

Tradução do artigo “Ultrasound-Guided Cervical Medial Branch Radiofrequency Neurotomy - Can Multitined Deployment Cannulae Be the Solution?”

Revista: Chronic and Interventional Pain – Artigo de Pesquisa Original

Autores: Roderick J. Finlayson, Atikun Thonnagith, Maria Francisca Elgueta, Jordi Perez, John-Paul B. Etheridge and De Q.H. Tran

Neurotomia do ramo cervical por radiofrequência guiada por ultrassom

Seriam as cânulas com dentes expansivos a solução?

Resumo:

Background e Objetivos: Novas cânulas com dentes expansivos constituem uma opção atrativa para neurotomias dos ramos cervicais por radiofrequência guiada por ultrassom. Os dentes de implantação expansivos aumentam a área ativa da cânula, assim alterando o tamanho da lesão. Apesar de suas vantagens teóricas, as cânulas com múltiplos dentes não foram avaliadas. Neste estudo prático, procuramos investigar as lesões produzidas por uma cânula padrão de calibre 18 e duas cânulas com múltiplos dentes comercialmente disponíveis. Nós criamos modelos *ex-vivo* para avaliar a morfologia das lesões formadas na interface periosteal usando ângulos de abordagem prováveis de serem encontrados durante uma técnica guiada por ultrassom.

Métodos: Dois modelos *ex-vivo* foram montados utilizando tecido de peito de frango e tíbia bovina. Lesões monopolares foram realizadas com 3 cânulas comercialmente disponíveis (Calibre 18 curva [S], calibre 17 com dentes laterais [N] e calibre 18 com dentes distais [T]). Todas as cânulas foram posicionadas em 0, 25, 45 e 90 graus no plano peritoneal. Para cada angulação da cânula, 2 séries de mensurações foram registradas no documento de morfologia da lesão nos planos axial e sagital. Os dados coletados incluem a área da superfície da lesão, forma e dimensões relativas à ponta da agulha.

Resultados: Um total de 240 lesões foi analisado. As performances das cânulas S e N foram significativamente afetadas pelo ângulo de abordagem, com o tamanho da lesão diminuindo quando o ângulo aumentava. Em contrasta, a cânula T apresentou áreas de superfície de lesão similares em 0 e 90 graus. As cânulas com garras expansivas N e T produziram as maiores lesões em 0/25 e 90 graus, respectivamente. A altura da lesão variou inversamente ao ângulo de abordagem para as cânulas S e N, enquanto a cânula T apresentou características estáveis.

Conclusão: Diferentemente das cânulas S e N, as cânulas T demonstraram lesões características estáveis em diferentes ângulos de abordagem.

A neurotomia de ramos cervicais por radiofrequência pode promover analgesia sustentada para pacientes com dor crônica no pescoço e cefaleia cervicogênica^{1,2}. A técnica parassagital convencional guiada por fluoroscopia requer a criação de múltiplas lesões de RF ao longo dos pilares articulares da espinha cervical³. Infelizmente, o aumento da distância entre a pele e o alvo e a complexidade do ângulo (vista pilar) constituem obstáculos proibitivos na realização de orientação por ultrassom.

As novas cânulas com garras expansivas representam uma opção atraente para a neurotomia por RF nos ramos cervicais. As garras de implantação aumentam a área ativa da cânula, alterando assim o tamanho da lesão. Enquanto cânulas tradicionais criam lesões elipsoides ao redor da ponta ativa (exigindo assim uma abordagem paralela ao nervo alvo), as cânulas multidentadas permitem lesões adequadas em ângulos agudos de abordagem. Em teoria, isso facilitaria a neurotomia por RF em ramos cervicais guiadas por ultrassom usando uma técnica biplanar simples (semelhante à descrita para bloqueios dos ramos cervicais guiados por ultrassom)^{4,7}. Este último utiliza uma visão transversal intuitiva do ultrassom, uma técnica no plano, um local de entrada da agulha póstero-lateral e um ângulo de abordagem de 15 a 45 graus em relação ao plano sagital para posicionar a ponta da agulha diretamente nos pontos alvo dos pilares articulares.

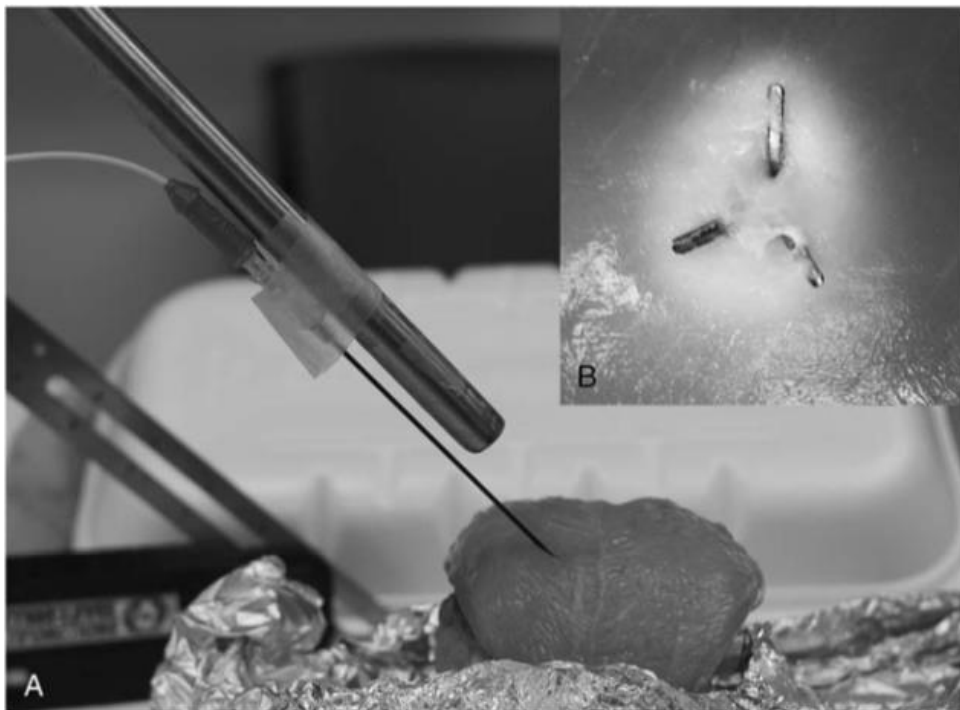
Apesar de seus benefícios teóricos, cânulas multidentadas não foram avaliadas para neurotomia dos ramos cervicais com RF. Assim, neste estudo de prático, procuramos investigar as lesões produzidas por uma cânula padrão de calibre 18 e 2 cânulas de implantação multidentadas disponíveis comercialmente. Criamos modelos *ex-vivo* para avaliar o impacto de diferentes ângulos de abordagem na morfologia da lesão em uma interface periosteal.

Métodos

Modelos ex-vivo

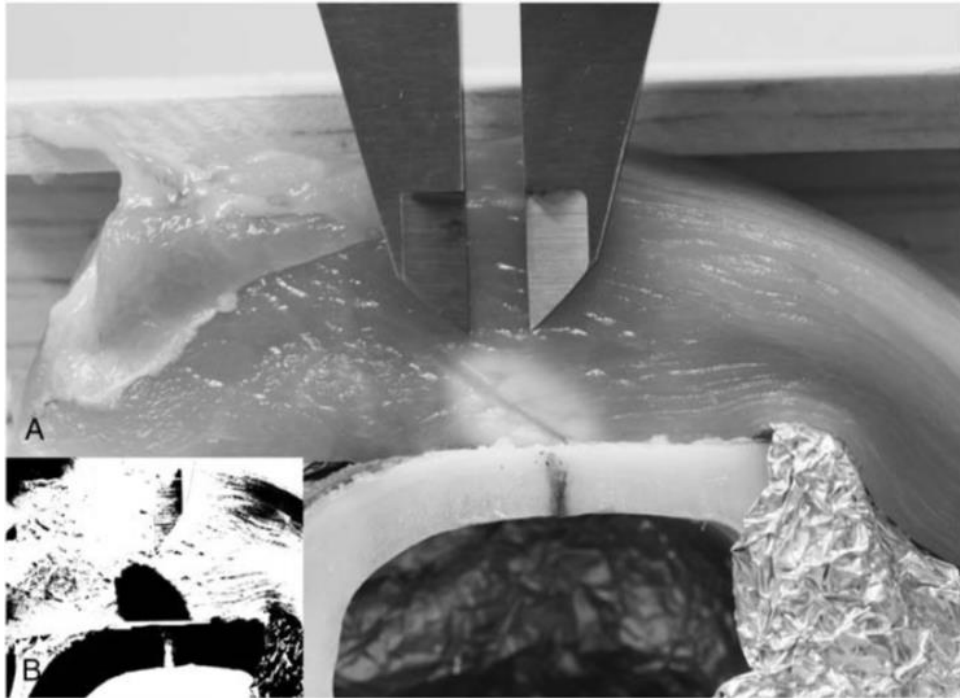
Modelos axiais e sagitais foram criados desde o princípio para investigar a morfologia da lesão nos planos paralelos e perpendiculares à superfície periosteal,

respectivamente. Ambos os modelos usaram tecido mamário de peito de frango livre de conservantes e segmentos de 8 cm de osso fresco da tíbia bovina, do qual a medula havia sido removida. Os modelos foram colocados em uma almofada de aterramento adesiva coberta por folha de alumínio e presa a um suporte de madeira para garantir superfícies planas e niveladas para lesões de RF. Os conjuntos de sonda de cânula de radiofrequência foram fixados a um conjunto de haste de metal ajustável em ângulos específicos (0, 25, 45 e 90 graus) em relação ao plano periosteal. Para o modelo axial, eles foram inseridos através do tecido mamário de frango, que havia sido posicionado na parte superior do osso, e sondas multidentadas foram implantadas à medida que suas pontas repousavam sobre o perióstio (Fig. 1).



Legenda: Figura 1. A, Modelo axial. B, Lesão criada com a cânula Trident RF implantada em um ângulo de 90 graus em relação à superfície periosteal.

Para o modelo sagital, as cânulas foram pré-posicionadas em ângulos selecionados na superfície periosteal e fatias de tecido de mama de frango (20 mm de espessura) foram colocadas adjacentes às pontas da agulha (Fig. 2).



Legenda: Figura 2. A, modelo sagital contendo a lesão criada com a cânula N implantada em um ângulo de 45 graus em relação à superfície periosteal. B, imagem binarizada da lesão utilizada para dimensionamento analítico.

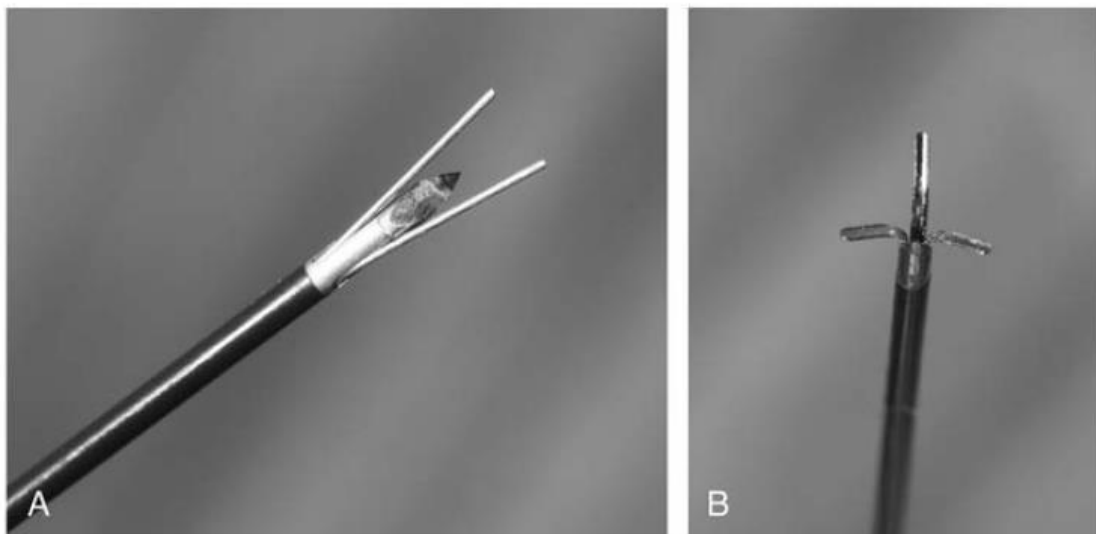
Lesão por Radiofrequência

As lesões monopolares foram realizadas a 80°C por 180 segundos com um gerador de RF com temperatura controlada (URF-3AP; Diros Technology, Markham, Ontário, Canadá) e uma sonda de 100 mm (D466-010; Diros Technology). O gerador forneceu uma potência de saída de 50W em uma carga resistiva de 450-Ω e um sinal de RF de 480 kHz. Usou um algoritmo de loop de controle de potência proporcional-integral ponderado no tempo para atingir o conjunto tempo de rampa (20 segundos). Uma ponta ativa de calibre 18, 10mm, curvada (S) (466-018/100/10-SC; Diros Technology); uma cânula de calibre 17, duplo-dentada, 100mm (Nimbus [N]; RS Medical, Vancouver, Washington); e uma cânula de calibre 18, triplo-dentada, 90mm (RF Trident DTR-018/100/5 [T]; Diros Technology) foram avaliadas (Fig. 3, A e B).

A cânula multidentada diferia no número de dentes e no mecanismo de implantação. A cânula N possui dentes que emergem lateralmente do eixo, proximalmente à sua ponta. Quando implantados, os dentes deslocam o periósteo e projetam-se 4 mm além dele, aumentando assim o comprimento ativo para 10mm. Em contraste, um mecanismo de implantação distal é usado na cânula T. Quando posicionados contra o periósteo, os dentes flexíveis implantam 3mm lateralmente em

um padrão triangular a partir da ponta da cânula, sem deslocá-lo. Há resultados mínimos de alteração no comprimento ativo resultante (5 mm); no entanto, a largura efetiva distal à ponta é aumentada.

Para assegurar a consistência geométrica da lesão, todos os 3 tipos de cânulas foram posicionadas com o bisel voltado para o perióstio, exceto pela cânula S no grau 0: o bisel foi colocado na direção oposta (a ponta da cânula curvada em direção ao perióstio) para mimetizar a prática clínica.

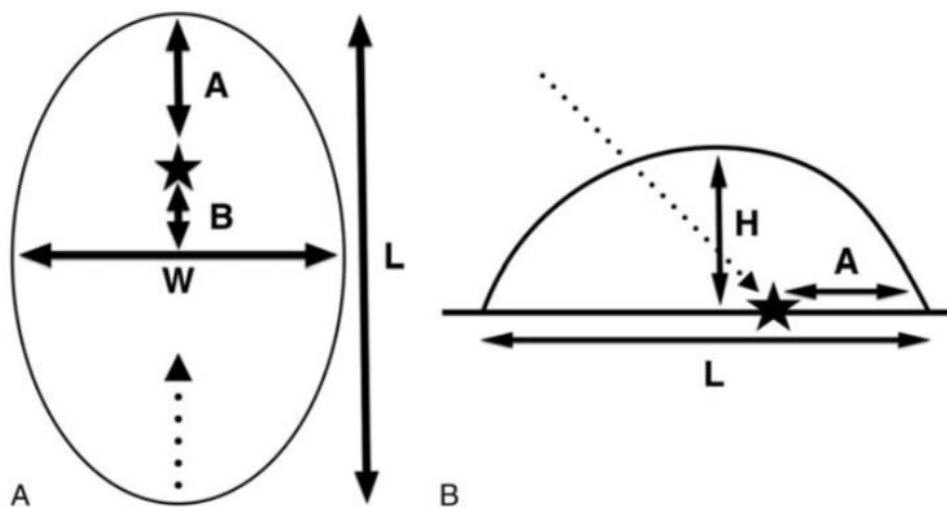


Legenda: Figura 3. A, uma cânula de calibre 17 multidentada com mecanismo lateral de implantação (Nimbus; RS Medical). B, uma cânula de calibre 18, multidentada, com mecanismo de implantação distal (RF Trident, Diros Technology).

Mensurações

Imagens digitais de alta resolução foram tiradas de cada lesão usando uma lente macro de 100 mm (<0,1% de distorção geométrica) e sensor de 18 megapixels (ambos Canon; Mississauga, Ontario, Canadá). As gravações foram feitas em um ângulo de 90 graus e distância fixa à superfície do tecido usando condições de iluminação constante. Um paquímetro digital (Allied International, Sylmar, Califórnia) ajustado em 5 mm (precisão $\pm 0,02$ mm) foi posicionado imediatamente adjacente à lesão para fins de calibração (Fig. 2A). Imagens do modelo axial foram registradas uma vez que a lesão havia sido exposta, girando o peito de frango em 180 graus e colocando-o em um suporte (Fig. 1B). Em contraste, as amostras foram fotografadas *in situ* para o modelo sagital. Os arquivos de imagem RGB foram importados para um

programa de processamento de imagens (ImageJ; National Institutes of Health, Bethesda, Maryland) e calibrados individualmente por referência ao compasso incluído. A seleção da área da lesão foi padronizada durante todo o processo de medição, aplicando os mesmos ajustes de limiar de densitometria de cor de 1 canal a todas as imagens antes da binarização (Fig. 2B). Este método permitiu a seleção e extração de áreas de lesão com base em valores específicos do canal RGB. Os dados registrados incluíram a forma da lesão em relação à haste da cânula ou ponta, área de superfície e altura vertical máxima do osso (Fig. 4, A e B).



Legenda: Figura 4. A, Medidas usadas para caracterizar lesões no modelo axial: comprimento (L), comprimento distal à ponta da agulha (A), largura máxima (W), distância da ponta da agulha ao ponto da largura máxima (B). B, Medidas usadas para caracterizar lesões no modelo sagital: comprimento (L), comprimento distal à ponta (A), altura máxima (H). A linha pontilhada e a seta indicam a direção da cânula; estrela indica ponto de contato periosteal.

Análise Estatística

O desfecho primário foi a área de superfície da lesão, imediatamente adjacente ao perióstio (modelo axial). Um estudo piloto ($n = 7$) realizado com uma cânula T em um ângulo de 0 graus revelou uma área superficial de $50,42 \pm 7,29 \text{ mm}^2$. Dez amostras para cada combinação de ângulo e cânula foram necessárias para detectar uma diferença de 20% entre qualquer um dos 4 ângulos (tamanho de efeito 0,57) e obter um erro β de 0,2 e um erro α de 0,05 (teste de análise de variância de 1 via).

A análise estatística foi realizada usando o software estatístico SPSS versão 21 (IBM, Armonk, New York). Primeiro se confirmou a normalidade dos dados usando o teste de Lilliefors. Os conjuntos de dados foram então analisados com a análise de variância de 1 via seguida pelo teste de Sidak (conjuntos com variâncias iguais) ou o procedimento de Welch e o teste de Games-Howell (conjuntos com variâncias desiguais). Todos os valores de *P* foram corrigidos para comparações múltiplas, e aqueles inferiores a 0,05 foram considerados significativos.

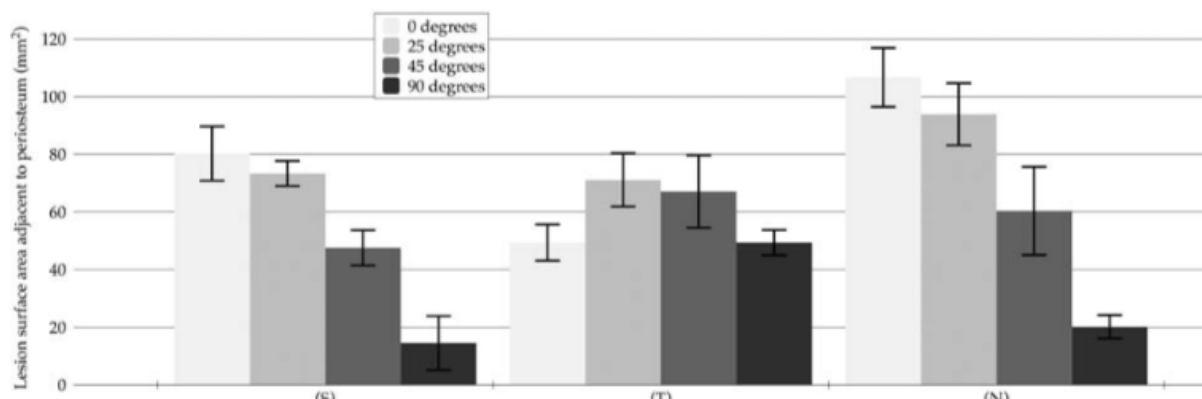
Resultados

Um total de 240 lesões foram realizadas utilizando os modelos axial e sagital (Tabela 1). Os desempenhos das cânulas S e N foram significativamente afetados pelo ângulo de abordagem, com o tamanho da lesão diminuindo à medida que o ângulo aumentava. Em contraste, a cânula T exibia maiores áreas de superfície da lesão em 25 e 45 graus, enquanto os valores em 0 e 90 graus eram similares (Fig. 5). A comparação entre as cânulas multidentadas revela que a maior área de superfície de lesão ocorreu em 0 e 25 graus para a cânula N e em 90 graus para cânulas T (Fig. 6).

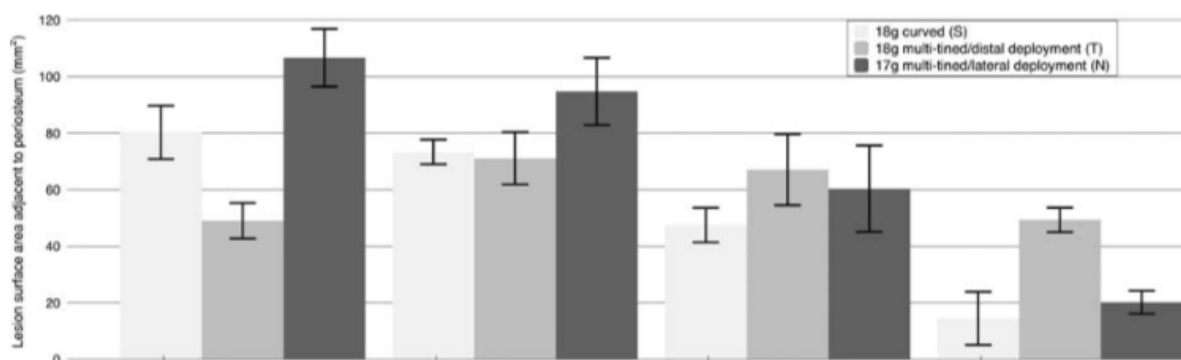
TABLE 1. Impact of Approach Angle on Lesion Morphology

Cannula Type	0 degree	25 degrees	45 degrees	90 degrees
Axial model (n = 120)				
S Ω = 108 (16)	L: 12.46 (0.45)	L: 11.80 (0.62)	L: 9.10 (0.99)	L: 3.99 (1.51)
	A: 2.73 (0.40)	A: 2.37 (0.43)	A: 2.17 (0.18)	A: 1.52 (0.63)
	W: 8.29 (0.87)	W: 8.29 (0.50)	W: 7.20 (0.59)	W: 3.90 (1.33)
	B: -3.35 (0.57)	B: -3.38 (0.54)	B: -2.57 (0.63)	B: -0.48 (0.27)
T Ω = 145 (29)	L: 8.77 (0.42)	L: 10.15 (0.74)	L: 9.93 (1.19)	L: 8.72 (0.47)
	A: 3.28 (0.34)	A: 4.2 (0.47)	A: 4.05 (0.50)	A: 3.48 (0.46)
	W: 7.26 (0.65)	W: 8.93 (1.09)	W: 8.58 (0.96)	W: 7.51 (0.44)
	B: +1.12 (0.52)	B: +1.37 (0.76)	B: +0.77 (0.71)	B: +0.48 (0.50)
N Ω = 67 (10)	L: 13.22 (0.54)	L: 12.92 (0.67)	L: 10.05 (1.25)	L: 4.83 (0.54)
	A: 1.18 (0.20)	A: 2.14 (0.62)	A: 1.78 (0.612)	A: 2.17 (0.27)
	W: 10.01 (0.66)	W: 9.47 (0.83)	W: 7.87 (1.00)	W: 5.77 (0.63)
	B: -5.16 (0.23)	B: -4.96 (0.68)	B: -3.60 (1.08)	B: 0.00 (0.00)
Sagittal model (n = 120)				
S Ω = 106 (7)	L: 13.2 (0.81)	L: 13.12 (0.65)	L: 11.21 (0.98)	L: 1.53 (0.48)
	A: 2.60 (0.88)	A: 2.53 (0.58)	A: 1.89 (0.42)	A: 0.61 (0.24)
	H: 7.08 (0.55)	H: 7.89(0.63)	H: 8.68 (0.92)	H: 10.96 (0.76)
T Ω = 132 (21)	L: 9.55 (0.68)	L: 12.60 (0.23)	L: 12.38 (1.52)	L: 11.83 (0.53)
	A: 2.44 (0.92)	A: 2.89 (0.64)	A: 3.58 (0.56)	A: 5.79 (0.24)
	H: 7.32 (0.93)	H: 6.74 (0.54)	H: 7.14 (0.68)	H: 7.86 (0.55)
N Ω = 124 (9)	L: 15.89 (0.81)	L: 13.04 (1.03)	L: 10.11 (0.70)	L: 3.66 (0.89)
	A: 2.00 (0.45)	A: 1.88 (0.44)	A: 1.73 (0.39)	A: 1.55 (0.41)
	H: 7.50 (0.72)	H: 8.05 (0.45)	H: 8.77 (0.44)	H: 12.03 (0.76)

Legenda: Tabela 1. Os valores estão em milímetros e apresentados como média (DP). Valores de P para interações significativas são relatados nos Resultados. (-) e (+) indicam uma direção proximal e distal à ponta da agulha, respectivamente; A, comprimento da lesão distal à ponta da agulha; B, distância da ponta da agulha até a largura máxima da lesão; H, altura máxima da lesão; L, comprimento da lesão; N, cânula multidentada de calibre 17 com mecanismo de implantação lateral (Nimbus; RS Medical); S, cânula padrão de calibre 18, 10 mm com ponta desencapada; T, cânula multidentada de calibre 18 com mecanismo de implantação distal (RF Trident; Diros Technology); W, largura máxima da lesão.



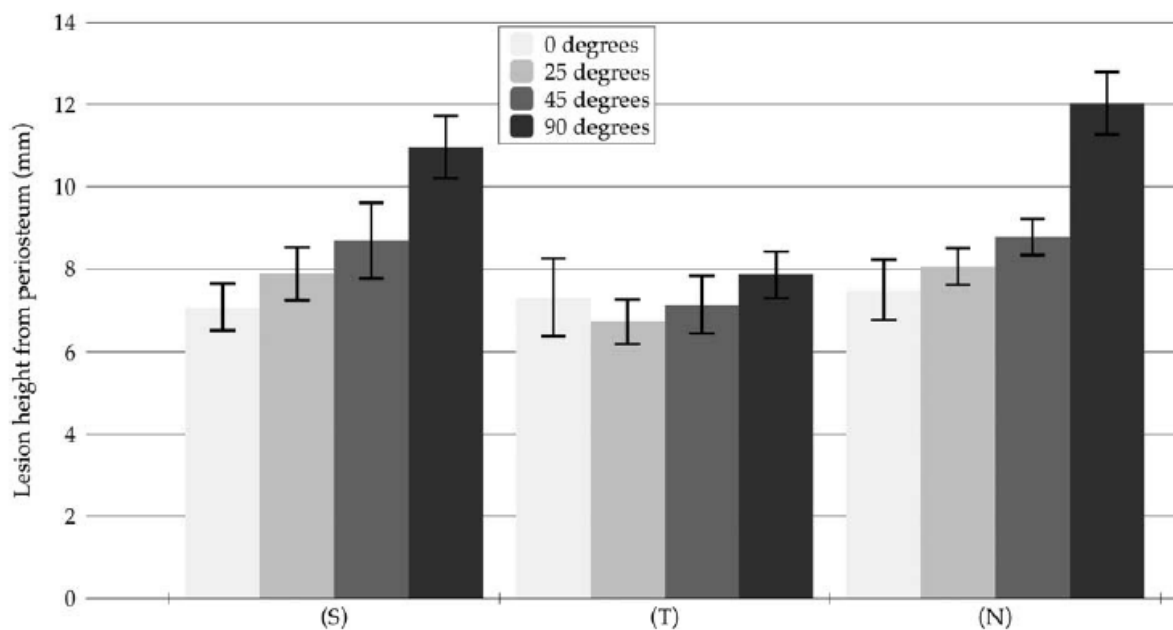
Legenda: Figura 5. Comparação intracanalicular da influência do ângulo de abordagem na área da superfície da lesão. As colunas representam os valores médios e as barras de erro representam o DP para cada conjunto de dados. N: cânula multidentada de calibre 17 com mecanismo de implantação lateral (Nimbus; RS Medical); S: cânula curvo padrão de calibre 18, 10 mm com ponta desencapada; T: cânula multidentada de calibre 18 com mecanismo de implantação distal (RF Trident; Diros Technology). Valores significativos derivados do teste post hoc: S: todas as comparações de ângulo: $P < 0,001$ exceto 0 versus 25 graus. T: 25 versus 0 e 90 graus ambos $P < 0,001$; 45 versus 0 grau: $P = 0,007$; 45 versus 90 graus: $P = 0,006$, respectivamente. N todas as comparações de ângulo: $P < 0,001$ exceto 0 versus 25 graus.



Legenda: Figura 6. Comparação intercanicular da influência do ângulo de aproximação na área da superfície da lesão. As colunas representam os valores médios e as barras de erro representam o SD para cada conjunto de dados. N: cânula multidentada de calibre 17 com mecanismo de implantação

lateral (Nimbus; RS Medical); S: cânula curvo padrão de calibre 18, 10 mm com ponta desencapada; T: cânula multidentada de calibre 18 com mecanismo de implantação distal (RF Trident; Diros Technology). Valores significativos derivados do teste post hoc: todas as comparações intergrupos P <0,001 (zero graus); N versus S e N versus T: ambos P <0,001 (25 graus); T versus S: P = 0,002 (45 graus); T versus S e T versus N: ambos P <0,001 (90 graus).

Os dados morfométricos também estão relatados na Tabela 1. Para as cânulas S e N, a largura e o comprimento da lesão medidos no modelo axial diminuíram com o aumento do ângulo de abordagem. As comparações de comprimento e largura entre os ângulos definidos foram significativas para ambas as cânulas (P <0,009), exceto para 0 versus 25 graus. Para a cânula T, a largura e o comprimento da lesão aumentaram em 25 e 45 graus; interações significativas foram encontradas quando comparados estes ângulos a 0 e 90 graus para largura (todos P <0,032) e comprimento (todos P <0,05 exceto 0 vs 45 graus). Em contraste com a largura e o comprimento, a altura máxima da lesão derivada do modelo sagital aumentou ao longo do ângulo de abordagem para as cânulas S e N (Fig. 7).



Legenda: Figura 7. Comparação intracanal da influência do ângulo de abordagem na altura da lesão. Colunas representam valores da média e barras de erro representam o DP para cada conjunto de dados. N: cânula multidentada de calibre 17 com mecanismo de implantação lateral (Nimbus; RS Medical); S: cânula curva padrão de calibre 18, 10 mm com ponta desencapada; T: cânula multidentada de calibre 18 com mecanismo de implantação distal (RF Trident; Diros Technology). Valores significativos derivados do teste post hoc: S e N: 90 graus versus todos os outros ângulos (P <0,001), bem como 0 grau versus todos os outros (P <0,029). T: 25 versus 90 graus (P = 0,005).

As comparações significativas da altura das lesões para ambas as cânulas incluíram 90 graus versus todos os outros ângulos ($P < 0,001$), bem como 0 grau versus todos os outros ($P < 0,029$). O ângulo de abordagem apresentou um impacto mínimo na altura da lesão para o modelo T: a única diferença significativa foi de 25 versus 90 graus ($P = 0,005$). A comparação intercanular para a altura da lesão não revelou diferenças a 0 grau; no entanto, a 25 e 45 graus, a cânula T apresentou valores significativamente menores do que suas contrapartes S e N ($P < 0,001$). Todas as comparações intercanulares foram significativas a 90 graus ($P < 0,005$).

Discussão

Neste estudo prático, observamos que, ao contrário de suas contrapartes N e S, a colocação de cânulas T multidentadas distalmente demonstrou características de lesão estáveis em diferentes ângulos de abordagem. Nossos resultados indiretamente validam a prática clínica padrão segundo a qual as cânulas S RF são posicionadas paralelamente ao nervo alvo (0 grau) para maximizar o tamanho da lesão³. Na realidade, o aumento dos ângulos de abordagem pode prejudicar o desempenho da cânula S, pois esta última apresentou a menor lesão tamanho em ângulos superiores a 25 graus. Da mesma forma, o tamanho da lesão diminuiu com o aumento da angulação da agulha para a cânula N. Em contraste, as cânulas T criaram lesões significativamente maiores a 25 e 45 graus quando comparado com 0 e 90 graus. Nossa hipótese é que essas diferenças intercanulares derivam do mecanismo único de implantação do modelo T. Do ponto de vista de um observador que olha para baixo do eixo com o bisel da agulha voltado para baixo, os dentes da cânula de T são implantados às 10, 2 e 6 horas. Assim, quando a cânula é posicionada em ângulos intermediários, o dente de 6 horas aumenta de comprimento ao se aproximar do perióstio, projetando proximalmente ao longo do eixo e aumentando a área de superfície da lesão de RF. Essa característica benéfica resulta da flexibilidade dos dentes, que estão em conformidade com o perióstio quando da implantação. Outra característica única apresentada pela cânula T, evidenciada pelo modelo sagital, diz respeito à consistência da altura da lesão: esta última variou minimamente com mudanças no ângulo de abordagem (Fig. 7). Das 3 cânulas pesquisadas, o modelo T possui a ponta ativa mais curta (5 mm). Nós especulamos

que esta característica do design, combinada com os dentes distalmente implantados, produz uma lesão em forma de pera, que é menos sensível às mudanças de angulação. Em contraste, as lesões de RF produzidas pelas cânulas S e N espelham uma forma elipsoide e, portanto, exibem aumento de altura em angulações agudas.

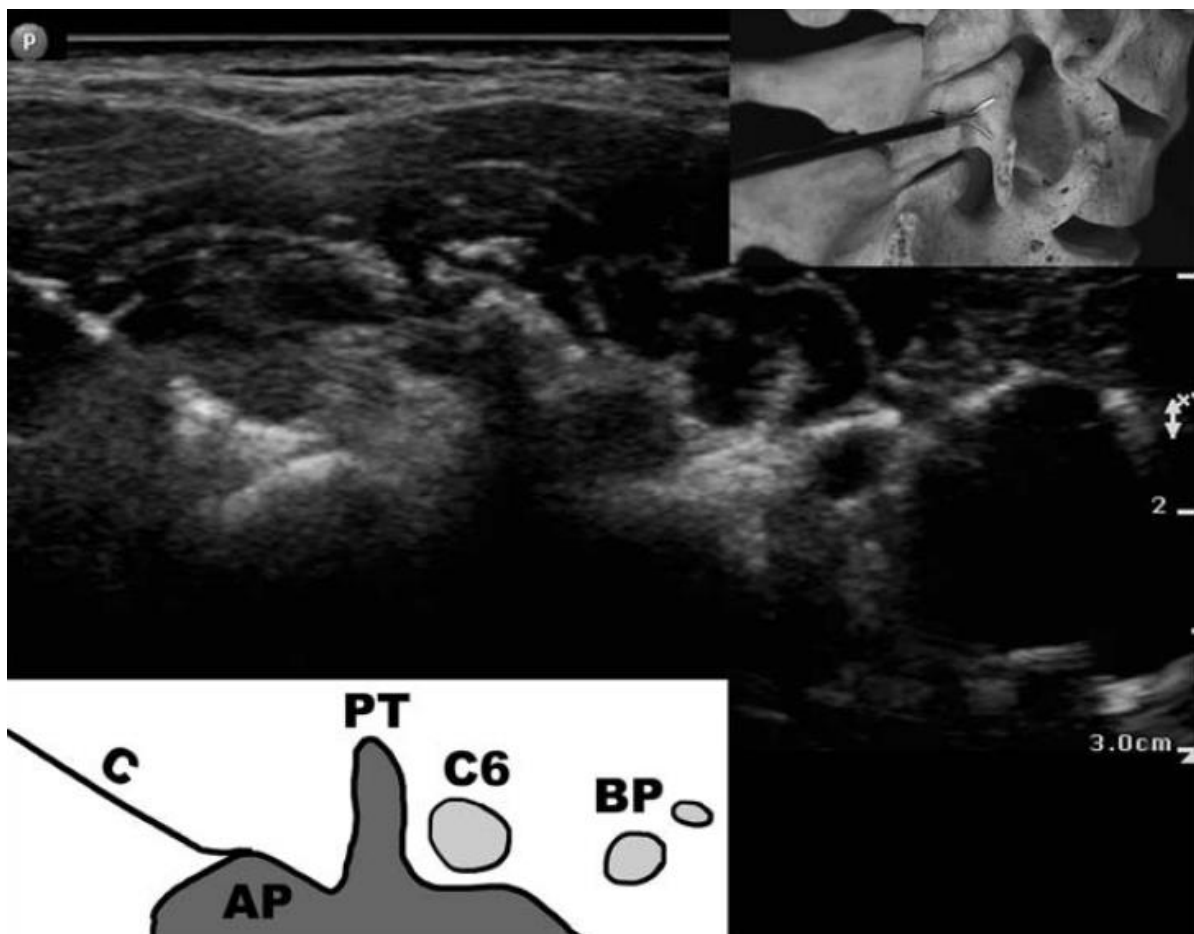
Os modelos *ex vivo* desenvolvidos para o nosso estudo requerem discussão. O tecido mamário de frango foi previamente utilizado para avaliar o desempenho da cânula de RF⁸⁻¹¹. Além da disponibilidade, ele confere meio tissular homogêneo com poucos vasos sanguíneos ou planos fasciais, o que poderia impactar a geometria da lesão¹². Recentemente foi utilizado um modelo de costela bovina avaliar a influência de ossos adjacentes na altura da lesão¹³. Por fim, optamos por não usar costelas bovinas, pois elas não teriam fornecido o volume de tecido necessário ou superfície periosteal. Em vez disso, optamos por seções de tíbia bovina, um grande osso triangular que oferece uma interface periosteal ideal. Como o tecido mamário de frango é relativamente gelatinoso, qualquer dissecação de amostras de tecido após lesões de RF pode induzir a erros de medição. Para contornar a necessidade de dissecação, desenvolvemos 2 diferentes modelos para examinar as lesões nos planos axial e sagital. A área aproximada da superfície da lesão usando dados geométricos simples não foi possível devido aos contornos irregulares. Assim, utilizamos um programa de processamento de imagens (ImageJ), que forneceu uma função de calibração robusta, bem como a capacidade de selecionar a área de superfície com base em valores específicos do canal RGB, minimizando a imprecisão devido à intervenção do operador¹⁴. Embora o modelo sagital tenha sido desenvolvido *a priori* para examinar a altura da lesão, o comprimento também foi registrado e observou-se que era ligeiramente superior ao exibido pelo modelo axial. Nós especulamos que, enquanto as cânulas foram inseridas através do tecido com o modelo axial, elas só foram posicionadas adjacentes a ela no modelo sagital, influenciando assim o tempo de lesão registrado. Nossa escolha de parâmetros lesionantes (80°C durante 180 segundos) requer discussão. Ao examinar o efeito do tempo no crescimento da lesão, autores anteriores descobriram que, embora o crescimento da lesão majoritária ocorra antes dos 90 segundos, pequenos aumentos adicionais podem ser vistos até 180 segundos⁹.

A técnica convencional guiada por fluoroscopia para a neurotomia dos ramos cervicais por RF atinge os ramos cervicais nas metades anteriores dos pilares

articulares³. Como esses últimos têm um perfil arredondado, ambas as posições da cânula parassagital e oblíqua são usadas para maximizar o comprimento do nervo lesado. Uma avaliação de ambas as abordagens constatou que uma posição oblíqua de 30 graus expõe o menor segmento neural ao contato com a agulha¹⁵. Embora Lee *et al*⁴ propuseram anteriormente uma técnica guiada por ultrassom (em cadáveres) usando uma vista axial e colocação de cânula no plano pósterolateral, a lesão resultante envolveria um segmento neural menor do que a técnica fluoroscópica convencional se a cânula S fosse usada. Nossos resultados mostram que a cânula N produziu a maior lesão basal (0 grau), e a área superficial não foi significativamente menor do que suas contrapartes em T até 90 graus. Isto pode ser explicado pelo maior diâmetro (calibre 17 vs 18) e maior comprimento ativo da cânula N. Consequentemente, esta última pode fornecer lesões adequadas quando colocada em uma posição oblíqua. Entretanto, o entusiasmo deve ser contido, uma vez que diversos fatores impedem seu uso para a neurotomia dos ramos cervicais por RF guiada por ultrassom. Primeiro, porque os ramos cervicais ficam imediatamente adjacentes ao periosteio, eles teriam contato direto mínimo com uma cânula posicionada obliquamente¹⁶. Segundo, os pilares articulares nem sempre fornecem uma superfície nivelada, e variações que aumentam o ângulo de aproximação relativo (como superfícies periosteais posteriormente inclinadas) inevitavelmente diminuiriam a área da superfície da lesão. Em terceiro lugar, a profundidade do pilar articular varia de $1,92 \pm 0,46$ cm em C3 a $1,67 \pm 0,37$ cm em C5¹⁷: assim, a cânula do N pode levar a queimaduras subcutâneas e cutâneas devido ao aumento da altura da lesão (7,5-12,03 mm). Em contraste, as alturas de lesão consistentes conferidas por cânulas T, embora inferiores às observadas com suas contrapartes S e N, são suficientes para os ramos cervicais, que estão situados a menos de 1mm acima do periosteio¹⁶. Além disso, os dentes flexíveis distalmente implantados, uma chave característica de projeto do modelo T, permite que este último mantenha uma superfície de lesão estável à medida que o ângulo de aproximação varia (Fig. 8). Isso também permite a estabilização da superfície ativa da sonda no mesmo plano que os ramos cervicais alvo, minimizando assim a quantidade de tecido mole interveniente. Finalmente, osteófitos são comumente encontrados durante a colocação da cânula, e o design do modelo T pode ser capaz de se adaptar às irregularidades da superfície. Apesar desses benefícios teóricos, é preciso cautela ao extrapolar os resultados do nosso estudo *ex vivo* para a prática clínica. Embora os achados referentes ao desempenho

da cânula pareçam robustos, os tamanhos das lesões absolutas podem diferir nos contextos clínicos.

Em conclusão, diferentemente de suas contrapartes N e S, a implantação distal da cânula T multidentada demonstrou características estáveis de lesão de RF em diferentes ângulos de abordagem e poderia servir como base técnica para a neurotomia dos ramos cervicais por RF guiada por US. São necessários ensaios clínicos para validar esses achados.



Legenda: Figura 8. Cânula Trident (C) colocada em um Pilar Articular (AP) de C6 durante uma neurotomia de RF no ramo medial. Artefatos de gás causados pela neurotomia de RF podem ser vistos ao longo do eixo da cânula. A inserção superior demonstra a posição da cânula em um modelo giratório. O inserto inferior contém um desenho de linha explicativo: BP, plexo braquial; C6, C6 raiz nervosa; PT, tubérculo posterior do processo transversos.

Referências

1. Lord SM, Barnsley L, Wallis BJ, McDonald GJ, Bogduk N. Percutaneous radio-frequency neurotomy for chronic cervical zygapophyseal-joint pain. *N Engl J Med*. 1996;335:1721–1726.
2. Govind J, King W, Bailey B, Bogduk N. Radiofrequency neurotomy for the treatment of third occipital headache. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 2003; 74:88–93.
3. International Spine Intervention Society. Percutaneous radiofrequency cervical medial branch neurotomy. In: Bogduk N, ed. *Practice Guidelines for Spinal Diagnostic and Treatment Procedures*. San Francisco, CA: International Spine Intervention Society; 2004:249–284.
4. Lee SH, Kang CH, Derby R, et al. Ultrasound-guided radiofrequency neurotomy in cervical spine: sonoanatomic study of a new technique in cadavers. *Clin Radiol*. 2008;63:1205–1212.
5. Finlayson RJ, Etheridge JP, Vieira L, Gupta G, Tran DQH. A randomized comparison between ultrasound- and fluoroscopy-guided third occipital nerve block. *Reg Anesth Pain Med*. 2013;38:212–217.
6. Finlayson RJ, Etheridge JP, Tiyaprasertkul W, Nelems B, Tran DQ. A prospective validation of biplanar ultrasound imaging for C5-C6 cervical medial branch blocks. *Reg Anesth Pain Med*. 2014;39:160–163.
7. Finlayson RJ, Etheridge JP, Tiyaprasertkul W, Nelems B, Tran DQ. A randomized comparison between ultrasound- and fluoroscopy-guided C7 medial branch block. *Reg Anesth Pain Med*. 2015;40:52–57.
8. Provenzano DA, Watson TW, Somers DL. The interaction between the composition of preinjected fluids and duration of radiofrequency on lesion size. *Reg Anesth Pain Med*. 2015;40:112–124.
9. Provenzano DA, Liebert MA, Somers DL. Increasing the NaCl concentration of the preinjected solution enhances monopolar radiofrequency lesion size. *Reg Anesth Pain Med*. 2013;38:112–123.
10. Provenzano DA, Lutton EM, Somers DL. The effects of fluid injection on lesion size during bipolar radiofrequency treatment. *Reg Anesth Pain Med*. 2012;37:267–276.
11. Tiyaprasertkul W, Perez J. Injection of steroids before radiofrequency ablation has a negative impact on lesion size. *Reg Anesth Pain Med*. 2014; 39:189–191.
12. Ball RD. The science of conventional and water-cooled monopolar lumbar radiofrequency rhizotomy: an electrical engineering point of view. *Pain Physician*. 2013;17:E175–211.
13. Eckmann MS, Martinez MA, Lindauer S, Khan A, Ramamurthy S. Radiofrequency ablation near the bone-muscle interface alters soft tissue lesion dimensions. *Reg Anesth Pain Med*. 2015;40:270–275.
14. Schindelin J, Rueden CT, Hiner MC, Eliceiri KW. The ImageJ ecosystem: an open platform for biomedical image analysis. *Mol Reprod Dev*. 2015;82: 518–529.
15. Kweon TD, Kim JY, Lee HY, Kim MH, Lee YW. Anatomical analysis of medial branches of dorsal rami of cervical nerves for radiofrequency thermocoagulation. *Reg Anesth Pain Med*. 2014;39:465–471.
16. Siegenthaler A, Schliessbach J, Curatolo M, Eichenberger U. Ultrasound anatomy of the nerves supplying the cervical zygapophyseal joints: an exploratory study. *Reg Anesth Pain Med*. 2011;36:606–610.
17. Finlayson RJ, Etheridge JP, Chalermkitpanit P, et al. Real-Time detection of perforaminal vessels in the cervical spine, an ultrasound survey. *Reg Anesth Pain Med*. 2016;41:130–134.

