Irene Akie Matsui

ESTUDO DO VOLUME INJETADO DE SOLUÇÃO DE GLICOSE HIPERTÔNICA A 75% EM FUNÇÃO DO RESFRIAMENTO

Este exemplar corresponde à versão final da Dissertação de Mestrado apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Cirurgia da FCM/UNICAMP, para obtenção do título de MESTRE em Cirurgia da Médica, **IRENE AKIE MATSUI**.

Campinas, 31 de julho de 2001.

Prof. Dr. JOÃO POTÉRIO FILHO - Orientador

Dissertação apresentada ao Curso de Pós-Graduação em Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Mestre em Cirurgia.

Orientador: Prof. Dr. João Potério Filho

Campinas

2001

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

000201373

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
UNICAMP**

M429t e

Matsui, Irene Akie
Estudo do volume injetado de solução de glicose hipertônica a 75% em função do resfriamento / Irene Akie Matsui. Campinas, SP : [s.n.], 2001.

Orientador : João Potério Filho
Tese (Mestrado) Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas.

1. Veias - Tratamento. I. João Potério Filho. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

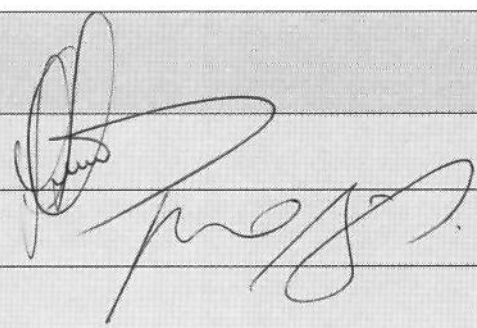
UNIDADE BC
N.º CHAMADA: T/UNICAMP M429e
V. Ex.
TOMBO BC/ 47180
PROC. 16-837/02
C [ ] D [X]
PREÇO R$ 11,00
DATA 15-01-2002
N.º CPD

CM00162604-1

Banca Examinadora da Dissertação de Mestrado

Orientador: Prof. Dr. João Potério Filho

Membros:

1. 
2.
3.

Curso de Pós-Graduação em Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas.

Data: 31 julho 2001

Dedico este trabalho a meus pais, responsáveis pelos sólidos alicerces que construíram minha vida.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. João Potério Filho, pela orientação e auxílio na confecção deste trabalho, bem como em meu crescimento acadêmico.

Ao Prof. Dr. John Cook Lane, inesquecível mestre e exemplo de dedicação à Medicina.

Ao Prof. Dr. George Carchedi Luccas, pelos ensinamentos e constante estímulo ao desenvolvimento profissional.

Ao Prof. Dr. Fábio Hüsemann Menezes, mestre, amigo e grande incentivador, por sua valiosa contribuição em minha formação.

Aos Docentes e Assistentes da Disciplina de Moléstias Vasculares Periféricas, bem como aos Médicos Residentes, pelo companheirismo no ambiente de trabalho.

À Profa. Dra. Glória Maria Braga Potério, muito em especial, pelo inestimável auxílio na finalização desta tese.

Ao Prof. Dr. Luis Alberto Magna, pela orientação estatística.

Ao Prof. Sérgio Santos Mühlen, pela colaboração do Departamento de Engenharia Biomédica.

Ao Sr. José Luis da Silva, pela elaboração do equipamento utilizado neste experimento.

Ao Elton, companheiro de todos os momentos, pelo carinho e compreensão.

SUMÁRIO

RESUMO XII

1. INTRODUÇÃO 17

1.1 TELANGIECTASIAS 19

1.1.1. CONCEITO 19

1.1.2. PREVALÊNCIA 19

1.2. ESCLEROTERAPIA 20

1.2.1. CONCEITO 20

1.2.2. HISTÓRICO 21

1.2.3. ESCLEROTERAPIA QUÍMICA 22

1.2.4. ESCLEROTERAPIA POR MEIOS FÍSICOS 31

1.2. 5. ESCLEROTERAPIA POR ASSOCIAÇÃO DE MEIOS QUÍMICOS E FÍSICOS 34

2. OBJETIVOS. 37

3. MATERIAL E MÉTODO. 41

4. RESULTADOS 49

5. DISCUSSÃO 56

6. CONCLUSÕES 66

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 69

8. SUMMARY 81

9. ANEXO 85

RESUMO

Resumo

A escleroterapia química com resfriamento da solução de glicose vem sendo utilizada por cirurgiões vasculares, angiologistas e dermatologistas para aumentar a eficácia das soluções esclerosantes e também diminuir o desconforto da dor. Tem-se observado que o resfriamento de solução de glicose hipertônica (75%) a temperaturas de aproximadamente -40°C, obtido com utilização de gás carbônico em equipamento especial envolvendo a seringa, causa menor dor à injeção, além de acelerar o tratamento por adicionar o efeito físico do frio ao efeito químico; porém, o resfriamento leva ao ponto de solidificação da solução de glicose, impedindo sua injeção. Com o intuito de avaliar qual é a menor temperatura possível para utilizar a solução de glicose, foi elaborado um equipamento de refrigeração capaz de manter constantes temperaturas conhecidas entre -10 e -50°C. Foram utilizadas uma seringa de 1ml, agulhas 27G1/2 e 30G1/2 e, sobre o êmbolo da seringa, aplicada uma força constante de 1kgf durante o período de um minuto para cada temperatura. Confirmou-se que à medida que se diminuiu a temperatura, diminui também o volume injetado e que, a partir de -50°C, o aumento da viscosidade da solução impediu sua injeção.

1. INTRODUÇÃO

1.1.TELANGIECTASIAS

1.1.1. CONCEITO:

O termo telangiectasia foi utilizado pela primeira vez em 1807 por Von Graf para descrever vaso superficial visível ao olho humano (VON GRAF, 1807 apud MERLEN, 1970). Atualmente as telangiectasias são definidas como vasos cutâneos superficiais que medem entre 0,1 e 1mm de diâmetro, podem ter origem em vênulas, capilares ou arteríolas. Quando provenientes de vênulas, são maiores, azuis e freqüentemente causam protrusão na pele, enquanto as telangiectasias capilares são inicialmente mais finas e avermelhadas, mas tornam-se maiores e vinhosas ou azuladas com o passar do tempo, devido ao refluxo venoso causado pelo aumento da pressão hidrostática. Já aquelas de origem arteriolar são de menor calibre, vermelho-brilhante e não causam relevo na superfície (GOLDMAN & BENNETT, 1987; GOLDMAN et al., 1993).

1.1.2. PREVALÊNCIA

Segundo GREEN (1998), são encontradas prevalências de até 41% em mulheres normais e 15% em homens, havendo predisposição

familiar em 90% dos casos. Atualmente, estudos com mapeamento duplex têm evidenciado relação entre o surgimento de telangiectasias e o refluxo de veias reticulares de subcutâneo (SOMJEN et al., 1993; WEISS & WEISS, 1993).

1.2. ESCLEROTERAPIA

1.2.1. CONCEITO

A escleroterapia química para tratamento de telangiectasias de membros inferiores é definida como a injeção de soluções aquosas em veias dilatadas ou cosmeticamente inaceitáveis, causando irritação e danos endoteliais ao vaso tratado, levando a trombose, fibrose e estenose, sendo absorvidas pelo tecido adjacente (AMERICAN ACADEMY OF DEMATOLOGY, 1996). Este processo é obtido através de líquidos que modificam as características físico-químicas do endotélio (IMHOFF & STEMMER, 1969), que seriam os meios químicos, ou por meios físicos (eletrocoagulação e laser) (PINTO-RIBEIRO, 1995).

Com a evolução dos tratamentos estéticos, houve uma preocupação cada vez maior em se eliminar vasos de calibres menores.

No entanto, WEISS & WEISS (1990a) demonstraram que muitos dos pacientes que se apresentam para tratamento de varicosidades superficiais e telangiectasias fazem-no procurando alívio para a dor e o desconforto, além da melhora estética. Também KANTER (1995) e SADICK (1991) observaram alívio destes sintomas em membros inferiores após tratamento escleroterápico uma vez que, segundo WEISS & WEISS (1995), as telangiectasias são dolorosas devido à grande pressão de refluxo que ocorre ao se distendê-las.

1.2.2. HISTÓRICO

A escleroterapia foi inicialmente descrita para tratamento de veias varicosas em 1667 por Sigismund Eisholtz, que teria curado úlcera varicosa crônica de um soldado utilizando-se de uma bexiga de porco acoplada a um fino osso de galinha chanfrado em bisel, sendo este aparato equivalente a uma seringa e sua agulha, com a qual injetou na variz nutridora da úlcera infusão de tanchagem, uma planta medicinal (TOURNAY, 1975 apud PINTO-RIBEIRO, 1995). Como tratamento para telangiectasias de membros inferiores, foi utilizada pela primeira vez por BIEGELEISEN em 1934.

Em 1944, ORBACH introduziu seu método de injeção em varizes de pequeno calibre com a técnica de bloqueio de ar (air block method), que consistia na aspiração de iguais quantidades de ar e esclerosante na seringa. A injeção era realizada com a agulha voltada para cima, o que fazia com que primeiro fosse injetado o ar e a seguir o esclerosante, permitindo que a solução entrasse em contato direto com a parede da veia antes de se misturar ao sangue, tornando a injeção mais eficiente.

Atualmente os métodos químicos são largamente utilizados, com injeção de substâncias irritantes de baixa concentração, que diminuem a ocorrência de efeitos indesejáveis (PINTO-RIBEIRO, 1995).

1.2.3. ESCLEROTERAPIA QUÍMICA

Desde o século XIX, inúmeras substâncias têm sido pesquisadas com o intuito de se encontrar o esclerosante ideal, que proporcionaria o maior efeito com o menor risco de complicações. As diversas soluções utilizadas ao longo dos anos foram descritas por GOLDMAN em 1994 e estão resumidas abaixo:

Ano de Descrição	Material (Autor)
1840	Álcool absoluto (Monteggio, Leroy D'Etiolles)
1851-1853	Cloreto férrico (Pravaz)
1855	Licor de iodo-tânico (Desgranges)
1880	"Cloral" (Negretti)
1904	Solução de fenol a 5% (Tavel)
1906	Iodo-iodeto de potássio (Tavel)
1910	"Sublime" (Scharf)
1917	Glicose hipertônica/calorose (Kausch)
1919	Salicilato de sódio (Sicard e Gaugier)
1919	Bicarbonato de sódio (Sicard e Gaugier)
1920	Bicloreto de mercúrio (Wolf)
1922	Sulfato de quinino a 12% com uretano a 6% (Geneurier)
1922	Biiodeto de mercúrio (Lacroix, Bazelis)
1926	Solução salina hipertônica com procaína (Linser)
1927	Açúcar de uva a 50% (Doerffel)
1929	Citrato de sódio (Kern e Angel)
1929	Solução salina hipertônica a 20-30% (Kern e Angel)
1930	Morruato de sódio (Higgins e Kittel)
1933	Glicerina cromada (Sclermo) (Jausion)
1937	Oleato de etanolamina (Biegeleisen)
1946	Sulfato tetradecil de sódio (Sotradecol) (Reiner)
1949	Mercúrio fenolado e amônia (Tournay e Wallois)
1959	Íons poliiodados estabilizados (Variglobin) (Imhoff e Sigg)
1966	Polidocanol (Aetoxisclerol) (Henschel e Eichenberg)
1969	Solução salina hipertônica/dextrose (Sclerodex)

No Brasil, na década de 50, o esclerosante mais comumente utilizado era o oleato de etanolamina a 5%, diluição disponível na época. Apesar de bastante eficiente em relação à produção de inflamação na parede venosa, eram freqüentes as complicações como manchas hipercrômicas e escaras quando ocorria injeção extra-vaso (PINTO-RIBEIRO, 1995). Na busca de uma solução para estes problemas, MEDEIROS e PINTO RIBEIRO (1960) chegaram a uma diluição de quatro a oito partes de glicose a 50% (substância hipertônica e esclerosante), com uma de oleato de etanolamina, o que reduziu quase à insignificância a ocorrência de manchas hipercrômicas e escaras. Esta solução é ainda hoje bastante utilizada, devendo ser aplicada lentamente para não provocar necrose. A ocorrência de reações alérgicas é pequena, mas são descritos casos de dor precordial, tosse e escotomas (MIYAKE, 1995).

As necroses cutâneas podem ocorrer mesmo quando não há extravasamento de solução, estando diretamente relacionadas ao tipo de esclerosante escolhido e à pressão de injeção, como comprovaram MIYAKE et al. (1976), em estudo experimental com oito tipos de soluções injetadas em orelha de coelho.

Para OUVRY (1989), a escleroterapia deve ser realizada dos vasos maiores para os menores, para que o líquido possa fluir facilmente de vaso para vaso. Em sua experiência, observa falha no tratamento em 7% dos casos.

Segundo GOLDMAN et al. (1987), nos Estados Unidos as drogas aprovadas para uso em escleroterapia são o morruato de sódio e o tetradecil sulfato de sódio. A primeira não é usada rotineiramente devido às extensas necroses cutâneas causadas por injeção extra-vaso inadvertida e número significativo de reações alérgicas e/ou anafiláticas, fato confirmado por BODIAN (1989), que observou ainda a preferência pelo uso de solução salina hipertônica, por sua maior eficácia em relação ao polidocanol, apesar do maior desconforto durante a injeção (dor ou até câimbras). Ainda segundo BODIAN (1989), o tetradecil sulfato de sódio raramente causa reações sistêmicas, mas assim como o morruato de sódio, pode levar a sérios danos locais, como necrose, ulceração profunda e pigmentação permanente.

No experimento de GOLDMAN et al. (1987), realizando estudo comparativo em orelhas de coelho com utilização de tetradecil sulfato de sódio, morruato de sódio, polidocanol e solução salina hipertônica (a 23,4%), os autores relatam que o polidocanol age possivelmente apenas

sobre vasos anômalos, sendo mais eficaz na apresentação a 1%, sendo equivalente em efeito à solução salina a 23,4%, enquanto o tetradecil sulfato de sódio, apesar de agir semelhantemente a estas duas (lesão endotelial quase imediata à injeção), levou à recanalização do vaso após sessenta dias de tratamento. Assim como BODIAN (1989), encontrou elevado número de casos com necrose cutânea extensa quando houve extravasamento de esclerosante, além de número significativo de reações anafiláticas com uso de morruato de sódio.

O polidocanol é medicamento largamente utilizado em vários países, principalmente da Europa. Desenvolvido a partir de um anestésico local associado ao álcool etílico absoluto e, de acordo com o estudo de CONRAD et al. (1995), o polidocanol proporciona resultado 84% mais efetivo que a solução salina hipertônica e 85% maior que o tetradecil sulfato de sódio. Segundo o autor, o polidocanol age sobre o endotélio como detergente, de maneira similar ao tetradecil sulfato de sódio, sendo, entretanto, necessárias concentrações mais elevadas para se obter o mesmo efeito.

No estudo de CARLIN & RATZ (1987), foram excluídos os pacientes em uso de dissulfiram, anticoagulantes e hormônios, pois segundo o próprio fabricante estas drogas interferem na ação do

polidocanol. Já NORRIS et al. (1989) afirmam que a concentração a 0,5% de polidocanol parece ser a ideal, não tendo sido observada ocorrência de reação alérgica, úlcera ou necrose superficial, enquanto que a 0,75% e a 1% foi relatada hiperpigmentação. A relação entre este efeito colateral e a concentração do esclerosante utilizado também foi confirmada em 1990 por WEISS & WEISS (1990b).

A ocorrência desta complicação, definida como surgimento de pigmentação persistente ao longo da veia tratada, é um dos mais freqüentes e significativos efeitos colaterais da escleroterapia, tendo sido demonstrado histologicamente que o pigmento consiste de depósito perivascular de hemossiderina secundário ao extravasamento de hemácias (SCOTT & SEIGER, 1997), sendo tanto mais freqüente quanto mais potente o esclerosante (GOLDMAN et al., 1990b). Os primeiros autores tentaram correlacionar a hiperpigmentação com a elevação do nível de ferritina sérica, realizando tratamento escleroterápico em paciente portador de hemocromatose, porém não foi observada hiperpigmentação. GEORGIEV (1990) coloca em questão a possibilidade de haver associação entre deposição de hemossiderina e também a ocorrência de hipermelanose associada, já que a reação inflamatória causada pelo esclerosante leva a estímulo melanocítico.

Outros métodos têm sido descritos para a profilaxia desse efeito colateral, como a compressão pós-escleroterapia. Para GOLDMAN (1989), a compressão tem cinco objetivos:

a) colabar as paredes dos vasos e aumentar a ação do esclerosante
b) diminuir a formação de trombos e portando a recanalização
c) diminuir a extensão da pigmentação
d) diminuir a ocorrência de névoa telangiectásica
e) aumentar a função da bomba muscular da panturrilha, melhorando os sintomas.

Ainda neste estudo, o autor observou que a utilização da compressão com meia elástica 30-40mmHg no tornozelo durante três dias seria suficiente para obtenção dos efeitos desejados. No ano seguinte, GODLMAN et al. (1990a) concluíram que a ocorrência de hiperpigmentação decresce de 40,5% para 28,5% com esta técnica, sendo maior a efetividade quando se trata de vasos entre 0,5 e 1mm em relação a vasos menores que 0,5mm.

Mais recentemente WEISS et al. (1999), em estudo com meias de 20 a 30mmHg, observou melhora em pacientes que utilizaram-nas

durante três a sete dias após o tratamento, obtendo-se resultados mais significativos com três semanas de compressão.

A glicerina cromada foi utilizada por GEORGIEV (1993) como meio de avaliação prévia para utilização ou não de polidocanol, realizando sessão inicial única com a primeira. Havendo reação inflamatória importante com este esclerosante, considerado menos potente que o polidocanol, o tratamento prosseguia com essa mesma droga. Em não se observando reação inflamatória, dava-se continuidade com o polidocanol, que possibilitava diminuir a duração do tratamento.

Apesar de ser aprovada nos Estados Unidos apenas como abortivo, a solução salina hipertônica é um dos agentes esclerosantes mais utilizados. Por seu efeito hiper-osmótico, causa lesão endotelial que leva ao colabamento do vaso e obstrução de seu lúmen. Porém sua injeção é bastante dolorosa, sendo referida também ocorrência de câimbras (BUKHARI et al.,1999). Para minimizar este desconforto, os autores descreveram a associação da solução salina à lidocaína, obtendo resultados favoráveis sem perda das propriedades esclerosantes.

Comparando resultados de tratamentos realizados com solução salina hipertônica a 23,4%, solução salina a 20% com 100 unidades de

heparina/ml e polidocanol a 0,5-1%, PUISSEGUR LUPO (1989) observou resultados mais rápidos com as salinas, sem diferenças significativas em relação a problemas como pigmentação ou formação de névoa telangiectásica, mas com desconforto muito maior à injeção devido à ocorrência de câimbras.

Vários autores (TRETBAR, 1989; SADICK, 1991; GOLDMAN et al., 1995) são unânimes em afirmar que menores concentrações de esclerosante levam a uma menor incidência de complicações como hiperpigmentação e ulceração. Além disso, eventualmente pode ocorrer ainda trombose venosa profunda e embolia pulmonar secundária a escleroterapia, pois como demonstrou BÖHLER-SOMMEREGGER et al. (1992), as telangiectasias se comunicam com o sistema venoso profundo. A autora utilizou-se de flebografia por subtração digital com injeção de contraste em telangiectasias do pé, em volume igual ao de esclerosante normalmente aplicado numa injeção (0,5-0,7ml), e constatou que houve drenagem para o sistema venoso profundo em 13,3% dos pacientes.

Segundo GREEN (1989), a resposta à escleroterapia é influenciada pela natureza arterial ou venosa da telangiectasia, além de ser fundamental o contato do esclerosante com o endotélio. Quanto

maior o tempo em que a solução permanece no vaso, maior a lesão intimal e conseqüente desaparecimento do mesmo. Isto pode ser obtido através de injeção lenta e com a menor quantidade possível de sangue na luz.

A glicose hipertônica, introduzida por Kausch em 1917 (GOLDMAN, 1994), tem sido um dos esclerosantes mais utilizados no Brasil nos últimos anos pela eficácia e quase ausência de hiperpigmentação, necrose ou reação alérgica, porém quase nenhuma literatura é encontrada por ser incomum tanto na Europa quanto nos Estados Unidos, onde se trabalha com os outros agentes químicos citados anteriormente.

1.2.4. ESCLEROTERAPIA POR MEIOS FÍSICOS

A utilização de ferro em brasa para cauterização de varizes já era descrita na antiguidade, evoluindo para os métodos de eletrocoagulação. Estes, porém, hoje estão praticamente abandonados devido à ineficácia e aos efeitos colaterais (PINTO-RIBEIRO, 1995).

Estudando a ação da fototerrmólise em veias de membros inferiores, GOLDMAN & ECKHOUSE (1996) observaram que a maior quantidade de melanina leva à formação de manchas hipercrômicas ou hipocrômicas. Em relação à dor, constataram que apresenta pouca ou quase nenhuma diferença quando comparada à escleroterapia com soluções não osmóticas, sendo que rotineiramente foi utilizado gel resfriado previamente aplicado à pele para se minimizá-la. Porém, um tratamento seguro só é possível com avaliação prévia cuidadosa do paciente, repetidos tratamentos e controle rigoroso da quantidade de energia (WEISS, 1997).

WEST & ALSTER (1998), comparando o efeito de lasers de corante (590-595nm) e KTP (532nm), observaram que há melhores resultados quando associados à injeção de veias tronculares e que, apesar do laser de corante ser mais eficiente, os pacientes dão preferência às múltiplas sessões com KTP devido ao menor desconforto causado.

Os tratamentos com luz intensa pulsada e laser tiveram seu início retardado em nosso meio devido às dificuldades de importação, alto custo dos aparelhos e taxação de impostos. Além disso, a grande miscigenação somada ao hábito de se expor ao sol, dá origem a peles

bronzeadas, que não são ideais para uso destas técnicas (MIYAKE, 1999).

Em 1999, MENEZES et al. realizaram estudo com laser de corante no tratamento de telangiectasias de membros inferiores, obtendo excelente resultado em 73% das pacientes, porém com algum tipo de descoloração da pele em 21% delas.

A ação do frio como efeito esclerosante para tratamento de veias varicosas teve início em 1978 com MARTEAU & MARTEAU, sem muita repercussão. O autor descreveu o tratamento de telangiectasias com injeção de glicerina crômica e aplicação de emplastro gelado mantido sobre o local durante vinte minutos. De sessenta pacientes tratados, observou resultados bons e satisfatórios em cinqüenta e sete deles. No mesmo ano, SILVIU-DAN (1978) empregou técnica de resfriamento prévio da pele com vaporização de cloroetila (kelene) com o propósito de tornar mais curto o tratamento esclerosante de varizes.

PERRIN (1995) descreveu a crioesclerose como tratamento da insuficiência venosa superficial utilizando-se de uma sonda refrigerada com protóxido de azoto a –80°C, com a qual cateterizava os troncos das veias safenas magna e/ou parva após a crossectomia. Este procedimento

era realizado sob anestesia local e segundo o autor evitava os clássicos hematomas pós-operatórios da safenectomia.

1.2.5. ESCLEROTERAPIA POR ASSOCIAÇÃO DE MEIOS QUÍMICOS E FÍSICOS

Em 1995, RIPOLL SÁNCHES aplicou com sucesso o efeito do frio no tratamento de telangiectasias utilizando uma cápsula refrigerada com dióxido de carbono (gelo seco). Ele mediu as temperaturas das várias soluções disponíveis para esclerose, mas trabalhou com glicerina crômica. Na tentativa de incrementar a ação esclerosante e minimizar as pigmentações residuais, MINGO (1998) utilizou-se de soluções resfriadas a -55°C. Para tanto, desenvolveu um equipamento que permite manter a seringa em baixas temperaturas com a utilização de gás carbônico líquido. O resfriamento da solução permitiu a associação do efeito químico da mesma ao efeito físico do frio, causando vasoconstrição e minimizando a reação inflamatória, possibilitando a menor formação de trombos e diminuindo também a sensação de ardor durante a injeção.

Por não haver outros relatos na literatura a respeito destas técnicas, pouco se conhece sobre a real temperatura que leva a um efeito esclerosante. É sabido que o resfriamento progressivo da glicose leva a um aumento de sua viscosidade até atingir o ponto de solidificação, impedindo sua injeção, e que o estado de gel favorece a esclerose por aumentar o tempo de contato do agente com o endotélio, além da ação térmica.

Utilizando-se este método na prática, observou-se que não é possível a realização da escleroterapia com solução de glicose resfriada com seringa de 3ml e agulha 30G1/2 (0,30x13mm) como o habitual, pois o aumento da viscosidade da glicose exige uma força bastante acima do normal durante a injeção. Para se aumentar a pressão de injeção utilizando-se a mesma força, é necessário diminuir a área sobre a qual se aplica esta força, o que é obtido com a seringa de 1ml (GUEX 1993), como demonstra a fórmula a seguir:

$$\text{Pressão} = \frac{\text{Força}}{\text{Área}} = \frac{\text{Força}}{\pi R^2}$$

2. OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

Com estas informações surgiu o interesse em se estudar as propriedades físicas do resfriamento da solução de glicose hipertônica, tendo sido realizado então um trabalho com os seguintes objetivos:

1. Determinar a temperatura mais baixa a partir da qual é possível se realizar a injeção de solução de glicose a 75% com seringa de 1ml e agulhas 27G1/2 e 30G1/2.

2. Obter a curva do volume de injeção de solução de glicose a 75% em função de várias temperaturas.

3. MATERIAL E MÉTODOS

3. MATERIAL E MÉTODO

Para se obter o resfriamento da solução de glicose a 75% a temperaturas conhecidas e fixas, foi elaborado um equipamento de refrigeração constituído de um recipiente cilíndrico confeccionado a partir de um tubo de cobre com 8cm de diâmetro por 7,5cm de altura, dentro do qual se acoplou um tubo de aço galvanizado e com camada de isolamento em poliuretano expandido entre os mesmos. No centro do tubo de aço galvanizado foi introduzido outro tubo de cobre com diâmetro de 3/8 de polegada, com tamanho exato para receber a seringa de 1ml sem que houvesse espaço morto, e outro paralelo àquele com 1/4 de polegada para colocação dos sensores do termômetro e do termostato. Este conjunto foi conectado a uma unidade condensadora completa (constituída de condensador, ventilador, serpentina e compressor) que, através de um ponto de entrada e outro de saída, permitia a introdução de gás refrigerante R 502 em expansão dentro do tubo de aço galvanizado. Este conjunto, associado a um termostato, possibilitou a manutenção de temperaturas fixas e conhecidas.

A medida da temperatura da solução de glicose foi realizada previamente às injeções pois a introdução de um termômetro dentro da

seringa para injeção não foi tecnicamente viável, já que haveria alteração na pressão de injeção. Além disso, para se obter maior precisão na medida desta temperatura, foi utilizada uma seringa sem êmbolo, tendo sua extremidade distal vedada e sendo então colocados 0,8ml de solução de glicose a 75%. Utilizando-se um termopar tipo T (cobre-constantan) dentro desta seringa, sempre ao nível médio da mesma, realizaram-se medidas de temperatura da solução após fixação da mesma através do termostato. Observou-se estabilização da temperatura após 8 minutos. Realizada a leitura inicial, foi então trocada a seringa com igual volume de solução de glicose, porém desta vez com agulha 30G1/2 e êmbolo para simular a injeção, mantendo-se o resfriamento por um período de dez minutos para que houvesse segurança na estabilização da temperatura.

Inicialmente constatou-se, com o auxílio de um dinamômetro, que a força realizada habitualmente para injeção de solução de glicose à temperatura ambiente, com seringa de 3ml e agulha 30G1/2, era de aproximadamente 1kgf.

Para se obter sempre a mesma força de injeção foram utilizados dois pesos de balança de 500g com formato circular, totalizando 1kg, equilibrados sobre o êmbolo da seringa através de uma base de madeira

também circular, com entalhe central ao qual se encaixava o êmbolo. Este conjunto (base de madeira e pesos) colocado sobre o recipiente termo-isolado era escorado por três hastes metálicas fixas ao mesmo. Como todas as peças utilizadas em todas as medidas eram sempre as mesmas, o atrito dos pesos com as hastes era constante, tendo sido considerado desprezível.

Foram realizadas duas medidas de volume para cada temperatura (-10°C, -20°C, -30°C, -40°C e -50°C), sendo aplicada a força de 1kgf durante um minuto. Após cada injeção procedia-se a lavagem e secagem completas da seringa e da agulha. Entre cada medição era realizada conferência da temperatura com o termopar.

O equipamento utilizado encontra-se esquematizado a seguir (Figura 1) e no anexo 1.

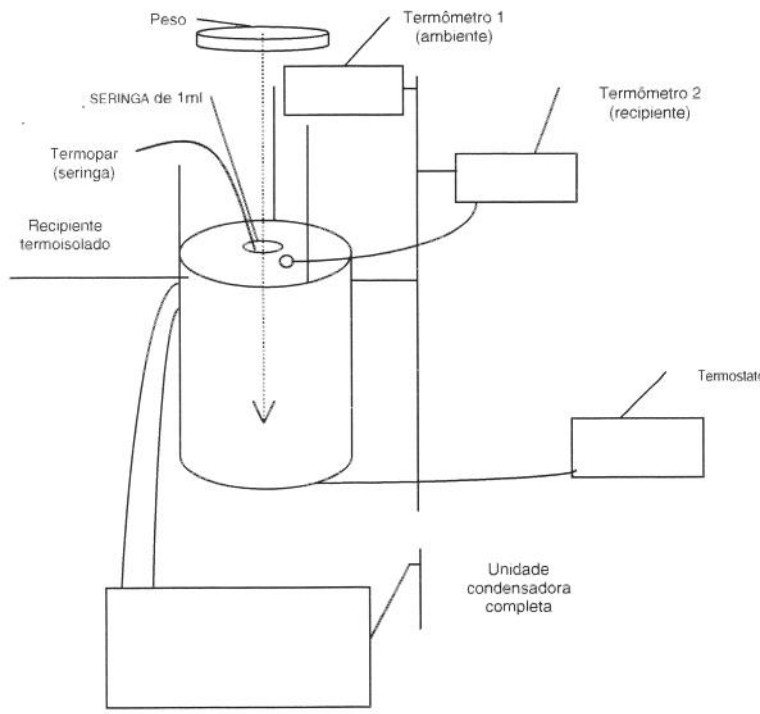


Figura 1: Aparelhagem constituída de unidade condensadora completa (condensador, ventilador, serpentina e compressor) à qual foi acoplado um recipiente termo-isolado, onde foi introduzida uma seringa com solução de glicose a 75%. O controle da temperatura foi feito por um termostato que permitiu ou não a entrada de gás refrigerante no sistema. A verificação da temperatura no interior da seringa foi realizada através de um termopar tipo T. Após resfriamento da glicose até a temperatura desejada, foi colocado um peso de 1kg sobre o êmbolo da seringa durante um minuto, medindo-se o volume de solução injetado.

Os termômetros 1 e 2 são termômetros digitais e destinaram-se à leitura da temperatura ambiente e do recipiente termo-isolado, havendo um sensor idêntico a estes ligado ao termostato. Foi utilizado o termopar tipo T conectado a um termômetro eletrônico com leitura de até uma casa decimal e com alta precisão. Introduzindo-se este sensor no interior da seringa com solução de glicose, foi obtida a temperatura real da mesma, que se apresentou significativamente diferente das apontadas pelos outros termômetros. A temperatura ambiente foi mantida constante entre 25 e 26°C. Todo o procedimento foi repetido nas mesmas condições com agulha 27G1/2.

4. RESULTADOS

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL

4. RESULTADOS

Utilizando-se temperaturas progressivamente decrescentes a partir de -10°C, observou-se que com -40°C o volume de injeção diminuiu para menos da metade em relação à -10°C, havendo ainda dificuldade para o início do gotejamento naquela temperatura. Com -50°C já não era mais possível realizar a injeção nos mesmos parâmetros utilizados devido à formação de cristais.

Os dados obtidos em cada uma das duas medidas estão apresentados nas tabelas1 e 2:

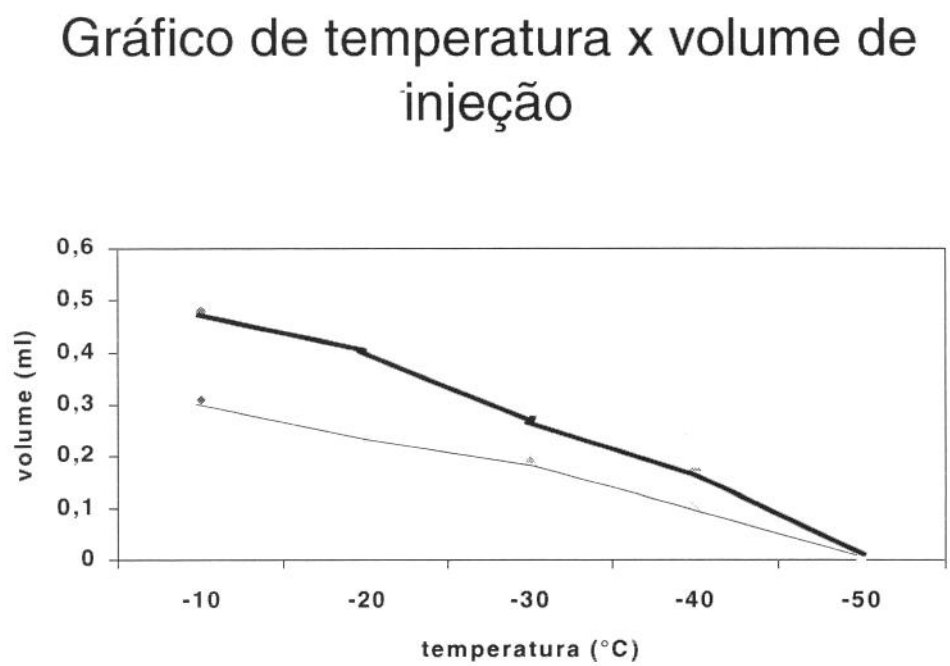
Tabela 1: Valores de volume (ml) injetado em 1 minuto (seringa de 1ml, agulha 30G1/2, 1kg peso) segundo a variação de temperatura (°C) da solução de glicose:

TEMPERATURA	-10	-20	-30	-40
VOLUME 1	0,30	0,23	0,20	0,11
VOLUME 2	0,32	0,24	0,19	0,10
MÉDIA	0,31	0,235	0,195	0,105

Tabela 2: Valores de volume (ml) injetado em 1 minuto (seringa de 1ml, agulha 27G1/2, 1kg peso) segundo a variação de temperatura (°C) da solução de glicose:

TEMPERATURA	-10	-20	-30	-40
VOLUME 1	0,48	0,40	0,28	0,17
VOLUME 2	0,48	0,40	0,27	0,18
MÉDIA	0,48	0,40	0,275	0,175

Os resultados estão apresentados no seguinte gráfico:



Em relação à variação no registro de temperatura dos termômetros, apresentamos os resultados obtidos em cada um deles nas diferentes medidas de temperatura realizadas, em °C:

Tabela 3: Registro das temperaturas nos termômetros digitais 1 e 2, no termostato e no termopar.

Medidas:	**Termômetro 1**	**Termômetro 2**	**Termostato**	**Termopar**
	ambiente	recipiente isolado	termostato	seringa
1	24	-5	-2,5	-9,9 a -10,1
2	26	-12 a -17	-17,5	-20,2 a -20,9
3	25	-19 a -27	-25	-29,4 a -30,1
4	25	-28 a -36	-34	-39,5 a -40,5

As variações de temperatura no termômetro 2 são justificadas pelo controle realizado pelo termostato, que permite ou não a entrada de gás refrigerante dentro do sistema. Mesmo ocorrendo esta variação dentro do

recipiente termo-isolado, a oscilação no interior da seringa contendo solução de glicose é desprezível.

5. DISCUSSÃO

5. DISCUSSÃO

Por ser a escleroterapia de telangiectasias um tratamento essencialmente estético, é constante a preocupação dos cirurgiões vasculares, angiologistas e dermatologistas em evitar complicações, como úlcera, hiperpigmentação e névoa telangiectásica, que no entanto podem ocorrer mesmo utilizando-se de técnica apurada. Está bem estabelecido que o risco de reações indesejáveis relaciona-se diretamente ao tipo de esclerosante, ou seja, quanto maior a capacidade de lesar o endotélio vascular, maior também a probabilidade de causar complicações (GOLDMAN et al., 1987; PUISSEGUR LUPO, 1989).

A glicose hipertônica, amplamente utilizada em nosso meio, tem demonstrado ser esclerosante absolutamente seguro; apesar da parca literatura a respeito, não se tem notícia de casos de necrose cutânea a ela relacionadas. Além disso, na concentração de 75%, torna-se solução bastante viscosa, fazendo com que sua injeção seja limitada pelo calibre da agulha utilizada. Por isto, mesmo havendo extravasamento inadvertido de solução, observamos que, quando ocorre, a lesão não passa de pequena escarificação bastante superficial, pois além de ocorrer em volume pequeno devido à viscosidade, tem ação deletéria menor.

No entanto, o tratamento escleroterápico com esta solução requer um repetido número de injeções nos mesmos vasos em sessões subseqüentes, o que o torna bastante prolongado, principalmente nos casos em que há telangiectasias de maior calibre. Nestas, há ainda a freqüente queixa de ardor durante a injeção e a possibilidade de se formarem trombos, que podem requerer drenagem posterior e mesmo assim levarem à formação de manchas hipercrômicas.

Na prática clínica observa-se que a utilização de polidocanol acelera o tratamento naquela pequena porcentagem de pacientes que não responde satisfatoriamente à solução de glicose, sendo bastante útil ainda em vasos de pequeno calibre em que a injeção de substâncias viscosas como a glicose a 75% é mais difícil. No entanto, assim como na literatura (GEORGIEV, 1990; GOLDMAN et al., 1995), constatamos com maior freqüência o surgimento de hiperpigmentação, por vezes de demorada resolução, e até mesmo de úlceras, o que nos leva à busca de novas opções de tratamento.

Os objetivos do resfriamento são diminuir a dor da injeção e acelerar o tratamento sem aumentar o risco de complicações. No entanto, o resfriamento aumenta a viscosidade, o que paralelamente dificulta a injeção. Como foi observado em fases preliminares de nosso

estudo, para se realizar a escleroterapia com seringa de 3ml, agulha 30G1/2 e solução de glicose a 75% à temperatura ambiente, necessitou-se aplicar força de aproximadamente 1kgf sobre o êmbolo da seringa. Para possibilitar a injeção de solução com maior viscosidade, sem grande elevação da força, foi necessário diminuir o diâmetro da seringa. Mesmo assim, na temperatura de -50°C não conseguimos mais obter injeção nos parâmetros fixados.

Com relação à medida de temperatura, inicialmente foi aventada a hipótese de realizá-la na solução ejetada da seringa, mas foi suspeitado que, por se tratar de volumes extremamente pequenos, durante sua passagem pela agulha já haveria ganho de calor e conseqüente elevação da mesma. Além disso seria necessário um sensor de termopar igualmente pequeno para que o volume de solução em contato com aquele fosse suficientemente grande, a fim de que permanecesse totalmente envolvido pelo líquido.

Observou-se também que talvez seja indicado o uso de agulha 27G1/2, como já tem sido realizado por alguns colegas, no caso de se resfriar a solução de glicose, pois permitiria a injeção da mesma em estado de gel, aumentando seu tempo de contato com a parede do vaso e incrementando assim o efeito escleroterápico. Estuda-se também a

possibilidade de se adicionar polidocanol ou álcool à solução de glicose para se fluidificar e se abaixar a temperatura de congelamento do líquido a ser injetado, o que não foi realizado neste trabalho para não se alterar a concentração da solução de glicose, que era o objeto de nosso estudo.

Durante o processo de medição dos volumes, foi realizada lavagem e sacagem da seringa e da agulha pois observou-se que conjuntos diferentes apresentavam resultados bastante díspares para uma mesma temperatura.

Os termômetros digitais foram utilizados apenas para medição da temperatura ambiente e do recipiente termo-isolado, pois têm menor precisão que o termopar.

Em nosso experimento foi utilizado o compressor e não o equipamento já existente no mercado, que consiste de cápsula envolvendo a seringa e com refrigeração obtida através do gás carbônico líquido introduzido na mesma. Como nosso objetivo foi relacionar a temperatura com o volume de solução injetado, houve necessidade de estabilização da temperatura em níveis conhecidos, o que foi obtido com maior facilidade em nosso conjunto.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

O fato de não nos termos adaptado à utilização da cápsula na prática clínica foi um dos incentivadores para o desenvolvimento deste trabalho. O diâmetro da cápsula, a necessidade de se trocar o cilindro de gás carbônico com freqüência e a manutenção da temperatura desejada por aproximadamente cinco minutos apenas nos levou à procura de outra técnica.

Foi realizada tentativa com utilização de caixa termo-isolada contendo gelo seco, dentro da qual eram armazenadas as seringas com solução de glicose. À medida que havia aquecimento da seringa, era substituída por outra resfriada. Este processo mostrou ser inviável pelo fato de haver rápida elevação de temperatura quando em contato com as mãos, mesmo envolvendo a seringa com materiais isolantes como tubo de látex e cápsula de vidro com vácuo.

Como o resfriamento pode também ter efeito deletério no tecido humano, há necessidade de se controlar a temperatura da solução injetada, bem como o volume, principalmente se forem utilizadas combinações de esclerosantes que diminuem a viscosidade. O modelo experimental projetado para nosso estudo, compreendido por compressor e termostato, somado ao conhecimento da temperatura em que é possível realizar injeção de solução de glicose a 75% resfriada, são os

primeiros passos na continuidade de uma linha de pesquisa que visa o desenvolvimento de equipamento capaz de manter soluções esclerosantes resfriadas em temperaturas conhecidas e constantes.

6. CONCLUSÕES

6. CONCLUSÕES

Este trabalho nos permite concluir que:

1. A temperatura mais baixa em que se consegue realizar injeção de solução de glicose a 75% é de –40°C.

2. O decréscimo da temperatura diminui também o volume de solução injetado.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AMERICAN ACADEMY OF DERMATOLOGY. Guidelines of care for sclerotherapy treatment of varicose and telangiectatic leg veins. **J. Am. Acad. Dermatol.,** vol. 34, p. 523-8, 1996.

BIEGELEISEN, H.I. Telangiectasia associated with varicose veins – treatment by a micro-injection technic. **JAMA,** vol. 102, p. 2092-4, 1934.

BODIAN, E.L. Sclerotherapy: a personal appraisal. **J. Dermatol. Surg. Oncol.,** vol. 15, p. 156-61, 1989.

BÖHLER-SOMMEREGGER, K.; KARNEL, F.; SCHULLER-PETROVIC, S. & SANTLER, R. Do telangiectases communicate with the deep venous system? **J. Dermatol. Surg. Oncol.,** vol. 18, p. 403-6, 1992.

BUKHARI, R.H.; LOHR, J.M.; PAGET, D.S.; HEARN, A.R. & CRANLEY, R.D. Evaluation of lidocaine as an analgesic when added to hypertonic saline for sclerotherapy. **J. Vasc. Surg.,** v.29, p.479-83, 1999.

CARLIN, M.C. & RATZ, J L. Treatment of telangiectasia: comparison of sclerosing agents. **J. Dermatol. Surg. Oncol.,** vol. 13, p. 1181-4, 1987.

CONRAD, P.; MALOUF, G.M. & STACEY, M.C. The australian polidocanol (Aethoxysklerol) study: results at 2 years. **Dermatol. Surg.,** vol. 21, p.334-8, 1995.

GEORGIEV, M. Postsclerotherapy hyperpigmentations: a one-year follow-up. **J. Dermatol. Surg. Oncol.,** vol. 16, p.608-10, 1990.

GEORGIEV, M. Postsclerotherapy hyperpigmentations. Chromated glycerin as a screen for patients at risk (a retrospective study). **J. Dermatol. Surg. Oncol.**, vol. 19, p.649-52, 1993.

GOLDMAN, M.P. & BENNETT, R.G. Treatment of telangiectasia: a review. **J. Am. Acad. Dermatol.,** vol. 17, p. 167-82, 1987.

GOLDMAN, M.P.; KAPLAN, R.P.; OKI, L N.; CAVENDER, P.A.; STRICK, R.A. & BENNETT, R.G. Sclerosing agents in the treatment of telangiectasia: comparison of the clinical and histologic effects of intravascular polidocanol, sodium tetradecyl sulfate, and hypertonic saline in the dorsal rabbit ear vein model. **Arch. Dermatol.**, vol. 123, p.1196-201, 1987.

GOLDMAN, M.P. Compression in the treatment of leg telangiectasia: theoretical considerations. **J. Dermatol. Surg. Oncol.,** vol. 15, p. 184-8, 1989.

GOLDMAN, M.P.; BEAUDOING, D.; MARLEY, W., LOPEZ, L. & BUTIE, A. Compression in the treatment of leg telangiectasia: a preliminary report. **J. Dermatol. Surg. Oncol.,** vol. 16, p. 322-5, 1990.

GOLDMAN, M.P.; MARTIN, D.E.; FITZPATRICK, R.E. & RUIZ-ESPARZA, J. Pulsed dye laser treatment of telangiectases with and without subtherapeutic sclerotherapy. **J. Am. Acad. Dermatol.,**vo. 23, p. 23-30, 1990.

GOLDMAN, M.P.; WEISS, R.A.; BRODY, H.J.; COLEMAN III, W.P. & FITZPATRICK, R.E. Treatment of facial telangiectasia with sclerotherapy, laser surgery, and/or electrodesiccation: a review. **J. Dermatol. Surg. Oncol.**, vol. 19, p. 899-906, 1993.

GOLDMAN, M.P. **Escleroterapia: tratamento das veias varicosas e telangiectasias dos membros inferiores**. Rio de Janeiro, Ed. Interlivros, p.3, 1994.

GOLDMAN, M.P. Cutaneous necrosis, telangiectatic matting, and hyperpigmentation following sclerotherapy. Etiology, prevention, and treatment. **Dermatol. Surg.**, vol.21, p.19-29, 1995.

GOLDMAN, M.P.; ECKHOUSE, S. & ESC. MEDICAL SYSTEMS, LTD. PHOTODERM VL COOPERATIVE STUDY GROUP. Photothermal sclerosis of leg veins. **Dermatol. Surg.**, vol. 22, p.323-30, 1996.

GREEN, D. Compression sclerotherapy techniques. **Dermatologic Clinics**, vol. 7, p. 137-46, 1989.

GREEN, D. Reticular veins, incompetent reticular veins, and their relationship to telangiectases. **Dermatol. Surg.**, vol. 24, p.1129-41, 1998.

GUEX, J.J. Indications for the sclerosing agent polidocanol. **J. Dermatol. Surg. Oncol.,** vol. 19, p. 959-61, 1993.

IMHOFF, E. & STEMMER, R. Classification et mécanisme d'action des sclérosants. **Phlébologie,** nº 2, p. 143-8, 1969.

KANTER, A.H. The effect of sclerotherapy on restless legs syndrome. **Dermatol. Surg.,** vol. 21, p. 328-32, 1995.

MARTEAU, J. & MARTEAU, J. Contribution de la cryothérapie en phlébologie. **Phlébologie,** vol. 31, p. 191-3, 1978.

MEDEIROS, A. & PINTO-RIBEIRO, A. Tratamento esclerosante das varizes. **Anais do Congresso Latino-Americano de Angiologia.** Rio de Janeiro, 1960.

MENEZES, F.H.; LUCCAS, G.C.; MATSUI, I.A.; LANE, J.C.; NAGASE, Y. & PÉRDOMO, C. Resultado estético de teste com laser de corante de 595nm com pulso longo no tratamento de telangiectasias dos membros inferiores. **Cir. Vasc. Angiol.,** vol. 15, p. 22-5, 1999.

MERLEN, J.F. Red telangiectasias, blue telangiectasias. **Soc. Franc. Phlébol.,** vol. 22, p. 167-74, 1970.

MINGO, J.G. Esclerosis vascular y crioesclerosis. **Revista Española de Medicina y Cirurgia Cosmetica**, nº5, p.3-6, 1998.

MIYAKE, H.; KAUFFMAN, P.; BEHMER, O. A.; WOLOSKER, M. & PUECH LEÃO, L.E. Mecanismo das necroses cutâneas provocadas por injeções

esclerosantes no tratamento de microvarizes e telangiectasias. **Rev. Ass. Med. Brasil.,** vol. 22, p. 115-20, 1976.

MIYAKE, H. Estado atual da escleroterapia de varizes. In: MAFFEI, F.H.A.; LASTÓRIA, S.; YOSHIDA, W.B. & ROLLO, H.A. **Doenças vasculares periféricas**. Rio de Janeiro, Ed. Medsi,. p. 998-1001, 1995.

MIYAKE, R.K. **Fatores preditivos da lesão cutânea por luz intensa pulsada**. São Paulo, 1999. 47p. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo.

NORRIS, M.H.; CARLIN, M C. & RATZ, J L. Treatment of essential telangiectasia: effects of increasing concentrations of polidocanol. **J. Am. Acad. Dermagol.**, vol. 20, p.643-9, 1989.

ORBACH, E.J. Sclerotherapy of varicose veins. Utilization of an intravenous air block. **Am. J. Surg.,** vol. 66, p. 362-5, 1944.

OUVRY, P.A. Telangiectasia and sclerotherapy. **J. Dermatol. Surg. Oncol.,** vol. 15, p. 177-81, 1989.

PERRIN, M. In: **Encyclopédie médico-chirurgicale**. Techniques Chirurgicales. Chirurgie Vasculaire: Chirurgie de l'insuffisance veineuse superficielle. Paris, Editions Techniques, 42 – 161A, p.5, 1995.

PINTO-RIBEIRO, A. Escleroterapia de varizes: princípios gerais. In: MAFFEI, F.H.A.; LASTÓRIA, S.; YOSHIDA, W.B. & ROLLO, H.A. **Doenças Vasculares Periféricas**. Rio de Janeiro, Ed. Medsi, p.985-998,1995.

PUISSEGUR LUPO, M.L. Sclerotherapy: review of results and complications in 200 patients. **J. Dermatol. Surg. Oncol.,** vol. 15, p. 214-9, 1989.

RIPOLL SÁNCHEZ, M. Presentación de uma técnica: crioesclerosis líquida. **Revista Spañola de Medicina Estética,** nº 39, p. 19-24, 1995.

SADICK, N.S. Sclerotherapy of varicose and telangiectatic leg veins: minimal sclerosant concentration of hypertonic saline and its relationship to vessel diameter. **J. Dermatol. Surg. Oncol.**, vol 17, p.65-70, 1991.

SCOTT, C. & SEIGER, E. Postsclerotherapy pigmentation: is serum ferritin level na accurate indicator? **Dermatol. Surg.**, vol. 23, p.281-3, 1997.

SILVIU-DAN, S. Scléro-réfrigération des varices. **La Nouvelle Presse Médicale,** vol. 7, p. 3148, 1978.

SOMJEN, G.M.; ZIEGENBEIN, R.; JOHNSTON, A.H. & ROYLE, J.P. Anatomical examination of leg telangiectases with duplex scanning. **J. Dermatol. Surg. Oncol.**, vol 19, p.940-5, 1993.

TRETBAR. L.L. Injection sclerotherapy for spider telangiectasias: a 20-year experience with sodium tetradecyl sulfate. **J. Dermatol. Surg. Oncol.**, vol. 15, p.223-5, 1989.

WEST, T.B. & ALSTER, T.S. Comparison of the long-pulse dye (590-595 nm) and KTP (532 nm) lasers in the treatment of facial and leg telangiectasias. **Dermatol. Surg.,** vol. 24, p. 221-6, 1998.

WEISS, R.A. & WEISS, M.A. Resolution of pain associated with varicose and telangiectatic leg veins after compression sclerotherapy. **J. Dermatol. Surg. Oncol.**, vol. 16, p.333-6, 1990.

WEISS, R.A. & WEISS, M.A. Incidence of side effects in the treatment of telangiectasias by compression sclerotherapy: hypertonic saline vs. polidocanol. **J. Dermatol. Surg. Oncol.**, vol. 16, p.800-4, 1990.

WEISS, R.A. & WEISS, M.A. Doppler ultrasound findings in reticular veins of the thigh subermic lateral venous system and implications for sclerotherapy. **J. Dermatol. Surg. Oncol.**, vol. 19, p.947-51, 1993.

WEISS, R.A. & WEISS, M.A. Sclerotherapy in the U.S.: Past, present and future. **Dermatol. Surg.**, vol. 21, p. 393-6, 1995.

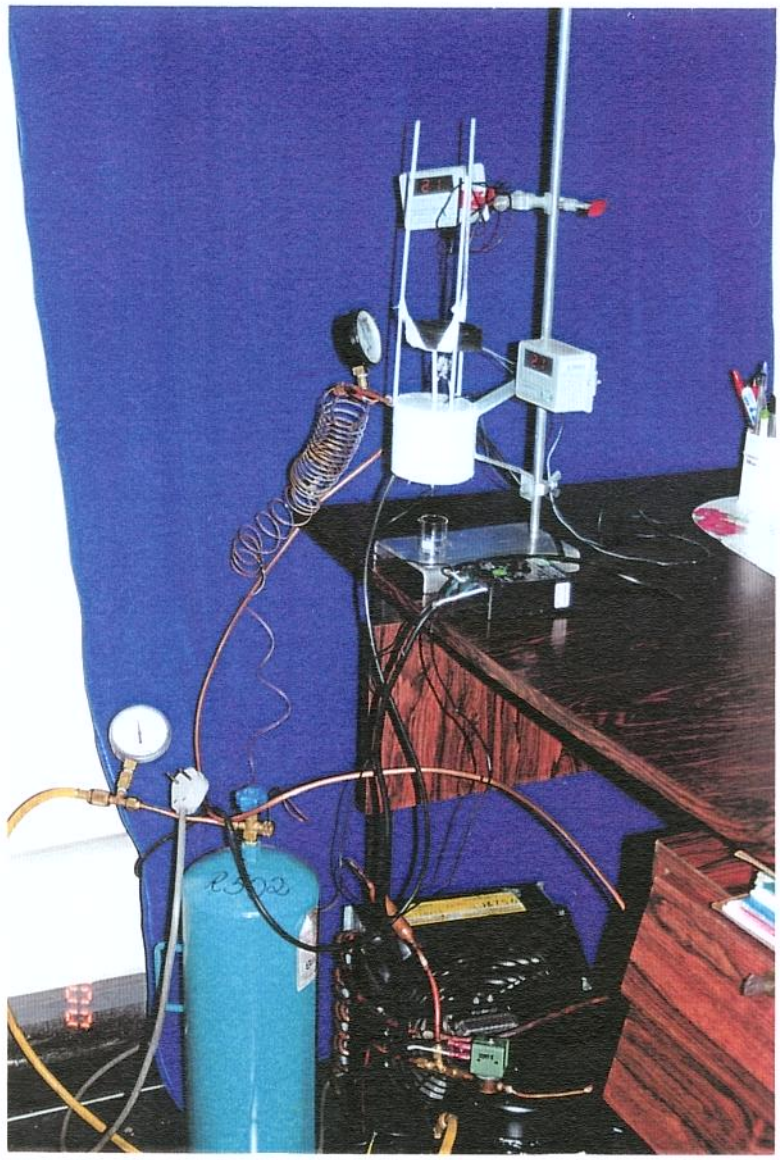
WEISS, R.A. Photodermal sclerosis of leg veins. [reply to letter]. **Dermatol. Surg.**, vol. 23, p.304, 1997.

WEISS, R.A.; SADICK, N.S.; GOLDMAN, M.P. & WEISS, M.A. Post-sclerotherapy compression: controlled comparative study of duration of compression and its effects on clinical outcome. **Dermatol. Surg.**, vol. 25, p.105-8, 1999.

8. SUMMARY

8. SUMMARY

Chemical sclerotherapy with hypertonic glucose solutions at very low temperature has been used by some vascular surgeons with the purpose to increase the efficacy of sclerotherapy and to reduce pain. Solutions of glucose can be cooled at temperatures about –40°C with the use of carbon dioxide in a special capsule. This procedure decreases the discomfort of the injection and increases the sclerosing effect, by the association of both chemical and physical actions. Very low temperatures lead to solidification of the solution and consequently do not allow its injection. To evaluate which is the lowest temperature that allows injection of the glucose solution, it was elaborated a refrigeration equipment to keep the solution at fixed temperatures, from –10 to –50°C. With a constant injection pressure of 1kgf, it has been measured the volume of injected solution in one minute. The results demonstrated that the lowest the temperature, the lowest the volume injected, and at –50°C the viscosity of solution makes it impossible to inject the glucose solutions using 27G1/2 or 30G1/2 needles.

9. ANEXO

1: Fotografia do equipamento de refrigeração elaborado para o estudo do resfriamento da solução de glicose.