

14. *VanVranken S.J., Patterson E.S., Rudmann S.V., Waller K.V.* A survey study of benefits and limitations of using CellaVision DM96 for peripheral blood differentials // *Clin. Lab. Sci.* 2014. Winter. Vol. 27. № 1. PP. 32-39.
15. *Yamamoto T., Tabe Y., Ishii K., Itoh S., Maeno I., Matsumoto K., Horii T., Miida T., Ohsaka A.* Performance evaluation of the CellaVision DM96 system in WBC differentials [Article in Japanese] // *Rinsho. Byori.* 2010. Vol. 58. № 9. PP. 884-890.
16. CLSI H20-A Reference Leukocyte Differential Count (Proportional) and Evaluation of Instrumental Methods / Approved Standard. March 1992. Vol. 12. № 1.
17. CLSI H20-A2 Reference Leukocyte (WBC) Differential Count (Proportional) and Evaluation of Instrumental Methods / Approved Standard. January 2007. Vol. 27. № 4.
18. *Соснин Д.Ю., Фалков Б.Ф., Ненашева О.Ю.* Оценка правильности распознавания клеток системой автоматического анализа крови Vision Hema // *Уральский медицинский журнал.* 2012. № 13 (105). С. 131-135, 140.
19. *Briggs C., Longair I., Slavik M., Thwaite K., Mills R., Thavaraja V., Foster A., Romanin D., Machin S.J.* Can automated blood film analysis replace the manual differential? An evaluation of the CellaVision DM96 automated image analysis system // *Int. J. Lab. Hematol.* 2009. Vol. 31. № 17. PP. 48-60.
20. *Kratz A., Bengtsson H.I., Casey J.E., Keefe J.M., Beatrice G.H., Grzybek D.Y., Lewandowski K.B., van Cott E.M.* Performance evaluation of the CellaVision DM96 system: WBC differentials by automated digital image analysis supported by an artificial neural network // *Am. J. Clin. Pathol.* 2005. Vol. 124. № 5. PP. 770-781.
21. *Yu H., Ok C.Y., Hesse A., Nordell P., Connor D., Sjostedt E., Pechet L., Snyder L.M.* Evaluation of an automated digital imaging system, Next slide Digital Review Network, for examination of peripheral blood smears // *Arch. Pathol. Lab. Med.* 2012. Vol. 136. № 6. PP. 660-667.

*Дмитрий Юрьевич Соснин,  
д-р мед. наук, доцент,  
кафедра клинической лабораторной  
диагностики ДПО,  
ФГБОУ ВО «ПГМУ им. акад. Е.А. Вагнера»  
Минздрава России,  
Лилия Станиславовна Онянова,  
руководитель лабораторного отдела,  
ООО «West Medica»,  
Олег Георгиевич Кубарев,  
ординатор кафедры,  
Елена Викторовна Козоногова,  
аспирант,  
ФГБОУ ВО «Пермский национальный  
исследовательский политехнический университет»,  
г. Пермь,  
e-mail: sosnin\_dm@mail.ru*

*С.М. Яцун, А.С. Яцун, А.Н. Рукавицын, Е.Н. Политов*

## **Новые подходы к реабилитации голеностопного сустава с помощью механотерапевтического устройства**

### **Аннотация**

Представлены результаты разработки механотерапевтического устройства (МТУ) для двигательной реабилитации голеностопного сустава (ГС). Описаны основные подходы, применяемые для проектирования устройства, а также результаты исследования движения в ГС, совершаемого при помощи МТУ.

### **Введение**

Процесс эволюции человека сопряжен с формированием прямохождения. Прямоходящий скелет позволяет человеку передвигаться, а это предопределяет повышенные нагрузки на суставы нижних конечностей, в том числе и на голеностоп. ГС – сложное анатомическое образование, состоящее из сочленяющихся большеберцовой, малоберцовой и таранной костей. Повреждения ГС возникают не только у активных, занимающихся спортом людей, но и у тех, кто ведет малоподвижный образ жизни. Травмы ГС составляют от 12,0 до 20,0 % всех повреждений опорно-двигательного аппарата, из них в 12...39,8 % случаев наблюдаются неудовлетворительные исходы терапии и последующая нетрудоспособность, которая может длиться от 4 до 8 месяцев [1].

Несмотря на достижения современной травматологии и ортопедии, проблема профилактики постиммобилизационных осложнений и оптимизации сроков восстановления функции поврежденной конечности решена не полностью. Лечебная физическая культура (ЛФК) как одно из направлений физической реабилитации на ранних сроках после оперативного лечения ГС часто имеет достаточно ограниченный характер ввиду отсутствия современных эффективных средств механотерапии [2].

В последние годы на рынке механотерапевтических аппаратов достаточно широко представлены устройства различных производителей, в том числе серии аппаратов пассивной реабилитации нижних конечностей: «ARTROMOT», «ORMED», «Fisiotek», СРМ, «Kinetec» и др. [3]. Данные МТУ являются стационарными и применяются для восстановления подвижности в суставах, а также для предотвращения осложнений (контрактура, анкилоз, мышечная атрофия), связанных с длительной неподвижностью. В процессе реабилитации такие МТУ «заставляют» суставы сгибаться на заранее заданный угол без активного участия мышц пациента. В то же время они не могут обеспечить заданную физическую нагрузку на ГС в процессе ходьбы, полностью отказаться от которой невозможно по ряду причин.

Вопросы разработки инновационных механотерапевтических аппаратов и специальных тренажеров (как в раздельном, так и в комплексном вариантах использования) для активно-пассивного воздействия на ГС с целью сокращения сроков восстановления функциональных возможностей в суставе остаются открытыми.

### **Материалы и методы**

Восстановление функции ГС напрямую зависит от вида повреждения, этиологии и патогенеза нозологической формы

и индивидуальных особенностей организма. Реабилитация после перелома обычно делится на три фазы [4]: 1) иммобилизация (обездвиживание); 2) функциональный период (восстановление функциональности); 3) стадия тренировок. Использование специальных механотерапевтических устройств, учитывающих анатомо-физиологические особенности ГС, позволит минимизировать время восстановления функциональных возможностей в суставе и, следовательно, существенно уменьшить время нетрудоспособности пациента.

Как всякое сложное сочленение, ГС имеет суставную капсулу-сумку, охватывающую весь диартроз и содержащую специальную жидкость-экссудат для «смазки и питания» суставных хрящей. Движение осуществляется благодаря наличию костных рычагов, приводимых в действие мышцами. Физиологические движения в ГС и стопе совершаются в пределах 20...30° тыльного сгибания (разгибание стопы) и 30...50° подошвенного сгибания. Приведение стопы, как правило, сочетается с супинацией (вращение стопы внутрь), отведение сопровождается пронатационным движением (вращение стопы наружу). В свете сказанного, при консервативных методах лечения переломов ГС физические упражнения в виде лечебной ходьбы должны рассматриваться как естественно-биологический метод, обеспечивающий плотное соприкосновение и сжатие костных отломков.

С точки зрения механики, ГС представляет собой двуподвижную кинематическую пару, идеализированная схема которой представлена на рис. 1.

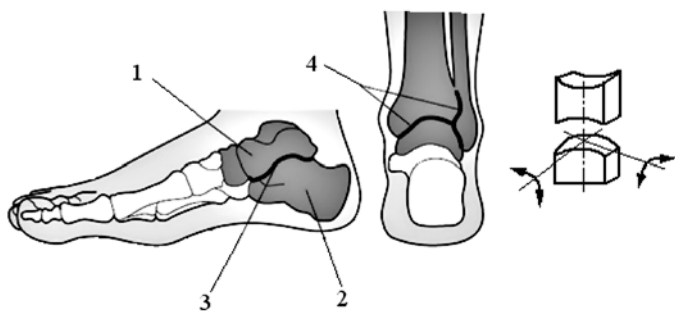


Рис. 1. Стопа человека: 1 – таранная кость; 2 – пяточная кость; 3 – подтаранный сустав; 4 – голеностопный сустав (ГС)

Для восстановления функциональных возможностей ГС в научно-исследовательской лаборатории «Мехатроника и робототехника» (НИЛ «МиР», ЮЗГУ) было разработано многофункциональное МТУ, способное осуществлять заданные движения в нижних конечностях (см. рис. 2а). В структуре правого и левого исполнительных модулей МТУ, которые совершенно идентичны и являются зеркальным отображением друг друга, можно выделить три основных узла: голень, голеностопный шарнир и стопу. МТУ крепится к ногам пациента при помощи манжет, которые обеспечивают достаточно жесткую фиксацию пользователя относительно звеньев реабилитационного устройства. Звенья узла голени могут изменять свою длину, что позволяет настраивать их размер в зависимости от длины голени пациента. Конструкция узла голеностопного шарнира (см. рис. 2б) позволяет обеспечить две степени свободы в суставе. Ключевую роль в обеспечении устойчивости при ходьбе в реабилитационном устройстве играют конструктивные особенности стопы. Сложность проектирования данного узла заключается в том, что необходимо обеспечивать двухкоординатное вращение стопы относительно голени. Величина моментов, обеспечивающих такое вращение, должна быть значительной и измеряться величинами порядка 60...80 Н·м [5]. При этом вес и габариты приводов должны быть минимальными.

Конструкция двухкоординатной антропоморфной стопы МТУ позволяет вращать стопу пациента относительно голени вокруг двух осей. Точка пересечения этих осей совпадает с центром голеностопного сустава. Положение стопы МТУ в пространстве определяется связанной системой координат  $Ox_0y_0z_0$  относительно неподвижной  $O_0x_0y_0z_0$ . Одна из осей устройства

направлена вдоль оси вращения таранного сустава стопы и обеспечивает супинацию и пронатацию. Вторая ось расположена в поперечной плоскости и обеспечивает ротацию стопы. Такая конструкция позволяет стопе пациента совершать движения, близкие к биологически инспирированным. При разработке конструкции узла стопы в качестве преобразователя движения вала двигателя привода в угловое вращение стопы применен механизм типа роламайт [5], выполненный на основе зубчатого ремня (см. рис. 2в). Электроприводы МТУ выполнены в виде независимых мехатронных модулей, включающих в себя электродвигатель постоянного тока, понижающий редуктор, механическую передачу для преобразования движения, датчик выходной величины, усилительную схему (драйвер электродвигателя). Каждый модуль электропривода соединен с блоком питания, а также с блоком управления движением МТУ [6].

Общая структурная схема системы управления МТУ для реабилитации ГС представлена на рис. 3.

Основой реабилитационной системы является блок управления движением, осуществляющий генерацию задающих воздействий для электроприводов и отслеживание показаний датчиков. Выбор и настройка режимов функционирования МТУ осуществляются посредством пульта управления. Одним из основных элементов разработанной системы является блок управления питанием, обеспечивающий питание 5 и 3,3 В для цифровых устройств и 12 В для питания электроприводов. Питание устройства может осуществляться как от сменных батарей, так и от внешнего источника. Выбор источника питания выполняется с помощью переключателя, расположенного на блоке управления. Важной функцией данного блока является возможность экстренного отключения питания во внештатных ситуациях. Помимо этого, блок управления позволяет выводить на экран пульта уровень заряда батареи, уровни напряжения, энергопотребление МТУ и т. д.

## Результаты и обсуждения

Перемещение при помощи разработанного МТУ несколько отличается от обычной ходьбы и связано с тем, что для обеспечения устойчивой ходьбы и минимизации нагрузки на ГС стопе реабилитационного устройства необходимо контактировать с опорной поверхностью сразу по всей площади. Основное отличие такой походки состоит в том, что стопа МТУ практически не вращается, а совершает поступательное движение (см. рис. 4а). В этом случае контакт с поверхностью происходит сразу всей стопой и фаза переноса состоит во вращении голени опорной ноги относительно стопы. Данное обстоятельство ограничивает длину шага и скорость движения при помощи МТУ, так как угол поворота голени ограничен возможностями ГС. Опорная фаза такой ходьбы значительно превышает по длительности фазу переноса. Система управления МТУ обрабатывает алгоритмы ходьбы пациента с некоторой задержкой (в зависимости от выбранной программы реабилитации), поэтому движение происходит достаточно медленно, походка близка к квазистатической. Чтобы пациент совершил шаг с помощью МТУ, его перемещение должно проходить в двух плоскостях: во фронтальной – для переноса центра тяжести на одну стопу, а затем в сагиттальной – для перемещения освободившейся ноги вперед.

Исследование параметров ходьбы пациента совместно с разработанным реабилитационным МТУ осуществлялись с помощью биоизмерительной системы «Exomeasure» [7], которая позволила получить кинематические зависимости, характеризующие движения нижних конечностей в ГС.

На рис. 4б, в представлены графики изменения углов между голенью и стопой для левой и правой нижних конечностей в сагиттальной и фронтальной плоскостях. Графики условно разделены на 3 этапа. Вертикальными линиями показаны моменты изменения состояния контакта стопы с поверхностью. Этап I для первого шага включает в себя подготовку к отрыву стопы от поверхности – перенос центра тяжести пациента на опорную (в данном случае правую) ногу. Этап II – перенос левой ноги, заканчивающийся постановкой ноги на поверхность.

Этап III включает в себя двухпорную фазу движения и начало переносной фазы второго шага. Анализ графика изменения угла  $\varphi_{л}$  между голенью и стопой левой ноги в сагиттальной плоскости показывает, что угол начинает изменяться одновременно с началом переносной фазы первого шага, момент начала изменения совпадает с моментом отрыва стопы от опорной поверхности. Амплитуда пронации-супинации стопы в течение первого шага составляет  $11^\circ$ , что на  $14^\circ$  меньше максимальной амплитуды изменения этого угла в процессе обычной ходьбы. Анализ графика изменения угла  $\theta_{л}$  между стопой и голенью левой ноги во фронтальной плоскости показывает, что ходьба начинается с переноса центра тяжести на опорную ногу, после чего происходит отрыв стопы переносной ноги от поверхности. Изменение угла  $\varphi_{п}$  между голенью и стопой правой ноги в сагиттальной плоскости приводит к его увеличению до  $8^\circ$ . За счет изменения данного угла осуществляется перенос центра тяжести пациента вперед по ходу движения. Амплитуда изменения угла  $\theta_{п}$  между голенью и стопой во фронтальной плоскости составляет примерно  $8...10^\circ$ . Эти данные соответствуют переваливанию пациента на одну ногу для пе-

реноса центра тяжести в сторону таким образом, чтобы центр тяжести не выходил за пределы площади одной стопы.

Реабилитационная программа пациента с повреждениями ГС должна представлять собой определенную последовательность действий, которые необходимо совершить, чтобы восстановить утраченные двигательные функции [8]. Для этого в виде необходимых внешних условий задаются параметры выполнения упражнения: траектория и амплитуда движения, частота и количество повторений, интенсивность и т. д.

### Заключение

Цель двигательной реабилитации ГС – максимально полное восстановление утраченных локомоторных функций в суставе, исходя из сложившейся анатомической ситуации после травмы. Это длительная и кропотливая работа, требующая от пациента терпения и упорства, а от врача, курирующего процесс, не только специальных знаний и навыков, но и наличия в арсенале необходимого реабилитационного оборудования.

Разработанное в НИЛ «МиР» многофункциональное МТУ для двигательной реабилитации ГС призвано повысить эффек-

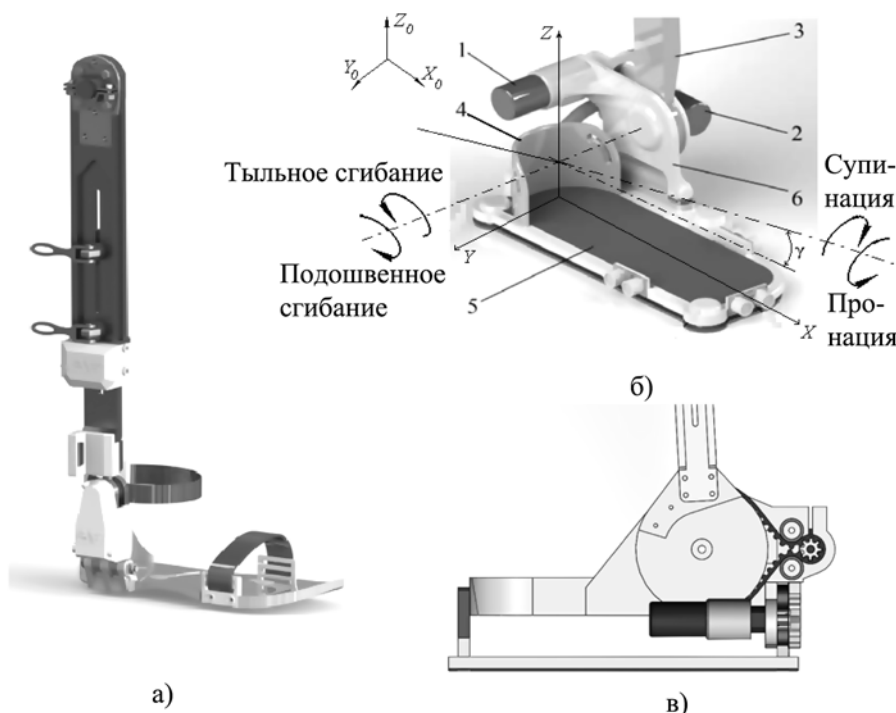


Рис. 2. МТУ для реабилитации ГС: а) конструкция исполнительного модуля (для правой конечности); б) голеностопный узел: 1, 2 – приводы ГС; 3 – голень; 4 – опора для пятки; 5 – стопа; 6 – корпус шарнирного узла;  $\gamma$  – угол подтаранного сустава; в) механизм привода стопы типа роламайт

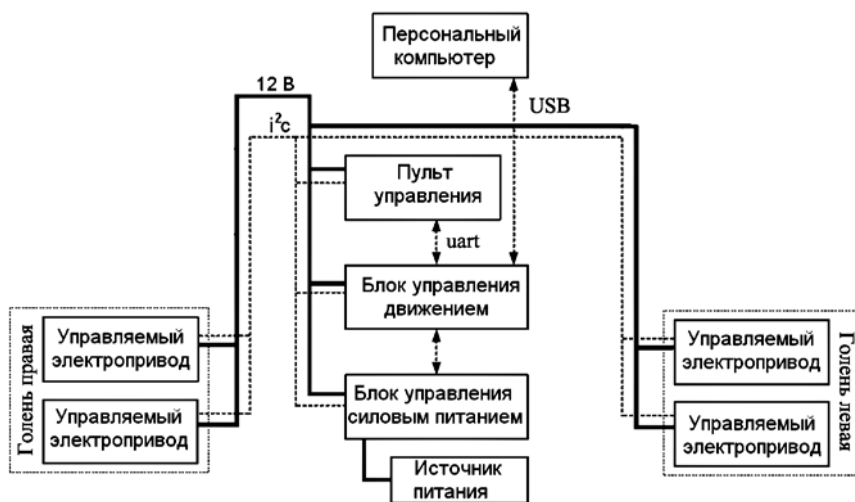


Рис. 3. Общая структурная схема системы управления МТУ

тивность реабилитационных мероприятий за счет восстановления функциональных возможностей сустава и сократить сроки лечения лиц с повреждениями нижних конечностей.

*Исследование выполнено за счет гранта РФФИ (проект № 14-39-00008).*

*Список литературы:*

1. Кавалерский Г.М., Чернышев В.И., Петров Н.В. и др. Анализ ближайших результатов стационарного лечения закрытых переломов лодыжек // Медицинская помощь. 2009. № 1. С. 37-42.
2. Кузнецов А.Н., Даминов В.Д., Зимица Е.В. и др. Восстановление функции ходьбы у больных неврологического профиля с применением нового комбинированного метода двигательной реабилитации // Вести восстановительной медицины. 2009. № 4. С. 165-169.
3. Гиниятуллин Н.И., Гильманишина И.Р., Сулейманова В.А. Механотерапия: состояние и тенденции развития // Медицинский вестник Башкортостана. 2014. Т. 9. № 5. С. 165-169.
4. Бахрах И.И., Грең Г.Н. Организационные, методические и правовые основы физической реабилитации. – Смоленск: СГИФК, 2003. 151 с.
5. Яцун С.Ф., Ворочаева Л.Ю., Яцун А.С. и др. Экзоскелеты: управление движением экзоскелета нижних конечностей при ходьбе. – Курск: ЗАО «Университетская книга», 2016. 190 с.
6. Яцун С.М., Рукавицын А.Н., Турлапов Р.Н. Система автоматического управления механотерапевтическим устрой-

ством для кинезиотерапии // Вопросы науки. 2015. Т. 2. С. 72-75.

7. Яцун С.М., Яцун А.С., Рукавицын А.Н. и др. Система измерения характеристик движения нижних конечностей человека для оценки физической реабилитации пациента // Медицинская техника. 2016. № 3. С. 29-33.
8. Корневский Н.А., Попечителей Е.П. Биотехнические системы медицинского назначения. – Старый Оскол: Изд-во ТНТ, 2012. 688 с.

*Светлана Михайловна Яцун,  
д-р мед. наук, профессор,  
зав. кафедрой медико-биологических дисциплин,  
ФГБОУ ВО «Курский государственный университет»,  
Андрей Сергеевич Яцун,  
канд. техн. наук, заведующий,  
НИЛ «Мехатроника и робототехника»,  
ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет»,  
Александр Николаевич Рукавицын,  
канд. техн. наук, доцент,  
Евгений Николаевич Политов,  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра механики, мехатроники  
и робототехники,  
ФГБОУ ВО «Юго-Западный государственный университет»,  
г. Курск,  
e-mail: alruk75@mail.ru*

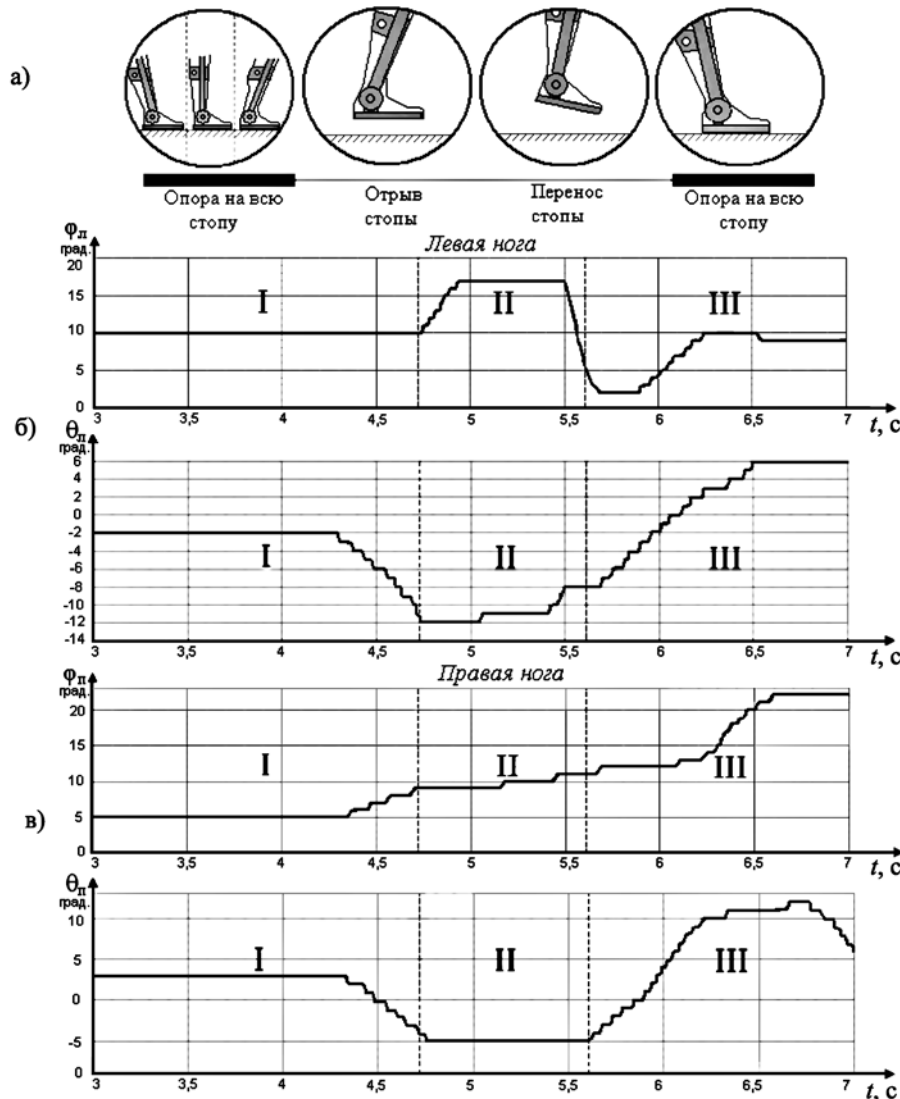


Рис. 4. Исследование движения в ГС