



中华人民共和国医药行业标准

YY/T 0064—2016/IEC 60613:2010
代替 YY/T 0064—2004

医用诊断 X 射线管组件 电气及负载特性

Electrical and loading characteristics of
X-ray tube assemblies for medical diagnosis

(IEC 60613:2010, IDT)

2016-03-23 发布

2017-01-01 实施

国家食品药品监督管理总局 发布

目 次

前言	III
1 范围	1
2 规范性引用文件	1
3 术语和定义	1
4 电气特性的描述	4
4.1 X 射线管电压	4
4.2 标称 X 射线管电压	4
4.3 X 射线管电流	4
4.4 阴极发射特性	4
4.5 管壳特性	4
5 X 射线管加载	4
5.1 加载时间	4
5.2 周期	5
6 输入功率	5
6.1 阳极输入功率	5
6.2 标称阳极输入功率	5
6.3 标称摄影阳极输入功率	5
6.4 标称 CT 阳极输入功率	5
6.5 X 射线管组件输入功率	5
6.6 标称连续输入功率	5
6.7 连续阳极输入功率	5
6.8 CT 扫描功率指数(CTSPI)	5
6.9 标称 CT 扫描功率指数	5
7 摄影额定容量	5
7.1 概述	5
7.2 单次额定负载	6
7.3 系列额定负载	6
8 符合性声明	6
附录 A (资料性附录) 基本原理和历史背景	7
附录 B (资料性附录) X 射线管电流的测量	11
参考文献	12
索引	13

前 言

本标准按照 GB/T 1.1—2009 给出的规则起草。

本标准等同采用国际电工委员会 IEC 60613:2010《医用诊断 X 射线管组件电气及负载特性》。

本标准代替 YY/T 0064—2004《医用诊断旋转阳极 X 射线管电、热及负载特性》。

本标准与 YY/T 0064—2004 相比,主要技术变化如下:

- 将标准名称由《医用诊断旋转阳极 X 射线管电、热及负载特性》改为《医用诊断 X 射线管组件电气及负载特性》;
- 增加了 X 射线管管壳的定义和特性(见 3.5、3.6、3.7);
- 增加了有关 CT 管特性的术语(见 3.16、3.20、3.21);
- 删除了阳极热特性内容,将最大连续热耗散更名为标称连续输入功率。

请注意本文件的某些内容可能涉及专利。本文件的发布机构不承担识别这些专利的责任。

本标准由国家食品药品监督管理总局提出。

本标准由全国医用电器标准化技术委员会医用 X 线设备及用具标准化分技术委员会(SAC/TC 10/SC 1)归口。

本标准起草单位:上海医疗器械九厂、杭州万东电子有限公司。

本标准主要起草人:赵翊群、钱斌、阚彦波、胡有成、俞小妹。

本标准所代替标准的历次版本发布情况为:

- YY/T 0064—1991、YY/T 0064—2004。

医用诊断 X 射线管组件 电气及负载特性

1 范围

本标准适用于医用诊断用旋转阳极或固定阳极的 X 射线管组件。

对于 X 射线管头,其组件方面的要求也包括在内。

本标准涵盖了 X 射线管组件在通电过程中和通电后的电气性能和负载特性性能的定义和条件,在适当处给出了这些特性的描述和测量方法。因此,本标准对制造商和相关责任组织适用。

注:本标准中的“测量”与实际使用有关,因此,“测量”会导致 X 射线管组件寿命的损耗,这些损耗是可以忽略的。

2 规范性引用文件

下列文件对于本文件的应用是必不可少的。凡是注日期的引用文件,仅注日期的版本适用于本文件。凡是不注日期的引用文件,其最新版本(包括所有的修改单)适用于本文件。

IEC 60601-1:2005 医用电气设备 第 1 部分:基本安全和基本性能的一般要求(Medical electrical equipment—Part 1:General requirements for basic safety and essential performance)

IEC 60601-1-3:2008 医用电气设备 第 1-3 部分:基本安全和基本性能通用要求 并列标准:诊断 X 射线设备辐射防护(Medical electrical equipment—Part 1-3:General requirements for basic safety and essential performance—Collateral standard:Radiation protection in diagnostic X-ray equipment)

IEC/TR 60788:2004 医用电气设备 定义术语汇编(Medical electrical equipment—Glossary of defined terms)

3 术语和定义

IEC/TR 60788:2004, IEC 60601-1:2005 和 IEC 60601-1-3:2008 界定的以及下列术语和定义适用于本文件。

3.1

X 射线管电压 X-ray tube voltage

加于 X 射线管阳极和阴极之间的电位差。通常, X 射线管电压用电压的峰值表示,单位为千伏(kV)。

[IEC 60601-1-3:2008, 定义 3.88]

3.2

标称 X 射线管电压 nominal x-ray tube voltage

在特定的工作条件下允许的最高 X 射线管电压。

[IEC 60601-1-3:2008, 定义 3.42]

注 1: 对于 X 射线管不同的工作条件,如连续工作、间歇工作、短暂工作和不同类型的 X 射线管套,上述标称 X 射线管电压可有不同值。

注 2: 另外,该值可以用阳极与地和阴极与地之间允许的最高电位差给出。

3.3

X 射线管电流 X-ray tube current

入射在 X 射线管靶上的电子束电流。通常, X 射线管电流用电流的平均值表示, 单位为毫安(mA)。

[IEC 60601-1-3:2008, 定义 3.85]

注: 参见附录 B。

3.4

阴极发射特性 cathode emission characteristic

X 射线管电流对变量(例如: 灯丝电流、X 射线管电压)的依赖关系。

3.5

管壳 envelope

维持 X 射线管真空的外壳。

3.6

管壳电流 envelope current

流经管壳导电部分的电流。

3.7

管壳电压 envelope voltage

X 射线管管壳导电部分与地之间的电位差。

3.8

加载 loading

在 X 射线发生装置中, 对 X 射线管阳极施加电能量的动作。

[IEC 60601-1-3:2008, 定义 3.34]

3.9

X 射线管负载 X-ray tube load

用一组适当的加载因数数值表示的加到 X 射线管的电能。

3.10

加载因素 loading factor

其数值能影响 X 射线管负载的各个因素, 例如: X 射线管电流、加载时间、连续阳极输入功率、X 射线管电压及纹波率。

[IEC 60601-1-3:2008, 定义 3.35]

3.11

加载时间 loading time

按特定方法确定的将阳极输入功率加于 X 射线管的时间。

[IEC 60601-1-3:2008, 定义 3.37]

3.12

周期 cycle time

对于单次加载的系列: 从一次加载的开始到下一次同样加载开始的时间间隔。

对于序列加载的系列: 从一个序列加载的开始到下一个同样序列加载开始的时间间隔。

3.13

阳极输入功率 anode input power

加于 X 射线管阳极以产生 X 射线辐射的功率。

3.14

标称阳极输入功率 nominal anode input power

在特定的加载时间和规定的条件下, 对单次 X 射线管负载所能施加的最高恒定阳极输入功率。

3.15

标称摄影阳极输入功率 **nominal radiographic anode input power**

以加载时间为 0.1 s, 周期为 1.0 min, 无限循环次数的单次 X 射线管负载的形式给出的标称阳极输入功率。

注 1: 透视不适用。

注 2: 乳腺和牙科 X 射线摄影适用, 参见附录 A 的 A.3.3。

3.16

标称 CT 阳极输入功率 **nominal CT anode input power**

以加载时间为 4.0 s, 周期为 10 min, 无限循环次数的单次 X 射线管负载的形式给出的标称阳极输入功率。

3.17

X 射线管组件输入功率 **X-ray tube assembly input power**

在加载前后和加载期间, 出于各自目的而加在 X 射线管组件的平均功率, 包括加在旋转阳极 X 射线管定子、灯丝和 X 射线管组件内其他任何装置的功率。

3.18

标称连续输入功率 **nominal continuous input power**

可连续施加于 X 射线管组件的规定的最高 X 射线管组件输入功率。

3.19

连续阳极输入功率 **continuous anode input power**

可连续施加于阳极的规定的最高阳极输入功率。

注 1: 连续阳极输入功率是从标称连续功率中减去除电子束功率以外的所有其他功率如灯丝加热、阳极驱动。

注 2: 如果没有其他规定, 测定泄漏辐射的加载因素可引用连续阳极输入功率。

3.20

CT 扫描功率指数 **CT scan power index**

CTSPI

X 射线管组件用于计算机体层扫描的特性, 规定单次加载的加载时间范围、给定周期, 按式(1)计算:

$$\text{CTSPI} = \frac{1}{(t_{\max} - t_{\min})} \int_{t_{\min}}^{t_{\max}} P(t) dt \quad \dots\dots\dots (1)$$

式中:

$t_{\max}$ ——加载时间的上限, 单位为秒(s);

$t_{\min}$ ——加载时间的下限, 单位为秒(s);

$P(t)$ ——单次额定负载功率, 单位为千瓦(kW)。

注: CTSPI 表示 CT 扫描过程中患者流量的有效功率。

3.21

标称 CT 扫描功率指数 **nominal CT scan power index**

标称 CTSPI

CTSPI 是以加载时间下限为 1 s、上限为 25 s、周期为 10 min, 计算得到的。

3.22

摄影额定容量 **radiographic ratings**

对 X 射线管运行所规定的条件和加载因素组合条件下, X 射线管达到规定负荷能力的极限。

3.23

单次额定负载 **single load rating**

在规定条件下, 由恒定阳极输入功率与一次加载的加载时间之间的关系给出的最大允许 X 射线管负载。

3.24

系列额定负载 serial load rating

在规定条件下,由阳极输入功率和对应于规定加载因素的一系列单次 X 射线管负载规定的总的加载时间的关系给出的最大允许 X 射线管负载。

4 电气特性的描述

4.1 X 射线管电压

X 射线管电压应以峰值给出,单位为千伏(kV)。

4.2 标称 X 射线管电压

标称 X 射线管电压应以峰值给出,单位为千伏(kV)。

4.3 X 射线管电流

X 射线管电流应以平均值给出,单位为毫安(mA)。

4.4 阴极发射特性

X 射线管阴极发射特性用一组曲线表示,这组曲线表示 X 射线管电流与灯丝电流的函数关系,适当时,进一步给出 X 射线管电流与有关阴极特性的关系,每条曲线对应于一个 X 射线管电压和一个声明值的调整率以及波形和其他合适的因素。必要时,应指出灯丝电流和灯丝电压之间的关系。另外,也指出对阴极其他特性的依赖关系。

4.5 管壳特性

4.5.1 管壳电流

如要表述管壳电流,应在规定条件下以 X 射线管电流值的百分比给出。

4.5.2 管壳电压

如要表述管壳电压,应以管壳与地之间的电位差给出,单位为千伏(kV)。

5 X 射线管加载

5.1 加载时间

5.1.1 单位

加载时间应以秒(s)表示。

5.1.2 测试方法

加载时间应按以下时间间隔确定:

- X 射线管电压上升初次达到峰值的 75% 瞬时,至
- 电压最终下降到同一值的瞬时。

如果使用电子管或 X 射线管栅极,加载是由高压电子开关控制,加载时间是由定时装置发出启动辐射的信号瞬时和发出终止辐射的信号瞬时之间的时间间隔确定的。

如果加载是由高压电路和 X 射线管灯丝加热系统的初级的同步开关控制,加载时间是由 X 射线管电流初次达到最大值的 25% 的瞬时和最终降至同一值的瞬时之间的时间间隔确定的。

注 1: 见定义 3.11。

注 2: 在射线管的输入端测量加载时间较适宜,以使高压电缆电容的影响减至最低。

注 3: 对现场测试,加载时间合理的近似值可由测量辐射时间得到,此特定方法是根据 IEC 60601-1-3:2008 的定义,选定加载时间为空气比释动能率超过其峰值 50% 的时段。

5.2 周期

如适用,周期应以秒(s)或分(min)表示。

6 输入功率

6.1 阳极输入功率

在规定的加载条件下,阳极输入功率应以千瓦(kW)表示。

6.2 标称阳极输入功率

标称阳极输入功率应以千瓦(kW)表示。

6.3 标称摄影阳极输入功率

标称摄影阳极输入功率应以千瓦(kW)表示。

6.4 标称 CT 阳极输入功率

标称 CT 阳极输入功率应以千瓦(kW)表示。

6.5 X 射线管组件输入功率

X 射线管组件输入功率应以瓦(W)表示。

6.6 标称连续输入功率

标称连续输入功率应以瓦(W)表示。

除非另有规定,否则周围环境温度应在 20 °C ~ 25 °C。

6.7 连续阳极输入功率

连续阳极输入功率应以瓦(W)表示。

6.8 CT 扫描功率指数(CTSPI)

CT 扫描功率指数应以千瓦(kW)表示。

6.9 标称 CT 扫描功率指数

标称 CT 扫描功率指数应以千瓦(kW)表示。

7 摄影额定容量

7.1 概述

摄影额定容量应以任何形式(表格、图片……)提供与应用相关的加载因素参数信息,它能指导实际

使用。如果标称阳极输入功率是规定的,则摄影额定容量至少包含与规定的标称阳极输入功率相关的加载因素组合。

7.2 单次额定负载

单次额定负载应以曲线或数值表的形式给出,用适当的加载因素(如:焦点标称值、阳极转速或其他)来表示恒定阳极输入功率与加载时间和周期的函数。

7.3 系列额定负载

系列额定负载应以曲线或周期和适当的加载因素(如:单次 X 射线管加载的阳极输入功率、单次 X 射线管加载的负载时间、负载的总次数或系列负载的持续时间和每秒 X 射线管加载次数)数值表的形式给出。

8 符合性声明

如果要声明一个数值符合本标准,应按下述方式表述此数值:

〈符合第 3 章的术语〉〈数值〉〈单位〉YY/T 0064—2016/IEC 60613:2010。

如果要声明图或表符合本标准的要求,应给出参考 YY/T 0064—2016/IEC 60613:2010。

附 录 A
(资料性附录)
基本原理和历史背景

A.1 概述

本附录用于阐述修订本标准(第三版)的目的和方式,阐明本标准中新增条款的含义,同时也说明有些条款不再提及的理由。

A.2 历史:第一版和第二版的基本内容

早期版本的主要内容是 X 射线管组件的电和热容量以及它们的加载特性。因此,早期 X 射线管的热/电气结构和操作机制对那个时期的标准内容有重大影响。从历史上看,医用 X 射线管最初将玻璃管壳作为阴极和阳极之间的绝缘体。因此,定义绝缘外壳的电位差是没有必要和实际意义的,在管壳外表面的任意一点电位都是不明确的。阐明阴极和阳极的电位差,或者是阴极和阳极与地之间的电位差就足够了。关于热/加载特性,大多数医用的旋转阳极 X 射线管设计是将在韧致辐射中产生的热量暂时储存,然后通过完全非线性热辐射耗散热量。另外,在早期版本时期,主要的运用是 X 射线摄影。与此同时必须考虑,血管造影和 CT 的应用有着不同的加载条件(相对较长的曝光时间、大的患者流量)。

A.3 问题和解决方案:第三版的目的

A.3.1 概述

X 射线管设计技术的进步导致 X 射线管热运行的改善,使得应用本标准的早期版本已不适合。

A.3.2 金属/陶瓷管壳结构的出现

被行业中广泛接受的进步之一是使用金属管壳,尤其是大功率 X 射线管,通常是带有陶瓷而非玻璃绝缘体。这些管壳在运行期间能传导一部分 X 射线管电流,它来自靶的反向散射电子,收集在金属管壳的内表面并被传导回高压发生器。因为了解射线管与发生器的电气连接方案是重要的,本标准特别增加了有关管壳电气结构的术语和定义的条款。

A.3.3 热容量定义从基本定义中删除

本标准的早期版本在特性术语方面描述了射线管的热性能,如热含量、热耗散率、加热曲线和冷却曲线。在计算机技术广泛应用于 X 射线成像系统前,在给定 X 射线管进行加载或负载顺序时,技术人员要使用这些数据来计算 X 射线管的热状态。在现代 X 射线设备中,控制系统能跟踪 X 射线管的储热状态,以避免射线管的热极限的意外过载,从而使得无需如此详细的热信息。

同时,射线管设计的改变使这些定义的特性对评价给定的 X 射线管的热性能很少有用。首先,旋转阳极热容量随着大量 CT 系统的出现(以及一些 X 射线心血管造影应用)而迅速增加。大容量阳极的结构性质决定了加热时间常常滞后于靶盘,而不能以早期标准版本中简单的冷/热曲线来建立模拟。其次,近几年旋转阳极冷却方式的改进使得冷却方式与早期版本标准中那些假设的辐射主导模型有很大差异。基于这些进步以及其他方面,旧的定义已经无用,需要新的定义方式。

最重要的,新标准应该更好地描述和对照与临床有关的 X 射线管性能,服务于患者和顾客。为达到这个目的及其他一些目标,第三版本标准的修改基于以下的理由:

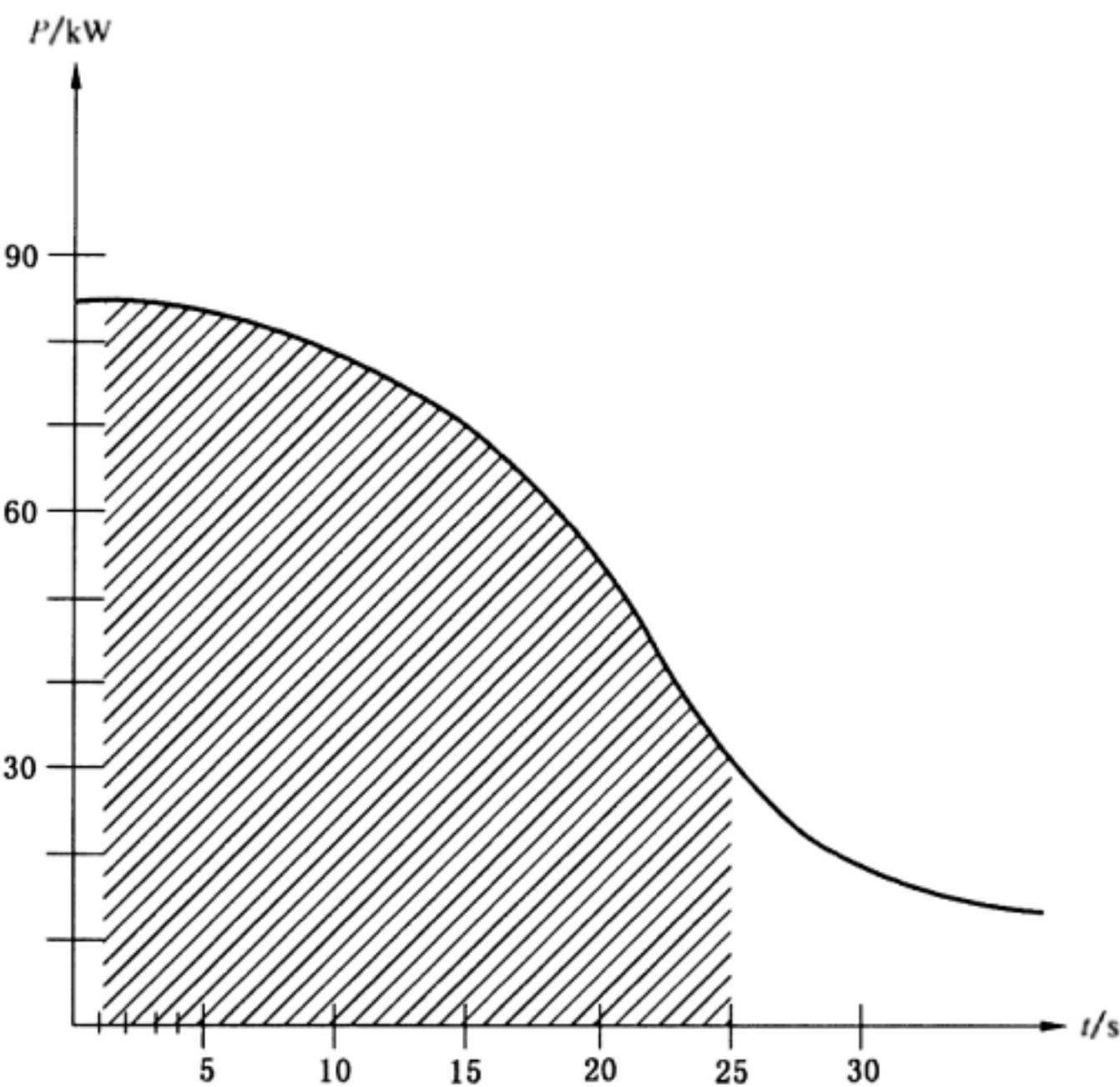
- 只要有可能,删去需要专门的实验室条件才能验证的定义,如热容量,而由最终用户可以验证的定义来替代,如功率和时间。这一目标的应用实例是,如规定一个稳定周期时间的阳极初始热状态,它在临床设置中重复出现,取代只能在实验室条件下被直接验证的热含量(HU 或焦耳)状态。热单位(HU)在以前多脉冲和单脉冲或两脉冲 X 射线发生器的对比中介绍过。
- 采用能体现临床应用条件的定义。因此,例如:对 CT 管从标称阳极输入功率的定义中删去传统曝光时间 0.1 s,因为这不是典型的临床扫描序列的常用技术参数,(因此,产生了标称 CT 阳极输入功率这一新的定义)。此外,“患者流量”与 X 射线管的临床应用及热特性密切相关,所以引入新的术语“周期”。“周期”的概念是为定义标称阳极输入功率而提出的,即定义了当患者/加载无限连续时的功率,模拟实际使用的情况。
- 争取一套最低限度的功率定义,虽然有很多不同“临床相关条件”,每个都可能在规定的条件下定义热容量。最终,一个摄影额定容量和一个标称 CT 阳极输入功率足以覆盖临床情况。对摄影额定容量,传统的曝光时间(0.1 s)也可以覆盖某些特定应用的参考曝光时间(1.0 s),如乳腺和牙科 X 射线机,因为在这些应用中曝光 1.0 s 的承载能力和曝光 0.1 s 的承载能力没有大的区别。
- 选择规定条件的定义是具有临床积极性的和现实的。由于一个给定类型的 X 射线管的临床应用参数十分广泛,我们如何选择曝光技术的参数来表示特定容量? 这里给出的指导选择一些显然属于临床实践中的内容,以及在临床技术(从加载技术的角度)配置方面有积极意义,以更好地描述与临床有关的各种不同 X 射线管的性能。

A.3.4 定义 CTSPI

标准中删除阳极热容量。它广泛地用来评估成像系统(特别是 CT 系统)的功率承受能力。如上所述,准确进行热容量的评估已经使用得越来越少,取而代之,按照上述目的,以临床应用为基础,定义新的术语是可取的。新定义的特性以第三版已经定义了的参数为基础也是可取的。因此,CT 的新术语,CT 扫描功率指数(CTSPI),具有以下特性:

- 基于本标准第三版已经定义的单次额定负载曲线;
- 涉及“黑盒”的方法,定义与 X 射线管内部本身的设计技术无关的性能,使用这一方法可以对该性能进行评估,而与 X 射线管的结构无关,且最终用户可以验证;
- 提供比前版标准定义的热容量更为准确的 CT 管功率承受能力的说明;
- 单位为千伏(kV),与第三版的整体格式保持一致。

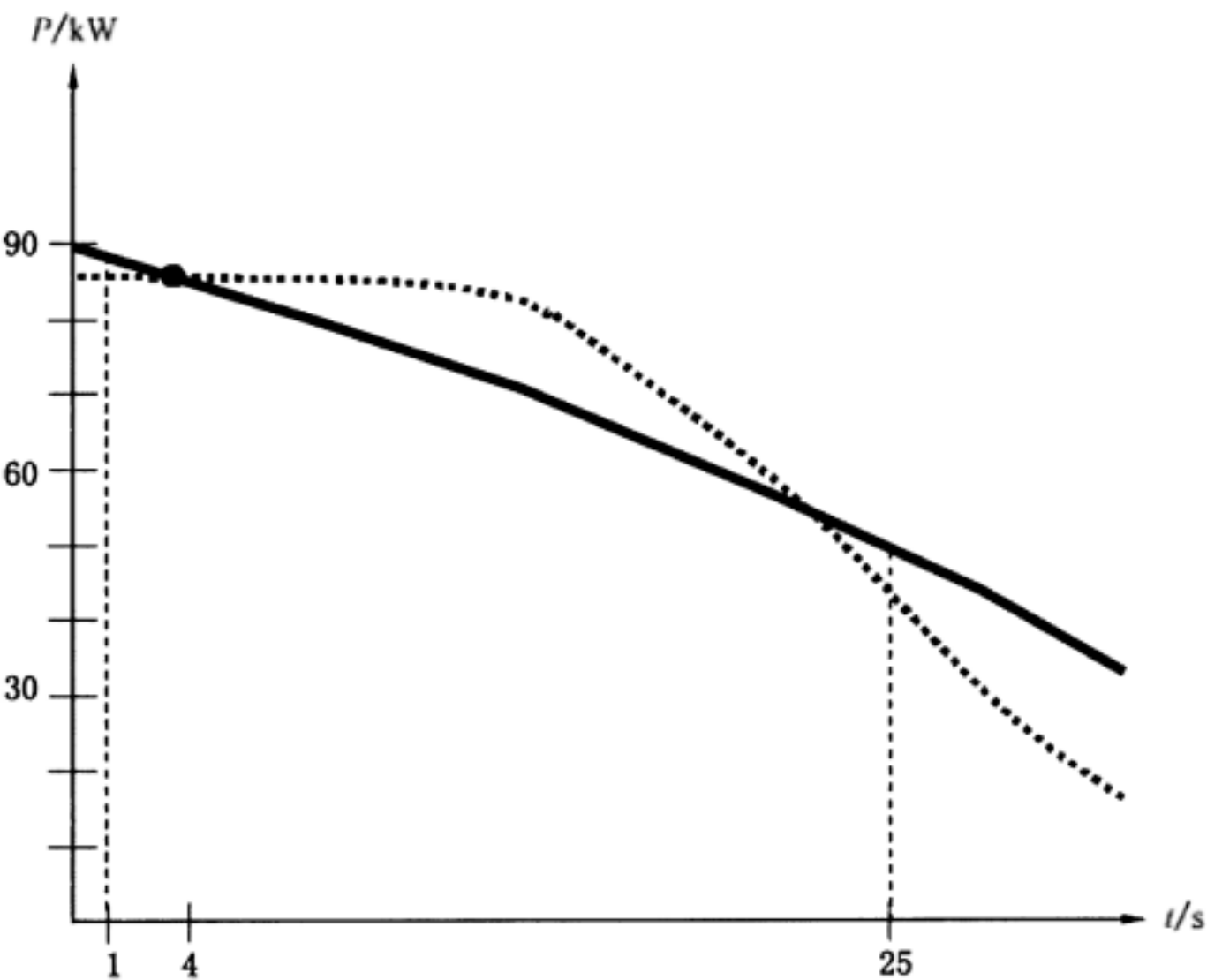
第三版中,标称 CT 阳极输入功率给出射线管以 10 min 为周期,特定扫描时间(4 s)无限定地重复进行扫描的最大负载能力。CTSPI 要求射线管的负载能力适应临床使用中扫描次数更大的范围。它实际上是单次负载容量曲线与扫描时间范围(见图 A.1)所包含的面积。它可以被视为单次额定负载曲线内单一数值的体现是为了估算临床相关条件下的功率承受能力(包括扫描时间和患者周期)。



说明：
 P —— 功率；
 t —— 扫描时间。

图 A.1 单一额定负载图显示 CTSPI 计算面积 扫描时间区间 1(s)~ 25(s)

CTSPI 提供了从单次额定负载曲线获取必要数据的优势,并以单一值表示。两个具有相同标称 CT 阳极输入功率值的 CT 管可能有完全不同的 CTSPI 值(见图 A.2)。因此标称 CT 阳极输入功率不足以单独描述射线管的功率承受性能。在第三版中,标称 CT 阳极输入功率取代标称阳极输入功率,用一个数值评估 CT 管的负载率;同样以 CTSPI 取代阳极热容量,用一个数值评估患者流量。



说明：
 P —— 功率；
 t —— 扫描时间。

注：每条曲线(表示扫描时间范围的性能)下面的面积是不同的,它由计算 CTSPI 得出。

图 A.2 2 个具有同样标称 CT 阳极输入功率的 CT 管,有着不同的单次额定负载曲线

需要指出的是基于给定管子的单次额定负载曲线与其他更复杂的多次额定负载曲线不同(单次额定负载曲线和由其导出的标称 CT 阳极输入功率是同一条曲线),由此使 CTSPI 定义保持简单。第三版将用于 CTSPI 计算的数值标准化,并称该值为 CT 扫描功率指数。标准化的条件是:周期时间 10 min(每个单次额定负载曲线的定义),扫描时间在 1 s~25 s 之间上下变动。考虑临床相关的准则,选择积极的扫描技术。周期时间 10 min 表示每小时 6 例患者流量;扫描时间 1 s~25 s 表示现行 CT 机的扫描时间范围,使得 CTSPI 能简单直接表示 CT 管的患者流量。

详见参考文献[1]¹⁾。

A.3.5 最大连续热耗散更改名称

如前所述不再描述基于热容量和类似内容的定义。按照这个思路,最大连续热耗散更名为标称连续输入功率,从而归结到 3.17 中:X 射线管组件输入功率。同样道理适用已在应用的两个术语阳极输入功率和连续阳极输入功率(见 A.3.6)。

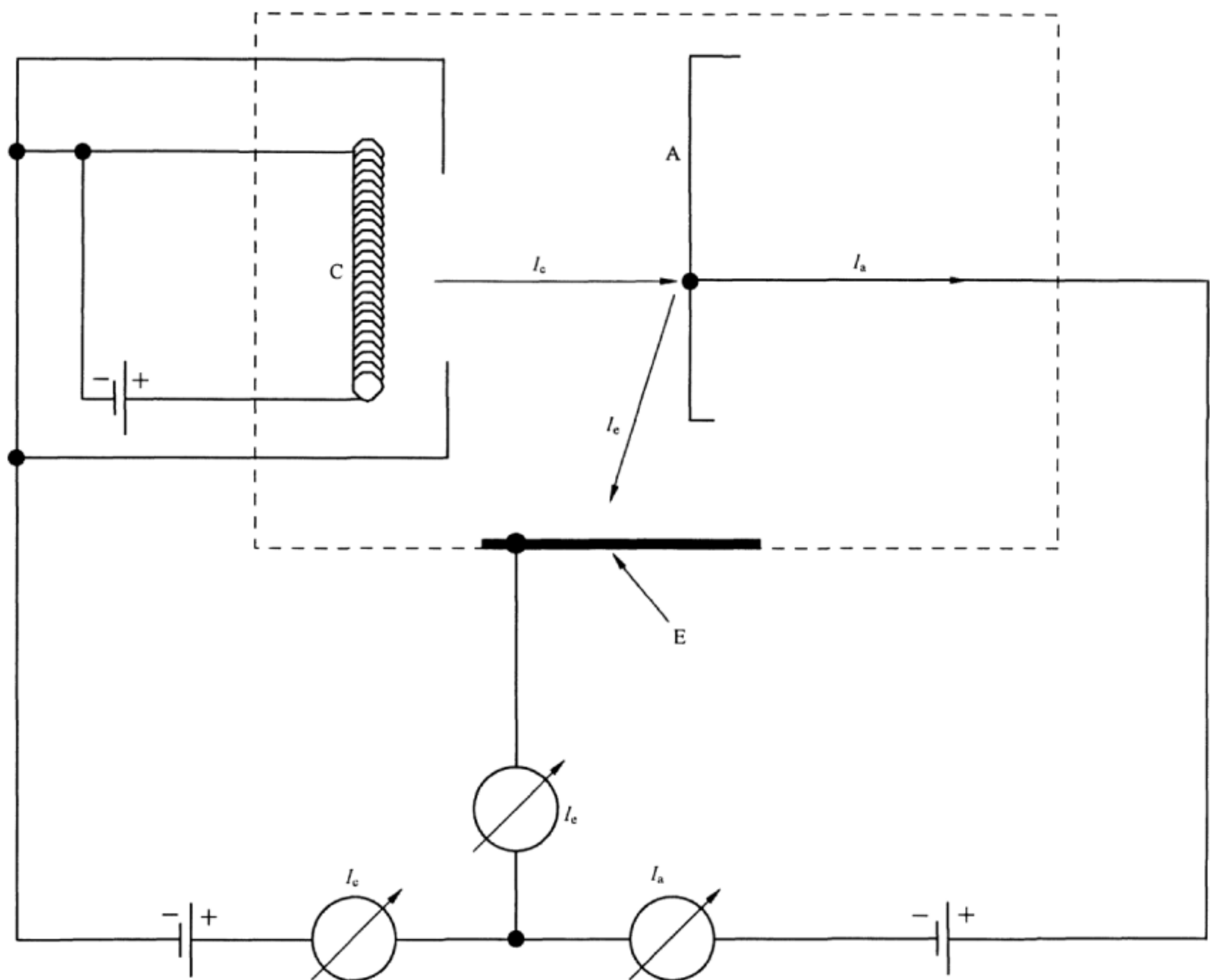
A.3.6 测量泄漏辐射的数据描述

标称连续输入功率的定义包含了与 X 射线辐射无关的能源,如定子功率和灯丝加热功率,所以它对辐射泄漏的特定技术为目的的估算是不够精确的。因此,需要定义一个新的术语——连续阳极输入功率。这个术语代表的能量只是给 X 射线管产生 X 射线,与泄漏辐射相关联也是正确的。

1) 方括号内的数字,请参阅参考文献。

附录 B
(资料性附录)
X 射线管电流的测量

X 射线管电流测量电原理图见图 B.1。



说明：
A —— 阳极；
C —— 阴极；
E —— 管壳；
 I_a —— 阳极电流；
 I_c —— 阴极发射电流；
 I_e —— 管壳电流。

图 B.1 X 射线管电流测量电原理图

由于受管壳电流(见图 B.1, 电流 I_e)的影响, X 射线管电流不一定等于阳极电流(见图 B.1, 电流 I_a)。在管壳不导电的情况下, 如玻璃, 管壳电流为零, X 射线管电流等于 I_c 或者 I_a 。

参 考 文 献

- [1] J. Lounsberry, Brian D.; Unger, Christopher D. “New CT tube performance specifications”, in *Medical Imaging 2004; Physics of Medical Imaging*. Edited by Yaffe, Martin J.; Flynn, Michael J. Proceedings of the SPIE, 2004, Volume 5368, pp. 621-632 (*only available in English*).

索 引

注：本标准仅使用 IEC 60601-1:2005 及其并列标准、IEC/TR 60788:2004 和本标准中定义或使用的术语。这些定义条款(仅提供英语)可以在 IEC 网站上查询, <http://std.iec.ch/>。

标称(值)	IEC 60601-1:2005, 3.69
标称阳极输入功率	3.14
标称连续输入功率	3.18
标称 CT 阳极输入功率	3.16
标称 CT 扫描功率指数(标称 CTSPI)	3.21
标称摄影阳极输入功率	3.15
标称 X 射线管电压	IEC 60601-1-3:2008, 3.42
波纹率	IEC 60601-1-3:2008, 3.44
CT 扫描功率指数	3.20
电子	IEC/TR 60788:2004, 3.10
单一额定负载	3.23
灯丝电流	IEC/TR 60788:2004, 3.125
辐射	IEC 60601-1-3:2008, 3.53
法人组织	IEC 60601-1:2005, 3.101
管壳	3.5
管壳电流	3.6
管壳电压	3.7
高压	IEC 60601-1:2005, 3.41
高压发生器	IEC/TR 60788:2004, 3.151
规定的	IEC/TR 60788:2004, 3.353
患者	IEC 60601-1:2005, 3.76
计算机体层摄影(CT)	IEC/TR 60788:2004, 3.66
加载	IEC 60601-1-3:2008, 3.34
加载因素	IEC 60601-1-3:2008, 3.35
加载时间	IEC 60601-1-3:2008, 3.37
焦点标称值	IEC/TR 60788:2004, 3.221
计时装置	IEC/TR 60788:2004, 3.378
空气比释动能率	IEC/TR 60788:2004, 3.15
连续阳极输入功率	3.19
摄影额定容量	3.22
摄影	IEC 60601-1-3:2008, 3.64
规定的	IEC/TR 60788:2004, 3.353
阳极	IEC/TR 60788:2004, 3.16
阳极热容量	IEC/TR 60788:2004, 3.19
阳极输入功率	3.13
阳极速度	IEC/TR 60788:2004, 3.22
阴极	IEC/TR 60788:2004, 3.57

阴极发射特性	3.4
阳极靶	IEC/TR 60788:2004,3.372
泄漏辐射	IEC 60601-1-3:2008,3.33
系列额定负载	3.24
X 射线辐射	IEC 60601-1-3:2008,3.53
X 射线透视	IEC 60601-1-3:2008,3.69
X 射线设备	IEC 60601-1-3:2008,3.78
X 射线发生器	IEC 60601-1-3:2008,3.79
X 射线管	IEC 60601-1-3:2008,3.83
X 射线管组件	IEC 60601-1-3:2008,3.84
X 射线管组件输入功率	3.17
X 射线管电流	IEC 60601-1-3:2008,3.85
X 射线管头	IEC/TR 60788:2004,3.414
X 射线管负载	3.9
X 射线管电压	IEC 60601-1-3:2008,3.88
周期	3.12
照射	IEC 60601-1-3:2008,3.30
照射时间	IEC 60601-1-3:2008,3.32
制造商	IEC 60601-1:2005,3.55
最大连续热耗散	IEC/TR 60788:2004,3.204

air kerma rate	IEC/TR 60788:2004,3.15
anode	IEC/TR 60788:2004,3.16
anode heat content	IEC/TR 60788:2004,3.19
anode input power	3.13
anode speed	IEC/TR 60788:2004,3.22
cathode	IEC/TR 60788:2004,3.57
cathode emission characteristic	3.4
computed tomography(CT)	IEC/TR 60788:2004,3.66
continuous anode input power	3.19
CT scan power index	3.20
cycle time	3.12
electron	IEC/TR 60788:2004,3.107
envelope	3.5
envelope current	3.6
envelope voltage	3.7
filament current	IEC/TR 60788:2004,3.125
high voltage	IEC 60601-1:2005,3.41
high-voltage generator	IEC/TR 60788:2004,3.151
irradiation	IEC 60601-1-3:2008,3.30
irradiation time	IEC 60601-1-3:2008,3.32
leakage radiation	IEC 60601-1-3:2008,3.33
loading	IEC 60601-1-3:2008,3.34
loading factor	IEC 60601-1-3:2008,3.35
loading time	IEC 60601-1-3:2008,3.37
manufacturer	IEC 60601-1:2005,3.55
maximum continuous heat dissipation	IEC/TR 60788:2004,3.204
nominal(value)	IEC 60601-1:2005,3.69
nominal anode input power	3.14
nominal continuous input power	3.18
nominal CT anode input power	3.16
nominal CT scan power index(nominal CTSPI)	3.21
nominal focal spot value	IEC/TR 60788:2004,3.221
nominal radiographic anode input power	3.15
nominal X-ray tube voltage	IEC 60601-1-3:2008,3.42
patient	IEC 60601-1:2005,3.76
percentage ripple	IEC 60601-1-3:2008,3.44
radiation	IEC 60601-1-3:2008,3.53
radiographic ratings	3.22
radiography	IEC 60601-1-3:2008,3.64
radioscopy	IEC 60601-1-3:2008,3.69
responsible organization	IEC 60601-1:2005,3.101
serial load rating	3.24
single load rating	3.23

specified	IEC/TR 60788:2004,3.353
specific	IEC/TR 60788:2004,3.352
target	IEC/TR 60788:2004,3.372
timing device	IEC/TR 60788:2004,3.378
X-radiation	IEC 60601-1-3:2008,3.53
X-ray equipment	IEC 60601-1-3:2008,3.78
X-ray generator	IEC 60601-1-3:2008,3.79
X-ray tube	IEC 60601-1-3:2008,3.83
X-ray tube assembly	IEC 60601-1-3:2008,3.84
X-ray tube assembly input power	3.17
X-ray current	IEC 60601-1-3:2008,3.85
X-ray tube head	IEC/TR 60788:2004,3.414
X-ray tube load	3.9
X-ray tube voltage	IEC 60601-1-3:2008,3.88
