



Dissertação de Mestrado

Maria Luisa de Oliveira Goulart

**Estudo da ocorrência e análise do fluxo retrógrado no
canhão da cânula do cateter venoso curto periférico.**

2012



Maria Luisa de Oliveira Goulart

**Estudo da ocorrência e análise do fluxo retrógrado no
canhão da cânula do cateter venoso curto periférico.**

Dissertação apresentada em 12 de março de 2012 por Maria Luisa de Oliveira Goulart, ao curso de Mestrado em Engenharia de Materiais do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais – CEFET-MG, Ciência e Desenvolvimento de Materiais.

Área de concentração: Ciência e Desenvolvimento de Materiais
Linha de Pesquisa: Biomateriais
Orientador: Alexandre Rangel de Sousa
Co-orientador: Ezequiel de Souza Costa Junior

Belo Horizonte, março de 2012.

Estudo da ocorrência e análise do fluxo retrógrado no canhão da cânula do cateter venoso curto periférico.

Dissertação apresentada em 12 de março de 2012 por Maria Luisa de Oliveira Goulart, ao Curso de Mestrado em Engenharia de Materiais do Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais – CEFET-MG, Ciência e Desenvolvimento de Materiais, aprovada pela banca examinadora constituída dos professores:

Alexandre Rangel de Sousa - Orientador

Doutor, Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais.

Ezequiel de Souza Costa Junior – Co-orientador

Doutor, Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais.

Weber Guadagnin Moravia

Doutor, Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais.

Luciene Muniz Braga

Mestre, Universidade Federal de Viçosa.

Belo Horizonte, março de 2012.

DEDICATÓRIA

Aos meus pais amados, Cecília Ottoni e Lucas de Oliveira, em memória póstuma, sempre presentes em toda a minha vida.

Ao meu esposo Sérgio Goulart e às minhas queridas filhas, Cláudia e Carolina, pelo apoio e paciência nos difíceis momentos para a realização deste trabalho.

A toda a minha família pelo incentivo dado e de forma especial ao meu irmão, José Maria, que já não se encontra entre nós, jamais esquecido.

AGRADECIMENTOS

A Deus por tudo.

Ao Professor Alexandre pelas orientações, dedicação e compromisso para que esta dissertação fosse realizada.

Ao Prof. Dr. Ezequiel pela co-orientação, fundamental para esta pesquisa.

Ao Prof. Dr. Sidney pelos ensinamentos e pelas palavras de incentivo.

Ao corpo docente do Curso de Mestrado em Engenharia de Materiais pelas excelentes aulas e oportunidade de aprendizado.

À FAPEMIG pela bolsa de estudos.

Aos colaboradores do hospital onde foi possível fazer a pesquisa de campo.

Ao Laboratório São Marcos pela abertura para visita técnica em contribuição para a pesquisa.

Aos amigos e funcionários do PPGEM/CEFET-MG, principalmente à secretária Ivete, pelo suporte administrativo.

Aos funcionários da biblioteca do CEFET-MG pela atenção estudantil.

Aos funcionários do departamento de recursos de informática do CEFET-MG pelo apoio técnico.

E a todos que de uma forma direta ou indireta contribuíram para a realização deste trabalho.

“Há homens que lutam um dia, e são bons; Há outros que lutam um ano, e são melhores; Há aqueles que lutam muitos anos, e são muito bons; Porém há os que lutam toda a vida. Estes são imprescindíveis.”

Bertold Brecht

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	16
2	OBJETIVO GERAL	23
	2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	23
3	HIPÓTESES	23
	3.1 PRIMEIRA HIPÓTESE	23
	3.2 SEGUNDA HIPÓTESE	25
4	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	26
	4.1 HISTÓRIA	26
	4.2 SANGUE	27
	4.3 FLUIDOS	31
	4.4 ESCOAMENTO VISCOZO INTERNO INCOMPRESSÍVEL	32
	4.5 FLUXO, VISCOSIDADE E VELOCIDADE	33
	4.6 PRINCÍPIOS DE BERNOULLI	44
	4.7 LEI DE LAPLACE	44
	4.8 DISTENSIBILIDADE VASCULAR	45
	4.9 PRESSÃO ARTERIAL	45

4.10	CATETER VENOSO	49
4.11	FABRICANTES E MODELOS	55
5	MATERIAL E MÉTODOS	56
5.1	MATERIAL	56
5.2	MÉTODO	57
5.2.1	CONSTATAÇÃO DE FLUXO RETRÓGRADO NA PARTE DISTAL DA CÂNULA	57
5.2.2	RELEVÂNCIA DO ESCOAMENTO SANGUÍNEO NA PUNÇÃO VENOSA COM CATETER CURTO	57
5.2.3	INVESTIGAÇÃO DO TEMPO DE COLETA SANGUÍNEA.....	58
5.2.4	INVESTIGAÇÃO DO TEMPO DE OPERAÇÃO COMPLETA	59
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO	61
6.1	DADOS DE REFLUXO SANGUÍNEO	61
6.2	ESTIMATIVA DO VOLUME DE SANGUE GERADO DURANTE A OPERAÇÃO DE PUNÇÃO DADOS DE REFLUXO SANGUÍNEO	67
6.2.1	DADOS DE TEMPO PARA AS COLETAS DE 4 mL DE SANGUE	68
6.2.2	DADOS DE UMA OPERAÇÃO COMPLETA	73
7	CONCLUSÕES	78

8	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	79
9	APÊNDICES	
	APÊNDICE A - ENTREVISTA SOBRE CATETER	86
	APÊNDICE B - CÁLCULOS DO VOLUME DE SANGUE – AGULHA 22G	88
	APÊNDICE C - CÁLCULOS DO VOLUME DE SANGUE – AGULHA 21G	89
	APÊNDICE D - TABELA DE PRESSÃO DE ENTRADA – AGULHA 21G	90
	APÊNDICE E - TABELA DE PRESSÃO DE ENTRADA – AGULHA 22G	91

LISTA DE FIGURAS

	Página
FIGURA 1: Artéria	29
FIGURA 2: Camadas das artérias	30
FIGURA 3: Escoamento laminar	35
FIGURA 4: Escoamento turbulento	35
FIGURA 5: Efeito Fahraeus-Lindqvist	37
FIGURA 6: Viscosidade relacionada ao hematócrito	38
FIGURA 7: Tensão de cisalhamento	39
FIGURA 8: Velocidade x pressão	40
FIGURA 9: Cateter intravascular ultrassônico	42
FIGURA 10: Punção venosa	53
FIGURA 11: Cateter curto	54
FIGURA 12: Fluxograma sobre a metodologia de pesquisa do cateter curto periférico (CCP)	60
FIGURA 13: Refluxo sanguíneo x procedimento	62
FIGURA 14: Ocorrência de refluxo sanguíneo	64

LISTA DE TABELAS

		Página
TABELA 1	Características do sangue e valores normais	28
TABELA 2	Áreas totais aproximadas de secção transversa média no ser humano	31
TABELA 3	Classificação da pressão arterial para crianças e adolescentes.	47
TABELA 4	Classificação da pressão arterial de acordo com a medida casual no consultório (>18 anos)	48
TABELA 5	Dados relativos à utilização do CCP	63
TABELA 6	Tempo de coleta de 4 mL de sangue, com a agulha 21G (0,8 x 25) mm	68
TABELA 7	Tempo de coleta de 4 mL de sangue, com a agulha 22G(0,7 x 25) mm	70
TABELA 8	Velocidade do sangue na agulha 21G (0,8 x 25 mmHg)	71
TABELA 9	Velocidade do sangue na agulha 22G (0,7 x 25 mmHg)	73
TABELA 10	Relação entre operador e tempo para cada operação completa, utilizando o calibre 22	74
TABELA 11	Relação entre operador e tempo para cada operação completa, utilizando o calibre 24	74

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	-	Associação Brasileira de Normas Técnicas
BD	-	Becton Dickinson
BSI	-	Infecção da corrente sanguínea
CDC	-	Centers for Disease Control and Prevention
CVCP	-	Cateter Venoso Curto Periférico
CA-BSI	-	Infecção da corrente sanguínea associada á cateter
CR-BSI	-	Infecção da corrente sanguínea relacionada a cateter
INPI	-	Instituto Nacional de Propriedade Industrial
ISO	-	International Organization for Standardization (Organização Internacional para Padronização)
PA	-	Pressão arterial
PU	-	Poliuretano
SEP- DF	-	Secretaria de Estado de Planejamento do Distrito Federal

LISTA DE SÍMBOLOS E UNIDADES

η	-	viscosidade
τ	-	tensão de cisalhamento
ΔV	-	variação de velocidade
ΔH	-	variação de altura
G	-	“Gauge” (mm)
Pas	-	Pascal-segundo

Estudo da ocorrência e análise do fluxo retrógrado no canhão da cânula do cateter venoso curto periférico.

Autor: Maria Luisa de Oliveira Goulart

Orientador: Alexandre Rangel de Sousa

Co-orientador: Prof. Dr. Ezequiel de Souza Costa Junior

RESUMO

O cateter curto periférico é um instrumento médico hospitalar utilizado para punção venosa. Ele é composto por uma agulha de aço inoxidável e uma cânula de polímero. Sabe-se que durante a operacionalidade do cateter existe o risco de escoamento sanguíneo externo pelo compartimento da cânula. Acredita-se que este fluxo retrógrado representa um problema de risco biológico para os profissionais de saúde. Dentro deste contexto o principal objetivo da pesquisa é estudar a ocorrência de fluxo sanguíneo retrógrado na parte distal do canhão da cânula do cateter curto periférico. A metodologia para investigação deste evento envolveu a revisão da literatura, estudo da ocorrência de fluxo sanguíneo retrógrado através da cânula, investigação do tempo operacional, análise da quantidade de vazão sanguínea pela equação de Poiseuille e aplicação de um questionário a respeito da opinião de profissionais da área sobre o tema. De 52 observações 27% evidenciaram escoamento na saída da cânula no ato da punção venosa. A faixa de volume de sangue estimado nas operações foi de 10,2 mL a 7,12 mL para agulha de calibre 22G e 11,9 mL a 42,7 mL para agulha de calibre 21G.

Palavras chave: cateter, cateterismo venoso periférico; enfermagem.

The occurrence and analysis of retrograde flow in the canyon of the cannula of short peripheral venous catheters.

Autor: Maria Luisa de Oliveira Goulart

Orientador: Prof. Alexandre Rangel de Sousa

Co-orientador: Prof. Ezequiel de Souza Costa Junior

ABSTRACT

The peripheral short catheter is a medical instrument used for venipuncture hospital. It consists of a stainless steel needle cannula and a polymer. It is known that during the operation of the catheter there is a risk of blood flow compartment the outer cannula. It is believed that this retrograde flow is a problem of biological risk for health professionals. Within this context the main objective is to study the occurrence of retrograde blood flow in the distal part of the cannon tube short peripheral catheter. The research methodology for this event involved a literature review, study of the occurrence of retrograde blood flow through the cannula, the investigation of operating time, analyzing the amount of blood flow by Poiseuille equation and a questionnaire about the opinion of professionals area on the subject. 27% of 52 observations showed the flow leaving the tube at the time of venipuncture. The range of the estimated blood volume was 10.2 mL operations to 7.12 mL to 22G needle and 11.9 mL to 42.7 mL for size 21G needle.

Keywords: catheter, peripheral venous catheters; nursing.

1 INTRODUÇÃO

O termo biomaterial é empregado para materiais que entram em contato com o organismo vivo de alguma forma, a definição é tema de discussão em congressos e por especialistas da área há muitos anos.

Segundo Williams (2009), página 5908

“Um biomaterial é uma substância que foi projetada para ter uma forma que, isoladamente ou como parte de um sistema complexo, é usado para direcionar, pelo controle das interações com os componentes dos sistemas vivos, o curso de qualquer procedimento terapêutico ou de diagnóstico, em humanos ou medicina veterinária”.

Segundo Helmus (2008) a Conferência de Desenvolvimento de Consenso do Instituto Nacional de Saúde de novembro de 1982 definiu um biomaterial como

"qualquer substância (que não seja uma droga) ou combinação de substâncias sintéticas ou de origem natural, que pode ser usado para qualquer período de tempo, como um todo ou como uma parte de um sistema que trata, aumenta ou substitui qualquer tecido, órgão ou função do corpo".

O cateter venoso curto periférico é o objeto desta pesquisa. É um tipo de biomaterial que tem como principal função a terapia endovenosa utilizada no meio da saúde.

Os materiais médico-hospitalares são de grande relevância na área da saúde, visto que representam parte significativa das despesas dessas Instituições (KURGANT, 1991). Dentro dos biomateriais, os maiores gastos são com as áreas cardiovascular (variando de 56 a 80%), seguido pela ortopedia (de 20 a 36%) (SOARES, 2005).

Os dispositivos usados para terapia endovenosa são biomateriais que interagem com o sistema sanguíneo, tais como: cateter curto para punção venosa periférica, cateter central de inserção periférica, cateter venoso central, cateter totalmente implantado. Cada material tem suas especificações voltadas para as características dos produtos com diferentes objetivos conforme a demanda terapêutica. Entretanto

a seleção de instrumentos para acesso vascular apresenta controvérsias. A escolha de um instrumento apropriado é uma decisão interdisciplinar baseada no *design*, características do paciente, tipo de terapia e custo (WINSLOW; TRAMMELL; SORRELL, 1995).

Atualmente, os dispositivos de terapia endovenosa são bem mais elaborados em comparação a década de 1990, mas ainda assim os estudos continuam em busca do aprimoramento destes instrumentos. Eles devem apresentar características essenciais para um bom funcionamento, tais como: bisel com ponta afilada, material hipo-alérgico, ser de uso único, calibres compatíveis com as diversas substâncias disponíveis. Diariamente os profissionais de saúde executam punções venosas e notam problemas relacionados ao cateter venoso curto periférico, tais como: obstrução, ruptura de cateter, agulha traumática, acidente perfuro cortante (GOULART, 2010).

O cateter é um instrumento utilizado para terapia endovenosa, que é definida como a administração de fluidos ou drogas, ou ambos, em geral com circulação através de venopunção (CLAYTON, 1999).

Conforme Clayton (1999) muitas atividades que antes eram realizadas pelos médicos vêm fazendo parte da rotina normal da enfermagem, como é o caso da administração de drogas intravenosas, ou seja, uma atividade identificada como compromisso do departamento de saúde com responsabilidade compartilhada. Em geral, dentro desta situação é de competência médica a determinação da droga que será administrada, enquanto compete à enfermagem a aplicação da droga por dispositivo intravascular. Trata-se de uma atividade muito comum do trabalho em saúde. Mais de 50% dos pacientes devem esperar receber intervenção intravenosa durante a estadia hospitalar.

Os cateteres intravenosos são indispensáveis na terapia dos pacientes nos Estados Unidos, como também na Europa onde vários milhões são usados anualmente (VANDIJCK, 2009). Diante deste cenário o *Centers for Disease Control and Prevention* (CDC), a Sociedade de Epidemiologistas em Cuidados da Saúde da América, a Sociedade de Doenças Infecciosas da América têm publicado

recomendações baseadas em evidência para prevenção de infecções da corrente sanguínea relacionadas a cateter (O' GRADY et al, 2002 apud VANDIJCK, 2009).

Os profissionais de saúde devem reconhecer a diferença entre as definições de vigilância e definições clínicas. A definição de vigilância superestima a verdadeira incidência de infecção da corrente sanguínea relacionada a cateter (CR-BSI) porque nem todas as infecções são originárias de um cateter. Algumas bacteremias são infecções da corrente sanguínea secundárias de outras fontes (por exemplo, no pós-operatório de sítios cirúrgicos, infecções intra-abdominais hospitalares associadas à pneumonia ou infecções do trato urinário). Assim, as definições de vigilância são realmente definições para infecções associadas a cateter (CA-BSI). Uma definição mais rigorosa pode incluir apenas infecções da corrente sanguínea como aquelas para as quais outras fontes foram excluídas por exame cuidadoso da história do doente, e onde uma cultura da ponta do cateter demonstrada colônias substanciais de um organismo idêntico aos encontrados na corrente sanguínea. Tal definição clínica se concentrará em infecções da corrente sanguínea relacionadas ao cateter. Portanto, para comparar com precisão uma taxa de serviço de saúde de infecção com dados publicados, definições comparáveis também deve ser usado (O' GRADY et al, 2002).

Do ponto de vista econômico os gastos são significativos. Segundo Burke (2003) apud KORNIEWICZ e EL-MASRI (2010) a cada ano 2,5 milhões de pacientes nos Estados Unidos desenvolveram infecções associadas aos cuidados resultando em 90.000 mortes e um custo estimado na saúde 4,5 a 5,7 bilhões de dólares.

Os dois principais problemas associados aos cateteres são infecção e obstrução. A infecção é causada pela colonização de bactérias no cateter e a obstrução pela aderência de fibrina na parede do cateter. Sobre a prevenção de obstrução de cateter, Sorrell (2007) relata que uma técnica de pressão positiva com seringa de 5 até 10mL durante a lavagem do instrumento minimiza o refluxo de sangue na ponta do cateter. Segundo este autor uma tentativa para diminuir o sangue retrógrado na ponta do cateter foi o desenvolvimento de uma válvula unidirecional (cateter Groshong) que se abre para fora quando o fluido é infundido, para dentro quando o sangue é retirado e permanece fechada quando a pressão não é aplicada.

O cateter Groshong é um cateter venoso central de borracha siliconizada translúcida, encapsulado com sulfato de bário radiopaco e uma válvula adjacente com uma fenda de dois caminhos e ponta fechada e arredondada. Este modelo permite tanto a coleta de sangue como a administração de fluidos pelo mesmo lúmen (PHILLIPS, 2001).

Harris (2010) pesquisou a obstrução por adesão de astrócitos em cateter de desvio de fluido cérebro espinhal através de um biorreator projetado no qual foi utilizado cateter de silicone. Para realizar este experimento foram pré-estabelecidas as condições de pressão, ritmo pulsátil e variação de fluxo. Esse trabalho demonstrou que a adesão celular aumentou significativamente em variação de fluxo com tendência em pressão elevada e ritmo pulsátil. O microambiente para análise de adesão foi simulado *in vitro* com parâmetros pré-determinados.

Considerando que a infecção e obstrução estão associadas ao fluxo retrógrado do sangue, os cuidados com cateteres devem ser priorizados levando-se em conta as soluções anti-sépticas da pele do paciente, o uso de luvas pelo profissional, a manutenção e troca de curativo no local de inserção do dispositivo, gestão de risco de infecção, e as técnicas para prevenção de obstrução. Entretanto, segundo Sorrell (2007), ainda existem controvérsias sobre esses aspectos na literatura.

Os cuidados em saúde devem incluir técnica asséptica rigorosa, higiene das mãos e precauções de contato com o uso de equipamento de proteção individual. As luvas devem ser usadas durante os procedimentos, pois elas reduzem em até 80% a contaminação das mãos. A remoção das luvas deve ser seguida de higiene das mãos porque elas não são impermeáveis (PARSONS; KRAU, 2007).

Korniewicz e El-Masri (2010) realizaram uma pesquisa sobre a execução de higiene das mãos pelos cuidadores em uma instituição de saúde no Sul da Flórida. Foi demonstrado por meio de análise estatística, que apesar da exposição ao sangue e fluidos corporais, parte dos trabalhadores em saúde não cumpre de forma adequada a higienização das mãos, colocando em risco de infecção os pacientes e eles próprios. Os procedimentos que envolvem exposição ao sangue são classificados pelo autor em um grupo de atividades de alto risco.

O risco de contaminação na área de saúde por acidente ocupacional é motivo de interesse dos profissionais principalmente daqueles que atuam no atendimento as urgências, sujeitos a exposição de sangue, fluidos corporais e materiais perfurocortantes (SOLDA, 2009).

O uso de luvas é recomendado para diminuir a probabilidade de contaminação pelo contato com fluidos corporais. O uso de luvas diminui significativamente o risco de exposição ao sangue, mas no ambiente de pronto socorro, observa-se certa negligência quanto a estes princípios justificados pelo ambiente tumultuado (SOLDA, 2009).

O cateter venoso curto periférico é um instrumento perfurocortante. Os acidentes percutâneos com exposição ao material biológico estão associados principalmente com a transmissão do vírus da hepatite B (HBV), do vírus da hepatite C (HCV) e do vírus da imunodeficiência humana (HIV), mas também podem estar envolvidos na transmissão de outras dezenas de patógenos (RAPPARINI; REINHARDT, 2010).

O conhecimento do modo de transmissão do agente biológico é fundamental para aplicação de medidas preventivas. O número de agentes biológicos patogênicos por unidade de volume de sangue é importante, quanto maior a concentração, maior é o risco. Os agentes biológicos são distribuídos em classes de risco. O vírus da imunodeficiência humana (HIV-1 e HIV-2), da hepatite C são considerados da classe de risco 3, isto é, alto risco individual e moderado risco para a comunidade (BRASIL, 2006).

As exposições que podem trazer riscos de transmissão ocupacional do HIV e dos vírus das hepatites B e C estão definidas como percutâneas, mucosas, cutâneas e mordeduras de animais. Estima-se, em média, que o risco de transmissão do HIV é de 0,3% (IC 95% = 0,2 - 0,5%), em acidentes percutâneos envolvendo sangue. Em investigações de surtos nosocomiais, a maioria dos trabalhadores infectados não relata exposições percutâneas. Porém, em alguns desses estudos, quase 1/3 dos trabalhadores lembram-se de ter atendido pacientes com antígeno para hepatite B (HBsAg) positivos. Foi demonstrado que, em temperatura ambiente, o vírus da hepatite B (HVB) pode sobreviver em superfícies por até uma semana. Portanto,

infecções pelo HVB em trabalhadores da saúde, sem história de exposição não ocupacional ou acidente percutâneo ocupacional, podem ser resultado de contato, direto ou indireto, com sangue ou outros materiais biológicos em áreas de pele não íntegra (BRASIL, 2010).

Conforme Ribeiro (2009) no IX Seminário de Extensão Comunitária da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, os profissionais de saúde merecem destaque, pois, ao trabalharem em hospitais, centros de saúde, ambulatórios, unidades móveis de urgência e emergência, laboratórios ou outros locais afins, ficam mais expostos à contaminação por doenças do que a população em geral. A vacina contra Hepatite B é imprescindível, devido, entre outros motivos, à incidência importante de acidentes de trabalho, a alta prevalência dessa infecção na população brasileira, a alta resistência do vírus no meio ambiente. Entretanto, a realidade revela um grande número de profissionais que não possuem seu cartão de vacinação atualizado, sem falar naqueles que desconhecem seu histórico vacinal e não se sabe se são soroconvertidos.

Como o cateter venoso é um instrumento perfurocortante, que entra em contato direto com o sangue do paciente, existe a possibilidade de risco biológico para os profissionais de saúde (BRASIL, 2005).

Sobre o ato de conectar o adaptador do equipo na conexão do cateter curto o sangue pode vaziar do cateter, dependendo da marca da agulha usada (PHILLIPS, 2001).

Recentemente, os serviços de saúde vêm adotando como modelo para seus programas de prevenção o conceito de *hierarquia de controles* usado na higiene do trabalho para priorizar as intervenções de prevenção. Na hierarquia da prevenção de acidentes com perfurocortantes, a primeira prioridade é eliminar e reduzir o uso de agulhas e outros perfurocortantes onde for possível. A seguir é isolar o perigo através do uso de um controle de engenharia no ambiente ou no próprio perfurocortante. Quando essas estratégias não estão disponíveis ou não fornecem proteção completa, só então é que o foco deve ser na implementação das mudanças

na prática de trabalho e do uso de equipamentos de proteção individual (RAPPARINI ; REINHARDT, 2010).

Com base nas informações da literatura existem duas situações relacionadas à exposição de sangue com cateter, uma por acidente perfurocortante e outra pelo escoamento de sangue no momento da conexão da parte distal da cânula do cateter venoso curto periférico com outro dispositivo (exemplo: equipo de soro).

Mediante o cumprimento da técnica ideal de punção venosa, o procedimento se caracteriza como de alto risco por causa da possibilidade do contato de sangue com as mãos dos profissionais de saúde. Além disto, é de conhecimento que as medidas de biossegurança não são 100% eficazes ou efetivadas e que a exteriorização sanguínea compartimental através do cateter são fatores que juntos aumentam a probabilidade de transmissão de doenças infecto-contagiosas, tais como: síndrome da imunodeficiência humana adquirida (SIDA), hepatite B e C. Dentro deste contexto, a relevância da presente pesquisa está na constatação do fluxo sanguíneo retrógrado na parte distal do canhão da cânula e na discussão do volume de sangue compartimental externo como um fator probabilístico de risco ocupacional para os profissionais de saúde.

2 OBJETIVO GERAL

Investigar a ocorrência do escoamento sanguíneo na ponta do canhão da cânula em operações de punção venosa com o uso do cateter curto periférico.

2.1 OBJETIVOS ESPECIFICOS

Fazer uma revisão da literatura sobre cateter curto venoso periférico, sangue e tipos de fluxo.

Analisar a relevância do escoamento sanguíneo através do cateter venoso curto periférico por meio de um questionário com profissionais da área de saúde.

Investigar o tempo necessário para uma operação segura com o cateter, ou seja, o tempo operacional completo incluindo punção venosa e conexão de dispositivo para contra fluxo.

Estudar o refluxo sanguíneo que ocorre através da cânula do cateter curto periférico.

Estudar os volumes para o cateter curto que possam diminuir o contato do fluxo retrógrado de sangue na parte distal da cânula do cateter com as mãos dos profissionais de saúde.

3 HIPÓTESES

3.1 PRIMEIRA HIPÓTESE

Considerando que a vazão de um fluido através de um tubo cilíndrico está relacionada com a pressão, raio, viscosidade e altura são feitas as seguintes suposições:

Para que ocorra fluxo, deve haver gradiente de pressão ao longo do tubo (OLIVEIRA et al, 2010).

A diferença de pressão sanguínea na entrada e na saída da agulha foi considerada levando-se em conta a área, viscosidade sanguínea e comprimento da agulha.

O aumento da viscosidade altera o comportamento do fluido por causa do aumento do atrito das partículas, entretanto, acredita-se que a viscosidade como fator isolado não seja suficiente para determinar a presença ou não do escoamento de sangue compartimental do cateter curto, pois o vazamento foi atribuído a marca do cateter, ou seja, ao material por PHILLIPS (2001).

Lupotti (2001) fez uma pesquisa sobre características de fluxo sanguíneo transversal em um cateter intravascular através de sinais de radiofrequência sugerindo que os glóbulos vermelhos não exerçam efeito no fluxo sanguíneo.

Pensou-se então na possibilidade de influência significativa do diâmetro do cateter no refluxo sanguíneo porque pela equação *Hagen-Poiseuille* pode-se dizer que a vazão é inversamente proporcional ao comprimento do tubo e à viscosidade e diretamente proporcional à quarta potência do raio e à diferença de pressão entre as extremidades.

Além disto, a seleção do cateter feita por operadores considera o diâmetro de agulha porque a diferença de área influencia o fluxo de substâncias via cateter conforme recomendação dos fabricantes, logo, poderia também influenciar no refluxo.

A diferença de altura na ponta da cânula dentro da veia e na saída da pele é tão pequena que a princípio é considerada desprezível.

O escoamento de sangue fora da cânula está relacionado às dimensões geométricas do cateter curto venoso periférico.

3.2 SEGUNDA HIPÓTESE

Considerando que faz parte do procedimento de punção venosa a digito pressão sobre o cateter curto periférico. A ocorrência de vazamento sanguíneo depende única e exclusivamente da habilidade do operador em bloquear o cateter pressionando o dedo sobre a pele no local da veia onde o cateter foi inserido.

O escoamento não pode ser atribuído as características do cateter porque se trata de um problema operacional.

4 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

4.1 HISTÓRIA

A história da terapia intravenosa tem início no Renascimento (1438-1660) com a descoberta da circulação sanguínea por Sir William Harvey. A princípio se pensava que o sangue fluía e refluía em movimento similar ao da respiração humana e por séculos esse fundamento foi aceito como verdade. Em Londres Sir Christopher Wern juntamente com um químico produziu a primeira agulha hipodérmica. Wern inseriu um tubo oco em um vaso sanguíneo de um cão e injetou vinho, cerveja, ópio e outras substâncias estudando assim os efeitos. O médico alemão Johann Majors foi o primeiro a empregar a agulha hipodérmica em humanos, as consequências foram desastrosas, resultando em morte (PHILLIPS, 2001).

Em 1667, o médico parisiense John Baptiste Denis infundiu sangue de carneiro em um menino de 15 anos ocasionando a sua morte. Em 1687, por édito da igreja e do parlamento, foram proibidas na Europa as transfusões de animais para humanos (PHILLIPS, 2001).

A primeira transfusão homem a homem ocorreu no século XIX em 1834 pelo Dr. James Blundell. Em 1847, um obstetra vienense, Ignaz Semelweis, observou que médicos que transitavam de autópsias para unidades obstétricas transmitiam substâncias patogênicas. Este foi o primeiro profissional a exigir que médicos lavassem as mãos com solução de cloro reduzindo desta forma em 90% a taxa de mortalidade nas unidades obstétricas. Em 1867 a teoria dos germes de Lister foi aceita mundialmente (PHILLIPS, 2001).

Em 1889 o desenvolvimento e uso de luvas de borracha em procedimentos cirúrgicos foi iniciado pelo Dr. William Halsted em colaboração com a Goodyear Rubber Company. Até 1925, a solução parenteral mais comumente usada em medicina era a de cloreto de sódio 0,9%. Depois disto, a glicose intravenosa foi utilizada em pacientes graves (PHILLIPS, 2001).

No período da Segunda Guerra Mundial (1941-1945), os enfermeiros começaram a desenvolver atividades mais complexas por causa do número reduzido de médicos. Nessa época aconteceram os "enfermeiros IV" nos EUA, que era um grupo de enfermeiros atuando diretamente na administração de terapias intravenosas (OLIVEIRA et al, 2006).

Na metade da década de 1950 menos de 20% dos pacientes hospitalizados recebiam terapia IV. Era utilizada agulha de aço reutilizável, de 16 a 18 Gauge, fixada com ataduras de couro. Em 1950 começou a utilização de agulha Rochester, este dispositivo consistia de um cateter de resina envolvendo uma agulha metálica (PHILLIPS, 2001).

Em 1958, o Intracath, um cateter plástico colocado dentro do lúmen de uma agulha, foi introduzido no mercado, em embalagem estéril. A primeira mudança na agulha de metal apareceu em 1957, quando introduziram um pequeno dispositivo de punção venosa com asas dobráveis para apoio pelo laboratório MacGrow (PHILLIPS, 2001).

A partir da década de 1980, cateteres tunelizados, isto é, aqueles que têm um trajeto subcutâneo antes da inserção no nível venoso como o Hickman-Broviac e Groshong, forneceram um meio de acesso venoso central para infusão de Nutrição Parenteral Total. Nos últimos anos têm sido indicados acessos totalmente implantados para pacientes que necessitam de terapia de longa permanência. Eles consistem de um reservatório subcutâneo conectado a um cateter posicionado na circulação central (PHILLIPS, 2001).

4.2 SANGUE

O sangue tem uma aparência homogênea, entretanto, ele é constituído de duas frações distintas, uma delas corresponde a elementos "formados" e a outra pelo plasma. Os elementos "formados" são os eritrócitos, leucócitos e plaquetas. Os eritrócitos estão relacionados ao transporte de gases respiratórios, os leucócitos combatem infecções, e as plaquetas têm papel essencial na coagulação sanguínea. O plasma sanguíneo tem cor de palha, composto de 91% de água e 9% principalmente de proteínas. As principais proteínas do plasma são: albumina,

globulina, fibrinogênio e protrombina. A albumina é importante no equilíbrio osmótico do sangue. A globulina contém anticorpos que estão envolvidos no mecanismo de imunidade do corpo. O fibrinogênio e a protrombina são importantes no processo de coagulação (JACOB, 1990). A seguir na Tabela 1 são apresentados os valores que caracterizam o sangue humano. Destacando os valores de referência em condições fisiológicas.

TABELA 1- Características do sangue e valores normais

Densidade	Homem, 1,057 g/cm ³ Mulher, 1,053 g/cm ³
Volume médio do sangue	69 mL/Kg de peso do corpo
Viscosidade (em relação à água)	Total, 3,5-5,4
pH	Plasma, 1,9-2,3 Arterial, 7,39 Venoso, 7,35
Quantidade de oxigênio arterial	Total 20,3 mL de oxigênio/ 100 mL de sangue No plasma, 0,3 Combinado com a hemoglobina, 20,0

Fonte: JACOB, et al (1990). Adaptado, 2011.

A contagem normal dos eritrócitos é aproximadamente 5.400.000 por milímetro cúbico nos homens e 4.700.000 por milímetro cúbico nas mulheres. Já a contagem dos leucócitos varia entre 5.000 a 10.000 por milímetro cúbico e as plaquetas ou trombócitos são em número de 140.000 e 340.000 por milímetro cúbico de sangue (JACOB, 1990).

O volume de sangue ejetado em cada batimento é conhecido como volume sistólico. O volume sistólico vezes o número de batimentos por minuto é conhecido como volume minuto ou débito cardíaco. Nas condições de repouso o débito cardíaco é aproximadamente 5 litros/min e o volume médio de sangue ejetado pelo coração em cada batimento é de 60 a 70 mL. O retorno venoso ao coração influencia o débito cardíaco e por sua vez o retorno venoso é influenciado pelos seguintes fatores: contração dos músculos esqueléticos comprimindo as veias, aumento da pressão negativa na cavidade pleural com a inspiração, pressão muito maior nos capilares do

que nas veias forçando o sangue para o coração (JACOB, 1990). O fluxo sanguíneo ocorre através de tubos chamados artérias e veias (GUYTON; HALL, 2006).

Os vasos sanguíneos são formados por um sistema de tubos fechados que transportam o sangue para todos os tecidos corporais e o trazem de volta ao coração. O fluxo sanguíneo ocorre através de artérias, arteríolas, metacapilares, capilares, vênulas e veias. As artérias transportam sangue para os tecidos corporais sob alta pressão e as veias transportam o sangue sob baixa pressão de volta ao coração (JACOB, 1990).

A parede das artérias consiste de três camadas: interna, média e externa. A mais interna, túnica íntima, constitui-se em uma superfície interna de endotélio liso, limitada do outro lado por fibras elásticas, a lâmina elástica interna, que em artérias de tamanho médio e pequeno é espessa e claramente delimitada. A túnica média consiste de células musculares lisas tendo um arranjo circular, entremeado com fibras musculares e pequenas quantidades de elementos acelulares de tecido conjuntivo. A camada externa é a túnica adventícia, constituída de tecido conjuntivo com fibras colágenas e elásticas, (JACOB, 1990). A figura 1 representa a imagem de uma artéria em corte transversal exibindo ao centro o fluxo sanguíneo e a figura 2 representa as camadas que constituem a parede das artérias.

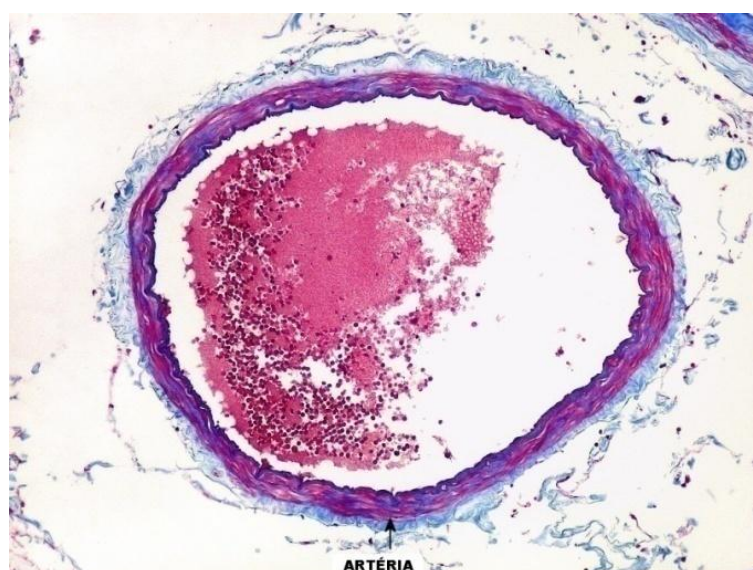


Figura 1- Artéria

Fonte:<http://anatpat.unicamp.br/nptmav2b.html>

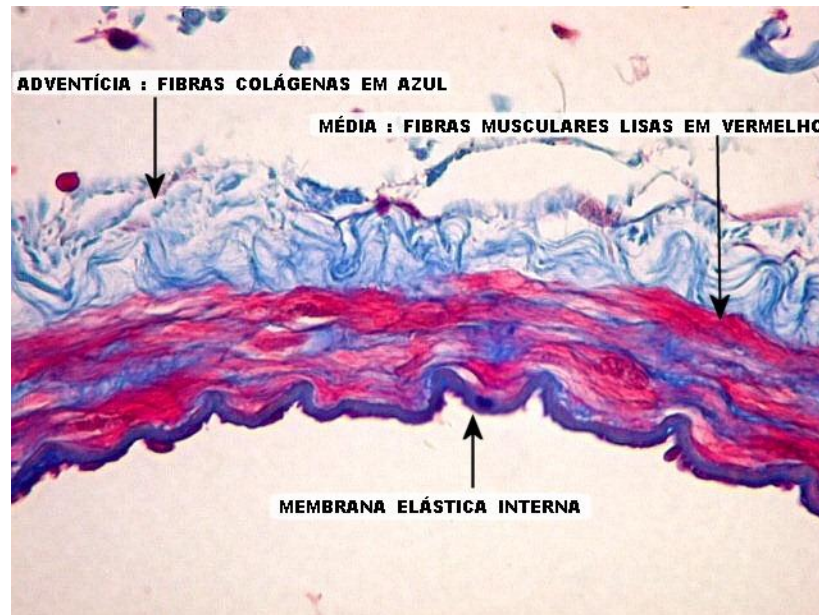


Figura 2 - Camadas da parede das artérias.

Fonte: <http://anatpat.unicamp.br/nptmav2b.html>

A transição de uma artéria para arteríola é gradual marcada por uma progressiva diminuição do tamanho da luz ou via de passagem. A parede da arteríola é fina, composta principalmente de endotélio. Os metacapilares são intermediários em estrutura entre as menores arteríolas e os capilares. São chamados de “canais preferenciais” porque ligam as arteríolas às vênulas. Os capilares não têm camadas externa e média, são constituídos por camada endotelial com uma célula espessa (JACOB, 1990).

O ponto principal de todo o sistema circulatório é a rede de cerca de 10 bilhões de capilares microscópicos que funcionam de modo que líquidos nutrientes, oxigênio, dióxido de carbono e escória sejam trocados entre o sangue e os espaços intersticiais, (JACOB, 1990).

As veias funcionam para conduzir o sangue do tecido periférico para o coração. As veias, como as artérias, têm três camadas. A túnica íntima é fina, geralmente, não tem lâmina elástica interna distinta. A túnica média contém muito menos músculo e bem menos fibras elásticas do que as artérias. A adventícia é a mais desenvolvida das três camadas (JACOB, 1990).

A função da circulação é a de suprir as necessidades teciduais corporais. Sendo classificada em pequena e grande circulação, onde a pequena circulação se refere às vias de sangue do coração para o pulmão e vice-versa. A grande circulação ou circulação periférica promove o fluxo sanguíneo para todos os tecidos corporais, exceto para os pulmões (GUYTON; HALL, 2006).

Cerca de 84% do volume sanguíneo total estão contidos na circulação sistêmica, e 16%, no coração e nos pulmões. Dos 84% na circulação sistêmica, 64% estão nas veias, 13% nas artérias e 7% nas arteríolas e capilares sistêmicos. O coração contém 7% do sangue, e os vasos pulmonares, 9%. Além das diferenças de volume sanguíneo nas partes do sistema circulatório, a pressão também difere. Nos capilares sistêmicos varia entre valores elevados, como 35 mmHg, próximos à extremidade arteriolar, e valores baixos, chegando a 10 mmHg, próximos à extremidade venosa, mas a pressão “funcional” média, na maioria dos leitos vasculares, é de cerca 17 mmHg (GUYTON; HALL, 2006).

É notado pelos dados da tabela 2 que as áreas de secção transversal são muito maiores das veias, em relação às artérias, em média cerca de quatro vezes maiores do que suas correspondentes. A pressão nas veias é menor do que nas artérias.

TABELA 2- Áreas totais aproximadas de secção transversa média no humano

VASO	ÁREA DE SEÇÃO TRANSVERSAL (cm ²)
Aorta	2,5
Pequenas artérias	20
Arteríolas	40
Capilares	2500
Vênulas	250
Pequenas veias	80
Veias cavas	8

Fonte: GUYTON; HALL (2006).

4.3 FLUIDOS

Segundo Fox (2011) um fluido é uma substância que se deforma continuamente sob aplicação de uma tensão de cisalhamento (tangencial), não importando o quão pequeno seja o seu valor. Como o movimento do fluido continua sobre aplicação dessa tensão, fluido é definido também como uma substância que não pode sustentar uma tensão de cisalhamento quando em repouso.

A definição mais elementar diz que: Fluido é uma substância que não tem uma forma própria, assume o formato do recipiente. A mecânica dos fluidos é a ciência que estuda o comportamento físico dos fluidos, assim como as leis que regem esse comportamento (BRUNETTI, 2008).

A massa, a quantidade de movimento linear, angular e a energia representam as quatro relações básicas da mecânica dos fluidos para um volume controle. A equação de Bernoulli constitui uma relação histórica, porém extremamente restritiva, devendo sempre ser vista com cuidado e ceticismo nas aplicações envolvendo movimentos de fluidos viscosos (WHITE, 2011).

Nem todas as leis são necessárias para resolver problemas. Por outro lado, em muitos problemas é necessário buscar relações adicionais que descrevam o comportamento das propriedades físicas dos fluidos sob determinadas condições. Nem todos os problemas aparentemente simples na mecânica dos fluidos podem ser resolvidos de forma analítica. Então devemos recorrer a soluções numéricas e/ou resultados de testes experimentais (FOX et al, 2011).

4.4 ESCOAMENTO VISCOZO INTERNO E INCOMPRESSÍVEL

O escoamento acontece por conduto, onde o conduto é qualquer estrutura sólida, destinada ao transporte de fluidos. São classificados, quanto ao comportamento dos fluidos em seu interior, em forçados e livres. O conduto é dito forçado quando o escoamento preenche totalmente. Já o conduto livre é quando o fluido em movimento apresenta uma superfície livre (BRUNETTI, 2008).

Os escoamentos internos podem ser laminares e turbulentos. No caso de escoamento laminar, soluções analíticas podem ser obtidas tanto para dutos circulares quanto para dutos não circulares. O perfil de velocidade em forma parabolóide possui velocidade média V que equivale à metade da velocidade máxima. A grandeza Δp é a queda de pressão em um tubo de comprimento L ; ou seja (dp/dx) tem valor negativo. Isto é válido para o número de Reynolds do tubo menor do que 2.300 (WHITE, 2011).

No caso de escoamento turbulento, as soluções analíticas não são possíveis e devem apoiar-se em teorias semi-empíricas e em dados experimentais. A turbulência ocorre quando as forças viscosas no fluido não são capazes de conter flutuações aleatórias no movimento do fluido geradas, por exemplo, pela rugosidade da parede de um tubo (FOX, 2011).

Para o escoamento laminar, o comprimento de entrada, L , é uma função do número de Reynolds,

$$\frac{L}{D} \cong 0,06 \frac{\rho v D}{\mu} \quad (4.1)$$

onde v é a velocidade média (como a vazão $Q = AV = AU_0$).

Se o escoamento for turbulento, a mistura intensa entre camadas de fluido causa o crescimento mais rápido da camada limite (comprimento de entrada). Experiências mostram que o perfil de velocidades médias torna-se completamente desenvolvidos para distâncias entre 25 e 40 diâmetros de tubo a partir da entrada (FOX, 2011).

4.5 FLUXO, VISCOSIDADE E VELOCIDADE

O fluxo sanguíneo através de um vaso é determinado pela diferença de pressão sanguínea entre duas extremidades do vaso e pela resistência vascular (impedimento ao fluxo). O fluxo pelo vaso pode ser calculado pela fórmula que é chamada lei de Ohm, (GUYTON; HALL, 2006):

$$F = \Delta P / R \quad (4.2)$$

Em que:

F é o fluxo sanguíneo;

ΔP é a diferença de pressão ($P_1 - P_2$) entre as duas extremidades do vaso em mmHg;

R é a resistência da parede do vaso em segundo/centímetro.

A diferença de pressão entre as duas extremidades do vaso não se refere à pressão absoluta em seu interior, que determina a intensidade/velocidade do fluxo. Via de regra, o fluxo sanguíneo é expresso em mililitros por minuto ou litros por minuto, mas pode ser expresso em mililitros ou litros por segundo ou qualquer unidade de fluxo (GUYTON; HALL, 2006).

As partículas de um fluido se movem em lâminas ou camadas, com uma camada deslizando sobre outra adjacente, esse escoamento é dito laminar. Por outro lado, quando as trajetórias são irregulares, o fluxo é chamado de turbulento segundo Cattani (2005).

O sangue apresenta fluxo laminar quando flui de forma estável por um vaso sanguíneo longo e uniforme, se organiza em linhas de corrente, com camadas equidistantes da parede do vaso. Já o fluxo turbulento consiste no sangue correndo em todas as direções do vaso se misturando continuamente em seu interior (GUYTON; HALL, 2006).

No fluxo laminar, a velocidade do fluxo pelo centro do vaso é muito maior que próximo às paredes, esse efeito é chamado de “perfil parabólico da velocidade do fluxo sanguíneo”. O perfil parabólico ocorre porque as moléculas de líquido que tocam a parede praticamente não se movem devido à aderência com o endotélio. A tendência à ocorrência de fluxo turbulento é de modo direto, proporcional à velocidade do fluxo sanguíneo, ao diâmetro do vaso e à densidade do sangue, o que é representado pela seguinte equação (GUYTON; HALL, 2006):

$$Re = \frac{v \cdot d \cdot \rho}{\eta} \quad (4.3)$$

Em que Re é número de Reynolds;

v é a velocidade média do fluxo sanguíneo (centímetros/segundo);

d é o diâmetro do vaso (centímetros);

ρ é a densidade (g / cm³);

η a viscosidade (poise).

A figura 3 ilustra o fluxo laminar, exibindo a disposição das partículas em camadas, o perfil parabólico de velocidade.

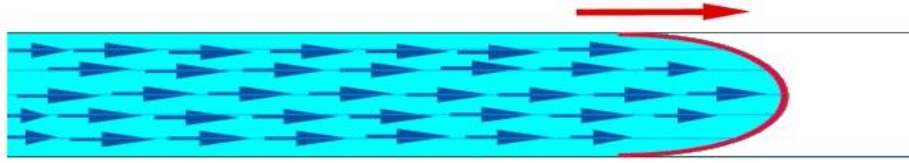


Figura 3 - Escoamento laminar.

Fonte: <http://www.infoescola.com/mecanica-de-fluidos/tipos-de-fluxos-e-escoamentos/>

A figura 4 ilustra o fluxo turbulento onde as partículas descrevem trajetórias irregulares, com movimento aleatório, produzindo uma transferência de quantidade de movimento entre regiões de massa líquida.



Figura 4 - Escoamento turbulento.

Fonte: <http://www.infoescola.com/mecanica-de-fluidos/tipos-de-fluxos-e-escoamentos/>

Conforme LORENZINI (2005) o sangue é um fluido corporal com comportamento complexo dado as suas características intrínsecas, tais como: concentração de proteínas, potencial de hidrogênio (pH) do plasma, porcentagem de hemácias por volume de sangue (hematócrito) e temperatura. Os estudos experimentais *in vitro* buscam simular o comportamento real do sangue, sendo considerado para fins de algumas pesquisas como fluxo laminar, entretanto, ele apresenta também fluxo turbulento.

Em uma pesquisa sobre fluxo de células vermelhas do sangue realizado por Lupotti (2001), o autor relata que essas células do sangue têm um comportamento de fluxo laminar em resposta a tensão de cisalhamento nos vasos alinhados. Os resultados desse estudo sugerem, contudo, que os glóbulos vermelhos não exercem efeito no fluxo sanguíneo, considerando que foi mensurado pelo método de radiofrequência em uma matriz de cateter intravenoso com ultra-som.

Vesely (2002) estudou o fluxo sanguíneo através do cateter endovenoso de fístula em hemodiálise. A relevância dessa pesquisa consistiu na detecção precoce de estenose vascular pela análise de fluxo sanguíneo. Segundo o autor, um fluxo menor que 600mL/min foi preditivo de estenose, isto é, a diminuição do fluxo sugeriu um estreitamento assim no lúmen do vaso sanguíneo.

Segundo Oliveira et al (2010),

“Os princípios de hidrodinâmica descritos se aplicam rigorosamente aos chamados fluidos newtonianos, isto é, fluidos homogêneos de viscosidade não muito grande, fluindo laminarmente no interior de tubos cilíndricos de paredes rígidas. O fluxo, em determinadas condições pode passar de laminar a turbulento, mas na quase totalidade das situações fisiológicas o fluxo de sangue dentro do sistema vascular é laminar.”

Porém os princípios de hidrodinâmica não se aplicam rigorosamente ao sangue porque os vasos sanguíneos não são rígidos e o sangue não pode ser considerado um fluido newtoniano (OLIVEIRA et al, 2010).

Segundo Oliveira et al (2010), a viscosidade do sangue depende dos seguintes fatores:

Influência do hematócrito. A viscosidade do sangue cresce exponencialmente com o aumento do hematócrito. Para o hematócrito normal, a viscosidade do sangue é aproximadamente três vezes maior que a da água.

Influência da temperatura. A viscosidade de qualquer fluido varia inversamente com a temperatura, a viscosidade do sangue cresce cerca de 2,5 vezes quando a temperatura cai de 37°C a 0°C.

Diâmetro do vaso sanguíneo. O efeito *Fahraeus-Lindqvist* mostra que quanto menor é o diâmetro do vaso, menor deve ser a viscosidade do líquido contido nele. Esse efeito pode ser explicado pela equação de *Hagen-Poiseuille*, utilizando a integral da equação de fluxo. Integração supõe-se somatória de um número infinito de parcelas infinitesimais, que é a situação em que ocorre com os anéis de fluxo em um líquido newtoniano. Quando, porém o sangue flui através de artérias terminais ou de

arteríolas com raio em torno de 20 μm , capilares de 7 μm , vênulas de 30 μm , ou veias terminais (1.500 μm), a dimensão da hemácia (7 μm) aproxima-se do próprio diâmetro do vaso. Não é mais possível integrar a equação da velocidade, não sendo mais aplicável a equação de *Hagen-Poiseuille* (4.4);

$$F = \frac{(\Delta P) \times \pi \times R^4}{8\eta d} \quad (4.4)$$

Axialização das hemácias. Quando o sangue se movimenta no interior de um condutor tubular, as hemácias tendem a acumular-se no eixo do tubo, deixando uma zona marginal de plasma praticamente livre de hemácias. Disto decorre que ramificações vasculares têm sangue de hematócrito muito baixo. Um exemplo disso é o sangue que se colhe por punção cutânea superficial cujo hematócrito é cerca de 25% mais baixo que o de sangue colhido numa veia calibrosa no mesmo indivíduo. A figura 5 mostra a relação da viscosidade com o raio de um tubo.

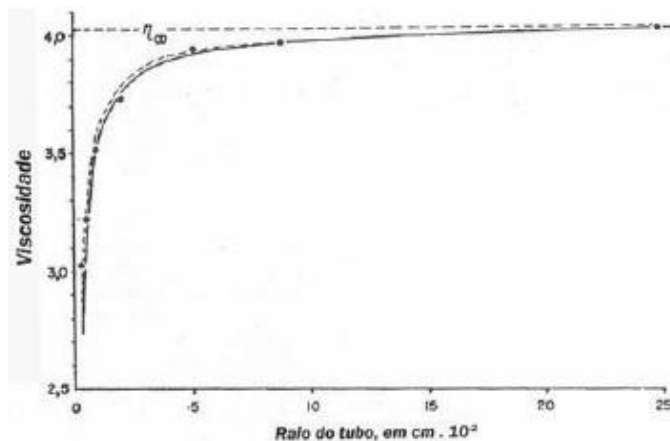


Figura 5 - Efeito Fahraeus-Lindqvist .

Fonte: OLIVEIRA et al (2010).

Efeito Fahraeus-Lindqvist a viscosidade do sangue, de hematócrito normal, medida em viscosímetros de vidro de raios variáveis. Para raios maiores que 1 mm, a viscosidade do sangue é constante. Para raios menores, a viscosidade decresce em função do decréscimo do raio, (OLIVEIRA et al, 2010).

Quanto maior a viscosidade, menor é o fluxo pelo vaso, se todos os demais fatores permanecerem constantes. A porcentagem do sangue formada por células é chamada de hematócrito. O hematócrito médio do homem é cerca de 42% e, em

mulheres, de aproximadamente 38%. A viscosidade do sangue aumenta de forma drástica à medida que o hematócrito se eleva. A viscosidade relativa do sangue total, com hematócrito normal, é de aproximadamente três, isso significa que, para impulsionar o sangue pelo vaso, é necessário uma pressão três vezes maior do que para impulsionar água pelo mesmo vaso (GUYTON; HALL, 2006).

Lorenzini (2005) cita que para o percentual de 45% de hematócrito (Ht) a viscosidade do sangue assume um valor igual a $3,45 \times 10^{-3}$ Pa.s em 20°C e igual a $2,72 \times 10^{-3}$ Pa.s em 37°C .

Outros fatores que afetam a viscosidade do sangue são a concentração e os tipos de proteínas no plasma; entretanto, por provocarem efeitos tão menos potentes que o hematócrito, não representa considerações significativas na maioria dos estudos hemodinâmicos. A viscosidade do plasma é aproximadamente 1,5 vezes maior que a da água, (GUYTON; HALL, 2006).

A viscosidade do sangue varia na razão direta do hematócrito. Quando este ultrapassa a 80%, a rigor, o sangue não pode mais ser considerado um fluido e sim um gel. Os glóbulos vermelhos ficam agregados de tal maneira que o escoamento se dá com grande dificuldade e às custas de um grande aumento do trabalho cardíaco (MEIER, 1967). A figura 6 demonstra a relação da viscosidade com o hematócrito.

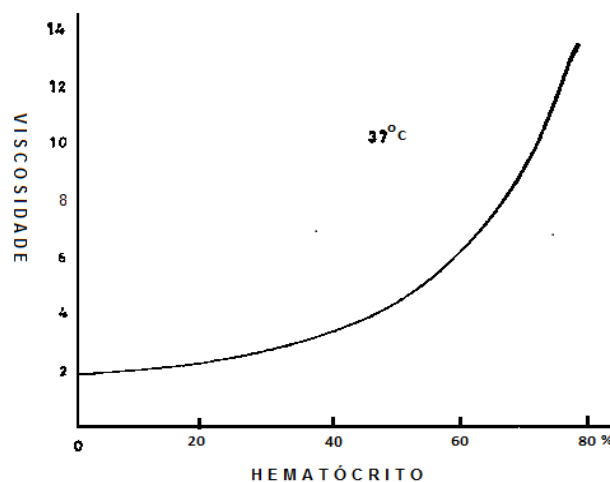


Figura 6 - Viscosidade relacionada ao hematócrito. Fonte: MEIER, 1967.

Conforme a física, a viscosidade é a resistência característica da substância ao escoamento do fluido. A tensão de cisalhamento está relacionada à viscosidade, variação de velocidade e a altura do fluxo conforme equação abaixo, (POTTER; WIGGERT, 2011):

$$\tau = \eta \cdot dv/dl \quad (4.5)$$

Em que:

τ = tensão de cisalhamento

dv = variação de velocidade

dl = altura

η = viscosidade (Pa.s) (N.s/m²)

A figura 7 evidencia essas grandezas. Entre as partículas de cima e as de baixo existirá atrito, que por ser uma força tangencial formará tensões de cisalhamento, com sentido contrário ao do movimento, como a força de atrito. As tensões de cisalhamento agirão em todas as camadas fluidas e evidentemente naquela junto à placa superior dando origem a uma força oposta ao movimento da placa superior (SIMÕES, 2008).

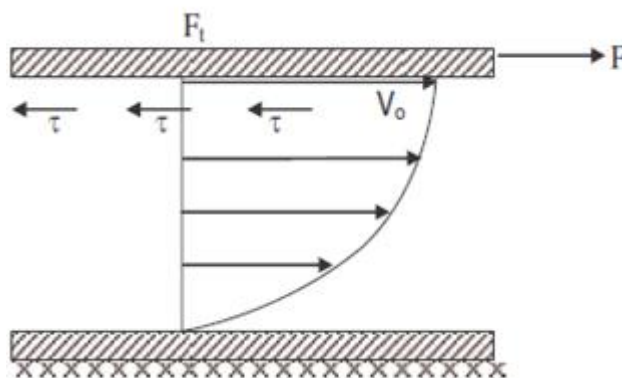


Figura 7 - Tensão de cisalhamento

Fonte: Simões, 2008

O engenheiro inglês Osbourne-Reynolds demonstrou no século XIX que a partir do ponto onde ocorre a brusca mudança de resistência hidráulica, o fluxo deixa de ser

laminar e passa a turbulento. O aumento da resistência é devido ao fato de que aumenta a energia dissipada no sistema. No fluxo laminar, a energia é dissipada para vencer a viscosidade entre lâminas adjacentes de fluido em movimento. No fluxo turbulento, uma parte da energia é dissipada em energia cinética, que movimenta o líquido em ondas laterais. Desse modo, a relação entre fluxo e pressão deixa de ser determinada pela equação de *Hagen-Poiseulle* (OLIVEIRA et al, 2010).

Para definir o ponto crítico entre fluxo laminar e turbulento é útil o número de Reynolds. Foi observado, que se o escoamento num tubo é de comportamento laminar, o número de Reynolds deve ser menor que 2100, aproximadamente, e que se o escoamento for turbulento o número de Reynolds é maior que 4000 (PARIONA, 2003).

A figura 8 representa o ponto crítico a partir do qual o fluxo muda de laminar para turbulento em função do aumento da resistência oferecida pelo raio de um tubo.

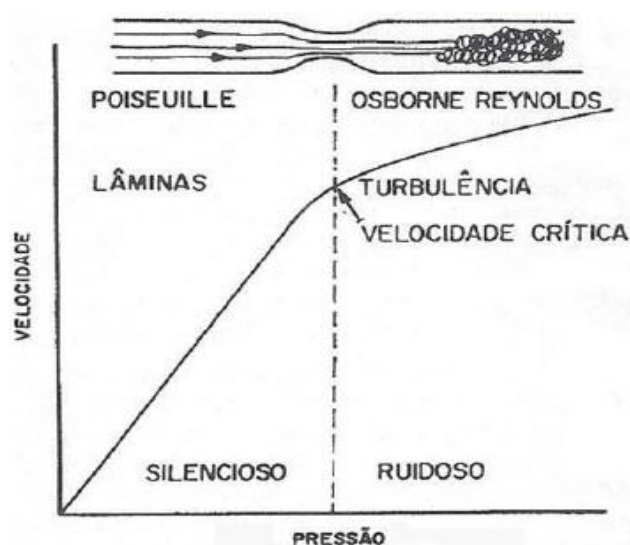


Figura 8– Velocidade x pressão. Alterações de fluxo, quando este passa de laminar a turbulento.

Fonte: OLIVEIRA, M. A. B. (2010).

Lorenzini (2005) fez um estudo comparativo das medidas de velocidade do sangue na presença de cateter Doppler intravascular. A avaliação da velocidade foi realizada através de modelamento matemático pelo método de elementos finitos. Relata que a presença do cateter dentro de um vaso sanguíneo do tipo arterial

(parede rígida) promove a turbulência do sangue na ponta do cateter e ao longo do vaso sanguíneo. As velocidades negativas registradas apresentaram variação conforme o diâmetro dos vasos sanguíneos (2, 4 e 6 mm), enquanto que o cateter inserido nesses vasos não variou de diâmetro sendo equivalente a 1mm.

Segundo Liepsch (2002), a mecânica do fluido é fundamental para compreender fatores associados à circulação sanguínea. A distribuição da velocidade e a ação das forças hemodinâmicas na parede dos vasos e células sanguíneas são muito importantes. Em condições fisiológicas, o fluxo não é completamente laminar nem turbulento. Com o fluido não-Newtoniano, a área de re-circulação existe apenas junto a certa distância da parede do vaso sanguíneo. Outras variáveis devem ser consideradas, tais como: geometria e elasticidade da parede dos vasos que exercem um papel fundamental na determinação do comportamento do fluxo sanguíneo.

Steen et al (2000) relatam que a velocidade do fluxo nas artérias coronárias pode ser estimada através de sinais de radiofrequência com um cateter intravascular por ultra-som (IVUS). Esse método é de muito interesse na clínica médica porque permite avaliar simultaneamente a geometria do vaso e o funcionamento com o mesmo instrumento. O ultra-som intravascular é uma técnica capaz de promover em tempo real uma imagem seccional das coronárias com alta resolução *in vivo*. O Doppler intra-coronariano é um método de US convencional para medir a velocidade sanguínea e tem sido usado para avaliar o fluxo nas coronárias.

Steen et al (2000) em seu trabalho descrevem sobre a quantificação de fluxo sanguíneo através do processamento de sinais de radiofrequência. No qual os sinais são adquiridos num campo de raio de US (0.1 – 4 mm). Os ensaios de mensuração de fluxo sanguíneo devem levar em consideração os fatores de tempo, estímulo de velocidade e integração. O fluxo de volume é calculado pela integração da velocidade transversa com a área correspondente mais o plano de imagem completa. O movimento da parede do vaso é mais lento do que o sangue, ou seja, o tecido da parede do vaso sanguíneo move mais lentamente do que o sangue, assim sendo, a contribuição da velocidade da parede pode ser removido pela definição de um limite. Eles compararam o volume de fluxo sanguíneo de suínos pelo método de

ultra-som intravascular e o pelo método eletromagnético onde mostrou concordância dos valores para ambos. Questionou-se a mudança de perfil do fluxo com a presença do cateter; se o cateter causa um fluxo secundário; se o cateter impede o fluxo.

Segundo Steen et al (2000), o cateter muda o perfil do fluxo, mas isso não faz efeito na estimulação do fluxo, desde que os valores do perfil de velocidade transversal sejam integrados com o cruzamento da seção. A velocidade transversal é dada pela posição do feixe de ultra-som no qual o plano é perpendicular à direção do fluxo sanguíneo.

A figura 9 representa o estudo do fluxo com a presença do cateter intravascular.

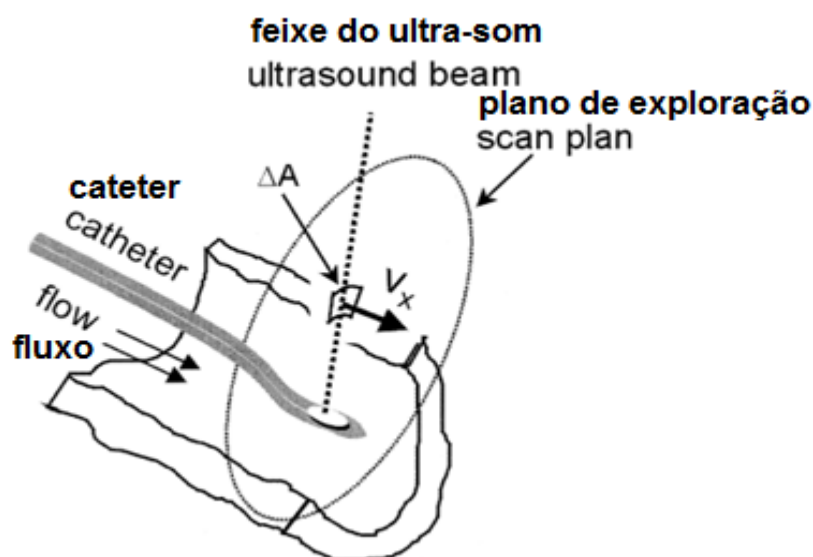


Figura 9 - A exposição das coordenadas da imagem de cateter intravascular ultrassônico (IVUS). O plano é perpendicular ao fluxo sanguíneo.

Fonte: Steen, 2000.

Em relação a fluxo secundário causado pela presença de cateter, esse método é capaz de discriminar o fluxo axial e o transversal, mas incapaz da discriminação do movimento transversal através do plano a partir do movimento transversal nele. Esse último é referido como fluxo secundário cuja presença poderia causar um viés na estimulação. Este fluxo secundário tem sido estudado usando o método dos elementos finitos. O fluxo através de um vaso curvado com cateter dentro em uma variedade de posições é comparado com o fluxo sem a presença de cateter, é um

fator significativo porque poderia causar um viés na estimulação do fluxo (STEEN et al, 2000).

A conclusão parcial do estudo foi que o fluxo secundário com cateter no interior do vaso tinha uma influência menor no fluxo. Um fato peculiar é que o fluxo secundário é menor com o cateter dentro do vaso do que sem o cateter. O cateter tem um efeito de regulação no fluxo secundário. Quanto ao impedimento do fluxo sanguíneo pelo cateter está também em estudo. Isto é feito *in vitro* onde os tubos com várias estenoses são estudados. Preliminarmente, os resultados mostram que se a estenose é severa, nesse lugar o cateter influencia o fluxo. A exata influência ainda não foi determinada (STEEN et al, 2000).

Conforme Johnston et al (2006), o sangue é um fluido com comportamento não-Newtoniano. Vários modelos têm sido propostos para prever a relação de tensão do sangue, entretanto, nenhum desses modelos de estudo é totalmente aceito para explicar a reologia de sangue. Esta talvez seja a razão pela qual a maioria das simulações de fluxo considera o sangue como um fluido de comportamento Newtoniano. Também é aceito que esse comportamento sanguíneo apresenta em uma taxa de cisalhamento acima de 100 s^{-1} .

Johnston et al (2006) fizeram uma análise da distribuição da tensão de cisalhamento na artéria coronária direita por meio de um modelo de simulação dinâmica de fluido através de um software CFD-ACE disponível comercialmente no mercado. A equação de Navier-Stokes foi aplicada para o uso de um modelo sanguíneo não-Newtoniano.

Chen et al (2002) desenvolveram uma pesquisa sobre a taxa de fluxo em função das variações de pressão nos sistemas de infusão intravenosa com diferentes soluções para avaliar a eficácia das substâncias através de cateter periférico e central levando-se em conta as diferenças geométricas, os componentes de infusão, propriedades dos fluidos e parâmetros de unidades.

A equação de Bernoulli foi utilizada para avaliar a relação entre a taxa de fluxo e a pressão de tendência total para esses cateteres com fluidos colóides e cristalóides.

Estes fluidos são usados no tratamento de ressuscitação e choque hipovolêmico. Os resultados da pesquisa demonstraram relação não linear entre fluxo e pressão das soluções testadas, o efeito da densidade na infusão de fluidos não foi significativa como a viscosidade, a linha venosa periférica pode promover maior eficiência e fluido mais rápido de ressuscitação cardíaca do que a linha central.

4.6 PRINCÍPIO DE BERNOULLI

A relação entre a velocidade e a pressão exercida por um líquido em movimento é descrita pelo princípio de *Bernoulli*: quando a velocidade de um fluido aumenta, a pressão exercida pelo fluido diminui (OLIVIERA et al, 2010).

A fórmula de Bernoulli é:

$$P_a + \frac{1}{2} \rho v_a^2 + \rho g h_a = P_b + \frac{1}{2} \rho v_b^2 + \rho g h_b \quad (4.6)$$

Em que: P= pressão (mmHg); ρ = densidade (g/cm³); g = aceleração da gravidade (9,8m/s²); h= altura (m).

Admitindo-se $h_a = h_b$, se pode subtrair em ambos os membros ρgh , restando somente:

$$P_a + \frac{1}{2} \rho v_a^2 = P_b + \frac{1}{2} \rho v_b^2 \quad (4.7)$$

Logo, a pressão e velocidade são medidas inversamente proporcionais.

4.7 LEI DE LAPLACE

Descreve a relação entre a tensão transmural, a pressão, o raio e a espessura da parede do vaso.

$$T = \frac{PXR}{M} \quad (4.8)$$

T = tensão de parede (em mmHg); P = pressão no interior do vaso (em mmHg);
R = raio do vaso (em mm); M = espessura da parede (em mm).

Oliveira et al (2010) comentam sobre a velocidade do fluxo sanguíneo na presença de estenose vascular

“No local da estenose, o raio do vaso está diminuído. Como o fluxo é constante e depende diretamente da velocidade do sangue e do raio do vaso, a velocidade vai aumentar. Ao sair da área de estenose, o fluxo passará para uma região com diâmetro maior. Assim, utilizando novamente, conclui-se que o fluxo ficará mais lento, provocando aumento na pressão sanguínea do local (efeito *Bernoulli*). Esse aumento na pressão aumentará a tensão superficial nesse segmento do vaso (Lei de *Laplace*), provocando a sua dilatação. O aumento do diâmetro do vaso não só aumentará ainda mais a tensão de parede (Lei de *Laplace*), quanto lentificará mais ainda o fluxo do sangue, aumentando assim sobremaneira a sua pressão (efeito *Bernoulli*). Apesar da Lei de Laplace ser muito útil na prática, ela apresenta alguns problemas. Na equação, o vaso é considerado uma estrutura maciça, ou seja, constituída integralmente de material sólido, o que não é verdade.”

4.8 DISTENSIBILIDADE VASCULAR

Uma característica do sistema vascular é a distensibilidade. Quando a pressão nos vasos aumenta, eles se dilatam e, como consequência, sua resistência diminui levando ao aumento do fluxo sanguíneo. As veias são os vasos mais distensíveis do sistema. As artérias são cerca de oito vezes menos distensíveis que as veias. Isto é, um determinado aumento de pressão provoca um aumento oito vezes maior no volume sanguíneo em uma veia que em uma artéria de diâmetro compatível, (GUYTON; HALL, 2006).

4.9 PRESSÃO ARTERIAL

Os procedimentos de medida da pressão são simples e de fácil realização, contudo, nem sempre são realizados de forma adequada. A medida da PA pode ser realizada pelo método indireto com técnica auscultatória com uso de esfigmomanômetro de

coluna de mercúrio ou aneroide devidamente calibrados, ou com técnica oscilométrica pelos aparelhos semiautomáticos digitais de braço validados estando também calibrados. A seguir são descritas as etapas para a medida da pressão arterial de acordo com a VI Diretrizes Brasileiras de Hipertensão (2010).

Obter a circunferência aproximadamente no meio do braço. Após a medida selecionar o manguito de tamanho adequado ao braço.

Colocar o manguito, sem deixar folgas, 2 a 3 cm acima da fossa cubital.

Centralizar o meio da parte compressiva do manguito sobre a artéria braquial.

Estimar o nível da pressão sistólica pela palpação do pulso radial. O seu reaparecimento corresponderá à PA sistólica.

Palpar a artéria braquial na fossa cubital e colocar a campânula ou o diafragma do estetoscópio sem compressão excessiva.

Inflar rapidamente até ultrapassar 20 a 30 mmHg o nível estimado da pressão sistólica, obtido pela palpação.

Proceder à deflação lentamente (velocidade de 2 mmHg por segundo).

Determinar a pressão sistólica pela ausculta do primeiro som (fase I de Korotkoff), que é em geral fraco seguido de batidas regulares, e, após, aumentar ligeiramente a velocidade de deflação.

Determinar a pressão diastólica no desaparecimento dos sons (fase V de Korotkoff)

Auscultar cerca de 20 a 30 mmHg abaixo do último som para confirmar seu desaparecimento e depois proceder à deflação rápida e completa.

Se os batimentos persistirem até o nível zero, determinar a pressão diastólica no abafamento dos sons (fase IV de Korotkoff) e anotar valores da sistólica/diastólica/zero.

Sugere-se esperar em torno de um minuto para nova medida, embora esse aspecto seja controverso.

Informar os valores de pressão arteriais obtidos para o paciente.

Anotar os valores exatos sem “arredondamentos” e o braço em que a pressão arterial foi medida.

O método auscultatório para a determinação das pressões sistólica e diastólica não é inteiramente preciso, mas, geralmente, fornece valores com erros menores que 10% em relação à medida direta, com cateteres inseridos nas artérias (GUYTON; HALL, 2006).

A interpretação dos valores de pressão arterial obtidos em crianças e adolescentes deve levar em conta a idade, o sexo e a altura. Hipertensão arterial nessa população é definida como pressão igual ou maior ao percentil 95 de distribuição da pressão arterial. As crianças também apresentam hipertensão de consultório e efeito do avental branco. A tabela 3 mostra a classificação das pressões relacionadas ao percentil.

TABELA 3- Classificação da pressão arterial para crianças e adolescentes (modificado do The Fourth Report on the Diagnosis, Evaluation and Treatment of High Blood Pressure in Children and Adolescents).

Normal	PA < percentil 90
Limítrofe	PA entre percentis 90 a 95 ou se PA exceder 120/80 mmHg sempre < percentil 90 até < percentil 95
Hipertensão estágio 1	Percentil 95 a 99 mais 5 mmHg
Hipertensão estágio 2	PA > percentil 99 mais 5 mmHg
Hipertensão do avental branco	PA > percentil 95 em ambulatório ou consultório e PA normal em ambientes não-relacionados à prática clínica

Fonte: VI Diretrizes Brasileiras de Hipertensão, 2010.

A linha demarcatória que define hipertensão arterial sistêmica (HAS) considera valores de PA sistólica ≥ 140 mmHg e/ou de PA diastólica ≥ 90 mmHg em medidas de consultório. O diagnóstico deverá ser sempre validado por medidas repetidas, em condições ideais, em, pelo menos, três ocasiões. A tabela 4 mostra os valores de pressões sistólicas e diastólicas para adultos.

TABELA 4- Classificação da pressão arterial de acordo com a medida casual no consultório (> 18 anos)

Classificação	Pressão sistólica	Pressão diastólica
Ótimo	< 120	< 80
Normal	< 130	< 85
Limítrofe	130-139	85-89
Hipertensão estágio 1	140-159	90-99
Hipertensão estágio 2	160-179	100-109
Hipertensão estágio 3	≥ 180	≥ 110
Hipertensão sistólica isolada	≥ 140	< 90

Fonte: VI Diretrizes Brasileiras de Hipertensão, 2010.

A pressão intravascular é determinada pela pressão dinâmica, hidrostática e estática. A dinâmica é produzida pela contração do ventrículo esquerdo, a hidrostática pelo peso da coluna de sangue e a estática de enchimento, que se relaciona com a elasticidade da parede vascular (SUMMER, 1995 apud SECCHI, 2000). A pressão arterial é maior do que a venosa e uma das justificativas é que as veias são mais elásticas do que as artérias.

Conforme Secchi (2000) A pressão dinâmica no sistema venoso é baixa, sendo de 15 a 20 mm Hg nas vênulas e caindo para 0 a 6 mm Hg no átrio direito, ao contrário do sistema arterial, onde a pressão dinâmica é relativamente alta. Consequentemente em qualquer posição exceto a horizontal a pressão hidrostática pode exceder com facilidade a pressão dinâmica no sistema venoso.

Embora as veias sejam consideradas condutos de baixa resistência, o gradiente que existe entre as vênulas e o átrio direito é o mesmo que existe entre as arteríolas e o ventrículo esquerdo (cerca de 15mmHg). No sistema arterial, pressão, volume vascular e fluxo geralmente são proporcionais, porém no sistema venoso o oposto frequentemente ocorre: pressão e volume venoso podem diminuir e o fluxo

aumentar, assim como podem aumentar e o fluxo diminuir ou mesmo ocorrer fluxo reverso (SECCHI, 2000). A pressão sanguínea arterial é diferente da venosa.

4.10 CATETER VENOSO

O cateter venoso curto periférico sobre agulha é o objeto desta pesquisa. É um tipo de biomaterial amplamente utilizado no meio da saúde. Trata-se de um instrumento médico hospitalar de uso único, que se destina a terapia endovenosa na qual o material não deve ser mantido no acesso venoso na faixa de tempo superior entre 72 a 96 horas (O' GRADY et al, 2011).

A principal finalidade de um cateter venoso é servir de “caminho” para administração de substâncias, contudo há vários modelos no mercado para atender a diversas necessidades dos clientes conforme a terapêutica médica indicada. Tipo de polímero, diâmetro, aplicação, material da agulha, tipo de bisel, uso, método de esterilização e sistema de segurança são informações encontradas nas apresentações destes dispositivos. As especificações técnicas destes instrumentos obedecem às recomendações da ABNT NBR 10555-1 sobre cateter intravascular de uso único, estéril conforme divulgação dos fabricantes destes produtos.

Os cateteres periféricos são de vários tipos: cateteres agulhados (scalp), cateteres sobre agulha, cateteres sob agulha de linha média e cateteres de duplo lúmen. Os butterfly (scalp) são feitos de aço inoxidável com número ímpar de diâmetro (17, 19, 21, 23,25) e comprimento de 1,25 a 3 cm, com asas de material polimérico para servir de apoio no ato da punção venosa. São usualmente indicados para terapia de curta duração, dose única e administração de medicamento intravenoso em *bolus*. A agulha de aço é biocompatível e não flexível, portanto aumenta o risco de infiltração por perfuração da veia após instalação (PHILLIPS, 2001).

Cateter sobre agulha (CSA) quer dizer uma agulha com uma cânula por cima. A agulha é constituída de aço inoxidável e a cânula de material polimérico com comprimento de 20 a 50 mm e “Gauge” em números pares variando de 12 a 24mm. Depois de puncionar a veia, a agulha é retirada e desprezada, deixando um cateter

flexível dentro do vaso sanguíneo. Os cateteres sobre agulha (CSAs) variam, tais como: Teflon, Aquavene e Vialon (PHILLIPS, 2001).

Os cateteres periféricos de duplo lúmen são compostos por dois canais de infusão totalmente separados, estão disponíveis com calibre 16 e lumens de 18 e 20 e o cateter de calibre 18 com lumens 22 e 20. Entretanto, existem controvérsias quanto a infusões simultâneas de soluções comprovadamente incompatíveis através de cateter periférico de duplo lúmen, decorrente da limitada hemodiluição alcançada em uma veia periférica (PHILLIPS, 2001).

Os poliuretanos destacam-se pela sua biocompatibilidade, sendo amplamente utilizados na fabricação de dispositivos que entram em contato com o sangue. Os materiais usados em contato com o sangue, ou outros tecidos, devem ser criteriosamente escolhidos e testados. Devem ser suficientemente resistentes ao impacto, para evitar rupturas ou fraturas durante o uso; não devem reagir quimicamente com os componentes do sangue nem liberar resíduos químicos na corrente sanguínea (ESTRELA et al, 2005).

As propriedades físicas dos cateteres periféricos modificam depois da inserção nas veias. O aquavene, hidrogelelastomérico torna-se macio dentro da veia e expande duas vezes o diâmetro após o contato com fluidos aquosos. O vialon, elastômero de poliuretano é um material de alta resistência que confere ao cateter uma superfície lisa para fácil inserção, dentro da veia dilata-se com a temperatura corporal e torna-se macio e flexível (PHILLIPS, 2001).

É encontrado no mercado de trabalho cateter venoso periférico com sistema de segurança e sem sistema de segurança. O cateter venoso com sistema de segurança mostrou-se fundamental na proteção do operador pela redução da probabilidade de atingir o profissional por causa da diminuição da área em cm² alcançadas pelas gotículas de sangue (JAIN et al, 1995).

Os cateteres sob agulha são de calibres entre 14 e 19 com diâmetro menor do que o interior da agulha. A agulha pode ter de 30 a 75 mm de comprimento, enquanto o cateter pode ter de 200 mm a 900 mm. Depois que o cateter é instalado, a agulha é

retirada e fixada fora da pele. Esses cateteres têm sido amplamente substituídos por aqueles centrais de inserção periférica (PHILLIPS, 2001).

Os cateteres de linha média são inseridos entre a área ante cubital e a cabeça da clavícula cujo comprimento é de aproximadamente 150 mm constituído de hidrogelelastomérico. É indicado para terapia de tempo intermediário, de duas semanas ou mais (PHILLIPS, 2001).

Os cateteres intravenosos centrais são indicados para terapia intravenosa de longa duração, isto é, que requer acessos venosos por várias semanas, meses ou até anos. Há três tipos de cateteres centrais: cateteres percutâneos, venosos centrais tuneilizados devendo ambos ser instalados por médicos e o cateter central de inserção periférica (CCIP) que pode ser inserido por enfermeiros (PHILLIPS, 2001).

Braga (2006) demonstra em uma pesquisa amostral de 44 procedimentos em uma unidade neonatal, que a inserção do CCIP é realizada principalmente por profissionais enfermeiros (93,3%) e os demais por cirurgião pediátrico (6,8%). Além disto, os cateteres centrais de inserção periférica constituídos de poliuretano e silicone não apresentaram diferenças estatísticas em relação a complicações associadas ao tipo de material. A principal complicação identificada foi quanto à progressão do cateter dentro do vaso sanguíneo. Por outro lado, cita estudos com resultados diferentes. É enfatizada a necessidade de mais investigação para maiores esclarecimentos.

O cateter venoso central de inserção periférica (PICC) é feito de silicone, apresenta confiabilidade e biocompatibilidade, varia de calibre 16 a 25 e de 50 a 60 cm de comprimento, é inserido em uma veia periférica e progride até a veia cava superior (PHILLIPS, 2001).

Os cateteres percutâneos são instalados por abordagem infraclavicular da veia subclávia (ou pela jugular ou femoral) e fixado por sutura. Permite acesso venoso central para administração de soluções hipertônicas (PHILLIPS, 2001).

Os cateteres tuneilizados são feitos de silicone e apresentam vários modelos. Esses cateteres têm de 50 a 60 cm de comprimento e calibre de 22 a 17. A espessura das paredes de silicone varia de acordo com o fabricante. Os cateteres de silicone podem ser de lúmen único, duplo ou triplo. São exemplos de cateteres tuneilizados: Hickman, Broviac e Croshong (PHILLIPS, 2001).

O cateter venoso implantado é um sistema completamente fechado composto de um dispositivo implantável no subcutâneo com um reservatório de drogas, ou conexão de entrada, com um sistema de auto-selamento conectado à saída do cateter (PHILLIPS, 2001).

Em relação ao tipo de material Angle et al (1997) relatam que, os cateteres de poliuretano apresentaram melhor fluxo do que os de silicone.

Sobre o tamanho dos cateteres, foi realizada uma pesquisa sobre variação de fluxo *in vitro* através de bomba sanguínea, usando três tamanhos diferentes de cateteres com valores de pressão em três níveis. O escoamento pela bomba sanguínea variou de 0,4 para 4,5L/min dependendo da bomba e da velocidade usada. A função dessa bomba seria descarregar o ventrículo esquerdo pela aspiração de sangue e bombeamento para a aorta. Este trabalho mostrou que o fluxo sanguíneo varia em razão do tamanho do cateter associado à diferença de pressão da bomba (LÖNN et al, 1997).

Um artigo publicado pelo Jornal Americano de Controle de Infecção discute o risco de infecção entre cateter venoso central inserido periféricamente e cateter venoso central, no qual é comprovado por meio de análise estatística que o cateter venoso central de inserção periférica ofereceu uma menor taxa de incidência de infecção comparada ao cateter venoso central (RAIY et al, 2010).

Novak et al (2008) discutem o risco de sangramento causado por heparina depois da remoção de cateter peritoneal de hemodiálise. Ressaltam a importância de *guidelines* para prevenir complicações hemorrágicas associada à heparina em crianças que são tratadas com diálise.

A obstrução e a infecção aparecem como os principais problemas relacionados a cateter. A infecção pode ser favorecida pela formação de biofilme, isto é, um conjunto de células microbianas associadas com uma superfície e incluídas em uma matriz de material de polissacarídeo. A formação do biofilme depende do número de bactérias, da presença de fibrina na parede do cateter e da taxa de fluido através do cateter (MACKLIN, 2010).

Os cuidados com estes dispositivos visam principalmente à gestão de prevenção de complicações relacionadas ao cateter, um deles é a lavagem que minimiza a aderência de fibrina na parede interna do dispositivo. Dentro deste aspecto é importante manter a integridade do cateter durante o procedimento de lavagem, para isto é necessário entender a relação entre o tamanho da seringa e a força de aplicação do êmbolo. A mesma força aplicada para um êmbolo em uma seringa pequena resulta em maior pressão quando comparada com a mesma força em uma seringa larga. Em relação ao tipo de material do dispositivo, os cateteres de silicone são mais facilmente danificados do que os de poliuretanos (MACKLIN, 2010).

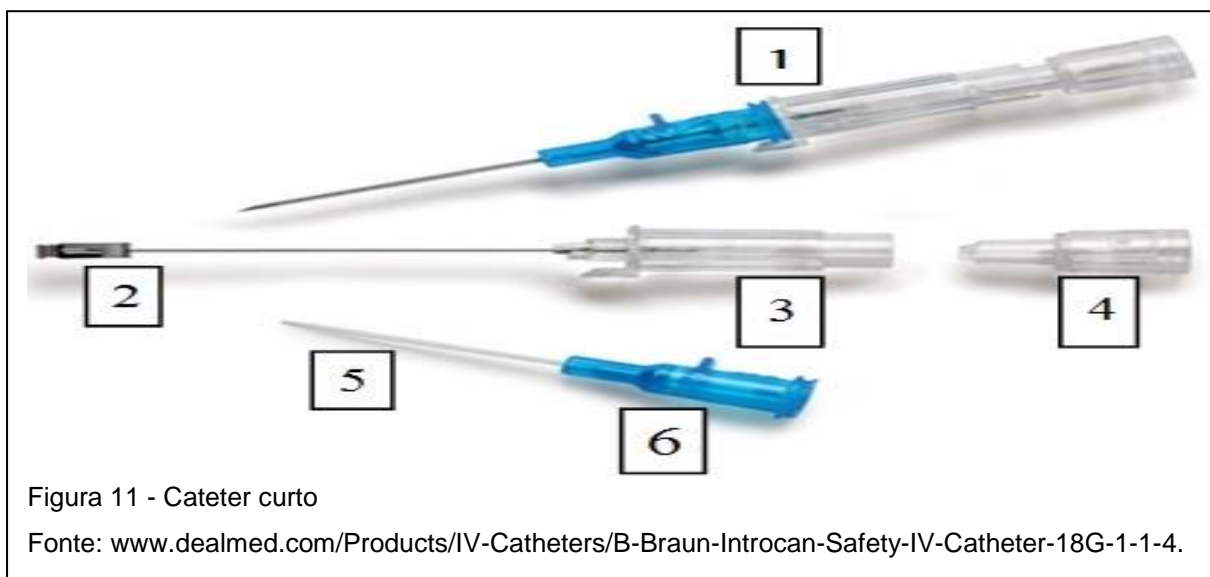
A figura 10 mostra uma simulação de punção venosa onde deve ser feita a digito pressão, isto é, na ponta da cânula e a retirada da agulha. Nesta imagem percebe-se a transparência do canhão de cor azul para visualização do refluxo sanguíneo no momento de inserção do cateter no interior da veia.



Figura10: Punção venosa

Fonte: www.dealmed.com/Products/IV-Catheters/B-Braun-Introcan-Safety-IV-Catheter-18G-1-1-4.

A figura 11 mostra o cateter curto periférico com identificação por números de seus componentes.



Os principais componentes dos cateteres curtos intravenosos são:

1. cateter curto constituído de polímero;
2. agulha de aço inoxidável;
3. canhão anatômico da agulha que serve para manipulação e firmeza no momento da punção venosa;
4. filtro para reduzir o refluxo sanguíneo
5. cânula de poliuretano;
6. canhão da cânula, produzido em várias cores e translúcido, que permite a identificação visual do seu calibre e detecção de refluxo de sangue.

A seguir é apresentado um exemplo sobre descrição de cateter curto para punção periférica de acordo com a lei 8666 referente a licitações e contratos públicos.

CATETER CURTO PARA PUNÇÃO 16G

Cateter curto para punção venosa periférica 16G, com dispositivo de segurança, composto por cânula de poliuretano, radiopaco, flexível, atóxico, agulha siliconizada com bisel trifacetado e câmara de refluxo transparente com filtro. Descartável,

estéril, em embalagem individual que facilite a identificação imediata e a manipulação asséptica do produto.

Fonte: texto para licitação cedido pela instituição de saúde onde se realizou a pesquisa de campo.

4.11 FABRICANTES E MODELOS

Em 2010 foram obtidos da Agência de Vigilância Sanitária em agosto de 2010, desta foram obtidos 39 registros de modelos de cateter intravenoso; dos quais foram constatados 19 fabricantes com a média de um a dois produtos registrados, exceto para o fabricante Becton Dickinson (BD), com nove produtos registrados como cateter intravenoso.

No registro desses materiais foram observadas uma variedade de descrições dos modelos, evidenciando uma falta de padronização. Além disso, a descrição do modelo aparece de forma muito vaga, com pouco detalhamento, o que dificulta uma análise comparativa desses materiais por esse caminho. Ainda por meio desses dados pode-se avaliar que dos 39 produtos, oito fabricantes são do Brasil e os demais com registro em outros países como Alemanha, Estados Unidos, México, Irlanda, Malásia e Índia. Sendo que do total desses produtos, dois tiveram o registro cancelado, ambos provenientes da Índia.

No Instituto Nacional de Propriedade Industrial (INPI) em 2010, foram encontrados 55 registros de patentes de cateter intravenoso de vários países da América Latina. Os resumos das descrições se apresentaram de forma bem variada evidenciando principalmente as novas propostas dos cateteres relacionados a formato, componentes e funcionalidade.

Os documentos de patentes a partir de 1º de agosto de 2006 estão disponíveis de forma integral. Os produtos registrados a partir da década de 1980 aparecem com dados bibliográficos referentes ao material, e os produtos da década de 1970 e 1960 não apresentam os mesmos dados disponíveis para consulta, [INPI, 2010]. Observa-se na descrição dessa variedade de modelos de cateter intravenosos desenvolvidos

uma ênfase na proposta de proteção de ponta de agulha, cânula e sistema de válvula, demonstrando uma clara investidora na mudança de estrutura do cateter para prevenção de risco biológico em conformidade com a Norma Regulamentadora 32 do Ministério do Trabalho e do Emprego de 2005.

No site da Secretaria de Estado de Planejamento do Distrito Federal (SEP-DF) o cateter venoso é descrito com riqueza de detalhes relacionados aos requisitos do produto evidenciando descrição. A relevância técnica é uma estratégia para evitar a aquisição pelo Estado de material indesejável, isso se justifica pela falta de padronização relacionada à descrição desses produtos e a necessidade de relato detalhado para a identificação correta do material.

5 MATERIAL E MÉTODOS

A investigação científica sobre o refluxo sanguíneo através do cateter curto venoso periférico aconteceu em um hospital público localizado no Estado de Minas Gerais. As populações assistidas neste ambiente se caracterizam por ser tanto do sexo masculino quanto do feminino compreendendo as faixas etárias entre adultos jovens até a terceira idade.

A pesquisa foi realizada por meio de revisão da literatura, levantamento de dados no campo hospitalar e entrevista com profissionais da área. Utilizou-se a equação de Poiseuille para estudar o escoamento sanguíneo na parte distal do canhão da cânula. As observações em campo foram realizadas com autorização Institucional conforme determina a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde.

5.1 MATERIAL

Investigou-se o escoamento sanguíneo da cânula de cateter curto utilizando formulários para registro de dados sobre o tempo de coleta sanguínea, tempo operacional completo e entrevista. O tempo foi aferido por meio de um cronômetro.

5.2 MÉTODOS

A pesquisa foi realizada de modo observacional em duas etapas. A primeira foi para a constatação da ocorrência de fluxo sanguíneo retrógrado pelo canhão da cânula. A segunda etapa foi para estimar a quantidade de escoamento de sangue nas operações com cateter curto periférico.

5.2.1 CONSTATAÇÃO DE FLUXO RETRÓGRADO (REFLUXO SANGUÍNEO) NA PARTE DISTAL DA CÂNULA

A observação das punções venosas foi a estratégia para analisar a ocorrência de fluxo retrógrado sanguíneo pelos canhões das cânulas dos cateteres curtos. Além disto, permitiu analisar o operador com o propósito de tentar identificar se a relação causal de fluxo retrógrado era com o técnico ou com o material.

Nessa etapa foram estabelecidas três variáveis para observação: operador, calibre do cateter utilizado para punção venosa e presença ou ausência de sangue na parte distal da cânula.

5.2.2 RELEVÂNCIA DO ESCOAMENTO SANGUÍNEO NA PUNÇÃO VENOSA COM CATETER CURTO

Aplicou-se uma entrevista semi-estruturada, constituída por dez perguntas, a um grupo de profissionais de saúde. As quatro primeiras perguntas foram para identificação do grupo de respondentes, a quinta foi para investigar se usa o equipamento de proteção individual, a sexta foi a principal pergunta, pois se tratava da incidência de fluxo sanguíneo retrógrado no cateter curto nas atividades profissionais, a sétima e oitava perguntas se referiram a conduta do profissional em caso de ocorrência de fluxo sanguíneo retrógrado pelo cateter e a finalmente a nona e a décima sobre a relevância do tema para os operadores. Tomou-se o cuidado de aplicar o inquérito sem indução para se obter um resultado o mais confiável possível.

5.2.3 INVESTIGAÇÃO DO TEMPO DE COLETA SANGUÍNEA

Para se estimar a vazão sanguínea durante uma punção venosa com cateter curto é necessário determinar a pressão sanguínea de entrada do cateter. Para tal, o objetivo desta etapa foi determinar o tempo de coleta sanguínea em operações de análise clínica. Como a coleta de sangue do primeiro tubo é de volume constante, aproximadamente de 4 mL, com a determinação do tempo para essa coleta foi calculada a vazão pela razão entre o volume coletado (4mL) e tempo de coleta. Com o valor de vazão obtido foi determinada a pressão de entrada da agulha mediante a equação (5.1) de Poiseulli.

$$Q = \frac{\Delta P \pi \cdot R^4}{8\eta L} \quad (5.1)$$

Em que:

Q é a vazão de coleta sanguínea, ΔP é o gradiente de pressão ($P_1 - P_2$), π é 3,14, R é o raio da agulha, η é a viscosidade e L é o comprimento da agulha. P_1 é a pressão na entrada da agulha, a ser determinada, e P_2 foi considerada igual a zero já que o sistema para esse tipo de coleta é a vácuo.

A viscosidade varia dependendo de muitos parâmetros, entre eles a temperatura. A viscosidade do sangue humano em 37°C corresponde a $2,72 \times 10^{-3}$ Pa s (LORENZINI, 2004). Para os cálculos de vazão foi adotado esse valor por ser considerado o mais adequado levando-se em conta as condições dos clientes observados, isto é, sem história de hipertermia ou hipotermia.

Foram realizadas quatro visitas técnicas a um laboratório onde foram acompanhados 55 procedimentos de tempo de coleta sanguínea com cinco operadores diferentes. A agulha de calibre 21 X 1" (0,80 mm x 25 mm) foi utilizada em 46 de 55 procedimentos assistidos e os demais com agulha de calibre 22 (0,70 mm x 25 mm).

5.2.4 INVESTIGAÇÃO DO TEMPO DE OPERAÇÃO COMPLETA

O tempo de operação completa consiste no intervalo entre perfuração venosa com o cateter e a conexão do contra fluxo. Esse intervalo é relevante porque é justamente o momento em que ocorre o refluxo sanguíneo, ou seja, é o tempo que o profissional necessita para fechar o sistema com outro dispositivo. Com a determinação do tempo de operação completa foi possível estimar o volume sanguíneo pelo cateter curto conforme equação (5.1) de Poiseulli. Neste caso, P_1 é a pressão de entrada, determinada de acordo com a seção 5.2.3, P_2 é a pressão atmosférica e R é o raio dos cateteres utilizados, 22G x 1" (0,9 x 25 mm) e 24G x $3/4$ " (0,7 x 19 mm).

Sendo assim, foi considerado para o cálculo da pressão absoluta de entrada da agulha dentro da veia os valores de pressão calculados a partir do tempo de coleta sanguínea somado a 760 mmHg. A diferença de altura da ponta do cateter após punção da veia é milimétrica em relação à parte distal do canhão da cânula, isto é, na saída da pele. Portanto, teoricamente, pode-se dizer que a cânula é mantida na horizontal de dentro da veia (entrada) para a pele (saída). Como essa diferença de altura é mínima, ela foi desconsiderada nos cálculos.

As observações do tempo de operação completa com cateter curto foram realizadas em uma unidade de quimioterapia hospitalar. O critério estabelecido para a contagem do tempo de operação completa utilizando o cateter curto foi o seguinte: o cronômetro foi acionado no ato da punção venosa quando ocorreu a perfuração da pele para inserção do cateter em uma veia periférica acompanhado da visualização do sangue e terminou quando o operador fez a conexão de um dispositivo para contra fluxo no canhão da cânula. Foram acompanhadas 12 operações completas. Para o cálculo das vazões sanguíneas foi aplicada a equação de Poiseuille.

A seguir é mostrado um fluxograma referente às etapas utilizadas para o desenvolvimento dessa pesquisa.

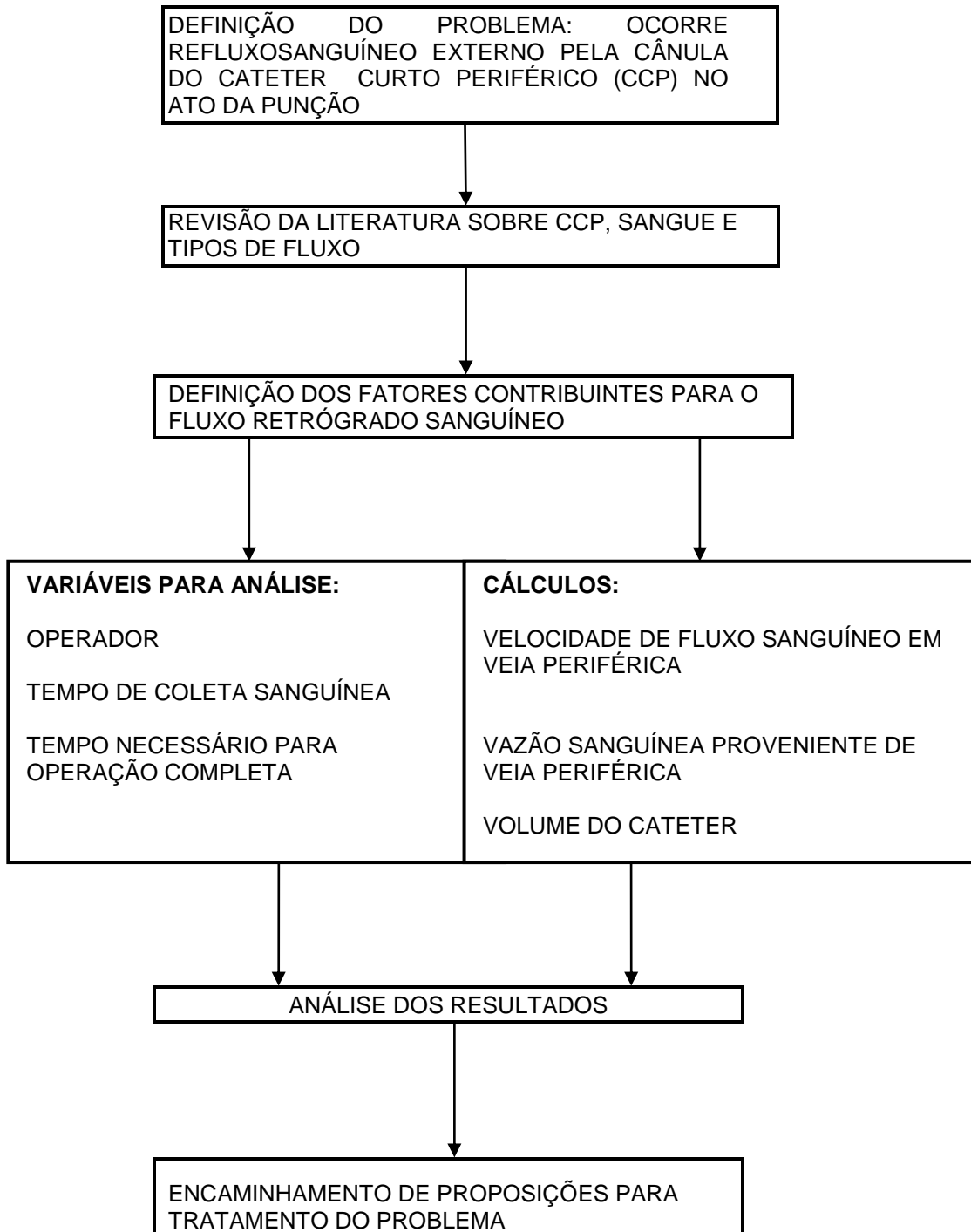


Figura 12 – Fluxograma sobre a metodologia de pesquisa do cateter venoso curto periférico (CVCP).

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Foram observadas 52 punções venosas com cateter curto no ambiente hospitalar. Foram encontrados no campo de pesquisa cateteres curtos com as seguintes dimensões: 18G x 1³/₄" (1,3 x 45 mm), 20G x 1¹/₄" (1,1 x 32 mm), 22G x 1" (0,9 x 25 mm) e 24G x ³/₄" (0,7 x 19 mm). Existem também outras dimensões de cateteres como, por exemplo, do fabricante MEDEX com cateteres de 14G (2,20 x 50 mm) e 16G (1,60 x 50 mm), entretanto, estes últimos são pouco utilizados para punções venosas nos membros superiores e com maior frequência em veias do pescoço. Portanto, não consta neste trabalho dados de cateter curto com essas dimensões.

6.1 DADOS DE REFLUXO SANGUÍNEO

Sobre a entrevista, os profissionais da área de saúde responderam que ocorrerá fluxo na parte distal da cânula quando não é realizada a digito pressão sobre a pele no local da veia, onde é inserida a cânula do cateter pelo operador.

Dos dez profissionais dois responderam que não usam luvas para o procedimento completo de punção venosa, isto é, eles usam somente no momento da punção e retiram antes de concluir a conexão de um contra fluxo ao canhão da cânula. Relacionado à incidência de sangue na parte distal da cânula 50% responderam que já tinham presenciado o fenômeno durante os procedimentos e 50% responderam que não.

A relevância do tema pelos profissionais de saúde foi dada ao risco ocupacional, há aqueles que perceberam em suas atividades a ocorrência de fluxo retrógrado como uma possibilidade do contato de sangue com as mãos dos operadores. Do contrário, também foi comentado que não se sabe se a quantidade do volume sanguíneo fora do cateter é significativa para contaminação.

A tabela 5 mostra os dados observados em 52 procedimentos de punção venosa relacionados com o operador, calibre do cateter e registro da ocorrência de fluxo sanguíneo retrógrado (refluxo sanguíneo).

Baseado na tabela 5 pode-se observar que:

- Das 52 punções analisadas ocorreram 14 casos de refluxo sanguíneo externo que corresponde a 26,90% do total (ver figura 13).

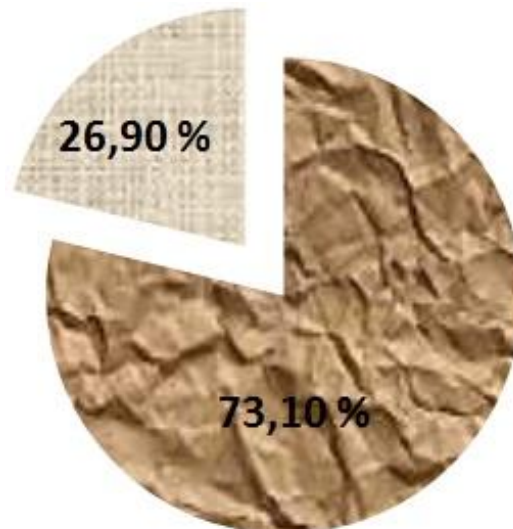


Figura 13 - 73,10% representa 38 procedimentos sem refluxo sanguíneo externo; 26,90% representa 14 procedimentos com refluxo sanguíneo externo.

- De 2 punções com 0,7 x 19 mm (24G), nenhuma apresentou refluxo externo (0%).
- De 9 punções com 0,9 x 25 mm (22G), 2 apresentaram refluxo externo (22,2%);
- De 29 punções com 1,1 x 32 mm (20G), 9 apresentaram refluxo externo (31,03%);
- De 12 punções com 1,3 x 45 mm (18G), 3 apresentaram refluxo externo (25%).
- A maior incidência de refluxo ocorreu com as dimensões 1,1 x 32 mm (20G), em contrapartida das 52 punções venosas 29 foram com este calibre.
- Foram registrados quatorze casos de refluxo sanguíneo externo em cateteres com treze operadores diferentes. Portanto, não é possível associar o refluxo sanguíneo externo via cateter com os operadores.

TABELA 5 - Dados relativos à utilização do CCP.

OPERADOR	CALIBRE GAUGE	OBSERVAÇÃO
A	18	sem refluxo externo
B	18	sem refluxo externo
B	18	sem refluxo externo
C	20	sem refluxo externo
C	20	sem refluxo externo
D	20	refluxo gotículas
B	18	sem refluxo externo
E	20	com refluxo externo
F	20	sem refluxo externo
F	20	sem refluxo externo
G	20	sem refluxo externo
H	20	sem refluxo externo
H	22	sem refluxo externo
A1	20	sem refluxo externo
B1	20	com refluxo externo
C1	18	sem refluxo externo
D1	18	sem refluxo externo
E1	20	com refluxo externo
F1	20	com refluxo externo
G1	20	sem refluxo externo
A2	20	sem refluxo externo
B2	20	com refluxo externo
C2	22	sem refluxo externo
D2	22	sem refluxo externo
E2	20	sem refluxo externo
E2	20	sem refluxo externo
F2	20	sem refluxo externo
F2	20	com refluxo externo
G2	18	com refluxo externo
H2	20	com refluxo externo
I2	22	sem refluxo externo
J2	18	com refluxo externo
I2	22	com refluxo externo
B3	20	sem refluxo externo
B3	20	sem refluxo externo
C3	22	com refluxo externo
D3	20	com refluxo externo
E3	20	sem refluxo externo
F3	20	com refluxo externo
G3	22	sem refluxo externo
H3	22	sem refluxo externo
H3	24	sem refluxo externo
I3	22	sem refluxo externo

OPERADOR	CALIBRE	OBSERVAÇÃO
I3	24	sem refluxo externo
A4	20	sem refluxo externo
A4	20	sem refluxo externo
A4	18	sem refluxo externo
A4	20	sem refluxo externo
B4	20	sem refluxo externo
C4	18	sem refluxo externo
A3	18	sem refluxo externo
J2	18	com refluxo externo

A, B, C, D, E. (letras) - profissionais diferentes de enfermagem

1, 2, 3, 4 (plantões) - grupo de profissionais por carga horária de trabalho

Ocorreu refluxo com diferentes calibres, exceto com o 24 G. Porém, da amostragem de 52 procedimentos, apenas 2 foram com este diâmetro. Logo, os resultados sugerem que a princípio o calibre não é o fator determinante para a ocorrência de escoamento sanguíneo. A figura seguinte representa 14 procedimentos em que ocorreu o refluxo sanguíneo externo com cateteres de diferentes diâmetros.

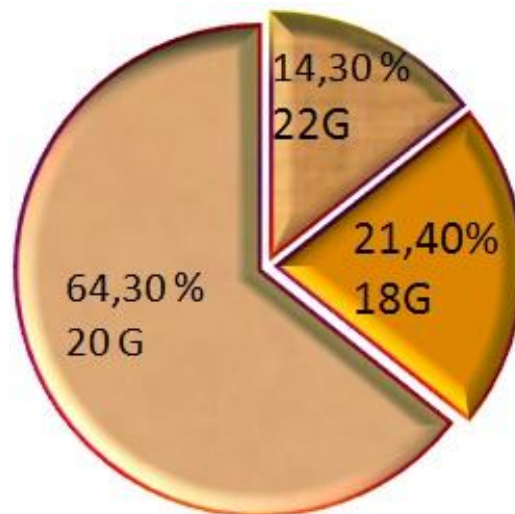


Figura 14 - Cateter 20 G (1,1 x 32 mm); 22 G (0,9 X 25 mm) e 18 G (1,3 X 45 mm).

Dos principais problemas elucidados nos artigos científicos com relação a cateteres venosos, cita-se: risco biológico associado ou relacionado ao cateter; infecção e obstrução do cateter (SHILER, 2010; SORREL, 2007).

Sobre a prevenção de infecções em saúde recomenda-se a técnica asséptica rigorosa, higiene das mãos e precauções de contato com o uso de equipamento de

proteção individual. As luvas devem ser usadas durante os procedimentos e a remoção deve ser seguida de higiene das mãos porque elas não são impermeáveis (PARSONS; KRAU, 2007).

Dentro do contexto de infecção causada por rupturas com luvas, cita-se um trabalho que foi realizado para avaliar a incidência de perfuração de luvas utilizadas em operações e atendimentos de urgência no Serviço de Emergência do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da Santa Casa de São Paulo. Foram analisadas 2613 luvas, sendo 252 em 42 operações e 2361 em atendimentos na Sala de Emergência. Houve perfuração em 41 luvas durante o ato operatório (16,3%), sendo que a maior porcentagem ocorreu nas urgências traumáticas (33%). As perfurações decorrentes do atendimento na sala de emergência ocorreram em 7,3% das luvas. É importante ressaltar que nem sempre as perfurações ocorrem durante a operação, pois podem ser furadas ou rasgadas durante o calçamento e que a ocorrência de perfuração, que chega a ocorrer em até 60 % dos casos, nem sempre é observada pelo profissional no ato do atendimento, fato corroborado por Caillot et al, ao afirmarem que 96% das quebras de barreira permanecem indetectáveis (SOLDA et al, 2009).

Estudos como este demonstram que, embora o equipamento de proteção individual seja fundamental, não é suficiente para evitar a contaminação com fluidos corpóreos com perfurocortantes. Assim, como meio de se prevenir a contaminação sanguínea o mercado oferece diferentes modelos de cateteres com mecanismos para a prevenção de acidentes perfurocortantes.

Uma grande variedade de agentes infecciosos pode ser transmitida para esses trabalhadores, já tendo sido descritos casos de infecção ocupacional com 60 diferentes agentes após exposição a sangue e outros materiais biológicos. O vírus da imunodeficiência humana (HIV-1), o vírus da hepatite B (HVB) e o vírus da hepatite C (VHC) são os agentes mais frequentemente envolvidos nessas infecções ocupacionais. O risco de transmissão do HIV após exposição ocupacional mucocutânea ou mucosa é estimado em 0,03% (IC 95% 0,006-0,19%)(BRASIL, 2010).

De acordo com a Norma Regulamentadora 32 publicada em 2005 pelo Ministério do Trabalho e Emprego, deve ser assegurado o uso de materiais perfurocortantes com uso de dispositivo de segurança devido ao risco biológico.

Os estabelecimentos fabricantes e importadores são obrigados a seguir as boas práticas de fabricação, devendo adequar os produtos aos requisitos de Certificação de Conformidade do Sistema Brasileiro de Avaliação da Conformidade (SBAC), coordenado pelo Inmetro, realizando ensaios físicos, como dimensão, ensaios mecânicos e de hermeticidade (SOLDA et al, 2009).

Dentro deste cenário, surgem os controles de engenharia. Esses controles segregam ou isolam um perigo no local de trabalho. Na prevenção de acidentes com perfurocortantes, incluem os coletores de descarte, que retiram os perfurocortantes do ambiente e os segregam em recipientes específicos, e os dispositivos de segurança, que isolam completamente o perfurocortante. A ênfase nesses controles levou ao desenvolvimento de muitos tipos de dispositivos de segurança (BRASIL, 2010).

Qualquer contato sem barreira de proteção com material concentrado de vírus (laboratórios de pesquisa, cultura de vírus e vírus em grandes quantidades) deve ser considerado uma exposição ocupacional que requer avaliação e acompanhamento (BRASIL, 2010). Quando se recomenda o uso de equipamento de proteção individual (EPI) é porque mesmo que um instrumento atenda aos requisitos legais existe a probabilidade de risco ocupacional. Apesar de ser do conhecimento dos profissionais de saúde que para punção venosa é obrigatório o uso de EPI, sabe-se que parte deles não se utiliza as luvas durante o procedimento completo de cateterismo venoso. Logo, o risco pode ser aumentado quando ocorre a vazão sanguínea.

Há outras possibilidades de exposição sanguínea, que não sejam por meio da agulha de perfurocortantes, como é o caso do retorno sanguíneo pela cânula do cateter curto, porém, praticamente não se discute essas outras formas de contaminação. Apesar disso, são encontrados no mercado cateteres com filtros para reduzir o refluxo sanguíneo.

É função dos profissionais de saúde avaliar os materiais que utilizam de forma criteriosa. De acordo com a presente pesquisa foi constatado que o refluxo sanguíneo é significativo representando 26,84% dos procedimentos realizados, ou seja, existe uma probabilidade de exposição ocupacional pela presença de fluido fora do dispositivo. Essa é uma afirmativa baseada em evidências clínicas, porém esses dados não são suficientes para afirmar o grau de risco por exposição cutânea ao sangue escoado do cateter. Nem é possível relacionar o risco biológico por patógenos.

Já que o escoamento sanguíneo ocorreu em 14 casos com treze profissionais diferentes, não é possível em primeiro momento atribuir relação causal entre refluxo e operador. A prática da digito pressão no ato da punção venosa como forma de impedir o refluxo mostrou-se ineficaz, pois depende do operador, uma vez que não existe outro mecanismo no dispositivo para evitar o escoamento na parte distal da cânula.

Pensando sobretudo no risco biológico por exposição ao sangue, que pode ocorrer por causa do escoamento sanguíneo via cateter foi proposto pesquisar a vazão pelo cateter curto venoso. Dado a complexidade do sangue, foram estabelecidas as condições para estudar a vazão. Foram considerados para o cálculo de vazão: a equação de Poiseuille (GUYTON; HALL, 2006) e o regime laminar para o fluxo sanguíneo, devido ao fato do cateter ser um tubo cilíndrico, retilíneo; além disto, as condições estabelecidas para análise foram semelhantes às apresentadas em Lorenzini (2005) levando-se em consideração o fluxo laminar, não pulsátil e parede rígida. Ou seja, foi considerado neste estudo o comportamento do fluxo compartimental e desconsiderado a característica de distensibilidade da parede das veias onde o cateter é inserido.

6.2 ESTIMATIVA DO VOLUME DE SANGUE GERADO DURANTE A OPERAÇÃO DE PUNÇÃO

Para se fazer os cálculos de volume sanguíneo compartimental externo foram pesquisados os tempos de coletas sanguíneas e o tempo de operação completa.

6.2.1 DADOS DE TEMPO PARA AS COLETAS DE 4mL DE SANGUE

Nas tabelas 6 e 7 são mostrados em quatro colunas os dados referentes ao número de procedimentos acompanhados, aos operadores, tempo gasto em cada coleta sanguínea e a pressão de entrada da agulha no vaso sanguíneo. Os cálculos de pressão estão detalhados nos apêndices B e C.

Pelos dados das tabelas 6 e 7 pode ser observado que:

- A média aritmética de tempo para a coleta de sangue com a agulha 0,80 x 25 mm foi de 10 segundos e a média aritmética de tempo com agulha 0,70 x 25 mm foi de 15 segundos, considerando-se que o volume de sangue coletado seja constante. Esses dados demonstram que, existe uma diferença de tempo de coleta sanguínea correspondente ao calibre das agulhas.
- A média aritmética da pressão de entrada foi de $9,89 \times 10^3$ Pa para a agulha 21G (0,8 X 25mm) e $1,04 \times 10^4$ Pa para a agulha 22G (0,7 X 25mm). Sendo a média em mmHg 74,4 para a agulha 21G e 78,6 para a agulha 22G.
- Além disto, observa-se que o maior valor de pressão de entrada foi 128 mmHg e o menor foi 35,5 mmHg para a agulha 21G. E para a agulha 22G foi encontrado o maior valor correspondente a 109 mmHg e o menor valor 36,3 mmHg.

TABELA 6 - Tempo de coleta de 4 mL de sangue com a agulha 21 G (0,8 x 25 mm).

N	OPERADOR	TEMPO (S)	PRESSÃO (Pa)
1	A	5	1,70E+04
2	A	6	1,42E+04
3	A	6	1,42E+04
4	A	6	1,42E+04
5	A	6	1,42E+04
6	A	7	1,21E+04
7	A	7	1,21E+04
8	A	7	1,21E+04

N	OPERADOR	TEMPO (S)	PRESSÃO (Pa)
9	A	8	1,06E+04
10	A	9	9,44E+03
11	A	15	5,67E+03
12	B	6	1,42E+04
13	B	7	1,21E+04
14	B	7	1,21E+04
15	B	7	1,21E+04
16	B	9	9,44E+03
17	B	9	9,44E+03
18	B	10	8,50E+03
19	B	10	8,50E+03
20	B	13	6,54E+03
21	B	15	5,67E+03
22	C	5	1,70E+04
23	C	6	1,42E+04
24	C	7	1,21E+04
25	C	7	1,21E+04
26	C	8	1,06E+04
27	C	11	7,73E+03
28	C	11	7,73E+03
29	D	8	1,06E+04
30	D	8	1,06E+04
31	D	8	1,06E+04
32	D	10	8,50E+03
33	E	9	9,44E+03
34	E	10	8,50E+03
35	E	10	8,50E+03
36	E	11	7,73E+03
37	E	11	7,73E+03
38	E	11	7,73E+03
39	E	12	7,08E+03
40	E	12	7,08E+03
41	E	12	7,08E+03
42	E	14	6,07E+03
43	E	14	6,07E+03
44	E	15	5,67E+03
45	E	16	5,31E+03
46	E	18	4,72E+03
MÉDIA DE TEMPO		10	
DESVIO PADRÃO		3	
MÉDIA DA PRESSÃO			9,89 +03

TABELA 7 - Tempo de coleta de 4 mL de sangue com agulha 22 G (0,7 x 25 mm).

N	OPERADOR	TEMPO (S)	PRESSÃO (Pa)
1	A	10	1,45E+04
2	C	13	1,12E+04
3	C	21	6,91E+03
4	D	11	1,32E+04
5	D	13	1,12E+04
6	E	12	1,21E+04
7	E	14	1,04E+04
8	E	15	9,67E+03
9	E	30	4,83E+03
MÉDIA DE TEMPO		15	
MÉDIA DA PRESSÃO			1,04 + 04
DESVIO PADRÃO		6	

Observa-se uma diferença do número de amostragem do tempo de coleta sanguínea relacionada ao calibre das agulhas que ocorreram no laboratório. O número de procedimentos com o calibre 21G é maior do que com o calibre 22G porque são feitas mais coletas sanguíneas em adultos com a utilização da agulha 21G e menos coletas em idosos com a utilização da agulha de calibre 22G.

O motivo do levantamento de dados sobre o tempo gasto para se coletar 4mL de sangue foi para se fazer os cálculos das pressões de entrada da agulha no vaso sanguíneo aplicando-se a equação de Poiseulli.

Observa-se que os valores de 30 e 21 segundos para a coleta de 4mL de sangue se distanciam dos demais, esses resultados se justificam pela dificuldade de visualização do momento exato em que o sangue começou a entrar no tubo após perfuração da pele.

Sabe-se que a pressão dinâmica das veias é baixa, a pressão hidrostática não ocorre na posição horizontal, a pressão estática relaciona com a elasticidade venosa podendo aumentar ou diminuir de acordo com a variação de volume sanguíneo

(SECCHI, 2000). Conseqüentemente, os valores de pressões da entrada da agulha são variáveis dentro dos limites fisiológicos.

Os valores das médias das pressões de entrada encontradas neste estudo foram de 74,4 mmHg para a agulha 21G e 78,6 mmHg para a agulha 22G, isto é, ambos os resultados estão abaixo dos valores normais da pressão arterial e acima dos valores das pressões venosas. Os menores valores 35,5 mmHg da agulha 21G e 36,3 mmHg da agulha 22G se aproximam dos valores fisiológicos venosos. Deve ser considerado que as diferenças dos valores de pressão estão associadas ao ponto de coleta do segmento da veia em relação ao coração.

Os cálculos de pressão encontram-se disponíveis nos apêndices D e E.

A média da vazão pelo cateter com diâmetro 0,70 mm foi de 0,9 mL/s e com diâmetro de 0,80 mm foi de 1,44 mL/s.

Foi encontrada a velocidade de 0,69 m/s na agulha com raio de 0,35 mm em 15 segundos e 0,53 m/s na agulha com raio de 0,40 mm em 15 segundos. A relação dos resultados de velocidade com os diâmetros são condizentes neste aspecto com os de Lorenzini (2005). Como o mesmo volume de sangue deve fluir por cada segmento da circulação, a cada minuto, a velocidade do fluxo é inversamente proporcional à área de seção transversa vascular (GUYTON; HALL, 2006). A seguir são apresentadas na tabela 8 as variações encontradas de velocidades do sangue para a coleta de 4mL relacionadas ao tempo em segundos.

TABELA 8 - Velocidade do sangue na agulha 21G (0,8 x 25 mm).

TEMPO	RAIO	VAZÃO DA AGULHA	VELOCIDADE
[s]	[m]	[m ³ /s]	[m/s]
5	0,0004	8,00x 10 ⁻⁷	1,59
6	0,0004	6,67x10 ⁻⁷	1,33
6	0,0004	6,67x10 ⁻⁷	1,33
6	0,0004	6,67x10 ⁻⁷	1,33
6	0,0004	6,67x10 ⁻⁷	1,33
7	0,0004	5,71x10 ⁻⁷	1,14
7	0,0004	5,71x10 ⁻⁷	1,14
7	0,0004	5,71x10 ⁻⁷	1,14

TEMPO	RAIO	VAZÃO DA AGULHA	VELOCIDADE
8	0,0004	$5,00 \times 10^{-7}$	0,99
9	0,0004	$4,44 \times 10^{-7}$	0,88
15	0,0004	$2,67 \times 10^{-7}$	0,53
6	0,0004	$6,67 \times 10^{-7}$	1,33
7	0,0004	$5,71 \times 10^{-7}$	1,14
7	0,0004	$5,71 \times 10^{-7}$	1,14
7	0,0004	$5,71 \times 10^{-7}$	1,14
9	0,0004	$4,44 \times 10^{-7}$	0,88
9	0,0004	$4,44 \times 10^{-7}$	0,88
10	0,0004	$4,00 \times 10^{-7}$	0,79
10	0,0004	$4,00 \times 10^{-7}$	0,79
13	0,0004	$3,08 \times 10^{-7}$	0,61
15	0,0004	$2,67 \times 10^{-7}$	0,53
5	0,0004	$8,00 \times 10^{-7}$	1,59
6	0,0004	$6,67 \times 10^{-7}$	1,33
7	0,0004	$5,71 \times 10^{-7}$	1,14
7	0,0004	$5,71 \times 10^{-7}$	1,14
8	0,0004	$5,00 \times 10^{-7}$	0,99
11	0,0004	$3,64 \times 10^{-7}$	0,72
11	0,0004	$3,64 \times 10^{-7}$	0,72
8	0,0004	$5,00 \times 10^{-7}$	0,99
8	0,0004	$5,00 \times 10^{-7}$	0,99
8	0,0004	$5,00 \times 10^{-7}$	0,99
10	0,0004	$4,00 \times 10^{-7}$	0,79
9	0,0004	$4,44 \times 10^{-7}$	0,88
10	0,0004	$4,00 \times 10^{-7}$	0,79
10	0,0004	$4,00 \times 10^{-7}$	0,79
11	0,0004	$3,64 \times 10^{-7}$	0,72
11	0,0004	$3,64 \times 10^{-7}$	0,72
11	0,0004	$3,64 \times 10^{-7}$	0,72
12	0,0004	$3,33 \times 10^{-7}$	0,66
12	0,0004	$3,33 \times 10^{-7}$	0,66
12	0,0004	$3,33 \times 10^{-7}$	0,66
14	0,0004	$2,86 \times 10^{-7}$	0,56
14	0,0004	$2,86 \times 10^{-7}$	0,56
15	0,0004	$2,67 \times 10^{-7}$	0,53
16	0,0004	$2,50 \times 10^{-7}$	0,49
18	0,0004	$2,22 \times 10^{-7}$	0,44

A tabela 9 se refere às variações de velocidades encontradas para a agulha 22G (0,7 X 25mm) durante as coletas de 4mL de sangue.

TABELA 9 - Velocidade do sangue na agulha 22G (0,7 x 25 mm).

TEMPO [s]	RAIO [m]	VAZÃO [m ³ /s]	VELOCIDADE [m/s]
10	3,50x10 ⁻⁴	4,00x10 ⁻⁷	1,04
13	3,50x10 ⁻⁴	3,08x10 ⁻⁷	0,80
21	3,50x10 ⁻⁴	1,90x10 ⁻⁷	0,50
11	3,50x10 ⁻⁴	3,64x10 ⁻⁷	0,95
13	3,50x10 ⁻⁴	3,08x10 ⁻⁷	0,80
12	3,50x10 ⁻⁴	3,33x10 ⁻⁷	0,87
14	3,50x10 ⁻⁴	2,86x10 ⁻⁷	0,74
15	3,50x10 ⁻⁴	2,67x10 ⁻⁷	0,69
30	3,50x10 ⁻⁴	1,33x10 ⁻⁷	0,35

6.2.2 DADOS DE TEMPO DE OPERAÇÃO COMPLETA

Foram observados em uma unidade de quimioterapia hospitalar procedimentos de punção venosa nos quais utilizaram os cateteres com calibres 22 (0,9 x 25 mm) e 24 (0,7 x 19 mm). Esses são dispositivos com dimensões mais próximas das agulhas de coletas sanguíneas correspondentes a 21G (0,8 x 25 mm) e 22G (0,7 X 25 mm).

A seguir são apresentadas as tabelas 10 e 11 contendo os dados de 12 operações completas com 4 técnicos diferentes, utilizando os calibres 22 (0,9 x 25 mm) e 24 (0,7 x 19 mm), respectivamente.

Pelas tabelas 10 e 11 pode-se observar que:

- Dos 12 procedimentos para a execução da punção venosa a média de tempo operacional completo foi de 21 segundos com o cateter de calibre 22 e 15 segundos com o calibre 24.
- Foi observado que a execução da técnica para conexão do contra fluxo no canhão da cânula difere entre profissionais o que influencia no tempo de operação completa.

TABELA10 – Relação entre operador e tempo para cada operação completa, utilizando o **calibre 22**.

OPERADOR	TEMPO(S)
A	27
B	19
B	24
C	15
C	18
MÉDIA	21
DESVIO PADRÃO	5

TABELA 11 – Relação entre operador e tempo para cada operação completa, utilizando o **calibre 24**.

OPERADOR	TEMPO(S)
A	12
A	13
A	18
A	21
B	14
B	20
D	9
MÉDIA	15
DESVIO PADRÃO	4

O objetivo principal desta última etapa foi estudar a média do tempo de operação completa para calcular o volume de sangue que vazou baseado na hipótese de execução da técnica independente da digito pressão. A partir dos resultados de volume é possível discorrer sobre a probabilidade de risco profissional.

As circunstâncias em que a exposição do material biológico ocorre irão determinar o grau de risco do trabalhador. O risco ocupacional após exposições a materiais biológicos é variável e depende do tipo de acidente e de outros fatores, como gravidade, tamanho da lesão, presença e volume de sangue envolvido, além das condições clínicas do paciente-fonte e uso correto da profilaxia pós exposição (BRASIL, 2006).

Evitar o acidente por exposição ocupacional é o principal caminho para prevenir a transmissão dos vírus das hepatites B e C e do vírus HIV. Apesar de todos estes riscos, a falta de notificação destes acidentes é um fato concreto. Alguns trabalhos demonstram aproximadamente 50% de sub-notificação das exposições de um conjunto estimado em aproximadamente 600 mil a 800 mil exposições ocupacionais, anualmente, nos Estados Unidos. No Brasil, de acordo com dados publicados em anais de congressos, o cenário dos acidentes ocupacionais envolvendo material biológico é semelhante aos observados em outros países, quando se compara a incidência de acidentes e de sub-notificação (BRASIL, 2006).

O risco de infecção por HIV pós-exposição ocupacional percutânea com sangue contaminado é de aproximadamente 0,3% (CARDO et al., 1997; BELL, 1997) e, após exposição de mucosa, aproximadamente 0,09% (CARDO et al., 1997). No caso de exposição ocupacional ao vírus da hepatite B (HBV), o risco de infecção varia de seis a 30%, podendo chegar até a 60%, dependendo do estado do paciente-fonte, entre outros fatores (BRASIL, 2006).

Quanto ao risco ocupacional, dois fatos são relevantes, o primeiro relacionado à sub-notificação significativa por parte dos trabalhadores de saúde e o segundo às exposições cutânea e mucosa que parece ser considerado pelos operadores “menos importantes” em geral devido ao menor percentual de risco. A operação que envolve cateter com vazamento expõe os trabalhadores a um dado volume de sangue, que na maioria das vezes não se sabe qual é e se é significativo.

A exposição ocupacional em pele não-íntegra quando envolve sangue deve ser criteriosamente avaliada. O volume de sangue é considerado maior quando é visível no instrumento (BRASIL, 2006). Dentro desta perspectiva, pode-se dizer que se o volume de sangue fora do cateter é visível, então é significativo.

Os volumes de sangue encontrados nesta pesquisa apresentaram variação entre $1,02 \times 10^{-5} \text{ m}^3$ a $7,12 \times 10^{-6} \text{ m}^3$ nas operações com uma agulha de 22G (0,7 X 25 mm). Já com a agulha 21 G (0,8 X 25 mm) os volumes variaram entre $1,19 \times 10^{-5} \text{ m}^3$ a $4,27 \times 10^{-5} \text{ m}^3$. Convertendo esses valores para mL, encontra-se a variação desses volumes de sangue entre 10,2 mL e 7,12 mL para a agulha de calibre 22G e uma

variação de volume entre 11,9 mL e 42,7 mL para a agulha de calibre 21G. A média aritmética dos volumes encontrados para o tempo médio de operação completa (17 segundos) foi de 15,4 mL com a agulha 22 G (0,7 x 25 mm) e 24,9mL com a agulha 21G (0,8 x 25 mm). Esses valores são claramente visíveis a olho nu.

Como não foram encontrados trabalhos semelhantes a este, ou seja, com apresentação de dados sobre cálculos de volumes de sangue que escoam na parte distal da cânula do cateter curto periférico não foi possível fazer comparações de resultados.

Não se podem fazer afirmações sobre o grau de risco ocupacional baseado apenas no fator de volume sanguíneo fora do cateter, entretanto, pode-se dizer que os resultados de volume são significativos. Os cálculos foram feitos baseados no levantamento de dados em loco, porém o volume em termos reais pode ser considerado menor porque os profissionais de saúde realizam a digito pressão no cateter para conter o vazamento de sangue. Os aspectos de geometria, inclinação do cateter no ato da punção e conduta de digito pressão sobre a pele no local do acesso venoso podem levar a resultados diferentes.

Baseado nos resultados da pesquisa foi pensado que um cateter constituído por um volume lateral poderia acumular este sangue e resolver ou diminuir a probabilidade de risco ocupacional.

Considerando que a vazão média pela agulha 0,7 x 25 mm equivalente a 0,9 mL/s e o tempo de operação completa em 17 segundos, o volume ideal para não ocorrer escoamento fora de um cateter seria de aproximadamente 15 mL. Apesar de ser possível uma margem de erro dos cálculos, esses resultados sugerem que vazão é significativa. Vale citar que foi observada a vazão em 27% dos casos acompanhados.

De acordo com os resultados encontrados, acredita-se por um lado que o vazamento de sangue ocorre porque o volume do cateter não é suficiente para acondicionar o fluxo ou não existe no dispositivo outro mecanismo de contenção. Por outro lado, mesmo que o volume do cateter fosse suficiente, o desenho atual do

dispositivo não consegue reter o sangue quando o cateter está na horizontal porque se não tiver a digito pressão tem vazamento. Mas se a geometria do canhão fosse mais adequada talvez pudesse dificultar o refluxo sanguíneo.

Foram encontradas na revisão de literatura várias técnicas de estudos de fluxo por meio de simulação numérica de programas de computador (LORENZINI, 2005; VESELY, 2002; JOHNSTON et al, 2006); análise da velocidade do fluxo nas artérias coronárias através de sinais de radiofreqüência com cateter intravascular (STEEN, 2000) e modelos matemáticos (CHEN, 2002). Porém, não foram encontrados estudos de vazão na parte distal da cânula do cateter curto venoso periférico.

Baseada na revisão bibliográfica sobre o comportamento de fluxo foi deduzido que, podem ser fatores contribuintes para a ocorrência de refluxo sanguíneo externo via cânula de cateter curto: turbilhonamento pela presença do cateter; gradiente de pressão, diâmetro interno do cateter. Entretanto, são apenas comentários, pois se acredita que não foram pesquisadas todas as variáveis para fazer maiores afirmativas (LIEPSCH, 2001; CHEN, 2002; GUYTON e HALL, 2006; OLIVEIRA et al, 2010).

7 CONCLUSÕES

Foi confirmado o fenômeno de refluxo sanguíneo externo compartimental do cateter pela observação da vazão sanguínea durante o ato operacional no pronto socorro e pelos respondentes do questionário aplicado na área de saúde.

Os resultados obtidos de fluxo sanguíneo retrógrado foram considerados significativos visto que dos 52 procedimentos de punção venosa, 26,90% apresentaram escoamento sanguíneo.

O menor volume de sangue calculado para fora do cateter foi de 7,12mL e o maior foi de 42,7mL, pode-se dizer que esse volume é visível a olho nu, logo é significativo do ponto de vista para risco operacional.

Estimou-se um volume correspondente à 15mL como necessário para o cateter quando ocorresse uma vazão de 0,9mL/s em 17 segundos, ou seja, no tempo necessário para uma operação completa através de agulha 0,7 x 25mm.

Não foram encontrados na literatura dados sobre a quantidade de vazões por cateter curto periférico para fazer comparações.

A constatação do escoamento sanguíneo via cânula do cateter curto representa um motivo para discussão sobre esse aspecto tanto por profissionais de saúde quanto de bioengenharia.

Trabalhos futuros

Recomendam-se novos estudos sobre a operação com cateter curto venoso periférico com outras dimensões e em outras unidades hospitalares para maiores esclarecimentos sobre a vazão sanguínea real. Cateteres com inovação do design é uma proposta para trabalhos futuros.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ANGLE, J. F. et al. **Flow characteristics of peripherally inserted central catheters**. University of Virginia Health Sciences Center. Virginia: SCVIR, p.569-577, 1997.
- BELL, D. M. Occupational risk of human immunodeficiency virus infection in healthcare workers: an overview. **Am. J. Med.**, [S. l.], v. 102, suppl. 5B, p. 9-15, 1997.
- BRAGA, L. M. **Cateter central de inserção periférica – CCIP: investigação prospectiva em recém-nascidos submetidos à terapia intravascular**. 2006. 102f. Dissertação (Mestrado) – Instituto da Previdência dos Servidores do Estado de Minas Gerais, Programa de Mestrado em Ciências da Saúde.
- BRASIL. Ministério da Saúde e Ministério do Trabalho. **Norma Regulamentadora 32- Segurança e Saúde no Trabalho em Serviços de Saúde (NR 32)**. 2005.
- BRASIL. Ministério da Saúde. **Manual técnico sobre Classificação de risco dos agentes biológicos**. Brasília: Editora do Ministério da Saúde, 2006. 36p. – (Série A. Normas e Manuais Técnicos).
- BRASIL. Ministério da Saúde. **Exposição a materiais biológicos**. Brasília: Editora do Ministério da Saúde, 2006. (Série A. Normas e Manuais Técnicos). Disponível em: <bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/protocolo_expos_mat_biologicos.pdf>; acesso em: 15 fev. 2012.
- BRASIL. Ministério da Saúde. **Recomendações para terapia antiretroviral em adultos infectados pelo HIV-2008**. Suplemento III - Tratamento e Prevenção. Brasília, 2010.
- BRUNETTI, F. **Mecânica dos fluidos**. 2^o ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2008.
- CARDO, D. M. et al. A case-control study of HIV seroconversion in health care workers after percutaneous exposure. **New Engl. Med.**, [S. l.], v. 337, n. 21, p. 1485-1490, 1997.
- CATTANI, M. S.D. **Elementos de mecânica dos fluidos**. São Paulo: Edgard Blucher, 2005.

Cateter intravenoso. Disponível em: <www.inpi.gov.br>; acesso em 8 set 2010.

Cateter venoso. Disponível em:<www.anvisa.gov.br>; acesso em set 2010.

CHEN, I.Y.; et al. **Flow-Rate Measurements and Models for Colloid and Crystalloid Flows in Central and Peripheral Venous Line Infusion Systems**. Transactions on biomedical engineering, v. 49, n. 12, p. 1632-1638, 2002.

CLAYTON, J.M.; et AL. Collecting the evidence: the nursing management of intravenous therapy. **Clinical Effectiveness in Nursing**, v. 3, n. 1, p.25-33, 1999.

ESTRELA, L.; et al. Membranas poliméricas de poliuretano com propriedades antitrombogênicas. **VI Congresso Brasileiro de Engenharia Química em Iniciação Científica**, 2005.

FOX, R. W. et al. **Introdução à mecânica dos fluidos**. Rio de Janeiro: LTC, 2011.

GOULART, M. L. O. Percepção de enfermeiros sobre a técnica de punção venosa periférica utilizando cateter de longa duração. **The 6th Latin American Congress of Artificial Organs and Biomaterials**. Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais. 2010.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 11° ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

HARRIS, A.C. et AL. Mechanical contributions to astrocyte adhesion using a novel in vitro model of catheter obstruction. **Experimental Neurology**, USA, n.222, p. 204-210, 2010.

HELMUS, M. N. et al. Biocompatibility: Meeting a Key Functional Requirement of Next-Generation Medical Devices. **Toxicol Pathol**, v.36, n.1, p.170-180, 2008.

Imagens **Google**. Disponível em: <<http://www.dealmed.com/Products/IV-Catheters/B-Braun-Introcan-Safety-IV-Catheter-18G-1-1-4>>; acesso em: 01 jun. 2011.

Imagens **Google**. Fluxo laminar e turbulento. Disponível em: <<http://www.infoescola.com/mecanica-de-fluidos/tipos-de-fluxos-e-escoamentos/>>; acesso em 13 ago. 2011.

Imagens **Google**. Artéria e camadas das artérias. Disponível em: <<http://anatpat.unicamp.br/nptmav2b.html>>; acesso em 19 jan 2012.

JACOB, S. W. et al. **Anatomia e fisiologia humana**. 5° ed. Rio de Janeiro: Guanabara, 1990.

JAIN, K. M. et al. Improvement suction catheter efficiency and safety in arterial operations. **Cardiovascular Surgery**, MI, v. 3, n.4, p. 431-435, 1995.

JOHNSTON, B.M. et al. Non-Newtonian blood flow in human right coronary arteries: transient simulations. **Journal of Biomechanics**. Australia, n.39, p. 1116-1128, 2006.

KORNIWICZ, D.M.; EL-MASRI, M. Exploring the factors associated with hand hygiene compliance of nurses during routine clinical practice. **Applied Nursing Resear**t, n.23, p.86-90, 2010.

KURGANT, P. **Administração em enfermagem**. São Paulo: EPU. 1991.

LIEPSCH, D. An introduction to biofluid mechanics-basic models and applications. **Journal of Biomechanics**. Germany, n.35, p.415-435, 2002.

LÖNN, U. et al. Flow Characteristics of the hemopump: an experimental in vitro study. **Ann Thorac Surg**. [S. l.], v. 63, n. [S. n], p. 162-166, 1997.

LORENZINI, G. Blood velocity field numerical assessment using a GPL code in case of intravascular Doppler catheter affections: comparative analysis of different rheological models. **Journal of Biomechanics**. Italy, n.38, 2005.

LUPOTTI, F. A.; et al. Decorrelation of transverse blood flow array catheter: effects of aggregation of red blood cells. **Ultrasound in Med. & Biol**, v. 27, n.3, p. 409-417, 2001.

MACKLIN, D. Catheter management. **Seminars in Oncology Nursing**, v. 26, n. 2 (May), p. 113-120, 2010.

MEIER, M. A. Reologia do sangue. **Revista Brasileira de Anestesiologia**. Ano 17, n. 3, julho-set, p. 290-297, 1967.

NOVAK, M. et al. The life-threatening hemodialysis catheter heparin lock caused bleeding in a child after peritoneal catheter removal. **Journal de Pediatric Surgery**. Croatia, v. 43, [S. n], p.41- 44, 2008.

O'GRADY NP.et al. Guidelines for the Prevention of Intravascular Catheter-Related Infections. **Centers for Disease Control and Prevention**, 2002.

O'GRADY NP.et al. Guidelines for the prevention of intravascular catheter-related infections. **Centers for Disease Control and Prevention**, 2011. 83p.

OLIVEIRA, M.A.B. et al. Conceitos de física básica que todo cirurgião cardiovascular deve saber. **Revista Brasileira Cirurgia Cardiovascular**, v. 25, n.1, p. 1-10, 2010.

OLIVEIRA, E. L. F.; et al.Principais indicações para o uso do cateter central de inserção periférica (PICC): fatores limitantes.**X Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e VI Encontro Latino Americano de Pós-Graduação –** Universidade do Vale do Paraíba, 2006. Disponível em: <www.inicepg.univap.br/cd/INIC_2006/inic/.../INIC0000546_OK.pdf>; acesso em: 05 nov. 2011.

PARIONA, M. M. **Simulação numérica usando elementos finitos do fluxo de água dentro de uma válvula: fluxo laminar e turbulento**. Publ. UEPG Ci. Exatas Terra, Ci. Agr. Eng., Ponta Grossa, v.9, n.2, p. 15-24, ago, 2003. Disponível em: <http://www.uepg.br/propesp/publicatio/exa/2003_2/02.pdf>; acesso em: 14 jan. 2011.

PARSONS, L.C.; KRAU, S.D. Bacterial infections: management by acute and critical care nurses. **Critical care nursing clinics of North America**, p.17-26, 2007.

PHILLIPS, L. D. **Manual de terapia intravenosa**.2 ed. Porto Alegre: Artmed, 2001.

POTTER, M. C.; WIGGER, D. C. **Mecânica dos fluidos**. São Paulo: Cengage Learning, 2011.

RAPPARINI, C.; REINHARDT, E. L. **Manual de implementação: programa de prevenção de acidentes com materiais perfurocortantes em serviços de saúde**.

São Paulo: Fundacentro, 2010. Disponível em: <www.riscobiologico.org>; acesso em: 13 de out 2011. 161p.

RAIY, B. et al. Peripherally inserted central venous catheters in the acute care setting: A safe alternative to high-risk short-term central venous catheters. **American Journal of Infection Control**. [S. l.], v. 38, n.2, p.149-153, 2010. Disponível em: <www.ajicjournal.org>. Acesso em: 06 abr. 2010.

RIBEIRO, J. L.; PINTO, M. S.; NEME, N. C.; PEDROSA, N. L.; LEITE, J. C. A. Acompanhamento da situação vacinal de graduandos de enfermagem: relato de experiência do projeto de extensão “Fique esperto vacine-se já!”. **IV Seminário Extensão Universitária Formação Acadêmica e Compromisso Social**. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. 2009. Disponível em: <<http://www1.pucminas.br/proex/arquivos/acompanhamentovacinal.pdf>>; acesso em: 10 nov. 2011.

SECCHI, F. **Análise através da ultra-sonografia Doppler da prevalência de refluxo venoso na safena parva em varizes primárias dos membros inferiores**. 2000. 94f. Dissertação (Mestrado em Clínica Cirúrgica). Setor Ciências da Saúde. Universidade Federal do Paraná. Curitiba, 2000.

SIHLER, K. C. Catheter- Related vs. Catheter-Associated Blood Stream Infections in Intensive Care Unit: Incidence, Microbiology, and Implications. **Surgical Infections**, v. 11, n.6, p. 529-534, 2010.

SIMÕES, J. G. F. Apostila Mecânica dos fluidos, 2008.109p. Disponível em: <<http://cursos.unisanta.br/mecanica/ciclo4/aula451.html>>; acesso em 20 jan 2012.

SOLDA, S. C. et al. Perfurações não detectadas de luvas em procedimentos de urgência. **Rev. Assoc Med Bras**. São Paulo, v. 55, n.55, p. 597-600, 2009.

SOARES, G. A. Biomateriais. **Fórum de Biotecnologia Biomateriais**, Rio de Janeiro, dez. 2005. Disponível em: <www.anbio.org.br>. Acesso em: 23 maio 2010.

SORRELL, D. C. Clinical dilemmas: vascular Access devices. **Seminars in Oncology Nursing**, v.23, n.3, p.232-239, 2007.

STEEN, A.F.W.V.D. et al. Flow estimation using an intravascular imaging catheter. **Ultrasonics**. Netherlands, n.38, p.363-368, 2000

SUMMER, D. Hemodynamics and pathophysiology of venous disease. In: RUTHERFORD, R. B. **Vascular surgery**. 4. ed. Philadelphia : Saunders, p.1673-1695, 1995.

VANDIJCK, M. D. et al. The role of nurses working in emergency and critical care environments in prevention of intravascular catheter-related bloodstream infections. **International Emergency Nursing**, [S.l.], v.17, p.60-68, 2009.

VESELY, T. M. Use of a catheter-based system to measure blood flow in hemodialysis grafts during angioplasty procedures. **J Vasc Interv Radiol**, p. 371-378, 2002.

WHITE, F. M. **Mecânica dos fluidos**. 6 ed. Porto Alegre: Artmed, 2011. 880 p.

WILLIAMS, D. F. On the nature of biomaterial. **Biomaterials**, n. 30, 2009. Disponível em: < journal homepage: www.elsevier.com/locate/biomaterials>>; acesso em: 06 maio 2011.

WINSLOW, M. N.; TRAMMELL, L.; SORRELL, D.C.; Selection of vascular access devices and nursing care. **Seminars in Oncology Nursing**, v. 11, n.3, p. 167-173, 1995.

APÊNDICES

APÊNDICE A



CEFET-MG CENTRO FEDERAL DE EDUCAÇÃO TECNOLÓGICA DE MINAS GERAIS.

Tema da entrevista: cateter venoso curto periférico

Unidade de pesquisa:

Nome do entrevistado:

Sexo do entrevistado:

Contato por e-mail:

Questionário:

1. Qual é a sua categoria dentro do trabalho de enfermagem?
 - a. Enfermeiro;
 - b. Técnico de enfermagem;
 - c. Auxiliar de enfermagem;
 - d. Acadêmico de enfermagem.

2. Quanto tempo você tem de profissão?

3. Dentro das faixas etárias abaixo, qual delas é a mais adequada para os seus pacientes?
 - a. 15 a 25 anos;
 - b. 15 a 30 anos;
 - c. 15 a 45 anos;
 - d. 15 a 60 anos;
 - e. 15 a 75 anos.

4. Você realiza a punção venosa periférica?
 - a. Sim;
 - b. Não.

5. Você usa luvas para o procedimento completo de punção venosa?
- a. Sim em todos os procedimentos;
 - b. Sim, mas não em todos os procedimentos;
 - c. Não uso luvas de procedimento.
6. É de conhecimento dos profissionais de saúde, que os cateteres possuem filtros com o objetivo de diminuir o refluxo sanguíneo, conforme a divulgação dos fabricantes. Já aconteceu com você a presença de sangue na ponta do cateter durante a punção venosa periférica?
- a. Sim;
 - b. Não.
7. Se já aconteceu o refluxo sanguíneo até a ponta do cateter durante a punção venosa, o que você fez para resolver o problema?
8. Você adota alguma conduta para evitar o refluxo sanguíneo?
9. A ocorrência de fluxo sanguíneo retrógrado no cateter curto periférico é relevante para você?
10. Justifique de forma objetiva a sua resposta anterior.

APÊNDICE B

CÁLCULOS DO VOLUME DE SANGUE NA AGULHA 22 G (0,7 X 25)

DADOS NO SI (METROS)

$Q = \text{volume/tempo}$

$v = Q / (\pi R^2)$

TEMPO (s)	VOLUME (L)	VOLUME (m ³)	VISCIDADE DO SANGUE (η)	Q (m ³ /s)	RAIO (m)	RAIO ² (m ²)	pi	VELOCIDADE (m/s)
Dado	Dado	Vol(L)/1000	[Pa*s]	Vol (m ³)/Tempo	Dado	CALC	π	$Q / (\pi R^2)$
10	4,00E-03	4,00E-06	2,72E-03	4,00E-07	3,50E-04	1,23E-07	3,14	1,04
13	4,00E-03	4,00E-06	2,72E-03	3,08E-07	3,50E-04	1,23E-07	3,14	0,80
21	4,00E-03	4,00E-06	2,72E-03	1,90E-07	3,50E-04	1,23E-07	3,14	0,50
11	4,00E-03	4,00E-06	2,72E-03	3,64E-07	3,50E-04	1,23E-07	3,14	0,95
13	4,00E-03	4,00E-06	2,72E-03	3,08E-07	3,50E-04	1,23E-07	3,14	0,80
12	4,00E-03	4,00E-06	2,72E-03	3,33E-07	3,50E-04	1,23E-07	3,14	0,87
14	4,00E-03	4,00E-06	2,72E-03	2,86E-07	3,50E-04	1,23E-07	3,14	0,74
15	4,00E-03	4,00E-06	2,72E-03	2,67E-07	3,50E-04	1,23E-07	3,14	0,69
30	4,00E-03	4,00E-06	2,72E-03	1,33E-07	3,50E-04	1,23E-07	3,14	0,35

COMPRIMENTO l (m)	PRESSÃO INTERNA P1 (Pa)	PRESSÃO ATMOSFÉRICA P2 (Pa)	PRESSÃO ABSOLUTA P1a (Pa)	VAZÃO DO CATETER Qc (m ³ /s)	TEMPO DE OPERAÇÃO Top (s)	VOLUME DE SANGUE Vc (m ³)	VAZÃO DO CATETER Qc (mL/s)
Dado	$(8 \cdot Q \cdot \eta \cdot l) / R^4$	1,01E+05	P1 + P2	$\Delta P \cdot \pi \cdot R^4 / (8 \cdot \eta \cdot l)$	MÉDIA	Qc * Top	Qc * 10 ⁶
2,50E-02	1,45E+04	1,01E+05	1,16E+05	1,26E-06	17,00	2,14E-05	1,26E+00
2,50E-02	1,12E+04	1,01E+05	1,12E+05	9,66E-07	17,00	1,64E-05	9,66E-01
2,50E-02	6,91E+03	1,01E+05	1,08E+05	5,98E-07	17,00	1,02E-05	5,98E-01
2,50E-02	1,32E+04	1,01E+05	1,14E+05	1,14E-06	17,00	1,94E-05	1,14E+00
2,50E-02	1,12E+04	1,01E+05	1,12E+05	9,66E-07	17,00	1,64E-05	9,66E-01
2,50E-02	1,21E+04	1,01E+05	1,13E+05	1,05E-06	17,00	1,78E-05	1,05E+00
2,50E-02	1,04E+04	1,01E+05	1,12E+05	8,97E-07	17,00	1,53E-05	8,97E-01
2,50E-02	9,67E+03	1,01E+05	1,11E+05	8,37E-07	17,00	1,42E-05	8,37E-01
2,50E-02	4,83E+03	1,01E+05	1,06E+05	4,19E-07	17,00	7,12E-06	4,19E-01

MÉDIA = 9,03E-01

APÊNDICE C

CÁLCULOS DO VOLUME DE SANGUE NA AGULHA 21 G(0,8 X 25)

DADOS NO SI (METROS)

$Q = \text{volume/tempo}$

$v = Q / \pi R^2$

APÊNDICE D

Tabela de pressão de entrada - agulha 21G

Pent [Pa] P1	Patm [Pa] P2	Patm [mmHg] P3	Pent (mmHg) P4
$8 \cdot Qa \cdot n \cdot L / R^4$	-	-	$P4 = (P1 \cdot P3) / P2$
4,72E+03	1,01E+05	760	3,55E+01
5,31E+03	1,01E+05	760	4,00E+01
5,67E+03	1,01E+05	760	4,27E+01
5,67E+03	1,01E+05	760	4,27E+01
5,67E+03	1,01E+05	760	4,27E+01
6,07E+03	1,01E+05	760	4,57E+01
6,07E+03	1,01E+05	760	4,57E+01
6,54E+03	1,01E+05	760	4,92E+01
7,08E+03	1,01E+05	760	5,33E+01
7,08E+03	1,01E+05	760	5,33E+01
7,08E+03	1,01E+05	760	5,33E+01
7,73E+03	1,01E+05	760	5,82E+01
7,73E+03	1,01E+05	760	5,82E+01
7,73E+03	1,01E+05	760	5,82E+01
7,73E+03	1,01E+05	760	5,82E+01
7,73E+03	1,01E+05	760	5,82E+01
8,50E+03	1,01E+05	760	6,40E+01
8,50E+03	1,01E+05	760	6,40E+01
8,50E+03	1,01E+05	760	6,40E+01
8,50E+03	1,01E+05	760	6,40E+01
8,50E+03	1,01E+05	760	6,40E+01
9,44E+03	1,01E+05	760	7,10E+01
9,44E+03	1,01E+05	760	7,10E+01
9,44E+03	1,01E+05	760	7,10E+01
9,44E+03	1,01E+05	760	7,10E+01
1,06E+04	1,01E+05	760	7,98E+01
1,06E+04	1,01E+05	760	7,98E+01
1,06E+04	1,01E+05	760	7,98E+01
1,06E+04	1,01E+05	760	7,98E+01
1,21E+04	1,01E+05	760	9,10E+01
1,21E+04	1,01E+05	760	9,10E+01
1,21E+04	1,01E+05	760	9,10E+01
1,21E+04	1,01E+05	760	9,10E+01
1,21E+04	1,01E+05	760	9,10E+01
1,21E+04	1,01E+05	760	9,10E+01
1,21E+04	1,01E+05	760	9,10E+01
1,21E+04	1,01E+05	760	9,10E+01
1,42E+04	1,01E+05	760	1,07E+02
1,42E+04	1,01E+05	760	1,07E+02
1,42E+04	1,01E+05	760	1,07E+02
1,42E+04	1,01E+05	760	1,07E+02
1,42E+04	1,01E+05	760	1,07E+02
1,70E+04	1,01E+05	760	1,28E+02
1,70E+04	1,01E+05	760	1,28E+02

APÊNDICE E

Tabela de pressão de entrada - agulha 22G

Pent [Pa] P1 $8 \cdot Qa \cdot n \cdot L / R^4$	Patm [Pa] P2	Patm [mmHg] P3	Pent (mmHg) P4 $P4 = (P1 \cdot P3) / P2$
4,83E+03	1,01E+05	760	3,63E+01
6,91E+03	1,01E+05	760	5,20E+01
9,67E+03	1,01E+05	760	7,28E+01
1,04E+04	1,01E+05	760	7,83E+01
1,12E+04	1,01E+05	760	8,43E+01
1,12E+04	1,01E+05	760	8,43E+01
1,21E+04	1,01E+05	760	9,10E+01
1,32E+04	1,01E+05	760	9,93E+01
1,45E+04	1,01E+05	760	1,09E+02