

## ПРИОРИТЕТНОЕ НАПРАВЛЕНИЕ П.11.

### ФУНДАМЕНТАЛЬНЫЕ ОСНОВЫ ЛАЗЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ, ВКЛЮЧАЯ ОБРАБОТКУ И МОДИФИКАЦИЮ МАТЕРИАЛОВ, ОПТИЧЕСКУЮ ИНФОРМАТИКУ, СВЯЗЬ, НАВИГАЦИЮ И МЕДИЦИНУ

#### Программа П.11.1. Актуальные проблемы и прикладные аспекты оптико-информационных технологий (координатор докт. техн. наук Ю. В. Чугуй)

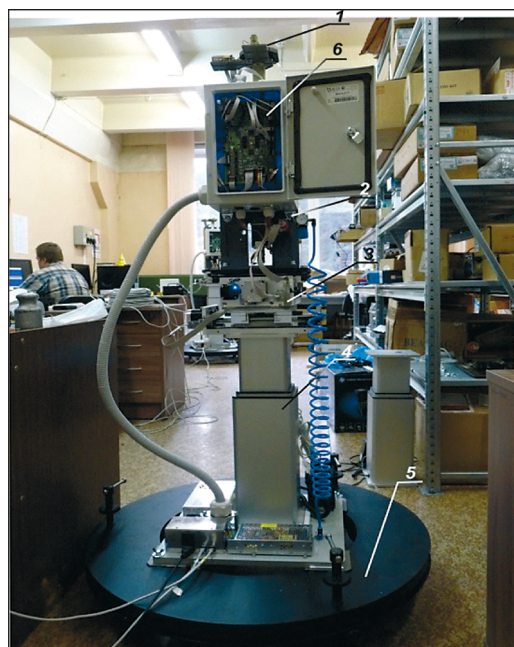
В Конструкторско-технологическом институте научного приборостроения разработаны научно-технические основы не имеющей мировых аналогов активной системы обезвешивания для проведения имитирующих невесомость наземных модальных испытаний и отработки раскрытия крупногабаритных трансформируемых систем (КТС) космических аппаратов. Принцип работы активной системы обезвешивания заключается в приложении к центру масс каждой составной части КТС усилия, полностью компенсирующего вес данной части. При этом в начале движения этой части КТС в режиме реального времени анализируются параметры движения (скорость, ускорение и т. д.) и дальнейшее движение сложной системы (КТС + активная система обезвешивания) рассчитывается и задается так, чтобы оно

соответствовало движению с нулевой массой системы обезвешивания. В Институте разработаны принципы построения и схема активной системы обезвешивания, сконструирован и изготовлен экспериментальный образец системы (рис. 27, 28). В результате предварительных испытаний установлено, что система имеет ряд уникальных технических характеристик: относительная погрешность компенсации веса КТС при раскрытии – не более 0,2 %, при проведении модальных испытаний – не более 0,02 %, диапазон частот модальных испытаний – 0,01÷30 Гц. Система реализует свои функции в автоматическом и автоматизированном режимах с получением всех данных об объекте испытаний.

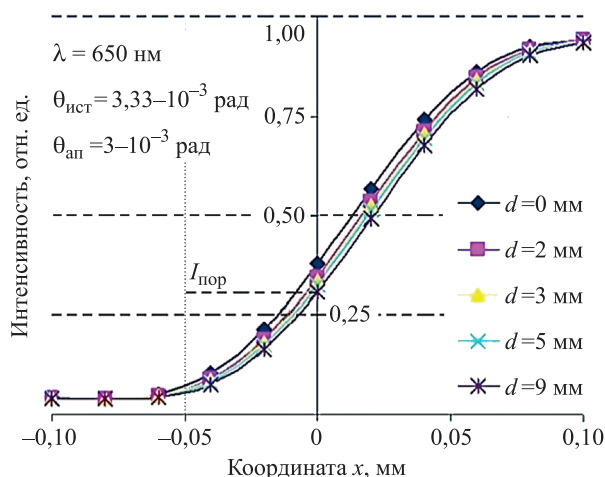
Применительно к размерному контролю 3D-объектов в этом же Институте изучены



**Рис. 27.** Внешний вид элемента активной системы обезвешивания раскрытия КТС (в системе 12 таких элементов).



**Рис. 28.** Внешний вид единичной стойки системы обезвешивания и проведения модальных испытаний (в системе 16 таких стоек).



**Рис. 29.** Рассчитанные профили нормированных интенсивностей в изображении 3D-края в частично-когерентном свете в зависимости от координаты  $x$  для объектов с различной толщиной  $d$  ( $\theta_{\text{ап}} < \theta_{\text{ист}} < \theta_{\text{кр}}$ ). Положение границы исходного объекта соответствует координате  $x = 0$ .

особенности формирования изображения 3D-края – типичного элемента объемных тел – в проходящем частично-когерентном (по пространству) квазимонохроматическом свете. Исследована структура дифракционно-ограниченного изображения 3D-края (рис. 29) для случая, когда угловые размеры источника  $2\theta_{\text{ист}}$  больше угловых размеров апертурной диафрагмы  $2\theta_{\text{ап}}$  (светосильное освещение), но меньше критического угла дифракции  $\theta_{\text{кр}} = \sqrt{\lambda/d}$  ( $d$  – толщина объекта,  $\lambda$  – длина волны света), характеризующего степень объемности объекта (глубина фокусировки системы  $\Delta z = \lambda/\theta_{\text{ап}}^2 \ll d$ ). Для определения границы 3D-края пороговым алгоритмом найдена формула для выбора уровня порога  $I_{\text{пор}}$  в зависимости от параметров  $\theta_{\text{ист}}$ ,  $\theta_{\text{ап}}$  и  $\theta_{\text{кр}}$ :

$$I_{\text{пор}} = 0,5 - \frac{\theta_{\text{ап}}}{\pi\sqrt{2}\theta_{\text{кр}}} - \frac{\theta_{\text{ап}}^2}{\pi^2\theta_{\text{ист}}^2} + \frac{\theta_{\text{ап}} \cdot \theta_{\text{ист}}}{\pi^2\theta_{\text{кр}}}$$

Использование ее на практике позволяет в несколько раз снизить погрешность измерения размеров 3D-объектов.

### Программа II.11.2. Современные направления лазерных биомедицинских технологий (координатор докт. физ.-мат. наук А. М. Ражев)

В Институте лазерной физики разработан и изготовлен двухволновой лазерный аппарат (рис. 30). Аппарат адаптирован как для исследований в медицине и биологии, так и для проведения доклинических и клинических испытаний. В отличие от предыдущих моделей настоящий лазерный аппарат дополнен преобразователем излучения в зеленую область спектра, что делает его весьма перспективным для лечения сосудистых патологий. Опыт использования лазерных аппаратов и созданные методики лечения сосудистых патологий и онкологических заболеваний показывают высокую эффективность и перспективность использования подобных лазерных устройств.

В Институте оптики атмосферы им. В. Е. Зуева впервые предложена и реализована в опытах на животных неинвазивная технология контроля герметичности бронхолегочной системы при хирургических вмешательствах в условиях искусственной вентиляции легких (ИВЛ). Она заключается в добавлении к газонаркозной смеси безопасного индикаторного средства (гексафторида серы) и контроле герметичности хирургических швов, поверхности легочных тканей, культи бронха, трахеального или бронхиального анастомоза

методом «обнюхивания» лазерным оптико-акустическим течеискателем (ЛОАТ), разработанным совместно с ИЛФ СО РАН. Результаты модельных экспериментов (рис. 31) и опытов на животных (рис. 32) показали, что предложенная технология обеспечивает в условиях



**Рис. 30.** Двухволновой лазерный аппарат.

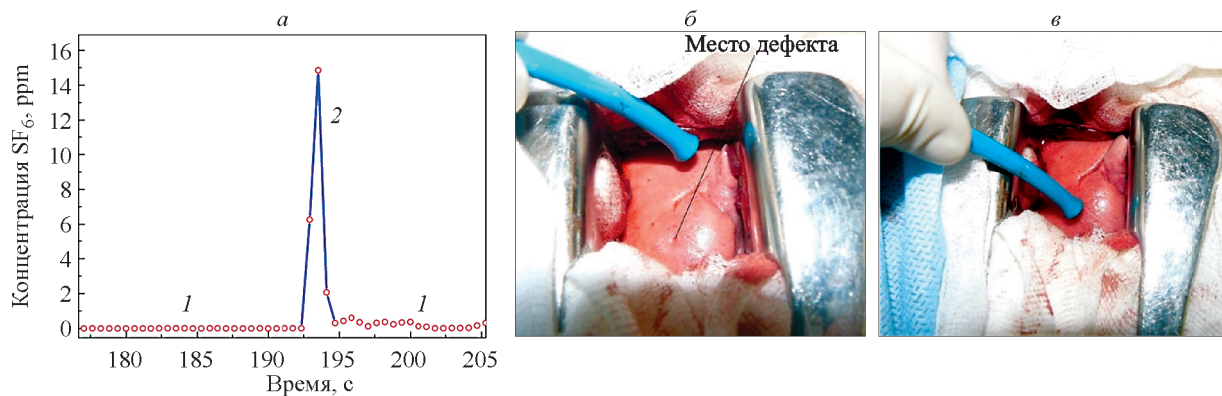




**Рис. 31.** Аппарат искусственной вентиляции легких «ФАЗА 5» (слева), лазерный оптико-акустический теческатель «LaserGasTest» и имитация дыхательной системы резиновым шариком (справа).

ИВЛ в режиме реального времени не только локализацию местоположения дефекта с погрешностью порядка 3 мм, но и оценку его размера по интенсивности утечки газонаркозной смеси с погрешностью  $<0,1 \text{ м}^3/\text{сутки}$ . Опыты на животных проводилось согласно этическим

принципам, изложенным в «Европейской конвенции по защите позвоночных животных, используемых для экспериментальных и других научных целей», и были одобрены этическим комитетом ГОУ ВПО «Сибирский государственный университет» (г. Томск).



**Рис. 32.** Имитация дефекта (прокол инъекционной иглой 26G диаметром 0,45 мм) висцеральной плевры животного и его обнаружение; зависимость концентрации  $\text{SF}_6$  в воздухе от времени и положения места забора пробы (а), забор пробы производится на расстоянии от 3 до 50 мм от дефекта, период времени 1 (б), забор пробы производится вблизи дефекта, период времени 2 (в).