

不同血液透析留置导管流量及再循环监测

Monitoring of effective blood flow and recirculation rates of different catheter placement for hemodialysis

吴 灏, 苏 红, 黄军悦, 郭志勇, 李保春, 张国兆

(第二军医大学长海医院肾内科, 上海 200433)

[摘要] 目的: 监测不同血液透析留置导管实际流量(Qb)以及通路再循环(R)情况。方法: 对 23 例 Permcath 带涤纶环双腔导管、15 例 HemoSplit 带涤纶环双腔导管、26 例 Niagara Slim-cath 双腔临时导管利用 Transonic HD02 血液透析监护仪进行 Qb 监测, 同时对正接和反接时流量分别为 150、200、250、300、350 ml/min 进行再循环测定, 并利用 SPSS 软件进行重复测量设计的方差分析。结果: 无论正接还是反接: ①3 组都能够达到 350 ml/min; ②不同 Qb 时的再循环率没有显著差异; ③Qb 与导管类型不存在交互作用; ④不同导管组间再循环无显著差异。导管正接, 基本没有再循环; 反接时在 Qb 150 ml/min 以上都存在再循环, 再循环率(15.29±6.40)%。结论: 3 组血液透析导管都有较好的 Qb, 能够满足临床透析的需要; 如果不是必需, 尽量不要反接动静脉端进行透析, 这样会明显增加再循环率。

[关键词] 肾透析; 导管, 留置; 导管流量; 再循环监测

[中图分类号] R 459.5 [文献标识码] B [文章编号] 0258-879X(2007)08-0921-03

血管通路是慢性肾功能衰竭(CRF)血液透析患者赖以透析的生命线, 血液透析和透析处方的实现需要一个功能完好的血管通路, 后者的优劣关系到 CRF 患者的透析质量。国内血液透析患者血管通路主要是以自体动静脉内瘘为主, 以及人造血管、移植血管和中心静脉留置导管。中心静脉置管应用于急性和慢性肾功能衰竭需要血液透析的患者, 在临床上得到越来越广泛的应用; 急诊血液透析经常需要在中心静脉留置临时性的双腔导管; 20 世纪 80 年代末开始使用长久性经皮下隧道留置带涤纶套的双腔导管, 应用于老年、糖尿病患者等血管条件差、或用以过渡的 CRF 患者, 取得了良好的效果。文献^[1]报道许多类型的中心静脉留置血液透析导管性能并不稳定, 存在较高的再循环率, 不能长期维持在较高的血液流量(Qb)得以完成充分的透析。此外, 临床上常见到由于各种原因引起的动脉端血流量低而将导管动、静脉两端反接的现象, 即血液从静脉端导出体内, 透析后从动脉端流回体内。这种方法理论上可减少溶质的清除, 增加再循环血流量, 导致治疗效率下降, 但具体情况也未见报道。本研究对我院应用的 2 个品牌、3 种类型的血液透析留置双腔导管进行监测, 探讨不同血液透析留置导管流量和再循环的差异。

1 材料和方法

1.1 研究对象与分组 选择 2007 年 1~2 月在我院留置血液透析双腔导管的患者 64 例, 其中长期深静脉双腔透析导管且使用时间 1 个月以上的患者 38 例, 临时插管且使用时间 2 d 以上者 26 例。长期留置导管应用 Permcath 带涤纶环双腔导管(美国 Quinton 公司产品, 长度为 36 cm)23 例, HemoSplit 带涤纶环双腔导管(美国 BARD 公司产品, 长度 36 cm)15 例, 临时插管 26 例, 均应用 Niagara Slim-cath 双腔导管(美国 BARD 公司产品, 长度 20 cm)。所有患者均采用

Seldinger 术在右侧颈内静脉置管, 经 X 线摄片证实导管顶端位于第 2 前肋下缘水平, 导管功能正常, 血流量>250 ml/min。透析机采用 Gambro AK95 型 21 例, Fresenius 4008S 型 17 例, Braun Dialog⁺ 型 26 例。透析器应用三醋酸纤维膜透析器(日本 NIPRO 公司生产, 型号 SUREFLUX-130G), 膜面积 1.3 m²。3 组患者签署知情同意书, 均能配合测定, 心功能基本正常, 血压控制在 100~160/60~100 mmHg (1 mmHg=0.133 kPa) 范围内, 一般情况见表 1。

表 1 3 组患者的一般情况

指 标	Permcath 组	HemoSplit 组	Slim-cath 组
性别(男/女)	9/14	6/9	13/13
年龄(岁)	55.9±15.6	57.4±18.7	52.7±21.9
原发病(n)			
慢性肾小球肾炎	13	8	8
良性小动脉肾硬化	4	2	5
糖尿病肾病	3	2	4
多囊肾	1	0	1
痛风性肾病	0	1	1
狼疮性肾炎	0	1	2
梗阻性肾病	1	1	3
原因不明	1	0	2
置管原因(n)			
内瘘阻塞	7	4	5
不能建立内瘘	13	10	0
待肾移植	2	1	2
心功能不能耐受内瘘	1	0	0
急诊透析	0	0	19

[作者简介] 吴 灏, 硕士, 讲师、主治医师。

E-mail: wuhao@medmail.com.cn

1.2 导管监测方法

1.2.1 流量监测 使用 Transonic HD02 血液透析监护仪(美国 Transonic 公司产品)在透析开始的 1.5 h 内实时监测功能检测实际流量,在同一次透析中测定 3 个值,取其平均值。

1.2.2 再循环监测 使用 Transonic HD02 血液透析监护仪,在透析开始后 30 min 关闭超滤和透析机静脉压监测,在软件操作界面选择再循环,得到可以开始的提示后在 3~6 s 之内将 37℃生理盐水 10 ml 注入静脉壶。按照下面的公式计算再循环率(R):

$$R=\frac{V_{rec}}{V_{inj}}\times 100\%=\frac{Qb^{*}S_{art}}{QbS_{ven}}\times 100\%$$

V_{rec} 为再循环的指示剂量, V_{inj} 为注射的指示剂量, S_{art} 为动脉稀释度感应器得到的浓度曲线下面积, Qb^{*} 为动脉端实际血流量, S_{ven} 为静脉稀释度感应器得到的浓度曲线下面积, Qb 为静脉端实际血流量, $Qb^{*}\approx Qb$ 。

64 例患者都采用上述方法进行再循环的测定,在实际流量分别为 150、200、250、300、350 ml/min 时分别测定再循环,然后将导管动、静脉两端反接,即血液从静脉端导出体内,透析后从动脉端流回体内,再测定上述流量时的再循环量,并进行自身对照和相互对照。

1.3 统计学处理 采用 SPSS 11.0 统计分析软件对结果进行相关性分析。

2 结 果

2.1 流量 2 种类型的 3 种透析双腔导管的血流量无论正接还是反接,流量都能够达到 350 ml/min,考虑到对患者心脏的影响,没有再加大血泵流量。

2.2 再循环率 导管正接和反接时再循环率见表 2。正接时血流量 150~300 ml/min 时再循环均为 0,流量到达 350 ml/min 时出现很少量的再循环;导管反接时在流量 150~350 ml/min 时均存在再循环,再循环率平均值为(15.29±6.40)%。

2.3 相关性分析

2.3.1 正接 不同流量时的再循环率没有显著差异($F=2.0,P=0.178$),流量与导管类型不存在交互作用($F=0.500,P=0.616$),不同导管组间再循环差异不存在统计学意义($F=0.500,P=0.616$)。

2.3.2 反接 不同流量时的再循环率没有显著差异($F=1.658,P=0.184$),流量与导管类型不存在交互作用($F=0.908,P=0.522$),不同导管组间再循环差异不存在统计学意义($F=1.593,P=0.262$)。

3 讨 论

各种类型的血液透析导管已在临床上广泛应用,在我院血液透析室约占全部血液透析患者血管通路的1/5~1/4左

表 2 3 组导管正接及反接时再循环率的比较

(%, $\bar{x}\pm s$)

Qb($q_v/\text{ml}\cdot\text{min}^{-1}$)	Permcath 组($n=23$)		HemoSplit 组($n=15$)		Slim-cath 组($n=26$)	
	正接	反接	正接	反接	正接	反接
150	0	10.33±7.57	0	10.02±4.24	0	14.83±5.98
200	0	20.67±2.08	0	13.53±7.78	0	12.33±6.92
250	0	15.0 ±1.73	0	20.64±6.36	0	14.33±5.50
300	0	15.67±3.79	0	18.61±9.17	0	16.50±6.69
350	0.44±1.33	20.33±8.02	0	21.87±9.22	0.40±1.30	15.50±5.24

右。血液透析导管在血液透析的使用中血液流量是否充足始终是血液透析医生最关注的问题之一。导管实际血液流量和透析机的泵流量并不是完全一致。Transonic HD02 血液透析监护仪是利用超声传输时间技术来测定血液流量,这种方法已广泛被学界所接受,得到广泛应用^[2-3]。国外许多文献^[4-5]报道多种品牌的血液透析导管流量可达 307~397 ml/min,在实际的操作过程中我们发现功能良好的导管血流量正接和反接都能顺利到达 350 ml/min,考虑到患者日常透析都是在 200~300 ml/min 的血流量,350 ml/min 足以应付日常透析,而且一下子将血液流量提高到 350 ml/min 以上可能会给心脏再来额外的负担,所以没有进一步加大透析机血泵转速来尝试极限流量。

所谓再循环就是由于血液透析时动脉血入口端的负压吸引,导致部分静脉血向动脉侧回流,致使该部分血液通过透析器被重复透析,这样的结果直接导致了透析效率的下降^[6]。而中心静脉留置导管存在再循环是基于导管的设计。分别置入两根不同血管进行透析的单腔导管一般不存在这个问题,而双腔透析导管设计,静脉端在前,动脉端在后,两者距离 2~3 cm,目的就是尽量避免再循环的发生。既往我们都是用尿素法(urea test, UT)测定血管通路的再循环率,被视为“金标准”^[7]。超声稀释技术运用流量/稀释度感应器来测定血液中超声波的传播速度,推进入血液的等渗盐水将血液稀释,从而降低了超声波的传播速度,感应器以稀释曲线的方式记录这些变化,计算出再循环率。

UT 结果<10%被认为阴性。在既往的 UT 研究^[8-9]中,颈内静脉和锁骨下静脉置管的再循环率一般都小于 10%。我们运用 UDT 检测右颈内静脉内血液透析导管的再循环情况,在正接流量≤350 ml/min 的情况下几乎没有再循环,和上述研究结果吻合。

在导管动脉端贴近血管壁、纤维蛋白鞘形成等情况存在时,动脉端可能存在流量不足,经常需要动静脉端反接来完成透析。Hassan 等^[5]报道功能良好的 Permcath 导管反接后再循环率明显增加[(2.5±1.8)% vs (12±4.6)%, $P=0.02$, UT 法]。我们的研究也得出了类似的结果:3 种导管在流量为 150 ml/min 以上时均存在不同程度再循环,达到(15.29±6.40)%,但并不随着流量的增加而增加;2 种品牌的长期导管尽管在设计上有所差异,HemoSplit 导管静脉和

动脉顶端分叉,而且两端都有 360°圆形的侧孔,但是 2 种导管在流量都能达到 350 ml/min 以上,再循环没有显著不同。这也提示当导管血流量不足时,可调整患者体位,确定最佳体位使导管通畅,若血流得不到改善时,可考虑在患者条件允许的情况下另择外周血管穿刺作血液回路,以避免反向连接增加再循环;如果实际情况不得不反接,医生在透析处方时应考虑到治疗效率的降低,可酌情增加透析时间及频率。

[参考文献]

[1] Fant G F, Dennis V W, Quarles L D. Late vascular complications of the subclavian dialysis catheter[J]. Am J Kidney Dis, 1986,7: 225-228.

[2] 华 参,叶朝阳,李 林,等. HD02 型血透监测仪对血液透析患者内瘘的监测[J]. 中华肾脏病杂志,2006,22:730-733.

[3] Alloatti S, Magnasco A, Manes M, et al. Hemodialysis access recirculation[J]. G Ital Nefrol, 2004,21:438-445.

[4] Atherikul K, Schwab S J, Conlon P J. Adequacy of haemodialysis with cuffed central-vein catheters[J]. Nephrol Dial Transplant, 1998,13: 745-749.

[5] Hassan H A, Frenchie D L, Bastani B. Effect of reversal of catheter ports on recirculation: comparison of the Permcath with Tesio Twin Catheter[J]. ASAIO J, 2002,48:316-319.

[6] Senécal L, Saint-Sauveur E, Leblanc M. Blood flow and recirculation rates in tunneled hemodialysis catheters[J]. ASAIO J, 2004,50:94-97.

[7] Hester R L, Curry E, Bower J. The determination of hemodialysis blood recirculation using blood urea nitrogen measurements [J]. Am J Kidney Dis, 1992,20: 598-602.

[8] Krivitski N M. Theory and validation of access flow measurement by dilution technique during hemodialysis[J]. Kidney Int, 1995,48: 244-250.

[9] Bosman P J, Boereboom F T, Bakker C J, et al. Access flow measurements in hemodialysis patients: *in vivo* validation of an ultrasound dilution technique[J]. J Am Soc Nephrol, 1996,7: 966-969.

[收稿日期] 2007-03-20 [修回日期] 2007-06-13

[本文编辑] 尹 茶