

ПРИБОРЫ И НЕКОТОРЫЕ МЕТОДЫ ИМПУЛЬСНОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ БЫСТРОПРОТЕКАЮЩИХ ПРОЦЕССОВ

УДК 621.386.12:621.386

Е. И. Биченков, Е. И. Пальчиков

Институт гидродинамики им. М. А. Лаврентьева СО РАН,
630090 Новосибирск

Приведено описание принципиальных особенностей конструкции разработанных в Институте гидродинамики СО РАН импульсных рентгенографов ПИР и сравнение их параметров с известными приборами фирм Hewlett-Packard и Scanditronics. Описано несколько методик повышения информативности рентгенографии, использующих большую спектральную ширину излучения импульсных приборов ПИР. Приведен пример получения картины распределения плотности кавитирующей жидкости в нескольких сечениях при использовании простейших методов компьютерной обработки изображений.

1. ИМПУЛЬСНЫЕ РЕНТГЕНОВСКИЕ СИСТЕМЫ ПИР

Для обеспечения научных исследований простыми, мощными и недорогими источниками импульсного рентгеновского излучения в лаборатории импульсной электрофизики ИГиЛ была разработана серия импульсных приборов, получивших название ПИР как сокращение слов «переносной импульсный рентгенограф» [1, 2]. Чтобы получить короткий и интенсивный импульс излучения и сделать систему приемлемой для импульсной радиографии, в этих приборах соединены тщательно спроектированный импульсный высоковольтный резонансный трансформатор, малоиндуктивная вторичная цепь и отпаянная рентгеновская трубка с холодным катодом. Диапазон напряжений от 100 до 1200 кВ перекрыт приборами ПИР.

Две основные модификации переносных импульсных рентгенографов предназначены для регистрации быстропротекающих процессов в средах малой и средней плотности (ПИР-100/240) и в средах средней и большой плотности (ПИР-600/1200). Каждый из приборов допускает сборку на несколько рабочих напряжений и реально представляет собой семейство аппаратов: ПИР-100/240 — на напряжения 100, 150, 240 кВ, а ПИР-600/1200 — на напряжения 600 и 1200 кВ. Аппарат ПИР-600 выпускался серийно заводом «Севкаврентген» в объеме, удовлетворявшем большинство испытательных взрывных и баллистических стендов СССР. ПИР-100/240 выпускался мелкими партиями НИИИнтроскопии (г. Москва) и использовался во многих исследовательских центрах от Москвы до Красноярска.

Исследования преобразования энергии и генерации рентгеновского излучения в импульсных рентгеновских трубках с холодным катодом позволили сформулировать следующие новые принципы, оказавшиеся решающими для разработки и создания высокоэффективных импульсных рентгеновских источников.

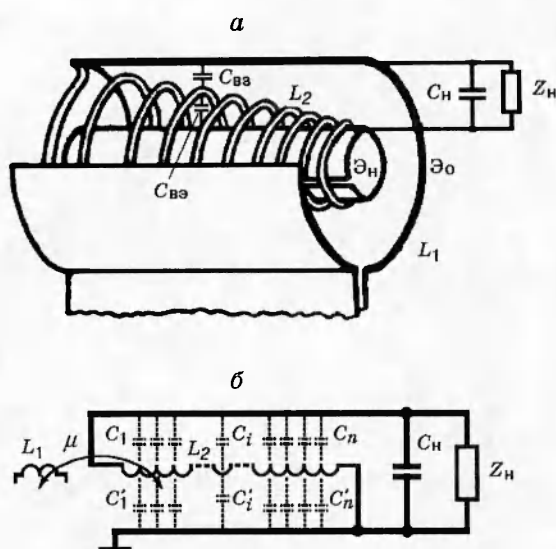


Рис. 1. Трансформатор с компенсацией электрических зарядов на витках вторичной обмотки (а) и его эквивалентная электрическая схема (б):

L_1, L_2 — первичная и вторичная обмотки трансформатора; $C_1, C_i, C_n, C_{вз}$ — емкости витков вторичной обмотки с накопительным высоковольтным электродом $\mathcal{E}_н$; $C'_1, C'_i, C'_n, C_{вз}$ — емкости витков вторичной обмотки с заземленным электродом $\mathcal{E}_о$; C_n — емкость электродов, подсоединенных к нагрузке (рентгеновской трубке); Z_n — нагрузка

1.1. Компенсация электрических зарядов на вторичной обмотке импульсного трансформатора. Обмотка обладает как собственной межвитковой емкостью, так и емкостью витков — земля $C_{вз}$. Из-за малости времени коммутации разрядного промежутка трубки разряжаются только емкости $C_{вз}$ ближайших к трубке витков, и значительная часть зарядов остается на витках. При этом могут возникать пробой между витками как за счет резкого падения напряжения на короткой дистанции, так и за счет многократных отражений от концов обмотки волны, возникающей при пробое рентгеновской трубки. Введение в трансформатор двух коаксиальных электродов $\mathcal{E}_н$ и $\mathcal{E}_о$, подсоединенных к концам обмотки (рис. 1), привело к созданию дополнительной емкости каждого витка с высоковольтным электродом $C_{вз}$. При надлежащем изменении плотности намотки витков (в первом приближении $\propto r^{-3}$) это позволило на каждом витке компенсировать заряд, возникающий на емкости $C_{вз}$, зарядом на $C_{вз}$, равным ему по величине и противоположным по знаку, и согласовать емкостное распределение напряжений на витках с наводимой на них ЭДС индукции. Тем самым удалось решить указанные выше проблемы с зарядами на вторичной обмотке и создать высокоэффективный ударный трансформатор, согласованный с импульсной рентгеновской трубкой с холодным катодом [3].

Созданные устройства учитывают также требование того, чтобы все электроды коаксиального конденсатора, в котором находится вторичная обмотка, были прозрачными для магнитного поля. Соответствующие технические решения отражены в ряде авторских свидетельств [4] и патентов [5–7].

1.2. Повышение коэффициента связи обмоток трансформатора и его энергетической эффективности вследствие введения в его конструкцию специальных элементов, уменьшающих рассеяние магнитного потока. Плотность энергии, запасаемая на единицу массы в ферромагнетике ($\sim 0,2 \div 0,5$ Дж/кг), существенно уступает плотности энергии для емкостных накопителей. Требование минимального времени задержки между подачей импульса запуска и рентгеновской вспышкой (обычно не более $1 \div 2$ мкс) ограничивает сверху период колебаний в связанных контурах и, следовательно, их индуктивность. Таким образом, применение ферромагнитных сердечников нежелательно как по соображениям быстродействия, так и по требованиям портативности и малого веса. С другой стороны, отказ от использования ферромагнетиков катастрофически сни-

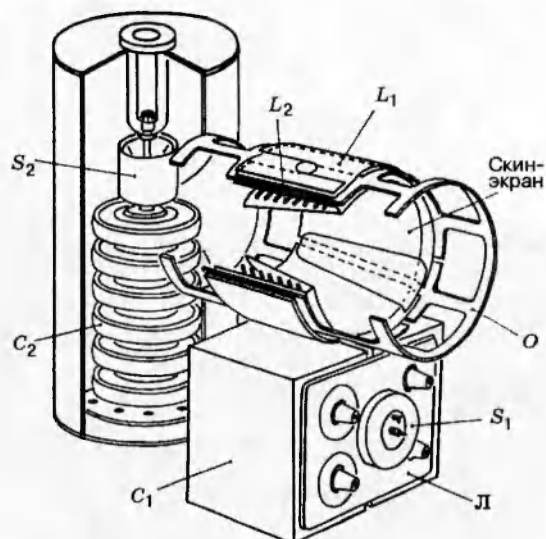


Рис. 2. Конструкция прибора ПИР-100/240 со скин-экраном в импульсном трансформаторе:

L_1, L_2 — первичная и вторичная обмотки; C_1, C_2 — емкости первичного и вторичного контуров; S_1 — управляемый разрядник первичного контура; S_2 — высоковольтный разрядник-обостритель; $Л$ — малоиндуктивная ошиновка первичного контура; O — магнитопрозрачный герметичный корпус

жает коэффициент связи и КПД трансформатора, так как для обеспечения высоковольтной изоляции приходится располагать обмотки на значительном расстоянии друг от друга.

Выход из указанных затруднений удалось найти, используя способность проводящих оболочек в режиме резкого скин-эффекта деформировать магнитное поле. Нормальная компонента магнитного поля вблизи такой оболочки близка к нулю. Придавая поверхности оболочки необходимую форму, используя разрезы, наложения и отверстия, можно в довольно широких пределах формировать магнитный поток в трансформаторе и управлять такими его параметрами, как коэффициент связи и распределение напряжения между обмотками и вдоль витков. В аппарате ПИР-100/240, схематический разрез которого показан на рис. 2, такая оболочка сложной формы, называемая нами скин-экраном, увеличивает долю потока от первичной обмотки через вторичную [8], в ПИР-600/1200 — выравнивает распределение потока магнитного поля вдоль оси вторичной обмотки, уменьшая неоднородность ЭДС индукции и вероятность пробоев.

1.3. Формирование мощного импульса рентгеновского излучения в триодной трубке с перезаряжающимся электродом. Крутизна нарастания напряжения трансформаторных источников обычно недостаточна для эффективной работы диодной трубки и требует применения обострителей. Для высоковольтных аппаратов газовый разрядник-обостритель во вторичной цепи, коммутирующий заряд ударной емкости на рентгеновскую трубку, становится дорогим, сложным, громоздким и опасным. В аппаратах ПИР-600/1200 введение дополнительного изолированного третьего электрода в трубку позволило решить эту задачу оригинальным и экономичным методом [3, 9]. Форма,

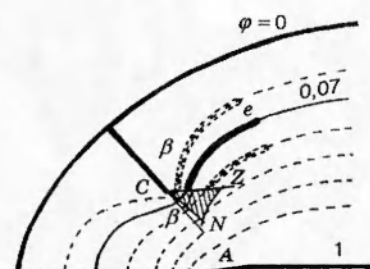


Рис. 3. Распределение электрического поля в триодной трубке перед пробоем

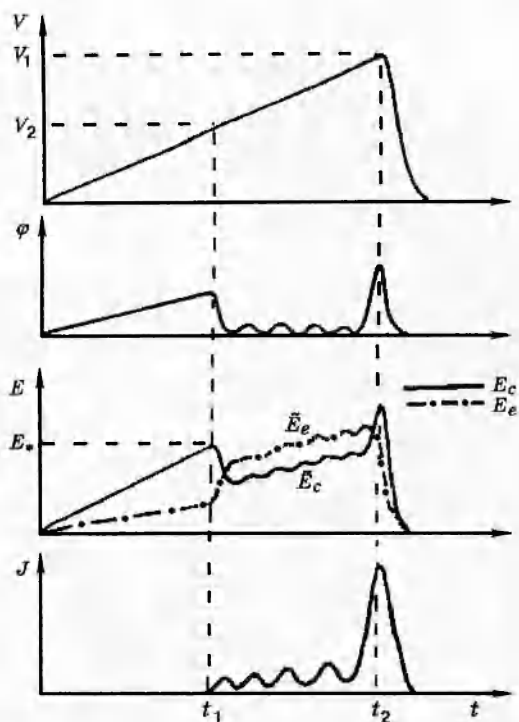


Рис. 4

Рис. 4. Зависимости напряжения V , потенциала третьего электрода φ , электрического поля на остриях электрода E_e и катода E_c , тока J в процессе работы трубки с перезаряжающимся электродом (расчет)

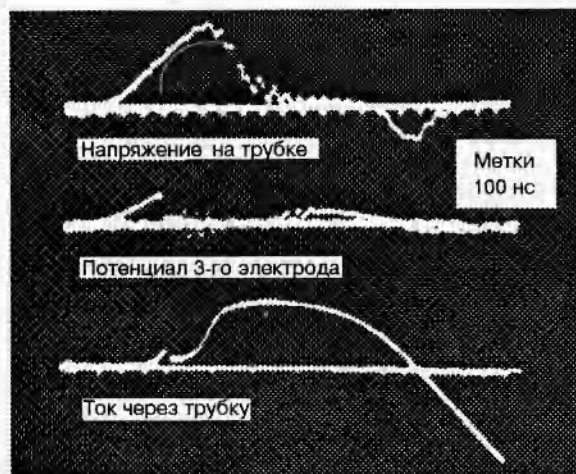


Рис. 5

Рис. 5. Осциллограммы напряжения, потенциала третьего электрода и разрядного тока в трубке с перезаряжающимся электродом

размеры и расположение этого электрода выбираются так, чтобы обеспечить распределение электрического поля в трубке, приводящее к двум последовательным перезарядкам электрода при плавном повышении напряжения на трубке, и тем самым привести к повышению рабочего напряжения, разрядного тока и лучевой отдачи трубки в несколько раз. Третий электрод в разработанной нами трубке исполняет роль коммутатора, задерживая в результате первой перезарядки (пробой с катода на электрод) развитие плазменных процессов на катоде трубки, а после повышения напряжения на трубке и начала разряда с острия электрода на анод (вторая перезарядка) поджигает промежуток катод — электрод, обеспечивая сильноточный разряд ударной емкости через трубку.

Импульсные рентгеновские трубки с перезаряжающимся электродом разработаны на рабочее напряжение 600 и 1200 кВ. Расположение электродов в вакуумном промежутке трубок и конфигурация электрического поля перед пробоем показаны на рис. 3. Трубка ИА-8 с рабочим напряжением 600 кВ серийно выпускалась объединением «Светлана» (г. Ленинград).

На рис. 4 показаны расчетные графики напряжения, потенциала третьего электрода, электрических полей и тока, на рис. 5 — экспериментальные осциллограммы напряжения, потенциала третьего электрода и тока в такой трубке.

Сравнительные параметры импульсных рентгеновских приборов

Параметры	HP43733A	ScFl-300	ПИР-100/240
Рабочее напряжение, кВ	300	100–300	100–240
Ток, кА	5	10	4
Доза в импульсе, 10^{-7} кал/кг*	20,8	23,4	2,6–23,4***
Длительность вспышки, нс	30	20	20; 80**
Размер фокусного пятна, мм	5	1	2–3
Вес, кг	146	200	55
Параметры	HP43734A	ScFl-600	ПИР-600М
Рабочее напряжение, кВ	450	250–600	600
Доза в импульсе, 10^{-7} кал/кг*	52	78	18,4
Длительность вспышки, нс	25	20	100
Размер фокусного пятна, мм	5	1	3
Вес, кг	230	350	80

Примечания. * на расстоянии 1 м от анода, ** для различных трубок, *** для различных напряжений и различных трубок.

1.4. Сравнение параметров приборов ПИР с соответствующими приборами фирм Hewlett-Packard и Scanditronics. Характеристики разработанных приборов ПИР приведены в таблице. Отличительная особенность этих приборов — использование формирующей линии, которая для ПИР-600/1200 представляет собой коаксиал с масляной изоляцией, а в ПИР-100/240 состоит из ударной емкости и отрезка кабеля. В последнем приборе возможно одновременное подключение одной или двух рентгеновских трубок на гибком кабеле длиной до 6 м. В таблице также приведены данные о приборах HP43733A, HP43734A фирмы Hewlett-Packard (США) [10, 11] и Scandiflash ScFl-300, ScFl-600 фирмы Scanditronics (Швеция — Англия) [12].

Аппарат ПИР-100/240 по дозовым характеристикам практически не отличается от зарубежных аналогов. Аппарат ПИР-600/1200 обладает дозовыми характеристиками, достаточными для съемки однократных процессов на расстоянии фокус — пленка до 2 м. Все аппараты типа ПИР имеют в несколько раз меньшие габариты, вес и рекордно малое энергопотребление — не более 15 Вт.

Независимость от вспомогательных коммуникаций (сжатого газа, вакуумной системы и т. п.), малый вес и простота энергообеспечения от обычной сети переменного тока или 12-вольтового аккумулятора определили простоту установки и эксплуатации систем типа ПИР. Надежность, относительная простота ремонта и низкая стоимость отличают приборы типа ПИР и сделают их удобными и приемлемыми для широкого круга лабораторий. Жидкий диэлектрик демпфирует удары, передаваемые на внутренние детали, что является серьезным преимуществом при использовании аппаратов на взрывных стендах и баллистических трассах.

2. НЕКОТОРЫЕ НОВЫЕ МЕТОДЫ ИМПУЛЬСНОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ

2.1. Использование особенностей рентгеновского спектра приборов ПИР. Особенности рентгеновского спектра аппаратов ПИР позволяют контролировать одновременно на одном снимке широкий диапазон толщин и плотностей. При использовании рент-

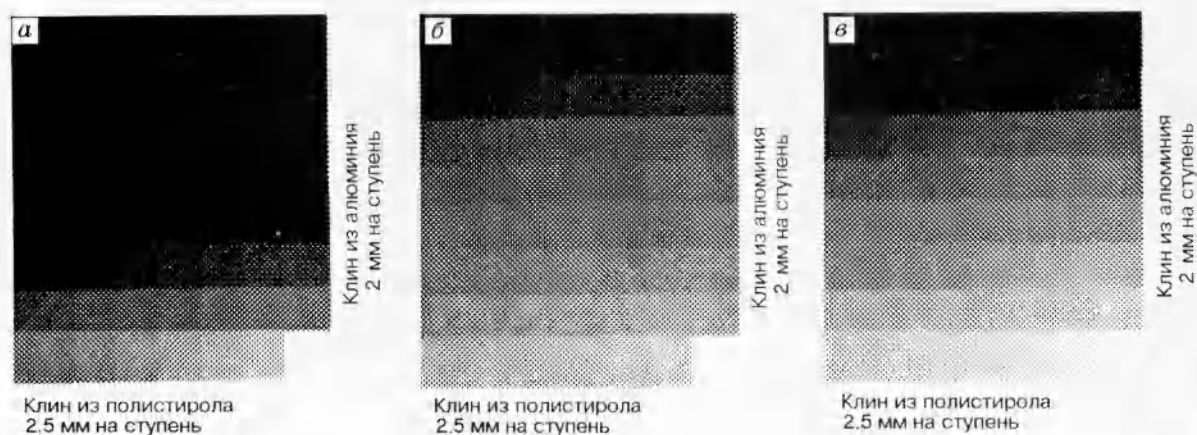


Рис. 6. Тестовые рентгенограммы двух поперечных ступенчатых клиньев из полистирола и алюминия, полученные на передней стороне пленки без усиливающего экрана (а), на тыльной стороне пленки с усиливающим экраном (б) и совместное изображение с обеих сторон пленки (в)

геновских трубок с вольфрамовым катодом и бериллиевым окном (ИМА5-320Д, ИМА6-Д) спектр излучения приборов ПИР-100/240 пригоден для регистрации объектов от 0,1 мм воды до 25 мм стали.

Спектр излучения импульсного рентгеновского аппарата изменяется в процессе вспышки, а сам снимок содержит интегральную информацию о прохождении широкого спектра частот излучения через объект. Наш опыт показывает, что наиболее широкий диапазон толщин на одном снимке можно получить, убрав передний экран и оставив один усиливающий экран на тыльной стороне рентгеновской пленки. При этом мягкая компонента излучения поглощается непосредственно пленкой, а жесткая преобразуется в оптическое излучение расположенным сзади люминесцентным экраном. Более того, из-за слабой оптической прозрачности непроявленной пленки на эмульсионном слое, обращенном к объекту, регистрируется изображение в мягких лучах и с более высоким разрешением, а на тыльной стороне пленки — изображение в жестких лучах и более размытое за счет влияния кристаллической структуры люминофора. На рис. 6,а,б показаны изображения на переднем и заднем слоях эмульсии соответственно, полученные смыванием лишнего слоя с подложки, на рис. 6,в — интегральная картина. Видно, что картина в жестких лучах вписывается в пустые (неэкспонированные) участки картины в мягких лучах, дополняя ее. В свою очередь, вклад картины в мягких лучах позволяет лучше видеть ступени пластмассового клина на фоне довольно толстого слоя алюминия, что и наблюдается в центре рис. 6,в. Таким образом, во многих случаях применение пленки с одним задним экраном оправдано как с точки зрения повышения пространственного разрешения, так и с точки зрения более информативной съемки разнотолщинного объекта.

Можно также применять предложенную фирмой Hewlett-Packard методику с одновременной фиксацией картины в мягких лучах на пленке без усиливающих экранов и в жестких лучах — на другой пленке с усиливающими экранами [13]. Использование описанных методик позволяет использовать спектральную ширину излучения импульсных рентгеновских приборов и повысить информативность рентгенограмм. В определенной мере это равнозначно переходу от черно-белых снимков к цветным в оптической фотографии.

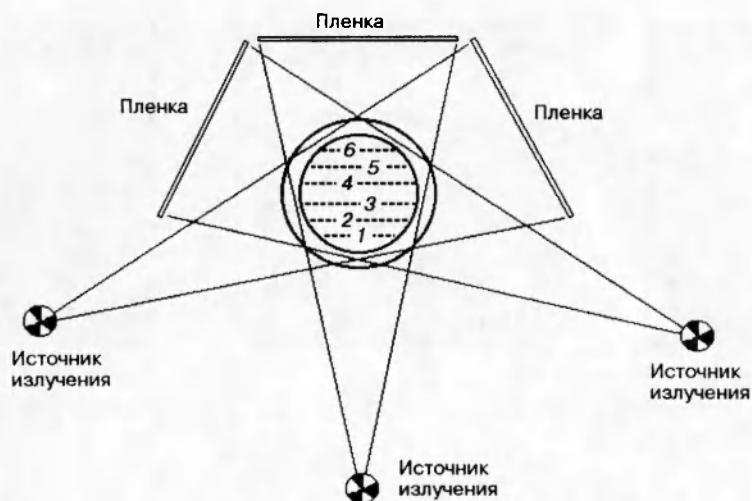


Рис. 7. Схема рентгенографии для томографического анализа кавитации жидкости в ударной трубе

2.2. Томографическая съемка кавитационного разрушения жидкости. Известно, что рентгеновские снимки представляют собой теневое изображение объекта на плоскости и содержат однозначную и более точную информацию о распределении его плотности, чем оптические изображения. Несмотря на кажущуюся простоту и наглядность теневого характера рентгеновских изображений, отсутствие эффектов преломления и отражения и, следовательно, бликов на границе раздела фаз затрудняет, как ни странно, объемную интерпретацию наблюдаемой картины. Из-за этого даже при рассматривании двух проекций через стереоскоп у большинства людей наблюдаются разночтения в интерпретации наблюдаемой картины или вовсе отсутствует стереозффект, так как мозг не имеет ассоциаций с обычными оптическими изображениями и с какими-либо известными ранее по форме объектами. Кроме того, интерпретация осложнена наличием в структуре изображения фона, состоящего из экранирующих слоев того же или других объектов. Как правило, споров о форме объекта не возникает, когда на обозрение представлены его послойные разрезы.

Метод обратной проекции, использующий приборы ПИР-100/240, был успешно применен для томографического анализа процесса кавитационного разрушения жидкости в гидродинамической ударной трубе при отражении ударной волны от свободной поверхности [14]. Были взяты три снимка с разными ракурсами, полученные при съемке процесса в момент 400 мкс от выхода волны на свободную поверхность. Источники излучения размещались на дуге окружности с интервалом 60° , в центре которой находилась ударная труба (рис. 7).

Обработка полученных изображений состояла из нескольких этапов. Первоначально проводилась фильтрация относительно неравномерного по плотности фона, вносимого изображением стенок ударной трубы, путем построчного вычитания из матрицы изображения одной из строк, соответствующей участку изображения пустой трубы над свободной поверхностью жидкости. Таким образом на снимке оставалась только информация о содержимом ударной трубы. Далее методом простого суммирования проекций восстанавливалось несколько продольных сечений содержимого ударной трубы. Для построения каждого из продольных сечений проводилось поэлементное суммирование матриц изобра-

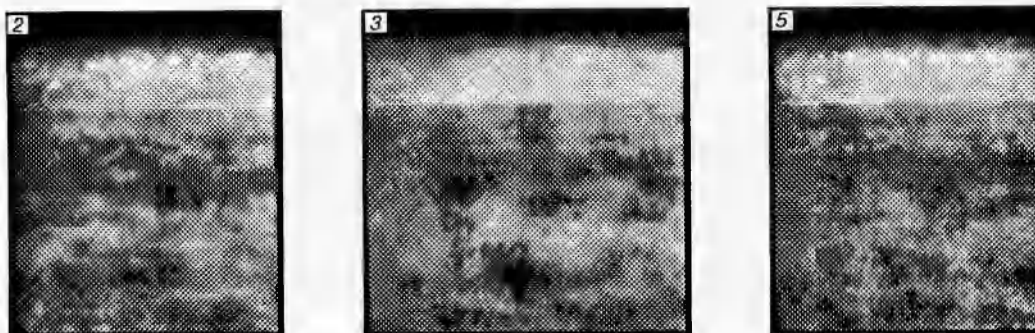


Рис. 8. Изображения продольных сечений зоны кавитации

жений, предварительно подвергнутых необходимому растяжению и сдвигу.

На рис. 8 представлены три из шести таких продольных сечений верхней части образца с зоной кавитации. Светлая полоса на томограммах соответствует зоне сплошной жидкости, более темные участки — меньшим плотностям. Черная полоса вверху — воздух над свободной поверхностью жидкости. На сечениях 2, 3, 5 четко видны области с очень низкой плотностью, представляющие собой, очевидно, скопления пузырьков или образующиеся сплошные полости. Данные томографии в виде представленного набора сечений позволяют определять размеры таких областей и их пространственное расположение.

ЛИТЕРАТУРА

1. Алтухов А. А., Биченков Е. И., Гусев Е. А. и др. Сильноточный импульсный рентгеновский аппарат для динамической радиографии // ПТЭ. 1986. № 1. С. 189–192.
2. Алеев А. А., Алтухов А. А., Биченков Е. И. и др. Импульсный рентгеновский аппарат ПИР-600/1200 // ПТЭ. 1987. № 2. С. 239–240.
3. Рабинович Р. Л. Исследования по созданию мощного переносного аппарата для рентгенографии быстропротекающих процессов: Дис. ... канд. техн. наук. Новосибирск: ИГиЛ СО АН СССР; М.: НИИИнтроскопии Минприбор, 1984.
4. А. с. 1040630 СССР, МКИ Н 05 G 1/24. Импульсный рентгеновский аппарат / Е. И. Биченков, Г. С. Доронин, В. А. Ключко, В. В. Клыпин, А. И. Лисицын, А. С. Обухов, Е. И. Пальчиков, В. В. Полюдов, Р. Л. Рабинович, В. Н. Твердохлебов, В. М. Титов // БИ. 1983. № 33. С. 235.
5. Konungariket Sverige Patent SE (11)427233, Int.Cl. H05 G 1/24; (21)8202341-7. Rontgenanordning av pulstyp med ett rontgenror av pulstyp / E. I. Bichenkov, G. S. Doronin, V. A. Klochko, V. V. Klypin, A. I. Lisitsyn, A. S. Obukhov, E. I. Palchikov, V. V. Poljudov, R. L. Rabinovich, V. M. Titov, V. N. Tverdokhlebov. (22) Date of filing 14.03.82.
6. Republique Francaise Brevet d'Invention (11)2526259, Int.Cl. H 05 G 1/22; G 01 N 23/00. (21)8207335. Appareil Radiologique a impulsions / E. I. Bichenkov, G. S. Doronin, V. A. Klochko, V. V. Klypin, A. I. Lisitsyn, A. S. Obukhov, E. I. Palchikov, V. V. Poljudov, R. L. Rabinovich, V. M. Titov, V. N. Tverdokhlebov. (22) Date de depot 28.04.82.

7. **UK Patent GB (11)2119610 B**, Int. Cl. H 05 G 1/06; (21) Application N 8211770. Improvement in or Relating to Pulsed X-Ray Units / E. I. Bichenkov, G. S. Doronin, V. A. Klochko, V. V. Klypin, A. I. Lisitsyn, A. S. Obukhov, E. I. Palchikov, V. V. Poljudov, R. L. Rabinovich, V. M. Titov, V. N. Tverdokhlebov. (22) Date of filing 23.04.82.
8. **Пальчиков Е. И.** Исследование условий повышения КПД импульсного рентгеновского аппарата и разработка установки контроля веществ при динамическом нагружении: Дис. ... канд. техн. наук. Новосибирск: ИГиЛ СО АН СССР; М.: НИИ Интроскопии Минприбор, 1986.
9. **Bichenkov E. I., Klypin V. V., Ovsiannikov V. L., et al.** Pulse X-ray tube with recharge electrode // Proc. XI Int. Symp. on Discharge and Electrical Insulation in Vacuum. Berlin, 1984. V. 2. P. 451-454.
10. **Hewlett-Packard.** Electronic instruments and systems // HP Catalog. 1980. P. 694.
11. **Selection guide for model 43700 flash X-ray systems** // HP Techn. Bull. N 5952-6800, P. 1-14.
12. **Scandiflash for high speed rapidography** // Hysbyborg, S-75590, Upsala, Sweden: Scanditronics, 1982. P. 1-6.
13. **Flash radiography. Simultaneous high contrast and penetration** // HP Techn. Bull. 5952-6701. B-23. P. 1-14.
14. **Бернгардт А. Р.** Динамика зоны кавитации при импульсном нагружении жидкости: Дис. ... канд. физ.-мат. наук. Новосибирск: ИГиЛ СО РАН, 1995.

Поступила в редакцию 6/V 1996 г.
