

(300次)的时变谱(TVS)结果如下:正常 ABR 的 TVS 主要频率范围大约在 866~945Hz(频率 A 段)、472~551Hz(B 段)及 236~315Hz(C 段);波 I 的主谱范围分布在频率 A 段和 B 段、波 II 在 A 段、波 III 在 A 段和 B 段、波 IV 在 A 段、波 V 在 A 段和 C 段;正常 MLR 的 TVS 频率集中在 45~56Hz 左右,TVS 表明其峰值出现在 MLR 的每个分量的潜伏期附近。正常 SVR 的 TVS 有两个主要频段(9.8~12.2Hz 和 2.4~4.9Hz),高频段(9.8~12.2Hz)部分潜伏期(从 P_1 至 P_2)较短,大约是低频段(2.4~4.9Hz)的 40%;低频范围的相应值增大,与较长潜伏期分量一致,由 P_2 到 N_2 。

(周 炜译 林淑娟校)

010 睡眠状态 EEG 时域谱模型的神经网络分析中特征波的检测[日]/岛田尊正...
//BME. —1994,8(9). —196

我们提出了一种新型的神经网络模型,用它检测 EEG 中多种重要的特征波,这对睡眠期诊断是必要的。本文中,我们将提出的方法与两种常规的神经网络模型及相似率法进行比较以实现检测睡眠状态 EEG 的特征波。实验结果表明:与其它常规的方法相比,本文提出的神经网络模型更能检测孤立的和突发性的特征波,而与特征波的持续时间几乎无关。分析神经网络的相关的责任是完成检测孤立的特征波的 XOR 操作。

(周 炜译 林淑娟校)

011 脑实质轮廓清晰技术在医用 CT 成象中的应用[日]/崎 健... //BME. —1995,9(3). —24

医学 CT 成象已得到广泛应用,可容易观察活体三维信息。但是从 CT 成象中

提取组织,有时因组织的形状复杂以及其它组织的信息也夹杂在成象信号中,因此很难准确地提取感兴趣的部位。通常,我们靠人工完成这种工作,并且需药物专家的帮助。这些问题严重阻碍了自动化提取处理。根据 clumsy painter 法,我们提出了一种自动提取法,并引入了组织形状的均分量作为成象中轮廓复合的参数。我们已实现了高提取精度的可靠系统。

(周 炜译 林淑娟校)

012 体外冲击波结石破碎装置中反射波传播与散射的理论研究[日]/中村 修...
//BME. —1995,9(3). —32

有关体外冲击波结石破碎装置的反射波作用作为一种基础研究,已对超声波在人体中的传播和聚集作了大量的探讨。在数字模型中假设超声波是由置于球形表面的压电传感器发射的。还研究了类似肾结石的固体散射体与障碍物置于焦点区域对波的散射、反散及透射作用。数字分析用一种与分析电磁场广泛采用的 FD—TD 法的相同方法实现。

(周 炜译 林淑娟校)

013 听觉诱发脑磁场与刺激间间隔[日]/今田俊明... //BME. —1995,9(3). —15

听觉诱发脑磁响应取决于刺激间隔(ISI),也取决于刺激显示间隔(SOA),这可通过单纯舌刺激检查。多篇文献阐述:听觉诱发响应 N_1 和 N_{1m} 随 SOA 增大而增大,但未作明确说明。当 ISI 为 0.5、1.0、1.5、1.95 秒及 SOA 为 0.5、1.0、2.0、2.5 秒时,在不同区段测量三种响应(P_{1m} 、 N_{1m} 和 P_{2m})的峰值延时及峰幅值。 P_{1m} 、 N_{1m} 和 P_{2m} 的峰值延时对 ISI 或 SOA 均未显示有统计上的相关性;ISI 和 SOA 对 P_{1m} 峰值幅度也无统计相关;另一方面,