

血圧測定の変遷

豊富なイラストを添付

第一部： 脈の触診(2500BC)から血圧測定と臨床の基礎(1930DC)の確立

第二部： 現代 1930 年以降の機器と臨床応用の多様化



Reverend Stephen Hales
(1677-1762)



Scipione Riva-Rocci
(1863-1939)



Nicolai Sergeivich
Korotkov (1874-1920)



一部： 紀元前 2500 年の脈の触診～1930 年までの血圧測定と臨床の基礎の確立

第 1 章～第 6 章

著者 N.H.Naqvi, FRCA

Royal Bolton Hospital,
Bolton,
Lancashire, UK

著者 M. Donald. Blaufox , MD,

PhD, FACNM, FACP, FRSM
Albert Einstein College of Medicine and
Montefiore Medical Center, New York, USA

M. D. Blaufox によるイラストされた付録添付



出版社； ***The Parthenon Publishing Group***

International Publishers in Medicine, Science & Technology

第二部 1930 年～21 世紀のエレクトロニクス時代の血圧計の多様化と臨床の応用

第 7 章～第 18 章

参考文献：

* *Handbook of Hypertension*

Volume 14

Blood Pressure Measurement Editors: E.O'Brien and K.O'Malley

* *Section of the History of Medicine*

Volume 70 November 1977

A Short History of Blood Pressure Measurement by Jeremy Booth

* *Nephrology Dialysis Transplantation*

Historical Notes

Dr N.S.Korotkov: the low-pitch sounds that stand high by A.V.Nabokov and A.J.Nevorotin

* *Vol. 12 No.3 September 1995*

Automated Noninvasive Blood Pressure Measurement by Kim-Gau Ng, MSME, CEng

* *The New England Journal of Medicine*

Ambulatory Blood-Pressure Monitoring By Thomas G. Pickering, M.D. D.Phil.

* *American Journal of Cardiology*

Vol. 65

Assessment of Four Ambulatory Blood Pressure Monitors and Measurement by Clinicians Versus Intraarterial Blood Pressure at Rest and During Exercise
by William B. White, MD

第一部は、Prefaceにあるように、N. H. Naqvi, FRCA と M. D. Blaufox, MD の両氏が、現代に至るまでの血圧測定についての壮大な歴史の物語で、豊富な図を添付されて書き下ろしされている。悠久の時の長さは、2500 BCE～1940(現代)までの約 4500 年間にも及ぶ。現代の医療および健康管理の現場において、血圧測定をモニタリングすることはなくてはならない必須のことであるが、意外に正確に血圧測定すること容易でないことに直面する。そこには、未だに血圧を決定している機序が完全に解明されていない部分もあり、著者等が述べている長い歴史からの経験的な方法で得られてきた判断に依存している部分が多い。著者たちの意図は、Preface や本文内に述べられているのを参考して頂きた。

第二部は、この本の訳者が、別の視点で非観血血圧測定について、補足的に書き足している。但し、歴史的な時系列では記していないので、第一部のストーリーとはリンクはしていない。

目次

M. DONALD BLAUFOX	I
N. H. NAQVI	III
1 INTRODUCTION:序文	1
1-1 血圧測定の歴史における重要なイベント	2
2. PULSE (脈)	6
2-1 The beginning (始まり)	6
2-2 Chinese medicine (中国の医療)	7
2-3 Concepts from India (インドの考え)	9
2-4 ギリシャとローマ	10
2-5 Galen (ガレン)	12
2-6 The Middle Ages (中世)	12
2-7 The Renaissance (ルネッサンス)	14
2-8 Timing the pulse (脈を時間で計る)	16
2-9 The physician's pulse watch (医師の脈時計)	18
2-10 ガレンから離れる動き	20
3. SPHYGMOGRAPHY (脈波グラフ計)	23
3-1 The first sphygmograph (最初の脈波計)	25
3-2 Modern sphygmographs (現代の脈波グラフ計)	26
3-3 Mahomed's sphygmograph (Mahomed の脈波グラフ計)	28
3-4 A practical device (実用的な機器)	29
3-5 The decline of sphygmography (脈波グラフ計の衰退)	33
3-6 The transition (移行期)	33

4. SPHYGMOMANOMETRY UP TO 1896 (1896 までの血圧計)	35
4-1 The first blood pressure measurement(最初の血圧測定)	35
4-2 The haemodynamometer(ヘモダイナモ計)	37
4-3 Kymograph: キモグラフ計	39
4-4 Direct measurement of blood pressure: 血圧の直接測定	40
4-5 Improved indirect methods (進歩した間接的方法)	42
4-6 Sphygmometry reappears(脈拍計の再登場)	44
5 SPHYGMOMANOMETRY ENTERS THE MODERN ERA(血圧計が現代へ)	48
5-1 Riva-Rocci: リバロッチ	48
5-2 The compression: 圧迫用機器	49
5-3 Further improvements in the manometer(圧力計のさらなる革新)	50
5-4 Aneroid manometers: アネロイド型圧力計	56
5-5 Oscillometry: オシロメトリー	57
5-6 Recording sphygmomanometers: 測る血圧計	58
5-7 Auscultation(聴診法)	60
5-8 The Baumanometer: バウマノメータ	63
5-9 The inflation device: 加圧機器	64
5-10 Standardization: 標準化	64
5-11 Patient Preparation: 患者の準備	65
6. CLINICAL IMPLICATIONS: 臨床的意義	66
ILLUSTRATED APPENDIX OF INSTRUMENTS	72
7 血圧測定の確立に大きな役割をした人物	116
7-1 18 世紀: 田舎者の実験: <i>Stephen Hales</i>	116
7-2 19 世紀の実験: 最初の医師で物理学者: <i>Marie Poiseuille</i>	117

7-3 非侵襲技術; 最初の血圧計: Karl Vierordt	118
7-4 非侵襲技術の進化: Von Basch~	119
7-5 現代技術への発展:	121
7-5-1 イタリアのドクター-Riva-Rocci のアイデア	121
7-5-2 20 世紀: ロシア外科医の業績: <i>N C Korotkoff</i>	122
7-6 もう一人の聴診法の発見者?	127
8. 直接法と間接法の測定法の特徴	128
8-1 血圧の直接法の発展の経緯	128
8-2 直接法と間接法の血圧測定の生理的原理	129
8-3 直接法の血圧測定	130
8-3-1 動脈穿刺の技術	132
8-3-2 動脈カニューレの取り外し	133
8-4 Oscillometric Method: オシロメトリック法	133
8-5 聴診法	136
8-5-1 Korotkoff 音の特性	136
8-5-2 Auscultatory gap: 聴診ギャップ	139
8-5-3 Korotkoff 音の発生の機序	140
8-5-4 Stethoscope(聴診器)	140
8-6 Cuff Size: カフ・サイズ	142
8-6-1 加圧ブラダの寸法	142
8-6-2 ブラダとカフ	143
8-6-3 ブラダ幅と長さの分類	145
8-7 直接法と間接法の対比	146
9. 動脈構造と血圧の発生機序	148
9-1 動脈の構造	148
9-2 直接法で測っている血圧値は	148
9-3 血圧を発生させる Windkessel Model	149
9-4 Pulse wave velocity: 圧脈波の伝搬速度	151
10. 光センサによる非侵襲血圧測定の技術	153

10-1 Penaz の指カフ測定原理からの発展	153
10-2 非侵襲連続血圧計フェナプレス	153
10-3 山越の容積振動法と容積補償法	154
10-3-1 血管の内外圧差と脈圧の振幅の変化 $P_{tr}-V$ 非線形特性	154
10-3-2 容積振動法の測定	154
13-3-3 容積補償法	156
11. 血圧の自己測定	158
11-1 歴史	158
11-2 血圧の自己測定に関する世界高血圧リーグ(WHL)勧告	159
11-3 利点と問題点	160
11-4 自己測定の臨床的価値	160
11-4-1 高血圧の診断を確認する	160
11-4-2 治療効果を評価する	161
11-5 さらになる利点	161
11-6 自己測定に気になること	161
11-7 自己測定機器の種類	162
11-7-1 家庭血圧計	162
11-7-2 設置型血圧計	163
11-8 自己測定に必要な技術	163
11-8-1 誰が指導すべきか?	163
11-8-2 誰が指導されるべきか?	163
11-8-3 何をどの様に教えるか?	164
11-9 患者のサポート	165
11-10 自己測定と高血圧治療ガイドライン	165
12 非観血アンビュラトリー血圧測定	167
12-1 ABP 測定システムの発展の推移	167
12-2 アンビュラトリー・モニタリングの技術	169
12-2-1 血圧レベル	170
12-2-2 血圧の日内リズム	170
12-2-3 血圧変動	171

12-2-4 臨床結果の予後	171
12-3 正常日内パターンが変わる他の条件：Dippers と Non-Dippers	171
12-3-1 悪性リンパ腫高血圧	172
12-3-2 慢性腎疾患	172
12-3-3 褐色細胞腫	172
12-3-4 子癇前症中毒症	172
12-3-5 クッシング症候群	173
12-3-6 起立性低血圧	173
12-3-7 自律神経障害のある糖尿病	173
12-3-8 うっ血性心不全	173
12-3-9 心臓移植	173
12-4 特殊な人々での ABP モニタリング	173
12-4-1 妊婦	173
12-4-2 高齢者	174
12-4-3 黒人 (<i>Blacks</i>)	174
12-5 特殊な臨床的血圧変動の ABP モニタリング	174
12-5-1 白衣高血圧	175
12-5-2 動揺性高血圧	175
12-5-3 治療抵抗性高血圧	175
12-5-4 仮面高血圧	175
12-5-5 起立性低血圧	176
12-6 肉体的および精神的の日内活動	176
12-6-1 姿勢	176
12-6-2 動的運動	176
12-6-3 静的運動	176
12-6-4 食物および飲料の摂取	177
12-6-5 性行	177
12-6-6 喫煙	177
12-6-7 アルコール	177
12-6-8 カフェイン	177
12-6-9 会話	177
12-6-10 精神的な活気と感情	178
12-7 睡眠と覚醒に関する血圧の変化	178
12-8 睡眠呼吸障害と睡眠時無呼吸	178
13 運動負荷検査の始まり	179

13-1	運動負荷検査による血圧測定	179
13-2	血圧測定	179
13-3	運動負荷試験中に Korotkoff 音を特定する	180
13-3-1	運動負荷中に手動で血圧を測る問題	180
13-3-2	運動負荷中の自動化血圧測定	181
14	血圧を正しく測るための予備知識	184
14-1	測定部位、位置および姿勢と血圧	184
14-1-1	静水圧効果	184
14-1-2	腕位置の影響	184
14-1-3	大腿、足と手首の血圧	185
14-1-4	左右腕の差	185
14-1-5	上腕と前腕の差	186
14-1-6	大腿、足、そして前腕の血圧	186
14-1-7	クリニカル・ショック	186
14-1-8	肥満	187
14-1-9	疑似高血圧症	187
14-1-10	不整脈	187
14-1-11	圧の加圧と減圧	187
14-1-12	フェースVの欠落：Absent Phase V	188
14-2	高齢者の高血圧について	188
14-2-1	血圧の変動	188
14-2-2	オスラー法と疑似高血圧	189
14-2-3	聴診ギャップ	189
14-2-4	起立性低血圧	190
14-2-5	疑似低血圧	190
14-2-6	カフ加圧高血圧	190
14-2-7	食後低血圧	190
14-3	子供の血圧測定	191
14-3-1	血圧測定の方法	191
14-3-2	血圧測定的环境	191
14-3-3	子供の血圧測定についての BHS 勧告	191
14-3-4	測定的环境	192
14-3-5	子供の血圧の正常値	192
14-3-6	測定の表示	192
15	血圧データの解析	193

15-1 基準値を得る手順	193
15-2 直線回帰法によるデータ解析	194
15-3 Bland-Altman 分析法によるデータ解析	195
15-4 標準偏差 SD と平均値の基準の設定	196
15-5 Wiliam B. White の研究論文	197
15-6 パラメトリック検定とノンパラメトリック検定	201
16. 性能、安全性および測定正確さの評価基準	203
16-1 機器の安全性と一般性能の基準化	203
16-1-1 欧州域内規格 EN 1060-1/-3	203
16-1-2 国際規格 IEC 60601-2-30~IEC 80601-2-30	204
16-1-3 OIML R 16 の血圧計国際勧告:	204
16-2 臨床的な検証基準	206
16-2-1 基準の国際的統一化	206
16-2-2 被検者の運動中の機器の検証	206
17 日本における「非観血式血圧計」規格	212
18 カフレス血圧モニタ	213

図番の目次

図 1. Edwin Smith バピルス	6
図 2 脈の触診. 絹の上の中国の水彩	7
図 3 右と左の手首での脈。Pien-Ch'iao's 脈の秘密	9
図 4. Avicenna (980-1037).....	12
図 5. 医師の往診.....	13
図 6. 脈の脈診.....	14
図 7. 脈の測定用の Sanctorius の機器の図(Sanctrius 1646)	16
図 8. William Harvey (1578-1557).....	18
図 9. 脈の音楽記号 Marquet of Nancy	18
図 11 Fouquet, Essai sur le pouls(1767)	20
図 10 Fouquet, <i>Essai sur le</i>	20
図 12 Harisson の機器(1834).....	24
図 13 Herisson の米語の翻訳	24
図 14 Vierordt の脈波計 (1855).....	25
図 15 Vierordt の脈波計 からの脈の測定記録.....	26
図 16 Etienne Jules Marey(1830-1904)	26
図 17 脈波グラフ計のシングルパルス	27
図 18 Sommerbrodt の脈波計(1876)	28
図 19. Dudgeous の脈波計	30
図 20. HOLDEN'S 脈波計	30
図 21. Stephan Hales (1677-1761)	35
図 22 Poiseuille の論文の表紙(1828)	37
図 23 Poiseuille's Haemodynamometer	37
図 24. Carl Ludwig に与えられたメダル。	39
図 25. Ludwig キモグラフ計.....	39
図 26 Marey の血圧装置(1878).....	40
図 27. 指のプレスチモグラフ	41
図 28 Waldenburg 脈拍計	42
図 29 Von Basch の水銀血圧計(1880)	43
図 30 von Basch 用の手首ホダ	43
図 31 Potain の血圧計.....	44
図 32 Bloch の脈拍計	45
図 33. Bloch の脈拍計	46
図 34. Gazzetta Medicina di Torino の Riva-Rocci の論文	48
図 35. Gallavardin のダブル圧迫カフ	49
図 36. Vaquez 脈シグナル(1909)	50
図 37. Bouloumie's 脈波トノメータ	52
図 38.慢性尿毒症を患っている患者の血圧チャート	54

図 39. Riva-Rocci 血圧計の Cook の改造型型。	55
図 40 .典型的なアネロイドの図(1920)	58
図 41 Bishop の血圧を測る装置	59
図 42. 金属血圧ポンプ.....	64
図 43. Oliver の圧力機器.....	64
図 44. シンプルな U-tube 装備した容器型圧力計の特性	65
図 45 Ludwig の kymograph.....	118
図 46 Vierord 脈波計は 1854 年に発明された。	119
図 47 Marey の脈波計：1881 年頃の発明.....	119
図 48 1881 年に発明された Von Basch の血圧計とスタンド.....	120
図 49 Nikolai S. Korotkov.....	123
図 50 圧脈の表示(収縮期、拡張期と平均血圧).....	129
図 51 直接血圧測定法システム	131
図 52 矩形波発生器の応答	132
図 53 正弦波発生器による周波数応答	132
図 54 動脈カテーテルの留置.....	133
図 55 オシロメトリック法の収縮期および拡張期血圧判定	135
図 56 階段型減圧式オシロメトリック法の血圧測定アルゴリズム	135
図 57 聴診法による血圧測定	136
図 58 階段型減圧式聴診法の血圧測定パターン	137
図 59 コロトコフ音の Phase(フェーズ)	138
図 60 聴診ギャップ	139
図 61 stereoscope: 聴診器.....	141
図 62 カフの構造.....	142
図 63 カフ圧の動脈への伝わり方	143
図 64 Hales モデル.....	148
図 65 動脈の構造	148
図 66 動脈圧の測定原理(ピトー管).....	148
図 67 収縮期中の動脈血流の毛細管への流れ	149
図 68 拡張期中の動脈血流の維持図.....	149
図 69 2-要素 Windkessel モデルの電気的アナログ 112.....	150
図 70 2 か所の部位の信号の間隔で脈波伝播速度を算出する。(<i>TPTT</i>)	151
図 71 2 個の PPG による T_{PTT}	151
図 72 脈の伝播時間 PTT と収縮期圧 SBP は逆相関	152
図 73 指カフ.....	153
図 74 血管内外圧差(P_{tr})の変化と内容積変化の関係.....	155
図 75 オシロメトリック法(脈圧変動)	155
図 76. UV-101DS (容積振動法).....	156
図 77. 平均血圧($P_{bm}=P_{cm}$)と脈振幅 $\pm\Delta V_{max}$	156
図 78 容積補償法のサーボ系のブロック図.....	157
図 79 家庭用血圧計	162

図 80 ABP モニタ	169
図 81 高血圧患者の 24 時間血圧パターン	170
図 82 K 音マイクロホン	179
図 83 運動負荷血圧測定システム	179
図 84 ECG トリガーによる K 音信号の取込手順.....	181
図 85 DKA 法によるノイズの除去.....	182
図 86 Osler ポジチブと Osler ネガチブで侵襲動脈とカフ収縮期(▲)と拡張期(▼)圧の比較	189
図 87 医師が患者を診断する血圧測定	193
図 88 二名の熟練測定者による試験機器の同時測定.....	193
図 89 基準測定と試験される機器の順次測定	194
図 90 試験者 A と自動血圧計 M による拡張期血圧測定値の関係.....	194
図 91 重畳された 95%許容範囲	195
図 92 95%の正規分布の信頼区間	196
図 93 Accutraker II (試験器) と水銀柱血圧計を使って 2 名の測定者の値の分布	199
図 94 収縮期血圧(SBP)の平均値: $x_i + y_i$ (mmHg) に対する測定値差: $x_i - y_i$ のプロット	200
図 95 拡張期血圧(DBP)の平均値: $x_i + y_i$ (mmHg) に対する測定値差: $x_i - y_i$	200
図 96 ノンパラメトリックな LOA の設定 n=225.....	202
図 97 圧力試験システム	205
図 98 直接法 BP と医療技師または ABP モニタの比較.....	209
図 99 直接法 BP と医療技師または ABP モニタの比較.....	210
図 100 型式承認から検定出荷の流れ.....	212
図 101 小口径コネクタ	212
図 102 PTT 測定の信号取り込み部位.....	213
図 103 脈波伝播時間.....	213

参考図 1	1933 馬で血圧測定の実験	36
参考図 2	Scipione Riva-Rocci (1863-1939)	49
表 1	推奨されたブラダの寸法	142
表 2	米国心臓協会の推奨したブラダ寸法	145
表 3	米国 SunTech 社のブラダの寸法	145
表 4	容積振動法とオシロメトリック法の長短所の比較	154
表 5	2017 年 AHA/ACC 高血圧ガイドライン(JNC7 との比較)	165
表 6	日本高血圧学会高血圧治療ガイドライン 2019(JSH2019)	166
表 7	このガイドラインから、一般的に高血圧とみなされる境界は、	166
表 8	ABP モニタリングと他の方法の手段により決められる血圧パターン	170
表 9	血圧の正常な夜間降下が鈍化される状況	172
表 10	高齢者で血圧事情評価するに於いて困難を引く起こす臨床変化	188
表 11	基準器 A と自動血圧計 B の比較	194
表 12	水銀血圧計(A)と Accutraker II (試験器 M)で得られた値	198
表 13	測定値の累積パーセントをベースにした等級基準(データ数 n=255)	201
表 14	各社の ABP モニタの種類と特徴	208

M. Donald Blaufox

M. Donald Blaufox ドナルド ブランフォクス

血圧測定 of 歴史に関する専門書を書こうと思った動機は、その複雑さにある。このトピックについて過去 50 年間、驚くほど殆ど書かれたものがない。教本の中で僅かな書評または紹介はされている章があるが、現在でも、このテーマについて徹底して歴史を構築する試みはされていない。だから、一般の医師達は勿論、心臓病、腎臓および高血圧の専門医師たちでさえ、おしなべてこの分野の知識を持ち合わせていない。

夥しい引用文の中には、過去についての理解する能力なしで、現代のことを理解はできなく、また、その知識が無い同様に過ちを繰り返すことを暗示しているのが見受けられる。このような現実から、この専門書が適正方向に是正できる唯一著書になると信じている。

血圧と脈は、誤った理解と解釈が蔓延しているテーマである。こそそれ故、血圧測定については、歴史を通して論争されてきた課題でもある。恐らく、歴史を通して、血圧を正しく定義することが容易でなく、医師達もその新しい概念や考えを受け入れることが難しいからである。1930 年ごろの宣伝用の小冊子の中に、まさしくこの誤った考えをしているのがある。(Ano.c.1930). このパンフレット中では、正常な血圧は「20 歳で 100/70 mmHg、その後、一年毎に拡張期は 0.5、収縮期は 1~1.5 づつ上がる」としている。この定義によると 70 歳(性別では補正しない)の人の正常血圧は 150-158/105 mmHg になる。この値は、疑いもなく非常にリスクが高くなって、彼らの治療は、致死率を下げねばならないことが示されている血圧値である。この小冊子の中では高血圧と低血圧についても論じている。収縮期高血圧は、拡張期高血圧をとまなう生理学的補償機構であり、その根底には重大な病気の要因であると述べている。そして、高血圧の原因は「低レベルの毒素を長期間継続して吸収した結果である。・・・それは正常な弾力性のある細胞と徐々に入れかわって行く。低血圧は多くの原因を伴う病気としてリストアップされている。かなりの注目は、心配症、神経症および高血圧の関係性に向けられた。

これらの口述の一部には、一粒の真実はあるが、高くなっていく血圧において、また血圧そのものの実体についての病理学的意味には、大きな理解の欠如がこの世紀の中頃まで続いていた。根底にあるこのテーマの大切なことは、私達の考え方を進歩させることが必要である。

血圧測定 of 医学的知識、診断及び治療が、技術の進歩に我々が依存している典型的な例である。悲しいかな、そのことは、如何に我々の身体を診察するスキルを失くし、技術の進歩へ依存する傾向が増しているかを示している。19 世紀および 20 世紀に導入された精巧な機器による定量的な観察は、意味そのものは充分理解されてはいなかったが、その多くは、数百年以前の定性的な形で報告されたものであった。「塩分の過剰嗜好は脈を固くする」という宮廷内医療の **Yellow Emperor Classic** (黄帝)の内容は、'血圧と塩の摂取と関連付けた'最も古い観察で、5000 年後の今でも議論され続けられているテーマでもある。

このような背景がなくても、血圧を計る器具の革新は、この分野で関わってきた人々の創造力を虜にする一連の魅力のある機器である。これは、また、そこにはやるべき方法がありすぎる場合、普通は何一つ完璧に満足するものがないということを示していることにもなる。

このことがそれぞれ理由の全てであるが; 医療の考えが如何に進歩して来たかの想像を絶する複雑さ; 私の職業上の経歴から高血圧に対する興味; この資料の準備のため私を刺激した医学的古いものと技術への興味である。最後の注釈。我々は可能な限り一番古いところからの参考資料を使うよう

にしてきた。殆どの場合、我々は発明者の考えやアイデアの本当の考えを知るため、その機器の発明者自身が書いたものを参考にすることが出来た。18世紀から現在までの殆どの資料は、オリジナルの資料から得られたものである。より初期の古いものは、何れかの翻訳を要求するラテン語か他の言語がしばしばで、それが利用できない場合は、二次的な資料である。我々は二次的な資料の源や翻訳作業においては歴史家達が技巧に凝っているものは、多くの矛盾がみられた。作業は、不正確か、または受け入れられない憶測のものは、可能な限り修正するように努めた。しかしながら、そのような材料に対して、幾つかの参考した資料は未だにそのままにしている。私達はこの魅力のある歴史について正確で立証できる説明を提示できたと信じているが、二次的な資料を用いた実例では、そこには幾らかの矛盾がみつかもしれない。

この本はそれなりに完璧であるにも関わらず、幾つかの材料は文脈は読みやすく理解しやすくするため削除した。これらの資料は、血圧測定の進歩についての全体的な歴史を殆ど網羅している。動物にたずさわってきたが、直接は人の発展には関わっていない人々は除外した。この分野に非常に貢献した人々は、全ては含めるように努めたが、そこにはある程度我々の個人的な判断が入っている可能性はいない。

この本の中身に対しては多くの方々に寄与して頂いた。本文および付録の多くの挿絵は、Albert Einstein College of Medicine, New York.のグラフィック・アート学部で専門的に作成された。Drs Philip Reichert と Harol Segall は、私と何時も血圧測定のテーマの見解について連絡を取り合っ、掲載物のコピーを気前よく提供してくれた。付録に示されている多くの器具は、Dr Nolie Mumie の所有物から得られたものである。また沢山の古物商の業者の方々は、器具の探索にも手伝って頂いた。ニューヨーク・医療アカデミーのスタッフと私の秘書 Barbara Bartolotta は出来る限り正確な参考材料を手に入れるため精力的に助けて頂いた。

私の妻 Paulette はこの本を書くことに激励し、この件で何年も話し合ってきた。そして、このプロジェクトを Nasim Naqvi と仕事が出来たのは楽しかった。この経験を通して知ったことは非常に楽しくて面白かった。

M. Donald Blaufox

ALBERT EINSTEIN COLLEGE OF MEDICINE AND MONTEFIORE
MEDICAL CENTER, NEW YORK, USA

N. H. Naqvi

N.H. Naqvi

血圧の測定は医療現場や日常的な臨床検査で幅広く使われている道具である。脈を触診する主観的で不正確な技巧を、水銀のミリメートル単位で正確な尺度で置き換えた時をもって、科学的方法が血圧測定に最も効果的な介入であった。血圧測定する非侵襲的な機器の歴史を図入りに行っているこの専門書は、従来の方法にならって出来事の記録を年代的にしたアプローチしている;新しい物と古い物を比較することは、その新しい機器を紹介する時に、何時もわくわくする経験を味わった。脈を感じることから、それを記録するまでの移行は、医療の歴史において長い期間にわたっている。しかしながら、現在使われている機器は、僅かこの一世紀の間に進化したもので、第二次大戦以降は、血圧計には特別な重要な発見または進展はみられなく、ただ、技術上の洗練とエレクトロニクスの導入のみであった。これ等の器具の歴史的な発展についての説明に、もし病態生理学的メカニズムを理解で、非常に大きな影響の観点から考慮すれば、治療の産物や予防の結果は、血圧に関係したものであることがより重要になる。

私のこの本について Donald Blaufox と共同できたことは非常に幸運であった・彼は器具の進化についての概観を代表している血圧器具を、膨大な私的収集物として集めていたことである。一箇所ここまで完璧な形で収集されているのを見られる場所は何処にもない。これほど挿絵入りで体系的に記述されたものになったのは、この本の最も興味深い有益な特徴の一つであると思う。これが独自性と差別化されたものであることを読者その視点を提供していると私は自信がある。この本の著者達はこの仕事を協力し建設的で包括的なものにするため努めてきて、正直言って、読者の皆さんには、我々の達成した使命感がある意味で正しかったと同意してくれるものと期待している。

N.H. Naqvi

DEPARTMENT OF ANAESTHESIA, ROYAL BOLTON HOSPITAL
LANCASHIRE, UK

1 Introduction: 序文

正確な血圧測定は、全ての医療提供者の医療施設では、なくてはならない大切な道具である。現在の医療において、あらゆる手術や侵襲的治療では、血圧をモニタすることは、日常的な手順になっている。高血圧を診断したり、マネージメントすることで最も重要であることは、文明社会の人々の最も共通の悩みの一つになっていて、議論を挟むまでもない。

米国やヨーロッパでは 30 歳以上の全ての人々の内 20~40% は高い血圧である。その他の国々における有病者は、差に違いがあるにしても、人類を苦しめているこの非感染性の病気は、おしなべて高くなっている。この忍び寄る静かなる病気を正確に診断し効果的な治療することは、診断する道具の発明無しでは可能ではなかつただろう。血圧測定の技術の発展およびその理論及び誤解の物語が***それは脈の知識を手に入れた前近代に始まったが***この本の題材である。我々は、医療と脈を関連付けることを知った最も古い時期を、歴史的に正確に決めるのは不可能であるが、生きた人間の頭がい骨に穴を開ける穿頭器で新石器時代の医療に携わった人々は、sphygmology(脈拍学)については多少の知識を持っていたに違いないと思う。

3本または4本の指で脈に触れて、凡その血圧を見積もる手法が行われ、それは20世紀に入ってもよく使われ教えられてきた。一般的には、基部の指は血液の流れを止め、中指は緊張度を見積もり、末梢の指は逆流を止めるために使われた。中国人は、違う病気と身体の部位を反映している脈に触れるための明確な三か所の場所を認識していた。それは、多分、現代にいたるまで最も古い医療行為から、手首の触診は最も一般的な臨床検査としてなされてきたものであろう。

ベッドサイドで動脈血圧の測定に進む、簡単で時代の試練を受けてきた観察の進歩は、診断医療の興味深い物語である。その進歩と成果は、科学的な原理に基づいた計測の方法の発展にも依存していた。それはまた、材料技術の進歩の間に科学的な資源や新しい手法を応用した多くの研究者達の長い努力の成果でもあった。当然のことであるが、ゴムなどの材質が利用可能になったのも、血圧測定を進歩させるのに重要な要因であった。

これらの資源の相乗効果は、日常的な臨床検査における血圧の正確な測定する現代の技術と、病気に関連する診断、治療や予防に対する我々の能力に最高潮の影響を及ぼした。表1は、年代順で血圧の研究およびその意義の重要さに大きく貢献者達をリストにしている。(最も重要な貢献には、太字で示されている。日付はおよそである。)

1930年から1940年後に開発された機器は現代として割り当てた。現在起きている内容は本当の歴史的な見方から欠如しているため、この表には載せていない。それはまた、この電子化の時代までは、この時期の機器や計測法の変化は、大部分は意義のある進歩というより、微細な調整を示していると注目すべきである。

1-1 血圧測定 of 歴史における重要なイベント

日付は近似的。重要な進歩は**太字**で示されている。

日付	貢献者	貢献した内容
The Pulse(脈)		
2500 BCE	Huang Ti (中国の黄帝)	宮内内の医療に携わった黄帝の最も優れた医師、Nei Ching は pulse(脈)について多くの参考図書が収められている
2000 BCE	Pien-Ch'iao	Wang Shu t'u-cheih Nan-ching mo-cheuh の著者(脈の秘密)
2000 BCE	Priests of Sekhmet	ライオンの頭をした神、聖職者セクムトは、脈の palpation(触診)を実践していた事を報告している。
1600 BCE	Edwin Smith papyrus	1862 年にエドウィン・スマスによって復元された。脈の触診について何回も述べている。
1550 BCE	Ebers papyrus	脈に関する無数の参考内容が収められている。
400 BCE	Praxagoras	Hippocrates の同時代、いろいろな脈について記載している
300 BCE	Herophilus	彼の同時代の Cresibius の水時計を使って脈を数えている。
294 BCE	Erasistratus	臨床診断で、脈を検査に使う。
100 BCE	Sage Kanad	Nadi-vijnana (脈の解説)の著者。
100	Charaka	インドの医師は、彼の著述の中で脈の触診について述べている。
150	Galen	少なくとも脈について 18 冊の本の著者、いろいろの脈に名前を付けて記載している。
200	Rufus of Ephesus	その時代までの脈についての全ての知識を編集している。
777	Yuhanna ibn Masawayh	その議題についての本は無くなっているが、脈について書いた最初のアラブ医師。
900	Rahazes	医療の百科事典的な本の著者、重要な臨床検査として脈の触診について述べている。
1000	Avicenna	正確に脈を定義し、50 種類以上の脈に名前を付けている。
1250	Gilles de Corbeil	フランスの医師。書籍 De Pulsibus の著者、脈についての長い詩。
1450	Nicholas of Cusa	最初に脈の測定 of 概念とその病気の関係を紹介した。
1555	Joseph Struthius	脈をグラフで表示、機械的機器を使って脈を表示させる考えを紹介している。
1556	Theophile Bordeu	脈の包括的な分類を出版している。

1600	Galileo	振子の運動で、彼の脈と関連付けている。
1603	Santorio Santorio	脈を数えるための最初の機器について記載し、それを 'pulsilogium' と名付けた。
1604	Hercule	いろいろの脈を定義するためコーディングシステム採用の方法を出版した。
1618	J. Kepler	天体現象を時間計測するため脈の数を数えた
1628	William Harvey	1616年4月16日血液循環を書き、その後、あの有名な <i>Exercitatio de Motu Cordis et Sanguinis in Animalibus</i> 出した。
1707	Sir John Floyer	一分当たりの脈を数えるための脈拍時計を発明
1741	Salano de Luque	スペインの医師。脈についての沢山の論文を出版、英文に翻訳されて有名になった。
1767	Henry Fouquet	脈に主要なイラストした論文の著者
1786	William Heberden	ガレンの教書を批判及び脈のリズムを生理学的に説明する試みをする。
1796	Willian Falconer	脈の時間を計った広範囲の表を準備した
1890	Sir W.H.Broadbent	多くの脈波グラフを記録したものを言及した脈の著者
1892	Willian Ewart	ロンドンの医師。脈の知覚の著者、脈について最後の優れた研究を行った。
圧の測定		
1711	Stephen hales	馬の動脈に管を挿入して血圧を測った歴史上の最初の人物
1828	J. L. M. Poiseuille	U型形状の水銀圧力計を発明。Haemodynamometer(血圧計)
1834	Jules Herisson	水銀垂直圧力計で、最初の非侵襲機器を紹介
1835	E.S.Blundell	イギリスの医師。Herisson の論文を翻訳し装置の改良。
1835	Joseph Nancrede	米国の医師。Blundell とは別に Herisson's 論文を翻訳、その装置を改良。
1839	Haggen-Poisueille law	管の中の流体の流れを決める法則を、この2名の科学者によって独立に記述された。
1847	Cal Ludwig	Kymograph(キモグラフ計)を紹介
1849	Eugene Boudon	フランスの発明家。液体やガスの圧を測るため、曲げた金属の中空管のpatent。(Bourdonブルドン管)。アネロイド圧力計に採用した。
1855	Karl Vierordt	ドイツの生理学者。Sphygmograph(脈波計)を紹介する。
1856	J. Faivre	フランスの外科医。四肢の切断中、直接法で人間の血圧を記録。
1860	E.J.Marey	フランス生理学者。間接血圧測定の開拓者。Mareyの脈波計を発明。

1866	F.E.Anstie	ロンドンの医師。恐らく臨床実務での脈波計の使用について出版した最初の人であろう。
1867	Sir J.S. Burdon -Sanderson	脈波計のもう一人のハンドブックの著者
1868	E. Holden	脈波計に関しての最初のアメリカの貢献者
1872	F.A. Mahomed	Marey の脈波計に対し重要な過料型を紹介し、それで、 Bright 病について研究し、恐らく、本態性高血圧とは何かを記述している。
1872	L. Landois	ドイツの医師。Angiograph(アンギオ計)と名付けた装置で、無数の貢献をした。
1876	J. Sommerbrodt	改造した、やや複雑な脈波計を紹介し、健常人の脈波について無数の追跡図を作成した。
1879	E.A. Pond	アメリカの医師。Pond の改良型脈波計を紹介。
1880	L. Waldenburg	ドイツの教授は、総括的論文を書いた、また自身の器具を紹介している。
1880	R. E. Dudgeon	Dudgeon の脈波計が評判になり、幅広く使用された器具である。
1880	S. R. von Basch	橈骨動脈を圧迫するために使われた水又は水銀で満たしたゴム製のペレットを発明した。Von Basch はアネロイド型ダイヤルタイプ圧力計を使った最初の人物。
1880	A. M. Bloch	Bloch 脈波計を紹介、タイヤゲージに似たポケットサイズの圧力計器
1882	B. W. Richardson	動脈の上で圧力を調整するより正確な重り機構で Dudgeon 脈波計を改良した。
1886	C. Z. Ozanam	発明家たちの包括的歴史の著者は、脈の研究もよく行っていた。
1889	P. C. E. Potain	Basch の器具をペレット内の液体を空気で置き換えて改良し、その機器の精度を飛躍的に上げた。
1892	Angelo Mosso	細動脈圧を測る tonometer(トノメータ)を紹介した。
1896	L. Hill and H. Barnard	ロンドン病院の生理学者は携帯型液体で満たした機器について記載し、Hill and Barnard 脈波計、Herisson の器具を思い偲ばせる。
1896	S. Riva-Rocci	間接法にて血圧を測るため上腕カフ、エアーポンプと垂直の水銀計を紹介した現代の時代の先駆け。
1897	L. Hill and H. Barnard	Riva-Rocci と独立に上腕カフとアネロイド計を紹介。 Hill and Barnard 動脈ゲージ。麻酔中に血圧をモニターした報告の最初。
1898	G. Oliver	ポケットタイプ機器、Haemodynamometer(血圧計)について記載。出版物には、他の多くの機器を幅広く紹介している。
1899	G. Gaetner	オーストリア医師。Gaetner トノメータ、手指に適用され、それはいろいろ変えたモデルが作られた。
1901	Harvey Cushing	アメリカの神経外科医。アメリカに Riva-Rocci 法を紹介した。
1901	H. von Recklinghausen	Riva-Rocci の狭い上腕カフを幅広くすることで改善し、アネロイド血圧計に採用し、オシロメトリック原理を普及させた。

1902	T. C. Janeway	アメリカの医師。U字型水銀血圧計を紹介した。重要な論文を出版した。(1904)
1903	H. W. Cook	Cookの血圧計を紹介した。これは、Riva-Rocciの改造型である。
1903	W. B. Stanton	水銀タンクと足踏みポンプ加圧器付いた金属で、蓋された携帯型水銀計について述べている。
1903	C. J. Martin	オーストラリア、メルボルンで、生理学教授。幅広い上腕カフと加圧用の自転車ポンプ付U字型水銀計を紹介した。
1904	J. Erlanger	エアアの伝達を使って、正確に測定する血圧計を発明。
1904	L. F. Bishop	水銀の代わりに水を使っている機器を紹介。
1905	N. S. Korotkoff	圧迫にて起きる動脈音について記載したロシアの軍医で、血圧測定で聴診法を紹介する。
1907	J. Ettinger	コロトコフ音の第五フェースを観察し、この第五番目の音が拡張期血圧として採用されるべきと主張した。
1908	J. Fisher	第四フェース、または包むような音の点を拡張期血圧を提唱。
1908	1. Jaquet	スイスの医師。JaquetのPolygraph(ポリグラフ計)について述べている。
1908	J. Mackenzie	Mackenzieのポリグラフ。
1909	M. V. Pachon	変化する圧力にตอบสนองする、密閉したチューブ使ったアネロイドを紹介し、それはオシロメトリック法を普及した。
1909	F. A. Faught	水銀およびアネロイド圧力計をデザイン。
1910	H. French	ロンドン医師。ポタブルの直線型、水銀血圧計を紹介。
1910	L. Gallavardin	フランスで血圧の研究に大きな貢献者。Pachon装置の感度を改良するためダブルカフを紹介。
1912	Tycos	Taylor Companyと言う米国の企業で、アネロイド血圧計を販売し、非常に熱心であった。
1913	G. Oliver	イギリスに血圧を測るため、音による聴診音を紹介。圧縮空気圧力計を設計。
1914	P. Nicholson	水銀チューブの付き、折りたたみ式の水銀管が付いた携帯型水銀圧力計を紹介。
1916	W. A. Baum	アメリカの企業で、 Baumanometer として知られた非常に普及した器具を販売した。
1920	Uskoff	エアア伝送のErlangerの原理を使って記録するポリグラフを紹介。
1927	American Bureau of Standards (米国標準局)	1917年と1921年日付の標準基準を改良するため、多くの報告書を作成した。その最も総括的なものは1927年に出版された。
1930	H.von Recklinghausen	オシロトノメータ、アネロイド計はヨーロッパで普及した。
1930	J. Plesch	ドイツの教授。イギリスでトノオシログラフ装置の特許を取得。

2. Pulse (脈)

2-1 The beginning (始まり)

Pulse (脈)の触診の始まりについては、幾つか、古代文明の発祥の地に残された資料や文明の遺物から辿ることができる。エジプト、中国やギリシャでは、医療文献に脈の触診の重要性を記載していて、患者を診断には無くてはならない重要なものであった。エジプト考古学研究者達が解読してきた多くの石碑が我々の理解を飛躍的に高め、古代エジプトにおける彼らの医療の実務や考え方が把握できるようになった。

ライオンの頭をした女神セクムトの伝道師達は、脈の検査について特別の知識を持っていたようである。墓石に刻まれた伝道師の一人についての碑文には、彼が触診の技能について如何に卓越していたかを刻まれている。彼を讃えた碑文の抜粋は、以下のように刻まれている。

Powerful and clever in his art, who lays his hand on the sick and knows. (Sigerist 1955)

技能は超人的で頭脳明晰で、病人に彼の手をおいて知った。

この古代エプトの医学のパピルスは、現存している最も古い存在している最も古い医学の資料で、ずっと古い無くなった著述、時代では遥かに紀元前 3000 を超えた神 Thoth (トト)の神聖な秘伝の本、のコピーであると思われる。これらの資料のコピーの一つ、Ebers papyrus(エベルス・パピルス)は、心臓の動きについて扱っている。

[I]f priests of Sekhmet, or any physician, places both hands or fingers on the head, on the place of heartbeat, on both legs, [he is] measuring the heart. (Gispén 1957)

もしセクムトの牧師は、時には医師でもあり、頭の上に、心臓拍動の場所の上、両足の上などに、両手または指を置いていれば、彼は心臓を診ていた。

身体のいろいろな身体部位に手を置いている基準は、それらの場所の脈を感じながら診断できただろう。

Edwin Smith papyrus は、手術の本、身体の中に血管が存在について述べ、血管を心臓に関係付けている。下記は、脈について言及されている。:

The heart speaks out of the vessels of every limb. (Dawson 1942)

心臓は、それぞれの四肢の血管から話している。

Edwin Smith papyrus(パピルス)の翻訳者で編集者、J.H.Breasted は、指で数えているとか、心臓を測定しているとかについての資料の中での言及は、実際は、脈を数えていたことを意味していると示唆している。Sigerist(1955)は、その意見に関しては同意していないが、次の言葉のエジプト人たちは信用している。

They undoubtedly knew that the heart beats, and that the pulse was accelerated in physical exertion, fear and fever, and even by merely feeling it they could easily determine whether it was slow or fast.

エジプト人は、心臓が鼓動していて、脈は肉体的な激しい活動や恐怖や発熱時で速くなることを疑いもなく知っていた、また、稀に触診しても、彼らはそれが遅いか速いかを容易に決めることが出来ただろう。



図 1. Edwin Smith パピルス

脈について扱っているページは不完全であるが(図 1)、多くの他のページは非常によい保存状態であり、そこには次のように解釈されている。

As for: Thus examinest a man, [it means] counting any one...[like] counting things with a bushel.. [For] examining [literally 'measuring'] is [like] one's [counting] a certain quantity with a bushel, [or] counting something with the fingers, in order to [know]...It is measuring things with a bushel which... one in whom an ailment is [cou]nted, like measuring the ailment of man: [in order to know the action] of the heart. There are canals [or vessels] in it [the heart] to [every] member. Now if the priests of Sekhmet or any physician puts his hand [or] his fingers [upon the head, upon the back of the] head, upon the two hands, upon the pulse, upon the two feet, [he] measures [to] the heart, because its vessels are in the back of the head and in the pulse; and because its [pulsation is in] every vessel of every member. He says 'measure' regarding his [wound] because of the vessels to his head and to the back of his head and to his two feet....his heart in order to recognize the indications which have arisen therein: meaning [to measure it in order to know what is befalling therein. (Breasted 1930)

どうかと言うと: 調査している人、「それは」何かを数えている「意味である」・・・その事象をある単位(ブッシェル)で数えている「ように」、検査する「文字どおり"測る"」とは、知るために、ある量をブッシェルで数えるか、あるいは何かを指でものを数えるようなことである。・・・それは物をブッシェル単位で計る。・・・病気の人を数えられるものとして、病人を測るように; それぞれの身体の部位に対し、心臓の[活動を知るため]。誰にも心臓には血管がある。もし Sekhmet (女神)の司祭者は、時には医師、頭、頭の後ろの上部、脈、二つの手の上、二つの足の上、手または指を置けば、彼は心臓をはかっている、彼は、患者の傷を調べるのは、頭や頭の後ろや2本の足の血管あり、そして、その拍動はそれぞれの各々の脈管にあるからである。心臓に対して調べている。彼は頭、頭の後ろや二本の足、・・・そこで起きている兆候を認識するための心臓について調べていると言う、そこで何が起きているか知るため測ると言う意味である。

2-2 Chinese medicine (中国の医療)

中国の医療文献には、医療的検査の最も重要な一部として、脈に触れる実技についての豊富な内容が含まれている(図 2)。最も古い中国医療の哲学は、道(タオ)教の原理に基づいている。それは健康な身体の宇宙の二つの力、"陰"と"陽"の調和が取れていなければならないとする論理で詳しく説明している。殆どの古代中国の医学の資料では、血管は身体の中で対称的な形で存在し、"陰"と"陽"によって影響され、そのバランスが取れていないか、崩れていると、脈を注意深く調べることで見付けられると述べている。最も古い有名な中国医学の本の一つは、*Han Ti Nei Ching Su Wen*.

The Yellow Emperor's Classic of Internal Medicine.(黄帝の宮廷内医療)である。

The most important requirement of the art of healing is that no mistake or neglect occurs. There should be no



図 2 脈の触診. 絹上の中国の水彩

doubt or confusion as to the application of the meaning of the complexion of the pulse, these are the maxims of the art of healing.

治癒することの技術の最も重要な要求事項は、間違いや、軽視などがあってはならない。脈の様相が意味することを当てはめるのに疑いや混乱があつてはならない、これ等が治癒の技術の金言である。

この本は(16世紀中に翻訳されたが)、紀元前 2697~2597年に生きていた、皇帝 Haung Ti のものだろうと言われている。しかし、歴史家の中では、彼は伝説上の人物と思われている。この本は長年にわたって多くの著者たちが携わった結果で、最終の形の本として編纂されたのは、おそらく紀元前 2 世紀頃と言われている。この *Haung Ti Nei Ching Su Wen*(黄帝内経)は、論文の中で頻繁に引用されている。

その文章には脈について詳細な記述があり、この脈の作用といろいろな器官の根底にある病変と関連付けて解釈するのに大変苦勞している。'過剰な食塩の嗜好は、脈を固くする'ことの観察は、脈の強度で反映される血圧の変化の最も初期の認識かもしれない。これは塩分の摂取を hypertension(高血圧)と関連付た最も古い資料の一つとも言える。脈の特徴を、黄帝内経の中で馴染みのある音や動きと比較して述べている。

The pulse of a healthy heart should feel like continuous hammer blows.

健康な心臓の脈は、連続的にハンマーを打つように感じられる。

その他の様々な脈についても、興味深いいろいろな表現の形で述べている。次のように;

pulse like the notes of a string instrument...like wood floating on water...like fish gliding through waves.

弦楽器の音色のように...水に浮かぶ木のような..波の中を..滑るように泳ぐ魚のような脈。

この文章の別の箇所では、次のような記載がある。

when the pulse is small and fine, slow and short it indicates that heart is irritable and painful...The pulse of a very sick man rushes and pants.

脈が小さくて繊細で、ゆっくりで短い時は、心臓がイライラして痛々しい....重病の人の脈は、息切れして、喘いでいる。

有名な Pien-Ch'iao (扁鵲)によって書かれた *Secret of the Pulse* (脈の秘本)を含めて、脈に関する他の中国語の本が数種類ある(図 3)。

Qin Yueren (秦越人: 伝説上の名医)、別名 Bian Que は、Chaw 朝時代に、脈の検査で診断をする概念を導入した紀元前 3 世紀の有名な医療の人物であった。Hua Tu 「華佗(かた): 魏の名医」は、115 年頃生まれ、脈の研究をし、触診で診断をする技術に長けていた有名な外科医であった。その後、約 280 年頃、Wang Chu(王叔和)は、題名 *Maijing*、別名 *Pulse Classic*(脈経)の有名な専門書を書いた。この分厚い 10 刊の専門書は、*Haung Ti nei Ching Su We* 以来の脈について、あらゆる知識を集めて編纂したものである。著者は、指導の中で最も重要な脈について、正しい検査のやり方を書くため非常に苦心している。脈は 3 本の指で、弱く、中ぐらい、強い圧力を使って、身体のいろいろな箇所で測っている。この医師は、その脈を自分自身の息遣いで、その脈の時間を計るようにアドバイスしている。この著者は、脈を主に 4 種類に分類して述べている。: 表面的、深く、ゆっくり、素早く、など。これらを、さらに 24 種類に分けている。例えば、浮いた脈(*fu*)、または、目に見える脈;そして、深い脈(*chen*)、それは「川の浅瀬の底の小石のように」感じる。*Maijing* (脈経)によると、3 種類の橈骨の脈: 前方の脈(*cun*)、手のひらに最も近い場所; 中間の脈(*guan*)と後方の脈(*chi*)、手のひらから最も離れた

場所、を検査すべきと言っている。この脈に関する論文は、数世紀に渡って重要な参考作業として存続していて、現代でも伝統的な漢方医療では、これが受け継がれている。

12世紀には *Master Cui* の *Cuishi Maijue's Principles of the Pulse* (脈の原理) が出版され、長年わたって中国全土で使われた。1241年、*Shi Fa* は *Chabing Zinan* (病気の検査のためのガイド) の中で、大量の自分自身の脈を調べ、豊富な挿絵入りで長々と述べている。もう一つの重要な仕事は、1564年に *Li Shizhen* が、*Binhu Maixue* (脈の *Binhu's* 研究) の中で、彼に利用できる主な参考資料を収集したことである。脈について古代からの最後の重要な中国の業績は、*The Pulse-Lore of Chang-ke* (*Chang-ke* の脈の技術) である。

これらの中国の著者たちは、脈の重要な意義と病気を持つ脈の変化との関係をはっきりと真価を認めていたが、手で触診するレベル以上の進歩をしてこなかった。中国の脈についての知識は、最初は輝かしいスタートを切ったが、伝説と神話により、ゆっくりと科学的手法から逸脱して、泥沼に入り込んで行った。そこでは、いんちきと、大ぼらふきやシャーマンと明確な区別がつかなくなってきた。

脈の検査の革命は、漢方医療の他の側面にも見られるのと同じように、おしなべて測定とか道具などからは、ほど遠い存在であった。

2-3 Concepts from India (インドの考え)

インドにおいては、医療における理にかなった研究については、今からずーと何世紀も前に ^{さかのぼ} 遡る。最も古いインドの医療の権威者たちが、彼らの広範囲わたる資料の中で、脈について調査してきた記録をしてこなかった、歴史家たちの中に古いインドの医療用の資料に脈の記述がないのは、その古い遺物が証拠であると思っている。*Sushruta Samhita* (ススルタ大医典) からの次の抜粋は、全般的な検査を通して、患者の触診について述べているが、この資料にも脈の触診についての特別な言及はしていない。

注記) ススルタは紀元前 500 年頃の人物で、ススルタ大医典を著わしている。

having entered the sick room the physicians should view the body of the patient, palpate it with his own hands and inquire about his complaints.



図 3 右と左の手首での脈。Pien-Ch'iao's 脈の秘密

Pien-Ch'iao's により BC 5 または 6 世紀の脈の秘本と Wan Chu-Ho's or Maijing, また *The Pulse Classic* の 1693 年版に複製されたものから取られた中国人の脈の図表。

右および左手の記載は、領域と重要さを意味を示している。手首に最も近い領域は、*cun*, 次は *guan*, 基部に近い部は *chi* である。これらは胸、上下の腹に対応させて、*sky* または *upper warmer, human* または *middle warmer*, そうして、上部胸、上部の腹、下部の腹に対応させている。Ground または *lower warmer* 領域と呼んでいる。左手の *cun* は、心臓と胸部の情報を提供する。'guan' は肝臓と横隔膜、*chi* は腎臓、腹、膀胱と小腸の情報を提供する。右手では、肺、胸、胃や脾臓、腎臓、胃や大腸と関係している。この三つの領域では、さらなる情報は、重い、軽い、程々、それぞれの手から得られた提供している 9 セットの情報の圧力によって得られる。

病室に入って医師達は患者の身体を診て、彼自身の手で触診し、患者の訴えを聞いている。

Sushruta(ススルタ)が、患者の脈を調べている近代的なイラストが、医療の歴史の教本に出てくる。そのような引用は、全くの想像的なもので歴史の事実とは一致していない。

医療の歴史家達は、その後の医療の資料には、しばしば脈の触診について述べていたことは認めている。このインドの記事の中で、脈に関する説明はアレキサンダー大王の侵略後に頻繁に出てくる。主として sphygmology (脈拍学)、*Nadi-vijnana* (脈に関する解説)は、Sage Kanad によってサンスクリット語で書かれている。彼は、紀元前 200-100 年頃の医師で哲学者である。彼は、男性は右手首、女性は左手首で脈を取る事を推奨し、この性別について脈拍学の歴史の中で度々出てくる。

Charaka (or Caraka)は、一世紀にインドの亜大陸の北西部を収めていた Kanishka 王の宮廷医師であった。彼の著書(Caraka Samhita)の中では、heartbeat(心臓の拍動)と pulse(脈)と関連性について認識していて、拍動が無くなるのは、その人の死後に起きる。

8 世紀以降の資料には、アラブの医療と次のような接触し、pulse(脈)について頻繁に述べている：1348 年の *Nadipariksa* (脈の感じること)；1300~1500 年の *Sarangadhara Samhita*。この後の資料の中の 10 節の韻文には、脈の特徴と脈の調べかたについての記述に集中している。脈に関するもう一つの出版物は、余り知られていない *Ravana* という著者によって書かれたものが 1923 年の最近になって再販された。これらの全ての書き物の記述は、中身は似ていて、殆どが Sage Kanad'の本に原点があるようで一彼らは全て、男性では脈は右で、女性では左手首で振れて診るべきと述べている。脈は医師の右手の三本の中指で調べ、足や、首で鼻でさえ触れて診ることができると推奨している。いろいろの脈の特徴について述べ、蛇やヒルの動き、またはカエルの跳ぶ動きに例えている。幾つかの脈は、スワン、孔雀または雉のようなエクゾチックな鳥の動きに似ていると言っていた。

インドの著者は、脈について注意深い検査には病気の診断に重要だと強く力説している。不治の病の状態の脈は、ゆっくりで弱く、一方、下痢やコレラでは脈は殆ど感じられないと述べている。胸部の傷や出血の場合、脈は速くなると明記している。今日でも、脈の触診は、インドの医療の *Ayurvedic*(アーユルベエダ; ヒンドゥー教の古代の医術)システムには重要な要素であることになっていて、伝統的なインド医療のベッドサイド診療検査には、必須のものになっている。

2-4 ギリシャとローマ

ギリシャは、人間の考えに合理性や論理性を持込む大きな役割を果たした、そして、他の多くの人々が情熱を傾けたように、医療の進歩に対しても彼らの貢献度は大きなものであった。彼らは人間の解剖の研究における重要な考え方を持ち込み、心臓と血管と関連性についても確立していた。脈は心臓の機能によるものだと認識し、脈の検査を重要な臨床方法の診断のために使ったのは当然の成り行きであった。

Hippocratic (ヒポクラテス)以前のギリシャ医療の多くの知識は、戦争で傷ついたり、スポーツによる怪我について、生々しく描かれている Homer の資料から知り得る。Homer の神達が腹を立てた時、オリンポス山から降りて罰として弓を放った。神の怒りを鎮めるために、山羊や牡牛が生贄として差し出された。初歩的な解剖が、この叙事詩の物語の中に鮮やかに描かれ、そこには、主な器官や血管に名前が付けられ、心臓の鼓動の重要性をはっきりとよく理解されていた。

Hippocrates (460-377 BCE)は、Homer 後の 2-3 世紀の資料、詩的効果で高めた Homer の叙事詩に見られるよりも、遥かに深く解剖について理解をしていた。彼は、心臓は死んで空になっているので動脈の中に血液は含まないことを信じて、心臓について臨床的な側面から描くことに没頭している。

Hippocrates は脈については余り注意を払っていなかった。しかしながら、彼の同時代の Praxagoras が、sphygmopulpatation(脈の触診)' [ギリシャ語 sphygmos'(pulse;脈);ラテン語 palpate (feel;感じる)] の技能を指導し、この課題について書いた最初の西洋の医者であっただろう。彼の学生の一人、有名で偉大な Alexandrian Herophilus (335-280 BCE)は、脈を分類して、それに名前を付けた。

Herophilus は、'calypsindra' 「ギリシャ語 Kleptes(泥棒); hudor(水)」として知られている素朴な水時計を使って、脈を時間で計った最初の人であったことが、説得力ある歴史的証拠として残っている。その時計は Herophilus の同時代のアレキサンドリアの科学者、Ctesibius によって発明され、もともとは雄弁家のスピーチの時間を計るために使っていた。Herophilus 自身は、生体解剖施行者であったことを Dudgeon (後述する)が述べられている。だから、'great' という用語は、彼の実績の成果を述べる時には慎重に使われるべきである。

もう一人の有名なアレキサンドリア人で、当然のことであるが生理学の父と呼ばれた人は Erasistratus (310-250 BCE)である。彼は Alexander the Great's commanders(アレキサンダー大王の家臣たち)の中の一人、Seleucid 一世(セウレコス一世 ;358-281 BCE)の宮廷医師として仕え、そして Alexander の死後、セウレコス Seleucid(セレウシド)朝が設立された。およそ紀元前 294 年に、Seleucid は政治的な必要性から、若くて美しい王女 Stratomice と結婚したが、彼の息子が彼女と恋に落ちて病気になった。Erasistratus が呼ばれ、Stratomice が部屋に入って来たとき、王子の脈が素早くなることに気づいて恋の病気と診断した。この知恵者の医師は、王の息子 Antiochus が愛の対象者と結婚できるようにするため、その王に奥さんと離婚する事を説得した。こうして、この一人の医師が、王朝を救うことになった。

Erasistratus は、多くの実験を通して優れた正確な観測をし、当時受け入れられていた多くの通念を激しく否定し、彼の先駆者の教えに従う事を拒否した。彼は心臓が収縮した時に、動脈が広がり、次の周期では逆のことが起こることを観察していた。この事が、彼より以前の生理学者の標準教えでもある、動脈は本質的には収縮しないと言う結論に至らせた。残念ながら、彼の過ちは、動脈が空気または'霊(pneuma)で満たされ、動脈が切り離されるやいやな開放されて、隣にある血管が素早くその場所を満たしたと確信していた。

最初の一世紀は、ローマはギリシャの医療を採用した。ギリシャ出身の初期のローマの医師の一人である Archigenes (アルキゲネス)は、脈に関する重要な本を書いた。彼は、重要で識別できる点として、力の強度、持続時間、規則性、リズムおよび血管の一貫性を 10 種類に分けて分類し記述している。

二世紀に入って、Ephesus(エヘソス)出身の Rufus (ルフス)は、熱や、加齢および他に状態の病気における脈について簡潔に述べている。彼は正確に脈のメカニズムについて述べていて、二重脈、蟻走脈(蟻が走り回ったような脈)、蟻虫脈(蟻虫が這いまわったような脈)を含めて幾つかの古典的な脈について報告している。最も重要な事は、彼は脈、心拍および収縮期圧は同期していると観察している：'脈は、心臓および動脈の拡張と収縮'である。

彼は、Praxagoras, Herophilus や Archigenes について述べているが、これはあくまでも推測に違いないが、次に述べる Galen については何も語っていない。

2-5 Galen (ガレン)

Claudius Galenus、または Galen (131-199)は、恐らく前代未聞の脈について偉大な権威者であり、前にも後にも如何なる誰よりも、このテーマについてより多く記述を残している。脈の特徴について述べてきたことは、死後も長年にわたって教えられ実施されてきた。Galen は、このテーマについて多くの本を書いて、少なくとも十八冊が現在も存在している。これらの主題は、初心者用の脈についての本がある。4冊は、それぞれ脈の変化；脈についての診断；脈の触診による prognosis(予後)；最後は脈に関して当時存在していたすべてを纏めた本である。彼は言葉を駆使する達人で、系統だてる偉大な創作者でもあった。さまざまな脈について、彼の記述は難解で論理的で緻密であった。彼は著書を通して、非常にいろいろな脈について、例えば、pulsus serratus (鋸状の脈、糸状の脈)、また pulus myurus —ラットの尻尾のように先細りし強度をなくしていくような記載をしている。Galen は、脈の知識を完全に習得するには一生かかると説いて、脈は、少なくとも5世紀間知れ渡った器官特異性であるとする彼の信条(中国の概念のに似ている)を教えていた。Galen は生徒に経験を積ませるため、健常人の手首で触診する実践を強く奨励した。残念ながら、脈に対する彼の注目が余りにも強烈しすぎて、取り扱っている多くの事が殆ど無意味で些細なことで、より悪くさせ混乱させる結果にもなっていた。

Galen は、また、左心室の収縮は動脈の壁を刺激し、それは血液を前方に送り出す力が働いて、それが拍動を作り出すと信じていた。彼が誤っているのは、動脈の拍動を鍛冶屋のペローに例えていて、脈の収縮と拡張は本質的で、活動的な運動であると見なしていることである。彼の観察は、動脈をシミュレートするため中空の葦を使った実験に基づいている。彼は、脈は石が水の中に投げ込まれた後に、その表面を走る脈波に例えている。彼は静脈や動脈は血液で満たされ、氣息(靈)では満たされてはいないという発見によって、先駆者の著書、Herophilus や Erasistratus の著書を強烈に批判し、特に Erasistratus には難色を示した。



図 4. Avicenna (980-1037).
切手

2-6 The Middle Ages (中世)

中世時代では、アラブ社会の医師たちは、自分たちを医療の知識の啓蒙家として作り上げていた。関わった多くの医師達は、彼ら自身はアラブ人ではなかったが、アラブ社会の寛容な構造が彼らの医療の発展に大きな貢献をさせた。アラブの医師たちは、中国、ギリシャやインドの書物から知識を得て、暗黒時代の呪文とは無縁であったため、歴史において彼らの地位を非常に有利な立場にあった。恐らく、重要な役割は彼らが得た知識を翻訳し伝承することであり、そこに、彼ら自身の観察や知恵を付け加え、脈拍学の本分野に対する彼らの貢献は重要であった。

脈のテーマについて書かれ最も古く記録されているアラビア語のテキストは、Yuhanna ibn Masawayh (777-857)によるもので、彼はこのラテン語の文献では Mesue Senior (長老)として知られていた。彼はクリスチャンで、Caliph Harun ur'Rashid の宮廷で信頼された医師であった。少なくとも、

彼の2冊の本はラテン語に翻訳されたが、脈について書いた本は一度も訳されていなく、紛失している。彼は、解剖学を研究するため猿を切り裂いたこと報告している。

後のアラブの医療の資料は、脈の検査を非常に重視している。脈に関する Galen の教書は変更され、大幅に改善された。Rahazes (865-923/932)は、この課題について広範囲に渡って書いているが、当時の最も重要な権威者は Avicenna (図 4) (980-1037)であって、彼は、よく Galen の後継者とみなされ、少なくとも 500 年間その地位を維持していた。

Galen と同じように、彼は仕事の大半を脈の研究に捧げた。A *Treatise on the Canon of Avicenna* (Avicenna の規範についての書)に、次のように述べている；

The pulse is a movement in the heart and arteries... which takes the form of alternate expansion and contraction.

脈は心臓と動脈内の運動で...それは交互に拡張と収縮の形を取っている。

彼は、手首が脈を調べる最も理想的な場所である、と言う理由を2つ上げている。それは、手軽に使えることができる、患者の身体の外に露出している部分であるため、ストレスを感じないからだと言っている。また、脈を検査し診断している間は、医師の心の状態や集中力が重要であると力説している。正確な観察をするには、医師は落ち着いた態度で平静さを保たなければならないと言っている。彼の書籍を通して、Avicenna は 50 種類以上の識別可能な脈について記している。そこで、不規則な脈のリズムを、古くは Herophilus によって書かれた pulse ghazalans (ガゼルの飛び跳ね)、そして、その後 Galen による 'pulse caprizans' (山羊の飛び跳ねる)などに譬えて比較している。

Avicenna は、脈の課題を包括的にカバーし、環境、食事、加齢や運動の影響まで記録している。彼は秀でた詩人であって、脈の音楽的な特徴は、彼の注意を引いた。健康や病気である脈と、その記述は著書の中で大変重要な部分を占めている。

Maimonides (1135-1208)は、スペインからエジプトに移住後、Sultan Saladin に仕えた医師で、Avicenna の後、脈の技術で次の重要な人物であった。彼の本 *Aphorismen Mosis* は、脈に関する Galen の本の大半をアラビア語に翻訳した内容になっている。

他にも脈を中心にしたアラビア語の書籍が多数ある。この主なものは、Avicenna の脈に関する論評にならったものであるが、幾つかは著者独自の新しい考えや洞察を加えているものもある。中世時代の多くのアラブの権威者は、Erasistratus の仕事を非常に崇拝し受け継いでいた。下記のアラビア語の写しは、彼の教えに対する敬意の証である；

the lover's pulse is variable and irregular, especially when he sees the object of his affections, or gets tidings of her. In this way one can discover in the case of the one who conceals his love and the name of his beloved, who is the object of his affection.

愛人の脈は変動し、不規則になる。特に彼が彼女の愛情の対象と分かたり、または彼女の便りを受取ったりした時。この方法で、人は彼の愛と愛情の対象者で、愛している名前を秘めている人の場合に分かる。

脈と情愛の関係は、多くの芸術的な表現によるテーマとして 20 世紀に入っても続いていった。患者の脈の触感は、医師は何時も表現に富む技量の中でも人気があるテーマであった。この臨床的検査



図 5. 医師の往診。

Franz Van Mieris (By permission of the Kunsthistorisches Museum Vienna)

を描いた最も古い細密画は、10世紀以降に遡るペルシャまたはアラブの写本などに見られる。この時代のアラビアの写本は、しばしば個人的な用途、またはこの仕事をスポンサーした人々のために作られた。多くは驚くほど技巧と費用をかけて装飾されているが、それとは対照では教育価値を高めるため簡単な画像もある。多くのヨーロッパの写本は、脈を測っている小画像が描かれていて、このテーマはしばしば有名な芸術家によっても採用され、その画像は大型サイズで、公共のアート・ギャラリーで良く見られる。漫画家達はこの題材をロマンチックな題材の手柄として、風刺画の中でも利用している。(図5と図6)

2-7 The Renaissance (ルネッサンス)

13世紀の中世においてアラブ衰退の時期までに、多くのアラビア語の本は、ラテン語や他のヨーロッパの言語に翻訳され、この過程はルネサンス時期の仕事の基盤づくりに役に立った。脈に関するアラブ語の文献は豊富で、古いギリシャの資料から6世紀頃まで含め、多くの言語からの知識による翻訳であった。脈に関するアラビア語の教本は、標準の参考文献となっていて、その多くは現在でも存在している。

同時代の数人の臨床医師の所見も、特筆すべきものがある。その中にコルベイユ出身の Gilles がいる。彼はパリの近くのコルベイユで、12世紀の中頃に生まれた。彼は未だに東洋の考え方の影響の下にあった衰退していく Solerno 学校から、学問の光を欧州の中心へ運ぶ役割をした、医療の歴史の中で特異な地位を担った。彼は Solerno で研究を終えて、パリに戻り、指導的な首席医師になり、'宮廷医者'として Philip Augustus 王(1180-1223)によって非常に高い栄誉が与えられた。彼の著書の多くは、'De Pulsibus'という題名で、脈について長めで多くの引用された詩の韻文であった。次のような抜粋文で、Horine は、古代の脈の技術について Gilles の徹底した調査の資料を図示化した。

The fatal saw pulse amputates the body's vigor.

And with a cloud of death overshadows life.

致命的なのこぎり脈は、身体の活力を切断する。

そして、死の雲を伴って人生を憂鬱にする。

この業績は、余り知られていないが、脈拍学の話を中心ヨーロッパに持ち込んでいて、そこでは、もう一人の重要な初期の頃の貢献者、Nicholas of Cusa (1401-1464)がいた。Cusa は、パデュアで法律と哲学を学んだドイツの枢機卿であった。彼は宗教上の寛容さを受け入れられなかった時代に、宗教間の相互理解を擁護するユニークな人であった。彼は、いろいろな分野で際立っていて、彼の著書は、その当時では遥かに一歩先んじていた。彼は、Copernicus より約一世紀も前に、地球は太陽の軸の周りを動いていると示唆していた。彼は、応用科学にも興味を持ち、植物の成長を研究するため実験も行っている。彼の有名な題名の *Idiota de Sapientia*、英語名 *Learned Ignorance*(専門バカ)の本を1440年に出版した。そこでは、彼は'mind'に対応するラテン語に由来する'mens'は、measurement'(推し測るもの)と同じ意味であると注釈している。彼が広く引用している比喩の'mens a mensurando'; 'mind(心)は measurement(測るもの)'であると紹介している。彼は、博識のある人は自分が



図 6. 脈の脈診

Nizami's Khamsa Persian manuscript dated 1411. BL MS Add. 27261 to. 371v (By permission of the British Library)

無知であることを知っている人である。アラブの詩に同じ意味のアラブの哲学がある。そこには、4種類の一つで; 知識がない人、知識がない事を知っている人: 彼は無知であり: 人を指導する人'について述べている。彼は生体的現象を測ることに情熱を持ち、医療で重要な診断ツールとして、脈の調査に没頭していた。彼の主な科学的作品、*De Statics Experiments*, は、*orator*(話し手)と *idiot*(まぬけ)との対話形式で記載している。Henry Viets は、次の文のように英訳している。

IDIOT...Do you not think that if you let water flow from the rigid opening of a water clock into a basin for so long as you could feel the pulse of a healthy youth beat a hundred times, and did similarly in the case of a weak person, that the differences of weight between the waters would fall under your notice?

ORATOR Who would doubt it?

IDIOT From the weight of waters, therefore, the differences of the pulses would be arrived at, in the young, old, healthy, infirm, and so a truer knowledge of the disease: since there necessarily turns out to be one weight in one infirmity, another in another. Therefore, a more accurate judgment might be arrived at by such a difference resulting from an experiment of the pulse.

IDIOT: もし貴方が、健康な若い人の脈を 100 回のビートを感じる間に、水時計の硬い栓を開けて水を洗面器に流し、そして虚弱な人の場合と同じようにしたら、その水の重さの差が、貴方の予告通りであるだろうと思いませんでしたか?

ORATOR: 誰がそれを疑いますか?

IDIOT: 水の重さから、つまり、脈の差は、若い人、年取った人、健康な人、虚弱な人で、そのような病気の本当の認識に行き着くであろう: と言うのは、虚弱さの中に、それぞれ、一つの重さがあることが必ずわかるからである。それ故、より正確な判断で脈を調査して、その差から下せるだろう。

脈拍学の研究について、重要な独創的な貢献をしたもう一人のヨーロッパ人は、ポーランドの Puznan(ポズナン)で生まれた Joseph Struthius (1510-1568)である。彼は、Padua(パドヴァ)の大学に通っていて、25歳で教授職に任命された。彼はその当時の宮廷から医師として非常に請われ、トルコの Sultan 王は相談役として彼を招聘した事が知られている。Struthius は、強く Galen から影響を受けていて、Galen の多くの作品をラテン語に翻訳した。彼は、精力的に脈の調査を行い、脈を測る方法を紹介した。彼の最も重要な研究 *Ars Sphygmica* は、恐らく脈をグラフィックな表現で記録した最も古いもので、1555年にバーゼルで発行された。彼の脈の測定に対する考え方は、先駆的であり革命的であった。

the artery supports and lifts heavier or lighter loads in proportion to the strength of the force; which is clearly observed if you place adjacent to the arteries upon the outside of the skin some leaf, or membrane, or linen or small scrap of cloth, or some other similar object. You will see whatever you have placed on top, moved and be raised together with the artery below it.

動脈は、力の強さに比例して、より重いまたはより軽い荷重を支えたり持ち上げたりする。;それははっきりと、その動脈の近くの肌の上に、何か木の葉、膜、麻布、布の小さいリネンまたは端切れ、または何か似たような物を置くと観察される。上に置いたものが何であろうと、その下の動脈と共に動いたり、持ちあがったりする。

同じ様な原理の手作りの機器は、Appendix(付録)の(図 A1)に示した。

初歩的であるが革命的なやり方で、Struthius は、実用的で汎用性のある素晴らしい診断器具、脈拍グラフ計、基礎を築いた。脈の強さを理解仕方について、前述した Struthius の記録は、動脈の上に置いた重りを動脈の張力に打ち勝つまで増やし、その重さで動脈圧を計る方法に利用した最も古い初

期の試みであったと思われる。彼は理論及び基本概念について熟知していたが、彼の時代では技術や適正な材料の不足が、それ以上の進歩を阻む要因となった。

2-8 Timing the pulse (脈を時間で計る)

ケプラー [Johannes Kepler (1571-1630)] は天文学的な現象を計測するための手法として、脈を数えたと言われている。Broadbent (1890)は、恐らく振子の時計を使用して、分単位で脈を数える考えを取入れたのは Kepler のおかげであるとしている。それは次のように引き合いに出している。

thus there should be in one minute sixty pulsations, but this slowness is rare, commonly 70 may be counted and in the full-blooded and in women 80. (Kepler 1618)

かくして、1分に60の脈拍があるべきだが、この遅さは稀で、通常は70拍を数え、血液が充満され、女性の場合は80拍である。

Galileo (ガリレオ; 1564-1642)はピサにいた18歳の医学生の時、教会の中のランプの揺れをみて、彼は規則性を持って脈を打っていると思い、その動きが、彼自身の脈と同じであると言う彼の考えを試験した。そこで、脈を計るため振子を利用し、その考え逆にして進めた。しかしながら、彼は、彼は医療分野以外の研究を追求していて、'pulsilogram'と名付けたと言われる、この機器を殆ど使わなかった。

Santorio Santorio (Sanctorius) (1561-1636)は、脈を時間で測るためこの機器を使った歴史上の最初の人ではとされている。Kepler や Galileo は、この考えについての信憑性もシェアすべきだろうが、Sanctorius が医療に積極的に応用した最初の人であったことは確かである。Galileo はパドヴァ大学(Padua)で医学を学んでいて、そこでは Sanctorius が教授として教鞭を取っていたので、誰が何を誰に伝えたかなど確かなことを決める事は不可能である。Sanctorius は、その器具を1603年にベニスで出版された *Methodi Vitandorum Errorum Omnium qui in Arte Medica Contingunt* の本の中で'pulsilogium'について述べている。彼が脈を計るためよく使っていた他の器具と一緒にこの器具の詳細な記述が、その後の研究論文' *Commentaria in Primam Fen Primi Libri Cononis Avicennae* (Sanctorius 1625)の中で見られる。

[I]t is composed of a little cord made of linen...to which...is fastened a leaden bullet...if the cord be long...the motion of the bullet will be slower and less frequent, if the cord be short its motion will be quicker...to measure the frequency or slowness of the pulse, we drive the bullet with the fingers, lengthening or shortening...until that point be reached where the motion of the bullet exactly coincides with the pulse beat.

それは細い亜麻布で作られた細い紐で・・・そこに・・・鉛製の弾丸をしっかりと縛っていて・・・コードが長ければ・・・弾の動きは遅くなり、揺れの頻度がより少なくなる。コードが短ければ、その動きはより速くなる・・・脈の速さまたは遅さを計るため、我々は、弾が正確に脈のビートと一致するポイントまで、長くしたり、短くしたりして指で弾丸を動かす。

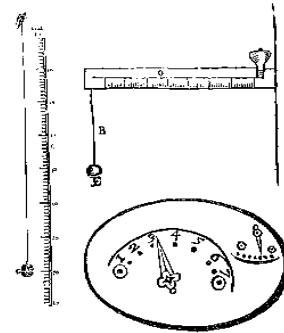


図7. 脈の測定用の Sanctorius の機器の図(Sanctorius 1646)

それぞれ、重り付の振子付物差し
の目盛、脈の時間を計る振子と、
糸の長さ、脈のレートを記録する
物差し。右下の円盤は'cotyla'

彼は他の道具についても幾つか図示している。詳細には記述されてはいないが、糸の長さ、そこでは脈のレートを測るように設計されたような幾つかの他の機器をイラストしている。彼は、これらを 'cotyla' と呼んでいる。(図 7)

Sanctorius は、偉大な実験家で、自身の代謝を調べて、代謝率の研究を紹介するなどしている。この時、特別に用意した秤の上に長期間生活し、自分自身の体重を繰り返し計ったりしている。彼は、また体温計を臨床用として導入している。その体温計の発明は、彼(Sanctorius)と Galileo であるとされている。1614 年に、彼は、仕事の記念として、De Statica Medicina (医療測定に関して)の書籍を出版している。Sanctorius は、古典期から Galen による脈の技術からの移行期において、脈の知識に貢献した最後の科学者達の一人であった。

このストーリーの最も輝かしい部分は、誰が、その脈を時間で計る考えに行きつくまでにかかった長い時間である。この時間をはかる器具は、数千年間利用されてきた。(図 A2); 重りで駆動させる時計は、14 世紀に発明された。; バネで駆動する時計や同様の時計は、1500 年頃紹介されている。

Sanctorius 後、脈の研究や理解に対しての寄与度合いは、益々洗練されたものになった。1604 年、Hercule Saxonia は、不揃いの長さの dashes(横棒線)の符号体系を使って、脈の変化の描写を入れて、フランクフルトで *Tractus Triplex de Pulsibus* を出版した。Saxonia にとっては、脈は医療において最も重要な診断の道具であった。

nothing is now or ever will be more significant in medical science, no necessary to it, than the observation of the pulse.

脈を観察することは、今でも、またこれからも医療科学に於いてより重要であることは、これ以上に必要なものはない。

十年後、1616 年に William Harvey (1578-1657) は、血液の循環について述べ(図 8)、それは心臓血管についての医学理解を前進させる、最も重要な発展に貢献したものの一つである。次の内容は、医療の歴史の画期的なランドマークになった。

The movement of the blood in a circle is caused by the beat of the heart.

循環における血液の動きは心臓の拍動によっておこされる。(Keynes 1978)

Harvey はさらに次のように述べている。:

the pulsation of the arteries is nothing else than the impulse of the blood within them.

動脈の拍動は、心臓の中の血液のインパルス以外の何物でもない。

彼の発見は、1628 年の 12 年後、解剖により検証しラテン語による 72 ページの本 *Exercitatio Anatomica de Motu Cordis et Sanguinis in Animalibus* (動物による心臓と血液の運動における解剖学論文)を出版した。

それに続く版は英語で出された。

1673年の最初の英語版の二回目の印刷では、多くの批判に対して回答を付け加えている。血圧測定の歴史における次の進展の時と全く同じように、その後の進歩は、考えを変えて前に踏み出す事が出来ない人達によって遅らされてきた。Riolan は、その当時の最も有名な医師の一人あったが、Harvey の発見に対して激しく論争をしかけてきた。(Harvey 1673)

もう一人のロンドンの医師、Robert Fludd (1574-1637)、は 1631 年にフランクフルトで出版されたラテン語の *Pulsus* という題名で本を出した。

Fludd は神秘性に興味持っていて、人間の生理や病気の多く側面について、風、星、星座の影響であると信じていた。彼は、例えば、脈は四方からの風の影響によるとした。彼も、また生涯、仲間の医師達によって批判されていた。(Dictionary of National Biography 1975; Nihell 1741)

他の 2 人について述べる価値があるのは、二人とも Galen 及び Avicenna 後、脈のリズムを表現するため、音楽で計る物差しという革新的なものを使った。1640年に Samuel Hafnenreffer は、ウルムで *Monochordon Symbolico Biomenticum* を出版した。そこでは、彼は違う脈に対して音階を割り当てている。E.N.Marquet の *Nouvelle methode facile*

et curieuse pour connaitre le pouls par les notes de la musique は彼の死後、1769年に脈のリズムと音楽を関係付けて、古典的な脈の多くの変化を音楽的表記方法で表している。一つの例は、'pouls caprisant' (図 9)で; ガレンの'leap of a goat' 飛び跳ねる山羊などである。

2-9 The physician's pulse watch (医師の脈時計)

William Harvey は、脈を時間(hours)で計ることを関連させたが、1707年に Sir John Floyer は、正確に一分間(minute)で測定するストップウォッチを設計し、それによって医師は一分の間の脈を数えることが出来た。Floyer は、初期の研究の幾つかの出版者である Dr Johnson の父の親しい友人で、1649年にイギリスの Lichfield で生まれた。彼の本 *The Physician's Pulse Watch*(医師の脈の時計)の序文で、次のように言っている:



図 8. William Harvey (1578-1657)

Charles I 世の前で、血液の循環をデモンストレーション。

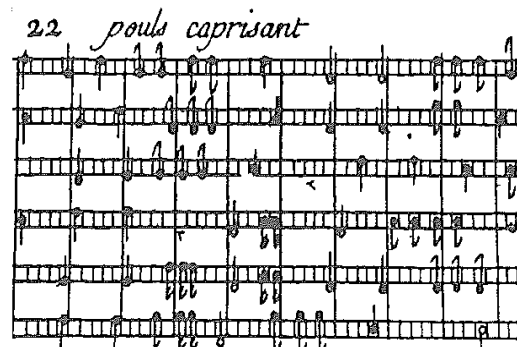


図 9. 脈の音楽記号 Marquet of Nancy

Marquet は脈に対して音符を割り当てた。リュート(16-17の弦楽器)奏者が脈を最も理解していると言っている。

I have for many years tried pulses by the minute in common watches and pendulum clocks....I caused a Pulse-Watch to be made which run 60 Seconds, and I placed it in a box to be more easily carried, and by this I now feel Pulses...(Floyer 1707)

私は普通の時計や振り時計で、長い間、分で脈を試してきた。・・・Pulse-Watch(パルスウォッチ)60秒走るように作らせた。そして、それを、より簡単に持ち運びできるように箱に収め、これで私は脈を感じる。(Floyer 1707)

医師の脈の時計の導入以来、分当たりの脈のレートを数える事が最も一般的になって、医療の診察の基本になった。そして、ポケット時計は、ほぼ300年間医師の手元の所持品となった。今日でさえ、特殊なポケット時計や腕時計は、この目的のために作られてきた(図 A3)。

18世紀の中期、余り知られていないスペインの医師、Francisco Solano de Luqueは、*Lapis Lydius Appolonis* (アポロの基準)の題名で、膨大な本を出版した。彼は、1638年に生まれ、南スペインのアンテクウェラの小さな町で開業医師をしていた。その1731年に出版された *Lapis Lydius Appolonis (The Touchstone of Appolo 試金石)* は、スペインで開業医師をしていた James Nihell という名前のアイランド医師が、Salanoの研究を1741年に、英語圏に向けてロンドンで出版した本の中で、Solanoの仕事を紹介するまでは、スペインの外部には殆ど知られていなかった。1748年まで、他のヨーロッパの言語に翻訳され、18世紀の中期には、脈に関する本として普及したことがはっきりしている。Solanoの意見では、危機に直面したときは身体の自然な反応で、汗かきが増えたり、polyuria(多尿症)、diarrhea(下痢)、vomiting(嘔吐)する事で病的体液を取り除くと言っている。体液を失う代りとして、脈の変化を引き起し、それが検出され、その結果を予知するのに使った。他の研究者の間でも、'pulsus inciduus'は異常な発汗を示し、'pulsus intermittent'(脈が間欠的に途切れる)は、下痢や多尿症で感じられる。

1756年、Theophile Bordeu (1722-1776)、Montpellier 学校出身のフランス人で、*Recherches sur le pouls* を出版し、包括的な脈の分類をしている。彼は脈を'critical'(重大)、'non-critical'(非重大)または'simple critical'(ちょっと重大)と分類した。そして、彼は'gastric pulse(胃の脈)', 'renal pulse(腎臓の脈)',や'uterine pulse(子宮の脈)'などのような organ-specific pulse(器官特異性脈)について定義している。(Bordeu1741) 彼の書籍には、Nihellについて繰り返し述べている。

この当時は、脈や尿は身体の内部対して容易に観察できる窓であり、初期の著書の中で、尿についての議論では、脈の議論が頻繁に伴っている。彼の本 *De Pulsibus ac Urinis* 中で Zumbag(1741)は、所見を記載している後の数ヶ所の章で、これらの実体における脈の記述を付け一連の病気をリストにしている。また、多くの類似のタイトルが、当時の多くの資料の中でみられる。

さらに多くの注釈や論文が、有名なロンドン医師達によって脈について書いている。1758年、Daniel Cox は、Middlesex 病院の医師で、*Observations on the Intermittent Pulse*(途切れる脈についての観察)の題名の本を出版し、それは広く翻訳されている。彼は Solano の理論を熱烈に信じていた。そしてもし'intermittent pulse'(途切れる脈)で diarrhea(下痢)がなく起きれば、purgation(便通)が始まるに違いない、さもなければ、その患者に良くない予後につながるに違いない(Nihell 1741)。Cox と同時代の Henri Fouquet (1767)は、その多くの形の幾つかは、綺麗なテンプレートで発行している(図 10 および図 11)。彼の仕事は Galen によって影響を受けていて、その刊行物は 1818年の終わりごろ出版されている。彼の本の中で、Salano, Nihell, Bordeu や、勿論、Galen など多くの先駆者たちを引用している。

イエーナで、Christian Gottfried Gruner は、ドイツ人の教授で医療の歴史での権威者、(書誌)に関する中国やギリシャの仕事を引用しながら、脈の包括的な歴史と文献目録(bibliography)を編纂した。それは中国やギリシャの脈拍学の資料を引用していて、後の脈の歴史に関する出筆者や出版物に貴重な材料の源を提供してきた。

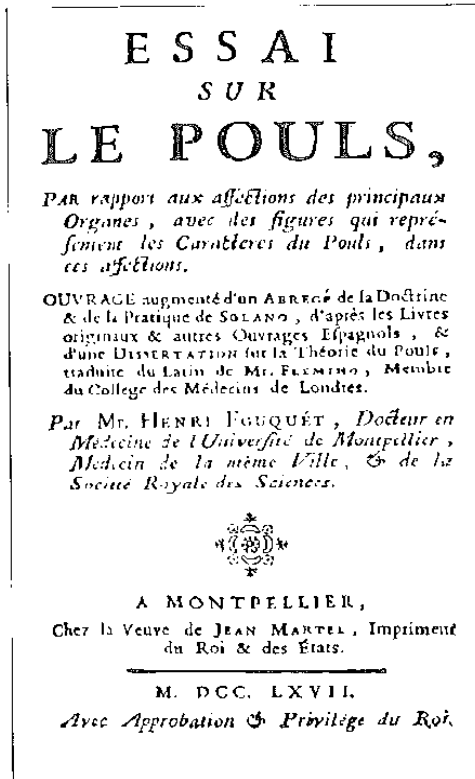


図 11 Fouquet, *Essai sur le pouls*(1767)

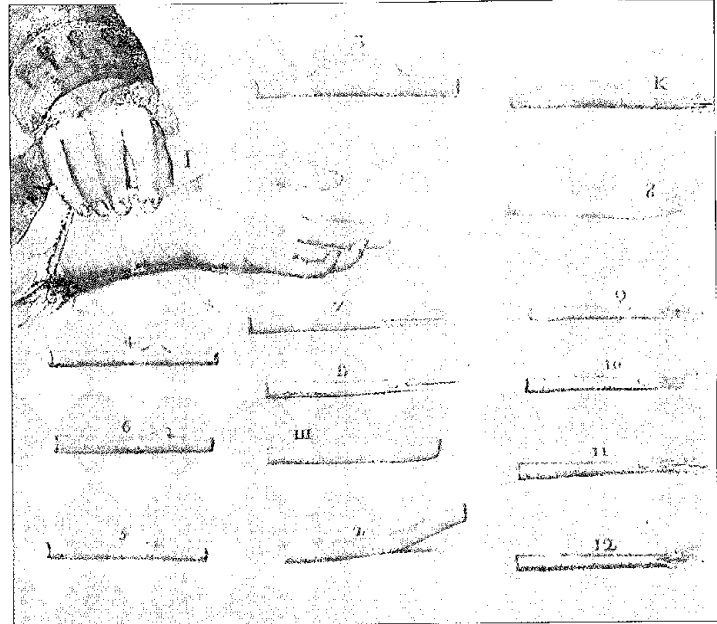


図 10 Fouquet, *Essai sur le pouls*(1767)

このプレートは Fouquet が、彼の本の中で記載している多くの形の脈をしめしている。診察しようと思われたような、脈の上に4本の指をあてた腕を示している。図示されている脈は、喉、胸、おなか、肝、脾臓、腸内、など。

2-10 ガレンから離れる動き

1786年に、Willan Heberden によって書かれた論文が、医者用の Royal College の会報に掲載され、脈の小さい変化の差は全く無意味なものだと述べている。彼は生理学的見地から脈拍数とリズムでの変化を説明しながら、Galen 説に強く反論した。もう一人のロンドン医師、William Falconer は、正常な状態の脈を徹底的に研究し、彼の *Observations Respecting the Pulse* (脈の調査:1796)の中で、平均の脈のレートは男性で一分間に75拍であると言っている。彼は、正常時と比較した場合、発熱の度合いで脈のレートが増加を示す表を作った。これ等の非常に複雑な表は、人で想定された安静である脈を基準にして、ある注目している脈のレートに関連付ける試みをしたものである。Falconer は、女性の脈は男性の脈より速くなるとか、この本の大半は価値のない表で溢れたもので整えている。彼は、しばしば Floyer について触れているが、彼が脈をどの様に数えたかについては何も述べていない。彼の本は、また医療に対する我々の姿勢および医療実務に影響するよくある偏見を反映していて、もっぱら脈の質の信頼することから外れて、脈のレートへのみに依存する著しく偏っている。

脈に関する多くの研究が、医療文献の中で現れ続けた: John Formey (1823)は、ドイツ語で伝統的なスタイルの研究で; Caleb Hillier Parry (1816)は、各脈レートで動脈の拡張メカニズムを研究するため

動物による実験について述べている。この Parry の"探求"は、この種の最も古い質問の一つであり、人間の研究ではないが、この疑問をより科学的な形で前に進めている。Julius Rucco は、ロンドンで大規模な医療開業していたイタリアの医師で、Galen から Solano までの脈の教義について、長編の詳しい 2 巻の解説した本を出版している(Rucco 1827)。しかしながら、この長編にもかかわらず、脈の解明に対しての彼の貢献度は僅かであった。脈に関するもう一つの作品は(Sachero 1823)、こんなにも遅く現れているのは興味深い。それはラテン語でプレートの挿絵が、引用されたものでないにしても、Fouquet を非常に思い出させる。

19 世紀の中期は、脈の研究のための機械式の器具の導入、脈波グラフ計が、目立った。脈の技能、言い換えると指で脈の古典的な触診のやり方は、この新しい器具の導入によって脅かされた。この機械的器具に頑固に立ち向かった最後の医師の一人は、William Ewart (1848-1929)であった。彼はロンドンのセント・ジョージ病院の医師で、この新しい方法に対して不快感を示して Galenic の脈の手法を救うため献身的に粘り強く擁護した。論文を書いたり、教えたりして、彼は指で触診した脈と脈波計の脈を関係付けた。彼の 2 冊の本は、*How to Feel the Pulse: Practical Hints for Beginners* (1892) (脈の感じ方: 初心者のための実技のヒント) およびもっと包括的な *Pulse Sensations* (1894) (脈の触覚) は、'pulsus inciduus', 'myurus', 'tardsus'や、大動脈や mitral valve disease(僧帽弁病)特有の脈のような古典的な脈について解説している。

最後の古典的な出版物の一つに Sir William Henry Broadbent の *The Pulse* (1890) (脈)がある。彼は、このテーマを Galen から脈波計の導入までの課題を記録している。Broadbent は高い血圧と低い血圧を認識していて、高血圧と end-stage kidney(末期腎臓病)との関連についてコメントしている。彼の本は、機器を取り巻く論争の見解で、無数の脈波グラフの追跡と啓蒙的な見解を掲載している。

while in this way the physiology of the circulation was elucidated, the application of the graphic method by means of the admirable sphygmograph invented by Marey led to a scientific study of the pulse and to a comprehension of its indications never before possible.

この方法で、循環の生理学が明確にされる一方、Marey によって発明された素晴らしい脈波グラフ計を使って、そのグラフ化の方法の応用は、以前は出来なかった脈の科学的な研究と、その意味する理解を深める方向へ導いた。

脈波グラフ計の導入は、医師達に客観的に脈を調べる手段を提示した。初期の器具は重大な欠陥を持っていたが、彼らは新しい方法への道筋を示し、将来への発展のペースを速めた。

第二次大戦後、その努力は、手術室で麻酔された患者のモニタリングする基準を改善する方向に向けられた。簡単な電子式の脈のモニタが構築され、時計の助けをかりて脈を数える古い方法を根本的に置換える構成になった。これらの新しい機器の幾つかは、脈と同期して光で点滅させるものや、その他マイクロホンによって検出された脈の音を増幅したものなどがあった。電圧計の原理をベースにした目盛板の上で、針の振れを利用したものもあった。1960 年は、脈モニタは、黄色の線、または発行ダイオードで脈を表示したり、オシロスコープの画面上でも表示することができた。その後、進歩した半導体技術は、数値表示も出来るようにした。これらの発展は、最近是最先端の一拍一拍を表示し、各心拍を伴って血中酸素飽和度をモニタリングするなど、全盛期をきわめている。

脈の測定は、現在の殆どの運動プログラムは、これらの機器に組込むことは非常にありふれたものになっている。ハンドルレバーを握ったり、または手首またはチェストバンドを装着して、心拍をモニタリングすることは、アスレチック・クラブや他の施設で既に利用できるようになっている。20~30

拍を数えて、ストップ・ウォッチ付の脈を計るために目盛付きの腕時計が、高価なクロメータとして売られている。我々のあらゆる日常の活動で、脈を数えることが本来備わったものとして、これまでなされてきて、これからも続けられている。残念ながら、我々は脈拍数を健康のバロメータとして利用しているけれど、最新のテクノロジーへの信頼の依存度が増すにつれて、我々の身体で診断する技量が浸食されて、脈の質にたいする理解は失われてきてきた。この本で述べてきた進歩は、**hypertension(高血圧)**の治療を可能にしてきたけれど、残念ながら、その進歩は当初からその発展に導いた身体の検査に対する信頼性を侵食してきた。

このストリー次のステップでは、この脈が本来備わった圧と、その圧の変化が病気と関係している実現についてである。

3. Sphygmography (脈波グラフ計)

医療の実践は、その時代の科学の発展により大きな影響を受けている。多くの技術的進歩は、医療とは直接縁がないものであったが、病気の検査や治療に非常に役に立つ場所を見つけた。

palpation(触診)による脈の検査は正確さがなく、不正確な医療の検査のまま 19 世紀に入っても生き延びていたのが良い例である。測定を支援する技術が手に入れることができるようになったことが、血圧を正確に計る道具を発展させる機会を作った。脈の検査を実践したり教えたりする人々は、脈の測定の精度に関して、比較したり精度について判定を下せる物差しを持っていなかった。医師の指の触知能力や知覚による評価が、脈の度合いを決めたり解釈するやり方('modus operandi')であった。最適な技術が利用できるようになるや否や、脈の量的測定について、あらゆる厳格な科学的方法を用いて調べ始めた。sphygmology(脈拍学)の技術は、19 世紀中ごろ sphygmography(脈波グラフ計)の定量的方法によって補完され、血圧の量的測定(数値的)と病気に於ける役割について、理解を深めるさらなる前進させる一歩となった。

Struthius は、脈を測定しグラフとして図式化する基礎を築きあげ、一方で Floyer の医者用の pulse watch(脈拍時計)によって、脈を正確に数える手段を提供した。これらの革新は、時間で計る heartbeat(心拍)と pulse(脈)を関係付ける概念の基礎を作りあげた。

19 世紀の始めは、多くの新しい革新的なアイデアが現れて、これが生理学的機能についての研究で基本的な進歩がなされた時期であった。これらの進展は、合理的な方法を使って完成された。それは、実験室で調査された生理学的過程を再現したり、図式的に描いたりしている。幾つかの実験が動物で行われた当時は、直接の臨床的有効性を証明したり要求ものではなかったが、革新的な進歩における価値は、過少評価するべきではなかった。脈の実験室での研究は、定性的な脈拍学を半定量的な脈波記録法への推移に向かう貢献をした。19 世紀の大部分では、多くの有名な生理学者の研究の中心は sphygmograph(脈波グラフ計)であった。血圧測定の侵襲的方法は、研究室では使われていて、非侵襲機器の探究が続けられた。

彼らの広範囲な著作の中で、Hoff 及び Geddes は、彼らが生理学的な測定に使われた器具の genealogy(系譜)と言っているものは、何であるかの起源を調べてきた。彼らは大砲の弾の速度を決める探究が、生物科学における測定の経験的手法と道具に影響をしたと提案している。1742 年に、Benjamin Robin (1707-1751)は、発明し実験に使った装置である弾道振子について述べた *New Principles in Gunnery*(砲術の新原理)を出版している。類似の原理は、同じころ生理学的な測定に採用された。これは確かに戦争に関係した革新が、医療分野の発展に採用された"最初でも、最後でも"ないだろう。

19 世紀の初頭、循環についての理解は未だに幼年期であった。左心室からのエネルギー又は力は main arterial tree(主動脈網)に分散され、右心室は静脈血液で右心房を満たす主要な要因である吸引またはマイナス効果を起こしているというのが、一般的な考え方であった。細動脈レベルでの自律神経機構の制御は知られていなく、循環の記述についても考慮されていなかった。初期の道具の設計の基礎にしていた重要な原理は、大動脈の膨張が動脈のシステムの中に波を引き起し、その脈波の力が動脈内の圧力に比例しているという考えであった。血圧を計ることを試みた道具は、その性能を期待できるものからは遥かに劣っていた。殆どの機器は、単に脈波の振幅を粗っぽく記録するだけであった。

脈の力を数値化するため設計された最初の道具は、フランス人、Jules Herisson によって 1834 年に紹介された。翌年には、イギリスの医師、E. S. Blundell は、Herrisson の論文の翻訳をして出版し、その中に彼自身による部分的な改良について述べている。米国の医師、Joseph Nancrede は、同じ年に(Nancrede 1835)その論文を独自に英語で翻訳していた。唯一のこの器具のダイヤグラム(図 12)は、目盛が付けられた簡単なガラス管で、金属の台に固定されて現在でも実物が残っている。開放されている下端は革製の薄い皮膜でカバーされていて、それを橈骨動脈の上に置き、末梢部で脈が消滅する圧力点まで圧迫するようになっている。使わない時はガラス管は開いていて、ベース台の valve(弁)は水銀が瀉出するのを防いでいる。Buldell は、腕にしっかりと固定するためのホルダーを設計していて、また、そこには、パリの P. Garnier による改良についても言及している。

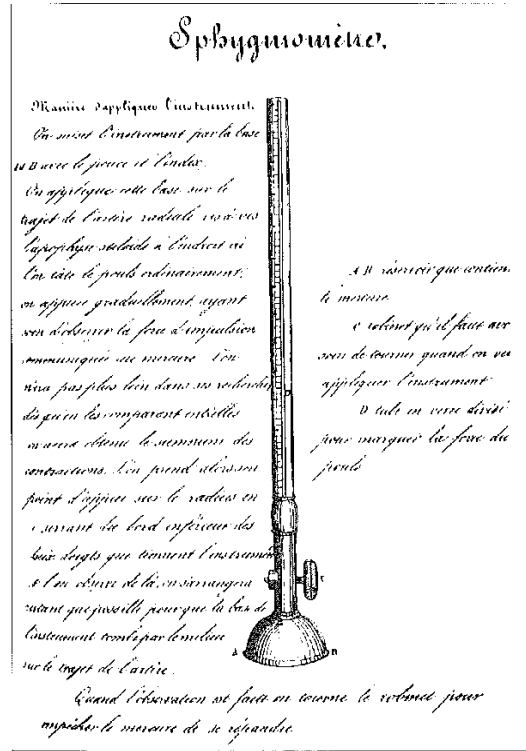


図 12 Harisson の機器(1834)

この目盛の度数の扱い方については、次のように述べている。(図 13)

The....quantity of mercury being the same for all the Shygmometers, they all have the same properties and furnish identical measurementssurpose that at 10 degrees depression you obtain two degrees of impulsion, at 15 degrees you find four, at 20 six, at 25 ten, at 26, 28 or 20 you obtain only eight, it is evident that the maximum impulse is ten degrees, since the response above and below 25 degrees is less. One repeats the same operation on the points of the radial artery where it is visible and stops where one finds the highest degree of impulse.

水銀のは全ての脈拍計では同じで、同一の測定を備えている。・・・10度の目盛まで圧迫で2度のインパルスを得る、15度で4度のインパルス、20度で6度、25度で10度、26、28または30度の圧迫で8度のインパルスであると思われる。これは、25度以上または以下で圧迫での応答はより小さくなるので、最大の脈のインパルスが10度であることを示している。目で確認できる橈骨動脈の上で同じ操作を繰り返し、インパルスが最も大きくなったら圧迫をストップする。

これは、当時では、拡張期血圧と関連付けた最も古いオシロメトリックによる測定である。

ORGANIC LESIONS.	CHARACTER OF THE PULSE, AND SYMPTOMETRIAL SIGN.	PAST NORTHEN OBSERVATIONS.	REMARKS.
Strictures of the auriculo-ventricular orifice of the right side, and strictures of the auriculo-pulmonary orifice. 23 patients.	Small, irregular, unequal, intermittent, sometimes imperceptible. The column of mercury does not fall down on starting point, or falls in two efforts; it is checked about half way by some incidental impulse.	Strictures of different kinds, and duration, more or less admitted, of the auricle and the ventricle. A slight hypertrophy was found in the right ventricle of 4 subjects.	In 6 of these cases, auscultation furnished only a slight sound; in 6 other cases, there was no morbid sound. Oppressions, and more or less alteration of the features and colour of the face, were the only symptoms which could have induced the belief of the disease—4 died of pulmonary apoplexy, and the others in a state of general oedema.
Strictures of the auriculo-ventricular passage of the left side, and strictures of the aortic ventricles. 17 patients.	The pulse is feeble, irregular, intermittent, unequal, but much more so than in the strictures of the right orifice. The column of mercury in the sphygmometer falls below its level, 1, 2, and even 3 degrees in proportion to the extent of the obstacle.	In 12 cases the heart was not in a state of hypertrophy, but merely dilated; the other 5 exhibited an incipient hypertrophy of the left auricle and ventricle.	The pulse was extremely feeble; in the first 12 cases there was a general state of oedema; of the last 5 cases, 3 perished from hæmoptoe, 3 from various affections of the lungs, and 2 died from cerebral hæmorrhage. In these 17 cases, the pulse was tense, frequent, and quick, but was only slightly developed.
Hypertrophy of the heart, without strictures of the orifices. 18 patients.	The pulse is regular as to time, but unequal in its contractions. It affords this anomaly, that the column of mercury, after having risen to a certain number of degrees, to 3 or 4 for instance, suddenly sinks, by intervals, to 2, 3, or even 12 degrees.	The examination of 18 individuals, upon whom I had observed this sphygmometrical sign, disclosed a concentric or eccentric hypertrophy of the left ventricle, without stricture of the orifice.	In these cases wherein concentric hypertrophy existed, the pulse did not exhibit the same development as which is observed in eccentric hypertrophy, but it presented the same character of inequality in its contractions. The signs afforded by auscultation were met with in 8 cases; in the remainder they were so indistinct as to afford no grounds by which a lesion of the heart, in an advanced stage, could have been recognized.

* *Cataire brusquement, or fremissement cataire.* A sensation which, when existing in the heart, is excited by applying the hand to the region of this organ, and is analogous to the sensation produced by the saw and rasp sounds.—Corvisart, *Lacaze, and Esplanad.*—J. G. N.

図 13 Herisson の米語の翻訳

この表は使い方の方法、その解釈についての幾つかの考えを提供している。

Herisson の機器は、また Naumann によって改良され、彼は管をアルコールで満たし、インドゴムのホースの自由端に取り付けて、その動きを回転しているドラムに伝えるようになっている (Naumann 1863)。彼の論文には脈を追跡したものが掲載されていて、それは事実上最も古い初期の脈波図と考えて良いだろう。彼は、真つすぐ立ったアームとゴム膜を支えている水平の丸棒が使われている。Herisson の原理は、ディング(イギリス)出身の Butcher によって採用されて、彼は液体を色付けてチューブに満たし、それを sphygmoscope (脈波スコープ) と呼んだ。

Herisson は、この当時の殆どの脈波計について論評した唯一の人であるが、この分野で他の研究者がいたこともはっきりしている。機器の技術を評価の中で、Mergier は 'manometre a pulsations de Chelius' (Chelius の脈拍計) も、Herisson の機器と同じジャンルの機器であると言っている。彼のレポートの中で、プレーグの医学部の会員であった Chelius は、血流に関連して起きる時間のタイミングについて非常に興味をもった。彼は心臓の心音の関心に対する欠如に言及し、この機器の使用を胸部の上の心臓のインパルスを観察することについて述べていて、Herisson の機器と同じようにみえる。彼は、心臓のインパルスと関連している橈骨、または他の動脈間の持続時間の記録することを促している。彼は脈拍計で水銀の高さの変化に、はっきりと区別できる 4 つのフェース (層) があると記載し、その水銀は呼気時により高く上昇すると書き留めている。彼は腕を包み、Marey の機器 (後述する; 図 26) に非常に似た、水で満たした機器について記載している。これは実際の血圧を計するというよりも、腕の圧縮と膨張のタイミングを計るのに使った。

その後、19 世紀の半ばには、殆ど改良なしの類似の機器が、他のフランスの医師たち、Ozanam, Winterniz や Ulzmann によって導入された。少し遅れて、1896 年頃、英国の Hill & Barnard が非常に類似の機器を開発した。それは簡単に持ち運びができ、'pocket 機器' として売られた。そのサンプルは博物館や個人の収集物で見られる (図 A15)。

3-1 The first sphygmograph (最初の脈波計)

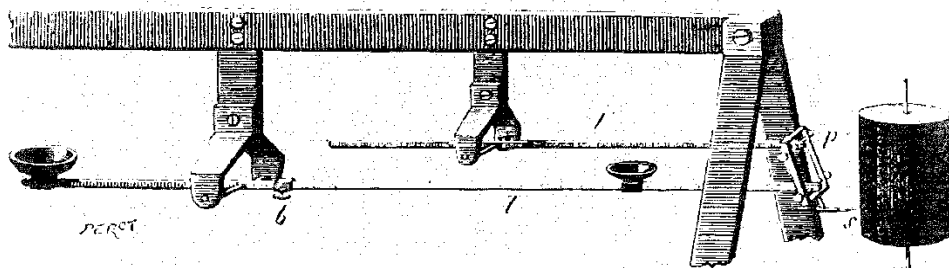


図 14 Vierordt の脈波計 (1855)

Karl Vierordt (1818-1884)、チュービンゲンで生理学の教授、脈の振幅を測るのみであったが、非侵襲の方法で血圧を測ることを意図した器具について 1854 年に述べている。それは発明者 Vierordt によって 'sphygmograph (脈波グラフ)' と名付けられた (Vierordt 1855) (図 14)。この器具は長さ約 24 インチで、構造も複雑で使い勝手が悪かった。敏感なレバーに接続されているキャップを、拍動している橈骨動脈の上に置く。そして脈は、キャップの中に重りを増やしていくと消える。動脈の壁はリズムカルにキャップを持ち上げ、そしてもう一本のレバーに接続されているペンで、スズで覆った紙の上にグラフ描かせている (図 15)。Vierordt の器具の記録は dicrotic notch (ダイクロティック・ノッチ) は示していなかったことを注記することは興味深い。動きの悪い構造、使うのが難しく、本質的な不正確さがあったが、一人のドイツの生理学者、L. Waldenburg は非常に

早い時期に、この機器や他の機器を使って、1880年に人用に使用した経験についての本を出した(Waldenburg 1880)。Waldenburg自身が作った機器は、文字盤を使い pulse clock(脈時計)と名付

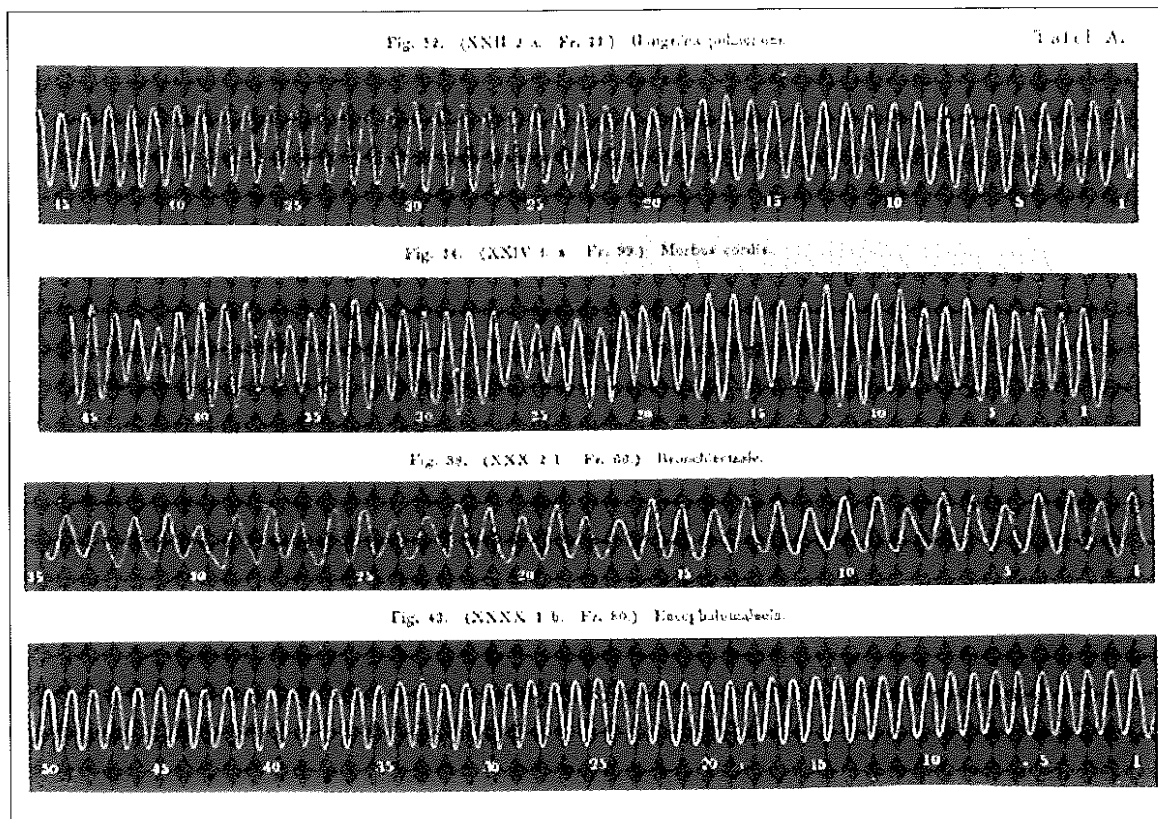


図 15 Vierordt の脈波計からの脈の測定記録

けているが、これもまた複雑であった。Vierordtは、また凝固を防ぐために炭酸ソーダで満たした5~6フィートの長さの管を使って、Halesの実験を再現した(Vierordt 1855)。類似の器具はロシアのSetschenowによっても述べられている(Setschenow 1861)。

図 16 Etienne Jules Marey(1830-1904)



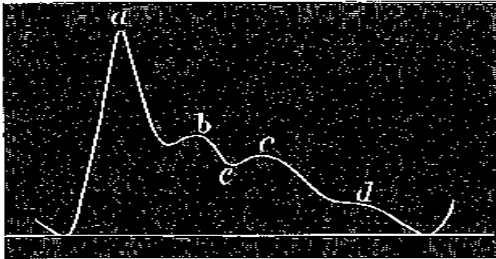
1860年に脈波グラフ計を紹介した。彼はシネマトグラフ計(cinematograph)の父として有名、この機器は医療の研究用として使われた。

3-2 Modern sphygmographs (現代の脈波グラフ計)

Etienne Jules Marey (1830-1904)はフランスのビーネに生まれ、そこには彼を記念した博物館がある(図 16)。彼は医学を学ぶためパリに行ったが、学位を取った後は不運にも医学の実務には就かなかった。動く映像を開拓した貢献で、彼は cinematography (シネマトグラフ)の父として名声を勝ち取った。他の多くの関心事の中で、彼は脈の研究に多くの時間を捧げた。まず初めに、彼は Vierordt の脈波計を使ったが、その動きのぎこちなさや、有用な記録を取るのに使い勝手の悪さがっかりした。1860年に、彼は自分で機器を発明し、臨床現場で脈を調べるため新しい世代の機器を生み出した(図 A4)。

Mareyの脈波グラフ計は、恐らく医者達または研究に携わっている人々によって使われた最初の機器であったであろう。このことについては、Mareyが1860年に3部シリーズの論説で最初に述べている(Marey 1860)。それはまた量産された最初の器具で、ヨーロッパや米国で売られた。パリ

図 17 脈波グラフ計のシングルパルス



このカーブの要素はマークされている: a. 一番目または振動波(percussion wave): b. 第二目または引き潮(tidal wave)の波: c. 大動脈ノッチ(aortic notch). d. dicrotic notch. e. 第四目の波。Aortic notch は dicrotic 波が大動脈に血液が戻ることによって引き起こされている間、大動脈弁が閉鎖される。高い緊張の特徴は、tidal wave が優勢で維持され、dicrotic wave が小さく、dicrotic wave は dicrotic line の高いところに出現する。この実際のカーブは動脈に働く圧力で大きさが変わる。

フランスだけでなくイギリスおよびアメリカでも普及した。Marey は、さらにオリジナルの機器を伝達脈波グラフ計になるように改良した。それは、ターンブルは管の中のエアの筒を通して、スタイラスの動きを伝えるために使われ、それによって、脈波計から離れた紙の上に、脈の拍動を記録することができるようになった。

Marey は、また血圧の測定のため多くの機器で実験し、そのどれもが実用性を示せなかった。彼は血圧を測定中、最大のオシレーション(振動)が記録した点が、圧力の測定として使えるだろうと示唆した最初の人である。そして、その点を拡張期血圧であるとした。しかしながら、それは平均動脈圧を示しているもので、彼は誤った考えをしていた。

C. Z. Ozanam は、脈波計の総括的なレビューを書いた人で、Marey の装置は Behier によって改良され、より安定させて、一般用途向けにしていると述べている。それはまた Baker によっても構造を簡素化して、センシングアームの圧を改良するため、重りがつけ加えている(Baker 1867)。その他の改良品では、Mach や Landois によってなされ、彼らは装置はダブルレバーがあり、非常に複雑である機器について述べている。Landois はその装置を、'angiograph'(アンジオグラフ計)と名付けて(Landois 1872)。Longuet は、紐を小さい車輪の上を通して作用し、橈骨動脈上にパッド付の脈波計で、その紐は鉛筆に取り付けられた大きな円盤を動かすようにして、その鉛筆は時計仕掛けで動く紙の上に脈の拍動を記録すると述べている(Longuet 1868)。その Longuet は、その当時は医学研究生であり、彼の論文は、彼のメンターの M. Behier によって医学アカデミーに提出された。さらにもう一つ、脈波計で、その機構は非常に複雑な改良品であるが、Sommerbrodt によって紹介されている(図 18)。

Sommerbrodt の論文には、それぞれの場合の測定で使った重さを記録して、無数の脈を追跡したデータを載せている。追跡された多くのデータは、正常な生理学的変化を定義するため、健康人から採集したものである。彼の機器の定量的な性質は、Marey の脈波グラフ計できた粗い定量化よ

の Louis Francois Breguet 社は、Marey の脈波グラフ計を製造し販売した企業で、19 世紀の最も有名な科学的器具メーカーの一つであった。この機器は真鍮で作られていて、記録するために、両側のブラケットに固定されたストラップで前腕に固定された。初期のモデルでは、ブラケットは象牙で作られていた。軽量のプレートも、また象牙で作られていて橈骨動脈の上にセットする(図 A4)。動脈壁で作り出された運動が、ススを塗った紙の上にその脈動を記録する象牙のプレートによって、金属製のスタイラスに伝えられる。このススを塗られた紙は、時計仕掛けで動くプレートに固定されて、一方、金属スタイラスに紙からススを引き掻きながら脈の記録を作成する(図 17)。後の改良型では、ススを塗ったガラスが紙に代わって使われた。

Marey の脈波計は、医師たちがベッドサイドで比較的簡単に使う事が出来た最初の器具であった。それは

りも優れているのが特徴の一つであることを注釈している。Marey の脈波グラフ計の Mahomed による改良型は、後述するが、加えられた圧を読み取ることが出来た。

英国で脈波計を使用した登録は、1865 年に、出版された The Lancet(ランセット)の中にある。それはロンドンでの会議の会報のレポートの一部で、Dr Francis E. Anstie は、脈波計を使った英国の最初の医師であり、その機器は精巧に設計されてい

て・・・正確で非常に素晴らしい機器だと述べている。さらに、そのレポートでは、Dr Burdon-Sanderson は、またこの機器を使っていたことを繰り返し言っている(Anon. 1866)。1866 年 2 月 17 日に、別の報告書が同じ会報に出ていて(Walton 1866)、そこでは Marey の機器で測った右手の橈骨動脈からの異常

な脈の測定値と、左手の橈骨動脈からの正常な追跡値を比較されているのが同じ Journal 誌に載っている。そこでの左右の脈波計の差は、右腋窩の aneurysm(動脈瘤)によると診断を下している。これは、英国でこの機器を診断に使用した最初の報告であるようだ。その後、1866 年 3 月に、*British Medical Journal* がバーミンガムの Balthazar W. Foster (Foster 1866a)によって 2 部に分けた長い論文が掲載された。Foster は、後に英国で Marey の脈波計を使用について書いた論文を出版している(Foster 1866b)。Foster の論文は簡潔であるが、誰が英国に事実上この機器を導入したかについて、彼と The Lancet 編集者との間で、面白い文通のやり取りを掲載している。我々が注目してきたのは、Sir John Burdon Sanderson も同じ時期にこの器具を使っていたようだが、Anstie がこの機器を使った最初の人ようだ。Autie 自身も、続いて脈波計について数編の記事を発行して、その文通を 1866 年 5 月 26 日と 6 月 9 日付の雑誌 The Lancet 中にみられる。

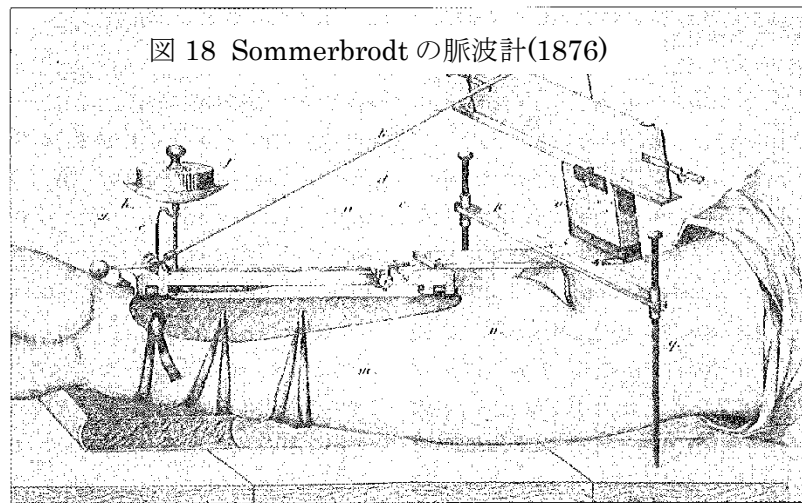


図 18 Sommerbrodt の脈波計(1876)

Sommerbrodt の論文は、橈骨動脈から取られた脈の 35 トレーシングは、多くは健康な学生から取ったものである。

3-3 Mahomed's sphygmograph (Mahomed の脈波グラフ計)

1867 年 J. B. Burdon-Sanderson (1828-1905)は、脈波計とタイトル *Handbook of the Sphygmograph* (Burdon-Sanderson 1867)という論文で、数編レポートを発表している。Burdon-Sanderson および Anstie や多くの他の医師達も、機器メーカーは、脈波計にささいな改良を加えて紹介してきたが、Marey の脈波グラフ計で最も価値のある改良型は F. A. Mahomed (1849-1884) によって開発され、彼は Guy 医学校の聡明な若い卒業生で、学生時代にその機器を完成した。彼の最初の論文は、卒業する 1872 年に出している。彼は Marey の脈波計に、圧力目盛円盤を追加した。それで橈骨動脈上の圧力は、最適で再現性のある測定値を得るように、簡単に調整出来るようにした(図 A7)。彼の言葉で:

The principal point, then to attain, is the ability to apply the sphygmograph with the smallest possible amount of pressure upon the artery, the tension of the spring being equally slight, to accommodate itself to the feeblest

pulse, and then to gradually increase the pressure to the necessary extent, increasing at the same time the tension of the spring in the same ratio. (Mahomed 1872)

この原理の要点は、その際成せる、動脈に最小限の可能な圧で脈波計を宛がう能力である。弱弱しい脈に対応させるため、それはスプリングの張力は同様にわずかにしている。そこから、必要な範囲まで圧力を徐々に上げて、同時に、同じ比率でスプリングの張力を同時に上げていく(Mahomed 1874)。

その後の出版物で、Mahomed は、脈の緊張をオンス単位で計ったと述べている。これは Bright 病(腎臓炎)のような病理学上の変化が調べられ、彼は、血圧脈波を追跡から'アルブミン尿の無い Bright 病'について述べている。彼は恐らく、現在我々が'本態性'高血圧と呼んでいる同じ状態について言っているだろう。この報告書の中で、これらの患者は脈を消すためにかなりの圧が必要とされることに注目している。

脈波計に関係する Mahomed の大きな影響は、Manchester Royal 病院の Graham Steell (1899) の短い論文でも証明されている。Steell は、Mahomed に、彼は脈波計の普及に貢献した Mahomed に、自分の本を寄贈し、また直接の触診を好む人々に対して Mahomed の脈波計の使用を防御している。特に、永久的な記録を残すことの重要性を指摘している。Steell もまた Bright 病と'high tension(高い緊張度)'の関係に注目している。

この時期の他の著者達も、この脈波計について報告している: Brondel (1879) は、Marey や Mahomed の機器に非常に類似した機器についても述べていて、B. Branwell (1880)は心臓の状態の変化に Marey の脈波計を使い、名前を付けた脈のグラフの記録添えて、詳細な症歴を与えている。

脈波計の価値に反対の見解は、またロンドンの W. Ewart によるのが良い実例である。その Ewart とっては、'動脈表面の柔らかさ、または固さが血圧の度合いの指標になる'。脈波計は、ただ経過のみを語っている。と

Marey の脈波グラフ計は、非常にモチベーションのある僅かの人の手元では、特別な道具であったことが示されている。この機器は、当時の医師達の間では大きな普及はみられず、その臨床的な有効性は、単なるおまけでしかなかった。しかしながら、確立したことは、紙の上で脈のグラフの追跡をすることが出来、診断目的に使える最初の機器としての位置づけにあった。使用されたのは、遥か遠くフランスを超えて伝わった。例えば、St Petersburg 出身の Koschlakoff は、使用についての長い論説を出版した(Koschlakoff 1864)。

3-4 A practical device (実用的な機器)

1881年に、Robert Ellis Dudgeon は新しい脈波計を紹介した。(図 19)

この機器はコンパクトで使い易く、皮製の箱に収められていた—a typical objet d'art of Victorian Engineering.(ビクトリアン技術のオブジェ)。この機器は瞬間に普及した。(図 A6) : Dudgeon (1820-1904)は、エジンバラから MD 称号を得てロンドンで homeopathy (ホメオパシー)の開業医をしていた。題名:The Sphygmograph(脈波グラフ計) (Dudgeon 1882)の出版物の中で彼の機器について述べている。ボタンのように端が厚くなっている金属製の細いストリップ

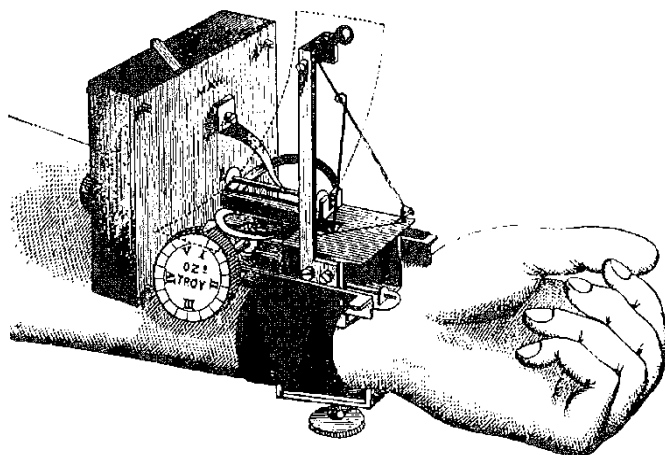


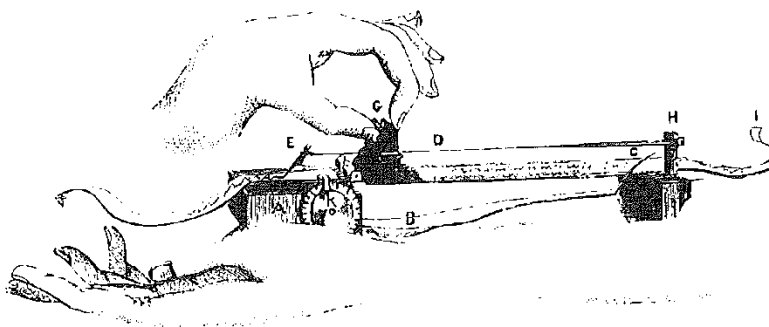
図 19. Dudgeon の脈波計

使用中の Dudgeon の機器。この器具橈骨動脈の上の手首にストラップが巻かれ、ススを付けた紙が、記録するニードルの下で動く (Finlayson 1891)

(片)が、橈骨動脈の上に置かれ、脈の拍動は巧妙であるが簡単なバランスシステムを経由して、繊細なスタイラスへ伝達されるようになっている。そのスタイラスは、時計仕掛けで制御された小さいローラーの上を動き、ススを塗った紙の上に脈のグラフを描いた。この機器は小さくて軽量で、そして簡単に手首に留めることが出来る。ちょっと見ると、この機器は複雑でデリケートに見えるが、実用的にもかなり頑丈で性能も優れていた。

後に Jaquet によって開発された脈波計(図 A9)は、かなり似ているが、かなり重く丈もより高度の設計になっている。それは、紙の上にタイム・マーカを付け秒あたり 7mm の速さで動き、脈のレート^{のち}を記録するようになっている。この時間の導入が最も大きな革新的であった。そこには、数種類のバージョンがあり、シンプルな脈波計から複数の記録をするため、一つまたは二つと追加するペンを付けた複雑な装置まであった(図 A9; A66)。この引用にも述べている後の機器は、追加

図 20. HOLDEN'S 脈波計



A: 機器の本体 B: 脈スプリング C: 傾斜面に対して同じ湾曲 D: トレーサ E: ペン F: 紙を動かすためのローラー G: ホルダー H: トレーサの取付け部品用のポスト I: 書き込むための紙 K: ミヤクスプリングの地揚力を制御するためのミルヘッド、円盤、ブレーキ、ストップ等

Holden の本に出てくる脈波計の図。生理学及び病理学の兆候。

コレクションの中で Dudgeon の機器また改造したバージョンの多くは、今でも良い状態で動いている。Dudgeon の脈波グラフ計は、医療機器のコレクション、アンティークやオークションなど

で最も出会う機器なので、非常に普及した機器に違いない。Dudgeon の研究論文は、脈波計の歴史

の序文に、非常に素晴らしいコメントを載せている。ギリシャの生体解剖学者 Herophilus について参照した後、彼は言っている；

From a vivisectionist point of view it is perhaps disappointing to think that the only physiological discovery of Herophilus made, from all these hundreds human vivisections, was that arteries pulsed, but he did not ascertain what the arteries contained ... Every unprejudiced mind must allow that the discovery that human beings possess a pulse was cheaply purchased at the cost of six hundred human vivisections, for this discovery has been of incalculable use to the medical profession: through some cavillers might object that it might have been equally well made by applying the finger to the wrist; but then there are always unreasonable people to find fault with the methods of men of science.

解剖学者の見解からは、Herophilus がした唯一つの生理学的発見は、この数 100 名近くの解剖からであるが、動脈は拍動していたが、動脈に何を含まれていたかを確かめなかったと思うと多少がっかりする。それぞれの偏見を持たない心が、人には脈があると言う発見を 600 人の解剖のコストで安く買われたことを受け入れなければならない。と言うのは、この発見は医療のプロには計り知れない用途があるためである。屁理屈屋の中には、それは手首に指を当ててやっているのと全く同じではないかと反対するかもしれないが、何時も、科学者のやり方であら捜しをする不条理な人間がいる。

これはやや皮肉のつもりであるかと思いたいが、この文脈から決める付けることは難しい。

脈波グラフ計の面白い改造品が、英国の外科用機器メーカー Maw, Son and Son 社によって紹介された。彼らの機器は長さ僅か 2.75 インチで、それまでに市販されてきた最も小さい脈波計であろう(図 A10)。

脈波グラフ計の B. W. Richardson 改良型は、重要で(図 A8)、実用面の観点からの重要性はその時代の多くの研究者から大変重宝されていた。マイクロホンが発明されて 1 年も経たない間に、彼は Sphygmophone (脈拍フォン)と呼んで、脈を聞くためにそのマイクロフォンを使った。スライドする重りの機能を加えたことで、Dudgeon 脈波グラフ計の性能を大幅に改良した。彼は、またススを塗った紙を動かし同時に紙の上に平行線を描くノッチ付のアウトローラー(車輪)を導入した。これはススが付いた紙を動かし、脈が記録される時同時にトレーシングの高さの測定が出来るようになった(Richardson 1885)。

脈波グラフ計の最初のアメリカ人としての貢献者は、Herisson の論文を翻訳したことは別にして Edgar Holden (Holden 1871)によってなされたようである。彼は 1868 年に、記録するための大きな装置と共に発明した機器について述べて、そこには無数の追跡データを提供している。彼は、dicrotic notch (ダイクロチックノッチ)の性質と valvular(心臓弁膜症)との関係に注目している。Holden は、さらに、血圧にも注目を向けていて、1874 年に出版した本の中で、彼の実験について編纂している。しかしながら、高血圧についての考えは彼の頭から抜け落ちたようである。彼は血液を満たす変化の度合いで、血管の中の圧が変化によるとしている。

Holden の脈波グラフ計は、手首ストラップで留める必要もなく、かなり素早く測定値を容易に得る事ができ構造的にも優れている(図 20)。脈波グラフ計に関する彼の小論文は、1873 年に'ニューヨークの医師および外科医の大学から Stevens Triennial 賞'を得た。彼の論文のテキストは 290 個のイラストが載っている。病気の幅広い変化に無数の特徴があるとしている。この機器のサンプルは、現在では残っていないようである。

Holden は、また脈波の働きを試験し証明するため、心臓および毛細血管の作動のシミュレータ装置を設計している。彼は、'全ての測定者は、動脈の上に生じる適正な圧力に直ちに合わせ込み、正確にその圧を記録する幾つかの手段の必要性を感じている'と、この本の中で述べている。しかしながら、動脈の緊張の度合い、またはもっと明確に表現すると動脈の中に血液の貯蔵量の度合いと解釈していて、その意味を誤解して捉えている。彼は静脈の中の血液の量を、毛細血管の伝導力や心臓の状態と推察していたかもしれない。

もう一つのアメリカー人の機器、Pond の改良型脈波計は、1879 年に市販された(図 A5)。それは手首に乗せる台がある大きな金属製の機器である。金属製のボタンまたは細長い球状(bulb)を、肘前窩の動脈または橈骨動脈の上に置くようになっている。脈の拍動は、機械仕掛けのレバーとスタイラスによって伝えられ、石英のススが塗られた帯の上に描かれる時計仕掛けは一定の速度で動くようになっている。私達は、その発明について記載した出版された記事の証拠を見つけることは出来なかった。Pond の脈波計のほんの数例が、コレクションの中に展示されている。一つは、非常に良い状態で Manchester 医学学校の博物館で見られ、もう一つはこの Appendix の図 A5 に載せている。両方ともユーザのために詳細な取扱説明書が添付されている。

1879 年の T. A. McBride による論説は、Pond の機器と Longuet(McBride 1879; Longuet 1868)の機器との間の類似性について注釈している。Pond の機器が論説の主題であるので、それは明確には 1878 年か 1879 年の日付になっている。McBride は述べている; '脈波グラフ計の最も重要な使用の一つは、血流の緊張の度合いを指摘したことである'。彼は波の頂上から aortic notch(大動脈ノッチ; 図 17)の底まで線を描いて、圧力を見積もる Mahomed のやり方を引合いに出して、もしそのカーブが上を向きの凸面であれば、それは高い血圧と示唆した。彼は、当時特に 3 つの脈波グラフ計に関心があり: それは Marey, Mahomed および Pond の脈波グラフ計である。血圧の関係付けで、彼は: '高い緊張では、percussion wave(衝撃波)は、普通ははっきりと識別でき、tidal wave(動揺した波)とは区別されると述べている。時々、それは心臓の力が落ちて弱弱い収縮で消える。高い緊張は、収縮または弛緩した動脈をともなって現われ; 下から上への突き上げは、短いか高い'。彼がこの機器を使用で培った圧力の知識で、これらの要素を評価することは重要で、一般的にこの機器の有用性を支持すると指摘している。

彼の簡単な評論は、血圧の評価における脈波グラフの初期の使用と計測法の発達と高い血圧の理解をはっきりと示していた。

Sphygmographs(脈波グラフ計)のファミリーに属しているもう一つの機器が英国の医師 Mortimer Graville(1833-1900)によって紹介された。これは紙の上に時間スケール(目盛)を付けていく機械仕掛けの小さい機器である。これは紙の上にタイム・スケールをマークするための機械仕掛けが組込まれている小さい機器である。Graville の脈波グラフ計、そのようだが、それほど普及はしなかった: そのサンプルの一つが Wellcome 博物館にある。

脈波計のファミリーに属しているもう一つの器具は、英国で心臓病学の発展に重要な役割をし、その調査に脈波グラフ計を使った英国 2 名の医者は、Thomas Lauder Brunton (1844-1916)と James Mackenzie (1853-1925)であった。改良した Dudgeon の機器を、そうして、その後、自分自身で考案したもので、リモート記録するタンブラー(回転盤)と最初のインク・ポリグラフを使った'Mackenzie Polygraph'を、広範囲に使ったのは Mackenzie であった(図 A64,A65)。

3-5 The decline of sphygmography (脈波グラフ計の衰退)

19世紀の後半中の脈波計は、半定量的方法が残っていて、そして、その世期の終わり頃になってさえ多くの医者達は、脈波グラフ計より触診に頼ることを好んだ。彼らは長期間の見ならぬ訓練後、学ばねばならなかった身体の診断に傾倒していた。1905年に発行された雑誌 *British Medical Journal* の多くの引用文からの声明文には、脈波グラフ計を使用することを非難していて、'我々は感覚を貧弱にし、臨床の鋭敏さを低下させる'と懸念をあらわしている。著者は、疑いもなく現代の科学技術の発展にともなって、身体を診断する技能が失われてだめにするのは疑う余地もなく、動揺しているだろう。しかし、実用的な血圧計の開発は差し迫っていた。

それでもなお、他の脈波グラフ計が Fick や Zadeck, meurisse, Mathieu, Grunmach, プラハの Rothe, アテネの Philadelphien, など、他の多くの人によって紹介された。これらは、C.Ozanam, パリの医学アカデミーの図書館員による論評を添付して書かれている。その広範囲な脈についての本のなかには、その測定についての多くの発明者の非常に詳細な歴史が含まれている。(Ozanam 1886)

それは、恐らく 50 年間にもわたる多くの研究者達が、彼ら自身の機器での改良を紹介したことは、多分脈波グラフ計の欠点について、恐らく一般的な知識を説明する。

Max von Frey は、Vierordt の下で研究していて、1892年の終わり頃、脈に関する包括的な論文を出した(von Frey 1892)。この本は彼の先生の E. von Brucke と C. Ludwig に寄贈され、当時では脈に関する基準的な研究の一つとして確立されたものになっている。彼は自身の機器を紹介し、また当時手に入る幾つかの機器と、その作動機序について詳細な説明を載せている。彼は tonograph (トノグラフ)で、血管の弾性を測定する多くの改造型についても書いている。彼の研究論文は、異常なくらい脈の聴診に専念している章がある。

脈波グラフ計の使用の固執は、非常に大きい機器について述べているライデンの Francke により 1900年によるものと思われる論文で、挿絵入りである。脈についての Mackenzie のテキストブックは、また 1902年に出されいると思われ、彼は脈波グラフの追跡から血圧の解釈付きで、もっぱら脈波グラフ計に没頭している。Sphygmographs(脈波グラフ計)は 20世紀に入っても、機器メーカーによって販売し続けられていた。

3-6 The transition (移行期)

この血圧計は、20世紀の初頭にはほぼ確立されていたが、脈波グラフ計や脈拍計は(後で再度出て来るが)、この目覚ましい時期にも頑固に使用し続けられた。Verdin of Boulitte 器具のカタログ(1923)には、Pachon と Riva-Rocci の血圧計を掲載しているが、また Potain、Bouloumie の脈拍計、Bloch の sphgmometey(脈波計)、Marey, Dudgen や Jaquet の sphygmoguraphs(脈波グラフ計)なども載せている。

もう一つ興味深い注目点は、これらの機器の発展に国柄のトレンドがある。フランスは、この分野で多くの貢献してきた。また、ドイツや英国もその後を追従した。米国においては血圧計が始まるまでは、相対的に大した役割はしていないが、その後多くの貢献した跡が文献の中に見られるようになった。米国では脈拍計や脈波グラフ計への関心は、せいぜい良く見ても大したことはなかったようである。我々の手元にあるのは、Pond と Holden の研究と Herisson の研究についての

Nancrede の翻訳があるだけである。脈そのものについての関心は普遍的なものであるけれど、世界の他の地域では事実的に報告されたものが無い。

4. Sphygmomanometry up to 1896 (1896 までの血圧計)

19 世紀最後の 20 年間、多くの研究者は脈波グラフの限界に気付いていた。脈波グラフ計は有益な情報を与えてきたが、保守的な実務者達は、この技術に疑惑を持ち続けていた。それでも、近代的な材料や技術が組込まれながら、徐々にこの新しい世代の機器に置き換えていった。最も劇的な変化は、1896 年に Riva-Rocci の上腕カフの導入であるが、この血圧を計る計測方法は、脈を数える定量化の方法と同時に発展してきた。

17 世紀の初頭に、Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679) はピサでの数学の教授で、心臓と循環の研究に水力学の考えを導入した。1628 年に Harvey の論文が出版されて以来、血液の循環について充分受入れられたとは言えないが、徐々に理解はされるようになってきた。循環している血液の力または張力を測る探求は、血行動態の理解が進化することによって刺激された。

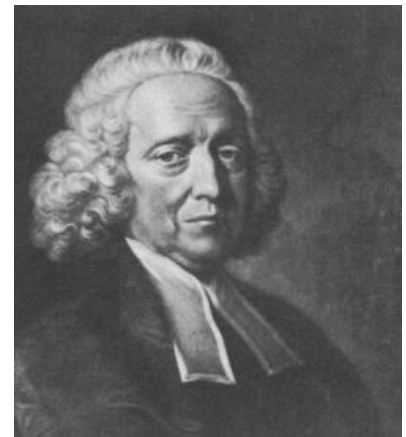
4-1 The first blood pressure measurement(最初の血圧測定)

直接、動物で血圧測定をした歴史に記録した最初の人、Stephen Hales (1677-1761) で、科学の造詣が深い牧師であった(図 21)。植物生理学について彼の出版した研究は、植物の生態に対する重要な貢献である。1733 年に、Haemastaticks(止血)の項に追加した Statical Essays(統計論文)の第二版を出版した。そこには、彼が行った詳細な動物実験について報告している。恐らく 1707~1711 年頃、これ等の実験で馬の頸動脈にカニューレー(管を挿入)し、馬の血圧を測っている。以下の文脈がその有名な実験の概要である。;

In December I caused a mare to be tied down alive on her back; she was fourteen hands high, and about fourteen years old; had a fistula on her withers; was neither very lean nor yet lusty; having laid open the left crural artery about three inches from the belly, I inserted in to it a brass pipe whose bore was one sixth of an inch in diameter. I fixed a glass tube of nearly the same diameter which was nine feet in length: then untving the ligature of the artery, the blood rose in the tube 8 feet 3 inches perpendicular above the level of the left ventricle of the heart, but it did not attain to its full height at once; it rushed up about half way in an instant, and afterwards gradually at each pulse, 12, 8, 6, 4, 2 and some time 1 inch: when it was at its full height, it would rise and fall at after each pulse 2, 3 or 4 inches; and some times it would fall 12 or 14 inches, and have there for a time the same vibrations up and down, at and after each pulse, as it had, when it was at its full height; to which it would rise again, after forty or fifty pulses. (Hales 1733)

12 月、私は雌馬の背を下にして、仰向けに生きた状態で縛って固定した。彼女は背丈 14 hands (手の幅 14 倍)、年齢 14 歳; き甲鬣(わく: けがみの盛り上がった部分)に瘻孔(ろうこう)があり; 非常に痩せている訳でもなく、頑強と言うほどでもない; 腹から約 3 インチとところの下腿動脈を開いて、私は、内径 1/6 インチの真鍮のパイプをそこに挿入した。長さ 9 フィートのほぼ同じ径のガラス管を固定した: それから、動脈の結紮(ひも)を解きながら、血液は心臓の左心室のレベルの上へ、8 フィート 3 インチの管の中を垂直に上昇したが、それはすぐには十分な高さまでは達しなかつ

図 21. Stephan Hales (1677-1761)



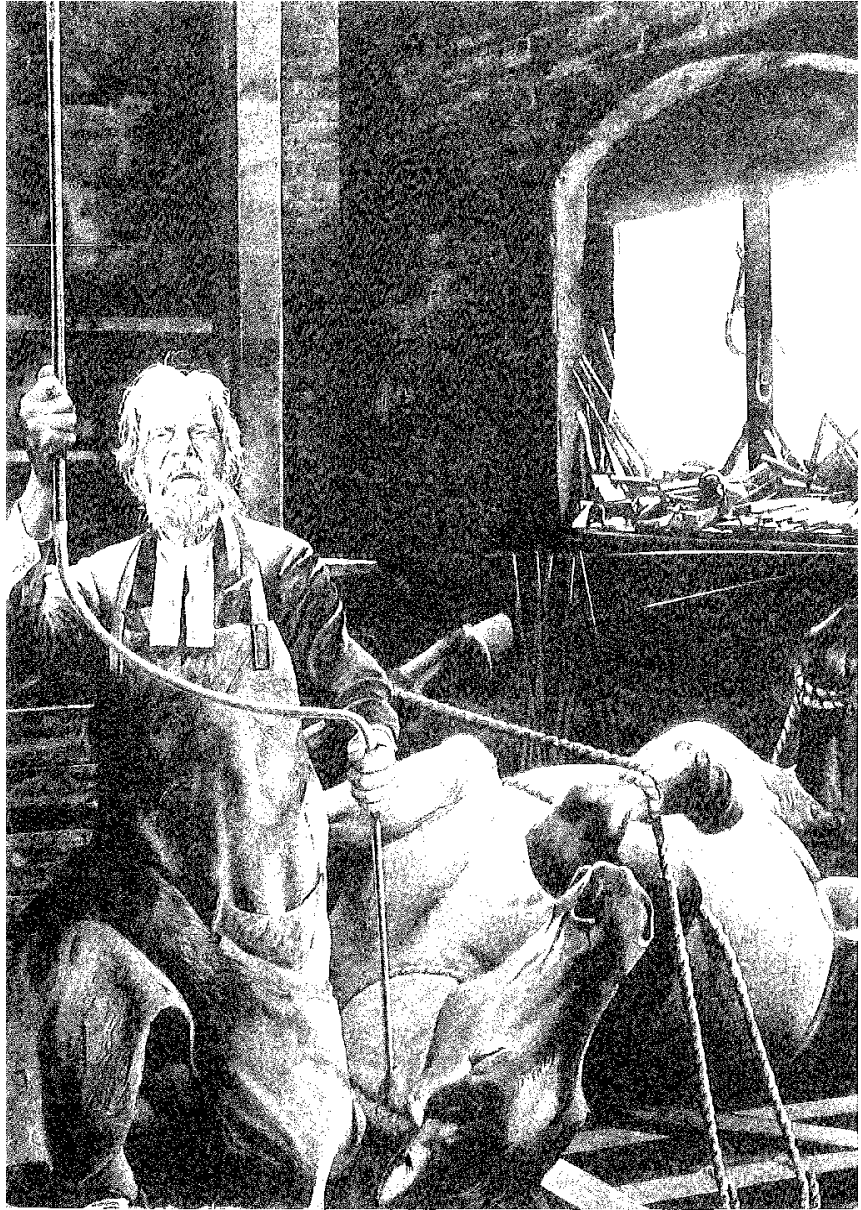
イングランド共和国ケント
ベークスポーン (英語版)
出身の生理学者、化学者、
物理学者、 発明家。本職は
牧師であった。

た；まず、一旦、ほぼ、中間位の高さまで駆け上がって、そして、その後、脈拍毎に徐々に 12, 8, 6, 4, 2 インチ上がった。そして、しばらくの間 1 インチになる；十分な高さになると、各脈拍の後に 2, 3, または 4 インチ上がったたり下がったりしている。；そして、しばらくして、12 または 14 インチぐらい落ちる。そこで、脈拍ごとに、一時的に同じ振動で上がっては下がる同じ振動する時間を持つ。各脈拍毎にその後、：40 または 50 拍後、再び上昇していく (Hales 1733)。

Stephen Hales はその実験を事細かく記録した。血液が引いていく量、減少が引き起されている間の時間間隔を表にして記録している。この実験の目的は、血圧によって血液が徐々に減少する効果を発見することであった。実験の最後には、彼は検死を行って気付いた事を詳細に記録している。彼は、血管は血液の損失に比例して収縮することを観察した。それは、最終的には血圧が下がっていった。

Dudgeon と同様に、ここでも倫理的論評があてはまることである。今日の倫理観で 200 年前の人を判断することは適正でないかもしれないが、そこには、馬や他の動物を生体解剖で忙しかつた聖職者がいたと言う事実である。そこには動物に負わせた痛みや苦痛について、この本の中に何も関知していない。彼はこの紹介記事に以下のように述べている。

I endeavoured about twenty five years since by proper experiments, to find what was the real force of the blood in the crural arteries of dogs, and about six years afterward I repeated the like experiments on two horses and a fallow doe; but did then not pursue the matter any further, being discouraged by the disagreeableness of anatomical dissections.



参考図 1 1933 馬で血圧測定の様子

(The Reverend Hales: handbook of Hypertension: Volume 14 Blood pressure Measurement from E. O'Brien and K. O'Malley)

私は適正な実験によって、犬の下脚の動脈に血液の眞の力は何かを見つけるために25年間努力した。そして約6年後、私は2頭の馬と一匹の雌ジカで似た類似の実験を繰り返した。が、その当時、解剖についての不快感が持ち上がって反対されて、この課題についてさらなる追及はしなかった。

18世紀は、脈拍を触診することが中心であった。注目すべきは血圧測定について、さらに次の一歩を進めるには、ほゞ100年間の年月が経過した。

4-2 The haemodynamometer(ヘモダイナモ計)

19世紀初期の多くのフランスの生理学者達は、発見の先鞭をつけるのに携わっている。その一人がパリで生まれの Jean Leonard Marie Poiseuille (1797-1869)である。エコールポリテクニクを卒業した後、Poiseuilleは1828年10月8日にパリの医学部で博士号を取るため彼の論文を提出した(図22)。彼は初めて、0~240 mmまで目盛を付けた簡単なU型チューブ(管)を使った論文を書いた。その物差しは、現在でも使われている。この器具は haemodynamometer (ヘモダイナモ計)と名付けられ(図23)、この論文はパリの医学のロイヤルアカデミーから Poiseuille に金メダルが与えられた。彼は、2mm位の小さいルーメン(動脈管腔)に、ガラス管を直接刺して、犬や牝馬に行った実験にこの機器を使った。これ等の実験では、血液の凝固を防ぐため炭酸カリユームの使用を導入した。PoiseuilleはHalesについて言及する、Poiseuilleは調べたもので、Halesは圧測定で血液柱に呼吸運動の影響を考慮していなかった論文の中の実験とコメントに対してHalesに言及している。彼は、また、この省略されたため誤りがあるHalesの幾つかの研究をベースにしている Bernoullis(Daniel)についてコメントしているが、PoiseuilleはBernoullisの研究に明らかに影響を受けている。この論文の始めに、彼は'年齢、性別、temperament(気質)、idiosyncrasy(特異体質)、覚醒状態、睡眠状態、運動、安静、健康、病気や感情の全てが、血行や心臓の活動を変えることを書き留めている (Poiseuille 1828 エラー! ブックマークが定義されていません。)

Poiseuilleの重要で恐らく偉大な功績は、管(チューブ)の中の流れを記述する法則を導いたことである。この最高水準の仕事は、1840と1843年の間に一連の論文として出版されている。彼は自分の研究室で、内径0.013-0.65 mmの管の中の液体の流れを調べるためにコントロールされた

図22 Poiseuilleの論文の表紙(1828)

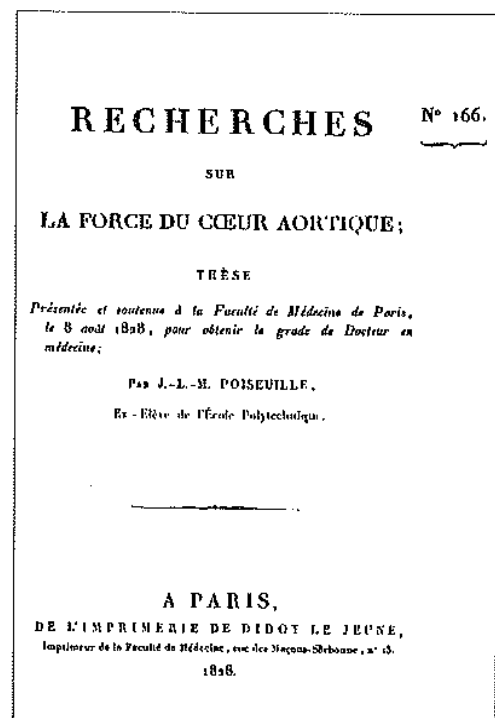
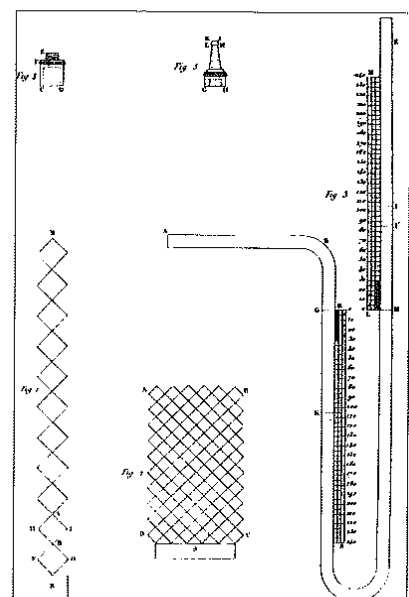


図23 Poiseuille's Haemodynamometer



実験を行った。この研究の実験による証明は、数学的計算に基づいて、管の中で液体の流れを制限している物理的な因子の関係の法則を導き出している。彼が求めた方程式は、管の中の液体の流量は、その管と管の直径に沿った粘性と圧力で決められると述べている。それは、数学的に次のように表せる。：

$$Q = k(D^4 p / L)$$

ここで Q は：単位時間に放出される流量、k：定数、p：管の両端での mmHg での圧力差、D：直径で、L：長さである。この方程式は次の式に改定されてきた：

$$V = dP \cdot r^2 / 8 \eta l$$

V = 流体の流れの速度；dP = 2点間の圧力差； η = 液体の粘性；r = 管の半径

l = 管の長さ。

歴史は、2名またはそれ以上、別々の人の研究が驚くほど類似した結論に到達している。Gotthilf Heinrich Ludwig Hagen (1797 - 1884)；ドイツ水力学の技術者、が、また同じ現象を記載し、Poiseuille と同じ数学的結論に達している。彼は 1°C ~ 15°C まで温度を変えながら 2.5-6.0 mm 径の真鍮の管を使った。Hagen は 1839 年に、Poiseuille より一年前に管の中の水の流れを制御している因子について説明し、1839 年にこの発見を掲載している (Hagen 1839)。Hagen の研究は、さらに、流体の流れを維持するために必要とする運動エネルギーに、修正因子を入れていて Poiseuille の論文よりも包括的であった。しかしながら、Hagen の計算の中で測定単位として古いプロイセン単位を使っていたため、人目につかなく長い間知られることがなかった。もともとは、この法則は Poiseuille の後に名前が付けられたが、この記録は W Ostwald によって綿密に調査された出版物の中で、この発見は 1925 年に両研究者に帰属することに訂正された。それで、現在は Hagen-Poiseuille の法則として呼ばれ、以下の方程式で表されている。：

$$Q = \pi r^4 \cdot \Delta P / 8 \eta l$$

Q は、流体の流量レートで、ここでは管の半径の 4 乗と差圧に比例し、一方管の長さや流体の粘性に逆比例している。この方程式を、例えば循環システムの中の血液の流れの条件に置換えて解釈すると以下のように表される。：

$$R = 8 \eta l / \pi r^4$$

ここでは R は血管内の血液の流れに対する抵抗を表し、血管の長さや血液の粘性に比例し、血管の半径の 4 乗に反比例する。言い換えれば、この法則を循環に適用する時、血管の直径が血液の流れを制御する最も重要な因子であると規定している。直径の 4 倍の増加は、256 倍の流量増加となる。この Hagen-Poiseuille 法則の基本的方程式から導かれるのは、圧力(P)、流量または出力(Q)、抵抗(R)の関係から次のように表せる。：

$$P = QR$$

この方程式は心臓の出力や末梢抵抗の循環の測定に使われ、現代のモニタの基本になっている。このオームの法則を持つ便利なアナログ関係は、臨床および実験医学においても無限の有益な用途を築いてきた。この Hagen-Poiseuille 法則は、血液の循環を理解するための基礎として、非常に役にたっている。

Poiseuille のヘモダイナモ計は、発明された後の短い期間に、スコットランドの医師によって研究室で使われた。1839 年、J. Blake は動物の血圧についていろいろな材質の効果を図示するため、

詳細な論文(Blake 1839)を発表した。その科学的情報は、通信手段が徒歩や馬または船であった時代に、何と速く配布されたかを知って驚きである。さらに、この当時の科学者は、自身の特許を得るより、彼らの発見した物を共有することにより関心があった。

その後まもなく、Magendie は真直ぐ立てた管の狭い穴に大きな径の水銀容器を連結したものを導入し、圧力計の感度を改善した(Guettet 1850)。この改造品が究極的には現代の水銀圧力計の基礎になっているであろう。

19世紀の中期は激しい活動期の時代で、ヨーロッパ大陸の人々は同時発生的に血圧測定の問題について研究していて、正確に歴史的な順番でその発展を記載する事を難しい。次項の出来事は論理的な順序で記載していくため、必ずしも年表的な順序ではない。

4-3 Kymograph: キモグラフ計

Carl Frederick Wilhelm Ludwig (1816-1895)はウィッツェンハウゼンの小さい町に生まれ、マルデブルグ大学に通って、そこで1842年に教授になった(図24)。ここで、彼は1842年に生理学で、グラフィカルに記録する革命的な道具: キモグラフを紹介した。彼はPoiseuilleのU字型水銀計をキモグラフに接続し、最初の血圧のグラフィカルな記録をした。彼は1847年に彼の研究結果を発表した。(図25) :

To obtain reliable under all circumstances by means of [Poiseuille's manometer] and, at the same time, time determinations for the duration and course of different pressures, one places the rod-like float on the mercury, puts on the upper end a writing-point, and lets it draw the variations in pressure on a surface, which moves by constant-velocity. In this way one obtains curves, the Height of which is a measure of the blood pressure, and the width an indication of time. (Lombard 1916)

Poiseuilleの圧力計で、あらゆる環境もとで信頼でき、同時に持続している時間の決定、および違う圧の経路を得るため、水銀の上に棒状の浮子をおき、その上端に書き込むポイントを置いて、一定の速度で動いている面の上に、圧の変化を描がさせようにした。この方法で曲線を得て、その高さは血圧の測定値であり、その幅は時間の指標である。



図24. Carl Ludwigに与えられたメダル。

銀メッキされた59mmの銅(1932)

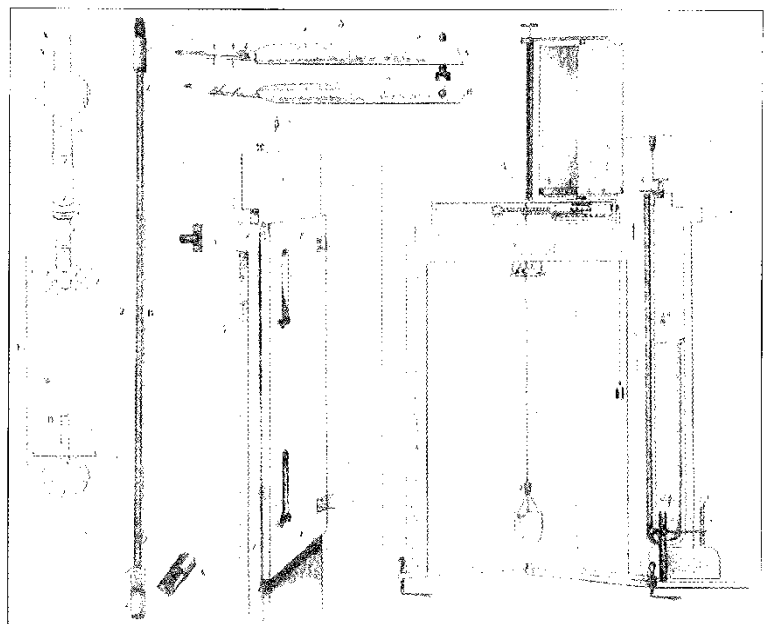


図25. Ludwig キモグラフ

この論文は、幅広い実験的条件下で収縮期および拡張期血圧の多くの表がある。右下の部分の水銀圧力計、左は身体に当てるアタッチメントである。

William Stirling 教授、Ludwig の学生であった、は、この機器の重要性を次の文章の中でまとめている。

Ludwig had the genius to cause the float to write on a recording cylinder, and thus at one coup gave us the kymograph or wave writer, and application of the graphic method in to physiology. (Stirling 1902)

Ludwig はその浮子で記録する筒の上に描かせるようにした豊かな才能があり、かくして、一挙に我々にキモグラフまたは波形ライターと、生理学の分野にグラフィックの方法の応用を提供した(Stirling 1902)。

Ludwig's kymograph (キモグラフ計)は、ススを付けた紙に、幅広い生理学的機能を半永久的な記録を可能した。それが実験的な生理学における新しい時代の幕開けになり、様々な形で今でも生理学的な研究室で使われている。動物は、Ludwig の研究室で幅広く使われた—しかし、それは厳格な行動規範のもとで—彼は 20 年間動物虐待防止の協会の会長であった事が、生理学の偉大な先生の人間性を証明している。

もう一つ、実用的ではなかったが、生理学的記録に対するアプローチは、Leonard Landois によって行われ、彼はドイツのグレイフバルド大学で生理学の教授であった。彼は脈波グラフ計で脈を研究し'angiograph' (アンジオグラフ計)と名付け、自身が設計した機器を紹介した(Landois 1872; 1974)。彼の最も大きな関心事は、脈波の中にある dicrotic(ダイクロチック)成分であった。それは Landois がその実体を簡単な実験を行って証明するまでは、多くの研究者達は、それは体動ではないか考えていた。(Stirling 1902) 彼は、動物の中サイズの動脈から動脈の血液の流れによって引き起こされる脈波を、動く紙の上に直接グラフィック的に描かせて記録した。この記録は 'haemautogram(血流図)'または'auto-sphygmogram(自動脈波図)'と名付けられた。永久記録に対しては Ludwig's のやり方が、Landois のよりは明らかに生理学では最も優位な力になった。

4-4 Direct measurement of blood pressure: 血圧の直接測定

動脈血圧測定の直接法は、四肢の切断中に外科医によって使われた。この方法は M. Cheveau と一緒に働いていた、フランスの外科医、リヨン出身の Jean Faivre によって最初に報告された。1856 年に、彼は、切断(手術)している間に水銀を満たした本質的には Poiseuille のものと類似した、U 字型管を使って血圧を計った。Faivre は、Poiseuille, Ludwig, Spengler や Valentin の先駆者たちの研究と、動物に限定していた彼らの限界について述べている。彼は、さらに人の切断中(手足等)に使えるようにするため、Poiseuille の機器をどの様に改造したか書き続けた。彼の最初の実験は、肘の慢性組織傷害を持つ 60 歳の男性であった。彼の 2 回目の実験では、30 歳の男性の大腿動脈で行った。その論文では、大動脈の血圧を測る試みをした。興味深い事には、彼によると大動脈の血圧では、全ての人では同じであり、それは 102 mmHg であると報告している。これらの初期の研究は、人間の血圧平均レベルを構築するのに役にたち、彼らは病気と血圧の変化を関連付けたことに非常な価値がある。

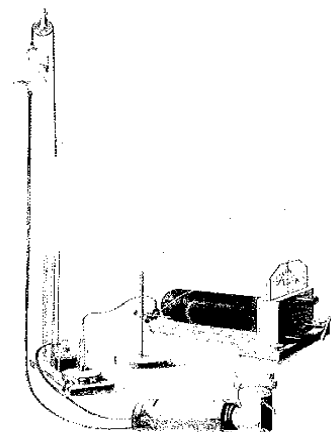


図 26 Marey の血圧装置(1878)

水ジャケット、水銀圧力計、
回転ドラム記録計

もう一人のフランスの外科医 E. Albert エラー! ブックマークが定義されていません。は、1883年に直接法血圧測定による包括的なデータを発表した。彼は、足を切断している最中の患者の前脛骨動脈から血圧を見積もった。彼のデータは、100 から 160mmHg の範囲にあると記録している。(Albert 1883). この報告書では、彼は動物と人間の両方の血圧の測定について述べている。

直接法によって血圧を測定する臨床的な応用の限界が、19世紀の中旬の多くの研究室をベースとした実験生理学者達は、非侵襲法の開発に労力を専念することになった。またも Marey の研究が、この流れの中の物語で重要な役割を果たす。彼は、動脈にカニューレする非実用的な要求を排除するため、間接的な血圧測定の方法を考案した。この根底になる原理は、脈が消えるまで少しずつ外部圧を上げる方法で、動脈血の流れを遮断して止めることであった(Marey 1878)。この方法で、必要とされる外部圧の量が、間接的に求める動脈圧の値である。これが、将来の非侵襲機器のベースと

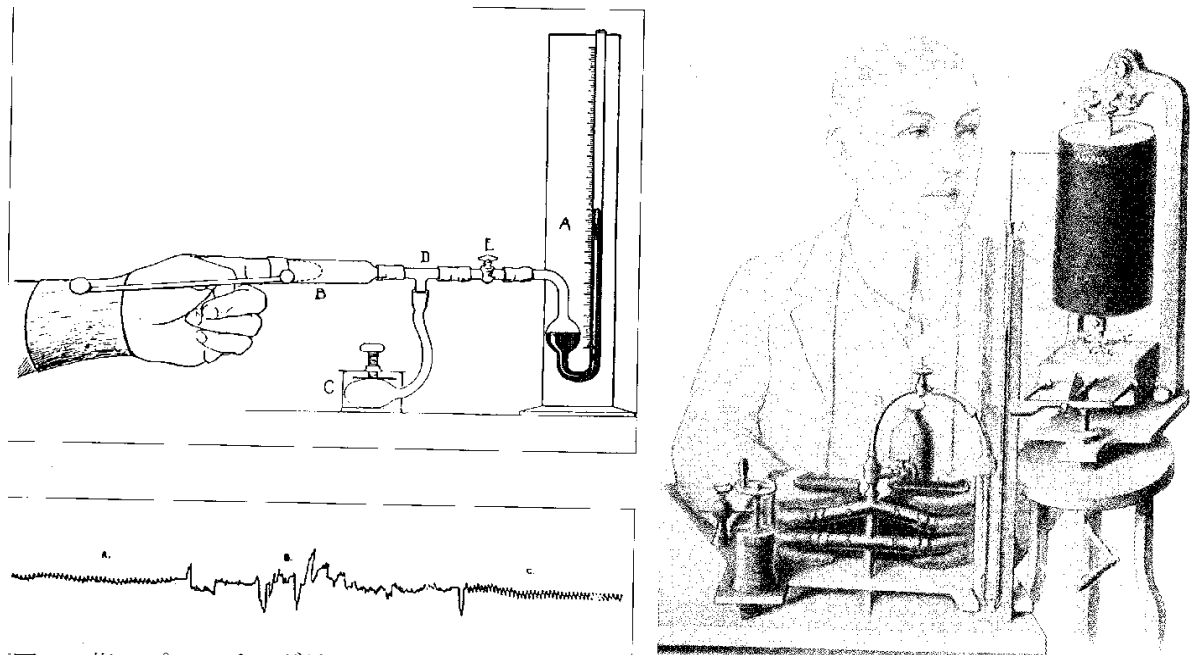


図 27. 指のプレスティモグラフ

左上の図は、一本の指を使かうために設計された Marey 機器のイラストで; 右上のイラストは Mosso の機器である。左下は、Mosso のプレスティモグラフで得られた、力強い運動前、運動中、運動後の圧力変化の記録である。

なった基本的な原理である。Marey によって考案された最初の機器は大きく、複雑で扱いにくいものであった(図 26)。腕は、高い位置に置かれている水の容器と接続され、水で満たされた防水ケースの中に包まれた。脈がないことは触診で検出しながら、ケース内の圧力は容器を上下に動かして調節された。もう一つの方法として、ケースの窓は動脈血の流れが遮られた時、血色が漂白していく状態を観察できるようにしている。ケースの中の圧は水銀圧力柱計で読み、また、グラフの記録は動くドラムを使ってススが塗られた紙の上に描がかせた。オシレーション(振動)がドラムの上で記録され、最大になった振動の点を血圧の測定とした。水の使用は、後に、空気の方を好んで選ばれ、廃止された。

Marey は、この装置を 1876 年に 'the shygmoscope (脈波スコープ)' として、一本の指のみだけで使用するより小さいバージョンに改良した(図 27) (Marey 1878)。これは、実用性からはほど遠いものであることが分かり、Mosso によって数本の指を使って、多少有用な装置に改良された。Angelo Mosso (1846-1910)は、パリの Marey の研究室で働いていたイタリア人である。Mosso は、いろいろのプロゼクトで Carl Ludwig と一緒に研究し、多くの共同研究論文を出した。彼は

plethysmographic(プレステモグラフィック)の記録を取るため、数本の指が締め付けられるようにした装置を導入した。Marey の機器は、ただ一本の指を使っていることで、感度が悪いので、複数の指を使って信号を大きくする Mosso の考えに刺激を受けた(Mosso 1895)。類似のアプローチは、その後も受け継がれ、20 世紀に入っても 'tonometry (トノメトリー)' として続けられていった。Mosso はイタリアに帰り、チューリンで教授職に就いたあとも血圧の研究にさらなる貢献をした。

Marey は、ある一定の圧のレベルでの最大オシレーションを測ることを提案し、それが、拡張期血圧測る考えの先駆けであろう。しかしながら、彼は、これが平均血圧に対応していると誤って信じてしまった。Marey によって発明されたこの機器は、研究室では素晴らしい価値があったが、実用ではフランスの病院の病室に一台も届いていなかった。

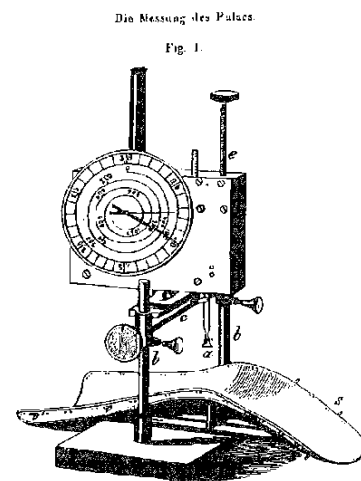
4-5 Improved indirect methods (進歩した間接的方法)

19 世紀の後半、多くの研究者が血圧の研究をしていて、重要な貢献は Samuel Ritter von Basch (1837-1904) によってなされエラー! ブックマークが定義されていません。彼はウィーンで医師として卒業した後、メキシコや幾つかのヨーロッパの大学で研究した。1877 年に、彼はウィーンで実験病理学の教授に指名された。彼は巧みな道具の製作者で、研究室内でも多くの道具を作った。1880 年に、彼は臨床医療で使用する新しい血圧計を紹介した論文を出した(Juhn 1955)。この方法は、外部圧で動脈を圧迫し、脈が消えた時点での圧を測る原理を基礎にしたものである。Von Basch と彼の同時代の研究者、Waldenburg や Talma も含め、動脈を圧迫するために設計された機器を研究してきた。Von Basch は動脈の圧迫を容易にするため、水銀を満たしたゴム球またはペロタ(球)を、後には水で動脈を容易に遮るために使った。血管を圧迫するためにフレキシブルな媒体と、水銀圧力計と組合わせたことは、彼の最も大きな革新であった。この方法は、直接法の血圧測定に対して、Zadex によって犬で実験的に試験された

(Major 1930; Zadex 1880)。von Basch の血圧計は、より古い脈拍計に非常に似ているが、それはさらに正確な記録をする機器となり、その圧迫する器具は、より良好で正確な圧迫圧を伝達をした。

von Basch が作りあげた血圧計の初期のモデルでは、彼は、Marey のように、腕を包み込み、肌が漂白するまでの圧を測るため、水を使った(von Basch 1876)。後に、彼は水銀を満たしたゴム球またはペロタに変え、またさらに外側を膜で包み、水で満たした。動脈は、脈が消えるまで圧迫され: その瞬間、圧力は垂直に取付けられた圧力計から読み取とられ、それは Herisson のものに良く似ていた。彼はアネロイドに切り替える前に、やはり非常に面倒な携帯型の水銀機器で実験した(von Basch 1881)。この時点では、彼は測定において不正確性を引き起しているのは、尺骨動脈からの側副血管の可能性にあると言っている。

図 28 Waldenburg 脈拍計



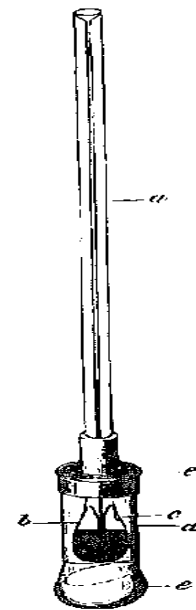
Waldenburg の Pulsuhr は腕を休める子供用のゆりかごが付いている。これは、働かされている圧力を記録するためのセンサとゲージを安定して駆動する機器である。Von Basch により発明された機器によく似ている(図 29 & 30)

初期のころ、von Basch は尺側のヒンジの上に可動板がある、手首を支持する機器を使った。この板は、コルクで詰め物がされたネジで手首を抑えた。この考えは尺骨を圧迫することで、それによって、橈骨動脈から隔離するようにしている。初期の圧力計の管は、手首ホルダーに組み込まれていて、薄いゴムとシルクのペロテは、細い中空のガラス圧力計に接続されている。彼は、また脈が水銀柱の振動によって見えるように(これも Herisson に似ている)、水銀管の上部はオシレーションを記録計へ伝えるため水で満たすようにしている、と言っている。彼の機器は、初期の研究に引用した Waldenburg の装置に幾つか興味深い類似性がある(von Basch 1880) (図 28, 図 29, 図 30)。

後に、von Basch は水銀圧力計の代わりにスプリングで負荷を加えたアネロイドゲージを使った機器を紹介した(図 A17)。これはペロテに接続され水で満たされていた(von Basch 1887)。彼はアネロイドを臨床に導入するのに自信があったに違はなく、犬の大腿動脈に両方の方法を使って記録して機器の精度を比較証明した。彼は男性では 110~160mmHg で、子供でも殆ど同じであると記録し発表している。彼は血圧および心臓病の分野で包括的に発表し、これらのプロセスについて、我々の理解を高める非常に重要な貢献をした。(von Basch 1901)。Von Basch の血圧計は、相対的に使い勝手がよく、持ち運ぶのも容易であった。それはベッドサイドの用途に適用出来た最初の機器で、1930 年の後期に発行されたカタログの中で見られる。

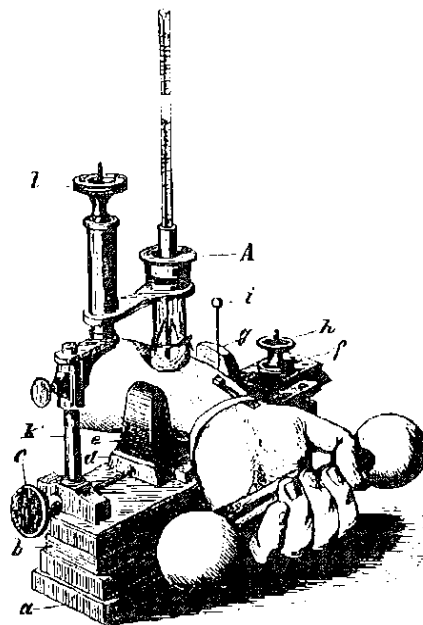
Pelotte(ペロテ)を使った彼の機器は、スイスの Hermann Sahli (1856-1933)やまた Zadek によって改良され、彼らは水銀 U 字管を組込んでいる。Sahli の機器は持ち運びでき、Cook の機器のように 2 個のパーツから構成されていて、そのガラス管は伸縮出来るように設計されている(Sahli 1906) (図 A41)。Sahli はまた 3/4 インチから 1-11/2 インチにペロテのサイズを上げ、彼は動脈が必要とする圧力まで上げるのに役に立つと信じていた。彼はアネロイドのバラツキについて気づいていて、アネロイドの代わりに水銀圧力計を使った方が精度は改良されると感じていた。管の開放

図 29 Von Basch の水銀血圧計(1880)



拡大した。器具には全体に水銀が満たされている。ペロットは橈骨動脈を押して、圧力が水銀容器と圧力管に伝わる。(1880)

図 30 von Basch 用の手首ホルダー



このホルダーは、手首を固定するようにデザインされ、より正確な測定をするようになっている。このセンサは圧力を検出した。(von Basch 1880)

部は持ち運びするためゴム製のコルクで栓がされている。

Pierre Carl Edouard Potain (1825-1901)はパリの病院と関わりがあった。心臓学について Potain の興味は 1875 年に遡る、その時期に gallop rhythm(ギャロップ・リズム)と名前を付けた論文を提出している。彼は 1889 年に一つの機器を紹介し、それは脈波グラフ計や脈拍計から進化してきた他の機器と較べて、より現代の血圧計に近づいていた(図 31)。この機器は、導入当時に開発されたより質の高いゴムを使った。圧力計はアネロイド型で、ポケットサイズで、パリの C. H. Verdin によって作られた。それは cmHg(水銀のセンチメートル)で目盛りされていた。空気で満たされた小さいゴム球は、動脈壁面を圧迫するために使われた。Janeway (1904)は、Potain の液体の置換えを一 von Basch 機器に使われていたようなより正確な圧力測定値を達成する、非常に大きな前進となる空気で考えた。金属製の活栓にゴムチューブで接続され、さらに同じ様に金属円盤型の圧力計に接続されたている(図 A18)。

1902 年の彼の論文で、Potain (1902)は高血圧について、ほんの数ページを特化して割いている。そこで彼は、'maladies a pression forte' (高い)文面では、それは、ベースは arteriosclerosis(動脈硬化)ことで、'maladies a pression tres forte' (非常に高い)とは、主に nephritis(原発性腎炎)ことであると論じている。彼は初期の本の中で、高血圧と糖尿病の有病率に注目している (Potain 1889)。後に、この機器は、Sir Lauder Brunton によって、Pelotte (ペロテ)を腕カフに置換えて改良された形で使われている。

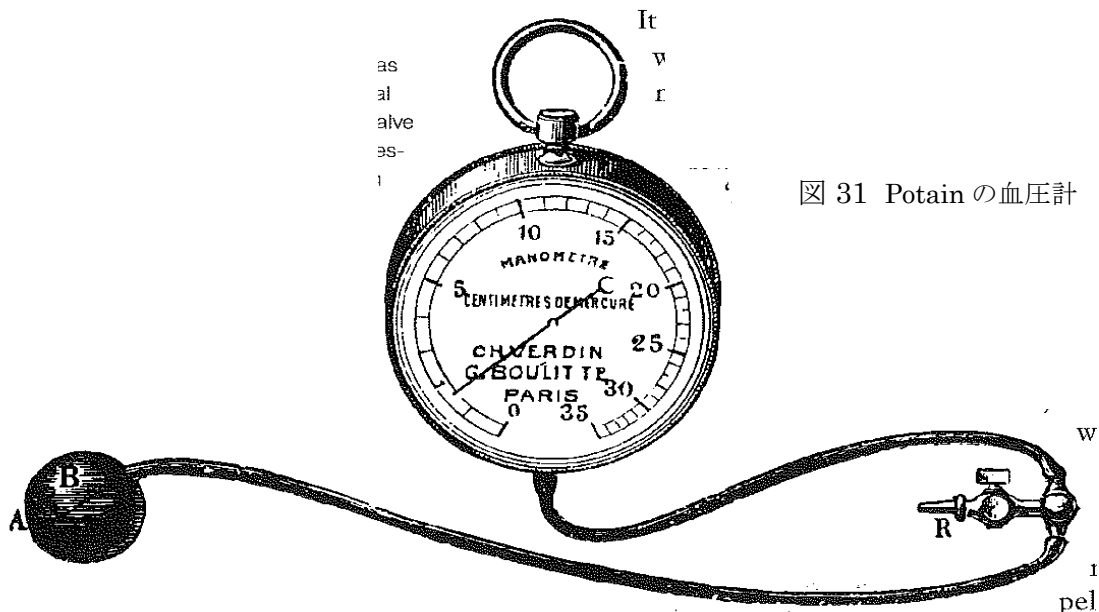


図 31 Potain の血圧計

左下のペロタは、橈骨動脈に圧を加えるもの。右側には空気圧縮器と接続された活栓がある。圧力計はアネロイドで：全体が圧縮空気で満たされていて、液体で満たされている von Basch の機器とは似ていない。実際の機器は、ペロテを支持しているリング付で Appendix (A18)に掲載している。

4-6 Sphygmometry reappears(脈拍計の再登場)

脈拍計として最高であるとして分類される多くの機器は、進化した血圧計として導入され続けられた。これらの中で、その親機は Herisson 脈拍計であると考えられるに違いない。これらの後の脈拍計の背後にある原理は、血圧は、動脈壁を圧迫するために必要とされる力と同等であるということである。しかしながら、非弾性の圧迫機器の使用は、かなり大きな誤差の発生源である。

Herisson とは違って、その後の研究者達は、最大の振動よりも収縮期動脈圧を確かめことを試みた。

Bloch の脈拍計として知られているフランスの装置は、1880年にパリの医師 A. M. Bloch (Oliver 1901)によって紹介された。それは、長さが 10 インチの金属製であった。その内部の金属棒は、スプリングに接続され、スライドする物差しか、円形の見盛盤になっていた。内部のロッドの下部の先端は平坦になっている。測定者の拍動している指の爪に押しつけるように、設計されている。この機器は製造業者の Charles Verdin によって改良され、その機器の足が動脈に押し付けられた時、その針は 1,000g まで加えた圧力の量を示すように回転するようなダイヤル(円盤)型を紹介した。より精巧なモデルは、コルク製の足が付いた交換可能な棒で、状況の変化に応じて使えるように作られた。この改良は Saint-Lazare

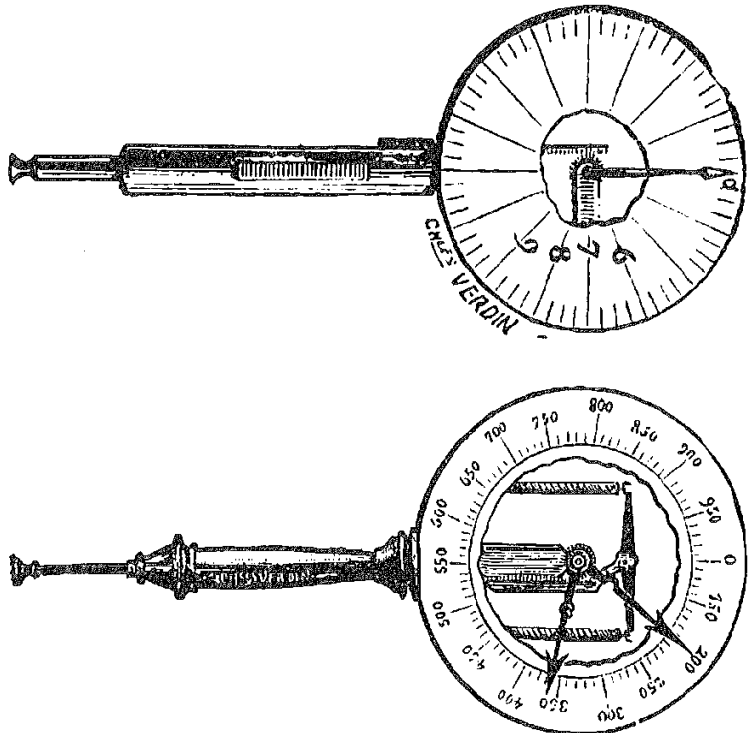


図 32 Bloch の脈拍計

の医療機関の Dr Cheron によって示唆された(図 A11, A12)。実際の使用においては、これらの機器は同じ様に脈を感じる親指に押し当てられる(図 32 と図 33)。この圧力は、表を使って cmHg 単位に換算された。そのうちに、改造された脈波グラフ計と連結して使用もされた(Verdin 1904; Bloch 1888)。もう一つ非常に似た機器が Dr John Bethune Stein によって考案され、New York の Charles E. Dressler 社によって市販された。この機器は 40 単位まで目盛られていた。この見盛盤は Bloch 機器にあるような open ring(開環)というより、頑丈な密閉の一体型である。これは三角の箱の中に入れて市販されていた。そこには'機器を使う前に、指示器がゼロであるかを調べ、もしそうになっていなければ指で反時計方向に回してゼロにするように'と書いた注意書を付けていた。確かに、このような粗い目盛盤では、非常に正確な測定値は得られなかっただろう(図 A16)。それはこの血圧測定の実験の段階で、この分野で数少ないアメリカの貢献の一つであることで興味深い。

これらの脈拍計の最も初期の一つが、1873年に、ロンドンの Hawksley and Sons によって生産され、これは Bloch の発明を先んじたかもしれない。これは後のカタログの中で 'Dr Hanfield Jones の Spring Dynamometer(スプリング・ダイナモメータ)'と述べられているが、それ以上の情報は記録されていない。

Bloch と同時代のドイツ人、Dr L. Waldenburg は、1880年に、血圧に関して総括的な論文を出した(Waldenburg 1880)。これは恐らく人間の血圧に関して編纂された最初の本であろう。この機

Bloch の脈拍計のバージョンと、この Ch. Verdin Huchard 社による改良された機器は、Waidenburg と Mosso の脈拍計は、かなり複雑で実用性では使うには乏しいと言っている。

器は、Waldenburg が発明し 'Pulsuhr' と呼んだ機器で、1877 年に一冊、そして 1878 年に後のもう一冊の出版物に書かれている (Waldenburg 1877; 1878)。それは脈拍計と Pond の脈波グラフ計の折衷したものに似ている (図 28)。それは腕を乗せる台と動脈を押した時、圧力を読むことができる文字盤を動作させるパッドを有している。圧力は一連の歯車によって目盛円盤に伝えられ、張力を維持するため数個のスプリングから成り立っている。この本は、条件の変化によって、手の込んだ換算因子を付けて、尺度はグラムと mmHg で伝える、広範囲な測定が含まれている。血圧に関する大半の章は、正常な生理学的変化を中心に扱っているが、病気における血圧の変動の章についてはわずかである。

Leonard Hill は 1896 年頃のポータブル脈拍計を紹介した (Gandevia 1961)。それは、クローム酸で色を付けたグリセリンで満たされたガラス管で、ゴム球で覆われた下端付きになっている (図 A15)。測定者は、手首の動脈を、一つの手の指で触診しながら、もう一つの手の人差し指と中指の間に器具を挟んで保持し、脈が調べている側の指の下で消えた時点でその圧は読みとられた。

脈を閉塞するのに必要な圧力を記録するために設計されたもう一つの器具は、Haemodynamometer (ヘモダイナモ計) であった。これは 1898 年にロンドンの Hawksley and Son によって紹介され、George Oliver (1841-1915) によって本の中で詳細に記載されている。外観は、大きなポケット型の時計に似ている (Oliver 1901)。この丸い目盛盤は、逆 U 字型金属ループの足の間のスプリングで支持されている (図 A13)。センサ板は、橈骨動脈の上に置くようにして、これが針を

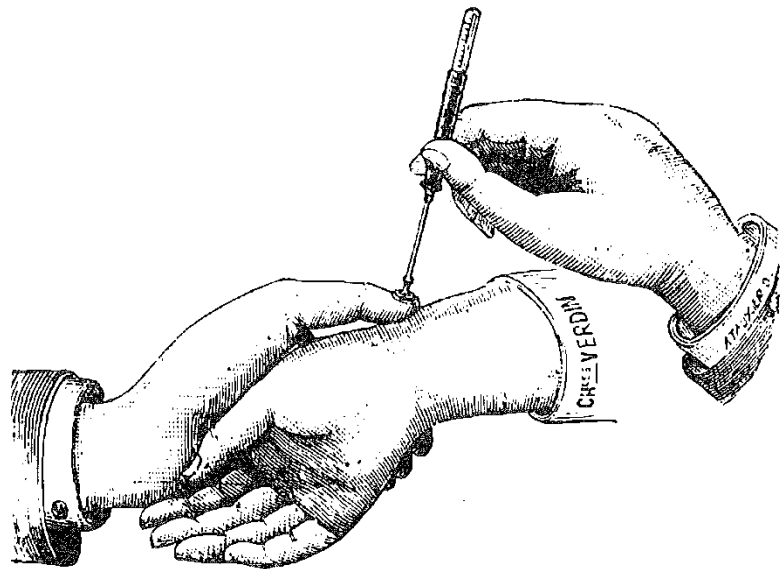


図 33. Bloch の脈拍計

Bloch 脈拍計の使い方を Huchar の論文に示されている。病理学的条件で低血圧や高血圧について、沢山の脈波記録の追跡や解説を載せている。

0mmHg~250mmHg まで円周の上を動かすようになっている。測定値はオシレーションが最も大きくなる点を計ったが、これは Oliver が間違っ平均動脈圧としている。これらの機器の幾つかは、U 字型金属ループ無しで四角形の箱に納められた (図 A14)。Oliver は、また少なくとも 2 種類のポータブル水銀器具を設計している (図 A46 および A47)。それは全く不正確なものであったが、構造としては非常に興味深いものであった。これらの圧縮された空気の圧力計は小さく、漏れ防止型であったが、長さを短くするため圧縮に依存していて、温度変化による空気圧の変化に敏感であった。Oliver は、当時では重要な観察をしていた、それは、血圧は固体媒体では測れないということである。彼は、またアネロイド機器を考案した。彼は、それを arteriometer (動脈計) と呼んでいたが、動脈の直径を計るためのものであった。彼の発明品は 3 版まで続けられた、本 'Studies of Blood Pressure' に記録されている (Oliver 1916)。

ここで述べる価値があるスプリングで負荷の機器は、Cruise のスプリング血圧計で、アイルランド出身の Sir Frances Cruise が、1908 年に学会の会報 *The Lancet* に掲載している(Cruise 1908)。この発明家は、この器具を、ナンシー(フランスの北東部の地方)の Civil 病院を訪問した時、彼が 1899 年フランスの教授のもとで使われていた Bloch の機器を見た後に、設計したと書いている。それは、スプリングに接続された金属製のプランジャーを使って、フランスの製造メーカーによって作られ、全ては筒に収納されている。橈骨動脈の上に置かれた時、プランジャーは、スケール(目盛尺度)がセンチメートル単位で彫り込まれた金属製の上を、円弧に沿って動くポインターを作動させるようになっている。その使用についての指示は、Bloch が書いているものに非常に似ている。

Gaertner は、彼の脈の制御装置を付けて、動脈の上の圧力をより正確に記録するようにしている。この機器は、ネジ留め金付きの木の台木を使用し、ゲージは、一片の曲がった真鍮の上にローレット(表面にギザギザ)を付けた、ナットを使って血管の上に押しつけられた(Reichert 1942)。これらの全ての機器は、循環動脈圧迫の考えが導入されるにつれて急速に消えていった。

5 Sphygmomanometry Enters the modern Era(血圧計が現代へ)

19世紀の最後の10年間の材料技術の発展は、医療の研究者達に、機器・道具の改良に大きなチャンスを与えた。加硫化したゴムを製造するために使われた工程は、Charles Goodyear(チャールス・グッドイヤー)(1800-1860)によって1839年に発明されたが、材質の品質における様々な洗練と改良は、産業の発展が続けられた結果として到来した。John B. Dunlop (1840-1921)は、ベルファスト(アイルランド)出身の獣医、1887年に彼の子供のために三輪車用の空気タイヤを作り、1888年に特許を取った。このゴムは、従来の材質と比較して非常に優れていて: その材料を使って容易に劣化しない、ゴムチューブやバックを製造するため使用されることになった。彼の発見は、数十億ドルのタイヤ産業のみならず、医療機器用の簡単で重要な部品の発達を促進させた。動脈圧を間接的な測定値を得るため、動脈流を圧迫する努力は、圧迫の効率的で、使いやすく安全な方法を得る手段が欠如して妨げられていた。初めはチューブやペロテを作るために利用できるゴムは不満足なもので、より良質で、耐久性のための産業からの要望として、多目的のゴムが満たされてきた。それは、また医療機器に於いても必要なことであった。

5-1 Riva-Rocci: リバロッチ

1896年に、イタリア人の教授、Scipione Riva-Rocci, は上腕動脈の流れを圧迫する腕カフを作った。彼は水銀容器を装備した垂直な圧力計を使用し、脈が、障害に対しが末梢で蝕知できなくなった瞬間の、ゴムカフを加圧する必要とする圧力を計った。これが、血圧測定の新しい時代の幕開けになった。

Riva-Rocci は1863年に生まれ、'チューリン大学の医学と外科'を卒業し、そこで1894年に講師になった。彼の血圧測定に対する興味は、チューリン大学の教授であったAngelo Mossoの影響による。そのMossoについては、既に前述したとおりである。1896年に、Riva-Rocci は、イタリアの医学会の会合で彼の報告書をプレゼンしている。そこには水銀圧力計と上腕動脈を圧迫するためのゴム製の腕バンドを使用したと述べている。彼はその同じ年の12月に、論文Gazzeta Medicina di Torino (Riva-Rocci 1896)に発表し

ている(Riva-Rocci 1896)(図34)。残念なことに、完全な論文の英文翻訳は出版されていなかった。要約の翻訳は、著者Arthur Ruskinの'Classics in Hypertension'の中でみることができる(Ruskin 1955)。William Hall Lewis Jr. は、血圧測定の進化の批評の中で、その一部を引用しているニューヨーク医学アカデミーのスタッフによる完全な翻訳文があると言っている(Lewis 1941)。その医学アカデミーの保管場所の調査では、その資料を見つけることができなかった。

この発明は、血圧測定における新しい時代の幕開けになった。Riva-Rocci は、彼の先駆者たちの貢献と、Herissonの脈拍計以降に開発され多くの機器についてレビューした。その同時代の欠点について述べ、それは、'概ね、粗悪な脈波グラフ計のレベルにも及ばない'として述べている。彼は、また2種類の機器の基本的な違いを強調して指摘していて、脈拍計は拍動している動脈の全体の動脈圧を計ってい

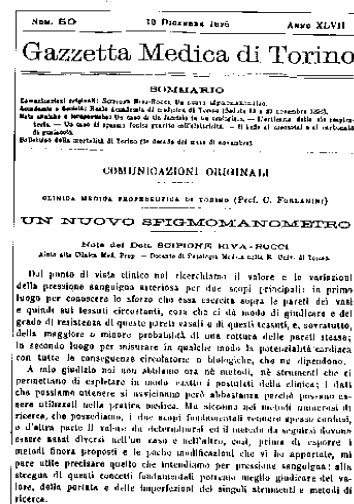


図 34. Gazzetta Medicina di Torino の Riva-Rocci の論文

て、angioparatlibometers [(アンジオパラトリボメータ) [(aggion (血管) + para thlibo (側面から押す)], それは動脈を側面から圧迫されている間に、圧力負荷値だけを計るものである。

その基本となる理論を述べた後、Riva-Rocci は、単純な垂直を水銀を満たした圧力計と、humerus(上腕骨)に対し上腕動脈を圧迫するゴムカフについて説明している。彼は、またアネロイド圧力計よりも、水銀圧力計が優れていることも議論している。アネロイド機器の精度の限界に懸念を持ちながらも、彼自身が設計したアネロイド圧力計についても述べている。また、その報告書では、動物や臨床の研究からの広範囲な実験データの記録を報告していて、そこには動物の動脈や人工的な薄い肉厚のチューブが、実験のために動脈の代わりとして代用されていたシミュレータも含まれていた。簡単なレポートは、フランス語によっても出された(Riva-Rocci 1899)。



参考図 2 Scipione Riva-Rocci

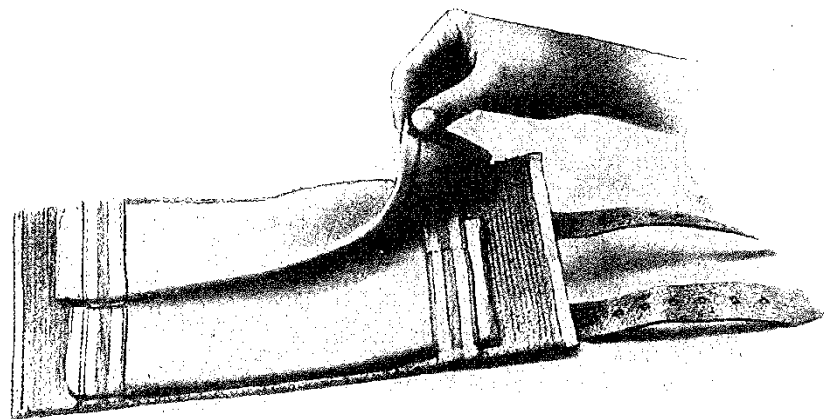
Handbook of Hypertension Volume
14 Blood Pressure Measurement

5-2 The compression: 圧迫用機器

Riva-Rocci の発明の重大な欠陥は、幅が狭くて間違いなく、結果として、不正確である腕バンドを使用していた。そのバンドの幅が、わずか $1\frac{3}{4}$ インチであった。彼の本の中で、Faught は、その時に大人では最も正確な血圧は約 $4\frac{1}{2}$ から5インチ幅のカフで得られると示されたと注釈している (Faught 1913)。興味深いことに、血圧測定の歴史を記録してきた殆どの著者は、圧迫カフの開発については無視していた。初期の圧迫機器は、脈拍計に見られるように単なる物理的な媒体であった。こ

のことが、von Basch により導入され、Potain により改良され、さらに革新的な圧縮のペロタになった。圧縮のためにペロタの中の液体や固体の媒体の代わりに空気を代用したのは、大きな進歩であった。Riva-Rocci が紹介した外周を圧迫する考えは、彼の単純な水銀圧力計より遥かに重要な貢献であっ

図 35. Gallavardin のダブル圧迫カフ



このダブルカフは Gallavardin によって広められ、Pachon オシロメータと一緒に使われた。下位のブラダは上位のブラダの約2-3センチずらしておかれている。下位のカフは減圧中、血管の振動を伝える。両方のブラダが十分加圧された時、収縮期圧は動脈の拍動が停まった点から求められた

たが、そこには他にも改変があった。Von Recklinghausen は、狭いカフは不正確であることを認識し、それを大幅に広くした。当初は、そのカフは空気圧よりむしろ水で加圧された。他の革新的なカフも開発され、それは特にオシレータ用である。これらは Amblard (Amblard 1908)によって導入され、Gallavardin によって普及されたダブル圧迫機器が含まれる(図 35)。

このダブルカフは、上部のカフで動脈を完全に圧迫させ、それから減圧するとき、圧力脈波は、部分的に(軽く)動脈を圧迫しているもう一つの末梢側のカフで検出している。Amblard によって導入されたカフは、2個のブラダを収容するため非常に大きくなった。それは幅 $6\frac{1}{2}$ インチ、長さが丁度 18 インチ、大きな圧力計に接続された。この全体の機器は、

'sphygmometroscopie'(脈波スコープ)と名付けられた。殆どの評論家は、このダブルカフは Amblard によるものだとしてい

るが、彼の本(Amblard 1909)の中では、Vaquez の'sphygmossignal(脈拍シグナル)'と言っている(図 36)。この器具は、2つの別々のカフを採用していて、一つは上腕と、もう一つは橈骨用で、それは 1903 年に報告している(Vaquez 1903)(図 A29)。後者のダブルのブラダは、シングル布カフの中に組込まれている。

Huchard は Amblard の本の序文を書いた、影響力のあるフランスの医師である(Amblard 1909)。予言的に、彼の序文の中で、Huchard は言っている：‘血圧の臨床測定で,,,簡単で難しいものはない...’。この monograph(小論文)は、その当時に普及していた機器についての手短な論評と、より重要な器具である記述を含んでいるので特に興味がある。彼はまた、違う機器の間で圧力の測定の結果の大きな差について指摘している。

5-3 Further improvements in the manometer(圧力計のさらなる革新)

Riva-Rocci は、彼のオリジナルの実験モデルを導入した後に、すぐそれを進化させ改造した。一年以内に最初の市販用の機器は売りに出され、医療機器カタログに載せられた(Allen & Hanbury 1901)。これらの初期の機器は、2個の継手を持った簡単なガラス製の容器になっていて、その一つは腕バンド用、もう一つは加圧用ポンプのためのものである。mmHg で印されている垂直のガラス管は、ガラスボ

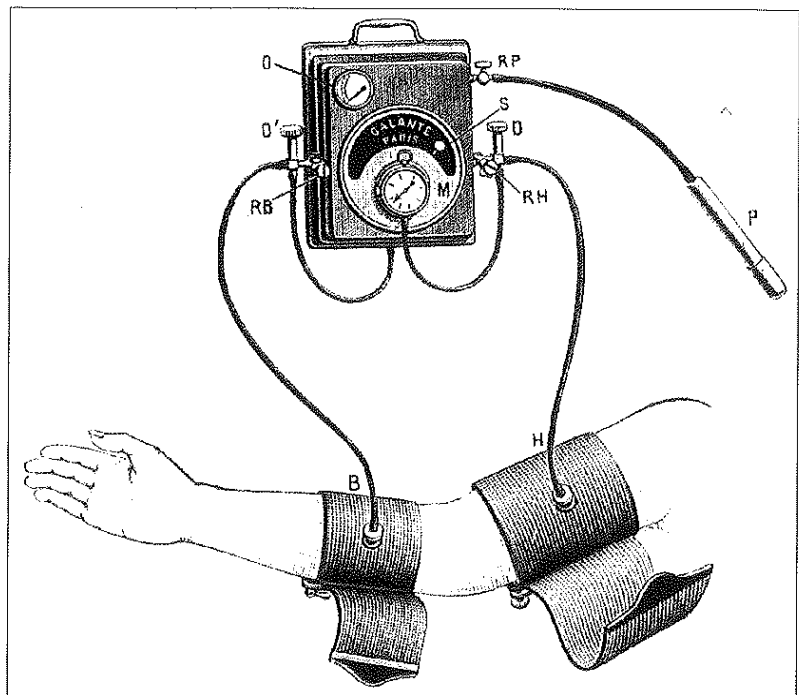


図 36. Vaquez 脈シグナル(1909)

エア源から供給される上部のカフと、橈骨動脈のオシレーション(振動)は、収縮期血圧を決めることができる下部のカフで伝達される。この機器の精度は良くなく、 $\pm 10\text{mmHg}$ またはそれ以上の誤差がある。

ウル(お椀)の口の部分で、コルクの栓をしっかりと固定されていて、そのボウルは水銀だめの容器の役割をしている。後に、ドイツの製造メーカーは大きく改良したデザインを紹介した。残念ながらそのメーカーの名前は、その機器には記録されていない。それは安定させるため重い鋳鉄の鉄台、2個の継手が付いたガラス製の水銀容器、目盛がない垂直のガラス製の管からなっている。mmHgのマーキングがある三角形の金属プレートは、そのガラス製の管の背面に固定されている。金属製の物差しは、水銀のレベルとゼロの目盛位置に合わせるため上下に動かすことが出来、視覚的なエラーを防止した。製造の日付はおそらくc.1900頃であった(図 A37)。

Riva-Rocciの方法は急速に受け入れられ、短期間に欧州で多くの施設で臨床に使われた。初期の機器は、すぐに多くの改良や改造がなされた。当初注目されたように、オリジナルの腕カフが測定エラーを起こす要因になっていたのは、カフ幅が非常に狭いことであることであった。1901年には、ドイツ人の教授 von Recklinghausenによって幅広い良好なカフに改造され、彼は12cm(5インチ)以上の幅を推奨した(von Recklinghausen 1901)。これによって測定精度を大幅に上げるようになった。

1897年に、Hill and Barnardは、狭い腕カフ使っているアネロイド目盛り盤型の圧力計と、カフを膨らますための金属製の自転車ポンプについて述べている。彼らは狭い金属製のバンド(これを彼らの論文では'broad: 広い'と呼んでいる)を使っている、その内側は、加圧できるインドゴムであった。この論文は、Riva-Rocciの報告の一年後に *British Medical Journal* に掲載された(Hill & Barnard 1897)。そのカフは、子供の大腿に使われた。Hill and Barnardによって使われた目盛り板は、彼らが出版する前に使用したダイヤル(目盛り板)と比較すると、外形は大きかった。この著者達は、一頁の論文の中に2-3の臨床的観察をしていた。彼らは測定誤差を避けるために、腕の位置を心臓レベルに保つことを強調している。彼らは、針の最大の振れは、平均動脈圧で起きると間違っていると思い込み、Mareyと同じように、この機器を圧力を測定するために使った。そして頻回に測定している時の5-10mmHg程度の起きる誤差は、生理学的な変動と考えるべきだと述べている。器具の精度は、直接法(観血的)と間接法(非観血的)を同時に比較することで、犬の実験で検証された。

Hill and Barnardによって報告されたもう一つの興味深い点は、彼らが発明したものを使って、座位の姿勢で酸素とガス麻酔された8名の患者に対して血圧をモニタするのに使っている、恐らく、これは歯科治療であっただろう。エーテルで麻酔された4名の患者での血圧は安定を維持していたが、クロロホルム麻酔された6名の患者では、この新しい機器で記録された血圧の低下は、20-40mmHg位あった。これらの観察は正確であった。これは、この著者達が麻酔中の血圧を、間接的に血圧を測定する機器でモニタした最初の試みであった。一方、直接法では、Faivreが実質的に手術中に、血圧を測った最初の人物である(Faivre 1856)。

Hill and Barnardは、1897年10月に出版した論文には注目する価値がある、これは、イタリアの雑誌にRiva-Rocciの発表された10ヶ月後であるが、彼らはRiva-Rocciのこの論文を参照はしていない。彼のもう一つの論文に、今回はLeonard HillとMartin Flackによるもので、それは1909年1月の *British Medical Journal* に出ていて、その冒頭言葉で述べている: 'この収縮期血圧は、Riva-RocciとHillとBarnard'(Hill & Flack 1909)がそれぞれ独立に発明したアームレットまたはカフによって普通に得られる。'この記述では、Hillが彼自身の研究を行っていた時は、Riva-Rocciの出版のことについて知っていなかったことを示唆している。

1899年に、オーストリア人の医師 Gustav Gaertner (1855-1937) は、'Gaertner 式 tonometer(トノメータ)' 呼んでいる機器を考案した(Gaertner 1899)。それは指に宛がうように設計されていて、その簡便さが、特徴があると考えられていた。ただし、正しく使用方法には非常に複雑であった。Sir Lauder Brunton が、その使用について次のように述べている。:

It consists of a metal ring 1.5 cm broad, to the inside of which an India rubber membrane is fixed, so as to leave an air space between it and the ring. This space communicates by an opening in the side of the ring, and a T-tube with a manometer and a pressure ball. The ring is placed loosely on the middle phalanx of one finger, and blood pressed out of the last phalanx, either by rolling a thick, narrow India rubber ring upward, or by wrapping a piece of fine India rubber tubing tightly round the finger from its tip upwards. The pressure is then raised in the apparatus to a point which is certain to be above the pressure in the arteries, e.g. 200mmHg. The India rubber ring is then rolled off or the tube unwound, leaving the last phalanx white and bloodless. The pressure is then lessened and finger-tip watched, so as carefully to note when it begins to flush with the returning circulation. The height of the mercurial column at this moment indicates the systolic pressure in the digital arteries.

これは 1.5cm 幅の金属のリングで構成されていて、インドゴムの膜とリングの間に、空気の空間を置くため、その内側にインドゴム膜が固定されている。この空間は、リングの側面の開口部と圧力計と圧力ボールを付けた T チューブと連絡をとっている。このリングは、中指の指骨に緩くあてがい、血液は末節骨から圧迫した、それは、厚くて狭いインドゴム・チューブを上に向かって巻くか、指周りに細いインドゴム・チューブを指先からしっかり上向きに巻いて行く。圧は、その時、動脈内の圧以上になっていることを確かめた位置まで巻き上げる。例えば 200mmHg など。このインドゴム・リングは、末節骨は白色で血色のない状態を保って、巻き戻すか、チューブをほどく。そこから、圧が緩められ、指先を観察される。それは血液循環が戻るとともに、赤かくなりはじめた時を、注意深くメモするためである。この瞬間の水銀柱の高さが、末梢動脈内の収縮期血圧であると識別した。

この機器のカフは、普通の自転車用の空気入れによって加圧された。多くの違ったデザインが、この機器に見られる、: U 字型圧力計(図 A44)や、ストレート型ガラス管圧力計、また幾つかはアネロイド型金属製圧力計のようなものである。Riva-Rocci の血圧計より以前に、Gaertner 機器は、アメリカに伝わっていて、多くの病院で使用されていることが知られている(Fulton 1946)。この機器の発明は、Mosso と Marey によって、彼らの初期の機器の中で予感されていた。指の圧の測定は、真の動脈圧を代表するだろうと考えられていた、一方、橈骨動脈を使う測定は、血管の壁面の抵抗によって重大な影響を受けると考えられていたからである。これは比較的稀であるけれど、今日でも特に高齢者の患者で収縮期血圧では、血管壁の重大な病気がある場合は、過大評価される可能性がある。ある程度の

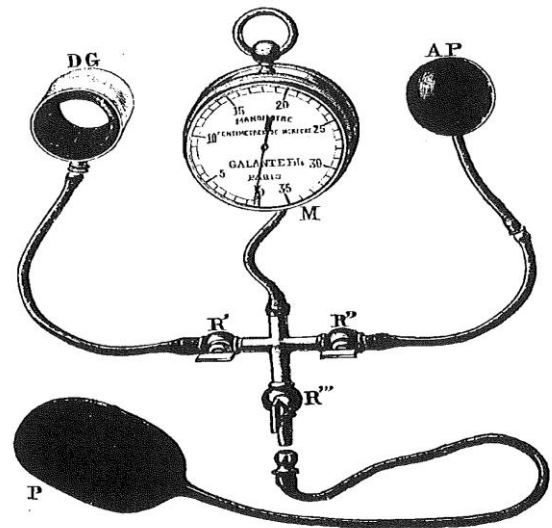


図 37. Bouloumie's 脈波トノメータ

右のペロットは Potain のペロテと同じもの。左は血管音を決めるため、指の周りで加圧するトノメータ。

proximal stenosis (近接狭窄)を持った患者は、その狭窄に対して腕の末梢で誤った低い圧を示すこともあり得る。

フランス人 P. Bouloumie は、Gaertner のトノメータに Potain の脈圧計を 2 本のアームとアネロイドゲージを装備して、一つの機器に纏めて改良した(図 37)。彼はこの方法で、重大なエラーは血管壁の抵抗によって持ち込まれるという考えを拡大させていくと、血管の弾性と実際の動脈圧を見積もりことが出来るだろうと考えた(Bouloumie 1905)。彼の本では、頻繁に観測による変動は恐らく彼の機器の不正確さと、血圧の正常なバラツキの結果であろう、とコメントしていて、Riva-Rocci のアネロイド機器について、その価値についてコメントしながらも、非常に持ち運びに優れている理由から Potain による機器が好みであると説明している。

1900 年頃、Harvey Williams Cushing (1869-1939)は、スイスのベルンを訪れ脳への血流の制御機構を研究していて、彼が発見したものは全身の血圧に依存していることであった。この時期に、彼は Riva-Rocci の装置を知っていて、彼はプロジェクトを終えたらすぐにイタリアのパヴィーアの Riva-Rocci を訪れた。この訪問で、彼は臨床の場で Riva-Rocci の機器を観て、1901 年 5 月 6 日付の彼の日記にその装置のラフな図を記録していた(Fulton 1946)。彼は 9 月にアメリカに戻り、その年が終わる前に一連の会合を組織化して、アメリカの医師達に Riva-Rocci の機器の重要性について取り纏めた。彼は麻酔チャート中に血圧記録する事を紹介した。それをハーバード医学校で 1894 年にデザインし、そのチャートを 'ether charts (エーテルチャート)' と呼んでいた(Sheperd 1965)。1902 年中に、改造および改良された Riva-Rocci の血圧計は、Elmer and Amed 社により製造され、市場で利用できるようになったのは Cushing の努力のお蔭である。

20 世紀の初期の数年間、Riva-Rocci のオリジナル型の機器を改良し、付加価値を付けて進化した特徴に付け加えて行く熾烈な動きがあった。非常に多くのモデルがアメリカで作られ、有名な医師達は、多くの有用で有益で特徴ある機能を求めて、多様な新しい機器に彼らの名前を付けて、いろいろな製造メーカーと関わった。私達が、Riva-Rocci の機器の導入後、それは米国で血圧の測定において、重要な働きを見る唯一のものと言及することは興味深いことである。

Theodore Caldwell Janeway (1872-1917) は、ジョンホプキンス大学で医学の教授であった。彼は、恐らく 1902-3 年頃 Janeway 血圧計を設計した。それは、木箱の中に収められたモダンな機器であって、ニューヨークの Charles Dressler 社によって作られ \$14 で売られていた。ガラス管は、U 字型で蓋の中に固定されていた。伸縮性のガラス管は取り外しができ、搬送の時は蓋の中の留め金具の中に置かれた。scale(物差し)は、使用時に上方にスライドするようになっている。腕カフは幅広くなっている。このモデルは恐らく携帯型で、Janeway の影響もあって普及した機器になった。それにもかかわらず、この本の著者達が、この機器の今までに残っているサンプルに出会っていないのは、その普及期間が短かったこと示唆している。蓋が閉じられた時の水銀の漏れの問題が、その大きな欠点であった。

Janeway がニューヨークで大学とベルビュー病院医学大学の講師であった時期に、血圧の測定の臨床的な値に関しての重要な本を出版した(図 38)。この本の中で、彼は自分の機器について次のコメントしている。;

As a portable sphygmomanometer it is second only to Cook's which has not proved substantial in my hands...It and Stanton's form, are the only simple instruments with which one may approximate diastolic pressure, besides measuring systolic.

ポータブル血圧計として、私は手元で実質的な証明したことはない Cook の血圧計の次に位置する唯一の機器で・・・それは、そうして Stanton の血圧計の形状で、収縮期血圧を測定する以外、拡張期血圧を近似できる、唯一のシンプルな機器である。

Janway は、1900 年代初頭で血圧測定に重要な役割を果たした。彼の本の序文に、Janway は '血圧計の導入される前は、確かに高い緊張があったが、それは臨床用の体温計が出る前も同じような興奮があった' と指摘している。彼は血圧計を援護しながらも、1904 年に「現代の医者 of armamentarium(医療器具)は非常に複雑で、それに付加されているものは、本来の純粋なブームからは遥かにかけ離れている」と指摘しているのも面白い。

もう一人のアメリカの医師は、Faught は、Janway のように、自身で機器を発明し(図 A39)、また血圧について本を書いた(Faught 1913)。彼はキャリングボックスに搭載された頑丈な檜の板に U 字管を組込んだ。それは耐久性があり正確であったが、あまり携帯性には向いていなかった。U 字のそれぞれのアームのトップにあるバルブは、水銀の漏れを防止するため使われた。これはコルクで閉じられた Janway の機器から、さらに改良されたものであった。

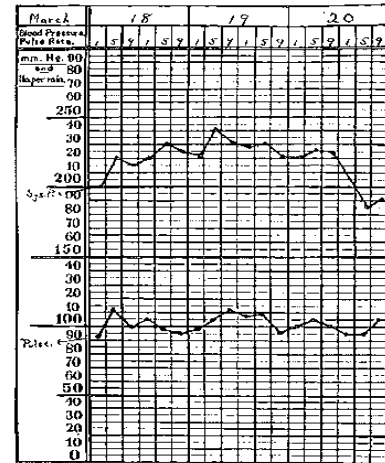
Faught は 1913 年に血圧について彼の論文を出し、その序文の中で彼は次のように述べている;

During the brief period from 1900 to 1910 our knowledge of sphygmomanometry developed from a procedure of uncertain and doubtful value, as viewed by the rank and file of the medical profession, to a method of examination equaled by but few of the main reliable methods of precision in daily use....

1900~1910 年の短い期間、血圧計の私達の知識は不確実で疑わしい手順から、医療専門家の一般の人々で検討されてきたように、日常使用で主として信頼できる方法となる匹敵する検査方法へ発展してきた。

彼は予測して次のように述べている: 過去 5 年間に、1907 年から 1912 年、血圧計の用途は非常な速さで広がり、たちまちのうちに広く普遍的なものになるだろう。と

Faught の本に書かれているもう一つの興味深い機器は、Feddle の表示器である。多くの医師達は、拡張期血圧を読み取る手段として、oscillometer(振動計)ととても似ている、水銀柱の中の変化を観察していた。これは不正確であるということが分かり、Feddle のインジケータは、中空の管の中のピッチボールを圧が、拡張期圧を示唆している、安定するまで上下に踊るようにするようにチューブに取付けられた。それは拡張期圧を示唆しているので(Feddle 1910)。Faught は年齢、性別、日の時間、サイズや神経質な性格、消化、筋肉の発達、筋肉活動、精神的不安または疲労など、普通に血圧に影響する主要素をリストアップした。



このチャートは慢性腎炎の 44 歳の男性。3 月 19 日の血圧の下降は、ニトログリセリンの服用で、一過性の改善が現われている。

図 38.慢性尿毒症を患っている患者の血圧チャート

この同時期頃、あるいは、この時期の少し前に、ニューヨークの Elmer & Amend 社は Cook の血圧計を作った(Cook 1903)。この改良型としてテーブル据え置きバージョンや、木製の箱に納められた携帯型など、いろいろのモデルも出回った(図 A41, A42)。それは圧力計として目盛を付けて作動するマーカー付け、垂直の管として接続しているガラス容器になっている。それは、腕カフと、金属製の T 接手で加圧するゴム球を接続するための出口ポートがある。携帯モデルは、コルクが事故から防ぐため提供されていたが、非常にデリケートで、破損しがちで、水銀の漏れがよく起きた。Janeway の血圧計も、また漏れがちであった。Cook の機器で使われたカフは、幅が狭く高めの測定値を与えた(図 39)。

1903 年に、W. B. Stanton は、金属製の水銀容器と腕カフを接続されたストレートの圧力計を付けた装置について述べている。このガラス管は持ち運びのためにネジを外すことができるようになっている。このカフは当初の記載では足踏みポンプで加圧され、そして空気の流れは、圧力計とカフを T 型継手で接続されたゴムチューブを絞って制御されている。カフおよび圧力計の接続に使われている配管チューブは、オシレーション(振動)を最大限に伝達するため非伸縮性の硬質ゴムでつくられた。この水銀のオシレーションは、拡張期血圧を決めるために使われた(Stanton 1903)。Stanton

は、この分野で重要な革新者として、当時の多くの著者によって引用されている。Janeway は、この機器は狭いカフ(8.13cm)を使っているのが不十分であり、本当のポータブルではないと例証している。もっと後の報告書では、カフを加圧するためゴム球を使っていると述べている。

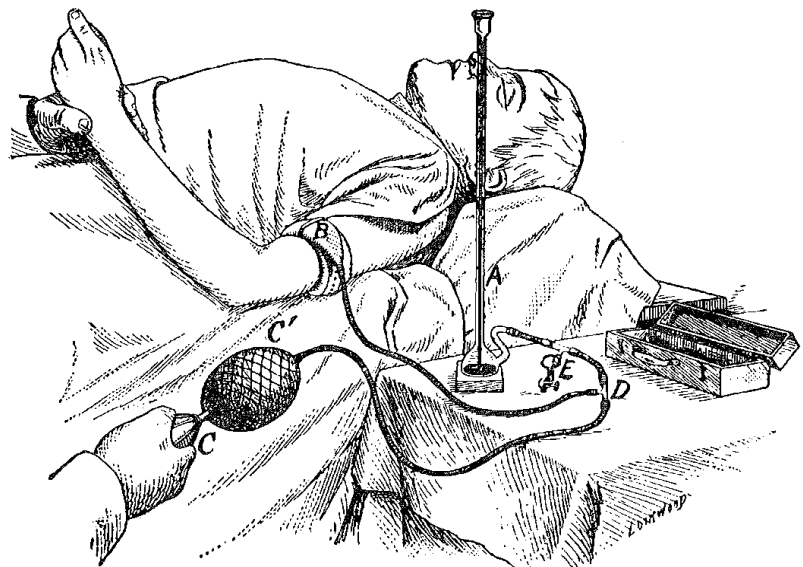


図 39. Riva-Rocci 血圧計の Cook の改造型

C. J. Martin (1866-1955),
メルボルン、オーストラリア、の生理学の教授で、血圧

彼の論文が発行された時は、Johns Hopkins 病院の Resident House に移住者の家に住んでいた。

を測る新しい機器に非常に興味があった。彼は Riva-Rocci のオリジナルに対し、改良された多くの特徴のある機器について調べた。1903 年の論文では、Hill and Barnard, von Basch and Oliver の機器は不満足だと言って、Riva-Rocci の機器の優れた点を引き合いに出している。Martin は、狭いカフの欠点に気づいていて、その問題点を報告した。彼はカフの 4, 5, 10cm と 12cm ($1\frac{1}{2}$, 2, 4 および $4\frac{3}{4}$ インチ) 幅を実験して、von Recklinghausen が、この観察では Martin より先んじていたと気付いていたが、正確で再現性のある測定値を得るには 12 cm の幅が必要とされると決定付けた。1903 年に、Martin は、当時 Martin の血圧計として有名になった、彼独自の機器を設計した(Martin 1903)。それは、幅広い腕カフと、加圧用の普通の自転車用の空気入れポンプを装備した U 字型水銀圧力計であった。そのオリジナルは、オーストラリアのビクトリア医学会に展示されている。このサンプル(図 A56)は、こ

の本の著者のコレクションからのものである。およそ 1905 年以降は、ロンドンの 3 大メーカー：Hawksley 社、S. Maw 社と、Down Brother 社によって製造された。そもそも水銀の漏れは、それぞれのチューブの両端のゴム・ストッパで漏れを防がれていた；後に、水銀の漏れを防ぐため球状のトラップに置換えられた。このバージョンは、U 字型圧力計の端は膨らんだ小さな球状に形作られていて、その端は非常に薄く、それ自体は振じれている。これは、使用または運搬中に水銀が無くなるのを防いでいた。Hawksley 社で作られたこの機器は、幅広い中空のガラスの管で、その目盛スケールは 300mmHg まで伸ばせる象牙製であった。S. Maw 社によって市販されたものは小さな直径の水銀圧力計で、スライドする物差しは、体温計のような外観でガラス棒の上に 180 mmHg までマークされていた。両モデルとも、圧力計は、搬送中に箱のベースに安全性を確保した木製の部品に固定されていた。圧力計を使用するには、ガラスの管付の木製の部品は、箱の背面でブラケットを「利用して垂直な位置で差し込むように出来ている。Martin は、ロンドンの予防医学リスター研究所の理事であった時、1905 年に *British Medical Journal* にこの機器に関する重要な論文を出した (Martin 1905)。それは、このテーマについて膨大な実験データと重要な情報が載せてあった。Sir James Mackenzie (1853-1925) は、当時の最も有名な心臓内科医の一人で、この機器は多くの点で 1905 年までに使える機器で、他の機器より優れていると述べている (Mackenzie 1916)。

およそ同じ頃のイギリスの医師、Lockhart Mummery は、幅が広く引き伸ばせる水銀溜めまたは容器に接続した、目盛を振った垂直の管の圧力計について記載している。このモデルは、1908 年に Hawksley 社によって作られた。これはイギリスで好まれた機器で、前にも述べた様に Sir Francis R. Cruise など、多くの医師達によって使われた。Lockhart Mummery は、ゴムバックの外層は、ゴムとキャンパス(木綿・麻で織り込んだ布地)の組合せで構成する提案している腕カフに改良した。このバッグは、耐久性があり動脈に対して腕を均一に圧迫する、必要な剛性を持たせている。

Herbert French はロンドンのガイ病院での医師で、彼自身が作った機器について 1910 年の *British Medical Journal* に、'新しい形態の血圧計だと述べている (French 1910)。これは、ガラスの水銀容器にコルクを経由して接続されている真直ぐな圧力計である。ストレートの管の下端の長さで水銀レベルは、水平の位置では水銀は管には届かないが、垂直の位置で管に水銀がはいるように調整される。この簡単な調整が水銀の喪失と漏れにくくする。それは木製の箱に納められ、その側面はヒンジが付けられて、使う時はガラスのボールと圧力計を、垂直の位置に立てるようにしている。腕カフとゴム球型のポンプは、T 継手で一つの出口ポートに接続される (図 A53; A54)。

デトロイト出身の米国の医師、R. E. Mercer、は、テーブルに簡単に取付できる U 字管圧力計を発明した (図 A45)。彼は致死率に対する高血圧の関係など多くの正確な観察を網羅して、定義している正常血圧の値は、今日の定義されている値に非常に近い値で、アネロイド型機器は、信頼性が無いと興味深い論文を出した。彼の年齢とともに血圧が変化すると考えるのは、正しくはないと注釈した、最も初期の医師達の一人であった (Mercer 1913)。

5-4 Aneroid manometers: アネロイド型圧力計

20 世紀の最初の 10 年、米国や英国の医師や製造メーカーは、圧力を計るために最も簡単で、正確な方法として、ガラスの管に水銀を使用したものに彼らの信頼を置いて、水銀圧力計を改良するため必死で

研究した。同じ時期に、彼らのフランスやドイツの研究者たちは、アネロイド機器を導入し改良し完成していった。そのアネロイドは、2つの原理に基づいていた：その一つは、長い間バロメータに使用されたもので、真空でシールドされた金属の管は、空気圧の変化に対して正確に応答した；もう一つは、ブルドン管そのものであった。そのブルドン管は1849年に Eugene Bourdon (1808-1884)、フランスの発明家によって特許されていた。それは、末端部はシールドされている中空の金属管で、円弧または半円弧の形状になっていて、円形が目盛の上を次々にポインター、または針を動くレバーシステムに接続されている。測定された圧力は中心に隣接した開放端に加えられた。この方法は、今日でさえ液体やガスの圧力レベルを計るため、産業界で幅広い分野で使われている。

Heinrich von Recklinghausen は、アネロイド血圧圧力計を導入し、血圧測定に幾つかの革新の担当を担った(von Recklinghausen 1901; 1910; 1913)。彼は、全ての金属製の圧力計の構造の中に、ブルドン管と、また彼は Riva-Rocci による最初の狭いカフから、1901 に彼が改良した幅広い腕カフを使った。この機器の初期の説明と添付した図は、カフを加圧するのに自転車用の空気入れが使われた。

血圧計は進歩し、改造されながら 20 世紀の前半を通して使われてきた。Von Recklinghausen の oscillometer(オシロメータ)が、血圧の研究のために主な貢献として、Riva-Rocci の血圧計と比較された。彼と Pachon は、アネロイド機器で血圧を計るためのオシロメトリック法の最大の支持者であり、また彼らはドイツやフランスにこの機器を普及させた。

5-5 Oscillometry (オシロメトリー)

血圧測定中オシレーションについて最初に観測した功績は、Herisson に与えられるに違いない。後に、Marey がこの現象に使用したが、水銀圧力計を使って制約され、その応答がゆっくりで、振動を減衰させた。血圧の研究と測定に対する Von Recklinghausen の最も大きな功績は(図 A27; A28; A33; A34)、彼の本に纏められている(Von Recklinghausen 1940)。この権威ある本、厚さ 527 ページは、はじめの 118 ページまでが methodology(計量法)の発展について割いていて、圧力計、カフ、ポンプや端点を含めて、この出版物の当時までの血圧測定のあらゆる面を纏めている。他に、これほどの総括的に纏められた本は、この当時までは見られなかった。

1909 年フランスの教授は、M. V. Pachon (1867-1936)、もう一つの重要なアネロイド機器を紹介した(Pachon 1909) (図 A30-A35)。それは、圧力変化に応答する金属製の密閉型の管を使った。その圧力一敏感な金属製の真空の管は、圧力を示すための小さな圧力計があるシールドされた容器の中に収められていて、一方、真空管内の圧力は、別の scale(目盛)で表示された。金属製のポンプは、腕カフの加圧を得るために使われた。その圧力が箱の内部の動脈圧以上に上昇した時、バルブは箱からカフと真空管を切り離れた。release valve(リリースバルブ：排気弁)は開かれ、動脈圧を与えながら、管と接続された針の振動が観測されるようになるまで、圧力をゆっくりと下げられていく。この機器は、測定値を得るのにかなり複雑で巧みな操作を求められた。振動が消えた点が、収縮圧血圧とし、最大の振動を得た点を拡張圧血圧とした(Pachon 1909)。これはフランスで非常に普及した機器になり、20 世紀に入っても良く使われた。それは、上部のカフ(圧迫のため)を使い、下部のカフ(視覚化された振動)を作るためにより敏感なカフ使っているダブルカフを紹介した Vaquez によって、さらなる改良加えられた(Gallavardin 1920)。それはパリの G. Boullitte 社によって製造された。

Taylor instrument 社は、Tycos のアナロイド血圧計を製造し(図 A20)、一年に 3 版まで続けた W. H. Cowing (Cowing 1912) が出版物のスポンサーで、多少特許の宣伝の中で、彼らの製品の優位性が水銀圧力計より優れていることを主張している。もう一つは、明らかに自我自賛的であるが、体温計や血圧計の歴史というタイトルの記事を、Taylor 社 c.1932.の Bradford Noyes Jr. により記述されている。

5-6 Recording sphygmomanometers: 測る血圧計

生理学者や医師達は、調査研究のため頼りになる、正確で、使い易い機器を求めた。彼らは、また観察の記録するためにも必要があった。初期に導入された血圧計の記録方法は実用的でなかった。この要求を履行するため、数多くの創意工夫を示した、数多くの測定する機器が発明された。

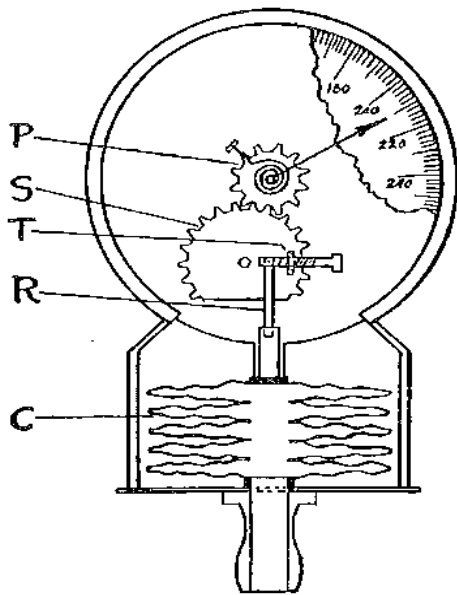
1890 年に、ケンブリッジ大学出身の C. S. Roy と J. G. Adami は、記録する血圧計について記述した。彼らは橈骨動脈の上に小さい箱を置いて、袋が箱の内側で水で満たされていた。それは、また圧力計と水の容器にも接続されていた。記録するポインター(針)は、開口部を經由して水バックの上置かれていて、時計用バネで安定された。この機器は極めて複雑な機構であったが、論文(Roy Adami 1989)の中で、この著者たちは、この装置を使って良質な記録を証明してみせた。

非常に普及した記録する血圧計は、Joseph Erlanger (Erlanger 1904)によって設計され、アメリカの第 14 回の生理学会の会議で最初に報告された。その時に入手できた機器についての評価では、Janeway は、Erlanger のものが最も正確な機器の一つであると述べている。Erlanger の機器は、U 字管の圧力計と、空気を使ってタンビュラーに記録された圧を伝えるために、ガラス球で囲まれたゴム球

を使っていた。この革新的な部分は、球の中の圧力変化によって、針に圧力変化の伝達の有効性である

(図 A38)。これはオシレーション(振動)に対しする器具の感度を上げた。このアイデアを sphygmoscope(脈拍スコープ)使って Marey によって最初に報告されたことは、注目すべきである。もう一つの機器は、ドイツの Zimmerman によって製造され、同じ考えを採用している(図 A68)。Erlanger の機器は、血圧とその変化の視覚的な記録を提供して、回転しているドラムの上に振動を記録した。彼は 5 インチ(12 cm)カフとそのカフを膨らますため Pulitzer バッグを使った。収縮期血圧は、振動が消える点に決め、精巧なバルブを付けた敏感なセンサは、最大の振動または拡張期血圧を正確に決定できた。この機器の使用についての詳細な説明は、ジョーンズ・ホプキンス病院の報告書の中に発表されている

(Erlanger 1904)。この報告書で、Erlanger はカフの幅をいろいろ変えながら試験した。彼は、 $6\frac{1}{2}$ インチ幅はエラーがない考え、その際、狭いカフのエラーについて詳細に解析した。



アナロイドは水銀機器より非常にコンパクトであるが、より大きなエラーの影響を受ける。測定値は金属板の弾性に依存し、使用前に圧縮および弛緩を繰り返す馴染ませなければならない。他の誤差は、温度や大気圧における変化で引き起される可能性がある。しかしながら、現在でも良く使われている。

図 40 .典型的なアナロイドの図(1920)

数人の研究者は、Erlanger より以前に最大から最小を記録する血圧計を発明してきたが、彼のものが最も正確であったようである。最大の振動が拡張期血圧に相当するという証明は、Howell and Brush によって少し前に提示されていた(Howell & Brush 1901)。

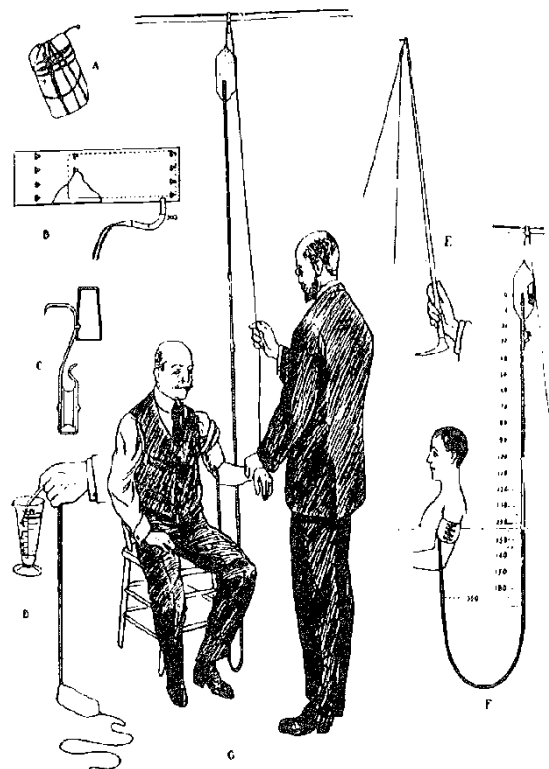
もう一つの測定する機器は、1907年に G. A. Gibson によって作られ、それは信頼でき正確な機器についての多くの特徴を持っていた(Gibson 1908)。多くの点で、それは Martin の血圧計に似ていた: それは U 字型水銀圧力計、圧迫用の幅広いカフ、ゴム球型のポンプから成り立っていた。圧力計の大気に開放している一端は、水銀の表面にポインターを浮かすためのものである。それはまた脈波を記録する脈波グラフ計が付いていた。その記録するドラムは、ベース(台)の中にある時計仕掛けによって動かした。

G. W. Norris は、1914年の彼の本、*Blood Pressure: its Clinical Application* (Norris 1914)、の中で評価している; とりわけ、Gingel, Singer, Silbermann, Brugsch, Strusberg, Muenzer, Strauss-

Fleischer, Bussenius や Wybauw によって考案されたずっと多くの機器を操作して、記録する圧力計を評価している。特に、tonoscillograph (トノシログラフ)(図 A36)と呼ばれる一つの独創的な機器が、J. Plesch によって述べられている

(Plesch 1944)。Plesch は、その機器を発明してきたことを主張してはなく、Charles Brim による評価では、その発明を Abram Levine, ロシア医学校教授、だとしている。Brim は、この機器はロシアからイギリスにこっそり持ち出され、後に、その権利は Taylor Instrument 社によって引き継がれたと述べている(Brim

1930)。Plesch は、ロシアからドイツそしてイギリスへと、彼流のやり方を取り、その機器についてドイツ語で報告した(Plesch 1931)。重い鋼製ゲージの機器は、記録紙を露出するため開く鋼製の蓋が付いていた。その記録は、蓋が閉じられ、カフが加圧された後、ゲージ内の空気圧によって駆動される。紙はこのエネルギー源で動かされ、同様に pulsation(脈動)が容器の中で起きた時、その振動する空気圧が紙を動かす。まったく同一の機器が「New Tycos Recording Sphygmomanometer' (ニュータイコス記録血圧計)」として紹介された。そして、唯



BISHOP'S BLOOD PRESSURE DETECTOR

(Designed by Louis Fouquier Bishop, M. D.
Made by E. H. Mcrowitz, New York)

(A) Folded for carrying. (B) Cuff and scale. (C) Hanger. (D) Method of filling. (E) Hanging the pulley by means of a cane. (F) Diagrams showing hydrostatic principle. (G) Instrument in use. The cuff is fixed on the arm and the point on the scale opposite the level of the heart when the pulse disappears on elevating the reservoir gives the blood pressure in millimeters of mercury. The blue portion of the scale indicates low pressure, the white normal and the red high pressure.

水銀の使用について、最近の懸念と環境から取り除く可能性があるとするれば、このタイプの機器が再度考慮されるかもしれない。

図 41 Bishop の血圧を測る装置

一、記録計を駆動するため、下部のカフを使ってダブルカフを採用している点で違いがある(Barr 1927)。これらは、恐らく両方とも、Levineにより発明されたバージョンであろう。

Riva-Rocciの発明後、臨床現場に導入された血圧計は著しい革新があった。これらの機器の大半は、水銀で満たされたガラス管が使っていた、他は、目盛円盤型のアネロイド圧ゲージで動脈圧を測った(図40)。動脈圧を決める重要な点は、水銀圧力計を使いながら指での触診していた。また、もしアネロイドが使用されていればポインターの振動を観察していた。失血した指に赤らむ血のほてりの観察は、Gaertnerのtonometer(トノメータ)およびBouloumieの改良モデルでのみ使われた。

多くの他の機器は、20世紀の初期に導入された。Brownの血圧計(図A49 & A50)は、A. W. Fleischerから入った情報で設計した。これ等の機種は、シカゴのPhysicians Specialty社によって製造された。その会社はBecton Dickinson社に併合されている。NicholsonやOliverのような、より興味深い幾つかの他の機器のように、それは、持ち運び用に設計された(図A40; A43; A46; A47; A48)。これらの個々の大半の機器は、その発明品を書籍の中で宣伝している。

水を使って持ち運び用に設計された興味深い機種がLous Bishopによって述べられている(Bishop 1904)(図41)。同時代の多くの人と同じように、Bishopは、多くの例で血圧が高くなる要因は、高い緊張状態によるとしている。また、低い血圧は重篤な病気であると考えていた。この研究は十分な評判を得て、第二版まで発行された(Bishop 1907)。

5-7 Auscultation : 聴診法

触診しオシレーションの出現を観測する方法は、収縮期血圧の読みにはそれなりに正確であった。数人の医師は最小と最大圧を認識していたが、臨床的な重要性和意味合い(含蓄)は、それまでは充分理解していなかった。収縮期および拡張期血圧を日常的に決めるには、もう一つの発見を待たねばならなかった。これは1905年頃に起きた。

Nicolai Sergeivich Korotkoff (1874-1920)は、1898年に立派な成績で医師として卒業した。1904年にロシアが日本と戦争していたので、軍役として召集された時は博士号の取得するための準備で忙しかった。この時期に、KorotkoffはRiva-Rocciの血圧計を使用しながら、腕カフの下の動脈の聴診ちようしんをして聞えてきた音を発見した。彼は、彼のメンターPirogoffの指導のもとで傷を負った人々のarterio-venous fistulas (動静脈瘻)またはaneurysms (動脈瘤)を除外して、恐らく興奮しながら音に耳を傾けていただろう。結果として、全ての血管を圧迫しているカフを緩めるにつれて、特有の音を作っていることを発見した。1905年に、彼は戦争の任務から帰って、セント・ペテルスブルグでスタッフとして加わった。同じ年にセント・ペテルスブルグの帝国軍医アカデミーに彼の報告書を提出した(Ruskin 1955; Laher & O'Brien 1982)。発表中に、彼は聴取者からの疑いの質問に答え、後に、彼が述べた事を証明するため動物で実験を行った。彼は次のように述べている。

The cuff of Riva-Rocci is placed on the middle third of the upper arm; the pressure within the cuff is quickly raised up to complete cessation of circulation below the cuff. Then, letting the mercury of the manometer fall, one listens to the artery just below the cuff with a children's stethoscope. At first no sounds are heard. With the falling of the mercury in the manometer down to a certain height, the first short tones appear; their appearance indicates the passage of part of the pulse wave under the cuff. It follows that the manometric figure at which the first tone appears

corresponds to the maximal pressure. With the further fall of the mercury in the manometer one hears the systolic compression murmurs, which pass again into tones. Finally, all sounds disappear. The time of the cessation of sounds indicates the free passage of the pulse wave; in other words, at the moment of the disappearance of the sounds the minimal blood pressure within the artery predominates over the pressure in the cuff. It follows that the manometric figures at this time correspond to the minimal blood pressure.

Riva-Rocci のカフを、上腕を三等分した中間に置いた：カフ内の圧をカフの下の循環が完全に止むまで素早く上げた。それから、圧力計の水銀を落としていき、子供用の stethoscope(聴診器)で丁度カフの下の音に耳をすました。最初は何も音が聞こえなかった。圧力計の水銀がある高さまで落としていくと最初の短いトーンが現われた。：その出現は、カフの下を一部の脈波が通過した事を示す。それは、最初の音が出現する圧力の数値は、最高圧に対応していることになる。圧力計の水銀がさらに落としていくと、再び音色を通して systolic(収縮期)圧の圧迫 murmur(かすかなつぶやき)音を聞く。最後に全ての音が消える。音が止んだ時、脈波が抵抗なく自由に通れるようになったことを示す。言い換えれば、音の消失の瞬間で動脈内の最小血圧がカフ内の圧以上に凌駕したことを示す。この時点の圧力計の数値は、最低血圧に対応することになる。

彼が論文を提出したとき、先輩たちによる Korotkoff の発見について、拒絶感が、医療および彼の人生のなかではびこるテーマとなった。Private Dozent N. I. Kool'bin コメントした：‘この理論の完璧な用途がここでは示されていない。その音の幾つかの発生源は、ある意味で、この報告者によりプレゼンされたものとは別の物で説明できる。この疑問は、もちろん、解決されているとは思えない。'Korotkoff が、彼の理論を詳細に発表し、その出版までの間、5年の経過した(Segall 1910)。結果として、医療実務に対し不変の貢献した人が、アカデミックな評価の見地から、彼の経歴中に、それ以上何もしていなかったという理由の終わりのない憶測で、Korotkoff の学術的経歴を終わらせてしまった。

Korotkoff 音の発見のニュースが、他の国に届くのににはしばらくの時間かかったが、それが知られるとたちまちこの方法は急速に受け入れられ、標準の臨床的方法として定着した。一つの論文が Fellner によって 1907 年にドイツ語でプレゼンされ、このことがこの Korotkoff 法を広めるのに重要な役割を果たした。Oliver がイギリスでの血圧測定に、聴診法を紹介したことは刺激な出来事であった。Fellner は Korotkoff 音の観察について、この革新者を見落としていたか、単なる伝達者であったかどうかははっきりしないままである(Fellner 1907)。彼の報告書の中で、Fellner は述べていた：‘私が私の手順の証明やっていた最中、ロシアの医師が聴診法で血圧を測っている、と後で言われたので；しかしながら、私はまだ詳しくは知っていない’。誰が誰について知っていたかに関わらず、Fellner が von Recklinghause のオシロメトリック方法と最小限の相関データをプレゼンしたのみで、彼の報告書には Korotkoff についての徹底した証明は欠落していた。Korotkoff については Fellner から、再び何も語られることがなかったのは興味深い。しかしながら、その大きな違いは、Fellner の優先的な関心事は高血圧で、この当時はこの分野で名声を裏付ける多くの本を著わし、誰もが認める権威者になっていた。

その stethoscope(聴診器)は、結果として血圧測定の必須の部品となった。George Oliver (1841-1915) によれば、イギリスの医者が、Korotkoff によって述べられた音を発見するまでに 5 年かかっている。Oliver はしばらくの間血圧測定に関わっていた。彼は 1908 年または 1909 年に、圧縮空気の高圧計を紹介し 1910 年 6 月 28 日に、非常に興味深い情報源である Royal Society of Medicine (王立医療協会)に論文を送った(Oliver 1909-10)。Oliver は、1907 年に Wiesbaden で開かれた 24 回国際医学会議中、ド

イツの発表者が、'あるロシアの医師によって行われていた・・・' この方法について聞いたことがあると述べていたことを、報告した。この論文の後 Oliver は、彼が知る限り英国の医師達は、この方法を使ったり、出版した人物いなかったと述べていて、非常に控えめに、彼が Korotkoff の聴診法に注意を向けた最初であると、暗に述べている。それから、彼はカフの中にその新しいデバイスを組込んだ装置をデモした。—stethoscope(聴診器)に代わる ear-pieces(イヤピース)付の'共振器(resonator)'である。この論文で、Oliver は、さらに我々が今日この用語を理解しているように、本当の意味での systolic(収縮期)と diastolic(拡張期圧)について述べている。Oliver によると、Korotkoff 法は 1910 年に英国で実証する前に既にアメリカで使われていた。しかしながら、フラデルフィア出身の Gittings は彼の論文の中で、またも 1910 年に、この方法は、多くの測定者によって採用されていたが、アメリカの文献では議論されたことはなかった。Oliver は、3 版まで続けた重要な論文など含め、名声上げる多くの大きな貢献をした(Oliver 1901; 1916)。

血圧測定における聴診に対して最も重要な貢献は、音の出現および消失に対して、5 つのはっきりしたフェースがあり、第 5 番目のフェースは音が消失することであると見分けたことである(Ettinger 1907)。Ettinger はこの観察には責任ある立場にあると認識していた(Ettinger 1907)。この課題については、どの音が拡張期の成分を代表するか、20 世紀の後半まで続けられる議論となるきっかけにを作った。Ettinger 自身は Gittings, Goodman や Howell とともに、第 5 フェース(音の消失)を有効とした(Gittings 1913; Goodman & Howell 1911)。第 4 フェースの支援者は、Fischer (Fischer 1908)や他の人達であった。Warfield (Warfield 1913)は、聴診法をオシロメトリック法と比較して、オシロメトリーを正しいとすれば、第 3 番目の音の muffling (包み込むような音)の点が、拡張期圧に対応すると結論づけている。彼の論文で、Fischer は聴診法とオシロメトリック法を比較し、聴診法がより簡単で信頼性があると提案している。

Weyssse と Lutz は、Erlanger の機器の結果を聴診法と比較した(Weyssse & Lutz 1913)。彼らは Erlanger の血圧計による最高圧は、小さい変化を伴う最初の聴診音の始まりと一致すると報告している。この最小は第 4 フェースと相関していた。彼らは、この第 5 フェースは最大オシレーション(振動)より後で起きているので、それを拡張期圧の指標として使うべきではないと抗議している。これは、まさに人における拡張期圧の真の間接測定について議論している論文の一つで、その判断基準は 1950 年代に入って再びを変えられことを示唆している。

聴診に関する初期の論文では、音の発生源については、まだ論議していて、違った診断中でその特性を利用していった。Fischer は強くなっていく音をとまなう高い血圧では、第 3 フェースが引き伸ばされることに注目している(Fischer 1908)。

オシロメトリック法は、長年聴診法よりも多くの人によって好まれていた、特にフランスにおいて(Pachon & Fabre 1934)。Pachon によると、フランスにおいての普及は、Gallavardin, Tixier, Vaquez や Laubry によると言っている。Gallavardin は本の中で、聴診法はオシロメトリック法より好ましいと述べていて、方法だけは、彼は、後者(オシロメトリック法)にかなりの紙面を割いている(Gallavardin 1920)。

5-8 The Baumanometer: バウマノメータ

現在まで製造されて続けられている、非常に高い精度の不朽の血圧計の商品群は、1916年 William Baum によって紹介された。これらの機器は、正確で持ち運び出来るタイプであった。興味深いのは、Hawksley は Britain (英国・ブリテン)の最も古い血圧計製造メーカーで、ここで述べられてきた多くの機器を製造し、3回にわたって違う時期に Baum (バウム)によって買収された(図 A57)。

William Baum は Life Extension Institute (抗老化医学研究所)で研究していて、医者達を頻回に調べて報告された血圧測定値は、明らかに不正確であることに気が付いていた。彼は、この問題で前職中に得た知識を使って、彼自身の機器を研究続けることに刺激された。彼は、手短な回顧録の中で

「sphygmomanometer(血圧計)という言葉の不評に落ちている理由で、・・私は自分の機器を Baumanometer と呼ぶことに決めたと述べている (Hayes M. 個人的な通信)。彼は、1916年の5月にブルックリンの Dr L. Marden に最初の機器を売った;その後、それは、米国および多く他の国で主要な血圧計になった(図 A51; A58; A59; A62)。

血圧測定に関する Baum のフラストレーションは、医療保険の理事の刊行本の審査で、高い評価を得た (Joint Committee 1925 のレポート)。この刊行本で、その保険の理事たちは、数社が 1906年初めごろには systolic(収縮期圧)を取り始めたが、その方法は粗悪で、信頼性できるものではなかったと述べている。1911年頃までには、大抵の会社は、収縮期圧については記録していたが、diastolic(拡張期圧)の記録については 1918年頃まではなかった。その際、この報告書は圧をどの様に得て、また信頼性はどの様に決められたかについて、殆どと言っていい程情報もなく、長ったらしい保険統計表を作り続けていたと述べている。

1926年の彼の特許の申請で、Baum は非常にはっきりと血圧計の開発における問題を述べている。

closed end or compressed air and fluid instrument[s]...[operate]...at the expense of accuracy, due to variations in the compressibility of the tube-confined air ...the open and instruments....[problem are]...spilling of fluid...adjustable scale whose 'zero' mark is required to be brought to the level of the fluid...fluctuation of the fluid column...'air pockets'...breakage...(Baum 1926)

閉鎖された端、圧縮された空気および液体の機器、・・『動作する』・・精度を犠牲にして、管に閉じ込められた空気の圧縮の変化により・・開放された端の機器・・『問題は』・・液体の漏れ・・液体のレベルまで来るように求められる「ゼロ」印への調整可能な物差し・・液柱の変動・・'空気泡'・・破損・・(Baum 1926)

これらの問題の殆どは、彼の発明によって解決され、1931年9月1日付の特許は、金属容器と取りかえ可能な圧力計について述べている。これは重要な革新と言われるが、金属容器および取り外し可能なガラス管はもともと 1903年に Stanton によって導入されていた。

力説している多くは、Riva-Rocci 機器の導入後に開発されてきた水銀式圧力計に置かれたが、多くのアネロイド機器もまた発明されている。研究者によっては、アネロイドと水銀機器の両方を導入している。例えば、Tag-Roesch 血圧計は、たとえば、およそ 1910年頃の日付で、その圧をスケール(物差し)に伝えるため数枚のプレート(板)と一連のアネロイドドラムを使っている(図 40)。Rogers, Faught, Ty-cos および Sanborn、全てが非常に似た機器を作っている(図 A19-A29)。Ty-cos がこれらについては、最も成功したようである、と言うのは、彼らの多くの機器が今でもよく見られるからである。が、他の

会社もかなり多い。アネロイドの主な欠点は校正が必要なことと、もし目盛がドリフト(ずれて)していれば、不正確な測定値になる恐れの原因となる。

5-9 The inflation device: 加圧機器

新しい血圧計の数は、それなりに感銘を受けるが、そこには数年にわたって紹介された様々な加圧機器がある。Riva-Rocci は、金属製のポンプを使った。また、他の研究者は、自転車の空気入れ器に似た類似の機器を使った。活栓付の Politzer バックは、血圧計の多くの初期のモデルに非常に普及した機器であった。これは、もともと eustachian canal (耳管) ための加圧用に発明されていた(Hamilton 1872)。Von Recklinghausen は、1925 年に、上部にリリースバルブ(排気)を付けた床立型の注入器を紹介した(von Recklinghausen 1925)。金属製のポンプは Faught によって使われ、その後、他の人々によって使われた。Faught のサンプルは、図 42 に示されている。

他のタイプの金属製のポンプは、注射器に似ていて、Boulitte に (図 A32) によって作られ、オシロメータに組み込まれていた。よりエレガントなポンプも考案され、そして再び Oliver は、また、殆ど実用性はなかったが、図 43 に示すような美しいポンプで、彼の独創性を示している。

この汎用の release valve (排気弁) 付のゴム球は、殆どの機器に使われ、その進展過程は徐々に改良されていった。圧力計が信頼性と実用性を得るために、長く複雑な進化を辿っていったのと違って、ポンプは殆ど問題がなく提示されてきて、それ以上注目もされることもなくなった。

5-10 Standardization: 標準化

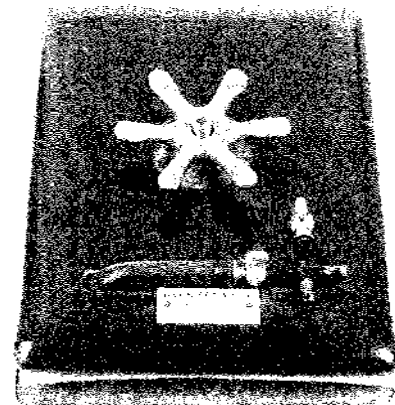
sphygmomanometer(血圧計)の問題点、利点および欠点が標準局の重要な資料の中ではっきりと検討されている(Wilson et al. 1927)。この報告書は、標準局の航空学機器の項で、1917 年に始められた血圧機器の評価について追跡調査をされている。非公式の報告書は 1921 年に発表された。この報告書は、血圧測定の方法を3つについて述べている、触診(収縮期のみ)、振動、聴診である。これは聴診法が最も正確であると認めている。この当時は、音の最後の変化を拡張期圧と解釈している。カフ幅への要求は、少なくとも直径(腕周) 12cm、が認識されている。U字管と容器の圧力計の差は、詳細に議論された(図 44)。容器のタイプの精度をより高いのは、mmHg 単位での変化をより大きい振幅であ

図 42. 金属血圧ポンプ



このポンプは Faught 血圧計に見られる(図 A39 参照) 使い勝手を便利にするため、ゴムホースの接続側に指用の握り手、ポンプドラム、バルブが付いている。

図 43 Oliver の圧力機器



織細に刺繍された布と接合された二個のピースから成り立っている。木のフレームはネジを回して圧縮され、ゴム配管はバルブがある出口ポートに接続される。設定は、特に Oliver によって設計された圧縮するエア-圧力計を使っている時は役に立つ。手に入れられた血圧計のセットは、図 A56 で見ることが出来る。

る。この報告書は、また水銀とアネロイド機器の問題を明確で正確に批評している。この試験で、圧力の平均バラツキは、アネロイドで 3.8 mmHg、水銀計で 1.5 mmHg であった。

この当時に試験された幾つかの機器は、この付録(図 A20; A21; A23 と A24(アネロイド) A39; A49; A52; A55; A60; A61 (水銀))に図示されている。この報告書は、米国の血圧計の性能基準を確立した。

血圧の話に興味深い逸話では、彼の本の中で、高血圧についての彼の本の中で、リバプール心臓病院の I. Harris は、圧をどの様に計り、または何の機器を使ったかさえ述べていない。この事は、彼らの著書の発明や科学的な計測方法の驚くほどの無視した表示について進化してきた多くの先駆者の本では面白いほど正反対である。

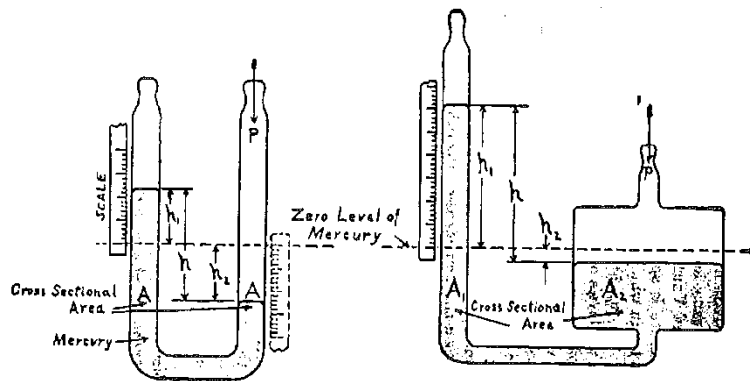


図 44. シンプルな U-tube 装備した容器型圧力計

ゼロ点は水銀の上昇に従って U 字管では大きく変動する。尺度 (h_1) と平衡する水銀上昇の実際の距離は $1/2h$ である。故に、尺度 0.5mm が 1mmHg 圧になるように目盛りを付けなければならない。容器の型で、その変動は、その容器と管の相対的な径により非常に小さくなる。このタイプでは $h_1 = (A_2/A_1 + A_2)h$ である。スケールをより読み取り易くするには、容器 (A_2) の断面積が管 (A_1) の断面積の 19 倍であれば、100mmHg の圧の時は、水銀は 95mm まで上昇する。

5-11 Patient Preparation: 患者の準備

これらの初期の研究のどれにも、患者の準備について注意をはらっているものは殆どない。初期の殆どの本やオリジナルの論文は、患者が検査される場合の条件について全く述べていない。殆どの場合血圧は多くの個人では年齢および性別でのバラツキがあっても、健康であれば一定とみなされていた。姿勢の影響、同一被検者の繰り返しの測定や再現性は殆ど無視されている。血圧についていろいろな生理学的な巧妙な取扱いの影響について広範囲に議論されているが、標準化されていない。それは主に血圧を計る最も再現性のある方法について詳細な研究をするようになったのは、主に大規模な疫学的研究の到来であった。これは数施設で取られた測定値を比較し、それらの値が比較できる確かなものであることの用途から必要とされた。保険会社でさえ、測定の初期では、標準的な基準が殆ど無いか、全く無い状態で血圧値に取組んできた。

6. Clinical Implications: 臨床的意義

血圧について重要性についての理解も、著しく進歩し正確な機器による目立った観測の期間に進歩してきた。この生理的に変化を測る簡単で迅速な方法が利用出来る事は、現在の医療実務に大きな影響を及ぼしてきた。それは診断、モニタリングや治療の方法に対する影響は、殆どの医療の訓練にも影響をもたらした。

脈の触診やその解釈は、4千年間日常の身体の検査の一部として行われてきた。残念ながら触診に課せられた脈の質的な解釈は、測定者の間で大きなバラツキを伴って、血圧の初歩的な理解を提供しているのみであった。人は経験から得られたもの以上のものは期待できなかった。

中世の医師達は、長い期間の徒弟制度後、その脈を一貫した観察をするに十分な経験を積んだ。身体を診断する訓練されたトレーニングは、その当時の医療知識の最先端となる正確な結論に達することができた。手で身体の診断の手軽さは、急速に失われる技能になった、それ自身が現代の医療実務に悪影響があることで、幾つかの古代の文献の中にあるような、その場の診断と直ちに成功裡の成果につながる話は、残念ながら過去の逸話以外の何物でもなかった。apoplexy(stroke:卒中)についての臨床的プレゼンについては、古代の人によって文章化されていて、およそ5世紀後、その診断で *pulsus densus*(脈の調査)の現れ方は、持続時間が長い、圧迫が難しい、低下するのがゆっくりであるとなっている。これらの特徴については、高い動脈圧と関係づけられた脈について、かなり正確な記述がされるようになった。この事例は多くの限界があっても、触診の技能は重要で有用な臨床的情報を提供することができた。

確かに、脈の触診は現代でも捨て去るべき役に立たない方法ではない。脈拍数は臨床的検査では必ず記録されるべきで、心臓リズムの異常性の診断には、心電図や聴診器で確認する前に頻繁に触診で行われる。血圧測定では、収縮期血圧は聴診器で検証する前に、カフに加えられる圧を決めることは触診にて評価できる。格言(*fingers on the pulse*; 脈の上の指)は、臨床医療において、あらゆる経験豊富な指導者によって教えられる。特に、麻酔科医にとっては、高いとか低い血圧および不整脈などと頻繁に直面して、正さねばならない問題の状況下での生理学的な兆候を絶えずフォローしなければならない麻酔科医師には特に指導される。

脈波グラフ計の進化は自然の進歩であり、新しい技術および材質が医療に導入、発展した結果である。Marey や Vierordt によって開発された初期の機器は、人の生理学を研究する研究室の中では重要な役割をしてきたが、使い勝手は良くなかった。その後の機器は、非常に簡単でサイズも小さくなり、動脈の上にあてる圧力を調整する機器も備え付けられ、だんだん使い勝手および信頼性も良くなった。これらの機器の改良にもかかわらず、機器よりも脈の触診による検査に執着する多くの医師の間では、論争が続けられてきた。これらの欠点や不完全とは関係なく、改良されてきた脈波グラフ計は十分考え抜かれ、細心の注意払って研究に使われ、血圧と病気の異常の関係について理解の進展に重要な役割をした。

1875年から1920年の間に開発された多くの機器に貢献した Sir James Mackenzie の短評は、この当時の焦燥感を映し出している。1913年の彼の書評、3版で、次のように述べている;

A great deal has been written about blood-pressure and its estimation in practical medicine; but it must be confessed that much of it has been of little practical value, and much observation, extending over many years, of

individual patients. will be necessary before any sure and certain results obtained... in many cases one can corroborate by instrumental observation the knowledge previously acquired by fingers. (Mackenzie 1913).

取り扱っている多くは、実際の医療で血圧とその測定値について書かれてきた。しかし、その多くは殆ど実用的な価値がなかったことを認めなければならない。そして、あらゆる観察が、長年、その患者について、得られた結果が確かでないかを確認する前に必要なことがある、・・・その多くの場合、前以て指で得た機器の観測の知識で確認できた (Mackenzie 1913)。

19世紀中期の早期に研究者の中には、Mareyの脈波グラフ計や他の類似の機器のお蔭で、ススを塗った紙の上に脈の記録を簡単に描き出して、心臓に関するジキタリス薬、硝酸塩薬や運動の効果を証明している。Frederick Akbar Mahomed (1849-1884)の観察は、相対的には限定された手段であるが、観察力を進歩させて成就できた実例である。彼の改良した脈波計を使って essential hypertension(本態性高血圧)らしきものについて述べていて、high arterial pressure(高い動脈圧)は腎臓の障害前に蛋白尿が無い状態が現れることを確立した最初の人であった。

臨床的な結果に影響するための血圧測定で、適正な正確さを確立するには、Poiseuilleのmanometer(圧力計)とLudwigのkymograph(キモグラフ)の導入からほぼ100年かかっている。その進化の過程は、圧力計の発展だけでなく測定者として血圧を計る人の技術も関係する。高血圧障害の言葉の定義における意味の進歩でさえ、徐々に示され理解を深まってきた。Hypertensive(高血圧)患者はもともとは、Mahomedによって論議されたようにBright disease(ブライト病)に含まれていた。その後の定義は、senile plethora(老人性多血症)、hyperpiesia(過敏症)やhyperpiesia(本態性高血圧)にも組込まれた。Hypertensive cardiovascular disease(高血圧心臓血管の病気)の定義は、1913年にT. C. Janewayによって名付けられた。

systolic pressure(収縮期血圧)だけでなく、容易で信頼できる機会には、1905年にdiastolic sound(拡張期音)について述べたKorotkoffの貢献による。この音そのものは、多くの他の人によって実際には早くから知られていた、恐らく、その最も早いのはMareyで、彼はこの音の利用する手段に気が付いていなかった。Korotkoffの発見は医師達に届き、医療現場で定着するのに数年かかっている。この方法の情報はロシアからドイツへ広がったか、あるいは、Fellnerによって偶然にドイツで発見されていたかもしれない。その創始者が誰であろうと、von Recklinghausenによって普及されたオシロメトリーを使い続けていたにもかかわらず、文献でははっきりとドイツ人の医師達は足早くKorotkoff法を使用することへ切り替えたと示唆している。イギリスではOliverからその技術について学んでいて、Oliverは既にアメリカではその技術を使っていたと彼の論文に示している。誰が米国にこの方法を紹介したかは、はっきりとは分かっていない。フランス人は長い間オシロメトリック法にどっかりと頼っていた。1934年も終わりには、Pachonによる論文では、オシロメトリックが最良のものとして強力に擁護している(Pachon & Fabre 1934)。

後で、Korotkoff音はドイツ人により、オリジナルのKorotkoffの3フェース記述から5フェースに再定義された。これがstethoscope(聴診器)を血圧測定の手順には欠かせない道具となった。

最近では、この音について認定されている分類は次の通りである。

フェース I	音の出現 (収縮期血圧)
フェース II	はっきりした音 murmur (サラサラいう音) に変わる
フェース III	音が強度を増す

フェースⅣ	音がはっきりとした muffing(包む)ようになる
フェースⅤ	音が消失する(拡張期血圧)

血圧とその測定の重要性についての考えの革新は、適正な機器が利用できるようになったずっと後で、その革新が起きるにいたるまでの年数のスパン驚くべきであった。

我々は Frederick Tice (Tice 1923)によって編集された *The practice of medicine* 中の幾つかのコメントから 1920 年代の機器についての医学的意見の中から、幾つかの洞察を得ることが出来る。章 6 は、Alexander Lambert によるもので、心臓血管の研究において機器の精度に心酔している。彼が言っているのは;

[A] sphygmograph in reality is an instrument which gives a graphic description of the pulse, and a polygraph giving several curves at the same time. The only instruments today of practical value are the polygraphs which register the curves from the jugular vein or from the radial or brachial artery...

実際の脈波計は脈の図形を記述する器具であり、polygraph(ポリグラフ)は同時に sphygmograph(脈波)の数個のカーブを記述する。この唯一の器具、実用的な価値のある今日では、頸静脈、橈骨動脈、または上腕動脈から曲線を記録する polygraphs(ポリグラフ)である・・・。

彼は、今はペンからススが付けられた紙に置換えられ、一般に使用されている血圧機能付きの Mackenzie の polygraph(ポリグラフ:図 A64)をアメリカ人 Dressler による改良型を引合いに出して言い続けている。彼はまた完全なカーブを描けるものとして Zimmerman の機器(図 A68)を推奨している。これは、もともと Uskoff によって発明された機器である。この機器は血圧を mmHg 単位で、carotid(頸動脈)の脈、または jugular(頸静脈)の脈、または apex beat(心尖動)、上腕の動脈の拍動、また 1/5 秒の時間で記録している。

もう一つの批評は、Russel による脈拍計の小論文の中で提示されている(Russel 1921)。彼は、血圧測定は、血管の壁の厚さによって非常に影響されると主張している。そして、'最近の haemomanometers(血流計)や sphygmometer(脈拍計)が {彼はこれらの sphygmomanometer(血圧計)と言うため sphygmometer(脈拍計)を用語'を使っているようである} 幅広く使われ、医師達の中では、これまで達成出来なかった正確さで血圧を決める手段として、支持されていると力説している。これに対して、Russel は臨床現場ではこれらの機器の価値を受入れているが、他の研究者達と共に言葉を荒げて異論を述べて続けている。彼は、また 'hypertension(高血圧)'および 'hyperpiesis'の言葉の定義に疑問をもち、'hypertonus(筋緊張亢進)'の定義を好んで使った。彼は、血圧に対し観察された血圧は、動脈の壁および筋肉の鎧の hypertonus(筋緊張亢進)に現れた構造的な変化であるとしている。これらの考えは、もう一つのより初期の論文にもプレゼして、機器が進化してきても、かたくなに固守しているようであった(Russell 1907)。彼は、水銀の代わりに蒸留酒を使っていて、全く不正確だと意識することなく、Oliver の持ち運びできる圧力計が好みである述べているのは興味深い。後の彼の論文の中でも、いまだに Oliver の haemodynamometer(血流計)を使っていたようである。

Rolleston および Moncrieff による論文は、たとえ混乱があっても、観測者を啓発するものがある(Rolleston & Moncrieff 1942)。拡張期圧は音が消える点というより、変化する点として与えられる。asympton(無症候性)の患者の治療は、ストレスを和らげて衛生的にすることを推奨している。H.J.Starling による章では、臨床上重篤な病気であるとして、hypotension(低血圧)に専念している。

大動脈の医学的変性は、高血圧が原因であるとしている。この見解について有名なポイントは Stieglitz によって記録されている。：

It is important to distinguish between hypertension and hypotension as abnormal physiologic states and as diseases. Either is but an exaggeration of a perfectly normal and vital physiologic phenomenon....It is only when an undue increase in tension has persisted for some time, and distinctive changes, both functional and anatomic, have occurred in the arterial structures, that we may consider the process as constituting a disease. (Stieglitz 1935)

異常な生理的状态や病気として hypertension(高血圧)と hypotension(低血圧)の間で見分けることは重要である。しかし、どちらが完全に正常で生体的な生理的現象あるとすることは全く大げさである・・・それは、緊張で過度の上昇がある時間維持され、機能的にも解剖学的に明確な変化が動脈の構造内で起こるとき、それを我々は病気を引き起す過程と考えられた時のみである。

1944 年の終わりごろ、Goldring と Chasis は述べている；

We have been impressed with the relative benignity of increased blood pressure in the large majority of patients, and with the facts that increased blood pressure per se does not produce subjective symptoms and that the actual level of blood pressure does not necessarily reflect the severity of the disease. (Goldring & Chasis 1944)

我々は、多くの患者で上昇した血圧自体は相対的に良性で、上昇した血圧そのものは自覚症状を生じなく、実際レベルの血圧は必ずしも病気の深刻さを反映していないという事実に驚いた。

我々はこれを見当違いの指導的な記述とみなすかもしれないが、前向きに捉えれば、この章は幾つかの詳細な点では多くの測定のための方法論について記述している。多くの同時期の資料は、方法論には配慮することなくただ血圧の値を報告するだけであった。

高血圧の性質について専門家の間での初期の論争はやがては解決され、高血圧と正常血圧の間にはっきりした線を引くことは難しいことが認識された。(Pickering 1955)。心臓血管のリスクは、直接に血圧が上昇するレベルと関係付けられた。多くの場合、それは糖尿病と例えられることが出来、病気を定義することが難しく、たえず基準値を変える結果になった。とはいえ、高血圧ように血糖値の範囲外は、重篤で間違いなく病気になるということは疑う余地がなかった。

糖尿病のように、高血圧は高血圧心臓血管病の重要な原因となる要素である。これらの考えは、広範囲に行われた統計的研究の後に辿りついたものである。このような科学的な方法は Riva-Rocci の簡単な発明に基づいた機器が無かったら適用できなかっただろう。1914-18 年の戦前および戦争中に導入されていた機器は、全体としては均一で適正な基準が欠落していた。

一旦、機器の標準化がなされると、血圧測定技術は理にかなって再現できた。この方向の最初の動きは、1917 年に米国標準化局によってなされた。その最初の報告書は 1921 年に出版された。標準化局は、もし一連の基準内に性能が適合した場合のみに、それぞれの血圧計に証明書が与えたのが最初である(Wilson et al. 1927)。20 世紀の第二四半期に手に入る進化した血圧計とそれらを使用する技能は、後の疫学研究を促進するために要求される精度に達した。

1939 年に、臨床医療は血圧測定ガイドラインを提示することでさらに一步前進した。これらは米国心臓協会と英国とアイルランドの心臓学会が共同勧告の形で持ち込まれた。この勧告は 1951 年に改定され、それから 1967 年および 1980 年に再度改定された(Kirkendall et al. 1980)。この勧告は定期的に更新が続けられている。勧告の幾つかの設定は WHO(世界保健機構)で同時に出版され、そのガイドラインは高血圧の治療および予防に大きな影響を与えてきた。

1939年の初版の勧告は、拡張期血圧として Korotkoff 音のフェースIV; または muffing 音 (包むような音)を採用することになった。これは 1951年にフェースVに変更され、それから、この勧告は 1967年にフェースIVとフェースVの両方を記録することにされた。1980年の勧告は、フェースVを使うように忠告したが、幾つかの条件によっては、例えば、そこに hyperkinetic (運動過剰亢進症)循環がある場合の子供や妊婦の血圧の測定では、フェースIVがより適正であると考えられた。

製造メーカーは、かなりの性能で安定した機器を販売してきた。これらのプロセスは、標準規格のガイドラインを発行して国の委員会によってさらに強化されてきた。これらの努力が機器のバラツキによって引き起こされる血圧測定のエラーを著しく減らしてきた。しかしながら、多くの研究者によって調べられてきた側面で、そのエラーは使用する機器の測定者(測定者の偏見)、またはユーザにもまた起因している。血圧計はこの問題を克服するために考案されてもきた。最も有名なのは Random Zero Device (ランダム・ゼロ・デバイス)で、英国の Hawksley によって作られた。この機器は、技師は目隠しされるまでは、技師が血圧が分からないようにするためゼロが変化する(Wright & Dore 1970)。しかし、このように精巧な機器でさえ、測定者の好みによる数値によるエラーがでる。一部は、測定者が正確な測定をできるようにさせるため、厳格な訓練や検査をするよう強く奨励し、それが結果的に診断や治療の決定を改善させることになるとしている。(Michael et al. 1992).

20世紀の最後の四半期は、コンピュータをベースにした自動非観血血圧記録が導入されているのを見るようになった。この時期のテーマは、この本の範囲外である。この水銀血圧計とアネロイド型は多くの重要な疫学の研究に使われた、そして未だに病院、クリニック、診療所で使われていて、何処でも大量のスクリーニングに使われている。治療および公衆衛生機関の決定をベースとしている全てのデータは、これらの機器を使って得られたものである。さらに、生命保険の統計は、保険数理計算がなされるが、これ等の簡便な機器を使って集められたものである。

一部の高血圧の基準作りに必要性から、大衆の血圧の分布を調査実施する研究を委任した。多くの委員会が研究しているが、殆どのデータは米国から出てきた。これらの研究によると高い血圧の有病率は直接年齢と関係していること示している。それは 30年代の 10%から 70年代では 60%以上まで変化している。アメリカ人の人口のおよそ 30%は、高血圧で悩まされている。アメリカの高血圧における毎年の発生率は中年では 1-2%として見積もられてきたが、60歳以上の大人では、ほぼ 8%まで増加している。(Whelton et al. 1994).

東ヨーロッパの国々が、西ヨーロッパが最大に達した有病率の 2 倍の心臓血管の疫病に直面していることは興味深い(Ginter 1997)。携帯型血圧計(アンビュラトリー血圧計)を使って集められたデータの精度と信頼性は、資源の乏しいこれらの国々ではこの傾向を理解し治療することが最重要課題となっている。

高い血圧の因果関係に関与したメカニズムを良く理解をすることは、疑いもなく合併症を最小限にして罹病率と死亡率減らすことに寄与してきた。高血圧の病態生理学について、我々の理解に重要な貢献者は Harry Goldblatt で、1934年に、彼の高血圧のメカニズムについて理論を一步前に進めた。彼は renal artery(腎動脈)を徐々に圧迫するクランプを発明し、実験的に renal hypertension(腎性高血圧)を作った(Goldblatt et al. 1934; Ganong 1995)。'essential(本態性)'高血圧における腎臓の役割は、未だに調査や議論を継続されているもう一つの課題である。

交感神経の役割として、renin-angiotensin system(レニン-アンジオテンシン系)や多くの他の因子が正しく理解されて、適正な薬品が経験的ベースよりも合理にかなった高血圧治療として導入されてきた。Angiotensin-converting enzyme inhibitors(アンジオテンシン変換酵素阻害薬)は、さまざまな高血圧状況の中で、血液動態パラメータを改善するために現在使われている薬の一例である。これらの薬は末梢血管収縮を減らし、腎臓の血流の流れに有益な効果をもたらす。多くの他の薬剤、Caチャンネル阻害薬、β遮断薬、α受容体遮断薬や利尿剤は、我々の病態生理学の理解を基に高血圧の治療に重要な役割を果たした。これらの薬や高い血圧の合併症の治療のコストは非常に大きい。この費用はリスク因子を知る方略を導入し、より効果的な予防プランを作って減らすことが出来る。予防計画の成果、新しい治療や食事制限などは動脈圧の改善を正確に理解することに大きく依存している。医療経済学者の見解では、医師達、看護婦および医療従事者が簡単な血圧計の適正な使用で、より正確なデータを集めるために、血圧計を適正に使用する訓練への投資は、その費用対効果がある。最近の実証では、より安価な diuretics(利尿剤)は高血圧を抑えて合併症を減らす高価な薬と同じ効果があると指摘している。代りの治療法が、もし測定結果において正確で一貫性があれば、試して監査された結果がうまくいくことがある。

麻酔での実務は、もう一つの重要な分野である、安全性で重要な進歩は生体パラメータをモニタリングに起因し、さらに具体的には繰り返される血圧測定に頼っている。最新鋭の外科的な手順は、麻酔中に細心の注意を払うことで可能となった。麻酔は1847年から実施されてきたが、麻酔中の非観血的血圧測定は50年後の1897年に始めてモニタされた(Hill & Barnard 1897)。血圧の入念なモニタリングが確立するようになったのはさらに50年かかった、とはいえ血圧を加えたセットとするパラメータを必須としたモニタリングは、ほんの最近のことである。術中および術後の羅漢率および致死率は、1986年にモニタリングのハーバード基準が導入されてから著しく改善された(Eichhorn et al. 1986)。同様な進歩の傾向は救命救急医療にもみられる。

それは患者ケアとは関係ない様に思える血圧測定に関する論争の場面がある。欧州経済共同体が1971年に水銀のミリメートル(mm Hg)を、血圧測定を含めて生理学的圧力を測定にキロパスカル(kPa)に置換えるように指令をしたことである。この指令は1977年終わりに実施期限としたが、もちろん自動機器というのはボタンを押して何れの単位の目盛も表示できるけれども、幸いにも反対の声で機器の目盛に対して如何なる変更も許さなかった。医療雑誌によっては、両方のスケール(目盛)で発行している。1パスカルは7.5006mmHgに等しく、1mmHgは0.133kPa (Rose 1978)に等しい。Stephen Halesは馬の血圧を8フィート3インチと測定し、それはおよそ184 mmHgまたは24.5 kPaになり、もし馬の血圧を計ったら良い尺度(目盛)であったであろう。人間では平均120/80 mmHgの血圧は、近似的に16.0/10.7 kPaになる。機器に目盛るのにそのような煩雑な範囲は、決して臨床成果における進歩にはならない。

的外れな心配のもう一つの分野は、公衆衛生ハザードの理由で血圧計の水銀の代替えについてである。この我々著者達は、血圧計に水銀の使用によって、ひき起された病気の証拠については聞いたこともない。それはガソリンの使用を禁止する論理のようにも思え、非常に有用性があるにもかかわらず、人がそれを吸入するので潜在的な危険性があると理屈付けをするようなものである。

Illustrated Appendix of Instruments
Illustrative of the Development
of Methods for the Measurement
of the Pulse and Blood Pressure

機器の写真の付録
脈および血圧の測定のための発展の方法の図

以下のページは、血圧に関係する機器について、この著者のコレクションの中から機器の写真を収録してある。これらの機器は 19 世紀から現代までの機器の発展の変遷の写真である。このコレクション中で、著者の関心は、次の 2 つの衝動によって刺激された。私は腎臓および高血圧の病気の診断と治療の研究に、私の人生の大半を職業の経歴で没頭してきた。その過去の 20 年間、私は医療の歴史に対する興味が強くなり、私は、医療機器の取捨選択した収集品、本など、つかの間に関わった品目を大量に取得してきた。血圧測定に関係した対象物に向けて収集していく興味の方向性は、自然の成り行きであった。

脈の測定から血圧測定への論理的な進歩は、Appendix(付録)の中の写真で示してあり、この分野で持ちあがった激しい論争とその解決に明らかに役にたっている。今日の現状を理解するには、過去のことを理解しないでは不可能である。

この記述は、もしあれば、サイズ、製造、マーク(印)などを加えて機器の物理的な特徴にハイライトをあてることを試みた。場合によっては、複数の視点からその対象物に、より良い考えをあてることにした。血圧測定の歴史の中で機器の発展と役割についての記述は、図の説明文付けて相互参照をしたものを文の中に入れた。出来るだけ総合的な理解ができる方法で材料を提供することに努め、まず第一は機器の分類、第二はおおよその製造年月日付けて、順序立てるようにした。多くの機器は比較的長い期間販売されていたので、その対象製品に関しては特許日付が示されている場合を除いては凡その日付にしている。選択された分類は; **simple pulse device** (簡易脈計測機器), **sphygmographs** (脈波計), **sphygmometers** (脈拍計), **aneroid sphygmomanometers** (アネロイド血圧計), **oscillometers** (オシロメータ), **mercury sphygmomanometers** (水銀血圧計)と **polygraphs** (ポリグラフ)である。多くの機器は、一つ以上の分類に適合し、最も一般的な用途をその割り当てのために決められた。

機器の分類、それは明らかに無くなっているが、血圧カフである。これらの全ては柔軟な形状であったので、それらは遍く時間と共に固くなっている。また、カフの中には非常に良好であった。それらには、皮や、重い布や、刺繍をされた布や、他に興味深い材質で作られている。その中には血圧計の写真の一部として見る事もでき、図の説明文にも書いてある。しかしながら、時間が経っていることもあり固くなっているので、適正な写真で開示する事は不可能である。ここで掲載している程度の血圧計のもう一つの重要なコレクションについて知っている。それは、**Reichert** コレクションで、それは **Cornell** 大学医学校の所有物である。**Dr. Reichert** は、数年前非常に親切にも彼のコレクションを書いた短い論文のコピーをくれた。この本は非常に珍しいが、それはここでは一般の参考書として載せた。

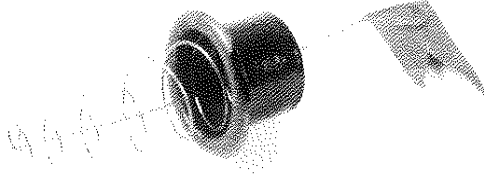
この本の読者の皆さんの中には、この様なコレクションが、どの様にして得られたか興味深いかもしれない。ここで掲載したものは、その出所は幅広いところから得られた。これらは古物商の蚤の市、オークションや、デラーまたは他のコレクターからの直接の購入品などである。興味深い物を見つけることは大変やりがいのある事であり、それを探索することはまた非常に楽しい。

特に、**Jerry Landi**、写真家、**Albert Einstein** 医学校の **Graphic Arts Center** の多くの方々が、この **Appendix** に使われている写真の作業をして下さったことに感謝します。

M. Donald Blaufox

図 A1

1880 パルス・メータ(手製)



(p.16) これは、永久な記録は無しで、脈を視覚化に変換する非常に面白い手製の器具。3" x 1" x 1/2" の'脈メータ'と表示されていて、ダンボールの箱に収められている。トップが空洞の 1/2" x 5/8" 帽子の形をした金属ピースがある。その下には、コイル状の 2-1/4" 銅製のスプリングになっていて、真っすぐの棒が穴を通して上に動くようになっており、その棒には約 1" の赤い旗が取付けてある。そのスプリングが橈骨動脈で持ち上げられると、その旗が上下に動く。

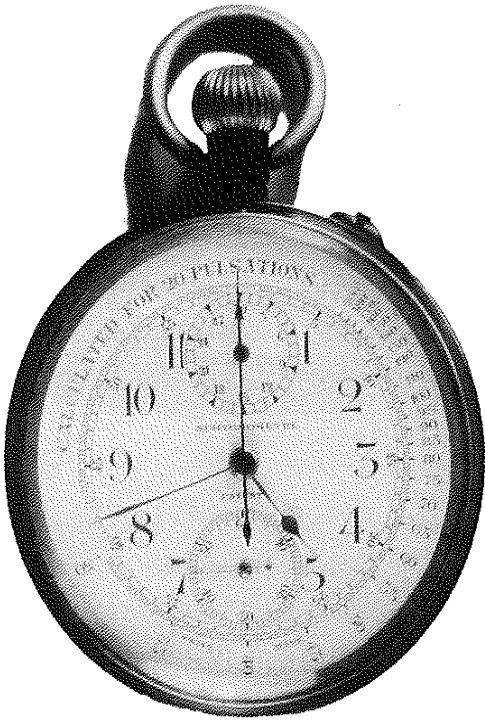


図 A2

1900 パルス・ウォッチ

(p.19) これは Floyer のパルス時計の極最近の後継機で、脈を測るのに使う。2" 直径のストップ・ウォッチである。それは通常の時間は維持し、プラス目盛りが付けられたスケールの上を、スイープする第二の指針があり、それは 20 拍の拍動をカウントした後、/min あたりの脈レートで読み取る。また、2 個の小さいスケールがあり、一つは秒針用、もう一つは分用である。表面の顔の部分は陶器で、砲金で作られている。



図 A3

1900 パルスタイマー(砂ガラス)

(p.17) 恐らく、脈を時間で計る、最も古いアプローチの一つの代表的なもの; 時間ガラス。砂ガラスを収納している 2.25" 長さの金属ケースである。番号 15 が底面に刻印されている。頭(トップ)に吊り下げするための金属製の輪がある。15 秒間動く。

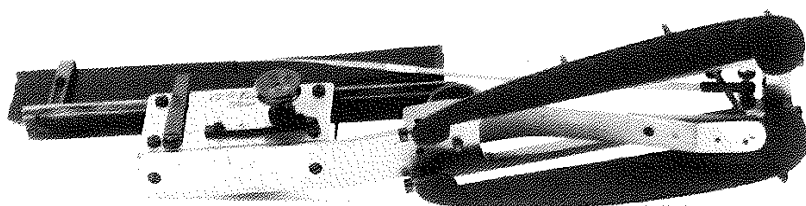
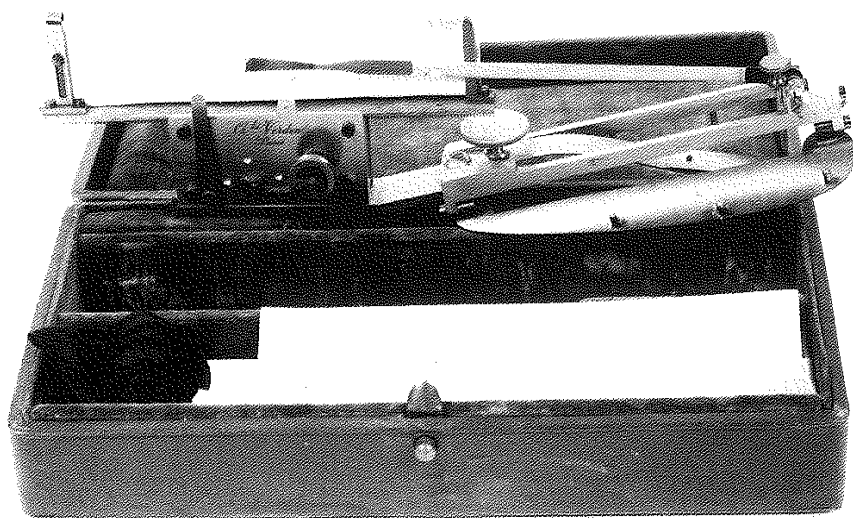


図 A4
1870 Marey 波形グラフ計

(p.26) これは脈を記録する最初の持ち運び用機器である。そこにはススを塗った紙と予備のペンが紫のビロードで裏打ちされた 9" x 4" x 2" 黒の布カバーケースに収めてある。長さは 9" である。時計仕掛けは、スス付きの紙を支持している 5" x 1" の金属プレートを動かす。ペンは、もう一方の端にヒンジ付きで、長さ 6" で、全体の装置が手首にレース飾りの紐で縛られた時、脈を検出する象牙端付きのプレートで駆動される。象牙センサ・プレートは、底面図から見れる。

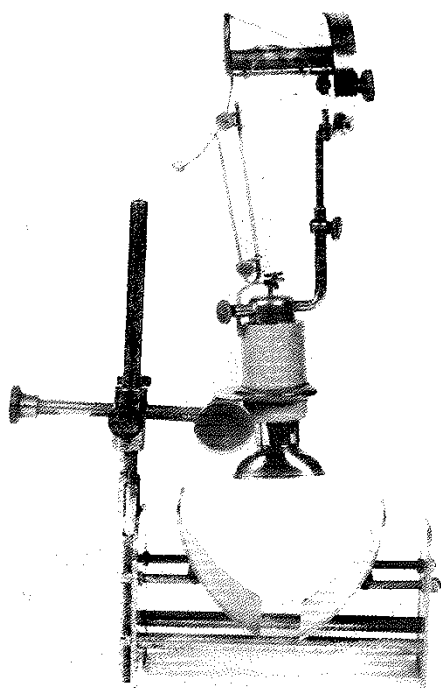


図 A5

1879 Pond の改良された脈波グラフ計

(p. 32) 初期のアメリカ人の機器で、米国からは少ない機器の一つ。木製の箱 9"x 6"x 2.75" 機器と作業用の第二の箱 6"x 3" x 2.75" がある。それは手首を置くための調整できるベース付き 8" 高さである。この脈波グラフ計は、圧が出るまで下方へ調整され、ススを塗った紙の記録は、頭(トップ)に搭載した時計仕掛けで、動くように作られている。スケール(物差し)は、圧を記録する。この箱には、ススを塗った紙とローラーが入っている。



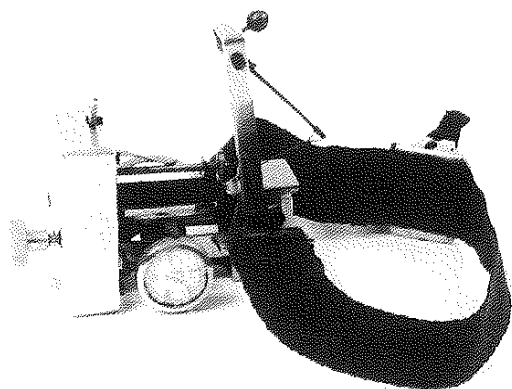


図 A6

1880 Dudgeon の脈波グラフ計

(p.30) 最も普及した実用的なものの一つ。四角なハウジングの中に無傷の時計仕掛け機構の古風なニッケル・メッキ Dudgeon モデル。象牙嵌め込み引っ張りノブ、黒のリボン・ストラップ、圧力センサ、脈用のスス付きの紙記録計がある。それは、黒の紙の箱 3"x 2"x 3"に収めてある。

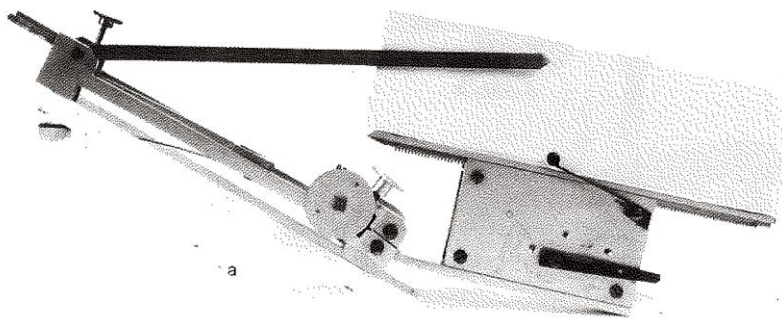


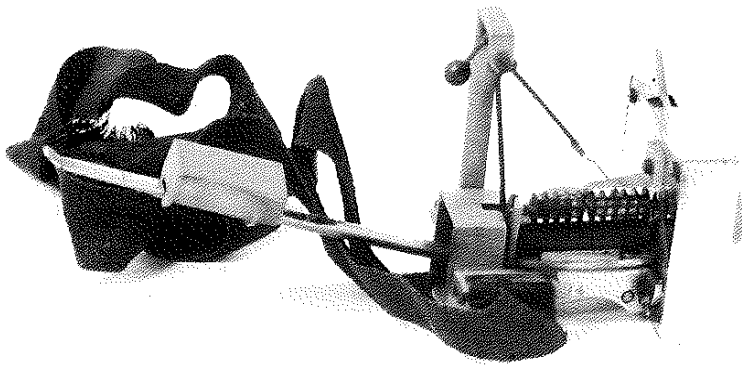
図 A7

1880 Mahomed 脈波グラフ計

(p.29) Marey 脈波計の重要なこの改良型は、英国での使用に非常に強烈な影響を与えた。25"x 3"x 2"黒の革製の箱に収められ、蓋の中の仕切り部屋に緑の裏打ちがされている。この脈波グラフ計は金メッキの真鍮、長さ 8"、Marey のもと似た形をしているが、圧力をオンスやトロイで調整するため側面に 3/4"のウィール(ローラー)がある。時計仕掛けは 2.25"x 1.5"で、追跡する紙を支持するためのピン付きの真鍮の上に搭載されたプレート 5"x 2"を動かす。手首の上に置く底面用の象牙の台があり、そしてそこには、象牙の先が尖った圧力プレートになっている。

図 A8

1882 Richardson の脈波グラフ計



(p.31) この機器は Dudgeon の改良型。それは 5"x 3"x 2"の皮のケースに入っていて、その中には、2"の伸びる棒が付いている以外は、Dudgeon の機器に似ていて、ねじスプリングと言うより、圧力を調整する調整できる重りがある。この器具のボデーは長さ 2"で、棒駆動にスス付きの紙を回転する 2"角の時計仕掛けがある。この棒には紙にするしをつけるプレートがあり、高さの物差しとなっている。

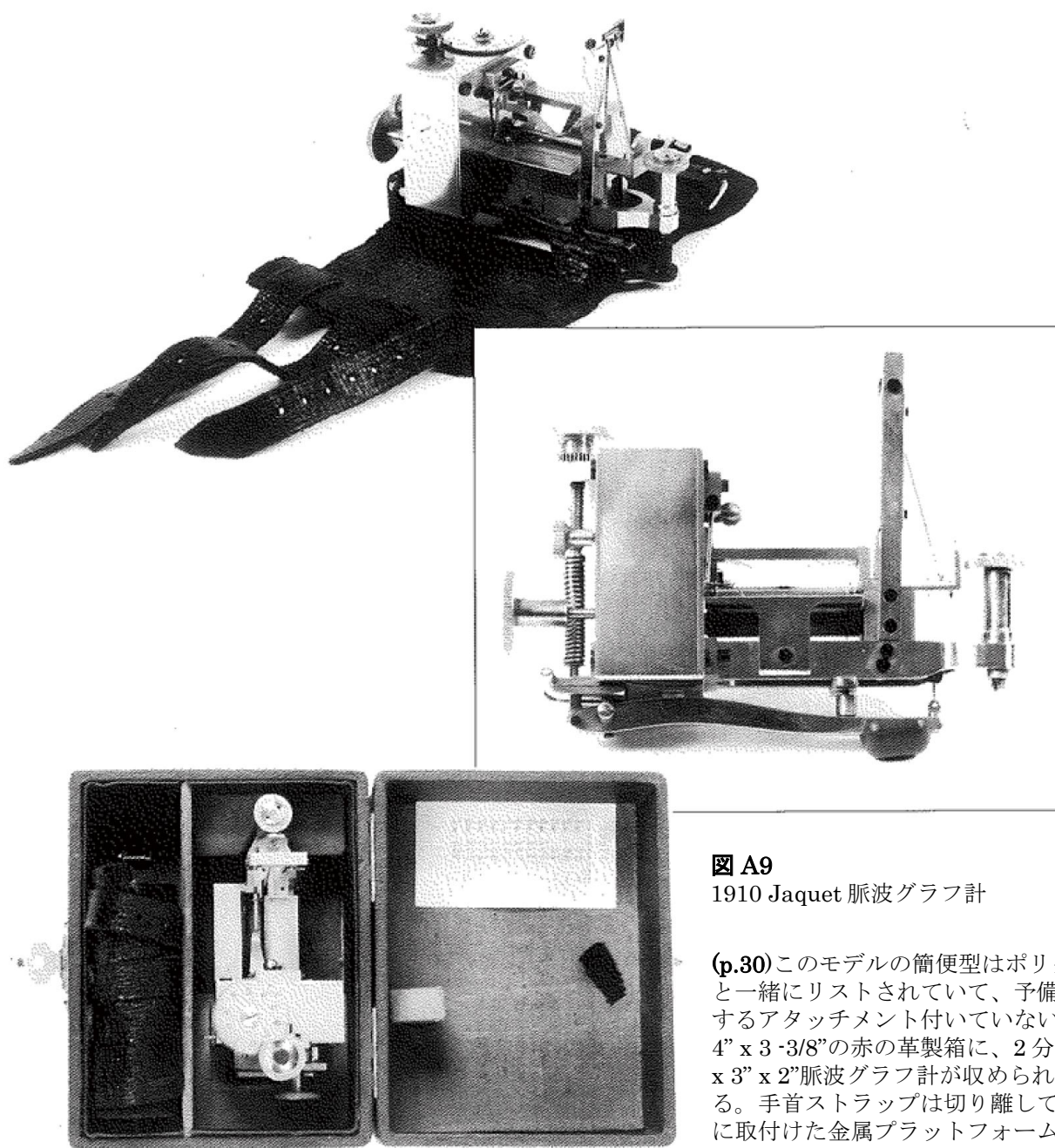


図 A9
1910 Jaquet 脈波グラフ計

(p.30)このモデルの簡便型はポリグラフと一緒にリストされていて、予備の記録するアタッチメント付いていない。5" x 4" x 3 -3/8"の赤の革製箱に、2分割で4" x 3" x 2"脈波グラフ計が収められている。手首ストラップは切り離して、器具に取付けた金属プラットフォームの上であり、3個のバックルの革製のストラップになっている。この器具は、動脈上で圧力を調整のためのネジがある。脈を記録するため紙、時計およびニードル針を動かすため、時計仕掛け、タイマーとパルスを記録するためのニードル(針)を収納した箱になっている。

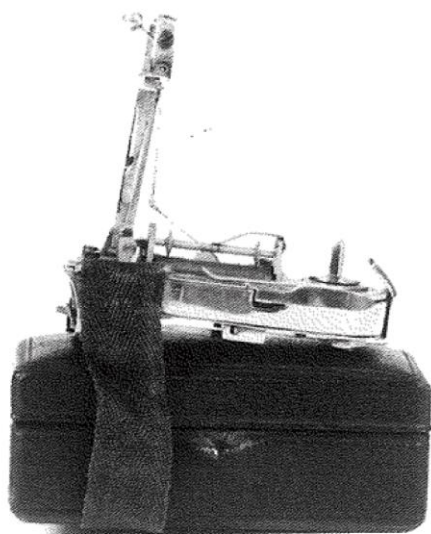


図 A10

1910 Maw Son and Son の脈波グラフ計

(p.31) 最も小さい脈波計。3.5" x 1.5" x 1.75" 黒の紙で覆われた箱に、2.5" x 3/4" x 3/4" 金属製の脈波グラフ計が入っている。見える通り箱の中で完全に壊れている。スタイラスは金属ホルダーを持ち上げて、底の棒を引き抜くことで駆動される。それは天井のノブを回して、レバーで稼働する。



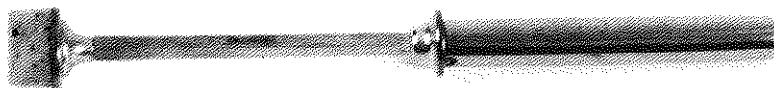


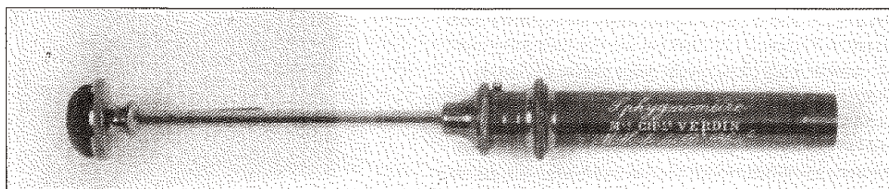
図 A11
1880 Chazai 脈波計

(p.44) これは橈骨動脈を消すための圧力を測る、最も初期の機器の一つ。最も広い箇所が6"長さ x 3/8"で、長方形 3/16"鉄製棒の真鍮の管になっていて、それには100まで目盛りが振られている。反対側の端は円盤で、そこには、くさび形のコルクセンサで押し付ける。

図 A12
1880 Bloch の脈波計



(p.44) 最も初期のものの一つで、最も普及した圧力ゲージタイプの器具。3.75"x 2"x 0.75"黒の革製のケースは、赤のビロード裏打ちで、主なパーツが収めている。接手をねじ込む端のパーツ付き 3.25"x 3/8"のハンドルと、圧力に関しては内部の管で見えるようにする、その管はグラム 100+および Hg 3+で目盛りがされている。3個の交換できる接手は片方の端でねじ込むことが出来、2つは 1/2"足の上にコルクのクッションが付いている。



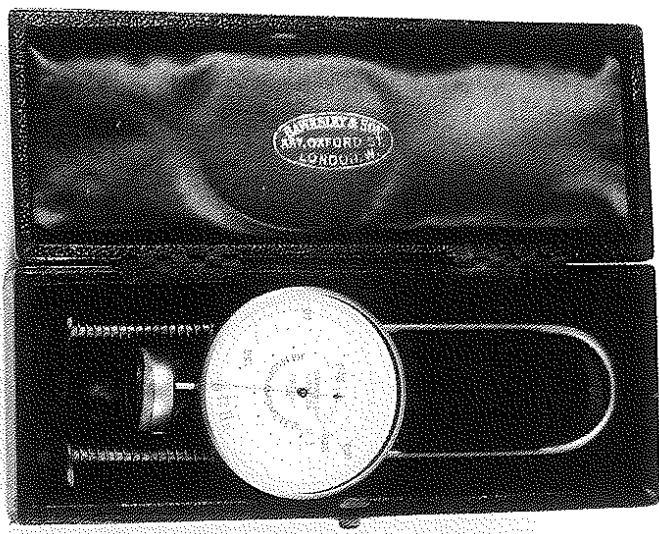


図 A13

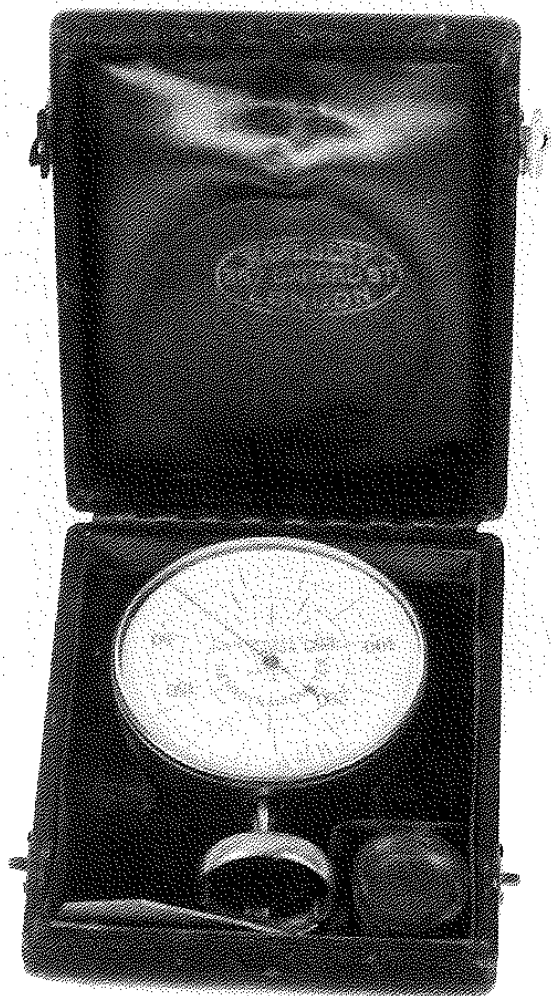
1900 Oliver のヘモダイナメータ

(p.45) Oliver によって発明された多くの機器の一つ。圧力—消滅の原理をベースにしている。青のビロードの裏打付きの 6.5"x 2.5"x 1.25"黒の箱は、mmHg 単位で 0~250 目盛が振られていて、径 2"x 0.5"の金メッキ円形ゲージを固定している。ゲージに取付けられているのは、バネの足つきの 6"長さの金属ループで、スプリングがある底から伸びていて、ゲージを読むためのニードルを動かす 0.5"棒の上に、3/8"のセンサがある。

図 A14

1900 Oliver のヘモダイナモ計(脈拍計)

(p.46) Oliver 機器のもう一つのもので、以前の機器も殆ど同じである。青のベルベットで裏張りされた 3"角 x 1.25"は、0~250 まで mmHg 単位で目盛が振られている、2"径 x 0.5"の滑らかに動く金メッキの円形のゲージを保持している。Hawksley の名前が、円盤ゲージに印字されている。ゲージの底から伸びているのは 0.5"の棒の上にある 3/8"のセンサで、それは圧力を読むため Needle(針)を動かす。底のリングは、箱の中にあるゴムのペロテを固定しているが、今は硬くなっている。



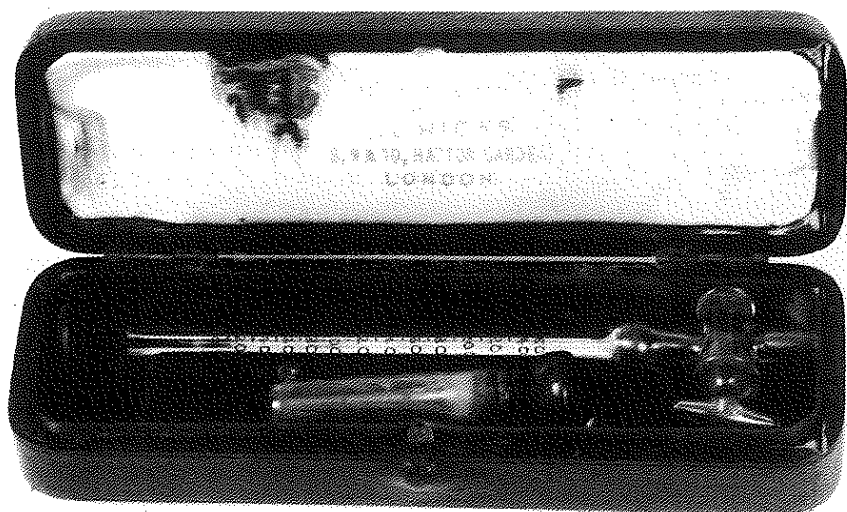


図 A15
1900 Hill and Barnad の脈拍計

(p.45) これはまさに Herisson 脈波メータの再到来であるかのようにあるが、グリセリンを利用している。内部の蓋には”Mnfr”と刻印がある 6” x 2” x 1.5”赤の皮製箱は、一端にガラス活栓付きの長さ 5.5”ガラス管と、反対側の端には、今では硬くなっているゴム製のメンブレンを固定している収納構成部品が入っている。250 まで手で目盛りが振られている。恐らく、圧力計に満たすグリセリンを運ぶ場合、漏れを防ぐため硬質ゴム・ストップ付きの瓶である。

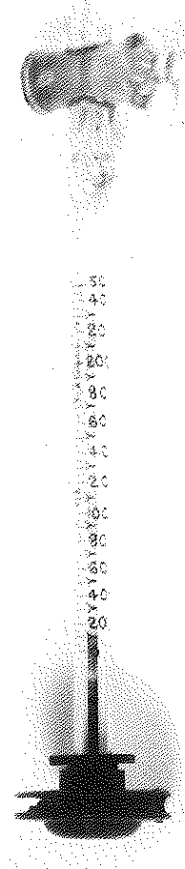
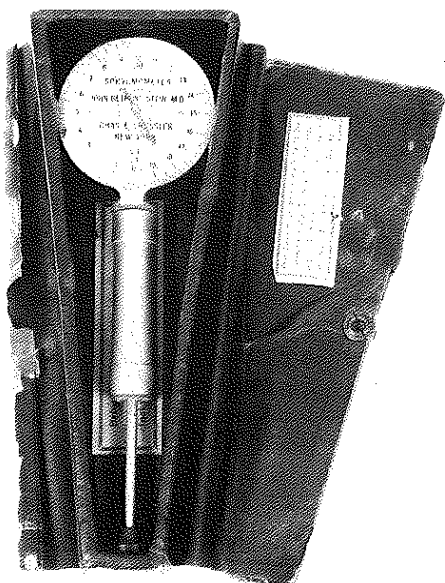


図 A16
1910 Stein 脈波計



(p.44) 最新の圧力ゲージの一つ。長さ 6”、硬質ゴム足付きで 1.5 丸棒を組込んでいるニッケル・メッキ機器は、スプリングに押し 2 1/8”x0.5”管の中を通るようになっている。トップの頭にニードル付きの 1 7/8”円盤のゲージがあり、そのニードルは足を押しして動く。同じパーツに 20 または 40 に目盛りが振られている。’John Bethune Stein, M.D. 考案された’Sphygmometer’と表示されている。ラベル付きの三角形の皮の箱に収まっている。

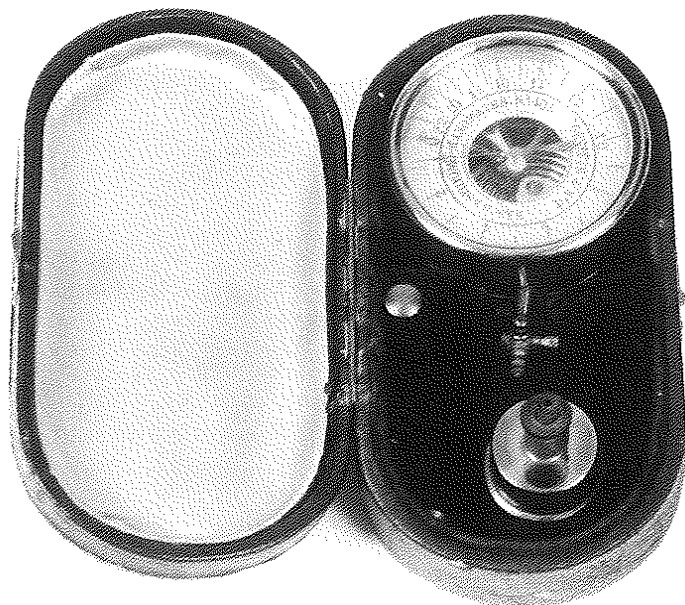


図 A17
1900 Basch 血圧計

(p.42) この機器は、水で満たしたペロテが、橈骨動脈の脈が消すために必要な圧を決めるため使った。これは、本当のところ脈拍計と血圧計の間を跨っている。そして2" x 径 1.5" のラッカー塗りの真鍮製のアネロイド計である。数字がダイヤル(盤)の上に 22 まであり、バルブ(活栓)が取付けられている。1" 径 x 1/2" 金属カップの上にバネが付いていて、センサは無くなっているゴム管で圧力計に接続されていた。ダイヤル(目盛盤)は"Basch 血圧計#407"とラベルされていて、特許#DNP38529 と示されている。楕円形の両端の青のシルク裏地された皮製の箱に収められている。

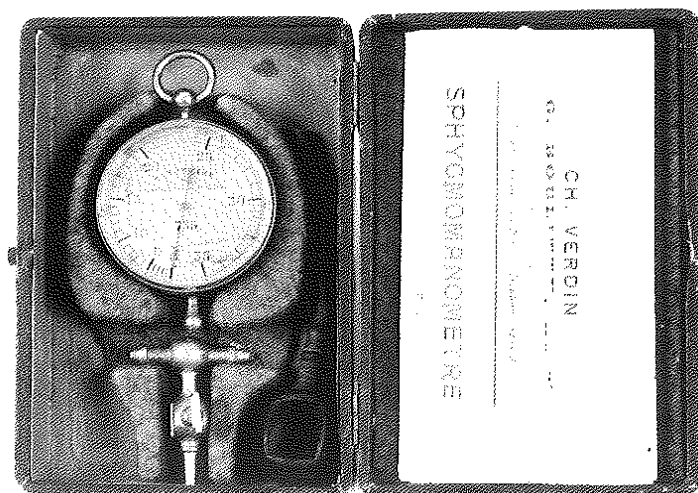


図 A18
1902 Potain の血圧計

(p.43) これは最もよく知られたフランス製の機器の一つである。アネロイド計で von Basch のものに似ているが、空気圧を使う設計になっている。6"x 4"x 2"赤で裏打ちされた箱は、ホワイトメタルのケース付きの2"の円形圧力計が収められている。0~35 まで目盛りが振られた Hg の cm 単位で、'manometer 755'とラベルされている。頭の頂上はリング型のハンドルとニップルの出口ポートがある。三方弁は'Ch. Verdin'とラベルされている。開けたり、閉めたりするため回すことができるリムに、T字のように接続されている。原型のペロトはゴム管と一緒にケースに入っている。

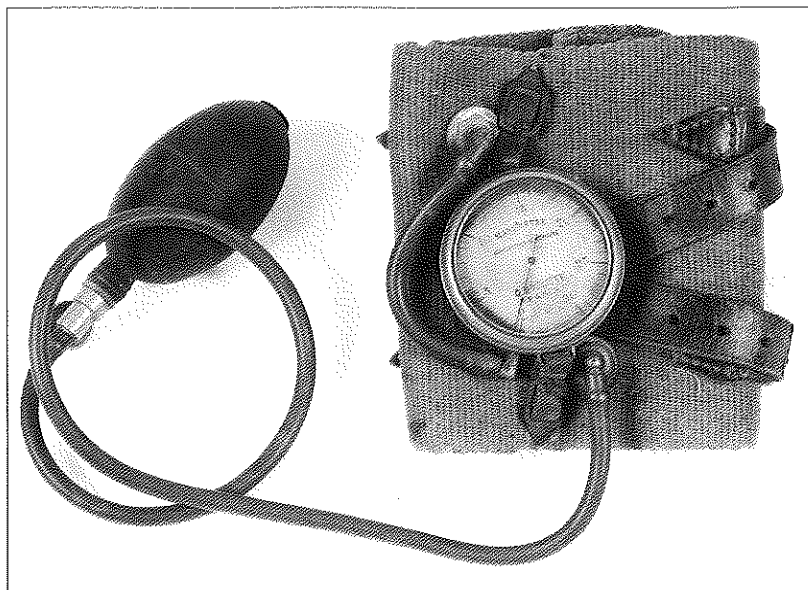


図 A19
1910 Boulite アネロイド血圧計

(p.65) これに似た便利な形は今日も何社作り続けられている。皮の飾りとブラダからの金属接手がついた重厚な布カフである。アネロイド圧力計は小さいストラップ付きでカフに取付けられて、分離するチューブがゴム球に行き、もう一方はカフの上のもう一つの金属接手に直接差し込む。



図 A20
1914 Tycos 血圧計

(p.56) この会社は、アネロイド血圧計を生産している、Baum の主力の競合であった。2" の円形のアネロイド計は、20 から 300 mmHg まで目盛られている。ベースはカフと注入器に接続するチューブがある。裏側にカフに付けるためのクリップがある。それは金

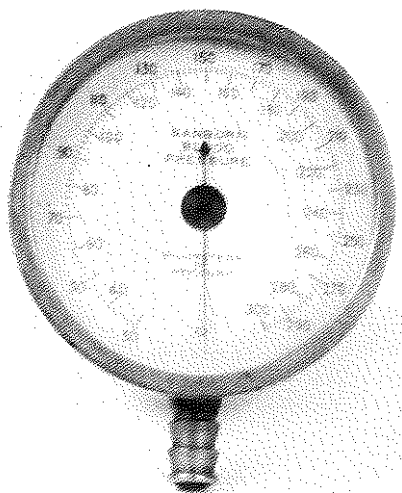


図 A21
1914 Sanborn 血圧計

(p.62) もう一つのよく名前が知られた企業によるアネロイド血圧計。これは 2.25”円形のアネロイド計で、30 から 300 mmHg まで目盛りが振られている。ベースはなく、円形のハウジングから直接カフと注入器に接続するチューブがある。背面にカフに装着するためクリップがある。それはクロムで作られている。

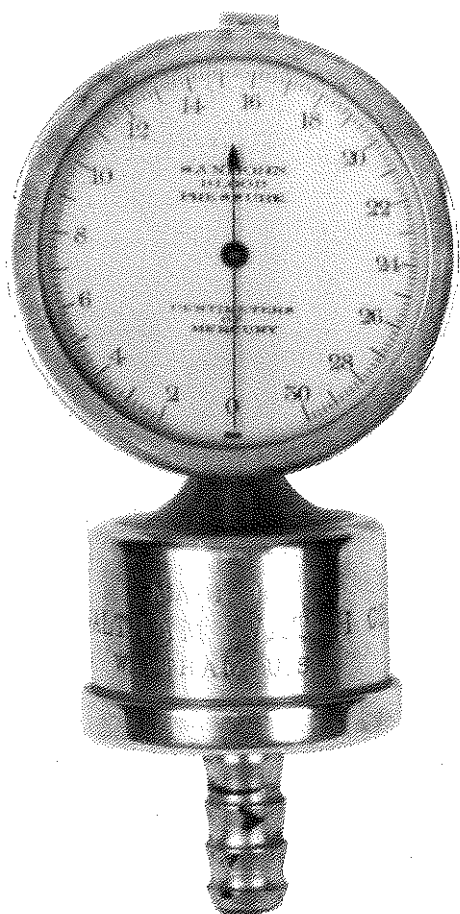


図 A22
1914 Sanborn 血圧計

(p.62) Sanborn による別のアネロイド。1.75”円形のアネロイド計は 0 から 30 cmHg のメモリーになっている。スケールには Sanborn 血圧とある。ベースにはカフと注入器をつなぐためのチューブがある。背面にカフを取付けるクリップがある。

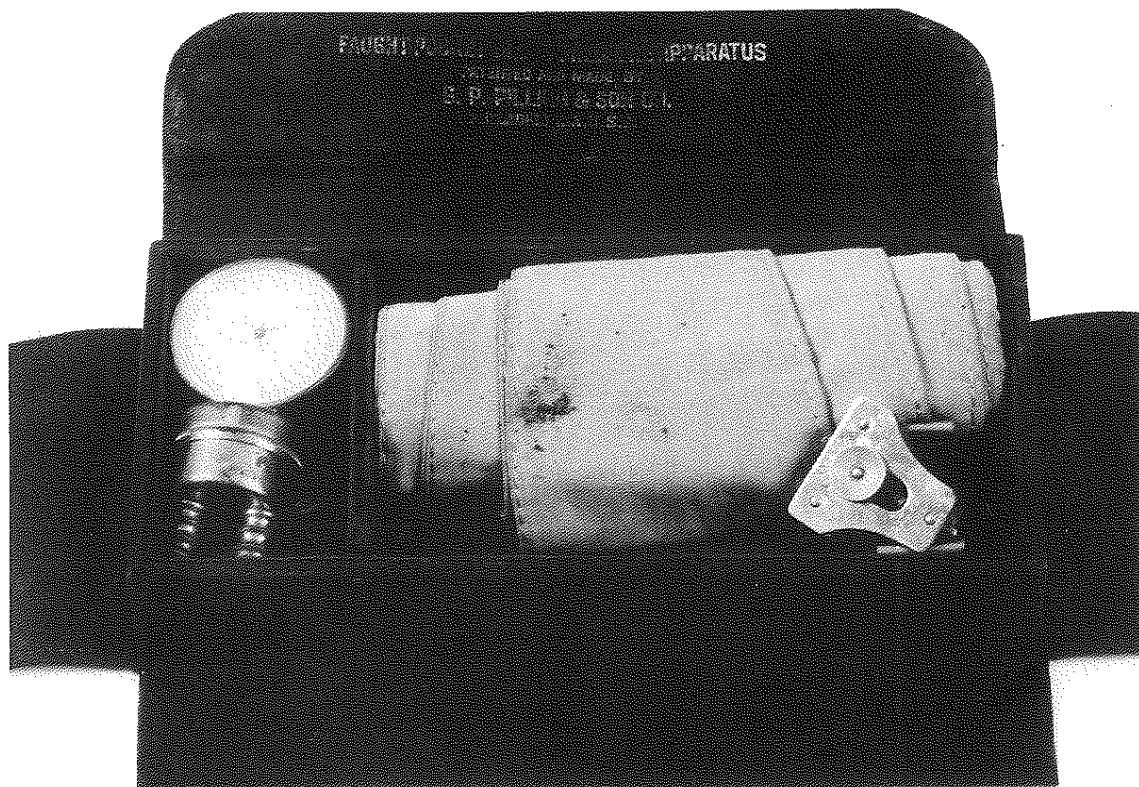


図 A23

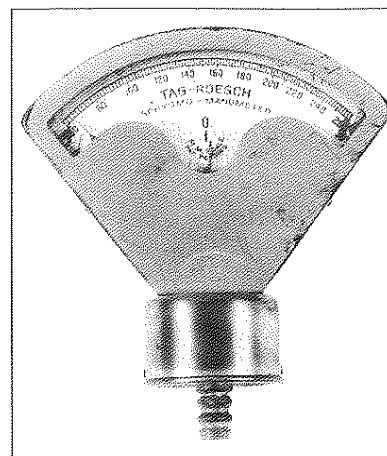
1914 Faught の血圧計
G.Pilling and Son

(p.62) Faught はアネロイドと Hg タイプの機器の両方を設計した。これは 1.5”の円アネロイド計で 0~300 mmHg で目盛りされている。ダイヤルの表示は 2mm 単位のスケールである。Faught と G.Pilling によって作られた。ベースはカフと加圧器につなぐための 2 個のチューブがある。1914 特許で、背面側にはカフを付けるためのリングがある。それは金メッキが施されている。革製の箱にあるのはカフと共に完全な形で収められている。

図 A24

1915 Tagliabue 血圧計

(p.62) 尺度 60~280 mmHg の珍しい三角形の形をした金メッキのアネロイド圧力計。円形のベースには、ホースを接続する出口ポートがある。三角設計で強制的に、ゼロに合わせるための独立した指示器になっている。



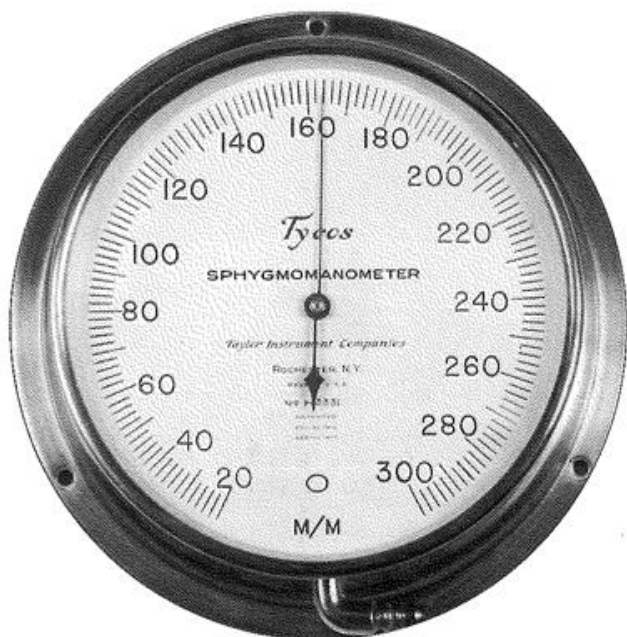
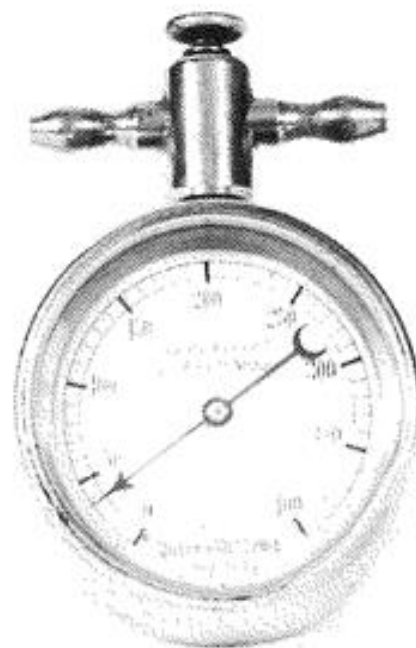


図 A25
1920 Tycos 血圧計

(p.62) これは病院の壁に取付けるための大きなモデル。6.9”の表面の円盤は、0~300mm まで目盛されている。Taylor Instrument 社製。1915年12月21日、1917年9月11日の特許 no.3331 である。ダイヤルは白、番号は手書きの文字。ベースは8”径、アネロイドはベースから2”あげてある。全体の箱はラッカー塗の真鍮。

図 A26
1920 Newbauer の血圧計

(p.62) ドイツのアネロイド計の一つ。この2.25”円形のアネロイドは、0~400mm の範囲で目盛されている。継手は、閉じるためのネジ付は頂上から T 字型で突きだしている。それぞれのアームは、カフやポンプ用のゴム管を接続する。



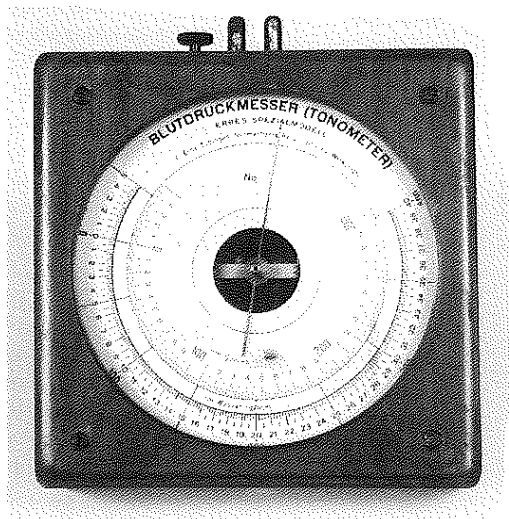


図 A27
1920 Bludruckmesser(トノメータ)

(p.56) さらにもう一つのアネロイド計用の緻密な入れもの。それはガラスの後ろには 3.5"円形ダイヤル付 4.75" x 4.75" x 1.5"が、木製の箱にはめ込んである。水銀(mm)と水(cm)用の尺度で、それぞれ 300 と 400 まで上のように表示されている。この箱には頭にチューブを接続のための 2 個の取入れ口があり、ゼロ調整のノブがある。背面にラッカー塗の真鍮棒は折り畳みのためのヒンジになっていて、その箱が約 75 度で立つようサポートしている。カバーは定位置に 4 個のネジでとめる。

図 A28
1924 Behaj Tonometer(トノメータ)

(p.56) Von Recklinghausen によるもう一つのバージョンの機器は、mmHg と cm H₂O で目盛が降られている 2.5"x 1"のアネロイド計である。これは、4.5"幅の布カフと硬くなったゴム球と一緒に、長さ 7"の皮製のポーチに入っている。

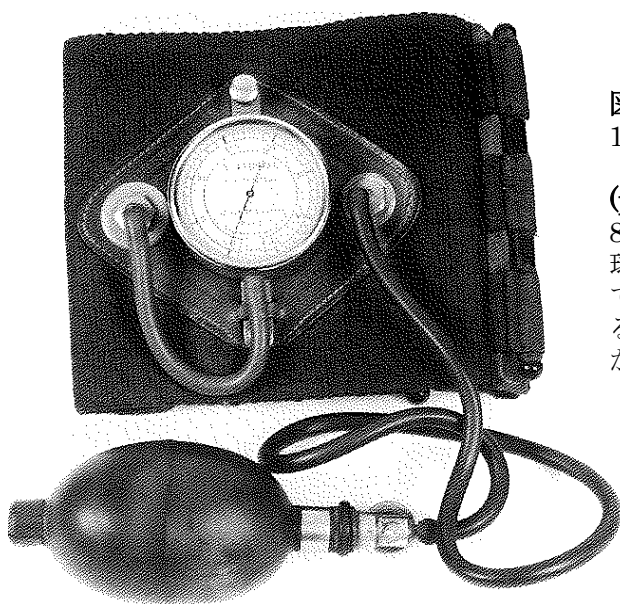


図 A29
1830 Vaquez-Laubry E. Spengler テンシオメータ

(p.56) カフ搭載型アネロイド計の最新バージョン。8.25"x 8"x 2"黒の箱は、3.5"x 2"チューブ付のゴム球、木製の留め具付きの 3 個の調整できる布バンドで閉める青の布と皮の血圧カフが、収納されている。そこには 2"アネロイド計を搭載するために一部がゴム製のブラダと皮製の接ぎあてになっている。

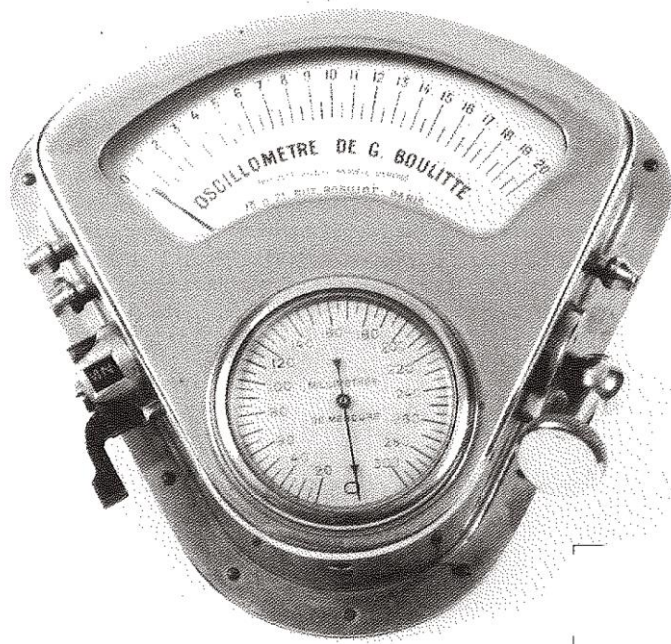


図 A30-
1910 Boullite オシロメータ
CGBoullite

(p.56) この珍しいアネロイドは、企業の発明品であろう。一つはオシレーション(振動)用に 0-20 までスケールと、もう一つは 0-300mmHg の尺度付の 5" x 4.5" の三角の形状の金属製のゲージを 10" x 7" x 3" 黒の箱に収めている。そこには'Oscillometrede G.Boullite' とラベルされている。このゲージはカフ用の出口ポートがあり、最大と最小のオシレーションを決めるための切換えスイッチと脈拍から圧力へ切換えがある。この機器は赤の布製の裏張りの箱に入っていて、スクリュードライバーが調整のために付いている。

図 A31
1910 プレスチモ・オシロメータ

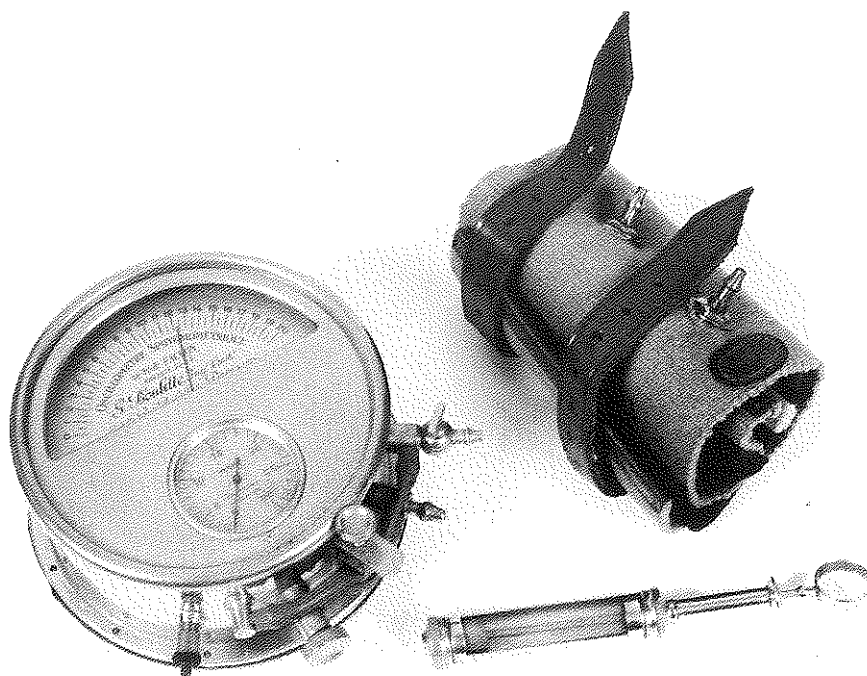
(p.56) フランスのデザインの一つ。4" x 4" x 2" 赤のビロード内張り黒の箱は、底には嵌め込んだ金属メッキのオシロメータを収められている。0 から 20 まで目盛りが振られている。そのスケールは楕円形で、そこには"ON"および"OFF"させるノブとカフ用の入力口がある。Spengler と蓋の内側に印刷されていて、紙の取説がある。



図 32

1910 Boullitte オシロメータ

(p.56) これは最も複雑なフランス人のオシロメータ。Pachon 教授の発明品をベースにしている。10" x 7" x 4" 黒の箱はオシレーション用に 0 ~ 20 cm のスケール付きの径 5.5" x 高さ 3" 円形の鉄製ゲージともう一つ 0 ~ 30 cmHg が収納されている。ゲージはカフ用の出口ポート、最大と最小のオシレーションを決めるスイッチと、脈動から圧力に切替えるスイッチがある。赤の裏張りされた箱は金属とガラスのオリジナルのポンプが収納されていて、それははっきりと添付の写真で見ることが出来る。



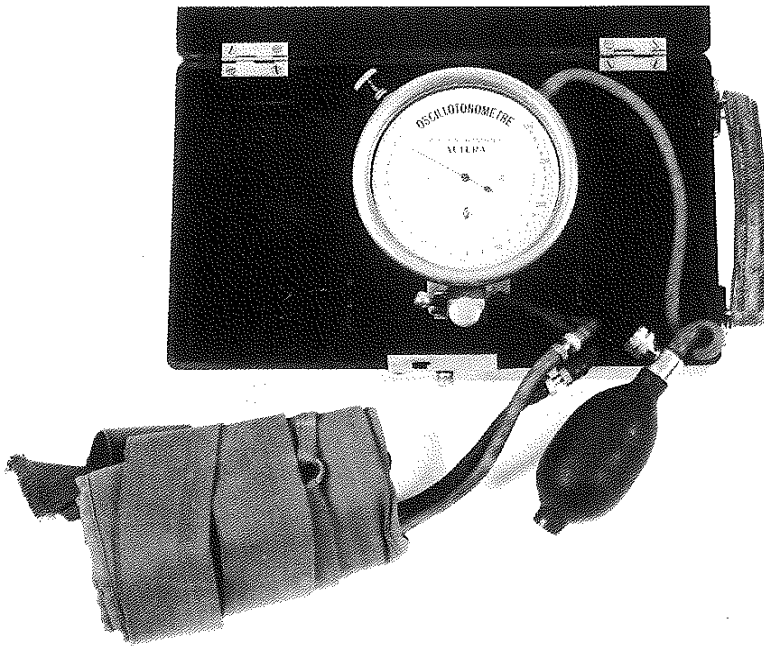


図 A33

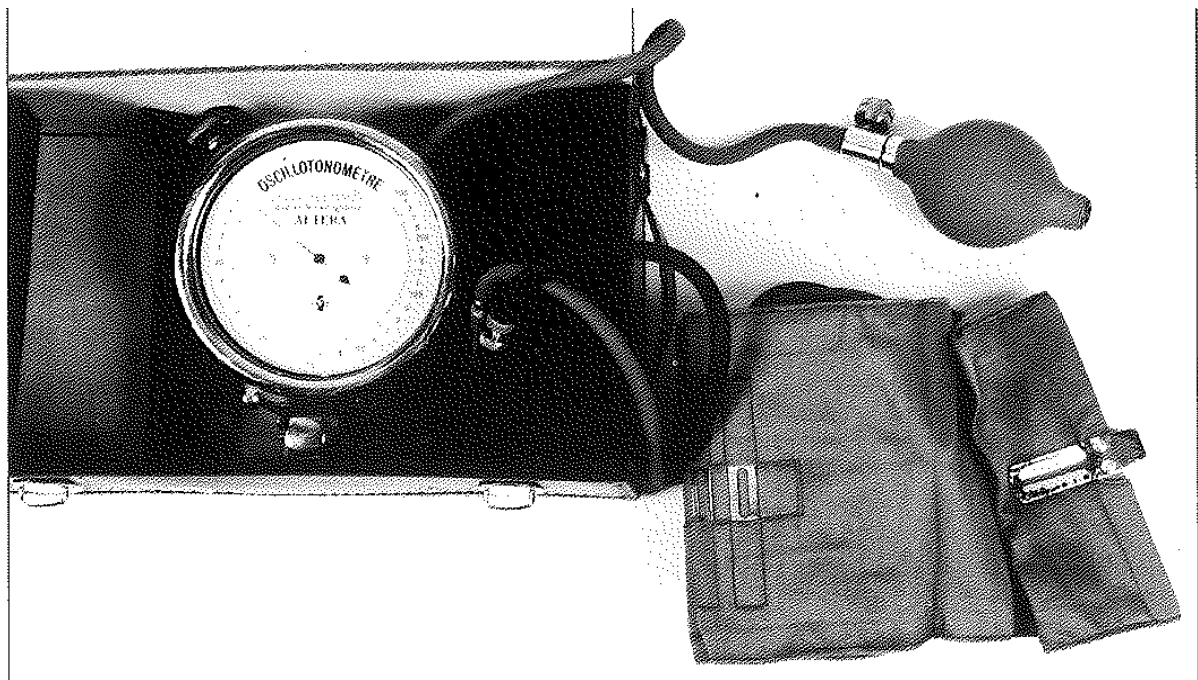
1920 血圧計 Dr. H. Recklinghausen

(p.56) この機器の一つは有名なドイツの医師によるものである。10" x6" x3" ベークライトの箱には、'Oscillotonometre' のラベルされた4" 円形の文字盤(アネロイド)が収納されている。このダイヤル(文字盤)には0~300mmHgまで目盛りが振られている。この箱には、上記のようにエンボス加工がされ、布カフとゴム球が含まれている。ダイヤルにはバルブ(活栓)機構が取り付けられている。

図 A34

1930 v.Recklinghausen のオシロメータ

(p.56) これと幾つかの他の機器は、オシロメータと血圧計のハイブリットである。10"x 6" x 2.5" の皮製の箱には、'Oscillotonometre, Scala Alternans, d'apres Recklinghausen, Altera, DRP, BS' と表示された4"の円盤ダイヤルが収められている。ダイヤル(文字盤)は、0-300 mmHgまで目盛りが振られている。カフとポンプは図のように取り付けられている。そのダイヤルとポンプを開けるため弁は、取り外せないように箱に取付けてある。前のモデルのように、これもダブルブラダ・カフである。



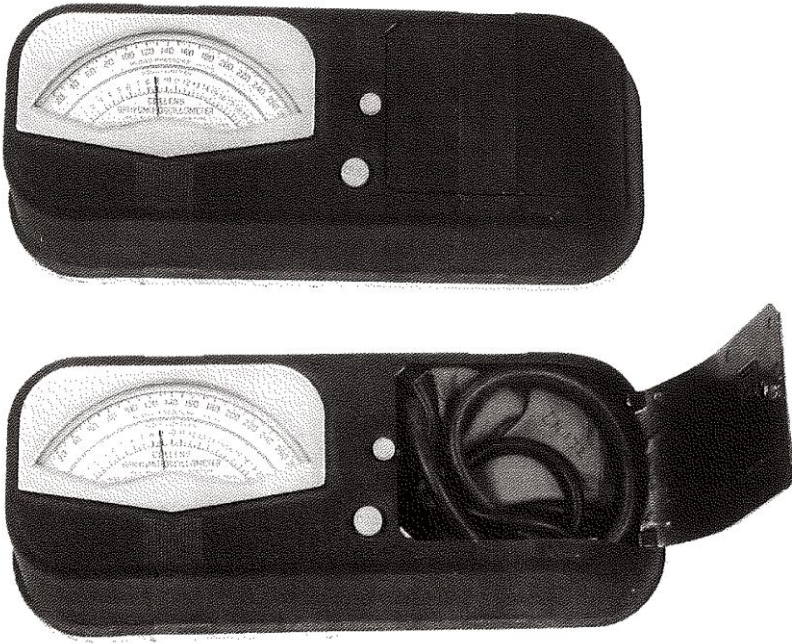
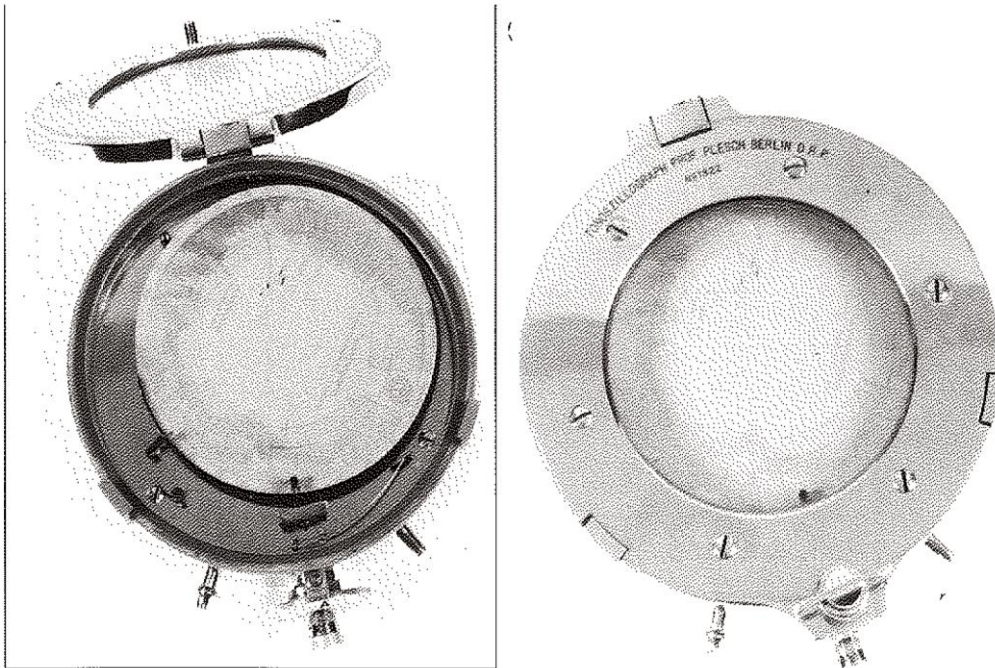


図 A35
1935 Colson の脈波オシロメータ計

(p.56) この機器は、血圧計とオシロメータにまたがっていて、1960年の後までよく使われていた。左半分は2種類のスケールがあり12" x 4 5/8" x 2.5"黒の金属の入れ物になっていて、一つは血圧ともう一つはオシロメータ用である。右半分は図にあるようにBPカフとゴム球を入れる部屋になっている。製造番号はno. B9205である。カフの部屋を開けるボタンの下に、オシロメータを動かすもう一つのボタンがある。ベース(本体)は覆われた感じである。表示に特許申請中と。

図 A36
1935 Prof. J.Plesch の Tonoszillograph(トノジロ脈波計)

(p.56) 6" 径 x 3.25" 厚みの金属ケースは、ペンを付けた板付きトップには、ガラス製の覗き窓がある。このプレートは円グラフとその回転を支持し、ペンの動きはポートからの空気圧で制御されている。また、二番目のポートがあって、上部を開け閉めするためAとZとラベルされた文字盤がある。全体は7"の角型の素材の箱には、カフと取説が入っている。これは、Pleschが特許取得したドイツを離れ英国に向かった1930頃のもので、テキストに記されている実際の発明者ははっきりしない。



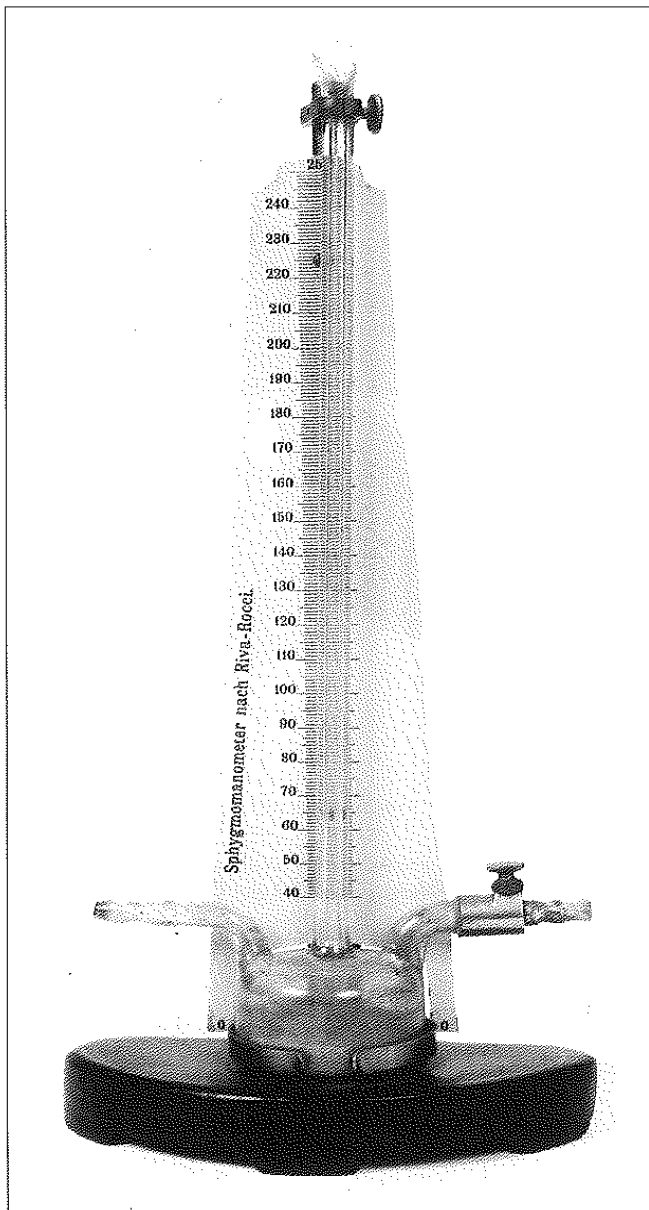


図 37
1900 Riva-Rocci 血圧計

(p.47) この機器は、その上腕カフと関連づけて、血圧測定における転換点とされている。これは、ポンプからの入口チューブとカフへの出口チューブ付きで1"の容器を含めて、11.5"管で構成されている。そこには、しっかりと支持する役割している6"x2.5"x0.75の楕円形の台になっている。管の背面にはmm単位の物差しは三角形の金属のプレートになっていて、高さを調整できる。10"の長さ、最も広いところで幅3", 狭いところで1.5"である。

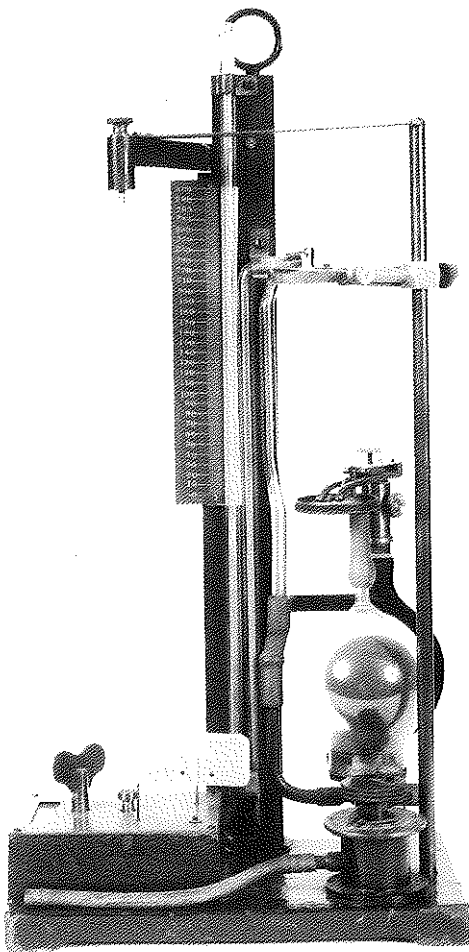
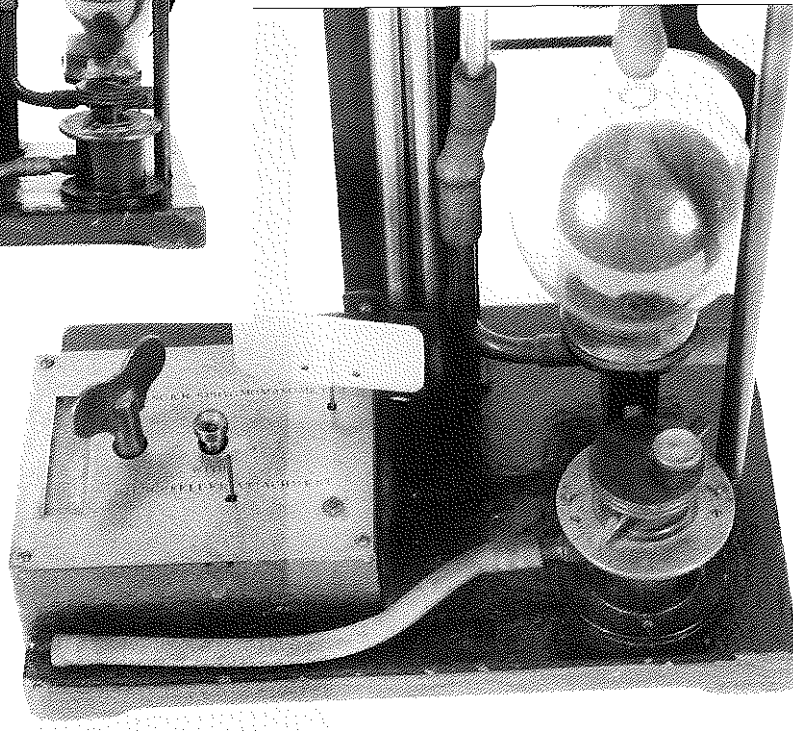


図 A38
1904 Erlanger 血圧計

(p.57)この水銀血圧計は研究で広く使われ、圧を均衡させるため記録するドラムと珍しいゴム球は注目に値する。無くなっているが、回転するドラムを置く場所用の金属のケースとベースが含まれている。ストップコック(閉じる栓)は接続の選択ができる、タイマーとモーターであるようなものが、ベース台に組込まれている。拡大して見ることができる。圧力計はU字管である。そこにはガラス製のハウジングがあり、その中でゴム球は記録機器に圧を伝達するために膨張または収縮するように空気圧を変え、記録機器にはブラケットの上に搭載されたタンブラー上にペンがある。



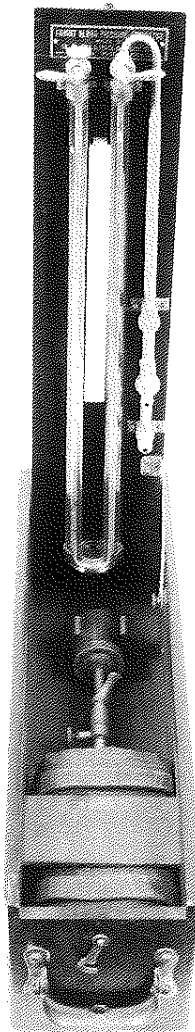


図 A39
1909 Faught の血圧計

(p.53) Faught は、多くの他の人のように、彼自身の機器を
発明した、よく知られた血圧のスペシャリストであつた。
木の箱 10"x 16"x 4"は開けると、蓋に取付けられた U-字管
圧力計が立ち上がるようになっている。一つは天井に大気
へ開放するための活栓、一つはカフに開放するため、横に
二つの補助活栓の付いた、300mmHg まで調整できる物差
しになっている。皮のカフ 5"幅は、ゴムのブラダと一緒に
箱に収めてある。空気ポンプは、金属製の長さ 6"とシリン
ジに似ている。

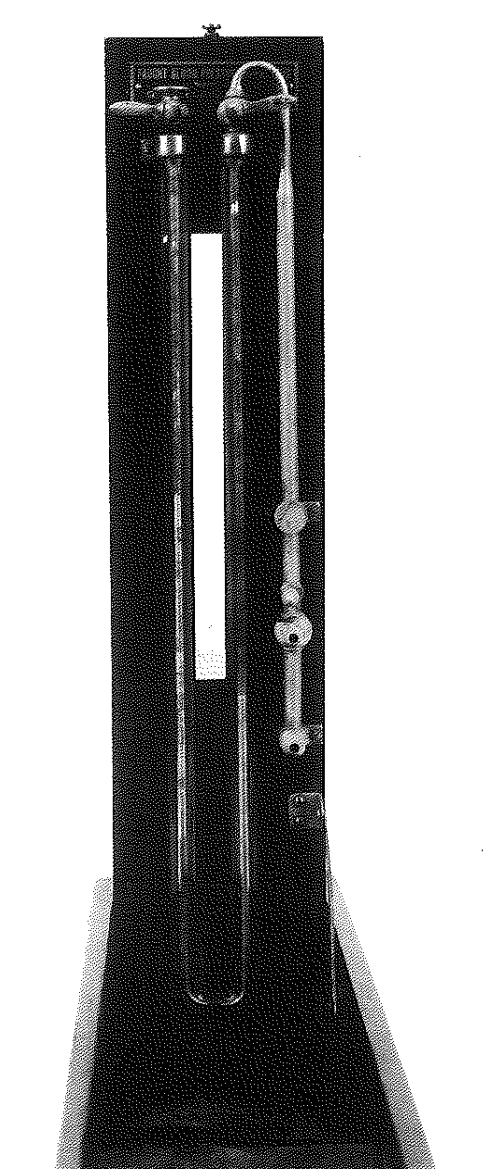
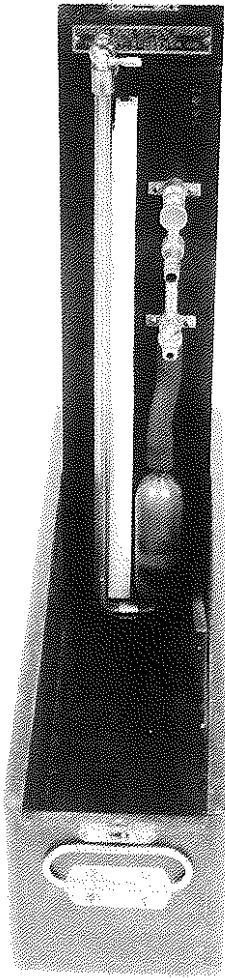


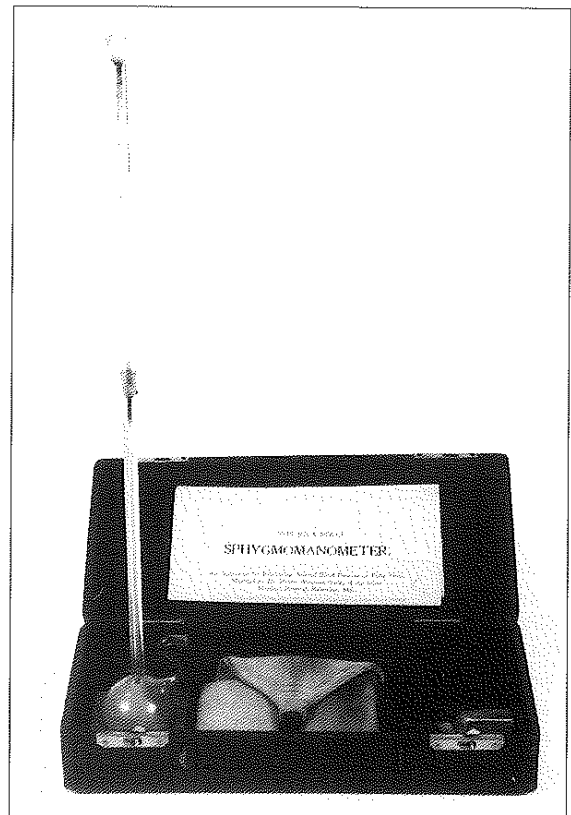
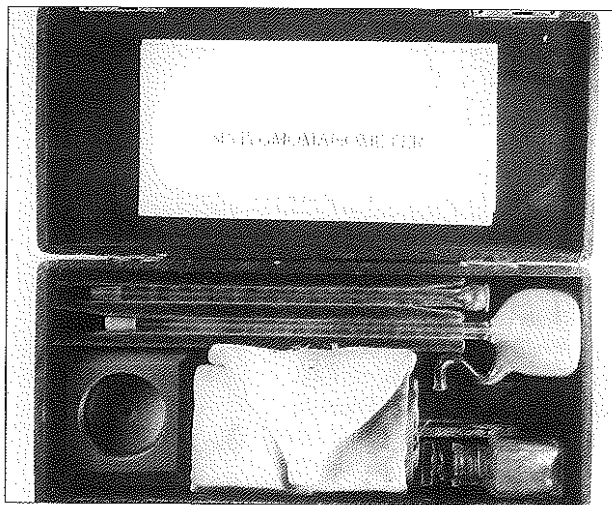
図 40 1909 Nicholson 血圧計
Kny-Scheerer Co.



(p.59) Faught や Janeway と発明で競争していた同時代の発明家。3.75" x 3.75" x 13.5"木の箱には、容器付きの Baum のデザインに似た圧力計が収めてある。260 までの木製の象牙スケール(物差し)と、大気に開放するためのバルブ。カフとポンプを取付けるための容器の上の二つの出口ポート。ポンプは無くなっているが、カフは布製の 4.5"幅。このモデルは水銀の漏れを防ぐためストップ活栓を使っている。Nicholson は、またより小さく、より持ち運びしやすい血圧計を発明した。

図 A41
1910 Riva-Rocci 血圧計、Cook の改良型

(p.53) 非常に脆弱であるが、この Riva-Rocci のタイプの機器がしばらくの間存続していた。これは、今は硬くなっているが、カフを組込むための 2.5" x 2.5" x 1"の木製のスタンド、水銀を貯めるためのボトル、二本の圧力計、高さ 8"のカフチューブ接手付き容器、7"長さの延長管を収納している 10" x 4.5" x 3"のケースセット。2本の設計は、持ち運びを楽くにし、壊れにくくするためである。



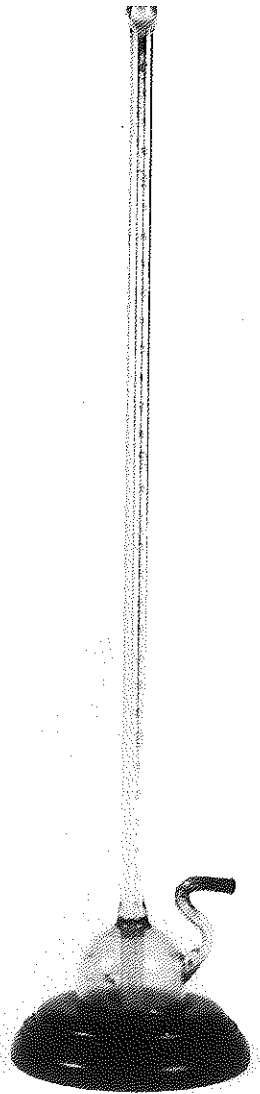


図 A42

1910 Riva-Rocci 血圧計、Cook の改造型

(p.59) Riva-Rocci のバリエーションで、オリジナル・デザインに非常に似ている。1.75" x 1" 径のボウル付き高さ 14.25" の一本で構成されている圧力計を据え付ける、圧力計用径 3.5" x 0.75" スタンドで、管が一本であることが、オリジナルタイプと違っている。ボウルから配管まで唯一つ接手で、二本のガラスの接手があった Riva-Rocci のものと似ていない。これが今まで存在しているのが驚きで、Riva-Rocci のオリジナルに非常に似ている。

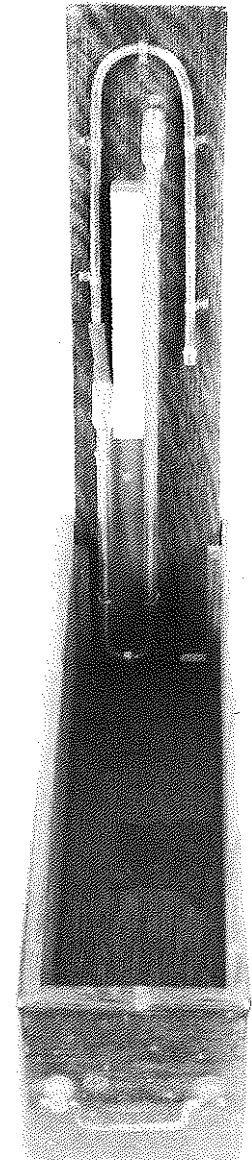


図 A43

1910 Becton-Dickensoni 血圧計

(p.59) この機器は、U-字管を廃止する前の後半の一つであろう。その Becton-Dickenson は、メジャーな企業である。檜の木の箱、18" x 4" x 4.5" で取外し可能な蓋付、300mmHg までの調整可能な木製の物差し付の U 字管圧力計が収納されている。箱の中の布アームバンドは 4.5" 幅である。ホースへの継手付きの 6" 長さの金属ポンプが組込まれる。ポンプは Becton-Deckenson 社. Ruth-erford と表示されている。

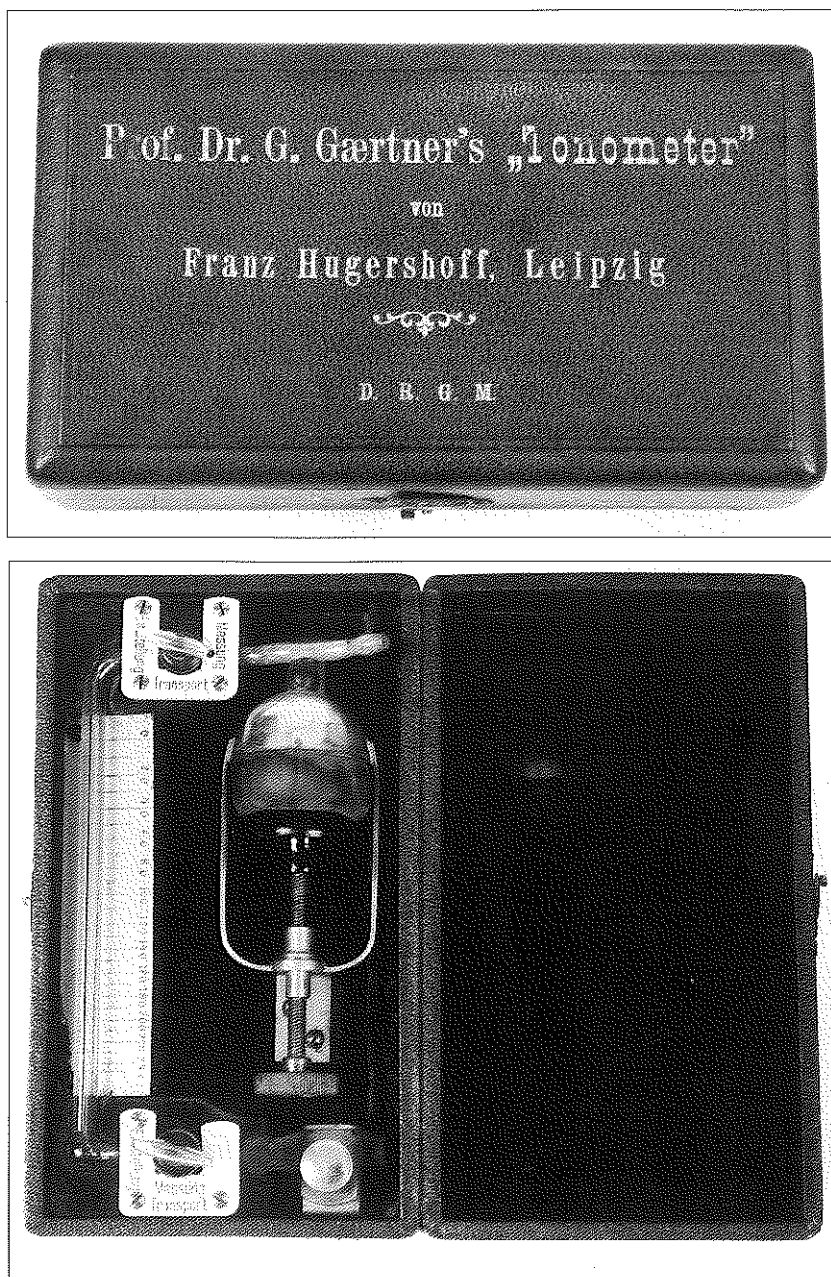


図 A44
1910 Dr G. Gaertner のトノメータ

(p.51) この機器は、指を使って圧を測定測る。上の蓋には、上にあるように上部に、銘刻がる 7.75" x 4.5" x 2" の黒の箱に収められている。この箱は、平面の外枠沿った U 字形の管を露出させるため開く。前方端には、240mm まで 20mm おきに目盛られた金属製の物差しになっている。それぞれの曲げられた箇所には、'measure(測定)、transport(搬送)' と表示された象牙製の固定器具が付いたガラスの弁がある。金属とゴムのポンプはネジで調整する。この管に付いていた指カフは無くなっている。



図 A45
1911 Mercer 血圧計

(p.55) 持ち運び用に設計された U チューブ圧力計。メッキされた金属管 13.5"x1"には、綿で詰め物して固定された U 字管が収まっている。物差しは、黒のプレート、調整可能で、水銀を見るため側面に沿って管の中の窓に 300 mmHg まで目盛り振られている。全体の装置は、図で示されているようにテーブルか他の支持台にクランプする。低部に、ポンプおよびアームバンド用の接手。

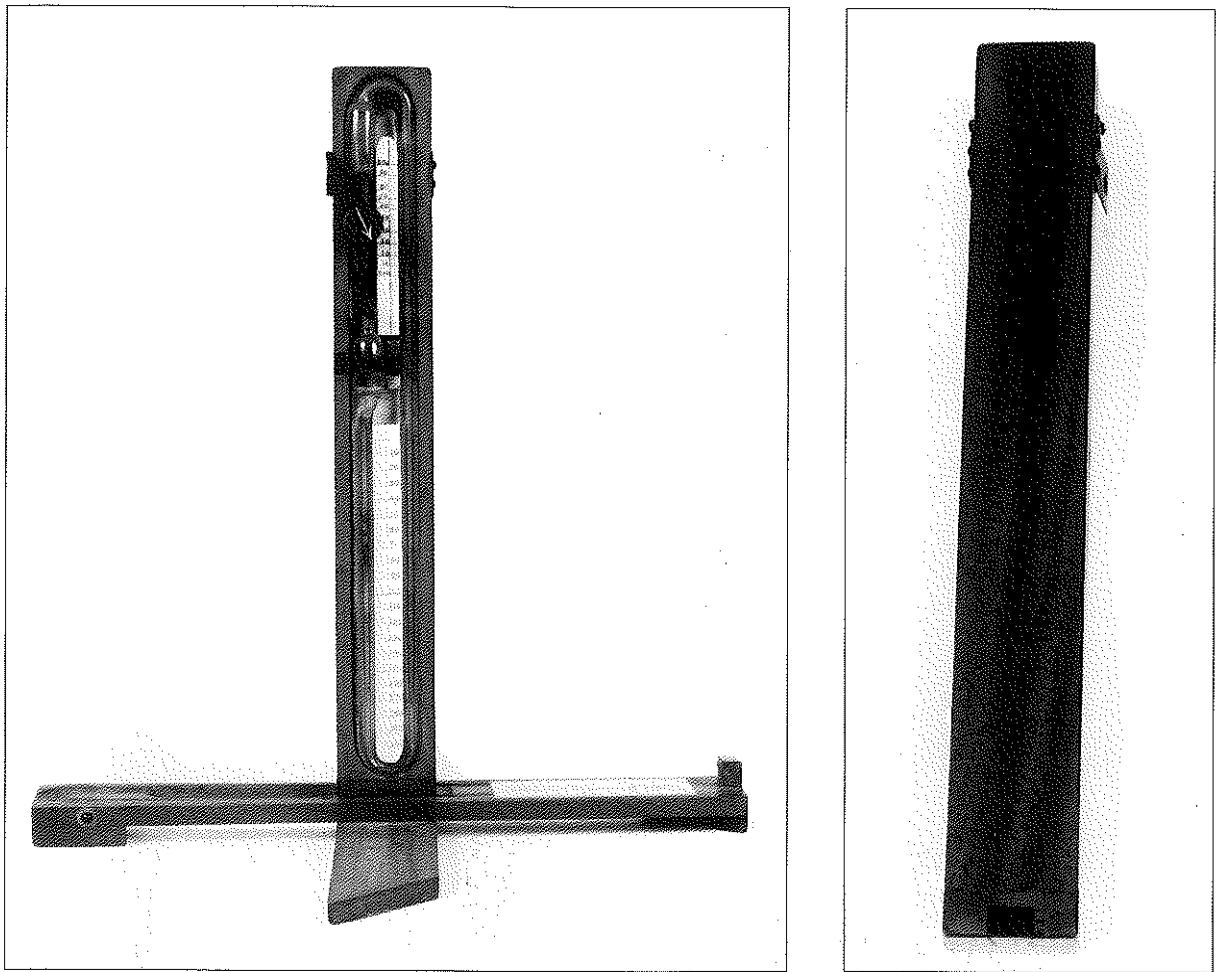


図 A46
1914 Oliver ポケット水銀圧力計

(p.59) 持ち運び用の最も優れた設計。2つのピースは閉じた時、9.5" x 1" x 1.5"の木の箱のように見える。底半分は圧力計を嵌め込んでいる十字スタンドにして開いて立てる。この圧力計は2個のスケールがある:一つはより低い測定値、もう一つは高い上の値の測定値用で、管に対して頭の部分を開けるためのネジが付いている。このガラスは、一つのアーム端にある容器の両端で曲げられている。

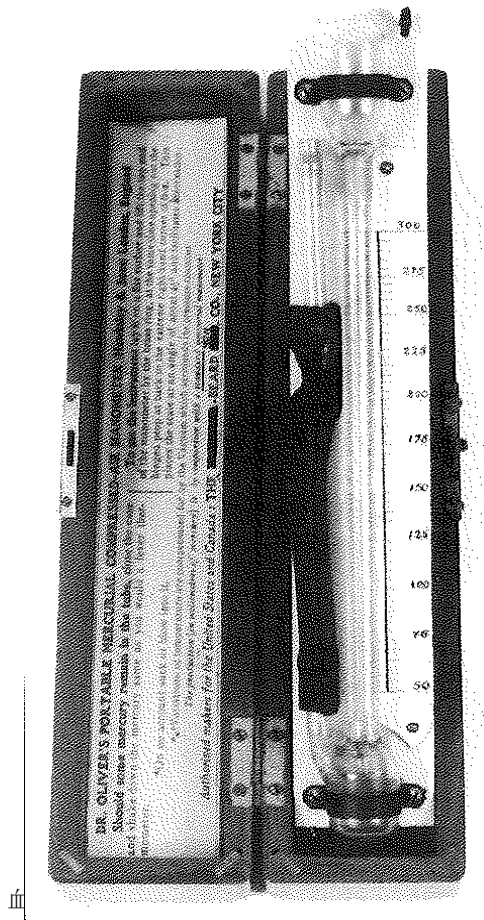


図 A47

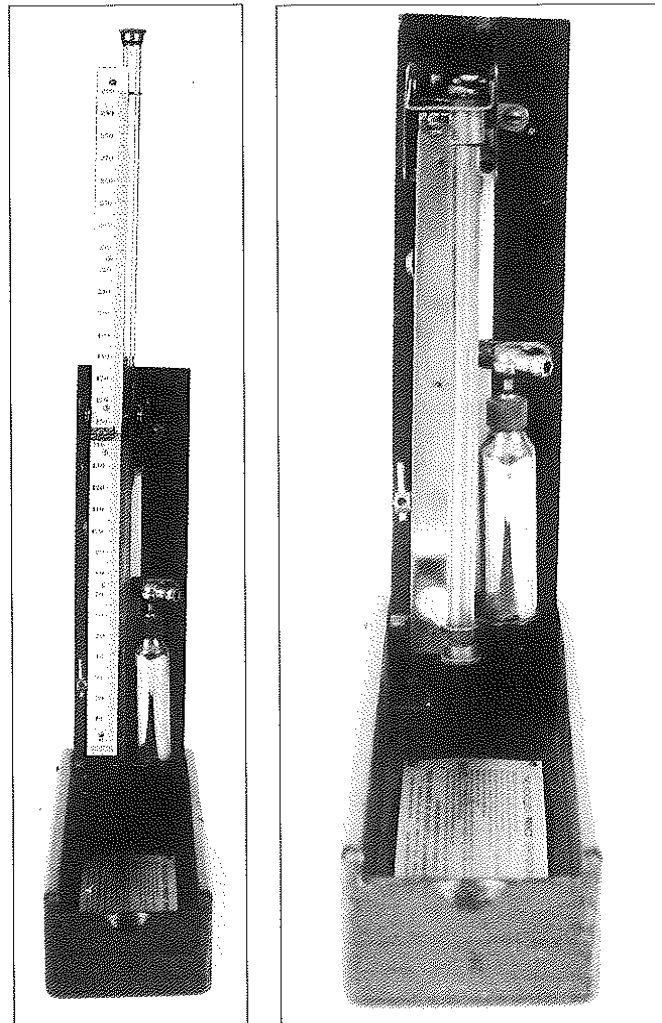
1913 Oliver の持ち運び型の水銀で圧縮するエア－圧力計

(p.59) さらに別の Dr. Oliver の機器で、同じように正確でない。8" x 1.5" x 1.25" 桜の木の箱に、7" の木製の象牙で覆われた 300mm まで目盛りが振られたスケールが、カフに接続されるゴム管側が容器で、丸くふくらんだ一端には真っすぐ立った腕で、それは空気を閉じ込められている、密閉された圧力計と一緒に収納されている。その箇所は金属バンドで固定する。上端の小さいアイスクリューと 3.75" 腕は、30 度の角度で支持するため裏で折りたたむ。

図 A48

1914 Nicholson 'Princo' 血圧計

(p.59) もう一つの持ち運び用の非常に優れたデザイン、水銀弁は信頼性がないが、可なり正確であったに違いない。持ち上げると、半分に折畳んだ圧力計が現れる蓋付きの木製の箱、8" x 2.25" x 1.5"。象牙のスケールは、300mmHg まで伸ばせる。容器は横にあり、約 3" x 0.75"。管を折畳んだ時、弁は水銀のロスを防ぐため閉まる。金属プレートの上に指図書がある。



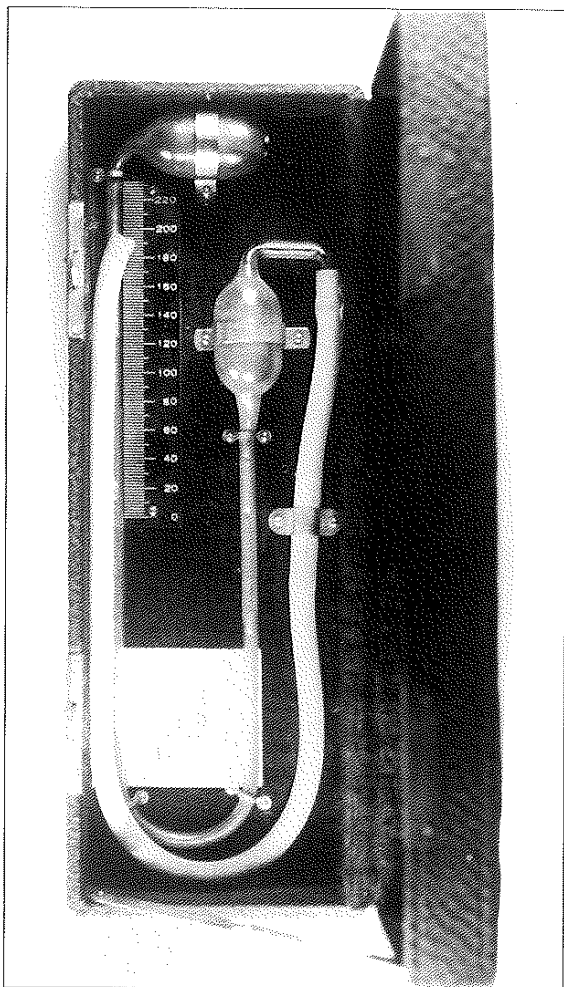


図 A49
1915 Brown 血圧計

(p.59) このスタイルのものは、数社で作られている。11" x 4" x 2"の紙でカバーされた箱は、カフやポンプを接続する上端に球根型の容器付きのU字管圧力計とぴったり収まっている。調整出来るスケールは、220mmHgまで目盛がつけられている。圧力計は、箱の底に収まっている。

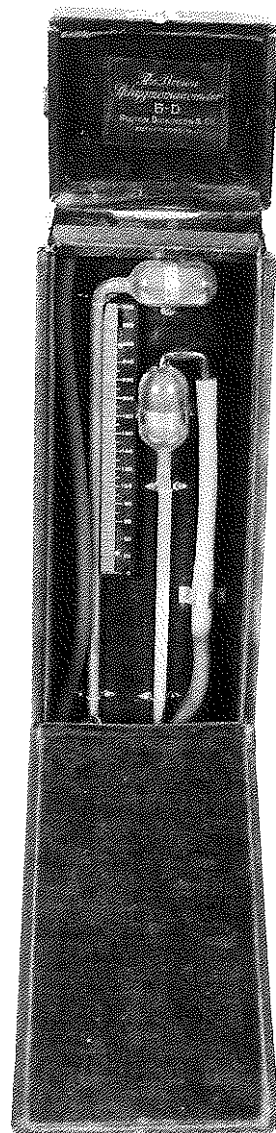


図 A50
1915 Brown 血圧計

(p.59) 入れもの以外では前の同じ機器で、サイズ 15" x 5" x 4"、片方の端で立てるようになっている。片側は圧力計を露出するため折りたたみ式になっている。使わない時は、箱の中の圧力計の背後に、カフとゴムポンプを入れるスペースに使われる。

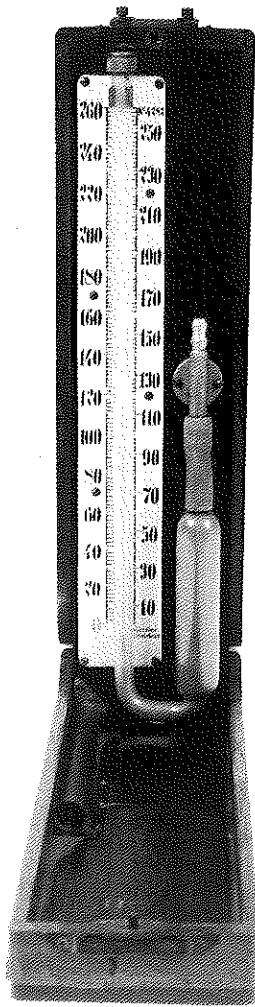


図 A51
1919-Baumanometer, kit bag model

(p.62) 1930 年頃米国市場を席卷した、Baum デザインの最も初期の物の一つ。木製の箱 12.5" x 3.25" x 1.75"には 260mm までのスケールを露出するのに、バネで開く蓋がある。黒の文字で描かれ、時々赤の十字棒。蓋がついている。標準 Baum はガラス製の圧力計の構造である。製造番号: 4282

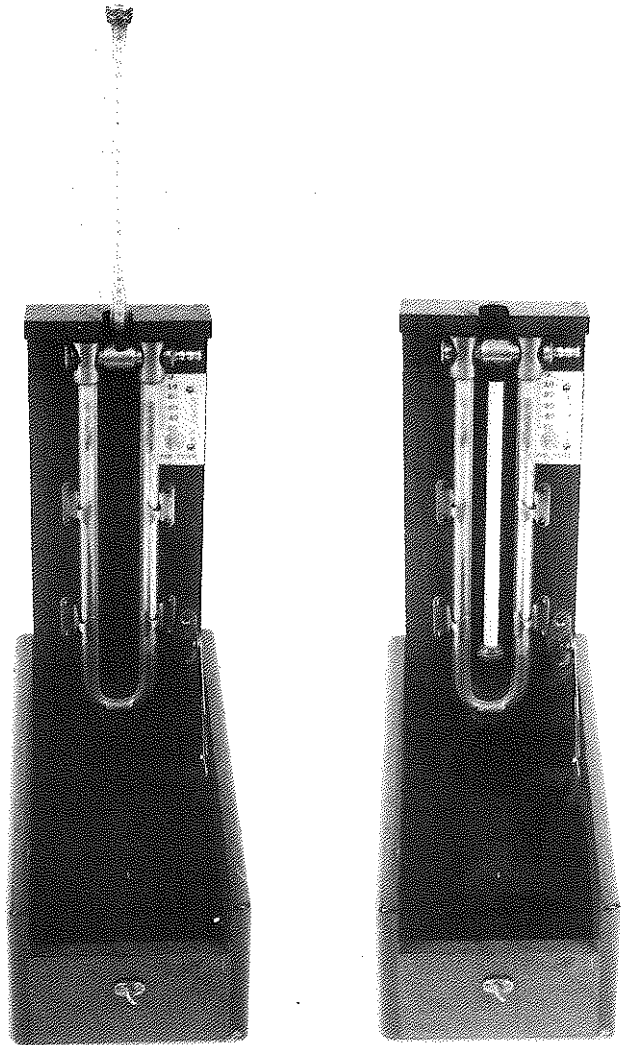


図 A52
1920 Tagliabue 血圧計

(p.64) 非常に珍しい機器。この会社は、また変わったアネロイド計を作っている(A24)。圧力計は、木製箱 9"x 4"x 3"の蓋の上に搭載されている。U字管は容器の役目をし、回転軸受けに搭載された小さい6"の管は、圧力範囲を 290 mm まで伸ばすため持ち上げる。そばにある象牙のゼロ物差しは、また負の圧力の値を示す。カフは標準の布である。中央の管を搭載しているので、ゼロは見えない。

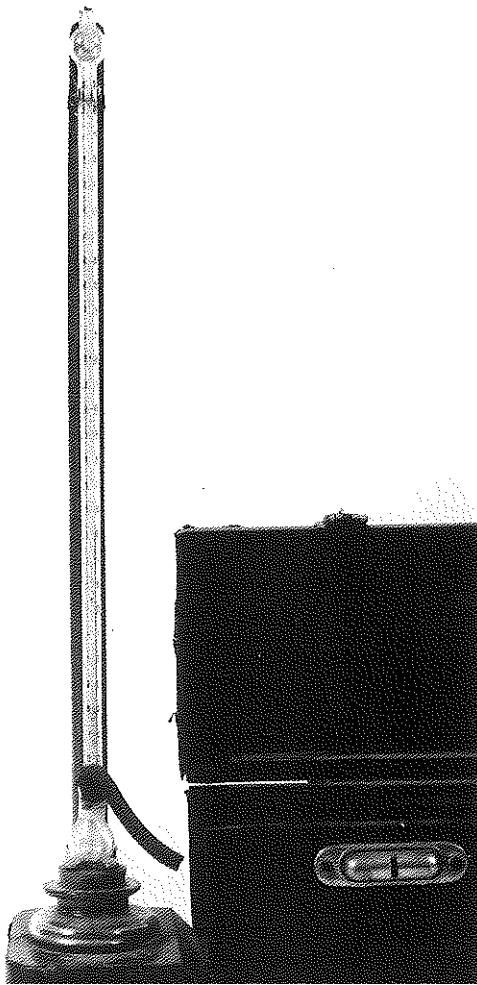
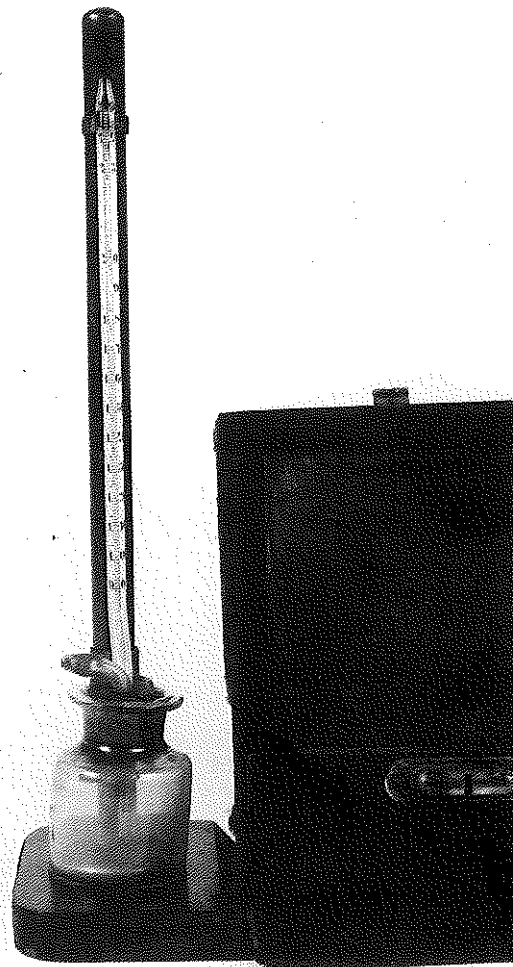


図 A53
1920 フランスの血圧計

(p.55) 大企業の一つによる評判の英国の水銀機器。これは革製の取って付きで、15.5" x 4" x 4"サイズの黒で、紙で覆われた容器に収められている。片側は、カフ、バルブ、および、立てて、木製の棒で支持された圧力計を取出したため開いたあと、下に押し付ける。圧力計は、ゴムコルクが付いた 1.75"径のガラスボールになっている。チューブは曲げた後、コルク栓を差し込み、圧を 330mmHg まで上げる。カフは、5"でテーパーになった布と、ゴム球とチューブである。圧力計の一端のバルブは、漏れ防止になっている。

図 A54
1920 フランスの血圧計

(p.55) 普及したもう一つのバージョン。15.5" x 4" x 3.3"紙で覆われた箱である。片側の端は、250 まで目盛されている 7.5"圧力計を支持している 3"高さのボトル用のベースとして役割をするため折りたたみ式になっていて、木製の棒にしっかりと固定されている。ゴム球は固くなっている、カフは標準 4.5"の布である。圧力計のチューブは、ベースの容器のコルク栓に差し込こむため、底で前方に曲げている。



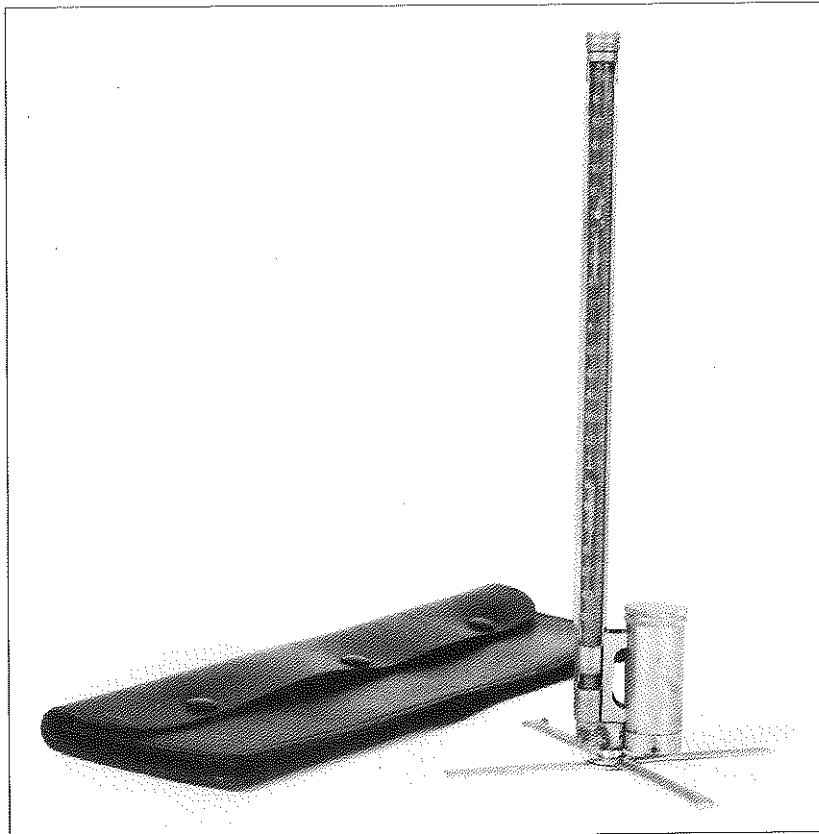


図 A55
1920 B-D 血圧計

(p.64) これは、非常に頑丈である奇抜な持ち運びできる機器である。それは 270mm Hg までのガラス圧力計付の 12" のニッケル-メッキ管に、2.5" x 1" の容器が取付けている。2 個の足に形にするため、延ばして折りたたみ式の 4" 長さのベースである。圧力計はベースに立てて支持するため、穴に嵌め込むプラグがある。全体は皮のケース 13" x 4" の中に収めるために分解できるようになっている。圧力計には、容器の頭に 'Becton Dickinson, Rutherford N.J.' と銘記されている。そして、特許申請中となっている。



図 A56
1920 Martin 血圧計
S.Maw,Son and Sons

(p.54) この機器は英国では比較的人気があったようである。16" x 6" x 2.5" 布製のカバーの箱には、革でカバーされたカフ 13" x 5" と、ゴム球ポンプが入れてある。血圧計には改良された U 字型で、箱のベースに留められている。それは長さ 7" の U 字部分付きの 14.25" の長さである。その U 字の上に、290mmHg まで目盛がされている。この目盛の部分はガラス接触式の体温計に似ている。球根状の容器は漏れを防ぐためのピンのような突出部がある。

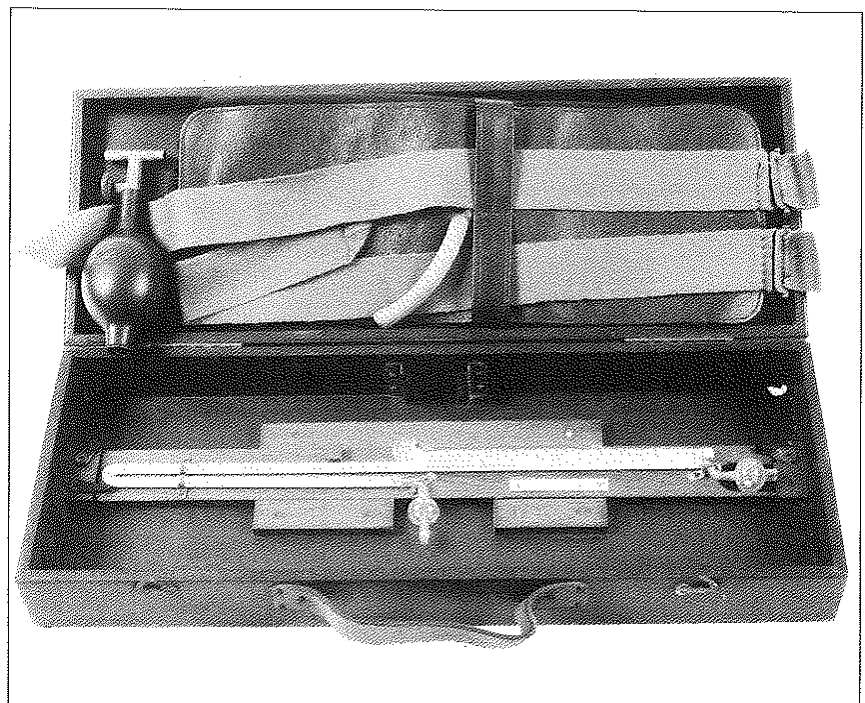
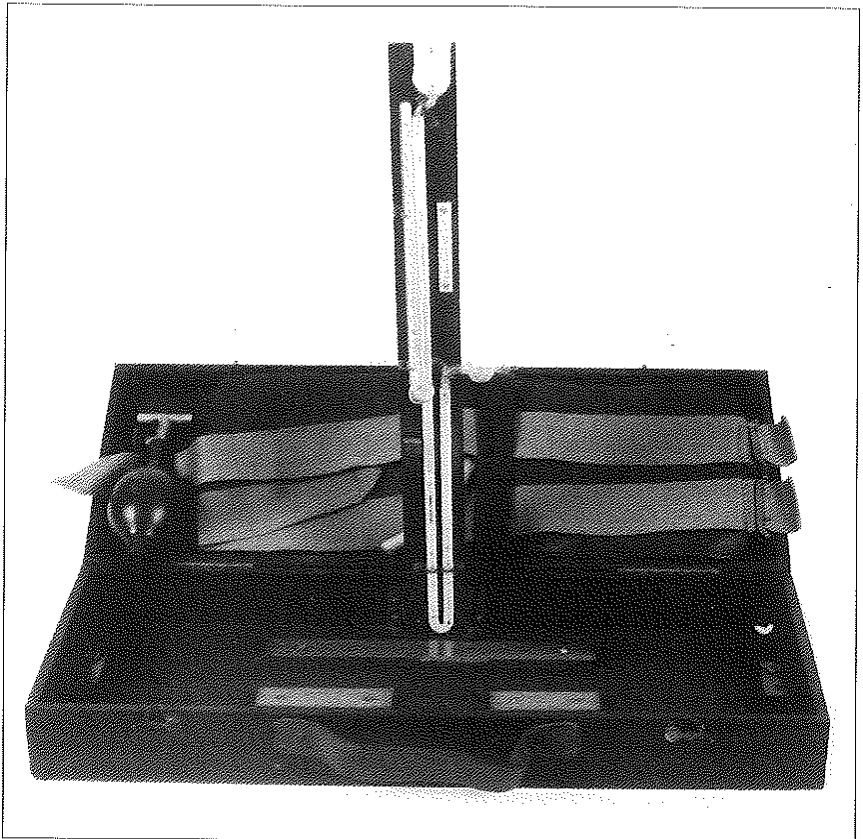




図 A57

1920 Hawksley の血圧計

(p.63) これはかつて出会った、最も審美的な楽しめるセット。13"x 7"x 3"の赤い皮裏地の箱は繊細な刺繍された布カフと、チューブを接続した出口ポートとベローを開け閉めするためのネジ付きのポンプと同じ材質のベローで接続された対面させて桜の木の部品で作られているポンプが収められている。このポンプは Oliver によって発明された。圧力計は、箱の中の別の箱に入っている。それは 10"で、象牙の物差し付き、丸みをおびた球根型のガラスの頭は水平にしたり折畳む。12"x 1.5"x 1.25"。そこにはレベリング・コード用に置く。ポンプは、この本の図 43 にある。

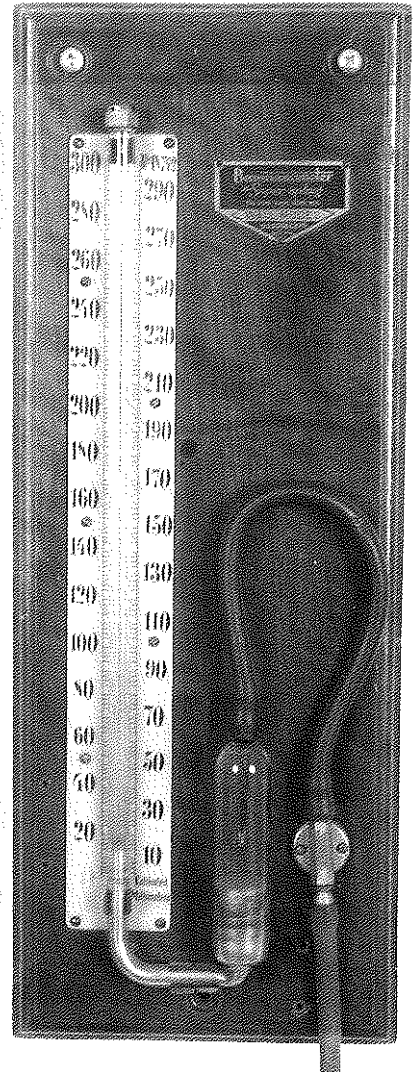


図 A58

1921 Baumanometer 壁掛けモデル

(p.62) これは基本的には初期の機器と同じであるが、壁に取り付けるようになっている。16" x 6"の木製の額縁に搭載される。象牙の物差しは 300mmHg までである。

図 A59

1921 Baum 血圧計

(p.62) 右: 成功した会社の初期の持ち運び出来る圧力計。14.25"x 4.5"x 2.5"木製の箱。12"の蓋は、300 mmHg スケール、3.5"x 1"の容器が付いたガラス管を露出するためにスプリング機構で持ち上げる。ラベルは: 'Baumanometer supersphyg desk model' と記されている。



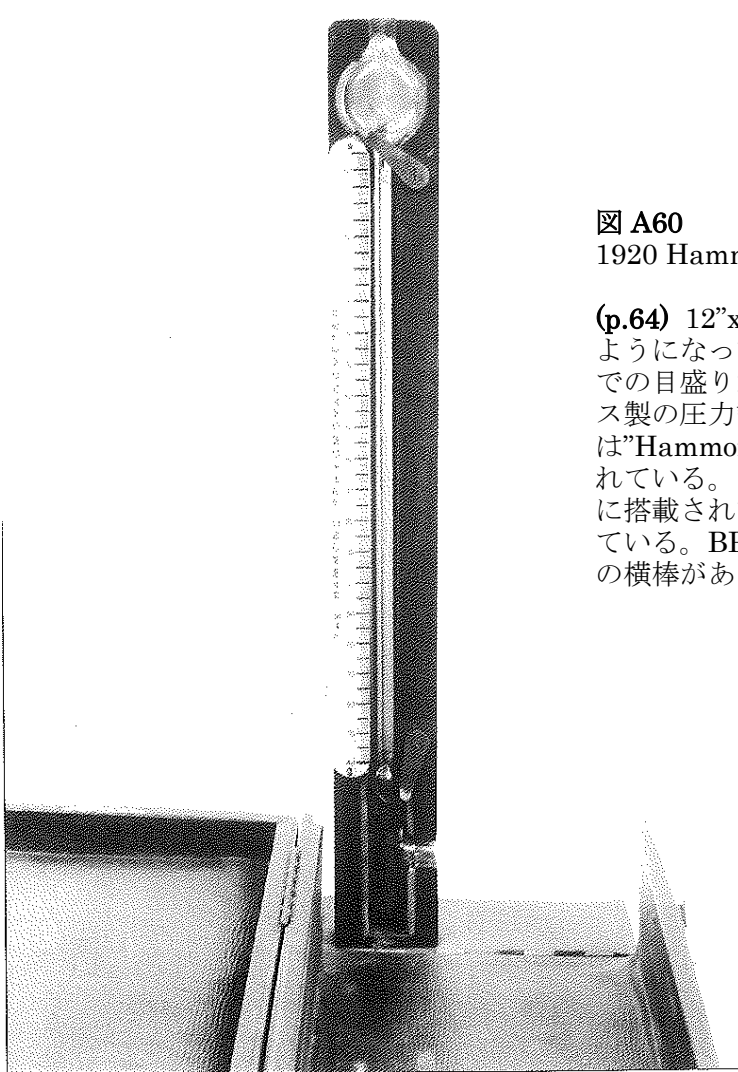


図 A60
1920 Hammond 血圧計

(p.64) 12"x 4"x 3"革製の箱は、折りたたみするようになっていて、象牙のスケールに0~35までの目盛りが振られている、11"の高さのガラス製の圧力計が収納している。このスケールは"Hammond Sphygmomanometer"と表示されている。このガラス管は1.5"幅の桜の木の台に搭載されていて、取り外しできるようになっている。BPカフと球根状の頭に接続するための横棒がある。

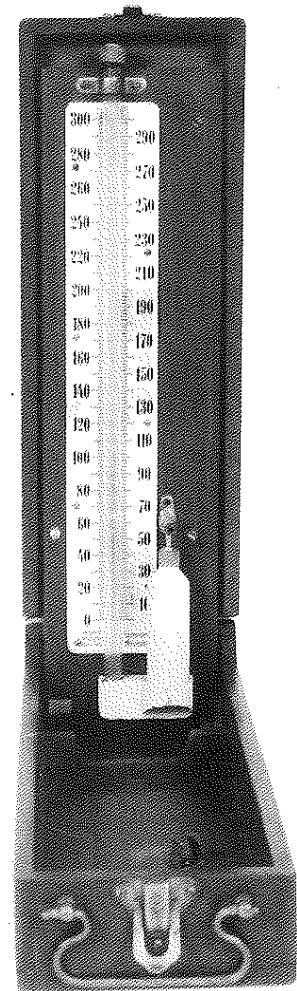


図 A61
1923 Princo 血圧計
Precision Thermometer and Instrument Co.

(p.64) 別の有名な企業のものである。木製の箱15" x 4.5" x 3"に収納されている。Type C, No.1033, 特許: 1913年11月4日と1923年8月7日。ヒンジ付の蓋は、木製の背面に取付けられた圧力計を露出させるため持ち上げる。このバージョンはBaumのものに非常に近い。300までの象牙製のスケール。金属の容器とガラスの圧力計がある。スケールは、mmで補正されていると述べている。これは、この本で議論したように、圧力が加えられた時ゼロの値から外れことについて述べている。

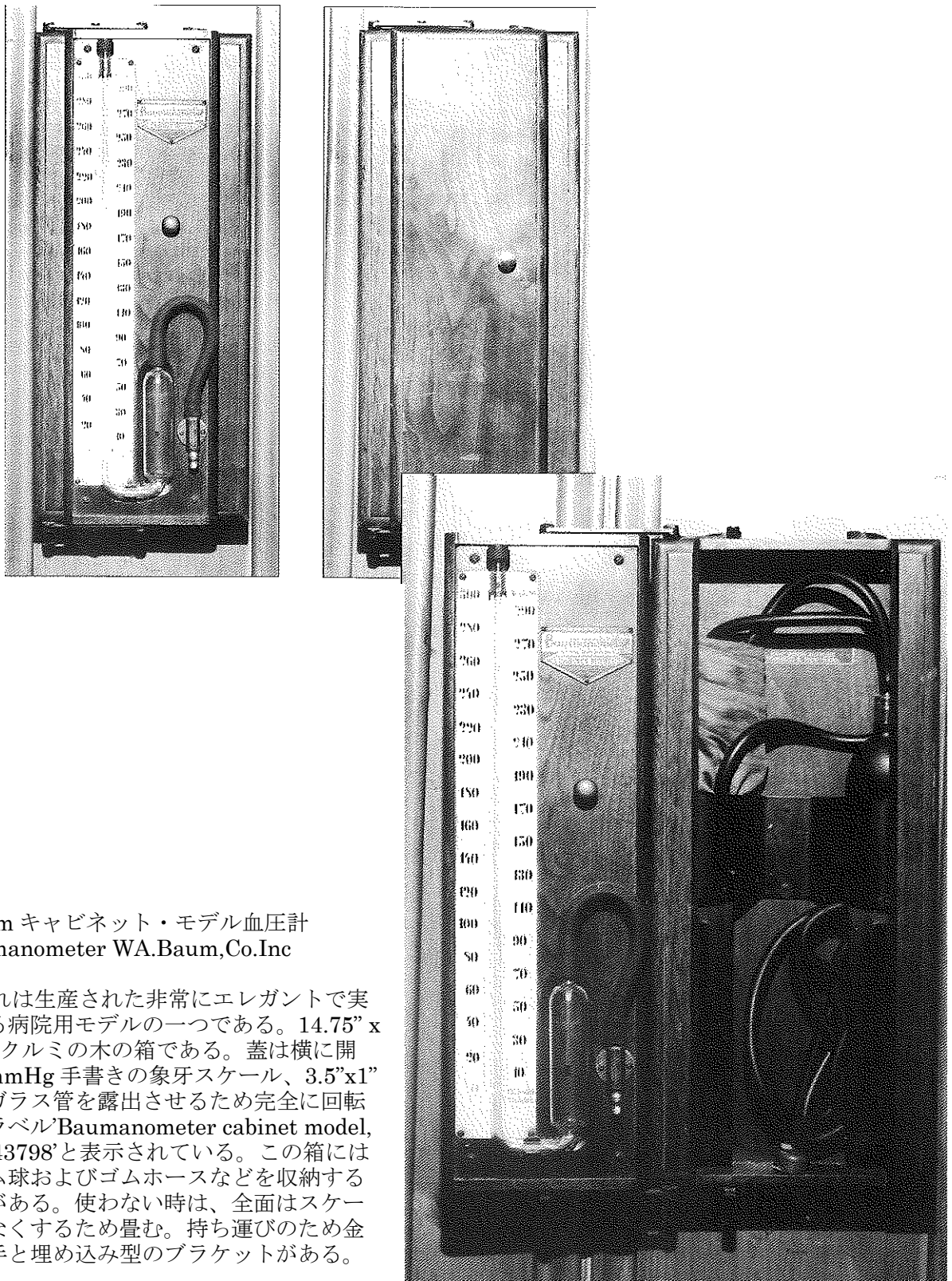


図 A62
1924 Baum キャビネット・モデル血圧計
sphygmomanometer WA.Baum,Co.Inc

(p.62) これは生産された非常にエレガントで実用性のある病院用モデルの一つである。14.75" x 6.5" x 2.5"クルミの木箱である。蓋は横に開き、300 mmHg 手書きの象牙スケール、3.5"x1" 容器付きガラス管を露出させるため完全に回転される。ラベル'Baumanometer cabinet model, 製造番号 43798'と表示されている。この箱にはカフ、ゴム球およびゴムホースなどを収納するスペースがある。使わない時は、全面はスケールを見えなくするため畳む。持ち運びのため金属製の取手と埋め込み型のブラケットがある。

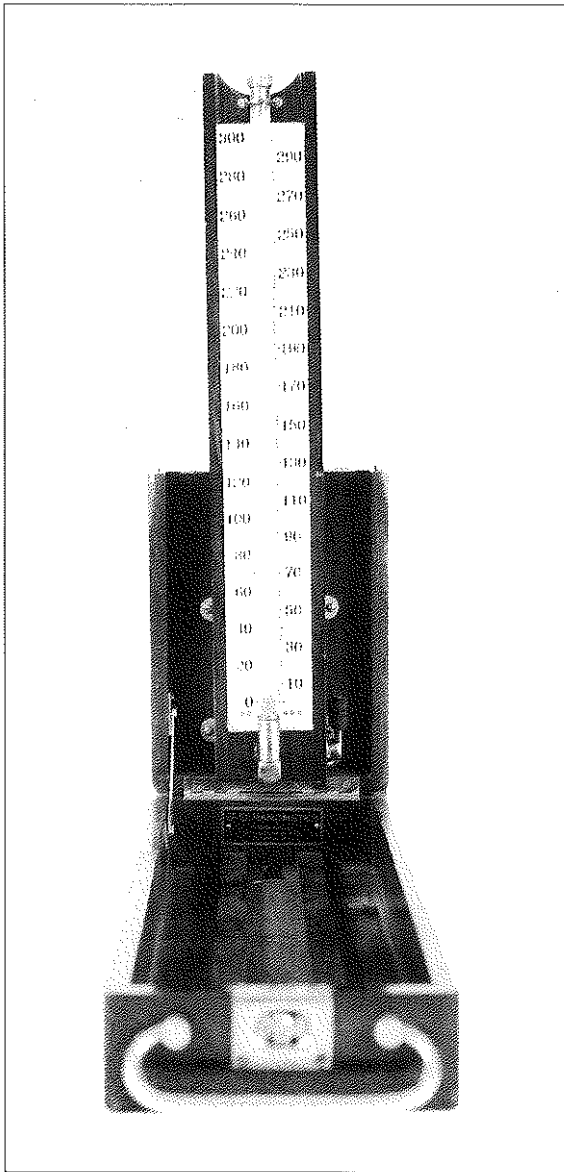


図 A63
1925 B.D. 血圧計
Becton Dickinson and Co.

(p.62 ?) Becton Dickinson 長年血圧計の製造を続けてきた。木製箱、14" x 5" x 2.5" に収納されている。蓋を持ち上げて 300 まで目盛された圧力計を露出する。容器は木製のスケールの背面に隠れていて、圧力計は垂直に立った別の木製支持の上にある蓋の前 1" に立てる。

図 A64

1900 Lewis-Mackenzie ポリグラフ
Cambridge and Paul Instrument Co.Ltd.

(p.32) 脈や他の循環機能を研究するため、初期の最も普及した機器の一つ。取説付の蓋を開いて露出させる、8-5/8" x 5-1/8" x 4-5/8" 木製の箱に収納されている。この機器はベースに搭載されている。そこには速度調整と紙送りの巻き上げ駆動があり、参照のための紙の上に端に番号がついている。インクボトルはベースに搭載されていて、ダイヤフラムに取り付けられた二本のペンがある。血管トレーシング用の二個のセンサがある。動脈用のセンサは無くなっている。ゴムチューブは存在する。

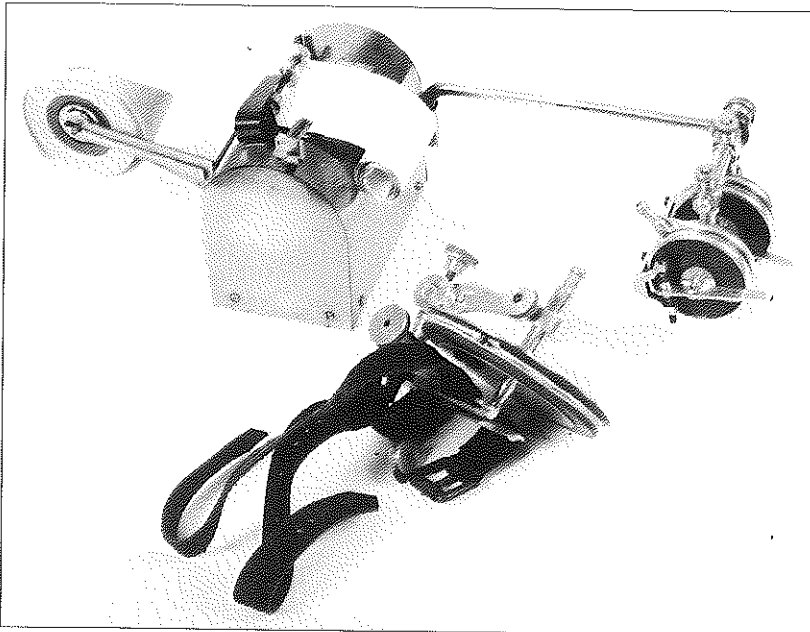
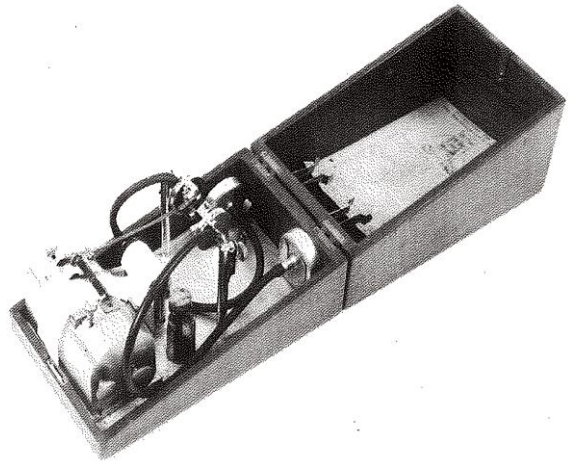
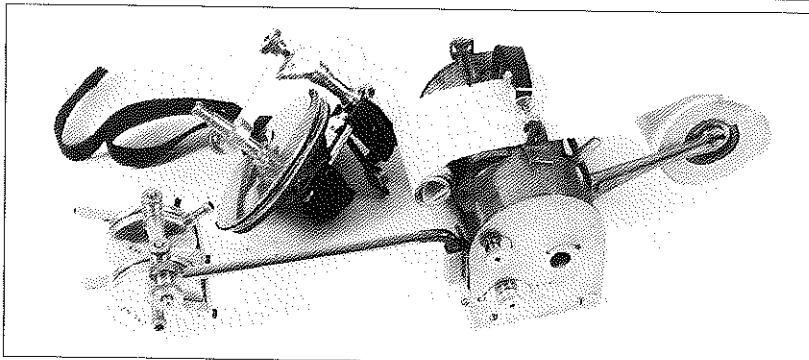


図 A65

1905 Mackenzie インク・ポリグラフ
Mr.S.Shaw

(p.32) 有名な心臓専門医による、複数の記録が出来るバリエーションのもう一つのタイプ。青のベルベットの裏張りで、10" x 6" x 3.5" 革覆われたケースに完全に一式が収納され、その収納物は: モーター・タイマー、2 個の血管の脈センサ、一つの動脈脈センサ、2 個のペン取付け器具、トレーシング・インク付の予備の紙、予備のペン、ペン搭載器具。モーターは 3.5" x 3 x 2" の範囲を測定し、そのペンは 4.5" ペン付で、4.5" アームに搭載する。ペンはゴムダイヤフラムの上で、空気で駆動される。



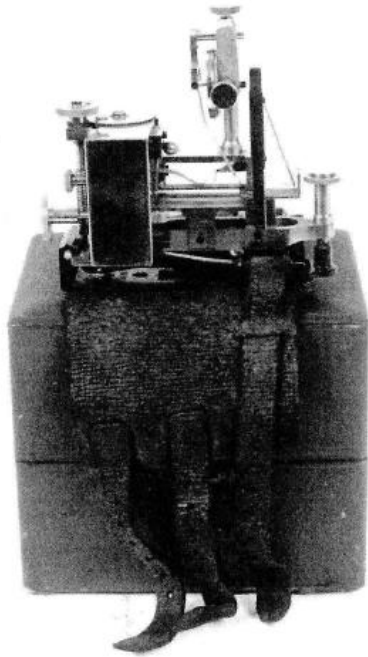


図 A66

1910 Jaquet の sphygmo-cardiograph (脈-循環グラフ計)

(p.30) 脈波グラフ計の最後の一つで、非常に耐久性がある設計になっている。5” x 4” x 4”赤の皮製の箱には、2分割で4” x 5” x 2”脈波計を収納している。手首ストラップは切り離して、機器に取付ける金属プラットフォームと、3個バックル付きの革製のストラップがある。この機器には、動脈の上の圧力を調整するためネジがある。紙とタイマーを動かす時計仕掛けの箱、脈のためのニードル、オプションの機器に接続するためのダイヤフラムがあり、それによって、ポリグラフ作成している。2個のペン記録計を付けているバージョンも作られている。



図 A67

1915 Boulitte 携帯型ポリグラフ
G.Boulitte

(p.56 ?) 全体的な考えは、Lewis-Mackenzie 機器に似ていて、Pachon のカプセル・オシログラフと名付けられた。一式セットで木製ケース 9.25" x 9" x 7"。ペーパー・ロール付きの記録計は、時計仕掛けの最新式の機構、3 個の記録計、一つは精巧な箱型、2 個は簡単なタンブラー、ペンは紙に記録するためのペン付きで全て 3 本。布および革製のカフ、予備の記録する機器、キー、予備のペン、2 個センサで、その一つは静脈用、もう一つは動脈用。旧住所で手書きの取説がある。これは Jaquet ポリグラフとして、スイスで作られ、スイスと英国で売られた。

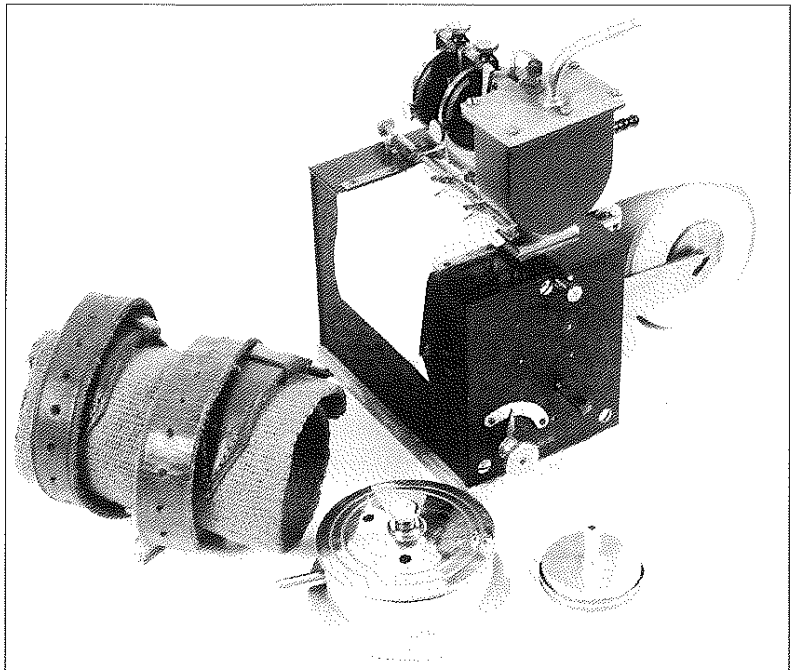
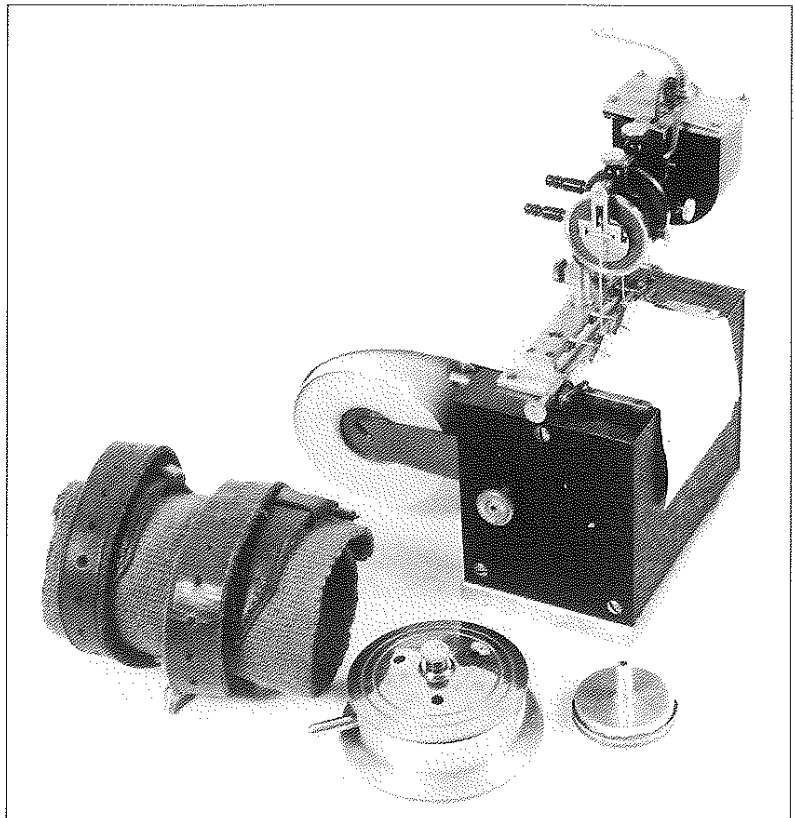
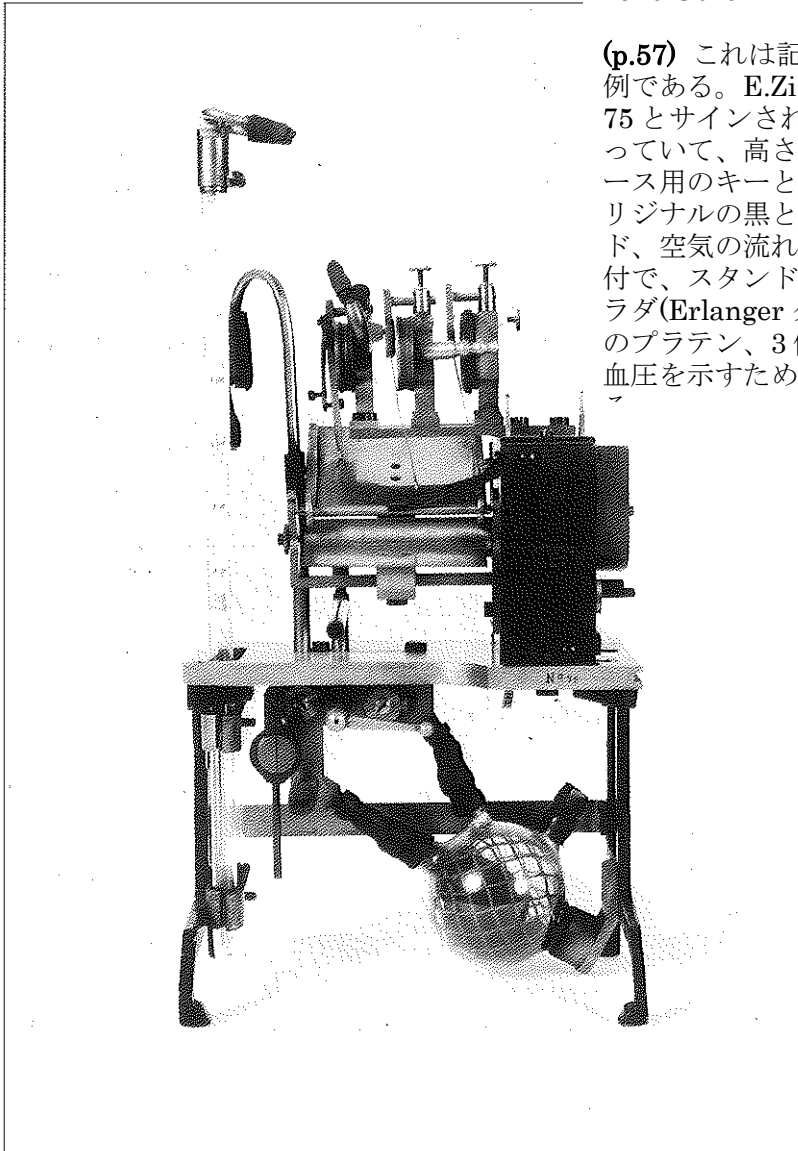


図 A68

1920 Uskoff Zimmerman 血圧計

(p.57) これは記録するポリグラフの素晴らしい例である。E.Zimmerman,Leipzig, Berlin No. 75 とサインされたオリジナル・クルミの箱に入っていて、高さ 13" である。箱の引出には、ケース用のキーとねじ巻きキーが入っている。オリジナルの黒と黄金色の外観の鑄鉄のスタンド、空気の流れ方向を切り替える 2 個のレバー付で、スタンドの下のガラスケースに入れたブラダ(Erlanger タイプ)、駆動装置とタイマー付のプラテン、3 個のペンがある。その一つは、血圧を示すためフロート付の圧力計に接続す



7 血圧測定の確立に大きな役割をした人物

(前書き)

この章は、第一部の第4章と第5章の重複する内容もあるが、特に血圧測定の発展に多大な影響を与えた人物について抽出して述べている。20世紀後半の電子機器、ソフトウェアの画期的に進歩してきた現在でも、この重要な人物たちが作り上げた概念は変えられることもなく、血圧測定の基本的なベースになっている。それ故、ここでは、彼らがこの血圧測定に関わった時の時代背景や苦勞談を含めて、彼らの考えをどの様に実現してきたかについて、物語風に読んでさらに理解を深めていくことを目的としている。また、この資料の出所を参考のため付記している。

*Section of the History of Medicine: A short History of Blood Pressure Measurement**By Jeremy Booth (Royal Free Hospital School of Medicine)*7-1 18世紀: 田舎者の実験: *Stephen Hales*

エジプトや中国の古代文明では、脈拍の挙動が身体の状態の診断の指標になることも知られていて、その技術がギリシャやローマに伝わり、さらに洗練され中世の暗黒時代には、アラブがその技術をルネッサンス時代への継承する大きな役割を果たした。しかし、その進歩は直接手指で脈を触診して判断する以外、その領域を超えることは出来なかった。生理学的見地から開花したのは、1628年に血液循環説を唱えた英国の解剖学者 *William Harvey* に始まるが、直接血圧測定を行ったのは1711年に英国の解剖学者の *Stephen Hales* である。その内容は第一部で紹介されたように、1733年に、彼の第二版の "*Haemastaticks*" の中で血圧に関する実験の記載である。それは一どっちかというところと荒っぽい作業で、20世紀の技術からみるとはなはだかけ離れていたが、血圧測定の技術を確立し痕跡を残した最初の人であったことは確かである。18世紀のずーと以前に、傷を負った血管から血液が噴出している普通の出来事が、生理学者達の好奇心を引きつけなかったことは非常に驚きである。だが、この現象を調べることを、*Hales* の探求心がとらえられ、血圧の発見は彼によるものになった。このことは19世紀の最も有名な生理学者の一人、*Johannes Muller* は、'血圧の発見は血液の発見以上' と言っていて、この科学的な偉業をなした人物 *Hales* は、*Harvey* の血液循環の発見と並ぶと言っている。*Hales* の実験は、当時の科学界に衝撃を与えた。

Hales は、1677年9月7日、Kent州(イングランド)のベックスボーンで生まれた。1696年にケンブリッジ大学に入り、そこで、1702年に、彼は特別研究員に選ばれた。ケンブリッジ大学にいる間、*Hales* は生態学に非常に興味を持ち、何時も手元には、*Ray* の '*Catalogue of Plants*(植物図鑑)' のコピーを持ち歩いていた。彼の友だち *William Stukeley* と一緒に、地域の動物の標本を解剖していたようだ。また、*Hales* が熱心に勉強したテーマは天文学でもあった。そうして、まだ学生であった時、惑星の運動を描いた真鍮製の機械を作り上げた。恐らく1710年頃、*Hales* は12年間 *Canbridge* にいた時、*Teddington* の永久居住者教区司祭にもなった。1719年以前の *Hales* の実験データは、未だに見つかっていないが、*Hales* が *Royal Society*(王立協会)に選ばれるには、科学に於いて重要な貢献をしなければならなかった。そこで、1719年彼は協会に対して、木々における樹液の上昇に関して太陽光線の効果についての論文を書いた。協会は、この論文に対して *Hales* に謝意を表し、彼の研究を続けることを推奨した。その結果は '*Vegitable Staticks*' というタイトルで、植物の樹液に関する実験の論文が出版した。さらに、*Hales* はこの '*Vegitable Staticks*' に彼のアイデアを追加して実験を続けた。そうして1733年に、その追加された観察は第二巻の出版は称賛される価値あるものに

なった、それを彼は'Haemostaticks'と呼び、また *Statical Essays* の第二巻として良く知られている。そこには血圧に関する最初の実験が述べられていた。その一部は、次のような内容である。(第一部：p34 参照)

In December I caused a mare to be tied down alive on her back; she was fourteen hands high, and about fourteen years old; had a fistula on her withers; was neither very lean nor yet lusty; having laid open the left crural artery about three inches from the belly, I inserted in to it a brass pipe whose bore was one sixth of an inch in diameter. I fixed a glass tube of nearly the same diameter which was nine feet in length: then untying the ligature of the artery, the blood rose in the tube 8 feet 3 inches perpendicular above the level of the left ventricle of the heart, but it did not attain to its full height at once; it rushed up about half way in an instant, and afterwards gradually at each pulse, 12, 8, 6, 4, 2 and some time 1 inch: when it was at its full height, it would rise and fall at after each pulse 2, 3 or 4 inches; and some times it would fall 12 or 14 inches, and have there for a time the same vibrations up and down, at and after each pulse, as it had, when it was at its full height; to which it would rise again, after forty or fifty pulses. (Hales 1733) ... (訳は p34-p35)

しかし、このガラスチューブを固定した真鍮のパイプを大腿部の動脈に挿入する解剖学的切開が人道的にも同意されない問題もあり、彼は血圧測定の実験を直ちに続けることをしなかった。Hales は宗教家で人道主義者でもあり、社会的慣習や科学的考えにも大きな影響がある人物であった。彼は与えた国の最高の科学界の栄誉を幾つか持っていて、*Royal Society*(王立協会)のフェローとなり、1739年に *Copley Medal*(科学業績に対して贈られる賞)が授けられた。彼の研究はヨーロッパでは高く尊重され、1753年に *Sir Hans Sloane* の死によって空席になっていたフランスの科学アカデミーの外国準会員の地位に選ばれた。後に、以前からの自分自身に対する質問であった心室の容量や、その他の多くの循環系の特徴を調べることを再び始めた。しかし、正確な血圧測定についての研究は、この歴史的偉業から約1世紀後の1828年に、*Poiseuille* が水銀圧力計を導入して始めるまではなされなかった。

7-2 19世紀の実験: 最初の医師で物理学者: Marie Poiseuille

Poiseuille(1707-1869)は、最初の医師で物理学者の一人であったと述べてよいかもしれない。彼の粘性の研究は技術者や物理学者にはよく知られているが、水銀圧力計をもっとも早く使用し、心臓血管系の抵抗に関する研究したことはあまり知られていない。*Poiseuille* は、1799年に生まれ、フランス革命の余波の中で育った。パリで、1828年に博士としての資格を取った。*Poiseuille* は動脈血圧の測定のために水銀圧力計の使用に関する博士論文で、王立医学アカデミーから金メタルの授与を獲得した。彼は血液が凝固しないように炭酸カリウムを満たしたカニューレに圧力計を接続し、実験動物の動脈に直接そのカニューレを挿入した。径が2mm程度の動脈にカニューレして、小さい動脈でも動脈圧を良好な状態に保てることを証明した。また、彼は腸間膜血管床を流れる血流は、静脈圧の変化に依存しないが、直接動脈圧と共に変わることを証明した。*Stephen Hales* の時代の後、臨床的な血圧測定において重要な前進をさせたのは *Poiseuille* であった。

この *Poiseuille* の革新は、1847年に *Carl Ludwig* に *Kymograph* 装置の開発することを可能にさせた。彼の論文'大動脈システム内の血流の途中に呼吸運動で作用される影響の知識に対する寄与'の中で、*Ludwig* は、マールブルグの *Comparative Anatomy*(比較解剖学)の教授、19世紀の後半の実験生理学と医学に目覚ましい影響を与えたることになる臨床データの記録をグラフ化する方法の確立

につなげた。Ludwig は、Poiseulle の装置に次のような改良点を加えたと言っている。：カニューレと水銀圧力計は、Poiseulle の方法と同じであるが、描画ペンを装着した浮子を開放した上端の水銀柱の上に浮かして、ペンは回転するススを塗ったドラム上に描くように配置した。：E H Starling は、Ludwig はこの浮子で記録する円筒の上に描かせる非凡の才があり、こうしたことが、一挙に我々が、Kimograph(キモグラフ)、言い換えれば脈波ライターと、生理学へのグラフィック方法を適用することが出来るようになったと言っている。

この Kymograph(ギリシャ語. Kyma=波; grapheion=スタイラス)は、他の生理学的パラメータを記録する、類似の器具の範囲で基本的なデザインにもなっている。これらの分野の中に、myograph(筋運動グラフ記録計)があり、筋肉の運動を記録するために 1850 年に Helmholtz によって開発され、また Tubingen(チュービンゲン)の Vierordt によって sphgmograph(脈波グラフ計)が開発された。Vierordt は、この新しいグラフィック方法を使って、脈をモニタした最初の人である。

7-3 非侵襲技術; 最初の血圧計 : Karl

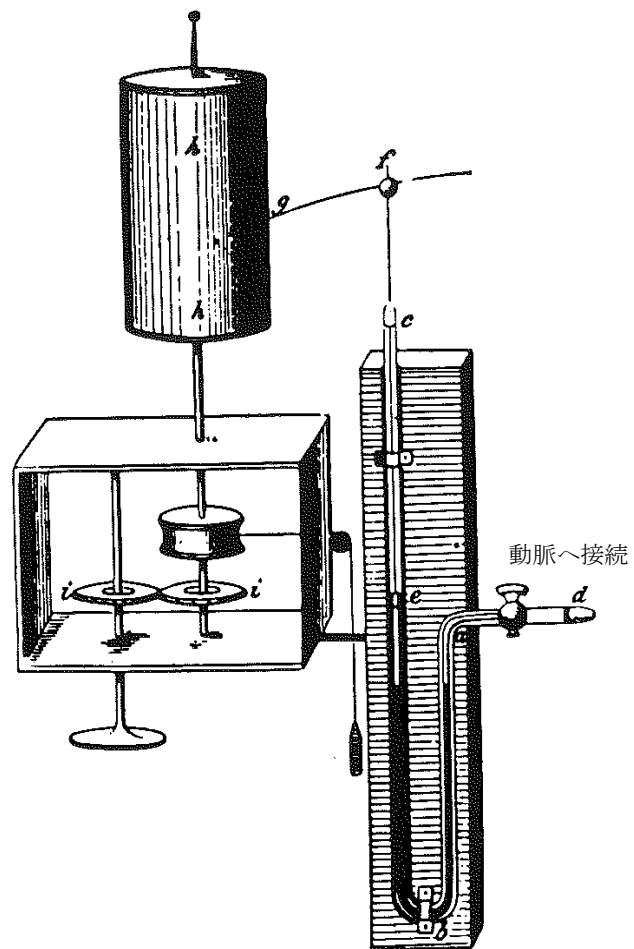
Vierordt

1855 年までは、臨床の現場で動脈圧を決める方法は、手術以外では存在しなかった、と言うのは、測定値を一般に手に入る装置で得る前には動脈に穿刺する必要があった。1955 年に、Vierordt は間接的で動脈内の拍動を止めるのに必要な対抗する圧力を測れば、間接的で非侵襲の技術として使えるかもしれないと言う仮説をたてた。

Vierordt は sphygmograph(脈波計)のレバーに取付けた重りで橈骨脈の閉鎖に必要とされる圧力を測る試みをして、彼の理論を実践するのに非常に苦勞をしたが、彼の装置は非常に扱いにくい設計だったので十分な成果を収めることはできなかった。(図 46)

この Vierordt の脈波計は、1860 年に Etienne Jules Marey よってかなり進化された。Marey は脈のグラフィック記録の技術を改善しただけでなく、患者の血圧を確立する精度も進歩させた。Marey は動脈圧に打ち勝たせる対向圧を適用する Vierordt

の原理を採用したが、彼の装置では腕を水で満たしたガラス製のチャンバーの中に包み込むようにした。その装置には腕の動脈の拍動を記録するため脈波計と Kimograph が接続された。そのチャンバーは水の可動容器で供給された。それは中の圧力を変えられるようにするためで、また圧力計も一緒に

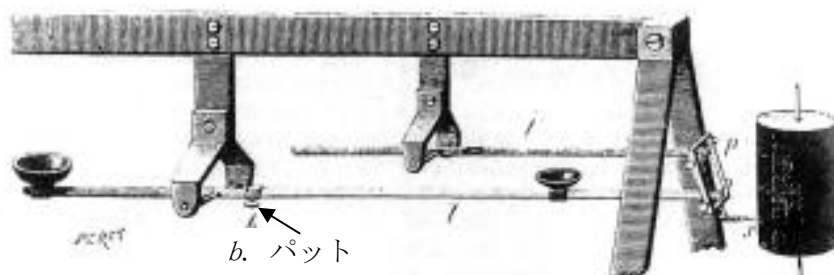


曲がったガラスの管には、水銀が充填されている。動脈には、d によって接続されている。細い真直ぐに立った丸棒、ef は水銀の表面で浮き、開放された自由端で a のブラシを支え、g は、h-h の回転する円筒に水銀の運動を記録オス

図 45 Ludwig の kymograph

ある。(図 26) 血圧の決定は、脈波グラフの追跡でピーク・ツー・ピーク間隔の最大になった時点の水銀圧力計が示した圧力に最初に注目して、それから容器を上げて徐々に圧力を上昇していく。脈波計の動きがもはや起こらなくなった時点の圧力を収縮期圧として記録された。Marey の脈波計は独創性においては傑作であったが、殆どの医師が日常で使うには残念ながら非常に複雑で、むしろ扱いにくいものであった。(図 47)

しかしながら、Marey の脈波計は、脈を記録したり研究するために、医療業界で幅広く受け入れられた。英国では、他と同じように、いろいろな改造がなされ、R E Dudgeon は、ロンドンのホメオパスシー医、おもにその担当を受け持った。この国のこの使用を開拓する役割は Dr Burdon-Sanderson で、後に Okford で Regius Professor(王立教授: 君主から任命を受けて就任する教授)、になった。Marey 以外の人々も血圧を正確に記録する努力をした。それは圧力が圧力計の動きに勝つ必要な力と等しいと考えて、もっぱら彼らの奮闘は、圧力計のバネに対する取付ける重りとの関わりであった。しかしながら、Potain は、圧力計の中のバネを動かすに必要な力は、血液の圧力でだけでな



パット, b, 橈骨動脈の上から宛がわれる。重りは脈波が描かれるまで大きなカップに乗せられる。それから、重りは微妙な調整として小さいカップに置かれる。

図 46 Vierordt 脈波計は 1854 年に発明された。

く、動脈壁の抵抗にも依存していて、後者は得られた測定値には容認できない余計なものを含んでいる。それ故、彼はバネ式の圧力計は、血圧の測定から排除するべきと結論付けた。

人に血圧について、最初の真の正確な測定値は、1856 年に外科医 Faivre によってなされた。彼は手術中に、動脈に水銀圧力計を接続して、直接の値を得ることが出来た。彼は大腿動脈血圧は 120mmHg であり、上腕動脈血圧は 115 から 120mmHg であった。これらは、そうして他の

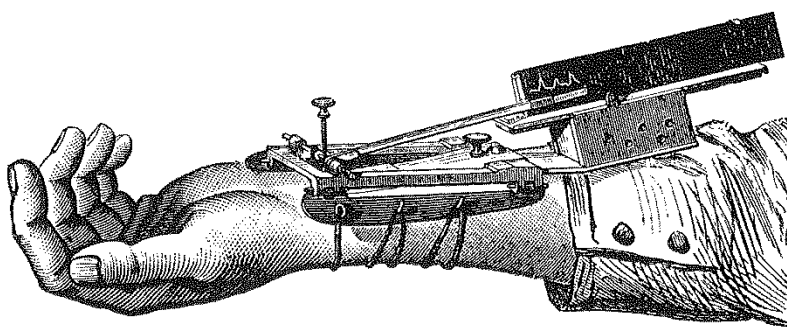


図 47 Marey の脈波計：1881 年頃の発明

直接の測定値は、血圧の正常範囲を確立するのに非常に価値があるものであった。しかしながら、この方法は明らかに日常での測定では実用的でない。というのは、カニューレと動脈間を直接接続する方法は、広範囲に使用することはできないからである。

7-4 非侵襲技術の進化：Von Basch～

そのような中で、最終的に動脈への穿刺と、液柱で血圧の直接測定を省いたのは、Samuel SiegfriedKarl Ritter von Basch である。Von Basch は 1837 年に Prague で生まれ、1862 年に Vienna(ビエナ)大学を卒業した。彼は 1870 の後半に研究に打ち込んでいた。Von Basch の方法は、

水を満たした加圧できる bag(袋)を使っている。その袋の角は水銀を満たしている圧力計のゴム球の首の回りに、しっかりと取り付けられている。中空の円筒は、水のゴム袋で生じた何らかの圧力がゴム球に伝達された結果、ゴム球から駆け上がり、水銀は管を持ち上げて、かくして圧力が記録することになる。(図 48)

Von Basch は、15 年前に作られた Vierordt の原理を臨床用途をに持ち込んだ。Von Basch の装置では、Marey の装置に見られた扱いにくい取付部品がなく簡素になったことである。Bag(袋)は、あてられた箇所末梢の拍動が止むまで脈の上から抑えられた。その時の水銀柱の高さの値を、収縮期血圧として記録した。この装置は、以前の装置より非常に正確になっていた。Zadek は、犬の実験で、頸動脈のカニューレ(直接法)を実施し、同時に von Basch の装置(間接法)を四肢で使った。この二つの結果は、お互いにかなりの範囲まで一致した。この血行動態病理学に最初の調査が着手された時に使われた装置は、von Basch の装置であった。Zadek と von Basch 共に、動脈硬化を患っている患者で、正常な人の血圧より明確に判定できるほどの上昇があったと注記している。同様に、熱のある患者では、低めの血圧であったことを示していた。

臨床医療で血圧計の導入は、医師達の中では診断に対して価値ある手助けになることで受け入れられたが、*Blitish Medical Journal* は、'我々は我々の感覚を貧弱にし、臨床的な鋭さを弱めている'と掲載している。臨床的に鋭さを弱めているとの批判にもかかわらず、Potain は、1889 年に、圧縮媒体として水を空気置き換え、臨床用途に血圧計をさらに受入れやすくするため 2 つ目の貢献をした。Potain の装置では、動脈を圧迫するためゴム球を使った。これは、第二のゴム球で加圧され、圧力は携帯できるアネロイド圧力計で記録した。一つの装置から次の装置への一連のジャンプ時、臨床的な血圧計の進

化を考えに、誤解を招く。1847 年から、Ludwig の時代、血圧を測るスタイルでは、新しい方法はゆっく受け入れられながら、徐々に進歩していった——前の方法を引継ぎながら——それらがさらなる進化で取って変わるまで。1890 年代の中頃、一つの重要な登場人物が現われた: 彼の名は Scipione Riva-Rocci である。

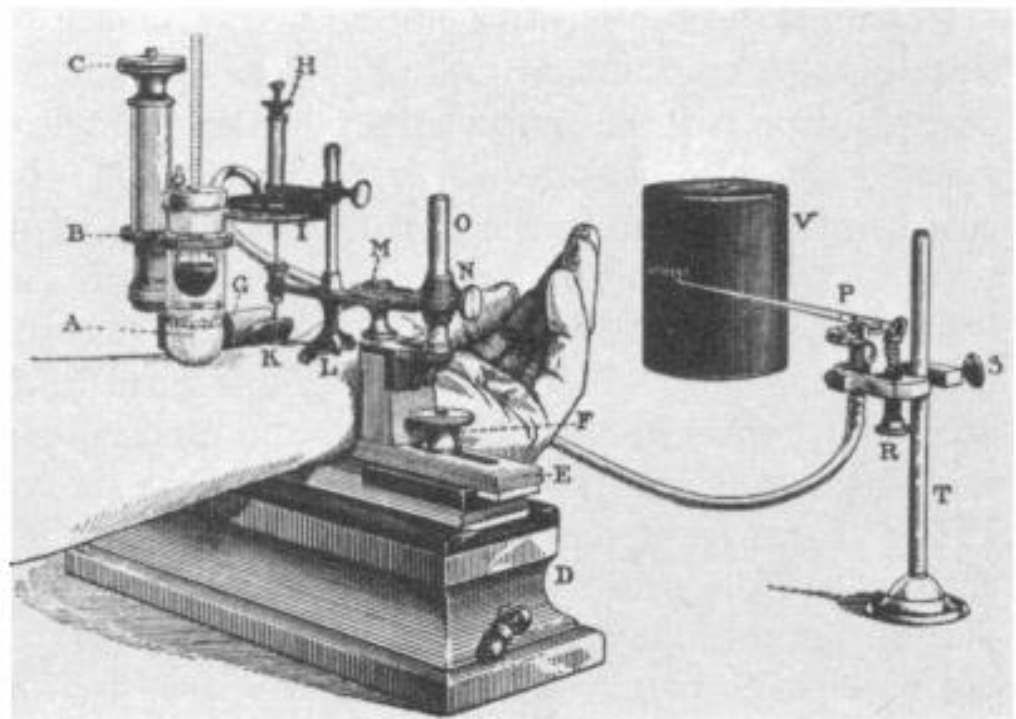


図 48 1881 年に発明された Von Basch の血圧計とスタンド

7-5 現代技術への発展：

7-5-1 イタリアのドクターRiva-Rocci のアイデア

1896年にRiva-Rocciは、今日の技術の基礎となった方法を報告した。彼の研究は、2つの論文で出版された。両方ともUn nuovo sfigmomanometro¹の題名である。これらの論文は、*Gazetta Medical di Torino*の12月10日と7日付、47巻の中の番号50と51の中で発表されている。また、Riva-RocciはTurinで、この6年前にTurinでMD称号を授与している。Dr W H Lewisは、臨床血圧計についての論文に、これらの報告の翻訳の纏めを載せている。この報告書には、Riva-Rocciが動脈圧に関する研究の目的を記録し、そして関係する物理的な原理について述べている。彼は市販で手に入るvon Baschの血圧計のいろいろなタイプについて述べながら、その時の文献を調べ続けている。明らかに、Riva-Rocciは後の非水銀圧力計のデザインよりも、水銀圧力計を組込んだ初期の機器の一つを支持している。彼は彼の新しいデザインについて、次のように述べている。

'血圧計もまた、Vierordtによって確立された原理をベースにして、Mareyやvon Baschによって次々と改良された。言い換えれば、それは脈のうねりの進行を妨げるために必要な力を、圧力を測定する機器である。血圧計は、その際、大動脈の分岐の一つ、上腕骨にあてがわれる。その上腕骨は、脇の下から直接連続している(この領域は、分岐する枝と考えられるような十分大きな側枝がない)、測定値は大動脈にかなり近い位置の全体の荷重を加える必要があり、望めば、大動脈そのもの(もし左上腕骨関係するか)または腕頭動脈幹(右上腕骨であれば)の何れかの圧力の荷重を加える。

Riva-Rocciは、彼の機器にあるべき特徴を考えた;使い易いこと、動作が速いこと、正確であること、患者に対して害を与えないものであることである。彼の技術は、腕を全周から圧迫を必要としていて、一側面からのものではなかった。ゴム袋は、伸縮性の無い材質のカフで覆っていて、装備しているゴム球で空気で加圧した。カフ内の圧力は、普通の水銀圧力計で測定され、橈骨動脈の脈がもはや拍動出来なくなるまで上げた。その点から圧力がゆっくりと解放させて、圧力計の水銀のレベルが落ち、脈が再び現れた時点の値を収縮期血圧とした。この新しいデザインの重要で優れていることは、上腕動脈が均等に全ての方向から圧迫され、こうしてvon Basch技術に見られる一方向から圧力する欠点をなくした。Riva-Rocciは、動脈圧の'全体の荷重'を測っていることを確かめるため、試験しながら細心の注意を払った。彼は、動物、人の死体の腕、ゴム配管で作った人工の循環器を用いて、実験を行った。しかしながら、Riva-Rocciの方法に一つの重大な欠点があった。5cm幅の狭いカフだけを使ったことである。これが、カフの上下のフチと皮膚の間に急峻な角度が形成され、それが局所的な高い圧を作り、正確さが低下することになった。このエラーは、1901年von Recklinghausenによって、その狭いアームバンドを約12cm幅のもので置き替えられて解決された。

この当時は、脈動が動脈の圧迫の領域を超えているか否かを決めるため、触診による方法で判断した。この方法は、収縮期血圧測定では全く問題はなく、今でも使われている技術である。しかし、このやり方では、正確な拡張期血圧を決定するには全く役に立たない。収縮期圧および拡張期圧、すなわち、脈圧を記録する欠点を解決するために、医師達はオシロメトリーの方法を使い始めた。この理由はカフ圧が動脈圧に等しくなった時、その圧迫されている動脈が鼓動しているだろうから、カフ

圧内では規則的な小さな変動を起こして、動脈からの圧力計の水銀に伝達されたオシレーションを観察することであった。はっきりと振動の出現した点を収縮期圧とし、大きな振動から小さな振動へ変わる点、これを拡張期と判断した。英国では、Hill と Barnard は、この拡張期の変化する点を記録するのに、十分感度があるニードル圧力ゲージを持った機器を発明した。彼らの装置は、持ち運びができ、使い易かった。Hill と Barnard の血圧計は、血圧の測定がさらに進むまでは、大いに役に立った。

7-5-2 20 世紀: ロシア外科医の業績: *N C Korotkoff*

A Short History of Blood Pressure Measurement (by Jeremy Booth)

19 世紀の変わり目のオシロメトリック法による、収縮期および拡張期血圧値の決定について議論されている時期に、収縮期および拡張期圧を明確に決める、さらに別の技術が考案された。1905 年に N C Korotkoff は、ロシアの外科医、肘窩部の位置の Riva-Rocci カフの下で上腕動脈の上に聴診器を置いて、カフを減圧して行くにつれて、動脈内に血流が戻ることによって起される tapping (叩く) 音を聞くことが出来ると報告した。Korotkoff は、この聴診法の発見を、1905 年 12 月に St Petersburg の Imperial Military Medical Academy に、長さ 207 語の短い論文を伝えた：それは、世界中の医師が使う事になる、また一度は患者となったことがある誰もが受けているこの技術にしては、やや控えめな始まりでの文であった。ロシアの外で Korotkoff のオリジナル報告書を入手できるコピーは、ニューヨーク公立図書館のスラブ語のコーナーにあった。このコピーは、王立医学アカデミーの公報 (*Izvestiya Voennomedistinskaie Akademiia*) の中にある。この報告は、'on methods studying blood pressure (血圧を検査する方法)' の題名で、完全な翻訳分は臨床用の血圧計に関する Lewis の論文の中に載っている (Prof. Feodeoreff クリニックから)。その内容は、以下の通りである。

'On the basis of this observation, the speaker came to the conclusion that a perfectly constricted artery under normal conditions, does not emit any sounds. Taking this fact into consideration, the speaker proposed the sound method for measuring blood pressure on human beings. The sleeve of Riva-Rocci is put on the middle third of the arm; the pressure in this sleeve rises rapidly until the circulation below this sleeve stops completely. At first there are no sounds whatsoever. As the mercury in the manometer drops to a certain height, there appears the first short or faint tones, the appearance of which indicates that part of the pulse wave of the blood stream has passed under the sleeve. Consequently, the reading on the manometer when the first sound appears corresponds to the maximum blood pressure; with the further fall of the mercury in the manometer, there are heard systolic pressure murmurs which become again sounds (secondary). Finally all sounds disappear. The time of disappearance of the sounds indicated the free passage or flow of the blood stream; in other words, at the moment of disappearance or fading out of the sounds, the minimum blood pressure in the artery has surpassed the pressure in the sleeve. Consequently, the reading of the manometer at this time corresponds to the minimum blood pressure. Experiments conducted on animals gave positive results. The first sound tones appear (10-12 mm) sooner than the pulse which (1 ar, radialis) can be felt only after the passage of the major portion of the blood stream.'

‘観察に基づいて、発表者は、正常の状態の下で完全に締め付けられた動脈は、如何なる音も発しないと結論付けている。この事実を考えると、この発表者は、人で血圧を測るために、音による方法を発表している。Riva-Rocciのスリーブ(カフ)を腕の3等分した中央置いて；このスリーブの中の圧力を、スリーブの下の循環が完全に止まるまで素早く上げる。はじめは、音と言うようなものは何も発しない。圧力計の中の水銀の高さがある高さまで下がった時、最初の短い、または微かなトーン(音色)が現れる、その出現は、血流の脈波の一部がスリーブの下を通過したことを示している。結果として、最初の音が現れた時の圧力計の読みが、最大圧力に対応している；圧力計内の水銀の降下と共に、再び音が現れ（2番目の）収縮期のつぶやく音が聞こえる。最終的に全ての音が消える。この音の消えた時は、血流の自由な通過または流れになったことを示している；言い換えると、音の消失の瞬間または音が薄れていく、動脈内の最小血圧が、スリーブ内の圧力を超える。結果として、この時の圧力計の測定値は、最小血圧に相当している。動物で行われた実験は、ポジティブな結果を与えた。



図 49 Nikolai S. Korotkov

彼が論文を配布した後、Korotkoffは臨床分野に彼の技術の使用について、巧みな弁護でDr IvanovとDr Bojovskiと活発な議論を交わした。

聴診技術の幅広い使用は、両耳用の聴診器を普及させる付随的な効果をもたらした。Korotkoffは、当初モノラルの片耳用の機器を使った。しかしながら、動脈音を聞きながら、同時にRiva-Rocciのカフ内の圧を制御しなければならない時は、取扱いにくいことに気付いた。両耳用の聴診器が、遥かに便利で、その後、Korotkoffはその使用を提唱した。

このKorotkoffの医学になした重要な貢献は、血圧を決定する正確で容易な方法を考案したことである。彼の技術は、実質的に何も変えられないことなく、半世紀以上におよび長く使用されてきて、時の試練に耐えてきた。この考案が、Paul WoodやWilliam Evansのような優れた心臓血管医師達が基礎となる病理学を導き出す基礎となった。

この様に、輝かしいにも関わらず、Dr. Korotkoffの論文を手に入れることが難しいだけでなく、また彼の詳細な伝記に関する資料も殆ど手に入らないと言われている。ロシア域外で発行されているデータに関しては、Segellによって数少ない著者の報告書に従って、集められ纏められているが、ここではA. V. Russiaの*Historical Notes*に述べられている下記の著者の資料を紹介する。

Dr N. S. Korotkov: the low-pitch sounds that stand high

Nabovokov and A. J. Nevorotin ; Pavlov State Medical University, St Petersburg.

Nicolai Sergevich KorotkovはAuscultation(聴診法)発見と言う輝かしい業績にもかかわらず、彼の生涯の人生との間には大きなギャップがある。彼の死後、半世紀経って初めて、図49の本物の写真の肖像画が、ロシア語の月刊誌に掲載されたのは、我々のために多くのことをなしたこの人に対する

誇りを持って意思表示とも思える。と、この著者は述べている。ところで Korotkoff の人生、特に、彼の発見の過程で、この人にしっこく付きまとった悲惨で、結果的に若くして死に導いた出来事を短い小冊子として纏め提供している。

N.S.Korotkoff は 1874 年 2 月 26 日に中央ロシア市の Kursk で生まれた。彼は目立たない商人の一人息子であった。1893 年に中等学校を卒業した後 Kharkoff 大学の医学部に入り、その施設は 3 学期に当時ロシアで最も有名な学校、モスクワ大学の医学部が変わった。彼は 1898 年の遅く立派な成績で卒業した。が、煩雑でややこしい官僚的形式主義的な理由で、障害や遅さで、この輝かしい青年は母校の外科クリニックで、1900 年だけ無給の研修医として受け入れられた。彼の個人の日記、また友人のノートなどで入手出来るものがないので、その後の経歴の本当の理由、つまり、義和団の乱 (1900 年) の間、そして、その後の日露戦争 (1904-1905 年) の間に、極東での赤十字施設で外科医としての奉仕に志願した使命について、はっきりしない。その動機は何であったか？ 外科診療に深く関与することに憧れがあったのか、生活するための金が欲しかったのか、自身の頑丈でタフさをテストしたかったのか、逆に、昇進、金を稼ぐとか結婚することに対する願望はなかったのか？ (1904 年、Korotkoff は、彼と全ての苦難を共有した看護婦と結婚した) — 後者は理想主義的なロシア人のインテリに対して非常に共通する特性なのか？ まずありそうなことは、その動機は、若さ、赤貧、強い意志、人としての厳格さ、それらの全てが入り混じったものだった。

Korotkoff の将来の仕事と運命に、これらの旅は少なくとも二つの事で、重要であったことを示す結果となった。ここでは、彼の発見の基礎を十分作る基本的な血管外科における経験を獲得してきた。しかしながら、不幸にして、彼の残りの生涯を悲惨なものにした病気、結核になった。

1903 年、この二つの旅行の間に、Korotkoff は St. Petersburg の帝国軍医学アカデミーの外科病院に向かうためモスクワ大学を離れた。ここでも、また無給で、以前のように勤勉で手を抜くこともなく外科医助手として働き続けた。St. Petersburg では、Korotkoff は、極東で働いている時期に、以前から始めていた動脈血圧の研究を続け、そして終えた。履歴では、彼の第一の関心事は、外傷動脈瘤の外科手術治療後の動脈側副血行路について血液供給の妥当性であった。しかし、よくあることだが、この研究の副産物が、メインの研究そのものよりも最も重要なものを生み出した。

Korotkoff の発見に関わる臨床的、実験的証拠の三つの補完的な部分が、彼の研究の中で際立って有名になった。まず一番目は、四肢に外傷性血管動脈瘤をもつ患者で、その側副動脈血流の供給状態を Riva-Rocci のカフ使って動脈瘤の末端での収縮期血圧 (Korotkoff の時代では 'maximal'; 最大) を測り、指で (メイン) とする妥当な動脈幹を完全な圧迫するように追従しながら動脈の脈を触診して判断した。しかしながら、その圧迫し結果的に側枝へ血液の流れの切替りは本当に完璧であったかどうか、もしそうであれば検証の仕方は、と疑問が持ち上がった。ここで、Korotkoff は聴診法を使い、そのやり方を偉大なロシアの外科医、Nikolai.I.Pirogov の下で血管動脈瘤の検査に一足先に推奨した。

二つ目は、臨床的および試験評価の後、Korotkoff はカフのすぐ下の聴診器で動脈の聴診音が、カフの中の圧が下がるに従って、音色とピッチが変る一連の音が聞とれることを認めた。彼は ('最初の音、圧迫され包むようなつぶやく音; murmurs、第二音、音の消失) のはっきりとした 4 種類のフェーズで識別し、第二音のくぐもった muffled 音のみに気づくのを見落とし、それは彼の同僚によって間もなく証明された。Korotkoff により開発されたこのやり方は、収縮期血圧のより正確な値となり、Riva-Rocci の触診法に比べて 10-12 mmHg 高めであり、それは最初の音が丁度聞き取れるようにな

った点として **Korotkoff** に従って定義された。さらに、この聴診法は拡張期または最小(**minimal**)の間接的決定をするために最初に使われ、この創始者によって音の最終消失点の測定値とされた。その他に、より優れた音を決定するために、**Korotkoff** は両耳用の聴診器が最も優れていると提案した。また、上腕に使ったカフと較べてより幅が広い、大腿や下肢用に適用する違ったカフを紹介した。

三つ目は、**Korotkoff** の研究は、この方法の現象論的側面のみに限定しなかった、そうして、この創始者は発見した現象の性質のより可能性のある説明を提供した。兎に角、この音について心臓の源からではなく、局所的な一部の部位から発生していることを示した。その場所は、実際カフで圧迫されている箇所の下層の動脈部位で起きていた。

この研究の結果は帝国軍医学アカデミーでの学術会議で 1905 年 11 月 8 日に最初に報告され、そこでは概ね 1 点を除いて全ては受け入れられた：その一点とは、音の起源のサイトで「圧迫されている領域の局所的な箇所からなのか?」、'心臓の中にあるか?'。この議論は、この創始者に犬の大腿動脈を使って追加実験を行うことを促した。この後者の実験は心臓から切り離しされて、調整された圧レベルの下でサリンを灌流して行われた。**Korotkoff** は、心臓による如何なる寄与を疑いもなく排除し、その音を再現して成功した。これらのデータは 1905 年 12 月 13 日に再び公の場に公表され、以前以上に熱狂的に歓迎された。この二つの報告書の短く纏めたものが、参加者の質問とコメントを付けてアカデミーの月刊会報の中に発刊された。

Korotkoff のこの方法は、まもなく支持され洗練され、アカデミーの **M.V.Janovsky** 教授の治療クリニックの内科医療で採用されたことで、ロシアや国外でこの技術を広めていくことになった。血圧測定の **Korotkoff** の技術が世界的に公認されたのは、1939 年に米国心臓協会のジョイント委員会や、英国とアイランドの心臓学会で受け入れられたことである。

この仕事で成功を達成するために費やした労力が、**Korotkoff** の健康を害したか否かは分からないが、1905 年の暮れに結核の発作と最初の診断が下され、彼のさらなる研究の計画が急に中断させられた。そして、彼は **Kursk** の家族のもとに向かわねばならなかった。それから僅か 2 年後、彼はアカデミーへ戻りことになり、博士号の試験に合格した。しかし、再び病気が悪化して、彼の計画が影響を受けることになった。彼は、その時何が出来ただろう? 彼は家族、妻および 3 歳の息子の面倒を見なければならなく、同時に、彼自身の健康もケアしなければならなかった。シベリアの綺麗な乾いた空気は、彼の治療には心が引かれた。それ故、彼は **Lena** 川の近くの金鉱山の地域の一つに行き、そこで医師として働き始めた。1910 年、彼は **St. Petersburg** に戻って、5 月 15 日「側副動脈の効能を決めるための実験」と言う題名の自分の博士論文を弁護した。**Korotkoff** が医学博士号が受入れられて僅か一か月後、彼は **Caucasus**(コーカサス)で、同時に発生したコレラの流行を抑えるため参加するよう指名された。またしても彼の健康が再び悪化し、**Bodaibo** のシベリアの街の金鉱山センター向かった、そこで 1911 年 1 月に医師としての任務を再開した。

最後に、**Korotkoff** は首都で病院の一人のスタッフとして加入することを希望して、1913 年の春 **St. Petersburg** に戻った。しかしながら、**Great Clinical Hospital** での **Peter** で上級医として正規に働き始めまでには約一年間かかった。丁度、第一次世界大戦が始まった後、彼は **Tzarskoye** の **St. Petersburg**(後に、**Petrograd**)群区の軍の病院で働くように召集された。そのようなことで、1917 年 10 月革命中および以降は仕事も場所も変わる事がなかった。そして、**Korotkoff** は最後の日がくるまで開業医としてここに留まることになった。

1920年3月14日、Korotkoffはあわれにも軍の医学アカデミーの救命救急室で肺出血で亡くなり、PetrogradのBogoslovkoye墓地で静かに埋葬された。彼のやもめ、ElenaはナチスによってLeningradを包囲されていた時の1941年に他界し、彼の一人の息子Sergeiは、スポーツ・医学ドクターとして働いていたが1977に亡くなっている。

この記述は、ここで終わっているが、次のHandbook of Hypertension .Vol.14: Blood Pressure Measurementの記述で次の補足するのも興味深いと思う。

The history of indirect blood pressure measurement:P 23-P26

Eoin O'Brien and Desmond Fitzgerald

この素晴らしいKorotkoffの発見も、もし二人の同僚、D.O. KrilovとM.V. Yanovskiがいなかったら、無名のままで萎んでいったかもしれないと、Korotkoffの発表の一年も経たない内に、Krillovは、'On measuring blood pressure with the sound method of Korotkoff'題名で論文を出版した。ここでは、Korotkoff音の生成メカニズムを解明する試みている精巧な実験を述べている。Yanovskiはその技術の正確性を検証し、一時的にKorotkoff—Yanovskiの方法として知られた。Ettingerは、カフ減圧過程でKorotkoff音の第五フェーズが聴診可能と確信していた。'Silent gap'が1917年CookとTaussagにより英文の論文の中で述べられ、Geddesや同僚によると、このEttingerの技術について信用は広まらなかった。Gibsonは、この現象の最初の記述は、フランス人のTixierであるとしている。彼は、それを僧帽弁狭窄の兆候であると考えていた。

このKorotkoffの技術は、ドイツですぐに有名になったのは明らかであるが、米国や英国に伝わるのは数年の遅れがある。この技術は1910年に王立医学協会の会議で、英国人に最初の実践研修にGeorge Oliverによって導入された。この技術はすぐには受け入れられなかった。Gibsonは、この聴診法の決定は、従来の触知による決定の代わりなることは出来ないと強調した。米国では、この方法の包括的な記述は1910年に、J.C. Gittigsによって内科医学のアーカイブで出版された。そのようなことは、論争の始めの年には米国でもあったが、英国やドイツでは、'disappearance: 消失点'よりも'muffling: くぐむもる包むような音'が提唱された。この論文では、彼は'音の muffling'または'音の消失点'を拡張期血圧とすべきかについて論争が大きくなっていることを受け入れながらも、第五フェーズを推奨しているKorotkoffやEttingerを支持した。消失点で拡張期血圧の測定値は、もともとはKorotkoffによって推奨されている、数年の内に話題に登らなくなり、1926年に、Halls Dallyが、拡張期の最も正確な測定については、消失点より音の muffling が優れていることを示している多くの研究を引合にしているのが見つけている。それは、米国にも論争の始にはあったが、ドイツや英国でも、消失点よりも音の muffling を擁護していて、その見解は1934年に、彼の影響力のある本の第三巻で支持している。この見解は、Korotkoffのオリジナルの推奨が、再び採用された比較的最近まで支持されることになった。さらに最近の論争は、いやしくも拡張期血圧を測る必要性に注目されてきた。収縮期血圧は、臨床診療では正確に測ることは比較的容易で、自動測定では難しい技術は必要でなく、同じ疫学的情報として両方の血圧を測るものとして提供されている。この問題は未だに解決されてはいない。

Korotkoff音の発生源は、彼らが最初に述べてから、議論されてきた。Korotkoffも彼の技術を弁護しながら、その音は圧迫している局所部の起源で、心臓から伝わったものではないとした意見であった。Krillovは、その音を多くの実験で調べ、血液の分子の変動、または遠心運動や同時に血管壁の振

動によって生成されていると結論付けている。Ettinger は、1907 年に Korotkoff の第五フェーズを明確な描写したとされている、Korotkoff 技術について初期に重要な文献を纏めて、その音は発生源(心臓など)から伝わってきたものでなく、カフ下の局所からであると Korotkoff の考えを支持した。この説得力のある科学論文の中で、彼はフェーズ II と III の臨床的意味を定義することを試みた。1911 年には、Goodman や Howell も、また、力と継続時間の用語で、病気で起きることがあるこれらのフェーズで変化について述べている。興味深いのは、高血圧で、この当時の臨床研究者は、Korotkoff 音の現象の忘れられたフェーズの意味を、無視することに甘んじてきた。動脈からの血流現象や音波の振動は、音の生成に寄与していると考えようになっているが、その正確な発生源は複雑で、解決することが困難である。この課題は、Geddes によって総括的に検討されてきた。

7-6 もう一人の聴診法の発見者？

Handbook of Hypertension, Vol.14. Blood Pressure Measurement
E. O'Malley 1991

William Dock は、Korotkoff 音についての最も輝かしい事実は、それが発見されていたことであると述べている。さらに驚くべきことは、その音は Korotkoff が彼の博士論文を発行する数年前に発見されていたことである。1901 年、Theodore Janeway が、*New York University Bulletin of the Medical Sciences*(ニューヨーク大学医療科学の会報)に、血圧測定についての 20 ページにわたる批評を発表した。その中で、'・・・上腕で圧力音色とつぶやき音と関係する多くのケースの実験で、それは後に述べることになるが、問題としている点(第二波の消失)よりやや低い圧で必ず起きていることを示せる'と彼は書いていた。それは、彼はまさにこの貴重な発見をなそうとしている途上であることを疑いもなく示しているもう一つのじれったい供述の論文を締めくくっていて: 平均動脈圧を見積もるさらに満足いく方法が、まもなく考えつくことができると思っている。私は、いくつかの情報はこうすれば得られると考えて、既知の圧力で上腕動脈の中で生成される音色とつぶやき音に関して、幾つかの実験をしてきた。この結果は、'臨床の立場から'、我々のこの現在の方法の価値についての考察を添付して、次回の論文で報告することにする。残念ながら、Janeway は、その後この好奇心をそそる供述について何も詳しい説明はなく、1904 年に書かれた広範囲にわたる研究論文には、聴診音の現象についての供述は何もない。もし彼がそれを実行していたら、私達は、今や Janeway 音と語られていたかもしれないが、それは名付け親の承認は挑戦もできない Korotkoff の簡素な記述であった。

8. 直接法と間接法の測定法の特徴

*Handbook of Hypertension, Vol. 14**E. B. Raftery*

(序文)

私たちが血圧を測るのに使う方法は、明らかに精度に限界がある方法で、記録しようとする値は、収縮期と拡張期圧、とらえどころのない性質がある。

(Sir George Pickering, 1955)

何かを計ろうと試みる前に、これから計るものが何かを論理的に定義するだろう。それにもかかわらず、血圧について書かれた多くの本に関わらず、著者はそれが何であるか未だに定義してきていない。偉大な生理学者 Carl Wiggers でさえ、測っているものについて設定の仕方を述べるのに可なり苦労しているが、何を測っているが、何を測っているか定義するのに失敗している。

圧力は、単位面積当たりの力である。手首で触診された脈の感じられた緊張度と長寿の間に関係あるとした、高齢者観察についての血圧センターにおける医学的関心の理由で、それは左心室がある血液量を弾性チューブの充填されるシステムに駆出する時、動脈壁に働いた横方向の力として、血圧を定義するのは理にかなったように思える。そうして、これは著者が心に思っていたことであることを、血圧を測っている方法についての多くの記述から示されている。

適用された最も古い技術は、直接法であり、血管を外科的に露出させる必要があった。明らかに、これ等の方法は人には応用できなく、多くの発明の才がある人は、血圧を測る非侵襲の方法を考案することに費やした。ここでは、これらの侵襲法と非侵襲法の根底にある幾つかを評価してみる。

8-1 血圧の直接法の発展の経緯

*Handbook of Hypertension. Vol. 14: Blood Pressure Measurement.**John N.W. West, James J. Sheridan and William A. Litter*

直接動脈圧の最初に文章化された記録は、馬の首の動脈にカニューレし、ガラス管の中に血液の柱が生じた高さの観察について、1733年に Reverend Stephen Hales による記述である。人で最初の血圧測定は、1856年に Faivre により、直接動脈カニューレで行われた。これらは、しかしながら、日常の臨床診断については実用的でなく、1898年の Hill 度 Barnard の記述、1896年の Riva-Rocci、1905年の Korotkoff に続き、間接的動脈圧の決定のカフ圧迫技術が一般的に採用されることになった。これらの非侵襲技術は、覚えるのも簡単で、実施するのも容易で、一定間隔ですぐに繰返しされる特徴を持っていて、比較的簡単な装置であり、患者に対しても不快感は最小限である。

1950年代と1960年代の心臓手術の急拡大で、血行動態で不安定な患者における血圧の急速な変動をモニタし、患者が心肺バイパスしている間、その時は血流は拍動していない時、血圧を測定する必要性が生じた。この必要性は、Lamberut と Wood による、直接動脈内血圧測定に、最初に使った近代のストレインゲージ技術を採用して適合できた。こうして動脈内血圧を記録する近代の先導役となった、これが急激な病気の患者のマネージメントを変えた。この技術は、1969年に Bevan と同僚が、動き回っている患者での血圧測定に適用し、その発展は正常と高血圧患者の血圧の挙動についての我々の知識をかなり拡大することになった。

8-2 直接法と間接法の血圧測定の生理的原理

Handbook of Hypertension, Vol. 14

E. B. Raftery

圧力は、水銀のミリメートルで測られ、大気圧をゼロポイントととされる。この単位は、1828年に Poiseuille(彼が医学生でいたころ)によって初めて導入され、時の試練に耐えてきて、トル(1 torr = 1 mmHg)やパスカル(1 pa = 7.5 mmHg)のような他の単位に置き換える試みがされた。圧力は、単位面積当たりの力として定義される。動脈の循環における圧力は左心室で作られるので、それぞれの収縮は、それぞれ自体の圧力生成し、二つとして同じビートはない。言い換えると、それがどんな方法で測られようと、連続的に変化し、二つとしての測定は同じではない。それ故、どの技術による血圧のどの測定も、測定値が取られた時間のみに関係し、時間的に如何なる他の点での値を、推定することは出来ない。

動脈回路での心周期のイベント(発生)は、圧脈として述べられ(図 50)、その成分は 20 世紀の始めから積極的な観察と調査の課題となっていた。圧力脈は二つの肢がある：上昇していく肢 (Anacrotic: アナクロチック)と下降していく肢(Dicrotic: ダイアクロチック)。それは、また、収縮期と拡張期圧によって決定される。収縮期圧は、主として左心室によって大動脈に駆出された血液の力と量で決定され、拡張期圧は、動脈網で与えられた量の変化による抵抗で決定される。動脈回路で最も大きな降下は、末梢細動脈のレベルで起きるので、それは拡張期圧の最も重要な調整器である。圧脈の形は、それが動脈網を通過する時に変形する、主として末梢、特に分岐点から跳ね返った波の重畳によるものである。

動脈壁を横切るトランスミューラル圧力は、左心室収縮の力また激しさについては、殆ど分からない。：大動脈と上腕動脈の圧勾配は、水銀で僅か数ミリであるが、トランスミューラル圧(径壁圧;血管壁による抵抗圧)は、百数ミリで測られる。さらに、動脈網の他の部位間の圧差は、非常に大きく、我々が血圧を計るため、単に便利であるから血圧を計るために上腕動脈を使っているを覚えて置くことである。腕は直ぐに利用でき、心臓に近く便利で、それにゼロ設定も大きな問題はない。Caro と同僚は、200mmHg のトランスミューラル圧波、下肢の動脈では全くの正常であると指摘している。

触診した脈は記録された圧脈とは同じでないことを覚えておくのは大切である。動脈血の速度は 0.5 m/s のオーダーで、圧波は 4-5 m/s で通過して、触診できる脈の質は、血管内で起きていること以上に動脈壁の成分のより多くの要素がある。さらに、動脈の上流に向けているカテーテルから取られる直接圧は横方向の力を測ってはいなく、これ等は横方向の力に非常に似ているが、決して同じものではない。

動脈血圧を測る入手可能な方法は、大きくは二つのグループに分類される。：直接法と間接法。

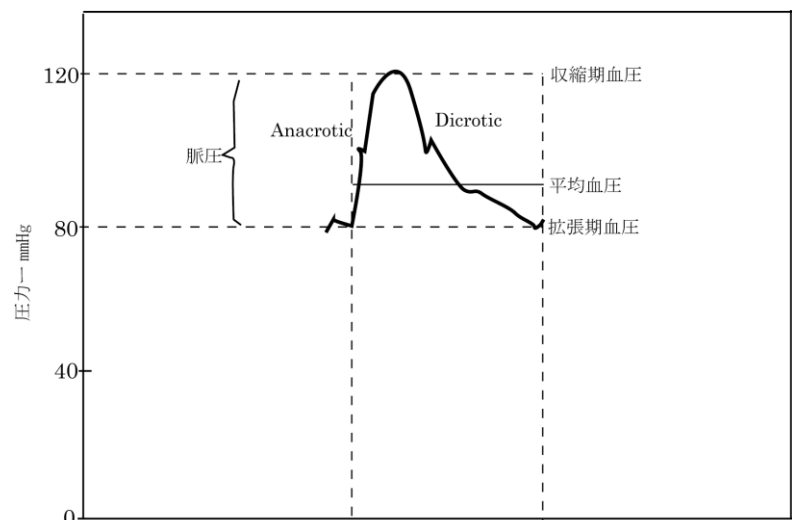


図 50 圧脈の表示(収縮期、拡張期と平均血圧)

8-3 直接法の血圧測定

動脈血圧の直接測定方法については、ここ 90 年の間に着実に急速に進化をしてきた。この直接法の装置は、圧の変化に対して素早く正確に応答し、入手できる技術は、今や、高度に洗練されている。その精度の明確な定義と限界と共に、個々の圧脈の正確な記述を可能にした。これは、間接的測定技術とは純然たる対照である。しかしながら、どの直接法の技術についての物理的記述は、全ての部品を含めて評価すべきであり、そこには最終的な生産品を作るのに使用される装置も含まれる；グラフ化する機器や数値化する機器など。素晴らしい性能の圧力センサに疑わしい周波数特性を持つ長くて、曲線美のカテーテルが付けられたシステムは、そのセンサだけの時のような良好な性能は出せない。

初期の生理学者は、真鍮の T チューブを血管に挿入し、彼らの測定する器具を垂直の棒に取付けて横方向の力(側圧)を測っていた。この方法は、今では殆どやられてはいなく、血流の流れの上流に向けて液体を満たしたカテーテル挿入することが最も普通である。これらのシステムは、明らかに一連の同じ力を測ってはいない。

かつて使われてきた直接法の具体的な批評することは、ここでは適切でないが、初期の生理学者によって面倒で、よくある風変りな装置で得られた結果は質としてはしっかりと調整されていた。

Ludwig, Marey, Fick, Wiggers や多くの他の人によって行われていた観察や調査は、彼らが当時やっていたようなことは今日でも通用する。しかしながら、解釈の容易さや精度は、水銀の U チューブの水銀に取って代わった光学機器や電子システムの導入によって非常に改善された。後者は、水銀の高い慣性が、最大や最小または平均圧でさえ、達成しうる最良であるように応答する減衰効果に反応していたので、歪んだ測定記録を生じていた。

直接法で測定するシステムの好ましい部品の選択は、全体としては意図する用途に決めなければならない。綿密に注意して調整して実験を行っている生理学者と、日常的に心臓の動脈造影を行っている循環器専門医の要求とは異なる。そうは言っても、幾つかの共通化は可能で、直接法のシステムは 3 つの構成要素から成り立っている；入力部、プロセッサ部、出力部。

入力システムは、最も先端の近位に取付けられた液体で満たした圧力センサか、チップに圧力センサを取付けたカテーテルの何れかで構成されている。カテーテルは、様々な技法のどれか一つで血管に挿入され、その中で局所麻酔中の経皮的な手法がもっとも一般的に採用されている。より大きく、より短く、より剛性のあるカテーテルであるほど、信号の忠実度も高くなる。カテーテル・チップ圧力計は、高い忠実度を求める場合は最良の設計であるが、測定中にゼロ点が決められなく、ドリフトの度合いは挿入の前後の校正時にのみしか評価できないと言う値に限界がある。圧力センサは、入力システムの中で重要な素子である。と言うのは、それは圧力の変化を検出し、その変化を電気信号に変換するからである。多くの違ったデザインものが入手できるが、基本的には、全てはカテーテル内の液体と接している硬いダイヤフラムで出来ている。これに変移素子が取付けられ、それはウエストブリッジの腕の一つとなっているか、磁場の中のソフトメタルバーのセットとなっているかである。この素子の動きは、電気信号を発生し、その大きさは変移の度合いに対し直線的に変化する。そのような圧力センサは、市販で簡単入手でき、出力の仕様も一般的なものである。ダイヤフラムは、機器の最も重要な部品であることを心に留め置かねばならない。またその手入れは、直ぐさまその特性にマッチするようにすべきである。高い圧の発生は、低い圧の発生より違うダイヤフラムが求められる。

圧力センサからの信号は、電子パッケージに送られ、そこでは、より大きな信号を提供するため、前置増幅によって処理される。これは、信号処理するにおいて重要なステージで、最終的な信号の輪郭を平滑にするため、バンド(帯域)幅フィルタリングの信号処理する能力に依存する。この前置増幅は0-50 Hzの間での忠実さを申し出ることであるが、これは、減衰不足の流体システムからの収縮期のオーバーシュートや'リング'が、忠実に再現されることを意味する。フィルタリングとは、情報を失う度合いを意味し、フィルターをする決定とは、記録したり、その目的によって決定する人の判断にかかっている。前置増幅信号は、処理されようが、されまいが、システムの第三の脚、最終ブーストが記録する機器を駆動する必要なパワーレベルに達するようにするため、より大きい増幅器に渡される: 第三の脚とは記録機器。

これ等の機器の数も種類は多く、直接書くインク記録器から磁気テープの範囲まであり、ここで言えることは、もしデータの品質が記録するための理にかなっていれば、記録計の物理的特性について順調に作動する知識が、また大切である。

血液は波形が振動しているシステムとして循環していることは明白である。これらの波形を正確に記録するために、記録するシステムは動脈システムからくる振動を忠実で、歪がないようにマッチできるようにしなければならない。あらゆる直接法のシステムでエラーの最も重要な発生源は、入力側にある。カテーテルはセミプラスチック壁を持つ長いチューブで、もし注意深くガス抜きがされていないか、システムの何処かにトラップされた空気の泡があれば、キャビテーションを起こしがちなサリン液で満たされている。これはさら別の長いプラスチック・チューブでセンサに接続されていることもある。物理的特性のミスマッチで作られる可能性の歪についての理解は、全ての直接法の測定を解釈するには大切である。

全てのシステムは、最小限の入力エネルギーで最大限の応答性を生み出す、固有周波数の振動を持っている。その固有周波数は、そのシステムの弾力性(または容量)と質量(または慣性)によって決定される。振動しているシステムは、粒子間の摩擦(熱を発生する)が最終的にエネルギーを奪って急停止させる。'減衰'とは、振動しているシステムで質量の運動に反して働く摩擦力の測定である。殆ど減衰していない入力システムとは、その固有周波数周辺で振動する傾向があることは自明の理である。これが誇張された圧脈になる。同様

に、減衰している度合いが大きいとは、間違った低い圧脈になる。適正に減衰されたシステムとは、ずれた時、僅かな振動で素早く本来の位置に戻すシステムである(図 52)。正弦波形発生器のようなシステム試験では、減衰しない固有周波数の 67%までは平坦な出力で、この点を超えると出力が急に落ちる。減衰することは、次の式で数値的に表すことが出来る;

$$\beta = 4\mu / r^3 \sqrt{l / \pi E}$$

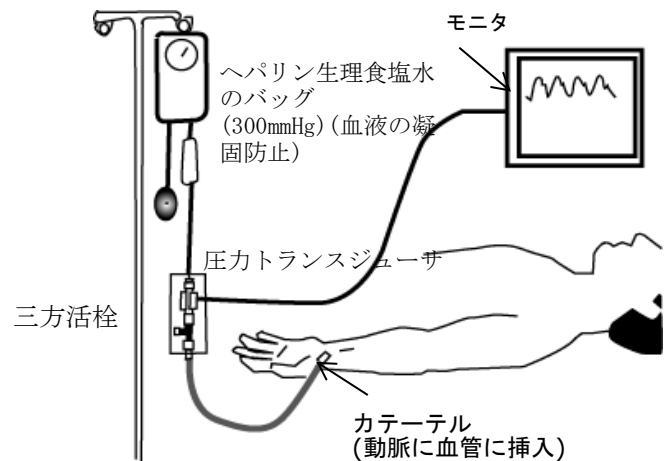


図 51 直接血圧測定法システム

ここで、 μ = 粘性, l = 配管の長さ, r = 配管の径, E = 剛性 (圧力の変化/容積の変化)。著者達によっては 0.707 の減衰率を、また他の著者では 0.64 を適正として推奨している。減衰をさせることは、物理的、または電気的方法で達成可能であるが、回避できない他の歪を引き起こすことがある。理想としては、システムは当該の共鳴周波数の範囲を十分超えるように構築すべきであるが、これは流体で接続しているシステムでは不可能で、ある程度の減衰は受入れざるを得ない。

個々の圧脈は、多くの正弦波の加算として特定でき、それぞれはそれ自身の固有の周波数を持っている。記録幾するシステムは、他の周波数よりその固有周波数に近い周波数にすぐに応答して、いくつかの周波数の登録が、他の周波数より優先され遅らされる結果である。この現象を'位相シフト'と呼ばれ、特に減衰されるシステムで見られる。幸いにも、これはあったとしても、ほとんど重要でないことであるが、心周期の発生の正確なタイミング、または圧脈の形状にかかわって働く(それは位相シフトによって歪むこともあるということである)。

直接法圧脈の物理的特性の全ては、二つの比較的簡単な技術で試験出来き、すべきである。その一つは矩形波試験である。これはシステムに急に圧増加を加えて、そうして急に取り去り、応答が忠実に記録されることである(図 52)。観測される振動の周波数は、そのシステムの共鳴周波数を示し、振幅は減衰した度合いを示す。その補完する技術は正弦波発生器である: 圧の出力をストレイン・ゲージで連続的に測りながら、全体のシステムで既知の周波数と振幅の波を発生するピストンに固定したダイヤフラム付きの液体で満たした容器。システムの応答

は、正確な圧の記録では 8—10 Hz に対し、平坦でなければならない(図 53)。物理的特性の記述は、全体のシステムを含めるべきで、圧力センサや他の電子部品に限定してはならないことが強調される。さらに、この目的が精度にあれば、その場合は、それぞれの試験で再現性がなければならない。もしその意図が大まかであれば、その時はシステムを少なくとも年に一度試験すべきである。

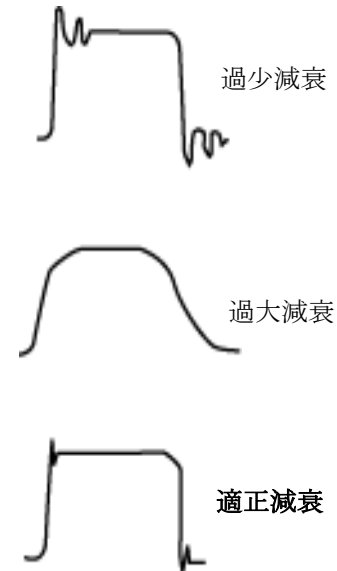


図 52 矩形波発生器の応答

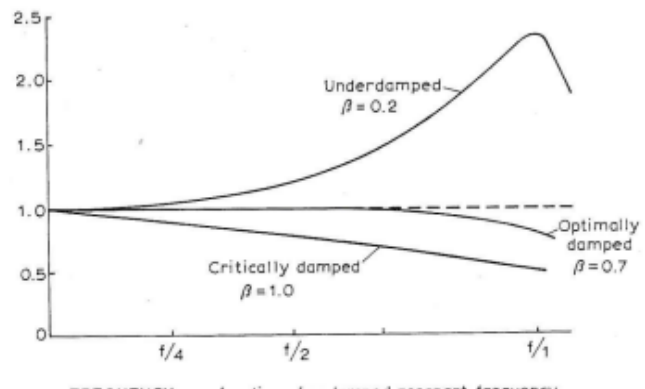


図 53 正弦波発生器による周波数応答

Handbook of Hypertension. Vol. 14: Blood Pressure Measurement.

John N.W. West, James J. Sheridan and William A. Litter)

8-3-1 動脈穿刺の技術

Direct 法で測定する場合、安全性に細心の注意を払わねばならないのは、動脈カテーテルを設置するための処置である。普通、この血圧モニタを使用する現場は、専門医師の監視下の手術などを行う

特殊な場所で使われる。以下、動脈にカテーテルの設置仕方と安全性の確保に対する留意事項について概要を述べる。

動脈カテーテルを留置する代表的方法に **Seldinger 技法**がある。まず、動脈カテーテルを留置するために、事前に注意深く下準備することが重要である。(図 53) この方法で言われているのは、末梢動脈。特に橈骨動脈を使うことができるけれど、非利き腕の上腕動脈がよく使われる。患者は肘で伸ばした非利き腕を横に置いて、水平に寝る。

橈骨動脈のカニューレションでは、手首や腕は動脈の位置をキープするため、肘を伸ばして、水平に寝かして、注意深く固定しなければならない。上腕動脈は、脈の拍動で識別され、穿刺部位は選ばれる、通常肘前の折り曲げる位置の 1cm 上である。(図 53) 皮膚は消毒液(クロルヘキシジン)を準備し、1%リグノカイン 2~5ml を浸み込ませる。動脈は皮膚の表面に対して 30~45°の角度で、1mm 径の針を使って経皮的に穴を開ける。正しい位置であれば、ニードル(針)から自由な血液の流れが観察される。ガイドワイヤーが抵抗に対して力がかからないように、細いガイドワイヤーが針の中を通される。それから針が抜き取られ、カテーテルが動脈ルーメンに留置するため、ガイドワイヤーの上から通す。ガイドワイヤーを取り除いて、カテーテルはトランスジューサ還流システムに、テフロン接続チューブ経由して接続される。特に注意することは空気の泡がシステムに入らないようにすることが必要である。カテーテル挿入部位は、弾力性があるテープで安全性がある滅菌パッドでカバーされる。

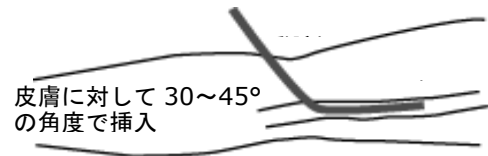


図 54 動脈カテーテルの留置

8-3-2 動脈カニューレの取り外し

カテーテルを外す時は、安全委に止血を確保するため、少なくとも 10 分間は動脈を開いた部位の上から圧をかけておくことが大切である。理想的には、止血はカテーテルを挿入した医師の監視の下で行い、代理人に委託すべきでない。止血が確保された後、圧力バンドで押さえておくことである。橈骨や尺骨の脈は血管の開放状態を確保するため拍動させておくべきである。患者は、やや腕を上げた状態で 1 時間程度安静にするべきである。また、患者には、さらに 24 時間、腕を過度に使わないようにアドバイスすべきである(例えば、重い物持ち上げたりなど)。

8-4 Oscillometric Method: オシロメトリック法

Handbook of Hypertension. Vol. 14: Blood Pressure Measurement.

E,B,Raftery

Technical aspects of blood pressure measurement P. 62

最初は、血圧を測るために間接的な技術は、調査しそれを行うために必要な圧力を観測する動脈を圧迫するため幾つかの方法が用いてきた。1896 年に Riba-Rocci および 1897 年に Hill と Barnard による上腕動脈を圧迫する空気カフの導入は、それまでの既知の技術に革命を起こし、そのシステムは触診やフラッシュ法を作り出すため急激に洗練された。しかしながら、どの方法も、収縮期圧を測定する以上のこと以外は何も出来なかった。

多くの研究者は、空気の上腕カフの減圧は、カフ内の圧力の振動と関連付けられることに気づいていて、それらが動脈内の収縮期と拡張期圧関係を生み出すことが明らかになった。このやり方で、間接的に血圧測定するオシロメトリック法を思い付かされた。(図 55)

流体カフが腕の周りを収縮期圧以上に加圧された時、振動がカフから記録される。これらの振動は、圧迫された動脈の中の拍動が上のカフに反映している。そのカフが減圧されると、血液が部分的に開いた動脈を通して噴出につれて、カフ内の振動の振幅に突然上昇する。この振動のポイントは、収縮期圧とよく一致している。減圧が進むにつれて、この振動をどんどん最大まで振幅が増加していき、それから減少し始める。大きな振動の中で急激に減少があるポイントが現われ、このポイントが、拡張期血圧に一致すると考えられた。この基準は 20 世紀の始めに、医師達の間には直ちに受け入れられたが、経験では振動の中での急激な増加も必ずしもはっきりしなく、もう一つの拡張期のエンドポイントもはっきりしなかった。これらの現象には、しばしば二つの最大振幅があったり、直ちには説明がつかない多くの他の振動現象があった。この理由で、この方法は廃れ、極めて少ない近代的な装置調整された研究が行われてきた。残念ながら、この技術は、半自動のアンビュラトリー血圧モニタの企業が、この技術は Korotkoff 音よりオシロメトリック法が体動を無い測定を生み易く、自動解析用のアルゴリズムは設計が容易であることを発見した理由で復興中であった。この装置を使っている医師たちは、1905 年の先人達と同様に、同じ立場に立たされていると気づいていた：未だに適正に検証されていない疑わしい技術を使って測定に使っていることで。

特に、オシロメトリック法の信頼が薄らいだ理由は、1905 年に Korotkoff 音の発見の記述であった。この方法も直ぐには受け入れられなかったが、さまざまな実験による精査を受けてきて、この方法が、少なくともオシロメトリック法と同等か、恐らくそれ以上の精度であるということが解ると、幅広く採用され、これまでの 60 年間、人間を対象とする血圧を測定の方法とされてきた。

(SunTech medical の資料より)

Intensive Care World(Kim-Gau Ng, MSME, CEng of Queen's University: Automated Noninvasive Blood Pressure Measurement: Vol. 12 No. 3 September 1995) に掲載されたもの:

オシロメトリック技法を採用した血圧計が本格的に見直されたのは、オシロメトリック技術に使うため最初の電子機器が、手術中の'平均動脈圧(MAP)'を測るために開発されたことは注目する重要なことである。この DINAMAP'として、フロリダの Tampa に拠点を置いていた米国の Applied Medical Research 社によって 1977 年の夏に発表された。DINAMAP は、Device for Indirect Non-invasive Automatic Mean Arterial Pressure の頭文字から名付けられた血圧モニタである。MAP は、離散的なステップでカフを減圧しながらオシレーションを測りながら、最大振動のポイントとして決められる。連続的な代わりに、個別の離散的な減圧は、各ステップでアーチファクトを検査して、平均化されたオシレーションデータを受け付ける。MAP はオシレーション振幅が最大で最も低いカフ圧とされる。

体動アーチファクトは、殆ど等しい振幅の 2 個の連続したオシレーションを要求し、そのオシレーションの上昇時間と最大傾斜を許容範囲以内にあるようにするため制限して、排除される。これ等の基準の全てが適合した時、その 2 つの振幅は平均化され、カフ圧は 3 から 6 mmHg の離散的なステップで下げられる。このプロセスは、オシロメトリックの最大値を見つけるまで続けられ、5 周期またはそれ以上の周期またはステップが、最大として見つけたものが、早すぎないことを確まで実行され

る。このステップ減圧技法は、特許の下で殆どのオシロメトリックの機器に使われるようになったが、今ではそのライセンスも切れている。

1979年頃に、このオシロメトリック技法は、収縮期および拡張期圧を表示するように開発された。基底動脈の Beat to

beat (一拍・一拍)の脈動変移によっ

てカフ内で生成された圧振動をベースにしなが、これらの脈はベースラインのカフ圧に重畳され、BP(血圧)はベースラインのカフ圧に対して脈をプロットして形成された locus(軌跡)または envelope(包絡線)を解析して決定される(図 55)。オシロメトリック脈の Baseline-to-peak(ベースラインに対する各脈の頂点)振幅、peak-to-peak(脈波の頂点と脈波の頂点)振幅、または部分全区間時間積分がオシロメトリック脈の指数として使われる。MAP は、一般的なコンセンサスでは locus/ envelope のピーク(頂点)と認識されている。収縮期と拡張期圧を決めるためには、次の‘傾斜ベース’と‘高さベース’にした何れかの2つの方法が使われてきた。Height-based(高さベース)の方法では、収縮期

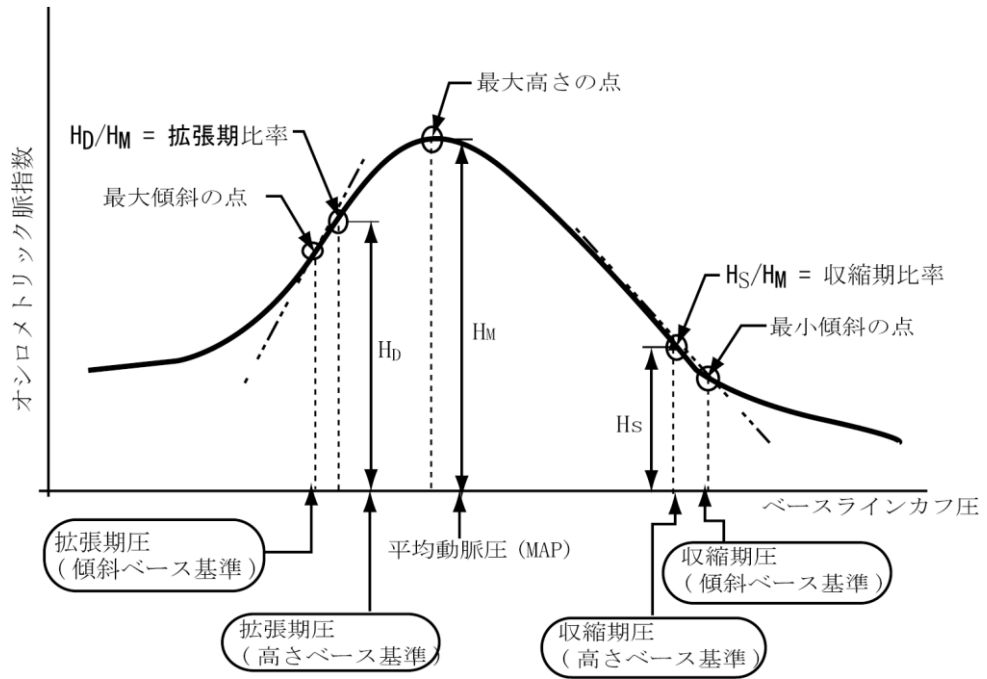


図 55 オシロメトリック法の収縮期および拡張期血圧判定

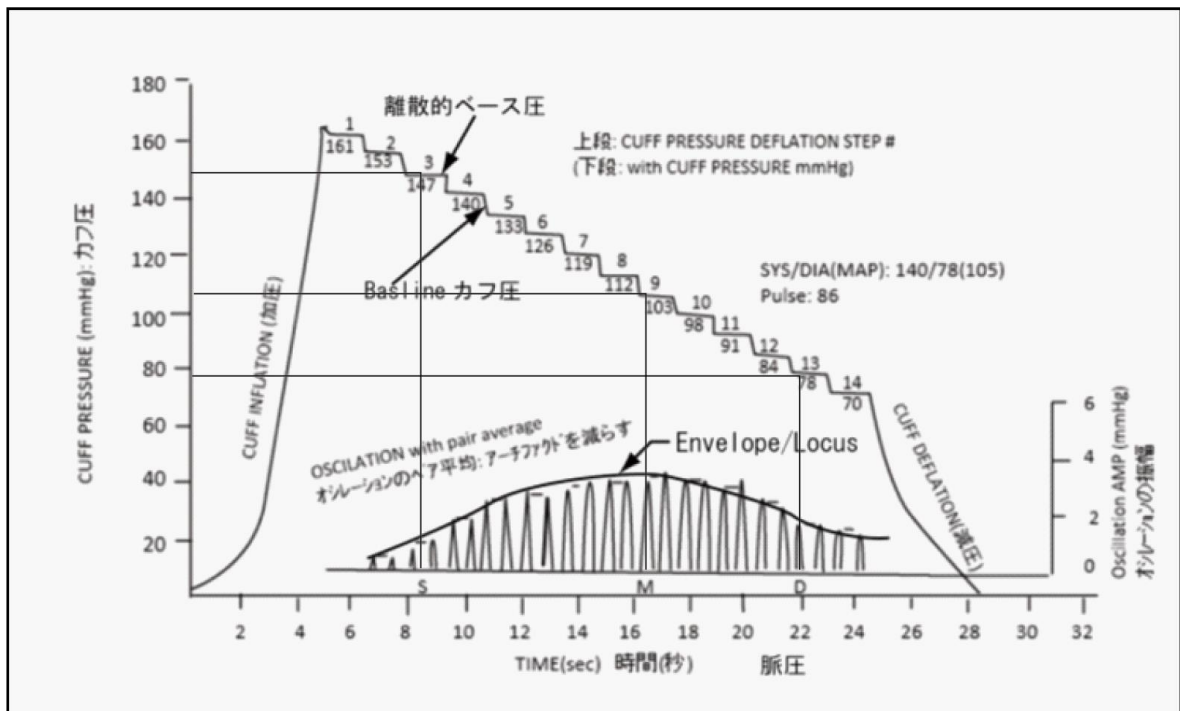


図 56 階段型減圧式オシロメトリック法の血圧測定アルゴリズム

と拡張期圧は、最大指数以上の指数比率が予め決められた値に等しい点でのベースライン・カフ圧として決められている。但し、これ等の収縮期または拡張期の値についてコンセンサスはなく、各企業が彼ら自身の計算式またはアルゴリズムを使っている。Slope-based(傾斜ベース)のやり方は、カフ圧の変化が最大と最小になる比率を採用している。

図 55 の locus/Envelope の脈波振幅のピークの軌跡のパターンは、図 56 のオシロメトリック血圧測定のプロセスから得られる。測定スタートで、カフは推定される収縮期圧より 30mmHg ほど高めに加圧され、3～6 mmHg のステップで階段式に減圧されていく。次のステップに減圧の階段に行くためには、各階段で連続する 2 拍の脈波の振幅の高さが同じレベルあることを確かめて、プロセスを進めていく。ノイズや体動が途中で混入すると、その信号の脈波の波形レベルの高さに規則性がないため拒絶され、次の正規のレベルが来るまで待機する。この一連の処理は拡張期以下のベースライン圧以下に減圧されると一連のプロセスは終わる。各脈波は、階段状のカフ・ベースライン圧に重畳されていて、脈波の振幅の高さ、およびその時のカフ圧はメモリー回路に保存される。その一連の測定終わると、脈波とカフ・ベースライン圧とは弁別回路で分離され、図 56 の下図のようなパターンを描く。このカフ・ベースラインの圧の上に脈波の振幅の頂点のトレースが、図 55 に示すように locus / envelope 軌跡を描き、その軌跡の解析アルゴリズムを使って収縮期と拡張期圧を決定しているが、これ等の解析アルゴリズムは各企業も公開していない。そこで、16 章で述べるように、機器の臨床国際基準は、聴診法によるプロトコールに評価の手順と正確さの基準を定めて、承認・認証を受けることを義務づけている。

8-5 聴診法

Korotkoff 音を用いて血圧を測る聴診法は、医師が患者の上腕にカフを巻いて、診断している姿は、今でも、良く目にする光景である(図 57)。カフの加圧は開閉用のバルブコックが付いた小さいゴム球(ハンドポンプ)を、推定される収縮期圧以上のレベルまで加圧し、カフの下方(下流)に聴診器(Stethoscope)を置いて、水銀柱の圧力を見ながらゴム球の首の根本にあるバルブコックを開きカフの圧を抜きながら Korotkoff 音の変化を聞き、収縮期および拡張期の血圧を決定する。最近では、ピエゾ効果を採用した電子式マイクロフォンを使って Korotkoff 音を自動的に検出し、血圧値を判定するので初心者でも容易に使えるようになった。カフ減圧プロセスと Korotkoff 音の発生関係は、図 58 に示される。

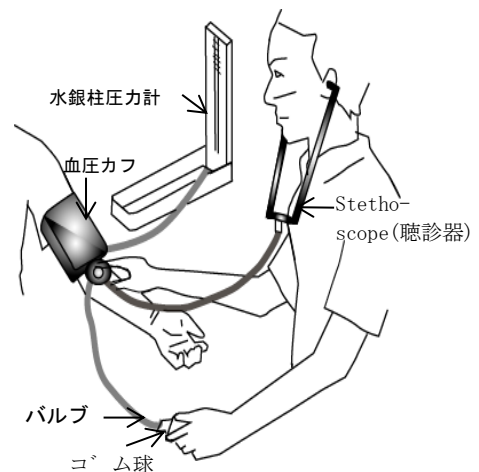


図 57 聴診法による血圧測定

8-5-1 Korotkoff 音の特性

Stephen N. Hunyor

Handbook of Hypertension, Vol.14 Blood Pressure Measurement P.98

Korotkoff の圧迫音は、圧迫カフの動脈の末梢から聞こえ、カフ内の圧力がゼロ(大気)圧に向けて下がるにつれて特徴で変化する。これ等は 5 フェースに分けられる(図 59)。表示(水銀柱、ダイヤルお

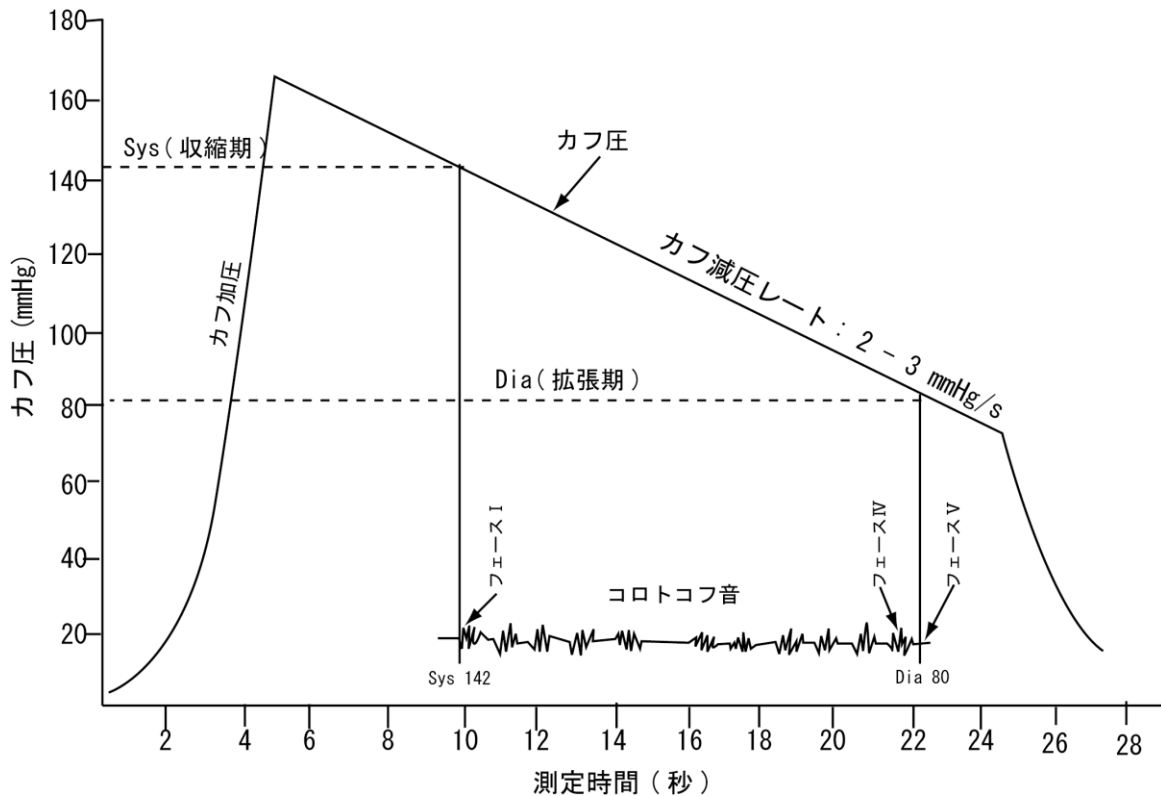


図 58 階段型減圧式聴診法の血圧測定パターン

よび数値読取)は、二つの連続した Korotkoff 音がカフをゆっくり減圧している中に最初に聞こえた瞬間を収縮圧としている。一般に、これは触診の測定値より高めである・・・場合によっては、この 2 つの値のより大きい方を収縮期圧として受け入れられている。さらにカフを減圧していくと、Korotkoff 音は図 59 で示されるように音の特徴が変わる。第一番目の拡張期圧は、音が突然 muffled 音(くぐもった音:フェースIVの始まり)になった時を記録する。第二番目の拡張期圧はフェースVの始まりに対応していて、言い換えれば、音が最終的に消えた瞬間である。もしはっきりした拡張期圧のエンド・ポイント(最後の点)を捉えるのが難しければ、カフから圧を抜いて、約 5~10 秒間腕を挙げて、腕を上げた状態でカフを加圧し、その腕を心臓レベルに戻して再び測定をする。それでも難しい場合は、手と前腕を温かいお湯に浸して、血管拡張させて再度測定を繰り返す。一般的に、フェースIVの始まりの圧は、直接法で読み取られる値より、約 10mmHg 程度高めになる。

米国心臓協会では、拡張期圧のエンドポイントとして、フェースV (disappearance of sound: 音の消失)の始まりを提案している。そして、フェースIVとVの両方を記録する事を推奨し、医師は、より重要な意味がある方の何れかを、決めなければならないとアドバイスしている。

(ISO 81060-2..Non-invasive sphygmomanometer)

ISO 国際委員会による臨床評価の規格の ISO 81060-2 では、拡張期血圧は、フェースIVを使う 3 歳から 12 歳の子供を除いては、最後に聞こえる Korotkoff 音(第 5 フェース、または K5)を採用するように測定者にアドバイスしている。もし K4 の音が聞こえない子供には K5 を採用するか、その対象者はデータから排除するとしている。

フェースVの始まりを使うべきについての論議は、フェースIVの始まりで音の特徴をはっきりした変化を認識することが難しく、患者によってはこの特徴の **muffling**(こもった)音が全く発生しないことがあるからである。

フェースVは、特に高い出力で検出することが難しいか不可能な場合がある。例えば、子供や貧血症の場合はフェースIVを記録されるべきである。Korotkoff音がゼロ圧まで聞こえる場合は、聴診器またはセンサを上腕動脈に強く押し付けているか、変形させている可能性も考えられる。

図 59 は以下のような Phase I ~ V までの音の特質がある。

サンプルの数値は、収縮期圧が 120 mmHg, 第一の拡張期圧フェースIVが 110 mmHg およびフェースVが 90 mmHg の場合である。

*Phase I: かすかな、澄んだ **Tapping**(トントンとたたくような音)始まるか **thumping**(コッコンと叩く音)で、徐々に強さを増していく。

*Phase II: 音がうるさい **swishing**(シュー・シュー)とする音質で **murmur**(つぶやく)音に変わる時に始まる。

*Phase III: 音がうるさく、はっきりした **knocking**(ノックする)質の音と思われた時に始まる。
(Phase I より強度は弱い)

*Phase IV: 音が突然 **muffled**(音を殺した、くぐもった)音、かすかな、**murmur-like**(ざわめきのよう)な、**swishing**(ヒュー)と言う音質になった時に始まる。

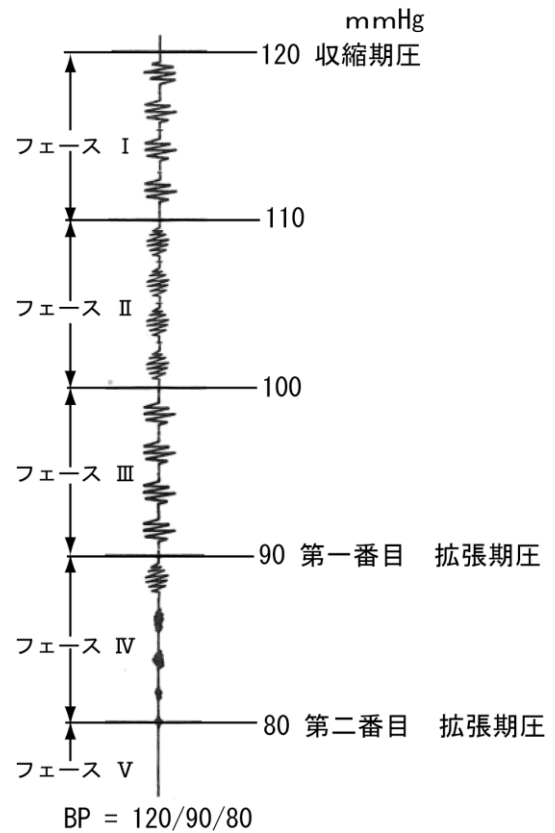


図 59 コロトコフ音の Phase(フェース)

*Phase V:沈黙で静かになってきた時に始まる。

*Auscultatory gap(聴診ギャップ): Phase II の箇所の数値 198~160 で音が消えている。この現象は特定の患者で確認される。

8-5-2 Auscultatory gap:聴診ギャップ

Korotkoff 音の中で静音の沈黙する間隔は・・・聴診ギャップ(図 60)・・・患者によって観察されることがあり、それは、もし圧迫カフが十分加圧されていなければ、誤った低く目の収縮期血圧になってしまうか、または音の最初の mulling(こもった)音がエンド・ポイントとして取られたら、高めの拡張期血圧になってしまう。このようなエラーは、まず触診法で最初に測定した血圧か、測定範囲の一番上までカフ圧を上げて、減圧中の Korotkoff 音を聞いていれば回避できる。

このギャップは、重要な収縮期圧の過少評価非常が重大な結果になる重篤な高血圧患者に良くみられる。このメカニズムは、十分理解されていないが、非常にゆっくりしたカフの加圧/減圧により影響される流れ下る静脈圧に関連しているようである。このギャップの影響と反対に、音が補綴大動脈弁から動脈回路を通過して伝えられる時、収縮期圧は高めの過大評価されることがある。

(高齢者における'聴診ギャップ')

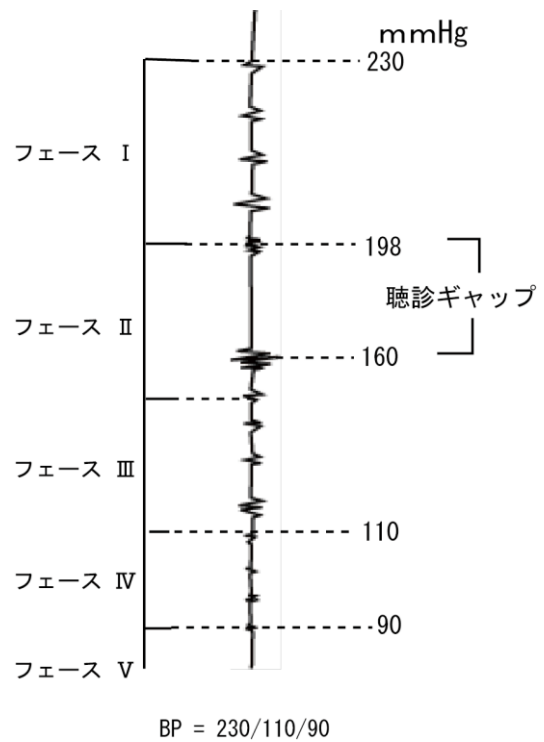


図 60 聴診ギャップ

Franz H. Messerli and Roland E. Schmieder

Handbook of Hypertension, Vol.14 Blood Pressure Measurement P.151

高齢者で血圧状態を評価するのを難しくしている要素の一つに Auscultatory gap(聴診ギャップ)がある。上記したように、カフ圧の減圧しながら、収縮期および拡張期圧を評価する時、聴診間隙が起きることがある。Korotkoff 音は、収縮期のレベルでの始めには聞き取れるが、その後消えて、30-55 mmHg 下がって、再び聞こえるようになり、最終的に拡張期圧レベルで完全に消える。この聴診ギャップは、特に本態性収縮期高血圧がある患者者にはよく見られる。この現象の病原性の正確なメカニズムは、分からないままである。Korotkoff 音は、カフ圧が動脈内圧を超えた時何時でも起きる、動脈壁の崩壊について聞き取れることを、ここの文脈では念頭に置いてもらいたい。一旦、カフ圧が動脈拡張期圧以下に落ちると、この崩壊はもはや起きない。おそらく、聴診ギャップは、動脈壁の様々な機械的弾性特性の結果からあり得て、それはこの崩壊を Korotkoff 音が聞くことが出来ないレベルまで行かないように防ぎ、軽減している。もしこれらの論理的な血行動態考えが正しければ、Korotkoff 音の間隙は、大動脈の機能能力障害のもう一つのサインになるだろう。

このメカニズムが何であれ、高齢患者では、カフ圧は、収縮期圧より上に加圧すべきことを念頭に置いておくべきである。これはカフの加圧を進めながら、橈骨脈の消失をモニタリングすることで、容易に検証できる。

8-5-3 Korotkoff 音の発生の機序

*E.B. Raftery**Handbook of Hypertension. Vol. 14 P63*

Korotkoff の技法は、実質的に変更も加える事無く現在まで一世紀以上に渡って臨床現場で使われ、その正確さ有効性では貢献してきたが、当初から論争的になったのは Korotkoff 音を発生している源は、何であるかについては未だに解決しているとは言えない。Korotkoff 自身も、自分の技術を擁護しながら、この音は特定の場所に発生源があり、模擬実験を繰り返して心臓から伝わってきたものでないことを主張してきた。この論議については、7-6 項の Korotkoff の生涯の項でも述べた。が、この音の生成現象について、*E.B.Raftery* は次のようなコメントをしている。

使われている装置は、手動式であれ自動的であれ図 57 に示されるように、上腕に巻かれたブラダを包んだカフから成立ち、それは腕に巻いて測る。そのブラダは、ポンプによって脈が消えるまで加圧される。上腕動脈は著しく内膜がシワ状になってリボン状に潰される。その時は、測定者はカフの下側(下流)に置いた聴診器で上腕動脈の上からの音を聞きながら減圧していく。ブラダ内の圧は、表示器または水銀柱圧力計でモニタする。動脈内の圧がブラダ内の圧を超え始めると、圧迫された血管が開く臨界点を超えカフの下の血管の一部が開き、個々の脈を発生する。血管の周りの細胞を振動させながら高い乱流を伴って血管の断面は卵形に広がる。そして、再び潰れる。この振動は可聴音範囲にあって、このイベントは音の出現(K 音 Phase I)を伴い、この点が収縮期圧に対応する。減圧が続けていくと、各圧脈は。その部分が到達するのは、圧迫されている血管の開きをさらに拡大して、その時点は、個々の心周期の間で部分的に開いた状態に保たれているが、まだ流れは乱流がある状態が続いている。この血管の臨界の開放圧が拡張期圧を超えて、この状態になったら、個々の音の質は高い周波数成分は無くなって変化する(K 音IV; 'muffling')。ここのポイントが拡張期圧と等しくなる。さらに減圧が続けていくと、減圧された血管が、各心周期を通す十分に開いた状態のポイントがきて、層流の流れが確立され、振動は音と共に消える(Korotkoff V)。Korotkoff IV または V の何れのどちらが拡張期圧を最適に表しているか否かは、未だにかなりの論争にあるが、便宜上、通常 V が採用されている。これは満足のいく現状ではない。フェーズIVおよびVの差は、通常は実用上意味がない程小さい。それとは逆に、フェーズIVは理論的には正しく、拡張期を真の測定値としてこの点を使うのは、カフ圧がゼロまで持続していくよくある音の状況では受け入れられている。この状況は、慣行に従うと、妊婦で高熱や高熱で高い心臓出力状態で起きる。このように、この技術は、少なくとも 15 beats(拍)で、被検者は静かにして、この手順を進めている間は、決められた位置にいる条件で、収縮期および拡張期圧の測定を取る。

8-5-4 Stethoscope(聴診器)

(血圧計で人の血圧を決定するための米国心臓協会の推奨勧告)

Handbook of Hypertension Appendix III P.408

Korotkoff が血圧測定に聴診器を導入して以来、未だに医師の日常の診断に使われている大切な道具である。また、カフ式の自動血圧計の精度を評価するための基準器としての重要な役割も担っている。この Stethoscope は標準器具で、状態も良くなければならない。血管の上で生成された音は、周波数では低いので、ベルヘッド(または同等品)は血圧測定するのに良く使われている。

(K音を強めて血圧を測るコツ)

Korotkoff音を強よめるための、次の2つの方法を推奨している。

- 加圧する前、加圧中に被検者の腕を上げさせ、カフが加圧した後、その腕を下げる。それから、通常のやり方で血圧が決める
- カフを加圧し、被検者に、血圧が決まる前に彼の握りこぶしを数回開いたり、閉じたりさせる。



図 61 stethoscope: 聴診器

(血圧を記録するには)

測定者は患者の姿勢(1.座位、2.横臥位、3.立居)、カフサイズ(小児、幅、大腿カフ)や測定に使う腕を決めるべきである。不整脈または聴診ギャップがあるかどうかを書き留めて、記録しておくことも重要である。

血圧測定値の精度および信頼性は、次の標準化されたステップを踏むことで向上する。

1. 被験者の腕を心臓レベルに来るようにじっとさせて静かな環境に被検者を置く。そして、彼らをくつろがせて、5分間程度安静にさせる。
2. 圧力計は目線のレベルに置き、ゲージまたは水銀柱の目盛マーキングを読むために十分近づける。
3. 適正なサイズのカフを選択させる。ブラダの幅は少なくとも腕周の40%；ブラダの長さは腕周の80%にすべきである。
4. 脈診で、上腕の内側に沿って走っている上腕動脈におく。
5. ブラダは、上腕動脈の中心にくるようにして、腕周りにぴったりと巻く。下方のマーキングは、肘の上2.5cmのスペースを空けるようにする。(カフのマーキングを頼ってはならない：ブラダを二つ折りにして中心を見つける。)
6. カフを素早く加圧して(収縮期圧を触診)、そこから30mmHg上げ、橈骨脈が最早拍動しない点の圧を見ながら最大加圧のレベルを決める。(不規則な脈があるかに注意する)
7. カフを迅速に着実に減圧する。それから、再加圧するには15から30秒待つ。
8. stethoscope(聴診器)を肘前窩でカフの下の触診している上腕動脈上に置く。耳のピースは前部を指すようにする。緒新規のベルヘッドは、全面で肌に当たるようにして、軽く圧迫するようにする。強く圧迫すると音を歪ませる。
9. ステップ6で決められたように、カフを最大圧まで素早く着実に加圧する。
10. カフ内の空気は、その圧が一秒あたり2~3mmのレートで落ちるように開放する。
11. 大人や子供には、少なくとも2回連続の拍動(フェースI)の開始点を収縮期血圧としてメモする。(フェースI)血圧レベルは、圧力計の上で必ず偶数で、最小2mmHgマークまで読む。
12. 拡張期圧は子供ではmuffling(マッフル音：フェースIV)で、大人は音の消失(フェースV)をメモする。最後の音が聞こえる点のフェースVは、大人では拡張期圧である。音の消失を確かめるため最後の聞き取れる音の下10から20mmHgまで聞き、それから素早く完全にカフ圧を減圧する。

13. 収縮期/拡張期圧を記録する。フェースIVが記録された時、フェースVの圧も記録すべきである。
 例えば: 108/64/52 または 110/66/0 mmHg など。
14. 患者の姿勢、カフサイズや測定に使った腕を記録する。
15. 同じ腕で圧測定を繰り返すには、腕の血管に溜まった血液を開放するため1~2分待つ。

8-6 Cuff Size: カフ・サイズ

*Eoin O'Brien and Desmond Fitzgerald
 Handbook of Hypertension, Vol.14 P31*

8-6-1 加圧ブラダの寸法

高血圧で多くの論争された問題で、特定の腕の腕周に関する適正なブラダのサイズを決める問題に匹敵できるものは殆どない。この問題は、血圧測定技術と同じくらい古い。Scipione Riva Rocciが1896年に、収縮期血圧測定のためにカフ圧迫の技術を導入した時、彼は非常に狭いカフを使った。まもなく、Von Recklinghausenは、このRiva Rocciによる5cm幅の狭いカフは、エラーを引き起していることに気付き、12・13cmのブラダの幅にすべきと推奨した。20世紀の最初の四半期の間、血圧計は腕を完全に覆ったブラダを提供されたかに思えた、さらに、それは1959年にはWHO(世界保健機関)の勧告にもあった。しかしながら、次の10年間それくらい、企業は、ブラダのサイズを小さくしていった、

その改造が引き起こす臨床的不正確さを配慮しなかった。無用な論争、それは多大なエネルギーと調査資源を浪費し、それ以来ずっと荒れ狂った。この件に関するかなり多くの文献の批評は、解明するというより混乱させたと言ってもいいだろう。

その後、もしブラダの長さが適正で極端に狭くなければ、ブラダの幅は長さ程には重要ではないと言うことが一般的に受け入れられた。

文献でも圧倒的な多くの意見は、殆どの人々の腕に巻けるぐらいのより大きな長さ(32 - 42cm)のブラダであった；British Hypertension SocietyやBritish Standards Institution(英国規格協会)は、日常の臨床使用のため唯一3つのカフを推奨することに決め、非常に大きな腕に対しては、ブラダの中心が上腕動脈の上に置かれていること確実にする注意すべき但書をつけている。(表1)

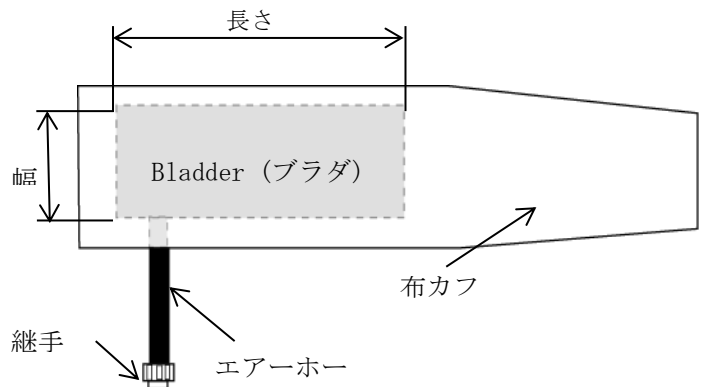


図 62 カフの構造

表 1 推奨されたブラダの寸法

寸法(cm)	対象	最大腕周
13 x 4	小さい子供	17 cm
18 x 8	中サイズの子供	26 cm
35 x 12.5	成長した子供と大人	42 cm

正確な測定値は、ブラダの中心が上腕動脈にくるためには35cmブラダのカフを置いて42cmより大きい腕周の大人で得られる。

E.B.Raftery

Handbook of Hypertension, Vol.14 P.65

ブラダの設計と適用の特性で、五つの点がエラーを生じることが知られている。一つは、ブラダが腕を完全に覆っていれば最適な結果が得られると示唆されているが、入手できる市販されている装置では必ずしもそうはなっていない。二つ目は、ブラダが動脈の上に完全おかれていることを確かめなかったため、その測定結果が全く無効のものになる可能性があることである。三つ目は、適正なカフが適正な被検者に選べるようにするに、腕の径の(x 1.2 cm)または腕周(40%)の割合で変えるべきであると証明されているのに、ブラダの幅は 12 cm を標準とされている。四つ目は、カフがぴったりと腕にフィットするのが重要であると言うことは、圧が皮下細胞に均等に到達したかどうかである(図 63)。最後に、カフの形状は非常に重要である、特に肥満の人では。

Stephen N. Hunyor

Handbook of Hypertension, Vol.14 P 100

カフの構造は、図 62 に示すようなパーツで構成されている。脹らむことができるブラダは、カフと呼ばれる硬い伸び縮みしないカバーで取り囲まれ、その中に収められている。このブラダには、外部の加圧機器と接続するため、エアール漏れがない様にしっかりとエアホースに接着されている。不適正な小さいカフサイズは、血圧が高めになり、その状況は、腕周が 36 cm を超える場合、標準サイズで起きる。バンデージカフ(包帯式)では、ブラダの脱出は効果的にカフ幅を減らす。

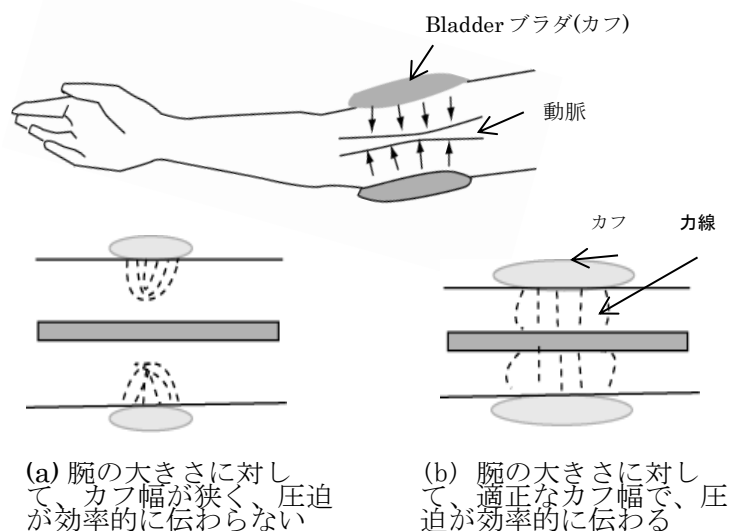


図 63 カフ圧の動脈への伝わり方

American Heart Association recommendation

Handbook of Hypertension, Vol.14 P 402

8-6-2 ブラダとカフ

加圧するブラダは、カフと呼ばれる伸び縮みしないカバーで包まれている。患者の腕周りに対し適正でないブラダは、血圧測定にシステムチックな誤差を引き起す。もしブラダが広すぎると、圧は低めになる；もしブラダが狭すぎると、圧は高めになる。腕周に対してブラダの幅が不均衡であっても、より広い幅のブラダは、より狭い幅のブラダよりより正確な測定値になる。より幅の狭いブラダを使用すると、高めの血圧になり、高血圧の誤った診断を導く。これは、特に、大きい腕の肥満の人に標準の大人用カフを使った場合に起きる。

優れていることは、腕周に対するブラダ幅の正しい比率は、0.4 である。それ故、系統的なエラーを退けるため、ブラダ幅は上腕周の 40%から 50%になる。言い換えれば、2.5 倍を乗じたブラダ幅は、その特定のカフ用の理想的な腕周りである。例えば、12 cm のブラダ幅に対しする理想の腕周りは、 $12 \times 2.5 = 30$ cm である。同じ 12 cm ブラダが正確には 30 cm でない上腕周の人に使われたら、血圧決定にシステマチックな誤差が生じる。0.4 から腕周に対してブラダの比で偏差が大きくなれば、より大きい測定誤差になる。

American Heart Association(米国心臓協会)は、ブラダサイズの標準化を提唱してきたけど、企業はいろいろのサイズのカフを作り続けている。Adult(大人用)、large adult(大人用大)、またや thigh(大腿用)と銘記されている違う企業から出している血圧カフが、同じ銘記をしているにもかかわらず、違ったカフ幅である可能性がある。このことは、一貫した同じカフの使用がなければ、同じ患者で一連の血圧測定に、さらなるランダムな誤差を引き起す。しかしながら、殆どの大人用カフは、2:1 のブラダ長さ対幅の比に非常に近く、だからブラダの幅が腕周の 40%であれば、ブラダ長さは腕の 80%巻くことを確かめる。研究者の中では、腕を完全に巻くため、35 cm 長さ、または十分長いブラダは、直接動脈圧測定値と非常に良い相関をし、被検者間のバラツキを減らしたと報告している。しかしながら、その後の研究では、これらの結論は確かめられていない。少なくとも腕周の 80%であるブラダの長さは、満足のいくと考えられている。注意は、直接上腕動脈の上で、中心に来るようにすべきである。

カフ寸法についての要求事項は、American Heart Association(米国心臓協会)によって打ち出され、ANSI/AAMI も基本的容認した。しかしながら、AAMI は、腕周りの 80%以上より大きくカバーするカフがより信頼できる結果を与える事が出来る事を認識しながらも、少なくとも腕周りの半分までくる短いブラダを推奨した。カフの特別な分類についての幅と長さは、幅 12~18 cm、長さ 22~60 cm の範囲でブラダ寸法で、それぞれの規定してた国々で幅広く変化している。

繰り返しになるかも知れないが、ここまでに述べてきたブラダとカフについて纏めてみる。膨らませるブラダは、カフと名付けられた伸縮しないカバーで囲まれている。患者の腕周に対して幅が適切でないブラダは、血圧測定で一貫したエラーを引き起す。そのエラーは、ブラダが広すぎると、圧力は低めに出て;ブラダが狭すぎると、圧力は高めになる。もし腕周との関係でブラダ幅が同じ不釣り合いがあれば、より幅が広いブラダは、狭いブラダよりもより正確な血圧測定になる。より狭いブラダの使用は、血圧の高めの評価になり、高血圧であると誤った診断に導く可能性がでる。これは特に、太い腕の肥満体の人に標準大人用カフを使う時などに起きる。

多数の証拠が、腕周に対してブラダの正しい比率は、0.4 であることが指摘している。それ故、この系統的なエラーを回避するためには、ブラダ幅は、上腕の腕周の 40%から 50%にすべきにすることである。別の言い方では、2.5 を乗じたブラダ幅が、その特定したカフに対する理想的な腕周であると。例えば、12 cm のブラダ幅に対する理想的な腕周りは、 $12.0 \times 2.5 = 30$ cm である。もし同じ 12 cm ブラダが正確に 30cm でない上腕の腕周の人に使われたら、血圧の決定において傾倒的な誤差が生じる。腕周に対してブラダ幅の比率で 0.4 からのバラツキが大きくなれば、測定誤差も大きくなる。

米国心臓協会(AHA)は、長くブラダサイズの標準化を提唱してきたけれど、企業はいろいろなサイズのカフを作り続けてきた。大人用、大人用大、または大腿用ラベルされた違う企業からの血圧カフ

は、識別ラベリングにもかかわらず違ったブラダ幅サイズである。これは、もし同じカフの一貫した使用がなければ、同じ患者での一連の血圧測定にさらなるランダムな誤差を引き起す。ほとんどのカフは、しかしながら、推奨されたブラダの長さ対幅の比 2:1 に非常に近い、というのは、もしブラダの幅が腕周りの 40% であれば、ブラダの長さは腕の 80% を巻くことになる。研究者の中では、ブラダ 35 cm または腕を巻くのに十分な長さが、直接動脈測定値と非常に良い相関があり、被検者間の変動を減らす測定をもたらすことを報告している。その後続く研究では、これらの結論は確かめられていない。少なくとも、腕周りの 80% のブラダ長さは、十分であると思われる。注意すべきは、ブラダを上腕動脈上で中心にくるようにすることである。

殆どの市販の血圧カフは、適正な腕周りのため信頼区間を示すため、いわゆる 'range' の印のプリントをしている。この範囲 'range' にもかかわらず、問題がある。幾つかのカフは、理想的な腕周を指定した誤った中心点があり、その一つはブラダ幅 $\times 2.5$ に等しくないものがある。さらに、いくつかのプリントされた範囲は、非常に広く血圧測定に潜在的な誤差が範囲の端で起きる。

8-6-3 ブラダ幅と長さの分類

非常に幅広いカフは非常に狭いカフより誤差が少ない。カフ範囲を外れた細腕の人を除いてすべての人に大きなカフ (15 cm) が使われることを推奨される。血圧は 33 cm より小さい腕の人出は、やや過少評価されるかもしれない。大腿カフ腕周りが 41 cm より大きい肥満の人に使うべきである。

表 2 は WHO が推奨しているサイズと、一つのメーカーが市販しているカフの種類表 3. を下記に紹介する。

表 2 米国心臓協会の推奨したブラダ寸法

識別サイズ	腕の中央部の腕 周り(単位: mm)	ブラダ	
		幅(mm)	長さ(mm)
新生児	50 - 75	30	50
幼児	75 - 130	50	80
小児	130 - 200	80	130
大人(小)	170 - 260	110	170
大人(標準)	240 - 320	130	240
大人(大)	320 - 420	170	320
大腿	420 - 500	200	420

上腕の中央部: acromion(肩峰)から olecranon(肘頭)までの中間の半分の位置

表 3 米国 SunTech 社のブラダの寸法

サイズ	腕周(mm)	カフの長さ (mm)	ブラダ(mm)	
			幅	長さ
新生児	40 - 80	148	30	50
幼児	80 - 130	218	54	120
小児	120 - 190	430	83	160
大人(小)	170 - 260	430	110	170
大人(標準)	230 - 330	495	140	275
大人(大)	310 - 400	635	173	330
大腿	380 - 500	745	210	400

8-7 直接法と間接法の対比

The contrast between the direct and indirect methods.....E.B.Raftery P.64

血圧測定する直接法と間接法の対比について、ここ数年にわたって非常に注目されてきた。直接法は感度と精度については明らかに有利であり、間接法を判定する基準として採用されてきた。この種の最初の比較は、1931年に Wolf と von Bonsdorff によって行われ、それ以来、そのような多くの比較が行われてきた。

これら比較して出版されてきた多くで、間接技術の性能を判定しなければならない場合は、直接法の技術が基準値と思われてきた。これは完全に同一視できない、と言うのは間接技術は上腕動脈の壁面上で側圧方向の力を測ろうとしていて、直接技術は、血液が動脈の管の中を流れ下って動いているときの圧脈波のリーディング・エッジ(前縁)の力を測っているからである。この二つは必ず類似しているとされるが、とても同じであるとは思えない。高いレベルの相関性について一貫した証明はおどろくにはあたらぬが、この二つのセットの結果には、システム的な相違があるのは当然である。殆どの測定者達が、一方の腕には直接法を、他のもう一方の腕で測定に使う測定であるので、この理想はめったにされないやり方である。さらに、彼らは直接技術が完璧なものと思っていて、直接測定値に重大な歪をもたらすダンピングのような現象については考えてもいない。かくして、装置の物理的特性について詳細に記載する普遍的な過ちを、直接法測定になしてきた。

唯一つの発表された研究が、この二つの技術を同時に同じ腕を使って比較し、また、この方法の精度を確かなものにするため、直接法の装置の周波数特性も詳細に記載している。これは限られた年齢層の女性で行なわれているが、これは両方法にとって理想的な条件のもとで比較測定された唯一つの研究である。結果は二つの方法の期待された値に近い相関性を示したが、ランダムに見え、確かに系統的でない可成りの個々のバラツキも示していた。この理想的な条件の下で、収縮期圧は約 $\pm 24\text{mmHg}$ ぐらい、拡張期圧は理想的な条件のもとで、約 $\pm 16\text{mmHg}$ ぐらい外れていることは、間接法特有の精度であると考えざるを得ない。

これらのランダムなバラツキについて、以下の考えられる理由のリストは、非常に印象的である：

- 1) カフ：ブラダのデザインと適用の5つの特徴が誤差を生み出すと知られている。一つは、ブラダが完全に腕に巻かれていれば、ベストな結果が得られると証明によって示唆されているが、市場で販売されている機器では必ずしもそうになっていない。二つ目は、ブラダが動脈の上にあるかを確認することを怠って、測定をまったく無効にすることがある。三つ目は、適正なカフを適正な人物に選ぶためには、腕の直径(x 1.2cm)または腕周り(40%)によって変えなければならないことが分かっているが、ブラダの幅が12 cmで標準化されている。四つ目は、圧が皮下細胞に均一に伝わるか否かは、ぴったりフィットしたカフが必要不可欠である。最後に、カフの形状は致命的であり得る、特に肥満の人には。
- 2) 圧力計：加圧および減圧レートは、得られる測定値に影響することが知られている。ゆっくりした加圧は、コロトコフ音のタイミングや質に影響することが知られている血管のうっ血を起すことがある。推奨される2 - 3 mmHg/sが正確さと関わることは殆どみられることはなく、そこには、さらなる誤差をもたらすシステム上の誤差、測定者の偏見、数字の好みなどがある。

- 3) 聴診：最初に出現した音(コロトコフ I)は収縮期圧として良好な測定値を示すが、拡張期圧に対しては未だに正しい聴診の点に関してはっきりした証明はされていない。この点については既に議論されてきたが、大まかに5%の人が、カフの減圧の過程で、音が消える区間を示したことは注目に値する。Regan と Bordley はこの音が消える区間はゆっくりした加圧レートで誘発されることがあるが、これは必ず起きるのではなく、これらの現象は未だに予測出来ないことが、さらなる食い違いにある要因である。
- 4) 動脈：左右の腕で差があることは良く知られていて、必ず正しい腕を使うことで回避することが出来けれど、誤差は未だになお残る。動脈壁で動脈硬化の変化は、確かに音の伝達に影響する：したがって、今世紀の変わり目に Osler によって述べられた疑似高血圧である。

9. 動脈構造と血圧の発生機序

血液が酷く傷ついた動脈からは間欠的に噴き出す
が、皮膚の中の小さい血管の殺傷からはゆっくりとジ
ワジワ流れることを観察していたのは、1628年に循
環説を提唱した William Harvey である。1733年に馬
で血圧を実証した Stephan Hales は、この現象を心臓
と動脈を旧式の消化エンジンに例えて説明を試みた。

この考えは、Windkessel モデルになる血圧と血管
のコンプライアンスの概念のとなる提起である。

ここで血管のコンプライアンス C は、心臓の左心室から大動脈に流れ込んできた血流により容積の
変化 ΔV と内圧の変化 ΔP から求められ、 $C = \frac{\Delta P}{\Delta V}$ で表される。この値は、大動脈の柔軟性の度合い
を意味する指標で、この後の Otto Frank の Windkesell モデルの式を解くための重要な要素になる。

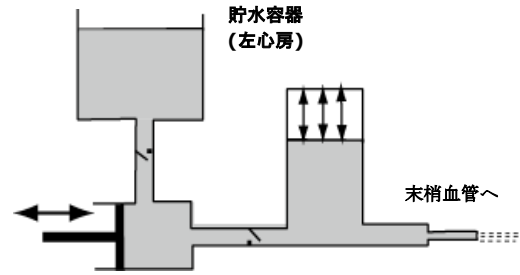


図 64 Hales モデル

9-1 動脈の構造

私達の身体の中の動脈は、単なるホースやパイプ
とは違い図 65 に示されるように複雑な構造をしてい
る。その構造は、Tunica Adventitia (外膜)、tunica
media(中膜)と tunica intima(内膜)の3層の膜から成
り立っている。その外膜の線維芽細胞はコラーゲン
により出来ていて、中膜とのはっきりした境界はな
い。中膜は平滑筋遷移と弾性繊維から形成されてい
て、内膜は内腔を被う内皮細胞から成り立つ複雑な
構造をしている。この構造が後に述べるカフで動脈を
圧迫する圧を変化させ時、動脈内を心周期に対
応して流れる血流とその内外圧差の変化で、動脈の
コンプライアンス(柔軟性)が変り、血管の振幅の
変化のパターンとして現れる。また、血管に生じる
脈波の伝播もこの動脈の性質と大きく関係してい
る。

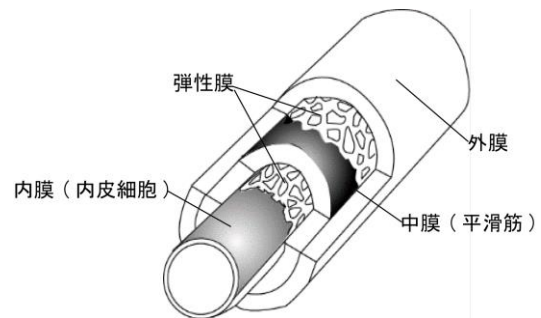


図 65 動脈の構造

9-2 直接法で測っている血圧値は

初期の直接法は、8-1 項(1)で述べたように、血管にカ
テーテルを動脈に穿刺して血圧を測るが、導入された初
期には、血流の流れに垂直に T-tube を刺して、動脈壁
に加わる側圧を測っていた。この場合、血流の流れの方
向の運動エネルギー成分は測っていなかったことにな
る。現在採用されている tube(管)はピトー管と呼ばれ、
図 66 のように血流に対面した構造になっている。

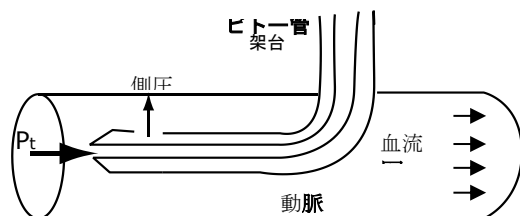


図 66 動脈圧の測定原理(ピトー管)

一般に剛性のパイプなどを流れる流体が、理想完全流体で粘性を無視できれば、高校の物理学の教科書
にあるように有名な Bernoulli 方程式で(1)式で表せる。

$$p + \frac{1}{2}\rho v^2 + \rho gh = \text{一定} \cdots (1)$$

この式の第一項の p は、ピトー管の外側の側面に空いた穴を經由して計られる値である。第二項の $\frac{1}{2}\rho v^2$ は、血流と対面する運動エネルギーである。第一項の p は、静圧とも呼ばれ血流の流れの方向に関係ない要素である。また、測定を測定点の高さ水平にして; 例えば患者を横にするなど、位置の高さの差の影響を無くせば、 ρgh 静水圧のエネルギーを無視でき、動脈内圧の総圧 = $p + \frac{1}{2}\rho v^2$ となる。直接法のピトー管では、このエネルギーをとらえている。直接法の値と血管壁の側圧を測っている値が比較的類似しているのは、 $\frac{1}{2}\rho v^2$ の値が血液の比重 $\rho \approx 1$ 、流速が 0.5 m/s のオーダーであり比較的小さいからである。

9-3 血圧を発生させる Windkessel Model

この章の冒頭で述べた Windkessel モデルの始まりは、イタリアの物理学・生理学者である Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679) は、心臓の働きをピストンに例え、動脈壁が弾性を有して血液の流れを平坦にならず役割をしていることを発見しことである。その発見から約 100 年後、1733 年に Stephen Hales は、血行動態力学「題名 "Haemastatics"」の論文の中で、図 64 に示すような旧式の消防車のエンジンとドーム型のチャンバーを用いて説明している。このドーム型のチャンバーを、ドイツ語で Windkesel と呼ばれている。この Windkessel effect は、心周期を通して血圧の変動を減衰する効果があり、心臓が駆出を休止している拡張期の時期は、臓器への還流を維持し続ける役割をする。彼は、この動脈システムの働きは、収縮期間に心臓から血液を受取り、拡張期間にその量を戻すように伸びる弾力性のあるチャンバーをモデルにして例えた。

この一連の流れの生理学的な略図は、以下の通りである。左心室の収縮期の間は、血流は大きな導血管、大動脈に駆出され、動脈血圧は、急速に最大収縮圧まで立ち上がる。収縮期圧は、大まかに次のことによって決められる：(1) 左心室による血液の吐出のレートと力、(2) 大動脈管のコンプライアンスまたは弾性の度合い、それは左心室で駆出される血流によって生成された拍動力を吸収し、(3) 動脈から毛細血管室へ流れ込む量の割合。拡張期の間、左心室はリラックスし、左心房からの血液で再補給され、結果として、動脈血圧は最小の拡張血圧まで下がる。低下していく割合は、動脈の部屋から毛細血管への流出の割合、および導血管の弾性リバウンドによって主に支配される。動脈壁の弾性レバウンドは、動脈内の血液に働いた追加された力で Windkessel 効果として知られている。

収縮期の間は、図 67 に示すように、動脈血液は毛細血管を通して流れる。そうして、動脈が正常なコンプライアンスの場合、拍出量の大部分は心室収縮期の間は動脈に貯めこまれる。

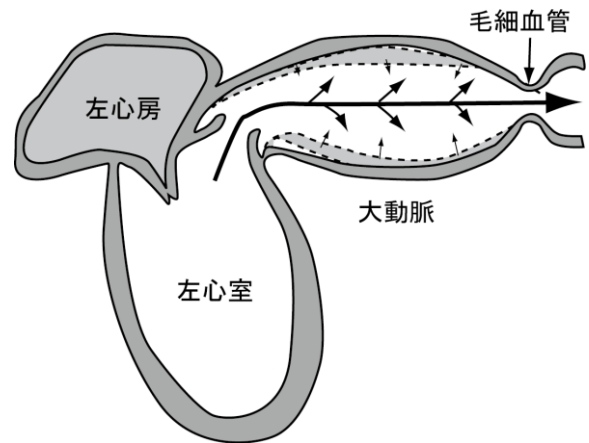


図 67 収縮期中の動脈血流の毛細管への流れ

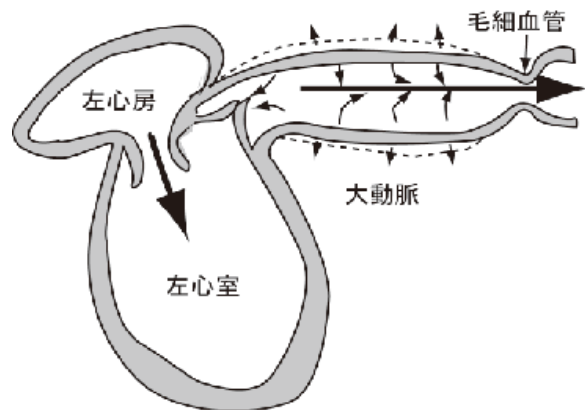


図 68 拡張期中の動脈血流の維持図

拡張期の間は、動脈血液は毛細血管を通して流れ続ける。元に戻る反動で置き換えられる血液の量が、毛細血管の流れを維持する。

この Windkessel 効果の Hales の概念を、1899 年にドイツの生理学者 Otto Frank は数学の形に置いた。彼は、図 69 に示すような電気回路の表現に置換え、数学的に厳密化を試みた。ここで紹介する Windkessel Effect の数学的なアナロジーは、Otto Frank が提唱した最もシンプル化された 2 要素モデルである。そのモデルは、反射波などは無視し、心周期中の動脈コンプライアンスと全体の末梢抵抗の影響を考慮して数式が作られた。ま

まず動脈コンプライアンスを、電荷を蓄える性質を持つ capacitor(コンデンサー)の C で表し、その単位は cm^3/mmHg である。また、全身の動脈システムの末梢抵抗は、エネルギーを発散する抵抗 R で表し、単位は $\text{mmHg} \times \text{s}/\text{cm}^3$ である。心臓からの血液の流れは、回路内の電流の流れ $I(t)$ に置換

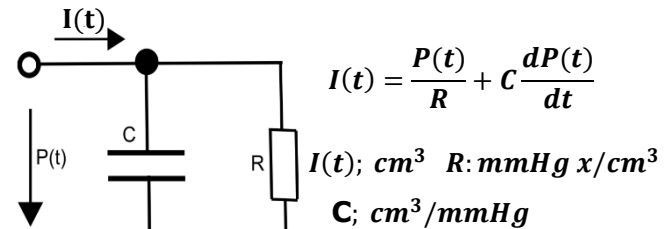


図 69 2-要素 Windkessel モデルの電気的アナログ 112

え、その単位は cm^3/s である。そして大動脈内の血圧 $P(t)$ は、時間的に変化する電位で表し、単位は mmHg である。

図 67 は収縮期に、左心室から弾性のある大動脈の部屋に血液が汲み上げられ満たされて膨張し、動脈血圧(ABP)は急速に最大 SBP(収縮期圧)まで立ち上がる。図 69 では、コンデンサー C に電荷がチャージされるのと同じである。拡張期には図 68 に示すように、動脈に溜めこまれていた血液は、大動脈の弾性の反動で毛細血管へ血流を流し続けながら ABP(動脈血圧)はゆっくりと下がり DBP(拡張期圧)まで落ちて行く。この動脈血圧は、拡張期血圧まで落ちてきたら、左室が再び周期を繰り返す再び収縮して血液を供給するので、拡張期中にゼロまで落ちる事はない。図 69 では電源 $P(t)$ からの供給が途絶えた後、チャージされていた C の電荷が抵抗 R によって消費され、C の両端の電位があるレベルまで下がったら $P(t)$ の電源が接続され、再び電荷がチャージされるのと同じ機能である。

図 64 の Hales の消防車のアナロジーでも概念は同じで、左心室に相当するポンプで汲み上げられた水がチャンバー内の水位を上げ空気を圧縮し、逆に圧縮空気はその反作用として水面を圧縮する。このアナロジーは心臓血管系のシステムの機構に似ている。

この 2 要素モデル以外に、大動脈のインピーダンスを考慮した 3 要素モデル、流体力学で血流の慣性を考慮した 4 要素モデルなど提唱されているが、非常に複雑になるのでここでは割愛する。

図 69 では、以下のような数式モデルが導きだされている。

$$\frac{dP}{dV} = C(p) \dots (1) \quad Q = \frac{P}{R(P)} \dots (2) \quad I dt - Q dt = dV \dots (3)$$

‘(1)の式は、体積コンプライアンス、(2)の式は血管の抵抗、(3)の式は質量保存を表す。

ここで、線形コンプライアンスと Poiseuille の法則から、 $I=0$ とすれば、

$$\frac{dP}{dt} = -R(P)C(P) \dots (4)$$

この式から、

$$P = P_0 e^{-Ct/R} \dots (5)$$

9-4 Pulse wave velocity: 圧脈波の伝搬速度

触診される脈は、測定される圧脈とは同一ではないことを念頭に置いておくことは大事である。圧脈波は 4—5m/s で伝わるが、動脈血液の速度は、0.5 m/s のオーダーである。聴診法およびオシロメトリック法のカフをベースにした測定技術は、動脈壁の特性を利用しているが、その伝搬時間などの特性について無縁ではなかったが、その性質を積極的に応用するものではなかった。しかし、最近はこの特性を利用し、収縮期および拡張期血圧を決定する研究がされ、「カフレス血圧計」と言う分野の立上げが試みられている。これらの機器の測定は、二か所の部位に PPG(photoplethysmography)の光電脈波センサを装着するか、その一つの部位に

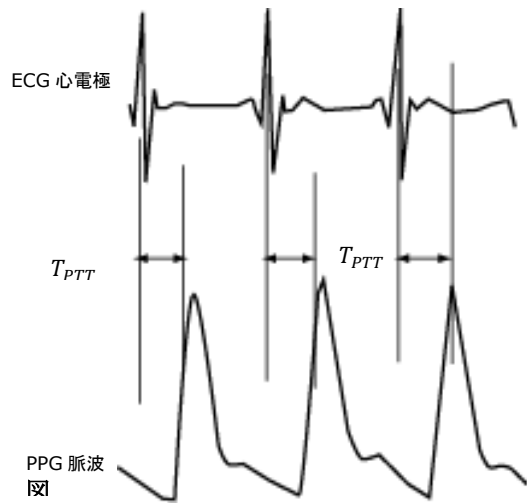


図 70 2 か所の部位の信号の間隔で脈波伝播速度を算出する。(T_{PTT})

ECG(electrocardiogram)の電極を貼って 2 点間の信号波形から伝播時間を測れば血圧を推定できる。図 70 は ECG 電極からの R 波と四肢の末梢部位の PPG(光電脈波)のピーク間の T_{PPT} で、図 71 は二か所の PPG 波形から T_{PPT} を計測している例である。その伝播時間 T_{PTT} の単位から血圧 BP を求めるには、独自のアルゴリズムや数学的モデルを考案して血圧を決定している。これらのモデルは、現時点では、まだ完成しているとは言えないが、その中から代表的なものを以下に紹介する。

(1) 血圧を決める数学的モデル

前項の Windkessel model でも述べたように、中心動脈は、狭い末梢動脈に血液を収縮期圧中に膨張させ、拡張期には収縮して末梢血管や毛細血管に供給して維持している。この血管の膨張と収縮は、血管の弾性率(E)の変化し、流体圧(P)に対し次のような関係がある。

$$E = E_0 e^{\alpha P} \dots (1)$$

ここで、 α は血管パラメータ(オイラー数)、 E_0 はゼロの動脈圧のヤング率である。これら 2 つは、被検者の固有のパラメータである。もし、 α および E_0 が動脈壁成分の弾性率は、年齢や健康上の問題で説明することで変えられる。動脈壁は、中心動脈や末梢部位で量的に変化する内皮細胞、エラスティン、平滑筋細胞の成分から成り立っている。違う成分およびコラーゲンを持つエラスティンへの徐々に置き変わりが動脈の弾性を変化させる、中心および末梢の血圧の変化となるからである。動脈の弾性率は脈波の伝搬の速さと関係し、その圧波の伝播速度(PWV)は、Moens-Kortweg の式から求められる。ここで、動脈の厚さ h , その径を d , 血液の密度が ρ の弾性チューブと仮定すると次のような式で与えられる。

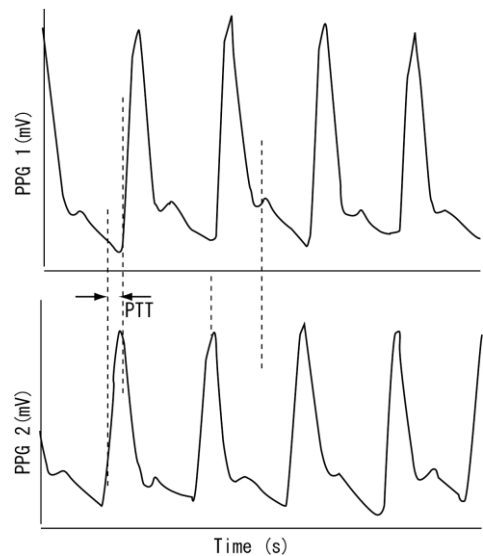


図 71 2 個の PPG による T_{PTT}

$$PWV = \sqrt{\frac{hE}{\rho d}} \dots (2)$$

式(1)と(2)を組合わせ、2点間の部位の距離を L とすると、圧 P と圧波伝搬速度 PWV の関係は、Bramwell-Hills と Moens-Kortweg の(3)式を得る。下記の T_{PTT} は2点間の伝播時間である。

$$PWV = \frac{L}{\text{時間遅れ}} = \frac{L}{T_{PTT}} = \sqrt{\frac{hE_0 e^{\alpha P}}{\rho d}} \dots (3)$$

この式は、圧力 P と PWV の関係と長さ L の動脈による時間遅れを表している。他のパラメータを一定として、圧力 P が上昇すると、脈波伝播速度 PWV は速くなり、脈波伝播時間 T_{PTT} では逆の関係になる。

この脈波伝播時間 T_{PTT} から血圧値 BP を見積もるためには、幾つかの数学的モデルが提唱されているが、その中でもよく採用されているのは下記の(4)式である。

$$BP = a \ln T_{PTT} + b \dots (4)$$

ここで、 \ln は対数を表している。 a と b は、測定される被検対象者の固有の定数である。これ a および b の値は、基準血圧 BP と、その対象にしている被検者の時間遅れ(2点間にかかった伝播時間 T_{PTT})の回帰分析から得る事が出来る。ただ、この式は、伝播時間がゼロ近づくにつれて無限大になるので、センサを置く部位間の距離は、ある程度距離を長く取る必要がある。

伝播時間 T_{PTT} を測るための PPG センサの位置は、普通は耳たぶや指などがよく使われる。そうして、式(4)を使って収縮期血圧 SBP と伝播時間 T_{PTT} の関係は図 72 のように示される。

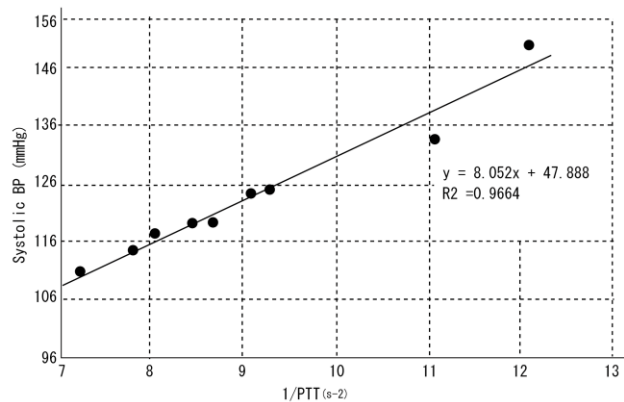


図 72 脈の伝播時間 PTT と収縮期血圧 SBP は逆相関

10. 光センサによる非侵襲的連続的に血圧測定技術

10-1 Penaz の指カフ測定原理からの発展

測定の負荷が小さく、非侵襲的連続的に血圧を測定が可能であれば、直接法の感染リスクの回避するため、1968年に、Penaz が指のカフに近赤外の発光素子と受光素子を使って、血管の無負荷原理をベースにしてサーボ脈波血圧計の特許が出され。そして、彼は、1973年に、ドレスデンでその技術を披露した。その技術は、まず機器のカフ圧は収縮期の上まで上げて、そこから動脈壁の最大無負荷状態になる平均動脈圧まで下げ、その圧を基準にして動脈内の脈圧の変化を外圧で打ち消すようにして、動脈壁にかかる負荷を無負荷状態に維持するように制御機構で追従させた。この追従のトレースは、動脈の脈圧の変化を反映しているので、連続的に血圧を測っていることになる。この Penaz の技術は、オランダの Wesseling らによって改良され、1982年にオランダの企業 Ohmeda 社によって Finapres(フェナプレス)の商品名で製造された。

この Ohmeda 社とは別に、この Penaz の原理をベースにした技術は、1980年に、日本の山越らによっても提唱された。彼らは加圧媒体として水を使ったサーボシステムで、カフ圧を動脈内圧に等しくするために指に加え、血管壁にかかる負荷をゼロにした時の血管の内容積変化から血圧値を判定する容積補償法を発表した。さらに、山越らは、この光電式を使って、カフ式オシロメトリック法の圧力センサの代わりに、光電式センサの光吸光度の変化を利用して、光電容積振動法の血圧測定方式を開発し提唱した。この技術を使って、ウエダ製作所より光電補償法による”USM-802”と光電容積法を採用した”UV-101DS”の商品名が市場に出された。

10-2 非侵襲連続血圧計フェナプレス

D.N.Stokes et.

British Journal of Anaesthesia 1991

Finapres は、指カフに赤外発光素子と受光素子を組込んだ Photo-plethysmograph (光電脈波グラフ計)である。検出される波長は、ヘモグロピンを吸収する特性があり、動脈拍動を検出できる。この動作原理は、指の”volume-clamping”で、そこではカフ圧によって赤外信号を一定の振幅に保つためフィードバック制御のもとで素早く調整され、かくして指は動脈圧周期に渡って一定の血流量に調整される。まず、カフ圧は、最大振幅拍動記録されるまでステップで加圧され(open-loop-mode)、それは平均動脈圧に等しくなるようにする。その後、10ms の遅れ時間でサーボ制御ループは、素早く指カフ圧を赤外信号光の強度を一定に維持するために調整する(closed-loop mode)。こうするためには、カフ圧は全体の圧周期に渡って動脈内圧とバランスさせなければならない。かくして、動脈壁を挟んで内外圧差(transmural pressure)をゼロ圧に保たれる。そうして、カフ圧内の変動を変換されて、連続波形として表示される。このサーボ制御システムは、指の動脈内で流れや血液量の変化、および動脈平滑筋内緊張での変化のため、1分毎に自動的に調整して補正する。圧力のデジタル表示は、beat-by-beat(一拍毎)または6秒間を平均して更新される。

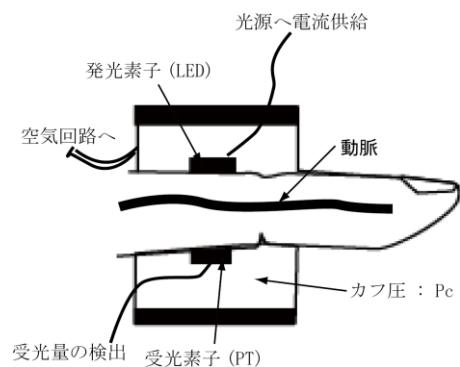


図 73 指カフ

10-3 山越の容積振動法と容積補償法

10-3-1 血管の内外圧差と脈圧の振幅の変化 Ptr—V 非線形特性

発行素子と受光素子を使って血管壁を無負荷した容積脈波血圧計の原理の具現化は、1979、1980年に、Ohmeda社より早く山越らによって発表された。彼らの論文では、動脈の構造は低圧領域で働く平滑筋や弾性繊維から、高圧領域で働く膠原繊維で成立つ動脈のコンプライアンスの特性で、動脈内の内圧とカフ圧迫による外圧の差で、脈波振幅が大きく変わること注目した。この動脈は、その複雑な構造により血管壁の内外圧の差で弾性率が変化し、圧に対して血管の内容積は非線形的に変わる。この指標を前述した Windkessel 数式モデルと同様に静力学的コンプライアンスを $C = \Delta V / \Delta P$ で考察し、その Ptr—V 非線形特性曲線(図 74)から容積振動法と容積補償法の非観血血圧測定法を提案した。

図 74 で、横軸は $Ptr = P_{bm} - P_c$ (動脈内圧—カフ圧)で、transmural pressure と呼ばれている。カフ圧を上げていくと Ptr は小さくなっていき”0”に近づき、さらに上げると血流の流れは完全に閉ざされる。一方、縦軸は心周期の圧脈波の振幅の変化を Ptr の変化に対応させて描いてある。図 74 に示されるように非線形の圧—容積特性に従うとすれば、容積脈波の振幅は”平均動脈圧—カフ圧 P_c が等しくなった時、最大振幅 Δ_{max} で振れる。この位置は、カフ式の(上腕)オシロメトリック法で定義される平均血圧値と整合する。これは動脈壁のコンプライアンス C が最大で最も柔らかくなっているからである。

* 図の中の各記号の図 74, 75, 77 のパラメータは以下の通りである。

* Ptr : 血管壁に作用する内外圧差で $Ptr = P_{bm} - P_c$ で表され、transmural pressure と呼ばれている。

* Pbs : 収縮期血圧 Pbm:平均血圧 Pbd : 拡張期血圧

* Pc : カフ圧

* V_0 : P_{cm} (カフ平均圧)が動脈の平均圧 Pbm と等しくなった時の血管内容積の値

* ΔP : 圧脈の変化 * ΔV : 血管内容積の変化 * ΔV_{max} : 内容積最大振幅

* 平均動脈圧 Pbm は、 $P_{bm} = P_{bd} + \frac{(P_{bs} - P_{bd})}{3}$

10-3-2 容積振動法の測定

容積振動法について、動脈壁に対する圧の内外から加えられる変化と血管の容積脈の振幅の変化を図 74 の Ptr—V 非線形特性曲線を利用して説明を試みている。そうして光センサで得られた容積脈波の振幅変化のパターンも図 75 の上腕式オシロメトリック法の圧センサのパターンと同等であることが分かる。故に、収縮期や拡張期の血圧値を判定する解析アルゴリズムも殆ど類似した概念で作成される。ただ、容積振動法は光センサから得られる動脈の容積変化による血中のヘモグロピン量の変化を赤外光(780nm~1,000nm)の透過・吸収量の変化で検出しているの、上腕式のオシロメトリック法との違いが測定上で長短所が出てくる。表 4 はそれぞれの測定法の長短所の特徴を纏めた。

表 4 容積振動法とオシロメトリック法の長短所の比較

	容積振動法	オシロメトリック法(上腕式)
センサ	光センサ	圧力センサ
センサの位置	測定部位の基部(図 73)	本体内

測定部位サイズ	指など小さい部位(光透過のため)	上腕や大腿など大きな部位も可
測定部位とセンサ	測定部位とセンサの位置に近い	測定部位とセンサまで距離が長い
収縮期圧の精度	比較的明確	アルゴリズムで処理
拡張期圧の精度	アルゴリズムで処理	アルゴリズムで処理
測定の簡便さ	指は、露出しているため、測定には非常に簡便である	

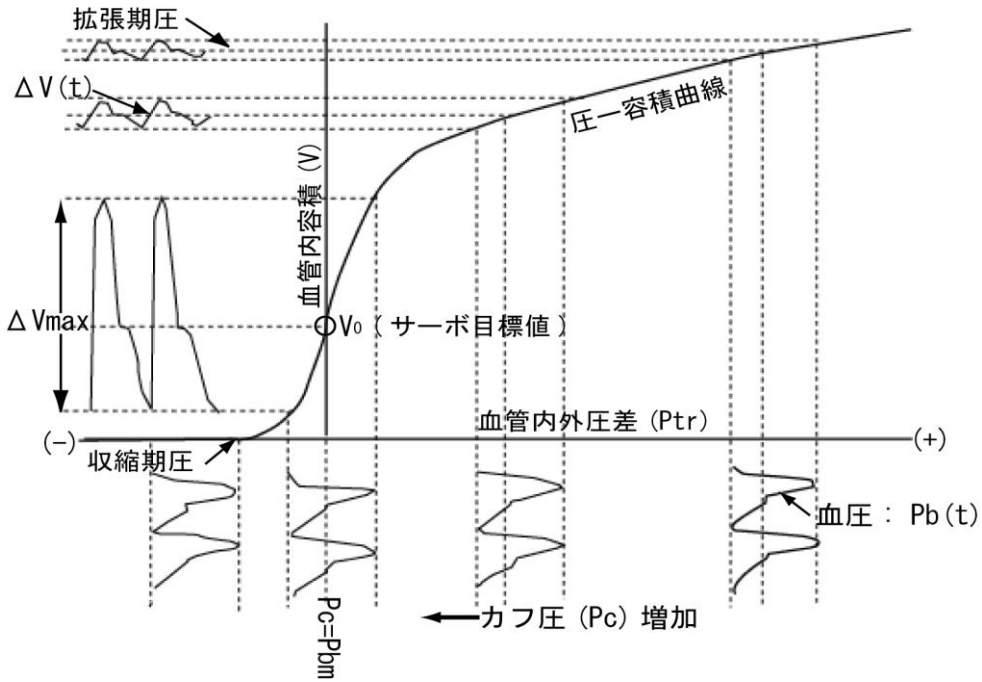


図 74 血管内外圧差(P_{tr})の変化と内容積変化の関係
 ところで、この技法は図 73 で示しているように、発光素子と受光素子に近赤外線(780nm～

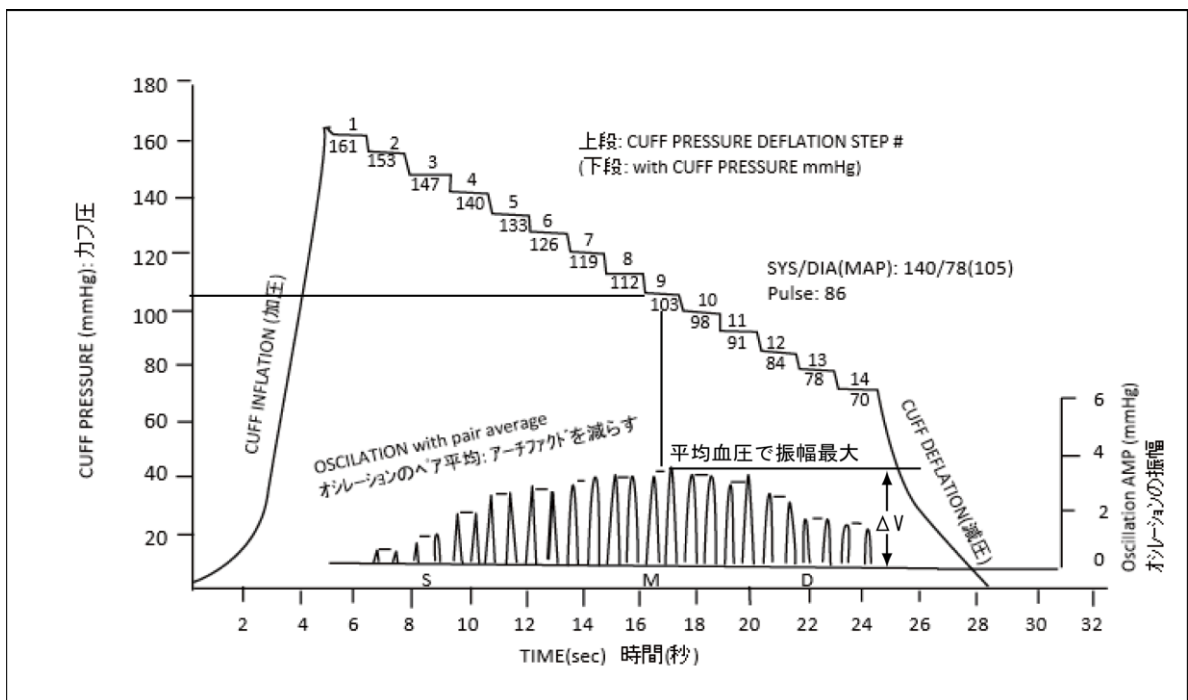


図 75 オシロメトリック法(脈圧変動)

1,000nm)を挿入された被検体の基部に対向して配置し、ヘモグロピンによる吸収・透過量の変化を

検出して容積脈波の振幅の大きさを計測している。故に、センサの直下の血流量を測っているの、カフにより動脈が完全に圧閉されたか開かれたかは明確に判断できる。オシロメトリック法では、カフが動脈を完全に圧閉してもカフ上流の振動が空気チューブを伝わって小さい振動ノイズが入るのでアルゴリズムで影響を受けにくくしている。この点で収縮期圧の決定は比較的明確であるといえる。拡張期血圧の決定はオシロメトリック法と同じ手法のアルゴリズムで判定しているの、差の違いはないと思われる。

測定に適用できる四肢などの被検体では、光の透過・吸収を定量化できる小さい指などサイズの大きさに限定され、手首、上腕や大腿など大きい四肢では計量が難しい。

山越氏らの容積振動法を採用した商品として、ウエダ製作所で製造販売された指の血圧計”UV-101DS”を図 76 に掲載した(1990 年頃)。この商品は、測定部位は指を使っている、圧迫負荷が小さいので、人工透析中に頻回に血圧測定管理、抜歯などの治療時の麻酔の利き具合の監視モニタとして使われる。使用上の注意事項として、上腕血圧値などと等価の値を必要とする場合は、心臓レベルに指の位置を置くなど静水圧の影響を考慮せねばならない。

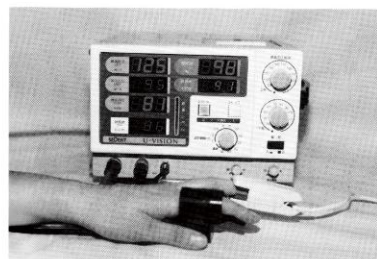


図 76. UV-101DS (容積振動法)

13-3-3 容積補償法

*Volume-compensation method

容積補償法は、前述の Penaz の考えをサーボ系の方法論で具現化したものである。この点は、少し遅れて発表された Ohmeda 社のフィナプレスも殆ど類似している。その検討過程の中で、その後発表された容積振動法は、その副産物である。容積振動法の原理は、判定アルゴリズムは殆ど上腕オシロメトリック法と同じであるので、ここでの説明は割愛する。

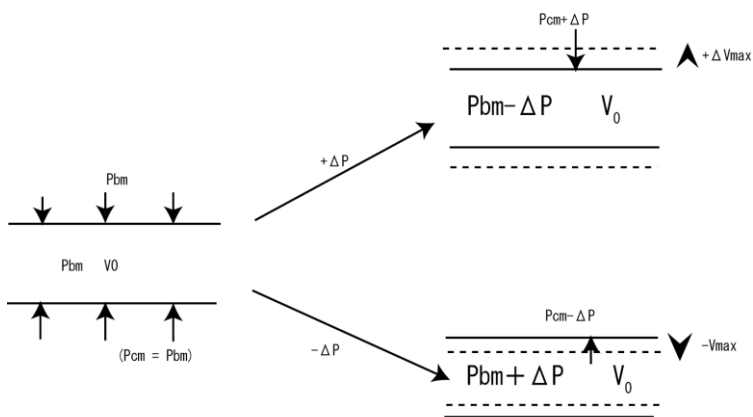


図 77. 平均血圧 ($P_{bm}=P_{cm}$) と脈振幅 $\pm \Delta V_{max}$

容積補償法のサーボ系で、図 77 で示すように血管壁を隔てて内外圧差が等しく制御されるので、血管に加わる負荷がゼロとなる無負荷となる。すなわち、 $P_{bm}=P_{cm}$ で血管の内容積 V_0 がサーボ系の目標値になる(図 74 も参照)。この時、血管内の脈圧変動に対して、血管内容積は V_0 を中心にして $\pm \Delta V_{max}$ の脈波変動をする。サーボ系ではこの容積脈波の変動を $\pm \Delta V_{max}$ を瞬時打消すようカフ圧を制御して V_0 を維持するにすれば、血管内圧の変動を血管容積変化の変動として検出しトレースすれば、連続血圧波形を得て非観血連続血圧モニタとして具現化が図れる。この血圧測定技法を、山越氏は容積補償法と命名して発表した。

図 78 は、容積補償法のサーボシステムを、チャート図を使って次のように説明している。まず、測定開始時点では、サーボ目標値 V_0 を探すため SW(REF. II) を Open Loop 側に入れて(サーボ制御を

解除)カフ圧 P_c をカフ圧制御操作部を通して段階的に圧を上げていく。図 74 では、差圧 $P_{tr}(t) = P_b - P_c$ の値が小さくなるように P_c を上げて行き、 P_c が平均動脈圧 P_{bm} と等しくなった時、目標値の血管内容積 V_0 になる。その時の血管の内容積の振幅は、 $V_0 \pm \Delta V_{max}$ で振れる。この時の V_0 の値を記憶させ REF I のサーボ目標値に設定し、同時に SW の REF II を Close 側に切替えて、血管内圧の脈圧の変動に対し、血管内容積の内容積の振幅変動 $\pm \Delta V_{max}$ を打消するように V_0 をキープさせてカフ圧 $P_c(t)$ をサーボ制御する。この操作は、動脈圧の脈波振動に同期しているので、平均血圧を中心にした振動脈波形となる。受光センサで検出された容積脈波の信号は、光電容積検出回路で処理され、電気信号として比較回路に入り、サーボ目標値の V_0 の設定値と誤差分 ΔPG は PID 補正回路で処理され、 V_0 を維持するようにカフ圧制御回路からカフ圧 P_c を調整させる。PID 回路とは、P(比例)、I(積分)、D(微分)回路から構成されていて、システムが適正に働くように、応答性を調整する重要な機能を持っている。

血管の平均内容積 V_0 を得るためには、測定部位は平均血圧 P_{bm} に等しいカフ圧 P_c が加えられているので、長時間の測定が続けられると生体的なうっ血の症状やが出たりするので、定期的に生体の回復の時間を設ける必要がある。また、生体的な変化で、ドリフトなども起こる可能性があるので、リセットしながら測定が続けるように配慮することも重要である。

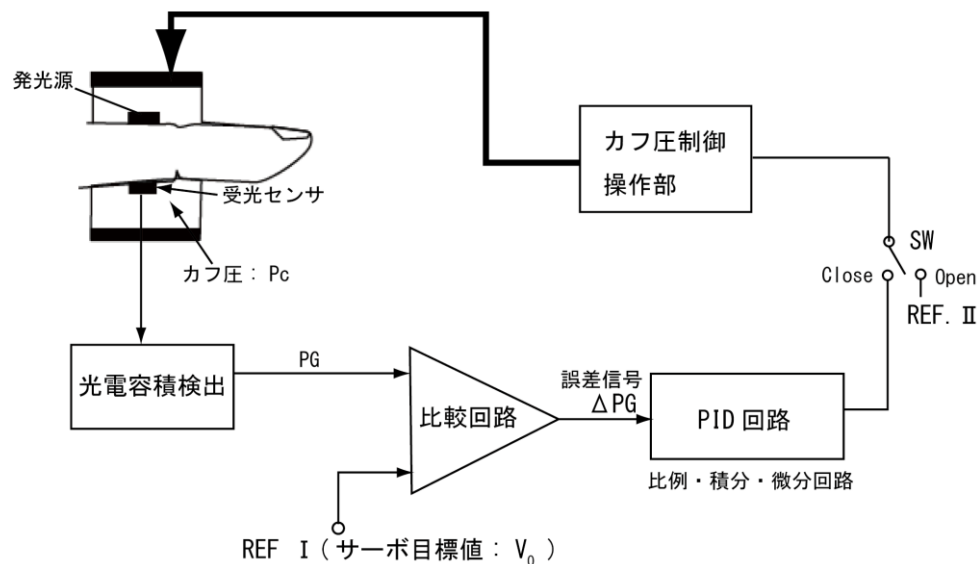


図 78 容積補償法のサーボ系のブロック図

11. 血圧の自己測定

John P. Cox, Stevo Julius, Kevin O'Malley and Eoin O'Brien

Handbook of Hypertension, Vol 14. P112

血圧の自己測定(self-measurement)の用語は、自分の血圧を自分自身または家族などのメンバーによって取られた測定値について、国際高血圧学会(World Hypertension League: WHL)の声明で最近定義された。通常は患者が家で自分自身の血圧を測っているため、この手法は'home blood pressure measurement'(家庭血圧測定)と呼ばれている。しかしながら、この用語は、患者がしばしば自分の血圧を職場や家からはなれて場所で測る明らかな理由がある場合は、必ずしも適正ではない。如何なる場合であれ、"家庭測定"と"自己測定"の用語が、文献なども通して区別しないで使われてきていることが問題である。

"家庭内での測定"の用語が、著者の中で患者の友人や知り合いの人によって取られた値を含めて使っている。さらには、"家庭測定"の用語を、疫学的調査のため被検者の家で調査員(通常は医師や看護婦)として取られた血圧測定をこの意味に使うべきでない。さらに、この用語は、医師が高いレベルで訓練された患者の協力を要求する ABPM(アンビュラトリー血圧モニタ)を使って、家で患者が取った血圧測定は含めてはならない。

11-1 歴史

John P. Cox, Stevo Julius, Kevin O'Malley and Eoin O'Brien

Handbook of Hypertension (P.112)

血圧の自己測定の最初の報告は、1930年に *Annals of Internal Medicine* (内科の年報)に掲載された George Brown のレポートである。そこで、彼は 25 歳の男性を使って 3 年間に渡って収縮期血圧を調べ、その男性は自分の血圧を測るための訓練されていた。この論文は、高血圧の研究で血圧を被検者自身で測る自己測定の発展となる重要なマイルストーンである。と言うのは、動機付けられた患者は、自分の血圧を測るのは容易に訓練で出来ると指摘しただけでなく、この研究には、季節による影響、すなわち、血圧は夏場に低下することを証明もした。Brown は、また血圧で薬(フェノルハビタルと重曹スルホン酸塩)の効果についての評価を、自己測定の手法を使って最初に報告をした。10 年後、家庭測定と診療所の測定の違いを証明した最初の論文は、Ayman と Goldshine によって出版された。彼らは本態性高血圧を持つ 34 人の患者で、親族または患者自身で測った測定値と比較した。そして、その患者達が病院の医師達よりも低い圧を記録を示していた。さらに、収縮期血圧のみを測った Brown の患者と違って、この患者達は収縮期と拡張期圧の両方の測り方も教えられていた。

1954年に Fries は、血圧を下げる治療の効果については、診療室の測定値よりも家で測った値の方が大きいことを報告した。彼は診療を受けている間に過度に高い病院血圧を示す場合は、患者が病院またはクリニック訪れている時間帯には、薬の本来の治療降圧効果から逃れる理由になると示唆し続けた。これ等の理由で、彼は血圧降下薬の投与量の調整の選択を、クリニック血圧測定から家庭血圧測定値を採用することを勧めた。1959年に、加圧ブラダの中に聴診器のエンドピースを組込んだ血圧カフが、Blaquier と Hoobler によって開発された。それは患者がカフを自身の血圧測るためブレスレットの様に、その上をスライドさせるように設計されていた。この開発は、二つの手で3つ品目

を操作する実務上の難しさを解決して、患者が自分自身の血圧を測るのを容易にした。この3つの品目は、聴診器エンドピース、圧力計と、カフ用の加圧ゴム球である。

Julius と同僚は、上記に述べた様な自己測定カフを使って、1964年に正常血圧な男性で血、血圧の自己測定と診療所測定値を比較する研究で、血圧の自己測定の技術の精度を確かめた。10年後、彼らは、この技術を境界高血圧を持つ患者を評価するのに使い、患者の約30%が家庭高血圧であったことを示した。1982年に、Cottier と同僚たちは、その際、彼らは降圧治療(プロラノロールでは-7/-5 mmHg、そしてクロニジンで-9/-7 mmHg)の反応で、小さいが再現性のある変化を検出出来たと示した時、降圧薬効能の評価で自己測定を使うことの妥当性を確かめた。

1984年、Kleinert と同僚は、24時間のABPM(アンビュラトリー測定)と診療室測定を比較し、自己測定で得られた測定値は、クリニックでの測定値よりも普通は低かったが、それでも血圧の全体的なレベルが診療所の測定値よりも信頼性があるレベルであるところを反映していると結論付けた。Mejia と同僚は、Tecumseh 血圧測定研究で、この技術を使って測った血圧で、正常の上限値を最近確立した。その上限値は、それぞれ男性で142/92 mmHg、女性で131/85 mmHgとした。

11-2 血圧の自己測定に関する世界高血圧リーグ(WHL)勧告

血圧の自己測定の WHL(world hypertension league) の勧告

Handbook of Hypertension Vol.14 P 421

自己測定(self-measurement)の定義は、前述したように WHL からの声明で定義された。この WHL とは、世界高血圧リーグ(World Hypertension League :略 WHL)は、世界の85カ国が学会や連盟によって組織されている国際高血圧学会の一部門である。そして、5月17日を「高圧の日」と定めて高血圧の予防や啓蒙活動を行っている。2006年の世界高血圧デーでは、一般的な健康人では、140/90 mmHg 未満、そして、糖尿病または慢性腎不全患者は、130/80 mmHg 未満を推奨している。

経験からではまだ限られていて、もっと調査を必要とするが、WHL は開業内科医に対するさらなる情報源として、また治療計画に患者をもっと積極的に参加させるために奨励する方法として、選ばれた患者で血圧の自己測定を推奨している。

血圧の自己測定は—自身または家族のメンバーにゆだねて測られた測定値—多くの国で急速に普及していることは知られている。そのような測定の適正な使用についての声明は、米国の U.S. National High Blood Pressure Education Program(高血圧教育プログラム)、や German League against Hypertension(高血圧に対するドイツリーグ)のような、高血圧をおさえる国の団体が発行されている。例えば、いろいろな形の増えていく機器が自己測定用として設計され、販売されて、ごく最近は以上にこれ等の機器に関する出版物が溢れている。

自己測定の採用は、社会、文化、経済および医療の要素などで幅広くまで依存する。機器の購入は、発展途上国では、殆どの患者には手が届かないところにある; 幾つかの団体では、自己測定の行為は、大多数の大衆や、または多数の医師に対しても受け入れられていないところもある。それにもかかわらず、患者のための自己測定の使用の増加、および潜在的な利点からの視点で、WHL の評議会 は、この問題の解析とこの課題に関する声明は、高血圧を抑えるため現在および将来の活動に利益をもたらすだろうと思っている。

11-3 利点と問題点

生理学的背景: 家庭測定の評価

血圧は本来変化するもので、24 時間を通しての測定の観測は、50/20 mmHg の度合いの割合で幅広く変動を示した。この変動は、その後も 24 時間の侵襲的動脈測定によっても確認されている。それは血圧が肉体的にも精神的にも急激に変化し、そして睡眠中では、実質的には大幅に落ちることが示されている。圧のこの自発的な変動に加えて、多くの患者で医師の病院またはクリニックにいる時上昇している。例えば、最近の研究では、医師が血圧を測る時、収縮期および拡張期圧の平均的上昇は、それぞれ 14 mmHg から 7 mmHg と示された。；そこには個人的に幅広いバラツキがあり、しかしながら患者によっては家庭での測定値より診療室が低い事もある。特定の患者では、それ故、医師の診療室で予測できない血圧上昇が、高血圧の診断や治療の問題となる。とすることで、診療室測定値に家庭測定で補足することが有益である。

診療室を訪問で誘発される明らかな'警告応答'は、繰り返される測定で薄れていき、これは度々診療室訪問で観測される良く知られている血圧低下の理由の一つである。しかしながら、この反応は稀に完全にはめったに消えないか、場合によっては高いまま維持される。これは、血圧が当初は高いレベルになるまでは、不安定な段階を通るからと長い間信じられてきた。これは正しくない。この逆のことが起きている。不安定さは、平均血圧のパーセンとしてあらかず時より小さいが、血圧レベルが上がるにつれて増加する；それは年齢と共にまた上昇する。臨床生理学者達は、血圧は圧受容器反射の感受性が高血圧の被検者達で低下した時より不安定になり、妙なことに、心拍レートの変動は血圧の変動が上昇するにつれて低下することを示してきた。しかしながら、圧反射は心臓機能をやわらげることで大いに血圧に影響していることが分かった時、圧反射感度を下げていくと心拍数は上がり、血圧変動が減少することはありがたいことである。

血圧の変動は臨床の重要性を限られた。血圧の重症度は左心室肥大や眼底変化が明らかになるにつれて、診療室で測った圧よりも家で測られた ABP(アンビュラトリー血圧)の平均レベルが、より密接に関係していることが報告されてきた。変動が予測されるようには思えない。さらなるデータが必要であるが、高血圧による死亡率と羅漢率は、診療室測定値よりも平均 ABP レベルと良い相関があったことが報告されてきた。左室肥大は、また診療室測定値に対するよりも上がった家庭血圧レベルがより密接な関係があった。提示された証拠では、結論は出ていないが、家庭環境で測った測定値が病院血圧値よりもクリニック評価がより大きい値であったことを示唆している。後者は、患者が医師を訪問する時に起きる血圧の上昇で、しばしば高くなる。家で得られた測定値は、また、予後に対して理にかなったガイドであるように思える。

11-4 自己測定の臨床的価値

血圧の評価での自己測定は、いくつか点で臨床的価値がある。

11-4-1 高血圧の診断を確認する

診療室で繰り返し血圧測定は、軽度にあがった圧の約 50%の患者は、最終的に正常になったとが示されている。これは家庭では、殆どが自分で自己測定をすぐに行え、不必要な治療を回避できる。確立された基準に従えば、家庭で測定された値の正常な血圧の上限値は、140/90 mmHg とされたことである(これは随時測定にも適用されている)。もちろん、140/90 mmHg を超える血圧が、薬剤治療

が必ずしも推奨されると示されることはないが、いづらか生活スタイルへの介入は、確かに勧められなければならないだろう。

11-4-2 治療効果を評価する

診療所の測定は、治療に応答する血圧を正確にモニタ可能性がある。家庭での測定値の信頼性と正確さで3つの利点がある。:(1) 目標の圧をはっきりと定める事が出来る;その目標圧は、拡張期圧を<90 mmHgにすべきである。(2) 圧の異常な低下、もしくはクリニック測定値において起こっていれば、回避できる。(3) 診療所訪問の間隔をより開けることが出来る。

血測定の自己測定は、各個人に合った処方治療の可能性を提供する。それは薬剤検査の補足になり:自己測定によるプレセボ効果は、軽減するか、やがては削減することさえなる。そこでは違う種類の治療による血圧を下げる効果は、より容易で、より信頼できる測定となる。

11-5 さらになる利点

自己測定が出来ることは、前以てそれまでには気が付かなかった問題の人で、上昇している血圧に気づくことになる。

境界高血圧にある人にとって、集められたデータは血圧パターンを書類化するのに役に立ち、それは適正な治療計画を立てる助けになる。家での自己測定は、患者や家族のメンバーが治療プログラムに、より積極的に参加ことを奨励することができる。患者によっては、血圧の低下の自分で得た証拠が、処方された治療に遵守することを促す(例えば、コンプライアンスを向上させる)。家庭での測定値は、医者が治療を改善し、治療効果評価する助けにもなる;これは薬の服用量の低減や副作用を無くすなど含めて、治療の簡素化にもつながる。

11-6 自己測定に気になること

全てを考慮すると、血圧の自己測定についての気にすることは、利点になるのではなく不利に働くこともありうる。この問題は測定技術の不適正な訓練の可能性で、結果として不正確な測定値や観測した値の誤解などが含まれる。

血圧測定値上がった一回または数回の測定が、その人が高血圧であると決めつける適正な基準はない。このやり方で得られた上昇した測定値は、さらなる検査が必要とされる単なる兆候のみである。高血圧の診断は医師によってなされるだけ、医師はその人に関連する他のデータに従って、自己測定された血圧値の意味を解釈して診断する。

欠陥のある機械によって繰り返される高い測定値は、その人の「高い血圧」と誤った自己診断につながる。ユーザは、そのような測定があることや意味合いについて知っておくべきである。同様に、不正確な低い圧の測定値も、また少ないが起きる。

自己測定が、自分の測定値に非常に気にし、日常生活に関係する圧の正常な変動による彼らの測定値を非常に気にしたり、恐れたりする患者には適しない。一つまたはそれ以上の測定に対して誤った解釈するか過剰反応は、薬剤治療の心理的なストレスや、不適正な自己調整さえ引き起こすことがある。そのような調整は、適正な医療の指導がなくて、治療の齟齬、または副作用、または他の問題につながることもある。

患者は血圧測定する機器の適正な使用とその結果の意味について丁寧に指導受けるべきことは不可欠なことである。この装置は何時も正しく、気を付けて使用しなければならない。さらに、ユーザは高いモチベーションがあるべきであるが、何時でもというわけではない。

もしカフが被検者の腕に対して大きすぎるか、または小さすぎると、誤った測定値になることがある。腕の周りが 36 cm を超えると、通常のカフは誤った高い値を与えることがある。与えられた腕周りに対し適正なカフ・サイズの推奨されたものが利用できるが、一般的に受け入れられてはこなかった。測定中に慌ただしか騒々しい環境は、また異常に高い測定値になることがある。

11-7 自己測定機器の種類

血圧の自己測定に用いられる 2 種類分類について議論する。：家庭で測定するための持ち運びできるポータブル機器と、通常は公共の場所に据え付けられている設置型機器である。3 番目に分類される機器、ABPM(アンビュラトリー：24 時間血圧モニタ)は、患者の高度の協力を要求し、ここでは取上げない。これ等の機器は、専門の医師によって調査や、たまには診断のために使われ、家庭での自己測定用の分類には入れない。

11-7-1 家庭血圧計

数百万または数千万の家庭がすでに家庭血圧測定する機器を購入し、日常の健康チェックに使用している時代に入っている。これ等の機器の種類には水銀血圧計、またはアネロイド血圧計、または電子血圧計であるが、最近では、殆どが電子式血圧計である。

注記：近年は水銀について今後は使用禁止されているため、家庭用としては使われなくなってきている。

水銀血圧計は、製造された時に校正されていて、カフが減圧された時、水銀柱の凸面が正確に”ゼロ”である限り再校正は必要ない。もし水銀柱が”ゼロ”でないか、または、汚れていれば、機器はクリーニングや再校正のため製造業者に返すべきである。水銀血圧計は適正に使った時は、最も正確で信頼のある機器と考えられているので、全ての他の血圧の精度を比較する基準にもなる。ただ、水銀血圧計は水俣条約および汚染防止法により、2021 年 1 月 1 日より製造・輸出入が禁止され、既に手持ちとして所有しているものでは、廃棄する時は廃棄物処理法を遵守しなければならない、今後は、消えていく存在にある。

家庭用の電子式血圧計が今日のように安価になって普及する前は、自己測定用の殆どの機器は、血圧カフ、アネロイド圧力計と聴診器から成り立っていた。これらは信頼性があり、正確で、比較的安価なことが期待されていた。しかし、そのため一貫した正確性を確保するには、少なくとも年に一回、Y コネクターを使って、標準の水銀血圧計に対して校正されなければならないことが前提であり、その精度を維持するのに、煩雑な手間を必要とされた。

しかし、数値読み出しのエレクトロニクスを組込んだ家庭用の血圧計が普及すると、3 種類の中で最も扱いやす



図 79 家庭用血圧計

く、通常聴診器の使用もなく特別な技術も必要でない。これ等の機器は全自動で：ボタンを押せば、カフを加圧および減圧し、測定結果を液晶画面に自動的に表示する。故に、個人的な読み取り偏差(誤差)も退けられている。

このエレクトロニクスの機器は、マイクロプロセッサを組込んだ電子機器、加圧ポンプ、圧センサおよびカフによって構成されている。主に、測定技術は、コストや簡便せいからオシロメトリック測定法が採用されている。

この家庭用エレクトロニクス血圧計の市場では、工業先進国のみでなく発展途上国の人々の健康志向の意識が高まるにつれて急速に浸透している。その普及に拍車をかけたのは、わが国の企業の貢献度が大きく、より正確で使い易く、一万円を切る価格までの入手し易いところまで生産技術を確立して、圧倒的な世界シェアを持つようになった。そのトップランナーがオムロン・ヘルスケア社で、その一社だけでも、2016年11月までの世界販売台数累計は2億台に達したと報告していて、約50%の世界シェアを確立しているとも言われている。

11-7-2 設置型血圧計

自己測定機器の形態のもう一つの使い方で、設置型血圧計がある。このタイプの機器は、仕事場、薬局、空港、病院の待合室および公共の場所によく見かける。

公衆の場で血圧機器は大衆に一般的に高めの血圧になることについての意味を注意させるべきである。一方、このやり方で取った血圧の値の正確さは大いに疑いがある。人々はこれらの機器を使用するのに一般に自分流に委ねているので、取扱説明書で実行させるには明確で安易でなければならない。また、精度を保つためには定期的な校正が実施すべきで、その保守点検の日付は機器にはっきりと表記されるべきである。

これらの機器を使用している人々は、しばしばノイズまたは身体活動によるストレスのもとに曝される。結果として、この値は診療室または家庭測定値より高くなる。これは診断の感度を強めるが、臨床検査の特異度を低下させる。過剰な治療はこの手順では殆ど見つける事ができない。場合によっては、この機器のプリント・アウトは、結論は測定された血圧値から差し引くことで纏めるべきで、そのユーザに幾つかの道理にかなった幾つかの推奨事項を与えるべきである。

ユーザは自動または半自動設置型機械の信頼性には限界があることを知らされ、その中の一つから血圧測定値の結果として何か行動を取る前に、医療アドバイスを求めるように促すべきである。

11-8 自己測定に必要な技術

11-8-1 誰が指導すべきか?

血圧の自己測定教育は、能力と時間を取ることが求められる医療行為と見なされている。それはまた患者と教育者の間の良い人間関係が求められる。；患者の人間性を十分知っていることが、必要条件である。医師か資格のあるナースが指導者である。

11-8-2 誰が指導されるべきか?

自己測定について長時間の実践から利点を求めたがる唯一つの患者が選ばれるべきである。医師が治療行為に入る前に、やりたいことについて、患者に対する自己測定で起こり得る危険性を注意深く重きを置くべきである。彼らの血圧レベル、または一般的に病気について非常に気にしている人

は、患者自身の望みに反しても、血圧の自己測定を勧めるべきではない。一般に、神経症、または心配症の人は適していないと思われる。それにもかかわらず、患者によっては自分自身の測定値で安心する機会が与えられて、彼らの心配を良い方向に対処できることもある。

患者または家族のメンバーは、社会的または学識的背景があろうが、彼らが十分なモチベーションがあれば、理解する感覚の鋭さがあり、その目的を理解し、必要な技能を学ぶことが出来る。高齢の患者は新しい技術を学ぶことは、若い人よりさらに難しいようである。身体的ハンディキャップ、例えば、パーキンソン病またはシンドロームの人は、明らかに自己測定には向かない。

11-8-3 何をどの様に教えるか?

患者は指導された後に達成すべき目的は；

- (i) 血圧測定値を正しく、システマティックに取ること；
- (ii) 治療する医師に定期的に報告すること。

患者によって理解されるべき基本概念は、次のようなこと含まれる；

- (i) 収縮期および拡張期の値；
- (ii) 心拍または脈拍；
- (iii) 血圧および心拍の変動(稀にある値が高いか低いのであれば、警鐘ではない)
- (iv) 取上げた正しい設定で測定された値に対する依存性
- (v) 機器の機能性
- (vi) 自己測定は自己治療に結びつけない

患者が学ぶべき技能は次のようなことである。

- (i) 少なくとも測定前には5分間安静にする。
- (ii) 測定する位置に特に注意して、適正な位置にカフを置く。；
- (iii) リラックスした姿勢を想定しながら、腕と機器を正しい位置に置く。

以下は、手動式水銀式血圧計を使う場合の留意事項。

- (iv) カフを適正なレートで加圧および減圧する。
- (v) 聴診法に於いては、聴診器を使い、動脈音を聞きとり、その音を識別する。
- (vi) バルブの操作を調整しながら、音を聞き取り、圧力計の数値を読む。
- (vii) その数値を正しく読む。
- (viii) 脈拍数を数える(もしその機器で表示されなければ・手首で脈拍をカウントする)
- (ix) その値を注意深く、一貫して記録する。
- (x) 表示の欠陥についてその機器をチェックする。(例えば、ガラス管の汚れ、バルブの故障、ゴムチューブまたは継手のリークなど)

注記) 今後は、水銀式血圧計の製造販売中止などで使用する頻度も少なくなり、上記の手順(iv)～(x)考慮する必要で無くなる。

11-9 患者のサポート

血圧の自己測定は、総合的な養生法の一部とみなさねばならない。機器の使い方や測定値の評価の仕方について記載された取説に加え、もし患者が安全でなく危険を感じたら、医師や看護婦に連絡すべきことを加えておくべきである。機器が故障した場合、特に自動電子機器では、患者はサービスを促すように連絡取るべきです。患者にどの機器を購入するかをアドバイスする時は、優先は修理をすぐ受けることができるかの製品に重きを置くべきである。同様に、患者は少なくとも年に一回、口頭またはメールで機器をチェックさせることを念頭に置くべきである。

患者が自己記録した値は、定期的に医師や看護婦さんと話し合うべきである；この様な注意が価値ある心理的なサポートと治療や管理の他の測定の補足にもなる。

11-10 自己測定と高血圧治療ガイドライン

自己測定が多くの国々で普及している理由は、仮面高血圧などが新しい病態に対して注目されるようになり、診療室血圧と家庭血圧など自己測定値と差がある場合、医師も吟味して家庭血圧を重視するケースも増えてきたことである。それ故、一部の国の団体では高血圧の治療のための指針として、それぞれの国の国民に合ったガイドラインを作成してきた。ここでは、米国とわが国の状況を限定して述べることにする。

米国心臓病学会の高血圧ガイドライン

AHA(米国心臓協会)ACC(米国心臓病学会)は、2017年に血圧分類を表5の最新版が発行した。

表5 2017年AHA/ACC高血圧ガイドライン(JNC7との比較)

収縮期血圧		拡張期血圧	2017 ACC/AHA	JNC7
<120	かつ	<80	正常	正常
120～129	かつ	<80	高め	prehypertension
130～139	または	80～89	ステージ1高血圧	prehypertension
140～159	または	90～99	ステージ2高血圧	ステージ1高血圧
≥160	または	≥100	ステージ2高血圧	ステージ2高血圧

注記1：130/80 mmHg以上を高血圧と定義しているのは、120/80 mmHg未満に較べて心血管系死亡リスクが50%以上有意に上がる言われている。

注記2：2013年以前、NHLBI(米国心臓血液研究所)がJNC7を作成した時に、prehypertensionと定義した時の分類である。

日本高血圧学会治療ガイドライン

我が国でも1978年に日本高血圧学会が設立され、2000年には日本高血圧学会より初めて高血圧ガイドラインが発行され、2014年にJSH2014として改訂された。最新版としては2019年に表5のJSH2019版がリリースされた。この最新版は、血圧の降圧目標値を130/80 mmHg以下にすること

と、米国の表 5. 2017 年 AHA/ACC 高血圧ガイドライン等と整合性のとるため、診療室血圧および家庭血圧値の分類を対応させた。また、白衣高血圧や仮面高血圧などの診断には、多くの医師の間で、血圧の自己測定の価値が重視されるようになったこともその背景にある。表 5 と表 6 を比較すると、米国の表 5 は家庭血圧項目は作成していない。わが国の高血圧学会では、欧米の分類を参考にしながらも、家庭用の測定値の分類も対応させて作成している。そして、その値は、Ⅱ度高血圧までは診療室血圧値より -5 mmHg 下げて設定している。米国の表 5 の値は、家庭血圧測定については特に限定しないで診療室外の自己測定の基準値を設定していて、その中には ABP(アンビュラトリー血圧)測定も含んでいる。我が国では ABP は自由行動下で 24 時間、または 48 時間としてプログラムに設定し一貫したデータが得られてはいるが、患者への負担も大きいことからその普及も限定的である。一方、家庭血圧計においては約 80% の家庭が所有しており、日本高血圧学会はこの家庭血圧をガイドラインに追加したものと考えられる。一般的には ABP 測定は診療室外で測定するが、医師や医療従事者の監視のもとで使用するので自己測定とはみなされない。故に、ここでも ABP 測定についての説明は、次項で改めて項を設ける。

表 6 日本高血圧学会高血圧治療ガイドライン 2019 (JSH2019)

分類	診療室血圧(mmHg)			家庭血圧(mmHg)		
	収縮期血圧		拡張期血圧	収縮期血圧		拡張期血圧
正常血圧	<120	かつ	<80	<115	かつ	<75
正常高値血圧	120~129	かつ/または	<80	115~124	かつ/または	<75
高値血圧	130~139	かつ/または	80~89	125~134	かつ/または	75~84
I 度高血圧	140~159	かつ/または	90~99	135~144	かつ/または	85~89
Ⅱ度高血圧	160~179	かつ/または	100~109	145~159	かつ/または	90~99
Ⅲ度高血圧	≥ 180	かつ/または	≥ 110	≥ 160	かつ/または	≥ 100

1983 年に WHO(世界保健機構)が決めた高血圧症の基準、最高血圧 100~140mmHg、最低血圧 60~90mmHg は、わが国では表 7 のように対応させている。

表 7 このガイドラインから、一般的に高血圧とみなされる境界は、

	血圧の基準
医療機関(病院・診療所)での血圧	140/90 mmHg 以上
過程血圧	135/85 mmHg 以上

12 非観血アンブュラトリー血圧測定

以降、ここでは、名称を ABP 測定と略する。

12-1 ABP 測定システムの発展の推移

Wolfgang A. Meyer-Sabellek

Handbook of Hypertension P.184

1898 の初期、Hill は脈波記録器 (sphygmograph) による間接的触診で、血圧の日中は変動し夜間は低下していることを記録した。随時血圧の測定の変化は、文献の中で数十年間議論されてきた。随時血圧の測定の変動は、文献では数十年間議論されてきた。しかしながら、24 時間にわたって血圧をモニタリングできる、自動でアンブュラトリー血圧測定する機器を開発するのに、ほぼ 1 世紀かかった。開発のこの遅れは、第一は血圧の変動についての臨床的重要性の価値に気付かなかったこと、第二は日常使用のための小型化し、信頼できるモニタの開発の技術的遅さによる。

血圧は、short-term (短期) : 例えば beat-to-beat (一拍一拍) のようなダイナミックなパラメータ現象と、long-term (長期)、例えば biphasic diurnal (二相日内) 変動がある。これらの変動は、複雑な体内 (例えば: サークアディアン) 生理学的メカニズムや外部刺激 (例えば: 仕事) などが日内変動を作っている。違う生理学的なパラメータの日内変動と急性の心血管発生の臨床的同時性を知ることは理論的重要性は、ここ数十年の間際限なき調査と遡及的な解析の目標となってきた。心筋梗塞の突然の発生、心臓突然死、虚血性心疾患は、異常に高いリスクをモニタリングして、昼、夜を通して均等に分布していない。さらに、動脈血圧に関する季節性影響は、少なくとも一部では、虚血性心疾患や脳卒中では致死率がより高いことを報告している説明があることが示唆されてきた。

最近の技術的進歩は、24 時間の ECG モニタの経験と知識をベースにしてきた。これらのポータブルの機器は重くて、でかいモニタは改良されてきて、無線方法またはテープ駆動の問題は、の問題は、個体記憶装置で軽量で、信頼性のモニタの使用で、解決されてきた。血圧のアンブュラトリー測定用の小型で聴診式やオシロメトリック式の記録器の発展における進歩は、臨床研究や実務のため、小型で、持ち運びでき、ノイズが少ない、全自動機器を構築する我々の希望が履行された。

Eoin O'Brien and Desmond Fitzgerald;

Handbook of Hypertension P. 39

この考察について 1904 年ごろまで戻って、Theodore Janeway が手術やタバコの喫煙、不安感のようなストレスに対する血圧の変化や著しく反応があることに注目していた。四半世紀後、Smirk と同僚は、基礎の血圧を測って、人の血圧を挙動を評価する試みをした。1940 年に、Ayman と Goldshine は、家での血圧がクリニックの値より低いことを示した。その後、Oxford で Geoge Pickering とそグループは、はじめて睡眠中に記録される血圧の低下が、どの程度深いか示した。彼らは、また 24 時間を通して、血圧の変動を示した。

これらのシステムは、携帯型でなかったため、制約のない活動中の測定には出来なかった。そうして、Pickering のグループは上腕動脈から小さいプラスチック・カテーテルで直接測れるアンブュラトリー技術の開発続けた。最初の直接動脈内アンブュラトリー血圧測定は 1966 年に Oxford で行われ、制約されていない人において、最初の血圧変化の報告した出版物が 1969 年に出された。

(アンビュラトリー侵襲動脈圧測定)

この Oxford システムは、血圧の挙動について重要な情報を得るため他の研究所でも採用された。それは、まもなく血圧は、医者、看護師、技師の存在で誘発したストレスの変化に反応して、かなり変わることが明らかになった。指向反射、または防衛反応、講演、車の運転など、アンビュラトリー測定は血圧降下剤の血圧を下げる効果だけでなく、作用の持続時間を決めることを可能にした。恐らく、何はにおいても最も刺激的だったのは、血圧の 24 時間アンビュラトリー記録は、夜間血圧の特徴と血圧の日中のパターンの特徴について十分なデータを提供し、1964 年に、この課題は Pickering によって特徴について明快に検討がされた。

これらの研究は、血圧の挙動に新たな考えを提起してきたが、診療実務には、主に侵襲の動脈内測定に制限により、その手順自体に少なからず危険があり、臨床実務では殆ど効果がなかった。それ故、注目は、アンビュラトリー血圧を非侵襲で測れる機器の開発に向けられた。アンビュラトリーの初期の歴史は、Pickering や Scott および Horan や彼の同僚によつて検討された。

(アンビュラトリー血圧の非侵襲間欠的測定)

1960 年代、多くの試みは、アンビュラトリー血圧の直接侵襲的動脈測定に代わって非侵襲的測定が提供がされた。これ等の初期の技術における開発は、Pickering によって検討されてきた。1962 年、二つの機器が、digital artery(固有低側趾動脈)の収縮期圧を測るために考案された、しかし全ての指を測定する機器と同じように、問題は、適用に制限される血管収縮と関係した。この当時は、カフ加圧と Korotokoff 音を使った二種類の機器が開発されていたが、そのサイズの理由で適用するのに制限があった。Gallavardin ダブルカフを使って、圧の位相シフトを検出するより多くのポータブル・システムすでに述べられてきた。1968 年、Schneider と彼の同僚は、かなりの正確な全自動ポータブル血圧記録計について述べてきた。これらの機器のどれもが、販売まで発展しなく、それ故、臨床実務の確立には至らなかった。

1962 年、Hinman と彼の同僚は、血圧の非侵襲測定に最初の真のポータブル・アンビュラトリー供述していた。カルフォルニアにある Remler 社が、このシステムを販売まで発展させ、このことが高血圧管理の重要な時代が始まりになり、この効果が、今や十分な真価が認められることになって；その正確さを検証した多くの研究者によって使われてきた。

この Remler システムは、患者に装着された電池駆動の記録計と、予め決められたインターバルで患者によって加圧されるカフと上腕動脈の上に止められたマイクロフォンから構成されている。血圧は後で解読することが出来る磁器テープの上に記録され、その圧は記録された時間帯にわたってプロット(打点)される。この機器は被検者による加圧が依存する機器であるので、記録は起きている時間に限定され、たまに、12-14 時間続けられた。さらには、直接動脈アンビュラトリー血圧と違い、Remler システムは、その殆どの後継機も共通で、血圧を前以て設定されているインターバルで間欠的に血圧を測り、直接技術のように連続的でなく、被検者は圧を測定している時は腕を安定に保つように活動を一時停止するように必要とされる。さらに、この Remler システムは、被検者に前以て決められたインターバルでカフを加圧するように求められる。これらの短所は、非侵襲測定の安全性で、おおいに埋め合わせられた。

直接動脈圧測定のように、この Remler システムは、血圧の挙動で、高血圧降圧剤の効能に関する新しいデータおよび効能の持続時間について新しい洞察を提供した。この Remler システムで研究さ

れた高血圧の最も重要な側面の中には、アンビュラトリー血圧は医療機関の随時血圧より、羅漢率と死亡率の優れた予後指標あることを Sokolow と彼の同僚によって証明されたことであった。

コンパクトなポンプおよび個体メモリー・システムの発展で、この Remler システムは、自動的にカフを加圧でき、24 時間にわたって圧を間欠的に提供できる機器に置き換えられた。

1979 年、Harshfield と彼の同僚は、Del Mar Avionics ECG 組込アンビュラトリー血圧システムを使って、24 時間にわたって血圧の非侵襲のプロファイルを提供した。それは正常血圧の被検者および高血圧患者のサーカディアン・パターンの評価や血圧降下薬が働いている持続時間を証明などで幅広く使われてきた。この Avionics システムに続いて、24 時間血圧の測定のため、多くの自動機器が製造発売された。その幾つかは、ECG ゲーチング付きまたは無しの Korotkoff 音検出による血圧を測るもの、また他は、オシロメトリック法を使っている

非侵襲で、副作用が殆ど完全にはないことは、これらの自動化システムで、血圧の挙動の正確なプロファイルを提供でき、侵襲血圧測定技術であった時より研究や臨床実務で幅広く使われるようになった。白衣症高血圧の概念、血圧が医師や看護師によって記録される場所での現象は、アンビュラトリーで日中血圧で非常に高い、これは、Oxford で 1960 年代、Sir George Pickering によって著しく発展させられテーマで、コネール大学の彼の息子 Sir George Pickering によって解明された。正常被検者で 24 時間血圧の最近のプロファイルが、人種の研究で特徴付けられた。今や、アンビュラトリー血圧は、今や、血圧が高くなっていく患者の評価には、なくてはならないものと有難がれている。

12-2 アンビュラトリー・モニタリングの技術

Thomas G. Pickering, M.D., D.Phil., Daichi Shimbo, M.D., and Donald Hass, M.D.,

The New England Journal of Medicine June 1, 2006

ABPM は前述したように 1970 年代前後ごろに提唱されたのが最初であった。そして 2000 年初頭には全自動の ABPM が入手でき、患者が普通の日常行動で歩き回りながら 24 時間、またはそれより長い間血圧を記録することが出来るようになった。

そして、最近の ABPM は、図 80 で見られるような小型・軽量で、装着性および操作性が簡単なため、殆どのモニタはオシロメトリックの技術を使っている。そのサイズは、米国 SunTech 社の Oscar 2 で 12 x 7 x 3.2 cm、重さが約 284g の小型・軽量化されている。この ABP モニタの装着は、ベルトまたはポーチに入れて装着し、プラスチック製のホースで上腕の上の血圧カフに接続する。被検者は、カフが加圧している間は上腕を静かに保ち、モニタリング中は過度な肉体的な動きを退けて、アーチファクトの影響を軽減するように配慮すべきである。

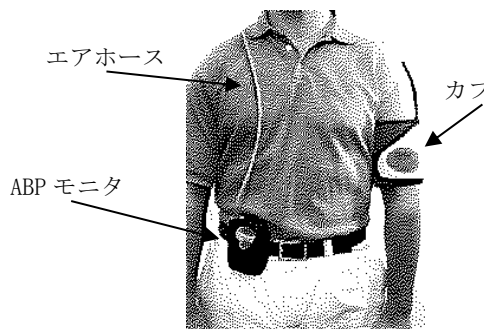


図 80 ABP モニタ

ABP モニタリングは、医療分野の潜在的な価値がある、表 8 に示されるような 3 タイプの情報を提供できる：真または平均の血圧レベル、血圧の日内リズム、と血圧の変動である。最近、臨床的ガイドラインは、真、または平均、血圧レベルを評価するのみが存在する。

表 8 ABP モニタリングと他の方法の手段により決められる血圧パターン

変動	アンビュラトリー血圧のモニタリング	医療施設の血圧モニタリング	家庭の血圧モニタリング
真または平均の血圧	Yes	疑問がある	Yes
日内血圧リズム	Yes	No	No
Dipping 状態	Yes	No	No
Morning surge	Yes	No	疑問がある
血圧変動	Yes	No	疑問がある
薬剤効果持続性	Yes	No	Yes

12-2-1 血圧レベル

血圧のアンビュラトリー血圧測定と臨床ベースの測定の相関係数は、普通約 0.5~0.7 であるが、この関係は低い臨床血圧レベルでは、ABP 測定がやや高めに出て、高い臨床血圧レベルでは、ABP 血圧はやや低めにでる。正常の上限値として考えられている ABP の日中のレベルは 135/85 mmHg である。この切り分けは、140/90 mmHg の臨床血圧に対応しているのは道理にかなっている。さらに心臓血管リスクは著しく上昇するような上の閾値である。

12-2-2 血圧の日内リズム

24 時間にわたる血圧の時間経過の評価は、ABP モニタリングを使うことによるのみ可能である。正常血圧の被検者は、はっきりした血圧日周リズムを持っている。血圧は睡眠に入る最初の数時間中に最も低いレベルに下がり、睡眠から覚醒に移行する朝の時間に著しいサージ(極端に上がる現象)がある。起きている時と寝ている時の収縮期と拡張期血圧の平均の差は、10~20 パーセントである。高血圧の患者は、通常は、同じパターンを取るが、血圧の日周のプロファイルは、高いレベルにセットされる。人によっては、正常血圧か高血圧かどうかで、血圧の通常の夜間降下が消える(<10 パーセント)。これは正常な dipping パターンに対比して、non-

dipping パターンと呼ばれている。極端な場合(例えば、自律神経不調のある患者)では、血圧は夜の間にも上昇する。nondipping パターンは、黒人では普通である。また、日中に高レベルの活動や、睡眠の質が悪いとか、高ぶった交感神経システム、グルココルチコイドの使用や腎疾患があるなど複数の原因などがある。

nondipping は、黒人では多く、他の人種またはエスニック・グループなどより心臓血管症に対しより高リスクがある理由の一つとして提案されてきた。

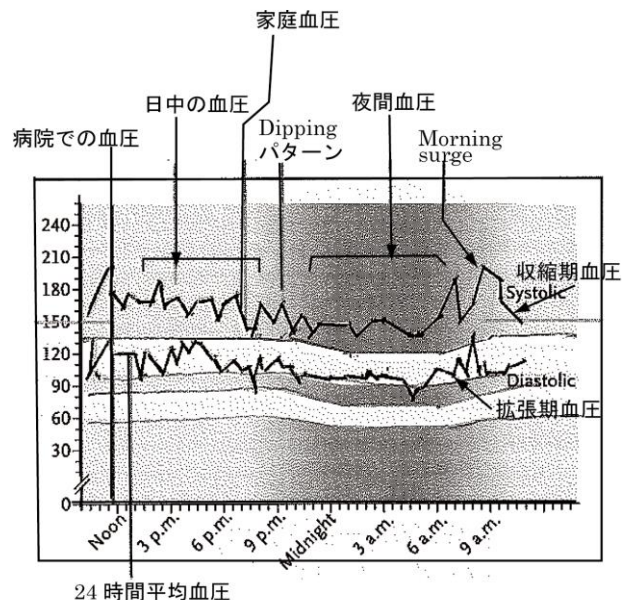


図 81 高血圧患者の 24 時間血圧パターン

図 81 の解析で関係付けられる方法に、**dipping** パターンがある。**Nondipping** パターンを持つ人は、**dipping** パターンを持つ人よりより高いリスクあると言う、幾つかの証拠がある；さらに、血圧に極端なモーニング・サージがある患者は、またリスクが上昇している。

図 81 中のコメントは、以下の通りである。

- * 病院血圧：この患者が、正午前に医療機関に訪問し、医者か医療機関のスタッフの前での値。
- * 日中血圧：活動しているので比較的高い圧。
- * **Dipping** パターン：正常な人の血圧は、睡眠に入ると徐々に血圧値は下がる現象。
- * **Morning surge**：朝方、睡眠から覚醒に移行する時点で血圧は急激に上がる。
- * 実線のパターン：高血圧患者の血圧推移。
- * 白抜きエリア：正常血圧の被検者は、収縮期および拡張期血圧は、このゾーンに入る。

12-2-3 血圧変動

変動を測るのに多くの違った方法がある、**beat-to-beat** (一拍一拍) の変化、週または月間の血圧変化に渡る範囲までである。測定値が **intermittently** (間欠的) に取られるので、**ABP** モニタは、覚醒と比較してように、睡眠に関係した変化以外に、血圧の本当の変動について粗い値を生じることがある。この血圧の変動の臨床的な意味は、不明のままである。

12-2-4 臨床結果の予後

ABP モニタリングと一般的な病院血圧比較した時、2~8 年間の範囲で心血管症の発生追跡研究で、**ABP** モニタリングで、何れがリスク予後のベスト因子が明確でない。予後因子の主な候補は、図 81 で示されている。最も広く使われてきたのは、平均の 24 時間血圧であった。殆どの研究は、日中の血圧の予後の値を、夜間血圧の値と比較されてきた；幾つかは差は示さなかった、けれどその他はリスクのベストの予測は、夜間血圧から得られたと報告してきた。解析についての関係付けられた方法は、**dipping** パターンを調べることである。そこには **non-dipping** パターンを持つ患者は **dipping** パターンを持つ患者より高いリスクにある。；さらに、血圧に激しいモーニング・サージがある患者では、リスクが上昇する状態にある。連続直接動脈血圧モニタリング使った一つの研究では、血圧変動は 7 年後上昇する左室心筋肥大の独立予後因子あったことを示している。もう一つの有望な研究では、それは非侵襲モニタリング使って、日中の上昇する血圧変動は、変動に関係すると知られている因子(例えば、年齢、血圧レベルや糖尿病など)を調整後でも、心血管発症の予後因子にはならなかったと示している。

12-3 正常日内パターンが変わる他の条件：Dippers と Non-Dippers

Thomas G. Pickering

Handbook of Hypertension vol 14. P.232

高血圧患者で睡眠中血圧の低下が無いが、逆になる幾つかの状態がある。この現象を示している患者は '**non-dippers**' と呼ばれて、彼らを正常な '**dippers**' と区別される。そのような条件には幾つかの理由について重要である：第一は、睡眠と覚醒の間の血圧の調整を理解するのに役に立つ；第二は、夜間血圧の低下無いことが分かるのは、診断上で価値がある。三つ目は、それはまた予後の価値がある。幾つか見逃されるのは、血圧の夜間低下が無いことの観察は、単に患者が寝ていない理由がある

か、または、もし非侵襲血圧モニタリングが使われていたら、血圧カフの加圧によって眠りから起こされたなどの理由がある。しかしながら、血圧の日内リズムが異常である条件では、通常は夜中に心拍数の減少があり、それは **non-sleepers** (寝ていない状態) から **non-sleepers** を区別するようにすべきである。これらの条件は以下に述べられ、表 9 にリストアップする。

表 9 血圧の正常な夜間降下が鈍化される状況

Essential hypertension (some patients)	本態性高血圧(患者によって)
Sleep apnea syndrome	睡眠時無呼吸症候群
Pre-eclamptic toxemia	子癇前症中毒症
Pheochromocytoma	褐色細胞腫
Cushing's syndrome	クッシング症候群
Steroid treatment	ステロイド治療
Malignant hypertension	悪性高血圧症
Chronic renal disease	慢性腎疾患
Cardiac transplantation	心臓移植
Idiopathic hypotension	突発性低血圧
Diabetes mellitus (with autonomic neuropathy)	糖尿病 (自律神経障害をもつ)

12-3-1 悪性リンパ腫高血圧

* *Malignant hypertension* 悪性リンパ腫高血圧症

Shaw と同僚は非携帯非侵襲モニタを使って、入院して横になっている患者たちの血圧をモニタした。彼らは患者たちを高血圧性眼底変化で二つのグループに分けた。最初のグループを良性の高血圧、そして第二グループは、悪性の高血圧があると分類された。血圧は良性のグループでは睡眠中 15/9 mmHg まで低下したが、悪性のグループは変化を示さなかった。

12-3-2 慢性腎疾患

* *Chronic renal disease*: 慢性腎疾患

慢性腎疾患の患者は、制御されたグループに比較して夜間血圧の低下の著しい減衰を示す。心拍数の減少は、幾分減衰するが現状のまま落ち着いている。

12-3-3 褐色細胞腫

* *Pheochromocytoma*: 褐色細胞腫

褐色細胞腫が疑われる患者は、ABP モニタが明らかな候補である。Litter と Honour は、血圧の夜間低下が消えることがあると最初に報告した(彼らの調べた 3 人中 2 人)。しかしながら、8 名の患者のその後の研究で、今井とその同僚は、これは普通と言うより例外的なことであることであると示した。

12-3-4 子癇前症中毒症

* *Pre-eclamptic toxemia*: 子癇前症中毒症

正常妊娠中、睡眠中は血圧の正常低下があるが、子癇前症中毒症のある患者では、睡眠中に圧の上昇を伴い、この低下が起きないか逆に上がる。

12-3-5 クッシング症候群

* *Cushing's syndrome* : クッシング症候群

宗像と同僚はクッシング症候群(下垂体由来の 11 名と副腎の 4 名)がある 15 名の患者について研究し、通常の心拍数の低下は維持されていたが、血圧の正常夜間低下は無かった。この現象は糖質コルチコイドに起因することが、慢性糸球体腎炎または全身性エリテマトーデスがある患者は、プレドニソンで治療された時、血圧の夜間低下が無く、治療を受けていない時は、正常な低下であった。

12-3-6 起立性低血圧

* *Orthostatic hypotension* : 起立性低血圧

突発性起立性低血圧に悩んでいる患者は、夜の前半に圧の奇異な上昇が現われるのが見られ、典型的に最も兆候を示す時は、朝方にその日の最も低い圧を示す。

12-3-7 自律神経障害のある糖尿病

* *Diabetes mellitus with autonomic neuropathy* : 自律神経障害のある糖尿病

自律神経障害は、インスリン依存性糖尿病の珍しくない合併症で、循環器の迷走神経と自律神経制御の妨害に起因している。前者は相対的に固定した心拍数で現われ、後者は起立性低血圧で現われる。普通突発性起立性低血圧の患者では、血圧は夜では高いままである。

12-3-8 うっ血性心不全

* *Congestive heart failure* : うっ血性真不全

Crana やその同僚は、うっ血性心不全のある患者を調べ、その患者の全員が以前に心筋梗塞があった。特に、非常に低い駆出率のある患者では、血圧も心拍数も夜は大きな変化は示さなかった。

12-3-9 心臓移植

* *Cardiac transplantation* : 心臓移植

心臓移植は圧が夜に上がるもう一つの状況である。これは心臓移植した患者で観測されている。夜間に除脈が現われる。

12-4 特殊な人々での ABP モニタリング

12-4-1 妊婦

妊娠中の血圧の測定は、高血圧が母と胎児を危険に曝すので特に重要である。非妊娠状態の高血圧と同様に、リスクと血圧の関係が繰返し良く起こる。この状況は、正常な妊娠中は血圧が減少している事実で複雑になる。そのため繰返し、信頼できるモニタリングすることが好ましい。正常妊娠では、この減少は 16-20 週までに収縮期と拡張期圧で 10-15 mmHg に達すし、その後非妊娠レベルまでゆっくり戻る。本態性高血圧持ちの女性で、この低下はさらにおおきくなるが、これが起きなければ、この予後は不十分である。

ABPM の役割は相対的に無視されてきたが、前述したように、子癇前症中毒症は正常な血圧の日内リズムが起きないか、それどころか逆に上がることもさえる多くの状態の一つである。正常血圧の妊婦における ABP に関するデータは非常に少ないが、第三周期の 11 名の婦人の研究で、Margulies と

その同僚は、12%の夜間の減少を提供して、起きている時は $100 \pm 7 \text{ mmHg}$ 、睡眠中は $71 \pm 5 \text{ mmHg}$ の値であると引合いに出している。この最も高い圧は 7:00 と 10:00 p.m に起きていた。これは正常血圧の妊娠や高血圧患者にみられる正常日内パターンとは対照的である。ABP モニタは、このように子癩前症中毒症や本態性高血圧を持つ患者を区別する潜在的可能性を持っている。

12-4-2 高齢者

若者と高齢の被検者での血圧の日内リズムにおいて大きな差はないようである。これは、高齢の被検者は眠りが少ない傾向があり、そしてより断片的な眠りのパターンがあるので、いささか意外である。しかしながら、夜に圧が下がらない患者もいる：21 名の高齢者の高血圧(平均 70 歳ぐらい)の研究で、圧が夜間に落ちない数人がいる。Kobrin と同僚達は、14 名が血圧の正常な日内リズムを示したが、7 名は 24 時間を通して似たような圧レベルであったことを分かった。興味深いのは、これ等の患者すべてが心血管病の既往があり、ところが、これは圧が夜間に正常に低下を示した患者は半分も行っていないことも事実である。収縮期圧の変動は、年齢と共に増加する傾向にあるが、拡張期圧では必ずしもそうはなっていない。

診療室と ABP モニタリングの 24 時間血圧の間の相関は、高齢者ではあまり良くなかった。Drayer と同僚達は 0.69 と 0.71 の相関を報告した(55 歳より低い年齢の患者の収縮期と拡張期と、55 歳以上での患者では 0.42 と 0.43)。さらに、診療室の血圧と ABP の血圧の差は、一部の著者では若者の高血圧者よりも高齢者の方が大きいとしている、が、他の著者ではそうではない。これは、もちろん、そのような患者等の大きな誤分類にある可能性にある：ある研究では、診療室圧に基づいて高血圧として分類された高齢の被検者の 42%は、ABP モニタでは正常であった。

12-4-3 黒人 (Blacks)

西洋化した社会では、高血圧による有病率は、白人よりも黒人が非常に高いが、広範な調査にかかわらず、この理由は説明されていない。黒人と白人の間で血圧の日内パターンでの差についての分かったことは、非常に興味深い。それ故、Harshfield とその同僚達は、10 - 15 歳の年齢の 92 名の白人と 107 名の黒人青年で ABP 測定を行った。この二つのグループは、覚醒中は類似していたが、黒人の子供は、寝ている間は可なり高い収縮期および拡張期圧であった(約 5 mmHg 位)。この同じ差は、心拍数では見られなかった。似たようなことで分かったことは、米国で非侵襲モニタを使って行われた研究でも報告されている。しかしながら、他の研究は、ほとんどがヨーロッパで行われていて、侵襲測定を使っていて、その差を見つけることが出来ていない。これらの差が、測定の方法または遺伝的要因というより環境要素の理由であることが、Barbados の黒人が、米国での同じ技法を使って調査された時、血圧の正常な夜間降下を示している事で示唆された。

12-5 特殊な臨床的血圧変動の ABP モニタリング

Thomas G. Picering, M.D., D.Phil., Daichi Shimbo, M.D., and Donarld Hass, M.D.,

The New England Journal of Medicine June 1, 2006

ABP モニタリングでは、他の臨床評価と組み合わせて、次のような特殊な血圧変動の状態の価値ある評価を得ることが出来る。

12-5-1 白衣高血圧

* *White Coat hypertension*: 白衣症高血圧

白衣高血圧は、米国で **Medicad**(米国: 医療費の援助制度)と **Medicare**(米国: 医療保険制度)サービスのためのセンターで、償還として認められてきた **ABP** モニタリング用の唯一つしるしである。疑わしい白衣高血圧の定義は、少なくとも 3 回で **140/90 mmHg** かまたは、それより高い病院血圧値で、医療施設以外で、少なくとも 2 セットが **140/90 mmHg** より低い場合で、臓器障害がない場合に適用されている。診断は、一般に白衣高血圧を持つ患者は比較的に低リスクで、降圧剤治療の恩恵を受ける可能性が低いので、重要である。幾つかの研究は、白衣高血圧の薬剤治療は臨床血圧値を下げるが、アンビュラトリー血圧値には殆ど影響はなかったと示された。さらに、病的発生の白衣高血圧の治療の有効性を調査した唯一の研究では、有意な効果は見られていない。持続性高血圧は、白衣高血圧の患者の中では、症状が進行し、脳卒中のリスクは 6 年後に上昇した。それ故、繰返し **ABP** モニタリングまたは家庭モニタリングの長期フォローアップが必要不可欠である。

12-5-2 動揺性高血圧

* *Labile hypertension*: 動揺性高血圧

動揺性高血圧とは、誤った不適正な名前の意味がある、と言うのは、全ての高血圧が不安定であるからである。しかしながら、**ABP** モニタリングは、発作性の高血圧の履歴のある患者には役に立つことが示されている。褐色細胞腫は、これらの患者の中で疑われる場合もあり得るが、この状態と関連した高血圧が必ずしも何時も不安定ではない。不安定高血圧のかなり共通の原因はパニック発作であり、それは血圧および心拍がサージを伴うことが示された。現在は 24 時間の血圧の変動が、不安定な高血圧のある患者の間で、正常より大きいかどうかを決める標準的な基準がない。

12-5-3 治療抵抗性高血圧

* *Resistant hypertension*: 治療抵抗性高血圧

大袈裟な白衣高血圧が、3 錠またはそれ以上降圧剤服用してさえ、診療室血圧が高い状態にある患者の中で疑われる場合がある。2 つの有力な研究では、診療室血圧基準では抵抗性高血圧患者のサブグループは、正常なアンビュラトリー血圧で予後良好であると示している。しかしながら、明らかな抵抗性高血圧患者は、恐らく家庭モニタリングの使用で識別できるだろう。

12-5-4 仮面高血圧

* *Masked hypertension*: 仮面高血圧

ここ数年、正常な診療室血圧で、高いアンビュラトリー血圧と定義されている仮面高血圧の現象に関心が高まってきた。状況は白衣高血圧の逆である。仮面高血圧患者の診療室血圧は、心臓血管イベントのリスクを過少評価する。治療された高血圧患者の研究では、高血圧診療所で見られた患者約 1/3 は仮面高血圧で、そして 5 年間のフォローアップ期間で、心臓血管の発症の相対リスクは診療所血圧やアンビュラトリー血圧の基準に従って適正にコントロールされた患者と比較した時、2.28 であったことを示した。他の研究では、治療されていない高血圧患者および診断されていない高血圧患者で、よくある仮面高血圧は標的器官障害の上昇率や予後不良と関係している。一般住民の中で仮面高血圧の有病率は 10%程度高い。白衣高血圧と同じように、仮面高血圧は家庭で取られた高い血圧測定

をベースで疑われていて、一つの研究は家庭測定値のベースだけで診断された仮面高血圧は、致死率の上昇と関係があることを示していた。

12-5-5 起立性低血圧

* *Postural hypertension* : 起立性低血圧

起立性低血圧は、長時間立っている時目まいがするとか、失神性エピソードのある年寄りでは珍しくない。起立性低血圧患者の血圧は、血圧変動するのめったになく、身体の位置のへんかによってに依存する。そのような患者が横になった時、血圧は極めて高く、特に夜中に高い。昇圧剤や半重力ストッキングは、血圧の下がりすぎと非常に高くなるのを検知して調整する。それ故、ACP モニタリングは、この様な患者では適正な血圧調整を評価するために不可欠である。

12-6 肉体的および精神的の日内活動

Thomas G. Pickering

Handbook of Hypertension P.221

外部環境の刺激や肉体的活動の変化の影響が最小であれば、日中の血圧のプロファイルは、睡眠中は約 20%の低下を伴って相対的にフラットである。その日内血圧の変化は、普通の自然の環境で検査された患者では、入院中の患者では小さいことははっきりしている。血圧の平均レベルとその変動は、肉体的活動の間と比較した時、ベッドで休んでいる期間中が下がる。

多くの普通に起きている日常活動で、ABP モニタリング中に記録された血圧の変化に影響していることが示された。

以下、その変動要因について要因を述べる。

12-6-1 姿勢

* *Posture* : 姿勢

これは血圧の変動の重要な発生源で、特に ABP モニタリング検査では特に重要である。横になった状態から立ち上がった位置変化では、収縮期圧の変化は無いが、あっても僅かであって、拡張期圧の上昇を引き起した。ABP モニタリングの検査で、Gellman たちは、姿勢の変化が血圧の変動の比率を説明していると主張した(収縮期圧の 33%、で拡張期圧の 47%)。しかしながら、彼らの解析には姿勢として歩行および立居が含まれていた。その大半の影響は、その姿勢そのものより、違った姿勢と関係した活動の影響で説明できる。と言うのは、姿勢を変えた結果として起きている血圧の変化は、むしろ適度である。

12-6-2 動的運動

* *Dynamic exercise* : ダイナミック

これは収縮期圧と心拍数を上げる、拡張期には殆ど影響しない。正常血圧の被検者では、強い運動中の収縮期圧は 200 mmHg またはそれ以上に達する。

12-6-3 静的運動

* *Static (isometric) exercise* : 静的運動

この行動は、ウェイトリフティング中などで起きるような、収縮期および拡張期圧の著しい上昇を伴って非常に違った血圧反応を生む。この上昇の度合いは、使われている大部分の筋肉というより収縮の強度の関数になる。：最大随意収縮の 50%で、平均動脈圧が一分間以内に約 40 mmHg 程度上昇する。

12-6-4 食物および飲料の摂取

若い世代の人では、拡張期の低下があり、食事後 3 時間収縮期の変化は僅かである。高齢の人では、食事後収縮期および拡張期ともに明らかな低下する。

12-6-5 性行

* *Sexual intercourse* : 性行為

性行は、運動のもう一つの形、劇的な一時的な圧の上昇を生み：収縮期で 120 から 120 mmHg、拡張期で 24 から 48 mmHg の範囲にある。これらの変化は、オーガズム後、数分以内に逆になる。

12-6-6 喫煙

* *Smoking* : 喫煙

タバコの喫煙は心拍数および血圧を上げる。動脈 ABP モニタリング中、自然な環境の中での喫煙について調べられた患者では、Cellina とその同僚は、約 11/5 mmHg の上昇が見られ、時々、圧の一時的な低下が先行し；その変化は、正常血圧および高血圧においても定量的に類似していた。血圧の影響は 2~3 分以内に見られ、そして約 15 分ぐらい続いた。

12-6-7 アルコール

アルコールによる心拍数は増加し、アルコールの摂取後の 1 時間で大した変化がない程度から 5/7 mmHg の上昇まで範囲で、正常な人では小さいが血圧の変動の影響を伴って心拍数は上昇した。

12-6-8 カフェイン

カフェインは、血圧、プラズマ・カテコールアミン、レニンを上昇するが、心拍数は増加しない。血圧の上昇は、コーヒーを飲んだ 15 分以内に始まり、1 時間後に最大になり、3 時間ぐらい続く。コーヒーとタバコを頻繁に一緒に取って、Freestone と Ramsay による研究では、相互作用の影響があることを示した。大幅な上昇があった時、タバコの喫煙は 15 分間血圧を上げ、ところが、コーヒーを飲んだでも一時間は影響はなかった。とはいえ、タバコとコーヒーを一緒に取った時は、5 分以内に約 10 mmHg 程度の著しい上昇が見られ、二時間後もそのまま続いた。

12-6-9 会話

会話は肉体的にも精神的な要因からの説得力のある昇圧刺激で、そのことは Lynch とその同僚によって広範に調査されてきた。大声を出して読むことは、直ちに収縮期および拡張期(正常血圧の人で約 10/7 mmHg 程度)および心拍数も上昇する。そして、一旦、静けさが再開するベースライン・レベルに直ちに戻る。早口でしゃべると、ゆっくりしゃべるよりもより大きく上昇する。心理的な要因の一つは、グループの面前で話すことは、一人である時に大声で読む事よりより大きく上昇すること

も示されている。血圧の診療室測定に対して特別な関係については、社会的地位にある認知する人から話しかけられることである。：医者のような試験者の振舞は、被検者と同等の地位の試験者の振舞した場合より高い圧を喚起する。視聴者のサイズは、また一つの要素である。

12-6-10 精神的な活気と感情

少なくとも、二つの研究が、自己評価'ストレス'または'興奮' 状態と非侵襲 ABPM 中の血圧との間の幾つかの相関性が報告されている。我々は人々は家にいる時より職場にいる時が血圧は高いレベルにあることを報告してきた。これは肉体的要素と言うより精神的なことに帰っていて、理由は、我々の多くの被検者は定着した仕事を持っているからである。

Mood は、ABP モニタリング中血圧の有力な決定要因について報告している。我々は、怒り、心配事や幸福感についての自己報告は血圧と相関していることを明らかにしてきた。：収縮期圧は幸福度の度合いが上がるにつれて低下し、拡張期圧は心配事の強さがと共に上昇したと。

12-7 睡眠と覚醒に関する血圧の変化

* *Changes of blood pressure associated with sleep and wakefulness*

睡眠についた時間に、正常状態では血圧が徐々に低下し、それは通常、寝付いて 2 時間で、最大 15-20%の低下を示す。これは、ゆつくりした波の睡眠の最も深いステージと一致する。REM 睡眠中は血圧は覚醒中より約 10%程度低いが、数分にわたって 30 mmHg 位の変動をともなつて大きく変化する。

血圧は目覚めると直ちに上昇する。血圧と覚醒との密接な関係は、眠気を誘っている人で、 α リズム(これは覚醒を意味する)の症状の発現が、急峻な動脈圧を伴う事実ことで示されている。血圧の睡眠と覚醒の対照的な影響は、Athassiadis と同僚による研究でよく証明された。：救急処置室の患者で、その患者の肉体的動きが石膏ギブスで制限されている時、血圧は、日中では相対的に一定を保ち、そして、一貫して夜は約 25%まで低下した。

12-8 睡眠呼吸障害と睡眠時無呼吸

* *Sleep-Disordered breathing and Sleep apnea syndrome*

睡眠時呼吸障害の苦しみの広範囲のスペクトルは、良性の一方でいびきがある場合と、もう一方では閉鎖性睡眠時無呼吸がある場合が認められている。これ等の状況は、睡眠中に血圧の変動に影響するだけでなく、心臓血管病に重大なリスク要因にもなるので、現在の議論のテーマになっている。

無呼吸発作中血行動態変化が起きるのは、Tilkian と同僚達によって十分述べられたきた。無呼吸が進行につれて、頻脈を智わなく全身の酸素飽和度の低下と急峻な動脈の上昇がある。Tilkian の研究では、睡眠中に、平均変化は覚醒中は 139/85 mmHg から睡眠中は 167/105 mmHg までになる、血圧のレベルできわめて著しく上昇があった。しかしながら、高齢者では、無呼吸発作には低血圧をともなつた。

13 運動負荷検査の始まり

運動負荷検査は 1920 年頃、研究者が狭心症を患っている患者の ECG(心電)の測定値に変化がある事に気付いてから始まった。長期の時間と数千にも及ぶ試験から、医師たちは、ある ECG 波形とパラメータ(心拍数、血圧、労作、と時間)を、異常と病状に対し一致することが出来た。そして、今日、患者の予後を評価するため、運動負荷検査の価値が受け入れられるようになった。一般的な定義では、運動負荷検査は、心臓がより激しく汲み上げ、より多くの酸素を必要とすとき、心臓がどのくらい良く働いているかを計るために使われる。患者をトレッドミルの上を歩かせるか、固定バイクにのって漕いだりさせる場合、運動強度は、動脈がブロックされているかまたは狭くなっている時、心臓に受ける負担の状態を模擬するため上げられる。



図 82 K音マイクロホン

13-1 運動負荷検査による血圧測定

恐らく、最も幅広く使われている検査している計量法は Bruse protocol である。これは、7 ステージからなり、それぞれのステージは 3 分間続けられる。患者を安静状態にして、ECG と血圧を測定した後、ステージ I を傾斜 10% にして 2.7km の速さで患者を歩かせて始める。このペースで、エネルギーの消費量は、患者を安静にした時の消費量の約 4.8 倍で代謝量にして 4.8 倍である。この試験の目的は、それぞれの患者が、彼らの最大と推定される心拍数に達するため「220 マイナス患者の年齢」として計算される(また、女性では 210 マイナス患者の年齢)これは異常な ECG セグメント、胸の痛み、歩行失調、眩暈、または酷い疲れが示すことがない。この予測された最大心拍数への到達の値が、良い予後サインと考えられている。



図 83 運動負荷血圧測定システム

また、運動を停止した後、この検査結果は 15 分間まで続ける。回復中の ECG の変化は、運動中に起きていた変化と同じく重要な意味がある。正常な検査結果は、予測される最大心拍数の 85% が、血圧で正常な反応があり、異常な ECG セグメントの変化が無い事である。

13-2 血圧測定

運動負荷検査中では、血圧は各ステージの終わりに測られる。収縮期圧は特に運動強度が強くなると上昇する。225mmHg までのレベルは、殆どの大人では正常である。拡張期圧は、やや下降する傾向にある。運動負荷試験では、もし収縮期圧が 20mmHg 以上まで下がるか、300mmHg 以上に上昇

したら、通常は停止される。拡張期血圧の上昇が $>130\text{mmHg}$ であったら、また検査を止める指標になる。収縮期血圧応答が $>30\text{ mmHg}$ で3ステージのブルース・プロトコールに達している患者は、年間致死率は2%以下である。一方、運動で誘発される低運動能力で低血圧がある患者には、この予後の検査は向いていない。

運動負荷検査で信頼できる血圧測定は、正確な診断をするが必須である。運動中の収縮期血圧は、高血圧(Allison 等.,1998)、心臓病(McHam 等.,1999)、脳卒中(Kurl 等.,2001)や心血管病(CVD)死(Mundal 等.,1996)を見つけることが分かってきた。以前の研究でも、運動負荷検査中の極端に上昇するSBP(収縮期圧)は、安静での収縮期血圧(SBP)よりもCVDによる理由で致死率に対する強力な予後指標あることは示していた。

(参考文献)

- 1) *Delayed Systolic Blood Pressure Recovery After Graded Exercise—An Independent Correlate of Angiographic Coronary Disease*—McHam S., et al., *Journal of American College of Cardiology* 1994;34:p754-759
- 2) *Exercise Blood Pressure Predicts Cardiovascular Mortality in Middle-aged Men*—Mundal R., et al., *Hypertension*. 1994; 24:p56-62
- 3) *Stress Testing: Principles and Practice*—Nyrvin H. Ellestad. Oxford University Press, USA, 2003.
- 4) *Systolic Blood Pressure Response to Exercise Stress Test and Risk of Stroke*—Kurl S., et al., *Stroke* 2001;32:p2036-2041.

残念ながら、正確な血圧を得るのは簡単ではない。運動負荷検査中の血圧を測定するその限界は、*Stress Testing, Principles and Practice* by Myrvin H. Ellestad(Oxford University Press, 2003;p335-p338)の中に詳しく述べられている。Ellestadは、個人間で単なる聞こえ方の差および測定者の先入観が、血圧測定エラーに共通する発生源(例えば、不正確な圧力計、不適正なサイズのカフ、非常に速い減圧レートや訓練の問題)などが取り除かれとしても、測定者自身の内部および測定者間(*significant intra-and inter-observer variability*)の違いによって引き起こされる。これらの問題は、トレドミルの上の患者のノイズが加わってさらに困惑させられる。これらの条件下で、聴診器から Korotkoff 音(K音)聞き取り手動で血圧を測る難しさは想像される。

13-3 運動負荷試験中に Korotkoff 音を特定する

13-3-1 運動負荷中に手動で血圧を測る問題

心電負荷試験中に、患者の動き、機械の振動やアーチファクト音が、Korotkoff音の一貫した正確な測定値を得るのをしばしば邪魔する。標準の手動技術が使われる時、特に忙しい病院施設においては、この問題は測定者の誤差をいっそうひどくする。

汎用の自動モニタリング機器は、測定者の不一致のバラツキを無くすることができるが、これらの機器はECG負荷検査には使えない。殆どの自動血圧モニタリングは、微細な動脈振動を検出するオシロメトリック技術を使っていて、そのため、患者が動いていない時のみしか使えない。

この事実から、Dr Marvin Ellestad のような第一人者達に、負荷検査中で血圧モニタリングに対し唯一の実用的なアプローチは、聴診技術であると結論付けさせた。しかし、この方法でさえ問題がある。何が起きるか、例えば、足の叩く音が Korotkoff 音と同期したリズムの時？

心電負荷検査中に Korotkoff 音を一貫して隔離し、モニタすることの無力さが、過剰なノイズや動きをマスキング(遮蔽)効果を克服するため、看護婦さんに、その場しのぎのテクニックを工夫させた。場合によっては、看護婦さんは、手動で血圧を測っている間は、体動アーチファクトを鎮めるためにカフを巻いた腕を肉体的に支えるなどした。このような手作業は、医師や医療従事者の時間と注意を必要とする。結果的には、全ての患者ケアに集中する時間を妥協せざるを得ない。

13-3-2 運動負荷中の自動化血圧測定

* K 音 : Korotkoff 音の略

R-wave gated 上腕血圧測定とノイズ軽減する信号アルゴリズムを使う新しい技術が、正確で、一貫していて、自動化された聴診式の代りになるものが、医師達に提供された。この技術は、すでに多くの病院施設で世界中で使用されていて、あらゆる他の体動ノイズを無視しながら、K 音を何時、どの様に、何処で聞き取るかを知るように設計されている。K 音を自動的に効果的に隔離し、抽出し、識別する能力は、医師達が、負荷検査中に患者状態に集中している間に、正確な収縮期および拡張期測定値を得ることを可能にした。

この新しい聴診技術は、R-wave gating と Filtering 技術を組合わせている。R-wave gating は心臓で起きる R-wave の始まりと動脈内の K 音の伝播との間にかかった時間の関係をベースにしている。心臓は電気式機械ポンプである。普通、その R-wave は一拍の一つのサイクル中に受ける最も大きな電氣的分極である。K 音は心臓の周期的なポンピングを生み出す血液の流れで発生する。聴診音の合図として R-wave を使って、この技術は K 音を何時聞きとるかを知る。R-wave の間に生成されるランダムなノイズは無視される。

この技術は、また、全体を圧迫しているカフが減圧している期間中、Korotkoff 信号の主とする特徴を見つけて、K 音の低い周波数成分を利用する。K 音に特定した周波数範囲を分離することで、この新しい技術は、K 音が R-wave 生成中に抽出された唯一のものであることが、さらに正確であると確かめることを可能にする。

測定精度の検証

オーストラリア・メルボルンの Alfred Heart Centre と Monash 大学、Baker Heart Research 研究所のメンバーにより行われた最近の研究で、この聴診自動化の技術の効能は、製造業の gold standard(絶対基準)、直接法の侵襲動脈圧モニタリングと比較された。トレッドミル運動心電検査中、侵襲上腕動脈測定値と、この新しい自動技術測定値の間の平均誤差は、収縮期圧

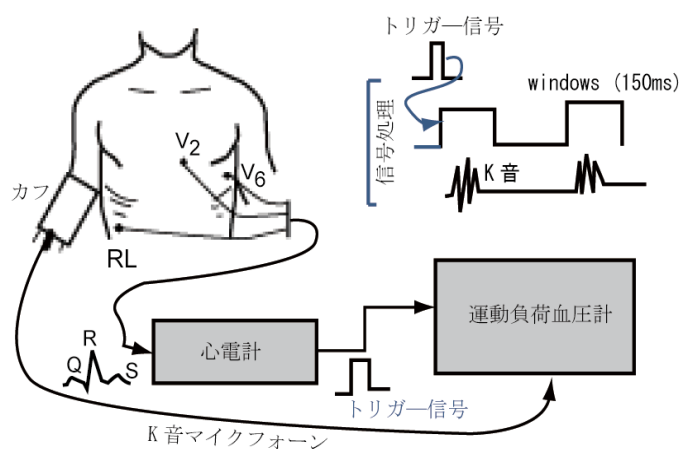


図 84 ECG トリガーによる K 音信号の取込手順

で 4.79 mmHg(± 0.14)と拡張期圧で 6.33 mmHg(± 0.10)であった。

この報告書で、*Blood Pressure Monitoring* に出版されたが、研究者達は、この自動技術は”運動に対して寛容であり、受け入れ可能な臨床範囲内で絶対誤差内で信頼できる自動血圧評価を提供すると結論付けられた。

恐らく、この新しい自動技術の最も大きく見えない利益の一つは、患者ケアに対する潜在的な向上である。自動聴診モニタは、前以て決められたインターバルで、患者の血圧を登録し測定されるようにプログラムすることができる。生成され読み出された情報は、負荷検査中の患者の生体的状態を視覚的な報告書し、臨床技師や医師たちに提供する。手動でモニタし、収縮期および拡張期圧を記録しなければならない煩雑な作業から手が離れ、医療従事者たちは患者との相互のやり取りや、全体の身体の状態のモニタリングに集中できるようになる。

この新しい技術を確立して、血圧測定の変動を捉えて入手できる製品のひとつに、米国 SunTech Medical 社 Tango が商品化されている。この製品に採用されている技法は、K 音の R-wave gating と次元解析(3-dimensional map)を組み合わせ、連続的で 3 次元モルフオルジー解析を使って、高いノイズ環境や患者のモーションの状態でも、より高い精度で信頼性のある血圧モニタリング出来るように設計されている。また K 音は、動脈内で生成される周波数に調律した特殊なマイクロフォンを通して検出される。

R-wave gating と DKA(次元解析)の技法

*DKA : 3-Dimensional Korotkoff Analysis :

3次元コロトコフ解析

この ECG R-wave gating 法によるノイズや体動の信号を除去技術についてのイメージは図 84h に示している。被検者の胸部に付けた 3 誘導の電極から検出した R-wave セグメント(上段の図)を、心電計本体の中で増幅、または矩形波に加工処理し(中段)、その装置の出力ポートから K 音のトリガー信号として血圧モニタ装置へ送る。血圧モニタ装置では、このトリガー信号で K 音を通過させるため window(窓)を開き、その間に通過した K 音(下段)をメモリーに回収する。K 音は心臓で生成される QRS 波のイベントで血液が駆出され、そのダイナミックな動脈の運動が血管の脈波となって圧迫カフ下の上腕に伝播して K 音を発生させる。この伝播時間は、被検者の心臓から腕までの長さの距離、や血管の硬さなどで決まり、多くの被検者で調査された値によると数 ms~40ms の範囲に入る。それ以外に心電装置や血圧測定装置などの特性も加味して経験的に 150ms に決められている。心電計の機種によっては QRS 信号処理の機構で、R-wave トリガー信号が遅れて送られてくることがある。例えば、心電検出ユニットを患者に装着して、そこで取込まれた信号を無線で離れた本体に送られ、そこで処理された R-wave 信号を K 音のトリガーとする場合などである。これ等のケースでは、数百 ms の遅れがでる場

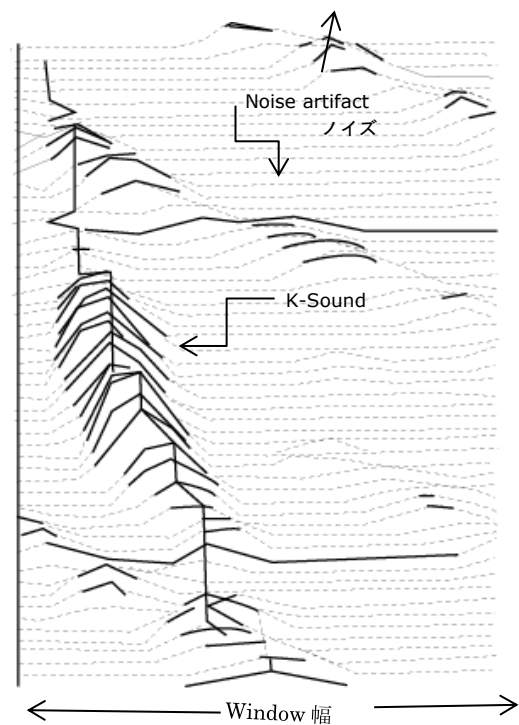


図 85 DKA 法によるノイズの除去

合がある。この大きな遅れがある場合は、K音と同期を取れるようにするため、window(窓)を開くタイミングを調整できるようにしている。

こうして回収されたデータは、図 85 に示されるように、収縮期および拡張期の正規の信号とノイズのバラツキを 3次元マップに展開しフィルターリングして識別する。この図の横軸は、window(窓)枠が開いている 150ms の幅である。縦軸は各 QRS イベントと同期して回収された K 音データ波形を積み上げて、3次元マップとして展開して描いた図である。図の中の検出された信号の特徴として、正規の K 音波形の信号は、K 音発生の一連のリズムに同期して一定のパターンを描く。一方、周辺の機械・器具からの雑音ノイズや被検者の体動信号はランダムに発生するので、その性質を利用して選別し可能な限り除去する。この新しい技術で、より正確で信頼できる収縮期および拡張期圧の決定することが出来るようになった。そして、現在は十分臨床的に受け入れられて世界中の多くの病院・クリニックで、心臓血管系の循環器血圧動態の負荷検査に幅広く導入されている。

14 血圧を正しく測るための予備知識

14-1 測定部位、位置および姿勢と血圧

_Stehen N. Hunyor

Handbook of Hypertension Vol. 14

Blood pressure measurement in clinical practice_P 97

動脈圧測定の基準点は右の動脈レベルであるので、測定される部位が1 cm程度の変位は、約1mmHg 測定された圧が変わる。静水圧要因によるこのようなバラツキは、測定部位が末梢に行くに従ってより重要になる。

側臥位の血圧の測定には、固有の不正確さがあることがはっきりと認識され、そして上腕動脈と中心大動脈間の位置の差について、Newton らによって調べられてきた。後者は腕を上げた不正確な圧は、横臥位の値より13-14/14-17mmHg 低い、一方、静水圧的な修正レベルは3mmHg 以内である。そして下げた腕の圧は、一貫せいがなく静水圧効果に加えて、患者の身体の重さによる上腕動脈の圧迫が流れの変化を引き起していることを示唆している。

側横臥位姿勢で、上げた腕は、適性な静水圧補正をして使われるべきである。もし測定がより末梢部位で起きたら、その時は、横臥姿勢が選択の位置である。

14-1-1 静水圧効果

静水圧現象と関係する静水圧低血圧がある。これは立居の測定が日常なされていないれば見過ごされている。好ましい日常は、最初に立った数分間触診収縮圧測定を行い、続いて2分で決定する聴診測定をする。静水圧効果のためイベントが起きるには20分かかる。大半の機器は立居で測定するようにはなっていないので限界がある。

14-1-2 腕位置の影響

Hnsdbook of Hypertension, vol. 14

American Heart Association recommendation P410

腕の圧は腕が心臓レベルから下げられるに従って上がっていく。(静水圧基準軸 *phlebostatic axis*); 逆に、この位置より腕を上げると圧測定値は下がる。この効果は、おおまかには静水圧または血液中作用する重力効果で説明される。それ故、間接血圧を測定する時、患者の腕は、聴診器のヘッド(望ましくは、ベルまたはその同等品)の位置が心臓のレベルになるような姿勢を取るべきである。心臓の位置は第四肋間と左下の胸骨境界の接合部の任意のあたりである。腕は胸骨中部のレベルで水平にして、サポートすべきで、それは心臓レベルより下で腕の依存で、約10mmHg 程度の収縮期および拡張期を高めに評価してしまう。同様に、心臓レベルより上に腕を上げると、これらの圧を低めに評価する方向に行く。・・・腕の圧力は、計測する腕のの位置が、心臓のレベル(静脈圧基準軸:第4肋間のレベルの胸部前後表面の中心点)から下方へ下がるにつれて高くなる。逆に、心臓レベルより腕を上げると圧力測定値が下がる。この影響は、大まかに、静水圧によって、または血液柱に対する重力の効果によって説明される。それ故、血圧測定する時は、患者の腕は、心臓のレベルの位置に置くべきである。心臓の位置は、恣意的には第四肋間の空間とより下方の胸骨左縁の接合部あたりに取られる。心臓に関し

ての上腕動脈の位置に対する注意は、患者が真直ぐ立っている時に重要である。もし患者が、頭を少し上げて仰向けに寝ている時は、上腕の位置が心臓に十分近いので姿勢についての補正はそれほど気にする必要はないが、患者が座っている時、腕は腰よりやや上でテーブルの近くの上に置くのが結果的に満足のいく位置になる。もし腕の位置と心臓レベルを適正に調整できなければ、静水圧補正をしなければならぬ。心臓より上下で垂直の高さ差が 1 cm あたり、測定された圧から、それぞれ 0.8 mmHg 加算または減算しなければならぬ。

14-1-3 大腿、足と手首の血圧

大腿の血圧は、最も大きい手に入るカフで測る(大腿 : 腕の腕周 42 - 50cm ブラダ幅 20cm)。患者を俯せに寝かして、加圧ブラダが大腿の中間部の背面の上に来るように宛がう。聴診器は膝窩の動脈の上に置かれ、コトコフ音は腕と同じように、カフ圧を下げながらモニタされる。もし患者がうつ伏せにできなければ、大腿の血圧は、患者を仰向けになって横たわっている状態で、足の肘をやや曲げさせ、膝窩の上に聴診器を宛がうのに十分にして、得ることができる。足における拡張期圧は、通常は腕の拡張期圧に似ているが、収縮期圧は、腕より 20 - 30 mm 高いようである。収縮期圧は、後脛骨または背足で脈の触診で下肢では近いようである。下肢の圧は、大腿の圧に類似している。カフは、踝で末梢の境界の下肢の上にあてる。

時には、非常に大きな上腕の患者は、もし大きなカフが使えない場合は、圧は前腕で測られる。橈骨動脈が、モニタリングのための部位として使われる。これらの測定は、誤って高い拡張期の値が得られることがあるので、通常は行われぬ。直接動脈圧との関係は、はっきりした定義はされていない。

閉鎖性末梢血管疾患のある患者は、圧は下肢では得られない。両腕で測られた圧は、もし閉鎖性末梢血管疾患がないなら、通常はお互いの数ミリ水銀内である。

腕または太ももがとても大きいかまたは奇形で、一般のカフが適正に使えない時は、正確間接な血圧測定が出来ない。これらの状況では、直接動脈測定が必要となりうる。

14-1-4 左右腕の差

_Stehen N. Hunyor

Handbook of Hypertension Vol. 14

Blood pressure measurement in clinical practice_P 97

収縮期/拡張期圧は、両腕の間で約 10 - 20 mmHg 程度不安定に変わる可能性がある。人口の 1/4 は、一般的には右腕がより高く、非利き腕であることに原因があり測定できる明らかな差がでる。それ故、普通は右腕が使うべきである。これは、また、左前鎖骨下狭窄症の稀な症状の発見につながる。ただ、最初の判断で、血圧が上昇している患者では、両腕で血圧が計られるべきで、収縮期で 20 mmHg、拡張期で 10 mmHg の差が再現する場合は、同時測定が行われるべきである。両腕で同時測定は、患者に局部解剖学上の異常が疑われる大動脈狭窄の部分に疑がわれるべきである。例えば、アテローム動脈硬化症、高安動脈炎(大動脈弓症候群)、大動脈瘤、全斜角筋症候群、腕への大きな動脈の頸肋^{けいりく}または閉塞症などの症状である。

14-1-5 上腕と前腕の差

横臥状態では、人の前腕の収縮期圧は上腕より 10-40 mmHg 高い。膝窩動脈での収縮期圧が上腕を約>20 mmHg 超えている時、大動脈の逆流が原因の場合があり得る。拡張期圧が、反対の腕で、前腕部位やや低いことがある。より高い末梢収縮期圧は、位置エネルギーと形状と、血管の状態および弾性によって影響される反射波の総計で変換されたことによる。

大動脈の狭窄のある患者は、腕の圧が足の圧を超え、一方、大動脈不全の患者では、前腕動脈圧がかなり高くなる。一般には、血管拡張は上腕と前腕の部位の収縮期圧の差は消えて行き、一方、血管収縮は、それを引き立たせる。足で圧を測るため、患者は腹這いで横たわり、カフは大腿の中央の 1/3 にしっかりとあてがう。

14-1-6 大腿、足、そして前腕の血圧

稀であるが、大腿で血圧を測る場合がある。大腿での血圧は最も大きい入手可能なカフとブラダで測られる。大腿では、心臓との静水圧の位置差を考慮しなければならないので、上腕のように座位で測定できないため、患者をうつ伏せにして、カフは加圧用のブラダが大腿の中央の後部の上にくるようにして測定する。聴診器を使う場合は、^{しっか}膝窩の動脈の上に置き、K 音はカフ圧を下げながら腕と同じやり方でモニタする。もし患者がうつ伏せに出来ない場合は、大腿血圧は膝窩の空きスペースの上に聴診器の当てる十分な膝窩の上にスペースを設けるため、やや曲げて測れるように、足の膝をやや曲げて仰向けに寝かしている患者で取る。足で拡張期血圧は腕の値に似ているが、収縮期圧は腕よりも 20-30 mmHg 高い。収縮期圧は^{こうけいこっかん}後頸骨筋または足の足背動脈上で、脈を触診して下肢の概算をする。下肢の圧は大腿の圧に近い。カフは^{くるぶし}踝でカフの縁がくるように下肢にあてがう。

たまに、非常に大きな腕の患者で、もし大きなカフが準備出来なければ、圧を前腕で測る。モニタリングするための部位として橈骨動脈が使われる。これ等の測定には、偽りの高めの拡張期測定値が得られるので、普通は使われない：動脈圧との関係は明確に定義されていない。

末梢動脈疾患がある患者で、圧は下肢では得られないことがある。両腕で測った圧は、圧迫血管疾患がなければ、それぞれ左右では数ミリ水銀以内である。

腕や大腿が、一般のカフが適正に使えない非常に大きいか奇形である場合、正確な間接血圧測定が出来ない。このような状況では、直接法の動脈内測定が必要になる。

14-1-7 クリニカル・ショック

上腕動脈拍動やコロトコフ音が臨床ショックで消えるか欠如することがある。循環系ショックがある患者では、聴診法と大腿動脈に穿刺した針で取られた直接動脈圧の間での比較は、直接大腿動脈圧が、聴診法で腕で記録された圧よりかなり高くなることがしばしば公開されている。コロトコフ音の減少かまたは消失が、非常に心臓の低下した出力と上昇した末梢抵抗の上昇によりショック状態しばしば起きる。前腕の高い血管抵抗により、四肢の血流は、K 音が著しく小さくなるか聞こえなくなるぐらいまで低レベルまで落ちる。このような状況では、ドプラー技法のような超音波法が低血圧(ショック)状態で、より信頼性のある間接的血圧測定ができる。これらの危篤状態の病気の患者では、しかしながら、動脈圧の直接測定や記録が適正な臨床マネジメントには必要であろう。

14-1-8 肥満

肥満の患者は高血圧の高い合併症があるが、もし標準サイズのブラダと技術が使われれば、腕周りが大きくなるに従って、偽りの高くなった間接血圧測定値になる。これは非常に小さいブラダの使用で引き起こされる。これは、肥満した腕の厚くて、圧縮性のある柔らかい細胞を経由してカフ圧の極端なロスで、非常に小さいブラダによって引き起こされる。この問題は、測定される腕周りの 40 から 50%のブラダ幅を使えば最小にすることができる。

適度の肥満体の人では、大きい大人用カフ(15 cm 幅)は通常は適正である。病的に肥満の人達(41cm より以上の腕周り)では、大腿カフ(18 cm 幅)を使うべきである。短く大きな腕の人では、もし大腿カフが長すぎるのであれば、大人用の大カフが使うことができる。

前腕部で血圧値は、適正なサイズのカフを使った上腕測定値と比較した時、偽りの高い拡張期の測定値がでる理由で推奨されない。

14-1-9 疑似高血圧症

(アメリカ心臓協会)

硬化症うまたは石灰化した血管を持つ年取った患者では、動脈壁は、主に高齢者に見られるが、硬く、厚い、固い血管壁が加圧ブラダによる圧迫に反発する。かくして、収縮期血圧が擬似的な高い値になるので、動脈を圧迫するには、より高い圧が必要になる。この状態は、カフが動脈に血液で満たされていなくて収縮期圧以上に加圧されている時でも、橈骨または上腕動脈が容易に触知可能である場合は、臨床的に認識することが可能である。

14-1-10 不整脈

もし心臓リズムが不規則であれば、血圧計で血圧の正確な読みは、拍出量と血圧が一つの心周期から次の周期までに大きく変化するので、血圧計で血圧を正確に読むのが難しくなる。収縮期圧は、先行する脈の周期と拍出量の持続時間じかに直に関係している。さらに、脈圧は脈の周期の持続時間に反比例する;長い脈の周期は、その周期の拡張期圧下げて、次の周期の収縮期圧を上げることになる。

たまに起きる心房期外収縮は無視されることがあるが、その症状が頻繁に、連続して起きる時や、または、心房細動が現われる時は再測定が重要である。これらの環境の下では、収縮期圧と拡張期圧は、概算としてのみ記録すべきで、そして心不整脈の出現と性質は、血圧値と心拍数(尖端と末端)を一緒に記録すべきである。心房細動がある患者では、収縮期圧は、一連のフェーズ I の測定値の平均値で、また拡張期圧は、フェーズIVとVの平均値で記録すべきである。

14-1-11 圧の加圧と減圧

急速加圧で 3-5 秒後、推定する収縮圧血圧より上 40 mmHg または 200 mmHg の圧に達するのが失敗は、装置の故障のサインである。同様に、制御しているリリーフ・バルブが秒または一拍あたり 2-3mmHg で操作する時、その装置がゆっくりと減圧出来ないことがある。そのような問題が起きたとき、そのユニットは、いったんわきに置いて使用から外し、不良部品を修理または取り替えるための指示をつけて、明確に識別しておくことである。故障の制御バルブ、リーク、汚れた排気口、そして摩耗したチューブは修理することは簡単である。加圧および減圧システムでエラーのある最もよくあるソースは、制御リリーフ・バルブである。それは容易に取替えがきく。

とぎれとぎれか非常に急速である減圧は、収縮期圧では収縮期圧は低めに、拡張期圧は、高めにでる。その反対で、減圧が非常に遅く、患者が苦痛を感じたり、痛がったり、あざが出来たりして、血圧は高めにでる。

14-1-12 フェースVの欠落：Absent Phase V

患者によっては、K音は消える事がなく、カフ圧内の圧が0 mmHg 近くまで聞こえることがある。これはしばしば子供か、大動脈弁が不十分な患者か、高心拍出量(貧血症、甲状腺中毒症、または妊娠中)の患者であるか、顕著な血管拡張を持つ患者(例えば、運動後)の場合によく起こる。このような状況下では、コトコフ音の音調が変化している間のフェースIVが、フェースVより拡張期血圧の指標としてはより信頼できる。間接血圧値の値が、直接侵襲動脈圧値と同時に比較された場合は、平均値ではかなりの相関関係があるが、間接技術で測られた収縮期および拡張期圧ともに、+18 または-30 mmHg までの幅広いバラツキがあると報告されてきた。如何なることが起きても、もし音がゼロまで聞こえるなら、フェースIVとフェースVを共に記録することである。(例えば、148/72/0 mmHg など)

14-2 高齢者の高血圧について

Franz H. Messerli and Roland E. Schmieder

Handbook of Hypertension: Vol. 14 : Evaluation of the Elderly hypertensive patient p.148.

血圧状態を評価するのが難しくする高齢者では、操作するうえで多くの要因がある。(表 10)。これらは2項目で考慮される。まず一つ目は、問題は一般的な間接法で正確に血圧を測る場合に起き、これには儀高血圧や聴診ギャップが含まれる。二つ目は、著しく上昇した血圧変動で、血圧調整が変更されて結果として難しくしている。

表 10 高齢者で血圧事情評価するに於いて困難を引く起こす臨床変化

血圧変動が増加する： <i>Increased blood pressure variability</i>
儀高血圧： <i>Pseudo-hypertension</i>
起立性低血圧： <i>Postural hypotension</i>
食後低血圧： <i>Postprandial hypotension</i>
聴診ギャップ： <i>Auscultatory gap</i>
儀低血圧： <i>Pseudo-hypotension</i>
カフ加圧'高血圧： <i>'Cuff inflation' hypertension</i>

14-2-1 血圧の変動

血圧測定値は、若年層より高齢者で、さらに変動することが分かってきた。それ故、驚くなかれ、数人の著書たちは、ベースライン血圧は、4種の違った状況で少なくとも3回の測定値の平均で評価されるべきであると示唆している。数件の病態生理的条件は、高齢の高血圧患者で、血圧が年齢に伴う変動に寄与すると信じられてきた。

14-2-2 オスラー法と疑似高血圧

高齢の高血圧患者は、大動脈のコンプライアンスでの減少で特徴付けられる。動脈壁の剛性の増加は、しかしながら、高血圧治療を邪魔しかねないことが知られている。非伸縮性の末梢動脈から求められたカフ血圧値は、それ故、直接法の侵襲動脈血圧値よりも高くなる。これは'儀高血圧'として知られている。簡単なベッドサイド手法のおかげで、儀高血圧と真の高血圧の区別が出来る。この方法は、動脈を手またはカフ圧で圧迫した後、(脈の無い)橈骨または上腕動脈の拍動を読み取ることで行う。この臨床的方法の起源は、Sir William Osler まで戻る。

血管のなかの血液の張力によりどのくらいの硬さか、血管壁の厚さによりどのくらいか見積もるのが難しい。もし、例えば、橈骨動脈が人差し指で圧迫される時、その動脈は圧迫の点の範囲を超えて感じれば、その壁が硬化していることである。

疑似高血圧患者では、カフ圧が侵襲動脈圧と比較して、極度のアテローム性動脈硬化症のため、相応しくない高さになる。

臨床的な研究では、高齢者高血圧は、彼らの分類によると Osler-positive または Osler-negative の二つのグループに分けられる。Osler-positive として分類された患者は、カフ圧と侵襲動脈圧との間の 10-54 mmHg の差で、正しくない上昇した高い血圧値になる(図 86)。動脈コンプライアンスの指標は、Osler-negative 対象者より Osler-positive で低くなることに留意される。だから、カフ圧が著しく上がる高齢の患者では、動脈の硬さは Osler 法で評価されるべきで、そして、もし Osler-positive であれば、侵襲動脈血圧測定で測られるべきである。極度に上昇した血圧測定値の存在している中に、眼底検査がなく、進行した高血圧の他の兆しがある場合は、儀高血圧に高い疑いがある。

14-2-3 聴診ギャップ

カフを減圧中、収縮期および拡張期圧が読み取られる時、聴診音が欠落することがある。K 音が最初は、収縮期圧のレベルで聞こえるが、それから途切れて 30 - 55 mmHg 下のレベルで再び聞こえるようになり、最終的に拡張期血圧レベルで完全に消える。この聴診ギャップは、特に孤立性収縮期高血圧の患者に良く見られるようである。この現象の正確な病理学的メカニズムは分かっていない。この件に関しては、Korotkoff 音は、カフ圧が動脈内圧レベルを超えた時、何時でも起きる動脈壁の潰れによる可聴音であることを覚えて置く必要がある。一旦、カフ圧が動脈内拡張期圧レベル以下に落ちると、この崩落はもはや起きない。想定できるのは、この聴診ギャップは K 音が聞き取れない程度まで潰れることを防ぐか、やわらげる動脈壁のいろいろな機械的弾力特性の結果だろう。もしこれ等の理論的な血行動態力学の考えが正しければ、K 音の途切れは、大動脈の損なわれたコンプライアンスのもう一つの臨床的兆候であろう。

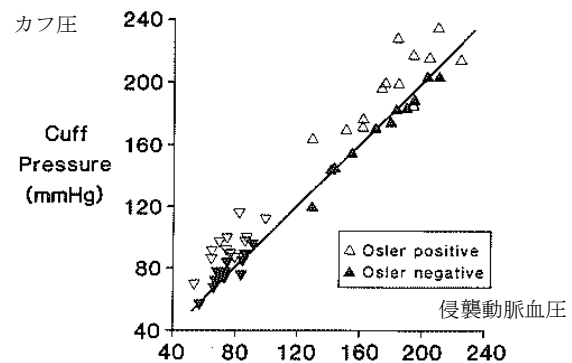


図 86 Osler ポジティブと Osler ネガティブで侵襲動脈とカフ収縮期(▲)と拡張期(▼)圧の比較

Osler ポジティブ患者は識別のラインの左にあり、カフ血圧は、これらの患者では系統的には過大評価していることを示している。

メカニズムが何であれ、高齢者の患者では、カフ圧が収縮期圧以上に加圧すべきことを覚えて置くべきである。これはカフの段階的に加圧して橈骨の脈拍の消失をモニタリングすることで、容易に検証できる。

14-2-4 起立性低血圧

血圧で姿勢の低下は、高血圧の診断を受けている患者にも存在する。それは最初存在していたか、薬剤治療によって突然引き起されたかもしれない。血圧での姿勢による降下は、全ての健康とは言えない高齢の対象者の約 10%で起きる。さらに、血圧でのそのような降下は、横臥または座位から立ち上がった場合血圧で起きる。例えば、高齢者の調査で、高血圧に関するヨーロッパの作業部会での治療を受けていない高血圧の患者で約 11%が血圧で降下した。多くの場合で、血圧のそのような降下は症状などを伴わず、横臥または立っている状態で血圧を測って検出されるのみである。しかしながら、血圧降下剤を含んだ無分別な薬の治療は状況を悪化させる。それ故、高齢者での最初の血圧評価では横臥または立った状態で測るだけでなく、薬剤治療後も開始されたことが推奨される。

14-2-5 疑似低血圧

疑似低血圧は、動脈内の値に対して不適正な低いカフ血圧値を示す稀に起きる現象である。この疑似低血圧は、片側または両側の何れかで、殆どは鎖骨下または上腕動脈の高度の障害があると最もとも頻繁に起きる。患者が正常または正常より以下の血圧値で、左心室心臓肥大または腎硬化症のような高血圧標的臓器疾患の特徴がある。通常、アテローム性動脈硬化症心臓血管病の他の兆候がある。両腕間で大きく圧差は鎖骨下または上腕動脈または鎖骨下動脈盗血症候群で片側障害による可能性が有りうる。

14-2-6 カフ加圧高血圧

ごく最近、Mejia やその同僚たちは、カフ加圧中に動脈内の著しく上昇した経験のある二名の患者について報告している。一人は、動脈内圧がモニタ中で、カフを加圧している時に収縮期圧 40 mmHg で拡張期圧 36 mmHg の上昇が観測されている。この現象は、高齢者の高血圧患者の間ではどの程度一般的かはっきりしていない。この研究者達は、このカフ加圧高血圧は、犬で後ろ足を圧迫している最中に起きる血圧上昇に似ている反射メカニズムが恐らくベースになっていると推測している。考えられるのは、血圧カフを加圧している時の痛み、または不快感が交感神経を刺激し、それによって動脈圧の上昇に導いているだろう。

14-2-7 食後低血圧

血圧はいろいろな刺激によって、かなり変わるが、一般的には血圧は高齢者の食後に相当の変化することは分かっていない。Lipsitz と同僚は、若者と高齢者の血圧について標準の食事の影響を調べて、高齢者においては、中くらいから極端に低下することが分かった。血圧は食事中に落ち始め、収縮期血圧は平均最大で 25 mmHg 位まで低下した。この血圧の低下は、若者で血圧を治療されているグループでは起きなかった。この研究グループは、高齢だけでなく、多発性疾患があり施設に收容されていたことを強調されるべきである。この結果は、一般に高齢者に対して適用できるか否かは疑問

がある。これ等の結果は、失神持ちの患者と関係性があるが、彼らは高齢における高血圧の診断と治療の一般的な慣習でも血圧状態を確立するのに関係している。

14-3 子供の血圧測定

Handbook of hypertension Vol, 14

Blood Pressure measurement in childhood P. 126

Michael J. Dillon

子供の有病率ははっきり定義されていなく、高血圧と選ばれた定義に基づいている。かなりの変動が文献で報告されているけれど、真の有病率は恐らく1~3%の間だろう。これ標準の大半の子供たちは、ゆっくりした上昇であり、一次(本態性)高血圧の分類に入る。少数の一部の子供たちは、かなり高い血圧で(高血圧の子供たちの10%、その人口の0.1%)、多くは、二次高血圧に悩まされていて、治療を必要とする子供たちである。

しかしながら、高血圧であることに識別されるためには、正常血圧とは何かを知ることが重要である。Pickeringは、例え二次高血圧が排除されたら、血圧は、明らかに二峰性ではない連続的に変わりやすく、したがってどの年代の高血圧も、任意に定義された値を超えた動脈圧を代表させていると言っている。子供では、この問題は年齢と共に血圧の生理学的上昇によってさらに複雑にしている。

集団研究の多くは、血圧について与えている基準値は幼児から青年期までを編纂してきた。今や、与えられたパーセンタイル(90th, 95th, 97.5th)または、平均±標準偏差を超えて繰り返す血圧測定値が、絶対値よりむしろ高血圧と定義している。しかしながら、測定の条件や技法の観点から、適用できる基準範囲は、直接比較できないし、これは、それぞれの子供の血圧値を解釈に使うとき、かれらの確証について疑いを提起する。この問題が血圧が著しく上昇する時は起きないが、正常とは何か考えられ物に対し近似的に近いものでは重要になる。

14-3-1 血圧測定の方法

子供で、血圧測定する最も簡便な手段は、従来からの血圧計である。この方法でわかっている誤差のいろいろな源で、最も重要なものはカフサイズである。非常に小さいカフは、誤った高い血圧生み、下層の動脈を完全に圧迫することを失敗する。

14-3-2 血圧測定的环境

子供はリラックスで楽にさせるべきで、病気または年齢の理由で禁忌されていなければ、少なくとも3分間は静かに座らせるべきである。測定は子供が、食べている、指しゃぶりしている、または泣いている時は、代表的な値でなく、通常は非常に高くなる。理想は、3測定が胸部レベルでサポートされた腕1分間隔で取られるべきである。3回目の記録を利用する。受入れられる外気温度が推奨され、それは「新生児や乳幼児では、睡眠時と覚醒時の7mmHgまでの収縮期血圧の重要な差があることは、認められるべきである。

14-3-3 子供の血圧測定についてのBHS勧告

Handbook of Hypertension vol.14 Blood pressure measurement

British Hypertension Society Recommendation P396

広範囲に臨床応用で実用的な唯一の技術は、良く手入れされた水銀血圧計による一般的な血圧計である。収縮期圧の測定値は、より高い精度と一貫性があるため拡張期圧の測定値より優れている。正しいカフの選択は非常に重要である。0~14歳までカバーするためには、少なくとも3種類のカフが必要であり；推奨されるブラダサイズは4 x 13 cm, 8 x 18 cm, と 12 x 35 cm (大人カフ)である。腕にあてがうことが出来る幅広いカフ使うべきである。加圧用のブラダは少なくとも腕周りの2/3はあるべきである。しっかりと取り付けることが重要である；これは、特に小さいカフを使うときは、ベロクロではできない。

5歳以下の幾人か健康な子供と1歳以下の全ての子供たちでは、コロトコフ音が信頼して聞き取れないので、汎用の血圧計による血圧測定は不可能である。これらの子供たちや、ショックを起すか、低心拍数の子供たちには、ドプラー超音波またはオシロメトリックのようなもっと敏感な検出器を使うべきである。

14-3-4 測定の環境

急性疾患以外は別として、子供の血圧は、少なくとも3分間静かに座らせて(またはもし2歳以下であれば寝かせて)、測るべきである。子供が食べているか、おしゃぶりしているか、泣いている時に測定されると、非常に高くなる。子供をあやして決めるのは、単発で取られた血圧の測定値で決めるべきではない。

14-3-5 子供の血圧の正常値

生後4日の子供で、収縮期血圧の中央値は、75 mmHg(95thセンチイル 95mmHg)で、2歳では、その中央値は95 mmHg(115mmHg)である。2~14歳児の間の血圧は、殆ど変化しない。身体のサイズ(ボデーの長さで表す)が、血圧の正常値を判断するのに、より良い判断基準になる。身長と体重の複雑な関数が血圧の調整に使われてきたが、臨床のためには身長のみが適正で、使うのに簡単である。思春期で身長の上昇は、その年齢で起きる血圧の上昇を補正している。14歳以降は、大人に適用されている基準が血圧評価用として使われる。

14-3-6 測定の表示

病気の子供たちは、一般的な医療検査を示す時は何時でも、彼らの血圧を測るべきである。

次のグループの子供たちは、血圧測定を習慣付けるべきである；(a) 前回の測定で血圧が高いことが分かった子供、(b) 腎臓、尿管、膀胱の何れかの病気がある子供、(c) 糖尿病がある子供など。

血圧でスクリーニングすることは、理にかなっていない。子供の血圧は、非常にへんかする。コミュニティでの血圧測定は、せいぜい子供たちのほんの1%が一貫していて、単独の測定に対して95%以上がかなり高いことが示唆されてきた。高血圧の家族歴のある子供たちは、それでも、高いリスクがありうる。大人の高血圧の結果から推定すると、ひどい一次高血圧や二次高血圧がある子供たちは、検査し治療する有効性があるが、スクリーニングによりこれ等を識別する費用対効果の割合ははっきりしていない。現在は、高血圧を持つ子供たちを識別するためのスクリーニングは、推奨されていない。

15 血圧データの解析

15-1 基準値を得る手順

カフ式非侵襲の電子/自動血圧計の測定値の精度を評価するには、基準となる値を得る方法が重要である。AAMI や BHS のプロトコールでは、直接動脈内圧を測る直接法か、カフ/聴診器による聴診法(図 88)の何れかの方法で行うことを規定している。ただ、直接法を採用するには、感染リスクなどの可能性の観点から、限定された条件に適合する場合のみ容認している。それ故、特別な被検者や測定環境でなければ、直接法を基準にして評価することは出来ない。

聴診法の血圧測定は、図 88 に示すように、医師が患者の腕にカフを装着し、ゴム球で加圧した後、圧を下げながら聴診器から聞こえてくる K 音(コロトコフ音)を聞いて、水銀圧力計で血圧値を読み取る技法で、診察現場で良く見かける光景である。

実際の基準値は、より精度を確保するため、

2名の熟練測定者の値を採用し、その測定システムは AAMI SP-10 による参考図は図 89 に示される。圧迫カフの加減圧は自動血圧計で行われ、血圧測定は 2~3mmHg/s レートで減圧する。二名の測定者①、②は、お互いが決定した値および自動血圧計の値は、見えないように仕切りを設けて隔離して測定する。二名の測定者間の一致度は、測定数の 95%以上は $\pm 10\text{mmHg}$ 以内、85%以上が $\pm 5\text{mmHg}$ 以内で、それぞれの測定値を平均して基準値としている。また、試験器の評価は被検者の同腕同時測定で、85名の被検者から採集したデータを統計的に処理して、95%のデータが最大標準偏差 8mmHg で、平均誤差は $\pm 5\text{mmHg}$ 以下を満たしているかどうかで合否を判定している。

BHS でも測定者の一致度の基準は、殆ど同じで 80%以上で $\pm 5\text{mmHg}$ 以内、95%以上で $\pm 10\text{mmHg}$ 以内になるが、評価の方法はもう少し細かい手順が設けられている。試験機は被検者の図

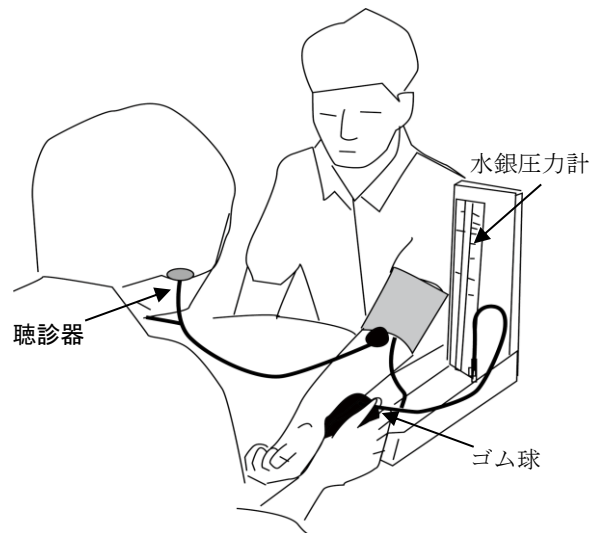


図 87 医師が患者を診断する血圧測定

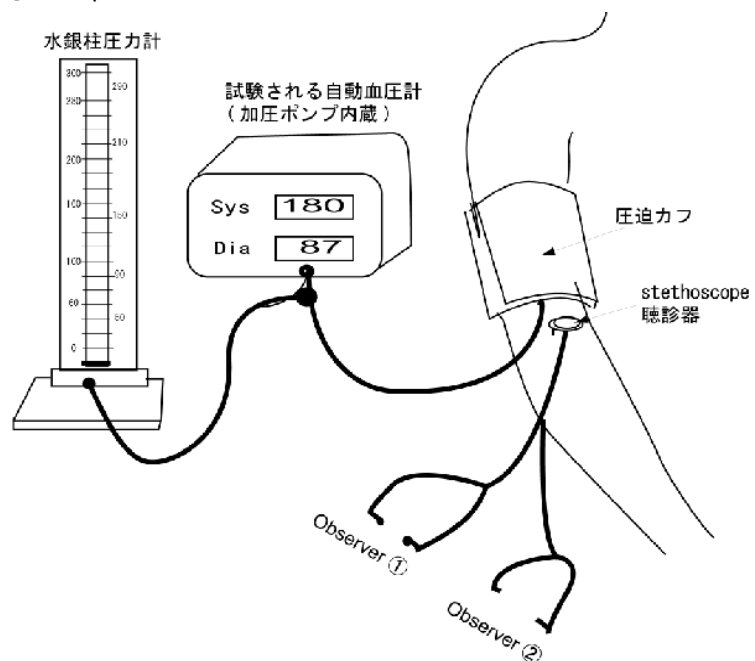


図 88 二名の熟練測定者による試験機器の同時測定

90 に示すように同腕順次測定の手順にし、得られた 255 測定データを検定して、 $\leq 5 \text{ mmHg} \leq$

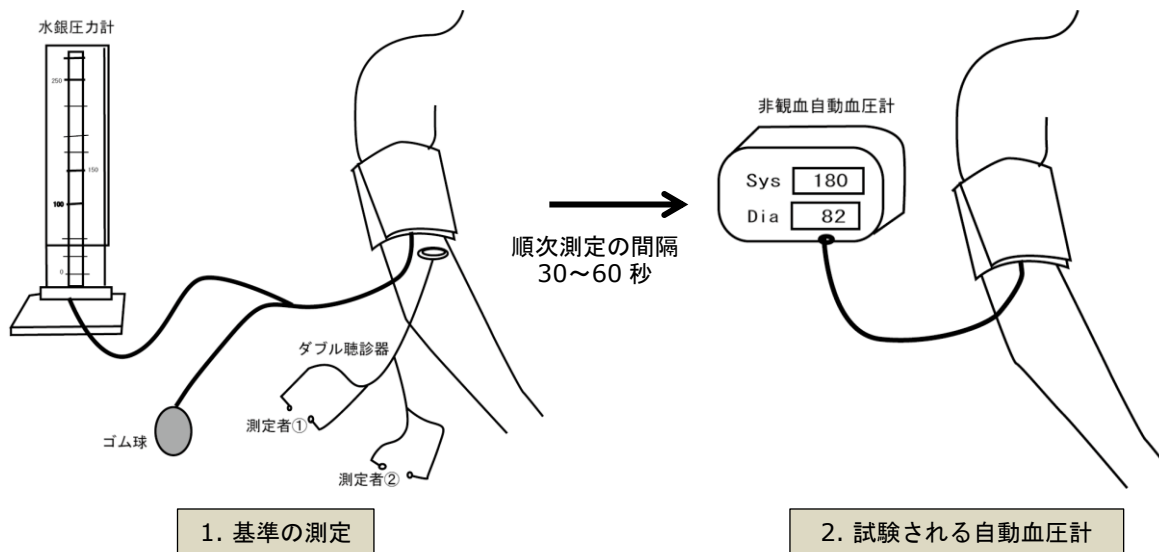


図 89 基準測定と試験される機器の順次測定

$10 \text{ mmHg} \leq 15 \text{ mmHg}$ 内に入るパーセンテージを設けて評価している。

15-2 直線回帰法によるデータ解析

Handbook of Hypertension vol.14

Analysis of blood pressure data.....Douglas G. Altman and J. Martin Bland. P299

方法の比較試験で主な強調されるのは、明らかに代替りの方法で得た結果を直接比較することに基づく。答えられるべき質問は、一つのが意図している測定の目的に十分な精度で他ものに置き換えられるレベルまで比較可能かどうかである。

あきらかな第一歩は、必ずやるべき一つは、そのデータをプロットすることである。まず、試験者の基準値 A と自動血圧計 M の同時測定値を比較して、再現性について考えることである。表 11 は、イメージを描くため、85 名の被検者の拡張期の 2 回の同時測定を表である。同様に収縮期の血圧値も同じように作成され、それぞれのペアの値を図 90 のようなグラフでプロットされる。このタイプのプロットは非常に一般的で、データの従来から一般的に使われている方法である。そうして分散しているデータを通して引かれた回帰線をもつ。この回帰の妥当性がないことは、この後で考察されるが、このやり方の利点は、データが必ず回帰線の周りにクラスターをつくる。この方法を利用するのは、同一(M=A)のラインに多くの情報量があるので、データの関係性を視覚的に理解するために重要である。このタイプのプロットは、非常に馴染みがあり頻繁に使われるけれど、データの特徴を調べる方法としては最良ではない。その主な理由は、多くのプロットはしばしば空白のスペースをつくるからである。また、測定の範囲が広くなればなるほど、一致度が一見よく見えるようになるからである。例えば、拡

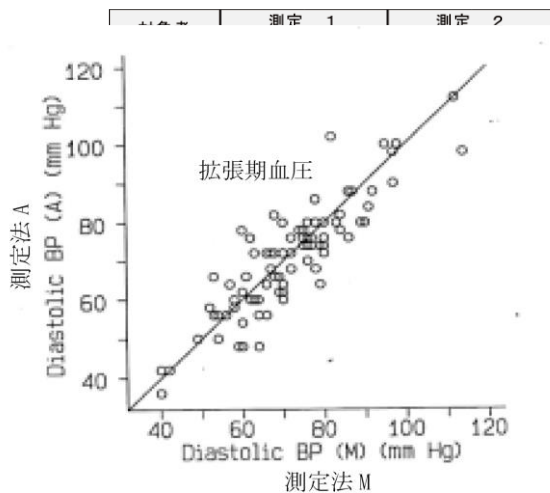


図 90 試験者 A と自動血圧計 M による拡張期血圧測定値の関係

張期と収縮期の値を同一グラフにプロットして描かせると、別々に描かせるより一致度は良く見えてしまう。

15-3 Bland-Altman 分析法によるデータ解析

前項で紹介した従来からの回帰直線を使う場合、利点もあるが欠点があることも述べた。そこで1986年に Bland & Altman によって提唱された分析法が使われるようになった。特に、医療分野の文献に多い。その手法は簡単で、図 91 に示すように、X軸にはペアの2つの測定法の平均値 $\frac{(A+M)}{2}$ 、Y軸には2つの測定法の差(A-M)の差をプロットだけでよい。このプロットは、2つの測定法の差の分布が、血圧のレベルに従って、どの様に変化するかを示す。この図 91 は、直線回帰法で使った図 90 のデータをこのやり方で再プロットしている。このタイプのプロットから、不一致の大きさ(エラーや偏差共に)、外れ値の評価が非常に容易で傾向がわかる。例えば、高い血圧値のレベルに対して、2つの測定法の差(A-M)の増加等がみれる。このデータのプロットの手法は、2種類の測定方法の比較検査の結果を示す、非常に強力な評価方法である。残差のプロットも密接に関連付けられ、そのパターンも類似の変化をする。

この一致度の定量化は、測定方法と差の変動間の両方の平均差をベースにしている。血圧測定間の2種類の測定値のセットの平均一致度は、各被検者からの差の平均である(そうして、全体の平均の差に等しい)。一致について変動の要素の評価に対しては3つの手法がある。

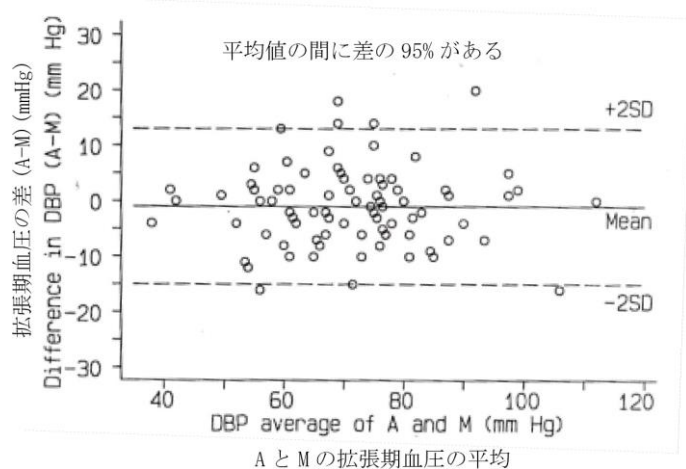


図 91 重畳された 95%許容範囲

- いくつかの基準値、例えば 10 mmHg など、差の割合を計算する。その基準値は散布ダイヤグラムの上に重畳する。
- ある割合、例えば 10% など、観測に入ったものから外れた値を計算するこのデータを順位付けし、両端からあるパーセンテージを取り除いた後に、残った値の範囲を取って簡素化する。これ等をデータの順位付けをして、そのサンプルのパーセント分を両端から取り除いた後の残った値の範囲を取る。これらの値も、また散布ダイヤグラムの上に重畳する。
- 被検者間の差の標準偏差を計算する。その差は正規分布すると仮定して、それは血圧データでは妥当であり、大半の被検者間を包含するだろうと思っている値の範囲を計算できる。これらの二つの値を「誤差の許容範囲」と呼んでいる。例えば、差の 95% が、平均-1.96 SD と +1.96SD'の間くると思っている。この値も、また散布ダイヤグラムの上に重畳する。1.96 のこの値は、しばしば 2 に丸める。

方法(a)と(b)は、差の分布について、如何なる仮定も使っていないが、彼らは正規分布理論を使って得たものより、一般的には信頼性が低い。仮に1つかそれ以上の外れの異常値あれば(測定法の間)に極端な不一致)、経験的な手法が好まれる。

図 91 は、図 90 からのエータの上に重畳された 95%許容範囲(-14,9~13,0 mmHg)を示している。

15-4 標準偏差 SD と平均値の基準の設定

多くの被検者から血圧値のサンプル数を収集して増やしていくと、平均値の周りに理想的な正規分布を描くことがわかっていく。また、サンプル数から、平均値と標準偏差は、統計学的に下記の計算式(1)および(2)から求められる。

このパラメタの基準を設定して、各国際および国内委員会は、企業および輸入販売業者が市販することが出来る非観血自動血圧計の臨床的精度基準にしている。ISO や米国の血圧作業委員会は、サンプル・サイズ 85 名以上で、基準値に対し試験機(非観血自動血圧計)は、平均値は 5mmHg、および標準偏差値は 8mmHg 以内としている。

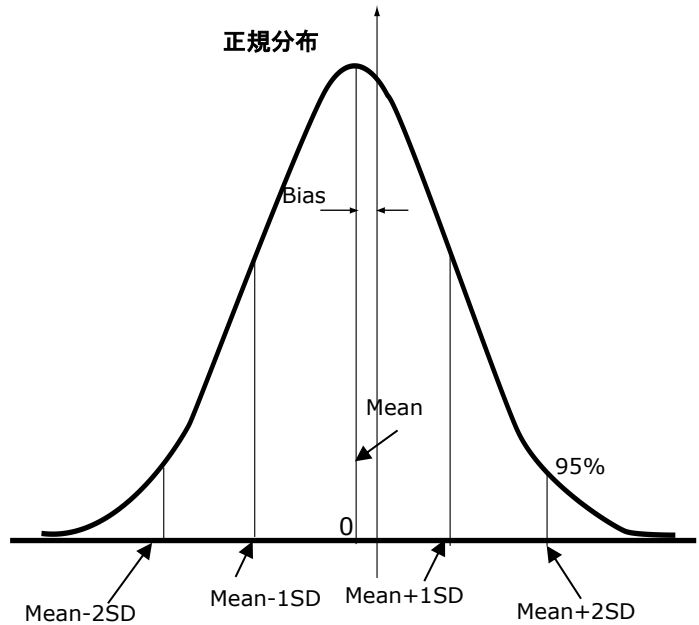


図 92 95%の正規分布の信頼区間

$$Mean = \bar{x}_n = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - y_i) \dots\dots (1)$$

$$SD = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n ((x_i - y_i) - \bar{x}_n)^2} \dots\dots (2)$$

ここで、Mean はサンプル数の差の平均値、SD は標準偏差と呼ばれ、個々の差のデータの分散状態を表す。x_i および y_i は、それぞれ i 番目の被検者の基準器(測定者の水銀柱血圧計)と自動血圧計の値。x̄_n は(1)式に示す、サンプル数の差の平均値。

図 93 の正規分布から、Mean ± 1SD とは、68%の測定サンプル数、Mean ± 2SD は、95%の測定サンプル数が、その枠内に含まれる。通常、Mean を中心に、95%の測定サンプル数、± 2SD 内を許容範囲として評価している。

ブランド・アルトマン・プロットのグラフを描く時は、以下の式をパラメータにして描いている。

$$\frac{(x_i + y_i)}{2} \dots\dots (3)$$

$$(x_i - y_i) \dots\dots (4)$$

$$\left[\frac{(x_i + y_i)}{2}, (x_i - y_i) \right] \dots\dots (5)$$

LOA : Mean ± 2SD.....(8) LOA(Limit of Agreement)許容範囲と呼ばれる。

15-5 Wiliam B. White の研究論文

前項では、2種類の測定方法で回収したサンプルデータを統計的に解析する手法を述べてきた。この手順を使って *Journal of Hypertension* 誌に掲載された、William B. White らによる論文の実例を下記に紹介する。

(論文名)

悲観血自動血圧計(Accutraker II)と水銀柱血圧計の比較

, *Journal of Hypertension*, 1989. P. 967-975

William B. White, Per und-Johansen. Ellen J, McCabe and Oer Omvik

(背景)

24時間アンブラトリー血圧モニタリングが、臨床調査のツールとして一般的に使われ、高血圧の診断や管理で素晴らしい人気を得てきた。この流通の機器—「ポータブル、非観血アンブラトリー血圧モニタ」—殆ど評価および検証されなく頻りに市場にリリースされている。これは、もし研究者や臨床技師が基準、計量承認されたものと適正な比較なしで、彼らのデータの評価で、これらのモニタに頼っていたら、問題を残す可能性がある。ここで評価する Accutraker II は、軽量(350 g)のアンブラトリー血圧と心拍モニタで、心電の R-波のトラッキングでゲートされたコロトコフ音を使っている。この試験では、臨床調査と実務で Accutraker II の精度と有効性を広範囲に評価した。T-チューブの接手、同じ腕での血圧測定が、Accutraker II と水銀柱血圧計と聴診器を使う二人の目隠しされた臨床技師で多様の被検者で行った。

(方法)

60名の被検者—正常血圧の人、と治療したおよび治療していない高血圧の人—この試験の一部に参加した。この被検者たちは、座った姿勢で2回、立った姿勢で2回の測定を受け、腕の位置は不規則に出来るだけ血圧を変えるため心臓レベル、または下部に変えられた。Accutraker II または、水銀柱血圧計または、お互いの何れかを見る事が出来ないように制限された2名の医療技師が、Accutraker II と聴診器を経由した水銀柱血圧計で同時、同腕測定をした。この試験を行う前に、この臨床技師たちは、聴診機能の正式の試験を受け、何れもどちらの耳でも低ピッチまたは低強度を区別する困難さの証拠を示さなかった。

これ被検者たちは、17—75歳、安静時の心拍数は46~125拍/分で、水銀柱血圧計の評価として100~206 mmHgの収縮期、50~130 mmHgの拡張期(コロトコフ・フェースV)の範囲の血圧レベルであった。上腕二頭筋の腕周は25~40 cmの範囲の範囲である ;大きい腕カフは、腕周を>34 cm、持つ数人の被検者に使った。

(統計解析)

データは、特に他に述べられないならば 'mean ± s.d.' で表した。

二人の医療技師によって得られた値は比較され、Accutraker II を使って得られた同時測定値と比較するため平均された。2つ違った方法(医療技師と Accutraker II)の被検者の血圧値は、ある血圧レベルで平均差のために評価され、被検者の許容範囲(2 s,d)は、Bland and Altman and Evans *et al.* によって述べられたように計算した。これは、違った計量に対し被検者の差を調べる適正な方法で、それは実際の値の単純な視覚プロットを高める方法である。

(結果)

Accutraker II と水銀柱血圧計の比較

2人の医療技師によって得られた値は、それぞれ座位または、立居の収縮期または、拡張期血圧に対し有意な差はなかった；座位収縮期血圧、 146.5 ± 19.9 に対し 146.8 ± 20.2 mmHg；立居収縮期血圧、 144.0 ± 20.2 mmHg；座位拡張期血圧、 95.2 ± 14.0 に対し 95.3 ± 14.4 mmHg；立居拡張期血圧、 95.8 ± 14.9 に対し 95.5 ± 15.3 mmHg であった。それ故、二人の医療技師によって得られた測定値は平均化され、「モニタ測定値」と比較された。

表 12 と各被検者の測定値は、図 92 に対比している。そこには座位に対し立居の姿勢で測定法の二つの測定の方法には平均血圧で有意な変化は見られていない。水銀柱で得られたグループ平均収縮期血圧値は Accutraker II で得られた値より僅かであるが有意な差がある。収縮期血圧での被検者の差は、図 94 に示し、 $-10 \sim 8$ mmHg の許容範囲であることを示している。

Accutraker II で得られた平均拡張期血圧は、約 3 mmHg であり、水銀柱で得られた値より低い(図 92)。拡張期血圧での被検者の差は、図 95 に示していて、収縮期で観察された値よりより狭い許容範囲であった($-5 \sim 11$ mmHg)。Accutraker II が水銀柱より低めの拡張期血圧を記録する傾向は、単にデータのより大きな変動につながるものではない。

(考察)

この研究で、Accutraker II は、平均収縮期および拡張期血圧お変動が基準の水銀血圧計で得られた変動に類似している。しかしながら、Accutraker II で得られた平均拡張期血圧測定値は、一般に共に水銀柱測定値より約 3 mmHg 低めである(図 92 および図 95)。Accutraker II モニタが、水銀柱血圧計より低めの拡張期血圧を記録することがわかっているのは、各種の非侵襲機器で示されている。最も可能性のありうる系統的誤差の発生源は、医療技師が、これ等の機器の敏感マイクロホンで聴診するやわらかいコロトコフ音を検出できないことにある。

各被検者は、Accutraker II や水銀柱血圧計で得られた血圧値に、やや大きな変動するサイン (+と-) の差を示すこともあるけれど、これ等のバラッキは他の多くの市販手に入る計器で報告されているよりは実は小さかった。それは、おそらくその測定方法の種類にその変動の多くの発生源があるだろう。一つ目は、如何に熟練されていようが、医療技師によるコロトコフ音の感知による誤差が幾らか組込まれ、測定者の先入観は、目隠しした測定値でさえ完全には回避できない。二つ目は、計器からのアーチファクトがあり得る、特にモーションで、というのはノイズとコロトコフ信号が、お互いに区別できないからである。

表 12 水銀血圧計(A)と Accutraker II (試験器 M) で得られた値

パラメータ	水銀柱(基準器)	Accutraker II (試験機)	平均差
座位収縮期 BP(mmHg) (n = 60)	146.7 ± 20.0	146.1 ± 19.9	-0.60 ± 4.5
立居収縮期 BP(mmHg) (n=60)	143 ± 21.5	142.9 ± 19.5	-0.90 ± 4.8
座位拡張期 BP(mmHg) (n=60)	95.3 ± 14.2	92.1 ± 14.4	3.1 ± 4.0
立居拡張期 BP(mmHg) (n=60)	95.6 ± 15.2	93.3 ± 15.2	2.3 ± 3.8

強いて言えば、水銀柱で得られたこのグループの平均収縮期 BP 値は小さいが、Accutraker II で得られた値より僅かに低い。また、Accutraker II で得られた平均拡張期 BP 値は、水銀柱で得られた値より約 3mmHg 程度低めである(図 90)。

このグラフに描かれたデータのパラメータは以下の通りである。

- * 被検者: 60 名 (表 12)
- * 測定数 (n): 120 座位と立居、それぞれ 60 データ
- * x_{1i} : 医療技師(測定者)①の各被検者の測定値番号
- * x_{2i} : 医療技師(測定者)②の各被検者の測定値番号
- * $x_i = \frac{x_{1i} + x_{2i}}{2}$ (1) 測定者①と②の*i*番目の被検者を同腕同時測定値の平均(基準値)。
- * y_i : (2) *i*番目の被検者から測定者と同時に 試験機 (Accutraker II) で得た値。

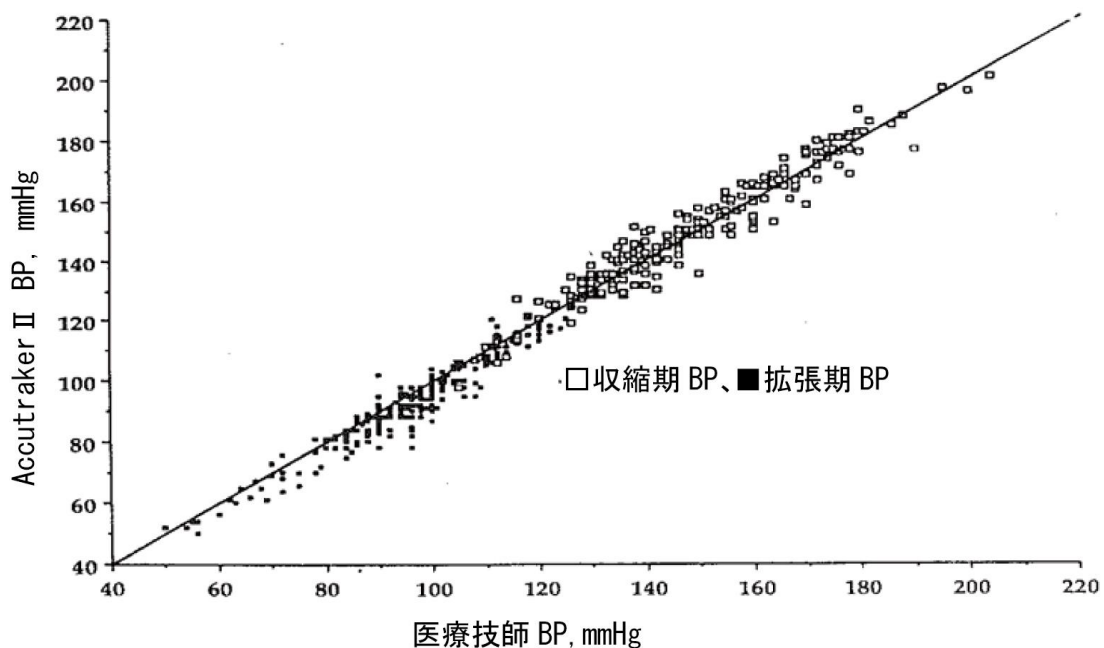


図 93 Accutraker II (試験器) と水銀柱血圧計を使って 2 名の測定者の値の分布

試験機 Accutraker II の構造的仕様と機能は、以下の通りである。

試験された機種名 Accutraker II は、米国 SunTech 社製のカフ式の ABPM(アンビュラトリー血圧モニター)、重さ 0.4 kg、柔らかい装着パッドに包まれたピエゾ素子のマイクロフォンにて K 音を検出して、血圧値を決定する。ノイズ・体動を減らして精度を上げるため、被検者の心電の R-波でトリガーして、同期した K 音をマイクロフォンにて検出している。

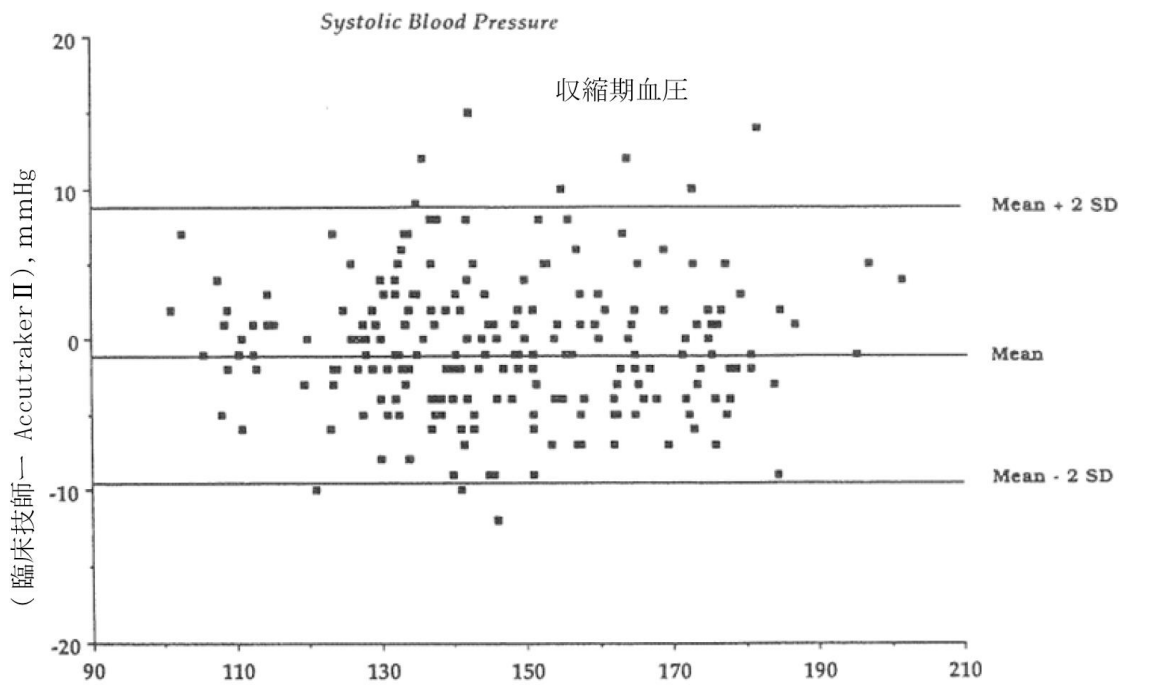
また基準値は、図 88 に図示されているように、水銀柱圧力計と T-チューブ接手で分岐し、2 名の測定者により同腕同時測定した K 音から別々に決められた値は平均して、Accutraker II で得た値と比較された。

図 90 からの視覚的な評価は、水銀柱で得られたこのグループの平均収縮期 BP 値は小さいが、Accutraker II で得られた値より僅かに低い。また、Accutraker II で得られた平均拡張期 BP 値は、水銀柱で得られた値より約 3mmHg 程度低めである。

(Accutraker II の Bland-Altman プロット図 93 と図 94 からの評価結果)

15. 血圧データの解析

まず、収縮期 BP における各被検者差は図 93 に示され、95%のデータが、'-10~8 mmHg'の許容範囲である。



SBP (収縮期) の二つの方法の平均, mmHg

図 94 収縮期血圧 (SBP) の平均値: $\frac{x_i+y_i}{2}$ (mmHg) のに対する測定値差: $(x_i - y_i)$ のプロット

BP での各被検者の差は、図 94 で示され、許容範囲(-5~11 mmHg)は収縮期 BP で観測されたもの

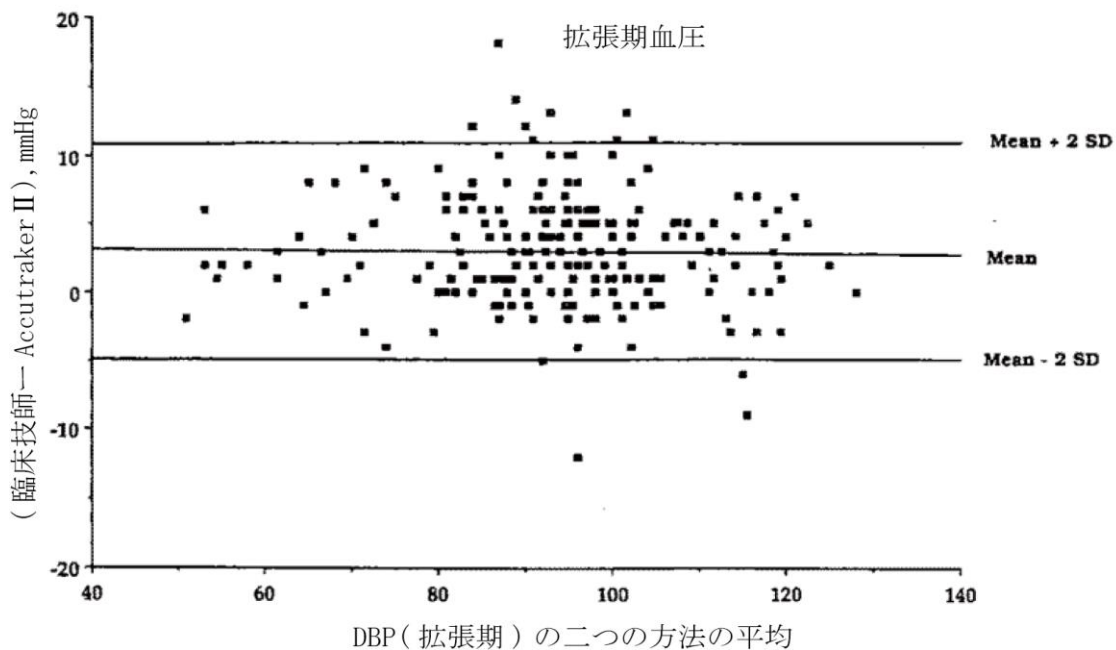


図 95 拡張期血圧 (DBP) の平均値: $\frac{x_i+y_i}{2}$ (mmHg) のに対する測定値差: $(x_i - y_i)$

より小さめである。かくして、Accutraker II (試験機)が水銀柱より低めの拡張期を記録する傾向は、データの大きな変動に対し単なる二次的なものではない。

15-6 パラメトリック検定とノンパラメトリック検定

前項の図 94 および図 95 の中の散布プロット図では、平均 Mean のラインを中心に上下に標準偏差 $\pm 2SD$ のラインを重畳して描いて、95%のデータが含まれる許容範囲内の散布状態を視覚化している。前記の White 等の論文が発表された当時、米国の AAMI-SP10 が当時の多くの論文を精査して、1987 年に初版を、1992 年に改訂版のガイドラインが発行された。そうして、米国の FDA は、企業や輸入販売御者が非観血血圧システムを市場に上市する前には、この SP-10 のガイドラインの要求事項に適合することを規定した。この SP-10 には重要な臨床的評価の要求事項に、その対象商品(試験機)の測定値の正確さを検証する事項が細かく記述されている。その手順は、基準(聴診法 or 直接法)の値と、試験機の被検者の同腕同時測定した値を比較して統計的に評価する。この点、下記の BHS では反対側の腕で同時測定するか、同じ腕で逐次測定行って値で比較評価している。この理由については、16 章で後述される。

その場合のデータは、被検者 85 名 X3 回=255 の母数で算出し Mean(平均)の値 $\leq 5\text{mmHg}$ 、標準偏差 SD(標準偏差)の値 $\leq 8\text{mmHg}$ と定めている。またバラツキの状態は Mean $\pm 2SD$ 値のラインを重畳し Bland-Altman プロット分布で評価することも推奨している。

**注記：AAMI SP 10 で基準値を直接法の測定値を使う場合、サンプルサイズ N=150 以上を設定している。BHS プロトコールでは、倫理的問題から直接法を採用していない。

この米国の AAMI SP-10 に対し、同時期に血圧測定のための自動および半自動機器、24 時間血圧 (ABP)測定機器の急速な市場拡大のため、英国の高血圧学会(BHS)は 1990 年に BHS プロトコールの初版、1993 年に改訂版を発表し、Journal of Hypertension 1993, 11(suppl 2); S43-S62 に掲載した。そこで BHS プロトコールは、臨床現場で長年患者の診断に使われてきた聴診法(水銀柱圧力計と聴診器)で得た血圧値を基準にし、これ等の試験機器の精度を比較評価するように定めている。この BHS プロトコールでも、測定サンプルの母数は N=255 で、AAMI SP 10 と同じであるが、容認できる判断基準は許容範囲を表 13 に示されるような $\leq 5\text{mmHg}$, $\leq 10\text{mmHg}$, $\leq 15\text{mmHg}$ の枠内に入るデータの割合(パーセント)で等級を定めている。また、Bland-Altman 分布に、0, ± 5 , ± 10 , $\pm 15\text{mmHg}$ の差のラインを図 96 に示すように重畳している。この定量化の手法は、前項の 15-3 項の(a), (b), (c)に説明されている。

表 13 測定値の累積パーセントをベースにした等級基準(データ数 n=255)

等級	基準と試験機の差 (mmHg)		
	$\ll 5\text{mmHg}$	$\ll 10\text{mmHg}$	$\ll 15\text{mmHg}$
測定値数の累積パーセンテージ			
A	80	90	95
B	65	85	95
C	45	75	90
D		C より悪い	

等級は、5, 10, 15 mmHg 内に入る測定数のパーセンテージで求められる。それぞれの等級を達成するには、全てのパーセンテージが表の値より等しいか大きくなければならない。

ところで AAMI SP 10 で行っている血圧の測定方法の差は正規分布をするという前提で、mean \pm standard deviation を算出して、統計的に検定する手法を「パラメトリック」と言う。一方、BHS

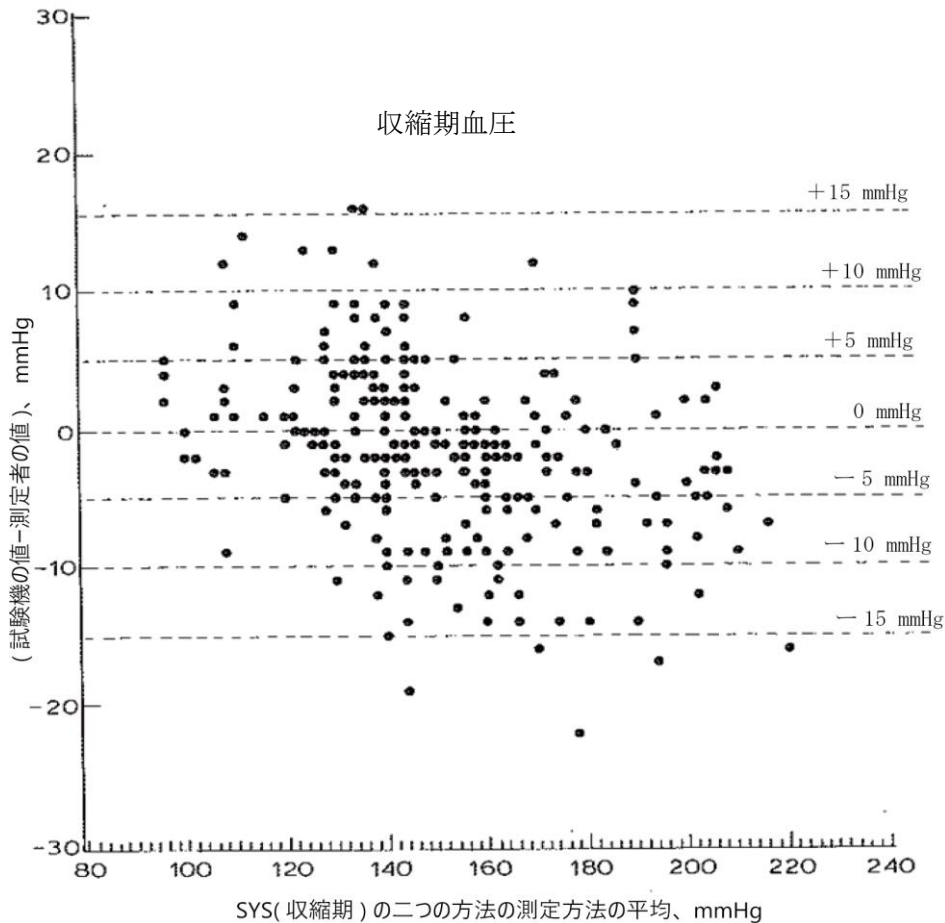
15. 血圧データの解析

プロトコールのように、正規分布するという前提を置かないで、単に 5 mmHg、10 mmHg、15 mmHg 以内と差の割合を定めて、経験値から評価する方法を「ノンパラメトリック」検定と呼ぶ。

パラメトリック検定は、比較する測定方法の対象に系統的な誤差がある場合、中央値(mean)はゼロ値から+または-に偏差がでる。

AAMI SP 10 は、次のようなコメントを述べている。

どちらの手法も、測定の範囲に渡って差の複雑な分布を効果的に描くことは出来ない。例えば、差が血圧の上昇に伴って上昇する時など。そのような環境では、元のデータの対数変換が効果的であろうと。



収縮期圧 (n=255) に対する 85 名の被検者で検査機と測定者の圧力誤差と平均のプロット。0、±5、±10、±15mmHg 差の基準ラインが示されている。試験機の値に対して、一致度の高い測定者①または②の方を評価に使うプロットしている。

図 96 ノンパラメトリックな LOA の

16. 性能、安全性および測定正確さの評価基準

Official standards and recommendations: a critical comment :P371

Bernard Waeber, Daniel Hayoz, Michel Burnier, Jurg Nussberger and Hans R. Brunner

16-1 機器の安全性と一般性能の基準化

高血圧は先進国における心臓血管系の罹患率と致死率の主な原因である。これらの病気の治療は、かなりの程度、脳卒中、うっ血性心不全や慢性腎不全のような合併症の発生を予防することである。このことが、異常に高い血圧を持つ患者を見つけ出し、治療することに最大の努力が向けられている理由である。

高血圧の治療法については、ここ数十年の間にかかなりの進歩をしてきた。違ったメカニズムで作用する多くの新しい血圧降下薬も開発され、ほとんどの個々の患者の血圧を、正常にする可能性を提供することが出来るようになってきた。それとは対照的に、高血圧の診断を確立する手順に関しては、全くと言っていいほど変わっていない。臨床の現場で患者を診断する時、必ず始めにやらなければならないステップは、血圧を測定することである。この最も重要なパラメータは、収縮期と拡張期の値を決めるための道具、1896年に Riva-Rocci によって開発された血圧計と、1905年に Korotkoff によって導入された聴診器を使って、いまだに日常的に行われている。

高血圧が最も強いリスクファクターであるとする疫学的な証拠は、慣習的に行われてきた医師の手元で取られた血圧測定の記録がベースになっているが、そのような血圧の値の信頼性について、今日では不安が大きくなってきている。そのエラーの潜在的な発生源の一つに、血圧を測っている機器そのものの可能性もあるが、血圧を決める正しい手順を踏んでいなければ、ベストの装置であっても嘘の測定値を出してしまうことになる。この技術的な問題以上にさらに難しくしているのは、自分たちをリスクに晒している各自の血圧に対する認識のなさである。多くの患者では、自宅や職場で測った値より、医師と対面している時に高い値を示すことがある。この現象は、今では非侵襲的アンビュラトリー血圧(ABP)モニタリングで証明されている。高血圧患者が診断された時、何処で測った値で判断したかを説明されるべきである？

これらの問題が、科学的委員会に血圧測定の精度を改善を試み、結果的に、高血圧診断や治療改善するための公的勧告を確立するとことを促してきた。ここでレビューされている課題は、現在入手できる僅かのガイドラインの実用的なものである。

16-1-1 欧州域内規格 EN 1060-1/-3

欧州域内の 30 ケ国では、CEN(欧州標準化委員会)と CENELEC(欧州電気標準化委員会)が策定したガイドライン、非侵襲血圧計の EN 1060-1(一般的要求事項)と EN 1060-3(電気-機械血圧測定システム用の補足要求事項)が施行された。その各参加国のメンバーは、自国の国内規格の中に組込んで、このガイドラインの要求事項を優先的に遵守することを義務付けている。例えば英国では BS EN 1060-1, -3、ドイツでは DIN EN 1060-1, -3 のような名称で、それぞれの国の記号を頭に付けて自国のガイドラインに組込んでいる。域内で参加している CEN メンバーは、オーストリア、ベルギー、デンマーク、フィンランド、フランス、ドイツ、ギリシャ、アイスランド、アイルランド、イタリア、ルクセンブルグ、オランダ、ノルウェー、ポルトガル、スペイン、スウェーデン、スイス、英国等である。

CEN のガイドラインの履歴は、初版の EN 1060-1 非侵襲血圧計—Part 1: General Requirements (一般的要求事項)が 1995 年に、その 2 年後の 1997 年に、EN 1060-3 非侵襲血圧計—Part 3:

Supplementary requirements for electro-mechanical blood pressure measuring systems(電子-機械式血圧測定システムに対する補足要求事項)を発行している。

EN 1060-1:1995 この欧州規格は、非侵襲血圧計および加圧カフで動脈血圧の非侵襲測定のために使われるアクセサリーの一般要求事項を規定している。

また、これはこれらの機器のための性能、有効性、機械および電気的安全性の要求を規定し、試験方法を提供している。

EN 1060-3:1997 この規格は、電子-機械的に血圧を測るシステムに対し、性能、有効性、安全性の要求事項を規定し、そこでは加圧カフで、上腕、手首および大腿に使われるものである。また、これらのアクセサリーのための要求事項を規定し、試験方法を提供している。

この規格は、電子-機械的に血圧を測るシステムに適用されるが、そこでの血圧は聴診器で手動または自動的な何れで決められる機器である。

この規格が要求している測定精度は、7.9 項、聴診器で手動で決められる機器で、

a) 測定の最大平均誤差 : ± 5 mmHg

b) 最大試験標準偏差 : 8 mmHg

としている。

要求に応じて、企業はこれらの要求事項に適合していることを、認証機関に提出しなければならない。そうして、推奨する試験方法として、コメント欄に ANNEX A に以下の記述している。

(臨床試験の参照資料)

- 1) *ANSI/AAMI SP10; American National Standard for electronic or automated sphygmomanometer.*
- 2) *O'Brien E etc. The British Hypertension Society protocol for the evaluation of blood measuring devices. Journal of Hypertension 1993, 11(Suppl 2): S43-S62.*
- 3) *E DIN 58130: 1995, Non-invasive sphygmomanometers – Clinical investigation;*

16-1-2 国際規格 IEC 60601-2-30~IEC 80601-2-30

IEC(国際電気標準会議)は、電子・電気分野の国際的な標準化を規定する団体で、ISO(国際標準化機構)は、電子および電気以外の国際標準を作成している機関である。非観血自動血圧計の標準化の経緯は、初版 IEC 60601-2-30:1995 が、自動繰返し非観血血圧モニタリング装置の基本的性能をもつ安全性のための個別要求と発行され、その改定版 IEC 60601-2-30: が 1999 年に出された。

2009 年になると IEC/ISO は、AAMI や CEN/CEN と合同チームの作業部会を組織して、改訂版の IEC 80601-2-30:2009 が発行され、旧版はこの規格に置き換えられた。そうして、タイトルも「自動非侵襲血圧計の安全性と基本的性能の特別(個別)要求」と変更された。

また、臨床評価の規格は、IEC 80601-2-30 から分離して ISO 81060-2:2018、非侵襲血圧計—Part 2: 間欠自動測定タイプの臨床調査で規定されることになった。

16-1-3 OIML R 16 の血圧計国際勧告:

欧米での非侵襲自動または半自動血圧計の医療機器としての審査標準化は、上記のように各国、域内および国際的な動きがあったが、わが国の標準化策定では国際法定会議の OIML R16 および OIML R16-2 大きな影響を与えた。この件は、後ほど詳述するが、OILM(国際法定計量機関)は、長さ、質量、圧力などを測る計量器で、市民生活に密着する「タクシーメータ」、「温度計」「ガスメータ

タ」、「水道メータ」など信頼性、安全性を確保し、国際的な商取引を円滑化するため特定計量器計量器として定め、技術基準の国際勧告を策定している組織である。故に、医療機器の性能や安全性の標準化を定めると言うより、度量衡の標準化の策定に重点を置いている。この機関に参加している国は、出来るだけ OIML の会議で策定した勧告は受入れる努力する義務がある。この OIML 機関は、1968 年 10 月に水銀血圧計とアネロイド型血圧計に最初の国際勧告 No.16 を発行した。この勧告は、これらの血圧計で圧力計としての構造、計量の許容誤差を規定し、商品毎に検定証印を受ける義務を課している。

しかし、血圧計にも電子化による革新的な技術が採用され、R 16 では対応出来なくなり、OIML 機関も整合させるため、旧 OIML R 16 を 2 パーツに分けて、Part 1 は、従来と同じ非侵襲機械式血圧計、Part 2 は 非侵襲自動血圧計を対象にした勧告を策定した。この OIML R16-1/-2 の改訂版では、ISO、IEC、CEN、などの規定との整合性をとっているが、医療機器というより特定計量器の視点から策定しているので、以下のような特有の検定項目がある。

計量法の規制

1. 型式承認 (Type approval)

新規の血圧計を少なくとも 3 台、サンプルとして行政が指定する機関へ提出して試験承認を受けねばならない。

この計測方法および技術的要求事項に対する適合性の検証試験は、図 96 のようなシステム構成で、手順に従って行われ報告書は規定のフォームで作成される。

2. 初回の検定手順

装置は、500cc の剛性の容器を、0.8 mmHg 以下精度の校正された①基準圧力計、③ゴム球または圧力発生器で構成する。

0 mmHg と最大測定の圧力間を 50 mmHg を超えないステップで試験を行う。試験される機器と基準圧力計の読みの誤差は、±3 mmHg を超えてはならない。

リーク (漏洩) 試験は、500cc の剛性のタンクを接続し、250mmHg まで圧を上げ、ゴム球の手元のバルブを閉め、一分間放置して 6 mmHg 以下まで下がってはならない。

3. 販売後の 2 年毎の検定

上記 2 項の検定は、市場に出した後も 2 年毎、また途中で修理した場合は適用される。

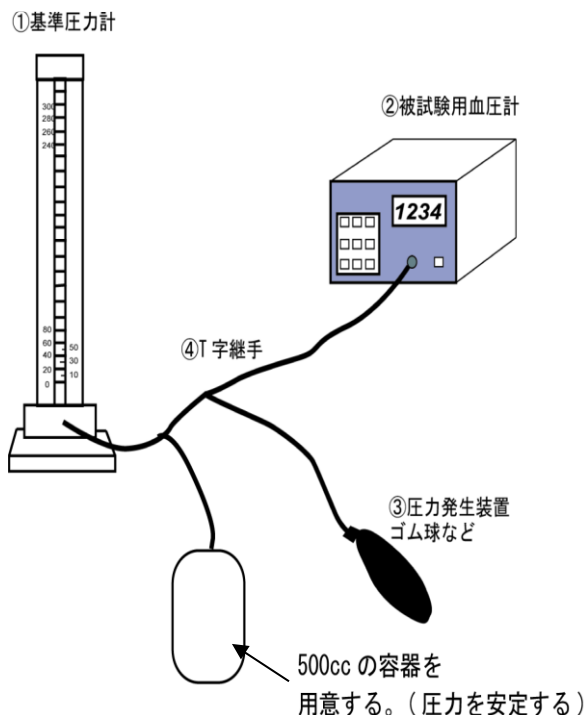


図 97 圧力試験システム

16-2 臨床的な検証基準

16-2-1 基準の国際的統一化

EN 1060-1/-3, IEC 60601-2-30 および OIML R16-2 などの規格は、非侵襲の血圧を測る機器の正確性を検証基準は記載されていない。それ故、米国の AAMI SP 10、BHS プロトコール、ドイツの E.DIN 58130 を参照することを推奨している。その後、臨床基準は、ESH(欧州高血圧学会)からも ESH IP(国際プロトコール)が 2002 年に、また、ISO から 2009 年に発表された。これ等の検証プロトコールは、多くの共通点もあるが、一方で重要な点での違いもあり、使用する研究者や企業および臨床現場では不便を感じてきた。そこで AAMI、ESH、ISO の組織がイニシャチブを取って、単一の共通プロトコール作るため国際的な専門委員会を定期的な会議を設けて、重要課題を討議し定期的に改定して行っている。現在、カフを使った間欠的に血圧を測定する非侵襲電子自動血圧計は、ISO 81060-2:2018 を発行されている。米国の AAMI 血圧計委員会は、SP 10 を廃止し ISO 81060-2:2009 からこの基準を採用している。

この国際会議の委員のメンバーは、欧州、米国、カナダ、日本、中国、オーストラリアからの血圧測定モニタリングの専門的知識を有する医師や技術者、国際的な代表者からなる ESH 作業グループや、血圧モニタリング作業部会の BHS のメンバー、AAMI/ISO の非侵襲血圧計の作業グループなどが参加している。

16-2-2 被検者の運動中の機器の検証

統一規格 ISO 81060-2:2018 では、一般の健康な被検者を安静状態で機器を検証基準は纏められてきたが、特殊な環境に被検者を置いて測定する機器を評価する基準は改定検討の途中にある。その一つは、ABP(アンブラトリー血圧)モニタや運動負荷血圧計である。これらのモニタを基準器と比較検証する場合は、患者または被検者をエアロバイク(固定式の自転車)やトレッドミルなどの機器を使ってシミュレーションする。この環境では、体動や振動ノイズにより、比較検証の精度について信頼性が落ちるので、検証手順も制限される。AAMI SP 10、BHS プロトコール、ISO 81060-2 などのコメントと *The American Journal of Cardiology* に掲載された William B. White らの論文の一部を紹介する。

1) AAMI SP 19: 1992

このガイドラインでは、被検者が歩行、ジョギングなど動いている時、正確に血圧を測れるシステムは直接法である。動き検査では、被検者のカフ装着は、基準器が使用している腕とは反対側の腕を使い、同時または逐次測定をする。左右の腕の血圧は、5 mmHg 以内であること。

動きで機器の変動が非常に大きくて、受入れられない場合は、その機器は安静状態での測定のみに制限する。

2) BHS プロトコール

このプロトコールでは、労作中に血圧を測定するために設計製造された機器に対し、オプションの精度検証の規定を設けている。このプロトコールの比較検証の基準器には、聴診器を使う水銀圧力計としているので、侵襲の直接法は使わない。但し、動いている被検者の測定では、熟練した測定者であっても、拡張期のコロトコフ音の識別が難しく信頼性に欠く。故に、比較検証には、収縮期血圧のみで行うことにしている。もう一つの理由として、運動中の血圧は、収縮期の変化は大きい、拡張

期血圧は殆ど変化しない。変化しても、やや下がるだけである。このことを利用して、評価手順は以下のようにしている。

- * 安静の被検者 85 名で検証し、合格した機器を対象にする。
- * 30 名の被検者を選び、Bruce protocol レベル 2 とレベル 5 の運動負荷で、それぞれ約 6 分間で 3 回の測定をする。測定は、試験機と水銀血圧計のカフは、「それぞれ被検者の反対の腕に装着し、同時測定をする」。
- * 評価は、血圧の解析で述べられたように、Bland Altman 分布などで行う。

3) ISO 81060-2

このプロトコールでは、ABP モニタの検証には、エルゴメータを使って試験する手順を定めている。追加 35 名の被検者から、負荷の強度を安静時より 15%, 30%まで上がった心拍数の時の血圧を、水銀血圧計と機器の逐次測定データを比較評価している。

4) ABP モニタの安静・運動での臨床評価(論文)

注) ここで紹介する論文は、AAMI SP 10 および BHS プロトコール作成時期に The American Journal of Cardiology(1990:60-66)に掲載された。

Assessment of Four Ambulatory Blood Pressure Monitors and Measurements by Clinicians Versus Intraarterial Blood Pressure at Rest and During Exercise

(安静と運動負荷中での 4 銘柄 ABP モニタと医療技師および動脈内圧の評価)

William B. White, MD, Per Lund-Johansen, MD, and Per Omvik, MD

(背景)

最近、軽症および境界高血圧の診断および病院の評価—または白衣—高血圧の診断に役に立つ日非侵襲 ABP モニタが急増している。モニタの殆どは、上腕動脈に貼るか、カフ内に縫い込んだマイクロホンを経由しコロトコフ音の基準の聴診を使って血圧を決めている。またカフ圧減圧中に上腕動脈で生成されるオシロメトリック波を感知して血圧を測定している。現時点(1990 年)代では、ABP モニタは、その機器は患者に対して安全性の危険は無く、信頼性があると説明している企業のレポートを検討して、市場に入ってきている。しかしながら、信頼性の定義と血圧モニタの精度はかなり論争され、米国および欧州に機器を評価するガイドライン開発するため委員会を形成するようになった。このレポートは、安静と運動で十分調整された動脈内血圧測定でなされた、血液動態研究所で、4 種類の違うタイプ ABP モニタの精度を比較した。聴診器と水銀柱で動脈内血圧と医療技師が決定した血圧の間の違いに対して比較した。

(方法)

この試験で評価する ABP モニタは、表 14 に示すように 4 タイプである。その概要は、以下の通りである。

‘① Accutraker II は、Korotkoff 音を心電リードを使う聴診ユニットで、1988 年に上市された。’② コーリン ABPM 630 は、1967 年に上市され、カフ加圧中ガスを注入するための CO₂ カートリッジを装備していて、血圧測定中は完全に静かである。’③ Der Mar Pressurometer IV は、1987 年に入手可能になり、血圧決定に心電リードを必要としない機器である。しかしながら、そのリードはオプショ

ンで使用も出来る。④ SpaceLabs 90202 モニタは、オシロメトリックで血圧を測り、マイクロホンや心電リードは使わない。

表 14 各社の ABP モニタの種類と特徴

ABP の機種 製造メーカー	測定方式 血圧決定の方法	特徴
Accutraker II (1988-1989) SunTech Medical (米国)	聴診法	R-wave & K 音による ECG ゲートと K 音
Colin ABPM 630 (1987) Colin Medical (日本)	聴診法/オシロメトリック法	カフ加圧: CO2 カートリッジ 測定中は静音
Del Mar P-IV (1987) Del Mar (米国)	聴診法	オプション ECG ゲート
SpaceLabs 90202 (1987) SpaceLabs (米国)	オシロメトリック法	

(被検者)

57 名の高血圧患者が、この試験に参加した。全ては、検証プロジェクトの目的の公式の説明で、この試験に参加することを同意した。この試験はベルゲン大学の倫理委員会で、Haukeland Sykehus の進められている侵襲血液動態の一部として認められた。患者の誰一人としてこの試験のためにだけデータを提供していない。全ての患者は、25 年以上この研究所で行われてきた幾つかの違った長期血液動態と薬剤試験に関与してきた。患者で、もし逐次反対側の血圧が収縮期および拡張期血圧が ±5 mmHg 以内になれば、この試験から除外した。

(ABP モニタと血圧決定)

動脈内血圧の測定は、上腕動脈で行った。1 mm の形の短い、剛性ポリエチレン・カテーテルが、上腕動脈に約 17~20 cm 導入された。動脈内圧は、外付けの圧力センサである。短く剛性で、最小の減衰が得られる。

この血圧モニタは、反対の腕に装着され、両腕は心臓レベルにあることを確かめる細心の注意を払った。

ここの被検者で、安静で、横臥で 5 測定、座位で 5 測定した。自転車運動の 5~7 分に渡って 5 測定 (5 分間は 100 ワット) し、運動後は座位の姿勢で 1~2 測定を行った。モニタが決定がされるモニタと腕は、自転車エルゴメータから切り離されたテーブルに置かれ、自転車を漕ぐことで大半の(すべてではない)機械振動を退けるため枕でバッファした。

一人の研究技術者が。手動で血圧を測るためモニタを稼働させている間(減圧レートは機器によっては 3~5 mm/s で変わる)、一人の測定者は、動脈内圧のトレーシングの上に、カフ加圧、カフ減圧およびカフ減圧の停止の正確な瞬間に刻み印を入れさせた。これらは、後でモニタの測定値を見えないようにされた測定者に読ませた。動脈内圧をトレーシングしている測定者は、非侵襲測定から最初と最後のコロトコフ音に関連したトレーシングの上の正確なビート(波形)を識別することはありそうもないので、その動脈内血圧は、収縮期ためにカフ減圧が始めた後の最初の 15 秒を、拡張期ためのカフ減圧の最後の 15 秒を平均し、収縮期血圧と拡張期血圧とした(カフ減圧の通常の間は、40~60 秒である)。

間接血圧測定値を得ている時間中に起きる動脈内圧の beat-to-beat(一拍一拍)の変動は、平滑化法で限界許容値で 5~6 mmHg である。

(医療技師で血圧を決定する)

安静で、自転車運動で血圧を 2 名の違う熟練した医療技師で水銀柱を使って、動脈内圧トレーニングと比較するため測定された。その医療技師(共に正常な聴力を持つ)が、測定には入れ替わった。その理由には、聴診器を持って同時測定は、限られたスペースでは、適正な聴診にはあまりにも扱い難いからである。

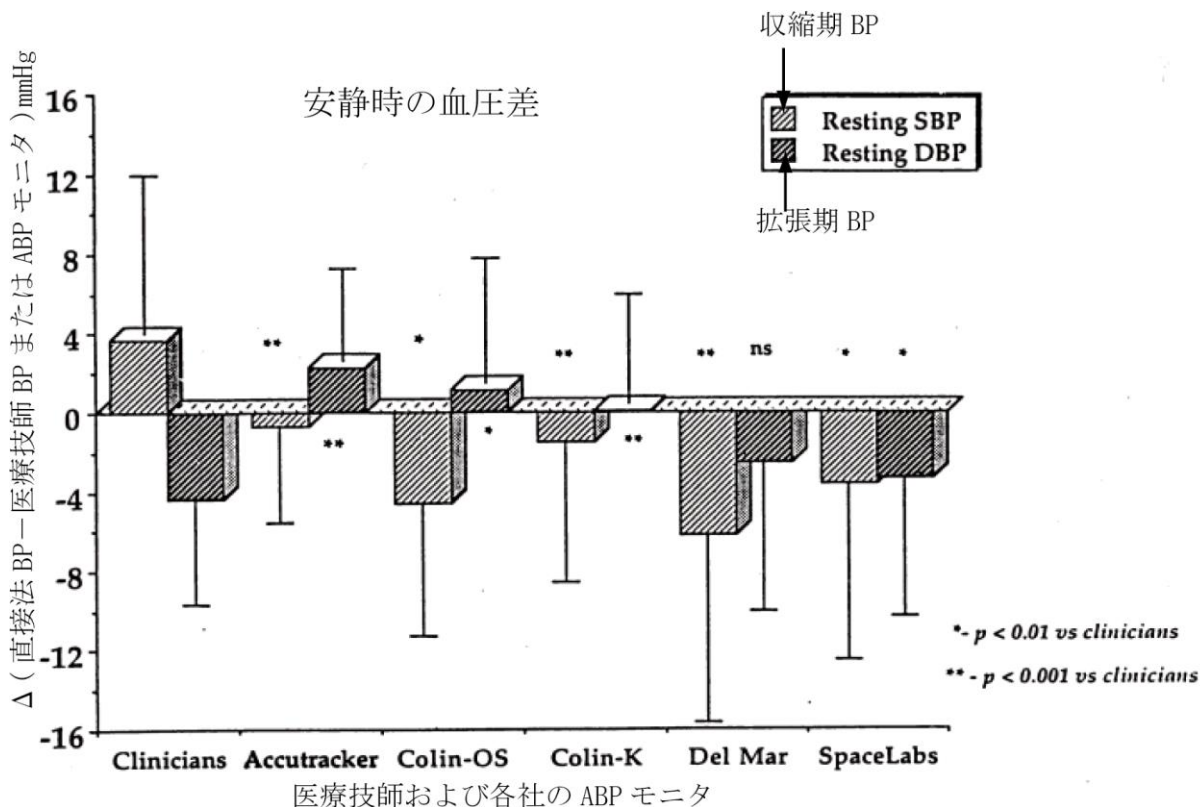


図 98 直接法 BP と医療技師または ABP モニタの比較

(安静時の結果)

図 98 は、安静で直接法の血圧と非侵襲血圧測定の平均差の「平均差と 1 標準偏差」が比較の目的のため示している。安静では、Accutracker II と Colin ABPM 630 (血圧測定に聴診法を使っている)が、臨床技師の測定値より直接的に測った血圧ではかなり小さいバラツキであった。Accutracker II は、収縮期(-1 ± 5 mmHg)、拡張期(3 ± 4 mmHg)で、Colin ABPM 630 は、収縮期(-2 ± 7 mmHg)、拡張期(0 ± 6 mmHg)であった。医療技師の値は、収縮期(4 ± 9 mmHg)で、拡張期(-4 ± 6 mmHg)であった。

Del Mar および SpaceLabs 機器は、医療技師との差は非常に差があったが、許容範囲は、医療技師の値より小さいと言うより、むしろ大きかった。

(運動中の結果)

自転車運動中の評価のうち、Accutraker IIは、医療技師との差より動脈内拡張期血圧との差は小さかった。その差の値は、動脈内血圧との拡張期の差(1±2 mmHg)に対し、医療技師では(-5±7 mmHg)であった。Der Mar P-IVは、収縮期および拡張期血圧は、非常に大きいさであった。

(考察)

動脈内血圧は、圧力センサ(水中で)の細かい細部にこだわり、それぞれのビートは、必要であれば、ストリップ・チャート記録計で解析されるので、一般に血圧決定のもっとも正確な方法であると受け入れられている。逆に、十分訓練された医療技師による間接血圧測定は、測定者の偏見などを含めて、二次的な多くの原因である大きな測定者間の変動に対する課題として示されてきた。さらに、直接と医療技師とのバラツキは、運動中はモーション体動が多くの被検者で、聴診を非常に難しくするので、さらに大袈裟になる。

各被検者が ABP モニタまたは水銀柱および直接トランスデューサで得られる血圧値の間で大きな差の変動兆候を示す。そこには、血圧を決定する方法に変動の幾つかの潜在的な発生源がある。一つは、医療技師の違いで非常に熟練されていても、一人の臨床技師の血圧測定と、もう一人が聴診器を使う血圧決定と比較する時に示される時、コロトコフ音の感受性に誤差がある。二つ目は、間接血圧測定にかかる時間に直接圧のビート・バイ・ビートの変動を均す最大許容範囲は5~6 mmHg ある。最後に、測定機器から発生する誤差で、特に動いている時は顕著である。そこでは歩行ノイズやコロトコフ信号またはオシロメトリック波形は、お互いに区別できない。

運動または歩行中の ABP モニタの精度は、評価することが難しい。殆どの ABP モニタは激しい運動中の使用のためには設計されていない。しかしながら、自転車は運動用トレッドミルより機械的なアーチファクトは、遥かに少ない、この研究では非侵襲測定した腕は、多くのモーション・アーチ

自転車運動時の血圧の差

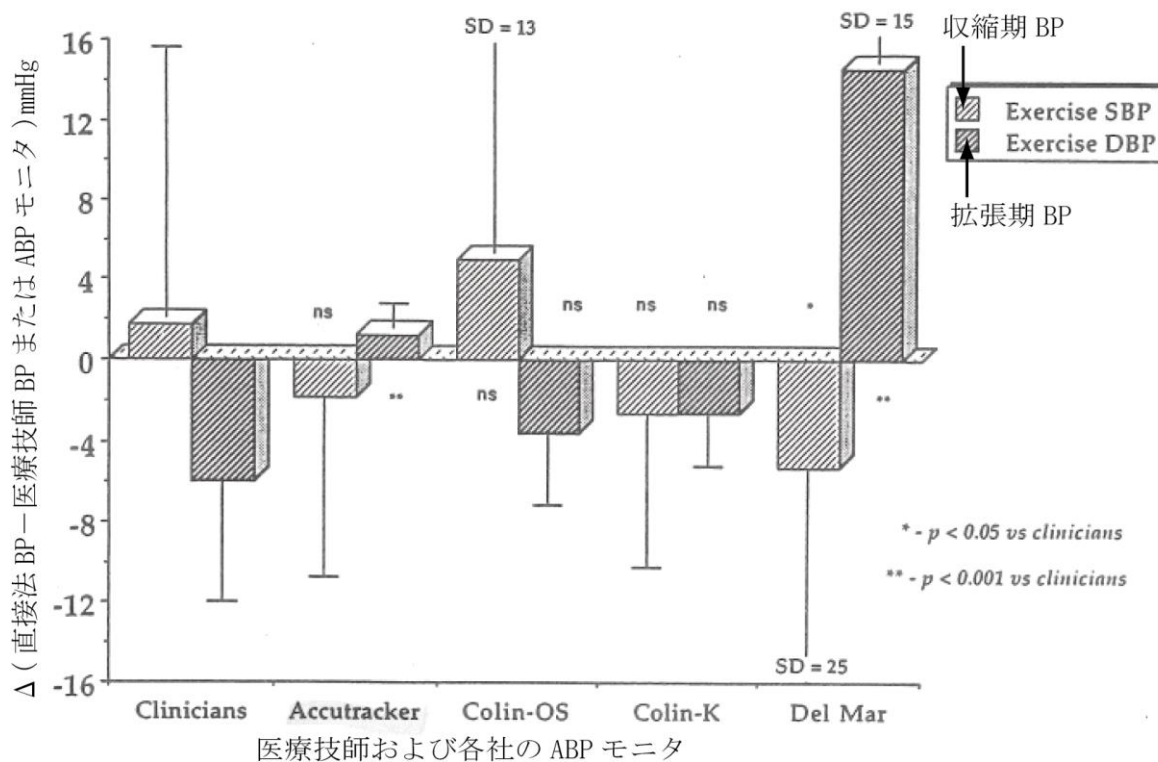


図 99 直接法 BP と医療技師または ABP モニタの比較

ファクトを避けるためエルゴメータ・ユニットから離れた。しかしながら、ダイナミック運動では、そこでは常にいくらか腕の動きがあり、直接法の血圧とは大きなバラツキが起きる(図 99)。だから、この自転車のやり方で大きな誤差をしめすモニタは、歩行中で大きな誤差を示す可能性が高い。

わかったことで ABP モニタで最良の結果は、測定中は患者に腕を完全にじいっとさせるようにすれば得られると示唆している。

この試験でのデータでは、Acutraker II と Colin 630 モニタでは、歩行中腕を動かさないで測定値を得ることは可能であるが、より激しい運動では正確な測定値を得るようには見えない。

臨床技師の測定や他の ABP モニタで測定中は、正確な測定値をえるには、行動や腕の動きを完全に止める必要がある。

17 日本における「非観血式血圧計」規格

わが国のカフ式非観血自動血圧計には、薬事法(薬機法)と計量法の要求事項を満たす必要がある。かつては、ドイツでも類似の計量法で規制されていたが、1995年に欧州医療器指令が制定された時点で廃止されている。現在、欧米の先進国で、このカフ式非観血自動血圧計に計量法が適用されているのは日本だけである。これには、「非観血式電子血圧計」の規格初版 JIS T 1115:1987 が、非観血式機械血圧計 JIS T 4203 の計量検定規則を適用したことにある。この規格は、国際法定計量会議で制定した OIML R16:1968 をベースにしているが、時代が機械式から電子化の流れで電子式アネロイド型血圧計として計量検定規則を適用した。また国際法定会議でも、2002年に国際勧告 R16 を R16-1(非観血式機械血圧計)と R16-2(非観血式電子血圧計)に分けたのに準じて、わが国も、この R16-2 をベースにして JIS T 1115:2005 の改訂版を発行した。欧米では非観血血圧計の性能と安全性の規格は IEC 60601-2-30 に、臨床規格は ISO 81060-2 に統合される方向に進められ、IEC 60601-2-30:2009 版が発行された時点で、わが国もこの規格をベースにして JIS T 1115:2018 の改訂版を発行した。

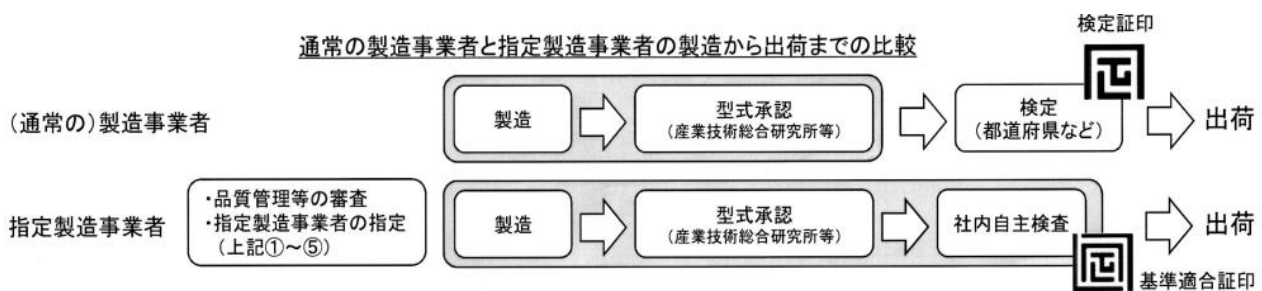


図 100 型式承認から検定出荷の流れ

歴史的経緯にもよるが、カフ式非観血血圧計は薬機法と計量法の二重規制が適用され、国内で製造販売・輸入販売する企業や業者は、両方の許認可が必要になる。この許認可の作業は、手間とコストがかかるので、国内外から問題の指摘がされた。特に、計量法では、所管内の都道府県の検定所で全数検査を受ける義務がある。

この様なはいけいから、平成 21 年 4 月にアネロイド型血圧計(検出部が電気式のもの)は、薬事法の管理医療機器の規制にゆだねる答申案が出された。その年の 12 月に、この製品の取り扱いに関する企業や業者に、経済産業所計量行政室からこの課題について説明会が開かれたが、前向きな決断は下されなかった。

特記事項

医療現場で多く使われている機器、器具には、図 100 に示すようなルーアロック・コネクタが使われてきた。一部の現場では、このコネクタを取付けたり、取り外したりする作業は日常作業の一部となっている。そういう作業の中で、海外で違う器具との接続ミスが起きる事故が発生し、国際 ISO 委員会は再発防止のため、機器・器具を分類して採用する小口径コネクタの仕様を決める規格を検討し策定してきた。規格は 6 分野に分けられて、電子血圧計の四肢カフに関しては小口径コネクタ規格 ISO 80369-5 が割り当てられた。

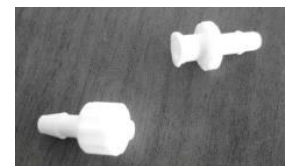


図 101 小口径コネクタ

18 カフレス血圧モニタ

2010年代頃になると、企業や大学の研究グループから”カフレス血圧モニタリング・ウェアラブル機器”の発表されたり、一部の海外の企業からは時計型の製品も市販されるようになってきた。この機器の測定方式は、血液の量が心臓から末梢器官までに到達するまでにかかる時間に関係していて、PTT(脈波伝播時間)などで表されている。この方式は、カフを使用しないためカフレス血圧測定と名付けられている。故に、患者や被検者に装置する圧迫するカフはなく、測定部位の生理的負担がなく、しかも連続的に血圧をモニタリング出来るなど有意な利点がある。この測定の基本原理は、既に前述した9章5項のPulse wave velocity(圧脈波の伝搬速度)に基づいている。

このカフレス血圧計のアイデアは、将来の期待される測定法とかもしれないが、大きな壁は得られた値の正確さを検証し認知させることが出来るかである。前述してきたように新しい血圧を測る機器および装置を市場に投入する場合、臨床評価のためのISO 80601-2などの国際的な規格に適合する必要がある。

現在のところ、精度を比較する基準には間欠的に測る2名の熟練者の聴診法の値か、使用が限定されているが侵襲的な直接法の二つの方法しかない。これらのプロトコルは、カフ式の非侵襲電子血圧計を比較評価するための規格で、カフレス血圧計のために作られたものではない。カフレス血圧計の精度を認知させるためには、系統立てた証拠になるエビデンスを作成してISOの血圧作業委員会などで審議にしてもらう必要がある。まず、カフレス血圧計は正確で、医療市場で使うのに十分有効性があることを証明できるかである。

このカフレス血圧計の国際標準化推進促進するために、早稲田大学のロボット研究機構の田村俊世氏が2018年に経済産業省産業標準化推進事業の一環として、カフレス血圧計の国際化推進委員会を組織して3年間にわたって、ISO/TC121/SC3/JWG7の血圧規格を策定している委員会に打診に尽力されてきたが、ISOの委員会が審議に取上げられていない。今後の進展にきたいするが、また、精度の臨床上の調査確立も今後の課題である。

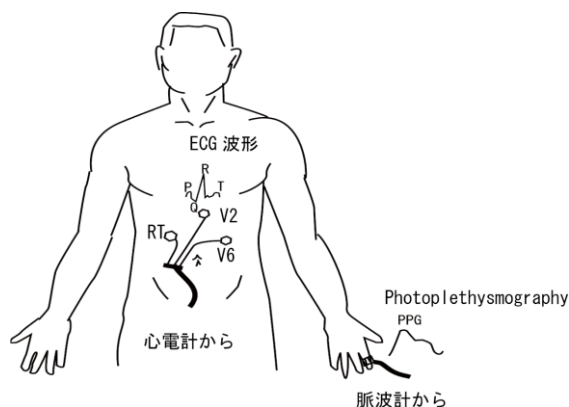


図 102 PTT 測定の信号取り込み部位

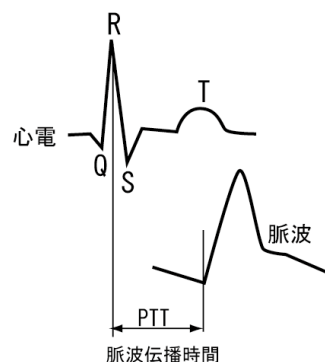


図 103 脈波伝播時間

"陰"と"陽"	7	Christian Gottfried Gruner	20
Robert Ellis Dudgeon.....	29	cinematography (シネマトグラフ).....	26
(Foster 1866b)	28	Copernics	14
、Edgar Holden.....	31	cotyla.....	17
A. M. Bloch (Oliver 1901)に	44	'critical' (重大).....	19
Albert 1883.....	41	Ctesibius	11
Alexander the Great's commanders	11	Daniel Cox	19
Alexandrian Herophilus.....	11	De Statica Medicina (医療測定に関して	17
Angelo Mosso (1846-1910).....	41	De Statics Experiments.....	15
'angiograph' (アンジオグラフ計)	40	diarrhea(下痢).....	19
'angiograph'(アンジオグラフ計)	27	dicrotic notch (ダイクロチックノッチ).....	31
<i>Aphorismen Mosis</i>	13	Dr Cheron	45
Archigenes (アルキゲネス).....	11	Dr Francis E. Anstie	28
armamentarium(医療器具).....	54	Dr John Bethune Stein.....	45
Ars Sphygmica	15	Dr Johnson	18
arteriometer(動脈計).....	46	Dudgeon (1820-1904).....	30
arteriosclerosis(動脈硬化)	44	Edwin Smith papyrus(パピルス).....	6
auto-sphygmogram(自動脈波図)	40	end-stage kidney(末期腎臓病)	21
<i>Avicenna</i>	13	Erasistratus.....	12
<i>Ayurvedic</i>	10	Erasistratus (310-250 BCE).....	11
Baker 1867	27	ether charts (エーテルチャート	53
Balthazar W. Foster (Foster 1866a)	28	Etienne Jules Marey (1830-1904).....	26
Behier	27	etschenow 1861	26
Binhu Maixue(脈の Binhu's 研究).....	9	Eugene Bourdon (1808-1884).....	57
Blake 1839.....	38	F. A. Mahomed (1849-1884).....	28
Bouloumie 1905	53	Francisco Solano de Luque.....	19
Bright 病(腎臓炎).....	29	Frederick Akbar Mahomed (1849-1884).....	67
Buldell	24	Frederick Tice (Tice 1923)	68
Butcher	25	Fulton 1946	53
C. H. Verdin.....	43	Gaertner	47
C. J. Martin (1866-1955)	55	Gaertner 式 tonometer(トノメータ).....	52
C. Z. Ozanam.....	27	Galen (ガレン)	12
Caleb Hillier Parry (1816).....	20	Galileo.....	16
Caliph Harun ur'Rashid.....	12	Galireo	16
calypsidra	11	gallop rhythm(ギャロップ・リズム).....	43
Caraka Samhita.....	10	'gastric pulse (胃の脈)'	19
Charaka.....	10	George Oliver (1841-1915)	46
Chelius の脈拍計	25	Gilles	14

Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679)	35	jugular(頸静脈)	68
Graham Steell (1899)	29	Jules Herisson	24
<i>haemodynamometer</i> (血流計).....	68	Julius Rucco	21
haemautogram(血流図).....	40	Karl Vierordt	25
haemodynamometer(ヘモダイナモ計)	37	Kleptes	11
Haemodynamometer(ヘモダイナモ計)	46	Koschlakoff 1864.....	29
Hagen-Poiseuille の法則	38	Kymograph: キモグラフ計	39
<i>Han Ti Nei Ching Su Wen</i>	7	Landois	27
<i>Haung Ti Nei Ching Su Wen</i>	8	Landois 1872; 1974	40
Henri Fouquet.....	19	Lapis Lydius Appolonis.....	19
Henry Viets	15	Learned Ignorance(専門バカ).....	14
Herbert French	56	Leonard Hill	46
Hercule Saxonnia.....	17	Li Shizhen.....	9
Hermann Sahli (1856-1933).....	43	Louis Francois Breguet 社.....	27
Herophilus	12	Ludwig Hagen (1797 - 1884).....	38
Hill & Barnard	25	Ludwig's kymograph (キモグラフ計)	40
Hippocratic (ヒポクラテス).....	10	Maijing.....	8
Homer	10	Maijing (脈経)	8
hudor.....	11	<i>Maimonides</i> (1135-1208)	13
hyperkinetic (運動過剰亢進症)	70	Marey	25
hypertension(高血圧)	8	Marey 1878.....	41
<i>hypertonus</i> (筋緊張亢進).....	68	<i>Master Cui</i>	9
idiot(まぬけ).....	15	<i>mens a mensurando</i>	14
Idiota de Sapiaientia	14	Mergier	25
'intermittent pulse'(途切れる脈).....	19	Mesue Senor (長老)	12
J. B. Burdon-Sanderson (1828-1905)	28	mitral valve disease(僧帽弁病)	21
J.H.Breasted	6	murmur (サラサラいう音).....	67
James Mackenzie.....	32	<i>Nadipariksa</i>	10
James Mackenzie (1853-1925).....	56	<i>Nadi-vijnana</i>	10
James Nihell	19	Naumann.....	25
Janeway (1872-1917).....	53	nephtitis(原発性腎炎).....	44
Janeway (1904)	44	<i>New Principles in Gunnery</i> (砲術の新原理). 23	
Jaquet	30	Nicholas of Cusa.....	14
Jean Faivre.....	40	'non-critical' (非重大).....	19
Jean Leonard Marie Poiseuille.....	37	<i>Observations on the Intermittent Pulse</i> (途切 れる脈についての観察)	19
Johannes Kepler	16	orator(話し手)	15
John Formey (1823).....	20	organ-specific pulse(器官特異性脈)	19
Joseph Nancrede.....	24	ortimer Graville(1833-1900).....	32
Joseph Struthius.....	15		

- P. Garnier24
Pelotte (ペロテ)44
percussion wave(衝撃波).....32
Physician's Pulse Watch(医師の脈の時計)...18
Pickering 195569
Pien-Ch'iao (扁鵲)8
plethysmographic(プレステモグラフィク)...41
pocket 機器.....25
polyuria(多尿症)19
Pond の脈波計.....32
Potain (1825-1901).....43
Praxagoras12
Pulse (脈)6
pulse caprizans'(山羊の飛び跳ねる)13
pulse ghazalans(ガゼルの飛び跳ね).....13
pulse watch(脈拍時計).....23
pulsilogram.....16
pulsus serratus (鋸状の脈、糸状の脈)12
pulus myurus12
Qin Yueren (秦越人: 伝説上の名医)8
Ravana.....10
Recherches sur le pouls.....19
'renal pulse (腎臓の脈)'19
Riolan.....18
Rolleston & Moncrieff 1942.....68
Rufus (ルフス)11
Russel 192168
Sachero 182321
Sage Kanad10
Sahli 1906.....43
Samuel Ritter von Basch (1837-1904).....42
Santorio Santorio (Sanctorius) (1561-1636)16
Sarangadhara Samhita.....10
Scipione Riva-Rocci.....48
Secret of the Pulse (脈の秘本)8
Seleucid 一世11
Sigerist(1955)6
'simple critical' (ちょっと重大).....19
Sir Frances Cruise.....46
Sir John Floyer..... 18
Sir Lauder Brunton 44
Solerno 学校..... 14
Sommerbrodt..... 27
sphygmograph(脈波計)..... 23
sphygmography(脈波計)..... 23
sphygmology 10, 23
Sphygmophone (脈拍フォン) 31
sphyngoscope (脈波スコープ) 25
Spring Dynamometer(スプリング・ダイナモ
メータ)..... 45
Stephen Hales 35
Sultan Saladin 13
Sushruta Samhita..... 9
The Lancet(ランセット)..... 28
The Pulse-Lore of Chang-ke (Chang-ke の脈
の技術) 9
The Renaissance (ルネッサンス) 14
the shyngoscope (脈波スコープ) 41
Theophile Bordeu (1722-1776) 19
Thomas Lauder Brunton 32
Timing the pulse (脈を時間で計る) 16
'tonograph (トノグラフ) 33
'uterine pulse(子宮の脈)' 19
valvular(心臓弁膜症) 31
vomiting(嘔吐) 19
von Recklinghausen 1901..... 51, 57
Waldenburg 1880 26, 45
Wang Chu(王叔和)..... 8
WHO(世界保健機構) 69
Wilhelm Ludwig (1816-1895) 39
Willan Heberden 20
William Ewart (1848-1929) 21
William Falconer 20
William Harvey (1578-1657) 17
William Henry Broadbent 21
Williams Cushing (1869-1939) 53
Yuhanna ibn Masawayh (777-857) 12
Zadex 1880..... 42

ススルタ	9	息子 Antiochus.....	11
ハーバード基準	71	道(タオ)教原理.....	7
王女 Stratomice	11	二重脈.....	11
蟻走脈.....	11	浮いた脈(<i>fu</i>)	8
Sphygmomanometry.....	48	脈(<i>chi</i>).....	8
女神セクムト.....	6	脈(<i>guan</i>)	8
深い脈(<i>chen</i>)	8	蟻虫脈.....	11
神 Thoth (トト).....	6		