Материалы заочных общероссийских электронных научных конференций

Управляющие и информационно-измерительные комплексы (системы)

НЕЙРОСЕТЕВОЙ ФУНКЦИОНАЛЬНЫЙ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЬ В СИСТЕМЕ УПРАВЛЕНИЯ ЭЛЕКТРОМЕХАНИЧЕСКИМ ПРОТЕЗОМ РУКИ

Богатырёв Р.С.
Волгоградский государственный технический университет, Волгоград

Электромеханический протез призван как можно более полнофункционально заменить утраченную конечность. В связи с этим возникает необходимость организовать управление таким образом, чтобы создавать как можно меньше дополнительных трудностей инвалиду, связанных с освоением нового протеза. Это возможно в том случае, если будет реализовано управление протезом схожее с естественным, т.е. привычным для инвалида, способом управления конечностью. Это возможно, если использовать электромиографические биопотенциалы на поверхности кожи предплечья инвалида. При этом следует отметить ограничение – считаем, что инвалид утратил лишь кисть руки.

В многочисленных миографических исследованиях доказано, что зависимость между суммарным мышечным усилием и мощностью биопотенциалов в определенных пределах можно считать линейной. Как известно, биоэлектрическое воздействие, передаваемое от центральной нервной системы к мышцам, отражается на поверхности кожи человека повышением амплитуды суммарного (от множества мышц) биопотенциала. Особенно ярко выражено это явление в, так называемых, двигательных точках – местах наибольшего скопления двигательных единиц – нескольких мышечных волокон управляемых одним мотонейроном, т.е. наиболее богато иннервируемых участках мышцы, с густым расположением мионевральных окончаний. В связи с этим область двигательной точки является максимально возбудимым участком мышцы и с неё можно снимать биопотенциал с максимальной на всей мышце амплитудой.

Расположение двигательных точек в разных мышцах было установлено ещё в XIX веке. Схемы расположения двигательных точек имеются в любом руководстве по электродиагностике и электротерапии. Считается, что наиболее удачны схемы Альтенбургера.

Расположив электроды согласно этой схеме, можно получить исходные сигналы для управления протезом. Миологические исследования показывают, что амплитуды биопотенциалов варьируются от 5-10 мкВ (мышца в состоянии покоя) до 500-1000 мкВ (при максимальном произвольном или непроизвольном сокращении мышцы).

Измеренный, отфильтрованный и нормированный сигнал цифруется и подается на входы нейросетевого функционального преобразователя, который введен в измерительно-управляющую схему для реализации управляющей передаточной характеристики. Передаточная характеристика должна учитывать все режимы работы протеза, в том числе защитные режимы и режимы, ограничивающие движения.

В качестве примера включения защитного режима можно взять случай, когда на протез оказывается внешнее воздействие силой, вектор которой таков, что может привести к смещению или незапланированному снятию протеза. В этом случае, необходимо такое движение отдельных фаланг или пальцев в целом, которое ослабит вектор силы реакции на внешнее воздействие.

Одним из ограничивающих режимов является такой режим, когда сигнал есть, но он находится в зоне нечувствительности. Этот режим нужен для того, чтобы исключить частую смену режимов (движение вперед и назад) при значениях сигнала близких к нулю.

Реализация классической схемы управления (без использования нейронных сетей) с учетом всех возможных режимов работы протеза привела бы к усложнению управляющего блока. Использование нейронной сети дает возможность получения достаточно компактной схемы управления. Расчеты показывают, что для управления одним пальцем достаточно четырех нейронов в двухслойном персептроне, т.е. для управления всей кистью необходимо связать сети, управляющие отдельными пальцами, в единую сеть и добавить несколько нейронов управляющих серводвигателем перемещения всей кисти. Таким образом, можно утверждать, что в сети может быть использовано не более 30 нейронов.

В полученной нейронной сети возможны, также обратные связи. Т.к. включение того или иного режима движения пальца или фаланги зависит не только от поступающих входных сигналов с электромиографических электродов и тактильных датчиков (датчиков касания), но и от того, например, какой в данный момент включен режим, а так же от режима работы других серводвигателей.

Использование нейронной сети чаще всего предполагает либо ее обучение, либо самообучение. Самообучение сети возможно, но может привести к тому, что это приведет к непредсказуемым результатам, т.е. теоретически протезом можно будет пользоваться, но время обучения инвалида пользоваться протезом будет неоправданно завышено, и управление в итоге будет совсем непривычным, что противоречит первоначально поставленной задаче.

Обучение же с учителем здесь тоже недостижимо, т.к. эталон, с которого должны браться обучающие векторы – кисть руки – просто отсутствует.

Предлагается получение подробной передаточной характеристики управляющего нейросетевого преобразователя, из которой путем расчета получаются все характеристики нейронной сети. Расчет сети возможен благодаря использованию в качестве элемента сети персептрона, использующего в качестве активационной – пороговую функцию.