

医用图象的测量和处理

桑原道义

一 序 言

以前，物理量的测量只限于收集空间某点随时间的变化的信息就可以了，可是随着各种测量技术和信息处理技术的发展，现在要测量和处理的是空间的许多点随时间连续变化的图象了。

在医学里，图象测量开始较早，由心脏的力学运动产生的电场变化——心电图，把色素，放射性同位素（RI）注入到血液中时产生的指示剂稀释曲线等等。这些曲线的形状随时间变化，也就是要得到图象随时间的变化；根据X射线在生物体内吸收的差别得到X射线图象的二维图象。最近几年搜集显微图象或利用各种手段得到如断层象这样的图象，再用计算机处理，可提供新的诊断信息。我们可从日本及国际的有关学会，如图象识别国际会议，医用图象处理日美讨论会的许多研究报告中看到这方面的研究成果。人们把EM1扫描器和用计算机得到的X射线人体横断层象以及白血球自动分类推举为70年代的特殊成果，今后需要研究的领域很多。本文对类似的医用图象的测量和处理现状作一简述。

二 医用一维图象和信息处理

医用图象的测量分为二类：信息随时间变化的一维图象和信息在空间上分布的二维图象。本节简述一下一维图象的种类及其信息处理。

把医学数据的一维图形叫图象也许有些问题，可是临床上把信息随时间变化的图形用于诊断的很多。这里姑且把这些叫着一维图象吧！其中有由生物机体产生信号的心电图、心音图、脑电图等，也有对外部施加的色素，放射性同位素、超声波等作用产生的响应信号，即色素或放射性同位素稀释曲线及超声心动图（心脏瓣膜的动态图）等。

2.1 心电图和心音图

为了解心脏机能广泛使用心电图。根据心电图的形状，可获得关于心脏疾病的很多信息。在医用图象的识别中最先开始的是心电图图象的识别。现在有些方法已达到实用化阶段。

平常作心电图，在人体表面上安放12个感应元件，由此得到我们熟知的各波段P、R、Q、S、T典型的心电图图形。如众所知P波由于心房的激动，QRS综合波由于心室的激动所致。T波是心室的复极化，而心房的复极化含在QRS综合波中。PR间隙反映心房心室间的传导时间，其变化与PR间隔有关。心电图的基准线是TP部份，正常情况下ST部分也在基准线上，此外，RR间隔的变化和波形紊乱都是脉搏不整的信息。考虑这些因素在进行心电图识别时，在予处理阶段要去掉交流干扰、漂移、肌电图然后取各波的幅度、高度、间隔为特征参数进行识别，也可作成心电图向量图。但为诊断各种心脏疾病尚需抽取细微特征并识别，在此尚存在许多问题。

对心音图处理尚不完善，但与心电图同样是测量心音在胸壁上的分布，特别是测量到达时间和波形，以此判断心脏机能。图1为从左心室到右心室的短路心放射图。

2.2 脑电图

从安在头皮上的电极取出的脑电图信号是由电极附近的细胞活动产生的。其中包括自发性电压和感应外部刺激所生的电压。在自发性电压信号里虽然也有表示特征的图象，但一般在进行了统计处理后，还要使用频谱分析和相关分析技术。

2.3 指示剂稀释曲线

把色素注入到循环系统后，测出其在血液中的浓度随时间的变化，以此来了解循环系统的各生理量值，这种试验方法早已开始使用了。这叫作色素稀释法或一般称为指示剂稀释法。由于放射性同位素(RI)的出现，现在用放射性同位素代替色素的越来越多，如心放射线图、脑放射线图、肾图等。从这些图形里只能定性地推断出心脏和肾脏的机能，若想根据这些图形得到定量分析，必须先作出反映生物体功能的数学模型。利用这样的模型进行模拟信息处理叫动态解析法。作者在这方面提供了一个实用的临床检查方法。把放射性同位素注入到循环系统里，根据同位素的输送过程，利用模拟法根据心电图和脑电图的数学模型可确定心脏血管系统的重要参数，即心搏出血量、脑血流量、左心容积、右心容积，肺血流量、体血流量、各部分平均通过时间、心内短路率、主动脉瓣回流率等。肾照相术就是往静脉注入放射性同位素使之被左右肾所吸收和排泄，这是一个行之有效的肾功检查法。根据放射性同位素在体内的分布过程、在左右肾内的吸收排泄过程，在膀胱内的积蓄过程所组成的数学模型，用模拟法按此模型可得到肾功能的重要数据。

一方面，对于指示剂稀释曲线使用以下的解释方法，就是把色素和放射性同位素注入到循环系统内后，在 t_i 时间内人体器官中的血液里的指示剂浓度可以这样表示：

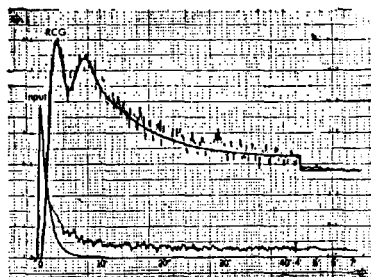
$$y_i = a_0 + a_1 t_1 + a_2 t_2^2 + \dots + a_{n-1} t^{n-1}$$

系数 a_0 、 a_1 、 \dots 、 a_{n-1} 用在 t_0 、 t_1 、 \dots 、 t_{n-1} 几个时刻测得的数值确定。解析方法就是使用这系数值的判别函数确定病名。

另一方面，迅速注入的指示剂在各脏器内的吸收过程，大都能以指数函数近似地表示出来，如：

$$y(t) = A_1 \exp(-\beta_1 t) + A_2 \exp(-\beta_2 t)$$

使测量数据和模型曲线尽量重合，来确定系数 A_1 、 A_2 、 β_1 和 β_2 ，根据系数值可推断出生物机体的功能。



RI-RENOGRAM REPORT
 ***** OBSERVED RENOGRAM
 ===== COMPUTED RENOGRAM

469 COMPUTER-AIDED RI-RENOGRAM DIAGNOSIS (RPF)
 DATE 740603 NAME ARATA MASAMITI AGE
 UNIT DIAGNOSIS

CHART#

BP R	L	URINE FLOW	ML/MIN
OCCULT BLOOD	PROTEIN	SUGAR	SP. GRAV. 10

MINUTES : RIGHT

1
2
3
4
5
6
7
8

MINUTES : LEFT

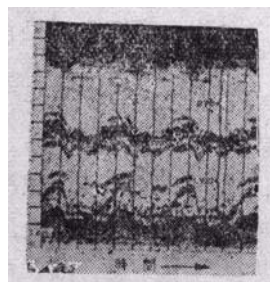
1
2
3
4
5
6
7
8

-----PROBES AT L1)/R. 1CM ABOVE ILIAC CREST--
 TOTAL RPF= 610 ML/MIN. (R/L 50.5/49.5) BG R= 100 L= 100
 EXCRETORY TIME CONSTANT R= 1.64 5MIN L= 1.34 7MIN
 DEAD TIME R= 2.0 MIN L= 2.0 MIN
 MEAN TRANSIT TIME R= 3.6 MIN L= 3.3 MIN
 EXCRETION OBSERVED(25MIN)=73.5% (50MIN)=79.7%
 EXCRETION COMPUTED(25MIN)=73.5% ACCURACY R= .7 L= 1.7

图 2 肾 图

2.4 超声心动图

超声波脉冲穿射生物体后，由具有



(a)

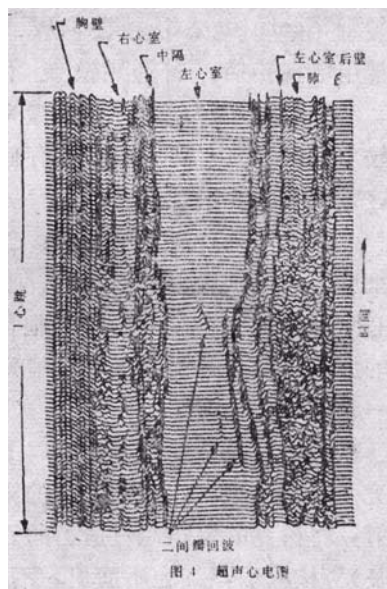


图 3 超声心动图

(b)

图 3 心超声波图

不同反射率的组织返回成为反射波。利用这个反射波把各器官随时间的动作描绘在同步示波器上，就是超声心动图，通常叫心超声波图。

该图表示各生物体组织对超声波的反射率，同时也表示了超声波的传布时间，可是不一定给出实际的物理值，而且图形不清楚，分辨率亦低。所以为识别超声波图象，在很好认识生物体构造和组织对超声波的反应性质的基础上，有必要判断同步示波器上的图。图 3 (b) 就是使用计算机给出心超声波图的一个例子。但要将这种信息处理的结果

应用到临床上还有很多困难。

三 医用二维图象和信息处理

3.1 显微镜图象

过去显微图象是医生或专门技术人员用肉眼进行观察的。随着检验项目的增加，正致力于对白血球、癌细胞、染色体、网膜血管象进行自动识别，在70年代取得了非常大的进展。

3.1.1 白血球

60年代中期以来，美国积极进行白血球自动分类研究，相继发表了许多研究报告和若干实用装置。在白血球的处理中，不仅需要把离散在200~300微米间的六种100~200个白血球从标本中分类计数，而且还必须同时挑出异常的白血球。在计算机控制下，以能自动调节焦距自动更换样品的显微镜为中心的白血球自动分类装置就是其中之一。这种装置是corning公司根据J.W.Bacus的设计思想制成的，代号LARC。检查白血球通常用电视扫描。普通显微镜下的视野是 25×25 微米²，若按0.1~0.5微米的距离实现数字化，必须有4K~64K的存储器。日本在这方面的研究很有进展。

白血球里共计有六种细胞：二种嗜中性粒细胞、淋巴细胞、单核细胞、嗜酸性粒细胞和嗜碱性粒细胞。这六种细胞各自具有独特的形状。图4是淋巴细胞和嗜碱性粒细胞的一般图象。

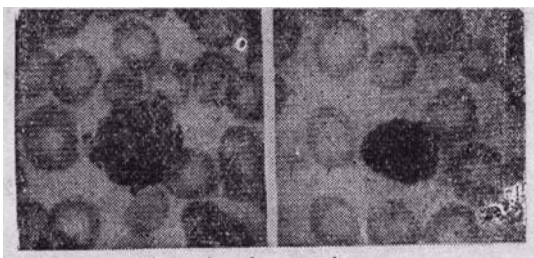


图4 白血球象

从图上可见，在白血球的周围有很多红血球，在涂抹标本时要非常注意，美国为此研究了种种装置。在使用平常的染色试剂时，为除去红血球象，需用适当波长的单色光照射，将得到的象再经过适当的处理。此外，采用下列数值为白血球的特征参数：(核周长)²/核面积，细胞质面积，不同单色光下的细胞质部分的平均浓度比及颗粒个数等项指标。用这些参数识别并计算各种白血球。

3.1.2 子宫癌细胞

子宫癌的细胞诊断在日本已有10年的历史了，然而近期才能进行数字化处理。而且还未能最后解决识别精度，处理速度等问题。可是在这方面的研究工作取得了相当快的进展，已研制出达到实用程度的处理装置。图5(a)是一个子宫癌细胞的显微镜照片，图5(b)是其他细胞数字化的一个例子。

要把这种细胞涂抹在玻璃载片上作为标本，必须全面检查标本，因而处理速度是很

重要的。

为识别正常细胞和异常细胞，把细胞核面积，核面积/细胞质面积、核浓度等作为特征参数。为提高分辨细胞的能力，一般是先粗扫描找出细胞，然后对细胞部分做细扫描以识别细胞。为找到细胞用飞点扫描或电视扫描。现在平均识别率是60~70%，和白血球一样，制作涂抹标本的方法是提高识别率的重要因素。

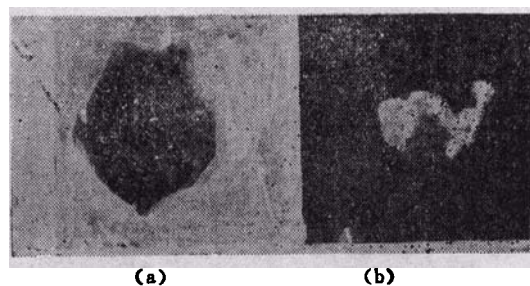


图5 子宫癌细胞象

3.1.3 染色体

异常染色体自动识别的研究工作虽然开始较早，但还有许多必须解决的问题。染色体跟白血球一样没有颜色和花纹问题，而且也不要求从细胞质里分离出细胞核。图6 (a) 是一个染色体数字化图象。由图可知，图象的大部份都是不清楚的。故不仅需要除去噪声、修补模糊之处和突出边缘，而且更为重要的是使轮廓突出，但这是非常困难的，而且把图象固定在显微镜视野的中心部分也不容易。其视野比白血球视野大，约为 80×80 微米²。计算机的存储容量为40K~60K字。图6 (b) 是用离散的非线性滤波器处理的结果(下面详述)。(c) 是在此基础上用中值滤波器作微分处理所描出的轮廓。(d) 是在(a)图上用某个阈值切割成的二进制数值图象。已取得了很多研究成果，发表了很多报告。最近喷气推进研究所搞的利用小型电子计算机进行全自动控制的系统是引人注目的，该系统能把46个染色体分成几组。有人还进行了异常细胞有无的判断研究。日本尾上等人也进行了类似的研究工作，可是还难以达到实用阶段。

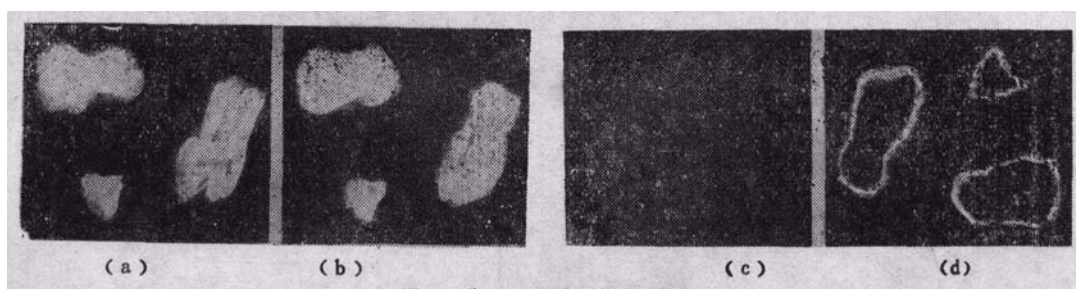


图6 染色体象

3.1.4 视网膜血管象

眼底网膜血管照片是诊断高血压病的重要依据。高血压病在进展过程中使动静脉交叉部分的静脉变细且走向异常。故识别动静脉交叉部分的图象即可诊断高血压病。这项检查越来越多，所以需要对视网膜的血管象进行自动处理。图7 (a) 是一张眼底照片，对这种图象需利用颜色信息进行图象处理和识别。图中 (b)、(c) 是山本等人判定血管范围的予处理结果。



图7 网膜血管象和血管范围的处理结果

3.2 X 射线图象

在医疗上 X 射线图象的代表是胸部 X 射线图象、胃 X 射线图象及心血管造影象。X 射线图是生理组织对 X 射线吸收程度不同所成的象，与放射性同位素比，是很好的模拟象。随着图象增强技术的发展，用 X 射线电视测量 X 射线。处理 X 射线图象的困难是很多的，因为本来是三维的信息，现在用二维表示出来，相邻象素间的灰度差小而且灰度幅度也大。这些在图象识别中都是很不利的因素，为此有必要增加数据点的数目，使灰度电平级数增大。X 射线图象一直逐年增加，所以非常有必要在处理这些图象时使用计算机装置。

3.2.1 胸部射线图象

X 射线胸部照片所包含的信息量大，用途广，故在临床诊断上使用的时间长。最近美国及世界其他国家正积极研究这种识别技术，但这些研究仍处于摇篮时期，

尚未取得可供实际应用的结果。

图 8 (a) 是一个数字化的胸部 X 射线照片。图 8 (b) 是经边缘突出后，再进行微分处理使肋骨或心阴影更明显化的图象。以这样的图象为基础，有时可自动地描绘出肺和肋骨的轮廓。肺轮廓确定后，再把肺断面当成园形，进行肺体积的处理，如图 9 所示。也有进行突出肺内血管影的处理。还有进行肺内肿瘤异常阴影的轮廓抽出的。也进行种种心阴影自动处理，由此决定心胸轮廓系数，再决定心阴影图象的特征量，然后用判别函数把心脏分为正常、二尖瓣狭窄、一尖瓣闭锁不全、主动脉瓣狭窄、主动脉瓣闭锁不全等几种心脏病。

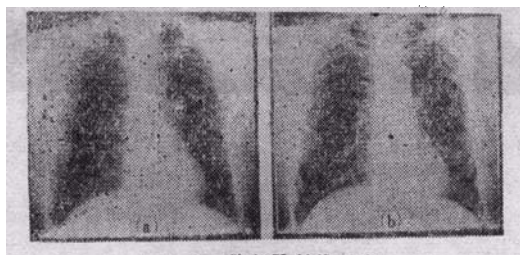


图8 胸部 X 射线照片

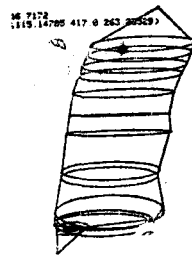


图9. 肺容积的决定

3.2.2 胃射线充盈象

为胃癌的早期发现，在团体检查时一般拍摄胃 X 射线充盈象。可是识别这个象需相当熟练的技术。因此首先试图借助电子技术自动地描出胃的轮廓图。图 10 是其中的一个例

日本已安装了几十台这种装置。

图10 (b) 是根据动态阈值法所描绘出的轮廓, 该方法是 C.K.Chow 等人正在进行心血管 X 射线造影象的处理时提出的。但将胃 X 射线充盈象和脊椎骨及其周围器官分离开比较困难。因此将此结果用于诊断还需要一定时间。

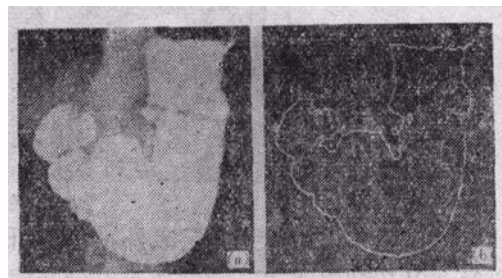


图10 胃射线充盈象的轮廓抽取

3.2.3 心血管X射线造影电影法

把色素注入心脏后, 用 X 射线进行电影摄影。此法常用于测量心脏机能及其容积。有人应用由此法得到的图象, 自动抽取左心室轮廓。C.K.Chow 等人提出用动态阈值法作这种抽取, 但进展不大。最大障碍是难以将左心室从其他器官中分离出来。但仍然期望能通过自动处理自动测量左心室的容积及其随时间的变化率和左心室的排出率。

3.3 放射性同位素 (RI) 图象

把被人体特定脏器吸收放射性同位素的标识化合物投入人体后, 在体外测定由这种放射性同位素放射出的射线就可知放射性同位素的分布状态, 从而测量内脏器官的形状和功能的方法叫闪烁图象法。闪烁图象的优点在于不使患者痛苦就能检查内脏器官的形状和功能的异常, 由于近几年来强烈希望用无损方法探查生物机体, 所以它受到重视。可是闪烁图象是由闪烁器发出光的象点集合而成, 与 X 射线比较, 图象质量差, 故需改善。(此节的以下内容删掉, 感兴趣的读者见原文——编者注)。

3.4 超声波断层象

为得到心脏的断层象, 使用超声波, 以前采取机械式移动探头的扫描方法, 近来采取配有多个探头扇形的电子式扫描方法。也有配置多个超声波元件取出平行线上的回波, 从而得到断层象的方法。这些方法不仅限于心脏, 对其他器官亦适用。用电视监视器不仅可直接观察到心脏的跳动, 也可发现乳房, 胎儿的异常变化。但图象的自动处理亦未达实用阶段。图11是用电子扫描方式拍的心脏舒张末期的断层象。



图11 心脏舒张末期断层象

四 体轴横断面断层象

1973年在英国出现了射线体轴横断层摄影装置, 该装置叫EMI扫描器。这个装置是以脑扫描为目标做出来的, 但也能用于全身扫描。现在有十多个公司制造和销售它。在

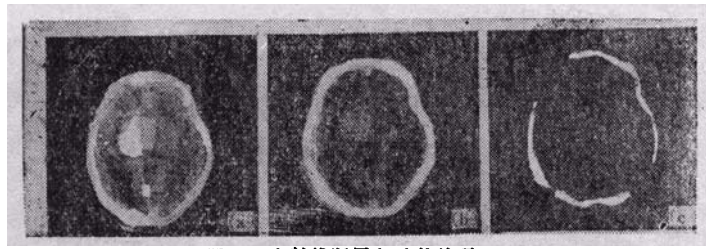


图12 脑射线断层象及其处理

除用X射线得到断层象外，也正研究利用注入体内正电子或利用放射性同位素的放射，以及利用重离子的穿透等得到断层象。

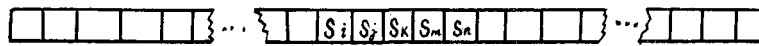
目前可以看到的有 M.M.Ter.Dogossion 等人研究出来的名叫 PETT型正电子断层摄影装置。

五 结 论

在协助医师进行诊断和治疗中，医学图象测量和处理应当完成重要任务。各界对它的进展寄予热切希望。本文概述了医学图象测量和处理现状，由于它的对象所涉及的范围很广，自然材料的取舍和解释会有许多不当之处，例如热曲线图形，放射性同位素闪烁术波动光栅等医学图象的重要部分没能写出。医学图象测量和处理未能在本文中全部谈到。

医学图象处理是横跨医学和工程技术两个学科领域的一项技术。故医学工作者和工程技术人员必须密切协作。

朱 东 摘译自《计测と制御》昭和52年4月16卷4号 吴 勋 校



(上接36页)

规定动作时，这个过程就停止了。

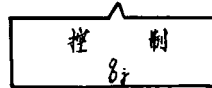


图7 图 灵 机

将上述说法形式化就得到：

定义6.1 图灵机（或简称TM）是一个6元组 $(Q, \Sigma, \Gamma, \delta, q_0, F)$ ，其中

1. Q 与 Σ 的定义如前。 2. Γ 是包含 Σ 和一个称为空符号 B 的带符号的有穷集合。

3. $q_0 \in Q$ ，称为初始状态。 4. $F \subseteq Q$ 是最后状态集合。

5. δ 是一个把 $Q \times \Sigma$ 映射到 $Q \times \{\Gamma - \{B\}\} \times \{-1, 0, 1\}$ 的子集的部份函数，能被图灵机 z 识别的语言记为 $L(z)$ 。

图灵机与0型文法的关系如下面定理所述：

定理 6.1 一个文法是0型文法，当且仅当它所生成的语言能被某个TM所接受。

于是，图灵机便是0型语言的识别器。

以上简单地介绍了各类文法与其识别器之间的关系。其中，PDA实际上是程序设计语言的编译程序的数学模型。它在编译程序的设计中有着重要的应用[3]。

参考文献（4篇略）