

تطوير محاكي بيانات التدريب لمتحكم معوض عصبي للأطراف السفلية*

م. رفيدة حسين**

د.م. مصطفى الموالي***

الملخص

تصمم المعوضات العصبية لاستعادة الوظائف الحركية المفقودة لدى مرضى شلل الأطراف السفلية بالاعتماد على الإثارة الكهربائية الوظيفية. إذ تحدد متحكمات المعوضات العصبية العلاقة بين نبضات الإثارة المطبقة وزوايا المفاصل من أجل توليد أنماط الإثارة المناسبة للحركات المطلوبة. ويحتاج تطوير المتحكمات الذكية إلى بناء نموذج عكسي باستخدام مجموعة بيانات التدريب المولفة من دخل (نبضات الإثارة) وخرج (زوايا المفاصل) التي يتم الحصول عليها بأساليب تجريبية.

بسبب كثرة التجارب المزعجة للمريض والحاجة لتكرارها خلال مراحل تصميم المتحكمات، يستخدم هذا البحث النمذجة والمحاكاة لتوليد مجموعة بيانات دخل (نبضات الإثارة)/خرج (زوايا المفاصل) من خلال: تطوير نموذج لجسم الإنسان، ومحاكاة تجارب تطبيق الإثارة الكهربائية لمجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية الباسطة للركبة خلال تأرجح الساق.

ربطت الدراسة بين ثلاثة برامج لتطوير نموذج جسم الإنسان: برنامج Visual Nastran 4D لبناء نموذج أجزاء الجسم، وبرنامج Virtual Muscle 4.0.1 لنمذجة العضلات الباسطة للركبة، ومكتبة Simulink لتمثيل خصائص المفصل غير الفعالة، ثم استخدم النموذج في محاكاة تعيين مجموعة البيانات من خلال تطبيق إشارات جيبيية وعشوائية لإثارة العضلات الباسطة للركبة.

يلائم النموذج المطور مختلف مستخدمي المعوضات العصبية، بسبب استخدامه لبرامج ذات واجهات مستخدم رسومية تسمح بتعديل بارامترات جسم الإنسان والعضلات بسهولة، مما يجعله نموذجاً عاماً، يستخدم في تطوير المتحكمات لاستعادة الحركات المفقودة مثل النهوض، والمشي، والقفز وغيرها... ولأن نتائج المحاكاة تشابه نتائج التجارب العملية، يقلل استخدام النموذج المطور عدد التجارب المنفذة على المرضى خلال عملية تصميم متحكمات المعوضات العصبية.

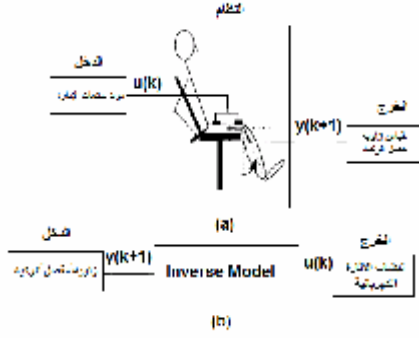
الكلمات المفتاحية: الإثارة الكهربائية الوظيفية - المعوضات العصبية - النماذج العكسية - نمذجة جسم الإنسان - محاكاة.

* أعد البحث في سياق رسالة الماجستير للمهندسة رفيدة حسين بإشراف الدكتور المهندس مصطفى الموالي.

** طالبة ماجستير في قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة دمشق.

*** أستاذ مساعد في قسم الهندسة الطبية - كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية - جامعة دمشق

1- المقدمة:



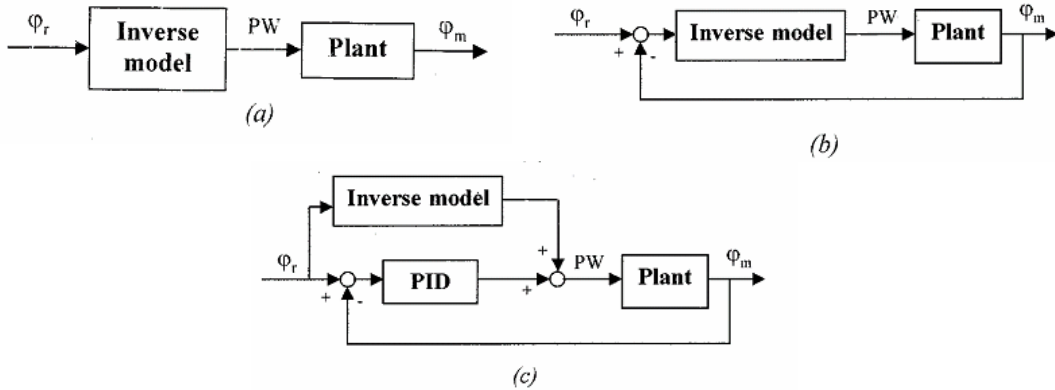
الشكل (1) (a) تمثل الاتجاه المباشر حيث يكون الدخل عبارة عن تطبيق نبضات الإثارة $u(k)$ ويكون الخرج عبارة عن زاوية المفصل $y(k+1)$ ، تمثل الاتجاه العكسي وفيه يكون الدخل عبارة عن زاوية المفصل $y(k+1)$ ويكون الخرج عبارة عن تطبيق نبضات الإثارة $u(k)$ التي سيولدها النموذج العكسي للنظام.

لذلك قام Riener بتطوير متحكم حلقة مغلقة (الشكل (2-b)) [12][8]، إذ تبدأ الإثارة الكهربائية باستخدام أمر من المستخدم، وبعدها يُعدل نمط الإثارة الكهربائية اعتماداً على بعض قياسات التغذية الراجعة الموضع (زاوية المفصل) والسرعة الزاوية والتسارع الزاوي ويُقارَنُ بالقيم المطلوبة. إلا أن هذه المتحكمات أكثر تعقيداً عند التصميم والتنفيذ، فضلاً عن ذلك يمكن أن يؤدي الضجيج أو الأخطاء في التغذية الراجعة إلى سلوك غير متوقع للنظام، ولمّا كانت الأنظمة الديناميكية معرضة للاضطرابات وضجيج القياس [1]، فإن أنظمة التحكم الهجينة المطورة من قبل Zhang في [9] التي يشترك فيها تحكم التغذية الراجعة والتغذية الأمامية تحسن الأداء العام، يستخدم النموذج العكسي في المتحكمات الهجينة (الشكل (2-c)) كمتحكم أمامي يكون دخله المسارات المثالية المطلوبة وخرجه أنماط الإثارة الفُضَلَى للمريض [13].

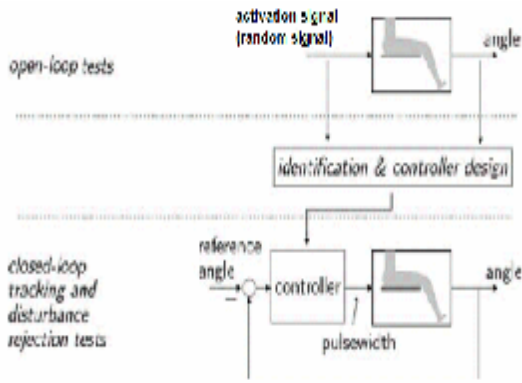
يعاني مرضى شلل الأطراف السفلية الناتج عن إصابة الحبل الشوكي (Spinal Cord Injury (SCI)) من عجز وظيفي يحول دون قدرتهم على الحركة والانتقال من مكان إلى آخر رغم سلامة عضلاتهم وقدرتها على النقل بشكل فعال، نتيجة فقدان التحكم العصبي القادم من الدماغ بسبب إصابة الحبل الشوكي. وتستطيع المعوضات العصبية (Neuroprosthesis) من خلال تقنية الإثارة الكهربائية الوظيفية (Functional Electrical Stimulation (FES)) تحسين الوظيفة الحركية المفقودة واستعادتها بغض النظر عن الانقطاع في الحبل الشوكي، فهي تطبق نبضات كهربائية صغيرة متحكم بها لإحداث تقلصات عضلية تنظم تحريك المفاصل من خلال تغيير بارامترات نبضات الإثارة [2][1]

تصمّم متحكمات المعوضات العصبية من أجل توليد أنماط الإثارة الكهربائية المناسبة لإحداث الحركات المطلوبة، وتستخدم النماذج العكسية Inverse Model كمولد لأنماط الإثارة الكهربائية [9]-[3]، وتمثل النماذج العكسية مقلوب النظام المراد التحكم به فيكون دخل النموذج العكسي هو خرج النظام المدروس ويكون خرج النموذج العكسي هو دخل النظام المدروس كما في الشكل (1)، وتعمل هذه النماذج على التنبؤ وتحديد أنماط الإثارة الكهربائية الأنسب من خلال معرفة حركة المفصل (زاوية المفصل).

استخدم Bajd وزملاؤه النماذج العكسية في [10] كمتحكمات حلقة مفتوحة (الشكل (2-a)) تولد أنماط إثارة كهربائية مبرمجة مسبقاً، وتشكو هذه المتحكمات من عدم قدرتها على التعامل مع الاضطرابات المفاجئة خلال عمل النظام المتحكم به [11].



الشكل (2): أشكال استخدام النموذج العكسي كمتحكم (a) استخدام النموذج العكسي كمتحكم حلقة مفتوحة (b) استخدام النموذج العكسي ضمن متحكم حلقة مغلقة، (c) استخدام النموذج العكسي ضمن المتحكمات الهجينة، إذ φ_r حركة المفصل المطلوبة (المسار الزاوي المرجعي) و φ_m حركة المفصل الفعلية، PW نبضة الإثارة المطبقة على النظام [5].



الشكل (3): خطوات تصميم متحكم بالاعتماد على النمذجة والمحاكاة [16].

تبنى النماذج العكسية باستخدام إحدى الطريقتين [17]:

1- نماذج الصندوق الأسود Black Box Models: تبنى هذه النماذج من سلاسل بيانات دخل - خرج للنظام المدروس التي جُمعت من التجارب المنفذة على المرضى [15][14][7] إلا أن تركيبها لا يعكس الظواهر الفيزيولوجية والميكانيكية للنظام.

2- النماذج الميكانيكية Mechanistic Models: تعتمد على وصف الآليات والخصائص الفيزيولوجية والتشريحية للنظام المدروس، وهي الأكثر صحة وتعقيداً لأنها محددة لشخص معين فضلاً عن صعوبة

تحدّد الحاجة إلى تعيين أنماط الإثارة المناسبة اعتماداً على خصائص الشخص، وإجراء العديد من جلسات الإثارة الطويلة والمرهقة للمريض من التطبيقات الطبية لأنظمة الـ FES، ولهذا السبب تشكل النمذجة الخطوة الأولى في تصميم أي متحكم لمعوض عصبي، فهي تساعد على تقدير تأثير نمط الإثارة المعطى في حركة المفصل لشخص محدد، ومن ثمّ نجيب المريض إجراءات التجربة والخطأ التي ترهق المريض [11]، ويوضّح الشكل (3) خطوات تصميم متحكم لمعوض عصبي. إذ يتطلب تصميم متحكم فعال تطوير نموذج يأخذ بالحسبان خصائص الجهاز العضلي الهيكلي. وعلى وجه خاص نمذجة العلاقة بين نبضات الإثارة الكهربائية وحركات المفاصل، من خلال اختبارات تعيين الحلقة المفتوحة التي تُطبّق فيها أشكال مختلفة من الإشارات بما فيها العشوائية على شكل حلقة مفتوحة من أجل مستويات إثارة مختلفة وقياس مجموعة بيانات دخل (نبضات الإثارة)/خرج (زوايا المفاصل)، والإفادة منها في بناء النموذج العكسي. وبناء على النموذج المبني يُصمّم المتحكم ويُختبَر [16].

(النهوض - المشي - الوقوف) وتعتمد غالبية الدراسات على إثارتها فقط من دون إثارة العضلات القابضة للركبة من أجل التحكم بمفصل الركبة -[4] [7]، ومراقبة تغيّر زاوية الركبة الناتج عن إثارتها، وتعتمد التجارب العملية على استخدام وضعية تأرجح ساق المريض للحصول على بيانات التدريب للنموذج العكسي[6]-[4]، فهذه الوضعية تسمح بإجراء العديد من جلسات التدريب بوضعية آمنة وبسيطة نسبياً.

2- الطرائق والبرمجيات المستخدمة:

في البداية سنتطرق إلى البرمجيات المستخدمة في هذا البحث لتطوير النموذج، وكيفية تطوير نموذج جسم الإنسان وتحديد العوامل المؤثرة في حركة الساق من خلال تمثيل التوازن الديناميكي حول مفصل الركبة، التي يجب مراعاتها خلال النمذجة، ثم محاكاة تأرجح الساق عند تنفيذ اختبارات تعيين الحلقة المفتوحة.

2-1- البرمجيات المستخدمة:

استخدمنا لنمذجة استجابة نموذج جسم الإنسان للإثارة الكهربائية الوظيفية ومحاكاتها حزمتي برامج أساسية هي:

1- مكتبة سيميولنك Simulink الملحقة ببرنامج ماتلاب Matlab: تستخدم لنمذجة الأنظمة الديناميكية ومحاكاتها وتحليلها بسرعة ودقة باستخدام ترميز المخطط الكتلي من خلال واجهة مستخدم رسومية تغني عن تشكيل المعادلات الرياضية المختلفة، وتمتلك هذه المكتبة ميزات برنامج Matlab جميعها وخصوصاً إمكانية ربطه مع البرمجيات والتطبيقات الخارجية مثل برامج تحليل الحركة[18].

2- برنامج ((Visual Nastran 4D (VN4D)): يستخدم للتصميم بمساعدة الحاسوب، وتحليل حركة الأجسام الصلبة، والتحكم في حركتها في نظام نمذجة واحد،

الحصول على بعض قيم البارامترات التشريحية والفيزيولوجية اللازمة لتطويرها[8].

تستخدم غالبية الدراسات[9][6][3] تقنيات الذكاء الصناعي (بشكل أساسي الشبكات العصبونية) لبناء النموذج العكسي بطريقة نموذج الصندوق الأسود بهدف الاستفادة من ميزات هذه التقنيات في التحكم بالأنظمة اللاخطية المعقدة، فهي قادرة على إيجاد علاقات بين دخل النظام وخرجه من خلال مجموعة بيانات التدريب الناتجة عن تجارب على المرضى.

هَدَفَ هذا البحث إلى توليد مجموعة بيانات دخل (نبضات الإثارة)/خرج (زوايا المفاصل) اللازمة لبناء النموذج العكسي، باستخدام النمذجة والمحاكاة لأن التجارب اللازمة لتأمين بيانات تدريب النموذج العكسي كثيرة جداً، مما يجعلها مرهقة ومزعجة للمريض نتيجة التكرار وتصحيح الأخطاء ومستهلكة للوقت. تجري عملية توليد البيانات اللازمة لبناء النموذج العكسي من خلال:

1- تطوير نموذج لجسم الإنسان - باستخدام عدة حزم برمجية- مؤلف من ثلاثة أجزاء: نموذج الأجزاء المتحركة ويمثل الخصائص الفيزيائية للأطراف والجسم ونوع المفاصل الواصلة بين الأجزاء المتحركة، ونموذج العضلة الذي يعرف الخرج الكلي لمجموعة العضلات العاملة على المفصل عند استجابتها للإثارة الكهربائية، وتعمل هذه العضلات كمحركات لمتحكمات الإثارة الكهربائية، ونموذج المفصل غير الفعال الممثل لسلوك المفصل عندما تكون العضلات العابرة للمفصل كلّها بحالة راحة.

2- محاكاة تطبيق الإثارة الكهربائية لمجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية الباسطة للركبة - فهي تؤدي دوراً رئيساً في النشاطات الحركية

يجب إيصالها إلى النموذج، وهي منزلقات التحكم والمخارج التي يجب إرسالها وهي مقاييس لبعض البارامترات ذات الأهمية لعملية التحكم، وهذا ما يظهره الشكل (4-a). ويوضح الشكل (4-b) ربط البرمجيات المستخدمة خلال تطوير نموذج جسم الإنسان: فبنيت أجزاء الجسم المتحركة (النموذج الميكانيكي) باستخدام VN4D من خلال تزويد الأشكال الهندسية البسيطة بمعطيات جسم الإنسان Anthropometrical Data، وتحديد أنماط المحركات المقابلة لمفاصل جسم الإنسان، واستخدام برنامج Virtual Muscle 4.0.1 لبناء العضلات المحركة للنموذج الميكانيكي، وهو نموذج للعضلة الهيكلية مبني في Matlab [20]، طوره Cheng et al في معهد Alfred E Mann في كاليفورنيا في الولايات المتحدة الأمريكية USA، ويمثل بالصندوق المبيّن في الشكل (4-b)، ويتوافر كبرنامج مفتوح المصدر على الرابط:

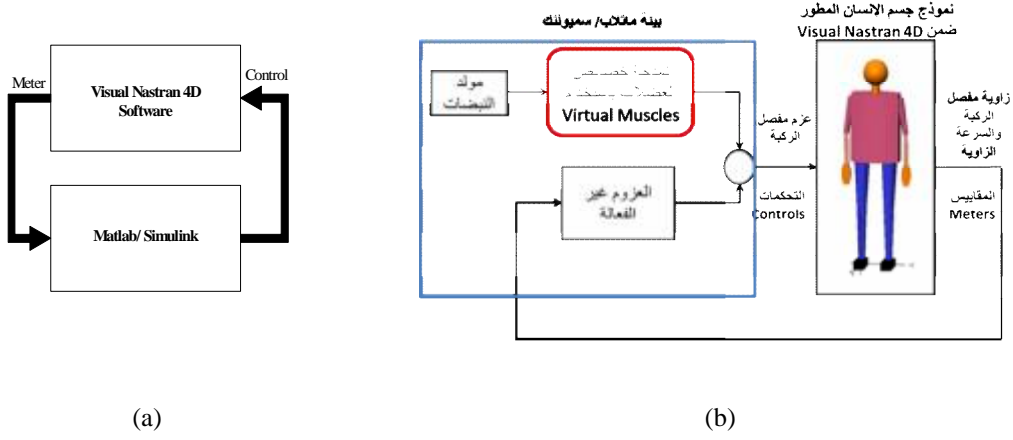
http://ami.usc.edu/projects/ami/projects/bion/musculoskeletal/virtual_muscle.html

وإظهار تغيير الحركة ثلاثية الأبعاد خلال زمن المحاكاة، ويمكن ربطه مع Simulink، فيمثل نموذج VN4D ككتلة داخل Simulink، ويمكن عندها ربط مجموعة من بارامترات نموذج VN4D مثل السرعة، والموقع، أو العزم بين VN4D و Simulink للتحكم بالنظام المصمم. ويمتلك VN4D العديد من الأدوات لتسهيل الرسم وفهم النموذج بشكل أفضل أهمها:

• **المقاييس Meters:** يمكن تثبيتها على أي جزء من النموذج لقياس الموضع، والسرعة، والتسارع، وغيرها...، وتساعد على فحص النموذج خلال التصاميم البنيوية والمحاكاة، وتمثل هذه المقاييس في البرنامج الحساسات المثبتة على النظام الحقيقي، فتستخدم المعلومات المرسله من المقاييس كدخل للمتحكمات.

• **مقاييس التحكم Control Meters:** تستخدم للتحكم بالمحركات actuator المثبتة بين الأجزاء المختلفة من النموذج (المفاصل)، ويمكن أن تتحكم بالاتجاه والسرعة والتسارع والعزم، وغيرها... وتكون هذه المقاييس إما جداول متغيرة مع الزمن، بحيث عند تشغيل المحاكاة يغذى المحرك ببيانات الجداول اعتماداً على الزمن، أو منزلقات تحكم تساعد على تغيير دخل المحرك بشكل يدوي خلال المحاكاة أو من خلال وصلها مع متحكمات مبنية في Simulink بحيث يرسل المتحكم القيم المطلوبة لمقاييس التحكم التي بدورها ترسلها إلى المحركات (المفاصل) للتحكم بالنموذج.

تكمّن قوة برنامج VN4D من خلال إمكانية وصله مع Matlab/Simulink، وللقيام بذلك تجلب كتلة VN4D من مكتبة Simulink وتوضع في ملف الـ Simulink، وعلى المستخدم تحديد ملف VN4D للنموذج المراد التحكم به، فضلاً عن المداخل التي



الشكل (4): (a): ربط برنامجي Matlab و Visual Nastran 4D.

(b): ربط البرمجيات المستخدمة في تطوير متحكم لمعوض عصبي مع بعضها بعضاً.

واحدة- الطرفان العلويان (يد $2/2-$ ساعد $2/2-$ ذراع $2/2-$ الطرفان السفليان (قدم $2/2-$ ساق $2/2-$ فخذ $2/2-$). وجرى التعبير عن بارامترات هذه الأجزاء كأجزاء من طول ووزن الجسم الكلي H و W على الترتيب اعتماداً على [21] Winters، وهي موضحة في الجدول (1). تتصل هذه الأجزاء مع بعضها بعضاً بواسطة مفاصل (محرركات) عددها $13/$ مفصلاً: مفصل الرقبة وهو من النوع الثابت لتثبيت الرأس على استقامة الجذع، الكتف $2/2-$ المرفق $2/2-$ الرسغ $2/2-$ جميعها ذات درجة حرية واحدة ومن النوع غير الفعال لأنها تخضع للتحكم الإرادي بالنسبة إلى مريض شلل الأطراف السفلية) وتمثلها المفاصل الملتفة Joint Revolute في برنامج VN4D، ومفاصل الورك $2/2-$ والركبة $2/2-$ والكاحل $2/2-$ فهي الأكثر أهمية بالنسبة للإنسان، وهي ذات درجة حرية واحدة ومن النوع الفعال وقابلة للتحكم، وتمثلها مفاصل المحرك الملتف Revolute Motor في برنامج VN4D. يظهر الجدول (2) المفاصل مع أنواعها ومحاورها ودرجات الحرية وطريقة التحكم بها.

أما خصائص المفصل غير الفعالة فتمنّجت باستخدام Simulink وكذلك مولدات نبضات الإثارة الكهربائية، وتشكل عزوم مفصل الركبة إشارة التحكم المرسل من نموذج Simulink إلى VN4D حيث يفاد منها في تحريك المفصل والأجزاء المتصلة به وإرسال قيم زاوية الركبة والسرعة الزاوية إلى نموذج Simulink.

2-2- تطوير نموذج جسم الإنسان:

توضح الفقرة الآتية كيف أُجريت نمذجة جسم الإنسان من خلال تمثيل أجزاء الجسم المتحركة والعضلات المسؤولة عن حركة مفصل الركبة.

2-2-1- نمذجة أجزاء الجسم المتحركة:

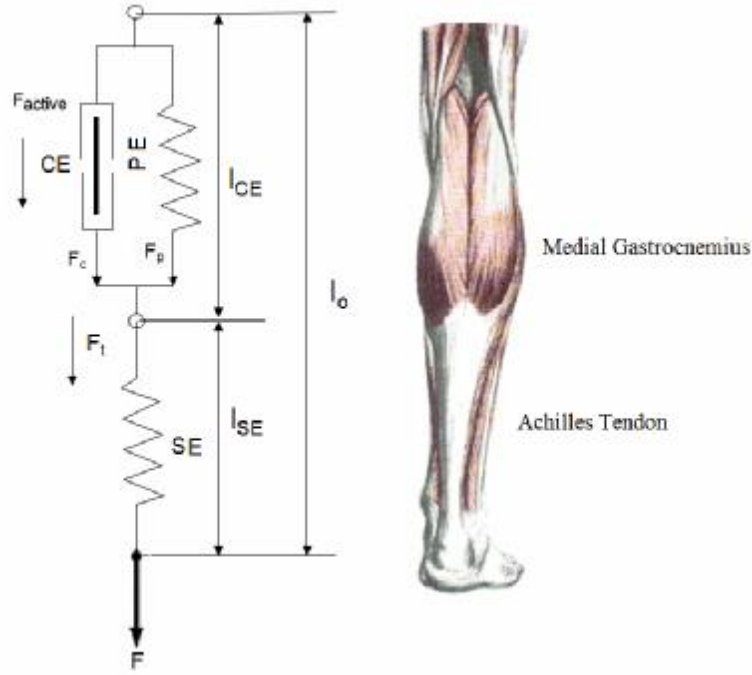
طُوّرَ نموذج لجسم إنسان طوله 1.80 m ووزنه 75.35 Kg، وعُدّت حركة الجسم ثنائية الأبعاد ومنتظرة بالنسبة إلى المستوي السهمي بسبب غياب البيانات اللازمة للمحاكاة ثلاثية الأبعاد، وجُزئ جسم الإنسان إلى نموذج متعدد الوصلات كما في [3]، بحيث يعامل كل جزء منه كجسم صلب يمثل أجزاء الجسم بما تشمله من عظام ومواد عضوية محيطية بها مثل العضلات والجلد و... إلخ، وهذه الأجزاء هي: جزء يعبر عن الرأس والرقبة والجذع بوصفها على استقامة

الجدول (1): بارامترات جسم إنسان طوله 1.80 m ووزنه 75.35 Kg المستخدمة في تطوير النموذج.

مفصل	عدد	النوع المماثل في VN4D	محور الدوران	بارامتر التحكم	درجة الحرية
الرقبة	1	ثابت Rigid	لا يوجد	لا يوجد	0
الكتف	2	ملتف Revolute	Z	لا يوجد	1
المرفق	2	ملتف Revolute	Y	لا يوجد	1
الرسغ	2	ملتف Revolute	Y	لا يوجد	1
الورك	2	محرك ملتف Revolute Motor	X	العزم	1
الركبة	2	محرك ملتف Revolute Motor	X	العزم	1
الكاحل	2	ملتف Revolute	X	لا يوجد	1

الجدول (2): مواصفات مفاصل النموذج.

الجزء	الطول كجزء من الطول الكلي [21]	طول الجزء	الوزن كجزء من الوزن الكلي [21]	وزن الجزء [Kg]
اليدين	0.108*H	0.1944	0.006*W	0.452
الساعدين	0.146*H	0.2628	0.016*W	1.205
الذراع العلوي	0.186*H	0.3348	0.028*W	2.1098
الطرف العلوي	0.44*H	0.792	0.050*W	3.767
الرأس	0.13*H	0.234 0.11	0.081*W	6.103
الرقبة	0.052*H	0.0936		
الجذع	0.288*H	0.5184	0.497*W	37.45
القدم	ارتفاع القدم: 0.039*H عرض القدم: 0.055*H طول القدم: 0.152*H	ارتفاع القدم: 0.0702 عرض القدم: 0.099 طول القدم: 0.2736	0.0145*W	1.092
الساق	0.246*H	0.4428	0.0465*W	3.504
الفخذ	0.245*H	0.441	0.100*W	7.535



الشكل (5): تمثيل نموذج Hill للعضلة إذ تجري نمذجة استجابة العضلة للإثارة الكهربائية باستخدام العناصر الميكانيكية، فهو يمثل الوتر بناقض SE موصول على التسلسل مع عنصر التقلص CE الذي يمثل مولد قوة يُوصَفُ سلوكه بواسطة تغير علاقات القوة - الطول والقوة - السرعة التي أُوجدتاً من خلال النتائج التجريبية والمعادلات الرياضية المعيرة عنها موصول على التفرع مع نابض PE يمثل الخصائص غير الفعالة للعضلة.

يعتمد نموذج Virtual Muscle على تعديلات نموذج العضلة المطور من قبل [24] Hill، ويفترض نموذج Virtual Muscle أن القسيمات العضلية كلها تسلك سلوكاً منتظماً ضمن الليف العضلي، ومن ثمَّ تسلك الألياف العضلية كلها داخل الحزمة العضلية السلوك ذاته وعليه يمكن مشابهة العضلة مع العناصر الهندسية. يتألف نموذج Virtual Muscle (الشكل (5)) من:

- 1- عنصر القوة المرن غير الفعّال Passive Elastic Force Element SE: يمثل وتر العضلة، ويعبّر عنه بناقض موصول على التسلسل مع عناصر العضلة، وتعتمد قوة هذا العنصر على طوله l_{SE} .
- 2- يعبّر عن مجموعة العضلة بعنصر تقلص موصول على التفرع مع عنصر غير فعّال إذ:

- عنصر القوة الفعالة (عنصر التقلص Contractile Element CE): يمثل هذا العنصر حزم الألياف العضلية

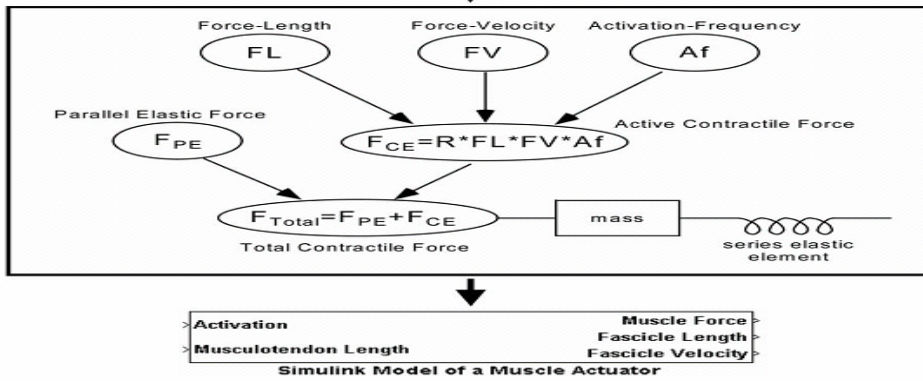
2-2-2- نمذجة العضلات الهيكلية:

تعدّ العضلات الهيكلية تركيباً معقداً وظيفته الأساسية قيادة حركة الجسم من خلال توليد قوة التقلص، وتنتقل هذه القوة إلى العظام من خلال الأوتار التي تصل العضلة بالعظم [22] وتشكل العضلات مكوناً أساسياً لنمذجة جسم الإنسان الحاسوبية، فهي تساعد على فهم أفضل للسلوك الميكانيكي للجسم وتطوير أنظمة التحكم بالعضلات المثارة كهربائياً. في الواقع لا يوجد نموذج عضلة كامل، فكل نموذج يعتمد على مجموعة من الفرضيات والتبسيطات التي تعطيه ميزات ومساوئ تجعله ملائماً لتطبيقات معينة، واختيرت نمذجة تقلص العضلة باستخدام نموذج VM Virtual Muscle اعتماداً على دراسة Massoud لمقارنة بين نماذج العضلات [23].

• عنصر القوة غير الفعالة (Passive Element PE): يمثل هذا العنصر الطول الفعال للأوتار الداخلية والخارجية وعناصر الصفاق والأنسجة الضامة المحيطة بالعضلة. وتعتمد القوة المولدة بواسطة هذا العنصر على الطول فقط إذ $L_{PE}=L_{CE}$ ولا تعتمد على السرعة إطلاقاً [20].

في بطن العضلة، ويكون خرجها القوة الفعالة التي تُحدد بواسطة تغيير علاقات: التنشيط فضلاً عن تردد الـ FES، وعلاقة (القوة - طول الحزمة) وعلاقة (القوة - سرعة الحزمة) وتعتمد قوة العنصر الفعال CE على طول الـ L_{CE} والتنشيط العصبي (act) Activation وسرعته.

BuildMuscles: arm_muscles_database_2M.mat	Fiber Type Database: human_fiber_types.mat												
File	GUI	Scripts	Model	Help	Clipboard contents: Empty								
Muscle name	Muscle mass (g)	Fascicle L ₀ (cm)	Muscle PCSA (cm ²)	Muscle F ₀ (N)	Tendon L ₀ T (cm)	Whole muscle L ₀ (cm)	Fascicle L _{max} (L ₀)	Ur	Fiber type distribution S (PCSA/# Units)				
Muscle #1	200	10	15.962	600	12	25	1.9512	0.8	0/0	0/0	1/1		
Muscle #2	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0		
Muscle #3	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0		
Muscle #4	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0		
Muscle #5	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0		
Muscle #6	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0		
Muscle #7	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0		
Muscle #8	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0		
Muscle #9	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0		
Muscle #10	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0		



الشكل (6): تمثيل برنامج Virtual Muscle في الأعلى صورة لناذة تابع BuildMuscles لتعريف بارامترات العضلة وتوزيع أنواع الألياف العضلية ضمنها، وفي الوسط تمثيل العلاقات المستخدمة في بناء النموذج، وفي الأسفل كتلة Simulink وهي خرج

برنامج [26] Virtual Muscle.

بهدف توليد المعادلات المعبرة عن علاقات القوة- السرعة، والقوة-الطول، والتفعيل الديناميكي للعضلة لحساب قوة العنصر التقلصي، وقوة العنصر المرن غير الفعال التفرعي من أجل الحصول على قوة العضلة، التي تنقل إلى خرج النموذج من خلال العنصر المرن التسلسلي الممثل لوتر العضلة، ويدخل تأثير كتلة العضلة بين عنصر العضلة الكلي والعنصر المرن التسلسلي غير الفعال لمنع عدم استقرار النموذج في حال وُصلا مباشرة، يعمل البرنامج على تحويل هذه المعادلات الممثلة لاستجابة

يوضح الشكل (6) كيفية عمل برنامج Virtual Muscle 4.0.1 حيث يستخدم البارامترات الشكلية التي تصف العضلات النمذجة (كتلة العضلة m(g) - طول الحزمة العضلية المثالي L₀(cm) - مساحة المقطع العرضي الفيزيولوجي PCSA[cm²] - قوة العضلة المثالية Muscle F₀ (N) - طول الوتر عند القوة المثالية العضلة Tendon L₀^T(cm) - طول كامل العضلة الأعظمي Max Whole-Muscle [cm] - الطول الأعظمي للحزم العضلية Fascicle L_{max}(L₀) - مستوى التنشيط الجزئي Ur - توزيع نوع الليف ضمن الوحدات المحركة (PSCA/#of motor units))

بواسطة برنامج Virtual Muscle، أُجريت نمذجة العزوم المطبقة على مفصل الركبة (المفصل الذي أُجريت الدراسة عليه). إذ يمثل التوازن الديناميكي حول مفصل الركبة في المستوى السهمي بمعادلة [5]:

$$M_T = M_I \quad (1) \quad \text{Newton-Euler}$$

إذ:

M_I : عزم العطالة الناتج عن التسارع الخطي لمركز ثقل الساق.

M_g : عزم الجاذبية

M_e : العزم المرن غير الفعّال الناتج عن تأثيرات المرونة

M_v : العزم اللزج غير الفعّال.

M_a : العزم الفعّال الذي تولده العضلات المثارة كهربائياً.

ومن ثمّ نحتاج إلى نمذجة عزوم المعادلة (1) عند محاكاة التوازن الديناميكي حول مفصل الركبة [5] وهذه العزوم هي:

1- العزم الفعّال: ينتج عن تطبيق إشارة كهربائية على العضلات المسؤولة عن تحريك المفصل المدروس ويعتمد على تقلص العضلة المولدة للقوى المحركة للمفصل، ويعبّر عن العزم الفعّال بجداء القوة التي تولدها العضلة المثارة بذراعها حول المفصل المدروس.

2- العزوم غير الفعّالة: تؤثر بشكل واضح عند مريض مصاب بشلل الأطراف السفلية الفاقد للتحكم الإرادي بعضلات أطرافه السفلية، فهي تظهر عندما تكون العضلات العابرة للمفصل كلّها في حالة الراحة، ويعبّر عن العزوم غير الفعّالة للمفصل بمجموع عزمين هما: العزم المرن غير الفعّال Passive Elastic Moment وعزم اللزوجة غير الفعّال Passive Viscous Moment.

العضلة عند إثارتها إلى كتلة Simulink ضمن بيئة Matlab [20].

يكون لكتلة نموذج العضلة في Simulink المتغيرات الآتية:

1. متغيرات الدخل: يوجد للنموذج متغيراً دخل هما:

- التنشيط العصبي act: هذه القيمة لتنشيط الجزء الفعّال من عنصر النقل، ويجب أن تكون قيمته بين 0 و 1 إذ تعني الصفر عدم وجود تنشيط والألياف العضلية كلّها في حالة راحة، وتعني واحد أن الألياف كلّها تقدر كوامن فعل بترددات أعظمية، ويحول عنصر توظيف العضلة هذا التنشيط إلى تردد قدح فعال للوحدات المحركة في العضلة.

- الطول L_0 : طول مسار مركب (عضلة - وتر) بوحدّة المتر، ويعتمد على تركيب الهيكل الذي ترتبط به العضلة، ولأن خرج نموذج الهيكل إمّا إحدائيات أو زوايا المفاصل فيجب حساب L_0 كتابع لزوايا أو إحدائيات المفاصل.

- التردد f: تردد الإثارة (عدد النبضات خلال ثانية pps) المطبق على مجموع الوحدات المحركة.

2. متغيرات الخرج: وتشمل:

- القوة Force(N): القوة المقيسة عند العنصر المرن التسلسلي SE، فإذا كانت العضلة تؤثر في مفصل لتوليد العزم فمن المهم جداً أن يكون ذراع العزم الذي تعمل عليه العضلة واقعيّاً.

- القوة F_0 ، طول الحزمة L_0 ، وسرعة الحزمة L_0/s : هذه المخارج اختيارية ومن الممكن استخدامها عند تقديم التغذية الراجعة للتحكم [28][26][25].

2-3- تمثيل التوازن الديناميكي حول مفصل الركبة:

بعد نمذجة الهيكل الميكانيكي لجسم الإنسان بواسطة برنامج VN4D، ونمذجة العضلات المحركة له

medium، والمتسعة الوحشية Vastuslateralis، فيكون العزم الفعال M_a :

$$M_a = M_{rf} + M_{vs} \quad (7)$$

$$M_a = F_{rf} \cdot ar_{rf} + F_{vs} \cdot ar_{vs} \quad (8)$$

إن M_{rf} العزم الناتج عن إثارة العضلة المستقيمة الفخذية ويساوي جداء القوة المولدة عن نموذج العضلة بذراعها ar_{vs} ويعطى بالمعادلة الآتية [8]:

$$ar_{rf} = -0.058 \exp(-0.28\theta_x^2) \sin\theta_x - 0.01 \quad (9)$$

ويساوي العزم الناتج عن إثارة مجموعة عضلات المتسعة M_{vs} جداء القوة المولدة عن مجموع نماذج العضلات المتسعة بذراع العزم لمجموعة العضلات المتسعة حول مفصل الركبة المعطى بالمعادلة:

$$ar_{vs} = -0.07 \exp(-0.28\theta_x^2) \sin\theta_x \quad (10)$$

2-3-2- نمذجة العزوم غير الفعالة:

أُجْرِيَتْ نمذجة العزوم غير الفعالة للمفصل على شكل عنصر مرن يمثل العزم غير الفعال المرن Passive Elastic Moment موصول على التفرع مع عنصر للزوج (التخميد) الذي يمثل العزم للزوج غير الفعال Passive Viscous Moment [27].

يحدث العزم المرن غير الفعال بسبب تغيّر شكل الأنسجة المحيطة بالمفصل مثل العضلات المسترخية والأربطة والأوتار والأنسجة الضامة، لأنها تبدي مقاومة لدوران المفصل، وهي ذات أهمية كبيرة لأنها تظهر محددات التوقف الفيزيولوجية لمجال حركة زاوية المفصل المدروس، ويعطى العزم المرن غير الفعال كمجموع تابعين أسيين، ويمثل كل تابع أسّي زيادة العزم غير الفعال في جانب واحد من مجال حركة المفصل (فيض أو بسط)، ويسلك تابع العزم المرن غير الفعال الطبيعية الأسية عند الاقتراب من قيم زوايا المفصل الحدية [28].

$$M_g = M_f + M_z \quad (2)$$

3- العزم الناتج عن تأثير الجاذبية: عُدَّ ثابت الجاذبية الأرضية g المؤثرة في الجسم المدروس مساوياً 9.81m/s^2 ، ويتعلق تأثير الجاذبية بكتلة الجسم المتحرك (القدم والساق في حالة تأرجح الطرف) m والمسافة بين مفصل الركبة ومركز كتلة القدم والساق l وزاوية المفصل ويعبّر عنه بالمعادلة:

$$M_g = -m \cdot g \cdot l \cdot \sin\theta \quad (3)$$

4- عزم العطالة: تتعلّق بعزم عطالة القدم والساق J والتسارع الزاوي لحركتهما وتعطى بالمعادلة

$$M_f = J\ddot{\theta} \quad (4)$$

وعليه يعبّر عن التوازن حول مفصل الركبة بالمعادلة:

$$M_f - M_g = M_a + M_e + M_v \quad (5)$$

$$J\ddot{\theta} - (-m \cdot g \cdot l \cdot \sin\theta) = M_a + M_e + M_v \quad (6)$$

إن $M_f - M_g$: تمثل معادلة الحركة للنموذج الديناميكي تُحلّ معادلة التوازن الحركي للمفصل باستخدام طريقة Kane في التحليل بشكل مباشر دون تدخل المستخدم باستخدام برنامج Visual Nastran 4D المستخدم لنمذجة أجزاء جسم الإنسان المتحركة، ومن ثم أُجْرِيَتْ نمذجة العزوم الفعالة وغير الفعالة المؤثرة في المفصل المدروس [19][18].

2-3-1- نمذجة العزوم الفعالة:

يمثل هذا النموذج العلاقة بين دخل الإثارة (مطال النبضة أو عرض النبضة) الواصلة إلى المجموعة العضلية وعزم التدوير حول المفصل، ويعبر عن العزم الفعال بجداء القوة التي تولدها العضلة بذراعها حول المفصل، وتمثل بتوابع جبرية لزوايا المفصل المدروس. وقد أُجْرِيَتْ نمذجة مجموعة العضلات الباسطة لمفصل الركبة، المؤلفّة من العضلات: المستقيمة الفخذية Rectus Femoris، والمتسعة الإنسية Vastusmedialis، والمتسعة الوسطانية Vastus

الذي تفرزه أغشية المفاصل والمواد المشكلة للأوتار والغضاريف والجلد). ونظراً إلى صعوبة تمثيل هذا العزم بعلاقات لا خطية وعدم وضوحها تعتمد الدراسات على توصيفه بعلاقة خطية بين السرعة الزاوية للمفصل ومعامل التخامد الزاوي K [N.m.s.rad⁻¹]، ويعبر عنه وفق المعادلة [27]:

$$M_v = K\dot{\theta} \quad (12)$$

ولا تهمل قيمة العزم غير الفعال رغم صغرهما مقارنة بالعزم الفعّال، إلا أنه يتأثر تأثيراً كبيراً بشدة تيار الإثارة الكهربائية المطبق على العضلات [29].

2-4- محاكاة تأرجح الساق (اختبارات تعيين الحلقة المفتوحة):

بعد تطوير نموذج لجسم الإنسان وتوصيف توازن العزوم المؤثرة في مفصل الركبة في المستوى السهمي مع التركيز على مركب قدم-ساق-فخذ. وأهملت حركات مفصل الكاحل لأن المريض المصاب بشلل الأطراف السفلية يستخدم غالباً الأجهزة التقييمية للكاحل (مقيدات ميكانيكية) عند استعادة المشي والنهوض وهذا يؤدي إلى تقليل درجات الحرية.

يوضح الشكل (7-a) مخطط نموذج جسم الإنسان مبنياً في Simulink، ويتألف من كتلتين أساسيتين هما كتلة مجموع العزوم الفعالة وغير الفعالة، وكتلة نموذج الهيكل المبنى في VN4D، وخلال المحاكاة تُطبّق إشارة كهربائية مختلفة الشدة تمثل الدخل (نبضات

$$M_g = e^{(c_1+c_2\dot{\theta}+c_3\theta_p+c_4\dot{\theta}_d)} + e^{(c_5+c_6\dot{\theta}+c_7\theta_p+c_8\dot{\theta}_d)} + c_9 + M_K^* \quad (11)$$

إذ:

M_g العزم المرن غير الفعال اللاخطي

θ زاوية المفصل المدروس

θ_p زاوية المفصل القريب proximal

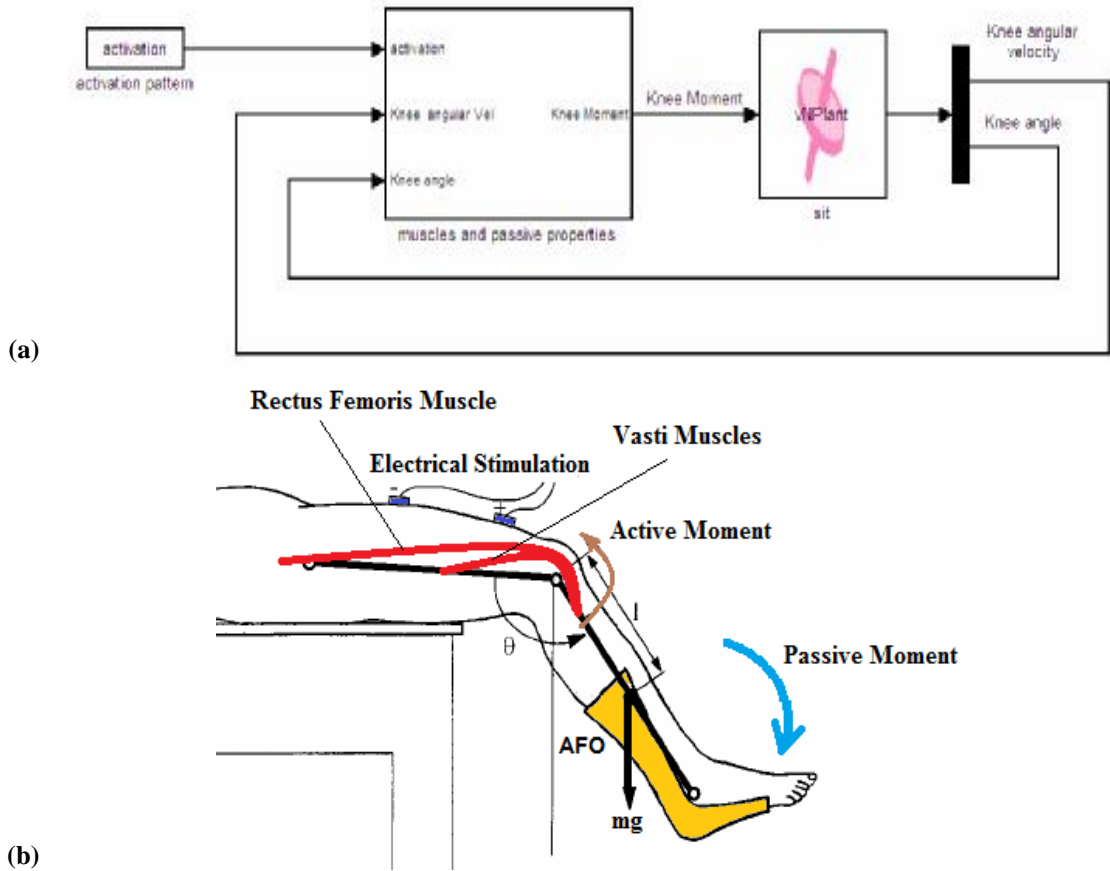
θ_d زاوية المفصل البعيد distal

تقاس الزوايا بالراديان

c_i : هي بارامترات النموذج، فيعبر $i=1,2,3,4,5,6,7,8,9$ عامل تقييس التابع الأسيعن عزم البسط و c_1 عامل تقييس التابع الأسوي عن عزم القبض، أمّا c_2 و c_6 فهي تشير إلى كيفية تأثير زاوية المفصل المدروس في العزم غير الفعّال، في حين تعكس c_3 و c_4 و c_7 و c_8 تأثير زوايا المفاصل القريب والبعيد في العزم غير الفعّال، ومن ثمّ تربط هذه البارامترات تأثير زوايا المفاصل بالعزم غير الفعال في حالة البسط (c_2, c_3, c_4) والقبض (c_6, c_7, c_8).

يُضَافُ المقدار $M_K^* = \exp(c_{10} + c_{11}\theta)$ عند حساب العزم حول مفصل الركبة، لأنه يمثل حالة الازدياد الشديد في العزم المرن حول مفصل الركبة عندما تكون في حالة بسط مفرط.

تصل قيمة هذا العزم بين 15 N.m لبسط الركبة و 10N.m- لقبض الركبة بزواوية 50 عند مرضى شلل الأطراف السفلية. أمّا عزم اللزوجة غير الفعّال Passive Viscous Moment فيعرف بأنه العزم الناتج عند زاوية مفصل وسرعة زاوية للجسم بوساطة لزوجة الأنسجة غير الفعالة كلّها (السائل المصلي



الشكل (7) (a) مخطط Matlab/Simulink المطور من أجل محاكاة اختبارات تعيين الحلقة المفتوحة.

(b): الوضعية الفعلية للمريض خلال إثارة مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية المسؤولة عن تحريك مفصل الركبة خلال تأرجح ساق مريض شلل أطراف سفلية.

نمذجتها باستخدام Virtual Muscle، وذلك بعد الحصول على البارامترات الشكلية للعضلات من بحث [30] Delp ودليل استخدام برنامج Virtual Muscle [20]، وتم الحصول على ثوابت علاقات العزوم غير الفعالة بالنسبة إلى مرضى شلل الأطراف السفلية من دراسة [27] Edrich أمّا محددات مجال حركات المفاصل فحدّدت باستخدام [31]. استخدمت محددات الإثارة الكهربائية الوظيفية ذات الأقطاب السطحية الموضحة في الجدول (3). وعُدّ مطال نبضات الإثارة هو المتغيّر؛ وذلك لأنّ نظام Parastep المتوافر تجارياً يعتمد على تغيير شدة نبضات الإثارة وليس عرض النبضات [32].

الإثارة)، وتؤثر في النموذج فتسبب تغييراً في زاوية المفصل وسرعة حركة الطرف، وغُدِّيتُ بشكل راجع إلى النموذج، فيكون الخرج زاوية مفصل الركبة. نُفِّدَتُ محاكاة تأرجح ساق لمريض مشلول الحالة الابتدائية لوضعيته (الشكل (7-b)): تثبيت الفخذ والجذع بشكل مستقيم فيسبب زاوية مفصل ورك تساوي 0° بحسب جملة الإحداثيات المستخدمة، وتبلغ قيمة زاوية مفصل الركبة 87.8° في وضعية الراحة المستقرة، وطُبِّقتِ الإثارة الكهربائية على نموذج مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية المؤلفة من العضلات: المستقيمة الفخذية، والمنتسعة الإنسانية والمنتسعة الوسطانية والمنتسعة الوحشية التي أُجْرِيتُ

الجدول (3): محددات الإثارة الكهربائية الوظيفية باستخدام الأقطاب السطحية المستخدمة خلال البحث.

البارامتر	القيمة	السبب
التردد	20Hz	• لا يسبب التردد ضمن المجال - 20 40Hz أي أضرار عصبية واضحة [33]. • التردد 20Hz يعطي أفضل أداء لنموذج Virtual Muscle [20].
المطال	متغير 0-300mA	يستخدم جهاز Parastep تياراً ذا مطال متغير ضمن هذا المجال [32].
عرض النبضة	250µs	عند تطبيق إشارة جيبية تكون قيم عرض النبضة ضمن المجال الوسطي 200-400 µs، وتعُدُّ القيم العليا غير مريحة [33]
شكل النبضة	جيبية	تطبيق إشارة جيبية ذات تردد f يساوي (0.636 Hz) ولها المعادلة: $\text{act}(t) = 0.15 \times \sin(2\pi ft + \frac{\pi}{4}) + 0.15$
	عشوائية	تُطبَّقُ الإشارات العشوائية لمعرفة سلوك النظام عند تعرضه لحالات غير متوقعة

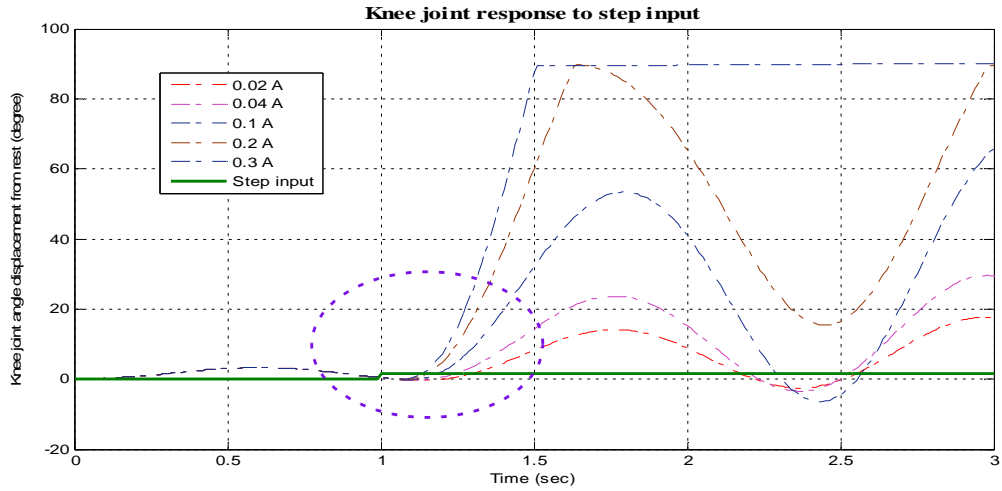
3- مناقشة النتائج:

أولاً: طُبِّقَ قطار نبضات ذو مطال ثابت (تابع خطوي) لإثارة مجموعة عضلات ربعة الرؤوس الفخذية، ويسبب هذا التيار تأرجح الساق نحو الأمام، كُرِّرَتْ هذه التجربة مع زيادة قيمة مطال نبضات الإثارة بمقدار 0.05A حتى بلوغ المطال الأعظمي. يظهر الشكل (8) عينة من نتائج استجابة نموذج الطرف السفلي لمريض مشلول لمطالات مختلفة لتابع دخل خطوي، ونلاحظ وجود فاصل زمني بين دخلاً لإثارة وبداية استجابة حركة مفصل الركبة،

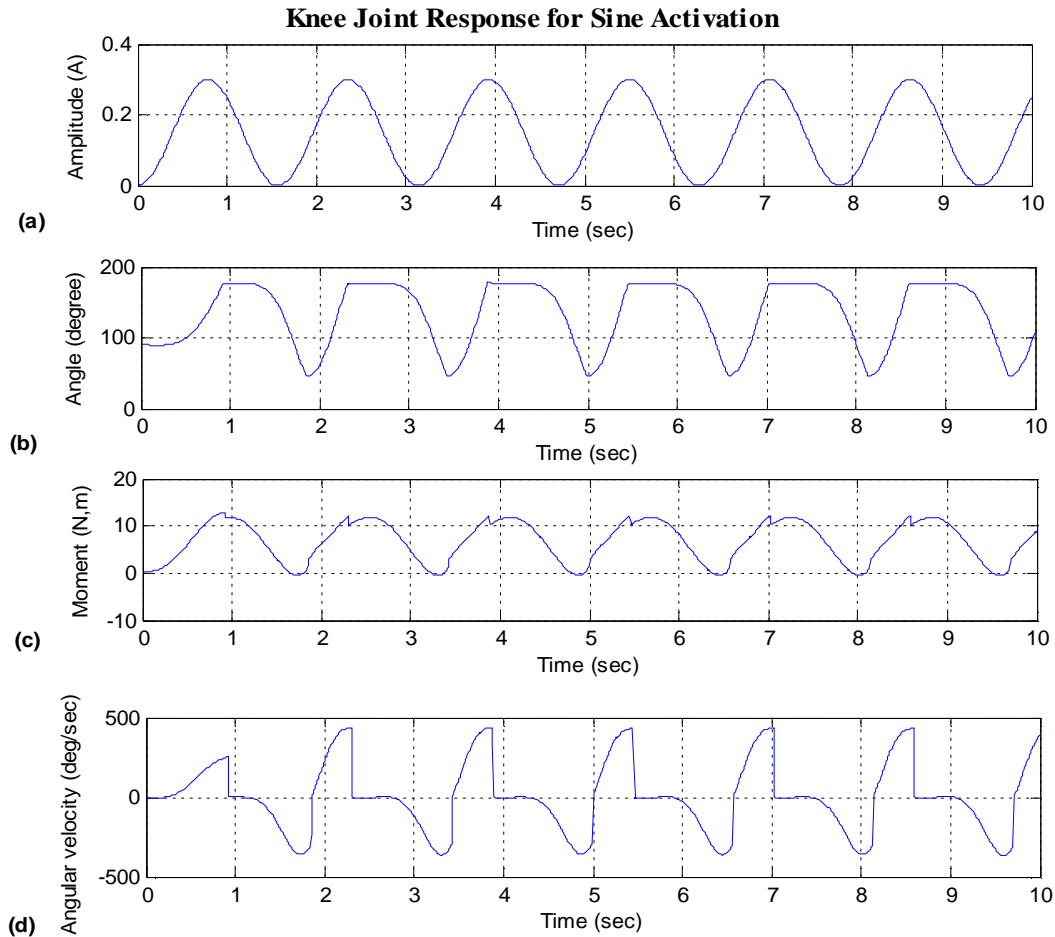
ويختلف مقدار هذا الفاصل الزمني من شخص إلى آخر، ويعتمد على مطال الإثارة، علماً بأن الاستجابة لقيمة مطال محددة تتعلق بالخصائص الفيزيولوجية للعضلات المثارة (عتبة التنبيه - نسبة الألياف سريعة النفضة وبطيئة النفضة). ونلاحظ وصول الزاوية إلى قيمة محددة أعظمية من أجل شدة معينة تستقر القدم المتأرجحة في الهواء عندها بسبب ثبات شدة الإثارة المطبقة وثبات العزم وانعدام السرعة الزاوية إلى حين وصول العضلة إلى مرحلة التعب العضلي حيث تتأرجح الساق لتعود إلى وضعية الراحة المستقرة.

ثانياً: تطبيق الإشارة الجيبية

يظهر الشكل (9-a) المطال الجببي للإثارة الكهربائية المطبقة على مجموعة عضلات ربعة الرؤوس الفخذية، وفي الشكل (9-b) تظهر زاوية مفصل الركبة كتابع لمقدار شدة الإثارة المطبقة، فتزداد زاوية الركبة بازدياد شدة الإثارة إلى أن تصل إلى زاوية البسط الكامل للركبة لتصبح بعدها أي زيادة في شدة الإثارة غير قادرة على تغيير الزاوية؛ وذلك بسبب توظيف الوحدات المحركة التي كلّها يصلها تأثير الأقطاب السطحية رغم ازدياد العزم المولد حول المفصل الشكل (9-c).



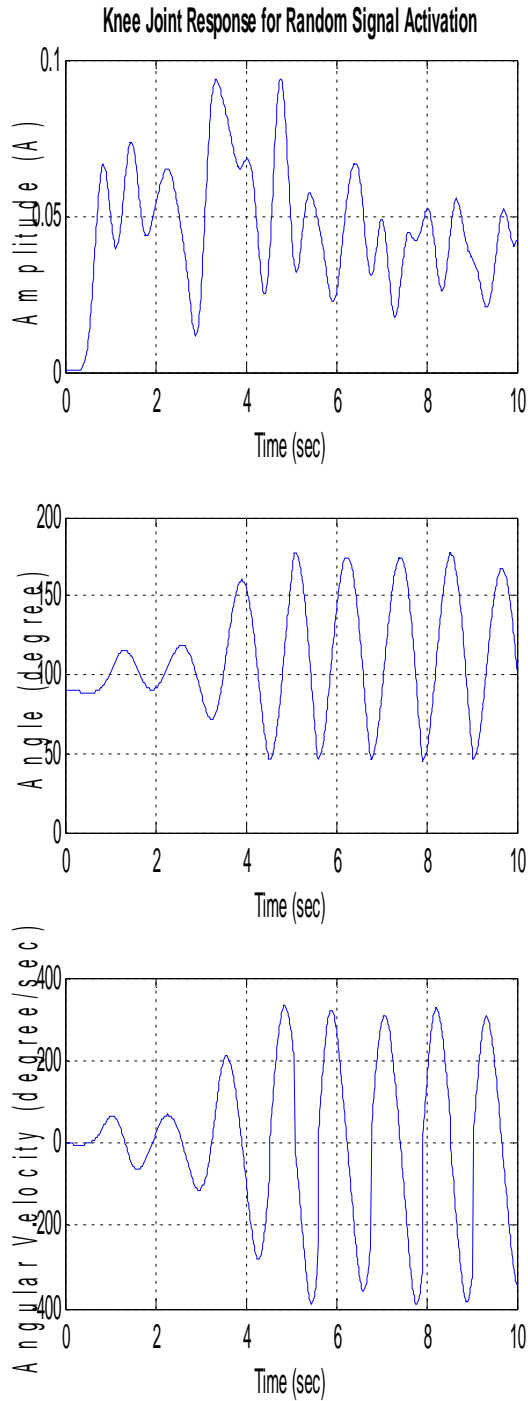
الشكل (8): عينة من تغيير زاوية الركبة لدخل خطوي بمطالات مختلفة مع عدّ زاوية الراحة مساوية للصفر.



الشكل (9): استجابة مفصل الركبة لإثارة مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية بإشارة جيبية

(a) إشارة الإثارة الكهربائية الجيبية. (b) تغيير زاوية مفصل الركبة نتيجة الإثارة الجيبية.

(c) عزم مفصل الركبة. (d) مخطط السرعة الزاوية.

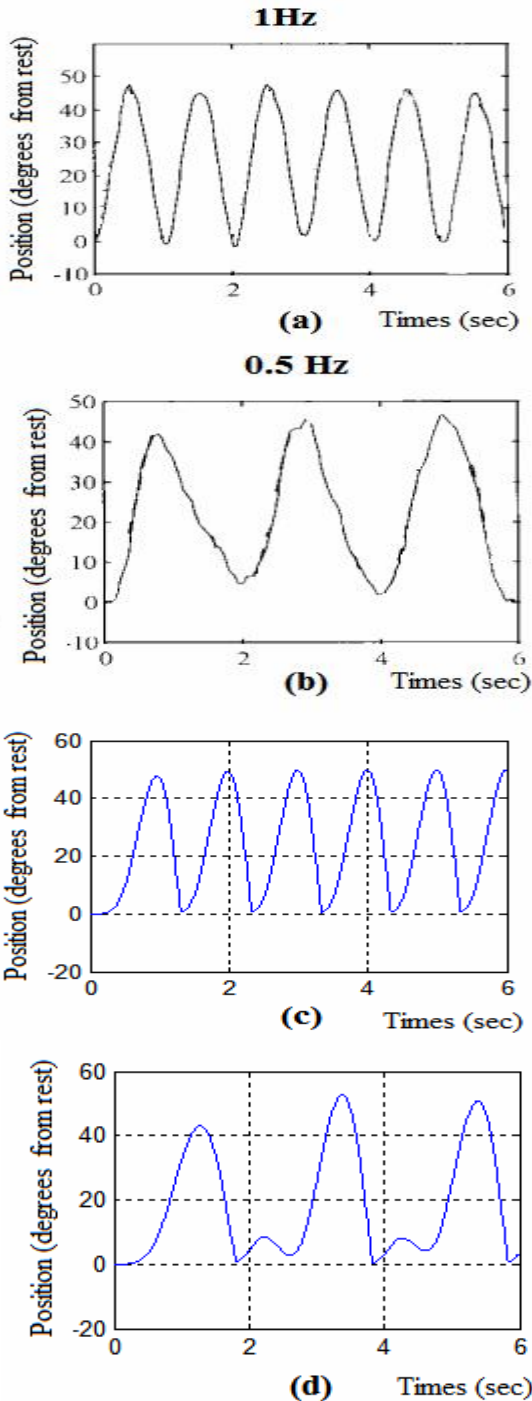


الشكل (10): استجابة الركبة من أجل دخل عشوائي في الأعلى (a) إشارة دخل عشوائية رُشِّحتْ باستخدام مرشح تمرير منخفض وفي الوسط (b) التغير في زاوية مفصل الركبة نتيجة تطبيق الإشارة العشوائية، في الأسفل (c) منحنى السرعة الزاوية لمفصل الركبة.

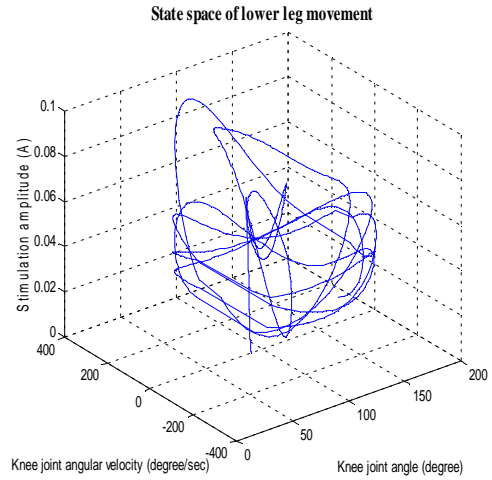
بسبب ازدياد العزم غير الفعّال نتيجة تشكل قوى في أربطة الركبة تمنع الركبة من فرط البسط، فيظهر تأثيره على شكل قمم حادة، بسبب تخميد السرعة الزاوية للمفصل عند البسط الكامل بعد بلوغها قيمة عالية، وتتطابق هذه القمم في العزم مع قمم السرعة الموضحة في منحنى تغيّر السرعة الزاوية الشكل (9-d).

ثالثاً: تطبيق إشارة عشوائية كدخل إثارة

طبقت إشارة دخل عشوائية رُشِّحتْ باستخدام مرشح تمرير منخفض موضحة في الشكل (10-a)، ويظهر في أسفل الشكل (10-b) استجابة زاوية مفصل الركبة، حافظ النموذج خلال المحاكاة على الحركة ضمن المجال الطبيعي لحركة الإنسان ضمن مجال الإثارة المطبق (0-100 mA)، بحيث تغطي الاستجابة معظم مجال حركة مفصل الركبة، وهي استجابة غير منتظمة.



الشكل (12): (a) و (b) تغير زاوية الركبة نتيجة استجابة المريض لإثارة جيبية بتردد 1Hz و 0.5Hz [4]، والأشكال (c) و (d) تغير زاوية الركبة نتيجة استجابة النموذج لإثارة جيبية بتردد 1Hz و 0.5Hz.



الشكل (11): مخطط فضاء الحالة من أجل الإشارة العشوائية يمثل الشكل (11) فضاء الحالة لحركة الطرف السفلي إذ يشكل علاقة الزاوية والسرعة الزاوية لمفصل الركبة مع شدة الإثارة المطبقة، وأضيفت السرعة الزاوية إلى المفصل لما لها من تأثير كبير في شكل الحركة الناتجة وقيمة العزم المطبق.

رابعاً: مقارنة أداء النموذج بدراسة تحريبية:

قُورن أداء النموذج مع التجارب العملية لتطبيق الإثارة الكهربائية على مريض واحد في دراسة [4] ya\x, cheng تعتمد هذه الدراسة على الفرضيات الآتية بالنسبة إلى الوضعية الابتدائية تكون زاوية الورك 105° مع تثبيت الفخذ وزاوية الركبة الابتدائية (زاوية الراحة) هي 90° وعُدّت قيمتها مساوية للصفر، وإثارة مجموعة مربعة الرؤوس الفخذية باستخدام أقطاب سطحية، وتتغير شدة الإثارة المطبقة ضمن المجال 0-80mA، أما أشكال الإشارة المطبقة فهي العشوائية والجيبية بتردد 1Hz و 0.5Hz.

يظهر الشكل (12) استجابة المريض والنموذج المطور للإثارة الجيبية للتردد 1Hz و 0.5Hz، ويوجد اختلاف بسيط بين أداء النموذج والمريض يكمن في انزياح منحنى الزاوية للنموذج عن منحنى المريض بمقدار 0.2sec، ويظهر النموذج في حالة التردد 0.5 Hz

لأجسامهم (كتلة الجزء - طول الجزء - صلابة المفصل وغيرها...) وخصائص عضلاتهم، ولكن في هذه الدراسة يمكن بسهولة تعديل النموذج المصمم ليوائم البارامترات الشكلية لجسم الإنسان والخصائص الفيزيولوجية والشكلية لعضلات الشخص المراد تصميم الجهاز له من خلال تصميمه باستخدام برامج تعتمد على واجهات المستخدم الرسومية Graphical User Interfaces، إذ إن استعمال النمذجة والمحاكاة خلال مرحلة تصميم المتحكم يقلل عدد التجارب المرهقة للمريض.

4- الأعمال المستقبلية:

سُتُستخدَمُ إحدى تقنيات الذكاء الصناعي - نظام الاستدلال العصبي العائِم المتكيف (Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System (ANFIS)) - في بناء النموذج العكسي للطرف السفلي، وستُستخدَمُ نتائج المحاكاة في تدريب النموذج العكسي، واختيار الأسلوب الذي يُدخَلُ فيه النموذج العكسي لإجراء عملية التحكم من خلال تحديد طبيعة الحركات المراد التحكم بها، إذ سيبني متحكم لمساعدة مرضى شلل الأطراف السفلية على القيام بحركة النهوض بوصفها حركة يومية مهمة للانتقال من وضعية الجلوس إلى الوقوف أو المشي، وسيؤدي نجاح عملية التحكم بحركة النهوض إلى إمكانية الحركة لاحقاً وتحسين الصحة العامة ونوعية الحياة لدى المرضى الذين يعانون من مشكلات في استقلاليتهم. وبناء عليه، تكون إشارات الدخل هي قيم الزوايا والسرعات الزاوية للمفاصل الناتجة عن حركة نهوض لشخص سليم (المسارات المرجعية)، وسيُطبَّقُ خرج المتحكم على النموذج الفيزيولوجي لعضلات الطرف السفلي ليقوم بتوليد العزوم المؤثرة في مفاصل النموذج الميكانيكي لنحصل على قيم الزوايا والسرعات الزاوية التي ستُعدَّى بشكل راجع إلى المتحكم خلال عملية التحكم بحركة النهوض.

قمة صغيرة بعد كل مرة تبلغ فيها الزاوية زاوية الراحة، وهذه الاختلافات نتيجة تعذر تعديل بارامترات أجزاء الجسم ومواصفات العضلات، فالدراسة لم تحدد طول المريض ووزنه أو حتى خصائص مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية، وبالنسبة إلى النموذج تبدأ العضلات بالاستجابة بعد 0.2sec؛ وهذا ما يفسر الانزياح في المنحنيات، أمّا بالنسبة إلى القيم الصغيرة فتعود لاختلاف زاوية الراحة للنموذج عن الزاوية 90° المعتمدة في الدراسة، ومن ثمّ تتحرك الساق هذه القمة الصغيرة تحت تأثير العزم غير الفعال.

يظهر الجدول 4 الاختلافات بين الدراسة التجريبية والنموذج المطور في حالة تطبيق الإشارة العشوائية، فقد استخدمت الدراسة [4] شدة إثارة متغيرة ضمن المجال 20-45 Ma؛ وهي بذلك لا تمثل كامل الفضاء الممكن لحركة الركبة مع الإثارة.

الجدول (4): مقارنة أداء النموذج ودراسة [4] التجريبية في حالة تطبيق إشارة عشوائية.

وجه المقارنة	Cheng [4]	أداء النموذج
مجال شدة الإثارة	20-45 mA	0-100 mA
مجال تغير زاوية الركبة	80°-150°	80°-180°
مجال تغير السرعة الزاوية	-100 to 200	-390to 332

يضمن تمثيل بيانات التدريب (نتائج هذه المحاكاة) لكامل فضاء علاقات الدخل - الخرج استجابة النظام للحالة المطلوبة حتى عندما يكون غير مشمول في مجموعة التدريب.

يحصل الباحثون على بيانات التدريب اللازمة لبناء المتحكمات من التجارب المنفذة على الشخص المستخدم للجهاز، لاعتماد استجابة الشخص للإثارة الكهربائية الوظيفية على طبيعة جسمه وخصائص عضلاته، فتكون إشارات التدريب الناتجة عن محاكاة استجابة نموذج معين غير قابلة للتعميم، بسبب اختلاف الأشخاص في البارامترات الشكلية

5- الخاتمة:

في هذه الدراسة أُسْتُخْدِمَتْ ثلاثة برامج لتطوير نموذج جسم الإنسان مؤلف من ثلاثة أجزاء أساسية: نموذج الأجزاء المتحركة المبني باستخدام برنامج Visual Nastran 4D، ونموذج العضلات الباسطة للركبة باستخدام برنامج Virtual Muscle 4.0.1، ونموذج المفصل غير الفعّال، ويمتاز النموذج المبني بسهولة تعديل البارامترات الشكلية لجسم الإنسان وخصائص العضلات باستخدام واجهات مستخدم رسومية لتلائم الشخص المراد تصميم الجهاز له، مما يجعله نموذجاً عاماً يمكن استخدامه في دراسة متحكمات المعوضات العصبية للأطراف السفلية وتطويرها لاستعادة العديد من الحركات المفقودة مثل النهوض، والمشي، وغيرها...
تعتمد الدراسات المرجعية -التي إطلَعَّ عليها- على إجراء التجارب على المرضى للحصول على مجموعة بيانات التدريب اللازمة لبناء النموذج العكسي لاحقاً باستخدام التقنيات الذكية الذي يشكل العنصر الأساسي في متحكمات المعوضات العصبية، ولكن في هذا البحث إُسْتُخْدِمَ النموذج المطور لمحاكاة تجربة تعيين مجموعة بيانات دخل (نبضات الإثارة)/خرج (زوايا المفاصل)، للحصول على مجموعة، وتم الحصول على نتائج تطابق نتائج التجارب العملية، وبناء عليه يمكن تقليل عدد التجارب المنفذة على المرضى اللازمة خلال عملية تصميم متحكمات المعوضات العصبية، وبذلك يتم تجنب استهلاك الوقت وارتفاع الكلفة المالية للتجارب وتصحيح الأخطاء أو على الأقل اختصارها لما تسببه من إزعاج للمريض.

9. Zhang, K., & Zhu, D. (2004). "Simulation Study of FES-Assisted Standing Up with Neural Network Control". 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS. San Francisco, CA, USA.
10. Bajd, T., Kralj, A., & Turk, R. (1982). "Standing-up of a Healthy Subject and a Paraplegic Patient". *Journal of Biomechanics*, vol. 15, pp. 1–10.
11. Riener, R. (1999). "Model-based Development of Neuroprostheses for Paraplegic Patients". *Philosophical Transactions: Biological Sciences*, pp. 877-894.
12. Riener, R., Ferrarin, M., Pavan, E. E., & Frigo, C. A. (2000). "Patient-Driven Control of FES-Supported Standing Up and Sitting Down: Experimental Results". *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, pp. 523- 523.
13. Gföhler, M. (2011). "Technical Rebuilding of Movement Function Using Functional Electrical Stimulation". In *Biomimetics Materials, Structures and Processes: Examples, Ideas and Case Studies*. Berlin Heidelberg: springer. pp. 219-247.
14. Ferrarin, M., & Pedotti, A. (2000). "The relationship between electrical stimulus and joint torque: a dynamic model". *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* vol. 8 , pp. 342-352.
15. Jailani, R., Tokhi, M., Gharooni, S., & Hussain, Z. (2009). "A Novel Approach in Development of Dynamic Muscle Model for Paraplegic with Functional Electrical Stimulation". *Journal of Engineering and Applied Sciences*. vol. 4, pp. 272-276.
16. Schauer, T., Hunt, K., Ronchi, A., Fraser, M., & Stewart, W. (2001). "Robust Control Of Knee-Joint Motion ". 6th Annual Conference International Functional Electrical Stimulation Society. Cleveland, OH,.
17. Previdi, F. (2002). "Identification of black-box nonlinear models for lower limb movement control using functional electrical stimulation". *Control Engineering Practice*, pp. 91-99.
18. Karris, T. S. (2006). "Introduction to Simulink® with Engineering
- 6-المراجع:
1. Braz, G. P., Russold, M., & Davis, G. (2009). "Functional Electrical Stimulation Control of Standing and Stepping After Spinal Cord Injury: A Review of Technical Characteristics". In *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, International Neuromodulation Society vol. 12, pp. 180-190..
2. Horch, K., & Dhillon, G. (2004). "NEUROPROSTHETICS: Theory and Practice". World Scientific Publishing Co.
3. Afzal, T., Khan, L., & Tokhi, M. (2010). "Simulation of a Patient Driven Strategy for FES Supported Sit-to-stand Movement". *International Conference on Information and Emerging Technologies (ICIET)*. Pakistan: IEEE.
4. Chang, G.-C., Luh, J.-J., Liao, G.-D., Lai, J.-S., & Cheng, C.-K. (1997). "A Neuro-Control System for the Knee Joint Position Control with Quadriceps Stimulation". *IEEE Transaction on rehabilitation engineering*, vol. 5, pp. 2-11.
5. Ferrarin, M., Palazzo, F., Riener, R., & Quintern, J. (2001). "Model-Based Control of FES-Induced Single Joint Movements". *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 9, pp. 245 -257.
6. Iannò, M., Ferrarin, M., Pedrocchi, A., & Ferrigno , G. (2002). "A neuro-adaptive control system for knee joint movements during quadriceps electrical stimulation". 7th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society. Ljubljana, Slovenia: IFESS_2002.
7. Previdi, F., Schauer, T., Savaresi, S., & Hunt, K. (2004). "Data-Driven Control Design for Neuroprostheses: A Virtual Reference Feedback Tuning (VRFT) Approach". *IEEE Transactions on control systems technology* vol. 12, pp. 176-182.
8. Riener, R., & Fuhr, T. (1998). " Patient-driven control of FES supported standing up: a simulation study". *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 6, pp. 113–124.

29. Sakaguchi, S., Venture, G., Azevedo, C., & Hayashibe, M. (2012). "Active joint visco-elasticity estimation of the human knee using FES". IEEE/RAS-EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Rome : Italy, pp. 1-6.
30. Delp, S. (1990). "Surgery simulation: A computer- graphics system to analyze and design musculoskeletal reconstructions of the lower limb". Phd thesis , Stanford University.
31. Reese, N., & Bandy, W. (2002). "Joint Range of Motion and Muscle Length Testing". Pennsylvania: W.B. Saunders company.
32. The Parastep System. (2010). Retrieved from www.sigmedics.com.
33. Lynch, C., & Popovic, M. (2008). "Functional Electrical Stimulation: Closed-Loop Control of Induced Muscle Contractions". IEEE Control System Magazine, pp. 40-49. *
- Applications".USA:Orchard Publications.
19. Wang, S. L. (2001). "Motion simulation with working model 2D and MSC.VisualNastran 4D". Journal of Computer and Information Science and Engineering.
20. Cheng, E., Song, D., Brown, I., Davoodi, R., & Loeb, G. (2008). "Virtual Muscle 4.0.1 Muscle Model for Matlab User's Manual". Retrieved 2010, from http://ami.usc.edu/projects/ami/projects/bion/musculoskeletal/virtual_muscle.html.
21. Winter, D. (1990). "Biomechanics and motor control of human movement". 2nd edition: New York,USA: Wiley-Interscience.
22. Marieb, E. N., & Hoehn, K. (2007). "Human Anatomy and Physiology ". 7th edition, Pearson Education publishing as Benjamin Cummings.
23. Massoud, R. (2010). "Comparative Study of Three Human Muscle Models". 12th International Conference on Computer Modelling and Simulation Cambridge, UK: IEEE computer Society, pp. 212-215.
24. Hill, A. V. (1938). "The heat of shortening and the dynamic constants of muscle". Proceedings of the Royal Society of London, pp. 136-195.
25. Cheng, E., Brown, I., & Loeb, G. (2000). "Virtual muscle: a computational approach to understanding the effects of muscle properties on motor control". Journal of Neuroscience Methods, pp. 117 – 130
26. Davoodi, R., Brown, I., & Loeb, G. (2003). "Advanced modeling environment for developing and testing FES control systems". Medical Engineering & Physics, vol. 25, pp. 3–9
27. Edrich, T., Riener, R., & Quintern, J. (2000). "Analysis of passive elastic joint moments in paraplegics". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, pp. 1058-1064.
28. Riener, R., & Edrich, T. (1999). "Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities". Journal of Biomechanics vol. 32, pp. 539 -544.