

# Bloqueios Nervosos Guiados por Ultra-Som\* Ultrasound-Guided Nerve Blocks

Pablo Escovedo Helayel, TSA<sup>1</sup>, Diogo Brüggemann da Conceição<sup>2</sup>, Getúlio Rodrigues de Oliveira Filho, TSA<sup>3</sup>

## RESUMO

Helayel PE, Conceição DB, Oliveira Filho GR — Bloqueios Nervosos Guiados por Ultra-Som

**JUSTIFICATIVA E OBJETIVOS:** As técnicas de bloqueios nervosos guiados por ultra-som são baseadas na visualização direta das estruturas nervosas, da agulha de bloqueio e das estruturas anatómicas adjacentes. Desta maneira, é possível depositar a solução de anestésico local precisamente em torno dos nervos e acompanhar a sua dispersão em tempo real, obtendo-se, assim, um bloqueio mais eficaz, de menor latência, menor dependência de referências anatómicas, menor volume de solução anestésica e maior segurança.

**CONTEÚDO:** O artigo revisa os aspectos relativos aos mecanismos físicos para formação de imagens, a anatomia ultra-sonográfica do neuroeixo e dos plexos braquial e lombossacral, os equipamentos e materiais empregados nos bloqueios, os ajustes do aparelho de ultra-som para melhorar as imagens, os planos de visualização das agulhas de bloqueio e as técnicas e o treinamento em bloqueios guiados por ultra-som.

**CONCLUSÕES:** Os passos para se obter sucesso em anestesia regional incluem a identificação exata da posição dos nervos, a localização precisa da agulha, sem lesões nas estruturas adjacentes e, finalmente, a injeção cuidadosa de anestésico local junto aos nervos. Embora a neuroestimulação forneça grande auxílio na identificação dos nervos, esta não consegue, isoladamente, preencher todas essas exigências. Por isso, acredita-se que os bloqueios guiados por ultra-som serão a técnica de eleição para anestesia regional num futuro não muito distante.

**Unitermos:** ANESTESIA, Regional; EQUIPAMENTOS, Ultra-som; TÉCNICAS ANESTÉSICAS: Regional.

## SUMMARY

Helayel PE, Conceição DB, Oliveira Filho GR — Ultrasound-Guided Nerve Blocks.

**BACKGROUND AND OBJECTIVES:** Ultrasound-guided nerve blocks are based on the direct visualization of nerve structures, needle, and adjacent anatomic structures. Thus, it is possible to place the local anesthetic precisely around the nerves and follow its dispersion in real time, obtaining, therefore, more effective blockades, reduced dependency on anatomic references, decreased anesthetic volume, and increased safety.

**CONTENTS:** The aim of this paper was to review the physical mechanisms of image formation, ultrasound anatomy of the neuro axis and of the brachial and lumbosacral plexuses, equipment and materials used in the blockades, settings of the ultrasound equipment to improve the image, planes of visualization of the needles, the techniques, and training in ultrasound-guided nerve blocks.

**CONCLUSIONS:** The steps for a successful regional block include the identification of the exact position of the nerves, the precise localization of the needle, without causing injuries to adjacent structures, and, finally, the careful administration of the local anesthetic close to the nerves. Although neurostimulation is very useful in identifying nerves, it does not fulfill all those requirements. Therefore, it is believed that ultrasound-guided nerve blocks will be the technique of choice in regional anesthesia in a not too distant future.

**Key Words:** ANESTHESIA, Regional; EQUIPMENT, Ultrasound; ANESTHETIC TECHNIQUES, Regional block.

## INTRODUÇÃO

O primeiro relato do uso da ultra-sonografia em anestesia regional foi feito em 1978<sup>1</sup>, num bloqueio de plexo braquial por via supraclavicular. O bloqueio foi realizado identificando apenas os vasos subclávios e administrando a solução de anestésico local em torno deles. No começo dos anos 1980 foi introduzido o emprego do ultra-som sobre o neuroeixo como ferramenta de localização e medida da profundidade do espaço peridural<sup>2,3</sup>. Contudo, apesar da obtenção de alto índice de sucesso na anestesia do plexo braquial e na identificação e na demarcação da profundidade do espaço peridural, a impossibilidade tecnológica de visualizar as estruturas não-vasculares adjacentes ao plexo braquial e de filtrar a geração de artefatos das imagens obtidas do neuroeixo, acabaram detendo a conquista da popularidade da assistência ultra-sonográfica à anestesia regional no primeiro momento<sup>4,5</sup>. Nos últimos dez anos houve um grande progresso na geração e resolução das imagens ultra-sonográficas, permitindo a visualização, não apenas de vasos, mas de raízes nervosas, nervos pe-

\*Recebido do (Received from) Hospital Governador Celso Ramos, CET/SBA Integrado de Anestesiologia da Secretaria de Estado de Saúde de Santa Catarina (SES-SC), Florianópolis, SC

1. Instrutor Co-Responsável do CET, Coordenador do Núcleo de Ensino e Pesquisa em Anestesia Regional (NEPAR) do CET/SBA Integrado de Anestesiologia da SES-SC

2. Pesquisador do NEPAR do CET/SBA Integrado de Anestesiologia da SES-SC

3. Responsável do CET, Pesquisador do NEPAR do CET/SBA Integrado de Anestesiologia da SES-SC

Apresentado (Submitted) em 13 de março de 2006

Aceito (Accepted) para publicação em 15 de setembro de 2006

Endereço para correspondência (Correspondence to):

Dr. Getúlio Rodrigues de Oliveira Filho

Rua Luiz Delfino, 111/902

88015-360 Florianópolis, SC

E-mail: grof@th.com.br

© Sociedade Brasileira de Anestesiologia, 2007

riféricos, dura-máter, pleura e fâscias<sup>6-16</sup>. A evolução tecnológica dos aparelhos de ultra-som possibilitou sua compactação em máquinas portáteis com alta qualidade de imagem, menor custo de aquisição e maior versatilidade. Assim, a aplicação da ultra-sonografia vem se tornando cada vez mais presente na prática da anestesia regional. O emprego das imagens ultra-sonográficas para guiar agulhas em bloqueios nervosos promovendo anestesia e analgesia tem sido descrito em adultos e crianças, assim como no tratamento de dor crônica (bloqueio do gânglio estrelado, gânglio celíaco, terceiro nervo occipital e injeções perirradiculares). Entretanto, a utilização mais comum dessas técnicas ocorre nos bloqueios do plexo braquial, do nervo femoral e do nervo isquiático<sup>12,17-28</sup>. Além disso, foram descritas técnicas guiadas pela ultra-sonografia nos bloqueios neuroaxiais, paravertebrais e dos nervos intercostal, ílio-hipogástrico e ilioinguinal, safeno e pudendo<sup>29-34</sup>.

As técnicas de bloqueio guiado por ultra-som são baseadas na visualização ultra-sonográfica direta das estruturas nervosas, da agulha de bloqueio e das estruturas anatômicas adjacentes. Assim, é possível depositar a solução de anestésico local precisamente em torno dos nervos e acompanhar sua dispersão em tempo real, obtendo assim um bloqueio mais eficaz, de menor latência, menor dependência de referências anatômicas, necessidade de menor volume de solução anestésica e maior segurança<sup>8,22,25,28,35-44</sup>. Assim sendo, o emprego da ultra-sonografia na anestesia regional se mostra capaz de oferecer diversas vantagens potenciais em relação às técnicas de identificação nervosa ditas “cegas”, apresentadas no Quadro I.

### MECANISMOS FÍSICOS DA ULTRA-SONOGRAFIA ENVOLVIDOS NA GERAÇÃO DE IMAGENS

O ultra-som, por definição, é produzido por ondas sonoras com frequências acima de 20.000 Hz. Um arranjo seqüen-

Quadro I – Vantagens Potenciais do Emprego da Ultra-sonografia em Anestesia Regional

Visualização direta dos nervos
Diminuição do risco de injeção intraneural
Diminuição do risco de contrações musculares dolorosas
Diminuição da latência
Instrumento de ensino dinâmico e seguro
Visualização de variações anatômicas
Visualização da difusão da solução de anestésico local
Diminuição do risco de injeção intravascular
Diminuição do risco de punção pleural
Redução da dose do anestésico local
Melhor qualidade do bloqueio

cial de cristais piezo-elétricos (quartzo), contidos nos transdutores, produz ultra-som a partir de energia elétrica. As ondas sonoras são emitidas de forma vibrátil com uma pressão alternante da ordem de 0,5 a 5 megapascal (Mpa)<sup>45</sup>. As estruturas atingidas pelas ondas de ultra-som são ditas insonadas. As ondas sonoras são refletidas pelos tecidos e convertidas pelos transdutores em energia elétrica e transformadas em imagens bidimensionais numa escala de tons de cinza pelo *software* do aparelho de ultra-som. Na prática clínica, estão disponíveis transdutores capazes de produzir frequências de ultra-som de 2 a 20 MHz. Nessas frequências não existem relatos de efeitos deletérios causados aos tecidos pelas ondas de ultra-som, sendo consideradas inócuas. O comprimento da onda de ultra-som é obtido pela divisão de sua velocidade de propagação por sua frequência, determinando a resolução axial e lateral da imagem. A frequência de ultra-som é inversamente relacionada com o seu comprimento de onda, fazendo variar sua profundidade de penetração nos tecidos<sup>45</sup>.

Os transdutores de alta frequência (10 a 15 MHz) visualizam estruturas superficiais com profundidade de até 3 cm, como o plexo braquial nas vias interescalênica, supraclavicular e axilar<sup>46</sup>. Os transdutores com frequências de 4 a 7 MHz são ideais para estruturas com profundidades até 5 cm como o nervo isquiático, na fossa poplítea<sup>27,47,48</sup> e o plexo braquial na região infraclavicular<sup>49,50</sup>. Quando se procura identificar estruturas mais profundas como o nervo isquiático na região glútea ou o espaço peridural em adultos, utilizam-se transdutores de 2 a 5 MHz<sup>4,51</sup>.

Dessa forma, com a elevação da frequência de ultra-som aumenta-se nitidez das imagens das estruturas superficiais e diminui-se a visualização das estruturas mais profundas. Reduzindo-se a frequência de ultra-som a resolução das imagens diminui, mas a penetração das ondas sonoras aumenta, possibilitando a visualização de estruturas mais profundas.

A velocidade de condução das ondas de ultra-som é específica para cada tecido. As ondas sonoras são propagadas nos tecidos ricos em água a uma velocidade média de 1.540 m.s<sup>-1</sup>, enquanto no ar e nos ossos trafegam a 440 e 4.080 m.s<sup>-1</sup>, respectivamente. Isto gera uma diferença na reflexão dessas ondas (ecogenicidade), que resulta em contrastes de branco, preto e cinza (interfaces) delimitando as estruturas anatômicas. A impedância acústica dos tecidos é produto de sua densidade pela velocidade de propagação<sup>45</sup>. A capacidade de reflexão das ondas de ultra-som é determinada pela diferença da impedância acústica entre os tecidos e pelo ângulo de insonação em relação à estrutura insonada. Nas interfaces entre os tecidos e o ar e entre os tecidos e ossos as diferenças são tão amplas que praticamente toda energia emitida é refletida formando “sombras acústicas”<sup>52</sup>. Estruturas hiperecóticas refletem mais as ondas sonoras e são representadas por áreas brancas como ossos, tendões e gordura. Estruturas hipoecóticas são representadas na tela por regiões pretas onde

as ondas são atenuadas como nos tecidos ricos em água. A atenuação da reflexão das ondas de ultra-som ocorre pela perda de energia para os tecidos durante sua propagação produzindo calor (absorção) e pela dispersão lateral ao feixe de ultra-som. A atenuação é específica para cada tecido e proporcional à frequência, sendo expressa em unidades de dB/cm/MHz. Nos tecidos moles a constante de atenuação é de 0,75 dB/cm/MHz. Apesar do alto índice de absorção desses tecidos, uma perda significativa da capacidade de configuração de imagens somente ocorre com frequências acima de 15 MHz<sup>45</sup>. O efeito *Doppler* decorre da diferença de ecogenicidade entre a frequência original emitida e a recebida gerada pelo movimento de distanciamento ou aproximação da fonte emissora de eco (sangue) em relação à unidade receptora. Dessa forma, é possível medir a velocidade do fluxo sanguíneo do vaso e, quando necessário, diferenciá-lo das estruturas nervosas<sup>10,53</sup>.

### VISUALIZAÇÃO DE ESTRUTURAS NERVOSAS

A nitidez das imagens geradas é dependente da qualidade do equipamento de ultra-som, do transdutor escolhido, da habilidade do operador para realização e interpretação do exame e dos ajustes realizados no aparelho que maximizam a resolução das imagens.

Os nervos periféricos podem ter formas ovais, triangulares ou redondas e alguns apresentam essas três formas ao longo de seu trajeto<sup>48,54</sup>. Além disso, podem apresentar características ecogênicas (hipoecóicas ou hiperecóicas) dependentes da localização, do tamanho do nervo, da frequência do transdutor e da angulação do feixe de ultra-som. As estruturas nervosas podem ser visualizadas em cortes longitudinais ou transversais. As raízes nervosas cervicais apresentam-se ao corte transversal como nódulos hipoecóicos e ao corte longitudinal como áreas hipoecóicas tubulares<sup>16</sup>, configurando um padrão monofascicular. A visualização das raízes cervicais de C<sub>4</sub> a C<sub>7</sub> é obtida de forma consistente ao exame do pescoço; entretanto, as raízes de C<sub>8</sub> e T<sub>1</sub> não o são<sup>16,53</sup>. No sulco interescalênico, os troncos superior, médio e inferior do plexo braquial, num corte transversal, podem ser identificados como três nódulos hipoecóicos alinhados entre os músculos escalenos anterior e médio, sendo o tronco inferior mais dificilmente visualizado por estar disposto posteriormente à artéria subclávia<sup>53</sup>. Os troncos nervosos do plexo braquial são mais facilmente visualizados que as raízes que os formam, pois são mais calibrosos<sup>12</sup>. Na fossa supraclavicular os troncos e as divisões do plexo braquial são vistos como múltiplos nódulos hipoecóicos agrupados superior e lateralmente à artéria subclávia<sup>12</sup> (Figura 1). Imediatamente distal a essa região, formam-se os fascículos do plexo braquial, e o fascículo posterior apresenta-se superiormente aos fascículos medial e lateral<sup>53</sup>. Dependendo da configuração anatômica da fossa supraclavicular, pode haver limitação do espaço para manipulação do transdutor e da agulha de bloqueio<sup>50,53,55</sup>. Os



Figura 1 - Bloqueio do Plexo Braquial por Via Supraclavicular. Observa-se a agulha com sua ponta na proximidade das divisões do plexo braquial, que se apresentam como nódulos hipoecóicos (pretos) com bordas hiperecóicas (brancas) atrás da artéria subclávia, em corte transversal. Observa-se também a imagem da primeira costela (hiperecóica), acompanhada por sua sombra acústica posterior. Imagem obtida com transdutor linear de 6-13 MHz (Sonosite Micromaxx®, Sonosite, Bothell, EUA).

transdutores lineares convencionais possuem uma superfície de contato retangular em torno de 3,8 a 5 cm de comprimento. Entretanto, transdutores lineares em formato de taco de hóquei, medindo 2,5 cm, podem diminuir essa restrição<sup>56</sup>. Na região infraclavicular, os fascículos do plexo braquial são identificados como nódulos hiperecóicos, hiperecóicos, dispostos em triângulo, ao redor dos vasos axilares, sendo o fascículo lateral anterior aos demais fascículos e a veia axilar situada entre o fascículo medial e a artéria axilar<sup>46,53,56</sup>.

Na axila, os ramos terminais do plexo braquial estão dispostos ao redor da artéria axilar, apresentando grande mobilidade e variação de posicionamento<sup>46,57</sup> (Figura 2). Num corte longitudinal os nervos periféricos são visualizados como múltiplas áreas hipoecóicas paralelas descontínuas (tecido nervoso) separadas por bandas hiperecóicas (tecido conjuntivo). Ao corte transversal os nervos periféricos são representados como nódulos hipoecóicos (tecido nervoso) circundados por um fundo hiperecóico (tecido conjuntivo) configurando um padrão fascicular ou em "favo de mel" (Figura 3). Entretanto, essa ecotextura fascicular não apresenta uma correlação histológica exata com o exame microscópico, sendo capaz de gerar a imagem de 1/3 dos fascículos existentes<sup>9</sup>. As possíveis razões aventadas para a ocorrência desse fenômeno seriam: a incapacidade de visualizar os fascículos caso não estiverem perpendiculares ao feixe de ultra-som e uma resolução lateral de baixa qualidade condensando estruturas adjacentes de mesma ecogenicidade. Contudo, foi demonstrado que nervos relativamente pequenos, como o nervo laríngeo recorrente, não apresen-

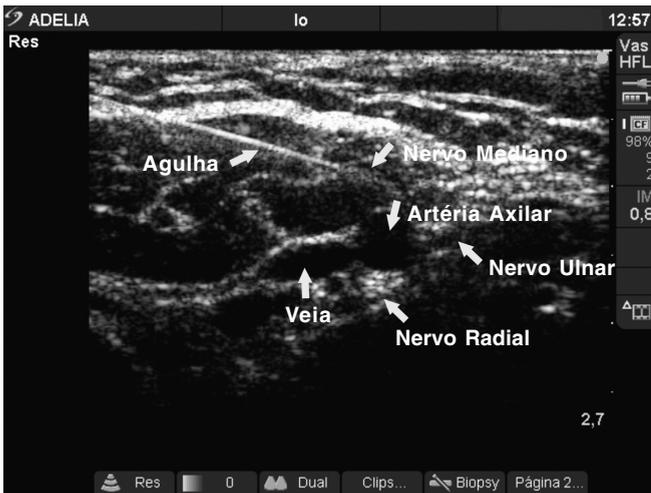


Figura 2 - Bloqueio do Plexo Braquial por Via Axilar. Observa-se a agulha com sua ponta na proximidade do nervo mediano e as demais estruturas do plexo braquial, em seção transversal. Imagem obtida com transdutor linear de 6-13 MHz (Sonosite Micromaxx®, Sonosite, Bothell, EUA)



Figura 3 - Imagem de Corte Transversal do Nervo Mediano no Terço Médio do Antebraço. O nervo mediano apresenta um formato oval com aspecto fascicular típico estando disposto anteriormente ao septo interósseo. Imagem obtida com transdutor linear de 6-13MHz (Sonosite Micromaxx®, Sonosite, Bothell, EUA)

tavam o padrão fascicular, presente apenas em nervos periféricos maiores como o mediano e o isquiático<sup>11</sup>. Em alguns casos, a estrutura nervosa deve ser visualizada nos dois cortes e ser seguida, distalmente, para que se obtenha sua identificação positiva. Esse rastreamento dos nervos periféricos é dificultado por sua alta mobilidade, sendo mais facilmente realizado no corte transversal. Algumas estruturas, como tendões e pequenos vasos, podem ser confundidas com nervos periféricos. Entretanto, utilizando-se transdutores com frequências superiores a 10 MHz (ultra-sonografia

de alta resolução), observa-se nos tendões um padrão fibrilar, com finas bandas hiperecóticas contínuas (semelhantes a fibrilas) e bandas hipoecóticas (menos proeminentes que nos nervos). A mobilização passiva dos nervos periféricos em relação aos tendões no antebraço também pode ser utilizada para diferenciar tais estruturas<sup>58</sup>. O ângulo de inclinação do feixe de ultra-som influencia a ecogenicidade dos nervos periféricos, pois estes são compostos de tecido nervoso (hipoecótico) e tecido conjuntivo como o epineuro e perineuro (hiperecótico). Quando o feixe está perpendicularmente disposto ao nervo se obtém a ecogenicidade ideal compondo a imagem de padrão fascicular. Conforme a angulação se altera, a imagem adquire características ambíguas de reflexão das ondas sonoras e tem sua ecogenicidade diminuída (anisotropia)<sup>59</sup>.

Os vasos são distinguidos dos pequenos nervos através de sua compressão pelo transdutor e pelo emprego do *Doppler* colorido. Os nervos periféricos mais calibrosos do membro inferior (femoral e isquiático) apresentam um formato elíptico ou triangular e são caracteristicamente mais hiperecóticos e anisotrópicos do que os nervos do membro superior<sup>60,61</sup>. Dessa maneira, sua visualização é mais difícil que a dos nervos do plexo braquial<sup>7</sup>. Entretanto, o nervo isquiático pôde ser identificado utilizando-se um transdutor de 2 a 5 MHz, na região glútea e infraglútea, como uma estrutura hiperecótica solitária de aspecto elíptico em 87% dos pacientes, entre a tuberosidade isquiática e o trocânter maior do fêmur<sup>51</sup> (Figura 4). No terço médio posterior da coxa, o nervo assume um formato triangular e, próximo à fossa poplítea, torna-se arredondado podendo ser observada a formação de seus ramos terminais. Nessa região o nervo torna-se mais superficial, devendo ser empregado um transdutor de frequên-



Figura 4 - Imagem de Corte Transversal do Nervo Isquiático Apresentando-se hiperecótico (branco) com aspecto elíptico, na região glútea, entre o trocânter maior do fêmur e a tuberosidade isquiática. Imagem obtida com transdutor convexo de 2-5 MHz (SonositeTitan®, Sonosite, Bothell, EUA)

cia mais alta (4 a 7 MHz)<sup>8,48,62</sup>. Os fatores que contribuem para sua visualização são sua relativa alta ecogenicidade contrastando com a baixa ecogenicidade dos músculos ao seu redor. Contudo, nos pacientes submetidos a intervenções cirúrgicas no local de busca do nervo e em idosos, essas interfaces ficam diminuídas comprometendo a identificação do nervo<sup>8</sup>. O nervo tibial apresenta um padrão fascicular típico, enquanto o nervo fibular comum, curiosamente, apresenta fascículos menos numerosos e mais espessos<sup>9</sup>. Na fossa poplíteia esses nervos podem apresentar variações de posicionamento, podendo dificultar sua identificação por técnicas “cegas”<sup>48</sup>. O nervo femoral é visualizado, consistentemente, em seu trajeto retroperitoneal<sup>63</sup>. Abaixo do ligamento inguinal ele pode estar dividido em seus ramos anterior e posterior. Nessa região, o nervo femoral apresenta um formato oval e está disposto num espaço triangular lateralmente à artéria femoral, superiormente ao músculo psoas ilíaco e inferiormente à fáscia ilíaca<sup>64</sup>. No trigono femoral, seu trajeto oblíquo pode dificultar sua insonação em um ângulo de 90° e, conseqüentemente, sua visualização<sup>13,61</sup>.

A visualização das estruturas nobres do neuroeixo é prejudicada pela presença das estruturas osteoligamentares calcificadas da coluna vertebral. Além disso, por causa da profundidade das estruturas nervosas a serem bloqueadas, é necessário empregar freqüências menores de ultra-som, obtendo-se imagens menos nítidas. A resolução de imagem é mantida até profundidades máximas de 6 a 8 cm, utilizando transdutores com freqüências de 3,5 a 8 MHz<sup>4,65</sup>. A anatomia ultra-sonográfica neuroaxial pode ser identificada nos planos longitudinal e transversal, nas regiões mediana e paramediana da coluna vertebral<sup>31,65-69</sup>. No corte transversal, observa-se o espaço intervertebral entre os processos espinhosos. As apófises transversas e as facetas articulares laterais são facilmente identificáveis. O ligamento amarelo e a dura-máter estão dispostos na linha média, alinhados às apófises transversas, apresentando aspecto hiperecótico discreto (acinzentado). O ligamento amarelo e a dura-máter possuem ecogenicidade muito semelhante dificultando sua individualização, assim como do espaço peridural (não-ecogênico). O espaço subaracnóideo é hipocócico, sendo limitado posteriormente pelo conjunto dura-máter e ligamento amarelo, e anteriormente pelo corpo vertebral (hiperecótico) (Figura 5). Ao corte longitudinal paramediano, o espaço intervertebral pode ser delimitado pelos processos espinhosos cefálicos e caudais. Dessa forma, identifica-se o ligamento amarelo e a dura-máter entre eles, anteriormente ao espaço subaracnóideo e ao corpo vertebral, consecutivamente.

O corte longitudinal paramediano, possibilita visualização das estruturas na mesma disposição que o corte longitudinal mediano. Entretanto, possui menor presença de estruturas ósseas com menor perda de energia sonora para estas superfícies com menor formação de sombras acústicas. Assim, essa abordagem favorece a melhor visualização das estruturas ligamentares, meníngeas e neurais<sup>66,69</sup>.

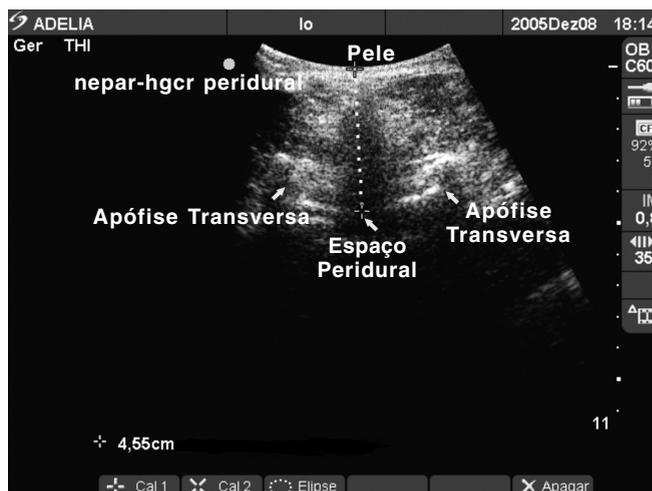


Figura 5 - Imagem de Corte Transversal do Espaço Peridural Lombar de Indivíduo Adulto do Espaço Interespinhoso L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub>. O ligamento amarelo e a dura-máter estão dispostos na linha média, alinhados às apófises transversas, apresentando aspecto hiperecótico discreto (acinzentado). O ligamento amarelo e a dura-máter possuem ecogenicidade muito semelhante dificultando sua individualização. A medida da distância entre a pele e o conjunto ligamento amarelo dura-máter foi de 4,55 cm. O espaço subaracnóideo apresenta-se como uma região hipocócica (preta), limitada posteriormente, pelo conjunto dura-máter e ligamento amarelo, e, anteriormente, pelo corpo vertebral (hiperecótico) representada na imagem como uma discreta linha acinzentada. Imagem obtida com transdutor convexo de 2-5 MHz (SonositeTitan®, Sonosite, Bothell, EUA)

Além disso, a qualidade das imagens ultra-sonográficas do neuroeixo demonstra uma relação inversamente proporcional à idade dos pacientes<sup>69</sup>. Nas crianças menores de três meses de idade, os ligamentos e ossos não estão completamente calcificados e a profundidade das estruturas nervosas e do espaço peridural são menores, permitindo o uso de transdutores de alta freqüência com resolução de imagem de alta qualidade. Entretanto, com o crescimento corporal e a maior calcificação dos ossos, essas características vão sendo atenuadas, assim como a qualidade das imagens geradas<sup>70</sup>.

#### EQUIPAMENTOS E MATERIAIS EMPREGADOS NOS BLOQUEIOS GUIADOS POR ULTRA-SOM

Idealmente, para realização de bloqueios de nervos periféricos, é necessário um aparelho de ultra-som de alta resolução (capaz de emitir freqüência de ultra-som acima de 10 MHz), com *Doppler* colorido e pulsátil. Os aparelhos de ultra-som podem ser portáteis ou dispostos em estações. Os aparelhos portáteis possuem tecnologia capaz de gerar e armazenar imagens de alta resolução. As máquinas de grande porte têm maior capacidade de processamento e armazenamento de imagens e podem ser equipadas com impressora e gravador de CD/DVD.

As imagens geradas pelos aparelhos portáteis atendem completamente às necessidades da prática clínica da anestesia regional a custos significativamente menores. A qualidade superior de detalhamento das imagens produzidas pelos equipamentos de grande porte apresenta um custo-benefício favorável apenas para finalidades científicas. Juntamente com o aparelho de ultra-som são utilizados dois transdutores de banda larga ou três transdutores de frequências fixas. Estes podem ter frequências de ultra-som, formatos e tamanhos de superfície de contato diferentes. Na prática clínica, estão disponíveis transdutores capazes de produzir frequências de ultra-som de 2 a 20 MHz. Os transdutores utilizados para guiar bloqueios nervosos podem ser convexos ou lineares. Os convexos têm maior divergência lateral das ondas emitidas com maior campo de visão e menor captação das ondas refletidas pelos tecidos com menor definição de imagem. Os lineares são mais comumente utilizados para identificação de estruturas superficiais, como nervos, músculos, tendões e vasos por possuírem maior resolução de imagem <sup>59</sup>. Os transdutores lineares têm uma superfície de contato retangular em torno de 3,8 a 5 cm de comprimento, enquanto os transdutores lineares no formato de taco de hóquei medem 2,5 cm. A solução gelatinosa estéril é usada para diminuir a interface de ar entre o transdutor e a pele. Além disso, nos bloqueios de nervos periféricos simples a superfície de contato do transdutor com a pele é encoberta com material plástico adesivo estéril. Nos bloqueios de nervos periféricos contínuos e nos bloqueios neuroaxiais, o transdutor é revestido por completo juntamente com seu cabo utilizando uma capa plástica estéril.

As agulhas utilizadas podem ser as comumente empregadas na anestesia regional, como as de Tuohy, agulhas isoladas de neuroestimulação e agulhas de ponta romba. O calibre das agulhas de bloqueio influencia a sua visualização <sup>71</sup>. As agulhas de maior calibre são facilmente identificadas, pois possuem uma área maior ao corte transversal e desviam-se menos do plano de alinhamento da imagem <sup>72</sup>. Algumas agulhas, usadas em biópsias guiadas por ultra-som, possuem materiais com maior capacidade de refletir as ondas de ultra-som (hiperrecogênicas) tornando-se mais facilmente identificáveis durante a realização do procedimento. Seu custo é alto e seria justificável apenas para realização de bloqueios profundos. Nestes, as agulhas apresentam pequenos ângulos de insonação, promovendo perda significativa de sua visualização <sup>71,73</sup>. Não existem agulhas hiperrecogênicas desenhadas especificamente para bloqueios nervosos. Assim, as agulhas de maior calibre têm sido a opção mais empregada nos bloqueios mais profundos <sup>74,75</sup>.

#### **AJUSTES PARA OTIMIZAÇÃO DA IMAGEM E AVANÇOS TECNOLÓGICOS DA ULTRA-SONOGRAFIA**

Os aparelhos de ultra-som possuem comandos para ajustar e melhorar a definição das imagens de acordo com sua

configuração tecnológica, procurando atender à necessidade de cada paciente para formação de uma imagem de qualidade.

No *menu* de opções do equipamento existem várias modalidades para visualização de diferentes tipos de estruturas, que obedecem a uma programação preestabelecida de características ultra-sonográficas capazes de reproduzir a melhor imagem das estruturas desejadas. O modo “pequenas partes” oferece ótimas condições para a geração de imagens e para a identificação de nervos periféricos e de estruturas musculoesqueléticas <sup>9</sup>. Essa programação ressalta as características ultra-sonográficas das estruturas superficiais favorecendo a visualização das estruturas nervosas. Alguns aparelhos mais modernos já oferecem um modo específico para visualização de nervos periféricos, evidenciando ainda mais suas características ao exame ultra-sonográfico. A profundidade das imagens pode ser aumentada para permitir a visualização de uma perspectiva mais ampla da região estudada e, posteriormente, diminuída para dar mais detalhes da dinâmica do bloqueio. O “ganho de imagem” pode ser regulado para intensificar os contrastes da imagem como um todo ou separadamente, em níveis superficiais ou profundos. Assim, o brilho das estruturas adjacentes aos nervos pode ser regulado para sua melhor definição. O *zoom* é usado para ampliar os detalhes de uma região da imagem, mas não necessariamente mantém sua definição. Nos transdutores de banda larga pode-se regular a frequência de ultra-som, objetivando sempre a maior resolução possível permitida pela profundidade da estrutura nervosa. Os equipamentos modernos de ultra-sonografia possuem diversos recursos tecnológicos capazes de purificar a formação de artefatos de imagens. Tais mecanismos podem atuar tanto no pré- como no pós-processamento da imagem. Alguns desses avanços são comuns a todos os aparelhos modernos, enquanto outros são inovações exclusivas de determinadas marcas. A composição espacial de imagem consiste em um arranjo de múltiplas linhas de cristais no transdutor capazes de emitir e receber ondas de ultra-som em vários ângulos, enquanto os transdutores convencionais possuem apenas uma linha de cristais <sup>76</sup>. Dessa maneira, a sobreposição de ecos provenientes de diversos planos de insonação é digitalmente processada, compondo uma imagem de mais qualidade e menor presença de artefatos que a ultra-sonografia de alta resolução convencional <sup>77</sup>. Algumas vezes, a identificação da ponta da agulha de bloqueio é dificultada pela presença de pequenos ângulos de insonação. A composição espacial de imagem demonstrou ser capaz de melhorar a visualização da ponta da agulha nestes ângulos. O processamento em tempo real envolvendo análise adaptativa e aumento da imagem (*XRES imaging*) é decorrente do processamento de sinais digitais que se adaptam a uma imagem-alvo considerando suas características ecotexturais e estruturais <sup>78</sup>. Assim, através de um algoritmo de multi-resolução, as ecotexturas das estruturas são reconhecidas, incrementadas e equalizadas em suas

interfaces, diminuindo os artefatos. Esse processo adaptativo é capaz de melhorar a resolução da imagem gerada pela composição espacial da imagem <sup>78</sup>. A imagem harmônica tecidual é construída a partir das ondas harmônicas (ondas de ultra-som produzidas pela vibração dos tecidos e propagadas através dele não-linearmente) <sup>79</sup>. Essas ondas harmônicas são múltiplas integrais da frequência emitida e suas maiores frequências são utilizadas para configurar imagens. Mediante a supressão de ondas refletidas em frequências menores são gerados menos artefatos, melhorando o contraste e a resolução lateral da imagem. Em virtude de sua baixa resolução axial é aconselhável iniciar o exame no modo bidimensional convencional e, posteriormente, utilizar o mecanismo de ondas harmônicas para maior detalhe das estruturas <sup>76</sup>. O conceito de excitação codificada é baseado na codificação do feixe de ultra-som por meio da criação de um padrão de repetição de 1 s e 0 s. Os códigos são emitidos e recebidos, sendo reconhecidos para formação da imagem. Com base nestes, é possível produzir ondas com maior comprimento visualizando estruturas profundas com resolução de alta qualidade <sup>76</sup>.

#### PLANOS DE VISUALIZAÇÃO DA AGULHA DE BLOQUEIO

Os nervos periféricos podem ser visualizados por meio de cortes longitudinais ou transversais. Contudo, para realização de bloqueios de nervos periféricos é mais adequada a utilização de cortes transversais. As principais razões são a maior facilidade técnica para obtenção e manutenção da imagem durante o bloqueio, a melhor visualização de estruturas adjacentes e a capacidade de avaliar a distribuição do anestésico local ao redor do nervo <sup>72</sup>. Utilizando cortes transversais existem duas técnicas para visualização da posição da agulha em relação ao transdutor. A primeira a ser descrita foi a técnica de alinhamento transversal ao feixe de ultra-som, onde a agulha é introduzida transversalmente ao transdutor, sendo possível apenas a visualização da ponta da agulha e de sua sombra acústica acompanhada do deslocamento dos tecidos durante sua passagem. Muitas vezes são necessárias injeções-teste para auxiliar a visualização da ponta da agulha <sup>72</sup>. A segunda é a técnica de alinhamento longitudinal ao feixe de ultra-som que possibilita a visualização da ponta e do corpo da agulha durante sua progressão. Essa técnica exige maior precisão de movimentos para manter o alinhamento e promove maior distância a ser percorrida entre a pele e o nervo (Figura 6). A escolha do plano de introdução da agulha pode ser influenciada pelas características anatômicas da região de bloqueio. Por exemplo, na região infraglútea, o alinhamento longitudinal exige uma passagem dolorosa através da musculatura posterior da coxa, enquanto a técnica de alinhamento transversal ao feixe de ultra-som permite a introdução da agulha entre estes músculos, sendo menos desconfortável. Além disso, a ausência de estruturas anatômicas nobres adjacentes ao nervo nessa região pode tornar desnecessária a visualização



Figura 6 - Bloqueio de Plexo Braquial Utilizando Técnica de Alinhamento Longitudinal da Agulha ao Transdutor Linear de 6-13 MHz (Sonosite Micromaxx<sup>®</sup>, Sonosite, Bothell, EUA). Nesta posição é possível visualizar o corpo e a ponta da agulha, em tempo real, durante a realização dos bloqueios

integral da agulha durante sua progressão. Entretanto, nos bloqueios supraclaviculares, a técnica de alinhamento longitudinal pode permitir um rastreamento da agulha capaz de, possivelmente, diminuir a morbidade deste bloqueio <sup>25</sup>.

#### TREINAMENTO EM BLOQUEIOS REGIONAIS GUIADOS POR ULTRA-SOM

O emprego da ultra-sonografia no ensino da anestesia regional fornece informações anatômicas dinâmicas durante a realização de bloqueios e permite supervisão direta e mais segura para o ensino das técnicas de bloqueios <sup>37</sup>. Por isso, a assistência ultra-sonográfica pode ser considerada um instrumento valioso às instituições de ensino e treinamento <sup>80</sup>. Entretanto, algumas habilidades manuais e noções teóricas devem ser desenvolvidas previamente à realização de bloqueios nos pacientes <sup>35</sup>. O acoplamento das imagens geradas por ultra-som à anestesia regional exige um domínio das técnicas básicas de exame ultra-sonográfico e um conhecimento profundo das imagens das estruturas nervosas e das estruturas adjacentes. Assim, o treinamento em bloqueios guiados por ultra-som deve ser iniciado pela criação de um padrão de reconhecimento teórico-prático das imagens das estruturas anatômicas presentes nas diversas abordagens aos plexos nervosos e ao neuroeixo, assim como dos padrões de dispersão de anestésico local. Em conjunto, devem ser estabelecidas, em modelos (ombros de porco, peitos de peru ou peças de gelatina), curvas de aprendizado para aquisição de habilidades manuais na realização do exame ultra-sonográfico e no alinhamento longitudinal e transversal da agulha de bloqueio ao feixe de ultra-som, permitindo a visualização completa do corpo e da

ponta da agulha ou apenas da ponta, respectivamente <sup>35,81</sup>. Tal habilidade é indispensável para a prática da anestesia regional guiada por ultra-som, garantindo mais precisão e segurança <sup>25</sup>. Essas etapas podem ser desenvolvidas de forma concisa, sob a forma de *workshops* <sup>5</sup>.

Após cumprirem-se essas exigências, pode-se iniciar o treinamento em pacientes com maior segurança e qualidade.

### TÉCNICA DE BLOQUEIO GUIADO POR ULTRA-SOM

As técnicas de bloqueio de nervos periféricos guiados por ultra-som utilizam, de preferência, o corte transversal para identificação do nervo, por ser mais facilmente alcançado por possibilitar a visualização da dispersão da solução anestésica a seu redor.

Inicialmente, é feito um inventário da anatomia ultra-sonográfica da região identificando estruturas como vasos, ossos, pleura e a estrutura nervosa alvo <sup>25</sup>. Neste primeiro momento é essencial obter o melhor plano de visualização possível das estruturas e realizar os ajustes necessários no aparelho de ultra-som, pois o sucesso dessa técnica pode estar relacionado com a qualidade das imagens obtidas do paciente <sup>55</sup>. Depois, a ponta da agulha é guiada até o nervo e, em seguida, é realizada a injeção da solução anestésica observando-se sua difusão em torno dos nervos como um halo preto (efeito *doughnut*) <sup>36,47</sup>.

Esse padrão de difusão certifica que o nervo foi envolvido pelo anestésico local, garantindo curta latência e alto índice de sucesso do bloqueio <sup>36,48</sup>. Caso a distribuição do anestésico local ao redor do nervo seja incompleta, deve-se reposicionar a ponta agulha para que o anestésico local entre em contato com a região não-circundada <sup>25,72</sup>. A injeção intraneural de anestésico local pode ser evidenciada pelo aumento do volume da estrutura nervosa durante a injeção <sup>39</sup>. Assim, nos bloqueios guiados por ultra-som a obtenção do sucesso depende da visualização de um padrão "ideal" de dispersão da solução de anestésico local e não da proximidade da ponta da agulha em relação ao nervo, como ocorre nas técnicas de neuroestimulação e parestesia <sup>41,42,66,82</sup>. A presença de bolhas de ar na solução de anestésico local forma sombras acústicas, dificultando a identificação das estruturas. Por isso, deve-se preencher o sistema injetor da agulha com solução anestésica evitando o acúmulo de ar e o borramento da imagem. Quando não é visualizada a dispersão do anestésico local durante a injeção de 1 a 2 mL da solução (injeção-teste) deve-se interrompê-la imediatamente, pois pode-se estar realizando uma injeção intravascular de anestésico local <sup>55</sup>. As injeções-teste também podem ser utilizadas para facilitar a visualização da ponta da agulha e melhorar a resolução das interfaces entre os nervos e as estruturas adjacentes, funcionando como um contraste invertido <sup>72</sup>. Entretanto, o uso da neuroestimulação associado à visualização ultra-sonográfica fica prejudicado quando se empregam anestésicos locais (soluções condutoras) como injeções-teste. Nesse caso, a administração de solução

glicosada a 5% (solução não-condutora) é sugerida para manter a capacidade de neuroestimulação da agulha isolada, através da diminuição da superfície condutora e do aumento da densidade de corrente na ponta da agulha <sup>83</sup>. A neuroestimulação identifica os nervos periféricos pelo desencadeamento de respostas motoras distais ao ponto de estimulação. Esta é capaz de produzir uma resposta funcional nos nervos periféricos. Em algumas situações em que a resposta motora não pode ser promovida, como em pacientes com extremidades amputadas ou com graves neuropatias periféricas, pode-se, por meio da visualização direta do nervo ou do plexo, depositar o anestésico local em sua proximidade <sup>47,84</sup>. Além disso, a neuroestimulação é uma técnica de identificação neural unidimensional não sendo capaz de identificar a localização da ponta da agulha em relação aos vasos ou a pleura, assim como a dispersão do anestésico local em tempo real <sup>42</sup>. Assim sendo, aumenta a possibilidade de pneumotórax, de punções vasculares acidentais e de insucesso. Outra característica marcante dos bloqueios guiados por ultra-som é sua capacidade de detectar a presença de variações anatômicas <sup>48,85</sup>, que por muitas vezes ocasionam falhas ou impossibilitam a realização de bloqueios baseados apenas na neuroestimulação <sup>54</sup>. Por se tratar de uma técnica de identificação neural bidimensional, ao corte transversal, ou mesmo tridimensional, caso sejam empregados os cortes longitudinal e transversal, alternadamente, a ultra-sonografia é capaz de oferecer informações estruturais em tempo real sobre a interação dos nervos, vasos, agulha e da solução de anestésico local envolvidas no bloqueio <sup>15</sup>. Por fim, a dependência de parâmetros anatômicos para realização de bloqueios, sobretudo em pacientes obesos, é muito menor com a visualização direta ultra-sonográfica do que com a utilização da neuroestimulação <sup>86</sup>. Assim, a ultra-sonografia poderia contribuir para a diminuição do insucesso das técnicas "cegas" nessa população <sup>87,88</sup>. Alguns centros optam pela associação da visualização direta ultra-sonográfica à neuroestimulação (nervos periféricos) como técnica de retaguarda <sup>55</sup>. Algumas escolas advogam o uso isolado da técnica guiada por ultra-som depois da aquisição da proficiência nessa modalidade, mas não existem até o momento evidências científicas capazes de determinar tal *status*. Além disso, outras vertentes consideram tais técnicas como sendo agonistas sinérgicas e não-antagônicas e preferem usufruir das qualidades de ambas para obtenção de bloqueios mais seguros, precisos com curta latência e menor tempo de realização.

A realização de bloqueios neuroaxiais guiada por ultra-som em tempo real é tecnicamente mais complexa. Isto se deve à presença da coluna vertebral (estruturas ósseas e ligamentares calcificadas) que promove uma extensa área de sombra acústica fornecendo pequenas janelas para visualização e instrumentação do transdutor e da agulha <sup>4</sup>. A abordagem longitudinal paramediana apresenta-se como uma excelente opção para visualização do espaço peridural lombar e, principalmente, torácico <sup>67,69</sup>. Técnicas de bloqueios

neuroaxiais guiados por imagens de ultra-som, em tempo real, foram propostas para crianças e adultos<sup>40,66</sup>. Entretanto, o emprego da ultra-sonografia sobre o neuroeixo, nos adultos, tem servido com mais frequência para prever casos de difícil punção, medir a profundidade do espaço peridural, identificar com precisão o espaço intervertebral e projetar a trajetória da agulha, otimizando o sucesso e o treinamento do bloqueio peridural<sup>3,32,65,80,89</sup>. Além disso, a utilização das imagens ultra-sonográficas do neuroeixo possibilita monitorizar a dispersão dos anestésicos locais durante os bloqueios e de sangue durante tamponamentos sangüíneos, assim como a migração de cateteres no espaço peridural<sup>90-92</sup>. Os passos para se obter sucesso em anestesia regional incluem a identificação exata da posição dos nervos, a colocação precisa da agulha, sem lesões a estruturas adjacentes e, finalmente, a injeção cuidadosa de anestésico local junto aos nervos<sup>22,42</sup>. Embora a neuroestimulação forneça grande auxílio na identificação nervosa, não consegue, isoladamente, atender a todas essas necessidades. Além disso, a ultra-sonografia pode ser capaz de difundir o ensino e a prática da anestesia regional por se tratar de uma técnica de fácil aprendizado e supervisão, com excelente perfil de segurança e alto índice de sucesso<sup>37</sup>, encorajando anestesiológicos com menos prática em bloqueios a optarem pela anestesia regional<sup>42,93</sup>. Pelas razões expostas, acredita-se que os bloqueios guiados por ultra-som serão a técnica de eleição para anestesia regional num futuro não muito distante.

## ***Ultrasound-Guided Nerve Blocks***

Pablo Escovedo Helayel, TSA, M.D.; Diogo Brüggemann da Conceição, M.D.; Getúlio Rodrigues de Oliveira Filho, TSA, M.D.

### **INTRODUCTION**

The first report on the use of ultrasound in regional anesthesia dates back to 1978<sup>1</sup>, in a supraclavicular brachial plexus block. The blockade was done after identifying only the subclavian vessels and injecting of the local anesthetic around them. In the beginning of the 1980s, neuroaxial ultrasound was introduced as a tool to localize and measure the depth of the epidural space<sup>2,3</sup>. However, despite the high index of success in brachial plexus blocks and in the identification and determination of the depth of the epidural space, the technological impossibility of visualizing non-vascular structures adjacent to the brachial plexus and of filtering artifacts generated in the images of the neuroaxis, withheld the popularization of ultrasound assistance to regional anesthesia<sup>4,5</sup>. The last 10 years have seen great progress in the generation and resolution of ultrasound images, allowing not only the visualization of the vessels, but also of nerve roots, peripheral nerves, dura mater, pleura, and fascias<sup>6-16</sup>.

The technological evolution of ultrasound equipment made possible the reduction in the size of the equipment and the production of portable machines with high quality image, decreased cost, and greater versatility. Thus, the use of the ultrasound is increasingly more frequent in regional anesthesia. The use of ultrasound images to guide needles in nerve blocks, promoting anesthesia and analgesia, has been described in adults and children, as well as in the treatment of chronic pain (stellate ganglion block, celiac ganglion block, third occipital nerve block, and periradicular injections). However, this technique is used more often in brachial plexus block, femoral nerve block, and sciatic nerve block<sup>12,17-28</sup>. Besides, ultrasound guided techniques have been described in neuroaxial blocks, paravertebral blocks, intercostal nerve blocks, iliohypogastric nerve block, ilioinguinal nerve block, saphenous nerve block, and pudendal nerve block<sup>29-34</sup>. Ultrasound guided techniques are based on direct ultrasound visualization of nerves, needle, and adjacent anatomic structures, making it possible to apply the local anesthetic precisely around nerves and to follow its dispersion in real time, achieving a more effective blockade, with reduced latency, decreased dependency of anatomic landmarks, reduced volume of local anesthetics, and increased safety<sup>8,22,25,28,35-44</sup>. Therefore, the use of ultrasound in regional anesthesia is capable of offering several potential advantages when compared to the "blind" techniques, which can be seen in Table I.

### **PHYSICAL MECHANISMS OF ULTRASOUND INVOLVED IN IMAGE GENERATION**

By definition, ultrasound is produced by sound waves with frequencies above 20,000 Hz. A special display of piezoelectric crystals (quartz) in the transducers produces ultrasound from electric energy. Sound waves are transmitted as oscillating waves with alternating pressures of 0.5 to 5

Chart 1 – Potential Advantages of Using Ultrasound in Regional Anesthesia

Direct visualization of nerves
Decreased risk of intraneural injection
Decreased risk of painful muscle contractions
Decreased latency
Dynamic and safe teaching tool
Visualization of anatomical variations
Visualization of the diffusion of the local anesthetic
Reduced risk of intravascular injection
Decreased risk of pleural puncture
Reduction of the dose of local anesthetic
Better quality of the blockade

megapascal (Mpa)<sup>45</sup>. The structures reached by ultrasound waves are said to be insonated. Sound waves are reflected by tissues and transformed in electrical energy by transducers and then in bidimensional images represented in a gray scale by the software of the ultrasound equipment. In clinical practice, transducers capable of producing ultrasound frequencies from 2 to 20 MHz are available. There are no reports of harmful effects caused by ultrasound waves in those frequencies, which are considered safe. The ultrasound wavelength is obtained by dividing the velocity of propagation by the frequency, which determines the axial and lateral resolution of the image. Ultrasound frequency is inversely related to its wavelength and also determines the depth of tissue penetration.

High frequency transducers (10 to 15 MHz) visualize superficial structures, up to 3 cm deep, such as the brachial plexus in the interscalenic, supraclavicular, and axillary regions<sup>46</sup>. Transducers with frequencies ranging between 4 and 7 MHz are ideal for structures located at a depth of up to 5 cm, such as the sciatic nerve in the popliteal fossa<sup>27,47,48</sup>, and the brachial plexus in the infraclavicular region<sup>49,50</sup>. To identify structures located more deeply, like the sciatic nerve in the gluteal region, or the epidural space in adults, 2 to 5 MHz transducers are used<sup>4,51</sup>.

Thus, increasing the ultrasound frequency increases the quality of superficial images while decreasing the visualization of deeper structures. Decreasing the frequency of the ultrasound decreases image resolution, but the penetration of the sound waves is increased, enabling the visualization of deeper structures.

The velocity of propagation of ultrasound waves is specific for each tissue. Sound waves are propagated in tissues rich in water at a mean speed of 1,540 m.sec<sup>-1</sup>, while in air and in the bones they are propagated at 440 and 4,080 m.sec<sup>-1</sup>, respectively. This generates a difference in the reflection of these waves (echogenicity), resulting in white, black, and gray contrasts (interfaces) delimitating anatomic structures. The acoustic impedance of a tissue is the result of its density multiplied by the velocity of propagation<sup>45</sup>. The capacity to reflect ultrasound waves is determined by the difference in acoustic impedance among the different tissues and the angle of the ultrasound beam to the structure in question. In air-tissue and bone-tissue interfaces the differences are so great that almost all the energy transmitted is reflected, forming "acoustic shadows"<sup>52</sup>. Hyperechoic structures reflect more sound waves, being represented by white areas, such as bones, tendons, and fat. Hypoechoic structures are represented by black areas where the sound waves are attenuated, such as tissues rich in water. The attenuation of reflected ultrasound waves occurs with loss of energy to tissues during their propagation, producing heat (absorption), and by the lateral dispersion of the ultrasound beam. Attenuation is specific for each tissue and proportional to the frequency, being expressed in dB/cm/MHz units. In soft tissues, the attenuation constant corresponds to 0.75 dB/cm/

MHz. Despite the high absorption index of these tissues, a significant loss in the capacity to generate the image only occurs with frequencies above 15 MHz<sup>45</sup>. The Doppler effect is a consequence of the difference in echogenicity between the original frequency emitted and the frequency received, generated by the movement of the source of the echo (blood), getting closer or farther away, in relation to the receptor unit. So, it is possible to measure the speed of the blood flow in the vessel and, when necessary, differentiate it from nerves<sup>0,53</sup>.

## NERVE VISUALIZATION

The quality of the images depends on the quality of the equipment, transducer used, ability of the operator to perform and read the exam, and of the adjustments made in the equipment that maximize image resolution.

Peripheral nerves can have oval, triangular, or round morphologies, and some present the three forms along their extension<sup>48,54</sup>. Besides, depending on localization, nerve size, transducer frequency, and angulation of the ultrasound beam, they can have specific echogenic characteristics (hypoechoic or hyperechoic). Nerve structures can be visualized in longitudinal or transversal cuts. The transversal cut of cervical nerve roots shows hypoechoic nodules, while the longitudinal cut demonstrates tubular hypoechoic areas<sup>16</sup> characteristic of a monofascicular pattern. The cervical roots from C<sub>4</sub> to C<sub>7</sub> are commonly seen in a neck exam; however, the roots of C<sub>8</sub> to T<sub>1</sub> are not<sup>16,53</sup>. In the interscalenic sulcus, the superior, medial, and inferior cords of the brachial plexus can be identified in the transversal cut as three hypoechoic nodules aligned between the anterior and middle scalene muscles, but the visualization of the inferior cord is more difficult, since it is posterior to the subclavian artery<sup>53</sup>. The cords of the brachial plexus are more easily visualized than the roots that give rise to the plexus, because they are thicker<sup>12</sup>. In the supraclavicular fossa, the cords and divisions of the brachial plexus can be seen as a group of multiple hypoechoic nodules above and lateral to the subclavian artery<sup>12</sup> (Figure 1). The cords of the brachial plexus are formed immediately distal to this region, and the posterior cord is above the medial and lateral cords<sup>53</sup>. Depending on the anatomic configuration of the supraclavicular fossa, the area to manipulate the transducer and the needle might be limited<sup>50,53,55</sup>. Conventional linear transducers have a rectangular surface of contact measuring about 3.8 to 5 cm in length. However, linear transducers similar to hockey sticks, measuring 2.5 cm, can reduce this restriction<sup>56</sup>. In the infraclavicular area, the cords of the brachial plexus are identified as hyperechoic nodules that form a triangle around the axillary vessels, the lateral cord is anterior to the other cords, and the axillary vein is located between the medial cord and axillary artery<sup>46,53,56</sup>.

In the axilla, the terminal branches of the brachial plexus are arranged around the axillary artery, showing great mobility and variation in its location<sup>46,57</sup> (Figure 2). The longitudinal

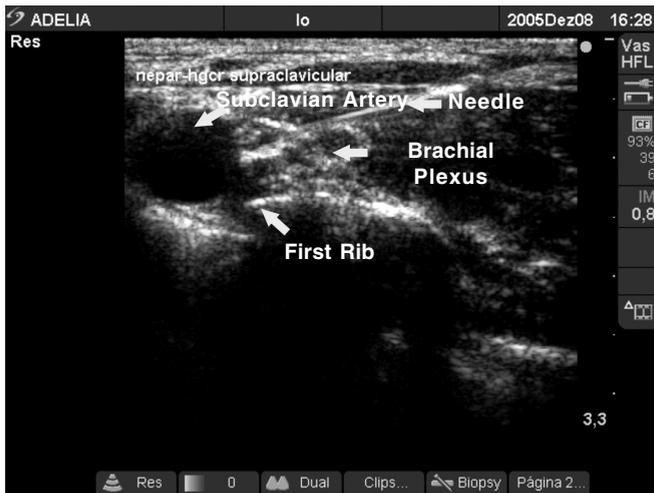


Figure 1 – Supraclavicular Brachial Plexus Blockade. Transversal cut showing the tip of the needle close to the divisions of the brachial plexus, which appear as hypoechoic nodules (black) with hyperechoic borders (white) behind the subclavian artery. The first rib (hyperechoic) and its posterior acoustic shadow can also be seen. The image was obtained with a 6-13 MHz linear transducer (Sonosite Micromaxx®, Sonosite, Bothell, United States)



Figure 3 – Transversal Cut of the Median Nerve in the Middle Third of the Forearm. The median nerve is oval shaped with a typical fascicular aspect, located anteriorly to the interosseus septum. Image obtained with a 6-13 MHz linear transducer (Sonosite Micromaxx®, Sonosite, Bothell, United States)

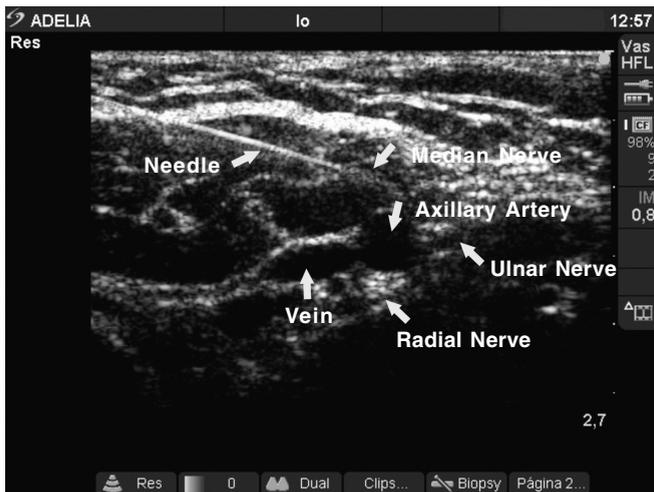


Figure 2 – Axillary Brachial Plexus Blockade. Transversal cut showing the tip of the needle close to the median nerve and other structures of the brachial plexus. Image obtained by a 6-13 MHz linear transducer (Sonosite Micromaxx®, Sonosite, Bothell, United States)

cut of peripheral nerves demonstrates multiple, parallel, discontinued, hypoechoic areas (nervous tissue) separated by hyperechoic bands (connective tissue). The transversal view of peripheral nerves shows hypoechoic nodules (nerve tissue) surrounded by a hyperechoic background (connective tissue), configuring a fascicular or “honeycomb” pattern (Figure 3). However, this fascicular echoic texture does not have an exact histologic correlation,

being capable of generating an image of 1/3 of the existing fascicles<sup>9</sup>. The possible reasons for this phenomenon are: inability to visualize fascicles, unless they are perpendicular to the ultrasound beam, associated with poor quality resolution, which condenses adjacent structures in the same echogenicity. However, it has been demonstrated that relatively small nerves, such as the recurrent laryngeal nerve, do not have a fascicular pattern, which is present only in larger peripheral nerves, such as the median and sciatic<sup>11</sup>. In some cases, the nerve structure should be visualized in two views and be followed distally for a positive identification. This tracking of peripheral nerves is hindered by their mobility, being easier to accomplish in the transversal cut. Some structures, like tendons and small vessels, can be mistaken for peripheral nerves. However, using transducers with a frequency greater than 10 MHz (high-resolution ultrasound) it is possible to observe a fibrillar pattern with thin, continuous hyperechoic (similar to fibrillas) and hypoechoic (less prominent than in nerves) bands. One can also use passive mobilization of the peripheral nerves in the forearm to differentiate between nerves and tendons<sup>58</sup>. The angle of the ultrasound beam influences the echogenicity of peripheral nerves because they are formed by nerve tissue (hypoechoic) and connective tissue, like the epineuro and perineuro (hyperechoic). Optimal echogenicity is obtained when the beam is perpendicular to the nerve, forming an image with a fascicular pattern. As the angle changes, the image presents ambiguous characteristics of sound wave reflection, decreasing its echogenicity (anisotropy)<sup>59</sup>. Vessels are differentiated from small nerves by the compression caused by the transducer and using color Doppler. Larger peripheral nerves of the lower limbs (femoral and

sciatic) have an elliptical or triangular shape and are characteristically more hyperechogenic and anisotropic than the nerves in the upper limbs<sup>60,61</sup>. Thus, they are more difficult to visualize than the nerves in the brachial plexus<sup>7</sup>. However, in 87% of the patients the sciatic nerve could be identified in the gluteal region and below it as a solitary hyperechogenic, elliptical structure between the ischial tuberosity and the greater trochanter of the femur, using a 2 to 5 MHz transducer<sup>51</sup> (Figure 4). In the middle third of the thigh, the nerve has a triangular shape and close to the popliteal fossa it becomes round and the formation of its terminal branch can be observed. In this region the nerve is more superficial and a higher frequency (4 to 7 MHz) transducer should be used<sup>8,48,62</sup>. The factor that contributes for the visualization of the sciatic nerve is its relatively high echogenicity, contrasting with the low echogenicity of the surrounding muscles. However, patients undergoing surgical procedures in the area the nerve is looked for and in the elderly, these interfaces are decreased, compromising its identification<sup>8</sup>. Curiously, the tibial nerve has a typical fascicular pattern, while the common peroneal nerve has fewer and wider fascicles<sup>9</sup>. In the popliteal fossa, the position of these nerves may vary, which might hinder their identification by "blind" techniques<sup>48</sup>. The femoral nerve is consistently visualized in its retroperitoneal trajectory<sup>63</sup>. Below the inguinal ligament, it might be divided in its anterior and posterior branches. In this region, the femoral nerve has an oval shape and is located in a triangular space lateral to the femoral artery, superior to the iliopsoas muscle and inferior to the iliac fascia<sup>64</sup>. In the femoral trigone, its oblique trajectory might make its insonation and, consequently, its visualization at a 90°-angle difficult<sup>13,61</sup>. The visualization of the noble structures of the neuro axis is hindered by the presence of the calcified osteo-ligamentary



Figure 4 – Transversal Cut of the Sciatic Nerve. The sciatic nerve appears as a hyperechogenic (white), elliptical structure in the gluteal region, between the greater trochanter of the femur and the ischial tuberosity. Image obtained with a 2-5 MHz convex transducer (Sonosite Titan®, Sonosite, Bothell, United States)

structures of the vertebral column. Besides, due to the depth of the nerve structures to be blocked, it is necessary to use ultrasound of smaller frequencies, obtaining images that are less clear. Image resolution is maintained up to a depth of 6 to 8 cm, using transducer frequencies of 3.5 to 8 MHz<sup>4,65</sup>. The ultrasound anatomy of the neuroaxis can be identified in the longitudinal and transverse planes, and in the median and paramedian regions of the vertebral column<sup>31,65-69</sup>. In the transversal cut, the intervertebral space can be observed between the spinous processes. The transverse processes and lateral articular facets are easily identified. The ligamentum flavum and dura mater, located in the midline, are aligned with the transverse processes, being hyperechogenic. The echogenicity of the ligamentum flavum and dura mater is very similar, hindering their visualization, as well as of the epidural space (non-echogenic). The subarachnoid space is hypoechogenic, limited posteriorly by the dura mater-ligamentum flavum complex, and anteriorly by the vertebral body (hyperechogenic) (Figure 5). In the paramedian longitudinal cut, the intervertebral space can be delimited by the cephalad and caudal spinous processes. Thus, the ligamentum flavum and the dura mater can be identified between them, anterior to the subarachnoid space and to the vertebral body, consecutively. The paramedian longitudinal cut allows the visualization of the structures in the same disposition of the longitudinal

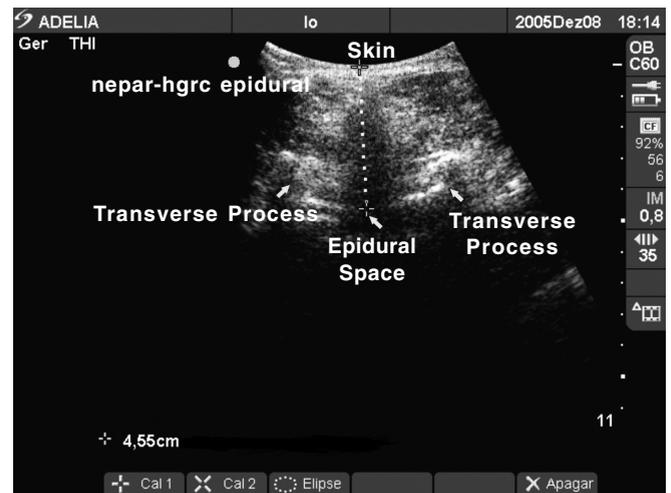


Figure 5 – Transversal Cut of the Lumbar Epidural Space at the L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> Interspinous Space in an Adult Individual. The ligamentum flavum and the dura mater appear in the midline, aligned to the transversal process, with a discrete hyperechogenic aspect (gray). The echogenicity of the ligamentum flavum and dura mater is very similar, hindering their visualization. The distance between the skin and the complex ligamentum flavum-dura mater was 4.55 cm. The subarachnoid space appears as a hypoechogenic area (black) limited, posteriorly, by the ligamentum flavum-dura mater complex and anteriorly by the vertebral body (hyperechogenic) that appears as a discrete gray line. Image obtained with a 2-5 MHz convex transducer (Sonosite Titan®, Sonosite, Bothell, United States)

view. However, the number of bone structures is smaller, reducing the loss of sound energy to those surfaces, with the consequent reduction in acoustic shadows. Thus, this approach favors the visualization of ligaments, meninges, and nerve structures<sup>66,69</sup>. Besides, the quality of the ultrasound images of the neuroaxis is inversely proportional to the age of the patient<sup>69</sup>. In children younger than three months, ligaments and bones are not completely calcified, and the depth of nerve structures and epidural space is smaller, allowing the use of high-frequency transducers, providing for high quality images. However, with body growth and increased bone calcification, these characteristics are attenuated, as well as the quality of the images generated<sup>70</sup>.

#### **EQUIPMENT AND MATERIAL USED IN ULTRASOUND-GUIDED BLOCKS**

Ideally, a high-resolution device (capable of emitting ultrasound frequencies above 10 MHz), with color and pulsatile Doppler, is necessary for peripheral nerve blocks. Ultrasound machines can be portable or placed in stations. Portable devices have technology capable of generating and storing high-resolution images. Large machines have greater processing and storing capacities and can be equipped with printers and CD/DVD recorder.

Images generated by portable devices fulfill the needs of regional anesthesia with reduced costs. The higher quality of the images produced by larger machines has a cost-benefit ratio favorable only for scientific purposes. Besides the ultrasound machine, two wide-band transducers or three fixed frequency transducers are used. Transducers can have different ultrasound frequencies, shapes and contact surface size. In clinical practice, transducers capable of producing ultrasound frequencies from 2 to 20 MHz are available. Transducers used to guide nerve blocks can be convex or linear. The lateral divergence of the sound waves of convex transducers is greater, with greater field of vision and decreased image definition. Linear transducers are used to identify superficial structures, such as nerves, muscles, tendons, and vessels because of the greater image resolution<sup>59</sup>. The contact surface of linear transducers is rectangular, 3.8 to 5 cm long, while hockey stick-shaped linear transducers measure 2.5 cm. A sterile, gelatinous solution is used to decrease the air interface between the skin and the transducer. Besides, in simple peripheral nerve blocks, the contact surface of the transducer with the skin is covered with an adhesive, sterile, plastic material. In continuous peripheral nerve blocks and in neuroaxial blocks, the transducer and its cable are completely covered with a plastic, sterile wrap.

In ultrasound-guided nerve blocks one can use those needles commonly used in regional anesthesia, such as Tuohy needles, isolated neurostimulation needles, and blunt needles. The caliber of the needle influences its visualization<sup>71</sup>. Wider needles are easily identified because of the larger area on transversal cuts and do not deviate as much from the

alignment plane of the image<sup>72</sup>. Some needles used in ultrasound-guided biopsies are made of a material capable of reflecting more the ultrasound waves (hyperechogenic), being easily identified during the procedure. They cost more, and this expenditure would only be justified for deep blocks in which the needles have small insonation angles, decreasing considerably the visualization<sup>71,73</sup>. There are no hyperechogenic needles designed specifically for nerve blocks. Thus, wider needles have been used in deeper blocks<sup>74,75</sup>.

#### **ADJUSTMENTS TO OPTIMIZE THE IMAGE AND TECHNOLOGICAL ADVANCES IN ULTRASOUND**

Ultrasound machines have commands to adjust and improve image definition according to their technological configuration, to fulfill the needs of each patient, creating a high quality image.

On the menu there are several modes of visualization for the different types of structures, obeying a pre-established program of ultrasound characteristics, capable of producing the best image possible of the structures studied. The "small parts" mode offers optimal conditions for image generation and for the identification of peripheral nerves and musculoskeletal structures<sup>9</sup>. This program enhances the ultrasonographic characteristics of superficial structures, favoring the visualization of nerve structures. Some of the latest generation equipment offers a specific mode to visualize peripheral nerves, enhancing their characteristics. The depth of the images can be increased to allow a wider visualization of the region studied and be reduced afterwards for more details of the dynamics of the blockade. "Image gain" can be regulated to increase contrast as a whole or separately, in superficial and deep levels. Thus, the glow of adjacent structures can be regulated for better definition. The zoom is used to amplify the details of an area of the image, but does not necessarily maintain its definition. In wide band transducers, the ultrasound frequency can be regulated to obtain the best resolution possible for the depth of the nerve. Modern ultrasound equipment has several resources to filter artifacts in the image. These mechanisms can be used both before and after image processing. Some of them are common to every ultrasound machine, while others are innovations exclusive to certain brands. Spatial image composition is made of an array of multiple lines of crystals in the transducer capable of emitting and receiving ultrasound waves in several angles, while conventional transducers have just one line of crystals<sup>76</sup>. Thus, the superposition of echoes from different insonation angles is processed digitally, forming a higher quality image with fewer artifacts than conventional high-resolution ultrasound<sup>77</sup>. Sometimes, the identification of the tip of the needle is hindered by the presence of small insonation angles. It has been demonstrated that the spatial composition of the image is capable of improving the visualization of the tip of the needle in those angles. Real time processing involving adaptive analysis

and increased image (XRES imaging) is a consequence of the digital signal processing that adapts to a target image, considering its echotexture and structure <sup>78</sup>. With a multiresolution algorithm, the echotexture of the structure is recognized, accentuated, and their interfaces are equalized, decreasing artifacts. This adaptative process is capable of improving the resolution of the image generated by the spatial composition of the image <sup>78</sup>. Tissue harmonic image is composed by harmonic waves (ultrasound waves produced by tissue vibration and propagated through the tissue non-linearly) <sup>79</sup>. Those harmonic waves are multiple integrals of the frequency emitted and their higher frequencies are used to form the images. Suppressing reflected waves of lower frequencies decreases artifacts, improving contrast and the lateral resolution of the image. Due to the low axial resolution, it is advisable to start the exam in the conventional bidimensional mode, followed by harmonic waves for better visualization of the details of the structures <sup>76</sup>. The concept of coded excitation is based on the encoding of the ultrasound beam through the creation of a repetitive pattern of 1s and 0s. Codes are emitted and received, being recognized to form the image. Based on them, it is possible to produce longer waves, and to visualize deep structures with high quality resolution <sup>76</sup>.

#### PLANES OF NEEDLE VISUALIZATION

Peripheral nerves can be visualized on longitudinal or transversal cuts. However, transversal cuts are more appropriate for peripheral nerve blocks. The main reasons include: easier technique for capturing and maintaining the image during the block, better visualization of adjacent structures, and capacity to evaluate the distribution of the local anesthetic around the nerve <sup>72</sup>. There are two techniques to visualize the position of the needle relative to the transducer when using transversal cuts. The first to be described was the transversal alignment to the ultrasound beam, in which the needle is introduced transversally to the transducer, and only the tip of the needle and its acoustic shadow, along with tissue dislocation when the needle goes through, can be visualized. Test injections are often necessary to help visualize the tip of the needle <sup>72</sup>. The second technique is the longitudinal alignment to the ultrasound beam in which it is possible to visualize the tip and the shaft of the needle while it is introduced. This technique demands more precise movements to maintain the alignment and increases the distance between the skin and the nerve (Figure 6). The choice of the plane of introduction of the needle can be affected by the anatomical characteristics of the region. For example, below the gluteal region, the longitudinal alignment implies a painful introduction through the posterior thigh musculature, while in the transversal technique the needle can be introduced among these muscles, being less uncomfortable. Besides, the visualization of the entire needle while it is being introduced might not be necessary due to the absence



Figure 6 – Brachial Plexus Blockade Using The Longitudinal Needle Alignment Technique to the 6-13 MHz Linear Transducer (Sonosite Micromaxx®, Sonosite, Bothell, United States). In this position, one can visualize the shaft and tip of the needle, in real time, while performing the block

of noble anatomical structures adjacent to the nerve in this region. However, in supraclavicular blocks, the longitudinal alignment technique allows the needle to be tracked and, possibly, decreases the morbidity of this block <sup>25</sup>.

#### TRAINING IN ULTRASOUND GUIDED REGIONAL BLOCKS

Using ultrasound to teach the techniques of regional anesthesia provides dynamic anatomical information during the blockade and allows direct and safer supervision <sup>37</sup>. For this reason, ultrasound assistance can be considered an invaluable tool for teaching and training institutions <sup>80</sup>. However, some manual abilities and theoretical notions should be developed before performing nerve blocks in patients <sup>35</sup>. Coupling ultrasound generated images and regional anesthesia requires experience in basic ultrasound techniques and keen knowledge of the images of nerves and adjacent structures. Thus, training on ultrasound-guided nerve blocks should begin with a theoretical-practical teaching of the images of the anatomical structures present in the different approaches to the nerve plexuses and neuroaxis, as well as the patterns of dispersion of the local anesthetic.

Learning curves to acquire the necessary manual skills on ultrasound examination and in the longitudinal and transversal alignment of the needle to the ultrasound beam, allowing the visualization of the shaft and tip of the needle or just the tip, respectively, should be established in models (pork shoulder, turkey breasts, or gelatin molds) <sup>35,81</sup>. Such ability is indispensable to ultrasound-guided regional anesthesia, guaranteeing greater precision and safety <sup>25</sup>. These steps can be concisely developed in workshops <sup>5</sup>.

After these requirements are fulfilled, training in patients can be started with greater safety and quality.

## TECHNIQUE OF ULTRASOUND-GUIDED NERVE BLOCK

The techniques of ultrasound-guided nerve blocks, preferentially the transversal cut to identify the nerve, can be easily achieved because they provide the visualization of the dispersion of the anesthetic around the nerve.

Initially, an inventory of the ultrasound anatomy of the region is done, identifying structures like vessels, bones, pleura, and the target nerve<sup>25</sup>. In this first moment it is essential to obtain the best visualization plane possible of the structures and to perform the necessary adjustments in the ultrasound equipment, because the success of this technique can be related to the quality of the images obtained<sup>56</sup>. Afterwards, the tip of the needle is guided up to the nerve, the anesthetic is injected and its diffusion around the nerve is observed as a black halo (doughnut effect)<sup>36,47</sup>.

This diffusion pattern assures that the nerve was involved by the local anesthetic, guaranteeing short latency and a high success rate of the nerve block<sup>36,48</sup>. If the distribution of the local anesthetic around the nerve is incomplete, the tip of the needle should be repositioned to guarantee the local anesthetic gets in touch with the region of the nerve that was not surrounded by it initially<sup>25,72</sup>. The intraneural injection of local anesthetics can be detected by the increased volume of the nerve<sup>39</sup>. Thus, the success of ultrasound-guided nerve blocks depends on the visualization of an "ideal" dispersion pattern of the local anesthetic and not on the proximity of the tip of the needle to the nerve, as is the case of neurostimulation techniques and paresthesia<sup>41,42,66,82</sup>. The presence of air bubbles in the anesthetic solution gives rise to acoustic shadows, hindering the identification of the structures. Therefore, the needle should be filled with anesthetic, avoiding the accumulation of air and fuzzy images. When the dispersion is not visualized during the administration of 1 o 2 mL of the solution (test-injection) it should be interrupted immediately because it might configure an intravascular administration<sup>55</sup>. Test-injections can also be used to facilitate visualization of the tip of the needle and improve the resolution of the interfaces among the nerves and surrounding structures, working as an inverted contrast<sup>72</sup>. However, the use of neurostimulation associated with ultrasound visualization is hindered when local anesthetics are used (conducting solutions) as test injections. In this case, the administration of 5% DW (non-conducting solution) should be used to maintain the neurostimulation capacity of the needle by decreasing the conducting surface and increasing the density of the current at the tip of the needle<sup>83</sup>.

Neurostimulation identifies peripheral nerves by triggering distal motor responses. The stimulation is capable of producing a functional response in peripheral nerves. In situations a motor response cannot be produced, such as amputees or patients with severe peripheral neuropathies, the direct visualization of the nerve or plexus allows the local anesthetic to be deposited close to it<sup>47,84</sup>. Besides, neurostimulation is a unidimensional technique that is neither

capable of localizing the tip of the needle and its relation to vessels and pleura nor showing the real time dispersion of the local anesthetic<sup>42</sup>. Thus, the risk of pneumothorax, accidental vascular administration, and nerve block failure is increased. Another remarkable characteristic of ultrasound-guided nerve blocks is its capacity to detect the presence of anatomical variations<sup>48,85</sup> that many times are responsible for failures or make it impossible to make a nerve block based on neurostimulation alone<sup>54</sup>. Since ultrasound is a bidimensional technique, on transversal cut, or even tridimensional, if longitudinal and transversal cuts are used alternately, of neural identification, it is capable of providing real time structural information on the interaction of nerves, vessels, needle, and local anesthetic<sup>15</sup>. Finally, the dependence on anatomical parameters for nerves blocks, especially in obese patients, is decreased with ultrasound direct visualization when compared to neurostimulation<sup>86</sup>. So, ultrasound can contribute to decrease the failure rate of "blind" techniques in this population<sup>87,88</sup>. Some centers chose the association of direct ultrasound visualization and neurostimulation (peripheral nerves) as a back up technique<sup>55</sup>. Some researchers defend the isolated use of ultrasound-guided nerve blocks after obtaining proficiency in this modality, but there is no scientific evidence capable of determining such status. Others consider that those techniques are synergic agonists, not antagonistic, and prefer to take advantage of the qualities of both techniques for safer, precise nerve blocks with a short latency and a reduction in the time necessary to perform the block. Real time ultrasound-guided neuroaxial blocks are technically more complex, due to the presence of the vertebral column (bone and calcified ligaments) that create an extensive area of acoustic shadow, providing small windows for visualization and manipulation of the transducer and needle<sup>4</sup>. The longitudinal paramedian approach is an excellent option to visualize the lumbar and, especially, the thoracic epidural space<sup>67,69</sup>. Real time ultrasound-guided neuroaxial blocks have been proposed for children and adults<sup>40,66</sup>. However, the use of neuroaxial ultrasound in adults has been used more frequently to determine difficult cases, measure the depth of the epidural space, identify precisely the intervertebral space, and project the trajectory of the needle, optimizing the success and training of the epidural block<sup>3,32,65,80,89</sup>. Besides, ultrasound images of the neuroaxis help monitor the dispersion of local anesthetics, during blocks, and blood, during blood tamponade, as well as the migration of catheters in the epidural space<sup>90-92</sup>.

The steps for success in regional anesthesia include the exact identification of the nerves, the precise location of the needle without damaging adjacent structures, and the careful administration of the local anesthetic close to the nerves<sup>22,42</sup>. Although neurostimulation is very helpful in identifying nerves, it cannot fulfill all those requirements.

Besides, ultrasound is capable of disseminating the teaching of regional anesthesia because it is easy to learn and to supervise, with an excellent safety profile and high suc-

cess rate <sup>37</sup>, encouraging anesthesiologists with little experience in regional blocks to choose this technique <sup>42,93</sup>. For all the reasons exposed here, it is believed that ultrasound-guided nerve blocks will be the technique of choice in a not too distant future.

REFERÊNCIAS — REFERENCES

01. la Grange P, Foster PA, Pretorius LK - Application of the Doppler ultrasound bloodflow detector in supraclavicular brachial plexus block. *Br J Anaesth*, 1978;50:965-967.
02. Cork RC, Kryc JJ, Vaughan RW - Ultrasonic localization of the lumbar epidural space. *Anesthesiology*, 1980;52:513-516.
03. Currie JM - Measurement of the depth to the extradural space using ultrasound. *Br J Anaesth*, 1984;56:345-347.
04. Grau T - The evaluation of ultrasound imaging for neuraxial anesthesia. *Can J Anesth*, 2003;50:R7.
05. Marhofer P, Greher M, Kapral S - Ultrasound guidance in regional anaesthesia. *Br J Anaesth*, 2005;94:7-17.
06. Adler RS, Sofka CM - Percutaneous ultrasound-guided injections in the musculoskeletal system. *Ultrasound Q*, 2003;19:3-12.
07. Beekman R, Visser LH - High-resolution sonography of the peripheral nervous system – a review of the literature. *Eur J Neurol*, 2004;11:305-314.
08. Graif M, Seton A, Nerubai J et al - Sciatic nerve: sonographic evaluation and anatomic-pathologic considerations. *Radiology*, 1991;181:405-408.
09. Silvestri E, Martinoli C, Derchi LE et al - Echotexture of peripheral nerves: correlation between US and histologic findings and criteria to differentiate tendons. *Radiology*, 1995;197:291-296.
10. Sheppard DG, Iyer RB, Fenstermacher MJ - Brachial plexus: demonstration at US. *Radiology*, 1998;208:402-406.
11. Steiner E, Nasel C - Sonography of peripheral nerves: basic principles. *Acta Anaesthesiol Scand*, 1998;42(suppl 112):46-48.
12. Yang WT, Chui PT, Metreweli C - Anatomy of the normal brachial plexus revealed by sonography and the role of sonographic guidance in anesthesia of the brachial plexus. *AJR Am J Roentgenol*, 1998;171:1631-1636.
13. Heinemeyer O, Reimers CD - Ultrasound of radial, ulnar, median, and sciatic nerves in healthy subjects and patients with hereditary motor and sensory neuropathies. *Ultrasound Med Biol*, 1999;25:481-485.
14. Martinoli C, Bianchi S, Derchi LE - Ultrasonography of peripheral nerves. *Semin Ultrasound CT MR*, 2000;21:205-213.
15. Grau T, Leipold R, Conradi R et al - Ultraschall und periduralanästhesie. Technische möglichkeiten und grenzen einer diagnostischen untersuchung des periduralraums. *Anaesthesist*, 2001;50:94-101.
16. Martinoli C, Bianchi S, Santacroce E et al - Brachial plexus sonography: a technique for assessing the root level. *AJR Am J Roentgenol*, 2002;179:699-702.
17. Kirvela O, Svedstrom E, Lundbom N - Ultrasonic guidance of lumbar sympathetic and celiac plexus block: a new technique. *Reg Anesth*, 1992;17:43-46.
18. Eichenberger U, Greher M, Kapral S et al - Sonographic visualization and ultrasound-guided block of the third occipital nerve: prospective for a new method to diagnose C2-C3 zygapophysial joint pain. *Anesthesiology*, 2006;104:303-308.
19. Friedl W, Fritz T - Sonographisch assistierte plexus-brachialisanaesthesia. *Chirurg*, 1992;63:759-760.
20. Kapral S, Krafft P, Eibenberger K et al - Ultrasound-guided supraclavicular approach for regional anesthesia of the brachial plexus. *Anesth Analg*, 1994;78:507-513.
21. Kapral S, Krafft P, Gosch M et al - Ultrasound imaging for stellate ganglion block: direct visualization of puncture site and local anesthetic spread. A pilot study. *Reg Anesth*, 1995;20:323-328.
22. Marhofer P, Schrogendorfer K, Koinig H et al - Ultrasonographic guidance improves sensory block and onset time of three-in-one blocks. *Anesth Analg*, 1997;85:854-857.
23. Chan VW - Applying ultrasound imaging to interscalene brachial plexus block. *Reg Anesth Pain Med*, 2003;28:340-343.
24. Gray AT, Collins AB, Schafhalter-Zoppoth I - Sciatic nerve block in a child: a sonographic approach. *Anesth Analg*, 2003; 97:1300-1302.
25. Chan VW, Perlas A, Rawson R et al - Ultrasound-guided supraclavicular brachial plexus block. *Anesth Analg*, 2003; 97:1514-1517.
26. Nadig M, Ekatomramis G, Borgeat A - Ultrasound-guided infraclavicular brachial plexus block. *Br J Anaesth*, 2003;90:107-108.
27. McCartney CJ, Brauner I, Chan VW - Ultrasound guidance for a lateral approach to the sciatic nerve in the popliteal fossa. *Anaesthesia*, 2004;59:1023-1025.
28. Marhofer P, Sitzwohl C, Greher M et al - Ultrasound guidance for infraclavicular brachial plexus anaesthesia in children. *Anaesthesia*, 2004;59:642-646.
29. Kirchmair L, Enna B, Mitterschiffthaler G et al - Lumbar plexus in children. A sonographic study and its relevance to pediatric regional anesthesia. *Anesthesiology*, 2004;101:445-450.
30. Kovacs P, Gruber H, Piegger J et al - New, simple, ultrasound-guided infiltration of the pudendal nerve: ultrasonographic technique. *Dis Colon Rectum*, 2001;44:1381-1385.
31. Grau T, Leipold RW, Conradi R et al - Ultrasound imaging facilitates localization of the epidural space during combined spinal and epidural anesthesia. *Reg Anesth Pain Med*, 2001; 26:64-67.
32. Grau T, Leipold RW, Conradi R et al - Ultrasound control for presumed difficult epidural puncture. *Acta Anaesthesiol Scand*, 2001;45:766-771.
33. Gray AT, Collins AB - Ultrasound-guided saphenous nerve block. *Reg Anesth Pain Med*, 2003;28:148.
34. Willschke H, Marhofer P, Bosenberg A et al - Ultrasonography for ilioinguinal/iliohypogastric nerve blocks in children. *Br J Anaesth*, 2005;95:226-230.
35. Awad IT, Chan V - Ultrasound imaging of peripheral nerves: a need for a new trend. *Reg Anesth Pain Med*, 2005;30:321-323.
36. Ootaki C, Hayashi H, Amano M - Ultrasound-guided infraclavicular brachial plexus block: an alternative technique to anatomical landmark-guided approaches. *Reg Anesth Pain Med*, 2000; 25:600-604.
37. Williams SR, Chouinard P, Arcand G et al - Ultrasound guidance speeds execution and improves the quality of supraclavicular block. *Anesth Analg*, 2003;97:1518-1523.
38. Schafhalter-Zoppoth I, Zeitz ID, Gray AT - Inadvertent femoral nerve impalement and intraneural injection visualized by ultrasound. *Anesth Analg*, 2004;99:627-628.
39. Chan VW - Ultrasound evidence of intraneural injection. *Anesth Analg*, 2005;101:610-611.
40. Rapp HJ, Folger A, Grau T - Ultrasound-guided epidural catheter insertion in children. *Anesth Analg*, 2005;101:333-339.
41. Ting PL, Sivagnanaratnam V - Ultrasonographic study of the spread of local anaesthetic during axillary brachial plexus block. *Br J Anaesth*, 1989;63:326-329.
42. Greher M, Kapral S - Is regional anesthesia simply an exercise in applied sonoanatomy? aiming at higher frequencies of ultrasonographic imaging. *Anesthesiology*, 2003;99:250-251.
43. Sandhu NS, Bahniwal CS, Capan LM - Feasibility of an infraclavicular block with a reduced volume of lidocaine with sonographic guidance. *J Ultrasound Med*, 2006;25:51-56.

44. Marhofer P, Schrogendorfer K, Wallner T et al - Ultrasonographic guidance reduces the amount of local anesthetic for 3-in-1 blocks. *Reg Anesth Pain Med*, 1998;23:584-588.
45. Kossoff G - Basic physics and imaging characteristics of ultrasound. *World J Surg*, 2000;24:134-142.
46. Perlas A, Chan VW, Simons M - Brachial plexus examination and localization using ultrasound and electrical stimulation: a volunteer study. *Anesthesiology*, 2003;99:429-435.
47. Sites BD, Gallagher J, Sparks M - Ultrasound-guided popliteal block demonstrates an atypical motor response to nerve stimulation in 2 patients with diabetes mellitus. *Reg Anesth Pain Med*, 2003;28:479-482.
48. Sinha A, Chan VW - Ultrasound imaging for popliteal sciatic nerve block. *Reg Anesth Pain Med*, 2004;29:130-134.
49. Arcand G, Williams SR, Chouinard P et al - Ultrasound-guided infraclavicular versus supraclavicular block. *Anesth Analg*, 2005;101: 886-890.
50. De Andres J, Sala-Blanch X - Ultrasound in the practice of brachial plexus anesthesia. *Reg Anesth Pain Med*, 2002;27:77-89.
51. Chan VW, Nova H, Abbas S et al - Ultrasound examination and localization of the sciatic nerve: A volunteer study. *Anesthesiology*, 2006;104:309-314.
52. Rose SC, Nelson TR - Ultrasonographic modalities to assess vascular anatomy and disease. *J Vasc Interv Radiol*, 2004; 15:25-38.
53. Demondion X, Herbinet P, Boutry N et al - Sonographic mapping of the normal brachial plexus. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2003; 24:1303-1309.
54. Schafhalter-Zoppoth I, Gray AT - The musculocutaneous nerve: ultrasound appearance for peripheral nerve block. *Reg Anesth Pain Med*, 2005;30:385-390.
55. Gray AT - Role of ultrasound in startup regional anesthesia practice for outpatients. *Int Anesthesiol Clin*, 2005;43 69-78.
56. Dabu A, Chan VW - A Practical Guide to Ultrasound Imaging for Peripheral Nerve Blocks. Toronto, University of Toronto, 2004.
57. Retzl G, Kapral S, Greher M et al - Ultrasonographic findings of the axillary part of the brachial plexus. *Anesth Analg*, 2001; 92:1271-1275.
58. Fornage BD, Rifkin MD - Ultrasound examination of tendons. *Radiol Clin North Am*, 1988;26:87-107.
59. Chiou HJ, Chou YH, Chiou SY et al - Peripheral nerve lesions: role of high-resolution US. *Radiographics*, 2003;23:E15.
60. Grechenig W, Clement HG, Peicha G et al - Die sonoanatomie des nervus ischiadicus am Oberschenkel. *Biomed Tech (Berl)*, 2000;45:298-303.
61. Soong J, Schafhalter-Zoppoth I, Gray AT - The importance of transducer angle to ultrasound visibility of the femoral nerve. *Reg Anesth Pain Med*, 2005;30:505.
62. Peer S, Kovacs P, Harpf C et al - High-resolution sonography of lower extremity peripheral nerves: anatomic correlation and spectrum of disease. *J Ultrasound Med*, 2002;21:315-322.
63. Sener RN, Alper H, Ozturk L et al - Retroperitoneal part of the femoral nerve. Normal ultrasound features. *Neuroradiology*, 1991;33:159-161.
64. Gruber H, Peer S, Kovacs P et al - The ultrasonographic appearance of the femoral nerve and cases of iatrogenic impairment. *J Ultrasound Med*, 2003;22:163-172.
65. Furness G, Reilly MP, Kuchi S - An evaluation of ultrasound imaging for identification of lumbar intervertebral level. *Anaesthesia*, 2002;57:277-280.
66. Grau T - Ultrasonography in the current practice of regional anaesthesia. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol*, 2005;19:175-200.
67. Grau T, Leipold RW, Horter J et al - Paramedian access to the epidural space: the optimum window for ultrasound imaging. *J Clin Anesth*, 2001;13:213-217.
68. Bonazzi M, Bianchi De Grazia L, Di Gennaro S et al - Individuazione ecoguidata dello spazio epidurale lombare. *Minerva Anestesiol*, 1995;61:201-205.
69. Marhofer P, Bosenberg A, Sitzwohl C et al - Pilot study of neuraxial imaging by ultrasound in infants and children. *Paediatr Anaesth*, 2005;15:671-676.
70. Rapp HJ, Grau T - Ultrasound imaging in pediatric regional anesthesia. *Can J Anaesth*, 2004;51:277-278.
71. Schafhalter-Zoppoth I, McCulloch CE, Gray AT - Ultrasound visibility of needles used for regional nerve block: an in vitro study. *Reg Anesth Pain Med*, 2004;29:480-488.
72. Gray AT - Ultrasound-guided regional anesthesia: current state of the art. *Anesthesiology*, 2006;104:368-373.
73. Nichols K, Wright LB, Spencer T, et al - Changes in ultrasonographic echogenicity and visibility of needles with changes in angles of insonation. *J Vasc Interv Radiol*, 2003;14:1553-1557.
74. Sandhu NS, Capan LM - Ultrasound-guided infraclavicular brachial plexus block. *Br J Anaesth*, 2002;89:254-259.
75. Sandhu NS, Maharlouei B, Patel B et al - Simultaneous bilateral infraclavicular brachial plexus blocks with low-dose lidocaine using ultrasound guidance. *Anesthesiology*, 2006;104:199-201.
76. Abramowicz JS - Technical advances in ultrasound equipment. *Clin Obstet Gynecol*, 2003;46:839-849.
77. Lin DC, Nazarian LN, O'Kane PL et al - Advantages of real-time spatial compound sonography of the musculoskeletal system versus conventional sonography. *AJR Am J Roentgenol*, 2002; 179:1629-1631.
78. Meuwly JY, Thiran JP, Gudinchet F - Application of adaptive image processing technique to real-time spatial compound ultrasound imaging improves image quality. *Invest Radiol*, 2003;38:257-262.
79. Sodhi KS, Sidhu R, Gulati M et al - Role of tissue harmonic imaging in focal hepatic lesions: comparison with conventional sonography. *J Gastroenterol Hepatol*, 2005;20:1488-1493.
80. Grau T, Bartussek E, Conradi R et al - Ultrasound imaging improves learning curves in obstetric epidural anesthesia: a preliminary study. *Can J Anaesth*, 2003;50:1047-1050.
81. Sites BD, Gallagher JD, Cravero J et al - The learning curve associated with a simulated ultrasound-guided interventional task by inexperienced anesthesia residents. *Reg Anesth Pain Med*, 2004;29:544-548.
82. Porter JM, McCartney CJ, Chan VW - Needle placement and injection posterior to the axillary artery may predict successful infraclavicular brachial plexus block: a report of three cases. *Can J Anaesth*, 2005;52:69-73.
83. Tsui BC, Finucane B - Practical recommendations for improving needle-tip visibility under ultrasound guidance? *Reg Anesth Pain Med*, 2005;30:596-597.
84. Minville V, Zetlaoui PJ, Fessenmeyer C et al - Ultrasound guidance for difficult lateral popliteal catheter insertion in a patient with peripheral vascular disease. *Reg Anesth Pain Med*, 2004; 29:368-370.
85. Greher M, Retzl G, Niel P et al - Ultrasonographic assessment of topographic anatomy in volunteers suggests a modification of the infraclavicular vertical brachial plexus block. *Br J Anaesth*, 2002;88:632-636.
86. Li C MCC, Perlas A, Chan V - Successful use of ultrasound guided axillary block in three morbidly obese patients. *Reg Anesth Pain Med*, 2004;29:A52.
87. Wallace DH, Currie JM, Gilstrap LC et al - Indirect sonographic guidance for epidural anesthesia in obese pregnant patients. *Reg Anesth*, 1992;17:233-236.
88. Nielsen KC, Guller U, Steele SM et al - Influence of obesity on surgical regional anesthesia in the ambulatory setting: an analysis of 9,038 blocks. *Anesthesiology*, 2005;102:181-187.

89. Grau T, Leipold RW, Conradi R et al - Efficacy of ultrasound imaging in obstetric epidural anesthesia. *J Clin Anesth*, 2002; 14:169-175.
90. Grau T, Leipold RW, Conradi R et al - Die darstellung von dura-perforationen und bloodpatches mit ultraschall. *Anesthesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzther*, 2002;37:149-153.
91. Chawathe MS, Jones RM, Gildersleve CD et al - Detection of epidural catheters with ultrasound in children. *Paediatr Anaesth*, 2003;13:681-684.
92. Roberts SA, Galvez I - Ultrasound assessment of caudal catheter position in infants. *Paediatr Anaesth*, 2005;15:429-432.
93. Denny NM, Harrop-Griffiths W - Location, location, location! Ultrasound imaging in regional anaesthesia. *Br J Anaesth*, 2005;94:1-3.

**RESUMEN**

Helayel PE, Conceição DB, Oliveira Filho GR — Bloqueos Nerviosos Guiados por Ultrasonido.

**JUSTIFICATIVA Y OBJETIVOS:** *Las técnicas de bloqueos nerviosos guiados por ultrasonido se basan en la visualización directa de las estructuras nerviosas, de la aguja de bloqueo y de las estructuras anatómicas adyacentes. De esa manera, se puede de-*

*positar la solución de anestésico local precisamente en torno de los nervios y acompañar su dispersión en tiempo real, obteniéndose así, un bloqueo más eficaz, de menor latencia, menor dependencia de referencias anatómicas, menor volumenn de solución anestésica y una mayor seguridad.*

**CONTENIDO:** *El artículo revisa los aspectos relativos a los mecanismos físicos para la formación de imágenes, la anatomía ultrasonográfica del neuro eje y de los plexos braquial y lumbo sacral, los equipos y materiales empleados en los bloqueos, los ajustes del aparato de ultrasonido para mejorar las imágenes, los planos de visualización de las agujas de bloqueo y las técnicas y el entrenamiento en bloqueos guiados por ultrasonido.*

**CONCLUSIONES:** *Los pasos para obtener el éxito en anestesia regional incluyen la identificación exacta de la posición de los nervios, la localización precisa de la aguja, sin lesiones en las estructuras adyacentes y, finalmente, la inyección cuidadosa de anestésico local junto a los nervios. Aunque la neuro estimulación sea de gran ayuda en la identificación de los nervios, ella no logra, aisladamente, rellenar todas esas exigencias. A causa de eso, se cree que los bloqueos guiados por ultrasonido serán la técnica de elección para la anestesia regional en un futuro no muy distante.*