

Выявлена наклонность к удлинению времени подъема систолической волны (ТА) как на I, так и на II этапе терапии.

Интервалы от зубца Q ЭКГ до начала систолической волны (Q_x) и до начала диастолической волны (Q_y) претерпели небольшие изменения на фоне лечения строфантином ($P > 0,05$).

Введение в комплекс лечения АТФ привело к статистически достоверному укорочению этих периодов ($P < 0,5$).

Наилучшие результаты получены в целом у больных с II_{на} ст. У 35 больных (39,3%) гликозидотерапия «в чистом виде» оказалась недостаточно эффективной (относительная рефрактерность к гликозидам), и только сочетание с АТФ способствовало снижению степени декомпенсации еще у 28. У остальных 7 больных комбинированная терапия не принесла успеха (у 5 из них была II_{ни} ст.).

ВЫВОДЫ

1. Выявлен параллелизм между значительным улучшением в состоянии больных, положительной динамикой реограммы печени и снижением степени декомпенсации под влиянием терапии.

2. Применение строфантина в комплексе с АТФ дает более значительные положительные сдвиги в показателях реогепаграммы и в степени недостаточности кровообращения, чем использование этого препарата в чистом виде. Комбинированная терапия способствует сокращению числа рефрактерных к гликозидам форм сердечной недостаточности.

УДК 612.13

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОСНОВНЫХ ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ПРИ КАЖДОМ СОКРАЩЕНИИ СЕРДЦА

Канд. мед. наук Н. Н. Сигал

Кафедра госпитальной терапии № 1 (зав. — проф. В. Ф. Богоявленский, научный консультант — проф. К. А. Маянская) и кафедра госпитальной хирургии № 2 (зав. — проф. Н. П. Медведев) Казанского ордена Трудового Красного Знамени медицинского института им. С. В. Курашова

Существует много способов исследования главных гемодинамических показателей (систолического и минутного объема крови): прямой и непрямой методы Фика, метод разведения индикаторов, не прямые физические методы.

Несмотря на многообразие экспериментальных и клинических данных, проблема изучения сердечного выброса крови человека является и до настоящего времени актуальной.

В 1937 г. Вецлером и Богером была предложена формула для подсчета систолического объема крови:

$$Vs = \frac{Q \cdot (Ps - Pd) \cdot 1332 \cdot T_{\text{ем}}}{2\rho a} \text{ мл},$$

где Q — поперечное сечение аорты — определяется по номограмме Фрухта с учетом пола, веса и роста пациента; ρ — плотность крови, величина постоянная, равная 1,06; $Ps - Pd$ — пульсовое давление в мм рт. ст.; $T_{\text{ем}}$ — длительность основного колебания артериального пульса в секундах; a — скорость распространения пульсовой волны в аорте в см/сек. Скорость распространения пульсовой волны в аорте и длительность основного колебания артериального пульса можно высчитать для каждого сокращения сердца, снимая синхронно ЭКГ, ФКГ и ЭСГ с сонной и бедренной артерий. Пульсовое давление при этом раньше определяли либо методом Короткова, либо при помощи тахоосциллограммы, и оно получалось усредненным. Для регистрации пульсового давления при каждом сокращении сердца можно измерять АД кровавым способом в бедренной артерии. Однако этот метод не получил широкого распространения ввиду

его нефизиологичности. Прокол артерии рефлекторно может вызвать гемодинамические сдвиги у испытуемого, что сказывается на результатах исследования.

Таким образом, приемлемого для клиники метода определения основных гемодинамических показателей при каждом сокращении сердца не было. Мы применили непрерывное бескровное измерение АД синхронно с регистрацией ЭКГ, ФКГ и ЭСГ с сонной и бедренной артерий на пятиканальном аппарате «Биокомб-5» при скорости движения бумаги 50 мм/сек. Способ непрямого измерения АД был предложен Д. Л. Длигачом (1967). По его экспериментальным данным, ошибка метода по сравнению с кровавым способом не превышает 5%. Д. Л. Длигачом используется газовый (кислородный) поток. Кислород поступает из баллона через репродуктор, понижающий давление до 2 атмосфер, в дозированный капилляр (дрессель), сечение и длина которого подбираются эмпирически, исходя из получения уверенной записи при минимальном расходе кислорода. Площадь поперечного сечения канала датчика, благодаря подвижности одной из стенок муфты, регулируется микрометрическим винтом. Входное и выходное отверстия имеют диаметр 1,2 мм. Внутренняя часть муфты тщательно отполирована. Датчик накладывают на проксимальную фалангу одного из пальцев руки так, чтобы измерительный поток и кровоток совпадали и эпифизы не захватывались, а датчик не натягивал кожу. Датчик висит свободно, мышцы руки расслаблены. Микрометрическим винтом находят положение, при котором осцилляции максимальны.

Скорость распространения пульсовой волны мы измеряем в нисходящей части аорты по методу В. Л. Карпмана и М. А. Абрикосовой (1962):

$$C_3 = \frac{S_2 + S_3 - S_1}{t} \text{ см/сек.},$$

где S_1 — расстояние от вырезки рукоятки грудины до места датчика на сонной артерии; S_2 — расстояние от вырезки рукоятки грудины до пупка; S_3 — расстояние от пупка до места наложения датчика на бедренной артерии; t — время запаздывания сфигмограммы с бедренной артерии по отношению к сфигмограмме с сонной артерией. Сердечный выброс (в мл) вычисляем по формуле Вецлера и Богера, приведенной выше. Затем определяем ударный (в мл/м²) и сердечный (в л/мин/м²) индексы. Среднее динамическое давление находим по формуле: $P_m = 0,42 A + P_d$ (A — пульсовое, P_d — диастолическое давления). Для подсчета периферического сопротивления применяем формулу Франка:

$$R = \frac{P_m \cdot 1332}{V} \text{ дин/сек./см}^{-5},$$

где V — секундный выброс в мл/сек.

Описанная методика позволяет регистрировать скорость распространения пульсовой волны в аорте, сердечный выброс крови, среднее гемодинамическое давление и периферическое сопротивление при каждом сердечном сокращении в отдельности.

Для иллюстрации приводим результаты обследования Х., 18 лет. Ритм сердца 92 в 1 минуту, АД 140/60 (пульсовое давление — 80), $t = 0,06''$, $C_3 = 700$ см/сек; $T_{fem} = 0,3''$, систолический выброс крови — 68 мл, среднее динамическое давление — 94 мм рт. ст., периферическое сопротивление — 1200 дин/сек/см⁻⁵; ударный индекс — 42,5 мл/м², сердечный индекс — 3,9 л/мин/м².

ЛИТЕРАТУРА

1. Длигач Д. Л. Сравнительная роль рефлексогенной зоны в общем механизме регуляции системы кровообращения. Автореф. канд. дисс., М., 1967.—2. Карпман В. Л. и Абрикосова М. И. Бюлл. exper. биол. и мед., 1962, 8.—3. Кассирский И. А. Справочник по функциональной диагностике. Медицина, М., 1970.—4. Wezler, Böger. Naunynschmiedbergs. Arch. 1937, 184, 253.

УДК 616.127—005.8—615.825

ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКАЯ ФАЗА ЛЕЧЕБНОЙ ФИЗКУЛЬТУРЫ В ОСТРОМ ПЕРИОДЕ ИНФАРКТА МИОКАРДА

Канд. мед. наук М. А. Самсонова, Б. З. Аккерман

Кафедра терапии № 1 (зав. — проф. Л. М. Рахлин), курс функциональной диагностики (зав. — проф. Т. Б. Толтегина) Казанского ГИДУВа им. В. И. Ленина

В некробиотическом периоде инфаркта миокарда больному необходим покой. Однако это не следует понимать как абсолютную неподвижность. Боязнь движения, скованность сказываются весьма отрицательно и приводят к нежелательному психо-