

DIDAKTICKÝ SNÍMEK

Lyellův syndrom

Martin Matějovič

I. interní klinika FN a LFUK Plzeň



Obr. 1 Toxická epidermální nekrolýza po léčbě amoksiklavem

Poprvé byla toxická epidermální nekrolýza popsána skotským dermatologem Alanem Lyellem v roce 1956, proto je též označována jako Lyellův syndrom. Jde o závažné akutní kožní onemocnění charakterizované vznikem puchýřů a výrazným cárovitým olupováním kůže na velké ploše, obvykle s následnou infekcí, vředováním a systémovými příznaky. Obvykle vzniká jako reakce na některé léky (antibiotika, antikonvulziva, kortikosteroidy, nesteroidní antirevmatika). Onemocnění má vysokou mortalitu (30–60%).

Adresa pro korespondenci:

Prof. MUDr. M. Matějovič, PhD

I. interní klinika FN a LFUK Plzeň
matejovic@fnplzen.cz

ECHODIDAKTIKA

Fyzikální principy ultrazvuku

Mach Dušan

ARO Nemocnice Nové Město na Moravě, p. o.

1. TEORETICKÉ PŘEDPOKLADY

Základní fyzikální principy

Zvuk je z fyzikálního hlediska podélné mechanické vlnění, které lidské ucho vnímá v rozsahu frekvencí 20–20 000 Hz. Ultrazvukem je označován zvuk s frekvencí nad horní hranici slyšitelnosti, tedy nad 20 kHz. V medicínské diagnostice se používá ultrazvuku s frekvencí řádově v jednotkách MHz. *Mechanické vlnění* je takové vlnění, jehož nositelem jsou samy částice prostředí (na rozdíl od elektromagnetického vlnění – světla). Mechanické vlnění

se šíří pouze v hmotném prostředí (ne ve vakuu), ale není spojeno s přenosem hmoty. Její částice pouze kmitají kolem rovnovážné polohy. Vlněním se však přenáší energie. *Podélné mechanické vlnění* je takové vlnění, jehož částice kmitají kolem rovnovážné polohy v tomtéž směru, v jakém se i celé vlnění šíří. Zvuk (samozřejmě i UZ) je tedy periodickým zředováním a zahušťováním prostředí, kterým se šíří. K periodickému zředění a zahuštění dojde u ultrazvuku 5 MHz pět milionkrát za sekundu. Graficky lze znázornit šíření ultrazvuku na tlakové křivce v čase. Má tvar sinusoidy s vl-

novou délkou (λ), tlakem (P), frekvencí (f), periodou (T) a rychlostí šíření (c). Rychlost šíření ultrazvuku v měkkých tkáních dosahuje v průměru 1500 m/sec. Spočítat ji můžeme jako násobek vlnové délky a frekvence.

Vznik ultrazvuku a ultrazvukového obrazu

Ultrazvukové vlnění se získává přeměnou elektrické energie v mechanickou na piezoelektrickém krystalu. Ten se nachází v ultrazvukové sondě. Ultrazvuková sonda slouží jako vysílač ultrazvuku a současně i jako jeho přijímač. Piezoelektrickým jevem převádí odražený ultrazvuk zpět na elektrickou energii, která je dále zpracována přístrojem. Ultrazvuk je sondou vyslán pulzně. Mezi jednotlivými pulzy musí být dostatečná doba jakéhosi klidu, kdy sonda funguje jako přijímač. Ultrazvuková sonda tedy pracuje ve třech pracovních dobách – emituje, čeká a přijímá. V medicíně používané přístroje tento cyklus opakují přibližně 5krát (1–10krát) za 1 msec.

Při průchodu biologickými tkáněmi ultrazvuk postupně ztrácí svoji energii. Současně můžeme pozorovat několik jevů, které tvoří základ ultrazvukového zobrazení:

1. Odraz (na rozhraní dvou prostředí, a to tím intenzivněji, čím je hustota obou prostředí rozdílnější).
2. Rozptyl, ohyb (na rozhraní dvou prostředí, nedopadá-li na toto rozhraní kolmo).

Absorpce (změna na tepelnou energii prostředí) je zodpovědná při průchodu měkkými tkáněmi za 80% ztráty energie.

Jak již bylo uvedeno, ultrazvuk potřebuje ke svému šíření hmotné prostředí. Rychlost jeho šíření přitom závisí na hustotě daného prostředí. Jinými slovy na tom, jak relativně vzdálené jsou mezi sebou jeho jednotlivé částice, a tedy jak rychle jsou si schopny mezi sebou předávat svůj periodický kmitavý pohyb. Nejrychleji se proto šíří ultrazvuk v prostředí s vysokou hustotou (kostní tkáň). Nejpomaleji se pak bude šířit v látkách s hustotou malou (plyny). Vztah hustoty prostředí a rychlosti šíření zvuku popisuje **akustická impedance** (označuje jakýsi odpor kladený zvuku při šíření) – tabulka 1. Je tím vyšší, čím je větší hustota a rychlost šíření (v hustých látkách mají částice méně prostoru zahušťovat a zředovat prostředí). Nejmenší impedanci mají naopak látky plynné. Právě rozdíly v akustické impedanci tkání umožňují vznik intenzivních odrazů ultrazvukového vlnění (dvourozměrného obrazu na monitoru UZ přístroje).

Ultrazvuková (energetická) ztráta při průchodu tkáněmi závisí přímo úměrně na akustické impedanci tkání. Narůstá současně i při zvyšování frekvence použitého ultrazvuku. Ztrátu lze do určité míry kompenzovat prostým zesílením signálu

získaného z navraceného echa – GAIN (zesvětlí celý obraz). TGC (time gain compensation) selektivně zesílí pouze slabší signály (echa) vracející se z hlubších struktur.

Dopplerův jev

V roce 1842 popsal rakouský matematik a fyzik Johann Christian Doppler fyzikální jev, jehož jsme každodenně svědky, aniž si jej uvědomujeme. Přibližuje-li se zdroj zvuku o konstantní frekvenci k pozorovateli, vnímá pozorovatel výšku tónu (frekvenci) vyšší, než je skutečná. Naopak vzdaluje-li se zdroj zvuku od pozorovatele, vnímá pozorovatel tón s frekvencí nižší, než je skutečná. Rozdílová frekvence je úměrná rychlosti pohybu zdroje. V diagnostické ultrasonografii je tohoto jevu hojně využíváno k identifikaci krevních toků (tok k sondě – červená barva, od sondy – modrá barva). V klinické praxi je třeba mít na zřeteli, že dopplerovský obraz toku v cévě je nejhůře patrný, pokud je sonda uložena přesně kolmo na směr toku. Již mírný sklon zkvalitní obraz.

2. TECHNICKÉ VYBAVENÍ

Ultrazvukové přístroje

V dnešní době máme k dispozici obrovské množství přístrojů v cenách od několika set tisíc do několika milionů. Cena je pochopitelně vždy kompromisem se službami, které nám přístroj poskytuje. Obecně přístroje dělíme na přenosné (často velikosti většího notebooku) a velké pojízdné. V anesteziologické a intenzivistické praxi lze využít obou typů. Řada malých přenosných přístrojů umožňuje pouhou výměnou sondy uplatnění v ce-

Tab. 1 Ultrazvukové charakteristiky jednotlivých tkání

Tkáň	Akustická impedance [MPa.s/m]	Rychlost ultrazvuku [m/s]
Kost	7,8	4000
Krev	1,65	1650
Játra	1,65	1550
Sval	1,71	1580
Tuk	1,34	1450
Plíce	0,18	500
Vzduch	0,0004	300
12 h	1,14	0,75
18 h	0,80	0,73
19 h	0,91	0,76
24 h	0,82	0,81

lém širokém oboru A-R (intenzivní péče, kardiologie, anesteziologické aplikace). Pořizujete-li ultrazvukový přístroj pouze na sály (kanylace centrálních žil, regionální anestezie), dobrou myšlenkou jsou uživatelsky jednoduché přístroje s velkou obrazovou specializovanou pro určité aplikace. V obecně velmi zaneprázdněné anesteziologické populaci bude jednodušší uživatelsky přátelský přístroj používán mnohem častěji než komplikované sofistikované aparáty.

Ultrazvukové sondy

Jsou emitery ultrazvukového vlnění a současně i přijímači vlnění odraženého. Z pracovní doby sondy připadá 1 % času na emisi, 99 % na příjem odrazů. Podle tvarů dělíme sondy používané v regionální anestezii na lineární (linear array) – obrázek 1, a konvexní (curved array) – obrázek 2. Jejich rozdíl nespočívá pouze ve tvaru vlastní sondy, ale především v šířce a tvaru „zorného pole“ ultrazvukového svazku. U obou typů sond máme k dispozici různé šířky. Z tohoto základního rozdělení se do určité míry vymyká sonda kardiologická. Své specifické tvary a charakteristiky mají pochopitelně sondy zaváděné do pacientova těla (jícnové, rektální, vaginální...).

Každá sonda je charakterizována svojí pracovní frekvencí. Ta má zásadní vliv na to, co a jak hluboko vidíme. **Čím vyšší je pracovní frekvence, tím větší je rozlišovací schopnost**, ale **nižší prostupnost tkáněmi** (nedosáhneme na hlubší struktury). Sondy moderních přístrojů jsou konstruovány tak, že jsou schopny generovat ultrazvuk o různých frekvencích. Aktuální frekvenci si může nastavit uživatel podle cíle, který se chystá zobrazit. Široké konvexní sondy zpravidla pracují s nižší frekvencí. Mají širší „zorné pole“, menší

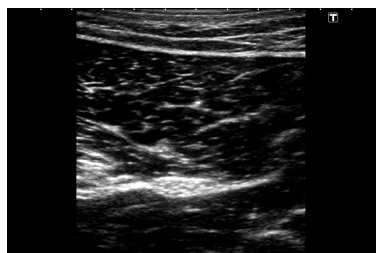
rozlišovací schopnost a jsou vhodné především pro hlubší struktury. Lineární sondy různé šířky a tvaru s vysokou pracovní frekvencí (10 MHz i vyšší) jsou ideální pro povrchové struktury.

Nastavení přístroje a optimalizace obrazu

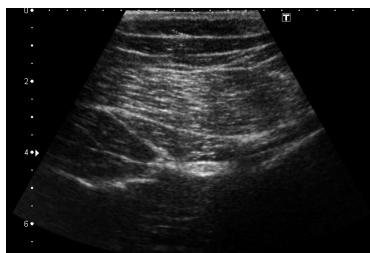
Ať již jsme postaveni před jakýkoliv přístroj, měli bychom se snažit z něj získat maximum, čeho je schopen. Většina přístrojů má tzv. **přednastavení (presetting)** – továrně přednastavený režim pro jednotlivé vyšetřované oblasti. Nastavení **hloubky (depth setting)** – nastavujeme hloubku, ve které očekáváme objekt našeho pozorování (je neúčelné většinu obrazovky pokrýt obrazem tkání hluboko pod námi sledovaným cílem). **Světlost a tmavost obrazu (gain setting)** vzniká různým stupněm zesílení signálu získaného sondou. TGC (time gain compensation) selektivně zesílí pouze slabší signály (echa) vracející se z hlubších struktur. Nastavení **zvětšení (zoom setting)** – jeho využití je srovnatelné s digitálním zoomem u fotoaparátu (je vždy na úkor ostrosti obrazu). Složené zobrazení „**compound imaging**“ je dnes již standardem u většiny přístrojů. Výsledný obraz vzniká z mnoha obrazů získaných z různých úhlů a různých pracovních frekvencí. Umožňuje zpravidla větší rozlišení v měkkých tkáních. Z dalších běžně přítomných funkcí přístroje anesteziolog nejčastěji využije dopplerovské zobrazení a zmrazení obrazu a jeho uložení do paměti (freeze, save).

3. PRÁCE SE SONDOU

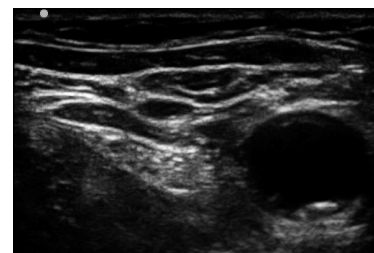
Ultrazvukové zobrazení je pro laika, jako je praktikuji anesteziolog, samo o sobě poměrně složité. K jeho zjednodušení se snažte vždy zachovat tato základní pravidla:



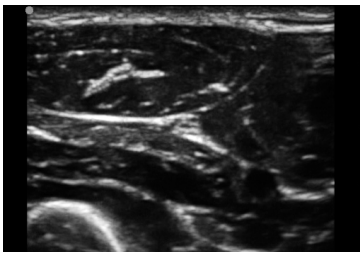
Obr. 1 Obdélníkový tvar zorného pole při užití lineární sondy s pracovní frekvencí 10 MHz. Hyperechogenní oploštělý obraz sedacího nervu v polovině stehna s typickým obrazem svalové tkáně v okolí.



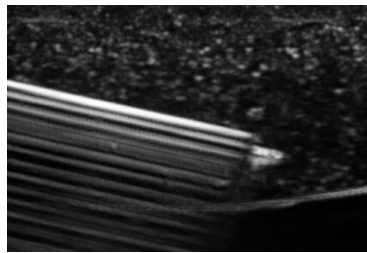
Obr. 2 Vějířovitý tvar zorného pole při užití zahnuté sondy s pracovní frekvencí 5 MHz. Obraz stejného nervu v polovině stehna na druhé končetině.



Obr. 3 Okrouhlý hypoechogenní obraz příčného řezu femorální tepny vpravo a typicky hyperechogenní trojúhelníkový obraz n. femoralis na příčném řezu vedle tepny. Nad těmito strukturami jsou jasné hyperechogenní linie fascií.



Obr. 4 Typický trojúhelníkový tvar n. ulnaris na příčném řezu asi 5cm pod loktem. Z hloubky vpravo přistupuje k nervu a. ulnaris. Okolí tvoří typický obraz svalů. Vlevo v hloubce je patrná výrazně hyperechogenní linie periostu ulny.



Obr. 5 Extrémně vyjádřený obraz reverberace v „in plane“ zobrazení

1. Sondu přikládáte na kůži po nanesení dostatečného množství ultrazvukového gelu. Vždy zajistěte dokonalé přilnutí povrchu sondy ke kůži po celé její délce. Užší sondy jsou proto výhodné pro anatomicky komplikovanější místa.
2. Sonda je přikládána na kůži ve směru kolmém na očekávaný průběh cévy, nervu. Podélný obraz těchto struktur je pro nezkušeného sonografistu poměrně těžko čitelný.
3. Stranová orientace obrazu musí být shodná se stranovou orientací pacienta. Co je z našeho pohledu vlevo na pacientovi, musí být z našeho pohledu vlevo i na obrazovce. Pokud si nejste jistí, dotkněte se kůže na levém okraji sondy – pohyb na obrazovce musí přijít z levé strany. Pokud tomu tak není, sondu otočte.
4. Žádná zobrazovací technika nikdy nenahradí detailní znalost topografické anatomie. Těžko budete hledat svůj cíl tam, kde ho fylogeneze do těla neumístila.

Základní orientace v ultrazvukovém obraze

To, co je na obrazovce nejvýše, je ve skutečnosti nejbližší k sondě a tudíž nejbližší povrchu. Struktury tmavé popisujeme jako hypoechogenní, světlé jako hyperechogenní. Toto zjednodušující označení berte vždy orientačně – hypo- a hyperechogenita je vlastnost vyjádřená srovnáním s objektem druhým.

Ultrazvukový obraz cév

Cévy jsou oválné tmavé hypoechogenní struktury (může vám pomoci doppler) – obrázek 3. Tepnu od žíly odlišíte mírným tlakem na sondu – lumen žíly na rozdíl od tepny kolabuje. Nespoléhejte se na pulzace. Především velké žíly přeneseně pulzují podobně jako tepny.

Ultrazvukový obraz svalů

Obraz svalové tkáně je poměrně výstižně přirovnáván ke hvězdě obloze, hypoechogenní podklad s hyperechogenní texturou. Jednotlivé svalové skupiny jsou odděleny hyperechogenními liniemi – fascie.

Ultrazvukový obraz kosti

Povrch kostní struktury (cortex) má světlý, hyperechogenní obraz s výrazným hypoechogenním ultrazvukovým stínem za ním.

Ultrazvukový obraz šlach a uzlin

Šlachy jsou svým ultrazvukovým obrazem velmi podobné nervům. Při sledování jejich průběhu však vidíme jejich postupné „rozpuštění“ ve sva-lech. Také uzlina může mít na řezu obraz podobný nervu. Posun sondy však jasně odhalí její nekontinuitu.

Tab. 2 Ultrasonografické vlastnosti tkání a orgánů

Tkáň	Ultrasonografické vlastnosti
Nerv	hypo/hyperechogenní (hypoechogenní centrum a hyperechogenní lem)
Kost	hyperechogenní (s hypoechogenním stínem)
Žíly	hypoechogenní stlačitelné
Tepny	hypoechogenní nestlačitelné, pulzující
Svaly	heterogenní (hypoechogenní tkáň s hyperechogenní texturou)
Tuk	hypoechogenní
Šlachy	hypo/hyperechogenní, mizící ve sva-lech

Ultrazvukový obraz tekutiny (aplikovaného anestetika) a vzduchových bublin

Lokální anestetikum vytváří při aplikaci tmavé hypoechogenní depo okolo nervu, který se tím velmi často zvýrazní jako hyperechogenní struktura. Náhodně podaná vzduchová bublina vytvoří světlý hyperechogenní obraz s ultrazvukovým stínem za ním. Ten může zkomplikovat orientaci ve strukturách hlouběji od bubliny.

Ultrazvukový obraz nervů

Z pohledu sonografisty je velmi nepříjemným faktem, že nerv může být ve svém průběhu jak hypoechogenní (tmavá struktura), tak hyperechogenní (světlá struktura). Jeho obraz se mění v závislosti na velikosti nervu, ultrazvukové frekvenci a úhlu, pod kterým ultrazvuk dopadá na nerv. Naší snahou je získat příčný ultrazvukový řez nervem. V tomto případě se nám nerv jeví jako okrouhlá (interskalenický prostor), oválná (n. ischiadicus), čočkovitá (n. musculocutaneus v axile) či trojúhelníková (n. ulnaris pod loktem) struktura. U silných nervů jsou na příčném obraze patrné hypoechogenní fascikly obalené hyperechogenním perineuriem (obr. 4, tab. 2).

Ultrazvukový obraz jehly – reverberace

Jehla má jasně hyperechogenní obraz, v „in-plane“ zobrazení často s artefaktem zvaným reverberace (obr. 5). Ten je způsoben silným ultrazvukovým signálem přicházejícím z hranice, mezi dvěma prostory s výrazně odlišnou akustickou impedancí.

Na monitoru se objeví znásobení obrazu tkáně (jehly) s naznačeným akustickým stínem hlouběji.

Literatura

1. **Nalos, D., Mach, D. et al.** *Periferní nervové blokády pro klinickou praxi včetně ultrazvukového navádění*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2010, 192 s., ISBN 978-80-247-3280-0.
2. **Graham, A., Barry, N.** *Ultrasound in Anesthetic Practice*. Cambridge University Press; 1 Pap/DVD edition (January 12, 2009) ISBN-13: 978-0521716239.
3. **Levitov, A., Mayo, P., Slonim, A.** *Critical Care Ultrasonography*. (with DVD). McGraw-Hill Professional; 1 edition (August 4, 2009), ISBN-13: 978-0071592970.
4. **Vicki, E.** *Noble Visit Amazon's Vicki E. Noble Page Find all the books, read about the author, and more. See search results for this author Are you an author? Learn about Author Central, Bret P. Nelson Manual of Emergency and Critical Care Ultrasound* Cambridge University Press; 2 edition (July 25, 2011) ISBN-13: 978-0521170918.
5. **Ban C. H. Tsui** *Atlas of Ultrasound- and Nerve Stimulation-Guided Regional Anesthesia* Springer. 1 edition (November 13, 2007) ISBN-13: 978-0387681580.

Adresa pro korespondenci:

MUDr. Dušan Mach

ARO Nemocnice Nové Město na Moravě, p. o.
Žďárská 610
592 31 Nové Město na Moravě
e-mail: dusan.mach@post.cz

ATESTAČNÍ OTÁZKY

Farmakodynamika, mechanismus přenosu signálu

Černý Vladimír

1. Vymezení otázky a struktura problému
2. Důležité body
3. Související problematika/témata a příklady doplňujících otázek ze strany zkušební komise
4. Volné užitečné odkazy, zdroje a klíčová slova (např. pro hledání v PubMed)

1. Vymezení otázky a struktura problému

- Definice farmakodynamiky (pomůcka k zapamatování: farmakodynamika = co udělá látka s organismem)
- Definice farmakokinetiky (pomůcka k zapamatování: farmakokinetika = co udělá organismus s látkou)