

気泡流量を計測する ～胸腔ドレナージユニットにおける エアリーク流量計測システムの構築～

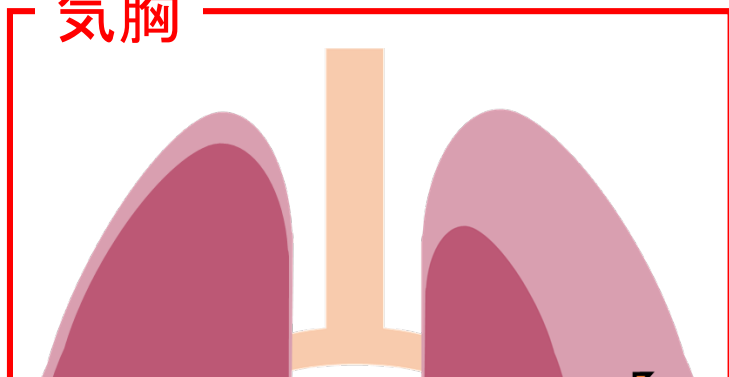
筑波大学 システム情報系
構造エネルギー工学域
准教授 金子 暁子

2023年11月14日

気胸と治療方法

治療体系

気胸



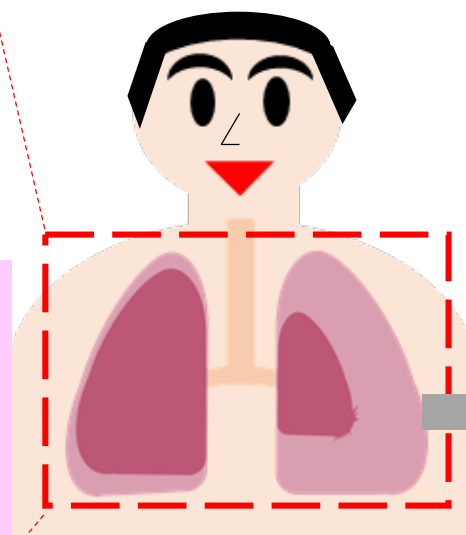
標的疾患

呼吸器外科的処置が必要な疾患

- ・自然気胸
- ・続発性気胸
- ・肺悪性腫瘍（癌）
- ・胸部外傷

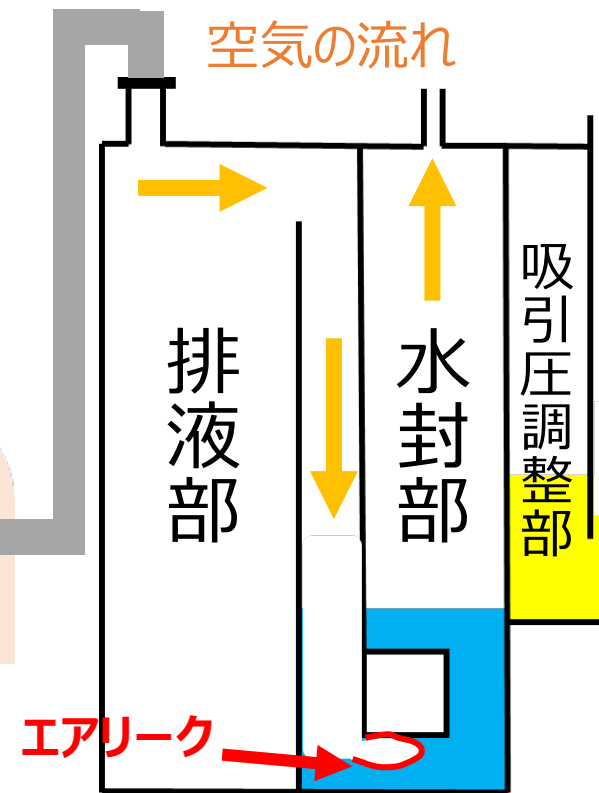
国内：十数万症例

海外：百数十万症例



胸腔ドレナージユニット

空気の流れ



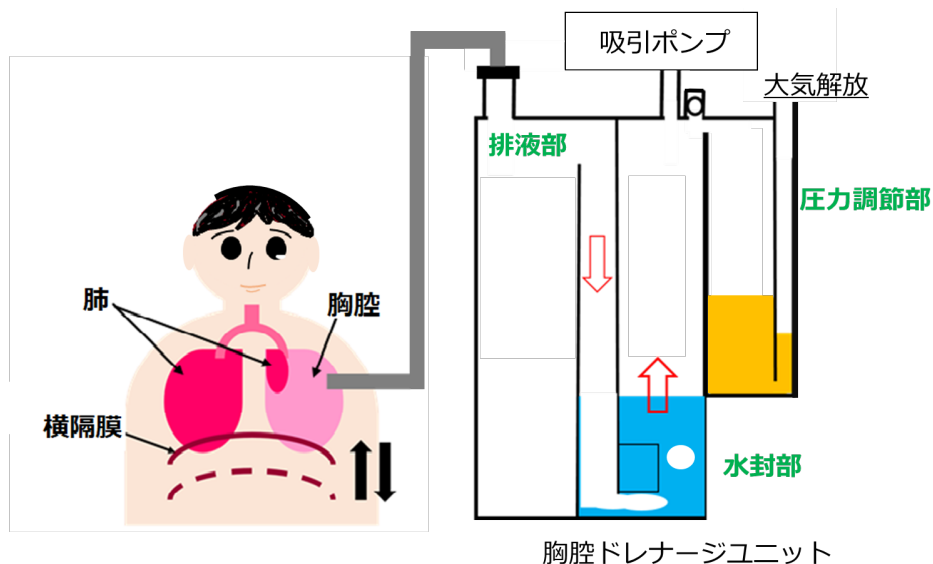
胸腔ドレナージユニット

気胸で胸腔内に溜まった空気の排出や血液や体液の排液に用いられる医療機器

エアリーク

肺の破裂部から漏れ出る空気
で重症度を示す重要な指標

従来の問題点



エアリークの知見

20 ml/min以下 : ドレーン抜去

600 ml/min以上 : 再手術

Anegg et al.(2006)

【医療現場の現状】

一般的なドレナージユニットには流量計が付属されていない
回診での医師の主観的・定性的判断にゆだねられている

ドレーン抜去の指標となる低気相流量計測のための定量性と再現性が確保された、安価で簡便な計測手法は確立されていない

現在のエアリーク計測法

医療現場の現状

- 医師による**エアリーク**を計測する手段が無い
- エアリークを計測できるドレナージユニットは存在するが熱線風速計を用いた**非常に高価**な装置のため普及していない



メデラ製 Thopaz+デジタル胸腔ドレナージ・モニタリングシステム

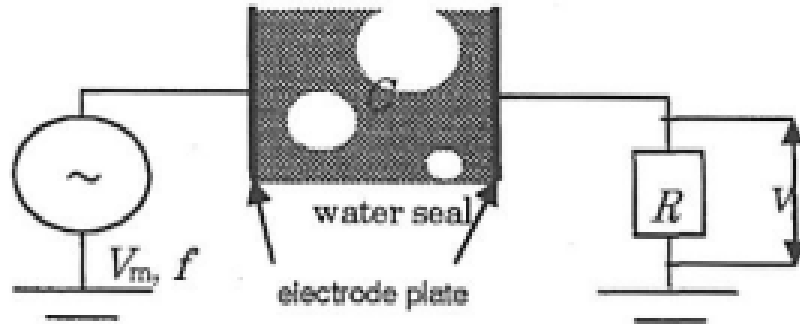


安価で簡便なエアリークの定量的高精度計測

既存研究（電気，光学）

榊原ら(2007)

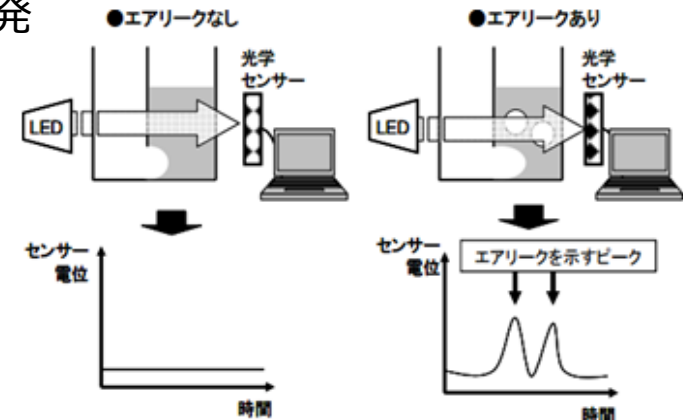
医療用ドレナージユニットの流量計測装置の開発



水と空気の比誘電率の違いから静電気容量の変化によって、気泡の体積を求める。

酒井ら(2013)

肺エアリーク流量の光学的測定モニターの開発



エアリークが出現すると単位時間当たりの量をモニタリングできる。

100ml/min以上の流量計測の定量化に成功

課題点

- 100 ml/min以下の流量計測ができていない
- ユニットに直接電極を取り付ける必要がある
- 計測に太陽光など影響を受けてしまう

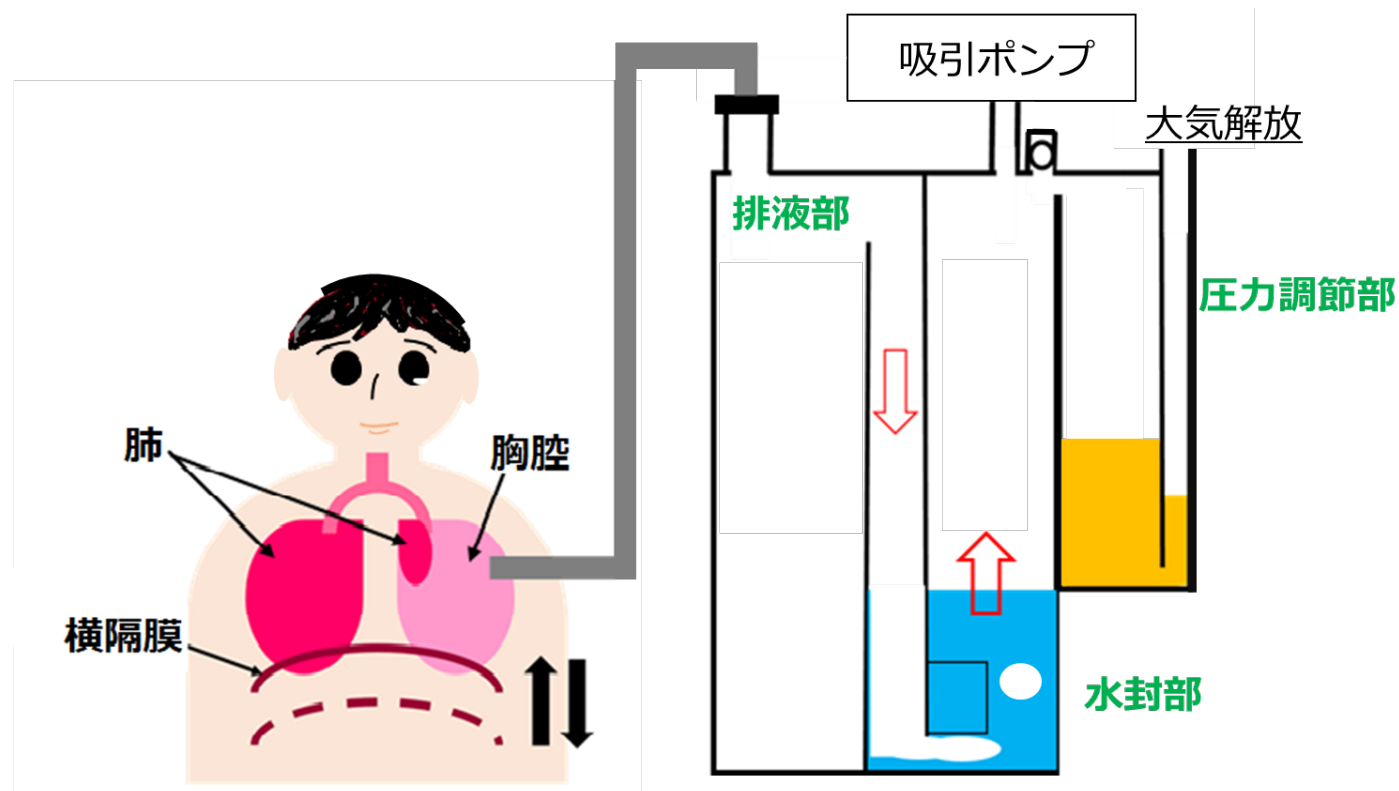
✓ 簡便で計測に影響の少ない手法が望まれる

本技術の概要

本技術は、気泡発生頻度と水封部の圧力変動の頻度が相関することに着目している

気泡発生時の**圧力変動** → **気泡発生頻度**を計測

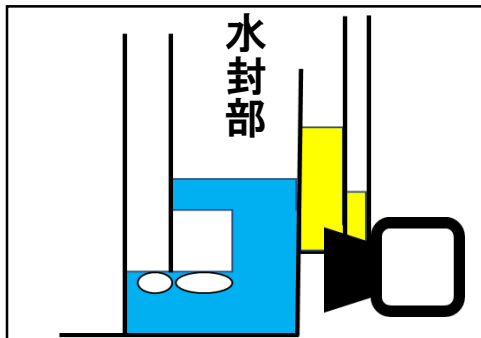
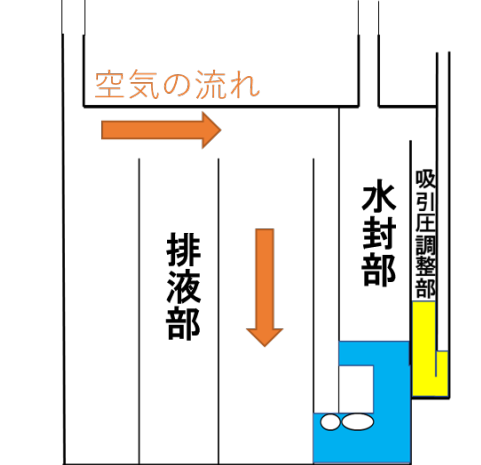
発生気泡体積 V_B [ml/1個] × 気泡発生頻度 f [個/min] = **エアリーク流量 Q [ml/min]**



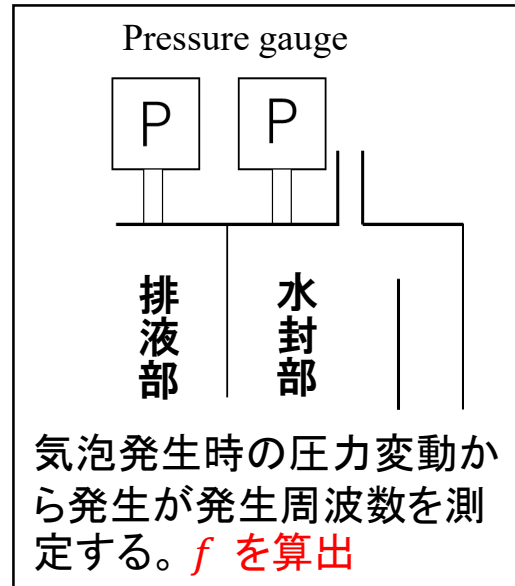
胸腔ドレナージユニット

本技術の概要

胸腔ドレナージユニット



水封部を高速度カメラで撮影し単一気泡の体積を測定する。 V_B を算出



気相流量 Q

$$Q = f \times V_B$$

f : 気泡発生周波数[Hz]

V_B : 単一気泡体積[ml]

個別の作業で算出

- 圧力波形のデータを取得
- 圧力波形をFFT解析し, 発生周波数を算出
- 算出した発生周波数と気泡の体積を掛け合わせる



気相流量を計測

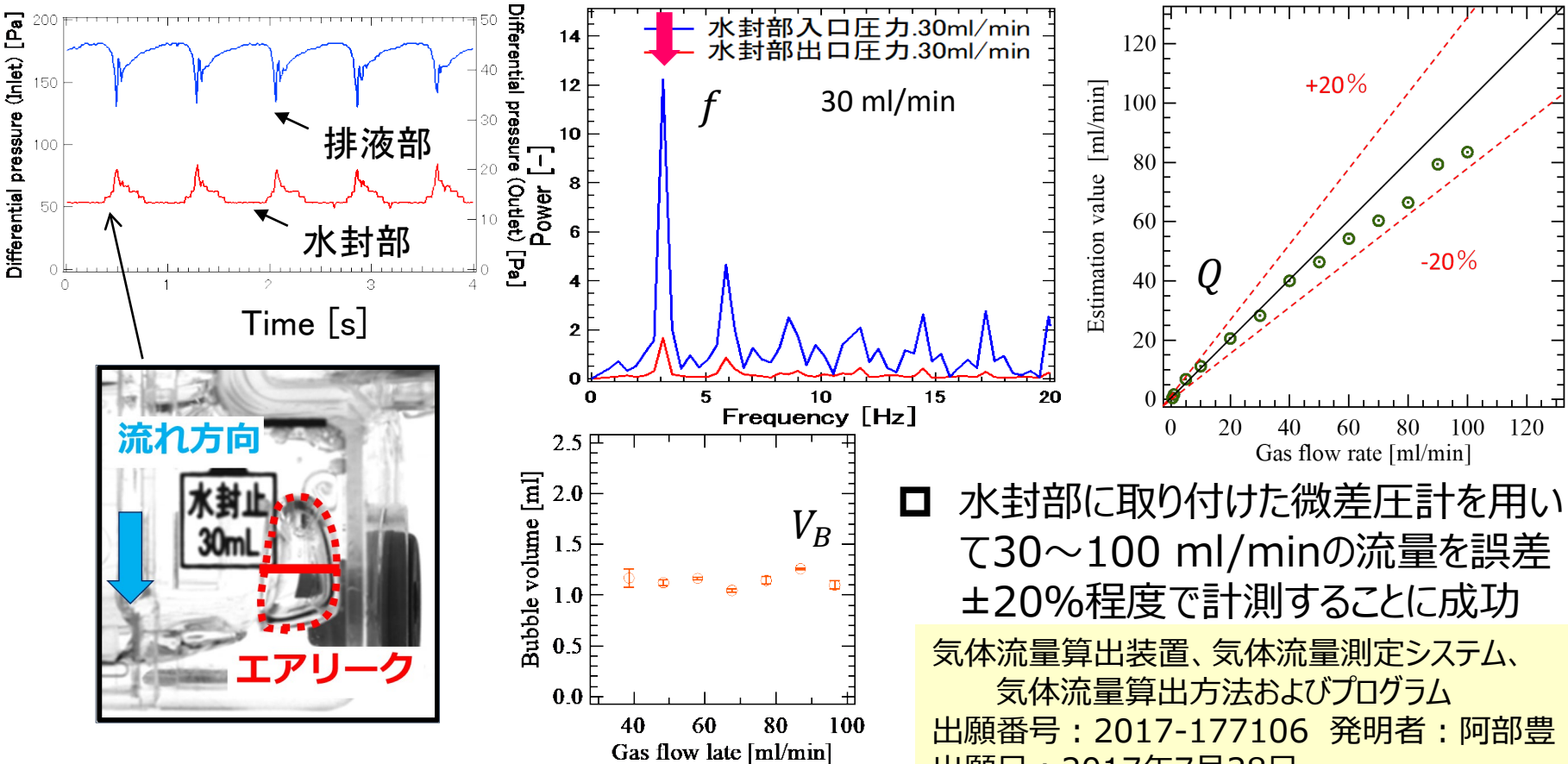
岩上ら(2018)

本技術の概要

本技術は、気泡発生頻度と水封部の圧力変動の頻度が相関することに着目している

気泡発生時の**圧力変動** → **気泡発生頻度**を計測

発生気泡体積 V_B [ml/1個] × 気泡発生頻度 f [個/min] = **エアリーク流量 Q [ml/min]**



□ 水封部に取り付けた微差圧計を用いて30～100 ml/minの流量を誤差±20%程度で計測することに成功

気体流量算出装置、気体流量測定システム、
気体流量算出方法およびプログラム

出願番号：2017-177106 発明者：阿部豊
出願日：2017年7月28日

医療課題解決のための研究目標・研究課題

(1) 種々の症例に対応可能な圧力変動と気泡発生との相関の解明

➡ 計測精度の向上。

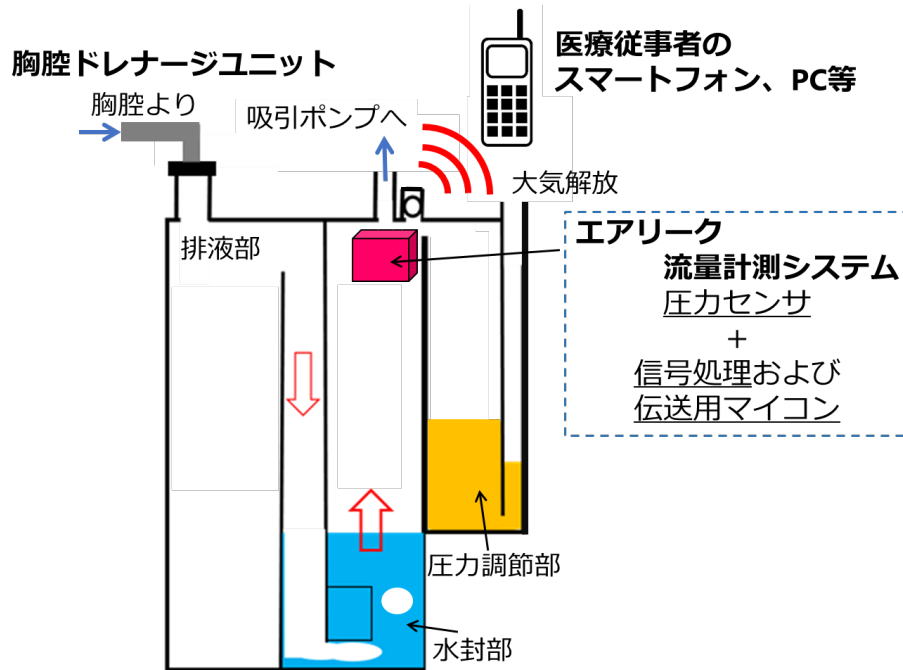
(2) 圧力変動から発生気泡体積を見積もる手法の確立

➡ 発生気泡体積を、圧力計測から見積もり、圧力変動情報のみにより単一気泡体積と気泡発生周波数を得る。

✓ 医療現場への実装

(3) 圧力センサ、信号処理用マイコン、伝送システムから成るシステムの構築

➡ 既存のドレナージユニットへの組み込みが可能なコンパクト、軽量、市場価格10,000円を目指したシステム。



圧力変動を用いた気相流量計測手法の高精度化

医療現場への実装を目指して

1. 圧力の計測地点が流量計測に及ぼす影響

- 水封部と排液部それぞれの圧力を用いて流量計測を行い結果を比較する

2. 排液や吸引圧が気泡体積に及ぼす影響

- ドレナージユニットに排液を貯めるまたは吸引ポンプを接続した条件で気泡体積および流量の計測を行う

3. 新たな流量計測手法の開発

- 高速度カメラと微差圧計の同期計測を行い気泡体積と圧力の関係を考察し、圧力から推測した気泡体積を用いて流量計測を行う

圧力変動を用いた気相流量計測手法の高精度化

医療現場への実装を目指して

1. 圧力の計測地点が流量計測に及ぼす影響

- 水封部と排液部それぞれの圧力を用いて流量計測を行い結果を比較する

2. 排液や吸引圧が気泡体積に及ぼす影響

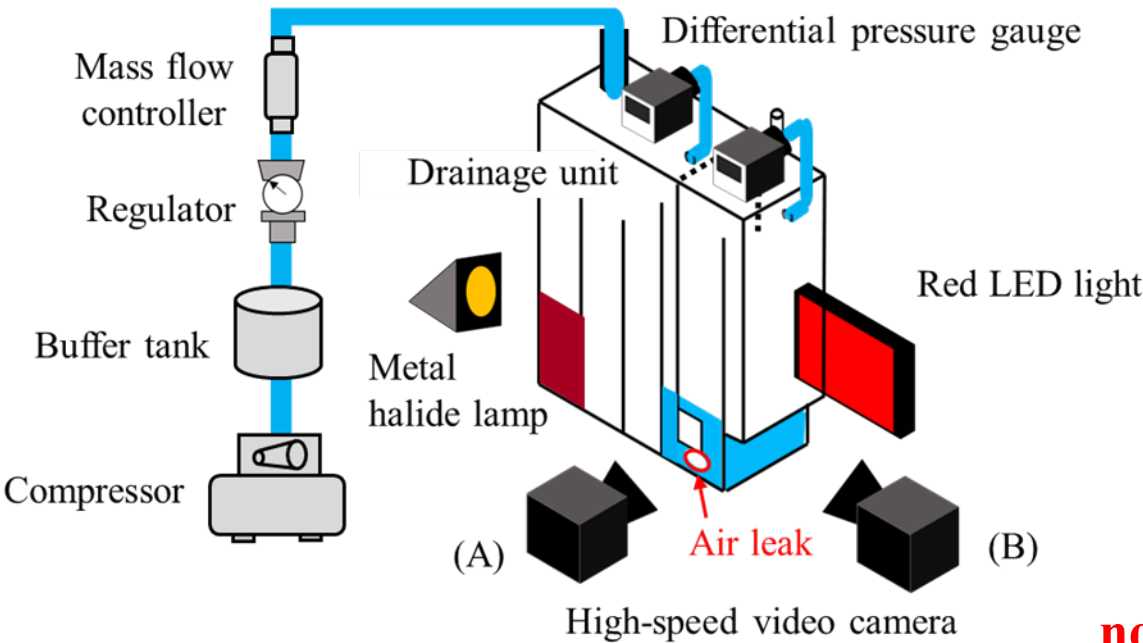
- ドレナージユニットに排液を貯めるまたは吸引ポンプを接続した条件で気泡体積および流量の計測を行う

3. 新たな流量計測手法の開発

- 高速度カメラと微差圧計の同期計測を行い気泡体積と圧力の関係を考察し、圧力から推測した気泡体積を用いて流量計測を行う

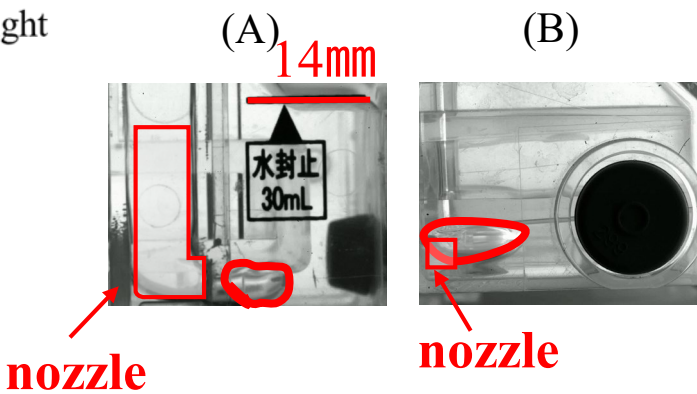
実験装置および実験条件

実験装置①



気相体積計測手法

- 2枚の画像から得られる値を元に、気泡を楕円近似して体積を計測する

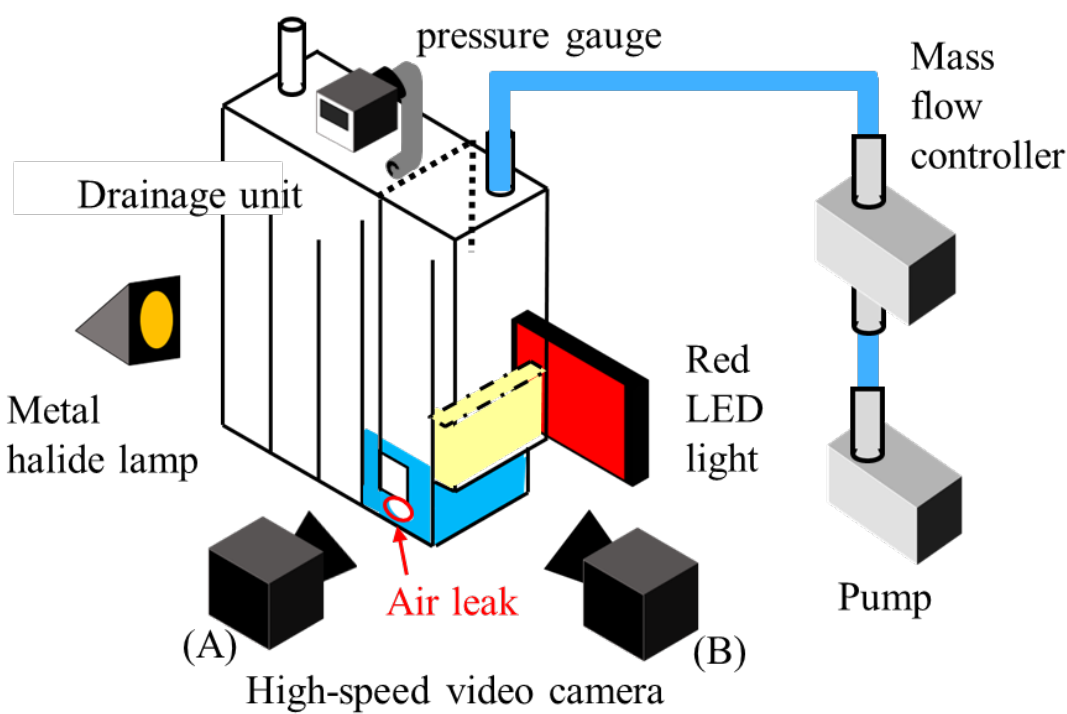


実験条件

Gas flow rate [ml/min]	Type of liquid used	Amount of liquid in the water seal chamber [ml]	Amount of liquid in the Collection chambers [ml]
1 ~ 200	Distilled water	30	0 ~ 2200

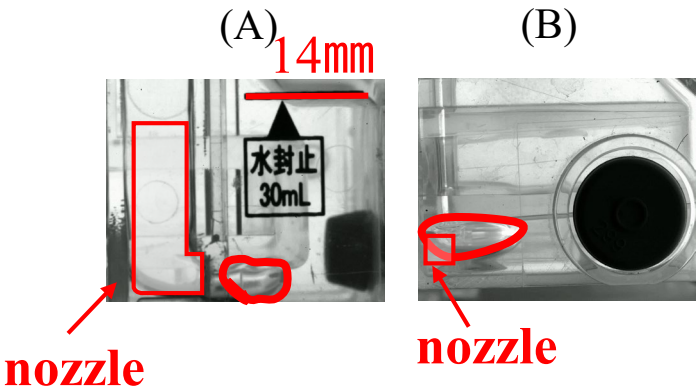
実験装置および実験条件

実験装置②



気相体積計測手法

- 2枚の画像から得られる値を元に、気泡を楕円近似して体積を計測する

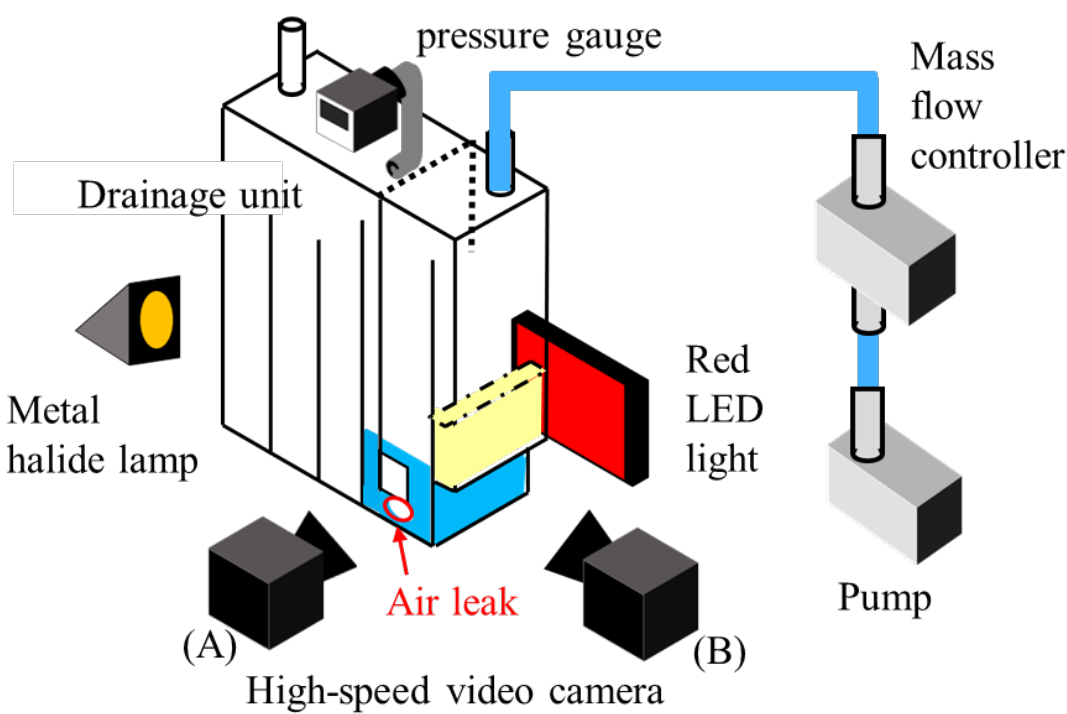


実験条件

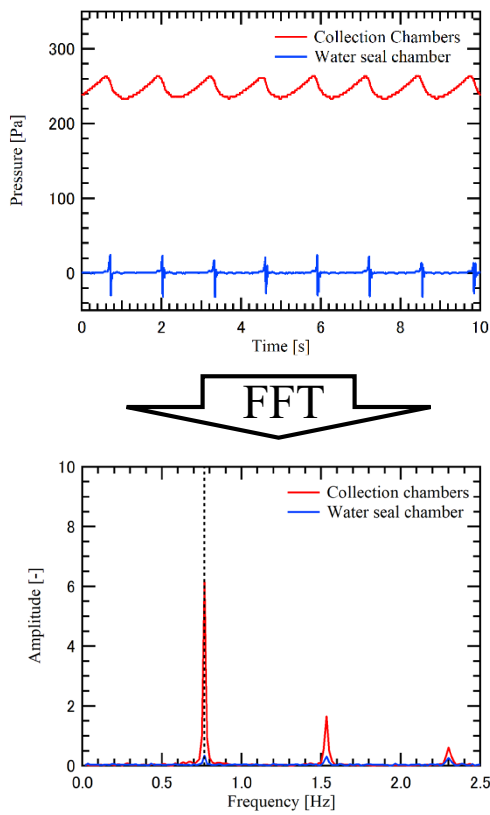
Gas flow rate [ml/min]	Type of liquid used	Amount of liquid in the water seal chamber [ml]	Amount of liquid in the Collection chambers [ml]
1 ~ 200	Distilled water	30	0 ~ 2200

実験装置および実験条件

実験装置②



気泡発生周波数計測手法



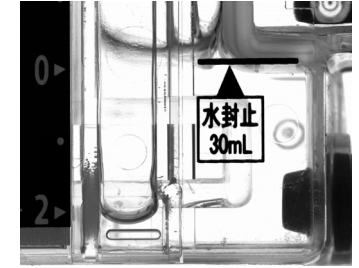
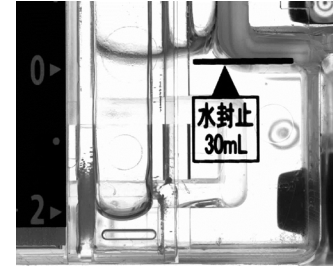
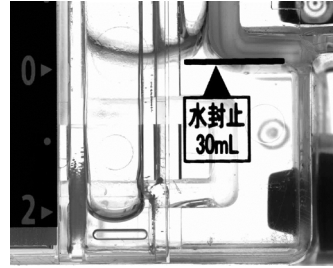
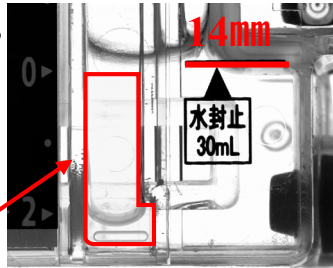
実験条件

Gas flow rate [ml/min]	Type of liquid used	Amount of liquid in the water seal chamber [ml]	Amount of liquid in the Collection chambers [ml]
1 ~ 200	Distilled water	30	0 ~ 2200

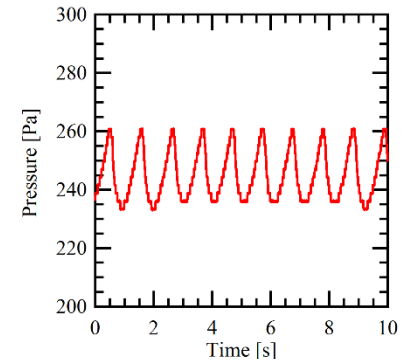
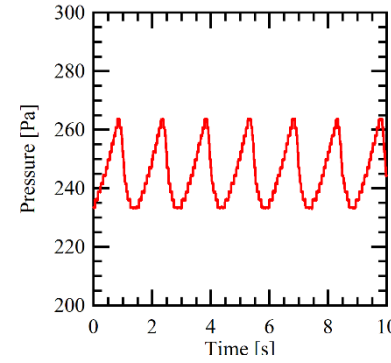
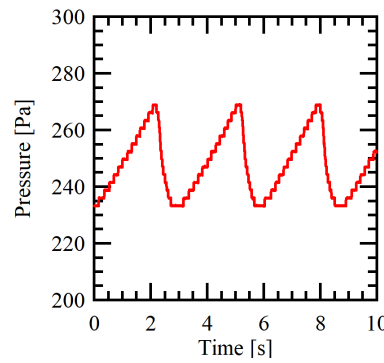
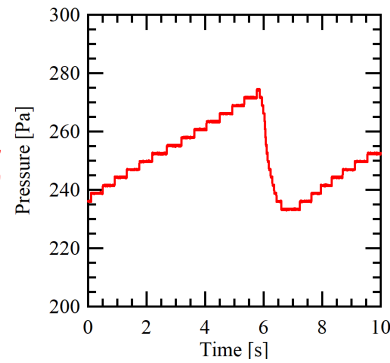
圧力波形と気泡生成過程

Record: 250fps
Play: 150fps

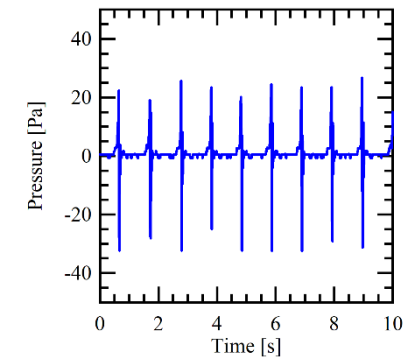
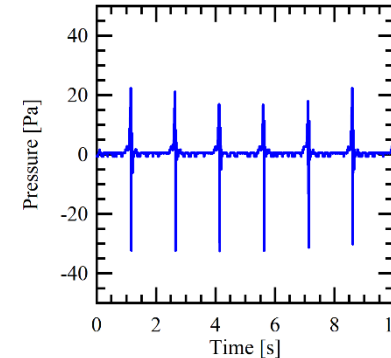
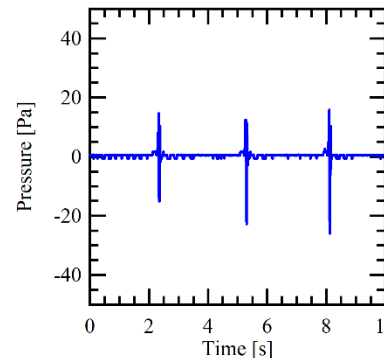
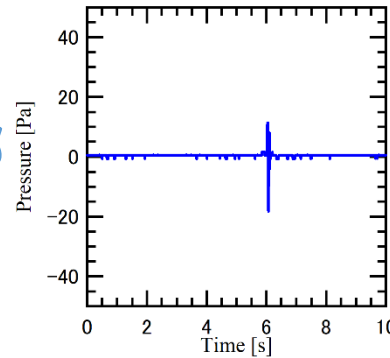
nozzle



排液部



水封部



Gas flow rate: 10 ml/min

30 ml/min

70 ml/min

100 ml/min

□ 排液部と水封部いずれの圧力も気泡生成に対応して変動する

□ 流量の増加に伴って圧力変動の周波数が増加する



筑波大学
University of Tsukuba

BE THE FUTURE.

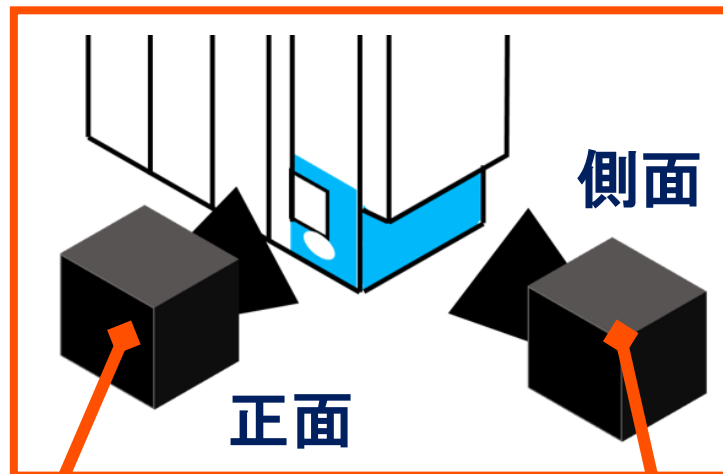
エアリーク体積計測

気相流量 Q

$$Q = f \times V_B$$

f : 気泡発生周波数[Hz]

V_B : 単一気泡体積[ml]



露光時間: 1/1000 sec

レンズ正面: Nikon 105 mm

レンズ横面: Nikon 50 mm

再生速度: 300 fps



正面から気泡の厚みを算出

×



側面より気泡の面積を算出

面積と厚みから体積を算出

IMAGINE THE FUTURE.

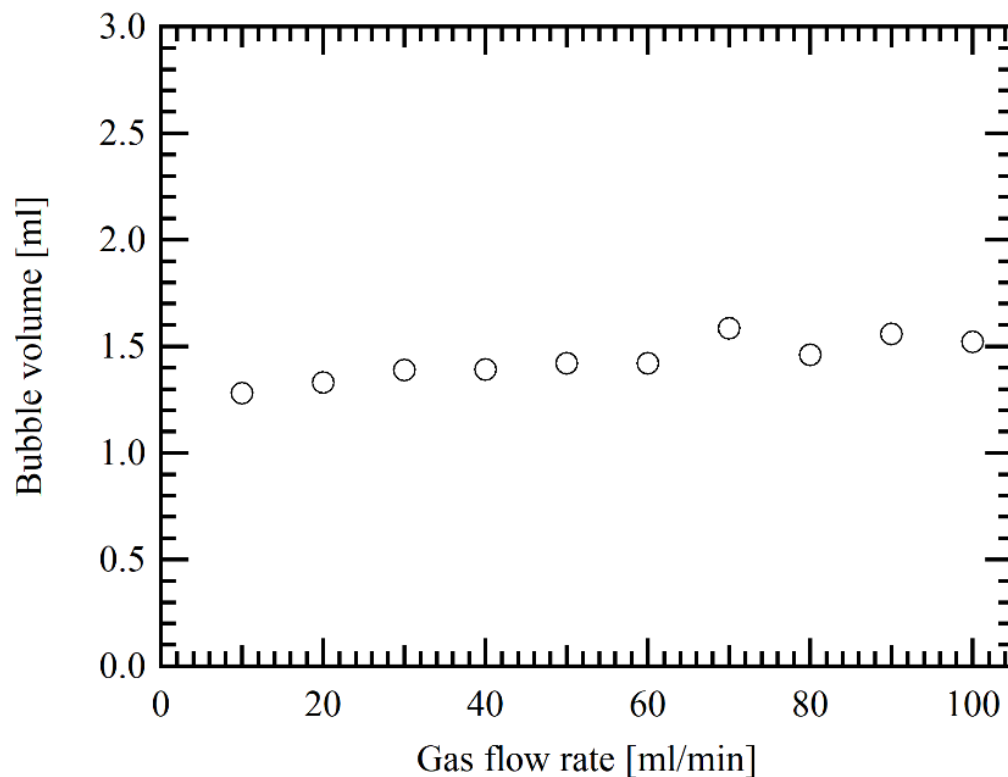
気泡体積

気相流量 Q

$$Q = f \times V_B$$

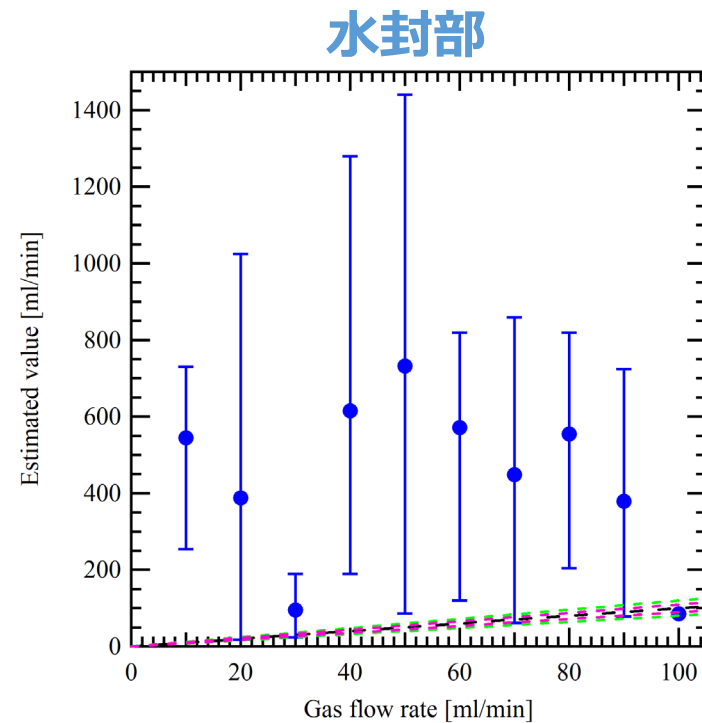
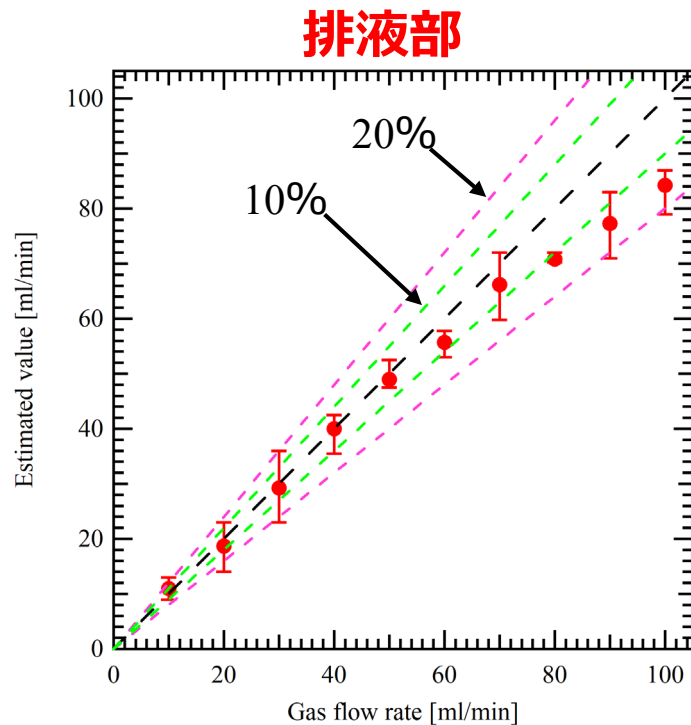
f :気泡発生周波数[Hz]

V_B :単一気泡体積[ml]



- 流量の増加に対して気泡体積は微増するが変化量は小さい
- 低流量では慣性力の影響が小さく、浮力と表面張力のつり合いから気泡体積が決まることが原因である

気相流量計測

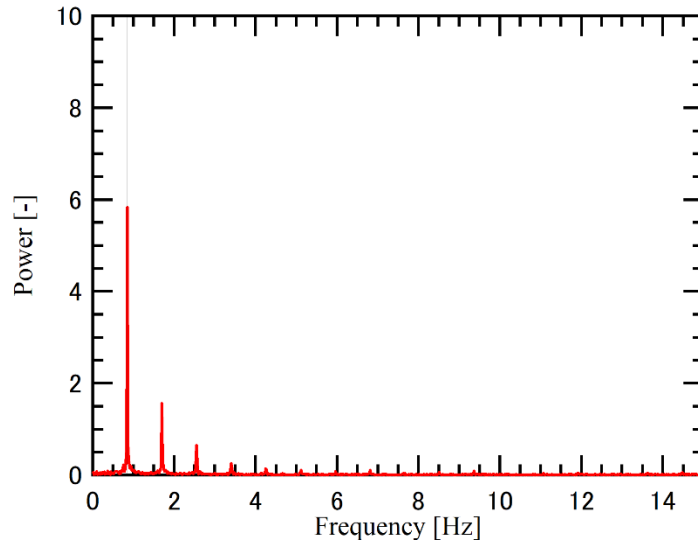


□ 微差圧計を**排液部**に取り付けた場合は**水封部**に取り付けた場合と比べ、**高精度**で流量を計測することができる

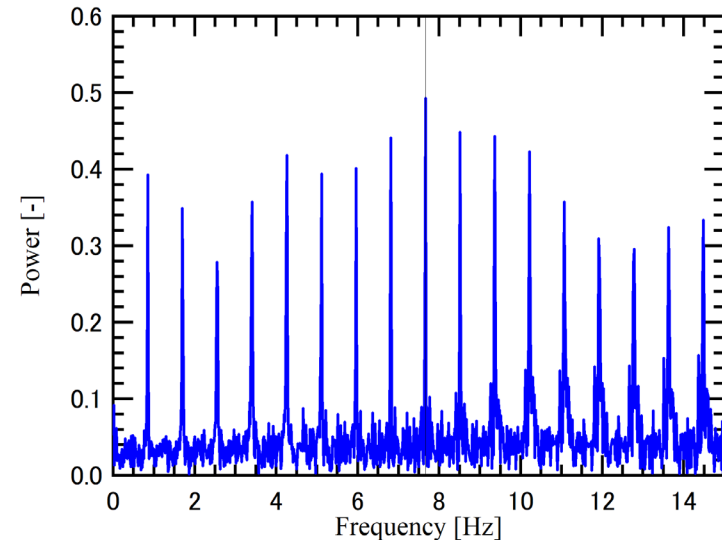
FFT解析の結果

Gas flow rate: 90 ml/min

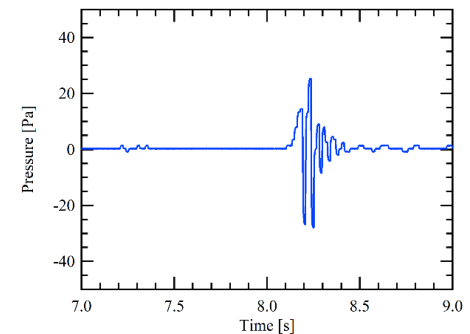
排液部



水封部



- ❑ 水封部の圧力にFFT解析を行ったところ、気泡発生周波数の計測が困難である
- ❑ 水封部の圧力は排液部の圧力に比べて高周波成分が多く含まれることと、圧力変動の大きさが小さいことが原因である
- ❑ 実用化には**微差圧計を排液部に取りつける必要**がある



圧力変動を用いた気相流量計測手法の高精度化

医療現場への実装を目指して

1. 圧力の計測地点が流量計測に及ぼす影響

- 水封部と排液部それぞれの圧力を用いて流量計測を行い結果を比較する

2. 排液や吸引圧が気泡体積に及ぼす影響

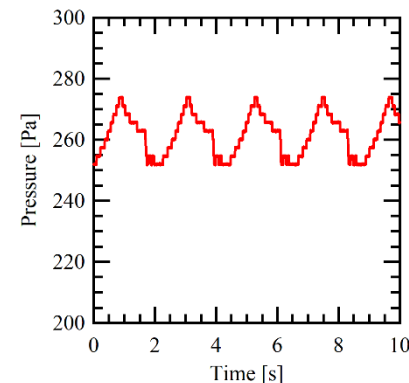
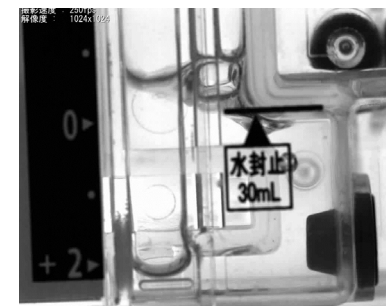
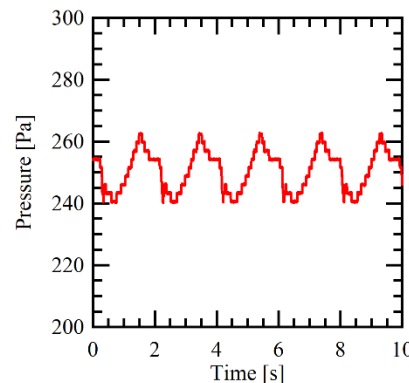
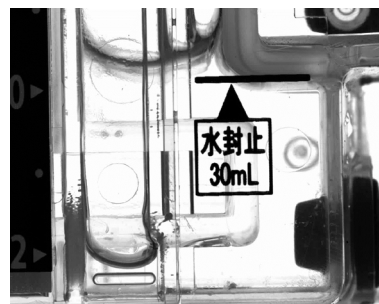
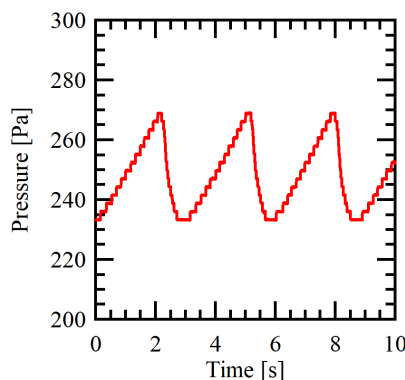
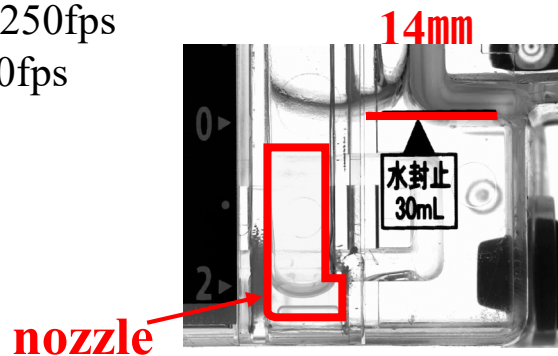
- ドレナージユニットに排液を貯めるまたは吸引ポンプを接続した条件で気泡体積および流量の計測を行う

3. 新たな流量計測手法の開発

- 高速度カメラと微差圧計の同期計測を行い気泡体積と圧力の関係を考察し、圧力から推測した気泡体積を用いて流量計測を行う

圧力波形と気泡生成過程（排液，吸引圧）

Record:250fps
Play:150fps



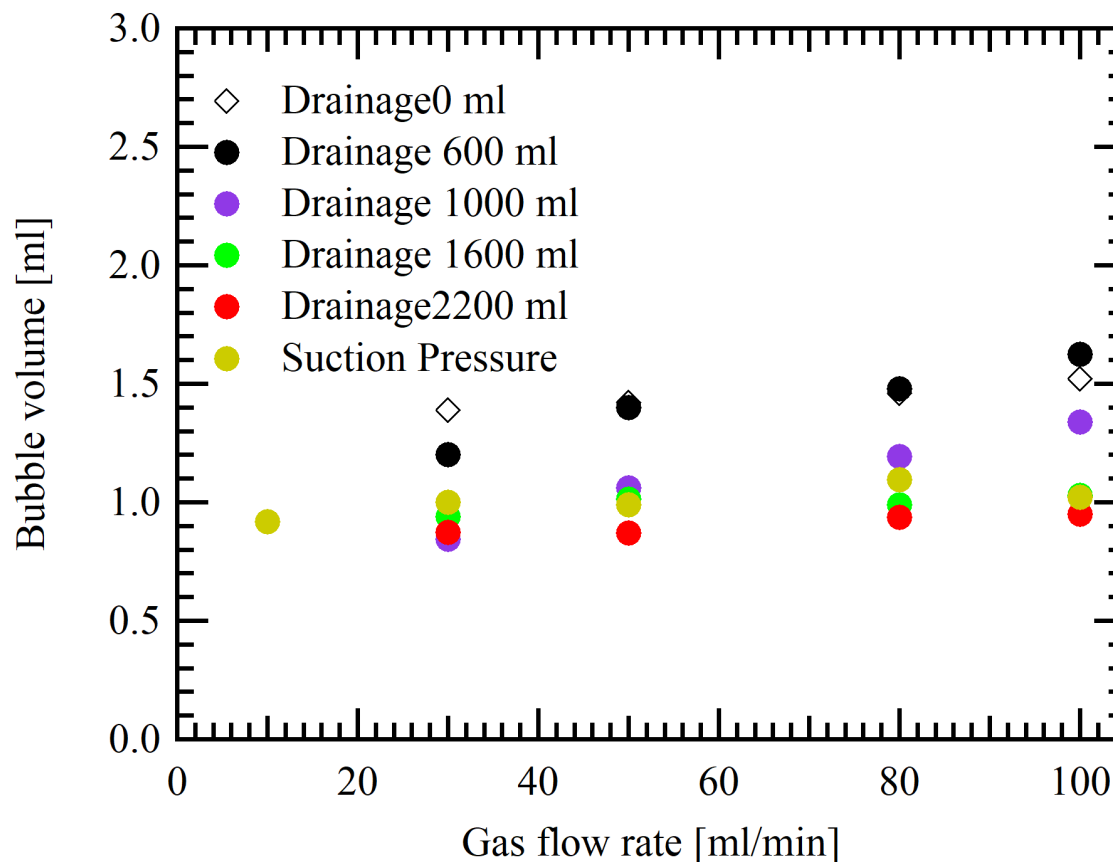
Gas flow rate : 30 ml/min
Drainage : 0 ml
Experimental System : ①Compressor

30 ml/min
2200 ml
①Compressor

30 ml/min
0 ml
②Suction pump

- 同一の流量でも排液の有無によって圧力波形と気泡生成過程が異なる
- 同一の流量でもコンプレッサー，吸引ポンプを用いて空気を流した場合でそれぞれ圧力波形と気泡生成過程が異なる

気泡体積（排液，吸引圧）



□ 排液量の増加に伴って気泡体積が減少する

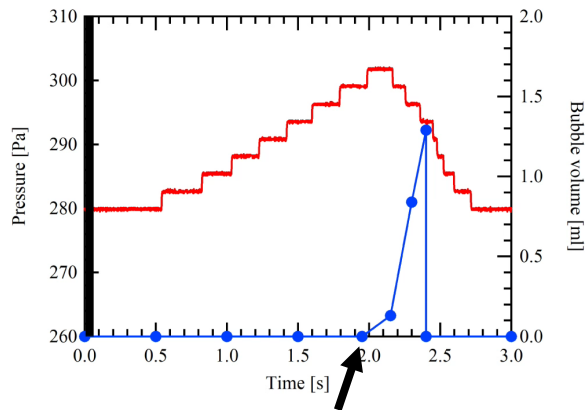
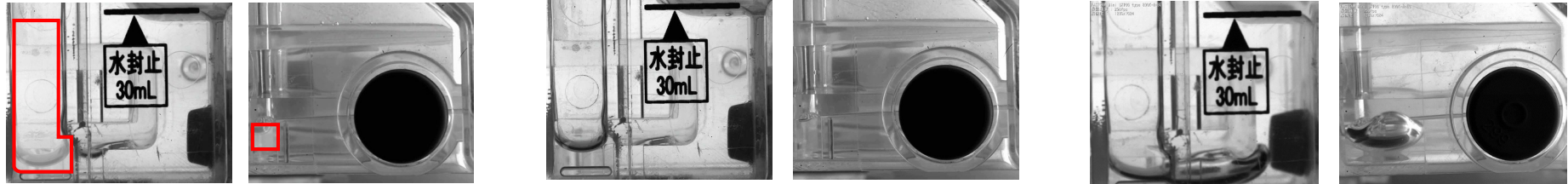
□ コンプレッサーで空気を流した場合に比べて，吸引ポンプで空気を流した場合は気泡体積が減少する

同期計測

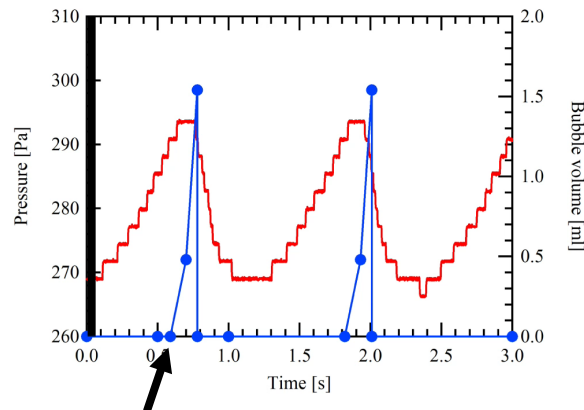
Record: 250fps

Play: 150fps

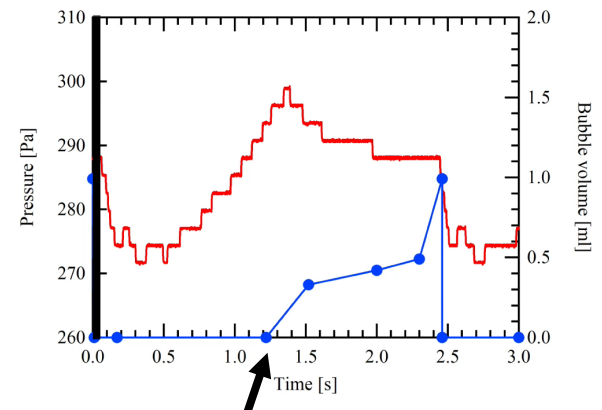
— Pressure
— Bubble Volume (Experimental value)



気泡生成開始時刻



気泡生成開始時刻



気泡生成開始時刻

Gas flow rate: 30 ml/min

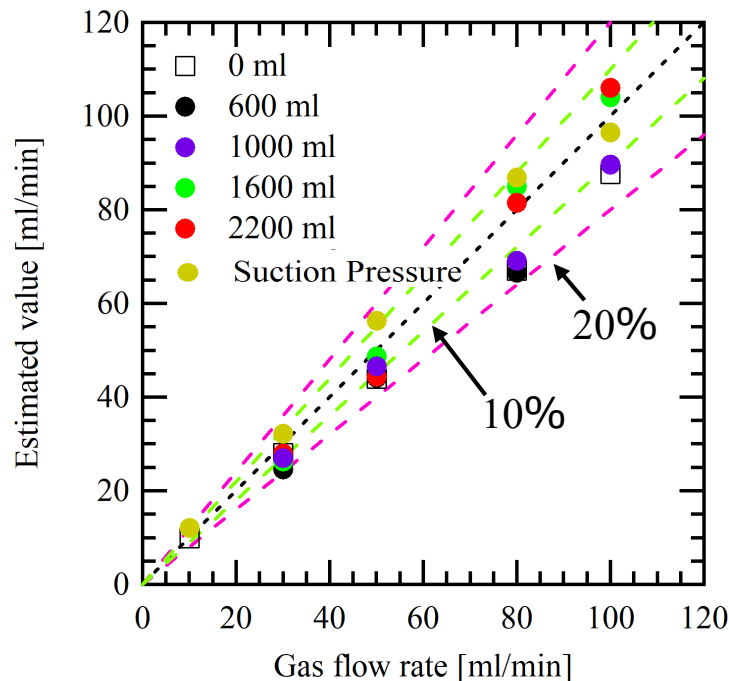
Gas flow rate: 100 ml/min

Gas flow rate: 30 ml/min

Drainage : 2200 ml

- 圧力が大きく下がるタイミングで気泡体積が急激に膨張する
- 圧力がピークに達してから気泡が離脱するまでの時間が排液量・流量によって異なる

気相流量



□ 排液，吸引圧による気泡体積の影響を考慮すれば気相流量を誤差±20%以内で計測することができるが以下の問題点がある。

- 流量計測のばらつきが大きい
- 排液量や吸引ポンプの有無をあらかじめ把握しておく必要がある

□ 圧力変動が異なると気泡体積も変化する為
圧力から気泡体積を見積もることができれば以上の問題点が解決できると考えた

圧力変動を用いた気相流量計測手法の高精度化

医療現場への実装を目指して

1. 圧力の計測地点が流量計測に及ぼす影響

- 水封部と排液部それぞれの圧力を用いて流量計測を行い結果を比較する

2. 排液や吸引圧が気泡体積に及ぼす影響

- ドレナージユニットに排液を貯めるまたは吸引ポンプを接続した条件で気泡体積および流量の計測を行う

3. 新たな流量計測手法の開発

- 高速度カメラと微差圧計の同期計測を行い気泡体積と圧力の関係を考察し、圧力から推測した気泡体積を用いて流量計測を行う

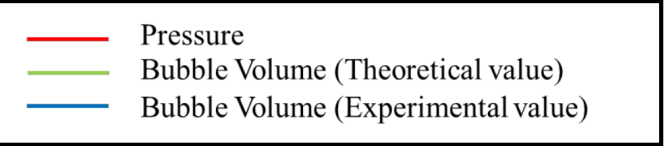
ポリトロップ変化の式

Tsuge et al., 2001

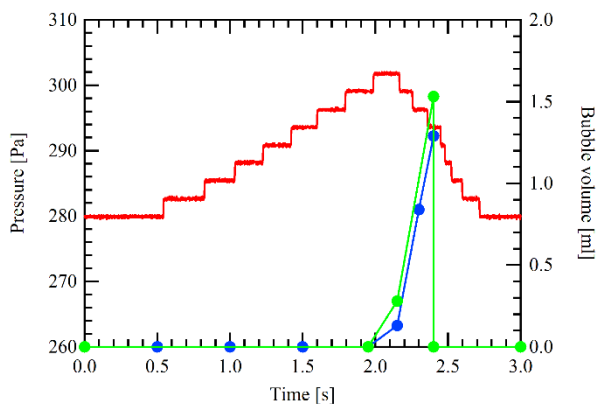
$$\frac{dP_c}{dt} = \frac{kP_c(Q_g - dV_b/dt)}{V_c}$$

P_c : 畜気室内の圧力
 Q_g : 畜気室に流入するガス流量
 Q_o : オリフィスを通り気泡内に流入するガス流量
 k : ポリトロップ指数

V_b : 気泡容積
 V_c : 畜気室容積

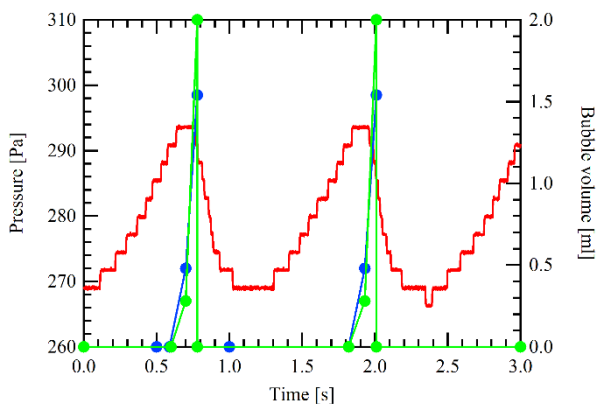


$\kappa = 0.47$



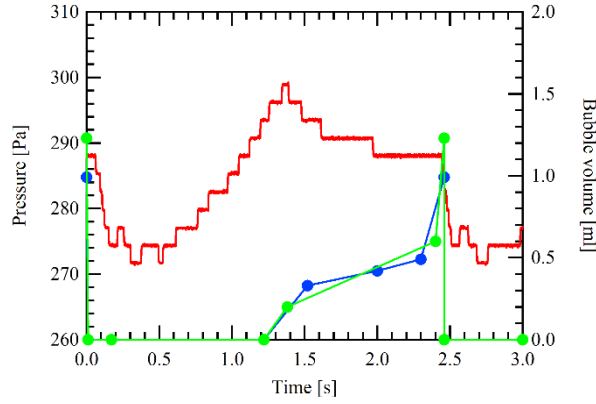
Gas flow rate: 30 ml/min

$\kappa = 0.38$



Gas flow rate: 100 ml/min

$\kappa = 0.03$

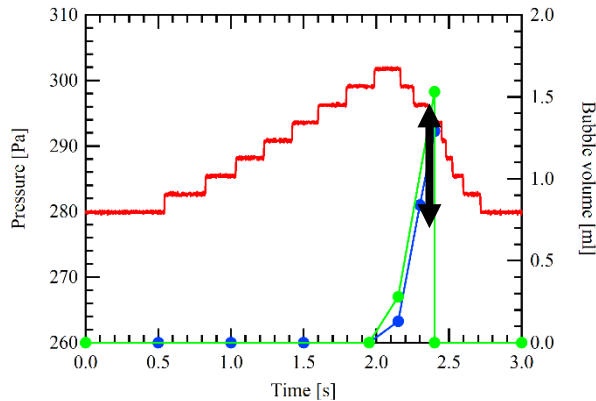


Gas flow rate: 30 ml/min
Drainage : 2200 ml

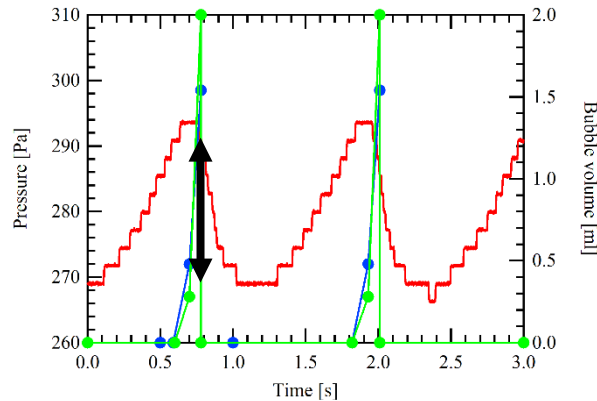
- ポリトロップ変化の式によって算出した気泡体積の時間変化と、画像処理によって計測した気泡体積の時間変化がおおむね一致した。
- 高速度カメラを用いて算出した離脱時の気泡体積は、ポリトロップ変化の式によって算出した離脱時の気泡体積よりも小さい

気泡離脱時の圧力

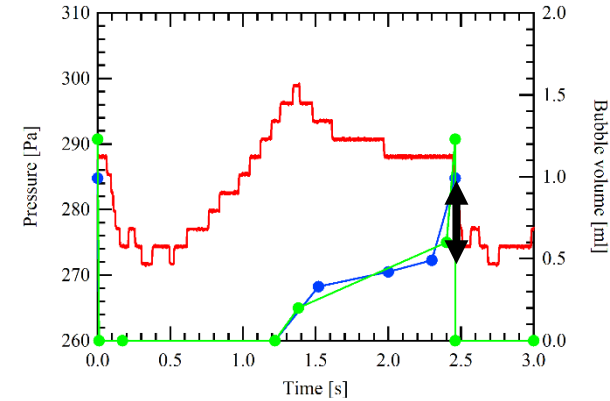
— Pressure
— Bubble Volume (Theoretical value)
— Bubble Volume (Experimental value)



Gas flow rate: 30 ml/min



Gas flow rate: 100 ml/min

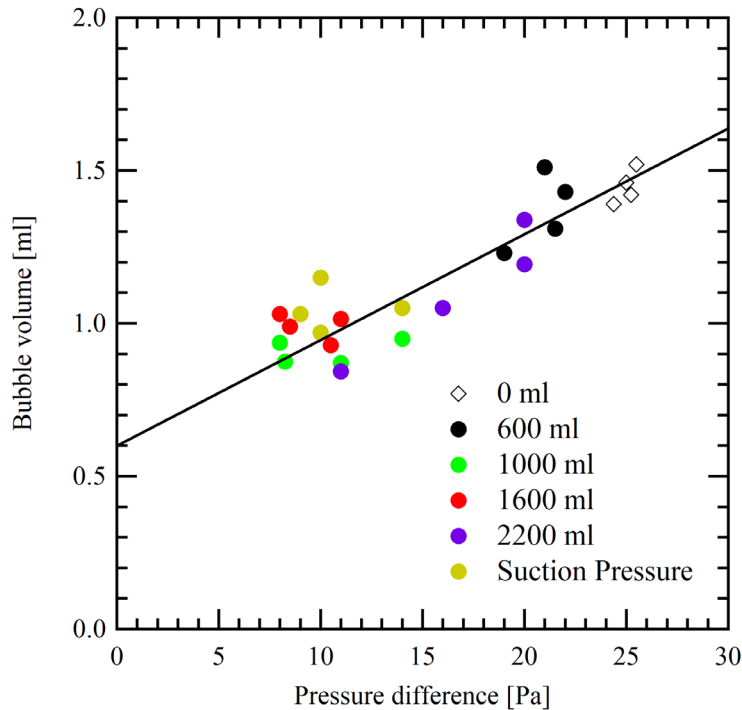


Gas flow rate: 30 ml/min
Drainage : 2200 ml

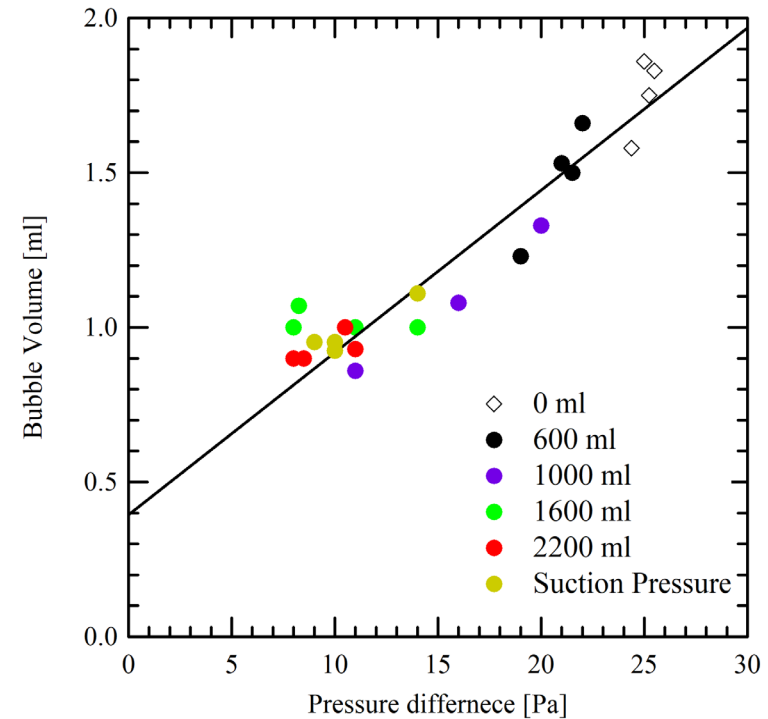
□ 力のつり合いおよびポリトロップ変化の式から気泡離脱時と離脱後の圧力差が気泡体積と相関がある可能性有

圧力差と気泡体積の関係

画像処理から求めた
気泡体積



ポリトロープ変化の式から
求めた気泡体積



近似式 $V_B' = 0.0346P_d + 0.5991$

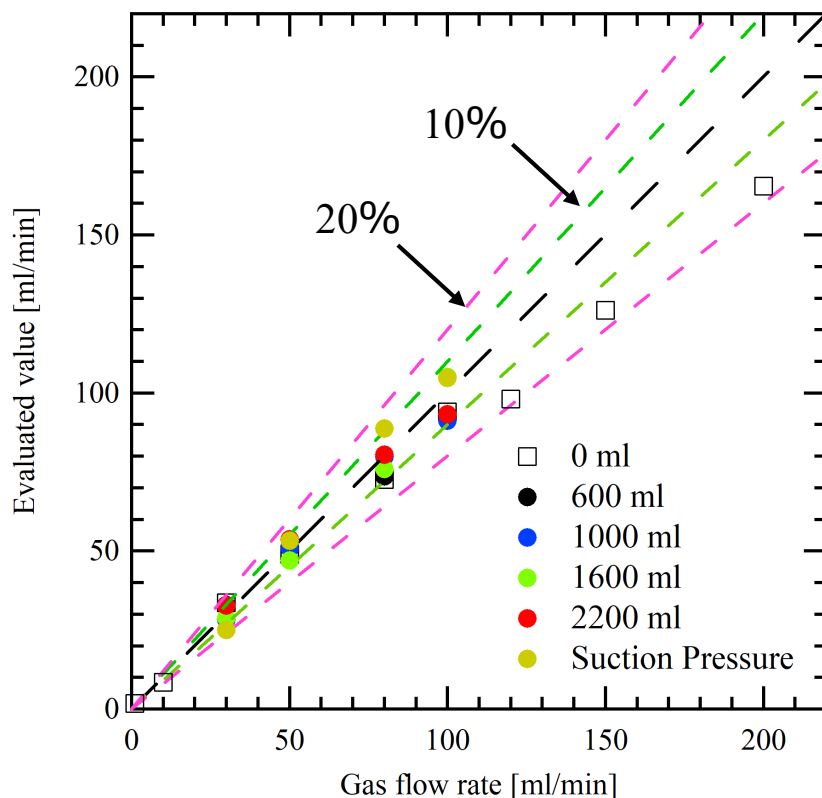
相関係数 $r = 0.88$

$V_B' = 0.0531P_d + 0.394$

$r = 0.87$

□ 気泡離脱時の圧力と気泡体積が強い相関を持つことを示した

相関式から導いた流量計測結果



- 気泡離脱時の圧力差を用いることで
流量10～100 ml/min, 排液量0～2200 ml, 吸引圧を加えた
条件で流量を誤差±10%程度で計測することが可能となった
- 流量1～20 ml/min, 100～200 ml/minを誤差±20%以内で計測
ことができ, より広範囲の流量にも対応できる計測法であることを示した

研究目的

圧力変動を用いた気相流量計測手法の高精度化

- 微差圧計を**排液部に取り付けた場合は水封部に取り付けた場合と比べ、高精度**で流量を計測することができる
- **排液量の増加に伴って気泡体積が減少**する。また、コンプレッサーで空気を流した場合に比べて、**吸引ポンプで空気を流した場合は気泡体積が減少**する
- 気泡離脱時の圧力とポリティロープ変化の式より算出した気泡離脱時の体積が強い相関を持つことを示した
- **気泡離脱時の圧力差から気泡体積を推測**することで
流量10～100 ml/min, 排液量0～2200 ml, 吸引圧を加えた条件でも**流量を誤差±10%程度で計測することが可能**となった
(特許取得済)

開発した装置の計測体系

使用装置

圧力計

長野計器
小型デジタル微差圧計

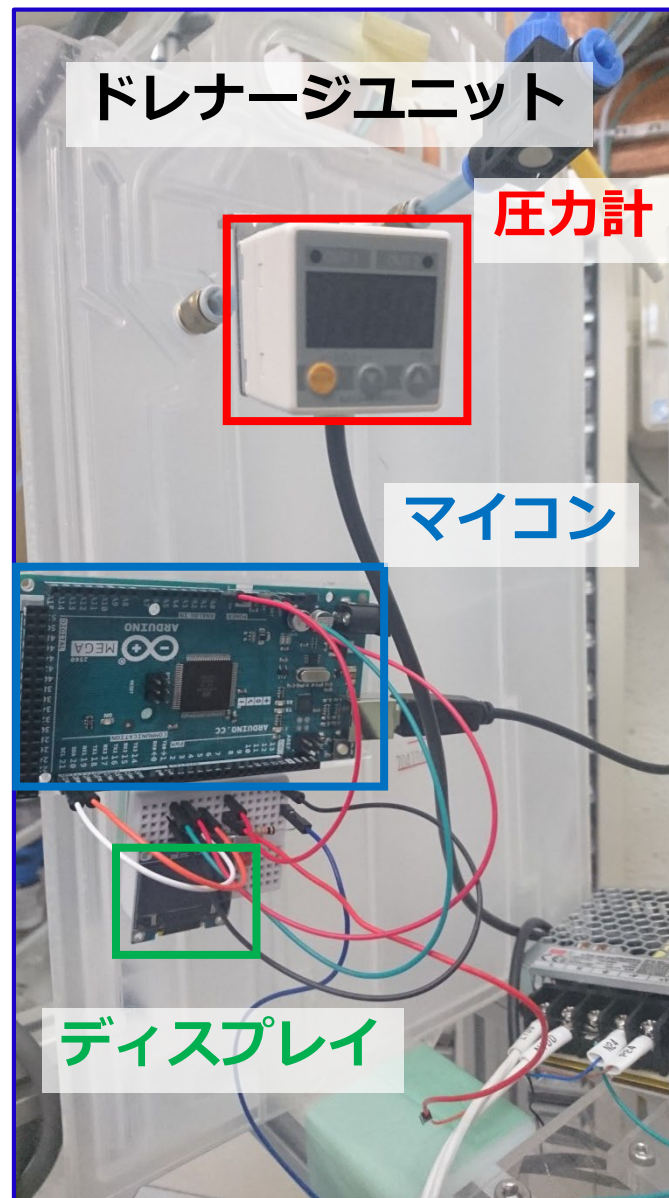
マイコン

Arduino MEGA

ディスプレイ

SUNHOKEY Electronics
OLEDディスプレイ

- 価格 : 約5万円
- 既存のドレナージユニットに取り付けるだけで使用可能



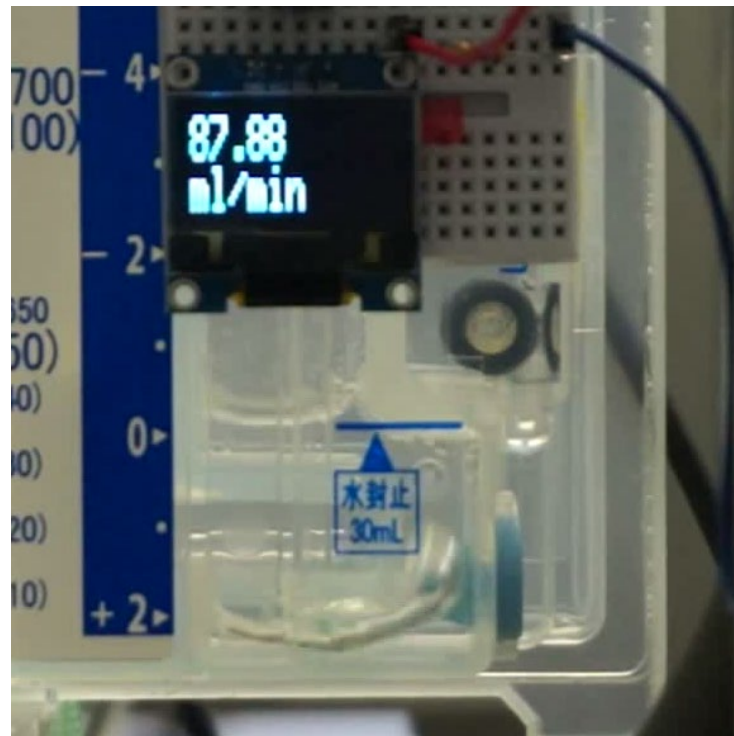
開発した装置による流量計測

計測周波数：20 [Hz], 計測時間：約20 [s]

30 ml/min



90 ml/min

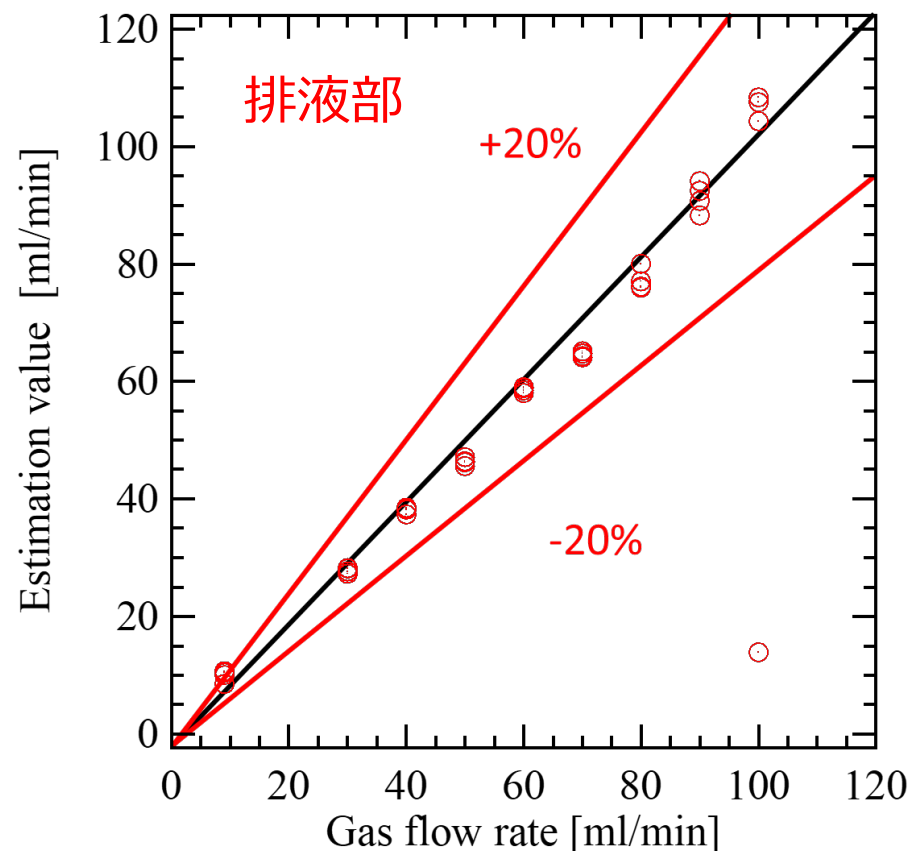


- ✓ 流入させた流量に対し計測したエアリーク流量をディスプレイに表示

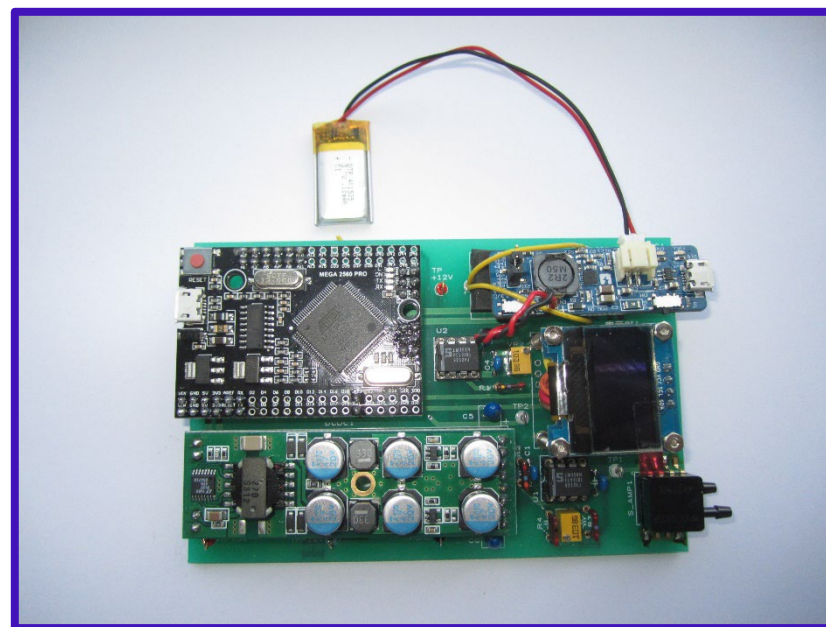
開発した装置の計測流量

気相：空気 (30~100ml/min)

Gas flow rate: 内部へ流す気相流量



$V_b = \text{一定と設定}$



縦: 74.5 mm

合計金額: 12,380円

横: 115.5 mm

✓ エアリーク流量を高精度で計測可能

✓ エアリーク流量を計測可能なプロトタイプ装置を開発

従来技術とその問題点

- ・そもそも、エアリーク量を定量評価する技術がほとんどない状況であった。
 - ・既に実用化されているものは、熱線風速計を内蔵したシステムであり、計測精度は比較的高く、安全側に設定されていると見受けられる。しかし、
 - ・ 価格が高価であることから、
 - ・ 既成のドレナージユニットを実用化されているものに置き換えることは実質不可能
- 等の問題があり、広く利用されるまでには至っていない。

新技術の特徴・従来技術との比較

- 既に臨床で汎用されている胸腔ドレナージユニットを流用できる。
- 小型、軽量、静粛性があり、患者の入院療養環境を阻害しない。
- 本技術の適用により、既存のドレナージユニットに装着するシステムを提供できれば、計測ユニットとしてのコストが1/20~30程度まで削減されることが期待される。

想定される用途

- 肺悪性腫瘍（肺癌）、自然気胸、続発性気胸、胸部外傷、呼吸器・心臓外科手術後などの肺痿や気管支痿を来す疾患群の治療に適用可能。
- 従来は医療従事者の目視により定性的に判断されていた患者の病状について、リーク量を定量評価することが可能になることで、退院の可・不可を定量的に判断できるようになると考えられる。
- 上記以外に、治癒したと判断できる低流量域を計測する技術が確立され、治療に関しての定量的指針を与えることが可能となり、気胸治療技術においてブレークスルーとなると考えられる。

実用化に向けた課題

- 現在、排液の有無や吸引圧の影響について反映させた気泡体積計測が可能のところまで開発済み。しかし、圧力変化と気泡体積間の相関式の精度向上とマイコンに実装する作業が未解決である。
- 排液側に圧力センサを付ける場合の衛生面での規制や取り扱いについての検討が必要である。
- 今後、圧力変化を用いた気泡体積計測について実験データを取得し高精度で見積もる方法を明らかにし、リーク流量の精度を数%まで向上できるように技術を確立する必要あり。

企業への期待

- 未解決の「圧力変化と気泡体積間の相関式の精度向上」については、気泡生成の物理について十分考慮することで解決につながると考えている。「圧力センサの衛生面」については医療に係る機器の規制等についての有識者との意見交換が必要である。
- 圧力計測技術を持つ企業との共同研究を希望。
- また、ドレナージユニットを販売している企業、医療機器分野への展開を考えている企業には、本技術の導入が有効と思われる。

本技術に関する知的財産権①

- 発明の名称 : 気体流量算出装置、気体流量測定システム、気体流量算出方法およびプログラム
- 出願番号 : 特願2017-177106
: 特開2019-052933A
- 出願人 : 筑波大学
- 発明者 : 阿部豊、金子暁子、岩上聖、酒井光昭

本技術に関する知的財産権②

- 発明の名称 : 気体流量算出装置、気体流量算出システム、気体流量算出方法及びプログラム
- 出願番号 : 特願2021-132536
: 特開2023-027445A
- 出願人 : 筑波大学
- 発明者 : 金子暁子、阿部豊、樋口健太郎、藤原広太、酒井光昭

産学連携の経歴

- 2019年-2020年 日本医療研究開発機構（AMED）
令和1年度医療研究開発推進事業費補助金
橋渡し研究戦略的推進プログラム補助事業に採択
- 2020年-2021年 日本医療研究開発機構（AMED）
令和2年度医療研究開発推進事業費補助金
橋渡し研究戦略的推進プログラム補助事業に採択

お問い合わせ先

筑波大学産学連携企画課

T E L : 029－859 － 1659

F A X : 029－859 － 1693

e-mail : event-sanren@un.tsukuba.ac.jp