ICS 11.040.50

C43

|  |
| --- |
|  |

YY

中华人民共和国医药行业标准

YY/T XXXX—XXXX

|  |
| --- |
|  |

X射线计算机体层摄影设备的体型特异性剂量估算值（SSDE）计算方法

Methods for calculating size specific dose estimates (SSDE) on computed tomography

IEC 62985:2019 ，IDT

|  |
| --- |
|  |
|  |

XXXX-XX-XX发布

XXXX-XX-XX实施

国家药品监督管理局   发布

目  次

[目次 I](#_Toc14856039)

[前言 III](#_Toc14856040)

[X射线计算机体层摄影设备体型特异性剂量估算值（SSDE）计算方法 1](#_Toc14856041)

[1 范围 1](#_Toc14856042)

[2 规范性引用文件 1](#_Toc14856043)

[3 术语和定义 1](#_Toc14856044)

[3.1纵向位置Z处的CTDIVOL 1](#_Toc14856045)

[3.2重建长度 2](#_Toc14856048)

[3.3纵向位置Z处的水等效直径 2](#_Toc14856050)

[3.4水等效直径 2](#_Toc14856052)

[3.5纵向Z位置处的参考水等效直径 2](#_Toc14856054)

[3.6纵向位置Z处的实施水等效直径 3](#_Toc14856056)

[3.7纵向位置Z处的SSDE转换因子 3](#_Toc14856058)

[3.8纵向Z位置处的体型特异性剂量估算值 3](#_Toc14856060)

[3.9患者体型特异性剂量估算值 3](#_Toc14856062)

[4 用于计算DW(z)的验证方法 3](#_Toc14856065)

[4.1 概述 3](#_Toc14856066)

[4.2 水模体的特征 3](#_Toc14856067)

[4.3 仿人体模体的特征 4](#_Toc14856068)

[4.4 水模体的DW,REF(z)的生成 4](#_Toc14856069)

[4.5 水模体的DW,REF的验证 4](#_Toc14856070)

[4.6 水模体的DW,IMP的生成 4](#_Toc14856071)

[4.7 在水模体上根据DW,REF(z)验证DW,IMP(z) 4](#_Toc14856072)

[4.8 仿人体模体的DW,REF(z)的生成 4](#_Toc14856073)

[4.9 仿人体模体的DW,IMP的生成 5](#_Toc14856074)

[4.10 在仿真模体上根据DW,REF(z)验证DW,IMP(z) 5](#_Toc14856075)

[5 要求和限制 5](#_Toc14856076)

[5.1 用于CT扫描设备和RDIMS的SSDE和DW的计算 5](#_Toc14856077)

[5.2 CT扫描设备上SSDE的扫描前显示 5](#_Toc14856078)

[5.3 CT扫描设备上SSDE和DW的扫描后更新 6](#_Toc14856079)

[5.4 CT扫描设备上扫描前和扫描后SSDE和DW值的显示 6](#_Toc14856080)

[5.5 CT扫描设备上扫描前和扫描后SSDE和DW值的记录 6](#_Toc14856081)

[5.6 计算和显示SSDE的限制 6](#_Toc14856082)

[5.7 在随附文件中识别限制的要求 6](#_Toc14856083)

[5.8 使用SSDE转换因子,*f* 7](#_Toc14856084)

[附　录　A （规范性附录） SSDE转换因子 8](#_Toc14856087)

[A.1 关于有效直径和DW的使用的澄清 8](#_Toc14856088)

[A.2 确定SSDE转换因子的公式 8](#_Toc14856089)

[附　录　B （规范性附录）用于随附文件使用关于SSDE方法学的一般限制语言 10](#_Toc14856090)

[附　录　C （资料性附录）来自特殊临床场景的估计的不确定性的幅度 11](#_Toc14856091)

[C.1 概述 11](#_Toc14856092)

[C.2 扫描解剖中包含颈部 11](#_Toc14856093)

[C.3 超出扫描投影平面范围 11](#_Toc14856094)

[C.4 单侧或双侧四肢扫描 11](#_Toc14856095)

[C.5 患者没有摆放在射线源/探测器旋转方向的中心 11](#_Toc14856096)

[C.6 患者解剖部位处于视野外 12](#_Toc14856097)

[C.7 扫描投影定位片或扫描容积中包含外部目标 12](#_Toc14856098)

[参考文献 13](#_Toc14856099)

前  言

YY/T XXXX《X射线计算机体层摄影设备的体型特异性剂量估算值（SSDE）计算方法》等同转化IEC62985:20XX标准，并按照GB/T 1.1-2009给出的规则起草。

体型特异性剂量估算值（SSDE）是利用被扫描器官对X射线的吸收（使用水等效直径）以及CT扫描设备的辐射输出来估算被扫描容积上的平均吸收剂量的方法。

SSDE的潜在应用包括如下方面：

1)用于质量保证流程中评估患者的吸收剂量；

2)估算不同患者体型的诊断参考水平；

3)在开始CT扫描前为操作者显示估算的患者吸收剂量；

4)为DICOMRDSR提供吸收剂量的估算值；

5)研究把患者体型作为考虑因素的剂量提示值和剂量警告值；

6)为统一的剂量记录提供患者吸收剂量的估算值；

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

本标准由国家药品监督管理局提出。

本标准由全国医用电器标准化技术委员会医用X射线设备及用具分技术委员会（SAC/TC10/SC1）归口。

本标准起草单位：

本标准主要起草人：

X射线计算机体层摄影设备  
体型特异性剂量估算值（SSDE）计算方法

1. 范围

本标准适用于：

-能够根据IEC60601-2-44的要求显示和报告CTDIvol的CT扫描设备，以及

-辐射剂量指数监测软件（RDIMS）

用于其计算、显示和记录患者**体型特异性剂量估算值**（SSDE）及其关联参数。

特别地，本标准提供了用于计算、显示或记录SSDE、SSDE(z)、水等效直径（DW）以及DW(z)的方法和要求，其中z标识被扫描目标的一个特定的纵向位置。

本标准提供了一种通过符合本标准的两个圆柱型水模体以及一个或多个仿人体模体的CT扫描数据确定**参考水等效直径，DW,REF(z)**的方法。制造商实现的计算水等效直径的方法与通过使用本标准定义的测量对象和方法得到的DW,REF(z)进行对比测试和确认。本标准也描述了用于计算SSDE和DW的方法，它们是SSDE(z)和DW(z)在重建长度上的平均值。

注：本标准对确保所报告的SSDE值之间的可比较性非常重要。

1. 规范性引用文件

下列文件对于本标准的应用是必不可少的。凡是注日期的引用文件，仅所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。

IECTR60788:2004，医用电气设备-已定义术语汇编

IEC60601-1:2005/AMD1:2012，医用电气设备-第1部分：基本安全和基本性能通用要求

IEC60601-1-3:2008，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：医用诊断X射线设备辐射防护

IEC60601-2-44:2009，医用电气设备-第2-44部分：X射线计算机体层摄影设备的基本安全和基本性能转专用要求

1. 术语和定义

IECTR60788、IEC60601-1、IEC60601-1-3、IEC60601-2-44界定的以及下列术语和定义适用于本标准。

ISO和IEC通过下列网址维护用于标准的术语数据库：

IEC电子百科：可以通过<http://www.electropedia.org>访问

ISO在线浏览平台：可以通过<http://www.iso.org/obp>访问



纵向位置Z处的CTDIVOLCTDIVOLat longitudinal position z

CTDIVOL(Z)

量化所选的CT运行条件在Z位置处的**辐射**输出的值。



重建长度 reconstruction length

重建的第一幅图像中心位置和重建的最后一幅图像中心位置之间的距离，其中第一幅和最后一幅重建图像的中心位置在给定的协议元素的**CT运行条件**和重建图像宽度的条件下应该尽可能的远离，核心含义即对于给定的重建切片厚度在该扫描范围上的重建图像的最大范围。



纵向位置Z处的水等效直径 water equivalent diameter at longitudinal position z

DW(Z)

以厘米（cm）标识的圆柱型模体的直径，该模体与被扫描目标在纵向z位置处所包含的物质的平均吸收剂量一致，对于包含任意成分的材料都可以计算，它将任意材料的**吸收**以水的吸收来量化。

1. 平均**吸收剂量**与X射线**吸收**的平均值相关。见注2.
2. 对于辐射剂量指数监测软件（RDIMS）设备，如果从CT扫描设备获取基于吸收的DW(z)或者根据可获得的重建图像计算DW(z)不可行，可以使用替代方法[2][3]通过扫投影平片估计DW(z)。但是，对RDIMS设备的DW,IMP(z)的确认应根据第四章进行。

水等效直径 water equivalent diameter

DW

在重建长度上距离小于5mm的均匀间隔的各个z位置处的DW(z)算术平均值使，对RDIMS系统或者CT扫描设备上z位置间隔不能达到小于5mm的协议元素，使用最小的可以获得的图像间隔。



纵向Z位置处的参考水等效直径 referencewaterequivalentdiameterat longitudinal position z

DW,REF(z)

使用下述工是计算且对于被扫描模体对应的每幅重建的图像的图像中的所有像素点通过下述公式进行计算：

其中，

CT（x,y,z）是纵向位置z处的截面x，y点处的像素的CT值；

Apixel是图像像素的面积；

注：DW,REF(z)用于确认制造商提供的计算DW(z)的方法的适用性。



纵向位置Z处的实施水等效直径implemented water equivalent diameter at longitudinal position z

DW,IMP(z)

通过制造商实施的方法得到的用于计算SSDE的DW(z)。



纵向位置Z处的SSDE转换因子 SSDE conversion factor at longitudinal position z

f(DW(z))

将扫描设备的辐射输出（用CTDIVOL定量化的）与特定体型的患者的软组织或模体的吸收剂量在特定尺寸的CTDI模体上，特定的解剖位置（如头或体），和被扫描患者或目标的特定的z位置处联系起来的无单位的经验值。这个值的计算根据附录A提供的公式进行。



纵向Z位置处的体型特异性剂量估算值 size specific dose estimate at longitudinal position z

SSDE(z)

在重建长度内的纵向z位置处的轴向平面内包含的物质的平均**吸收剂量**的估计值，以单位mGy表示：



体型特异性剂量估算值size specific dose estimate

SSDE

在重建长度上与用于计算DW的DW(z)值的z位置相同的SSDE(z)值的算术平均值：

其中，

n是z位置（zi，i=1，2，…，n）的数量（在重建长度范围内）

1. 用于计算DW(z)的验证方法
   1. 概述

第4章的目的是提供一种验证制造商提供的纵向z位置处实施水等效直径DW,IMP(z)与纵向z位置处参考水等效直径DW,REF(z)的符合性的方法。此验证将为水模体和仿人体模体的计算得到的DW,IMP(z)的一个集合和对应的为相同模体计算得到的DW,REF(z)的集合比较。

* 1. 水模体的特征

每个模体的结构材料的厚度应尽可能的小，且长度最短不小于10cm：

* 小水模体

小水模体应为圆柱型且内部水部分的直径（d）应满足14cm≤d≤20cm.

* 大水模体

大水模体应为圆柱型且内部水部分的直径（d）应满足28cm≤d≤34cm.

除非在随附文档中为一些小的偏离另有解释说明，模体的规格应适用。

* 1. 仿人体模体的特征

仿人体模体应为普通的成人从头顶到骨盆底部的一个类似物。它应具有相对完善的能产生相应解剖结构对应的CT值的模拟的内部器官、骨组织。模体至少应模拟软组织、肺和骨。

可以使用超过一个的仿人体模体集合，分别模拟成人头、胸、腹部和盆腔区域。此外，也可能需要一个儿童模体来进行验证。

应在随附文档中描述所使用的仿人体模体。

注：如果某个最终用户评估DW,IMP(z)的准确性，如果使用与制造商不同的模体，DW,IMP(z)和DW,REF(z)的差异可能超过（4.10）规定的容许值。

* 1. 水模体的DW,REF(z)的生成

计算DW,REF(z)时，每个水模体的扫描应使用轴扫模式，并使用120kV（或最接近的kV设置）扫描。模体应置于患者支撑（包含垫子）上，并按照与临床使用相符合的摆放，扫描野内应无其它附加物。

CT运行条件和重建参数应适用于：

* 小水模体，和
* 大水模体。

应不使用心脏采集、采集过程中患者床不移动以及往复模式采集。自动曝光控制应与所选临床协议中的用法对应。重建视野应足够大以便包含整个模体。

扫描长度应至少为5cm且根据模体在截面内以及纵向方向上对中。应重建约5mm标称重建厚度的连续的图像。

每个模体扫描对应的CT运行条件、扫描摆位、以及重建参数应包含在随附文件中。

注：重建卷积核，如边缘增强效果，CT值和先行吸收系数间的关系为非线性可能会对DW的确定有负面影响。

* 1. 水模体的DW,REF的验证

DW,REF(z)应在每一个纵向z位置计算。DW,REF(z)值的集合应与相应的各个水模体的外径比较。对于每个模体尺寸，同一z位置的两个值的差异应在7%范围内。

* 1. 水模体的DW,IMP的生成

DW,IMP(z)应在得到DW,REF(z)的每个位置处计算。

扫描每个水模体的CT运行条件和重建参数应在随附文件中说明。

* 1. 在水模体上根据DW,REF(z)验证DW,IMP(z)

对于两个水模体，应比较和评估相对应的DW,IMP(z)和DW,REF(z)在各个z位置的值的集合。

对于每个模体，每个z位置处的相对差异ΔREL(z)的的绝对值应按下式计算：

对于每个水模体的尺寸计算得到的ΔREL(z)的最大值应小于0.12。

* 1. 仿人体模体的DW,REF(z)的生成

计算DW,REF(z)时，仿人体模体的扫描应使用轴扫模式。模体应置于患者支撑（包含垫子）上，并按照与临床使用相符合的摆放，扫描野内应无其它附加物。仿人体模体的头部区域应放置在头托或患者支撑上。如果模体的头部区域是一个单独的模体，则应放在头托上。

CT运行条件和重建参数应与对应解剖区域的临床典型协议相对应；应不使用心脏采集、采集过程中患者床不移动以及往复模式采集。自动曝光控制应与所选临床协议中的用法对应。重建视野应足够大以便包含整个模体。

可以使用一个连续的扫描覆盖整个躯干部，并将数据分开使用。

表1中的各个解剖区域应包含至少5cm的扫描覆盖范围。扫描的视野在平面内以及纵向方向上根据揭破区域对中。应重建约5mm标称重建厚度的连续的图像。

表1需扫描的仿人体模体区域

|  |  |
| --- | --- |
| 解剖区域 | 扫描范围中心的解剖位置 |
| 头部 | 脑区域的中心 |
| 肺部 | 心脏上部的肺区域 |
| 心脏和肺部 | 心脏的中心位置 |
| 骨盆 | 髂脊上缘和髋关节中间的位置 |

扫描每个解剖区域对应的CT运行条件、扫描摆位、以及重建参数应包含在随附文件中。

注：重建卷积核，如边缘增强效果，CT值和先行吸收系数间的关系为非线性可能会对DW的确定有负面影响。

* 1. 仿人体模体的DW,IMP的生成

DW,IMP(z)应在得到DW,REF(z)的每个位置处计算。

扫描每个解剖区域的CT运行条件、扫描位置和重建参数应在随附文件中说明。

* 1. 在仿真模体上根据DW,REF(z)验证DW,IMP(z)

对于5个解剖区域，应比较和评估相对应的DW,IMP(z)和DW,REF(z)在各个z位置的值的集合。

对于每个模体，每个z位置处的相对差异ΔREL(z)的的绝对值应按下式计算：

对于每个解剖区域计算得到的ΔREL(z)的中值应小于0.1。

1. 要求和限制
   1. 用于CT扫描设备和RDIMS的SSDE和DW的计算

SSDE和DW应在包含患者解剖部位的整个重建长度上确定。

在给定协议元素，或重建长度内的投影平片不存在时，不要求计算、显示或记录SSDE和DW，无论是在扫描前或扫描后。

注：能够帮助确保在特定z位置存在解剖区域的方法是使用>5cm的DW作为一个指示。

* 1. CT扫描设备上SSDE的扫描前显示

除5.1描述的情况外，所选协议元素的以单位mGy表示的SSDE值应在开始扫描序列前在控制面板上显示，并与CTDIVOL的显示位于同一屏幕，且位置接近。但是，显示位置可以是可配置的，并且在交付到用户时具有与CTDIVOL在同屏且位置接近的选项。

这一要求仅适用于CT扫描设备。

* 1. CT扫描设备上SSDE和DW的扫描后更新

在一个序列扫描完成后，

* 扫描前SSDE和纵向Z位置处的患者体型特异性剂量估算值,SSDE(z),的值应根据扫描前和扫描后CTDIVOL的任何变化更新，且
* 扫描前DW和DW(z)的值也可能更新。

这一要求仅适用于CT扫描设备。

* 1. CT扫描设备上扫描前和扫描后SSDE和DW值的显示

对于每个协议元素，扫描前和扫描后SSDE，扫描前和扫描后DW应在控制面板上显示，与CTDIVOL位于同一屏且位置接近。可替代的，扫描前和扫描后SSDE和扫描前和扫描后DW可以在控制面板的一个单独的窗口上显示，该窗口可以从显示CTDIVOL的窗口直接访问。但是，如果实现替代方法，则下列剂量要素也应在同一窗口显示：

* 扫描前和扫描后CTDIVOL
* 扫描前和扫描后DLP
* CTDIVOL所基于的模体直径
* 剂量通知值
* 剂量警告值

这一要求仅适用于CT扫描设备。

* 1. CT扫描设备上扫描前和扫描后SSDE和DW值的记录

如果DICOM辐射剂量结构化报告提供必要的字段，则扫描后SSDE和DW的值以及该所使用的间隔对应的SSDE(z)和DW(z)的值应在DICOMCT辐射剂量结构化报告中记录。

如果DICOM辐射剂量结构化报告未提供必要的字段以记录SSDE和/或DW，则相应的扫描后的值应作为存储为图像的剂量报告的一部分。

如果DICOM辐射剂量结构化报告未提供必要的字段以记录所使用间隔的SSDE(z)和/或DW(z)，则相应的扫描后的值不需要记录。

这一要求仅适用于CT扫描设备。

* 1. 计算和显示SSDE的限制

对于患者床移动总距离比NXT小的多，或者患者支撑手工移动或保持静止的轴向扫描，根据IEC60601-2-44定义的CTDIVOL，平均吸收剂量将被高估，它是模体中心截面的吸收剂量的累积。SSDE将“遗传”这一误差。

注：在广泛的患者体型范围上（新生儿到肥胖患者），DW和SSDE仅显示出微小的对X射线管能力或骨组织或碘的存在的依赖。AAPM报告204和293表明SSDE在120kV和在70kV到150kV的SSDE的平均差别的百分比在大约±20%不确定度范围内。但是低kV与小形状滤波器的组合可能会导致较大的不确定性。

* 1. 在随附文件中识别限制的要求

附录B包含描述SSDE方法学的一般限制的通用语言，应在随附文件中使用。此通用语言仅在制造商的设计特性导致必须修改时修改。

制造商使用的实现技术的限制应在随附文件中描述，应至少涉及下列临床场景：

* 扫描解剖部位包含颈部；
* 实际扫描长度超过了投影平片的范围；
* 单侧或双侧四肢被扫描；
* 患者没有摆位到射线源/探测器旋转方向的中心，这将影响通过投影平片计算得到DW,IMP(z)的值
* 患者的解剖结构位于扫描视野外；
* 外部目标位于被扫描投影平片或扫描容积范围内（如：金属植入物、弹片、放疗计划硬件、生命支持设备、铋屏蔽物）。

附录C提供了关于来自这些特殊的临床场景的误差幅度的评估的额外信息。

* 1. 使用SSDE转换因子,*f*

如果CT制造商或其它实体选择开发和使用他们自己的设备特定的SSDE转换因子，他们的结果“SSDE”应被识别为“SSDEX”。下表“X”应由CT制造商或其它实体确定。但是，为了符合本标准，本标准定义的SSDE，*DW*，SSDE(z)和*DW*(z)应根据本标准的要求提供。

3. （规范性附录）  
   SSDE转换因子

A.1 关于有效直径和DW的使用的澄清

在AAPM第204号报告中推导了水货组织等效物质的转换因子。这意味着在AAPM第204号报告中引用的有效直径与AAPM第220号报告的规定的DW是等效的。第204：2011号报告中公式A-1中的有效直径应使用DW；当使用DW替代有效直径时不需要额外的修正。了解横断面的截面积和患者吸收可以最准确的DW，因此也可以最准确的计算SSDE。

A.2确定SSDE转换因子的公式

AAPM204:2011报告的公式A-1和AAPM293:2019报告的公式A-1描述了对于CT体部和头部检查数据最佳拟合，以DW(Z)为变量的表达式如下：

其中DW(Z)是以cm为单位且其中的系数按照表A.1给出的值。图A.1显示了使用公式和这些系数得到的的曲线。

表.1作为DW的函数的SSDE转换因子

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | a | b |
| 体部检查以且使用32cmCTDI模体[1]测得的CTDIVOL | 3.704369 | 0.03671937 |
| 体部检查以且使用16cmCTDI模体[1]测得的CTDIVOL | 1.874799 | 0.03871313 |
| 头部检查以且使用16cmCTDI模体[4]测得的CTDIVOL | 1.9852 | 0.0486 |



体部扫描，32cm CTDI模体

体部扫描，16cm CTDI模体

头部扫描，16cm CTDI模体

图A.1 表A.1提供体部和头部的和DW的关系参数的图形化表示

1. （规范性附录）  
   用于随附文件使用关于SSDE方法学的一般限制语言

SSDE是一个将被扫描的解剖结构对辐射的吸收以及CT扫描设备的辐射输出（使用CTDIVOL）考虑在内的对所扫描容积的平均吸收剂量的估计。

SSDE的目的是为不同体型的患者提供剂量的评估。SSDE，以单位mGy给出，对小的儿童尤其重要，因为相应的所使用的辐射水平（CTDIVOL，也以单位mGy给出）并不能充分的指示吸收的辐射剂量。

SSDE使用SSDE转换因子和CTDIVOL计算得到。

用于确定SSDE转换因子的数据覆盖了大约8cm到40cm范围的患者直径。因为这些数据所显示的平滑性，所以对这个范围以外的患者直径使用这些转换因子的外推计算和显示SSDE。

SSDE的概念是由美国医学物理师协会（AAPM）的一个任务组提出的。最初，SSDE仅为胸、腹和骨盆扫描进行了定义[1]。最近，用于头部扫描的SSDE计算的转换因子已经发表[4]。

认识到SSDE是将患者体型考虑在内的扫描容积上吸收剂量的估计值是重要的。这个估计值与被扫描容积上的实际吸收剂量对比的精度大约在±20%[1]。而把这个误差放到环境中考虑，对于婴儿，CTDIVOL将对扫描容积上的吸收剂量低估的系数可以高达3[1]。相对应的，CTDIVOL值对于大体型的患者将高估扫描容积上的吸收剂量，对于体型特别大的成年患者，CTDIVOL可能将吸收剂量高估达40%[1]。

当扫描视野中由外部目标（如金属植入物，放疗计划用的硬件，声明支持设备，铋屏蔽）时报告的SSDE的不确定度会增加。

认识到SSDE是对一个特定的扫描容积的吸收剂量的估计值，而不是一个全局的患者剂量的指示是重要的。对覆盖非常小范围的扫描的SSDE的解释宜格外小心。例如，将造影剂追踪扫描的SSDE的值和较大范围的诊断扫描容积上的SSDE相加将高估整个扫描容积上的剂量。

SSDE不包含投影平片扫描时使用的相对低的剂量。

1. （资料性附录）  
   来自特殊临床场景的估计的不确定性的幅度
   1. 概述

5.7列出了可能导致制造商实现的DW,IMP(z)被引入额外的不确定性的临床应用场景。这些临床应用场景仍宜计算SSDE。此处提供了有SSDE计算经验的用户建议的对潜在额外不确定度的估计。

* 1. 扫描解剖中包含颈部

颈部的解剖结构，例如中间是骨区域周围由软组织包围，且它们的相对位置与它们和身体的相对位置是相似的。那么对于头-颈部或颈-胸部扫描，DW,IMP(z)在每个z位置的计算可以直接进行。

* 颈-胸部：对整个所扫描的体部使用预期不会对SSDE引入额外的不确定性。
* 头-颈部：对整个所扫描的头部使用，当头部和颈部扫描中头部和颈部所占的扫描长度大约相等时，预期会对SSDE引入额外的10%不确定性。这个推断的理由是头部所使用的转换因子比体部所使用的转换因子大约大20%，对于颈部来说这是更合理的因子，因为颈部不包含颅骨。
  1. 超出扫描投影平片范围

如果实际扫描长度超出了扫描投影定位片的范围，制造商应 根据扫描投影定位片范围内得到的吸收数据提供对DW,IMP(z)的估计。因为大部分情况下，实际的扫描长度仅略超出扫描投影定位片的范围，因此预期引入的DW,IMP(z)估计的整体不确定度会较小；在大部分临床病例中，预期SSDE的额外的不确定度不超过5%。

* 1. 单侧或双侧四肢扫描

四肢的解剖结构，如中间是骨区域周围由软组织包裹，且其相对位置与它们与身体的相对位置类似，此时，使用体部转换因子是恰当的选择。

* 单个四肢：SSDE预期没有额外的不确定度引入。
* 双侧四肢：在双侧下肢扫描或胳膊举过头顶的双侧上肢扫描的情况下，解剖结构本质上是一个椭圆，计算DW,IMP(z)时，预期不会引入额外的不确定性。在大部分临床病例中，SSDE估计的额外不确定度预期不超过5%。
  1. 患者没有摆放在射线源/探测器旋转方向的中心

这个情况会影响根据扫描投影定位片计算的DW,IMP(z)的值。如果患者摆放在旋转中心2cm的范围内，DW,IMP(z)的不确定的幅度预期会较小。在大部分临床病例中，SSDE估计的不确定度预期不超过5%。

* 1. 患者解剖部位处于扫描视野外

患者解剖部位处于视野外将会导致DW,IMP(z)低估且SSDE高估。然而对于大体型患者跟随DW,IMP(z)的变化比较平缓。除了病态肥胖患者，SSDE估计值的任意额外不确定度预期不超过5%。

* 1. 扫描投影定位片或扫描容积中包含外部目标

外部目标包含金属植入物、弹片、放疗计划硬件、生命支持设备和铋屏蔽物。DW,IMP(z)的估计的不确定度依赖于这些外部目标的物理尺寸和它们相对于骨和软组织的吸收。这可能导致DW,IMP(z)被高估，从而导致SSDE被低估。这种情况不确定度可能超过5%。

参考文献

1. AAPM报告204号，儿童和成人体部检查的患者体型特异性剂量估算值（SSDE），美国医学物理师学会，2011[viewed 2019-05-13]. 可以从以下网址获得：

http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\_204.pdf

1. Wang, Jia, et al., Attenuation‐based estimation of patient size for the purpose of size specific dose estimation in CT. Part I. Development and validation of methods using the CT image, Medical Physics 39.11 (2012): 6764-6771
2. Christianson, Olav, Li, Xiang, Frush, Donald, and Samei, Ehsan, Automated Size Specific CT Dose Monitoring Program: Assessing Variability in CT Dose. Medical physics 39.11 (2012): 7131-7139
3. AAPM报告293号，儿童和成人头部检查的患者体型特异性剂量估计值（SSDE），2019
4. AAPM报告220号，在CT中使用水等效直径计算患者体型以及患者体型特异性剂量估计值(SSDE)，美国医学物理师学会，2014[viewed 2019-05-13]. 可以从以下网址获得：

http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT\_204.pdf

\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_