

電磁式流速測定器について

白井源慧

1. 緒言

電磁式流速測定は従来のベンチュリー管や、オリフイスを用いた差圧式のものや、流体中に置かれた物が受ける力を利用したものなど色々ある測定法では測定が不可能とされている微小流速の測定や、流れの状態(脈流のごときもの)の測定に必要とされて現在まで研究されてきた。その歴史は古く、1832年に Faraday がテムス河に於て地球磁場による起電力を測定して失敗した頃より始まり、1936年に Kolin⁽¹⁾ が血管中の血液の流速に応用してより各方面に盛んに利用され、1951年頃より配水管中の衝撃流の測定⁽²⁾、船の両側にある左右のタンク間の流体に応用して船のローリングに対しての安定性の研究⁽³⁾、海流の測定、特殊な検出端により管中の流体の X, Y, Z 一成分の Fluctuation の測定⁽⁴⁾などが行われている。

これらの測定法は直流磁場法と交流磁場法とあり、前者は高利得の直流増幅器を必要とすることや、成極作用による不安定さなどに問題となる点はあるが、早い現象の記録を可能ならしめる。後者はそれとは反対に増幅器や電極に有利であり波形記録に不利である。しかし後者の方法でも安定性が前者に比しよいので、ブラウン管上のスリットを通してのフィルム移動による記録や、交流磁場に 5000c/s のものを用い出力を整流して記録したものもある。

筆者は数年前依頼を受けて血流測定のための交流磁場法による測定装置を試作⁽⁵⁾し、その後血管中の血圧及び血流速を同時にブラウン管上に Lissajous 図形として表わすことを新しく試みる為に直流磁場法による測定装置を試作したのでその内容と結果を報告する。

2. 交流増幅器

増幅器の大部は Edward M. Bennett⁽⁶⁾ の回路に模い真空管や出力回路等を一部変更した。その配線図を第 1 図に示す。この増幅器は狭帯

域 60c/s 用で基本周波数に対して約 8000 倍の利得をもち、第 2 次高調波は基本波 60c/s に対して基本波利得の約 28%、第 3 次は約 9% となる。

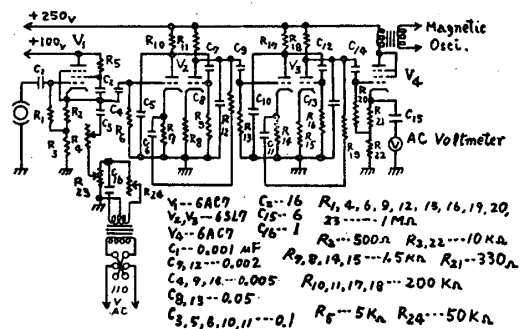


Fig. 1

Circuit diagram of the a.c. amplifier.

第 1 図中の下部に附属している回路は補償器で次に示す起電力の式中の第 2 項即ち誘導により発生するもので流速には無関係な起電力(流体中や導線と電極間の流体による閉回路などに発生するもの)を打消して流速に関係する第 1 項のみを取り出す目的に使用し、流速 0 のとき出力を 0 となるようにする。

$$V = [(\mu H_0 \sin \omega t) v \cdot d - A_0 \cos \omega t] \times 10^{-8} \text{ volt}$$

V は電極に発生する起電力、 μ は magnetic-permeability, H_0 は磁場の最大値、 v は流速 (cm/sec), d は管の内径 (cm)。補償器としてこの他電極に補償線輪を巻き抵抗器によりポテンシオ式として補償する回路⁽⁶⁾もある。第 2 図に入力電圧及び電磁オシログラフの振れの関係を示す。又入力に 60c/s の断続電圧を入れた場合の出力波形の上昇時間(Risettime)は 0.02 秒ある。

3. 交流磁場用電極

電磁石として全体の大きさが約 5 × 5 cm 位のものを使用し電極は白金線とし、絶縁管はアクリル板を加工して内径 4 mm (血管挿入のため)とし Kolin の考案せる電極の形状にした。

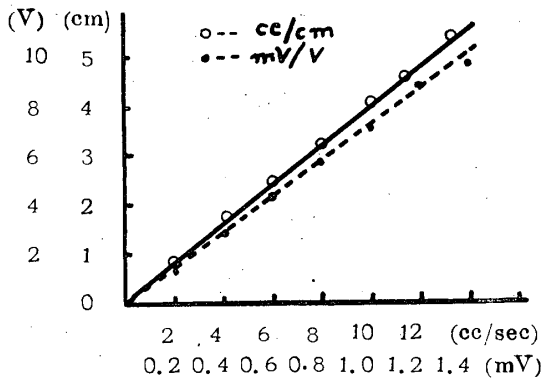


Fig. 2 Inpnt-Output. Characteristic curve of the a.c. amplifier, where (V) and (mV) are showing r. m. s., (cm) is deflection at the Magnetic Oscil. used by D type vibrator.

又電極は特にシールドに留意し外部よりの商用交流の混入を除いた。

4. 交流法による測定結果

i) 1.3mの高所に生理食塩水を入れた大きなMario:tの水槽を置き、これから太い堅いゴム管を誘導して模型水路を設け、この水路の中途にその上下内面に電極を有する先述の電極の穴に適当な長さの血管を挿入し、開口を適宜加減出来る硝子製コックを接続した。この方法により得た流量（断面積が一定と見られるから流速に比例する）とオシログラフの振との関係は第2図に示されている。

ii) 生体に応用した場合記録波形をきれいにする意味で出力トランスの2次側に計器用セレン整流器をBridge接続し、30Hのチョークコイルと8 μFのコンデンサーによるチョークインプット型整流を行つて記録した。この場合のRisettimeは0.04秒になり入力対出力は整流器の特性で7 cc/sec以下で少し凹曲している。又整流した場合の0.04秒は血流速の変化が蛙の様なもの（約0.1秒）ではよいが、生体の内でも現象の比較的早い兎（約0.04秒）では問題となる。この点緒言中に述べているブラウン管上の波形の振幅の変化をスリットを通してフィルムに記録する方法がよい。

5. 直流増幅器

血流速測定の場合に用いる直流増幅器としては、普通の磁場を用いた場合、入力電圧として200μV位まで忠実に増幅する必要があり、又

数百c/sまでは十分に平坦な周波数特性を有し、100μV位の入力で数輝の記録幅を有したい。この様な高利得直流増幅器は、前述の狭帯域交流増幅器の場合と異り真空管の雑音が大きい問題となるので、その雑音を糸川氏のデータ⁽⁷⁾より引用すると、国産品で性能のよい6SL7-GTでも10μV位ある。今増幅度を10⁶位にして見ると、これは偏向感度0.25/VDCのブラウン管で2~3mm程度の振れとなるのでこれ以上の増幅は無意味である。しかし短時間か或いは特に選出された真空管を使用する場合は数μVの測定も出来る。増幅器の利得を10⁶位にするのは周波数特性を数百c/s位までにすればそれ程困難ではないが、長時間の安定度は問題となる。この安定度の補償に色々回路が考案されているが中でも簡単で比較的動作のよいのに霜田氏の回路⁽⁸⁾や、複雑だが非常に動作がよいF₀F₀Offnerの回路⁽⁹⁾がある。前者は出力管の陰極抵抗の自己バイアス電圧がプツシユブルの場合信号入力によつて変わらないのでそれをそのまま初段増幅管に負饋還している。この方法だと増幅度を低下さすことなく充分な安定度が得られる。後者は約5秒間隔で自動的に零点を調整する方法で、その為に増幅器とは別に7本の真空管と3箇のリレーを用いている。

試作した増幅器は第3図に配線図を示す如く

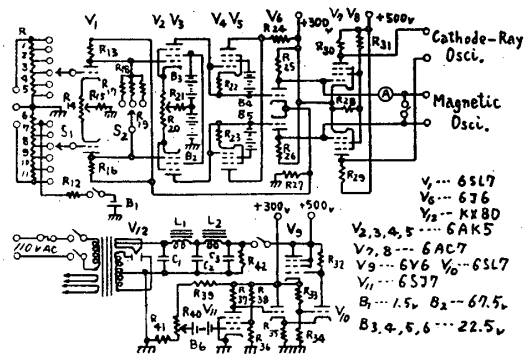


Fig. 3 Circuit diagram of the d.c. amplifier. R_{3, 25, 26}...100Ω R_{1, 11, 19, 42, 31, 38}...100kΩ R_{3, 9}...350kΩ R_{2, 8}...5 kΩ R_{14, 20}...1 kΩ R_{2, 3, 4, 16, 9, 8, 22, 23}...30kΩ R_{5, 7, 15, 27, 41}...10 kΩ R₁₂...15MΩ R_{13, 16}...1 M Ω R_{17, 49, 35}...50kΩ R_{18, 32}...250kΩ R₂₁...20kΩ R_{24, 33, 37, 29, 30}...200kΩ R₃₄...75kΩ R₃₆...15kΩ C₁...8 μF C_{2, 3}...40μF L_{1, 2}...30H A...10mA S₁...Ateenuator. S₂...Sensi. change-switch.

霜田氏の回路と高利得を得る Horton⁽¹¹⁾ の回路を利用したもので附記した電源部の他に前段増幅管のヒーター電源に蓄電池を使用する。増幅部は全部ブツシュプル結合なので真空管の特性を揃えるために測定器用のものの中より第1表に示す特性の真空管を使用した。

第 1 表

管名	V _h (v)	I _h (mA)	V _p (v)	I _p (mA)	G _m (μ v)	V _{gc} (v)	V _{gs} (v)	I _{gs} (mA)
6 S L 7	6.3	340	250	2.4	1740	-2		
			250	2.3	1730			
6 J 6	6.3	450	100	7.8	5000	50 Ω		
			100	8.6	5300			
6 A K 5 (1)	6.3	174	120	9.4	5500	-2	120	2.7
6 A K 5 (2)	6.3	170	120	10.1	5500	-2	120	2.75

初段真空管の 6 S L 7 は microphonic 雑音を出し易いのでクツシヨソケットを使用したのであるが、それでも外部よりの振動に影響するので特殊なスポンヂゴムなどのソケットを使用したのがよい。

次にこの増幅器の特性について述べると、周波数特性は 0c/sより240c/s まで平坦であり、入力電圧対出力は第4図に示すように75 mm プ

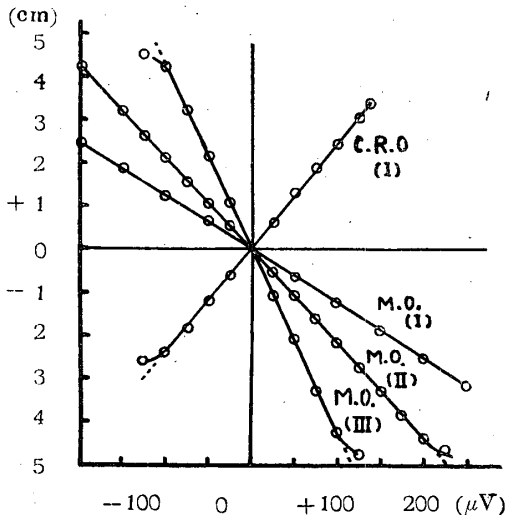


Fig. 4 Input-Output characteristic curve of the d. c. amplifier, where (μ V) is input d. c. voltage, (cm) is deflection of the 75mm Cathode Ray Osci. and the 6 element Magnetic Osci. used by H type vibrator.

ラウン管では 6 cm まで入力電圧にして 250 μ V まで

で直線性があり、電磁オシログラフ (H型振動子使用) では 10cm まで入力電圧にして 400 μ V まで直線性がある。第5図に数種の入力電圧を断続してその記録を示した。これにより安定度の

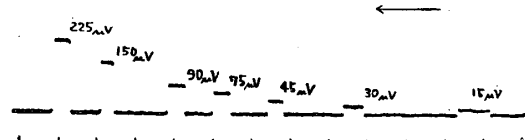


Fig. 5 Recording showing zero-stability and sensitivity. Time marker: 1 sec.

点は数分間では最大変動が 10 μ V 以下であることが分る。しかし長時間の測定では時々零調整をやらなければならない。第4図中の (I), (II), (III) は第3図中の感度切換器 (S_2) の位置でいずれの場合でも零変動はその倍率に従っているように思われる。

6. 直流磁場用電極

直流磁場は大きさ約 5 \times 10cm の馬蹄型の永久磁石にし、電極は白金線や不分極電極として塩化銀、カロメル等を使用して見たが前二者はどちらも変動があり、現在はカロメルを使用している。しかしこれも充分ではなく、特別に小さく作ったためでもあるが、時々不平衡になり変動がでてくる。

7. 直流法による測定結果

電極の露出部分が交流法の場合より大きくなるのでやむなくシールド室内に於て測定を行った。流量対出力は交流法のデーターを利用して試作しているので大体同じ位の記録幅をもっているが増幅度が交流法の場合よりも大きいのでブラウン管は直接偏向ができるし又電磁オシロは H 型振動子が使用できる。模型実験や生体実験に從來見られないような直結増幅器独特のきれいな記録波形を得た。

8. 結 言

結果から見れば試作した交流装置は、後の直流装置の設計のデーターを得るためのようであったが、この様な交流装置は流量或いは流速の指示計として又その組合せにより自動制御装

置として、その安定度に従い各方面への利用は期待できる。直流装置はその性質上主として研究用に利用されると思うが、筆者の目的とした血流速対血圧の Lissajous 図形をブラウン管上に画かす新しい試みに対して充分なる動作を示した。(10)しかしこのいずれの測定法でも流速による発生起電力が小さいので、外部よりの誘導雑音や、流体或いは電極自体の発する雑音などの問題があり、それに対して強力な磁場により発生起電力を大きくするとか増幅器の入カインピーダンスを高くして流体の電導度を無視できる程度にするなど今少し研究を必要とする。

終りに当研究は科学研究費により行つたことを附記する。

参考文献

- (1) A. Kolln : Proc. Soc. Exp. Biol. Med. 46, 233, (1936)

- (2) James S. Arnold : Rev. Sci. Instr. 22, 43, (1951)
 (3) A. J. Morris and J. H. Chadwick : Am. Inst. Elect. Engrs. Trans. Conference Paper T-1-58. (1951)
 (4) L. M. Gossman and A. F. Charwat : Rev. Sci. Instr. 23, 741. (1952)
 (5) この要旨を「血流速測定のための電磁流速計の試作」と題して第4回九州生理学会に口演発表
 (6) E. M. Bennet : Radio and Television News. 6, 6, (1950)
 (7) 糸川英夫他：東大生研報告 2, 244
 (8) 霧田光一：応用物理 23, 214, (1954)
 (9) Franklin F. Offner : Rev. sci. Instr. 25, 579. (1954)
 (10) Iuoue, A. Kuga, H. and Usui, G. Jap. J. Physiol. 5: 236-249, 1955. (English)

単一粒子表面に於ける物質移動

木村 允・納富 慎吉

1. 緒言

触媒反応管を化学工学的に解明するため充填層に於て、充填物と流体との界面に於ける物質移動に関して最近その研究が種々発表されている。充填層に於ける物質移動の様相を明らかにする上から筆者等は単一粒子表面に於ける移動現象を研究した。こゝに得られた結果と従来の研究結果を比較して報告する。

2. 方法および操作

4~10メツシユの砂を充填した塔に20~50°Cに加温した空気を導き、その充填物中に4~10メツシユの粒状および球形のナフタリを1~3個を互に干渉しない様に離して投入し、物質移動係数を各流速につき求めた。

3. J_D -因子とレイノルズ数

物質移動係数 K_g は次式に依つて求められる。

$$K_g = \frac{dN}{d\theta} / A \cdot \Delta F \quad (1)$$

こゝに $dN/d\theta$ は単位時間当りのナフタリンの揮発量であり、 A は同重量の球と仮定した場合のナフタリン粒子の表面積であり、 ΔF は粒子表面と流体本体とのナフタリン蒸気の濃度差である。ただし流体本体の濃度は0とした。

一般に物質移動係数を流体の物性、粒子の特性と関係づけるのに無次元項で表わしている。これは Chilton, Colburn 等によつて円管の場合に導かれた次式(2)を充填層に適用したものである。

$$J_D = \frac{K_g \cdot M_m \cdot P_f}{u \rho} \left(\frac{\mu}{\rho D} \right)^{\frac{2}{3}} = f(\text{Re}) \quad (2)$$

この(2)式に従つて本実験には(3)式の様に変形して用いた。

$$J_D' = \frac{K_g}{u} \left(\frac{\mu}{\rho D} \right)^{\frac{2}{3}} = f(\text{Re}) \quad (3)$$

ただし

$$\text{Re} = \frac{D \rho u}{\mu} \quad (4)$$