

输入阻抗的测试原理与方法

前言

输入阻抗是影响心电图机精准度的重要规格，也因此每台心电图机都必须测试输入阻抗。本篇会介绍输入阻抗的原理，并以实例算出心电图机输入阻抗的数值；此外，输入阻抗与 CMRR 也有关联，在此也会加以说明。

输入阻抗测试原理

从电路学的角度来看人体组成，可将人体模拟成等效的电阻、电容电路；而输入阻抗的测试目的，便是当心电图机透过电极接触到人体时，可以将最大的电压耦合心电图机，进而确保心电图机的测量精准度。

输入阻抗测试的原理是将信号源信号直接输出到心电图机，然后测量心电图机上对应导程波形的电压 V ，接下来在信号源和心电图机间经过一组并联线路($620\text{ K}\Omega$ 并联 47 nF)，再测量心电图机上对应导程波形的电压 V_i 。在 IEC60601-2-25/27 (YY 0782/1079/1139) 中，输入阻抗的要求为至少 $2.5\text{ M}\Omega$ 。 V_i 和 V 的电压差异要在 20% 以内；而 IEC60601-2-47 (YY 0885) 中则要求，输入阻抗至少要 $10\text{ M}\Omega$ ，因此要求 V_i 和 V 的电压差异要在 6% 以内。

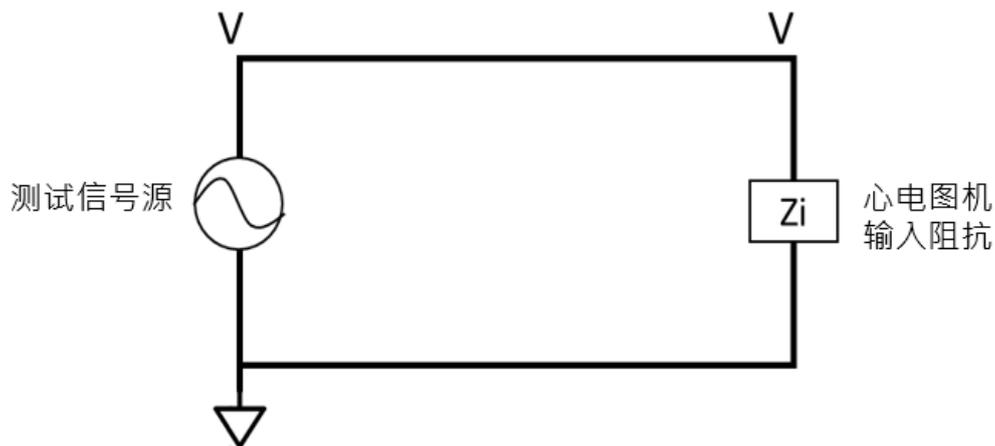


图 1、测试线路示意图 (未加并联线路)， V 是心电图机上对应导程波形的电压

图 1 为未加测试输入阻抗并联线路的示意图；图中左侧有一测试信号源，其电压大小为 V ，在不加并联线路时，假设心电图机上对应导程波形的电压测量值也是 V 。

下图为加入并联线路示意图。其在中间加了 620 KΩ 电阻并联 4.7 nF 电容的并联线路，在加入并联线路后，假设心电图机上对应导程波形的电压测量值变为 V_i 。

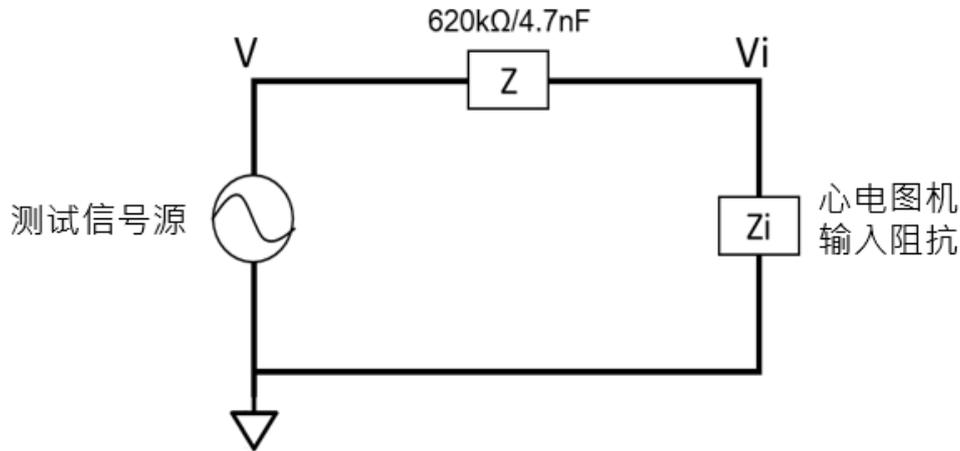


图 2、测试线路示意图 (加入并联线路), V_i 是心电图机上对应导程波形的电压

依据分压原理:

$$V_i = \frac{Z_i}{Z + Z_i} * V \rightarrow V_i * (Z + Z_i) = Z_i * V \rightarrow V_i * Z = Z_i * (V - V_i)$$

故可得 Z_i 与 Z 的关系式 :

$$Z_i = \frac{V_i}{V - V_i} * Z \text{ ----- (1)}$$

接下来将说明如何从(1)式推得标准要求的 2.5 MΩ 跟 10 MΩ。在 IEC60601-2-25/27 (YY 0782/1079/1139)中, V_i 和 V 的电压差要在 20%以内, 也就是 $V_i/V \geq 80\% = 0.8$, 将 $V_i \geq 0.8V$ 代入(1)式中得 $Z_i \geq 4Z$, Z 为 620 KΩ 电阻并联 4.7 nF 电容。

在实际状况中, Z 含有 4.7nF 电容, Z_i 含有电极线的电容, 两者的容抗皆会随着频率而变化, 也因此标准要求测试 0.67Hz 及 40Hz 两个频率; 若是以纯阻抗来表示输入阻抗, 因此忽略 Z 与 Z_i 的容抗, 则输入阻抗 $Z_i \geq 4Z = 4 * 620 \text{ K}\Omega = 2480 \text{ K}\Omega \sim 2.5 \text{ M}\Omega$; 此结果与 IEC60601-2-25/27 (YY 0782/1079/1139)要求相符。

IEC60601-2-47 (YY 0885) 则要求 V_i 和 V 的电压差异要在 6%以内, 也就是 $V_i/V \geq 94\% = 0.94$, 将 $V_i \geq 0.94V$ 代入(1)式中得 $Z_i \geq 15.6Z = 15.6 * 620 \text{ K}\Omega = 9713 \text{ K}\Omega \sim 10 \text{ M}\Omega$, 此结果与 IEC60601-2-47 (YY 0885)要求的相符。

输入阻抗测试方法

1. 测试环境设置

开始测试前，需先将测试环境架设好；由于环境中的市电频率(50/60 Hz)噪声会透过辐射或大地的回路来干扰测试，因此如何避免这些噪声影响测试结果，是测试前重要的准备工作。图 3 是使用鲸扬科技的单道测试仪“SECG 4.0”来测试一台 12 导心电图机的测试系统图。

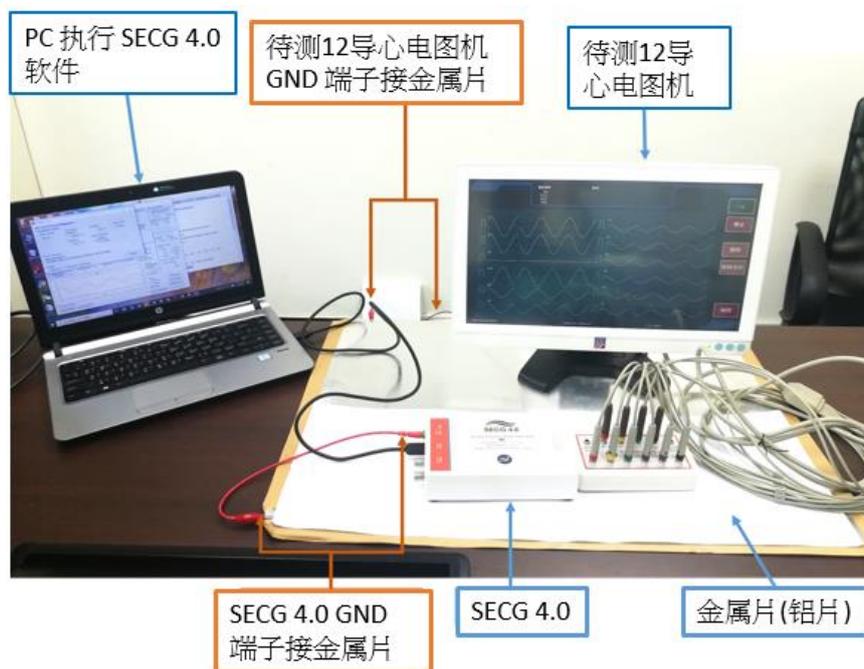


图 3、测试系统图

测试时，首先需注意 SECG 4.0 及待测设备是否共地。建议做法便是将整个测试系统(包含 SECG4.0 及待测设备)共地到一片独立(不可接其他系统的地或大地)的金属板上，此金属板建议大小为 60cm X 100cm(或更大)；此做法有以下三个优点：(1) 整个测试系统共地 (2) 测试系统与其他系统地噪声隔离 (3) 金属板会吸收测试系统噪声的能量。若待测设备没有可接出的地线，这时待测设备输入端为浮接(floating)的状态；此时可以让 SECG 4.0 地线单独接至金属板上。

图中的测试计算机经过变压器连接至插座上，此时若将计算机直接放置至金属板上，市电噪声便会进入测试系统，也因此测试计算机需放置至金属板外，仅以 USB 连接至 SECG 4.0(或待测设备)上，以免影响测试结果。

2. 输入阻抗测试实例

以下为 IEC60601-2-25 (YY 0782)的测试实例及其步骤：

- (1) 架设好测试环境后，开启 SECG 4.0 测试软件
- (2) 选择正弦波 (3 mV, 0.67 Hz),
- (3) 输出信号至 RA 上，测量导程 II 输出电压为 $V_{ref} = 2.5 \text{ mV}$ ，如图 4

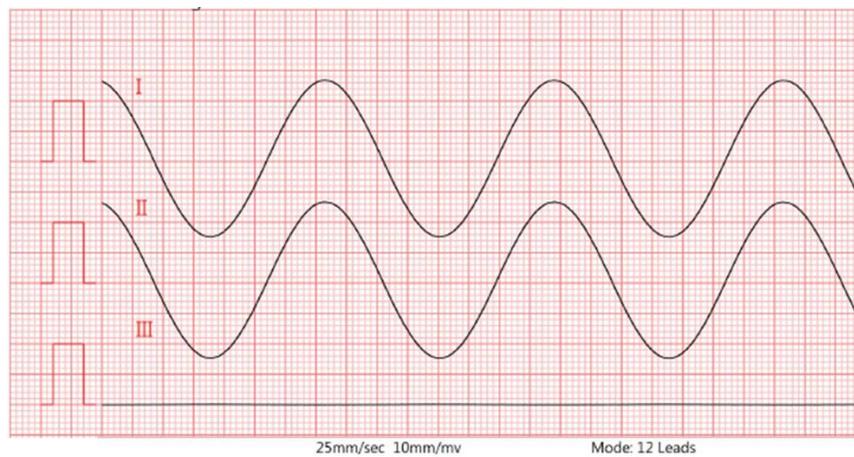


图 4、导程 II 波形 (未加 620 k Ω /4.7 nF)

- (4) 加入并联电路 620 K Ω /4.7 nF
- (5) 设定直流偏压为 300 mV，然后测量导程 II 输出电压 $V_{pp} = 2.4 \text{ mV}$ (下段详细说明)，如图 5

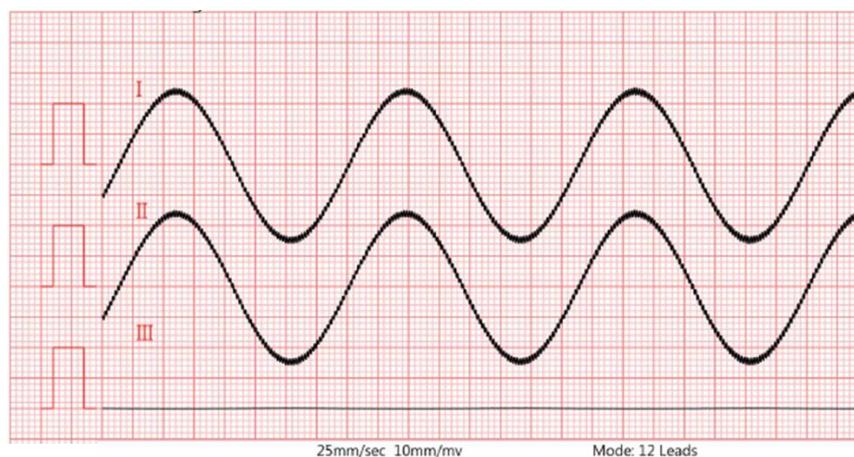


图 5、导程 II 波形 (加 620 k Ω /4.7 nF 及 300 mV 直流偏压)

- (6) 设定直流偏压为 -300 mV ，然后测量导程 II 输出电压 $V_{pp} = 2.4\text{ mV}$ ，如图 6

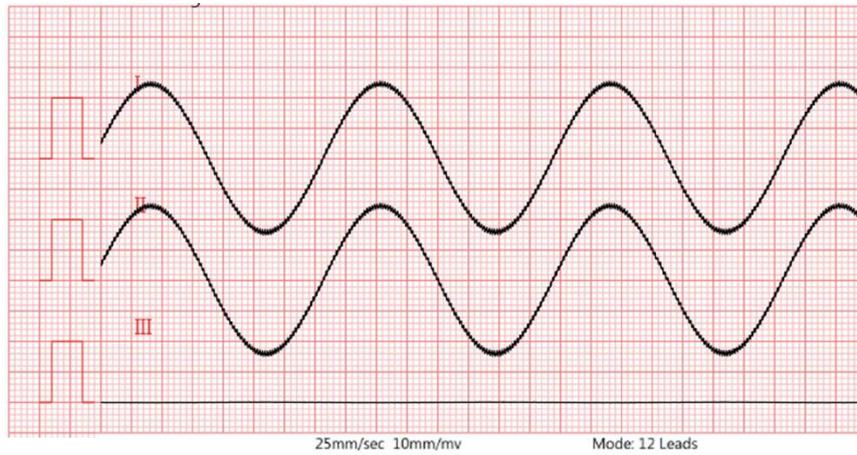


图 6、导程 II 波形(加 $620\text{ k}\Omega/4.7\text{ nF}$ 及 -300 mV 直流偏压)

- (7) 调整输出频率为 40 Hz (正弦波, 3 mV , 40 Hz)

- (8) 测量导程 II 输出电压为 $V_{ref} = 2.8\text{ mV}$ ，如图 7

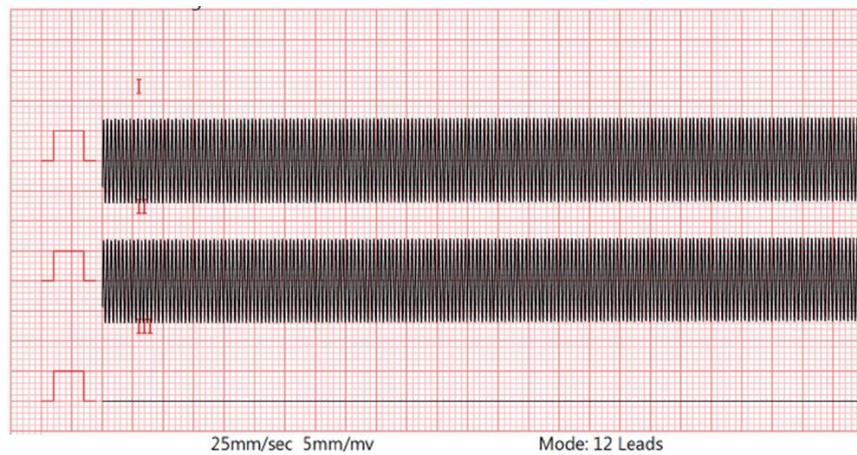


图 7：导程 II 波形 (40 Hz , 未加 $620\text{ k}\Omega/4.7\text{ nF}$)

- (9) 加入并联电路 $620\text{ K}\Omega/4.7\text{ nF}$

(10) 设定直流偏压为 300 mV，然后测量导程 II 输出电压 $V_{pp} = 2.5$ mV，如图 8

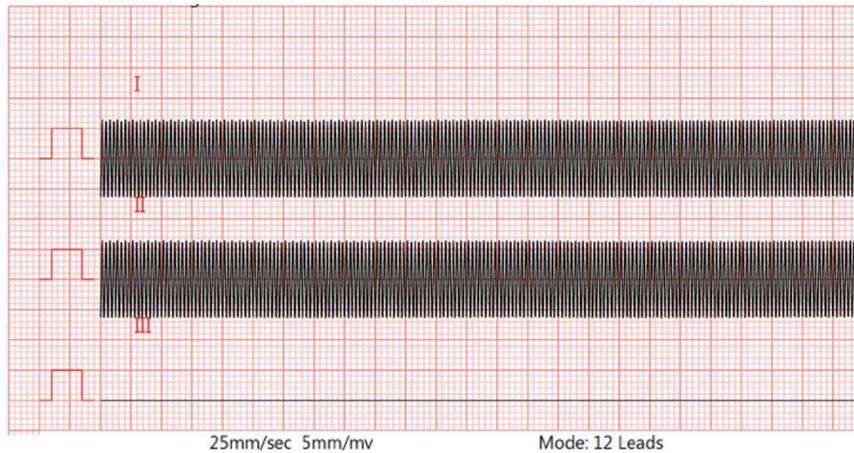


图 8、导程 II 波形 (40 Hz, 加 620 k Ω /4.7 nF 及 300 mV 直流偏压)

(11) 设定直流偏压为 -300 mV，然后测量导程 II 输出电压 $V_{pp} = 2.5$ mV

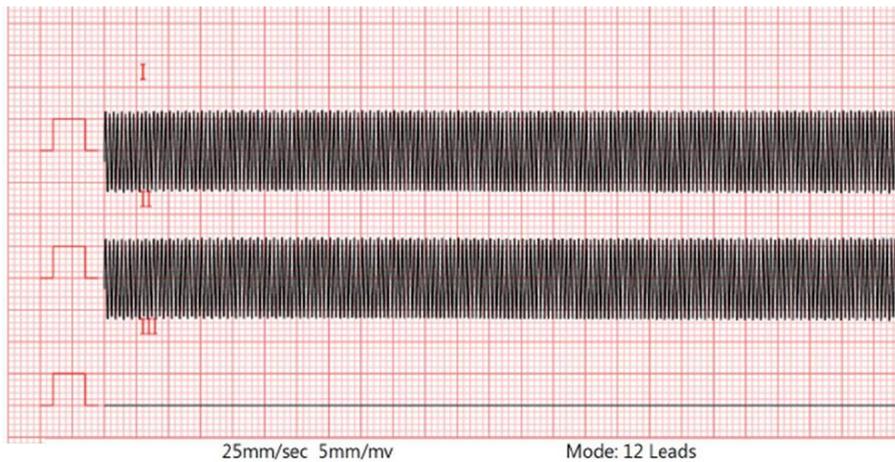


图 9、导程 II 波形 (40 Hz, 加 620 k Ω /4.7 nF 及 -300 mV 直流偏压)

(12) 重复步骤 3 至步骤 11，但依次调整输出电极为 LA/LL/V1~V6，对应的测量导程为导程 I/III/V1~V6

3. 计算心电图机的输入阻抗

由图 4 到图 9，可以算出不同频率时心电图机输入阻抗的估计值。

(1) 在 0.67Hz 时：

图 4 为待测心电图机在 3 mV, 0.67 Hz 正弦波的测试结果，取其导程 II 为 $V_{ref} = 2.5$ mV。图 5、图 6 分别为加入并联电路及 +300mV、-300mV 的测试结果，导程 II 为 $V_{pp} = 2.4$ mV。

若仔细观测图 5 的波形，可以看到 0.67 Hz 正弦波上有一个 60 Hz 的干扰噪声，这是由于加入 620 KΩ/4.7 nF 并联电路后造成心电图机不平衡的输入，因而环境的 60 Hz 噪声被心电图机引入，放大显示出来，要减小外界环境的 60 Hz 干扰噪声必须确实接上金属片，或增加心电图机的 CMRR 值，这点会在后面再详细讨论。

若是噪声无法完全消除，Vpp 值的计算就必须避开噪声的影响，图 10 中需要取上下噪声的平均值后再计算 Vpp 值，因此 Vpp = 2.4 mV，而不是 2.55 mV。相同的方法用在图 8 的 40 Hz 信号上。

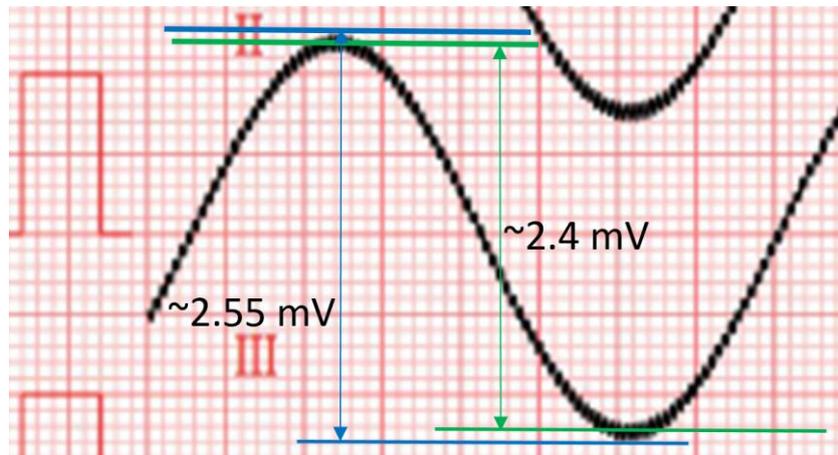


图 10、加并联电路产生的 60 Hz 干扰噪声，需要取上下噪声的平均值后再计算 Vpp 值

由(1)式

$$Z_i = \frac{V_i}{V - V_i} * Z = \frac{2.4}{2.5 - 2.4} * 620k\Omega = 14880k\Omega = 14.88M\Omega$$

输入阻抗约为 14.88MΩ

(2) 在 40Hz 时：

图 7 为待测心电图机在 3 mV, 40 Hz 正弦波的测试结果，取其导程 II 电压为 Vref=2.8 mV。图 8、图 9 分别为加入并联电路及 +300 mV、-300 mV 的测试结果，其导程 II 为 Vpp=2.5 mV。

由(1)式

$$Z_i = \frac{V_i}{V - V_i} * Z = \frac{2.5}{2.8 - 2.5} * 620k\Omega = 5166k\Omega = 5.16M\Omega$$

输入阻抗约为 5.16MΩ



输入阻抗与 CMRR 的关联

CMRR (共模抑制比, Common Mode Rejection Ratio)为抑制 50/60 Hz 环境噪声的能力。在 CMRR 不平衡测试中, 会加入 51 K Ω 并联 47 nF 来模拟电极皮肤阻抗线路, 且在加入此并联电路后 CMRR 测试结果仍需符合标准要求; 620 K Ω /4.7 nF 并联电路的加入会和 CMRR 不平衡测试结果相似, 因此心电图机的 CMRR 值越优, 加入 620 K Ω /4.7 nF 并联电路测试输入阻抗时 50/60 Hz 噪声的干扰越小。

在 CMRR 不平衡测试中, 加入并联阻抗后差异越小, 代表心电图机抑制 50/60 Hz 环境噪声越好; 在输入阻抗测试中, 加入并联阻抗后差异越小代表心电图机输入阻抗越大, 越能完整地将测试信号耦合输入心电图机。因此, CMRR 不平衡测试时值越优, 测试输入阻抗时受到的干扰越小。

结语

心电图设备中输入阻抗的规格, 影响到实际测试人体时的电压精准度, 心电图机的输入阻抗越高测试时所受的人体影响越小; 此外, 相同心电设备在不同频率其输入阻抗会不同, 因此标准会在不同频率下测试输入阻抗。另外, CMRR 与输入阻抗的相关联, 也造成输入阻抗较好, CMRR 通常也较好。

SECG 4.0 是一台可以完全符合各类心电标准要求的性能测试仪器 (CMRR 和系统噪声除外), 除了标准信号源外还包含了 620 K Ω /4.7 nF 并联电路和 ± 300 mV 直流电压的叠加线路, 使得输入阻抗的测试更方便和准确。

参考数据:

1. IEC 心电标准 IEC60601-2-25:2011, IEC60601-2-27:2011, IEC60601-2-47:2012。
2. 中国心电标准 YY0782-2010, YY1079-2008, YY0885-2013, YY1139-2013。
3. 鲸扬科技 Application Note: "CMRR 测试原理和方法"。

Contact WhaleTeq
+886 (2) 2596 0701
service@whaleteq.com