



الجمهورية العربية السورية
جامعة دمشق
كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية
قسم الهندسة الطبية

تطوير تقنية ذكية للتحكم بالنهوض عن طريق الإشارة الكهربائية الوظيفية (دراسة محاكاة)

Developing an Intelligent Technique for Controlling Sit-to-
Stand Using FES (Simulation Study)

- دراسة مقدمة لنيل درجة الماجستير في الهندسة الطبية -

إعداد :

م. رفيده عبدالكريم حسين

إشراف :

د.م. مصطفى الموالي

العام الدراسي:

2013- 2014



الجمهورية العربية السورية
جامعة دمشق
كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية
قسم الهندسة الطبية

تطوير تقنية ذكية للتحكم بالنهوض عن طريق الإشارة الكهربائية الوظيفية (دراسة محاكاة)

Developing an Intelligent Technique for Controlling Sit-to-
Stand Using FES (Simulation Study)

– دراسة مقدمة لنيل درجة الماجستير في الهندسة الطبية –

إعداد : م. رفيدة عبدالكريم حسين

بإشراف : د.م. مصطفى الموالي

لجنة الحكم

د.م. بسام لالا

د.م. مصطفى الموالي

د.م. زهير مرمر

العام الدراسي:

2013- 2014

كلمة شكر

بكلمة صادقة من القلب أتوجه بالشكر والامتنان للدكتور المهندس مصطفى الموالي لإشرافه المتميز على هذا البحث، ومساندته ودعمه لي. جزيل الشكر له على تواضعه وتعامله الطيب، وأسلوبه الهادئ الذي ساهم بشكل كبير في استمراري في البحث دون تردد. والشكر له على رحابة صدره وتعاطفه مع كل طالب علم. له مني كل تقدير واحترام. . . .

كما أتوجه بالشكر والامتنان للدكتورة الهندسة رشا مسعود التي ساهمت بخبرتها العلمية على وضع قواعد بنیان هذا البحث، فقد كانت داعماً طوال فترة العمل دون أن تبخل علينا بعلمها ونصائحها. كل الشكر لها على كل لحظة قدمتها من وقتها الثمين لمساعدتي في إتمام هذا البحث بأفضل مستوى علمي وعلى أفكارها المميزة ومتابعتها واهتمامها بكل ما يدعم البحث العلمي، وكل الشكر لها على إخلاصها الرائع للعلم وحسن معاملتها وتفهمها لكل طالب. لها مني كل تقدير واحترام. . . .

كما وأتوجه بشكري الكبير للجامعة دمشق العريقة التي تشرف بحمل شهادتها وأشكر كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية التي درست في ربوعها، وأفاضت علي من العلوم ما يكفي لأصل لهذه المرحلة. . . .

و أشكر أعضاء قسم الهندسة الطبية أساتذة ومهندسين على الدعم الذي منحونا إياه طوال فترة البحث. لهم مني كل تقدير واحترام. . . .

وكل الشكر والحب لعائتي الكيرة (أبي العزيز -أمي رحما الله-أخواتي وأخوتي حفظهم الله) على دعمهم ومحبتهم لي. لهم كل جبي وتقديري. . . .

كل الشكر والحب والامتنان لصديقاتي على إخلاصهن ومساندتهن لي. لهن مني كل الحب. . . .

شكراً لكل من ساهم في دعم هذا العمل بكلمة أو وجهة نظر. . . .

م. رفيده عبد الكريم حسين

فهرس المحتويات

المحتوى	الصفحة
الفصل الأول: المقدمة.....	1
1-1- مقدمة:.....	1
2-1- المفاهيم الأساسية:.....	1
3-1- المشكلة المطروحة:.....	2
4-1- الأهداف:.....	4
5-1- الطرائق المستخدمة:.....	4
6-1- النتائج:.....	7
7-1- الخطوط العامة للبحث:.....	8
الفصل الثاني: مبادئ الإثارة الكهربائية الوظيفية.....	10
1-2- مقدمة:.....	10
2-2- إصابات الحبل الشوكي:.....	10
3-2- الإثارة الكهربائية الوظيفية:.....	12
1-3-2- لمحة عن استخدام FES في استعادة وظائف الطرف السفلي:.....	13
2-3-2- المبادئ التشريحية والفيزيولوجية للإثارة الكهربائية الوظيفية:.....	13
3-3-2- مكونات أجهزة الإثارة الكهربائية الوظيفية:.....	14
4-2- إشارة الإثارة الكهربائية الوظيفية:.....	16
1-4-2- الأشكال الموجية للإثارة الكهربائية:.....	16
2-4-2- بارامترات موجة الإثارة:.....	18
5-2- المعوضات العصبية المحركة لاستعادة حركة الأطراف السفلية:.....	19
1-5-2- الأنظمة السطحية:.....	20
2-5-2- الأنظمة المزروعة:.....	21
6-2- الخاتمة:.....	23
الفصل الثالث: الدراسات المرجعية لحركة النهوض.....	24
1-3- مقدمة:.....	24
2-3- حركة النهوض:.....	24
1-2-3- حركة النهوض لدى الأشخاص الأصحاء:.....	24
2-2-3- العوامل المؤثرة على حركة النهوض:.....	26
3-2-3- حركة النهوض لدى مرضى شلل الأطراف السفلية:.....	28
4-2-3- حركة النهوض بمساعدة الإثارة الكهربائية الوظيفية:.....	30
3-3- تحليل حركة النهوض:.....	31
1-3-3- حركة مركز كتلة الجسم:.....	32

33	 3-3-2 عزوم مفاصل الطرف السفلي خلال حركة النهوض:
34	 3-3-3 قوة رد فعل الأرض:
35	 3-4-4 أنماط متحكمات حركة النهوض بمساعدة FES:
35	 3-4-1 متحكم الحلقة المفتوحة:
36	 3-4-2 متحكم الحلقة المغلقة:
37	 3-4-3 متحكم هجين:
37	 3-5-1 استراتيجيات التحكم بحركة النهوض بمساعدة FES (الدراسات المرجعية):
37	 3-5-1 استراتيجيات مقادة بالمريض:
38	 3-5-1-1 التحكم بإثارة عضلات الساق بواسطة قياس قوى ردود فعل قبضة المريض:
39	 3-5-1-2 تعزيز الحركة المقادة بالمريض:
40	 3-5-1-3 متحكم منطق عائم ذاتي التكيف مع التعليم المعزز:
41	 3-5-2 استراتيجيات مركزها المتحكم:
41	 3-5-2-1 متحكمات تشغيل/إيقاف:
42	 3-5-2-2 متحكمات منحنى التبديل:
42	 3-5-2-3 المتحكمات التناسبية التكاملية التفاضلية:
44	 3-5-2-4 المتحكمات المعتمدة على النمذجة:
52	 3-6 الخاتمة:
53	 الفصل الرابع: نمذجة العضلات
53	 4-1 مقدمة:
53	 4-2 الجهاز العضلي الهيكلي:
53	 4-2-1 تركيب العضلات الهيكلية:
55	 4-2-2 ألياف العضلة الهيكلية:
56	 4-3 تقلص العضلة الهيكلية:
57	 4-3-1 الآلية العامة للتقلص العضلي:
57	 4-3-2 استجابة العضلة:
59	 4-3-3 استجابة العضلة الهيكلية للتنشيط الصناعي FES:
60	 4-4 نمذجة العضلة الهيكلية:
61	 4-4-1 النماذج الفيزيولوجية:
64	 4-4-2 نماذج الصندوق الأسود:
65	 4-5 اختيار نموذج العضلة المثارة كهربائياً:
68	 4-6 نموذج Virtual Muscle:
68	 4-6-1 برنامج Virtual Muscle 4.0.1:
70	 4-6-2 خوارزمية الإثارة الكهربائية الوظيفية لبرنامج Virtual Muscle 4.0.1:

71	4-7- خاتمة:.....
72	الفصل الخامس: الطرائق المستخدمة:.....
72	5-1- المقدمة:.....
72	5-2- مخطط المتحكم المطور:.....
75	5-3- نمذجة جسم الإنسان:.....
75	5-3-1- البرمجيات المستخدمة في تطوير نموذج جسم الإنسان:.....
77	5-3-2- نمذجة أجزاء الجسم المتحركة:.....
80	5-3-3- نمذجة العضلات المثارة:.....
81	5-3-4- تمثيل التوازن الديناميكي للنموذج:.....
87	5-4- تأمين بيانات التدريب (محاكاة اختبارات الحلقة المفتوحة):.....
89	5-5- بناء النموذج العكسي:.....
89	5-5-1- نظام الاستدلال العائم:.....
91	5-5-2- نظام الاستدلال العصبي العائم الموائم:.....
94	5-5-3- تدريب نظام الاستدلال العصبي العائم الموائم:.....
97	5-6- تطوير المتحكم:.....
98	5-6-1- المسارات المرجعية:.....
99	5-6-2- نظام التحكم:.....
102	5-6-3- تقييم أداء المتحكم:.....
103	5-7- الخاتمة:.....
104	الفصل السادس: النتائج والمناقشة:.....
104	6-1- المقدمة:.....
104	6-2- نتائج محاكاة اختبارات الحلقة المفتوحة:.....
104	6-2-1- تحديد مجال استجابة النموذج للإثارة الكهربائية الوظيفية:.....
105	6-2-2- تطبيق إشارة جيبية كدخل إثارة للنموذج:.....
106	6-2-3- تطبيق إشارة عشوائية كدخل إثارة للنموذج:.....
107	6-2-4- مقارنة أداء النموذج مع دراسة تجريبية:.....
109	6-3- نتائج بناء النموذج العكسي:.....
109	6-3-1- اختيار تركيب ANFIS:.....
112	6-3-2- تدريب ANFIS:.....
114	6-4- أداء المتحكم:.....
116	6-5- مقارنة أداء المتحكم ANFIS-PID مع الدراسات المرجعية:.....
117	6-6- الخاتمة:.....
118	الفصل السابع: الاستنتاجات والأعمال المستقبلية:.....

118	 7-1- الاستنتاجات:
119	 7-2- التوصيات للبحث المستقبلي:
120	 الملحق A: برنامج Visual Nastran 4D
122	 الملحق B: برنامج Virtual Muscle
122	 B-1- خطوات استخدام برنامج Virtual Muscle
123	 B-2- تابع بناء العضلات:
128	 المراجع:

فهرس الأشكال

الصفحة	الشكل
5	الشكل (1-1): مخطط عام لنظام التحكم المراد تطويره.
6	الشكل (2-1): مخطط انسيابي لخطوات تطوير المتحكم.
12	الشكل (1-2): مخطط توضيحي لمستويات الحبل الشوكي والعضلات المتأثرة عند إصابته.
14	الشكل (2-2): منحنى شدة الإثارة الكهربائية - مدة النبضة للعصب والعضلة.
15	الشكل (3-2): مكونات نظام FES لاستعادة الحركة.
17	الشكل (4-2) الأشكال الموجية الأساسية المستخدمة في الإثارة الكهربائية الوظيفية.
19	الشكل (5-2): تأثير المطال على عزم العضلة (الإثارة السطحية للعضلات مربعة الرؤوس).
20	الشكل (6-2): مكونات جهاز Parastep.
22	الشكل (7-2): رسم توضيحي لنظام CWRU/VA المزروع لتعويض حركات الأطراف السفلية المفقودة.
23	الشكل (8-2): مخطط توضيحي لمكونات نظام SUAW المزروع.
25	الشكل (1-3): أطوار حركة النهوض لدى الأصحاء مع تمثيل تغير مركز الجاذبية وقوة رد فعل الأرض خلال الحركة (يعبر عن مركز الجاذبية بالنقطة السوداء أما خط قوة رد فعل الأرض فهو خط مستمر).
29	الشكل (2-3): نهوض مشلول بمساعدة دعائم ميكانيكية (عكازين) ومقوم للركبة والكاحل والقدم.
29	الشكل (3-3): الأجهزة التقويمية المستخدمة لمساعدة النهوض: مقوم الركبة والقدم والكاحل KAFO، ومقوم الورك والركبة والكاحل والقدم HKAFO، ومقوم توجيه الورك HGO، ومقوم المشية التبادلية RGO.
31	الشكل (4-3): نهوض مريض شلل أطراف سفلية بمساعدة الجزء العلوي من الجسم والإثارة الكهربائية لباسطات الركبة.
32	الشكل (5-3): حركة مركز كتلة الجسم في المستوي السهمي من أجل الأصحاء، ومرضى شلل الأطراف السفلية، وتقاس الإزاحة الأفقية كنسبة من طول القدم، والإزاحة الشاقولية كنسبة لطول الجسم.
33	الشكل (6-3): منحنيات العزوم مفاصل الورك والركبة والكاحل خلال النهوض لدى الأصحاء.
35	الشكل (7-3): منحنى القوة الشاقولية لقوة رد فعل الأرض للأشخاص الأصحاء مقيسة بالنسبة لوزن الجسم في حالات النهوض والأذرع حرة free - متصالة عند الصدر cross - بالاستعانة بذراع الكرسي armrest - وضع الأذرع على الركبتين knee .
36	الشكل (8-3): مخطط لنظام تحكم حلقة مفتوحة.
36	الشكل (9-3): مخطط لنظام تحكم حلقة مغلقة.
37	الشكل (10-3): مخطط لنظام تحكم هجين.
44	الشكل (11-3): (a) تمثيل الاتجاه المباشر حيث الدخل عبارة عن تطبيق نبضات الإثارة $u(k)$ والخرج عبارة عن زاوية المفصل $y(k+1)$ ، (b) تمثيل 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.
55	الشكل (1-4): تنظيم العضلة الهيكلية بدءاً من المظهر العياني وحتى الجزيئي.
56	الشكل (2-4): مخطط توضيحي للوحدات المحركة ضمن الحزمة العضلية الواحدة.

- 58 الشكل (4-3) : تراكم التواتر والتكزز .
- 58 الشكل (4-4): مخطط التوظيف للوحدات المحركة الناتج عن تدرج شدة الإثارة.
- 60 الشكل (4-5): الاختلافات بين التنبيه الطبيعي والصنعي للعضلات باستخدام الإثارة الكهربائية الوظيفية.
- 62 الشكل (4-6): نمذجة استجابة العضلة للإثارة الكهربائية باستخدام العناصر الهندسية، فيمثل الوتر بناقض SE على التسلسل مع عنصر التقلسل CE المولد للقوة والموصول على التفرع مع نابض PE .
يمثل الخصائص غير الفعالة للعضلة.
- 63 الشكل (4-7): منحنيات (a) علاقة القوة - الطول، (b) علاقة القوة-السرعة.
- 66 الشكل (4-8): استجابة نماذج ANFIS و Riener و Ferrarin للإثارة الكهربائية.
- 67 الشكل (4-9): استجابة نماذج Cheng و Riener و Ferrarin للإثارة الكهربائية.
- 70 الشكل (4-10): تمثيل عمل برنامج Virtual Muscle في الأعلى نافذة تابع BuildMuscles يسمح للمستخدم بتعريف البيانات الشكلية للعضلة وتوزيع أنواع الألياف العضلية ضمنها، ويعبر الشكل الأوسط تعديلات نموذج Hill المستخدمة في بناء النموذج، وفي الأسفل كتلة سميولنك التي تشكل خرج برنامج Virtual Muscle ضمن برنامج ماتلاب.
- 74 الشكل (5-1): مخطط نظام التحكم المراد تطويره.
- 76 الشكل (5-2): (a): ربط برنامج Visual Nastran 4D مع برنامج ماتلاب/سميولنك عن طريق أدوات المقاييس والتحكمات (b): ربط البرمجيات المستخدمة في تطوير النموذج مع بعضها.
- 77 الشكل (5-3): نموذج جسم الإنسان المطور ضمن برنامج Visual Nastran 4D حيث:
(a) تمثيل الأجزاء المتحركة المنمذجة. (b) تمثيل المفاصل التي تمت نمذجتها.
- 79 الشكل (5-4): فضاء حركة مفاصل الطرف السفلي للنموذج مع أماكن توضعها على النموذج.
- 82 الشكل (5-5): النموذج الميكانيكي مع تمثيل العوامل المؤثرة على مفصل الركبة.
- 83 الشكل (5-6): مخطط سميولنك لمعادلة ذراع عزم عضلة المستقيمة الفخذية.
- 84 الشكل (5-7): مخطط سميولنك لذراع عزم مجموعة العضلات المتسعة.
- 84 الشكل (5-8): مخطط سميولنك لنموذج العزم الفعال حيث تظهر كتل العضلات وأذرع العزم.
- 86 الشكل (5-9): مخطط سميولنك لعزم الركبة اللدن غير الفعال.
- 87 الشكل (5-10): (a) وضعية المريض خلال اختبارات الحلقة المفتوحة. (b): العزوم العاملة على الركبة نتيجة إثارة مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية.
- 88 الشكل (5-11): مخطط سميولنك المطور لمحاكاة اختبارات الحلقة المفتوحة.
- 91 الشكل (5-12): مكونات نظام الاستدلال العائم.
- 94 الشكل (5-13): التركيب الهندسي لنظام الاستدلال العصبي العائم.
- 96 الشكل (5-14): خطوات تدريب ANFIS للوصول إلى نموذج للنظام المدروس [68].
- 97 الشكل (5-15): واجهة المستخدم الرسومية لأداة تحرير ANFIS.
- 98 الشكل (5-16): الوضعية الابتدائية للنموذج والمسارات المرجعية للمفاصل الثلاث الكاحل والركبة والورك أثناء النهوض المعرفة حسب [16] .

- 99 الشكل (5-17): مخطط متحكم ANFIS-PID من النمط الهجين.
- 100 الشكل (5-18): بنية متحكم PID.
- 102 الشكل (5-19): منحني الاستجابة لطريقة Ziegler-Nichols الأولى.
- 102 الشكل (5-20): استخدام ANFIS كمتحكم حلقة مفتوحة.
- 103 الشكل (5-21): متحكم PI المطور.
- 105 الشكل (6-1): عينة من استجابة مفصل الركبة لدخل خطوي بمطالات مختلفة مع اعتبار وضعية الراحة حيث افترضنا زاوية الراحة مساوية للصفر.
- الشكل (6-2): استجابة مفصل الركبة لإثارة مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية بإشارة جيبية (a) إشارة الإثارة الكهربائية الجيبية. (b) تغير زاوية مفصل الركبة نتيجة الإثارة الجيبية. (c) عزم مفصل الركبة. (d) مخطط السرعة الزاوية.
- 106 الشكل (6-3): استجابة الركبة من أجل دخل عشوائي في الأعلى (a) إشارة دخل عشوائية تم ترشيحها باستخدام مرشح تمرير منخفض وفي الوسط (b) التغير في زاوية مفصل الركبة نتيجة تطبيق الإشارة العشوائية، في الأسفل (c) منحني السرعة الزاوية لمفصل الركبة.
- 107 الشكل (6-4): الأشكال (a) و (b) تغير زاوية الركبة نتيجة استجابة المريض لإثارة جيبية بتردد 1Hz و 0.5 Hz في دراسة Cheng، والأشكال (c) و (d) تغير زاوية الركبة نتيجة استجابة النموذج المطور لإثارة جيبية بتردد 1Hz و 0.5 Hz.
- 110 الشكل (6-5): نتائج تدريب وفحص أشكال توابع العضوية المختلفة من أجل الإشارة الجيبية.
- 111 الشكل (6-6): نتائج تدريب وفحص أشكال توابع العضوية المختلفة من أجل الإشارة العشوائية.
- 112 الشكل (6-7): نتائج فحص وتدريب أعداد مختلفة من توابع العضوية الغاوسية.
- 112 الشكل (6-8): التركيب الهندسي لنموذج ANFIS المطور.
- 114 الشكل (6-9): تغير زاوية الركبة مقارنة مع المسار المرجعي المطلوب عند استخدام المتحكم ANFIS-PID.
- 115 الشكل (6-10): استجابة مفصل الركبة للتحكمات: حلقة مفتوحة ANFIS OL و نمط هجين ANFIS-PID و PI مع المسار المرجعي.
- 115 الشكل (6-11): منحنيات الخطأ في استجابة للتحكمات الثلاث: ANFIS OL و ANFIS-PID و PI بالنسبة لمسار زاوية الركبة المرجعي.
- 116 الشكل (6-12): منحنيات العزوم حول مفصل الركبة خلال استخدام التحكمات: ANFIS OL و ANFIS-PID و PI.
- 120 الشكل (A-1): واجهة برنامج Visual Nastran 4D.
- 125 الشكل (b-1): الواجهة الأساسية لتابع BuildMuscles.
- 127 الشكل (b-2): مخطط Simulink للبنية الداخلية لنموذج Virtual Muscles.

فهرس الجداول

الصفحة	الجدول
47	الجدول (1-3): الدراسات المرجعية التي تناولت تقنيات التحكم بحركة النهوض بمساعدة FES.
67	الجدول (1-4): خصائص ومواصفات نماذج العضلة المثارة كهربائياً
71	الجدول (2-4): خوارزمية التوظيف في Virtual Muscle
78	الجدول (1-5): بارامترات جسم إنسان طوله m 1.80 ووزنه Kg 75.35 المستخدمة في تطوير النموذج.
79	الجدول (2-5): خصائص مفاصل النموذج المطور.
81	الجدول (3-5): البارامترات الشكلية للعضلات التي تمت نمذجتها.
87	الجدول (4-5): قيم ثوابت العزم غير الفعال لمريض شلل أطراف سفلية
89	الجدول (5-5): محددات الإثارة الكهربائية الوظيفية باستخدام الأقطاب السطحية المستخدمة خلال البحث.
101	الجدول (6-5): تأثير زيادة ثوابت ربح متحكم الـ PID على خصائص المتحكم
101	الجدول (7-5): حساب ثوابت متحكم PID بالاعتماد على قيمة L و T طريقة Ziegler & Nichols الأولى.
108	الجدول (1-6): مقارنة أداء النموذج ودراسة Cheng et al التجريبية في حالة تطبيق إشارة عشوائية.
113	الجدول (2-6): عينة من نتائج تدريب وفحص واختبار نموذج ANFIS.
117	الجدول (3-6): مقارنة أداء المتحكم ANFIS-PID مع الدراسات المرجعية.

الرموز

الرمز	المعنى
M	العزم
F	القوة
W	وزن الجسم الكلي
$\bar{T}$	مصفوفة العزوم المطبقة على المفاصل بفعل العضلات والأنسجة المحيطة بالمفصل.
I	مصفوفة العطالة للأجزاء.
$\ddot{Q}$	مصفوفة التسارعات الزاوية عند المفاصل
$\bar{G}$	مصفوفة العزوم الناتجة عن تأثير الجاذبية
M_a	العزم الفعال وينتج عن قوة تقلص العضلات المثارة والمحيطة بالمفصل.
M_p	العزم غير الفعال
θ	زاوية المفصل المدروس
θ_p	زاوية المفصل القريب proximal
θ_d	زاوية المفصل البعيد distal
A	مفصل الكاحل
K	مفصل الركبة
H	مفصل الورك
$\dot{\theta}$	السرعة الزاوية
$\ddot{\theta}$	التسارع الزاوي

المصطلحات

المصطلح	المعنى
Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System (ANFIS)	نظام الاستدلال العصبي العائم المتكيف
Amplitude	المطال
Anthropometrical Data	البيانات الشكلية جسم الإنسان
Black Box Models	نماذج الصندوق الأسود
Close Loop Controller	متحكم حلقة مغلقة
Direct Current	التيار المباشر
Epochs	عدد التكرارات
Error Tolerance	سماحية الخطأ
Fascicle	الحزمة العضلية
Frequency	التردد
Functional Electrical Stimulation (FES)	الإثارة الكهربائية الوظيفية
Gradient Descent	انحدار التدرج
Hip Guidance Orthosis (HGO)	مقوم توجيه الورك
Hip Knee Ankle Foot Orthosis (HKAFO)	مقوم القدم والكاحل والركبة والورك
Humanoid Model	نموذج جسم الإنسان
Hybrid Controller	متحكم هجين
Hybrid Learning Algorithm	خوارزمية التعلم الهجينة
Inverse Model	النموذج العكسي
Knee Ankle Foot Orthosis (KAFO)	مقوم الركبة والكاحل والقدم
Least Mean Square	متوسط المربعات الأصغرية
Matlab	برنامج ماتلاب
Mechanistic Models	النماذج الآلية
Modeling	نمذجة
Momentum	كمية الحركة
Monophasic Stimulation Pulses	نبضات الإثارة أحادية الطور
Motor Neuroprosthesis	المعوضات العصبية المحركة
Muscle	العضلة

المصطلح	المعنى
Open Loop Controller	متحكم حلقة مفتوحة
Paraplegia	شلل الأطراف السفلية
Proportional Integral Differential Controller (PID)	متحكم تناسبي تفاضلي تكاملي
Pulse Duration	مدة النبضة
Pulse Shaped Current	التيار نبضي الشكل
Reciprocating Gait Orthosis (RGO)	مقوم المشية التبادلية (الترددية)
Simulation	محاكاة
Simulink	مكتبة سيمبوليك الملحقة ببرنامج ماتلاب
Sit-to-Stand	حركة النهوض
Stabilization	الاستقرار
Stimulation Waveforms	الأشكال الموجية للإثارة
Switching Curve	منحني التبديل
Virtual Muscle	برنامج العضلة الافتراضية
Visual Nastran 4D (VN4D)	برنامج تحليل حركة رباعي الأبعاد

موافقات النشر

1- مجلة جامعة دمشق:

SYRIAN ARAB REPUBLIC
DAMASCUS UNIVERSITY
Damascus Universit Journal
/ISSN 1999-7302/



الجمهورية العربية السورية
جامعة دمشق
مجلة جامعة دمشق للعلوم الهندسية

الرقم : ١٠٣٦ / ص

تاريخ : ٢٠١٣/٨/٦

السيد الأستاذ الدكتور نائب رئيس جامعة دمشق لشؤون البحث العلمي والدراسات العليا

تقدمت السيدة رفيدة حسين طالبة الماجستير في كلية الهندسة الميكانيكية والكهربائية بجامعة دمشق ببحث للنشر في مجلة جامعة دمشق بعنوان:

« تطوير محاكي بيانات التدريب لمتحكم معوض عصبي للأطراف السفلية »

بإشراف الدكتور مصطفى الموالي

وتم تحكيمه وقبوله للنشر كبحث أصيل.

رئيس تحرير
مجلة جامعة دمشق للعلوم الهندسية
الأستاذ الدكتور محمد السمارة



ملاحظة : لا تعتبر هذه الوثيقة صالحة ما لم تكن موهورة بخاتم المجلة.

دمشق - سورية - ص.ب ٥٧٣٥ - هاتف: ٣٣٩٢٣٥٠٠ فاكس: ٢١٢٩٨٠٧

2- مجلة Journal of Biomedical Science and Engineering: منشورة في المجلد السابع-
العدد الرابع (شهر آذار/ 2014) الصفحات 217-208، ولها doi:10.4236/jbise.2014.74024



Journal of Biomedical Sciences and Engineering

Acceptance Notification

March 3, 2014

Dear Author,

Thanks for your contribution to the J. Biomedical Science and Engineering (JBiSE). We are pleased to inform you that your paper:

ID: 9101908

Title: ANFIS-PID Control FES-Supported Sit-to-Stand in paraplegics: (Simulation Study)

Authors: Rufaida Hussain, Rasha Massoud, Moustafa Al-Mawaldi

has been accepted for publication. Congratulations!

The paper is scheduled to be published in March issue 2014(Vol.7 No.4, 2014). You will be required to check the galley proof of the paper before publication. No further corrections are allowed after the publication of the paper online. To download the PDF file of your paper online, please visit the home page of JBiSE via:

<http://www.scirp.org/journal/jbise/>

Please feel free to download the PDF file for future operation.

If you have any questions, please, feel free to contact us.

Best Regards

JBise Editorial Board

Email: jbise@scirp.org

<http://www.scirp.org/journal/jbise/>



Scientific Research Publishing (www.scirp.org)

Address: P. O. BOX 54821, Irvine CA 92619-4821, USA

E-mail: service@scirp.org

Tel: 408-329-4591

ANFIS-PID Control FES-Supported Sit-to-Stand in Paraplegics: (Simulation Study)

Rufaida Hussain, Rasha Massoud, Moustafa Al-Mawaldi

Department of Biomedical Engineering, Electrical and Mechanical Engineering Faculty, Damascus University, Damascus, Syria

Email: rufaidahussain@gmail.com

Received 16 January 2014; revised 20 February 2014; accepted 28 February 2014

Copyright © 2014 by authors and Scientific Research Publishing Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Abstract

Adaptive Neuro-fuzzy Inference System (ANFIS) controller was designed to control knee joint during sit to stand movement through electrical stimuli to quadriceps muscles. The developed ANFIS works as an inverse model to the system (functional electrical stimulation (FES)-induced quadriceps-lower leg system), while there is a proportional-integral-derivative (PID) controller in the feedback control. They were designated as ANFIS-PID controller. To evaluate the ANFIS-PID controller, two controllers were developed: open loop and feedback controllers. The results showed that ANFIS-PID controller not only succeeded in controlling knee joint motion during sit to stand movement, but also reduced the deviations between desired trajectory and actual knee movement to $\pm 5^\circ$. Promising simulation results provide the potential for feasible clinical application in the future.

Keywords

Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System (ANFIS); Functional Electrical Stimulation (FES); Sit to Stand; Model; Simulation

1. Introduction

Sit to stand movement is necessary for many activities in human life. However, paraplegics have particular difficulty with this movement due to their lower limb paralysis caused by spinal cord injury (SCI) [1]. They consider it as a big challenge and often require an assistant [2]. Moreover, they use arm support to provide neces-

How to cite this paper: Hussain, R., Massoud, R. and Al-Mawaldi, M. (2014) ANFIS-PID Control FES-Supported Sit-to-Stand in Paraplegics: (Simulation Study). *J. Biomedical Science and Engineering*, 7, 208-217.
<http://dx.doi.org/10.4236/jbise.2014.74024>

تطوير تقنية ذكية للتحكم بالnehوض عن طريق الإثارة الكهربائية الوظيفية (دراسة محاكاة)

المستخلص:

تعد تقنية الإثارة الكهربائية الوظيفية تقنية واعدة في استعادة الوظائف الحركية لدى مرضى شلل الأطراف السفلية الناتج عن إصابة الحبل الشوكي، فهي تتحكم بحركة المفاصل بواسطة تعديل شدة الإثارة الكهربائية لإحداث تقلص العضلات المحركة للمفاصل، وبالتالي يتطلب الحصول على الحركات المطلوبة توليد أنماط إثارة كهربائية مناسبة. نظراً لصعوبة تحديد أنماط الإثارة الكهربائية المناسبة فقد هدف هذا البحث إلى تطوير نظام استدلال عصبي عائم متكيف للتحكم بالإثارة الكهربائية الوظيفية المساعدة على النهوض.

البرمجيات المستخدمة: ربطت الدراسة بين ثلاثة برامج لتطوير نموذج لإنسان طوله 1.80 m ووزنه 75.35 Kg حيث استخدم: 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. وتم التحكم بحركة نموذج جسم الإنسان باستخدام Simulink.

الطرائق المستخدمة: صُمم متحكم نظام استدلال عصبي عائم متكيف Adaptive Neuro-fuzzy Inference System (ANFIS) للتحكم بمفصل الركبة بجعله يتبع المسار المطلوب لحركة النهوض من خلال إثارة مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية. يتألف المتحكم المطور من: نظام الاستدلال العصبي العائم المتكيف كنموذج عكسي لتطبيق الإثارة الكهربائية المحدثة لتقلص عضلات مربعة الرؤوس الفخذية المحركة وحركة الطرف السفلي للتغذية الأمامية، ومتحكم تناسبي تفاضلي تكاملي موضوع على خط التغذية الراجعة. تم الحصول على مجموعة البيانات اللازمة لتدريب نظام الاستدلال العصبي العائم المتكيف باستخدام محاكاة اختبارات الحلقة المفتوحة. لتقييم أداء المتحكم طُوّر نظامي تحكم: متحكم تناسبي تكاملي ومتحكم حلقة مفتوحة يستخدم نظام الاستدلال العصبي العائم المتكيف المطور كنموذج عكسي.

النتائج: تم التحكم בזواوية الركبة مع فروقات صغيرة عن المسار المطلوب بمساعدة المتحكم المطور، وأظهرت المقارنة أن استخدام المتحكم المطور يقلل الفروقات بين المسار المطلوب والفعلي لحركة الركبة إلى $\pm 5^\circ$.
الاستنتاجات: نجح نظام التحكم المطور للتحكم بمفصل الركبة خلال حركة النهوض، وتعطي نتائج المحاكاة إمكانية تطبيق النظام المطور سريراً مستقبلاً.

الكلمات المفتاحية: متحكم، نظام استدلال عصبي عائم متكيف، الإثارة الكهربائية الوظيفية، حركة النهوض، النمذجة، المحاكاة.

الفصل الأول

المقدمة

Introduction

1-1- مقدمة:

يقدم هذا البحث تطوير متحكم معتمد على النمذجة باستخدام تقنيات الذكاء الصناعي، حيث يولد المتحكم أنماط الإثارة الكهربائية اللازمة لنهوض مرضى شلل الأطراف السفلية. ويعتمد البحث على النمذجة والمحاكاة باستخدام تقنيات الذكاء الصناعي في تصميم نظام التحكم، وتجريبه على نموذج جسم الإنسان.

نوضح في هذا الفصل المفاهيم الأساسية المتعلقة بهذا البحث، والتحكم بحركة النهوض، والغاية من الدراسة وأهميتها، بالإضافة إلى الطرائق المستخدمة والخطوط العامة التي بنيت عليها الدراسة.

1-2- المفاهيم الأساسية:

إصابة الحبل الشوكي (Spinal Cord Injury (SCI): تمزق الألياف العصبية في الحبل الشوكي يسبب توقف وصول الإشارات التحكمية من الدماغ إلى العضلات المحركة، ويؤدي لفقد في الوظائف الحسية والحركية يختلف باختلاف مستوى الإصابة[1].

شلل الأطراف السفلية Paraplegia: فقد جزئي أو كلي في إحساس أو حركة الأطراف السفلية يسبب عجز وظيفي يحول دون قدرة المريض على التحكم بحركة أطرافه السفلية رغم سلامة عضلاته، بسبب إصابة الحبل الشوكي[1].

الإثارة الكهربائية الوظيفية Functional Electrical Stimulation: استخدام التنبيه الكهربائي الصناعي للأعصاب بطريقة متناسقة لتحسين أو استعادة وظائف مفقودة نتيجة إصابة أو مرض [2]، وتتضمن تصحيح هبوط القدم واستعادة قدرة اليد على إمساك الأشياء لدى مرضى السكتة الدماغية والشلل الرباعي، والمشي والوقوف لدى مرضى شلل الأطراف السفلية، بالإضافة إلى التحكم بالمشية وحركة الأمعاء[2].

المعوضات العصبية الحركية Motor Neuroprosthesis: الأجهزة التي تستخدم الإثارة الكهربائية الوظيفية لاستعادة وظائف العضلات الهيكلية، وتنظيم حركة المفاصل[1].

حركة النهوض Sit-to-stand: الارتفاع من الكرسي، وتعرف من وجهة نظر الميكانيك الحيوي بأنها انتقال مركز كتلة الجسم نحو الأعلى من وضعية الجلوس المستقر إلى وضعية الوقوف المستقر [3].

نظام الاستدلال العصبي العائم الموائم (ANFIS): Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System

تقنية تعليم بيانات بسيطة تستخدم المنطق العائم لتحويل المدخلات المعطاة إلى المخرجات المطلوبة من خلال تطبيق طرائق تعليم الشبكات العصبونية المتكيفة لضبط بارامترات نظام الاستدلال العائم، تستخدم من أجل النمذجة والتحكم بالأنظمة الغير معروفة أو الغير محددة بشكل كامل بالاعتماد على أزواج بيانات الدخل/الخروج [4].

3-1- المشكلة المطروحة:

تم اختيار التحكم بحركة النهوض لمرضى شلل الأطراف السفلية كموضوع لهذا البحث لاعتبارها:

- حركة يومية مهمة للانتقال من وضعية الجلوس إلى الوقوف أو المشي.
- نجاح أداء النهوض عامل أساسي لتحسين صحة ونوعية حياة المرضى المشلولين.
- من أكبر التحديات الميكانيكية للشخص لاعتماد حركة النهوض عليه، ولارتباطها بالحالة الأولية (مكان الأطراف السفلية، استخدام الأيدي في دعم النهوض، ارتفاع وشكل الكرسي وغيرها) [5].

يتدرب مرضى شلل الأطراف السفلية على كيفية النهوض وتعويض الفعل المفقود لأطرافهم السفلية باستخدام الدعامات الميكانيكية (العكازتين أو إطار المشي) مع الأجهزة التقويمية، ولكن يعاني هؤلاء المرضى من تأذي مفاصل الطرف العلوي نتيجة التحميل الزائد عليها، ويستهلك المريض قدراً كبيراً من الطاقة، لذا يفضل المرضى استخدام الكراسي المدولة لتقليلهم، والاعتماد على الآخرين، واتباع برامج معالجة فيزيائية للمحافظة على مرونة عضلاتهم ومنعها من التليف أو الضمور [6].

تعد الإثارة الكهربائية الوظيفية تقنية واعدة في تحسين حياة مرضى شلل الأطراف السفلية وزيادة استقلاليتهم، فهي تتحكم بحركة المفاصل بوساطة تعديل شدة الإثارة الواصلة للعضلات المحركة للمفاصل، وبالتالي يتطلب الحصول على الحركات المطلوبة توليد أنماط إثارة كهربائية محددة [7]. يشكل المتحكم عنصراً ضرورياً في عملية تصميم أجهزة FES لتحديد بارامترات الإثارة المناسبة من أجل استعادة الحركات المطلوبة [2]، والقيام بها بطريقة تماثل حركة الإنسان الطبيعي.

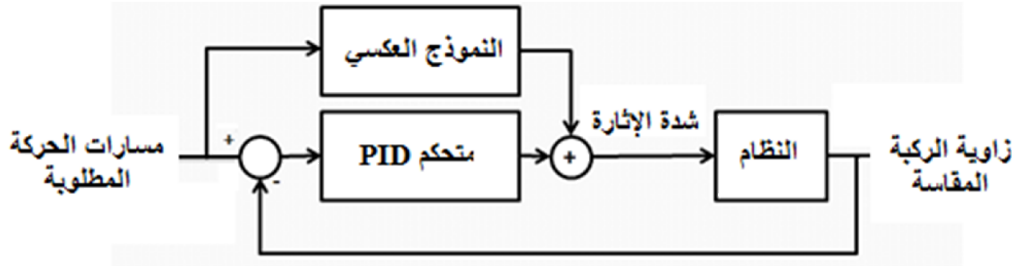
تصمم متحكمات FES من أجل توليد أنماط الإثارة الكهربائية المناسبة لإحداث الحركات المطلوبة، حيث تم تطوير العديد من المتحكمات بدءاً من متحكمات التشغيل والإيقاف [8] On/Off Controller [9] ومتحكمات منحي التبديل Switching Curve Controller [10] ومروراً بالمتحكمات المقادة بالمرضى Patient Driven Controller [11] والمعتمدة على النمذجة Model Based Controller [12]، ولكن أداء هذه المتحكمات لم يكن كافياً بسبب:

1. استجابة الجهاز العضلي الهيكلي للإثارة الكهربائية لا خطية ومتغيرة مع الزمن [13].
 2. التأثير بالظواهر الفيزيولوجية المختلفة كالتعب العضلي، ومحدودية قوى العضلة، وغيرها [13].
 3. ضعف التمثيل الرياضي للجهاز العضلي الهيكلي [13].
- توجهت الدراسات الحديثة لمحاكاة استخدام الأنظمة الذكية مثل الشبكات العصبونية [14] والمنطق العائ [15] للتحكم بالإثارة الكهربائية الداعمة لحركة النهوض بدون أو مع مساعدة الذراعين، فالأنظمة الذكية تستخدم طرائق تحاكي تحكم الدماغ بالعضلات، وقادرة على تمثيل الأنظمة اللاخطية وإيجاد علاقات بين مدخلات ومخرجات النظام عند غياب المعرفة الكاملة (التمثيل الرياضي) للنظام، حيث استخدمت الأنظمة الذكية لبناء متحكمات معتمدة على النمذجة، فهي أكثر المتحكمات ثباتاً لأنها تعتمد على وجود نموذج عكسي Inverse Model يمثل مقلوب النظام، حيث عند تعاقب النظام A مع مقلوبه A^{-1} يكون تابع التحويل الكلي للنظام مساوياً الواحد وهي الحالة المثالية للمتحكمات [16]، حيث يبنى النموذج العكسي باستخدام الأنظمة الذكية (شبكات عصبونية ومنطق عائ)، ولكن نتائج هذه الدراسات تشير إلى عدم كفاية أداء الشبكات العصبونية والمنطق العائ في التحكم لأن:

1. تركيب الشبكة العصبونية غير مفهوم ولا يعكس خصائص النظام، وبالتالي لا يمكن التنبؤ بنتائج أي تعديل ضمن تركيب الشبكة العصبونية .
2. المتحكمات المبنية باستخدام الشبكات العصبونية موجهة لشخص واحد نظراً لعدم تمتع الشبكات العصبونية بقدرات عالية على التعميم.
3. رغم امتلاك متحكمات المنطق العائ Fuzzy Logic Controller قدرات عالية على التعميم نتيجة لاستخدامها المتغيرات اللغوية بدلاً من الطرائق الرياضية، إلا أنه يتطلب تصميم لأنظمة العائمة تحديد القوانين العائمة If-Then بشكل يدوي وبالتالي إجراء الكثير من تجارب المحاكاة قبل الوصول للأداء المطلوب [4].

2- برنامج (Visual Nastran 4D (VN4D)): يستخدم للتصميم بمساعدة الحاسوب، وتحليل حركة الأجسام الصلبة، والتحكم في حركتها في نظام نمذجة واحد، وإظهار تغير الحركة ثلاثية الأبعاد خلال زمن المحاكاة، ويمكن ربطه مع Simulink [18].

3- برنامج Virtual Muscle 4.0.1 لبناء العضلات المحركة للنموذج الميكانيكي، وهو نموذج للعضلة الهيكلية مبني في Matlab [19].



الشكل (1-1): مخطط عام لنظام التحكم المراد تطويره.

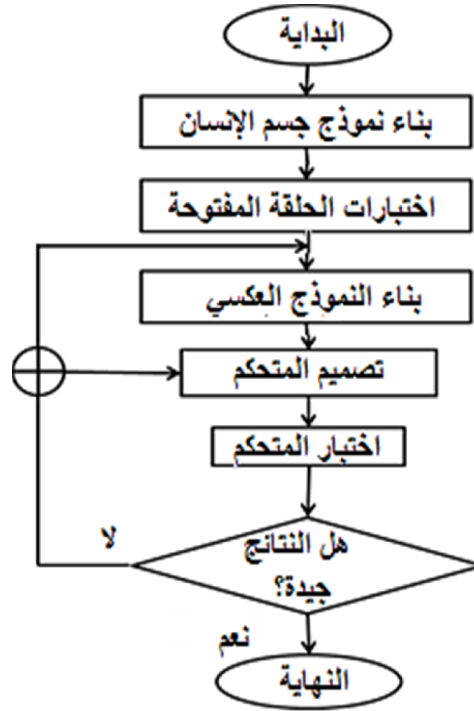
يظهر الشكل (1-1) مخطط عام المتحكم المراد تطويره، حيث يتألف من عنصرين موصولين على التفرع:

- النموذج العكسي: موجود في خط التغذية الأمامية، ويكون دخله هي مسارات الحركة المطلوبة، ويعمل النموذج العكسي على توليد أنماط الإثارة الكهربائية اللازمة للحركة المطلوبة، ويبني النموذج العكسي باستخدام الأداة الذكية ANFIS التي تتطلب تأمين مجموعة بيانات للتدريب والفحص والاختبار للتمكن من توليد النموذج العكسي الممثل لعلاقة تغير الزاوية والسرعة الزاوية للركبة مع شدة الإثارة المطبقة على مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية، تتألف هذه البيانات من أزواج من زوايا الركبة والسرعة الزاوية المرافقة لها وشدة الإثارة المطبقة للحصول على هذه الزوايا.

- متحكم تناسبي تكاملي تفاضلي (Proportional Integral Differential Controller (PID): يوضع في خط التغذية الراجعة، ويكون دخله الفرق بين القيم المطلوبة والمقاسة للحركة، وذلك لتعويض أخطاء التتبع المتبقية بسبب الاضطرابات وأخطاء النمذجة.

يتشكل الخرج الكلي للمتحكم من مجموع مخرجي النموذج العكسي ومتحكم PID، ويعبر هذا الخرج عن الإثارة الكهربائية المطبقة على النظام، وهذه الإثارة عبارة عن قطار نبضات ذات تردد ثابت 20Hz وعرض نبضة ثابت مقداره 250μs ومطال متغير ضمن المجال 0-300mA يمثل متغير التحكم، في حين يمثل النظام نموذج مشلول ينهض بالاعتماد على الحركة الإرادية للجزء العلوي

للجسم وتطبيق الإثارة الكهربائية على نموذج مجموعة عضلات مربعة الرأس الفخذية، والتي نمذجت باستخدام برنامج Virtual Muscle، وتعمل هذه العضلات على تحريك نموذج الأجزاء المتحركة لجسم الإنسان والمطور باستخدام برنامج Visual Nastran 4D، ويستجيب النموذج على شكل تغير في زوايا المفاصل.



الشكل (2-1): مخطط انسيابي لخطوات تطوير المتحكم.

نحتاج لتطوير المتحكم القيام بالخطوات الموضحة في الشكل (2-1)[20]:

1- **بناء نموذج لجسم الإنسان Build Humanoid Model**: يمثل نموذج النظام المدروس وهو مريض بوضعية جلوس مستقر ينهض بمساعدة الحركة الإرادية للذراع واستجابة مجموعة عضلات مربعة الرأس الفخذية للإثارة الكهربائية المطبقة وتحريكها لمفصل الركبة، ويتألف النموذج من أجزاء الجسم المتحركة والمفاصل التي تربطها والعضلات المراد إثارتها لدى المريض. الهدف من النموذج هو محاكاة اختبار المتحكم عند الانتهاء من تصميمه وقبل تطبيقه سريرياً، حيث يمثل النموذج

2- **اختبارات الحلقة المفتوحة Open Loop Tests**: مجموعة تجارب يطبق فيها أشكال مختلفة من شدة تيار الإثارة الكهربائية على المريض مثل الإشارات العشوائية والجيبية، وقياس زوايا المفاصل الناتجة عن استجابة العضلات لها. تهدف هذه الخطوة إلى تأمين بيانات التدريب اللازمة لبناء النموذج العكسي توصيف طبيعة استجابة المريض للإثارة الكهربائية الوظيفية. ويستخدم البحث

- النمذجة والمحاكاة لتوليد البيانات الناتجة عن اختبارات الحلقة المفتوحة من خلال تطوير محاكي بيانات التدريب، وذلك لتقليل عدد التجارب المنفذة على المريض، والتي تعد مزعجة ومرهقة له.
- 3- **بناء النموذج العكسي Build Inverse Model**: يتطلب بناء النموذج العكسي تحديد البنية الملائمة لتمثيل مقلوب النظام، وفي هذا البحث نستخدم نظام الاستدلال العائم المتكيف عصبياً (ANFIS)، ثم تدريب البنية المختارة لتكون النموذج العكسي.
- 4- **تصميم المتحكم واختباره Design and Test Controller**: في هذه المرحلة يحدد الشكل التصميمي لاستخدام النموذج العكسي كمتحكم بحركة النهوض (متحكم من النمط الهجين تشترك فيه التغذية الأمامية والراجعة معاً)، وذلك بعد تحديد المسارات المرجعية للمفاصل والوضعية الابتدائية للجسم، واختبار هذا المتحكم على النموذج.
- 5- **تحليل نتائج المحاكاة Simulation Result Analysis**: إذا كانت النتائج جيدة تنتهي عملية تطوير المتحكم، أما إذا كانت أقل من المتوقع يتم تعديل إما تصميم المتحكم أو بارامترات بناء النموذج العكسي حتى نحصل على النتائج المرجوة.
- 6- **تقييم أداء المتحكم Controller Evaluation**: نقيم أداء المتحكم من خلال مقارنة أدائه مع متحكمات أخرى، لذا تم تطوير متحكم معتمد على النمذجة حلقة مفتوحة يستخدم نموذج عكسي مبني باستخدام ANFIS، ومتحكم PID للتحكم بحركة النهوض، ومقارنة أداء هذه المتحكمات معاً، كما تمت مقارنته مع أداء متحكمات لدراسات مرجعية.

6-1- النتائج:

في هذه الدراسة تم استخدام 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 الفعال، 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 وتطوير متحكمات المعوضات العصبية للأطراف السفلية لاستعادة العديد من الحركات المفقودة مثل النهوض، والمشي، وغيرها...

تم التحكم بزاوية الركبة مع فروقات صغيرة عن المسار المطلوب بمساعدة المتحكم المطور، وأظهرت نتائج المحاكاة أن استخدام المتحكم المطور يقلل الفروقات بين المسار المطلوب والفعلية لحركة الركبة حيث تقترب زاوية الركبة المقاسة من القيمة المرجعية بشكل كبير.

تمتد قيم العزوم حول مفصل الركبة من 0N.m إلى 104N.m حيث تنبسط الركبة بازدياد العزم، ويظهر الازدياد الكبير للعزوم نحو قيمتها الأعظمية في طور الارتفاع الشاقولي الذي يحدث في الفترة ما بين مغادرة مقعد الكرسي والوقوف المستقر.

لتقييم أداء المتحكم تم بناء متحكمين: الأول متحكم حلقة مفتوحة يستخدم ANFIS كنموذج عكسي، والثاني متحكم PID تم ضبط بارامتراته باستخدام طريقة رياضية، وأظهرت نتائج المحاكاة أن المتحكم المطور يمتلك أصغر مجال خطأ إذ تبلغ قيمته إلى $\pm 5^\circ$.

حقق المتحكم المطور أداء أفضل من أداء متحكمات المنطق العائم والشبكات العصبونية المستخدمة في الدراسات المرجعية.

7-1- الخطوط العامة للبحث:

تقسم الأطروحة إلى الفصول التالية:

الفصل الأول: المقدمة، وفيه فكرة عامة عن أهم المفاهيم المستخدمة في البحث والمشكلة المطروحة المتمثلة في صعوبة تحديد أنماط الإثارة الكهربائية المناسبة للمريض لتمكنه من النهوض، بالإضافة إلى والهدف من هذا البحث والمنهجية المستخدمة لتطوير نظام التحكم.

الفصل الثاني: يستعرض الإثارة الكهربائية الوظيفية من حيث مفهومها وتطورها والمبدأ الفيزيولوجي وتأثير تعديل بارامترات الإثارة الكهربائية (مطال الإثارة- التردد- عرض النبضة) التي يمكن التحكم بها، بالإضافة إلى استعراض أهم المعوضات العصبية المحركة لاستعادة حركة النهوض السطحية والمزروعة.

الفصل الثالث: الدراسات المرجعية لحركة النهوض، يقدم هذا الفصل كيفية نهوض الأشخاص الأصحاء والأساليب المتبعة من قبل مرضى شلل الأطراف السفلية لتحقيق النهوض، بالإضافة إلى النهوض بمساعدة الإثارة الكهربائية الوظيفية، وتحليل الميكانيك الحيوي لحركة النهوض من خلال استعراض حركة مركز كتلة الجسم والعزوم المؤثرة على المفاصل وقوى رد فعل الأرض خلال حركة

النهوض. ويستعرض الدراسات المرجعية لأساليب التحكم بحركة النهوض بمساعدة الإثارة الكهربائية الوظيفية من خلال تقسيمها إلى نوعين: استراتيجيات مقادة بالمرضى واستراتيجيات مركزها المتحكم.

الفصل الرابع: نمذجة العضلات. يوضح هذا الفصل الأسس الفيزيولوجية والتشريحية للعضلات الهيكلية، وكيفية استجابتها للإثارة الكهربائية الوظيفية، ثم نقدم أهم نماذج العضلات الهيكلية الفيزيولوجية ونماذج الصندوق الأسود، والمقارنة بين النماذج لتحديد النموذج الأنسب لهذا البحث ثم التعريف به، وهو نموذج Virtual Muscle.

الفصل الخامس: الطرائق المستخدمة. يشرح هذا الفصل بشكل تفصيلي الأسس النظرية للخطوات المتبعة لتطوير نظام التحكم بدءاً من بناء نموذج جسم الإنسان المؤلف باستخدام ثلاثة برامج (Virtual Muscle - Visual Nastran 4D - Simulink) وحتى مقارنة أداء المتحكم مع متحكمات أخرى، بالإضافة إلى كيفية استخدام النمذجة والمحاكاة في تقليل التجارب المنفذة على المرضى، وكيفية استخدام نظام الاستدلال العصبي العائم كنموذج عكسي للنظام المدروس

الفصل السادس: النتائج والمناقشة. نستعرض في البداية نتائج محاكاة اختبارات الحلقة المفتوحة اللازمة لتأمين بيانات التدريب والتي تساعد في تقليل التجارب المنفذة على المرضى، ثم نعرض نتائج تدريب ANFIS لتكون نموذج عكسي، بالإضافة إلى نتائج محاكاة عمل المتحكم، ونقيم أداء المتحكم في تحقيق حركة النهوض من خلال مقارنة أدائه مع متحكمات أخرى.

الفصل السابع: الاستنتاجات والآفاق المستقبلية. نعرض الأمور المستخلصة من هذا البحث، بالإضافة إلى مقترحاتنا لتطوير البحث قبل دخوله مرحلة التطبيق السريري.

الملاحق:

الملحق A: برنامج visual Nastran 4D.

الملحق B: برنامج Virtual Muscle.

الفصل الثاني

مبادئ الإثارة الكهربائية الوظيفية

Functional Electrical Stimulation Principles

2-1- مقدمة:

يعاني مريض شلل الأطراف السفلية من فقد جزئي أو كلي في إحساس وحركة الأطراف السفلية، ويحدث الشلل نتيجةً لإصابة الحبل الشوكي أو تضرره بسبب التعرض لصدمة (حادث سير - السقوط من مكان مرتفع) أو لبعض الأمراض العصبية. تستخدم تقنية الإثارة الكهربائية الوظيفية نبضات كهربائية صغيرة لإثارة الأعصاب المتصلة بالعضلات المحركة بهدف إعطائها القدرة على إنتاج الحركات المفيدة، وبالتالي تحسين حياة المرضى وزيادة استقلاليتهم.

نتعرف في هذا الفصل على إصابات الحبل الشوكي، وتقنية الإثارة الكهربائية الوظيفية، وكيف تطورت؟ ومبادئها الفيزيولوجية، وكيف يتم التحكم بإشارتها؟، والمعوّضات العصبية المحركة المطورة لتحسين النهوض.

2-2- إصابات الحبل الشوكي:

الحبل الشوكي أو كما يعرف باسم النخاع الشوكي هو جزء من الجهاز العصبي المركزي. يبدأ من قاعدة المخ ويمتد عبر العمود الفقري ليشكل وصلة حيوية بين الدماغ والأجزاء الطرفية من الجسم. يعمل الحبل كمجرى للسيالات العصبية، ومعالج ومكامل للإشارات العصبية. وتمثل إصابة الحبل الشوكي حدثاً مدمراً في حياة الشخص، فهي تسبب عجزاً عصبياً دائماً [1].

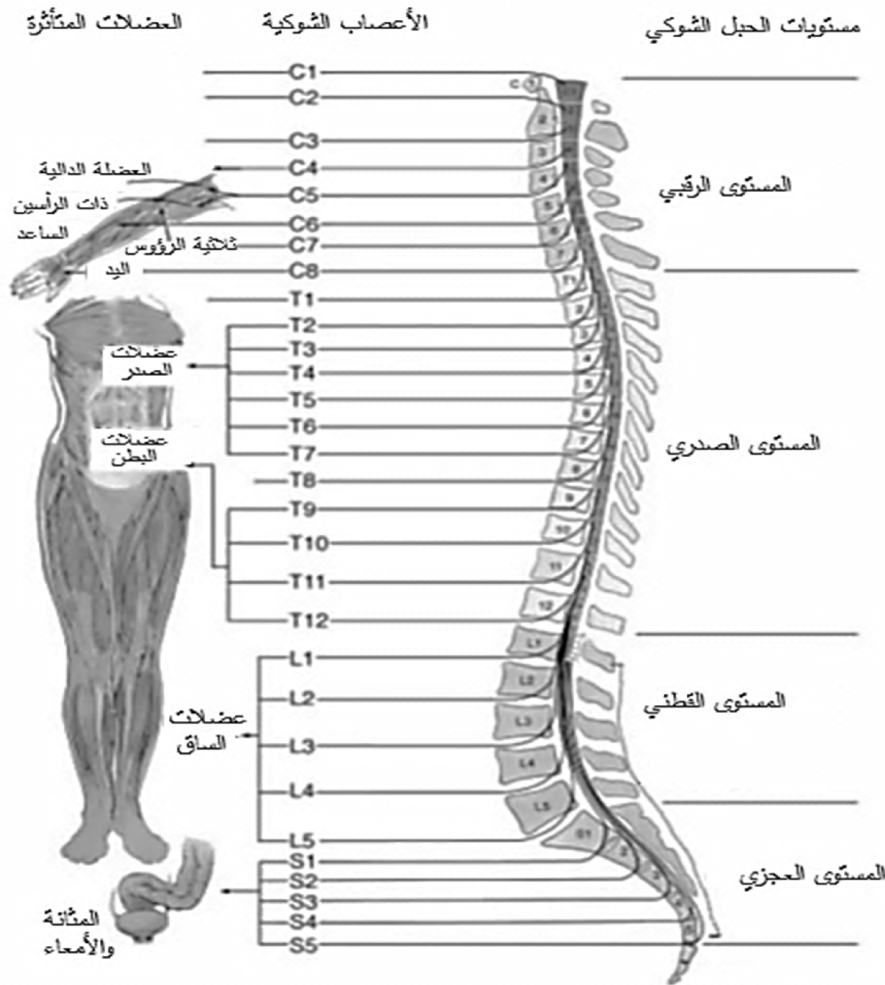
تعرف إصابة الحبل الشوكي بأنها تمزق الألياف العصبية في الحبل الشوكي مما يسبب توقف وصول أوامر الجهاز العصبي المركزي إلى بقية أجزاء الجسم التي تربطها الألياف المتضررة. وتظهر غالبية إصابات الحبل الشوكي لدى اليافعين في الفترة العمرية الممتدة من 16 إلى 30 سنة بسبب الحوادث المرورية والرياضية، بالإضافة إلى السقوط من الأماكن المرتفعة، والعنف والحوادث المرتبطة بالعمل أو المنزل [1].

يحدث فقد الوظيفي نتيجة توقف انتقال السيالة العصبية خلال المحوار العصبي المتضرر، وتبقى الدارات العصبية أسفل مستوى الإصابة سليمة لكنها غير متصلة بالتحكم القادم من القشر الدماغي.

ويختلف فقد الوظائف الحسية والحركية باختلاف مستوى إصابة الحبل الشوكي. حيث تؤثر الإصابة على النقل العصبي أسفل مستوى الإصابة بنوعين من الحالات [1]:

- الإصابة غير المكتملة 'Uncompleted Injury': تحافظ على النقل الحسي أو الحركي أسفل مستوى الإصابة ويعرف هذا النوع من الإصابات بأنها غير مكتملة.
 - الإصابة المكتملة 'Completed Injury': تعني فقدان القدرة الحسية والحركية معاً.
- يتم تصنيف الإصابات بالاعتماد على القسم الفقري المتطابق مع الإصابة (الشكل (1-2)):
- إصابة المنطقة العلوية من الحبل الشوكي (المنطقة الرقبية): تسبب اعتلالات في الأطراف الأربعة (العلوية والسفلية) وأعضاء الجذع والحوض وتعرف هذه الحالة بالشلل الرباعي.
 - الإصابة في المناطق الصدرية والقطنية: تسبب اعتلالات في حركة الأطراف السفلية وأعضاء الجذع والحوض، وتستثني الإحساس والوظيفة في الأذرع لذلك تعرف هذه الإصابات بشلل الأطراف السفلية [1].

تشكل إصابة الحبل الشوكي نقطة تحول في حياة الشخص المصاب، بسبب تعذر إعادة وصل الحبل الشوكي المتضرر في الوضع الطبي الحالي، وهذا ما يبرر ازدياد الأبحاث التي تهدف إلى تحسين بعض الحالات المرافقة لإصابة الحبل الشوكي أي استعادة الوظائف المفقودة بغض النظر عن الاتصالات التشريحية ضمن الحبل الشوكي، وهذا يتضمن استخدام الإثارة الكهربائية الوظيفية التي لاقت قبولاً واسعاً في الأوساط الطبية [1].



الشكل (2-1): مخطط توضيحي لمستويات الحبل الشوكي والعضلات التي تتأثر عند إصابته [21].

2-3- الإثارة الكهربائية الوظيفية Functional Electrical Stimulation:

تعرف الإثارة الكهربائية الوظيفية (FES) بأنها تقنية تستخدم مستويات منخفضة من الجهد أو التيار الكهربائي لإحداث تنبيه صناعي للجهاز العصبي المتضرر - نتيجة لإصابة الحبل الشوكي (SCI) - بطريقة متناسقة تؤدي إلى تحقيق الوظيفة المفقودة، وتعمل إما على محاكاة أنماط التنشيط العصبي الطبيعي لتعويض الوظيفة المفقودة، أو على منع الأنماط الشاذة للتنشيط [1]. تشمل تطبيقات FES:

- استعادة الوظيفة الحركية الإرادية مع الاستخدام القصير للـ FES من أجل تقوية العضلات.
- معوض جزئي أو كلي لوظيفة مفقودة مثل المعوضات العصبية للمشي، الإمساك بالأشياء، وإفراغ المثانة.

- تقليل مستوى الاعتلال الحركي (الرعاش لدى مرضى باركنسون) أو تحسين الحالة النفسية للمريض (الاكتئاب).

2-3-1- لمحة عن استخدام FES في استعادة وظائف الطرف السفلي:

كانت أولى محاولات الإثارة العصبية العضلية صنعياً في القرن الثامن عشر، عندما اكتشف Luigi Galvani أن التيار الكهربائي يولد في الأعصاب المقطوعة كمونات فعل مؤدياً إلى تقلصات عضلية. ولكن بقي الحصول على حركات مفيدة وظيفياً تحدياً حقيقياً حتى القرن العشرين حيث سجل Kantrowitz [8] أول دليل للوقوف بمساعدة FES بدون أي مقومات ميكانيكية إضافية لمرضى يعاني من إصابة في الحبل الشوكي عام 1960، حيث طبق الإثارة الكهربائية على العضلة مربعة الرؤوس والعضلة الأليوية بواسطة أقطاب سطحية.

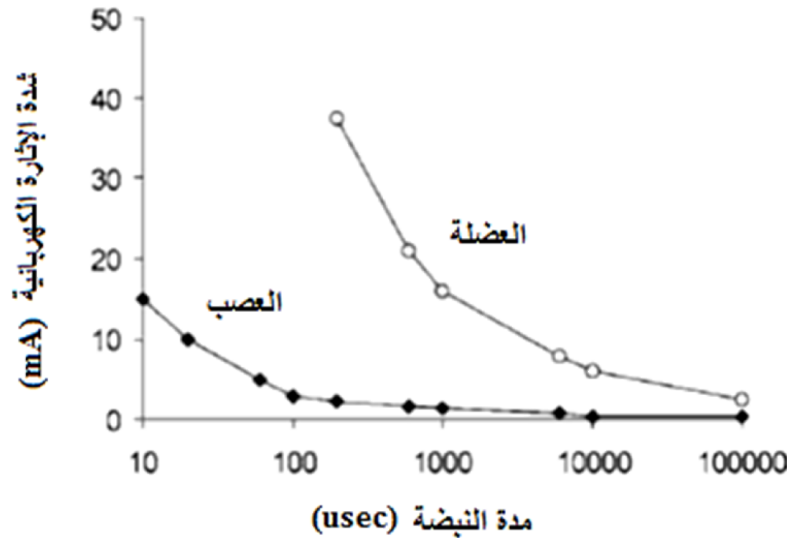
بعد مضي عقد من الزمن تم تطوير واختبار العديد من أنظمة FES المزروعة والسطحية لتطبيقات الطرف السفلي لمرضى الشلل النصفي و شلل الأطراف السفلية إلا أن الربح الوظيفي المقدم بواسطة هذه الأنظمة البدائية كان محدوداً:

- تعتمد هذه الأنظمة على تطبيق شدة إثارة ثابتة ومحددة مسبقاً دون معرفة الحالة الفعلية لجسم المريض (أسلوب تحكم الحلقة المفتوحة بالإثارة الكهربائية).
- انخفاض عدد المجموعات العضلية المثارة.

ومع حدوث التطور الهائل والسريع في تقنية المعالجات الصغيرة تم الحصول على أنظمة FES متحكم بها بواسطة الحاسب والتي تسمح بالبرمجة لسلاسل نبضات الإثارة أو حتى تحقيق استراتيجيات تحكم التغذية الخلفية المعقدة، ولكنها بقيت محصورة ضمن المخابر والمراكز البحثية ولم تصل إلى مرحلة الطرح في الأسواق [13].

2-3-2- المبادئ التشريحية والفيزيولوجية للإثارة الكهربائية الوظيفية:

تنشط الإثارة الكهربائية الأعصاب (الألياف العصبية أو بالقرب من الوصل العصبي العضلي) بدلاً من العضلات لأن كمية التيار اللازمة لتوليد كوامن الفعل في العصب أصغر بكثير من تلك اللازمة للعضلات كما تظهر في منحنى العلاقة بين الشدة والزمن لكل من العصب والألياف العضلية (الشكل (2-2)). ولتكون الإثارة الكهربائية فعالة يجب أن يكون التعصيب المحيطي من الحبل الشوكي إلى العضلة سليماً، وكذلك الوصل العصبي العضلي والعضلة [22].



الشكل (2-2): منحنى شدة الإثارة الكهربائية - مدة النبضة للعصب والعضلة [22].

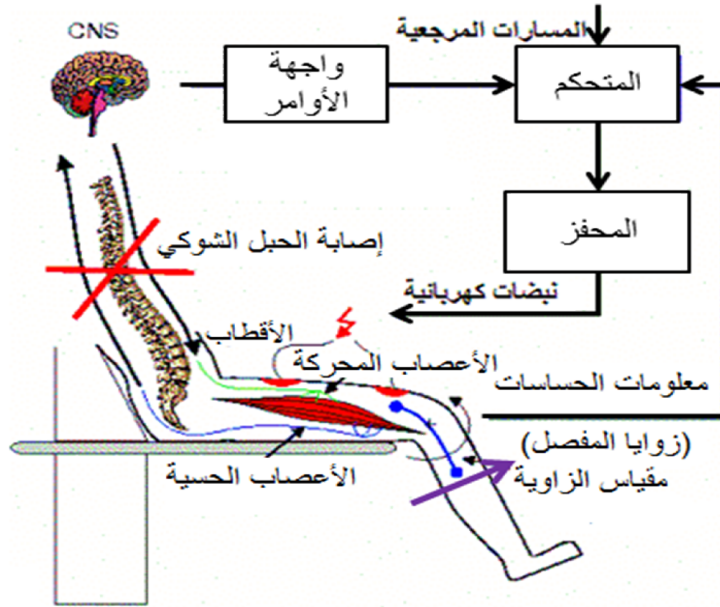
تستخدم النبضات الكهربائية لتوليد كوامن الفعل في الأعصاب، وتتحدد استجابة العصبونات المثارة بما يلي:

- الإثارة الكهربائية المطبقة: يتعلق بمطال التيار لنبضة الإثارة وعرض هذه النبضة (فترة تطبيق التيار)، ونوع الأقطاب المستخدمة لإيصال الإثارة الكهربائية، فعند استخدام الأقطاب السطحية لا يمكن إثارة العضلات العميقة [22].
- خصائص العصبون: يتعلق بحجم العصبون وخصائصه الكهربائية، وموقعه بالنسبة للأقطاب، ونوع هذه الأقطاب. فعند تطبيق نبضات كهربائية منخفضة الشدة تستجيب العصبونات الكبيرة ذات عتبة التنبيه المنخفضة والقريبة من مكان الأقطاب، وتثار العصبونات الصغيرة ذات عتبات التنبيه الأعلى والعصبونات التي تقع بعيداً عن الأقطاب مع زيادة شدة النبضات [22].

2-3-3- مكونات أجهزة الإثارة الكهربائية الوظيفية:

تنوعت تصاميم أجهزة الـ FES اعتماداً على التطبيق الطبي الذي تتعامل معه، إلا أن كل الأنظمة التي تم تطويرها لها خصائص محددة ومشاركة في تصميم معياري موجه للحصول على أكبر فائدة وظيفية، وتحقيق رضا المستخدم. يظهر الشكل (2-3) المكونات الأساسية لاستعادة وظيفة حركية مفقودة بمساعدة تقنية الـ FES، حيث يبدأ عمل النظام من خلال قرار المريض بالحركة الذي يتمثل بإشارة تتلقاها واجهة الأوامر، تعمل واجهة الأوامر على إرسال كافة المعلومات المتعلقة بالحركة المطلوبة إلى المتحكم، يحدد المتحكم مواصفات نبضات الإثارة اللازمة للحركة ويرسلها إلى المحفز

(مولد النبضات) ليولد قطاراً من النبضات الكهربائية، ويرسلها إلى الأقطاب التي توصلها إلى الأنسجة المراد إثارتها، حيث تنتقل العضلات وتحرك المفاصل، لتقوم الحساسات بجمع المعلومات حول حالة الجسم الجديدة، وترسلها إلى واجهة الأوامر [22]



الشكل (2-3): مكونات نظام FES لاستعادة الحركة [22].

يتألف أي نظام FES من المكونات التالية:

- 1- **الحساسات Sensors:** وظيفتها تجميع المعلومات المتعلقة بحالة النظام. ويتعلق تحديد نوع الحساسات بنوع الإشارة التحكمية فقد تكون أقطاباً لاقتباس الإشارات الحيوية للعضلات أو الأعصاب أو للدماغ، أو مقاومات حساسة للقوى توضع في باطن نعل الحذاء لقياس قوى رد فعل الأرض، أو مقاييس زوايا المفاصل، أو حساسات ضغط أو حتى مفاتيح تشغيل.
- 2- **الأقطاب Electrodes:** تستخدم في تطبيق أو نقل الإثارة الكهربائية إلى الألياف العصبية للعضلات المراد تحفيزها، وهناك كثير من التصميمات المختلفة للأقطاب التي تستخدم في التنبيه الكهربائي الوظيفي وهي: الأقطاب السطحية Surface Electrodes وتوضع على سطح الجلد والأقطاب المزروعة حول الأعصاب Cuff Electrodes والأقطاب الإبرية التي تخترق سطح الجلد، وعند اختيار الأقطاب يجب مراعاة الخصائص الميكانيكية والكهروكيميائية والعوامل الجراحية والتشريحية واعتبارات الاستخدام طويل الأمد وقضايا التعرض للخطر أمام الكلفة [22].
- 3- **المحفز Stimulator:** مسؤول عن توليد نبضات الإثارة الكهربائية حسب المواصفات التي يحددها المتحكم.

4- واجهة الأوامر: وهي الوحدة التي تظهر قيم وبارامترات التحكم وحالة الحركة لدى المريض، وهي تمثل نظام الإحساس الذي يفسر الإشارات المولدة بواسطة المستخدم والملتقطة عبر الحساسات لتشغيل المعوض العصبي الحركي، ويتحدد تصميم واجهة الربط اعتماداً على نوع إشارة التحكم المستخدمة.

5- المتحكم: العنصر الرئيسي في الجهاز فمن خلال تحديد أسلوب التحكم تتحدد الحساسات والأقطاب وأنماط نبضات الإثارة المستخدمة في تحريك العضلات، ويعمل على معالجة إشارات الحساسات والاستفادة منها في اختيار أنماط الإثارة المناسبة.

2-4- إشارة الإثارة الكهربائية الوظيفية:

تستخدم أجهزة FES الإشارات الكهربائية لإحداث تقلص عضلي لإنجاز الوظيفة المطلوبة، وتوصف هذه الإشارات اعتماداً على الشكل الموجي، والتردد، والمطال وعرض النبضة، بالإضافة إلى أنماط الإثارة، وتعد هذه الخصائص المفاهيم الأساسية في عملية تطوير أي جهاز FES.

2-4-1- الأشكال الموجية للإثارة الكهربائية Stimulation Waveforms:

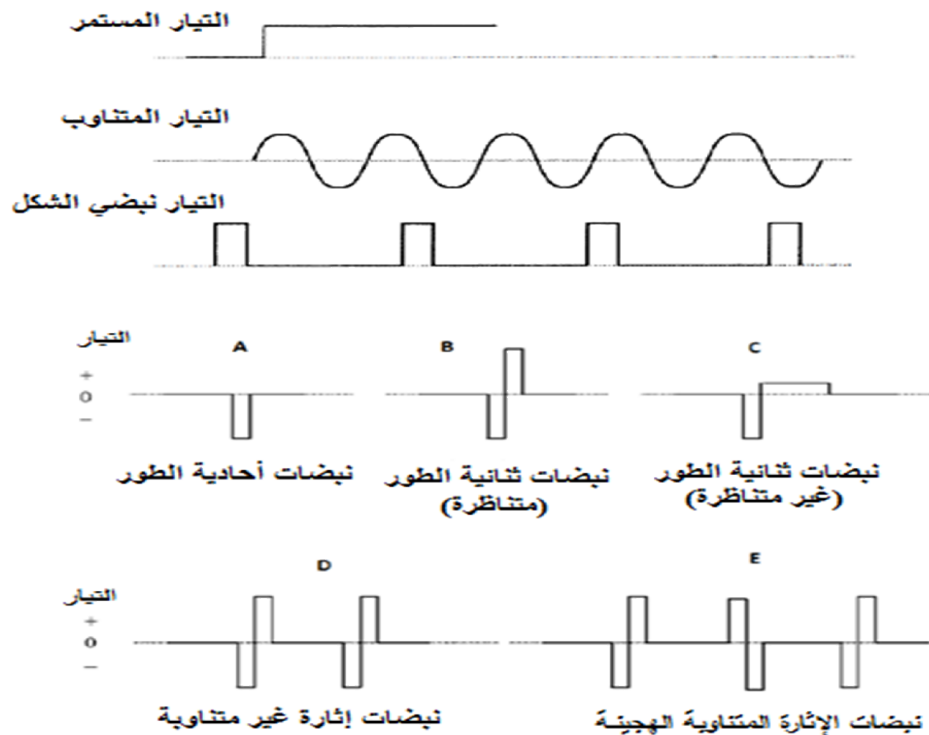
يوضح الشكل (2-4) رسماً يلخص الأشكال الموجية المستخدمة في تطبيقات الإثارة الكهربائية، وهذه الأشكال الموجية هي:

- 1- التيار المستمر Direct Current:** يستخدم لزيادة التروية الدموية ومعالجة الألم العصبي، لا يستخدم في تنشيط التقلصات العضلية لأنه يولد نفصات عضلية مع بداية ونهاية موجة التيار.
- 2- التيار المتناوب Alternating current:** يعرف بأنه تدفق التيار باتجاه ثم انتقاله للتدفق بالاتجاه المعاكس. ويمكن تشكيله من أي شكل للأمواج سواء أكانت جيبية أو مثلثية أو شبه منحرفة أو مربعة. لا تستخدم في التطبيقات العلاجية إلا إذا تم تعديلها أو رزمها إلى أغلفة On-Off مع سكون كهربائي بين كل غلاف وتعد الإثارة الجيبية منخفضة التردد الأكثر فعالية في تنشيط العضلات فاقدة التعصيب.

- 3- التيار نبضي الشكل Pulse Shaped Current:** يقدم نبضات كهربائية متقطعة من أجل موجة وعرض نبضة ومطال وتردد معلوم. يستخدم بشكل فعال في تطبيقات FES العملية مثل برامج إثارة العصب كهربائياً عبر الجلد لتنظيم الألم، ولتقوية العضلات، ومن الشائع فيها استخدام شكل

النبضة المستطيلة الذي يرتفع بشكل مفاجئ ثم يبقى عند مطال ثابت لفترة زمنية محددة ثم ينخفض بشكل مفاجئ. ويمكن توليد هذه النبضات بتركيبات مختلفة، وهي:

- **نبضات الإثارة أحادية الطور Monophasic Stimulation Pulses:** يتحرك التيار باتجاه واحد. وتستخدم في التطبيقات العلاجية قصيرة الأمد لأنها قد تسبب أضراراً للأقطاب والنسيج المثار عند استخدامها لفترات طويلة بسبب تغير التوزيع الأيوني الذي يحدث استقطاباً قد يؤدي إلى تضرر النسيج وحرقه.
- **نبضات الإثارة ثنائية الطور Biphasic Stimulation Pulses:** يمكن تقليل عبور الأيونات غير المتساوي عبر النسيج من خلال استخدام نبضات الإثارة ثنائية الطور (المتناظرة يكون لها مطال متساوي ومدة خلال الاتجاهين لذا تستخدم في إثارة العضلات الكبيرة، وغير المتناظرة)، ويفضل استخدام النبضات ثنائية الطور متوازنة الشحنة في غالبية تطبيقات FES وخصوصاً عند الاستخدام لفترات طويلة الأمد.
- **نبضات الإثارة المتناوبة الهجينة** وفيها تتناوب الشحنات الموجبة والسالبة بعد كل فترة زمنية محددة، ويتم فيها اقتران أكثر من نوع من الأمواج النبضية. وتستخدم هذه النبضات في تطبيقات FES حسب الوظيفة التي تم تطويرها لتحسين أدائها بطريقة احترافية [23].



الشكل (2-4) الأشكال الموجية الأساسية المستخدمة في الإثارة الكهربائية الوظيفية [23].

2-4-2- بارامترات موجة الإثارة:

تعرف شدة الإثارة بأنها تابع للشحنة الكلية المنتقلة إلى العضلة، وتعتمد على مطال وعرض وتردد وشكل قطار النبضات المستخدم في الإثارة، وبالتالي يجب الأخذ بعين الاعتبار هذه البارامترات لأنها ضرورية لإنتاج استجابة عضلية فعالة [24]. يتم التحكم بالبارامترات التالية:

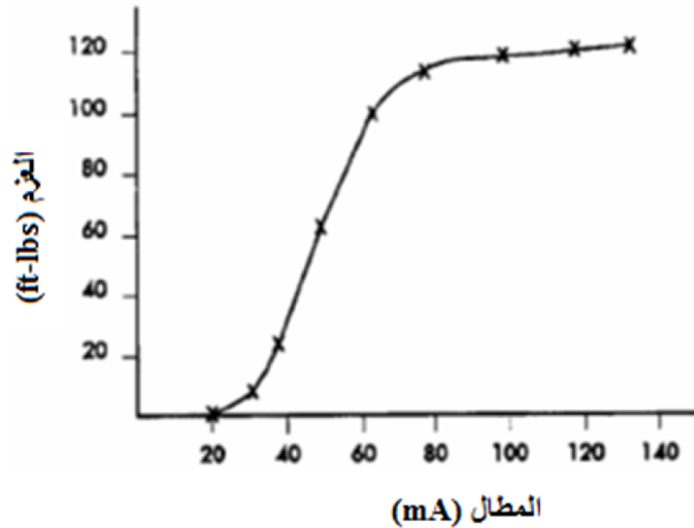
1- **التردد Frequency**: يعرف تردد النبضة أو معدل التكرار بأنه المعدل الذي عنده يتم قدح نبضات الإثارة، ويرتبط بالمعدل الذي تولد عنده الألياف العصبية كمونات الفعل. ويمكن التحكم بقوة العضلة الناتجة من خلال تعديل تردد الإثارة (الجمع الزمني Temporal Summation) إلا أن هذه الطريقة غير مستحبة لأن:

- محدودية مجال التردد.
 - تولد ترددات الإثارة المنخفضة نفضات عضلية وحيدة غير مدمجة بدلاً من التقصص العضلي الناعم.
 - لا تزداد قوة العضلة مع زيادة ترددات الإثارة إلى قيم أعلى من 30 Hz، حيث أن زيادة قيمة تردد نبضات الإثارة يؤدي إلى حدوث حالة التعب العضلي بشكل مبكر [25].
- تم العمل خلال السنوات السابقة على تحديد مجالات التردد المناسبة للحصول على أداء أفضل اعتماداً على التطبيق المطلوب، وقد وجد أن التردد ضمن المجال 20 - 40Hz لا يسبب أي أضرار عصبية واضحة [24].

2- **المطال Amplitude**: يمكن تعديل مطال نبضات الإثارة الكهربائية للتحكم بقوة العضلة. يجب أن يتجاوز مطال نبضة الإثارة على الأقل عتبة النسيج المثار لإحداث كمون فعل، ويوضح الشكل (2-5) العلاقة بين المطال والعزم الذي تولده العضلة، حيث نشاهد الحالات التالية:

1. عندما يزداد المطال من الصفر لا تلاحظ أي استجابة عضلية حتى يتم الوصول إلى عتبة إثارة معظم الوحدات المحركة.
2. المطال إلى أعلى من قيمة العتبة: يزداد العزم بسبب زيادة عدد الوحدات المحركة التي تم تطويعها.
3. زيادة المطال إلى أعلى من القيمة العظمى: لا تنتج أي زيادة في قوة العضلة وبالتالي ثبات قيمة العزم.

حددت الدراسات المجال الأمثل لمطال الإثارة بالمجال 80-120 mA لإحداث إثارة سطحية تؤمن أعلى تقلص فعال وغير مؤذي من أجل مطال إثارة ثابت وعرض نبضة متغير [24].



الشكل (2-5): تأثير المطال على عزم العضلة (البيانات من العضلات مربعة الرؤوس والمستقيمة الفخذية

بوساطة إثارة سطحية وعرض نبضة 300 μ s وتردد 35 Hz) [13].

3- مدة النبضة Pulse Duration: يتناقص انتقال الشحنة عبر النبضة مع تناقص عرض النبضة تم اعتبار قيمة 0.3ms قيمة حدية لعرض النبضة لأنها تمثل قيمة الريوباز Rheobase للعصب، وهو الجهد اللازم لإحداث إثارة في نسيج معين خلال تطبيق نبضات ذات عرض كبير جداً (لا يقل عن 300-1000 μ s)، فعندما يقل عرض النبضة عن هذه القيمة فإنها تتطلب زيادة كبيرة في مطال النبضة لإحداث انقباض عضلية، أما عندما تكون أكبر منها فإنها تحتاج للقليل من الجهد. ويجب أن تكون قيم عرض النبضة ضمن المجال الوسطي 200-400 μ s، وتكون القيم الأعلى غير مريحة [24].

2-5- المعوضات العصبية المحركة لاستعادة حركة الأطراف السفلية:

المعوضات العصبية المحركة Motor Neuroprosthesis: هي الأجهزة التي تستخدم الإثارة الكهربائية الوظيفية لاستعادة وظائف العضلات الهيكلية الفاقدة للتحكم العصبي الطبيعي، من خلال تطبيق نبضات الإثارة الكهربائية المناسبة لتوليد تقلصات عضلية وإنتاج حركة مفيدة وظيفياً [1].

تصمم المعوضات العصبية المحركة للحصول على مساعدة خلال الوقوف والمشي، ويستخدمها المرضى الذين يملكون تحكم حركي وقوة كافية في الجزء العلوي من الجسم، فهناك أكثر من 24 مركز حول العالم تعمل على تطوير أنظمة FES المساعدة على المشي أو الوقوف [13]، وأبرز الأنظمة الموجودة:

2-5-1- الأنظمة السطحية Surface Systems:

هي الأجهزة التي تستخدم الأقطاب المثبتة على السطح الخارجي للجلد، حيث توضع الأقطاب على جلد المريض فوق نقطة التقاء العصب مع العضلة (النقطة المحركة)، ويوضع وسيط ذو ناقلية كهربائية جيدة ولاصقة تحت الأقطاب لضمان الاتصال الجيد مع الجلد. من أشهر الأنظمة السطحية:

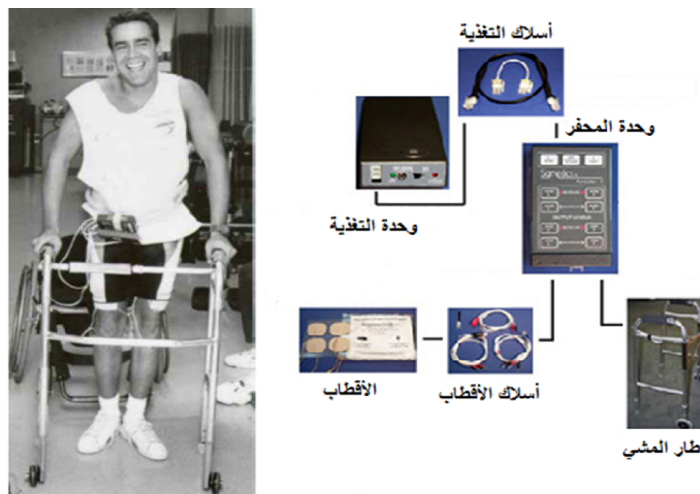
1- جهاز خطوة المشلول Parastep: قدم Daniel Graupe أول تصميم لجهاز Parastep في جامعة إيلينوي في الولايات المتحدة الأمريكية عام 1981، وأصبح متوفراً بشكل تجاري في 1992 عبر شركة Sigmedic Inc. يعد النظام الوحيد الحائز على موافقة إدارة الغذاء والدواء الأمريكية Food and Drugs Administration FDA.

ساعد هذا النظام المرضى على تحقيق السير لمسافات قصيرة بالإضافة إلى النهوض والمشي بمساعدة إطار المشي بشكل مستقل وبدون دعم الأجهزة التقييمية لمرضى إصابة الحبل الشوكي في الفقرات T1 – T4 [26]. يتألف Parastep (الشكل (2-6)) من:

1. المحفز: يعمل على توليد إما تيار مستمر أو قطار نبضات ثنائية الطور متناظرة، ويكون المطال متغير ضمن المجال 0-300 mA، أما عرض النبضة فهو ثابت على $150 \mu s$ ، ويستخدم أحد الترددات 24-25 Hz.

2. إطار المشي يستخدم لدعم للتوازن، ويحتوي على زر التحكم اليدوي في القبضات.

3. الأقطاب: يطبق خرج النظام بواسطة 12 قطب سطحي ملصقة على سطح الجلد ومثبتة على مجموعة العضلة مربعة الرؤوس والعضلات الأليوية والعصب الشظوي، وتقدح نبضات الإثارة كمونات الفعل في الأعصاب المحيطة السليمة لتوليد تقلص عضلي كافٍ [26].



الشكل (2-6): مكونات جهاز Parastep [26]

2- نظام محرض الحركة MotionStim8: تنتج شركة Medel جهاز MotionStim8. ويعد نظام بثمانية أقطاب إثارة سطحية، ومصمم ليعمل كنظام FES عام، وينشئ برامج الإثارة باستخدام البرمجيات المناسبة حيث يمكن تغيير شدة التيار 0-125mA والتردد 1-99 Hz وعرض النبضة 10-500 μ s ويستخدم التيار المستمر أو النبضات المستطيلة أو النبضات ثنائية الطور المتناظرة، ويحتوي الجهاز على لوحة مفاتيح صغيرة مع شاشة إظهار لاختيار برنامج الإثارة. ويحتاج الجهاز لدعم هندسي شامل لتطوير البرنامج المناسب لمستخدم النظام. يعد الجهاز من النوع المحمول ولكن أبعاده ووزنه وكثرة الوصلات والأسلاك تجعله غير عملي [27].

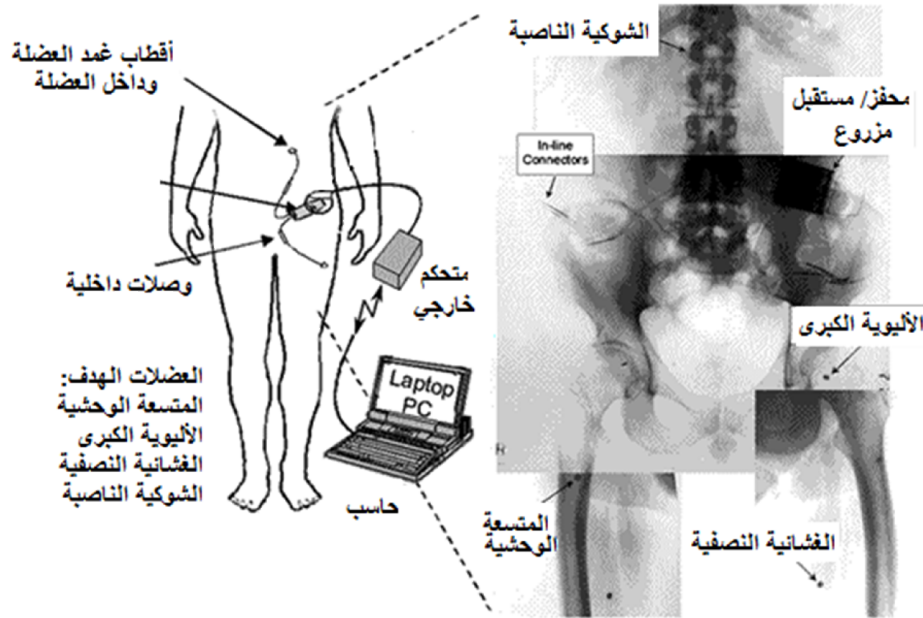
3- نظام كومبيكس3 Complex3: تنتج هذا النظام شركة Cafer Complex، وهو الجيل الثاني من Complex المطبق كمعوض عصبي للمشي والوقوف لأكثر من 100 مريض سكتة دماغية وSCI، ولكنه لم يعد متوفراً بشكل تجاري بسبب توقف شركة Complex SA عن العمل في هذا المجال. ويمتاز بوجود أربع قنوات إثارة مع إمكانية الاتصال المتعدد مع الحساسات التي تقيس خصائص فيزيولوجية معينة للعضلات مثل التقاط نشاط العضلة بالإضافة إلى وحدة معالجة بيانات تستخدم لبرمجة الجهاز من الحاسب المضيف. يستخدم لإجراء التمارين على المشي والوقوف، ولتقوية العضلات الهيكلية [28]. تمتاز الأنظمة السطحية بانخفاض كلفتها المادية وتثبيتها غير الجراحي، إلا أن هذه الأنظمة تستخدم فقط مع العضلات التي يمكن الوصول لنقاطها الحركية من سطح الجلد وإثارتها كهربائياً، كما أن تثبيت الأقطاب السطحية يحتاج إلى معرفة وخبرة بأماكن النقاط المحركة، بالإضافة إلى أن هذه الأنظمة تتطلب طاقة عالية لتتمكن من دفع التيار عبر ممانعة الجلد فمجالات مطال التيار النموذجية هي 10-150 mA [22].

2-5-2- الأنظمة المزروعة Implant Systems:

تتألف هذه الأنظمة من وحدتين الأولى مزروعة داخل الجسم وتشمل مولد النبضات والأقطاب، أما الثانية فهي خارجية تشمل المتحكم وواجهة الأوامر. تستخدم هذه الأنظمة الأقطاب المزروعة بالقرب من النقطة المحركة، أو داخل العضلة أو حول العصب، وتمتاز بأن الأقطاب المزروعة تحتاج لطاقة منخفضة جداً لإثارة التقلص ضمن العضلة (عادة أقل من 25mA نتيجة انخفاض كمية الأنسجة المقاومة لعبور التيار) والذي يعد الاعتبار الأساسي في تطوير المعوضات الحركية المزروعة، ومن الأنظمة المطورة لاستعادة النهوض والوقوف والمشي [22]:

1- نظام Case Western Reserve University/Veterans Affairs (CWRU/VA): هو معوض

حركي مزروع للوقوف تم تطويره في Case Western Reserve و Cleveland VA Medical Center University، [29]. ويتألف من وحدة إثارة ذات ثمانية قنوات إثارة، ومستقبل وأقطاب توضع عند غمد العضلة مزروعة بشكل ثنائيات في كل من العضلات: المتسعة الوحشية، الأليوية الكبرى، الغشائية النصفية (أو بدلاً منها المكورة المقربة الخلفية) لبسط الورك والركبة، وزرعت أقطاب داخل العضلة الشوكية الناصبة لدعم الجذع، وتم زرع وحدة الإثارة والمستقبل في أسفل البطن من الأمام كما في الشكل (7-2). يرتدي المريض خاتم الأوامر حول إصبع السبابة، ويستخدم لإرسال إشارات أوامر الجلوس والوقوف لوحدة التحكم الخارجية التي يتم ارتداؤها حول الخصر. يستخدم المريض الأطراف العلوية وإطار المشي الداعم أو مساعدة شخص ما لضمان التوازن [29].



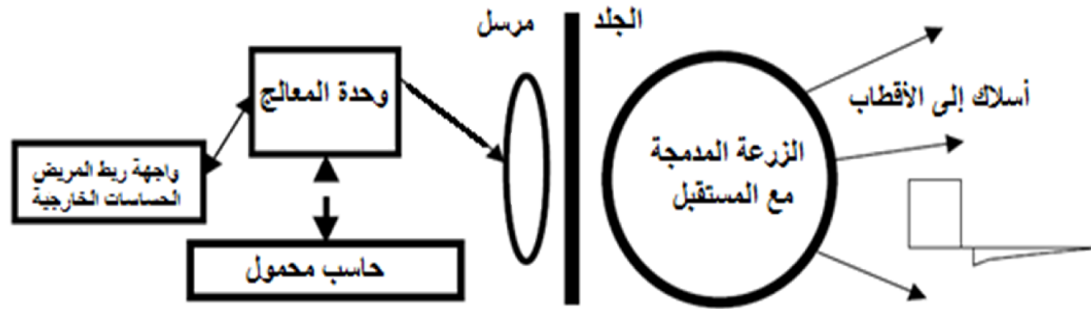
الشكل (7-2): مخطط توضيحي لنظام CWRU/VA المزروع لتعويض حركات الأطراف السفلية

المفقودة [29].

2- نظام مشروع انهض وامش (SUAW) Stand-Up-And-Walk: بدأ العمل على هذا النظام

1996 بهدف تطوير معوض عصبي مزروع للوقوف والمشي لمسافات قصيرة، ويتألف كما يظهر في الشكل (8-2) من وحدة مزروعة تشمل المحفز والمرسل و16 قناة مزروعة تقسم إلى: 4 أقطاب عصبية و12 من النوع الذي يوضع عند غمد العضلة، وترسل الطاقة والبيانات إلى الوحدة المزروعة، وتستقبل الوحدة المزروعة البيانات المتعلقة ببارامترات الإثارة من الشدة، والقناة المطلوبة وعرض النبضة لتقوم بتوليد النبضات المناسبة. وتسمح بنية المعالج الثنائي الموجود في وحدة التحكم

الخارجية بالاتصال مع حاسب خارجي ليتمكن الطبيب من برمجة سلسلة نبضات الإثارة لكل عضلة مع إمكانية تغيير بارامترات النبضة شبه المنحرفة المستخدمة. وتم تجريب تحكم الحلقة المفتوحة في عملية توليد الإثارة للحصول على الحركات المطلوبة، أما تحكم الحلقة المغلقة فقد تم تجريبه باستخدام المحاكاة الحاسوبية والميكانيكية ضمن مشروع DEMAR project (DEambulation et Mouvement ARTificiel) الهادف إلى تحسين أداء النظام [30].



الشكل (2-8): مخطط توضيحي لمكونات نظام SUA-W المزروع [30].

مشكلة الأنظمة المزروعة أنها جراحية، وتحتاج لشقوق متعددة الأماكن لتثبيت الأقطاب في الأماكن المحددة ويصعب استبدالها، وتميل هذه الأجهزة بشكل عام لارتفاع ثمنها [13].

2-6- الخاتمة:

عرض هذا الفصل لمحة بسيطة عن تقنية الإثارة الكهربائية الوظيفية واستخدامها في استعادة الوظائف الحركية للأطراف السفلية. حيث استعرض تطورها والأسس التي تعتمد عليها، ومكونات المعوضات العصبية التي تعمل على توليدها، بالإضافة إلى أهم المعوضات العصبية المستخدمة لاستعادة حركة النهوض.

الفصل الثالث

الدراسات المرجعية لحركة النهوض

Sit-To-Stand Movement Literatures Review

3-1- مقدمة:

لاستعادة حركة النهوض لمرضى شلل الأطراف السفلية العديد من الفوائد، فهي تسمح للمريض بالوصول إلى الأجسام المرتفعة التي يتعذر الوصول إليها من الكرسي المدولب، والتواصل مع الآخرين وجهاً لوجه. يشكل النهوض مطلب أساسي للعديد من الأنشطة اليومية مثل الوقوف والمشي وغيرها، وبالتالي يزيد نجاح عملية التحكم بالنهوض من استقلالية المريض. يستعرض هذا الفصل تحليل حركة النهوض من وجهة نظر الميكانيك الحيوي بالإضافة إلى الطرائق المستخدمة للتحكم بالإثارة الكهربائية الداعمة للنهوض لمرضى شلل الأطراف السفلية.

3-2- حركة النهوض:

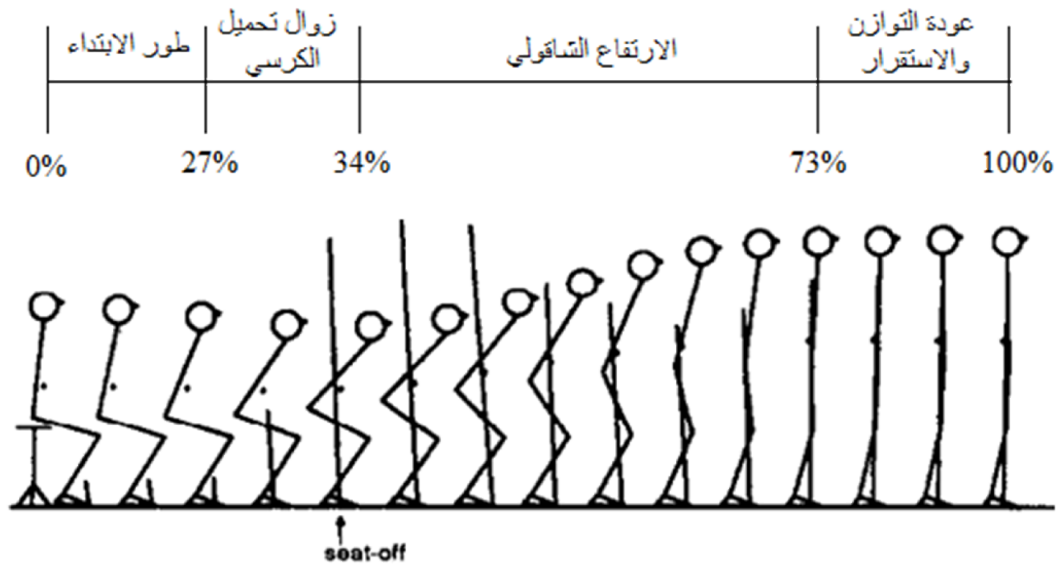
تعرف حركة النهوض بالارتفاع من الكرسي، وهي النشاط الذي ينتقل الشخص فيه من وضعية الجلوس إلى الوقوف، وقد ينظر إليها على أنها الانتقال من وضع سكوني مستقر (الجلوس) إلى وضع آخر مستقر (الوقوف) [31, 32]. درس الباحثون حركة النهوض من وجهات متعددة، فشملت الدراسات تعريف الأحداث والأطوار المميزة للحركة، وتأثير الوضعية الابتدائية للجسم، والأساليب المختلفة للنهوض، والعديد من الأمور المساعدة على فهم آلية هذه الحركة.

3-2-1- حركة النهوض لدى الأشخاص الأصحاء:

- استخدمت أعداد مختلفة من الأطوار والأحداث لتوصيف النهوض لدى الأصحاء اعتماداً على:
- معدات القياس (صفيحة القوى - تحليل الفيديو - مقاييس الزوايا والتسارع - وغيرها...).
 - المتغيرات المستخدمة لتوصيف الحركة (قوى رد فعل الأرض - زوايا المفاصل وغيرها...) [31].

تقسم دورة النهوض إلى أربعة أطوار أساسية اعتماداً على البيانات المقاسة لقوة رد فعل الأرض وزوايا المفاصل من عشرين شخص سليم [33]، ويظهر الشكل (1-3) أحداث دورة النهوض لدى الأشخاص الأصحاء، حيث تتألف من:

1- طور الابتدء Initiation Phase (العزم الأمامي): التقدم من الجلوس إلى قفل الورك. ويشكل 27% من دورة النهوض. في البداية يكون الشخص جالساً وساكناً حيث يتوضع مركز الجاذبية Center of Gravity COG خارج الجسم أمام الورك مما يسبب قبض لمفصل الورك، حيث تولد العضلات القابضة للورك كمية حركة دافعة نحو الأمام للرأس والأذرع والجذع [33] ، حيث يتحرك مركز كتلة الجسم Central of Body Mass COM نحو الأمام بحركة أفقية، وينتهي هذا الطور ببلوغ أعلى قيمة قبض لمفصل الورك (قفل مفصل الورك)، ويساعد قفل الورك على انتقال العزم لكامل الجسم (أي من الرأس والأذرع والجذع إلى الأطراف) [32]



الشكل (1-3): أطوار حركة النهوض لدى الأصحاء مع تمثيل تغير مركز الجاذبية وقوة رد فعل الأرض خلال الحركة حيث يعبر عن مركز الجاذبية بالنقطة السوداء أما خط قوة رد فعل الأرض فهو بخط مستمر [32].

2- طور زوال تحميل الكرسي Seat Unloading: يبدأ هذا الطور عند قفل مفصل الورك، وينتهي بمغادرة الكرسي، ويمتد من 27% حتى 34% من دورة النهوض. حيث تتباطأ حركة الرأس والجذع والأذرع بشكل سريع باستخدام العضلات الباسطة للورك مما يساعد على انتقال العزم من الرأس والأذرع والجذع إلى الأطراف. وعند لحظة مغادرة الكرسي يغير مركز

الجاذبية حركته لتصبح شاقولية نحو الأعلى. وتتميز لحظة مغادرة الكرسي بأن قوة رد فعل الأرض تغير جهتها[33].

3- الارتفاع الشاقولي Vertical Ascension: من مغادرة الكرسي إلى البسط الكامل للركبة. يعد هذا الطور هو الأطول فهو يمتد من 34% إلى 73%، يعطي ميلان الجذع نحو الأمام ارتفاعاً بالإزاحة الشاقولية، حيث تعمل العضلات الباسطة للورك على تقليل عزم انقباض الجذع، وتبدأ الركبة بالانبساط من لحظة مغادرة الكرسي، تنبسط المفاصل (الورك والركبة والكاحل) باتجاه ترتيب وضعية الوقوف، ويميل مركز كتلة الجسم الكلية قليلاً نحو أمام القيمة اللازمة للوصول إلى الوقوف المستقر نتيجة ميلان الجذع قليلاً نحو الأمام وتنتهي حركة الارتفاع الشاقولي عندما تصبح الركبة بحالة بسط كامل، وهذا الحدث هو بداية طور الاستقرار[33].

4- عودة التوازن والاستقرار Recovery and Stabilization: يمتد من 73% وحتى 100% حيث ينزاح مركز كتلة الجسم إلى الخلف إلى موقعه النهائي فوق قاعدة الدعم (القدمين). حيث تعمل العضلات الباسطة للورك مع مساهمة عزم الانقباض الأخصي الذي تولده العضلات القابضة للكاحل في استعادة التوازن والاستقرار، وتنتهي الحركة عند الوصول إلى وضعية الوقوف الساكن المستقر[31].

3-2-2- العوامل المؤثرة على حركة النهوض:

تؤخذ العوامل المؤثرة على حركة النهوض بعين الاعتبار لدى دراستها، وهذه العوامل:

1- مواصفات الكرسي: تشمل

- ارتفاع المقعد: يسبب انخفاض ارتفاع مقعد الكرسي تغير مركز كتلة الجسم لمسافة أبعد وإطالة زمن النهوض وبالتالي زيادة السرعة الزاوية للورك وزيادة تغير زوايا الكاحل والركبة والجذع، وبالإضافة إلى زيادة العزم الأعظمي اللازم عند الورك والركبة، وبالتالي كلما ارتفع مقعد الكرسي كلما قلت العزوم حول الورك والركبة، ويعادل ارتفاع المقعد الأمثل 120% من طول الساق[31].
- مسند الظهر: يستخدم لضمان استقامة الجذع في بداية الحركة.

- مساند الذراعين: تستخدم لتقليل العزوم على مفاصل الورك والركبة حيث يقل العزم حول مفصل الورك بمقدار 50% عند استخدام مساند الذراعين مقارنة مع النهوض بدون استخدامها [34, 35].

2- الحالة الابتدائية للجسم: وتشمل

- موضع الجذع: تسبب زيادة قبض الجذع في بداية الحركة إلى زيادة فترة بسط الورك، وتقليل العزم حول مفصل الركبة بمقدار 27% خلال حركة النهوض مقارنة مع النهوض الطبيعي، ولكنه لا يؤثر على المجال الكلي لحركة الركبة والكاحل رغم تغير حركة الورك [36].
- وضعية الأذرع: يمكن أن تتحرك بحرية على جانبي الجسم أو تطوى عند الصدر أو توضع على الركبتين أو على ذراعي الكرسي. ويقلل استخدام الذراعين قيمة العزوم حول المفاصل، ولا يغير مجالات حركة المفاصل. ولكنه يؤثر على موضع مركز كتلة الجسم، ومقدار قمة القوة الشاقولية حيث ترتفع من أجل الأذرع مطوية عند الصدر، وتخفض في حالة استخدام مساند الأذرع [35].
- موضع العجز بالنسبة لحافة المقعد الأمامية: كلما اقترب من الحافة كان النهوض أسرع.
- موضع القدمين: تركز الدراسات على وضع القدمين بشكل متوازي فيما بينهما مع تحديد المسافة، فهي تعطي فكرة عن حجم قاعدة الدعم ومقدار التقريب/التباعد اللازم لمفصل الورك، فيسبب وضع القدمين إلى الخلف من الركبة حركة نهوض أسرع من الحالة التي تكون فيها القدمين أمام الركبة نتيجة خفض مقدار قبض الورك وسرعته، أما وضع القدمين نحو الأمام فيسبب زيادة الحركة الأفقية لمركز كتلة الجسم نتيجة زيادة سرعة ومقدار قبض الجذع، وبالتالي يؤثر سلباً على راحة وسهولة النهوض [36].

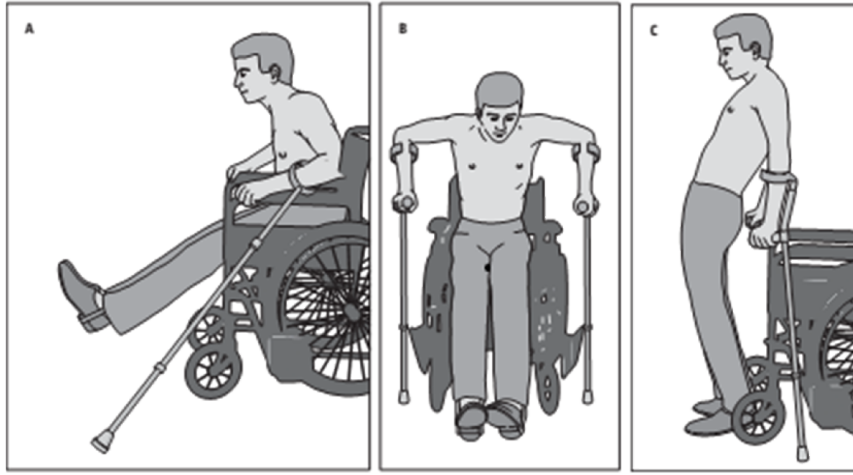
- 3- سرعة الحركة: تسبب زيادة سرعة النهوض زيادة في عزوم قبض الورك وبسط الركبة وقبض الكاحل، وتؤدي إلى تصغير الفترة الزمنية لطوري الانقباض وانتقال العزم [34].

3-2-3- حركة النهوض لدى مرضى شلل الأطراف السفلية:

تتطلب حركة النهوض عزوم مرتفعة وتناسق كامل الطرف خلال الحركة، وهو أمر يفتقده مرضى شلل الأطراف السفلية. لذا من الضروري تبني استراتيجيات مختلفة للتعامل مع العضلات الفاقدة للتحكم القادم من الدماغ، وتختلف هذه الاستراتيجيات باختلاف مستوى الإصابة، ولكن تشكل الأذرع - الجزء العلوي من الجسم - الجزء المكمل للحركة، فهي تعمل على توفير التوازن وتعويض عزوم المفاصل الضعيفة، لذلك يجب أن يمتلك الطرف العلوي للمريض قوة كافية لينهض المريض.

يتم تدريب مرضى شلل الأطراف السفلية على كيفية النهوض وتعويض الفعل المفقود لأطرافهم السفلية باستخدام العكازتين أو إطار المشي مع استخدام الأجهزة التقويمية، وعادة يستخدم الجهاز التقويمي للركبة والكاحل والقدم Knee Ankle Foot Orthosis KAFO للنهوض من الكرسي المدولب بين الأعمدة المتوازية Parallel Bars، حيث يكون مفصل الكاحل لهذا المقوم ثابتاً، أما مفصل الركبة فيكون قابلاً للقبض [6]، ويستطيع المستخدم قفل وتثبيت مفصل الركبة في وضعية البسط. وتكون حركة النهوض على النحو التالي (الشكل (3-2)):

1. في البداية يفترض وجود الشخص في وضعية جلوس جيدة وقريبة من الحافة الأمامية لمقعد الكرسي المدولب مع وضع يديه على دعامة ميكانيكية (الأعمدة المتوازية أو العكازين أو إطار المشي).
2. يميل جسم المريض إلى الأمام، ويدفع جسده شاقولياً ليغادر المقعد نحو وضعية الوقوف بالاعتماد على الحركة الإرادية للجذع مع تحميل الطرف العلوي معظم وزن الجسم.
3. يأخذ الجسم في نهاية الحركة وضعية الشكل C حيث يكون الكاحل بحالة قبض والورك بحالة فرط بسط، وتعمل قوة رد فعل الأرض على استقرار مفصل الورك من خلال عبورها خلفه بينما يقوم مقوم القدم والكاحل والركبة بقل الكاحل والركبة [6].



الشكل (3-2): نهوض مشلول بمساعدة دعائم ميكانيكية (عكازين) ومقوم للركبة والكاحل والقدم [6].
يستخدم مرضى الشلل بمستويات إصابة الحبل الشوكي العالية للقيام بتمرين النهوض الأجهزة
التقويمية التي تحقق استقرار مفصل الورك والجذع والموضحة في الشكل (3-3):

- مقوم القدم والكاحل والركبة والورك Hip Knee Ankle Foot Orthosis HKAFO.
- مقوم توجيه الورك Hip Guidance Orthosis: تكون فيه مفاصل الورك حرة الحركة تقوم بالقبض/البسط ضمن مجال الحركة المسموح.
- مقوم المشية التبادلية Reciprocating Gait Orthosis: يختلف عن HKAFO في أنه يربط مفصلي الورك معاً ويدعم الجذع حتى مستوى الصدر، ويسبب تحريك الورك باتجاه القبض تحريك مفصل الورك الآخر بالاتجاه المعاكس [37].



الشكل (3-3): الأجهزة التقويمية المستخدمة لمساعدة النهوض: مقوم الركبة والكاحل والقدم KAFO، ومقوم الورك والركبة والكاحل والقدم HKAFO، ومقوم توجيه الورك HGO، ومقوم المشية التبادلية RGO [37].

وتكمن مشاكل استخدام الدعامات الميكانيكية والأجهزة التقويمية في النقاط التالية:

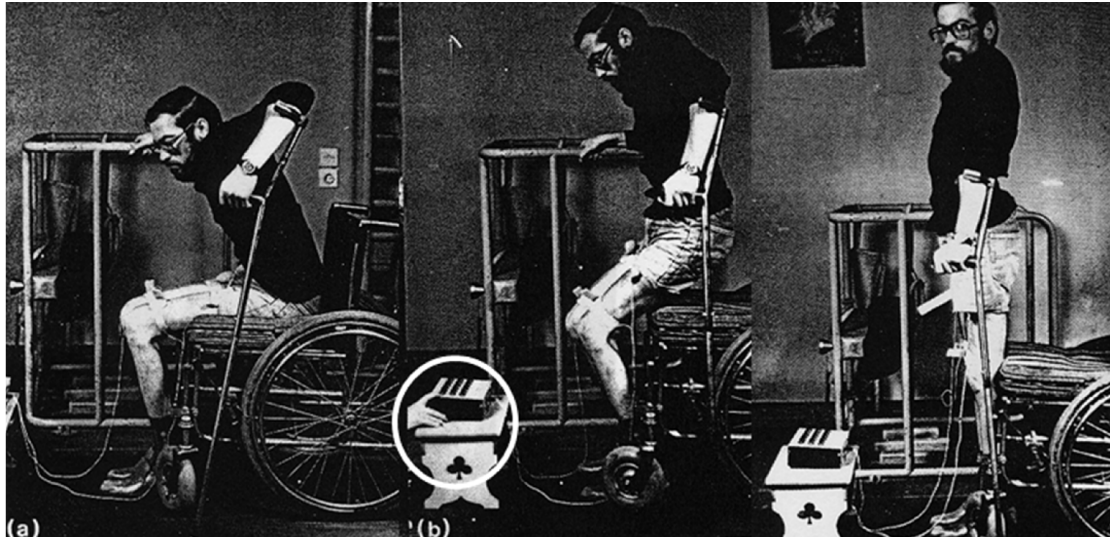
- يعاني المرضى من خطر تأذي مفاصل الطرف العلوي نتيجة التحميل الزائد عليها.
- تستهلك قدراً كبيراً من الطاقة.
- الأجهزة التقويمية ضخمة الحجم ومتعبة، ويصعب ارتداؤها وخلعها بسهولة، وغير كافية لتحقيق حركة نهوض صحيحة.

وبالتالي يلجأ المرضى إلى استخدام الكراسي المدولبة لتقليلهم، والاعتماد على الآخرين في النهوض، واتباع برامج معالجة فيزيائية للمحافظة على مرونة عضلاتهم ومنعها من التليف أو الضمور [38]، أو استخدام الإثارة الكهربائية الوظيفية [39]. فهي تتمتع بسهولة الاستخدام، وتعتمد على استخدام المريض لعضلاته وطاقته الاستقلابية، وذات شكل مرغوب، ووزن خفيف، ولا تحتاج إلى تصميم محدد للمستخدم لعدم اعتمادها على شكل الطرف وحجمه [39].

3-2-4- حركة النهوض بمساعدة الإثارة الكهربائية الوظيفية:

أظهرت الدراسات أن كل الأشخاص الذين يعانون من إصابة في الحبل الشوكي أدنى من الفقرة T-12 ولديهم عضلات سليمة قابلة للإثارة كهربائياً يمكنهم القيام بالنهوض [13]، يتم النهوض وفق المراحل التالية بمساعدة الجزء العلوي من الجسم والإثارة الكهربائية لباسطات الركبة فقط باستخدام إثارة محدد مسبقاً، وهي الإجرائية المعتمدة سريرياً (الشكل (3-4)):

1. يقوم المريض في البداية بدفع جسده مع إمالة الجذع إلى الأمام، والأذرع مثنية بشكل كامل عند المرفق ويتم دعمها بدعامات ميكانيكية (إطار مشي - عكازين)، مع عودة القدمين إلى الوراء.
2. يتم قدح نبضات الإثارة للعضلات باسطة الركبة بشكل إرادي من خلال مفاتيح موجودة في قبضة المريض ويرفع الجسم نحو الأعلى من الموضع البدائي إلى وضعية الوقوف المستقر [39, 40].



الشكل (3-4): نهوض مريض شلل أطراف سفلية بمساعدة الجزء العلوي من الجسم والإثارة الكهربائية
لباسطات الركبة [39].

تختلف هذه الطريقة في النهوض عن الحالة الطبيعية، وتعاني من السلبيات التالية:

- طريقة النهوض ليست مثالية من ناحية تطبيق القوى والعزوم في الأطراف العلوية والسفلية لأن نظام إثارة العضلات الباسطة للركبة حلقة مفتوحة، ويتم القدح باستخدام نبضات إثارة ذات شدة أعظمية ثابتة طويلة فترة عملية الارتفاع.
 - عندما تكون الركبتان منبسطتين بشكل كامل في نهاية النهوض تسبب قيم عزوم مفصل الركبة العالية والتي تتجاوز القيم المسموح بها سرعاتٍ عاليةً في مفاصل الركبة مما يسبب إصابةً في أربطة الركبة.
- تحل هذه المشاكل من خلال تحسين أسلوب التحكم [13].

3-3- تحليل حركة النهوض:

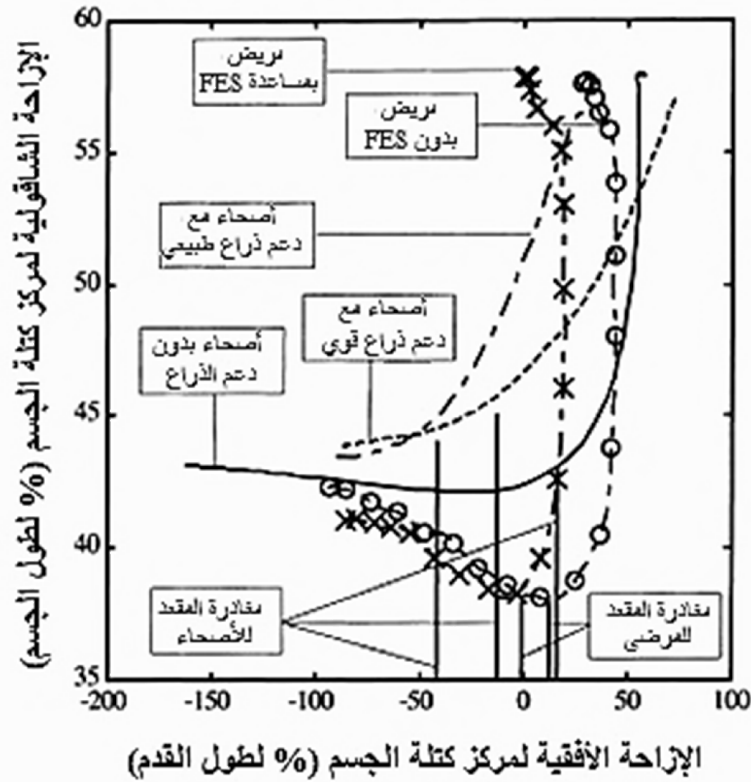
تعد عملية توصيف وتعريف حركات الإنسان الشائعة من العمليات الصعبة، فالأشخاص يختلفون في الأشكال والأحجام ولهم أنماط حركة فريدة ومميزة، ولا يميل الشخص إلى تكرار الحركات الوظيفية بنفس الطريقة خلال كل أداء ناجح، مما سبب عدم وجود طريقة مقبولة وشائعة لوصف حركة النهوض [35].

نوضح في الفقرة التالية تحليل حركة النهوض لدى الأشخاص الأصحاء ومرضى شلل الأطراف السفلية الذين يستخدمون الإثارة الكهربائية.

3-3-1- حركة مركز كتلة الجسم:

يوصف الجزء الأول من مسار حركة مركز كتلة الجسم بأنه إزاحة في الاتجاه الأمامي (الإزاحة الأفقية) وتصبح في الوسط على شكل إزاحة نحو الأمام وإلى الأعلى معاً، أما في الجزء الأخير فهي إزاحة نحو الأعلى (الإزاحة الشاقولية) فقط.

يظهر الشكل (3-5) منحنيات حركة مركز كتلة الجسم الناتج عن إجراء تحليل حركة النهوض في المستوي السهمي لـ 10 أشخاص أصحاء خلال حالات: النهوض بدون دعم الذراعين، والنهوض مع دعم الذراعين والنهوض مع دعم الذراعين بقوة، بالإضافة إلى مريض شلل أطراف سفلية خلال النهوض مع استخدام FES وبدونه [41]. حيث استخدمت صفيحة قوى لقياس قوى رد فعل الأرض بالاتجاهات الثلاثة، وحساس لقياس قوى قبضة المريض مع تثبيت علامات ضوئية على مفاصل الجانب الأيسر (الورك والركبة والكاحل والكتف والمرفق والرسغ) تعطي إحداثيات المفاصل بالاتجاهات الثلاثة حيث تسجل الحركة باستخدام كاميرتين [41]. حيث تظهر الإزاحة الشاقولية والأفقية لمركز الكتلة معاً من بداية الحركة لدى الأشخاص الأصحاء في حالة النهوض مع دعم الذراعين (الشكل (3-5)).



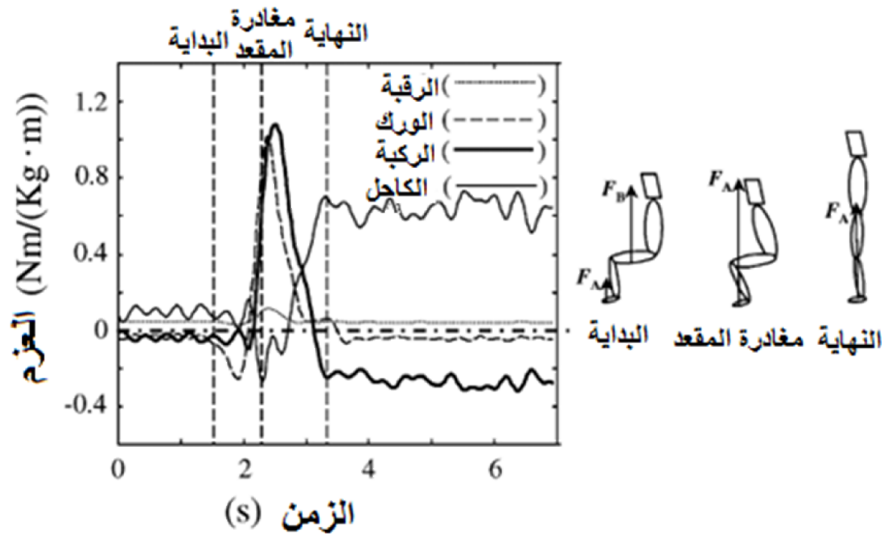
الشكل (3-5): حركة مركز كتلة الجسم في المستوي السهمي من أجل الأصحاء، ومريض شلل الأطراف السفلية، حيث قُيست الإزاحة الأفقية كنسبة من طول القدم، والإزاحة الشاقولية كنسبة من طول الجسم [41].

أما لدى لمرضى شلل الأطراف السفلية فيشير منحني حركة مركز الكتلة إلى أنه قبل مغادرة الكرسي يؤمن المريض توضع مركز كتلة جسمه بالقرب أو بين يديه، من خلال دفع جسده مما يسبب إزاحة مركز كتلة جسمه نحو الأسفل، ويكون مقدار هذه الإزاحة أكبر في حالة النهوض بدون استخدام الـFES، وعندما يستقر مركز كتلة الجسم في قاعدة دعم الجسم (القدمين) يرتفع المريض بشكل شاقولي تقريباً مع محاولة المحافظة على الجذع بين اليدين[41].

3-3-2- عزوم مفاصل الطرف السفلي خلال حركة النهوض:

يظهر الشكل (3-6) منحنيات عزوم القبض في مفاصل الكاحل والركبة والورك خلال الارتفاع من الكرسي للأشخاص الأصحاء[42]، ويمثل عزم القبض مكون العزم العامل على المحور المعامد للمستوي السهمي لجزء الجسم، حيث تظهر قمة عزوم البسط للركبة والورك وقمة قبض الكاحل بالتزامن بعد مغادرة الكرسي بقليل، وتكون تغيرات العزوم على النحو التالي:

1. تبدأ حركة النهوض من خلال زيادة عزوم قبض مفاصل الورك، ويصل إلى قمة قبض الورك 0.2 N.m/(Kg.m) بعد بداية طور العزم الأمامي.
2. تزداد عزوم بسط الورك والركبة معاً خلال طور التسارع الأمامي، وتبلغ قيمتها الأعظمية للورك 0.9 N.m/(Kg.m) وللركبة 1.17 N.m/(Kg.m) بعد لحظة مغادرة الكرسي.
3. تبدأ عزوم البسط لمفاصل الورك والركبة بالتناقص، بينما يعكس عزم الكاحل اتجاهه حالما يتحرك مركز الضغط القوى أمامياً إلى مفصل الكاحل عند نهاية الحركة.
4. يبلغ عزم بسط الكاحل قيمته الأعظمية 0.639 N.m/(Kg.m) عند نهاية النهوض[42].



الشكل (3-6): منحنيات العزوم مفاصل الورك والركبة والكاحل خلال النهوض لدى الأصحاء[42].

تكون قيمة العزوم الأعظمية على مفاصل الورك والركبة في حالة النهوض مع دعم الذراعين أصغر بمقدار 50% من حالة النهوض بدون دعم الذراع، وذلك لأن استخدام الذراعين يدعم استقرار الحركة وبالتالي يقلل العزوم، ولكن أثبتت التجارب أن عزم الكاحل أكبر نسبياً في حالة دعم الذراع العادي من النهوض بدون دعم الذراع.

بالنسبة لنهوض مرضى شلل الأطراف السفلية بمساعدة الـ FES: يعادل العزم الأعظمي لمفصل الركبة $2\% BW \times BH$ وبالتالي يكون العزم المولد من إثارة مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية بشدة أعظمية كافياً لمغادرة المقعد [41].

3-3-3- قوة رد فعل الأرض:

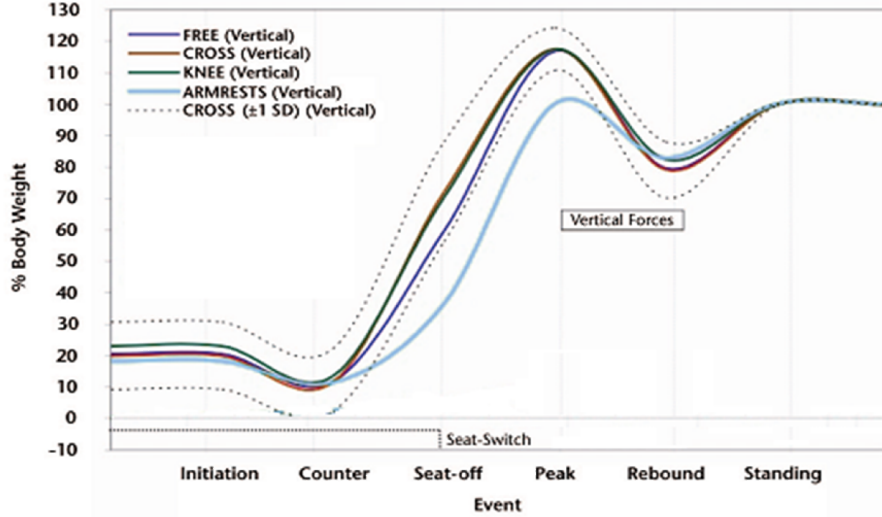
تكون تغيرات قوة رد فعل الأرض خلال حركة النهوض واضحة وذات أحداث مميزة في مركبتها الشاقولية، وتظهر هذه التغيرات على شكل المراحل التالية:

- 1- البداية Initiation: أول انحراف عن القيمة الأساسية للتسجيل على صفيحة القوى.
- 2- القوة المعاكسة Counter Force: أول انخفاض في القوة الشاقولية بعد البداية وهي أدنى قيمة تسجل للقوة الشاقولية.
- 3- قمة القوة Peak Force: تكون أعلى قمة للقوة الشاقولية بعد مغادرة المقعد.
- 4- القوة المرتدة Rebound Force: تظهر بعد القمة على شكل انخفاض في قيمة القوة بحيث تكون أقل من وزن الجسم.
- 5- قوة الوقوف Standing Force: تظهر لدى نهاية انخفاض القوة المرتدة، وتستقر القوة عند قيمة ثابتة.

يظهر الشكل (7-3) منحنى متوسط مركبة القوة الشاقولية لقوة رد فعل الأرض المقاسة بالنسبة لوزن الجسم لمائة مشارك صحيح البنية (50 رجل و 50 امرأة) في حالات:

- النهوض والأذرع حرة.
- الأذرع متصالية عند الصدر.
- النهوض بالاستعانة بذراع الكرسي.
- النهوض مع وضع الأذرع على الركبتين.

تكون القوة الشاقولية في حالة النهوض مع الأذرع متصالبة عند الصدر ذات أعلى قمة وتبلغ 120 %BW مقارنة مع أساليب النهوض الأخرى، وتبلغ قيمة القمة في حالة النهوض باستخدام ذراع الكرسي 100% BW [35].



الشكل (3-7): منحنى القوة الشاقولية لقوة رد فعل الأرض للأشخاص الأصحاء مقيسة بالنسبة لوزن الجسم

في حالات النهوض والأذرع حرة free - متصالبة عند الصدر cross - بالاستعانة بذراع الكرسي

armrest - وضع الأذرع على الركبتين knee [35].

أما في حالة مرضى شلل الأطراف السفلية فتتحمل الأذرع 85% من وزن الجسم في حالة النهوض بدون مساعدة الـFES، وهكذا تتناقص قوة رد فعل الأرض الشاقولية بعد مغادرة الكرسي إلى أقل من 15% من وزن المريض، ولكن في حال تطبيق الـFES في نهاية الطور الثاني حيث تكون الركبة بحالة بسط كامل والأقدام قادرة على حمل 60% من وزن المريض، وفي هذه الحالة ينتقل الحمل من الأذرع إلى الطرفين عند مضي 65-70% من الحركة [41].

3-4- أنماط متحكمات حركة النهوض بمساعدة FES:

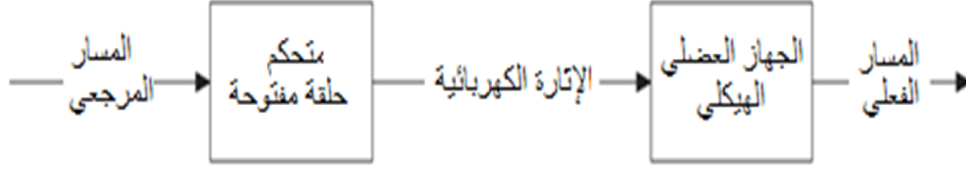
تصنف المتحكمات إلى ثلاثة أنماط:

3-4-1- متحكم الحلقة المفتوحة Open Loop Controller:

يظهر الشكل (3-8) المخطط العام لمتحكمات الحلقة المفتوحة، حيث تقوم أنظمة تحكم الحلقة المفتوحة بإيصال سلاسل نبضات الإثارة الكهربائية محددة مسبقاً للعضلات دون مراقبة الحالة الفعلية للنظام. تولد هذه المتحكمات نبضات الإثارة الكهربائية بأحد الأشكال التالية:

- نبضات ذات شدة أعظمية ثابتة خلال كامل فترة تطبيق الإثارة [8] [9] [43].

- نبضات ذات شدة متدرجة تزداد خطياً من الصفر حتى قيمة محددة مسبقاً [40, 44].
- نبضات ذات أشكال محددة مسبقاً بالاعتماد على التجربة والخطأ [45] أو النماذج العكسية.



الشكل (3-8): مخطط لنظام تحكم حلقة مفتوحة [13].

بما أن الحالة الفعلية للنظام غير مراقبة -بغض النظر عن طريقة التصميم والتنفيذ- فإن أداء تحكم الحلقة المفتوحة غير كافي، فحالما يظهر أي اضطراب لن يصحح النظام مما يسبب انحرافاً واضحاً في أداء النظام مؤدياً إلى نتائج غير مرضية، وتصحح الاضطراب باستخدام تحكم الحلقة المغلقة.

3-4-2- متحكم الحلقة المغلقة Closed Loop Controller:

تعرف أيضاً بأنظمة التغذية الراجعة. فهي تحدد أنماط الإثارة بشكل كلي أو جزئي بواسطة حساسات تشير إلى خرج النظام، وبالتالي تعدل نمط الإثارة بالاعتماد على قياسات خرج النظام، حيث تقارن خرج النظام أو العملية المتحكم بها مع القيم المطلوبة لكي تحدد الفعل التحكمي المناسب لتصغير الفرق بينهما.

يعطي متحكم الحلقة المغلقة معرفةً حول تأثيرات الاضطراب، وتغير أداء النظام نتيجة عملية التحكم. يوضح الشكل (3-9) مخطط نظام متحكم حلقة مغلقة وفيه يمثل خرج الحساسات القيمة الفعلية لاستجابة النظام لإشارة التحكم في حين يمثل المسار المرجعي القيمة المطلوبة.



الشكل (3-9): مخطط نظام تحكم حلقة مغلقة [13].

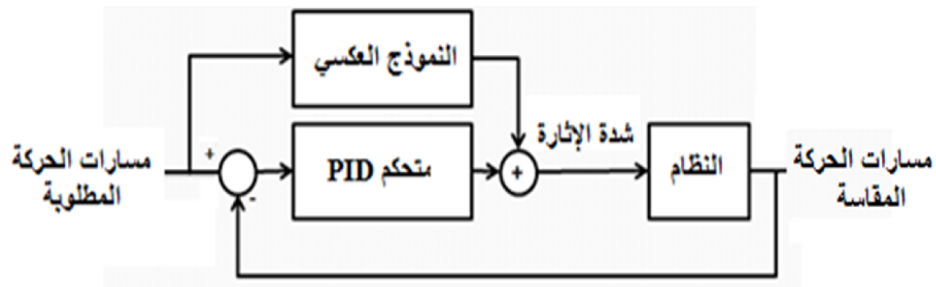
3-4-3- متحكم هجين Hybrid Controller:

تتشارك في هذه المتحكمات تحكم الحلقة المغلقة مع الحلقة المفتوحة لتحسين الأداء العام لعملية التحكم، ويتألف المتحكم من عنصرين موصولين على التفرع كما في الشكل (3-10):

- النموذج العكسي: موجود في خط التغذية الأمامية، ويكون دخله هي مسارات الحركة المطلوبة، ويعمل النموذج العكسي على توليد أنماط الإثارة الكهربائية اللازمة للحركة المطلوبة.

- متحكم تناسبي تكاملي تفاضلي (PID) : يوضع في خط التغذية الراجعة، ويكون دخله الفرق بين القيم المطلوبة للحركة والقيم المقاسة، وذلك لتعويض أخطاء التتبع المتبقية بسبب الاضطرابات وأخطاء النمذجة.

يتشكل الخرج الكلي للمتحكم من مجموع مخرج النموذج العكسي ومتحكم الـPID، ويعبر هذا الخرج عن شدة الإثارة الكهربائية المطبقة على النظام.



الشكل (3-10): مخطط نظام تحكم هجين [13].

3-5- استراتيجيات التحكم بحركة النهوض بمساعدة الإثارة

الكهربائية الوظيفية (الدراسات المرجعية):

تستخدم وحدة التحكم في أي نظام FES استراتيجيات مختلفة لتوليد استجابة محددة مسبقاً لخرج النظام بالاعتماد على إشارات الدخل أو التغذية الراجعة، وتصنف هذه الاستراتيجيات حسب دور المريض في عملية التحكم إلى: استراتيجيات مقادة بالمريض أو استراتيجيات مركزها المتحكم، ونوضح الفقرة التالية أهم هذه الاستراتيجيات.

3-5-1- استراتيجيات مقادة بالمريض Patient Driven Strategy:

يشكل المريض جزءاً من عملية التحكم، حيث يتوجب على المريض بذل جهد باستخدام الجزء العلوي من جسده بمساعدة إطار المشي ليتمكن من النهوض والقيام ببعض التعديلات لكي

يتحكم بمولد الإثارة الكهربائية وبالتالي هدف المتحكمات المبنية هو تقليل القوى والعزوم المؤثرة على الجزء العلوي من الجسم، وبشكل عام هناك ثلاثة أساليب للتحكم بالنهوض باستخدام هذا النوع من المتحكمات.

3-1-1-5-1 التحكم بإثارة عضلات الساق بواسطة قياس قوى ردود فعل قبضة المريض Control by Handle Reaction of Leg Muscle Stimulation (CHRLMS)

افترض Donaldson et al في [46] أنه بمعرفة قيمة قوى ردود فعل قبضة المريض وإحداثيات المفاصل يمكن تقليل الجهد المبذول من قبل الجزء العلوي من الجسم من خلال تحديد قيمة العزوم المطبقة على المفاصل من خلال المعادلة التالية [46]:

$$M=L.F+w.P.W \quad (1-3)$$

حيث:

M: مصفوفة عزوم مفاصل الطرف السفلي.

F: القوى والعزوم عند القبضة (رد فعل اليد).

L: مصفوفة ذراع العزم للمفاصل بالنسبة لقبضة اليد.

w: قيم وزن أجزاء الجسم المدروسة.

W: وزن الجسم الكلي.

P: مصفوفة تحدد مواضع مراكز الكتلة.

اصطلح تسمية المقدار F.L بعزم العجز أي هو العزم الذي يجب تطبيقه على المفاصل بهدف جعل قيمة القوة المطبقة على الأذرع أصغر، من خلال تعديل مستويات الإثارة لعضلات الأطراف [46].

تستفيد هذه الطريقة من قياسات الحساسات في حساب قوى رد فعل القبضة Hand Reaction Force وأماكن المفاصل وبالتالي حساب عزم العجز لكل مفصل بشكل مستقل، ويتم إسقاط قيمته على منحنى التوظيف العكسي Inverse Recruitment Curve IRC، ويربط هذا المنحنى بين عرض النبضة المطبقة وقيمة العزم الناتجة عن هذه الإثارة، ليتم تحديد عرض النبضة الواجب تطبيقها على العضلات.

استخدمت هذه الدراسة في البداية المحاكاة لمعرفة صحة الاستراتيجية، ثم جربت على مريضين من خلال إثارة مجموعة عضلات: مربعة الرؤوس الفخذية والأليوية وباسطات الكاحل أحدهما باستخدام أقطاب سطحية والآخر باستخدام أقطاب مزروعة تبين أنها غير عملية بسبب:

- أسلوب الوقوف في نهاية النهوض غير طبيعي نسبياً بسبب البسط المفرط للركبة، لغياب معرفة التغيرات في السرعة الزاوية للركبة حيث أن طور الاستقرار في النهوض يتحقق بانعدام السرعة الزاوية للركبة.

- ارتفاع عدد الحساسات التي يحتاجها لأداء عملية التحكم (12 حساس إجهاد لقياس القوى والعزوم في القبضتين بالإضافة إلى 8 مقاييس جهد لتحديد إحداثيات مفصلي الورك والركبة[46]، ثم استخدمت الدراسة 20 مقياس جهد لتعيين إحداثيات مفاصل الطرف السفلي كاملة بالاتجاهات الثلاث وإحداثيات قبضة المريض[47]).

3-5-1-2- تعزيز الحركة المقادة بالمريض Patient Driven Motion Reinforcement:

طور Riener أسلوب تعزيز الحركة المقادة بالمريض [11] بهدف تقليل الجهد المبذول من قبل الجزء العلوي من الجسم، ويعمل المتحكم على التنبؤ بعرض نبضات الإثارة اللازمة للمحافظة على الحركة التي يبتدئها المريض.

تم تمثيل عملية التحكم بنموذج عكسي مبني من خلال عكس معادلات الحركة لنموذج أجزاء جسم الإنسان ثلاثي الوصلة مع المجموعات العضلية المحركة له. يتألف دخل النموذج من: قيمة زاوية المفصل وسرعته الزاوية والتسارع الزاوي للمفاصل الورك والركبة والكاحل، أما الخرج فهو عرض نبضات الإثارة الكهربائية.

في البداية اختبر المتحكم باستخدام المحاكاة [11] حيث تمت نمذجة 9 مجموعات عضلية والتحكم بمفاصل الورك والركبة والكاحل، وقد أعطت نتائج المحاكاة انخفاضاً ملحوظاً في قوى الذراع في مرحلة الانتقال من الجلوس إلى الوقوف. ولكن عند الإجراء التجريبي لهذا المتحكم على مريضين [48] تم دعم الحركة بتركيب التآرجح Seesaw من أجل الأمان ودعم الوزن، واستخدم إطار المشي وطلب من المرضى المحافظة على استقامة الجذع، وتم تطبيق الإثارة الكهربائية السطحية على مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الباسطة للركبة فقط، واستخدم مقياس لزوايا الركبة بحيث تتم تغذية قيمة خرجها مع قيمة السرعة الزاوية المحسوبة بشكل راجع للمتحكم،

وأعطي التسارع الزاوي قيمة ثابتة هي الصفر حتى تكون تغيرات الحركة للمريض وبالتالي يقاد نمط الإثارة بالحركة الإرادية للمريض، فكانت النتيجة أن:

- يزداد اعتماد المريض على قوى ذراعه بشكل ملحوظ عند الوصول إلى وضعية الوقوف لدرجة أعلى من استخدامه للنهوض بمساعدة ذراعيه فقط.
- تستهلك عملية استخدام النمذجة الرياضية في عملية تصميم نظام التحكم فترة زمنية طويلة، وتتطلب تحديد عدد كبير من البارامترات سواءً للعضلة أم للحركة.

3-1-5-3- متحكم منطق عائم ذاتي التكيف مع التعليم المعزز Self-Adaptive Fuzzy

: Controller with Reinforcement Learning (FLC-RL)

استخدم Davoodi et al [49] المنطق العائم Fuzzy Logic مع التعليم المعزز لمحاكاة التحكم بعرض نبضات الإثارة للورك والركبة، وتهدف الدراسة إلى تصغير قوى الطرف العلوي والسرعة الحدية لمفصل الركبة، حيث تمت محاكاة تصميم متحكمي منطق عائم للتحكم بمفاصل الورك والركبة، دخل المتحكمات هو قيم زوايا الركبة والورك، وخرجها هو قيمة الإثارة الواجب تطبيقها على العضلات العاملة على الورك والركبة.

يمتاز هذا النظام بقدرته على تحديث بارامتراته وضبطها في الزمن الحقيقي من خلال معرفة الفروقات بين الحالة الفعلية للنظام (الحالية) والحالة المطلوبة باستخدام أسلوب التعليم المعزز. وقد أدى هذا الأسلوب إلى تحسين النهوض بشكل ملحوظ حيث أنجز النموذج الحركة بـ 22% فقط من قوى الطرف العلوي المطلوبة لتحقيق النهوض بدون FES وبالتزامن مع خفض السرعة الزاوية الحدية للركبة إلى ما يقارب الصفر، إلا أن مشكلة هذه الطريقة أنها:

- تحتاج إلى فترة تدريب طويلة حيث تم التوصل إلى تلك النتيجة بعد إجراء 276 تجربة محاكاة خلال عملية التعليم.
- يشكل فشل التدريب مشكلةً أساسيةً في التعليم المعزز.
- تحتاج عمليات التحكم إلى الموازنة بين تحقيق الأمان للمريض خلال الحركة وعدد التجارب الكبير للوصول إلى التحكم الأنسب لحالته.

بشكل عام لم تعد المتحكمات التي مركزها المريض مقبولة، فهي تعمل لأن:

1. يمتلك معظم مرضى شلل الأطراف السفلية أذرع قوية تمكنهم من النهوض بمساعدة قليلة من عضلات الطرف السفلي.

2. تستطيع الأذرع توليد أفعال قوى تعوض أو تخفي العيوب الموجودة في نظام التحكم بالإثارة الكهربائية، فهي تستطيع توليد أفعال قوى تتجاوز ثلثي وزن الجسم.
3. تعد هذه الطرائق مستهلكة للوقت بسبب الحاجة لتعيين عدد كبير من البارامترات.
4. تتطلب هذه الطرائق إجراء عدد كبير من التجارب على المرضى بسبب استخدام المريض لذراعيه لتعديل وضعية الجسم خلال الحركة وبالتالي حدوث اضطراب للتوازن حيث تتغير وضعية الجسم قبل إعادة التوازن من جديد.

3-5-2- استراتيجيات مركزها المتحكم Control Centered Strategy:

لا يشكل المريض جزءاً من عملية التحكم في هذه الاستراتيجيات، حيث يستخدم المتحكم قيم مرجعية (مسارات المفاصل أو نشاط العضلة الكهربائي في النهوض الطبيعي أو ...) كأنماط مطلوب إعادة انتاجها من قبل المريض من خلال التحكم بتوليد نبضات الإثارة الكهربائية.

3-5-2-1- متحكمات تشغيل/إيقاف On/Off Controllers:

تعد متحكمات تشغيل/إيقاف أول المتحكمات استخداماً فقد طوره Kantrowitz [8] وجربه على مريض واحد من خلال إثارة مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية والأليوية وتدعم الحركة بإطار المشي، بهدف التحقق من قدرة الإثارة الكهربائية الوظيفية على تحقيق النهوض. أجرى العديد من الباحثين تجارب بهدف تطوير هذه المتحكمات وتحسين أدائها، فمنهم من اعتمد على توليد نبضات الإثارة ذات شدة ثابتة ومحددة مسبقاً لإثارة العضلات الباسطة للركبة والورك [8, 43]، وقام آخرون بتوليد شدة إثارة متدرجة من الصفر وحتى قيمة محددة مسبقاً لإثارة العضلات الباسطة للركبة فقط [40, 44]، واستخدم [7] توليد نبضات الإثارة اعتماداً على تحري قيمة متغير من أجل شرط محدد يتعلق بقيمة قوة قبضة المريض على إطار المشي بحيث إذا تحقق الشرط يتم البدء بتوليد أنماط الإثارة المبرمجة مسبقاً بغض النظر عن حالة النظام. تعتمد هذه المتحكمات على استخدام المريض للجزء العلوي من جسده بمساعدة إطار المشي أو العكازين [8]، ويفضل استخدام مقيدات ميكانيكية لقيض الكاحل [43] [9] لأنها تزيد عزم الكاحل الذي يحرك قوة رد فعل الأرض نحو الأمام مما يقلل العزم المطبق على الركبة. تنتهي حركة النهوض لدى استخدام هذا النوع من المتحكمات مع فرط بسط الورك بسبب القيمة العالية للسرعة الانتهائية للركبة، وبقاء العضلات الباسطة للركبة ماثرة بشدة أعظمية من أجل استقرار الركبة.

لا يوجد في هذه الدراسات أي نتائج تقييمية لأداء النهوض لأنها تركز على استخدام FES في تحقيق الموازنة خلال الوقوف دون النظر إلى كامل الحركة، وبسبب استخدام أنماط الإثارة المحددة مسبقاً تعب العضلات المثارة وحدثت سرعة انتهائية للركبة ذات قيمة أكبر من الطبيعية، وبما أنها غير مقاسة فإن تكرار حدوثها يؤثر على الأريطة ويسبب تأنيهاً، كما يسبب الأثر التراكمي لاستخدام الأذرع الألم أو إصابة الذراع نتيجة فرط الاستخدام.

3-2-5-3-2 متحكمات منحنى التبديل Switching Curve Controller:

صمم Dolan et al متحكم باستخدام منحنى التبديل وهو تابع يعرف السرعة الزاوية للركبة كتابع لزاوية الركبة خلال حركة النهوض، ويقسم المتحكم فضاء الحالة إلى مناطق لأوامر تشغيل وإيقاف المحركات actuator، بهدف التحكم بالسرعة الانتهائية للركبة في النهوض. حيث تقارن السرعة الفعلية المقاسة أو المحسوبة من قيمة الزاوية المقاسة مع السرعة الزاوية المطلوبة والمحسوبة من منحنى التبديل، فتثار العضلات الباسطة للركبة إذا كانت السرعة الحقيقية أقل من السرعة المطلوبة، وتوقف الإثارة في الحالة المعاكسة [10, 50].

بعدها حدد Paboroniuc et al منحنى التبديل لمريض مع أنماط الإثارة اللازمة لتحقيق النهوض ثم طبقه بشكل متحكم حلقة مفتوحة [51].

أبسط أشكال هذا المتحكم هو الذي يقسم فضاء الحالة إلى منطقتين واحدة تشغيل والأخرى إيقاف يفصل بينهما خط مستقيم يحدد ميله حسب القيمة الأعظمية للسرعة الزاوية للركبة [50]، أو خط منحنى [10] أو منطقة تطبق فيها شدة الإثارة بشكل متدرج [51].

يبنى منحنى التبديل بالاعتماد على قياسات من أشخاص أصحاء [10]، أو باستخدام التجارب على مريض ينهض بمساعدة ذراعيه لاختيار عرض النبضة المناسب [51].

تحتاج هذه المتحكمات للمزيد من الدراسة لأنها تجارب فردية تركز على هدف جعل السرعة الانتهائية للركبة معدومة عند الوصول إلى طور الاستقرار في نهاية النهوض، إلا أن التغير السريع والمفاجئ في عمل المتحكم يدفع بالمرضى إلى زيادة قوة قبضة اليد لتحقيق التوازن والشعور بالأمان ويظهر هذا التأثير في زيادة فترة النهوض.

3-2-5-3-3 المتحكمات التناسبية التكاملية التفاضلية PID Controllers:

تعد الأكثر استخداماً في الدراسات كمتحكمات تغذية راجعة، فهذه المتحكمات ذات خوارزمية بسيطة، وقادرة على الوصول إلى أداء مقبول تجريبياً رغم تعقيد خصائص النظام، تستخدم

لتحريك الجسم من وضع ابتدائي إلى الوضعية الهدف من خلال إجباره على اتباع مسارات محددة بالاستفادة من الخطأ الذي يمثل كم يبعد النظام عن المسار المطلوب، ويصحح المتحكم الخطأ من خلال تحديد الفعل التحكمي المناسب، حيث يوصف متحكم الـ PID بالعلاقة [52]:

$$u = k_p e + k_i \int e dt + k_d \dot{e} \quad (2-3)$$

حيث:

u : خرج فعل المتحكم.

K_p : الريح التناسبي.

K_i : الريح التكاملي.

K_d : الريح التفاضلي.

e : خطأ الحركة ويعبر عن الفرق بين القيم المطلوبة والقيم المقاسة.

يجب ضبط قيم ثوابت الريح الثلاث (التناسبي - التكاملي - التفاضلي) ليتم الوصول لأداء المتحكم المطلوب، وتستخدم لتعيين هذه الثوابت الطرائق الرياضية [52] أو التجربة والخطأ [53]. استخدم الـ PID بعدة أشكال:

- متحكم PID [15, 52].
 - متحكمات جزئية من متحكم PID: مثل المتحكم التناسبي P [54]، أو المتحكم التناسبي التفاضلي PD [53] أو المتحكم التناسبي التكاملي [47, 55].
 - متحكم PID مدعوم بتقنيات الذكاء الصناعي [14, 15].
- يلعب اختيار المسارات المرجعية وإشارات التغذية الراجعة دوراً أساسياً في ضبط بارامترات المتحكم، فبالنسبة لـ Donaldson et al [47] عند تجريب أداء المتحكمات التناسبية التفاضلية PD لم يتمكن المريض من النهوض لأن إشارة الدخل (عزم العجز) غير متناسبة مع الخرج (شدة نبضات الإثارة)، لذلك تم تجريب المتحكمات التناسبية التكاملية PI وقد أعطت نتائج أفضل. أما Quintern [53] فقد ألغى المكامل من أجل استقرار النظام حيث دخل المتحكم هو الفرق بين زاوية الركبة والسرعة الزاوية المقاسة مع المسارات المطلوبة، واعتبر المتحكمات التناسبية التفاضلية PD ذات أداء جيد.

بشكل عام يمكن القول إن المتحكمات التناسبية التكاملية التفاضلية (PID) غير ملائمة كلياً للحل إذا استخدمت لوحدها لأنها متحكمات خطية بينما عملية النهوض لا خطية ومعقدة، وللتغلب على هذه المشاكل يتم:

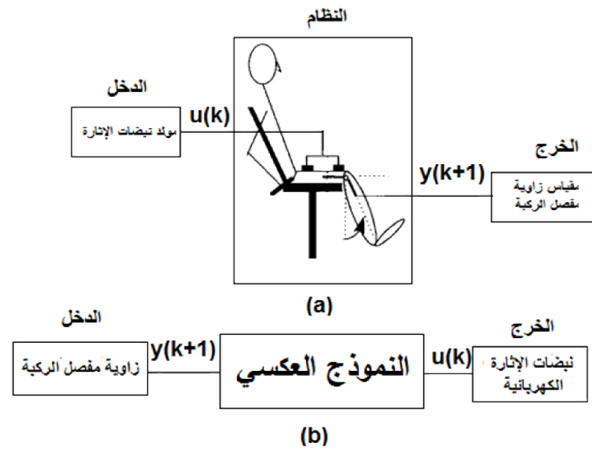
- تجزئة حركة النهوض إلى مجموعة من العمليات الخطية التي يتحكم بكل جزء منها بمتحكم PI [55].

- دعم متحكم PID بتقنيات الذكاء الصناعي لتعويض اللاخطية الموجودة في الأنظمة المراد التحكم بها [14, 15].

إن العقبة الرئيسية أمام التطبيق العملي لهذه المتحكمات هي صعوبة ضبط ثوابت الريح لتعلقها بالحساسية - كلما ازدادت قيمة الثوابت انخفضت الحساسية - كما قد يؤدي التأخير في النقل العصبي للإثارة الكهربائية المطبقة إلى عدم استقرار النظام واهتزازه.

4-2-5-3- المتحكمات المعتمدة على النمذجة Model Based Controllers:

تستخدم النماذج العكسية Inverse Model كمولد لأنماط الإثارة الكهربائية المناسبة من خلال معرفة حركة الجسم، 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 (3-11).



الشكل (3-11): (a) تمثيل الاتجاه المباشر حيث يكون الدخل عبارة عن تطبيق نبضات الإثارة $u(k)$ ويكون الخرج عبارة عن زاوية المفصل $y(k+1)$ ، (b) تمثيل الاتجاه العكسي وفيه يكون الدخل عبارة عن زاوية المفصل $y(k+1)$ ويكون الخرج تطبيق نبضات الإثارة $u(k)$ التي سيولدها النموذج العكسي للنظام.

تبنى المتحكمات المعتمدة على النمذجة بالاعتماد على نتائج التجارب المنفذة على أشخاص أصحاء [14] [45]، أو من خلال وصف الآليات والخصائص الفيزيولوجية والحيوية للنظام المدروس من خلال عكس معادلات حركة الجسم [48]، وهي الأكثر صحة وتعقيداً لكونها محددة لشخص معين، وتشكو من صعوبة الحصول على بعض قيم البارامترات التشريحية والفيزيولوجية اللازمة لتطويرها.

تكون أنماط استخدام النماذج العكسية كمتحكمات:

1- المتحكمات المعتمدة على النمذجة ذات الحلقة المفتوحة: استخدم هذا الأسلوب في دراسة

Kagaya et al [45] حيث يعمل النموذج على توليد أنماط إثارة كهربائية مبرمجة مسبقاً بالاستفادة من نتائج تسجيل نشاط العضلة الكهربائي وزوايا مفاصل الطرف السفلي وقوة رد فعل الأرض لـ 12 شخص سليم نهض بمساعدة ذراعيه، والمستخدم لحساب العزوم المطبقة على المفاصل ومن خلالها تم تحديد أنماط الإثارة اللازمة للتحكم بمفاصل الطرف. واختبر هذا المتحكم على مريضين، وأشارت الدراسة إلى أن حركة النهوض تمت بنعومة مع وجود قبض للركبة لدى بداية حركة الارتفاع دون مقارنتها مع استخدام متحكمات الحلقة المفتوحة البسيطة. ويعزو ذلك الارتفاع إلى ضعف المزامنة بين المريض ونبضات الـ FES المطبقة من المتحكم، كما لم تظهر الدراسة كيف تمت مشاركة العضلات المتعددة العاملة حول المفصل، وما مدى مناسبة العزوم المحسوبة من نهوض أشخاص أصحاء لمرضى الشلل، بالإضافة إلى عدم وجود أية معرفة حول السرعة الزاوية للركبة الأساسي لاستقرار النهوض.

2- المتحكمات المعتمدة على النمذجة ذات الحلقة المغلقة: تمتاز بأنها أكثر ثباتاً، فطور

Afzal et al استراتيجية التحكم المقادة بالمريض مع التعليم المعزز المقترحة من قبل Riener باستخدام الشبكات العصبونية [56]. حيث افترض بدء الإثارة الكهربائية باستخدام أمر من المستخدم، وبعدها يُعدل نمط الإثارة الكهربائية اعتماداً على قياسات التغذية الراجعة زاوية المفصل والسرعة الزاوية والتسارع الزاوي ومقارنتها مع المسارات المرجعية المطلوبة من خلال محاكاة استخدام الشبكات العصبونية متعددة الطبقات بدلاً من النمذجة الرياضية. هذه المتحكمات أكثر تعقيداً عند التصميم والتنفيذ، ويؤدي الضجيج أو الأخطاء في التغذية الراجعة إلى سلوك غير متوقع للنظام.

3- المتحكمات الهجينة: يشترك فيها تحكم التغذية الراجعة والتغذية الأمامية مما يحسن الأداء العام، حيث يستخدم النموذج العكسي في المتحكمات الهجينة كمتحكم أمامي يكون دخله المسارات المرجعية المطلوبة وخرجه أنماط الإثارة الأفضل للمريض. حيث استخدم Zhang et al [14] الشبكات العصبونية الصناعية في تصميم النموذج العكسي لنموذج للطرف السفلي، وتنقسم كل شبكة إلى شبكات جزئية تضمن التحكم بمفصل وحيد ومجموعات عضلية محددة، واستخدم الشبكات العصبونية لضبط بارامترات متحكم PD ، واستخدم المسارات المرجعية لزوايا المفاصل الناتجة عن تجارب منفذة على أصحاء حيث تم تدريب الشبكات، وقد أعطت نتائج المحاكاة مسارات أكثر نعومة حتى من المسارات المطلوبة [14].

يضمن استخدام التقنيات الذكية وجود التغيرات الطبيعية في المسارات ضمن مجالات السماح للشبكة، وبالتالي فإن تتبع المسار بدقة ليس أساسياً فكما نعلم إذا قام شخص سليم بتكرار حركة النهوض أكثر من مرة فسيكون هناك فروقات بين المنحنيات في كل مرة.

يظهر الجدول (3-1) ملخصاً للدراسات التي تحدد استراتيجية التحكم بتوليد الإثارة الكهربائية لتحسين حركة النهوض لدى مرضى شلل الأطراف السفلية، والتي استعرضناها سابقاً. ويعرضها بشكل متسلسل زمنياً، ونلاحظ توجه الدراسات الأولية إلى التطبيق التجريبي دون المحاكاة الحاسوبية، في حين تعتمد أحدث الدراسات على المحاكاة الحاسوبية لبيان إمكانية التطبيق العملي لهذه المتحكمات.

الجدول (3-1): الدراسات المرجعية التي تناولت تقنيات التحكم بحركة النهوض بمساعدة FES:

رقم	المؤلف	السنة	نوع الدراسة			العضلات المثارة/ المنمجة	المفاصل المتحكم	نوع الإثارة	مساعدة إضافية		المتحكم		التقييم	
			نمجة ومحاكاة	تجريب	عدد المرضى				الجزء العلوي (دعم الذراعين)	مقيدات ميكانيكية	نوع الحلقة	المبدأ		التغذية الراجعة
1	Kantrowitz [8]	1960	-	✓	1	مربعة الرؤوس الفخذية، والأليوية	K,H	سطحية	✓ إطار المشي	-	O	متحكم تشغيل/إيقاف On/Off Controller: تطبق شدة إثارة ثابتة (أعظمية) عند النقر على زر On/Off	-	- تنتهي الحركة مع فرط بسط الورك بسبب القيمة العالية للسرعة الانتهائية للركبة، وبقاء العضلات الباسطة للركبة مثارة بشدة أعظمية. - لا يوجد أي نتائج تقييمية لأداء النهوض لأنها تركز على استخدام FES في تحقيق الموازنة خلال الوقوف دون النظر إلى كامل الحركة.
2	Reswick [9]	1972	-	✓	1	العضلات الباسطة للورك والركبة	K,H	مزروعة	✓ إطار المشي	دعامة قصيرة للكاحل	O	متحكم تشغيل/إيقاف On/Off Controller: تطبق شدة إثارة ثابتة (أعظمية) عند النقر على زر On/Off.	-	- تنتهي الحركة مع فرط بسط الورك بسبب القيمة العالية للسرعة الانتهائية للركبة، وبقاء العضلات الباسطة للركبة مثارة بشدة أعظمية. - لا يوجد أي نتائج تقييمية لأداء النهوض لأنها تركز على استخدام FES في تحقيق الموازنة خلال الوقوف دون النظر إلى كامل الحركة.
3	Bajd et al [39]	1981	-	✓	190	مربعة الرؤوس الفخذية	K	سطحية	✓ إطار المشي	-	O	متحكم تشغيل/إيقاف On/Off Controller: عند النقر على زر On/Off يتم توليد سلاسل نبضية مبرمجة مسبقاً، بحيث ترتفع بشكل خطي من الصفر وحتى مستوى أعظمي محدد مسبقاً.	-	يسبب استخدام أنماط الإثارة المحددة مسبقاً تعب العضلات المثارة وحدوث سرعة انتهائية للركبة ذات قيمة أكبر من الطبيعية، وبما أنها غير مقاسة فإن تكرار حدوثها يؤثر على الأريطة ويسبب تأذيها.
4	Ewins [52]	1988	-	✓	لم تذكر الدراسة عدد المرضى	مجموعة عضلات المتسعة فقط	K	سطحية	✓ إطار الوقوف المطوي الذي يزود به الكرسي المدولب	-	C	متحكم PID: يتم قياس زاوية الركبة كل 100ms ومقارنتها مع مسار مرجعي تزداد فيه الزاوية من 90° إلى 180° ليستقر عند هذه القيمة.	θ_K	- غير ملائمة كلياً للحل لأنها متحكمات خطية بينما حركة النهوض لا خطية، - صعوبة ضبط ثوابت الريح. - يؤدي التأخير في النقل العصبي للإثارة الكهربائية المطبقة إلى عدم استقرار النظام.

رقم	المؤلف	السنة	نوع الدراسة			العضلات المثارة/ المنمجة	المفاصل المتحكم	نوع الإثارة	مساعدة إضافية		المتحكم			التقييم
			نمذجة ومحاكاة	تجريب	عدد المرضى				الجزء العلوي (دعم الذراعين)	مقيدات ميكانيكية	نوع الحلقة	المبدأ	التغذية الراجعة	
5	Jaeger [44]	1989	-	✓	21	مربعة الرؤوس الفخذية	K	سطحية	✓ إطار المشي	-	O	متحكم تشغيل/إيقاف On/Off Controller: عند النقر على زر On/Off يتم توليد سلاسل نبضية مبرمجة مسبقاً، بحيث ترتفع بشكل خطي من الصفر وحتى مستوى أعظمي محدد مسبقاً	-	• يسبب استخدام أنماط الإثارة المحددة مسبقاً تعب العضلات المثارة وحدثت سرعة انتهائية للركبة ذات قيمة أكبر من الطبيعية، وبما أنها غير مقاسة فإن تكرار حدوثها يؤثر على الأريطة ويسبب تأنيها
6	Quintem [53]	1989	-	✓	2	مربعة الرؤوس الفخذية، والإليوية.	K, H	سطحية	-	-	C	متحكم PD للتحكم بالركبة حيث تتبع الركبة مسار الزوايا الناتجة عن حركة النهوض لأشخاص الأصحاء، وقد ألغى المكامل من الPID من أجل استقرار المتحكم.	θ_K $\dot{\theta}_K$	• غير ملائمة كلياً للحل لأنها متحكمات خطية بينما عملية النهوض لا خطية، • صعوبة ضبط ثوابت الريح.
7	Kagaya [45]	1995	-	✓	2	مربعة الرؤوس الفخذية، الظنبوبية الأمامية، قابضة الورك	A, K, H	سطحية	✓ الأعمدة المتوازية	-	O	متحكم معتمد على النمذجة Model Based Controller استخدم النموذج العكسي المبني من نتائج قياس نشاط العضلة الكهربائي EMG وزاوية المفاصل و قياس قوة رد فعل الأرض لـ 12 شخص سليم وحساب العزوم المطبقة على المفاصل باستخدام نموذج ثلاثي الوصلة.	-	• ضعف المزامنة بين المريض ونبضات الـ FES المطبقة من المتحكم. • لم تظهر الدراسة كيف تمت مشاركة العضلات المتعددة العاملة حول المفصل، وما مدى مناسبة العزوم المحسوبة من نهوض أشخاص أصحاء لمرضى الشلل. • عدم وجود أية معرفة حول السرعة الزاوية للركبة الأساسي لاستقرار النهوض.
8	Donaldson and Yu [46]	1998	✓ نموذج ثلاثي الوصلة	✓	2	مربعة الرؤوس الفخذية مجموعة العضلات الأليوية	K, H	سطحية	✓ إطار المشي	-	O	متحكم معتمد على القوانين On/Off Controller: يعمل على استخدام نتائج قياس القوى والعزوم في قبضة اليد، و إحداثيات المفاصل (الكاحل والورك والركبة) في حساب العزم اللازم تطبيقه على المفاصل لتقليل الجهد المبذول من قبل الجزء العلوي من الجسم.	-	• يسبب استخدام أنماط الإثارة المحددة مسبقاً تعب العضلات المثارة وحدثت سرعة انتهائية للركبة ذات قيمة أكبر من الطبيعية، وبما أنها غير مقاسة فإن تكرار حدوثها يؤثر على الأريطة ويسبب تأنيها.

رقم	المؤلف	السنة	نوع الدراسة			المفاصل المتحكم	نوع الإثارة	مساعدة إضافية		المتحكم			التقييم
			نمذجة ومحاكاة	تجريب	عدد المرضى			الجزء العلوي (دعم الذراعين)	مقيدات ميكانيكية	نوع الحلقة	المبدأ	التغذية الراجعة	
9	Riener	1998	✓ نموذج ثلاثي الوصلة	-	-	A, K, H	سطحية	✓ تمت نمذجتها على شكل قوة شاقولية وأفقية وعزم حول الكتف.	-	C	متحكم معتمد على النمذجة Model Based Controller: استخدم النموذج العكسي لتوليد أنماط الإثارة من خلال المقارنة بين القيم المطلوبة لزوايا المفاصل وسرعاتها الزاوية وتسارعها بهدف تقليل الجهد المبذول من الجزء العلوي من الجسم.	$\theta_A, \dot{\theta}_A, \ddot{\theta}_A, \theta_K, \dot{\theta}_K, \ddot{\theta}_K, \theta_H, \dot{\theta}_H, \ddot{\theta}_H$	- يزداد اعتماد المريض على قوى ذراعه بشكل ملحوظ عند الوصول إلى وضعية الوقوف لدرجة أعلى من استخدامه للنهوض بمساعدة ذراعيه فقط. - تستهلك النمذجة الرياضية في عملية تصميم نظام التحكم فترة زمنية طويلة، وتتطلب تحديد عدد كبير من البارامترات سواءً للعضلة أم للحركة.
10	Dolan [10]	1998	-	✓	1	K	سطحية	✓ إطار المشي	-	C	متحكم منحنى التبديل Switching Curve Controller: تقسيم منحنى العلاقة بين زاوية الركبة والسرعة الزاوية إلى أربع حالات منفصلة للتحكم بالنهوض والجلوس.	$\theta_K, \dot{\theta}_K$	يدفع التغير السريع والمفاجئ في عمل المتحكم بالمريض إلى زيادة قوة قبضة اليد لتحقيق التوازن والشعور بالأمان ويظهر هذا التأثير في زيادة فترة النهوض.
11	Davoodi & Andrews [49]	1998	✓	-	-	K, H	سطحية	✓ تمت نمذجتها على شكل قوة شاقولية وأفقية وعزم حول الكتف.	-	C	متحكم منطق عائم ذاتي التكيف مع التعليم المعزز Self-Adaptive Fuzzy Controller with Reinforcement Learning FLC-RL	θ_K, θ_H	- تحتاج إلى فترة تدريب طويلة (تم إجراء 276 تجربة محاكاة خلال عملية التعليم). - تستطيع الأذرع توليد أفعال قوى تعوض أو تخفي العيوب الموجودة في نظام التحكم بالإثارة الكهربائية.
12	Riener [48]	2000	-	✓	2	K	سطحية	✓ إطار المشي	Seesaw	C	متحكم معتمد على النمذجة Model Based Controller: استخدم النموذج العكسي المبني باستخدام المعادلات الرياضية لتوليد أنماط الإثارة من خلال المقارنة بين القيم المطلوبة والمقاسة لزوايا الركبة وسرعاتها الزاوية	$\theta_K, \dot{\theta}_K$	- يزداد اعتماد المريض على قوى ذراعه بشكل ملحوظ عند الوصول إلى وضعية الوقوف لدرجة أعلى من استخدامه للنهوض بمساعدة ذراعيه فقط. - تستهلك النمذجة الرياضية في عملية تصميم نظام التحكم فترة زمنية طويلة. - تتطلب تحديد عدد كبير من البارامترات سواءً للعضلة أم للحركة.

رقم	المؤلف	السنة	نوع الدراسة			المفاصل المتحكم	نوع الإثارة	مساعدة إضافية		المتحكم			التقييم
			نمذجة ومحاكاة	تجريب	عدد المرضى			الجزء العلوي (دعم الذراعين)	مقيدات ميكانيكية	نوع الحلقة	المبدأ	التغذية الراجعة	
13	Donaldson and Yu [47]	2000	-	✓	1	مربعة الرؤوس الفخذية، الأليوية، العضلات الباسطة للكاحل	A, K, H	سطحية	✓	Seesaw	C	متحكم PID: تم استخدام الجزء PI فقط من المتحكم، حيث تتم مقارنة قيم العزم اللازم تطبيقه على المفاصل لتقليل الجهد المبذول من قبل الجزء العلوي من الجسم مع قيمة العزم الناتجة حسابياً عن قياس القوى والعزوم في قبضة اليد، وإحداثيات المفاصل (الكاحل والورك والركبة) وبناء على مقدار الفرق بين القيمتين يتم توليد نمط الإثارة.	• أسلوب الوقوف في نهاية النهوض غير طبيعي نسبياً بسبب البسط المفرط للركبة. • ارتفاع عدد الحسابات التي يحتاجها لأداء عملية التحكم (20 مقياس جهد لتعيين إحداثيات مفاصل الطرف السفلي كاملة بالاتجاهات الثلاث وإحداثيات قبضة المريض).
14	Kuielieki et al [7]	2002	-	✓	2	مربعة الرؤوس الفخذية، الأليوية، العضلات الباسطة للكاحل	A, K, H	إطار المشي	✓	-	O	متحكم تشغيل/إيقاف On/Off Controller: يتم قياس التغير في قوة قبضة اليد بحيث إذا تجاوزت قيمة محددة يتم البدء بتوليد نبضات الإثارة ذات الشدة الثابتة والأعظمية، وفي حال أصبحت أقل من قيمة محددة يتم تقليل القيمة الأعظمية للإثارة بنسبة 20% عن قيمتها الأعظمية.	• يسبب استخدام أنماط الإثارة المحددة مسبقاً تعب العضلات المثارة وحدثت سرعة انتهائية للركبة ذات قيمة أكبر من الطبيعية، وبما أنها غير مقاسة فإن تكرار حدوثها يؤثر على الأريطة ويسبب تأنيهاً.
15	Poboroniuc [51]	2002	✓	✓	1	مربعة الرؤوس الفخذية والأليوية، عضلة أوتار المأبض	K	سطحية	✓	عكازين	O	متحكم منحنى التبديل Switching Curve Controller: يعتمد على منحنى العلاقة بين زاوية الركبة والسرعة الزاوية في تحديد عرض نبضات الإثارة بحيث يقسم فضاء الحالة إلى منطقة تشغيل ومنطقة إيقاف ومنطقة تطبيق فيها الإثارة بشكل متدرجة	• تحتاج هذه المتحكمات للمزيد من الدراسة لأنها تجارب فردية تركز على هدف جعل السرعة الانتهائية للركبة معدومة عند الوصول إلى طور الاستقرار في نهاية النهوض. • يدفع التغير السريع والمفاجئ في عمل المتحكم المرضى إلى زيادة قوة قبضة اليد لتحقيق التوازن والشعور بالأمان ويظهر هذا التأثير في زيادة فترة النهوض.

رقم	المؤلف	السنة	نوع الدراسة			العضلات المثارة/ المنمجة	المفاصل المتحكم	نوع الإثارة	مساعدة إضافية		المتحكم			التقييم
			نمذجة ومحاكاة	تجريب	عدد المرضى				الجزء العلوي (دعم الذراعين)	مقيدات ميكانيكية	نوع الحلقة	المبدأ	التغذية الراجعة	
16	Zhang & Zhu [14]	2004	✓ نموذج ثلاثي الوصلة	-	-	6 مجموعات عضلية القابضة والباسطة للركبة والقابضة والباسطة للكاحل	A, K	سطحية	✓	-	C	متحكم معتمد على النمذجة Model Based Controller: يستخدم نموذج عكسي مبني باستخدام الشبكات العصبونية بالإضافة إلى متحكم PD، ويستخدم الفرق بين المسارات المطلوبة والمقاسة للزاوية والسرعة الزاوية للمفصل للتحكم بتوليد نبضات الإثارة	$\theta_A, \dot{\theta}_A, \theta_K, \dot{\theta}_K$	- تركيب الشبكة العصبونية غير مفهوم ولا يعكس خصائص النظام، وبالتالي لا يمكن التنبؤ بنتائج أي تعديل ضمن تركيب الشبكة العصبونية. - المتحكمات المبنية باستخدام الشبكات العصبونية موجهة لشخص واحد نظراً لعدم تمتع الشبكات العصبونية بقدرات عالية على التعميم.
17	Previdi et al [55]	2005	✓ نموذج ثلاثي الوصلة	-	-	مربعة الرؤوس الفخذية	K	سطحية	-	Seesaw	C	متحكم PI تم ضبط بارامتراته باستخدام طريقة جدولة الريح gain schedule التي تعتمد على تقسيم النظام اللاخطي إلى مجموعة من الحالات الخطية والتي يمكن التحكم بها باستخدام متحكمات خطية، من خلال الفرق بين قيم زاوية الركبة المقاسة والمطلوبة	θ_K	- صعوبة ضبط ثوابت الريح لتعلقها بالحساسية كلما ازدادت قيمة الثوابت انخفضت الحساسية . - قد يؤدي التأخير في النقل العصبي للإثارة الكهربائية المطبقة إلى عدم استقرار النظام واهتزازه
18	Afzal et al [56]	2010	✓ نموذج 15 حزة و13 مفصل	-	-	-	K, H	-	✓ تمت نمذجتها على شكل قوة شاقولية وأفقية وعزم حول الكتف.	مقوم الكاحل والقدم AFO	C	متحكم معتمد على النمذجة Model Based Controller: استخدم النموذج العكسي المبني باستخدام الشبكات العصبونية لتوليد العزوم اللازمة للنهوض من خلال المقارنة بين القيم المطلوبة لزوايا الركبة وسرعاتها الزاوية والقيم المقاسة	$\theta_K, \dot{\theta}_K, \theta_H, \dot{\theta}_H$	- تركيب الشبكة العصبونية غير مفهوم ولا يعكس خصائص النظام، وبالتالي لا يمكن التنبؤ بنتائج أي تعديل ضمن تركيب الشبكة العصبونية. - المتحكمات المبنية باستخدام الشبكات العصبونية موجهة لشخص واحد نظراً لعدم تمتع الشبكات العصبونية بقدرات عالية على التعميم.

الرموز المستخدمة:

A: مفصل الكاحل - K: مفصل الركبة - H: مفصل الورك - C: حلقة مغلقة - O: حلقة مفتوحة - θ الزاوية و $\dot{\theta}$ السرعة الزاوية و $\ddot{\theta}$ التسارع. EMG نشاط العضلة

6-3- الخاتمة:

يرتبط نجاح عملية التحكم بالإثارة الكهربائية الداعمة للنهوض بالفهم الجيد لطبيعة الحركة المدروسة والعوامل المؤثرة عليها، واختيار إشارات الدخل والتغذية الراجعة، ولا يمكن المقارنة بين أداء استراتيجيات التحكم المطورة أو تعميم نتائجها لاقتصارها على المحاكاة الحاسوبية والتجريب المخبري على عدد محدود جداً من المرضى.

الفصل الرابع

نمذجة العضلات

Muscles Modeling

1-4- مقدمة:

تقود العضلات الهيكلية حركة الجسم من خلال توليد قوة التقلص، وتنتقل القوة إلى العظام عبر الأوتار، لتحدث الحركة، وتثير نبضات الإثارة الكهربائية العضلات لتوليد حركات وظيفية عند مرضى إصابات الحبل الشوكي، وبالتالي تشكل العضلات الهيكلية مكوناً أساسياً في التحكم بحركات الإنسان. نقدم في هذا الفصل شرح مبسط لفيزيولوجيا العضلات الهيكلية، ونستعرض أهم نماذج العضلات الهيكلية، ونلقي الضوء على نموذج Virtual Muscle المبني في Simulink/Matlab المستخدم في البحث لنمذجة عضلات الطرف السفلي.

2-4- الجهاز العضلي الهيكلي:

تشكل العضلات الهيكلية حوالي 40% من وزن الجسم تقريباً، وتشكل معظم العضلات الهيكلية تركيبات تصالب مفصلاً أو عدة مفاصل، فتتحرك تقلصاتها هذه المفاصل. وترتبط معظم العضلات عبر أوتارها وسفاقها بالعظام أو الغضاريف أو الأربطة أو اللفافات أو بأكثر من عنصر من هذه العناصر. وعندما تتقلص العضلة وتقتصر يبقى أحد ارتباطيها ثابتاً ويسمى منشأً، ويتحرك الآخر ويسمى مرتكزاً، أما القسم الموجود بين المنشأ والمرتكز فهو بطن العضلة [21].

يعصب كل عضلة عصب أو عدة أعصاب تحوي أليافاً حركية وحسية مشتقة من عدة أعصاب شوكية، وتعصب بعض المجموعات العضلية بشكل كامل من قطعة واحدة من النخاع الشوكي. وتدخل الأعصاب عموماً العضلة من وجهها العميق، وتسمى منطقة الدخول النقطة المحركة Motor Point أو الوصل العصبي العضلي Neuromuscular Junction. أما الوحدة المحركة Motor Unit فهي مجموع الخلية العصبية وليفها الحركي والألياف العضلية التي تعصبها [21].

1-2-4- تركيب العضلات الهيكلية:

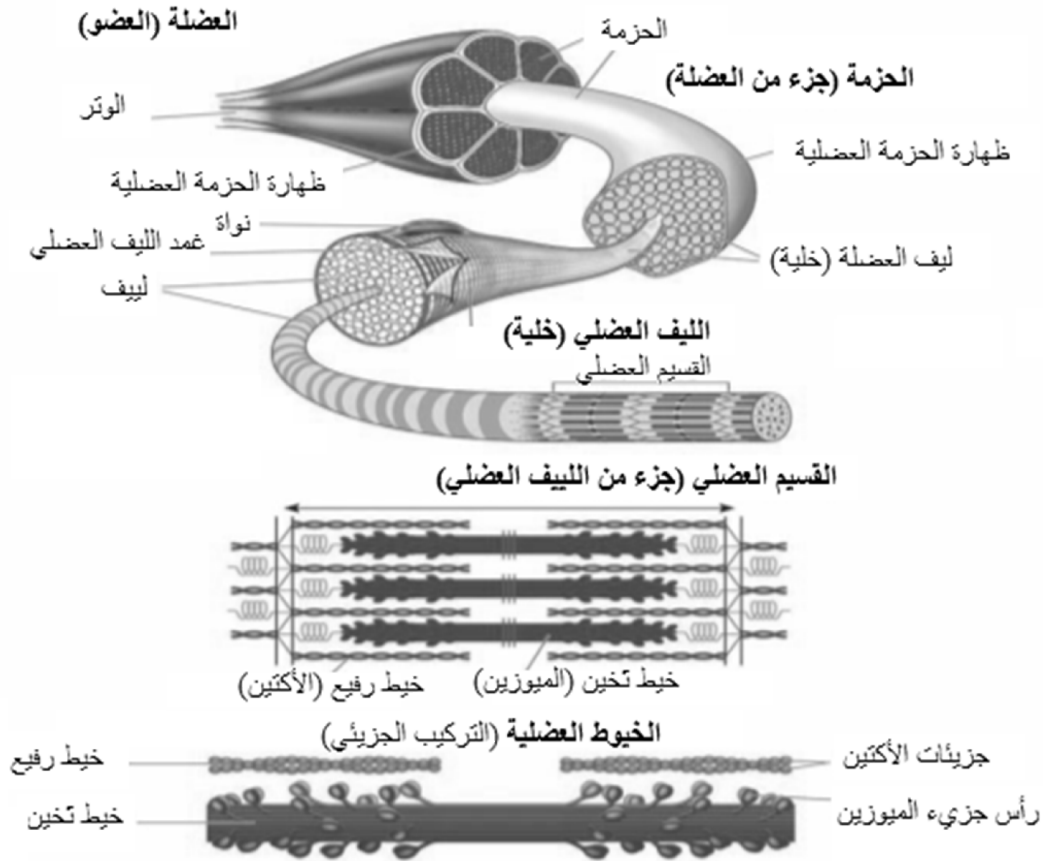
يوضح الشكل (1-4) تركيب العضلة، حيث تشكل العضلة الوحدة الأكبر، وتحاط بلفافة وغمد فوق العضلة Epimysium الذي يربط العضلة مع الوتر. يقسم النسيج الضام المسمى ظهارة الحزمة

العضلية Perimysium العضلة إلى حزم، وتحتوي الحزمة على الألياف العضلية. ويفصل غمد الليف العضلي Endomysium الألياف عن بعضها البعض. ويحيط كل ليف عضلي بغشاء رقيق هو الغشاء الخلوي للليف العضلي، ويندمج بليف الوتر عند نهاية غمد الليف العضلي، وتتجمع ألياف الوتر بدورها في حزم لتشكل أوتار العضلة التي ترتبط مع العظام[57]. ويتألف التركيب الأساسي للعضلة من:

1- الألياف العضلية: يتراوح قطر الألياف العضلية بين 10 و 80 ميكرومتر، ويمتد الليف في معظم العضلات باستثناء 2% من الألياف على كامل طول العضلة، وتعصب نهاية عصب واحد الليف وتقع في وسطه، ويتكون كل ليف بدوره من وحدات متدرجة في الصغر.

اللييفات العضلية Myofibrils: يحتوي كل ليف عضلي على عدة مئات وآلاف من اللييفات العضلية، ويتألف كل ليف من حوالي 1500 خيطاً من الميوزين وهي خيوط ثخينة، و 3000 خيطاً من خيوط الأكتين الرفيعة. وهذه الخيوط عبارة عن جزيئات بروتينية كبيرة متكررة Polymerized، وتشكل الوحدة المسؤولة عن تقلص العضلة، تتداخل خيوط الميوزين والأكتين بشكل جزئي، ويوجد نواتئ صغيرة تبرز من جوانب سطوح الميوزين على طول الخيط باستثناء جزئه المركزي الصغير تدعى الجسور المستعرضة Cross-Bridges، ويؤدي التداخل بين الجسور المستعرضة وخيوط الأكتين إلى التقلص العضلي. تتصل نهايات خيوط الأكتين بالقرص Z المؤلف من بروتينات خيطية تختلف عن خيوط الأكتين والميوزين فيعبر القرص Z من ليف عضلي إلى آخر رابطاً اللييفات مع بعضها على كامل عرض الليف العضلي، ولذلك يحوي الليف العضلي على شرائط فاتحة وشرائط قاتمة تعطي العضلات الهيكلية مظهرها المخطط Striated. يدعى الجزء من الليف العضلي (أو كامل الليف العضلي) المتوضع بين قرصي Z متعاقبين بالقسيم العضلي (الساركومير) Sarcomere [21].

2- الهيولى العضلية: مادة خلالية تعلق اللييفات العضلية داخل الليف العضلي، ويوجد في الهيولى العضلية شبكة هيولية باطنة واسعة تدعى الشبكة الهيولية العضلية Sarcoplasmic reticulum وهي تمتلك بعض خاص ذو أهمية كبيرة في التحكم بتقلص العضلة.



الشكل (1-4): تنظيم العضلة الهيكلية بدءاً من المظهر العياني وحتى الجزيئي [57].

4-2-2- ألياف العضلة الهيكلية:

يوجد نوعان من الألياف العضلية لدى الإنسان هما:

1. ألياف النفضة السريعة Fast Twitch Fibers: ألياف كبيرة تولد قوة تقلص كبيرة، وتستجيب

بسرعة لنبضة النقل ولكن تتعب بسرعة لاعتمادها على تحلل السكر في الاستقلاب.

2. ألياف النفضة البطيئة Slow Twitch Fibers: أكثر مقاومة للتعب من ألياف النفضة السريعة،

ولكنها تستجيب بشكل أبطأ من ألياف النفضة السريعة، ولها عتبات تنبيه أدنى، واستقلاب

اقتصادي من النوع التأكسدي وتحتوي على عدد كبير من المقدرات.

تعتمد النسبة بين ألياف النفضة السريعة والبطيئة على وظيفة العضلة ونوع التقلصات التي تؤديها لأن

تركيب العضلة يتغير مع الوقت والاستخدام، فتضم العضلات التي لا تتدرب بشكل منتظم ولا

تستخدم، وتتحول الألياف إلى ألياف النفضة السريعة بدلاً من ألياف العضلة الفعالة. حيث يعاني

الأشخاص المصابين بـSCI من ضمور عضلي واسع في عضلاتهم المتأثرة نتيجة عدم الاستخدام،

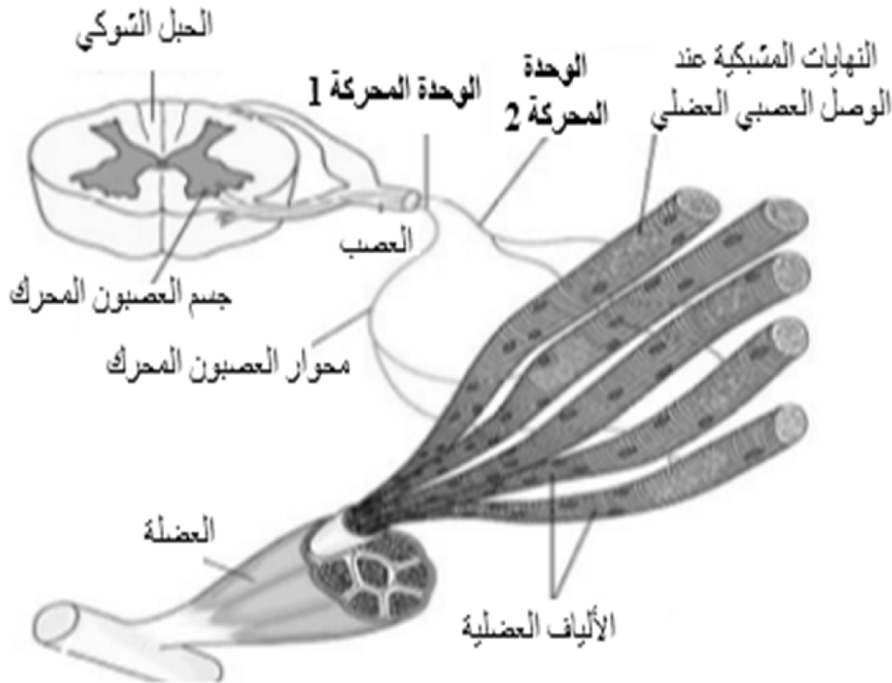
وتصبح غالبية ألياف هذه العضلات من نوع النفضة السريعة، مما يجعل العضلات ضعيفة وتتعب

بسرعة، والضمور العضلي نتيجة عدم الاستخدام عملية عكوسة وبالتالي يعاد تشكيل العضلات المتأثرة من جديد بإعادة تدريبها مع تمارين المعالجة الفيزيائية والإثارة الكهربائية لزيادة قوتها ومقاومتها للتعب [24].

3-4- تقلص العضلة الهيكلية:

يتحكم الجهاز العصبي المركزي بتقلص العضلة الهيكلية لدى الأصحاء، فتبدأ تقلصات العضلة الإرادية من إشارات كهروكيميائية قادمة من الدماغ إلى العصبون المحرك، حيث يعصب عصب محرك واحد كل عضلة على الأقل، ويتفرع العصبون داخل العضلة إلى عدد من النهايات مشكلاً الوصل العصبي العضلي مع ليف عضلي واحد. وبشكل كل عصبون محرك مع الألياف العضلية التي يعصبها وحدة محرك [21].

يوضح الشكل (2-4) مخطط توضيحي لتعصيب الوحدات المحركة داخل العضلة، حيث تنتشر الوحدات المحركة داخل العضلة في حزم صغيرة مكونة من 3-15 ليفاً، وتتداخل بين حزم صغيرة من وحدات محرك أخرى. فإذا نُشِطت كل الوحدات المحركة معاً، تتقلص العضلة دفعة واحدة، ويطول تقلص العضلة في حال وصول التنبهات العصبية إلى الوحدات المحركة في أزمنة مختلفة [21].



الشكل (2-4): مخطط توضيحي للوحدات المحركة ضمن الحزمة العضلية الواحدة [21].

4-3-1- الآلية العامة للتقلص العضلي :

يحدث بدء التقلص العضلي وتنفيذه وفق المراحل التالية[21].

1- يسير كامن الفعل Action Potential على طول العصب المحرك إلى نهاياته على الألياف العضلية.

2- يفرز العصب عند كل نهاية عصبية كمية محددة من ناقل عصبي (أستيل كولين Acetyl Choline).

3- يؤثر الاستيل كولين على منطقة موضعية من غشاء الليف العضلي (الوصل العصبي العضلي)، فتفتح عدة قنوات بروتينية مبنية بالأستيل كولين ، فتتدفق كميات كبيرة من شوارد الصوديوم إلى داخل غشاء الليف العضلي عند نقطة النهاية العصبية، محرضاً بدء كمون فعل الليف العضلي.

4- يسير كمون الفعل على طول غشاء ليف العضلة بالطريقة نفسها التي يسير بها على الغشاء العصبي.

5- يزيل كمون الفعل استقطاب غشاء الليف العضلي ويتجه عميقاً داخل الليف العضلي، ويؤدي لتحرير كميات كبيرة من شوارد الكالسيوم من الشبكة الهيولية العضلية إلى داخل اللييفات العضلية.

6- تحدث شوارد الكالسيوم قوى جذب بين خيوط الميوزين والأكتين، مسببة انزلاقها هو الحدث التقلصي.

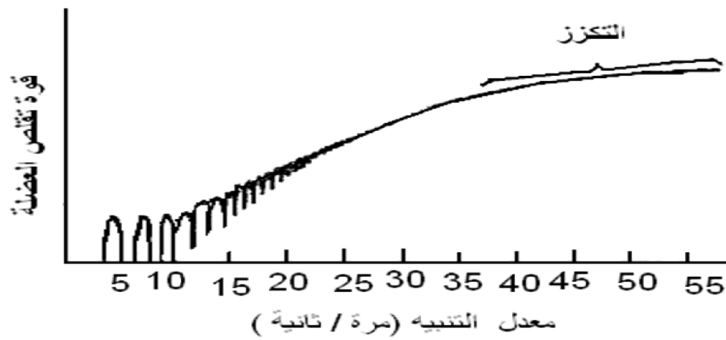
تضخ شوارد الكالسيوم بعد جزء من الثانية عائدة إلى الشبكة الهيولية العضلية حيث تبقى مختزنة هناك حتى يأتي كمون فعل عضلي جديد وهكذا يتوقف تقلص العضلة[21].

4-3-2- استجابة العضلة:

تؤدي النبضة الوحيدة للعصبون المحرك إلى تقلص سريع وعابر لوحدة محرك واحدة، لذلك يجب اتصال قطار من النبضات للألياف العضلية المرتبطة بالعصبون المحرك للحصول على تقلص ثابت. وتنشط أي حزمة عضلية فقط إذا تجاوز التنشيط المطبق قيمة عتبة التنبيه، وتدعى العملية التي يتم فيها تنشيط الحزمة بالتوظيف Recruitment. تتدرج استجابة العضلة إما بتغير التردد أو شدة الإثارة:

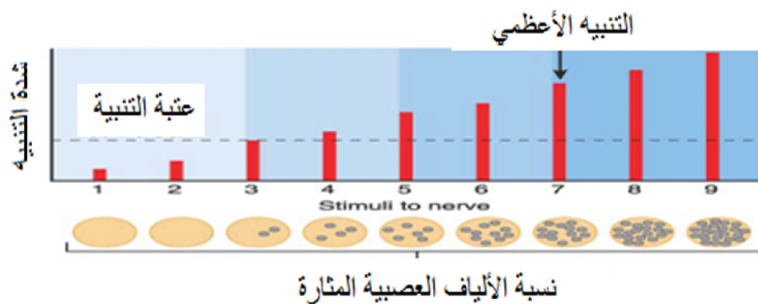
1. استجابة العضلة لتغير التردد: نصل إلى أكبر قوة عضلية عند زيادة معدل قدح العصبونات المحركة، ويوضح الشكل (3-4) تأثير زيادة التواتر أو كما يعرف بتراكم التواتر والتكزز، حيث

تظهر أولاً تقلصات لنفصات عضلية منفصلة تحدث الواحدة بعد الأخرى بتردد منخفض للإثارة، وحالما يزداد التردد نصل إلى نقطة يحدث فيها التقلص الجديد قبل انتهاء التقلص القديم، فيضاف التقلص الثاني جزئياً إلى الأول، فتزداد القوة الكلية للتقلص بشكل متدرج مع ازدياد التواتر، وعندما يصل التواتر إلى مستوى حرج تصبح التقلصات المتعاقبة سريعة جداً وتتدمج مع بعضها، ويظهر التقلص متواصلاً وناعماً وهذا الحدث هو التكرز، وعندما يزداد التردد إلى قيمة أكبر تصل قوة التقلص إلى ذروتها، لذلك أي زيادة في التردد فوق هذه النقطة لن تزيد القوة القلوصة مطلقاً [58].



الشكل (4-3) : تراكم التواتر والتكرز [58]

2. استجابة العضلة للإثارة الأقوى: يتم التحكم بقوة التقلص من خلال التوظيف Recruitment أو تراكم عديد الألياف الموضح في الشكل (4-4)، فعندما ترسل الجملة العصبية المركزية إشارة ضعيفة لعضلة ما لتقلص، تنتبه الوحدات المحركة الحاوية على عدد قليل من الألياف والأصغر حجماً في العضلة بشكل أفضل من الوحدات المحركة الأكبر، وعندما تزداد قوة الإثارة، تبدأ الوحدات المحركة الأكبر فالأكبر بالتنبيه، وهكذا حتى أكبر وحدة محرك تملك قوة تقلص تفوق قوة أصغر وحدة محرك بخمسين مرة، فيحصل التدرج في القوة العضلية أثناء التقلص الضعيف بخطوات صغيرة جداً. ويمتاز التراكم عديد الألياف بتنبيه الوحدات المحركة المختلفة بشكل غير متزامن فيتناوب التقلص بين الوحدات العضلية واحدة بعد الأخرى، ويؤدي لتقلص خفيف حتى في التواترات المنخفضة للإشارات العصبية [58].



الشكل (4-4): مخطط التوظيف للوحدات المحركة الناتج عن تدرج شدة الإثارة [21].

4-3-3- استجابة العضلة الهيكلية للتنشيط الصناعي FES:

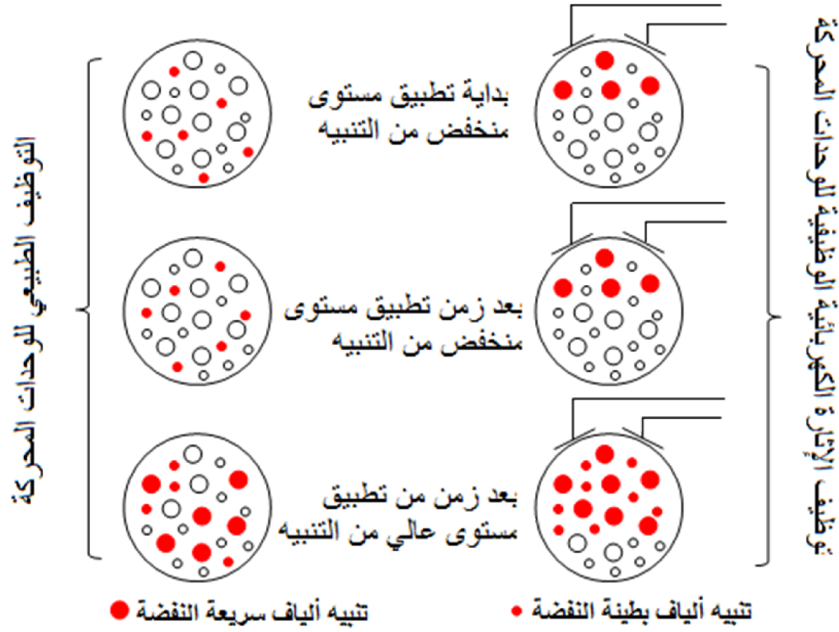
تتضمن الإثارة الكهربائية الوظيفية تحريض صناعي للتيار في عصبونات محركة معينة لتوليد تقلصات عضلية، ويظهر الشكل (4-5) الاختلافات بين توليد القوة في العضلة السليمة والمثارة صناعياً:

1. توظف الإثارة الكهربائية الوظيفية الوحدات المحركة بشكل متزامن، فتثار كل الوحدات المحركة في نفس الوقت (أي من أجل تطبيق تنبيه محدد تبقى الوحدات المحركة المنبه ذاتها خلال كامل فترة التنبيه)، ولا يشابه التوظيف غير المتزامن للوحدات المحركة الذي يظهر في الجهاز العصبي السليم، حيث تتناوب إثارة الوحدات المحركة (أي من أجل تنبيه محدد فإن الوحدات المحركة المثارة تتناوب فيما بينها خلال فترة التطبيق مع المحافظة على نفس نوع وطبيعة الوحدات المحركة المثارة (أعلى ووسط الشكل (4-5))

2. يتطلب الوصول إلى التقلصات التكرزية عند الإثارة الكهربائية الوظيفية ترددات (20-40 Hz) أعلى من التردد المطلوب لتنفيذ التقلصات التكرزية بواسطة الجهاز العصبي السليم (6-8Hz)، ويسبب تردد الإثارة المرتفع زيادة معدل التعب العضلي.

3. توظف الإثارة الكهربائية الوظيفية الألياف العضلية سريعة النفضة - وتمتاز بتعبها السريع - قبل الألياف العضلية بطيئة النفضة ويعرف بالتوظيف اللافيزيولوجي وهو يعاكس ترتيب توظيف ألياف العضلة الطبيعي وفيه توظف أولاً الألياف بطيئة النفضة، ويحدث التوظيف اللافيزيولوجي بسبب تعصيب الألياف سريعة النفضة بواسطة محاور عصبونية ذات قطر كبير، وتخزن هذه المحاور مقدار إضافي من الحقل الكهربائي مقارنة مع المحاور صغيرة القطر التي تعصب الألياف بطيئة النفضة، فتستجيب ألياف النفضة السريعة للإثارة الكهربائية الوظيفية عند مستويات الإثارة الأدنى، ويساهم التوظيف اللافيزيولوجي أيضاً في زيادة معدل التعب العضلي المشاهد في الإثارة الصناعية.

يمكن زيادة مقاومة تعب العضلة المثارة كهربائياً من خلال تدريب العضلة المكثف باستخدام الإثارة الكهربائية الوظيفية، ويسبب التدريب زيادة قوة وحجم العضلة، فعندما تبدأ العضلة المثارة كهربائياً بالتعب تتغير استجابتها بشكل لا خطي وتصبح غير قادرة على توليد تقلصات طويلة الأمد [24]



الشكل (4-5): الاختلافات بين التنبيه الطبيعي والصنعي للعضلات باستخدام الإثارة الكهربائية الوظيفية.

4-4- نمذجة العضلة الهيكلية:

تعد نماذج العضلة ضرورية لفهم أفضل للسلوك الميكانيكي الحيوي ولتطوير أنظمة التحكم بالعضلات المثارة كهربائياً، تقسم نماذج استجابة العضلة الهيكلية للإثارة الكهربائية إلى:

1. النماذج الفيزيولوجية Physiological Models: تحاول نمذجة تركيب وسلوك العضلة الفيزيولوجي، وهي الأكثر صحة وتعقيداً لأنها محددة لشخص معين وصعوبة الحصول على بعض قيم البارامترات التشريحية والفيزيولوجية، وأشهر هذه النماذج نموذج Riener، ونموذج Virtual Muscle.

2. النماذج ذات الصندوق الأسود Black Box Models: تحاول هذه النماذج إعادة توليد سلوك الدخل-الخرج للعضلة الحقيقية، رغم أن تركيبها لا يعكس فيزيولوجيا العضلة مثل النموذج المبني باستخدام أداة الذكاء الصناعي ANFIS، وأكثر هذه النماذج استخداماً نموذج Ferrarion. في الواقع لا يوجد نموذج عضلة كامل، فكل نموذج يعتمد على مجموعة من الفرضيات، ولكل منها مزايا ومساوئ، وسنقوم بتقديم شرح مبسط لأشهر هذه النماذج وأكثرها استخداماً.

4-4-1- النماذج الفيزيولوجية:

تعد النماذج الفيزيولوجية الأكثر استخداماً في دراسات تحكم الحركة، حيث تصف السلوك الملاحظ لمكونات العضلة من لحظة وصول التنبيه العصبي إلى العضلة وحتى تولد القوة وانتقالها عبر الوتر إلى العظم، وتمثيله باستخدام عناصر توليد القوة الهندسية (نوابض - مخمدات)، وتستعمل غالباً عناصر النموذج المطور من قبل Hill [59] بسبب بساطة علاقاتها وإمكانية تحليلها باستخدام الطرائق الميكانيكية التقليدية.

يتألف النموذج الفيزيولوجي الموضح في الشكل (4-6) المعتمد على عناصر Hill من:

1- عنصر القوة اللدن غير الفعال Passive Elastic Force Element: (العنصر التسلسلي

Series Element SE) يمثل وتر العضلة ويعبر عنه بنابض موصول على التسلسل مع

عناصر العضلة، وتعتمد قوة العنصر على طوله LSE.

2- يعبر عن مجموعة العضلة بعنصر تقلص موصول على التفرع مع عنصر غير فعال:

- عناصر القوة الفعالة (عنصر التقلص Contractile Element CE): يمثل حزم الألياف

العضلية في بطن العضلة، ويمثل خرجه القوة الفعالة التي يتم تحديدها بوساطة تغير

علاقات: الحالة الفعالة (ديناميكية التفعيل العصبي)، والقوة - طول الحزمة والقوة -

سرعة الحزمة والتي تم إيجادها بناءً على النتائج التجريبية والمعادلات الرياضية المعبرة

عنها، وتعتمد قوة العنصر الفعال CE على طوله L_{CE} والتنشيط العصبي Activation

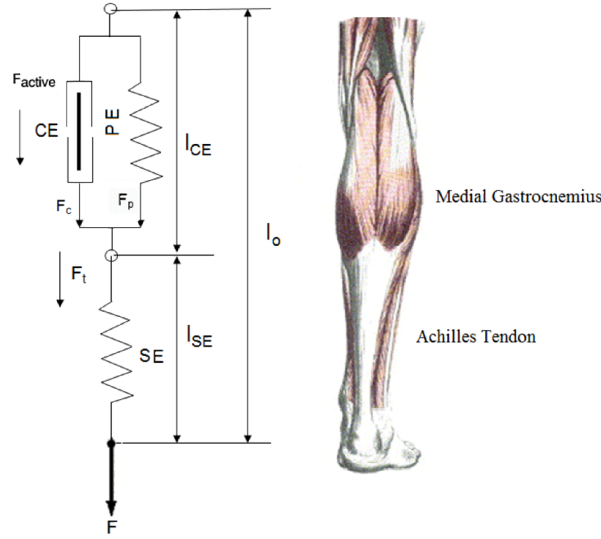
(act) وسرعته.

- عناصر القوة غير الفعالة (Passive Element PE): يمثل الطول الفعال للأوتار

الداخلية والخارجية وعناصر السفاق والأنسجة الضامة المحيطة بالعضلة LPE، وتعتمد

القوة المولدة بوساطة هذا العنصر على الطول فقط حيث $LPE=LCE$ ولا تعتمد على

السرعة.



الشكل (4-6): نمذجة استجابة العضلة للإثارة الكهربائية باستخدام العناصر الهندسية، فيمثل الوتر بنابض SE على التسلسل مع عنصر التقلص CE الموصول على التفرع مع نابض PE يمثل الخصائص غير الفعالة للعضلة [60].

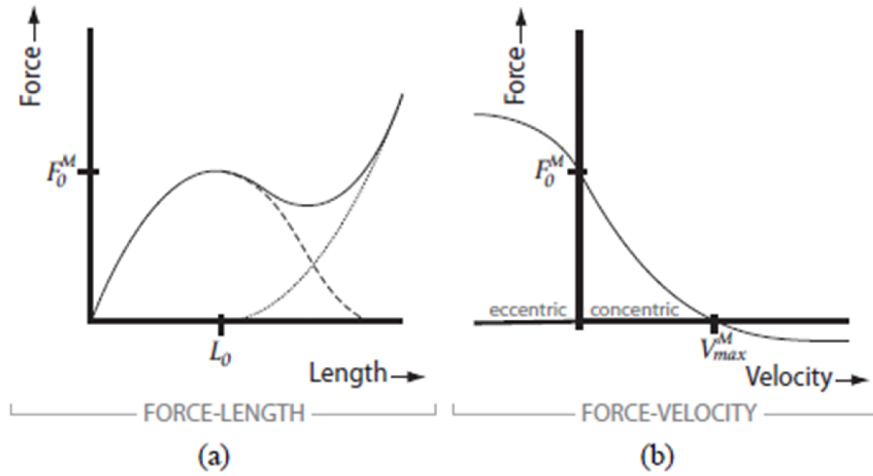
يحسب قيمة قوة خرج العضلة F_{CE} على أنها جداء ثلاثة عوامل مستقلة:

1- ديناميكيات التفعيل (الحالة الفعالة Active State): مجموعة الظواهر الفيزيولوجية التي تظهر عند تفعيل (إثارة) ليف العضلة بوساطة العصبون وحتى استجابة العضلة كقوة فعالة، يعتمد التغير في مستوى تفعيل العضلة المثارة عصبياً على مستوى الدخل العصبي، ومستوى التفعيل الحالي للعضلة، وتستخدم النماذج الفيزيولوجية المعادلات التفاضلية التي تربط بيانات مخطط كهربائية العضلة EMG Electromyography مع خرج قوة العضلة للتعبير عن ديناميكيات التفعيل، فنمذجة الحالة الفعالة صعبة جداً لكونها تعتمد على العديد من العوامل الكيميائية والكهربائية الحيوية وغيرها.

2- علاقة القوة - الطول: (الشكل 4-7-a) تستطيع الألياف العضلية توليد القوة الأعظمية عند الطول المثالي لها L_o (انظر الملحق B الفقرة B-2). تتناقص قوة الليف العضلي حالما تتقلص ألياف العضلة أو تمتد عن هذا الطول المثالي، ويكون شكل علاقة قوة - طول قطع مكافئ، عندما تتقلص العضلة تمتد جميع أجزاء العضلة غير القابلة للتقلص (مثل الأنسجة الضامة التي تغلف العضلة والأوتار على طرفي العضلة)، ويساعد هذا الامتطاط العضلة - عند نهاية التقلص - في الرجوع إلى طول الراحة، ولكن تحتاج هذه الأجزاء العضلية غير القابلة للتقلص لفترة زمنية حتى يمتد، وعند حدوث الامتطاط تبدأ قوة التقلص بالتناقص، وعليه فإن العضلة

المشدودة كثيراً لا تولد أية قوة، وبالعكس عندما تنقلص العضلة إلى 75% من طولها في حالة الراحة فإنها غير قادرة على القصر أكثر، ويتراوح الطول الأمثل لتشغيل العضلة بين 80% إلى 120% من طول الراحة الطبيعي للعضلة.

3- **علاقة القوة - السرعة:** (الشكل 4-7-b) تصف اعتماد القوة على سرعة الحركة (سرعة تقاصر العضلة)، وتنص العلاقة الأساسية أنه تتناقص قوة العضلة حالما تزداد سرعة التقلص، وتولد العضلة القوة الأعظمية عند انعدام السرعة، ولكن تكون علاقة القوة السرعة خلال تقلص التطويل (اللامركزي) وفيه تستمر العضلة بالتقلص (توليد القوة) على الرغم من تطاولها بوساطة الحمل الخارجي، فعلى سبيل المثال حالة ثني الركبة حيث تولد مجموعة عضلات مربعة الرؤوس القوة لتتحكم بالانثناء وفي الوقت نفسه تمتط العضلة. وبشكل عام في تقلص الامتطاط من أجل زيادة سرعة التطاول فإن القوة أيضاً تزداد تقريباً بمقدار 1.8 من قيمة القوة عند السرعة صفر، وبعدها تصل إلى قيمة حدية، وتعرف هذه الخاصية بالمطاوعة Yielding (الخصوع)، وتختلف النماذج في أخذ هذه الخاصية بعين الاعتبار.



الشكل (4-7): منحنيات (a) علاقة القوة - الطول، (b) علاقة القوة-السرعة [60]

مشكلة نموذج Hill أنه يعتمد على سلوك الخرج فقط ولا يشكل مرجعية لفهم الآليات المسببة للسلوك العضلي، ولا يوجد حساب لتأثير طول العضلة أو معدل تغير طول العضلة مع توليد القوة، وبالتالي تقل صحة هذا النموذج لنقلصات العضلة المثارة كهربائياً التي تنتج الحركة، كما أنه لا تأخذ بالحسبان التعب العضلي مما يشكل مشكلة حقيقية عند استخدام هذه النماذج في تصميم متحكم للإثارة الكهربائية الوظيفية لأن قوة خرج العضلة تتناقص مع التعب العضلي.

تم إجراء العديد من التعديلات على مكونات عناصر نموذج Hill من خلال إضافة العديد من البارامترات والمواصفات الفيزيولوجية ليلائم تطبيقات FES، وأشهر النماذج المعدلة:

1. **نموذج Riener:** [12] أضاف Riener العديد من البارامترات والمواصفات الفيزيولوجية مثل التعب العضلي، والخصائص الديناميكية والسكونية للعضلة مع العظام والمفاصل التي ترتبط بها ليلائم تطبيقات FES. ويتألف من تجميع عدة مجموعات من المعادلات الرياضية التي تشكل كل واحدة منها صفة من صفات العضلة، وتكون قوة العضلة ناتج جداء هذه العناصر معاً مع الأخذ بعين الاعتبار أنسجة الأوتار وارتباط العضلة بالعظم والمفاصل التي تعبرها والتعب العضلي. فيكون دخل نموذج Riener للعضلة إشارة الإثارة الكهربائية والوضع الفعال للمفصل، بينما يكون خرجه قوة العضلة. ويعتمد النموذج على البيانات التجريبية لخمسة مرضى شلل أطراف سفلية غير محددين. يشكل تعقيد هذا النموذج العائق الأساسي أمام استخدامه فعملية التعيين تتطلب إجراء العديد من التجارب لضبط النموذج لشخص محدد بالإضافة إلى العدد الكبير من البارامترات الفيزيولوجية والتشريحية التي يحتاجها مما يجعل عملية مستهلكة للوقت.

2. **نموذج Virtual Muscle (VM):** المطور في معهد Alfred E Mann في كاليفورنيا USA، بهدف تقديم نموذج عضلة قادر على تلبية احتياجات اختصاصي الفيزيولوجيا والميكانيك الحيوي المهتمين باستخدام العضلات لتوليد السلوكيات الطبيعية. وتم الحصول على خصائص القوة للعناصر المختلفة للنموذج من التجارب المتعددة (على حيوانات التجربة). وطبقت إجراءات الاختيار الأمثل على بيانات التجارب التي تصف سلوك العضلة عند مجال واسع من الشروط الفيزيولوجية لتحديد المعادلات المستخدمة في (VM)، مما يجعله أكثر النماذج دقة في وصف توليد قوة العضلة من أي نموذج سابق.

4-4-2- نماذج الصندوق الأسود Black Box Models:

تحاول نماذج الصندوق الأسود إعادة توليد سلوك الدخل - الخرج للعضلة الحقيقة بالاعتماد على نتائج التجارب، رغم أن تركيبها لا يعكس فيزيولوجيا العضلة، لأن العضلة نظام شديد التعقيد، متغير مع الزمن ولا خطي، لذلك من الضروري تطوير نموذج العضلة بأسلوب يستطيع التغلب على التعقيد والغموض في النموذج، وتؤدي هذه النماذج إلى حسابات سريعة تجعل النموذج قابلاً للتنفيذ والتطبيق العملي. وأكثر النماذج ذات الصندوق الأسود استخداماً:

1- **نموذج Ferrarin**: طوره Ferrarin للربط بين عرض نبضات الإثارة وعزم مفصل الركبة [61] ، فأجرى تجارب على الطرف السفلي المتأرجح مع تثبيت الكاحل باستخدام جهاز تقويومي للقدم والكاحل لخمسة أصحاء وثلاثة مرضى شلل أطراف سفلية بمستويات إصابة في الحبل الشوكي مختلفة. حيث تم تطبيق قطار من النبضات على العضلة مربعة الرؤوس مع تثبيت مطال النبضة وتغيير الترددات من خلال تعديل عرض النبضة للحصول على خصائص توظيف العضلة، وحساب العزم الفعال المولد بواسطة إثارة العضلة من كل نمط إثارة وعند كل تردد من خلال قياس زوايا مفصل الركبة، ويتطلب هذا النموذج تعيين قيم ثابتين الأول يعتمد بشكل أساسي على شكل النبضة (على شكل تابع الخطوة أو على شكل تابع سن منشار)، ويعتمد الثاني على تردد الإثارة لأنه كلما زاد تردد نبضات التحريض (الإثارة) كلما زادت كمية الشحنة الكهربائية الواصلة إلى العضلة، وهذا يؤدي إلى زيادة تقلص العضلة وبالتالي إلى زيادة العزم الفعال لمفصل الركبة، ويتم تعيين كل منها لكل شخص عند كل تردد نبضة ومع كل من نمطي الإثارة الكهربائية [62].

2- **نموذج ANFIS للعضلة**: استخدم Jailani et al نظام الاستدلال العائم المتكيف عصيباً ANFIS المعروف بقدرته على التعامل مع الأنظمة اللاخطية، نظراً لوجود عدد كبير من العمليات الحسابية والتجارب اللازمة لحساب العزم وتعيين ثوابت النموذج [63]، فأجرى العديد من التجارب على مريض واحد مصاب بشلل أطراف سفلية وتسجيل قيم القوة للعضلة مربعة الرؤوس وقيم الإثارة الكهربائية الوظيفية اللازمة لتوليد هذه القوى، واستخدمت هذه البيانات في تدريب واختبار نظام ANFIS. أثبت هذا النموذج على أنه قادر على تتبع حوالي 90% من البيانات التجريبية مما يجعله النموذج الأكثر صحة مقارنة مع النماذج الأخرى المطورة سابقاً، ولتحسين صحة هذا النموذج لابد من جمع واستخدام عينات وبيانات من أكثر من مريض، وتتمثل مشكلة هذا النموذج بأنه مصمم ليلائم شخص واحد، ويحتاج لعدد كبير من التجارب تكون مزعجة ومتعبة للمريض.

4-5- اختيار نموذج العضلة المثارة كهربائياً:

تم إجراء مقارنة بين نموذج Riener ونموذج Ferrarin ونموذج العضلة باستخدام ANFIS في [63] بالإضافة إلى بيانات تجريبية تم الحصول عليها من شخص مصاب بشلل الأطراف السفلية نتيجة إصابة في الحبل الشوكي في المستوى T2/T3 وعمره 45 سنة، ويعاني من هذه الإصابة منذ أكثر

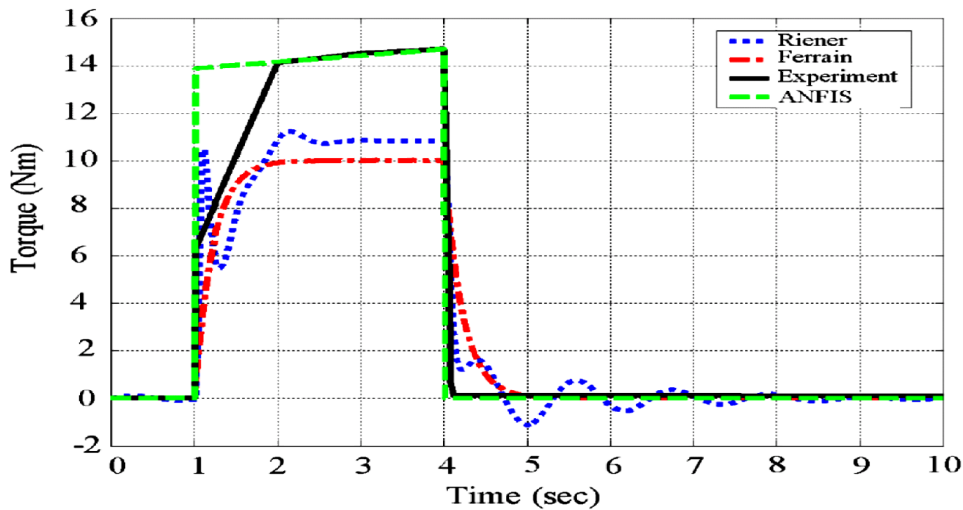
من 29 سنة، استخدمت نبضة إثارة ذات تردد 30Hz، وعرض النبضة 250μsec ومدة النبضة 3sec وتيار شدته 40mA. ونلخص نتائج استجابة النماذج والتجربة الموضحة في الشكل (4-8) بالآتي:

1- يتبع نموذج ANFIS حوالي 90% من البيانات التجريبية مما يجعله أكثر النماذج صحة في تمثيل سلوك العضلة، في حين تولد نماذج Riener و Ferrarin عزوم أقل وتتناقص ببطء خلال نهاية الإثارة لتمثيلها العناصر غير الفعالة في الطرف.

2- يوجد انخفاض نسبي في التخميد عند نهاية الإثارة في نموذج Riener مما يسبب تأرجح الساق بشكل أعلى وأطول من المتوقع، وهذا السلوك غير موجود في ساق مريض شلل الأطراف السفلية الفعلي.

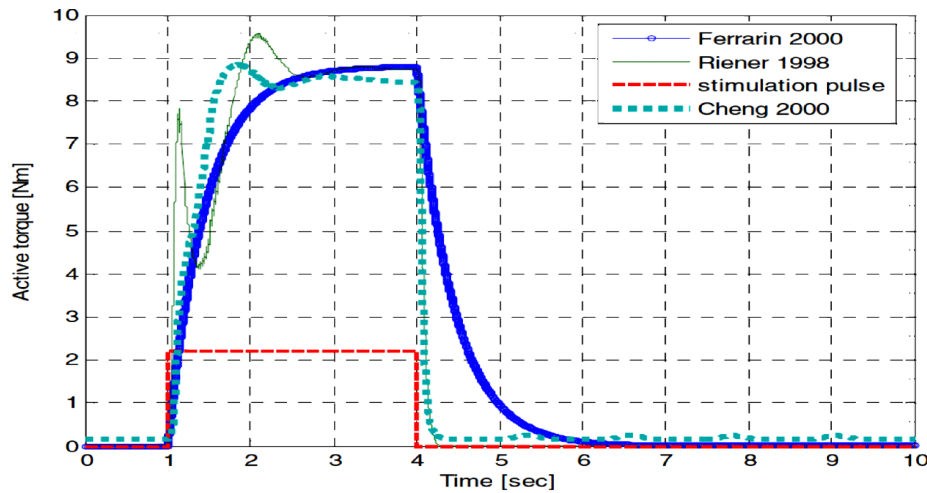
3- في نموذج Ferrarin فيتناقص العزم بشكل متدرج بعد نهاية الإثارة مما يجعل الساق تستقر ببطء وله ثاني أطول تأرجح بعد نموذج Riener.

4- يتبع نموذج ANFIS البيانات الفعلية للمريض من أجل ثانية واحدة بعد ثانية واحدة من تطبيق الإثارة، وترتفع استجابة نموذج ANFIS مباشرة إلى 14Nm في حين ترتفع البيانات الفعلية بشكل متدرج بعد ثانيتين، مما يسبب انبساط الساق أكثر من الواقع بحوالي 10 درجات مقارنة مع الزاوية الفعلية والتي تبقى ضمن المجال المقبول.



الشكل (4-8): استجابة نماذج ANFIS و Riener و Ferrarin للإثارة الكهربائية [63].

وجد في دراسة مقارنة لنماذج Riener و Ferrarin ونموذج Virtual Muscle لـ Cheng [62] أن استجابة نموذج Cheng تشابه نموذج Riener لاعتمادهما على معادلات الخصائص الفيزيولوجية للعضلة وهذا ما يوضحه الشكل (4-9) ولكنها تختلف عنه في بداية تطبيق الإثارة حيث يكون التأرجح لديها أقل.



الشكل (4-9): استجابة نماذج Ferrarin و Riener و Cheng للإثارة الكهربائية [62].

يقارن الجدول (4-1) أداء وخصائص نماذج العضلة المثارة كهربائياً لاختيار الأنسب لهذا البحث، وبناء على هذه المقارنة نجد أن نموذج العضلة Virtual Muscle لـ Cheng هو الأنسب لهذا البحث. الجدول (4-1): خصائص ومواصفات نماذج العضلة المثارة كهربائياً.

نماذج الصندوق الأسود		النماذج الفيزيولوجية		وجه المقارنة
ANFIS [63]	Ferrarin [61]	Virtual Muscle (Cheng) [64]	Riener [12]	
- إشارة نبضة الإثارة	- عرض نبضة الإثارة.	- شدة الإثارة. - تردد الإثارة. - طول عضلة - وتر	- إشارة نبضة الإثارة. - الزاوية. - السرعة الفعلية للمفصل.	دخل النموذج
العزم المطبق على المفصل	العزم المطبق على المفصل	قوة العضلة الفعالة فقط	القوة المطبقة على المفصل.	خرج النموذج
استخدام بيانات التجارب في تدريب واختبار نظام ANFIS للربط بين إشارة الإثارة المطبقة والعزم الناتج	استخدام بيانات التجارب في بناء معادلة رياضية تعبر عن العلاقة بين عرض النبضة والعزم الناتج	يعتمد على فيزيولوجيا العضلة ويأخذ بعين الاعتبار العلاقة بين التردد والقوة، وديناميكيات الكالسيوم والتعب العضلي، ولا يشمل حساب ذراع عزم العضلة.	يعتمد على فيزيولوجيا العضلة ويأخذ بعين الاعتبار العلاقة بين التردد والقوة، وديناميكيات الكالسيوم والتعب العضلي، ويحسب ذراع عزم العضلة.	المبدأ الأساسي في بناء النموذج
لا يحتاج للعديد من البارامترات	اثنان	عدد كبير من البارامترات	أقل من نموذج Cheng	عدد البارامترات
تحدد لكل شخص	تحدد لكل شخص	تحدد لكل شخص	تحدد لكل شخص	تحديد البارامترات
مصمم لشخص واحد	نموذج عام	نموذج عام	نموذج عام	عمومية النموذج
معقد جداً، ويستهلك وقت وجهد في إجراء العديد من التجارب على المريض	يمتاز بأنه بسيط، ولكن يستهلك وقت وجهد في إجراء التجارب على المريض لتحديد البارامترات.	معقد جداً، ولكنه متوفر كبرنامج مصدر مفتوح ذي واجهات رسومية مما يسهل عملية استخدامه	معقد جداً، ويستهلك وقت وجهد لبناء وتنفيذ المعادلات الرياضية	البساطة والتعقيد
يحتاج مجموعة تدريب كبيرة	بحاجة إلى مجموعة تدريب جيدة	لا يحتاج إلى مجموعة تدريب	لا يحتاج إلى مجموعة تدريب	مجموعة التدريب
لا يعطي أية فكرة عن السلوك داخل العضلة.	لا يعطي أية فكرة عن السلوك داخل العضلة .	يعطي فكرة واضحة عن السلوك داخل العضلة والتي تعد ضرورية في بعض الحالات.	يعطي فكرة واضحة عن السلوك داخل العضلة والتي تعد ضرورية في بعض الحالات.	سلوك العضلة الفيزيولوجي

4-6- نموذج Virtual Muscle:

يتألف نموذج Virtual Muscle من مكونات لها ارتباط واضح مع الوجود التشريحي والعمليات الفيزيولوجية التي تظهر في العصبونات المحركة والعضلات والأوتار. حيث يفترض النموذج أن سلوك عنصر التقلص في العضلة يتدرج من مستوى القسم العضلي حتى مستوى الليف العضلي كاملاً وإلى مستوى كل مجموعة توظيف في الوحدات المحركة، وهناك فرضيتين حديتين خلف تكتل القسيمات العضلية الفردية إلى مجموعة واحدة [19]:

- تعمل كل القسيمات العضلية في مجموعة واحدة بشكل متجانس مع نفس التنشيط، السرعة والطول.
- يكون لكل القسيمات العضلية نفس الخصائص التقلصية مثل علاقة السرعة - الطول - القوة، والمرونة المتماثلة وما إلى ذلك، وتكون هذه الخصائص متجانسة ضمن نوع الليف ذي التركيب الكيميائي النسيجي الواحد.

4-6-1 برنامج Virtual Muscle 4.0.1:

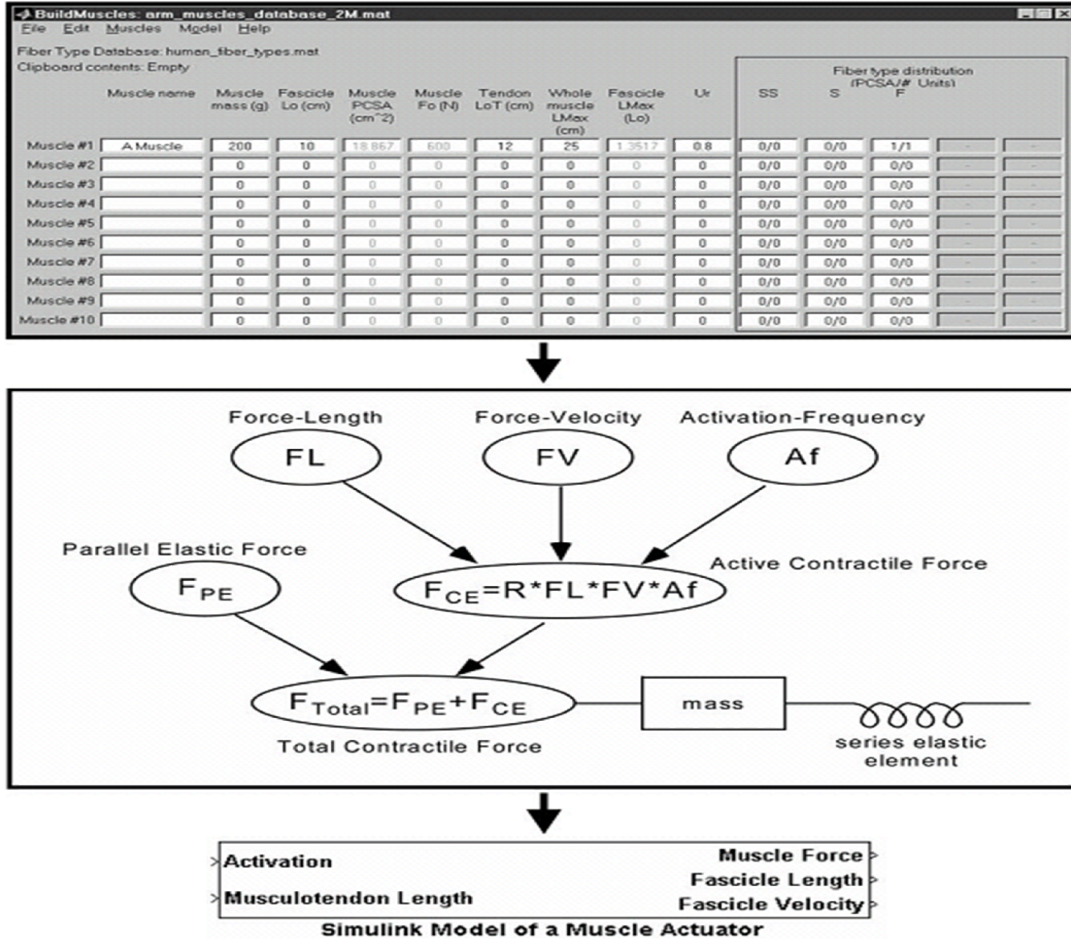
تم تصميم Virtual Muscles (VM) كتطبيق قائم بذاته في بيئة Matlab لبناء نموذج مركب عضلة-وتر ووصف سلوكه رياضياً، مع إمكانية تصديره ككتل SIMULINK للعضلات بطريقة سهلة ومباشرة، يوضح الشكل (4-10) كيفية عمل برنامج Virtual Muscle 4.0.1 حيث يستخدم البارامترات الشكلية التي تصف العضلات المنمذجة (كتلة العضلة $m(g)$ - طول الحزمة العضلية المثالي $F_0(N)$ - مساحة المقطع العرضي الفيزيولوجي $PCSA[cm^2]$ - قوة العضلة المثالية $Max\ Whole-Muscle [cm]$ - الطول الأعظمي للحزم العضلية $L_{max}(L_0)$ - Fascicle $L_0(cm)$ - طول الوتر عند القوة المثالية العضلة $Tendon\ L_0^T(cm)$ - طول كامل العضلة الأعظمي Ur - توزيع نوع الليف ضمن الوحدات المحركة $(PSCA/\#of\ motor\ units)$) (انظر الملحق B) 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 يتم نقلها إلى خرج النموذج من خلال العنصر اللدن التسلسلي الممثل لوتر العضلة، ويدخل تأثير كتلة العضلة بين عنصر العضلة الكلي والعنصر اللدن التسلسلي غير الفعال لمنع عدم استقرار النموذج في حال تم وصلهما مباشرة، يعمل البرنامج على تحويل هذه

المعادلات الممثلة لاستجابة العضلة عند إثارتها إلى كتلة Simulink ضمن بيئة Matlab ، يكون لكتلة نموذج العضلة في Simulink المتغيرات التالية:

1. متغيرات الدخل: يوجد للنموذج متغيري دخل هما:

- التنشيط العصبي act: هذه القيمة لتنشيط الجزء الفعال من عنصر التقلص، ويجب أن تكون قيمته بين 0 و 1 حيث تعني الصفر عدم وجود تنشيط وكل الألياف العضلية في حالة راحة، وتعني واحد أن كل الألياف تقدر كواحد من 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) بوحدة المتر، ويعتمد على تركيب الهيكل الذي ترتبط به العضلة، ولأن خرج نموذج الهيكل إما إحداثيات أو زوايا المفاصل فيجب حساب L_0 كتابع لزوايا أو إحداثيات المفاصل.
 - التردد f: تردد الإثارة (عدد النبضات خلال ثانية pps) المطبق على مجموع الوحدات المحركة.
2. متغيرات الخرج:

- القوة Force(N): القوة المقاسة عند العنصر اللدن التسلسلي SE، فإذا كانت العضلة تؤثر في مفصل لتوليد العزم فمن المهم جداً أن يكون ذراع العزم الذي تعمل عليه العضلة واقعياً.
- القوة F_0 ، طول الحزمة L_0 ، وسرعة الحزمة L_0/s : هذه المخارج اختيارية ومن الممكن استخدامها عند تقديم التغذية الراجعة للمتحكم.



الشكل (4-10): تمثيل عمل برنامج Virtual Muscle في الأعلى نافذة تابع BuildMuscles يسمح للمستخدم بتعريف البيانات الشكلية للعضلة وتوزيع أنواع الألياف العضلية ضمنها، ويعبر الشكل الأوسط تعديلات نموذج Hill المستخدمة في بناء النموذج، وفي الأسفل كتلة سمبوليك التي تشكل خرج برنامج Virtual Muscle ضمن برنامج ماتلاب [64].

4-6-2- خوارزمية الإثارة الكهربائية الوظيفية لبرنامج Virtual Muscle 4.0.1.1:

يعتمد نموذج Virtual Muscle خوارزمية توظيف الإثارة الكهربائية الوظيفية داخل العضلة Intramuscular FES Recruitment، وتحاكي خوارزمية توظيف FES الإثارة الكهربائية الوظيفية داخل العضلة، وتعتمد على افتراض أن تفرعات المحاور المحرك ضمن بطن العضلة لا يتم توظيفها بأي ترتيب تفضيلي لنوع الليف، وتوظف الخوارزمية أجزاء من مساحة المقطع العرضي الفيزيولوجي للعضلة PCSA مساوية لدخل التنشيط، ولتقليل مقدار الحسابات في تطبيقات الزمن الحقيقي هناك فقط وحدة محرك واحدة لكل نوع ليف تمثل مجموع الوحدات المحركة، ونختار تردد الإثارة من أجل تطبيقات FES بين الترددات العالية بما يكفي لتجنب الرعاش من النبضات غير المندمجة، والترددات المنخفضة بما يكفي لتصغير التعب، فكلهما يشكل هدف المرضى السريريين الذين اختاروا تدريبات

FES لأن عوامل الضمور العضلي تميل إلى تغيير خصائص الليف العضلي باتجاه النفضة البطيئة ومقاومة للتعب العضلي بشكل أكبر، ويستخدم تردد 20Hz لتردد الإثارة من أجل تطبيقات FES الطبية [19].

يفيد تثبيت التردد في تقليل زمن العمليات الحسابية، فعندما تقدر كل الوحدات المحركة عند معدل ثابت محدد بوساطة تردد الإثارة يكون من الضروري المحافظة على تتبع تأثيرات هذا المعدل على أنواع الليف المختلفة وليس كل الوحدات المحركة لذا يمكن بناء العضلة من وحدة محركة واحدة لكل نوع ليف مع حجم يعكس نسبة PCSA المشغولة بنوع هذا الليف. وتقدر الوحدات المحركة القليلة (مثالاً 2-3 وحدات محركة) دائماً عند معدل الإثارة، ولكن تحسب قوة الخرج اعتماداً على شدة الإثارة أي بوساطة نسبة الوحدات المحركة الموظفة عند شدة الإثارة الحالية [19]. ويلخص الجدول (2-4) خوارزمية التوظيف.

الجدول (2-4): خوارزمية التوظيف في Virtual Muscle [19]

إشارة الإثارة	الاستخدام	خوارزمية التوظيف
المطال	تحديد أي الوحدات المحركة يتم توظيفها (اعتماداً على توزيع مساحة المقطع العرضي الفيزيولوجي حتى تساوي جزء نوع الليف الموظف.	
التردد	تحديد مباشر لتردد قدر كل الوحدات المحركة الموظفة	

4-7- خاتمة:

قدمنا في هذا الفصل لمحة عامة حول العضلات الهيكلية ونماذجها الأكثر أهمية متضمنة النماذج الفيزيولوجية والنماذج ذات الصندوق الأسود بالإضافة إلى النموذج المستخدم في البحث Virtual Muscle، ويشرح هذا النموذج نظرياً الأفعال المعقدة المنفذة بوساطة العضلات، وبعد الأكثر انتشاراً لأنه يأخذ بعين الاعتبار المكونات الفعالة وغير الفعالة في قوة العضلة، وقد تم بناء نموذج Virtual Muscle اعتماداً على نموذج Hill مع إجراء بعض التعديلات بحيث يتضمن تركيب مبسط لكل أنواع الليف وخوارزميات توظيف تلبي احتياجات اختصاصي الفيزيولوجيا والميكانيك الحيوي في استخدام العضلات، ويسمح بالعمل مع كامل العضلة بالإضافة إلى ألياف العضلة المنفردة.

الفصل الخامس

الطرائق المستخدمة

Methods

5-1- المقدمة:

يقدم هذا الفصل الطرائق المستخدمة لتطوير متحكم يستخدم نظام الاستدلال العصبي العائم الموائم ANFIS للتحكم بالإثارة الكهربائية الوظيفية المطبقة على نماذج مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية المبنية باستخدام برنامج Virtual Muscle لمساعدة مرضى شلل الأطراف السفلية على القيام بحركة النهوض، فنجاح التحكم بحركة النهوض مؤشر لإمكانية الحركة لاحقاً، وبالتالي تحسين حياة هؤلاء المرضى.

يستعرض الفصل كيف تم تطوير محاكي لتوليد بيانات اختبارات الحلقة المفتوحة اللازمة لتوصيف العلاقة بين شدة الإثارة الكهربائية المطبقة وزوايا المفاصل الناتجة عنها، وبالتالي تقليل التجارب المطبقة على المرضى خلال عملية تصميم المتحكم. كما يشرح الفصل الخطوات العامة لبناء المتحكمات المعتمدة على النمذجة باستخدام الأنظمة الذكية، مع تقديم شرح بسيط لنظام الاستدلال العصبي العائم الموائم، وكيفية استخدامه كمتحكم لحركة النهوض.

5-2- مخطط المتحكم المطور:

تعد المتحكمات المعتمدة على النمذجة أكثر المتحكمات ثباتاً فهي تعتمد على وجود نموذج عكسي Inverse Model يمثل مقلوب النظام، وبالتالي عند تعاقب النظام A مع مقلوبه A^{-1} يكون تابع التحويل الكلي للنظام مساوياً للواحد وهي الحالة المثالية للمتحكمات [16]، عملياً تضاف متحكمات تناسبية تكاملية تفاضلية للتغلب على أخطاء النمذجة والاضطرابات.

بما أن الدراسة عبارة عن محاكاة حاسوبية لا بد من تحديد العناصر التالية:

1. المتغيرات المراد التحكم بها Control Variables: وهي شدة نبضات الإثارة الكهربائية المطبقة

على سطح الجلد، حيث يتم تغيير مطال النبضات ضمن المجال 0-300 mA مع تثبيت

عرض النبضة على القيمة 250 μs والتردد على 20 Hz وهذه القيم تضمن عدم تعب

العضلات المثارة بسرعة كما أنها مستويات آمنة من التيار [19, 65].

2. وظيفة نظام التحكم المطور: جعل زاوية الركبة تتبع مسار زاوية الركبة خلال النهوض عند تطبيق FES للعضلات الباسطة للركبة.

3. نظام التحكم المطور له مدخلين: الأول يتلقى القيم المرجعية لمسارات حركة مفصل الركبة (القيم المطلوبة للزاوية والسرعة الزاوية للركبة خلال حركة النهوض)، أما الثاني فيتلقى الفرق بين قيم الحركة المقاسة والمطلوبة ليقوم بدور تصحيح العمل عند وجود اضطرابات أو أخطاء في النمذجة. وللمتحكم مخرج وحيد يعبر عن الإثارة الكهربائية المطبقة على مجموعة العضلات الباسطة للركبة.

4. النظام المدروس: هو نموذج لمشلول ينهض بمساعدة الإثارة الكهربائية السطحية لمجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية واستخدام الحركة الإرادية للجزء العلوي من الجسم لقيادة مفصل الورك.

يظهر الشكل (1-5) مخطط للمحاكاة عمل نظام التحكم المطور حيث نشاهد العناصر التالية:

1- المتحكم ويتألف من عنصرين موصولين على التفرع:

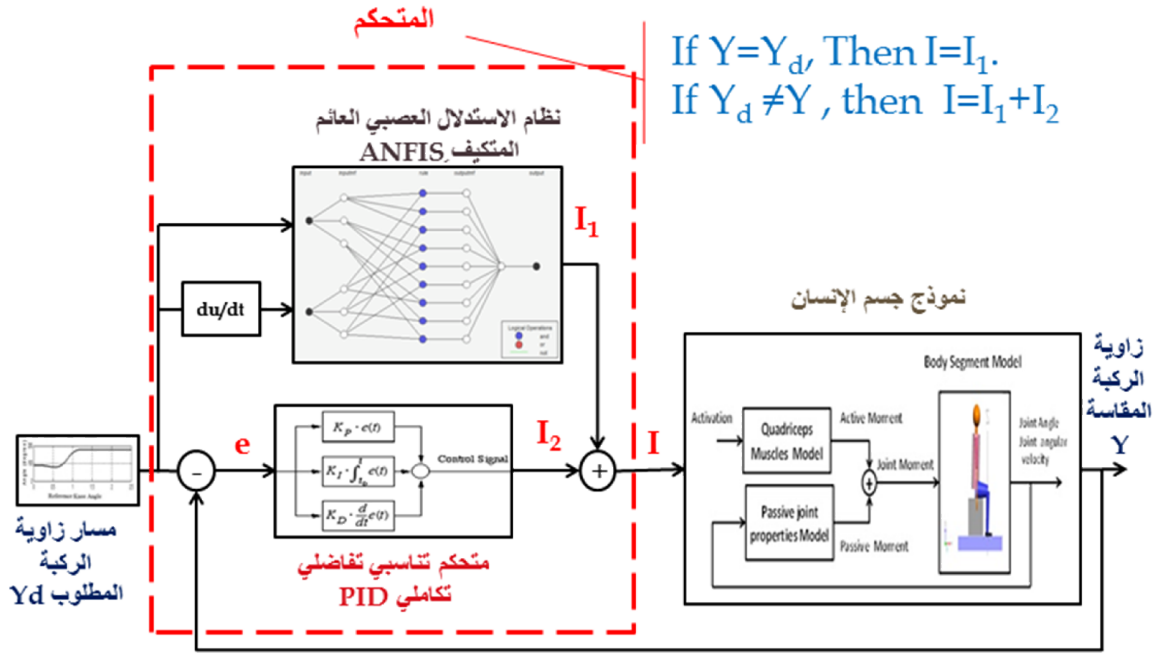
- النموذج العكسي: موجود في خط التغذية الأمامية، دخله هي مسارات الحركة المطلوبة (الزاوية المطلوبة Y_d والسرعة الزاوية)، ويعمل على توليد أنماط الإثارة الكهربائية اللازمة للحركة المطلوبة، ويبني باستخدام الأداة الذكية ANFIS. تتطلب ANFIS تأمين مجموعة بيانات للتدريب والفحص والاختبار لتتمكن من توليد النموذج العكسي الممثل لعلاقة تغير الزاوية والسرعة الزاوية للركبة مع شدة الإثارة المطبقة على مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية، تتألف هذه البيانات من أزواج من قيم زوايا الركبة والسرعة الزاوية المرافقة لها وشدة الإثارة المطبقة للحصول على هذه الزوايا.

- متحكم تناسبي تكاملي تفاضلي (Proportional Integral Differential Controller (PID):

يوضع في خط التغذية الراجعة، ويكون دخله الفرق بين القيم المطلوبة Y_d والمقاسة Y للحركة، وخرجه إثارة كهربائية تصحيحية I_2 تضاف لخرج النموذج العكسي، وذلك لتعويض أخطاء التتبع المتبقية بسبب الاضطرابات وأخطاء النمذجة.

يتشكل الخرج الكلي للمتحكم I من مجموع مخرجي النموذج العكسي I_1 والمتحكم التناسبي التكاملي التفاضلي I_2 ، ويعبر هذا الخرج عن شدة الإثارة الكهربائية المطبقة على النظام.

2- نموذج جسم الإنسان: يتألف من نموذج مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية، والتي تمت نمذجتها باستخدام برنامج Virtual Muscle، وتعمل هذه العضلات على تحريك نموذج الأجزاء المتحركة لجسم الإنسان والمطور باستخدام برنامج Visual Nastran 4D، ويستجيب النموذج بشكل تغير في زوايا المفاصل، في حين يتلقى مفصل الورك قيم الزوايا اللازمة لتحقيق النهوض حيث نعبر بذلك عن الحركة الإرادية للجذع.



الشكل (1-5): مخطط نظام التحكم المراد تطويره.

وبالتالي نحتاج لتطوير المتحكم إلى:

1. بناء نموذج لجسم الإنسان لمحاكاة اختبار المتحكم عند الانتهاء من تصميمه.
2. تأمين بيانات التدريب من خلال محاكاة اختبارات الحلقة المفتوحة Open Loop.
3. بناء النموذج العكسي باستخدام نظام الاستدلال العصبي العائم الموائم (ANFIS).
4. تصميم المتحكم وتطبيق المحاكاة لاختباره.
5. تقييم أداء المتحكم من خلال مقارنة أدائه مع متحكمات أخرى، لذا تم تطوير متحكم حلقة مفتوحة ومتحكم PI للتحكم بحركة النهوض.

5-3- نموذج جسم الإنسان:

يتألف النموذج المطور من ثلاثة أجزاء :

- نموذج الأجزاء المتحركة ويمثل الخصائص الفيزيائية للأطراف والجسم وتتضمن الكتلة ومركز الكتلة وعزم العطالة ونوع المفاصل الواصلة بين الأجزاء المتحركة.
- نموذج العضلة الذي يعرف الخرج الكلي لمجموعة العضلات العاملة على المفصل عند استجابتها للإثارة الكهربائية، وتعمل هذه العضلات كمحركات لمتحكمات الإثارة الكهربائية.
- تمثيل التوازن الديناميكي للنموذج.

وقبل الحديث عن هذه الأجزاء نستعرض البرامج المستخدمة لبناء نموذج جسم الإنسان.

5-3-1- البرمجيات المستخدمة في تطوير نموذج جسم الإنسان:

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

1- مكتبة سيميولنك Simulink الملحقه ببرنامج ماتلاب: تستخدم لنمذجة ومحاكاة وتحليل الأنظمة

الديناميكية بسرعة ودقة، تستخدم ترميز المخطط الكتلي من خلال واجهة مستخدم رسومية تغني

عن تشكيل المعادلات الرياضية المختلفة، وتمتلك هذه المكتبة جميع ميزات برنامج ماتلاب

وخصوصاً إمكانية ربطه مع البرمجيات والتطبيقات الخارجية مثل برامج تحليل الحركة [17].

2- برنامج ((Visual Nastran 4D (VN4D)): يستخدم للتصميم بمساعدة الحاسوب، وتحليل حركة

الأجسام الصلبة، والتحكم في حركتها في نظام نمذجة واحد، وإظهار تغير 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، الموقع، أو العزم بين

VN4D و Simulink للتحكم بالنظام المصمم [18]. ويمتلك VN4D العديد من الأدوات لتسهيل

الرسم وفهم النموذج بشكل أفضل أهمها:

• المقاييس Meters: تثبت على أي جزء من النموذج لقياس الموضع، السرعة، والتسارع،

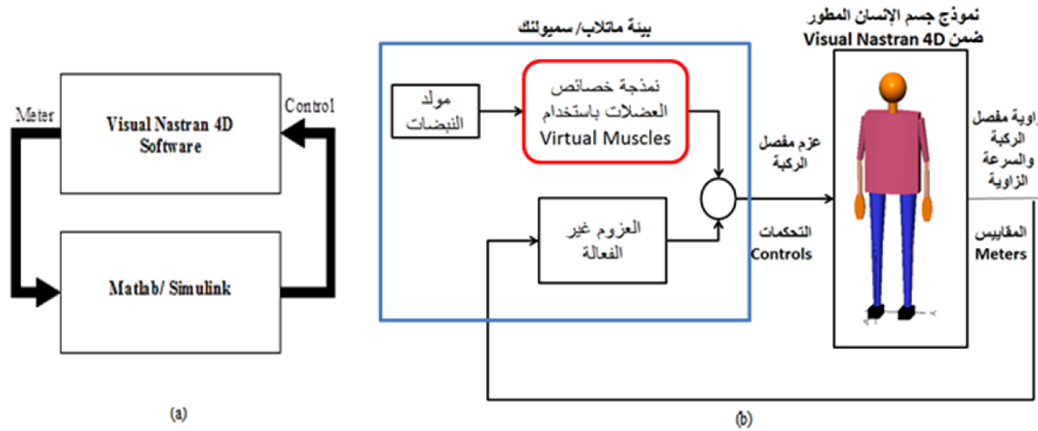
وغيرها... وتساعد المقاييس على فحص النموذج خلال التصميم والمحاكاة، وتمثل

المقاييس في البرنامج الحساسات المثبتة على النظام الحقيقي، فتستخدم المعلومات

المرسلة 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 والتي بدورها ترسلها إلى المحركات (المفاصل) للتحكم بالنموذج [18].

تتمتع قوة برنامج VN4D من خلال إمكانية وصله مع Matlab/Simulink (الشكل (a-2-5))، وللقيام بذلك تجلب كتلة VN4D من مكتبة Simulink وتوضع في ملف الكتل Simulink، وعلى المستخدم تحديد ملف VN4D للنموذج المراد التحكم به، بالإضافة إلى المداخل التي يجب إيفالها للنموذج وهي منزلقات التحكم والمخارج التي يجب إرسالها وهي مقاييس لبعض البارامترات ذات الأهمية لعملية التحكم. يوضح الشكل (b-2-5) 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. واستخدم برنامج Virtual Muscle لنمذجة العضلات. وتمت نمذجة العزوم المؤثرة على المفصل باستخدام Simulink، وتشكل عزوم مفصل الركبة إشارة التحكم المرسل من نموذج Simulink إلى VN4D حيث يستفاد منها في تحريك المفصل والأجزاء المتصلة به وإرسال قيم زاوية الركبة والسرعة الزاوية إلى نموذج.



الشكل (2-5): (a): ربط برنامج Visual Nastran 4D مع برنامج ماتيلاب/سميولنك عن طريق أدوات المقاييس والتحكمات (b): ربط البرمجيات المستخدمة في تطوير النموذج مع بعضها البعض.

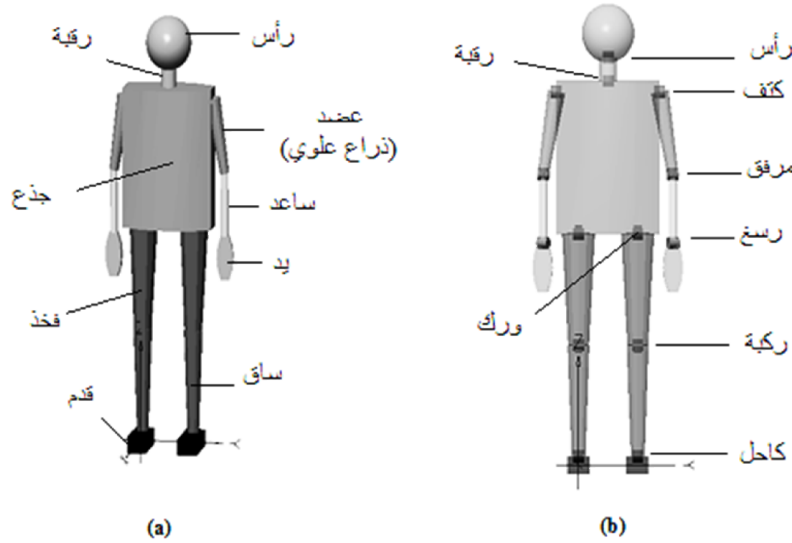
5-3-2- نمذجة أجزاء الجسم المتحركة:

تم تطوير نموذج لمشلول طوله 1.80 m ووزنه 75.35 Kg، حيث تم التعبير عنه بواسطة نموذج ميكانيكي متعدد الوصلات مبني باستخدام أشكال هندسية بسيطة كما في [15, 56]. حيث يعامل كل جزء منه كجسم صلب يمثل أجزاء الجسم بما تشمله من عظام ومواد عضوية محيطة بها مثل العضلات والجلد و.... إلخ. واعتمدت الدراسة على الفرضيات التالية عند بناء النموذج:

- 1- الحركة ثنائية الأبعاد وتدرس الحركات فقط في المستوي السهمي.
- 2- حركة الجسم متناظرة بالنسبة لمستوي الدراسة، وتثار عضلات الطرفين بنفس الشدة الكهربائية.
- 3- بقاء الرأس والرقبة على استقامة الجذع.
- 4- القدم مسطحة وثابتة على الأرض خلال الحركة.
- 5- يقع مركز كتلة كل جزء من الأجزاء المتحركة في منتصف الخط الواصل بين مفصلين متجاورين ولا يتغير خلال الحركة

- 6- تم التعبير عن بارامترات الأجزاء كأجزاء من طول ووزن الجسم الكلي H و W على الترتيب اعتماداً على Winters [66] (الشكل (5-3))، وهي موضحة في الجدول (5-1)، وهذه الأجزاء هي:

 - الجزء العلوي من الجسم: يعبر عن الرأس والرقبة والجذع لاعتبارها على استقامة واحدة.
 - الطرفين العلويين (يد 2/ - ساعد 2/ - ذراع 2/).
 - الطرفين السفليين (قدم 2/ - ساق 2/ - فخذ 2/).



الشكل (5-3): نموذج جسم الإنسان المطور ضمن برنامج Visual Nastran 4D حيث:

(a) تمثيل الأجزاء المتحركة المنمذجة. (b) تمثيل المفاصل التي تمت نمذجتها.

الجدول (5-1): بارامترات جسم إنسان مريض طوله 1.80 m ووزنه 75.35 Kg المستخدمة في النموذج [66].

الجزء	الطول كجزء من الطول الكلي [66]	طول الجزء	الوزن كجزء من الوزن الكلي [66]	وزن الجزء [Kg]	الكثافة [Kg/l]
اليد	0.108*H	0.1944	0.006*W	0.4521	1.16
الساعد	0.146*H	0.2628	0.016*W	1.2056	1.13
الذراع العلوي (عضد)	0.186*H	0.3348	0.028*W	2.1098	1.07
الطرف العلوي	0.44*H	0.792	0.050*W	3.7675	
الرأس	0.13*H	0.234	0.081*W	6.10335	0.111
الرقبة	0.052*H	0.0936			
الجزع	0.288*H	0.5184	0.497*W	37.44895	1.03
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	1.092575	1.10
الساق	0.246*H	0.4428	0.0465*W	3.503775	1.09
الفخذ	0.245*H	0.441	0.100*W	7.535	1.05

7- تتصل هذه الأجزاء مع بعضها البعض بواسطة مفاصل (محركات) عددها 13/ مفصل:

- مفاصل ثابتة: وهما اثنان لثبيت الرأس والرقبة على استقامة الجزع.
- المفاصل غير فعالة: الكتف 2/ - المرفق 2/ - الرسغ 2/ جميعها ذات درجة حرية واحدة من النوع غير الفعال (أي قادرة على الدوران رغم عدم وجود متحكمات بحركتها وإنما تتحرك نتيجة تغير حركة الجسم الكلية) وذلك لأنها تخضع للتحكم الإرادي بالنسبة لمريض شلل الأطراف السفلية وتمثلها المفاصل الملتقة Revolute Joint في برنامج VN4D.
- المفاصل الفعالة: مفاصل الورك 2/ والركبة 2/ والكاحل 2/ وهي الأكثر أهمية بالنسبة لنا، وهي ذات درجة حرية واحدة ومن النوع الفعال وقابلة للتحكم، وتمثلها مفاصل المحرك الملتق Revolute Motor في برنامج VN4D، وتشكل هذه المفاصل ثلاث زوايا: زاوية الورك المشكلة بين الجزع والفخذ، وزاوية الركبة المشكلة بين الفخذ والساق في حين تكون زاوية الكاحل بين الساق والقدم.

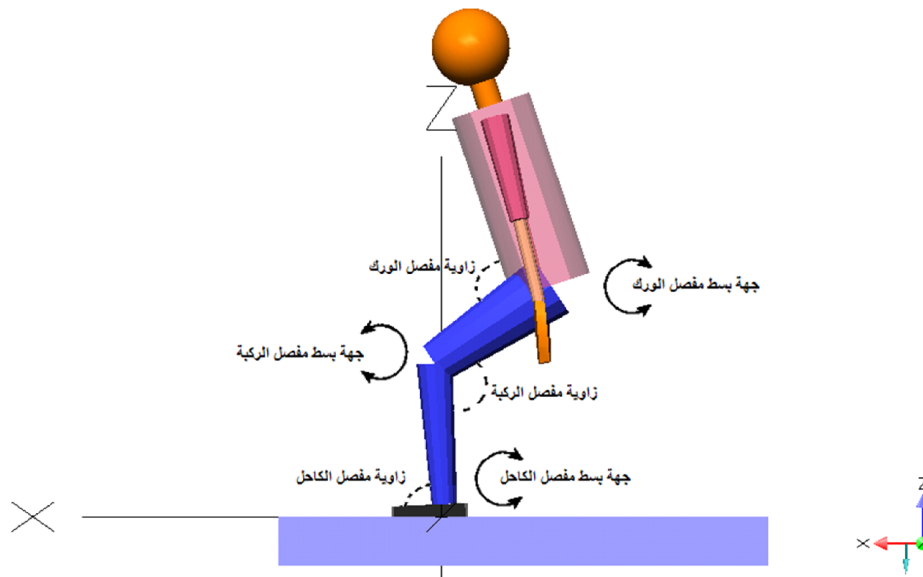
يظهر الجدول (5-2) المفاصل مع أنواعها ومحاور دورانها حسب جمل إحداثيات الأجزاء المثبتة عليها لأن برنامج VN4D يستخدم طريقة Kane للتحليل الحركة وتحديد العلاقات بين الأجزاء

المتحركة، ودرجات الحرية وطريقة التحكم بها (طريقة Kane تجمع بين طريقتي نيوتن -إيلور ولاغرانج لدراسة الحركة، وتعتبر الشكل المحسوب لقوانين الحركة -القابل للحل باستخدام الحاسب بشكل تلقائي بدون تدخل المستخدم-[67]).

الجدول (5-2): خصائص مفاصل النموذج المطور.

المفصل	العدد	النوع	محور الدوران	بارامتر التحكم	درجة الحرية
الرأس	1	ثابت Rigid	لا يوجد	لا يوجد	0
الرقبة	1	ثابت Rigid	لا يوجد	لا يوجد	0
الكتف	2	ملتحف Revolute	Z	لا يوجد	1
المرفق	2	ملتحف Revolute	Y	لا يوجد	1
الرسغ	2	ملتحف Revolute	Y	لا يوجد	1
الورك	2	محرك ملتحف Revolute Motor	X	الزاوية	1
الركبة	2	محرك ملتحف Revolute Motor	X	العزم	1
الكاحل	2	ملتحف Revolute	X	الزاوية	1

يوضح الشكل (5-4) فضاء مفاصل الطرف السفلي للنموذج، حيث يعرف كل سهم اتجاه بسط المفصل، فإذا أثرت العضلة العاملة على المفصل بعزم له نفس اتجاه السهم فإنها تسمى عضلة باسطة للمفصل وتنتج عزم بسط على المفصل، ويرتبط قبض المفصل بالاتجاه المعاكس للبسط، ويكون اتجاه عزم تدوير العضلة حول المفصل مترافق مع الاتجاه الموجب أو السالب لزاوية المفصل واعتماداً على جانب المفصل الذي تعبره العضلة.



الشكل (5-4): فضاء حركة مفاصل الطرف السفلي للنموذج.

5-3-3- نمذجة العضلات المثارة:

بما أن هدف المتحكم المراد تطويره جعل زاوية مفصل الركبة تتبع المسار المطلوب لحركة النهوض من خلال التحكم بشدة الإثارة المطبقة على العضلات العاملة على الركبة مع وجود الحركة الإرادية للجزع والمعبر عنها بوساطة تغذية مفصلي الورك بمسار زاوية الورك خلال حركة النهوض، وتم تحديد العضلات الأكثر أهمية لبنني نموذج لها ثم التحكم بها بوساطة الإثارة الكهربائية الوظيفية بمجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية (تتألف من العضلات: المستقيمة الفخذية Rectus Femoris، والمنتسعة الأنسية Vastus medialis والمنتسعة الوسطانية Vastus medium والمنتسعة الوحشية Vastus lateralis) وذلك لأنها:

- 1- تعمل على قبض الفخذ عند مفصل الورك من خلال رأس العضلة المستقيمة الفخذية.
 - 2- تعمل على بسط مفصل الركبة من خلال مجموعة العضلات المنتسعة.
 - 3- لها دور مهم في تقوية مفصل الركبة وثباته.
 - 4- تلعب دوراً أساسياً في الأنشطة الحركية الرئيسية (مثل النهوض - المشي - الوقوف).
- أما بالنسبة لبقية العضلات العاملة على المفاصل الأخرى (باسطات الورك - القابضات الأخمصية للكال) فلم تتم نمذجتها اعتماداً على النتائج التجريبية لدراسة [68] التي لم تلاحظ أي تحسن في مسارات حركة النهوض أو حتى تقليل الجهد المبذول من الجزء العلوي من الجسم لدى مشاركة الإثارة الكهربائية الوظيفية لمجموعات عضلية متعددة (باسطات الورك - القابضات الأخمصية للكال) بالإضافة إلى مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية لدى مرضى شلل الأطراف [68].
- استخدم برنامج Virtual Muscle لنمذجة العضلات. ويتطلب إدخال البارامترات الشكلية للعضلات ليقوم بتحويلها إلى كتلة ضمن SIMULINK. يظهر الجدول (3-5) البارامترات الشكلية للعضلات التي تمت نمذجتها بعد الحصول عليها من [69] ودليل استخدام البرنامج [19] (انظر الملحق B لمعرفة كيفية استخدام برنامج Virtual Muscle 4.0.1 - والفقرة 2-B لمعرفة البارامترات الشكلية للعضلات).

الجدول (5-3): البارامترات الشكلية للعضلات التي تمت نمذجتها [69] [19].

مربعة الرؤوس الفخذية Quadriceps Femoris				العضلة
المتسعة الوحشية	المتسعة الوسطانية	المتسعة الأنسية	المستقيمة الفخذية	
523.88	395.85	383.887	218.12	كتلة العضلة[g]
8.4	8.7	8.9	8.4	طول الحزمة العضلية المثالي Fascicle L ₀ (cm)
58.836	42.924	40.692	24.496	مساحة المقطع العرضي الفيزيولوجي PCSA[cm ²]
1871	1365	294	779	قوة العضلة المثالية Muscle F ₀ (N)
16.328	14.144	13.104	36	طول الوتر عند القوة المثالية للعضلة Tendon L ₀ ^T (cm)
25.78	24	23.28	44.68	طول كامل العضلة الأعظمي Whole-Muscle [cm]
1.20	1.20	1.20	1.22	الطول الأعظمي للحزم العضلية Fascicle L _{max} (L ₀)
0.8	0.8	0.8	0.8	مستوى التنشيط الجزئي * Ur
SF(0.4235/2)	SF(0.47/2)	SF(0.526/2)	SF(0.381/2)	توزع نوع الليف (PSCA/#of motor units**)
FF(0.5765/2)	FF(0.53/2)	FF(0.474/2)	FF(0.619/2)	
* تم افتراض القيمة الأعظمية لمستوى التنشيط مساوية لـ 0.8 حسب [19].				
** تم افتراض وجود وحدتين محركتين لكل نوع ليف لتقليل زمن العمليات الحسابية [19].				

5-3-4- تمثيل التوازن الديناميكي للنموذج:

استخدم نموذج لا خطي لنظام ميكانيكي جسم صلب ثلاثي الوصلة (الشكل (5-5)) لدراسة الحركة في المستوي السهمي، حيث تعطى معادلة حركة نموذج جسم الإنسان ككل:

$$I\ddot{Q} = \bar{G} + \bar{E} + \bar{T} \quad (1-5)$$

حيث:

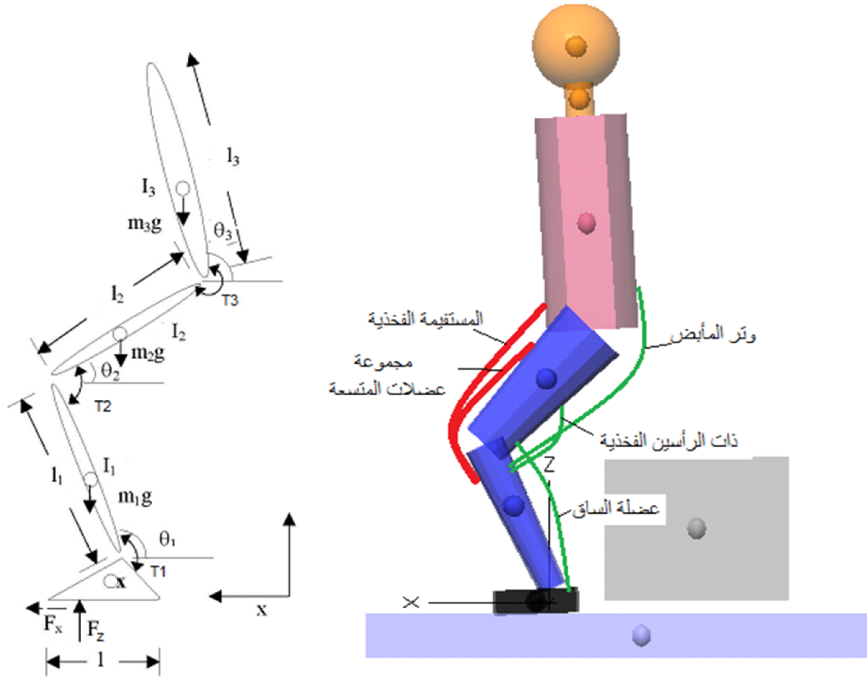
$\bar{T}$: مصفوفة العزوم المطبقة على المفاصل بفعل العضلات والأنسجة المحيطة بالمفصل.

I : مصفوفة العطالة للأجزاء.

$\ddot{Q}$: مصفوفة التسارعات الزاوية عند المفاصل .

$\bar{G}$: مصفوفة العزوم الناتجة عن تأثير الجاذبية (قوى الثقل)، مع اعتبار ثابت الجاذبية الأرضية g المؤثرة على الجسم المدروس 9.81 m/s^2 ، ويتعلق هذا العزم بكتلة الجسم المتحرك m_i والمسافة بين كل مفصل I_i ومركز كتلة الجزء المرتبط به وزاوية المفصل.

$\bar{E}$: مصفوفة العزوم الناتجة عن القوى الخارجية وتأثير البيئة المحيطة، وهي قوة رد فعل الأرض الملامسة للقدم وفي حالة الجلوس يضاف إليها قوة رد فعل الكرسي.



الشكل (5-5): النموذج الميكانيكي مع تمثيل العوامل المؤثرة على مفصل الركبة.

وبالتالي تحسب العزوم المطبقة على مفاصل الورك والركبة والكاحل باستخدام المعادلة:

$$\bar{T} = I\ddot{Q} - [\bar{G} + \bar{E}] \quad (2-5)$$

تمثل هذه المعادلة معادلة الحركة للنموذج الديناميكي، حيث أنه من خلال معرفة قيمة العزم T يمكن الحصول على قيم الزوايا والسرعات الزاوية الجديدة للمفاصل ويستخدم برنامج VN4D طريقة Kane لتحليل الحركة وحل هذه المعادلات تلقائياً بدون تدخل المستخدم، وبالتالي يتوجب نمذجة العزوم المؤثرة على مفصل الركبة $\bar{T}$ الناتجة عن فعل العضلات والأنسجة المحيطة بالمفصل لنتمكن من متابعة تغير زاوية الركبة والسرعة الزاوية خلال النهوض، تعطى العزوم المطبقة على مفصل الركبة بالمعادلة [70]:

$$\bar{T} = M_a + M_p \quad (3-5)$$

حيث:

M_a : العزم الفعال وينتج عن قوة تقلص العضلات المثارة والمحيطة بالمفصل، ويعبر عن العزم الفعال بجداء القوة التي تولدها العضلة بذراعها حول المفصل.

M_p : العزم غير الفعال وينتج عن مقاومة الأنسجة المحيطة بالمفصل والعضلات غير المثارة، ويعبر عن العزوم غير الفعالة للمفصل بمجموع عزمين هما: العزم اللدن غير الفعال Passive Elastic Moment وعزم اللزوجة غير الفعال Passive Viscous Moment [70]:

$$M_p = M_e + M_v \quad (4-5)$$

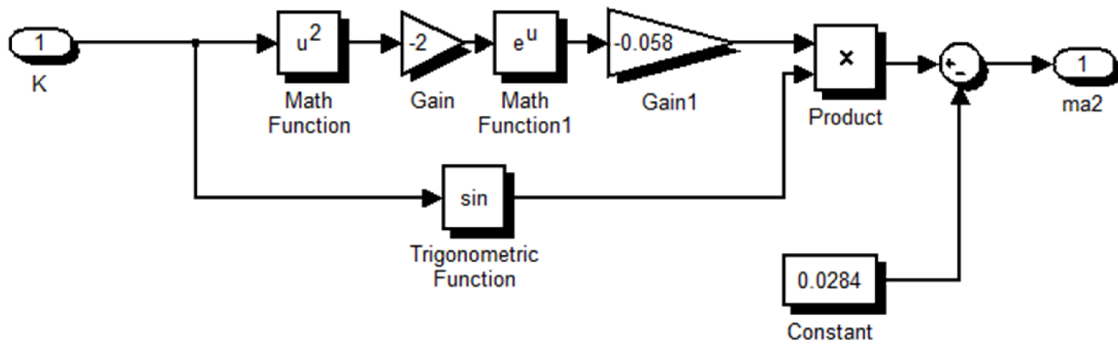
1- العزم الفعال: يمثل هذا النموذج العلاقة بين دخل الإثارة (مطال النبضة أو عرض النبضة) الواصلة إلى المجموعة العضلية وعزم التدوير حول المفصل، ويعبر عن العزم الفعال بجداء القوة التي تولدها العضلة بذراعها حول المفصل وتمثل بتتابع جبرية لزوايا المفصل المدروس. حيث تمت نمذجة مجموعة العضلات الباسطة لمفصل الركبة، والمؤلفة من العضلات: المستقيمة الفخذية Rectus Femoris، المتسعة الأنسية Vastus medialis، والمتسعة الوسطانية Vastus medium، والمتسعة الوحشية Vastus lateralis، فيكون العزم الفعال M_a [11]:

$$M_a = M_{rf} + M_{vs} \quad (6-5)$$

$$M_a = F_{rf} \cdot ar_{rf} + F_{vs} \cdot ar_{vs} \quad (7-5)$$

حيث M_{rf} العزم الناتج عن إثارة العضلة المستقيمة الفخذية ويساوي جداء القوة المولدة عن نموذج العضلة المبني باستخدام برنامج Virtual Muscle F_{rf} بذراعها ar_{rf} ويعطى بالمعادلة التالية (الشكل (6-5)) [11]:

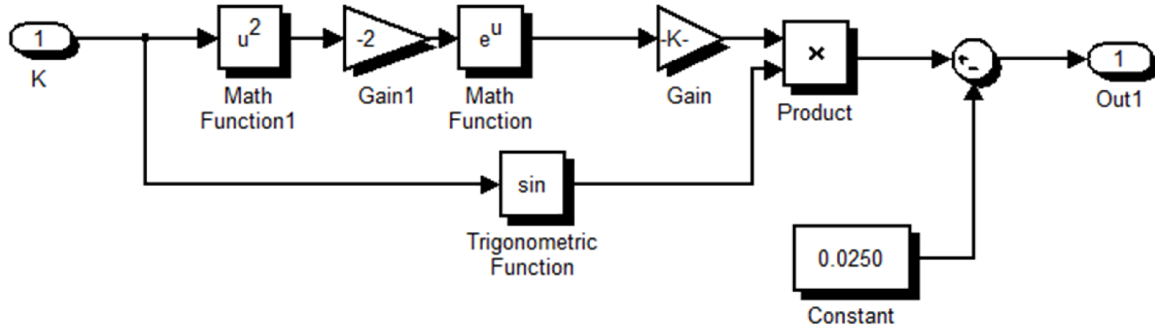
$$ar_{rf} = -0.058 \exp(-0.2\theta_K^2) \sin\theta_K - 0.0284 \quad (8-5)$$



الشكل (6-5): مخطط سميولنك لمعادلة ذراع عزم عضلة المستقيمة الفخذية.

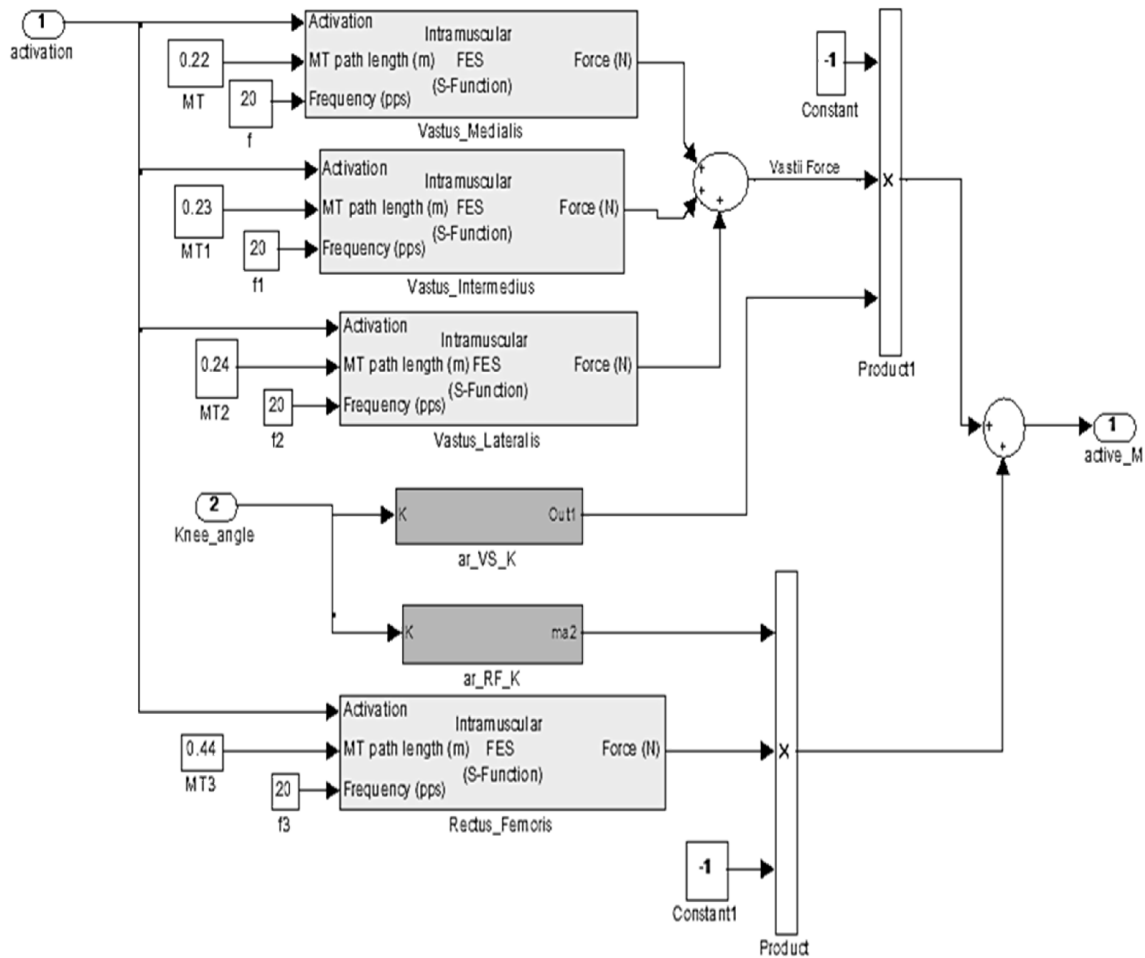
أما العزم الناتج عن إثارة مجموعة عضلات المتسعة M_{vs} فهو جداء القوة المولدة عن مجموع نماذج العضلات المتسعة بذراع العزم لمجموعة العضلات المتسعة حول مفصل الركبة ar_{vs} المعطى بالمعادلة (الشكل (7-5)) [11]:

$$ar_{vs} = -0.07 \exp(-0.2\theta_K^2) \sin\theta_K - 0.02 \quad (9-5)$$



الشكل (7-5): مخطط سميولنك لذراع عزم مجموعة العضلات المتسعة.

يوضح الشكل (8-5) نموذج عزم العضلات العاملة على مفصل الركبة في بيئة Matlab/Simulink، وتم جداء قوة كل عضلة بالقيمة $-1/$ وذلك لأن نموذج Virtual Muscle يولد قوى موجبة فقط ولا بد وأن تتوافق جهة لقوة مع جهة بسط المفصل حسب جملة الإحداثيات المستخدمة.



الشكل (8-5): مخطط سميولنك لنموذج العزم الفعال حيث تظهر كتل نماذج العضلات وأذرع العزم.

2- نمذجة العزوم غير الفعالة: تتم نمذجة العزوم غير الفعالة للمفصل على شكل عنصر مرن يمثل العزم غير الفعال اللدن Passive Elastic Moment موصول على التفرع مع عنصر اللزوجة (التخميد) والذي يمثل العزم اللزج غير الفعال Passive Viscous Moment [70].

يحدث العزم اللدن غير الفعال بسبب تغير 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 اللدن غير الفعال كمجموع تابعين أسيين، ويمثل كل تابع أسي زيادة العزم غير الفعال في جانب واحد من مجال حركة المفصل (قبض أو بسط)، ويسلك تابع العزم اللدن غير الفعال الطبيعة الأسية عند الاقتراب من قيم زوايا المفصل الحدية [70].

$$M_e = e^{(c_1 + c_2\theta + c_3\theta_p + c_4\theta_d)} + e^{(c_5 + c_6\theta + c_7\theta_p + c_8\theta_d)} + c_9 + M_K^* \quad (10-5)$$

حيث:

M_e العزم اللدن غير الفعال اللاخطي

θ زاوية المفصل المدروس

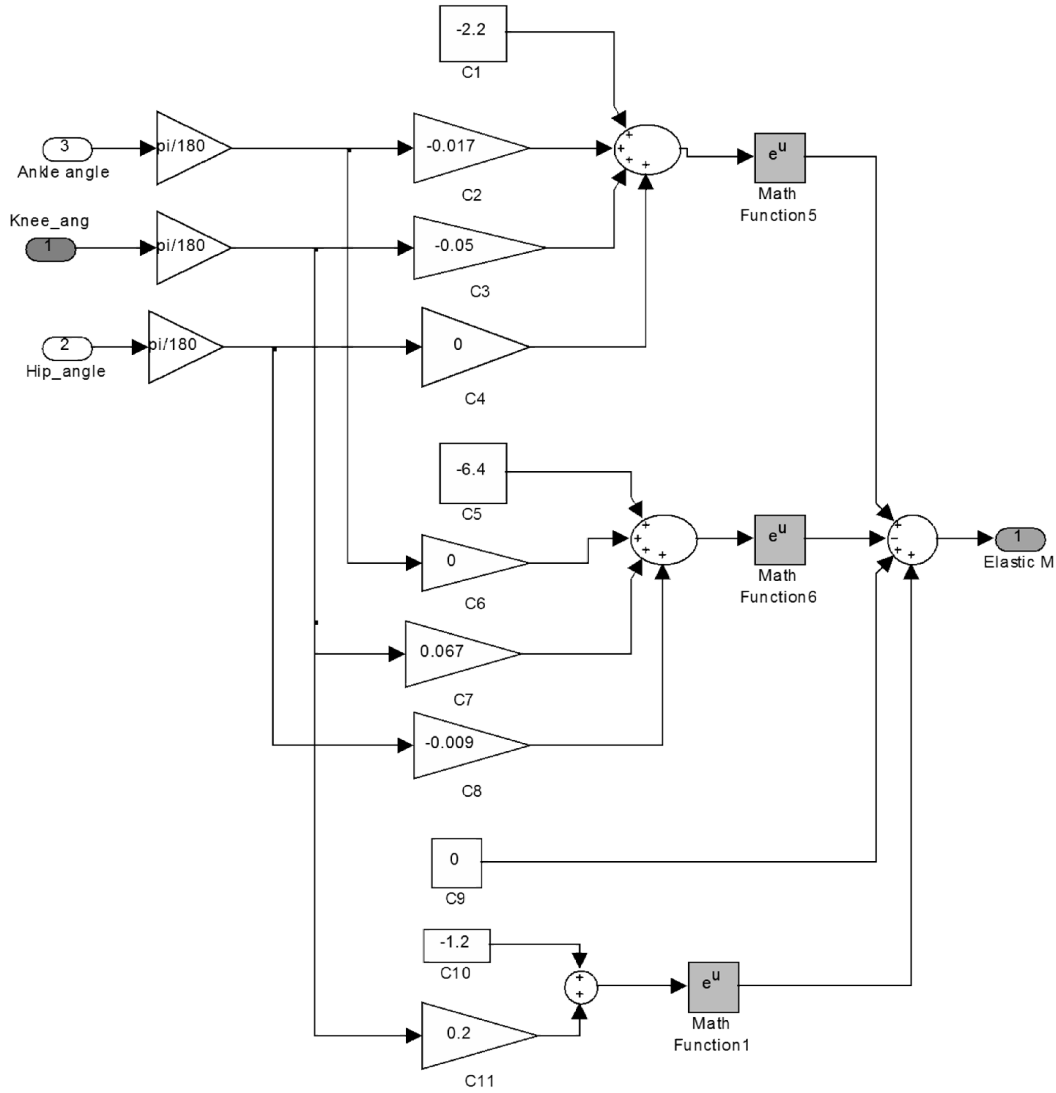
θ_p زاوية المفصل القريب proximal

θ_d زاوية المفصل البعيد distal

تقاس الزوايا بالراديان

c_i هي بارامترات النموذج، فيعبر c_1 عامل تقييس التابع الأسي عن عزم البسط و c_5 عامل تقييس التابع الأسي عن عزم القبض، أما c_2 و c_6 فهي تشير إلى كيفية تأثير زاوية المفصل المدروس على العزم غير الفعال، في حين تعكس c_3 و c_4 و c_7 و c_8 تأثير زوايا المفاصل القريبة والبعيدة على العزم غير الفعال، وبالتالي 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).

تتم إضافة المقدار $M_K^* = \exp(c_{10} + c_{11}\theta)$ عند حساب العزم حول مفصل الركبة، لأنه يمثل حالة الازدياد الشديد في العزم اللدن حول مفصل الركبة عندما تكون في حالة بسط مفروط. ويظهر الشكل (5-9) تمثيل سميولنك لعزم المفصل اللدن حول مفصل الركبة.



الشكل (5-9): مخطط سميولنك لعزم الركبة اللدن غير الفعال.

تصل قيمة هذا العزم بين 15 N.m لبسط الركبة و -10N.m لقبض الركبة بزاوية 50 عند مرضى شلل الأطراف السفلية. أما عزم اللزوجة غير الفعال Passive Viscous Moment فيعرف بأنه العزم الناتج عند زاوية مفصل وسرعة زاوية للجسم بواسطة لزوجة كافة الأنسجة غير الفعالة (السائل المصلي الذي تفرزه أغشية المفاصل والمواد المشكلة للأوتار والغضاريف والجلد). ونظراً لصعوبة تمثيل هذا العزم بعلاقات لا خطية وعدم وضوحها تعتمد الدراسات على توصيفه بعلاقة خطية بين السرعة الزاوية للمفصل ومعامل التخماد الزاوي K [N.m.s.rad⁻¹], ويعبر عنه وفق المعادلة [70]:

$$M_v = K\dot{\theta} \quad (11-5)$$

ولا تهمل قيمة العزم غير الفعال رغم صغرهما مقارنة بالعزم الفعال إلا أنه يتأثر وبشكل كبير بشدة تيار الإثارة الكهربائية المطبق على العضلات [71].

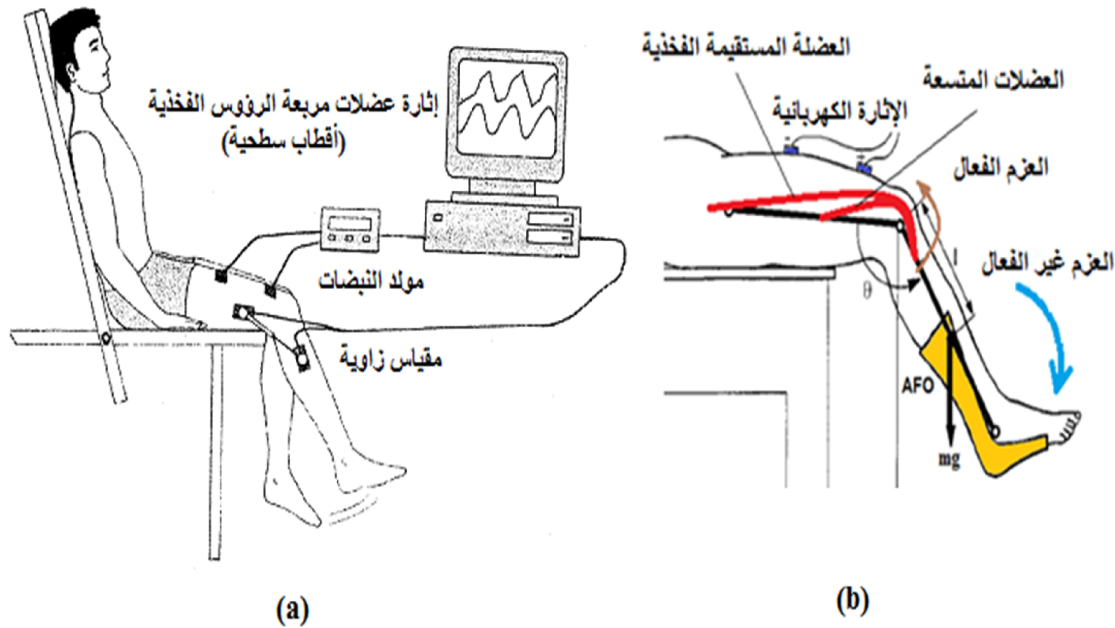
ويوضح الجدول (4-5) قيم بارامترات العزم غير الفعال للمريض المنمذج، وتتعلق الإشارة الموجبة أو السالبة بجهة الحركة المستخدمة للتعبير عن البسط أو القبض للمفصل وهي تختلف حسب جملة الإحداثيات المستخدمة في تحليل الحركة.

الجدول (4-5): قيم ثوابت العزم غير الفعال لمريض شلل أطراف سفلية [70]

الثابت	c_1	c_2	c_3	c_4	c_5	c_6	c_7	c_8	c_9	c_{10}	c_{11}	معامل التخامد الزاوي K
مفصل الركبة	2.2	(عضلة الساق) -0.017	-0.05	0 (وتر المأبض)	-6.4	0	0.067	-0.009 (المستقيمة الفخذية)	0	1.2	-0.2	1

4-5- تأمين بيانات التدريب (محاكاة اختبارات الحلقة المفتوحة):

تعرف اختبارات الحلقة المفتوحة بأنها مجموعة التجارب المنفذة على المرضى والموضحة في الشكل (5-10)، حيث يطبق في هذه التجارب أشكال مختلفة من مطال شدة الإثارة الكهربائية (مثل التتابع الخطوية والجيبية والعشوائية وغيرها...) على مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية خلال وضعية تأرجح الساق (لاعتبارها وضعية آمنة ومريحة للمريض) مع مراقبة تغير زاوية الركبة [20]. تهدف اختبارات الحلقة المفتوحة إلى تأمين البيانات اللازمة لبناء النموذج العكسي باستخدام التقنيات الذكية التي تعمل على إيجاد علاقة تربط بين شدة الإثارة وزاوية المفصل.

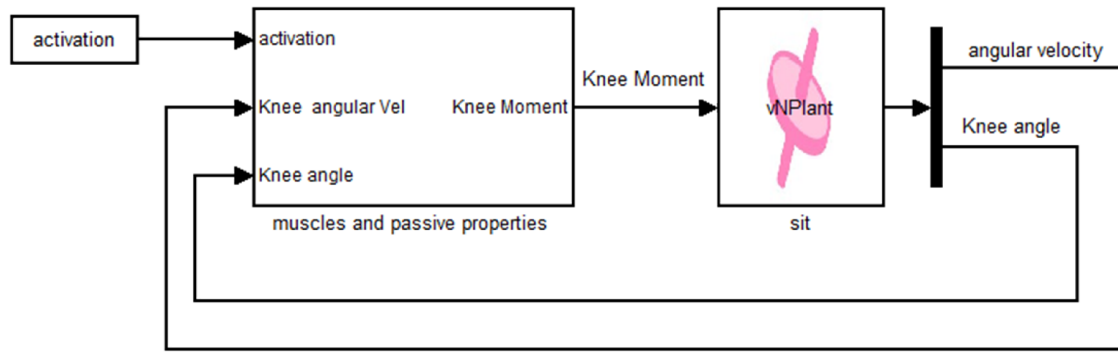


الشكل (5-10): (a) وضعية المريض خلال اختبارات الحلقة المفتوحة. (b): العزوم العاملة على الركبة نتيجة إثارة مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية.

تم العمل على محاكاة اختبارات الحلقة المفتوحة لأن:

- تجارب اختبارات الحلقة المفتوحة كثيرة ومرهقة للمريض.
- تختلف الاستجابة للإثارة الكهربائية باختلاف المريض وخصائص عضلاته.
- تستهلك الكثير من الوقت نتيجة التكرار وتصحيح الأخطاء.

لتنفيذ محاكاة اختبارات الحلقة المفتوحة استخدم مخطط Simulink الموضح في الشكل (5-11). يتألف المخطط من كتلتين أساسيتين هما: كتلة العزوم العاملة على مفصل الركبة بفعل العضلات والأنسجة المحيطة بالمفصل (مجموع العزوم الفعالة وغير الفعالة)، وكتلة نموذج الأجزاء المتحركة المبني في VN4D. وتمثل شدة الإثارة الدخل لكتلة العزوم الفعالة وغير الفعالة التي تقوم بحساب العزم المطبق على الركبة، وترسل قيمة هذا العزم إلى نموذج VN4D، فيستجيب النموذج على شكل تغير في زاوية مفصل الركبة وسرعة حركة الطرف المتأرجح، وتتم تغذية هذه القيم بشكل راجع إلى كتلة العزوم لأنها دوراً في حسابها.



الشكل (5-11): مخطط Simulink المطور لمحاكاة اختبارات الحلقة المفتوحة.

نفذت محاكاة تأرجح ساق لنموذج مريض مشلول الحالة الابتدائية لوضعيته: تثبيت الفخذ والجذع بشكل مستقيم فيسبب زاوية مفصل ورك تساوي 0° حسب جملة الإحداثيات المستخدمة، وقيمة زاوية مفصل الركبة 87.8° في حالة الراحة المستقرة. ثم طبقت الإثارة الكهربائية على نموذج مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية بالأشكال التالية: توابع خطوية لتحديد مجال استجابة النموذج، وإشارة جيبية وإشارة عشوائية، استخدمت محددات الإثارة الكهربائية الوظيفية ذات الأقطاب السطحية (الجدول (5-5))، واعتبار مطال شدة الإثارة المطبقة هي متغير التحكم.

الجدول (5-5): 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 [24] • التردد 20Hz يعطي أفضل أداء لنموذج Virtual Muscle [19].
المطال	متغير 0-300mA	يستخدم جهاز Parastep تيار ذو مطال متغير ضمن هذا المجال [65].
عرض النبضة	250μs	عند تطبيق إشارة جيبية تكون قيم عرض النبضة ضمن المجال الوسطي 200-400 μs، وتعتبر القيم الأعلى غير مريحة. [24]
شكل النبضة	جيبية	تطبيق إشارة جيبية ذات تردد f يساوي (0.636 Hz) ولها المعادلة: $act(t)=0.15 \times \sin (2\pi ft + \frac{3\pi}{2}) + 0.15 \quad (12-5)$
	عشوائية	يتغير مطال شدة الإثارة بشكل غير منتظم من أجل معرفة سلوك النظام عند تعرضه لحالات غير متوقعة (ضجيج أبيض ذي توزيع غاوسي)

5-5- بناء النموذج العكسي Building the Inverse Model:

يتطلب بناء النموذج العكسي للنظام باستخدام تقنيات الذكاء الصناعي تحديد البنية اللازمة لتمثيل مقلوب النظام، ثم تحديد طريقة تدريب هذه البنية للحصول على النموذج العكسي، وفي هذه الدراسة تم اختيار نظام الاستدلال العصبي العائم الموائم Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System لبناء النموذج العكسي بسبب قدرته الكبيرة على تمثيل الأنظمة اللاخطية، فهو يجمع بين ميزات المنطق العائم والشبكات العصبونية، أما طريقة التدريب المستخدمة فهي الطريقة الهجينة Hybrid Method التي تضم انحدار التدرج Gradient Descent ومتوسط مربع الأخطاء الأصغري Least Mean Square Error.

5-5-1- نظام الاستدلال العائم Fuzzy Inference System:

تعد متحكمات المنطق العائم فعالة جداً في حالة الأنظمة صعبة النمذجة أو التحكم بالأنظمة غير المستقرة، فهي قادرة على ترجمة خبرة الإنسان ذات المعرفة غير الدقيقة واستخدامها لتوليد تحكم سلس وانسيابي، وإنتاج سلوك تحكمي دقيق وموثوق به فهي تصف الظواهر والآليات المتعلقة بالنظام لغوياً بدلاً من الطرائق الرياضية.

يعتمد المنطق العائم بشكل أساسي على المفاهيم التالية:

1- المجموعات العائمة Fuzzy Sets: هي مجموعات ذات حدود غير واضحة (بعكس

المجموعات في نظرية المجموعات الكلاسيكية التي لها حدود واضحة ومحددة)، وهي عبارة

عن مجموعة من الأزواج المرتبة من العنصر u ودرجة العضوية $\mu_A(u)$ التي تحدد درجة انتماء العنصر للمجموعة (قيمة تابع العضوية).

2- تابع العضوية Membership Function: منحني يعرف كيفية تحويل كل نقطة من فضاء الدخل إلى قيمة عضويتها في المجموعة (درجة العضوية) وتكون هذه القيمة بين الصفر والواحد، ويمكن أن يأخذ المنحني أشكالاً مختلفة مثل الشكل المثلثي، شبه المنحرف، الجرس، الغاوسي وغيرها...

3- المتغيرات اللغوية: هي متغيرات لغوية توصف قيمها كمياً ونوعياً باستخدام المجموعات العائمة، أي تستخدم الكلمات كقيم متغيرة بحيث تحول كل مجموعة من المتغيرات الواضحة (الحقيقية) إلى مجموعة عائمة تعرف لغوياً من خلال تسمية تابع العضوية، وبالتالي يصبح الإنسان قادراً على فهم هذه الأعداد والإشارة إليها بطريقة منطقية، وتشكل المتغيرات اللغوية أما من المصطلح الأولي المستخدم للتمييز بين المجموعات مثل كبير ومتوسط وصغير، أو الروابط بين متغيرات الدخل التي تمثل العملية التي تحدد كيفية حساب المجموعة العائمة للخرج مثل and, or, not، أو عبارات المراوغة التي تضاف إلى المصطلح الأولي إذا كان هناك حاجة للمزيد من تعريف المجموعات العائمة مثل very, most, more or less.

4- الاستدلال Inference: عملية الحصول على معرفة جديدة (الخرج) من معرفة موجودة (الدخل) - توابع العضوية - القواعد العائمة).

5- القوانين العائمة: تتكون من: جزء الشرط If، ويحتوي على الفرض Premise وجزء النتيجة then ويصف النتيجة consequent التي يمكن استخلاصها إذا تحقق الشرط السابق، ولها الصيغة: If (antecedent) THEN (consequent)، وقد تكون القاعدة بسيطة تحتوي على شرط واحد أو مركبة تحتوي على أكثر من شرط [4].

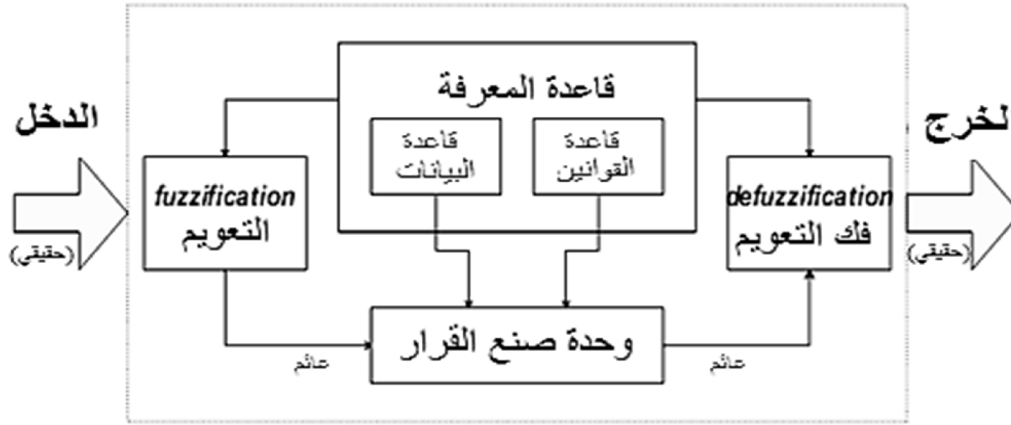
يتألف نظام الاستدلال العائم كما هو موضح في الشكل (5-12) من خمس كتل وظيفية هي:

1- واجهة التعويم Fuzzification Interface: تقوم بتحويل الدخل الحقيقي (الواضح) الرقمي إلى درجات مقابلة للقيم اللغوية - دخل عائم (غير واضح) - من خلال إسقاط قيمة الدخل الواضح إلى المجموعة العائمة.

2- قاعدة القوانين Rule Base: تحتوي عدد من قواعد If-Then العائمة.

3- قاعدة البيانات Database: تعرف توابع العضوية للمجموعات العائمة المستخدمة في القوانين.

- 4- وحدة صنع القرار Decision Making Unit: تقوم بعملية الاستدلال على القواعد، لتحديد الخرج.
- 5- واجهة فك التعويم Defuzzification Interface: تحول النتيجة العائمة للاستدلال إلى قيمة الخرج الواضح.



الشكل (5-12): مكونات نظام الاستدلال العائم[4].

5-2-5- نظام الاستدلال العصبي العائم الموائم Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System

قدم Jang تقنية نظام الاستدلال العصبي العائم الموائم Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System عام 1993، كتقنية تعليم بيانات بسيطة تستخدم المنطق العائم لتحويل المدخلات المعطاة إلى المخارج المطلوبة، تستخدم من أجل النمذجة والتحكم بالأنظمة الغير معروفة أو الغير محددة بشكل كامل بالاعتماد على أزواج بيانات الدخل/الخرج[4].

تعمل ANFIS من خلال تطبيق طرائق تعليم الشبكات العصبونية المتكيفة لضبط بارامترات نظام الاستدلال العائم، وتمتلك العديد من المزايا منها:

1. اصطفاء قواعد التعويم If-Then لوصف سلوك الأنظمة المعقدة.
2. لا تتطلب وجود خبرة بشرية مسبقة.
3. سهولة التنفيذ، والتعلم السريع والدقيق.
4. دمج المعرفة العددية واللغوية لحل المشكلة المطروحة.
5. تمتلك قدرات قوية على التعميم Generalization.

تعد ANFIS شبكة عصبونية متكيفة متعددة الطبقات ذات تغذية أمامية بحيث يؤدي كل عصبون (عقدة) تابع محدد على البيانات القادمة، ويختلف شكل التابع من عقدة إلى أخرى، وتحتوي على

نوعين من العقد: الثابتة والمتكيفة، ولها تركيب معماري متكيف يكافئ نموذج Sugeno الذي يكون فيه الخرج عبارة عن تابع رياضي وليس متغيراً عائماً [4].

لشرح تركيب ANFIS نفترض وجود قاعدتين If-Then، تعتمد على نموذج Sugeno Model من الدرجة الأولى:

$$\text{IF } x \text{ is } A_1 \text{ AND } y \text{ is } B_1, \text{ THEN } f_1 = p_1x + q_1y + r_1$$

$$\text{IF } x \text{ is } A_2 \text{ AND } y \text{ is } B_2, \text{ THEN } f_2 = p_2x + q_2y + r_2$$

حيث: x, y : المدخلات.

A_i, B_i : مجموعات عائمة أي المستويات اللغوية (مرتفع-منخفض) المرافقة لتابع عضوية العقدة i .

f_i : المخرجات ضمن منطقة ال Fuzzy المحددة بقانون عائم.

p_i, q_i, r_i : البارامترات المصممة والتي تحدد قيمتها خلال عملية التعلم.

يعمل نظام الاستدلال العائم على إيجاد الحل المشترك للهاتين القاعدتين من خلال الخطوات التالية:

1- تحول الدخل إلى قيم عائمة (حساب درجة العضوية أي قيم توابع العضوية المقابلة).

2- تطبيق المعامل العائم على الدخل (في هذا المثال المعامل هو and وضارب بسيط لقيم توابع

العضوية)، ويعرف ناتج التطبيق بشدة القذح Firing Strength للقوانين

3- تقبيل شدة القذح.

4- جداء شدة القذح المقيسة في النتيجة (كثيرة حدود من الدرجة الأولى من أجل نموذج

(Sugeno).

5- جمع القيم الناتجة عن تنفيذ الخطوة السابقة لكل القواعد لتعطي الخرج النهائي.

يظهر الشكل (5-13) تركيب ANFIS الهندسي المستخدم لتمثيل هاتين القاعدتين، حيث تشير الدائرة إلى العقد الثابتة والمربع إلى العقد المتكيفة (وهي العقد التي يعتمد خرجها على مجموعة بارامترات متعلقة بها ويحدد قانون التعليم كيف يجب أن تتغير هذه البارامترات). تتألف ANFIS من خمس طبقات:

1- الطبقة الأولى: كل عقد هذه الطبقة متكيفة، ويعبر خرج كل عقدة عن درجة العضوية للمدخلات،

ويعطى الخرج $O_{1,i}$ بالمعادلة [4]:

$$O_{1,i} = \mu_{A_i}(x) \quad ; i=1, 2 \quad (13-5)$$

$$O_{1,i} = \mu_{B_{i-2}}(y) \quad ; i=3, 4. \quad (14-5)$$

حيث $\mu_{Ai}(x)$ ، و $\mu_{Bi-2}(y)$ تقبل أي تابع عضوية فيمكن أن تستخدم تابع العضوية ذي الشكل الجبرسي الذي يعطى بالمعادلة [4]:

$$\mu_{Ai}(x) = \frac{1}{1 + \left[\left(\frac{x-c_i}{a_i} \right)^2 \right]^{b_i}} \quad (15-5)$$

أو تابع العضوية الغاوسي [4]:

$$\mu_{Ai}(x) = \exp \left[- \left(\frac{x-c_i}{a_i} \right)^2 \right] \quad (16-5)$$

حيث a_i, b_i, c_i : بارامترات تابع العضوية المفترضة (بارامترات الفرض) Premise Parameters. 2- الطبقة الثانية: عقد هذه الطبقة من النوع الثابت، وتحتوي على معامل عائم Fuzzy Operator وتستخدم المعامل AND لتعويم fuzzify المدخلات، وترمز بـ π ، وتعمل كضارب بسيط لقيم توابع العضوية، ويعطى خرج هذه الطبقة $O_{2,i}$ بالمعادلة [4]:

$$O_{2,i} = w_i = \mu_{Ai}(x) \times \mu_{Bi}(y) \quad , i=1,2 \quad (17-5)$$

ويدعى هذا الخرج بشدة القرح Firing Strength للقوانين.

3- الطبقة الثالثة: عقدها من النوع الثابت، ويرمز لها بـ N للإشارة إلى أن دورها هو تقييس شدة القرح، فيكون خرجها هو شدة قرح مقيسة وفق المعادلة [4]:

$$O_{3,i} = \bar{w}_i = \frac{w_i}{w_1 + w_2} \quad , i=1,2 \quad (18-5)$$

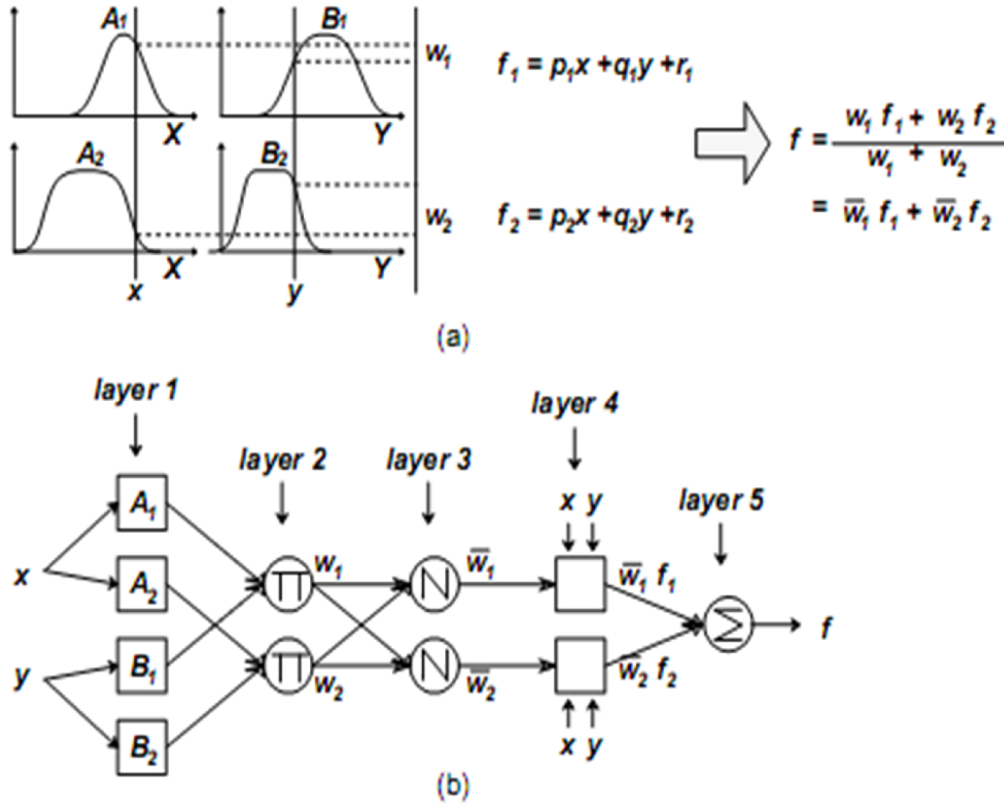
4- الطبقة الرابعة: العقد من النوع المتكيف، يمثل خرج كل عقدة بجداء شدة القرح المقيسة بكثير حدود من الدرجة الأولى (من أجل نموذج Sugeno)، ويكون الخرج [4]:

$$O_{4,i} = \bar{w}_i \cdot f_i = \bar{w}_i (p_i x + q_i y + r_i) \quad , i=1,2 \quad (19-5)$$

حيث $\bar{w}_i$ هي خرج الطبقة الثالثة، أما p_i, q_i, r_i فهي البارامترات الناشئة (بارامترات النتيجة) Consequent Parameters.

5- الطبقة الخامسة: تحتوي على عقدة واحدة فقط من النوع الثابت، يرمز لها بـ $\sum$ ، وتعمل على جمع كل الإشارات القادمة فيكون خرجها [4]:

$$O_{4,i} = \sum_i \bar{w}_i \cdot f_i = \frac{\sum_i w_i f_i}{\sum_i w_i} \quad ; i=1,2 \quad (20-5)$$



الشكل (5-13): التركيب الهندسي لنظام الاستدلال العصبي العائم الموائم (a) القوانين العائمة المراد تمثيلها باستخدام ANFIS، (b): التركيب المعماري لـ ANFIS المكافئ للقانونين [4].

5-5-3- تدريب نظام الاستدلال العصبي العائم الموائم:

يقصد بعملية التدريب ضبط الأوزان - أي تعيين قيم بارامترات الفرض والنتيجة، حيث يؤدي تطبيق مجموعة من قيم الدخل إلى إنتاج مجموعة من قيم المطلوبة في الخرج، ويفترض التدريب أن كل قيمة دخل مرتبطة بقيمة مطلوبة في الخرج فيشكلان زوجاً يدعى زوج التدريب، وقبل البدء بالتدريب يتم إعطاء الأوزان قيم ابتدائية ثم يتم اختيار زوج من بيانات التدريب لاستخدامه في حساب قيمة خرج الشبكة، بعدها تحسب قيمة الخطأ بين خرج الشبكة والخرج المطلوب لتتم الاستفادة منها في ضبط الأوزان بحيث تقل قيمة الخطأ [4].

تستخدم في تعليم ANFIS خوارزمية التعلم الهجينة Hybrid Learning Algorithm، المؤلفة من:

- متوسط المربعات الأصغرية Least Mean Square: تعتمد على استمرار عملية التدريب طالما أن متوسط مربع الخطأ Mean Square Error أكبر من قيمة عتبة محددة (هذه العتبة تعبر عن أصغر قيمة مقبولة للخطأ، وتحدد من قبل المستخدم بالاعتماد على درجة الدقة التي

يطلبها البحث) حيث أن الخطأ هو الفرق بين قيمة خرج الشبكة الحالي وقيمة الخرج المعروفة للبيانات المدخلة (لكل زوج من بيانات التدريب).

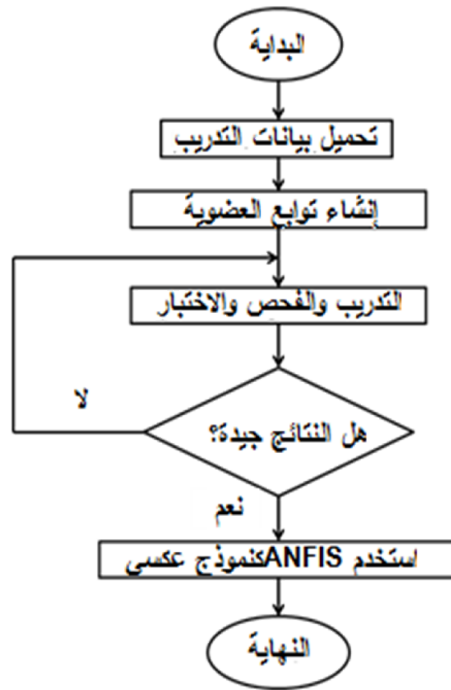
- انحدار التدرج Gradient Descent: خوارزمية إيجاد Local Minimum للتابع الهدف (من خلال تخمين مجموعة أولية من البارامترات وبعدها تمشي بخطوات محددة نحو التدرج (حساب المشتق الجزئي)، وبناء عليه تقوم بتحديث البارامترات.

تتمثل الخوارزمية بحركة البيانات خلال مسارين:

- العبور الأمامي: في البداية يتم إدخال البيانات لعقد الطبقة الأولى مع افتراض قيم ثابتة لبارامترات الفرض، ثم تتجه مخرجات العقد نحو الأمام حتى الطبقة الرابعة لتستخدم المربعات الأصغرية لتحديد بارامترات النتيجة، ويتم حساب الخطأ لكل زوج من البيانات المدخلة.
- العبور الخلفي: تنتشر إشارات الخطأ خلفياً وبشكل راجع نحو الطبقة الأولى ليم تحديث بارامترات الفرض باستخدام انحدار التدرج، مع اعتبار قيم بارامترات النتيجة ثابتة [4].

يتم تدريب ANFIS وفق الخطوات التالية والموضحة في الشكل (5-14) [72]:

- 1- تجهيز البيانات المستخدمة كدخل ANFIS، وتشمل كافة الحالات الممكنة للنظام.
- 2- إنشاء توابع العضوية: من خلال تحديد أعداد وأشكال وطبيعة خرج هذه التوابع.
- 3- يبدأ التدريب بعد تحديد توابع العضوية وعدد التكرارات Epochs، وسماحية الخطأ Error Tolerance، حيث تستخدم طريقة المربعات الأصغرية لإيجاد البارامترات الناشئة، فإذا كان الخطأ أكبر من قيمة العتبة فإنه يتم تحديث البارامترات المفترضة باستخدام الانحدار المتدرج، وتنتهي العملية عندما يصبح الخطأ أصغر من قيمة العتبة.
- 4- تستخدم مجموعة بيانات الفحص بعد انتهاء التدريب أو بالاقتران معه لزيادة الصحة.
- 5- دراسة وتقييم النظام من خلال إدخال مجموعة بيانات لا تحتوي على قيم الخرج، ومقارنة نتيجة ANFIS مع القيم الفعلية للخرج وبناء عليه إما يتم اعتماد ANFIS كنموذج للنظام المدروس أو إعادة عملية التدريب.

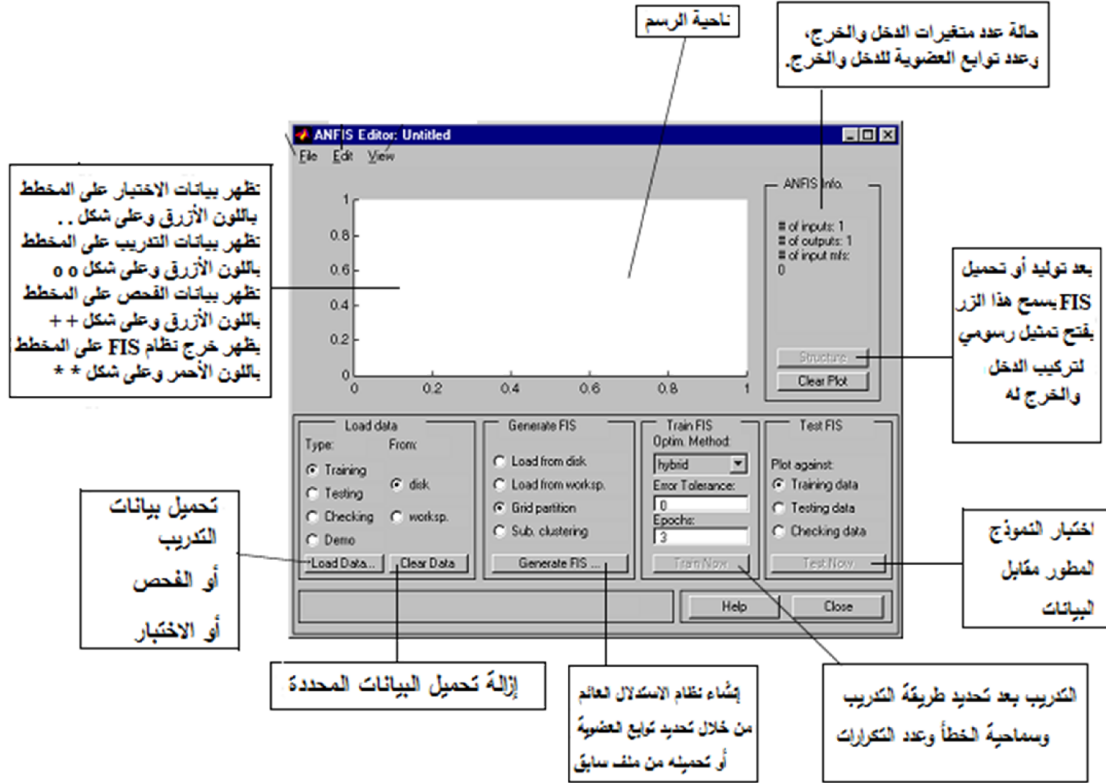


الشكل (5-14): خطوات تدريب ANFIS للوصول إلى نموذج للنظام المدروس [72].

نستخدم في هذا البحث صندوق أدوات المنطق العائم Fuzzy Logic Tool Box في برنامج ماتلاب كأداة لبناء وتدريب واختبار تركيب ANFIS المناسب ليكون نموذجاً عكسياً للنظام المدروس، حيث تشكل أداة تحرير نظام الاستدلال العصبي العائم الموائم anfisedit بيئة ملائمة لبناء وتقييم أنظمة الاستدلال العصبي العائم الموائمة باستخدام واجهة مستخدم رسومية موضحة في الشكل (5-15)، نستطيع من خلالها :

- 1- تحميل نماذج FIS مطورة مسبقاً بالإضافة إلى تحرير توابع العضوية والقواعد العائمة من خلال شريط القوائم المنسدلة وهي ملف - تحرير - عرض.
- 2- تحميل البيانات Load Data: سواء أكانت للتدريب - الفحص - الاختبار، حيث تدخل مجموعة البيانات على شكل مصفوفة، يشكل العمود الأخير فيها الخرج، أما بقية الأعمدة فهي تمثل مدخلات النظام، وتمثل الصفوف جميع حالات البيانات الموجودة.
- 3- توليد نظام الاستدلال العائم Generate FIS: أو تحميل نموذج FIS باستخدام الخيارات الموجودة في ناحية توليد FIS في الواجهة الرسومية.
- 4- إظهار تركيب ANFIS حالما يتم توليد FIS الأولي من خلال النقر على زر Structure
- 5- اختيار طريقة تعيين البارامترات الأمثل لنموذج FIS حيث يوجد خيارين الانتشار الخلفي أو الطريقة الهجينة.

- 6- التدريب Train FIS: يتم تحديد عدد تكرارات التدريب Epochs وسماحية خطأ التدريب، ثم النقر على زر Train Now ليبدأ بتعديل بارامترات تابع العضوية ورسم خطأ التدريب .
- 7- فحص واختبار النظام Test FIS: تعمل على إظهار خرج النموذج المطور مقابل خرج بيانات التدريب - الفحص - الاختبار من خلال النقر على زر Test Now.



الشكل (5-15): واجهة المستخدم الرسومية لأداة تحرير ANFIS.

5-6- تطوير المتحكم:

يصف هذا القسم تطوير متحكم لحركة النهوض بمساعدة FES، من خلال محاكاته وتجريبه على نموذج الإنسان المطور في الفصل الخامس الفقرة 5-3 من خلال جعله يتبع مساراً محدداً، ويطبق التحكم على مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية الباسطة للركبة.

تتألف عملية التخطيط للتحكم بحركة معينة من جزأين:

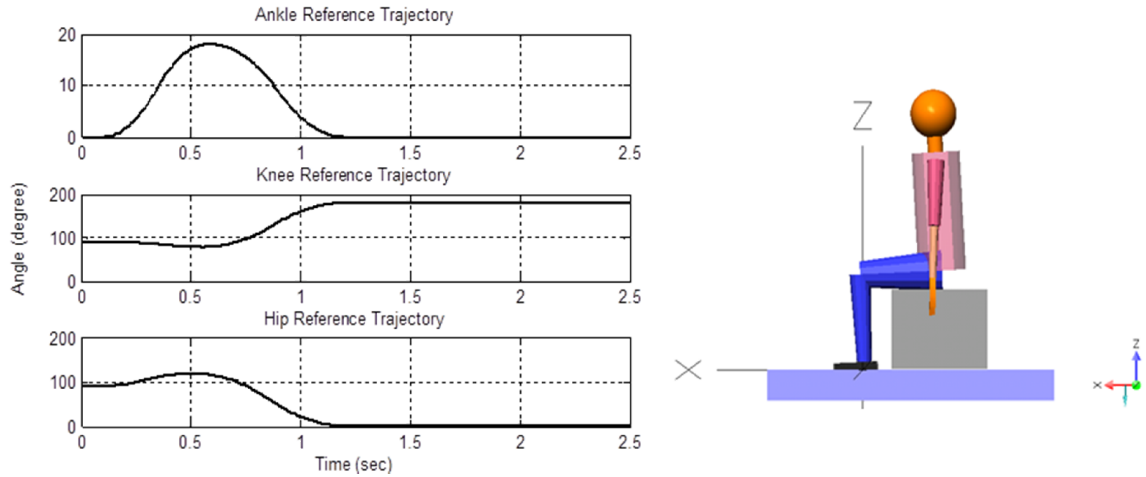
1- إنشاء المسارات المرجعية: تشير إلى قيم الزوايا والسرعات الزاوية للمفاصل خلال فترة زمنية محددة لكل درجة من درجات الحرية، بحيث تحرك الجسم من الوضعية الابتدائية (الجلوس) إلى الوضعية النهائية (الوقوف).

2- إنشاء نظام التحكم الذي يسبب تتبع النظام لهذه المسارات.

5-6-1- المسارات المرجعية:

تتأثر حركة النهوض بالوضعية الابتدائية لجسم الإنسان، لذا يجب تحديد وضعية بداية صحيحة لحركة النهوض للنموذج، فمعرفة الوضعية الابتدائية للحركة تساهم في إنشاء الدخل المرجعي (مسارات الحركة المرجعية) للمتحكم.

يظهر الشكل (5-16) الوضعية الابتدائية لحركة النهوض، حيث تبدأ حركة النهوض من وضعية الجلوس المستقر حيث يكون الظهر منتصباً فيعطي زاوية قدرها 90° لكل من الورك والركبة، والزاوية (0°) للكاحل، وتنتهي الحركة بالوقوف حيث يكون هناك بسط كامل للركبة (180°) والورك (0°) والكاحل (0°) [15].

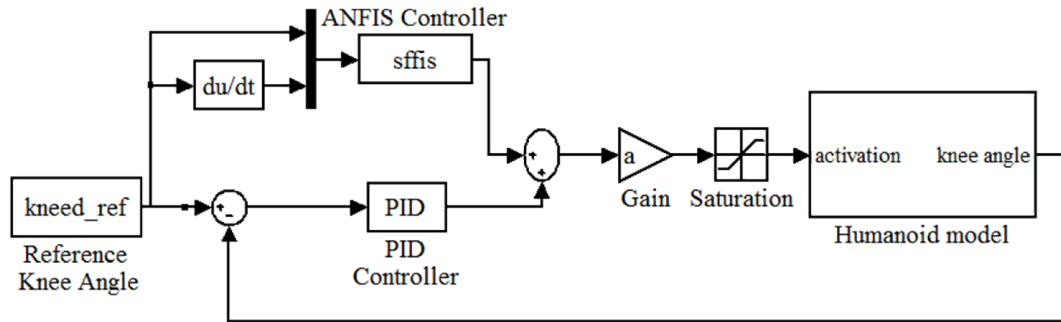


الشكل (5-16): الوضعية الابتدائية للنموذج والمسارات المرجعية للمفاصل الثلاث الكاحل والركبة والورك أثناء النهوض المعرفة حسب [15].

يظهر الشكل (5-16) المسارات المرجعية لحركة النهوض، حيث تم تعريف المسارات المرجعية لمفاصل الورك والركبة والكاحل بالاعتماد على [15] ، وعلى الوضعية الابتدائية لحركة النهوض باستخدام ماتلاب ثم ربطت إلى نموذج Simulink كمدخل مرجعية للنظام التحكم، وتتحرك المفاصل حسب هذه المسارات على النحو التالي: تظهر الحركة في البداية على شكل انقباض مفصل الورك، ثم يبدأ الكاحل بالانقباض، حتى يصبح مركز كتلة الجسم متوضعاً فوق قاعدة الدعم (القدمين) وتكون زوايا المفاصل في هذه اللحظة : الورك 120° - الركبة 80° - الكاحل 18° ، وهي لحظة البدء بمغادرة الكرسي، بعدها تعكس المفاصل جهة حركتها وتبدأ بالانبطاح لتصل إلى وضعية الوقوف حيث تتوازن المفاصل حول قيم الزوايا الورك 0° - الركبة 180° - الكاحل 0° [15].

5-6-2- نظام التحكم:

يظهر الشكل (5-17) نظام التحكم المصمم على شكل ANFIS-PID، ويتألف من متحكم تغذية أمامية ANFIS ومتحكم تغذية راجعة PID. حيث تعمل الكتلة $kneed_ref$ على توليد المسار المرجعي لزواوية الركبة، ويشترك خرج هذه الكتلة للحصول على السرعة الزاوية، وتستخدم قيمة زاوية الركبة المرجعية والسرعة الزاوية كمدخل للنموذج العكسي الذي يستدعي ملفه `anfiscntroller.fis` باستخدام التابع `sffis`، ويكون خرج النموذج العكسي شدة الإثارة اللازمة لمجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية. في حين يتلقى متحكم PID قيمة الخطأ وهو الفرق بين القيمة المرجعية المطلوبة لزواوية الركبة والقيمة الفعلية كمدخل، وتجمع قيم شدة الإثارة الناتجة عن المتحكمين وترسل إلى نموذج جسم الإنسان Humanoid Model، والتي تمثل المريض في الوضعية الابتدائية لحركة النهوض، أما خرج النموذج فهو قيمة زاوية الركبة الناتجة عن استجابة النظام للإثارة الكهربائية المطبقة، واستخدم مقوي للإشارة (gain) بالإضافة إلى محدد لقيمة الإثارة الكهربائية (Saturation) لضمان بقائها في المجال الطبيعي. بعد تقويتها والمحافظة عليها ضمن مجالها الطبيعي.



الشكل (5-17): مخطط متحكم ANFIS-PID من النمط الهجين.

يتألف متحكم PID (الشكل (5-18)) من ثلاثة عناصر تحكمية هي:

- التناسبي Proportional: في حالة التحكم التناسبي m_p يكون الخرج متناسباً مع الخطأ ومضروباً بالثابت K_p وفق المعادلة التالية:

$$m_p = K_p e(t) \quad (21-5)$$

- التكاملي Integral: يستخدم التحكم التكاملي لتقليل الانزياح offset عن طريق التكامل ويتغير

خرج المتحكم m_i بمعدل يتناسب مع إشارة الخطأ بثابت قدره $K_i = K_p/T_i$:

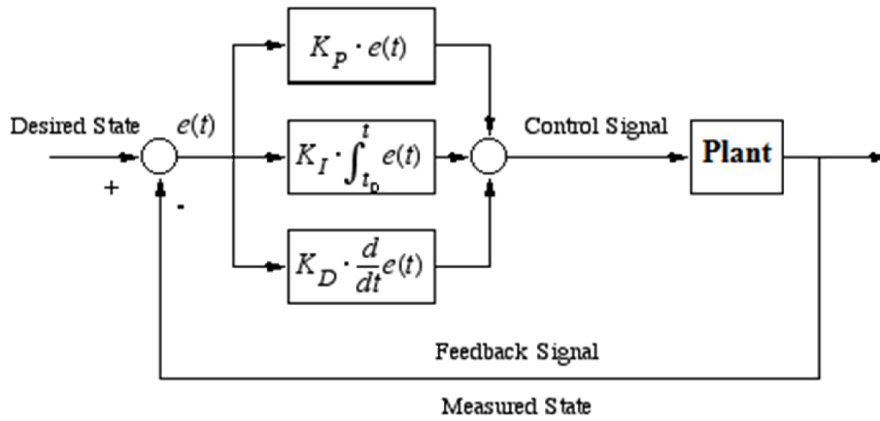
$$m_i = K_i \int e(t) dt \quad (22-5)$$

- التفاضلي Derivative: يتناسب خرج مع جداء معدل إشارة الخطأ بثابت T_d بحيث $K_d = K_p \times T_d$ ، حيث يعوض المتحكم التفاضلي التغيرات السريعة في القياس، ويعطى خرج المتحكم m_d :

$$m_d = K_d \frac{d(e(t))}{dt} \quad (23-5)$$

يحقق ضم كل من التحكم التناسبي والتكاملي والتفاضلي معاً مزايا كل من العناصر التحكمية الثلاثة، وتكون معادلة التحكم في هذه الحالة:

$$u(t) = K_p e(t) + \frac{k_p}{T_i} \int e(t) dt + K_p T_d \frac{d(e(t))}{dt} \quad (24-5)$$



الشكل (5-18): بنية متحكم PID [73].

تتمثل خصائص متحكم PID في:

- 1- زمن الصعود Rising Time: الزمن اللازم حتى ترتفع الاستجابة من 0% إلى 100% من القيمة النهائية.
- 2- التجاوز الأعظمي Overshooting: أعلى قمة لقيمة منحنى الاستجابة، وتقاس من القيمة النهائية.
- 3- زمن التخميد (الاستقرار) Settling Time: الزمن المطلوب ليصل منحنى الاستجابة إلى الحالة المستقرة.
- 4- الخطأ الاستاتيكي (خطأ الحالة المستقرة) Steady State Error: الفرق بين خرج الحالة المستقرة والخرج المطلوب.

تتأثر هذه الخصائص بقيم ثوابت الربح التناسبية والتفاضلية والتكاملية (الجدول (5-6))، حيث تؤدي زيادة ثابت الربح التناسبي لإنقاص زمن الصعود في حين أن زيادة ثابت الربح التكاملي تعمل على

إلغاء خطأ الحالة المستقرة، أما زيادة ثابت الربح التفاضلي فتساهم في تقليل التجاوز الأعظمي وزمن الاستقرار.

الجدول (5-6): تأثير زيادة ثوابت ربح متحكم PID على خصائص المتحكم

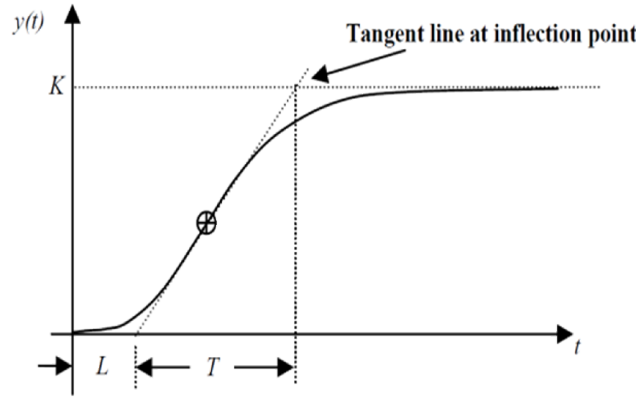
الاستجابة	زمن الصعود Rising Time	التجاوز الأعظمي Overshooting	زمن الاستقرار Settling Time	خطأ الحالة المستقرة Steady State Error
ثابت الربح التناسبي K_p	تتناقص	زيادة	تغير طفيف	تتناقص
ثابت الربح التكاملي K_i	تتناقص	زيادة	زيادة	إلغاء
ثابت الربح التفاضلي K_d	تغير طفيف	تتناقص	تتناقص	تغير طفيف

استخدم هذا البحث طريقة Ziegler-Nichols Tuning المعتمدة على استجابة النظام لتابع خطوي في حالة حلقة مفتوحة، حيث تعتمد هذه الطريقة على الحصول تجريبياً على استجابة النظام لدخل تابع خطوي، حيث يثار النظام من خلال تطبيق خطوة مطالها U ، ويجب أن تكون الخطوة صغيرة بما يكفي بحيث لا تخرج العملية بعيداً عن نقطة التشغيل وكبيرة بما يكفي لتعطي استجابة ملحوظة، وتطبق هذه الطريقة في حال كان مظهر الاستجابة للدخل الخطوي منحنى على شكل S ، ويمكن توليد هذا النوع من المنحنيات تجريبياً من خلال المحاكاة الديناميكية للنظام.

يوصف منحنى الاستجابة ذي الشكل S بثابتين هما: التأخير الزمني L ، وثابت الزمن T ، وتحدد قيمة الثوابت كما في الشكل (5-19) من خلال رسم خط المماس عند نقطة الانعكاس في المنحنى، وتحديد نقطة تقاطع خط المماس مع محور الزمن والخط $y(t)=k$ ، واقترح Ziegler & Nichols حساب قيم K_p و K_i و K_d بالاعتماد على قيمة الثابتين L و T وفق الجدول (5-7).

الجدول (5-7): حساب ثوابت متحكم PID بالاعتماد على قيمة L و T طريقة Ziegler & Nichols الأولى [73].

المتحكم	K_p	T_i	T_d
تناسبي P	T/L	∞	0
تناسبي تكاملي PI	$0.9(T/L)$	$L/0.3$	0
تناسبي تفاضلي تكاملي PID	$1.2(T/L)$	$2L$	$0.5L$

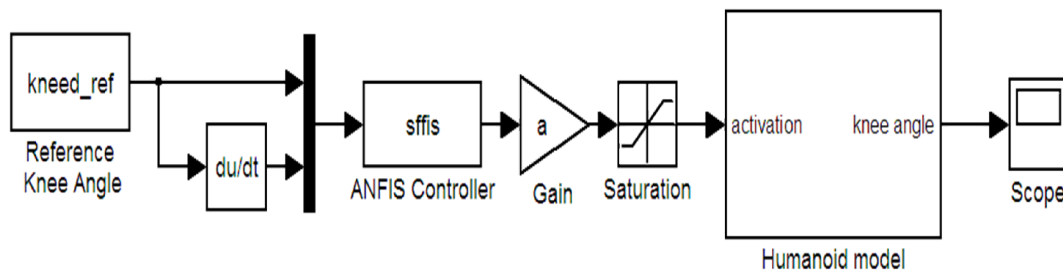


الشكل (5-19): منحني الاستجابة لطريقة Ziegler-Nichols الأولى [73]

3-6-5- تقييم أداء المتحكم:

لتقييم أداء المتحكم تم تطوير متحكمين هما:

1- متحكم حلقة مفتوحة: يستخدم ANFIS كمولد للإثارة الكهربائية المطبقة على مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية، للمتحكم مدخلين هما الزاوية والسرعة الزاوية للركبة خلال حركة النهوض الطبيعية دون معرفة الحالة الفعلية للجسم، يمثل الشكل (5-20) مخطط تحكم حلقة مفتوحة، حيث تعمل الكتلة kneed_ref على توليد المسار المرجعي لزاوية الركبة، ويتم اشتقاق خرج هذه الكتلة للحصول على السرعة الزاوية، وتستخدم قيمة زاوية الركبة المرجعية والسرعة الزاوية كمدخل للنموذج العكسي، ويكون خرج النموذج العكسي شدة الإثارة اللازمة لمجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية، وترسل قيمة الخرج إلى كتلة نموذج جسم الإنسان Humanoid Model، والتي تمثل المريض في الوضعية الابتدائية لحركة النهوض، أما خرج النموذج فهو قيمة زاوية الركبة الناتجة عن استجابة النظام للإثارة الكهربائية المطبقة، واستخدم مقوي للإشارة (gain) بالإضافة إلى محدد لقيمة الإثارة الكهربائية (Saturation) لضمان بقائها في المجال الطبيعي.



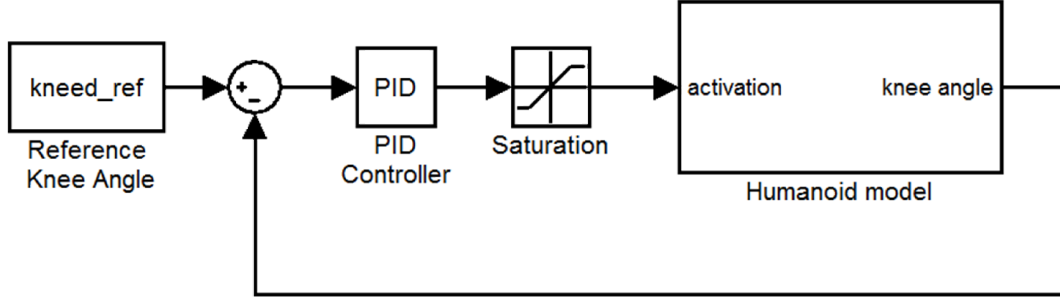
الشكل (5-20): استخدام ANFIS كمتحكم الحلقة المفتوحة .

2- متحكم تناسبي تكاملي PI: وهو متحكم حلقة مغلقة (الشكل (5-21))، يستخدم الفرق بين قيم

الزاوية المقاسة والمطلوبة وخرجه الإثارة اللازمة، وتم تعيين قيم ثوابته التناسبي $P=1,35$

والتكاملي $I=0.723$ ، باستخدام طريقة نيكول زيغلر في البداية ثم تم تعديلها بالاعتماد على

خصائص المتحكم.



الشكل (5-21): متحكم تناسبي تكاملي PI المطور.

5-7-الخاتمة:

ناقش هذا الفصل الطرائق المستخدمة لتطوير متحكم بالإثارة الكهربائية الوظيفية الداعمة للنهوض لمساعدة مرضى شلل الأطراف السفلية على أداء نشاط النهوض في حياتهم اليومية، حيث تم استعراض خطوات تصميم متحكم معتمد على النمذجة، وكيفية الاستفادة من النمذجة والمحاكاة في توليد بيانات التدريب، بالإضافة إلى استخدام نظام الاستدلال العصبي العائم كنموذج عكسي للنظام المراد التحكم به، حيث يتشارك هذا النموذج العكسي مع متحكم PID في عملية التحكم لتحقيق أداء أفضل.

الفصل السادس

النتائج والمناقشة

Results and Discussion

6-1- المقدمة:

يقدم هذا الفصل نتائج مراحل تطوير المتحكم ومناقشتها، وتشمل نتائج محاكاة اختبارات الحلقة المفتوحة، وبناء النموذج العكسي باستخدام نظام الاستدلال العصبي العائلي الموائم ANFIS، بالإضافة إلى اختبار المتحكم، وتقييم أدائه ومقارنته مع الدراسات المرجعية.

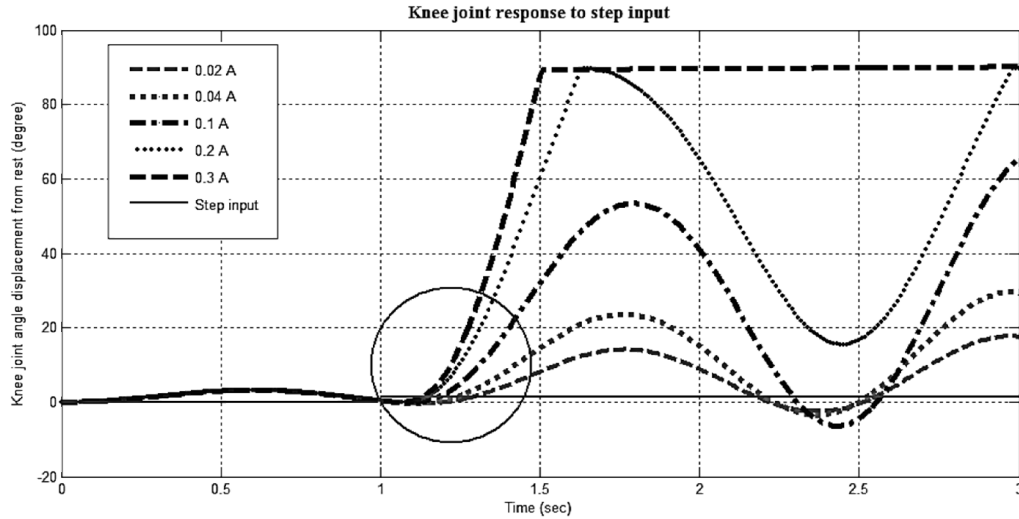
6-2- نتائج محاكاة اختبارات الحلقة المفتوحة:

تمثل هذه النتائج عملية اختبارات الحلقة المفتوحة، وقد تم تنفيذها على شكل محاكاة لتطبيق أشكال مختلفة من الإثارة الكهربائية الوظيفية على مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية وتشمل: تحديد مجال استجابة مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية للإثارة الكهربائية الوظيفية، وتطبيق إشارات جيبية، وتطبيق إشارات عشوائية.

6-2-1- تحديد مجال استجابة النموذج للإثارة الكهربائية الوظيفية:

تم تطبيق قطار نبضات ذو مطال تيار ثابت (تابع خطوي) لإثارة مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية، ويسبب هذا التيار تأرجح الساق نحو الأمام، وكررت التجربة مع زيادة قيمة مطال شدة الإثارة بمقدار (0.05mA) حتى الوصول إلى قيمة المطال الأعظمية المطبقة (300mA).

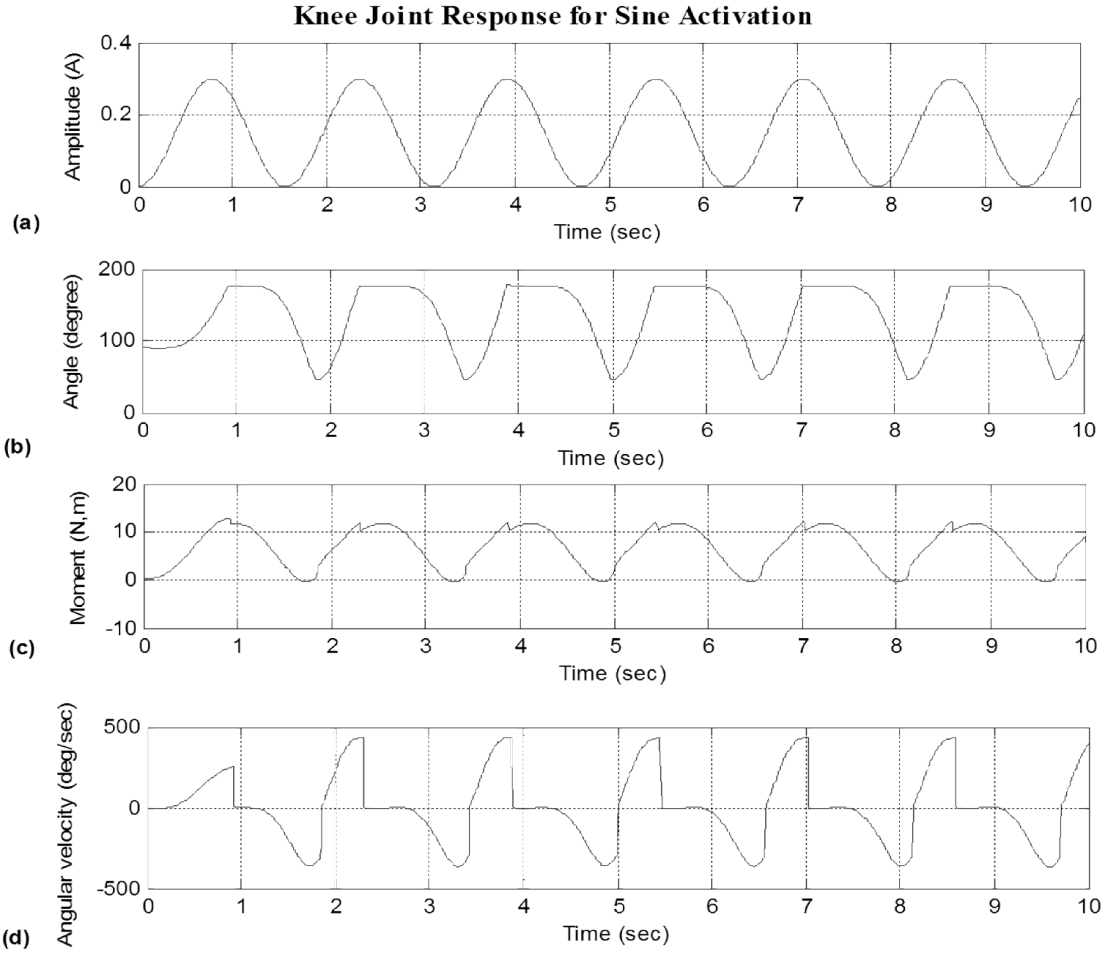
يظهر الشكل (6-1) عينة من نتائج استجابة نموذج الطرف السفلي لمريض مشلول لمطالات مختلفة لشدة إثارة على شكل تابع دخل خطوي. ونلاحظ وجود فاصل زمني بين دخل الإثارة وبداية استجابة حركة مفصل الركبة، ويختلف مقدار هذا الفاصل الزمني من شخص إلى آخر ويعتمد على مطال الإثارة، والخصائص الفيزيولوجية للعضلات المثارة (عتبة التنبيه - نسبة الألياف سريعة النفضة وبطيئة النفضة). ونلاحظ وصول الزاوية إلى قيمة أعظمية من أجل كل شدة بسبب ثبات شدة الإثارة المطبقة لحين وصول العضلة إلى مرحلة التعب العضلي حيث تتأرجح الساق لتعود إلى وضعية الراحة المستقرة.



الشكل (1-6): عينة من استجابة مفصل الركبة لدخل خطوي بمطالات مختلفة (تطبيق شدة تيار متغيرة) مع اعتبار وضعية الراحة حيث زاوية الراحة مساوية للصفر.

2-2-6- تطبيق إشارة جيبية كدخل إثارة للنموذج:

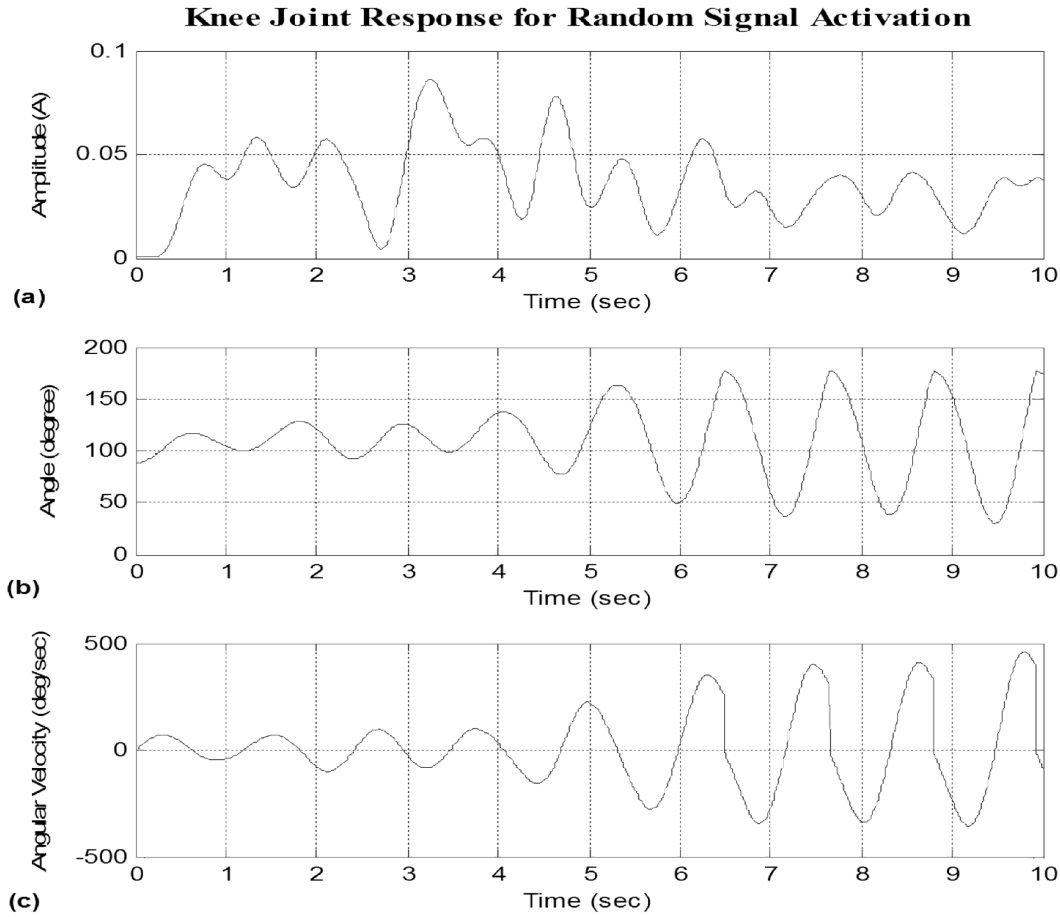
يظهر الشكل (a-2-6) المطال الجيبي للإثارة الكهربائية المطبقة على مجموعة عضلات مربعة الرأس الفخذية والمولد باستخدام سميولنك، وفي الشكل (b-2-6) تظهر زاوية مفصل الركبة (الناتجة عن خرج برنامج Visual Nastran) كتابع لمقدار شدة الإثارة المطبقة، فتزداد زاوية الركبة بازدياد شدة الإثارة إلى أن تصل إلى زاوية البسط الكامل للركبة لتصبح بعدها أي زيادة في شدة الإثارة غير قادرة على تغيير الزاوية وذلك بسبب توظيف كافة الوحدات المحركة التي يصلها تأثير الأقطاب السطحية رغم ازدياد العزم المولد حول المفصل (الشكل (c-2-6) قيم العزم الكلي المنمذج رياضياً باستخدام سميولنك الذي يرسله إلى برنامج Visual Nastran للتحكم بحركة مفصل الركبة) بسبب ازدياد العزم غير الفعال 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 تغير السرعة الزاوية الناتج عن برنامج Visual Nastran (الشكل (d-2-6)).



الشكل (2-6): استجابة مفصل الركبة لإثارة مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية بإشارة جيبية. (a) إشارة الإثارة الكهربائية الجيبية. (b) تغير زاوية مفصل الركبة نتيجة الإثارة الجيبية. (c) عزم مفصل الركبة. (d) مخطط السرعة الزاوية.

3-2-6- تطبيق إشارة عشوائية كدخل إثارة للنموذج:

طبقت إشارة دخل عشوائية تم ترشيحها باستخدام مرشح تمرير منخفض موضحة في الشكل (a-3-6)، ويظهر في أسفل الشكل استجابة زاوية مفصل الركبة، حيث 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.



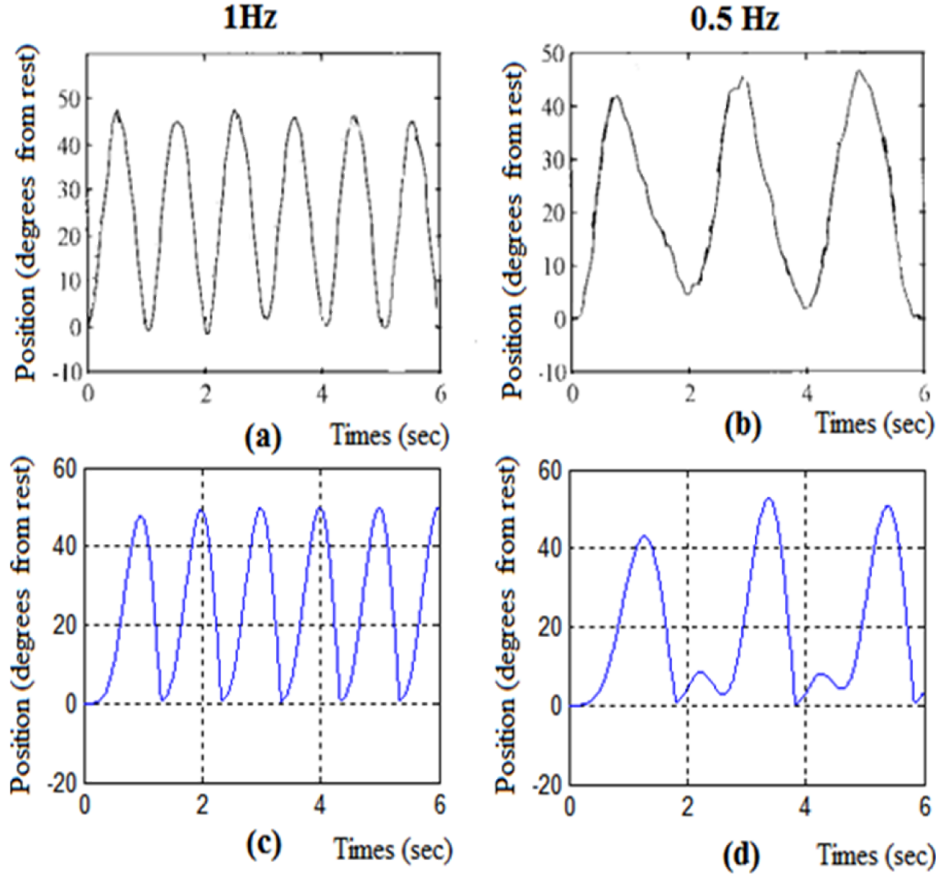
الشكل (3-6): استجابة الركبة من أجل دخل عشوائي في الأعلى (a) إشارة دخل عشوائية تم ترشيحها باستخدام مرشح تمرير منخفض وفي الوسط (b) التغير في زاوية مفصل الركبة نتيجة تطبيق الإشارة العشوائية، في الأسفل (c) منحنى السرعة الزاوية لمفصل الركبة.

4-2-6- مقارنة أداء النموذج مع دراسة تجريبية:

تمت مقارنة أداء النموذج مع التجارب العملية لتطبيق الإثارة الكهربائية على مريض واحد في دراسة cheng [74]، حيث تعتمد هذه الدراسة على الفرضيات التالية بالنسبة للوضعية الابتدائية تكون زاوية الورك 105° مع تثبيت الفخذ وزاوية الركبة الابتدائية (زاوية الراحة) هي 90° واعتبرت قيمتها مساوية للصفر، وإثارة مجموعة مربعة الرؤوس الفخذية باستخدام أقطاب سطحية، وتتغير شدة الإثارة المطبقة من 0 - 80mA، أما أشكال الإشارة المطبقة فهي العشوائية والجيبية بتردد 1Hz و 0.5Hz.

يظهر الشكل (4-6) 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 0.2 sec، ويظهر النموذج في حالة التردد 0.5Hz 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 الرأس الفخذية، فبالنسبة للنموذج تبدأ العضلات بالاستجابة بعد 0.2sec، وهذا ما يفسر الانزياح في المنحنيات، أما بالنسبة للقمم الصغيرة فتعود لاختلاف زاوية الراحة للنموذج عن الزاوية 90° المعتمدة في الدراسة، وبالتالي تتحرك الساق هذه القمة الصغيرة تحت تأثير العزم غير الفعال.



الشكل (4-6): (a) و (b) تغير زاوية الركبة نتيجة استجابة المريض لإثارة جيبية بتردد 1Hz و 0.5Hz [74] ،

والأشكال (c) و (d) تغير زاوية الركبة نتيجة استجابة النموذج لإثارة جيبية بتردد 1Hz و 0.5Hz.

يظهر الجدول (1-6) الاختلافات بين الدراسة التجريبية والنموذج المطور في حالة تطبيق الإشارة العشوائية، فقد استخدمت الدراسة [74] شدة إثارة متغيرة ضمن المجال 20-45 mA وهي بذلك لا تمثل كامل الفضاء الممكن لحركة الركبة مع الإثارة.

الجدول (1-6): مقارنة أداء النموذج ودراسة Cheng et al [74] التجريبية في حالة تطبيق إشارة عشوائية.

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

يضمن تمثيل بيانات التدريب (نتائج هذه المحاكاة) لكامل فضاء علاقات الدخل - الخرج استجابة النظام للحالة المطلوبة عندما تكون غير مشمولة 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 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، حيث أن استعمال النمذجة والمحاكاة خلال مرحلة تصميم المتحكم يقلل عدد التجارب المرهقة للمريض.

3-6- نتائج بناء النموذج العكسي:

استخدم صندوق أدوات المنطق العائم في برنامج ماتلاب كأداة لتنفيذ واختبار تركيب ANFIS المناسب ليكون نموذجاً عكسياً للنظام المدروس، حيث يقدم محرر نظام الاستدلال العصبي العائم الموائم anfisedit بيئة بناء وتقييم ANFIS باستخدام واجهة مستخدم رسومية، تساعد على تحميل بيانات التدريب والفحص والاختبار وتحديد عدد توابع العضوية وأنواعها، بالإضافة إلى تدريب واختبار النماذج المطورة، وإظهار النتائج على شكل منحنيات ورسوم بيانية.

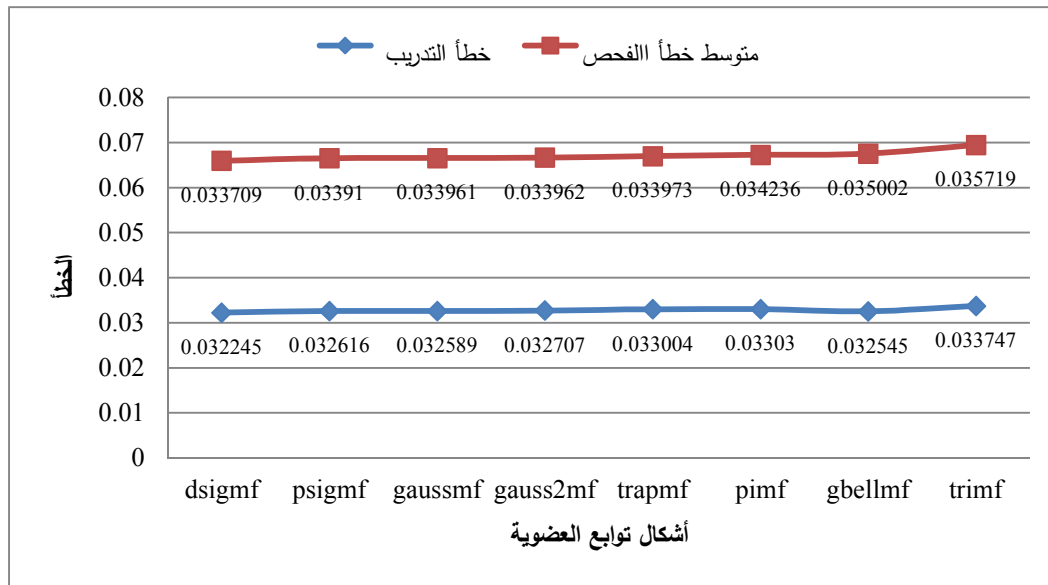
6-3-1- اختيار تركيب ANFIS:

يمتلك نظام الاستدلال العصبي العائم الموائم المطور مدخلين هما الزاوية والسرعة الزاوية للركبة، ومخرج وحيد هو شدة الإثارة الكهربائية المطبقة على مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية. في البداية تم تقسيم البيانات لدينا إلى مجموعتين: بيانات التدريب وبيانات الفحص، وتحضر البيانات لتكون قابلة للعمل مع ANFIS في ماتلاب، من خلال جعلها على شكل مصفوفة العمود الأخير فيها هو الخرج، أما بقية الأعمدة فهي تمثل مدخلات النظام، وتمثل الصفوف جميع حالات البيانات الموجودة تتألف كل مجموعة من 300 زوج مشكلة من قيم شدة الإثارة الكهربائية المطبقة وزاوية الركبة والسرعة الزاوية للركبة الناتجة عن تطبيق هذه الإثارة، وتحديد قيمة سماحية الخطأ بالقيمة

0.01، وعدد التكرارات epochs لا يتجاوز خمس مجموعة البيانات، وتم تحديد عدد توابع العضوية بشكل بدئي بثلاثة توابع لأنه بالنظر إلى بيانات الدخل نجد بالنسبة لزاوية الركبة تمر بثلاث حالات (متزايدة - ثابتة - متناقصة)، أما السرعة الزاوية فهي موجبة أو سالبة أو صفر، وبالتالي يكون العدد الأنسب لتوابع العضوية هو 3 لكل دخل لنظام ANFIS.

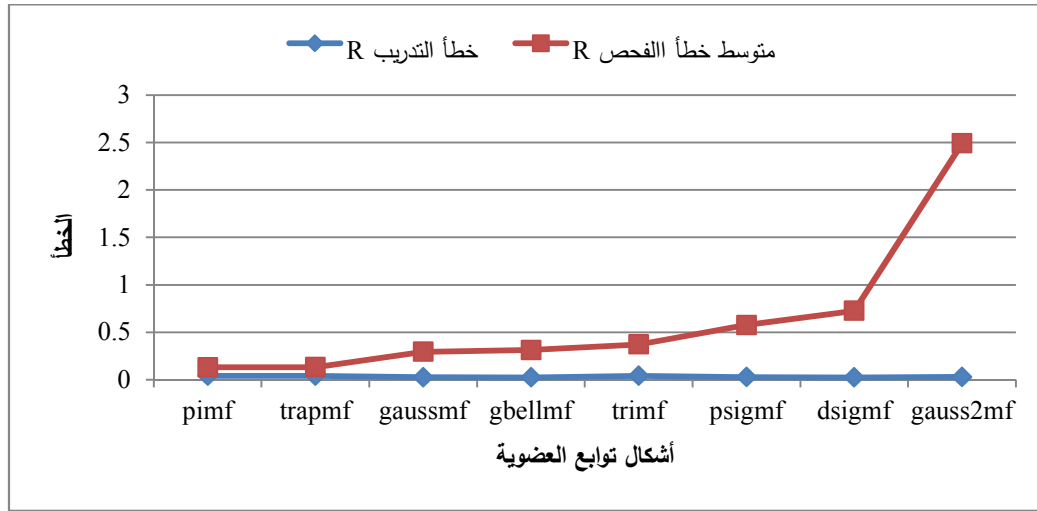
1- اختيار شكل توابع العضوية: لتحديد الشكل الأنسب لتوابع العضوية للدخل تم تدريب وفحص كافة أشكال توابع العضوية المتاحة في محرر ANFIS وهي: التابع المثلثي Triangular Membership Function (trimf) - والتابع شبه المنحرف Trapezoidal Membership Function (trapmf) - التابع الغاوسي البسيط Gaussian Membership Function (gaussmf) والتابع الغاوسي ثنائي الجانب (gauss2mf) - التابع الجرسى Bell Membership Function (gbellmf) - التوابع المبنيّة باستخدام سيغمويد Sigmoidal Membership Function مثل جداء تابعي سيغمويد (psigmf) أو الفرق بينهما (dsigmf). استخدمت مجموعتي بيانات تدريب وفحص مشكلة من نتائج محاكاة الحلقة المفتوحة (تطبيق الإشارة الجيبية)، وتتألف كل مجموعة من 300 عينة، وتم تثبيت قيم كل من: سماحية الخطأ 0.01 وقيمة التكرار الأعظمية epochs = 60، وعدد توابع عضوية قدره 3 لكل دخل، وتم تغيير شكل توابع العضوية فقط.

يظهر في الشكل (5-6) قيم خطأ التدريب والفحص لتوابع العضوية المختلفة مرتبة تصاعدياً، ونعتبر الشكل الأنسب من خلال قيمة خطأ الفحص الأصغر فيكون ترتيب أشكال التوابع الثلاث الأولى الأنسب: جداء تابعي سيغمويد، فرق تابعي سيغمويد، التابع الغاوسي.



الشكل (5-6): نتائج تدريب وفحص أشكال توابع العضوية المختلفة من أجل الإشارة الجيبية.

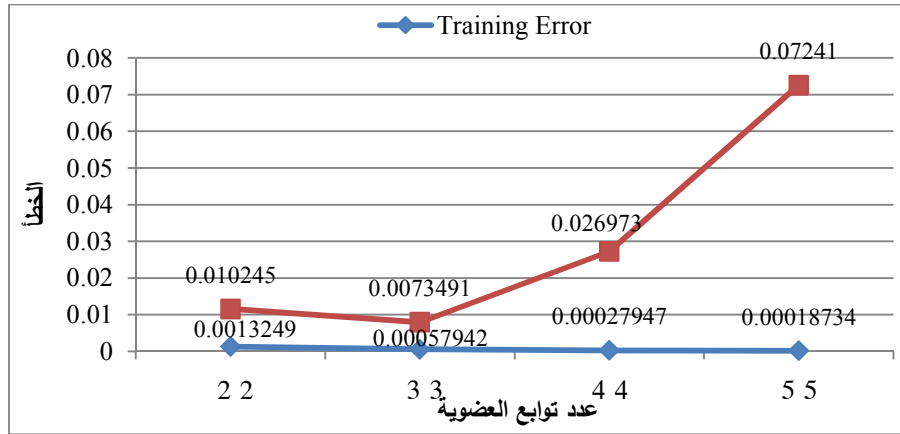
بعدها تم تكرار الخطوة السابقة (تدريب وفحص) مع نماذج ANFIS المدربة ذات توابع العضوية المختلفة ولكن استخدمت مجموعتي بيانات تدريب وفحص مشكلة من نتائج محاكاة اختبار الحلقة المفتوحة لتطبيق إشارة عشوائية، وتتألف كل مجموعة من 300 عينة تتشكل كل عينة مشكلة من قيم شدة الإثارة الكهربائية المطبقة وزاوية الركبة والسرعة الزاوية للركبة الناتجة عن تطبيق هذه الإثارة ، مع المحافظة على القيم الثابتة السابقة نفسها، وتظهر قيم خطأ التدريب والفحص لتوابع العضوية المختلفة مرتبة تصاعدياً في الشكل (6-6)، ونعتبر الشكل الأنسب من خلال قيمة خطأ الفحص الأصغر فيكون ترتيب أشكال التوابع الثلاث الأولى الأنسب: التابع π ، شبه النحرف، الغاوسي.



الشكل (6-6): نتائج تدريب وفحص أشكال توابع العضوية المختلفة من أجل الإشارة العشوائية.

بناءً على ما سبق حافظ التابع الغاوسي على أدائه، وبالتالي يكون هو الشكل الأنسب فهو يمتاز بالنعومة ومن الشائع استخدامه في عمليات التحكم.

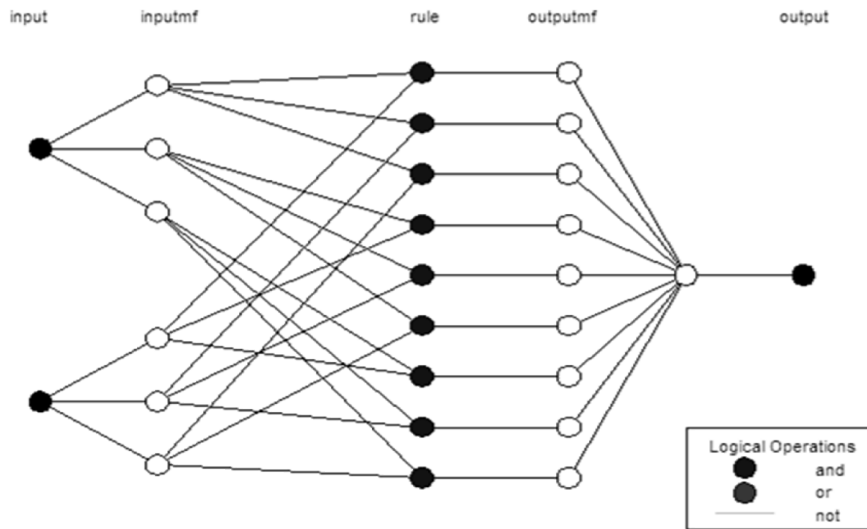
2- اختيار عدد توابع العضوية: لضمان اختيار عدد توابع العضوية بشكل صحيح وفعال، تم تجريب تدريب وفحص أعداد مختلفة من التوابع العضوية، ويظهر الشكل (6-7) نتائج تدريب وفحص أعداد مختلفة من توابع العضوية ذات الشكل الغاوسي، فنلاحظ أنه كلما ازداد عدد توابع العضوية ارتفعت قيمة خطأ الفحص.



الشكل (6-7): نتائج فحص وتدريب أعداد مختلفة من توابع العضوية الغاوسية.

بناءً على ما سبق يتألف تركيب ANFIS النهائي كما في الشكل (6-8) من العناصر التالية:

1. الدخل: للنظام مدخلان هما زاوية الركبة والسرعة الزاوية.
2. الخرج: خرج وحيد هو شدة الإثارة المطبقة على مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية.
3. عدد وشكل توابع العضوية: لكل دخل ثلاثة توابع عضوية من شكل التابع الغاوسي.
4. عدد القوانين العائمة If-then rules: تسعة قوانين لأن كل مدخل له 3 توابع عضوية.



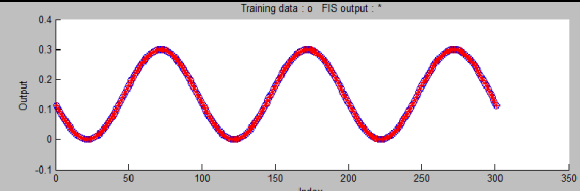
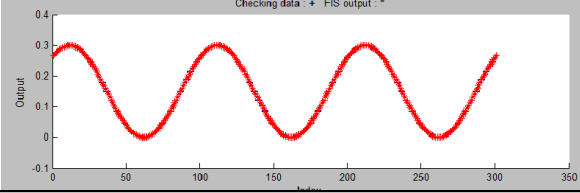
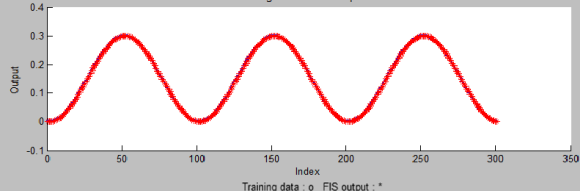
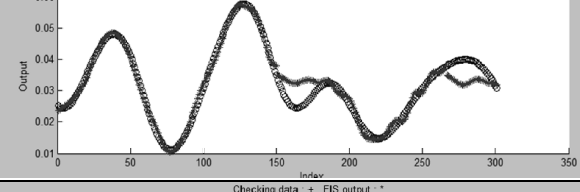
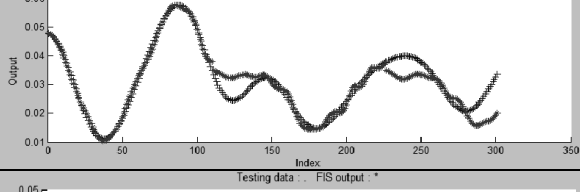
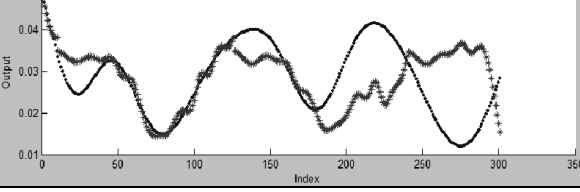
الشكل (6-8): التركيب الهندسي لنموذج ANFIS المطور.

6-3-2- تدريب ANFIS:

دربت ANFIS المعتمدة لتكون نموذج عكسي باستخدام عدة مجموعات تدريب وفحص واختبار تم اختيارها من نتائج محاكاة اختبارات الحلقة المفتوحة، وتتألف كل مجموعة من 300 عينة مشكلة من قيم شدة الإثارة الكهربائية المطبقة وزاوية الركبة والسرعة الزاوية للركبة الناتجة عن تطبيق هذه الإثارة، وقيمة سماحية خطأ 0.01، وقيمة التكرارية الأعظمية 60.

يظهر الجدول (2-6) عينة من مجموعات التدريب والفحص والاختبار المستخدمة حيث مجموعة الاختبار عبارة عن 300 عينة مشكلة من قيم شدة الإثارة الكهربائية المطبقة وزاوية الركبة والسرعة الزاوية للركبة الناتجة عن تطبيق هذه الإثارة والتي لم ترد في مجموعة بيانات التدريب والفحص للتعرف على قدرة ANFIS على توليد الإثارة الكهربائية مناسبة لزاويا الركبة والسرعات الزاوية المعطاة، وقيم الخطأ الناتجة عن كل مجموعة، وتوقفت التدريب عندما بلغت قيمة خطأ الاختبار إلى قيمة أصغر من قيمة سماحية الخطأ المحددة مسبقاً.

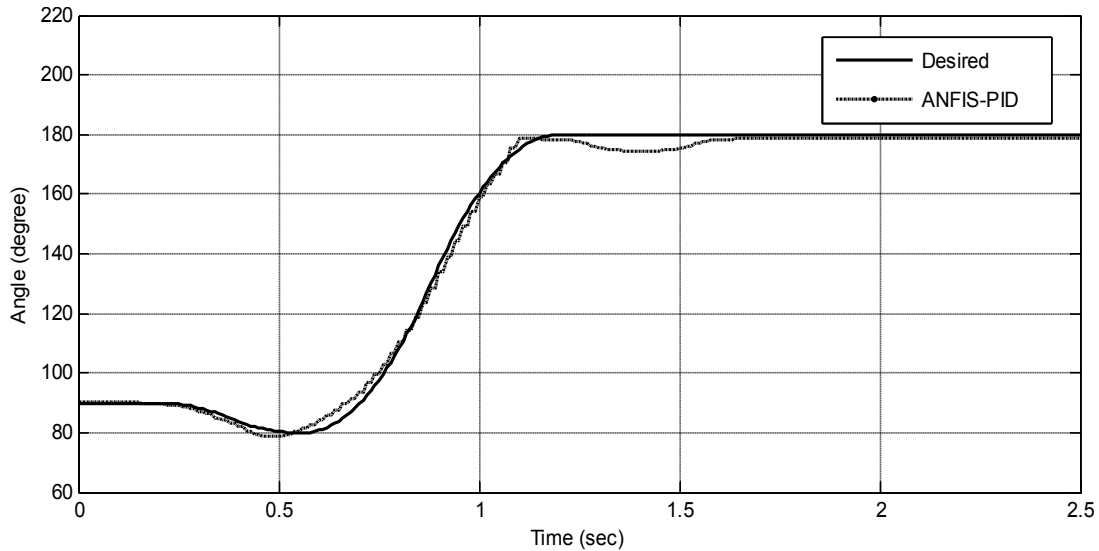
الجدول (2-6): عينة من نتائج تدريب وفحص واختبار نموذج ANFIS.

نوع الإشارة المطبقة	قيمة الخطأ	خرج نموذج ANFIS مقابل خرج مجموعة البيانات المطبقة
الإشارة الجيبية	خطأ التدريب 0.00086614	
	خطأ الفحص 0.00092495	
	خطأ الاختبار 0.0008752	
الإشارة العشوائية	خطأ التدريب 0.0027981	
	خطأ الفحص 0.0037417	
	خطأ الاختبار 0.0096187	

4-6- أداء المتحكم:

استخدم النموذج العكسي المطور باستخدام ANFIS للتحكم بشدة الإثارة الكهربائية المطبقة على مجموعة عضلات مربعة الرأس الفخذية، وبالتالي التحكم بحركة مفصل الركبة، وقد طبقت المسارات المرجعية للزوايا الكاحل والورك بشكل مباشر لنموذج جسم الإنسان للتحكم بحركتها، وذلك بهدف تقليل قيمة العزوم التي يجب أن تولدها مجموعة عضلات مربعة الرأس الفخذية.

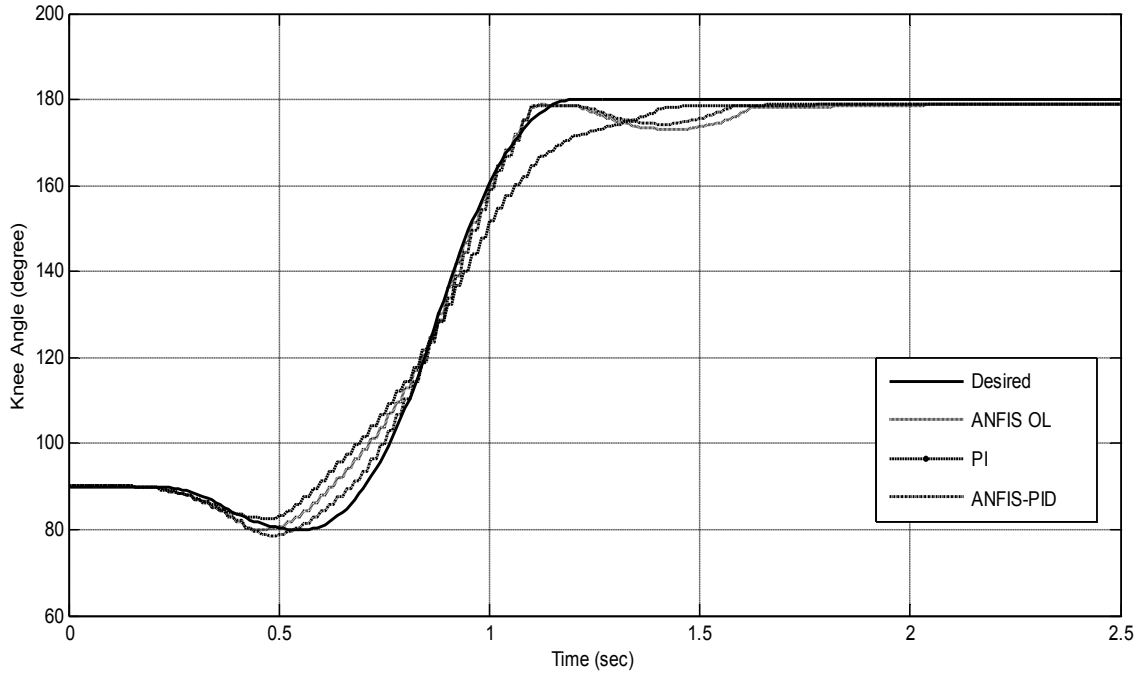
يظهر الشكل (6-9) تغير زاوية الركبة خلال استخدام ANFIS في تحكم نمط هجين، حيث يظهر جلياً نجاح النموذج في أداء حركة النهوض، مما يعني نجاح عملية النمذجة، ونلاحظ عند استخدام النمط الهجين ANFIS-PID تحسن مسار تغير زاوية الركبة المقاسة بشكل ملحوظ.



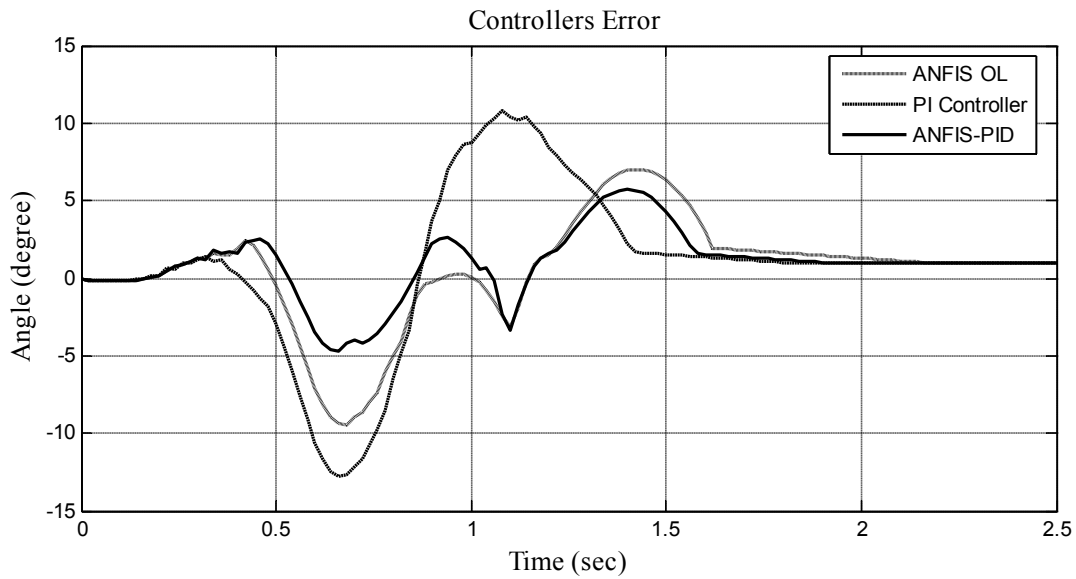
الشكل (6-9): تغير زاوية الركبة بالنسبة للمسار المطلوب Desired عند استخدام المتحكم ANFIS-PID.

وصفت النتائج التي تم الحصول عليها خلال محاكاة أداء المتحكمات الثلاث بالأشكال (6-10 و 6-11) لتحقيق المقارنة أداء المتحكمات الثلاث.

بالنسبة للتغير في زاوية الركبة الذي يظهر في الشكل (6-10)، نجد اقتراب زاوية الركبة المقاسة من القيمة المرجعية بشكل كبير لدى استخدام متحكم ANFIS-PID، ولكنها تبتعد كثيراً عنها عند استخدام متحكم PI، ويظهر هذا الاقتراب بشكل واضح في منحنى الخطأ للمتحكمات (الشكل (6-11))، فالخطأ المعطى من قبل متحكم ANFIS-PID هو $\pm 5^\circ$ أما متحكم ANFIS حلقة مفتوحة فهو $\pm 8^\circ$ ، وأكبر مجال للخطأ هو لمتحكم الـ PI يبلغ $\pm 12^\circ$ ، ونلاحظ أن جميع المتحكمات تزداد قيمة الخطأ في الفترة ما بين 0.5sec و 1.5sec وهي الفترة التي تتجه فيها الركبة نحو البسط الكامل.



الشكل (6-10): استجابة مفصل الركبة للتحكمات: حلقة مفتوحة ANFIS OL وهجين ANFIS-PID و PI مع المسار المرجعي.

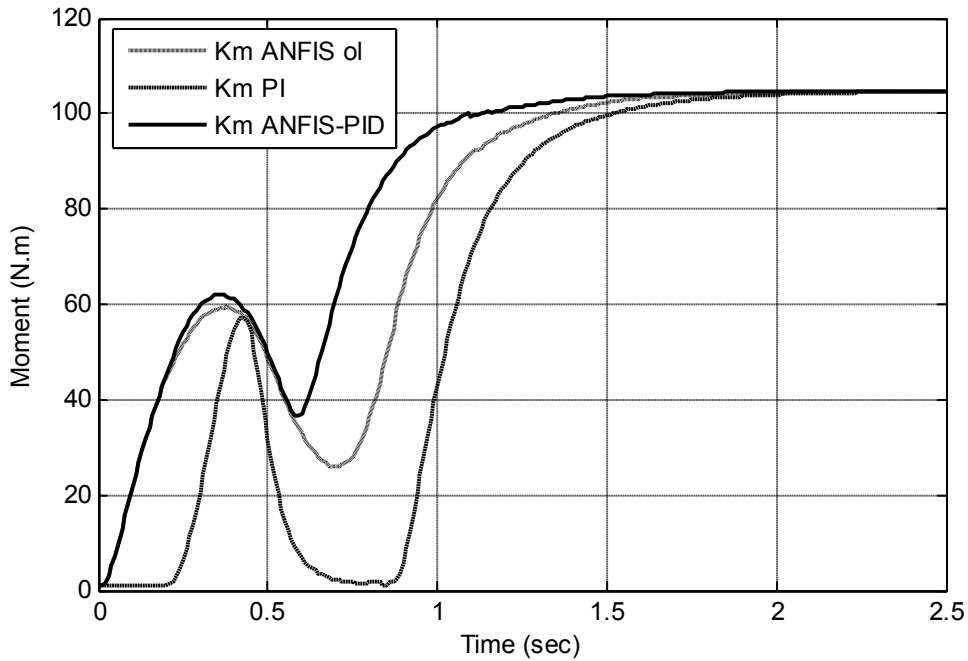


الشكل (6-11): منحنيات الخطأ في استجابة للتحكمات الثلاث: ANFIS OL و ANFIS-PID و PI في مسار زاوية الركبة.

أما قيم العزوم حول مفصل الركبة فهي تمتد من 0N.m إلى 104N.m بالنسبة لجميع التحكمات (الشكل 6-12) حيث تنبسط الركبة بازدياد العزم، مع الإشارة إلى أن النموذج لم يتمكن من تحقيق الوقوف المستقر في نهاية النهوض من أجل أي قيمة عزم أقل من 104N.m، ويظهر الازدياد الكبير للعزوم نحو قيمتها الأعظمية في طور التسارع الشاقولي الذي يحدث في الفترة ما بين زوال تحميل

الكرسي والوقوف المستقر أي من 0.5 sec إلى 1.4 sec، حيث يستقر عند قيمته الأعظمية، وسبب هذا الازدياد في العزم هو محاولة الجسم للمحافظة على استقراره. وهذا العزم لا تعتبره مؤدياً ولكنه مرتفع لأنه يعادل $0.766 [\%BW \times H]$ وهو أقل من القيمة الأعظمية لنهوض شخص سليم بدون استخدام الذراعين والذي يبلغ $0.8 [\%BW \times H]$ [41]

نلاحظ توليد العزم مع بدء المحاكاة رغم ثبات زاوية الركبة على القيمة 90 في حالة التحكم بمساعدة النموذج العكسي في الحالتين: ANFIS حلقة مفتوحة و ANFIS-PID، وهذا يعود إلى طبيعة البيانات التي استخدمت في تدريب النموذج العكسي فالزاوية 90 لا تقابل عدم تطبيق إثارة كهربائية وإنما الزاوية 80، وهذا يفسر أيضاً وجود انخفاض في العزم لحظة بلوغه الزاوية 80.



الشكل (6-12): منحنيات العزوم للتحكمات الثلاث: ANFIS و ANFIS-PID و PI

5-6- مقارنة أداء المتحكم ANFIS-PID مع الدراسات المرجعية:

نقارن أداء المتحكم المطور مع الدراسات التالية التي استخدمت نماذج عكسية مطورة باستخدام تقنيات ذكية (الجدول 6-3): دراسة [56] ودراسة [14]، حيث استخدمت كلا الدراستين الشبكات العصبونية الاصطناعية لتمثيل النموذج العكسي مع اختلاف في مستوى النمذجة حيث افترضت دراسة Afzal مشاركة الجزء العلوي من الجسم، ويقوم النموذج بتوليد العزم الذي يطبق على نموذج لجسم إنسان بدون عضلات، والتحكم حلقة مغلقة، أما دراسة Zhang فأهملت مشاركة الجزء العلوي، ونمذجت

ست عضلات للتحكم بالكاحل والركبة، في حين أن المتحكم المطور ANFIS-PID لا يأخذ بعين الاعتبار مشاركة الجزء العلوي من الجسم انطلاقاً من أن الأذرع قادرة على توليد أفعال قوى تعوض أو تخفي العيوب الموجودة في نظام التحكم بالإثارة الكهربائية، فهي تستطيع توليد أفعال قوى تتجاوز ثلثي وزن الجسم، واعتمد على التحكم بمفصل الركبة من خلال إثارة مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية، وبمقارنة أداء المتحكمات من خلال تقدير الخطأ المعبر عن انحراف حركة الركبة عن المسارات المرجعية المطلوبة، نجد أن متحكم ANFIS-PID يحقق أصغر قيمة خطأ.

الجدول (3-6): مقارنة أداء المتحكم ANFIS-PID مع الدراسات المرجعية.

وجه المقارنة	Afzal [56]	Zhang et al[14]	ANFIS-PID
مشاركة الجزء العلوي	✓	-	-
التقنية الذكية	شبكة عصبونية متعددة الطبقات	شبكة عصبونية من ثلاث طبقات	ANFIS
دخل النموذج	زاوية الركبة والسرعة الزاوية، والتسارع الزاوي.	القيم المرجعية لزاوية الركبة والسرعة الزاوية.	القيم المرجعية لزاوية الركبة والسرعة الزاوية.
خرج النموذج	العزم	شدة الإثارة الكهربائية	شدة الإثارة الكهربائية
العضلات المثارة	لم تتم نمذجة العضلات وإنما يطبق العزم مباشرة على نموذج جسم الإنسان	ست مجموعات عضلية للتحكم بالركبة والكاحل	مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية
مجال الخطأ في حركة الركبة	± 7	± 13	± 5

6-6- الخاتمة:

استخدم نموذج ANFIS لتنفيذ النموذج العكسي لتقدير شدة الإثارة الكهربائية المطبقة على الركبة للقيام بالحركة المطلوبة، وتم تدريبه Off-line باستخدام مجموعة بيانات التدريب التي تم الحصول عليها من خلال محاكي تطبيق الإثارة الكهربائية المطور بهدف تقليل عدد التجارب المنفذة على المرضى، ويغذى نموذج ANFIS بالقيم المطلوبة للزاوية والسرعة الزاوية للركبة ليحسب شدة الإثارة اللازمة، ثم أدخل ANFIS في تصميم تحكم حلقة مفتوحة، وتحكم حلقة مغلقة هجين ANFIS-PID ، وتم تطوير متحكم PI من أجل المقارنة، ونجحت المتحكمات المطورة في تحقيق النهوض، وأظهرت النتائج تحسن حركة النهوض بشكل كبير عند استخدام تحكم ANFIS-PID.

الفصل السابع

الاستنتاجات والأعمال المستقبلية

Conclusion and Future work

7-1- الاستنتاجات:

يتمثل الهدف الرئيسي للدراسة في تطوير متحكم ذكي يساعد على تحسين أداء حركة النهوض من خلال التحكم بشدة الإثارة الكهربائية المطبقة على مجموعة عضلات مربعة الرؤوس الفخذية لمرضى شلل الأطراف السفلية الناتج عن إصابة الحبل الشوكي.

نشكل الاستنتاجات التالية اعتماداً على نتائج البحث:

1. في هذه الدراسة تم استخدام 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

الفعال، 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 وتطوير متحكمات المعوضات العصبية

للأطراف السفلية لاستعادة العديد من الحركات المفقودة مثل النهوض، والمشي، وغيرها...

2. تعتمد الدراسات المرجعية على إجراء التجارب على المرضى للحصول على مجموعة بيانات

التدريب اللازمة لبناء النموذج العكسي لاحقاً باستخدام التقنيات الذكية والذي يشكل العنصر

الأساسي في متحكمات المعوضات العصبية، ولكن في هذا البحث تم استخدام النموذج

المطور لمحاكاة تجربة اختبارات الحلقة المفتوحة (تعيين مجموعة بيانات دخل) (نبضات

الإثارة)/خرج (زوايا المفاصل) للحصول على مجموعة بيانات التدريب)، وتم الحصول على

نتائج تطابق نتائج التجارب العملية، وبناء عليه يمكن تقليل عدد التجارب المنفذة على

المرضى واللازمة خلال عملية تصميم متحكمات المعوضات العصبية، وبذلك يتم تجنب

استهلاك الوقت وارتفاع الكلفة المالية للتجارب وتصحيح الأخطاء أو على الأقل اختصارها

لما تسببه من انزعاج للمريض.

3. نجح نظام الاستدلال العصبي العائلي الموائم ANFIS في تمثيل النموذج العكسي الذي يعمل على تقدير شدة الإثارة الكهربائية اللازمة للقيام بالحركة المطلوبة بعد تغذيته بالقيم المطلوبة للزاوية والسرعة الزاوية للركبة، فقد تمكن نموذج ANFIS عند استخدامه كمتحكم حلقة مفتوحة من أداء حركة النهوض بشكل أفضل من متحكم حلقة مغلقة PI.
4. تحقق أفضل أداء لحركة النهوض عند استخدام النمط الهجين في المتحكمات المعتمدة على النمذجة ANFIS-PID.

7-2- التوصيات للبحث المستقبلي:

- يعد التقييم التجريبي ضمن بيئة مخبرية للعمل المقدم الاستمرار المنطقي له، و نوصي من أجل البحث المستقبلي لتحسين هذه الطريقة المقترحة و زيادة فاعليتها بما يلي :
1. زيادة واقعية النموذج من خلال إضافة نماذج العضلات العاملة على المفاصل الثلاث (الورك والركبة والكاحل)، ونمذجة قوى الذراع الإرادية باستخدام تقنية ذكية بالمشاركة مع نموذج جسم الانسان.
 2. محاكاة حالات النهوض المختلفة مثل الأذرع مثنية عند الصدر أو على مساند الكرسي أو على الركبتين - حيث يمكن تصميمها باستخدام VN4D - ودراسة تأثيرها على أداء المتحكم.
 3. بناء قاعدة بيانات اعتماداً على نتائج المحاكاة لأطوال أشخاص وأوزان مختلفة، وبالتالي دراسة تأثير أبعاد جسم الانسان على أداء التحكم بحركة النهوض.
 4. محاكاة وتطبيق المتحكم المطور في تطبيقات الـ FES الأخرى للأطراف السفلية مثل المشي وصعود الدرج و نزوله.
 5. استخدام المتحكم المطور في قيادة محركات الهياكل الخارجية Exoskeletons لمساعدة كبار السن والأشخاص الذين يعانون من مشاكل حركية.

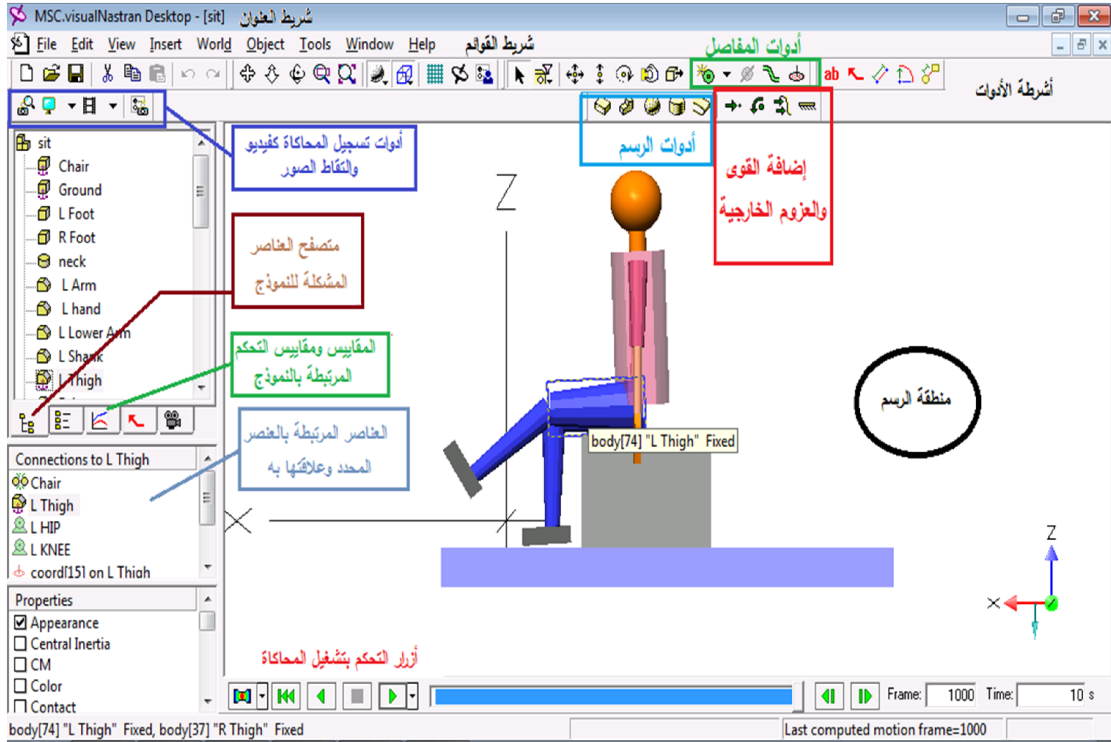
الملحق A

برنامج Visual Nastran 4D

يمتاز برنامج Visual Nastran 4D (VN4D) بأنه:

- يجمع برنامج Visual Nastran 4D (VN4D) كلاً من التصميم بمساعدة الحاسوب، الحركة، وتحليل العناصر المنتهية finite element analysis، وتقنيات التحكم في نظام نمذجة واحد.
- استيراد رسوم مصممة بمساعدة الحاسوب من معظم برامج التصميم بمساعدة الحاسوب الأخرى مثل Solid Work، Solid Edge Inventor، و Mechanical Desktop، بالإضافة إلى محاكاة القيام بالحركة وتحليل العناصر المنتهية.
- قابل للربط مع بيئة Matlab/Simulink ضمن برنامج واحد، حيث يمثل نموذج VN4D الميكانيكي بكتلة داخل مكتبة Simulink.

يظهر الشكل (1-A) الواجهة الرئيسية للبرنامج والتي تتألف من: شريط العنوان، وشريط القوائم، وأشرطة الأدوات التي تشمل أدوات الرسم وتحريك العناصر والتحكم بتشغيل المحاكاة، وأدوات المفاصل وتطبيق القوى والعزوم الخارجية، ومنطقة الرسم، وأزرار تشغيل المحاكاة والتحكم بها.



الشكل (1-A): واجهة برنامج Visual Nastran 4D.

تتألف دورة التصميم باستخدام VN4D من أربعة أجزاء: التحريك، التوقف، والتحكم [18].

1- الرسم: تتألف أدوات الرسم Draw من تكامل أدوات برامج CAD مع أدوات النمذجة الأصلية ثلاثية الأبعاد.

2- التحريك move: تتألف من تحليل الحركة المعقدة بالمشاركة مع Key framed animation، ويقس VN4D القوة، العزم، الموقع، السرعة، التسارع، الطاقة الحركية وغيرها، وترتبط الأجسام مع مقيداتها في VN4D من خلال إطار الإحداثيات Coords، ويحتوي VN4D بعض الصعوبة لأنها تتطلب ارتباط coords مع أجزاء الجسم قبل أن يتم تعريف هذه المقيدات.

3- توقف العملية Break it: تتألف من محاكاة الحركة وتحليل العناصر المنتهية حيث يظهر هذا التحليل تقدم الضغوط خلال الأجزاء نظرا لاختلاف القوى المطبقة، ويمكن دراسة هذه الضغوط لاحقا لمعرفة إذا كان النموذج سيتحطم خلال العملية، كما أن هذه الأداة لديها إمكانية إظهار التشوهات التي تحدث في الجزء فإذا كانت هذه التشوهات كبيرة جدا فهذا يعني أن البنية قد لا تعمل كما ينبغي أو قد تفشل.

4- التحكم control it: تتألف من التكامل مع Matlab/Simulink و Visual Basic إلى Excel و Excel macro، ويعد إظهار نظام تحكم Matlab/Simulink مع التصميم الهندسي بمساعدة الحاسوب هو ميزة هامة لـ VN4D.

الملحق B

Virtual Muscle 4.01 برنامج

تم تصميم Virtual Muscles (VM) كتطبيق قائم بذاته في بيئة Matlab لبناء نموذج مركب عضلة-وتر ووصف سلوكه رياضياً، مع إمكانية تصديره ككتل SIMULINK للعضلات بطريقة سهلة ومباشرة، وتم تحديد المعادلات المستخدمة في (VM) بوساطة إجراءات الاختيار الأمثل المطبقة على العديد من بيانات التجارب التي تصف سلوك العضلة عند مجال واسع من الشروط الفيزيولوجية، مما يجعله أكثر النماذج دقة في وصف توليد قوة العضلة من أي نموذج سابق.

ويتوفر كبرنامج مفتوح المصدر على الرابط :

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

يحتوي Virtual Muscle 4.0.1 على تابعين هما:

1- بناء أنواع الليف Build Fiber Types: يمكن من خلال هذا التابع بناء الألياف العضلية

من خلال تحديد معاملاتها، ويقدم مع البرنامج ملف قاعدة بيانات لمعاملات ألياف عضلات الإنسان وهي تحتوي على معاملات ألياف عضلات الإنسان Super Slow، والبطيئة Slow S، والسريعة Fast F، وقد تم الحصول على هذه المعاملات بعد إجراء العديد من التجارب على العضلات الحقيقية.

2- بناء العضلات Build Muscles: ويستخدم في بناء نموذج مركب عضلة ووتر،

وتصديرها على شكل كتل SIMULINK، ويتطلب هذا التابع تأمين العديد من البيانات اللازمة لنمذجة العضلة، والمحددة لبارامترات علاقات الحالة والقوة، بالإضافة توزيع

أنواع الألياف في كامل العضلة قبل تحويل النموذج إلى كتلة SIMULINK.

1-B- خطوات استخدام برنامج Virtual Muscle:

تكون خطوات استخدام هذا البرنامج وهي مستقيمة نسبياً على النحو التالي:

1. استخدم تابع BuildFiberTypes لتعريف أنواع ألياف العضلة الضرورية في برنامج

ماتلاب وهذا التابع عبارة عن واجهة مستخدم رسومية تسمح بتعريف أنواع الليف إما من

خلال إدخال البيانات أو من خلال استيراد أنواع ليف موجود في ملف.

2. حالما يتم تعريف كل أنواع الليف المستخدمة في نموذج العضلة المعطاة يتم حفظها في ملف Fiber_Type_ Data base ويمكن تحميل هذه القاعدة وتحريرها مرة أخرى أو تصدير أنواع الليف إلى قواعد أخرى.
3. استخدم تابع Build Muscles لتحديد مجموعة العضلات المشكلة من خصائص أنواع الألياف المعرفة في الخطوات.
4. تحفظ تعريفات العضلات المطلوبة كملف Muscle_ Model_ Data base، وهذا الملف يمكن فتحه وتحريره لاحقاً.
5. إنشاء العضلة ككتلة Simulink باستخدام التابع Create في BuildMuscles، ويمكن إدخال التغيرات اللاحقة للمحاكاة الحالية حيز التنفيذ من خلال تابع Rebuild الذي يبحث ويستبدل كل كتل العضلة في ملف نموذج Simulink بالكتل المستخدمة للبارامترات المحدثة.

B-2- تابع بناء العضلات:

يوضح الشكل (1-b) التابع BuildMuscles لبناء نماذج العضلات، والذي يتطلب تحديد عدد من البارامترات المحددة لعلاقات النموذج الأساسية، وهذه البارامترات هي [19]:

1- اسم العضلة: يجب إعطاء كل عضلة اسم مميز وفريد، ويتم تخزين بيانات العضلة لكل صف في ملف قاعدة بيانات فقط إذا تم إدخال الاسم.

2- كتلة العضلة Muscle Mass $m(g)$: وتقاس بوحدة الغرام وتستخدم هذه القيمة من أجل: حساب حجم العضلة بمساعدة قيمة كثافة العضلة، والذي يستخدم لاحقاً في حساب مساحة المقطع العرضي الفيزيولوجي، والحصول على الاستقرار خلال محاكاة التفاعلات بين عنصر النقص Visco-elastic وعنصر الوتر اللدن، وتم افتراض أن كتلة العضلة تتمركز في منتصف المسافة على طول الحزم العضلية .

3- طول الحزمة العضلية المثالي Fascicle $L_o(cm)$: متوسط طول الحزم العضلية (ليس طول بطن العضلة)، عندما تكون العضلة عند الطول المثالي لتوليد قوة التركزز أسوية الطول (عادة يكون هذا الطول أقل بـ 10%-30% من الطول الذي يتم عنده توليد قوة النفضة)

المثالية)، وهو ضروري من أجل تحديد مساحة المقطع العرضي الفيزيولوجي وبالتالي قوة العضلة المثالية، ويساهم في حساب علاقات السرعة والطول للنموذج.

4- مساحة المقطع العرضي الفيزيولوجي للعضلة $PCA(cm^2)$: لا يمكن إدخال هذه القيمة بشكل مباشر وإنما يتم حسابها من القيم المدخلة لكتلة العضلة وطول الحزمة L_0 ، وافترض كثافة العضلة $1.06 g/cm^3$ ، وفق المعادلة التالية:

$$PCSA = \frac{\text{mass}}{L_0 \times \text{muscle density}} \quad (1-b)$$

5- قوة العضلة المثالية $Muscle F_0 (N)$: المقدار الأعظمي للقوة التي تستطيع العضلة توليدها بشكل أسوي الطول، ولا يتم إدخال هذه القيمة بشكل مباشر وإنما يتم حسابها من خلال جداء مساحة المقطع العرضي الفيزيولوجي للعضلة بالقيمة المعيارية لمحدد توتر العضلة ويفترض أنها تساوي $31.8N/cm^2$.

$$F = PCSA \times \text{specific tension} \quad (2-b)$$

6- طول الوتر عند القوة المثالية العضلة $Tendon L_0^T (cm)$: هو طول الوتر عندما تطبق عليه القوة F_0 ، ويتألف هذا العنصر من المقدار الكلي للنسيج الضام على التسلسل مع الحزم العضلية متضمناً السفاق الداخلي والوتر الخارجي، ويجب أن تكون هذه القيمة أكبر من الصفر، ويتم اعتبارها مساوية لـ $0.1cm$ إذا لم يتم إدخال أية قيمة.

7- طول كامل العضلة الأعظمي $Max \text{ Whole-Muscle Length } (cm)$: كامل طول المسار العضلي الوتري عند الأماكن التشريحية الطرفية.

8- الطول الأعظمي للحزم العضلية $Fascicle L_{max}(L_0)$: وهو أكبر طول للحزم العضلية عند الأماكن التشريحية الطرفية للهيكل بالنسبة لطول الحزمة المثالي، لا يتم إدخال هذه القيمة بشكل مباشر وإنما يتم حسابها من نسبة الفرق بين طول كامل العضلة الأعظمي وطول الوتر L_0^T لطول الحزمة المثالي، وتكون القيم المنطقية لها أكبر من 1 وأصغر من 1.3.

$$Fascicle L_{max}(L_0) = \frac{L_{max}^{whole \text{ muscle}} - L_0^T}{L_0} \quad (3-b)$$

9- مستوى التنشيط الجزئي U_r : وهو مستوى التنشيط أو الإثارة الذي يتم عنده تفعيل كل الوحدات المحركة في العضلة المعطاة (أي هو عتبة الإثارة لآخر وحدة محركة يتم تنشيطها) من أجل خوارزمية التطويع الطبيعي، فعندما تصل قيمة الإثارة إلى قيمة U_r فإن

الزيادة اللاحقة في التنشيط تؤدي إلى تعديل التردد حتى f_{max} لكل الوحدات المحركة عند $U_r=1$ ، والقيمة الافتراضية والمنطقية له هي $U_r=0.8$.

10- توزع نوع الليف (PSCA /#of motor units): قيمة جزء من PSCA وعدد الوحدات المحركة المحددة لكل نوع ليف، ويتم تحديد أسماء أنواع الألياف العضلية في الأعلى من خلال قاعدة بيانات نوع الليف المختارة ويتم الفصل بين القيمتين بواسطة لكل نوع ليف، ويجب أن يكون مجموع PSCA المحددة لأنواع الألياف في العضلة يساوي واحد.

BuildMuscles: muscle_morph - arm.mat

File Edit Muscles Model Help

Fiber Type Database: human_fiber_types.mat

Clipboard contents: Empty

Muscle name	Muscle mass (g)	Fascicle Lo (cm)	Muscle PCSA (cm ²)	Muscle Fo (N)	Tendon LoT (cm)	Whole muscle LMax (cm)	Fascicle LMax (Lo)	Ur	Fiber type distribution (PCSA/# Units)					
									SS	S	F			
Muscle #1	Brachialis	10	13	0.7256	23.076	4	18	1.0769	0.8	0/0	0.5/2	0.5/3	-	-
Muscle #2	Biceps Short	5	12	0.3930	12.5	2	16	1.1667	0.8	0/0	0/0	1/4	-	-
Muscle #3	Biceps Long	8	3	2.5157	80	2	7	1.6667	0.8	0/0	0.3/2	0.7/4	-	-
Muscle #4		0	0	0	0	0	0	0	0.8	0/0	0/0	0/0	-	-
Muscle #5		0	0	0	0	0	0	0	0.8	0/0	0/0	0/0	-	-
Muscle #6		0	0	0	0	0	0	0	0.8	0/0	0/0	0/0	-	-
Muscle #7		0	0	0	0	0	0	0	0.8	0/0	0/0	0/0	-	-
Muscle #8		0	0	0	0	0	0	0	0.8	0/0	0/0	0/0	-	-
Muscle #9		0	0	0	0	0	0	0	0.8	0/0	0/0	0/0	-	-
Muscle #10		0	0	0	0	0	0	0	0.8	0/0	0/0	0/0	-	-

Comments

Sample Database

Prev 10 Muscles

Next 10 Muscles

Prev 5 Fibers

Next 5 Fibers

الشكل (1-b): الواجهة الأساسية لتابع BuildMuscles [19].

وبمشابهة النظام مع العناصر الهندسية تم تمثيل الوتر بنابض (عنصر قوة مرن غير فعال Passive Elastic Element SE) موصول على التسلسل مع عناصر مجموعة العضلة التي تمت نمذجتها بعناصر القوة الفعالة (عنصر التقلص Contractile Element CE) والتي تمثل مولد قوة يتم توصيف سلوكه بواسطة تغير علاقات القوة - السرعة والتي تم ايجادهما من خلال النتائج التجريبية والمعادلات الرياضية المعبرة عنها وغير الفعالة (Passive Element PE)، استخدام 4 أنظمة فرعية لنمذجة كل جزء من هذا النظام والموضحة في الشكل (2-b)، وهذا الأنظمة الفرعية لكتلة SIMULINK والمستخدم في نمذجة كل عنصر هي:

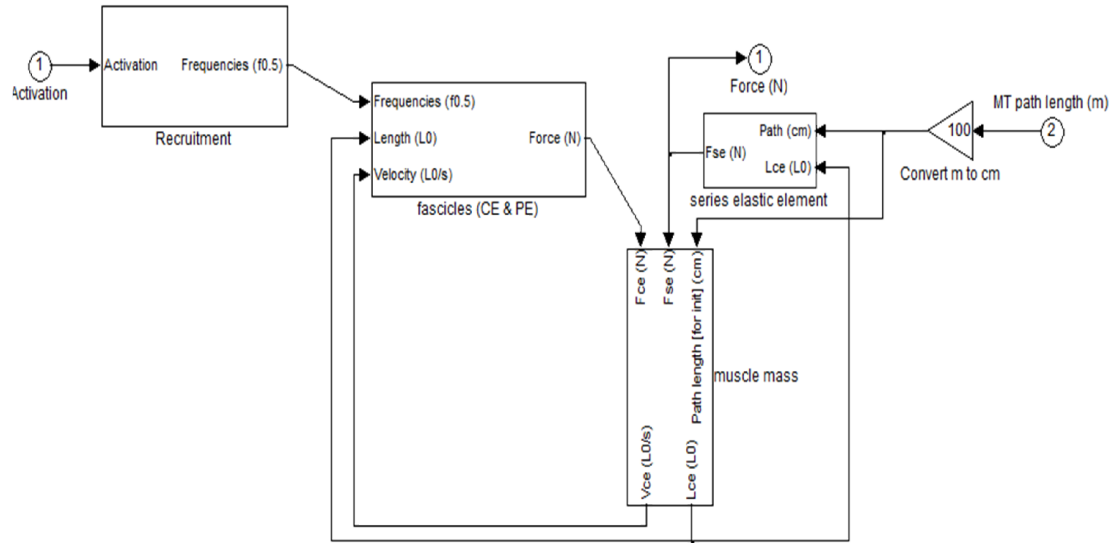
1- كتلة التوظيف Recruitment Block: يمثل هذا العنصر التوظيف الطبيعي أو بوساطة مثير خارجي (FES) تأخذ دخل تنشيط وحيد (بالإضافة إلى دخل التردد للـ FES) ويحول إلى مخارج تردد لكل وحدة محرك في العضلة، ويرسل المتجه الناتج إلى عنصر CE+PE لحساب القوة الفعالة.

2- النظام الفرعي للعنصر غير الفعال ولعنصر التقلص Contractile element+ Passive Element Subsystem يمثل هذا العنصر حزم الألياف في بطن العضلة، ويمثل خرجه القوة الفعالة التي يتم تحديدها بوساطة ثلاثة مداخل: التنشيط، وطول الحزمة وسرعتها (مع ملاحظة أن طول الحزمة الداخل لهذا النظام الفرعي يختلف عن قيمة كامل طول مسار العضلة الوتر والتي تشكل دخل لكامل كتلة العضلة، وتم إهمال الزاوية الريشية في هذا النموذج، ويتم حساب السرعة للحزمة من خلال تكامل تسارع الحزمة ضمن كتلة SIMULINK وبحسب هذا العنصر القوى الفعالة وغير الفعالة لحزم الألياف العضلية. تتألف الكتلة التي تمثل عنصر التقلص من كتلة فرعية لكل نوع ليف ضمن العضلة وبعدها كل كتل المحددة لأنواع الألياف العضلية تحتوي على كتل لحساب خصائص العضلة التي تكون نفسها لكل الوحدات المحركة التي من نفس نوع الليف بالإضافة إلى كتلة فرعية واحدة لكل وحدة محرك كما تم تعريفها في تابع BuildMuscles، يتم جمع الكتل قوى الكتل لكل وحدة محرك لتشكيل قوة الخرج لكل كتلة نوع ليف والتي يتم جمعها لتشكيل قوة خرج وحيدة لكامل عنصر التقلص.

3- النظام الفرعي للعنصر اللدن التسلسلي Series Elastic Element Subsystem: يمثل هذا العنصر الطول الفعال للأوتار الداخلية والخارجية وعناصر السفاق المحيط بالعضلة، وتعتمد القوة المولدة بوساطة هذا العنصر على الطول فقط ولا تعتمد على السرعة إطلاقاً، ويتم حساب هذا الطول من خلال طرح طول عنصر التقلص من طول مسار العضلة الوتر.

4- النظام الفرعي لكتلة العضلة Muscle Mass Subsystem: من أجل أهداف النمذجة أدخلت كتلة العضلة بين عناصر التقلص والعنصر اللدن التسلسلي لمنع عدم الواقعية الكبير والتسارع اللحظي وعدم الاستقرار التي تظهر إذا تم وصل السرعة المعتمدة على عنصر التقلص مباشرة إلى العنصر اللدن التسلسلي، ويتم تزويد العنصر التقلصي

بموضع وسرعة الكتلة في حين يتم تزويد العنصر اللدن التسلسلي بالفرق بين موضع الكتلة وطول العضلة – الوتر [19].



الشكل (2-b) مخطط Simulink للبنية الداخلية لنموذج Virtual Muscles [19].

- [1] Hamid, S., & Hayek, R. (2008). Role of electrical stimulation for rehabilitation and regeneration after spinal cord injury: an overview. *Europe Spine Journal*, Springer-Verlag, vol.(17), pp. 1256–1269.
- [2] Webster, J. G. (2006). "Encyclopedia Of Medical Devices And Instrumentation". New Jersey, USA: John Wiley & Sons, Inc., Publication.
- [3] Schenkman, M., Berger, R., & Riley, P. (1990). Whole-body movements during rising to standing from sitting. *physical therapy*, pp. 638–648.
- [4] Jang, J.-S. R. (1993). "ANFIS: Adaptive-Network-Based Fuzzy Inference System". *IEEE Transaction on Systems, Man, and Cybernetics*, pp. 665 - 685.
- [5] Gross, M., Stevenson, P., Charette, S., Pyka, G., & Marcus, R. (1998). "Effect of muscle strength and movement speed on the biomechanics of rising from a chair in healthy elderly and young women". *Gait and Posture*, vol. (8), pp. 175-185.
- [6] Bromley, I. (2006). "Tetraplegia and Paraplegia : a Guide for Physiotherapists". Philadelphia, USA: Elsevier .
- [7] Kuzelicki, J., Kamnik, R., Bajd, T., Obreza, P., & Benko, H. (2002). "Paraplegics Standing up Using Multichannel FES and Arm Support". *Journal of Medical Engineering and Technology*, pp. 106-110.
- [8] Kantrowitz, A. (1960). "Electronic Physiologic Aids: A Report of the Maimonides Hospital ". New York: Brooklyn.
- [9] Reswick , J. (1972). " Development of feedback control prosthetic and orthotic devices". New York : Advances in Biomedical Engineering Academic Press.
- [10] Dolan, M., Andrews, B., & Veltink, P. (1998). "Switching Curve Controller for FES-Assisted Standing Up and Sitting Down". *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. (6), pp. 167-171.
- [11] 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.
- [12] 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*, pp. 245-257.
- [13] Horch, K., & Dhillon, G. (2004). "NEUROPROSTHETICS: Theory and Practice". World Scientific Publishing Co.
- [14] 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, pp.1-4.
- [15] Zhang, K., & Zhu, D. (2004). "Simulation Study of FES-Assisted Standing Up with Neural Network Control". *26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, USA* , pp. 1-5.
- [16] Abu Bakar, N., & Abdullah, A. (2011). "Dynamic Simulation of Sit To Stand Exercise for Paraplegia". *IEEE International Conference on Control System, Computing and Engineering, Malaysia*. pp. 114-118.
- [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 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*, pp. 193-196.
- [20] Song, D., Cheng, E., Brown, I., Davoodi, R., & Loeb, G. (2008). "Virtual Muscle 4.0.1 :MUSCLE MODEL FOR MATLAB User's Manual". California,USA: Alfred Mann Institute.
- [21] 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*. Slovenia, pp. 1-4.
- [22] Marieb, E. (2002). "Human Anatomy and Physiology ". 3rd edition, Educational Compacdisk.
- [23] Finn, W. E., & LoPresti, P. G. (2003). "Handbook of neuroprosthetic methods". (Biomedical engineering series) CRC Press.
- [24] Baker , L. L., McNeal, D. R., Barton, L. A., & Bowman , B. (2000). "Neuromuscular electrical stimulation: A practical guide". Downey California, USA: Los Amigos Research and Education Institute.

- [64] Lynch, C., & Popovic, M. (2008). "Functional Electrical Stimulation: Closed-Loop Control of Induced Muscle Contractions". *IEEE Control System Magazine*, pp. 40-49.
- [26] 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.
- [27] The Parastep System. (2010). Retrieved from <http://www.musclepower.com/parastep.html>.
- [28] MOTIONSTIM 8. (2010). Retrieved from Medel: <http://www.medel-hamburg.de>
- [29] Compex3 Professional Muscle Stimulator. (2010). Retrieved from CefarCompex: http://www.cefarcompex.com/en_EU/Compex-3.html
- [30] Davis, J., & Ronald, J. (2001, November/December). "Preliminary Performance of a Surgically Implanted Neuroprosthesis for Standing and Transfers—Where Do We Stand?". *Journal of Rehabilitation Research and Development* vol. (38), pp. 609-617.
- [31] Guiraud, D., Pacetti, A., Meola, E., Divoux, J., & Rabischong, P. (2001). "One Year Implanted Patients Follow Up: SUAW Project First Results". *International Functional Electrical Stimulation Society IFESS*, vol. (26), pp. 55-57.
- [32] Aissaoui, R., & Dansereau, J. (1999). "Biomechanical Analysis And Modelling Of Sit To Stand Task : A Literature Review". *IEEE SMC '99 Conference Proceedings*, Tokyo, pp. 141-146.
- [33] Roebroek, M E, Doorenbosch, C, Harlaar, J, Jacobs, R, & Lankhorst, G. (1994). "Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer ". *Journal of Clinical Biomechanics*, 235-244.
- [34] Kralj, A, Jaeger, R, & Muni, M. (1990). "Analysis of Standing up and Sitting Down in Humans: Definitions And Normative Data Presentation". *Journal of Biomechanics*, 1123-1138.
- [35] Janssen, W. G., Bussmann, H. B., & Stam, H. J. (2002). "Determinants of the Sit-to-Stand Movement: A Review". *Physical Therapy* . vol. (82), pp. 866-879.
- [36] Etnyre, B., & Thomas, D. Q. (2007). "Event Standardization of Sit-to-Stand Movements". *Physical Therapy*, vol. (87), pp. 1651-1666 .
- [37] Shepherd, R, & Gentile, A. (1994). "Sit-to-stand: functional relationship between upper body and lower limb segments". *Human Movement Science*, 187-840.
- [38] Popovic, D., & Sinkjaer, T. (2000). "Restoring Movement: State of the Art". In D. Popovic , & T. Sinkjaer, "Control of Movement for Physically Disabled: Control for Rehabilitation Technology" , London: Springer. pp. 171-315.
- [39] Perry, J. (1992). "Gait Analysis: Normal and Pathological Function". USA: SLACK Incorporated.
- [40] Bajd, T., Kralj, A., Sega, J., Turk, R., Benko, H., & Strojnik, P. (1981). "Use of a Two-Channel Functional Electrical Stimulator to Stand Paraplegic Patients". *Physical Therapy*, pp. 526-527.
- [41] 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.
- [42] Bahrami, F., Riener, R., Maralani, P. J., & Schmidt, G. (2000). "Biomechanical analysis of sit-to-stand transfer in healthy and paraplegic subjects". *Clinical Biomechanics*, pp. 123-133.
- [43] Maka, M. K., Levin, O., Mizrahi, J., & Hui-Chan, C. W. (2003). "Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease". *Clinical Biomechanics*, pp. 197-206.
- [44] Wilemon, W. K., Mooney, V., McNeal, D. R., & Reswick, J. B. (1970). "Surgically implanted peripheral neuroelectric stimulation internal report". Downey, CA: Rancho Los Amigos Hospital.
- [45] Jaeger, R., Yarkony, G., & Smith, R. (1989). "Standing the Spinal Cord Injured Patient by Electrical Stimulation: Refinement of a Protocol for Clinical Use". *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, pp. 720-728.
- [46] Kagaya, Hitoshi, Shimada, Yoichi, Ebata, Kunio, Sato, Mineyoshi, Sato, Kozo, Yukawa, Toshihiro, & Obinata, Goro. (1995). "Restoration and analysis of standing-up in complete paraplegia utilizing functional electrical stimulation". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 876-881.
- [47] Donaldson, N., & Yu, C.-h. (1998). "A Strategy Used by Paraplegics to Stand Up Using FES". *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. (6), pp. 162 – 167.
- [48] Donaldson, N., & Yu, C.-h. (2000). "Experiments with CHRELMS patient-driven stimulator controllers for the restoration of function to paralysed legs". *Proceedings of Instrumentations Mechanical Engineers*, pp. 1-20.
- [49] 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.
- [50] Davoodi, R., & Andrews, B. (1998). "Computer Simulation of FES Standing Up in Paraplegia: A Self-Adaptive Fuzzy Controller with Reinforcement Learning". *IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering*, pp. 151-161.
- [51] Mulder, A., Veltink, P., & Boom, H. (1990). "Optimal Control in FES-Induced Paraplegic Standing Up". *IEEE International Workshop on Intelligent Motion Control*, Turkey. (pp. 475-478).

- [52] Poboroniuc, M., Fuhr, T., Riener, R., & Donaldson, N. (2002). "Closed-Loop Control for FES-Supported Standing-Up and Sitting-Down". Conference Proceedings 7th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society, pp. 1-3.
- [53] Ewins, D., Taylor, P., Crook, S., Lipnynski, R., & Swain, L. (1988). "practical low cost stand/sit system for mid-thoracic paraplegics". Journal of Biomedical Engineering, pp. 184–188.
- [54] Quintern, J., Minwegen, P., & Mauritz, K. (1989). "Control mechanisms for restoring posture and movements in paraplegics". Progress in Brain Research, pp. 489-502.
- [55] Khang, G., & Zajac, F. (1989). "Paraplegic Standing Controlled by Functional Neuromuscular Stimulation: Part I- Computer Model and Control-System Design". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, pp. 873-884.
- [56] Previdi, F., Ferrarin, M., Savaresi, S., & Bittanti, S. (2005). "Gain scheduling control of functional electrical stimulation for assisted standing up and sitting down in paraplegia: a simulation study". International Journal Of Adaptive Control And Signal Processing, pp. 327–338.
- [57] Stewart, G. J. (2004). "The Skeletal and Muscular Systems". Infobase Publishing.
- [58] Guyton, C., & Hall, J. (2006). "Textbook of Medical Physiology". Philadelphia, Pennsylvania, USA: Elsevier Saunders.
- [59] Hill, A. V. (1938). "The heat of shortening and the dynamic constants of muscle". Proceedings of the Royal Society of London, pp. 136-195.
- [60] Lee, D., Glueck, M., Khan, A., Fiume, E., & Jackson, K. (2010). "A Survey of Modeling and Simulation of Skeletal Muscle". ACM Transactions on Graphics, vol. (28), No. 4, Article 106.
- [61] 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, pp. 245-257.
- [62] 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.
- [63] 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 4 (4), pp. 272-276.
- [64] Davoodi, R., Brown, I., & Loeb, G. (2003). "Advanced modeling environment for developing and testing FES control systems". Medical Engineering & Physics 25, pp. 3–9.
- [65] The Parastep System. (2010). Retrieved from www.sigmedics.com.
- [66] Winter, D. (1990). "Biomechanics and motor control of human movement". 2nd edition. New York: Wiley-Interscience.
- [67] Kane, R. T., & Levinson, D. A. (1985). " *Dynamics: Theory and Applications*". New York: MacGraw-Hill Book Company.
- [68] Kuilielik, J., Bajd, T., Kamnik, R., Obreza, P., & Benko, H. (2000). "FES Assisted Sit-To-Stand Transfer in Paraplegic Person". 22nd Annual EMBS International Conference. Chicago: IEEE. pp. 2247-2250.
- [69] Rustin, C. (2010). "Physiological modelling and dynamic simulation of human walking". Mons, France: Faculty Polytechnique de Mons, Mons University.
- [70] Edrich, T., Riener, R., & Quintern, J. (2000). "Analysis of passive elastic joint moments in paraplegics". IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 47 (8), pp. 1058-1064.
- [71] 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.
- [72] Al-Hmouz, A., Shen, J., Al-Hmouz, R., & Yan, J. (2012). "Modeling and Simulation of an Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System (ANFIS) for Mobile". IEEE Transaction on Learning Technologies, pp. 226-237.
- [73] Haugen, F. (2010). "Ziegler-Nichols' Open-Loop Method". TechTeach, pp. 1-7.
- [74] Chang, G.-C., Luh, J.-J., Liao, G.-D., Lai, J.-S., & Cheng, C.-K. (1997, MARCH). "A Neuro-Control System for the Knee Joint Position Control with Quadriceps Stimulation". IEEE Transaction on rehabilitation engineering, vol. (5), NO. 1, pp. 2-11.

Syrian Arab Republic

Damascus University

Faculty of mechanics & electrical engineering

Biomedical department



Developing an Intelligent Technique for Controlling Sit-to-Stand Using FES (Simulation Study)

A Study prepared to obtain master degree of Biomedical Engineering

Prepared by:

Rufaida Abdul Kareem Hussein

Supervised by:

Dr. Moustafa Al-Mawaldi

Academic Year:

2013-2014

Developing an Intelligent Technique for Controlling Sit-to-Stand Using FES (Simulation Study)

Abstract:

Functional Electrical Stimulation (FES) is a promising technology to restore motor functions for the paralyzed patients due to the spinal cord injury (SCI). It controls joints movement by adjusting electrical stimuli to induce muscle contraction and the corresponding joint movement. Suitable electrical stimulation to the muscle is required in achieving desired movements.

This research aims to develop an Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System (ANFIS) Controller for FES assisted sit to stand movement, because there are many difficulties to determine the suitable electrical stimulation patterns for desired movement.

Programs and software's: We connected three programs to develop a humanoid model for a patient height 1.80m and weight 75.35Kg by building: body segments in Visual Nastran 4D, muscles in Virtual Muscle 4.0.1, and passive joint properties in Matlab/Simulink. While the humanoid movement is controlled by MATLAB/Simulink to perform sit-to-stand activity.

Methods: An Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System Controller was designed to control knee joint with the desired trajectory of sit to stand movement through stimulation of quadriceps muscles. The developed Controller consisted of: ANFIS as inverse model of the functional electrical stimulation (FES)-induced quadriceps-lower leg system for direct feed forward control, and a proportional-integral-derivative (PID) for feedback controller, which was designated as ANFIS-PID controller. The training data for ANFIS learning were obtained from the simulation of open loop tests. To evaluate the ANFIS-PID controller, two controllers were developed and compared with ANFIS-PID controller. These controllers are: ANFIS an open loop controller which use ANFIS as inverse model and proportional-integral PI Controller.

Results: The knee joint angle was controlled with only small deviations along the desired trajectory with the aid of the ANFIS-PID controller. In addition, the PID feedback controller was utilized to compensate for the residual tracking errors caused by disturbances and modeling error. The comparative results showed that using ANFIS-PID controllers reduced the deviations between desired trajectory and actual knee movement to $\pm 5^\circ$.

Conclusion: The developed Controller successes in control knee joint during sit to stand movement. Promising simulation results provide the potential for feasible clinical application in the future.

Key words: Controller, Adaptive Neuro-Fuzzy Inference System (ANFIS), Functional electrical stimulation (FES), sit to stand, model, simulation.