

Uživatelská příručka programového vybavení pro pokročilou kvantifikaci QLAB (Integrated)

Release 10.2

4535 617 55971 Rev A Duben 2014

© 2014 Koninklijke Philips N.V. Všechna práva vyhrazena. Vydáno v USA.



Vyrobeno společností Philips Ultrasound

22100 Bothell-Everett Highway Bothell, WA 98021-8431 USA Telefon: +1 425-487-7000 nebo 800-426-2670 Fax: +1 425-485-6080 www.healthcare.philips.com/ultrasound

CE0086

Tento lékařský přístroj splňuje ustanovení směrnice o zdravotnických prostředcích 93/42/EEC v zemi původu ohlašovacího úřadu, jenž se těmito přístroji zabývá.

Zastoupení v EU

Philips Medical Systems Nederland B.V. Quality & Regulatory Affairs Veenpluis 4-6 5684PC Best Nizozemsko

UPOZORNĚNÍ Federální zákony USA omezují prodej tohoto zařízení na lékaře nebo na jejich předpis.

Tento dokument obsahuje důvěrné informace, které jsou vlastnictvím společnosti Philips Healthcare ("Philips") a nemohou být reprodukovány, kopírovány celé nebo v částech, upravovány, měňeny, předávány jiným osobám nebo šířeny bez předchozího písemného souhlasu právního oddělení společnosti Philips (Philips Legal Department). Tento dokument je určen buď zákazníkům (v tom případě je na něj vystavena licence spolu se zakoupeným zbožím společnosti Philips), nebo k tomu, aby se vyhovělo regulačním požadavkům vyplývajícím z nařízení FDA 21 CFR 1020.30 (a jakýchkoli jeho dodatků) a dalším místním regulačním požadavkům. Užívání tohoto dokumentu neoprávněnými osobami je přísně zakázáno.

Společnost Philips tento dokument dodává bez jakýchkoliv vyjádřených či nevyjádřených záruk, včetně, nikoliv však výhradně, nevyjádřených záruk prodejnosti a způsobilosti pro určitý účel.

Společnost Philips věnovala pozornost zajištění přesnosti tohoto dokumentu. Přesto však společnost Philips nepřijímá žádnou odpovědnost za chyby či opomenutí a vyhrazuje si právo bez předchozího upozornění měnit uvedené výrobky tak, aby zlepšila jejich spolehlivost, funkčnost či design. Společnost Philips je oprávněna produkty či programy popsané v tomto dokumentu kdykoli vylepšit nebo změnit.

Neautorizované kopírování tohoto dokumentu je porušením autorských práv a může dále snížit schopnost společnosti Philips poskytovat přesné a aktuální informace uživatelům.

Produkty společnosti Philips Ultrasound mohou být vyráběny nebo provozovány v souladu s jedním nebo více z následujících patentů v USA a odpovídajících patentů v dalších zemích: Čísla patentů v USA: 5,533,510; 5,800,356; 6,447,453; 6,447,454; 6,582,367; 6,676,606; 6,692,438. V různých zemích jsou podány další patentové přihlášky.

"Chroma," "Color Kinesis," "Color Power Angio," "High Definition," "QLAB," a "XRES" jsou ochranné známky společnosti Koninklijke Philips N.V.

Názvy výrobků jiných výrobců než Philips mohou být ochrannými známkami příslušných vlastníků.

Uznání

The Insight Toolkit (ITK)

Copyright © 1999-2008 Insight Software Consortium. Všechna práva vyhrazena. Redistribuce a používání ve zdrojové a binární formě, s úpravami i bez nich, jsou povoleny pouze za následujících podmínek:

Redistribuce zdrojového kódu musí zachovat výše uvedenou poznámku o autorských právech, tento seznam podmínek a následující zřeknutí se odpovědnosti.

Redistribuce v binárním tvaru musí reprodukovat výše uvedené oznámení o autorských právech, tento seznam podmínek a následující prohlášení v dokumentaci a/nebo jiných materiálech poskytovaných s distribucí.

Ani název společnosti Insight Software Consortium, ani jména jejích přispěvatelů nesmí být použita pro podporu nebo propagaci produktu bez předchozího výslovného písemného souhlasu.

TENTO SOFTWARE JE POSKYTOVÁN DRŽITELI AUTORSKÝCH PRÁV "TAK JAK JE" A ZÁRUKY JAKÉHOKOLI TYPU, VYJÁDŘENÉ NEBO PŘEDPOKLÁDANÉ, VČETNĚ, ALE NE POUZE, ZAHRNUTÝCH ZÁRUK NA OBCHODOVATELNOST A VHODNÉ POUŽITÍ PRO KONKRÉTNÍ ÚČELY, JSOU VYLOUČENY. V ZÁDNÉM PŘÍPADĚ NENESE VLASTNÍK AUTORSKÝCH PRÁV ANI PŘISPĚVATELÉ ODPOVĚDNOST ZA ŽÁDNÉ PŘÍMÉ, NEPŘÍMÉ, NAHODILÉ, ZVLÁŠTNÍ, EXEMPLÁRNÍ NEBO NÁSLEDNÉ ŠKODY (VČETNĚ, ALE NE POUZE, DODÁNÍ NÁHRADNÍHO ZBOŽÍ NEBO SLUŽEB, ZTRÁTY POUŽITÍ, DAT NEBO ZISKU; NEBO PŘERUŠENÍ PROVOZU) JAKKOLI ZPŮSOBENÉ A PODLE JAKÉKOLI TEORIE ODPOVĚDNOSTI, AŤ UŽ NA ZÁKLADĚ SMLOUVY, PLNÉ ODPOVĚDNOSTI NEBO DELIKTU (VČETNĚ NEDBALOSTI NEBO JINAK), VYVSTÁVAJÍCÍ JAKÝMKOLI ZPŮSOBEM Z POUŽÍVÁNÍ TOHOTO SOFTWARU, A TO I V PŘÍPADĚ, ŽE BYL NA MOŽNOST TAKOVÝCH ŠKOD

Sada nástrojů vizualizace (VTK)

Copyright © 1993-2008 Ken Martin, Will Schroeder, Bill Lorensen. Všechna práva vyhrazena.

Redistribuce a používání ve zdrojové a binární formě, s úpravami i bez nich, jsou povoleny pouze za následujících podmínek:

Redistribuce zdrojového kódu musí zachovat výše uvedenou poznámku o autorských právech, tento seznam podmínek a následující zřeknutí se odpovědnosti.

Redistribuce v binárním tvaru musí reprodukovat výše uvedené oznámení o autorských právech, tento seznam podmínek a následující prohlášení v dokumentaci a/nebo jiných materiálech poskytovaných s distribucí.

Ani jména Kena Martina, Willa Schroedera či Billa Lorensena, ani jména kteréhokoli z přispěvatelů nesmí být použita pro podporu nebo propagaci produktu bez předchozího výslovného písemného souhlasu.

TENTO SOFTWARE JE POSKYTOVÁN DRŽITELI AUTORSKÝCH PRÁV "TAK JAK JE" A ZÁRUKY JAKÉHOKOLI TYPU, VYJÁDŘENÉ NEBO PŘEDPOKLÁDANÉ, VČETNĚ, ALE NE POUZE, ZAHRNUTÝCH ZÁRUK NA OBCHODOVATELNOST A VHODNÉ POUŽITÍ PRO KONKRÉTNÍ ÚČELY, JSOU VYLOUČENY. V ŽÁDNÉM PŘÍPADĚ NENESOU AUTOŘI ANI PŘISPĚVATELÉ ODPOVĚDNOST ZA ŽÁDNÉ PŘÍMÉ, NEPŘÍMÉ, NAHODILÉ, ZVLÁŠTNÍ, EXEMPLÁRNÍ NEBO NÁSLEDNÉ ŠKODY (VČETNĚ, ALE NE POUZE, DODÁNÍ NÁHRADNÍHO ZBOŽÍ NEBO SLUŽEB, ZTRÁTY POUŽITÍ, DAT NEBO ZISKU; NEBO PŘERUŠENÍ PROVOZU) JAKKOLI ZPŮSOBENÉ A PODLE JAKÉKOLI TEORIE ODPOVĚDNOSTI, AŤ UŽ NA ZÁKLADĚ SMLOUVY, PLNÉ ODPOVĚDNOSTI NEBO DELIKTU (VČETNĚ NEDBALOSTI NEBO JINAK), VYVSTÁVAJÍCÍ JAKÝMKOLI ZPŮSOBEM Z POUŽÍVÁNÍ TOHOTO SOFTWARU, A TO I V PŘÍPADĚ, ŽE BYLI NA MOŽNOST TAKOVÝCH ŠKOD UPOZORNĚNI.

Obsah

1	Přečtěte si nejdříve	9
	Komu je tato příručka určena	9
	Určený způsob použití	9
	Součásti informací pro uživatele	10
	Obecná pravidla a konvence softwaru QLAB	11
	Konvence informací pro uživatele	11
	Aktualizované verze a drobné aktualizace	12
	Komentáře zákazníků	12
	Zákaznický servis	13
2	Software QLAB	15
	Shoda s ustanoveními zákona HIPAA	16
	Aplikace QLAB Q-App	16
	Snímky QLAB	18
	Volitelné funkce formátu zobrazení snímku QLAB	19
	Zobrazování snímků	21
	Ovládací prvky panelu nástrojů QLAB	21
	Panel cine QLAB	23
	Ovládací prvky panelu cine	24
	Výsledky kvantifikace QLAB	26
	Kvantifikace sady dat 3D	27
	Export jednosnímkových obrazů v ultrazvukovém systému	27
	Export vícesnímkových obrazů v ultrazvukovém systému	28
3	Automatická 2D kvantifikace	29
	Základy a2DQ	
	Srdeční cykly	31
	Analýza Color Kinesis	31
	Akvizice snímku pro a2DQ	31
	Literatura týkající se a2DQ	32
4	Automatická kvantifikace pohybu srdce	35
	Základy aCMQ	
	Akvizice snímku pro aCMQ	
	Literatura týkající se aCMQ	

Obsah

5	Zátěžová kvantifikace pohybu srdce	. 43
	Zásady pro CMQ-Stress	. 43
	Akvizice snímku pro modul CMQ-Stress	.44
	Literatura týkající se CMQ-Stress	. 45
6	Kvantifikace Cardiac 3D	. 49
	Zásady pro Cardiac 3DQ	. 50
	Akvizice snímku pro Cardiac 3DQ	.51
	Odkazy na Cardiac 3DQ	. 51
7	Pokročilá kvantifikace Cardiac 3D	. 53
	Zásady pro Cardiac 3DQ Advanced	. 54
	Akvizice snímku pro Cardiac 3DQ Advanced	. 55
	Odkazy na Cardiac 3DQ Advanced	. 56
8	Zásady obecného zobrazování kvantifikace 3D	. 59
	Základní informace o modulu GI3DQ	. 59
	Akvizice snímku pro modul GI3DQ	. 60
	Odkazy na GI3DQ	.61
9	Navigátor mitrální chlopně	. 63
	Základní informace o modulu MVN	. 64
	Akvizice snímku pro modul MVN	. 66
	Odkazy na MVN	. 66
10	Kvantifikace zátěže	. 69
	Základy SQ	. 70
	Akvizice snímku pro SQ	. 70
	Literatura týkající se SQ	.71
11	Oblast zájmu kvantifikace	. 73
	Základní informace o modulu ROI	.73
	Akvizice snímku pro oblast zájmu	.74
	Odkazy na ROI	. 75
12	Tloušťka intima media	. 79
	Základní informace o modulu IMT	. 79
	Akvizice snímku pro IMT	. 79
	Odkazy na IMT	. 80
13	Mikrovaskulární zobrazování	. 83
	Základní informace o modulu MVI	. 83
	Postup přípravy snímku k prohlížení	. 83

	Akvizice snímku pro MVI	
14	Navigační modul používaný při vyšetřování srdce plodu	
	Základní informace o modulu FHN	
	Akvizice snímku pro modul FHN	
	Odkazy na FHN	
15	Kvantifikace vaskulárních plaků	
	Základní informace o modulu VPQ	90
	Akvizice snímku pro modul VPQ	
	Odkazy na VPQ	
16	Elastografická analýza	
	Zásady EA	
	Akvizice snímku pro EA	
	Literatura týkající se EA	
17	Elastografická kvantifikace	
	Zásady EQ	
	Akvizice snímku pro EQ	
	Literatura týkající se EO	
18	Tabulky kompatibility OLAB	
	Zobrazovací režimy na systémech 2D	
	Zobrazovací režimy na systémech 2D: ultrazyukové systémy EPIO	
	Zobrazovací režimy na systémech 3D	
	Zobrazovací režimy na systémech 3D: ultrazyukové systémy FPIO	
	Reistřík	

Obsah

1 Přečtěte si nejdříve

Nápověda k softwaru QLAB a Uživatelská příručka k softwaru QLAB jsou určeny k tomu, aby vám pomáhaly při bezpečné a efektivní obsluze vašeho výrobku Philips. Než se pokusíte uvést výrobek do provozu, přečtěte si informace určené pro uživatele a poté přísně dodržujte všechny výstrahy a upozornění.

Informace určené pro uživatele výrobku Philips popisují nejrozsáhlejší konfiguraci výrobku s maximálním počtem volitelných funkcí a součástí příslušenství. Některé popisované funkce mohou být v konfiguraci vašeho výrobku nedostupné.

Komu je tato příručka určena

Před tím, než použijete informace pro uživatele QLAB, je nutné se důkladně seznámit s diagnostickými technikami. Neobsahují výuku sonografie ani klinické postupy.

Tento dokument je určen osobám provádějícím sonografii, lékařům a biomedicínským technikům, kteří obsluhují a provádějí údržbu výrobků Philips.

Určený způsob použití

Tento výrobek má být nainstalován, používán a obsluhován pouze v souladu s bezpečnostními postupy a provozními pokyny uvedenými v informacích pro jeho uživatele a pouze k účelům, pro které byl zkonstruován. Žádné tvrzení obsažené v informacích pro uživatele nesnižuje vaši vlastní zodpovědnost za uplatňování správného klinického úsudku a používání osvědčených klinických postupů.

Instalace, použití a provoz tohoto zařízení podléhají zákonům země, ve které je zařízení používáno. Instalace, používání a obsluha výrobku se *nesmí* provádět způsobem, který je v rozporu s příslušnými zákony nebo předpisy majícími účinnost zákona.

Používání výrobku k jiným účelům, než ke kterým je společností Philips výslovně určen, jakož i nesprávné používání nebo obsluha mohou společnost Philips či její zástupce zcela nebo částečně zbavit zodpovědnosti za následné nedodržení předpisů, škody nebo zranění.



VAROVÁNÍ

Za kvalitu snímků a za stanovování diagnóz zodpovídají uživatelé systému.



UPOZORNĚNÍ

Podle federálního zákona Spojených států lze toto zařízení prodávat jen na základě objednávky lékaře.

Součásti informací pro uživatele

Informace pro uživatele dodávané s vámi zakoupeným výrobkem obsahují následující součásti:

- Uživatelská příručka QLAB: Poskytuje úvodní informace o funkcích a koncepci, pomáhá při nastavení systému a obsahuje informace o kompatibilitě snímků. Sada dokumentace může obsahovat také uživatelské příručky konkrétních aplikací Q-App.
- Nápověda QLAB: Nápověda QLAB je dostupná pro výrobek v několika jazycích a obsahuje úplné pokyny pro použití. Nápověda rovněž obsahuje popisy všech ovladačů a prvků na displeji. Chcete-li zobrazit nápovědu QLAB, proveďte jeden z následujících úkonů:
 - Stiskněte F1.
 - Klepněte na klepněte
 - Vyberte QLAB Help z nabídky Help.
- *Aktualizace informací pro uživatele softwaru QLAB*: Obsahuje aktualizované informace o výrobku.
- Stručná příručka QLAB: Obsahuje pokyny k používání výrobku krok za krokem.
- *Poznámky k provozu QLAB*: Obsahují informace objasňující některé reakce výrobku, které by mohly být špatně pochopeny nebo způsobují uživatelům potíže.
- *Sdílení úloh u systému a zabezpečení dat*: Obsahují pokyny, které vám pomohou pochopit, jakým způsobem by mohla být ohrožena bezpečnost vašeho produktu Philips, a informace o úsilí, které společnost Philips vynakládá k zajištění vaší bezpečnosti.

Obecná pravidla a konvence softwaru QLAB

Výrobek společnosti Philips v celém svém uživatelském rozhraní používá určitá jednotná pravidla, což usnadňuje výuku a používání systému:

- Softwarové ikony QLAB pro kvantifikaci mají čtyři stavy: nečinný, zvýrazněný, aktivní a neaktivní. Nečinný stav je výchozí. Zvýrazněný stav se objeví, když kurzor posunete nad ikonu. Ikona se stane aktivní, když na ni klepnete. Neaktivní ikony se objeví ztmavené a nelze je vybírat.
- Položky softwarové nabídky QLAB pro kvantifikaci iniciují specifické operace. Bílý podtržený text nabídky je nečinný. Zvýrazněná nabídka je žlutá. Klepnutím se text nabídky aktivuje a krátce změní svou barvu na modrou.
- Všechny ikony a položky nabídky mají přiřazen "nástrojový tip", který vysvětluje funkci ikony nebo položky nabídky. Nástrojový tip se objeví, když najedete kurzorem na aktivní ikonu nebo položku nabídky. Nástrojové tipy se neobjevují u neaktivních ikon.
- Chcete-li zadat do textového pole text, klepněte do tohoto pole a text zapište pomocí klávesnice.

Konvence informací pro uživatele

POZNÁMKA

Více informací o použití navigačních funkcí je uvedeno v dokumentaci ultrazvukového systému.

Informace pro uživatele pro váš výrobek používají také následující typografické konvence, které vám pomohou vyhledat informace a porozumět jim:

- Všechny postupy jsou číslovány a všechny dílčí postupy jsou řazeny podle písmen. Pro zajištění úspěchu musíte provádět jednotlivé kroky v pořadí, v jakém jsou uvedeny.
- Seznamy s odrážkami uvádějí obecné informace o konkrétní funkci nebo proceduře. Neznamenají postupnou činnost.
- Názvy ovládacích prvků a položky nabídky nebo titulky jsou psány tak, jak se vyskytují v systému, a jsou vysázeny tučně.
- *Ukazatel* je kurzor, který se používá k výběru prvků na displeji.
- Ukázat znamená umístit hrot ukazovátka nebo kurzoru na položku na displeji.

- *Klepnout* nebo *zvolit* znamená přesunout ukazovátko nebo kurzor na objekt a stisknout ovládací prvek výběru ultrazvukového systému (viz dokumentaci ultrazvukového systému).
- Poklepat znamená dvojím kliknutím rychle po sobě zvolit objekt nebo text.
- *Přetáhnout* znamená umístit kurzor nad objekt a poté kliknout a podržet tlačítko za současného pohybu objektem.
- Podržet znamená ponechat kurzor nad položkou na displeji.

Informace, které jsou důležité pro bezpečné a efektivní používání výrobku Philips, naleznete v informacích pro uživatele:



VAROVÁNÍ

Varování uvádějí informace nezbytné pro zachování bezpečnosti jak obsluhy, tak pacienta.



UPOZORNĚNÍ

Upozornění uvádějí hrozící nebezpečí poškození výrobku vedoucí k pozbytí platnosti záruky a servisní smlouvy nebo uvádějí způsoby případné ztráty dat o pacientech nebo systému.

POZNÁMKA

Poznámky upozorňují na důležité informace, které pomáhají používat výrobek efektivněji.

Aktualizované verze a drobné aktualizace

Jsme zavázáni k inovacím a stálému zlepšování. Aktualizace mohou být ohlášeny formou zlepšení verze softwaru. Tyto aktualizované verze budou provázeny aktualizovanými informacemi pro uživatele.

Komentáře zákazníků

Pokud máte otázky ohledně informací pro uživatele nebo jste v nich zjistili chybu, v USA volejte společnost Philips na čísle 800 722 9377; mimo USA kontaktujte svého místního zástupce zákaznického servisu.

Zákaznický servis

Po celém světě jsou zástupci zákaznického servisu připraveni odpovědět na vaše otázky a poskytovat údržbu a servis. Vyžádejte si pomoc od svého místního zástupce společnosti Philips. Odkaz na zástupce zákaznického servisu můžete také získat v následující kanceláři, případně můžete použít kontaktní odkaz na webových stránkách společnosti Philips Healthcare:

www.healthcare.philips.com/main/about/officelocator/index.wpd.

Philips Ultrasound Headquarters

22100 Bothell-Everett Highway, Bothell, WA 98021-8431, USA

800-722-9377

Přečtěte si nejdříve

2 Software QLAB

Software QLAB nabízí prostředí, v kterém si zvolíte nástroj kvantifikace, pracujete s obrazy v obrazovém souboru, označíte snímky obrazu, zobrazíte výsledky ve tvaru vln, smyček obrazu a zprávy a exportujete výsledky kvantifikace.

Všechny nástroje pro kvantifikaci QLAB paří do jednotlivých aplikací Q-App. Chcete-li provést analýzu a kvantifikaci snímku, načtěte snímek získaný podporovaným ultrazvukovým systémem Philips do konkrétní aplikace QLAB Q-App. Poté lze použít aplikaci Q-App k získání výsledků na základě typu snímku a vybrané aplikace Q-App.

Obraz můžete pozastavit a použít software QLAB ke kvantifikaci údajů z obrazu, nebo můžete přejít do režimu prohlížení a použít software QLAB ke kvantifikaci již vytvořeného obrazu v plném rozlišení.



UPOZORNĚNÍ

Podle federálního zákona Spojených států lze toto zařízení prodávat jen na základě objednávky lékaře.

POZNÁMKA

Obecně lze prohlásit, že přesnost měření provedených softwarem QLAB činí ±20 % skutečné hodnoty.

POZNÁMKA

Možnost analyzovat snímky v aplikaci Q-Station značně závisí na kvalitě dat snímků, které chcete analyzovat. Kvalita snímku značně závisí na řadě faktorů, mimo jiné na kvalitě a kalibraci funkce standardního displeje v odstínech šedi (GSDF) prohlížecích monitorů, okolním osvětlení v prostředí, kde se snímky prohlíží, a na kompresi, která byla pro snímky použita při exportu do formátu DICOM. Více informací o možnostech komprese, které jsou dostupné na ultrazvukovém systému, nebo o jiných možnostech exportu, které mají vliv na kvalitu snímku, naleznete v dokumentaci dodané s ultrazvukovým systémem.

POZNÁMKA

Pro přesnou anotaci sekundárních snímků se ujistěte, že systémová nastavení data a času jsou správná. Informace o prohlížení a změně systémových nastavení data a času jsou uvedeny v dokumentaci ultrazvukového systému.

Shoda s ustanoveními zákona HIPAA

Aby byla podpořena shoda se zákonem Health Insurance Portability and Accountability Act (HIPAA) platným v USA, poskytuje software QLAB prostředky k odstraňování chráněných zdravotnických informací, například jmen pacientů a jiných údajů umožňujících přímou identifikaci pacientů, ze snímků.

Aplikace QLAB Q-App

Kvantifikační software QLAB poskytuje prostředí, v němž mohou být přidávány a používány různé kvantifikační aplikace Q-App specifické pro analýzu. Každá aplikace Q-App může být používána nezávisle na dalších. Obecné zásady pro každou aplikaci Q-App jsou shodné. To maximálně usnadňuje a zjednodušuje práci s každou aplikací Q-App.

POZNÁMKA

Určité aplikace Q-App mohou být v některých zemích nedostupné.

Ikona	Název aplikace Q-App	Popis
	Automatická 2D	Nástroje pro automatickou detekci okrajů a analýzu Color Kinesis
\square	kvantifikace	(CK) snímků 2D echo. Viz "Základy a2DQ" na straně 30.
	Automatická kvantifikace	Sada nástrojů uspořádaných podle pracovního postupu k hodnocení
	pohybu srdce	globální a regionální zbytkové ventrikulární funkce. Viz "Základy
		aCMQ" na straně 36.
0	Zátěžová kvantifikace	Nástroj, který doplňuje aplikaci aCMQ Q-App k použití při 2D
	pohybu srdce	zátěžových vyšetřeních. Viz "Zásady pro CMQ-Stress" na straně 43.

Ikona	Název aplikace Q-App	Popis
B	Kvantifikace Cardiac 3D	Nástroje k měření vzdálenosti, plochy, objemu, hmotnosti a ejekční frakce levé komory pomocí sady 3D dat. Informace naleznete v části "Zásady pro Cardiac 3DQ" na straně 50.
	Pokročilá kvantifikace Cardiac 3D	Nástroje k měření celkové a místní funkce levé komory pomocí sady 3D dat plného objemu. Viz "Zásady pro Cardiac 3DQ Advanced" na straně 54.
	Zásady obecného zobrazování kvantifikace 3D	Nástroje pro ruční a poloautomatickou detekci funkcí 2D a 3D. Viz "Základní informace o modulu GI3DQ" na straně 59.
0	Navigátor mitrální chlopně	Nástroje k posuzování délek, vzdáleností, ploch, objemů a úhlů struktur mitrální chlopně a vazivového kruhu pomocí sad dat Philips Live 3D TEE 3D. Viz "Základní informace o modulu MVN" na straně 64.
	Kvantifikace zátěže	Nástroje pro měření myokardiální rychlosti, zátěže, poměru zátěže a posunu vybraných segmentů stěny levé komory v sadách dat dopplerovského zobrazování tkáně. Viz "Základy SQ" na straně 70.
0	Oblast zájmu	Nástroje pro kreslení různých tvarů na snímku a vytváření křivek intenzity nebo křivek rychlosti v čase, barevných indexů a přidružených měření pro vybrané oblasti. Viz "Základní informace o modulu ROI" na straně 73.
	Tloušťka intima media	Nástroje pro měření tloušťky intima media zádní stěny cév. Viz "Základní informace o modulu IMT" na straně 79.
	Mikrovaskulární zobrazování	Nástroje pro zobrazování odchylek v tkáňovém signálu na displeji duálního zobrazení nezpracovaného a zpracovaného snímku. Viz "Základní informace o modulu MVI" na straně 83.
<u>~</u>	Navigační modul používaný při vyšetřování srdce plodu	Nástroje pro manipulaci se sadou 3D dat, které umožňují poloautomatické vyhodnocování srdce plodu. Viz "Základní informace o modulu FHN" na straně 86.
	Kvantifikace vaskulárních plaků	Nástroje pro provádění poloautomatické kvantifikace plaků v krční tepně. Viz "Základní informace o modulu VPQ" na straně 90.

Ikona	Název aplikace Q-App	Popis
	Elastografická analýza	Nástroje k porovnávání velikosti lézí a k porovnávání ztuhlosti tkání mezi celým snímkem a jednou cílovou oblastí. Viz "Zásady EA" na straně 95.
		Tato aplikace Q-App je k dispozici pouze ve Spojených státech.
	Elastografická kvantifikace	Nástroje k porovnávání velikosti lézí, porovnávání ztuhlosti tkání v celých elastogramech, vypočítávání hodnot zatížení a porovnávání hodnot zatížení mezi dvěma cílovými oblastmi v elastogramu. Viz "Zásady EQ" na straně 97.
		Tato aplikace Q-App není k dispozici ve Spojených státech.

Snímky QLAB

Když otevřete snímek v aplikaci QLAB Q-App, můžete provést změny vzhledu snímků na jejich ploše. Nástroj plochy snímku umožňuje změnit prezentaci obrazu pro zvýraznění informací a snazší provedení analýzy a prohlížení.

Můžete použít nástrojovou lištu cine pro výběr a zobrazení snímků v plném měřítku.

POZNÁMKA

Pokud otevřete snímek, v němž očekáváte zobrazení anotací, které do něho byly umístěny během akvizice, tyto anotace se patrně nepřenesou do zobrazení snímku v aplikaci Q-App. Před provedením kvantifikace si snímek pečlivě prohlédněte, abyste mohli zaznamenat anatomii a orientaci.

POZNÁMKA

Software QLAB nenačte snímek do aplikace Q-App, pokud je barevná hloubka nedostatečná.

Volitelné funkce formátu zobrazení snímku QLAB

Zobrazení na celou obrazovku

Když je snímek zobrazen jednotlivě, většina 2D aplikací Q-App otevře soubor jako snímek na celou obrazovku. Některé aplikace Q-App kromě toho podporují použití různých režimů prezentace pro data snímku. Snímky pořízené v jiných režimech prezentace mohou zůstat v prohlížeči aplikace Q-App v tomto režimu. Ne všechny režimy prezentace jsou kompatibilní s kvantifikací u aplikací Q-App softwaru QLAB.



Duální zobrazení

Některé aplikace Q-App používají duální prezentaci a některé podporují akvizici duálního obrazu. MVI aplikace Q-App poskytuje data v duálním zobrazení, avšak informace v těchto dvou snímcích nejsou založeny na ortogonálním zobrazení dat akvizice. ROI podporuje duální snímky pro porovnávání bodů dat na křivce vlny. EA a EQ aplikace Q-App zobrazují elastografické snímky uspořádané vedle sebe pro účely porovnání a analýzy.



MVI aplikace Q-App umožňuje dvě zobrazení dat snímku. Levé pole snímku ukazuje nekomprimovaný obraz. Pravé pole snímku ukazuje zpracovaný snímek.



Čtyřobrazový pohled

Prohlížeče Cardiovascular 3D a General Imaging 3D podporují čtyřobrazový pohled na data snímku. Obecně horní řada a levá strana spodní řady představují ortogonální planární zobrazení dat, čtvrtý snímek představuje zobrazení objemu v jednom z několika typů prezentace. Zobrazení objemu mohou být následující: 3D objem, zobrazení roviny, řezy nebo reprezentační. Zobrazení roviny představuje objem pomocí plochých křížících se rovin odpovídajících datům zobrazeným v zobrazeních MPR. Tlustý řez se objevuje řez po řezu, iSlice zobrazí pole řezů (v závislosti na nastavení mřížky).



Rozšířené zobrazení

Rozšířené zobrazování představuje čtyři zobrazení s jedním podstatně větším vedle sloupce zbylých tří zobrazení. Velký snímek může být pouze jeden ze čtyř zobrazení ze čtyřobrazového pohledu. Pokud je velký snímek zobrazením objemu, může být pro zobrazení objemu jakéhokoliv dostupného poskytnutého formátu.



Zobrazení iSlice

Zobrazení iSlice představuje data jako sérii řezů, podobných datům zobrazení řezů na CT. Můžete ovládat mnoho zobrazených řezů, jejich tloušťku a rozsah do nich zahrnutých dat.



Zobrazování snímků

Můžete použít snímky sekvence cineloop pro výběr a zobrazení snímků v plném měřítku v oblasti snímku. Aktivní rámec je ohraničen žlutě.

- 1. Klepněte na rámec v sekvenci cineloop pro zobrazení snímku na ploše snímku.
- 2. Zobrazení snímku upravíte pomocí "Ovládací prvky panelu nástrojů QLAB" na straně 21.
- 3. K úpravě nebo přehrávání sekvence cineloop použijte "Ovládací prvky panelu cine" na straně 24.

Ovládací prvky panelu nástrojů QLAB

Na pravé straně ovládacího panelu se ovládací prvky panelu nástrojů QLAB objeví jako ikony.

Ne všechny panely nástrojů jsou dostupné pro všechny typy snímků.



Ovládací prvek	Popis
Δ	Obrátí snímek vlevo nebo vpravo
	Obrátí snímek nahoru nebo dolů
*	Posouvá snímek horizontálně
4	Umožňuje navádět objemem
► O	Umožňuje rotaci v rovině
₩	Umožňuje rotaci mimo rovinu
>	Vyřízne snímek
	Vymaže vyříznutí snímku
	Zobrazuje zvolený snímek v rozložení na celou obrazovku
	Přepíná do rozložení čtyřobrazu
	Přepíná do rozložení rozšířeného zobrazení
	Zobrazuje snímek 1 v rozložení na celou obrazovku
	Zobrazuje snímek 2 v rozložení na celou obrazovku

Ovládací prvek	Popis
	Zobrazuje snímek 3 v rozložení na celou obrazovku
	Zobrazuje snímek 4 v rozložení na celou obrazovku
•0•	Resetuje orientaci vybraného snímku
•	Resetuje orientaci všech snímků
E	Zobrazuje nebo skrývá barvu snímku
	Zobrazuje nebo skrývá echo snímku
▶	Upravuje přechod snímku

Panel cine QLAB

Kvantifikační software QLAB nabízí sadu ovládacích prvků panelu cine pro navigaci mezi sekvencemi snímků. Snímky jsou zobrazeny jako náhledové rámce ve smyčce. Panel cine umožňuje přehrávat sekvenci snímku, označovat rámce a přeskočit dopředu a zpět k označeným rámcům. To napomáhá snadno a rychle nalézt a prohlížet odpovídající rámce snímků.

U některých aplikací Q-App můžete panel cine zobrazit a skrýt. Prezentace nástrojové lišty se může mezi prohlížeči QLAB lišit.



Panel cine QLAB

Číslo snímku je zobrazeno v pravém horním rohu panelu cine následované celkovým počtem snímků ve smyčce. Například 4/14 značí, že snímek je čtvrtý z celkového počtu 14 snímků ve smyčce. Aktuální snímek je v políčcích snímků nad panelem cine orámovaný a obsah snímku je zobrazen v zobrazovací oblasti. Vedle čísla snímku a celkového počtu snímků se objeví informace o načasování. Například 0,22 s / 0,96 s značí, že aktuální snímek se objevil v časovém bodě 0,22 sekund z času celé smyčky cineloop 0,96 sekund.

Při používání kláves šipek pro posun mezi rámci v akvizici po zobrazení posledního rámce smyčka automaticky na první rámec nepřeskočí. Použijte ovládací prvky na obrazovce, abyste přeskočili zpět na první rámec.

Náhledy snímků

U některých aplikací Q-App se v sekvenci snímků nad ovládacími prvky panelu cine zobrazí náhledy snímků. Například v aplikaci ROI Q-App se zobrazují náhledy každého snímku umožňující snadnou navigaci k snímkům, které vás zajímají.



Náhledy snímků

Ovládací prvky panelu cine

Ovládací prvky panelu cine se objevují jako ikony. Některé ovládací prvky se objeví, když se přehrává smyčka. Některé aplikace Q-App nabízejí další ovládací prvky. Ovládací prvky panelu cine mají následující funkce:

- přehrávání a pozastavování smyček,
- přeskakování na rámce,
- označování rámců,
- stříhání a obnovování rámců,
- ořezávání smyček.

Ikona	Název	Popis
	Cut all frames except	Odstraňuje snímky v obrazové sekvenci, které neodpovídají časování EKG
N L-	those at the selected	aktuálně vybraného snímku.
	ECG timing	
×	Cut Frame	Odebírá aktuálně vybraný snímek a obnovuje jednotlivě vyjmuté snímky.
\bigtriangledown	Decrease Play Speed	Sníží rychlost přehrávání.
	Go To First Frame	Volí první snímek ve smyčce.
	Go To Last Frame	Volí poslední snímek ve smyčce.
	Go To Next Heart	Volí další úder srdce ve smyčce. Tento ovládací prvek je k dispozici pouze u
CHI FA	Beat	smyček s více údery.
	Go To Next Frame	Volí další snímek ve smyčce.
	Go To Next Tagged	Volí další snímek ve smyčce označený jako snímek zájmu, jako je vlna R na EKG
	Frame	nebo bleskový snímek.
	Go To Previous Heart	Volí předchozí úder srdce ve smyčce. Tento ovládací prvek je k dispozici pouze u
~	Beat	smyček s více údery.
	Go To Previous	Volí předchozí snímek ve smyčce označený jako snímek zájmu, jako je vlna R na
	Tagged Frame	EKG nebo bleskový snímek.
	Go To Previous	Volí předchozí snímek ve smyčce.
	Frame	
	Increase Play Speed	Zvýší rychlost přehrávání.
	Mark First Frame	Ruší smyčku a spouští vybraný snímek.
]	Mark Last Frame	Ruší smyčku a ukončuje vybraný snímek.
	Play	Opakovaně přehrává smyčku.
ĵ⊳	Play Once	Přehraje smyčku jednou.
	Pause	Zastaví přehrávání smyčky.

Ikona	Název	Popis
8	Reset to Default	Volí výchozí úder srdce ve smyčce. Tento ovládací prvek je k dispozici pouze u
(ay	Heart Beat	smyček s více údery.
	Restore All Cut	Obnovuje všechny vyjmuté snímky.
1 2	Frames	
1	Tag ED	Označuje zvolený snímek jako enddiastolickou fázi.
	Tag ES	Označuje zvolený snímek jako endsystolickou fázi.
+	Tag R-Wave	Označuje zvolený snímek jako snímek s vlnou R na EKG.

Výsledky kvantifikace QLAB

Poté, co optimalizujete vaše zobrazení, zpracujete snímky, provedete měření a získáte výpočty, můžete ukončit aplikaci Q-App a výsledky kvantifikace se uloží. Pokud opětovně načtete tento snímek ve stejné aplikaci Q-App, výsledky budou přítomné.

Chcete-li s výsledky kvantifikace pracovat poté, co ukončíte aplikaci Q-App, spusťte na ultrazvukovém systému režim Review. (Více informací naleznete v dokumentaci ultrazvukového systému.)

POZNÁMKA

Všechny výsledky měření prováděných kvantifikačním softwarem QLAB se získávají s přesností odpovídající ±20 % skutečné hodnoty.

Přesnost měření

Následující tabulka uvádí informace o přesnosti měření, která lze provádět pomocí softwaru QLAB.

Typ měření	Přesnost	Rozsah	Poznámky
2D vzdálenost: osová	±1 % nebo 1 mm	0,01 až 25 cm	Podle toho, co je větší.
2D vzdálenost: azimutální	±2 % nebo 2 mm	0,01 až 33 cm	Podle toho, co je větší.
2D vzdálenost: zdvih	±2 % nebo 2 mm	0,01 až 33 cm	Podle toho, co je větší.

Typ měření	Přesnost	Rozsah	Poznámky
2D vzdálenost: diagonální	±3 % nebo 3 mm	0,01 až 40 cm	Podle toho, co je větší.
objemem			
2D plocha	±5 % nebo 0,4 cm²	0,01 až 1 000 cm ²	Podle toho, co je větší.
			Přesnost kontinuální stopy
			závisí na uživateli.
2D obvod	±4 % nebo 3 mm	0,03 až 10 000 cm	Podle toho, co je větší.
			Přesnost kontinuální stopy
			závisí na uživateli.
Elipsovitý objem	±9 % nebo ±0,7 cm ³	0,01 až 2 000 cc	Podle toho, co je větší.
Objem navrstveného	±9 % nebo ±0,7 cm ³	0,01 až 2 300 cc	Podle toho, co je větší.
profilu			Přesnost kontinuální stopy
			závisí na uživateli.

Kvantifikace sady dat 3D

Interpretace a analýza dat ultrazvukového snímku 3D je podobná jako pro 2D data, ale je navíc obohacena o jeden rozměr. Věnujte pozornost anatomickým vztahům charakteristických znaků v datech. Orientace sondy během 3D akvizice je stěžejní k zajištění přesného měření a interpretace. Při nastavování zobrazení 2D a 3D zobrazení objemu dat je možné, že zobrazení nebude odpovídat orientaci umožněné obvyklými orientačními body. Když se zobrazení mění, věnujte pozornost změnám relativního umístění charakteristických znaků v daném objemu.

Export jednosnímkových obrazů v ultrazvukovém systému

Snímky z aplikace Q-App QLAB můžete zahrnout do studie a zprávy pacienta. Při pořizování snímku na obrazovce závisí oblast akvizice snímku na nastaveních v aplikaci Q-App. Chcete-li exportovat snímek a vlny, musíte ponechat aktivní zobrazení vln. Chcete-li exportovat pouze snímek, musíte vypnout zobrazení vln.

Informace o nastavení ultrazvukového systému EPIQ na akvizici jednoho snímku naleznete v dokumentaci ultrazvukového systému.

Export vícesnímkových obrazů v ultrazvukovém systému

Ultrazvukové systémy EPIQ podporují export sekvence cineloop a všechna měření, výpočty a průběhy vln, které jste přidali k datům.

Informace o nastavení ultrazvukového systému EPIQ na akvizici více snímků naleznete v dokumentaci ultrazvukového systému.

3 Automatická 2D kvantifikace

Aplikace Q-App Automatická 2D kvantifikace (a2DQ) poskytuje funkci Auto ROI, která může vytvořit automatickou detekci okrajů a analýzu Color Kinesis (CK) 2D echo snímků.

POZNÁMKA

Automatická detekce okrajů závisí na dostatečném kontrastu tkáně/krve okolo myokardiálních segmentů, které se skenují v aktuálním zobrazení. Typicky by se měl k provedení přijatelného sledování vyskytnout jen jemný výpadek jednoho segmentu v aktuálním zobrazení aplikace.

Dáváte-li přednost vykreslení nebo úpravě oblasti zájmu ručně, tato aplikace Q-App nabízí ovládací prvky **Draw** a **Edit**.

Snímky mohou být jednorovinné 2D nebo BiPlane.

Pracovní postup Auto Tissue Motion Annular Displacement (**aTMAD**) používá automatickou sledovací metodu nezávislou na úhlu ke sledování pohybu anulu ve vztahu k vrcholu srdeční komory v celém srdečním cyklu.

Ukotvení umístěná na dvoukomorové nebo čtyřkomorové zobrazení srdce označují prstenec anulu a vrchol srdeční komory. Automatické sledování použité na všechny snímky ve smyčce sleduje umístění středového bodu anulu během celé smyčky. Za použití informací z EKG vede analýza snímek za snímkem k vyhodnocení polohy dvou anulárních bodů a středového bodu zobrazeného v grafu. Maximální posun každého anulárního bodu a anulárního středového bodu je zahrnut ve výsledcích.

Pracovní postup **aTMAD** používá pokročilé sledování pohybu tkáně, aby se po akvizici vylepšila 2D kvantifikace snímku. Tento přístup je odlišný od jiných 2D technologií detekce ohraničení. Algoritmus sledování pohybu tkáně vylepšuje postup detekce ohraničení zvýšením pravděpodobnosti, že data snímku budou správně vyhodnocena jako informace než jako šum.

Výsledky zahrnují maximální a normalizovaný posun chlopně.

Výsledky analýzy pro apikální pohledy zahrnují zobrazení vlny pro objem, celkový objem a celkovou derivaci. Výsledky analýzy pro pohledy v krátké ose zahrnují zobrazení vlny pro plochu, celkovou plochu a celkovou derivaci. K zobrazení vlny můžete přidávat časová měření a pro srdeční cyklus můžete přidávat překrytí mechanických dat.

Základy a2DQ

Analýza ovládaná pracovním postupem

Výběr pracovního postupu ovlivňuje postup použitý k výpočtu analýzy stěn pomocí až tří zobrazení: zobrazení v krátké ose (SAX), 2komorového apikálního zobrazení (AP2) a čtyřkomorového apikálního zobrazení (AP4).

U zobrazení SAX se na snímku nachází kruhová oblast zájmu, kterou můžete překreslit, změnit u ní velikost a polohu.

U apikálních zobrazení lze vybrat **Area** nebo **Volume** v nastaveních **Calculations** v předvolbách. Apikální zobrazení používají k vygenerování segmentovaného zobrazení srdeční komory ohraničovací šablonu ukotvenou ve třech bodech.



VAROVÁNÍ

Používáte-li větší počet souborů snímků, dbejte na to, aby tyto snímky příslušely stejnému pacientovi a stejnému vyšetření a ujistěte se, že vybrané snímky mají stejný srdeční tepový cyklus.

U biplanárního snímku můžete provádět výpočty objemu na základě polohy oblasti zájmu v zobrazení AP4 i AP2.

Auto Tissue Motion Annular Displacement (aTMAD)

Pracovní postup Auto Tissue Motion Annular Displacement (**aTMAD**) nabízí celkovou srdeční kvantifikaci podle sledování anulárního pohybu srdečních chlopní nezávisle na úhlu v celém srdečním cyklu. Výsledky kvantifikace poskytují podrobnosti k prohloubení barevně kódovaných

parametrických údajů barevného překrytí **CK**. Algoritmus **aTMAD** počítá křivky valvulárního anulárního posunu v čase a v kombinaci s překrytím **CK** umožňuje parametricky zobrazit valvulární anulární pohyb roviny.

Srdeční cykly

Nástroj **Cardiac Cycles** umožňuje vytvářet překrytí na průběhu vlny, které spojuje mechanické aktivity jako například otevírání a uzavírání chlopně (naměřené pomocí spektrálního Dopplera) s daty prezentovanými v daném průběhu vlny.

Software QLAB může importovat mechanická data časování odvozená z analýzy měření Dopplera provedeného na některých ultrazvukových systémech. Více informací naleznete v *nápovědě* ultrazvukového systému.

Analýza Color Kinesis

Volba analýzy CK využívá údaje o umístění okraje snímek po snímku k zabarvení pohybujícího se obrazu. Každá barva barevné mapy CK představuje jeden snímek. Jak se barvy s jednotlivými snímky mění, lze snadno rozeznat posun endokardiálního okraje. Je-li aktivována funkce **Dyskinesis**, neočekávané výsledky přenosu budou mít za následek barevné překrytí jasně červenou barvou. Výhoda funkce Color Kinesis v segmentální analýze levé komory spočívá v tom, že umožňuje zobrazit časování a rozsah endokardiálního pohybu v konkrétním místě během fází kontrakce a ochabnutí srdečního cyklu.

POZNÁMKA

Funkce Dyskinesis je předmětem translačních artefaktů.

Akvizice snímku pro a2DQ

Výkon a získané výsledky do značně závisejí na kvalitě obrazových údajů, které chcete analyzovat. Následující zásady mohou zlepšit kvalitu obrazu a výsledky kvantifikace:

- Použijte dobrý signál EKG a získejte jeden nebo více tepů srdce.
- Je-li to možné, požádejte pacienta, aby během akvizice obrazu na několik vteřin zadržel dech minimalizuje se tím posun srdce.
- Zajistěte, aby apikální zobrazení nebyla zkrácena.

- Použijte nastavení zesílení a prahu v ultrazvukovém systému, abyste získali dobré endokardiální ohraničení.
- Nastavení ovládacích prvků zesílení, TGC, LGC a zesílení přenosu v ultrazvukovém systému významně ovlivňuje kvalitu ultrazvukového snímku. Úspěšnost studie a2DQ závisí na správném nastavení ovládacích prvků zesílení tak, aby byly všechny oblasti správně určeny jako tkáně nebo krev. Ovládací prvky zesílení je třeba nastavit tak, aby všechny oblasti podobného složení vykazovaly podobnou intenzitu. V zásadě platí, že nastavení zesílení je totožné s nastavením použitým k získání ultrazvukového obrazu vysoké kvality. Pro dosažení jednotné dobré kvality snímků můžete rovněž použít ovládací prvky ultrazvukového systému Focus a XRES.

POZNÁMKA

U ultrazvukových systémů EPIQ vyberte možnost 2D Native Data Export.

Literatura týkající se a2DQ

Becker, M., Bilke, E., Kuhl, H., Katoh, M., Kramann, R., Franke, A., Bucker, A., Hanrath, P., Hoffmann, R. "Analysis of myocardial deformation based on pixel tracking in two dimensional echocardiographic images enables quantitative assessment of regional left ventricular function." *Heart*, 92:1102-1108, 2006.

Bednarz, J. E., et. al. "Technical Guidelines for Performing Automated Border Detection Studies." *Journal of the American Society of Echocardiography*, Vol. 8:293-305, 1995.

DeCara, J.M., Toledo, E., Salgo, I., Lammertin, G., Weinert, L., Lang, R.M. "Evaluation of Left Ventricular Systolic Function Using Automated Angle-Independent Motion Tracking of Mitral Annular Displacement." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 18: 1266-1269, 2005.

Eto, Y., Yamada, H., Shin, J., Agler, D.A., Tsujino, H., Qin, J., Saracino, G., Greenberg, N.L., Thomas, J. D., Shota, T. "Automated Mitral Annular Tracking: A Novel Method for Evaluating Mitral Annular Motion Using Two-dimensional Echocardiography." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 18: 306-312. Korinek, J., Wang, J., Sengupta, P.P., Miyazaki, C., Kjaergaard, J., McMahon, E., Abraham, T.P., Belohlavek, M. "Two-dimensional strain -- a Doppler-independent ultrasound method for quantification of regional deformation: validation in vitro and in vivo." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 18:1247-1253, 2005.

Lang, R., et. al. "Echocardiographic Quantification of Regional Left Ventricular Wall Motion with Color Kinesis." *Circulation*, 93:1877-1885, 1996.

Mor-Avi, V., et. al. "Normal Values of Regional Left Ventricular Endocardial Motion: Multicenter Color Kinesis Study." *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 279: H2464-H2476, 2000; 0363-6135/00.

Mor-Avi, V., et. al. "Segmental Analysis of Color Kinesis Images." *Circulation*, 95: 2082-2097, 1997.

Perez, J. E., Lang, Roberto, eds. *Echocardiography and Cardiovascular Function: Tools for the Next Decade*. Kluwer Academic Publishers, Dordrecht/Boston/London, 1997.

Perez, J. E., et. al. "Automated On-line Quantification of Left-Ventricular Dimensions and Function by Echocardiography With Backscatter Imaging and Lateral Gain Compensation." *American Journal of Cardiology*, 70: 1200-1205, 1992.

Reisner, S.A., Lysyansky, P., Agmon, Y., Mutlak, D., Lessick, J., Friedman, Z. "Global longitudinal strain: a novel index of left ventricular systolic function." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 17:630-633, 2004.

Vignon, P., et. al. "Quantitative Evaluation of Global and Regional Left Ventricular Diastolic Function with Color Kinesis." *Circulation*, 97: 1053-1061, 1998.

Automatická 2D kvantifikace

4 Automatická kvantifikace pohybu srdce

Aplikace Q-App Auto Cardiac Motion/Mechanics Quantification (aCMQ) poskytuje nástroje ovládané pracovním postupem a založené na následujících metodách:

- Automatická detekce ohraničení a analýza Color Kinesis (CK) 2D echo snímků s možností podle potřeby upravit nebo ručně překreslit oblast zájmu. Algoritmus detekce ohraničení rozlišuje v ultrazvukovém obrazu rozhraní krve a tkání.
- Globální pracovní postup aCMQ poskytuje úhlově nezávislou analýzu pro regionální rychlost tkáně myokardu, posun, napětí a poměr zátěže pomocí technologie nové generace pro 2D sledování zrnitosti. Pomocí vámi zvolené hodnoty spolehlivosti generuje tato aplikace Q-App měření celkové a místní funkce a získané výsledky zapisuje do zprávy ve formě tabulky a kruhového grafu. K zobrazení vlny můžete přidávat časová měření a pro srdeční cyklus můžete přidávat překrytí mechanických dat.
- Pracovní postup Auto Tissue Motion Annular Displacement (aTMAD) nabízí celkovou srdeční kvantifikaci podle sledování anulárního pohybu srdečních chlopní nezávisle na úhlu v celém srdečním cyklu.
- Pracovní postup User Defined umožňuje sledovat jeden nebo více šlachovitých útvarů v kardiologických snímcích a vypočítává odpovídající přímé hodnoty rychlosti tkáně, posunu a zatížení, které jsou rozlišené barevným kódem o maximálně 17 barvách.

POZNÁMKA

Automatická detekce okrajů závisí na dostatečném kontrastu tkáně/krve okolo myokardiálních segmentů, které se skenují v aktuálním zobrazení. Typicky by se měl k provedení přijatelného sledování vyskytnout jen jemný výpadek jednoho segmentu v aktuálním zobrazení aplikace.

Snímky mohou být jednorovinné 2D nebo BiPlane. U snímků typu BiPlane je podporován pouze pracovní postup **aTMAD**.

Základy aCMQ

Analýza ovládaná pracovním postupem

Když poprvé spustíte aplikaci aCMQ Q-App, ve výchozím natavení je zvolen pracovní postup **Global**. Provede se automatická detekce ohraničení a analýza Color Kinesis (CK) 2D echo snímku, která automaticky rozliší rozhraní krve a tkáně a zobrazí výsledky na zobrazovacím panelu. Část **Region of Interest** ovládacího panelu se rozšíří, aby poskytla ovládací prvky, které vám umožní podle potřeby upravovat nebo ručně překreslovat oblast zájmu.

Chcete-li použít jiný pracovní postup, můžete v horní části ovládacího panelu vybrat **User Defined** nebo **aTMAD**. Výběr pracovního postupu ovlivňuje postup použitý k výpočtu analýzy stěn pomocí až šesti zobrazení: bazálního zobrazení, středního zobrazení a apikálního zobrazení v krátké ose (SAX B, SAX M, a SAX A) a apikálních zobrazení (AP2, AP3 a AP4).

Ke generování 17segmentového kruhového grafického vykreslení dat může aplikace aCMQ Q-App používat větší počet souborů snímků. Tyto soubory snímků můžete vybírat před spuštěním aplikace aCMQ Q-App. Za použití většího počtu zobrazení, jako například AP4, AP2 a AP3, můžete v aplikaci aCMQ Q-App vypočítat obsáhlou sadu výsledků znázorněnou vykreslením kruhového grafu na kartě **Global Results**.



VAROVÁNÍ

Používáte-li větší počet souborů snímků, dbejte na to, aby tyto snímky příslušely stejnému pacientovi a stejné studii, a ujistěte se, že vybrané snímky mají stejný srdeční tepový cyklus.

Různé optimalizační ovládací prvky krátké osy (SAX) představují kruhovou oblast zájmu, u níž můžete změnit velikost a polohu. Optimalizační ovládací prvky SAX jsou uspořádány dle polohy snímku: SAX B (bazální), SAX M (střední) a SAX A (apikální). Analýza SAX M je nejlepší pro výpočet plochy komory a zahrnuje celková měření ve zprávě.

Ovládací prvky apikální optimalizace používají ohraničovací šablonu ukotvenou ve třech bodech. Apikální zobrazení vytváří segmentované zobrazení komory. Analýza AP3 nezahrnuje ejekční frakci (EF) v části **Global Results** ovládacího panelu.
Vyhodnocení pohybu srdeční stěny

Vyhodnocení pohybu srdeční stěny je vizuální a kvantitativní vyhodnocení funkce levé komory segment po segmentu. Obecně se vyhodnocení pohybu srdeční stěny provádí prohlížením snímků a utříděním pohybu tkáně.

POZNÁMKA

V softwaru QLAB nelze provést vyhodnocení pohybu srdeční stěny.

Analýza Color Kinesis

Ovládací prvky CK dostupné v části **Overlays and Measurements** ovládacího panelu poskytují údaje o umístění okraje snímek po snímku k zabarvení pohybujícího se obrazu. Každá barva barevné mapy CK představuje jeden snímek. Jak se barvy s jednotlivými snímky mění, lze snadno rozeznat posun endokardiálního okraje. Je-li aktivována funkce **Dyskinesis**, neočekávané výsledky přenosu budou mít za následek barevné překrytí jasně červenou barvou. Výhoda funkce Color Kinesis v segmentální analýze levé komory spočívá v tom, že umožňuje zobrazit časování a rozsah endokardiálního pohybu v konkrétním místě během fází kontrakce a ochabnutí srdečního cyklu.

POZNÁMKA

Analýza Color Dyskinesis není dostupná pro pracovní postupy Global a User Defined.

POZNÁMKA

Funkce Dyskinesis je předmětem translačních artefaktů.

Auto Tissue Motion Annular Displacement (aTMAD)

Pracovní postup Auto Tissue Motion Annular Displacement (**aTMAD**) nabízí celkovou srdeční kvantifikaci podle sledování anulárního pohybu srdečních chlopní nezávisle na úhlu v celém srdečním cyklu. Výsledky kvantifikace poskytují podrobnosti k prohloubení barevně kódovaných parametrických údajů barevného překrytí **CK**. Pracovní postup **aTMAD** počítá křivky valvulárního anulárního posunu v čase a v kombinaci s překrytím **CK** umožňuje parametricky zobrazit valvulární anulární pohyb roviny.

Uživatelsky určený pracovní postup

Na základě dohody označuje Langrangianovo napětí svalovou extenzi jako pozitivní napětí a svalovou kontrakci jako negativní napětí. Pomocí měření napětí můžete vyšetřit pohyb srdečních svalů longitudinálně, radiálně a cirkumferenčně. Longitudinální napětí označuje natažení a zkrácení komory mezi apexem a bází. Radiální napětí označuje zesílení a ztenčení svalů ve stěně komory. Cirkumferenční napětí označuje rotační pohyb svalů ve stěně komory. Zatímco frakční zkrácení ukazuje změny ve vzdálenosti mezi osou komory a stěnou, napětí ukazuje pohyb ve více směrech a podél různých os. Tím je poskytnuto mnohem více informací pro vyhodnocení místní funkce a případně mechaniky komory.

Srdeční cykly

Funkce **Cardiac Cycles** umožňuje vytvářet překrytí průběhu vlny, které spojuje mechanické aktivity (naměřené pomocí spektrálního Dopplera) s daty prezentovanými v daném průběhu vlny.

Podpora aCMQ pro inteligentní vyšetření a zátěžová vyšetření

Pokud byl ve vašem ultrazvukovém systému definován protokol vyšetření (nazývaný také protokol "Smart Exam") nebo pokud získáte snímek během zátěžového vyšetření, bude každé smyčce, kterou získáte, přiřazen definovaný název zobrazení. Váš protokol může například zahrnovat zobrazení AP4, AP3 a AP2 pro podélnou zátěž a zobrazení SAX B, SAX M a SAX A pro obvodovou zátěž.

POZNÁMKA

Informace o práci s protokoly vyšetření naleznete v *nápovědě* ke svému ultrazvukovému systému.

Načtete-li alespoň jedno z těchto zobrazení do aplikace aCMQ Q-App, bude při přecházení mezi jednotlivými zobrazeními automaticky vybírána vhodná šablona. Veškeré úkony, které je zapotřebí provádět ručně při kvantifikaci každého zobrazení, zahrnují:

- pro zobrazení AP4, AP3 a AP2 nastavení anulárních a apikálních bodů,
- pro zobrazení SAX B, SAX M a SAX A přizpůsobení mřížky myokardu.

Akvizice snímku pro aCMQ

Výkon a získané výsledky do značně závisejí na kvalitě obrazových údajů, které chcete analyzovat. Následující zásady mohou zlepšit kvalitu obrazu a výsledky kvantifikace:

- Použijte dobrý signál EKG a získejte jeden nebo více tepů srdce.
- Je-li to možné, požádejte pacienta, aby během získávání obrazu na několik vteřin zadržel dech – minimalizuje se tím posun srdce.
- Zajistěte, aby apikální pohledy nebyly zkráceny.
- Abyste zajistili dobrý dynamický rozsah, nastavte během akvizice vysoké hladiny zesílení.
- Ujistěte se, že všechny srdeční struktury jsou jasně a úplně zaznamenány v daném objemu údajů.
- Snažte se omezit artefakty z okolí srdce. Jevy jako artefakty žeber a stínění snižují přesnost záznamu.
- Během akvizice použijte vysokou frekvenci snímků.
- Na snímcích v krátké ose se vyhýbejte pohybu mimo rovinu.
- Zpracování XRES lze zapnout nebo vypnout.

POZNÁMKA

U ultrazvukových systémů EPIQ vyberte možnost 2D Native Data Export.

Literatura týkající se aCMQ

Becker, M., Bilke, E., Kuhl, H., Katoh, M., Kramann, R., Franke, A., Bucker, A., Hanrath, P., Hoffmann, R. "Analysis of myocardial deformation based on pixel tracking in two dimensional echocardiographic images enables quantitative assessment of regional left ventricular function." *Heart*, 92:1102-1108, 2006.

Bednarz, J. E., et. al. "Technical Guidelines for Performing Automated Border Detection Studies." *Journal of the American Society of Echocardiography*, Vol. 8:293-305, 1995.

DeCara, J.M., Toledo, E., Salgo, I., Lammertin, G., Weiner, L., Lang, R.M. "Evaluation of Left Ventricular Systolic Function Using Automated Angle-Independent Motion Tracking of Mitral Annular Displacement." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 18: 1266-1269, 2005.

Eto, Y., Yamada, H., Shin, J., Agler, D.A., Tsujino, H., Qin, J., Saracino, G., Greenberg, N.L., Thomas, J. D., Shota, T. "Automated Mitral Annular Tracking: A Novel Method for Evaluating Mitral Annular Motion Using Two-dimensional Echocardiography." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 18: 306-312.

Goffinet, C., Chenot, F., Robert, A., Pouleur, A., le Polain de Waroux, J., Vancrayenest, D., Gerard, O., Pasquet, A., Gerber, B. L. a Vanoverschelde, J., "Assessment of subendocardial vs. subepicardial left ventricular rotation and twist using two-dimensional speckle tracking echocardiography: comparison with tagged magnetic resonance." *European Heart Journal*, 30(5):608-617, 2009.

Goffinet, C., and Vanoverschelde, J. "Speckle Tracking Echocardiography." Touch Briefings 2007. Philips. 1-3, 2009.

Haruki, N., Takeuchi, M., Gerard, O., Nakai, H., Dufour, C., Denis, E., Salgo, I. S., Lodato, J. A., Lang, R. M., and Otsuji, Y. "Accuracy of measuring mitral annular velocity by 2D speckle tracking imaging." *Journal of Cardiology*, 53 (2):188-195, April 2009.

Jacobs, A., Collins, K.A., Lang, R.M., Settlemier, S., Salgo, I. "Assessment of Temporal Uniformity of Regional Wall Thickening by Speckle Tracking to Evaluate Left Ventricular Dyssynchrony." *University of Chicago*, ACC.07 Abstract.

Ji, R. "Evaluation of Strain Rate in Different Layers of Left Ventricular Myocardium in Early Diastole Using Strain Rate Imaging: P3-72." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 20(5):621, 2007.

Korinek, J., Wang, J., Sengupta, P.P., Miyazaki, C., Kjaergaard, J., McMahon, E., Abraham, T.P., Belohlavek, M. "Two-dimensional strain -- a Doppler-independent ultrasound method for quantification of regional deformation: validation in vitro and in vivo." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 18:1247-1253, 2005.

Lang, R., et. al. "Echocardiographic Quantification of Regional Left Ventricular Wall Motion with Color Kinesis." *Circulation*, 93:1877-1885, 1996.

Mor-Avi, V., et. al. "Normal Values of Regional Left Ventricular Endocardial Motion: Multicenter Color Kinesis Study." *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 279: H2464-H2476, 2000; 0363-6135/00.

Mor-Avi, V., et. al. "Segmental Analysis of Color Kinesis Images." *Circulation*, 95: 2082-2097, 1997.

Nishikage, T., Nakai, H., Mor-Avi, V., Lang, R. M., Salgo, I. S., Settlemier, S., Husson, S., and Takeuchi, M. "Quantitative assessment of left ventricular volume and ejection fraction using two-dimensional speckle tracking echocardiography." *European Journal of Echocardiography*, 10(1):82-88, 2008.

Okamatsu, K., Takeuchi, M., Nakai, H., Salgo, I. S., and Husson, S. "Can Speckle Tracking Mitral Annular Displacement Curve Evaluate Left Atrial Pump Function?" *Journal of the American Society of Echocardiography* 21(5):549, 2008.

Okamatsu, K., Takeuchi, M., Nakai, H., Nishikage, T., Salgo, I. S., Husson, S., Otsuji, Y., and Lang, R, M. "Effects of Aging on Left Atrial Function by Two- Speckle Tracking Echocardiography." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 22 (1):70-75, 2009.

Penhall, A., Perry, R., Mangoni, A., de Pasquale, C., Chew, D., and Joseph, M. "Can Speckle Tracking Assist in the Detection of Subclinical Myocardial Changes in Hypertensive Patients?" *Heart, Lung and Circulation*, 17(3):S29, 2008.

Perez, J. E., Lang, R., eds. *Echocardiography and Cardiovascular Function: Tools for the Next Decade*. Kluwer Academic Publishers, Dordrecht/Boston/London, 1997.

Perez, J. E., et. al. "Automated On-line Quantification of Left-Ventricular Dimensions and Function by Echocardiography With Backscatter Imaging and Lateral Gain Compensation." *American Journal of Cardiology*, 70: 1200-1205, 1992.

Qui, Q., Yang, L., and Wang, J. F. "Investigation of regional left ventricular diastolic dysfunction in patients with coronary artery disease by strain rate imaging." *Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research*, 12(17):3389-3392, 2008.

Reisner, S.A., Lysyansky, P., Agmon, Y., Mutlak, D., Lessick, J., Friedman, Z. "Global longitudinal strain: a novel index of left ventricular systolic function." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 17:630-633, 2004.

Roberson, D. A. and Cui, W. "Tissue Doppler Imaging Measurement of Left Ventricular Systolic Function in Children: Mitral Annular Displacement Index Is Superior to Peak Velocity." *Journal of the American Society Echocardiography*, 22(4):376-382, 2009.

Toldeo, E., DeCara, J. M., Salgo, I. S., Lammertin, G., Weinert, L., Mor-Avi, V., and Lang, R. M. "Automated Quantitative Assessment of Left Ventricular Asynchrony Using Tissue-Texture Tracking of Mitral Annular Motion." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 18(5): 518 P2-12, 2005.

Tournoux, F., Chan, R. C., Handschumacher, M. D., Salgo, I. S., Manzke, R., Settlemier, S., Guerrero, L. J., Cury, R. C., Weyman, A. E., and Pichard, M. H. "Estimation of Radial Strain and Rotation Using a New Algorithm Based on Speckle Tracking." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 21(10):1168-1179, 2008.

van Dalen, B. M., Caliskan, K., Soliman, O. I. I., Vletter, W. B., ten Cate, F. J., and Geleijnse, M. "Left Ventricular Solid Body Rotation in Noncompaction Cardiomyopathy: A New Objective and Quantitative Functional Diagnostic Criterion." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 21(5):523, 2008.

van Dalen, B. M., Kauer, F., Soliman, O. I. I., Vletter, W. B., Michels, M., ten Cate, F. J., and Geleijnse, M. L. "Influence of the pattern of hypertrophy on left ventricular twist in hypertrophic cardiomyopathy." *Heart*, 95 (8):657-661, 2009.

van Dalen, B. M., Soliman, O. I. I., Vletter, W. B., ten Cate, F. J., and Geleijnse, M. L. "Insights into Left Ventricular Function from the Time Course of Regional and Global Rotation by Speckle Tracking Echocardiography." *Echocardiography*, 26 (4):371-377, 2009.

van Dalen, B. M., Vletter, W. B., Soliman, O. I. I., ten Cate, F. J., and Geleijnse, M. L. "Importance of Transducer Position in the Assessment of Apical Rotation by Speckle Tracking Echocardiography." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 21(8):895, 2008.

Vignon, P., et. al. "Quantitative Evaluation of Global and Regional Left Ventricular Diastolic Function with Color Kinesis." *Circulation*, 97: 1053-1061, 1998.

Weinert, L., Lang, R. M., Nesser, H. J., Salgo, I. S., Mor-Avi, V., and Sugeng, L. "Assessment of Right Ventricular Function Using Angle-Independent Echocardiographic Texture Tracking of the Tricuspid Annular Motion: Comparison with Cardiac Magnetic Resonance." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 21(5):543, 2008.

Yang, H., Toledo, E., Sugeng, L., Jacobs, L. D., Weinert, L., Mor-Avi, V., Oh, J., and Lang, R. M. "Quantification of Intra-Ventricular Dyssynchrony and Its Relationship with Left Ventricular Dysfunction." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 18(5):531-P3-07, 2005.

5 Zátěžová kvantifikace pohybu srdce

Aplikace Cardiac Motion Quantification Stress (CMQ-Stress) Q-App poskytuje nástroje pro automatickou analýzu zátěžových echografických studií prováděnou jako úhlově nezávislá analýza regionální rychlosti tkáně myokardu, jejího posunu, napětí a poměru zátěže pomocí nejnovější 2D sledování zrnitosti. Aplikace CMQ-Stress Q-App může analyzovat více zobrazení a stupňů zátěžové echografie.

Pomocí vámi zvolené hodnoty spolehlivosti generuje aplikace Q-App měření celkové a místní funkce. Můžete přidávat překrytí mechanických dat událostí srdečního cyklu.

Výsledky analýzy mohou obsahovat nejrůznější zobrazení průběhů vln včetně rychlosti, napětí, a rychlosti pohybu tkáně. Aplikace CMQ-Stress Q-App generuje vícestupňové zprávy, které jsou uspořádány vedle sebe a jsou doplněny 17segmentovými kruhovými grafickými vykresleními. Vygenerovat a zobrazit lze až osm kruhových grafických vykreslení.

Snímky musí být jednorovinného 2D typu.

Preference zahrnují možnosti pro nastavení generovaných segmentačních vln.

Zásady pro CMQ-Stress

UPOZORNĚNÍ

Při pořizování snímku obsahujícího výsledky vyšetření CMQ-Stress, zejména se zobrazeným kruhovým grafem, se ujistěte, že data jsou přiřazena správnému pacientovi a vyšetření.

Analýza ovládaná pracovním postupem

Aplikace CMQ-Stress Q-App je ovládaná jak stupněm, tak pracovním postupem. Ovládací prvky **Stages/Cardiac Cycles/Views** umožňují vybírat zobrazení napříč několika stupni zátěže.

Provede se detekce ohraničení a analýza Color Kinesis (CK) 2D echo snímku, která automaticky rozliší rozhraní krve a tkáně a zobrazí výsledky na zobrazovacím panelu. Část **Region of Interest** ovládacího panelu se rozšíří, aby poskytla ovládací prvky, které vám umožní podle potřeby upravovat nebo ručně překreslovat oblast zájmu.

Různé optimalizační ovládací prvky krátké osy (SAX) představují kruhovou oblast zájmu, u níž můžete změnit velikost a polohu. Optimalizační ovládací prvky SAX jsou uspořádány dle polohy snímku: SAX B (bazální), SAX M (střední) a SAX A (apikální). Analýza SAX M je nejlepší pro výpočet plochy komory a zahrnuje celková měření ve zprávě.

Ovládací prvky apikální optimalizace používají ohraničovací šablonu ukotvenou ve třech bodech. Apikální zobrazení vytváří segmentované zobrazení komory. Analýza AP3 nezahrnuje ejekční frakci (EF) v části **Global Results** ovládacího panelu.

Vyhodnocení pohybu srdeční stěny

Vyhodnocení pohybu srdeční stěny je vizuální a kvantitativní vyhodnocení funkce levé komory segment po segmentu. Obecně se vyhodnocení pohybu srdeční stěny provádí prohlížením snímků a utříděním pohybu tkáně.

POZNÁMKA

V softwaru QLAB nelze provést vyhodnocení pohybu srdeční stěny.

Srdeční cykly

Funkce **Cardiac Cycles** umožňuje vytvářet překrytí průběhu vlny, které spojuje mechanické aktivity (naměřené pomocí spektrálního Dopplera) s daty prezentovanými v daném průběhu vlny.

Akvizice snímku pro modul CMQ-Stress

Výkon a získané výsledky do značně závisejí na kvalitě obrazových údajů, které chcete analyzovat. Následující zásady mohou zlepšit kvalitu obrazu a výsledky kvantifikace:

- Použijte dobrý signál EKG a získejte jeden nebo více tepů srdce.
- Je-li to možné, požádejte pacienta, aby během získávání obrazu na několik vteřin zadržel dech minimalizuje se tím posun srdce.
- Zajistěte, aby apikální pohledy nebyly zkráceny.
- Abyste zajistili dobrý dynamický rozsah, nastavte během akvizice vysoké hladiny zesílení.
- Ujistěte se, že všechny srdeční struktury jsou jasně a úplně zaznamenány v daném objemu údajů.

- Snažte se omezit artefakty z okolí srdce. Jevy jako artefakty žeber a stínění snižují přesnost záznamu.
- Během akvizice použijte vysokou frekvenci snímků.
- Na snímcích v krátké ose se vyhýbejte pohybu mimo rovinu.
- Zpracování XRES lze zapnout nebo vypnout.

POZNÁMKA

U ultrazvukových systémů EPIQ vyberte možnost 2D Native Data Export.

Literatura týkající se CMQ-Stress

Anderson, N.H. a Poulsen, S.H. "Evaluation of the Longitudinal Contraction of the Left Ventricle in Normal Subjects by Doppler Tissue Tracking and Strain Rate." *J Am Soc Echocardiogr*, 16:716-723, 2003.

Badran, H., Elnoamany, M. a Seteha, M. "Tissue Velocity Imaging with Dobutamine Stress Echocardiography – A Quantitative Technique for Identification of Coronary Artery Disease in Patients with Left Bundle Branch Block." *J Am Soc Echocardiogr*, 20(7):820-831, 2007.

Bjallmark, A., Larsson, M., Winter, C., Westholm, P., Jacobsen, B., Lind a Lars-Ake, B. "Velocity Tracking – A Novel Method for Quantitative Analysis of Longitudinal Myocardial Function." *J Am Soc Echocardiogr*, 20:847-856, 2007.

Crosby, J., Amundsen, B-H., Helle-Valle, T., Steen, P. A. a Torp, H. "A New Tissue Doppler Method for Examination of Left Ventricular Rotation." *J Ultrasound in Med. & Biol.*, 34(11): 1741-1751, 2008.

Derumeaux, G., Ichinose, F., Raher, M. J., Morgan, J. G., Coman, T., Lee, C., Cuesta, J. M., Thibault, H., Bloch, K. D., Picard, M. H. a Scherrer-Crosbie, M. "Myocardial Alterations in Senescent Mice and Effect of Exercise Training: A Strain Rate Imaging Study." *Circ Cardiovasc Imaging*, 1:227-234, 2008.

Dokainishy, H., Sengupta, R., Pillai, M., Bobek, J. a Lakkis, N. "Correlation of Tissue Doppler and Two-Dimensional Speckle Myocardial Velocities and Comparison of Derived Ratios with Invasively Measured Left Ventricular Filling Pressures." *J Am Soc Echocardiogr*, 22:284-289, 2009. Edvardsen, T., Gerber, B.L., Garot, J., Bluemke, D.A., Lima, J. a Smiseth, O.A. "Quantitative Assessment of Intrinsic Regional Myocardial Deformation by Doppler Strain Rate Echocardiography in Humans Validation Against Three-Dimensional Tagged Magnetic Resonance Imaging." *Circulation*, 106:50-56, 2002.

Fathi, R., Cain, P., Nakatani, S., Yu, H.C.M. a Marwick, T.H. "Effect of Tissue Doppler on the Accuracy of Novice and Expert Interpreters of Dobutamine Echocardiography." *Am J Cardiol*, 88:400-405, 2001.

Goebel, B., Arnold, R., Koletzki, E., Ulmer, H.E., Eichhorn, J., Borggrefe, M., Figulla, H.R. a Poerner, T.C. "Exercise Tissue Doppler Echocardiography with Strain Rate Imaging in Healthy Young Individuals: Feasibility, Normal Values and Reproducibility." *Int J Cardiovasc Imaging*, 23:149-155, 2007.

Gopal, A.S., Chukwu, E.O., Iwuchukwu, C.J., Katz, A.S., Toole, R.S., Schapiro, W., Reichek, N., a New York Roslyn and Stony Brook. "Normal Values of Right Ventricular Size and Function by Real-time 3-Dimensional Echocardiography: Comparison with Cardiac Magnetic Resonance Imaging." *J Am Soc Echocardiogr*, 20(5):445-455, 2007.

Hanekom, L., Cho, G-Y., Leano, R., Jeffriess, L. a Marwick, T-H. "Comparison of Two-Dimensional Speckle and Tissue Doppler Strain Measurement During Dobutamine Stress Echocardiography: an Angiographic Correlation." *European Heart Journal*, 28:1765-1772, 2007.

Hyodo, E., Hirata, K., Hirose, M., Kamimori, K., Kawarabayashi, T., Shimada, K., Yoshikawa, J., a Yoshiyama, M. "Clinical Use of Doppler Echocardiography and Doppler Tissue Imaging in the Estimation of Myocardial Ischemia During Dobutamine Stress Echocardiography." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 21(4):331, 2008.

Ingul, C.B., Rozis, E., Slordahl, S.A. a Marwick, T.H. "Incremental Value of Strain Rate Imaging to Wall Motion Analysis for Prediction of Outcome in Patients Undergoing Dobutamine Stress Echocardiography." *Circulation*, 115:1252-1259, 2007.

Langeland, S., Dhooge, J., Wouters, P.F., Leather, A.H., Claus, P., Bijnens, B. a Sutherland, G.R. "Experimental Validation of a New Ultrasound Method for the Simultaneous Assessment of Radial and Longitudinal Myocardial Deformation Independent of Insonation Angle." *Circulation*, 112:2157-2162, 2005.

Marwick, T.H. "Strain Without Pain: Application of Parametric Imaging of Strain Rate Response for the Quantitation of Stress Echocardiography." *Journal of the American Society of Echocardiography*, sv. 21, č. 4: 307-308, April 2008.

Marwick, TH, Case, C., Leano, R., Short, W., Baglin, T., Cain, P. a Garrahy, P. "Use of Tissue Doppler Imaging to Facilitate the Prediction of Events in Patients With Abnormal Left Ventricular Function by Dobutamine Echocardiography." *Am J Cardiol*, 93:142-146, 2004.

Rambaldi, R., Bax, J., Boersma, E., Valkema, R., Duncker, D., Sutherland, G., Roelandt, J. a Poldermans, D. "Value of Pulse-Wave Tissue Doppler Imaging to Identify Dyssynergic But Viable Myocardium." *The American Journal of Cardiology*, 92:64-66, 2003.

Reant, P., Labrousse, L., Lafitte, S., Bordachar, P., Pillois, X., Tariosse, L., Bornoron-Adele, S., Padois, P., Deveille, C., Roudaut, R., and Dos Santos, P. "Experimental Validation of Circumferential, Longitudinal, and Radial 2-Dimensional Strain During Dobutamine Stress Echocardiography in Ischemic Conditions." *J Am Coll Cardiol*, 51(2):149-157, 2008.

Sjoli, B., Orn, S., Grenne, B., Halfdan I., Edvardsen, T. a Brunvand, H. "Diagnostic Capability and Reproducibility of Strain by Doppler and by Speckle Tracking in Patients With Acute Myocardial Infarction." *J Am Coll Cardiol Img*, 2(1):24-33, 2009.

Voigt, J., Exner B., Schmiedehausen, K., Huchzermeyer C., Reulbach, U., Nixdorff, U., Platsch, G., Kuwert, T., Daniel, W.G. a Flachskampf, F.A. "Strain-Rate Imaging During Dobutamine Stress Echocardiography Provides Objective Evidence of Inducible Ischemia." *Circulation*, 107:2120-2126, 2002.

Weidemann, F., Jamal, F., Kowalski, M., Kukulski, T., D'Hooge, J., Bijnens, B., Hatle, L., De-Scheerder, I. a Sutherland, G. "Can Strain Rate and Strain Quantify Changes in Regional Systolic Function During Dobutamine Infusion, B-Blockade, and Atrial Pacing-Implications for Quantitative Stress Echocardiography." J Am Soc Echocardiogr, 15(5):416-424, 2002. Zátěžová kvantifikace pohybu srdce

6 Kvantifikace Cardiac 3D

Aplikace Cardiac 3D Quantification (Cardiac 3DQ) Q-App poskytuje nástroje pro výpočet celkové funkce pomocí enddiastolického objemu (EDV), endsystolického objemu (ESV) a ejekční frakce (EF). Pokud jsou vaše preference nastaveny na zobrazení výpočtu masy, můžete rovněž vypočítat masu levé komory. Můžete také provést měření vzdálenosti a vytvořit anotační štítky.



VAROVÁNÍ

Pokud zobrazujete 3D objemy, vždy ověřte, že funkce ve 3D renderovaném zobrazení se objevují také v zobrazeních MPR.

V preferencích **App General** pro tuto aplikaci Q-App lze povolit buď **Trace using 2Ch/4Ch Templates**, nebo **Trace using Simple Polygons**.

Se šablonou stopování 2Ch/4Ch jsou spojeny dva pracovní postupy. Použitý pracovní postup závisí na nastavení preference **Display LV Mass**. Když je zakázáno **Display LV Mass**, šablona vyžaduje tři primárně záchytné body. Když je povoleno **Display LV Mass**, šablona vyžaduje čtyři primárně záchytné body.

Jednoduché polygony jsou technikou ručního stopování, které umožňuje kreslit jednoduché polygony bez omezení počtu záchytných bodů. Tato technika se používá ke stopování objemu, který neodpovídá standardnímu tvaru myokardu.

Trace using 2Ch/4Ch Templates a **Trace using Simple Polygons** obě využívají Simpsonovu metodu disků pro kalkulaci objemu. Pouze stopování, které používá šablony 2Ch/4Ch, může být použito k získání výpočtu masy levé komory.

Pokud v preferencích zpřístupníte výpočet masy levé komory, stopování šablony dodá čtyři primární body. Když je výpočet masy levé komory v preferencích nepřístupný, čtvrtý bod je zbytečný.



VAROVÁNÍ

Zkrácení levé komory v zobrazeních MPR vede k nepřesnému výpočtu objemu a masy.

Zásady pro Cardiac 3DQ

Aplikace Cardiac 3DQ Q-App používá pro měření levé komory (LV) a výpočet ejekční frakce (EF) Simpsonovu metodu disků. Se zpřístupněním **Display LV Mass** můžete také vypočítat enddiastolickou a endsystolickou masu levé komory. Můžete přidat měření vzdálenosti a plochy, která nejsou spojena s výchozími měřeními a výpočty. Ke snímku můžete rovněž přidávat anotace.



Aplikace Cardiac 3DQ Q-App dodržuje dva základní postupy. Tyto postupy vypočítají ejekční frakci (EF), objem, oblast a masu levé komory.

Prohlížeč Cardiovascular 3D

Tato aplikace Q-App používá prohlížeč QLAB Cardiovascular 3D, který poskytuje mnoho navigačních a optimalizačních ovládacích prvků pro zobrazování sad 3D kardiovaskulárních dat i specializované funkce, jako například iCrop (poloautomatický nástroj pro ořezávání 3D kardiovaskulárních snímků) a kardiovaskulární 3D podstránky (pro vytváření a správu uložených dat parametrů kardiovaskulárního 3D zobrazování). Další informace o prohlížeči Cardiovascular 3D a pokyny k používání jeho funkcí viz *Nápověda k softwaru QLAB*.

Akvizice snímku pro Cardiac 3DQ

Výkon a získané výsledky do značně závisejí na kvalitě obrazových údajů, které chcete analyzovat. Následující zásady mohou zlepšit kvalitu obrazu a výsledky kvantifikace:

- Použijte dobrý signál EKG a získejte minimálně jeden tep srdce.
- Během akvizice optimalizujte snímek, abyste zajistili dobré ohraničení endokardu.
- Ujistěte se, že celá levá komora je umístěna v tomto ohraničení dvou sektorů předběžného zobrazení plného objemu.
- Umístěte sondu tak, že snímáte zobrazení všech čtyř komor.
- Minimalizujte přechodné a spojovací artefakty.
- Optimalizujte poměr objemu akvizice.

VAROVÁNÍ

Zkrácení levé komory v zobrazeních MPR vede k nepřesnému výpočtu objemu a masy.

Odkazy na Cardiac 3DQ

Bachat, et al. "Ventricular Resynchronization by Multisite Pacing Improves Myocardial Performance in the Postoperative Single-Ventricular Patient" *The Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 78 No. 5: 1678-1683, 2004.

Cerqueira, Manuel, D., et. al. "Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the Heart: A Statement for Healthcare Professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association." *Circulation*, Vol. 105 No. 4: 539-542, 2002.

Jacobs, Lawrence D., Salgo, Ivan S., et. al., "Rapid online quantification of left ventricular volume from real-time three-dimensional echocardiographic data." *European Heart Journal*, November 30, 2005, doi:10.1093/eurheart/ehi666.

Kapetnakis S., Kearney M. T., Siva A., Gall N., Cooklin M., Monaghan M. J. "Real-Time Three-Dimensional Echocardiography: A Novel Technique to Quantify Global Left Ventricular Mechanical Dyssynchrony." *Circulation*, Vol. 112 No. 7: 992-1000, August 16, 2005. Zhang, Qing, et. al. "Assessment of the Effect of Cardiac Resynchronization Therapy on Intraventricular Mechanical Synchronicity by Regional Volumetric Changes." *The American Journal of Cardiology*, Vol. 95 No. 1: 126-129, 2005.

7 Pokročilá kvantifikace Cardiac 3D

Aplikace Q-App pokročilé 3D kardiologické kvantifikace (Cardiac 3DQ Advanced) zahrnuje funkce základního zobrazování Cardiac 3DQ a schopnost provádět jak 3D poloautomatickou detekci ohraničení levé komory, tak výpočty regionálního časování levé komory na hrotových snímcích plného objemu. Používá algoritmus fyzikálního modelování, který nevytváří hypotézy ohledně geometrie levé komory. Detekce ohraničení používá pro nalezení rozhraní všechny voxely.

Aplikace Cardiac 3DQ Advanced Q-App poskytuje poloautomatický přístup pro výpočet objemů levé komory a ejekční frakce bez geometrických hypotéz spojených s jinými metodami. Poloautomatická detekce ohraničení zlepšuje efektivitu studie zjednodušením kroků ručního sledování požadovaných pro vymezení levé komory srdce ve třech rozměrech v průběhu času. Lze rovněž uvést jako "4D" detekci ohraničení.

Vybíráte pět referenčních bodů levé komory ve dvou kolmých zobrazeních MPR v každém enddiastolickém (ED) a endsystolickém (ES) snímku v rámci smyčky. Aplikace Cardiac 3DQ Advanced Q-App vypočítá objem, ejekční frakci a tepový objem a poté zobrazí model nebo zobrazení kostry levé komory. Můžete ručně upravit zobrazení 3D kostry. Pomocí volby zpráv můžete prohlížet celkové srdeční vlny, výpočty regionálního časování a vybrané regionální vlny.

Z orientace modré osy můžete vybrat čtyři z devíti průřezových 2D řezů v krátké ose (zvané iSlices) a klepnutím na jeden z těchto řezů iSlices jej můžete zobrazit v modrém zobrazení MPR. Můžete zobrazit síť EDV a endokardiální kostru ESV uvnitř této sítě. Regionální segmenty levé komory mohou být rovněž zobrazeny jako barevně kódovaná segmentová kostra. Celková kostra levé komory je žlutá. Můžete zobrazit celkové a regionální vlny s bijící levou komorou v zobrazení kostry. Do stejného zobrazení můžete zahrnout kulatý displej regionálních segmentů.

Pomocí nízkých hodnot pro **MPR Smooth** a vysokých hodnot pro MPR **Slice Thickness** zlepšíte vizualizaci ohraničení v zobrazeních MPR a 3D Volume.

3D ohraničení mohou být rovněž použita k vytvoření celkové funkční křivky. Dále může být komora rozdělena do 17 oblastí. Mohou být vypočítány a zobrazeny regionální nebo segmentové objemové křivky. Výpočty regionálního časování levé komory mohou být vytvořeny z vybraných segmentů.

\triangle

VAROVÁNÍ

Pokud zobrazujete 3D objemy, vždy ověřte, že funkce ve 3D renderovaném zobrazení se objevují také v zobrazeních MPR.

POZNÁMKA

Protože aplikace Cardiac 3DQ Advanced Q-App používá poloautomatickou detekci ohraničení, sledování ohraničení musí být před použitím výsledků nebo křivek vln ověřeno. Každá hranice a snímek mohou být upraveny, aby bylo zajištěno přesné sledování ohraničení. Ohraničení mohou být modifikována před i po sekvenční analýze.

Zásady pro Cardiac 3DQ Advanced

Aplikace Cardiac 3DQ Advanced Q-App zahrnuje funkce základního kardiovaskulárního 3D prohlížeče a schopnost provádět poloautomatickou detekci ohraničení levé komory v 3D bez geometrických hypotéz ohledně tvaru levé komory. Můžete vybrat enddiastolické a endsystolické referenční body.

Určujete enddiastolické a endsystolické referenční body a vrchol, z nějž aplikace Cardiac 3DQ Advanced Q-App vytváří model levé komory pomocí sekvenční analýzy.

Plochu snímku můžete opatřit poznámkami, skrýt a ukázat prvky na displeji, vybrat různá zobrazení a vytvářet zprávy ukazující vypočítané hodnoty pro celkové a regionální objemy. Z orientace modré osy můžete vybrat čtyři z devíti průřezových 2D řezů v krátké ose (zvané iSlices). Můžete zobrazit ESV uvnitř sítě EDV. Mohou být rovněž zobrazeny regionální segmenty levé komory. Celková vlna může být zobrazena s bijící levou komorou v zobrazení kostry. Regionální vlny mohou být rovněž zobrazeny s bijící kostrou. Kulatou grafiku regionálních segmentů lze zobrazit ve stejném okně a použít ji k výběru oblastí obsažených ve zprávě tvaru křivky a k indikaci indexu spolehlivosti kvality regionálního snímku.

Index kvality snímku

Můžete aktivovat nástroj pro výběr indexu, který zobrazuje údaje o relativní kvalitě snímku ve formě referenčních bodů ED a ES umístěných ve snímku. V uživatelských nastaveních můžete zvolit barevná označení tím, že nastavíte stupnici pro různé barevné indikátory. Odpovídající hodnotu datových bodů pak znázorňuje barevné označení v rozsahu od zelené po červenou barvu. Pomocí procentuálních rozsahů můžete nastavit ohraničení zobrazení.

Prohlížeč Cardiovascular 3D

Tato aplikace Q-App používá prohlížeč QLAB Cardiovascular 3D, který poskytuje mnoho navigačních a optimalizačních ovládacích prvků pro zobrazování sad 3D kardiovaskulárních dat i specializované funkce, jako například iCrop (poloautomatický nástroj pro ořezávání 3D kardiovaskulárních snímků) a kardiovaskulární 3D podstránky (pro vytváření a správu uložených dat parametrů kardiovaskulárního 3D zobrazování). Další informace o prohlížeči Cardiovascular 3D a pokyny k používání jeho funkcí viz *Nápověda k softwaru QLAB*.

Akvizice snímku pro Cardiac 3DQ Advanced

Výkon a získané výsledky do značně závisejí na kvalitě obrazových údajů, které chcete analyzovat. Následující zásady mohou zlepšit kvalitu obrazu a výsledky kvantifikace:

- Během akvizice optimalizujte snímek, abyste zajistili dobré ohraničení endokardu.
- Ujistěte se, že celá levá komora je umístěna v tomto ohraničení dvou sektorů předběžného zobrazení plného objemu.
- Umístěte sondu tak, abyste snímali zobrazení všech čtyř komor.
- Minimalizujte přechodné a spojovací artefakty.
- Optimalizujte poměr objemu akvizice.



VAROVÁNÍ

Zkrácení levé komory v zobrazeních MPR vede k nepřesnému výpočtu objemu a masy.

Odkazy na Cardiac 3DQ Advanced

Ahmad, M. "Real-time Three-Dimensional Echocardiography in Assessment of Heart Disease." *Echocardiography*, Vol. 18, No. 1: 73-77, January 2001.

Bachat, et al. "Ventricular Resynchronization by Multisite Pacing Improves Myocardial Performance in the Postoperative Single-Ventricular Patient" *The Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 78 No. 5: 1678-1683, 2004.

Cerqueira, Manuel, D., et al. "Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the Heart: A Statement for Healthcare Professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association" *Circulation*, Vol. 105, No. 4: 539-542, 2002.

Jacobs, Lawrence D., Salgo, Ivan S., et. al., "Rapid online quantification of left ventricular volume from real-time three-dimensional echocardiographic data." *European Heart Journal*, November 30, 2005, doi:10.1093/eurheart/ehi666.

Kapentnakis S., Kearney M. T., Siva A., Gall N., Cooklin M., Monaghan M. J. "Real-Time Three-Dimensional Echocardiography: A Novel Technique to Quantify Global Left Ventricular Mechanical Dyssynchrony." *Circulation*, Vol. 112 No. 7: 992-1000, August 16, 2005.

Kuhl, H., Franke, A., Frielingsdorf, J., et al. "Determination of Left Ventricular Mass and Circumferential Wall Thickness by Three-Dimensional Reconstruction: In Vitro Validation of a New Method That Uses a Multiplane Transesophageal Transducer." *Journal of the American Society of Echocardiography*, Vol. 10, No. 2: 107-119, March 1997.

Marx, G. R., Sherwood, M. C., Fleishman, C., Van Praagh, R. "Three-Dimensional Echocardiography of the Atrial Septum." *Echocardiography*, Vol. 18, No. 5: 433-443, July 2001.

Mizelle, K. M., Rice, M. J., Sahn, D. J. "Clinical Use of Real-Time Three-Dimensional Echocardiography in Pediatric Cardiology." *Echocardiography*, Vol. 17, No. 8: 787-90, November 2000.

Mor-Avi, Victor PhD; Sugeng, Lissa MD; Weinert, Lynn BS; MacEneaney, Peter MD; Caiani, Enrico G. PhD; Koch, Rick MS, MD; Salgo, Ivan S. MS, MD; Lang, Roberto M. MD. "Fast Measurement of Left Ventricular Mass With Real-Time Three-Dimensional Echocardiography, Comparison with Magnetic Resonance Imaging." *Circulation*, Vol. 110 No. 13: 1814-1818, 2004. Panza, J. A. "Real-time Three-Dimensional Echocardiography: An Overview." *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, Vol. 17, No. 3: 227-235, June 2001.

Qin, J. X., Shiota, T., Thomas, J. D. "Determination of Left-Ventricular Volume, Ejection Fraction, and Myocardial Mass by Real-Time Three-Dimensional Echocardiography." *Echocardiography*, Vol. 17, No. (8): 781-786, November 2000.

Salgo, I. S. "Three-Dimensional Echocardiography." *Journal of Cardiothoracic & Vascular Anesthesia*. Vol.11, No. 4: 506-516, June 1997.

Schiller, N. B., et al. "Recommendations for Quantification of the LV by Two-Dimensional Echocardiography." *Journal of the American Society of Echocardiography*, Vol. 2, No. 5: 362-364, September-October 1989.

Takuma, S., Cardinale, C., Homma, S. "Real-Time Three-Dimensional Stress Echocardiography: A Review of Current Applications." *Echocardiography*, Vol. 17, No. 8: 791-794, November 2000.

Zhang, Qing, et al. "Assessment of the Effect of Cardiac Resynchronization Therapy on Intraventricular Mechanical Synchronicity by Regional Volumetric Changes." *The American Journal of Cardiology*, Vol. 95 No. 1: 126-129, 2005.

8 Zásady obecného zobrazování kvantifikace 3D

Aplikace obecného zobrazování 3D kvantifikace (GI3DQ) Q-App obsahuje nástroje k měření úhlů, 2D vzdálenosti a plochy a 3D objemů. Měřicí nástroje zahrnují poloautomatickou detekci ohraničení k identifikaci oblasti hypoechogenních lézí.

Ovládací prvky k optimalizaci obrazu obsahují nástroje k jeho otáčení, ořezávání a dělení.

GI3DQ lze rovněž použít k hodnocení sad údajů získaných matricovou sondou.

Soubory 3D dat jsou ve výchozím nastavení rozvrženy do čtyř zobrazení. Levé horní zobrazení představuje akviziční rovinu v podobě 2D obrazu. Pravé horní a levé dolní okno představují 2D zobrazení kolmá na akviziční rovinu. Pravé dolní okno zobrazuje sadu údajů v podobě 3D zobrazení objemu.

Doplňující data k snímku, jako jsou časové údaje a orientační označení, jsou dostupná, pokud byla na ultrazvukovém systému aktivována před exportem souboru snímku. Software QLAB podporuje inverzi souborů ze systémů, které mají tuto funkci.

Základní informace o modulu GI3DQ

Aplikace GI3DQ Q-App prezentuje obrazy 3D/4D jako tři zobrazení MPR a objemové zobrazení. Nástroje optimalizace poskytují mechanismus pro záměnu prezentace a renderování snímku. Se sadou pro prezentaci snímků můžete přidávat měření 2D a objemu pomocí ručních nástrojů nebo poloautomatických nástrojů.

Snímek je možno prezentovat na celou obrazovku, ve čtvrtině obrazovky nebo v rozšířeném zobrazení. Zobrazení na celou obrazovku prezentuje samostatná zobrazení. Vybrané zobrazení MPR nebo objemu vyplní dostupnou zobrazovací plochu. Zobrazení na čtvrtinu obrazovky je výchozí. Snímky jsou organizovány do prezentace 2x2. Rozšířené zobrazení uspořádá snímky do jediného velkého snímku se zbývajícími třemi zobrazeními snímků navrstvenými ve sloupci vpravo.

Poloautomatické nástroje používají algoritmus detekce ohraničení pro označení oblasti zájmu. Nástroj **Auto Area** pracuje v 2D oblastech zájmu a vytváří měření plochy. Nástroj **Auto Stacked Contours** pracuje v 3D oblastech zájmu a vytváří měření objemu. Nástroj **Auto Volume** je funkční ve 3D cílových oblastech, ve kterých provádí objemová a délková měření. Tyto nástroje kreslí oblasti zájmu a objemy označující hypoechogenní léze.

V preferencích můžete nastavit výchozí počet řezů v navrstvených profilech (ručně nebo poloautomaticky).

POZNÁMKA

Některá nastavení zobrazení vytvářejí u určitých barevných akvizicí příliš intenzivní odstíny šedé, následkem čehož v softwaru QLAB zdánlivě chybějí data odstínu šedé. Obraz můžete upravit snížením mezních hodnot pomocí ovládacího prvku **B/W Settings Threshold**.

POZNÁMKA

Při úpravě měření elipsy se může stát, že se obraz MPR neočekávaně otočí a údaje měření najednou zmizí z obrazovky. V takovém případě obnovte obraz MPR a grafiku klepnutím na měření elipsy v panelu **Results**.

Akvizice snímku pro modul GI3DQ

Výkon a získané výsledky do značně závisejí na kvalitě obrazových údajů, které chcete analyzovat. Následující zásady mohou zlepšit kvalitu snímku a výsledky kvantifikace:

- Používejte sondu s co nejvyšší frekvencí.
- Získejte sady 3D dat za pomoci kalibrované metody.

POZNÁMKA

Některá nastavení zobrazení u určitých barevných akvizicí nastavují příliš intenzivní odstíny šedi, takže se v softwaru QLAB může zdát, že data odstínu šedi chybí. Obraz můžete upravit snížením mezních hodnot pomocí ovládacího prvku **B/W Settings Threshold**.

Odkazy na GI3DQ

Alcazar, J., Merce, L., & Manero, M., "Three-Dimensional Power Doppler Vascular Sampling, A New Method for Predicting Ovarian Cancer in Vascularized Complex Adnexal Masses," *J Ultrasound Med*, Vol. 24: 689-696, 2005.

Fleischer, W., Wojcicki, E., Donnelly, D., Pickens, G., Thirsk, G., Thurman, & Hellerqvist, C., " Quantified color Doppler sonography of tumor vascularity in an animal model," *J Ultrasound Med*, Vol. 18, pp. 547-551, 1999.

Lyshchik, R., Moses, S., Barnes, T., Higashi, R., Asato, M., Miga, J., Gore, & Fleischer, A., " Quantitative Analysis of Tumor Vascularity in Benign and Malignant Solid Thyroid Nodules," *J Ultrasound Med*, Vol. 26: 837-846, 2007.

Merce, L., Barco, M., Bau, S., Kupesic, S. & Krujak, A., "Assessment of Placental Vascularization by Three-dimensional Power Doppler 'Vascular Biopsy' in Normal Pregnancies," *Croat Med J*, Vol. 46, No. 5: 765-771, 2005.

Pairleitner, H., Steiner, H., Hasenoehrl, G., & Staudach, A., "Three-dimensional power Doppler sonography imaging and quantifying blood flow and vascularization," *Ultrasound Obstet Gynecol*, Vol. 14: 139-143, 1999.

Sehgal, P., Arger, S., Rowling, E., Conant, C., Reynolds, & Patton, J., "Quantitative Vascularity of Breast Masses by Doppler Imaging: Regional Variations and Diagnostic Implications," *J Ultrasound Med*, Vol. 19, pp. 427-440, 2000.

Wilson, W., Valet, A., Andreotti, R., Green-Jarvis, B., Lyshchik, A., & Fleischer, A., "Sonographic Quantification of Ovarian Tumor Vascularity," *J Ultrasound Med*, Vol. 25: 1577-1581, 2006.

Zásady obecného zobrazování kvantifikace 3D

9 Navigátor mitrální chlopně

Aplikace navigátoru mitrální chlopně (MVN) Q-App poskytuje pracovním postupem řízené nástroje pro provádění poloautomatické analýzy tvaru mitrální chlopně.

MVN provádí automatickou identifikaci endsystolické fáze (Auto ES) a umožňuje potvrdit nebo přepsat výběr Auto ES.

Ilustrace zobrazená ve zobrazení 3D Volume vás navede postupem zarovnání pohledů MPR a umístěním referenčních bodů. Jakmile dokončíte krok výběru referenčního bodu, MVN vypočítá modelové zobrazení mitrální chlopně, které nahradí návodnou ilustraci ve zobrazení 3D Volume.

Vizualizace mitrální chlopně obsahují cípy a anulus. Určení regionálních a lokalizovaných abnormalit pohybu stěny, které ovlivňují umístění papilárního svalu, poskytuje informaci o mitrální insuficienci a regurgitaci.

Když je mitrální chlopeň zřetelná a plně zobrazena, můžete aplikaci MVN Q-App použít k vyhodnocení kardiologických 3D snímků.



VAROVÁNÍ

Pokud zobrazujete 3D objemy, vždy ověřte, že funkce ve 3D renderovaném zobrazení se objevují také v zobrazeních MPR.

POZNÁMKA

Automatická detekce okrajů závisí na dostatečném kontrastu tkáně/krve okolo myokardiálních segmentů, které se skenují v aktuálním zobrazení. Typicky by se měl k provedení přijatelného sledování vyskytnout jen jemný výpadek jednoho segmentu v aktuálním zobrazení aplikace.

POZNÁMKA

Výsledky měření přiřazené povrchu předního a zadního cípu odpovídají pouze oblasti volného povrchu cípu. Měření nezahrnují příspěvek oblasti cípů z důvodu povrchu spojení mezi předním a zadním cípem.

POZNÁMKA

Minimální povrch je povrch, který minimalizuje energii zakřivení (nulová biharmonická) při průchodu přes referenční body anulu. Hodnota je blízká (ale nikoli rovná) ploše minimalizující povrch (přibližně nulová Laplacianova) s anulem jako ohraničením.

Základní informace o modulu MVN

Použijte aplikaci MVN Q-App pro označení standardních referenčních bodů na kardiologickém snímku 3D získaném pomocí sondy pro TEE. Počínaje snímkem představujícím ten nejlepší endsystolický označte čtyři klíčové referenční body na anulu mitrální chlopně. Tyto body značí orientaci chlopně označením předního, zadního, anterolaterálního a posteromediálního bodu.

Segmentace komplexu mitrální chlopně se skládá z anulu, spojení a cípů.

Označení protějšího aortálního bodu mezi ústím aorty a mitrální rovinou umožňuje měření úhlu mezi těmito dvěma body. Označení cípů papilárního svalu poskytuje délku šlašinek měřených od hrotu k přidruženému středovému bodu spojení.

MVN uzamyká roviny řezu MPR ortogonálně. Pokud provádíte aktivní operaci na jednom zobrazení, další zobrazení projdou stejnou operací. Obecně orientace různých zobrazení poskytuje pohled na akvizici. Pokud akvizice mitrální chlopně nebyla zcela optimální, můžete orientovat snímek tak, aby podával nejlepší zobrazení mitrální chlopně a anulů.

Model segmentace ukazuje referenční body. Těmi jsou standardní referenční body pro následující umístění anulů, komisur, cípů a papilár:

- posteromediální (anulus a komisura),
- zadní (anulus a papilára),
- anterolaterální (anulus a komisura),
- přední (anulus a papilára),
- střed (interkomisura),
- nadir (nejnižší bod prahu cípu).

Model segmentace cípů poskytuje následující referenční body a orientační značky:

- přední hranice (A),
- mediální hranice,
- anteromediální hranice,
- anterolaterální hranice (AL),
- laterální hranice,
- posterolaterální hranice,
- zadní hranice (P),
- posteromediální hranice (PM),
- anterolaterální antikomisura,
- posteromediální antikomisura,
- přední spojení A1,
- přední spojení A2,
- přední spojení A3,
- zadní spojení P1,
- zadní spojení P2,
- zadní spojení P3,
- interkomisura A1/A2,
- interkomisura A2/A3,
- interkomisura P1/P2,
- interkomisura P2/P3.

Spojení se jeví jako spojitá křivka na zobrazeních MPR a jako rozšíření opatřené válcem na 3D zobrazení objemu.

POZNÁMKA

Výsledky měření přiřazené povrchu předního a zadního cípu odpovídají pouze oblasti volného povrchu cípu. Měření nezahrnují příspěvek oblasti cípů z důvodu povrchu spojení mezi předním a zadním cípem.

POZNÁMKA

Minimální povrch je povrch, který minimalizuje energii zakřivení (nulová biharmonická) při průchodu přes referenční body anulu. Hodnota je blízká (ale nikoli rovná) ploše minimalizující povrch (přibližně nulová Laplacianova) s anulem jako ohraničením.





Prohlížeč Cardiovascular 3D

Tato aplikace Q-App používá prohlížeč QLAB Cardiovascular 3D, který poskytuje mnoho navigačních a optimalizačních ovládacích prvků pro zobrazování sad 3D kardiovaskulárních dat i specializované funkce, jako například iCrop (poloautomatický nástroj pro ořezávání 3D kardiovaskulárních snímků) a kardiovaskulární 3D podstránky (pro vytváření a správu uložených dat parametrů kardiovaskulárního 3D zobrazování). Další informace o prohlížeči Cardiovascular 3D a pokyny k používání jeho funkcí viz *Nápověda k softwaru QLAB*.

Akvizice snímku pro modul MVN

Výkon a získané výsledky do značně závisejí na kvalitě obrazových údajů, které chcete analyzovat. Následující zásady mohou zlepšit kvalitu obrazu a výsledky kvantifikace:

- Pořizujte snímky pomocí sondy pro TEE.
- Zajistěte, aby mitrální chlopeň byla v rámci objemové akvizice 3D plně viditelná.
- Ujistěte se, že byl v režimu akvizice celého objemu zachycen úplný mitrální anulus.
- Je-li třeba, použijte nízkou hustotu linie nebo velikost objemu.
- V živém 3D zoom zobrazení musí být celý mitrální anulus v okně zoomu.
- Dávejte si pozor na akustické artefakty způsobené částmi těla nebo slabou optimalizací během akvizice.
- Zajistěte, aby snímek měl dostatečné rozlišení k jasnému zobrazení anulů, cípů a komisur mitrální chlopně.
- Ujistěte se, že osa mitrální chlopně je v rovině s osou sondy.
- Počet získaných úderů není pro výsledek aplikace MVN Q-App důležitý.

Odkazy na MVN

Adams, D.H., Anyanwu, A., "Pitfalls and limitations in measuring and interpreting the outcomes of mitral valve repair." *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2006 Mar; 131(3):523-9.

Adams, D.H., Anyanwu, A.C., Rahmanian, P.B., Filsoufi, F., "Current concepts in mitral valve repair for degenerative disease." *Heart Fail Rev.* září 2006; 11(3):241-57.

Adams, D.H., Emery, R.W., "Cardiac valve surgery." J Heart Valve Dis. 2002 Jan; 11 Suppl 1:S1.

Adams, D.H., Filsoufi, F., Aklog, L., "Surgical treatment of the ischemic mitral valve" *J Heart Valve Dis.* 2002 Jan; 11 Suppl 1:S21-5.

Adams, D.H., Anyanwu, A., Rahmanian, P.B., Abascal, V., Salzberg. S.P., Filsoufi, F., "Larger annuloplasty rings facilitate mitral valve repair in Barlow's Syndrome." *Ann Thorac Surg.* 2006; 82:2096-10.

Anyaanuwu, Anelechi, Rahmanian, Parwis B., Filsoufi, Farzan, Adams, David H., "The Pathophysiology of Ischemic Mitral Regurgitation: Implications for Surgical and Percutaneous intervention." *J Interven Cardiol* 2006; 19:S78-S86.

Filsoufi, F., Salzberg, S.P., Coutu, M., Adams, D.H., "A three-dimensional ring annuloplasty for the treatment of tricuspid regurgitation" *Ann Thorac Surg.* 2006 Jun; 81(6):2273-7.

Salgo, I.S., Gorman, J.H. 3rd., Gorman, R.C., Jackson, B.M., Bowen, F.W., Plappert, T., St John, Sutton, M.G., Edmunds, L.H. Jr., "Effect of annular shape on leaflet curvature in reducing mitral leaflet stress." *Circulation*. 106(6):711-7, 2002 Aug 6.

Vassiliades, T.A. Jr., Block, P.C., Cohn, L.H., Adams, D.H., Borer, J.S., Feldman, T., Holmes, D.R., Laskey, W.K., Lytle, B.W., Mack, M.J., Williams, D.O., "The clinical development of percutaneous heart valve technology." *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2005 May; 129(5):970-6.

Watanabe, N., Ogasawara, Y., Yamaura, Y., Wada, N., Kawamoto, T., Toyota, E., Akasaka, T., Yoshida, K., "Mitral annulus flattens in ischemic mitral regurgitation: geometric differences between inferior and anterior myocardial infarction: a real-time 3-dimensional echocardiographic study." *Circulation*. 2005 Aug 30; 112(9 Suppl): I458-62.

Watanabe, N., Ogasawara, Y., Yamaura, Y., Kawamoto, T., Akasaka, T., Yoshida, K., "Geometric deformity of the mitral annulus in patients with ischemic mitral regurgitation: a real-time threedimensional echocardiographic study." *J Heart Valve Dis.* 2005 Jul; 14(4):447-52.

Watanabe, N., Ogasawara, Y., Yamaura, Y., Kawamoto, T., Toyota, E., Akasaka, T., Yoshida, K., "Quantitation of mitral valve tenting in ischemic mitral regurgitation by transthoracic real-time three-dimensional echocardiography." *J Am Coll Cardiol.* 2005 Mar 1; 45(5):763-9.

Watanabe, N., Yashima, M., Takeuchi, T., Sakaguchi, H., Goto, H., Kuwabara, N., Kuwahara, T., "Primary biventricular repair for interrupted aortic arch with left ventricular outflow tract obstruction and tricuspid valve regurgitation; report of a case" *Japanese Journal of Thoracic Surgery*. 59(12):1107-9, 2006 Nov.

Watanabe, Nozomi. Ogasawara, Yasuo. Yamaura, Yasuko. Yamamoto, Katsunori. Wada, Nozomi. Kawamoto, Takahiro. Toyota, Eiji. Akasaka, Takashi. Yoshida, Kiyoshi. "Geometric differences of the mitral valve tenting between anterior and inferior myocardial infarction with significant ischemic mitral regurgitation: quantitation by novel software system with transthoracic real-time three-dimensional echocardiography." *Journal of the American Society of Echocardiography.* 19(1):71-5, 2006 Jan.

Yamaura, Y., Watanabe, N., Ogasawara, Y., Wada, N., Kawamoto, T., Toyota, E., Akasaka, T., Tanemoto, K., Yoshida, K., "Geometric change of mitral valve leaflets and annulus after reconstructive surgery for ischemic mitral regurgitation: real-time 3-dimensional echocardiographic study." *Journal of Thoracic & Cardiovascular Surgery*. 130(5):1459-61, 2005 Nov.

10 Kvantifikace zátěže

Aplikace SQ Q-App (kvantifikace zátěže) umožňuje analyzovat ultrazvukové obrazy tkáňového zobrazení Dopplerem (TDI) a obsahuje nástroj k zakreslení oblastí zájmu, který měří myokardiální rychlost, napětí, míru napětí a posun v těchto oblastech v myokardu.

Hodnocení zátěže a frekvence zátěže umožňuje určit rozsah pohybu a procento a frekvenci kontrakcí ve zvolených segmentech srdce. Použitím vln vytvořených v aplikaci SQ Q-App lze hodnotit mechanickou činnost srdce v konkrétních fázích cyklu. Lze hodnotit a srovnávat frekvenci kontrakcí konkrétních segmentů srdeční stěny.

Na obraz lze zakreslit až čtyři virtuální linky M. Při zakreslení každé virtuální linky M aplikace Q-App vypočte rychlost, posun, frekvenci a hodnoty zátěže a vytvoří barevně kódovaný virtuální režim M, kde průměrné hodnoty virtuální linky M vytvářejí obrazec v čase a podle vln informací.

Obsahuje-li obraz příslušné informace, aplikace SQ Q-App bude schopna odvodit údaje kmitů R a podle toho označit snímky. Aplikace Q-App automaticky zkracuje sekvenci obrazu tak, aby se spustila při prvním použitelném snímku kmitů R.

Můžete přidávat časová měření mezi body na vlnách.

Můžete přidávat časy mechanických událostí na srdci pro doplnění dat EKG. Tato informace je předvedena jako překrytí oblasti průběhu vlny.

Automatické sledování linky M nastaví umístění linek M na snímku jako pohyby srdeční stěny. Automatické sledování můžete použít na určité nebo i na všechny linky M. Když je automatické sledování dostupné, linky M se snaží sledovat stejnou oblast anatomie levé komory snímek po snímku spolu s pohybem stěny srdce.

Použitím preferencí, lišty nástrojů ke sledování a záložek pod vlnou lze zvolit měřítko, metodu korekce a typ informací.

Virtuální režim M dat lze změnit tak, aby zahrnoval různé stupně dat. Lze zahrnout všechny srdeční cykly nebo jejich průměr. Rovněž lze zahrnout všechny dílčí oblasti nebo pouze průměrnou hodnotu.

Základy SQ

Jsou k dispozici dva typy linií M: anatomické a zakřivené. Anatomická linie M je přímá linie kdekoliv v ultrazvukovém obraze použitá pro sledování zesílení srdeční stěny. Zakřivená linie M umožňuje sledovat arbitrární konturovou linii na ultrazvukovém obraze.

POZNÁMKA

Uživatelé, kteří chtějí vyšetřit tkáňové dopplerovské vlny na amplitudu, by měli křivkové zpracování vypnout; tím se minimalizují změny amplitudy, které by mohly být představovány vyhlazováním vlny.

Akvizice snímku pro SQ

Výkon a získané výsledky do značně závisejí na kvalitě obrazových údajů, které chcete analyzovat. Následující zásady mohou zlepšit kvalitu obrazu a výsledky kvantifikace:

- Používejte sondu s co nejvyšší frekvencí.
- Nastavte škálu TDI na optimální hodnotu k dosažení maximální citlivosti bez stupňovitosti.
- Nastavením hloubky a šířky sektoru tak, aby zahrnoval pouze oblasti konkrétního zájmu, získáte maximální možnou frekvenci snímků.
- Je-li to nutné, použijte funkci High Definition Zoom.
- Během pořizování obrazu požádejte pacienta, aby zadržel dech, čímž se omezí pohyb. Každý relativní pohyb vzorku představuje nové potenciální údaje a zobrazení vyšší úrovně šumu stop, zejména frekvence zátěže.
- Zajistěte odpovídající zesílení barev.
- Zajistěte správnou PRF (rychlostní škálu). K nastavení rychlostní škály barev na špičkovou hodnotu impulsního Doppleru použijte funkci cineloop a přehrajte snímek za snímkem.
- Použitím předběžného vzorku impulsního Doppleru na mitrálním anulu zkontrolujte špičkové rychlosti.

POZNÁMKA

Při získávání dat pomocí sondy L9-3 může být nutné použít ovládací prvek **L** panelu nástrojů QLAB, který slouží ke skrytí barev obrazu a vymazání barevného překrytí obrazu. Tato činnost neovlivní data ve smyčce obrazu.

POZNÁMKA

Obrazy TDI pořízené s posunem základní linie nelze otevřít v SQ.

Literatura týkající se SQ

Greenberg, N.L., Firstenberg, M.S., Castro, P.L., Main, M., Travaglini, A., Odabashian, J.A., Drinko, J.K., Rodriguez, L.L., Thomas, J.D., Garcia, M.J. "Doppler-derived myocardial systolic strain rate is a strong index of left ventricular contractility." *Circulation*, Vol. 105, No. 1: 99-105, Jan 2002.

Jamal, F., Kukulski, T., Sutherland, G.R., Weidemann, F., D'hooge, J., Bijnens, B., Derumeaux, G. "Can changes in systolic longitudinal deformation quantify regional myocardial function after an acute infarction? An ultrasonic strain rate and strain study." *Journal of the American Society of Echocardiography*, Vol. 15, No. 7: 723-30, July 2002.

Kowalski, M., Kukulski T., Jamal, F., D'hooge, J., Weidemann, F., Rademakers, F., Bijnens, B., Hatle, L., Sutherland, G.R. "Can natural strain and strain rate quantify regional myocardial deformation? A study in healthy subjects." *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 27, No. 8: 1087-97, Aug. 2001.

Kukulski, T., Jamal, F., D'Hooge, J., Bijnens, B., De Scheerder, I., Sutherland, G.R. "Acute changes in systolic and diastolic events during clinical coronary angioplasty: a comparison of regional velocity, strain rate, and strain measurement." *Journal of the American Society of Echocardiography*, Vol. 15, No. 1:1-12, Jan. 2002.

Urheim, S., Edvardsen, T., Torp, H., Angelsen, B., Smiseth, O.A. "Myocardial Strain by Dopper Echocardiography Validation of a New Method to Quantify Regional Myocardial Function." *Circulation*, Vol. 102, No. 10: 1158-1164.

Voigt, J-U., Lindenmeier, G., Werner, D., Flachskampf, F.A., Nixdorff, U., Hatle, L., Sutherland, G.R., Daniel, W.G. "Strain Rate Imaging for the Assessment of Preload-Dependent Changes in Regional Left Ventricular Diastolic Longitudinal Function." *Journal of the American Society of Echocardiography*, Vol. 15, No.1: 15-19, Jan. 2002.

Wang, M., Yip, G. W., Wang, A. Y., Zhang, Y., Ho, P. Y., Tse, M. K., Yu, C. M., Sanderson, J. E., " Tissue Doppler Imaging Provides Incremental Prognostic Value in Patients with Systemic Hypertension and Left Ventricular Hypertrophy." *Journal of Hypertension*, Vol. 23, No. 1: 183-91, January 2005.

Weidemann, F., Eyskens, B., Jamal, F., Mertens, L., Kowalski, M., D'Hooge, J., Bijnens, B., Gewillig, M., Rademakers, F., Hatle, L., Sutherland, G.R. "Quantification of regional left and right ventricular radial and longitudinal function in healthy children using ultrasound-based strain rate and strain imaging." *Journal of the American Society of Echocardiography*, Vol. 15, No. 1: 20-8, Jan. 2002.

Weidemann, F., Jamal, F., Kowalski, M., Kukulski, T., D'Hooge, J., Bijnens, B., Hatle, L., De Scheerder, I., Sutherland, G.R. "Can strain rate and strain quantify changes in regional systolic function during dobutamine infusion, B-blockade, and atrial pacing—implications for quantitative stress echocardiography." *Journal of the American Society of Echocardiography*, Vol. 15, No. 5: 416-24, May 2002.

Yu, C. M., Lin, H., Fung, W. H., Zhang, Q., Kong, S. L., Sanderson, J. E., "Comparison of Acute Changes in Left Ventricular Volume, Systolic and Diastolic Functions, and Intraventicular Synchronicity After Biventricular and Right Ventricular Pacing for Heart Failure." *American Heart Journal*. Vol. 145, No. 5: 846, May 2003.

Yu, C. M., Zhang, Q., Chan, C. K., Yip, G. W., Kum, L. C., Wu, E. B., Lee, E. B., Lam, Y. Y., Chan, S., Fung, J. W., "Tissue Doppler Velocity is Superior to Displacement and Strain Mapping in Predicting Left Ventricular Reverse Remodeling Response After Cardiac Resynchronization Therapy." *Heart* http://heart.bmjjournals.com/cgi/content/abstract/hrt.2005.083592v1, April 2006.
11 Oblast zájmu kvantifikace

Aplikace ROI Q-App (Oblast zájmu) je nástrojem k analýze obsahu obrazových pixelů a časových údajů nebo údajů o intenzitě v obraze.

Analýza může zobrazit průměr, medián, směrodatnou odchylku, index průtoku, index vaskularity, index cévního průtoku a index pixelové intenzity pro snímky echa, barev a intenzity.

V ROI zakresleném na obraze se průměrné a střední hodnoty intenzity pixelů vypočtou pro každý snímek sekvence v obrazovém souboru. Ke každé vypočtené průměrné hodnotě intenzity se vypočte směrodatná odchylka. Obsahují-li exportované údaje jediný snímek, průměrná hodnota intenzity bude jediný datový bod. Obsahují-li exportované údaje více snímků, průměrná intenzita se zobrazí jako křivka v čase s datovým bodem ke každému snímku.

POZNÁMKA

Snímky musí být exportovány jako nativní data, aby byl zajištěn přístup ke všem funkcím ROI.

Základní informace o modulu ROI

Oblast zájmu zahrnuje několik technik **Curve Fitting**. Dle svého uvážení rozhodněte, který typ přizpůsobení křivky nejlépe přibližuje získané údaje. Například volba lineární křivky je k dispozici k obecnému použití u všech údajů, kde může existovat lineární vztah mezi intenzitou a časem.

ROI zahrnuje dvě techniky pro zobrazení dat v podobě vln pomocí průměru echa: Linear a Log.

Kompenzace pohybu používá algoritmus pro sledování ohraničení pohybu snímek po snímku. Je důležité vyhodnotit kvalitu ohraničení ještě před provedením. Algoritmus kompenzace pohybu umožňuje překonat artefakty vytvořené opakovaným pohybem, jako je pohyb srdce a dýchání, čímž je poskytnuta nejlepší kvalita dat pro kvantifikaci. Protože kompenzace pohybu je algoritmus, který vytváří tato nastavení založená na dostupných datech snímku, je důležité zkontrolovat výsledky kompenzace, aby bylo zajištěno, že důležitá data nebyla z kvantifikačních výsledků vyloučena.

POZNÁMKA

Počáteční výsledek ROI u rychlosti barev nebo obrazu TDI je standardní **Echo**; vlny zobrazují výsledek **Color**. Chcete-li synchronizovat typy výsledku u aktuálního snímku, ze záložek ve spodní části obrazovky s vlnami vyberte jiný typ grafu.

Akvizice snímku pro oblast zájmu

Výkon a získané výsledky do značně závisejí na kvalitě obrazových údajů, které chcete analyzovat. Následující informace mohou přispět ke zlepšení kvality obrazu a výsledků kvantifikace.

Nastavení ovládacích prvků zesílení, TGC, LGC a zesílení přenosu v ultrazvukovém systému významně ovlivňuje kvalitu ultrazvukového obrazu. Úspěšnost studie ROI závisí na správném nastavení ovládacích prvků zesílení tak, aby všechny oblasti podobného složení vykazovaly podobnou intenzitu. V zásadě platí, že nastavení zesílení je totožné s nastavením použitým k získání ultrazvukového obrazu vysoké kvality.

POZNÁMKA

Při získávání dat pomocí sondy L9-3 může být nutné použít ovládací prvek 🔜 panelu nástrojů QLAB, který slouží ke skrytí barev obrazu a vymazání barevného překrytí obrazu. Tato činnost neovlivní data ve smyčce obrazu.

POZNÁMKA

V případě obrazů umístěných vedle sebe s mapami v režimu Chroma aplikovanými během akvizice obrazu se data režimu Chroma na obrazovce QLAB zobrazují chybně. Mapa režimu Chroma aplikovaná na data krevního toku se buď nezobrazí, nebo používá nastavení režimu Chroma, které se vztahuje na tkáňová data.

POZNÁMKA

Snímky TDI a barevné snímky průtoku pořízené s posunem základní linie nelze otevřít v ROI.

Odkazy na ROI

Armstrong, W. F., West, S. R., Mueller, T. M., Dillon, J. C., Feigenbaum, H. "Assessment of Myocardial Perfusion Abnormalities with contrast-enhanced Two-dimensional Echocardiography." *Circulation*, 66, 166-73, 1982.

Alcazar, J., Merce, L., Manero, M. "Three-Dimensional Power Doppler Vascular Sampling, A New Method for Predicting Ovarian Cancer in Vascularized Complex Adnexal Masses." *J Ultrasound Med*, Vol. 24: 689-696, 2005.

Becher, Harald, Burns, Peter. *Handbook of Contrast Echocardiography, LV Function and Myocardial Perfusion*. Springer-Verlag, Berlin. 2000.

Crouse, L. J., Cheirif, J., Hanly, D. E., Kisslo, J. A., Labovitz, A. J., Raichlen, J. S., Schutz, R. W., Shah, P. M., & Smith, M. D. "Opacification and Border Delineation Improvement in Patients with Suboptimal Endocardial Border Definition in Routine Echocardiography: Results of the Phase III Albunex Multicenter Trial." *Journal of the American College of Cardiology*, Vol. 22:1494-1500, 1993.

Davila-Roman, V.G., Barzilai, B. "Myocardial contrast echocardiography: enhancement of perfusion images by color-coding." *Journal of Clinical Ultrasound*, Vol. 22 No. 1:21-7, January 1994.

deJong, N., Hoff, L., Skotland, T., Bom, N. "Absorption and Scatter of Encapsulated Gas Filled Microspheres: Theoretical Considerations and Some Measurements." *Ultrasonics*, Vol. 30, No. 2:95-103, 1992.

deJong, N., ten Cate, F. J., Lancee, C. T., Roelandt, J. R. T. C., & Bom, N. "Principles and Recent Developments in Ultrasound Contrast Agents." *Ultrasonics*, Vol. 29, No. 4:324-30, 1991.

deJong, N., ten Cate, F. J., Vletter, W. B., Roelandt, J. R. "Quantification of Transpulmonary Echo Contrast Agents." *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 19, No. 4:279-88 1993.

Feinstein, S. B., ten Cate, F., Zwehl, W., Ong, K., Maurer, G., Tei, C., Shah, P. M., Meerbaum, S., Corday, E. "Two-dimensional contrast Echocardiography: In Vitro Development and Quantitative Analysis of Echo Contrast Agents." *Journal of the American College of Cardiology*, Vol. 3:14-20, 1984.

Fleischer, A. C., Wojcicki, W. E., Donnelly, E. F., Pickens, D. R., Thirsk, G., Thurman, G. B., Hellerqvist, C. G. "Quantified color Doppler sonography of tumor vascularity in an animal model." *J Ultrasound Med*, Vol. 18: 547-551, 1999.

Jayaweera, A. R., Edwards, N., Glasheen, W. P., Villanueva, F. S., Abbott, R. D., Kaul, S. "In Vivo Myocardial Kinetics of Air-filled Albumin Microbubbles During Myocardial Contrast Echocardiography: Comparison With Radiolabeled Red Blood Cells." *Circulation Research*, Vol. 74, No. 6:1157-65, 1994.

Jayaweera, A. R., Kaul, S. "Quantification of Myocardial Blood Flow with Contrast Echocardiography." *American Journal of Cardiology Imaging*, Vol. 7:317-335, 1993.

Jayaweera, A. R., Matthew, T. L., Sklenar, J., Spotnitz, W. D., Watson, D. D., & Kaul, S. "Method for the Quantitation of Myocardial Perfusion During Myocardial Contrast Echocardiography." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 3, 91-8, 1990.

Jayaweera, A. R., Skyba, D. M., Kaul, S. "Technical Factors that Influence the Determination of Microbubble Transit Rate During Contrast Echocardiography." *Journal of the American Society of Echocardiography*, Vol. 8:198-206, 1995.

Kaul, S., Braunwald, E., editor. *Myocardial Perfusion and Other Applications of Contrast Echocardiography in Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine.* WB Saunders, Philadelphia, 1997, 481-503.

Kaul, S., Jayaweera, A. R. "Myocardial Contrast Echocardiography has the Potential for the Assessment of Coronary Microvascular Reserve." *Journal of the American College of Cardiology*, Vol. 21:356-58, 1993.

Keller, M. W., Segal, S. S., Kaul, S., Duling, B. "The Behavior of Sonicated Albumin Microbubbles Within the Microcirculation: A Basis for Their use During Myocardial Contrast Echocardiography." *Circulation Research*, Vol. 65, No. 2:458-67, 1989.

Lindner, J. R., Skyba, D. M., Goodman, N. C., Jayaweera, A. R., Kaul, S. "Changes in Myocardial Blood Volume with Graded Coronary Stenosis." *American Journal of Physiology*, 272, H567-575, 1997.

Lyshchik, A., Moses, R., Barnes, S.L., Higashi, T., Asato, R., Miga, M. I., Gore, J. C., Fleischer, A. C. "Quantitative Analysis of Tumor Vascularity in Benign and Malignant Solid Thyroid Nodules," *J Ultrasound Med*, Vol. 26: 837-846, 2007.

Masugata, Hisashi, et. al. "Quantitative Assessment of Myocardial Perfusion During Graded Coronary Stenosis by Real-Time Myocardial Contrast Echo Refilling Curves." *Journal of the American College of Cardiology*, Vol. 37, No. 1:262-9, January 2001.

Merce, L., Barco, M., Bau, S., Kupesic, S., Krujak, A. "Assessment of Placental Vascularization by Three-dimensional Power Doppler 'Vascular Biopsy' in Normal Pregnancies," *Croat Med J*, Vol. 46, No. 5: 765-771, 2005.

Pairleitner, H., Steiner, H., Hasenoehrl, G., Staudach, A., "Three-dimensional power Doppler sonography imaging and quantifying blood flow and vascularization," *Ultrasound Obstet Gynecol*, Vol. 14: 139-143, 1999.

Porter, T. R., D'Sa, A., Turner, C., et. al. "Myocardial Contrast Echocardiography for the Assessment of Coronary Blood Flow Reserve: Validation in Humans." *Journal of the American College of Cardiology*, 21, 349-55, 1993.

Porter, T. R., Xie, F. "Transient Myocardial Contrast After Initial Exposure to Diagnostic Ultrasound Pressures with Minute Doses of Intravenously Injected Microbubbles: Demonstration and Potential Mechanisms." *Circulation*, Vol. 92, No. 9:2391-5, 1995.

Sehgal, C. M, Arger, P., Rowling, S., Conant, E., Reynolds, C., Patton, J., "Quantitative Vascularity of Breast Masses by Doppler Imaging: Regional Variations and Diagnostic Implications," *J Ultrasound Med*, Vol. 19: 427-440, 2000.

Sklenar, J., Jayaweera A.R., Kaul, S. "A Computer-aided Approach for the Quantitation of Regional Left Ventricular Function Using Two-dimensional Echocardiography." *Journal of the American Society of Echocardiography*, 5, 33-40, 1992.

Tei, C., Sakamaki, T., Shah, P.M, Meerbaum, S, Shimoura, K, Kondo, S, Corday, E. "Myocardial contrast echocardiography: A Reproducible Technique of Myocardial Opacification for Identifying Regional Perfusion Defects." *Circulation*, Vol. 67, No. 3:585, 1983.

Tiemann, K., Becher, H., Köster J., Schlosser T., Pohl C. "Quantification of Tissue Perfusion by Means of Bubble Destruction Using Harmonic Power Doppler Imaging." *Circulation*, 98:570, 1998.

Wei, K., Jayaweera, A.R., Firoozan, S., Linka, A., Skyba, D.M., Kaul, S. "Quantification of Myocardial Blood Flow with Ultrasound-induced Destruction of Microbubbles as a Venous Infusion." *Circulation*, 97: 473-483, 1998.

Wei, K., Skyba, D. M., Firschke, C., Jayaweera, A. R., Lindner, J. R., Kaul, S. "Interactions between Microbubbles and Ultrasound: In Vitro and In Vivo Observations." *Journal of American College of Cardiology*, 29, 1081-1088, 1997.

Wilson, W., Valet, A., Andreotti, R., Green-Jarvis, B., Lyshchik, A., Fleischer, A., "Sonographic Quantification of Ovarian Tumor Vascularity," *J Ultrasound Med*, Vol. 25: 1577-1581, 2006.

12 Tloušťka intima media

Aplikace IMT Q-App (tloušťka intima media) nabízí automatizovanou metodu provedení vícenásobného měření vzdáleností komplexu intima media karotidy nebo jiných povrchových tepen.

Algoritmus detekce okrajů určuje anatomické rozhraní intimy a medie na základě umístění oblasti zájmu IMT. Aplikace Q-App poskytuje grafické zobrazení na obrazové údaje, které odpovídají bodům intimy a medie vypočteným softwarovým algoritmem.

Aplikace IMT Q-App umožňuje změnit umístění intimy a medie a přemístit snímek použitý k analýze. Po každé změně algoritmus v aplikaci Q-App vypočte hodnoty tloušťky a úspěšnosti zvoleného umístění.

Je možné měnit nebo znovu definovat rozhraní IMT, manipulovat s obrazem, uchovávat měření a ukládat a exportovat výsledky kvantifikace.

Základní informace o modulu IMT

Aplikace IMT Q-App poskytuje nástroje pro měření tloušťky intima media stěny cév. Algoritmus detekce okrajů určuje anatomické rozhraní intimy a medie na základě umístění oblasti zájmu IMT.

Aplikace IMT Q-App zahrnuje jeden základní postup. Tento postup vypočítává tloušťku intima media cévy na vybraném snímku. Můžete vytvořit a uložit až 10 měření.

Akvizice snímku pro IMT

Výkon a získané výsledky do značně závisejí na kvalitě obrazových údajů, které chcete analyzovat. Následující zásady mohou zlepšit kvalitu obrazu a výsledky kvantifikace:

- Použijte nastavení nejmenší hloubky, která je ještě vhodná pro vyšetřovanou anatomickou oblast.
- U ultrazvukového systému používejte funkci High Definition Zoom.
- Zajistěte správné nastavení zesílení. Algoritmus aplikace Q-App funguje nejlépe tehdy, jsouli komplexy průsvitu, intima a media adventicia jasně rozlišeny. Minimalizujte nepatřičný šum v obrazu.

- Pokuste se udržet oblast tepny, kterou chcete kvantifikovat, ve středu obrazu.
- Aplikace Q-App kvantifikuje pouze vzdálenější stěnu zvolené tepny. Vzdálená stěna je definována jako nejvzdálenější část od linie pokožky při standardní orientaci obrazu seshora dolů.
- Aplikaci Q-App lze používat ke kvantifikaci různých částí cévní stěny opatrnou orientací sondy v různých úhlech akvizice snímků.

POZNÁMKA

Při získávání dat pomocí sondy L9-3 může být nutné použít ovládací prvek **L** panelu nástrojů QLAB, který slouží ke skrytí barev obrazu a vymazání barevného překrytí obrazu. Tato činnost neovlivní data ve smyčce obrazu.

Odkazy na IMT

Bots, Michiel, L., et. al. "Common Carotid Intima-Media Thickness and Risk of Stroke and Myocardial Infarction." *Circulation*, Vol. 96, No. 5:1432-1437, 1997.

Kanters, Suzan, D.J.M., et. al. "Reproducibility of In-Vivo Carotid Intima-Media Thickness Measurements." *Stroke*, Vol. 28, No. 3:667:71, March 1997.

Montauban van Swijndregt, Alexander, et. al. "An In Vitro Evaluation of the Line Pattern of the Near and Far Walls of Carotid Arteries Using B-Mode Ultrasound." *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 22, No. 8:1007-1015, 1996.

Raninen, Reino, O. "Ultrasound Imaging for Arterial Wall Thickness Measurement: An In-Vitro Study with Stereomicroscopic Correlation." *Ultrasound in Medicine and Biology*, Vol. 24, No. 6:833-839, 1998.

Stary, Herbert, C., et. al. "A Definition of the Intima of Human Arteries and of its Atherosclerosis-Prone Regions." *AHA Medical Scientific Statement: Arteriosclerosis and Thrombosis.* Vol. 12, No. 1:120-134, January 1992.

Wendelhag, I., et. al. "Ultrasound Measurement of Wall Thickness in the Carotid Artery: Fundamental Principles and Description of a Computerized Analysing System." *Clinical Physiology*, 11:565-577, 1991. Wendelberg, Inger, et. al. "A New Automated Computerized Analyzing System Simplifies Readings and Reduces the Variability in Ultrasound Measurement of Intima-Media Thickness." *Stroke*, Vol. 28, No. 11:2195-2200, 1997.

Willekes, Christine, et. al. "Evaluation of Off-Line Automated Intima-Media Thickness Detection of the Common Carotid Artery Based on M-Line Signal Processing." *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 25, No. 1:57-64, 1999.

Tloušťka intima media

13 Mikrovaskulární zobrazování

Aplikace MVI Q-App (mikrovaskulární zobrazování) poskytuje nástroje pro zhodnocení změn místní intenzity v průběhu času na ultrazvukových obrazech 2D.

Data obrazu jsou zpracovávána, aby byly zmapovány změny intenzity snímek po snímku. Zpracování potlačuje signály tkáně pozadí a zvýrazňuje viditelnost cév. Výsledek je prezentován na dvou obrazových panelech zobrazujících zpracovaný snímek vedle nezpracovaného. Nezpracovaný snímek zobrazuje více tkáňového signálu. Duální zobrazení zlepšuje objektivnost, rychlost a jednoduchost interpretace informací.

Mikrovaskulární zobrazování zdůrazňuje průtok krve ve stavech pomalé rychlosti průtoku. Aplikace MVI Q-App aplikuje techniky zpracování obrazu pro sledování bublin a usnadnění vizualizace normální a abnormální anatomie. Tím se vyhlazuje intenzita snímku, aby byl potlačen šum. Odečítání pozadí normalizuje obrazová data.

Základní informace o modulu MVI

MVI aplikace Q-App umožňuje dvě zobrazení dat snímku. Levé pole snímku ukazuje nekomprimovaný obraz. Pravé pole snímku ukazuje zpracovaný snímek.

Plocha obrazu zobrazuje také časovač, pokud byl použit během akvizice dat.

Poté, co otevřete obrazový soubor a spustíte aplikaci MVI Q-App, přehrajte jej nebo posuňte v sekvenci cineloop pro zobrazení změn v tkáni (zpracováno) nebo v nezpracovaných vrstvách dat snímku.

Postup přípravy snímku k prohlížení

Připravte snímek k prohlížení v MVI.

POZNÁMKA

V preferencích MVI lze nastavit výchozí stav kompenzace pohybu.

1. Zobrazte nebo skryjte nekomprimovaný obraz:

- Chcete-li zobrazit nekomprimovaný obraz, vyberte Show Unprocessed Image.
- Chcete-li skrýt nekomprimovaný obraz, zrušte výběr Show Unprocessed Image.
- 2. Povolte nebo zakažte kompenzaci pohybu:
 - Chcete-li povolit kompenzaci pohybu, vyberte Enable Motion Compensation.
 - Chcete-li zakázat kompenzaci pohybu, zrušte výběr Enable Motion Compensation.

Akvizice snímku pro MVI

Výkon a získané výsledky do značně závisejí na kvalitě obrazových údajů, které chcete analyzovat. Následující zásady mohou zlepšit kvalitu snímku a výsledky kvantifikace:

- Používejte nízký mechanický index, spouštění 1:1 s blikajícím doplňováním buď v režimech se stupnicí šedi, nebo v režimech power (angio).
- Používejte modulaci výkonu v reálném čase nebo zobrazování perfúze v reálném čase buď v režimech se stupnicí šedi, nebo v režimech power (angio).
- Zahrňte informace o stupnici do dat snímku.
- Během akvizice snímku nepoužívejte Doppler s kontinuální nebo impulzní vlnou.
- Zahrňte počítadlo časovače kontrastu. Tyto informace snímek překrývají.
- Používejte vysoký mechanický index a metody sekvence AutoBeat. Tyto metody zahrnují Ultraharmonics, Harmonic Angio, Ultraharmonic Angio a Pulse Inversion pomocí sekvencování Auto-Beat s režimem monitorování nebo bez něj.

POZNÁMKA

Při získávání dat pomocí sondy L9-3 může být nutné použít ovládací prvek 🔛 panelu nástrojů QLAB, který slouží ke skrytí barev obrazu a vymazání barevného překrytí obrazu. Tato činnost neovlivní data ve smyčce obrazu.

POZNÁMKA

V případě obrazů umístěných vedle sebe s mapami v režimu Chroma aplikovanými během akvizice obrazu se data režimu Chroma na obrazovce QLAB zobrazují chybně. Mapa režimu Chroma aplikovaná na data krevního toku se buď nezobrazí, nebo používá nastavení režimu Chroma, které se vztahuje na tkáňová data.

14 Navigační modul používaný při vyšetřování srdce plodu

Aplikace FHN Q-App (Fetal Heart Navigator) umožňuje poloautomatizované vyrovnávání polohy srdce plodu ve snímku získaném při 3D akvizici a poskytuje protokol, který vás postupně provádí standardními zobrazeními.

Cílem protokolu je získání standardní sady pohledů, které nejlépe odhalují nejčastější anomálie srdce plodu (dystrofii komor):

- Ductal Arch
- Four-Chamber
- Left Ventricle Outflow Tract (LVOT)
- Right Ventricle Outflow Tract (RVOT)

Aplikace FHN Q-App je určena pouze k vizualizačním účelům. Pomocí nástrojů FHN nelze vytvářet kvantitativní data nebo provádět měření.

Možnosti poskytované aplikací FHN Q-App se nejlépe využijí při práci s údaji o srdci plodu získanými skenováním ve druhém trimestru, nejlépe v gestačním věku mezi 18. a 22. týdnem. Vyhodnocování FHN může být užitečné jako pomůcka při posuzování úrovně rizika existence anomálií u plodů, které jsou vyšetřovány v rámci běžné prenatální péče. Tento postup může rovněž poskytovat informace, které jsou užitečné při poskytování rad pacientce, vedení porodu a multidisciplinární péči.

POZNÁMKA

Aplikaci Q-App FHN je možno používat pouze při zpracování sad dat 3D STIC nebo iSTIC získaných pomocí ultrazvukových systémů EPIQ vybavených sondou X6-1, V6-2 nebo 3D9-3v.

POZNÁMKA

Zobrazení RVOT používané v aplikaci FHN Q-App je doporučováno organizacemi ISUOG a AIUM.

Základní informace o modulu FHN

Aplikace FHN Q-App používá vícesnímkové sady 3D dat, které mají významné přednosti oproti sadám 2D dat:

- Pro analýzu je potřebná pouze jedna dobrá sada dat, což zkracuje dobu, během které musí plod zůstávat v klidu.
- Po vyšetření je k dispozici více času pro zkoumání diagnostických zobrazení.

Aplikace FHN Q-App má dvě hlavní součásti pro zpracování dat:

- Algoritmus, který automaticky provádí počáteční přiřazení sady 3D dat srdce plodu a hledá duktální oblouk (bez uživatelského vstupu).
- Sada kroků protokolu, které vás provádí postupem získávání a upravování všech zobrazení po provedení počátečního přiřazení.

POZNÁMKA

Pokud algoritmus vytvoří počáteční zobrazení duktálního oblouku, je nutné ověřit orientaci zobrazení duktálního oblouku. Pokud se algoritmu nepodaří vytvořit počáteční zobrazení duktálního oblouku, zobrazí se hlášení a všechny kroky protokolu jsou deaktivovány.

Pokud se algoritmu podaří úspěšně vytvořit počáteční zobrazení duktálního oblouku, budete při procházení protokolu vedeni pokyny a doprovodnými ilustracemi. Po provedení všech nezbytných úprav počátečního zobrazení duktálního oblouku budete pokračovat postupným prováděním kroků protokolu, abyste získali čtyřkomorové zobrazení a zobrazení LVOT a RVOT, přičemž tato další zobrazení budete moci jednotlivě optimalizovat pomocí ovládacích prvků dostupných v zobrazení duktálního oblouku.

POZNÁMKA

Ilustrace duktálního oblouku, čtyřkomorového zobrazení a zobrazení LVOT, které jsou zobrazovány na panelu pro navádění uživatele, byly převzaty z publikace Abuhamad, Alfred, "A *Practical Guide to Fetal Echocardiography."* Philadelphia, PA: Wolters Kluwer.

POZNÁMKA

Ilustrace zobrazení RVOT, která je zobrazována na panelu pro navádění uživatele, byla převzata z publikace AIUM Technical Bulletin (1998) *"Performance of the Basic Fetal Cardiac Ultrasound Examination."* AIUM.

Akvizice snímku pro modul FHN

Výkon a získané výsledky do značně závisejí na kvalitě obrazových údajů, které chcete analyzovat. Následující zásady mohou zlepšit kvalitu obrazu a výsledky kvantifikace:

- Používejte přednastavení Fetal Echo Tissue Specific, pro které je v režimu 3D standby nastavena výchozí možnost iSTIC.
- V režimu 3D standby můžete optimalizovat kvalitu snímků přizpůsobováním zesílení, hloubky a akustického ohniska.
- V režimu 3D standby nebo HD zoom nastavujte užší pole ROI, abyste získali maximální časové rozlišení při akvizici dat iSTIC.
- Snažte se udržovat elevační úhel v blízkosti hodnoty 28 stupňů.
- V případě potřeby můžete pacientku požádat, aby zadržela dech.
- Získejte nejlepší akviziční úhly pro vytvoření stálého čtyřkomorového zobrazení.
- Odstraňte jakýkoli objem, jehož kvalita je nižší než optimální kvalita snímku.
- Sledujte srdeční frekvenci plodu a akvizici provádějte v době, kdy se tato frekvence nejméně mění.

Odkazy na FHN

Espinoza, J., Kusanovic, J. P., Goncalves, L. F., Nien, J. K., Hassan, S., Lee, W., Romero, R. "A Novel Algorithm for Comprehensive Fetal Echocardiography Using 4-Dimensional Ultrasonography and Tomographic Imaging." *J Ultrasound Med*, 25: 947–956, 2006.

Espinoza, J., Gotsch, F., Kusanovic, J. P., Goncalves, J. K., Hassan, S., Lee, W., Mittal, P., Romero, R., Schoen, M. L. "Changes in Fetal Cardiac Geometry with Gestation Implications for 3- and 4-Dimensional Fetal Echocardiography." *J Ultrasound Med*, 26: 437–443, 2007.

Garne, E., Stoll, C., Clementi, M. a kol. "Evaluation of prenatal diagnosis of congenital heart diseases by ultrasound: experience from 20 European registries. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 17: 386–391, 2001.

Lee, W., Carvalho, J. S., Chaoui, R., Copel, J., Hecher, K., Paladini, D. "Cardiac screening examination of the fetus: guidelines for performing the 'basic' and 'extended basic' cardiac scan." *Ultrasound Obstet Gynecol*, 27: 107–113, 2006.

Lee, W., Drose, J., Wax, J. "AIUM Practice Guideline for the Performance of Fetal Echocardiography." *American Institute of Ultrasound in Medicine*, 2010.

Salomon, L. J., Alfirevic, V., Berghella, C., Bilardo, E., Hernandez-Andrade, S. L., Johnsen, K., Kalache, K., Leung, G., Malinger, H., Munoz, F., Prefumo, A., Toi, A., Lee, W. "Practice guidelines for performance of the routine mid-trimester fetal ultrasound scan." *Ultrasound Obstet Gynecol*, 10.1002/uog.8831, 2010.

Yagel, S., Cohen, S. M., Shapiro, I., Valsky, D. V. "3D and 4D ultrasound in fetal cardiac scanning: a new look at the fetal heart." *Ultrasound Obstet Gynecol*, 29: 81–95, 2007.

15 Kvantifikace vaskulárních plaků

Aplikace Q-App Vascular Plaque Quantification (VPQ) poskytuje nástroje řízené protokolem pro provádění poloautomatické analýzy plaků v krční tepně.

V ručně prováděné části postupu kvantifikace plaku se k definování oblasti postižené plakem používají nástroje VPQ zahrnující souvislou řadu snímků tvořících 3D objemovou smyčku typu Cineloop. Tento postup je spojen s definováním *počátečního snímku* a *koncového snímku* bezprostředně před a bezprostředně po zaznamenání oblasti s viditelným plakem. Je nutné také definovat alespoň jeden *základní snímek* s reprezentativním množstvím viditelného plaku. Postup nastavení měření je možné provést rychle, a je proto vhodný pro běžná screeningová vyšetření, stejně jako je tomu u aplikace Q-App IMT.

V automaticky prováděné části postupu kvantifikace plaku používá software VPQ oblast plaku, kterou jste ručně definovali v předchozí části postupu, jako vodítko při vytváření a zobrazování oblastí plaku a průsvitu v mezilehlých snímcích uvnitř oblasti. Modul VPQ pak vypočítává výsledné hodnoty pro zobrazení a export prováděný za účelem analýzy spočívající v porovnání rozsahu plaku a průsvitu.

Výsledky klinické analýzy pak zahrnují polohu místa s maximální redukcí, procentuální podíl maximální redukce (stenózy) a celkový objem plaku zjištěný v celém snímku. Výsledky zkoumání je možno zobrazovat a exportovat za účelem znázornění různých hodnot pro každý sledovaný snímek.

Výsledky kvantifikace vaskulárních plaků (VPQ) se zobrazují také v grafickém formátu, který umožňuje znázornění oblastí průsvitu a plaku i procentuální redukce pro každý sledovaný snímek.

Při provádění lze používat dva postupy pro nastavování stupně intenzity echa v obrazových datech: Linear a Log.

Dodatečné možnosti přednostních nastavení zahrnují parametr pro specifikování intervalu snímků pro výpočet plaku a sadu klinických a výzkumných měření, která je možno volit jednotlivě.

POZNÁMKA

Modul VPQ podporuje kvantifikaci plaku pouze při zpracování 3D jednoobjemových snímků získaných pomocí ultrazvukových systémů série EPIQ ve verzi 1.2 nebo vyšší vybavených sondou VL13-5. Monochromatické objemy (pouze echo) jsou podporovány. Barevné objemy podporovány nejsou.

POZNÁMKA

Abyste usnadnili identifikaci správné laterality snímků, které kvantifikujete pomocí aplikace Q-App VPQ, měli byste používat funkci ultrazvukového systému přidávání anotací k označování laterality ve snímcích při jejich akvizici. Anotace ultrazvukových systémů na 3D snímcích nejsou v softwaru QLAB viditelné. Chcete-li zobrazit anotace, otevřete snímek v systému v režimu prohlížení.

Základní informace o modulu VPQ

K provádění analýzy plaku je nezbytný určitý rozsah snímků, protože použití jediného příčného řezu může potenciálně vést k získání zavádějících výsledků. Plaky jsou často nehomogenní, a výsledky kvantifikace se tak mohou mezi jednotlivými snímky značně lišit.

Analýza ovládaná protokolem

Kroky protokolu VPQ vyžadují, abyste k zakreslení odpovídajícího pole ROI v počátečním snímku, v konečném snímku a v alespoň jednom základním snímku uvnitř oblasti postižené plakem používali buď nástroj **Ellipse ROI**, nebo nástroj **Spline ROI**. Chcete-li vytvořit pole ROI v oblasti postižené plakem v každém z těchto snímků, zakreslete za použití svého nejlepšího klinického úsudku obrys vnější stěny cévy a poté nechejte algoritmus, který provádí segmentaci snímků, zakreslit ostatní obrysy.

Po vytvoření definice základní oblasti postižené plakem provedením alespoň tří z těchto požadovaných kroků můžete provést krok **Calculate** a spustit tak sledovací algoritmus, který vygeneruje výsledky VPQ.

Segmentace snímku

Aby bylo možno provést *segmentaci* jednotlivého snímku, ve kterém jste ručně zakreslili odhadnutou hranici media-adventicia (MAB), software VPQ automaticky zakreslí hranici průsvitintima (LIB) uvnitř oblasti MAB podle vzdálenosti určené výchozí hodnotou IMT. Na základě hodnot stupnice šedé použitých ve snímku pak modul VPQ automaticky zakreslí hranici mezi průsvitem a plakem.

Během sledování používá modul VPQ pole ROI, která jste ručně zakreslili, jako vodítko při provádění segmentace v mezilehlých snímcích uvnitř oblasti.

POZNÁMKA

Aby bylo možno potlačit šum a další artefakty, například vynechané obrazové body a stínění, provádí se segmentace snímků po použití Gaussovy dolní propusti v podélném směru.

Hodnota IMT

Modul VPQ používá k zakreslování vnitřní stěny cévy (LIB) v bezprostředním vnitřním sousedství vnější stěny cévy (MAB) výchozí hodnotu tloušťky intima media (IMT) činící 0,50 mm. Vnitřní stěnu cévy nelze v ultrazvukových snímcích zřetelně vizualizovat, a proto ji nelze přesně zakreslovat pomocí ručních kreslicích nástrojů. Máte-li k dispozici známou hodnotu IMT, například z měření IMT, můžete předefinovat výchozí hodnotu určením uživatelské hodnoty IMT v preferencích. Hodnota IMT, kterou jste nastavili v preferencích, se použije jako výchozí hodnota pro každý nový kvantifikovaný snímek. Výchozí hodnotu IMT lze také předefinovat klepnutím na možnost **Change IMT** na kartě **Plugin** v dolní části ovládacího panelu. Hodnota zadaná v dialogovém okně **Set IMT Value** není trvalá.

Volitelné normalizační pole ROI

Můžete provést volitelný krok protokolu spočívající v zakreslení obdélníkové normalizační oblasti zájmu ve snímku obsahujícím oblast, která podle vašeho uvážení dostatečně reprezentuje zřetelný průsvit. Modul VPQ pak toto normalizační pole ROI použije k určení úrovně na stupnici šedé, která bude rozpoznávána jako zřetelný průsvit. To umožní provádění účelného porovnávání měření označených jako "normalizovaná" mezi dvěma objemy, které byly získány s rozdílnými nastaveními zesílení.

Určení anatomické oblasti

Máte-li v úmyslu exportovat výsledky do zprávy DICOM SR nebo do zprávy vytvořené ultrazvukovým systémem EPIQ, je nutné pro příslušný objem určit anatomickou oblast, aby jej bylo možno uvést do souvislosti se zobrazenými i exportovanými výsledky. Nemáte-li v úmyslu exportovat výsledky do zprávy DICOM SR nebo do zprávy vytvořené ultrazvukovým systémem EPIQ nebo chcete-li svoji práci uložit a protokol dokončit později, není nutné krok protokolu **Specify Anatomy** provádět.

Akvizice snímku pro modul VPQ

Výkon a získané výsledky do značně závisejí na kvalitě obrazových údajů, které chcete analyzovat. Následující zásady mohou zlepšit kvalitu obrazu a výsledky kvantifikace:

- Pomocí ultrazvukového systému EPIQ vybaveného sondou VL13-5 získejte jednobarevné jednoobjemové 3D snímky.
- Použijte nastavení nejmenší hloubky, která je ještě vhodná pro vyšetřovanou anatomickou oblast.
- U ultrazvukového systému používejte funkci High Definition Zoom.
- Zajistěte správné nastavení zesílení. Algoritmus aplikace Q-App funguje nejlépe tehdy, jsouli komplexy průsvitu, intima a media adventicia jasně rozlišeny. Minimalizujte nepatřičný šum v obrazu.
- Pokuste se udržet oblast tepny, kterou chcete kvantifikovat, ve středu obrazu.
- Pomocí nastavení Res v režimu 3D získáte nejpřesnější odečty.
- Akvizici snímků provádějte s krční tepnou nacházející se v rovině, která je příčná vůči akviziční rovině.

Odkazy na VPQ

Ainsworth, C. D., Blake, C. C., Tamayo, A. a kol. "3D ultrasound measurement of change in carotid plaque volume: a tool for rapid evaluation of new therapies." *Stroke*, 36: 1904-1909, 2005.

Goldstein, L. B., Bushnell, C. D., Adams, R. J. a kol. "Guidelines for the primary prevention of stroke: a guideline for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association." *Stroke*, 42: 517-584, 2011.

Greenland, P., Alpert, J. S., Beller, G. A. a kol. "2010 ACCF/AHA guideline for assessment of cardiovascular risk in asymptomatic adults: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines." *J Am Coll Cardiol*, 56: e50-103, 2010.

Inaba, Y., Chen, J. A., Bergmann, S. R. "Carotid plaque, compared with carotid intima-media thickness, more accurately predicts coronary artery disease events: A meta-analysis." *Atherosclerosis*, 30 June 2011.

Johnsen, S. H., Mathiesen, E. B. ",Carotid plaque compared with intima-media thickness as a predictor of coronary and cerebrovascular disease." *Curr Cardiol Rep*, 11: 21-7, 2009.

Landry, A. M., Spence, J. D., Fenster, A. "Measurement of carotid plaque volume by 3dimensional ultrasound." *Stroke*, 35: 864-869, 2004.

Muntendam, P., McCall. C., Sanz, J., Falk, E., Fuster, V. "The BioImage Study: novel approaches to risk assessment in the primary prevention of atherosclerotic cardiovascular disease--study design and objectives." *Am Heart J*, 160: 49-57, 2010.

Naqvi, T. Z., Mendoza, F., Rafii, F. a kol. "High prevalence of ultrasound detected carotid atherosclerosis in subjects with low Framingham risk score: Potential implications for screening for subclinical atherosclerosis." *J Am Soc Echocardiogr*, 23: 809-815, 2010.

Stein, J. H., Korcarz, C. E., Hurst, R. T. a kol. "Use of carotid ultrasound to identify subclinical vascular disease and evaluate cardiovascular disease risk: a consensus statement from the American Society of Echocardiography Carotid Intima-Media Thickness Task Force." Publikace vydaná s podporou organizace Society for Vascular Medicine. *J Am Soc Echocardiogr*, 21: 93-111; quiz 189-90, 2008.

Wald, D. S., Bestwick, J. P., Morton, G. a kol. "Combining carotid intima-media thickness with carotid plaque on screening for coronary heart disease." *J Med Screen*, 16: 155-9, 2009.

Kvantifikace vaskulárních plaků

16 Elastografická analýza

POZNÁMKA

Aplikace EA Q-App je k dispozici pouze ve Spojených státech.

Aplikace EA Q-App (Elastography Analysis) poskytuje nástroje pro kvantifikování elastogramů, které jsou pořízeny pomocí elastografické funkce ultrazvukového systému. Aplikace EA Q-App poskytuje možnost porovnávání velikostí.



UPOZORNĚNÍ

Ultrazvukový systém normalizuje elastogram. Elastografická měření a výpočty prováděné pomocí softwaru QLAB jsou relativní kvantifikace zatížení tkání, které postupem času nejsou nutně opakovatelné. Neporovnávejte elastografická data z různých datových sad; použitá normalizace a rozmanitost zatížení tkání by mohly mít za následek nepřesnou analýzu.

Zásady EA

Aplikace Elastography Analysis Q-App zobrazuje 2D snímky a elastogramy, které jsou pořízeny pomocí elastografické funkce ultrazvukového systému, a umožňuje vám provádět kvantifikaci velikosti lézí (Size Compare).

Akvizice snímku pro EA

Výkon a získané výsledky do značně závisejí na kvalitě obrazových údajů, které chcete analyzovat. Následující zásady mohou zlepšit kvalitu obrazu a výsledky kvantifikace:

- Držte sondu v poloze kolmé k hrudní stěně. Lehký dotyk umožňuje, aby dechový cyklus pacienta vytvářel kompresi potřebnou pro elastografii.
- Podepírejte váhu sondy rukou tak, aby sonda pouze zlehka spočívala ve vrstvě gelu.

- Snažte se do rámečku ROI zahrnout společně s glandulární tkání i normální tuk, abyste mohli porovnat ztuhnutí léze se ztuhnutím okolní tkáně.
- Při snímkování podezřelých lézí mějte na paměti, že léze, které mají vyšší tuhost než normální tukové a glandulární tkáně, se mohou v elastogramu zobrazovat ve větší velikosti než v 2D režimu.
- V rozsahu prvního 1 cm hloubky nemusí být funkční bezodrazové zobrazování (Al). Abyste usnadnili pořízení lepšího bezodrazového snímku povrchové oblasti v rozsahu prvního 1 cm, používejte oddělovací podložku nebo přídavný gel.

Literatura týkající se EA

Gao, L., Parker, K. J., Lerner, R. M., Levinson, S. F. "Imaging of the Elastic Properties of Tissue–A Review." *Ultrasound Med Biol*, 22: 959-977, 1996.

Garra, B. S., CÈspedes, I., Ophir, J., et al. "Elastography of Breast Lesions: Initial Clinical Results." *Radiology*, 202: 79-86, 1997.

Krouskop, T. A., Wheeler, T. M., Kallel, F., et al. "Elastic Moduli of Breast and Prostate Tissues Under Compression." *Ultrason Imaging*, 20: 260-274, 1998.

Lyshchik, A., Higashi, T., Asato, R., et al. "Thyroid Gland Tumor Diagnosis at US Elastography." *Radiology*, 237: 202-211, 2005.

O'Donnell, M., Skovoroda, A. R., Shapo, B. M., et al. "Internal Displacement and Strain Imaging Using Ultrasonic Speckle Tracking." *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 41: 314-325, 1994.

Ophir, J., Alam, S. K., Garra, B. S., et al. "Elastography: Ultrasonic Estimation and Imaging of the Elastic Properties of Tissues." *Proc Inst Mech Eng* [H], 213: 203-233, 1999.

Ophir, J., CÈspedes, E. I., Ponnekanti, H., et al. "Elastography: A Quantitative Method for Imaging the Elasticity of Biological Tissues." *Ultrason Imaging*, 13: 111-134, 1991.

Regner, D. M., Hesley, G. K., Hangiandreou, N. J., et al. "Breast Lesions: Evaluation With US Strain Imaging–Clinical Experience of Multiple Observers." *Radiology*, 238: 425-437, 2006.

Zhi, H., Xiao, X., Yang, H., Wen, Y., Ou, B., Luo, B., Liang, B. "Semi-quantitating Stiffness of Breast Solid Lesions in Ultrasonic Elastography." *Academic Radiology*, Vol. 15, No. 11: 1347-1353, November 2008.

17 Elastografická kvantifikace

POZNÁMKA

Aplikace EQ Q-App není k dispozici ve Spojených státech.

Aplikace EQ Q-App (Elastography Quantification) poskytuje nástroje pro kvantifikování elastogramů pořízených pomocí elastografické funkce ultrazvukového systému. Aplikace EQ Q-App poskytuje možnost výpočtu poměru ztuhnutí, která doplňuje funkci umožňující provádění porovnávání velikosti a parametrického zobrazování.



UPOZORNĚNÍ

Ultrazvukový systém normalizuje elastogram. Elastografická měření a výpočty prováděné pomocí softwaru QLAB jsou relativní kvantifikace zatížení tkání, které postupem času nejsou nutně opakovatelné. Neporovnávejte elastografická data z různých datových sad; použitá normalizace a rozmanitost zatížení tkání by mohly mít za následek nepřesnou analýzu.

POZNÁMKA

Obecně platí, že přesnost měření prováděných pomocí aplikace EQ Q-App činí ±30 % skutečné hodnoty.

Zásady EQ

Aplikace EQ Q-App zobrazuje 2D snímky a elastogramy získané pomocí elastografické funkce ultrazvukového systému a umožňuje vám provádět kvantifikaci velikosti lézí (Size Compare), porovnávání hodnot zatížení mezi dvěma cílovými oblastmi v elastogramu (Strain Ratio) a porovnávání ztuhnutí v celém snímku se ztuhnutím v jedné cílové oblasti (Parametric Image).

Akvizice snímku pro EQ

Výkon a získané výsledky do značně závisejí na kvalitě obrazových údajů, které chcete analyzovat. Následující zásady mohou zlepšit kvalitu obrazu a výsledky kvantifikace:

- Držte sondu v poloze kolmé k hrudní stěně. Lehký dotyk umožňuje, aby dechový cyklus pacienta vytvářel kompresi potřebnou pro elastografii.
- Podepírejte váhu sondy rukou tak, aby sonda pouze zlehka spočívala ve vrstvě gelu.
- Snažte se do rámečku ROI zahrnout společně s glandulární tkání i normální tuk, abyste mohli porovnat ztuhnutí léze se ztuhnutím okolní tkáně.
- Při snímkování podezřelých lézí mějte na paměti, že léze, které mají vyšší tuhost než normální tukové a glandulární tkáně, se mohou v elastogramu zobrazovat ve větší velikosti než v 2D režimu.
- V rozsahu prvního 1 cm hloubky nemusí být funkční bezodrazové zobrazování (Al). Abyste usnadnili pořízení lepšího bezodrazového snímku povrchové oblasti v rozsahu prvního 1 cm, používejte oddělovací podložku nebo přídavný gel.

Literatura týkající se EQ

Gao, L., Parker, K. J., Lerner, R. M., Levinson, S. F. "Imaging of the Elastic Properties of Tissue–A Review." *Ultrasound Med Biol*, 22: 959-977, 1996.

Garra, B. S., CÈspedes, I., Ophir, J., et al. "Elastography of Breast Lesions: Initial Clinical Results." *Radiology*, 202: 79-86, 1997.

Krouskop, T. A., Wheeler, T. M., Kallel, F., et al. "Elastic Moduli of Breast and Prostate Tissues Under Compression." *Ultrason Imaging*, 20: 260-274, 1998.

Lyshchik, A., Higashi, T., Asato, R., et al. "Thyroid Gland Tumor Diagnosis at US Elastography." *Radiology*, 237: 202-211, 2005.

O'Donnell, M., Skovoroda, A. R., Shapo, B. M., et al. "Internal Displacement and Strain Imaging Using Ultrasonic Speckle Tracking." *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 41: 314-325, 1994.

Ophir, J., Alam, S. K., Garra, B. S., et al. "Elastography: Ultrasonic Estimation and Imaging of the Elastic Properties of Tissues." *Proc Inst Mech Eng* [H], 213: 203-233, 1999.

Ophir, J., CÈspedes, E. I., Ponnekanti, H., et al. "Elastography: A Quantitative Method for Imaging the Elasticity of Biological Tissues." *Ultrason Imaging*, 13: 111-134, 1991.

Regner, D. M., Hesley, G. K., Hangiandreou, N. J., et al. "Breast Lesions: Evaluation With US Strain Imaging–Clinical Experience of Multiple Observers." *Radiology*, 238: 425-437, 2006.

Zhi, H., Xiao, X., Yang, H., Wen, Y., Ou, B., Luo, B., Liang, B. "Semi-quantitating Stiffness of Breast Solid Lesions in Ultrasonic Elastography." *Academic Radiology*, Vol. 15, No. 11: 1347-1353, November 2008.

Elastografická kvantifikace

18 Tabulky kompatibility QLAB

Systémy Philips Ultrasound vytvářejí klinická data snímků DICOM. Některé formáty souborů snímků vytvářené na systémech Philips Ultrasound nejsou kompatibilní se softwarem QLAB. Tabulky zobrazovacích režimů 2D a 3D poskytují přehled kompatibility zobrazovacích režimů 2D a 3D na ultrazvukových systémech Philips. Ukazují, které aplikace Q-App jsou podporované, a podporované režimy zobrazování. Více informací o používání režimů zobrazení naleznete v dokumentaci k ultrazvukovému systému EPIQ.

Tabulky kompatibility

Tabulky kompatibility zahrnují na konci každé části tabulky poznámky pod čarou ohledně zvláštního zřetele nebo podmínek týkajících se obrazového formátu, režimu nebo kompatibility aplikace Q-App. Tabulky kompatibility používají k označení kompatibility následující symboly.

Symbol Význam

- Formát souboru snímku nebo režim je kompatibilní s aplikací Q-App a může být kvantifikován.
- × Formát souboru snímku nebo režim není kompatibilní s aplikací Q-App a nemůže být kvantifikován.

Zobrazovací režimy na systémech 2D

POZNÁMKA

Zvětšené smyčky snímků nejsou podporovány.

POZNÁMKA

Při pořizování snímků pro aplikace Q-App typů ROI, SQ, aCMQ, Cardiac 3DQ a Cardiac 3DQ Advanced používejte signál EKG.

POZNÁMKA

Režimy kontrastní opacifikace levé komory (LVO) jsou implicitně zahrnuty v primárním režimu zobrazování.

POZNÁMKA

Režimy porovnání 2D a barevného porovnání nejsou v softwaru QLAB podporovány.

POZNÁMKA

Obrazové smyčky zátěžového protokolu musí být pořizovány při plném rozlišení.

Zobrazovací režimy na systémech 2D: ultrazvukové systémy EPIQ

Ultrazvukové systémy EPIQ (1 ze 2)

Režim zobrazení	$\boxed{1}$			<u>}~</u>	0	4
	a2DQ	aCMQ	CMQ Stress	SQ	ROI	IMT
Pozastavení 2D	1	×	×	×	1	1
Prohlížení 2D	1	1	✓1	×	1	1
Pozastavení barev	×	×	×	×	1	×
Prohlížení barev	×	×	×	×	1	×
Pozastavení TDI	×	×	×	√ 2,3	1	×
Prohlížení TDI	×	×	×	√ 2,3	1	×
Pozastavení 2D xPlane	1	1	×	×	1	×
Prohlížení 2D xPlane	1	1	×	×	1	×
Pozastavení barev xPlane	×	×	×	×	1	×
Prohlížení barev xPlane	×	×	×	×	1	×

Režim zobrazení					0	
	a2DQ	aCMQ	CMQ	SQ	ROI	IMT
			Stress			
Pozastavení celého objemu	~	×	×	×	1	×
Pozastavení CPA	×	×	×	×	1	×
Prohlížení CPA	×	×	×	×	1	×
Pozastavení postupné	×	×	×	×	1	×
Prohlížení postupné	×	×	×	×	1	×
Pozastavení elastografie	×	×	×	×	×	×
Prohlížení elastografie	×	×	×	×	×	×

Ultrazvukové systémy EPIQ (2 ze 2)

Režim zobrazení	K		
	MVI	EQ	EA
Pozastavení 2D	1	×	×
Prohlížení 2D	1	×	×
Pozastavení barev	×	×	×
Prohlížení barev	Х	×	×
Pozastavení TDI	×	×	×
Prohlížení TDI	×	×	×
Pozastavení 2D xPlane	1	×	×
Prohlížení 2D xPlane	1	×	×
Pozastavení barev xPlane	×	×	×
Prohlížení barev xPlane	×	×	×

Tabulky kompatibility QLAB

Režim zobrazení	N		
	MVI	EQ	EA
Pozastavení celého objemu	×	×	×
Pozastavení CPA	1	×	×
Prohlížení CPA	1	×	×
Pozastavení postupné	1	×	×
Prohlížení postupné	1	×	×
Pozastavení elastografie	×	✓4	✓4
Prohlížení elastografie	×	✓4	✓4

Poznámky pod čarou pro režimy zobrazování v systémech 2D: ultrazvukové systémy EPIQ

- 1. Je dostupná pouze pro vyšetření pomocí zátěžového echa.
- 2. Vyžaduje dobrý signál EKG; získejte minimálně jeden tep srdce.
- 3. SQ vyžaduje data získaná tkáňovým zobrazením Dopplerem během alespoň 1 sekundy a nebude funkční při zpracování smyček obsahujících více než 2 000 snímků.
- 4. Elastografie není dostupná ve všech místních režimech.

Zobrazovací režimy na systémech 3D

Režim zobrazení			0		W /	<u>s</u>
	Cardiac 3DQ	Cardiac 3DQ Adv.	MVN	GI3DQ	VPQ	FHN
Pozastavení živého 3D	1	×	1	1	×	×
Prohlížení živého 3D	~	×	1	1	×	×
Pozastavení celého objemu	1	1	×	×	×	×
Prohlížení celého objemu	~	1	~	1	×	×
Prohlížení barevného celého objemu	1	×	×	J	×	×
Pozastavení mechanického 3D	×	×	×	1	√ ³	×
Prohlížení mechanického 3D	×	×	×	1	√3	×

Zobrazovací režimy na systémech 3D: ultrazvukové systémy EPIQ

Režim zobrazení			0		W /	<u></u>
	Cardiac 3DQ	Cardiac 3DQ Adv.	MVN	GI3DQ	VPQ	FHN
Pozastavení mechanického 4D	×	×	×	1	×	×
Prohlížení mechanického 4D	×	×	×	1	×	×
Pozastavení 3D zobrazování z ruky (Freehand)	×	×	×	1	×	×
Prohlížení 3D zobrazování z ruky (Freehand)	×	×	×	1	×	×
Fetální STIC 3D	×	×	×	1	×	√ 1,2

Poznámky pod čarou pro režimy zobrazování v systémech 3D: ultrazvukové systémy EPIQ

- 1. Modul FHN podporuje pouze snímky získané pomocí sondy X6-1 nebo V6-2.
- 2. Modul FHN podporuje pouze smyčky, které obsahují osm nebo více snímků.
- 3. Modul VPQ podporuje jednoobjemové echo (nebarevné) snímky získané pomocí sondy VL13-5.

Rejstřík

Čísla

2D

3D

automatická kvantifikace, 29 sady dat, 27 sada dat fetálního srdce, 86

sada dat retainino sruce, sady dat, 27

Α

a2DQ akvizice snímku, 31 analýza Color Kinesis, 31 detekce ohraničení, 30 kompatibilita snímku, 102 odkazy, 32 pracovní postup aTMAD, 30 přehled, 29 překrytí srdečních cyklů, 31 základy, 30

aCMQ

akvizice snímku, 39 analýza Color Kinesis, 36 globální pracovní postup, 36 kompatibilita snímku, 101, 102 odkazy, 39 pohyb stěny, 36 pracovní postup aTMAD, 36 přehled, 35 srdeční cykly, 36 uživatelsky určený pracovní postup, 36 základy, 36 Aktualizace systému, 12 Aktualizované verze, systém, 12 aTMAD přehled, 29

С

Cardiac 3DQ akvizice snímku, 51 kompatibilita snímku, 105 odkazy, 51 přehled, 49 základy, 50 Cardiac 3DQ Advanced akvizice snímku, 55 kompatibilita snímku, 105 odkazy, 56 poloautomatickou detekci ohraničení, 54 přehled, 53 základy, 54 CMQ-Stress akvizice snímku, 44 analýza ovládaná pracovním postupem, 43 analýza pohybu stěny, 43 kompatibilita snímku, 102 odkazy, 45 přehled, 43 srdeční cykly, 43 základy, 43

Ε

EΑ

akvizice snímku, 95 kompatibilita snímku, 102 odkazy, 96 porovnání velikosti lézí, 95 přehled, 95 základy, 95

EQ

akvizice snímku, 98 kompatibilita snímku, 102 odkazy, 98 н porovnání velikosti lézí, 97 přehled, 97 L základy, 97 IMT Exportování

jednosnímkové obrazy, 27 vícesnímkové obrazy, 28

F

FHN 3D sada dat fetálního srdce, 86 akvizice snímku, 87 duktální oblouk, 86 kompatibilita snímku, 105 odkazy, 87 přehled, 85 základy, 86 Formát zobrazení, 19

G

GI3DQ akvizice snímku, 60 kompatibilita snímku, 105 odkazy, 61 poloautomatickou detekci ohraničení, 59 přehled, 59 základy, 59

HIPAA, 16
detekce ohraničení, 79 kompatibilita snímku, 101, 102 měření, 79 odkazy, 80 pořizování obrazů, 79 přehled, 79 základy, 79 Informace pro uživatele obecná pravidla a konvence, 11 součásti, 10 iSlice

К

zobrazení, 19

Komentáře zákazníka, 12 Komentáře zákazníků, 12 Kompatibilita kompatibilita snímku, 102 snímky pro a2DQ, 102 snímky pro aCMQ, 101, 102 snímky pro Cardiac 3DQ, 105 snímky pro Cardiac 3DQ Advanced, 105 snímky pro CMQ-Stress, 102 snímky pro EA, 102 snímky pro EQ, 102 snímky pro IMT, 101, 102 snímky pro modul FHN, 105 snímky pro modul GI3DQ, 105 snímky pro modul MVI, 101, 102 snímky pro modul MVN, 105 snímky pro modul VPQ, 105 snímky pro ROI, 101, 102 snímky pro SQ, 101, 102 ultrazvukové systémy EPIQ, 102, 105 Komu je tato příručka určena, 9 předpokládané, 9 Kontaktní informace společnosti Philips, 13 Konvence softwaru, 11 Kvalita snímků, 15

L

Linie M virtuální, 70

М

Měření celotělová oblast, 59 celotělová vzdálenost, 59 celotělový objem, 59 kardiologická oblast, 54 kardiologický objem, 54 LV EF, 50 masa LV, 50 obecné zobrazování objemu, 59

Rejstřík

	objem LV, 50	Odkazy
	plocha LV, 50	a2DQ, 32
	přesnost, 15, 26, 27	aCMQ, 39
MV	I	Cardiac 3DQ, 51
	akvizice snímku, 84	Cardiac 3DQ Advanced, 56
	časované akvizice, 83	CMQ-Stress, 45
	kompatibilita snímku, 101, 102	EA, 96
	porovnávání snímků, 83	EQ, 98
	přehled, 83	FHN, 87
	příprava snímku, 83	GI3DQ, 61
	základy, 83	IMT, 80
MV	N	MVN, 66
	akvizice snímku, 66	ROI, 75
	kompatibilita snímku, 105	SQ, 71
	odkazy, 66	VPQ, 92
	označování referenčních body, 64	Ohraničení
	přehled, 63	detekce, 30
	základy, 64	poloautomatická detekci, 54, 59
		ovládací prvky
N	× 1 - 40	ikony panelu cine, 24
Náp	oovéda, 10	ikony panelu nástrojů, 21
Nav	igace	
	panel cine, 23	Р

0

Obecná pravidla a konvence informace pro uživatele, 11 software QLAB, 11

Ρ

Panel cine, 23 Pomoc, 13 Poznámky k provozu, 10 Preference

App obecné, 49 nastavení displeje, 59 Prohlížeč Cardiovascular 3D přehled, 50, 55, 66 Přečtěte si nejdříve, 9

Q

Q-App Automatická 2D kvantifikace (a2DQ), 29 Automatická kvantifikace pohybu srdce (aCMQ), 35 Elastografická analýza (EA), 95 Elastografická kvantifikace (EQ), 97 Kvantifikace Cardiac 3D (Cardiac 3DQ), 49 Kvantifikace vaskulárního plaku (VPQ), 89 Kvantifikace zátěže (SQ), 69 Mikrovaskulární zobrazování (MVI), 83 Navigátor fetálního srdce (FHN), 85 Navigátor mitrální chlopně (MVN), 63 Oblast zájmu (ROI), 73 Pokročilá kvantifikace Cardiac 3D (Cardiac 3DQ Advanced), 53 popis, 16 přehled, 16 Tloušťka intima media (IMT), 79

Zásady obecného zobrazování kvantifikace 3D (GI3DQ), 59

Zátěžová kvantifikace pohybu/mechaniky srdce (CMQ-Stress), 43

R

Referenční body označování MV, 64

ROI

akvizice snímku, 74 kompatibilita snímku, 101, 102 odkazy, 75 přehled, 73 základy, 73

S

Sady dat 2D, 27, 59, 101 3D, 27, 54, 64, 101, 105 Segmentace anulus MV, 64 letáky MV, 64 spojení MV, 64 srdce, 54, 64 Servis, zákaznický, 13 Sledování 2Ch/4Ch, 49 jednoduchý polygon, 49 Snímky 3D, 59 akvizice pro a2DQ, 31 akvizice pro aCMQ, 39 akvizice pro Cardiac 3DQ, 51 akvizice pro Cardiac 3DQ Advanced, 55 akvizice pro CMQ-Stress, 44 akvizice pro EA, 95 akvizice pro EQ, 98 akvizice pro modul FHN, 87 akvizice pro modul GI3DQ, 60 akvizice pro modul IMT, 79 akvizice pro modul MVN, 66 akvizice pro modul VPQ, 92 akvizice pro MVI, 84 akvizice pro oblast zájmu, 74 akvizice pro SQ, 70 analýza Color Kinesis, 31 analyzování, 31 čtyřobrazový pohled, 19 duální zobrazení, 19 export jednoho snímku, 27 export ve formátu AVI, 28 exportování, 27, 28 kompatibilita, 101 měření vzdálenosti, 59 možnosti prezentace, 19

odstraňování dat pacientů, 16 ovládací prvky panelu nástrojů, 21 porovnávání dat, 83 prezentace 3D dat, 59 rozšířené zobrazení, 19 segmentace, 90 výběr, 21 výběr rámců, 18 zmenšení hluku, 83 zobrazení, 19 Zobrazení iSlice, 19 zobrazení na celou obrazovku, 19 zobrazení postupné, 19 Snímky 2D, akvizice, 31, 39, 44, 70, 74, 84, 101 Snímky 3D pořizování, 51, 55, 60, 66, 105 SQ akvizice snímku, 70, 71 kompatibilita snímku, 101, 102 přehled, 69 základy, 70 Srdce segmentace, 54, 64 Srdeční cykly překrytí, 31 Šablony

Stopa	2Ch/	′4Ch,	49
-------	------	-------	----

U

Ultrazvukové systémy EPIQ režimy zobrazování na systémech 2D, 102 režimy zobrazování na systémech 3D, 105 Ultrazvukový systém, možnosti exportu obrazů, 27, 28 Určený způsob použití, 9

۷

VPQ

akvizice snímku, 92 kompatibilita snímku, 105 měření objemu plaku, 90 měření, plak, 89 odkazy, 92 přehled, 89 segmentace snímku, 90 základy, 90 Výsledky

kvantifikace, 26

w

Webové stránky, Philips, 13

Z Zákaznický servis, 13 Zobrazení celá obrazovka, 19 čtyřobrazový, 19 duální, 19 iSlice, 19 postupné, 19 rozšířené, 19 Zprávy skrývání dat pacientů, 16 Rejstřík