

РЕВМООРТОПЕДИЯ И МЕДИЦИНСКАЯ РЕАБИЛИТАЦИЯ

ПАТО- И МЕХАНОГЕНЕЗ ДЕФОРМАЦИЙ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ У БОЛЬНЫХ РЕВМАТОИДНЫМ АРТРИТОМ

С.И. Герасименко

Институт ортопедии и травматологии АМН Украины, Киев

Резюме

Биомеханические методы исследования (регистрация опорных реакций, расчет межзвенных углов в коленном суставе и временных характеристик переката стопы при ходьбе и др.) позволили установить определенную последовательность и взаимозависимость изменений формы и функции нижних конечностей у больных ревматоидным артритом (РА).

С биомеханической точки зрения выявлена строгая закономерность: при поражении одного из крупных суставов конечности и возникновении в нем контрактуры два других сустава и стопа начинают функционировать в условиях повышенных нагрузок, при этом становятся опорными суставные поверхности с меньшим радиусом кривизны. В условиях пониженной механической прочности костей из-за остеопороза эти биомеханические факторы ускоряют развитие вторичных изменений формы суставных поверхностей и стойких деформаций.

Ключевые слова: *ревматоидный артрит, деформации нижних конечностей, биомеханические факторы.*

Ревматоидный артрит (РА) — системное аутоиммунное заболевание соединительной ткани, в клинике которого преобладают симптомы прогрессирующего поражения суставов, что является причиной развития инвалидности.

За последние годы в решении проблемы РА достигнуты определенные успехи. В полной мере изучены клинические формы заболевания, состояние реактивности организма, доказана эффективность комплексного и многоэтапного лечения и т.д. В то же время анализ данных литературы свидетельствует о том, что вопросам пато- и механогенеза деформаций нижних конечностей у больных РА не уделялось должного внимания, особенно в плане изучения клинико-биомеханических изменений нижних конечностей в целом [1, 2, 3, 4]. Недооценивалось значение этих изменений для определения тактики и последовательности хирургических вмешательств на разных сегментах нижних конечностей.

Материал и методы

Было проведено комплексное обследование 22 больных РА, из которых 5 пациентов с I и 17 — со II стадиями заболевания, и 20 практически здоровых лиц среднего возраста. В ходе обследования были использованы следующие методы: определение опорных реакций, регистрация межзвенных углов в коленном суставе во время ходьбы, временных характеристик переката стопы и определение проекции линии действия массы тела (ЛДМТ) на суставы нижних конечностей.

Опорные реакции характеризуют усилия, которые действуют на стопу человека со стороны опорной поверхности, а также определяют временные характеристики этих параметров в фазе одноопорного стояния во время ходьбы.

Для регистрации опорных реакций использовалась динамометрическая площадка, которая состоит из основы и опорной плиты, жестко соединенных между собой пилонами. На стойках пилонов крепятся тензометрические датчики, которые превращают механические деформации в электрический сигнал. Порядок их включения в электрическую схему позволял получить — при наступании

человеком на опорную площадку — характеристики вертикальной и двух горизонтальных (продольной и поперечной) составляющих главной опорной реакции.

Для регистрации характеристики межзвенных углов в коленном суставе использовались электрические гониометры, т.е. датчики, измеряющие угол между сегментами конечности пропорционально изменениям сопротивления потенциометра во время ходьбы. Потенциометры соединяются через выпрямляющий мост с осциллографом, где регистрируются необходимые показатели.

В начале исследования на осциллографе проводилась маркировка уровня полного разгибания в исследуемом суставе. Для этого бранши угломера в момент записи маркировочной линии устанавливались на одной прямой. Это позволяло по гониограмме судить не только об амплитуде, но и о диапазоне движений в суставе.

Для биомеханического исследования функции стопы, а именно переката, использовали метод подографии, который позволял регистрировать временные прикосновения отдельных участков стопы при ходьбе с точностью до 0,02 сек.

Данные, получаемые с помощью этого метода, дают возможность выявить скрытые нарушения локомоторного акта ходьбы и объективно характеризуют степень этих нарушений по сравнению с нормой.

Метод измерения базируется на регистрации времени замыкания электрической цепи через контакт на обуви и контактную дорожку. На подограмме участки переката разных отделов стопы отличаются по амплитуде регистрируемых сигналов.

Для определения проекции ЛДМТ на суставе конечности использовали методику определения общего центра массы (ОЦМ) на модели сустава путем подвешивания ее в двух точках по модификации В.С. Шаргородского [5]. На одной модели воспроизводилось среднее положение сустава, которое регистрировалось во время ходьбы гониометрическим методом. На другой — воспроизводилась установка в пораженном суставе. ЛДМТ определялась как вертикальная линия, которая проходила через ОЦМ.

Результаты и обсуждение

Данные проведенных обследований показали, что ходьба больного РА характеризуется увеличением общего времени опоры в сравнении с нормой, времени двухопорного стояния и общей продолжительности шага (табл.). Изменяется характер опорных реакций за счет снижения величины переднего и заднего толчков вертикальной составляющей ($L_1 = 104 \pm 25\%$; $L_3 = 95,5 \pm 2,16\%$ от веса исследуемого), их нарастания и спадания (t_1 ; $t_2 = 0,39 \pm 0,3$ сек при норме 0,15-0,3 сек). Особенно сильно уменьшаются передний и задний толчки продольной ре-

акции ($L_1 = 7,5 \pm 1,3\%$; $L_3 = 8,2 \pm 0,3\%$ от массы исследуемого при норме $17 \pm 0,6\%$). Изменяется характер самой динамометрической кривой. Переход толчков от переднего к заднему сопровождается появлением плато продолжительностью 0,2-0,3 сек, которое параллельно нулевому уровню нагрузки.

Гониометрические исследования показали, что при отсутствии или ограничении движений в одном из суставов конечности изменялась кинематика других суставов. Так, при сгибательной установке в тазобедренном суставе коленный сустав уже в начальной фазе оказался согнутым под углом 10-20°. В дальнейшем угол сгибания мог увеличиваться, но полное разгибание (что типично для нормальной ходьбы) отсутствовало.

При анализе подограммы, кроме увеличения общего времени опоры и одноопорного стояния, обращает на себя внимание более длительный перекат через передний отдел стопы ($0,39 \pm 0,13$ сек). Соотношение времени переката через пяточный отдел до носочного составляет 2,4 (в норме 1,8).

Анализ кинематических и динамических показателей ходьбы позволяет говорить не просто о снижении опорности конечности, но и о появлении признаков срыва компенсации и включения приспособительно-компенсаторных механизмов.

К первым следует отнести увеличения общего ($1,36 \pm 0,5$ сек) и одноопорного времени нагрузки конечности ($0,67 \pm 0,4$ сек). Это, в свою очередь, ведет к увеличению работы, выполняемой суставами конечности. У больных РА эта особенность ходьбы прослеживается более четко, чем при других заболеваниях опорно-двигательного аппарата, что, с нашей точки зрения, связано с распространением патологического процесса на большее количество суставов, ограничивающим компенсаторные возможности другой конечности.

К приспособительно-компенсаторным реакциям организма, которые делают ходьбу более щадящей, следует отнести снижение величин толчков вертикальной и продольной составляющих и более плавный характер их подъема и спада (табл.). К этой группе показателей принадлежат и некоторые особенности кинематики больных РА. Имеется в виду сочетание изменений в суставах конечностей, о чем свидетельствуют гониометрические данные.

Биомеханическую суть этих изменений мы попытались проследить на основании оценки положения ЛДМТ по отношению к суставу. При этом мы исходили из того очевидного факта, что с отдалением ОЦМ и, соответственно, этой линии от сустава нагрузка на него увеличивается, а с приближением — уменьшается.

Как показал анализ результатов клинико-биомеханических исследований, механизм развития контрактур и деформаций нижних конечностей бывает разным: обусловленный, во-первых, изменениями в суставах, которые вызваны основным

патологическим процессом, и, во-вторых, соответствующими приспособительными реакциями всего двигательного аппарата. Кинематические, динамометрические и др. исследования, которые были проведены, позволили установить некоторую последовательность и взаимозависимость изменений формы и функций суставов у больных с РА.

Нами изучены два типа компенсаторных реакций и механизмы развития деформаций, которые встречаются наиболее часто.

Первый вариант — процесс начинается с тазобедренного сустава, второй вариант — с коленного сустава.

Первый вариант. В начальной стадии ревматоидного воспаления в тазобедренном суставе вследствие значительных экссудативных явлений возникает растяжение сумочно-связочного аппарата и возрастает внутрисуставное давление. Известно, что в тазобедренном суставе сумочно-связочный аппарат максимально расслабляется в положении сгибания и приведения. В этом положении давление экссудата на обильно иннервированную синовиальную оболочку наименьшее, вследствие чего больной пытается придать суставу именно это положение. Поэтому сгибательно-приводящая установка в тазобедренном суставе как проявление анталгической реакции, дающая возможность больному уменьшить болевые ощущения, является одним из ранних признаков его поражения. Анализ развития деформаций тазобедренного сустава у больных РА показывает, что раньше других возникает ограничение ротационных движений, потом — ограничение отведения и, наконец, — ограничение сгибания и разгибания.

С биомеханической точки зрения сгибательно-приводящая установка бедра во время ходьбы является нежелательной, поскольку вследствие перемещения ОЦМ (рис. 1) с целью стабилизации тазобедренного сустава возникает потребность в дополнительном включении мышц разгибателей бедра, которые выполняют антигравитационную функцию. При этом давление на суставные поверхности тазобедренного сустава резко увеличивается, усиливается боль и прогрессирует процесс деформации сустава.

Для уменьшения давления на хрящ сустава рефлекторно, подсознательно срабатывают два компенсаторных механизма: а) лордозирование поясничного отдела позвоночника, но возможность такого механизма очень ограничена; б) сгибание в коленном суставе в опорную фазу шага при стоянии и ходьбе. На рис. 1 показано, как в результате этих изменений формы конечности и позвоночника в сагиттальной плоскости ЛДМТ приближается к головке бедренной кости. В таких условиях уменьшается момент силы массы тела, а в связи с этим и антигравитационный момент мышц-разгибателей бедра. Результатом таких биомеханических

процессов является уменьшение нагрузок на головку бедренной кости.

Вместе с этим, как показано на рис. 1, ЛДМТ оказывается смещенной кзади от оси вращения коленного сустава, из-за чего, как показывают расчеты, увеличивается давление на его суставные поверхности.

Таким образом, уменьшить нагрузку на коленный сустав, пораженный патологическим процессом, удастся за счет увеличения нагрузки на другой — пока еще «здоровый» коленный сустав.

Второй вариант. Если ревматоидное поражение нижних конечностей начинается с коленного сустава, то первично в нем формируется сгибательная контрактура, механизм возникновения которой имеет такую же основу, что и в тазобедренном суставе.

У здоровых людей в одноопорную фазу ходьбы коленный сустав полностью разогнут, и ЛДМТ, которая определяет условия нагрузки сустава, проходит непосредственно перед коленным суставом. На рис. 2 показано, как у больных РА при согнутом коленном суставе ЛДМТ смещается кзади от оси вращения этого сустава. Если в первом случае для стабилизации сустава достаточно небольшого напряжения четырехглавой мышцы, то во втором эти усилия возрастают пропорционально увеличению угла сгибания в коленном суставе и степени отклонения ЛДМТ от оси его вращения. При этом увеличивается и давление на поверхности сустава, что ведет к ухудшению условий для его функционирования.

Для уменьшения нагрузки на коленный сустав, как показано на рис. 2, больной рефлекторно перемещает ОЦМ вперед за счет наклона туловища и сгибания в тазобедренном суставе так, чтобы ЛДМТ оказалась впереди оси вращения коленного сустава. В этих условиях стабилизация коленного сустава будет осуществляться при минимальной нагрузке на него, так как антигравитационная функция четырехглавой мышцы бедра сводится к минимуму.

Сгибательная установка конечности в коленном и тазобедренном суставах становится причиной ее функционального укорочения, которое компенсируется эквинусной установкой стопы. Как и при первичном артрите тазобедренного сустава, эта тенденция проявляется на подоплажке в раннем периоде заболевания увеличением продолжительности переката через передний отдел стопы. Это указывает на функционирование стопы в условиях преобладающей нагрузки переднего отдела за счет эквинусного положения и, как следствие, повышенной нагрузки голеностопного сустава.

Выводы

Таким образом, с биомеханической точки зрения просматривается строгая закономерность: при ревматоидном поражении одного из суставов и воз-

ХАРАКТЕРИСТИКА ОПОРНЫХ РЕАКЦИЙ

Таблица

Категория исследуемых	Составляющие опорных реакций	Показатели							
		$L_1, \%$	$L_2, \%$	$L_3, \%$	t_1	t_2	t_3	t_4	$t_{\text{общ}}$
Больные	Z	$104 \pm 2,5$	$87,4 \pm 2,3$	$95,5 \pm 2,16$	$0,39 \pm 0,23$	$0,68 \pm 0,4$	$0,39 \pm 0,3$	$0,68 \pm 0,4$	$1,36 \pm 0,5$
	Y	$7,5 \pm 0,3$	$1,5 \pm 0,4$	$8,2 \pm 0,3$	$0,37 \pm 0,3$	$0,67 \pm 0,4$	$0,36 \pm 0,3$	-	$1,34 \pm 0,4$
	X	$5,4 \pm 0,3$	$3,5 \pm 0,4$	$4,4 \pm 0,4$	$0,3 \pm 0,2$	-	$0,33 \pm 0,3$	$0,66 \pm 0,4$	$1,34 \pm 0,44$
Здоровые (норма)	Z	117 ± 2	$98 \pm 2,6$	118 ± 2	$0,15 \pm 0,3$	$0,4 \pm 0,3$	$0,35 \pm 0,3$	$0,45 \pm 0,3$	$0,72 \pm 0,4$
	Y	$18 \pm 0,5$	-	$17 \pm 0,6$	$0,15 \pm 0,3$	$0,4 \pm 0,3$	$0,16 \pm 0,4$	-	$0,72 \pm 0,4$
	X	$5,6 \pm 0,5$	$3,2 \pm 0,5$	$6,4 \pm 0,4$	$0,12 \pm 0,4$	$0,4 \pm 0,25$	$1,14 \pm 0,3$	$0,42 \pm 0,3$	$0,72 \pm 0,4$

L_1 — величина переднего толчка в процентах от веса исследуемого

L_2 — величина амортизационного толчка в процентах от веса исследуемого

L_3 — величина заднего толчка в процентах от веса исследуемого

t_1 — продолжительность переднего толчка (в сек)

t_2 — время амортизационного толчка (в сек)

t_3 — продолжительность заднего толчка (в сек),

t_4 — продолжительность максимальной нагрузки (в сек)

$t_{\text{общ}}$ — продолжительность общего опорного времени (в сек)

Рисунок 1

СХЕМА ПРИСПОСОБИТЕЛЬНЫХ РЕАКЦИЙ ПРИ ПЕРВИЧНОМ ПОРАЖЕНИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

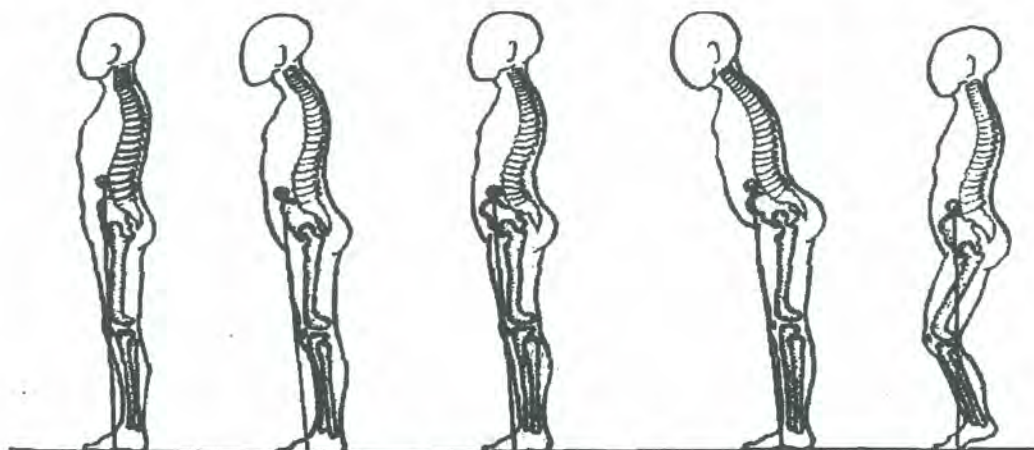
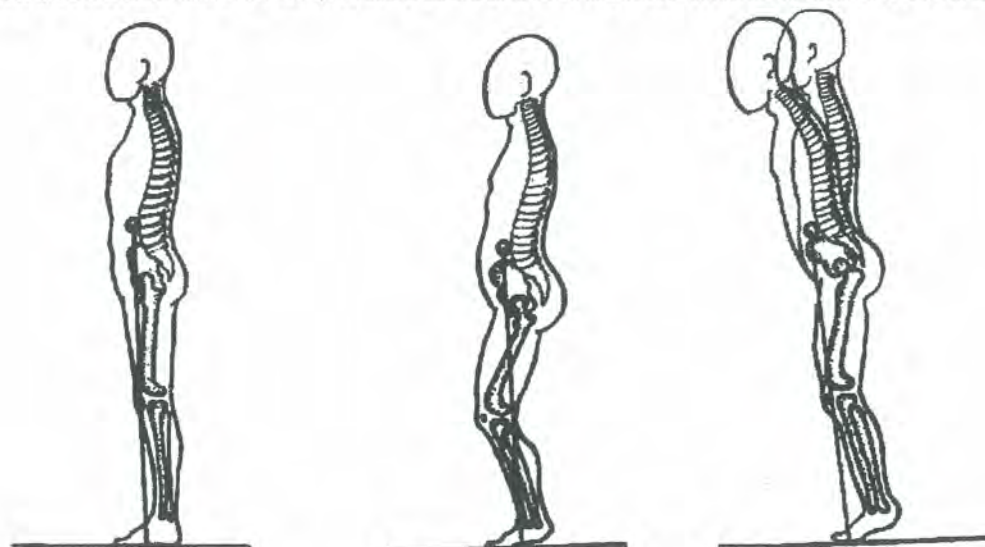


Рисунок 2

СХЕМА ПРИСПОСОБИТЕЛЬНЫХ РЕАКЦИЙ ПРИ ПЕРВИЧНОМ ПОРАЖЕНИИ КОЛЕННОГО СУСТАВА



никновении в нем контрактуры два других больших сустава нижней конечности начинают функционировать в условиях, обеспечивающих, с одной стороны, уменьшение нагрузки на больной сустав, а с другой — увеличение нагрузки на здоровые или менее пораженные суставы. Вследствие этого одновременно улучшаются условия функционирования больного сустава и ухудшаются — здоровых. Неко-

торое время это позитивно сказывается на клинической картине болезни. Со временем в условиях существующего при РА остеопороза, который значительно снижает механическую резистентность суставов, появляются реальные условия для ускорения вторичных изменений так называемых здоровых суставов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Алякин Л.Н. Комплексное ортопедо-хирургическое лечение детей при различных вариантах лечения ревматоидного артрита: Дисс. дмн. Л., 1989.
2. Мартыненко Г.Ф. Ортопедическое лечение инфекционного неспецифического (ревматоидного) полиартрита у детей и подростков. Дисс. дмн, Киев, 1972.
3. Скляренко Е.Т. Хирургическое лечение больных инфекционным неспецифическим (ревматоидным) полиартритом в III стадии. Дисс. дмн, Одесса, 1966.
4. Скляренко Е.Т. Хирургическое лечение инфекционного неспецифического полиартрита. Киев. Здоровье, 1971, 189 с.
5. Шаргородский В.С. Остеотомия и ее клинко-биомеханическое обоснование при варусных искривлениях нижних конечностей. Дисс. дмн, Киев, 1973.

Поступила 14.01.04

Abstract

S.I. Gerasimenko

Pato- and mechanogenesis lower extremities deformities in patients with rheumatoid arthritis

Biomechanical methods of examination (registration of support reactions, calculation of knee inter-units angles and foot rolling time characteristics during walking et al.) allowed revealing definite consequence and interrelationship of lower extremities form and functioning changes in pts with rheumatoid arthritis. Strong biomechanical pattern was revealed: damage of one of large extremity joints and development of its contracture leads to enhanced loading of other two joints and foot. In this case joint surfaces with lesser curvature radius became supporting. These biomechanical factors accelerate development of secondary joint surface form changes and persistent deformities in pts with bone mechanical strength decreased due to osteoporosis.

Key words: *rheumatoid arthritis, lower extremity deformities, biomechanical factors*