



中华人民共和国医药行业标准

YY/T 1766.2—2021

X 射线计算机体层摄影设备 图像质量评价方法 第 2 部分：低对比度分辨率评价

Image quality evaluation methods for computed tomography system—
Part 2: Low contrast resolution evaluation

2021-03-09 发布

2022-04-01 实施

国家药品监督管理局 发布

目 次

前言	III
引言	IV
1 范围	1
2 规范性引用文件	1
3 术语和定义	1
4 CT 扫描装置低对比度分辨率的定量评价	4
4.1 试验概述	4
4.2 试验方法	5
4.3 结果表达	6
5 使用降低剂量图像重建技术时低对比度分辨率的客观对比评价	6
5.1 试验概述	6
5.2 试验方法	8
5.3 结果表达	9
附录 A (资料性附录) 基于任务的模型观察器评价概述	11
附录 B (资料性附录) 本标准采用的模型观察器与通道化方法	12
附录 C (资料性附录) 基于人工观察器的定量化评价	15
附录 D (资料性附录) 低对比度分辨率评价的运行条件	16
附录 E (资料性附录) 识别任务统计分析的补充说明:ROC,AUC 与准确率	17
参考文献	20

前 言

YY/T 1766《X射线计算机体层摄影设备图像质量评价方法》分为以下两部分：

——第1部分：调制传递函数评价；

——第2部分：低对比度分辨率评价。

本部分为YY/T 1766的第2部分。

本部分按照GB/T 1.1—2009给出的规则起草。

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。

本部分由国家药品监督管理局提出。

本部分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/TC 10/SC 1)归口。

本部分起草单位：辽宁省医疗器械检验检测院、上海西门子医疗器械有限公司、航卫通用电气医疗系统有限公司、上海联影医疗科技有限公司、飞利浦医疗(苏州)有限公司沈阳分公司、明峰医疗系统股份有限公司、佳能医疗系统研究开发(大连)有限公司、深圳安科高技术股份有限公司、东软医疗系统股份有限公司、宽腾(北京)医疗器械有限公司。

本部分主要起草人：孙智勇、田毅、邢占峰、叶硕奇、张龙达、魏东、李翔、梁健、周培、江浩川、周洪亮、吴小页、逢岭。

引 言

CT 低对比度分辨率是 CT 扫描装置图像性能的重要指标,也反映了 CT 扫描装置图像质量与剂量水平的关系。

目前,对于 CT 扫描装置的低对比度分辨率进行绝对评价,主要通过视觉评价的方式进行,会受到诸多因素的影响。由于不同剂量下低对比度分辨率有显著差异,在低对比度分辨率评价结果表达上,也需要标准化规范化的形式。

另一方面,随着降低剂量的 CT 图像重建技术(如迭代重建技术等)被越来越多的应用到 CT 产品中,如何有效的评价在剂量降低的同时低对比度分辨率的可比性,也是图像质量评价关注的重要方面。采用基于人工(专家)视觉评估的方式往往耗时长,不具有广泛应用意义,基于模型观察器的客观对比评价基于近年的研究基础,也被逐渐引入到 CT 图像质量评估中。

基于上述现状,本标准给出了针对 CT 扫描装置低对比度分辨率,以及采用降低剂量图像重建技术后,可达到的剂量降低水平给出了标准化的评价方法。

该方法标准的实施必将使得 CT 行业内低对比度分辨率的评价统一和标准化。

X 射线计算机体层摄影设备 图像质量评价方法

第 2 部分:低对比度分辨率评价

1 范围

YY/T 1766 的本部分规定了 CT 扫描装置图像低对比度分辨率的评价方法。

本部分适用于全身及专用 X 射线计算机体层摄影设备(以下简称 CT 扫描装置),包括为放射治疗计划提供图像数据的 CT 扫描装置,但不包括口腔 CT 扫描装置或具有三维成像功能的血管造影及移动 C 形臂设备。

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。

GB/T 10149—1988 医用 X 射线设备术语和符号

3 术语和定义

GB/T 10149—1988 界定的以及下列术语和定义适用于本文件。

3.1

低对比度分辨率 low contrast resolution

一个有规定形状和大小的物体可以从均匀的背景中分辨出来的最低对比度细节。

[GB/T 19042.5—2006;3.11]

注:低对比度分辨率又表述为 low contrast detectability (LCD)。

3.2

感兴趣区域 region of interests; ROI

某一时刻在图像上划出的特别感兴趣的图像的局部部分。

[GB/T 19042.5—2006;3.15]

3.3

CT 运行条件 CT conditions of operation

所有主导 CT 扫描装置运行的可选参数。

注 1:包括例如标称体层切片厚度,螺距系数,滤过,峰值 X 射线管电压,以及 X 射线管电流和加载时间,或电流时间积。

注 2:某些 CT 运行条件在曝光过程中可能会有所变化。

注 3:CT 运行条件包括由系统根据用户选择的参数生成的参数。

[IEC 60601-2-44;2009/AMD2;2016,定义 201.3.202]

3.4

协议单元 protocol element

执行一次扫描所必需的一组特定的 CT 运行条件。

注 1：下面是不同类型扫描的例子：螺旋，轴向，轴向序列，无患者支架移动的扫描和往复模式。

注 2：为了保持各个用户界面与操作手册的一致性，CT 扫描装置可能使用不同与“协议单元”的术语，比如“扫描”“扫描组”“扫描序列”等，这些等同于“协议单元”。

注 3：协议单元通常与临床任务、临床背景、解剖部位、和/或年龄或体型分组相关联，它对应于一个检查中的 CT 扫描序列。

[IEC 60601-2-44:2009/AMD2:2016,定义 201.3.216]

3.5

任务 task

图像性能评价研究中，相应于临床任务具有代表性的图像判读任务，例如：目标识别，目标定位等。

3.6

目标图像样本 signal image

目标图像样本 g_s ，指针对给定的目标物，以一定大小的 ROI 截取的包含目标物以及周围背景区域得到的图像样本。

3.7

背景图像样本 background image

背景图像样本 g_b ，指针对给定的目标物，以与目标图像样本相同大小的 ROI，在与目标距模体中心等距处截取的仅含背景区域的图像样本。

3.8

识别任务 detection task

在可能包含给定的目标物及其背景的图像中，识别目标物存在与否的判读任务。

识别任务的图像样本通常由目标图像样本集 $\{g_s\}$ 与背景图像样本集 $\{g_b\}$ 构成。

3.9

人工观察器 human observer

图像性能评价研究中，执行(完成)给定任务的一个或一组观察者。

3.10

模型观察器 model observer

图像性能评价研究中，执行(完成)给定任务的数学模型。

对于给定的信号图像样本集 $\{g_s(i)\}_{i=1:N}$ ，与背景图像样本集 $\{g_b(i)\}_{i=1:N}$ ，采用模型观察器进行识别任务试验，其结果可以表示为：

$$\lambda(i) = \omega_{MO}^T g(i) \dots\dots\dots (1)$$

式中：

λ ——为模型观察器进行识别任务输出的决策变量，表示对是否含有目标物的量化判断；

ω_{MO} ——为模型观察器的计算模板；

$g(i)$ ——代表任意一个信号或背景图像样本，通常为二维图像的一维向量展开。

注：关于模型观察器的原理概述，参见附录 A。

3.11

何特林观察器 hotelling observer

使用了最优线性判别的模型观察器，被命名为何特林观察器。

对于给定的信号图像样本集 $\{g_s(i)\}_{i=1:N}$ ，与背景图像样本集 $\{g_b(i)\}_{i=1:N}$ ，何特林观察器对某图像样本的响应为：

$$\lambda(i) = \omega_{HO}^T \cdot g(i) \dots\dots\dots (2)$$

其中，观察器的计算模板 ω_{HO} 可通过信号图像样本与背景图像样本的平均差异，以及各自的协方差矩阵得到：

$$\omega_{\text{HO}} = S^{-1}[\bar{g}_s - \bar{g}_b] \quad \dots\dots\dots (3)$$

$$S = \frac{1}{2}[K_s + K_b] \quad \dots\dots\dots (4)$$

式中:

\bar{g}_s 与 \bar{g}_b ——分别为信号图像样本与背景图像样本的平均;

K_s 与 K_b ——为信号图像样本集与背景图像样本集各自的协方差;

$g(i)$ ——代表任意一个信号或背景图像样本,通常为二维图像的一维向量展开。

注:关于何特林观察器的计算,参见附录 B 中详细的描述。

3.12

通道化的模型观察器 channelized model observer

通道化指采用模型观察器进行图像判断任务时,先对图像样本进行通道化处理,通过特定的通道化滤波器,将图像样本转换为一系列通道响应的预处理过程。

结合了通道化预处理的模型观察器,称为通道化的模型观察器。

对于给定的信号图像样本集 $\{g_s(i)\}_{i=1:N}$,与背景图像样本集 $\{g_b(i)\}_{i=1:N}$,通道化处理后,可以得到通道化的信号图像样本集,与通道化的背景图像样本集:

$$g_{sc}(i) = U^T g_s(i) \quad \dots\dots\dots (5)$$

$$g_{bc}(i) = U^T g_b(i) \quad \dots\dots\dots (6)$$

采用模型观察器进行识别任务试验,其结果可以表示为:

$$\lambda(i) = \omega_{\text{CMO}}^T g_c(i) \quad \dots\dots\dots (7)$$

式中:

U ——为通道化滤波矩阵;

ω_{CMO} ——为通道化的模型观察器计算模板;

$g_c(i)$ ——代表任意一个通道化的信号图像样本 $g_{sc}(i)$ 或通道化的背景图像样本 $g_{bc}(i)$,通常为一维向量。

注 1:常用的通道类型包括:LG(Laguerre-Gauss)通道,DDOG(Dense Difference of Gaussians)通道,以及 Gabor 通道。

注 2:常用通道滤波器的详细描述以及本标准中建议采用的设置,参见附录 B。

3.13

通道化的何特林观察器 channelized hotelling observer

对何特林观察器进行通道化,可以得到通道化的何特林滤波器。

采用通道化的何特林观察器进行识别任务试验,其结果可以表示为:

$$\lambda(i) = \omega_{\text{CHO}}^T \cdot g_c(i) \quad \dots\dots\dots (8)$$

式中:

ω_{CHO} ——为通道化的何特林观察器计算模板。

$g_c(i)$ ——代表任意一个通道化的信号图像样本 $g_{sc}(i)$ 或通道化的背景图像样本 $g_{bc}(i)$,通常为一维向量。

注:关于通道化何特林观察器的计算,以及响应通道滤波器的选择,参见附录 B 中详细的描述。

3.14

基于任务的观察器评价 task based observer assessment

基于任务的图像质量评价包括:

——定义相应于临床任务具有代表性的图像判读任务,例如:目标识别,目标定位等;

——选择适宜的观察器完成定义的任务,观察器可以是一种数学模型(模型观察器),也可以是某一个(组)阅片者(人工观察器);

——通过对观察器完成任务效果的评价,即决策变量的统计分析,得到图像质量评价的客观衡量。

4 CT扫描装置低对比度分辨率的定量评价

4.1 试验概述

4.1.1 试验器件

试验应使用具有以下结构和功能的模体,在给定成像条件下,对于给定目标物,进行图像低对比分辨率的视觉评价:

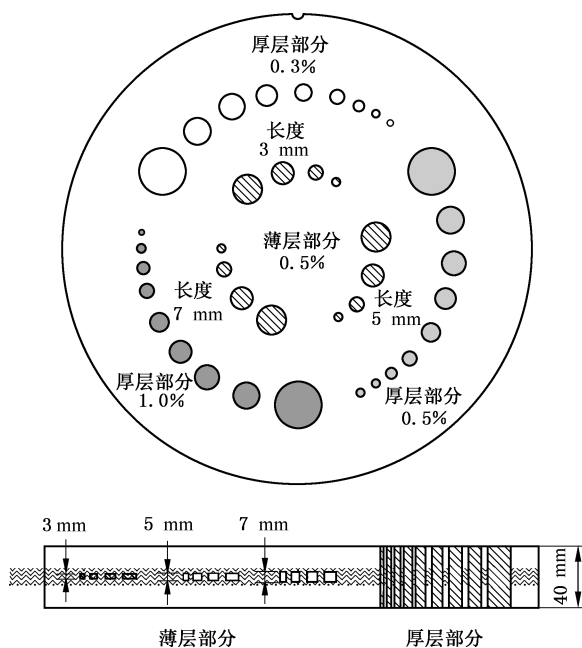
模体主体应为均匀物质构成圆柱体,CT值应与水相同或接近。模体内应含包括不同尺寸及对比度的均匀的圆柱体模块,模块应为与背景物质形成低对比度的若干组(如CT值差异为3HU或5HU),每组包含覆盖通常低对比度分辨率声称所需的尺寸(如横断面直径包含自2mm至9mm,以1mm为单位递增)。

各圆柱体模块轴线应与模体轴线平行,中心应距模体中心等距。

模块在轴线方向上应具有厚度,以包含低对比成像应用的典型层厚设置。

此外,考虑临床诊断对于不同身体部位要求的不同,模体宜包括适于头部与体部低对比度分辨率成像的尺寸。

图1所示为符合要求的模体示例:CTP 515, The phantom laboratory^[1]。



注: CTP515 横断面(上),纵剖面(下)。

图1 用于低对比度分辨率视觉评价的模体结构示例

4.1.2 试验条件

4.1.2.1 几何位置

模体应置于扫描野正中,模体轴线尽可能与X射线计算机体层摄影设备的旋转轴重合。

模体轴向摆放应使体层平面重新位于对应低对比模块轴向中心处,并根据评价要求与层厚选择相应的低对比物体。

4.1.2.2 运行条件

试验应给定相应的低对比分辨率性能,包括:典型头部或体部应用的协议单元,以及用于低对比分辨的临床任务时的典型运行条件。

上述典型运行条件下,可达到的低对比度分辨率,并根据 CTDI 的定义,注明成像剂量(CTDIvol)以及参考剂量模体(16 cm 或 32 cm)。

4.1.3 试验原理

CT 扫描装置成像的低对比分辨率可以通过批量医学物理师或其他有资质人员,使用现有工具,实验物体以及方法来进行。

目前对 CT 扫描装置进行低对比分辨率的绝对评价,主要仍通过视觉识别的方法进行。通常,视觉识别方法要求在给定成像条件下,扫描具有低对比目标的模体,由若干观察者对物体进行识别判断。用于试验的模体的几何构成往往已知,观察者需要对指定的低对比目标做出识别判断。

由于不同剂量下低对比分辨率有显著差异,因此一般会给出对应剂量水平下,可视觉识别的最低对比分辨率(包括对比度和目标大小),作为该成像条件下,对应剂量水平可达到的低对比分辨率。

由于视觉方法是一种主观判断,因此会受到诸多因素的影响,为尽可能排除这些因素,使结果具有统计意义,通常在同一成像条件下重复若干次扫描得到一组图像,采用若干具有资质的观察者,以在较多数图像中可共同识别的最低分辨细节为准。

注 1: 对于 CT 扫描装置的低对比度分辨率,可以通过基于视觉的评估方法,对低对比度分辨率进行量化评价。

注 2: 由于视觉方法是一种主观判断,因此会受到诸多因素的影响,这些影响因素既包括观察者的视觉敏锐度,对于试验方法及模体结构的了解程度,以及观察者对于可见与不可见的个人判断阈值等与观察者相关的因素,也包括显示器灰度范围,环境光照条件等客观因素的影响。

注 3: 鉴于以上原因,使用视觉评价较难得到客观的统计评估以及相应的置信区间,因此,这些基于视觉的评估方法不被建议为验收试验或稳定性试验。

注 4: 通过人工观察器采用基于任务的观察器评价可以相对有效地得到消除部分偏差的结果,但工作量巨大,且对于模体结构有特殊要求,不适于用作常规系统性能评价,参见附录 C。

4.2 试验方法

4.2.1 图像获取

为进行基于给定任务的模型观察器评价,应使用符合 4.1.1 规定的模体,按照 4.1.2.1 规定的位置摆放,按照 4.1.2.2 规定的典型条件分别进行扫描及图像重建。

对于任一给定的典型成像条件,应依照 4.1.2.2 中给出的剂量水平,通过重复扫描,得到给定数量的图像序列。

注: 对于典型成像条件选择过程中需要考虑的因素参见附录 D。

4.2.2 图像评价

对于同一成像条件下重复扫描得到图像,由若干观察者进行低对比目标物识别任务。记录可视觉识别的最低对比分辨率(包括对比度和目标大小)。

注: 可参考以下方式消除主观评价的偏差:

——各成像条件对应的重复扫描数不少于 10 次;

——采用 3 名(或以上)接受过培训的观察者;

——选取多数观察者在半数以上的图像中均可识别出的最低对比分辨率,作为该成像条件下可达到的低对比度分辨率。

4.3 结果表达

应给出 4.1.2.2 中规定的典型成像条件下,按照 4.2.2 方法评价得到的低对比度分辨率,以及相应成像条件下对应的剂量水平(CTDIvol)以及参考剂量模体,见表 1。

表 1 CT 扫描装置低对比度分辨率评价

成像条件	低对比度分辨率	低对比分辨率模体及尺寸	剂量值 (相应的 CTDIvol)	剂量模体尺寸
典型头部/体部协议单元 对应低对比运行条件	___ mm/___ HU 或 ___ mm/___ %	如 CatPhan 500 16 cm, 或 CatPhan 500 20 cm	_____ mGy	16 cm 或 32 cm

5 使用降低剂量图像重建技术时低对比度分辨率的客观对比评价

5.1 试验概述

5.1.1 试验器件

试验应使用具有以下结构和功能的模体,在不同图像重建方式下,对于给定目标物,进行基于任务的观察器评价,对比图像低对比分辨率:

模体主体应为均匀物质构成圆柱体,CT 值应与水相同或接近。模体内应含若干均匀的圆柱体模块,模块横断面直径在 2 mm~15 mm 之间,与背景物质形成低对比度,CT 值差异在 3 HU~15 HU 之间。

各圆柱体模块轴线应与模体轴线平行,中心应距模体中心等距。模块与模体中心,以及模块之间应保留充分间距。

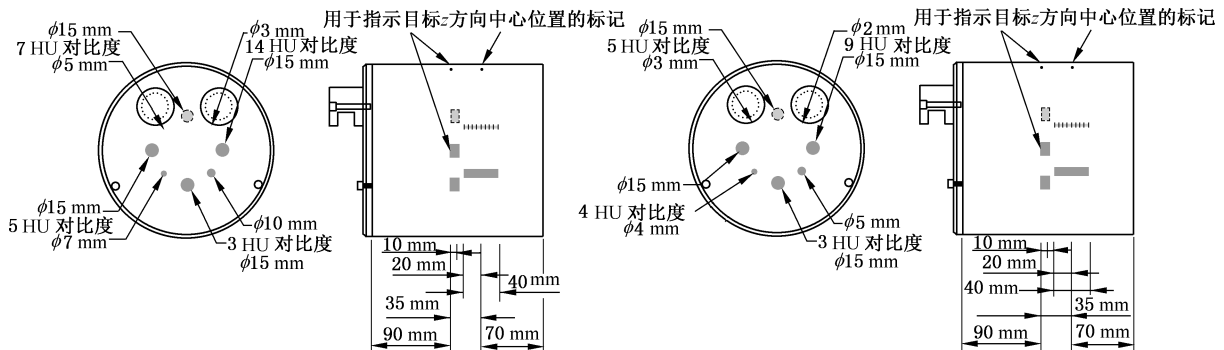
模块在轴线方向上应具有一定厚度,以包含低对比成像应用的典型层厚设置。

模体中应包含至少一组满足上述要求的圆柱体模块,直径与对比度组合满足低对比分辨率性能评价的需要。

考虑数据采集的效率,同一组内圆柱体模块轴线方向上的中心宜位于同一平面内,在平面内彼此中心间距相同。

此外,考虑临床诊断对于不同身体部位要求的不同,模体宜包括适于头部与体部低对比度分辨率成像的模组。

图 2 所示为符合要求的模体示例:CCT189 MITA 体部低对比模体(左),以及 CCT191 MITA 头部低对比模体(右),The phantom laboratory^[2]。



注: CCT189(左),CCT191(右),The Phantom Laboratory。

图 2 用于低对比目标识别任务的模体结构示例

5.1.2 试验条件

5.1.2.1 几何位置

模体应置于扫描野正中,模体轴线尽可能与 X 射线计算机体层摄影设备的旋转轴重合。

模体轴向摆放应使体层平面重新位于对应低对比圆柱小物轴向中心处,并根据评价要求与层厚选择相应的低对比物体。

5.1.2.2 运行条件

试验应给定相应的低对比分辨率性能标定,作为后续评价的目标,包括:

典型头部或体部应用的协议单元,以及用于低对比分辨的临床任务时的典型运行条件。

上述典型运行条件下,使用 5.1.1 规定的模体,可达到的低对比度分辨率,并根据相应的 CTDI 定义,注明成像剂量(CTDIvol)。

采用待评价的降低剂量图像重建技术时,相应头部或体部应用的协议单元,以及其用于低对比分辨的临床任务,保持图像质量可比时,常用的相应运行条件,并根据相应的 CTDI 定义,注明成像剂量(CTDIvol)。

使用上述运行条件进行低对比分辨率评价试验。

若待评价的降低剂量图像重建技术针对不同的典型应用(例如典型头部,典型体部),在保持图像质量的前提下,均可以降低成像剂量,则应对不同典型应用分别进行评价。

5.1.3 试验原理

5.1.3.1 基于任务的试验设计

根据给定的低对比分辨率评价目标,应选取模体中相对应的模块作为目标物,进行图像重建性能评价。

试验应建立目标物已知以及背景已知的目标识别任务,建立模型观察器,在 5.1.2.2 所述运行条件下,通过统计测试,进行图像质量对比评价。

5.1.3.2 针对任务的图像采集与处理

目标物选定:

针对给定的低对比目标识别任务,即已知目标具体尺寸和位置,结果为目标可识别或不可识别,采用 5.1.1 中相应模体即 5.1.2.2 中各个运行条件下,重复若干次扫描,应得到相应图像数据集。

数据集在进行模型观察器识别任务前,需要经过以下处理:

对于给定目标,以之为中心,以给定的 ROI 截取对应的图像区域,并在与目标距模体中心等距处,以相同的 ROI 截取仅含背景的图像数据。

采用截取的图像数据集,使用模型观察器进行识别任务,通过观察器输出的决策变量,进行图像质量比较的定量化分析。

5.1.3.3 采用模型观察器进行图像性能评估

通道化的何特林观察器(Channelized Hotelling Observer)被广泛用于 CT 图像重建性能的比较性评价。使用模型观察器,对给定样本量的图像数据集,可以进行基于给定任务的成像性能的客观比较。

采用相同的模型观察器,基于给定图像性能目标(如给定的低对比分辨率或目标物),对于不同成像方法下得到的图像进行给定任务(如目标识别)的评价,其输出的差异可定量化反映成像方法在图像性

能上的可比性,从而给出当成像条件变化时(如重建算法,以及成像剂量)时,图像低对比分辨率的相应变化(例如,可比、提高或者降低)。

关于模型观察器及其在图像性能评价中应用的概述,参见附录 A。

5.1.3.4 低对比分辨率的对比评价

采用典型运行条件下得到的图像数据集,以及低剂量成像运行条件下,在某个低剂量水平下得到的图像数据集,经相同的模型观察器试验后,采用输出相应决策变量的信噪比以及标准差,评价低剂量成像方式的典型方式的低对比度分辨率可比性。

注 1: 对于 CT 扫描装置使用特定的降低剂量图像重建技术(如:迭代重建算法),声称成像剂量水平可降低时,采用客观对比评估方法,可验证降低剂量图像重建时,图像的低对比度分辨率与常规图像重建方式(如:滤波反投影重建算法)的可比性。

注 2: 如 CT 扫描装置不提供与常规图像重建方式对应的降低剂量图像重建方式,则无需对比评价。

5.2 试验方法

5.2.1 图像获取与局部图像样本的生成

为进行基于给定任务的模型观察器评价,应使用符合 5.1.1 规定的模体,按照 5.1.2.1 规定的位置摆放,按照 5.1.2.2 规定的典型条件以及低剂量运行条件分别进行扫描及图像重建。

对于任一给定的低剂量成像条件或典型成像条件,应依照 5.1.2.2 中给出的剂量水平,通过重复扫描,得到指定数量的图像序列。

根据给定低对比度分辨率所对应的目标物,在每组图像序列中,选取位于目标物轴向中心处,相同重建切片位置的图像,进一步通过截取局部感兴趣区得到对应的图像样本。

感兴趣区的选择应按照 5.1.3.2 描述的原理,选取适宜的正方形 ROI:

- 截取含有目标物及背景的局部目标图像样本;
- 截取相应目标物临近区域,仅含背景的局部背景图像样本;
- 目标/背景截取的 ROI 中心应距模体中心等距。

ROI 放置的示意图如图 3 所示。

考虑模体以及目标物的大小,同时考虑试验过程中的计算复杂性,图像的重建视野应充分包含背景与图像样本提取的区域,ROI 应包含适宜像素数。

例如:使用 CTC189 或 CTC191 时,可选择如下设置:

- 重建矩阵为 512×512 ;
- 重建视野为 210 mm,中心为模体中心;
- ROI 为 100×100 像素区域。

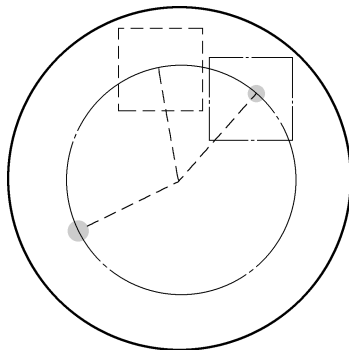


图 3 截取目标图像样本以及背景图像样板的 ROI 选择示意图

对于用于每一需要评价的低对比分辨率,针对相应的目标物,典型及低剂量成像条件下,各应生成至少包含 100 组局部图像的目标图像样本集,以及对应的背景图像样本集。

5.2.2 构建模型观察器进行低对比目标识别任务试验

对于 5.2.1 中得到的目标图像样本集 $\{g_s\}$ 与背景图像样本集 $\{g_b\}$,可通过模型观察器(model observer)进行低对比目标的识别任务试验。

按照 5.1.2.2 中给定运行条件与低对比目标的识别任务,选取低对比成像典型条件下得到数据集,经通道化的观察器进行识别任务得到的决策变量为:

$$\lambda_{\text{typical}}(i) = \omega_{\text{CMO}}^T \cdot g_{\text{typical,c}}(i) \quad \dots\dots\dots (9)$$

选取待评价的低剂量成像条件下得到的数据集,按照相同的方法,经观察器进行识别任务得到的决策变量:

$$\lambda_{\text{lowdose}}(i) = \omega_{\text{CMO}}^T \cdot g_{\text{lowdose,c}}(i) \quad \dots\dots\dots (10)$$

本标准建议采用 3.13 中定义的通道化的何特林观察器进行识别任务试验,即具体采用定义 3.13 中的 ω_{CHO} 作为 ω_{CMO} 进行识别任务。通道化的何特林观察器具体的实现,以及可选的通道化处理方式,参见附录 B。

若使用其他模型观察器或相关通道化处理方法时,应选用与附录 B 中所提供方法等同的方案,并提供相应的研究资料(包括已有参考文献或特定的评价报告),以证明与建议方法的等同性。

5.2.3 低对比目标识别任务的统计分析

根据 5.2.2 中描述的方法,对于指定的低对比分辨率(分辨目标),得到待评价的低剂量成像条件与低对比典型成像条件下,采用模型观察器进行识别任务,输出的决策变量,包括:

为低剂量成像条件下,目标图像样本对应识别任务输出的决策变量 $\lambda_{s,\text{lowdose}}(i)$,与背景图像样本对应识别任务输出的决策变量 $\lambda_{b,\text{lowdose}}(i)$,以及低对比典型成像条件下,目标图像样本对应识别任务输出的决策变量 $\lambda_{s,\text{typical}}(i)$,与背景图像样本对应识别任务输出的决策变量 $\lambda_{b,\text{typical}}(i)$ 。

则对应条件下,模型观察器进行识别任务的准确率,也可以通过决策变量的信噪比 $\text{SNR}_{\text{lowdose}}$, $\text{SNR}_{\text{typical}}$ 得到。

对应成像条件下,图像的低对比分辨能力评价可以通过信噪比的定量化比较得到。

决策变量信噪比的计算方法参见附录 E。

5.2.4 对比评价

评价应在同一幅图(表)中,给出如下成像条件下,使用同一模型观察器(包括参数设定)进行识别任务的相应评价指标及其统计波动:

- 典型低对比成像条件,典型剂量水平;
- 待评价低剂量成像条件,声称可达到的最低剂量水平;
- 待评价低剂量成像条件,比最低剂量水平相对于典型剂量水平的百分比,提高 10% 与 20% 的剂量水平(若提高后的剂量水平已经达到典型剂量,则无需比较)。

5.3 结果表达

根据 5.2.3 给出的方法,根据信噪比的差异,评价两种成像条件下,对应不同剂量水平时,低对比度分辨率能力的可比性。

根据 5.2.3 及 5.2.4 的要求,采用信噪比评价需要包含的条件与结果表达见表 2。

表 2 低对比度分辨能力对比评价

目标低对比度分辨率	成像条件	剂量水平	剂量值(相应的 CTDD)	识别任务 SNR
___ mm/___ HU 或 ___ mm/___ %	典型低对比成像条件	典型剂量水平	D_{typical}	
	应用降低剂量图像重建对应的低剂量成像条件	声称可达到最低剂量水平	D_{lowdose}	
		比最低剂量水平高出典型剂量 10% 时	$D_{\text{lowdose}} + D_{\text{typical}} \times 10\%$	
		比最低剂量水平高出典型剂量 20% 时	$D_{\text{lowdose}} + D_{\text{typical}} \times 20\%$	

评价结果也可由图示的形式给出。

附录 A (资料性附录)

基于任务的模型观察器评价概述

近年来,随着 CT 成像技术的发展,以迭代重建为代表的可以降低剂量的图像重建技术不断被应用于 CT 产品中。由于这些成像方法大多基于非线性的图像重建过程,其图像质量(噪声)与剂量的关系不再遵从传统的滤波反投影重建所具有的规律,从而引发了相关图像质量评价的新问题。

如何客观地评价非线性重建算法在低剂量成像条件下,图像质量与传统方法的可比性,或者如何评价在实现低剂量成像的同时,图像是否仍然符合诊断对图像质量的要求,成为 CT 使用者以及监管部门关注的重点。

另一方面,随着图像质量评价方法学的不断发展,基于任务的图像质量评价方法(定义 3.14)越来越多的用于与临床诊断相关的图像质量评价。通过基于任务的图像质量评价,可以建立图像质量与读片质量之间的关系^[3],以量化的方式评估图像质量对相应临床任务的影响。

在此基础上,通过在基于任务的图像质量评价中引入模型观察器,可以将原有的基于读片者主观判断的方式,替换为基于数学模型的图像评价,从而使图像质量评估变得更客观,更有效率。

使用模型观察器进行基于任务的图像质量评价,以图像识别任务为例,其主要过程如图 A.1 所示。

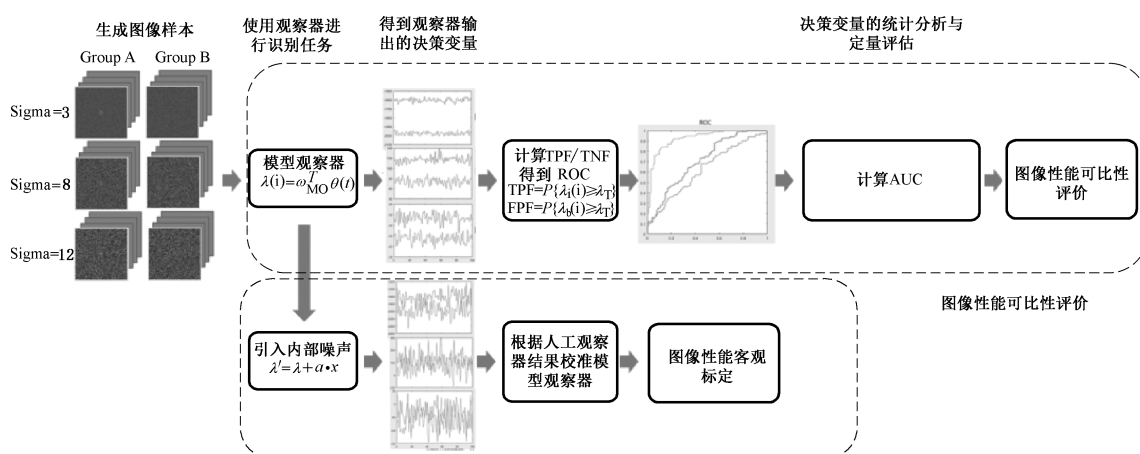


图 A.1 模型观察器工作过程

本标准中,对不同成像条件下低对比度分辨率的等同性评价,通过模型观察器通过识别任务完成,即图示上半部分所示,具体的观察器构建以及统计定量评价方法,参见附录 B 及附录 E。

对于 CT 成像系统的低对比度分辨率标定,也可以使用模型观察器,结合人工观察器的结果进行校准后实现。但需要注意的是,基于视觉的主观评价依赖多种主观因素,无法构建具有广泛性的人工观察器,因此这一方法具有局限性。视觉方法对低对比分辨率的评估以及人工观察器定量化评价的方法,参见附录 C。

采用模型观察器对降低剂量图像重建技术的图像性能评估,应用作相关算法或软件组件的性能评价,适用于产品注册审评过程中的性能安全测试,不适用于单一设备的出厂检验测试。

附录 B
(资料性附录)

本标准采用的模型观察器与通道化方法

B.1 模型观察器以及通道化涉及的变量与说明

本附录中将给出模型观察器以及通道化的具体实现方法,涉及标准正文定义与术语中的符号变量见表 B.1。

表 B.1 符号及其描述

g_s, g_b	目标图像样本,背景图像样本
$\{g_s(i)\}_{i=1:N}, \{g_b(i)\}_{i=1:N}$	目标图像样本集,背景图像样本集
$g(i)$	任意一个信号或背景图像样本,通常为二维图像的一维向量展开
$g_{sc}(i), g_{bc}(i)$	任意一个通道化的信号图像样本,任意一个通道化的背景图像样本
$g_c(i)$	任意一个通道化的信号图像样本 $g_{sc}(i)$ 或通道化的背景图像样本 $g_{bc}(i)$, 通常为一维向量
\bar{g}_s, \bar{g}_b	信号图像样本的平均,背景图像样本的平均
K_s, K_b	信号图像样本集的协方差,背景图像样本集的协方差
U	通道化滤波矩阵
ω_{MO}	模型观察器的计算模板
ω_{CMO}	通道化的模型观察器计算模板
ω_{CHO}	通道化的何特林观察器计算模板
λ	模型观察器进行识别任务输出的决策变量,表示对是否含有目标物的定量化判断

如 4.3 中所述,本标准使用通道化的何特林(模型)观察器(Channelized Hotelling Observer, CHO)进行基于任务的模型观察器评价。关于 CHO 原理及其在图像性能评级中的应用可参见^{[4],[5],[6],[7],[8]}。本附录中仅给出从方法实现与应用出发,构建 CHO 的主要步骤描述。

B.2 通道化的何特林(模型)观察器(Channelized Hotelling Observer, CHO)

B.2.1 图像样本的通道化

如 4.3 所述,考虑模型观察器运算量以及对于目标识别有的有效性,需对目标与背景的图像样本集进行通道化处理,若 4.2 中得到的目标与背景图像样本展成列向量后仍表达为 $\{g_s(i)\}$ 与 $\{g_b(i)\}$, 则通道化的图像样本向量为:

$$g_{sc}(i) = C[g_s(i)] = U^T g_s(i) \quad \dots\dots\dots (B.1)$$

$$g_{bc}(i) = C(g_b(i)) = U^T g_b(i) \quad \dots\dots\dots (B.2)$$

其中, U 为通道化滤波算子 C 的矩阵表达,针对不同可选的通道化滤波,包括 Gabor 通道化滤波, DDOG 通道化滤波等,相应的通道化滤波矩阵具体形式参见 B.3。

B.2.2 图像样本向量均值,协方差

对于 4.2 中得到的目标与背景图像样本向量 $\{g_s(i)\}$ 与 $\{g_b(i)\}$, 可计算对应与目标与样本的统计平均值与协方差:

$$\bar{g}_s = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N g_s(i) \quad \dots\dots\dots (B.3)$$

$$\bar{g}_b = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N g_b(i) \quad \dots\dots\dots (B.4)$$

$$K_s = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N [g_s(i) - \bar{g}_s][g_s(i) - \bar{g}_s]^T \quad \dots\dots\dots (B.5)$$

$$K_b = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N [g_b(i) - \bar{g}_b][g_b(i) - \bar{g}_b]^T \quad \dots\dots\dots (B.6)$$

B.2.3 图像样本均值与协方差的通道化

对 B.1.2 中得到的图像样本的均值与协方差进行通道化滤波, 得到

$$\bar{g}_{sc} = U^T \bar{g}_s, \bar{g}_{bc} = U^T \bar{g}_b \quad \dots\dots\dots (B.7)$$

以及

$$K_{sc} = U^T K_s U, K_{bc} = U^T K_b U \quad \dots\dots\dots (B.8)$$

B.2.4 通道化的关联矩阵与 CHO 算子矩阵

最终计算通道化的关联矩阵

$$S_c = \frac{1}{2} [K_{sc} + K_{bc}] \quad \dots\dots\dots (B.9)$$

以及 CHO 的算子矩阵

$$\omega_{CHO} = S_c^{-1} [\bar{g}_{sc} - \bar{g}_{bc}] \quad \dots\dots\dots (B.10)$$

则对于识别任务, 通道化的模型观察器对某图像样本的响应为:

$$\lambda(i) = \omega_{CHO}^T \cdot g_c(i) \quad \dots\dots\dots (B.11)$$

B.3 常用的通道化方法及其滤波矩阵的计算

B.3.1 Gabor 滤波器与滤波矩阵及对应参数选择

Gabor 滤波器可通过以下方式得到:

$$Ga(x, y) = exp \left[-4(\ln 2) \frac{(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2}{\omega_s^2} \right] \cdot \cos \{ 2\pi f_c [(x - x_0) \cos \theta + (y - y_0) \sin \theta] + \beta \} \quad \dots\dots\dots (B.12)$$

其中

—— (x_0, y_0) 为目标位置坐标(即中心位置)。

—— $[(\omega_s, f_c, \theta, \beta)]$ 为 Gabor 滤波器通道化参数组合, 各参数含义及生成方法如下:

- 定义滤波器频域通带边缘 $f_c: [\dots, 1/64, 1/32, 1/16, 1/8, 1/4, \dots]$, 并通过相邻边缘做差得到频域带宽 $\omega_f [\dots, 1/64, 1/32, 1/16, 1/8, \dots]$;
- 通过 f_c 和 ω_f 计算各通道在频域对应的的中心频率: $f_c = \left\{ \dots, \frac{3}{128}, \frac{3}{64}, \frac{3}{32}, \frac{3}{16}, \dots \right\}$;
- 计算滤波器在空间域的宽度: $\omega_s = 4/\pi \times \ln(2) \cdot / \omega_f$;

- 滤波方向角 $\theta = \{\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5, \dots\}$;
- 滤波器相位 $\beta = \{\beta_1, \beta_2, \dots\}$ 。

滤波器总数为 f_c, θ, β 中元素数的乘积。基于 Gabor 滤波器的滤波矩阵计算形式为：

$$U = [H_1, H_2, \dots, H_n] \dots\dots\dots (B.13)$$

其中 H_n 代表第 n 个滤波器的响应。

B.3.2 DDOG 滤波器与滤波矩阵及对应参数选择

DDOG (Dense Difference of Guassians)通道化滤波器可以通过以下方式得到频域表达式^[7]：

第 n 个通道

$$C_n(\rho) = \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{\rho}{Q\sigma_n}\right)^2\right] - \exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{\rho}{\sigma_n}\right)^2\right] \dots\dots\dots (B.14)$$

其中 $\sigma_n = \sigma_0 \cdot \alpha^n, \sigma_0 = 0.005, \alpha = 1.4, Q = 1.67$ 。滤波器总数为 n 。

基于 DDOG 滤波器的滤波矩阵计算形式为：

$$U = [H_1, H_2, \dots, H_n] \dots\dots\dots (B.15)$$

其中 H_n 代表第 n 个滤波器在空间域的响应。

DDOG 滤波器也可以直接在空间域生成,两种方式等价。

B.4 模型观察器与通道化滤波器的选取

本标准建议参照 B.1 中的具体实现方式,采用通道化的何特林观察器进行识别任务试验。通道化滤波器建议选择 Gabor 通道滤波器或 DDOG 通道滤波器,具体实现方式参见 B.2。两种通道化滤波器在相同任务中对应的性能比较参照图 B.1。

若使用其他模型观察器或相关通道化处理方法时,应选用与附录 B 中所提供方法等同的方案,并提供相应的研究资料(包括已有参考文献或特定的评价报告),以证明与建议方法的等同性,并以图 B.1 的方式给出定量比较结果作为方法学参考。

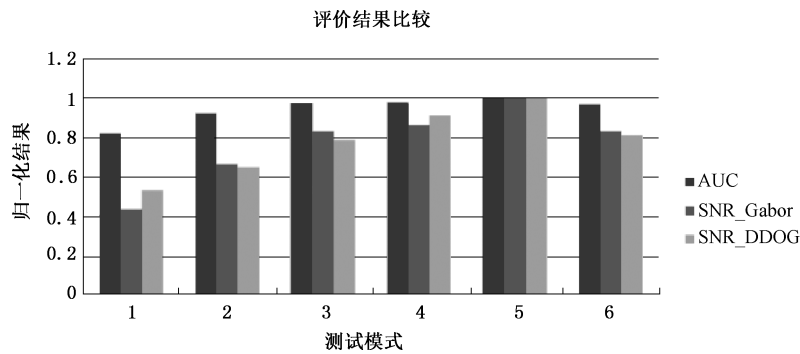


图 B.1 不同通道化滤波器在模型观察器评价中的等同性

附录 C (资料性附录)

基于人工观察器的定量化评价

由于视觉方法是一种主观判断,因此会受到诸多因素的影响,这些影响因素即包括观察者的视觉敏锐度,对于试验方法以及模体结构的了解程度,以及观察者对于可见与不可见的个人判断阈值等与观察者相关的因素,也包括显示器灰度范围、环境光照条件等客观因素的影响。

鉴于以上原因,使用视觉评价较难得到客观的统计评估以及相应的置信区间。

另一方面,基于主观评价的人工观察器在成像性能比较中也较为常见,相比与简单的主观视觉评价,人工观察器往往结合基于任务的图像质量评价,以得到相对客观稳定的量化结果。

如 3.16 中定义,基于任务的图像质量评价包括给定的任务,观察器,以及观察器结果的统计分析。人工观察器可以由若干具有相应资质(或受过相应培训)的观察者构成,同时也应包括相对固定的客观因素,包括显示器及设定,以及读片环境(光照)等。

对于识别任务,采用人工观察器,可以通过具有相应样本量的图像数据进行统计评价,结合观察者对于单个样本识别输出,计算相应的真阳性率与假阴性率。当相成像同条件下,同一低对比目标样本集数量具有统计意义,并以标准化的流程进行时,可以得到相对客观的评价结果。

进而通过对于相同任务和样本,通过同一组不同观察者给出结果的差异分布,可以得到对应人工观察器进行相应任务的不确定度,进而得到观察器自身性能体现。

当不确定度适宜相应的图像评价任务时,可以采用相应的人工观察器进行基于任务的图像质量或性能评价。对于目标与背景相对复杂的情况,当现有的模型观察器无法处理时,基于任务的人工观察器评价仍是常用的方法。

此外,对于特定的任务,可以采用附录 B 中引入内部噪声的方式,使特定的模型观察器输出与特定的人工观察器一致。则对于相同类型的任务,可以采用经内部噪声校准过的模型观察器取代人工判断。

然而考虑到构成人工观察器的观察者以及客观环境的差异,无法构建广泛适用的人工观察器,适用模型观察器取代人工观察器仅具有局部(包括区域或团体)适用。

基于上述原因,当前对于低对比分辨率的量化评估仍然缺少有效的普适方法,较广泛应用的视觉判断受主观影响较大,不推荐作为通用的验收或稳定性测试的试验方法。

对于 CT 扫描装置低对比度分辨率的标定,可参照上述人工观察器方法,通过一定量的统计样本数据以及若干有资质的观察者进行。

附录 D (资料性附录)

低对比度分辨率评价的运行条件

D.1 图像性能评价试验中典型条件

在对 CT 扫描装置的成像性能进行评价时,一般要求选用相关的典型运行条件进行试验。

这里所说的典型运行条件,与临床常用的运行条件,或厂家对特定临床任务给出的预设运行条件有所区别。

通常,CT 扫描装置会提供针对不同临床应用的预设协议单元,这些协议单元包含预设的一组或多组运行条件,在不做调整或修改情况下,可完成满足相关临床任务的扫描与重建。

然而,由于临床情境的多样性,以及用户自身的特点,针对相同的临床任务,可以满足诊断的运行条件设定往往不唯一。用户可以根据诊断需求与患者情况,结合自身特点,在预设运行条件的基础上,修改和优化相应的设置,作为满足相应临床任务的常用协议单元,相应的,对应的参数设置,都可以认为是常用的临床条件。

对系统进行图像性能评价时,考虑的因素与临床情境下也不尽相同。图像性能评价时选用的典型运行条件,应基于临床应用的协议单元的预设值或常用值,也可以根据结合图像性能指标的定义,评价试验的方法以及可操作性,对预设的协议单元进行调整。

若调整的运行条件对于图像性能指标无影响,或对图像性能与原始条件等同,则可作为图像性能评价的典型条件用于相应试验。

D.2 低对比度分辨率可比性评价的运行条件选择

按照本标准给出的评价方法,为验证降低剂量图像重建技术的低对比度分辨率与典型成像条件的可比性,应采用如下协议单元进行对比试验:

- 选取典型头部及典型体部应用的协议单元,并选用针对低对比目标分辨(如软组织)的临床常用条件,如表 1 所示;
- 选取图像质量预期与上述典型应用对应的协议单元与常用条件下可比,同时可以通过采用降低剂量图像重建技术,实现剂量降低的成像协议单元,除剂量设定及图像重建相关的运行条件外,其他应与上述典型应用的协议单元及常用条件保持一致。

同时,应注明典型协议单元及常用条件对应的临床任务(或临床扫描协议)。

附录 E (资料性附录)

识别任务统计分析的补充说明: ROC, AUC 与准确率

E.1 定义

E.1.1 真阳性率 True Positive Fraction

对于给定目标图像样本集 $\{g_s(i)\}_{i=1:N}$, 采用观察器进行目标识别任务, 输出的决策变量集为 $\{\lambda_s(i)\}$ 。规定决策变量越大时, 判断目标存在的可能性越高, 设定决策变量阈值为 λ_T 时判断目标存在, 则给定成像条件下, 目标识别的真阳性率(True Positive Fraction, TPF)为:

$$\text{TPF} = P\{\lambda_s(i) \geq \lambda_T\} \quad \dots\dots\dots (\text{E.1})$$

E.1.2 假阳性率 False Positive Fraction

对于真阳性率定义中相同的观察器与识别任务, 对于相应的背景图像样本集 $\{g_b(i)\}_{i=1:N}$, 采用观察器进行目标识别输出的决策变量集为 $\{\lambda_b(i)\}$, 对于判断目标存的决策变量阈值 λ_T , 给定成像条件下, 目标识别的假阳性率(False Positive Fraction, FPF)为:

$$\text{FPF} = P\{\lambda_b(i) \geq \lambda_T\} \quad \dots\dots\dots (\text{E.2})$$

E.1.3 敏感性 Sensitivity

进行识别任务时, 观察器对于目标识别的真阳性率 TPF, 又被称为观察器对于相应识别任务的敏感性, 表示观察器识别背景中异常目标出现的灵敏度。

E.1.4 特异性 Specificity

进行识别任务时, 观察器对于目标识别的真阴性率(True Negative Fraction, TNF), 又被称为观察器对于相应识别任务的特异性。特异性或真阴性率可以通过假阳性率得出:

$$\text{TNF} = 1 - \text{FPF} \quad \dots\dots\dots (\text{E.3})$$

特异性体现出目标识别任务中, 对于不含有目标的图像样本进行判读时, 认为目标存在的误判。

E.1.5 受试者工作特性曲线 Receiver Operating Characteristic; ROC

给定成像条件下, 对指定目标使用模型观察器进行识别任务后, 得到对应于目标图像样本集的决策变量集合 $\{\lambda_s(i)\}$, 以及对应于背景图像样本集的决策变量集合 $\{\lambda_b(i)\}$, 通过连续变化判断目标存在的决策变量阈值 λ_T , 可以绘制 TPF-FPF 曲线, 该曲线即为该成像条件下, 观察器对于指定目标执行识别任务的受试者工作特性曲线。

注 1: 受试者工作特性曲线也可以认为是敏感性(Sensitivity)与非特异性(1-Specificity)关系曲线。

注 2: 对于同一模型观察器, 不同成像条件下的受试者工作特性曲线可以反映出该条件下图像质量对于模型观察器输出的影响, 即图像质量的差异。

E.1.6 曲线下面积 Area Under Curve

在基于任务的图像评价方法中, 曲线下面积(AUC)指受试者工作特性曲线下方的面积, 可以通过连续变化判断目标存在的决策变量阈值, 由 TPF 与 FPF 计算得到。

E.2 受试者工作特性曲线分析

根据 5.2.2 中描述的方法,得到不同成像条件下,使用模型观察器,对目标图像样本集与背景图像样本集进行识别任务,输出的决策变量为 $\lambda_{s, \text{lowdose}}(i), \lambda_{s, \text{typical}}(i), \lambda_{b, \text{lowdose}}(i), \lambda_{b, \text{typical}}(i)$ 。

根据 E.1.1, E.1.2 的定义,分别计算各成像条件下,低对比目标识别的真阳性率 $\text{TPF}_{\text{lowdose}}$ 与 $\text{TPF}_{\text{typical}}$,以及假阳性率 $\text{FPF}_{\text{lowdose}}$ 与 $\text{FPF}_{\text{typical}}$ 。

在同一坐标系下,绘制低剂量成像条件以及低对比典型条件成像下,模型观察器执行识别指定低对比分辨目标的 ROC 曲线,并注明相应成像条件曲线对应的剂量水平。图 E.1 给出了 ROC 曲线示例。

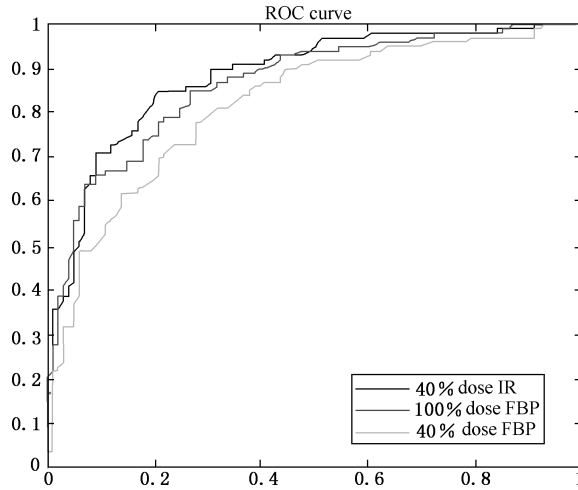


图 E.1 ROC 曲线示例

低剂量迭代重建,低剂量 FBP 以及典型成像条件(FBP)下,CHO 进行目标识别任务的 ROC 曲线。
左:目标物对应低对比分辨率为 3 mm/14HU 时,右:目标物对应低对比分辨率为 5 mm/7HU 时。

注:考虑与实际应用中的识别任务更加接近的情况,CHO 在重复处理相同低对比目标的识别任务时,输出的决策变量具有一定的统计分布,这一统计分布可以通过对决策变量添加内部噪声来进行模拟,对于具有统计分布的决策变量,其统计平均的 ROC 更加稳定与平滑。

上述得到的真阳性率与假阳性率,对于所有的 λ_T 按 D.1.6 的定义计算 ROC 曲线下面积(AUC),即对应条件下,对给定低对比目标识别的 $\text{AUC}_{\text{lowdose}}$ 与 $\text{AUC}_{\text{typical}}$ 。

为使 AUC 具有统计稳定性,采取 E.2 中的方法进行准确度分析时,宜基于样本图像的统计特性,引入内部噪声,做统计平均。

E.3 ROC 曲线与准确率的统计波动

考虑与实际应用中的识别任务更加接近的情况,CHO 在重复处理相同低对比目标的识别任务时,输出的决策变量具有一定的统计分布,这一统计分布可以通过对决策变量添加内部噪声来进行模拟,对于具有统计分布的决策变量,其统计平均的 ROC 更加稳定与平滑。

内部噪声项可以通过对观察器输出的决策变量添加随机噪声来实现:

$$\lambda' = \lambda + \alpha \cdot x \quad \dots\dots\dots (E.4)$$

其中 α 为权重系数, x 为一个平均值为 0 的正态分布随机变量。

为使观察器输出的统计波动与图像样本相关,随机变量 x 的标准偏差等于背景图像样本经通道化滤波器得到对应决策变量的标准差,即

$$\sigma^2 = var\{\lambda_b(n)\} \dots\dots\dots (E.5)$$

其中

$$\lambda_b(n) = \omega'_{CHO} \cdot g_{bc}(n) \dots\dots\dots (E.6)$$

引入内部噪声项后,观察器进行识别任务的 ROC 曲线统计分布以及平均后的 ROC 曲线示例参见图 E.2。

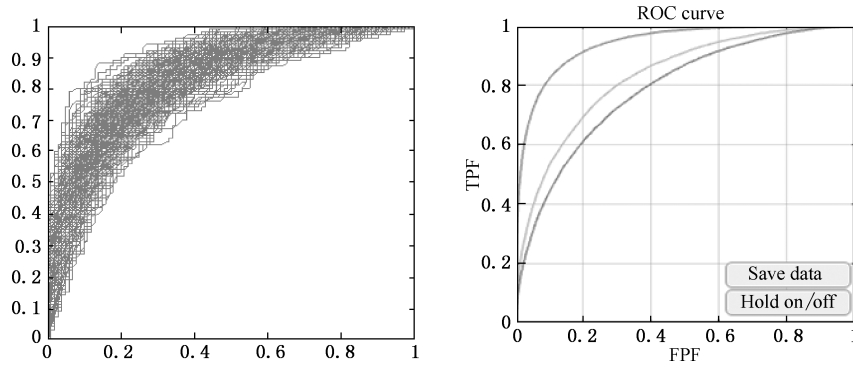


图 E.2 具有相应统计分布的 ROC 曲线以及统计平均后的 ROC 曲线

通过给定 α ,也可以对模型观察器的性能进行调节,使其针对给定任务的准确率与人工观察器可比,见图 E.3。

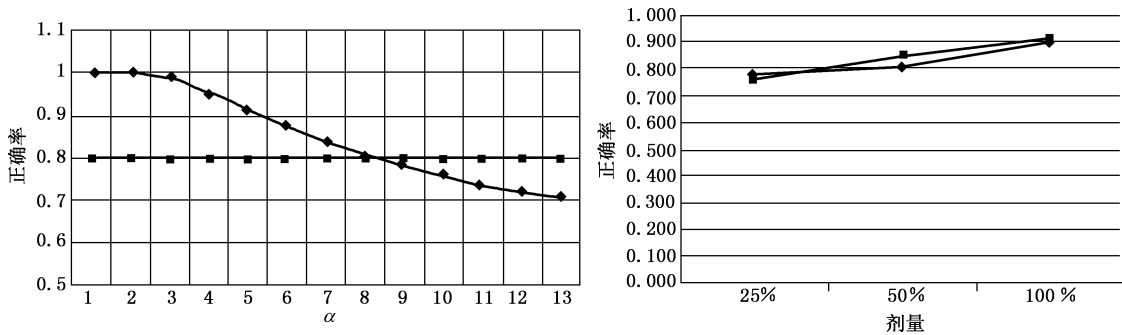


图 E.3 基于人工观察器对模型观察器的标定

使用人工观察器进行基于相同任务定量化评价的方法参见附录 C,将模型观察器与人工观察器关联,可使之结果与具有相应资质的观察者(组)可比,相关的方法可参考文献^{[4],[5]}。

E.4 决策变量的信噪比与识别任务准确率

对给定低对比分辨率(目标)得到低剂量成像条件与低对比典型条件下,CHO 完成日别任务的准确率也可以通过目标以及背景图像样本对应决策变量的统计分析。

对于给定的模型观察器试验,决策变量的信噪比计算如下:

$$SNR = \frac{\bar{\lambda}_s - \bar{\lambda}_b}{\sqrt{\frac{1}{2}(\sigma_s^2 + \sigma_b^2)}} \dots\dots\dots (E.7)$$

其中 $\bar{\lambda}_s$ 与 $\bar{\lambda}_b$ 分别为 CHO 对目标图像样本集与背景图像样本集进行识别任务输出决策变量的平均值。 σ_s 与 σ_b 为 CHO 对目标图像样本与背景图像样本进行识别任务输出决策变量的标准差。

和 ROC 曲线下面积相似,模型观察器输出决策变量的信噪比也反映识别任务的准确率,因此也可以作为低对比度分辨率相对评价的可选指标。

参 考 文 献

- [1] The Phantom Laboratory, Catphan® 500 and 600 Manual, 2014
- [2] The Phantom Laboratory, CCT189 and CCT191 MITA CT IQ Low Contrast Phantom Manual, 2014
- [3] H.H.Barrett and K.J.Myers, Foundations of Image Science (Wiley, New York, 2004)
- [4] Computed Tomography Image Quality (CTIQ): Low-Contrast Detectability (LCD) Assessment When Using Dose Reduction Technology, NEMA/MITA 2017
- [5] L.Yu, S.Leng, L.Chen, J.Kofler, R.Carter and C.McCollough, Prediction of human observer performance in a 2-alternative forced choice low-contrast detection task using channelized Hotelling observer; Impact of radiation dose and reconstruction algorithms, Med.Phys.40(4), 2013
- [6] S.Leng, L.Yu, Y.Zhang, R.Carter, A.Y.Toledano and C.H.McCollough, Correlation between model observer and human observer performance in CT imaging when lesion location is uncertain Med. Phys.40 (8), 2013
- [7] J.Y.Vaishnava, W.C.Jung, L.M.Popescu, R.Zeng, and K.J.Myers, Objective assessment of image quality and dose reduction in CT iterative reconstruction, Medical Physics, 41(7), 2014
- [8] A.Ba, C.K.Abbey, J.Baek, M.H.Ramona, W.Bouwman, C.Balta, J.Brankov, F.Massanes, H.C.Gifford, I.Hernandez-Giron, W.J.H.Veldkamp, D.Petrov, N.Marshall, F.W.Samuelson, R.Zeng, J.B.Solomon, E.Samei, P.Timberg, H.Förnvik, I.Reiser, L.Yu, H.Gong, and F.Bochuda, Inter-laboratory comparison of channelized hotelling observer computation, Med.Phys.45(7), 2018
- [9] C.K.Abbey and H.H.Barrett, Human and model observer performance in ramp-spectrum noise; effects of regularization and object variability, J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis.2001 March; 18(3):473-488
-