

# 人体电阻抗技术中场扰动理论及其应用\*

万明习 程敬之

(西安交通大学信息与控制工程系, 西安)

**摘要** 本文提出了人体电阻抗的场扰动理论分析方法。文中证明了电导率变化引起恒流场和恒压场扰动的基本公式、修正 G-L 公式以及声场诱发电场扰动公式。本文还介绍了上述理论在电声门图方法中的应用结果。

**关键词** 人体电阻抗技术; 电场扰动; 电声门图

## 一、引言

人体电阻抗技术是一类非侵入性的医学测量和成像方法,其应用领域十分广泛,包括阻抗血流图<sup>[1]</sup>、生物介质电特性测量<sup>[2]</sup>、阻抗 CT<sup>[3]</sup>和电声门图<sup>[4]</sup>等。但至今对这几种方法仍缺乏全面、深入和本质性的研究,从而限制了它们的应用。该技术中的电场理论和实验研究是解决上述各方法中一系列应用问题的重要途径。本文从理论上研究了容积导体内电导率分布变化引起的电场分布扰动以及导体内部电场扰动在表面电极间的表现形式,并将理论结果应用于电声门图方法中。

## 二、电场扰动基本公式

如图 1 所示,  $v_j$  和  $g_j$  分别是第  $j$  个区域的体积和电导率;  $v'_j$  和  $g'_j$  分别是第  $j$  个区域变化后的体积和电导率。

**公式 1** 设由表面电极建立起一恒定电流场,当容积导体内电导率变化时,产生的电位分布扰动  $\Phi_i$  为

$$\Phi_i = \frac{1}{4\pi} \int_v \frac{\Delta g}{g g'} \mathbf{J} \cdot \nabla \left( \frac{1}{r} \right) dv \quad (1)$$

式中  $\Delta g = g' - g$ ,  $g$  和  $g'$  分别是变化前后电导率分布;  $\mathbf{J}$  是电流密度矢量。

**证明** 由 Hertz 电矢位公式

$$V = -\frac{\nabla \cdot \boldsymbol{\pi}}{g} = -\frac{1}{4\pi} \int_v \frac{\mathbf{J}}{g} \cdot \nabla \left( \frac{1}{r} \right) dv \quad (2)$$

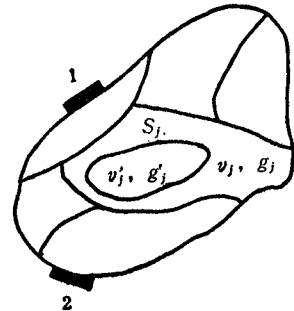


图 1 发生电导率变化的容积导体

(2) 式中,  $V$  是在容积导体内由  $\mathbf{J}$  和  $g$  的分布所确定的电位分布;  $\boldsymbol{\pi}$  为 Hertz 电矢位。

1990年2月4日收到,1990年12月15日修改定稿。

\* 国家自然科学基金资助项目。

将  $g$  和  $g'$  分别代入(2)式,求得变化前后的电位分布  $V$  和  $V'$ , 由  $\phi_s = V' - V$  就得到(1)式. 证毕.

电位扰动  $\phi_s$  既取决于电导率及其变化的空间分布,也取决于电流密度矢量的空间分布.

**推论 1** 假设生物组织是各向同性的媒质,电流密度扰动  $J_s$  为

$$J_s = -g'\nabla\phi_s = -\frac{1}{4\pi} \int_v \Delta g \cdot \nabla \left[ \mathbf{E} \cdot \nabla \left( \frac{1}{r} \right) \right] dv \quad (3)$$

证明略.

在恒流电场中,用电位扰动公式较方便;而在恒压电场中,宜用电流密度扰动公式.

### 三、修正 G-L 公式

下面讨论容积导体内电导率变化、体积形变和电极位移等因素引起的电场扰动与体表电极测量信号之间的关系. 符号标注如图 2 所示.

记号: 图 2(a) 中,  $g_{v\varphi}$ 、 $\varphi_v$ 、 $J_{v\varphi}$  分别表示在电极位置  $A$ 、 $B$  施加包含在体积  $v_{i\varphi}$  内的电流源  $I_\varphi$  时,容积导体  $v_\varphi$  中的电导率、电位和电流密度矢量分布;  $J_{s\varphi}$  是  $v_{i\varphi}$  内电流密度矢量;设定在  $v_\varphi$  表面,除与  $v_{i\varphi}$  接触的区域  $A$ 、 $B$  外,其余表面位置  $g_{v\varphi} = 0$ . 为简化下面定理一证明中的数学表达式,不妨再作如下标注:  $v_w$  是由  $v_\varphi$ 、 $v_{i\varphi}$  和  $v_{i\phi}$  构成的总的体积单元,即表面  $S_w$  内的全部体积;又将  $v_w$  内电位与电流密度矢量分别标注为  $\varphi_w$  和  $J_{w\varphi}$ . 容积导体  $v_{i\phi}$  内电位分布为  $\varphi_{i\phi}$ . 图 2(b) 是容积导体发生变化前,在电极位置  $C$ 、 $D$  施加包含在体积  $v_{i\phi}$  内的电流  $I_\phi$  时的电场符号标注,它与图 2(a) 一一对应. 图 2(c) 是容积导体内电导率变化、体积变化和电极位移后,在电极位置  $A'$ 、 $B'$  施加包含在体积  $v_{i\varphi'}$  内的电流  $I_{\varphi'}$  时的电场符号标注,它与图 2(a) 一一对应,  $v_{i\varphi'}$  是  $v_{\varphi'}$ 、 $v_{i\varphi'}$  和  $v_{i\phi}$  所构成的总体积,即表面  $S'_{i\varphi}$  内的全部体积.

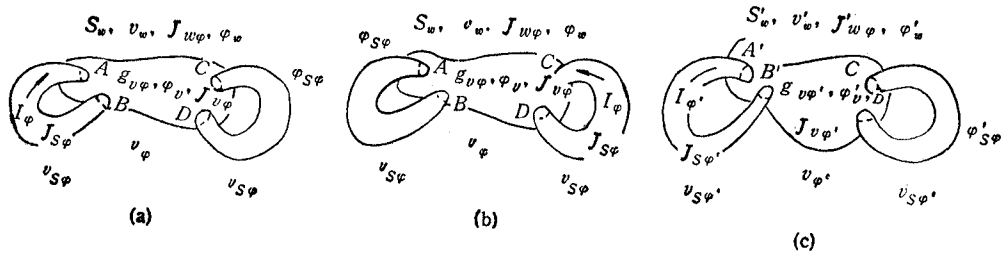


图 2 符号标注 (图 (a) 右边的  $\varphi_{i\varphi}$ 、 $v_{i\varphi}$  应为  $\varphi_{i\phi}$ 、 $v_{i\phi}$ . 图 (b) 中的  $\varphi_{i\varphi}$ 、 $J_{w\varphi}$ 、 $\varphi_w$ 、 $g_{v\varphi}$ 、 $\varphi_v$ 、 $J_{v\varphi}$ 、 $I_\varphi$ 、 $J_{s\varphi}$  以及右下角的  $v_{i\varphi}$  应分别为  $\varphi_{i\phi}$ 、 $J_{w\phi}$ 、 $\varphi_w$ 、 $g_{v\phi}$ 、 $\varphi_v$ 、 $J_{v\phi}$ 、 $I_\phi$ 、 $J_{s\phi}$  和  $v_{i\phi}$ . 图 (c) 右边的  $\varphi'_{i\varphi}$ 、 $v_{i\varphi'}$  应为  $\varphi'_{i\phi}$ 、 $v_{i\phi}$ )

**定理 1** 设在电极位置  $A$ 、 $B$  施加恒定电流并在  $v_\varphi$  内建立恒流场后,由  $v_\varphi$  内电导率变化、体积改变和电极位移所引起的  $C$ 、 $D$  端测量阻抗变化增量为

$$\Delta Z = \left( \frac{\phi_{A'B'}}{\phi_{AB}} - 1 \right) Z - \int_{v_\varphi \cup v_{\varphi'}} \Delta g L'_\varphi \cdot L_\phi dv \quad (4)$$

(4)式中,  $\phi_{AB}$  和  $\phi_{A'B'}$  分别是  $v_\varphi$  变化前后在  $C$ 、 $D$  间施加电流  $I_\phi$  时,呈现于电极  $A$ 、 $B$

间和位移后的电极位置  $A'$ 、 $B'$  间的电压;  $Z = \phi_{AB}/I_\psi$  是基础阻抗;  $\Delta g = g_{v\varphi'} - g_{v\varphi}$ ;  $v_\varphi \cup v_{\varphi'}$  是变化前后容积导体体积  $v_\varphi$  与  $v_{\varphi'}$  之或;  $L_\varphi^i$  和  $L_\psi$  称为导矢量

$$\left. \begin{aligned} L_\psi &= -\nabla\phi_\psi/I_\psi \\ L_\varphi^i &= -\nabla\varphi_\varphi^i/I_\varphi \end{aligned} \right\} \quad (5)$$

$L_\psi$  是  $v_\varphi$  变化前在电极  $C$ 、 $D$  间施加单位电流时,  $v_\varphi$  内电场强度分布;  $L_\varphi^i$  是在  $v_\varphi$  变化为  $v_{\varphi'}$  后在电极  $A'$ 、 $B'$  间施加单位电流时,  $v_{\varphi'}$  内的电场强度分布。

**证明** 在  $v_w$  内, 应用高斯散度定理

$$\int_{v_w} \nabla \cdot \mathbf{F} dv = \oint_{S_w} \mathbf{F} \cdot d\mathbf{S} \quad (6)$$

且令  $\mathbf{F} = \phi_w \mathbf{J}_{w\varphi}$  有

$$\begin{aligned} \int_{v_w} \nabla \cdot (\phi_w \mathbf{J}_{w\varphi}) dv &= \int_{v_w} [\phi_w (\nabla \cdot \mathbf{J}_{w\varphi}) + \mathbf{J}_{w\varphi} \cdot \nabla \phi_w] dv \\ &= \oint_{S_w} \phi_w \mathbf{J}_{w\varphi} \cdot d\mathbf{S} \end{aligned} \quad (7)$$

根据电流连续性  $\nabla \cdot \mathbf{J}_{w\varphi} = 0$ , (7) 式为

$$\int_{v_w} \mathbf{J}_{w\varphi} \cdot \nabla \phi_w dv = \oint_{S_w} \phi_w \mathbf{J}_{w\varphi} \cdot d\mathbf{S} \quad (8)$$

令  $\mathbf{F} = \varphi_w \mathbf{J}_{w\psi}$ , 同理有

$$\int_{v_w} \mathbf{J}_{w\psi} \cdot \nabla \varphi_w dv = \oint_{S_w} \varphi_w \mathbf{J}_{w\psi} \cdot d\mathbf{S} \quad (9)$$

(8) 与 (9) 式相减得

$$\begin{aligned} &\int_{v_w} (\mathbf{J}_{w\varphi} \cdot \Delta \phi_w - \mathbf{J}_{w\psi} \cdot \nabla \varphi_w) dv \\ &= \oint_{S_w} (\phi_w \mathbf{J}_{w\varphi} - \varphi_w \mathbf{J}_{w\psi}) \cdot d\mathbf{S} \end{aligned} \quad (10)$$

在  $S_w$  上,  $\mathbf{J}_{w\varphi n} = 0$  和  $\mathbf{J}_{w\psi n} = 0$ ,  $n$  表示  $S_w$  的法线方向, 所以

$$\int_{v_w} (\mathbf{J}_{w\varphi} \cdot \nabla \phi_w - \mathbf{J}_{w\psi} \cdot \nabla \varphi_w) dv = 0 \quad (11)$$

在本文中推导电极间测量电阻与容积导体变化之间的关系时, 不妨将高频电场问题用其等效静电场考虑, 由图 2 可令

$$\left. \begin{aligned} \mathbf{J}_{w\varphi} &= \mathbf{J}_{s\varphi} - g_{v\varphi} \nabla \varphi_v \\ \mathbf{J}_{w\psi} &= \mathbf{J}_{s\psi} - g_{v\psi} \nabla \psi_v \end{aligned} \right\} \quad (12)$$

$\mathbf{J}_{s\varphi}$ 、 $\mathbf{J}_{s\psi}$ 、 $g_{v\varphi}$  和  $g_{v\psi}$  不等于零的区域分别是  $v_{s\varphi}$ 、 $v_{s\psi}$ 、 $v_\varphi$  和  $v_\psi$ 。(12) 式代入 (11) 式得

$$\int_{v_{s\varphi}} \mathbf{J}_{s\varphi} \cdot \nabla \phi_{s\varphi} dv - \int_{v_{s\psi}} \mathbf{J}_{s\psi} \cdot \nabla \varphi_{s\psi} dv = \int_{v_\varphi \cup v_\psi} (g_{v\varphi} - g_{v\psi}) \nabla \varphi_v \cdot \nabla \psi_v dv \quad (13)$$

现定义

$$\left. \begin{aligned} E_\psi^{AB} &= \frac{1}{I_\varphi} \int_{v_{s\varphi}} \mathbf{J}_{s\varphi} \cdot \nabla \phi_{s\varphi} dv \\ E_\varphi^{CD} &= \frac{1}{I_\psi} \int_{v_{s\psi}} \mathbf{J}_{s\psi} \cdot \nabla \varphi_{s\psi} dv \end{aligned} \right\} \quad (14)$$

$E_{\varphi}^{AB}$  和  $E_{\varphi}^{CD}$  分别为在  $C$ 、 $D$  施加电流  $I_{\psi}$  时在  $A$ 、 $B$  端产生的电压和在  $A$ 、 $B$  施加电流  $I_{\varphi}$  时在  $C$ 、 $D$  端产生的电压。(13)式两边除以  $I_{\varphi}I_{\psi}$  后,代入(14)式得

$$E_{\varphi}^{CD}/I_{\varphi} - E_{\psi}^{AB}/I_{\psi} = - \int_{v_{\varphi} \cup v_{\psi}} (g_{v\varphi} - g_{v\psi}) \mathbf{L}_{\varphi v} \cdot \mathbf{L}_{\psi v} dv \quad (15)$$

其中

$$\left. \begin{aligned} \mathbf{L}_{\varphi v} &= -\nabla\varphi_v/I_{\varphi} \\ \mathbf{L}_{\psi v} &= -\nabla\psi_v/I_{\psi} \end{aligned} \right\} \quad (16)$$

若  $g_{v\varphi} \Rightarrow g_{v\psi} = g_v$ , 则

$$E_{\varphi}^{CD}/I_{\varphi} - E_{\psi}^{AB}/I_{\psi} = Z \quad (17)$$

$Z$  是互阻抗。(17)式是互易定理的表达形式之一。

利用图 2(b) 和 2(c) 作类似于(15)式的推导,得

$$E_{\varphi'}^{CD}/I_{\varphi'} - E_{\psi}^{A'B'}/I_{\psi} = - \int_{v_{\varphi'} \cup v_{\psi}} (g_{v\varphi'} - g_{v\psi}) \mathbf{L}_{\varphi' v} \cdot \mathbf{L}_{\psi v} dv \quad (18)$$

其中

$$\left. \begin{aligned} \mathbf{L}_{\varphi' v} &= -\nabla\varphi'_v/I_{\varphi'} \\ \mathbf{L}_{\psi v} &= -\nabla\psi_v/I_{\psi} \end{aligned} \right\} \quad (19)$$

由(17)式有  $Z/E_{\psi}^{AB} = 1/I_{\psi}$ , 代入(18)式 并令  $Z' = E_{\varphi'}^{CD}/I_{\varphi'}$ , 推得

$$\begin{aligned} \Delta Z &= Z' - Z \\ &= (E_{\psi}^{A'B'}/E_{\psi}^{AB} - 1)Z - \int_{v_{\varphi'} \cup v_{\psi}} (g_{v\varphi'} - g_{v\psi}) \mathbf{L}_{\varphi' v} \cdot \mathbf{L}_{\psi v} dv \end{aligned} \quad (20)$$

当图 2 中各电流源是线状电流源时

$$\left. \begin{aligned} \mathbf{J}_{s\varphi} dv &= -|\mathbf{J}_{s\varphi}| dadl = -I_{\varphi} dl \\ \mathbf{J}_{s\psi} dv &= -|\mathbf{J}_{s\psi}| dadl = -I_{\psi} dl \\ \mathbf{J}_{s\varphi'} dv &= -|\mathbf{J}_{s\varphi'}| dadl = -I_{\varphi'} dl \end{aligned} \right\} \quad (21)$$

(21)式中负号是因为  $d\mathbf{l}$  和电流密度矢量方向相反。将(21)式代入(14)式得

$$\left. \begin{aligned} E_{\psi}^{AB} &= - \int_{AB} \nabla\psi_{s\varphi} \cdot d\mathbf{l} = - \int_A^B d\psi_{s\varphi} = \psi_{AB} \\ E_{\varphi}^{CD} &= - \int_{CD} \nabla\varphi_{s\psi} \cdot d\mathbf{l} = - \int_C^D d\varphi_{s\psi} = \varphi_{CD} \\ E_{\psi}^{A'B'} &= - \int_{A'B'} \nabla\psi_{s\varphi'} \cdot d\mathbf{l} = - \int_{A'}^{B'} d\psi_{s\varphi'} = \psi_{A'B'} \end{aligned} \right\} \quad (22)$$

将(22)式代入(20)式,并令  $\mathbf{L}_{\varphi' v} = \mathbf{L}_{\varphi}^i$ ,  $\mathbf{L}_{\psi v} = \mathbf{L}_{\psi}$ , 且考虑  $v_{\psi} = v_{\varphi}$ , 即可推导出(4)和(5)式。定理 1 证毕。G-L 公式<sup>[5,6]</sup>仅考虑了电导率变化  $\Delta g$  与阻抗增量  $\Delta Z$  的关系,未能包括电极位移和体积变化的影响,而定理 1 弥补了这一缺陷,所以本文称之为修正的 G-L 公式。由(4)式可见,  $\Delta g$  对  $\Delta Z$  的影响不仅取决于  $\Delta g$  发生的位置和幅度,而且还取决于该处的电场分布特性。

**推论 2** 在恒压导纳方法中,表面电极所测电导变化分量为

$$\Delta Y = \Delta Y_s + Y^2 \int_{v_{\varphi} \cup v_{\varphi'}} \Delta g \mathbf{L}_{\varphi}^i \cdot \mathbf{L}_{\psi} dv \quad (23)$$

式中,  $\Delta Y_s$  是电极位移引起的电导变化分量;  $Y$  是基础电导或互导。证明略。

**推论 3** 将容积导体内单位体积  $\Delta v$  中由单位电导率增量  $\Delta g$  所引起的测量阻抗变化随空间位置的分布定义为灵敏度分布  $S(x, y, z)$ , 则有

$$S(x, y, z) = \lim_{\Delta g \rightarrow 0, \Delta v \rightarrow 0} \left[ \frac{\Delta Z}{\Delta g \Delta v} \right] = -L_{\phi}^i \cdot L_{\phi} \quad (24)$$

由(24)式可见, 当  $L_{\phi}^i \cdot L_{\phi} > 0$  时,  $\Delta g$  增加使  $\Delta Z$  下降; 当  $L_{\phi}^i \cdot L_{\phi} < 0$  时,  $\Delta g$  增加使  $\Delta Z$  也增加; 当  $L_{\phi}^i \cdot L_{\phi} = 0$  时,  $\Delta g$  变化对  $\Delta Z$  没有影响. 为了从体表完整地获得体内  $\Delta g$  的信息, 理想条件下应满足: (1) 在  $\Delta g \neq 0$  的区域内,  $S(x, y, z)$  应是均匀分布, 且是幅度较大的常数; (2) 在探测区外,  $S(x, y, z) = 0$ . 实际情况下, 上述两条件不能完全满足, 只能尽可能逼近<sup>[7]</sup>.

#### 四、声场诱发电场扰动

在电声门图方法中, 除声带振动、喉高度调节和电极位移等因素引起电声门图信号变化外, 语音声波也会引起喉部组织电导率改变而对声门图电场产生扰动.

如图 3 所示,  $x$  处声压为  $p(ct - x)$ ,  $c$  是声速. 假定电极间为各向同性的线性电介质, 无声压信号时介电常数

$$\varepsilon = \varepsilon_0(1 + \chi) \quad (25)$$

$\chi$  是极化率. 当有声压时,  $\chi$  是  $p$  的函数

$$\chi(p) = a(1 - rp) \quad (26)$$

$r$  是压缩系数, 所以

$$\varepsilon(p) = \varepsilon_0 \left[ 1 + \frac{\varepsilon - \varepsilon_0}{\varepsilon_0} (1 - rp) \right] \quad (27)$$

令  $\varepsilon_r(p) = \frac{\varepsilon(p)}{\varepsilon_0}$  和  $\varepsilon_r = \frac{\varepsilon}{\varepsilon_0}$ ,  $\varepsilon_r$  和  $\varepsilon_r(p)$  分别是组织未受压和受压时的相对介电常数

$$\varepsilon_r(p) = \varepsilon_r(1 - rp) + rp \quad (28)$$

$p(ct - x) = 0$  时, 电极间电压

$$V = - \int_0^{x_0} E(x) dx \quad (29)$$

$E(x)$  是无声压时组织中电场强度. 当在  $x$  处一个小的区域  $\Delta x$  内组织受声压作用而压缩时, 电极间电压

$$V' = - \int_0^x E(x) dx - \int_x^{x+\Delta x[1+rp(ct-x)]} E(p, x) dx - \int_{x+\Delta x}^{x_0} E(x) dx \quad (30)$$

$E(p, x)$  是在压缩区声压引起的新的场强分布, 其中  $E(0, x) = E(x)$ . 由局部声压所引起的体表电压变化为

$$\begin{aligned} \Delta V_p = V' - V = & - \int_x^{x+\Delta x} [E(p, x) - E(x)] dx \\ & - \int_{x+\Delta x}^{x+\Delta x+rp(ct-x)\Delta x} [E(p, x) - E(x) + E(x)] dx \end{aligned} \quad (31)$$

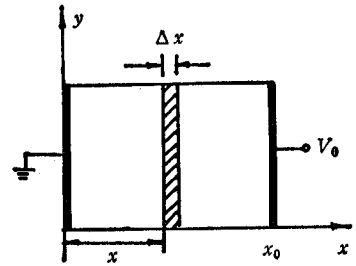


图 3 声场诱发电场扰动

由于  $rp(ct-x)$  和  $\Delta x$  都很小

$$\begin{aligned} \Delta V_p &= -p(ct-x) \frac{d\mathbf{E}(0,x)}{dp} \Delta x \\ &\quad - p(ct-x) \frac{d\mathbf{E}(0,x)}{dp} rp(ct-x)\Delta x + \mathbf{E}(0,x)rp(ct-x)\Delta x \\ &= -p(ct-x)\Delta x \left\{ \frac{d\mathbf{E}(0,x)}{dp} + r \left[ \mathbf{E}(0,x) + p(ct-x) \frac{d\mathbf{E}(0,x)}{dp} \right] \right\} \quad (32) \end{aligned}$$

由电荷守恒定律

$$\frac{d}{dp} [\varepsilon(p)\mathbf{E}(p,x)]_{p=0} = 0 \quad (33)$$

即

$$\left. \frac{d\mathbf{E}(p,x)}{dp} \right|_{p=0} = -\frac{\mathbf{E}(0,x)}{\varepsilon} \frac{d\varepsilon(p)}{dp} \quad (34)$$

由(27)式得

$$\frac{1}{\varepsilon} \left[ \frac{d\varepsilon(p)}{dp} \right] = -\left[ \left( 1 - \frac{1}{\varepsilon_r} \right) \right] r \quad (35)$$

将(34)和(35)式代入(32)式得

$$\begin{aligned} \Delta V_p &= -\left( 2 - \frac{1}{\varepsilon_r} \right) \mathbf{E}(x)rp(ct-x)\Delta x \\ &\quad + \left( 1 - \frac{1}{\varepsilon_r} \right) \mathbf{E}(x)r^2p^2(ct-x)\Delta x \quad (36) \end{aligned}$$

当  $r$  和  $p$  较小时, (36)式第二项可忽略。将  $\Delta V_p$  在  $[0, x_0]$  区间上积分, 得声场诱发电场扰动后在表面电极产生的总的电压增量为

$$V_p \approx -\left( 2 - \frac{1}{\varepsilon_r} \right) r \int_0^{x_0} \mathbf{E}(x)p(ct-x)dx \quad (37)$$

当声波波长远大于容积导体尺寸时

$$V_p \approx -\left( 2 - \frac{1}{\varepsilon_r} \right) rp(ct-x)V \quad (38)$$

由(38)式可见, 声场诱发电场扰动的程度  $|V_p/V|$  主要取决于容积导体的压缩系数和声压幅度。

## 五、应用举例

### 1. 声带多维振动信号获取

如图4所示, 将圆片电极1和2置于喉两侧声带水平甲状软骨体表, 建立4MHz的横向恒压电场, 电场在声门附近近似均匀分布。将半环形带状电极4和5置于颈前声带上下水平建立3.75MHz纵向恒压电场。置于下腭的半圆片电极与电极4同电压, 可改善纵向电场在声门附近的均匀性。声带的三维振动对纵向和横向电场产生扰动, 并表现为电极1、2间导纳和电极4、5间导纳的变化。获得的某患轻度气息式发声病变成成年男性

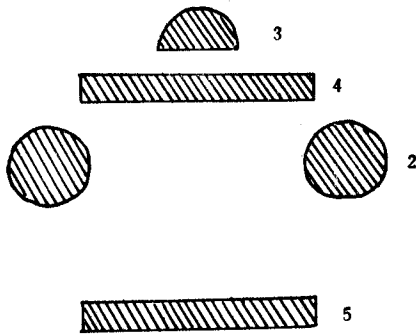


图4 横向和纵向电声门图电极系统

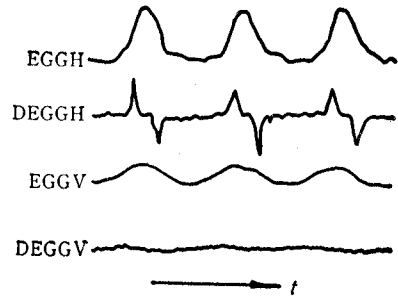


图5 横向和纵向电声门图 (EGGH 和 EGGV) 记录及其微分波形

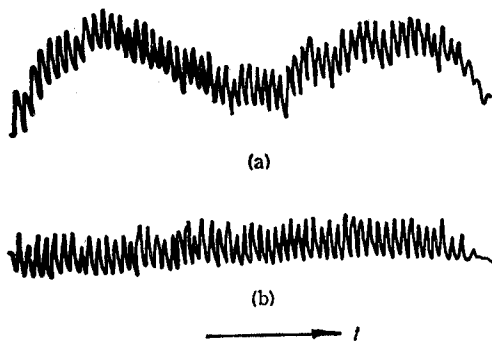
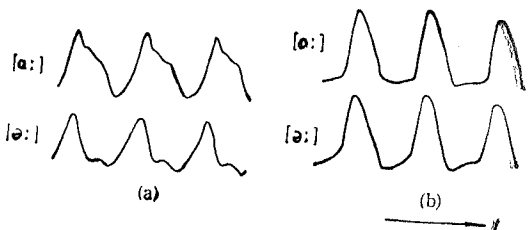
的横向和纵向电声门图如图 5 所示。

### 2. 低频扰动分量的影响

将定理 1 和推论 2 应用于电声门图。喉上下运动导致电极位移, 体积变化和电导率分布整体改变, 在电声门图中引入低频分量, 由(4)和(23)式可见, 低频分量迭加在声带振动分量上。由此所设计的基线校正方法<sup>[8]</sup>的实验结果示于图 6。

### 3. 声场诱发电场扰动的抑制

结合(38)式和电极皮肤界面电特性的研究结果表明, 采用适当高的工作频率可抑制声场诱发电场扰动, 其实验结果如图 7 所示。抑制后的波形表明, 不同稳态元音所对应的声带振动模式基本相同, 这与生理学解释是一致的。

图6 低频扰动分量的影响  
(a) 基线校正前; (b) 基线校正后图7 声场诱发电场扰动前后横向电声门图  
(a) 抑制前 (40kHz); (b) 抑制后 (4MHz)

上述方法已用于临床, 积累了三百多例临床资料。通过以上理论和实验研究, 可见本文建立的电场扰动理论的正确性及其应用价值。这一理论对其它电阻抗方法也是适用的。

### 参 考 文 献

[1] B. C. Penney, *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 13(1985), 227—281.

- [ 2 ] R. Pethhing, *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 8(1987), Suppl. A, 5—12.  
[ 3 ] A. D. Seagar, et al., *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 8(1987), Suppl. A, 13—31.  
[ 4 ] D. G. Childer, *CRC Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 12(1985), 131—161.  
[ 5 ] D. B. Geselowitz, *IEEE Trans. on BME*, **BME-18**(1971), 38—41.  
[ 6 ] J. Lehr, *IEEE Trans. on BME*, **BME-19**(1972), 156—157.  
[ 7 ] 万明习等,中国医疗器械杂志,13(1989),125—129.  
[ 8 ] 万明习等,中国医疗器械杂志,14(1990),1—6.

## THEORY AND APPLICATION OF FIELD PERTURBATION TO ELECTRICAL IMPEDANCE TECHNIQUE FOR MEDICINE

Wan Mingxi    Chen Jingzhi

(Xi'an Jiaotong University Xi'an)

**Abstract**    A new approach called perturbation theory is presented to analyze the electrical impedance for medicine. The formula of constant voltage and constant current field perturbation, modified G-L formula and the formula of electrical field perturbation evoked by sound field are derived. The application results of the theory in electroglottographic method are also introduced.

**Key words**    Electrical impedance technique for medicine; Electrical field perturbation; Electroglottography