

КРАТКИЕ СООБЩЕНИЯ

УДК 681.31 : 681.327.68 : 778.38

Г. КАСПШАК, Г. ПОДБЕЛЬСКАЯ
(Вроцлав, ПНР)

ПРИМЕНЕНИЕ ГОЛОГРАФИИ В БИОМЕХАНИКЕ
И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЙ ХИРУРГИИ

Общеизвестны методы голографической интерферометрии для бесконтактного измерения деформаций поверхностей сложной формы [1—3]. В последнее время их стали широко применять в биологии и медицине [4, 5]. Особое место занимают способы получения трехмерного изображения объектов, расположенных внутри организма. Соединение голографии с эндоскопией [6], ультразвуковая голография [7] и томографический синтез [8, 9] — вот тот набор современных измерительных средств, которыми пользуются исследователи.

В предлагаемой работе остановимся на методе двойной экспозиции для оценки действия внешнего хирургического фиксатора итальянской фирмы «Ортофикс». Работа выполнена в кооперации с лабораторией голографии и хирургами клиники университета в Минстере (ФРГ) под руководством проф. Г. Бали и проф. Э. Круга.

Схема нашей экспериментальной установки показана на рис. 1. Здесь в левой верхней части рисунка изображена большая берцовая кость, закрепленная в хирургическом фиксаторе. Важно было выяснить, как ведет себя фиксатор при действии на кость внешней постоянной и переменной сил F и ΔF соответственно. Освещение объекта производилось от лазера 1. Параллельный пучок после коллиматора 2 через систему зеркал 3, 4 и светоделительную пластину 5 интерферометра падал на объект и после отражения от него поступал на фотопластину H . На эту же пластинку проецировался референтный пучок через зеркала 6 и 7. На рис. 2 в качестве примера представлена одна из интерферограмм, полученная при действии переменной нагрузки, равной $\Delta F = 100$ Н, и постоянной нагрузки, равной 500 Н. Анализируя аналогичные интерферограммы, приходим к выводу, что фиксатор надежно скрепляет сломанные кости и воздействие нагрузки не приводит к его деформации [10].

На этой же экспериментальной установке исследовались биомеханические параметры костей голени. В медицинской практике переломы такого типа костей встречаются наиболее часто. Определим изменение жесткости по длине кости при действии на последнюю изгибающего усилия. Результаты представлены на рис. 3, где EI — жесткость (E — модуль Юнга, I — момент инерции объекта). Из рисунка видно, что величина жесткости по длине кости вначале уменьшается, достигает своего минимального значения и затем снова возрастает [11]. Анало-

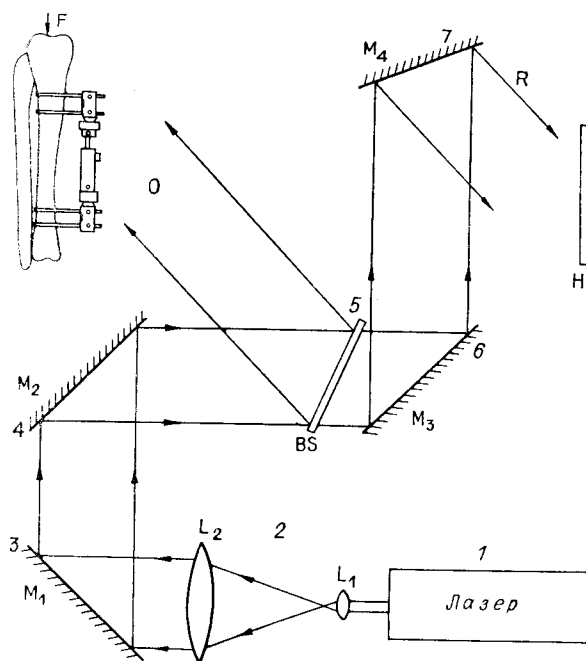


Рис. 1. Оптическая схема голографического интерферометра для исследования фиксатора «Ортофикс», расположенного на большой берцовой кости:

M — зеркала; R , O — референтный и объектный пучки; F — действующая сила; L — линзы; BS — светоделитель интерферометра

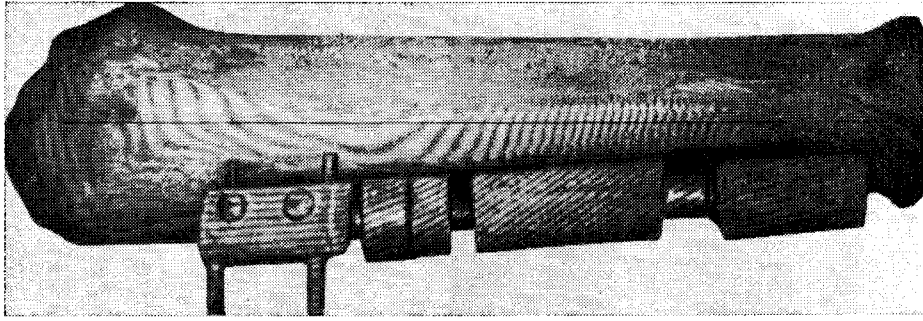


Рис. 2. Интерферограмма, полученная по методу двойной экспозиции. Кости голени зафиксированы внизу гипсом. Внешняя сила приложена по оси кости сверху

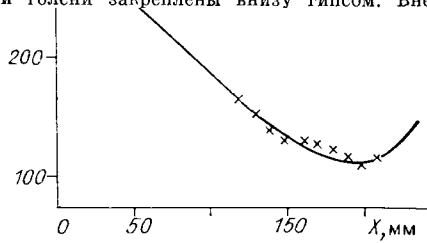


Рис. 3. Изменение жесткости вдоль большой берцовой кости

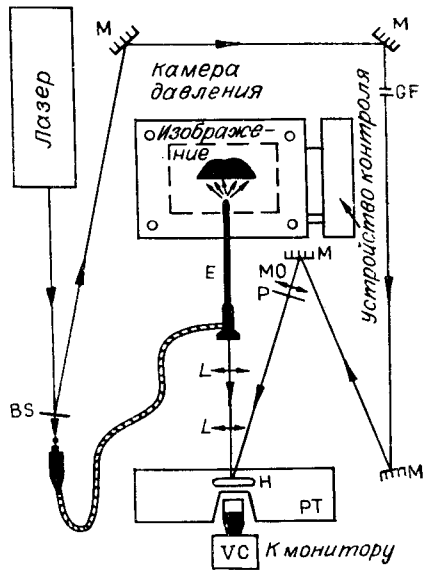


Рис. 5. Оптическая схема для исследования внутренней поверхности черепа:

E — эндоскоп; *M* — зеркала; *BS* — светоделитель интерферометра; *PT* — камера с термопластиком; *VC* — видеокамера; *H* — голографическая термопленка; *GF* — нейтральный фильтр; *MO* — микрообъектив; *P* — поляризатор

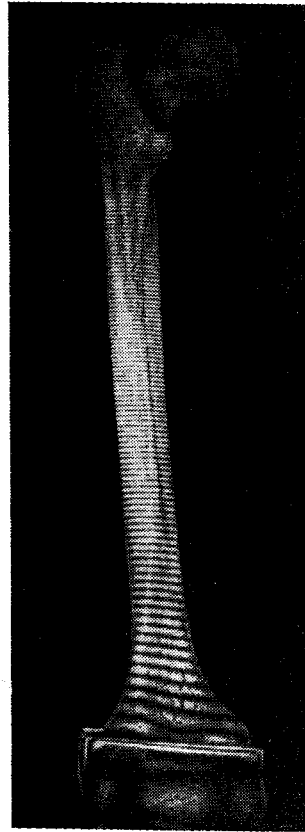


Рис. 4. Интерферограммы, полученные при изгибе кости бедра



Рис. 6. Интерферограмма в реальном времени

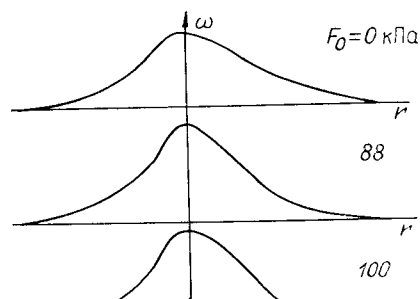


Рис. 7. Эпюры прогибов вдоль оси

гичные эксперименты проводились с костью бедра (рис. 4). Установлено, что самая слабая точка бедра расположена приблизительно на одной трети от его верхнего конца [12].

Для определения влияния внешнего воздействия на внутреннюю поверхность черепа была создана установка, схема которой показана на рис. 5 [13]. Здесь излучение лазера поступает на внутреннюю поверхность мацерированной крышки черепа через эндоскопический осветитель, а опорный пучок идет обычным путем через зеркала M к термопластине H (остальные обозначения понятны из рисунка).

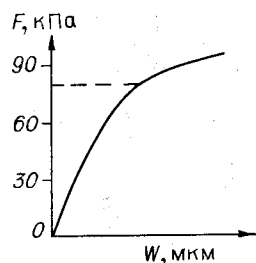


Рис. 8. График деформации в зависимости от действующей силы (до 80 кПа — нелинейная часть)

Нас интересовали механические свойства кости под действием статической нагрузки. На череп оказывали давление от пневматического пресса, причем сила прикладывалась к наивысшей точке свода. Чтобы избежать возможных искажений из-за скрытых дефектов, в исследуемом образце параллельно получали рентгенограмму объекта.

Типичный вид интерферограммы представлен на рис. 6, а на рис. 7 показаны эпюры прогиба. Прогиб ω фиксировался по числу полос, расположенных вдоль оси r (см. рис. 6). Направление оси r соответствует направлению большой оси эллипса интерферограммы. Из рисунка видно, что интерференционные полосы не концентричны. На эпюрах (см. рис. 7) хорошо заметна несимметричность функции прогиба особенно при маленьких нагрузках. Эта асимметрия уменьшается при увеличении приложенной силы. По форме эпюра прогиба можно установить, что в точке приложения силы имеется изгибающий момент. Кроме того, эксперименты показали, что главная ось эллипса интерференционных полос меняет свое положение по отношению к оси черепа при приложении нагрузки.

Анализируя изменение деформации в зависимости от прикладываемой силы, приходим к выводу, что при малых нагрузках (рис. 8) деформация растет нелинейно, а затем при возрастании нагрузки процесс переходит в область линейного отклика на действующую силу.

В этой заметке мы хотели обратить внимание на возможности голографической интерферометрии, которые могут быть реализованы в экспериментальной хирургии и биомеханике. Аналогичные работы для других объектов известны из [14, 15].

ЛИТЕРАТУРА

1. Островский Ю. И., Бутурусов М. И., Островская Г. В. Голографическая интерферометрия.— М.: Наука, 1977.
2. Vest Ch. Holographic Interferometry.— N. Y.: Johns Wiley and Sons, 1979.
3. Abramson N. The Making and Evaluation of Holograms.— New York — London: Academ. Press, 1981.
4. Holography in Medicine and Biology/Ed. G. V. Bally.— Berlin — New York: Springer Verlag, 1979.
5. Bally G. V., Greguss P. e. a. // Optics in Biomedical Sciences.— Berlin — New York: Springer Verlag, 1982.
6. Hadbawnik D. Holographische Endoskopie // Optik.— 1976.— 45.— S. 24.
7. Greguss P. Acoustical holography // Holography in Medicine and Biology/Ed. G. V. Bally.— Berlin — New York: Springer Verlag, 1979.— P. 233.

8. Weiss H. Holography in Radiology // *Ibid.*— P. 83.
9. Tsujiuchi J. Holographic stereograms as a tool on nondestructive testing // *SPIE Proc.*— 1983.— 370.— P. 17.
10. Podbielska H., Kasprzak H. Biomechanical investigation of external fixing devices by using the method of holographic interferometry // *XI Intern. Congress of Biomechanics: Abstracts, 1987.*— P. 27.
11. Kasprzak H., Podbielska H. Bending and torsion of the tibial bone examined by holographic interferometry // *Polish Conference of Biomechanics: Abstracts, 1987.*— P. 29.
12. Kasprzak H. e. a. Mechanical features of the human thigh bone investigated by means of holographic interferometry // *Acta Polytechnica Scandinavica: Proc. Image Science 85', 1985.*— V. 2.
13. Podbielska H. e. a. Mechanical reaction of human skull bones to external load examined by holographic interferometry // *SPIE Proc.*— 1987.— 673.— P. 273.
14. Divtoft I. Holographic measurement of deformation in complete upper dentures — clinical application // *Optics in Biomedical Sciences.*— Berlin — New York: Springer Verlag, 1982.— P. 100.
15. Pavlin D. e. a. Mechanical reactions of facial skeleton to maxillary expansion determined by laser holography // *Ann. J. of Orthodontics 85'.— 1984.*— P. 488.

Поступило в редакцию 23 мая 1988 г.

УДК 621.373.826

А. А. ЖМУДЬ
(Новосибирск)

ПЕРЕСТРОЕЧНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ИНЖЕКЦИОННЫХ ЛАЗЕРОВ

Важной особенностью инжекционных лазеров с точки зрения применения в спектроскопии является возможность изменять их спектр излучения при помощи сравнительно простых методов. В частности, посредством изменения тока накачки или температуры лазера можно менять в широком диапазоне его длину волны, модовый состав и даже ширину линии [1—3]. Однако наличие большого количества типов лазеров, имеющих различные пороговые токи и типы резонаторов, а соответственно и разные спектральные характеристики, зачастую ставит перед исследователем сложную задачу правильного выбора лазера и режима его работы.

В данной работе приведены обобщенные перестроечные характеристики полупроводниковых инжекционных лазеров, полученные в результате экспериментальных исследований промышленных образцов серий ИЛПН-102, ИЛПН-205, ИЛПН-210 и НЛР-1600. Исследовались лазеры с длинами волн $\lambda \sim 0,78\text{—}0,87$ мкм и пороговыми токами $J_n \sim 20\text{—}200$ мА при комнатной температуре. Приборы помещались в термостат, где их температура могла изменяться в диапазоне $0\text{—}+30$ °С, а выбранное значение температуры поддерживалось с точностью $\sim 1 \cdot 10^{-3}$ К. Флуктуации установленного тока накачки не превышали величины $\Delta J/J \leq 1 \cdot 10^{-4}$ [4]. Исследования спектральных характеристик проводились при помощи разработанного специально для этих целей малогабаритного панорамного спектрометра с разрешением 0,015 нм и многолучевыми интерферометрами Физо с базой 0,1—80 мм и остротой ~ 20 .

По типу резонатора исследуемые лазеры разделялись на две группы: лазеры с полосковым и канальным волноводами (размер тела свечения не более $1 \times 3,5$ мкм). Исследования показали, что при расстоянии между продольными модами $\Delta\lambda_q > 0,4\text{—}0,5$ нм (q — индекс продольной моды) область рабочих точек лазеров с канальным волноводом состоит из зон трех типов: многочастотных, двухчастотных и одночастотных (интенсивность побочных мод менее 1 %) режимов. Зона многочастотных режимов имеет место при небольшом превышении током накачки J порогового тока: $J_n < J \leq 1,1J_n$. При этом лазер излучает три и более длины волны, соответствующие различным индексам q и обладающие низкой степенью когерентности (ширины линий $\Delta\nu > 10$ ГГц). При больших токах накачки лазер может работать либо в одночастотном, либо в двухчастотном режиме (рис. 1). Границей зон со стороны больших токов является линия токов, выше которых наблюдается катастрофическая деградация лазеров. Из рис. 1 видно, что, меняя температуру лазера или ток накачки, можно изменять длину волны излучения непрерывно на величину $\Delta\lambda \leq \Delta\lambda_q/2$ либо дискретно по модам резонатора. Изменение длины волны в одночастотном режиме в первом приближении может быть описано соотношением [1, 3]

$$d\lambda = \beta_J(J_n, T) dJ + \beta_T(T, J) dT, \quad (1)$$

где $\beta_J(J_n, T)$ и $\beta_T(T, J)$ — коэффициенты, характеризующие зависимость изменения длины волны лазера от изменения тока накачки dJ и температуры dT соответственно. У исследуемых лазеров с канальным волноводом $\beta_T \sim 0,015\text{—}0,06$ пм/К,