

实测肾脏深度在肾小球滤过率计算中的价值

杨继文 葛俊亮 高光健 陈晓磊 周维风 戴云海

(皖南医学院第一附属医院 弋矶山医院 核医学科 安徽 芜湖 241001)

【摘要】目的: 探讨 CT 测量肾脏深度和 Tonnesen 公式法估算肾深度的差别及其对核素肾动态显像 GFR 计算的影响。方法: 选取 51 例肾脏疾病患者, 其中单侧肾积水 39 例、慢性肾病(CKD)12 例。所有患者在接受肾动态显像的前后行腹部 CT 平扫测量两侧肾深度, 将 CT 测量值与常用的 Tonnesen 公式估算值进行比较, 然后将 CT 测量和 Tonnesen 公式计算得出的肾深度值代入到 Gates 肾小球滤过率(GFR)测量软件中, 观察不同肾深度值对 GFR 计算值的影响。结果: 两种方法测量肾深度分别是: 公式_{积水肾}为(5.76 ± 0.73) cm, CT_{积水肾}为(8.88 ± 2.02) cm; 公式_{非积水肾}为(5.76 ± 0.73) cm, CT_{非积水肾}为(7.54 ± 1.31) cm; 公式_{慢性肾病肾}为(6.03 ± 0.82) cm, CT_{慢性肾病肾}为(7.48 ± 1.62) cm; 差异均有统计学意义($t = -10.985, -10.387, -6.304, P$ 均 < 0.05)。两种方法计算 GFR 值比较: 公式_{积水肾} GFR 为(10.43 ± 12.42) mL/min, CT_{积水肾} GFR 为(13.46 ± 15.32) mL/min; 公式_{非积水肾} GFR 为(43.03 ± 12.77) mL/min, CT_{非积水肾} GFR 为(53.23 ± 16.53) mL/min; 公式_{慢性肾病肾} GFR 为(22.86 ± 12.39) mL/min, CT_{慢性肾病肾} GFR 为(26.33 ± 13.67) mL/min, 差异均有统计学意义($t = -3.728, -6.779, -4.022, P$ 均 < 0.05)。结论: 积水肾、对应非积水肾及慢性肾病肾采用 Tonnesen 公式均低估了肾深度及 GFR, 通过 CT 实际测量肾深度, 有助于提高 GFR 计算的准确性。

【关键词】发射型计算机; 肾小球滤过率; 肾脏深度

【中图分类号】R 692; R 817.4 **【文献标志码】**A

【DOI】10.3969/j.issn.1002-0217.2018.03.024

Values of real renal depth measurement in calculating the glomerular filtration rate

YANG Jiwen, GE Junliang, GAO Guangjian, CHEN Xiaolei, ZHOU Weifeng, DAI Yunhai

Department of Nuclear Medicine, The First Affiliated Hospital of Wannan Medical College, Wuhu 241001, China

【Abstract】Objective: To compare the deviations of measuring the renal depth using emission computed tomography (ECT) and Tonnesen formula, and investigate the effects of the deviations on estimation of the glomerular filtration rate (GFR) by dynamic nuclide renal imaging. **Methods:** Fifty-one patients with kidney disease were included, in whom 39 were hydronephrosis and 12 chronic kidney disease (CKD). After dynamic nuclide renal imaging, all patients were subjected to plain abdominal ECT scans for measuring the depth of bilateral kidneys. The results were compared between the values measured by ECT and Tonnesen formula calculation. Then the depth of the kidney by ECT measurement and Tonnesen formula was calculated with measurement software using Gates method for GFR to observe the effects of different depth of kidney on GFR estimation. **Results:** The depth of kidney measured by the two methods was: the formula hydronephrosis (5.76 ± 0.73) cm; ECT hydronephrosis (8.88 ± 2.02) cm; formula no hydronephrosis (5.76 ± 0.73) cm, ECT no hydronephrosis (7.54 ± 1.31) cm; formula chronic kidney disease (6.03 ± 0.82) cm, and ECT chronic kidney disease (7.48 ± 1.62) cm. The difference was significant ($t = -10.985, -10.387, -6.304$, respectively, $P < 0.05$). Comparison of the two estimation methods indicated GFR as follows: Tonnesen formula hydronephrosis (10.4 ± 12.4) mL/min, ECT hydronephrosis (13.5 ± 15.3) mL/min; Tonnesen formula no hydronephrosis (43.0 ± 12.8) mL/min, ECT no hydronephrosis (53.2 ± 16.5) mL/min; Tonnesen formula chronic kidney disease (22.9 ± 12.4) mL/min, ECT chronic kidney disease (26.3 ± 16.7) mL/min. The difference was significant ($t = -3.728, -6.779, -4.022; P < 0.05$). **Conclusion:** The kidney depth and GFR can be under-estimated by Tonnesen formula for patients with hydronephrosis or without hydronephrosis and with chronic kidney disease. Real time measurement of the kidney depth using ECT may contribute to accuracy of the GFR estimation.

【Key words】 emission computed tomography; glomerular filtration rate; kidney depth

肾动态显像计算肾小球滤过率 (glomerular filtration rate, GFR) 是临床常用的检查方法, 可以如实

显示肾脏的血流灌注、核素摄取、分泌及排泄的全过程^[1], 具有无肾毒性、无创伤、低辐射、迅速、简便及

收稿日期: 2017-09-18

作者简介: 杨继文 (1979-) 男, 主治医师, (电话) 15155314705, (电子信箱) 810869887@qq.com;

戴云海 男, 副主任医师, (电子信箱) yhygy2005@sina.com 通信作者。

结果可靠等优点。肾动态显像计算 GFR 多数采用 Gates 发明的公式(Gates 法)进行计算^[1-2],其中一个影响参数是肾脏深度,有研究认为肾深度每变化 1 cm,GFR 相应会产生 14% 的误差^[3]。目前,多数 GFR 计算软件用 Tonnesen 公式根据体表面积估算肾脏深度,实际测量肾深度工作很少报道。为此,笔者选择我院肾积水及慢性肾病(chronic kidney disease,CKD)患者,分别采用 Tonnesen 公式法与 CT 实际测量肾深度,比较两种方法结果差异及其对 GFR 的影响。

1 资料与方法

1.1 一般资料 回顾性分析 2013 年 6 月~2016 年 12 月在我科行核素肾动态显像和 GFR 计算的 51 例患者的临床资料,其中男 33 例,女 18 例,年龄 28~80(55±15)岁。39 例单侧或双侧肾积水患者,12 例慢性肾功能不全(CKD)。

1.2 仪器方法 采用美国 GE 公司生产的 infinia hawkeye IV 符合线路型 SPECT 仪行肾脏核素显像计算 GFR。CT 图像采集采用 SIEMENS SOMATOM Definition flash CT 机,扫描条件:管电压 120 kV,管电流 240 mA,层厚 5~7 mm,其中仅 1 例患者采用 SIEMENS Avanto MRI 采集图像,通过测量软件在 CT(或 MRI)断层影像上测量肾深度。以肾门水平,测量肾脏中心到背体表皮肤的垂直距离,作为肾脏深度。Tonnesen 肾深度计算公式:左肾深度(cm)=0.01025×年龄+16.772×(体质量/身高)+0.224;右肾深度(cm)=0.009637×年龄+15.449×(体质量/身高)+0.782。核素肾动态显像方法:检查前测量患者身高、体质量,饮水 500 mL,排空膀胱,测量药物放射性计数,取仰卧位,检查范围包括双肾和膀胱,静脉“弹丸”式注射^{99m}Tc-DTPA185 MBq,体积小于 1 mL,即刻开始连续动态采集后位图像,血流灌注相采集 2 s/帧,连续采集 60 s,肾功能动态相采集 30 s/帧,连续采集 20 min,能峰 140 keV,窗宽 20%,矩阵 64×64。

1.3 图像处理和 GFR 计算 输入患者身高与体质量,应用 SPECT 专用软件勾画双肾 ROI,计算机算出 GFR(mL/min),同时记录计算机由 Tonnesen 公式法算出的肾脏深度值。将 CT 所测肾脏深度值输入 SPECT 软件中,获得 GFR。

1.4 统计学处理 采用 SPSS 18.0 统计软件,计量资料用 $\bar{x} \pm s$ 表示。对 Tonnesen 公式法和 CT 法测量肾深度行配对 *t* 检验。不同肾脏深度值带入 Gates 法公式得到的 GFR 比较行配对 *t* 检验,*P*<0.

05 为差异有统计学意义。

2 结果

公式法和 CT 测量的肾脏深度在各组间比较,差异均有统计学意义,*P*<0.05;积水肾、对应非积水肾及 CKD 肾采用 Tonnesen 公式和 CT 测量法的肾脏深度比较,见表 1。不同肾脏深度作为参数计算 GFR 值在各组间比较,差异均有统计学意义,*P*均<0.05;积水肾、对应非积水肾及 CKD 肾采用 Tonnesen 公式法和 CT 测量法的肾脏深度作为参数计算 GFR 值的比较,见表 2。

表 1 公式法和 CT 测量的各组肾脏深度比较 cm

分组	肾脏数	公式计算	CT 测量	$\bar{d} \pm s_d$	配对 <i>t</i>	<i>P</i>
1 组	39	5.76±0.73	8.88±2.02	3.12±1.77	10.985	<0.01
2 组	39	5.76±0.73	7.54±1.31	1.77±1.06	10.387	<0.01
3 组	24	6.03±0.82	7.48±1.62	1.45±1.12	6.304	<0.01

1 组:积水肾组;2 组:肾积水对侧非积水肾组;3 组:CKD 组。

表 2 以肾脏深度为参数计算的各组 GFR 值比较 mL/min

分组	肾脏数	公式计算	CT 测量	$\bar{d} \pm s_d$	配对 <i>t</i>	<i>P</i>
1 组	39	10.43±12.42	13.46±15.32	3.03±5.08	3.728	<0.01
2 组	39	43.03±12.77	53.23±16.53	10.21±9.40	6.779	<0.01
3 组	24	22.86±12.39	26.33±13.67	3.47±4.23	4.022	<0.01

1 组:积水肾组;2 组:肾积水对侧非积水肾组;3 组:CKD 组。

3 讨论

GFR 是指单位时间(通常为 1 min)内两肾生成超滤液的量,是衡量肾功能的重要参数。核医学肾动态显像的优势是测量分肾 GFR。SPECT 仪通过自带的软件采用 Tonnesen 公式估算肾脏深度,再将其代入 Gates 法公式得到 GFR。肾脏深度是影响 GFR 的重要因素,本研究认为 Tonnesen 公式法会低估肾脏深度,导致 GFR 偏低,与其他学者结论相似^[4],分析原因可能是:①Tonnesen 公式发明者是基于西方人身高体质量常数设计的,不适合东方人种。②此公式没有考虑到性别和年龄因素,因为不同性别、年龄及皮下脂肪含量分布是有差异的,对肾深度测量有一定影响。③对于肾积水患者,因为一侧肾发生肾积水时体积及深度是会增加的,对应的健侧肾深度也会代偿性增加的,而 CKD 患者晚期肾脏可能发生萎缩,肾的深度将减少, Tonnesen 公式对这些特殊病情均没有考虑。④患者体位不同, Tonnesen 公式法受检者采用坐位,而通常肾动态显像时采取仰卧位,体位改变也会影响测量结果。Tonnesen 公

式法与 CT 测量法相比,低估了肾脏深度,更重要的是还导致低估了对应的 GFR,这可能对临床诊断及治疗决策产生影响。

有学者^[5]对非肾积水患者根据 BMI 分组研究,发现体质量过轻及超体质量组 Tonnesen 公式法与 CT 测量的肾深度也存在差异,结论与本研究相似。还有学者^[6]用身高、体质量等参数推导出国人的肾脏深度推算公式,结果优于 Tonnesen 公式,但由于样本量较少,进行验证的样本量更少,且把肾积水患者排除在外,故未被业界广泛认可,也有学者^[4]通过双探头 SPECT 进行 GFR 的计算,但仍未消除肾深度对 GFR 的影响。

所以本研究认为, Tonnesen 公式法测量肾深度不够准确,对患肾深度需要实际测量^[7-8],从而提高核素肾动态 GFR 测量的准确性。

【参考文献】

[1] 杨爱民. 从泌尿外科视角审视肾动态显像的价值[J]. 现代泌

尿外科杂志 2015 20(2):74-79.

[2] GATES GF. Computation of glomerular filtration rate with ^{99m}Tc-DTPA: an in-house computer program[J]. Journal of nuclear medicine: official publication, Society of Nuclear Medicine, 1984, 25(5):613-618.
[3] 吴哈,石洪成. Gate's 法测定肾小球滤过率及其影响因素[J]. 国际放射医学核医学杂志 2009, 33(3):132-135.
[4] 邵明哲,麻广宇,陈英茂,等. 单探头法和双探头 Gates 法测定肾小球滤过率的比较研究[J]. 中国医学装备 2013, 10(12):4-8.
[5] 陈曙光,石洪成,胡鹏程. Tonnesen 公式计算肾脏深度的准确性与 BMI 的关系[J]. 中华核医学与分子影像杂志 2012, 32(6):430-433.
[6] 李乾,张春丽,付占立,等. 肾动态显像法计算中国人肾脏深度[J]. 中国医学影像技术 2007, 23(2):288-291.
[7] MADSEN CJ, MOLLER ML, ZERAHN B, et al. Determination of kidney function with ^{99m}Tc-DTPA renography using a dual-head camera[J]. Nucl Med Commun 2013, 34(4):322-327.
[8] 杨仪,刘增礼,唐军,等. SPECT/CT 直接测量肾脏深度在肾小球滤过率测定中的应用[J]. 中华核医学与分子影像杂志, 2012, 32(4):255-258.

(上接第 282 页)

应先按照 PI-RADS V2 中的评分标准对前列腺病灶进行评价,再采用 ADC 值比率的测量,并且弥散评分还可以联合常规序列及 DCE-MRI 等多种序列^[7]。当然,本研究自身也有一些缺陷,首先,没有将前列腺中央区与外周区前列腺癌^[8]分别进行统计,这或许会造成统计结果的差异。其次,本研究的样本量偏小,在进行 DWI 检查时未行和 b 值的对比研究,这将有可能会出现抽样误差及选择偏倚;最重要的是,在放置感兴趣区的时候,非恶性前列腺组织的选择也会有一定的主观性,这就是不同阅片者间 ADC 值比率测量结果不同的缘由。

本研究结果表明,ADC 值比率可以定量分析并进行辅助评分,这会提高弥散评分的稳定性。ADC 值比率在前列腺癌的诊断中有着广阔的应用前景,ADC 值比率测量方便,可重复性及稳定性均高,且该技术不会受扫描方法、后处理软件、MR 机型、显示条件及窗宽窗位等的影响^[9],ADC 值比率有望成为影像学评判前列腺癌的一个新的评价参数。

【参考文献】

[1] VARGAS HA, LAWRENCE EM, MAZAHARI Y, et al. Updates in advanced diffusion-weighted magnetic resonance imaging techniques in the evaluation of prostate cancer[J]. World Journal of

Radiology 2015, 7(8):184.

[2] BITTENCOURT LK, HAUSMANN D, SABANEFF N, et al. Multiparametric magnetic resonance imaging of the prostate: current concepts[J]. Radiologia Brasileira 2014, 47(5):292-300.
[3] SANDEEP, HEDGIRE, ALEXEY, et al. Quantitative study of prostate cancer using three dimensional fiber tractography[J]. World Journal of Radiology 2016, 8(4):397-402.
[4] QUENTIN M, PENTANG G, SCHIMMÖLLER L, et al. Feasibility of diffusional kurtosis tensor imaging in prostate MRI for the assessment of prostate cancer: preliminary results[J]. Magnetic Resonance Imaging 2014, 32(7):880.
[5] ZHANG YD, WU CJ, BAO ML, et al. New RESOLVE-Based Diffusional Kurtosis Imaging in MRI-Visible Prostate Cancer: Effect of Reduced b Value on Image Quality and Diagnostic Effectiveness[J]. Ajr American Journal of Roentgenology 2016, 207(2):330.
[6] 孔晓勤,邢可舟,史浩. 扩散成像技术在前列腺癌诊断中的研究进展[J]. 医学影像学杂志 2016, 26(3):526-529.
[7] VERMA S, TURKBAY B, MURADYAN N, et al. Overview of dynamic contrast-enhanced MRI in prostate cancer diagnosis and management[J]. Ajr Am J Roentgenol, 2012, 198(6):1277-1288.
[8] 阳青松,陈录广,王振,等. 单、双指数模型 DWI 诊断中央叶前列腺癌及前列腺增生的价值[J]. 第二军医大学学报 2015, 36(10):1063-1068.
[9] 冷晓明,韩晓蕊,赵曼,等. IVIM-DWI 在前列腺癌与前列腺增生鉴别诊断中的应用价值及其与 Gleason 评分的相关性[J]. 放射学实践 2016, 31(8):760-763.