変化が続いていることがわかる. ただし, それぞれの振幅は極めて小さいものとなっている.

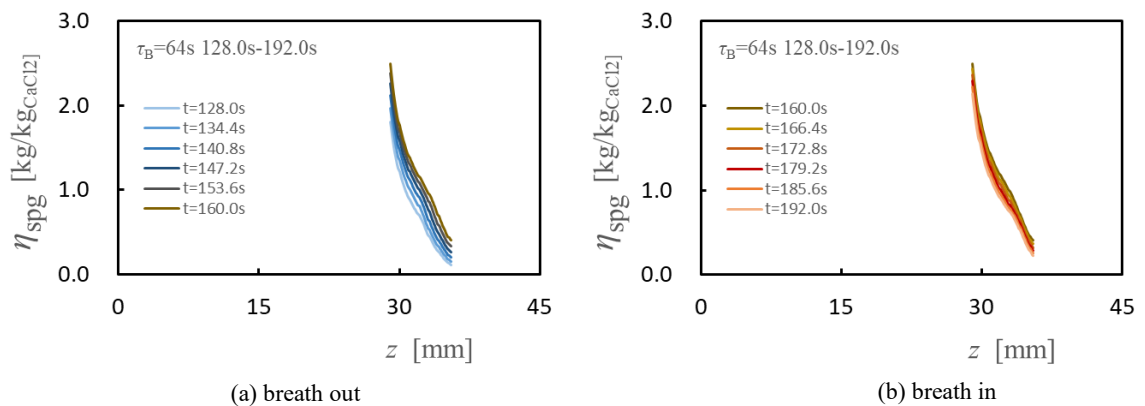
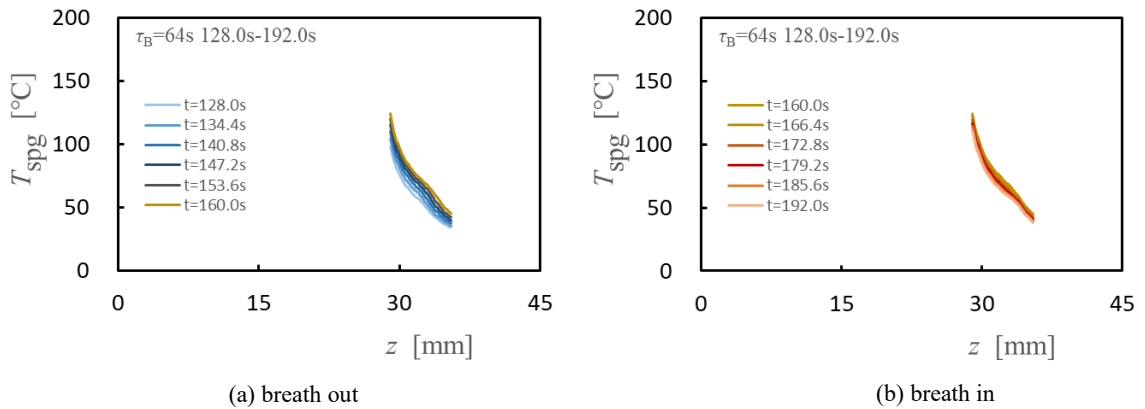
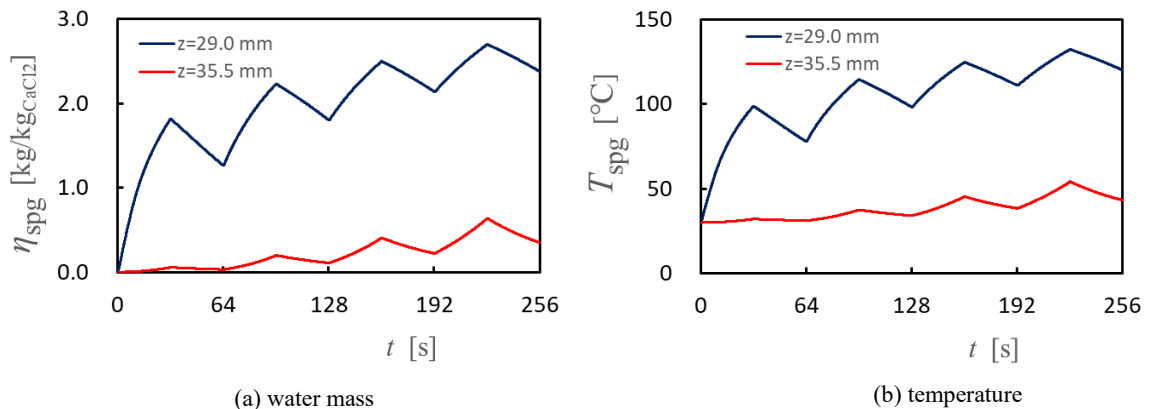


Figure 4.18 Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 128-192 s in the case of the period  $\tau_B=64\text{ s}$



**Figure 4.19** Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 128-192s in the case of the period  $\tau_B=64$  s

**Figure 4.20** にスポンジ部の両境界面（患者側面,  $z=29.0$  mm, および器械側表面,  $z=35.5$  mm）におけるスポンジ部の塩化カルシウムに凝縮した水の量および温度の時間変化を示す. 呼気の間（0.0 s~32.0 s など）,水の量は増加し, 温度は上昇し, 吸気の間（32.0 s~64.0 s など）, 水の量は減少し, 温度は低下している.



**Figure 4.20** Time variation in the water mass and temperature profiles at two boundaries of sponge area with  $\text{CaCl}_2$  in the case of the period  $\tau_B=64$  s

**Figures 4.12~4.20** に示すように, 呼気の際に患者側から供給された湿り空気の水蒸気は, 塩化カルシウムにより凝縮され, スポンジ部に水として保存され, 吸気の際にその一部が蒸発し, 器械側から供給された乾燥空気が湿り空気となり, 患者側に供給されていることが示された. その際, 水の凝縮, 蒸発にともって, それぞれの相変化に伴う潜熱の変化に伴って, 湿り吸気温度が変化している.

## 4.3.3 周期 16 秒の場合

Figure 4.21 に、呼気 8 s, 吸気 8 s, 呼気吸気の周期  $\tau_B = 16$  s の場合の患者側 ( $z = 0$  mm) と器械側 ( $z = 45$  mm) における湿り空気中の水蒸気質量分率 ( $Y_{\text{air}}$ ) および湿り空気の温度 ( $T_{\text{air}}$ ) の時間変化を示す。Figure 4.21(a) に  $Y_{\text{H}_2\text{O}}$  を、Figure 4.21(b) に  $T_{\text{air}}$  を示す。呼気時には患者側の水蒸気質量分率及び温度は呼気の境界条件である  $Y_{\text{H}_2\text{O}(\text{gas})} = 0.037$ ,  $T = 37^\circ\text{C}$  で一定となっている。Figure 4.21(a) に示す水蒸気質量分率の変化についてみると、1 周期目の呼気の際の器械側の水蒸気質量分率は極めて小さい値になっているが、塩化カルシウムの領域では水蒸気質量分率の初期条件がゼロであることから、ほぼ瞬間的に大きな凝縮を生じ、呼気時の器械側の水蒸気質量分率は小さい値になっている。周期を繰り返すと、塩化カルシウムの領域の凝縮した水の量が徐々に増加し、その水の量に相平衡となる塩化カルシウム表面の水蒸気質量分率が増加することから、凝縮量が徐々に少なくなり、器械側の水蒸気質量分率が徐々に増加している。周期を重ねるとともに塩化カルシウムに凝縮した水の質量が増加することから、吸気時に蒸発する水の質量も増加し、周期を重ねるとともに、吸気時の患者側の水蒸気質量分率は徐々に増加している。Figure 4.21(b) に示す通り、器械側温度は、1 周期目では、患者側温度とほぼ等しくなっており、また、吸気時の患者側温度も器械側温度とほぼ同じ温度となっている。呼気吸気を繰り返すと、呼気時の器械側の温度は徐々に高くなり、12 周期目には約  $40^\circ\text{C}$  に達している。吸気時には、患者側の温度は器械側温度より低下している。

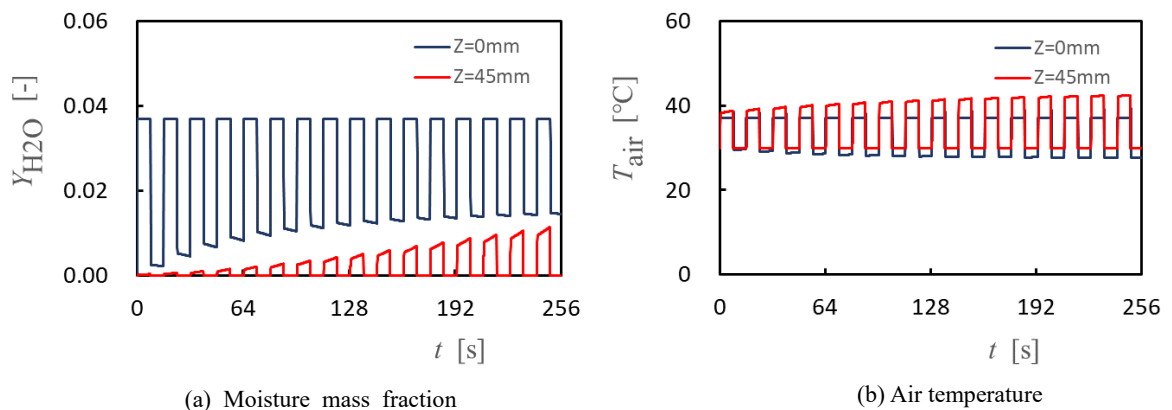
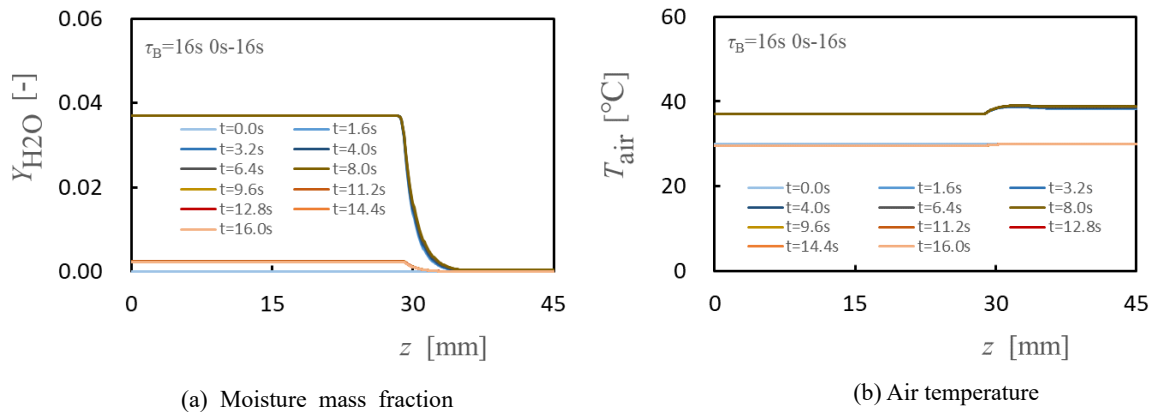


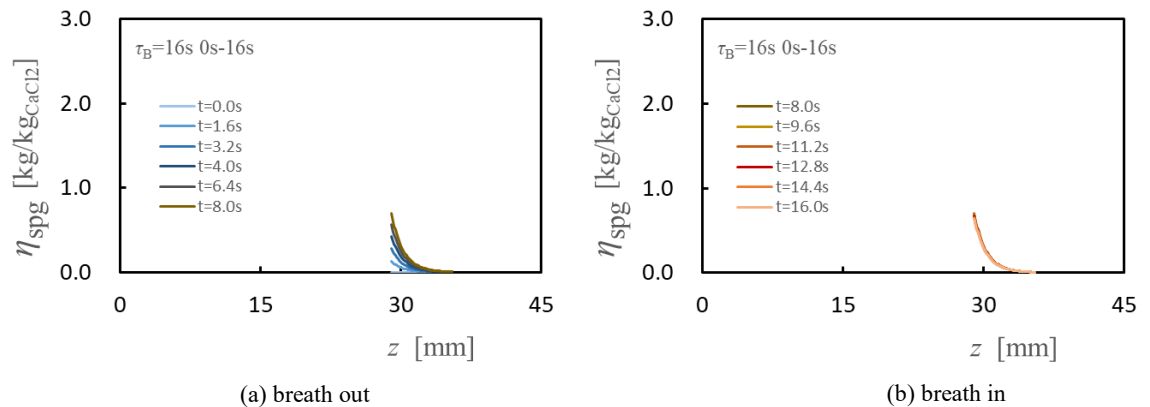
Figure 4.21 Time variation in the mass fraction of water vapor of moist air and temperature at the patient side ( $z=0$  mm) and ambient air side ( $z=45$  mm) in the case of the period  $\tau_B=16$  s

HMEF 内部の温度および水蒸気質量分率分布の時間変化を Figure 4.22 に示す。Figure 4.22(a) に湿り空気の水蒸気質量分率を、Figure 4.22(b) に温度を示す。Figure 4.22 より、湿り空気の水蒸気質量分率、温度は、塩化カルシウムを含浸したスポンジの領域 ( $z = 29.0 - 35.5$  mm) で変化していることがわかる。呼気の場合、 $z = 29.0$  mm で水蒸気質量分率が低下し始め、温度は上昇し始める。吸気の場合には、 $z = 35.5$  mm で水蒸気質量分率が上昇し始め、温度が低下し始めている。

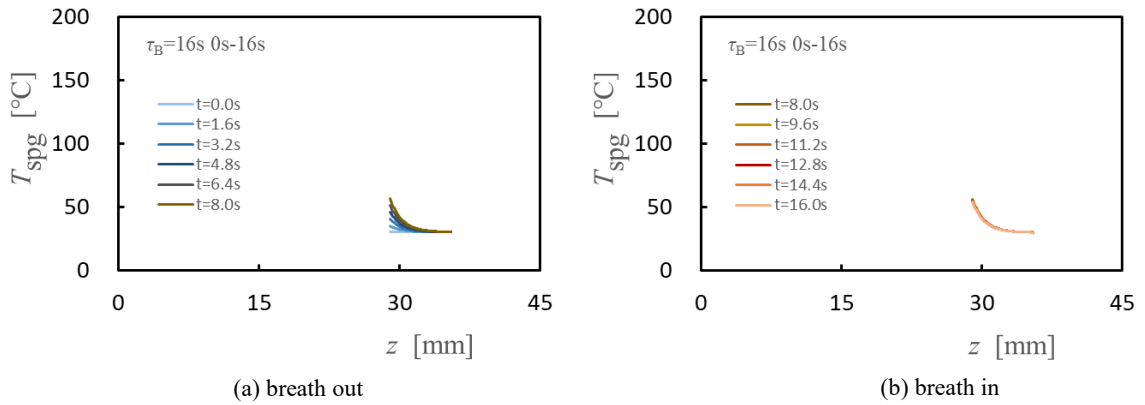


**Figure 4.22** Time variation in the temperature and mass fraction of water vapor of moist air profiles in the case of the period  $\tau_B=16$  s

**Figures 4.23 and 4.24** に， スポンジ部の塩化カルシウムに凝縮した水の量および温度の時間変化を示す． **Figure 4.23(a)**および **Figure 4.24(a)**に  $t = 0.0$  s - 8.0 s の呼気の状態の変化を， **Figure 4.23(b)**および **Figure 4.24(b)**に  $t = 8.0$  s - 16.0 s の吸気の状態の変化を示す． スポンジ部に凝縮した水の質量， 温度ともに， **Figure 4.14**, **Figure 4.15** に示す  $\tau_B = 64$  s 場合と同様の変化を示している． ただ， 周期が 1/4 になったことにより， それぞれの変化は小さくなっている．

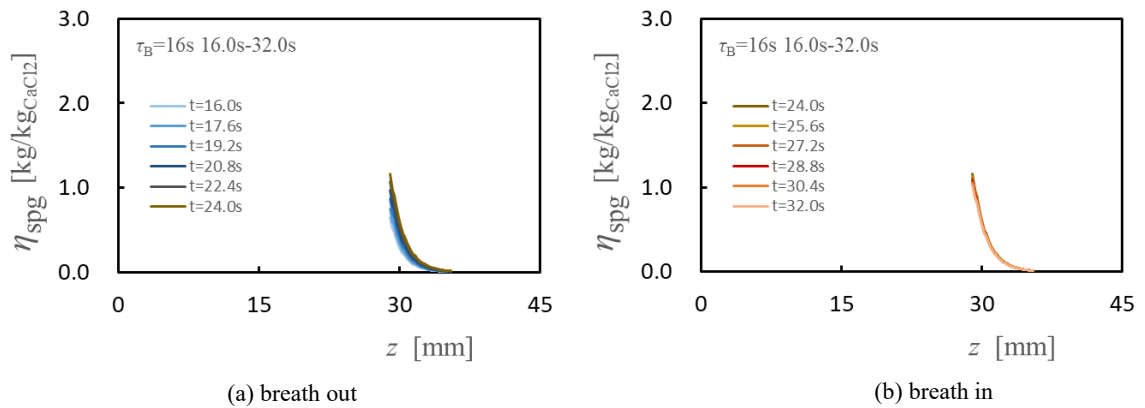


**Figure 4.23** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 0-16 s in the case of the period  $\tau_B=16$  s

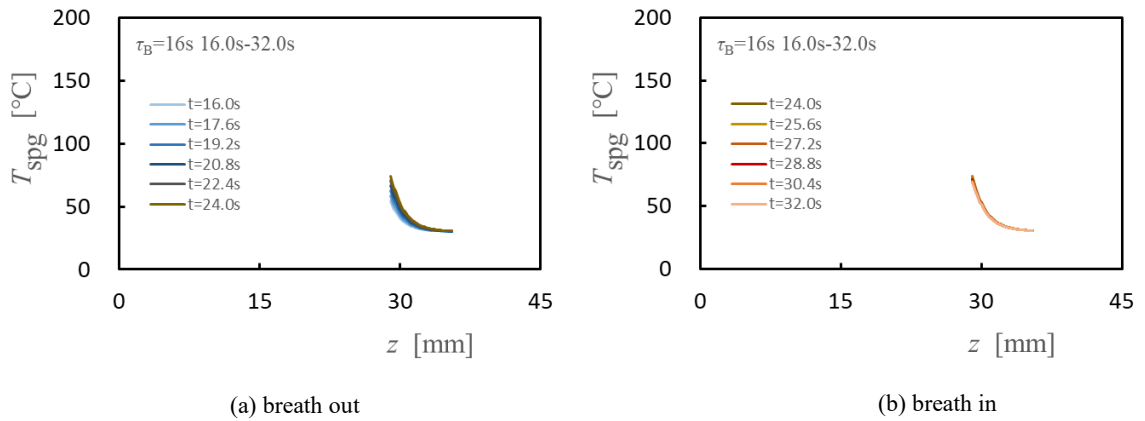


**Figure 4.24** Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 0-16 s in the case of the period  $\tau_B=16$  s

**Figures 4.25 and 4.26** に第2周期目 ( $t = 16.0$  s $\sim$ 32.0 s) のスポンジ部の塩化カルシウムに凝縮した水の量および温度の時間変化を示す凝縮した水の質量, 温度とも, 第1周期の最後 ( $t = 16$  s) の分布から, 呼気の際には水の質量は増加し, 温度は上昇しており, 吸気の場合には水の質量, 温度とも減少している. **Figure 4.16, Figure 4.17** に示す $\tau_B = 64$  s 場合と同様に, 呼気, 吸気の周期的変化にともなって, 継続的な変化が続いていることがわかる.

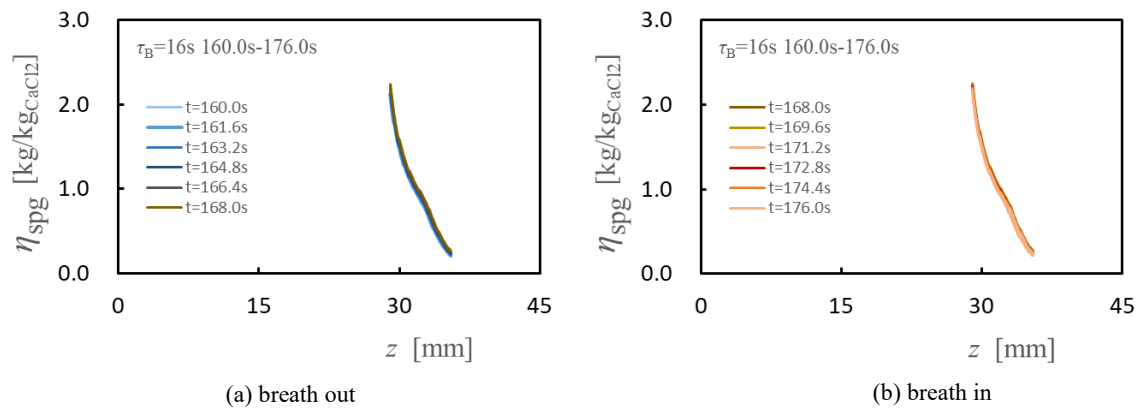


**Figure 4.25** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 16-32 s in the case of the period  $\tau_B=16$  s



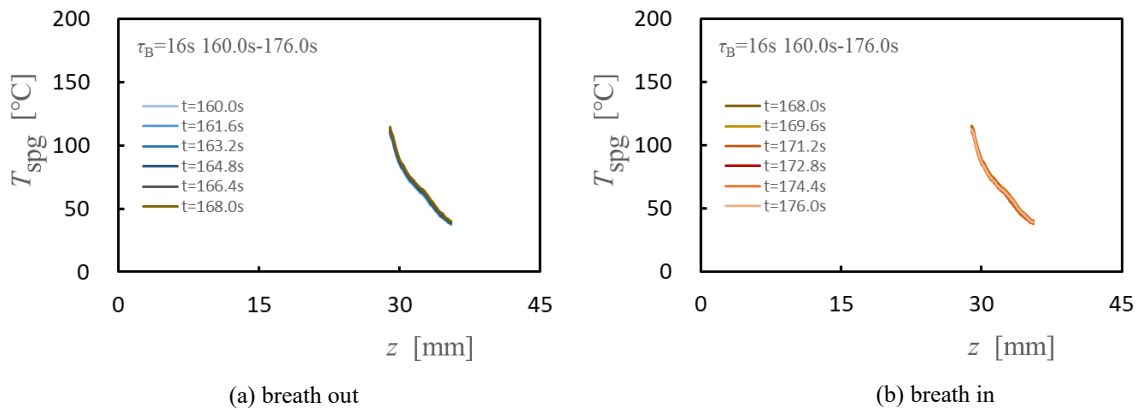
**Figure 4.26** Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 16-32 s in the case of the period  $\tau_B=16$  s

**Figures 4.27 and Figure 4.28** に周期運動後半 ( $t = 160.0$  s -  $176.0$  s) のスポンジ部の塩化カルシウムに凝縮した水の量および温度の時間変化を示す。凝縮した水の質量，温度とも，第1周期，第2周期と同様，呼気の際には水の質量は増加，温度は上昇し，吸気の場合には水の質量，温度とも減少する。呼気，吸気の周期的変化にともなって，継続的な変化が続いていることがわかるが，それぞれの振幅は極めて小さいものとなっている。



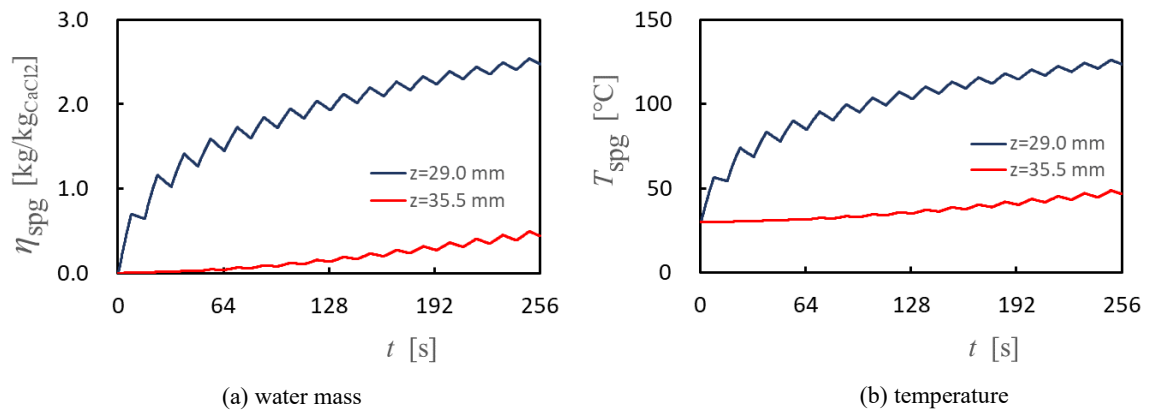
**Figure 4.27** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 160-176 s in the case of the period  $\tau_B=16$  s





**Figure 4.28** Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 160-176 s in the case of the period  $\tau_B=16$  s

**Figure 4.29** にスポンジ部の両境界面（患者側面， $z = 29.0\text{mm}$ ，および器械側表面， $z = 35.5\text{mm}$ ）におけるスポンジ部の塩化カルシウムに凝縮した水の量および温度の時間変化を示す。呼気の間（ $0.0\text{s} \sim 8.0\text{s}$  など），水の量は増加し，温度は上昇し，吸気の間（ $8.0\text{s} \sim 16.0\text{s}$  など），水の量は減少し，温度は低下している。このことも，スポンジ部で水の凝縮，蒸発が起こっていることを示している。



**Figure 4.29** Time variation in the water mass and temperature profiles at two boundaries of sponge area with  $\text{CaCl}_2$  in the case of the period  $\tau_B=16$  s

**Figures 4.21~4.29** に示すように，呼気の際に患者側から供給された湿り空気の水蒸気は，塩化カルシウムにより凝縮され，スポンジ部に水として保存され，吸気の際にその一部が蒸発し，器械側から供給された乾燥空気が湿り空気となり，患者側に供給されていることが示された。その際，水の凝縮，蒸発それぞれの相変化に伴う潜熱により，湿り吸気の色度に変化することが明確に示された。

4.3.4 周期 4 秒の場合

Figure 4.30 に、呼気 2 s、吸気 2 s、呼気吸気の周期  $\tau_B=4$  s の場合の患者側 ( $z=0$  mm) と器械側 ( $z=45$  mm) における湿り空気中の水蒸気質量分率 ( $Y_{H_2O}$ ) および湿り空気の温度 ( $T_{air}$ ) の時間変化を示す。Figure 4.30(a)に  $Y_{H_2O}$  を、Figure 4.30(b)に  $T_{air}$  を示す。水蒸気質量分率、温度ともに、Figure 4.21 に示す周期  $\tau_B=16$  s の場合と同様な傾向を示している。周期がさらに 1/4 となっているため、1 周期あたりの変化は小さくなっているが、時間変化の全体的な傾向は周期 16 s のときとほぼ同様になっている。

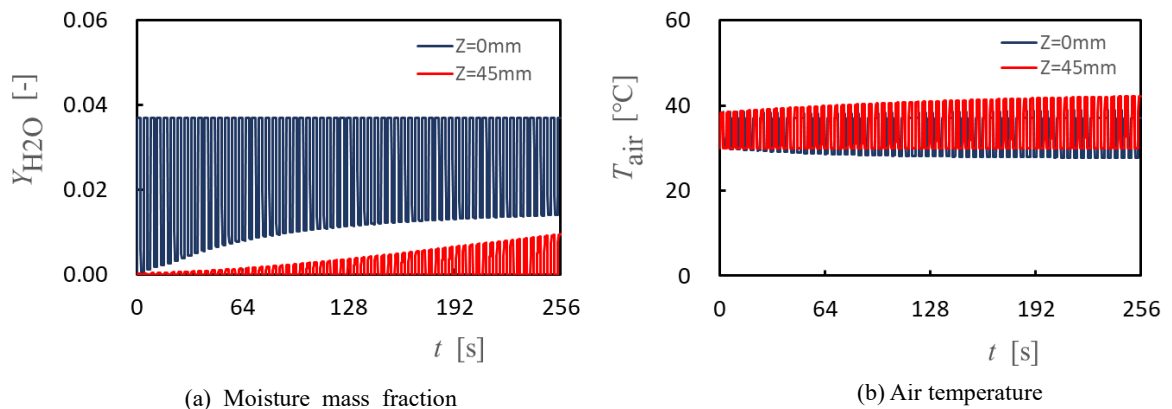


Figure 4.30 Time variation in the temperature and mass fraction of water vapor of moist air at the patient side ( $z=0$  mm) and ambient air side ( $z=45$  mm) in the case of the period  $\tau_B=4$  s

HMEF 内部の温度および水蒸気質量分率分布の時間変化を Figure 4.31 に示す。Figure 4.31(a)に湿り空気の水蒸気質量分率を、Figure 4.31(b)に温度を示す。Figure 4.31 より、湿り空気の水蒸気質量分率、温度は、塩化カルシウムを担持したスポンジの領域 ( $z=29.0-35.5$  mm) で変化していることがわかる。呼気の場合  $z=29.0$  mm で水蒸気質量分率が低下し始め、温度が上昇し始めていることがわかる。また、吸気の場合には、わずかではあるが、 $z=35.5$  mm

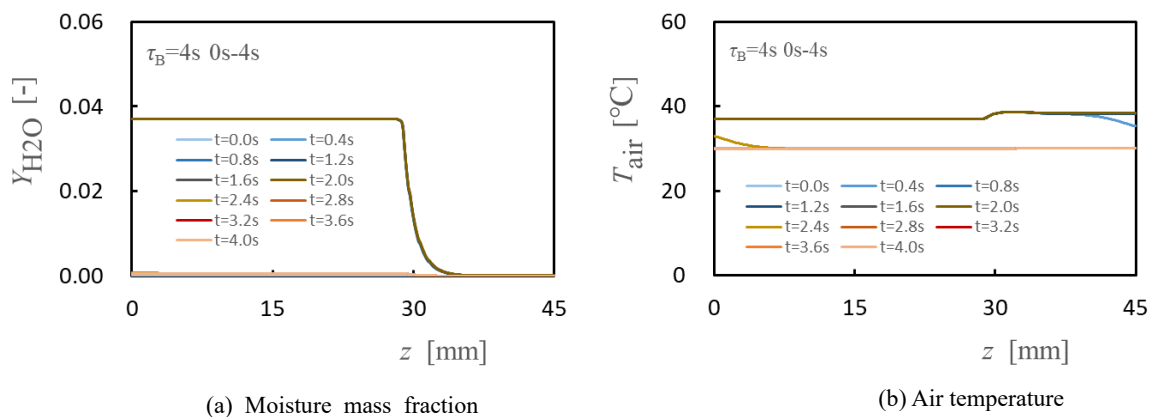
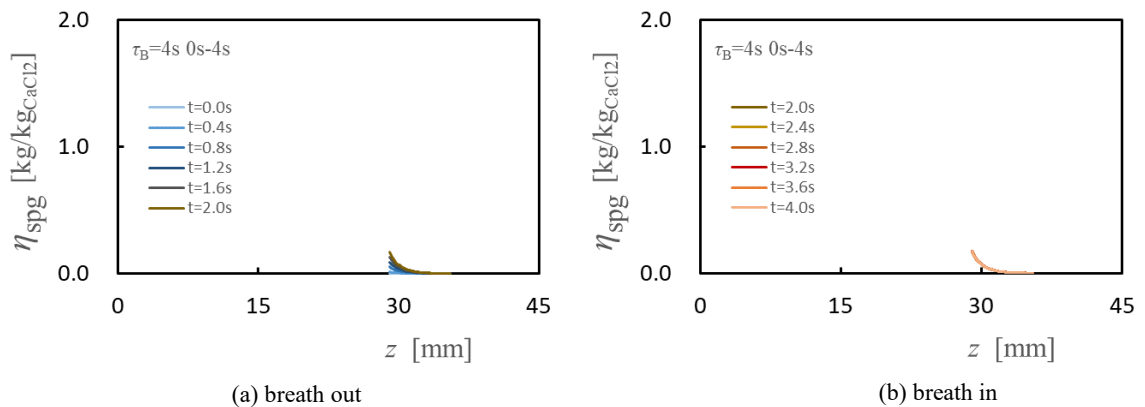


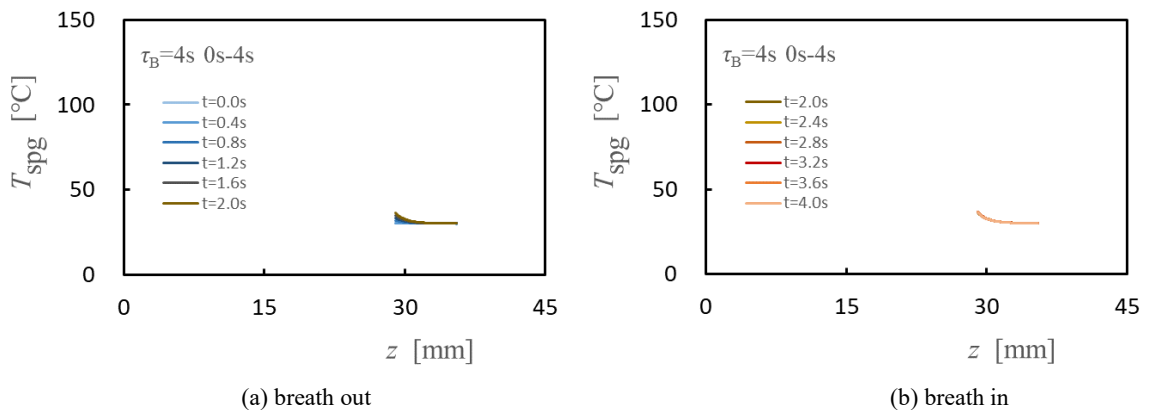
Figure 4.31 Time variation in the temperature and mass fraction of water vapor of moist air profiles in the case of the period  $\tau_B=4$  s

で水蒸気質量分率が上昇し始め、温度が低下し始めており、呼気、吸気の 1 回の時間が短いため、その変化は小さい。

**Figures 4.32 and 4.33** に、スポンジ部の塩化カルシウムに凝縮した水の量および温度の時間変化を示す。 **Figure 4.32(a)**および **Figure 4.33(a)**に  $t = 0.0 \text{ s} - 2.0 \text{ s}$  の呼気の状態の変化を、 **Figure 4.32(b)**および **Figure 4.33(b)**に  $t = 2.0 \text{ s} - 4.0 \text{ s}$  の吸気の状態の変化を示す。スポンジ部に凝縮した水の質量および温度とも、 $\tau_B = 16 \text{ s}$  場合の **Figure 4.21** に示すものと同様の变化を示している。ただ、さらに周期が 1/4 になったことにより、それぞれの変化はさらに小さくなっている。



**Figure 4.32** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at  $t=0-4 \text{ s}$  in the case of the period  $\tau_B=4 \text{ s}$



**Figure 4.33** Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at  $t=0-4 \text{ s}$  in the case of the period  $\tau_B=4 \text{ s}$

Figures 4.34 and 4.35 に第 2 周期目 ( $t=4.0\text{ s} - 8.0\text{ s}$ ) のスポンジ部の塩化カルシウムに凝縮した水の量および温度の時間変化を示す。凝縮した水の質量, 温度とも, 第 1 周期の最後 ( $t=8.0\text{ s}$ ) の分布から, 呼気の際には水の質量は増加し, 温度は上昇している。吸気の場合には水の質量, 温度とも減少しており, Figure 4.16 および Figure 4.17 に示す  $\tau_B=64\text{ s}$  場合と同様の变化を示している。呼気, 吸気の周期的変化にともなって, 継続的な変化が続いていることがわかる。

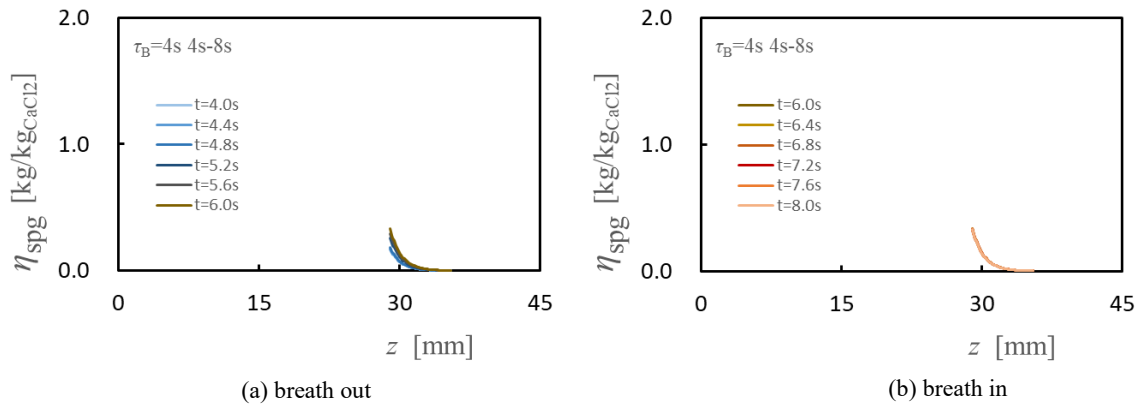


Figure 4.34 Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 4.0-8.0 s in the case of the period  $\tau_B=4\text{ s}$

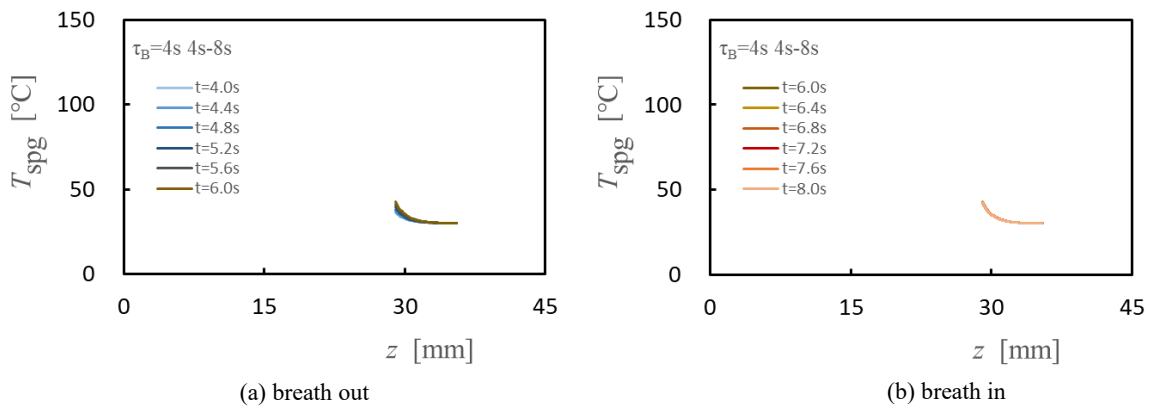


Figure 4.35 Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 4.0-8.0 s in the case of the period  $\tau_B=4\text{ s}$

Figures 4.36 and 4.37 に周期運動後半 ( $t = 164.0 \text{ s} - 168.0 \text{ s}$ ) のスポンジ部の塩化カルシウムに凝縮した水の量および温度の時間変化を示す. 凝縮した水の質量, 温度とも, 第 1 周期, 第 2 周期と同様, 呼気の際には水の質量は増加し, 温度は上昇しており, 吸気の場合には水の質量, 温度とも減少し, 呼気, 吸気の周期的変化にともなう, 継続的な変化が続いていることがわかる. ただし, それぞれの振幅は極めて小さいものとなっている.

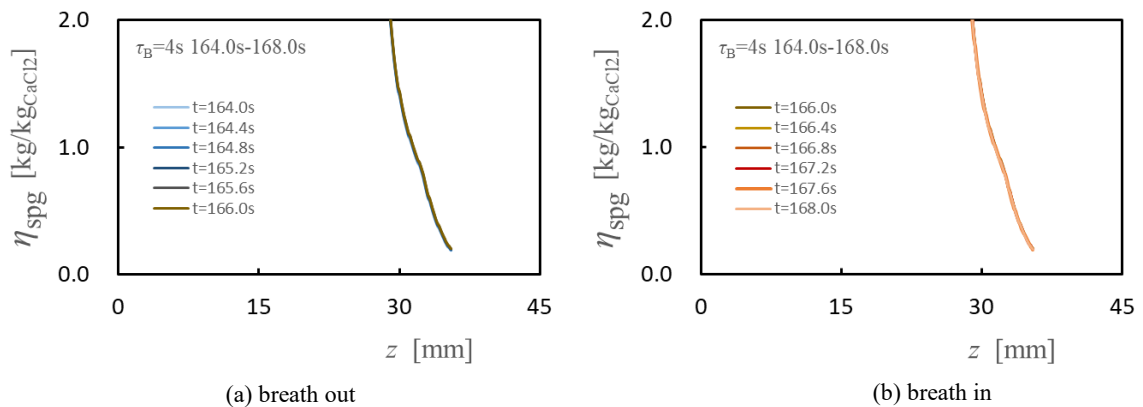


Figure 4.36 Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 164.0-168.0 s in the case of the period  $\tau_B=4 \text{ s}$

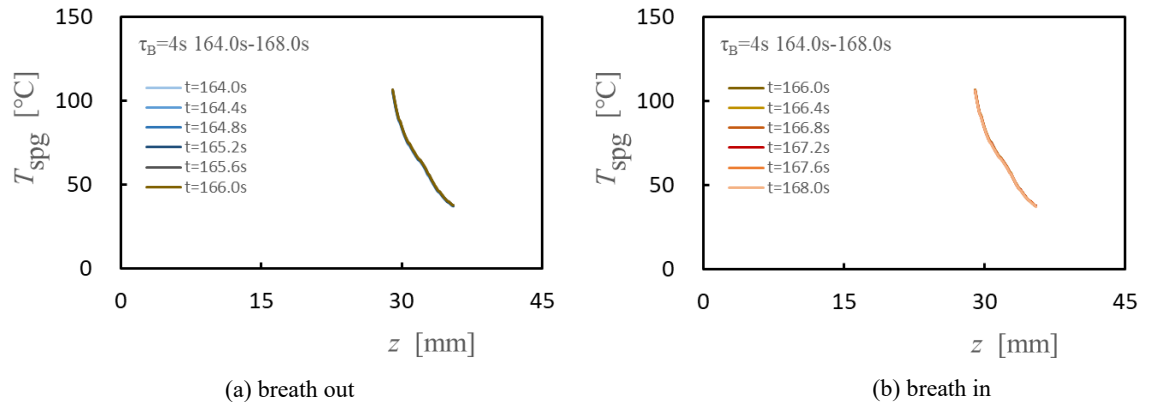


Figure 4.37 Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 164.0-168.0 s in the case of the period  $\tau_B=4 \text{ s}$

Figure 4.38 にスポンジ部の両境界面 (患者側面,  $z = 29.0 \text{ mm}$ , および器械側表面,  $z = 35.5 \text{ mm}$ ) におけるスポンジ部の塩化カルシウムに凝縮した水の量および温度の時間変化を示す. これまでと同じ時間スケールで示しているが, 周期が短く, また変化も小さいため, 周期的変化は明確に確認できない. そこで, Figure 4.39 に  $t = 0.0 \text{ s} - 16.0 \text{ s}$ , すなわち計算開始から 4 周期分, を示す. また, 計算後半の 4 周期分,  $t = 240.0 \text{ s} - 256.0 \text{ s}$ , の変化の様子を Figure 4.40 に示す.

計算開始直後は、Figure 4.39 に示すように、変化は小さくなっているものの、呼気時に水分量は増加し、温度も上昇している。吸気時には水分量には減少はほとんど見られず、温度もほぼ一定となっている、これは、周期が短く減少に転じる時間がなかったためと考えられる。計算後半では、現象がほぼ定常変動的になっていることから、水分量、温度ともわずかな変動は見られるものの、変化の割合はさらに小さくなり、ほぼ一定のように見える。

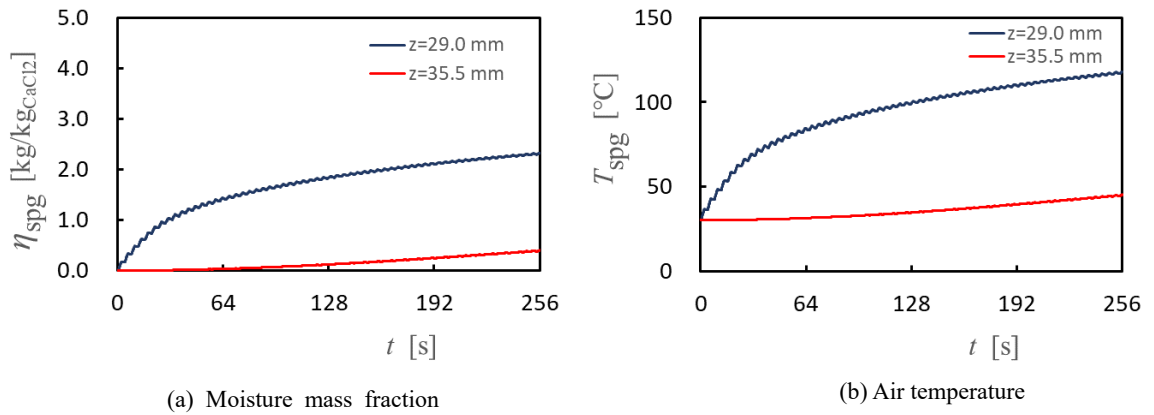


Figure 4.38 Time variation in the water mass and temperature profiles at two boundaries of sponge area with  $\text{CaCl}_2$  in the case of the period  $\tau_B=4$  s

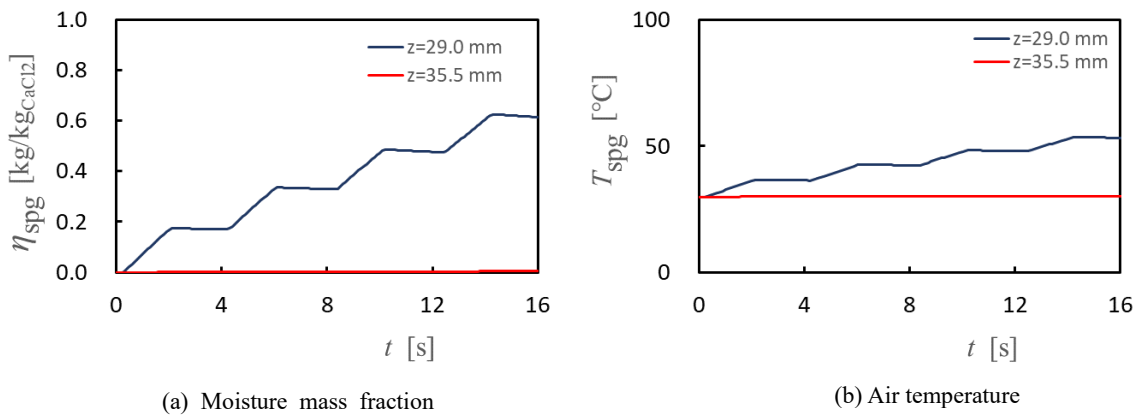
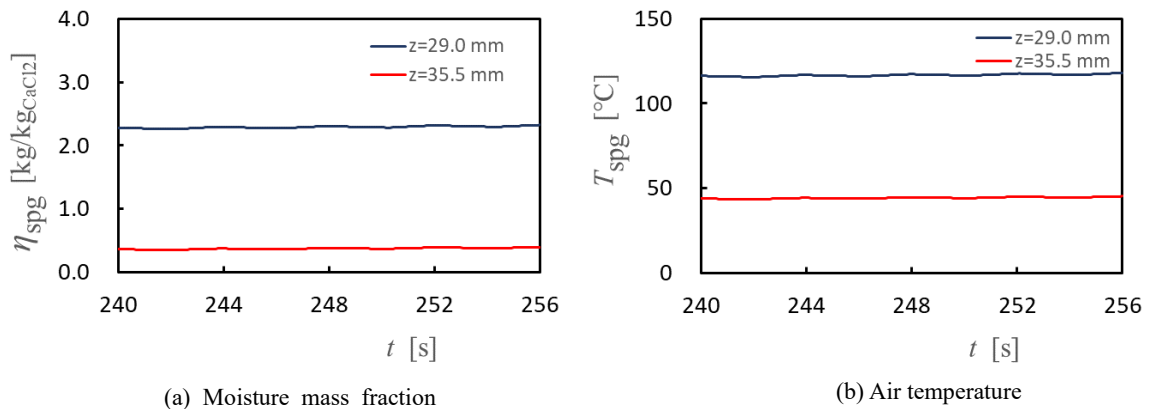


Figure 4.39 Time variation in the water mass and temperature profiles at two boundaries of sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 0.0-16.0 s in the case of the period  $\tau_B=4$  s



**Figure 4.40** Time variation in the water mass and temperature profiles at two boundaries of sponge area with CaCl<sub>2</sub> at 240.0-256.0 s in the case of the period  $\tau_B=4$  s

**Figures 4.30 - 4.40** に示すように、呼気の際に患者側から供給された湿り空気の水蒸気は、塩化カルシウムにより凝縮され、スポンジ部に水として保存され、吸気の際にその一部が蒸発し、器械側から供給された乾燥空気が湿り空気となり、患者側に供給されていることが示された。その際、水の凝縮、蒸発による相変化で生じる潜熱の変化に伴って、湿り吸気の温度が変化している。

#### 4.3.5 実験結果との比較

**Figures 4.41 - 4.44** に、それぞれ  $\tau_B = 256$  s, 64 s, 16 s, 4 s の実験結果と一次元解析の結果の比較を示す。実験結果、解析結果とも、患者側を青色で、器械側を赤色で示している。

$\tau_B = 256$  s の場合、**Figure 4.41** に示すように、呼気、吸気の時間が十分に長いため、過渡応答と同様の結果を示している。実験結果では、**Figure 4.4** に示すように、呼気が供給されている場合、患者側の絶対湿度は飽和状態の約 40 mg/L であるが、器械側では、約 12 mg/L 程度まで低下している。**Figure 4.41** では、数値計算結果との比較を容易にするために、水蒸気量を水蒸気質量分率で示しており、呼気時、患者側が  $Y_{H_2O} = 0.037$ 、機器側  $Y_{H_2O} = 0.010$  となっている。これは、水蒸気がスポンジ部の CaCl<sub>2</sub> に凝縮したことを示している。この時、患者側温度が呼気の温度である 37 °C 程度であったものが、器械側では約 60 °C 程度まで上昇しており、凝縮熱により空気が加熱されたことが分かる。吸気時には、器械側から絶対湿度 0 mg/L の乾燥空気が供給されるが、患者側では顕著に上昇している。その上昇の程度は時間とともに減少している。これは、呼気時にスポンジ、CaCl<sub>2</sub> に蓄積された水が蒸発したためであり、時間とともに蒸発量が減少するのは、スポンジ、CaCl<sub>2</sub> に蓄積された水の量が時間とともに減少するためであると考えられる。その際、温度は器械側温度が 30 °C 程度であったものが呼気側では減少している。これは、水の蒸発によるものである。解析結果を見ると、患者側、器械側それぞれの温湿度変化は、実験と対応している。ただし、呼気のスタート時、呼気と吸気の切り替え時には、その変化はステップ的に変化しており、実験に比べて急峻な変

化となっている。これは、数値解析では、境界を HMEF の両端に設定し、速度、温度、水蒸気質量分率を瞬間的に切り替えているために、切り替え時の変化がステップ的になっているが、実験では、測定は HMEF の両端とみなせる位置で行っており、速度の変化も電磁バルブを用いて 1 秒程度で行われてはいるものの、HMEF の両側には加温器、加湿器、冷却器、除湿器と HMEF の間に接続流路が設けられているため、その間が湿度、温度変化の助走区間となり、実験のスタート時、呼気と吸気の切り替え時の変化が緩やかになっていることから生じる差であると考えられる。

$\tau_B = 64 \text{ s}$  の場合、**Figure 4.42** に示すように、 $\tau_B = 256 \text{ s}$  に比べて、1/4 の周期で変化しているが、その分布形状は  $\tau_B = 256 \text{ s}$  と同様の傾向を示している。これは、 $\tau_B = 64 \text{ s}$  では、呼気と吸気の周期的変化が顕著に現われていないためであると考えられることができる。

$\tau_B = 16 \text{ s}$  の場合、**Figure 4.43** に示すように、実験結果、解析結果ともに湿度、温度の変化の振幅が、 $\tau_B = 256 \text{ s}$ 、 $64 \text{ s}$  に比べて小さくなっている。これは、周期的変化の影響が現れてきたためであると考えられることができる。解析結果が、実験結果に比べて矩形的な形状を維持しているのは、さきにも述べたように、解析では理想に近い形で瞬間的な切り替えが行われているのに対して、実験では接続流路内での熱、湿度の変化による影響のために、矩形的な形状が維持されていないと考えることができる。

$\tau_B = 4 \text{ s}$  の場合、**Figure 4.44** に示すように、実験結果、解析結果ともに湿度、温度の変化の振幅が、さらに小さくなっている。そして、実験結果と解析結果は、切り替え時の違いを除けば、同様の傾向を示していると考えられることができる。

これらの結果は、HMEF では、水と水蒸気の凝縮、蒸発過程が重要な役割を演じていることを示していると同時に、約 4 s 程度の呼吸の周期による非定常的な変化が、水の凝縮、水蒸気の蒸発に伴う温度の変化を低減させ、また患者側の水蒸気濃度を患者側の飽和水蒸気濃度に漸近させる効果があることを、実験、解析両面から示している。



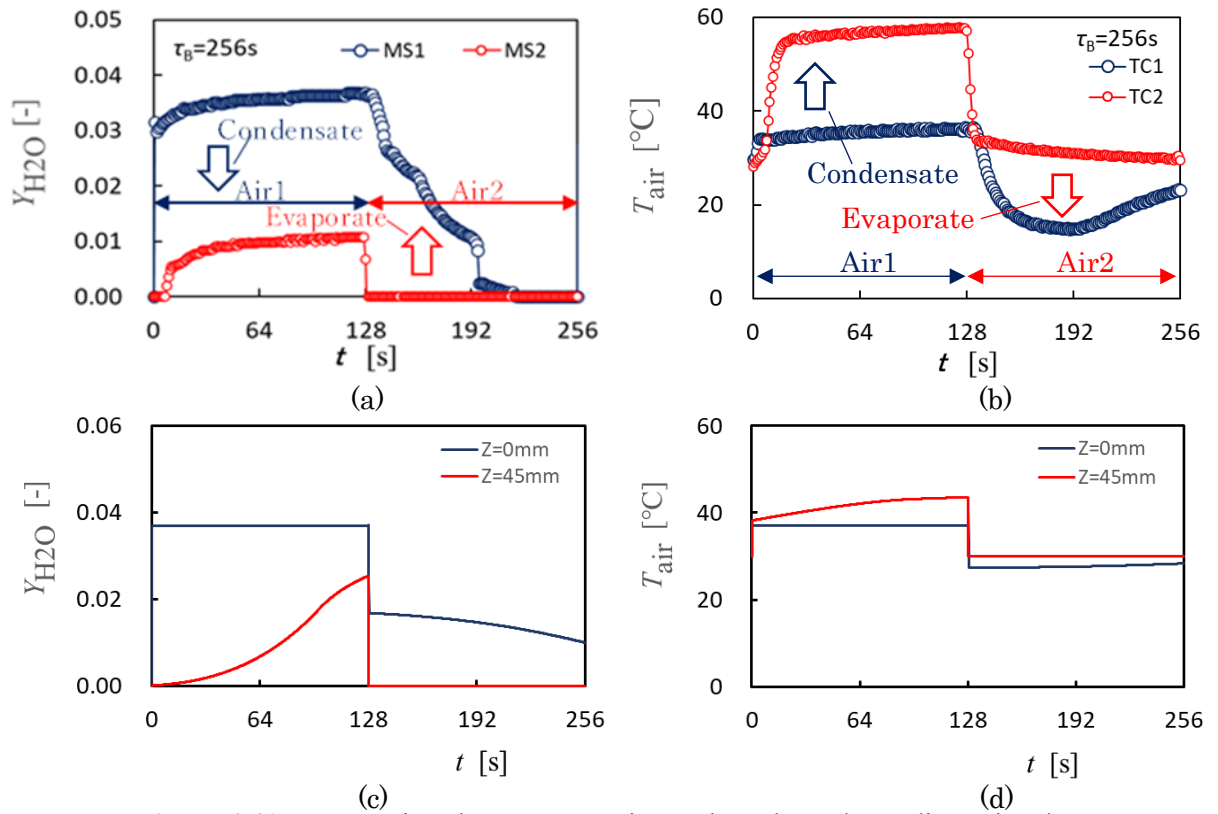


Figure 4.41 Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results at  $\tau_B=256$  s

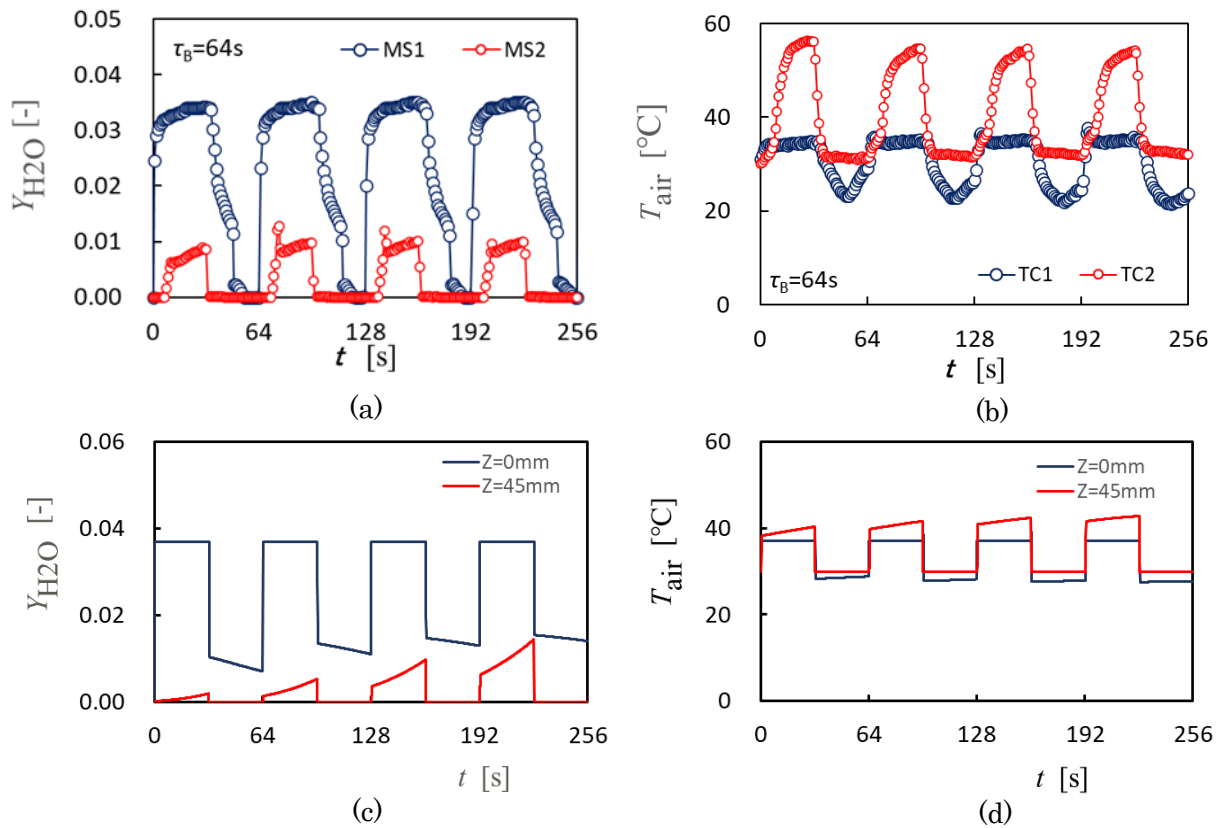
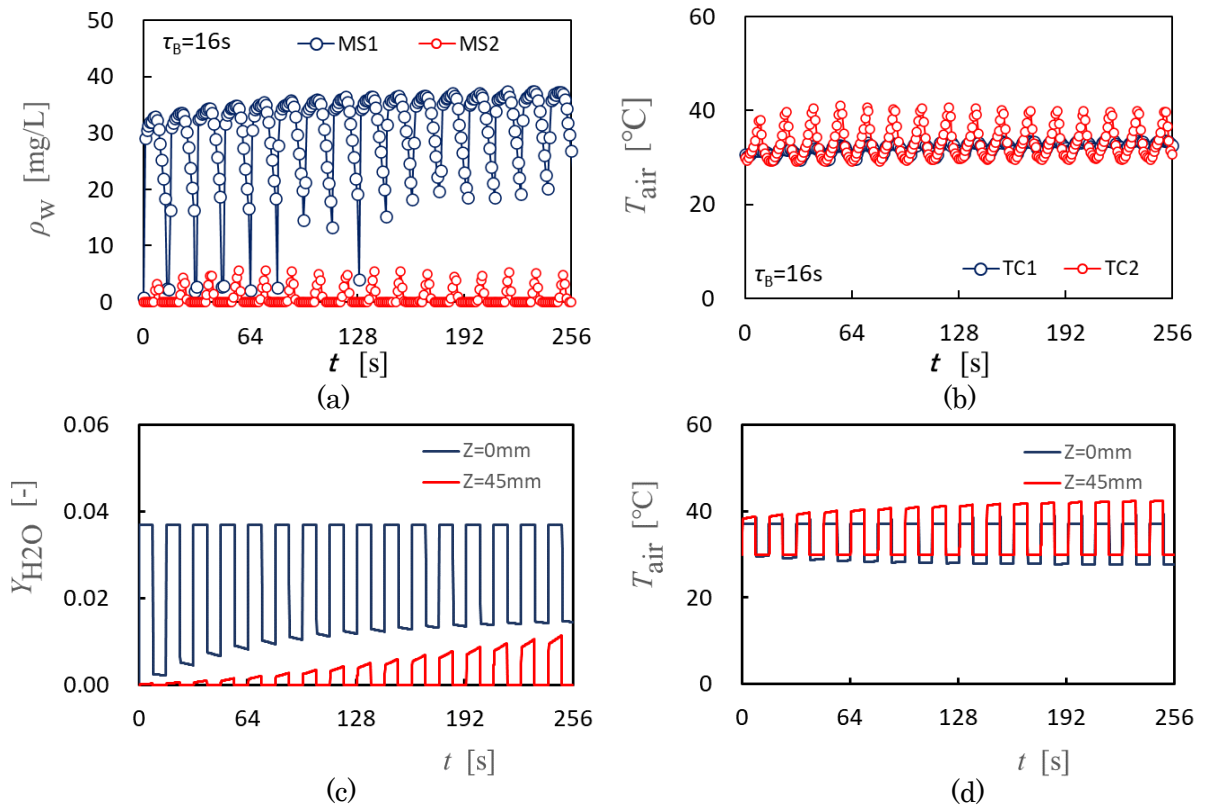
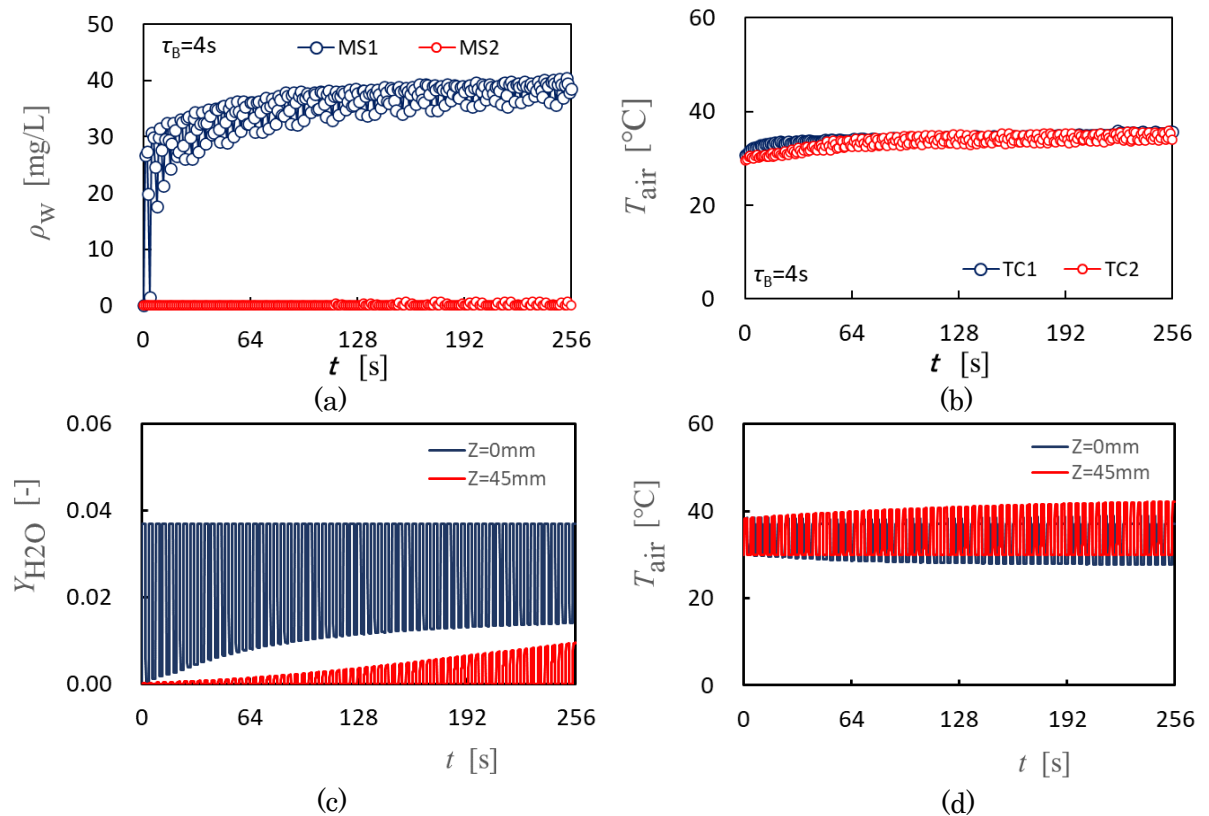


Figure 4.42 Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results at  $\tau_B=64$  s



**Figure 4.43** Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results at  $\tau_B=16$  s



**Figure 4.44** Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results at  $\tau_B=4$  s

4.3.6 周期  $\tau_B$  の影響

実験結果、数値計算結果どちらの結果においても、今回対象とする現象は、呼気吸気の周期の影響を受けている。どの $\tau_B$ の場合であっても、開始から2s間は同じように変化する。そして、その後、どのタイミングで呼気から吸気に変わるかで現象が変化する。そこで、すべての周期で、開始から2sまでと2s以降の変化について比べてみた。以下に比較的变化がわかりやすい固体側温度を **Figure 4.45** に示す。 $\tau_B = 256$  s, 64 s の場合は、16 s と同様、 $t = 2 - 4$  sの間は呼気が継続しており、分布の変化はどれも同じであるため、一例として、 $\tau_B = 16$  s の場合を示す。 $\tau_B = 16$  s の場合、 $t = 0.0 - 2.0$  s では、**Figure 4.45(a)**に示すように温度は時間とともに上昇し、スポンジの上流側ほど温度が高くなっている。 $t = 2 - 4$  s においても、**Figure 4.45(b)**に示すように、呼気が継続していることから、温度は上昇し続けている。この変化は、さきにも述べたように、 $\tau_B = 256$  s, 64 s においても同様である。他方  $\tau_B = 4$  s の場合、 $t = 0$  s - 2 s では呼気であるため、**Figure 4.45(c)**に示すように、 $\tau_B = 16$  s と同様、温度は上昇しているが、 $t = 2 - 4$  s では、吸気となるため、**Figure 4.45(d)**に示すように温度は上昇していない。**Figure 4.45(d)**ではわかりにくいだが、温度はわずかに減少している。その結果、周期が短いほど、1周期での変化は小さくなっている。

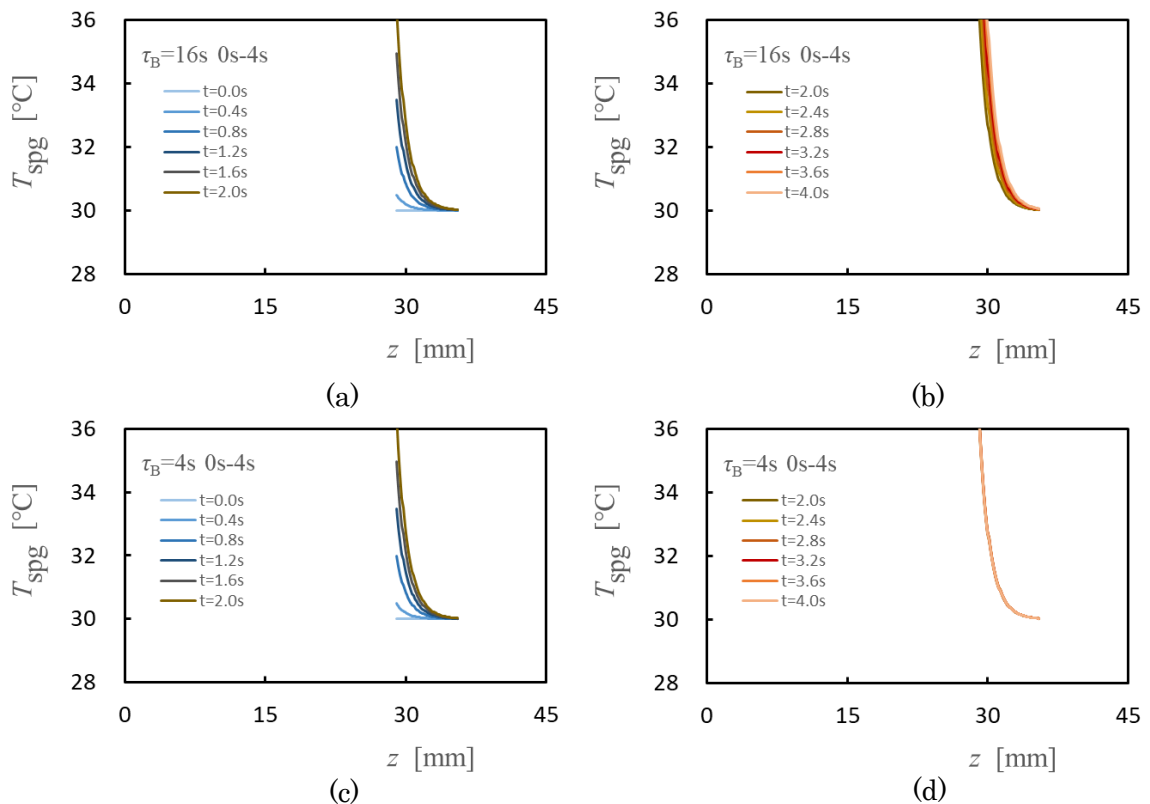


Figure 4.45 Effect of period of breathing

### 4.3.7 過渡的变化

4.3.4 項に示したように、現象は周期  $\tau_B$  の影響を強く受けており、周期が短くなると、変化は小さくなる。また、計算結果は、現象が過渡的に変化している。この点を考察するために、**Figures 4.7(a), 4.12(a), 4.21(a) and 4.30(a)**を、**Figure 4.46(a), (b), (c) and (d)**としてまとめて示す。本研究でもっとも重要な患者側の水蒸気質量分率（図中青線）の吸気時の変化に着目する。これは、HMEF によって大気よりも高い温度と湿度を伴った空気を吸引することにより、患者の呼吸の質を改善するという HMEF の重要な役割だからである。この吸気時の水蒸気質量分率の時間変化についてみると、時間とともにその値が上昇している。その変化がもっとも顕著に読み取ることのできる  $\tau_B = 4s$  のときのグラフは、**Figure 4.46(d)**の赤色の破線となる。この結果を他の  $\tau_B$  の結果にも重ねて示すと、どの場合もこの赤色の破線と同様の変化を示していることがわかる。すなわち、 $\tau_B$  を短くすると、1 回の呼吸での湿度の変化は小さくなるが、長期的な湿度の変化は同様であると考えられることができる。**Figure 4.46(e)**に、スポンジ部の患者側の端 ( $z=29.0\text{ mm}$ ) およびスポンジ部の機械側の端 ( $z=35.5\text{ mm}$ ) における  $\text{CaCl}_2$  に保持された水の量の 0 - 16 s の時間変化を、また、**Figure 4.46(f)**に、240 - 256 s の時間変化を示す。これらから、 $\text{CaCl}_2$  には周期の前半、呼気時、に保持される水の量が増加し、後半、吸気時、に減少しながら、周期を増すごとに保持される水の量が増加していることがわかる。このことは、1 回の周期では、呼気時に  $\text{CaCl}_2$  に保持された水が 1 未満の効率で吸気時に空気側に戻されていることを示している。**Figure 4.46(g)**に 1 周期の最後の時間、たとえば 2 周期目の最後の  $t=8\text{ s}$ 、においてスポンジ部に保持されている水の量の分布の時間的变化を示す。この図より、周期を繰り返すことにより  $\text{CaCl}_2$  に保持される水の量が増加していることがわかる。本研究では、水の凝縮、蒸発量は、 $\text{CaCl}_2$  に保持されている水の表面に平衡な空気中の水蒸気量と、スポンジから離れた場所での空気中の水蒸気の一次関数として求められている。したがって、 $\text{CaCl}_2$  に保持される水の量が増えるほど、吸気時に空気側に戻される水の量は増加することになる。その結果、**Figure 4.46(a)-(d)**に示すように、吸気時の患者側の水蒸気量が徐々に増加する。

これらの計算結果により  $\text{CaCl}_2$  による凝縮、蒸散メカニズムを解明することができ、実験結果を定性的に説明することができたが、**Figures 4.43 and 4.44** に示すように、実験での変化はより顕著になっている。この点については、今回の研究では実験と理論の違いを説明することは難しいが、これまでも議論してきたように、患者側と器械側それぞれの境界条件が、理論ではステップ的に変化する理想的な変化として議論している一方、実験では、呼気、吸気を切り替えるバルブは HMEF から離れたところに設置せざるをえず、そのために呼気、吸気が混じる領域が形成されることが、この差の主な原因の一つと考えられる。

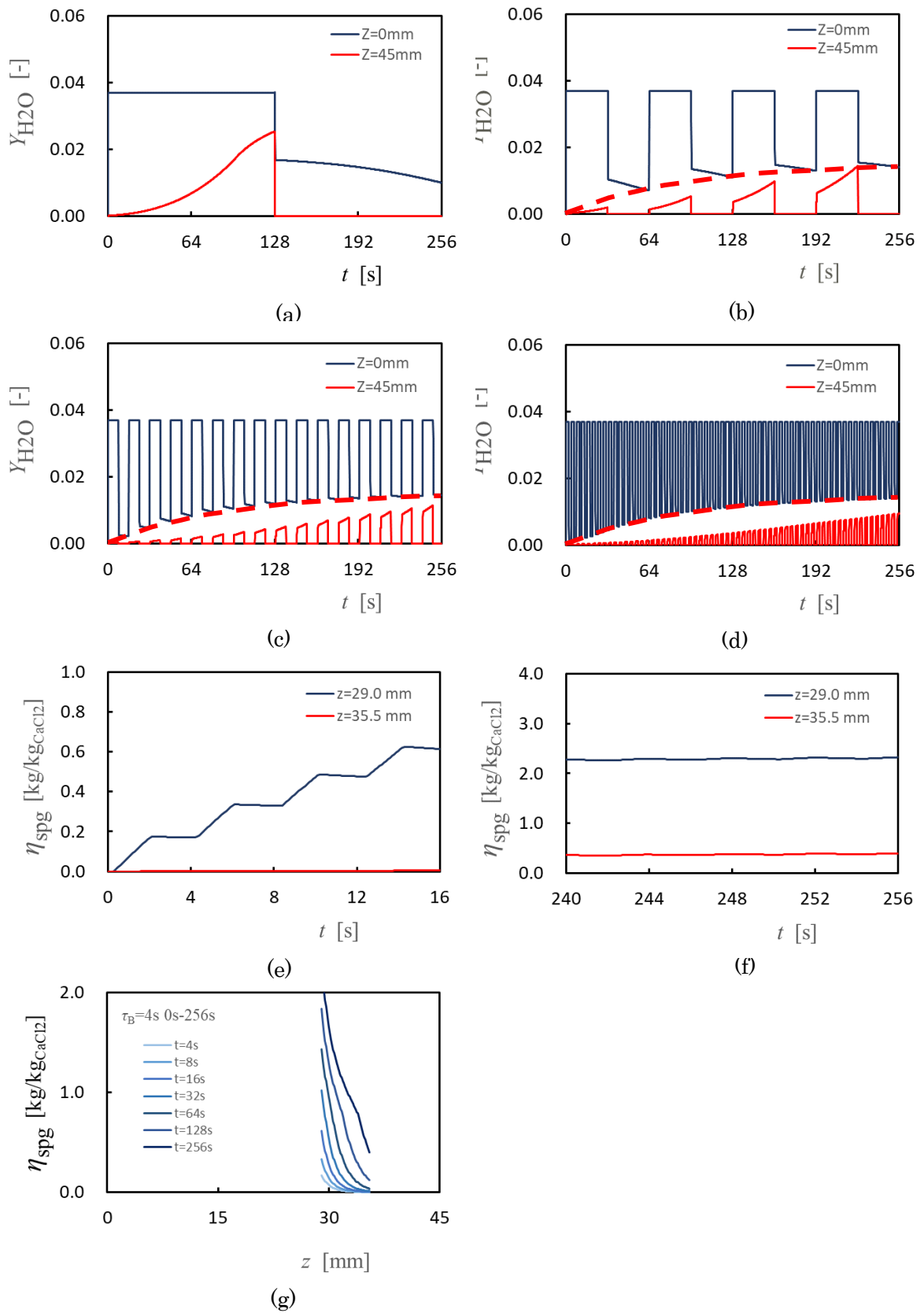


Figure 4.46 Effect of  $\tau_B$  on the transient variation in  $Y_{H_2O}$

## 4.4 結論

呼吸補助装置である HMEF を念頭に、水の凝縮と蒸発を繰り返す温度湿度交換器の周波数特性を、周期を 256s, 64s, 16s, 4s と変化させて、実験的に検討を加えた。とくに吸湿性の高い塩化カルシウムを用いた際の効果について検討を加えた。

周期が長い場合、スポンジ、塩化カルシウムによる水の凝縮、蒸発が活発に起こり、空気中の湿度や温度は大きく変化する。周期が短くなると、非定常変動の効果により、湿度、温度の変化は小さくなり、実際の呼吸に対応する $\tau_B=4s$ では、その変動は極めて小さくなった。また、吸気に対応する空気流では、湿度は時間とともに飽和湿度に漸近してゆく傾向を有することが明らかとなった。以上のことより、HMEF の特性には、周期運動の非定常性が重要な役割を演じていることが明らかとなった。

実験結果、数値解析結果より、患者側の吸気時の水蒸気量は時間とともに増加してゆくことが明らかとなった。この傾向は周期 $\tau_B$ によらなかった。数値解析の結果から、 $\text{CaCl}_2$ に保持される液体の水分量は周期を重ねるごとに徐々に増加することが示された。これは、1回の呼吸においては、呼気の際に $\text{CaCl}_2$ に保持される水分が吸気時にすべて戻されることはなく、一部が $\text{CaCl}_2$ に残ることを意味している。その結果、 $\text{CaCl}_2$ に保持される水分量は周期を重ねるごとに増加する。吸気時に蒸発する水分量は、 $\text{CaCl}_2$ に保持される水分に気液平衡となる水分表面の水蒸気量と空気流中の水蒸気量の差に比例する。器械側からの空気は乾燥空気であることから、吸気時に蒸発する水分量は $\text{CaCl}_2$ に保持される水分に気液平衡となる水分表面の水蒸気量によって決まる。したがって、 $\text{CaCl}_2$ に保持される水分が多くなると、蒸発する水分量は多くなり、吸気時に空気流中に含まれる水蒸気量は周期を重ねるごとに増加する。

HMEF において凝縮した水は、 $\text{CaCl}_2$ を用いない場合、スポンジ繊維や容器壁などに水滴として保持されると思われる。したがって、水滴が移動したり、流れに乗って流出するなどのことが考えられる。他方、 $\text{CaCl}_2$ を用いた場合、**Figure 2.15**に示すように、 $\text{CaCl}_2$  1kg あたり、水 1kg 程度までは水和物として保持される。水和物は固体として存在することから、保持された水が移動したり、流れに乗って流出することは、スポンジのみの場合と比較すると少ないと考えられる。したがって、 $\text{CaCl}_2$ を用いることにより、水の保持をより確実なものとすることができるものと思われる。

## 第5章 HMEF の基本特性

第3章において、HMEF の過渡応答特性について、第4章において、HMEF の周期応答特性について検討してきた。両章では、HMEF の両端における水蒸気量と温度を測定し、その特徴を明らかにしてきた。同時に、一次元数値モデルを構築し、実験結果が示す本質的な特性について考察した。ここで構築された数値モデルは、物質、熱の保存方程式から構築された差分方程式であるため、実験によって測定することができなかった内部の変化についても、数値実験として議論することができる。そこで本章では、HMEF の特性として重要な、 $\text{CaCl}_2$  を含浸したスポンジの厚さと HMEF 自身の長さについて数値実験を行い、検討を加えた。

### 5.1 $\text{CaCl}_2$ を含浸したスポンジの厚さの影響

本研究の目的のひとつは、将来 HMEF を設計、製造、評価することができる手法、とくに数値解析的手法を構築することにある。そこでまず実験的研究を行った。その際、 $\text{CaCl}_2$  のスポンジへの含浸は均一に再現性良く行うことは難しかったため、実験ではスポンジの厚さ  $I_{\text{CaCl}_2}$  は固定し、6.5mm のものを製作、使用した。また、数値解析においても同様の厚さを設定した。実験においては異なった  $I_{\text{CaCl}_2}$  のスポンジに  $\text{CaCl}_2$  を同様の均一性、再現性で製作することは難しいが、数値解析的手法を用いると、スポンジ厚さを系統的に変化させることができ、その影響を検討することができる。そこで本研究では、構築した一次元モデルを用いて、スポンジ厚さを 16.0 mm ~ 2.0 mm の間で変化させ、その影響について検討を加えた。HMEF の長さは 45 mm であるが、スポンジはその後端（器械側端）を  $z=35.5$  mm に固定し、先端の位置（患者側端）を変化させ、スポンジ部の厚さを変化させた。その結果を、**Figures 5.1-5.4** に示す。

**Figure 5.1** に  $I_{\text{CaCl}_2} = 16.0$  mm の場合の結果を示す。この場合、 $\text{CaCl}_2$  部の位置は  $z = 19.5$  mm ~ 35.5 mm となる。**Figure 5.1(a), (b)** に示すように、患者側入口 ( $z = 0$  mm)、器械側入口 ( $z = 45$  mm) における  $Y_{\text{H}_2\text{O}}$ ,  $T_{\text{air}}$  の分布はこれまでに示したものと同様の時間変化を示している。**Figure 5.1(c)-(h)** に示すように、 $\text{CaCl}_2$  部の 1kg の  $\text{CaCl}_2$  に保持されている水分量 ( $\eta_{\text{spg}}$ ) および温度 ( $T_{\text{spg}}$ ) は、 $z = 19.5$  mm - 35.5 mm の間で変化している。**Figure 5.1(c), (d)** に、最初の周期、 $t = 0 - 4$  s、の  $\eta_{\text{spg}}$  および  $T_{\text{spg}}$  を示す。どちらも患者側端で上昇し、機器側端に向かって徐々に減少し、機器側端ではほぼゼロとなっている。また、時間とともに徐々に上昇している様子がわかる。**Figure 5.1(e), (f)** に  $\eta_{\text{spg}}$  および  $T_{\text{spg}}$  が時間とともにどのように変化したかを示す。どちらも時間とともにそれぞれの値が増加していることがわかる。**Figure 5.1(g), (h)** に、計算終盤の一周期、 $t = 500 - 504$  s の変化を示す。**Figure 5.1(c), (d)** に示す最初の周期の場合と異なり、どちらも周期内ではほとんど変化していないことがわかる。**Figure 5.2** に  $I_{\text{CaCl}_2} = 8.0$  mm の場合を示す。**Figure 5.1** に示す  $I_{\text{CaCl}_2} = 16.0$  mm の場合の結果と比較すると、**Figure 5.2(c)-(h)** に示されるように、変化の開始位置が  $z = 19.5$  mm から 27.5 mm に移動しているものの、分布

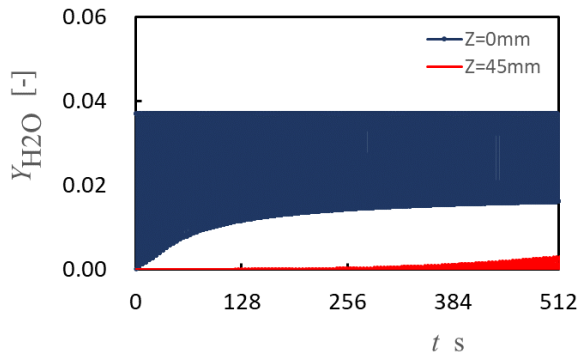
形状はほぼ同じである。他方、周期運動終端付近 ( $t = 500 - 504$  s) では、分布形状は  $I_{\text{CaCl}_2} = 16.0$  mm の場合と同様であるが、その分布は、 $I_{\text{CaCl}_2} = 16.0$  mm の  $z = 19.5$  mm-27.5 mm と同様の分布となっている。Figure 5.3 に  $I_{\text{CaCl}_2} = 4.0$  mm の場合、Figure 5.4 に  $I_{\text{CaCl}_2} = 2.0$  mm の場合と、 $I_{\text{CaCl}_2}$  を徐々に小さくしていった場合の結果を示しているが、上記の傾向はより顕著になっている。

図の(c), (g)は、それぞれの位置のスポンジに液体として保持されている水分量を表しているため、ある時刻にスポンジに保持されている水分の総量はこれらの図の分布の積分値となる。その結果を Figure 5.5 に示す。Figure 5.5 より明らかなように、スポンジに保持される水分の総量は、 $I_{\text{CaCl}_2}$  が大きくなるほど多くなることがわかる。また、単位長さあたりの水分の保持量を Figure 5.6 に示す。Figure 5.6 に示すように、初期には  $I_{\text{CaCl}_2}$  が小さいほうが単位長さあたりの水分保持量が多くなっている。これは、Figures 5.1-5.4 の(c)にみられるように、初期の段階では水分は呼気時の上流側、すなわち患者側から水分が保持され、下流側、機器側、は水分を保持しない。したがって、スポンジの長さで割ると、 $I_{\text{CaCl}_2}$  が小さいほうがスポンジ全体を利用していることになり単位長さあたりの水分保持量が多くなる。時間が経過すると、Figure 5.5 に見られるように、水分保持量の増加率は徐々に減少し、一定値に向かっている。Figure 5.6 においても、ほぼ  $0.0015$  kg/mm 程度、に漸近しているように見える。Figure 5.7 に Figure 2.15 の吸着等温線を、本研究の  $\text{CaCl}_2$  の質量、 $0.5$  g、とした場合としたものを示す。Figure 5.7 では、縦軸を対数目盛で示している。Zhang and Qiu [68]の式を用いて求めた $\eta_1$ によると、水分保持量が  $0.0015$  kg/mm となるのは、相対湿度がほぼ 1 となることを示しており、水分保持量が呼気の飽和水蒸気量に平衡となる値に近づき、一定の値に漸近していると考えることができる。

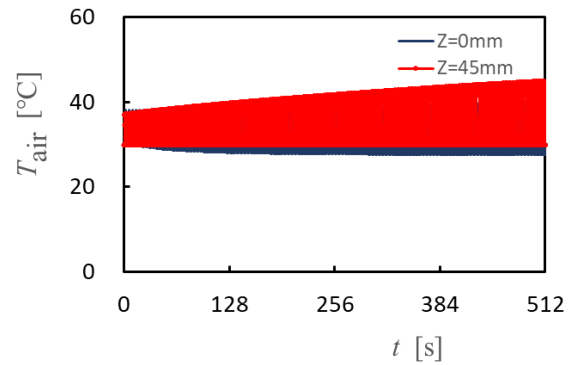
以上の結果より、単位長さあたりの  $\text{CaCl}_2$  には保持できる限界値があるが、スポンジの厚さを厚くすると水分保持量を増加させることができることがわかった。



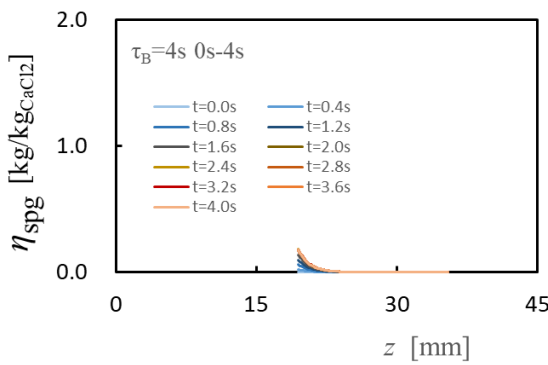
$l_{CaCl_2} = 16.0\text{mm}$



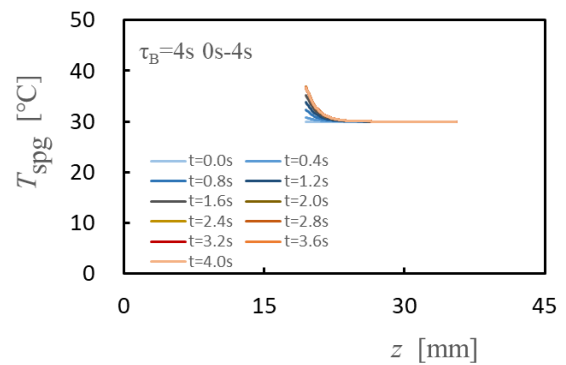
(a)



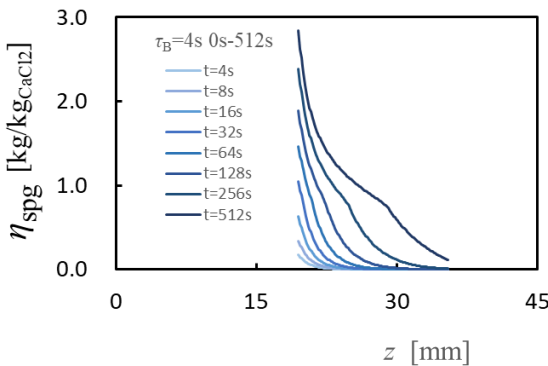
(b)



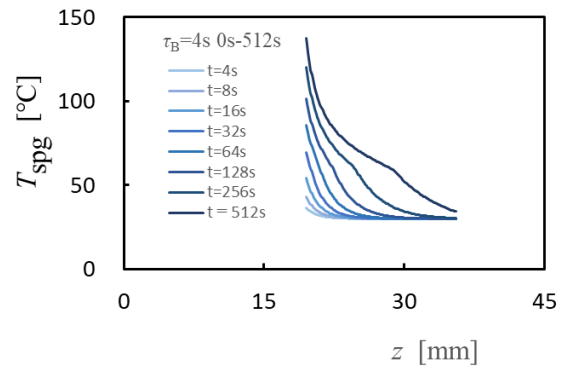
(c)



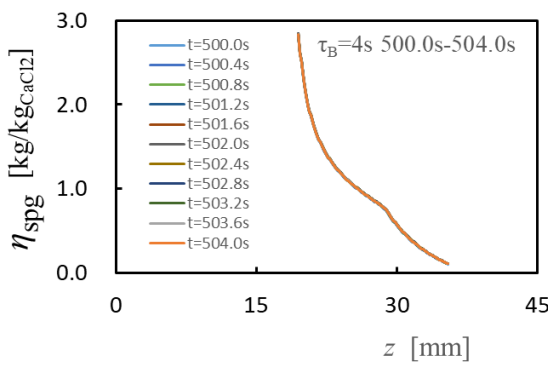
(d)



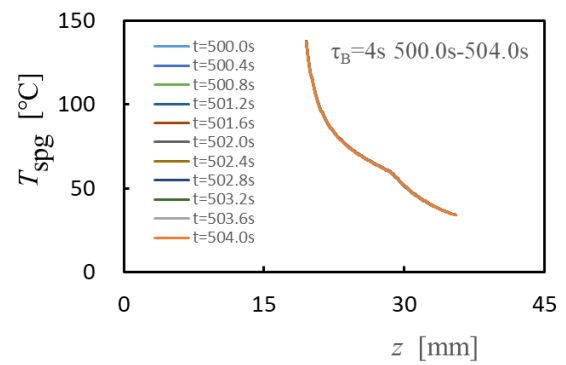
(e)



(f)



(g)



(h)

**Figure 5.1** Time variation in the water mass and temperature at the sponge area with  $CaCl_2$  of  $l_{CaCl_2} = 16.0\text{mm}$

$l_{CaCl_2} = 8.0 \text{ mm}$

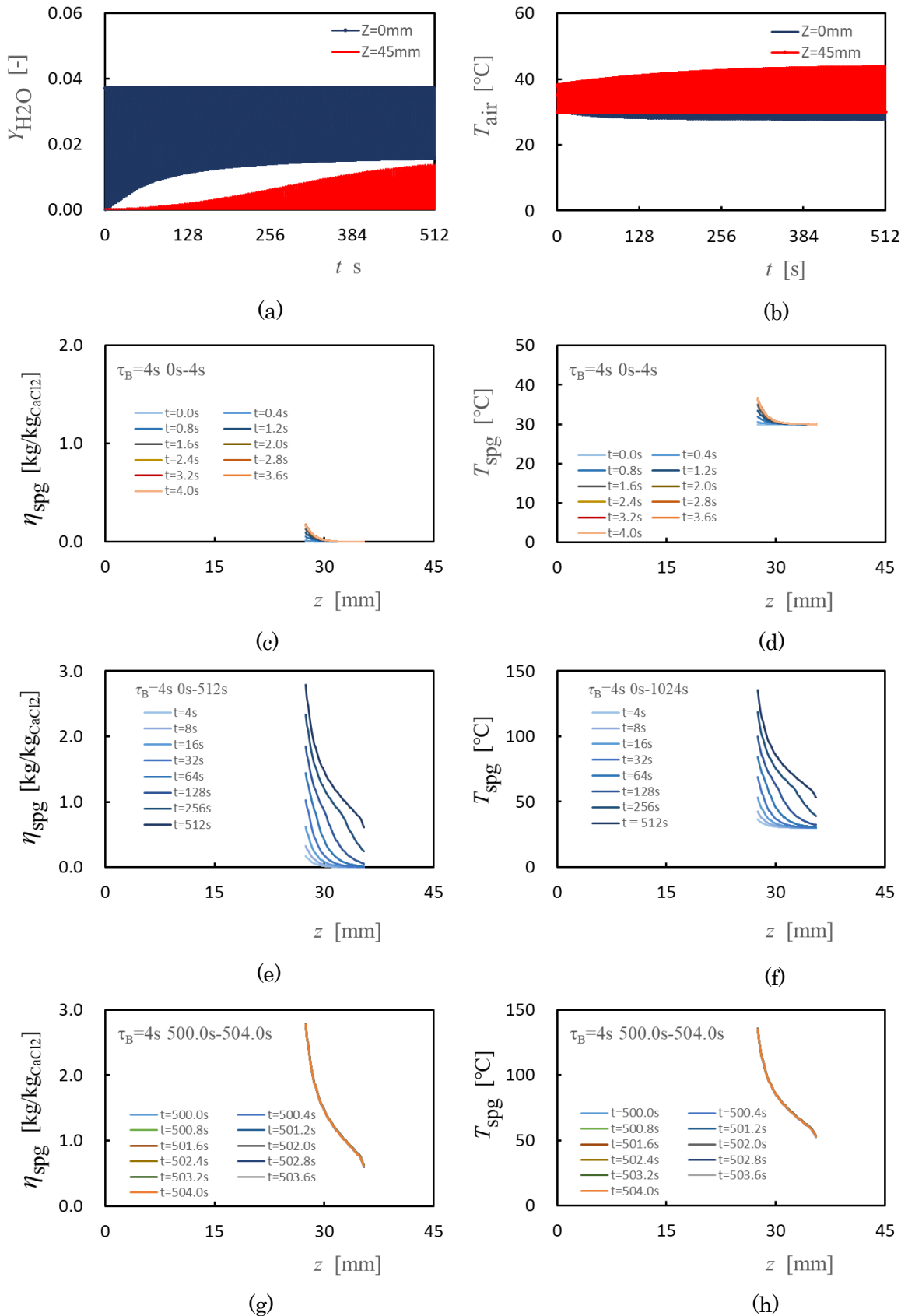


Figure 5.2 Time variation in the water mass and temperature at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  of  $l_{CaCl_2} = 8.0 \text{ mm}$

$l_{CaCl_2} = 4.0\text{mm}$

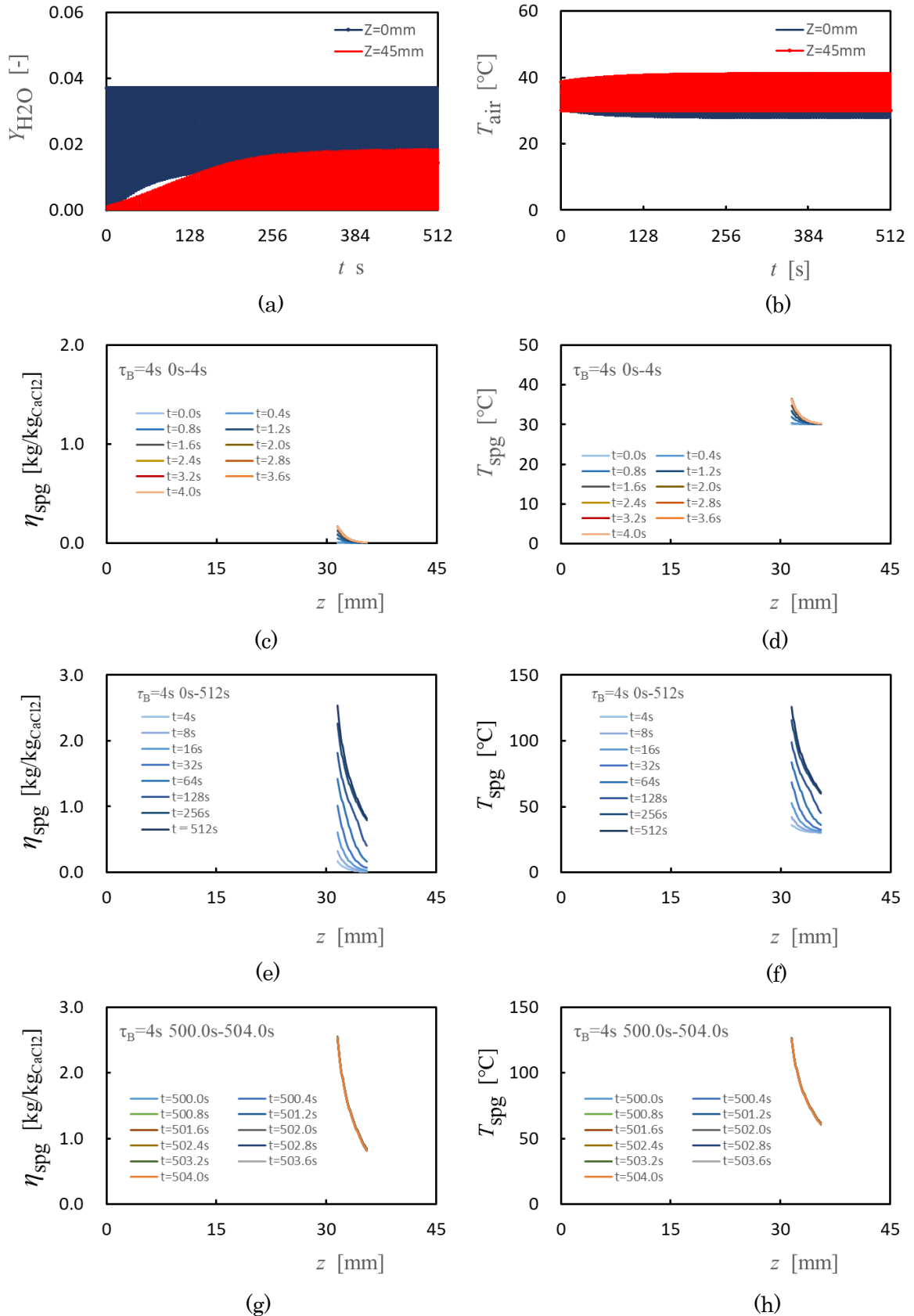


Figure 5.3 Time variation in the water mass and temperature at the sponge area with  $CaCl_2$  of  $l_{CaCl_2} = 4.0\text{mm}$

$l_{CaCl_2} = 2.0\text{mm}$

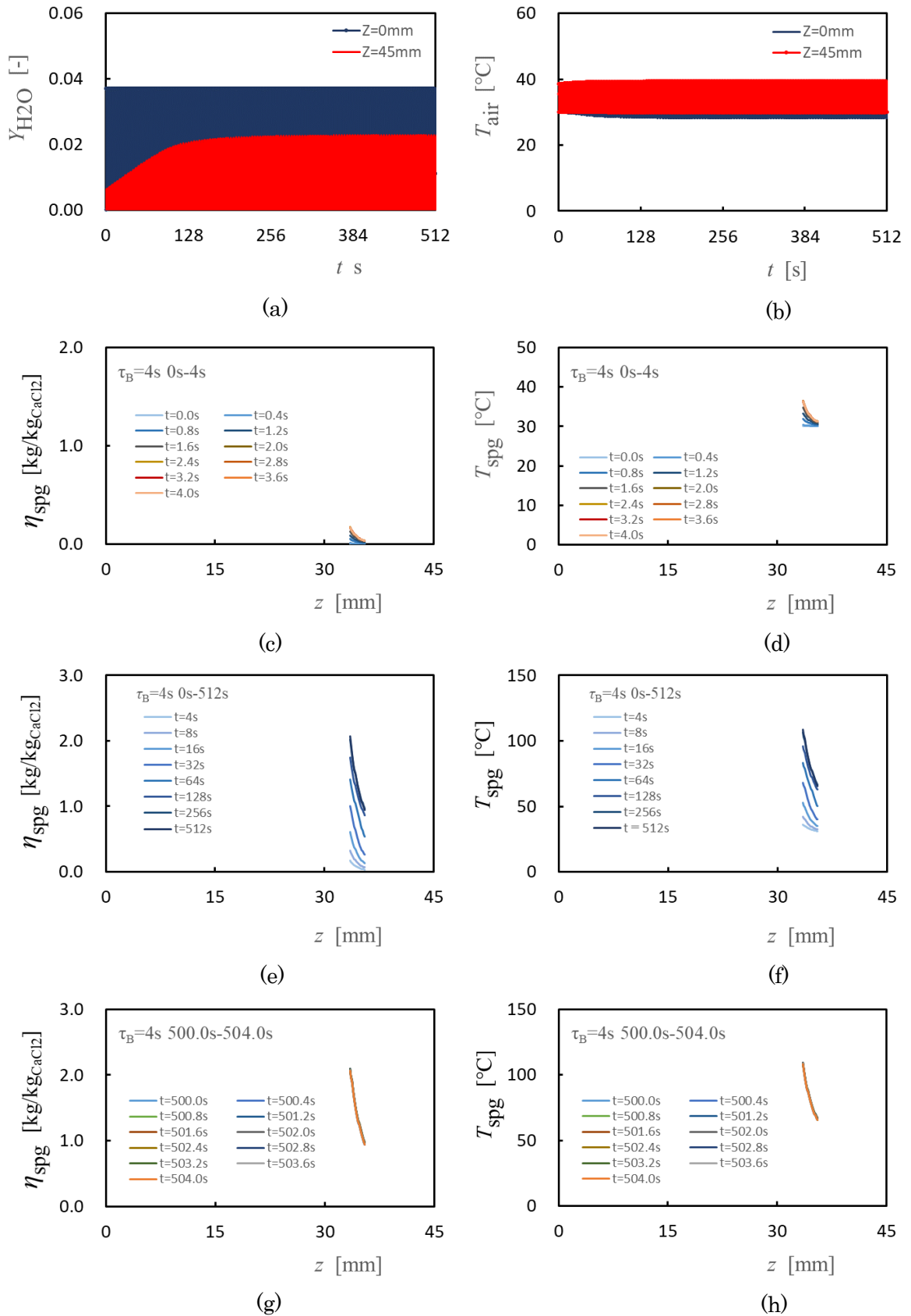


Figure 5.4 Time variation in the water mass and temperature at the sponge area with  $CaCl_2$  of  $l_{CaCl_2} = 2.0\text{mm}$

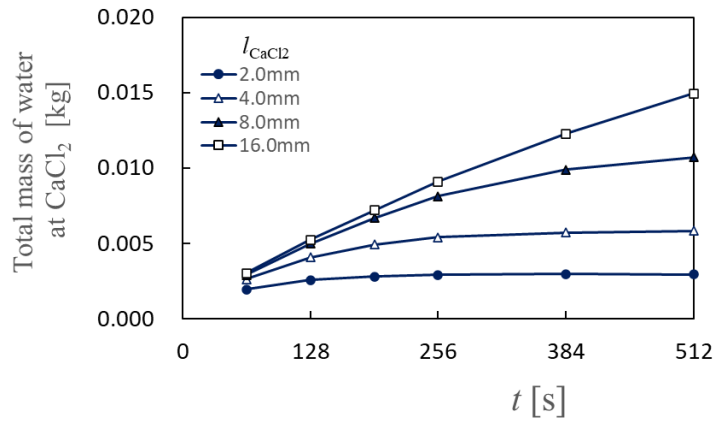


Figure 5.5 Variation in the total amount of water in sponge with  $l_{CaCl_2}$

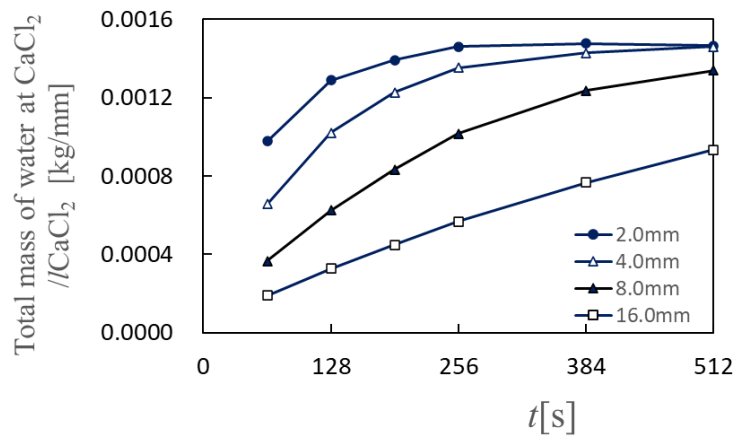


Figure 5.6 Variation in the average amount of water in sponge with  $l_{CaCl_2}$

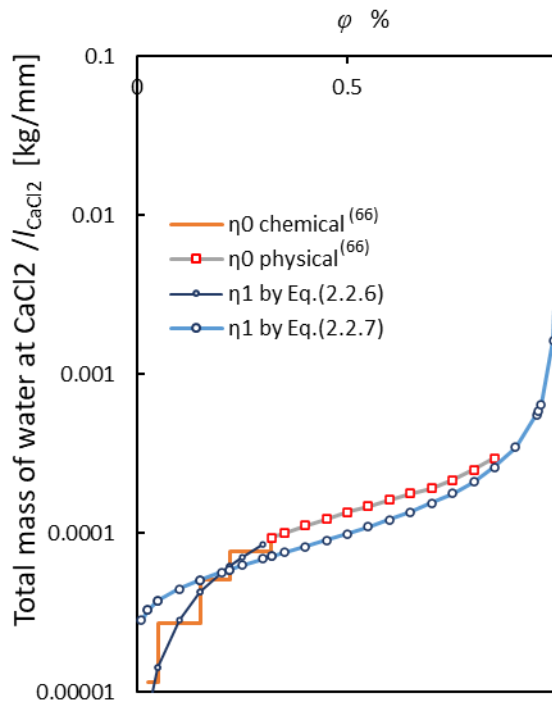


Figure 5.7 Total Condensed water mass at  $CaCl_2$  vs. relative humidity of moist air

## 5.2 HMEF の全長の影響

これまで、HMEF そのものの特徴、性質を議論するために、一次元数値解析では、呼気側、吸気側の境界条件を、HMEF 自身の両端に設定してきた。一方、実際に HMEF を用いる場合には、患者側、器械側ともに、接続部が必要になる。この接続部に関しては、1.2 節 従来の研究にも述べているように、Jaber *et al.* [20]は接続管などの未利用空間がさまざまな負の効果をあたえることを指摘している。そのひとつとして、Williams and Stacey [21]および Peady [22]は空気流路の閉塞事例として、機械的な原因による流れの阻害とは別に、肺浮腫から発生する少量のタンパク質や細胞のかけらのフィルター膜への付着等による流れの阻害について報告している。また、Schummer *et al.* [23]は患者への空気流路が塞がれ、圧力が急激に上昇したと報告している。以上のように、HMEF を用いる場合には、フィルターへの付着のような HMEF 自身の流れの阻害だけでなく、接続部についても注意をする必要があることを示している。

Jaber *et al.* [20]が指摘している接続管などの負の効果として、もっとも本質的な問題は、接続管などを接続すると、患者と HMEF また器械と HMEF の間に未利用空間が生じ、呼気、吸気が未利用空間に滞留し、患者、器械に届かず戻ってくることである。この点を検討するために、本節では、HMEF の全長を変化させ、検討を加えた。この際、CaCl<sub>2</sub> の厚さは 6.5 mm 一定とした。設定位置はほぼ中間部とし、中心から -3.0 mm - +3.5 mm とした。

**Figure 5.8** に、HMEF の全長  $L$  が水蒸気の質量分率  $Y_{H_2O}$  に与える影響を示す。本研究の基本長さである  $L = 45.0$  mm の場合を **Figure 5.8(a)** に示す。この条件では、患者側、器械側の境界条件は、HMEF のモデルの両端となっている。HMEF の全長が 45 mm であるが、CaCl<sub>2</sub> を含浸したスポンジの領域は 29.0 mm - 35.5 mm となっていることから、0.0 mm - 29.0 mm および 35.5 mm - 45.0 mm は未利用領域となっている。**Figure 5.8(a)** の右図に  $t = 240$  s - 256 s の時間を拡大して示しているが、図より、呼気時と吸気時の時間はほぼ同程度となっている。

**Figure 5.8(b)** に、 $L = 90.0$  mm の場合を示す。右図をみると  $L = 45.0$  mm の場合に比べると、呼気時には呼気時の境界値  $Y_{H_2O} = 0.037$  の時間が、吸気時には吸気時の境界値  $Y_{H_2O} = 0.00$  の時間が長くなっていることがわかる。**Figure 5.8(c)** に、 $L = 180.0$  mm の場合を示す。 $L = 90.0$  mm に見られた結果がさらに顕著になっている。**Figure 5.8(d)** に  $L = 540.0$  mm の場合を示す。本研究では、空気流速は 0.1 m/s としていることから、空気は 2 秒間に 200 mm 移動することになる。 $L = 540.0$  mm の場合、患者側から CaCl<sub>2</sub> までの未利用領域が 267 mm、器械側から CaCl<sub>2</sub> までの未利用領域が 266.5 mm となる。これだけ未利用領域が長くなると、呼気、吸気とも、まず境界の空気が未利用領域を満たし、流れが逆転するとその未利用領域に満たされた空気が戻ってくることになる。したがって、**Figure 5.8(d)** の右図に示すように、ほとんどすべての時間において、温度湿度共に患者側は患者側、器械側は器械側の値となっている。この未利用領域は、実用の HMEF では接続管に相当する。接続管には患者のタンなどがつまり呼吸が阻害されることもあり、接続管はできるかぎり短くするようにして使用されている。また、接続管は実際には HMEF より細い管を用いるため、HMEF と接続管の接合部は急拡大部、急収縮部となる。したがって、接続管内部は乱れた流れとなっていると考えられ、呼気と吸気

が **Figure 5.8** に示すように明確に二つに分かれるのではなく、 $Y_{H_2O}$  が呼気と吸気の境界で混合し徐々に変化するため、接続管がある程度長くても、患者に必要な吸気が送られるものと思われる。接続管内の詳細な現象論については、本論文では取り扱うことはできなかったが、HMEF の実際の利用を考えた場合極めて重要な問題であり、今後の課題である。

**Figure 5.9** に空気温度に及ぼす HMEF の長さ  $L$  の影響を示す。**Figure 5.9(a)** の  $L = 45.0$  mm, **Figure 5.9(b)** の  $L = 90.0$  mm, **Figure 5.9(c)** の  $L = 180.0$  mm, **Figure 5.9(d)** の  $L = 540.0$  mm を見ると、患者側、器械側どちらも温度振幅が、 $L$  が長くなるにしたがって小さくなってゆくことがわかる。これは、**Figure 5.8** に示した  $Y_{H_2O}$  の場合と同様、未利用領域に滞留した空気が逆流したために、温度は患者側、器械側でほとんど変化しなくなっていたものと思われる。

第4章の **Figure 4.44** に、実験結果と数値解析結果の比較を示しているが、両者を比較すると、水蒸気量、温度とも、実験のほうが、振幅が小さくなる傾向が見て取れる。**Figure 2.5(a)** に示す通り、実験装置では、患者側 ( $z = 0$  mm), 器械側 ( $z = 45.0$  mm) どちらにも 200 mm 以上の管路部が設置されている。この部分は、HMEF 部よりも管路直径が小さく、流速が高くなることから、本節の計算結果と単純に比較することはできないが、未利用領域に滞留する影響により、**Figure 4.44** に示したように、実験結果のほうの振幅が小さくなったものと思われる。

滞留部の気体がそのまま逆流することは、HMEF 部分における水蒸気と水の凝縮蒸発メカニズムの効果を低下させるように思われる。実用機器においてもある程度の管路が必要であることから、その場合も水蒸気と水の凝縮蒸発メカニズムの効果の低下は懸念される。本研究では、管路部をモデル化することはできなかったため、その影響を定量的に評価することはできなかったが、**Figure 2.5(a)** に示すように、HMEF 部と管路部は直径が異なることなどから、流れが乱されている可能性が高く、その領域で呼気と吸気の混合が起こり、管路部において滞留空気と新規空気の入れ替えがある程度生じ、その結果、HMEF が有効に動作しているものと思われる。

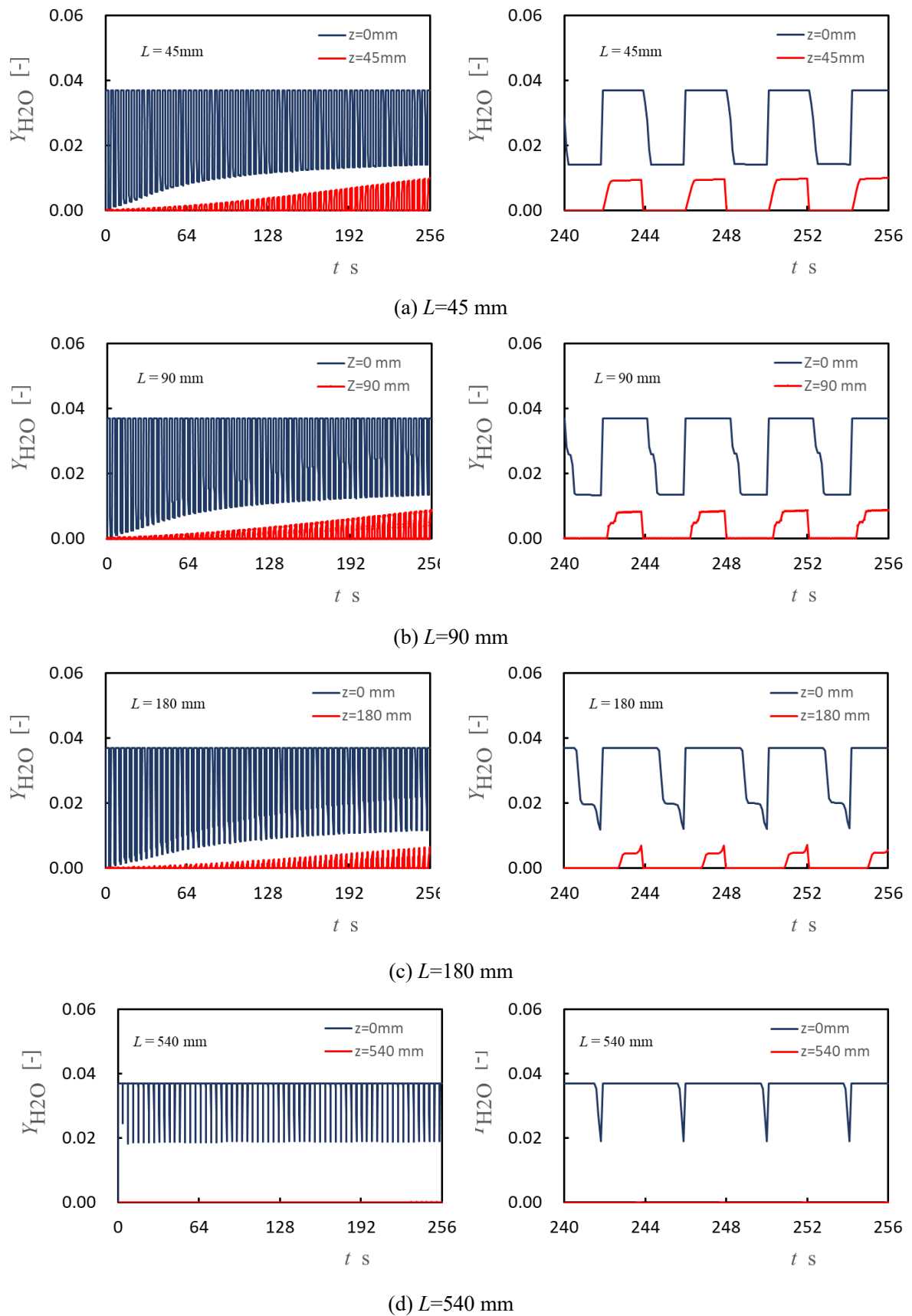


Figure 5.8 Effect of length of HMEF on the mass fraction of moisture



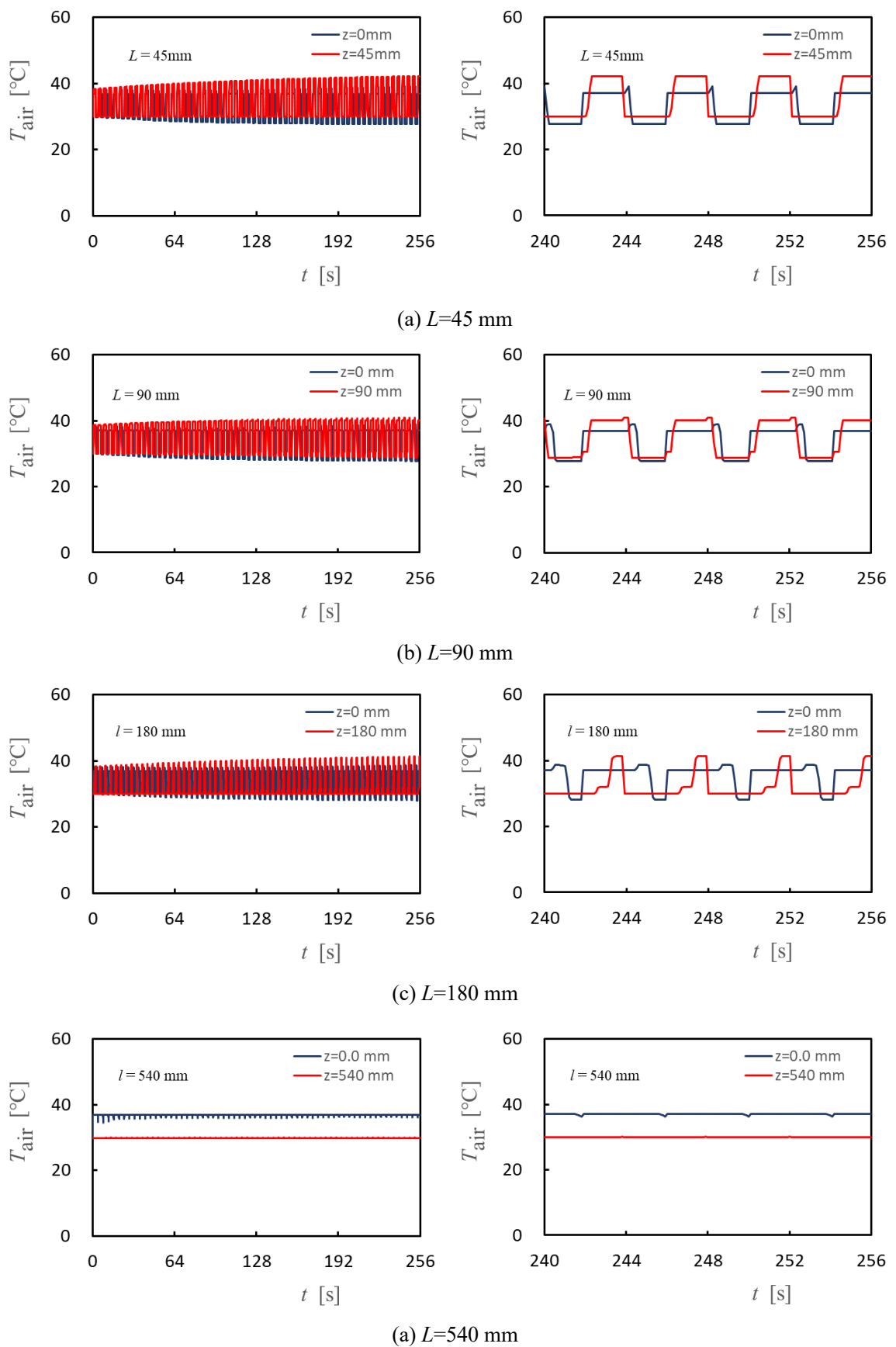


Figure 5.9 Effect of length of HMEF on air temperature

### 5.3 結論

本節では、本研究で構築した一次元数値解析モデルを用いて、HMEF の基本特性について検討を加えた。基本特性として、 $\text{CaCl}_2$  を含浸したスポンジの厚さならびに HMEF の全長について検討を加えた。

$\text{CaCl}_2$  を含浸したスポンジの厚さ $l_{\text{CaCl}_2}$ については、厚さを厚くするほど  $\text{CaCl}_2$  により多くの水分を保持することができる。したがって、保持される水分の総量を多くするためには、スポンジをより厚くすることが有効である。また、スポンジの単位厚さあたりの水分の保持量をみると、短いほど大きくなることがわかった。

HMEF の全長  $L$  については、全長を長くするほど水蒸気質量分率、空気温度ともにその振幅が小さくなる傾向であることがわかった。これは、全長を長くするほど未利用領域が広くなり、より多くの滞留空気が存在することになる。そのため、各物理量の振幅が小さくなったものと思われる。この結果より、HMEF を用いる際、接続管などの未利用領域の容積が HMEF を効果的に動作させる上で考慮すべきものであることが示唆された。

## 第6章 付加的要因に関する考察

これまでに、実験、一次元数値解析を行い、HMEFの基本特性を明らかにしてきた。一次元数値解析は、第2章にも述べたように、 $\text{CaCl}_2$ が含浸されたスポンジ部のみをモデル化し、条件をできるかぎり単純化し、HMEFの現象の本質を理解しようとするものであった。結果は、実験結果の傾向を定性的に示すことができ、実験結果の妥当性を裏付けることができたが、分布形状、時間変化は定量的には大きな違いがあった。そこで本章では、この違いについて考察する。

本研究では、 $\text{CaCl}_2$ は初期状態として乾燥状態、すなわちゼロ水和物の状態、を仮定した。しかしながら、 $\text{CaCl}_2$ は大気中に暴露させておくと大気中の水分を吸着し水和物として存在する場合がある。本研究の場合、実験データを取得する前に、ある程度の時間を有し、 $\text{CaCl}_2$ に水分が吸着したことは十分に考えられる。そこで $\text{CaCl}_2$ が初期状態において水和物であったとした場合について考察する。

また、本研究では、実験においても議論をできる限りHMEF本体に集中することを考え、実験装置を構築した。しかしながら、**Figure 2.1**に示すように、測定部は $\text{CaCl}_2$ を含浸させたスポンジの両端ではなく、少し離れた場所に位置している。また、流れの制御は、より離れた位置で行われた。これまでの数値解析では、このような区間は考慮されておらず、流れの方向が切り替わるとスポンジ端部で瞬間的に流れの条件が変わるとしていたが、第3章、第4章で考察してきたように、過渡応答、周期応答において実験値と計算結果の違いの一員として、測定位置の問題あるいはHMEFと流れ制御部との間の接続部などの未利用領域の影響が考察されてきたが、このような未利用領域については本研究の実験、数値解析の対象となっておらず、第3章、第4章においては定性的な考察に留まっていた。そこで本章では、未利用領域の影響について数値解析を用いて、より定量的に考察することとする。

### 6.1 $\text{CaCl}_2$ の水和性に関する考察

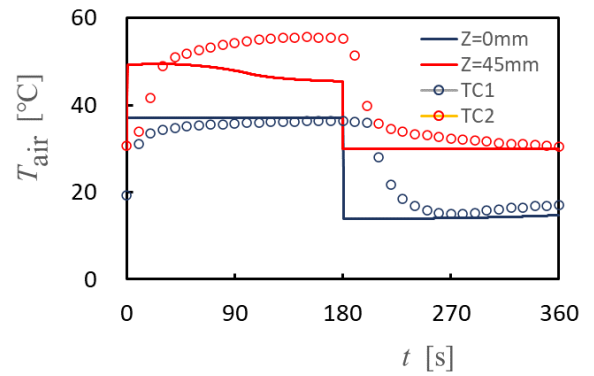
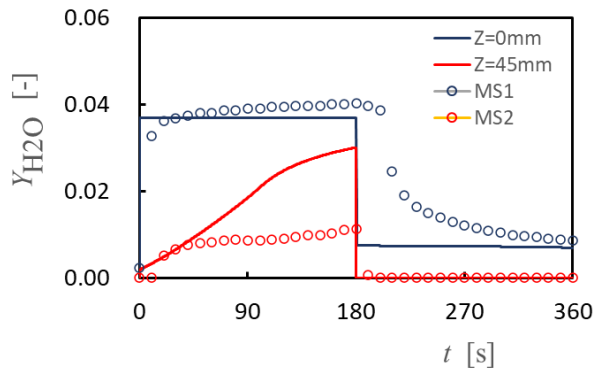
**Figure 2.15**に示すように、 $\text{CaCl}_2$ の水の吸着は、化学吸着と物理吸着から成る。化学吸着では、 $\text{CaCl}_2$ は水と水和物を形成し、**Figure 2.15**に示すように、吸着量は周囲の相対湿度に対して段階的に変化する。他方物理吸着では、 $\text{CaCl}_2$ の水の吸着量は周囲の相対湿度に対して連続的に変化する。

本研究では、化学吸着の部分を連続関数で置き換えることとした。その結果、**Figure 2.15**より、式(2.2.6)の式を求めた。また、水和物の部分については、**Figure 2.15**のそれぞれの水和物の $\eta$ の値を読み取り、式(2.2.6)よりその $\eta$ に対応する相対湿度 $\varphi$ を求めた。すなわち、水和物になると、当初よりある量の水が $\text{CaCl}_2$ に吸着していることになる。その結果、 $\text{CaCl}_2$ に吸着した水と気液平衡となる固体表面の水蒸気の相対湿度はゼロではなく、ある値を有することとなる。

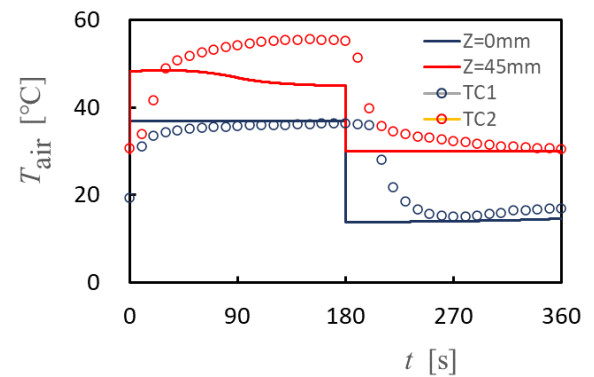
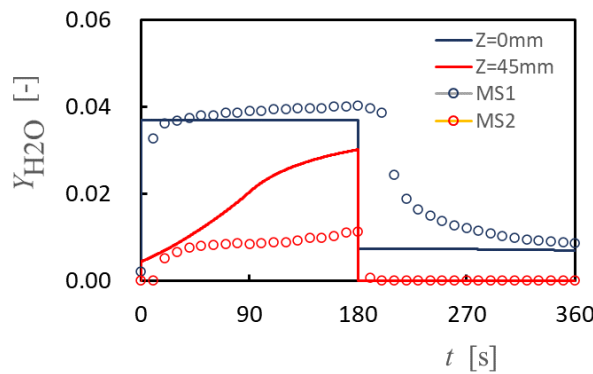
水の蒸発、凝縮量は、式(2.2.1)に示すように、固体表面の水蒸気の重量絶対湿度と湿り空気の重量絶対湿度の差に比例するとしている。重量絶対湿度は式(2.2.8)を用いて相対湿度から求めることができる。したがって、水和物となっている場合、当初から固体表面の水蒸気の相対湿度はゼロでなく、その結果固体表面の水蒸気の重量絶対湿度もゼロでなく、ある値を有する。したがって、水和物でない場合に比べて、水の蒸発量、凝縮量は少なくなることになる。

水和物の状態を変化させた場合の空気中の水蒸気の質量分率 $Y_{H_2O}$ と空気の温度 $T_{air}$ の変化を **Figure 6.1** に示す。(a)に、初期に水和物になっていない場合を示す。患者側 ( $z=0$  mm) から飽和状態で供給された水蒸気は、当初  $CaCl_2$  はゼロ水和物であるため凝縮が進行し、器械側 ( $z=45$  mm)、HMEFの出口側、ではほぼゼロとなっており、凝縮が活発に行われることがわかる。(b)に一水和物 ( $CaCl_2 \cdot 1H_2O$ ) の場合、(c)に二水和物 ( $CaCl_2 \cdot 2H_2O$ ) の場合、(d)に四水和物 ( $CaCl_2 \cdot 4H_2O$ ) の場合、(e)に六水和物 ( $CaCl_2 \cdot 6H_2O$ ) の場合を示す。一水和物、二水和物、四水和物、六水和物と、水和物として取り込まれているが水が多くなると、固体表面の重量絶対湿度が当初から大きな値となり、式(2.2.1)からもわかるように、水の凝縮量は減少し、ゼロ水和物の際にほぼゼロとなっていた器械側の水蒸気量がゼロとならず、水和物の値が大きくなるほど水の凝縮が抑えられることがわかる。

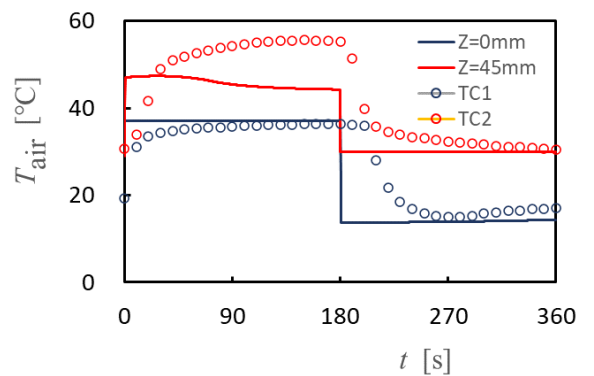
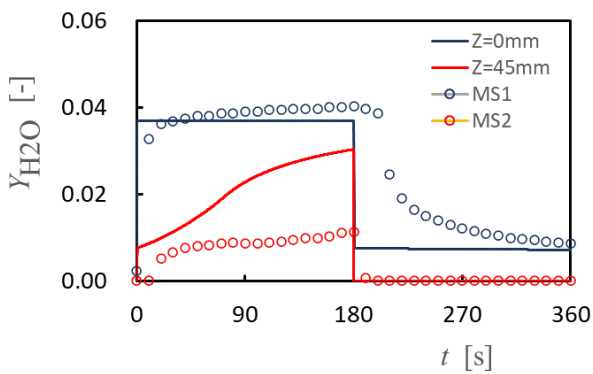
実験値と比較すると、二水和物の場合が実験値に最も近い。通常、 $CaCl_2$  を大気中に放置すると、二水和物になりやすいと言われているが、本結果もそのことに対応している。



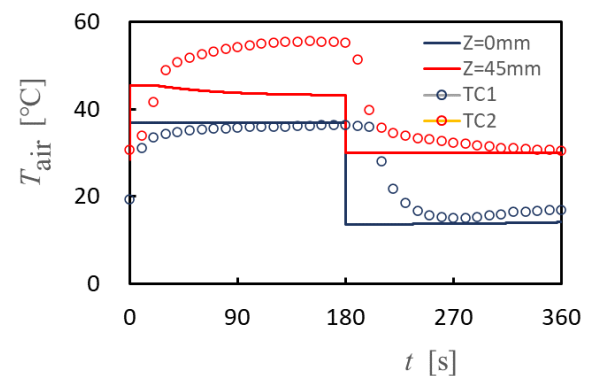
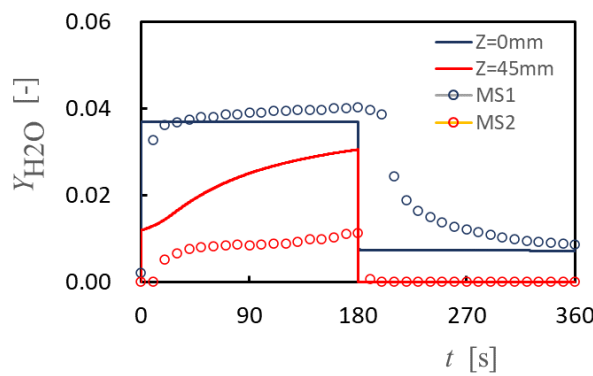
(a) Zero-hydrate



(b) Mono-hydrate



(c) Di-hydrate



(d) Tetra-hydrate

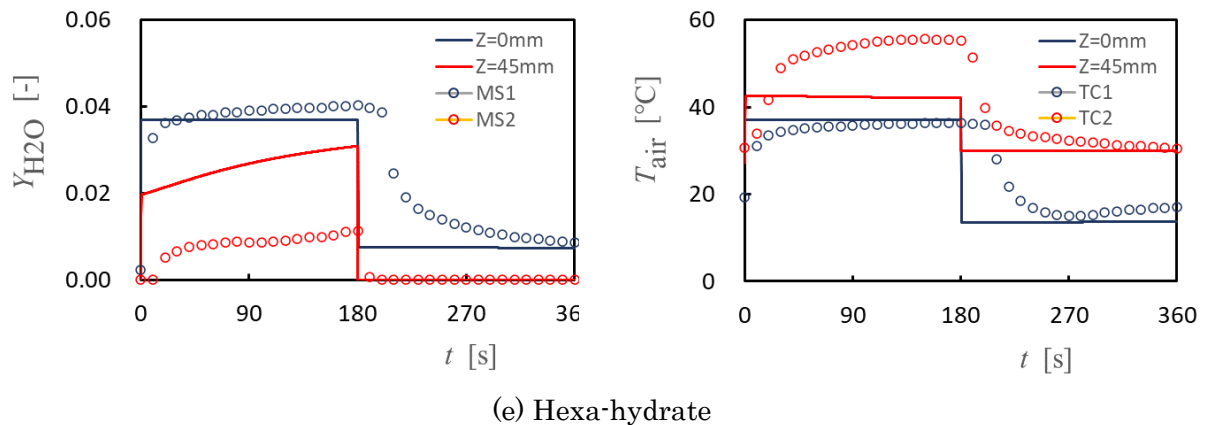


Figure 6.1 Effect of initial hydrate structure on profiles.

Figure 6.1(c)に示すように、 $\text{CaCl}_2$ の初期状態としては二水和物と考えることが妥当である。しかしながら、呼気の  $Y_{\text{H}_2\text{O}}$  は、実験結果において  $t$  の増加とともに初期段階で増加した後、0.01 程度でほぼ一定となっているが、計算結果では徐々に増加し 0.03 程度まで達している。この違いについて、本研究の実験、数値計算の結果から明確な根拠を示すことはできないが、 $\text{CaCl}_2$ により凝縮した水分はすべてが  $\text{CaCl}_2$  に吸着するわけではなく、 $\text{CaCl}_2$ により凝縮した水分は  $\text{CaCl}_2$  部に留まるが、他は流れによって液体の水として下流に流されるということが考えられる。この液体の水は実用の場合には容器壁に付着するなどして、使用に支障をきたすひとつの原因になりうる。

その点を考慮するために、吸着割合  $AR$  を導入する。 $AR$  は呼気時に  $\text{CaCl}_2$  により凝縮した水分のうち、 $\text{CaCl}_2$  部に吸着し残存する割合を示す。 $AR$  は 0 から 1 の間を変化し、 $AR=0$  では水分は  $\text{CaCl}_2$  部に残存することなく、すべて  $\text{CaCl}_2$  から離脱し下流に流されることを意味し、 $AR=1$  では水分は  $\text{CaCl}_2$  部にすべて残存することを意味する。Figure 6.2 に  $AR$  の影響を示す。 $AR$  を小さくしてゆくと  $t=180$  s における機器側の  $Y_{\text{H}_2\text{O}}$  は徐々に減少し、 $AR=0.1$  になると、ほぼ実験結果と一致する。この結果より、6.2 節では  $AR=0.1$  を用いる。

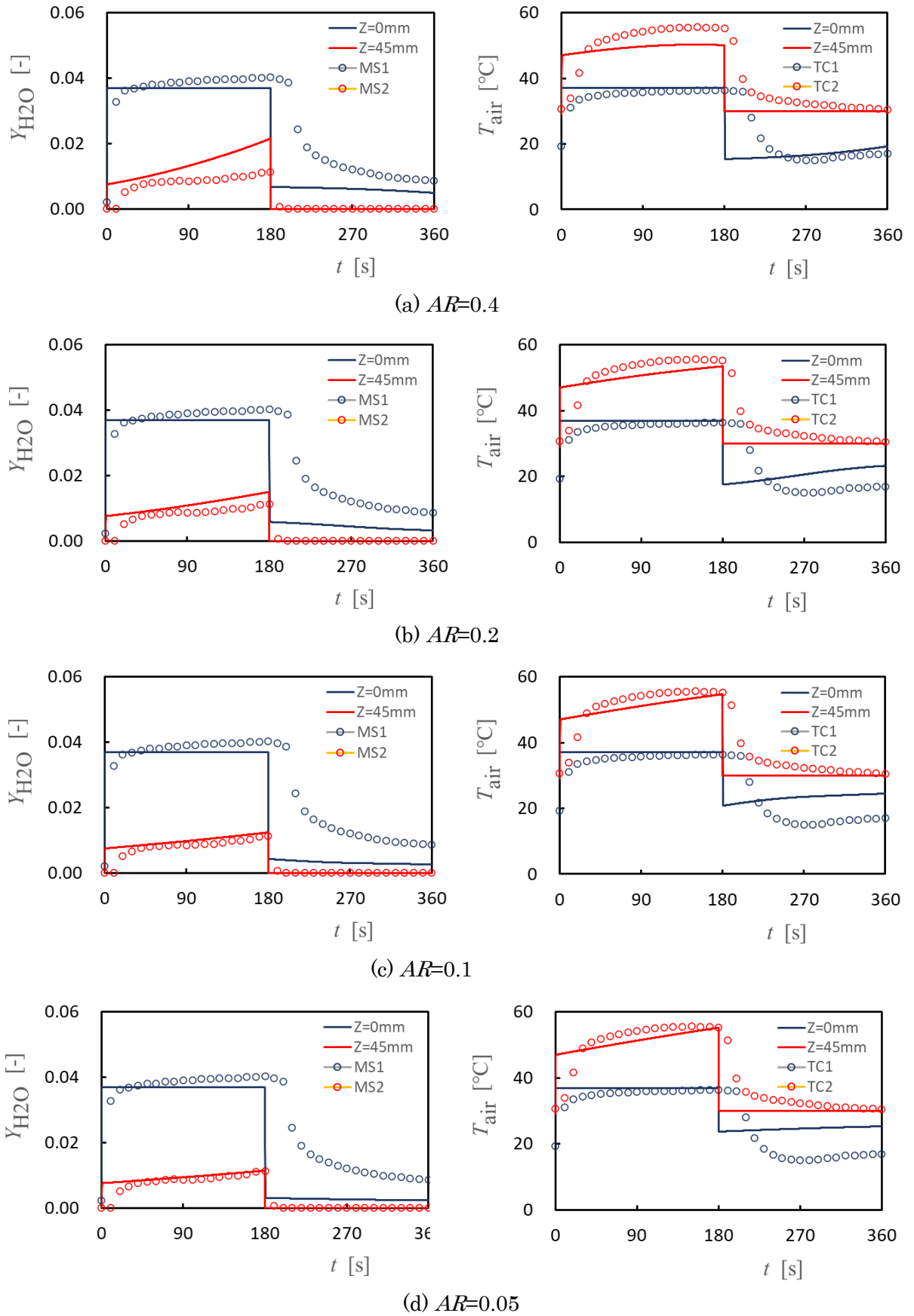


Figure 6.2 Effect of adsorption ratio ( $AR$ )

## 6.2 接続部，空洞部に関する考察

5.2 節では，HMEF 本体以外の部分の影響を HMEF の全長の影響として考察した．その結果，HMEF 本体以外の空間において，呼気と吸気の境界で混合現象が生じ，HMEF の特性に顕著な影響を与える場合があることが示された．そこで本節では，HMEF 本体以外の空間についてさらに検討を加えることとした．

**Figure 6.3** に，HMEF 両側の空間を示します．実験装置では，実際に流量を変化させるバルブと湿度，温度測定装置の間の接続部と，スポンジ部から測定装置までの空洞部が存在する．これまで，これらの領域は現象に大きな影響は与えないであろうと考え，数値計算ではこの領域は計算領域に含まれておらず，数値計算では  $\text{CaCl}_2$  を含浸させたスポンジ部の両端を境界としている．したがって，呼気と吸気に混合する可能性のある空間はなく，5.2 節における数値計算結果は，実験結果が比較的ゆっくりとした増加，減少を示している一方，実験結果に比べると呼気と吸気の切り替えの部分は瞬間的に変化する結果となっており，呼気と吸気の境界は薄い面となっていることを示している．

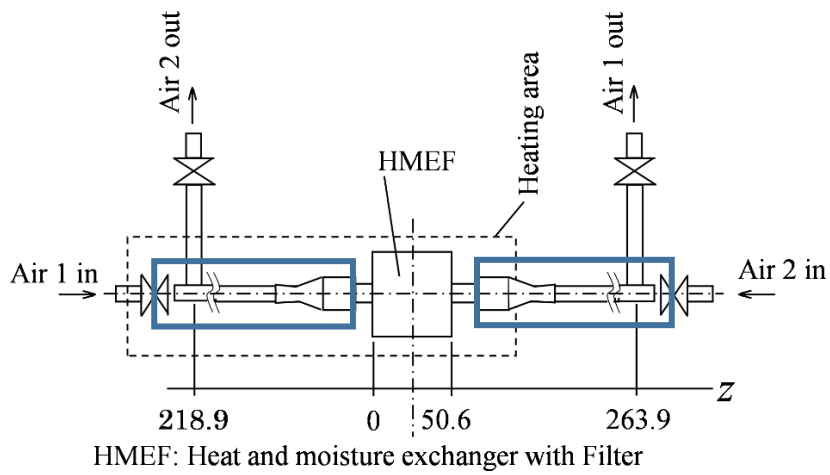
付録 2 に示す予備的三次元計算は，スポンジ内部での半径方向の変化に着目して行ったものであり，流線はスムーズに変化しているが，これは呼気，吸気それぞれ層流を仮定して求めたものであり，空洞部などでの呼気と吸気を切り替えた場合の詳細な挙動については検討していない．

本研究の実験装置の接続部，空洞部についてみると，接続部は比較的長いこと，空洞部には HMEF と接続管を結合する部分に直径が不連続に変化する拡大縮小部が存在すること，などがあり，呼気と吸気を切り替えたときには何等かの不安定が生じ，呼気と吸気が混合する可能性があると考えられる．その混合のメカニズムは本研究では検討していないが，混合現象を物質の量が徐々に変化する現象と考え，以下の式でモデル化した．

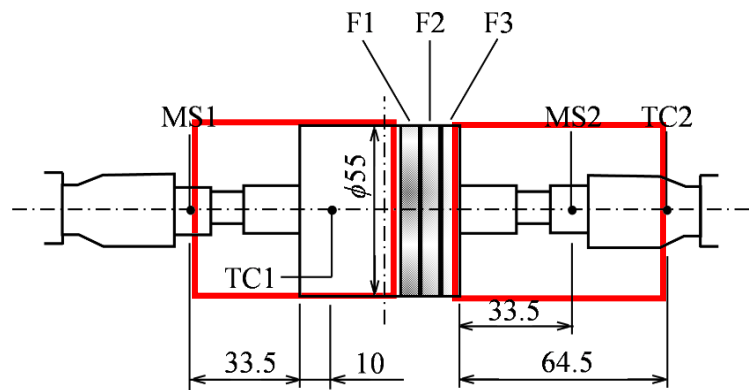
$$\alpha(i) = \alpha_{\text{prev}}(i) - \left( \alpha_{\text{prev}}(i) - \alpha(i-1) \right) \times (dt/C) \quad (6.2.1)$$

ここで， $i$  は両端の位置， $\alpha(i)$  は  $Y_{\text{air}}$ ,  $T_{\text{air}}$  を一般化して表した変数，添字 prev は一時刻前の値， $dt$  は時間間隔， $C$  は定数を示している．定数  $C$  を大きくすると変化は緩やかになり，小さくすると急激になる．





(a) Connection area



MS1, MS2: Moisture sensor  
TC1, TC2: Thermocouple

(b) Open area

**Figure 6.3** Connection area and Open area in the experimental apparatus

第4章では、6.1節において検討した初期のCaCl<sub>2</sub>水和物の状態の影響や本節で検討するHMEFの両端の空間の影響を考慮しない、もっとも単純化されたモデルを用いた計算を行った。この単純化されたモデルを、本節ではModel Iとする。また、モデルIに水和物の状態を加えたモデルをModel IIとし、さらに空洞、接続部の未利用領域の影響を考慮したモデルをModel IIIとする。

Figure 6.4(a)に、Model Iの結果を示す。水和物、空間に関する新たなパラメータを加えたため、他のパラメータも再調整を行った。その結果、第4章の結果、たとえばFigure 4.42(c), (d)と比較すると、定量的には少し異なる結果となっているが、定性的には同様な結果を示している。Figure 6.4(b)に、CaCl<sub>2</sub>の初期の状態を二水和物とし、AR=0.1とした場合Model IIの結果を示す。呼気の器械側の分布が、6.1節で考察したように変化している。Figure 6.4(c)に接続部、空洞部の影響を考慮したModel IIIの結果を示す。Figure 6.3(b)に比べて滑らかに変化している。

Figures 6.5-6.8に、 $\tau_B = 256 \text{ s}, 64 \text{ s}, 16 \text{ s}, 4 \text{ s}$ についてModel IIIを用いて計算した結果と実験結果との比較を示す。もっとも単純化したモデルで計算した結果と比較すると、より実験結果に近い変化となっている。このことは、HMEFでは、スポンジ部両側の空洞部、また接続部の空間の混合挙動が大きな影響を与えることを示唆している。

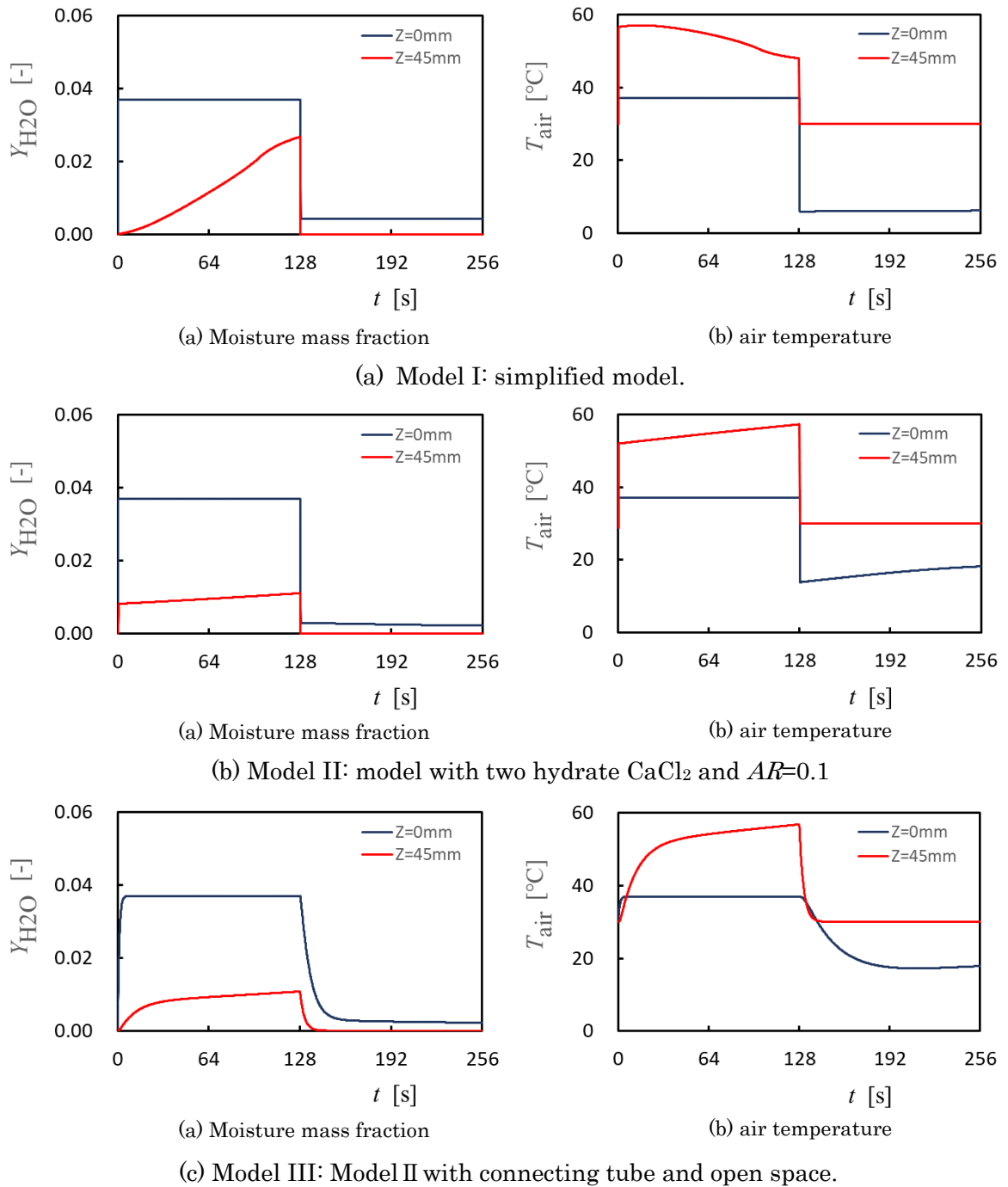
これらの結果を用いて、本研究での数値計算の精度について考察する。Figures 6.5-6.8に示す実験結果と数値計算結果について、最後の周期の呼気および吸気の間時刻における値を求め、その偏差を以下の式で求めた。

$$(\text{計算値} - \text{実験値}) / \text{変化幅} \tag{6.2.2}$$

変化幅は、水蒸気の質量分率に関しては、(0.04-0.00)=0.04、温度に関しては、(60℃-20℃)=40℃とした。その結果をTable 6.1に示す。Table 6.1に示すように、平均偏差は $\tau_B$ が短くなると、小さくなっている。これは、Figures 6.5-6.8からも明らかのように、 $\tau_B$ が短くなると周期的な変化も小さくなるため、実験値と計算値の偏差も小さくなる。

Table 6.1 Average deviation of numerical results from experimental results

$\tau_B$	256 s	64 s	16 s	4 s
Average deviation	0.175	0.087	0.078	0.064



**Figure 6.4** Comparison of results of models I, II and III.

Model I: simplified model.

Model II: model with di-hydrate  $\text{CaCl}_2$  and  $AR=0.1$

Model III: Model II with connecting tube and open space.

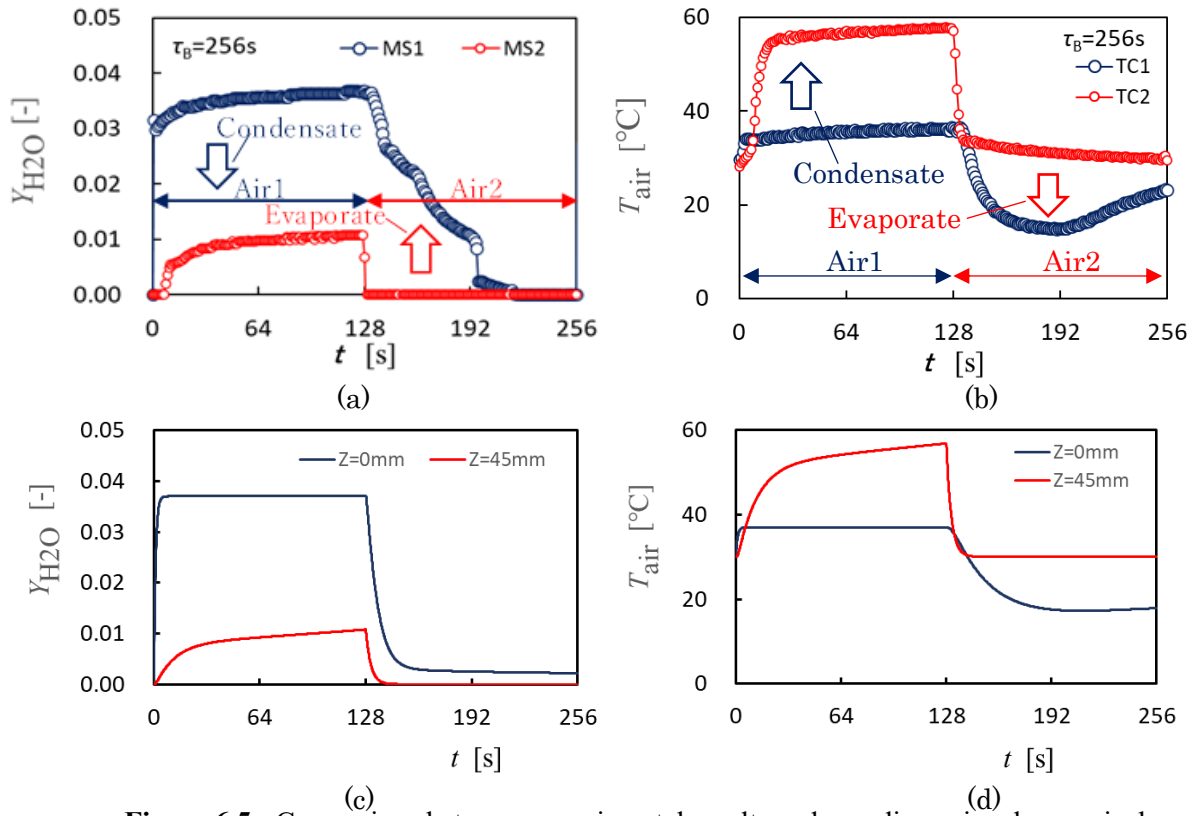


Figure 6.5 Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results of Model III at  $\tau_B=256$  s

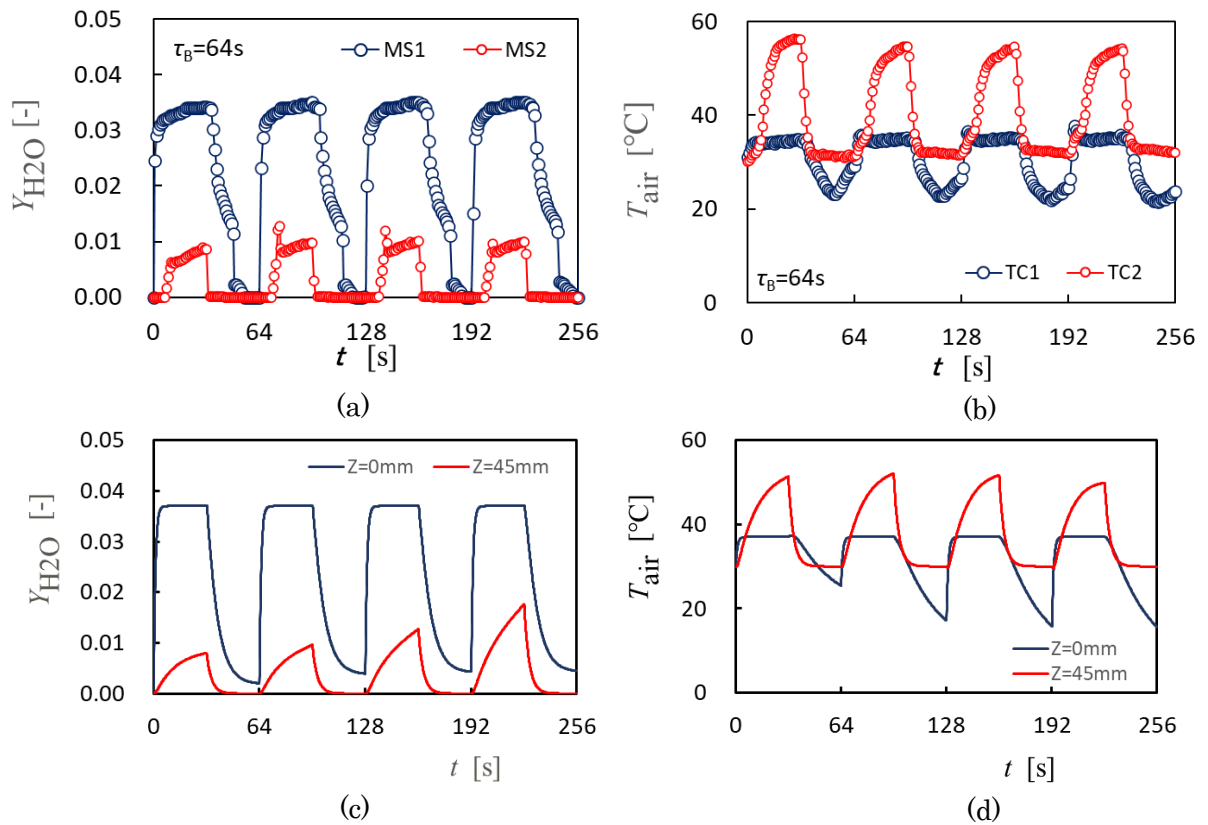
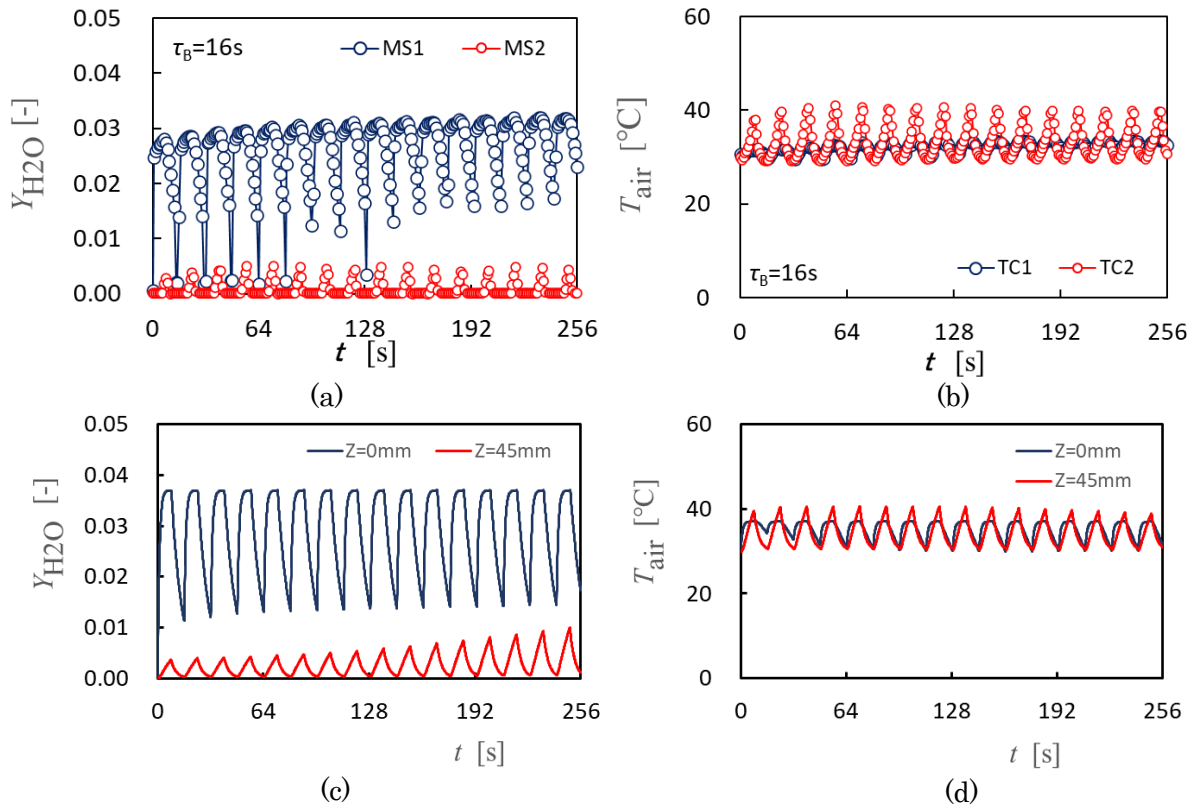
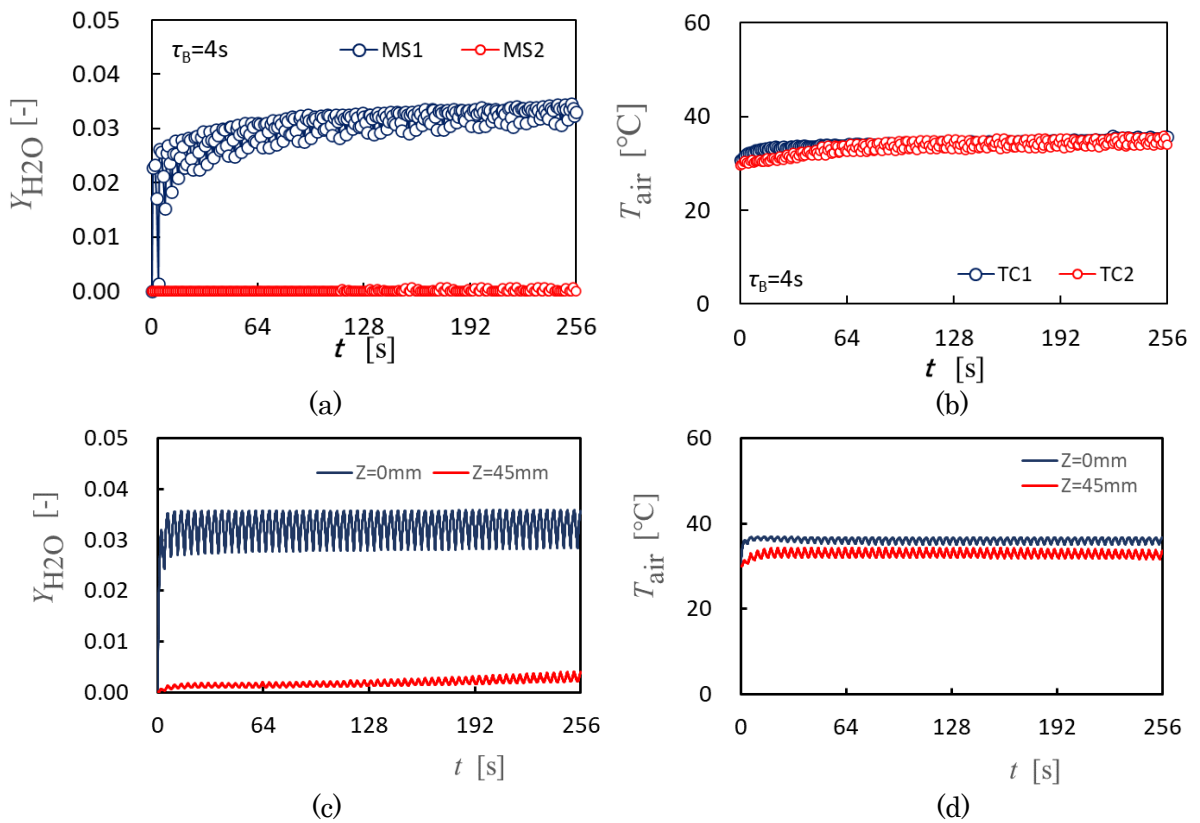


Figure 6.6 Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results of Model III at  $\tau_B=64$  s



**Figure 6.7** Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results of Model III at  $\tau_B=16$  s



**Figure 6.8** Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results of Model III at  $\tau_B=4$  s

### 6.3 結論

第3章、第4章において、実験結果と数値計算結果の比較を行った。数値計算結果は実験結果と定性的に一致し、実験結果、数値計算結果の比較から、HMEFにおける水の蒸発、凝縮メカニズムを明らかにすることができた。しかしながら、数値計算結果と実験結果は定量的には異なる点多かった。そこでその要因について検討し、CaCl<sub>2</sub>の初期の状態およびCaCl<sub>2</sub>が含浸されたスポンジの両端の空洞および接続部における混合過程が重要であると考え、両者について数値計算により検討を加えた。

その結果、CaCl<sub>2</sub>の初期の水和物の状態が水の凝縮、蒸発、温度の変化に影響を与えることがわかった。CaCl<sub>2</sub>の水和物における水の量が多いほど、個体面の重量絶対湿度が高くなり、それに伴って、凝縮、蒸発量が減少する。計算結果を実験結果と比較した結果、本研究の実験においては、CaCl<sub>2</sub>は二水和物であったと考えることが妥当であることがわかった。

また、空洞、接続部に関しては、その領域での呼気と吸気の混合を考慮することにより、実験値により近い数値計算結果を得ることができた。このことは、HMEFの特性を考えた場合、空洞部、接続部などの未利用領域が重要な役割を演じることが明らかとなった。

## 第7章 結論

手術時などにおいて、患者の適切な呼吸を確保することは重要である。そのために、人工的な呼吸管理が行われる。このような人工呼吸管理の際の加温加湿の方法としては、加温加湿器を用いる方法と温湿度交換器（HMEF）を用いる方法がある。前者は吸気を直接加温加湿するため、温度、湿度を任意に調整することができるアクティブな方法であるが、機器が大きく、また複雑なチューブ接続などが必要であり、手術室などその使用場所が制約される。また設定を誤ると、高温の空気が一方的に患者に供給されることになり、その使用には細心の注意を要する。他方、HMEFは患者の呼気に含まれる熱や水分をHMEFに蓄えて使用するパッシブな方法である。患者の呼気に含まれる熱や水分を利用するために、加温加湿性能には制限があるが、接続が容易であり、他の補助装置との接続が不要で、患者の有する温度湿度環境を超えないことから、緊急時にも容易に使用できる利点がある。また、HMEFは簡便な機器であることから、一般的には1回使用すると廃棄されることから、細菌、ウイルスなどの院内感染などの防止にも優れている。

手術の際、患者の呼気は温度約37°Cの飽和蒸気状態で排気され、また、手術室の空気は約23°Cの乾燥空気となっていることから、呼吸管理を行わないと、患者は約37°Cの飽和空気を排気する一方、約23°C程度の乾燥空気を吸引することになり、口腔内、のど部などが乾燥することになる。HMEFを用いると、呼気の水蒸気をHMEFで凝縮、蓄積し、吸気の際に蒸発させることから、呼気と吸気の違いが緩和される。HMEFは、水が凝縮するときに生じる凝縮熱を蓄積し、蒸発の際に用いており、自律的に温度、湿度を管理することができる。呼吸は、呼気と吸気を繰り返す周期現象であり、また、温度と湿度が時間的に変化する過渡現象でもある。しかしながら、これまでは、平均的な挙動、周期定常的な挙動に関する研究、知見にとどまっており、実際に起こっている過渡現象、周期現象を動的挙動としてとらえ、その基礎特性に系統的に検討を加えた研究は見られない。また、水蒸気と水の相変化と熱の蓄積、放出過程について熱物質輸送現象の観点から詳細な検討は行われておらず、熱が凝縮蒸発に有効に用いられているかについては不明な点が多い。また、水の凝縮、蒸発に効果的な塩化カルシウム（CaCl<sub>2</sub>）が用いられているHMEFもあるが、塩化カルシウムの有効性について動的挙動を考慮して検討された例は見られない。そこで本研究では、HMEFの温度、湿度の時間的な変化を実験、数値計算により検討を加え、HMEFの動的挙動の基礎特性を解明することを目的とする。

温度、湿度の過渡的变化について検討を加えた結果、HMEFにCaCl<sub>2</sub>を用いることにより、呼気中の水蒸気の凝縮が、スポンジだけの場合に比べて、水のCaCl<sub>2</sub>への潮解により顕著に増加する。吸気時には凝縮した水が再び水蒸気となり、呼気側に供給される。すなわち、CaCl<sub>2</sub>はHMEFにおいて呼気の水蒸気を効果的に吸気に供給することができることが分かった。他方、実用条件に近い条件で行った今回の結果では、吸気時の蒸発量が呼気時の凝縮量より小さく、HMEFに液体の水が残留する可能性を示した。

温度、湿度の周期的変化について、水の凝縮と蒸発を繰り返す HMEF の周期特性を、周期を 256 s, 64 s, 16 s, 4 s と変化させて検討を加えた結果、周期が長い場合、スポンジ、CaCl<sub>2</sub> による水の凝縮、蒸発が活発に起こり、空気中の湿度や温度は大きく変化する。周期が短くなると、非定常変動の効果により、湿度、温度の変化は小さくなり、実際の呼吸に対応する 4 s では、その変動は極めて小さくなった。以上のことより、HMEF の特性には、CaCl<sub>2</sub> の吸湿特性に加え、周期運動の非定常性が重要な役割を演じていることが明らかとなった。

塩化カルシウムは、その高い吸湿性から、きわめて高い凝縮蒸発性能を示す。とくに繰り返しが遅く、現象が準定常的に取り扱うことができる場合、その効果が顕著に示された。

実験結果をもとに一次元数値解析モデルを構築した。構築したモデルを用いることにより、実験的に明らかにすることができなかつた HMEF の内部構造に考察を加えることができた。

また、一次元数値解析モデルを用いることによって、CaCl<sub>2</sub> の厚さ、HMEF の全長の影響について検討を加えた。CaCl<sub>2</sub> の厚さについては、CaCl<sub>2</sub> の厚さを厚くするほど多くの水の保持できるようになるが、CaCl<sub>2</sub> 単位厚さ当たりの水の保持量は時間とともにある一定値に漸近することがわかった。これは、CaCl<sub>2</sub> に水が保持されると、スポンジ表面付近の空気中の相対湿度が最大値 1 に漸近してゆく。すると、水の凝縮量がゼロに漸近し、CaCl<sub>2</sub> への凝縮がゼロとなり、保持量が一定値に漸近してゆくことになる。HMEF の全長に関しては、全長を長くすることは、接続管など長さを考慮することに対応しており、未利用領域に呼気、吸気が滞留することにより、水の凝縮蒸散が弱められることが明らかとなった。ただし、未利用領域では呼気と吸気の界面で混合が生じていると考えられ、今後その解明は、実用的な観点からも重要である。本研究では HMEF 自身の基本特性を明らかにしてきたが、実用の場合を考えると、接続管は必須であり、その影響を考慮して今後 HMEF について検討を加えることが重要であることを明らかにした。

ただし、本研究で構築した一次元解析モデルには、複数のパラメータが存在する。凝縮が固体表面と空間中でどの程度の割合で生じるかを示す相変化エネルギー分配率  $r$  の値や、総括熱輸送係数  $K_h$ 、総括物質輸送係数  $K_m$  などのパラメータの値は試行錯誤的に求められており、その数値の妥当性は確立されていない。今後の課題としては、これらのパラメータの理論的根拠を明確にすることがある。また、より一般的な理解を深めるためには、今回はひとつの条件に固定した、スポンジの比表面積、空隙率や、水分の吸着を見積もるのに用いる CaCl<sub>2</sub> の等温吸着曲線の動的特性などについても検討する必要がある。そのためには、CaCl<sub>2</sub> の非平衡時における動的水分吸着特性の測定や、HMEF について、今回のような出入り口での境界の値だけでなく、内部の様子を実験的に明らかにする必要がある。また、接続部についての検討も残されている。接続部の影響は実用的にも重要な問題であり、熱や物質移動のより詳細なシミュレーションを行い、定量的に評価することも今後の重要な課題の一つである。しかしながら、一次元数値シミュレーションで、実験と定性的、定量的に近い値がもとめられたことは、HMEF における基本的な物理現象の理解を深め、簡易的に HMEF の製作に寄与するシミュレーションができる可能性を示していると言え、意味のあることだと考えている。



## 参考文献

## 第1章 序論

- [1] 磨田裕, 解説 加温加湿と気道管理 人工気道での加湿加温をめぐる諸問題, 人工呼吸, 27(2010), 1, pp.57-63.
- [2] Wilkes, A. R., Heat and moisture exchangers and breathing system filters: their use in anesthesia and intensive care. Part 1 – History, principles and efficiency. *Anesthesia*, 66 (2011), pp.31–39.
- [3] Jeffreys, J., On artificial climates for the restoration and preservation of health. *London Medical Gazette*, (1842), pp.285-292.
- [4] Shelly, M., Bethune, D. W. and Latimer, R. D., A comparison of five heat and moisture exchangers, *Anesthesia*, 41(1986), pp.527-532.
- [5] Replvuk, J., Correspondence, Heat and moisture exchangers, *Anesthesia*, 1987, p.1120.
- [6] Gallagher, J., Strangeways, J. E. M. and Allt-Graham, J., Contamination control in long-term ventilation, A clinical study using a heat- and moisture-exchanging filter, *Anesthesia*, 42 (1987), pp.476-481.
- [7] Turner, D. A. B. and Wricht, E. M., Correspondence, A efficiency of heat and moisture exchangers, *Anesthesia*, (1987), pp.1117-1118.
- [8] Lowe, G. D., Correspondence, A reply, *Anesthesia*, (1987), pp.1118-1119.
- [9] Kong, K. L., Rainbow, C. and Ford, D. B., Heat and moisture exchanging bacterial filters, Correspondence, *Anesthesia*, (1988), p.254.
- [10] Hilgers, F. J. M., Aaronson, N. K., Ackerstaff, A. H., Schouwenburg, P. F. and van Zandwijk, N., The influence of a heat and moisture exchanger (HME) on the respiratory symptoms after total laryngectomy, *Clinical Otolaryngology and Allied Sciences*, 15 (1991), pp.152-156.
- [11] Kapadia, F., Shelly, M. P., Anthony, J. M. and Park, G. R., An active heat and moisture exchanger, *British Journal of Anesthesia*, 69 (1992), pp.640-642.
- [12] Chiaranda, M., Verona, L., Pinamonti, O., Dominioni, L., Minoja, G., Conti, G., Use of heat and moisture exchanging (HME) filters in mechanically ventilated ICU patients: influence on airway flow-resistance, *Intensive Care Medicine*, 19 (1993), pp.462-466.
- [13] Millqvist, E., Bake, B., Bengtsson, U. and Lowhagen, O., A breathing filter exchanging heat and moisture prevents asthma induced by cold air, *Allergy*, 50 (1995), pp.225-228.
- [14] Subayi, L., Chergui, K. and Beydon, L., Filtres échangeurs de chaleur et d’humidité pour le conditionnement des gaz inspirés en anesthésie et réanimation de l’adulte (Heat and moisture-exchanging filters for gas mixture conditioning in anesthesia and intensive care in adults), *Annales Françaises d’Anesthésie et de Réanimations*, 17 (1998), pp.699-708.

- [15] Hajjar, J., Loctin, H., and Goulet, D., Clauses techniques pour l'achat d'un filtre échangeur de chaleur et d'humidité destiné à la ventilation en anesthésie, *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation*, 19 (2000), pp.556-560.
- [16] Jaber, S., Chanques, G., Matecki, S., Ramonatxo, M., Souche, B., Perrigault, P.-F. and Eledjam, J.-J., Comparison of the effects of heat and moisture exchangers and heated humidifiers on ventilation and gas exchange during non-invasive ventilation, *Intensive Care Medicine*, 28 (2002), pp.1590–1594.
- [17] Williams, D. J. and Stacey, M. R. W., Rapid and complete occlusion of a heat and moisture exchange filter by pulmonary edema (Clinical report), *Canadian Journal of Anesthesia*, 49 (2002), 2, pp.126-131.
- [18] Peady, C. J., Correspondence, Another report of obstruction of a heat and moisture exchange filter, *Canadian Journal of Anesthesia*, (2002), p.1001.
- [19] Schummer, W., Schimmer, C., Fuchs, J., Voigt, R., Correspondence, Sudden upper airways obstruction due to invisible rain-out in the heat and moisture exchange filter, *British Journal of Anesthesia*, 89 (2002), 2, pp.335-336.
- [20] Morgan-Hughes, N. J., Turnbull, D., Mills, G. H., Correspondence, Sudden upper airways obstruction due to invisible rain-out in the heat and moisture exchange filter, *British Journal of Anesthesia*, 89 (2002), 2, p.336.
- [21] Girault, C., Breton, L., Richard, J.-C., Tamion, F., Vandelet, P., Aboab, J., Leroy, J., and Bonmarchand, G., Mechanical effects of airway humidification devices in difficult to wean patients, *Critical Care Medicine*, 31 (2003), 5, pp.1306-1311.
- [22] Moerman, M., Lawson, G., Andry, G. and Remacle, M., The Belgian experience with the cyranose heat moisture exchange filter. A multicentric pilot study of 12 total laryngectomies, *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 260 (2003), pp.301-303.
- [23] Dellamonica, J., Boisseau, N., Goubaux, B., Raucoules-Aimé, M., Évaluation de 44 filtres échangeurs de chaleur et d'humidité. Que choisir ? (Assessment of 44 heat and moisture exchange filters. What to choose?), *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation*, 22 (2003), pp.402-407.
- [24] Girard, F., Évaluation de 44 filtres échangeurs de chaleur et d'humidité. Que choisir ? (Assessment of 44 heat and moisture exchange filters. What to choose?), *Annales Françaises d'Anesthésie et de Réanimation*, 23 (2004), p.840.
- [25] Lemmens, H. J. M. and Brock-Utne, J. G., Heat and Moisture Exchange Devices: Are They Doing What They Are Supposed to Do?, *Anesthesia & Analgesia*, 98 (2004), pp.382–385.
- [26] Zuur, J. K., Muller, S. H., de Jongh, F. H. C., van Zandwijk, N. and Hilgers, F. J. M., The physiological rationale of heat and moisture exchangers in post-laryngectomy pulmonary rehabilitation: a review, *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 263 (2006), pp.1-8.

- [27] Zuur, J. K., Muller, S. H., Vincent, A., Sinaasappel, M., de Jongh, F. H. C., and Hilgers, F. J. M., Assessment of tracheal temperature and humidity in laryngectomized individuals and the influence of a heat and moisture exchanger on tracheal climate, *Head & Neck*, 30 (2008), pp.1072-1082.
- [28] Boyer, A., Vargas, F., Hilbert, G., Gruson, D., Mousset-Hovaere, M., Castaing, Y., Dreyfuss, D. and Ricard, J. D., Small dead space heat and moisture exchangers do not impede gas exchange during noninvasive ventilation: a comparison with a heated humidifier, *Intensive Care Medicine*, 36 (2010), pp.1348–1354.
- [29] Scheenstra, R. J., Muller, S. H., Vincent, A., Hilgers, F. J. M., Heat and moisture exchange capacity of the upper respiratory tract and the effect of tracheotomy breathing on endotracheal climate, *Head & Neck*, 33 (2011). pp.117-124.
- [30] Wilkes, A. R., Heat and moisture exchangers and breathing system filters: their use in anaesthesia and intensive care. Part 2 – practical use, including problems, and their use with paediatric patients, *Anaesthesia*, 66 (2011), pp.40–51.
- [31] van den Boer, C., Vas Nunes, J. H., Muller, S. H., van der Noort, V., van den Brekel, M. W. M. and Hilgers, F. J. M., Water Uptake Performance of Hygroscopic Heat and Moisture Exchangers after 24-Hour Tracheostoma Application, *Head and Neck Surgery*, 150 (2014a), 6, pp.999-1004.
- [32] van den Boer, C., Lansaat, L., Muller, S. H., van den Brekel, M. W. M. and Hilgers, F. J. M., Comparative ex vivo study on humidifying function of three speaking valves with integrated heat and moisture exchanger for tracheotomised patients, *Clinical Otolaryngology* 40 (2015), pp.616–621.
- [33] Gonzalez, I., Jimenez, P., Valdivia, J. and Esquinas, A., Effectiveness of humidification with heat and moisture exchanger-booster in tracheostomized patients, *Indian Journal of Critical Care Medicine*, 21 (2017), 8, pp.528-530.
- [34] Askfelt, H., Alexandersson, M. and Ristinm, M., Transient transport of heat, mass, and momentum in paperboard including dynamic phase change of water, *International Journal of Engineering Science*, 109 (2016), pp.54–72.
- [35] Zhang, X.-R., Zhang, L.-Z., Liu, H.-M. and Pei, L.-X., One-step fabrication and analysis of an asymmetric cellulose acetate membrane for heat and moisture recovery, *Journal of Membrane Science* 366 (2011), pp.158–165.
- [36] Min, J. and Wang, L., Coupled heat and mass transfer during moisture exchange across a membrane, *Journal of Membrane Science*, 430 (2013), pp.150–157.
- [37] Rzhavtseva, Y. I. and Zaitseva, L. A., Determination of conditions for depositing crystalline calcium chloride hydrate on the heat and moisture exchanging layer of breathing filters, *Fibre Chemistry*, 43 (2011), 4, pp.320-326.
- [38] Ghali, K., Ghaddar, N., and Jones, B., Modeling of heat and moisture transport by periodic ventilation of thin cotton fibrous media, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 45 (2002), pp.3703–3714.

- [39] Barauskas, R. and Abraitienė, A., A model for numerical simulation of heat and water vapor exchange in multilayer textile packages with three-dimensional spacer fabric ventilation layer, *Textile Research Journal*, 81 (2010), 12, pp.1195–1215.
- [40] Sun, Y. and Jasper, W. J., Numerical modeling of heat and moisture transfer in a wearable convective cooling system for human comfort, *Building and Environment*, 93 (2015), pp.50-62.
- [41] Traoré, I., Lacroix, D., Trovalet, L. and Jeandel, G., Heat and moisture transport in wooden multi-composite panels. Dynamic study of the air layer impact on the building envelope energetic behavior, *International Journal of Thermal Sciences*, 50 (2011), pp.2290-2303.
- [42] Seyed-Ahmadi, M., Erb, B., Simonson, C. J. and Besant, R. W., Transient behavior of run-around heat and moisture exchanger system. Part I: Model formulation and verification, *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 52 (2009), pp.6000–6011.
- [43] Akulich, P. V., Heat and mass exchange of a drop of a solution subjected to a combined energy action under conditions of deepening of the evaporation zone, *Journal of Engineering Physics and Thermophysics*, 89 (2016), 3, pp.539-547.
- [44] Shilyaev, M. I. and Tolstykh, A. V., Simulation of Heat and Mass Exchange in Foam Apparatus at High Moisture Content in Vapor–Gas Mixture, *Theoretical Foundations of Chemical Engineering*, 47(2013), 2, pp.165-175.
- [45] Alexandersson, M., Askfelt, H. and Ristinmaa, M., Triphasic Model of Heat and Moisture Transport with Internal Mass Exchange in Paperboard, *Transport in Porous Media*, 112 (2016), pp.381–408.
- [46] Tang, L., Liu, D., Zhao, F.-Y. and Tang, G.-F., Combined heat and moisture convective transport in a partial enclosure with multiple free ports, *Applied Thermal Engineering*, 30 (2010), pp.977-990.
- [47] Lee, M. G., Ford, J. L., Hunt, P. B., Ireland, D. S. and Swanson, P. W., Bacterial retention properties of heat and moisture exchange filters, *British Journal of Anaesthesia*, 69 (1992), pp.522-525,
- [48] Zandstra, D. E., Stoutenbeek, C. P. and Miranda, D. R., Efficacy of a heat and moisture exchange device during high-frequency jet ventilation, *Intensive Care Medicine*, 13 (1987), pp.355-357.
- [49] Jackson, C. and Webb, R., An evaluation of the heat and moisture exchange performance of four ventilator circuit filters, *Intensive Care Medicine*, 18 (1992), pp.264-268.
- [50] Croci, M., Elena, A. and Solca, M., Performance of a hydrophobic heat and moisture exchanger at different ambient temperatures, *Intensive Care Medicine* 19 (1993), pp.351-353.
- [51] Ünal, N., Pompe, J. C., Holland, W. P. J., Galtuna, I., Huygen, P. E. M., Jabaaij, K., Ince, C., Saygm, B. and Bruining, H. A., An experimental set-up to test heat-moisture exchangers, *Intensive Care Medicine*, 21 (1995), pp.142-148.
- [52] Vandenbroucke-Grauls, C. M. J. E., Teeuw, K. B., Ballemans, K. the late Lavooij, C., Cornelisse, Ph. B. and Verhoef, J., Bacterial and viral removal efficiency, heat and moisture exchange properties of four filtration devices, *Journal of Hospital Infection*, 29 (1995), pp.45-56.

- [53] Morgan-Hughes, N. J., Mills, G. H. and Northwood, D., Air flow resistance of three heat and moisture exchanging filter designs under wet conditions: implications for patient safety, *British Journal of Anaesthesia*, 87 (2001), 2, pp. 289-291.
- [54] Verkerke, G. J., Geertsema, A. A. Schutte, H. K., Airflow resistance of heat and moisture exchange filters with and without a tracheostoma valve, *The Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*, 111 (2002), pp.333-337.
- [55] van den Boer, C., Muller, S. H., Vincent, A. D., Züchner, K., van den Brekel, M. W. M. and Hilgers, F. J. M., A novel, simplified ex vivo method for measuring water exchange performance of heat and moisture exchangers for tracheostomy application, *Respiratory Care*, 59 (2013), 9, pp.1449-1459.
- [56] van den Boer, C., Muller, S. H., Vincent, A. D., van den Brekel, M. W. M., and Hilgers, F. J. M., Ex vivo assessment and validation of water exchange performance of 23 heat and moisture exchangers for laryngectomized patients, *Respiratory Care*, 59 (2014b), 8, pp.1161-1172.
- [57] van den Boer, C., Muller, S. H., Vincent, A. D., Züchner, K., van den Brekel, M. W. M., and Hilgers, F. J. M., Ex vivo water exchange performance and short-term clinical feasibility assessment of newly developed heat and moisture exchangers for pulmonary rehabilitation after total laryngectomy, *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 271 (2014c), pp.359-366.
- [58] Kitamura, M., A Method Estimating Temperature in the Validation of the Performance of a Heat and Moisture Exchanger Based on a Human Intervention Trial, *Teikyo Medical Journal*, 40 (2017), 3, pp.131-142. (in Japanese) (北村真樹, ヒト介入試験による人工鼻の性能評価における温度推算法, 帝京医学雑誌, 40 (2017), 3, pp.131-142.)
- [59] Ohmura, A., Inoue, M., Daimatsu, K. and Natsume, T., A new heat and moisture exchanger with the function of active heat production, *2006 ASA (American Society of Anesthesiologists) Annual Meeting*, October 14-18, (2006).
- [60] Ohmura, A., Eguchi, K., Miyaji, T., and Goto, K., Heat and moisture exchanger, heat and moisture exchanging device and mask, *Patent No.: US 8,567,391 B2*, (2013).
- [61] 江口邦久, 後藤勝由, 平林 剛, 神戸正純, 医用人工鼻フィルタの熱力学的特性, *日本機械学会熱工学コンファレンス講演論文集*, 熱工学コンフェレンス, 長岡, 2010.10.30-31.
- [62] 宮地哲也, 安藤富男, 磨田裕, 大村昭人, 江口邦久, 熱再生促進型人工鼻の開発=第二報=, 第33回本呼吸療法医学会学術総会, 横浜, 2011.6.10-11.

## 第2章 研究手法

- [63] Yoshida, A., Kubozuka, S. and Nakamura, S., Compensation of thermocouple signals by digital FIR filters for temperature measurement in turbulent premixed flames, *Combustion Science and Technology*, 65 (1989), 4-6, pp.317-331.

- [64] Okinaga, Y., Sakamoto, T., Eguchi, K. and Ueda, T., Numerical study on the momentum, heat and mass transfer in a heat and moisture exchanger with filter, *The 5th Asian Conference on Innovative Energy & Environmental Chemical Engineering*, Yokohama, Japan, (2016), pp.314-317.
- [65] 大曲康仁, 伊藤卓, 山口誠一, 斎藤潔, デシカント空調機のシミュレータの構築, *Azbil Technical Review*, (2013), pp.44-53.
- [66] 空気調和・衛生工学便覧 改訂第11版 II 空調設備篇, 第7編 空調機器, 図7・22, p. II-606, (1989).
- [67] Zhang, X. J. and Qiu, L. M., Moisture transport and adsorption on silica gel-calcium chloride composite adsorbents, *Energy Conversion and Management*, 48 (2007), pp.320-326.
- [68] 日本機械学会編, 技術資料 流体の熱物性値集, (1983), p.8, p.12, pp.175-176, p.210, p.213.
- [69] 本橋圀司, 細川明, 湿り空気の物性定数, *農業機械学会誌*, 37(1976), 4, pp.694-698.
- [70] Mark, J. E. (Ed.), *Polymer Data Handbook*, Oxford University Press, (2009).

## 図, 表

### 図

#### 第 1 章 序論

**Figure 1.1** Ventilator with heated humidifier

**Figure 1.2** Ventilator with heat and moisture exchanger with filter

#### 第 2 章 研究手法

**Figure 2.1** Experimental setup for transient motion

**Figure 2.2** Snapshot of Experimental setup

**Figure 2.3** Heating and humidifying unit

**Figure 2.4** Cooling and de-humidifying unit

**Figure 2.5** Experimental setup for a periodic motion

**Figure 2.6** Capacitive humidity measurement system

**Figure 2.7** Capacitive humidity and thermistor sensor

**Figure 2.8** Installation of capacitive humidity and thermistor sensor

**Figure 2.9** Thermistor measurement system

**Figure 2.10** Installation of thermocouples

**Figure 2.11** Sheath thermocouple

**Figure 2.12** Results of response delay compensation

**Figure 2.13** Polyurethane sponge surface with  $\text{CaCl}_2$

**Figure 2.14** Condensed water mass at a unit mass of  $\text{CaCl}_2$  vs. relative humidity of moist air

**Figure 2.15** Model of Figure 2.15 for numerical simulation

**Figure 2.16** Numerical model of the HMEF for one-dimensional simulation

**Figure 2.17** Flow chart of numerical simulation

#### 第 3 章 過渡応答特性

**Figure 3.1** Moisture and temperature variation during a breathing-out period (Air 1)

**Figure 3.2** Moisture and temperature variation during a breathing-in period (Air 2)

**Figure 3.3** Preridicity in  $\tau_B = 360$  s

**Figure 3.4** Comparison of experiments and numerical analysis

**Figure 3.5** Time-varying profiles of liquid water mass in the  $\text{CaCl}_2$  zone.

#### 第 4 章 周期応答特性

**Figure 4.1** Time variation in the flow rate of human breathing <sup>[58]</sup>

**Figure 4.2** Moisture and temperature variations in Case 1

**Figure 4.3** Moisture and temperature variations in Case 2

- Figure 4.4** Moisture and temperature variations in Case 3
- Figure 4.5** Amplitude of moisture and temperature oscillations
- Figure 4.6** Comparison between the present experimental result and the human breathing experiments
- Figure 4.7** Time variation in the temperature and mass fraction of water vapor of moist air at the patient side ( $z=0$  mm) and ambient air side ( $z=45$  mm) in the case of the period  $\tau_B=256$  s
- Figure 4.8** Time variation in the temperature and mass fraction of water vapor of moist air profiles in the case of the period  $\tau_B=256$  s
- Figure 4.9** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  in the case of the period  $\tau_B=256$  s
- Figure 4.10** Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  in the case of the period  $\tau_B=256$  s
- Figure 4.11** Time variation in the water mass and temperature profiles at two boundaries of sponge area with  $\text{CaCl}_2$
- Figure 4.12** Time variation in the temperature and mass fraction of water vapor of moist air at the patient side ( $z=0$  mm) and ambient air side ( $z=45$  mm) in the case of the period  $\tau_B=64$  s
- Figure 4.13** Time variation in the temperature and mass fraction of water vapor of moist air profiles in the case of the period  $\tau_B=64$  s
- Figure 4.14** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  in the case of the period  $\tau_B=64$  s
- Figure 4.15** Time variation in the temperature at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  in the case of the period  $\tau_B=64$  s
- Figure 4.16** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 64-128s in the case of the period  $\tau_B=64$  s
- Figure 4.17** Time variation in the temperature at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 64-128s in the case of the period  $\tau_B=64$  s
- Figure 4.18** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 128-192 s in the case of the period  $\tau_B=64$  s
- Figure 4.19** Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 128-192 s in the case of the period  $\tau_B=64$  s
- Figure 4.20** Time variation in the water mass and temperature profiles at two boundaries of sponge area with  $\text{CaCl}_2$  in the case of the period  $\tau_B=64$  s
- Figure 4.21** Time variation in the mass fraction of water vapor of moist air and temperature at the patient side ( $z=0$  mm) and ambient air side ( $z=45$  mm) in the case of the period  $\tau_B=16$  s



- Figure 4.22** Time variation in the temperature and mass fraction of water vapor of moist air profiles in the case of the period  $\tau_B=16$  s
- Figure 4.23** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 0-16 s in the case of the period  $\tau_B=16$  s
- Figure 4.24** Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 0-16 s in the case of the period  $\tau_B=16$  s
- Figure 4.25** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 16-32 s in the case of the period  $\tau_B=16$  s
- Figure 4.26** Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 16-32 s in the case of the period  $\tau_B=16$  s
- Figure 4.27** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 160-176 s in the case of the period  $\tau_B=16$  s
- Figure 4.28** Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 160-176 s in the case of the period  $\tau_B=16$  s
- Figure 4.29** Time variation in the water mass and temperature profiles at two boundaries of sponge area with  $\text{CaCl}_2$  in the case of the period  $\tau_B=16$  s
- Figure 4.30** Time variation in the temperature and mass fraction of water vapor of moist air at the patient side ( $z=0$  mm) and ambient air side ( $z=45$  mm) in the case of the period  $\tau_B=4$  s
- Figure 4.31** Time variation in the temperature and mass fraction of water vapor of moist air profiles in the case of the period  $\tau_B=4$  s
- Figure 4.32** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at  $t=0-4$  s in the case of the period  $\tau_B=4$  s
- Figure 4.33** Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at  $t=0-4$  s in the case of the period  $\tau_B=4$  s
- Figure 4.34** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 4.0-8.0 s in the case of the period  $\tau_B=4$  s
- Figure 4.35** Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 4.0-8.0 s in the case of the period  $\tau_B=4$  s
- Figure 4.36** Time variation in the water mass profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 164.0-168.0 s in the case of the period  $\tau_B=4$  s
- Figure 4.37** Time variation in the temperature profile at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 164.0-168.0 s in the case of the period  $\tau_B=4$  s
- Figure 4.38** Time variation in the water mass and temperature profiles at two boundaries of sponge area with  $\text{CaCl}_2$  in the case of the period  $\tau_B=4$  s
- Figure 4.39** Time variation in the water mass and temperature profiles at two boundaries of sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 0.0-16.0 s in the case of the period  $\tau_B=4$  s

- Figure 4.40** Time variation in the water mass and temperature profiles at two boundaries of sponge area with  $\text{CaCl}_2$  at 240.0-256.0 s in the case of the period  $\tau_B=4$  s
- Figure 4.41** Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results at  $\tau_B=256$  s
- Figure 4.42** Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results at  $\tau_B=64$  s
- Figure 4.43** Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results at  $\tau_B=16$  s
- Figure 4.44** Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results at  $\tau_B=4$  s
- Figure 4.45** Effect of period of breathing
- Figure 4.46** Effect of  $\tau_B$  on the transient variation in  $Y_{\text{H}_2\text{O}}$

### 第 5 章 HMEF の基本特性

- Figure 5.1** Time variation in the water mass and temperature at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  of  $l_{\text{CaCl}_2}=16.0$  mm
- Figure 5.2** Time variation in the water mass and temperature at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  of  $l_{\text{CaCl}_2}=8.0$  mm
- Figure 5.3** Time variation in the water mass and temperature at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  of  $l_{\text{CaCl}_2}=4.0$  mm
- Figure 5.4** Time variation in the water mass and temperature at the sponge area with  $\text{CaCl}_2$  of  $l_{\text{CaCl}_2}=2.0$  mm
- Figure 5.5** Variation in the total amount of water in sponge with  $l_{\text{CaCl}_2}$
- Figure 5.6** Variation in the average amount of water in sponge with  $l_{\text{CaCl}_2}$
- Figure 5.7** Total Condensed water mass at  $\text{CaCl}_2$  vs. relative humidity of moist air
- Figure 5.8** Effect of length of HMEF on the mass fraction of moisture
- Figure 5.9** Effect of length of HMEF on air temperature

### 第 6 章 付加的要因に関する考察

- Figure 6.1** Effect of initial hydrate structure on profiles
- Figure 6.2** Effect of adsorption ratio ( $AR$ )
- Figure 6.3** Connection area and Open area in the experimental apparatus
- Figure 6.4** Comparison of results of models I, II and III.  
 Model I: simplified model.  
 Model II: model with di-hydrate  $\text{CaCl}_2$  and  $AR=0.1$   
 Model III: Model II with connecting tube and open space.
- Figure 6.5** Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results of Model III at  $\tau_B=256$  s

- Figure 6.6** Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results of Model III at  $\tau_B=64$  s
- Figure 6.7** Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results of Model III at  $\tau_B=16$  s
- Figure 6.8** Comparison between experimental results and one-dimensional numerical simulation results of Model III at  $\tau_B=4$  s

表

第 1 章 序論

- Table 1.1** History of HMEF research and development at Teikyo University
- Table 1.2** Composition of dry air at water surface level in JIS W2010-1990-01 (ISO 2533-1975)

第 2 章 研究手法

- Table 2.1** Sensor characteristics (Catalog values)
- Table 2.2** Filter arrangement of HMEF
- Table 2.3** Physical properties for one-dimensional simulation
- Table 2.4** Specific heat at a constant pressure of air at 0.1MPa<sup>[67]</sup>
- Table 2.5** Density and Specific heat at a constant pressure of liquid water at 0.1MPa<sup>[67]</sup>
- Table 2.6** Effect of  $\Delta t$  on the numerical simulation

第 6 章 付加的要因に関する考察

- Table 6.1** Average deviation of numerical results from experimental results

## 謝 辞

本研究は、慶應義塾大学大学院理工学研究科 開放環境科学専攻 横森剛教授のもとに進められたものであり、常に温かいご指導のもと、学会誌掲載論文や博士論文における内容を詳細にわたり精査していただいたことはもとより、工学的な議論を丁寧に進めていただいたことで、本研究に対する興味と理解をより深めることができました。

学位審査に当たり、堀田篤教授、奥田知明教授、小尾晋之介教授には副査として予備審査の段階から貴重なご意見を頂き、論文の内容を練り上げることができました。

慶應義塾大学名誉教授 植田利久氏には、帝京大学ジョイントプログラムセンターにて行われていた HMEF の開発に関わり、その内部で起こる物理現象を的確に把握し、より良い製品開発に寄与できる研究をすることの意味とともに、それを研究テーマとして後期博士課程への入学を強く勧めていただきました。そして、入学に際しては指導教授をお引き受けいただくとともに、反応系流体や非平衡熱力学の基礎のほか、計算モデル構築の際に縷々ご助言を頂きました。

帝京大学ジョイントプログラムセンター 江口邦久元教授、梶昭次郎元学術顧問、岸本健元学術顧問、村田誠元特別顧問には、帝京大学ジョイントプログラムセンターでの研究会を通じて、HMEF 開発の過程で得た知見の詳細や、帝京大学大学院医学研究科と共同で行われた HMEF の特性実験の結果に関する詳細にわたる考察、そして実験系の構築に当たり注意すべき点など、多大なご助言とご協力を賜り、また、実験系の具体的な構築そして実験の実行に際しては、佐藤ライト工業株式会社 蜂須賀功真氏に多大なるご協力とご助言を頂き、安定したデータの取得に至るまで、細かくご指導を頂きました。

数値シミュレーションに関しては、慶應義塾大学植田研究室、横森研究室に在籍中、山口雅己氏、萩原遼氏、川井輝氏に、MATLAB でのコーディングや計算について、多面的にご協力いただいたほか、モデル構築における議論に積極的に参加していただきました。年齢は離れていましたが同じ学生として、有意義な時間を共有できたことは、良い思い出となっております。

ここに記した皆様との出会いとご協力のおかげをもちまして、本件研究を遂行し、博士論文として仕上げることができましたことは、この上ない喜びであります。このような機会を提供していただいた皆様に、衷心より謝意を表します。

最後に、いつも暖かく研究活動を見守ってくれた、妻 寛子、長男 欣史、長女 季世子に心より感謝の意を表します。

令和 5 年 5 月

冲永 佳史

## 付録

## 付録 1 熱電対の時間遅れ応答特性

熱電対は、周囲流体との間に伝熱抵抗が存在するために、また、熱電対の熱容量が存在するために、応答に時間的な遅れが存在する。このとき、熱電対の温度 $T$ と周囲流体温度 $T_g$ との関係を求めてみる。ここで、**Figure A1.1**に示すように、熱電対は接点も含め円筒形状であると仮定し、熱電対素線の密度を $\rho_w$ 、比熱を $C_w$ 、線径を $d_w$ 、また、熱電対と周囲ガスとの熱伝達率を $h_c$ 、とすると、熱電対素線のエネルギー保存の式は、次のようになる。ここで、熱電対接点からの熱放射、熱伝導による熱損失、触媒効果は無視している。

$$h_c \cdot \pi \cdot d_w (T - T_g) dt = \frac{\pi}{4} d_w^2 \rho_w C_w dT \quad (\text{A1.1})$$

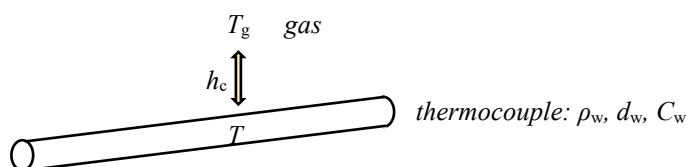
これより、熱電対の応答は次のような微分方程式で表される。

$$T_g = T + \tau \frac{dT}{dt} \quad (\text{A1.2})$$

ここで、

$$\tau = \frac{d_w^2 \rho_w C_w}{4 h_c d_w} \quad (\text{A1.3})$$

となる。



**Figure A1.1** Heat transfer of thermocouple

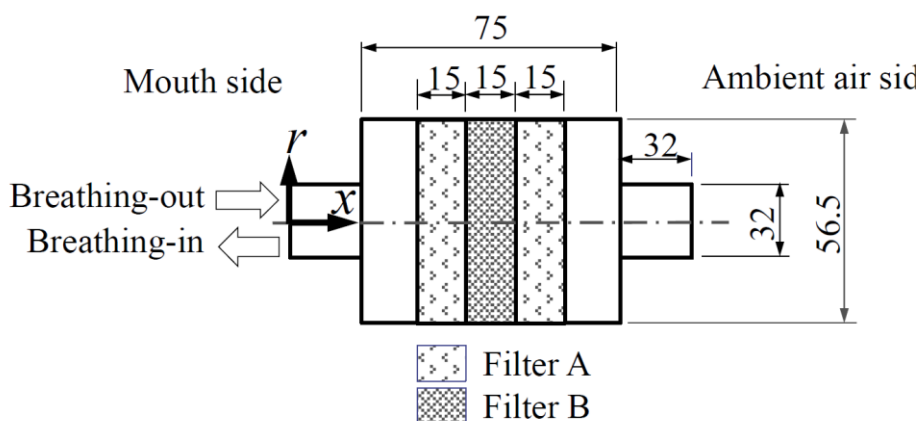
## 付録 2 流れ場に関する予備計算

本研究では、HMEF の温度湿度交換現象を解明することを目的としているが、HMEF 内部は、フィルターなどが設置されており内部の状態を直接計測することはむずかしい。そこで、数値解析手法を用いて HMEF 内部の現象に検討を加えることとする。その際、数値解析をできる限り単純化することを考える。

そこで、流れ場の様子に予備的に検討を加えるために、Ansys/Fluent 16.2 を用いて、主に流れ場に注目して数値解析を行った。

### A2-1 計算モデル

**Figure A2.1** に数値計算に用いたモデルを示す。計算モデルは、本編で用いた帝京大学 JPC で開発された HMEF をモデルに、形状を円筒形状と単純化したものであり、HMEF のなかには 2 種類のフィルター、Filter A および Filter B が設置されている。寸法は、本編で用いた HMEF に準じて決定した。



**Figure A2.1** Numerical model

### A2-2 支配方程式

流体運動に関する質量保存式（連続の式）、運動方程式、化学種保存式、エネルギー保存式は、Ansys/Fluent に組み込まれた、以下の式を用いた。

質量保存式（連続の式）

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho v) = 0 \quad (\text{A2.1})$$

運動方程式

$$\frac{\partial \rho v}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho v v) = -\nabla p + \nabla \cdot (\tau) \quad (\text{A2.2})$$

化学種保存式

$$\frac{\partial \rho Y_i}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho v Y_i) = \nabla \cdot J_i + R_i \quad (\text{A2.3})$$

エネルギー保存式

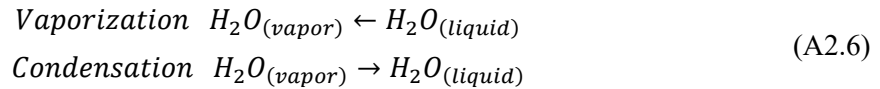
$$\frac{\partial \rho E}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho v E + p) = \nabla \cdot \left( k_{eff} \nabla T - \sum h_i J_i + (\tau_{eff} \cdot v) \right) \quad (\text{A2.4})$$

ここで、Eは、全エネルギー

$$E = h - \frac{p}{\rho} + \frac{v^2}{2} \quad (\text{A2.5})$$

### 2-3 相変化モデル

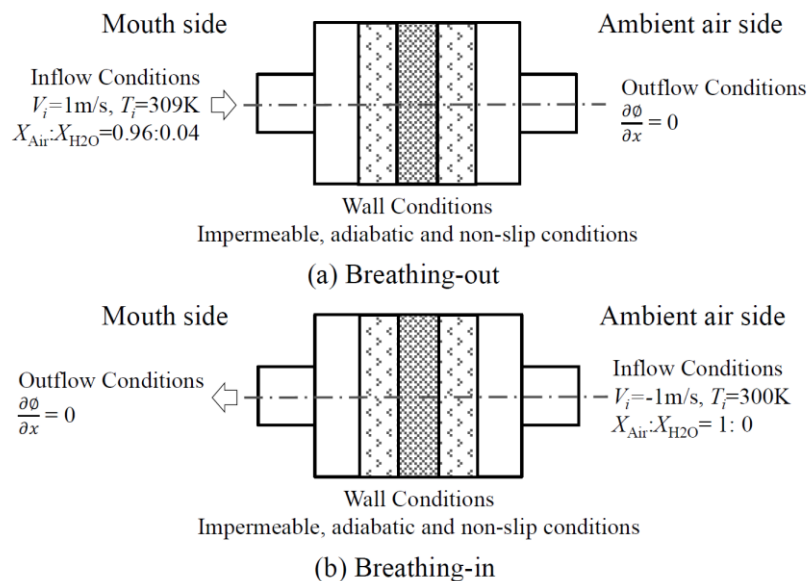
本予備計算では、流体力学的な挙動に着目することから、水の相変化については、Filter A および Filter B 部分について、以下の反応モデルとしてモデル化した。



$$R_i = A \cdot X_{H_2O(gas)} \cdot X_{H_2O(liquid)} \exp(-E/RT) \quad (\text{A2.7})$$

### A2-4 初期条件，境界条件

**Figure A2.2** に初期条件および境界条件を示す。本計算では、呼気については健康な人の一般的な状態である、温度 309 K (36°C) の飽和空気とした。また、吸気は手術室の条件を

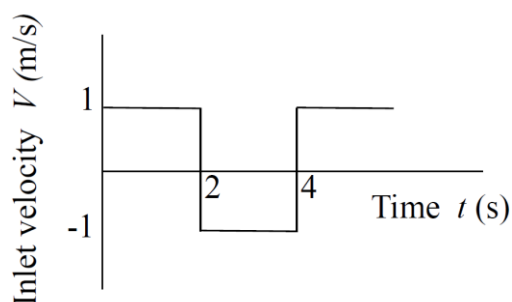


**Figure A2.2** Initial conditions and boundary conditions

参考に、温度 300K (27°C) の乾燥空気とした。壁面は物質の出入りのない断熱壁とし、流れを粘性流として取り扱っていることから壁面での速度はゼロとした。

#### A2-5 速度設定

速度設定の条件を **Figure A2.3** に示す。呼気と吸気を繰り返すことから、空気は速度  $-1\text{ m/s}$  と  $+1\text{ m/s}$  を 2 秒ずつ繰り返して流れるように設定した。



**Figure A2.3** Periodic flow pattern

#### A2-6 計算結果

計算結果を **Figure A2.4** に示す。図中、0–2 s が呼気、2–4 s が吸気を示している。0 s から呼気が供給されると、Filter B のところで水蒸気は急激に減少し、また、水は増加している。また、温度は上昇している。2–4 s では、吸気が供給されることから、26°Cの乾燥空気を満たされるようになる。分布形状を見ると、どの分布も  $x$  軸に垂直方向にはほぼ一定となっており、現象を一次元的に取り扱うことの妥当性が示された。

#### A2-7 結論

水蒸気、水、温度の分布形状を見ると、どの分布も  $x$  軸に垂直方向にはほぼ一定となっており、現象を一次元的に取り扱うことの妥当性が示された。

#### 参考文献

付 2-1 Yoshihito OKINAGA\*, Takahiro SAKAMOTO, Kuniyisa EGUCHI, and Toshiyisa UEDA, “Numerical study on the momentum, heat and mass transfer in a heat and moisture exchanger with filter,” *Proceedings of 7th ASCON-IEEChE*, pp.314-317, The 7th Asian Conference on Innovative Energy and Environmental Chemical Engineering (ASCON-IEEChE), November 13-16, 2016, Yokohama, Japan.



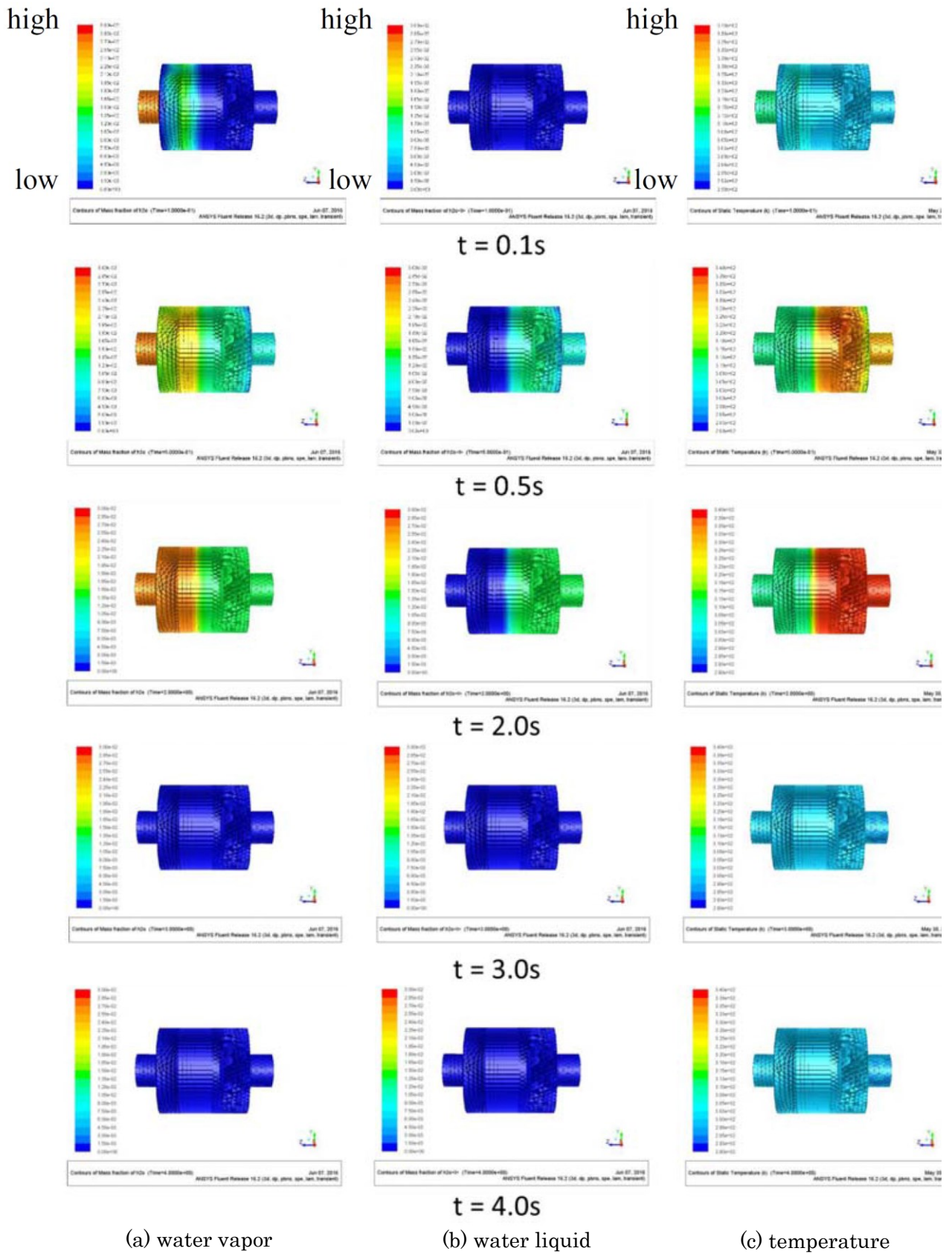


Figure A2.4 Time variation in the mole fractions of water vapor, water liquid and temperature

### 付録 3 輸送係数に関する検討

本研究では、水の相変化、その際の熱的な変化について検討を進めてきたが、その相変化は、実験結果からもわかるように、そのほとんどが塩化カルシウムを含浸したスポンジ部で生じている。その相変化、熱的な変化については、輸送係数を用いた輸送方程式でモデル化している。輸送係数としては、水の相変化については、呼気時の物質輸送係数 ( $KMe$ ) および吸気時の物質輸送係数 ( $KMi$ ) を、熱的な変化については、呼気時の熱輸送係数 ( $KHe$ ) および吸気時の熱輸送係数 ( $KHi$ ) を定義して用いた。呼気時と吸気時では、スポンジ、塩化カルシウムの表面の状況が異なると考えられるため、異なった輸送係数を用いることとした。

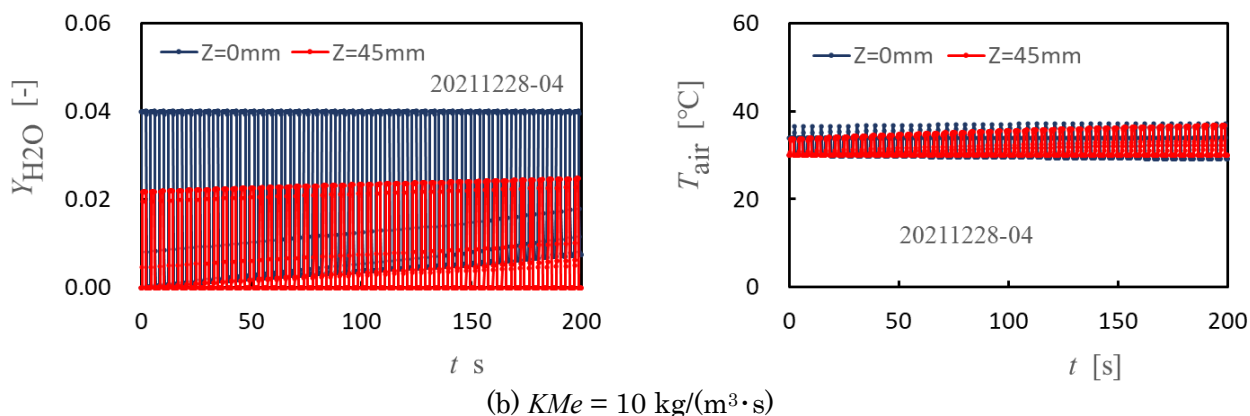
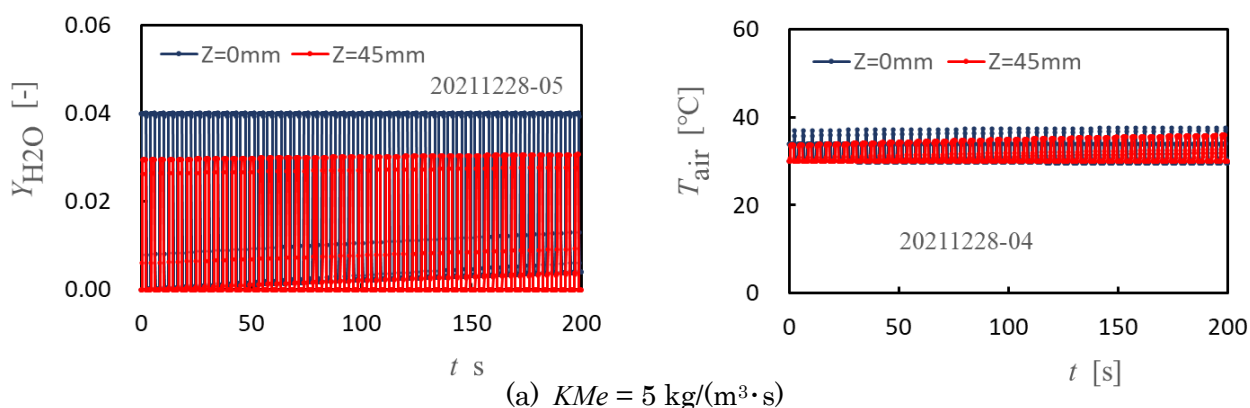
ただし、本研究では、実験においては定量的なデータとしては HMEF の患者側、器械側に対応するふたつの空気の出入口における水蒸気絶対湿度と温度を測定したが、その内部、とくにスポンジ部、塩化カルシウム部の局所的な状況に関しては、測定、観察することができなかった。したがって、輸送係数をスポンジの形状、塩化カルシウムの含浸に状況などから決定することはできなかった。そこで、輸送係数の値は、測定することのできた HMEF の両出入口での値と計算結果を比較検討して決定した。

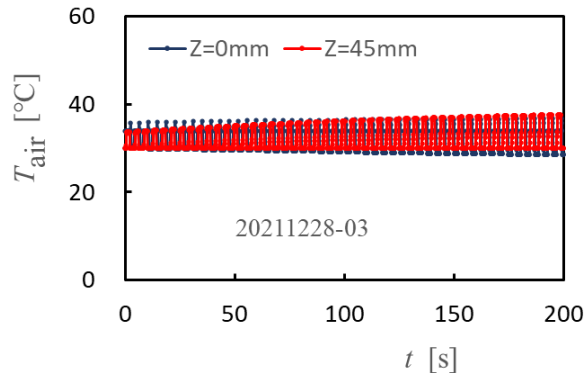
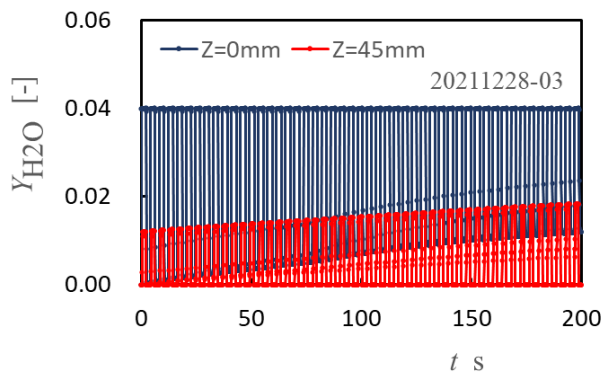
その際、それぞれの輸送係数の値が両出入口における水蒸気絶対湿度と温度に与える影響を理解しておく必要がある。そこで、それぞれの輸送係数を個別に系統的に変化させ、両出入口における水蒸気絶対湿度と温度に与える影響について検討を加えた。その結果の一例を以下に示す。

(1) 呼気時の物質輸送係数 ( $KMe$ ) について

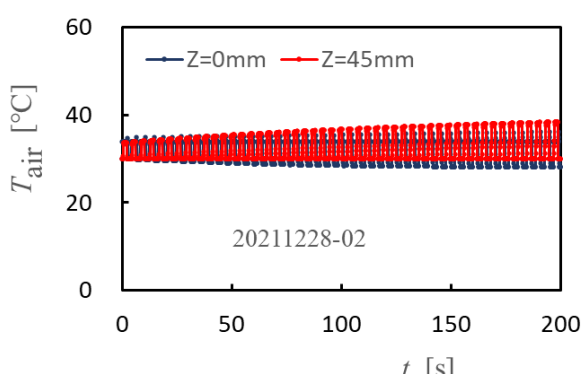
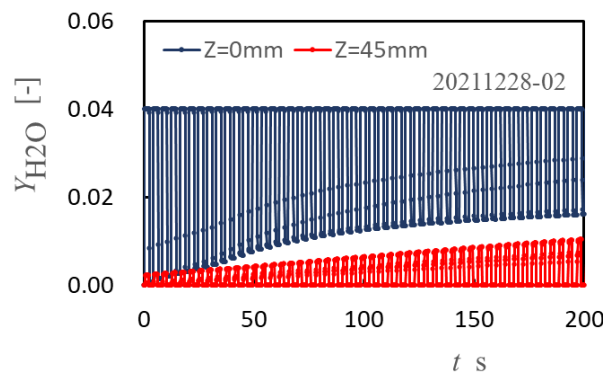
呼気時の物質輸送係数,  $KMe$ , を 5 から 200  $\text{kg}/(\text{m}^3\cdot\text{s})$ まで変化させた場合の結果を **Figure A3.1** に示す. このとき, 他の輸送係数は,  $KMi = 1,000 \text{ kg}/(\text{m}^3\cdot\text{s})$ ,  $KHe = 2 \text{ kJ}/(\text{m}^3\cdot\text{s}\cdot\text{K})$ ,  $KHi = 100 \text{ kJ}/(\text{m}^3\cdot\text{s}\cdot\text{K})$ とした.

$KMe = 5, 10 \text{ kg}/(\text{m}^3\cdot\text{s})$ など物質輸送係数が小さい場合,  $z = 0 \text{ mm}$ (患者側),  $z = 45 \text{ mm}$ (機器側) どちらの水蒸気質量分率,  $Y_{\text{H}_2\text{O}}$ , も時間的な変化はほとんど見られない. また温度,  $T_{\text{air}}$ , に関してもほとんど変化は見られない.  $KMe = 20 \text{ kg}/(\text{m}^3\cdot\text{s})$ では,  $z = 0 \text{ mm}$ において,  $Y_{\text{H}_2\text{O}}$ の各周期の最低値が時間とともに徐々に上昇してゆく傾向が顕著にみられた. また,  $z = 45 \text{ mm}$ において,  $Y_{\text{H}_2\text{O}}$ の各周期の最大値が時間とともに徐々に上昇してゆく傾向が顕著にみられた.  $T_{\text{air}}$ に関しては,  $KMe = 5, 10 \text{ kg}/(\text{m}^3\cdot\text{s})$ の場合に比べて, 大きな違いは見られない.  $KMe$ を  $KMe = 50$ と大きくしてゆくと,  $KMe = 20 \text{ kg}/(\text{m}^3\cdot\text{s})$ で見られた傾向がさらに顕著になってゆく.  $KMe = 100, 200 \text{ kg}/(\text{m}^3\cdot\text{s})$ では,  $KMe = 20, 50 \text{ kg}/(\text{m}^3\cdot\text{s})$ で見られた傾向がさらに顕著になっているが,  $KMe = 100 \text{ kg}/(\text{m}^3\cdot\text{s})$ と  $200 \text{ kg}/(\text{m}^3\cdot\text{s})$ を比べるとその変化は小さくなっている.

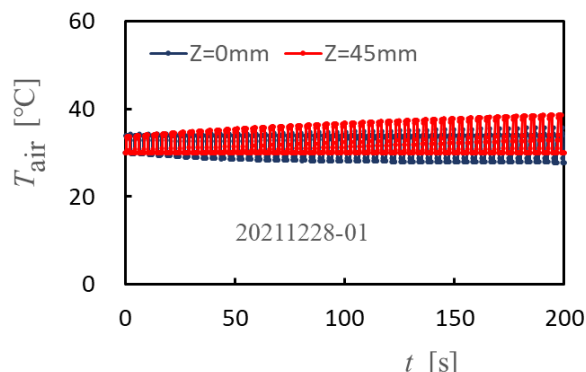
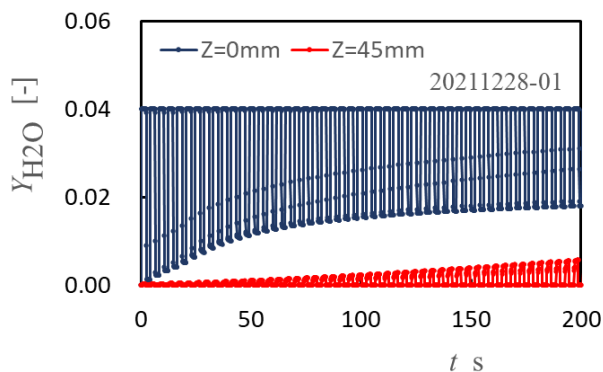




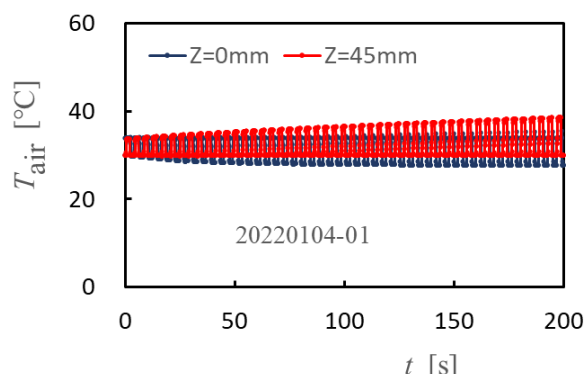
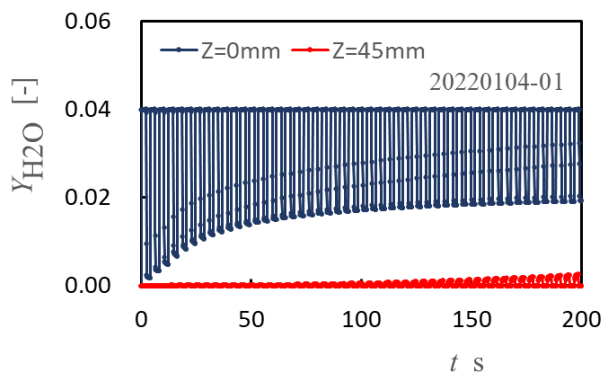
(c)  $KMe = 20 \text{ kg}/(\text{m}^3 \cdot \text{s})$



(d)  $KMe = 50 \text{ kg}/(\text{m}^3 \cdot \text{s})$



(e)  $KMe = 100 \text{ kg}/(\text{m}^3 \cdot \text{s})$



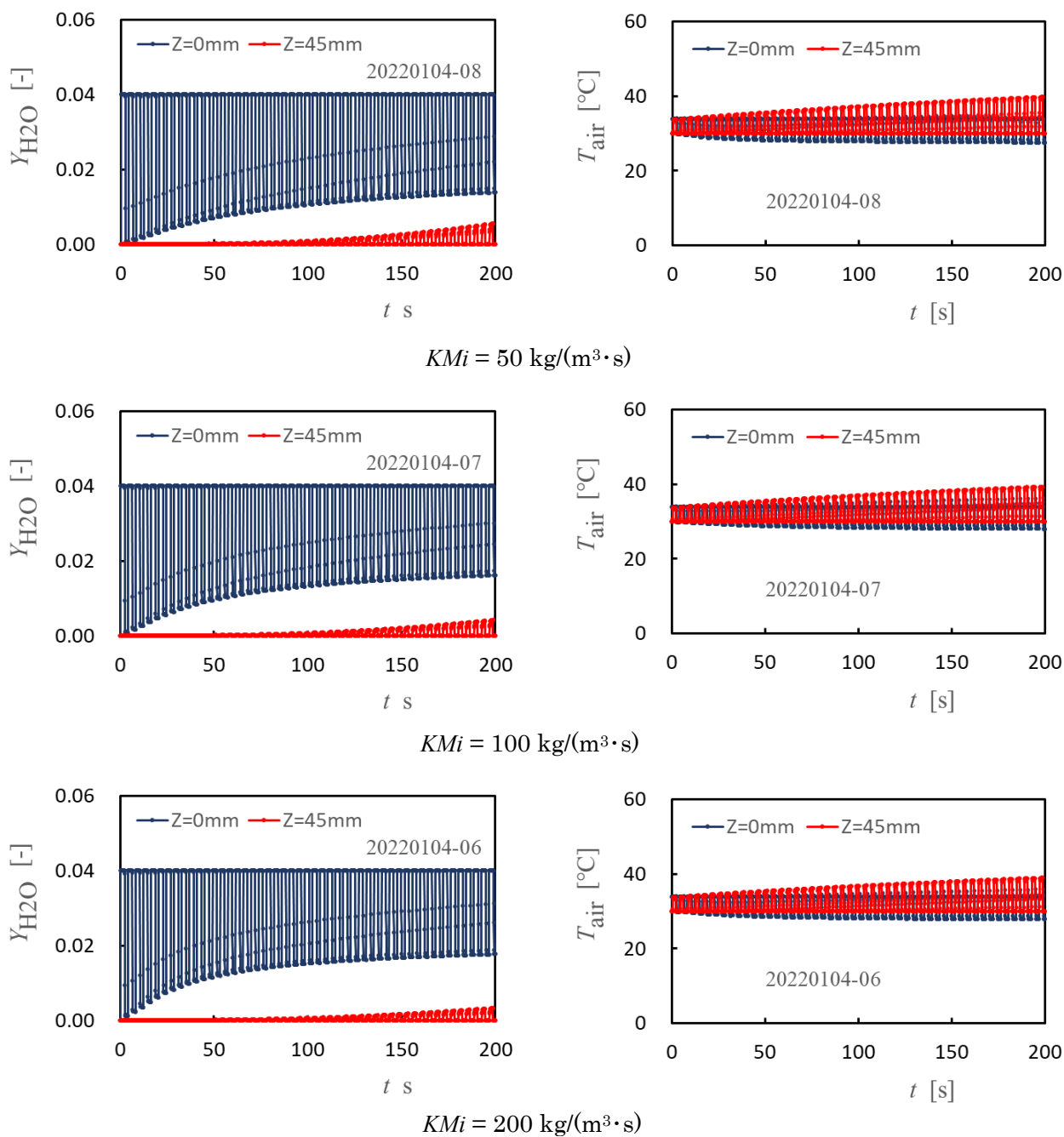
(f)  $KMe = 200 \text{ kg}/(\text{m}^3 \cdot \text{s})$

**Figure A3.1** Effect in  $KMe$

(2) 吸気時の物質輸送係数 ( $KMi$ ) について

吸気時の物質輸送係数,  $KMi$  を 50 から 5,000  $\text{kg}/(\text{m}^3 \cdot \text{s})$ まで変化させた場合の結果を **Figure A3.2** に示す. このとき, 他の輸送係数は,  $KMe = 200 \text{ kg}/(\text{m}^3 \cdot \text{s})$ ,  $KHe = 2 \text{ kJ}/(\text{m}^3 \cdot \text{s} \cdot \text{K})$ ,  $KHi = 100 \text{ kJ}/(\text{m}^3 \cdot \text{s} \cdot \text{K})$ とした.

**Figure A3.2** に示すように,  $KMi$  を変化させても,  $Y_{\text{H}_2\text{O}}$ ,  $T_{\text{air}}$  ともに大きな変化は見られなかった.



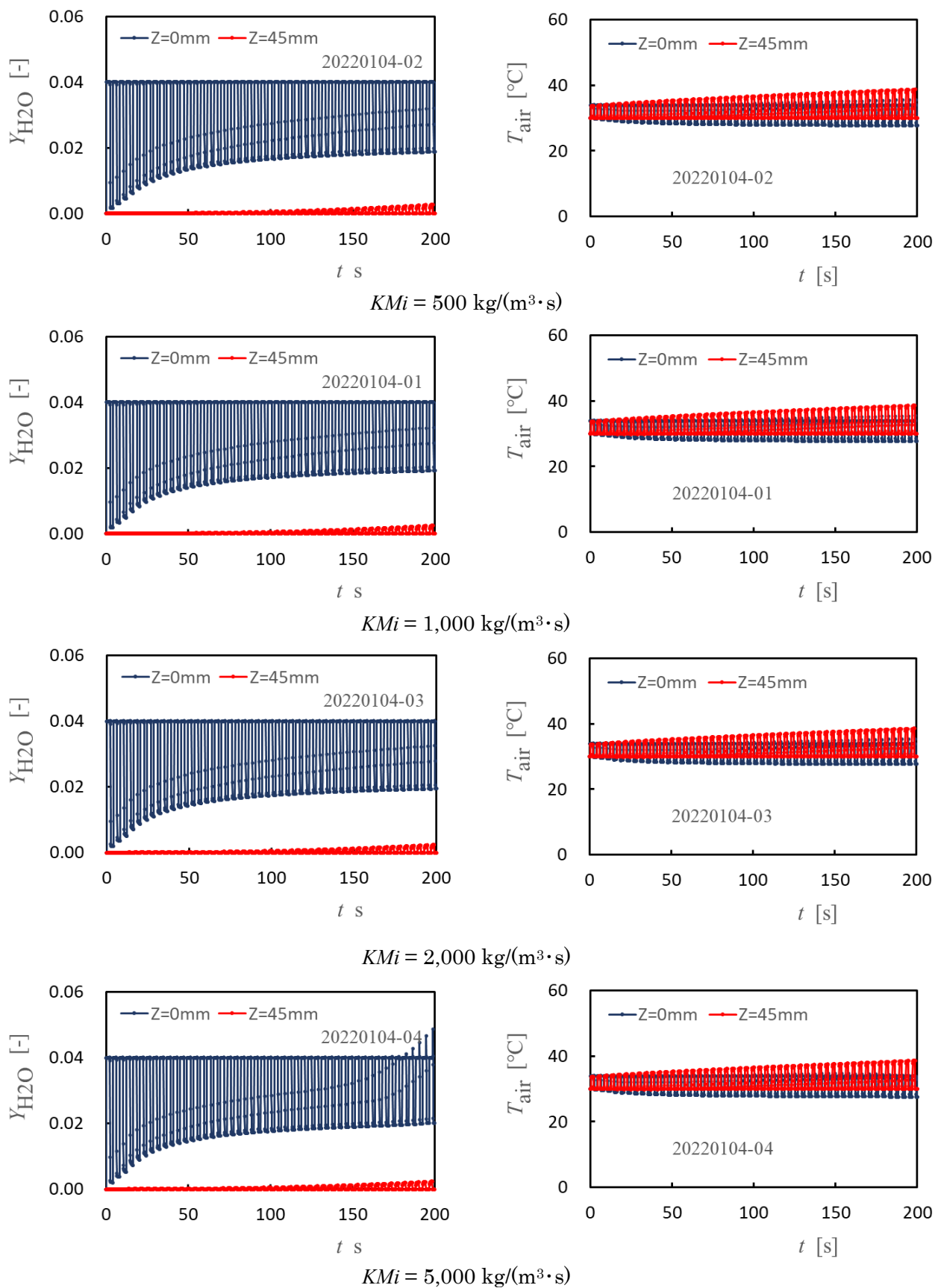
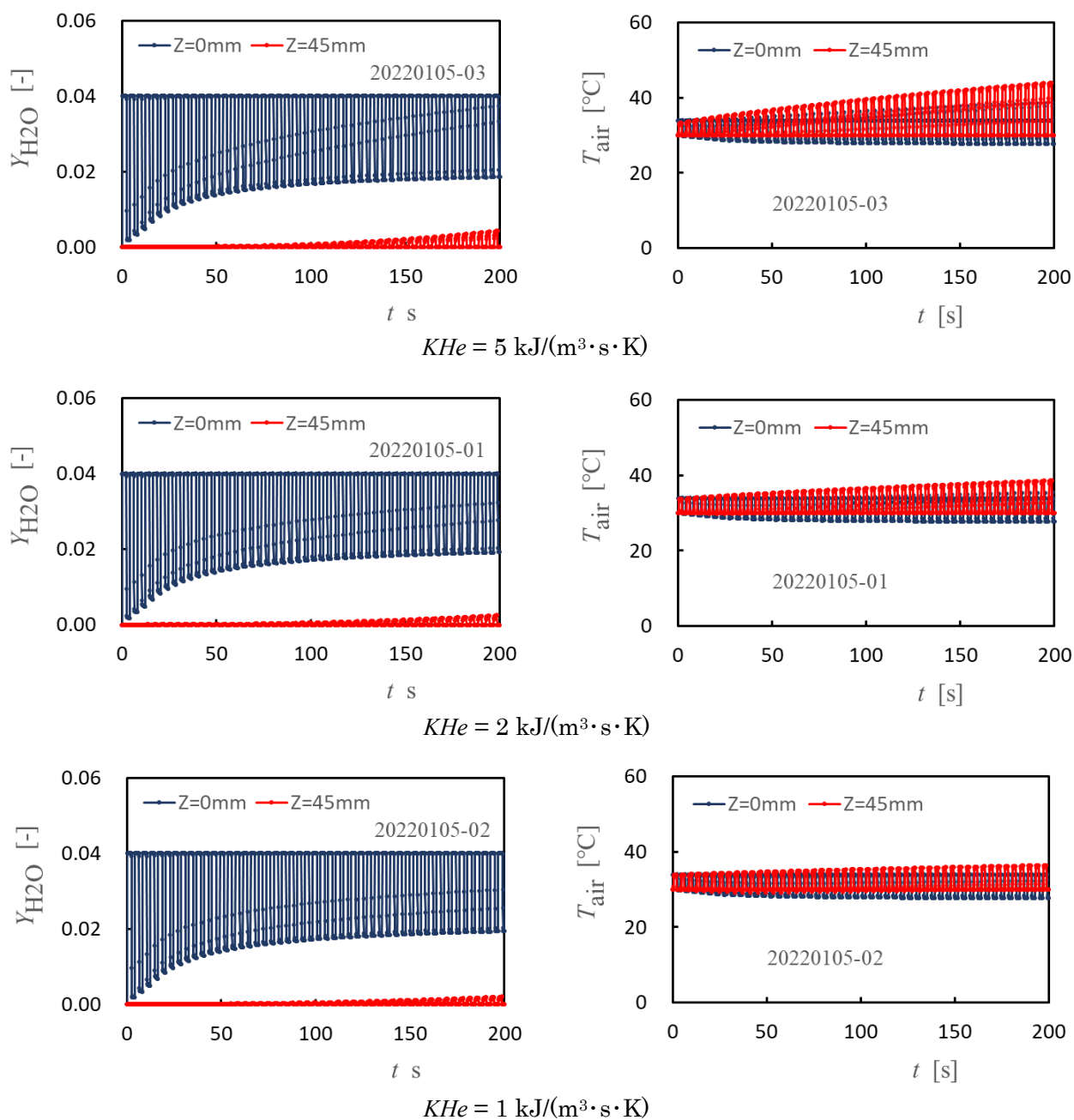


Figure A3.2 Effect in  $KM_i$

(3) 呼気時の熱輸送係数 ( $KHe$ ) について

呼気時の物質輸送係数,  $KHe$  を 5 から  $0.05 \text{ kJ}/(\text{m}^3 \cdot \text{s} \cdot \text{K})$  まで変化させた場合の結果を **Figure A3.3** に示す. このとき, 他の輸送係数は,  $KMe = 200 \text{ kg}/(\text{m}^3 \cdot \text{s})$ ,  $KMi = 1,000 \text{ kg}/(\text{m}^3 \cdot \text{s})$ ,  $KHi = 100 \text{ kJ}/(\text{m}^3 \cdot \text{s} \cdot \text{K})$  とした.

**Figure A3.3** に示すように,  $KHe$  を変化させても,  $Y_{\text{H}_2\text{O}}$  には顕著な変化は見られなかった. 他方,  $T_{\text{air}}$  に顕著な変化がみられた.  $KHe = 5 \text{ kJ}/(\text{m}^3 \cdot \text{s} \cdot \text{K})$  の場合,  $z = 45 \text{ mm}$  における温度は, 時間が経過し, 周期が繰り返されるほど各周期の最高温度が上昇した. この温度上昇は  $Khe$  を小さくすると低くなってゆく. ただし,  $KHe$  を  $0.2 \text{ kJ}/(\text{m}^3 \cdot \text{s} \cdot \text{K})$  より小さくすると, 温度の時間変化にほとんど違いがみられないようになった.



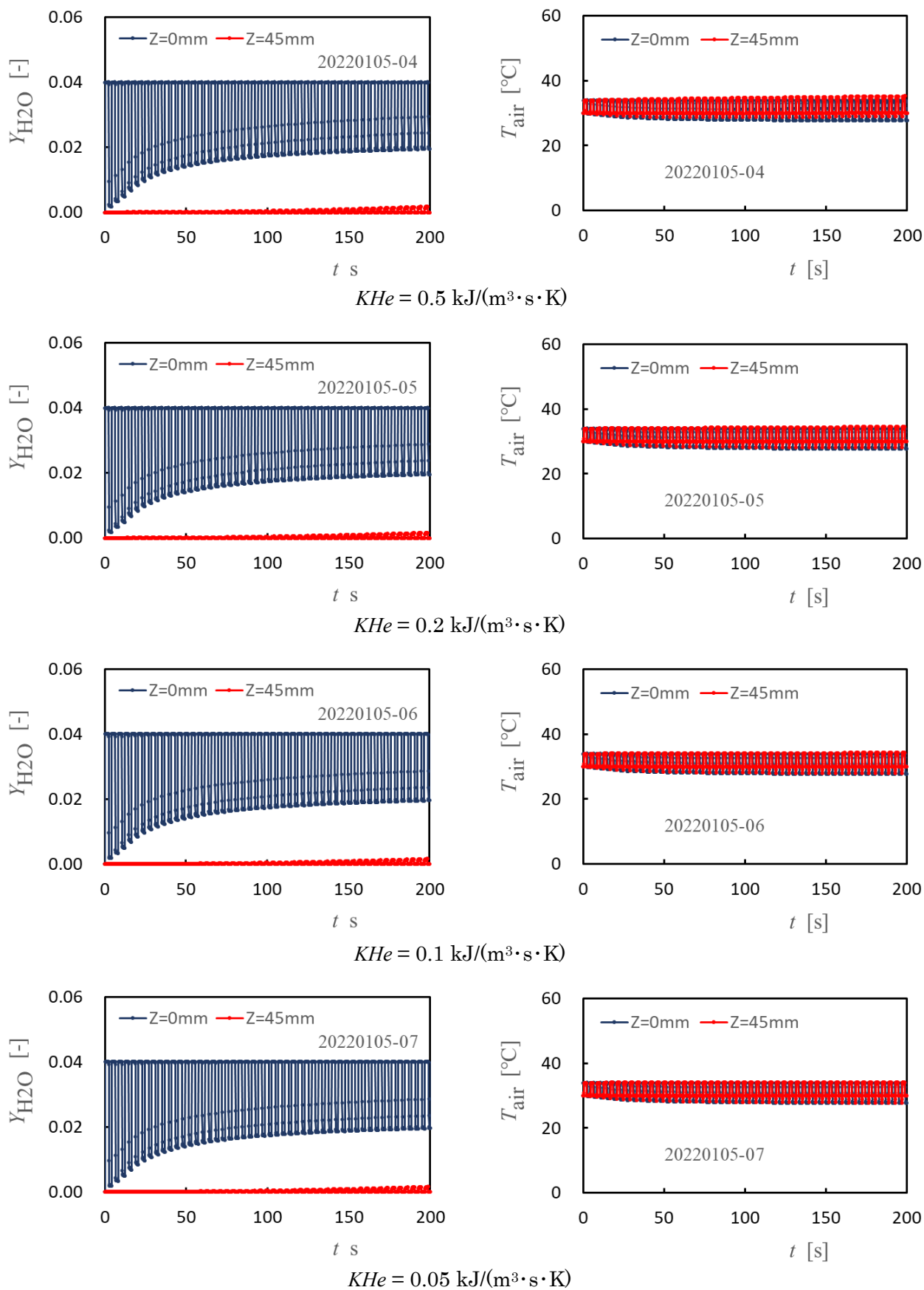


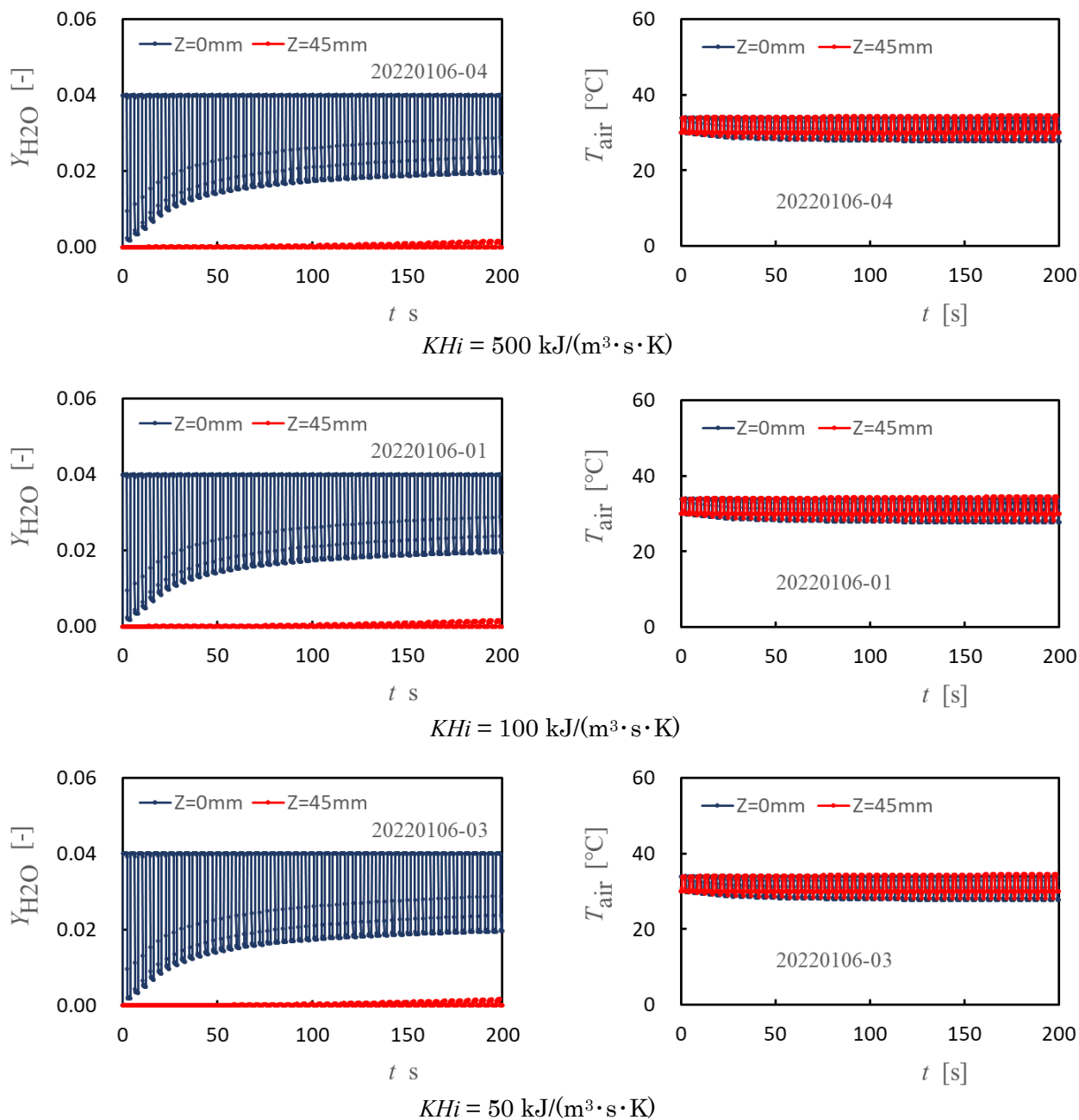
Figure A3.3 Effect in  $KHe$



(4) 吸気時の熱輸送係数 ( $KHi$ ) について

吸気時の物質輸送係数,  $KHi$  を 500 から  $50 \text{ kJ}/(\text{m}^3 \cdot \text{s} \cdot \text{K})$  まで変化させた場合の結果を **Figure A3.4** に示す. このとき, 他の輸送係数は,  $KMe = 200 \text{ kg}/(\text{m}^3 \cdot \text{s})$ ,  $KMi = 1,000 \text{ kg}/(\text{m}^3 \cdot \text{s})$ ,  $KHe = 2 \text{ kJ}/(\text{m}^3 \cdot \text{s} \cdot \text{K})$  とした.

**Figure A3.4** に示すように,  $Y_{\text{H}_2\text{O}}$ ,  $T_{\text{air}}$  とともに  $KHi$  の変化に対して顕著な変化を示さなかった.



**Figure A3.4** Effect in  $KHi$

## 付録4 古典的ルンゲ・クッタ法

本研究では、数値計算を1次精度陽解法であるオイラー法で行ったが、数値計算の健全性を確認するために、古典的ルンゲ・クッタ法による計算を行い、両者の結果を比較検討した。

ルンゲ・クッタ法は、一般的には、以下の式で与えられる離散変数法である<sup>[A4-1]</sup>。

対象とする方程式を、

$$\frac{d\xi}{dt} = f(\xi) \quad (\text{A4.1})$$

とすると、

$$\xi_i^{p+1} = \xi_i^p + \Delta t \sum_{j=1}^s b_j k_j \quad (\text{A4.2})$$

$$k_j = f \left( x_n + c_j h_j, y_n + \Delta t \sum_{k=1}^s a_{jk} k_k \right)$$

となる。ここで、 $s$ は段数と呼ばれる自然数である。ここで、 $s$ 次正方形行列  $a_{jk}$ 、 $s$ 次ベクトル  $b_j, c_j$  を、4次の場合について示すと、**Table A4.1** に示す配列（Butcher 配列）として示すことができる。ここで、

$$c_i = \sum_{k=1}^s a_{ik} \quad (\text{A4.3})$$

が成り立つものと仮定する。

すると、古典的ルンゲ・クッタ法の配列は **Table A4.2** に示すようになる。

**Table A4.1** Butcher arrangement

$c_1$	$a_{11}$	$a_{12}$	$a_{13}$	$a_{14}$
$c_2$	$a_{21}$	$a_{22}$	$a_{23}$	$a_{24}$
$c_3$	$a_{31}$	$a_{32}$	$a_{33}$	$a_{34}$
$c_4$	$a_{41}$	$a_{42}$	$a_{43}$	$a_{44}$
	$b_1$	$b_2$	$b_3$	$b_4$

**Table A4.2** Butcher arrangement for the classic Runge-Kutta method

0				
1/2	1/2			
1/2	0	1/2		
1	0	0	1	
	1/6	1/3	1/3	1/6

Table A4.2 の値を用いると、4次精度の古典的ルンゲ・クッタ法は、

$$\begin{aligned}
\xi_i^{p+1} &= \xi_i^p + \Delta t \sum_{j=1}^4 b_j k_j = \xi_i^p + \Delta t \cdot (b_1 k_1 + b_2 k_2 + b_3 k_3 + b_4 k_4) \\
&= \xi_i^p + \Delta t \cdot \frac{1}{6} k_1 + \frac{1}{3} k_2 + \frac{1}{3} k_3 + \frac{1}{6} k_4 \\
&= \xi_i^p + \Delta t \cdot \frac{k_1 + 2k_2 + 2k_3 + 1k_4}{6} \\
k_j &= f \left( x_n + c_j h, y_n + \Delta t \sum_{k=1}^4 a_{jk} k_k \right) \\
k_1 &= f(x_n + 0h, y_n + \Delta t \cdot (0k_1 + 0k_2 + 0k_3 + 0k_4)) \\
&\quad k_1 = f(x_n, y_n) \\
k_2 &= f \left( x_n + \frac{1}{2}h, y_n + \Delta t \cdot \left( \frac{1}{2}k_1 + 0k_2 + 0k_3 + 0k_4 \right) \right) \\
&\quad k_2 = f \left( x_n + \frac{1}{2}h, y_n + \frac{1}{2}\Delta t \cdot k_1 \right) \\
k_3 &= f \left( x_n + \frac{1}{2}h, y_n + \Delta t \cdot \left( 0k_1 + \frac{1}{2}k_2 + 0k_3 + 0k_4 \right) \right) \\
&\quad k_3 = f \left( x_n + \frac{1}{2}h, y_n + \frac{1}{2}\Delta t \cdot k_2 \right) \\
&\quad k_4 = f(x_n + h, y_n + \Delta t \cdot k_3)
\end{aligned} \tag{A4.4}$$

となる。

ここで、本研究の一般変数  $\xi_{i-1}^p$  を用いて表すと、

$$\begin{aligned}
&\quad k_{1,i} = f(\xi_{i-1}^p, \xi_i^p, \xi_{i+1}^p) \\
k_{2,i} &= f \left( \xi_{i-1}^p + \frac{\Delta t \cdot k_{1,i-1}}{2}, \xi_i^p + \frac{\Delta t \cdot k_{1,i}}{2}, \xi_{i+1}^p + \frac{\Delta t \cdot k_{1,i+1}}{2} \right) \\
k_{3,i} &= f \left( \xi_{i-1}^p + \frac{\Delta t \cdot k_{2,i-1}}{2}, \xi_i^p + \frac{\Delta t \cdot k_{2,i}}{2}, \xi_{i+1}^p + \frac{\Delta t \cdot k_{2,i+1}}{2} \right) \\
k_{4,i} &= f(\xi_{i-1}^p + \Delta t \cdot k_{3,i-1}, \xi_i^p + \Delta t \cdot k_{3,i}, \xi_{i+1}^p + \Delta t \cdot k_{3,i+1})
\end{aligned} \tag{A4.5}$$

$$\xi_i^{p+1} = \xi_i^p + \Delta t \cdot \frac{k_{1,i} + 2k_{2,i} + 2k_{3,i} + k_{4,i}}{6}$$

$$i: 2 - (N - 1)$$

$\xi_1^p, \xi_N^p$  are boundary condtions.

さらに,

$$\begin{aligned}
\Delta t \cdot k_{1,i} &= \Delta t \cdot f(\xi_{i-1}^p, \xi_i^p, \xi_{i+1}^p) \\
\Delta t \cdot k_{2,i} &= \Delta t \cdot f\left(\xi_{i-1}^p + \frac{\Delta t \cdot k_{1,i-1}}{2}, \xi_i^p + \frac{\Delta t \cdot k_{1,i}}{2}, \xi_{i+1}^p + \frac{\Delta t \cdot k_{1,i+1}}{2}\right) \\
\Delta t \cdot k_{3,i} &= \Delta t \cdot f\left(\xi_{i-1}^p + \frac{\Delta t \cdot k_{2,i-1}}{2}, \xi_i^p + \frac{\Delta t \cdot k_{2,i}}{2}, \xi_{i+1}^p + \frac{\Delta t \cdot k_{2,i+1}}{2}\right) \\
\Delta t \cdot k_{4,i} &= \Delta t \cdot f(\xi_{i-1}^p + \Delta t \cdot k_{3,i-1}, \xi_i^p + \Delta t \cdot k_{3,i}, \xi_{i+1}^p + \Delta t \cdot k_{3,i+1}) \quad (A4.6)
\end{aligned}$$

$$\xi_i^{p+1} = \xi_i^p + \frac{\Delta t \cdot k_{1,i} + 2\Delta t \cdot k_{2,i} + 2\Delta t \cdot k_{3,i} + \Delta t \cdot k_{4,i}}{6}$$

$$i: 2 - (N - 1)$$

$\xi_1^p, \xi_N^p$  are boundary condtions.

と変形し,  $\Delta t \cdot k_{k,i} = \kappa_{k,i}$  とすると,

$$\begin{aligned}
\kappa_{1,i} &= \Delta t \cdot f(\xi_{i-1}^p, \xi_i^p, \xi_{i+1}^p) \\
\kappa_{2,i} &= \Delta t \cdot f\left(\xi_{i-1}^p + \frac{\kappa_{1,i-1}}{2}, \xi_i^p + \frac{\kappa_{1,i}}{2}, \xi_{i+1}^p + \frac{\kappa_{1,i+1}}{2}\right) \\
\kappa_{3,i} &= \Delta t \cdot f\left(\xi_{i-1}^p + \frac{\kappa_{2,i-1}}{2}, \xi_i^p + \frac{\kappa_{2,i}}{2}, \xi_{i+1}^p + \frac{\kappa_{2,i+1}}{2}\right) \\
\kappa_{4,i} &= \Delta t \cdot f(\xi_{i-1}^p + \kappa_{3,i-1}, \xi_i^p + \kappa_{3,i}, \xi_{i+1}^p + \kappa_{3,i+1}) \quad A(4.7)
\end{aligned}$$

$$\xi_i^{p+1} = \xi_i^p + \frac{\kappa_{1,i} + 2\kappa_{2,i} + 2\kappa_{3,i} + \kappa_{4,i}}{6}$$

$$i: 2 - (N - 1)$$

$\xi_1^p, \xi_N^p$  are boundary condtions.

本研究では, 空気中の水蒸気の質量分率 $Y_{H_2O}$ および空気温度 $T_{air}$  が二階線形偏微分方程式として表されているが, 両者は 2.2.6 項に示す式(2.2.30)に示す, 同様の形式で表される.

$$\rho(t, z) \frac{\partial \xi(t, z)}{\partial t} + \rho(t, z) u(t, z) \frac{\partial \xi(t, z)}{\partial z} = \rho(t, z) D(t, z) \frac{\partial^2 \xi(t, z)}{\partial z^2} + w(t, z) \quad (2.2.30)$$

その差分形式は, 2.2.6 項に示す式(2.2.38)となる.

$$\begin{aligned}
&\frac{\rho(t, z)}{\Delta t} (\xi(t + \Delta t, z) - \xi(t, z)) \\
&= \frac{\rho(t, z) u(t, z)}{\Delta z} (\xi(t, z + \Delta z) - \xi(t, z)) \\
&+ \frac{\rho(t, z) D(t, z)}{\Delta z^2} (\xi(t, z + \Delta z) + \xi(t, z - \Delta z) - 2\xi(t, z)) + w(t, z) \quad (2.2.38)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
& \frac{(\xi(t + \Delta t, z) - \xi(t, z))}{\Delta t} \\
&= \frac{u(t, z)}{\Delta z} (\xi(t, z + \Delta z) - \xi(t, z)) \\
&+ \frac{D(t, z)}{\Delta z^2} (\xi(t, z + \Delta z) + \xi(t, z - \Delta z) - 2\xi(t, z)) + w(t, z)
\end{aligned} \tag{2.2.38}$$

差分方程式を構築するにあたって、クーラン数とペクレ数を導入する。

$$\text{クーラン数: } Cr = \frac{U\Delta t}{\Delta z} \tag{2.2.35}$$

$$\text{ペクレ数: } Pe = \frac{U\Delta z}{D} \tag{2.2.36}$$

$$\begin{aligned}
& \frac{(\xi(t + \Delta t, z) - \xi(t, z))}{\Delta t} \\
&= \frac{1}{\Delta t} \left( -Cr(\xi(t, z + \Delta z) - \xi(t, z)) \right. \\
&\quad \left. + \frac{Cr}{Pe} (\xi(t, z + \Delta z) + \xi(t, z - \Delta z) - 2\xi(t, z)) + \frac{\Delta t}{\rho(t, z)} w(t, z) \right)
\end{aligned} \tag{2.2.41}$$

したがって、ルンゲ・クッタ法を考える際の $f(t, x)$ は、

$$\begin{aligned}
& f(t, \xi(t, z - \Delta z), \xi(t, z), \xi(t, z + \Delta z)) \\
&= \frac{1}{\Delta t} \left( -Cr(\xi(t, z + \Delta z) - \xi(t, z)) \right. \\
&\quad \left. + \frac{Cr}{Pe} (\xi(t, z + \Delta z) + \xi(t, z - \Delta z) - 2\xi(t, z)) + \frac{\Delta t}{\rho(t, z)} w(t, z) \right)
\end{aligned} \tag{A4.8}$$

$$\begin{aligned}
& f(p, \xi_{p,i-1}, \xi_{p,i}, \xi_{p,i+1}) \\
&= \frac{1}{\Delta t} \left( -Cr(\xi(t, z + \Delta z) - \xi(t, z)) \right. \\
&\quad \left. + \frac{Cr}{Pe} (\xi(t, z + \Delta z) + \xi(t, z - \Delta z) - 2\xi(t, z)) + \frac{\Delta t}{\rho(t, z)} w(t, z) \right)
\end{aligned} \tag{A4.9}$$

陽解法なので、時刻  $t$  は既知の計算結果となる。すなわち、時刻  $i+1$  の結果を求めるときには、時刻  $i$  の結果を用いることになる。

つぎに、ルンゲ・クッタ法の  $k_{j,i}$  を求める。 ( $j=1-4$ )

本研究では、

$$\begin{aligned} f(p, \xi_{p,i-1}, \xi_{p,i}, \xi_{p,i+1}) \\ = -\frac{1}{\Delta t} \left( -Cr(\xi(t, z + \Delta z) - \xi(t, z)) \right. \\ \left. + \frac{Cr}{Pe} (\xi(t, z + \Delta z) + \xi(t, z - \Delta z) - 2\xi(t, z)) + \frac{\Delta t}{\rho(t, z)} w(t, z) \right) \end{aligned} \quad (A4.10)$$

また、

$i=2$  の場合、

$$\begin{aligned} f(p, \xi_{p,1}, \xi_{p,2}, \xi_{p,3}) \\ = -\frac{1}{\Delta t} \left( -Cr(\xi_{p,3} - \xi_{p,2}) + \frac{Cr}{Pe} (\xi_{p,3} + \xi_{p,1} - 2\xi_{p,2}) \right. \\ \left. + \frac{\Delta t}{\rho(t, z)} w(t, z) \right) \end{aligned} \quad (A4.11)$$

$i=N-1$  の場合、

$$\begin{aligned} (p, \xi_{p,N-2}, \xi_{p,N-1}, \xi_{p,N}) \\ = -\frac{1}{\Delta t} \left( -Cr(\xi_{p,N} - \xi_{p,N-1}) + \frac{Cr}{Pe} (\xi_{p,N} + \xi_{p,N-2} - 2\xi_{p,N-1}) \right. \\ \left. + \frac{\Delta t}{\rho(t, z)} w(t, z) \right) \end{aligned} \quad (A4.12)$$

$Y_{H_2O}$  の場合：

$$\begin{aligned} Yair(i) = & Yair\_prev(i) - CourantC*(Yair\_prev(i+direction)-Yair(i-direction))/2 ... \\ & + RF*TF(i)*CourantC/Pecletm*(Yair\_prev(i+direction)+Yair(i-irection)) \\ & - 2*Yair\_prev(i) - (dt/rhoair*rhoair) * ((sv(i)/\epsilon(i)*jm(i)) - (CourantC * SupSat)) \end{aligned} \quad (A4.13)$$

より、ルンゲ・クッタ法を適用する関数  $f$  は以下のようなになる。

$$\begin{aligned} f(Yair, i-direction, Yair, i, Yair, i+direction) \\ = -CourantC*(Yair\_prev(i+direction) \\ - Yair(i-direction))/2 + RF*TF(i)*CourantC/Pecletm*(Yair\_prev(i+direction) \\ + Yair(i-direction) - 2*Yair\_prev(i) - (dt/rhoair*rhoair)*((sv(i)/\epsilon(i)*jm(i)) \\ - (CourantC * SupSat))); \end{aligned} \quad (A4.14)$$

初期値

呼気：  $k1(1), k2(1), k3(1), k4(1) = 0$  ,

吸気：  $k1(nz\_total+1), k2(nz\_total+1), k3(nz\_total+1), k4(nz\_total+1) = 0$

$$\begin{aligned}
 k1(i) &= \Delta t * f(Yair, i-direction, Yair, i, Yair, i+direction) \\
 &= \Delta t * (- CourantC * (Yair\_prev(i+direction) - Yair\_prev(i-direction)) / 2 \dots \\
 &\quad + RF * TF(i) * CourantC / Pecletm * (Yair\_prev(i+direction) + Yair\_prev(i-direction) \\
 &\quad - 2 * Yair\_prev(i)) - (\Delta t / rhoair * rhoair) * ((sv(i) / \epsilon(i) * jm(i)) - (CourantC * SupSat)))
 \end{aligned} \tag{A4.15}$$

$$\begin{aligned}
 k2(i) &= \Delta t * f(Yair, i-direction + k1(i-direction) / 2, Yair, i + k1(i) / 2, Yair, i+direction \\
 &\quad + k1(i+direction) / 2) \\
 &= \Delta t * (- CourantC * (Yair\_prev(i+direction) + k1(i+direction) / 2 \\
 &\quad - Yair\_prev(i-direction) + k1(i-direction) / 2) / 2 + RF * TF(i) * CourantC / Pecletm \\
 &\quad * (Yair\_prev(i+direction) + k1(i+direction) / 2 + Yair\_prev(i-direction) \\
 &\quad + k1(i-direction) / 2 - 2 * Yair\_prev(i) + k1(i) / 2) \\
 &\quad - (\Delta t / rhoair * rhoair) * ((sv(i) / \epsilon(i) * jm(i)) - (CourantC * SupSat)))
 \end{aligned} \tag{A4.16}$$

$$\begin{aligned}
 k2(i) &= \Delta t * f(Yair, i-direction + k1(i-direction) / 2, Yair, i + k1(i) / 2, Yair, i+direction \\
 &\quad + k1(i+direction) / 2) \\
 &= \Delta t * (- CourantC * (Yair\_prev(i+direction) + k1(i+direction) / 2 \\
 &\quad - Yair\_prev(i-direction) + k1(i-direction) / 2) / 2 + RF * TF(i) * CourantC / Pecletm \\
 &\quad * (Yair\_prev(i+direction) + k1(i+direction) / 2 + Yair\_prev(i-direction) \\
 &\quad + k1(i-direction) / 2 - 2 * Yair\_prev(i) + k1(i) / 2) \\
 &\quad - (\Delta t / rhoair * rhoair) * ((sv(i) / \epsilon(i) * jm(i)) - (CourantC * SupSat)))
 \end{aligned} \tag{A4.17}$$

$$\begin{aligned}
 K3(i) &= \Delta t * f(Yair, i-direction + k2(i-direction) / 2, Yair, i + k2(i) / 2, Yair, i+direction \\
 &\quad + k2(i+direction) / 2) \\
 &= \Delta t * (- CourantC * (Yair\_prev(i+direction) + k2(i+direction) / 2 \\
 &\quad - Yair\_prev(i-direction) + k2(i-direction) / 2) / 2 + RF * TF(i) * CourantC / Pecletm \\
 &\quad * (Yair\_prev(i+direction) + k2(i+direction) / 2 + Yair\_prev(i-direction) \\
 &\quad + k2(i-direction) / 2 - 2 * Yair\_prev(i) + k2(i) / 2) \\
 &\quad - (\Delta t / rhoair * rhoair) * ((sv(i) / \epsilon(i) * jm(i)) - (CourantC * SupSat)))
 \end{aligned} \tag{A4.18}$$

$$\begin{aligned}
 k4 &= \Delta t * f(Yair, i-direction + k3(i-direction), Yair, i + k3(i), Yair, i+direction \\
 &\quad + k3(i+direction)) \\
 &= \Delta t * (- CourantC * (Yair\_prev(i+direction) + k3(i+direction) \\
 &\quad - Yair\_prev(i-direction) + k3(i-direction)) / 2 + RF * TF(i) * CourantC / Pecletm \\
 &\quad * (Yair\_prev(i+direction) + k3(i+direction) + Yair\_prev(i-direction) \\
 &\quad + k3(i-direction) - 2 * Yair\_prev(i) + k3(i)) \\
 &\quad - (\Delta t / rhoair * rhoair) * ((sv(i) / \epsilon(i) * jm(i)) - (CourantC * SupSat)))
 \end{aligned} \tag{A4.20}$$

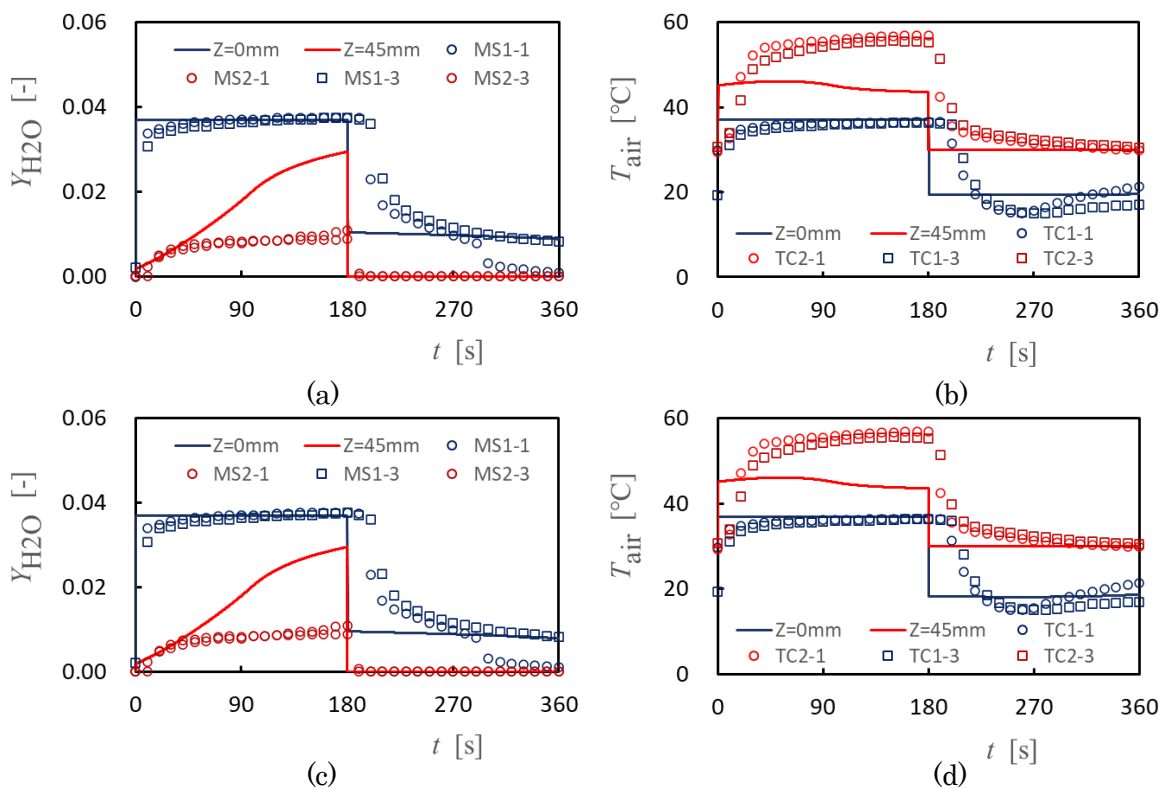
$$Y_{\text{air}}^{p+1} = Y_{\text{air}}^p + \frac{k_{1,i} + 2k_{2,i} + 2k_{3,i} + k_{4,i}}{6} \quad (\text{A4.21})$$

**Figure A4.1** に、第 3 章 **Figure 3.4** に示した過渡応答の計算結果の条件で、1 次精度オイラー法と 4 次精度ルンゲ・クッタ法で計算した結果を示す。両者は、定性的、定量的に同様の結果を示している。

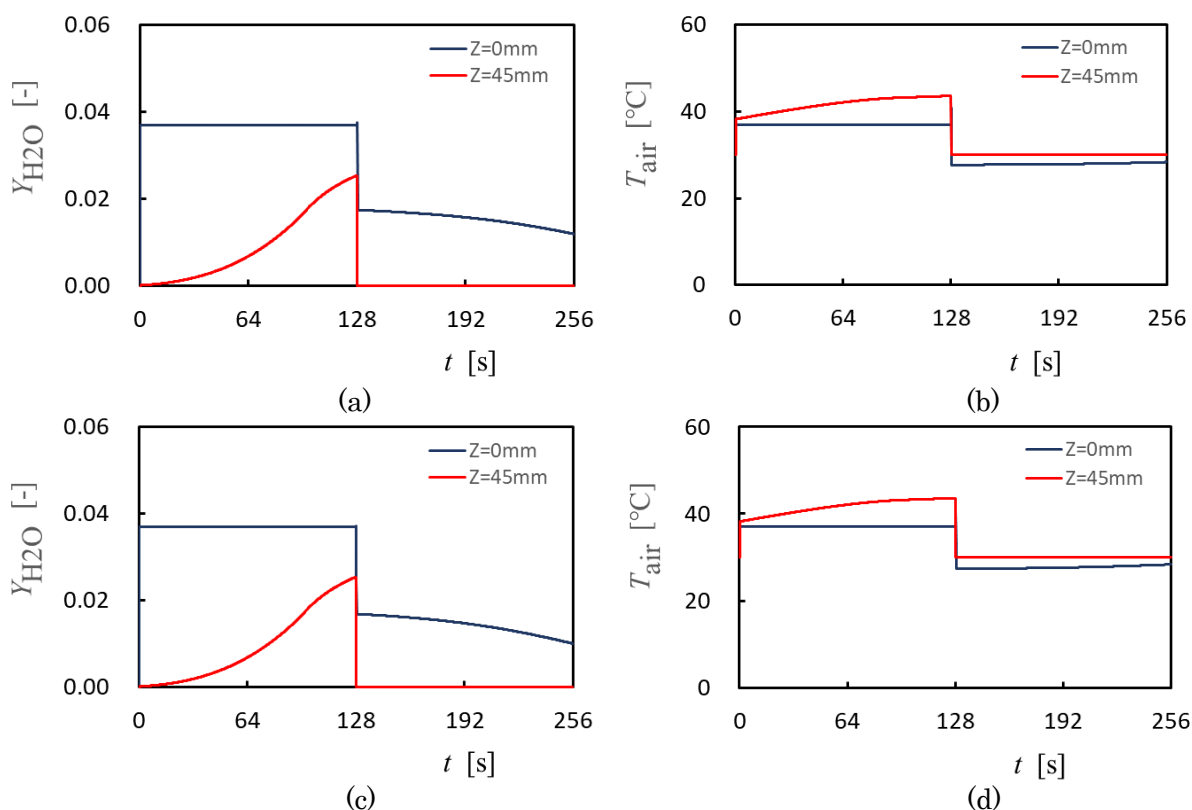
**Figures A4.2-A4.5** に、第 4 章 **Figures 4.42-4.45** に示した周期応答の計算結果の条件で、もっとも単純化したモデルの場合について、本文で用いた 1 次精度オイラー法と 4 次精度ルンゲ・クッタ法の結果を **Figures A4.2-A4.5** に示す。それぞれの図において、(a), (b) に 4 次精度ルンゲ・クッタ法の結果を、(c), (d) に 1 次精度オイラー法の結果を示す。 $\tau_B = 256 \text{ s}$ ,  $\tau_B = 64 \text{ s}$ ,  $\tau_B = 16 \text{ s}$ ,  $\tau_B = 4 \text{ s}$  どの場合も両者の結果は定性的にも定量的にも同様の結果を示している。また、**Figures A4.6-A4.8** に、 $Y_{\text{H}_2\text{O}}$  および  $T_{\text{air}}$  について、ルンゲ・クッタ法による結果とオイラー法による結果を同一グラフ上で比較した。図より、両者がもっとも異なる値を示しているのは、**Figure A4.7(a)** に赤丸で示す  $z = 0 \text{ mm}$  における  $t = 256 \text{ s}$  の場合であるが、この際の両者の差異は 0.000188 であり、 $Y_{\text{H}_2\text{O}}$  の全体の変化幅（フルスケール）である 0.037 に対して 5.1% であった。他の時刻、位置における差異はその値以下である。以上の結果より、1 次精度オイラー法による結果は、4 次精度ルンゲ・クッタ法による結果と同様の結果を示していることがわかる。とくに本研究のもっとも重要な目的である実験結果との比較という点から考えると、1 次精度オイラー法は、十分な精度を有する結果であると考えることができる。

一方、計算時間は、どの  $\tau_B$  の場合も、4 次精度ルンゲ・クッタ法の場合約 135 分、1 次精度オイラー法の場合 90 分程度であり、1 次精度オイラー法の計算時間は 4 次精度ルンゲ・クッタ法の約 2/3 程度であった。本研究では多くの条件での計算を試みる必要があったことから、計算精度、計算時間等を総合的に判断し、1 次精度オイラー法を用いることとした。

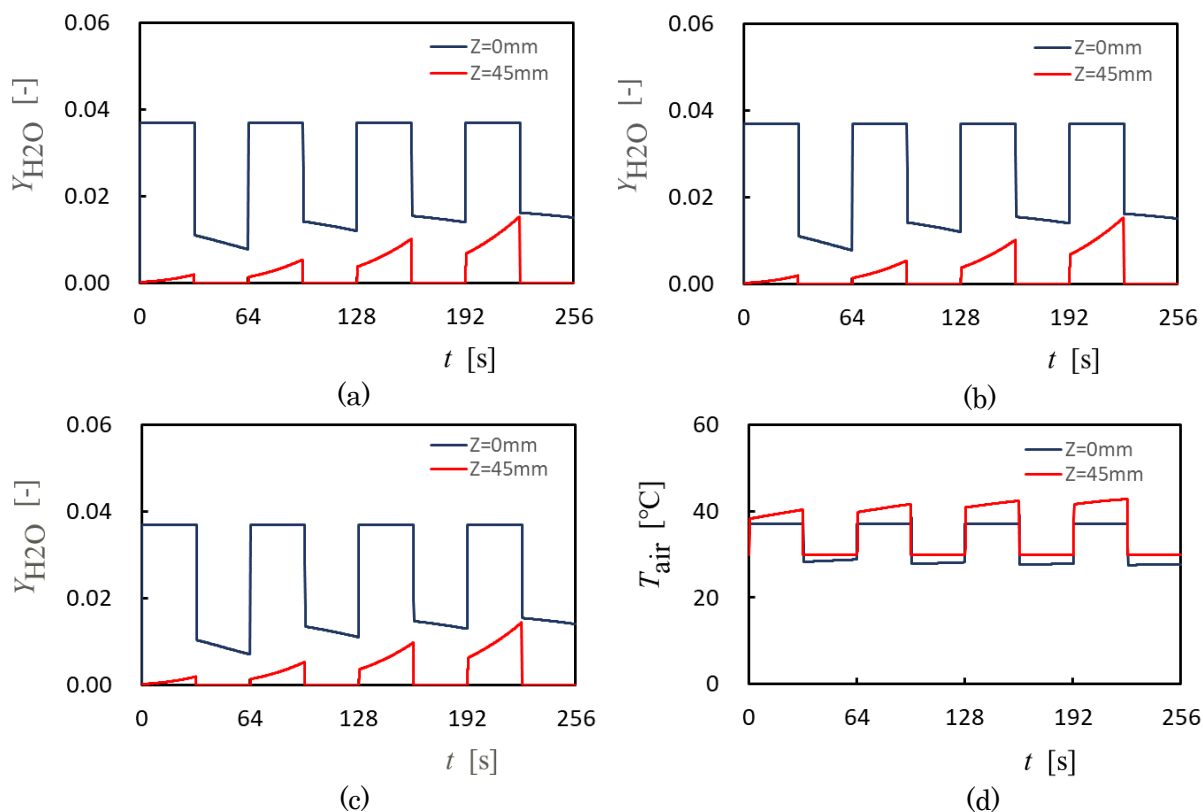




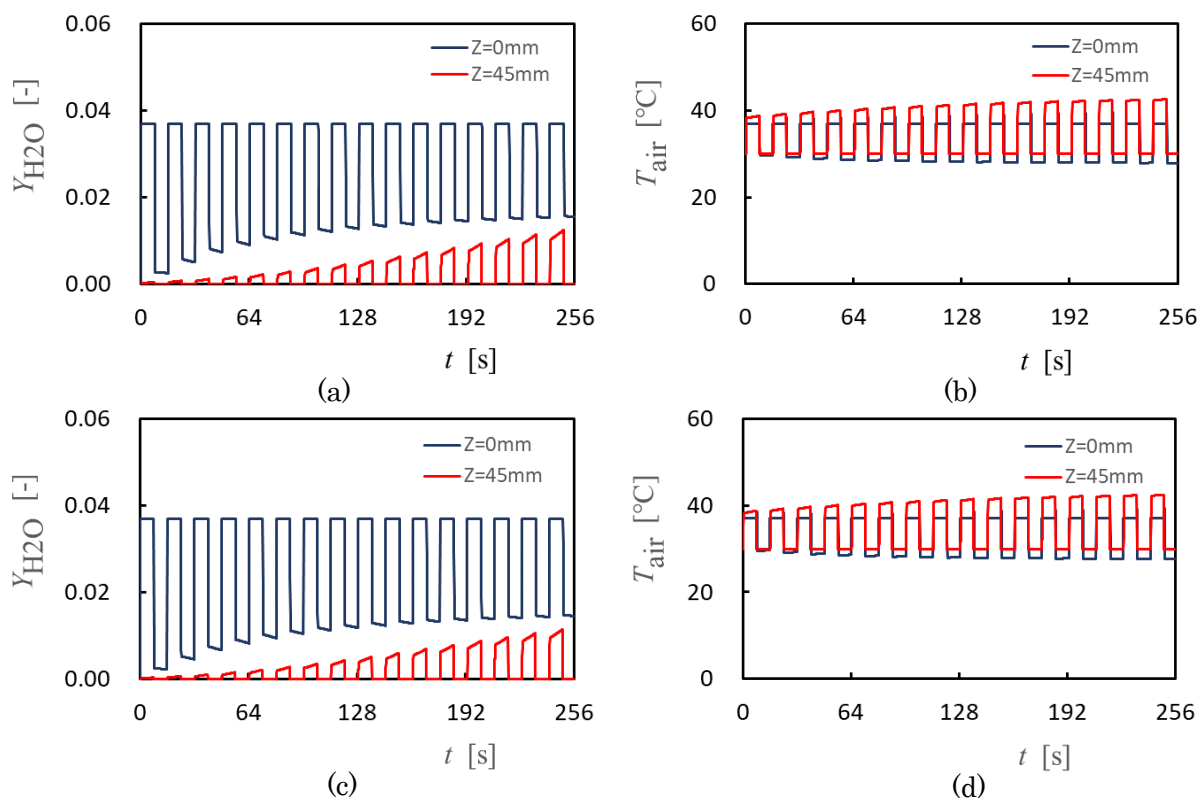
**Figure A4.1** Comparison between the Runge-Kutta method and the Euler method at  $\tau_B=360$  s (a), (b): Runge-Kutta method, (c), (d): Euler method.



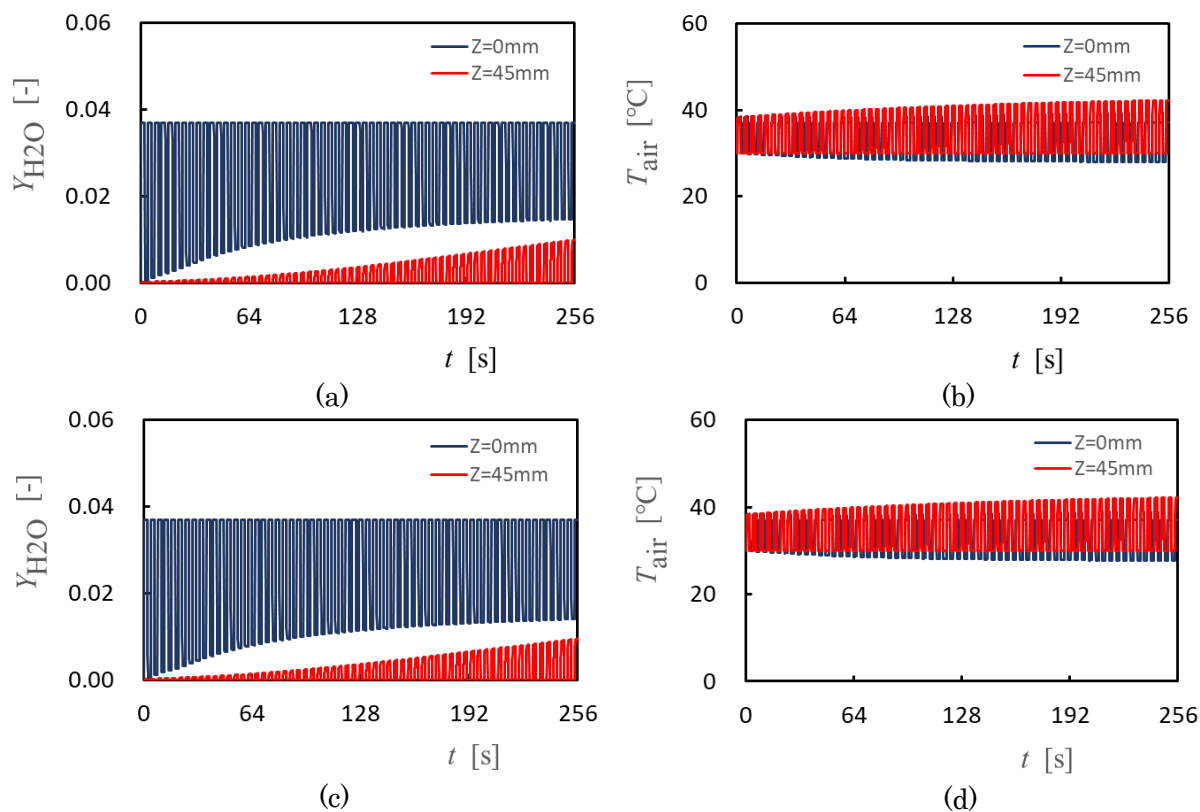
**Figure A4.2** Comparison between the Runge-Kutta method and the Euler method at  $\tau_B=256\text{ s}$  (a), (b): Runge-Kutta method, (c), (d): Euler method.



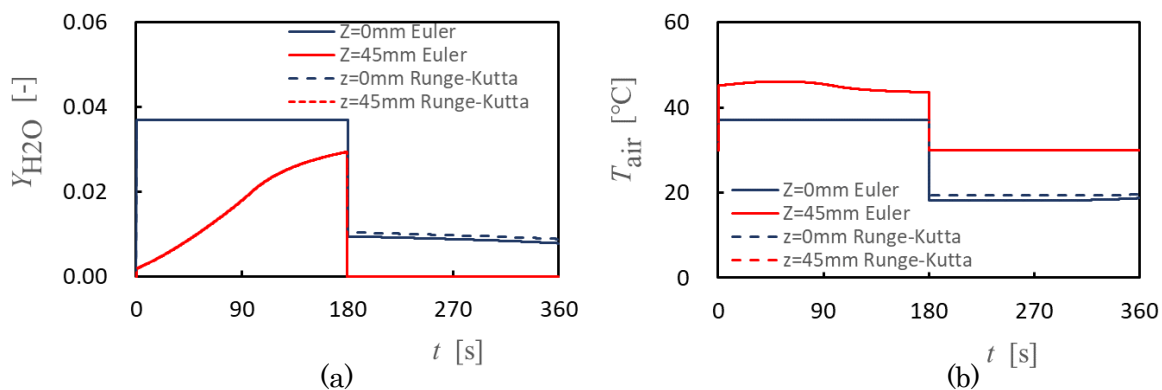
**Figure A4.3** Comparison between the Runge-Kutta method and the Euler method at  $\tau_B=64\text{ s}$  (a), (b): Runge-Kutta method, (c), (d): Euler method.



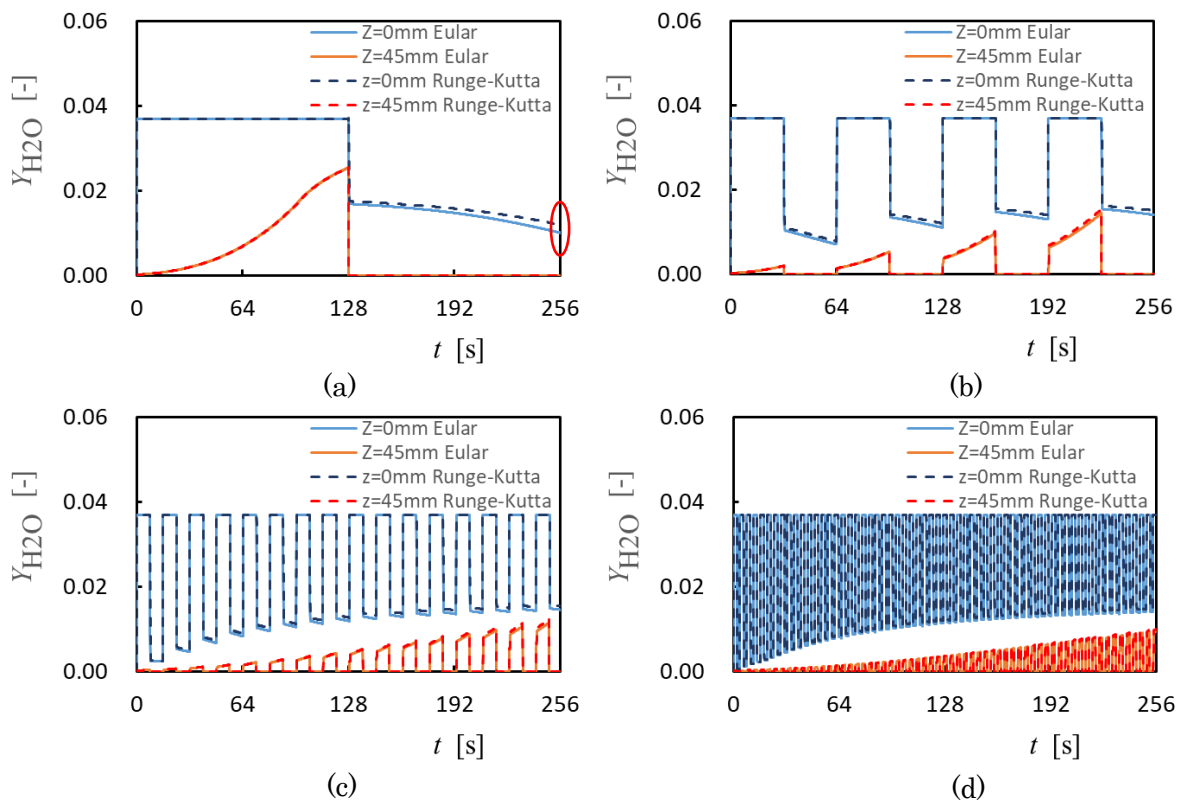
**Figure A4.4** Comparison between the Runge-Kutta method and the Euler method at  $\tau_B=16$  s (a), (b): Runge-Kutta method, (c), (d): Euler method.



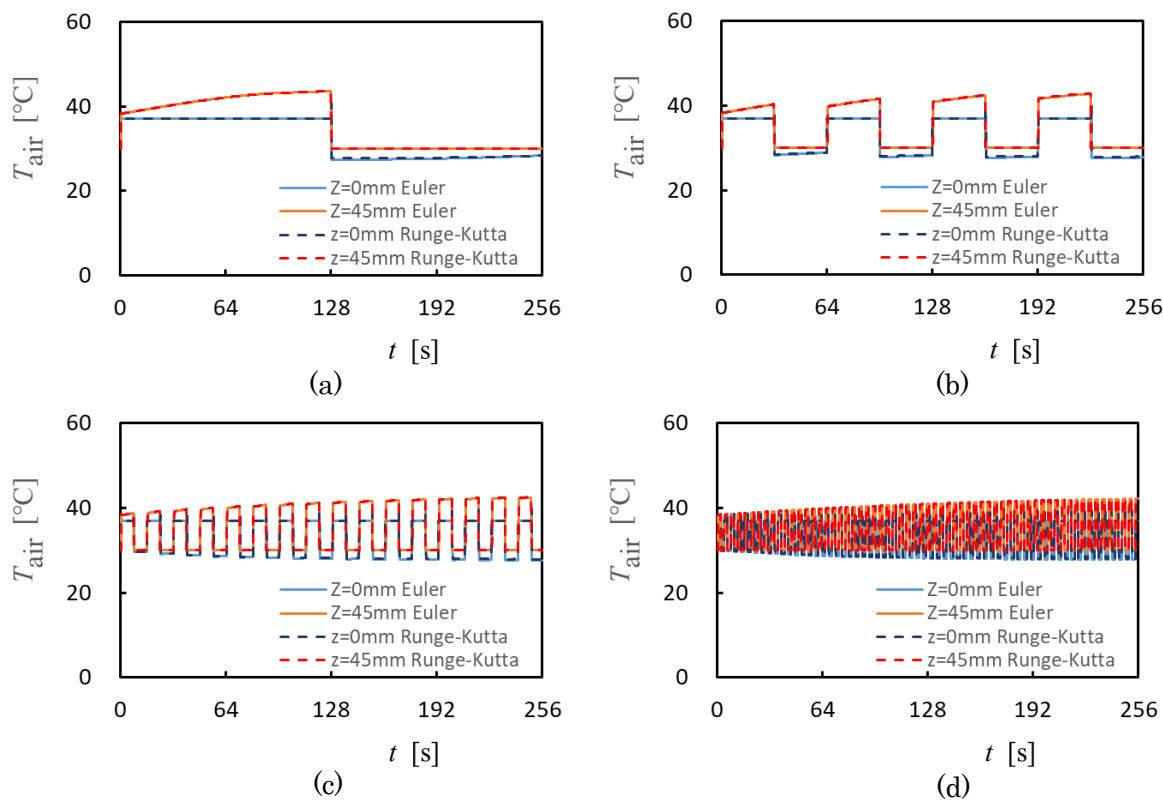
**Figure A4.5** Comparison between the Runge-Kutta method and the Euler method at  $\tau_B=4$  s (a), (b): Runge-Kutta method, (c), (d): Euler method.



**Figure A4.6** Comparison between the Euler method and the Runge-Kutta method on  $Y_{H_2O}$  and  $T_{air}$  in the transient case.



**Figure A4.7** Comparison between the Euler method and the Runge-Kutta method on  $Y_{H_2O}$  in the periodic cases.



**Figure A4.8** Comparison between the Euler method and the Runge-Kutta method on  $T_{\text{air}}$  in the periodic cases.

#### 参考文献

- A4-1 三井斌友, 微分方程式の数値解法 I, 岩波講座応用数学/甘利俊一 [ほか] 編集, 岩波講座 応用数学 [方法 3], 岩波書店, 1993, pp. 41-50.

付録の図, 表

図

付録 1

**Figure A1.1** Heat transfer of thermocouple

付録 2

**Figure A2.1** Numerical model

**Figure A2.2** Initial conditions and boundary conditions

**Figure A2.3** Periodic flow pattern

**Figure A2.4** Time variation in the mole fractions of water vapor and, water liquid, and temperature

付録 3

**Figure A3.1** Effect in  $KMe$

**Figure A3.2** Effect in  $KMi$

**Figure A3.3** Effect in  $KHe$

**Figure A3.4** Effect in  $KHi$

付録 4

**Figure A4.1** Comparison between the Runge-Kutta method and the Euler method at  $\tau_B=360$  s (a), (b): Runge-Kutta method, (c), (d): Euler method.

**Figure A4.2** Comparison between the Runge-Kutta method and the Euler method at  $\tau_B=256$  s (a), (b): Runge-Kutta method, (c), (d): Euler method.

**Figure A4.3** Comparison between the Runge-Kutta method and the Euler method at  $\tau_B=64$  s (a), (b): Runge-Kutta method, (c), (d): Euler method.

**Figure A4.4** Comparison between the Runge-Kutta method and the Euler method at  $\tau_B=16$  s (a), (b): Runge-Kutta method, (c), (d): Euler method.

**Figure A4.5** Comparison between the Runge-Kutta method and the Euler method at  $\tau_B=4$  s (a), (b): Runge-Kutta method, (c), (d): Euler method.

**Figure A4.6** Comparison between the Euler method and the Runge-Kutta method on  $Y_{H_2O}$  and  $T_{air}$  in the transient case.

**Figure A4.7** Comparison between the Euler method and the Runge-Kutta method on  $Y_{H_2O}$  in the transient cases.

**Figure A4.8** Comparison between the Euler method and the Runge-Kutta method on  $T_{air}$  in the transient cases.

表

付録 4

**Table A4.1** Buther arrangement

**Table A4.2** Buther arrangement for the classic Runge-Kutta method

## 本論文に関する著者の発表論文

### 定期刊行誌掲載論文

[1] 沖永佳史, 蜂須賀功真, 村田 誠, 萩原 遼, 山口雅己, 江口邦久, 植田利久, “塩化カルシウムを用いた医療用温湿度交換器の過渡応答特性に関する研究”, 化学工学論文集, Vol.44, No.6, pp.355-362, 2018.

[2] Yoshihito OKINAGA, Makoto MURATA, Toshihisa UEDA, and Takeshi YOKOMORI, “Response of a heat and moisture exchanger containing CaCl<sub>2</sub> to the periodic change of flow direction”, *Mechanical Engineering Journal*, Vol.7, No.1, pp.1-15, 2020.

### 国際会議論文（査読付の full-length papers）

[1] Yoshihito OKINAGA\*, Takahiro SAKAMOTO, Kuniyoshi EGUCHI, and Toshihisa UEDA, “Numerical study on the momentum, heat and mass transfer in a heat and moisture exchanger with filter,”, *Proceedings of 7th ASCON-IEEChE*, pp.314-317, The 7th Asian Conference on Innovative Energy and Environmental Chemical Engineering (ASCON-IEEChE), November 13-16, 2016, Yokohama, Japan.

### 国内学会発表

[1] 川井輝\*, 沖永佳史, 山口雅己, 江口邦久, 植田利久, “医療用温湿度交換器の周期応答特性に関する一次元数値解析”, 化学工学会第 50 回秋季大会, paper no. FA305, 鹿児島大学郡元キャンパス, 2018 年 9 月 18-20 日.