

## Современное состояние протонной лучевой терапии (ПЛТ) и требования к оборудованию госпитально-дислоцированных центров ПЛТ

В.С.Хорошков

*ГНЦ РФ Институт теоретической и экспериментальной физики, Москва, Россия*

В конце 80-х годов началось внедрение протонной лучевой терапии (ПЛТ) в широкомасштабную клиническую практику путем сооружения в крупных клиниках центров ПЛТ со специализированными медицинскими ускорителями [1–5]. Предшествующий этому моменту тридцатилетний период исследований был затрачен на определение условий и требований к технике ПЛТ, при которых теоретически ясные радиологические достоинства пучков ускоренных протонов (малое угловое рассеяние частиц в веществе, возможность остановки частиц на заданной глубине, повышение дозы в конце пробега) могут быть реально и полностью использованы в клинической практике.

Достоверность вырабатываемых требований к технике ПЛТ выверялась на результатах клинических исследований, проводимых в тот же период [6].

Попытаемся кратко обсудить эти условия и требования, предъявляемые сегодня к технике ПЛТ. Следует начать с достаточно очевидного утверждения, что ПЛТ может конкурировать с широко применяемыми сегодня в лучевой терапии пучками ускоренных электронов и генерируемым ими жестким гамма-излучением лишь при соблюдении двух условий. Во-первых, стоимость ПЛТ не должна заметно превышать стоимость гамма-облучения. Во-вторых, все возможности, представляемые клиницистам техникой ПЛТ, начиная от степени конформности \* дозного поля и мишени, вплоть до комфортности размещения пациента в традиционной, привычной для радиологии позиции, должны быть, по крайней мере, не хуже, а в определенных областях лучше, богаче и шире, чем в гамма терапии. Первое требование обязывает разработчика, предлагая любое, пусть очень оригинальное, перспективное и абсолютно новое техническое решение, всегда помнить о цене его реализации. Второе требование диктует необходимость при выборе структуры центра ПЛТ, технических решений, параметров ускорителя и пучков двигаться по цепочке: медицинские требования (пациент), системы доставки дозы (системы формирования дозного поля) и, наконец, параметры пучка и ускоритель, но ни в коем случае не наоборот, начиная, к примеру, разработку центра ПЛТ с выбора ускорителя. Забегая вперед, отметим, что факторы, ограничивающие выбор всех параметров оборудования ПЛТ, достаточно жестки, а сам выбор не столь уж широк.

**Состав центра ПЛТ.** Разумная стоимость ПЛТ может быть обеспечена, если один ускоритель обслуживает одновременно и независимо работающие 3 (лучше 4-5) лучевые установки (лечебные кабины). Лишь в этом случае затраты на сооружение и эксплуатацию ускорителя, входящие в стоимость лечения, распределяются между несколькими лучевыми установками и большим числом лечебных курсов (пациентов) в год, что позволяет снизить цену ПЛТ до (или ниже) стоимости гамма-терапии.

---

\* Здесь конформность – соответствие формы высокой (80–90%) изодозы трехмерного дозового распределения форме облучаемой мишени.

Две необходимые компоненты центра ПЛТ. В традиционной лучевой терапии многие десятилетия используются установки, в которых источник излучения ротируется вокруг неподвижно лежащего пациента. Громадный клинический опыт лучевой терапии подтвердил абсолютную необходимость такой манеры облучения.

Напротив, сорокалетний опыт применения в ПЛТ горизонтальных пучков с фиксированной в пространстве осью и с манипуляциями (перемещениями) пациента под пучком показал резкую ограниченность сферы клинического использования такого способа облучения. Необходимость оснащения современных центров ПЛТ установками ротации протонного пучка (система ГАНТРИ) представляется сегодня безусловной. Система состоит из ряда магнитов и линз, объединенных одной поворотной рамой, что позволяет подводить к лежащему пациенту пучок протонов с любых направлений в вертикальной, перпендикулярной пациенту плоскости.

Накопленный в ПЛТ опыт показал также бесперспективность и ограниченность использования так называемых пассивных систем подвода дозы (коллиматоры, гребенчатые фильтры, болюсы), требующих к тому же серьезных материальных затрат и затрат времени на индивидуальное (для каждого клинического случая) изготовление всех этих элементов. Легко показать (и лишь ограниченность объема доклада не позволяет сделать это), что степень конформности мишени и формируемых таким способом протонных дозных распределений лишь немногим лучше дозных распределений жесткого гамма излучения. Пассивные системы подвода дозы в подавляющем большинстве случаев не позволяют полностью использовать преимущества и богатейшие возможности протонных пучков.

Сегодня общепризнана необходимость использования так называемых динамических или активных систем подвода дозы, которые сканируют узкий "карандашный" пучок переменной энергии по всем единичным объемам мишени. Этот способ позволяет формировать дозные распределения любых заданных конфигураций и в максимальной мере обеспечивает их конформность мишени [7,8]. Активные системы формирования дозного поля являются второй обязательной компонентой современного центра ПЛТ.

Необходимые энергия и интенсивность пучка определены сегодня достаточно надежно. Энергия – до 250 МэВ, что обеспечивает необходимый пробег частиц в тканях (до 32 г/см<sup>2</sup>); интенсивность – до 10<sup>11</sup> протонов в секунду, что позволяет достаточно быстро (десятки секунд) набирать заданную дозу (до десятков Грей) даже в большой (несколько литров) мишени при одновременной работе ускорителя на несколько установок.

Достаточно очевидными представляются требования к временной структуре внешнего пучка. Они определяются необходимостью использования активных систем формирования дозного поля, которым приходится обеспечивать последовательное облучение (сканирование) до 10<sup>4</sup> единичных объемов в облучаемой мишени. Чтобы успеть провести этим способом одновременное облучение нескольких мишеней в нескольких процедурных кабинетах за несколько десятков секунд, необходим либо непрерывный пучок, либо импульсный, но с частотой посылок не ниже 1–0,5 Гц.

Длительность импульса не может быть чрезмерно короткой и в оптимальном случае должна лежать в миллисекундном диапазоне по двум причинам. Во-первых, необходимая точность набора заданной дозы (около 1%) в единичном объеме мишени определяется относительным (по отношению к длительности импульса пучка) быстродействием системы, останавливающей или отклоняющей пучок, после набора заданной дозы. Очень короткий импульс пучка тут же предъявит тяжелые (или невыполнимые) дорогостоящие требования к быстродействию этой

системы. Кроме того, точная клиническая дозиметрия пучков с малой протяженностью импульса и соответственно высокой импульсной мощностью пучка (протоны \*см<sup>2</sup> \* с<sup>-1</sup>) вызывает очень серьезные трудности.

Важным параметром как с технической, так и с экономической точки зрения является, фазовый объем внешнего пучка. Его желательно минимизировать. Узкий "карандашный" пучок с малым фазовым объемом в любом случае необходим для трехмерного сканирования облучаемой мишени. Наиболее целесообразно эжектировать из ускорителя такой пучок сразу. Апертура, металлоемкость, вес и, соответственно, стоимость и энергопотребление всех элементов ГАНТРИ и протонопроводов от ускорителя к процедурным кабинам практически пропорциональны фазовому объему пучка, а именно эти компоненты – протонопроводы и ГАНТРИ – дают весьма внушительный вклад в стоимость и эксплуатационные расходы центра ПЛТ.

Заметно влияет на стоимость центра ПЛТ его структура. Здесь под структурой центра ПЛТ мы понимаем взаиморасположение ускорителя и процедурных кабин, выбор типа и размеры ускорителя, выбор числа систем эжекции пучка, геометрию каналов транспортировки пучка от ускорителя к процедурным кабинам и т.п. Попытаемся проиллюстрировать важность этого выбора, сравнив две структуры – центр ПЛТ в г.Лома-Линда, США [2] и проект московского центра ПЛТ [4]. Мы отнюдь не ставим задачи показать, как плох один и замечателен другой. Тем более, что центр в г.Лома-Линда является первым действующим госпитально-дислоцированным центром в мире, и уже одно это ставит его создателей вне критики такого рода.

Тем не менее, кольцевая структура московского проекта (шесть кабин вокруг ускорителя с шестью независимыми системами эжекции пучка и протонопроводами) позволяет сократить суммарную длину протонопроводов до 40 м (центр в г.Лома-Линде – 110 м для пяти кабин). Число поворотных магнитов в протонопроводах московского проекта – 4 (Лома-Линда – 14). Число других магнитных элементов в протонопроводах в московском проекте также заметно меньше.

Суммарная площадь, занимаемая ускорителем и протонопроводами, составляет 600 м<sup>2</sup> в Лома-Линде и 400 м<sup>2</sup> – в московском проекте, хотя собственно синхротрон в Лома-Линде существенно меньше (длина орбиты 24 м), чем в московском проекте (длина орбиты 51 м).

Все это приводит к заметной разнице в требуемых капитальных вложениях и эксплуатационных затратах, т.е. в стоимости лечения. Еще раз подчеркнем, что мы отнюдь не считаем московский проект идеальным, а лишь пытаемся показать необходимость серьезнейшего подхода к выбору структуры центра ПЛТ.

Сравнение этих двух центров ПЛТ наталкивает на еще одно любопытное соображение, касающееся значимости выбора размера ускорителя.

При экономически обоснованном выборе числа процедурных кабин (3-4 и более) центр ПЛТ вместе с необходимой технической и клинической инфраструктурой (протонопроводы, электропитание и водоснабжение, системы подготовки пациентов, диагностики, топометрии и т.п.) требует площади более 3000–3500 м<sup>2</sup>. При этом становится практически безразличным размер ускорителя с точки зрения занимаемой им площади – 100 м<sup>2</sup> (Лома-Линда) или 250 м<sup>2</sup> (Москва).

Что касается выбора типа ускорителя, то возможно применение линейного ускорителя, циклотрона, синхротрона. Каждый тип ускорителя имеет свои достоинства и недостатки при его клиническом использовании [9]. Единственным принципиально важным позитивным отличием синхротрона, о котором следует помнить, является легкость изменения энергии внешнего пучка от импульса к импульсу. Линейный ускоритель и циклотрон потребуют специальных систем,

позволяющих быстро (в доли секунды) изменять этот параметр, желательны без изменения остальных характеристик внешнего пучка.

В заключение еще раз отметим, что изложенные выше соображения являются практическим результатом сорокалетних исследований, проводимых целым рядом исследовательских групп во всем мире. Тем не менее они не являются каноническими. Отклонения от изложенных здесь требований к технике ПЛТ возможны, путь к любым новым предложениям, как всегда, остается открытым. Необходимо лишь постоянно помнить, что технология ПЛТ включает в себя длинную последовательную цепь разнородных технических и методических средств, и всегда четко представлять и оценивать, к каким изменениям в конце этой цепочки приведут новации в ее начале или середине.

### **Литература**

1. Particles Newsletter of Proton Therapy Co-Operative Group (PTCOG), N17, January 1996, p.15.
2. Slater J.M., Archambeau J.O., Slater J.D. at al.  
Proc. of the NIRS Int.WS on Heavy Charged Particle Therapy and Related Subjects. Japan, Chiba: Nat.Inst. of Radiobiological Sciences, 1991, p.82-91.
3. Smith A., Goitein M., Flanz J. at al.  
Abstracts of the XIX PTCOG Meeting. Oct.-Nov. 1993.
4. Khoroshkov V.S., Onosovsky K.K., Klenov G.I., Zink S.  
Am.J.Chin.Onkol. 1994. Apr. V.17. N2. P.109.
5. Silary M. TERA. 94/35. GEN13. Sept.1994.Italia, Novara:  
Naz. Inst. di Fisica Nucleare.
6. Ion Beams in Tumor Therapy, Ed.Utelinz, Chapman and Hall gmbH, 1995.
7. Chu W.T., Ludewigt B.A., Renner T.R.  
Preprint LBL-33403. US-406.
8. Chu W.T., Staples J.W., Ludewigt B.A. at al.  
Preprint LBL-33749. US-000.
9. Alonso J.R.  
The XYIII Int.Sem. on Planetary Emergences, and NATO WS on Global Stability through Disarmament. Italy, Erice. August 1993.