

## ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

© Коллектив авторов, 1994

*И. Гришин, С. А. Горбатенко, А. И. Крупин*  
**НЕИНВАЗИВНЫЙ МОНИТОРИНГ СОСТОЯНИЯ СВОБОДНОГО ВАСКУЛЯРИЗОВАННОГО ТРАНСПЛАНТАТА В МИКРОХИРУРГИИ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМЫ**

Контроль кровообращения свободного вакуляризованного трансплантата — важнейшая проблема микрохирургии опорно-двигательного аппарата у взрослых и детей. В таких трансплантатах происходят ишемические и реперфузионные изменения микроциркуляторного русла и клеточных элементов тканей. Прогрессирование этих нарушений, например, вследствие недостаточности анастомозов, может привести к частичному некрозу, а в ряде случаев и к полной гибели трансплантата, сведя на нет результаты сложной многочасовой операции. Частота неудач после микросудистых аутотрансплантаций составляет 5—10 %, более половины из них — тромбозы сосудистой ножки [32]. Разработка оптимальных способов послеоперационного мониторинга может обеспечить своевременную коррекцию и предотвращение неизбежной ишемии тканей, улучшение результатов лечения.

Цель данной работы — систематизировать основные подходы к диагностике состояния вакуляризованного трансплантата в микрохирургии опорно-двигательного аппарата.

Требования к идеальному методу мониторинга по B. Jones [25] с нашими дополнениями следующие: безопасность для больного, особенно для ребенка; безопасность для трансплантата; точность и надежность; дешевизна, простота, быстрота; применимость для трансплантатов всех типов, в том числе погружных; быстрая реакция показателя на сосудистые нарушения, высокая чувствительность метода; возможность дифференцировки артериальной и венозной окклюзии сосудистой ножки; повторимость и воспроизводимость результатов; возможность регистрации данных исследования и непрерывного длительного наблюдения; измерение кровотока в абсолютных величинах (миллиметры в минуту).

На основе многолетнего опыта мы предлагаем следующую классификацию методов неинвазивного мониторинга в микрохирургии.

I. Субъективные клинические тесты (цвет кожи, температура, капиллярное кровенаполнение тканей, кровотечение из разреза или прокола иглой).

II. Объективные инструментальные методы.

A. Методы мониторинга преимущественно сосудистой ножки и состояния анастомозов:

- 1) электромагнитная флюметрия;
- 2) ультразвуковая флюметрия;
- 3) установка термодатчиков на сосудистую ножку.



Б. Методы мониторинга состояния тканей трансплантата:

- 1) методы мониторинга трансплантата:
  - а) прямое наблюдение (капилляроскопия);
  - б) химические методы (флюорометрия);
  - в) методы лучевой диагностики (метод меченых микросфер, клиренс радионуклидов, сцинтиграфия);
  - г) фотоэлектрические и импедансные методы (фотоплетизмография, спектрофотометрия, реография — РВГ);
  - д) лазерная допплеровская флюметрия (ЛДФ);
  - е) полярографическое определение локального кровотока по клиренсу водорода.
- 2) методы мониторинга кровоснабжения и метаболизма трансплантата:
  - а) измерение температуры тканей (термометрия и термография);
  - б) полярографическое изучение кислородного режима тканей.
- 3) методы мониторинга метаболизма трансплантата:
  - а) методы ядерно-магнитно-резонансного исследования (ЯМР);
  - б) позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ).

Субъективные клинические тесты в микрохирургии требуют от врача большого опыта и интуиции. Их невозможно применять при погружных трансплантатах; первоначальные, еще обратимые их изменения без объективных тестов уловить трудно, а клинически значимые сдвиги возникают поздно, коррелируя больше с некрозом, чем с выживанием тканей. В связи с этим субъективные методы целесообразно подкреплять объективными данными.

Мониторинг состояния анастомозов основан на прямой регистрации кровотока сосудистой ножки.

При электромагнитной флюметрии электромагнитный датчик накладывается непосредственно на сосуд внешним диаметром до 1,5—2 мм, что позволяет проводить исследование интраоперационно; для послеоперационного мониторинга требуется имплантация электродов. Важным достоинством метода является измерение объемной скорости кровотока в миллиметрах в минуту, в связи с чем его часто используют как референтный (стандартный) метод при сравнении с другими способами мониторинга [12].

Ультразвуковая флюметрия, основанная на эффекте Доплера и измерении линейной скорости кровотока в сантиметрах в секунду, широко применяется как до операции (оценка состояния сосудов донорской и реципиентной зоны, картирование сосудов), так и в послеоперационном периоде, причем имплантация датчиков необязательна [2]. Применение чрескожных датчиков требует опыта, так как их смещение с проекции сосуда приводит к ложному исчезновению артериального сигнала. Точно определить объемную скорость кровотока можно тогда, когда известны площадь поперечного сечения анастомоза и угол наклона датчика, что не всегда реально.

Оба эти метода не способны точно оценить микроциркуляцию трансплантата и его нутритивное кровообращение, измеряя лишь общий приток и отток крови трансплантата. До сих пор остается проблемой оценка адекватности венозных анастомозов, поскольку ультразвуковая и электромагнитная флюметрия недостаточно эффективна. Так, чрескожно или с помощью имплантируемого на артерию сосудистой ножки ультразвукового датчика можно немедленно определить окклюзию артерии по резкому падению амплитуды волн; при окклюзии вены допплеровский сигнал с артерии уменьшается постепенно (отрезок времени до нескольких часов) в зависимости от емкости сосудов трансплантата. Имплантируя датчик на вену, технически трудно не спровоцировать тромбоз и поддерживать запись сигнала с венозной стенки [37], а чрескожная запись малоинформативна.

Имеются сообщения об использовании термодатчиков, имплантируемых на сосудистую ножку. Однако, как и для любых имплантируемых электродов, не исключены их смещение в тканях и появление ложных результатов. Несмотря на меньшую подверженность глубинной температуре колебаниям по сравнению с поверхностной, на нее все же влияют внешние факторы, кроме того, градиент температуры ниже и выше окклюзии ( $0,4-0,6^{\circ}\text{C}$  для артерии и  $0,2-0,3^{\circ}\text{C}$  для вены) мал и требует чувствительной аппаратуры, строгого соблюдения технических условий мониторинга. Это ограничивает практическое применение данного метода [28].

Наибольшее распространение среди методов контроля сосудистой ножки получила ультразвуковая флюметрия; возлагаются надежды на новую аппаратуру со спектральным анализом.

Эволюция мониторинга состояния самого трансплантата шла в направлении от изучения кровообращения и микроциркуляции тканей к преимущественной оценке нутритивного капиллярного кровотока и все большей «метаболизации» методов; связь с метаболизмом позволяла косвенно затронуть проблему жизнеспособности пересаживаемых тканей. Однако следует учитывать, что методы мониторинга тканей трансплантата не всегда точно отражают то, что происходит в зоне анастомозов.

Прямое наблюдение микрососудистого русла трансплантата с помощью капилляроскопии подходит для экспериментальной качественной оценки микроциркуляции и характера кровообращения, измерения диаметра, длины и плотности капилляров, линейной скорости кровотока [13], но неприменимо для непрерывного клинического мониторинга.

Малотоксичные красители, чаще флюoresценин, широко используют в экспериментальной, реже — в клинической микрохирургии. Введенный внутривенно флюoresценн диффундирует через капилляры в интерстициальную жидкость, окрашивая кожу в желто-зеленый цвет, что хорошо видно в ультрафиолетовом свете с длиной волны 360—400 нм. Отсутствие окрашивания свидетельствует о том, что перфузия нет. По традиционному методу с внутривенным введением 15 мг/кг флюoresценна повторное исследование невозможно ранее чем через 12 ч, так как предварительно краситель должен быть вымыт из ткани [26, 29]. Усовершенствованный метод волоконно-оптической дерматофлюорометрии [33] обеспечивает точную количественную оценку флюoresценции в относительных показателях по флюoresцентному индексу (ФИ) и требует меньшей дозы красителя (0,1 традиционной); результаты коррелируют с данными метода меченых микросфер. По сведениям разных авторов, ФИ в 1-е сутки менее 15—20 % коррелирует с развитием в дальнейшем некроза данного участка лоскута у крыс, а более 35—50 % — с выживанием ткани [17, 34]; у поросят ФИ выживания кожно-фасциального лоскута составляет в первые 2 ч после операции более 7 %, а через 5—7 ч более 27 % [38]. Существенными недостатками метода являются применимость преимущественно для кожных трансплантатов, длительность исследования, оценка постоянно изменяющегося, особенно в 1-е сутки после операции, кровотока только на данный момент и в связи с этим малая динамичность данных, трудность непрерывного мониторинга. В последние годы предпринимаются попытки флюорометрии мышечных трансплантатов [42]. Существенно, что в 1-е сутки, начиная с 3—4-го часа после операции, из-за венозного стаза, повышения проницаемости гистогематических барьеров возможно возрастание ФИ, что приводит к ложноположительным результатам и затрудняет интерпретацию данных [14]. Более точную корреляцию с жизнеспособностью можно получить спустя 24 ч после операции. Эти недостатки делают метод флюорометрии более применимым в экспериментальных, чем в клинических целях.

В микрохирургии используют методы лучевой диагностики с применением радионуклидов  $^{24}\text{Na}$ ,  $^{131}\text{I}$ ,  $^{99m}\text{Te}$ ,  $^{133}\text{Xe}$ :

введение в кровь меченых микросфер, клиренс введенных внутрь ткани радионуклидов и др. Первый метод активно применяют в эксперименте в качестве референтного стандартного способа точной оценки нутритивного кровотока в абсолютных величинах. Он позволяет отдельно и одновременно оценить кровообращение разных тканей трансплантата (кожа, мышцы, кости и т. п.). Однако его главный недостаток — невозможность клинического применения из-за необходимости взятия тканей для анализа [22, 30, 31]; кроме того, при недостаточной вакуляризации увеличивается число ошибок. Второй метод апробирован в клинике для оценки кровоснабжения кожных трансплантатов, чаще по клиренсу  $^{133}\text{Xe}$ , а также  $^{99m}\text{Te}$  [39—41]. Он дает точную оценку в абсолютных величинах преимущественно нутритивного капиллярного кровотока. В коже на него в некоторой степени накладывается и шунтовой кровоток, поскольку  $^{133}\text{Xe}$  способен проникать через стенки не только капилляров, но и артерио-венозных шунтов. Однако, как и при флюорометрии, величина кровотока оценивается лишь на данный момент, причем для анализа кривой выведения радионуклида требуется не менее 20—30 мин, что затрудняет непрерывный мониторинг. Остеосцинтиграфия с использованием гамма-камеры применяется для определения фиксации  $^{99m}\text{Te}$  в костном аутотрансплантате. В первые 7—10 дней кровоснабжение кости происходит за счет сосудов питающей ножки, а не материнского ложа, в связи с чем позитивный результат — показатель проходимости сосудов трансплантата [9].

Фотоэлектрические и импедансные методы для мониторинга вакуляризованных трансплантатов активно применялись в 70-х — начале 80-х годов [16]. Фотоплетизмография основана на том, что свет, направленный на кожу, поглощается как тканевым компонентом, так и кровью, причем гемодинамический компонент отличается пульсовой волной. Однако не ясно, от чего преимущественно зависит ее амплитуда. Фотоплетизмографически нельзя оценить кровоток в абсолютных величинах. При окклюзии артерии пульсовая волна исчезает; при окклюзии вены, но проходимости артерии сосудистой ножки пульсация исчезает не всегда, хотя форма волны и изменяется. Это снижает диагностическую ценность метода, который может служить только индикатором нарушения кровообращения преимущественно артерии сосудистой ножки. Спектрофотометрия предполагает мониторинг кожных трансплантатов по изменению цвета и длины волны, причем быстро возникает реакция на окклюзию артерии и вены; по некоторым данным, можно дифференцировать артериальный и венозный тромбоз. Вместе с тем сообщения об использовании спектрофотометрии единичные и широкого распространения метод не получил [24, 25]. Общий недостаток фотоэлектрических методов — невозможность мониторинга трансплантатов, не содержащих кожную поверхность.

В отечественной литературе имеются сообщения об использовании РВГ для мониторинга трансплантатов [11]. РВГ дает суммарную интегральную оценку пульсового кровенаполнения, тонуса сосудов и венозного оттока сегмента конечности, не позволяя изолированно количественно оценить капиллярный компонент и дифференцировать кровенаполнение здоровых тканей и тканей трансплантата [5]. Применение РВГ оправдано для мониторинга в реplantационной микрохирургии, хотя высока вероятность ложных результатов. Реография тканей свободных трансплантатов, например с помощью накладных или игольчатых электродов, до сих пор не отработана.

Большой интерес в последние годы вызывает ЛДФ кровотока в микросудах кожи. С помощью волоконно-оптического кабеля производится запись преобразованных электрических сигналов лазерного луча, отраженного от движущихся объектов микроциркуляторного русла. ЛДФ позволяет измерять кровоток на участке около  $1 \text{ mm}^3$  глубиной не более 1,5 мм [20]. Результаты выражаются в условных перфузионных единицах (ПЕ). Приборы последнего поколения позволяют устанавливать средние величины кровотока, несколько нивелируя их вариабельность и дополнительные шумы, а калибровка — выражать кровоток в абсолютных объемных единицах. ПЕ соответствует  $6 \text{ ml}/(\text{мин} \cdot 100 \text{ г ткани})$  [27]. Этот метод адекватно оценивает нутритивный кровоток кожи, коррелируя с клиренсом  $^{133}\text{Xe}$  и не уступая дерматофлюорометрии. Тепловая и холодовая функциональные пробы повышают диагностическую ценность метода [19]. ЛДФ чувствительна как к артериальной, так и к венозной окклюзии. Недостатком ЛДФ по сравнению с флюорометрией остается измерение кровотока в данный момент только в одном участке трансплантата. Кроме того, показатели ЛДФ наряду с капиллярным кровотоком могут отражать нутритивный шунтовой кровоток. Показатели ЛДФ после трансплантации не ниже 30—50 % от исходных коррели-

рут с клинической жизнеспособностью кожных трансплантатов, хотя точный порог в абсолютных величинах установить не удалось из-за изменчивости кровотока со временем, индивидуальных различий, недостаточной точности датчиков. ЛДФ позволяет проводить длительный непрерывный мониторинг кожной поверхности, но полноценный контроль погружных трансплантатов с ее помощью невозможен [18].

Метод полярографического определения локального объемного кровотока по клиренсу выдыхаемого или эндогенно генерируемого водорода с помощью открытых платиновых электродов широко использовался в ЦИТО [5, 6]. Его достоинствами являются определение в абсолютных величинах (миллиметрах в минуту на 100 г ткани) объемного, преимущественно нутритивного кровотока исследуемого участка, возможность мониторинга погружных, в том числе костных, трансплантатов [3]. В эксперименте у крыс определен критический кровоток, составляющий 4 мл/(мин·100 г кожи), ниже которого велика вероятность развития некроза [36]. В комплексе с реографией метод позволяет определить соотношение нутритивного и шунтового кровотока сегмента конечности при регенерации нервов [4] или для нужд реплантационной микрохирургии. Относительным недостатком метода, как и других локальных методов, является измерение кровотока только в данном участке трансплантата; от персонала требуются определенный навык и точность введения электрода.

Несмотря на многочисленность методов мониторинга кровоснабжения трансплантатов, ни один из них в 1-е сутки после пересадки не способен во всех случаях предсказать некроз, развитие которого определяется не только низким кровоснабжением тканей. В связи с этим особое внимание привлекли методы, позволяющие интегрально оценить как кровоснабжение, так и метаболизм.

Температурный режим тканей трансплантата наиболее адекватно оценивается с помощью жидкокристаллической или инфракрасной термографии. Она позволяет изучить одновременно термотопографию всей поверхности кожи трансплантата, чем выгодно отличается от локальных методик (например, ЛДФ или полярографии открытыми электродами). Однако температура кожи зависит от окружающей среды, теплопроведения от подлежащих тканей, теплонизлучения от общего (не только капиллярного) притока крови и метаболизма тканей трансплантата [23]. При количественной оценке в клинике используют не абсолютное значение температуры трансплантата, а ее градиент с температурой здорового участка кожи; в эксперименте можно оценивать и температуру по отношению к контрольному трансплантату у одного и того же животного. При мониторинге свободных, особенно тонкослойных трансплантатов температурный показатель недостаточно информативен. Он очень медленно реагирует на окклюзию сосудов без достоверных количественных различий при повреждении артерии и вены сосудистой ножки. По нашим данным, снижение температуры кожи по сравнению с контролем лоскутом даже после перерезки сосудистой ножки в эксперименте не превышает 0,8–1,2 °С. Для выявления таких изменений требуется высокочувствительная аппаратура. Метод неприменим для погружных трансплантатов. Термомониторинг более целесообразен для контроля состояния реплантированных пальцев и кисти, так как это концевые сегменты конечности, на них не влияют подлежащие ткани [8]. Показаниями к терапии служат абсолютная температура ниже 31 °С, градиент температур трансплантата и здорового участка кожи более 4 °С и пилообразная кривая с 1–2 спадами температуры на 3–4 °С в течение 1 ч. Показание к ревизии анастомозов — отсутствие положительной динамики в течение 2–3 ч.

Большое внимание, в том числе в ЦИТО, уделяется оценке кислородного режима тканей полярографическим методом с помощью открытых игольчатых платиновых электродов, измеряющих рО<sub>2</sub> ткани [6, 21], и закрытых транскутанных датчиков, отражающих преимущественно рO<sub>2</sub> артерIALIZEDНОЙ капиллярной крови [1, 10]. На рO<sub>2</sub> ткани влияют не только кровоток, но и соотношение доставки и потребления кислорода, тканевая метаболическая адаптация трансплантата; реакция этого показателя на несколько часов опережает клинические и температурные изменения [35]. Транскутанное определение рO<sub>2</sub> информативно для реплантируемых сегментов конечностей, но для свободных трансплантатов целесообразно использовать игольчатые электроды, дающие меньше ложных результатов [7]. По нашим данным, снижение рO<sub>2</sub> ткани в динамике и отрицательная кислородная проба указывают на декомпенсацию кровообращения трансплантата. Артериальный и венозный тромбоз полярографически неразличимы и относительно быстро приво-

дят к достоверному снижению рO<sub>2</sub> ткани. Артериальная недостаточность сопровождается резким снижением рO<sub>2</sub>, а венозная — более постепенной и менее грубой отрицательной динамикой. Применение полярографии перспективно в микрохирургии нервов конечностей [5], для погружных трансплантатов.

В связи с развитием методов ЯМР и ПЭТ появились единичные сообщения об их использовании для мониторинга метаболизма трансплантата и прогнозирования некроза в более ранние по сравнению с другими методами сроки. С помощью ЯМР судьбу кожного лоскута на питающей ножке можно предсказать в первые часы после операции, а более точно — через 12 ч [15]. Данных об их применении в микрохирургии недостаточно. Кроме того, эти методы неэффективны для оценки кровотока и микроциркуляции тканей.

Таким образом, несмотря на многочисленность подходов к контролю васкуляризованного трансплантата, до сих пор не создано идеального диагностического метода. Основным путем повышения эффективности мониторинга в микрохирургии является сочетание субъективных и объективных методик, разработка функциональных проб. Данная проблема требует постоянного внимания специалистов как неотъемлемая часть лечебного процесса в микрохирургии опорно-двигательного аппарата.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Вихрев Б. С., Кичемасов С. Х., Коши А. Ю. и др. // Вестн. хирургии. — 1989. — № 6. — С. 54–59.
2. Горбатенко С. А., Крупаткин А. И. // Новые методы функциональной диагностики. Тез. 2 симпоз. — М., 1992. — С. 68–69.
3. Гришин И. Г., Ланда В. А., Голубев В. Г. и др. // Ортопед. травматол. — 1986. — № 12. — С. 1–4.
4. Крупаткин А. И., Гончаренко И. В. // Диагностика и лечение повреждений и заболеваний опорно-двигательного аппарата: Сб. тр. ЦИТО. — 1987. — Вып. 31. — С. 52–55.
5. Крупаткин А. И. Микроциркуляция и кислородный режим при последствиях травм кисти с повреждением нервов: Дис. ... канд. мед. наук. — М., 1988.
6. Малова М. Н., Крупаткин А. И., Харин С. Н. Полярографический метод исследования в травматологии и ортопедии: Метод. рекомендации. — М., 1986.
7. Миланов Н. О., Антохий Н. И., Гайнуллин Р. М. // Хирургия. — 1989. — № 8. — С. 51–55.
8. Петренко Ю. А., Пасхин В. В. // V Всесоюз. съезд травматологов-ортопедов: Тез. докл. — М., 1988. — Ч. 2. — С. 99.
9. Свищевский Е. Б., Миланов Н. О., Карабеков Т. С. // Анатомо-физиологические и патоморфологические аспекты микрохирургии и огнестрельной травмы. — Л., 1990. — С. 72–73.
10. Тихилов Р. М., Белоусов А. Е., Печкуров А. Л. // Вестн. хирургии. — 1987. — № 3. — С. 125–127.
11. Юркевич В. В., Шумило А. В., Цитович П. А. // Анатомо-физиологические и патоморфологические аспекты микрохирургии и огнестрельной травмы. — Л., 1990. — С. 86–87.
12. Banis J. C., Schwartz K. S., Acland R. D. // Plast. Reconstr. Surg. — 1980. — Vol. 66, № 4. — P. 534.
13. Barker J. H., Hammersen F., Bondar J. et al. // Plast. Reconstr. Surg. — 1989. — Vol. 84, N 2. — P. 303–313.
14. Campbell S. P., Tattelbaum A., Rosenberg M. et al. // Plast. Reconstr. Surg. — 1989. — Vol. 84, N 3. — P. 484–491.
15. Cuono C. B., Armitage J. M., Marquetland R. et al. // Plast. Reconstr. Surg. — 1988. — Vol. 81, N 1. — P. 1–11.
16. Dorsey J. C. // Plast. Reconstr. Surg. — 1985. — Vol. 76, N 5. — P. 800.
17. Graham B. H., Walton R. L., Elings V. B. et al. // Plast. Reconstr. Surg. — 1983. — Vol. 71, N 6. — P. 826–831.
18. Hallock G. G. // Ann. Plast. Surg. — 1992. — Vol. 28, N 6. — P. 554–558.
19. Heden P., Arnander C. // Scand. J. Plast. Reconstr. Hand Surg. — 1992. — Vol. 26, N 1. — P. 29–32.
20. Hickerson W., Colgin S. L., Proctor K. G. // Plast. Reconstr. Surg. — 1990. — Vol. 86, N 2. — P. 319–326.
21. Hjortdal V. E., Awwad A. M., Gottrup F. et al. // Scand. J. Plast. Reconstr. Hand Surg. — 1990. — Vol. 24, N 1. — P. 27–30.
22. Hjortdal V. E., Hansen E. S., Henriksen T. B. // Plast. Reconstr. Surg. — 1992. — Vol. 89, N 1. — P. 116–122.

23. Jones B. M., Duncombe P. B., Greenhalgh R. M. // Br. J. Plast. Surg.— 1983.— Vol. 36, N 1.— P. 83—87.
24. Jones B. M., Sanders R., Greenhalgh R. M. // Ibid.— P. 88—94.
25. Jones B. M., Plast. Reconstr. Surg.— 1984.— Vol. 73, N 5.— P. 843—850.
26. Lange K., Boyd L. J. // Med. Clin. North Am.— 1942.— Vol. 26.— P. 943.
27. Lowdon I. M. R., Toby E. B., Ecker J. et al. // Microsurgery.— 1989.— N 10.— P. 175—177.
28. May J. W., Lukash F. N., Gallico G. G. et al. // Plast. Reconstr. Surg.— 1983.— Vol. 72, N 3.— P. 366—379.
29. Myers M. B. // Surgery.— 1962.— Vol. 51.— P. 158.
30. Pang C. Y., Neligan P., Nakatsuka T. // Plast. Reconstr. Surg.— 1984.— Vol. 74, N 4.— P. 513—521.
31. Sasa M., Xian W., Breidenbach W. et al. // Plast. Reconstr. Surg.— 1988.— Vol. 82, N 2.— P. 319—325.
32. Shaw W. W. // Plast. Reconstr. Surg.— 1988.— Vol. 81, N 2.— P. 159—161.
33. Silverman D. G., LaRossa D. D., Barlow C. H. et al. // Plast. Reconstr. Surg.— 1980.— Vol. 66, N 4.— P. 545.
34. Silverman D. G., Norton K. J., Brousseau D. A. // Surgery.— 1985.— Vol. 97.— P. 185.
35. Smith A. R., Sonneveld G. J., Kort W. J. et al. // J. Hand Surg.— 1983.— N 8.— P. 139.
36. Suzuki S., Isshiki N., Ogawa Y. et al. // Plast. Reconstr. Surg.— 1986.— Vol. 78, N 2.— P. 221—226.
37. Swartz W. M., Jones N. F., Cherup L. et al. // Plast. Reconstr. Surg.— 1988.— Vol. 81, N 2.— P. 149—158.
38. Thomson J. G., Kerrigan C. L. // Plast. Reconstr. Surg.— 1989.— Vol. 83, N 5.— P. 859—864.
39. Tsuchida Y. // Plast. Reconstr. Surg.— 1987.— Vol. 80, N 5.— P. 705—708.
40. Tsuchida Y. // Plast. Reconstr. Surg.— 1990.— Vol. 85, N 4.— P. 556—561.
41. Waterhouse N. // Br. J. Plast. Surg.— 1986.— Vol. 39, N 2.— P. 213.
42. Yim K. K., Lineaweaver W. C., Silverman D. G. et al. // Ann. Plast. Surg.— 1992.— Vol. 28, N 6.— P. 511—515.

## ИНФОРМАЦИЯ



### СИКОТ (SICOT — Société Internationale de Chirurgie Orthopédique et de Traumatologie)

Крупнейшее международное общество ортопедов и травматологов, основанное в октябре 1929 г. в Париже, в настоящее время объединяет более 2500 специалистов из 81 страны мира. Как сказано в Уставе Общества, свою цель СИКОТ видит в содействии развитию науки и искусства ортопедии и травматологии, в поддержке молодых ортопедов и травматологов, в содействии обмену опытом и налаживанию взаимосвязей между ортопедами и травматологами разных стран.

СИКОТ имеет два филиала: SIROT (Société Internationale de Recherche Orthopédique et de Traumatologie), цель которого — поддержка и содействие научным исследованиям в ортопедии и травматологии, и WOC (World Orthopaedic Concern) — целью этой организации является содействие становлению и прогрессу травматологии и ортопедии в развивающихся странах.

СИКОТ издает свой журнал «Международная ортопедия». Вместе с регулярными выпусками журнала выходит Бюллетень СИКОТ, в котором публикуются материалы, посвященные официальным связям Общества.

Главным событием в жизни Общества является Всемирный конгресс СИКОТ, проводимый регулярно раз в 3 года. Последний — 19-й Конгресс состоялся в августе — сентябре 1993 г. в Сеуле. На конгрессе выбирается президент Общества. На период с 1993 по 1996 г. президентом СИКОТ избран проф. Такао Ямамура — руководитель клиники ортопедической хирургии Киотского университета. Проф. Т. Ямамура — один из ведущих ортопедов Японии, спе-

циалист в области детской ортопедии, костной онкологии, эндоопротезирования. Последние годы он активно занимается вопросами применения биоактивных материалов в медицине. Т. Ямамура — автор 290 научных работ, опубликованных в международных журналах, и ряда монографий, последними из которых являются: «Сохранение конечности при костно-мышечных опухолях» (1990), «Руководство по биоактивной керамике» в двух томах (1990), «Биокерамика 5» (1992).

В период между конгрессами СИКОТ ежегодно проводят межконгрессные симпозиумы, главным образом с целью обмена опытом и обучения молодых ортопедов и травматологов. В 1994 г. такой симпозиум состоялся в Вене, в 1995 г. будет проходить в Мадриде.

Для поощрения исследовательских работ в области ортопедии и травматологии и поддержки молодых специалистов СИКОТ имеет ряд премий и стипендий:

1. Премия СИКОТ/СИРОТ — 2000 ам. дол. Присуждается автору/авторам за оригинальные исследования в области ортопедии и травматологии. Работы представляются на конгресс СИКОТ. Возрастной ценз 45 лет.

2. Премия СИКОТ Мориса Е. Мюллера — 5000 ам. дол. Присуждается автору/авторам за оригинальные клинические или научные работы в области ортопедии и травматологии. Работы представляются на конгресс СИКОТ. Возрастной ценз 45 лет.

3. Стипендия Лестер Лоув. Присуждается молодым специалистам для обеспечения их участия в межконгрессных симпозиумах (все расходы принимает на себя Общество).