

УДК 534.292

## ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ КАВИТАЦИОННОГО МЕХАНИЗМА ВОЗНИКНОВЕНИЯ АРТЕФАКТА МЕРЦАНИЯ ПРИ УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПОЧЕЧНЫХ КАМНЕЙ

© 2018 г. А. И. Полянский, О. А. Сапожников

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования  
Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова

E-mail: ai.polyanskiy@physics.msu.ru

Рассмотрен один из возможных механизмов артефакта мерцания – рассеяние зондирующих импульсов на газовых пузырьках, расположенных на поверхности камня. Построена численная модель для расчета ультразвуковых сигналов, возникающих в результате рассеяния диагностических УЗ-импульсов на почечном камне и на расположенных на его поверхности пузырьках. Моделирование проводится на основе уравнений эластоупругости, описывающих распространение возмущений малой амплитуды в твердой среде, и уравнения Нолтинга – Непайреса, позволяющего рассчитать поведение радиуса газового пузырька и вычислить соответствующий рассеянный сигнал. Полученные результаты позволяют заключить, что кавитация газовых пузырьков действительно может быть причиной возникновения артефакта мерцания.

DOI: 10.7868/S0367676518050198

### ВВЕДЕНИЕ

Ультразвуковые (УЗ) исследования играют важную роль в современной медицине [1]. Примером является диагностика мочекаменной болезни, заключающейся в образовании камней в почках. Одной из проблем является то, что некоторые камни сложно обнаружить, используя стандартные режимы. Процесс обнаружения может быть улучшен с помощью так называемого “артефакта мерцания”. Суть явления заключается в том, что при УЗ-диагностике на границе наблюдаемого изображения почечного камня в доплеровском режиме иногда появляются мерцающие участки в виде нестационарной разноцветной мозаичной структуры [2, 3].

Механизмы возникновения артефакта мерцания при ультразвуковом исследовании (УЗИ) до сих пор являются предметом дискуссий. Появление артефакта может быть связано как с акустическим воздействием, а именно с отражением УЗ-импульса от камня, так и с аппаратными эффектами, связанными с процессом обработки получаемых на приемных датчиках сигналов. Изучение артефакта мерцания с разными типами камней показали, что степень проявления эффекта зависит от морфологического и биохимического состава камней и меняется от измерения к измерению. Интенсивность артефакта зависит также от частоты повторения импульсов в ансамбле в режиме цветного доплера. Однозначного ответа на вопрос, чем именно обусловлен артефакт мерцания, пока нет.

Одной из возможных причин возникновения мерцающей картины на доплеровском изображении камня является спорадическая активность субмикронных пузырьков, расположенных в углублениях шероховатой поверхности камня. В работе [4] был проведен эксперимент, который подтвердил, что артефакт мерцания есть результат именно акустического воздействия, а не программно-аппаратного. Одним из наиболее значимых результатов эксперимента [4] было наблюдение полного подавления доплеровского сигнала при повышении статического давления до уровня 8.5 МПа и восстановление сигнала при возврате давления к исходному уровню. С учетом того, что другие возможные причины артефакта (например, радиационная сила, отражение от шероховатой поверхности или внутренние флуктуации от “фазового дрожания” [5]) не чувствительны к повышению статического давления, упомянутое наблюдение является убедительным свидетельством того, что источником доплеровского сдвига являются именно пузырьки.

Настоящая работа посвящена численному анализу кавитационного механизма, а именно построению модели, позволяющей проверить гипотезу о вкладе активности пузырьков в доплеровский сигнал.

### ОПИСАНИЕ МОДЕЛИ

Весь процесс моделирования можно разбить на несколько последовательных этапов: 1) расчет акустического поля при распространении

УЗ-импульсов в неоднородной среде, в качестве которой в рассматриваемой задаче выступает почка с твердотельным включением в виде почечного камня; 2) моделирование динамики пузырьков при заданном акустическом воздействии, рассчитанном на первом этапе; 3) расчет дополнительных сигналов рассеяния, возникающих в результате излучения акустических волн колеблющимися пузырьками; 4) построение ультразвуковых изображений в доплеровском режиме.

В рамках указанных этапов моделирования использовались те или иные упрощения, основанные на физических особенностях рассматриваемых процессов. Так, пузырьки предполагались пренебрежимо малыми по сравнению с размерами камня и длиной волны зондирующего сигнала, что позволило провести сначала анализ рассеяния на почечном камне при отсутствии пузырьков, а затем рассмотреть пульсации пузырьков в найденном (заданном) акустическом поле. Другое упрощение было связано с использованием специальной геометрии задачи: предполагалось, что зондирующее акустическое поле и почечный камень являются аксиально симметричными. Это позволило проводить моделирование упругих волн в камне и окружающей жидкости в рамках двумерной модели. Еще одним упрощением было предположение о сферичности пузырьков, для описания динамики которых использовалась модель Нолтинга–Непайреса [6].

#### Моделирование распространения УЗ-импульса

В основе УЗ-диагностики лежит метод эхо-импульсной визуализации неоднородностей биотканей человека. В зависимости от выбранного режима исследования используются УЗ-сигналы разной длительности и разной частоты. Стандартными являются импульсы микросекундной длительности мегагерцового диапазона частот.

Построение изображения в доплеровском режиме основано на излучении в исследуемую среду периодической последовательности импульсов (“ансамбля”) и приеме рассеянных на неоднородностях сигналов. При теоретическом исследовании распространения УЗ-импульсов в мягких биологических тканях традиционно используется подход, в котором ткань по своим акустическим свойствам считается аналогичной классическим жидкостям, динамика которых описывается уравнениями гидродинамики. Почечные камни же являются твердыми телами, поэтому в них должна быть учтена сдвиговая упругость. Раздельное описание камня и мягких тканей приводит к необходимости вводить граничные условия. Однако можно положить, что вся исследуемая область – это единая неоднородная среда [7]. Неоднородность предполагает

изменение упругих модулей и плотности при переходе от одного участка среды к другому. При таком рассмотрении граничные условия на внутренних границах раздела выполняются автоматически. Также такое упрощение дает возможность использовать единые уравнения для двух сред.

Амплитуды УЗ-сигналов при моделировании были выбраны близкими к уровням, используемым в ультразвуковой диагностике (т.е. не более 1 МПа). Малость амплитуд позволяет рассматривать задачу в линейном приближении и использовать систему уравнений эластоупругости – уравнения движения и закон Гука [8]:

$$\rho \frac{\partial v_i}{\partial t} = \frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial x_j} + f_i, \quad (1)$$

$$\frac{\partial \sigma_{ij}}{\partial t} = \lambda \frac{\partial v_l}{\partial x_l} \delta_{ij} + \mu \left( \frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right), \quad (2)$$

где  $v_i$  – компоненты вектора скорости частиц среды,  $\lambda$  и  $\mu$  – параметры Ламэ,  $\sigma_{ij}$  – компоненты тензора напряжения,  $f_i$  – внешняя сила, приходящаяся на единицу объема.

Как уже упоминалось выше, рассеяние ультразвуковых импульсов на камне исследовалось в осесимметричном приближении, т.е. в 2-мерной геометрии. Рассматривался камень цилиндрической формы, на который падала плоская акустическая волна, распространяющаяся вдоль его оси. В качестве окружающей камень среды была взята вода (плотность  $\rho = 1000 \text{ кг} \cdot \text{м}^{-3}$ , параметры Ламе  $\mu = 0$ ,  $\lambda = 2.25 \text{ ГПа}$ ), а в качестве материала камня использовался цемент марки У30 ( $\rho = 1700 \text{ кг} \cdot \text{м}^{-3}$ ,  $\mu = 3.83 \text{ ГПа}$ ,  $\lambda = 7.25 \text{ ГПа}$ ) [9]. Зондирующий УЗ-импульс представлял собой квазигармонический сигнал с гауссовой огибающей с центральной частотой, равной 5 МГц.

Разработанная численная модель позволила исследовать процесс рассеяния и построить соответствующее ультразвуковое изображение; поэтому она может быть рассмотрена в качестве некоторого виртуального ультразвукового сканера. В указанном сканере регистрация рассеянных на камне и распространяющихся в обратном направлении акустических волн производилась многоэлементной периодической приемной решеткой датчиков, расположенных на прямой, перпендикулярной оси симметрии и проходящей через эту ось (рис. 1). На рисунке принимающая решетка показана слева штрихами. Параметры приемных датчиков были взяты схожими с УЗ-датчиком фирмы Philips/ATL HDI L7-4 [10] (ширина  $w = 0.25 \text{ мм}$ , зазор между датчиками  $g = 0.05 \text{ мм}$ , общее количество датчиков  $M = 128$ ). На границе области расчета располагался идеально согласованный слой (PML – см. рис. 1),

чтобы избавиться от паразитной реверберации из-за отражений от границ.

Моделирование уравнений системы (1) – (2) с учетом упомянутых упрощений производилось конечно-разностным методом на смещенных сетках [11]. Для аппроксимации производных использовался центрированный шаблон, который с учетом структуры уравнений приводит к необходимости задания части физических величин на смещенных по соответствующим координатам сетках. Поясним сказанное на примере уравнения для компоненты тензора напряжения  $\sigma_{rz}$ . Положим, что координаты  $(z, r, t)$  заданы дискретно с шагами  $(h_z, h_r, h_t)$  (индексами  $(i, j, k)$ ). Тогда центрированная производная по времени между слоями с индексами  $k$  и  $k + 1$  определяет значение на слое с индексом  $k + 1/2$ , на котором и должны быть заданы стоящие с правой части уравнения величины. По аналогии осуществляется соответствие для производных по координатам  $r$  и  $z$ . В результате уравнение  $\frac{\partial \sigma_{rz}}{\partial t} = \mu \left( \frac{\partial v_r}{\partial z} + \frac{\partial v_z}{\partial r} \right)$  переходит в следующее конечно-разностное выражение:

$$\frac{\sigma_{rzi,j}^{k+1} - \sigma_{rzi,j}^k}{h_t} = \mu \left[ \frac{v_{r,i+\frac{1}{2},j}^{k+\frac{1}{2}} - v_{r,i-\frac{1}{2},j}^{k+\frac{1}{2}}}{h_z} + \frac{v_{z,i,j+\frac{1}{2}}^{k+\frac{1}{2}} - v_{z,i,j-\frac{1}{2}}^{k+\frac{1}{2}}}{h_r} \right].$$

Аналогичная процедура производилась для оставшихся уравнений системы (1) – (2).

*Динамика сферического пузырька*

Существует несколько моделей для описания динамики кавитационных пузырьков. В настоящей работе было использовано уравнение Нолтинга – Непайреса, описывающее колебание сферического пузырька, наполненного идеальным газом, в несжимаемой жидкости:

$$R\ddot{R} + \frac{3}{2}\dot{R}^2 = \frac{1}{\rho_0} \left[ \left( p_0 + \frac{2\sigma}{R_0} \right) \left( \frac{R_0}{R} \right)^{3\gamma} - \frac{2\sigma}{R} - 4\frac{\nu}{R}\dot{R} - p_0 - p_{ac}(t) \right]. \tag{3}$$

Здесь  $R = R(t)$  и  $R_0$  – радиус пузырька и его исходное значение,  $\rho_0$  – плотность окружающей жидкости,  $p_0$  – атмосферное давление,  $\sigma$  – коэффициент поверхностного натяжения жидкости,  $\nu$  – динамическая вязкость жидкости,  $\gamma$  – показатель адиабаты газа в пузырьке,  $p_{ac}(t)$  – акустическое

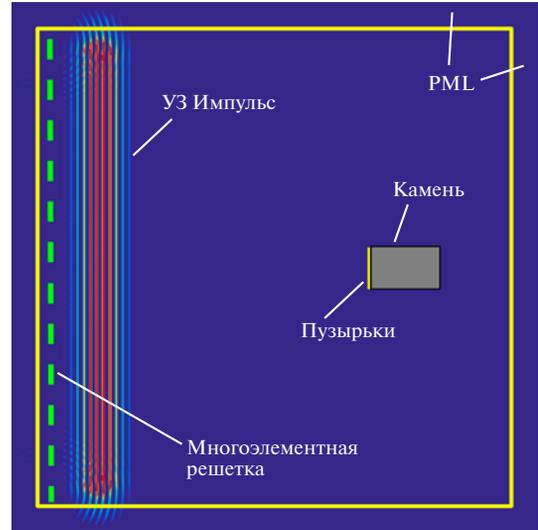


Рис. 1. Схема эксперимента в 2-мерной геометрии.

давление УЗ-импульса, представляющее собой комбинацию падающей волны и волны, рассеянной на камне. При моделировании предполагалось, что пузырьки расположены вблизи поверхности камня.

Уравнение (3) удобно привести к системе обыкновенных дифференциальных уравнений 1-го порядка. Если ввести новые переменные  $R_1 = R(t)$  и  $R_2 = \dot{R}(t)$ , то из (3) получится система двух уравнений:

$$\begin{aligned} \frac{dR_1}{dt} &= R_2, \\ \frac{dR_2}{dt} &= -\frac{3}{2} \frac{(R_2)^2}{R_1} + \\ &+ \frac{1}{\rho_0 R_1} \left[ \left( p_0 + \frac{2\sigma}{R_0} \right) \left( \frac{R_0}{R_1} \right)^{3\gamma} - \frac{2\sigma}{R_1} - 4\frac{\nu}{R_1} R_2 - p_0 - p_{ac}(t) \right]. \end{aligned}$$

Граничные условия имеют вид:  $R_1(0) = R_0$ ,  $R_2(0) = 0$ . При расчетах предполагалось, что в отсутствие ультразвука пузырек имел начальный радиус  $R_0 = 0.8$  мкм. Решение системы находилось численно методом Рунге – Кутты 4-го порядка [12]. Для повышения точности был использован метод с адаптивным шагом, основанный на изменении величины шага дискретизации в зависимости от скорости изменения вычисляемой функции. Результат моделирования поведения одного из пузырьков представлен на рис. 2.

Зная поведение радиусов пузырьков во времени, можно рассчитать акустическое поле, которое они создают. Осциллирующий пузырек является источником расходящейся сферической волны. Потенциал колебательной скорости в такой волне имеет вид  $\varphi(r, t) = F\left(t - \frac{r}{c_0}\right) / r$ , где  $F(t)$  – некоторая

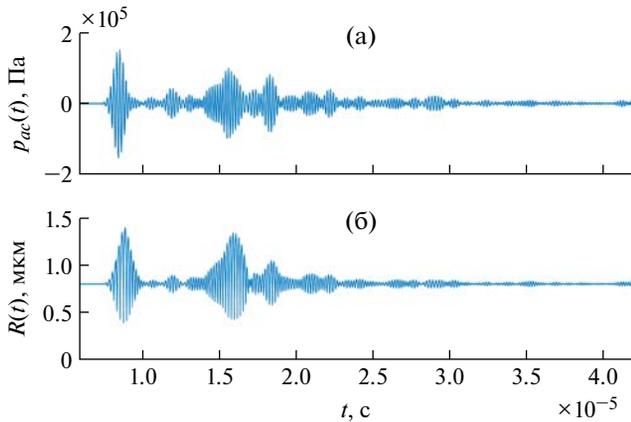


Рис. 2. (а) – давление в области одного из пузырьков; (б) – зависимость радиуса одного из пузырьков от времени.

функция времени,  $r$  – расстояние, отсчитываемое от центра пузырька. С учетом связи давления и потенциала  $p = -\rho_0 \frac{\partial \phi}{\partial t} = -\rho_0 \dot{F} \left( t - \frac{r}{c_0} \right)$ , а также условия на границе  $\frac{\partial \phi}{\partial r} \Big|_{r=R} = \dot{R}$ , получаем следующую формулу для излучения пульсирующего пузырька:

$$p(r,t) = \frac{\rho_0}{3r} \frac{d^2(R^3)}{1 + c_0^{-1} \frac{dR}{d\tau}}, \quad (4)$$

где  $\tau$  – момент излучения, связанный с текущим моментом времени соотношением  $t = \tau + [r - R(\tau)] / c_0$ .

Используя формулу (4), были рассчитаны сигналы на приемной решетке от пузырьков, находящихся на поверхности камня. Рассчитанные амплитуды волн от пузырьков достигали уровней порядка 1 кПа, это означало, что они были не слишком малы по сравнению с уровнем давления в зондирующем импульсе (около 0.2 МПа) и поэтому попадали в динамический диапазон принимающей решетки, т.е. влияли на регистрируемый рассеянный сигнал.

### РЕЗУЛЬТАТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ

Как упоминалось выше, акт облучения в доплеровском режиме предполагает использование ансамбля периодически следующих импульсов. В данной работе использовался ансамбль из 12 импульсов. Частота следования импульсов выбиралась из расчета, что падающие и отраженные сигналы не накладываются. Согласно [4], активность пузырей на поверхности почечных камней носит вероятностный характер. Чтобы

удовлетворить данному условию в модели, рассчитанные добавки к сигналу от пузырьков были использованы только для нескольких импульсов в ансамбле.

Так же, как и в реальных диагностических системах, в виртуальном сканере в результате численного моделирования на выходе приемной антенной решетки получался набор из 128 сигналов (в соответствии с количеством приемных каналов). Эти сигналы далее использовались для построения ультразвукового изображения. Перед тем как строить изображение, сигналы проходили так называемую фильтрацию “wall-filtering” [13]. Суть такой фильтрации заключается в подавлении вклада от медленно движущихся рассеивателей, в качестве которых могут выступать, например, пульсирующие стенки кровеносных сосудов.

Опишем коротко алгоритм доплеровской обработки сигналов рассеяния. Для каждого датчика рассматривается дискретный сигнал  $W_{nm} = W_n(t_m = mh_t)$ , где  $n$  – номер импульса в доплеровском ансамбле,  $n = 1, 2, \dots, 12$ ,  $m$  – номер отсчета времени,  $h_t$  – шаг дискретизации во времени. После этого строится аналитический сигнал  $V_{nm} = W_{nm} + iQ_{nm}$ , где  $Q_{nm}$  – квадратурное дополнение сигнала  $W_{nm}$ . На основе метода наименьших квадратов (МНК) для ансамбля из 12 импульсов рассчитывается отфильтрованный сигнал в виде  $\bar{V}_{nm} = V_{nm} - \bar{V}_{nm}$ , где  $\bar{V}_{nm} = a_m + b_m n$  – часть сигнала, относящаяся к медленно движущимся рассеивателям,  $a_m$  и  $b_m$  – коэффициенты, рассчитанные из МНК. Далее для каждого момента времени строится “амплитуда энергетического доплера”, которая определяется как сред-

нее по ансамблю значение квадрата амплитуды

$$U_m = \frac{1}{12} \sum_{n=1}^{12} |\bar{V}_{nm}|^2.$$

Данная процедура проводится для каждого из 128 приемных элементов и для каждого момента времени  $t_m = mh_t$ , в результате чего получается окончательный доплеровский сигнал, по которому можно строить изображение. Для построения изображения в работе использовался стандартный алгоритм, основанный на сложении аналитических сигналов с учетом временных задержек, соответствующих точкам области визуализации (метод “delay-and-sum”) [14].

Результаты, полученные в ходе численного эксперимента, представлены на рис. 3. На рисунке (а) показано стандартное яркостное изображение (изображение в В-режиме), построенное по первому импульсу из доплеровского ансамбля. В силу отсутствия в модели источников паразитного сигнала, а также иных артефактов УЗ-диагностики, на рисунке четко видны передняя

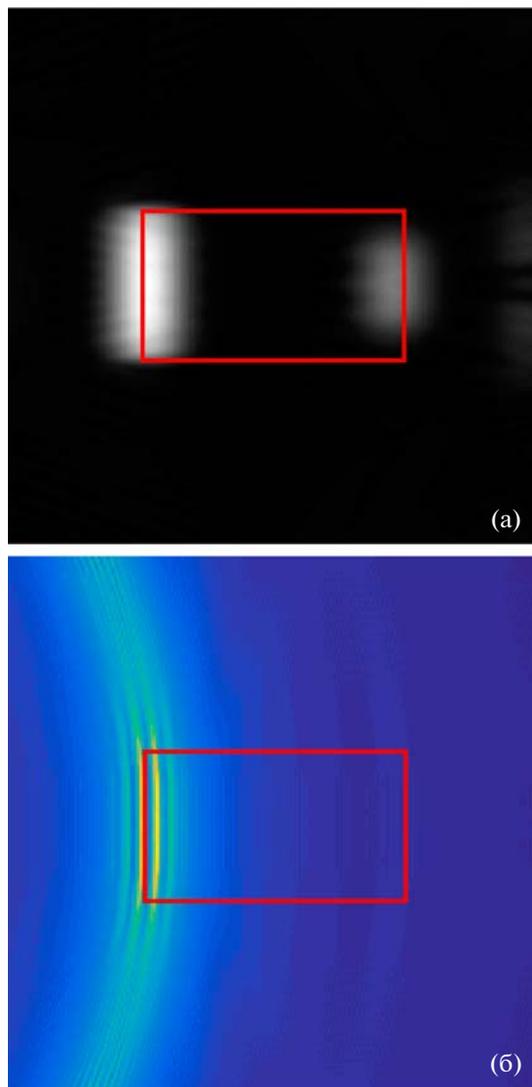


Рис. 3. (а) – изображение камня в В-режиме; (б) – доплеровская картина после обработки ансамбля импульсов.

и задняя границы почечного камня, что позволило определить его местоположение. На изображении (б) представлен результат обработки доплеровского сигнала. С учетом уже полученной информации о локализации камня можно судить о проявлении сигнала именно в области его передней торцевой части, где были расположены пузырьки. Исходя из того, что в модели эксперимента отсутствуют иные причины для возникновения сигнала, можно сделать вывод, что кавитация пузырьков действительно привела к возникновению доплеровского сигнала.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В приведенной работе была построена численная модель, позволившая теоретически подтвердить, что артефакт мерцания УЗ-диагностики может быть объяснен кавитационным механизмом – активностью субмикронных пузырьков, которые находятся на шероховатой поверхности почечных камней. Количественный анализ уровня сигналов, излучаемых пузырьками при облучении камней диагностическими импульсами существующих сканеров, подтвердил, что волны от пузырьков субмикронного размера могут давать заметный вклад в общий рассеянный сигнал.

Работа поддержана грантом РФФИ № 17-02-00261, грантом Президента РФ по программе поддержки ведущих научных школ № НШ-7062.2016.2, а также личным грантом по программе стажировки студентов Global Internship Program Focused Ultrasound Foundation (FUSF).

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Догра В., Рубенс Д. Дж.* Секреты ультразвуковой диагностики; пер. с англ.; под ред. А.В. Зубарева. М.: МЕДпресс информ, 2009.
2. *Rahmouni A., Bargoin R., Herment A. et al.* // Radiology. 1996. V. 199. P. 269.
3. *Васильев А.Ю., Громов А.И.* // Военно-медицинский журн. 1997. Т. 318. № 4. С. 33.
4. *Lu W., Sapozhnikov O.A., Bailey M.R. et al.* // Ultrasound Med. Biol. 2013. V. 39. № 6. P. 1026.
5. *Kataya A., Tuthill T., Rubin J.M.* // AJR Am. J. Roentgenol. 2003. V. 180. P. 215.
6. Мощные ультразвуковые поля (под ред. Л.Д. Розенберга). М.: Наука, 1968. 268 с.
7. *Sapozhnikov O.A., Maxwell A.D., MacConaghy B., Bailey M.R.* // J. Acoust. Soc. Am. 2007. V. 112. № 2. P. 1190.
8. *Мейз Дж.* Теория и задачи механики сплошных сред. М.: Мир, 1974.
9. *Cleveland R.O., Sapozhnikov O.A.* // J. Acoust. Soc. Am. 2005. V. 118. № 4. P. 2667.
10. *Sapozhnikov O.A., Bailey M.R.* // J. Acoust. Soc. Am. 2013. V. 133. № 2. P. 661.
11. *Vireux J.* // Geophysics. 1986. V. 51. P. 889.
12. *Калиткин Н.Н.* Численные методы. М.: Наука, 1978.
13. *Thomas L., Hall A.* // IEEE Ultrason. Symp. Proc. 1994. V. 3. P. 1701.
14. *Synnevag J.F., Austeng A., Holm S.* // IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control. 2007. V. 54. № 8. P. 1606.