

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2014 年 7 月 3 日 (03.07.2014)



(10) 国际公布号
WO 2014/101285 A1

- (51) 国际专利分类号:
A61B 6/03 (2006.01)
- (21) 国际申请号: PCT/CN2013/001576
- (22) 国际申请日: 2013 年 12 月 17 日 (17.12.2013)
- (25) 申请语言: 中文
- (26) 公布语言: 中文
- (30) 优先权:
201210589336.7 2012 年 12 月 31 日 (31.12.2012) CN
201310008543.3 2013 年 1 月 10 日 (10.01.2013) CN
- (71) 申请人: 清华大学 (TSINGHUA UNIVERSITY) [CN/CN]; 中国北京市海淀区清华大学, Beijing 100084 (CN)。同方威视技术股份有限公司 (NUC-TECH COMPANY LIMITED) [CN/CN]; 中国北京市海淀区双清路同方大厦 A 座 2 层, Beijing 100084 (CN)。
- (72) 发明人: 沈乐 (SHEN, Le); 中国北京市海淀区双清路同方大厦 A 座 2 层, Beijing 100084 (CN)。邢宇翔 (XING, Yuxiang); 中国北京市海淀区双清路同方大厦 A 座 2 层, Beijing 100084 (CN)。沈琪 (SHEN, Qi); 中国北京市海淀区双清路同方大厦 A 座 2 层, Beijing 100084 (CN)。曹萌 (CAO, Meng); 中国北京

市海淀区双清路同方大厦 A 座 2 层, Beijing 100084 (CN)。张丽 (ZHANG, Li); 中国北京市海淀区双清路同方大厦 A 座 2 层, Beijing 100084 (CN)。陈志强 (CHEN, Zhiqiang); 中国北京市海淀区双清路同方大厦 A 座 2 层, Beijing 100084 (CN)。

(74) 代理人: 中国专利代理 (香港) 有限公司 (CHINA PATENT AGENT (H.K.) LTD.); 中国香港特别行政区湾仔港湾道 23 号鹰君中心 22 号楼, Hong Kong 100011 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ,

[见续页]

(54) Title: MULTI-ENERGY CT IMAGING SYSTEM AND IMAGING METHOD

(54) 发明名称: 多能 CT 成像系统以及成像方法

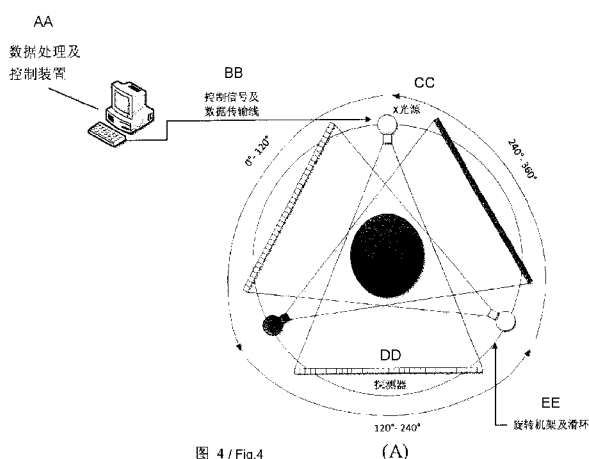


图 4 / Fig.4
(A)
AA Data processing and control device
BB Control signal and data transmission line
CC X-ray source
DD Detector
EE Rotatable rack and slip ring

(57) Abstract: A multi-energy CT imaging system, comprising: an object stage for placing an object to be inspected; a voltage-adjustable X-ray generation device for emitting an X-ray; a detector for receiving the X-ray and outputting detection data, the X-ray being generated by the X-ray generation device and penetrating through the object to be inspected; a rack for setting up the X-ray generation device and the detector; a data processing and control device for controlling the object stage, the X-ray generation device, the detector and the rack, and for processing the detection data. During the scanning process of the X-ray generation device, the circular track of the X-ray generation device is evenly divided into predetermined number of angle intervals according to a predetermined amount of energy, and a different high voltage is set for each angle interval of the X-ray generation device; when the rack is rotated from a current angle interval into the next angle interval, the X-ray generation device is switched to a voltage set for the next angle interval. Also provided is a multi-energy CT imaging method.

(57) 摘要:

[见续页]



BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布:

— 包括国际检索报告(条约第 21 条(3))。

一种多能 CT 成像系统具有: 载物台, 载置受检查物品; 电压可调的 X 射线发生装置, 发出 X 射线; 探测器, 接收从 X 射线发生装置发出且穿过受检查物品的 X 射线, 输出探测数据; 机架, 装置 X 射线发生装置及探测器; 数据处理及控制装置, 对载物台、X 射线发生装置、探测器及机架进行控制, 处理探测数据, 在 X 射线发生装置的一周扫描过程中, 根据预定的能量数将 X 射线发生装置的圆轨道平均分成预定个数的角度区间, 对每个角度区间设定不同的 X 射线发生装置的高压, 当机架从当前的角度区间旋转进入下一个角度区间时, 对 X 射线发生装置进行控制, 将 X 射线发生装置切换为在下一个角度区间设定的电压。同时提供了一种多能 CT 成像方法。

多能 CT 成像系统以及成像方法

技术领域

本发明涉及断层影像（CT）成像系统以及成像方法，特别涉及一种多能 CT 成像系统以及成像方法。

背景技术

断层影像(CT)的图像对比度与扫描所用的 X 光源能谱分布有很大关系。传统 CT 使用具有能谱分布的一个光源进行成像，有时会出现信息模糊致使两种不同材料在 CT 图像上完全相同，相对于此，双能 CT 使用两个不同分布的能谱对物体进行成像，能够消除单能谱情况下的信息模糊。双能 X 光断层成像技术（CT）利用物质在不同能量下的衰减差异能够获得关于物体的多重物理特性参数的分布信息，例如，电子密度分布、等效原子序数分布、多个能量下的单能衰减图像。这样，双能 X 光 CT 能够被用来进行传统 CT 的射线硬化校正、临床高对比度能谱图像获取、工业和安检的特殊和危险物品检测等。与传统的 X 光 CT 成像技术相比，双能 CT 在其成像功能上的突破对医学诊断技术、无损检测以及安全检查等应用都具有重大意义，因此，在近年来得到越来越广泛的关注。

此外，相对于传统的单能 CT 成像技术，双能 CT 成像技术不仅能够提供被检测物体的衰减系数和几何结构信息，还能够提供物质组成信息。因此，在安全检查领域，双能 CT 技术能够提供被检测物的电子密度和有效原子序数信息，从而进行危险物质的识别，另外，在医疗领域，双能 CT 能够提供不同组织成分的图像，例如骨质、软组织、对比度造影剂等。

目前，双能 CT 系统主要有双源双探测器、单源双层探测器、快速能量切换这三种实现方式。关于双源双探测器，如图 1 所示，这种系统由两套 X 光源以及探测器组成，即，这种系统包括高能 X 光源 11、

高能探测器 12、以及低能 X 光源 21、低能探测器 22，并且，高能 X 光源 11 以及高能探测器 12 与低能 X 光源 21 以及低能探测器 22 分别呈 90° 交错放置。在数据采集时，这两套 X 光机发出不同能量(KVp)的射线，对应的探测器独立采集数据，由此，能够获得高能投影数据
5 和低能投影数据这两组投影数据。但是，双源双探测器系统的成本十分昂贵，并且，对于旋转机架的机械结构的稳定性和强度的设计要求非常高。此外，关于单源双层探测器，如图 2 所示，在这种系统设计中，在传统的单能 CT 的探测器（图 2 中的低能探测器）之后增加了一个低能滤波片和一个探测器（图 2 中的高能探测器），由此，组成双
10 能探测器。在 X 射线穿过第一个探测器（低能探测器）和滤波片后，低能部分的 X 射线被过滤除去，高能部分的 X 射线到达第二层探测器（高能探测器）。这两个探测器同时进行工作，从而能够采集到低能投影数据以及高能投影数据这两组投影数据。但是，这样的单源双层探测器的成本也较高。

15 此外，对于快速能量切换的方式来说，这种系统需要选用特殊的 X 光机，能够快速切换高压，交替发射不同能量(KVp)的射线。图 3 是示出用于实现双能 CT 系统的能量快速切换双能 CT 的示意图。如图 3(B) 所示，通过快速切换 X 光机高压值的方式能够实现高低能数据的采集方式。这种 CT 系统在扫描时机架正常旋转，例如转速 0.5 秒/圈，一圈
20 进行 1000 次采样，则 X 光机的高压在每次采样中会切换一次，探测器则会读取两次数据，第一次为高能的投影数据，第二次为低能的投影数据。此时，X 光机高压在一圈即 0.5 秒内切换 1000 次。但是，在快速能量切换系统中，需要搭配新型 X 光机，这导致此种方式成本变高并且也不容易普及应用。

25 如上所述，由于以上三种双能 CT 的制造成本都远大于传统的单能 CT，所以，难以在一般的检测需求中推广应用。此外，由于双能 CT 不能够准确地反映 X 射线与物质的真实作用过程，对某些具有特征吸收的物质的重建结果的准确性较差，相对于此，多能 CT 则有望部分解

决这一问题。因此，多能 CT 成像系统受到广泛关注。

发明内容

本发明是为了解决上述课题而提出的，其目的在于提供一种多能
5 CT 成像系统以及成像方法，能够在一周扫描过程中分多次改变 X 光机
高压，从而能够以多能进行成像。

此外，本发明是在传统的单能 CT 成像系统的基础上得到的，能够
在不增加硬件成本的情况下解决上述课题。

此外，本发明在硬件上利用与传统的单能 CT 基本相同的系统设计
10 以及相应的数据处理和图像重建方法，提供多能成像功能，因此成本
低，能够广泛应用于安全检查、医疗诊断等领域。

本发明提供一种多能 CT 成像系统，其特征在于，具有：

载物台，用于载置受检查物品；

电压可调的 X 射线发生装置，用于发出照射所述受检查物品的 X
15 射线；

探测器，用于接收从所述 X 射线发生装置发出且穿过所述受检查
物品的 X 射线，并且，输出探测数据；

机架，装配有所述 X 射线发生装置以及所述探测器；以及

数据处理及控制装置，对所述载物台、所述 X 射线发生装置、所
20 述探测器、所述机架进行控制，处理来自所述探测器的所述探测数据，
在所述 X 射线发生装置的一周扫描过程中，所述数据处理及控制装置
根据预定的能量数将所述 X 射线发生装置的圆轨道平均分成预定个数
的角度区间，对每一个角度区间设定不同的所述 X 射线发生装置的高
压，当所述机架从当前的角度区间旋转进入下一个角度区间时，根据
25 来自所述数据处理及控制装置的指令，对所述 X 射线发生装置进行控
制，将所述 X 射线发生装置切换为在下一个角度区间设定的电压。

此外，本发明提供一种多能 CT 成像系统的成像方法，其特征在于，
具有如下步骤：

(a) 按照预定的能量数将所述多能 CT 成像系统的 X 射线发生装置的圆轨道平均分成预定个数的角度区间, 对每个角度区间设定不同的所述 X 射线发生装置的高压;

(b) 所述 X 射线发生装置沿着圆轨道进行旋转, 在每个角度区间以在该角度区间所设定的高压进行工作, 发出 X 射线, 照射受检查物品;

(c) 利用所述多能 CT 成像系统的探测器采集不同能量下的投影数据;

(d) 利用所述多能 CT 成像系统的数据处理及控制装置得到所述不同能量下的投影数据的线积分数据;

(e) 将所述不同能量下的线积分数据依次进行拼接, 由此得到覆盖 360° 的完整的线积分数据;

(f) 根据所述完整的线积分数据进行重建, 由此得到混合重建结果;

(g) 将所述混合重建结果作为先验图像, 对各段不完整数据分别进行重建, 得到不同能量下的衰减系数重建结果;

(h) 根据所述衰减系数重建结果得到分解系数, 并且, 利用所述分解系数得到原子序数分布图像和电子密度分布图像。

在本发明的多能 CT 成像系统的成像方法中, 在所述步骤 (a) 中将圆轨道分为 N 角度区间并且使在所述步骤 (d) 中得到的不同能量下的线积分数据为 $P_1, P_2, \dots, P_n$, 并且, 在所述步骤 (f) 中利用普通圆轨道滤波反投影法进行重建, 使得到的混合重建结果为 f_0 , N 和 n 是大于等于 2 的整数, 在所述步骤 (g) 中, 通过求解有约束条件的最小化优化问题 $\arg \min G(f_i, f_0)$ 得到满足约束条件 $\|H_i f_i - p_i\|_2 < \varepsilon$ 的衰减系数重建结果 f_i , 其中, $G(f_i, f_0)$ 为描述先验图像与重建结果的差异的函数, H_i 为第 i 个能量下的投影算子, ε 为与测量数据噪声方差有关的参数, $i = 1, 2, \dots, n$ 。

在本发明的多能 CT 成像系统的成像方法中, 在所述步骤 (h) 中,

使用后处理基效应分解法得到分解系数，并且，利用所述分解系数得到原子序数分布图像和电子密度分布图像。

在本发明的多能 CT 成像系统的成像方法中，在所述步骤 (h) 中，使用后处理基材料分解法得到分解系数，并且，利用所述分解系数得到原子序数分布图像和电子密度分布图像。

在本发明的多能 CT 成像系统的成像方法中，代替所述步骤 (h) 而具有如下的步骤 (j)：对在所述步骤 (g) 中得到的衰减系数重建结果 f_i 进行正投影处理，从而得到补全后的分角度扫面缺失的投影数据，然后，利用前处理方法得到不同的基函数的系数，从而得到原子序数分布图像和电子密度分布图像。

根据本发明，在不改变现有的传统单能 CT 系统硬件设计的前提下，将 X 射线发生装置的圆轨道分为预定的角度区间，对每个角度区间设定预定的 X 射线发生装置的高压，利用本发明中的重建方法提供双能成像功能，扩展了传统 CT 的使用功能，并且，与现有的双能 CT 设备相比，成本较低。

附图说明

图 1 是示出用于实现双能 CT 系统的双源双探测器方式的示意图。

图 2 是示出用于实现双能 CT 系统的单源双层探测器方式的示意图。

图 3 是示出用于实现双能 CT 系统的能量快速切换双能 CT 的示意图。

图 4 是示出本发明的多能 CT 成像系统的示意图。

图 5 是利用本发明的双能扫描得到的正弦图。

图 6 是对图 5 进行卷积所得到的结果。

具体实施方式

以下，参照附图对本发明的实施方式进行说明。

图 4 是本发明的多能 CT 成像系统的示意图，(A) 是系统结构以及多能扫描方式的示意图，(B) 是机架旋转角度与 X 光机电压之间的关系图。如图 4 所示，在本发明的多能 CT 成像系统中，具备：载物台，用于载置受检查物品（即，图 4 中的待测物体）；用于发出照射上述受检查物品的 X 射线的电压可调的 X 射线发生装置（即，图 4 中的 X 光源）；探测器，接收从上述 X 射线发生装置发出且穿过了上述受检查物品的 X 射线，并且，输出探测数据（例如，不同能量下的投影数据等）；机架；数据处理及控制装置，对上述载物台、上述 X 射线发生装置、上述探测器、上述机架进行控制，处理来自上述探测器的上述探测数据。

此外，在本发明中所使用的 X 射线发生装置是具有可调电压功能的 X 光机，能够根据数据处理及控制装置的控制来切换电压，发出不同能量的 X 射线。此外，关于本发明中所使用的 X 射线发生装置，并没有特别限定，只要是能够根据数据处理及控制装置的控制进行电压切换的 X 光源，就能够应用于本发明。

此外，X 射线发生装置以及探测器装配在环形的机架上，机架能够连续旋转，并且，通过滑环机构完成与 X 射线发生装置的控制信号的传递以及探测器所采集的数据的传输。此外，还能够对 X 射线发生装置进行供电（此处，滑环的功能与发电机电刷类似）。此外，例如，在 CT 成像系统的运行当中，机架始终进行匀速旋转运动，如果 X 射线发生装置进行圆周旋转时所在的平面为 XY 平面（此处例如为纸面），则受检查物品在传送皮带上沿着 Z 轴方向直线运动（即，垂直于纸面运动）。

此外，在 X 射线发生装置的一周扫描过程中，数据处理及控制装置根据预定的能量数将圆轨道平均分成预定的 N（N 是大于等于 2 的整数）个角度区间，对每一个角度区间设定不同的 X 射线发生装置的高压，当机架从当前的角度区间旋转进入下一个角度区间时，根据来自数据处理及控制装置的指令，对 X 射线发生装置进行控制，将电压

切换为在下一个角度区间设定的电压，由此，发射出不同能量的 X 射线。

载物台、机架分别做圆轨道旋转运动和直线平移运动或者两者的组合，从而能够实现螺旋扫描轨迹或者圆周扫描轨迹。具体地说，如图 4 (A) 所示，本发明中的载物台是放置物体的结构。当机架进行圆周旋转而载物台静止、或者机架静止而载物台进行圆周运动时，能够实圆周轨道扫描方式，这两者是等价的。此外，螺旋运动能够分解为 XY 平面内的圆周运动和沿 Z 方向的直线运动的这两个分运动，使载物台和机架分别完成其中的一个分运动，将它们组合起来就是螺旋运动，例如载物台进行直线运动而机架进行圆周运动。此外，也可以是载物台进行旋转而机架进行平移，这种方式适用于大型的物体检测，这是因为大型物体平移需要太大场地空间而旋转较容易实现。

此外，由于载物台与机架的运动属于相对运动，所以，在本发明中，按照使载物台固定并且使机架旋转的圆周扫描轨迹进行描述。

此外，数据处理及控制装置由例如计算机等构成，用于完成多能 CT 成像系统运行过程的控制，这些控制包括机械转动、电气控制、安全联锁控制等。在 X 射线发生装置的一周扫描过程中，根据所需要的能量数将 X 射线发生装置的圆轨道平均分成多个角度区间，例如，在双能的情况下将圆轨道分为两个 180° 角度区间，即，分为 $0^\circ \sim 180^\circ$ 的角度区间以及 $180^\circ \sim 360^\circ$ 的角度区间，在三能的情况下（图 4 中所示的情况）将圆轨道分为三个 120° 角度区间，即，分为 $0^\circ \sim 120^\circ$ 的角度区间、 $120^\circ \sim 240^\circ$ 的角度区间以及 $240^\circ \sim 360^\circ$ 的角度区间。对每一个角度区间设定不同的 X 光机高压，例如，在将圆轨道分为两个 180° 角度区间的情况下，X 光机高压分别为 120KV 以及 80KV。此外，当机架从当前的角度区间旋转进入下一个角度区间时，数据处理及控制装置发送指令，对 X 光机进行控制，将 X 光机电压切换为在下一个角度区间设定的电压，由于此单步切换过程能够快速完成，所以，并不会影响数据采集。

此外，在本发明中所使用的探测器是完整的面阵 X 射线探测器，但是，探测器也不限于此，只要能够完成数据探测，能够使用任意的探测器。此外，在本发明的多能 CT 成像系统中还具有读出电路、采集触发信号电路及数据传输电路，这些电路与面阵 X 射线探测器一起组成对数据进行采集的数据采集系统。

以下，对本发明的多能 CT 成像系统中的成像方法进行说明。

本发明的多能 CT 成像系统在 X 射线发生装置的圆轨道扫描一圈角度范围内分不同能量来采集数据。例如，预先选定 N 个能量（记作 $E_1, E_2, \dots, E_n$ ），将圆轨道平均分为 N 个角度区间（也就是对 N 个角度区间的每一个设定预定的电压），N 是大于等于 2 的整数。在此情况下，每个能量下的投影数据只覆盖圆轨道的 $360^\circ / N$ 的范围，从而可以看出这属于有限角度重建的范畴。

（1）首先，多能 CT 成像系统进行工作，数据处理及控制装置进行控制，使 X 射线发生装置沿着圆轨道进行旋转，并且，X 射线发生装置在由数据处理及控制装置预先划分的每个角度区间以在该角度区间所设定的电压进行工作，发射出 X 射线，照射受检查物品。相应地，利用由探测器、读出电路、采集触发信号电路以及数据传输电路组成的数据采集系统对数据进行采集，由此，得到不同能量 $E_1, E_2, \dots, E_n$ （n 是大于等于 2 的整数）下的投影数据，并且，将不同能量 $E_1, E_2, \dots, E_n$ 下的投影数据进行本底校正、不一致性校正、负对数运算等操作，从而得到物体在能量 $E_1, E_2, \dots, E_n$ 下的线积分数据 $P_1, P_2, \dots, P_n$ 。

将上述的所有能量 $E_1, E_2, \dots, E_n$ 下的线积分数据 $P_1, P_2, \dots, P_n$ 依次进行拼接，由此，能够得到覆盖 X 射线发生装置的圆轨道 360° 的完整的线积分数据。接着，利用普通圆轨道滤波反投影算法等的方法进行重建，由此，能够得到混合重建结果 f_0 。此外，关于混合重建结果 f_0 ，因为不同能量下的结构信息不同，也就是说 f_0 是多个不完整信息混在一起的一个中间结果，所以没有严格的物理含义。此外，虽然拼接得到的线积分数据在角度方向上有不连续性，但是，在滤波方向上是连

续的，因此，进行反投影所得到的结果能够准确地反映物体（受检查物品）的几何结构信息。

此外，为了便于理解，如图 5 所示，以二维为例进行说明。在图 5 所示的例子中，将圆轨道分为 $0^\circ \sim 180^\circ$ 和 $180^\circ \sim 360^\circ$ 这两个角度区间（即，双能扫描）。在此处，拼接得到的结果指的是 CT 中常说的正弦图。关于上述的拼接，就是不管能量上的差异，将这些数据（线积分数据 $P_1, P_2, \dots, P_n$ ）按照单能 CT 的数据构成方式按照角度的次序放到一起，所以，在图 5 中可以看到，在 180° 时切换能量，在能量改变的地方有一个明显的跳跃边缘（即，在 180° 处会出现明显的不连续现象）。即，在角度这个方向（图 5 中的纵轴）数据是不连续的。另一方面，虽然这两个角度区间的能量不同，但是，各部分都包含被照射物体（受检查物品）的结构信息。此外，由于滤波是在探测器方向上做一维滤波，即对图 5 中的线积分数据一行一行独立地做一维卷积，所以， 180° 的阶跃不会影响卷积结果，在图 6 中示出卷积的结果。

（2）为了进行各个能量 $E_1, E_2, \dots, E_n$ 下的衰减系数的有限角度范围的重建，将如上所述那样求出的混合重建结果 f_0 作为先验图像。所谓先验图像，是指与待重建的图像之间具有一定联系并且能够反映出待重建图像的某些信息（例如，结构、边缘、特征等）的图像。在本发明中，先验图像是指由图 5 的线积分数据所重建出来的图像。此外，由于线积分数据是由不同能量的数据拼接得到的，所以，重建结果不完全等于任何一个能量下的等效衰减系数，但是都比较接近，并且在几何结构上能够完全反应物体信息。

接着，为了得到各个能量 $E_1, E_2, \dots, E_n$ 下的衰减系数重建结果 f_i ($i = 1, 2, \dots, n$)，构造先验约束的优化问题 $\arg \min G(f_i, f_0)$ ，使得

$\|H_i f_i - p_i\|_2 < \varepsilon$ ，即，这表示寻找一个参数 f_i ，在满足 $\|H_i f_i - p_i\|_2 < \varepsilon$ 的

前提下，使得函数 $G(f_i, f_0)$ 达到全局极小值；或者，另一种等价的描述为：

在所有满足 $\|H_i f_i - p_i\|_2 < \varepsilon$ 条件的变量 f_i 中，寻找使得 $G(f_i, f_0)$ 为最小的那

个 f_i 。其中, $G(\mathbf{x}, \mathbf{y})$ 为描述先验图像与重建结果的差异的函数, 此处, 例如能够定义为 $G(\mathbf{x}, \mathbf{y}) = |\nabla^2(\mathbf{x} - \mathbf{y})|$ 或者 $G(\mathbf{x}, \mathbf{y}) = |\text{diag}^{-1}(\mathbf{y})\mathbf{x} + \text{diag}^{-1}(\mathbf{x})\mathbf{y} - 2|$ 等。 H_i 为第 i 个能量下的投影算子并且它只包含第 i 个能量下覆盖的角度范围所对应的部分, ε 为与测量数据噪声方差有关的参数。此外, 利用
 5 拉格朗日乘数法将上述问题转化为无约束优化问题

$$\min G(\mathbf{f}_i, \mathbf{f}_0) + \lambda \|\mathbf{H}_i \mathbf{f}_i - \mathbf{p}_i\|_2$$
, 并且, 利用非线性共轭梯度法求解, 得到各个能量 $E_1, E_2, \dots, E_n$ 下的衰减系数重建结果 f_i ($i = 1, 2, \dots, n$)。

由于先验图像 f_0 具有完整的边缘和结构信息, 此外, 有限角度线积分数据包含了真实的衰减系数信息。因此, 通过将这两者结合, 从而能够同时保证几何结构与衰减系数的准确性。
 10

(3) 如以上所述那样, 得到了不同能量 $E_1, E_2, \dots, E_n$ 下的衰减系数的重建结果 $f_1, f_2, \dots, f_n$, 能够使用后处理基函数分解方法得到分解系数, 进而能够得到原子序数和电子密度。

通常, 在双能分解重建原子序数和电子密度中, 用 $\mu(E)$ 表示线性衰
 15 减系数, $\mu(E)$ 可以是某个能量值 E 的衰减系数, 也可以是 X 光机高压为 E 时所得到的等效衰减系数, 能够根据不同方法来决定采用哪个定义, 物质对 X 射线的衰减主要有光电效应和康普顿效应, 这两种效应能够分解为与能量相关的光电函数和康普顿函数(Klein-Nishina 公式), 如下述的式 (1) 所示:

$$20 \quad \mu(E) = \frac{K_1 N_A}{2} f_{ph}(E) Z^{3.5} \rho_e + \frac{K_2 N_A}{2} f_{KN}(E) \rho_e \dots \dots (1),$$

其中, K_1 、 K_2 为常数, N_A 为阿伏伽德罗常数, 光电函数 $f_{ph}(E)$ 以及康普顿函数 $f_{KN}(E)$ 是已知函数, 两个分解系数为 $Z^{3.5} \rho_e$ 以及 ρ_e 。此外, 在基效应方法中就是利用上述关系得到原子序数 Z 和电子密度 ρ_e 的。前处理方法是首先得到分解系数的线积分, 再重建出分解系数, 然后
 25 再得到 Z 和 ρ_e , 后处理方法则是直接由衰减系数图像求出分解系数, 然

后再得到 Z 和 ρ_e 。

此外，根据双能理论的假设，X 射线的衰减系数也可以分解为两种已知材料的线性衰减系数的组合，如下述的式 (2) 所示：

$$\mu(E) = b_1\mu_1(E) + b_2\mu_2(E) \dots \dots (2),$$

- 5 其中， $\mu_1(E)$ 、 $\mu_2(E)$ 为已知材料的线性衰减系数函数，例如碳和铝、骨头和软组织。分解方法也分别前处理和后处理，在得到分解系数 b_1 和 b_2 之后，能够通过以下公式 (3) 计算 Z 和 ρ_e ，

$$Z = \left[\frac{b_1\rho_{e1}Z_1^{3.5} + b_2\rho_{e2}Z_2^{3.5}}{b_1\rho_{e1} + b_2\rho_{e2}} \right]^{\frac{1}{3.5}} \dots \dots (3),$$

$$\rho_e = b_1\rho_{e1} + b_2\rho_{e2}$$

其中， Z_1 、 Z_2 、 ρ_{e1} 、 ρ_{e2} 为已知的分解材料的原子序数和电子密度。

- 10 在本发明中，以双能为例，后处理基材料分解模型如以下的式 (4) 所示：

$$f_{E_1}(\bar{r}) = c_1(\bar{r})b_1(\bar{E}_1) + c_2(\bar{r})b_2(\bar{E}_1)$$

$$f_{E_2}(\bar{r}) = c_1(\bar{r})b_1(\bar{E}_2) + c_2(\bar{r})b_2(\bar{E}_2) \dots \dots (4),$$

- 其中， b_1, b_2 为所选用的已知的两种基材料在高低能等效能量下的衰减系数，根据以上的式 (4) 能够得到基材料分解系数 c_1, c_2 。式 (4) 中的基材料分解系数 c_1 、 c_2 相当于上述式 (2) 中的 b_1 、 b_2 ，因此，能够进一步根据上述的式 (3) 得到原子序数 Z 和电子密度 ρ_e ，进而能够得到原子序数分布图像和电子密度分布图像。

- 20 (4) 此外，在上述的 (2) 中已经重建出不同能量 $E_1, E_2, \dots, E_n$ 下的衰减系数图像，对这些图像进行正投影运算，从而能够得到补全了分角度扫描缺失的投影数据。在得到了完整的投影数据之后，能够利用前处理方法得到不同基函数的系数。此处，在本发明中以双能为例，前处理基效应分解模型为如下的式 (5)：

$$I_{E_1} = \int D_{E_1}(E) e^{-A_1 f_{ph}(E) - A_2 f_{KN}(E)} dE$$

$$I_{E_2} = \int D_{E_2}(E) e^{-A_1 f_{ph}(E) - A_2 f_{KN}(E)} dE \dots \dots (5),$$

在式(5)中, I_{E_1}, I_{E_2} 为双能有限角度范围直接测量投影值与重建图像离散投影值拼接得到的完整投影数据, A_1, A_2 为光电效应系数和康普顿效应系数的线积分, D_{E_1}, D_{E_2} 为不同能量的能谱与探测器响应函数的乘积, 称为等效能谱。根据上述式(5)能够得到两种效应的线积分, 再利用传统 FBP 算法即可重建得到光电系数和康普顿系数, 进而得到原子序数和电子密度。由此, 能够得到原子序数分布图像和电子密度分布图像。

具体地说, 在已经得到了不同能量 $E_1, E_2, \dots, E_n$ 下的衰减系数重建结果 $f_1, f_2, \dots, f_n$ 的情况下, 对 n 个能量补全各自缺失角度下的投影数据。此处, 以采用两个能量将圆轨道分为 $0 \sim 180$ 度(记作“第一角度区间”)和 $180 \sim 360$ 度(记作“第二角度区间”)这两个角度区间为例。第一个能量下(即, 第一角度区间对应的能量)的数据缺 $180 \sim 360$ 度的投影数据, 所以, 利用所得到的 f_1 进行投影计算 $180 \sim 360$ 度的数据来进行补全, 第二个能量下(即, 第二角度区间对应的能量)的数据缺 $0 \sim 180$ 度的投影数据, 所以, 利用得到的 f_2 进行投影计算 $0 \sim 180$ 度的数据来进行补全, 即, 在分角度扫描缺失的情况下补全投影数据, 在得到了完整的投影数据之后, 利用前处理方法得到不同基函数的系数。

对完整的投影数据进行基函数分解, 得到基函数对应的系数, 也就是式(5)中的 A_1, A_2 是根据光电效应和康普顿效应取基函数的结果。实际上, 也能够取某些材料随能谱变化的衰减系数函数作为基函数, 即本领域内的基材料分解法。分解后所得到的数据是投影域的数据, 利用传统 FBP 算法就能够得到系数的分布, 进而根据系数的分布能够计算得到原子序数分布和电子密度分布。

此外，通常在医疗应用中优选使用骨和软组织这两种材料进行后处理分解，相对于此，在安检应用中优选使用光电效应和康普顿效应的前处理分解。

如上所述，根据本发明的多能 CT 成像系统以及成像方法，在将 X 射线发生装置的圆轨道分为多个角度区间的情况下也能够准确地得到待测物体（受检查物品）的原子序数 Z 和电子密度 ρ_e ，进而能够得到原子序数分布图像以及电子密度分布图像。此外，由于本发明的多能 CT 成像系统没有增加 X 射线发生装置或者探测器的数量，所以，成本不会增加，但是能够提供多能成像功能。此外，本发明并不象现有技术的快速能量切换系统那样需要装配新型 X 光机，所以，能够被广泛应用。

以下，根据本发明设计双能 CT 成像系统，并举出如下的实施例。

例如，将 X 光机的圆轨道分为 $0 \sim 180$ 度和 $180 \sim 360$ 度这两个角度区间，并且，在 $0 \sim 180$ 度角度区间的 X 光机高压设定为 120KV，在 $180 \sim 360$ 度角度区间的 X 光机高压设定为 80KV。

首先，将本发明的双能 CT 成像系统中的 X 光机高压设定为 120KV，开机扫描。

接着，双能 CT 成像系统的机架连续旋转，并且，以 1° 为采样间隔采集投影数据。

接着，当机架旋转到 180° 时，数据处理及控制装置发出指令，迅速将 X 光机高压切换至 80KV，继续扫描，并且扫描采样间隔仍为 1° 。

接着，当机架旋转到 360° 回到初始位置时，停止旋转，同时关闭光机，数据采集完成。

接着，双能 CT 成像系统的数据处理及控制装置对在 X 光机高压 120KV 和 80KV 下得到的线积分数据进行拼接，得到覆盖 360 度的完整的线积分数据，并且，根据该完整的线积分数据得到作为先验图像的混合重建结果 f_0 。

接着，根据先验图像 f_0 分别得到 120KV 和 80KV 下的衰减系数重

建结果 f_1 、 f_2 。

接着，根据上述的重建结果 f_1 、 f_2 得到受检查物品的原子序数 Z 和电子密度 ρ_e ，根据原子序数 Z 和电子密度 ρ_e 显示原子序数分布图像或者电子密度分布图像，或者也可以显示各个不同能量下的衰减系数
5 图像。

根据本申请发明，在不改变现有的传统单能 CT 系统硬件设计的情况下，将 X 射线发生装置的圆轨道分为预定的角度区间，对每个角度区间设定预定的 X 射线发生装置的高压，利用本发明中的重建方法提供多能成像功能（特别是双能 CT 功能），并且，与现有的双能 CT 设
10 备相比，成本较低。

权 利 要 求

1. 一种多能 CT 成像系统，其特征在于，具有：

载物台，用于载置受检查物品；

5 电压可调的 X 射线发生装置，用于发出照射所述受检查物品的 X 射线；

探测器，用于接收从所述 X 射线发生装置发出且穿过所述受检查物品的 X 射线，并且，输出探测数据；

机架，装配有所述 X 射线发生装置以及所述探测器；以及

10 数据处理及控制装置，对所述载物台、所述 X 射线发生装置、所述探测器、所述机架进行控制，处理来自所述探测器的所述探测数据，在所述 X 射线发生装置的一周扫描过程中，所述数据处理及控制装置根据预定的能量数将所述 X 射线发生装置的圆轨道平均分成预定个数的角度区间，对每一个角度区间设定不同的所述 X 射线发生装置的高压，当所述机架从当前的角度区间旋转进入下一个角度区间时，根据
15 来自所述数据处理及控制装置的指令，对所述 X 射线发生装置进行控制，将所述 X 射线发生装置切换为在下一个角度区间设定的电压。

2. 一种多能 CT 成像系统的成像方法，其特征在于，具有如下步骤：

20 (a) 按照预定的能量数将所述多能 CT 成像系统的 X 射线发生装置的圆轨道平均分成预定个数的角度区间，对每个角度区间设定不同的所述 X 射线发生装置的高压；

(b) 所述 X 射线发生装置沿着圆轨道进行旋转，在每个角度区间以在该角度区间所设定的高压进行工作，发出 X 射线，照射受检查物
25 品；

(c) 利用所述多能 CT 成像系统的探测器采集不同能量下的投影数据；

(d) 利用所述多能 CT 成像系统的数据处理及控制装置得到所述

不同能量下的投影数据的线积分数据;

(e) 将所述不同能量下的线积分数据依次进行拼接, 由此得到覆盖 360° 的完整的线积分数据;

5 (f) 根据所述完整的线积分数据进行重建, 由此得到混合重建结果;

(g) 将所述混合重建结果作为先验图像, 得到不同能量下的衰减系数重建结果;

(h) 根据所述衰减系数重建结果得到分解系数, 并且, 利用所述分解系数得到原子序数分布图像和电子密度分布图像。

10 3. 如权利要求 2 所述的多能 CT 成像系统的成像方法, 其特征在于,

在所述步骤(a)中将圆轨道分为 N 角度区间并且使在所述步骤(d)中得到的不同能量下的线积分数据为 $P_1, P_2, \dots, P_n$, 并且, 在所述步骤(f)中利用普通圆轨道滤波反投影法进行重建, 使得到的混合重建结果为 f_0 , N 和 n 是大于等于 2 的整数,

在所述步骤(g)中, 利用 $\arg \min G(f_i, f_0)$ 得到满足 $\|H_i f_i - p_i\|_2 < \varepsilon$ 条件的衰减系数重建结果 f_i , 其中, $G(f_i, f_0)$ 为描述先验图像与重建结果的差异的函数, H_i 为第 i 个能量下的投影算子, ε 为与测量数据噪声方差有关的参数, $i = 1, 2, \dots, n$ 。

20 4. 如权利要求 3 所述的多能 CT 成像系统的成像方法, 其特征在于,

在所述步骤(h)中, 使用后处理基函数分解法得到分解系数, 并且, 利用所述分解系数得到原子序数分布图像和电子密度分布图像。

25 5. 如权利要求 3 所述的多能 CT 成像系统的成像方法, 其特征在于,

在所述步骤(h)中, 使用后处理基材料分解法得到分解系数, 并且, 利用所述分解系数得到原子序数分布图像和电子密度分布图像。

6. 如权利要求 3 所述的多能 CT 成像系统的成像方法, 其特征在

于，

代替所述步骤 (h) 而具有如下的步骤 (j)：对在所述步骤 (g) 中得到的衰减系数重建结果 f_i 进行正投影处理，从而得到补全后的分角度扫描缺失的投影数据，然后，利用前处理方法得到不同的基函数
5 的系数，从而得到原子序数分布图像和电子密度分布图像。

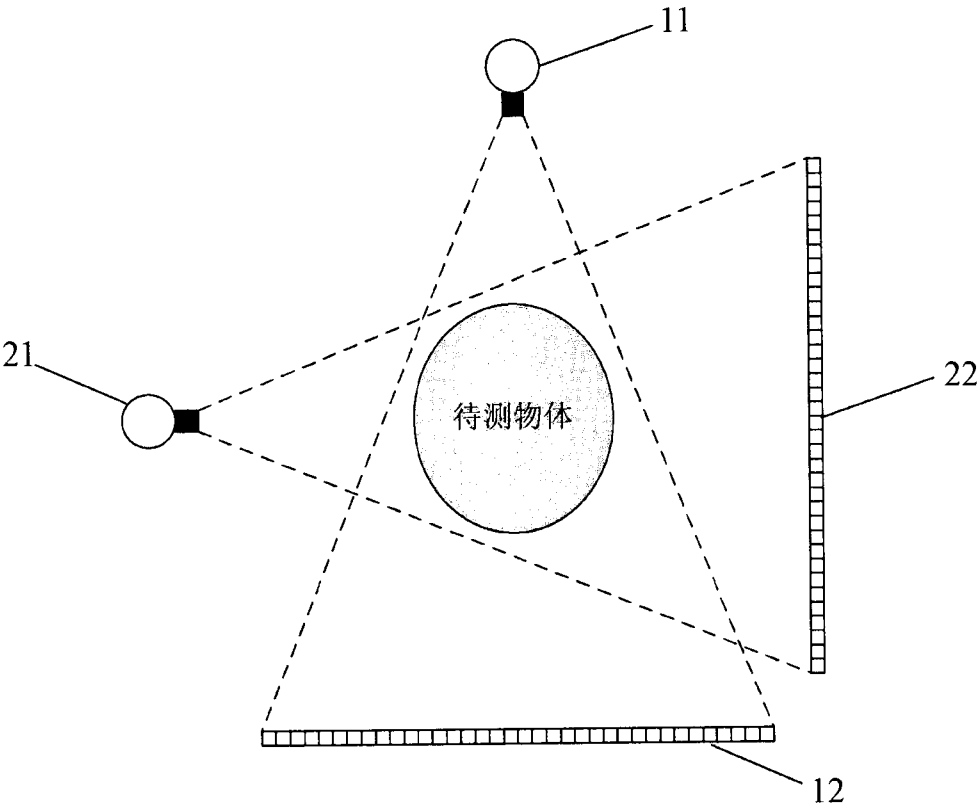


图 1

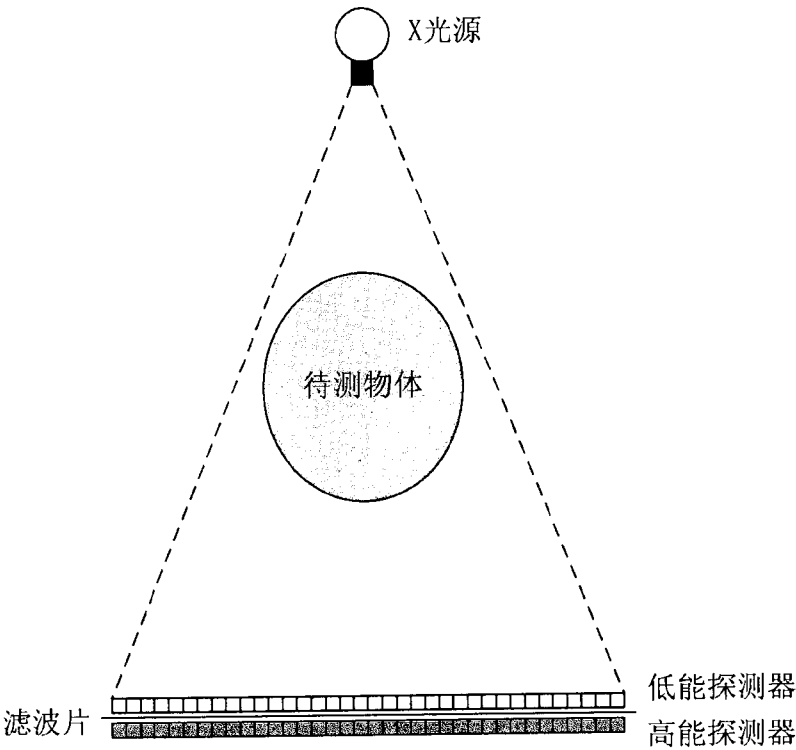


图 2

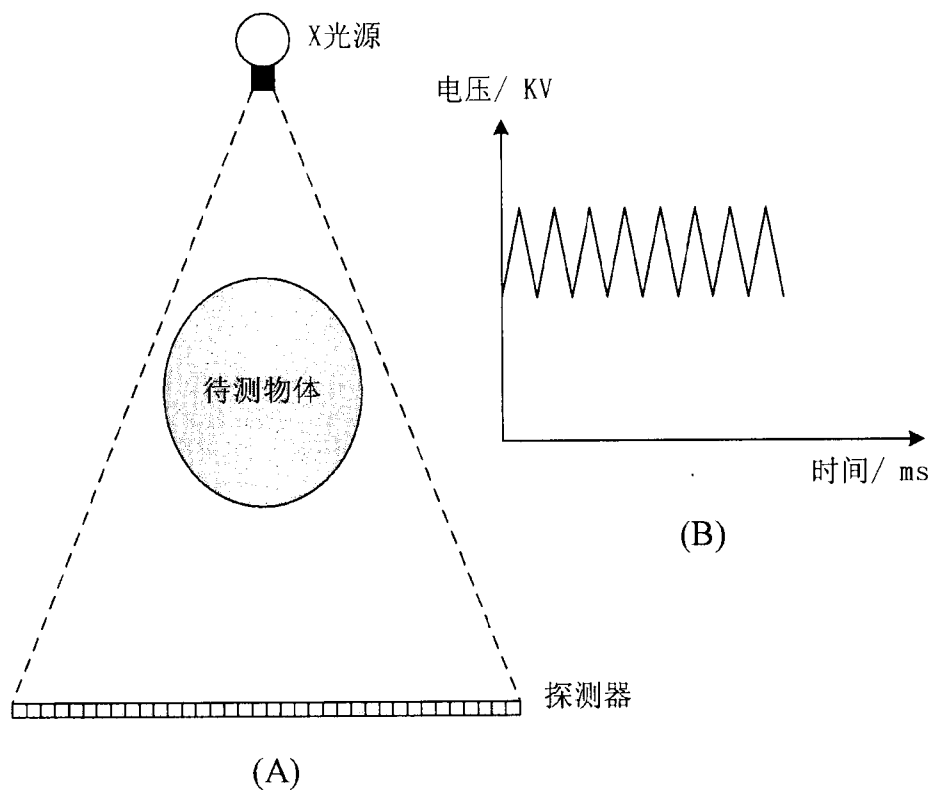


图 3

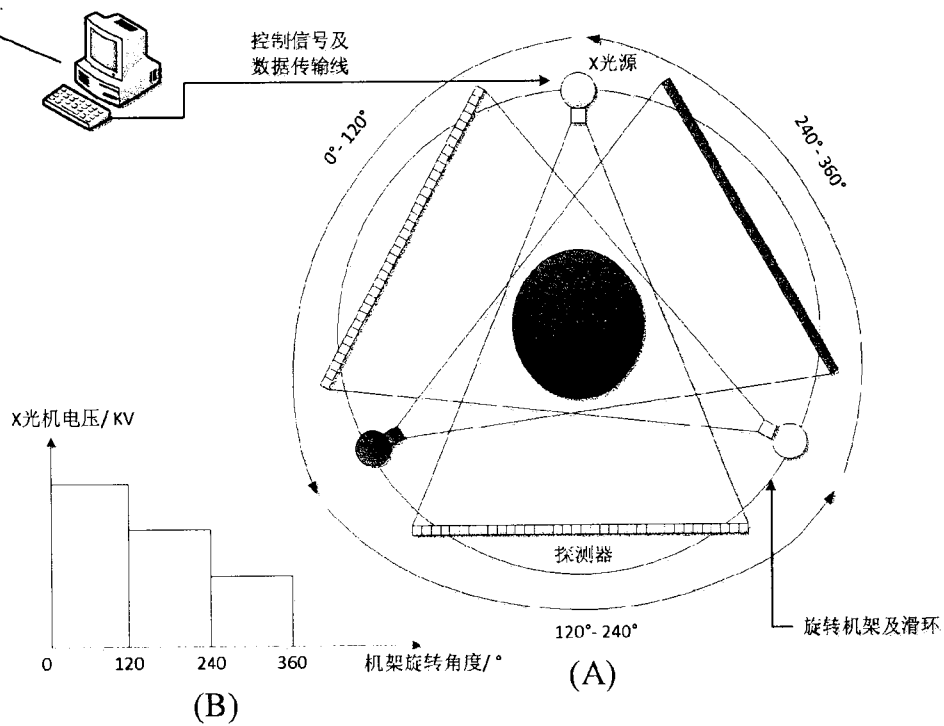
数据处理及
控制装置

图 4

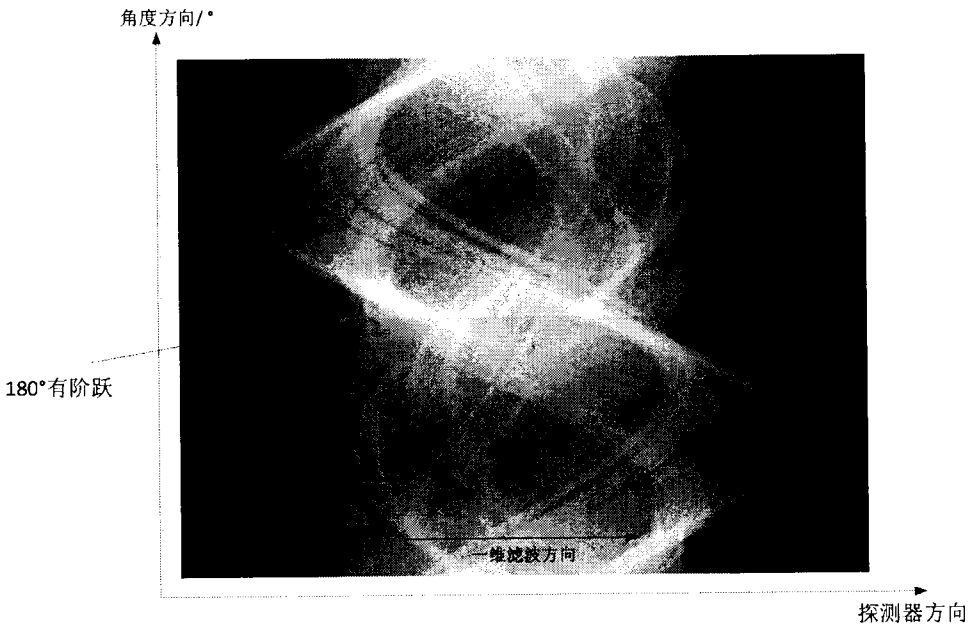


图 5

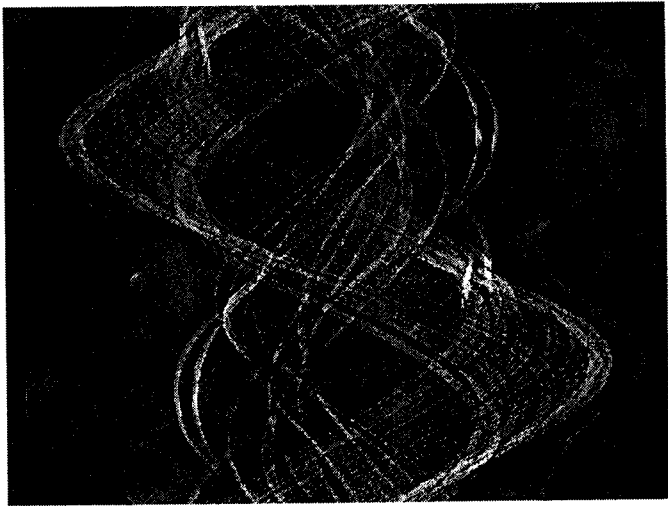


图 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2013/001576

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 6/03 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

IPC: A61B 6/

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNABS, VEN, CNKI: TSINGHUA UNIVERSITY; SHEN, Le; XING, Yuxiang; SHEN, Qi; CAO, Meng; ZHANG, Li; CHEN, Zhiqiang; CT, multi-energy, NUCTECH, high voltage, voltage, voltages, angle, angles, MEET

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 203149136 U (TSINGHUA UNIVERSITY et al.), 21 August 2013 (21.08.2013), description, paragraphs [0036]-[0081]	1-6
A	US 2009/0092219 A1 (WU, Xiaoye et al.), 09 April 2009 (09.04.2009), description, paragraphs [0025]-[0032], and figures 1-2 and 5-7	1-6
A	US 2009/0028288 A1 (TETSUYA, H. et al.), 29 January 2009 (29.01.2009), the whole document	1-6
A	JP 2008142390 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY CO.), 26 June 2008 (26.06.2008), the whole document	1-6
A	JP 2011005018 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY CO.), 13 January 2011 (13.01.2011), the whole document	1-6

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search 12 March 2014 (12.03.2014)	Date of mailing of the international search report 20 March 2014 (20.03.2014)
Name and mailing address of the ISA/CN: State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No.: (86-10) 62019451	Authorized officer WANG, Jinjing Telephone No.: (86-10) 62085625

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2013/001576

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CN 101028199 A (SIEMENS AG), 05 September 2007 (05.09.2007), the whole document	1-6
A	CN 1994230 A (TSINGHUA UNIVERSITY et al.), 11 July 2007 (11.07.2007), the whole document	1-6
A	CN 1509686 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY COMPANY, LLC.), 07 July 2004 (07.07.2004), the whole document	1-6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2013/001576

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 203149136 U	21.08.2013	None	
US 2009/0092219 A1	09.04.2009	DE 102008037422 A1	16.04.2009
		JP 2009090115 A	30.04.2009
		US 7813474 B2	12.10.2010
US 2009/0028288 A1	29.01.2009	JP 2009045449 A	05.03.2009
		US 7751524 B2	06.07.2010
		JP 2013166018 A	29.08.2013
JP 2008142390 A	26.06.2008	JP 5107568 B2	26.12.2012
JP 2011005018 A	13.01.2011	None	
CN 101028199 A	05.09.2007	DE 102006009222 A1	06.09.2007
		JP 2007229464 A	13.09.2007
		JP 5196806 B2	15.05.2013
		US 2007217570 A1	20.09.2007
		DE 102006009222 B4	28.02.2008
		US 7778454 B2	17.08.2010
CN 1994230 A	11.07.2007	WO 2007076681 A1	12.07.2007
		GB 2448266 A	08.10.2008
		US 2009003516 A1	01.01.2009
		DE 112006003506 T5	29.01.2009
		CN 100435733 C	26.11.2008
		RU 2394494 C2	20.07.2010
		US 7760852 B2	20.07.2010
		RU 2008131504 A	10.02.2010
		GB 2448266 B	24.08.2011
		HK 1109721 A1	11.09.2009
CN 1509686 A	07.07.2004	US 2004101086 A1	27.05.2004
		DE 10356011 A1	09.06.2004
		JP 2004174261 A	24.06.2004
		NL 1024856 C2	27.07.2005
		US 6999549 B2	14.02.2006
		JP 4412982 B2	10.02.2010
		CN 1509686 B	23.06.2010
		NL 1024856 A1	28.05.2004

A. 主题的分类

A61B 6/03 (2006.01) i

按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类

B. 检索领域

检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)

IPC: A61B 6/

包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献

在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))

CNABS, VEN, CNKI: 清华大学, 沈乐, 邢宇翔, 沈琪, 曹萌, 张丽, 陈志强, CT, 多能, 同方威视, 角度, 电压, 高压, voltage, voltages, angle, angles, MECT

C. 相关文件

类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
PX	CN 203149136 U (清华大学 等) 21. 8 月 2013 (21.08.2013) 说明书第 [0036]-[0081]段	1-6
A	US 2009/0092219 A1 (Xiaoye Wu 等) 09. 4 月 2009 (09.04.2009) 说明书第[0025]-[0032]以及附图 1-2、5-7	1-6
A	US 2009/0028288 A1 (Tetsuya Horiuchi 等) 29. 1 月 2009 (29.01.2009) 全文	1-6
A	JP 2008142390 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY CO) 26. 6 月 2008 (26.06.2008) 全文	1-6
A	JP 2011005018 A (GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL TECHNOLOGY CO) 13. 1 月 2011 (13.01.2011) 全文	1-6

☒ 其余文件在 C 栏的续页中列出。☒ 见同族专利附件。

* 引用文件的具体类型:

“A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件

“E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利

“L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)

“O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件

“P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件

“T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件

“X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性

“Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性

“&” 同族专利的文件

国际检索实际完成的日期
12. 3 月 2014 (12. 03. 2014)国际检索报告邮寄日期
20.3 月 2014 (20.03.2014)ISA/CN 的名称和邮寄地址:
中华人民共和国国家知识产权局
中国北京市海淀区蓟门桥西土城路 6 号 100088
传真号: (86-10)62019451授权官员
王金晶
电话号码: (86-10) 62085625

C(续). 相关文件		
类 型	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
A	CN 101028199 A (西门子公司) 05. 9 月 2007 (05.09.2007) 全文	1-6
A	CN 1994230 A (清华大学 等) 11. 7 月 2007 (11.07.2007) 全文	1-6
A	CN 1509686 A (GE 医药系统环球科技公司) 07. 7 月 2004 (07.07.2004) 全文	1-6

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号
PCT/CN2013/001576

检索报告中引用的 专利文件	公布日期	同族专利	公布日期
CN 203149136 U	21.08.2013	无	
US 2009/0092219 A1	09.04.2009	DE 102008037422 A1	16.04.2009
		JP 2009090115 A	30.04.2009
		US 7813474 B2	12.10.2010
US 2009/0028288 A1	29.01.2009	JP 2009045449 A	05.03.2009
		US 7751524 B2	06.07.2010
		JP 2013166018 A	29.08.2013
JP 2008142390 A	26.06.2008	JP 5107568 B2	26.12.2012
JP 2011005018 A	13.01.2011	无	
CN 101028199 A	05.09.2007	DE 102006009222 A1	06.09.2007
		JP 2007229464 A	13.09.2007
		JP 5196806 B2	15.05.2013
		US 2007217570 A1	20.09.2007
		DE 102006009222 B4	28.02.2008
		US 7778454 B2	17.08.2010
CN 1994230 A	11.07.2007	WO 2007076681 A1	12.07.2007
		GB 2448266 A	08.10.2008
		US 2009003516 A1	01.01.2009
		DE 112006003506 T5	29.01.2009
		CN 100435733 C	26.11.2008
		RU 2394494 C2	20.07.2010
		US 7760852 B2	20.07.2010
		RU 2008131504 A	10.02.2010
		GB 2448266 B	24.08.2011
		HK 1109721 A1	11.09.2009
CN 1509686 A	07.07.2004	US 2004101086 A1	27.05.2004
		DE 10356011 A1	09.06.2004
		JP 2004174261 A	24.06.2004
		NL 1024856 C2	27.07.2005
		US 6999549 B2	14.02.2006
		JP 4412982 B2	10.02.2010
		CN 1509686 B	23.06.2010
		NL 1024856 A1	28.05.2004