

Title	レ線照射の皮膚pHに及ぼす影響
Author(s)	宮本, 龍丸
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1961, 20(13), p. 2723-2736
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/14947">https://hdl.handle.net/11094/14947</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

## レ線照射の皮膚 pH に及ぼす影響

指導：京都府立医科大学放射線医学教室 金田弘教授

指導：京都府立医科大学第1生理学教室 吉村寿人教授

京都府立医科大学放射線医学教室（主任 金田教授）

宮本 龍丸

（昭和36年1月26日受付）

## I 序 論

体液の酸塩基平衡，殊にそのpHが体内の物質代謝に重要な役割を示している事は周知の所である。著者の属する放射線教室に於ては，年来レ線照射時の体液性状の変化についてあらゆる角度から研究しているのであるが，著者はその系統的研究の一環として体液pHの変化殊に皮膚pHの変動の様相を検討せんと試みた。

pH測定法としては古くは Schade<sup>1)</sup> の水素ガス電極があり，これにて皮膚組織のpHを測定した記録があるが，今日の知識よりすれば正確な値を得るとは考えられない。その後 Quinhydrone 電極やアンチモン電極を用いた研究もあるが，成功していない。

近時硝子電極の発達に伴い，各種の生体用硝子電極が試作せられ，血液pHの測定(吉村，藤本<sup>2)</sup>)，涙液pH(細川<sup>3)</sup>)や汗液pH，皮膚水溶液pH(林)等の微量液に用いられて成功し，一方これを組織内に直接挿入してその組織液pHを測定せんとした試みも盛んである。例えば Reed et al.<sup>5)</sup> は硝子電極を関節囊中に挿入して，そのpHを測定し，田頭，安平<sup>6)</sup> は家兎の皮下に挿入してその組織液pH測定を行つている。そこで著者も硝子電極を応用して皮膚pH測定を行い，それに対するレ線照射の影響を検討せんとした。

硝子電極としては従来の組織液用硝子電極には色々の難点があり，殊に硝子電極と比較電極との液的連絡や温度補正に問題があり，果して正しいpH測定が出来ているかどうか疑わしい所より，吉村教授の設計を乞い，そのデッサンの下に実験

法の項に記するが如き新しい皮膚用硝子電極を作り，これを用いて本研究を行つた。

## II 実験法

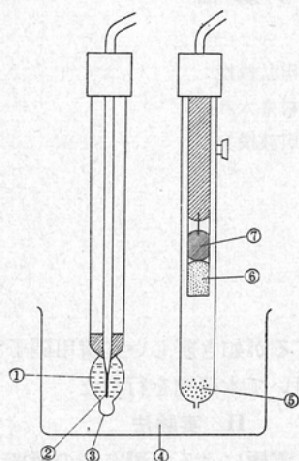
## 1. ガラス電極によるpH測定法の概要

ガラス電極によるpH測定法に関しては，吉村の詳細な記述があるが，今こゝにそれを摘録する事とする。即ちガラスの薄膜を作り，これを介してその外側と内側にそれぞれ pH, pH' の2つの溶液を置いた時に(第1図)膜を介して現れる電位差Eは Nernst 式に従つて，

$$E = 0.0001983 T (pH' - pH) E_0 \dots (1)$$

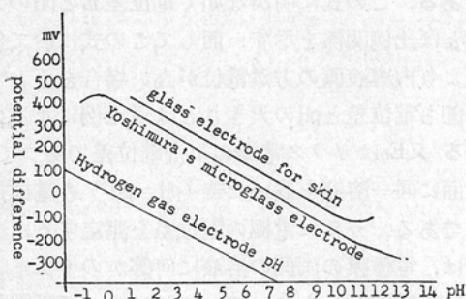
である。この式に明かな如く電位差EとpHの大きさは比例関係を示す。而してこの式に於て外溶液より内溶液側の方が電位が高い場合を正とする。即ち電位差とpHの大きさは逆比例になるのである。又E<sub>0</sub>はガラス電極の不斉電位差であつて，膜両面に同一溶液を置いた時(pH=pH')の電極電位差である。ガラス電極の電位差を測定するに當つては，電極膜の両側の溶液に何等かの不反応電極又は比較電極)をおいて，これによつて膜電位差を測定装置に導いて測定する。従つて実測されたガラス電極の電位差には，この両側の比較電極相互間の電位差が常に恒数として加算せられて来る。所で電極の内液は普通のガラス電極では一定に保たれているから，pH' は實際上恒数と考えてよい。(普通はこの電極内液においた比較電極とガラス膜とを合せてガラス電極という)従つてこれら総ての恒数を含めて E' と記する事とすれば，実測せるガラス電極の電位差 E' と被検液即ち外液のpHとの間には， $pH = (E'_0 - E') / 0.0001983$

Fig. 1. Glass electrode and calomel electrode pH.



1. Hydrochloric acid saturated with calomel
2. Amalgam electrode
3. Glass membrane
4. Subject (pH)
5. Potassium chloride
6. Calomel
7. Mercury

Fig. 2. Correction between potential difference and pH



$\theta T \dots (2)$ なる関係式が成立する。そこでこれを被検液のpH測定に用いるに当つては、予めpH既知の溶液についてこれを外液として第1図の様な電池を組立てて、そのガラス電極電位差  $E'$  を求め、これを(2)式に入れて  $E'_0$  を算出しておき、次に被検液を外液とした時の電位差  $E'$  を求めれば、 $E'_0$  が変化しない限りこれを(2)式に入れて被検液pHを計算によつて求める事が出来る。これがガラス電極によるpH測定法の原理である。次に第2図はガラス電極の電位差  $E'$  と溶液

pHとの関係を図示したものであるが、pHが強アルカリ性、強酸性でない限り、その電位差  $E'$  と溶液のpHとの間には直線関係が成立し、この直線はpH測定の標準となる水素ガス電極のそれと平行している。そして MacInnes ガラスを用いて作つたガラス電極では、pH10附近から電位差が上向きに曲つてくる。従つてこれより以上のpH範囲ではガラス電極により求められたpHは真の値より低くなり、これがアルカリ誤差と云われるものである。反対に強酸性値ではガラス電極は過大なpH値を与え、これを酸誤差と称している。これ等は何れもガラス電極の使用範囲を限界づけている。ところが我々が医学の面で問題となるのは、pH4~pH9の範囲であつて、酸誤差、アルカリ誤差の現れるpH範囲では可なりかけ離れたものであるから問題にしなくてもよい。しかし生物学的のpHの範囲にあつても、往々にして電位差とpHとの関係がNernst式に一致せず(2)式の  $(E'_0 - E') / \text{pH} (\equiv \theta)$

の値が0.0001983 Tよりも小さいものが存在する。従つて(2)はこの場合、

$$\text{pH} = (E'_0 - E') / \theta T \dots (3)$$

としなければならぬ。その最大の原因はガラス電極の電位差に  $H^+$  以外のアルカリイオン、殊に  $Na^+$  の動電的効果加わるためである。 $\theta$  の値が理論値よりも大きく偏倚している場合には、このガラス電極は使用に耐えない。そこでガラス電極を用うるに当つては先ずその  $\theta$  が理論値に近いものかどうかを確かめる必要がある。但しこれが完全に理論値と一致しなくとも、その値は多くはよく一定値を保っているから、実験的に定めた  $\theta$  を用いてpH測定を行う事も可能である。この  $\theta$  の測定には予めpHの大きく異なる2つの既知緩衝液について測定を行い、次の(4)式より  $T$  を求むればよい。即ち今既知液のpHを  $\text{pH}_1$ ,  $\text{pH}_2$  とし、これを被検液として求めた電位差を夫々  $E_1$ ,  $E_2$  とすると、此等の値を(3)式に入れて連立方程式を解く事により、

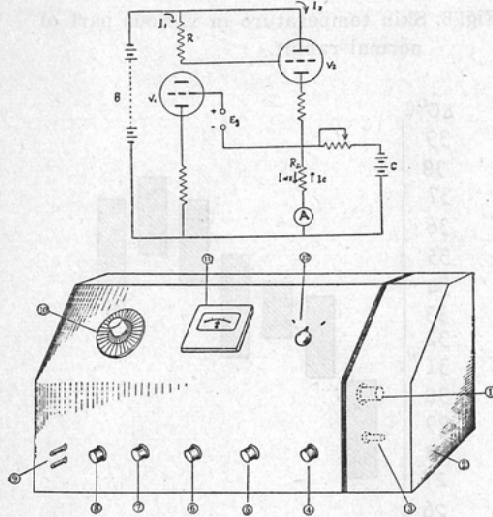
$$\theta T = \frac{(E_2 - E_1)}{\text{pH}_1 - \text{pH}_2} \dots (4) \text{ である。}$$

以上がガラス電極によるpH測定法の概略であ

る。

電位差測定には島津GMI型pHメーター<sup>7)</sup>を用いた。このpHメーターは電位差目盛と共にpH目盛がつけられてあつて、電位差よりpHへの換算が直読式に行われ、又pHは0.01の範囲迄正確に測定可能である。電源も電池を用いずに交流電源を用いる事が出来、零点移動は極めて少く、よく安定し、生物学pH測定用として最適である。(第3図)

Fig. 3. Composition of pH-Meter (Shimadzu GMI-type)



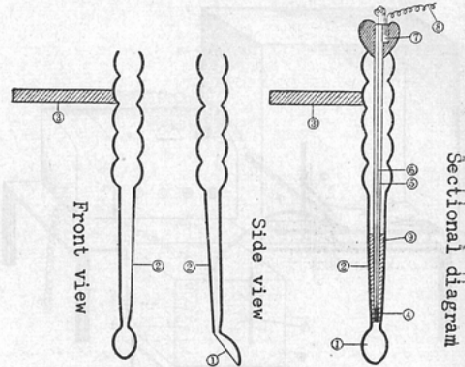
1. Shield case
2. Knob for glass electrode
3. Knob for Calomel electrode
4. Switch for standardization
5. Changing switch for pH in potential difference
6. Switch for sensitivity
7. Switch for temperature adjust
8. Main switch
9. Knob for selfrecorder
10. Potentio meter dram
11. Galvano meter
12. Input

## 2. 新皮膚用ガラス電極

一般にガラス電極と呼ぶ場合には、ガラス膜と比較電極とを含めるのであるが、ここでは比較電極については項を改めて記述する事とする。

ここに述べる皮膚用ガラス電極とは、皮膚内に直接挿入する硝子電極の事であつて、新しく吉村

Fig. 4. Glase electrode for skin pH



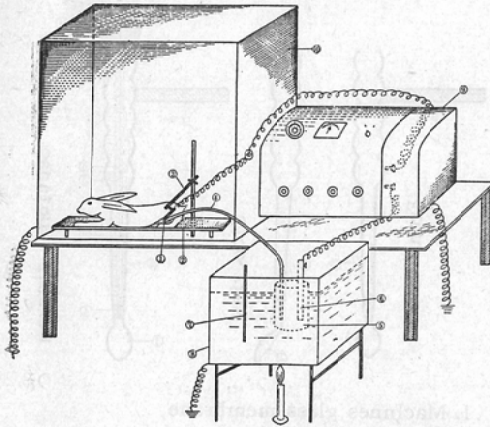
1. MacInnes glass membrane
2. Plump soda glass tube
3. Holder
4. Silver chloride
5. Glass capillary
6. Silver wire in glass capillary
7. Reservoir for mercury
8. Copper wire to pH-meter
9. N/10 Hydrochloric acid

教授により設計せられたものである。従つて電極の形は第4図の様な鰻(こて)型であつて硝子管の一端を細くし、その先端を約120°程度の角度で鰻型に膨隆させて、その先にMacInnes硝子の薄膜を溶接した。膜の厚さは挿入の際の破壊をさける為に80 $\mu$ 程度のものを用い、又その大きさは直径6mm前後である。薄膜以外の硝子管の部分は、普通の市販ソーダ硝子を使用、且つDeviationfilmを避けるために、出来るだけ肉厚(1.2mm以上)の硝子管を用いる事とした。尙お図の凹凸の部分は、被検液から比較電極の端子までの距離を長くして、絶縁度を高める目的のものである。硝子電極の電気抵抗は、800 M $\Omega$ の程度であつて、島津式pHメーターにて充分測定可能である。電極を作つた後は硝子膜を充分に水となじませるために、内液にはN/10 HClを入れ、これを蒸溜水の入つた容器の中に1週間以上つりさげておくのである。

硝子電極の中にはN/10 HClを充満せしめ、その中に塩化銀電極を挿入した。かくしてこの塩化銀電極の一端には第4図の如くに銅線を溶接し、



Fig. 5. Schema of pH Measuring



1. Skin glass electrode
2. Insulator
3. Holder
4. Potassium chloride-agar-bridge
5. Beaker with saturated potassium chloride solution
6. Calomel electrode
7. Thermometer
8. Thermostat
9. pH meter
10. Shield box

この銅線はガラス管の他端に封じ込まれた小硝子管の水銀溜めを通じてpHメーターに接続させる。

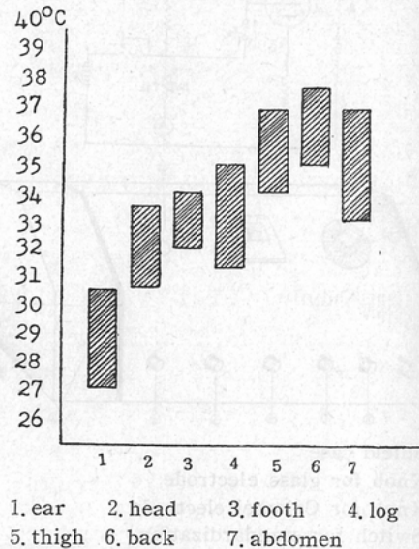
又一方外液(被検液)の側の比較電極としては東亜電波社製甘汞電極を使用したのであるが、これは第5図に示した様に恒槽中においた飽和KCl溶液中に浸す。この飽和KCl溶液中には飽和KCl寒天をつめた細いビニール管(径2mm)の一端を浸す。ビニール管の他端は鋭く斜めに切つて、これを硝子電極を挿入した皮膚創に直接挿入する。これによつて組織の膜電位差が測定電位差に混入する事を防ぐ事が出来る。

硝子電極を皮膚に挿入するに当つては、家兎にラボナル筋注にて麻酔を行い、絶縁架台に固定した後、測定部位を剪毛し、皮膚に小切開を加えて皮内を鈍的に多少剝離し、可及的出血を避けて電極をなるべく深く皮内に挿入する。この全操作は可及的速かに行つてCO<sub>2</sub>の脱出を防がねばならない。これ等の総ては第5図の如きブリキ製の

大きなシールドボックスの中において、外部より完全に遮蔽する必要がある。こうして皮膚の電位差を硝子電極及びKCl寒天橋にて、夫々の比較電極を通じてpHメーターに導き、pHを測定する。

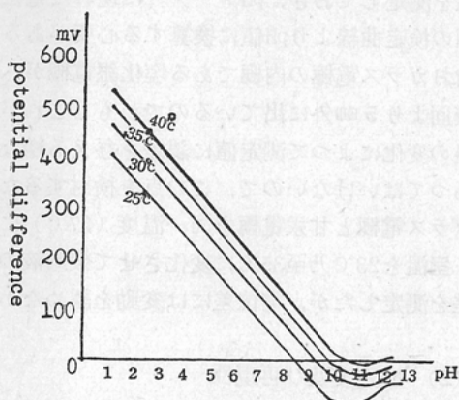
皮膚pHを測定する際には皮膚各部の温度が異なる關係上必ず測定部位の温度を測定する必要がある。皮膚温は銅コンスタンタン熱電対と高感度の電流計(英弘社製マイクロパイロメーター)とによつて測定した。正常家兎各部の皮膚温は第6図に示す通り、末梢部位は低い温度を示しており、身

Fig. 6. Skin temperature in various part of normal rabbit.



体各部位において10°C以上の温度差をもっているから、pHは温度補正を行わねば著しい誤差を呈してくる。従つて假に躯幹部皮膚液について測定した硝子電極電位差と、四肢乃至は耳翼等の皮膚にて測定した値が見掛上同一であつて、必ずしもそのpHは同一であるとは限らない。又假りにそのpHの測定値が同一であつても、このpH値で体温37°Cの標準状態に換算した場合に、果してこれが同一であるかどうかは問題である。そこでこの様な皮膚温の差による測定誤差を除く為、上記の如くにして硝子電極挿入部位の皮膚温度を測定する一方、予め硝子電極の温度種々なる場合の電位差と被検液pHとの關係を検定しておくものである。こ

Fig. 7. Temperature dependance of buffer  
(Correlation of potential difference with pH)



の場合に被検液としては予め各種温度にてpHを測定した緩衝液を用い、又比較電極は常に37°Cの恒温に保つてこれを硝子電極との間の電位差を測定した。(第7図)かくして皮膚に電極を挿入して得た電位差を上記の検定値に比較してそのpHを定める。田頭・安平等は身体各部の皮膚の固有電位差を指摘しているが、彼等は動物の組織そのものを塩橋に用い、足の一端を傷つけて飽和 KCl に浮し、甘汞電極と硝子電極との連絡を行っている。従つてここに一定の組織膜電位差が発生するのは当然である。著者の場合には、彼等の謂う固有電位差を除く為に硝子電極を挿入した皮膚創に直接飽和 KCl 寒天をつめたビニール管を挿入しているのであるから、かかる電位差の発生する余地は無い。

3. 皮膚用硝子電極の性能とその測定法

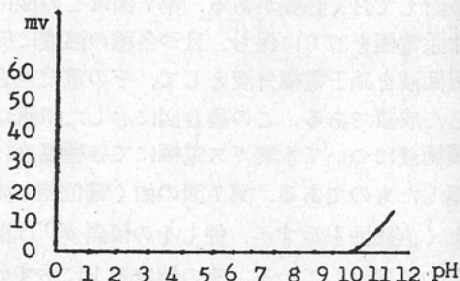
(1) 電位差-pH直線

硝子電極のpH測定の適用を行う為の前提条件として必要な電位差とpHとの直線関係を確める為に先ず37°Cの溶液についてpHの広い範囲にまたがる各種pHと、ここに作った皮膚用硝子電極の電位差との関係を測定して見た。緩衝液としては吉村の書物に従つて<sup>7)</sup>、N/10 HCl クエン酸塩酸混合液、磷酸塩混合液、グリコロール 苛性ソーダ混合液等 (pH1.08~ 12.49) を作り、そのpHを水素ガス電極によつて温度を37°Cに保つて測定し、これらをpHの標準液としたのである。この様にして用意せるpH既知の標準液をガラス電極にて測定し

てその電位差を求めた。この場合に硝子電極の内液としては 0.1 NHCl (pH1.08) 溶液を用いているので、電極の外液としてpH 1.08の HCl 溶液を用いた場合の電位差より甘汞電極塩化銀電極間の電位差を差引いたものは所謂不斉電位差  $E_0$  に外ならぬ。実測値を式(1)に入れて計算した  $E_0$  の値はpH6.61に於ては69mVであり、pH4.26の場合は74mVであつた。不斉電位差は普通のガラス膜の薄い電極にては数 mV であるが、著者の皮膚電極ではこれが相当に高いのは恐らく前述の如く膜が厚いためであらう。

次にこの電極について外液として各種pHの緩衝液を用いてその電位差  $E$  を(1)式より計算し、

Fig. 8. Alkali error



この理論的計算値  $E$  と実測値  $E'$  との差  $\Delta E$  を求め、これを外液pHに対して図示して見ると第8図が得られる。図示の如くpH 1~10の間は実際上は、 $\Delta E = 0$  である。この事は硝子電極の電位差が水素ガス電極と全く同一傾斜のpH-電位差直線を示すと言う事であつて、Nernst 式を用いて硝子電極の電位差よりpHが計算出来る。又被検液が強酸性の場合には図示の如く酸誤差が現れるのであるが、著者の測定したのはpH1.08以上のpHであつたので酸誤差は見られなかつた。

かくの如くアルカリ誤差や酸誤差によつて、ガラス電極には測定の限界があるので著者等の様にガラス電極を体液の測定に適用する時には、そのpHは大体に於て6~8の範囲である為に、アルカリ誤差、酸誤差は問題にする必要はない。

次にpH値が温度によつて変化する事は既に述べた如く Nernst の式に明らかな所である。(1)式より明らかな如く、被検溶液の温度が変化する

事によつて発生する電位差も変化するのである。著者の実験に於ては被検液、ガラス電極並びに甘汞電極のすべてを37°Cの恒温に保つて実験する事は不可能であり、被検液とガラス電極との温度は同一であつて、ガラス電極挿入部位の体温に相当するが、比較電極である甘汞電極の方は、被検液の温度とは異なる温度に保たれている。この場合にもしも比較電極の温度を一定に保たなかつたならば、電位差をpHに換算する式が非常に複雑になるから、これでは常に37°Cの恒温槽中で温度を一定に保つ事にした。かくの如くガラス電極並びに甘汞電極を異つた温度で使用する事になるのであるから、実際の実験に當つて使用すると同様の温度条件によつて予備実験を行い、温度の影響を詳細に検討しておく必要がある。第7図はこの様にして甘汞電極を37°Cに保ち、且つ各種の温度に於て各緩衝液を硝子電極外液として、その電位差を測定した成績である。この場合図に示したpH値は各種緩衝液について水素ガス電極にて各種温度にて実測したものである。第7図の如く電位差とpHとはよく直線性を示すが、併しその傾斜 $\theta$ Tは温度によつて変化している。その値は表1に示す如く0.06に近い値を示し、10°Cの変化では0.001以内

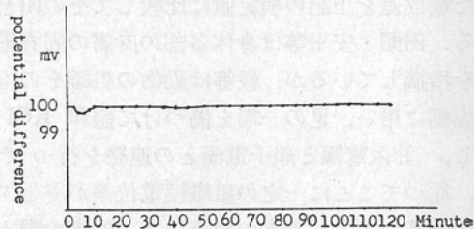
の変化である。かくして皮膚のpH測定の際には皮膚温を測定しておき、pHメーターに現れた電位差を図の検定曲線よりpH値に換算する必要がある。

尙おガラス電極の内極である塩化銀電極が、被検液面より5mm外に出ているので、もしこれが外気温の変化によつて測定値に誤差を与える様な事があつてはいけないので、この点を検討するためにガラス電極と甘汞電極を同一温度(37°C)に保ち、室温を23°C乃至35°Cに変化させて緩衝液の電位差を測定したが、電位差には変動を認めなかつた。

## (2) 安定度及び再現性

硝子電極によるpH測定の名所としては種々の点をあげるのであるが、その内でも特に重要な事は、電位差が直ちに正しい値に達し、且つ長く安

Fig. 9. Stabilization periode of glass electrode after insertion



Tab 1. Temperature-dependence of potential difference

	Potential difference		Difference (mV)	$\theta$ T	
	pH 4.26 (mV)	pH 7.93 (mV)		measured values	theoretical values
25°	238	020	218	0.0588	0.0591
26°	248	030	218	0.0588	0.0593
27°	252	034	218	0.0588	0.0595
28°	255	038	219	0.0591	0.0597
29°	267	048	219	0.0591	0.0599
30°	271	052	219	0.0591	0.0601
31°	277	058	219	0.0591	0.0603
32°	281	062	219	0.0591	0.0605
33°	287	068	219	0.0591	0.0607
34°	289	070	219	0.0591	0.0609
35°	293	074	219	0.0591	0.0611
36°	298	078	220	0.0599	0.0613
37°	300	080	220	0.0599	0.0615
38°	302	082	220	0.0599	0.0616
39°	316	096	220	0.0599	0.0618
40°	320	100	220	0.0599	0.0620



Tab 2. Stabilization period of glass electrode  
(pH 6.39 phosphate buffer 37°C)

	Injector type	Capillary type	skin electrode
0 minute	6.43	6.42	6.41
30 sec.	6.395	6.38	6.39
1 minute	}	6.39	
30 sec.	6.39		}
2 minute	6.39	}	
30 sec.	6.39		}
3 minute	6.39	6.39	6.39
10 minute	6.37	6.38	6.39
30 minute	6.32	6.35	6.40
60 minute	6.25	6.31	6.39

Tab 3. Reproducibility skin electrode on buffer

	m V	pH
1	99.5	7.410
2	100.0	4.410
3	100.3	7.395
4	99.7	7.407
5	99.5	7.410
6	99.5	7.410
7	99.8	7.407
8	100.3	7.395
9	100.3	7.395
10	100.0	7.401
mean	99.89	7.402
±	0.41	0.009

Tab 4. Reproducibility of the electrode on skin

	potential difference m V	pH
1	95.6	7.28
2	95.0	7.29
3	102.7	7.15
4	97.3	7.25
5	100.0	7.20
6	95.6	7.28
7	98.3	7.23
8	100.5	7.19
9	97.5	7.25
10	100.0	7.20
mean	98.25	7.232
±	4.45	0.082

定している事である。即ち被検液にガラス電極を浸すと直ちにその温度に於けるpHを読みとる事が出来るのである。

体外にとり出した血液や尿の様な試料を市販のガラス電極で測定する場合には、被検液や硝子電極等が測定温度である37°Cに達するまでに若干の時間がかかる為に一見直ちに測定出来ない様であるが、今もし電極を皮膚内に直接挿入してあれば、皮膚内のpHの変化は直ちにpHメーターによって読みとる事が出来る訳である。勿論電極を皮膚内に挿入した当初に於ては温度が平衡する為に若干時間(約8分間)は正しいpHを測定出来ないが、それをすぎれば刻々と変化する皮膚内のpHを直ちに測定出来る訳である。著者の用いた皮膚電極では、第9図に示した様に皮膚に電極を挿入してから8分で安定する。それ迄の電位差の変化は主として温度平衡に達する時間であると思われる。故に実験に先立って、10~20分前には電極の皮膚内挿入を終つて、その電極の温度が皮膚内温度と等しくなつておらなければならない。表2は硝子電極を予め37°CのKCl溶液中に浸して温度を一定にしたものを緩衝溶液(37°Cに保つ)中に浸してそのpHを測定した時の緩衝液を用いた場合の、各種ガラス電極の安定時間の比較である。図示の如く電極は被検液に浸してから1分もたれば既に正しいpH値を示す事が出来る。

表3は一本の皮膚用ガラス電極についてその精度乃至は再現性を検討する為に同一の緩衝液中に浸してそのpHを何回も測定して得たる成績である。この測定値より測定値に附随する標準誤差を求めてみると±0.009となる。

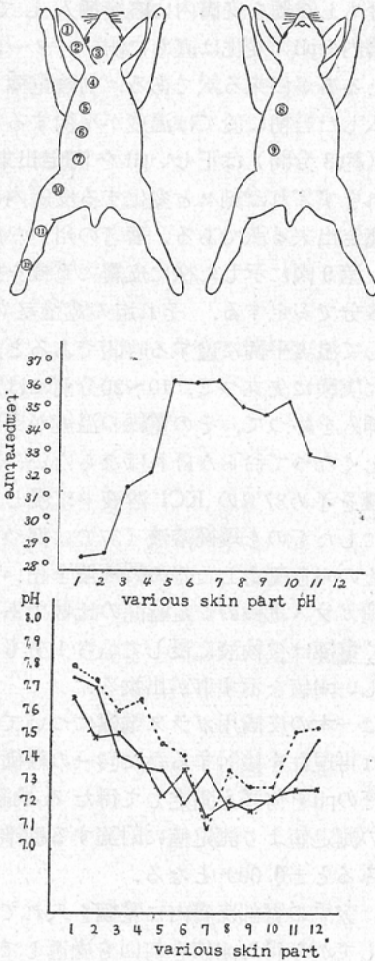
表4は家兎の臀部皮膚内に電極を入れて電位差が安定してから得たpH値を何回も繰返して測定した成績であつて、同一家兎を2~3日かゝつて繰返して測定した。こゝに見る如く測定値に附随する標準誤差は±0.082であつて、さきの緩衝液についての再現性より劣るのは皮膚自身の条件が日によつて違ふ点に基くものである。併しこれが正常皮膚pH測定時の誤差範囲の概要を示すものと言つて良い。



4. 皮膚各部のpH

著者の作った皮膚用ガラス電極を用いて正常家兎の皮膚各部に就てそのpHを実測し、且同時に皮膚内温度を測定して、前述の補正直線を用いて各温度に相当したpHを算出し、得たる成績は第10図

Fig. 10. pH and temperature of various skin part



に示す通りである。即ち図の番号は耳翼、頭部、背部、腹部、臀部、大腿部、下腿、足背の皮膚に附した番号であつて測定した部位を示す。図示の如く皮膚のpHは末梢部と軀幹部では著しい差異があり、末梢部では高く軀幹部では低く全体の変動範囲はpH 7.8~7.1である。このpHの差が何によるかを明らかにする為各測定部位の皮膚温を図

示して見ると、図の最上段の曲線が得られる。この図より明らかな如く皮膚pHの値は測定部位の温度が低い程高い値を示す。従つて温度の影響が可なり大きくひびいている事が予想せられる。このpHの部位的差異が温度差による事を立証する為には先ず皮内組織液pHの温度係数を求める事が先決であるが、それはむづかしいから、假りに一つの家兎血清試料についてそのpHを各種温度で測定して見た。その成績が第11図である。図示の如くpHは温度が低い程高くなる。そこでこの成績より家兎血清pHと温度(°C) tとの関係を最小2乗法にて求めて見ると

Fig. 11. Variation of normal rabbit serum pH with temperature

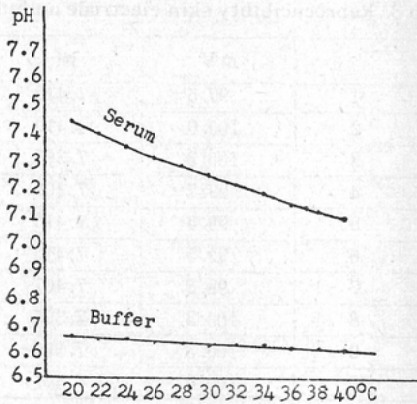
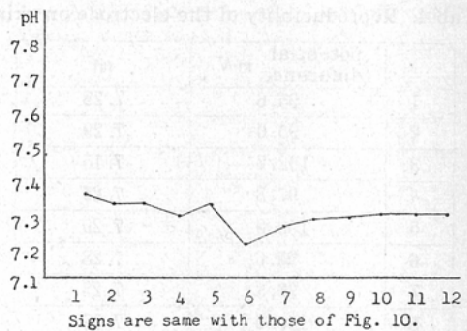


Fig. 12. Corrected pH values of various parts from temperature coefficient of Serum.



$$pH = -0.017 t + 7.76$$

の回帰式が得られた。即ち-0.017は1°C当りのpHの温度係数である。今假りに皮膚温がこれと

同じ温度係数をとるとして、先の第10図のpH値を総て37°Cの値に換算して示したのが、第12図である。図示の如く皮内液のpHの部位差は殆んど消失し略々一定値7.28を示す。従つて皮膚液pHの部位差は主として皮膚温の差によるものと思われる。この点より考えて生体の皮膚液pHの測定に当つては成る可く躯幹部に近くて皮膚温変動の少い所で測定する事が望ましい。この様な関係より著者は、動物の臀部又は大腿部をえらんだ事は電極の固定其他が容易であるばかりでなく、皮膚液のpHも比較的安定し、表4にも示した如く再現性も比較的安定しているからである。

従つて著者は臨床的応用にはすべてこの大腿部臀部の皮膚を使用する事にした。

### III 臨床的応用

#### 1. レ線照射実験法

試獣として体重2 kg前後の家兎を使用し、皮膚pHは大腿部及び臀部で測定した。

測定はすべて新たに考案された硝子電極を用い、電位差の測定は島津製GM1型を使用した。

照射条件：

部分照射は島津製清和号を用い、電圧45KV、電流3mA、濾過板なし、照射野距離24cm、線量率12,400 r/毎分。

全身照射は照射の都合上次の条件で行つた。東芝製KXC-18、深部治療装置電圧200KV、電流25mA、濾過板は1.0 Cu + 0.7 Al 距離60cm、線量率90 r/毎分。

皮膚温度の測定は銅コンスタンタン熱電計と高感度の電流計（英弘社製マイクロピロメーター）によつた。以下に示すpH値は、すべて同時に測定した皮膚温より前述の温度補正を行つた値である。

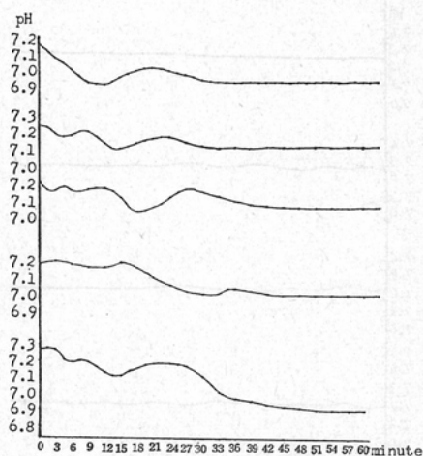
#### 2. 実験成績

##### 1) レ線照射後早期の皮膚pHの変動

##### a) レ線1回全身照射による皮膚pHの変動

家兎に450rのレ線量を1回に全身照射すると照射直後よりpH値は下降し始め、3分乃至6分でpH0.06~0.08の下降を示す。（第1の酸性化）次いで僅かに上昇の傾向を示すが、照射前の値に戻らないで12分~15分で再び下降がおこる。これが

Fig. 13. Skin pH values after 450r single whole body irradiation(hard ray)



第2の酸性化である。この値は照射前の値よりpH0.15~0.2の下降を示している。次いで僅かに上昇した後、25分~30分以内に下降し始め第3の酸性化を示す。この値は照射前の値より0.15~0.3の下降を示し、この値が約2時間程持続する。第13図はその変動の状態を示したものであつて、個々の症例にて若干の起伏はあるが第1、第2、第3の酸性化の傾向を示しているものが多い。

##### b) レ線1回局所照射直後の皮膚pHの変動

家兎の臀部に1,000r, 2,000r, 5,000r, 10,000rを夫々照射し、その直後のpHの変動を測定した。

1,000r照射群と2,000r照射群では第14図、第15図に見られる様に大きな起伏はなく、全身照射の場合に見られる如きpHの変動はみられなかつた。

5,000r照射群では第16図にみられる様に僅かに第1、第2、第3の下降する波を認める事が出来る。第1下降期は照射直後2分~6分後におこりpH0.04以内の下降を呈する。第2の下降期は12分~15分後におこり、pHは照射前の値より0.07の下降を呈する。

10,000r照射群ではpHの変動はやゝ著しく、第17図に示す如く3分~6分にてpH0.04の第1下降を示し、約10分でpH0.07の第2の下降期を呈し、その後20分~30分でpH0.1前後の第3の下降が認められ、60分の経過では僅かに照射前値に比

Fig. 14. Skin pH values immediately after 1000r of a single local irradiation (soft ray)

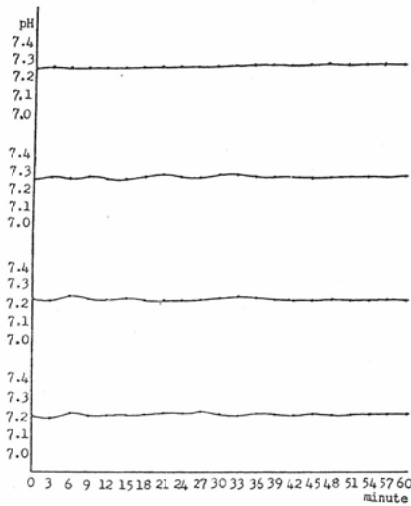
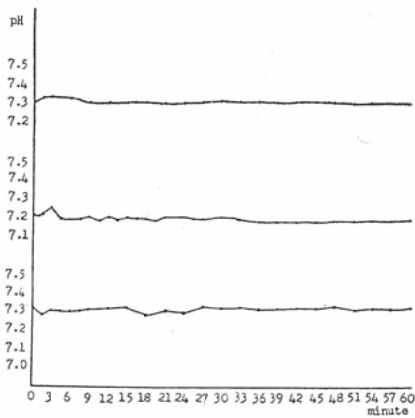


Fig. 15. Immediately after local 2,000r (soft ray)



し下降の傾向をとる。この様に局所照射では全身1回照射に比較し照射線量が多いにもかかわらず酸性化の傾向が少く、10,000rの如き大量を照射したものの外は2,000rも5,000r照射群も、60分後のpH値は照射前値と変らなかった。

2) レ線1回局所照射後長期の皮膚pHの変動

レ線1回局所照射を1,000r, 2,000r, 5,000r, 10,000r, 20,000r及び30,000rの各照射群に就て2日, 4日, 6日, 8日, 10日, 12日, 15日目にそのpHの変動を測定した。

又第18図は対照として同一操作により皮内組織

Fig. 16. Immediately after local 5,000r (soft ray)

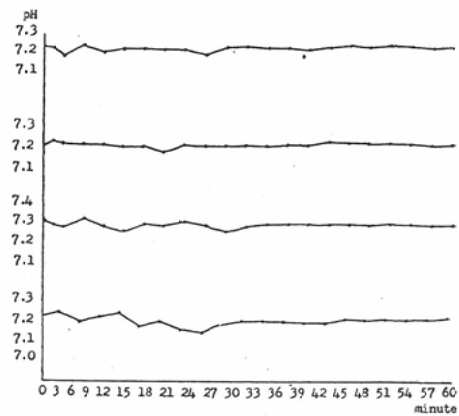


Fig. 17. Immediately after local 10,000r (soft ray)

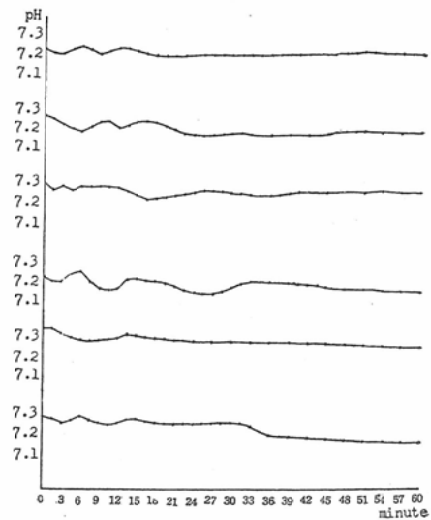


Fig. 18. Long term variation of skin and blood pH values of control rabbit

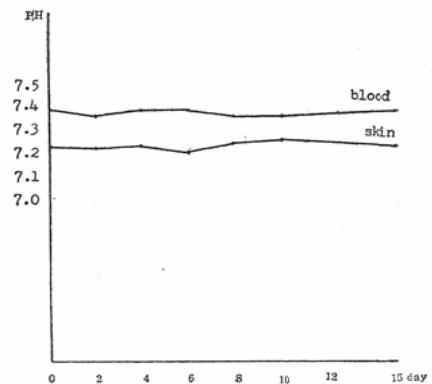


Fig. 19. Skin pH-values after 1,000r of a single local irradiation

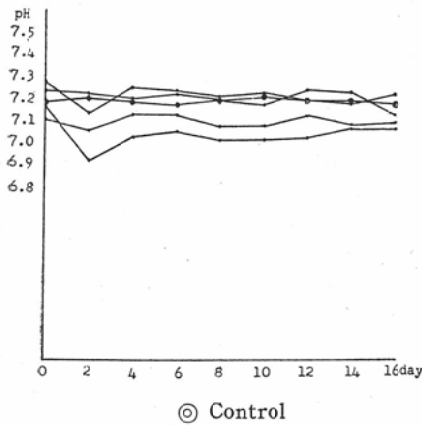


Fig. 20. After local 2,000r (soft ray)

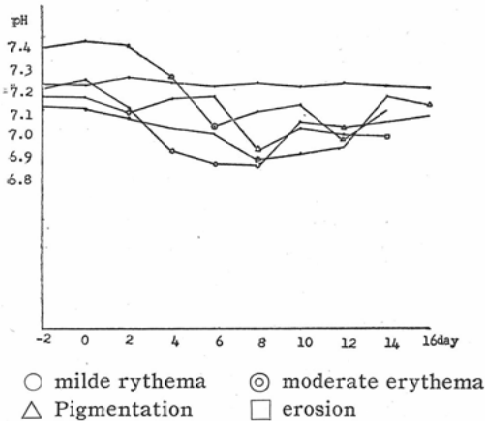


Fig. 21. After local 5,000r (soft ray)

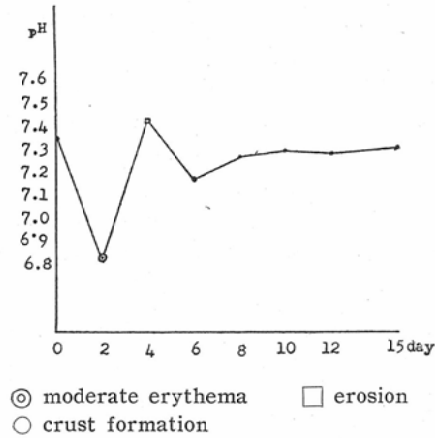
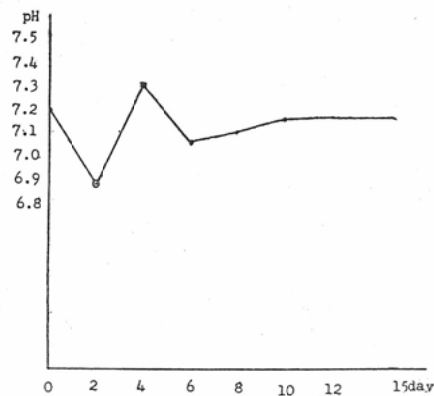


Fig. 22. After local 10,000r (soft ray) analogous signs in



を鈍的に剝離し、電極を挿入して測定した正常家兎の皮膚pHと、血液(全血)pHの長期の観察値を示したものであるが、皮膚のpHは7.2~7.25であつて0.03以内の変動に留り、血液pHは7.34~7.39であつて0.05の範囲内にあり、特に著しい変動は見られない。

1,000r 照射群では4例中3例に、2日後にpH 0.17程度の第1の酸性化を示した後、略々15日位で正常値に戻つてゐることがわかる。(第19図)

2,000r 照射群では2日乃至4日後にpH 0.3前後の強い第1の酸性化を示し、8日乃至10日後に0.2程度の第2の酸性化を呈す。その後やゝ上昇した後8日乃至12日で再びpH 0.1前後の酸性化を呈す。ここで特に興味ある事実としては、酸性

期がpH測定局所の皮膚の肉眼的所見に平行する事である。即ち第1酸性期は4~8日目の淡赤色の皮膚発赤の時期に一致し、第2の酸性化は強い発赤又は色素沈着の始めに相当し、第3の酸性期は色素沈着の時期に相当する。(第20図)

5,000r では2日目に強い第1の酸性化(pH0.7)を呈した後上昇し照射前値より高くなるが、6日目頃再び強い第2の酸性化pH 0.2を示して、10日目頃には正常に近い所まで復帰する。即ち第1の酸性期は強い発赤の時期であり、第2の酸性期は痂皮形成の初期である。(第21図)

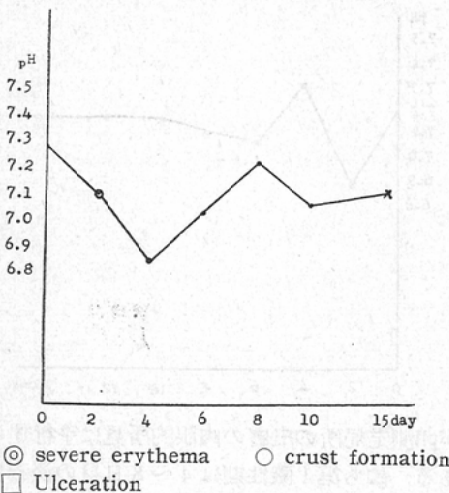
10,000r 照射では2日後に強い酸性化(pH0.55)を示し、4日には5,000rを照射した前実験と同様に、pH値は照射前値より高くなるが、6日後に



下降して第2の酸性化を示し15日頃には正常に復帰する。第1酸性期は肉眼的所見では強い発赤の始めに一致し、第2の酸性期は痂皮形成の始まりに一致する。15日以後は皮膚照射部位がもろくなり皮膚pH測定が不能となった。(第22図)

20,000r 照射では2日目より酸性化 (pH 0.14) の下降がおこり、4日目頃に最低値(pH 0.5程度)を示し、8日目頃より元の値に戻り始めるが、10日~12日目にpH 0.2程度の酸性のまま固定する。この様に照射線量が多くなるに従って、第1酸性期が長くなり最低値が遅れてくると共にこれに続くpHの上昇も又遅れてくる。この酸性化は2日目頃に強い発赤、4日目頃に痂皮形成の初期、10日目頃に潰瘍形成の初期に一致する。(第23図)

Fig. 23. After local 20,000r (soft ray)



30,000r 照射では2日、4日、6日と日を追って酸性化が強くなり、最低値を示す時期は20,000r照射群よりも更に遅れてくる。8日を最低として少しく上昇の傾向をとり再び下降する。肉眼的所見は2日目頃より強い発赤、4日目頃より痂皮形成の初期、14日目頃より潰瘍形成の初期である。(第24図)

各照射群とも第1の酸性化は発赤の時期に一致し、第2の酸性化は色素沈着乃至痂皮形成の初期に一致し、潰瘍形成によつて第3の酸性化を見る。

以上の如く照射線量が多くなるに従って、第1次pHの下降期は長く続くが、線量と下降の程度と

Fig. 24. After local 30,000r analogous signs in Fig. 23.

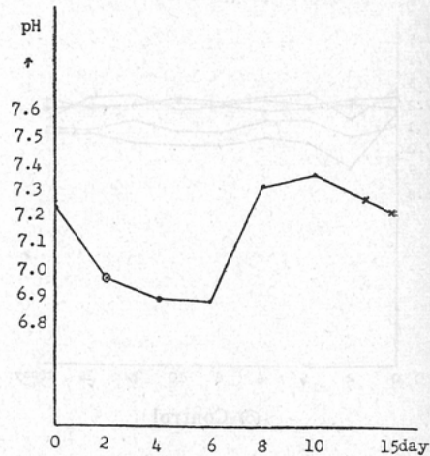
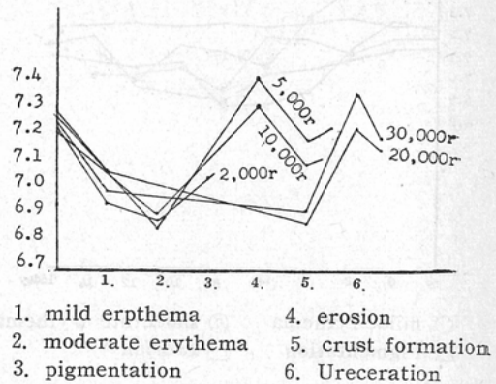


Fig. 25. Correlation of skin pH with macroscopical bindings in various dosage groups.



の間には特に関係が見られなかつた。

第25図は肉眼的所見である発赤、色素沈着、浸潤、痂皮、潰瘍と分けて各線量の照射群を比較したものであるが、各照射群とも強い発赤の時期にはpHが最も下降し、次いで痂皮形成の初期にpHが下降している。又線量とpHの量的変動とは殆んど関係ないが、各肉眼的所見の時期及び酸性期が大線量程早く現れている事を示している。

総 括

周知の如く放射線が生体に照射された場合には、そこに先づ物理的な変化として電離と励起が起こり、次に化学的变化としてH, OH, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>, H<sub>2</sub>の如き遊離基が産生され、これが第3次の変化として酵素系に働き、細胞を障害し、死滅せしめる

と考えられている。

この第2次の段階の過程については、主として水について検討が加えられ、Leaに初まり、Allenに続く多くの研究が放射線化学という新しい研究分野に於いて深められつつある。

この様に第2次段階にして発生したH, OH, H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>, H<sub>2</sub>等は、ともに強い還元、酸化の作用をもっており、これが放射線による生物学的作用の原因ではないかとの考え方が有力である。

しかし生体に放射線を照射した場合に、そこに如何なる化学的反応が生起されたかは、試験管内の実験結果より推測するより外なく、上記の如き遊離基による酸化、還元のいづれの化学反応がより著明であるかを知る事が出来れば、放射線生物学的作用の基礎機転の検討に1指針を加えるものではないかと考える。

著者は皮膚pHを測定する特殊な皮膚用硝子電極を試作し得たので、これを用いる事によつてレ線を照射された皮膚のpHの変動を測定し、興味ある結果を得ることが出来た。

実験は家兎を用い、その臀部又は大腿の皮内にpHメーターを挿入して測定し、温度補正を行った。全身照射は200KVの硬線を用い、局所照射は45KVの軟線を用いた。

全身照射では家兎のLD<sub>50</sub>に相当する450rを一時照射し、照射後60分にわたり3分毎に皮膚pH値を経時的に測定した所pH値は下降の傾向をとり、60分後には0.15~0.38の下降が認められ、全経過として酸性化の傾向のある事が認められた。しかし60分の経過を詳細に見ると、そこに3つの波があり第1次、第2次、第3次の酸性化の現象が存在するものの如くであつて酸性への傾向をとるものの、そこには起伏のある事が判つた。しかしアルカリ性に向う事はあつても、照射前値よりpH値が上昇する事はない。

次に局所照射による影響について述べる。使用したレ線の線質が極めて軟線である事と、照射部の大きさが直径2cmの如き微小なものである故に、硬線を用いて100cm<sup>2</sup>の照射野にて照射した場合に認められる如き皮膚反応を来すには、

その数倍に相当するレ線量を必要とするので最低1,000r、最高30,000rを照射した。1,000r~2,000rにては皮膚pH値に変化は殆んど認められないが、3,000r照射ではpH値に極めて僅かなの変動があり、10,000r照射にてはかなりの変動が照射後60分の経過にて認められ、60分後には照射前値より最高0.13の低下が見られた。

又局所照射後16日にわたるpHの変動を2日毎に測定して観察した場合においても、軟線2,000r、5,000r及び10,000rでは2日目にpHの第1次下降があり、再び上昇して第2次の下降を示すものが多い。しかし照射線量が更に増大するとこの第1次下降の最低期が延長する傾向があり、20,000rでは照射後4日目に、30,000rでは6日目になり第1次pH値の下降期間の延長が認められた。しかし照射線量とpH下降度、即ち酸性度との間には特に関係はないものの如くである。

以上の如き実験結果より、レ線を全身に照射した場合にも、又局所に照射した場合にも皮膚pHは下降し、酸性に向う傾向のある事が明らかになつた。

### 結 語

1. 皮膚pHを測定する特殊の新皮膚用硝子電極を試作し、家兎について測定した。
2. 家兎全身にレ線をLD<sub>50</sub>に相当する450rを照射すれば、皮膚pHは下降する傾向が認められ、局所に照射した場合にも、照射局所のpH値は下降する。
3. 照射による皮膚pHの下降は漸進的な下降ではなく、若干の起伏があり、照射後60分の経過には3つの波を認める事が出来た。
4. 照射による皮膚pHの下降度、即ち酸性度と照射線量との間には関連性はないものの如くであるが、線量が多くなるに従つて第1次pH下降期間の延長が認められる。

擧筆するに当り、多大の御指導、御援助をたまわつた恩師金田教授、又京都府立医大第1生理学教室吉村教授、井上講師及び第1生理学教室助手各位並びに放射線医学教室奥講師に深謝します。

附記 本研究は文部省科学研究費の補助を受けたことを附記し謝意を表す。金田弘

## 文 献

- 1) Schade, H.: Z. gas, exp. Med. 24, 1921. —  
 2) 吉村寿人, 藤本守: 日新医学, 33, 1959. —3) 細川計明: 総合医学, 17, 1959. —4) 林敢為: 日本皮膚科学雑誌 69, 1959. —5) Reed, Joffe & Joseph: Bone & Joint Surg, 29, 1947. —6) 田頭勇作, 安平公夫: 日本血液学会誌, 17, 1954. —7) 吉村寿人: 日新医学, 26, 1937. 吉村寿人: 電気化学, 26, 1958—8) 吉村寿人: pHの理論と測定法, 丸善. —9) Lea, D.E.: Combridge Univ. press, 1947. —10) Allen, A.O. et al.: J. phy. chem., 56, 1952.

## Influence of Irradiation upon the Skin pH

By

Tatumaru Miyamoto

Department of Radiology, Kyoto Prefectural Medical University

Director: Prof. Dr. H, Kaneda (Dep. of Radiology)

Director: Prof. Dr. H, Yoshimura (Dep. of Physiology)

1. The author had invented a new type of glass electrode which was specially constructed to measure a skin pH.
2. With this electrode the author measured rabbits skin pH values after irradiation. When a dose of 450r or the LD50 was applied to a whole body, the skin pH value tended to decrease after irradiation and when irradiated locally, the skin pH value of that part had also an inclination to fall.
3. Diminution of pH values after irradiation was not progressively but it had a little undulation and three small wave-like alterations of pH were observed after sixty minutes Period.
4. A degree of diminution of pH value after irradiation seemed to be independent on dosage but it was observed that the longer the dose was the longer the period of the primary pH diminished stage.