Josef Kiliján, Martin Ošťádal, Josef Kiliján ml.

Ultrazvukové vyšetření a léčba dětského kyčelního kloubu

Innova Healthcare

KOMPLEXNÍ SÍŤ ZDRAVOTNÍ PÉČE

Innova Healthcare je moderní zdravotnická skupina, která propojuje odbornou péči, nejnovější medicínské postupy a podporu kontinuálního vzdělávání lékařů.

NAŠÍM CÍLEM JE ZAJISTIT KVALITNÍ, DOSTUPNOU A KOMPLEXNÍ ZDRAVOTNÍ PÉČI V ŠIROKÉM SPEKTRU OBORŮ.

ORTOPEDIE S KOMPLETNÍM ZÁZEMÍM – OD AMBULANCE PO LŮŽKOVOU PÉČI

- specializované ambulance
- zákrokové sály pro jednodenní chirurgii
- široké spektrum zákroků
- lůžkové oddělení pro následnou péči
- komplexní pooperační péče

CHIRURGICKÉ OBORY PRAHA

ortart
ORTOPEDIE TRAUMATOLOGIE

Innova Healthcare

www.i-hc.cz

GRADA®

Děkujeme společnostem, které v této publikaci inzerují nebo její vydání jiným způsobem podpořily
(v abecedním pořadí):

- **Innova Healthcare, a.s.**
- **LAMOMEDIC, s.r.o.**
- **LERAM pharmaceuticals s.r.o.**
- **PROMEDICA PRAHA GROUP, a.s.**

Josef Kiliján, Martin Ošťádal, Josef Kiliján ml.

Ultrazvukové vyšetření a léčba dětského kyčelního kloubu

Grada Publishing

Upozornění pro čtenáře a uživatele této knihy
Všechna práva vyhrazena. Žádná část této tištěné či elektronické knihy nesmí být reprodukována a šířena v papírové, elektronické či jiné podobě bez předchozího písemného souhlasu nakladatele. Neoprávněné užití této knihy bude ***trestně stíháno.*** *Automatizovaná analýza textů nebo dat ve smyslu čl. 4 směrnice 2019/790/EU a použití této knihy k trénování AI jsou* ***bez souhlasu nositele práv zakázány****.*

MUDr. Josef Kiliján, doc. MUDr. Martin Ošťádal, Ph.D., MUDr. Josef Kiliján *ml.*

Ultrazvukové vyšetření a léčba dětského kyčelního kloubu

MUDr. Josef Kiliján
MUDr. Josef KILIJÁN, Soukromá ortopedická ambulance

doc. MUDr. Martin Ošťádal, Ph.D.
Přednosta Ortopedické kliniky 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy
a Fakultní nemocnice Bulovka

MUDr. Josef Kiliján *ml.*
Ortopedická klinika 1. lékařské fakulty Univerzity Karlovy
a Fakultní nemocnice Bulovka

Ing. Jan Smetana (autor kapitoly 2 Fyzikální principy ultrazvukové diagnostiky)
Medifine a.s., Siemens

Recenzent:
prof. MUDr. Vojtěch Havlas, Ph.D.
Klinika dětské a dospělé ortopedie a traumatologie 2. lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice Motol a Homolka

Vydání odborné knihy schválila Vědecká redakce nakladatelství
Grada Publishing, a.s.

Obrázky a fotografie dodali autoři. Obrázky překreslil a upravil Jiří Hlaváček, pokud není uvedeno jinak.
Fotografie dětí na obálce poskytnuty se souhlasem rodičů.
Cover Design © Grada Publishing, a.s., 2026

© Grada Publishing, a.s., 2026

Vydala Grada Publishing, a.s.
U Průhonu 22, Praha 7
jako svou 10323. publikaci
Šéfredaktorka lékařské literatury MUDr. Michaela Lízlerová
Odpovědná redaktorka BcA. Radka Jančová, DiS.
Jazyková korektura a redakce Mgr. Klára Choulíková
Sazba a zlom Bc. Jaroslav Kolman
Počet stran 132
1. vydání, Praha 2026
Vytiskla TISKÁRNA V RÁJI, s.r.o., Pardubice

Názvy produktů, firem apod. použité v knize mohou být ochrannými známkami nebo registrovanými ochrannými známkami příslušných vlastníků, což není zvláštním způsobem vyznačeno.

Postupy a příklady v této knize, rovněž tak informace o lécích, jejich formách, dávkování a aplikaci jsou sestaveny s nejlepším vědomím autorů. Z jejich praktického uplatnění však pro autory ani pro nakladatelství nevyplývají žádné právní důsledky.

ISBN 978-80-271-8313-5 (ePub)
ISBN 978-80-271-8312-8 (pdf)
ISBN 978-80-271-5642-9 (print)

Obsah

Předmluva 9
Josef Kiliján

Úvod 11
Josef Kiliján

1 Objev ultrazvuku a jeho použití v medicíně 13
Josef Kiliján ml.

2 Fyzikální principy ultrazvukové diagnostiky 15
Jan Smetana

3 Technika sonografického vyšetření 21
Josef Kiliján

4 Sonografická anatomie kyčelního kloubu 26
Josef Kiliján

4.1 Vývoj a ultrazvukové hodnocení jednotlivých struktur 28

5 Sonografický obraz kyčelního kloubu 30
Josef Kiliján

6 Měření a hodnocení sonografického nálezu 35
Josef Kiliján

6.1 Hodnocení sonografického nálezu – klasifikace podle Grafa 40

7 Chyby a omyly při sonografickém vyšetření 56
Josef Kiliján

7.1 Omyly dané nesprávným způsobem vyšetření 56
7.2 Chyby a omyly při hodnocení sonografického obrazu 66
7.3 Chybné nastavení a používání ultrazvukového přístroje 67

8 Vyšetření kyčelního kloubu – detekce kloubního výpotku 69
Josef Kiliján, Josef Kiliján ml.

8.1 Technika vyšetření 69
8.2 Hodnocení sonografického nálezu 71

9 Vývojová kyčelní dysplazie 75
Martin Ošťádal
9.1 Etiopatogeneze 75
9.2 Epidemiologie 76
9.3 Anatomie kyčelního kloubu 76
9.4 Cévní zásobení kyčelního kloubu 78
9.5 Zobrazovací metody u DDH 80
9.6 Klinické vyšetření 89
9.7 Léčba DDH 92
9.8 Avaskulární nekróza hlavice stehenní kosti 105
9.9 Následná léčba DDH 108

10 Metodický pokyn pro vyšetřování dětských kyčlí 114

Literatura 121

Seznam zkratek 123

Souhrn 125

Summary 126

Rejstřík 127

clarius

- VYSOKÉ ROZLIŠENÍ OBRAZU
- RYCHLÉ SPUŠTĚNÍ A INTUITIVNÍ OVLÁDÁNÍ
- BEZDRÁTOVÉ PŘIPOJENÍ K TABLETU ČI CHYTRÉMU TELEFONU
- SNADNÉ SDÍLENÍ A ARCHIVACE SNÍMKŮ

Více informací:
zt@promedica-praha.cz

promedica

Předmluva

Josef Kiliján

Dostává se vám do rukou publikace *Ultrazvukové vyšetření a léčba dětského kyčelního kloubu*, která částečně navazuje na monografii z roku 1996 – *Ultrazvukové vyšetření dětského kyčelního kloubu*. Navíc je tato kniha rozšířena o současný pohled na vrozenou kyčelní dysplazii s moderními trendy nejen v diagnostice, ale i v komplexní léčbě této vady.

Vývojová dysplazie kyčelního kloubu (VDK) zahrnuje široké spektrum morfologických odchylek a z nich vyplývajících poruch funkce, které se mění v průběhu jednotlivých fází individuálního růstu.

Termín dysplazie označuje vývojovou poruchu všech součástí kloubu – proximální části stehenní kosti, acetabula i kloubního pouzdra. Termín vývojová dysplazie pak zdůrazňuje možnost zlepšení či zhoršení této vady v závislosti na zevních podmínkách během individuálního vývoje dítěte.

Se zavedením ultrazvukového vyšetření dětského kyčelního kloubu se sjednotil princip vyšetření a prevence VDK, došlo k výraznému snížení RTG expozice u dětí a rovněž včasnou diagnostikou ke značnému snížení nutných operačních zákroků.

Léčba a prevence vrozených a vývojových vad kyčelního kloubu u dětí má v naší zemi dlouholetou tradici. Systém současných kontrol, tzv. systém trojího síta, je jedním z nejpropracovanějších metodických pokynů a stává se vzorem pro mnoho dalších zemí. Došlo rovněž k úpravě metodického návodu vyšetřování dětských kyčelních kloubů, která v sobě zahrnuje nutnost ultrazvukového vyšetření kyčlí a podstatně omezuje dosud používaný systém RTG kontrol. Metodický návod je v knize otištěn v původním znění i s několika již zastaralými výrazy. I tento návod by měl být převeden do nového znění v souladu s moderními a současnými trendy.

Srdečné poděkování patří spoluautorům této publikace, kteří i přes velké pracovní vytížení věnovali čas vzniku této knihy. Dále děkuji panu profesoru MUDr. Vojtěchu Havlasovi, Ph.D., za recenzní posudek i cenné podněty a připomínky. V neposlední řadě patří veliké poděkování panu profesoru MUDr. Pavlu Dunglovi, DrSc., nejen za významné zásluhy v léčbě a diagnostice dětského kyčelního kloubu, ale i za celkový přínos v ortopedii.

Poděkování patří rovněž nakladatelství Grada za zařazení této publikace do edičního plánu a všem sponzorům, kteří vydání publikace finančně podpořili.

Snahou autorů je zavést současný trend jednotného systému vyšetření, klasifikace a návazné léčby vývojové dysplazie kyčelního kloubu. Současně je uvedena taktika léčby VDK ve stávajícím celosvětovém trendu a kapitola o vyšetření výpotku kyčelního kloubu. Doufáme, že tato publikace umožní správnou orientaci vyšetřujícím ultrazvukovou technikou, dopomůže ke snížení RTG expozice dětí a přispěje k časné detekci a adekvátní léčbě vývojových a vrozených vad kyčelního kloubu.

Publikace by měla sjednotit prevenci a detekci VDK – vyšetření u pediatra, ortopeda i UZ a RTG pracovišť.

V Praze dne 30. 04. 2026
MUDr. Josef Kiliján

Úvod

Josef Kiliján

Se zavedením ultrazvuku do vyšetření dětského kyčelního kloubu se v posledních letech podstatně zdokonalila včasná detekce, a hlavně i léčba vrozené dysplazie kyčelního kloubu. Díky propracovanému a v praxi již mnoho let úspěšně používanému sytému tzv. trojího síta se v plné spolupráci pediatrů, ortopedů a rentgenologů daří v časné fázi diagnostikovat a léčit všechny formy jedné z dosud nejčastějších vrozených vad.

V praxi se již několik desetiletí uplatňuje naprosto funkční Metodický návod Ministerstva zdravotnictví České republiky pro vyšetřování dětských kyčlí (publikovaný ve Věstníku MZ ČR, částka 8/1996; viz zde kapitola 10), podle nějž ultrazvuk v rámci prevence vývojové dysplazie kyčelních kloubů plně nahradil RTG vyšetření. Coby nedílná součást diagnostiky, sledování výsledků léčby a následných kontrol starších pacientů, u nichž už není vyšetření ultrazvukem možné, má RTG vyšetření samozřejmě nadále svůj význam.

Cílem publikace je pomoci začínajícím i zkušeným vyšetřujícím lékařům plně se orientovat v diagnostice, interpretaci nálezů a doporučeních včasné následné léčby.

1 Objev ultrazvuku a jeho použití v medicíně

Josef Kiliján ml.

První zmínky o ultrazvukovém vlnění sahají až do 18. století. V roce 1794 si italský biolog Lazzaro Spallanzani všiml způsobu, jakým se netopýři při letu orientují v prostoru. Prováděl na nich experimenty, při kterých je zavřel do místnosti, ve které od podlahy ke stropu natáhl velké množství nití. Netopýrům nejprve zalepil oči, přičemž žádný z nich do nití nenarazil. Když jim poté zalepil uši, netopýři se začali do sítí zamotávat. V návaznosti na tento pokus vyslovil hypotézu, že netopýří schopnost orientace v prostoru nesouvisí se zrakovým vjemem, ale pravděpodobně se zvukovými vibracemi, které nejsou lidským uchem slyšitelné.

Přibližně o 50 let později se anglickému fyzikovi Jamesi Prescottu Joulovi jako prvnímu povedlo uměle vytvořit zvuk o frekvenci více než 20 kHz, tedy ultrazvuk. V roce 1880 objevili bratři Pierre a Jacques Curieovi piezoelektrický jev, který slouží jako zdroj mechanického vlnění, což bylo později využito v přístrojích jak k vytváření, tak i detekování ultrazvukových vln. Kvůli nárokům na zvýšení bezpečnosti po potopení Titaniku v roce 1912 vzrostly investice do možností akustické detekce podmořských překážek. Během první světové války pracovali vědci na výrobě zařízení, které by bylo schopno detekovat ponorky pod mořskou hladinou za pomoci ultrazvukových vln. Francouzský fyzik Paul Langevin se svým inženýrem Constantinem Chilowským vyvinuli v roce 1915 první funkční aktivní sonar. O tři roky později si nechali systém pro podmořskou ultrazvukovou echolokaci patentovat.

V medicíně se začal ultrazvuk používat již v první polovině 20. století. V roce 1937 rakouský vědec Karl Theodore Dussik jako první aplikoval ultrazvuk coby diagnostickou metodu k zobrazení mozkových komor a k detekci tumorů mozku. Tuto metodu později nazval hypersonografie. Důležitý pokrok ve vývoji moderního sonografického přístroje učinil Floyd Alburn Firestone, který sestrojil ultrazvukový odrazový reflektoskop spolu s osciloskopem, na jehož obrazovce bylo možné pozorovat odražené ultrazvukové vlny od akustických rozhraní. Patenty získal v letech 1942 a 1943.

Dalším z průkopníků v oblasti sonografie byl profesor Ian Donald. Tento britský lékař, gynekolog, spolu s technikem Thomasem Grahamem Brownem sestrojil na přelomu let 1956 a 1957 první přímý kontaktní B MOD skener, který se již ke konci roku 1957 začal používat v praxi. O rok později vydali jednu z nejvýznamnějších publikací v oboru sonografie s názvem *Investigation of Abdominal Masses by Pulsed Ultrasound*. Thomas G. Brown dále pracoval na vývoji ultrazvuku, a to konkrétně na vývoji přístroje s možností 3D zobrazení, který byl nakonec uveden do výroby v roce 1977. Zároveň v těchto letech zkoumal japonský fyzik Shigeo Satomura aplikaci Dopplerova jevu v medicíně – nejprve při pohybu srdečního svalu v roce 1955, později i při měření rychlosti toku krve v roce 1959.

Završením této éry vývoje ultrazvuku byla práce Franka E. Barbera a jeho spolupracovníků z roku 1974, ve které definovali duplexní systém, jenž spojuje výhodu použití jak dvojrozměrného zobrazení pomocí B MODU, tak měření dopplerovského signálu od proudící krve.

V následujících letech se začal ultrazvuk rychle dostávat do popředí zobrazovacích metod hlavně díky dobré dostupnosti a minimální rizikovosti.

2 Fyzikální principy ultrazvukové diagnostiky

Jan Smetana

Ultrazvuk je označením fyzikálního jevu, se kterým se setkáváme velmi často, ale neuvědomujeme si jej, protože naše smysly ho nejsou schopny vnímat. Z fyzikálního hlediska je ultrazvuk periodický pohyb materie – tedy vlnění, které častěji nazýváme zvukem. Zvuk dělíme z hlediska frekvence ve vztahu k lidskému slyšení na infrazvuk, zvuk a ultrazvuk. Ultrazvuk je vlnění s frekvencí vyšší než 20 000 kmitů za sekundu, tzn. 20 kHz. V oblasti lékařské diagnostiky používáme frekvence v oblasti jednotek milionů kmitů za vteřinu, tzn. jednotek MHz. Z historického hlediska je použití zvuku pro diagnostické účely velmi stará záležitost, např. břišní perkuse. Nicméně ultrazvuková diagnostika v tom smyslu, jak ji známe dnes, je záležitostí posledního století a technologický rozvoj této metody je odvozen od vojenských výzkumů v oblasti protiponorkové ochrany a námořní plavby obecně.

Princip ultrazvukového vyšetření spočívá v tom, že mechanický impuls se nešíří v každém prostředí stejnou rychlostí; v každém prostředí, tedy i tkáni, je rychlost šíření zvuku jiná. V lidském těle spolu těsně sousedí mnoho odlišných tkání a procházející ultrazvukový impuls je na jejich hranicích nucen skokově měnit rychlost šíření, a tedy i energetické poměry šířícího se impulsu. Skoková energetická změna je však podle zákona o zachování energie spojena s nutností dodat či odevzdat energii. V případě UZ impulsu se tento problém řeší vyzářením přebytečné energie v protisměru jejího šíření, tedy v podobě ozvěny – echa. Nedostatek energie je nahrazen vyzářením „záporného impulsu", tzn. impulsu s opačnou fází.

Změříme-li dobu, která uplynula od vyslání impulsu do návratu echa, a uvážíme-li teoreticky stanovenou průměrnou rychlost UZ v lidském těle, tj. 1 542 mls, jsme schopni spočítat, z jaké hloubky echo přichází, a podle jeho velikosti – amplitudy – určit, jak výrazné je rozhraní dvou tkání, na kterém toto echo vzniklo. Budeme-li tato echa zakreslovat do linky a přidělovat jim různě dlouhé úsečky podle jejich velikosti, získáme tzv. amplitudové zobrazení – A MOD. Vyšetříme-li těchto linek mnoho vedle sebe a místo úseček přiřadíme proměnný jas bodu, získáme UZ obraz tkáně pod vyšetřovaným povrchem – tzv. B MOD. Budeme-li impuls vysílat neustále do jednoho místa, ale linky zakreslovat vedle sebe, získáme přehled o změnách vyšetřované tkáně v čase – tedy tzv. T MOD, někdy M MOD.

Uvážíme-li případ, že rozhraní, na němž echo vzniká, se pohybuje ve směru šíření impulsu nebo proti němu, dojdeme k závěru, že vlnění echa bude buď st-

lačeno, nebo roztaženo, což se projeví změnou frekvence. Změna bude úměrná nejen rychlosti pohybu tkáňového rozhraní, ale např. i refrahujících krevních částic, a její analýza umožňuje kvantitativní vyhodnocení rychlosti pohybu tkáně či proudění krve. Tato metoda se nazývá dopplerovská analýza po objeviteli výše popsaného jevu, rakouském fyzikovi 19. století Christianu Dopplerovi. Podle toho, zda frekvenční posun určujeme u jednotlivého impulsu, nebo u spojitého tónu vysílaného do těla, rozlišujeme tzv. PW (pulsed wave) a CW (continuous wave) dopplerovskou analýzu. Vyšetříme-li rychlostní poměry v každém bodě UZ obrazu, a v případě, že je zjištěn pohyb, vybarvíme tento bod buď červeně, nebo modře – podle toho, zda byl zjištěn pohyb k sondě, nebo od sondy –, získáme tzv. barevný dopplerovský obraz. Správně se jedná o CFM (color flow mapping), tedy barevné mapování toku.

Kvantitativní hodnocení proudění v cévě však nedostačuje pro dokonalou diagnózu, zvláště pak diagnózu krevního řečiště, pro jehož vyšetření je třeba pohled kvalitativní. Ten umožňuje matematický aparát rychlé Fourierovy analýzy (FFT), aplikovaný na sekvenci v čase po sobě jdoucích, dopplerovsky vyhodnocených ech. Výsledkem je graf průběhu rychlostí proudění podél celého průřezu cévy, vypovídající nejenom o stavu cévní stěny, ale i o rezistenci cévního systému.

Současný ultrazvukový diagnostický přístroj obvykle nabízí zobrazení lineární, sektorové a konvexní. Lineární zobrazení se provádí tzv. lineárními sondami. Výhodou těchto sond je možnost elektronické změny zaostření UZ paprsku, tzv. dynamický fokusing, nevýhodou je však jejich velikost. Sektorové zobrazení je prováděno sektorovými sondami – dnes již prakticky pouze elektronickými. Všechny sektorové sondy mají tu společnou vlastnost, že UZ obraz je tvořen jedním, z jednoho bodu vycházejícím UZ paprskem, který je směrován do různých azimutů, a tak vytváří obrazový vějíř. To je vhodné pro zobrazení především hrudníku, kde jsme nuceni k přístupu mezižebřím a kde by zobrazení lineární nebo konvexní sondou bylo žebry výrazně limitováno. Konvexní zobrazení se provádí konvexními sondami, které v sobě v podstatě spojují výhody sektorových sond (malá kontaktní plocha) s výhodami mnohokrystalových sond lineárních i konvexních (možnost dynamického zaostření). Pro všechna zobrazení je rozhodující frekvence impulsu, který je sondou vyzařován. Frekvence je určujícím faktorem pro rozlišovací schopnost a dosah UZ vyšetření. Obecně platí, že maximální dosažitelné rozlišení ve směru záření odpovídá zhruba použité vlnové délce zvuku, tedy čím vyšší je frekvence sondy, tím jemnější je rozlišení UZ obrazu. Prostým zvyšováním frekvence se však zlepšení rozlišovací schopnosti nedá řešit, protože s rostoucí frekvencí rapidně klesá dosah UZ impulsu. Je-li využitelný dosah impulsu 3,5 MHz v tkáni asi 24 cm, v případě 7,5 MHz je to již jen 8 cm.

Z výše uvedeného vyplývá, že kvalita UZ vyšetření závisí nejen na kvalitě použitého přístroje, ale do značné míry i na správné volbě sondy, frekvence a metody. Nezanedbatelnými prvky významně ovlivňujícími kvalitu UZ vyšetření jsou

zkušenost, prostorová představivost a schopnost abstraktního vidění vyšetřujícího lékaře. V oblasti ortopedické UZ diagnostiky jsme vystaveni požadavku hodnotit dvě z hlediska ultrazvuku zcela odlišná prostředí. Jsou to vysoce echogenní kostní tkáň a relativně hypoechogenní konglomeráty tkání chrupavčitých, neosifikovaných či tkání měkkých. Rozdíl rychlostí šíření ultrazvuku v těchto tkáních je tak velký, že silný odraz na jejich rozhraní způsobuje útlum prostupujícího impulsu do té míry, že již není schopen produkovat energeticky hodnotitelná echa. Markantní ztmavnutí obrazu za kostní tkání nazýváme ultrazvukovým stínem. Ten znemožňuje nejenom vyšetření oblasti za kostní strukturou, ale i vnitřku struktury samotné. Z tohoto titulu se v UZ diagnostice omezujeme na zobrazení struktur ultrazvukově příznivějších, těsně sousedících s kostní tkání, a tedy i zobrazení povrchu kosti a jeho kvality či hodnocení postupující osifikace.

Vzhledem k potřebě velmi jemného rozlišení používáme v kloubní diagnostice sondy s vyššími frekvencemi a kratším dosahem. Kratší dosah těchto sond je výhodný nejen z důvodu, že většina vyšetřitelných kloubů není hluboce uložena, ale i proto, že refrakce na povrchu kosti je značně utlumena a její případný negativní vliv na kvalitu obrazu je výrazně menší než u nízkofrekvenčních sond s dlouhým dosahem.

Blízkost vyšetřovaných struktur povrchu těla, a tedy i kontaktní ploše sondy, s sebou přináší problém blízké, tzv. nekonsolidované oblasti. Je to z Huygensova principu vyplývající fakt, že v jisté vrstvě těsně pod kontaktní plochou sondy je UZ pole natolik nehomogenní, že získaná echa nelze hodnotit, a tedy ani sestavit přijatelný obraz tkáně pod sondou. Tato vrstva je tím širší, čím nižší frekvenci používáme. U sondy 3,5 MHz je tato oblast široká až 10 mm, u sondy 7,5 MHz několik mm.

Z výše uvedeného vyplývá, že pro vyšetření podpovrchového objektu (v našem případě kojenecké kyčle) použijeme sondu s co nejvyšší vhodnou frekvencí, abychom mohli nekonsolidovanou vrstvu (cca 1 mm) zanedbat.

Dalším jevem, s nímž musíme v ortopedickém ultrazvuku počítat, je značně odlišná rychlost šíření zvuku v měkké tkáni a tkáni kostní, tedy zvukově tuhé. Vzhledem k tomu, že jediná možnost topologicky umístit navrátivší se echo do obrazu je spočítat hloubku, z níž přichází, na základě doby, která uplynula od vyslání impulsu do návratu echa, a teoreticky stanovené průměrné rychlosti UZ v lidském těle (1 542 m/s), budou rozměry objektů, v nichž se ultrazvuk šíří rychlostí odlišnou od průměru, zkresleny. Objekty, ve kterých se zvuk šíří rychlostí větší, než je rychlost průměrná (tuhé tkáně, kosti), budou ve směru šíření paprsku zkráceny, objekty s nižší rychlostí šíření budou naopak prodlouženy. Tento fakt musíme vždy uvážit při rozměrové evaluaci obrazu, zvláště pak při výpočtu objemu, kde se jednoduchá distanční chyba projeví na výsledku ve třetí mocnině. Některé ultrazvukové přístroje umožňují mírné změny použité kalkulované rychlosti ultrazvuku pro různé tkáně, čímž lze nejen zlepšit věrnost zobrazení, ale i zpřesnit výsledky měření.

Různé typy UZ diagnostických přístrojů nabízejí mnoho možností ovlivňování výsledné jakosti získaného obrazu. Podle toho, kdy k ovlivňování dochází vzhledem k obrazové paměti přístroje, hovoříme o tzv. preprocesingu nebo postprocesingu. U preprocesingu jde v podstatě o potlačení šumu a zlepšení ostrosti obrazu elektronickou manipulací signálem, na jehož základě je tvořen obraz. U postprocesingu jde o změnu zobrazení již získaného obrazu zpravidla tak, aby lépe vyhovoval rozlišovací a vjemové schopnosti lidského oka.

Nejznámějšími metodami preprocesingu jsou korelace, řízení dynamického rozsahu a ostření kontur. Korelace potlačuje šum časovým průměrováním po sobě jdoucích obrazů, řízení dynamického rozsahu zase optimalizuje velikost změny jasu obrazového bodu v závislosti na změně amplitudy vracejícího se echa. Ostření kontur elektronicky snižuje vliv délky vyslaného impulsu na zobrazení tenkých struktur položených kolmo ke směru šíření zvukového impulsu. Všechny tyto metody, jakož i intenzitu jejich vlivu na obraz, lze zpravidla na dnešních UZ přístrojích nastavovat samostatnými ovladači. I když je možné teoreticky dobře předvídat vliv kterékoliv preprocesingové metody na výsledný obraz, lze optimálního obrazu dosáhnout i zkusmou manipulací výše zmíněných metod.

Postprocesingem označujeme manipulace se získaným obrazem, které provádíme většinou na základě vícečetného získávání obrazových informací a jejich následného zpracování matematickými metodami. Jsou to především compounding a speckle reduction, kde první metoda využívá průměrování více získaných obrazů a jejich korelační zpracování a druhá metoda redukuje obrazový šum na základě pravděpodobnostní analýzy jednotlivých obrazových bodů.

Zvláštním případem manipulací cílených na zlepšení kvality obrazu jsou automatické optimalizace obrazu a automatická fokusace. Obě metody jsou výsledkem aplikace počítačových operací na obrazová data a jejich popis by překročil rámec této stati.

Po získání kvalitního obrazu je nutné nález změřit, vyhodnotit, a je-li to třeba, vhodným způsobem zaznamenat. Měření a softwarové zpracování výsledků se velmi liší podle typu použitého přístroje. Současné UZ přístroje obvykle nabízejí měření vzdáleností, délek, ploch a úhlů a na jejich základě výpočet objemů, rychlostí a poměrů. Získané výsledky zpracovávají mnohé přístroje do přehledných grafických reportů, které, neprovádějí-li jej již explicitně, velmi usnadňují skórování nálezů.

Typickým příkladem je automatické měření úhlů kojenecké kyčle a jejich zakreslení do sonometru podle Grafa současně s vytvořením přehledného reportu pro vyšetření obou kyčlí.

Podobných softwarových rutin poskytují současné přístroje obvykle daleko více, u mnoha typů přístrojů jsou pro hodnocení a měření nálezů využívány prvky umělé inteligence. Tato měření a vyhodnocování pak probíhají více méně bez zásahu vyšetřujícího, který je poté pouze kontroluje a případně koriguje.

Vážení čtenáři, právě jste dočetli ukázku z knihy Ultrazvukové vyšetření a léčba dětského kyčelního kloubu**.**
Pokud se Vám ukázka líbila, na našem webu si můžete zakoupit celou knihu.