

血圧計測における医工学手法と誤差要因

立原 敬一* 玉城 聡* 森 聡史**

中原 毅*** 藤原 茂樹****

* 帝京短期大学 専攻科臨床工学専攻

** 大分市医師会立アルメイダ病院 臨床工学部

*** つくば国際大学 保健医療学部 医療技術学科

**** 徳島大学大学院 医歯薬学研究部

要 旨

血圧計測は、生体の循環動態を示すバイタルサイン情報として重要である。血圧計測の方法には、大別して非観血的血圧測定法と観血的血圧測定法の2種類があるが、どちらの方法も正しい手技のもとに使用しなければ測定誤差が生じる可能性がある。特に、正確な測定を求められる医工学技術を応用した圧トランスデューサによる観血的血圧測定では、誤った使用方法で測定すると「ドリフト現象」「過制動（なまり）現象」「共振現象」などが生じ測定誤差がより大きくなり、生体の循環動態を見誤る可能性がある。そのため、圧トランスデューサを用いた血圧測定時には、圧測定システムの周波数特性（固有振動数および制動係数）を悪化させる因子について十分理解し、周波数特性を低下させない使用方法を遵守することが重要である。

今回、臨床で用いられる代表的な血圧測定法の特徴についてまとめ、測定誤差の発生要因およびその防止手段について考察した。

キーワード：血圧測定、圧トランスデューサ、測定誤差

I はじめに

血圧はバイタルサインのひとつであり、生体の血液循環状態を推測するための有用な指標である。実際の血圧測定に用いられる手法には、大別すると非観血的血圧測定法と観血的血圧測定法とがある。血圧測定のゴールドスタンダード（標準基準）は上腕にマンシェットを巻き駆血して測定する非観血的血圧測定法である^{1,2)}。

しかし、非観血的血圧測定では連続したモニタリングが行えず、測定精度も測定手技の個人差などに影響される³⁾。そのため、血液循環の状態を正確に把握し厳密に管理しなければならない場合には、動脈内に直接カニューレを挿入して持続的に血圧を測定する観血的動脈血圧測定法が必須になる。

今回、生体の血圧計測における各種手法と特徴について、特に医用工学の技術を用いた血圧測定の注意点について検討し、測定誤差の少ないより正確な血圧測定を行うために必要な事柄をまとめた。

II 血圧計測の手法

非観血的血圧測定法および観血的血圧測定法には、測定原理によってさらにいくつかの方法が存在し、それぞれ表1のような特徴を有する。

表1. 血圧測定法の種類と特徴

測定原理		測定可能圧※	連続計測	生体侵襲	測定精度
非観血的測定	① 聴診法	S/D	×	低	△
	② 触診法	S	×	低	△
	③ オンロメトリック法	S/D	×	低	△
	④ トノメトリ法	S/D	○	低	○
	⑤ 容積補償法	S/D	○	低	○
観血的測定	⑥ 圧トランスデューサ	S/D/M	○	高	○
	⑦ カテ先マンメータ	S/D/M	○	高	○

* S: Systolic pressure, D: Diastolic pressure, M: Mean pressure

非観血的血圧測定法には、①マンシェットで駆血した血管下流のコロトコフ音を聴取し血圧測定値とする「聴診法」、②血管拍動を触診して血圧測定値とする「触診法」、③血管の振動を検知し血圧測定値とする「オンロメトリック法（容積振動法）」、④圧センサーで体表面から表在血管を圧迫し血圧測定値とする

「トノメトリ法」、⑤血圧変動による血管容積変化を推定し、その時のカフ圧を血圧測定値とする「容積補償法」がある。これらの5つの測定法は、生体に対し血管穿刺などを必要としないため、観血的血圧測定法よりも低侵襲である。そのうち、①聴診法、②触診法、③オシロメトリック法は、インターバルのある間欠的測定で連続的な計測は出来ない。また、①の聴診法と③のオシロメトリック法では収縮期血圧および拡張期血圧の測定は可能であるが、②の触診法では、拡張期血圧の計測は難しく、収縮期血圧のみの計測となる場合が多い。

①聴診法および②触診法で用いられている血圧マンメータには、水銀柱型（図1）とアネロイド型（図2）がある。



図1. 水銀柱式血圧計

水銀柱式血圧計は、従来、図1 a（左）の水銀をマンメータに用いたものであったが、水銀使用製品の製造禁止処置に伴い、図1 b（右）の水銀を用いない電子式血圧計に移行しつつある。



図2. アネロイド型血圧計

アネロイド式血圧計には、図2 a（左）の手元で加減圧操作と駆血圧の確認が同時にできるものと、図2 b（右）のように、遠くからでも視認性の良い大型ものがある。

測定精度はアネロイド型より水銀柱型が良いとされているが、マンメータ内部に水銀を用いた水銀柱型（図1 a）は2015年の「水銀による環境の汚染の防止に関する法律（水銀汚染防止法）」や2017年の「水俣条約」の成立に伴い順次、水銀レスの電子式マンメータ（図1 b）に移行されつつある。アネロイド式血圧計には、図2 aの手元で加減圧操作と駆血圧の確認が同時にできるものと、図2 bのように、圧表

示部が大型でベッド柵に装着し遠くからでも視認性の良いものがある。

③のオシロメトリック法に用いる血圧計は、駆血加圧および測定時減圧を自動で行う電子血圧計が主流となっている。これらの電子血圧計は、駆血部位によって上腕で測定するタイプ（図3）以外にも、手首式電子血圧計・指式電子血圧計などが上市されている。



図3. オシロメトリック法に用いる電子血圧計（上腕式電子血圧計）

現在は、駆血加圧および測定時減圧を自動で行う電子血圧計が主流となっている。

④トノメトリ法および⑤容積補償法による血圧測定も、生体に対し低侵襲な計測が可能であるが、専用の機器が必要であり用途は限定されている（図4）。



図4. トノメトリ法による血圧計（オムロンヘルスケア HEM-9000AI）

図4左部分の圧センサーで表在血管を圧迫し、その時のカフ圧を血圧測定値としている。

観血的血圧測定法には、⑥圧トランスデューサを用いる方式と⑦カテ先マンメータを用いる方式がある。

Ⅲ 圧トランスデューサ

⑥の圧トランスデューサ（図5）を用いた測定法は、測定対象になる動脈内に穿刺針やカテーテルを直接挿入し、生理食塩水を満たした耐圧チューブで動脈内の圧力を圧トランスデューサに伝播させて電気信号

化し、生体情報モニタ上に表示している（図6）。そのため動脈を穿刺するという侵襲があるが、この方法によりリアルタイムで連続した動脈血圧の測定が可能になる。



図5. 圧トランスデューサ

(Meritmedical社 Meritrans DTX Plus DT-4812J)

左上部が患者側ライン接続部、右下部には加圧バックからのヘパリン加生理食塩水が接続され持続注入される。

圧トランスデューサ内部では、ダイヤフラム（弾性膜）によって、圧力によって生じるたわみを受圧膜のストレインゲージ（半導体ホイートストンブリッジ回路）に伝えている。そのため、測定前に三方活栓を操作してダイヤフラムが大気圧のみを受圧している状態にして、その時の電気信号出力を0 mmHgとして校正（零点校正）することが必要である。

圧トランスデューサ自体は電気信号を生じておらず、生体モニタ側から中継ケーブルを介して供給される6Vの測定電圧をストレインゲージに印加し、5 μ V/V/mmHgの感度で出力される信号を得ている⁴⁾。

本法では、長時間の血圧測定時に測定回路内の血液凝固が生じやすいため、圧トランスデューサにフラッシュデバイスが内蔵されている。フラッシュデバイスの内部には特殊な細管流路があり、300mmHgに加圧したヘパリン加生理食塩水を接続することで3ml/hrの流量で持続した注入が行われ、回路内凝固を防止している（図6）。

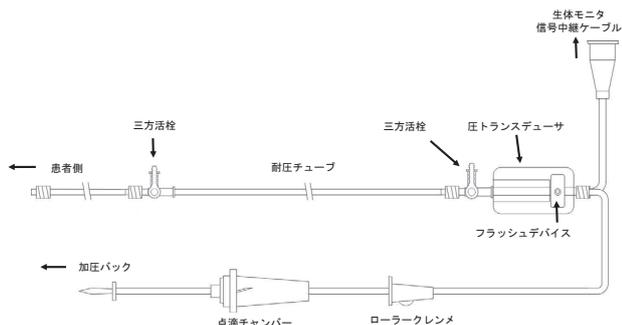
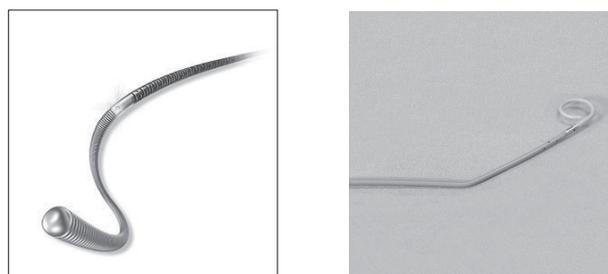


図6. 標準的な観血的動脈血圧測定回路

IV カテ先マンメータ

⑦のカテ先マンメータには、ガイドワイヤ先端マンメータ、ピッグテールカテテルマンメータ、IABPバルーン先端圧マンメータなどがある（図7）。カテ先マンメータでは、光ファイバセンサーや半導体センサーなどの圧力センサーがカテテルの先端に装着されており、これらを測定血管内に直接挿入することで血圧を血管内で直接電気信号化しモニタに表示している。そのため、圧トランスデューサ方式のような生理食塩水による圧力伝播管路を必要とせず、周波数特性は悪化しにくい（表2：利点）。



a. ガイドワイヤ型

b. ピッグテール型

図7. カテ先マンメータ

現在臨床使用されているものとしては、主にFFR（部分冠血流予備量比）計測用のコロナリーガイドワイヤ（図7a）や、LVG（左室造影）時の左室圧計測用のピッグテールカテテル（図7b）などが挙げられる。

しかしながら、本測定法では各種センサーに対応する専用の信号処理およびモニタ装置が必要で、カテ先マンメータ自体も高価であることから、現状では、心臓カテテル検査におけるFFR（部分冠血流予備量比）計測や、心腔内圧測定、およびIABPの動脈圧トリガ信号など特殊な血管内圧計測が主な用途で、一般的な血圧測定には用いられていない（表2：欠点）。

表2. カテ先マンメータによる観血的血圧測定の特徴

利点	<ul style="list-style-type: none"> 回路導管系による共振現象が生じない 導管法に比べ周波数特性がよい 光ファイバ伝送ではマイクロショックの危険性が低い
欠点	<ul style="list-style-type: none"> 基本的に測定中の大気圧開放ゼロ点校正ができない 電気伝送方式ではOF形増幅器が必須となる 消耗品を含め専用装置が必要で高コスト 屈曲部位でドリフト現象が生じやすい

V 血圧測定で生じる誤差の要因

1. 非観血的血圧測定について

非観血的血圧測定では、心拍出によって生じる圧力が血管壁に垂直にかかる側圧のみを測定するが、圧トランスデューサやカテ先マンノメータを用いた観血的血圧測定では側圧だけでなく血管内の血流に伴い血管と並行方向に生じる動圧も加味され、血液の流速に影響する血管径なども測定値に影響する⁵⁾。一般的な非観血的血圧計測法では、血管内圧力を間接的に捉えているにすぎず、測定方法を誤ると大きな計測誤差が生じる可能性がある。表3に非観血的血圧測定法における主な誤差要因をまとめた。

表3. 非観血的血圧測定法における主な誤差要因

原因	誤差要因	収縮期血圧	拡張期血圧
測定ゼロ点変動 (測定位置)	測定部位が右心房より高い	↓	↓
	測定部位が右心房より低い	↑	↑
マンシェット (駆血帯) 使用方法	カフ幅が狭い	↑	↑
	カフ幅が広い	↓	↓
	カフの巻き方が緩い	↑	↑
計測手技	脱気減圧速度が速い	↓	↑
	聴力低下(聴診法)	↓	↑

注) ↑:上昇, ↓:下降

非観血的血圧測定における誤差要因としては主に3つあり、「測定位置の問題」、「マンシェットの問題」、「計測手技の問題」が挙げられる。その結果、表のごとく収縮期および拡張期の血圧測定値に誤差を生じさせる。

非観血的血圧測定では、マンシェットで駆血する部位を心臓(右心房)と同じ高さにししないと誤差が生じる。また、マンシェットは患者の駆血部位の太さに合ったサイズを使用しないと、脱気減圧した際の血流再開のタイミングがずれてしまい測定誤差となる。適切なサイズであっても、駆血帯の巻き方が緩いと減圧時の血流再開が早くなり測定値が高くなってしまいますので、指が1~2本入る程度を目途に巻くことが望ましい⁶⁾。

マンシェットの減圧する速度にも注意が必要で、速すぎる場合、収縮期血圧は低く拡張期血圧は高く測定されてしまうので、脱気減圧速度は、心収縮1心拍当たり2~3mmHgの降下速度で脱気しなければならない³⁾。

2. 圧トランスデューサを用いた観血的血圧測定法について

圧トランスデューサを用いた観血的血圧測定法における主な誤差の発生要因を表4に示す。非観血的血圧測定法と同様に測定位置(高さ)の問題もあるが、ストレーンゲージなど医工学技術を用いた計測法であるため、工学的側面から生じるうる誤差にも注意しなければならない。

圧トランスデューサは基本的に電子回路であるため、測定環境温の変化や測定装置自体の環境が変化することで、測定値に影響を及ぼす。その結果、零(ゼロ)基準点が時間経過とともにずれて揺らいだように変化してしまう「ドリフト現象」を生じさせる。

表4. 圧トランスデューサによる観血的血圧測定における主な測定誤差

現象	誤差要因	収縮期血圧	拡張期血圧	平均血圧
ゼロ点変動 (ドリフト)	温度変化によるトランスデューサのゼロ点変動	↑ または ↓ (同じ方向に変動)		
	温度変化によるモニタのゼロ点変動			
	増幅器のゼロバランス変動			
	ゼロ点較正不良			
ゼロ点変動 (測定位置)	患者右心房位置の変化			
	トランスデューサの設置位置変化			
過制動 なまり (脈圧減少)	穿刺針・カテーテルの凝固	↓	↑	(-) 大きな 変動無し
	穿刺針先端の血管壁への先当たり			
	測定回路導管系への気泡混入			
共振 オーバーシュート (脈圧増大)	測定回路導管系の周波数特性低下 ・回路導管系の過延長 ・回路導管の弾性が高い(柔らかい) ・採血ポートの過挿入	↑	↓	

注) ↑:上昇, ↓:下降

観血的血圧測定における誤差の現象としては主に4つあり、「ドリフト現象によるゼロ点変動」、「測定位置によるゼロ点変動」、「なまり現象」、「共振現象」が挙げられる。その結果、表のごとく収縮期および拡張期の血圧測定値に誤差を生じさせる。

圧トランスデューサを用いた方法では、血管内に長時間、穿刺針やカテーテルなどを挿入しているため、回路内で血液凝固が生じる可能性がある。その場合、圧力管路における圧伝播がしにくくなり、いわゆる「過制動（なまり）現象」（図8）を生じさせ、収縮期血圧は低く、拡張期血圧は高く測定してしまう可能性がある。また、圧力は生理食塩水を満たした回路導管を通じて測定されるため、測定回路の周波数特性が測定値に大きく影響する。

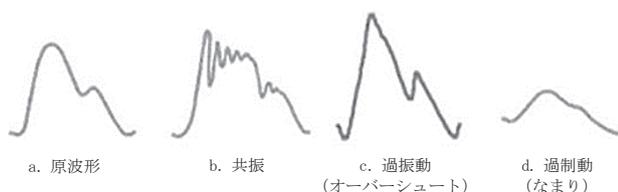


図8. 圧トランスデューサによる観血的血圧測定時の誤差

原波形（図8a）に対し、特定の周波数成分の振幅が大きくなり、図8bのようにノイズ成分が乗った状態で計測されてしまう現象を共振現象という。その結果、収縮期血圧が高く、拡張期血圧が低く測定される状態（図8c）を過振動状態（オーバーシュート）という。逆に、圧変化が十分伝わらず、収縮期血圧は低く、拡張期血圧は高く測定される波形（図8d）を「過制動（なまり）」という。

周波数特性は、回路導管系を過度に延長した場合や回路導管自体が柔らかい場合、さらに、近年多用されている閉鎖式採血ポートを三方活栓の代わりに複数挿入することでも悪化し、「共振現象」によるオーバーシュートを生じさせてしまう⁷⁻⁹⁾。共振現象が生じると、血圧原波形に対し、収縮期血圧は上昇、拡張期血圧は低下した測定値を示してしまう（図8）。

3. カテ先マンノメータを用いた観血的血圧測定について

カテ先マンノメータを用いた観血的血圧測定では、血管内で直接圧力信号を電気信号化しているため、測定位置によるゼロ点変動や、測定回路の周波数特性変化による測定値誤差は生じない。さらに、圧マンノメータの構造上、血液の滞留する部分が少なく、マンノメータ部分の血液凝固によるなまり現象は生じにくい。

しかし、測定装置のゼロ点校正は、圧マンノメータが体内に挿入された状態では出来ないため、圧マンノメータを血管内に挿入する前に、体外で圧マンノメータに大気圧を印加した状態にしてゼロ点校正しておかなければならないシステムが多く、注意が必要である。

また、血管屈曲部位での圧測定では、マンノメータ受圧部に零点校正時とは異なる張力が掛かることでドリフト様誤差が生じる原因となる。

VI 圧トランスデューサによる血圧測定誤差の発生原因と対策

血圧はバイタルサインの一つであり、心拍出量、循環血液量、末梢血管抵抗、血管弾性、血液粘性などの因子に影響される。これらの因子に単独または複合的な変化が生じることで血圧が変動するため、血圧の把握は生体の血液循環の状態を推測するために有用な指標になる。

実際の血圧測定に用いられる手法には、大別すると非観血的血圧測定法と観血的血圧測定法があり、血圧測定の標準的手法は、リバロッチ・コロトコフ法に代表される、心臓と同じ高さの上腕部にマンシェットを巻き、複数回測定する非観血的血圧測定法であるとされている²⁾。しかしながら、頻回な非観血的血圧測定は測定部位に神経障害などを来す危険もあり、その精度は測定手技の個人差などにも影響されてしまう³⁾。

また、臨床現場における血圧測定で重要となるのは、リアルタイム性と正確性である¹⁰⁾。

特に、リアルタイムに血圧を把握することは、急激な血圧変化が生じる可能性のある手術中や、循環動態の悪化している患者には必要不可欠な情報である。その点で有利なのは観血的測定法であり、インターバルを伴う非観血的血圧測定法では、その変化を見逃す可能性が高くなる。

正確性については、非観血的血圧測定法と観血的血圧測定法のどちらでも注意が必要で、測定原理を理解し正しい手技で測定することが求められる。特に圧トランスデューサを用いた計測は、別名「Water filled法」とも言われ、血管内へ穿刺したカテーテルからの圧力を生理食塩水で満たした耐圧チューブで伝播させ、その圧力をトランスデューサで電気信号に変換する方式である。そのため、測定回路の周波数特性（固有振動数・制動係数）が測定値に大きな影響を及ぼすことから、誤差が発生する要因となりうる液体における圧力伝播の特性について理解することが重要で、周波数特性に与える影響のある要因について十分理解したうえで使用しなければならない⁷⁻⁹⁾。

圧トランスデューサによる血圧測定で生じる可能性のある誤差現象として、特に注意すべき、「ドリフト現象」、「過制動（なまり）現象」、「共振現象」について発生原因と対策について述べる。

1. ドリフト現象

生理的な呼吸性の血圧変動を指すこともあるが、観血的血圧測定法におけるドリフト現象は、室温など測定環境温の変化や、電気回路を有する測定装置自体の環境が変化することによって、ゼロ基準点が時間経過

とともにずれてしまう現象のことを指す。

この現象による誤差自体は、数mmHg程度の変化であり大きな変化ではないが、右心系など低圧系の測定や、心臓カテーテル検査時のLVEDP（左室拡張末期圧）などの測定時には注意が必要である。

これを防ぐためには、室温を一定の環境で使用するなどの配慮が重要であるが、経時的変化は防ぐことができないので、同一トランスデューサを長時間連続して使用する際には定期的なゼロ点再校正を行うことが有効である。

2. 過制動（なまり）現象

圧力伝播管路における圧伝播が、何らかの理由（制動素子の不適切使用含む）で伝播しにくくなった状態で生じる現象で、最も多い原因は、穿刺針先端の血管壁への壁当たりや測定回路内での血液凝固である。圧トランスデューサによる圧力計測では、血管内に生体にとって異物である穿刺針やカテーテルなどが長時間挿入されており、特に動脈を穿刺している場合には、動脈圧によって血液が逆流することで血液凝固が生じやすい。

もう一つの原因は、圧力伝播管路内への大きな気泡混入である。気泡は液体に比べて圧力が加わった時の弾性コンプライアンスが高いため、回路内に気泡が混入するとそこで圧力が吸収されてしまい、圧トランスデューサまで伝播しにくくなる。そのため、圧力による圧変化が十分伝わらず、収縮期血圧は低く、拡張期血圧は高く測定されてしまい、脈圧が減少した測定結果になる。

これを防ぐためには、圧トランスデューサを準備する際に、気泡が混入ないように回路内をプライミングすることが最も重要であるが、使用開始後も回路内を点検し、必要に応じてフラッシュデバイスを操作し回路内をフラッシュすることが望ましい。

また、血液の回路内逆流を防ぐためには、フラッシュデバイスによる低流量持続注入が正しく維持されていることが重要である。フラッシュデバイスは、加圧バックによって300mmHgが負荷された状態で3ml/hrの流量が持続注入されるように内部の細管流路が設計されている⁴⁾。そのため、加圧バックの圧力マノメータの圧を定期的を確認し、圧が低下している場合には適宜再加圧しなければならない。また、動脈圧など平均血圧が高い圧力を測定する際には、加圧バックを点滴ポールで高い位置に掛けることで、フラッシュデバイスに落差静水圧分の圧を加えている。そのため、何らかの事情で加圧バックを長時間にわたり低い位置にセットしなければならない場合は、加圧バックに落差静水圧分の圧を重畳させておくことが望まし

い。また、ROSEなどの制動素子が不適切に使用された場合にも過制動は生じるが、詳細は誌面の都合で割愛する。

3. 共振現象

血圧信号が有する周波数成分のうち、特定の周波数成分の振幅が大きく計測されてしまう現象を指す。この現象は、測定システム全体の固有振動数や制動係数で表す周波数特性として数値化することができる。通常、動脈圧波形に含まれる周波数成分は、直流から16Hz程度までと考えられるため¹¹⁾、圧トランスデューサのシステムに求められる理想的な固有振動数は20Hz以上で、制動係数は0.5～0.7程度、振幅比が1となる測定系が望ましいとされている¹²⁾。これらの周波数特性が悪化すると、伝播される圧力波形が変化してしまい正確な圧力測定をするうえで問題となる。共振現象を防ぐためには、圧トランスデューサシステム全体に対する周波数特性を悪化させる可能性のある使用法を行わないことが重要である。具体的には、耐圧チューブなどの圧力伝播管路の過延長をしない⁷⁾。Planecta®などの閉鎖式採血ポートの挿入数を減らす。閉鎖式採血ポートを複数使用するならば、著者らの研究グループの知見では、三方活栓付のPlanecta®を用いて、三方活栓のコックを採血ポート側にOFFにして使用するなど、周波数特性を悪化させない工夫が重要である^{8,9)}。

VI まとめ

- (1) 血圧情報は、生体の生命情報の中でも基礎的なバイタルサインとして重要であり、正確に計測しなければならない。
- (2) 生体の血圧を計測する方法には、非観血的測定法と観血的測定法の2種類があり、正しい技術的理解のもとに計測しないと測定値に誤差が生じる。
- (3) 特に、圧トランスデューサを用いた観血的血圧測定では、システム全体の周波数特性を理解したうえで計測しなければならない。

文献

- 1) 瀧下修一 外来診察室での血圧の測り方診察の仕方 今泉勉（編）高血圧診療学 永井書店 pp.84-90, (2010年)
- 2) 日本高血圧治療ガイドライン作成委員会 高血圧治療ガイドライン2009 (JSH2009) 日本高血圧学会（編）ライフサイエンス出版 (2009年)

- 3) 酒田宴里 直接血圧測定値と間接血圧測定値の間に誤差を生じさせる要因についての検討 人間看護学研究, 9, 11-20, (2011年)
- 4) 一般財団法人日本規格協会 日本工業規格JIS T-3323 2013 圧トランスデューサ 日本規格協会, (2013年)
- 5) 真島英信 生理学 改訂第18版 文光堂 pp.398-399, (1986年)
- 6) 矢野理香・中澤貴代 他 マンシュート装着動作の分析 (第1報) 看護総合科学研究会誌, 9 (1), 3-13, (2006年)
- 7) Fujiwara, S., Mori, S., et al. Frequency characteristics of pressure transducer kits with inserted pressure-resistant extension tubes. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 31 (2), 371-380, (2016year)
- 8) 藤原茂樹・立原敬一 他 動脈血圧モニタリングキットに影響を与える因子について 日本臨床麻酔学会誌, 35 (3), 406-413, (2015年)
- 9) Fujiwara, S., Tachihara, K., et al. Effect of using a Planecta™ port with a three-way stopcock on the natural frequency of blood pressure transducer kits. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 30 (6), 925-931, (2016year)
- 10) Romagnoli, S., et al. Dynamic response of liquid-filled catheter systems for measurement of blood pressure: precision of measurements and reliability of the Pressure Recording Analytical Method with different disposable systems. *Journal of Critical Care*, 26 (4), 15-22, (2011year)
- 11) Franke, F. Overcoming limitations in fluid-filled blood pressure monitoring systems: Eliminating resonance overshoot. *Munich*, 89, 1-5, (1989year)
- 12) Strandness, D.E.Jr., & Sumner, D.S. *Hemodynamics for surgeons*. New York: Grune & Stratton, (1975year)

Medical Engineering Method and Error Factors in Blood Pressure Measurement

Keiichi TACHIHARA* Satoshi TAMASHIRO* Satoshi MORI**
Takeshi NAKAHARA*** Shigeki Joseph Luke FUJIWARA****

* Department of Clinical Engineering, Teikyo Junior College

** Department of Clinical Engineering, Arumeida Hospital

*** Department of Medical Health, Tsukuba International University

**** Graduate School of Biomedical Sciences, Tokushima University

Abstract

Blood pressure is an important vital sign that indicates the dynamics of circulation in the body. There are two methods of blood pressure measurement, which are roughly classified as non-invasive and invasive methods. If either method is not used correctly, a measurement error will occur.

This is especially true when the blood pressure is measured invasively by applying medical engineering techniques such as the pressure transducer. This type of measurement must be accurate, and an erroneous measurement results in "drift phenomenon", "rounding phenomenon", and "resonance phenomenon." This increases the measurement error and results in the possibility of misjudging the circulation dynamics of the body.

For this reason, when the blood pressure is measured using a pressure transducer, it is necessary to understand the frequency characteristics (natural frequency and damping coefficient) of the pressure measurement system. We must fully understand the factors that deteriorate the frequency characteristics. It is important to observe the method of use that does not degrade the frequency characteristics.

Keywords : blood pressure measurement, pressure transducer, measurement error