光電指尖容積脈波計

東京大學・清水外科 近藤 駿 四 郎

竹 内 一 夫

科 研・仁科研究室 遠 藤 雄 三

A New Portable Photoelectric Plethysmograph

Shunshiro Kondo, M. D.

Kazuo Takeuchi, M. D.

Shimizu Surgical Dept., Tokyo University

Yuzo Endo,

Nishina Laboratory, Scientific Research Institute

われわれの考案した光電指尖容積脈波計については、すでに発表した(近藤・竹内, 1949)、その後この装置によつて種々の研究が行われてきた。〔近藤・竹内, 1950; 山村・竹内・近藤, 1950; 竹内・近藤, 1950; 大村, 1950 a, b; 近藤・石川・山村・竹内, 1950, 竹内, 1950; 近藤・佐野・川淵・竹内, 1950; 竹内・佐野, 1950; 近藤・友常, 1950, 友常, 1950; 石川・竹内, 1951; 森永・石川・竹内, 1951; 近藤・竹内, 1951 a, b (未発表); 山本(幹), 1951(未発表)等〕 現在清水外科教室においては主として神経外科領域および末梢血流障害患者の臨床的観察にこの装置を廣く利用しているし更にこれは最近各方面の興味をひき、すでにその追試作をはじめているところもあるので、こゝに装置に関して一應はつきりとした考察をおきたいとおもう。

脈波

ふつう臨床的には撓骨動脈で脈搏を觸診する。更に精密な脈搏の性状を知るためには脈波計を用いなければならない。脈波計については古くから種々考案されているが(前川, 1947—1948)、大別して壓力脈波計と容積脈波計がある。しかし現在までに臨床的に簡単に利用しているような装置は見當らない。脈波の描記といえば研究室での實驗的用途か、臨床的用途でも極めて限られた場合にしか行われていないが、われわれの経験よりすると更に廣範圍に利用されるべきものとおもわれる。

装置

われわれの考案した装置は光電管による容積脈波計で、その文献的考察は友常が精しく行つ

ている。この装置の特徴としては(1)可搬型であるため臨床的に隨時、隨所での描記が出来る。(2)比較的安價に製作出来、管理さえよければ破損・消耗が少い。(3)同じ装置で心電圖・呼吸曲線なども描記出来る。(4)患者に全く負担・苦痛を與えないで短時間で検査が出来ることなどがあげられる。

原理

生體の末梢部を流れている血液の量は常に一定ではなく生理的には心搏動や呼吸運動によつて週期的に増減し、その他物理的・化學的・精神的・肉體的影響によつて變化する。この容積的變化より脈波を描記しているのが容積脈波で、末梢部としては四肢・耳朵・鼻中隔などが利用されている。われわれの装置は指・趾尖を透過し得る普通の電燈光線が、こゝを流れる血液の量によつて影響されることからこの微細な變化を光電流の變化に變えこれを増幅描記しているの

Fig. 1 Sensitivity Curve (PG-50-G)

Fig. 2 Sensitivity V. S. Wave Length

である。

装置は(1)光電流発生部分 (2)その増幅装置および (3)描記装置に大別される。

(1)光電流発生に最も必要なものは光電管であるが、本邦で入手し得る光電管の中でこの目的に一番適するものはマツダ・セシウム光電管 PG-50-G である。図1にその感度曲線を示す。またセシウム光電管のスペクトル感度曲線は図2に示したごとく廣範囲にわたるがその極大値が $3.500\text{\AA}$ および $8.000\text{\AA}$ 附近にあり、幸なことに生體組織は比較的よく近赤外線を通過させる性質があり $8.500\text{--}8.700\text{\AA}$ 邊の波長の光線が最も透過率がよい。そしてこの組織の中では逆に血流が一番光の透過をさまたげるものである。たゞこの型の光電管の缺點はやゝ大きいことである。そのため装置がやゝ大きくなつて操作に不便を感じることがある。光電管の寿命はほとんど永久といわれているが稀には所謂「疲労」という現象をみるし、振動のために使用不能となつて實際は1年に數回交換を餘儀なくされるがその他はまず同一光電管使用中はその特性は一定と考えてよい。

光電管は図3.4に示すごとく木製の暗箱内に入れその上部に径1cmの穴と指をあてる溝を設けてある。図5に實際に病床で使用中の光景を示したが趾尖用には別に小型の装置を製作した。(図6) この装置は動物實驗にも多くはそのまゝ用いられる。(近藤・友常, 山本(幹), 玉村, 竹内, 未發表. 圖7)

光源すなわち指尖照明装置は6~8Vの自動車テール・ライト用豆球を用いている。このタングステン電球は白熱的に點燈された場合これよ

り出る光束の量は大體一定で後に述べるごとく6.3V.の自動車用大型蓄電池を用いて増幅器(ヒーター)と共用で點燈しているが、その電源の微少な變化ではその光度にほとんど影響がないと考えてよい。光源には更に強力なものを用いればそれだけ透過光量は大となり、一層微細な變化を描記出来るし、後續の増幅器の増幅度を小にすることは出来るが、電力を餘計に消耗し電球および電池の壽命を短縮し、被檢物に熱的影響を與えるのみでわれわれは通常上述の豆球と有能な集光レンズによつて焦點が丁度照明部に結ぶように工夫している。

光電管の陽極電壓には45~90Vがよく小型の積層乾電池で充分である。發生した光電流はシールド線で増幅器に導入する。この場合注意しなければならぬことは光電管および増幅装置間の導線は出来るだけ短くして漂遊容量をのぞき、又光電管の内部抵抗は非常に高いのでこの配線には絶縁を完全にする必要がある。

(2)増幅装置 發生した光電流の血流に伴う變化量は後述のごとく極めて微細であるのでこれを増幅する必要がある。光電流の増幅に関しては色々の方法があるが(十合, 福田, 前川, 眞下, 本川)われわれは次にのべるごとく5極管2段・3極管1段を使用した抵抗容量結合を用いている。

Fig. 8

V1	PG-50-G	R1	2MΩ	C1	25μF
V2 V3	6SJ7	R2	200KΩ	C2	2μF
V4	6J5	R3	500KΩ	C3	2μF
Ba1	45v dry cell	R4	135KΩ	C4	0.5μF
Ba2	6.3v battery	R5	500KΩ variable		
Ba3	30v dry cell	R6	100KΩ		
Ba4	135v dry cell				

いうまでもなく入射光と光電流、及びこれを増幅した電流が脈波描記の性質上直線的關係に

あることを要するので光電管の應用の場合に多く用いられる増幅方法とは自ら異なるわけである。われわれの現在使用している配線は圖8のごとくである。心電計や脈波計の様に數サイクル以下の極めて低い周波數の變化の増幅には普通直流増幅器（直接結合増幅器）を用いるのがよいとされているが、われわれの場合は次の理由でこれを避けて抵抗容量結合増幅器を用いて目的を達している。

即ち前者は波形を正確に表現する（真空管内部の歪みをさけたとき）が、電池・真空管の特性の變化にもとづく基線の變動（これはかなり長周期のものではあるが）等も増幅して出力側に出す。われわれは呼吸による大きな變化も、亦更に一層遅い周期的の變化も考慮したいため、この様な變化が出力側にあらわれることは望ましくない。又これをさける様な回路もあるが、容易に運搬しようとする小型の増幅器にはやゝ不適當である。更に直結増幅器は結合回路の電池その他の變化により保守が困難でもある。

次にわれわれの増幅器の設計製作にあたり注意した主な点を挙げると、運搬が容易でかなりの障害の中で（例えばX線装置・電気メス・濕氣等）測定可能なることで、このために電氣的なシールドを嚴重に施し電源としては電池を用いた。部品が容易に入手し得ることも大切な條件で特殊な真空管の使用はさけて最も普及しているものを用いた。その他の回路についてはその都度述べよう。

圖8の回路にみるごとくこれらは大部分がありあわせの部品によつて組立てたものである。光電管の負荷抵抗はなるべく光電流と光束との間に直線的關係を保たしめるため最小限度としこの場合 $2M\Omega$ を用いた。結合コンデンサーには $2\mu F$ の絶縁良好なものを用いた。グリッド・リークは $500K\Omega$ にとつてある。時定數はやゝ小さいとおもわれる。 $1MV$ の矩形波を V_2 のグリッドに與えて得た曲線と普通の場合の脈波の曲線とくらべてみると指頭の透過光線の變化にもとづく光電流の變化量は $10^{-9}Amp$. 程度である。この場合 V_2 の第1グリッドのグリッド電流

が問題となるともおもわれるが、この増幅器では陽極およびスクリーングリッドの電壓はかなり低くしてあるので差支ないとおもう。

スクリーン・グリッドの電源にも別に電池を用い、又コントロール・グリッドのバイアス電壓をヒーターの電池より得ているのはこれらの回路におけるバイパス・コンデンサーの影響による増幅度の低下を防ぐためである。故にこの回路の設計にはこれらの影響は無視している。

次にこの増幅器における真空管の特性は實測してみると下のごとくである。

6SJ7第1段による増幅度……82

同様に第2段……62

6J5 および振動子回路7.3

したがつて中域周波數における全増幅度は 3.7×10^4 である。次に1サイクル附近におけるこの増幅器の増幅度の減少を求めると、

低域周波（1サイクル附近における）における増幅度 / 中域周波數範圍における増幅度 = 0.98

又結合蓄電器による位相偏位は1サイクルにおいて1段當り $\tan^{-1} 0.16$ である。

これらの數値を得るまでの數式はすべて省略したがわれわれの装置によつてなされる増幅は約90db. しかもその波形のひずみはほとんど問題にならぬ程微少なものであることがわかつた。

(3) 描記装置 われわれは上述の増幅器を福田製作所製舊型心電計のセットの中に組込んで描記装置もそのまゝ利用している。この種の可搬型心電計はその意味において非常に便利である。圖9に現在われわれが使用中のセットを示す。

故障 心電計保持と全く同様に本装置保持には絶えざる諸注意が必要で、その上光電管回路よりのノイズも屢々遭遇する故障である。われわれはB電池として優秀な乾電池又は積層乾電池を選び、スクリーン電源、光電管陽極電壓の電源も同様電池より得ているが、將來適當な電池さえ入手出来れば1箇でこれらの3電源を間に合せたいと考えている。更にヒーター電源と光源には6.3Vの大型自動車用蓄電池を用いこの方面よりのノイズを防止し長時間の使用にも何ら障

Fig. 3

Fig. 4

Fig. 5

Fig. 6

Fig. 7

Fig. 9

Fig. 10

圖. 10

- A. 正常人臥床時容積脈波 (I) 右第Ⅲ指尖
(II) 左第Ⅲ指尖
- B. 同上 兩手を2分間8°C 水中に入れた後の血管収縮を示す。
(I) 右 (II) 左
- C. (I) 右第3指尖 正常時脈波 室温 15°C
(II) 同指尖の左第1趾尖に3分間氷塊を當てたる後の脈波

害なくやつている。濕氣は常に避けねばならぬ悪条件であるが手術室内や雨季の使用にも完全に耐えられる状態に保つ必要がある。

較正 増幅器および光電管回路のチェックとして(1)増幅度の較正には 1MV の短形波を用い、(2)更に光電管の變化に對しては、一定のフィルターを用いてそれによる光量の變化にもとづく曲線を得てこれを標準としている。即ち今、ある期間を隔てゝ行つた測定に對して脈波曲線の比較をなすには(1)により増幅度を一定にしに(2)より得られる振れが同一であればよいわけである。

容積脈波

この裝置で得られた脈波を示す(圖10A, II.)これらはほとんど歪のない波形であるが、正常例でも個人的に差が大きく波形そのものの研究については別の機會にゆずる。たゞ試みに他の裝置によつて得られた脈波(Burch; Goetz; Megibow, Neuhof & Feitelberg)と比較してみると何れも似たものであることがわかる。われわれの得た曲線ではその下降部が指尖に血液が流入してきて指尖の容積が増加しつつあるときつまり心收縮期で、逆に上昇部は指尖から血液が去つてゆくとき即ち擴張期にあたるわけである。

この容積脈波の意味づけに關しても Burch, Goetz 等が詳細に行つてゐるが、結局一心搏動によつて起る末梢の測定部位のすべての容積變化の合計があらわれるわけでわれわれの場合はその容積變化によつてさえぎられる透過光量の變化を描記しているのである。

これらの脈波の變化は血液力學的・物理的・精神的又は他の生理的・刺激などによつて起るわけであるが、少なくとも指尖に關するかぎりはこの部分が都合よく筋肉を缺き皮膚・皮下組織そして骨と豊富なる血管群とよりなつてゐるので主として容積の變化は血管の内容の變化を示すものである。この部分に存在する血管としては小動脈—毛細血管—小靜脈のすべてを考へるが、Goetzも述べるごとく脈波の振幅は(即ち容積變化の大小は)主として次の因子に左右される。

(1) 1心搏動による搏出量

(2) 末梢血流の抵抗(動脈の Vasomotor tone)

(3) 靜脈性還流

通常は(1)および(3)は一定と考えられるので結局(2)はつまり血管の内徑の太さによつて振幅の大小が定められると考へる。かくて動脈側の擴張時には振幅は大きく逆に收縮時は小さくなる。脈波の寒冷による變化を圖 10 A, B, に示す。

應用

本裝置の應用に關しては今迄に發表してきたし更に今後も各方面に利用されてゆくとおもうが、外科領域のみならず廣く一般に應用されるべきものとおもう。

總括

われわれの考案した光電指尖容積脈波計についてその原理・構造および能率をのべ、更に得られた脈波に對する考察を加えた。本裝置は比較的容易に製作出來しかも臨床上使用に簡便であるので將來各方面において利用されるべきものとおもわれる。

〔本裝置は最初井上信也理學士、(在プリンストン大學)の協力によつて完成したものであることを附記する〕

(本研究は文部省科學研究費の補助を受けた。)

文 献

1. 近藤・竹内 外科 11:506, 1949.
2. 近藤・竹内 日新醫學 37:161, 1950.
3. 山村・竹内・近藤 外科 12:514, 1950.
4. 竹内・近藤 腦神經 2:300, 1950.
5. 大村 東京醫誌 87:37, 1950.
6. 大村 臨床 3:928, 1950.
7. 近藤・石川・山村・竹内 日新醫學 37:375, 1950.
8. 竹内 第6回腦神經外科會 1950.
9. 近藤・佐野・川淵・竹内 同上
10. 竹内・佐野 日臨外 10:14, 1950.
11. 近藤・友常 日外誌 50:367, 1950.
12. 友常 日外誌 51:34, 42 1950.
13. 石川・竹内 第496回外科集談會, 1951. 印刷中
14. 森永・石川・竹内 第51回外科學會總會, 1951. 印刷中
15. 近藤・竹内 同上

16. Kondo, S., & Takeuchi, K. 未発表
17. Takeuchi, K. 未発表
18. 山本(幹) 未発表
19. 眞下 醫學綜報 1:(7) 1947
20. 前川 治療 30:49, 119. 1948
21. 十合・福田 光電管とその應用, オーム社(東京) 1935.

22. 本川 電氣的實驗法, 南山堂(東京), 1950.
23. Burch, C. E. Am. Heart. J. 33:48, 1947.
24. Goetz, R. H. Brit. J. Surg. 27:506, 1940
25. Goetz, R. H. Brit. J. Surg. 37:25, 146. 1949
26. Megibow, R. S., Neuhoof, H., & Feitelberg, S. Surg. Gynecol. & Obst. 88:170, 1949.

エルマ光電比色計の使用経験に就て

慶大醫學部外科學教室(島田信勝教授)

大 野 秀 夫
八 木 茂
永 井 文 彦

The Experimental Report on Erma Photoelectric Colorimeter

Hidekichi Ohno,
Shigeru Yagi,
Fumihiko Nagai,
Shimada Surgical Dept., Keio University

醫學領域、特に臨床醫學領域に於ける化學分析は限られた物質についてでよいから、資料が少くても精度が高く、而も手技的に面倒でなく誤差が入ることの少ない方法であることが望ましい。そのためには被検物質も定量的に容器から容器に移して行く操作が極度に簡略化され、精神的な負担となる天秤操作が避けられて、呈色反應による定量方法が次第に採用されて來た。

比色定量を實際に行つてみると、色に對する個人差の問題は別としても、この方法自身が被検液と標準液との濃度差が大なる場合は誤差が大きいために、繰返して資料の採取が不可能な場合が多く、しかも同時に數多くの材料を處理せねばならぬ臨床資料の場合には、豫め多くの標準液を用意せねばならぬということも案外頭を悩ます問題でもあつた。そこで是等の缺點を簡単に克服するためには當然光電比色法が優れていることは問題がない筈である。ここに著者等が述べようとするのは、理論的な問題でなく、同一資料をエルマ光電比色計と Pulfrich の光度計、Duboscq の比色計を使つた場合に得た経験についてである。

實驗材料及び其方法

實驗に使用したエルマ光電比色計は第1圖の如き構造を持つ。

著者等は試験管挿入部を一部改造し使用比色

第1圖 エルマ光電比色計

管は内徑15mmのものを、透過率50%に於て管を廻轉するも指針の振れが $\pm 0.3\%$ 以下のものを使用、常に同一方向に挿入した。使用液槽は附屬 10mm 及 5mm を用いた。測定に當つては光電流の一定するを待つて開始し總て一列は30分以内に測定を完了、引續き他系列の測定を要する場合にも一旦光源を減し時間を置いて他系列の測定に移り、30分以上の連續使用は極力回避した。

使用フィルターは S フィルター を用い、實驗材料として硫酸銅溶液、アミノ -N 溶液及び無