



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **20549** (13) **U**
(51) МПК
G09B 23/28 (2006.01)МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ**ОПИС
ДО ПАТЕНТУ
НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ**видається під
відповідальність
власника
патенту**(54) МЕДИЧНИЙ ФАНТОМ-МОДЕЛЬ ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ПЕРЕРОЗПОДІЛУ КРОВОООБІГУ У СПЛАНХНІЧНИХ СУДИНАХ**

1

(21) u200610333

(22) 28.09.2006

(24) 15.01.2007

(46) 15.01.2007, Бюл. № 1, 2007 р.

(72) Динник Олег Борисович

(73) Динник Олег Борисович

(57) 1. Медичний фантом-модель для ультразвукової візуалізації перерозподілу кровообігу у спланхнічних судинах, який складається з камери, заповненої оптично прозорим тканино-еквівалентним матеріалом, з двома пружними, водонепроникними, звукопроникними мембранами, закріпленими зверху і з одного боку камери, а також з системи трубопроводів, розташованих в цій камері і під'єднаних до компресора, що забезпечує циркуляцію штучної крові по системі, який **відрізняється** тим, що камера обладнана блоком регулятором ступеня опору руху крові в трубопроводах для імітації перерозподілу спланхнічного кровообігу, а тривимірна система трубопроводів складається з сегмента, що імітує перепад діаметра судин по ходу потоку крові (аорта та магістральні судини), сегмента, що імітує систему 3D розгалуження з 5-ти трубок прямолінійної, дугоподібної, петлеподібної і спіральної будови (що імітують спланхнічні органи та позаоргани судини), сегмента, що імітує зону зі 6-ступеневим регулятором двостороннього дискретного звуження (стенозу) просвіту трубопроводу (від повної прохідності до повної оклюзії), для імітації доплерівських феноменів у зоні локального гемодинамічного перепаду, сегмента, що імітує у зоні розгалуження 5-ти спланхнічних судин взаємний паралельний хід двох гілок з прямим і зворотним рухом штучної крові в тонких трубопроводах і взаємозалежність кровообігу у одноіменних артеріях і венах живильних органних судинних ніжок чи магістральних судин кінцівок, сегмента, що імітує механізм гідралічного плавного перерозподілу потоків крові зі змінним ступенем пропускання рідини до 3-х тонких судин-трубопроводів (від повної прохідності до повної оклюзії), що приводить до перерозподілу потоків рідини в усіх 5-ти гілках-трубопроводах для імітації гемодинамічних феноменів перерозподілу спланхнічного кровотоку при фізіологічних умовах травлення та при розвитку стенозно-оклюзуючої патології абдомінальних ар-

2

терій, з чим стикається ангіологічне доплерівське УЗ-дослідження.

2. Медичний фантом згідно з пунктом 1, який **відрізняється** тим, що жорсткі стінки камери виконані з оптично прозорого і звуконепроникного матеріалу.

3. Медичний фантом згідно з пунктом 1, який **відрізняється** тим, що мембрани стінки камери для ультразвукового сканування виконані з пружного непрозорого матеріалу, який пропускає ультразвукове випромінювання.

4. Медичний фантом згідно з пунктом 1, який **відрізняється** тим, що камера закріплена на станині моторного відсіку, до якого вміщено компресор, що має ступінчастий регулятор швидкості прокачування штучної крові, блок електроживлення.

5. Медичний фантом згідно з пунктом 1, який **відрізняється** тим, що до моторного відсіку також вміщено механізм гідралічного плавного перерозподілу потоків крові зі змінним ступенем пропускання/опору проходженню рідини до 3-х тонких судин-трубопроводів (від повної прохідності до повної оклюзії), для імітації гемодинамічних феноменів при перерозподілі спланхнічного кровотоку.

6. Медичний фантом згідно з пунктом 1, який **відрізняється** тим, що на боковій стінці моторного відсіку розташовано три роликові регулятори механізму гідралічного плавного перерозподілу потоків крові зі змінним ступенем пропускання/опору проходженню рідини.

7. Медичний фантом згідно з пунктом 1, який **відрізняється** тим, що має у зоні розгалуження 5-ти спланхнічних судин взаємний паралельний хід двох гілок з прямим і зворотним рухом штучної крові в тонких трубопроводах, що імітує взаємозалежність кровообігу у одноіменних артеріях і венах живильних органних судинних ніжок чи магістральних судин кінцівок.

8. Медичний тренажер згідно з пунктом 1, який **відрізняється** тим, що система трубопроводів має магістраль з перепадом діаметрів просвіту судин по ходу потоку крові, що імітує аорту та спланхнічні магістральні судини.

9. Медичний тренажер згідно з пунктом 1, який **відрізняється** тим, що система трубопроводів має зону змінного звуження кровоносної магістральної судини на прямолінійному відрізку з плавним

(13) **U**(11) **20549**(19) **UA**

з двох сторін судини змінним ступенем діаметра звуження (від повної прохідності до повної оклюзії), для імітації доплерівських феноменів у зоні локального гемодинамічного перепаду.

10. Медичний фантом згідно з пунктом 1, який **відрізняється** тим, що на 2-х бокових протилежних стінках камери розташовано 2 роликові регулятори змінного звуження кровносної магістральної судини на прямолінійному відрізку з плавним з двох сторін судини змінним ступенем діаметра звуження.

11. Медичний фантом згідно з пунктом 1, який **відрізняється** тим, що трубопроводи виконані з проникного для ультразвукового випромінювання матеріалу.

12. Медичний фантом згідно з пунктом 1, який **відрізняється** тим, що прокачувана по трубопроводу штучна кров являє собою суспензію неорга-

нічного оксиду з розміром часточок 5-30 мікрон, стійку до зсідання.

13. Медичний фантом згідно з пунктом 1, який **відрізняється** тим, що прокачувана рідина також містить консервант.

14. Медичний фантом згідно з пунктом 1, який **відрізняється** тим, що прозорий тканино-еквівалентний матеріал, який заповнює камеру, має ультразвуковий опір, що є еквівалентним опору тканин черевної порожнини.

15. Медичний фантом згідно з пунктом 1, який **відрізняється** тим, що тренажер також включає кожух-ширму, виконаний з непрозорого матеріалу, що надівається на камери і перешкоджає попередньому візуальному аналізу вмісту камери лікарем-стажером, що проводить ультразвукове сканування.

Корисна модель стосується медичних пристроїв, а саме медичного фантому, як моделі для ультразвукової візуалізації перерозподілу кровообігу у спланхнічних судинах для вивчення фізіологічних та патологічних станів, пов'язаних зі змінами кровопостачання органів черевної порожнини та підвищення кваліфікації лікарів ангіологів, гастроентерологів, абдомінальних хірургів та фахівців з ультразвукової діагностики (УЗД).

У виникненні та прогресі значної кількості захворювань органів черевної порожнини відіграють порушення їх кровопостачання, зокрема гострі та хронічні запалення печінки, підшлункової залози, шлунка та кишківника, а також їх ішемічні ураження, портальна гіпертензія та цироз печінки, спленомегалія, приживлення трансплантату печінки. В фізіологічних умовах важливим механізмом є саме перерозподіл артеріального кровопостачання названих органів в залежності від їх функціонального навантаження під час травлення за рахунок змін периферичного судинного опору кровообігу. Загалом ці органи отримують близько 30-45% від серцевого ударного об'єму, що свідчить про життєву значущість кровопостачання цих органів. Весь цей об'єм крові від спланхнічних органів по тому збирається у ворітну вену та разом з кров'ю з печінкової артерії проходить через синусоїди печінки до нижньої порожнистої вени. Саме механізми перерозподілу та інструментальної реєстрації цього кровообігу становлять інтерес для гастроентерології, абдомінальної хірургії та судинної діагностики (УЗ ангіології та рентгенангіографії). Моделювання анатомії, фізіології та патофізіології кровопостачання спланхнічних судин є важливою засадою для успішної УЗ доплерографічної діагностики. В УЗ судинній діагностиці, зокрема доплерівських режимах кольорового картування потоків та спектральній доплерографії значні труднощі викликані анатомічними особливостями судинної спланхнічної системи, а саме: зміни по ходу кровообігу діаметрів судини та їх чисельними розгалуженнями, звивистістю та складним просторовим розташуванням. Ускладнюється ситуація

ще більше у фазу травлення, коли послідовний рух харчового субстрату по травному каналу, як по конвеєру, вмикає послідовно функції різних відтинків шлунково-кишкового тракту (ШКТ) та паренхіматозних органів, що його стосуються (слинні залози, печінка, підшлункова залоза, селезінка). Це є основою послідовного перемикавання в об'ємі артеріального кровопостачання та венозного відтоку цих відтинків ШКТ та названих паренхіматозних органів. Виникнення та прогрес патології призводить до ще більшого ускладнення схем перерозподілу артеріального кровопостачання та венозного відтоку. Може різко і непередбачено змінюватись геометрія просторового розташування судин. Все це спричиняє труднощі у лікарів гастроентерологів та абдомінальних хірургів у сприйнятті, розумінні змін спланхнічного кровопостачання та прийнятті діагностичних та лікувальних заходів. В той же час для лікаря-фахівця з УЗД ці ж явища призводять до труднощів у багатоплощинній орієнтації УЗ датчика відносно судинного басейну, оптимальних налаштувань акустичних регуляцій УЗ приладу для отримання адекватної для тлумачення та діагностичної інтерпретації УЗ дво- та тривимірної Візуалізації, просторового доплерівського картування її спектрального доплерівського обчислення швидкості та опору в різних судинах спланхнічного басейну людини. Труднощі діагностики пов'язані ще й з браком умов для чіткої візуалізації судин зони інтересу через акустичні вікна, складною просторовою їх орієнтацією та великими індивідуальними варіаціями ангіоархітекtonіки. Уникнути частини цих діагностичних труднощів можливо при підвищенні інформованості та кваліфікації лікаря-гастроентеролога, хірурга та фахівця з УЗД завдяки попередньому тренуванню їх просторої уяви про тривимірну геометрію спланхнічних судин, можливість перерозподілу їх кровопостачання від часу та фаз травлення за допомогою технологій УЗ ангіологічної реконструкції (у сірій шкалі, доплерівському картуванні) та спектральної доплерографії на фантомі, тобто тривимірної моделі спла-

нхнічної кровоносної системи з можливістю перерозподілу потоків рідини, що імітує кров, та змін швидкості її руху.

Були спроби розробити штучну модель кровоносної системи призначену для тренування фахівців з ультразвукової діагностики, наприклад, на сайті <http://www.fantom.suite.dk/361.htm> описується доплерівський фантом модель 361, фірми Danish Phantom Design, що являє собою камеру заповнену тканино-еквівалентним матеріалом, що має ультразвуковий опір який є еквівалентним опорі тканин печінки, з гнучкою водонепроникною мембраною закріпленою зверху і системою трубопроводів розташованих в цій камері в одній площині, по яким під дією компресора циркулює штучна кров. Причому трубопровід складається з 2-х (прямолинійної і криволінійної) трубок, що імітують судини, і на прямолинійній трубці виконано ще й статичне звуження, що моделює таку патологію, як стеноз.

Недоліком згаданого пристрою є, по перше, неможливість одержання тривимірної (3D) геометрії досліджуваної зони судин, що обумовлено конструктивними обмеженнями пристрою (можливість одержання двовимірної (2D) системи судин), і, по друге, відсутність можливості динамічного регулювання розміру звуження кровоносної судини, яке в згаданому пристрої є фіксованим. Перерозподіл потоків у часі між різними трубопроводами в цьому пристрої взагалі неможливий. Серед недоліків запропонованого пристрою слід згадати складність його обслуговування, що обумовлено використанням в якості штучного заміниника крові 5% водного розчину Родалону.

Тому задачею корисної моделі було створення фантому для ультразвукової візуалізації перерозподілу кровообігу у спланхнічних судинах для розвитку і вдосконалення знань лікарів гастроентерологів та абдомінальних хірургів, а також для тренування навичок доплерівського та ангіологічного УЗ-дослідження і просторової уяви фахівців УЗ діагностики про 3D геометрію спланхнічних судин на основі сучасних технологій 3D УЗ реконструкції судин у сірій шкалі та доплерівських режимах кольорового картування потоків та реєстрації спектральної доплерограми.

Поставлена задача вирішується шляхом розробки медичного фантому-моделі для ультразвукової візуалізації перерозподілу кровообігу у спланхнічних судинах, який складається з камери, наприклад у формі паралелепіпеду, заповненої оптично-прозорим тканино-еквівалентним рідким матеріалом, з двома пружними водонепроникними звукопроникними мембранами, закріпленими на стінках камери зверху і з одного боку, 3D системи паралельно і послідовно з'єднаних трубопроводів різних діаметрів, розташованих в цій камері і під'єднаних до компресора, що забезпечує циркулювання по трубопроводах суспензії, що штучно імітує кров. Крім того, ванна обладнана регулятором просвіту магістрального трубопроводу, що йде від компресора, а три трубопроводи меншого діаметра на виході крові з них обладнані регуляторами просвіту, що через зміни опорі рідини змінюють перерозподіл потоку у всіх гілках-трубопроводах.

Сама 3D система трубопроводів складається з 5-х функціональних сегментів, що імітують (1) перепад діаметра спланхнічних судин (аорта та магістральні судини) по ходу потоку крові від серця, (2) систему 3D просторового розгалуження з 5-х трубок прямолинійної, дугоподібної, петлеподібної і спіральної будови (що імітують спланхнічні органні ніжки та позаорганні судини), (3) зону патологічного звуження кровоносної магістральної судини на прямолинійному відрізку зі 6-ти ступеневим дискретним звуженням діаметра з двох сторін судини (1-ша позиція - повна прохідність 100%; далі % звуження по діаметра: 2-га позиція - 30%, 3-тя позиція - 50%, 4-та позиція - 70%, 5-та позиція - 98%, 6-та позиція - повна оклюзія), для точної імітації діагностично значущих доплерівських феноменів у зоні локального гемодинамічного перепаду, а також (4) у зоні розгалуження 5-ти спланхнічних судин взаємний паралельний хід 2-х гілок з прямим і зворотним рухом штучної крові в тонких трубопроводах, що імітує взаємозалежність кровообігу у одноіменних артеріях і венах живильних органних судинних ніжок (наприклад селезінкових, ниркових) чи магістральних судин кінцівок, а також, головне, (5) механізм гідравлічного плавного перерозподілу потоків крові зі змінним ступенем пропускання рідини до 3-х тонких судин-трубопроводів (від повної прохідності до повної оклюзії), що призводить до перерозподілу потоків рідини у всіх 5-ти гілках-трубопроводах (2) для імітації гемодинамічних феноменів перерозподілу спланхнічного кровообігу у фізіологічних умовах травлення та при розвитку стенозно-оклюзуючої патології абдомінальних артерій, з чим постійно стикається ангіологічне доплерівське УЗ-дослідження в реальних умовах.

Суть корисної моделі далі розкривається за допомогою наступних креслень, на яких схематично зображений розроблений фантом, що заявляється.

Фіг.1 - загальний вигляд медичного фантому моделі,

Фіг.2 - вертикальний розріз медичного фантому-моделі.

Медичний фантом-модель складається з камери (1) закріпленої на станині машинного відсіку (2), в якому розміщено та закріплено компресор (3), блок клапанного механізму гідравлічного плавного перерозподілу потоків штучної крові (4) зі змінним ступенем пропускання/опору проходженню рідини по трьох тонких судинах-трубопроводах (5), зони з 5-ти трубопроводів (6). На боковій стінці моторного відсіку розташовано 3 роликові регулятори механізму гідравлічного перерозподілу потоків (7). Камера (1) складається з трьох оптично прозорих бокових панелей (8), двох панелей з отворами затягнутими непрозорими пружними водонепроникними, звукопроникними мембранами (9) і акустично демферованого дна (10). В камері (1) розташована 3D система трубопроводів, на якій закріплений регулятор просвіту магістрального трубопроводу (11), і яка сполучена з компресором (3) за допомогою шлангів (12).

Розроблений винахідником пристрій представляє собою камеру, наприклад, форми паралелепіпеду виконану з оптично прозорого матеріалу. Згадана камера може бути виготовлена, напри-

клад, з оргсгла. Верхня і одна з бокових стінок згаданої камери мають отвори, що складають, принаймні, 70% площини цих стінок і ці отвори затягнуті пружинами, водонепроникними, звукопроникними мембранами виготовленими з непрозорого матеріалу, такого як, наприклад, гума, силікон, гнучкий пластик (ленемет-шкіра), тощо. В переважному втіленні корисної моделі пружним водонепроникним матеріалом є гнучкий пластик (ленемет-шкіра). Вибір матеріалу обумовлений необхідністю імітації поверхні шкіри кризь яку проводиться ультразвукове сканування. У випадку більш жорстких матеріалів буде мати місце значне акустичне затування з послабленням корисного УЗ сигналу.

Камера кріпиться зверху до станини (моторного відсіку), де розташовані і закріплені компресор, що має ступінчастий регулятор швидкості роботи компресора, блок електричного живлення та блок клапанного механізму гідравлічного плавного перерозподілу потоків штучної крові зі змінним ступенем пропускання рідини до трьох тонких судин-трубопроводів.

На дно камери нанесене демпфувальне покриття, яке складається з куточкових відбивачів-розсіювачів УЗ випромінювання, з метою уникнення зайвих артефактів на УЗ зображенні.

Камера заповнена прозорим рідким тканино-еквівалентним матеріалом, що має ультразвуковий опір, що є еквівалентним опору м'яких тканин черевної порожнини. Наприклад, камера може бути заповнена водою або водним розчином гліцерину або агару або іншою прийнятною рідкою речовиною. В будь-якому випадку, ця речовина повинна бути оптично прозорою і мати ультразвуковий опір еквівалентний опору живих тканин і органів черевної порожнини. Тканино-еквівалентний матеріал може бути доповнений консервантом для перешкодження розмноження бактеріальної і грибової мікрофлори.

У камері під кутом до дна в межах від 30° до 60° (для узгодження похибок кута при доплерографії) розташована система трубопроводів, що складається з трьох функціональних сегментів, які імітують (1) перепад діаметра судин по ходу потоку крові (аорта та магістральні судини), (2) систему тривимірного розгалуження з 5-х трубок прямолинійної, дугоподібної, петлеподібної і спіральної будови (що імітують органи та позаоргани спланхнічні судини), а також (3) зону патологічного звуження кровоносної магістральної судини на прямолинійному відрізку зі 6-ти ступеневим дискретним звуженням діаметра з двох сторін судини (1-ша позиція - повна прохідність 100%; далі % звуження по діаметра: 2-га позиція - 30%, 3-тя позиція - 50%, 4-та позиція - 70%, 5-та позиція - 98%, 6-та позиція - повна оклюзія), для точної імітації діагностично значущих доплерівських феноменів у зоні локального гемодинамічного перепаду, а також (4) у зоні розгалуження 5-ти спланхнічних судин взаємний паралельний хід 2 гілок з прямим і зворотним рухом штучної крові в тонких трубопроводах, що імітує взаємозалежність кровообігу у однойменних артеріях і венах живильних органних судинних ніжок (наприклад селезінкових, ниркових) чи магістральних судин кінцівок, а також, головне, (5) механізм гідравлічного плав-

ного перерозподілу потоків крові зі змінним ступенем пропускання рідини до 3-х тонких судин-трубопроводів (від повної прохідності до повної оклюзії), що призводить до перерозподілу потоків рідини у всіх 5-ти гілках-трубопроводах (2) для імітації гемодинамічних феноменів перерозподілу спланхнічного кровообігу у фізіологічних умовах травлення та при розвитку абдомінальної патології. На боковій стінці моторного відсіку розташовано три роликові регулятори механізму гідравлічного плавного перерозподілу потоків крові.

Згадані сегменти трубок виконані з проникного для ультразвукового випромінювання матеріалу і по формі імітують крупні магістральні судини і мілкі розгалужені судини із складною 3D архітектурою, вони повторюють фізіологічний і патологічний хід спланхнічних кровоносних судин та органних судин черевної порожнини людини. На підводящому магістральному відрізку трубопроводу розташовано регулятор просвіту трубопроводу з двома ручками керування виведеними на обидві бокові поверхні камери пристрою. За допомогою цього регулятора можна змінювати товщину просвіту згаданого трубопроводу і відповідно моделювати різний ступінь звуження спланхнічної кровоносної судини інтра- та екстравазальним патологічним процесом.

На відводящому кінці системи з п'яти трубопроводів, на виході їх з камери до моторного відсіку розташований регулятор просвіту виходу з трьох тонких трубопроводів з окремими для кожного трубопроводу ручками керування, виведених на одну з бокових поверхонь моторного відсіку-станини пристрою. За допомогою цього комплексу з трьох регуляторів можна змінювати величину просвіту виходу рідини зі згаданих трубопроводів і відповідно моделювати різний ступінь опору/прохідності в системі спланхнічних кровоносних судин, що лежить в основі фізіологічного механізму перерозподілу кровопостачання абдомінальних органів та впливи патологічних процесів на цей механізм. Блок регуляції перерозподілу кровообігу може бути виконано з металу, переважно з алюмінію чи латуні, оскільки повинен витримувати значні змінні механічні навантаження і гарантувати герметичність.

Система трубопроводів може бути виконана з будь-якого придатного матеріалу проникного для ультразвукового випромінювання, наприклад, трубки можуть бути виконані з поліетилену, прозорої силіконової гуми і інших полімерних матеріалів. В переважному втіленні корисної моделі трубки виконано з прозорої силіконової гуми. Діаметр і товщина цих трубок не є критичними параметрами, але вона є різною для імітування різних судин і руху по них крові в межах від 2 до 25мм.

Система трубопроводів за допомогою шлангів під'єднана до компресору, за допомогою якого через систему безперервно прокачується штучна кров, що являє собою водну суспензію неорганічного оксиду з розміром часточок 5-30 мікрон. Швидкість прокачування крові становить від 10 до 140см³/с і може корегуватись за допомогою ступінчатого регулятора на компресорі. Напрямок руху штучної крові не є критичним параметром і ніяким чином не впливає на одержувані результати. Роз-

міри часточок суспензії обумовлені відповідністю розмірам еритроцитів крові, що забезпечують приблизно 95% ультразвукового доплерівського сигналу крові і які мають розмір приблизно 7 мікрон. Для попередження зсідання суспензії вона додатково містить систему ПАВ (поверхнево-активних речовин), що перешкоджають осіданню і злипанню часточок суспензії. Крім того, суспензія містить консервант для перешкодження розвитку бактеріальної і грибової мікрофлори в штучній крові.

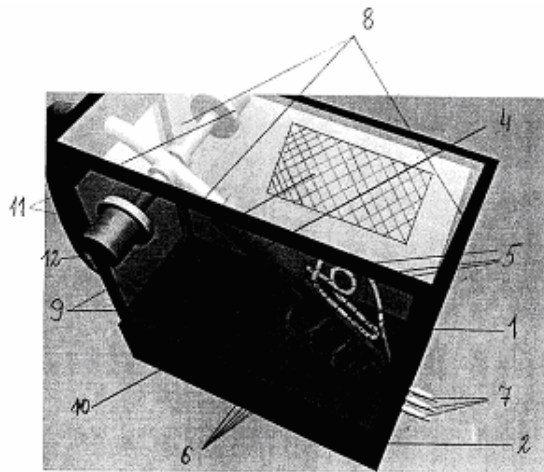
Також фантом-модель обладнана чотиригранною ширмою, виконаною з непрозорого матеріалу, що надівається коли цього вимагає процес тренування на камеру і перешкоджає прямому попередньому візуальному аналізу вмісту камери. Ця ширма перешкоджає і попередньому ознайомленню осіб, що тренуються на доплерівському фантомі, з інформацією про те, яка система тонких спланхнічних трубопроводів задіяна в конкретний момент механізмом імітації перерозподілу спланхнічного кровообігу, а також із ступенем стенозу магістрального трубопроводу (визначення феномену локального гемодинамічного перепаду).

Далі описується принцип роботи розробленого медичного фантому-моделі для ультразвукової візуалізації перерозподілу кровообігу у спланхнічних судинах.

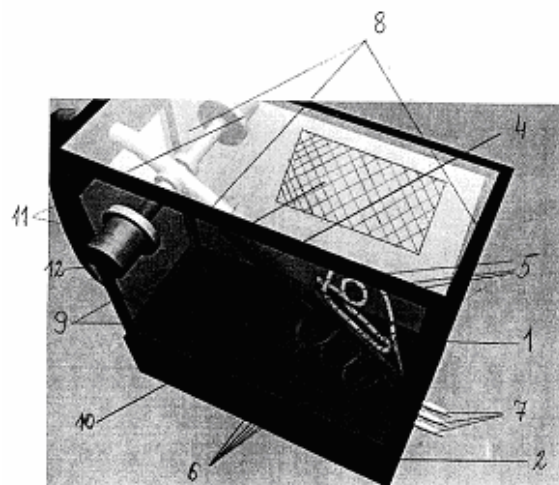
Після ввімкнення компресора фантому і початку руху штучної крові по системі трубопроводів лікар-викладач демонструє гастроентерологу чи хірургу геометрію розподілу спланхнічного кровообігу і можливості її зміни при підвищенні опору в тому чи іншому судинному басейні чи органі, в іншій ситуації оператор-викладач УЗД моделює перерозподіл кровообігу у трубопроводах спланхнічних судин 3-ма роликівими регуляторами механізму гідравлічного плавного перерозподілу потоків крові, виведеними на бокову стінку моторного відсіку та/або ступінь звуження магістральної судини за допомогою 2-х роликівих регуляторів, що розташовано на бокових стінках камери, одягає захисну кожух-ширму на камеру і пропонує особі, що проходить тренування провести ультразвукове сканування моделі кровоносних судин в трьох площинах, через обидві акустично-прозорі мембрани. При цьому лікарю-стажеру УЗД необхідно одержати тривимірну модель спланхнічних судин досліджуваної зони, визначити взаєморозташу-

вання трубопроводів різного діаметра, як моделі аорти і спланхнічних кровоносних судин і зробити висновок про наявність локального гемодинамічного перепаду і ступінь стенозу судини. Потім йому треба визначити перерозподіл кровообігу між тонких трубопроводів-моделей спланхнічних судин, опір в яких викладач може динамічно регулювати аж до виключення окремих з кровообігу. Після одержання всіх цих результатів лікарю з УЗД, що проходить тестування, дозволяють зняти ширму і візуально ознайомитись з реальним розташуванням системи трубопроводів, їх прохідності і задіяності у кровообігу і порівняти її з одержаною тривимірною УЗ картиною ангіоархітекτονіки, зі схемою перерозподілу спланхнічного кровообігу по гілках-трубопроводах, а також ступенем звуження кровоносної судини (локальним гемодинамічним перепадом (Fig.3), реверберацією (Fig.4)).

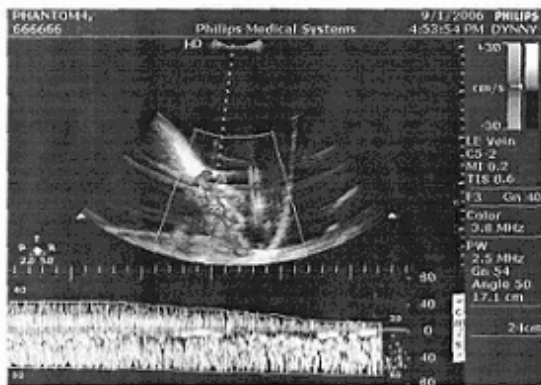
Як показали експериментальні дослідження, а також на основі відгуків фахівців з ультразвукової діагностики, винахідник зробив висновки: розроблений пристрій дозволяє одержати точну тривимірну модель досліджуваної зони судин завдяки забезпеченню можливості проведення УЗ сканування в трьох перпендикулярних площинах, а також покращити орієнтування і навички фахівців з УЗД при встановленні факту і ступеня перерозподілу спланхнічного кровообігу, діагнозу недостатнього кровопостачання (ішемії) органів черевної порожнини і стенозування спланхнічних органних та магістральних судин. Точно відомий діаметр судини та покрокове управління швидкістю проходженню спеціальної суспензії, що імітує потік часточок крові, дозволяє вивчати різні патологічні феномени (локальний геодинамічний перепад, турбуленцію, аляйзинг, реверберацію, вплив зміни геометрії потоку на сонографічні дані), а прозорість стінок та середовища фантому гарантують відстрочений візуальний аналіз та самоконтроль УЗ фахівцю за результатами реконструкції УЗ зображень судин фантому та гемодинамічних феноменів. Важливим корисним результатом фантому-моделі є можливість підвищити уяву лікарів УЗД, гастроентерологів і абдомінальних хірургів про механізми фізіологічного та патологічного регулювання перерозподілу спланхнічного кровообігу за рахунок змін судинного опору.



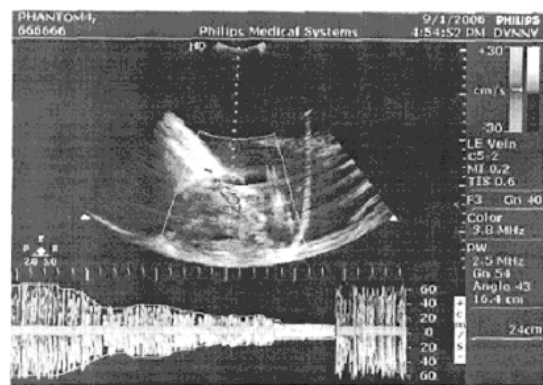
Фиг.1



Фиг.2



Фиг.3



Фиг.4