



# 中华人民共和国国家计量技术规范

JJF XXXX-20XX

## 电针治疗仪校准规范

Calibration Specification of Electroacupuncture Therapy  
Device

20XX-XX-XX 发布

20XX-XX-XX 实施

国家市场监督管理总局 发布

电针治疗仪校准规范

Calibration Specification of

Electroacupuncture Therapy Device

JJF XXXX—20XX

归口单位：全国医学计量技术委员会

起草单位：杭州市质量技术监督检测院

浙江省计量科学研究院

中国计量科学研究院

参加单位：北京航天总医院

中国计量大学

宁波市计量测试研究院

本校准规范委托全国医学计量技术委员会负责解释

**本规范主要起草人：**

杭州市质量技术监督检测院 蒋雪萍

浙江省计量科学研究院 陈 灿

中国计量科学研究院 周 凤

**参加起草人：**

北京航天总医院 于 眉

中国计量大学 胡佳成

宁波市计量测试研究院 余善成

宁波市计量测试研究院 徐聪恩

## 目 录

引言.....	II
1 范围.....	1
2 引用文件.....	1
3 术语.....	1
3.1 电针治疗仪.....	1
3.2 电针.....	1
3.3 电极针.....	1
3.4 模拟负载阻抗.....	1
3.5 输出波形.....	1
3.6 工作频率.....	1
3.7 电极针连接器.....	1
3.8 电极线.....	1
3.9 输出端子.....	1
3.10 输出通道.....	1
4 概述.....	2
5 计量特性.....	2
5.1 治疗时间.....	3
5.2 连续波脉冲输出频率.....	3
5.3 最大输出电流有效值.....	3
5.4 直流分量.....	3
6 校准条件.....	3
6.1 环境条件.....	3
6.2 测量标准及其他设备.....	3
7 校准项目和校准方法.....	4
7.1 外观及工作正常性检查.....	4
7.2 治疗时间.....	4
7.3 输出连续波脉冲频率.....	5
7.4 最大输出电流有效值.....	5
7.5 直流分量.....	6
8 校准结果表达.....	6
9 复校时间间隔.....	6
附录 A 电针治疗仪校准原始记录（推荐）格式样式.....	8
附录 B 校准证书内页（推荐）格式样式.....	9
附录 C 测量不确定度分析分析评定.....	9
附录 C.1 治疗时间误差测量不确定度分析评定.....	10
附录 C.2 连续波脉冲输出频率测量不确定度分析评定.....	13
附录 D 采用示波器校准最大输出电流有效值方法.....	13

# 引 言

本规范依据 JJF 1001-2011《通用计量术语及定义》、JJF 1059.1-2012《测量不确定度评定与表示》和 JJF 1071-2010《国家计量校准规范编写规则》编制。

本规范的制定参考 GB 9706.1-2007《医用电气设备 第1部分：安全通用要求》、YY 0607-2007《医用电气设备 第2部分：神经和肌肉刺激器安全专用要求》、YY 0780-2018《电针治疗仪》、YY/T 0696-2008《神经和肌肉刺激器输出特性的测量》。

本规范为首次制定。

# 电针治疗仪校准规范

## 1 范围

本规范适用于电针治疗仪的校准。

## 2 引用文件

GB 9706.1 医用电气设备 第1部分：安全通用要求

YY 0607 医用电气设备 第2部分：神经和肌肉刺激器安全专用要求

YY 0780 电针治疗仪

凡是注日期的引用文件，仅注日期的版本适用于本规范；凡不注日期的引用文件，其最新版本（包括所有的修改单）适用于本规范。

## 3 术语

### 3.1 电针治疗仪 electroacupuncture therapy device

通过电针给患者进行治疗和辅助治疗的仪器。通常包括主机、电极线和电极针连接器，也可包括配套使用的电极针。

### 3.2 电针 electroacupuncture

一种疗法，即针刺入穴位获取针感后，在针上通以微量电流，以针刺和电的双重刺激，辅助治疗疾病的一种方法。

### 3.3 电极针 electroacupuncture needle

用于电针治疗仪的针灸针，能够与电极针连接器相连接，将治疗仪输出的电流传导至肌组织。

### 3.4 模拟负载阻抗 simulated load impedance

测试时模拟负载的无感电阻。

### 3.5 输出波形 output waveform

呈现在患者电路上的一个电信号（电压或电流）的幅值对时间变化的函数。

### 3.6 工作频率 work frequency

治疗仪正常工作时的频率或频段。

### 3.7 电极针连接器 electroacupuncture needle clamp

将电极线连接至电极针的装置，其型式包括但不限于夹式。

### 3.8 电极线 electroacupuncture needle connector

将电极针连接器连接至输出端子的导线，用于传递治疗仪的输出电流。可由多段组成，包括转接头。

### 3.9 输出端子 outlet terminal

治疗仪上用于连接电极线的装置。

### 3.10 输出通道 outlet channel

形成一个完整回路的最小输出单元，通常包括一对输出端子和相应的控制器件。

## 4 概述

电针治疗仪（以下简称治疗仪）是一种能产生多种脉冲波形(见图 1)的医疗设备，其最常见的脉冲波形为连续波。治疗仪主要包括主机（控制系统）、指示器、电极线和电极针连接器，也可包括配套使用的电极针。治疗仪通过刺入人体穴位的电极针将产生的脉冲电流输入至人体各部位的经络，产生刺激作用，同时代替医务人员手法运针所产生的人工机械的刺激作用，最终达到治疗目的。

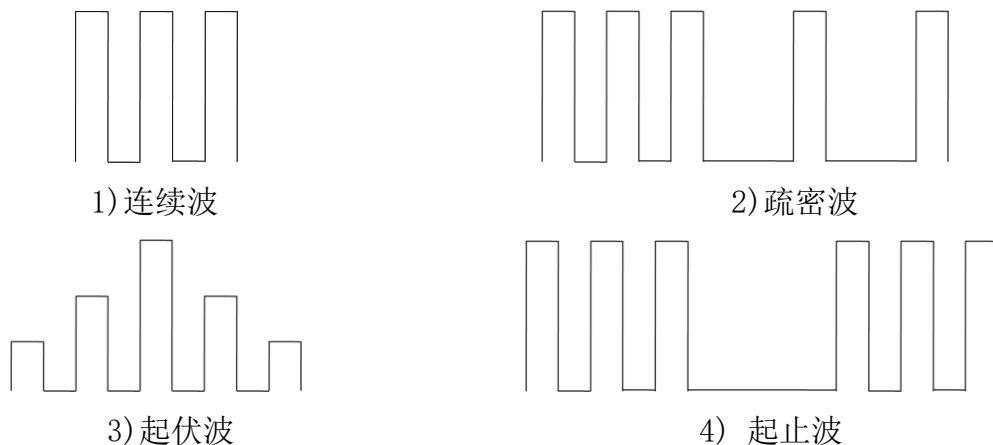


图 1 电针治疗仪的典型输出波形

## 5 计量特性

### 5.1 治疗时间

治疗时间最大允许误差不超过设定值的 $\pm 10\%$ 。

### 5.2 连续波脉冲输出频率

连续波脉冲输出频率最大允许误差不超过设定值的 $\pm 20\%$ 。

### 5.3 最大输出电流有效值

最大输出电流有效值不超过 10mA。

### 5.4 直流分量

治疗仪输出应无直流分量。

注：以上技术指标不适用于合格性判别，仅供参考。

## 6 校准条件

### 6.1 环境条件

6.1.1 环境温度： $(20 \pm 10)^\circ\text{C}$ ；

相对湿度： $(20 \sim 80)\%$ 。

6.1.2 周围无强电磁场干扰，有较好的防尘措施。

### 6.2 测量标准及其他设备

#### 6.2.1 电针治疗仪校准装置

表 1 电针治疗仪校准装置技术要求

序号	参数名称	测量范围	最大允许误差
1	电流	$(0 \sim 20) \text{ mA}$	$\pm 1\%$
2	时间	$(0 \sim 3600) \text{ s}$	日差： $\pm 0.5 \text{ s/d}$
3	负载电阻	$250 \Omega$	$\pm 5\%$
4	频率	$(0 \sim 200) \text{ Hz}$	$\pm 1\%$

#### 6.2.2 秒表

测量范围： $(0 \sim 3600) \text{ s}$ ，日差： $\pm 0.5 \text{ s/d}$ 。

#### 6.2.3 医用漏电流仪

测量范围： $(0 \sim 100) \mu\text{A}$ ，最大允许误差： $\pm (1.0\% \text{ 示值} + 1 \text{ 个字})$ ，分辨力不大于  $1.0 \mu\text{A}$ 。



### 6.2.4 无感电阻

标称值：10k $\Omega$ ，最大允许误差： $\pm 5\%$ 。

### 6.2.5 电容

标称值：470 $\mu\text{F}$ ，最大允许误差： $\pm 5\%$

## 7 校准项目和校准方法

### 7.1 外观及工作正常性检查

#### 7.1.1 外观检查

7.1.1.1 目测检查治疗仪的外观有无污损、裂纹、旋钮松脱等影响计量特性的缺陷，其面板有无涂覆层脱落、锈蚀，文字、符号和标志应清晰。

7.1.1.2 手感检查电极针连接器有无安装准确，是否灵活可靠。

#### 7.1.2 输出通道标识

各输出通道的控制器件和输出端子应标识清楚，易于识别。

#### 7.1.3 工作正常性检查

##### 7.1.3.1 输出通道独立控制

每个输出通道应能独立的启动和停止，输出强度应能够独立调节，不应提供 2 个或以上输出通道同步调节输出强度的方式。

##### 7.1.3.2 外壳漏电流

按图 2 连接治疗仪与医用漏电流测量仪，治疗仪正常状态下开机，用医用漏电流测量仪测量治疗仪的外壳漏电流，改变医用漏电流测量仪的电源正反极性，测量 2 次，取大者为治疗仪正常状态下外壳漏电流，其外壳漏电流应不大于 100 $\mu\text{A}$ 。

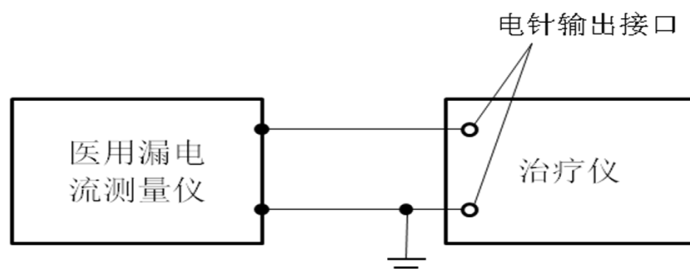


图 2 外壳漏电流测试连接图

### 7.2 治疗时间

7.2.1 治疗仪正常状态下开机（按说明书预热）输出波形设定为连续波、输出控

制器设定为最大值, 治疗仪的设定时间值选择送校医疗机构临床常用时间间隔 (建议至少 2 个设定时间值)。

7.2.2 方法 1: 当治疗仪开始工作同时按下秒表进行计时, 治疗仪停止工作同时结束秒表计时, 记录治疗仪实际工作时间。

7.2.3 方法 2: 治疗仪与电针治疗仪校准装置 (以下简称校准装置) 按图 3 连接, 当治疗仪开始工作时校准装置同时记时, 当治疗仪停止工作时校准装置同时停止记时, 记录治疗仪实际工作时间。

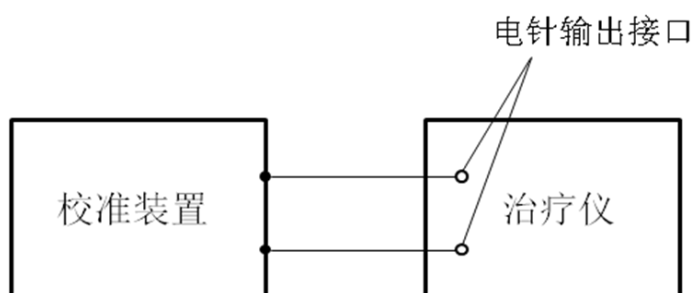


图 3 治疗仪与校准装置连接图

7.2.4 治疗时间示值误差用公式 (1) 进行计算:

$$\Delta t = \frac{t_i - t_o}{t_o} \times 100\% \quad (1)$$

式中:

$\Delta t$  —— 治疗仪设定时间测量点治疗时间误差, %;

$t_i$  —— 治疗仪的设定时间值, s;

$t_o$  —— 治疗仪实际工作时间, s。

### 7.3 输出连续波脉冲频率

治疗仪与校准装置按图 3 连接, 治疗仪输出波形设置为连续波, 频率控制器置于最大值处, 记录校准装置的读数, 脉冲频率误差用公式 (2) 进行计算:

$$\Delta f = \frac{f - f_o}{f_o} \times 100\% \quad (2)$$

式中:

$\Delta f$  —— 治疗仪的脉冲频率误差, %;

$f$  —— 治疗仪的工作脉冲频率, Hz;

$f_0$  ——校准装置测量得脉冲频率示值，Hz。

#### 7.4 最大输出电流有效值

治疗仪与校准装置按图 3 连接，治疗仪的输出波形设置为连续波，输出强度设定为最大值，连续观察 1 min 校准装置的读数，取最大值作为治疗仪最大输出电流有效值  $I_q$ 。

注：最大输出电流有效值也可采用示波器校准，方法见附录 D 示波器校准最大输出电流有效值方法。

#### 7.5 直流分量

按图 4 连接治疗仪、医用漏电流测量仪、无感电阻和电容，治疗仪输出强度设定为最大值，开机测试，医用漏电流测量仪应无检出（输出值小于医用漏电流测量仪分辨力）。

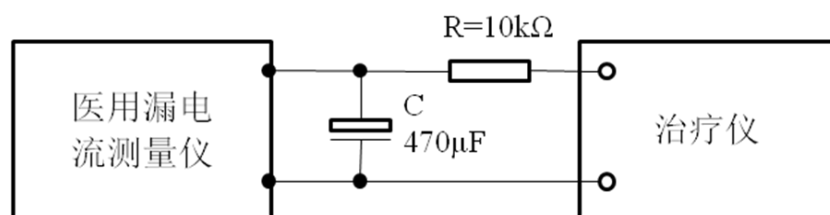


图 4 直流分量测试连接图

### 8 校准结果表达

校准结果应在校准证书上反映。校准证书应至少包括以下信息：

- a) 标题，如“校准证书”或“校准报告”；
- b) 实验室名称和地址；
- c) 进行校准的地点（如果不在实验室内进行校准）；
- d) 证书或者报告的唯一性标识（如证书编号），每页及总页数的标识；
- e) 送校单位的名称和地址；
- f) 被校仪器的描述和明确标识（如型号、产品编号等）；
- g) 校准日期；
- h) 如果与校准结果的有效性和应用有关时，应对抽样程序进行说明；
- i) 校准依据的技术规范的标识，包括名称和代号；
- j) 校准所用测量标准的溯源性及有效性说明；
- k) 校准环境的描述；

- l) 校准结果及其测量不确定度的说明；
- m) 校准证书或校准报告签发人的签名、职务或等效标识，以及签发日期；
- n) 校准结果仅对被校对象有效的声明；
- o) 未经实验室书面批准，不得部分复制校准证书或校准报告的声明。

## 9 复校时间间隔

建议复校时间间隔不超过 12 个月。

注：由于复校时间间隔的长短是由仪器的使用情况、使用者、仪器本身质量等诸因素所决定的，因此，送校单位可根据实际使用情况自主决定复校时间间隔。

## 附录 A

## 电针治疗仪校准原始记录（推荐）格式样式

委托单位/地址：\_\_\_\_\_  
 证书编号：\_\_\_\_\_  
 仪器名称：\_\_\_\_\_  
 制造厂商：\_\_\_\_\_  
 型号规格：\_\_\_\_\_  
 出厂编号：\_\_\_\_\_  
 环境温度：\_\_\_\_ °C  
 相对湿度：\_\_\_\_ %  
 主要测量标准器名称：\_\_\_\_ 型号：\_\_\_\_ 出厂编号：\_\_\_\_

## A.1 外观及工作正常性检查：

A.1.1 外观检查：符合 7.1.1 技术要求 不符合，\_\_\_\_\_

A.1.2 输出通道独立标识：符合 7.1.2 技术要求 不符合，\_\_\_\_\_

## A.1.3 工作正常性检查：

A.1.3.1 输出通道独立控制：符合 7.1.3.1 技术要求 不符合，\_\_\_\_\_

## A.1.3.2 外壳漏电流：

第一次	μ A	外壳漏电流： μ A
第二次	μ A	

## A.2 治疗时间 (单位：s)

设定值		
测量值		
示值误差		

## A.3 输出连续波脉冲频率 (单位：Hz)

输出频率设定值	
测量值	
示值误差	

## A.4 最大输出电流有效值 (单位：mA)

输出波形	连续波
最大输出电流有效值	

A.5 直流分量：有 无

校准员：\_\_\_\_ 核验员：\_\_\_\_ 日期：\_\_\_\_ 年 \_\_\_\_ 月 \_\_\_\_ 日

## 附录 B

## 校准证书内页（推荐）格式样式

## 校准结果

1 外观及工作正常性检查：

1.1 外观检查：

1.2 输出通道标识

1.3 工作正常性检查：

1.3.1 输出通道独立控制：

1.3.2 外壳漏电流： $\mu A$

2 治疗时间：

设定值		
示值误差	%	%

3 输出连续波脉冲频率示值误差： $\%$

4 最大输出电流有效值： $mA$

5 直流分量：

以下空白。

第 x 页 共 x 页

## 附录 C 测量不确定度分析分析评定

### 附录 C.1 治疗时间误差测量结果不确定度分析评定

依据 JJF 1059.1-2012《测量不确定度评定与表示》的要求，给出治疗时间误差校准结果的测量不确定度评定示例。其中包括各标准不确定度分量的评定与分析、合成标准不确定度以及扩展不确定度的计算等。

#### C.1.1 概述

C.1.1.1 环境条件：环境温度：(20±10)℃

相对湿度：(20~80)%。

C.1.1.2 测量标准：秒表

测量范围：(0~3600) s

日差：±0.5s/d

C.1.1.3 测量过程：采用电子秒表测量电针治疗仪的治疗时间误差，电针治疗仪开机预热后，治疗仪的设定时间值选择送校医疗机构临床常用时间间隔，当电针开始工作同时按下秒表进行计时，当治疗仪停止工作同时结束秒表计时，记录秒表时间后计算治疗时间误差。

#### C.1.2 测量模型

##### C.1.2.1 建立测量模型

$$\Delta t = t - t_0$$

式中：

$\Delta t$  —— 治疗仪在第  $i$  设定时间测量点治疗时间误差，s；

$t$  —— 第  $i$  测量点治疗仪的设定时间值，s；

$t_0$  —— 第  $i$  测量点秒表记录时间值，s。

##### C.1.2.2 灵敏系数

$$c_1 = \frac{\partial \Delta t}{\partial t} = 1$$

$$c_2 = \frac{\partial \Delta t}{\partial t_0} = -1$$

#### C.1.3 标准不确定度分量分析与评定

##### C.1.3.1 由输入量 $t$ 引起的标准不确定度分量 $u_t$ 分析评定

由输入量  $t$  引起的标准不确定度分量主要由重复测量引起的标准不确定度分量  $u_{t1}$  (A 类评定)

选定一台性能稳定治疗机 (型号: 6805-D), 设定治疗仪的工作时间为 10min (600s), 记录秒表记录的时间, 重复测量 10 次, 数据如附表 C.1 所示:

附表 C.1 被校电针治疗机的测量数据 单位: s

n	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
$t_o$	600.12	599.98	600.34	600.28	600.18	600.45	600.08	600.22	600.25	600.08

算术平均值:

$$\bar{t}_0 = \frac{\sum_{i=1}^n t_{oi}}{n} \approx 600.20 \text{ s}$$

单次实验标准差:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{10} (t_i - \bar{t})^2}{n-1}} \approx 0.14 \text{ s}$$

实际工作中以单次测量值为测量结果, 故:

$$u_{t1} = \frac{s}{\sqrt{1}} = 0.14 \text{ s}$$

C.1.3.2 由输入量  $t_o$  引起的标准不确定度分量  $u_{to}$

C.1.3.2.a) 由秒表最大允许误差 (日差) 引起的标准不确定度分量  $u_{to1}$  (B 类评定)

秒表日差为 0.5 s/d, 区间半宽  $a = 0.25 \text{ s/d}$ , 按均匀分布考虑, 包含因子取  $k = \sqrt{3}$ , 由秒表最大允许误差 (日差) 引起的标准不确定度分量  $u_{to1}$ :

$$u_{to1} = \frac{0.25}{\sqrt{3}} \approx 0.15 \text{ s}$$

C.1.3.2.b) 由秒表分辨率引起的标准不确定度分量  $u_{to2}$  (B 类评定)

秒表的分辨力为 0.01 s, 区间半宽  $a = 0.005 \text{ s}$ , 按均匀分布考虑, 包含因子取  $k = \sqrt{3}$ , 由秒表分辨率引起的标准不确定度分量  $u_{to2}$ :

$$u_{to2} = \frac{0.005}{\sqrt{3}} \approx 0.0029 \text{ s}$$



C. 1. 3. 2. c) 由输入量  $t_o$  引起的标准不确定度分量  $u_{t_o}$  评定

$$u_{t_o} = \sqrt{u_{t_{o1}}^2 + u_{t_{o2}}^2} \approx 0.15 \text{ s}$$

C. 1. 4 合成标准不确定度的评定

C. 1. 4. 1 灵敏系数计算

$$c_1 = \frac{\partial \Delta t}{\partial t_o} = 1 \quad c_2 = \frac{\partial \Delta t}{\partial t} = -1$$

C. 1. 4. 2 合成标准不确定度的计算

由输入量  $t$  引起的标准不确定度分量  $u_t$  和由输入量  $t_o$  引起的标准不确定度分量  $u_{t_o}$  各自独立, 互不相关. 故

$$u_c = \sqrt{\sum (c_i u_i)^2} \approx 0.198 \text{ s}$$

C. 1. 5 扩展不确定度的评定

在最佳测量能力条件下, 包含因子取  $k = 2$ , 则扩展不确定度为:

$$U = k \times u_c = 2 \times 0.198 \approx 0.4 \text{ s}$$

$$U_{rel} = \frac{U}{600} \times 100\% \approx 0.1\%$$

C. 1. 6 测量不确定度评定报告

$$t = 600 \text{ s}$$

$$U_{rel} = 0.1\% \quad (k = 2)$$

## 附录 C.2

## 连续波脉冲输出频率测量结果不确定度分析评定

依据 JJF 1059.1-2012《测量不确定度评定与表示》的要求，给出连续波脉冲输出频率校准结果的测量不确定度评定示例。其中包括各标准不确定度分量的评定与分析、合成标准不确定度以及扩展不确定度的计算等。

## C.2.1 概述

C.2.1.1 环境条件：环境温度：(20±10)℃

相对湿度：(20~80)%。

C.2.1.2 测量标准：电针治疗仪校准装置

测量范围：(0~200) Hz

最大允许误差：±1%

C.2.1.3 测量过程：治疗仪输出波形设定为连续波、频率控制器置于最大值处，按图 3 连接治疗仪和校准装置，开机测量 3 次，记录校准装置的读数进行计算。

## C.2.2 测量模型

## C.2.2.1 建立测量模型

$$\Delta f = f - f_0$$

式中：

$\Delta f$  —— 治疗仪的脉冲频率误差，Hz；

$f$  —— 治疗仪的工作脉冲频率，Hz；

$f_0$  —— 校准装置测量得脉冲频率的示值，Hz。

## C.2.2.2 灵敏系数

$$c_1 = \frac{\partial \Delta f}{\partial f} = 1$$

$$c_2 = \frac{\partial \Delta f}{\partial f_0} = -1$$

## C.2.3 标准不确定度分量分析与评定

C.2.3.1 由输入量  $f$  引起的标准不确定度分量  $u_f$  分析评定

由输入量  $f$  引起的标准不确定度分量  $u_f$  主要由重复测量引起的标准不确定度

分量  $u_{f1}$  (A 类评定)

选定一台性能稳定治疗机(型号: 6805-D), 输出波形设定为连续波、频率控制器置于最大值处(20 Hz), 按图 3 连接治疗仪和校准装置, 记录校准装置的读数记录, 重复测量 10 次, 数据如附表 C.2 所示:

附表 C.2 被校电针治疗机的测量数据 单位: Hz

n	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
$f_i$	20.12	20.08	20.14	20.08	20.18	20.05	20.08	20.12	20.15	20.08

算术平均值:

$$\bar{f}_0 = \frac{\sum_{i=1}^n f_i}{n} = 20.108 \text{ Hz}$$

单次实验标准差:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{10} (f_i - \bar{f})^2}{n-1}} \approx 0.041 \text{ Hz}$$

实际工作中以单次测量值为测量结果, 故:

$$u_{f1} = \frac{s}{\sqrt{1}} = 0.041 \text{ Hz}$$

C.2.3.2 由输入量  $f_o$  引起的标准不确定度分量  $u_{fo}$

C.2.3.2.a) 由校准装置最大允许误差引起的标准不确定度分量  $u_{fo1}$  (B 类评定)

校准装置最大允许误差:  $\pm 1\%$ , 区间半宽  $a = 1.0\%$ , 按均匀分布考虑, 包含因子取  $k = \sqrt{3}$ , 由秒表最大允许误差(日差)引起的标准不确定度分量  $u_{fo1}$ :

$$u_{fo1} = \frac{1.0\%}{\sqrt{3}} \times 20 \approx 0.12 \text{ Hz}$$

C.2.3.2.b) 由校准装置频率的分辨率引起的标准不确定度分量  $u_{fo2}$  (B 类评定)

校准装置频率的分辨率为 0.01 Hz, 区间半宽  $a = 0.005$  Hz, 按均匀分布考虑, 包含因子取  $k = \sqrt{3}$ , 由秒表分辨率引起的标准不确定度分量  $u_{fo2}$ :

$$u_{fo2} = \frac{0.005}{\sqrt{3}} \approx 0.0029 \text{ Hz}$$

C.2.3.2.c) 由输入量  $f_o$  引起的标准不确定度分量  $u_{fo}$  评定

$$u_{f_0} = \sqrt{u_{f_{01}}^2 + u_{f_{02}}^2} \approx 0.12 \text{ Hz}$$

#### C. 2. 4 合成标准不确定度的评定

由输入量  $f$  引起的标准不确定度分量  $u_f$  和由输入量  $f_0$  引起的标准不确定度分量  $u_{f_0}$  各自独立, 互不相关. 故

$$u_c = \sqrt{\sum (c_i u_i)^2} \approx 0.13 \text{ Hz}$$

#### C. 2. 5 扩展不确定度的评定

在最佳测量能力条件下, 包含因子取  $k = 2$ , 则扩展不确定度为:

$$U = k \times u_c = 2 \times 0.13 = 0.26 \text{ Hz}$$

$$U_{\text{rel}} = \frac{U}{20} \times 100\% \approx 1.3\%$$

#### C. 2. 6 测量不确定度评定报告

$$f = 20 \text{ Hz}$$

$$U_{\text{rel}} = 1.3\% \quad (k = 2)$$

## 附录 D

## 示波器校准最大输出电流有效值方法

## D.1 示波器

D.1.1 频率范围：(0~20) MHz，X轴时基最大允许误差：±2.0%，Y轴幅度最大允许误差：±2.0%。

D.1.2 在不低于 500kS<sup>①</sup>/s 的采样率时，至少能对 5s 采样数据进行存储；具有真有效值计算功能或能够把数据转存到计算机进行数据处理。

注①：S 表示采样点

## D.2 最大输出电流有效值校准方法

治疗仪与示波器按附 D.1 图连接，示波器采样频率设定为不低于 500kS/s，输入耦合方式设定为直流耦合，如图 5 测量无感电阻 R (10kΩ) 两端的电压，对输出数据采样后，得到输出电压有效值  $U_q$ 。输出电流有效值按公式 (3) 进行计算。

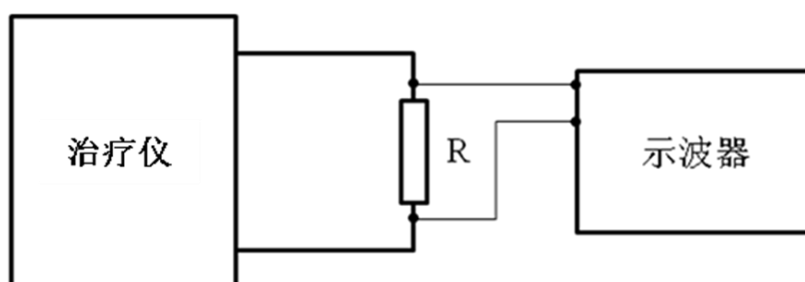
$$I_q = U_q / R \quad (3)$$

式中：

$I_q$ ——治疗仪最大输出电流有效值，mA；

$U_q$ ——输出电压有效值，V；

R——无感电阻，R=10 kΩ，最大允许误差：±5%。



附 D.1 图 治疗仪与示波器连接图