

УДК 616.073.173

А. В. Потеня

ЗАВИСИМОСТЬ АМПЛИТУДЫ ИСКУССТВЕННОЙ ИНТРАОРТАЛЬНОЙ РЕОГРАММЫ ОТ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

Благодаря удобству, сравнительной простоте, безболезненности и возможности не только качественной, но и количественной оценки параметров гемодинамики (производительности сердца), метод реографии завоевал популярность у клиницистов и физиологов. Этот метод имеет еще немало резервов повышения его точности, что обнаруживается при анализе распространенной формулы для расчета систолического объема крови [9].

$$V = \rho \cdot \frac{l^3}{Z_0^2} \cdot \frac{dZ}{dt} \max \cdot T,$$

где ρ — удельное сопротивление крови, l — расстояние между реографическими электродами, Z_0 — базисное сопротивление, $\frac{dZ}{dt}$ — амплитуда дифференциальной реограммы (максимальная), T — длительность изгнания крови левым желудочком.

В этой формуле не учтены важные факторы, влияющие на динамику реограммы (РГ). Так ρ зависит не только от состава крови, но и от ее линейной скорости [4, 11]. Произведение $\frac{dZ}{dt} \cdot T$, в котором принято до-

пущение, что максимальная скорость изгнания крови в аорту сохраняется на всем протяжении систолы, не вполне адекватно ее реальной временной динамике, которая подразделяется на быструю и медленную фазы. В ряде работ [1, 2] показана существенная значимость изменений артериального давления (АД), особенно обусловленных вариациями тонуса сосудов, в динамике амплитуды РГ. Этот фактор также не учтен в формуле, попытки учесть его наталкиваются на трудности [1, 3, 6]. До сих пор не известен парциальный вклад в амплитуду РГ сосудов различного калибра, в том числе и микрососудов, хотя известно, что колебания внутрисосудистого давления, синхронные с сокращениями сердца, присутствуют не только артериям, но и капиллярам и венам [10].

Нами была зарегистрирована в каудальной полой вене кошки интравазальная РГ, на которой хорошо выражена кардиальная ритмика. Причем, если в артериальной системе преобладает кардиальная ритмика с незначительным влиянием дыхания, то в венозной преобладает ритм дыхания, из-за чего внутривенная РГ и регистрируемая с поверхности тела аналогичны. Можно ожидать значительно варьирующего вклада микроциркуляторного русла в динамику амплитуды РГ при изменениях сосудистого тонуса, в связи с чем может оказаться недостаточной оценка упругих свойств сосудов при различных уровнях АД по скорости распространения пульсовой волны [2], определение которой возможно лишь на крупных артериях.

Значительная трудность и сложность математического моделирования РГ, отмечаемая рядом авторов [2, 6], по-видимому может быть

объяснена недостаточно детально-теоретическим обоснованием характеристиками гемодинамики, что между пульсацией и производительностью которой и предсказуемость которой в данном этапе обращения на данный этап вполне удовлетворительна, сопоставляя систолический амплитудой обусловленного

Поскольку величина систолического объема крови известна и прямым путем тем же методом исследования грудной клетки, то целесообразно исследование реограммы и достаточно реально автоматическое интравенозное (0,5—1,0 мл) в диастолу жидкости, описанное ранее [7] автоматическим устройством, известной порции крови через катетер.

Схематическое изображение устройства, представленное на рисунке, состоит из двух электродов, соединенных с реографом РПГ2-02, а от него на один из электродов (горизонтальной разверткой), который находится в артериальном контроле на входе эластичной трубки, поступающей также на вход эластичной трубки, которая в момент, приуроченной к систоле желудочков, включается в работу, сердечник толкает поршень изгоняющий через катетер катетера в двух крупных артериях (вены) заданный объем крови, который задержки во включении в работу, достаточном для поступления

Схематическое изображение экспериментальной установки.

1 — реоплетизмограф; 2 — ВЭКС; 3 — автоматическое устройство для интравенозного введения заданного объема крови в фазу диастолы; 4 — механическая часть автоматического устройства; 5 — бак питания соленым раствором.

из автоматической системы, и такой же объем крови быстро извлекался из аорты, что и объем крови обуславливал амплитуду волны, приуроченной к систоле. Система могла быть сопоставлена с устройством задержки в электродах следовали с частотой прерывания. Система позволяла следить за динамикой гемодинамики, постоянных

ИТУДЫ НОЙ РЕОГРАММЫ ВЛЕНИЯ

тоте, безболезненности и
личественной оценки пара-
сердца), метод реографии
иологов. Этот метод имеет
и, что обнаруживается при
ета систолического объема

расстояние между реогра-
ивление, $\frac{dZ}{dt}$ — амплитуда
ая), T — длительность из-

ры, влияющие на динами-
от состава крови, но и от ее

T , в котором принято до-
я крови в аорту сохраняет-
кватно ее реальной времен-
струю и медленную фазы. В
чимость изменений артери-
ных вариациями тонуса со-
ор также не учтен в форму-
рудности [1, 3, 6]. До сих
гуду РГ сосудов различно-
я известно, что колебания
окращениями сердца, при-
венулам [10].

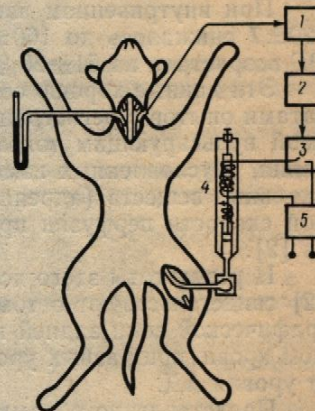
ной полый вене кошки ин-
ена кардиальная ритмика.
адает кардиальная ритми-
в венозной преобладает
регистрируемая с поверх-
начительно варьирующего
ику амплитуды РГ при из-
может оказаться недоста-
различных уровнях АД по
[2], определение которой

тематического моделирова-
по-видимому может быть

объяснена недостаточно детальным, надежным и глубоким эксперимен-
тально-теоретическим обоснованием количественной связи РГ с объем-
ными характеристиками гемодинамики. В связи с этим представляется
целесообразным дальнейшее экспериментальное изучение динамики РГ,
полагая, что между пульсовыми изменениями электрорезистивности
ткани и производительностью сердца имеется вариативная зависимость,
предсказуемость которой при динамических сдвигах в системе крово-
обращения на данном этапе развития теории и практики реографии не
вполне удовлетворительна, но которую возможно выявить эмпирически,
сопоставляя систолический объем (естественный или искусственный) с
амплитудой обусловленного им реографического сигнала.

Поскольку величина систолического объема крови является неиз-
вестной и прямым путем трудно определяемой, особенно при сохранении
целостности грудной клетки, нами была использована близкая к естест-
венной и достаточно реальная модель систолического выброса — быст-
рое автоматическое интрааортальное введение малого объема крови
(0,5—1,0 мл) в диастолу желудочков. С этой целью было применено
описанное ранее [7] автоматическое устройство для такого введения из-
вестной порции крови через интрааортальный катетер.

Схематическое изображение установки, включающей это устройст-
во, представлено на рисунке. Реографический сигнал, регистрируемый
посредством двухэлектродного гибкого зонда, вводимого в аорту через
сонную или бедренную артерию, поступал на вход реоплетизмографа
РПГ2-02, а от него на один из каналов ВЭКС-4М (все три канала с го-
ризонтальной разверткой), где РГ записывалась на фотоленте при визу-
альном контроле на экране ВЭКС. Усиленный реографический сигнал
поступал также на вход электронной части автоматического устройст-
ва, которая в момент, приуроченный к диа-
столе желудочков, включала соленоид. Его
сердечник толкал поршень шприца, быстро
изгонявший через катетер (или через два
катетера в двух крупных артериях для
уменьшения гидродинамического сопротив-
ления) заданный объем крови. После корот-
кой задержки во включенном состоянии,
достаточном для поступления порции крови



Схематическое изображение экспериментальной ус-
тановки.

1 — реоплетизмограф; 2 — ВЭКС, 3 — электронная часть ав-
томатического устройства для интрааортального введения
заданного объема крови в фазу диастолы желудочков, 4 —
механическая часть автоматического устройства, 5 — источ-
ник питания соленоида.

из автоматической системы в аорту, соленоид автоматически выключал-
ся, и такой же объем крови под действием возвратной пружины и АД
быстро извлекался из аорты в разделительную капсулу. Вводимый
объем крови обуславливал возникновение искусственной реографиче-
ской волны, приуроченной к диастоле желудочков, амплитуда которой
могла быть сопоставлена с вводимым объемом крови. Благодаря
устройству задержки в электронной схеме автомата модельные «систо-
лы» следовали с частотой примерно 1:5 относительно сердечного ритма.
Система позволяла следить за динамикой амплитуды РГ при измене-
ниях гемодинамики, постоянно имея ее объемный эквивалент.

Методика исследований

Опыты проводились на наркотизированных кошках (хлоралоза 50 мг/кг + нембутал 20 мг/кг в водном растворе внутривенно). Препаровка состояла в выделении наружной яремной вены, сонных и бедренных артерий. По окончании препаровки вводили внутривенно гепарин. В кардиальные отрезки отпрепарованных сосудов вставляли катетеры для внутривенных вливаний вазоактивного вещества, проведения электродного реографического зонда в аорту и регистрации АД и интрааортальных автоматических введений заданных объемов крови в диастолу, соответственно. До начала регистрации осуществляли регулировку автоматического устройства — подбирали оптимальный временной режим интрааортальных введений в диастолу определенной порции крови, а также устанавливали оптимальную мощность изгнания. Среднее АД определяли в сонной артерии ртутным манометром при установленном на его входе гидродинамическом сопротивлении, чтобы не исказить пульсовых изменений в аорте. В ходе опыта производили искусственные изменения АД посредством извлечения части циркулирующей крови (артериальной), либо внутривенным введением папаверина.

Результаты исследований и их обсуждение

Основное внимание в данной работе было сосредоточено на динамике амплитуды искусственных реографических волн при направленных изменениях гемодинамики. Запись РГ производилась до и после воздействий (извлечения крови или введения папаверина). Интрааортальная РГ, регистрируемая посредством расположенных друг за другом на тонком (0,5 мм) гибком зонде электродов, по сравнению с РГ, регистрируемой с поверхности тела, имеет то преимущество, что она не осложнена экстравазальными влияниями и отражает пульсовые колебания кровенаполнения аорты, что является важным для экспериментального анализа генеза и динамики РГ. При извлечении 50 мл артериальной крови АД снижалось с 227 ± 13 до 140 ± 13 гПа, при этом амплитуда искусственной РГ возрастала на 55 ± 15 %.

При внутривенном введении папаверина (1,0—2 % раствор) АД с 220 ± 7 снижалось до 160 ± 13 гПа, при этом амплитуда искусственной РГ возрастала на 51 ± 20 %.

Эти данные хорошо согласуются с полученными нами ранее результатами опытов с регистрацией РГ задней конечности кошки, перфузируемой пульсирующим током крови при изменениях перфузионного давления, обусловленных изменениями тонуса сосудов под влиянием вазоактивных веществ (адреналина, папаверина), либо изменениями объемной скорости перфузии при неизменном объеме пульсаций тока крови [2].

И результаты этого исследования, и полученные нами ранее данные [2] свидетельствуют о том, что амплитуда как аортальной, так и реографической волн задней конечности, обусловленных стабильным объемом крови, при разных уровнях АД изменяется в обратной зависимости от уровня АД.

Представление об амплитуде РГ как о величине, зависимой и от систолического объема крови, и от АД, должно быть детализировано в дальнейших лабораторных исследованиях и клинических наблюдениях. Перспективным представляется сочетание реографии с методом контрпульсаций подобно тому, как уже реализована комбинация последнего с артериальной тензограммой для определения систолического объема крови [8].

Исследования динамики амплитуд одновременно зарегистрированных искусственных интрааортальной, торакальной и периферической (а возможно и микроциркуляторной) реографических волн при направленных изменениях гемодинамики, вероятно, помогут выявить особенности динамики объемных пульсаций сосудов различного калибра и их парциальный вклад в регистрируемую с поверхности тела РГ.

Для успешного моделирования физического обоснования и более солидная экспериментальная работа хорошо исследованного объекта.

Таким образом, амплитуда обусловленной быстрым изменением объема крови (0,5—1,0 мл) обратной зависимости от уровня АД.

DEPENDENCE OF THE AMPLITUDE

Rapid intra-aorta administration of a catheter in the femoral artery) during experiments with anesthetized cats. The diastolic reographic signals, The carrying two electrodes arranged in the artificial intra-aortal reographic blood volume are in an inverse Problems of experimental and practical application for determining the heart out

Department of Blood Circulation Physiology, A. A. Bogomoletz Institute of Physiology, Academy of Sciences, Ukrainian SSR

Список литературы

1. Волхонская Т. А. Возможности реографии. — В кн.: Математические физиологические системы. Киев, 1975.
2. Гуревич М. И., Братусь В. В., Искусственные реографические сигналы. — Физиол. журн., 1975, 51, 1.
3. Гуревич М. И., Соловьев А. И. Тетраполярная импедансная реография и кардиодинамика. — Физиол. журн., 1975, 51, 2.
4. Зеликсон Б. Б. Изменения электрической скорости. — Физиол. журн., 1975, 51, 3.
5. Мажбич Б. И. Электроплетизмография. — Физиол. журн., 1975, 51, 4.
6. Науменко А. И., Скотников В. 1975. 216 с.
7. Потебня А. В., Онищенко А. М. Введение малых дополнительных циклов. — Физиол. журн., 1980, 24, 1.
8. Herzinger G. Absolute determination of patients using the radial artery catheter. — J. Clin. Invest., 1970, 45, 421.
9. Kubicek W., Patterson R., Witsoe P. of monitoring cardiac function. — Ann. N. Y. Acad. Sci., 1970, 170, 1.
10. Mahler F., Muheim M. H., Intag nailfold capillaries. — Amer. J. Physiol., 1970, 218, 1.
11. Visser K., Lamberts R., Korsten electrical impedance changes in the heart. — J. Clin. Invest., 1970, 45, 291.

Отдел физиологии кровообращения Института физиологии им. А. А. Богomoletz, АН УССР, Киев

ий

(хлоралоза 50 мг/кг + нембутал) состояла в выделении наружных сосудов вставляли катетер, проведения электродного реографического исследования вено. До начала регистрации осуществляли оптимальный временной порции крови, а также АД определяли в сонной артерии гидродинамическом сопротивлении. В ходе опыта производили измерения циркулирующей крови (арте-

Обсуждение

сосредоточено на динамике волн при направленных воздействиях. Интрааортальная реография друг за другом на тонусе АД, регистрируемое, что она не осложняется пульсовыми колебаниями кровотока экспериментального анализа 0 мл артериальной крови, в этом амплитуда искус-

(1,0—2 % раствор) АД с амплитудой искусственной

нами ранее результаты кошки, перфузии в перфузионном давлении под влиянием вазомоторных изменений объема пульсаций тока кровотока

нами ранее данные интрааортальной, так и реографических стабильным объемом в обратной зависимости

личине, зависимой и от быть детализировано в реографических наблюдениях реографии с методом контрастирования комбинация последнего систолического объема

менно зарегистрированной и периферической реографических волн при направлении могут выявить особенности калибра и их скорости тела РГ.

Для успешного моделирования РГ, для ее более адекватного биологического обоснования и математического выражения необходима более солидная экспериментальная база. Хорошая модель — это модель хорошо исследованного объекта.

Таким образом, амплитуда искусственной интрааортальной РГ, обусловленной быстрым автоматическим введением в аорту постоянного объема крови (0,5—1,0 мл) в диастолу желудочков, изменяется в обратной зависимости от уровня АД.

А. В. Потеня

DEPENDENCE OF THE ARTIFICIAL INTRA-AORTAL RHEOGRAM AMPLITUDE ON ARTERIAL PRESSURE

Summary

Rapid intra-aorta administration of the prescribed blood volume (0.5-1 ml through a catheter in the femoral artery) during the ventricle diastole phase was realized in acute experiments with anesthetized cats using an automatic device triggered by means of cardiogenic rheographic signals. The intra-aortal rheogram was recorded by a flexible probe carrying two electrodes arranged in series. It is shown that changes in the amplitude of the artificial intra-aortal rheographic wave due to automatic administration of the standard blood volume are in an inverse dependence on the systemic arterial pressure level. Problems of experimental and practical rheography are considered as related to its application for determining the heart output.

Department of Blood Circulation Physiology,
A. A. Bogomoletz Institute of Physiology,
Academy of Sciences, Ukrainian SSR, Kiev

Список литературы

1. Волхонская Т. А. Возможности количественной оценки сердечного выброса методом реографии. — В кн.: Математическое моделирование и экспериментальное исследование физиологических систем. Киев, 1973, с. 48—56.
2. Гуревич М. И., Братусь В. В., Потеня О. В. Про залежність амплітуди реограми від судинного тону. — Фізіол. журн., 1975, 21, № 5, с. 590—594.
3. Гуревич М. И., Соловьев А. И., Долман Л. Б. Возможности и перспективы метода тетраполярной импедансной реоплетизмографии для неинвазивного исследования гемодинамики. — Физиол. журн., 1979, 25, № 4, с. 465—471.
4. Зеликсон Б. В. Изменения электропроводности потока крови, движущейся с переменной скоростью. — Физиол. журн. СССР, 1973, 59, № 10, с. 1508—1515.
5. Мажубиц Б. И. Электрореплетизмография легких. Новосибирск: Наука, 1969. 184 с.
6. Науменко А. И., Скотников В. В. Основы электрореплетизмографии. Л.: Медицина, 1975. 216 с.
7. Потеня А. В., Онищенко А. М. Устройство для автоматического интрааортального введения малых дополнительных объемов крови в определенную фазу сердечного цикла. — Физиол. журн., 1980, 26, № 1, с. 135—137.
8. Herzinger G. Absolute determination of cardiac output in intraaortic balloon pumped patients using the radial arterial pressure trace. — Circulation, 1976, 53, N 3, p 417—421.
9. Kubicek W., Patterson R., Witsoe D. Impedance cardiography as a noninvasive method of monitoring cardiac function and other parameters of the cardio-vascular system. — Ann. N. Y. Acad. Sci., 1970, 170, N 2, p. 724—732.
10. Mahler F., Muhelm M. H., Intaglietta M. et al. Blood pressure fluctuations in human nailfold capillaries. — Amer. J. Physiol., 1979, 236, N 6, p. 888—893.
11. Visser K., Lamberts R., Korsten H., Zijlstra W. Observations on blood flow related electrical impedance changes in rigid tubes. — Pflügers Arch., 1976, 336, N 2, p 289—291.

Отдел физиологии кровообращения
Института физиологии им. А. А. Богомольца
АН УССР, Киев

Поступила в редакцию
12.V 1980 г.